

《原 著》

鍼を応用したレオメータの開発と刺鍼抵抗感覚の客観的測定法

*明治鍼灸大学・東洋医学教室 **東北大学工学部・電気工学科

佐々木 和郎* 矢野 忠* 片山 憲史* 森 和*
中鉢 憲賢**

要旨：鍼のマニュアル操作時の刺鍼抵抗や鍼駆動装置によるメカニカルな刺鍼抵抗を自在に測定できる Acupuncture Rheometer (ARM) の開発と刺鍼抵抗感覚の客観化を目的に研究をおこなった。

1. アスカー硬度41・アスカー硬度51のモデル材料を用いてARMで硬度差が測定できるかどうかについて検査した結果、十分判別可能であることがわかった。
2. Acupuncture Sensor の開発応用によりモデル材料および組織の張力変化と治療者の刺鍼抵抗感を同時に測定し分析することが可能となり、施術者の感覚とセンサーで測定した張力変化の間に高い相関性があることが明かになった。
3. レオメータを用い触診で観察した硬結部、非硬結部の組織抵抗の測定を行ったところ、硬結部は非硬結部に対し明らかな組織抵抗の上昇部位として観察することが出来た。
4. モデル材料を用いて臨床経験1年以下の初心者群と2年以上の熟練者群を対象に微妙な硬度差を感覚できるかどうかについて検討した。その結果、両者には有意な差が観察でき、臨床経験の長いものほど微妙な硬度差を判別できることを実験的に裏付けることができた。

Development of an Acupuncture Rheometer and Objective Determination of Needle Sensation

Kazuro SAKAI*, Tadashi YANO*, Kenji KATAYAMA*,
Kazu MORI* and Noriyoshi CHUBACHI**

* Department of Oriental Medicine, Meiji College of Oriental Medicine

** Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Tohoku University

Summary: We developed an acupuncture rheometer (ARM) which facilitates the free determination of needle sensation during manual use and mechanical use, involving equipment for manipulating the needle, and determined the needle sensation objectively.

1. It was revealed that a difference in hardness could be easily detected by the ARM using model materials with hardness 41 and 51 (Asker type).
2. The development and application of an acupuncture sensor facilitated simultaneous measurement and analysis of changes in the tension of tissues and model materials and the stimulation stress of the patient, showing a strong correlation between the sensation of the physician and the changes in tension measured by the sensor.
3. Indurated areas clearly showed higher tissue sensation than non-indurated areas when tissue sensation was determined by the ARM in the indurated and non-indurated areas which were observed by palpation.
4. A beginner group (with clinical experience of less than one year) was compared with an expert group (with clinical experience of more than two years) in terms of sensation of a delicate difference in hardness in model materials. There was a significant difference between the groups, experimentally supporting the principle that the longer the period of clinical experience is, the more definitely can the delicate difference in hardness be detected.

Key words: 鍼 Acupuncture, センサー Sensor, レオロジー Rheology, 硬結 (Indurated areas)

I 緒 言

優れた鍼灸師が最も重視する刺鍼感覚は、鍼をゆっくり上下に動かしたり、回旋させた時の抵抗感である。古来から鍼灸師は気血の盛衰、気血の往来を知る方法として、また皮下組織・浅層筋・深層筋の組織緊張度を的確に測定する方法として、鍼と組織との間に生ずる微妙な抵抗感覚を重視してきた。

鍼治療では、鍼により組織緊張度を微妙に調節することが治癒の促進につながることを古来経験的に学び実践している。柴崎¹⁾は素問・靈樞臨床研究の中で『補とは弛緩している生体又は組織に対し比較的弱刺激および中程度の刺激を与えて組織を収縮せしめ、その緊張を促し、その機能を亢進および強実ならしむ刺法である。泻とは過緊張状態にある生体組織に対し、比較的強刺激を与えて邪気を駆逐し生体の組織をして弛緩せしめ生体の機能を抑制し以て正常の状態に復せしむる刺法である。』と述べている。

このように鍼灸医学において鍼による刺鍼抵抗感覚は、的確な診断をするためにも、治療効果を高めるためにも重要な感覚であるといえる。

しかし、刺鍼抵抗感覚はあくまで術者の主観であり、これを客観的に現わすことは非常に困難なことと考えられていた。そこで刺鍼抵抗感覚の客観化をおこなうため鍼の軸方向に加わる張力・圧縮力を検出する Sensor と鍼を一定振幅、等速度で上下させる装置などからなる Acupuncture Rheometer (略して ARM) の開発をし、刺鍼抵抗感覚の客観化について検討をおこない興味深い成績を得たので報告する。

II ARMの開発

1. Acupuncture Sensor の開発

Sensor の開発にあたり抜鍼時の鍼の軸方向に加わる張力測定をおこない、Sensor の感度を決定することとした。測定にはペーパーストレンゲージを応用した Sensor を作成しこれをもちいた

