

# 接触型熱痛計と非接触型熱痛計の比較研究 —痛覚定量化のための刺激方法の検討—

相場 信太郎\*・佐藤 隆幸\*・福本 一朗\*

A comparing study of the thermal dolorimeter with/without contact to the human skin  
—Investigations of stimulating methods for quantifying pain thresholds—

Shintaro AIBA, Takayuki SATOH, Ichiro FUKUMOTO

It is important to quantify pain not only for the human and environmental engineering as well as for the clinical medicine. However, it is difficult to measure pain, because pain is a subjective phenomenon, which is influenced by many factors. For quantitative measurements, dolorimeters using heat stimuli (thermal dolorimeter) have been widely used since 1960. Dolorimeters are classified into two types, namely skin contacting type and non-contacting type, by way of the heat stimulation. In the non-contacting type, only heat is given to the skin, but this type needs large set-ups due to the optical systems. In the contacting types, the heat source is directly applied to the human skin, with simple and small heat stimulating probes. But it may be given some other effect for the thermal pain thresholds because of the addition of sense of pressure. However, the effect of pressure to thermal pain threshold have not been still sufficiently studied. In this study, we investigated the effects of the mechanical stimulations on the thermal pain thresholds. As the results, the subjects were classified into two groups according to the trends of variation, namely rising and falling. Feelings of the pain in some subjects were so far inhibited by pressure, so that erythema was induced in the stimulated skin sites. During the experiments, the subjects often had invasive feeling with a weighting load over 1.5kgf. Additionally, we have measured thermal pain thresholds using a semiconductor laser set-ups (808 nm). We have measured the thermal pain thresholds using a Ar laser device (514,488nm) in our former studies. The pain thresholds using the semiconductor laser were significantly lower than the results by Ar laser and the improved thermal dolorimeter.

**Key words:** thermal pain threshold, thermal dolorimeter, effects of mechanical pressure

## 1. はじめに

痛みは、侵害刺激から身体を守るために生体に備った重要な感覚である。人々は、内部あるいは外部からの刺激によって危険に曝されているとき、痛覚を自覚することによって侵害刺激から組織を守るように種々の行動をとる<sup>1)</sup>。この痛覚を定量的に測定することは、医学領域のみならず、生活環境の評価や、人間工学等の分野にとっても必要とされている。

しかしながら、痛みは主観量であるため、これを外部から直接測定することは不可能である。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否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<sup>2)</sup>。痛覚を引き起こす刺激エネルギー形態には、機械的、化学的、電気的、及び熱（光）的の刺激がある<sup>3) 4) 5)</sup>（Table1）。これらの内で、熱を侵害刺激に用いる方法が定量的、

再現性に優れ、痛覚の弁別が容易であるという利点から、神経生理学や生理心理学の研究によく用いられている<sup>6)</sup>。しかし、痛覚の定量化には種々の問題点が考えられる。例えば、

- (1) 痛覚を引き起こす刺激には様々な種類があり、それぞれによって痛反応が異なること
- (2) 刺激量の制御が困難であること
- (3) 痛覚は心理的状态に依存しやすいこと

等があげられ、痛覚定量化にはまだ多くの研究が必要とされている。

侵害刺激に対する痛覚閾値測定に熱刺激を用いる装置は熱痛計と呼ばれ、一般にはHardyの熱痛計がよく

Table 1 Various forms of stimulus energy.

	接触刺激	非接触刺激
熱的エネルギー	熱源の押し付け (改良型熱痛計)	熱放射 (Hardyの熱痛計)
光エネルギー		レーザー刺激
機械的エネルギー	針刺激	
電気的エネルギー	電気的刺激	
化学的エネルギー	化学物質の塗布	

原稿受付：平成9年5月26日

平成9年5月16日、日本ME学会にて一部口頭発表

\*長岡技術科学大学工学部生物系

知られている<sup>2)</sup>。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。この痛覚計の欠点は、レンズ等の光学系を使用するため、必然的に装置が大がかりとなる。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、利用範囲が限定され、煩雑な準備を要するというような欠点もある。

Hardyの熱痛計を原理的に改造したものに福本の改良型熱痛計がある<sup>2)</sup>。これは小型で前処理が不要であるので簡便に痛覚を測定することができるが、これは熱源を直接被験部位に接触させる方式の測定器であるため、触覚及び圧覚の混入が危惧される。しかし、実際に触覚及び圧覚がどの程度熱痛覚に影響を与えるのかについての詳しい知見は現在のところ得られていない。

