簡便型生体硬さ計の開発

正員 入江 隆 (岡山大)

正員 岡 久雄 (岡山大)

非会員 安原 清隆 (岡山大)

正員 山本 辰馬 (岡山大)

Development of a hardness-meter for the human body

Takashi Irie, Member, Hisao Oka, Member, Kiyotaka Yasuhara, Non-member, Tatsuma Yamamoto, Member (Okayama University)

The measurement of a hardness on the human body has been anticipated in a basic and clinical medicine, a skin science, and other various fields. Some indexes of hardness on the human body, which have been based on a dynamic measurement *in vivo*, have been reported, but there are few to lead to a practical application *i. e.* an evaluation of palpation.

In order to realize a practical application, a hardness-meter for the human body has been developed. This measurement system uses a single sinusoidal vibration to simplify both its hardware and software. SH (Skin Hardness), which expresses mechanical mobility, is proposed as a new index of hardness. The measuring probe is designed as a handy type to measure almost all around the human body and the whole system is a portable type. The forced vibrating and the detection of acceleration are realized by a piezo-electric element of bi-morph type. Besides, the measuring error, the proper measuring conditions and the relations between SH and the other indexes are made clear.

キーワード：生体表面の硬さ，生体機械インピーダンス，機械モビリティ，共振周波数，硬度，バイモルフ型圧電素子

1. はじめに

生体表面の硬さを測定することは基礎および臨床医学ならびに美容科学および皮膚科学のみならず，種々の分野で期待されている。皮膚表面を手で触診して硬さを判定する場合，加える力の大きさやその方向，手が触れる部分の面積，熟練の程度，主観的硬さの基準などによって判断の結果が異なってくる。生体機械インピーダンスに関する基礎的研究は幾つか報告されているが⁽¹⁾，直接生体表面の硬さ計に結び付くものはない。そこで生体の硬さについて客観的測定が必要になり，幾つかの報告もあるが^{(2)~(5)}，実用に耐えうる測定器の開発はあまり進んでいない。

in vivo でダイナミックな測定に基づく生体の硬さ

の指標として，これまでに圧電型バイプロメータと生体を含む振動系の共振特性から横波の伝搬速度を求める方法⁽⁶⁾，生体機械リアクタンスの大きさの周波数に関する積分値を *SI* (Stiffness Index) と定義して用いる方法⁽⁷⁾ などが報告されている。これらの方法では，生体の力学特性の周波数特性を測定する必要から単一の周波数のみを使用することはできない。*SI* を用いる方法では，生体表面をランダム振動で加振し，高速フーリエ変換によってインピーダンスを得ている。今回，測定システムのハード，ソフト両面の簡便さの点から単一周波数を用いて装置を構成することを考える。すなわち，従来機械インピーダンスのセンサとして用いてきたインピーダンスヘッドに代わって，バイモルフ型圧電素子を加速度センサとして使用する

と共に圧電素子により単一周波数の振動を発生している点に大きな特徴がある。元来硬さは測定器によって定義してきたものであり、生体の硬さを明確に表現することは難しい。触診では、弾性のみでなく粘性も含めた総合的物理量を硬さとして感じていると考えられる⁽⁶⁾。そこで、粘性および弾性を共に考慮した硬さの新指標 *SH* (Skin Hardness) を導入し、触診の定量化を目的とした測定システムを開発する。システムは簡便さだけではなく、極めて小型でポータブルタイプであるほか、複雑なプログラムが必要でなく、リアルタイムの測定が実行できるなどの利点があり、触診の定量化などの実用化へ一歩踏み込んでいる。

