

鍼刺激が生体組織の粘弾性に及ぼす 効果に関する試験的研究

† 太田喜穂子¹⁾, 佐々木和郎²⁾, 中村辰三³⁾, 矢野忠⁴⁾

¹⁾ 明治鍼灸大学 老年鍼灸医学教室

²⁾ 鈴鹿医療科学大学鍼灸学部

³⁾ 明治鍼灸大学医療技術短期大学部柔道整復学科

⁴⁾ 明治鍼灸大学 健康鍼灸医学教室

要旨：生体組織の硬さを客観的に評価するために、圧弾性測定システムを用いて弾性係数と粘性係数を算出し、鍼刺激が生体組織の硬さに及ぼす効果を検討した。

健常人10名の鍼刺激前後の腰部における粘弾性変化を観察した。測定曲線から負荷過程と除荷過程より弾性係数と粘性係数を算出し硬さの指標とした。実験群は無刺激群と鍼刺激群とし、測定部位は腎俞穴とした。鍼刺激群は同部位に15分間の置鍼刺激を行った。

無刺激群では、全ての係数はほとんど変化しなかった。鍼刺激群では、負荷過程と除荷過程の弾性係数はほとんど変化しなかったが、除荷過程の粘性係数が刺激後に有意に減少した。これは生体組織の緊張が減少したことにより、組織に加えられた圧力からの回復が早くなったためと考えられた。

また全ての係数が増加した場合を硬さ増加、減少した場合を硬さ減少として各群の対象者を個別に判定したところ、無刺激群では生体の硬さが増加する例が多かったのに対して、鍼刺激群では減少する例が多かった。しかし両群間では有意な差を示さなかった。このことから置鍼刺激が生体組織の硬度を減少させる傾向を有することが示唆された。

I. はじめに

鍼灸治療は肩凝りなどの筋緊張を緩和する効果があることが知られている。日常臨床では、施術者は治療前後における筋硬度の変化を手指で皮膚表面から触診することにより評価しているが、その評価は臨床経験に基づいた主観的なものである¹⁻³⁾。

これまでの報告^{2, 3)}では、運動負荷後の下肢の筋に対する鍼刺激の影響を押し込み型の筋硬度計で計測したところ、筋硬度が減少したとする報告と変化が無かったとする報告があり、その効果については必ずしも一定していない。また、肩上部の筋の圧弾性に対する鍼刺激の影響を押し込み型の圧弾性システムを用いて計測した報告¹⁾では、鍼刺激後に圧弾性値が有意に減少したとされている。

このように筋硬度に対する鍼刺激の効果は一定しておらず、その要因として筋硬度の評価方法が確立されていないことが考えられる。すなわち、

生体組織の硬さをどのようなモデルとして捉えるのか、また硬さを表す客観指標をどのようなものにするのか、この点についての検討が必要である。そこで、我々は生体組織を非線型フォークトモデルとして捉え、施術者の触診動作に近い測定方法で得られる方法を重視した。この点について、有馬⁴⁾は対象物の粘弾性特性を評価する方法として、触診動作に近い測定方法で得られた情報を二通りの硬さの評価方法（弾性的評価と粘弾性的評価）で解析するシステムを提唱した。そこで有馬らの方法を参考に佐々木⁵⁾が開発した圧弾性測定システム（Compressive Elasticity System：CES）を用い、得られた情報から弾性係数と粘性係数の2つの係数を算出して生体組織の硬さを客観的に測定する方法を考案し、その方法を用いて鍼刺激の生体組織の硬さに及ぼす効果について検討したので報告する。

平成17年3月9日受付、平成17年11月25日受理

Key Words：鍼刺激 acupuncture, 粘弾性 viscoelasticity, 弾性係数 coefficient of elasticity, 粘性係数 coefficient of viscosity

† 連絡先：〒629-0392 京都府南丹市日吉町保野田ヒノ谷6 明治鍼灸大学 整形外科教室
Tel:0771-72-1181 (内線324) k_ohata@meiji-u.ac.jp

II. 方法

1. 対象

被験者は健康成人10名（男性：7名，女性：3名），平均年齢30歳（21～46歳）を対象とした。被験者には事前に実験の目的，方法，起こりうる危険性を十分に説明し，いつでも実験への参加を取りやめ同意を撤回することができることを確認した上で実験を行った。

