

Acupuncture Sensor の改良と刺鍼抵抗の測定

*明治鍼灸大学 東洋医学臨床教室 **明治鍼灸大学 東洋医学基礎教室

***東北大学工学部電気工学科

佐々木和郎* 矢野 忠* 森 和** 中鉢 憲賢***

要旨：臨床的に重要な感覚である刺鍼抵抗感覚を定量的に測定するため、ストレンゲージを用いた Acupuncture Rheometer の開発を行った。従来開発されている型のは、鍼の曲げ方向の力による影響が大きく、これが障害となり鍼に対する圧縮、伸張の力を精度よく測定できなかった。この点を改良するためゲージをブリッジ型とした。これにより鍼の曲げによる影響をほとんど除去することができ同時に、ブリッジ回路にすることにより温度変化に対する補償も大幅に改善することができた。異なる硬度のオイルゼリーを用いて鍼上下微細動および刺鍼深度の関係を測定した。その結果、臨床的な刺鍼抵抗感覚との類似性を観察することができた。

Improvement of an Acupuncture Sensor and Measurement of Needle Sensation

Kazuro SASAKI*, Tadashi YANO*,
Kazu MORI* and Noriyoshi CHUBACHI**

*Department of Oriental Medicine, Meiji College of Oriental Medicine

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

Summary: Acupuncture rheometer has been developed to measure needle resistance sensation quantitatively which is important index for acupuncture clinic. The apparatus developed before can not measure it accurately, since large error is included by the effect of bending force to the needle. We succeeded in eliminating the effect of needle bending by letting the circuit of strain gauges as a bridge type. This bridge circuit simultaneously improves compensation of the temperature variation. The needle resistance is measured against fine needle movement and against needle depth in oil jelly, which is model material simulating the biological tissue. The results suggests the analogy between measured resistance and sensed resistance by physician in acupuncture clinic.

Key Words: 鍼 acupuncture, センサー Sensor, レオロジー Rheology.

I 緒 言

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。

長尾はり、「一本の鍼を通して組織抵抗を知り、それに適合する刺激を加えることが鍼の治効に結びつく大切なことである。一般的には、強い組織抵抗はゆるめ、弱まった組織抵抗は増強をはかるなどして調整することが治療目標となる。このことが古典でいう『気を散じ、あるいは気を集め、気をめぐらし、気をいたらしめる』、『気の過不足を補写する』、『気の滞りを除く』などの表現に相当するのであろう。」と述べその重要性を指摘している。また柴崎は素問・靈枢臨床研究²⁾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、的確に生体の状態を判定するためにも、治療効果を高めるためにも重要な指標であるといえる。

そこで筆者等は刺鍼抵抗感覚の定量化をおこなうため、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、等速度で上下動させる装置などからなる Acupuncture Rheometer (略して ARM) の開発³⁾をし刺鍼抵抗感覚を客観的に測定できることを明らかにした。しかし、試作 1 号の Acupuncture Sensor (以下、Sensor I 型とする) は微細な鍼の曲げ方向の歪みを非常に大きく検出してしまい、鍼の軸方向に加わる張力、圧縮力のみを検出することが充分でなかった。そこで、今回鍼に加わる曲げ方向の力による影響を除去し、鍼に加わる上下方向の張力・圧縮力のみを精度よく検出することができる Acupuncture Sensor の改良 (以下、Sensor II 型