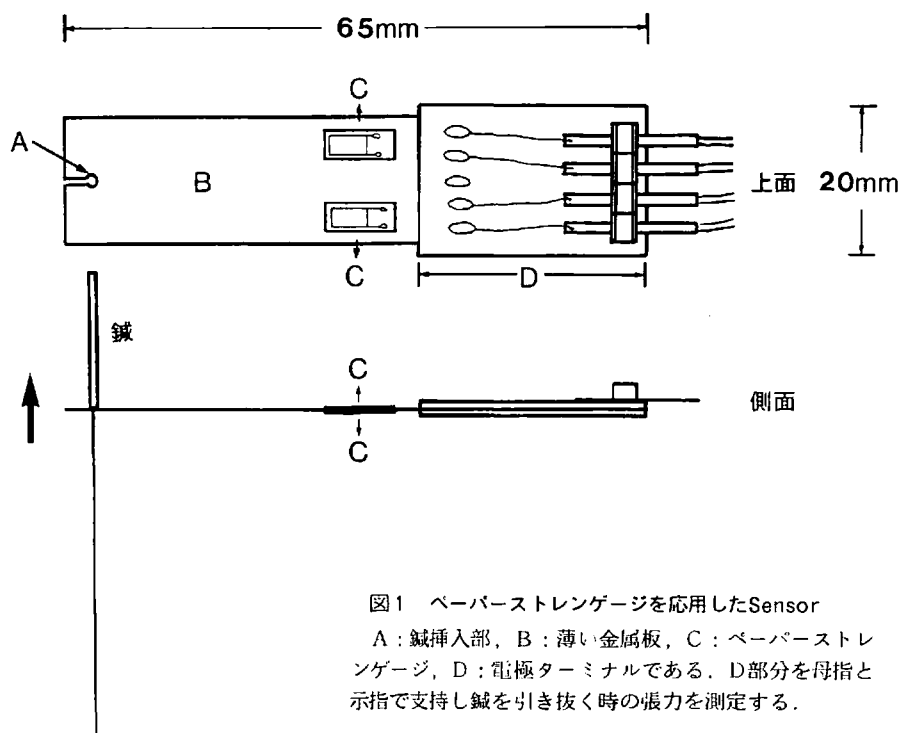


図1 ペーパーストレンゲージを応用したSensor

A: 鍼挿入部, B: 薄い金属板, C: ペーパーストレンゲージ, D: 電極ターミナルである。D部分を母指と示指で支持し鍼を引き抜く時の張力を測定する。

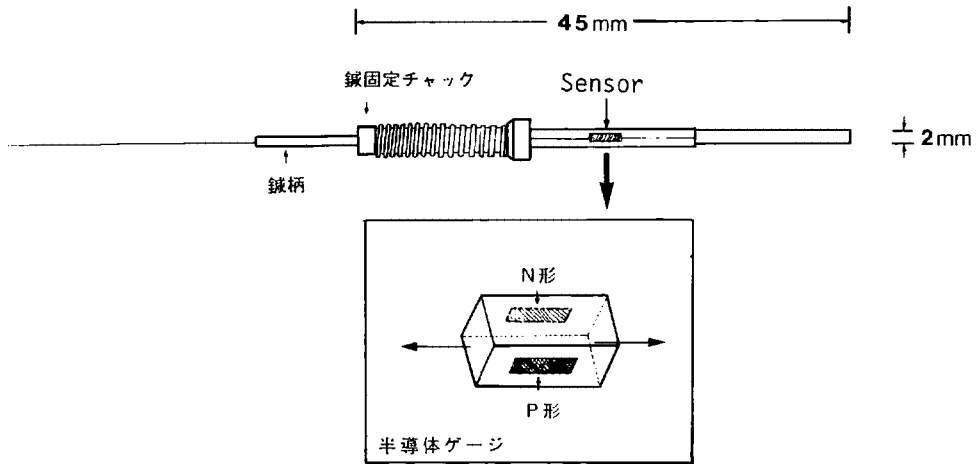
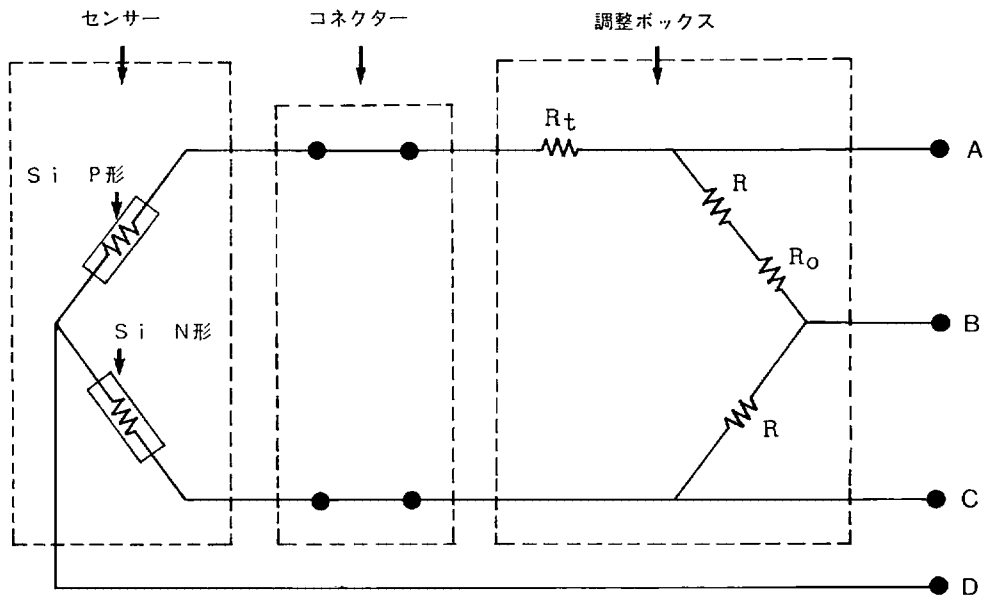


図2 Acupuncture Sensor の構造図

Acupuncture Sensor は鍍固定チャックで簡単に鍍に装着できる。Sensor 部分は細長いニッケルクロムモリブデン鋼（SNCM 439）にP型シリコン・N型シリコンを両側から接着してある。Sensor 部分の拡大図をSensor の下に示す。



P, N : 半導体ゲージ

R : 固定抵抗

Rt : 温度補償抵抗

Ro : I. B 調節抵抗

図3 Acupuncture Sensor の回路図。

B, D間が入力A, C間は出力である。Sensor と調整ボックスはコネクターで接続される。

	筋収縮前	筋収縮後
左腎俞	41.5 ± 20.7	80.0 ± 27.7
左手三里	48.1 ± 27.5	76.5 ± 32.8

N = 5, 数値: 平均 ± SD, 単位: g

表1 筋収縮前・筋収縮後の鍼に加わる最大張力

(図1), Sensor の構造は薄い金属板にペーパー ストレンゲージを上面2枚, 裏面2枚接着し金属の曲げによる歪み力を測定した。鍼は金属板の先端にあけた直径0.3mmの部分に挿入し Sensor 部分の端を測定者の母指と食指で支持し, 鍼を引き抜く時の鍼の軸方向に加わる張力測定をおこなった。

測定対象は健康成人男子5例で筋収縮前・収縮後の鍼に加わる張力を観察した。その結果, 筋収縮時では鍼に加わる最大張力が平均41.5 g ~ 80.0 g までとなり, 最大張力は100 g 内に多く分布することが観察できた。(表1)

この Sensor では鍼に加わる張力を術者が感覚しながら測定できる利点があるが, Sensor が大きくて操作がしにくく, また, 刺入時の鍼に加わる圧縮力の測定は出来ないという欠点がある。そこで, この欠点を改良し200 g までの間で小型で高感度の Sensor を開発することとした。Sensor は小型で高感度とするため半導体ストレンゲージを使用した。Sensor の形状を図2に示す。

