

触診法における硬さ情報の客観化

有馬 義貴

明治鍼灸大学大学院 臨床鍼灸医学

要旨：鍼灸臨床において硬さの触診は、経穴の検出、治療部位の決定、治療効果の判定に重要な位置を占めている。しかし、その評価は治療者の経験と勘に基づく主観的なものであり、定量的な計測が望まれている。そこで我々は、硬さの定量化を行うにあたって、対象物に指を「押し込む」という動作に即した硬さ計測システムを開発した。まず生体の力学特性把握するための検討を行い、その結果を踏まえてヒトの触診と硬さ測定との対応について検討を行った。その結果、ヒトが明確に硬さを弁別できる対象では硬さの評価は弾性測定のみで行えるが、判定が異なる場合には弾性測定だけでは評価できないことが明らかになった。この点を解決するために新しい評価法を導入したところヒトの経験や勘による硬さ判定を定量的に表すことが可能となった。

1. はじめに

鍼灸医学臨床において“生体の硬さ”の触診は、経穴の検出、凝りの把握、治療部位の決定、治療効果の判定に重要な位置を占めている。しかし、その評価は治療者の経験と勘に基づく主観的なものであり、客観的かつ定量的な計測が望まれている。そこで本研究は、触診の客観化をはかるために、ヒトの知覚する“硬さ”を硬さ情報の面から客観的に分析でき、かつ定量的に計測できる解析システムを構築することを目的とした。

“生体の硬さ”に関する研究の多くは振動を与えて測定を行う方法¹⁻²⁸⁾、もしくは衝撃を与えて測定を行う方法^{12) 27) 29-35)}によって行われているが、これらの測定方法はヒトが手指を使って硬さを判定する触診動作とは異なるものである。ヒトの触診動作に比較的近い測定方法では測定対象を二本のグリップで把握する方法³⁶⁻⁴¹⁾、測定対象物にセンサーを比較的ゆっくりと押し込む方法^{25) 42-48)}が行われている。

我々が触診の客観化に当たって最も重視したことは、指を対象物に押し込むという圧覚の特性を利用した触知覚動作によって得られる硬さ情報である。この情報は、ヒトが硬さを判定するうえで特に大きな割合を占めると考えられる^{12) 46)}ことから、その分析が重要であると考えた。そこで硬

さの定量化を行うに当たり、対象物に指を「押し込む」という触知覚動作に近い動作（触診動作）で測定を行うことを基本原理とした動的硬さ計測システム⁴⁸⁾及び生体用組織硬度計⁴⁹⁾を開発した。

一方、硬さの客観的評価は、大別すると二つの方法で行われている。一つは静的な荷重に対する抵抗の大小によって硬さを評価する方法であり、もう一つは測定対象物の動力学特性を硬さとして評価する方法である。前者はいわゆる弾性的な評価方法であり、後者は弾性だけではなく粘性の情報を含んだ粘弾性の評価と行うことができる。

我々は、これまで生体を弾性体と仮定することによって硬さの評価を行ってきた⁴⁸⁾。今回は対象物の粘弾性力学特性を評価する方法について検討し、触診動作に近い測定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完成させた。そして、ヒトの硬さ判定と測定値との対応について官能検査の手法⁵⁰⁾を用いて検索し、測定値の妥当性を明らかにすると共にその臨床応用を試みた。さらに、反発率と言う新しい硬さ評価の指標を設定することによって、ヒトの経験と勘によって取り扱われてきた硬さ判断情報を明らかにし、新しい硬さの客観的評価方法を構築した。

平成9年12月8日受付、平成10年1月8日受理

Key Words : 硬さ hardness, 触診 palpation, 官能検査 sensory test, 粘弾性特性 viscoelasticity, 筋疲労 muscle fatigue.

連絡先 : 〒629-0392 京都府船井郡日吉町 明治鍼灸大学 大学院鍼灸臨床医学

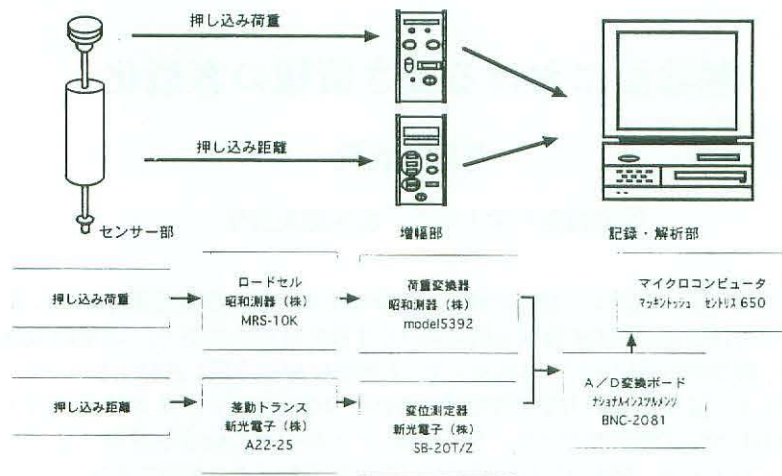


図1 動的生体硬さ計測システムの構成

II. 対象と方法

1. 測定装置

1) 動的生体硬さ計測システムの構成と原理

動的生体硬さ計測システム⁴⁸⁾は、センサー部、増幅部、記録・解析部により構成される(図1)。センサー部は先端部に直径10mmの円形の先端子を使用し、押し込み荷重を測定する圧センサー(ロードセル:昭和測器MRS-10K型)、及び押し込み距離を測定する距離センサー(差動トランス:新光電子株式会社製A22-25型)より成る。各センサーからの出力は増幅部の荷重変換器(昭和測器株式会社製MODEL5392)、及び変位測定器(新光電子株式会社製SB-20T/Z)で増幅し、Lab-NB(NATIONAL INSTRUMENTS製)

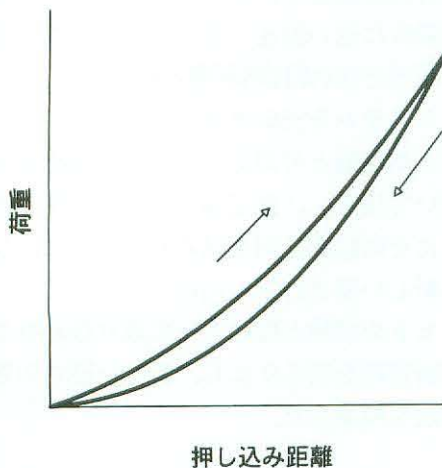


図2 ヒステリシス現象

センサーを測定対象物に押し込む荷重過程と、荷重を取り除く除荷過程では同じ経過をたどらない現象を示す。

を用いてA/D変換を行い、サンプリング周波数30Hzでマイクロコンピュータ(Macintosh Centris 650)に取り込んだ。荷重及び押し込み距離はセンサーが最初に測定対象物に接触したところを0とし相対的に求めた。データの測定及び各種の硬さ評価値の算出には式(1)~式(23)をアルゴリズム化した自作のソフトウェア(NATIONAL INSTRUMENTS製Lab-VIEW4.0Jで制作)を使用し、すべてのデータはZIPディスクに記録・保存した。

動的生体硬さ計測システムの測定ではセンサー部を押し込む荷重過程と荷重を取り除く除荷過程は同じ経過をたどらないヒステリシス現象を示す^{43), 44), 47), 51)}(図2)。そのうち荷重過程における荷重及び押し込み距離の情報から、最大押し込み距離での最大荷重(Pmax値)、ヘルツの接触理論によって導かれるN値⁴⁷⁾、接線弾性係数を押し込みを行った距離で除算して求められる圧弾性値^{43), 44)}及び粘弾性力学特性値を求め、荷重過程及び除荷過程の曲線から履歴域、回復域、反発率を算出した。

2) 生体用組織硬度計の構成と原理

ヒトは触診で硬さを診る場合、まず対象物を指先で軽く触れ、指腹中央と周辺での圧力のかかり具合の差から硬さの判断を行っている。そこでこの原理を応用し、井元製作所との共同研究により生体用組織硬度計⁴⁹⁾を開発した。

生体用組織硬度計の先端子は、加圧プローブ及び補助筒により構成される(図3)。加圧プローブの直径は7mm、補助筒は曲面の多い生体表面の

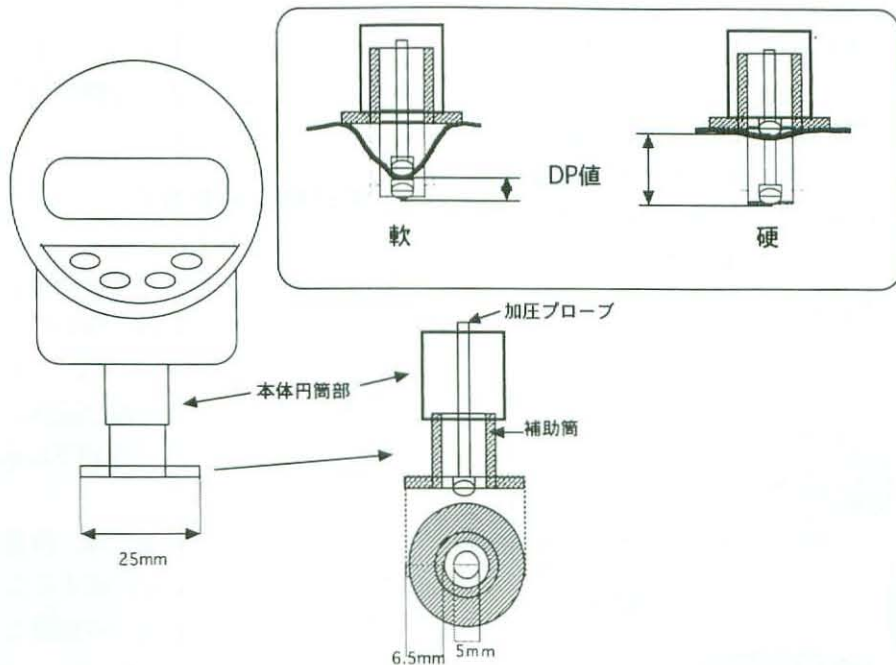


図3 生体用組織硬度計

生体用組織硬度計の先端部は、加圧プローブおよび補助筒により構成されている。測定は、バネ定数が異なる加圧プローブおよび補助筒を測定部位に押しつける事により行う。測定部位に押しつけられた加圧プローブおよび補助筒は本体の円筒部の中に入り込み、補助筒が予め設定された距離に移動したときの加圧プローブの移動距離を硬さの指標 (DP値) として用いる。

測定を考慮して設計され外径 21mm, 内径 14mm の円筒形である。測定は、バネ定数が異なる加圧プローブ及び補助筒を測定部位に押しつける事により行う。測定部位に押しつけられた加圧プローブ及び補助筒は本体の円筒部の中に入り込み、補助筒が予め設定された距離に移動したときの加圧プローブの移動距離を硬さの指標として用いた。すなわち、測定対象が硬いものほど加圧プローブは補助筒とともに移動するため移動距離は大きくなり、測定値は大きな値をとる。この値はヒトの指での触診における指頭先端部分を再現しているところから、その値をDP (Digital Palpation: 指診) 値として表現した。なお、生体用組織硬度計は動的生体硬さ計測システムに比べ、弱い荷重で計測を行うことを特徴としている。

また、生体用組織硬度計を改良して圧痛閾値が同時計測できる圧痛閾値同時計測型生体用組織硬度計を開発した。圧痛閾値同時計測型生体用組織硬度計では、硬さの計測を行った後そのまま押し込みを行い、被験者が圧痛を感じた時に加圧を止めると、その時点での最大圧が記録される。この最大圧を圧痛閾値 (kg) として記録した。

2. 対象

1) 生体軟部組織モデル

測定対象は、ヒトの皮膚の柔らかさに近似していると判断された以下の10種の材料とした。

①東洋医療研究所製シリコンゴム

(75×45×20mm)

工業用 Asker 硬度 F 型における硬度値が明記されている3種—軟らかい物より 40, 45, 50—のシリコンゴム (以下、東洋医療研究所製のシリコンゴムを T とし、Asker 硬度値をつけて T40, T45, T50 と表記) 及び硬度値不明のシリコンゴム (以下、T45L と表記) を対象とし、それぞれ2枚重ねたものを1モデルとして使用した。

②中村ブレイス株式会社製特注シート

(140×140×5mm)

Asker C19 とシリコンゲルの混合シート10枚を重ねたモデル (以下、中村ブレイス株式会社製のシートを N とし、N1 と表記)、N1 に JIS A40 と Asker C19 を 50% ずつ混合して 1mm コーティングしたシートを10枚重ねたモデル (以下、N2 と表記) を使用した。

③ラバーシート (直径 65mm, 厚さ 8mm)

ナイロン製化粧用 puff, White 及び Red をそ

それぞれ4枚重ねたモデル（以下、Puff WhiteをPW, Puff RedをPRと表記）を使用した。

④シリコン（160×7×20mm）

混合比の異なる2種のシリコン材料（信越シリコン製原材料を用いて作製）をそれぞれ2枚重ねたモデル（以下、信越シリコン製原材料を用いて作製したものをSとし、作製番号をつけてS2, S7と表記）を使用した。