2. 簡便型生体硬さ計の設計

〈2・1〉 測定原理 著者らは皮膚表面の一点にランダム振動を加え、その応答から体表面上の駆動点機械インピーダンスを得る測定装置を報告した⁽⁸⁾。その装置で測定したインピーダンスの周波数特性の特徴から、インピーダンスを軟部位特性、中間部位特性、硬部位特性の3種類のパターンに分類した⁽⁴⁾。軟部位特性は機械抵抗（インピーダンスの実部）が周波数の増加に伴って増加し、中間部位特性は減少の後に増加し、硬部位特性は減少する。およそ軟部、中間部、硬部位特性の順に機械リアクタンス（インピーダンスの虚部）の共振周波数は高くなり、硬くなっていく感じである。生体表面上では軟部位特性を示す部位が多く、中間部、硬部位特性は、皮下の骨からの振動反射の影響が現れたものであることがわかっている⁽⁹⁾。図1に、前腕、手首および前頭部で測定したモビリティ（インピーダンスの逆数）の絶対値の周波数特性を示す。これらはそれぞれ軟部位特性、中間部位特性、硬部位特性を表している。モビリティは測定部位の動きやすさ、すなわち、一種の軟らかさを表現していると

図1 生体表面の機械モビリティ
Fig. 1. Biomechanical mobilities on human body.

考えられる。軟部位特性を示すほかのいろいろな部位での共振周波数はおよそ 200 Hz 前後に集中している。図1からわかるように、この周波数付近で各特性を表す部位のモビリティの値を比較すると、モビリティの値はそれぞれ大きく異なっている。このことから、200 Hz 前後でのモビリティの大きさにより、硬さを評価すれば検出感度が高くなると考えられる。

今回開発した簡便型生体硬さ計は、正弦振動を生体表面に加え、そのときの加速度を検出している。ある系に対して、周波数 f で正弦振動するような外力 $\vec{F}$ を加え、そのときの速度を $\vec{V}$ 、加速度を $\vec{A}$ 、機械インピーダンスを $\vec{Z}$ とすれば、以下の関係が成り立つ。

$$\vec{F} = \vec{V}\vec{Z} = \frac{\vec{A}}{j\omega}\vec{Z}, \quad \omega = 2\pi f \dots\dots\dots (1)$$

更にモビリティを λ とすれば、

$$\vec{A} = \frac{j\omega\vec{F}}{\vec{Z}} = j\omega\vec{F}\lambda \dots\dots\dots (2)$$

と変形できる。生体インピーダンスの共振周波数を f_0 として、 $\vec{A}(f_0)$ 、 $\vec{F}(f_0)$ 、 $\lambda(f_0)$ の絶対値を $A(f_0)$ 、 $F(f_0)$ 、 $\lambda(f_0)$ とすれば、比例定数 k を用いて以下のような関係式が導かれる。

$$A(f_0) = k\lambda(f_0), \quad k = 2\pi f_0 F(f_0) \dots\dots\dots (3)$$

この式より、加速度 $A(f_0)$ はモビリティ $\lambda(f_0)$ に比例しているので、加速度 $A(f_0)$ の数値によって硬さの評価を行うことができる。ただし、ここでは正弦振動の駆動用電圧によって外力 F を示しており、 F を校正していない。従って、 $A(f_0)$ の数値は加速度に比例した値であり、加速度自身の数値を直接表すものではない。このことはモビリティについても同様である。

〈2・2〉 装置の設計 簡便型生体硬さ計の構成図および全体写真を図2、図3に示す。発振器による正弦振動を増幅して皮膚表面に加え、そのときの加速度を検出し、その実効値をデジタルパネルメータに表示する。振動の発生と加速度の検出は後述のハンディ型の測定プローブで行う。表示値（加速度の実効値）は機械モビリティ、つまり、生体表面の軟らかさを表しており、この数値を $SH[=A(f_0)]$ と呼ぶことにする。元来、物の硬さは硬度計によって定義されてきたが、生体の硬さを明確に決定することは難しい。ここでは、 SH をもって生体の硬さとする。 SH はパネルメータの読みであり、加速度を意味しているが数値の校正は行っていない。従って、数値を加速度の値とすることはできないので、数値には単位をつけないで表現する。 SH は生体表面が硬くなるほど小さくなる指標である。生体表面で測定を行う場合、後述のように皮膚表面と振動子の間の接触力を一定にする必要があ

図 2 簡便型生体硬さ計の構成図

Fig. 2. Block diagram of the hardness-meter on human body.

