痛みの定量化—改良型熱痛計の開発—*

福本一郎**

The thermal dolorimeter by Hardy has been used to measure thermal pain threshold. The original model is accurate but has following drawbacks. Measurements must be repeated to arrive at the thermal pain threshold. It is too large in size and requires elaborate preparations for the subjects in field works.

A new thermal dolorimeter is constructed improving those drawbacks. In order to avoid repetition in measurement we adopt period of heating until tolerable temperature as the thermal pain threshold, keeping the stimulating energy fixed. In order to reduce size and to make more convenient, a small lamp is used to heat subject by thermal conduction. The results were satisfactory. The time for measurement is drastically decreased enabling the instrument to follow fast changing phenomena.

As applications of the improved thermal dolorimeter, thermal pain thresholds were measured under following conditions.

- (1) Patients are treated by electrical pain abater.
- (2) Measurement for a month to know relationship to ambient temperature.
- (3) Subjects are under physical exercises such as swimming, running and bathing.
- (4) Measurement to know the relationship of threshold to circadian rhythm.
- (5) Subjects are under visual biofeedback.
- (6) Computer simulation to estimate the depth of heat sensor in human body.
- (7) Application to Oriental medicine to find the location of acute point for moxibustion.

The results of measurement were compared to the data of Hardy's instrument. The accuracy of our model is almost the same as Hardy's to be 5% in one subject and 18% between different subjects.

J. D. Hardy の熱痛計を原理的に改良した簡易型の熱痛計を開発・試作した。この改良型熱痛計は小型で持ち運びやすく、また被験者に対してなんらの前処置も必要としないので扱いやすい。さらに、痛みを感じるまでの時間をパラメータとしたために、ただ1回の測定で痛覚閾値を得ることができ、時間的に速やかに変化する痛覚閾値測定実験にも応用することができた。本研究では機器の特性を知るための基礎実験のほかに、低周波除痛器の評価実験、ツボにおける熱痛閾値測定実験、肉体的疲労度の推定、バイオフィードバックによる痛みの抑制実験などの応用を行った。実験の結果、改良型熱痛計の有用性が証明された。

1. はじめに

痛みは生体の基本的な防御機構のひとつであり、外界の種々の侵害刺激から生体を守る最も重要な因子となっ

* 昭和56年11月1日受付

** 東京大学 医学部医用電子研究施設
Institute of Medical Electronics, Faculty of Medicine,
Univ. of Tokyo.

図 1 Hardy の熱痛計

Fig. 1 Hardy's thermal dolorimeter.

ている。この痛みの定量的な計測を行うことは、医学領域のみならず、人体環境の評価や人間-機械系の設計などの人間工学分野にとっても必要とされている。

しかし、痛みは主観的な感覚量であり、これを外部より直接に測定する手段は現在のところ皆無である。ただし、被験者に与えられる痛刺激自体は比較的容易に計測できる場合が多いので、ある量の痛刺激を与えたときに被験者が痛みを知覚するかいなかを調べて痛覚閾値を測定する方法（閾値測定法）が従来より用いられている。そのためには痛刺激の強度を定量的に制御できる発痛機構が必要となるが、従来の研究では機械的・化学的・電気的および熱的方法があるとされている。

機械的方法としては、von Frey (1897) の馬毛による皮膚面の刺激法や、水力学的張力 (90~800 mmH₂O) を用いた内臓痛覚閾値の測定 (Gaensler, 1951) などが知られているが、いずれも再現性のある定量的刺激を生じることとはできない。

化学的方法は発痛物質の研究には不可欠であるが、薬品の残留効果のため短時間のうちに頻回の刺激を与えることができず、一般の臨床応用には適していない。

また、電気的方法は刺激量の定量化には有利であるが、同一の痛みを生じる条件を見いだすことが難しく、加えて神経や筋に対する電流の刺激効果のため、痛覚以外の感覚を生じたり、筋の不随意運動を引き起こすなどの不利な点も多いとされている。

以上の諸方法に対して、熱を刺激媒体とする方法は定量性・再現性にすぐれ、痛みの弁別が容易であるなどの点で最もすぐれており、1952年以来 Hardy の熱痛計（図 1）として一般に用いられている¹⁾。