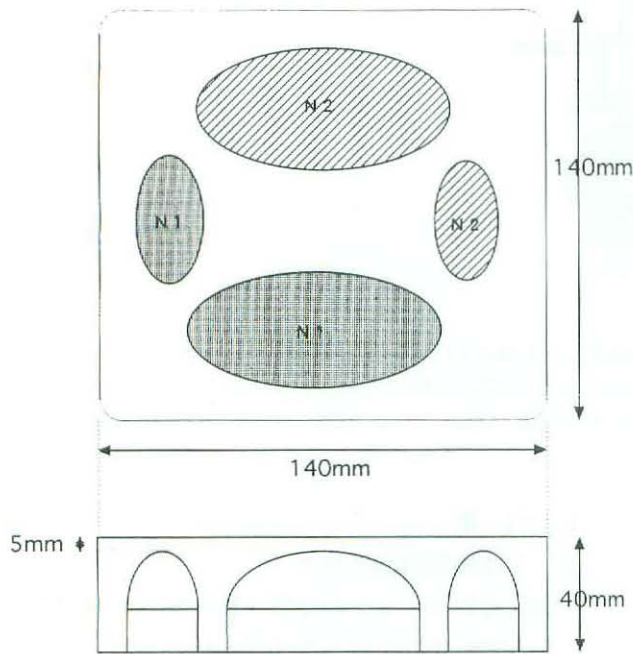


図4 硬結モデル

シリコンゲルのブロックに、硬結に見立てた半球状のN1, N2を埋め込んだ。

2) 硬結モデル

140×140×40mmのシリコンゲルのブロックに、硬結に見立てた半球状のN1, N2を埋め込んだ硬結モデル（中村ブレイス株式会社製）（図4）を使用した。

3) 生体

①ヒトの粘弾性力学特性値の測定対象は、健康成人男子15名（24～31歳，平均年齢27歳）とした。

②弾性計測法による生体応用の測定対象は、腰痛自覚者7名（男子5名，女子2名，年齢23～52歳，平均年齢28歳）と非腰痛自覚者7名（男子6名，女子1名，25～31歳，平均年齢26歳）とした。

③筋疲労の実験の測定対象は，2年以上継続的な運動を行っていない健康成人男子5名（20～27歳，

平均年齢24歳）とした。

いずれの実験の場合も研究の主旨及び安全性を説明し，同意を得た上で被験者として協力を受けた。

3. 硬さ情報の解析方法

1) 弾性値の解析方法

動的生体硬さ計測システムによる測定で得られた荷重及び押し込み距離の情報から，ヘルツの接触理論によって導かれるN値⁴⁷⁾及び接線弾性係数を押し込みを行った距離で除算して求められる圧弾性値^{43), 44)}の算出方法を以下に示す。

(1) N値の解析

弾性体の低ひずみ領域では，荷重とひずみの関係をフックの法則により記述することができ，比例定数である弾性率を硬さの指標として用いることができる^{51), 52)}。しかし，フックの法則による弾性率はひずみの大きい領域では全領域で同じ値を取ることは無く，荷重-押し込み距離関係は曲線となる⁵¹⁾（図2）。

そこで荷重と押し込み距離の関係をヘルツの接触理論に従って解き，平面が等方性の弾性体である場合，先端子の半径をRとし測定対象の半径は先端子の半径より十分に大きいとしたときに，加えられた荷重Pと変位xの間に成立する式より，次式を導いた。

$$P = \frac{4}{3} \sqrt{R} \left(\frac{E}{1 - \delta^2} \right) x^{\frac{3}{2}} \quad (1)$$

(E: ヤング率, δ : ポアソン比)

ここで，

$$N = \frac{E}{1 - \delta^2} \quad (2)$$

とおけば，ポアソン比 δ は材料定数であるため，N値は測定対象のヤング率（縦弾性係数）のみによるものとなる⁴⁷⁾。このN値を測定部位（測定点）全体の代表的な硬さの指標として扱った。

N値は動的生体硬さ計測システムで計測した荷重及び押し込み距離から最小二乗法を用いて算出した。

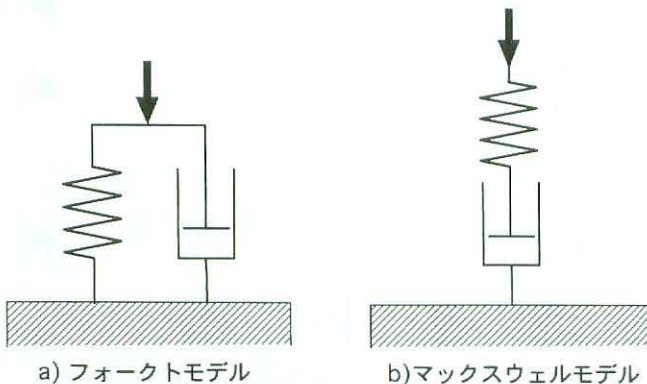
(2) 圧弾性値の解析

生体では応力-押し込み距離関係はその物性から非線形となる。さらに生体は硬さの異なる層状の複合組織で構成されているため，比例定数であ

る弾性率では記述しきれない。そのため、押し込み距離 ΔL 毎の曲線の傾き $\Delta P / \Delta L$ を求め、更に押し込んだ距離で除算することで押し込み距離あたりの弾性率を求め、硬さの指標とした。これは従来の弾性率 ($dyne/cm^2$) とは異なるため、佐々木ら^{43), 44)} は圧弾性値 ($dyne/cm^3$) と呼んだ。本研究の圧弾性値は押し込み距離 3 mm区切り毎に求めた。

2) 粘弾性力学特性値の解析方法

生体は、力学的に弾性的性質と粘性的性質を合わせ持つ粘弾性体である^{3), 5), 6), 8), 9), 11), 19), 21), 22), 25), 29), 30), 32-34), 37), 38), 46), 47), 51-53)}。力学模型では、弾性をバネで、粘性をダッシュポットで表し、最も簡単な粘弾性模型にはバネとダッシュポットを並列に結合したフォークトモデル (図5-a) と直列に結合したマックスウェルモデル (図5-b) がある^{52), 54), 55)}。



a) フォークトモデル

b) マックスウェルモデル

図5 粘弾性模型

バネは弾性を、ダッシュポットは粘性を示す。

動的生体硬さ計測システムを用いて生体を測定すると、センサー部を押し込む負荷過程と荷重を取り除く除荷過程では同じ経過をたどらないヒステリシス現象^{47), 54)}を示す (図2)。これはフォークトモデルで説明される事から、生体軟部組織の粘弾性はフォークト型と解釈した。

フォークトモデルでは、荷重とひずみの関係は (3) 式で表される。

$$f = kx + c\dot{x} \tag{3}$$

(f : 荷重, x : 変位, \dot{x} : 速度,

k : 弾性係数, c : 粘性係数)

ところが、生体における荷重-押し込み距離関係は非線形となるため、この線形モデルでの記述は困難であることが予想される。そのため、小林

³²⁾ はフォークトモデルの特性を有するが、バネやダッシュポットがそれぞれ非線形の性質を持った力学モデルである非線形フォークトモデルを提唱している。これにならい本研究でも非線形フォークトモデルでの検討を同時に行った。

$$f = kx^p + c\dot{x}^q \tag{4}$$

(f : 荷重, x : 変位, \dot{x} : 速度, k : 弾性係数,

p : 弾性係数, c : 粘性係数, q : 粘性指数)

式の k , p , c , q の値は、負荷過程の荷重 f , 変位 x , 変形速度 \dot{x} から最小二乗法により求めた。係数の決定方法は小林³²⁾ により提唱されているが計算式に誤り^(註) が認められたため、以下の方法によって (10) 式以降を訂正した。

$t = t_i$ における荷重 f_i の推定値 \hat{f}_i をとすると、

$$\hat{f}_i = kx_i^p + c\dot{x}_i^q \tag{5}$$

実測値と推定値の誤差は

$$\varepsilon_i = f_i - \hat{f}_i \tag{6}$$

となる。

$$E = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i^2 = \sum_{i=1}^n (f_i - \hat{f}_i)^2 = \sum_{i=1}^n \left\{ f_i - (kx_i^p + c\dot{x}_i^q) \right\}^2 \tag{7}$$

ここで E が最小となるように係数を求め、そのときの係数を最適値とする。しかし、このままでは不確定係数が多いため最小二乗法が適用できない。そのため、(5) 式の弾性項もしくは粘性項のどちらかを別の方法によって決定する必要がある。

(5) 式において変位もしくは速度が無視できる場合、粘性項もしくは弾性項のみとなる。しかるに、前者の方法は押し込み距離をほとんど0という条件で測定を行わなければならないが、それは実験的に困難である。一方、後者は最大変位のところで押し込み距離が0となる。そのため、最大押し込み距離付近で速度 \dot{x} が0 (負荷から除荷に転じる時) になる時の最大変位 x_{max} と応力値 f_0 を用い、式 (10) より k 及び p を決定した。

$$f_0 = kx_{max}^p \tag{8}$$

k 及び p が決定されるため、(5) 式から、

$$f_i - kx_i^p = cx_i^q \quad (9)$$

しかし、この式においても指数があるため最小二乗法の適用ができない。そのため、両辺の対数をとる、

$$\log(f_i - kx_i^p) = \log c + q \log x_i \quad (10)$$

とし、

$$D = \sum_{i=1}^n \left\{ \log(f_i - kx_i^p) - \log c - q \log x_i \right\}^2 \quad (11)$$

とおくと、 D が最小値をとるとき、 E も最小値となる。

ここで、 p を適当な値に定めると同時に k も定まる。 p, k が定まったとして、 c と q に関して D を最小にする条件は、

$$\frac{\partial D}{\partial \log c} = 0, \quad \frac{\partial D}{\partial q} = 0 \quad (12)$$

$$\frac{\partial D}{\partial \log c} = n \log c + q \sum_{i=1}^n \log x_i - \sum_{i=1}^n \log(f_i - kx_i^p) = 0 \quad (13)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial D}{\partial q} = & q \sum_{i=1}^n (\log x_i)^2 - \sum_{i=1}^n \left\{ \log(f_i - kx_i^p) \cdot \log x_i \right\} \\ & + n \log c \sum_{i=1}^n \log x_i = 0 \end{aligned} \quad (14)$$

ここで、

$$L = n \sum_{i=1}^n \log(f_i - kx_i^p) \cdot \log x_i \quad (15)$$

$$M = \sum_{i=1}^n \log x_i \quad (16)$$

$$N = \sum_{i=1}^n \log(f_i - kx_i^p) \quad (17)$$

$$R = \left(\sum_{i=1}^n \log x_i \right)^2 - n \sum_{i=1}^n (\log x_i)^2 \quad (18)$$

$$S = \sum_{i=1}^n (\log x_i)^2 \cdot \sum_{i=1}^n \log(f_i - kx_i^p) \quad (19)$$

$$T = \sum_{i=1}^n \log x_i \cdot \sum_{i=1}^n \log(f_i - kx_i^p) \cdot \log x_i \quad (20)$$

とすると、(13)、(14) から、

$$q = \frac{L - NM}{R} \quad (21)$$

$$c = \exp \left\{ \frac{S - T}{R} \right\} \quad (22)$$

p を適当な間隔で変えながら (8)、(21)、(22) で求めた k, c, q を (7) に代入し、 E が最小となる p を求めると、そのときの係数が最適値となる。

【(注) 小林は (9) 式の両辺の対数を求めた形を

$$\log(f_i - kx_i^p) = \log cx_i^q \quad \textcircled{1}$$

とし、

$$D = \sum_{i=1}^n \left\{ \log(f_i - kx_i^p) - \log cx_i^q \right\}^2 \quad \textcircled{2}$$

が最小値をとるときに E も最小値になるとした。こゝは (10) (11) 式とするべきである。

さらに p, k が定まったとして、 c と q に関して D を最小にする条件を、

$$\frac{\partial D}{\partial c} = 0 \quad \textcircled{3}$$

$$\frac{\partial D}{\partial q} = 0 \quad \textcircled{4}$$

その計算を、

$$\frac{\partial D}{\partial c} = n \log c + q \sum_{i=1}^n \log x_i - \sum_{i=1}^n \log(f_i - kx_i^p) = 0 \quad \textcircled{5}$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial D}{\partial q} = & q \sum_{i=1}^n (\log x_i)^2 - \sum_{i=1}^n \left\{ \log(f_i - kx_i^p) \cdot \log x_i \right\} \\ & + \log c \sum_{i=1}^n \log x_i = 0 \end{aligned} \quad \textcircled{6}$$

とし、記載している。ここで、 $\textcircled{2}$ 式の D を最小にするための条件は、(12) 式に示す通りであり、 $\textcircled{5}$ 式の結果は (13) 式と同じであることから、

$$\frac{\partial D}{\partial c} \text{ を } \frac{\partial D}{\partial \log c} \text{ と表記すべきである。}$$

しかし、 $\textcircled{6}$ 式では計算を間違えており、第3項は $n \log c \sum_{i=1}^n \log x_i$ となる。

さらに、それぞれの条件式から c, q を求める過程で計算のミスがあり、

$$c = \exp \left\{ \frac{S - T - U}{R} \right\}, \quad q = \frac{L + M - N}{R}$$

としている。

$$\text{ただし、} L = n \sum_{i=1}^n \left\{ \log(f_i - kx_i^p) \cdot \log x_i \right\}$$

$$M = n \sum_{i=1}^n \log x_i, \quad N = \sum_{i=1}^n \log(f_i - kx_i^p),$$

$$R = n \sum_{i=1}^n (\log x_i)^2 - \sum_{i=1}^n \log x_i,$$

$$S = \sum_{i=1}^n \log(f_i - kx_i^p) \cdot \sum_{i=1}^n (\log x_i)^2,$$

$$T = \sum_{i=1}^n \left\{ \log(f_i - kx_i^p) \cdot \log x_i \right\} \cdot \sum_{i=1}^n \log x_i,$$

$$U = \left(\sum_{i=1}^n \log x_i \right)^2 \text{ である.】}$$

3) 履歴域, 回復域, 反発率の解析方法

動的生体硬さ計測システムでは, 測定対象物に荷重を与える負荷過程の曲線と荷重を取り除く除荷過程の曲線は同一軌跡をたどらずループを形成する^{43), 44), 47)} (図2). この両曲線に囲まれた部分は履歴域と呼ばれ, 弾性が粘性に抗して伸展するのに必要なエネルギーを表す⁵¹⁾. 従ってこの履歴域から弾性に抗する粘性の比を評価することができる. また, 除荷時に測定対象から得られる反力の強さを除荷過程の曲線と $y = 0$ に囲まれる面積 (図6) として表し, これを回復域と称し, この面積を求めることにした.