図 3 簡便型生体硬さ計の外観写真

Fig. 3. Photograph of the hardness-meter for human body.

る。そこで、プローブに装備されたロードセルで接触力をモニタし、接触力が設定された範囲内（±5%）に1秒間保持されたときに、測定完了の合図を音で実験者に知らせ、そのときの加速度の実効値を表示する。測定中に実験者が接触力をモニタできるように、プローブのグリップ部分に発光ダイオードを装着し、接触力が設定範囲以下、範囲内、範囲以上のいずれの状態であるかを点滅で確認できるようにしている。また、ロードセルには常に外力（ロードセルより先端部分の重量）が加わっており、振動子を皮膚表面に接触させない状態でも電圧を発生し、その大きさはプローブの傾きにより変化する。そこで、プローブに接触力校正用スイッチを装備し、実験者が測定面に対して垂直となるようにプローブの角度を調整したときに、スイッチを押すことにより接触力に対する校正を行い、正確な接触力で測定を実現している。本測定システムの測定対象は主に軟部位特性を想定しているが、図1からも明らかのように、中間部位特性および硬部位特性を示す部位での測定も可能である。

生体表面に測定プローブを押し当てて測定する場合には、生体とプローブの振動子が同じ速度で振動すると考えられるので、生体のモビリティ λ_s にプローブ自身のモビリティ λ_p が並列に加わることになるが、一般に $\lambda_s < \lambda_p$ である。測定系全体のモビリティ λ_m は、以下ようになる。

$$\frac{1}{\lambda_m} = \frac{1}{\lambda_s} + \frac{1}{\lambda_p} \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$\lambda_m = \lambda_s \frac{1}{(\lambda_s/\lambda_p) + 1} \quad \dots\dots\dots (5)$$

λ_p は振動子の重さなどの測定条件を変えない限り一定であるので、 λ_m を測定することにより、 λ_s を知ることができる。特に、 λ_s に比べて λ_p が十分大きい場合には $\lambda_m \approx \lambda_s$ となる。この条件下で λ_s が大きければ測定が容易になり、高い測定精度を得ることができる。前節で述べたように、軟部位特性を示す部位での共振周波数はおよそ200 Hz前後であり、この周波数付近で λ_s は最大となる。図1からわかるように、この周波数付近では部位による λ_s の違いが大きな差として表されるので、高感度な測定が期待できる。一方、 λ_p はプローブ自身の共振周波数で最大となるが、その周波数および λ_p の大きさはプローブに用いた圧電素子の形状や、振動子の重さによって変化する。測定装置の開発に際してはこの点を考慮してプローブを試作した。図4は、直径10 mmの円柱状の振動子を装着したプローブに、正弦振動を加えて得たプローブ自身の $SH/2\pi f (\propto \lambda_p)$ と周波数の関係である。この場合の共振周波数は220 Hz（後述の直径6 mmの振動子の場合には240 Hz）となった。この値が、上述の軟部位特性を示す部位の共振周波数に近い周波数であるということ、および λ_p の大きさが図4に示すように220 Hz付近で大きくなることが本測定システムの存立の基礎になっている。よって、測定周波数をプローブの共振周波数 f_p とすることにより、高精度、高

図 4 測定プローブの機械特性
Fig. 4. Mechanical characteristics of the measuring probe.

感度な測定を行うことができる。第 3 章以降の実験は f_p を測定周波数として行われている。

〈2・3〉 装置の特徴 本装置の特徴は次のとおりである。

(1) 生体表面に単一周波数の正弦振動を加え、そのときの加速度を検出、表示するので SI の誘導の際に必要であったフーリエ変換などの演算を解消し、パーソナルコンピュータを必要とせず、リアルタイムの迅速な測定が可能である。

(2) ハンディ型の測定プローブにより皮膚表面への加振と加速度の検出を行うが、測定面が水平に対して傾斜している場合の測定も可能である。従って、生体表面のほとんどすべての部位で、被験者の姿勢を変えることなく測定を行うことができる。また、増幅器類、表示器なども小型ケースに納められているため、ポータブルタイプとなり測定の場所を選ばない。ケースの大きさは、高さ 8.2 cm、横幅 26 cm、奥行き 18.5 cm、重量約 1.2 kg である。