とする) を行なった。次に、それを用いて生体軟部組織様モデル材料の刺鍼抵抗測定をおこなったので報告する。

II Sensor の改良

図 1 は、試作 1 号器として開発した Sensor I 型である。Acupuncture Sensor の開発によ

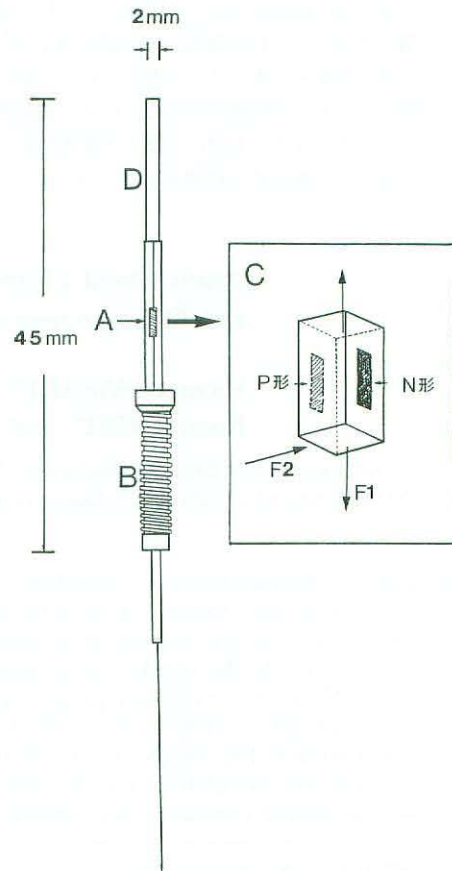


図 1 Sensor I 型構造図

A : Sensor 部. B : 鍼固定チャック : 鍼が簡単に装着できる. C : Sensor 部分の拡大図, 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. D : Sensor 保持部. F1 : 鍼軸方向の圧縮, 引張力. F2 : 鍼に加わる曲げ方向の力.

り鍼と術者の手指間に 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 出力波形との対応をおこなうことが可能となった。さらに、鍼駆動装置と合わせ測定することにより、鍼を一定振幅で動かし鍼に加わる力の分析が行えるようになった。

しかし、Sensor I 型は半導体ストレングージを使用しているため感度は良いが温度変化に対して非常に敏感なので、温度変化の大きい所では補償が難しかった。また測定したいのは鍼軸方向の力であるが、鍼に曲げの力(図1、F2方向)が加わるとそれを打ち消す構造になっていないので精度良く鍼に加わる張力・圧縮力を測定できないと言う構造上の欠点が見かになった。以上の二つの欠点を改良するため、次の改善を行った。まず、温度に対して敏感すぎるのを防ぐため、半導体ストレングージを用いずペーパーストレングージを用いた。感度の点でペーパーストレングージは問題なかった。次に鍼の曲げ方向の力による出力を打ち消すためにペーパーストレングージをブリッジ回路とした。ブリッジ回路により温度変化に対する補償も効率よく行なえるようになった。図2に Sensor II 型の構造図を示す。Sensor 部

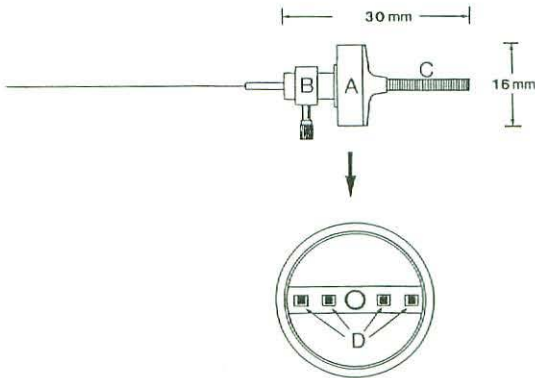


図2 Sensor II型構造図

A : Sensor 部, B : 鍼固定部, C : Sensor 保持部, 矢印下は Sensor 部分の拡大図である。鍼固定部を取り除き鍼固定部方向から Sensor 部を観察した。D : ペーパーストレングージは中央部, 直線梁に4枚接着してある。

は昭和測器製MRS-2K型ロードセルを使用し、Acupuncture Sensor 全体の重量は2.7gと小型、軽量とした。Sensor 部側方断面図をよび回路図を図3に示す。

