第 40 回日本良導絡自律神経学会・第 1 回国際大会特別講演要旨

昭和 63 年 10 月 9 日——宮崎県医師会館

司会 常任理事 今井 力先生

下肢運動麻痺患者に対する新頭針療法の評価

Evaluation of new scalp acupuncture on patients with paralyzed legs.

山 元 敏 勝¹、石 河 延 貞²

宮崎医科大学第一生理学教室³

1. Toshikatsu Yamamoto, M. D.
2. Nobusada Ishiko, M. D. & Ph. D.
3. Department of Physiology
Miyazaki Medical College
Miyazaki 889-16, Japan

Abstract

The effects of scalp acupuncture on the weight-lifting power of normal and abnormal legs in the human subjects, 4 without and 7 with motor disorders, were studied. Each subject laid on a supine position was asked to perform the ankle dorsiflexion so as to lift a given weight suspended from a footrest on which the foot had been fixed. The weight-lifting power of a leg tested before and during application of the acupuncture, and 10 min after subtraction of the needle, was found to be best expressed by the work(W) done against the load(L), i.e. $W \text{ Kg} \cdot \text{cm}$ or $0.1 \text{ joule} = D \text{ cm} \times \text{Load Kg}$, where D represents the distance between the resting and elevated position of a load lifted up by a leg. To estimate the effectiveness of scalp acupuncture, the maximal work done against a given load before needling was compared with the mean of the two maximal works, one obtained during, the other, after the acupuncture. The scalp acupuncture was judged effective if the following 2 criteria had been satisfied, (i) the difference between the maximal works done before and after needling exceeded more than $\pm 20\%$ of the control(100%) in, at least, two successive series of weight-lifting tasks and, (ii) these sequential differences occurred in the same direction, i.e. either depression(−) or facilitation(+) against the control. It was found that a leg with a normal weight-lifting power resulted either in a depression or in an insignificant change in the maximal muscle work, compared with the work done before the acupuncture. The amount of depression in 6 weight-lifting tasks ranged from 0.26 to 0.67 joule, the mean $\pm$ SEM being found to be 0.44 ± 0.06 joule. No augmentation in the maximal work was found during the acupuncture to these normal legs. An increase in the maximal work was found only with the leg whose weight-lifting power was partially deteriorated. The amount of augmentation in 17 weight-lifting tasks stayed within the range between 0.02 and 0.93 joule with the mean $\pm$ SEM of 0.27 ± 0.07 joule. No depression in the weight-lifting power was observed in these abnormal legs.

I 緒 言

脳血管障害などの為、1側又は両側の4肢に筋麻痺を起こした患者にとって最大の課題は障害筋の速やかな機能回復を計ることである。その為医師は各種の理学療法を実施するが、鍼灸療法を試みることもある。ハリ治療の場合、針刺は通常古典的な経脈、経絡上の経穴²²⁾に行われ、呼吸循環器系、消化器系、神経系など各種疾患に伴う疼痛の緩解に有効であり^{1-4, 6, 11, 13, 22)}その鎮痛作用下で外科的療法を可能とし^{10, 13, 22)}、器官の機能不全を改善するのにも有用である。これに対して前額部頭皮の特定部位に取穴する頭針療法は中枢性の運動、感覚障害に有効であるとされている²²⁾が施術される頻度はまだ低い。

山元は病院外来及び入院患者の治療に西欧医学的処置を行うと共にハリ治療を併用しているが、約10年前からは種々の疾患によって運動麻痺を起こした患者の側頭部に取穴する方法を試みている²⁹⁻³⁴⁾。その結果自覚的には歩行の円滑感、軽快感等があり、他覚的にも硬直肢の可動性の増大、歩行運動の改善が認められるなど機能改善効果が著しいことを見出している²¹⁾。

これまでのところ、通常の針刺激或は針通電刺激が患者の痛感覚の抑制に有効であることにに関して、ヒトや動物を用いて科学的実験が進められ、可成りの成果があげられている^{9, 13, 17, 19, 24, 25)}。しかし針刺激が運動麻痺の改善に有効かどうかについての実験的研究は殆ど行われていない。そこで著者らは頭針が運動機能に及ぼす効果を科学的に評価するため、電気生理学的方法を用いて研究を進めることとした。運動機能に関するこのような研究は静止時や活動時の筋についていろいろの角度から進められねばならないが、本研究では静止状態にある下肢筋の負荷牽引能力を側頭部へ置針した時と、そうでない時とについて比較したので、その結果を報告する。

本研究の一部は第40回日本良導絡自律神経学会並びにメディカルアкупункチャー国際学会で発表した¹²⁾。

II 研究方法

被験者には7名の中枢性運動麻痺患者を用いたが、対照群として3名の正常者についても実験を行った(表1)。

1. 頭針部位

山元は前額及び側頭部で正中線の両側に鎮痛作用²⁹⁾と運動麻痺改善効果³⁰⁻³⁴⁾をもつ穴があることをハリ治療中に発見し、それらが中国式頭針点(cf:33)と異なるところから、図1に示すように山元式頭針点としてA、B、C、D、Eと命名した。これらの頭針点のそれぞれについて、針刺の深さに対応する臓器及び適用される疾患が定められているが下肢の運動性の改善に有効な頭針点はD点である³⁰⁻³⁴⁾。(図1)

本研究では対照実験以外はすべて歩行運動に障害がある患者を被験者としているので、頭針は左右どちらかのD点に行った。頭針に用いたスチール針(Na 8)は直径約0.3 mm、長さは約5 cmあり、側頭部皮下に鼻側から後方に向けて刺入した。刺入針は皮膚からの深さがほぼ一定となるよう保持しつつ皮下を滑らせ特定部位に達したとき、そこに留置する。特定部位とは刺入前に表皮上から圧痛または硬結が触知された場所をいうが、圧痛や硬結がなくても刺入針を滑らせていくうち患者が針刺方向かあるいは患肢に放散する得気¹³⁾を訴えた場所をいう。

2. 筋力測定

運動神経系の障害による歩行障害は一侧の下肢に出現する場合が多い。また両側下肢に出現する場合でも左右差がある。従って筋力測定は被験者の両側下肢について行う必要がある。一方、歩行に係る筋肉は少なくとも8種類あり、歩行の立脚相、遊脚相の全周期にわたって活動するのは前脛骨筋と背筋である¹⁸⁾。本研究では側頭部への頭針前、頭針中及び抜針後の各時期に両側足関節の背側屈曲(dorsiflexion)を行って荷重を挙上させ、その時の運動量を検出し、同時に前脛骨筋の表面筋電図を記録することとした。

図2はその方法を一側肢について示している。被験者は仰臥し上腿を膝蓋上部で基板にバンドで固定された。この時足蹠は電気角度計(Electrogoniometer)と連動する足板上に密着固定されており、この足板先端に砂袋を荷重