Sensor の構造は鍼臨床でもちいている鍼をそのまま使用でき, 鍼が容易に着脱できるようスプリングで鍼の鍼頭を固定するように設計した。Sensor は半導体P型シリコンとN型シリコンをもちい, P型シリコンは張力に対し, N型シリコンは圧縮に対し出力するように設計した。回路図を図3に, また Acupuncture Sensor の特性を図4に示す。Sensor 特性の測定は Acupuncture Sensor に引張加重を加え測定した。

Acupuncture Sensor の開発により鍼と術者

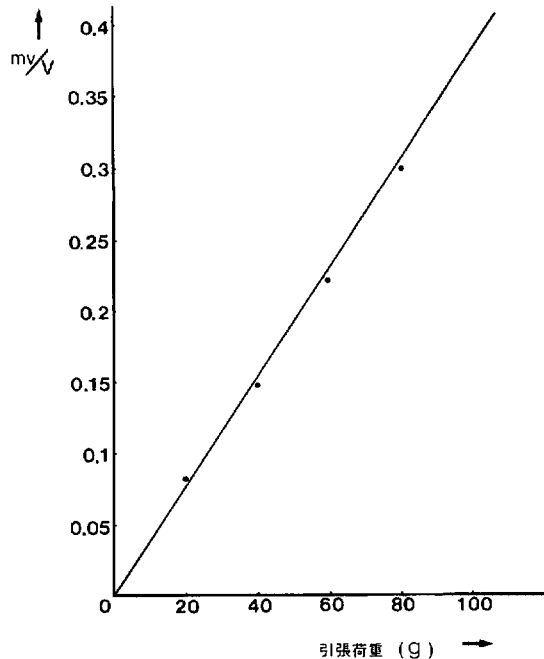


図4 Acupuncture Sensor の特性図。

縦軸は出力, 横軸は引張加重である。引張加重に対してほぼ直線的に出力が増加している。

の手指の間に Sensor を介在させることができるため, 治療者の刺鍼抵抗感覚と Sensor からの出力波形との対応をおこなうことが可能となった。

2. 鍼駆動装置の開発

鍼駆動装置の構造を図5に示す。鍼駆動装置は鍼の上下運動を等速度で行う装置であり, Acupuncture Sensor を用いてより高精度の刺鍼抵抗測定を行うために開発した装置である。鍼の上下運動幅はクランクアームの支点を変えることにより1.5~5 mmまで可変でき, また上下運動速度は1秒間1~10回までの範囲で調節可能である。上下幅, 上下運動速度は鍼臨床で通常もちいる雀啄術(鍼のタッピング)を基本とし, より鍼臨床に近い形で測定可能なように設計した。また鍼の上下運動速

Acupuncture Rheometer

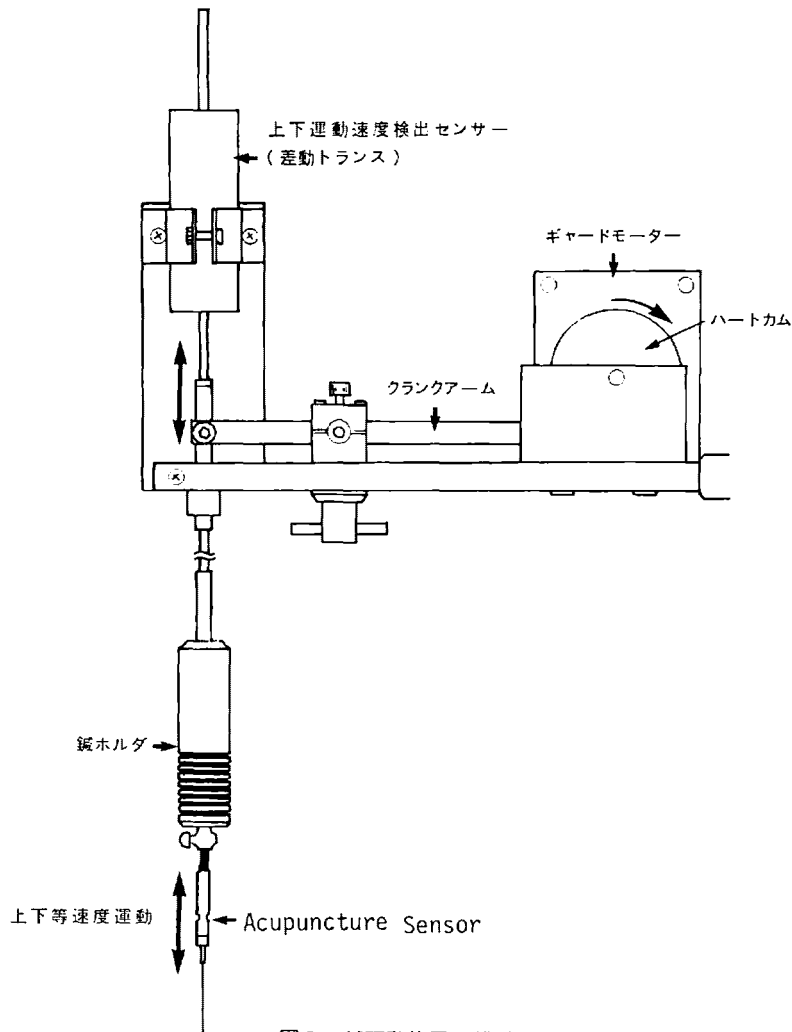


図5 鍼駆動装置の構造

度をモニターするため差動トランスを用いた。これにより鍼の動きをモニターしながら刺鍼抵抗を客観的に測定することが可能となった。

以上、Acupuncture Sensor と鍼駆動装置をあわせて鍼を介しての粘弾性測定装置（粘弾性測定装置をレオメータと一般に言っている。）より Acupuncture Rheometer 略してARMと命名した。ARMは

Acupuncture Sensor, Acupuncture Sensor からの出力増幅用 Dynamic Strain Amplifiers, 鍼を等速度上下運動する鍼駆動装置, 鍼上下運動速度モニター Sensor, 鍼上下運動速度コントロール部, 各 Sensor からの出力を記録する Recorder より構成されている（図6）。