なお、本研究は事前に明治鍼灸大学の研究倫理委員会へ申請し，承認を受けた後に行った（平成13年10月24日；13-68号）。

2. 粘弾性測定

1) 測定機器

測定には圧弾性測定システム(CES)を用いた。本装置はセンサー部，増幅部，データ記録部，解析部より構成される。センサー部は皮膚表面からの押し込み距離を測定する距離センサー，押し込む圧力を測定する圧センサーよりなり，先端部の圧子はステンレス製で，厚さ7mm直径10mmの円盤である（図1）。各センサーからの出力はアンプで増幅し，RT3100N(日本電気三栄製)でデータをA/D変換し，コンピューターに取り込んだ。データはコンピューターを用い，今回開発した独自のプログラムにより弾性係数と粘性係数を算出した。

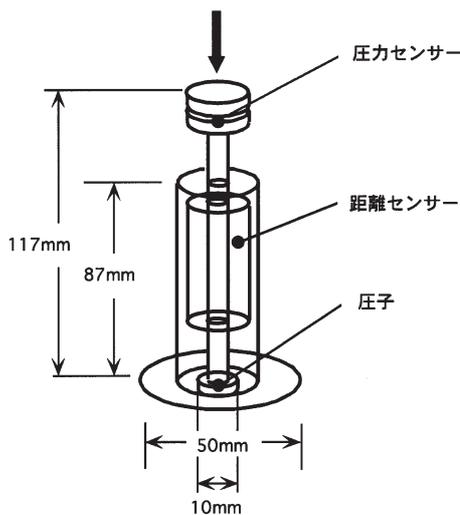


図1 圧弾性測定システムのセンサー部

センサー部は，皮膚表面からの押し込み距離を測定する距離センサー，押し込む圧力を測定する圧センサーよりなり，先端部の圧子はステンレス製で，厚さ7mm，直径10mmの円盤である。

2) 解析方法

ヒトにおける生体軟部組織は，弾性的性質と粘性的性質を合わせ持つ粘弾性的性質を有している^{1,2,4,6-9)}。粘弾性的性質を表す力学的モデルの代表として，マックスウェルモデル（直列粘弾性）とフォークトモデル（並列粘弾性）が知られている。本実験では非線形フォークトモデルの式（1）を用いて，解析を行った。

$$f = k x^p + c \dot{x}^q \quad \dots (1)$$

（ f ：荷重， x ：変位， \dot{x} ：速度 k ：弾性係数， c ：粘性係数， p ：弾性指数， q ：粘性指数）

この式では k ：弾性係数， c ：粘性係数， p ：弾性指数， q ：粘性指数が変数になっている。今回の実験の目的は，弾性係数及び粘性係数の変化を見ることにあるため，弾性指数，粘性指数の2変数解析を行った。

弾性指数，粘性指数を決定するために，各指数をそれぞれの指数部分を0.5～3.0の0.1刻みで変化させた。次に作成された式をもとに解析を行い，測定データに対してMarquardt法を用いフィッティングを行い，より残差が小さくなったときの数値求めた。その結果， $p=1.8$ ， $q=1$ を決定し，それらを指数部分の定数とした。

