

## 主成分分析でみる 「痛み感覚」と「良導絡測定（皮膚通電電流）」 の関連性について

遠藤 宏

倉敷芸術科学大学 生命科学部  
健康科学科 < 鍼灸専攻 >

Official Journal of International  
Association of Ryodoraku  
Medical Science  
(社) 国際良導絡医学会雑誌

### 抄録

東洋医学における『ツボ（経穴）』の部位（皮膚上）は、微弱な電位変動や通電抵抗の変化が現れている。また、そのツボにより構成される『経絡』にも、通電抵抗の変化が体表に帯状に連なって現れてくる。今日、それらは“良導絡医学”や“良導絡自律神経学”と称して、基礎及び臨床の研究がおこなわれている。その他にも、皮膚の通電抵抗は痛みを感じた際にも乱れが生じ、「痛み感覚」の指標にする試みがなされている。だが「痛み」は主観的な感覚・体験であり、また個人差も合わさっている。従って、痛みの客観的な指標ははなはだ困難とされる。

これまでに「痛み感覚」と「良導絡医学（すなわち四肢の皮膚通電抵抗）」の関連性について統計学的に研究を重ねてきた。今回、その中で①針刺激前後の場合、②無刺激の場合、③実験動物の場合の3つの場合の実験結果を統合して検討を施した。結論としては、ヒトや動物に関わらず、手足（四肢）の電気抵抗が大きく変動する場合、それは痛みに対する感受性と関連し、おもに手（前肢）の電気抵抗が低く、足（後肢）の電気抵抗が高くなる場合、「痛み感受性」は強くなるように示唆された。

### I. はじめに

身体には自然界からさまざまな刺激が与えられる。とくに皮膚はその多くの刺激を受ける部位である。しかし皮膚には外界からの刺激に対して生体を防御する機構が備わっている。それは電気に対しても例外ではない。

元来、皮膚は電気を通し難い性質を有している。とくに皮膚の表面が乾燥している状態では、電気はほとんど通さない。だが皮膚のいろいろな部位、たとえば顔や背中、そのほか手掌や足

掌などでは幾分電気の通り具合に違いが現れる。そのような違いは、皮膚が病的（異常）な状態によっても現れる。

一般的に身体部位では、顔面部は四肢や体幹部よりも電気が通り易い。また皮膚で、とくに手足の掌部は、四肢（腕・脚）の有毛部よりも電気が通り易い。しかしながら、身体のどこにおいても、皮膚表面が傷ついている部位では、微小な電気でも容易に通じるようになる。その他、身体の心理的・生理的、病的な異変が起きた場合も、電気は容易に通じやすくなる<sup>2)</sup>。

この現象、すなわち皮膚に電気が通りやすくなる電気現象を利用して、さまざまな生体情報を取得したり、また治療に応用する試みもなされるようになった。とくに体表における電氣的現象の一つである皮膚電位の変動は医学・心理の分野で、すでに応用されている。指尖や手掌部では、心理的な変化に応じて電位差 (GSR) が生じることは、今日では周知の如くである<sup>3)</sup>。

また、東洋医学における『ツボ (経穴)』と称する部位には、上述に類似した電位変動や通電抵抗 (通電電流) に変動がみられる<sup>4)</sup>。その電氣的な変動を指標として、皮膚に微弱電流を負荷した“ツボ探索”がおこなわれている。さらにこの方法は“良導絡 (現象)”と称され、『経絡』の科学的探求の一方法とされている。

現在、この良導絡現象は「良導絡測定」、さらに「良導絡治療」へと発展し続けている<sup>5)</sup> Fig.1-1)。とくに良導絡治療では、『経穴』に相似した部位の皮膚通電抵抗減弱部を「反応良導点」と称し、その部位において電気を用いた刺激療法をおこない、臨床的な有用性を見いだしている<sup>6)</sup>。

その他、痛みを感じた際に生じる皮膚通電抵抗の変動を「痛み感覚」の客観的指標に用いる試みもなされている<sup>7)</sup>。

しかし「痛み」は主観的な感覚現象または感覚体験である。したがって、痛み感覚の客観的な判定は非常に難しい。とくに心理的や物理的な諸種の条件が加わり、それらが重合すれば痛みの感覚の不確定性は増してくる。さらに痛み感覚の個人差も加われば、当然の如く、痛み感覚の客観化はますます難しくなる<sup>8)</sup>。