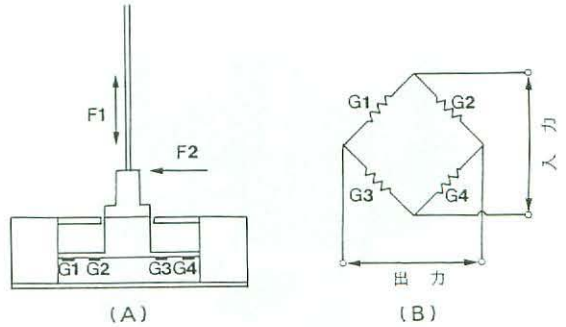


図3 (A)Sensor 部側方断面図。(B)Sensor 部回路図

G1, G2, G3, G4 は圧縮歪みに対して、G2・G3 は引張歪みに対して出力する。ブリッジ回路を組んであるためF1方向の圧縮、引張力に対しては感度が良く、F2方向の力は打ち消す構造となっている。

III モデル材料による刺鍼抵抗の測定方法

測定システムを図4に示す。ARMは Acupuncture Sensor・鍼を等速度で上下運動する鍼駆動装置・鍼上下運動幅検出 Sensor (差動トランス)・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記録計より構成されている。

測定系のブロックダイアグラムを図5に示す。鍼駆動装置は鍼を等速度で上下動させる装置であり、鍼駆動装置コントロール部は鍼上下動の振幅を2mm~5mmまで可変でき、鍼上下動の周波数は0.5Hz~10Hzまで可変可能である。鍼に一定の変化を与えたときの鍼に加わる張力・圧縮力を Acupuncture Sensor で検出する。Sensor 出力は動歪み測定器5382型アンプ(昭和測器製)で増幅し、レクチコーダ(日本電気三栄製)で記録した。同時に、鍼上下動の大きさは鍼駆動装置の差動トランスによって検出され、この出力も同じ

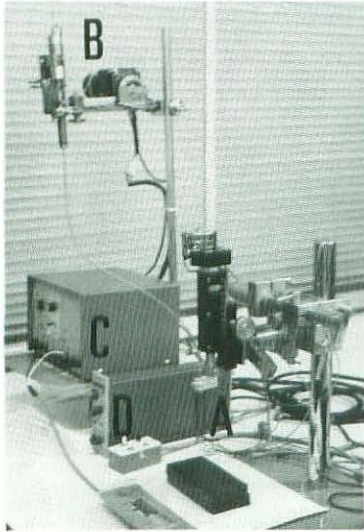


図4 測定システム

A : Acupuncture Sensor 部. B : 鍼駆動装置・鍼上下運動速度モニター Sensor 部. C : 鍼上下運動速度コントロール部.

くレクチコーダで記録した.

測定に使用した鍼はステンレス鍼・40ミリ鍼20号、鍼直径0.195mm（東洋医療研究所製）を使用した.

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・D Typeの二種類を使用した. オイルゼリーをもち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（SRIS-0101）、スプリングかたさ試験にもとずいた. モデル材料の硬度は室温 $25 \pm 1^\circ\text{C}$ でオイルゼリー C Type がアスカー硬度51（以下、硬度51とする.）、D Type がアスカー硬度41（以下、硬度41とする.）であった.

測定システムの基本設定はモデル材料を測定ステージにセットした後、コンピュータにより支持されている Sensor 部に鍼を固定しコンピュータでモデル材料に垂直に刺入した. また、鍼上下動周波数は1 Hzとした. これは筆者等が臨床上、刺鍼抵抗を知覚する上で用いている鍼の上下動周波数とほぼ一致させた. 以下の実験では全て本周波数で測定をおこなった. 実験は鍼の曲げと Sensor 出力の関係、鍼上下幅と刺鍼抵抗の関係、刺鍼深度と刺鍼抵抗の関係について測定した.