そこで本研究では、熱痛覚計測時における機械的刺激の影響を明らかにするために2つの実験を行った。まず実験1では、刺激器として改良型熱痛計を用い、被検部位を接触型熱痛計の熱源プローブへ押し付ける荷重量を変化させ、そのときの痛覚閾値温度の変化を調査した。次に実験2として、半導体レーザー熱痛装置を用いて非接触での痛覚閾値計測を行った。そして、改良型熱痛計及びArレーザーを用いた熱痛覚閾値計測の結果と比較した。

## 2. 改良型熱痛計について

改良型熱痛計の外観をFig.1に示す。この測定器には、熱源としての小型電球を組み込んだプローブの先端にスイッチが備えられている。プローブを被験者の測定部位に押し当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。被験者が痛覚を知覚してプローブを測定部位から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、痛覚閾値が測定開始から痛覚発生までの時間で表示される。

熱痛覚は、熱源の温度上昇に従って、熱感→灼熱感→瞬の無痛期→熱痛の4段階を経て生じる。この過程はGate Control説で説明される<sup>2)</sup>。本実験では無痛期直後の熱痛の知覚を熱痛閾値の指標とした。また、改良型熱痛計は通電電流値を変化させることにより、痛覚発生までの時間を調節することができる。あまり短時間で痛覚が生じるようであると、痛覚発生から退避までの遅れによる誤差が生じ、また痛覚発生までの時間が長すぎると簡便に測定を行うことができなくな

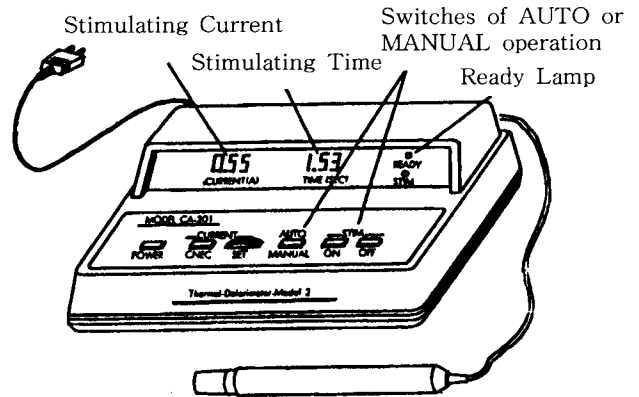


Fig. 1 Overview of the improved thermal dolorimeter.

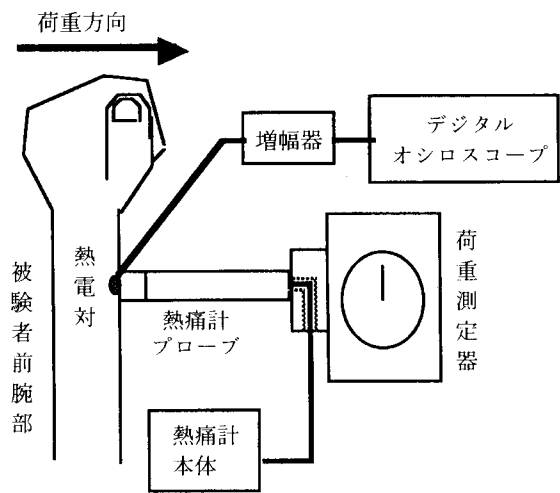


Fig. 2 Measuring system of the thermal pain thresholds with contact.

Table 2 Scales of subjective evaluations.

非常に強い	痛み
強い	弱い痛み
若干強い	強いしびれ
変わらない	弱いしびれ
若干弱い	強い押し付け感
弱い	弱い押し付け感
非常に弱い	

(a) subjective evaluation of each load compared to feeling to 1.5kgf.

(b) subjective evaluation of invasive feeling for each load.