(L)として懸垂した。荷重1kg単位で増加させたが、足板自身の重量が0.5kgあるので無荷重のときでも足関節運動には0.5kgの負荷がかかっていたことになる。実験では全体の負荷を0.5、1.5、2.5、3.5kgと4段階に変化させ、各段階毎に被験者は験者の指示に従って足関節の屈曲運動を行った。この運動の大きさは電気角度計によって電位に変換され、増幅(DC amp)後ポリグラフ(Polygraph)に記録された。被験者の筋力が弱ければ荷重の上限は小さくした。負荷の各段階における足の背屈角度を求めるため、実験前に足板を任意の角度傾斜させ、その結果生じた電位変化をポリグラフに描記した(図3A、B)。これから図3下のグラフ(A、B)を校正用に作成しておき、実験中記録した屈曲運動の振幅(Height)を角度(Degree of flexion)に換算した。

図2で荷重は紐で足板に固定され、基板の端に取付けた滑車(S)を経て懸垂されている。従って足の背屈によって荷重は上方に引上げられるが足板傾斜角度と荷重の移動距離との関係を実測したところ、角度1°当りの平均移動距離は0.28cmであることがわかった。即ち実験中の足関節背屈角度(ω°)から荷重の移動距離(xcm)、

$$x = 0.28 \times \omega^\circ \text{ cm} \quad [\text{i}]$$

が得られ、この時の荷重をLkgとすると、筋のなした仕事は、

$$L \times x \text{ kg} \cdot \text{cm} \quad [\text{ii}]$$

で与えられる。

一方足関節屈曲時に前脛骨筋が収縮し、その時生じた筋活動電位を皮膚表面に3cm間隔で貼付した円板電極によって誘導し、増幅(図2、AC amp)後ポリグラフに描記した。また筋活動電位は積分器(Integrator)によって平滑化し、積分波形として記録した(図4上)。

本実験では筋力の指標として前脛骨筋収縮時の電氣的活動量と、これに伴う足関節の屈曲量とを測定したが、図4は両者の計量法を示すものである。筋の電気活動量は上図の筋電図(EMG)の積分波の面積(Integrated EMG)によって求められるが、その概略値は積分波の基線から頂点までの高さ(h mm)とその高さの1/2のレベルでの積分波の持続時間(t sec)と

の積、

$$h \cdot t$$

で表した。tの値は実際的にはmmで表されるのでこの積は面積(mm²)を示すことになる。一方この時前脛骨筋以外の下肢筋も収縮或は興奮し、その総合的な働きの結果足関節が屈曲し、図4下の波形(Flexion)が得られるわけである。この波形は下肢筋(主として前脛骨筋)が収縮して足関節が屈曲し、与えられた荷重を数秒間挙上した際得られたものであるから屈曲波形の振幅(Hmm)と、1/2Hレベルにおける波形の持続時間(Tsec)との積、

$$H \cdot T$$

が屈曲面積(mm²)、即ち足関節の運動量(Amount of movement)を示すことになり、筋の電気活動量と対応する近似値となる。しかし屈曲波形の面積が下肢筋のなした仕事量そのものを示すわけではない。

3. 運動障害の程度

本実験の対象とした四肢運動障害者の発症原因は小脳性運動失調によるものではなく脳内出血等上位脳離断に基づくものであり、その結果として筋の痙性麻痺を伴っていた。運動障害の程度は脳実質の侵襲の程度にもよるが発病後の経過が長い者ほど筋萎縮による歩行障害が顕著であった。表1AとBには障害程度(Degree of disorders)が4段階、即ち障害なし(0度)、やや障害あり(1)、中等度(2)及び重度の障害(3)に分けて示してある。この分類の基準は各被験者が1.5kgの荷重を牽引するとき成し遂げた最大仕事量が0.735 joule以上のときは0度、0.734～0.368 jouleの範囲内のときは1度、0.367 joule以下で0以上のとき2度、仕事量0のとき3度としたものである。これらの仕事量は1.5kgの負荷に対して健常者(A1～4)の左右下肢が示した値及び同じ負荷に対して患者の健側肢(B1～4の左下肢とB7の右下肢)が示した値の合計(13例)の平均値(1.02 joule)を3分割したものである。0.5kgの負荷に対する仕事量を障害程度の分類に用いなかったのは、軽量のため障害度の分布が0と1にかたよるためであり、2.5kg、3.5kgの牽引実験の仕事量を基準としなかったのは荷重が大となる

程障害度の分布が3にかたよったためである。

4. 統計処理

前脛骨筋の電気活動量と足関節運動量間及び足関節運動量と下肢筋の仕事量間の相関を調べるため、それぞれについて回帰直線を求めその勾配の有意性 ($P < 0.05$) を Student's t -テストによって検定した。同側肢で異なる条件下に得られた2つの回帰直線間の有意性 ($P < 0.05$) の検定にも Student's t -テストを用いた。

Ⅲ 結 果

表1Aは3名の健康人被験者について行った対照実験(A)と、7名の運動障害者について行った実験(B)の内容を示している。この表で実験番号A1とA2の被験者(NMとTN)については頭針は実施せず負荷を1kgずつ増加させる4段階の牽引実験シリーズを10分間隔で3回行った。これは3シリーズの反復屈曲運動が下肢筋の牽引能力に及ぼす影響を調べるための対照実験で、その第1回、第2回、及び第3回目のシリーズは、それぞれ頭針前、頭針中及び抜針後の負荷実験シリーズに相当するわけである。なお健康者の負荷牽引能力に対する頭針の効果をみるため、A3とA4の被験者SYとTNに対しては、それぞれ左側頭D点(左—D)と右側頭D点(右—D)に置針して牽引実験を行った。

表1B(B1～13)の全被験者には頭針前、患肢対側への頭針中及び抜針後のそれぞれについて負荷牽引実験を行った。また頭針療法が患者の歩行筋の牽引力に及ぼす影響を経時的に調べるため、被験者TMについては4回(B1～4)、MN(B5と6)、TE(B8と9)及びON(B11と12)についてはそれぞれ2回の負荷実験を1～23週間隔で行った。

上記の実験では前脛骨筋の筋電図と足の背屈運動とを記録したが、これらの測定値をどの様に処理すれば下肢筋の筋力(負荷牽引のための筋収縮力)を最も適切に表現することができ、筋力の比較や、筋力に生じる変化を捕らえることができるかを順次検討しておくことが必要であった。そこでまず前脛骨筋の電気活動量と足関節運動量との関係を調べた。

1. 筋電気活動量と足関節運動量との関係

図5は負荷が0.5kgのとき左右の足関節を数回屈曲させて得られた健康者(SY、A3)の記録である。上部(R.—M. Tibialis ant.)の記録は右下肢から得たもので、上段(EMG)のトレースは右前脛骨筋の表面筋電図、中段(Integrated EMG)はその積分波形で下段(Flexion)のトレースが足関節の屈曲運動を示している。

図5の下部(L.)は左下肢から同時に記録したものである。左右両下肢とも筋電図積分波の振幅は足関節の屈曲運動の増大と共に大きくなっている。そこで横軸に足関節屈曲による運動面積を、縦軸に前脛骨筋の筋電図積分波形の面積をとると、負荷が0.5kgのとき図6上左のグラフが、負荷が1.5、2.5及び3.5kgのとき図6上右、下左及び下右のグラフがそれぞれ得られた。各グラフの右下肢(○と実線)と左下肢(△と点線)のそれぞれについて筋電気活動量(Amount of electrical activity)と足関節運動量(Amount of movement)との間には直線関係が存在し($P < 0.05$)、この実験(A3)の場合上左(0.5kg)と上右(1.5kg)それぞれのグラフに示した2つの回帰直線の勾配の間には有意差がなく(NS、 $P > 0.05$)、下左(2.5kg)と下右(3.5kg)のグラフに示した2つの直線間には有意差(S、 $P < 0.05$)があった。