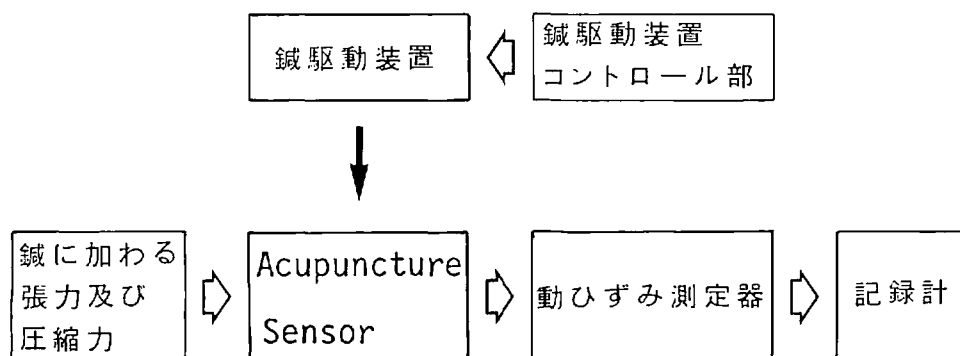


図6 Acupuncture Rheometer の構成

Ⅲ ARMの性能

1. 測定方法

測定は2種類の硬度のモデル材料をARMで測定した後、ARMの測定結果と硬度との対応関係、鍼の上下動の大きさと鍼に加わる張力・圧縮力の関係を検討した。

モデル材料はオイルゼリー（東洋護膜化学工業株式会社製）C Type と D Type の二種類を使用した。オイルゼリーを用いた理由は高分子材料であり、生体軟部組織に近い硬度をもち、刺鍼抵抗感覚が生体軟部組織刺鍼時と同様な感覚であることからこれをもちいた。

モデル材料の硬度測定はASKER F TYPE 硬度計（高分子計器株式会社製）を使用し、測定方法は日本ゴム協会標準規格・膨張ゴムの物理試験方法、スプリングかたさ試験（SRIS-0101）にもとづいた。

モデル材料の大きさは縦62mm、横130mm、高さ30mmである。

測定に使用した鍼はステンレス鍼・寸3—3番（東洋医療研究所製）、鍼直径0.195mmを使用した。以下の実験はすべてこの鍼を使用している。

また測定にあたって測定材料に刺鍼した鍼に曲げが最初から起きていると鍼の曲げの力変化、つまり鍼自体の弾性を測定してしまい精度のよい

測定ができない、これを解消するため次のような方法を考案した。直径2cm、高さ1.5cmのアクリル円柱の中心に直径0.3mmの穴を垂直に明け、これをガイドとして鍼を刺入し測定をおこなう。この方法を採用してから精度のよい測定が可能となった。

2. 測定結果

モデル材料の硬度測定結果は室温 $25 \pm 1^{\circ}\text{C}$ でオイルゼリー C Type アスカー硬度51、D Type アスカー硬度41であった。以下、硬度41、硬度51と示す（すべてアスカー硬度である）。

図7、8は硬度41および硬度51のARMでの測定原図である。各々の原図は上が差動トランスからの出力で鍼の上下運動を表し、下がAcupuncture Sensorからの出力であり、波高値が鍼に加わる張力と圧縮力の和、つまり測定材料中に刺入した鍼表面と測定材料における摩擦力を表している。図に示すとおり連続測定が可能である。硬度51では硬度41に比べ鍼に加わる張力と圧縮力が増加しているのが観察できた。

また測定材料に1cm刺入した鍼を1Hzで上下運動させ、上下運動幅を2～5mmの範囲で0.5mmずつ変化させた時の鍼に加わる張力と圧縮力の変化を測定した。鍼に加わる張力と圧縮力は上下運動幅の増加にともない上昇した後、各々の上下運