る。そこで本実験では、10秒程度で痛覚が発生するよう電流値を0.75Aに設定した。

### 3. 実験1：接触型熱痛計による痛覚閾値計測

#### 3.1 方法

本実験は、改良型熱痛計を用いて、神経機能に特に異常の認められない健常男子学生12名（21～27歳）に対して行った。刺激部位は角質層が薄く、体毛が少なく、そして測定が行い易い左腕の肘関節内側から約80mm手掌側の部位、及びそこから10mm離れた周囲の4点の計5点とした。

改良型熱痛計を用いた接触型熱痛閾値測定システムをFig.2に示す。壁に固定された荷重測定器に垂直に荷重が加わるように、改良型熱痛計のプローブを地面と水平に取り付けた。温度検知のために、熱源である電球の測定部位と接する部分に熱電対を取り付け、そこからデジタルオシロスコープによって実験中の加熱部位の温度の経時変化を測定した。その後温度データはパーソナルコンピュータで処理され、熱痛閾値温度が求められた。

実験手順は、まず被験者のあらかじめ印を付けておいた被験部位を改良型熱痛計プローブに当て、ある一定の荷重値で押し付けるよう指示した。被験者には荷重値維持に意識を集中させないように、荷重値の表示は見せず、外からの指示によって荷重値を指定の値に合わせ、そこで被験部を固定させた。一定の加重値に安定したところで熱痛計のスイッチを入れ、加熱を始めた。熱痛を知覚した時点で被験者に測定部位を退避させた。荷重値の許容範囲は測定荷重値の±10%とした。被験者には立位で、前腕部を熱痛計プローブが固定されている台の上に置いた姿勢をとらせた。なお被験者には測定前に十分な閾値訓練を受けさせた。また測定は体温の変動を考慮して昼食2時間後に行った。試行回数は1被験者に対し、1荷重値当たり5回、計25回とした。福本の報告<sup>2)</sup>によれば、通常の室温では、試行時間間隔を120秒以上とれば、感作及び順応現象はほぼ無視できる。本実験では1試行ごとに被験部位を変えているが、この報告に従い試行間隔は約2分間とした。服装はTシャツ、ジーンズパンツ、及びソックスで統一した。

また各被験者に対し、熱痛計プローブの押し付け感覚の内省を調査した。測定システムは、熱痛閾値実験と同じシステムを熱痛計のスイッチを入れない状態で使用した。内省調査の手順は、まず被験者に1.5kgfの荷重値で被験部位を熱痛計プローブに押し当てるよう

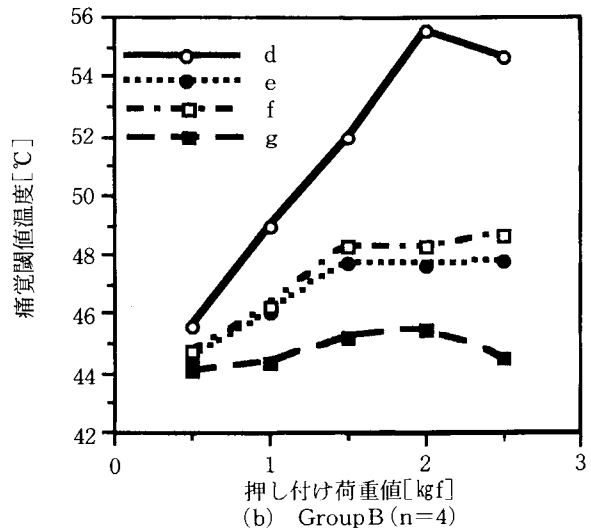
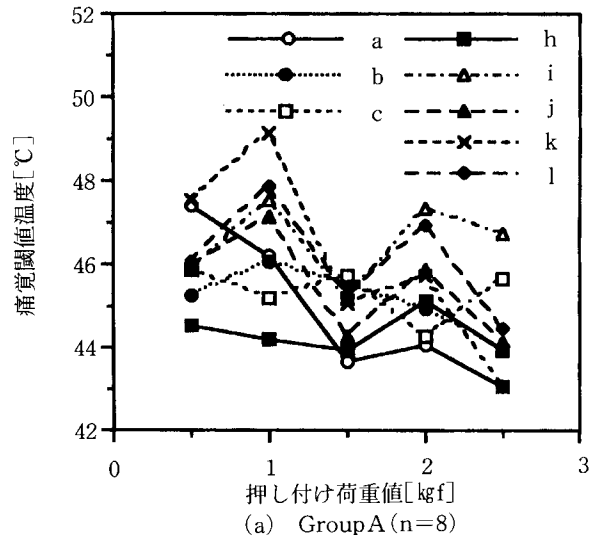


Fig. 3 Changes in the thermal pain threshold by physical load.