これら4つのグラフから、負荷が大きくなると関節運動量と筋電気活動量との間に存在する直線の勾配には左右差が著名となることがわかる。このように健康者でも回帰直線に左右差が生じる理由は本来両下肢間に存在する筋力の僅かの違いが負荷を増大することによって顕著となるためであろう。筋力の左右差を量的に調べるためには、それぞれのグラフについて筋電気活動量を一定としたとき、それに対応する足関節運動量を比較すれば良い。図6の場合、等しい筋電気活動量(例えば50mVのレベル、横破線)に対応する足関節運動量(縦破線と横軸との交点)は常に左下肢の方が右下肢より大きい(網目)が、上左(0.5kg)と上右(1.5kg)のグラフのそれぞれに示した2つの回帰直線間には有意差がないので運動量の差も比較できない。しかし下左(2.5kg)と下右(3.5kg)のグラフに示された運動量の差(9.2～9.6mV)は有意

で、2.5 kg以上の負荷に対しては左下肢の筋力が右より優れていると判定できる。図6は健常者に頭針を実施する前の結果であるが頭針中及び抜針後においても左下肢筋力が右より優位であることに変わりがなかった。他の2人の健常者(A1と2、A4)の場合、いずれも右下肢筋力優位の傾向があった。

これらのことから負荷が一定のとき得られた筋電気活動量—足関節運動量関係において、①回帰直線の勾配が有意に大きい下肢筋の方が他側肢より筋力が弱いこと、その程度は②両側肢の前脛骨筋電気活動量が等しいときにおける、左右足関節運動量の差によって示されることなどが明らかとなった。

図7は数年前、脳卒中発作を起こし、その後遺症として右半身不随が著しく、当院で加療中の患者(TM、B3)の記録である。図5の場合と同様、負荷0.5 kgで左右足関節の同時背屈運動を行わせ、屈曲角度を次第に大きくした時得られた筋電図と屈曲波形が示されている。右下肢(上)と左下肢(下)の記録を比較してみると、筋電図積分波形と屈曲運動の振幅はどちらの場合も足関節屈曲角度と共に増大しているが、増加の程度は右下肢(上図、患側)の方が左下肢より小さいことが明らかであろう。また図5に比べて1回毎の積分波と屈曲運動の時間経過が緩やかであることがわかる。これを図6と同様に表したのが図8上左のグラフ(0.5 kg)であって、負荷を次第に増した場合の結果も図6と同様の順序で示してある。この図から麻痺が顕著な右側肢(○と実線)が示す直線の勾配は、正常に近い左側肢(△と点線)のそれより大きく、負荷が大となる程両者の勾配が大きくなり、一定値(50 mm、横破線)の電氣的活動量に対応する運動量の左右差(網目)も、正常被験者のそれより遥かに大きいことがわかる。

(図8) これら4つのグラフのそれぞれについて2つの回帰直線間の有意差を検定したところ、負荷が0.5 kgのとき、この患者の右患肢(点線)が示す勾配は左下肢(実線)のそれと比べて有意差がなく(NS)、負荷1.5 kgのとき有意差(S)が生じている。しかし負荷が2.5 kg及び3.5 kgのとき2つの直線の勾配間には再び有意

差が見出せない。この理由は右患肢の筋力が弱いとため負荷が2.5 kg以上になると筋電氣量が或る大きさに達するまで足関節の屈曲が起らないため、この傾向は3.5 kgの負荷のとき更に著名となり、右患肢の電氣量—運動量間には有意($P < 0.05$)の相関関係が成立せず従って左健肢との比較もできないことになる。

表2は健常者と歩行障害者が対照実験として行った負荷牽引実験で、電氣量—運動量間の回帰直線が有意であった例数の全実験例数に対する比率(%)である。この表から健常者の場合は全負荷について回帰直線の有意性が認められたが、障害者では負荷が0.5 kgでも有意差のある例数が100%に達せず、従って右—左下肢間の筋力比較が出来ない例があり、負荷が増す程電氣量—運動量間に直線関係が存在する比率が減少し、筋力比較が一層困難となることがわかる。頭針中及び抜針後でも同様の結果が得られた。従って筋電氣量—足関節運動量関係から左右下肢間の筋力差を検出することは、健常者の場合にのみ確実に行えることになる。

一方、上記の判定法は与えられた条件下で生じた同側下肢筋の筋力変化に適用できるであろうか。図9上、中、下段のグラフはそれぞれ異なる実験条件下で得られた筋電気活動量と足関節運動量との関係を示している。最上段の実験A1では健康な被験者NMに対して頭針は実施せず、両足に与えた4段階の各負荷ごとに第1回(1—□)、第2回(2—■)及び第3回(3—■)の牽引実験を行った。

(図9) グラフは負荷が0.5 kg(左列)と2.5 kg(右列)のとき、右下肢から得られた回帰直線を示している。中段のグラフ(A3)は健康な被験者SYに頭針実験を行った際得られたもので、上段と同じく負荷0.5 kgと2.5 kgのとき頭針前(a—□)、頭針中(b—■)及び抜針後(c—■)の牽引実験シリーズで得られた回帰直線を示してある。下段は図7と8で示したB3の患者(TM)で頭針実験の結果を中段と同様に示したものである。図9のそれぞれのグラフに画かれた3本の回帰直線のうち第1回(又は頭針前)と第2回(又は頭針中)の牽引実験で得られた2本の回帰直線間(1—2又はa—b)

及び第1回と第3回(又は抜針後)の牽引実験で得られた2本の回帰直線間(1—3又はa—c)に有意差があるかどうかを検定した。他の実験例すべてについても同様の検定を行い、その結果を表3に示した。表から有意差($P < 0.05$)があるのは健常者の場合で全実験例数の25%以内であり、障害者の場合でも第1回—第2回間で25%以内、第1回—第3回間で40%以内とやや高率の有意差が見出されるに過ぎない。従ってこの程度では本実験が目的とする頭針の有効性を判定するに足る検定法とはなりえない。

(表3) 上記の結果から、前脛骨筋の電気活動量と足関節運動量との間に存在する回帰直線を求める方法は、健常者の左右下肢間の筋牽引力を比較するのに適していたが、筋麻痺を起こした運動障害者の左右下肢の筋力比較や、頭針による同側下肢の筋力変化の有意性を判定するには十分でないことがわかった。また筋電気量も運動量も負荷の大きさと関連があるにも拘わらず図6、8、9のいずれのグラフでも同一負荷の範囲内でしか筋牽引力(筋力)を比較することができなかった。既に述べたように前脛骨筋は歩行筋として足関節運動に大きく係わっている。従って単筋の電気活動量を下肢全体の筋力を表す要素から除外し、足関節運動量と負荷との関係から下肢筋全体がなしとげた仕事量を求めることにした。それには図5と7に例示した記録から足関節の背屈に伴う屈曲波の振幅を求め、既述の[i]式と[ii]式に代入すれば、与えられた負荷のもとで下肢筋がなした仕事量($\text{kg} \cdot \text{cm} = 0.1 \text{ joule}$)が算出されることになる。