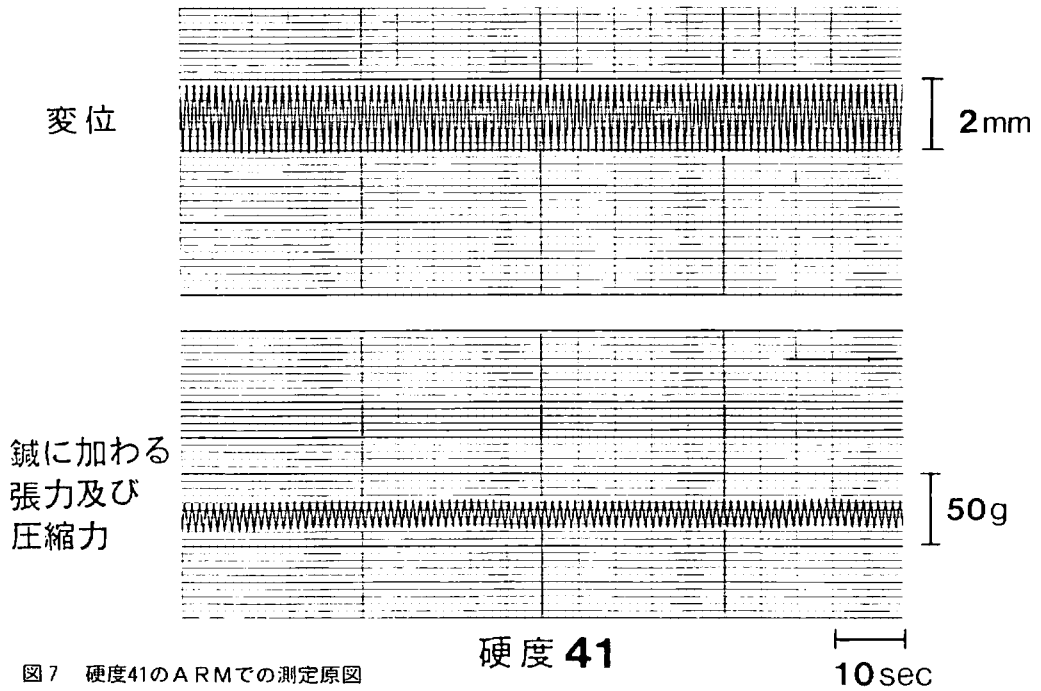


図7 硬度41のARMでの測定原図

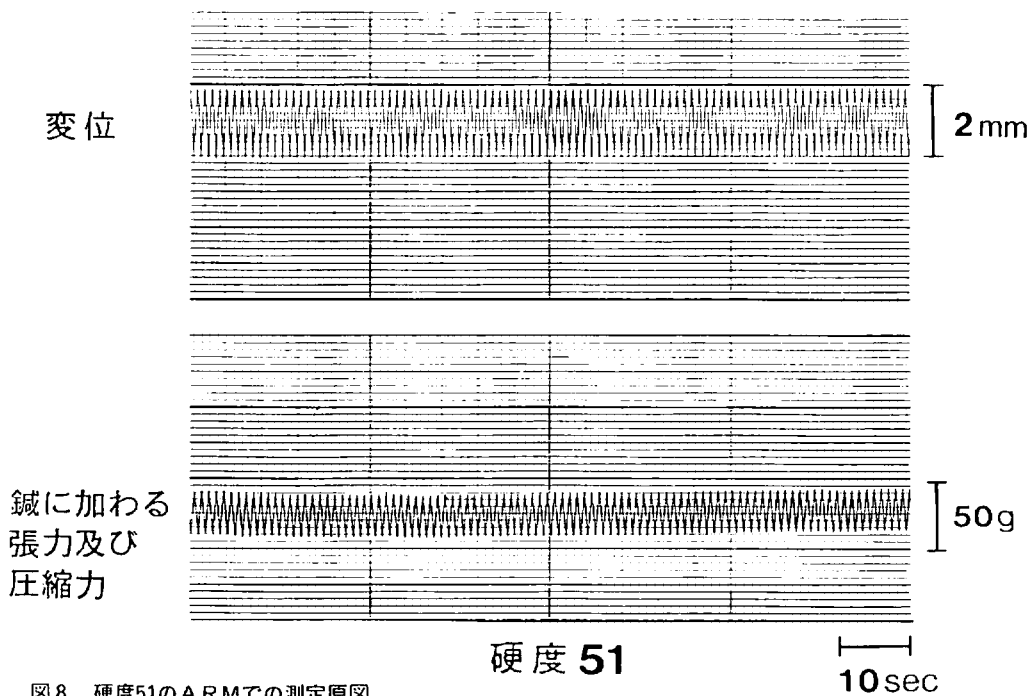


図8 硬度51のARMでの測定原図

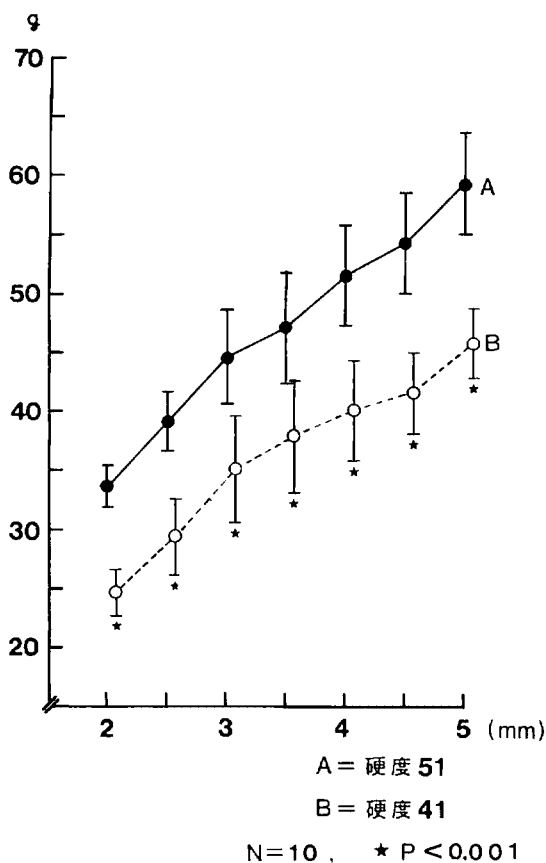


図9 硬度および上下運動幅の違いによる張力と圧縮力の変化

動幅で硬度41と硬度51の平均値の差の検定 (Student T検討) を行なったところ有意水準0.1% ($P < 0.001$) でA R Mは硬度41と硬度51の違いを検出できることが明らかになった (図9)。

IV 刺鍼抵抗感覚の客観化

1. 実験方法

一般的に刺鍼抵抗感硬さは硬さの違いによって変わる。これを実験的に証明するため硬度測定をおこなったモデル材料・硬度41と硬度51を使用し、Acupuncture Sensor による出力波形と術者の刺鍼抵抗感覚との対応関係を観察した。また、生体における硬結部・非硬結部での Acupuncture

Sensor による測定値と術者の刺鍼抵抗感覚との対応実験をおこない、合わせて Acupuncture Sensor からの出力波形の観察を行なった。

測定者は鍼臨床経験10年以上の者とした。

さらに筆者らは刺鍼抵抗感覚は鍼の臨床経験によって感覚できるものとして実験を行なっている。そこで臨床経験の有無によって刺鍼抵抗感覚は異なるのではないかと仮説のもとに、硬度測定をおこなったモデル材料・硬度41と硬度51を使用し、臨床経験1年以下の初心者群と2年以上の熟練者群を対象に刺鍼抵抗感覚による硬度差の弁別能力の比較検討を行なった。

2. 実験結果

硬度測定を行なったモデル材料における実験結果では図10に示すように、測定者が鍼を動かす感覚が硬いと感覚したとき波高値が増大することが観察され、軟らかいと感覚したときは波高値が減少することが観察できた。

硬度41と硬度51を重ねて、下部の硬度51が刺鍼抵抗感覚により弁別できるかどうか検討した (図11)。硬度41に鍼先があり鍼をタッピングした時と、硬度51に鍼先があり鍼をタッピングしたときでは明らかに硬度51のほうが波高値が高く検出され、術者の感覚とよく対応することが観察できた。

また生体における硬結部・非硬結部での Acupuncture Sensor による測定値と術者の刺鍼抵抗感覚との対応実験をおこなった。硬結部では Acupuncture Sensor からの波高値が大きく検出されたが、刺激を持続することにより波高値の減少が観察できた (図12)。非硬結部では波高値が増加する (図13)。硬結部・非硬結部とも波高値の増減と感覚との間に高い相関のあることがわかった。図14は触診でとらえた硬結部に皮膚表面から徐々に鍼を刺し皮下組織の部分でタッピングを行い、ついで徐々に鍼を刺し硬結部の部分でタッピングをした時の測定原図である。硬結部に達するまでのタッピングでは波高値が小さく、硬結部に達しタッピングをした時には波高値の増加が観察された。波高値の増減と感覚との高い相関関係