$$f = k x^{1.8} + c \dot{x} \quad \dots (2)$$

そこで，（2）式を用いて解析を行い， k ：弾性係数， c ：粘性係数をそれぞれ算出し，検討を行った。

CESの測定ではセンサー部を押し込む負荷過程と，押し込んだセンサーが戻る除荷過程があり（図2），このときの応力は同じ軌跡をたどらな

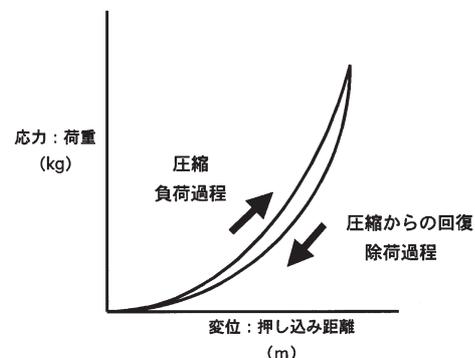


図2 CESを用いて生体軟部組織を測定した際に得られる曲線

センサー部を押し込む負荷過程と，押し込んだセンサーが戻る除荷過程がある。このときの応力は同じ軌跡をたどらないヒステリシス現象を表す。

い⁷⁾ヒステリシス現象^{4,8)}を示す。この負荷過程・除荷過程より弾性係数・粘性係数を求めた。

測定の再現性を確認するために、押し込み回数を3回1セットとして10セットの測定を行った。その結果、得られた測定曲線がほぼ同じ軌跡をたどることを確認した。また押し込み回数毎の係数の平均と標準偏差で比較した結果、3回目の係数の標準偏差が一番小さかったことより、押し込み回数が3回目の係数を代表値として用いた。

なお、押し込み距離は 11.9 ± 0.3 mm (平均 \pm 標準偏差 $n=10$) であった。測定部位は腰部とし、経穴の腎兪穴 (第2・第3腰椎棘突起間の外4cm) とした。

3. 実験方法

まず、弾性係数と粘性係数の値が生体組織の硬さを表す指標として適切であるか否かを検討する目的で、女性1名 (23歳) を対象に硬い部位として前腕部 (前腕後面肘関節から下約5cm)、軟らかい部位として腹部 (臍の外側約4cm) の計測を行った。

次に、鍼刺激が生体の粘弾性に及ぼす影響を観察するために、無刺激群と鍼刺激群の2群を設けた。両群は同一被験者で少なくとも1週間の間隔を空けて実験を行った。被験者は安静腹臥位にて、鍼刺激前に測定を行った後、鍼刺激群では15分間の置鍼刺激を行い、鍼刺激直後、刺激後10分に同様に測定を行った。無刺激群では、鍼刺激群と同様の工程とし、鍼刺激15分間は無刺激とした。

鍼刺激は、腎兪穴に15分間の置鍼刺激を行った。刺激には、直径0.18mm、長さ40mmのステンレス製ディスプレイ鍼 (セイリン、静岡) を用いた。刺入深度は、鍼を刺入した際に抵抗を感じる深さとし、皮膚表面から 12.0 ± 6 mmであった。CESの測定は、呼吸の影響を除くために呼気終了時に約20~30秒間呼吸を止めさせて測定した。

4. 統計処理

各係数 (負荷過程における弾性係数、除荷過程における弾性係数、粘性係数の3つ) は平均値 \pm 標準誤差で表した。統計処理には、STATISTIC A ver.5 (Statsoft Japan製) を使用し、レーベンの分散の一様性の検定により等分散を調べ、一元配置の経時的手法として分散分析を行った。次に

多重比較 (Tukey法) を行い、刺激前後・10分後の比較によるHyunh Feldtの補正 ($\epsilon=1.000$) を行って有意差の検定をした。なお、被験者の個別的評価は、各係数の刺激前 (無刺激群では安静10分) と刺激直後 (無刺激群では安静25分) および刺激後10分 (無刺激群では安静35分) それぞれで差を求め、小さい場合を減少、大きい場合を増加と判定し、全係数が減少した例数と増加した例数を集計した。群間での比較は χ^2 二乗検定を行った。

III. 結果

1. 前腕部と腹部の係数

前腕部では、負荷過程における弾性係数は 5.14 ($\text{kg}/\text{m}^{1.8}$)、除荷過程における弾性係数は 4.12 ($\text{kg}/\text{m}^{1.8}$)、粘性係数は 2.9 ($\text{kg}\cdot\text{s}/\text{m}$) であった。一方、腹部では、負荷過程における弾性係数は 1.47 ($\text{kg}/\text{m}^{1.8}$)、除荷過程における弾性係数は 0.93 ($\text{kg}/\text{m}^{1.8}$)、粘性係数は 1.26 ($\text{kg}\cdot\text{s}/\text{m}$) であった。このように前腕部と腹部での負荷過程における弾性係数および除荷過程における弾性係数と粘性係数は、前腕部では大きく、腹部では小さかった。すなわち、硬い組織では係数は大きく、軟らかい組織では係数は小さかった。