(3) 測定プローブの特徴は、振動の発生および加速度検出用に 2 枚一組のリング状のバイモルフ型圧電素子を用いたことにある。バイモルフ型圧電素子は半径方向に伸縮する圧電板を 2 枚張合せた構造である。素子に電圧を加えると屈曲変位 (図 2 で軸方向) を起こし、これが振動子へ伝わる。今回は一方を駆動用に使用し、他方を加速度検出用に使用した。生体の共振周波数に近い共振周波数をもつ小型な圧電素子が得られたので、動電駆動型バイプレータあるいはインピーダンスヘッド⁽¹⁾に代わって、安価で小型軽量のハンディ型のプローブが製作できた。寸法は、直径 4.8 cm (手で持つ部分は直径 2.5 cm)、長さ 13.4 cm、重量約 200 g である。

(4) 測定値として得られる SH は単なる指標でなく、加速度あるいはモビリティという物理的意味付

けが可能であることも利点の一つである。

3. 装置の評価

本章では、開発した測定装置の評価を測定精度および適切な測定条件の面から行う。測定精度および測定条件は振動子によって異なると考えられるので、以下の 2 種類の振動子を用いて実験を行った。振動子は共に円柱形のものである。

振動子 I : 直径 10 mm, 高さ 11 mm, 重量 2.08 g

振動子 II : 直径 6 mm, 高さ 11 mm, 重量 1.28 g

振動子の材質はベークライトである。測定では振動子の振動面を生体表面に対して平行に接触させ、均等に加圧する必要があるが、生体表面上では平面とみなすことのできる部分は少ない。一方、振動子の直径が小さくなると、振動子が生体内へずり込む恐れが出てくる。一つの振動子で多くの部位の測定を行うことを想定すれば、振動子が大き過ぎても小さ過ぎても不適当であり、振動子 I が適当と考えられる。特に皮下の構造が複雑な部位、あるいは小さな範囲内で測定を行う場合には振動子 II がよい。測定対象として硬さの異なる 3 種類のシリコン材料 (東洋医療研究所、付加反応ゴム) を用いて測定を行った。シリコン材料は鍼灸教育用のものであり生体組織のシミュレータ材として適当な硬さである。最も軟らかい材料をシリコン S、中間の材料をシリコン M、最も硬い材料をシリコン H とする。工業用アスカー硬度計 (F 型) による硬度値が明記されており、シリコン S が 40、M が 45、H が 50 である。なお、接触力、振動振幅などの測定条件についての考察ではプローブを保持装置に固定し、接触力が変動しないようにして測定を行っている。

〈3・1〉 接触力 接触力が測定結果に与える影響は非常に大きいので、本測定装置は一定の接触力で測定を行うように工夫している。接触力が小さ過ぎると測定誤差が大きくなり、逆に大き過ぎると測定値が硬いほうに移動し、測定対象の硬さの違いが表れにくくなる傾向がある⁽⁹⁾。そこで、振動子 I では 10~100 gf、振動子 II では 10~80 gf の範囲で接触力を変えて実験を行った。ただし、振動子を駆動する正弦電圧は 2 V としている。図 5 (a) に SH の接触力に対する変化を示す (H :□, M :△, S :○)。測定は 5 回ずつ行っており、同図には平均値を示している。また、振動子 I の結果は実線、振動子 II の結果は破線で表している。接触力が増加するに従って SH が減少し、見掛け上硬くなっている。同一接触力で比べればシリコン S, M, H の順に値が小さくなり、この順序に硬くなっている。これはアスカー硬度計での硬さの順序と

(a) SH

(b) 測定誤差

(c) 硬さの違い

図5 接触力を変えた場合のSH, 測定誤差, および硬さの違い

Fig.5. SH, the error and the range of hardness in the case of changing preload.