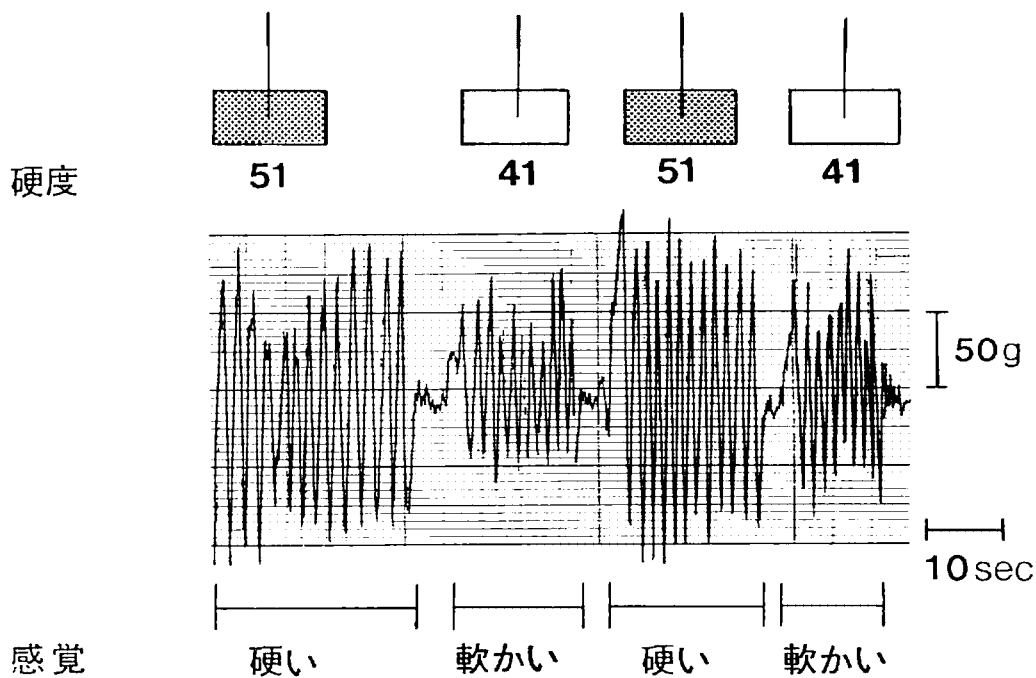


図10 モデル材料・硬度41と硬度51を使用しての Acupuncture Sensor 出力波形と術者の刺鍼抵抗感覚との対応

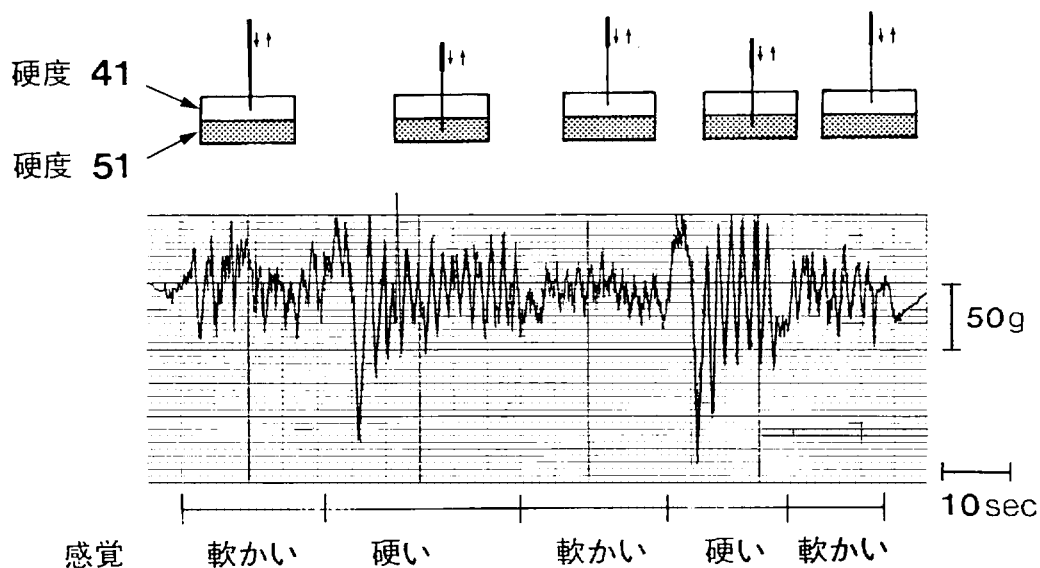


図11 硬度41と硬度51を重ねた時の下部硬度51の弁別

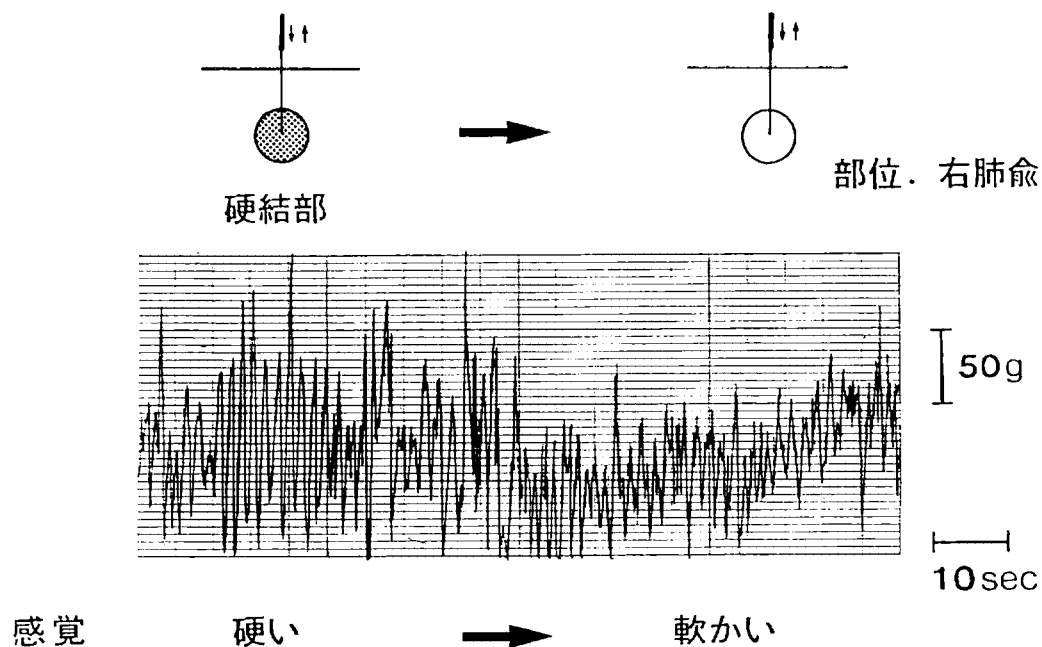


図12 硬結部での Acupuncture Sensor 出力波形
と術者の刺鍼抵抗感覚との対応

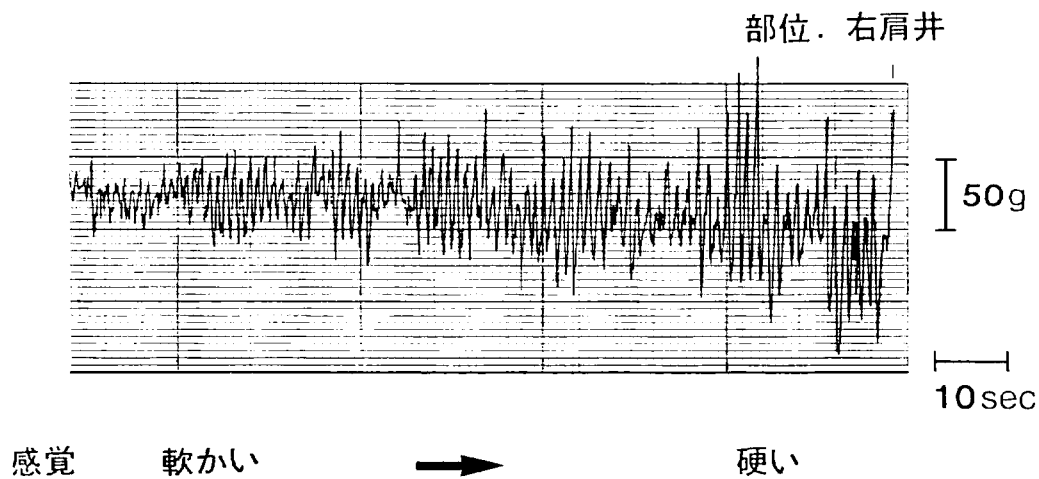


図13 非硬結部での Acupuncture Sensor 出力波
形と術者の刺鍼抵抗感覚との対応

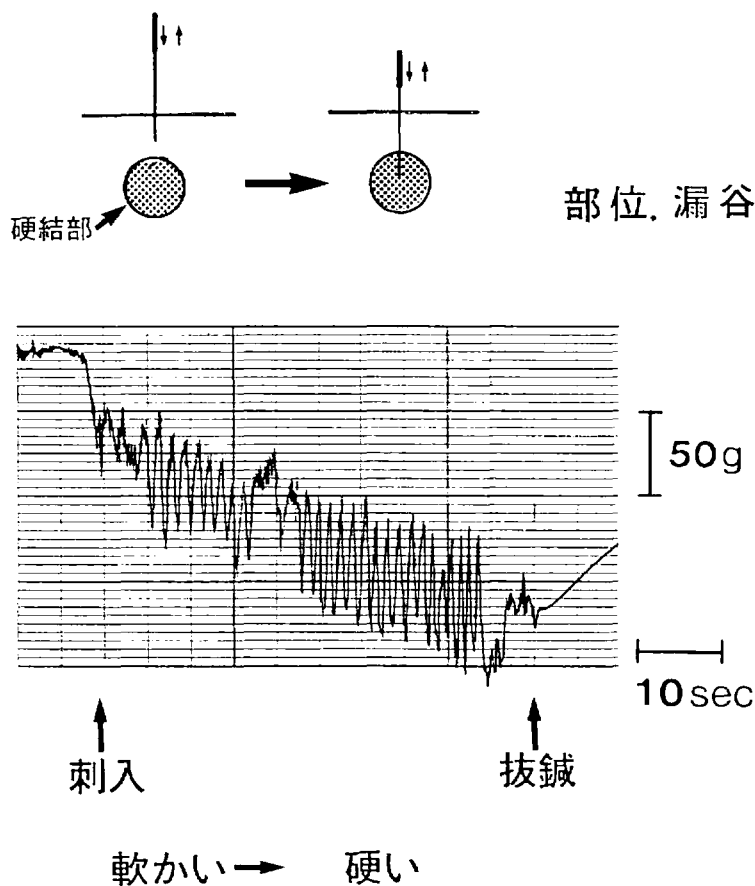


図14 硬結部での刺入深度の違いによるAcupuncture Sensor 出力波形と術者の刺鍼抵抗感覚との対応

が観察できた。

硬度差の微妙に異なる2種類のモデル材料、硬度41と硬度51を用い、材料に鍼を刺入し鍼の上下運動のみで微妙な硬度差が検出できるかどうか、をみる目的で臨床経験1年以下の初心者群22名と2年以上の熟練者群10名を対象にブラインドテストを行なった。

