研究

衝撃応答法による生体力学特性の計測(Ⅱ) —解析方法と筋収縮評価への応用—

入 江 隆* 岡 久 雄**

要旨

生体軟組織の力学特性を計測する場合には、被験者に特別な姿勢を要求したり、測定部位を拘束するようなことを避ける必要がある。これは姿勢によって皮下に存在する筋の緊張状態が変化するためであり、皮膚表面で測定される力学特性に影響を与える。本研究では、まず衝撃力計測システムを用いて測定される波形から荷重時間(衝撃力の加わっている時間)を定義し、波高値(衝撃力の最大値)との関係を調べた。そして、筋の収縮状態と皮膚表面から見た力学特性との関係を波高値と荷重時間、さらに積分筋電図を用いて検討した。その結果、筋の収縮状態と力学特性の間に強い相関関係が確認された。

1. はじめに

臨床の場合における悪性腫瘍、浮腫、反射性の硬度変化などの診断の助けとして、無侵襲で生体の硬さ計測を行うことができれば極めて有用である^{1,2)}。また、美容科学や皮膚科学などにおいても、皮膚表面から見た生体軟組織の力学特性を測定したいという要求がある³⁾。臨床の場合での使用を考慮すれば、被験者が自然な姿勢を保ったままで測定を行うことが重要である。すなわち、硬さ計測機器は様々な角度で使用できることが望ましく、そのためにはハンディタイプのプローブが有効である。本田⁴⁾は皮膚表面の歪み-応力特性を測定する小型トランスデューサを開発し、Omata ら⁵⁾は振動体を皮膚表面に接触させて共振周波数の変化を測定する小型プローブを開発した。しかし、歪み-応力特性に基づく計測法は測定時間が長くなり、それに伴い測定誤差が大きくなる傾向がある。共振周波数の変化を用いる方法では測定周波数が非常に高く、必要な情報が得られない場合も考えられる。生体軟組織の力学特性は周波数に依存し⁶⁾、圧診、打診、触診などの定量化を目的とした場合には、生体軟組織の共振周波数に近い、低周波数域における特性が必要である。測定時間の短縮化と低周波数域で測定を行うことは相反する条件であるが、著者らが用いている衝撃応答法は1回の測定時間が約0.1秒、測定周波数域が100Hz以下であり、これらのバランスが比較的よい⁷⁾。

衝撃力計測システムにより測定される波形は比較的単純な

形状であるが、その中に測定対象の力学特性を表現する複数の要素を含んでいる。従来使用していた工業用インパクトハンマーでは衝撃力波形から荷重時間(衝撃力の加わっている時間)が算出され、これを硬さの指標(スチフネスを表現)として使用した⁸⁾。また、新たに生体計測用インパクトハンマーを開発し、十分な精度で波高値(衝撃力の最大値)を算出できる事を確認した⁷⁾。しかし、荷重時間については未定義であった。本研究では、生体計測用インパクトハンマーで測定された衝撃力波形における荷重時間の定義を行い、波高値との関係を明らかにする。また、前述のように生体軟組織の力学特性を測定する場合には被験者の姿勢に注意を払う必要があるが、これは皮下に存在する筋の収縮状態と密接な関わりがある。そこで、筋収縮と皮膚表面から測定される力学特性との関係を波高値と荷重時間を用いて検討する。

2. 衝撃力波形の解析

2.1 衝撃力計測システム

本研究で用いた衝撃力計測システムを図1に示す⁷⁾。生体計測用インパクトハンマー(以後、生体用ハンマー)はインパクトバー(荷重センサを先端に装着した金属棒)を電磁力で打ち出す方式であり、一定の衝撃力を繰り返し加えることができる。全長124mm(ガイドを除く)、重量345gと小型であり、任意の角度にインパクトバーを打ち出すことができる。ただし、本研究で行った実験はすべて水平方向に打ち出している。生体用ハンマーの先端にはガイドと呼ぶ3本の棒を装着しており、これらを測定対象に近づけることによりインパクトバーの駆動距離を一定に保つように工夫している(但し、ガイド先端は測定対象と非接触)。生体表面に加えられる衝撃力の大きさは、磁気回路に送られる駆動電圧により決定される。駆動電圧はパーソナルコンピュータからD/Aコンバータを通じて発生され、ソフトウェア上で任意に変更可能となっている。1回の測定時間は約0.1秒(サンプリング間隔200 μ s、データ数512点)であり、短時間で測定を行うことができる。