2. 鍼刺激による各係数の変化

1) 無刺激群における係数の変化

無刺激群の負荷過程における弾性係数、除荷過程における弾性係数と粘性係数の平均値の変化を図3に示す。○は個々のデータを、●はその平均値を示す。横軸は時間であり、縦軸は各々の係数である。

負荷過程における弾性係数の値は安静10分 ($2.88 \pm 0.15 \text{kg}/\text{m}^{1.8}$)、安静25分 ($3.09 \pm 0.26 \text{kg}/\text{m}^{1.8}$)、安静35分 ($3.07 \pm 0.13 \text{kg}/\text{m}^{1.8}$) でほとんど変化がなかった。

負荷過程における粘性係数の値は、安静10分 ($0.29 \pm 0.35 \text{kg}\cdot\text{s}/\text{m}$)、安静25分 ($0.37 \pm 0.30 \text{kg}\cdot\text{s}/\text{m}$)、安静35分 ($0.23 \pm 0.27 \text{kg}\cdot\text{s}/\text{m}$) で非常に小さく、ほとんど変化しなかった。

除荷過程における弾性係数の値は安静10分 ($2.52 \pm 0.13 \text{kg}/\text{m}^{1.8}$)、安静25分 ($2.60 \pm 0.19 \text{kg}/\text{m}^{1.8}$)、安静35分 ($2.63 \pm 0.16 \text{kg}/\text{m}^{1.8}$) でほとんど変化がなかった。

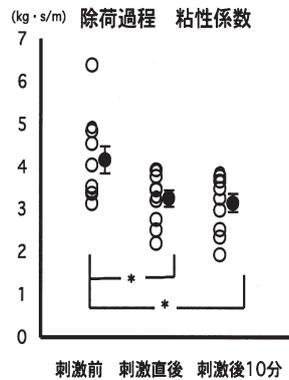
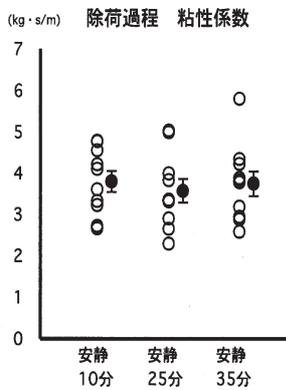
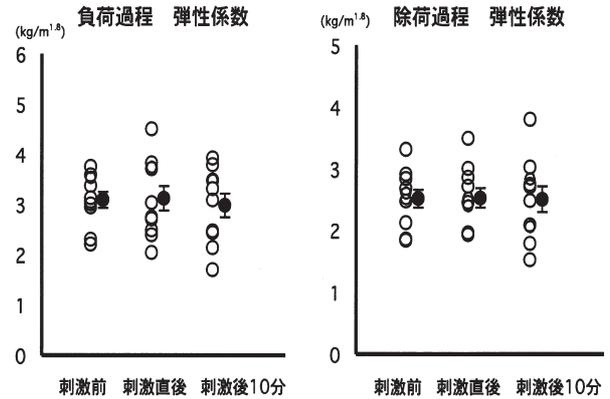
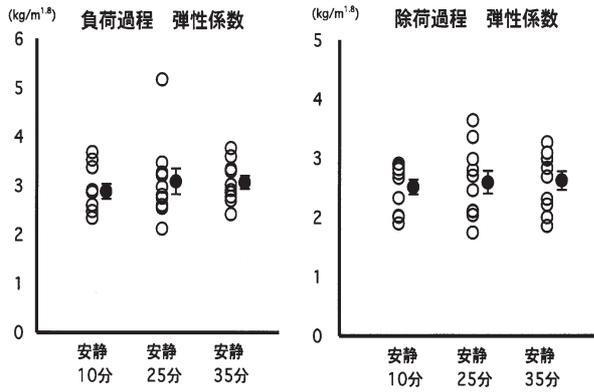


図3 無刺激群の負荷過程, 除荷過程における弾性係数, 粘性係数の平均値の変化

上段の左は負荷過程における弾性係数の変化, 右は除荷過程における弾性係数の変化, 下段は除荷過程における粘性係数の変化を示す (○は個々のデータ, ●はその平均値). 負荷過程の弾性係数, 除荷過程の弾性係数と粘性係数は時間経過に伴う変化はほとんどなかった (n=10).