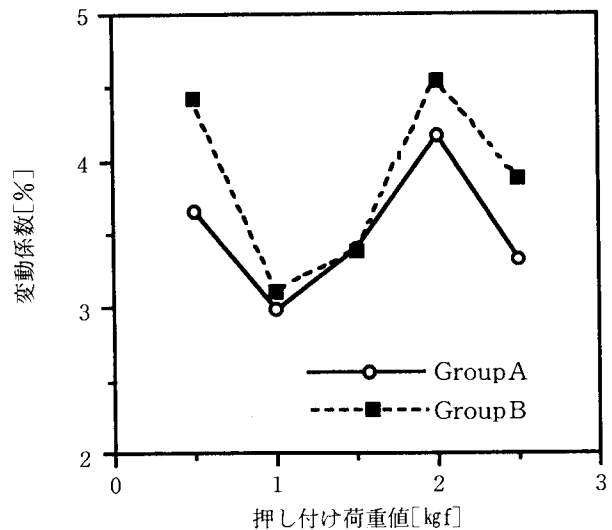


Fig. 4 Variation coefficients in each subjects.

指示し、この時の感覚についてTable2 (a) から選ばせた。そして次に、被験者には荷重値を知らせずに外部からの指示により、痛覚閾値実験に用いた5つの荷重値のうちのどれかで荷重させる。そのときの主観的評価を1.5kgfを基準としてTable2 (b) から選ばせた。また、荷重負荷によってどのような感覚が生じたかを尋ねた。この場合の返答はTable2 (b) から選ばせた。そして、再び1.5kgfの荷重値を与えてから次の荷重値の評価を行った。荷重の付加順序はランダムとした。これを各荷重値毎に3回、計15回行った。

### 3. 2 結果および考察

実験時の平均室温は $28.5 \pm 0.2^\circ\text{C}$ 、平均湿度は $58 \pm 4\%$ であった。被験部位を熱痛計プローブに押し付ける荷重値を変化させたときの痛覚閾値温度の変化をFig.3に示す。押し付け荷重値0.5kgfの時の全被験者の平均痛覚閾値温度は $45.6 \pm 2.0^\circ\text{C}$ であった。閾値温度の本質は痛覚を発した時点の受容器温度であるが、本実験で刺激対象となる自由神経終末は表皮組織に存在し、被験部位である前腕掌側においては深さ0.5mm周辺に分布しているため<sup>8)</sup>、直接自由神経終末の閾値温度を計測することはできず、表皮部の閾値温度を計測している。また、温度検知のための熱電対が被験部位だけでなく、改良型熱痛計の熱源部とも接触しているため、熱電対は被験部位の温度だけでなく、熱源部の温度にも影響される。従って、本実験で得られた閾値温度は受容器温度よりも幾分か高い値であると考えられる。

12名の被験者のうち、8名では押し付け荷重値の増加によって痛覚閾値がやや下降する傾向が見られた (Fig.3 (a))。その他4名の被験者においては、押し付け荷重値の増加により痛覚閾値が上昇する傾向が見られた (Fig.3 (b))。特に被験者dは、1.5kgf以上の押し付け荷重値で熱を与えることによって、しばしば熱傷を生じた。つまり、強い機械的刺激は、侵害熱刺激の伝達あるいは痛みの知覚を阻害する場合があることを示唆している。以下では、痛覚閾値が下降する傾向を持つ被験者群をGroupA、上昇する傾向を持つ被験者群をGroupBとする。

痛覚閾値上昇の要因としては、

- (1) 機械的刺激による侵害受容器の興奮の阻害
- (2) 伝達経路の圧迫による痛覚伝達の阻害
- (3) 血流の減少による温度拡散の減少

等が考えられる。他方、痛覚閾値下降の要因としては、

- (1) 感作
- (2) 圧覚と痛覚の干渉

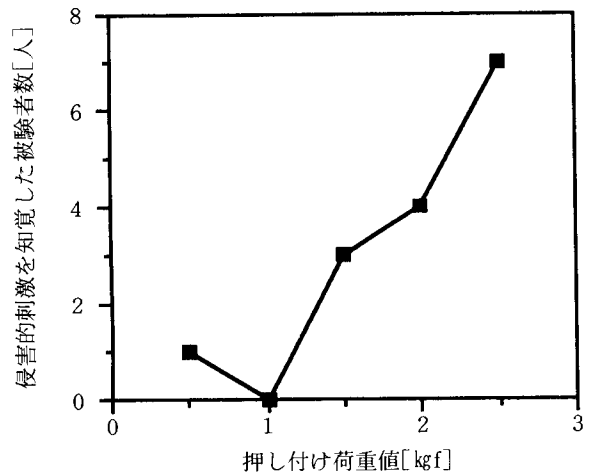


Fig. 5 The number of subjects perceiving invasive feelings by pressing.