2. 下肢筋の仕事量と足関節運動量との関係

図10は頭針前(a)、頭針中(b)及び抜針後(c)の各時期に得られた、健康な被験者SY(A3)の右下肢による牽引実験シリーズの結果である。

(図10) a、b及びcのそれぞれには0.5、1.5及び3.5kgの荷重を数回づつ牽引したとき足関節運動量と下肢筋の仕事量(Muscle work)との間に成立した3本の回帰直線が画かれている。回帰直線の相関係数(r)は0.87~0.99の範囲内にあり、表4に示すように健常者(A1—4)の場合は

ば全実験例について運動量と仕事量との間には有意($P < 0.05$)の相関があることが明らかとなった。

図11は運動障害者(TM、B3)の患側肢(右)による牽引実験の結果を図10と同様に示したもので、この被験者の場合負荷が0.5、1.5及び2.5kgのとき得られた回帰直線の相関係数は0.89~0.99の範囲内にあり足関節運動量と筋の仕事量との間には有意($0.001 < P < 0.01$)の相関があった。しかし負荷が3.5kgのとき、やっと1~2回しか荷重を牽引することができなかったで回帰直線は得られなかった。

他の被験者の場合も患側肢が牽引しうる負荷の重さは障害の程度に左右されるので足関節運動量—筋仕事量間に有意の直線関係が得られる比率は負荷が増すほど小さくなった(表4)。従って頭針前後の回帰直線の勾配を各負荷ごとに求めて比較し、頭針効果の判定に用いることはできない。しかし図10と11に示した各グラフには与えられた負荷のもとで筋のなしとげた仕事量の最大値(垂直の点線と横軸の交点)が示されており、健常者の場合負荷が大きくなるほどこの値は大きくなる。図10では頭針前(a)の負荷が0.5、1.5及び3.5kgのとき実測された仕事量の最大値(垂直の点線)はそれぞれ4.0、12.1及び17.0 $\text{kg} \cdot \text{cm}$ であり、頭針中(b)これらの値は2.98、9.4及び14.6 $\text{kg} \cdot \text{cm}$ に減少し、抜針後(c)3.6、9.6及び15.2 $\text{kg} \cdot \text{cm}$ といずれも対照値に近づいている。また図11の場合、荷重が0.5、2.5及び3.5kgのとき仕事量の最大値は頭針前(a)でそれぞれ2.7、8.4及び2.9 $\text{kg} \cdot \text{cm}$ 、頭針中(b)は2.7、12.6及び2.2 $\text{kg} \cdot \text{cm}$ 、また抜針後(c)は2.9、9.8及び8.4 $\text{kg} \cdot \text{cm}$ となっている。即ち牽引力の増加は負荷2.5kgのとき頭針中と抜針後に、負荷が0.5kg及び3.5kgのときはいずれも抜針後に認められる。このように筋仕事量の最大値は、運動障害の程度や荷重の大小に拘わらず計測可能で、頭針効果の判定にも利用できることがわかった。本実験では頭針中の牽引実験が終わって抜針し、10分後から再び牽引実験を行って頭針中と抜針後の測定値を求めたが図10と11及びその他の被験者の実験結果からみて抜針後も頭針の効果が尚持

続している可能性がある。事実図 11 において負荷 1.5 kg のとき頭針直後から 11 分、18 分、25 分、35 分後及び抜針直後のそれぞれの時点で筋牽引実験を行い最大仕事量を測定したところ、頭針 11 分後の最大仕事量は右下肢で 4.79 kg・cm、左下肢で 10.29 kg・cm ありこの値は以後の頭針期間中及び抜針直後の測定でほぼ一定値を保つことがわかった。従って頭針中と抜針後の筋仕事量を区別することは実際的ではなく、両時期の最大仕事量の平均値を以て頭針効果を表すこととした。このようにして各被験者ごとに得られた実験結果を図 12—15 に示した。

3. 下肢筋の最大仕事量と荷重との関係

図 12—15 は 10 人の被験者について行った 17 実験の結果から選んだもので、いずれの図も左列のグラフは荷重 (Load) とそれを全力で牽引したとき下肢筋がなしとげた最大仕事量 (Max. work) との関係を示しており、右列のグラフは左列の実測値間の比であって各荷重のもとで得られた第 1 回または頭針前の最大仕事量を基準 (100%) として第 2・3 回または頭針後の最大仕事量を表したものである。

図 12 の A 1 と 2 は頭針を施行しなかった健常者から得たもので、第 1 回の牽引実験シリーズにおける各負荷ごとの最大仕事量 (○と三角) と第 2 回と第 3 回実験シリーズにおけるそれらの平均値 (●と三角) とを、左 (三角印と点線) 右 (丸印と実線) 下肢別に示したものである。左列上下のグラフ共第 1 回の牽引実験では筋の最大仕事量は負荷の増大と共にほぼ直線的に増しているが、どちらも右下肢の仕事量が 3.5 kg でやや減少するため直線からはずれる傾向がある。しかし第 2、第 3 回目の牽引実験結果も第 1 回目に得られた対照値から大きくずれてはいえない。事実、前者 (第 2 と第 3 回目) と後者 (第 1 回目) の実測値の比 (Ratio of 2nd・3rd work to 1st, %) を荷重ごとに求めてみると右列のグラフに示したように初回とそれ以後の回との間の差は左右下肢共 ±20% (網目) の範囲内にある。

一方、図 13 の A 3 と 4 は健常者 (SY と TN) への頭針効果を調べたもので、図 12 の結果と異なる点は頭針後 A 3 では左右下肢共、A 4 で

は右下肢だけ、それぞれの最大仕事量が頭針前に比べて明らかに減少しており (左列のグラフ)、それらの仕事量比 (右列、Ratio of work after to before acup., %) では 20% 以上の抑制が A 3 では 1.5 kg 以上の、A 4 では 2.5 kg 以上の荷重で連続しておこっていることがわかる。

これに対して頭針によって影響されなかった A 4 の左下肢 (三角印) では 1.5、2.5 及び 3.5 kg の荷重のときの変化率は A 1 と 2 と同様 20% 以内で、0.5 kg のときだけ 40% を越える変化が示されている。右下肢 (丸印) でも 0.5 kg のとき 20.5% に達する変化が認められるが、実測値が小さい時ほどこのような現象がおこり易い。このことから本実験ではある荷重についてだけ不連続的に生じた仕事量或は仕事量比の変化は頭針による効果と判定しないこととし、頭針が下肢の最大仕事量を増強したか或は抑制したかの判定は、① 2 つ以上の互いに連続する荷重牽引実験において仕事量が増加或は減少の一定方向に変化したこと、② 変化の程度が対照値の ±20% を越えた (*) こと、の両基準によった。