痛み研究の国際組織である The International Association for the Study of Pain (IASP) においても、痛み感覚の客観的指標は未だ得られていない<sup>9)</sup>。

本稿では、これまで多くの研究で、四肢における皮膚通電抵抗の変動に注目し、多数の皮膚通電抵抗部と痛み感覚 (痛覚閾値) の関連性を統計学的に検討してきた。

今回、それら研究の中から以下の3実験の結果を同一視点でまとめたので報告する。

- ① 良導絡測定からみた痛覚閾値の検討  
—低周波置鍼前後の痛覚閾値と良導絡変動—<sup>10)</sup>
- ② 良導絡測定 (皮膚表面電流測定) による痛み感受性の推測<sup>11)</sup>
- ③ ラット四肢皮膚通電抵抗と痛覚閾値の関係<sup>12)</sup>

## II. 方法

### ① 良導絡測定からみた痛覚閾値の検討

被検者 (健康ボランティア) 20 名に低周波置針を 20 分間おこなった。低周波置針は針麻酔の方式で汎用される周波数 3Hz のパルス刺激であった。刺針 (処方) した経穴は H<sub>6</sub>4 (LI4: 大腸・合谷), F<sub>6</sub>9 (ST36: 胃・足三里)、それに耳鍼点 (M51: 交感) であった。低周波置針による刺激の際、痛覚閾値 (Pain Threshold: PT) と皮膚通電抵抗としての良導絡電流値 (Ryodoraku Current: RC) を合わせて測定した<sup>13)</sup>, Fig.2-1-1)。

痛覚閾値の測定は京都疼痛研究所式-7 型の圧痛計 < F.P.meter > Fig.2-1-2) を用いた。測定の手順は、図の如く検者の手指と圧痛計によって被検者の身体の脇腹部を挟みつつ押圧し、その際の圧痛 < Kg / cm<sup>2</sup> / 0.5sec > を測定した<sup>14)</sup>, Fig.2-1-3)。痛覚閾値は低周波置針による刺激中に 5 回測定した。測定間隔は術前および刺激開始の 5 分後・10 分後・15 分後・20 分後 (通電終了後) であった。

良導絡電流値の測定は Neurometer D-401 Fig.2-1-4) (ノイロ医科工業社製) を用いた。機器の初期設定は電圧 12V (直流)、電流 200μA (短絡時) であった。測定部位は良導絡 (12 系) の活動が反映するとされる左右の代表測定点 (計 24 箇所) であった Fig.2-1-5)。測定手順は、電気を負荷 (通電) し、その際の皮膚表面電流値 (μA) を通電 0.75 秒後に測定した。

この設定による電流測定は通常の良導絡電流測定として知られている Fig.2-1-6)。測定後、臨床に際しては、得られた電流値を良導絡専用チャート (カルテ) にプロットする。そのチャートを一定の基準に従って診断し、そして治療指針を決定する Fig.2-1-7)。

### ② 良導絡測定 (皮膚表面電流測定) による痛み感受性の推測

被検者 (健康ボランティア) 23 名に痛覚閾値と皮膚通電抵抗としての良導絡電流値を測定した。

痛覚閾値の測定は身体の脇腹部を圧痛計 < F.P.meter > により押圧しつつ挟み、その際の圧痛 < Kg / cm<sup>2</sup> / 0.5sec > を測定した Fig.2-1-2), Fig.2-1-3)。

良導絡電流値の測定は電圧 12V (直流)、電流 200μA (短絡時) を代表測定点に負荷し、そ

の際の皮膚表面電流値 ( $\mu\text{A}$ ) を通電0.75秒後に測定した (Fig.2-1-4), Fig.2-1-5)。

すなわち、痛覚閾値および良導絡電流値は①場合と同様の測定方法であった。しかし、痛覚閾値 (圧痛) の測定による良導絡電流値測定への影響が懸念された。したがって実験の際は、まず良導絡電流値を測定し、その後に痛覚閾値を測定した。