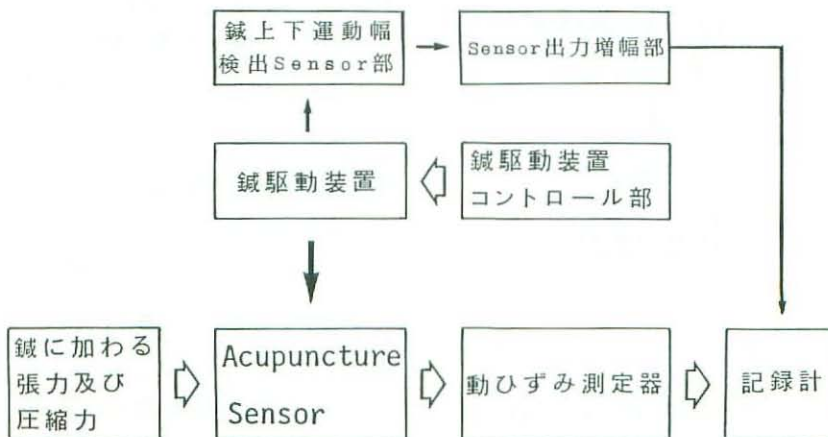


図5 Acupuncture Rheometer のブロックダイアグラム

IV 結 果

1. 鍼の曲げと Sensor 出力の関係

Sensor I型と Sensor II型を用い鍼の曲げとSensor 出力の関係を観察した。モデル材料は硬度51を用い、鍼刺入深度は10mmとした。鍼軸方向における曲げの変化はモデル材料に垂直に固定したマニピュレータを動かすことによりおこなった。曲げの角度は前・後・左・右(図1, 2: F2方向の力に直角に前後, F2方向の力にそって左右とする), 各々1°づつ角度を増し5°まで測定をおこなった。

図6に鍼の曲げの角度変化による Sensor 出

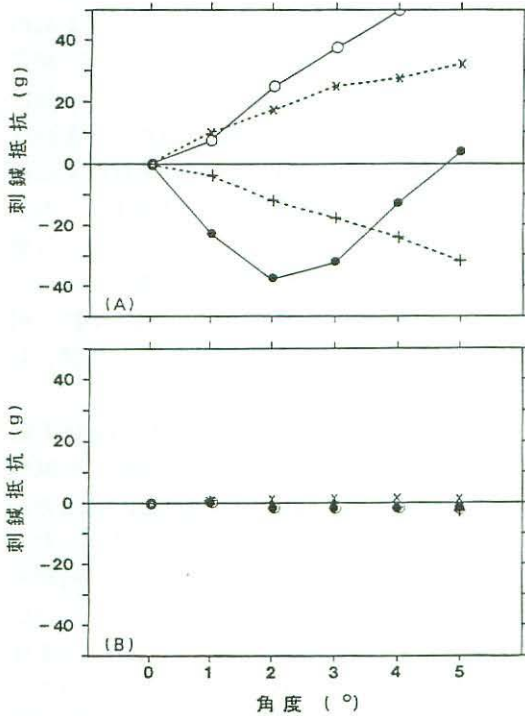


図6 鍼の曲げと出力の関係

(A)Sensor I型. (B)Sensor II型の測定結果である。縦軸はモデル材料に垂直に刺鍼した時の測定値からのセンサ出力の変化を表す。横軸は鍼の曲げの角度を表す。☆印は垂直に刺鍼した時の測定値, ○印は左方向の変位, ●印は右方向の変位, +印は前方向の変位, ×印は後方向の変位を表す。

力の変化を表す。上図は Sensor I型, 下図は Sensor II型である。図の縦軸はモデル材料に垂直に刺鍼した時の測定値からの変化を表す。横軸は鍼の曲げの角度である。図6から明らかなように従来の Sensor I型では鍼軸方向に微小な曲げの力が加わっても大きく Sensor 出力が変化する。これに対し Sensor II型は鍼軸方向に多少の曲げが加わっても垂直に刺鍼したときの値から±3g内の変動に入り鍼軸方向に加わる力を精度よく測定可能となった。