ここで, 履歴域と回復域を求める際に測定対象の硬さによって最大荷重は異なるため, 硬いものほど面積が大きくなる. そのため 0 gf, 0 mm を座標 (0, 0) に, 最大荷重及び最大押し込み距離を座標 (400, 400) に規格化して描き, それぞれの面積を pixel で求める方法を採用した. 面積は 1 回の押し込み動作により得られたデータを 400 × 400 pixels のグラフに描き, NIH-image (アメリカ国立衛生研究所-NIH-の W. Rasband 博士によって開発された画像解析用フリーソフト

ウェア) を用いて求めた.

また, 履歴域及び回復域の両方の意味を含む値として負荷曲線下の面積に対する回復域の割合を反発率として求めた.

$$\text{反発率} = \text{回復域} \div (\text{履歴域} + \text{回復域}) \times 100$$

4. 実験方法

1) 粘弾性力学特性値の測定

生体軟部組織モデルを対象に動的生体硬さ計測システムを用いて各モデルの粘弾性力学特性値を算出した. 測定は室温 $26 \pm 0.5 \text{ }^\circ\text{C}$, 湿度 55 % の実験室で行った. 測定時の押し込みは駆動装置を用いて, 振幅 18mm, 周波数 0.6 Hz で行った. 測定対象物への押し込みは 1 測定につき連続的に 5 回行い, 押し込み距離は対象物の損傷を考慮して深さ $12 \pm 0.5 \text{ mm}$ とし, 1 対象につき 5 回の測定を行った. 駆動装置の振幅は 18 mm, 対象物の押し込み距離は 12 mm であるため, 駆動装置の動作はセンサー上部約 6 mm の部位に設定しセンサーに接触しない状態から開始した.

粘弾性力学特性の計測は, 線型フォークトモデル及び非線型フォークトモデルの力学特性値を算出し, それぞれの平均値及び標準偏差を求めた. また, 非線型フォークトモデルについては推定精度を検討するために, 実測値 f と推定値 $(kx^p + cx^q)$ の相対誤差比の平均 A を求めた.

$$A = \left(\frac{1}{n} \right) \sum_{i=1}^n \left(\frac{|f - (kx^p + cx^q)|}{f} \right) \tag{23}$$

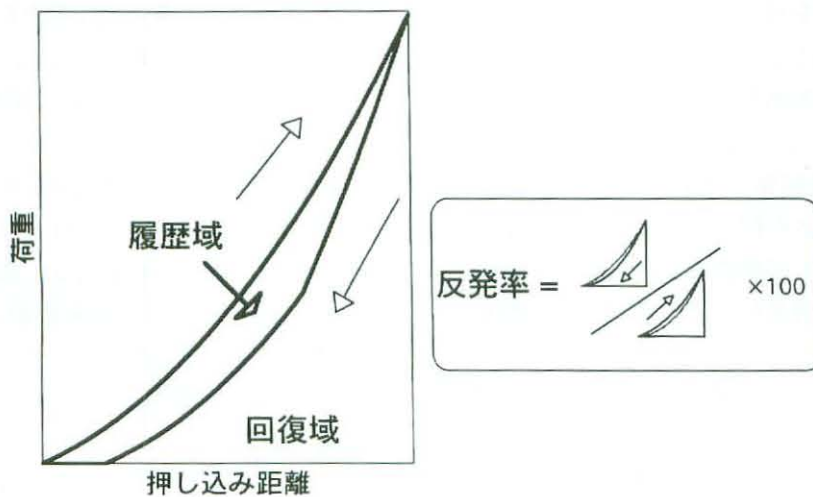


図6 硬さの新しい指標

履歴域は荷重を与える負荷過程と荷重を取り除く除荷過程の曲線に囲まれた面積, 回復域は除荷過程の曲線と $y = 0$ に囲まれる面積, 反発率は負荷過程の曲線下の面積に対する除荷過程の曲線下の面積の割合を示す.

また、生体での測定として、健康成人男子15名(24～31歳、平均年齢27歳)を対象に肘門穴(前腕前面)、曲池穴(肘関節外側部)、承山穴(下腿後面)を測定部位として選び、生体軟部組織モデルと同様に非線型フォークトモデルの力学特性値を算出した。駆動装置の押し込み動作は振幅18mm、周波数0.6Hz、生体の押し込み距離は 8 ± 1 mm、1測定での押し込みは3回行った。なお、測定は室温 26 ± 0.5 °C、湿度55%の実験室で行った。

2) 触診判定と弾性測定との対応について

臨床経験3年以上の鍼灸師8名を対象に10モデル(生体軟部組織モデル)の硬さの判定を、官能検査の手法⁵⁰⁾に基づき一対比較にて行った。実験は室温 26 ± 0.5 °C、湿度55%の実験室にて1人1日1回とした。検査は1人につき2回行い、計16回について評価した。

弾性値には動的生体硬さ計測システムによって求められるPmax値、N値、圧弾性値(押し込み距離0～3mm、3～6mm、6～9mm、9～12mm)及び生体用組織硬度計の計測値(DP値)を用いた。

ヒトによる硬さ判定と弾性値との対応は、すべてのヒトの判定が100%(16回中16回)一致したモデルの組み合わせ及び一致率が80%(16回中13回)以上であったモデルの組み合わせについて、ヒトの硬さ判定順位と測定値との一致について検討を行った。

3) 弾性計測法の生体への応用について

生体用組織硬度計を用い、生体応用を行うために硬結モデルを対象としてモデル実験を行った。測定は硬結モデルの表面を5mmの格子状に区分し、552(24×23)点について行った。なお測定は、室温 26 ± 0.5 °C、湿度55%の実験室にて行った。また、皮下脂肪の厚さが個体によって異なる生体を想定したモデルとして硬結モデルに厚さ5mmのN1シートを重ね、表面から硬結部までの距離を変化させて同様の測定を行った。

次に、生体への応用を腰痛自覚者7名及び非腰痛自覚者7名、計14名の腰部を測定対象として、圧痛閾値同時計測型生体用組織硬度計を用いて硬さ及び圧痛閾値を測定した。測定は室温 26 ± 0.5 °C、湿度55%の実験室で被験者を腹臥位にさせて行った。なお腰部の弾性計測を開始する前に、臨

床経験3年以上の鍼灸師3名が脊柱を中心とし、左右の腰部の表層の硬さ判定を行い、全員の判定が一致した部位を記録した。

測定領域は棘突起左右外方15mmから50mmまでの範囲で、ヤコビー線とその上75mmまでの範囲に囲まれる領域とし、その領域を5mmの格子に分割し、片側119(7×17)点、左右238点を測定した。

さらに、それぞれの被験者における硬さと圧痛閾値との相関をピアソンの相関係数(MacOS8, StatView-J4.5を使用)を算出し、統計学的に検討を行った。この場合、3×3の9点区画毎の平均を求め、片側15×5(75点)、両側で150点の値を使用した。

4) ヒトによって硬さ判定が異なる要因について

測定対象は生体軟部組織モデルのT50、T45、T45L、T40、N1、N2、PW、PR、S2、S7の10種を使用した。動的生体硬さ計測システムで計測した10種のモデルの荷重-押し込み距離情報から、履歴域、回復域、反発率を求め、5回の測定の平均と標準偏差を求めた。なお、測定は室温 26 ± 0.5 °C、湿度55%の実験室にて行った。

つぎに、触診による硬さの評価がヒトによって異なった要因を解明するために、硬さ判定の一致率が85%以下であった8パターンのモデルの組み合わせを対象に、N値、履歴域、回復域、反発率から検討した。

さらに、新たに考案したN値及び反発率の二次元空間布置による硬さ評価の妥当性及び有用性について、急性筋疲労時の筋肉を対象に検討した。被験者は2年以上継続的な運動を行っていない健康成人男子5名(年齢20～27歳、平均年齢24歳)とし、測定は室温 26 ± 0.5 °C、湿度55%の実験室で行った。

被験者は測定台(治療用ベット)に対して垂直となる方向で座位姿勢をとり、左上腕後面の全面を測定台上につき、測定台と上腕が平行となる姿勢をとらせた(図7)。測定部位は上腕二頭筋上で肘窩横紋と肩峰を結んだ線上で肩峰から遠位に向かって2/3の部位とし、測定する肘関節角度は0度(伸展位)とした。

運動負荷は左上腕後面を測定台上につき肘関節角度45度肢位でMUSCULATOR GT-30(OG技研)を用い、最大随意収縮(Maximum Voluntary Contraction: MVC)を求め、60%

MVCの重量のバーベルを負荷とし、肘関節角度20度から80度の範囲でアームカールを行わせた。運動はメトロノームに合わせて屈曲2秒、伸展2秒の速さで20回を1セットとし、インターバルを30秒間あけ、8セット行わせた。負荷終了後より5分間隔で60分間、肘関節角度0度の上腕二頭筋の硬さの計測を行った。

硬さの計測は、動的生体硬さ計測システム及び生体用組織硬度計を用いて行った。動的生体硬さ計測システムの測定時のセンサーの押し込みは駆動装置を用い、振幅18mm、周波数0.6Hzで行い、押し込み距離は個体差を考慮し10±1mmとした。また、測定値の評価は負荷前の値を100とした変化率によって行った。

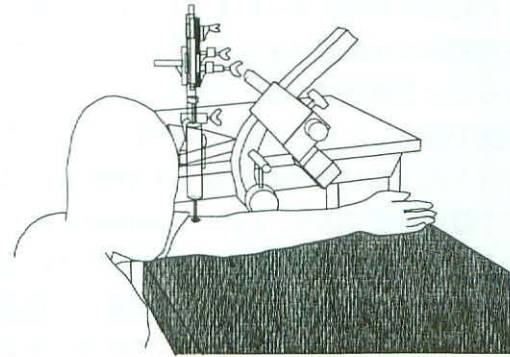


図7 筋疲労の実験

被験者は測定台（治療用ベット）に対して垂直となる方向で座位姿勢をとり、左上腕後面の全面を測定台につき、測定台と上腕が平行となる姿勢をとらせた。測定部位は上腕二頭筋上で肘窩横紋と肩峰を結んだ線上で肩峰から遠位に向かって2/3の部位とし、測定する肘関節角度は0度（伸展位）とした。

III. 結 果

1. 粘弾性力学特性値の測定方法

10種の生体軟部組織モデルの力学特性値及び相対誤差比の平均を表1に示す。

線形フォークトモデルによる粘弾性力学特性値

は、粘性項が10対象中5対象において負の値となったため、このモデルでの測定は不適當であった。

一方、非線形フォークトモデルでの推定値は、それぞれのモデルの実測値と推定値の相対誤差比の平均が小数点2桁以下の値を示したことから、

表1 粘弾性力学特性値の測定結果

kは弾性係数、pは弾性指数、cは粘性係数、qは粘性指数を示す。線形フォークトモデルでは、粘性係数が負の値を示すものが認められたため不適當であると判断し、バネ要素およびダッシュポット要素がそれぞれ非線形の性質をもつとする非線形フォークトモデルによる力学特性値を求めた。推定された力学特性値は、すべてにおいて弾性項に比べ粘性項は非常に小さい値を示した。

	非線形フォークトモデル					線形フォークトモデル	
	k [gf/mm ²]	p	c [gf/(mm/s)]	q	相対誤差比	k [gf/mm]	c [gf/(mm/s)]
T50	46±1.1	1.0±0.01	1.3±0.44	0.28±0.22	0.021 ±0.004	42.9±0.4	0.003 ±0.001
S2	16±3.6	1.2±0.10	1.2±0.27	0.17±0.07	0.065 ±0.011	21.7±0.2	-0.007 ±0.000
T45L	31±10.2	1.0±0.15	2.5±1.39	0.04±0.05	0.096 ±0.091	28.7±0.11	0.008 ±0.000
T45	40±2.8	1.0±0.01	1.3±0.26	0.28±0.16	0.027 ±0.004	37.5±1.42	0.003 ±0.001
T40	30±5.2	0.9±0.07	1.2±0.10	0.19±0.16	0.056 ±0.015	22.3±0.25	0.008 ±0.001
S7	10±0.9	1.0±0.04	1.2±0.36	0.19±0.23	0.060 ±0.017	10.9±0.29	0.003 ±0.002
PW	15±0.5	1.4±0.02	1.8±0.28	0.15±0.11	0.070 ±0.005	33.4±0.45	-0.012 ±0.001
PR	18±1.0	1.4±0.02	1.8±0.26	0.17±0.11	0.059 ±0.002	39.2±0.39	-0.013 ±0.001
N2	131±0.9	1.1±0.00	2.1±0.31	0.18±0.11	0.020 ±0.003	154.4±0.33	-0.004 ±0.000
N1	30±0.7	1.1±0.01	2.4±0.19	0.03±0.02	0.060 ±0.009	40.0±0.37	-0.006 ±0.001

mean±SD
n=5

ヒトの触知覚動作によって得られる荷重-押し込み距離関係は非線形フォークトモデルによって評価することが適当であるとした。

実験で使用したモデルの力学特性値について検討を行うと、粘性項では q 値（粘性指数）はすべて小数点以下であり、 c 値（粘性係数）においても k 値（弾性係数）と比較すると小さい値であった。このことから、今回用いたモデルは弾性に富み粘性に欠けた性質を持つ粘弾性体であるといえる。