除荷過程における粘性係数の値は安静10分 ($3.80 \pm 0.25 \text{ kg}\cdot\text{s/m}$), 安静25分 ($3.57 \pm 0.29 \text{ kg}\cdot\text{s/m}$) でやや減少傾向を示し, 安静35分 ($3.74 \pm 0.30 \text{ kg}\cdot\text{s/m}$) で安静10分とほぼ同じ値を示した.

2) 鍼刺激群における係数の変化

鍼刺激群の負荷過程における弾性係数, 除荷過程における弾性係数と粘性係数の平均値の変化を図4に示す. ○は個々のデータを, ●はその平均値を示す.

負荷過程における弾性係数の値は刺激前 ($3.09 \pm 0.16 \text{ kg/m}^{1.5}$), 刺激直後 ($3.12 \pm 0.25 \text{ kg/m}^{1.5}$), 刺激後10分 ($2.98 \pm 0.24 \text{ kg/m}^{1.5}$) でほとんど変化がなかった.

負荷過程における粘性係数の値は, 刺激前

図4 鍼刺激群の負荷過程, 除荷過程における弾性係数, 粘性係数の平均値の変化

上段の左は負荷過程における弾性係数の変化, 右は除荷過程における弾性係数の変化, 下段は除荷過程における粘性係数の変化を示す (○は個々のデータ, ●はその平均値). 負荷過程・除荷過程の弾性係数はほとんど変化がなかった. 除荷過程の粘性係数は刺激直後・刺激後10分と継続して有意に減少した (* $p < 0.01$ vs 刺激前 n=10).

($-0.39 \pm 0.36 \text{ kg}\cdot\text{s/m}$), 刺激直後 ($-0.19 \pm 0.22 \text{ kg}\cdot\text{s/m}$), 刺激後10分 ($0.25 \pm 0.30 \text{ kg}\cdot\text{s/m}$) で非常に小さいか, 0.0以下の値を示した.

除荷過程における弾性係数の値は刺激前 ($2.52 \pm 0.15 \text{ kg/m}^{1.5}$), 刺激直後 ($2.53 \pm 0.16 \text{ kg/m}^{1.5}$), 刺激後10分 ($2.51 \pm 0.21 \text{ kg/m}^{1.5}$) でほとんど変化がなかった.

除荷過程における粘性係数の値は刺激前 ($4.16 \pm 0.32 \text{ kg}\cdot\text{s/m}$), 刺激直後 ($3.25 \pm 0.19 \text{ kg}\cdot\text{s/m}$), 刺激後10分 ($3.14 \pm 0.21 \text{ kg}\cdot\text{s/m}$) で有意に減少した ($p < 0.01$).

3. 個別的变化

表1で示すように, 無刺激群において被験者の変化を個別的にみると安静10分と比較して安静25

表1 無刺激群と鍼刺激群の個別の変化

無刺激群			
	減少 (例数)	増加 (例数)	不変 (例数)
安静25分	2	4	4
安静35分	1	3	6

鍼刺激群			
	減少 (例数)	増加 (例数)	不変 (例数)
刺激直後	3	1	6
刺激後10分	5	2	3

各係数の刺激前(無刺激群では安静10分)と刺激直後(無刺激群では安静25分)および刺激後10分(無刺激群では安静35分)それぞれで差を求め、小さい場合を減少、大きい場合を増加と判定し、全係数が減少した例数と増加した例数を集計した。

無刺激群において被験者の変化を個別的にみると安静10分と比較して安静25分で、全係数が減少した者は10例中2例、増加した者は4例、それ以外の者は4例であり、安静35分では、減少した者は1例、増加した者は3例、それ以外の者は6例であった。

一方、鍼刺激群では刺激直後で全係数が減少した者は10例中3例、増加した者は1例、それ以外の者は6例であり、刺激後10分では、減少した者は5例、増加した者は2例、それ以外の者は3例であった。

分で、全ての係数(負荷過程における弾性係数、除荷過程における弾性係数と粘性係数)が減少した者は2例、増加した者は4例、それ以外の者は4例であり、安静35分では、減少した者は1例、増加した者は3例、それ以外の者は6例であった。