等しい。全体的に振動子IIによる値が振動子Iに比べて大きくなっているが、振動子が小さいほど測定対象による機械的な抵抗を受けにくく、SHが大きくなる。

測定誤差 (標準偏差/平均値) を(b)図に示す。誤差の値は3種類のシリコン材料で別々に得られた誤差を平均したものである。全体的に振動子II (破線) の誤差が振動子I (実線) に比べて小さくなっている。振動子Iの場合は、10 gf から50 gf まで接触力が増加するに従って誤差が減少し、その後は、ほぼ低い値にとどまっている。また、振動子IIの場合は10 gf から80 gf まであまり大きな変化はなかった。接触力10 gf 未満での測定は接触力を安定させることができず、実際には実現が難しい。

測定誤差が小さいことに加えて、測定対象の硬さの

(a) SH

(b) 測定誤差

(c) 硬さの違い

図6 振動振幅を変えた場合のSH, 測定誤差, および硬さの違い

Fig.6. SH, the error and the range of hardness in the case of changing amplitude.

違いが明確に数値に反映されることが望ましい。すなわち、シリコンSのSHとシリコンHのSHとの差が大きいほど硬さの評価が容易となる。ここでは、規格化のためシリコンSのSHとシリコンHのSHとの差をシリコンMのSHで割った値(%)を用いることにする。その結果を(c)図に示す。振動子II (破線) で接触力が40 gf 以上の場合には値の差が小さくなる傾向を示しているが、これは高い圧力が原因と考えられる。振動子I (実線) の場合でも90 gf 以上でわずかに減少傾向が見られるが、振動子Iの90 gf と振動子IIの30 gf は圧力がほぼ等しいことを考えれば納得できる結果である。これより振動子Iの場合には40 gf から90 gf, 振動子IIの場合には10 gf から50 gf の接触力で測定を行うことが望ましい。

〈3・2〉 振動振幅 振動振幅が小さ過ぎる場合に

は、応答信号が小さくなり測定誤差が増大する。そこで、振動振幅を変えた場合について考察した。接触力は振動子 I が 50 gf、振動子 II が 30 gf として、測定はすべて 5 回ずつ行った。振動振幅の大きさは振動子を駆動する正弦電圧の大きさに評価することにする。実験の結果を図 6 (a) に示す。ここでも振動子 I の結果は実線、振動子 II の結果は破線で表しており、使用したマークも図 5 の場合と同様である。(b) 図に誤差の変化を示す。振動子 II (破線) の誤差のほうが振動子 I (実線) に比べて小さいが、振動子 I では 0.5 V 以上、振動子 II では 0.2 V 以上の場合に小さな誤差で安定している。(c) 図に、シリコン S の SH とシリコン H と SH との差をシリコン M の SH で割った値 (%) を示す。振動子 I (実線) のほうが振動子 II (破線) に比べてシリコン S とシリコン H の差が大きくなっており、共に 0.3 V 以上では結果が安定している。

振動子により振動振幅を変えることは不便であり、同一の振動振幅で測定を行う場合には 0.5 V 以上の駆動電圧であることが望ましい。

〈3・3〉 測定プローブおよび測定面の傾き 測定面に対してプローブの軸を垂直 (振動子の接触面は平行) に当てて測定を行うが、実験者の視覚で角度を合わせるために、わずかな誤差があると考えられる。測定面に対するプローブの傾きが SH に与える影響を明らかにするために、プローブを垂直に当てた状態 (0 度) から角度を変えて (1, 3, 5 度) 5 回ずつ測定を行った。シリコン M を測定対象とし、振動子 I を用いて接触力 50 gf、駆動電圧 1 V の測定条件で実験を行った。0 度の場合の SH と各角度の SH との差の 0 度の場合の SH に対する比は、それぞれ -0.1%, +5.0%, +6.0% となった。角度が大きくなると SH は増加する傾向にある。角度が大きくなると振動子と測定面の接触面積が小さくなり、見掛け上の振動子が小さくなるためと考えられる。3 度の場合ではプローブの傾きの影響が現れているが、実際の測定での角度のばらつきはおおよそ 3 度以内であると考えられる。従って、プローブの傾きによる影響は無視してよい。