1999年4月30日受付 2000年3月23日受理

*高知大学・教育学部

〒780-8520 高知市曙町2-5-1

E-mail: irie@cc.kochi-u.ac.jp

**岡山大学・医学部

キーワード: 衝撃力, インパクトハンマー, 生体力学特性, 等尺性収縮, 積分筋電図

図1 衝撃力計測システム。
Fig.1 Impact response measurement system.

2.2 荷重時間の定義

成人男子の上腕及び前腕屈側を測定して得られた衝撃力波形の例を図2に示す。駆動電圧は3Vと5Vである。以前使用していた工業計測用インパクトハンマー(以後、工業用ハンマー)の場合、衝撃力が加わった後はハンマー先端部分が皮膚表面から離れ、検出される荷重値が0となっていた⁸⁾。しかし、同図に示す衝撃力波形では、荷重値が0まで戻っていない。生体用ハンマーの場合、データのサンプリング中はインパクトバーを打ち出す駆動力が常に働いており、衝撃力が加えられた後もセンサ部分が皮膚表面から離れていないものと

図2 衝撃力波形。
Fig.2 Impact forces.

思われる⁷⁾。従来は衝撃力が加わり始めてから再び荷重値が0になるまでを荷重時間と定義していたが、これをそのまま適用することはできない。そこで生体用ハンマーの場合には、衝撃力が加わり始めてから最大値(波高値)を取り、その後、荷重値が一定の比率に減少するまでを荷重時間と定義する。この波高値に対する比率を決定することにより、荷重時間の終端が決まることから、以後、終端比率と呼ぶことにする。工業用ハンマーでの定義に近づけるためには、この終端比率を低く設定する必要がある。しかし、測定されたすべての衝撃力波形に対して荷重時間を定義するためには下限が存在する。同図の衝撃力波形において、荷重値が減少し始めて以降の最少荷重値の波高値に対する比率を算出すると、上腕屈側で駆動電圧3Vの場合が最も大きく約28%である。すなわち、終端比率が28%未満に設定されていた場合には、荷重時間が決定できないことになる。これまでに測定された衝撃力波形を調べた結果、測定部位が軟らかいほど、そして駆動電圧が低いほど、荷重値が減少し始めて以降の最小荷重値が高くなることが明らかとなった。特に触感で軟らかく感じられる部位を低い駆動電圧で測定した衝撃力波形の中には、この最小荷重値の波高値に対する比率が40%を越えるものが確認された。従って、荷重時間を定義するためには終端比率を少なくとも50%以上に設定する必要がある。

終端比率の検討を行うため、成人男子の5部位において駆動電圧を3, 5, 7Vの3通りに設定し、衝撃力波形の測定を行った。測定部位は上腕(上腕三頭筋内側頭上)、脛脛(下腿三頭筋腓腹筋上)、大腿(大腿四頭筋外側広筋上)、腰(脊柱起立筋上)、膝(膝蓋骨上)で、全て右半身とした。それぞれの条件で各10回測定を行い、終端比率を50, 60, 70%に設定して荷重時間を算出した。表1に荷重時間の平均値と()内に変動係数(標準偏差/平均値×100)を示す。同表の結果をまとめると、以下のようになる。

表1 終端比率を変えた場合の荷重時間とその変動係数。

Table 1 Loading periods and its coefficients of variation depending on the ratio of final load to wave-height.