また、生体軟部組織として四肢の経穴部位の粘弾性力学特性値を求めたところ、被験者間または経穴部位において多少の相違はみられるものの、すべてにおいて弾性項に比べて粘性項は小さかった（表2）。このことから、生体軟部組織はモデルと同様に弾性に富み粘性に欠けた性質を持つ粘弾性体であることが明らかとなった。

2. 触診判定と弾性測定との対応について

官能検査によるヒトの硬さ判定の結果を表3に示す。表内の数値は、横軸のモデルに対して縦軸

のモデルが硬いと判定したヒトの割合（%）を示す。すべてのモデルについて判定を行ったところ硬さ判定の一致率は概ね高かった。しかし、非常に近似した硬さのモデルの組み合わせではヒトの判定結果が一定しない傾向が認められた。

各モデルの P_{max} 値、 N 値、 DP 値及び圧弾性値の測定結果を表4に示す。

ヒトの硬さ判定が100%（16回中16回）一致したモデルの組み合わせで、測定値の順位がヒトの判定と逆転した組み合わせは、 P_{max} 値で $T45L : PW$, $T40 : S2$ の2通り、 N 値で $T45L : PW$, $T40 : S2$ の2通り、 DP 値で $T40 : S2$ の1通りであった。圧弾性値では押し込み距離 $0 \sim 3$ mm で $PR : T40$ の1通り、押し込み距離 $3 \sim 6$ mm で $T45L : PW$ の1通り、押し込み距離 $6 \sim 9$ mm では $T45L : PW$, $T40 : S2$ の2通り、押し込み距離 $9 \sim 12$ mm では $T45L : S2$, $T45L : PW$, $T45 : S2$ の3通りであった。

更にヒトの硬さ判定の一致率が80%以上であった組み合わせで測定値の順位が逆転した組み合わせは、 P_{max} 値で $T45L : PW$, $T40 : S2$,

表2 生体の粘弾性力学特性値の測定結果

生体軟部組織の粘弾性力学特性値は、弾性項に比較して粘性項が小さかった。すなわち生体軟部組織は、弾性に富み粘性に欠けた組織であった。

被験者 番号	部門				曲池				承山			
	k [gf/mm ²]	p	c [gf/(mm/s)]	q	k [gf/mm ²]	p	c [gf/(mm/s)]	q	k [gf/mm ²]	p	c [gf/(mm/s)]	q
1	24	1.6	2.6	0.13	10	1.8	2.7	0.14	10	1.5	2.8	0.001
2	31	1.5	3.1	0.06	5	1.8	2.2	0.24	11	1.5	2.8	0.007
3	62	1.4	3.4	0.01	20	1.2	2.1	0.05	11	1.5	2.4	0.022
4	14	1.7	3.6	0.05	6	2.0	3.2	0.08	13	1.4	1.4	0.106
5	12	1.8	3.9	0.02	15	1.6	2.8	0.18	8	1.6	2.7	0.001
6	26	1.5	3.3	0.18	6	2.3	1.0	1.12	12	1.4	2.9	0.002
7	30	1.5	2.1	0.27	8	1.7	1.0	0.82	10	1.4	2.9	0.004
8	52	1.4	1.9	0.25	22	1.1	1.8	0.01	11	1.4	2.7	0.015
9	11	1.8	4.2	0.02	20	1.2	1.5	0.22	15	1.3	1.9	0.080
10	10	1.8	4.0	0.01	15	1.4	1.7	0.39	12	1.4	1.9	0.044
11	18	1.6	2.8	0.23	17	1.3	0.8	0.72	22	1.2	2.0	0.047
12	23	1.6	2.9	0.19	12	1.4	1.7	0.09	14	1.4	1.6	0.124
13	13	1.6	1.0	0.80	13	1.4	1.3	0.58	19	1.2	1.3	0.393
14	26	1.3	1.8	0.36	14	1.4	2.2	0.12	23	1.1	1.2	0.027
15	33	1.2	2.0	0.03	8	1.8	2.5	0.20	20	1.2	1.9	0.026

表3 ヒトの硬さ官能検査結果

表内の数値は、横軸のモデルに対して縦軸のモデルが硬いと判定したヒト(検者)の割合(%)を示す。

n=16

	S7	PW	S2	T40	PR	T45L	T45	T50	N1	N2
N2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	
N1	100	100	100	100	81.3	100	81.3	75		
T50	100	100	100	100	93.8	75	56.3			
T45	100	100	100	100	87.5	62.5				
T45L	100	100	100	100	56.3					
PR	100	100	100	100						
T40	100	87.5	100							
S2	100	62.5								
PW	100									
S7										

表4 Pmax値、N値、DP値および圧弾性値の測定結果

n=5

モデル名	Pmax値	N値	DP値	圧弾性値			
				押し込み距離 0~3mm	押し込み距離 3~6mm	押し込み距離 6~9mm	押し込み距離 9~12mm
N2	1819	17.7	64.2	18.1	19.6	20.0	20.8
N1	506	4.3	43.0	5.0	4.5	4.8	5.9
T50	493	4.6	38.6	5.6	5.6	5.1	5.0
T45	445	4.0	31.4	4.9	4.8	4.5	4.4
T45L	324	3.1	23.6	4.4	3.4	3.3	3.0
PR	502	4.3	31.2	3.5	4.5	5.8	6.9
T40	259	2.4	16.2	3.8	2.4	2.4	2.3
S2	274	2.3	22.4	2.5	2.2	3.0	3.4
PW	434	3.5	11.4	3.0	3.7	4.5	5.5
S7	126	1.2	1.0	1.5	1.2	1.3	1.3

T45 : PR, T40 : PWの4通り, N値ではT45 L : PW, T40 : S 2, T45 : PRの3通り, 及び差が認められなかった組み合わせはN 1 : PRの1通りであった. DP値ではT40 : S 2の1通り, 及びT45 : PRでは数値に差が認められなかった. 圧弾性値では押し込み距離0 ~ 3 mmでPR : T40の1通り, 押し込み距離3 ~ 6 mmでT45 L : PW, N 1 : T45, N 1 : PR, T40 : PWの4通り, 押し込み距離6 ~ 9 mmではT45 L : PW, T40 : S 2, N 1 : PR, T50 : PR, T45 : PR, T40 : PWの6通り, 押し込み距離9 ~ 12 mmではT45 L : S 2, T45 L : PW, T45 : S 2, N 1 : PR, T50 : PR, T45 : PR, T40 : PWの7通りであった.

3. 弾性計測法による生体への応用について

硬結モデル(硬結埋め込み深さ5 mm)の測定結果をマッピング処理することにより深部の硬結分布を表面から検出することができた(図8-a). また, 硬結と見立てて埋め込まれたシリコンの表面からの距離をより深く(埋め込み深さ10 mm)した場合, 硬度値(DP値)は小さくなるものの, 深

部の硬さの分布は十分に表現する事ができた(図8-b).

一方, 腰部の測定結果では, 触診の判定結果(硬いと判定された部位)と硬さ測定結果とは硬さ出現分布の上ですべての被験者で一致した. しかし腰痛自覚者群で, 腰痛自覚部位と硬さが一致したのは, 7例中1例であった.

圧痛閾値と硬さとの一致について検討を行うと, 腰痛自覚者群では7例中6例で硬い部位の圧痛閾値の高い傾向が認められた(図9-a, b). 図9-aでは左側の脊柱よりの部位が硬く, 圧痛閾値も同じ部位が高かった. 図9-bでは左上部, 右下部が左右比較において硬く, 圧痛閾値も高かった. 図9-cの例では右腰部の脊柱側で表面の硬さと圧痛閾値とは一致しなかったが, 触診者全員が左側の深部に明らかに硬いものが触れると判定した部位で圧痛閾値は高く一致を示した.

非腰痛自覚者群では7例中4例で硬さの分布が左右ではほぼ対称である傾向が認められた(図9-e). また, 硬い部位と圧痛閾値の高い部位との一致性はある程度認められるものの, その傾向は腰痛自覚者群ほど明確では無かった(図9-d, e).

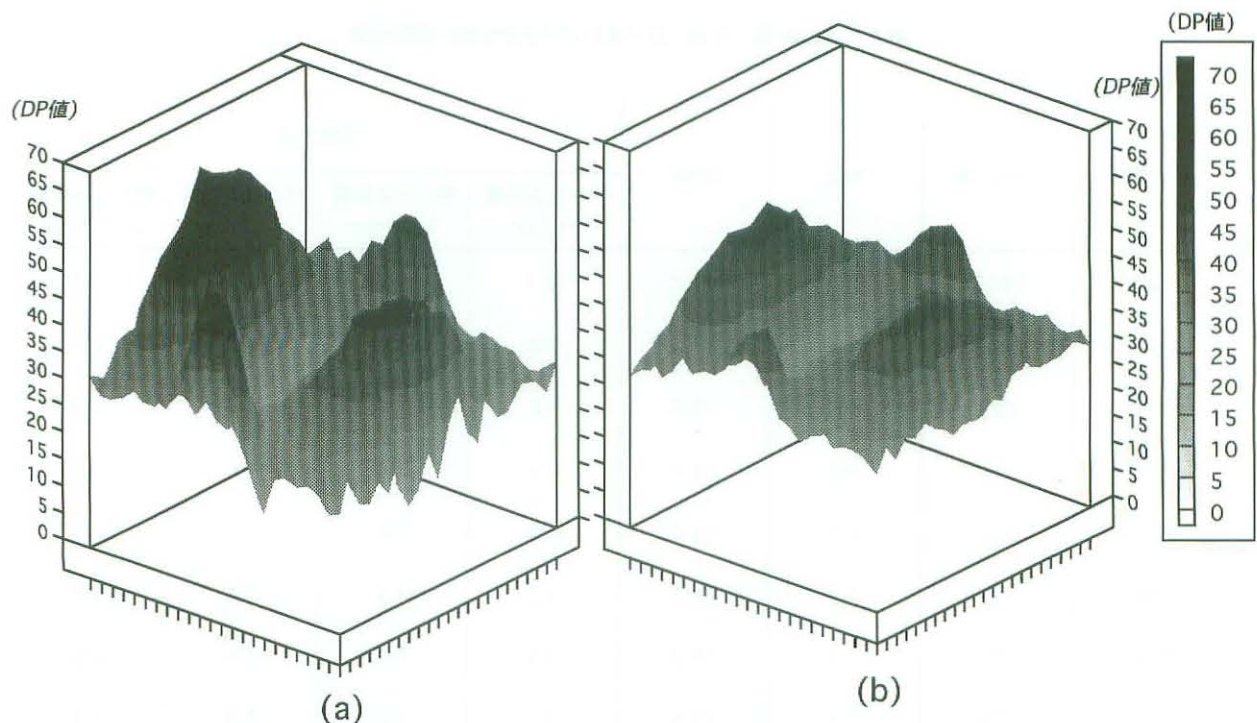
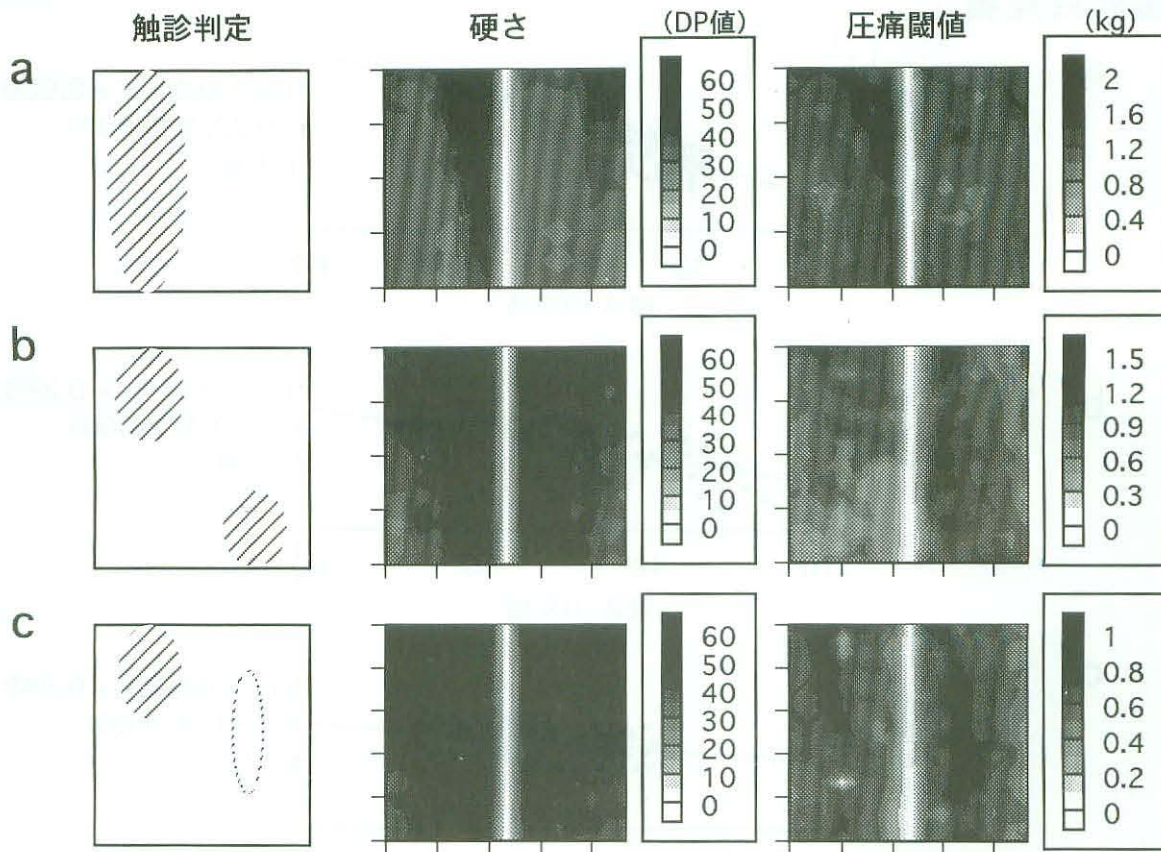


図8 硬結モデルの硬さ

硬結モデルの硬さ測定は, 5 mmの格子状に552 (24×23)点行なった. 左図は硬結までの距離が5 mmの測定結果を, 右図は硬結までの距離が10 mmの測定結果を示す. どちらも深部の硬結に見立てたシリコンの形状が測定結果に反映されている. このことから, 生体用組織硬度計によって得られた硬さ測定値(DP値)は, 深部の硬い組織の影響を含んだ値であることが明らかにされた.