プローブの軸は測定部位に対して垂直に当てられるので、測定部位が水平でない場合にはプローブを垂直から傾けた状態で測定を行うことになる。測定部位を常に水平に保つことは困難であるから、測定面の傾きを変えた場合についても測定値がいかに変化するか調べる必要がある。そこで、測定面が水平状態のときを 0 度として、これを水平に対して 5, 10, 15, 30,

45, 90 度と変化させ、それぞれ 5 回ずつ測定した。その結果、0 度の場合の SH と各角度の SH との差の 0 度の場合の SH に対する比は、ほぼ $\pm 1\%$ 以内に収まっており、有意な傾向が見られないことから、この角度による値の変化は小さいと考えられる。

〈3・4〉 再現性 これまでは最適な測定条件を知ることを目的とした実験であったため、プローブを保持装置に固定し、特に接触力が変化しないようにして実験を行った。ここでは、実験者がプローブを手で持って測定を行う場合の SH の再現性を調べることにする。プローブを手で持つ場合には接触力がある範囲内 (設定値の $\pm 5\%$ 以内) で変化し、また、測定面に対する角度が測定のたびごとに変化することが考えられ、これらが測定結果のばらつきにつながる。振動子 I、振動子 II を用いて、シリコン M をそれぞれ 10 回測定して再現性を確かめた。接触力は振動子 I が 50 gf、振動子 II が 20 gf、駆動電圧は共に 1 V とした。その結果、ばらつき (標準偏差/平均値) は振動子 I で 3.23%、振動子 II で 2.84% となった。また、実験者の違いによる測定値のばらつきを調べるために、振動子 I を用いて 5 人の実験者によってシリコン M を 10 回ずつ測定した。この結果、5 人の SH (10 回の平均値) のばらつきは 2.87% であった。よって、本測定システムの再現性はほぼ十分であり、実験者の違いによる値のばらつきもこの種の測定器としては許容範囲にある。

4. 生体表面での測定および検討

〈4・1〉 生体表面での測定例 本測定装置を用いて生体表面上の 5 部位を測定した結果を表 1 に示す。振動子 I を用いて接触力 50 gf、駆動電圧 1 V の測定条件で測定を行った。被験者は成年男子であり、各部位を 3 回ずつ測定し、平均値を示している。前頭部は生体表面でかなり硬い部位であり、SH も最も小さくなっている。また、SH の測定と同時にアスカ硬度計 (Fp 型) による計測も行った。Fp 型は前述の F

表 1 生体表面での測定例
Table 1. Hardness on the skin surface.

	SH	硬度計の指示
前頭部	200.8	87.0
肩	387.0	16.8
前腕屈側	328.8	33.8
ふくらはぎ	299.0	43.6
かかと	257.6	55.4

型に比べて接触子が小さく (Fp 型: 直径 15 mm, F 型: 直径 25 mm), 生体での測定には都合がよい。これも各部位 3 回ずつ行い, その平均値を同表に示している。硬度計は計器を測定部位に乗せて自重をそのまま測定圧とするため, 測定表面を水平に保ち, 計器を安定させる必要がある。実際に生体表面で測定を行う場合には, 測定条件を十分に満足させることが難しく, 指示値のばらつきが大きかった。SH と硬度計の指示値には高い相関 (相関係数 0.973) があり, 生体表面の硬さの指標として SH は有効であることがわかった。

〈4・2〉理論式による SH の検討 生体機械インピーダンスを用いて, 粘弾性の係数と f_0 , SI のほか後述の $|Z(f_p)|$, $|\bar{Z}|$ との関係を調べる。前回報告した SI は, 次式のように機械リアクタンス X を, 周波数に関して 40 Hz から共振周波数 f_0 まで積分したものである⁽⁷⁾。

$$SI = \int_{40}^{f_0} X df \dots \dots \dots (6)$$

無限均質媒質の振動球に対する生体機械インピーダンス $\hat{Z}$ は, 生体のように圧縮できない媒質, 周波数が十分に低い場合には, 理論的に $\hat{Z}$ の近似式として次式が成立することがわかっている⁽¹⁰⁾。

$$\begin{aligned} \hat{Z} = & 6\pi a^2 \sqrt{\frac{\rho(\sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2} + \mu_1)}{2}} + 6\pi a \mu_2 \\ & + j\omega \left(\frac{2\pi a^3 \rho}{3} \right) \\ & + j6\pi a^2 \sqrt{\frac{\rho(\sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2} + \mu_1)}{2}} + \frac{6\pi a \mu_1}{j\omega} \end{aligned} \dots \dots \dots (7)$$