図 14 と 15 は歩行障害者から得られたもので図 14、B 3 では左下肢 (三角印と点線) の最大仕事量は負荷の増加と共にほぼ直線的に増すこと、頭針前 (△) 後 (▲) 間に差がないことなど、図 12 の健肢の場合とよく似ている。B 3 右に示した頭針前、後の仕事量比でも変化は 20% 以内にある。これに対して患側の右下肢の仕事量は負荷が 1.5、2.5 及び 3.5 kg のときいずれも左のグラフのように頭針前 (○) より頭針後 (●) の値が大きくなっており、右の仕事量比のグラフでも有意 (*、20% 以上) の増加が認められる。つまり頭針によって患肢の牽引力が増したと判定してよい。B 4 は B 3 と同じ被験者に対する 4 ヶ月後の牽引実験の結果を示すもので、健肢 (三角印と点線) も患肢 (丸印と実線) も筋の最大仕事量が各荷重で B 3 より減少していること、頭針効果は 2.5 kg と 3.5 kg の負荷のときしか認められないこと、などがわかる。図 14、B 5 と 6 のグラフも同一被験者 (MN) から得られたものである。この被験者の場合左下肢は全く牽引能力を失っていたので、右下肢 (丸印と実線) による牽引結果しか示されていな

い。左右のグラフから頭針効果は最初の実験時 (B5) の方が3ヶ月後 (B6) より大きいことがわかる。また荷重 0.5 kg のとき、実測値の差は小さいが、仕事量比は有意 (20% 以上) の差があることが示されている。

図15のグラフは4人の被験者から得られたもので、頭針効果なしと判定されるのはB7とB12である。B7の場合左下肢は完全に麻痺していたが右下肢 (丸印と実線) の仕事量—荷重関係は健肢のA1~4及びB3と4で示したグラフと変わらず、また仕事量比 (右) も $\pm 20\%$ の範囲内にあって頭針効果も認められない。B12の場合も左下肢は完全麻痺、右下肢 (丸印と実線) も運動性が殆ど失われており、頭針による変化は見出せない。これに対してB8とB10では両下肢共に障害があり左のグラフから仕事量は荷重 1.5 kg のとき (B8) または 2.5 kg のとき (B10) ピークとなりそれ以上の荷重では減少している。頭針前、後の実測値は一見差がないようにみえるが仕事量比を示した右のグラフではB8は 1.5 kg と 2.5 kg のとき、B10は 0.5 kg・1.5 kg のとき、いずれも 20% 以上増加しており頭針効果ありと判定することができる。B10の場合障害は右下肢にひどく、頭針前の牽引実験では 0.5 kg 以上の荷重を移動させることはできなかった。しかし頭針後は 1.5 と 2.5 kg の荷重を僅かながら牽引したので、仕事量比では右のグラフの様に無限大 (∞) として表されている。B8或はB10の場合、頭針による下肢仕事量の増加は僅少であるが、それまでは可動性が0であることに絶望していたであろう患者にとっては大きな希望を与えるものとなり得たであろう。

表5に本実験の判定基準にもとづき頭針効果ありとされた9実験例 (A3と4、B3—6、B8—10) について荷重牽引時における筋仕事量 (kg・cm) の減少分 (—) または増加分 (+) を示した。表から頭針を施行した2名の健常者のうちA3は左右下肢の、A4は右下肢の筋仕事量が頭針によって抑制されたことが明らかで計6荷重の牽引に際して減少した筋仕事量の平均値 ($\pm$ SEM) は $0.44 (\pm 0.06)$ joule であった。またA4の左下肢と筋力がほぼ正常な障害者B1~4及びB7の左下肢の筋仕事量はいずれも

頭針による影響を受けなかったことから、運動能力が正常な肢に対して頭針は無効または抑制効果をもたらすということができよう。これに対して運動障害者による13例の牽引実験シリーズ (表1B) では7例17負荷 (表5) について頭針による筋仕事量の増加が認められ、その平均値 ($\pm$ SEM) は $0.27 (\pm 0.07)$ joule であった。残る6例 (B1、2、7、11—13) の筋仕事量は頭針によって影響を受けなかった。

頭針部位との関連では、針刺を左側頭 (左D、表1) に行った場合、効果は両側 (A3とB10) または右側 (B3と4) 下肢に及び、右側頭 (右D) に行った場合は左側 (B9) または右側 (A4、B5、6、8) 下肢に効果を与えている。従って頭針側の対側肢にだけ頭針効果が発現するわけではないことがわかった。

IV 考 察

本実験の結果をまとめてみると、健常者では前脛骨筋の筋電気活動量と筋収縮力は負荷の増大にはほぼ平行して増す (図6) が、運動麻痺のため筋萎縮を起こした患者では前脛骨筋の電気活動量が負荷の増大と共に増しても、電氣量に比例した牽引力を発揮することができなかった (図8)。この理由は負荷が大となるほど、それを牽引するには前脛骨筋以外の下肢筋の活動も増大することが必要であるのに、麻痺肢ではすべての屈筋が十分な収縮力を発揮できないためであろう。従って筋電氣量—足関節運動量間の直接関係は健常肢の場合、全負荷 (0.5 ~ 3.5 kg) について求められ、左右下肢間の筋力を比較することが可能であったが、筋麻痺を起こした障害肢の場合、筋力差が出現しうる重い負荷に対しては健常肢と同様の関係直線をうることが困難となるため頭針効果の検出に有効な方法とはなりえないことがわかった。

一方、下肢筋の仕事量と足関節運動量との間には健常肢の場合、殆どすべての負荷について直線関係が存在し (表4)、直線の勾配は負荷の増大と共に小さくなった (図10)。運動麻痺肢の場合にも筋仕事量—足関節運動量間には直線関係が存在したが、負荷が大きくなるほど直線関係が得られる割合が減少した (図11、表4)。

しかし健常肢と障害肢について共通なことは、負荷の大小にかかわらず筋最大仕事量は容易に求められ、頭針前後の仕事量を比較することができたことである。

従って本実験では下肢筋が与えられた負荷に対して成し遂げた最大仕事量によって頭針の効果を判定することとしたが、判定基準の1つは、頭針による筋最大仕事量が頭針前対照値の $\pm 20\%$ を超えることであった。この値を定めた根拠は、①頭針を行わなかった健常者の反復牽引シリーズ(図12、A1と2)において各荷重毎の仕事量比が 20% 以内であったこと、②頭針を施行した健常者(図13、A3と4)で、頭針効果が認められなかった実験例(A4、左側肢)の仕事量比も3連続荷重の各々で 20% 以内であったこと及び③正常な筋力をもつと判定しうる障害者の健常肢(表5、B1～4、B7)が示す筋最大仕事量が頭針後 $\pm 20\%$ 以内しか変化しなかったことなどによるものである。基準の第2は仕事量比が $\pm 20\%$ を超える現象が互いに持続する最低2つの荷重牽引実験において増(+)、減(-)何れか一方向に認められることであった。この基準を設けた理由は、健常肢も障害肢も一連の牽引実験に際して単一の負荷についてだけ仕事量比が $\pm 20\%$ を超える場合があり、これらは頭針効果が不確実なものとして有効例数から除外する必要があったからである。このほか、頭針前に非動性だった患肢が(仕事量0)、頭針後僅かながら可動性を示した場合、両者の仕事量比は無限大(∞)となるが、このような場合(表5、B4—右、B5—右、B9—左、B10—右)もそれが単一の負荷についてだけ起こった場合は頭針効果なしと判定した。