### ③ ラット四肢皮膚通電抵抗と痛覚閾値の関係

実験には6週齢(♂)のヘアレスラット (Wistar系無毛大鼠: Hair-less Rats) 八匹を用いた。ラットに痛覚閾値と皮膚通電抵抗を測定した。

痛覚閾値の測定は「中浜式ペインメーター NYT-5」と称する輻射熱疼痛閾値計 (工藤電気社製) を用いた。輻射熱の照射部位はラット尾部の中央であった。測定手順は、輻射熱  $< 300 \text{ mcal} / \text{cm}^2 / \text{sec} >$  を照射し、熱痛による回避行動の潜伏時間 (Tail Flick Latency) を測定した<sup>15)</sup> Fig.2-3-1)。その測定は、一匹のラットに3回おこない、その平均値を痛覚閾値とした。

痛覚閾値の測定は無麻酔でおこなった。しかし皮膚通電抵抗の測定は麻酔下で測定した。麻酔は今日ではほとんど用いられていないエーテル吸入法であった。

ヘアレスラットは、体毛がほとんど無いことから皮膚通電抵抗の測定に適していた。皮膚通電抵抗の測定は良導絡測定に準じた方法を用いた。したがって、①と同様に Neurometer D-401 Fig.2-1-4) (ノイロ医科工業社製) を用いた。測定部位はラットの前肢・後肢の内側・外側 (8箇所) に脳波用の電極を貼って皮膚表面電流値 ( $\mu\text{A}$ ) を測定した Fig.2-3-2)。

②と同様に痛覚閾値 (熱痛) の測定による皮膚表面電流値測定への影響を懸念し、実験の際は、まず良導絡電流値を測定し、その後に痛覚閾値を測定した。

統計解析には StatFlex 4.2 (汎用統計 SOFT) を用いた。各痛覚閾値および各良導絡電流値 (皮膚表面電流値) を変数に基本統計と Welch's t 検定<sup>16)</sup>ならびに多変量解析の一つである主成分分析 (Principal Component Analysis: PCA)<sup>17)</sup> をおこなった。

解析手順は、以下のおこなった。

まず実験①②③の痛覚閾値や良導絡電流値 (皮膚表面電流値) の基本統計値を算出した。次

に、各実験の痛覚閾値を Welch's t 検定によって比較した。その後、各々実験毎に痛覚閾値と良導絡電流値 (皮膚表面電流値) を変数として主成分分析をおこなった。主成分分析に用いた主成分の基準は固有値 (Eigenvalue) 1以上、累積寄与率 70%以上と定めた。

主成分分析では痛覚閾値と良導絡電流値 (皮膚表面電流値) の固有値ベクトル (Eigenvector) の大きさと方向により、痛覚閾値との関連性を認めた主成分を選択した。主成分分析で選択された痛覚閾値と関連深い主成分は、さらに主成分スコア (Principal Component Score) を算出した。

主成分スコアでは、その主成分の特徴を反映する実測値が表出される。その主成分スコアを正值群と負値群に分けた<sup>18)</sup>。その後、両群における痛覚閾値の実測値を t 検定によって比較した。検定では危険率 5% ( $p < 0.05$ ) を有意差とした。

なお、これらの実験は、すべて IASP の倫理基準に基づいて実施した<sup>19, 20)</sup>。

## III. 結果

### ① 良導絡測定からみた痛覚閾値の検討

低周波置針 (刺激) 前後の良導絡電流値 (皮膚表面電流値) および痛覚閾値の平均値±標準偏差を図示した。刺激後の良導絡電流値は全体的に  $10 \mu\text{A}$  程度の上昇を認めた Fig.3-1-1)。また、痛覚閾値は刺激前と刺激 20 分後の間に有意な上昇を認めた Fig.3-1-2)。しかし、測定前後の実測値において良導絡電流値と痛覚閾値の間に顕著な関連性は認めなかった。したがって、その関連性は主成分分析による検討に委ねた。

主成分分析では、比較的に高い固有値の主成分は第一主成分～第三主成分であった Fig.3-1-3)。したがって、第一主成分～第三主成分の固有ベクトルにおいて痛覚閾値と良導絡電流値の関連性を分析した。