ただし, a (m) は振動球の半径, ρ (kg/m³) は密度, μ_1 (N/m²) はせん断弾性係数, μ_2 (Ns/m²) はせん断粘性係数である。この式は軟部位特性を表しており, 骨の振動反射がでてくる中間部, 硬部位特性には使えない⁽⁹⁾。実際の測定では, 皮膚表面から加振するので生体を半無限媒質と考え, (7)式に 1/2 を乗じる。同式において, 皮膚表面で得られる標準的なパラメータ値 ($\mu_1 = 1.0 \times 10^4$, $\mu_2 = 1.0 \times 10$, $a = 4.25 \times 10^{-3}$, $\rho = 1.1 \times 10^3$) に対して, 弾性係数のみを変化させた場合と, 粘性係数のみを変化させた場合の各値の変化を図 7 に示す。弾性係数を 4,000~16,000 に変えた場合には, $|Z(f_p)|$, $|\bar{Z}|$ (40~1,000 Hz のインピーダンスの絶対値の平均値), f_0 および SI はいずれも弾性係数の増加と共に増加し, 変化の割合は SI が最も大きく, 続いて f_0 , $|Z(f_p)|$, $|\bar{Z}|$ の順である。粘性係数を 6~30 に変化した場合には, 粘性係数の増加と共に

(a) 弾性係数を変えた場合

(b) 粘性係数を変えた場合

図 7 粘弾性係数を変えた場合の各硬さの指標
Fig. 7. Indexes of hardness in the case of changing visco-elasticity.

に $|Z(f_p)|$ および $|\bar{Z}|$ は増加するが, SI および f_0 は減少している。変化の割合は $|\bar{Z}|$, $|Z(f_p)|$, SI, f_0 の順である。生体の硬さは弾性係数だけでなく, 粘性係数も関与していると考えられ, これらが大きいほど触診では硬く感じられる⁽⁶⁾。従って, 弾性係数が増加すると大きくなるが, 粘性係数が増加すると小さくなる f_0 は, 硬さの指標として不適当であろう。SI の場合も f_0 と同様の傾向であるが, 弾性係数による変化の割合 (-81.6~107.6%) が粘性係数による割合 (37.7~18.2%) に比べて十分に大きいため粘性よりも弾性の特性が強くて, SI と硬度計の値との間に相関が現れたものと考えられる⁽⁷⁾。また, $|\bar{Z}|$ は粘性係数の増加による変化の割合 (-34.4~31.5%) に比べて弾性係数による割合 (-4.4~6.5%) は非常に小さい。一方, $|Z(f_p)|$ においては, 弾性係数の増加による変化の割合 (-13.7~20.2%) は, 粘性係数による割合 (-22.3~27.3%) と比べてそれほど大きな差ではなく, 生体の弾性および粘性の両特性を十分に反映していると考えられる。従って, (2)式に示すように $|Z(f_p)|$ と逆数の関係にある SH は硬さの指標として適当であることがわかる。

5. ま と め

生体表面の硬さ測定を目的とした簡便型生体硬さ計を開発するため、その装置の設計および評価を行った。本論文を以下に要約する。

(1) 生体表面に単一周波数振動を加え、そのときの加速度から生体の硬さを測定するため、新指標 SH を導入し、簡便型生体硬さ計を開発した。本法は測定原理およびハード、ソフト両面が簡単であり、リアルタイムの測定が行える。装置全体がポータブルタイプであるので、測定の場所を選ばず、触診の定量化など、実用化へ一歩進めたものになっている。