一方、鍼刺激群では、刺激直後で全ての係数が減少した者は3例、増加した者は1例、それ以外の者は6例であり、刺激後10分では、減少した者は5例、増加した者は2例、それ以外の者は3例であった。傾向としては無刺激群に比して鍼刺激群では減少する例がやや多くみられたが、各時点での両群間では有意な差は認められなかった。

IV. 考 察

1. 生体の粘弾性モデルの計測法について

生体軟部組織の硬さを客観的・定量的に計測することは困難であるが、多くの場合は力学モデルを用いて計測が行われている。生体軟部組織は弾性と粘性の特性を持つ粘弾性体であると考えられていることから、粘弾性の特性をもつ力学モデルが用いられている。このモデルの代表として、マックスウェルモデル(直列粘弾性)とフォークトモデル(並列粘弾性)があるが、生体軟部組織はそ

の特性よりフォークトモデルと捉えられている⁷⁻⁹⁾。ただし、小林らはフォークトモデルの構成方程式は線形モデルであり、生体軟部組織の衝撃応答を完全に記述できるものではないとし、バネやダッシュポットが非線形の性質を持つ非線形フォークトモデルで記述されると仮定している⁷⁾。

そこで今回は解析に非線形フォークトモデルの構成方程式を用いた。しかし、この式では係数部分も指数部分も変数とされていることより指数及び係数が変数のままではデータ間の比較が大変困難である⁴⁾。そこで今回は、指数部分を定数として決定し、係数の比較により生体組織の硬さの指標とした。

指数部分の決定方法は、測定データより弾性・粘性それぞれの指数部分を0.5~3.0の範囲内で0.1ずつ変えながら計算し、カーブフィッティングを行い、実測された測定データとの適合性を検証した。適合性の検証はMarquardt法により実測データに対してより残差が小さくなったときの数値を求めた。その結果、 $p=1.8$ 、 $q=1$ を決定し、それらを指数部分の定数とした。

触診では指頭で皮膚表面を押し込むことにより、皮膚表面から内部の硬さを判断する。この触診に近い測定方法で変位(押し込み距離)とそれによる応力を求め、各押し込み距離で硬さを客観化する方法は佐々木らが行っている^{1,5)}。本実験では、佐々木らの測定方法を採用し、変位と応力の関係により得られた測定曲線全体を粘弾性モデルで近似させ、カーブフィッティングを行う方法を用い、負荷過程、除荷過程における弾性係数・粘性係数を算出した。

今回の測定では負荷過程においては、粘性係数が非常に小さいか、もしくは負の値を示した。解析式で粘性部分を削除し、弾性部分のみとして解析しても適合性はほとんど変化しなかったことより、負荷過程では弾性が主体であり、粘性の寄与が少ないものと考え、弾性係数のみ比較検討を行った。

そこで解析式より算出される弾性係数と粘性係数の値が生体組織の硬さを表す指標として適切であるか否かを検討する目的で、前腕部と腹部の測定を行った。その結果、前腕部と腹部では明瞭に負荷過程における弾性係数、除荷過程における弾性係数、粘性係数のいずれも大きく異なる値を示

した。すなわち全ての係数は軟らかい部位（腹部）では小さく、硬い部位（前腕部）では大きな値を示した。このことから、これらの係数の値は生体組織の硬さを客観的に評価する有用な指標になり得る可能性が示された。

2. 鍼刺激が生体組織の粘弾性に及ぼす効果

今回実験に用いたCESは、皮膚表面から押し込むタイプのものである。その際、手動によるセンサー部の押し込み速度および押し込み距離の違いが測定値に影響を与えることが予測されるが、予備実験として測定の再現性を確認したところ押し込みにより得られる測定曲線がほぼ同じ軌跡をたどることを確認した。また押し込んだセンサーが元の位置に戻る際（除荷過程）の速度を機械で制御していないことから生体そのものの回復曲線が得られる。更にセンサー部が軽量小型で臨床の場での使用に最適な大きさである。これらのことから本実験において生体組織の硬さ情報を測定するためにCESを使用した。