刺激前では、痛覚閾値と良導絡電流値の間において、関連性がある主成分は認めなかった。しかし刺激後では、第一主成分と第二主成分において痛覚閾値と良導絡電流値の間に顕著な関連性が認められた。しかし第三主成分に痛覚閾値と良導絡電流値の間に関連性は認められなかった。

第一主成分の固有ベクトルは良導絡電流値が一様に増加または減少する固有ベクトルであった Fig.3-1-4)。第一主成分の主成分スコアによる正值群と負値群の間における痛覚閾値に有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた Fig.3-1-5)。

第二主成分の固有ベクトルは良導絡電流値が上肢と下肢において、いずれも正值と負値に分かれて増加または減少する固有ベクトルであった。その中で、上肢では  $H_4$ (SI:小腸)、 $H_5$ (TE:三焦)、 $H_6$ (LI:大腸)の固有ベクトルが他に比較して増加していた。しかし、下肢では  $F_2$ (LR:肝)、 $F_3$ (KI:腎)の固有ベクトルが他に比較して減少していた Fig.3-1-6)。

第二主成分の主成分スコアによる正值群と負値群の間における痛覚閾値に有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた Fig.3-1-7)。

第三主成分の固有ベクトルは良導絡電流値が上肢と下肢において、また内側と外側において特異的に正值と負値に分かれて増加または減少する固有ベクトルであった Fig.3-1-8)。第三主成分の主成分スコアによる正值群と負値群の間における痛覚閾値に関連性は認められなかった。

## ② 良導絡測定 (皮膚表面電流測定) による痛み感受性の推測

被検者の年齢、痛覚閾値および全ての良導絡電流の基本統計値を一覧した。表の左端には経絡名(国際記号)も合わせて表記した Table 1)。また全ての良導絡電流値の平均値±標準偏差を図示した Fig.3-2-1)。

主成分分析で比較的に高い固有値を有した主成分は第一主成分～第三主成分であった Fig.3-2-2)。各主成分の固有ベクトルにおいて痛覚閾値と良導絡電流値の関連性を分析した。

第一主成分は全ての良導絡電流値が一様に増加または減少する固有ベクトルであった。第一主成分は痛覚閾値と良導絡電流値に関連性は認められなかった Fig.3-2-3)。

第二主成分は良導絡電流値が上肢・下肢において、正值・負値に分かれて増加または減少する固有ベクトルであった。主に上肢では  $H_4$ (SI:小腸)、 $H_5$ (TE:三焦)、 $H_6$ (LI:大腸)の良導絡電流値の固有ベクトルが増加し、下肢では  $F_1$ (Sp:脾)、 $F_3$ (KI:腎)の良導絡電流値の固有ベクトルが減少した Fig.3-2-4)。第二主成分は痛覚閾値と良導絡電流値の関連性が顕著であった。第二主成分の痛覚閾値の実測データは第二主成分の主成分スコアによる正值群と

負値群の間において有意差 ( $p < 0.01$ ) が認められた Fig.3-2-5)。

第三主成分は皮膚表面電流値が上肢・下肢、また内側・外側において特異的に増加または減少する固有ベクトルであった。第三主成分は痛覚閾値と皮膚表面電流値に関連性は認められなかった Fig.3-2-6)。

## ③ ラット四肢皮膚通電抵抗と痛覚閾値の関係

痛覚閾値および四肢の皮膚表面電流の基本統計値を一覧し Table 2)、また全ての皮膚表面電流値の平均値±標準偏差を図示した Fig.3-3-1)。

さらに3回測定した痛覚閾値の変化を図示した。痛覚閾値の測定では1回目と3回目では僅かな差を認めた。しかし、1回目と3回目の間に有意差は認められなかった Fig.3-3-2)。

各主成分の固有値と寄与率および累積寄与率を一覧し、分析基準を確認した Table 2)。主成分分析で比較的に高い固有値を有した主成分は第一主成分～第三主成分であった Fig.3-3-3)。各主成分の固有ベクトルにおいて痛覚閾値と良導絡電流値の関連性を分析した。