痛みの受容器としては現在のところ自由神経終末が有力視されている²⁻⁴⁾。その理由のひとつとして、角膜には自由神経終末以外の末梢受容器がみられないのにもかかわらず、ナイロン糸の接触などで痛みを感じることがあげられる (Wedel, 1957⁴⁾)。しかも、赤外線照射や温・冷噴射流を吹きつける実験により、角膜が温覚を有して

いることが証明されており、このため自由神経終末は熱受容器でもあると考えることができる。すなわち、痛刺激として熱を用いる Hardy の方法は原理的にも痛覚の本質に肉迫するもので、他の諸方法よりすぐれているといえる。

Hardy の熱痛計は、500W という大電力光源からの光をレンズで被験者の前額部に集光し、基本的には 3 秒間の刺激時間で痛みを感じる熱エネルギー量を痛覚閾値とするものである。この方法によれば、刺激部位には光線による熱刺激のみが加えられ、触覚や圧覚などの他の感覚の影響を除くことができ、同一被験者内変動 5%，被験者間 15% という高い精度の測定が可能になる¹⁾。

しかし、レンズなどの光学系を用いているため必然的に装置が大がかりとなり、また光源に 500W の電球を用いているために電気的なハザードを生じる可能性もあり、ME 機器としての安全性に特に留意しなければならないなどの欠点を有している^{注)}。また、被験者を固定し、集光部となる前額部にはあらかじめ墨を塗っておかねばならないので利用範囲に限られ、準備が面倒という欠点もある。そのうえ、照射時間を 3 秒間と固定して電球への通電電流値を変え、何度か測定して 1 つの痛覚閾値を得る方法は、測定に要する時間が長く、そのため痛覚閾値が秒のオーダーで変化してゆくダイナミックな実験への応用を不可能にしている。

そこで本研究では、小型電球による直接熱伝導方式と時間パラメータを用い、上記の欠点を改善した改良型熱痛計を開発し、臨床実験を行ったところ十分に実用に耐えることが証明されたのでここに報告する^{5-15, 18)}。

2. 改良型熱痛計

2-1. 原理と構造

Hardy の熱痛計の欠点は、輻射熱を用いたことと、刺激時間を一定として印加エネルギーを痛覚閾値パラメータとして用いたことにあると考えられる。しかし、この 2 点は高精度の測定を可能にする要因ともなっており、Hardy の方式の基本原則となっている。それゆえ欠点の改良のためには従来とは異なった原理を用いる必要がある⁵⁾。

そこで、図 2 に示すように熱源として特殊な豆電球

注) なお、この点に関して H. Nakahama らは、小型のランプを用いて Hardy の装置のそのままの小型化を狙った、輻射熱型の装置を開発している¹⁷⁾。これもひとつの解決法であるが、機器構成の複雑さと、測定に時間がかかる点は改善されているとは思えない。

図 2 改良型熱痛計の原理

Fig.2 The principle of the improved thermal dolorimeter.

(8 V, 2 A) を用い、それを直接皮膚に接触させる直接熱伝導方式を採用した。痛覚閾値パラメータとしては、豆電球への通電電流を一定にして、通電時間を採用した。図 3 に試作と改善を何度か経た改良型熱痛計（製作・成和ME研究所）の外観を示す。このタイプでは、熱源としての豆電球を組み込んだプローブの先端付近にマイクロスイッチが備えられており、プローブを被験者の皮膚に押しあてると同時にタイマーが作動し、それとともに熱源への通電が開始されるように改善されている。被験者が熱痛を感じてプローブを皮膚より離すと同時に、熱源への通電が停止し、タイマーも停止して痛覚閾値を秒単位で表示するようになっている。

熱源への通電開始とともにプローブ先端の温度が上昇してゆく様子を、通電初期電流（以下、単に通電電流と呼ぶ）をパラメータとして図 4 に示す。このグラフは、計測された通電時間よりプローブ先端の温度を推定する校正曲線として用いることができる。

Hardy によれば、皮膚温が $44.3 \pm 0.5^\circ\text{C}$ に達すれば熱痛が生じるとされているが、改良型熱痛計の熱源部は数

図 4 改良型熱痛計の時間-温度特性
Fig.4 The time-temperature characteristics of the improved thermal dolorimeter.