鍼刺激が生体組織の粘弾性に及ぼす効果について弾性係数および粘性係数から検討した。まず、それぞれの係数の変化を比較検討したところ、鍼刺激によって除荷過程における粘性係数のみが有意に減少した。この現象は、部分的に組織に加えられた圧力からの回復が早くなったことを意味するが、それが直接生体組織の硬さの変化を表すものではない。また、今回用いた測定方法では、皮膚・皮下結合組織・筋肉を含む弾性・粘性の評価となっているため、どの組織が変化したのか、それが単独の組織か、複数の組織の変化かを判断することも困難である。

そこで、生体組織の粘弾性の変化について前腕部と腹部の比較実験の結果を参考に負荷過程の弾性係数および除荷過程の弾性係数と粘性係数の3つの係数による評価を行うことにした。すなわち、全ての係数が増加した場合を生体組織が硬くなったとし、反対に全ての係数が減少した場合を軟らかくなったと判定することにした。

その結果、無刺激群においては安静25分では全て減少した者は2例、増加した者は4例で、安静35分では、全て減少した者は1例、増加した者は3例であった。鍼刺激群では刺激直後に全て減少した者は3例、増加した者は1例で、刺激後10分では減

少した者は5例、増加した者は2例であった。このように無刺激群では、生体組織の硬さが増加する例が多かったのに対して、鍼刺激群では増加する例もみられたものの、減少する例の方が多くみられた。しかし、両群間では有意な差を示さなかった。このことから置鍼刺激により生体組織は軟らかくなる傾向を示したものの、一定の方向性を示さなかった。この点に関しては、渡邊ら¹⁰⁾が行った研究でも同様で、置鍼刺激では増加する場合と減少する場合とが観察されたとしている。

本研究はまだ試験的な段階であり、しかも例数が少なかったことから鍼刺激の生体組織の硬さに及ぼす効果について一定の結果を得るまでに至らなかったが、弾性係数と粘性係数といった指標を用いて生体組織の硬さを客観的に評価できる可能性が示された。今後は例数を増やして身体各部の計測を行うとともに、官能検査の手法によって各係数の生理的意義を明らかにし、硬さの定量化を行うことが必要であると考えている。また、今回は日常臨床における触診の過程を重視して、皮膚表面から押し込む測定方法を用い、生体組織の粘弾性を非線形フォークトモデルと仮定して解析を行った。この測定方法では皮膚、皮下結合組織、筋肉にわたる全体の評価となるが、それぞれは固有の弾性、粘性の性質を持つ⁹⁾ことから表すモデルも異なるものと考えられる。従って、今後は押し込み距離、押し込み速度を変化させることにより、各組織の深さ毎のモデルを検討していく必要もあると考えられる。

V. 結 語

- 1) 生体組織の硬さを客観的に評価するために、CESを用いて計測し、負荷過程と除荷過程における弾性係数と粘性係数の算出を行った。
- 2) 生体組織の硬い部位と軟らかい部位を選定して比較検討した結果、負荷過程の弾性係数、除荷過程の弾性係数、粘性係数のいずれも軟らかい部位では小さく、硬い部位では大きな値を示した。このことから、これらの係数は生体組織の硬さを表す客観的指標になり得る可能性が示された。
- 3) 鍼刺激後の負荷過程、除荷過程における弾性係数の値は変化しなかったが、除荷過程における粘性係数の値は有意に減少した。これは、

部分的に組織に加えられた圧力からの回復が早くなったためと考えられた。

- 4) 無刺激群と鍼刺激群において、全ての係数が減少した者（生体組織の硬さが軟らかくなった者）と増加した者（生体組織の硬さが硬くなった者）の割合を比較検討したところ、鍼刺激群では全ての係数が減少する者の割合が高かった。しかし、両群間では有意差を示さなかった。
- 5) 置鍼刺激によって生体組織の硬さは増加する場合と減少する場合とが観察され、一定の方向性を示さなかったが、傾向としては減少する方向を示した。

- 10) 土居陽治郎,小林一敏：筋肉の硬さ測定に関する研究.筑波大学体育科学系紀要, 11：265-274, 1988.
- 11) 小林一敏：衝撃試験法による緩衝材および筋の非線形粘弾性特性の測定法. 筑波大学体育科学系紀要, 11：205-211, 1988.
- 12) 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.
- 13) 林紘三郎：生体軟組織の構成法則.医用電子と生体工学, 19(7): 525-532, 1981.
- 14) 渡邊一平, 矢野忠, 小林章子ら：後頸部における筋の緊張に対する鍼刺激の有効性について－置鍼術と雀啄術の比較－. 明治鍼灸医学, 8: 53-58, 1991.