その結果、表-2に示すとおりカイ二乗検定により有位水準0.1% ($P < 0.001$)で臨床経験をつんだものは硬度41と硬度51の微妙な硬度差を検出できる能力をもつことがわかった。

	硬度差検出	
	弁別可能	弁別不可能
臨床経験1年以下の者 (初心者群)	58	52
臨床経験2年以上の者 (熟練者群)	48	2

$P < 0.001$ で有意性あり

表2 刺鍼抵抗感覚による初心者群と熟練者群の硬度差弁別能力の比較。測定回数は初心者群熟練者群とも1名につき5回測定をおこなう。

V 考 察

Tuckerman³⁾は、『硬さは、対摩擦性、引っかかりに対する抵抗、切削抵抗、弾性係数の高いこと、降伏点・引っ張り強さの大きいこと、弾性振動係数の小さいことなどのような多くの属性を含んでいる』と述べている。従って硬さの測定には種々の方法があり、各々の材料にあった硬さ・硬度測定法⁸⁾が考案されている。今回我々が開発した Acupuncture Rheometer (ARM) は生体軟部組織の粘弾性情報を直接鍼を介して測定するものであり、特徴として鍼のマニュアル操作時の刺鍼抵抗の連続測定も鍼駆動装置によるメカニカルな刺鍼抵抗の連続測定も自在に測定可能である。現在までこれに類する機器は馬場の開発した鍼を引き抜くときの張力を測定するタノミメータ⁷⁾がある。筆者らの開発した ARM はタノミメータとはまったく原理が異なることは、これまでの説明で明白である。