図 3 改良型熱痛計の外観

Fig.3 The outlook of the improved thermal dolorimeter.

秒から数十秒前後で 44.3°C に達するので、1度の試行により1回の測定値が必ず得られることになる。

通電電流値を変化させたときに、正常人の痛覚閾値が異なってくる様子を図 5 に示してある。なお、被験者は以後とくに断らないかぎり各グラフにつき1名である。このグラフは通電電流値を X アンペア、秒で表現した痛覚閾値を Y 秒とすると、次式で示される双曲線となっている。

$$(X - 0.55) \times (Y - 0.04) = 0.68 \quad (1)$$

図 5 は Hardy の結果とよく一致している。式(1)の 0.55 A は、それ以下では長時間通電しても熱痛を生じない一種の基電流 (reo-base) となっている。

熱痛計は定量的な熱刺激を与えたときの被験者の応答により熱痛閾値を求めるものであるため、熱痛知覚時点の決めかたで測定精度が大幅に異なってくる。ここでは Gate Control 説に基づく無痛期を指標として、熱痛知覚時を決定する方法を採用した。Gate Control 説では、痛みを伝える神経には信号伝導速度の異なる2種の線維

図 5 改良型熱痛計を用いて計測した正常人の痛覚閾値
Fig.5 Average pain threshold measured by the improved thermal dolorimeter.

図 6 順応現象
 Fig.6 Adaptation phenomena.

があり、背髄膠様質細胞の負のフィードバック作用とあいまって、信号伝導速度の遅い線維からの信号が速い線維の信号を抑制し、無痛状態が生じるとしている。実際、熱痛計による刺激を詳細に検討してみると、熱源の温度上昇に従って①熱感→②灼熱感→③一瞬の無痛期→④熱痛の4段階を経ることがわかり、Gate Control 説の教えるところとよく一致している。

われわれは無痛期直後の熱痛開始時を指標として熱痛知覚時点の認識を行うことにより、Hardy とほぼ同様の測定精度、つまり同一人内変動5%、被験者間変動18%を得ることができた。

図 7 室温変動による熱痛閾値の変化

Fig.7 Variation of thermal pain threshold caused by room-temperature.

2-2. 基礎実験

熱痛閾値を変動させるいくつかの要因について基礎実験を行った。

まず、生体を刺激する際に常に生じる順応現象について考える。図6に試行時間間隔を60秒としたときの順応現象の例を示す。試行を重ねるとともに熱痛閾値が上昇してゆくことがわかる。同様の実験を試行時間間隔を変えて試みた結果、通常の室温では試行時間間隔を120秒以上とれば、順応現象はほぼ無視できることがわかり、以後の実験では試行後2分間の休み時間をおいて測定した。

次に室温変動による測定値の変動を図7に示す。図7には1カ月間にわたる室温（グラフの上方が低温側に目盛ってある）と、健康人の午後1~2時の間に測定した熱痛閾値が示されている。気温の上昇・下降と熱痛閾値の下降・上昇がよく対応していることがわかる。

これは室温により皮膚表面温が影響を受けるためと考えられ、Hardy も詳しく調べており、皮膚温が10℃上昇すると熱痛閾値 200 m cal/sec/cm² 下降することを見いだしている。

室温の影響を避けるためには、室温一定の部屋で測定するか、刺激部位を常に一定温度に予熱しておくか、室温による変動を補正する方法をとらねばならない。以下の実験においては室温一定の条件下で測定を行った。

Péon らによれば、皮膚に与えられた痛刺激は第1次感覚性シナプスを経て、網様体系に伝えられ、そこから

図 8 熱痛閾値のサーカディアンリズム

Fig.8 Circadian rhythm of thermal pain threshold.