Subject	Driving voltage, V	Loading period, ms (a coefficient of variation, %)		
		Ratio 50%	Ratio 60%	Ratio 70%
Upper arm	3	63.83 (3.71)	58.40 (2.47)	53.94 (2.28)
	5	52.96 (1.79)	49.88 (1.61)	46.92 (1.61)
	7	48.64 (1.83)	45.88 (1.93)	43.04 (2.20)
Calf	3	33.80 (3.40)	31.02 (3.54)	28.63 (3.18)
	5	28.30 (3.32)	26.20 (2.97)	24.08 (3.11)
	7	26.68 (3.15)	24.34 (2.74)	22.12 (2.60)
Thigh	3	32.40 (3.76)	29.75 (2.84)	27.50 (2.64)
	5	25.22 (2.93)	23.62 (2.69)	22.28 (2.40)
	7	22.48 (2.82)	21.22 (2.68)	20.00 (2.05)
Waist	3	47.70 (3.32)	43.70 (3.35)	49.50 (3.54)
	5	38.20 (2.48)	35.08 (2.41)	31.92 (2.82)
	7	34.36 (1.02)	31.36 (0.89)	28.72 (0.88)
Knee	3	17.23 (2.95)	16.35 (2.71)	15.55 (3.13)
	5	12.12 (2.09)	11.68 (2.45)	11.20 (2.63)
	7	9.58 (2.20)	9.25 (2.60)	8.98 (2.29)

- (1) 変動係数は全て4%未満であり, 生体計測として十分な再現性が得られている。
- (2) 駆動電圧 5V 及び 7V の場合と比べて, 3V における変動係数は明らかに高くなっている。
- (3) 駆動電圧 3V の場合は終端比率を 50% から 60% に上げることにより, 上腕と大腿において変動係数の有意な改善が見られる。
- (4) 駆動電圧 3V の場合, さらに終端比率を 60% から 70% に上げても変動係数の有意な変化は確認できない。
- (5) 駆動電圧 5V 及び 7V の場合には終端比率を 50% から 70% まで変化させても変動係数の有意な変化は確認できない。

終端比率を決定する際に問題となるのは駆動電圧 3V で測定された衝撃力波形である。(3)は, 前述の軟らかい部位を低い駆動電圧で測定した場合に荷重値が戻り難くなる現象と関係していると考えられる。すなわち終端比率を低く設定しすぎた場合, 衝撃力波形の荷重変化が小さくなっている部分までを荷重時間として含むことになり, 結果として測定誤差が大きくなる。なお, 脛脛と腰の変動係数(駆動電圧 3V)が少し高くなっているのは測定そのものによる結果であり, 終端比率を変えても影響がない。

本来の荷重時間の定義から考えれば, 終端比率はできる限り低く設定することが望ましい。今回の結果から見れば終端比率を 50% に設定することも可能である。しかし, 女性や子供を被験者とした場合には, より軟らかい部位の測定も予想される。そのような場合に終端比率 50% では十分な再現性を確保できない可能性がある。今後, 様々な被験者及び測定部位において測定される衝撃力波形から荷重時間を算出しなければならないこと考慮すれば, 終端比率 60% が適当であると考えられる。

2.3 波高値と荷重時間の関係

前節で荷重時間が定義されたことにより, 衝撃力波形から波高値と荷重時間の二つの力学パラメータが算出されることになる。工業用ハンマーを用いて行われた実験において, 荷重時間とアスカー硬度との関係が調べられている⁸⁾。アスカー硬度計はゴム, スポンジなどの比較的軟らかい有機材料の硬さ計測に使用されており, その硬度は材料のスチフネスを表現している。実験の結果, 荷重時間とアスカー硬度との間に負の相関($r = 0.858$)が確認された。生体用ハンマーで行う衝撃力計測も原理的には全く同じであり, 衝撃力波形から算出される荷重時間は測定対象のスチフネスを表現していると考えられる。

前節の成人男子の5部位で測定された衝撃力波形から波高値と荷重時間を算出した結果を図3に示す。駆動電圧 9V における測定を追加で行い, その結果も同図に示している。横軸の波高値は分布範囲が広いので対数目盛りを用いた。なお, 同一駆動電圧における各測定部位の比較を行うために, 駆動電圧 5V のデータを円(破線)で囲んでいる。全体的傾向として, 触感で硬く感じられる部位ほど波高値が高く, 荷重時間が短くなる傾向がみられる。すなわち, 軟らかい部位ほど左上の領域に, そして, 硬い部位ほど右下の領域に分布している。

図3 波高値と荷重時間の関係。

Fig.3 Relation between wave-heights and loading periods.