腰痛自覚者



非腰痛自覚者

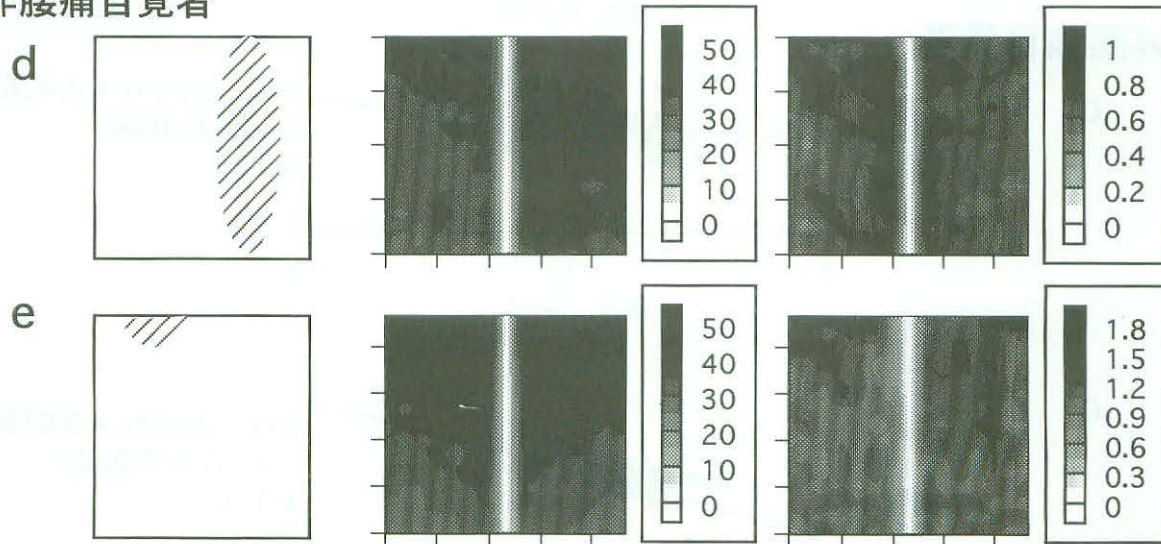


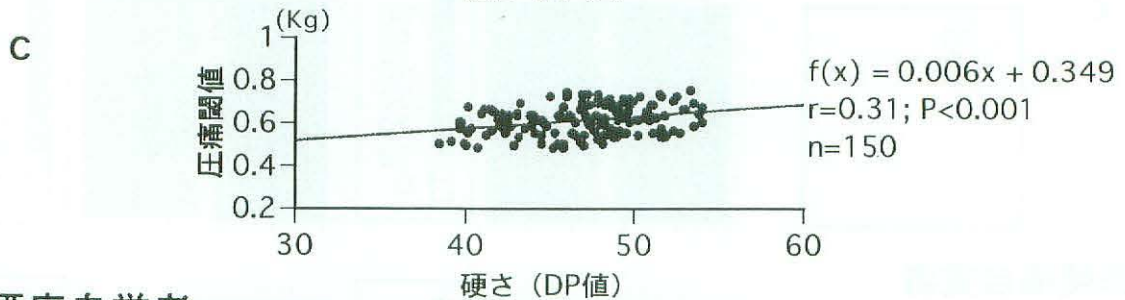
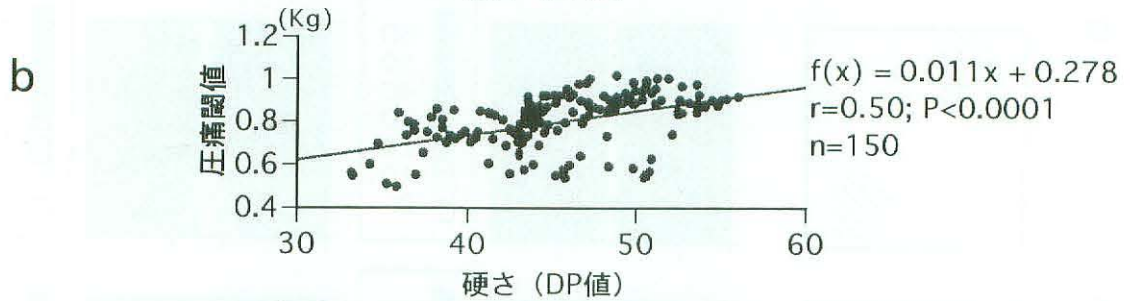
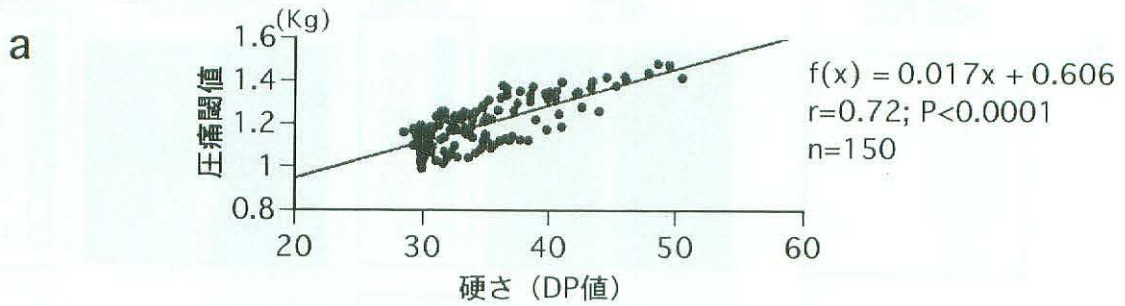
図9 腰部の硬さ分布と圧痛閾値分布 (代表例)

腰部の測定結果では、触診の判定結果（硬いと判定された部位）と硬さ測定結果とは硬さ出現分布の上ですべての被験者で一致した。

圧痛閾値と硬さの一致について検討を行うと、腰痛自覚者群では7例中6例で硬い部位の圧痛閾値が高かった（a, b）。aでは左側の脊柱よりが硬く、圧痛閾値も同じ部位が高かった。bでは左上部、右下部が左右比較において硬く、圧痛閾値も高かった。cの例では、右腰部中央付近で表面の硬さと圧痛閾値が高い部位とは一致しなかったが、触診者全員が深部に明らかに硬いものが触れると判定した部位で、圧痛閾値が高い結果が得られた。

非腰痛自覚者群では7例中4例で硬さの分布が左右でほぼ対称である傾向が認められ（e）、硬い部位と圧痛閾値とは概ね一致する傾向を示したが、その傾向は腰痛自覚者群ほど明確ではなかった。

腰痛自覚者



非腰痛自覚者

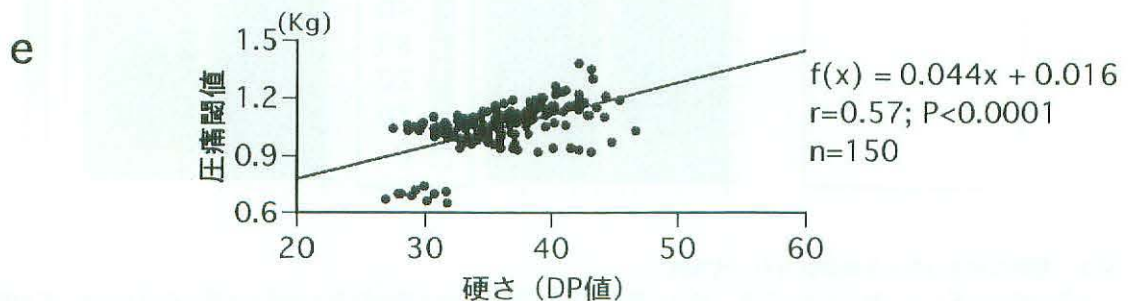
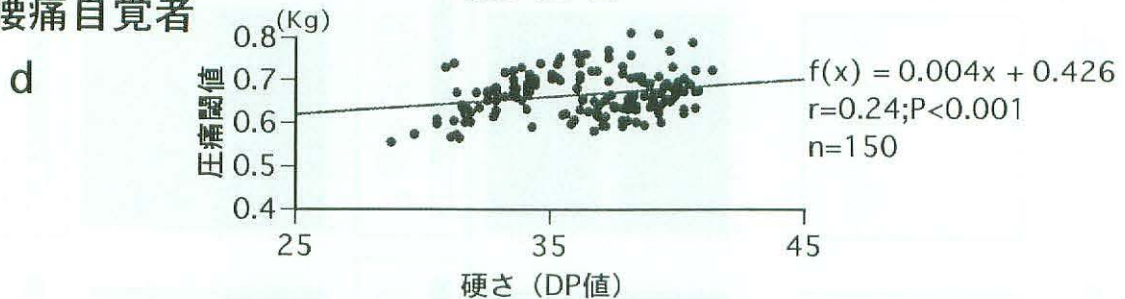


図10 腰部の硬さと圧痛閾値との相関

腰痛自覚者では硬さと圧痛閾値は正の相関関係が認められ、危険率0.1%で有意であった。非腰痛自覚者では腰痛自覚者に比較し、相関関係は弱かった。

表5 硬さと圧痛閾値との相関

腰痛自覚者群では図9-cの1例を除き相関係数0.5以上で硬さと圧痛閾値との相関関係は有意水準1%以下で有意であった。腰痛自覚者群と非腰痛自覚者群を比較すると、腰痛自覚者群の方が相関関係が強かった。

	被験者番号	相関係数	p値
腰痛自覚者	1	0.72	<0.0001
	2	0.50	<0.0001
	3	0.57	<0.0001
	4	0.56	<0.0001
	5	0.59	<0.0001
	6	0.54	<0.0001
	7	0.31	0.0001
非腰痛自覚者	8	0.63	<0.0001
	9	0.57	<0.0001
	10	0.37	<0.0001
	11	0.37	<0.0001
	12	0.34	<0.0001
	13	0.26	0.0011
	14	0.24	0.0025

これらの傾向について、散布図を用いて更に検討を行った(図10)。なお図10は、図9の分布図とそれぞれ対応している。その結果、非腰痛自覚者群(図10-d, e)に比較し腰痛自覚者群(図10-a, b, c)では硬さと圧痛閾値との相関が強かった。

さらに、硬さと圧痛閾値との相関についてピアソンの相関係数を算出したところ(表5)、腰痛自覚者群では1例(表5、被験者番号7)を除き相関係数0.5以上で硬さと圧痛閾値との相関関係は有意水準1%以下で有意であった。また、腰痛自覚者群と非腰痛自覚者群を比較すると、腰痛自覚者群の方が相関が強かった。

4. ヒトによって硬さ判定が異なる要因について

10モデルの履歴域、回復域、反発率の測定結果を表6に示す。各データのばらつきを標準偏差から判断すると、それらの数値は小さく十分な再現性が認められた。このことから履歴域、回復域、反発率は測定値として適当であると判断した。

そこで硬さ判定の一致率が85%以下であった8パターンのモデルの組み合わせそれぞれについて

N値、履歴域、回復域、反発率から検討を行った(表7)。

パターン2, 3, 5, 6, 7, 8ではN値の小さい方の履歴域は小さく、回復域は大きい値を示した。パターン1では回復域は近似した値を示し、履歴域はN値の小さい方が顕著に小さい値となった。

反発率は、パターン1, 2, 3, 5, 6, 7, 8でN値が小さい対象で大きい値を示し、パターン4ではN値及び反発率の両方が近似した値を示した。

一方、急性筋疲労時の筋肉の硬さ変化について測定した結果、N値は負荷直後に一過性に増加し、その後は比較的早い時間(およそ10分)で回復する傾向を示し、負荷後1時間でほとんど元の硬さに戻った(図11-b)。この結果は、生体用組織硬度計の測定結果と同じ傾向であった(図12)。しかし、反発率は負荷後より徐々に増加し、1時間後は負荷前に比較し増大している傾向が認められた(図11-c)。