鍼灸医学の診断法は望・聞・問・切で行われる。なかでも切診は脈診・経絡診(切経)・候背診・腹診に区分され、古来、証の確立、経絡、経穴反応系の診断、治効の判定などに必要不可欠であるとされている。馬場⁷⁾は『伝統鍼灸治療の分野では脈診を始め触診・圧診・虚実にいたるまで力を無視することはできない。鍼灸治療における力の観察は重要視すべきである。』と述べ触診情報の客観化の重要性を述べている。触診情報を客観化する場合レオロジーが重要である。レオロジー(Rheology)⁴⁾は一般に「物質の変形と流動の科学」として知られている。あらゆる物体は弾性と粘性を兼ねて合わせもっており、生体の軟部組織も半流動体というレオロジー的性質をもっている。触診⁹⁾は皮膚や筋肉の外部からの力学的刺激に対する応答を求めているのであるから、その時の粘弾性パターンを客観的に測定することができれば、触診のレオロジー的裏付けが可能となる。

また現在、レオロジーはヘモレオロジー⁶⁾が主流であり、生体軟部組織のレオロジーは解析が困難²⁾であるといわれている。今回開発した ARM は鍼灸医学にとどまらず広く生体軟部組織のレオ

ロジー的解明の一手段として応用が可能であると思われる。

マニュアル操作(手法運鍼)時の Acupuncture Sensor は鍼と術者の手指間に Sensor が介在するため鍼操作時の感覚量をそのまま客観化できる。

今回の実験では刺鍼抵抗感覚時の術者の感覚と Acupuncture Sensor による出力波形との対応を中心に検討した。その結果 Sensor 出力波形の波高値が感覚量と対応することが観察できた。しかし、人間の感覚は瞬間の波高値だけの変化ではなく、時間経過による変化も一つの変量として捉えている要素が大きいと思われる。この結果細かな変化も拡大して捉える可能性がある。このため今回は分析できなかったが、Sensor 出力の積分波形を分析することにより、より刺鍼抵抗感覚の本体に迫ることができるのではないかと考えられる。

また今回、開発をおこなった ARM は硬度差 10 の材料を識別できることが実験を通して明かになった。この成績は鍼の上下運動により硬度の測定が可能であることを示唆している。また硬度差は鍼の上下動 2 mm という微小な動きでも検出できることがわかった。これは鍼灸臨床において細かな鍼の動きで硬さを判別している事実を客観的に裏付けしていると考えられる。しかし、鍼の上下振幅が変われば実験結果から明らかなように鍼に加わる張力・圧縮力が変化する。臨床経験 1 年以下の初心者と臨床経験 2 年以上の熟練者との間に硬度差弁別能力に差があることを考え合わせると鍼を動かす上下動が一定でないと硬さの弁別ができないことを意味しており、臨床経験をつんだものは鍼を一定振幅で動かし、その時の刺鍼抵抗感覚から生体軟部組織の硬さを感じていることが十分考えられる。今後の問題点として Sensor の改良を検討する必要がある。Sensor は半導体ストレンゲージを使用している。半導体ストレンゲージは金属線ストレンゲージにくらべて歪みに対する抵抗変化は 50 倍以上もあって、感度はよいが温度変化に対して 200 倍ほど敏感なので温度変化の大き

い所では補償が難しいという欠点がある。また鍼駆動装置における生体での測定では、装置の鍼連結部分が自由に動き、なおしっかり固定できるアームをつくらないと計測に時間がかかるという問題点がある。

今後の研究課題として超音波による粘弾性計測との対応、生体組織における硬結部・非硬結部のより細かな検討、鍼刺激定装置への応用、刺鍼部位の組織緊張度の変化を測定するため局所部位変化時の脳波変化・筋電図変化などさまざまな生体現象と組み合わせ、多次元的測定分析ができる。など多方面の応用が考えられる。

これらの研究は境界領域の学問であるため、医学・工学・物理・化学などさまざまな分野からのアプローチをおこない、触診客観化による鍼灸医学の科学化に向けさらに研究を進めたいと考えている。

VI 総 括

鍼のマニュアル操作時の刺鍼抵抗や鍼駆動装置によるメカニカルな刺鍼抵抗を自在に測定できる Acupuncture Rheometer の開発と刺鍼抵抗感覚の客観化を目的に研究をおこなった。

1. アスカー硬度41・アスカー硬度51のモデル材料をもちいてARMで硬度差が測定できるかどうかについて検査した結果、十分判別可能であることがわかった。

2. Acupuncture Sensor の開発応用によりモデル材料および組織の張力変化と治療者の刺鍼抵抗感を同時に測定し分析することが可能となり、施術者の感覚とセンサーで測定した張力変化の間に高い相関性があることが明らかになった。

3. レオメータを用い触診で観察した硬結部、非硬結部の組織抵抗の測定を行ったところ、硬結部は非硬結部に対し明らかな組織抵抗の上昇部位として観察することが出来た。

4. モデル材料をもちいて臨床経験1年以下の初診者群と2年以上の熟練者群を対象に微妙な硬度差を感覚できるかどうかについて検討した。その結果、両者には有意な差が観察でき、臨床経験

の長いものほど微妙な硬度差を判別できることを実験的に裏付けることができた。

稿を終えるにあたり明治鍼灸大学・東洋医学教室、高島文一教授、Acupuncture Sensor の制作に当たって頂いた昭和測器、および鍼駆動装置の制作をお願いした島津理科器械株式会社の両技術部の皆様に謹んで感謝の意を表します。

文 献

- 1) 馬場伯光：経穴力の研究。日本鍼灸治療学会誌。19(1)：1985。
- 2) 長谷川正光：生体組織の力学特性。医用電子と生体工学。19(7)：518～524，1981。
- 3) L. B. Tuckermann：Mechanical Engineering。47(1)：53～55，1925。
- 4) 中川鶴太郎著：レオロジー，2版。東京。岩波書店：6～7，1985。
- 5) 岡 小天著：レオロジー入門，10版。東京。工業調査会：85～86，1982。
- 6) 岡 小天著：バイオレオロジー，改訂第4版。東京。裳華房：1～3，1984。
- 7) 柴崎保三：鍼灸医学大系・黄帝内経素問靈樞臨床研究。京都。雄渾社。23：167～172，1980。
- 8) 山本健太郎著：硬さ，初版。東京。コロナ社：10～13，1982。