2. 鍼上下幅と刺鍼抵抗の関係

Sensor II型を用い鍼上下幅と刺鍼抵抗の関係を観察した(図7)。モデル材料は硬度41・硬度51を用い各々の材料で測定をおこなった。鍼刺入深度は10mmとした。鍼上下幅は2mm~5mmの範囲で0.5mm

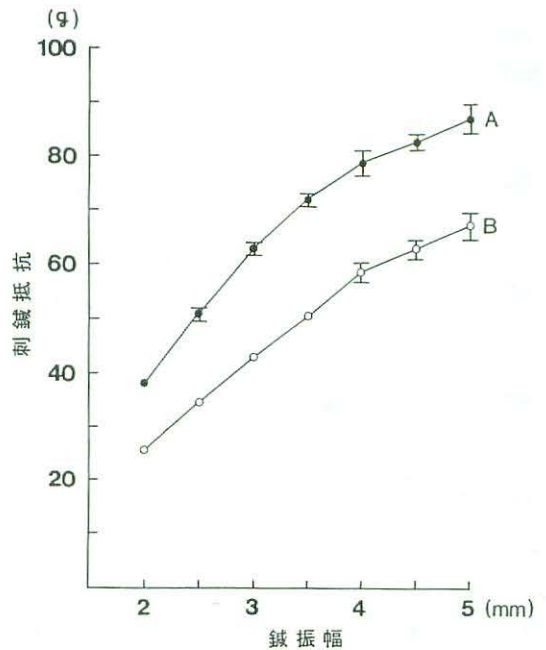


図7 鍼上下幅(振幅)による刺鍼抵抗の変化

縦軸は鍼に加わる刺鍼抵抗, 横軸は鍼の上下幅(振幅)を表す。Aは硬度51のオイルゼリー, Bは硬度41のオイルゼリーであり, 各上下幅でモデル材料に対して10回測定をおこなった平均と標準偏差を表す。○印及び●印のみは標準偏差が○印及び●印の中に入り標準偏差が小さいことを示す。

ずつ変化させ、鍼に加わる刺鍼抵抗の変化を測定した。

鍼に加わる刺鍼抵抗は鍼の上下幅の増加にともない上昇し硬度41と硬度51の違いを明確に検出できた。

刺鍼抵抗と鍼上下動の大きさ（振幅）は2mm～3.5mmまではほぼ直線的に刺鍼抵抗が増加し4mm以後は刺鍼抵抗の大きさが押さえられた形となり標準偏差も大きくなった。

3. 刺鍼深度と刺鍼抵抗の関係

Sensor II型を用い刺鍼深度と刺鍼抵抗の関係を観察した（図8）。モデル材料は硬度41・硬度51を用い各々の材料で測定をおこない、鍼上下幅は2mmとした。刺鍼深度は5mm～25mmまで測定を行い、5mmずつモデル材料に刺入した時の鍼に加わる刺鍼抵抗変化を測定した。刺鍼深度の増加による刺鍼