IV. 考 察

現在、工学的な硬さ試験法では材料の強さを硬さとして評価する方法⁵⁶⁻⁵⁸⁾と粘弾性力学特性で評

表6 生体軟部組織モデルにおける履歴域、回復域、反発率

標準偏差からデータのばらつきを判断すると、それぞれの指標は十分再現性があると認められた。

	履歴域		回復域		反発率	
	平均 (10 ³ pxel)	標準偏差	平均 (10 ³ pxel)	標準偏差	平均 (%)	標準偏差
N2	3.9	0.15	76.7	0.54	95.2	0.16
N1	3.7	0.29	70.4	0.84	95.0	0.36
T50	10.8	0.51	71.1	0.23	86.9	0.55
T45	11.6	0.82	69.8	0.40	85.7	0.91
T45L	20.7	0.81	65.0	0.41	75.9	0.81
PR	30.6	0.61	41.5	0.56	57.6	0.63
T40	23.4	0.47	62.8	0.59	72.9	0.33
S2	20.6	0.44	55.4	0.92	72.9	0.75
PW	27.1	0.69	44.6	0.35	62.2	0.22
S7	36.0	0.65	48.8	0.63	57.6	0.64

n=5

表7 ヒトの硬さ判定が曖昧であったモデルの組み合わせの硬さ測定結果

パターン 2, 3, 5, 6, 7, 8 ではN値の小さい方の履歴域は小さく、回復域は大きい値を示した。パターン1では回復域は近似の値を示し、履歴域ではN値の小さい方が顕著に小さい値となった。これらの傾向から、履歴域が小さい、もしくは回復域が大きい値を示す対象ではN値で示された硬さよりも、ヒトはより硬いと判定を行う場合があると考えられる。さらに、負荷曲線下の面積に対する回復域の割合を反発率として求めた結果、パターン1, 2, 3, 5, 6, 7, 8 ではN値が小さい対象の反発率が大きい傾向が認められた。また、パターン4ではN値及び反発率の両方が近似した値を示した。これらの結果から、弾性値が小さな値を示していても反発率が大きい場合は、ヒトによっては硬いと判定を下す場合があると考えられる。つまり、除荷過程での情報の取り扱いが人の経験と勘によって異なると言うことができる。

	モデル名	N値	履歴域	回復域	反発率
1	T50	4.6	10.8	71.1	86.9
	N1	4.3	3.7	70.4	95.0
2	T45L	3.1	20.7	65.0	75.9
	PR	4.3	30.6	41.5	57.6
3	PR	4.3	30.6	41.5	57.6
	T40	2.4	23.4	62.8	72.9
4	T40	2.4	23.4	62.8	72.9
	S2	2.3	20.6	55.4	72.9
5	S2	2.3	20.6	55.4	72.9
	PW	3.5	27.1	44.6	62.2
6	T45L	3.1	20.7	65.0	75.9
	PW	3.5	27.1	44.6	62.2
7	PR	4.3	30.6	41.5	57.6
	S2	2.3	20.6	55.4	72.9
8	T40	2.4	23.4	62.8	72.9
	PW	3.5	27.1	44.6	62.2

n = 5

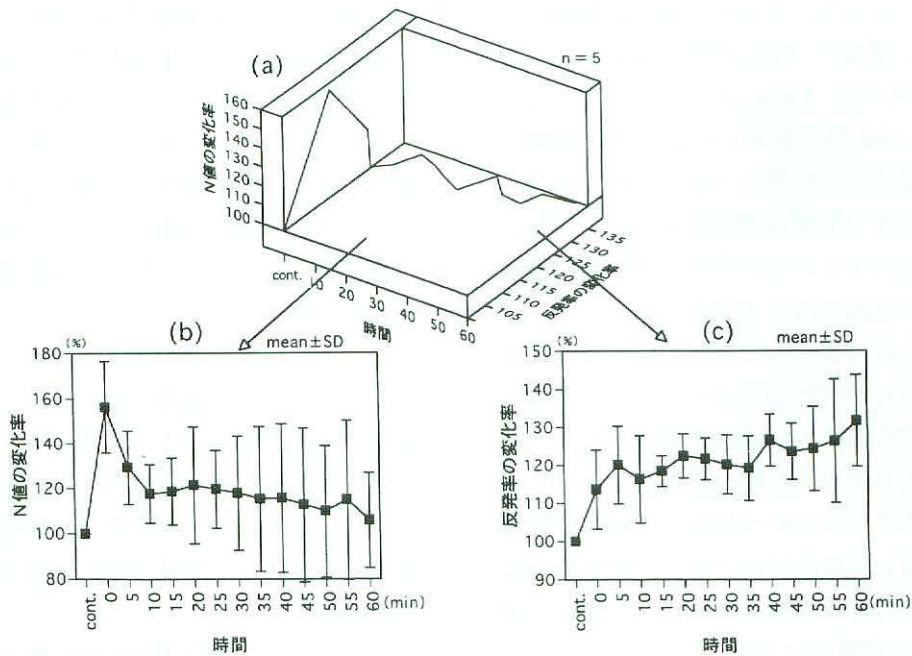


図11 運動負荷前後の筋肉の硬さ (N値, 反発率) の変化

上腕二頭筋の運動負荷前後の硬さの測定を行った。その結果、N値は負荷直後に硬度が一過性に増加し、その後は比較的早い時間で回復する傾向が認められ、負荷後1時間後にはほとんど元の硬さに戻った。反発率は負荷後より徐々に増加し、1時間後は負荷前に比較し増大している傾向が認められた。このことから、急性筋疲労時の腫張感に伴う筋硬度の増大は、反発率によって客観的に評価できることが示唆された。

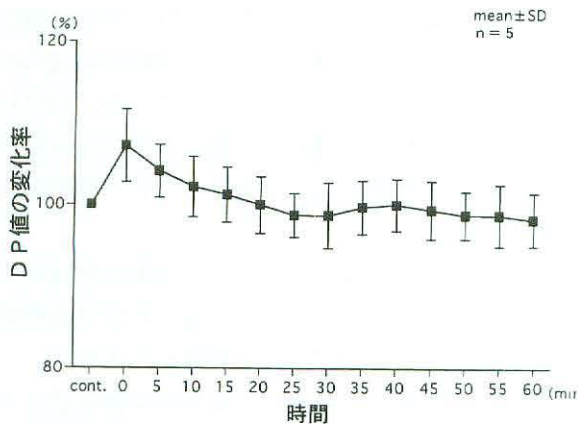


図12 運動負荷前後の筋肉の硬さ (DP値) の変化

負荷直後に硬度が増加し、その後は比較的早い時間で回復する傾向が認められた。

価する方法⁵⁹⁻⁶²⁾が用いられている。前者は、“ある材料に一定の先端子を通して一定の荷重を加えたときに、そのものが示す抵抗の大小”を硬さとして捉える方法^{27), 34), 55), 57)}である。生体への応用では、静的な荷重に対する測定部位の変形のしやすさ、しにくさを荷重と変位量の比を用いて弾性的に硬さを評価する^{42-44), 46), 47)}。後者は、時間によって物性が大きく変動する材料の特性を把握する目的で発展したものであり^{60), 61)}、生体の硬さを

工学的見地から突き詰めて考えるならば粘弾性を測定していることに他ならない^{16), 17)}との考えから、その評価を粘弾性力学特性値を求めることによって行う^{3), 5), 6), 9), 11), 21), 30), 32-34)}。

これらの測定方法は、材料の硬さを評価する目的で発展してきたため、そのほとんどがヒトの行う触診動作とは異なる動きで測定を行う。我々は触診情報の客観化を行うには、ヒトが対象物に指を押し込むことによって硬さを捉える触診に近い動作での測定が必要であると考え、指を押し込むときの“荷重”及び指を押し込んだことによって表面から変形した“距離”を評価尺度とする動的生体硬さ計測システムを開発した⁴⁸⁾。

生体は完全な弾性体でないことは広く認められているが、生体軟部組織の力学的性質は変形速度にあまり依存せず1000倍にわたって変形速度を変えても、ひずみに対応する応力はせいぜい2倍程度しか変わらないという鈍感さを有する例が多い⁵³⁾。そのため、これまでの研究では生体を弾性体と仮定し、測定部位の硬さを代表する値としてヘルツの接触理論から導いたN値⁴⁷⁾を用い、深さによる硬度の違いを示す値として接線弾性係数を押し込み距離で除算して求められる圧弾性値^{43), 44)}

を用いてきた。そして、それらの硬さ評価値としての妥当性を工業用の Asker 硬度の測定および生体での % MVC (Maximum Voluntary Contraction: 最大随意収縮) における筋硬度の変化と積分筋電図との相関から明らかにした⁴⁸⁾。また一方で、臨床で簡便な硬さ測定を行うために、株式会社井元製作所との共同研究で生体用組織硬度計の開発及び改良を行ってきた⁴⁹⁾。

しかし、触診の対象となる生体は弾性の他に粘性の性質を合わせ持つ粘弾性体である。そのため、正確に生体軟部組織の力学的性質を記述しようとするならば、粘弾性的取り扱いを導入しなければならない。そこで生体のもつ粘弾性の特性を解析するために、触知覚動作に近い測定で得られる情報から粘弾性の力学特性をフォークトモデル (図 5-a) によって定性的に表現する方法について検討を行った。ここで定量的に実験値と理論値との一致を求めるのであれば、数多くのバネやダッシュポットを組み合わせたモデルを採用する必要があるが、ヒトが硬さを知覚するとき、複雑に構成されたモデルをイメージするとは考えにくい。そのため最も簡単な粘弾性モデルによって定性的に力学特性値を求めることにした。

その結果、従来用いられてきた線形フォークトモデルでは粘性係数が負の値を示すもの (表 1) が認められたため、このモデルでの表現は適当ではないと判断し、小林³²⁾ の提唱するバネ要素及びダッシュポット要素がそれぞれ非線形の性質をもつとする非線形フォークトモデルによる力学特性値を求めた。

まず生体軟部組織モデルの試料について非線形フォークトモデルで推定された力学特性値について検討を行ったところ、10種類すべてのモデルにおいて弾性項に比べ粘性項は小さい値を示した (表 1)。

動的な生体硬さ計測システムの測定では、測定時の押し込み速度及び押し込み距離の違いが測定値へ影響を与えることが考慮される。等方性の試料を対象に、ゆっくりとした押し込み速度で測定するとタイムスケールが長いから、粘弾性体では緩和による影響を受けやすく、逆に速いと緩和しにくく、より弾性的になる⁶³⁾と考えられる。そのため、本システムでは駆動装置を用い押し込み速度を一定にした。また、同様に等方性の試料を対象

に圧縮変形による測定を行う場合、粘弾性体では圧縮の程度によっても緩和時間は変化し、圧縮変形が大になるに従い、緩和時間が長くなるため緩和しにくくなる⁶³⁾。さらに、生体は異なる組織が層状に重なって構成され、押し込み距離の違いによって深部の硬い組織から受ける構造依存の影響が異なる。そのため、押し込み距離の制御は重要な条件である。

ところが、現時点の本システムの構成では駆動装置及びセンサー部の固定の制限から押し込み距離を一定に制御することは難しい。そこで、生体では呼吸等の影響により押し込み距離の接触基準点の設定が困難な体幹を避け、測定面が水平な状態で測定が行える四肢の経穴部位を測定部位として選択した。

その結果、生体軟部組織もモデルと同様に弾性項に比べて粘性項が小さい値を示した (表 5)。

これまでの生体の硬さ研究において振動法及び衝撃法での測定では生体軟部組織は弾性に富み粘性に欠けている粘弾性体であると報告され^{43), 25)}、粘弾性力学特性値を求めている研究^{15), 32), 34), 37)}からもその傾向がうかがえた。今回の研究で選択した測定部位のみではすべての生体軟部組織の粘弾性力学特性については論述しがたいが、他の研究の報告と同様に生体軟部組織は弾性に富み粘性に欠けた粘弾性体である (表 2) という結果が得られた。

そして、測定を行ったすべての対象の粘性が小さかったことから、ヒトの行う硬さ判定は弾性値のみで客観的に評価できる可能性が示された。

そこでこの点を明らかにするために弾性値とヒトの硬さ判定との対応について官能検査の手法⁵⁰⁾を用いて検討を行った。その結果、比較的表層の弾性値を測定している DP 値及び圧弾性値の表層の値 (押し込み距離 0 ~ 3 mm) とヒトの硬さの判定との結果はほぼ一致し、圧弾性値においては深層になるに従い不一致の組み合わせが多くなる傾向が認められた (表 3, 4)。

今回の結果により、明確に硬さが異なると知覚できる対象物では、ヒトは比較的表層の情報から硬さの判定を行っていると考えられる。すなわちヒトが対象を比較することにより明瞭に硬さの判定 (弁別) を行うことができる場合は、表層の弾性値をもって客観的に評価することができること

を明らかにしたものと見える。この点については、人の触診動作は押し込み距離 3 mm のストロークとして観察されているとする報告⁴⁶⁾と一致している。これらの点から、表層の硬さの客観的測定には、生体用組織硬度計が適していると考えた。

しかし、生体軟部組織はモデルのように均一の素材からできているものではなく、硬度の異なる組織によって層状的に構成されている。また、皮膚表面から硬さの計測を行う限り、皮下脂肪の影響は無視できない。したがって表層での弾性計測法においてもある程度の深部の硬さをも捉えることが必須である。この点について生体用組織硬度計を用いて深部に硬結に見立てた硬い半球状のシリコンを埋め込んだ硬結モデル(図4)を対象に、表面から硬結までの距離を変化させて検討を行った。

その結果、埋め込んだ硬結の形状を表面からの計測で明瞭に捉えることができた。また硬結までの距離を変化させても測定値(DP値)は小さくなるものの周囲に比較して明らかに硬結形状を反映した値(図7)を示した。このことから表層部の硬さは深部の構造に依存して決定され、生体用組織硬度計によって得られた測定値は深部の硬い組織の影響を含んだ値であることが明らかになった。

この結果を踏まえ、硬さと同時に圧痛閾値の測定が可能な圧痛閾値同時計測型生体用組織硬度計を用いて生体での応用を試みた。その結果、硬結モデルの結果と同様に、腰部の硬度分布は触診結果とよく一致した。しかし、硬結モデルの実験で硬結までの距離を変化させた場合、硬度分布におけるDP値は必ずしも同じではなかったことから、DP値は絶対値として扱うことはできない。まして、生体計測では体型や筋肉の発達程度あるいは皮下組織の厚さなど多数の変量が硬さに影響する。これらのことから、測定部位の左右差あるいは周囲との差を相対比較することが硬さの計測を行う上で重要であると考えた。