本実験では7人の障害者について13例の牽引実験を行った結果、7実験例(表5、B3—6とB8—10)において頭針が障害肢の筋力の改善に有効であると判定された。有効率は 53.8% であるが無差別に選んだ患者から得られた結果であること、明確な除外基準を設けて頭針有効例を選別したことなどから考えれば、頭針は運動障害の改善に有効であり、試みてもよい療法の1つであるということができよう。

原因疾患後、筋麻痺を起こした下肢の機能回復訓練は長い年月をかけて行われるが、その経

過のどの時期に頭針療法を試みるのが最も望ましいかという疑問について確答するには本実験の例数は充分ではない。現時点では発病後の経過が長く、筋麻痺の程度が進行し筋萎縮が高度な運動障害者には頭針による筋力改善効果は僅少であるとしかれない。

本実験で測定した筋力とは大部分が前脛骨筋の収縮力であるから実験結果(表5)を現在の神経生理学的知識で推論すれば、頭針は前脛骨筋を支配する脊髄屈筋運動ニューロンの活動を修飾することができるということができよう。本実験で用いた山元式頭針は正常な負荷牽引力をもつ下肢に対しては無効かまたは抑制するかのどちらかであり、運動障害のある下肢筋に対してはその収筋力を増強するか、そうでなければ影響を与えないかのどちらかであった(表5)。頭針効果が健常者と運動障害者とで異なる理由や、頭針部位が何故側頭部D点でなければならないか等については現在我々がもっている神経科学知識^{5,7,20)}では解決できそうにないが、そのことが本実験結果の信頼性をもうめることにつながるのであろうか?

ハリ療法に対する同様の疑問は十数年前にも針刺の痛覚抑制作用に関連して存在したものである。その当時、経験的には鎮痛効果があると知られていたハリ治療も、西欧医学的理解の圏外にあると信じられ顧みられることが少なかった。しかし1974年にKaada et al.¹³⁾の調査団がもたらした中国におけるハリ治療、ハリ麻酔の現況報告以後、ハリの感覚神経系特に痛覚系に及ぼす効果についての精神物理学的^{2,4)}薬理的^{16,23)}、神経生理学的^{1,3,6,9,11,19)}研究がヒトや動物について強力に進められ、痛覚抑制系^{8,14,15,17,26)}や体内ペプチド^{23,27,28)}の生成と働きに関する知識の進歩と連関して、ハリ鎮痛機序への理解が格段に進んだのも事実である。このことは現時点における我々の神経科学知識は尚未完成のものであるということを示すものであり、従ってハリの運動系への促通、抑制機序が我々の理解の外にあることにこだわるよりも本研究によって得られた結果が科学的見地から承認され、頭針の実用的効果が評価されることの方が第一義的により重要であろうと考えている。

V 要 約

被験者として4名の健常者と7名の歩行障害者を用いた。健常者の2名と障害者の7名には頭針を施行し、頭針前、後における負荷牽引力を比較した。1シリーズの牽引実験では負荷を0.5、1.5、2.5及び3.5 kgと連続的に変化させ、各負荷毎に足関節を背曲させて最小～最大の牽引挙上を行わせた。下肢筋の収縮に伴って生じる筋電気活動量を前脛骨筋より誘導し、足関節運動量との関係を調べることによって健常者の左右下肢の筋力を比較することが可能であったが、運動障害者には適用できなかった。

頭針効果を判定するため足関節の背曲運動によってなされた仕事量(joule)、即ち負荷(kg)とその移動距離(cm)との積、によって下肢筋の牽引力(筋力)を表した。頭針によって①連続する2つ以上の負荷牽引実験シリーズにおいて筋最大仕事量が増加或は減少の一定方向に変化し、②増減の程度が対照値の $\pm 20\%$ を越えた場合に頭針効果ありと判定した。

- 1) 健常者では両側、患者では1側下肢の負荷牽引力(筋力)が正常であるとき、頭針は両側または1側の下肢の筋力に抑制をもたらす(A3左右、A4右)か影響を与えない(B1～4右とB7左)かのどちらかであった。抑制は2人の健常者が行った左右合わせて4回の負荷牽引実験シリーズのうち3シリーズ6負荷についてみられ、頭針による筋仕事量の減少は $0.26 \sim 0.67 \text{ joule}$ (平均値 $\pm \text{SEM}$ は $0.44 \pm 0.06 \text{ joule}$)であった。
- 2) 運動障害者を被験者とする13頭針例中、頭針が障害肢の筋力を増強させたのは7例(53.8%、B3-6右とB8右、9左、10左右)で、残りの6例には効果がなかった。増強は7牽引実験シリーズ17負荷についてみられ、筋仕事量が $0.02 \sim 0.93 \text{ joule}$ (平均値 $\pm \text{SEM}$ は $0.27 \pm 0.07 \text{ joule}$)増加した。
- 3) 障害肢の筋力は原因疾患の程度や発病後の経過によって異なる。筋力がよく保存されている場合ほど頭針による筋力改善効果が著しい。

引用文献

- 1) Andersson, S. A., Ericson, T., Holmgren, E. & Lindquist, G. (1973) Electro-acupuncture: effect on pain threshold measured with electrical stimulation of teeth, *Brain Res.*, **63**, 393-396.
- 2) Chapman, C. R. (1975) Psychophysical evaluation of acupunctural analgesia: some issues and considerations, *Anesthesiology*, **43**, 501-506.
- 3) Chiang cheu-yu, Chang Ching-tasi, Chu Hsiu-ling & Yang Lian-fang (1973) Peripheral afferent pathway for acupuncture analgesia, *Sci. Sinica*, **16**, 210-217.
- 4) Clark, W. C., Yang, J. C. & Hall, W. (1975) Acupuncture, pain and signal detection theory, *Science*, **189**, 66-68.
- 5) Carew, T. J. (1981) Descending control of spinal circuits. In Kandel, E. R. & Schwartz, J. H. *Principles of Neural Science*, Part IV, Elsevier, New York, 312-322.
- 6) Croze, S., Antonetti, C. & Dulaux, R. (1976) Changes in burning pain threshold induced by acupuncture in man, *Brain Res.*, **104**, 335-340.
- 7) Ghez, C. (1981) Cortical control of voluntary movement, In Kandel, E. R. & Schwartz, J. H. *Principles of Neural Science*, Part IV, Elsevier, New York, 323-333.
- 8) Hosobuchi, Y., Adams, J. E. & Linchitz, R. (1977) pain relief by electrical stimulation of the central gray matter in humans and its reversal by naloxone, *Science*, **197**, 183-186.
- 9) Ichioka, M. (1982) Neurophysiology of electroacupuncture analgesia in rats, *Univ. of Tokyo Press*, Tokyo, 1-73.
- 10) 池園悦太郎(1975) 針麻酔に関する研究の概要、克誠堂、東京、115-128.
- 11) Ishino, N., Yamamoto, T., Murayama, N. & Hanamori, T. (1978) Electroacupuncture: current strength-duration relationship for initiation of hypesthesia in man, *Neurosci. Lett.*, **8**, 273-276.
- 12) Ishiko, N. (1988) The effect of scalp ac-