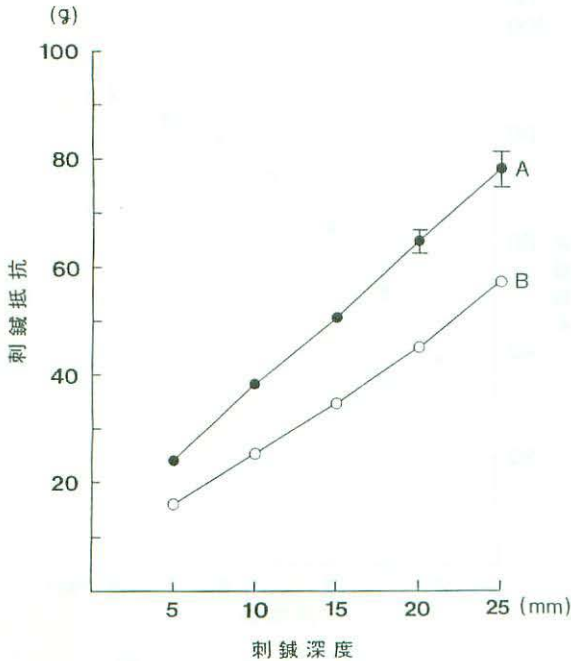


図8 刺鍼深度による刺鍼抵抗の変化

縦軸は鍼に加わる刺鍼抵抗、横軸は刺鍼深度を表す。Aは硬度51のオイルゼリー、Bは硬度41のオイルゼリーであり、各刺鍼深度で10回測定をおこなった平均と標準偏差を表す。○印及び●印のみは標準偏差が○印及び●印の中にあり標準偏差が小さいことを示す。

変化では刺鍼深度が深くなるほど刺鍼抵抗が増し、刺鍼抵抗と刺鍼深度の相関は硬度41で相関係数0.998、硬度51で相関係数0.999と高い相関を示した。

V 考 察

今回開発の Sensor (Sensor II型) の特徴としては、ストレンゲージを使用したブリッジ回路により鍼に加わる曲げ方向の力を打ち消し、鍼の軸方向に加わる力を精度よく測定可能となり、さらに測定値のバラツキも少なくなった。

Sensor I型と Sensor II型の鍼軸方向における曲げの出力変化比較では、Sensor I型では測定モデル材料に刺鍼した際、鍼の曲げが多少でもあれば、たとえばマニプレータの固定が最初に曲がる、あるいは刺鍼時に鍼が曲がれば、測定値に誤差が生ずることが解った。以上より前報告の Sensor I型による測定値は誤差が大きかった。それに対し Sensor II型では実験結果に示すとおり、鍼軸方向に多少の曲げが加わっても5度以内で±3g内の変動であり、生体における測定でも精度よく測定できる可能性を示唆している。

Sensor II型によるモデル材料の測定では、刺鍼抵抗と鍼上下動の大きさ（振幅）との関連、および刺鍼深度の関連について検討した。

鍼上下動の振幅と刺鍼抵抗の関連では鍼上下動の振幅が2mm～3.5mmまではほぼ直線的に刺鍼抵抗が増加するが、4mm以後は刺鍼抵抗の大きさが押さえられた形となり標準偏差も大きくなった。これは鍼の上下動が大きくなると、モデル材料と鍼の間で滑りが起きるためと考えられる。このことは臨床において刺鍼抵抗を感じる場合、あまり大きな鍼の上下動ではかえって弁別しにくいことを意味し、筆者等が経験的に細かな鍼の上下動（約2mm）で刺鍼抵抗を覚覚していることと一致する。さらに、刺鍼抵抗により硬さを弁別する場合、鍼上下動のたびに振幅が大きく変わらなければ鍼の上下度により硬さの弁別は可能であることを本実験は意味している。これも筆者等の臨床経験と一致した。

刺鍼深度と刺鍼抵抗の関係では、刺鍼深度が深くなるほど刺鍼抵抗が増しその相関は0.99と殆ど直線に近い高い相関を示した。これは、もし刺鍼方向において硬さが異なる物質が存在すればただちにその相関が異なってくる事を意味し、硬さの弁別が深さ方向で可能である事を示唆している。

これを応用すれば皮下組織・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有用であると考え。また、これは、臨床において鍼刺入時、刺鍼方向の刺鍼抵抗を重要視し、肩こり、腰痛、あるいはめまいなどの臨床を行っている事実と一致する。

次に、刺鍼抵抗の成因について考えてみると、刺鍼抵抗は鍼の軸方向に加わる力であり、鍼の軸方向に加わる力は鍼先端に加わる力と鍼側面が組織に与えるせん断方向の歪み⁴⁾の和の反力と考えることができる。もし、鍼先端に加わる力と鍼側面が組織に与えるせん断方向の歪みの関係を測定できるならば in vivo で生体軟部組織の各部分における粘性率、弾性率を算出できる可能性がある。鍼により生体組織の粘性率、弾性率の変化が測定できれば鍼治療の効果機序解明に大いに寄与できるものと考え研究をすすめている。また、生体軟部組織のせん断方向の歪みを測定している文献はほとんどなく参考にするべき論文がないという現状である。その意味でも、鍼灸医学だけでなく将来の医用電子、生体工学の分野で応用が期待できるものと考え。