この観点から生体の腰部の硬さ分布を観察すると、脊柱を挟んだ硬さの左右の分布は腰痛自覚者群ではほぼ対称であるもの(図9-f)が7例中4例認められたが、腰痛自覚者群ではすべての例において非対称であった(図9-a, b, c)。このことから腰痛自覚者では、体の左右の硬さのバ

ランスが崩れていることを明らかにできた。しかも、腰痛自覚者群では左右の比較により硬いと判断された部位の圧痛閾値はいずれも高く(図9-a, b, c)、硬さと圧痛閾値には有意な相関関係が認められた(図10-a, b, c, 表5)。また、図9-cの例に見られるように相当深部に硬結が認められた部位では、本装置ではその硬さを表面からとらえることはできなかったが、圧痛閾値は明らかに周囲に比較して高かった。このことから腰痛自覚者では硬い部位は周囲に比べて痛み感覚が鈍くなる傾向が認められ、硬さと同時に圧痛閾値を計測することによって表面計測では測定できない深部の硬結の存在を捉えられる可能性が示唆された。

一方、触診による硬さ判定がヒトによって異なったモデルの組み合わせについては弾性値のみで硬さの判定を行うことは困難であり(表3, 4)、新たな硬さの指標を必要とした。すなわち、ヒトによって硬さの判定が異なる微妙な硬さの対象物の判定は、弾性以外の別の硬さ情報を用いてヒトは硬さ判定をしている可能性を示唆するものであり、どの硬さ情報を重視するかによって硬さの判定が異なることを意味している。すなわち、触診における経験と勘が異なる判定を導いた要因とも考えられ、硬さの主観性の解明に繋がるものとして更に検討を行った。

当初、著者はその要因は粘性にあると考えたため、粘性と弾性とを分離して評価する方法について検討を行った。しかし、非線形フォークトモデルによって求められた力学特性値では変数が多く比較する事が困難となった。そのため弾性と粘性を分離するのではなく、その割合について数値化する評価方法について考究した。

これまでのデータ解析では負荷過程の荷重-押し込み距離情報のみを対象に行ってきたが、ヒトの硬さ判定では除荷過程の情報も重要な硬さ判定要因である考えられる。そこで除荷過程の情報をデータ解析に使用し、弾性と粘性の割合を定量的に評価する方法について検討を行った。

新たな指標の設定として、負荷過程と除荷過程の両曲線に囲まれた部分(履歴域)が、弾性が加えられた変形から回復するときに抵抗となる粘性の割合を示すことから、履歴域を数値化することにした。ここで問題となるのは、押し込み距離を一定にして測定すると、測定対象の硬さによって

最大荷重が異なり、硬いものほど履歴域が大きくなるため、そのままでは比較が困難となる。そこで0 gf, 0 mmを座標(0, 0)に荷重最大値及び押し込み距離最大値を座標(400, 400)に描くことで標準化し、履歴域をpixel数で求める方法を用いた。更に除荷過程での反発力の強さを評価する目的で、除荷過程での曲線とX軸とに囲まれる面積(回復域)を求めた。

これまで解析可能であったN値(弾性値)に、これらのパラメータを加えてヒトによって硬さ判定の異なった要因について検討を行ったところ、弾性値が小さい値を取っていても履歴域が小さい、もしくは回復域が大きい場合は弾性値で示す値よりも硬いと判定するヒトがいることを明らかにした。

更にこの事実をはっきりさせるために、負荷過程での曲線下の面積に対する回復域の割合(%)を反発率として求め、履歴域及び回復域の二つの情報を含んだ新たな指標として設定した。それにより、反発率の大きい対象では弾性値が示す値よりも硬いと判定を下すヒトがいる事実をはっきりと認めることができた(表7)。

このことから、硬さ判定が個人によって異なった原因は、除荷過程の情報の取り扱いが個人によって異なるためだと考えられる。そして、反発性の情報の取り扱いがヒトの経験と勘に基づくもので

あるとすれば、硬さの評価は図13に示すグラフを用いて行うことがより妥当であると考えた。

ヒトの感覚を示すテクスチャー用語⁶⁴⁾では反発性(resiliency)の強いものは弾力的(springy)であり、弱いものはぐにゃっとしている(limp)と表現し、圧縮性(compressibility)の面から圧縮されやすいものを軟らかい(soft)、されにくいものを硬い(hard)と表現する。グラフでは圧縮しやすく、ぐにゃっとしているものほど軟らかく、圧縮しにくく、弾力的であるものを硬いと評価することができる。そして、これまで困難であった触診における主観性はこのN値及び反発率の二次元空間布置により客観的に表現できるようになるものといえよう。そして、この表現方法によって触診における生体の微妙な硬さを評価することが可能であると考えられる。

図14のグラフでは今回使用したモデルの測定結果及び曲池穴、鄰門穴、承山穴、筋疲労前後の上腕二頭筋の測定結果を表示した。生体に比べモデルでは反発性が強いものがいくつか認められたが、圧縮性をしめすN値は同じ範囲の値を示した。なお、生体の反発率がモデルと比べて全体的に小さかったことは、測定部位が四肢に限定されていたことによると思われる。いずれにしても、今回用いたモデルは粘弾性力学特性及び新しい硬さ評価(N値と反発率の二次元空間布置)による分布状

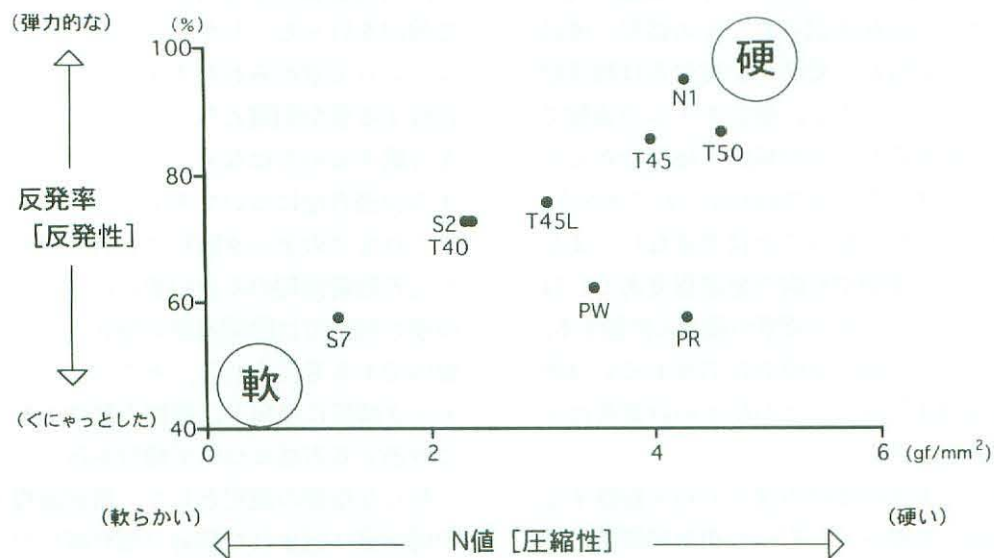


図13 N値及び反発率の二次元空間布置による硬さの客観的評価法

グラフで表示することによって圧縮しやすく、ぐにゃっとしているものほど軟らかく、圧縮しにくく、弾力的であるものを硬いと評価することができる。

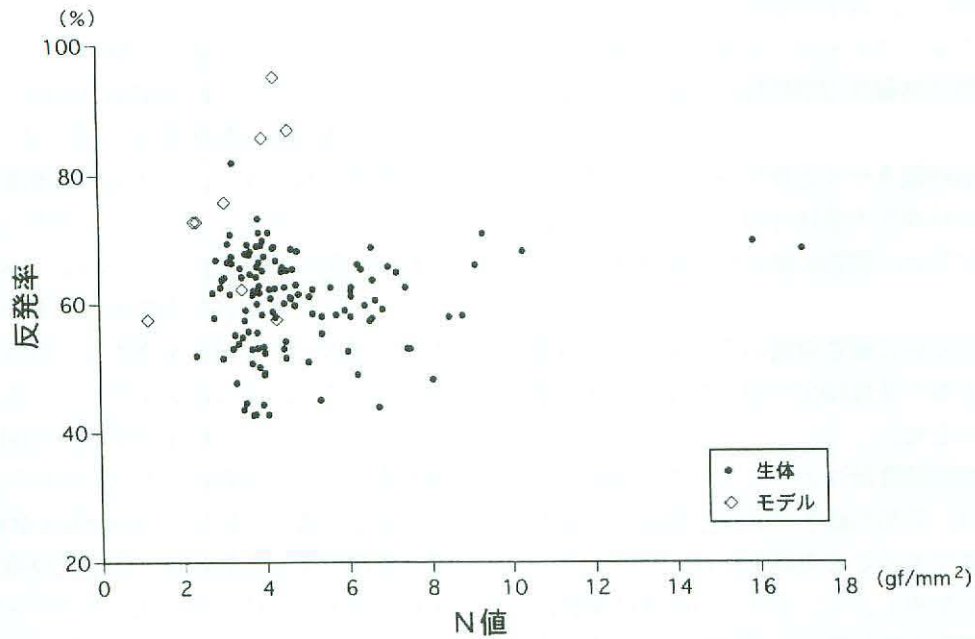


図14 モデル及び生体軟部組織の二次元空間布置による硬さ測定結果

生体に比べモデルでは反発性が強いものがいくつか認められたが、圧縮性をしめずN値は同じ範囲の値を示した。

況について生体との比較で類似性を示したことから、生体軟部組織モデルとして適当であったと言える。

さらに、このN値と反発率の二次元空間布置による硬さ評価の臨床的有用性と妥当性を明らかにするために、疲労時の筋肉の硬さの変化について検討を行った。その結果、N値は負荷直後に大きく増大し比較的早い時間で負荷前の値へ回復した(図12-b)。それに対し、反発率は負荷後より徐々に増加し、1時間後は負荷前に比較し明らかに増大している傾向が認められた(図12-c)。

筋肉の硬度変化には筋収縮に伴う機械的な要因に起因するものの他に、急性筋疲労による水腫に起因するもの⁶⁵⁾が考えられる。これまでの弾性計測では、機械的な要因に伴う筋硬度の変化を捉えることはできたが⁶⁾、³³⁾、水腫などの要因に起因する筋硬度の変化の観察では満足のいく結果が得られていなかった⁶⁾、³³⁾、⁴⁹⁾。しかし、今回の結果から急性筋疲労時の筋内水腫に起因する筋硬度の増大は反発率によって客観的に評価できる可能性が示唆され、N値及び反発率の2値による硬さの評価の妥当性を明らかにすることができた。

以上、本研究では触診の客観化をはかるため動的生体硬さ計測システムを用い、ヒトの触知覚動作に近い動作での測定によって得られる荷重-押

し込み距離関係を様々な角度で解析し、硬さ情報の数値化を行ってきた。そして、これまでの生体の硬さの客観的評価に関する研究¹⁻⁴⁹⁾、⁶⁶⁻⁶⁹⁾では明らかにされなかった経験と勘による主観的な判断を客観的に評価することができた。したがって、現時点において本計測システム及び解析方法を用いることによって、これまでの計測器では捉えられなかったヒトの知覚する微妙な硬さの変化を客観的に捉え、記述することが十分可能である。

本計測システムで計測された硬さの情報としての係数や指標それぞれの重みづけ、あるいはそれらの統合的な解析方法については今後の検討課題としたい。また本システムを小型軽量化することによって鍼灸臨床に広く応用することができ、触診情報をベッドサイドで扱えるようになる。なお生体用組織硬度計測及び圧痛閾値同時計測型生体用組織硬度計はすでに実用レベルであるため、様々な局面において応用して行きたいと考えている。

V. 結 論

触診における硬さ情報の客観化を目的とし、“硬さ”を定量的に計測できる解析システムを構築するため、生体軟部組織モデル及び生体を対象に動的生体硬さ計測システム及び生体用組織硬度計(圧痛閾値同時計測型生体用組織硬度計も含む)

を使用して検討し、以下の結論を得た。

1. 非線形フォークトモデルを導入する事により測定対象物の粘弾性力学特性値を測定することができた。
2. 生体軟部組織モデルと身体各部（上下肢）の経穴部位の粘弾性力学特性値を求めたところ、共に粘性に欠け、弾性に富んだ粘弾性体であった。
3. ヒトが明らかに硬さの違いを判定できる対象物では、表層の弾性測定で硬さが評価できる事を明らかにした。
4. 生体用組織硬度計によって得られた測定値（DP値）は、深部の硬さの異なる組織の情報をも含んだ値であることを明らかにした。
5. 個体差を無視できない生体での硬さ計測は、左右及び周囲とを比較する測定方法が臨床上適切な方法であることを明らかにした。
6. 腰痛自覚者の腰部は、脊柱を挟み左右で硬さのバランスが崩れていることが示唆された。
7. 組織の硬さと同部位の圧痛閾値とを同時に計測したところ、より硬い部位は圧痛閾値が高く痛み感覚の鈍い傾向が認められた。
8. ヒトによって硬さ判定の異った対象（硬さが似通った対象）の硬さの客観的評価は、弾性測定のみでは不可能であった。
9. 新しい硬さ評価の指標として反発率を導入した。
10. 触診における硬さ評価は個人の経験と勘で左右されると言われてきたが、その要因は圧縮性と反発性の情報の取り扱いにあることを明らかにした。
11. 硬さの主観性をN値と反発率の二次元空間布置によって客観的に表すことができるようになった。
12. 今回用いたモデルは、粘弾性力学特性及びN値と反発率の二次元空間布置による硬さ評価からみて、生体の硬さモデルとして適当であった。
13. 弾性測定では評価しきれなかった筋肉の腫張感を伴った硬さの変化を反発率によって表現することができた。すなわち、急性筋疲労は反発率を用いた硬さ計測によって評価できる可能性が示唆された。また、N値と反発率の2値による二次元空間布置の硬さ評価の妥当性を、急性筋疲労時の筋の硬度変化の測定結果を通して明