- upuncture on patients in motor disorders, 40th Annual Ryodoraku Congress International Congress and Herbal Medicine, Abstr. 18.
- 13) Kaada, B., Hoel E., Leseth, K., Nygaard-Østby, B., Setekleiv, J. & Stovner, J. (1974) Acupuncture analgesia in the People's Republic of China, *T. norske Laegeforen.*, 94: 417-442.
 - 14) Liebeskind, J. C., Guilbaud, G., Besson, J.-M. & Oliveras, J.-L. (1973) Analgesia from electrical stimulation of the periaqueductal gray matter in the cat: behavioral observations and inhibitory effects on spinal cord interneurons, *Brain Res.*, 50, 441-446.
 - 15) Mayer, D. J., Wolfle, T. L., Akil, H., Carder, B. & Liebeskind, J. C. (1971) Analgesia from electrical stimulation in the brainstem of the rat, *Science*, 174, 1351-1354.
 - 16) Mayer, J. D., Price, D. D. & Rafii, A. (1977) Antagonism of acupuncture analgesia in man by the narcotic antagonist naloxone, *Brain Res.*, 121, 368-372.
 - 17) Melzack, R. & Wall, P. D. (1965) Pain mechanisms: a new theory, *Science*, 150, 971-979.
 - 18) 中村隆一、斎藤 宏 (1981) 基礎運動学、医歯薬出版、東京、295-312.
 - 19) Peking Acupuncture Anaesthesia Coordinating Group, (1971) Preliminary study on the mechanism of acupuncture anaesthesia, *Sci. Sinica*, 16, 447-456.
 - 20) Ruch, T. C. (1976) Neural basis of somatic sensation, In Ruch, T. & Patton, H.D. *Physiology and Biophysics; The Brain and Neural Function*, 20th Edition, Saunders, Philadelphia, 201-271.
 - 21) Samlert, V. H. (1985) Kommentar zur Arbeit von Yamamoto "Neue Schädelakupunktur", *Der Akupunkturarzt-Aurikulotherapeut*, 5: 138.
 - 22) 上海中医学院編 (1974) 井垣清明、池上正治、浅川 要、村岡 潔共訳、針灸学、刊行堂出版社、1-846.
 - 23) Sjölund, B., Terenius, L. & Eriksson, M. (1977) Increased cerebrospinal fluid levels of endorphins after electro-acupuncture, *Acta physiol. scand.*, 100, 382-384.
 - 24) 高木健太郎 (1977) ハリ麻酔とそのメカニズム、中山書店、東京、307-329.
 - 25) 武重千冬編 (1986) 動物実験による針の鎮痛発現機序に関する研究、創文社、東京、1-539.
 - 26) Wall, P. D. & Sweet, W. H. (1967) Temporary abolition of pain in man, *Science*, 155, 108-109.
 - 27) Watson, S. T., Khachaturian, H., Akil, H., Coy, D.H. & Goldstein, A. (1982) Comparison of the distribution of dynorphin systems and enkephalin systems in brain, *Science*, 218, 1134-1136.
 - 28) Watkins, L. R. & Mayer, D. J. (1982) Organization of endogenous opiate and nonopiate pain control systems, *Science*, 216, 1185-1192.
 - 29) 山元敏勝 (1975) 頭針について、日良自律誌、20, 111.
 - 30) 山元敏勝、吉峰国義 (1977) 頭針と良導絡測定、日良自律誌、22, 160-162.
 - 31) 山元敏勝 (1980) 新しい頭針治療のその後、日良自律誌、25, 102-103.
 - 32) Yamamoto, T. (1985) Neue Schädelakupunktur, *Der Akupunkturarzt-Aurikulotherapeut*, 5, 131-137.
 - 33) Yamamoto, T. (1985) Neue japanische Schädelakupunktur, Chunjo-Verlag, Freiburg (Germany), 1-30.
 - 34) 山元敏勝 (1986) 新しい頭針療法と其の後(その2)、日良自律誌、31, 242-248.

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究論文の原稿作成にあられた教室の瀬戸山 澄さん、図表の製作にご尽力下さった壺岐久美子さんに深謝致します。

図 1

山元式新頭針点。各点は次の部位とそれぞれ連絡している。A; 頸椎部、B; 肩甲部、C; 肩甲部と上肢、D; 腰椎部と下肢、E; 鼻、気管及び胸部。

図 2

実験装置と記録法を示す。M. tibialis ant.; 前脛骨筋、Electro-goniometer; 電気角度計、S; 滑車、L; 負荷、AC amp; 直流増幅器、Integrator; 積分器、DC amp; 直流増幅器、Polygraph; 多現象記録装置。

図 3

足板の傾斜角度と記録紙上の振幅との関係。A と B; それぞれ右と左の足板の傾斜角度を増したとき電気角度計を経て記録された振幅。下のグラフは A と B の振幅 (Height) と傾斜角度 (Degree of flexion) から得られた較正直線を示す。

図 5

健康者 (A3) が足関節を次第に大きく屈曲 (Flexion) させたとき記録された右 (R.-M. Tibialis ant.) と左 (L.) の前脛骨筋筋電図 (EMG) とその積分波形 (Integrated EMG)。負荷は 0.5 kg。

図 4

EMG; 前脛骨筋筋電図、Integrated EMG; EMG の積分波形。Flexion; 足関節の屈曲に伴う屈曲波形。

図 6

健康者 (A3) の足関節運動量 (Amount of movement) と前脛骨筋電気活動量 (Amount of electrical activity) との関係。負荷を 0.5 kg~3.5 kg に増すと左 (---△---) 右 (—○—) 差が顕著となる。NS と S; 各グラフの 2 つの回帰直線の勾配間にそれぞれ有意差がない ($P > 0.05$) 場合とある ($P < 0.05$) 場合を示す。網目の横幅は 2 つの回帰直線の勾配差を足関節運動量の差で示すもの。

図 7

右下肢運動障害者 (B3) から得られた図 5 と同様の記録。右下肢 (上図、R.-) の前脛骨筋電気活動量と足関節屈曲量は左下肢 (下図、L.-) のものより明らかに小さい。負荷は 0.5 kg。

図 8

運動障害者 (B3) から得られた図 6 と同様の関係を示すグラフ。負荷が大きく (2.5 kg と 3.5 kg) ながらも 2 つの直線間の勾配には有意差が存在しなかった (NS)。

図 9

異なる条件下で得られた筋電気活動量と足関節運動量との関係。負荷が 0.5 kg と 2.5 kg のとき得られた結果を示す。A 1; 健康者で頭針は施行せず、一連の右足関節運動を 3 回反復したとき筋電気活動量との間に得られた回帰直線 (1、2、3) を示す。A 3; 健康者で頭針前 (a)、頭針中 (b)、及び抜針後 (c) に得られた回帰直線を示す。B 4; 運動障害者から得られた頭針前 (a)、頭針中 (b) 及び抜針後 (c) のグラフ。