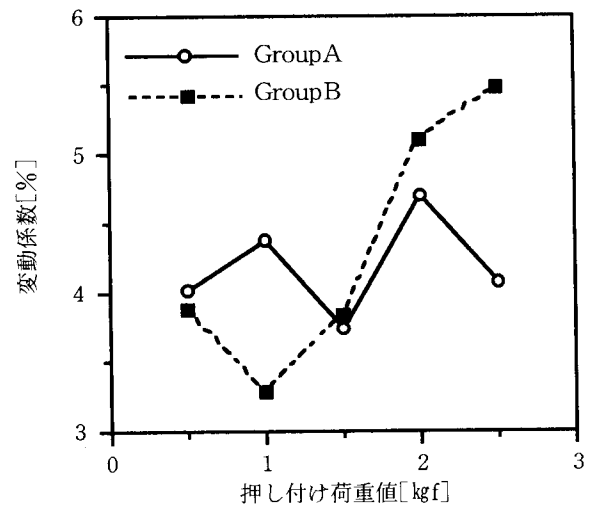


Fig. 6 Variation coefficients in each subjects.

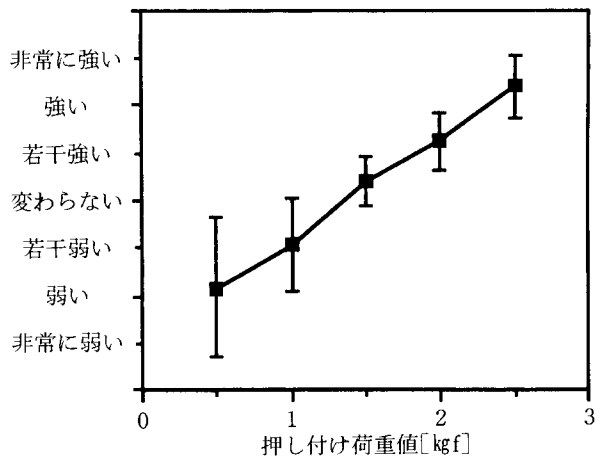


Fig. 7 Subjective evaluation by each loading.

(3) 圧迫による熱電対と受容器の温度差の減少等があげられる。しかし、それぞれの考えられる要因が実際どの程度影響を及ぼしているのか、痛覚閾値が上昇する被験者と下降する被験者との違いについては、本研究では立証できないため、今後検討していかねばならない。

被験者別に、各押し付け荷重値間で分散分析法 (Analysis of variance; ANOVA) を用いて解析を行なった。その結果、Group B では、0.5-1.5, 0.5-2.0 及び 0.5-2.5 kgf 間で最も多くの被験者 (4 名中 3 名) において有意差が認められた (危険率 5%)。反対に 1.5-2.0, 1.5-2.5 及び 2.0-2.5 kgf 間では、どの被験者においても有意差が認められなかった。また、荷重値差が広がるほど、より多くの被験者において有意差が認められるが、大きな荷重値間ほど有意差が現れにくくなるという傾向が見られた。Group A では、Group B とは傾向が異なり、1.0-1.5 kgf 間で最も多くの被験者 (8 名中 5 名) で有意差が認められた。これは後で示すような侵害刺激の混入が関与しているものと思われる。

Fig. 4 に各被験者内の痛覚閾値のばらつきの変化を示す。縦軸は各被験者内の変動係数を各グループ毎に平均した値である。Group A, B 両者とも押し付け荷重値が 1.0 kgf の時、変動係数が最小となった。内省調査の結果、1.5 kgf 以上の押し付け荷重値で圧迫とは明らかに異なる痛みやしびれなどの侵害的な感覚が生じやすくなることが確認された (Fig. 5)。これらのことから、変動係数は侵害的な刺激の影響によって上昇したと考えられる。

Fig. 6 に被験者間の痛覚閾値のばらつきの変化を示す。縦軸は、各グループにおける被験者間の変動係数の平均値である。両者とも押し付け荷重値の増加により、変動係数が増加する傾向が見られる。各被験者によって、侵害的な感覚を知覚し始める荷重値が異なるため、荷重値が増大するほど被験者間の格差が広がると考えられる。