謝辞

稿を終えるにあたり、解析法ならびに研究全般について貴重なご助言とご指導を頂きました(株)アークレイ 平尾 佳氏に深謝致します。また被験者として実験に参加して頂いた諸先生方、学部生の方々に心から感謝申し上げます。

参考文献

- 1) 高谷 治,赤塚孝雄：生体の硬さの臨床的測定法.計測と制御, 14 (3)：281-292,1975.
- 2) 本田 貞：皮膚筋系静的硬度測定装置の開発ならびに応用に関する基礎的研究. 日衛誌, 45 (4)：860-872,1990.
- 3) 入江 隆,岡 久雄,山本辰馬：生体機械インピーダンスの測定値の意味と硬さの指標.電子情報通信学会論文誌,75 (5)：947-955,1992.
- 4) M ashina, L Bendtsen, R Jensen, et al: Measurement of muscle hardness:a methodological study.Cephalalgia.18：106-111,1998.
- 5) 佐々木和郎：圧弾性測定システムによる鍼治療前後の弾性変化の測定. 日本歯科東洋医学会誌, 10 (2): 118-122, 1991.
- 6) Sato T, Hisamitsu T, Sato M, et al: Evaluation of the acupuncture needling effect on post-exercise muscle stiffness by newly devised muscle hardness meter.Showa Univ. J. Med. Sci.4(2): 135-140, 1992.
- 7) 寺田和史,向井直樹,宮本俊和ら：エキセントリック運動により生じた遅発性筋痛に対する鍼刺激の効果. 体力科学, 50: 583-592, 2001.
- 8) 有馬義貴：触診における硬さ情報の客観化.明治鍼灸医学,21:25-49,1997.
- 9) 佐々木和郎:圧弾性測定システム (CES) の開発による硬結の硬さ測定.全日本鍼灸学会雑誌, 41(2): 251-253,1990.

Trial study of acupuncture effect on tissue viscoelasticity

†OHTA Kihoko¹⁾, SASAKI Kazuro²⁾,
NAKAMURA Tatsuzo³⁾, YANO Tadashi⁴⁾

¹⁾ *Department of Geriatric Acupuncture and Moxibustion,
Meiji University of Oriental Medicine*

²⁾ *Suzuka University of Medical Science*

³⁾ *College of Medical Technology, Meiji University of Oriental Medicine*

⁴⁾ *Department of Health Promoting Acupuncture and Moxibustion,
Meiji University of Oriental Medicine*

Abstract

Purpose and Methods : It is well known that acupuncture can reduce lumbago and shoulder stiffness due to excessive muscles tension. However, the relaxative effects of acupuncture on tissue hardness have scarcely been investigated using objective measurement. We investigated changes of viscoelasticity of tissue using a hardness meter (Compressive Elasticity System : CES) .

The subjects were 10 healthy volunteers. We examined the changes in viscoelasticity of the lumbar tissue at BL-21 (Weishu) acupoint before and after acupuncture, and compared with that of controls. Acupuncture was performed on the left side of BL-21 (back) for 15 minutes.

Results : The coefficients of elasticity during load and relief of load (pushing and returning of sensor) were not changed after acupuncture. In contrast, the coefficient of viscosity during relief of load (returning of sensor) was significantly decreased after acupuncture ($p < 0.01$). In some people, the hardness of tissue was decreased after acupuncture, but not controls. There were no differences between the two groups.

Conclusion : We found that acupuncture decreased the hardness of tissue and the coefficient of viscosity during relief of load. It was suggested that acupuncture accelerated tissue recovery from pressure.

Received on March 9, 2005 ; Accepted on November 25, 2005

† To whom correspondence should be addressed.

Meiji University of Oriental Medicine, Hiyoshi-cho, Nantan-shi, Kyoto 629-0392, Japan