Acupuncture Sensor, 鍼駆動装置をあわせ鍼を介しての粗弾性測定装置より Acupuncture Rheometer (粘弾性測定装置をレオメータ^{5,6,7,8)}と一般に言っている。)と命名した。間中は⁹⁾、「漢方、鍼灸術の診断学は、筋肉のレオロジカルな変化に大いに重点をおいている。鍼灸術は、その硬結部・弛緩部に、ほどよい刺激を与えてこれを正常化するという技法をもちいる。理論の面は別として、筋肉のレオロジーに関しては、かえって東洋の医学のほうが現代医学より実際の知恵をもって利用していたということは非常に面白い事実である。」と述べている。

Acupuncture Rheometer は in vivo で使用するにはまだ改良すべき点も多いが、この研究が発展すれば今まで鍼施術者の感覚のみに頼っていた鍼治療をより客観的・定量的に行うことが可能となり、鍼灸医学の科学的な発展に大いに役立つものと考え。

VI 総括

Acupuncture Sensor の改良と改良型 Sensor (Acupuncture Sensor II 型) を用い刺鍼抵抗の測定をおこなった。

1. Acupuncture Sensor の改良により鍼に加わる張力・圧縮力の測定が高精度でおこなえるようになった。

2. Acupuncture Sensor II 型によりアスカー硬度41およびアスカー硬度51のモデル材料の弁別をおこなったところ明確な刺鍼抵抗の差が観察された。

3. 刺鍼抵抗と鍼上下動の大きさ(振幅)は2mm~3.5mmまではほぼ直線的に刺鍼抵抗が増加するが4mm以後は刺鍼抵抗の大きさが押さえられた形となり標準偏差も大きくなった。

4. 刺鍼抵抗と鍼の刺鍼深度は相関係数0.99と高い相関性が観察された。

以上より、臨床において刺鍼抵抗を感覚する場合、鍼上下動のたびに刺鍼深度と振幅が大きく変わらなければ鍼の上下動により硬さの弁別は可能であり、さらに、鍼先端に加わる力と鍼側面が組織に与えるせん断方向の歪みの関係を測定できるならば in vivo で生体軟部組織の各部分における粘性率、弾性率を算出できる可能性があることを示唆した。

稿を終えるにあたり Acupuncture Sensor の制作にあたって頂いた昭和測器株式会社、島津理化機械株式会社の両技術部の皆様、御指導を頂いた明治鍼灸大学 東洋医学臨床教室・行待寿紀教授に謹んで感謝の意を表します。

文 献

- 1) 長尾栄一：鍼灸臨床のヒント(4)．理療の科学、12 (1)：23～27，1982．
- 2) 柴崎保三：『鍼灸医学大系23巻・黄帝内経素問靈樞臨床研究』，京都，雄渾社，1980：167～172．
- 3) 佐々木和郎，矢野 忠，片山憲史，森 和，中鉢憲賢：『鍼を応用したレオメータの関発と刺鍼抵抗感覚の客観的測定法』．明治鍼灸医学．創刊号：75～87，1985．
- 4) 町田輝史：『図解 材料強さ学の学び方』，1版．東京，工業調査会，5～23，1986．
- 5) 小野木重治：『化学者のためのレオロジー』，1版．京都，化学同人：1986．
- 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) 岡 小天著．『レオロジー入門』，10版．東京，工業調査会：85～86，1982．
- 8) 中川鶴太郎著：『レオロジー』，2版．東京，岩波書店：6～7，1985．
- 9) 間中善雄：肩こりと腰痛，6版．東京，創元医学新書：86～91，1983．