駆動電圧 5V における測定結果に着目して最も軟らかい上腕と最も硬い膝を比較すると, 波高値で約 5.2 倍, 荷重時間で約 4.3 倍の差がある。これまでに行われた実験のデータから見ても, 波高値の方が荷重時間に比べて数値の分布が広く, これは一般的傾向と考えられる。

また, 脛脛と大腿における駆動電圧 5V の測定結果を比較すると, 波高値がほぼ等しいにも関わらず, 荷重時間には差が生じている。他の駆動電圧のデータを含めて両者を比較すると, 特に波高値において大腿の方が幅広く分布しており, 力学特性の差異が確認できる。力学特性について検討する際には, 一つのパラメータのみを考慮するのではなく, 測定で得られる全ての情報に着目する必要がある。

横軸を対数目盛りにしたことによって駆動電圧を変化させた際のデータがほぼ直線状に分布している。この分布の広がりや傾きは測定部位によって固有なものである。衝撃力の大きさを変化させることにより求められる特性は, 一つの衝撃力波形から算出される波高値及び荷重時間とは成因が異なるものであり, 今後, 生体力学特性を解明する上で有用なパラメータになるであろう。

3. 筋収縮と皮膚表面から見た力学特性

3.1 実験方法

生体表面から軟組織の力学特性を測定する場合には被験者の姿勢に注意を払う必要がある。例えば, 大腿などの下肢における測定では, 直立姿勢と着座姿勢で測定結果が異なる。皮膚組織に加わる張力の変化なども測定結果に影響を与えるが, 最も大きな要因は皮下に存在する筋の収縮状態であると考えられる。通常の生体力学特性計測においては, 被験者に特定の姿勢(被験者の負担が少ない姿勢)を要求することにより測定部位の皮下に存在する筋の繊維方向に一定の負荷を加え, その状態を保ちながら測定を行っている。本研究では, 筋収縮と皮膚表面から測定される力学特性との関係を明らかにする。

手関節角度を一定に保持した状態で手掌部に数種類の重りを乗せ、手関節屈筋に負荷を与えた。図4に実験の様子を示す。着座姿勢の被験者の肘関節を約90度屈曲させた状態で、

図4 筋収縮実験。
Fig.4 Measurement of muscle contraction.

前腕部を試験台の上に乗せる。ただし、手関節及び手掌部は試験台の外に出し、手掌部を上に向けて台と水平に伸ばす。中手指節関節(MP関節)の位置に0.5, 1, 2, 3kgの重りを乗せ、尺側手根屈筋上で衝撃力波形と筋の活動量を知るために表面筋電図の測定を行った。筋電図の採取は直径10mmのAg-AgCl表面電極を電極間隔40mmで貼り付けて行った。双極誘導した筋電図は実効値変換され、積分器を通して積分筋電図(IEMG)を算出した。衝撃力波形の測定は駆動電圧5Vで各3回測定し、波高値と荷重時間を算出して平均値を求めた。被験者は成人男子5名(22~25歳)であり、左右の腕で同様の実験を行った。

3.2 結果と考察

算出された波高値、荷重時間、IEMGを図5に示す。なお、各被験者の筋力差を考慮するために、横軸には比荷重率[%](各被験者が手関節角度を一定に保持できる最大荷重に対する測定時の荷重の比率)をとっている。各被験者の結果は異なる印で表され、実線で結ばれているものが右腕、破線が左腕における結果である。比荷重率が増加するに従って、波高値は増加傾向、荷重時間は減少傾向を示している。すなわち、測定部位が硬く変化していることが測定されており、触感でも同様に感じられた。IEMGと比荷重率との間には、ほぼ線形な関係が見られる。一般にIEMGと筋の張力の間には最大随意収縮力(MVC)の80%付近まで比例関係が成り立つことが知られている⁹⁾。同図でもこの関係が確認でき、比荷重率は筋に加わっている負荷及び収縮状態をよく表現している。以下に、比荷重率と力学パラメータとの関係について検討する。