Fig. 7 に 1.5 kgf を基準としたときの各押し付け荷重による主観的評価を示す。押し付け荷重値と主観的評価はほぼ直線的に対応している。但し、押し付け荷重値の増加に伴い、主観的評価のばらつきも大きくなっている。これは、押し付け荷重値が増加するほど侵害的な刺激の付加が強まり、基準荷重値の 1.5 kgf と比較して明らかに強い感覚を知覚するため、それだけ主観的評価のばらつきが小さくなると考えられる。

以上の結果をまとめると、機械的刺激的付加は熱痛知覚を阻害または促進させる要因となる。時には熱傷

が生じるまで痛感覚を阻害させる場合がある。機械的刺激的付加が熱痛覚閾値に及ぼす影響には個人差があり、刺激量が増大するに従い、熱痛覚閾値の被験者間のばらつきを増大させることが確認された。また、機械的刺激的付加の負荷によって、主観的にも侵害的な感覚の混入が確認された。従って、正確な痛覚定量化には非接触で計測を行なうべきである。しかしながら、通常改良型熱痛計を使用する場合の荷重値は 0.5 kgf 以下である。元来痛覚の知覚にはばらつきがあることを考えると、厳密な精度を要求しない簡易的な熱痛覚閾値計測には、改良型熱痛計は非常に有用であると考えられる。

#### 4. 実験 2 : レーザ熱痛装置による非接触痛覚閾値計測

##### 4.1 方法

本実験の計測システムを Fig. 8 に示す。熱源には半導体レーザー (キヨー技研製 MLX-A25-808-140 : 808nm, 110mW), 温度検知にはサーモグラフィ (日本光電製 INFRA EYE 1200) を用いた。被験部位は実験 1 と同じ部位とし、熱吸収を高めるため黒色処理を施した。

実験手順は、まず被験者は被験部位を半導体レーザーから約 30cm の位置に置いた。そしてレーザーの電源を入れ、加熱を開始した。被験者には、実験 1 と同様に痛覚を知覚した時点で被験部位を退避させるように指ボした。実験の間、サーモグラフィにより撮影された熱画像データは、8 ミリ VTR により記録され、Macintosh に取り込まれた後、輝度を温度情報に変換するための数値化処理を施された。画像取り込みには Avid Video Shop を、数値化処理には NIH Image を用いた。被験者は神経機能に特に異常が認められない健常学生 3 名で、実験中は安全のため保護眼鏡を着用させた。

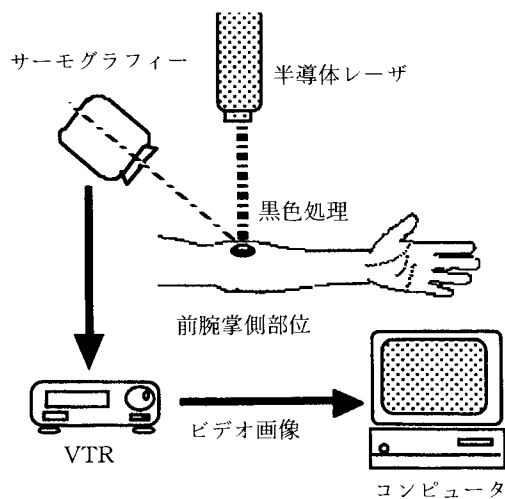


Fig. 8 The thermal pain threshold measuring system without contact.

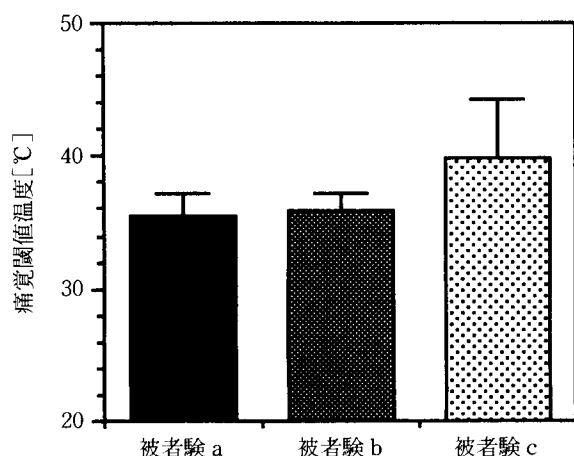


Fig. 9 Measured thermal pain threshold by the system without contact.