(2) 測定系の共振周波数が生体インピーダンスの共振周波数にほぼ等しくなるようなバイモルフ型圧電素子を使用した。また、測定プローブをハンディ型に構成することによって、生体表面のほとんどすべての部位で測定を行うことができる。

(3) 測定条件（接触力、振動振幅、振動子の大きさ、測定プローブおよび測定面の傾き）が SH に与える影響および最適条件を検討した。

(4) 本測定システムの測定精度を検討し、測定誤差が許容範囲にあり、再現性も十分であることを確認した。

(5) 生体表面上での測定を、アスカ硬度計による測定と同時にを行い、 SH が硬さの指標として適当であることを確認した。

(6) SH と他の指標（ SI 、共振周波数、インピーダンスの絶対値）との関係を明らかにし、 SH の優位を確認した。

今後は、生体表面上で容易かつ迅速な測定ができる本装置の利点を生かし、触診との対応を研究したい。

最後に、平素御指導賜る東京大学工学部 鈴木良次教授に深謝いたします。また、測定プローブ用バイモルフ型圧電素子を御提供いただいた松下電器産業(株) デバイス工法開発研究所 川崎 修主任技師に謝意を表します。
(平成4年1月27日受付)

文 献

- (1) 山本・山本・岡：「生体インピーダンス計測とその応用」、システムと制御, 32, 455 (昭63-8)
- (2) 藤正：「人体軟組織の計測と硬さの測定」, 論測と制御, 14, 249 (昭50-3)
- (3) 高木・笠原・沖野・平林・富田・堀内：「肩凝りと筋肉の弾性率」, 医用電子と生体工学, 22, 46 (昭59-2)
- (4) 土子：「筋肉の硬さの一測定法」, 第3回生体・生理工学シンポジウム論文集, p. 361 (昭63)
- (5) 杉本・上羽・伊東：「緩和弾性率を用いた生体組織の硬さの一評価法」, 医用電子と生体工学, 29, 269 (平3-12)
- (6) 尾股：「圧電型バイプロメータによる軟組織の硬さの測定とその解析」, 同上, 28, 1 (平2-3)

- (7) 岡・入江・松崎・山本：「皮膚表面からみた硬さの定量化」, 信学技報, MBE91-42, 59 (平3-7)
- (8) H. Oka & T. Yamamoto: "Measurement of Bio-Mechanical Properties Using Random Vibration", *Trans. IECE Japan*, E67, 49 (1984)
- (9) H. Oka & T. Yamamoto: "Dependence of biomechanical impedance upon living body structure", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 25, 631 (1987)
- (10) H. E. von Gierke, H. L. Oestreicher, E. K. Franke, H. O. Parack & W. W. von Wittern: "Physics of Vibration in Living Tissues", *J. Appl. Physiol.*, 4, 886 (1952)

入 江 隆 (正員)

平成2年岡山大学大学院修士課程（電気）修了。同年同大学大学院博士課程入学，現在に至る。生体組織の力学特性の動的およびインパルス応答による計測ならびにその応用に興味をもっている。電子情報通信学会，日本ME学会会員。

岡 久 雄 (正員)

昭和53年岡山大学大学院修士課程（電気）修了。同年同大学工学部電気工学科助手，平成2年同講師となり，現在に至る。工学博士。生体の力学物性と計測ならびにその応用，自律神経機能の計測などに興味をもつ。電子情報通信学会，日本ME学会，IEEE 会員。

安 原 清 隆 (非会員)

昭39岡山県立笠岡工業高等学校電気科卒業。同年岡山大学工学部電気工学科文部技官となり，現在に至る。電子計測回路の設計・製作に従事。

山 本 辰 馬 (正員)

昭和28年姫路工業大学電気工学科卒業。38年岡山大学工学部電気工学科助教，44年同教授，学科改組に伴い62年電気電子工学科教授となり，現在に至る。工学博士。生体の電気的，機械的特性の体表からの計測とその応用，生体物性などに興味をもっている。電子情報通信学会，日本ME学会，IEEE 会員。