波高値は比荷重率に対して単調増加しており、その変化は直線的あるいは僅かに上に凸となっている。それに対して荷重時間は単調減少しているが、その変化はほとんどの測定対象について下に凸となっている。波高値については比荷重率が高くな

図5 筋に加わる負荷の影響。
Fig.5 Influence of loading muscle.

るほど対象部位間の差が大きくなっている。比荷重率 0% 時の標準偏差が 0.0373N であるのに対して、最大比荷重率時の標準偏差は 0.0941N に拡大している。しかし、荷重時間の場合は比荷重率が増加しても対象部位間の差が増加していない。比荷重率 0% 時の標準偏差が 2.24ms であるのに対して、最大比荷重率時の標準偏差も 2.51ms と変化がない。すなわち、負荷が変化した場合の個体差は波高値によく反映されている。また、他の対象部位よりも比荷重率が高くなっている 3 対象に着目すると、波高値が高く、荷重時間が短くなる傾向が見られる。重り 3kg 時の比荷重率が高いということは、手関節角度を一定に保持できる最大荷重値が小さく、筋力が弱いといえる。すなわち、筋力の弱い対象部位では負荷を与えて筋を収縮(この場合は等尺性収縮)させた場合、筋力の強い対象部位よりも硬くなることを示している。

本計測法では皮膚表面から力学特性の測定を行っているため、皮下脂肪層の厚さの影響を受けることが予想される。そこで、皮膚表面から筋までの厚さを超音波断層診断装置により求め、力学パラメータとの関係について検討を行う。表 2 に皮膚表面から筋までの厚さを示す。被験者◇と△は左腕、×

表 2 皮膚表面から筋までの厚さ

Table 2 Thickness between skin surface and muscle.

Subject	Thickness, mm	
	Right arm	Left arm
○	2.0	2.0
◇	2.2	2.9
□	2.6	2.6
△	2.2	2.8
×	2.7	2.0

は右腕の厚さが大きくなっているが、左右の腕で測定された力学パラメータを見ると、いずれの被験者においても皮膚表面から筋までの厚さが大きい腕ほど波高値が小さく、荷重時間が長くなっている。すなわち、皮膚表面から筋までの厚さが大きいほど軟らかく測定されている。一般に、本計測法のように皮膚表面に対して垂直に力を加えて測定を行う方法では、皮膚表面から筋までの脂肪層を含む生体組織の方が、収縮した筋に比べて軟らかく測定される。従って、この 3 名の被験者に関しては、左右の腕における皮膚表面から筋までの厚さと力学パラメータの傾向が一致している。厚さが左右一致していた被験者○と□について見てみると、被験者○の荷重時間と被験者□の両パラメータについては左右の結果がほぼ一致しているが、被験者○の波高値は左右の差が大きい。本実験の結果から見ると皮下脂肪層の厚さと力学パラメータの間には一定の関係が存在するように思われる。しかし、利き腕などの点から左右の筋の力学特性は異なっていることが自然であり、皮下脂肪層の厚さの影響を明らかにするには、今後、数多くの実験を行っていく必要がある。

年齢の近い成人男子のみを被験者としたことも影響していると思われるが、全体的には顕著な個人差が見られず、筋の収縮状態と波高値及び荷重時間により表現される皮膚表面から見た力学特性との間には有意な対応関係が確認された。