#### 4. 2 結果および考察

実験時の室温は25.8℃、湿度は30%であった。各被験者の痛覚閾値温度をFig.9に示す。3名の平均痛覚閾値温度は $37.0 \pm 3.4$ ℃であり、改良型熱痛計による痛覚閾値測定とのデータと比べて非常に低い値となった。また、我々が以前に行なったArレーザーを用いた非接触痛覚閾値測定<sup>3)</sup>では、閾値温度が $41.9 \pm 0.58$ ℃であったため、それと比較しても低い値となった。半導体レーザーとArレーザーとの相違点を考えてみると、まず波長の違いが考えられる。今回使用した半導体レーザーは808nmであるのに対し、Arレーザーは514及び488nmである。この波長の違いにより生体の吸収率が異なる。また今回の実験では、エネルギー吸収を高めるために、被験部位に黒色処理を施したが、それが影響していることも考えられる。また、今回の半導体レーザーによる実験では、室温が25.8℃であったが、Arレーザーによる実験では28.3℃であった。室温の低下により熱痛閾値も低下するという報告がある<sup>6)</sup>。従って、この温度差も痛覚閾値が低い要因の1つであろう。

次に半導体レーザーによる実験と改良型熱痛計による実験とを比較してみると、温度検知装置の相違が痛覚閾値温度差の最も大きな要因であると思われる。特にレーザー実験の場合、レーザー装置、サーモグラフィとも被験部位とは非接触であるため、体動により加熱部位、および測定部位が変動する。このため、サーモグラフィによる撮影の際、レーザー照射部位とその周辺の温度が加算平均され、その結果実際の加熱部位の温度よりも低い温度が計測されたと考えられる。また、改良型熱痛計による実験では、熱電対が発熱体に接していたので、実際の痛覚閾値温度より高い温度が計測される。

半導体レーザーを用いた痛覚閾値計測は、改良型熱痛計やArレーザーを用いた痛覚閾値計測と比べ、様々な問題点があり、現在の段階では実用的とは言えない。しかし、半導体レーザーは、安価、小型といった利点があるため、測定系の改善により有効な刺激手段となりうる可能性があると思われる。

#### 5. おわりに

本研究では、小型、高性能な熱痛計を開発するための基礎研究として、熱痛覚閾値に対する機械的刺激の影響を調査した。その結果、被験者は押し付け荷重値の増加に伴い、痛覚閾値がやや下降する傾向を持つタイプと上昇する傾向を持つタイプの2つに分類された。被験者は、圧迫により熱傷が生じるほど痛覚が阻害される場合があり、また1.5kgf以上の押し付け荷重値により、圧迫とは異なる侵害感覚が生じる割合が高くなる。従って、機械的刺激の付加は明らかに熱痛閾値の変動要因となるが、通常の使用時における荷重値内であればそれほど大きな影響は及ぼさないため、厳密な精度を要求しない簡易的な計測に用いるのであれば非常に実用的であるといえる。

半導体レーザーを用いた非接触型痛覚閾値計測は、Arレーザーや改良型熱痛計を用いた計測と比較して様々な問題があり、実用化するためには多くの改良が必要である。しかしながら、Arレーザーと比べ、非常に安価で小型のシステムで非接触計測を行なうことができるため、私たちの目的である、小型・高性能な熱痛計の開発には有効なデバイスとなる可能性があると考えている。

#### 参考文献

- 1) Howard L. Fields: ペイン, pp1-9, 医道の日本社, 1994.
- 2) 福本一郎: 痛みの定量化, 人間工学, Vol.8, No.6, pp.325-331, 1982.
- 3) 高倉公朋編: Pain-痛みの基礎と臨床, pp155, 朝倉書店, 1988.
- 4) 横田敏勝: 臨床医のための痛みのメカニズム, pp7-9, 南江堂, 1990.
- 5) 菊池博達編: 別冊医学のあゆみ 疼痛コントロールの実際, pp2, 医歯薬出版, 1997.
- 6) 高橋直之: レーザ熱痛計の研究開発, 長岡技術科学大学大学院工学研究科修士論文, 1995.
- 7) James D Hardy: Pain sensations and reactions, Hafner Publishing Company, pp86-90, 1967.
- 8) 赤松幹之: 針の押し込み量をパラメータとした痛覚閾値測定, 医用電子と生体工学, 21(6), pp456-471, 1983.