図 10

健康者 (A 3) の右下肢筋が 0.5、1.5 及び 3.5 kg の負荷を牽引するのに要した仕事量 (Muscle work) と足関節運動量との関係。a、b 及び c; それぞれ頭針前、頭針中及び抜針後のグラフを示す。点線は各負荷に対して下肢筋がなしとげた最大仕事量を示す。

図 11

運動障害者 (B 3) の右患側肢による図 10 と同様の牽引実験の結果を示す。負荷が 3.5 kg のとき回帰直線は求められないが筋最大仕事量 (矢印) は求めることができる。

図 12

右列のグラフ: 健康者 (A 1 と 2) の左右下肢筋が異なる荷重 (Load) のそれぞれを全力で挙上したときなしとげた最大仕事量 (Max, work) を示す。

左列のグラフ: 右列の最大仕事量間の比を示す。本実験では頭針は実施せず、3 シリーズの牽引実験を反復したので第 1 回シリーズの各負荷に対する仕事量を基準 (100%) として第 2 と第 3 回シリーズの平均仕事量の値を算出した。

図 13
健康者 (A3 と 4) への頭針効果を調べたもの。右列と左列のグラフは図 12 と同様の関係を示す。但し右列グラフの縦軸は頭針前と頭針後の筋最大仕事量を示し、左列グラフの縦軸は両者の比を示している。* は頭針効果ありと判定された値。

図 14
運動障害者 (B3、4、5、6) への頭針効果を図 13 と同様を示した。∞ は仕事量比が無限大になることを示す。

図 15
運動障害者 (B7、8、10、12) への頭針効果を図 14 と同様を示した。

表1 健康者と歩行障害者を被験者とする実験

健康者に行った対照実験							
実験	番号	氏名	年齢・性	月日	下肢の運動障害度		頭針部位
					右	左	
A	1	NM	29・男	0903	0	0	—
	2	TN	26・男	0326	0	0	—
	3	SY	28・男	0806	0	0	左-D
	4	TN	26・男	0319	0	0	右-D
歩行障害者に行った実験							
B	1	TM	57・男	0306	1	0	左-D
	2	"	"	0312	1	0	"
	3	"	"	0416	1	0	"
	4	"	"	0827	1	0	"
	5	MN	69・女	0312	3	3	右-D
	6	"	"	0618	1	3	"
	7	TF	89・男	0319	0	3	"
	8	TE	28・女	0402	2	1	"
	9	"	"	0423	1	3	"
	10	SN	58・男	0430	3	2	左-D
	11	ON	63・女	0528	3	3	"
	12	"	"	0618	2	3	"
	13	YK	48・男	0827	2	1	"

下肢の運動障害度；負荷1.5Kgのとき左右(A・1～4)または1側(B・1～4, B・7)健肢の最大仕事量平均値を3等分し、負荷1.5Kgで患肢がなしとげた仕事量が7.35Kg・cm以上を障害なし(0), 7.34～3.68Kg・cmを軽度(1), 3.67Kg・cm以下0以上を中等度(2), 仕事量0を運動不能(3)の障害と分類した。

表2 筋電気量—足関節運動量の間有意の直線関係が存在する比率

	被験者の分類	実験例数	負 荷 (Kg)			
			0.5	1.5	2.5	3.5
右下肢	健康者	4	100 %	100 %	100 %	100 %
	障害者	11	90.9 %	54.6 %	36.4 %	9.1 %
左下肢	健康者	4	100 %	100 %	100 %	100 %
	障害者	11	54.6 %	54.6 %	36.4 %	18.2 %

第一回または頭針前の対照牽引実験で得られた回帰直線の勾配を t -検定し、 $P < 0.05$ のものを有意性ありとした。

表3 同側肢の筋力変化の検出に係わる筋電気量—足関節運動量関係の有効度

	被験者の分類	実験例数	負 荷 (Kg)			
			0.5	1.5	2.5	3.5
右下肢	健康者	4	a 0	0	0	25%
			b 25%	25%	0	0
	障害者	10	a 10%	20%	0	0
			b 40%	30%	0	0
左下肢	健康者	4	a 0	0	0	25%
			b 25%	25%	0	25%
	障害者	10	a 0	0	0	0
			b 10%	30%	30%	0

異なる条件下で同側肢から得られた2つの回帰直線の勾配を t -検定し $P < 0.05$ 以下のものを有意差ありとした。

a：第1回（又は頭針前）と第2回（又は頭針中）の実験で得られた回帰直線間に有意差があった比率（%）

b：同上、但し第1回と第3回（又は抜針後）の実験結果から得られた比率（%）

表4 足関節運動量-筋仕事量間に有意の直線関係が存在する比率

	被験者の 分類	実験 例数	負 荷 (Kg)			
			0.5	1.5	2.5	3.5
右下肢	健常者	4	100 %	100 %	100 %	100 %
	障害者	10	80 %	60 %	50 %	10 %
左下肢	健常者	4	100 %	100 %	75 %	100 %
	障害者	10	50 %	40 %	30 %	20 %

第一回または頭針前の対照牽引実験で得られた回帰直線の勾配を t -検定し、 $P < 0.05$ のものを有意差ありとした。

健常者の場合、第2、第3回目の牽引実験では全例について有意の相関関係が得られた。障害者の場合の比率は頭針中及び頭針後も同様の値が得られた。

表5 健常者と歩行障害者に対する頭針効果

実験	番号	負 荷 (Kg)	右 下 肢		左 下 肢	
			障害度	筋仕事量の増減 Kg・cm (変化率 %)	障害度	筋仕事量の増減 Kg・cm (変化率 %)
A	1		0	*	0	*
	2		0	*	0	*
	3	1.5 2.5 3.5	0	-2.6 (21.4 %) -5.2 (28.6 %) *	0	* -4.1 (22.8 %) -3.8 (20.1 %)
	4	2.5 3.5	0	-4.1 (21.1 %) -6.7 (28.3 %)	0	* *
B	1		1	*	0	*
	2		1	*	0	*
	3	1.5 2.5 3.5	1	+2.5 (45.1 %) +2.7 (32.4 %) +2.4 (83.0 %)		* * *
	4	2.5 3.5	1	+2.9 (83.1 %) +3.9 (∞)	0	*
	5	0.5 1.5	3	+1.4 (80.0 %) +9.3 (∞)	3	* *
	6	0.5 1.5	1	+0.5 (26.5 %) +2.8 (50.0 %)	3	* *
	7		0	*	3	*
	8	1.5 2.5	2	+0.7 (26.4 %) +0.6 (65.9 %)	1	* *
	9	0.5 1.5 2.5	1	* * *	3	+2.7 (∞) +6.9 (∞) +6.4 (∞)
	10	0.5 1.5 2.5	3	+0.29 (161.1 %) +0.18 (∞) +0.25 (∞)	2	+0.4 (33.3 %) +2.1 (110.1 %) *
	11		3	*	3	*
	12		2	*	3	*
	13		2	*	1	*

筋仕事量の増加または減少は(頭針後の筋最大仕事量-頭針前の仕事量)がそれぞれ正(+)または負(-)であることを意味する。

変化率は(頭針後の筋最大仕事量/頭針前の仕事量-1)×100で表す。変化率が±20%以内のとき頭針効果なし(*)とした。