第一主成分は皮膚表面電流値が一様に増加または減少する固有ベクトルであった。第一主成分には痛覚閾値と皮膚表面電流値に関連性は認められなかった Fig.3-3-4)。

第二主成分は皮膚表面電流値が前肢・後肢において、正值・負値に分かれて増加または減少する固有ベクトルであった。第二主成分は痛覚閾値と皮膚表面電流値の関連性が顕著であった Fig.3-3-5)。

第二主成分の痛覚閾値の実測データは第二主成分の主成分 score による正值群と負値群の間において有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた Fig.3-3-6)。

第三主成分は皮膚表面電流値が前肢・後肢、また内側・外側において特異的に増加または減少する固有ベクトルであった。第三主成分は痛覚閾値と皮膚表面電流値に関連性は認められなかった Fig.3-3-7)。

## IV. 考察

下記の①②③の実験は、皮膚通電抵抗(すなわち良導絡電流値)測定において変動する電流値と、主成分分析で得られた主成分の固有ベクトルによって構成される線形代数を解くことによ

り、痛覚閾値(すなわち痛みの感受性)と皮膚通電抵抗の関連性が推測できる (Fig.4-1-1)。

### ① 良導絡測定からみた痛覚閾値の検討

刺激前では、第一主成分～第三主成分における皮膚表面電流値の変動は痛覚閾値との間に関連性が認められなかった。したがって、両者は無関係のように考えられた。

刺激後では、第一主成分と第二主成分における皮膚表面電流値の変動は痛覚閾値との間に関連性が認められた。したがって、両者は関係するように考えられた。

その内容は以下の如くである。

第一主成分における皮膚表面電流値の変動は、全ての皮膚表面電流値が一様に揃って増加または減少すると考えられた。その中で、すべての皮膚表面電流値が増加する場合、痛覚閾値は上昇すると考えられた。逆に、すべての皮膚表面電流値が減少する場合、痛覚閾値は下降すると考えられた。すなわち、すべての皮膚表面電流値が増加する場合、痛み感覚は鈍くなり、すべての皮膚表面電流値が減少する場合、痛み感覚は鋭く、過敏になるように考えられた。

第二主成分における皮膚表面電流値の変動は、上肢と下肢の皮膚表面電流値が相反して増加または減少すると考えられた。その中で、おもに上肢の H<sub>4</sub>(SI :小腸)、H<sub>5</sub>(TE :三焦)、H<sub>6</sub>(LI :大腸) の皮膚表面電流値が増加し、下肢の F<sub>2</sub>(LR:肝)、F<sub>3</sub>(KI:腎) の皮膚表面電流値が減少する場合、痛覚閾値は上昇すると考えられた。すなわち、上肢の手背側と下肢の内側における皮膚表面電流値が、お互いに相反して、増加または減少することで、痛み感覚が鈍く、また逆に過敏になると考えられた。

第三主成分における皮膚表面電流値の変動は、痛覚閾値との間に関連性は認められなかった。したがって、両者は無関係のように考えられた。

### ② 良導絡測定 (皮膚表面電流測定) による痛み感受性の推測

第一主成分における皮膚表面電流値の変動は、痛覚閾値との間に関連性が認められなかった。したがって、両者は無関係のように考えられた。

第二主成分における皮膚表面電流値の変動は、上肢と下肢の皮膚表面電流値が相反して増加または減少すると考えられた。また、こ

のような皮膚表面電流値の変動は痛覚閾値と関連するように考えられた。その中で、おもに上肢の皮膚表面電流値が増加し、下肢の皮膚表面電流値が減少する場合、痛覚閾値は上昇すると考えられた。すなわち上肢の皮膚表面電流値が増加し、下肢の皮膚表面電流値が減少する場合、痛み感覚は鈍く、逆に上肢の皮膚表面電流値が減少し、下肢の皮膚表面電流値が増加する場合、痛み感覚は鋭く、過敏になりなるように考えられた。