新皮質に放射されるという。一方、網様体系は Magoun らによれば、睡眠・覚醒の日周リズム (circadian rhythm) を司る部位とされている。このことから痛覚にも日周リズムが存在すると予想できるが、睡眠中の痛覚閾値は計測できないので、24 時間覚醒状態での痛覚閾値を測定した結果、図 8 に示すような明らかな日周リズムが観察された。図 8 によると、被験者が眠くなる真夜中に顕著な閾値上昇がみられる。

日周リズムによる痛覚閾値の変動を補正することは個人差が大きく、また後に述べるように疲労の影響も受けるので困難であり、次善の策として毎日一定時刻に測定を行うなどの工夫が必要となる。以降の実験はできる限り毎日一定時刻に測定を行った。

3. 応用例

3-1. 低周波除痛器の評価⁶⁾

数十ヘルツの低周波電流を生体に通じることにより、局所的な痛みや肩こりを除去する低周波治療器 (Electrical Abator) が市販されている。ここでは改良型熱痛計を用いて、その治療効果を測定した。結果を図 9 に示す。低周波除痛器の印加電圧を増加するに従って、熱痛閾値が上昇しており、除痛効果があることを示している。

3-2. ツボにおける熱痛閾値¹²⁾

漢方医学における経絡秘孔 (ツボ) は、解剖学的・生

図 9 低周波除痛器の除痛効果測定

Fig. 9 Test of pain abator using the thermal dolorimeter.

図 10 全身のツボの 1 カ月間の熱痛閾値 (点線) と皮膚抵抗値 (実線) (平均)

Fig. 10 Pain threshold and skin resistances on 136 acute points through 1 month.

理学的に不明な点が多いにもかかわらず、鍼灸や指圧あるいはハリ麻酔などに広く用いられている。ツボは全身に 708 穴あるとされており、近代中国においては、皮膚電気抵抗の減少を指標としてツボの位置を見だし、加熱治療を行う装置が市販され多用されている。

ここではツボにおける熱痛閾値と皮膚電気抵抗の関連を調べるため、被験者 2 名を用い、ほぼ 1 カ月間にわたり人体の代表的なツボ 136 点における測定をのべ 2,000 回行った。熱痛閾値 (点線)・皮膚電気抵抗値 (実線)とも 136 点の平均値を図 10 に示す。図 11 には両者の相関を示すが、相関係数は -0.381 で負の相関があるように思える。これは、表皮の含水度の上昇が皮膚電気抵抗の低下と皮膚の熱容量の上昇を引き起こすことを考える

図 11 ツボにおける皮膚抵抗値と熱痛閾値の相関

Fig. 11 Relation between skin resistances and pain thresholds on 136 acute points.

とよく理解できる。

3-3. 肉体的疲労の推定¹³⁾

熱痛閾値と肉体的疲労度との関係を見るために、一例として運動負荷を加えたときの熱痛閾値の変化を観察した。被験者は1名で、運動負荷としては7階建てのビルの階段を地階より最上階まで昇降する運動を用いた。1回の昇降には約8分を要し、運動直後と5分間の休止後の2度、前腕部で熱痛閾値を測定した。測定時間間隔は13~15分であるので順応現象は無視できる。

測定結果を図12に示す。これによると熱痛閾値は試行を重ねるたびに上昇しており、体温上昇による影響(閾値低下)とは逆であるので、肉体的疲労によるものと考えられる。また、5分間の休止後のデータをみると、一時的な疲労回復の様子がよくわかる。

現状の熱痛計をそのまま疲労度測定器として用いることは、精度・再現性などの問題があることは確かであるが、肉体的疲労に伴う一般的な感覚の鈍化に従って熱痛閾値も上昇する現象が存在することは十分考えられることであり、精神性の疲労の影響を受けることの少ない疲労度モニターとして用いられる可能性は残されている。

3-4. バイオフィードバックによる痛みの

抑制¹⁰⁾

生体自身が発する信号を生体外部の装置により検出・増幅・処理して、生体に戻す操作をバイオフィードバックといい、医学・心理学分野で近年急速に研究・応用がすすんでいる³⁾。

ここではまず、熱痛閾値情報自体のフィードバックを

図12 運動負荷(階段昇降)による熱痛閾値の変化
Fig.12 Variation of pain threshold during physical exercise.