4. おわりに

本研究では、生体計測用インパクトハンマーにより測定された衝撃力波形から荷重時間を定義し、波高値との関係を明らかにした。すなわち、触感で硬く感じられる部位ほど波高値が高くなり、荷重時間が短くなる傾向が確認された。測定部位に加える衝撃力を大きくした場合には波高値が高くなり、荷重時間は減少する。さらに、波高値を片対数目盛りとして荷重時間との関係をプロットするとほぼ直線状に分布し、その分布状態は測定部位によって異なる。衝撃力の大きさを変えることにより求められる特性は一つの衝撃力波形から算出される波高値や荷重時間とは成因が異なり、生体力学特性を解明する上で重要なパラメータとなるであろう。

さらに、手関節屈筋の収縮状態と皮膚表面から見た力学特性との関係を波高値と荷重時間を用いて検討した。筋に加わる負荷が増すにつれて波高値はほぼ直線的に増加し、荷重時間は飽和曲線を描いて減少する。負荷を変化させた場合、個体差は波高値の方により大きく反映され、また、筋力の弱い対象は強い対象部位よりも硬くなる傾向が見られる。筋の収縮状態と皮膚表面から見た力学特性の間には有意な対応関係が確認された。

皮下脂肪層の厚さと皮膚表面から見た力学特性との関係についても検討を行い、その影響がある程度確認されたが、この問題については多くの実験と十分な議論が必要であり、今後の課題の一つである。また、筋収縮と力学特性の関係については年齢及び性の異なる被験者で測定を行い、個体差の有無とその傾向について明らかにしたい。

謝辞

生体計測用インパクトハンマーの開発において、助言並び協力いただいた(株)資生堂ビューティーサイエンス研究所の金子治氏と稲垣和正氏に深謝致します。

参考文献

- 1) 藤正 巖: 人体軟組織の計測と硬さ測定, 計測と制御, 14 (3), 249-253 (1975)
- 2) Leveque, J. L.: In vivo method for measuring the viscoelastic properties of the skin, Bioeng. Skin, 3, 375-382 (1987)
- 3) 高橋元次: 触覚/“肌ざわり”を科学する, 高分子 33 (7), 547-556 (1984)
- 4) 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)
- 5) Omata, S. and Terunuma, Y.: New tactile sensor like the human and its applications, Sensor and Actuators A, 35, 9-15 (1992)
- 6) 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)

- 7) 入江 隆, 岡 久雄: 衝撃応答法による生体力学特性の計測(I) - 衝撃力計測システムの開発 -, バイオメカニズム学会誌, 22 (4), 163-168 (1998)
- 8) Irie, T., Oka, H. and Yamamoto, T.: Measurement of hardness on human skin with impact force, Med. & Biol. Eng. & Comput., 32 (2), 231-233 (1994)
- 9) 永田 晟: からだ・運動の科学, 39-42 (1983), 朝倉書店

入江 隆 (いりえ たかし)

1988 年岡山大学工学部電気工学科卒, 1993 年同大学院博士課程修了, 工学博士. 1993 年高知大学教育学部助手. 現在, 同助教授. 皮膚表面から見た生体組織の力学特性の動的及びインパルス応答による計測法, および, その応用に関する研究に従事. 電子情報通信学会, 日本ME学会, 日本産業技術教育学会各会員. (バイオメカニズム学会正会員)

岡 久雄 (おか ひさお)

1978 年岡山大学大学院工学研究科修士課程(電気工学)終了, 1988 年工学博士(大阪大学). 1978 年岡山大学工学部電気工学科助手, 1999 年同大学医学部教授.

Measurement of biomechanical properties by impact response (II) - Analysis of impact forces and application for evaluation of muscle contraction -

Takashi Irie* and Hisao Oka**

*Faculty of Education Kochi University
2-5-1, Akebono-cho, Kouchi, 780-8520

**Medical School Okayama University

Abstracts

The authors have developed a handy-typed impact hammer for biometric use and constructed an impact response measurement system. In this study, the loading period of an impact force is defined and examined the relation with the wave-height, which is the maximum value of an impact force. The relation between the contraction of muscle and the biomechanical properties measured from skin surface is also examined by using wave-heights, loading periods, and IEMGs. As a result, the sufficient correlation between these two is confirmed.

Keywords: impact force, impact hammer, biomechanical properties, isometric contraction, integrated electromyogram