第三主成分における皮膚表面電流値の変動は、痛覚閾値との間に関連性は認められなかった。したがって、両者は無関係のように考えられた。

### ③ ラット四肢皮膚通電抵抗と痛覚閾値の関係

第一主成分における皮膚表面電流値の変動は、痛覚閾値との間に関連性は認められなかった。したがって、両者は無関係のように考えられた。

第二主成分における皮膚表面電流値の変動は、前肢と後肢の皮膚表面電流値が相反して増加または減少すると考えられた。また、このような皮膚表面電流値の変動は痛覚閾値と関連するように考えられた。その中で、おもに前肢の皮膚表面電流値が減少し、後肢の皮膚表面電流値が増加する場合、痛覚閾値は下降すると考えられた。すなわち前肢の皮膚表面電流値が減少し、後肢の皮膚表面電流値が増加する場合、痛み感覚は鋭く、過敏になり、逆に前肢の皮膚表面電流値が増加し、後肢の皮膚表面電流値が減少する場合、痛み感覚は鈍くなるように考えられた。

第三主成分における皮膚表面電流値の変動は、痛覚閾値との間に関連性は認められなかった。したがって、両者は無関係のように考えられた。

①②③の各実験の考察を一つにまとめると以下のことが考えられる。

我々がおこなった、いずれ実験でも、第一主成分における皮膚表面電流値の変動は、非常に類似した結果であった。それは、各々測定部の皮膚表面電流値が一様に揃って増加または減少の方向に変動する主成分(因子)が考えられる。すなわち、この因子は全身的な身体機能(活動)が皮膚表面電流値に反映する現象のように考えられる。

一般に、この現象として有力な身体機能は汗腺活動のような生理現象が考えられる<sup>21)</sup>。さら

に、これらには気温・気圧などの外部環境や年齢および性別などの要因が関わることも考えられる。

①の実験では、この因子と痛覚閾値に関連が認められたことから、針による刺激後に、すべての皮膚通電電流が高い場合は痛みの感受性が低下したように考えられる。その現象は、おそらく自律神経機能の影響、とくに交感神経の興奮などによって痛みの感受性が抑制されたと示唆される。

臨床的にも神経衰弱の患者は痛みに対する感受性が強い。この経験は痛み治療を経験した多くの医師が認めている<sup>22), 23), 24)</sup>。今井は、長年の良導絡療法についての臨床研究により、良導絡専用カルテの見方に重要な示唆を与えている。それによれば、全良導絡測定(電流値= $\mu$ A)において、「H系が低く(抵抗=大)、F系が高い(抵抗=少)場合、神経衰弱(Neurosis)傾向にある(Fig. 4-1-2)」と指摘している<sup>25)</sup>。この指摘は本研究において非常に興味深い。

しかし、残念ながら皮膚通電電流の変動性および変動方向が、実際の測定値の多少との間において、必ずしも一致するとは限らない。また、皮膚通電電流値をプロットした良導絡専用カルテ上に現れる“型”とも、必ずしも一致するとは限らない。

その理由は、固有ベクトルの値、およびそのベクトルの方向(正值・負値)は、皮膚通電電流値の増減する程度と、その方向を示唆するのみであり、実際の測定で得られる皮膚通電電流値と、主成分分析の解析結果との間には、一定の関連性(相関関係)が認められていないからである。

だが反面、それらが一致する可能性を否定することもできない。このことから今後の研究において、その答えが見いだせるであろう。

我々は、これまでの研究で神経衰弱傾向の良導絡パターンと痛覚閾値との関連性を認め、この良導絡パターンが「痛み感受性」の客観的指標にできる可能性を示唆される。

さらに、③の実験ではこの現象が、ラット皮膚通電電流値においても、ヒトの神経衰弱傾向と同じような電流パターンで現れた。すなわち、前肢が低く(抵抗=大)、後肢が高い(抵抗=少)場合、痛覚閾値の低下が認められた。このことにより、この電流パターンは、ヒトや動物(ラット)に共通する現象であり、共に「痛み感受性」の客観的指標にできる可能性が、再び示唆される。よって、痛みの感受性と手足(四肢)皮膚通電電

流の変動は、生物学的にも関連する現象と示唆される。

結果を纏めると、良導絡測定は疾病診断に応用されるだけでなく、刺激に対する感受性を治療前に把握する指標と成りうる。その他、刺激(治療)前後の測定は治療効果の評価、ならびに非侵害的および非刺激的な「痛み」の客観的評価に有用性があると示唆される。