行い、ついで脳波のバイオフィードバックを行ったときにおける痛覚閾値の変容を調べた。

図13に、視覚情報として熱痛閾値を示す数値をフィードバックしたときの熱痛閾値の変化を示す。明らかに自分の熱痛閾値を知っているときのほうが、知られないときより閾値は上昇している。

α 波をフィードバックすることにより、癌末期の患者の痛みを軽減する試みが行われている¹⁶⁾。ここでは健康者を対象として α 波のバイオフィードバックを行い、熱痛閾値を測定した結果を図14に示す。1日1回30分の α 波のバイオフィードバック訓練を行うのに対応して、 α 波の出現頻度も熱痛閾値も増大していることがわかる。

4. まとめ

Hardyの熱痛計が有する欠点を改良するため、直接伝導方式と時間パラメータ方式を用いた改良型熱痛計を開発した。改良型熱痛計は、熱痛閾値が急速に変動する実験や、短時間に多数回の測定をしなければならない実験に特に適しており、精度も従来の熱痛計にほぼ等しい。

本研究では、基礎実験のほかに応用として、低周波除痛器の評価実験、ツボにおける熱痛閾値測定、肉体的疲労の推定、バイオフィードバックによる痛みの抑制などを行ったが、いずれにおいても痛覚閾値の簡易な測定器として使用可能という印象を受けた。

謝 辞

本研究を行うにあたって御指導いただいた東京大学医用電子研究施設の斎藤正男教授、渡辺 瞭助教授、池田研二助手はじめ研究室の諸氏、および改良型熱痛計の実

図13 視覚的バイオフィードバックの有無による熱痛閾値の違い
Fig.13 Variation of pain threshold by visual bio-feedback.

図 14 α 波バイオフィードバック訓練時の熱痛閾値変化
Fig. 14 Variation of pain threshold through EEG bio-feedback training.

用化に御尽力いただいた成和ME研究所の小野和明所長に深く感謝いたします。

参考文献

- 1) J.D. Hardy, et al. : Pain sensations and reactions, Williams & Williams, Baltimore, 1952.
- 2) 清原迪夫 : 目でみる痛み, 東京大学出版会, 1971.
- 3) 真島英信 : 生理学, 184~186, 文光堂, 1975.
- 4) 清原迪夫 : 痛みと人間, 日本放送出版協会, 1977.
- 5) 福本一郎ほか : 改良型熱痛計を用いた痛覚閾値の測定, 電子通信学会研究会資料, MBE 77-16, 1977.

- 6) 斎藤正男ほか : 植込式機能的生体作用装置の研究開発, 医療技術研究開発財団報告, 1977.
- 7) 福本一郎ほか : 改良型熱痛計による痛覚閾値測定, バイオフィードバック研究, 5, 1978.
- 8) 福本一郎ほか : 改良型熱痛計を用いた痛覚閾値変容システム, 日本人間工学会第19回大会予稿集, 41, 1978.
- 9) I. Fukumoto et al. : An improved thermal dolorimeter, 12th Int. Conf. on Medical and Biological Engineering, Israel, 1979.
- 10) 福本一郎ほか : 熱痛計による人間のバイオフィードバック特性の測定, 日本人間工学会第20回大会論文集, 182, 1979.
- 11) 福本一郎ほか : 改良型熱痛計の開発, 神経内科MEとバイオフィードバック, 11, 1979.
- 12) 福本一郎ほか : 改良型熱痛計を用いた経絡秘孔の研究, 日本人間工学会第21回大会論文集, 113, 1980.
- 13) 福本一郎ほか : 改良型熱痛計の開発とその応用, 第4回人間-熱環境系シンポジウム報告集, 53, 1980.
- 14) 福本一郎ほか : 生体における受動的熱現象の解析, 第5回人間-熱環境系シンポジウム報告集, 17, 1981.
- 15) I. Fukumoto et al. : Development and application of an improved thermal dolorimeter, 3rd Int. Cong. of Thermology, England, 1982.
- 16) 川澄正史ほか : α 波のバイオフィードバック訓練による除痛効果, 電子通信学会技術研究報告, MBE 80-31, 1980.
- 17) H. Nakahama & M. Yamamoto : An improved radiant heat algometer and its application to pain threshold measurements in man, Pain, 6, 141~148, 1979.
- 18) M. Della Corte et al. : A study on the cutaneous pricking pain threshold in normal man, Arch. Fisiol., 64, 141~170, 1965.