らかにした。

謝 辞

本研究について、終始御指導を賜った明治鍼灸大学第一東洋医学臨床教室 矢野 忠 教授に深甚なる謝意を捧げます。生体用組織硬度計の作製及び改良に労を惜しまず協力して下さいました株式会社井元製作所井元俊之氏に心より感謝申し上げます。本論文の物理学面で多大な御指導をいただきました同大学物理学教室森本安夫教授に心より感謝いたします。また論文全般に対し貴重なご意見を頂きました同大学の生理学教室川喜田健司教授、第四東洋医学臨床教室佐々木和郎助教授、基礎鍼灸学教室渡邊一平助手、鍼灸学修士金谷正一先生、第一東洋医学臨床教室及び大学院の諸先生方に心より感謝申し上げます。更にシステムの改良に当たりご協力いただいたダイキン工業株式会社下尾茂敏氏、堀内 均氏、川田岳志氏、モデル制作にご協力いただいたバルカーエンジニアリング株式会社三武健太郎氏、中村ブレイス株式会社の方々、工学的な硬さ試験機についてご助言いただいた島津製作所矢持勝蔵氏、山本 保氏、玉井哲夫氏、徳岡信行氏に感謝いたします。最後になりましたが明治鍼灸大学名誉教授 森 和 先生に修士課程から様々な指導及び助言を頂き、心から感謝申し上げます。

文 献

- 1) 青柳良二：超音波振動子筋硬さプローブ。超音波TECHNO, 3: 11-15, 1997.
- 2) 氏家博輝, 大庭茂男, 村上肇ら：機械振動子を用いた表面からの筋緊張に関するパラメータ計測の基礎実験。信学技報, MBE92(73): 47-52, 1992.
- 3) 岡 久雄, 坂本俊哉, 入江 隆：生体表面の見かけの粘弾性の補正。信学技報, MBE94(45): 45-52, 1994.
- 4) 岡 久雄, 山本辰馬, 小曳満昭：生体機械インピーダンス測定装置。信学技報, MBE81(29): 1-8, 1981.
- 5) 岡 久雄, 上田俊之：横加振法による生体力学特性の計測。信学技報, MBE93(5): 33-40, 1993.
- 6) 加藤正道, 村上新治, 松本伍良：随意収縮時におけるヒト前脛骨筋の硬さの変化について。

- 医用電子と生体工学, 17(4) : 258-263, 1979.
- 7) 岡 久雄, 入江 隆, 安原清隆ら : 簡便な生体の硬さ計測装置の開発とその応用. 信学技報, MBE92(37) : 1-8, 1992.
 - 8) 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, J75-D-II(5) : 947-955, 1992.
 - 9) 石橋幹彦, 山本尚武, 山本辰馬 : 回転ステップ応答法による皮膚の柔らかさの電子的計測法に関する研究. MBE, 92(38) : 9-16, 1992.
 - 10) 岡 久雄, 山本辰馬, 奥村幸年 : ハンディ型生体機械インピーダンス測定装置. 信学技報, MBE84(32) : 17-24, 1984.
 - 11) 岡 久雄, 山本辰馬 : 生体機械特性のモデリング. 電子通信学会技術研究報告, 83(29) : 1-8, 1983.
 - 12) 尾股定夫 : 硬さ測定触覚センサ. 日本ロボット学会誌, 9(7) : 908-909, 1991.
 - 13) 尾股定夫 : 軟組織のコンプライアンス特性測定用圧電型トランスデューサの試作. 医用電子と生体工学, 24(5) : 38-42, 1986.
 - 14) 岡 久雄, 村上 準, 坂本尚志ら : 生体機械インピーダンスの新しい評価法の検討. 信学技報, 94(47) : 61-68, 1994.
 - 15) 岡 久雄, 山本辰馬 : 生体機械インピーダンスの組織構造依存性. 信学技報, MBE86(18) : 29-36, 1986.
 - 16) 田中治雄, 氏家博輝, 青柳良二ら : 超音波振動子を用いた筋肉の硬さ測定の基礎的研究. 医用電子と生体工学, 32(1) : 1-7, 1994.
 - 17) 尾股定夫 : 圧電型バイプロメーターによる軟組織の硬さ測定とその解析. 医用電子と生体工学, 28(1) : 1-8, 1990.
 - 18) Omata S : Ground couplings and measuring cintact compliances of vibration transducers. J Acoust Soc Am, 73(6) : 2187-2192, 1983.
 - 19) Omata S : New type transducer for measuring cintact compliances of a soft body. J Acount Soc Am, 78(1) : 1-5, 1985.
 - 20) 入江 隆, 岡 久雄, 安原清隆ら : 簡便型生体硬さ計の開発. 電学論C, 112(8) : 443-450, 1992.
 - 21) 岡 久雄, 福田 敬, 坂本俊哉ら : 機械インピーダンスによる生体内部の推定. 信学技報, 94(46) : 53-60, 1994.
 - 22) 岡 久雄, 山本辰馬, 土井 淳ら : 生体表面の機械インピーダンスの分布とその生成機構. 信学技報, MBE-88(38) : 25-32, 1988.
 - 23) 岡 久雄, 入江 隆, 松崎賢士ら : 皮膚表面からみた硬さの定量化. 信学技報, MBE 91(42) : 59-64, 1991.
 - 24) 小沢田正 : ピエゾ振動子を用いたソフトな物体のやわらかさセンサー. 超音波TECHNO,3 : 25-30, 1997.
 - 25) 吉川純生 : 皮膚の力学的挙動と計測法. 計測と制御, 14(3) : 254-262, 1975.
 - 26) 伊藤秀明 : 縦水晶振動子を用いた触覚センサ. 超音波TECHNO,3 : 16-20, 1997.
 - 27) 岡 久雄 : 皮膚力学特性の計測とその評価. バイオメカニズム学会誌, 16(3) : 181-187, 1992.
 - 28) 塚原 進 : 筋コンプライアンス計. 医用電子と生体工学, 1(3) : 57-59, 1963.
 - 29) 沖野雅美, 堀内敏夫, 井口 傑ら : 凝りの測定における客観的尺度の開発. 関東整災誌, 9(3) : 76-79, 1978.
 - 30) 高木 洋, 笠原 哲, 沖野雅美ら : 肩凝りと筋肉の弾性率. 医用電子と生体工学, 22(1) : 46-52, 1984.
 - 31) Irie T, Oka H, Ymamoto T: Measurement of hardness of human skin with impact force. Medical & Biological Engineering & Computing, 32 : 231-33, 1994.
 - 32) 小林一敏 : 衝撃試験法による緩衝材及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.
 - 33) 北田耕司, 田巻弘之, 芝山秀太郎ら : 筋疲労による収縮時の筋硬度変化. J J Sports Sa, 13(2) : 273-280, 1994.
 - 34) 土居陽治郎 : 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.
 - 35) 寺田光世, 柴田俊忍 : インパクトハンマー法による筋収縮時の体表振動に関する研究. 京都体育学研究, 6 : 1-9, 1991.
 - 36) Burlinthe T : A Method of Measurment of The Elastic Propertiles of Skin in Rad-

- iotherapy Patients. *Journal of Investigative Dermatolology*, 69 : 321-323, 1977.
- 37) 真島澄子, 松島皓三, 竹原直樹: サーボマイクロマニピレータを用いた生体組織の硬さの測定とファジイ論的硬さの評価. *バイオメカニズム学会誌*, 15(1) : 42-48, 1991.
- 38) 真島澄子, 丸山 満, 松島皓三: マイクロマニピレータによる粘弾性特性の測定. 第七回バイオメカニズム学術講演会予稿集: 1986.
- 39) 長井昭夫, 松島皓三: 操縦形ミニ・マニピレータ—腕と指の制御—. *計測自動制御学会論文集*, 16(1) : 91-97, 1979.
- 40) 神田真司: 医用サーボマニピレータの基礎的研究. 筑波大学理工学研究科, 昭和58年度(修士論文) : 1-78, 1983.
- 41) 丸山 満: サーボマイクロマニピレータを用いた粘弾性の“硬さの”評価について. 筑波大学理工学研究科, 昭和61年度(修士論文) : 1-55, 1986.
- 42) Horikawa M, Ebihara S, Sakai F: Non-invasive measurement method for hardness in muscular tissues. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 31 : 623-627, 1993.
- 43) 佐々木和朗, 斎藤雅人, 渡邊 決: 経穴(ツボ)の圧弾性測定システムの開発. 第二回医工学治療研究会発表論文集, 34 : 1990.
- 44) 佐々木和朗: 圧弾性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.
- 45) 野呂影勇, 飯田一郎, 杉浦精一: 感触をとらえる. *生活のための工学*, 放送大学教育振興会(東京) : pp139-161, 1992.
- 46) 杉本恒美, 上羽貞行, 伊東紘一: 緩和弾性率を用いた生体組織の硬さの一評価法—計測理論と in vitro モデル実験による検討—. *医用電子と生体工学*, 29(4) : 269-275, 1991.
- 47) 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.
- 48) 有馬義貴, 森 和, 矢野 忠ら: 切診法の客観化に関する基礎的研究. *東邦医学雑誌*, 11(3) : 16-31, 1995.
- 49) 有馬義貴, 矢野 忠, 井元俊之: 鍼灸臨床に於ける軟部組織での緊張度(硬度)の客観的評価法—生体(ヒト)用組織硬度計の開発とその臨床応用について—. *東方医学雑誌*, 13(2) : 16-31, 1997.
- 50) 日科技連官能検査委員会編: 一対比較法. 新版官能検査ハンドブック, 株式会社日科技連出版社(東京) : pp349-393, 1995.
- 51) 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.
- 52) 井本立也: 緩和とクリープ. 概説レオロジー, 株式会社東京化学同人(東京) : pp72-83, 1963.
- 53) 林紘三朗: 生体軟組織の構成法則. *医用電子と生体工学*, 19(7) : 565-532, 1981.
- 54) 国尾 武: 粘弾性論. 固体力学の基礎, 株式会社培風館(東京) : pp237-268, 1994.
- 55) 佐藤正明: 生体組織の力学特性. *医用電子と生体工学*, 24(4) : 3-9, 1986.
- 56) 岩崎昌三: 硬さを測る—硬さ試験の効率化と自動化—. *ツールエンジニア*, 3 : 112-114, 1993.
- 57) 飯塚信行: 硬さを測る. *ツールエンジニア*, 3 : 70-73, 1994.
- 58) 池田 潔: スパッタ膜を応用したポリエチレン微小硬さの測定. *高分子論文集*, 147(6) : 533-536, 1990.
- 59) 植村振作: 動的粘弾性測定における問題点と新しい測定法. *日本ゴム協会誌*, 65(11) : 664-669, 1992.
- 60) 徳岡信行: 島津動的粘弾性測定装置DVA-300. *島津評論*, 50(3) : 339-345, 1993.
- 61) 山崎信助, 小林慶規: 動的粘弾性測定によるポリマー材料の評価. *科学技術研究所報告*, 86(1) : 1-10, 1991.
- 62) 菱山光正, 増田順一: 反発硬さの測定角度補正方法. *材料試験技術*, 40(2) : 89-94, 1995.
- 63) 井本立也: 圧縮変形. 概説レオロジー, 株式会社東京化学同人(東京) : pp154-166, 1996.
- 64) 井川憲明: テクスチャーとは何だろう. *手ざわり・舌ざわりの科学*, 講談社(東京) : pp34-62, 1987.
- 65) 片山憲史, 田中忠蔵, 西川弘恭ら: 筋疲労. *体力科学*, 43(4) : 309-317, 1994.
- 66) Bendtsen L, Jensen R, Jensen N: Muscle palpation with controlled finger pressure—new equipment for the study of tender myofascial

- tissues. pain, 59 : 235-239, 1994.
- 67) Bendtsen L, Jensen R, Jensen N : Pressure-controlled palpation -a new technique which increases the reliability of manual palpation. CEPHALALGIA, 15:205-209, 1995.
- 68) 加藤一朗 (編) : 生体の硬さ測定と人工感覚. 計測と制御, 14(3) : 247-292, 1975.
- 69) 佐々木和郎 : 超音波診断装置, Acupuncture Rheometer による硬結の測定及び圧痛と硬結の関連性. 全日本鍼灸学会雑誌, 38(2) : 172-176, 1988.

Objectification of hardness information of Palpation

ARIMA Yoshitaka

*Graduate School of Clinical Medicine of Acupuncture and Moxibustion,
Meiji University of Oriental Medicine*

Summary : Palpation of hardness in traditional Chinese medicine is very important in searching for an acupuncture point, deciding on an appropriate one and judging its therapeutic effects. The judgments regarding palpation are often inconsistent among practitioners, depending as it does on the subjective judgment of each therapist. Therefore, a method of measuring hardness in the humanbody is needed.

We devised a hardness measuring system for use in traditional Chinese medicine modeled on the therapists' "pushing" action to measure firmness based on the relationship between pressure and depth of skin deflection.

First, we examined of the methods for assessing the dynamic properties of a living body. Based on the results obtained, we examined the relationship between evaluations of palpation and measured hardness. As a result, we made the followings obvious. We can evaluate hardness using the elasticity value of the measured object (in case of different degrees of hardness). The judgment of hardness differs from person to person, so we can not evaluate hardness only in terms of elasticity value.

We facilitated the evaluation of hardness, previously estimated subjectively by devising a new method of measurement.