麻痺上肢における徒手筋力評価の定量化と痙性評価

内山孝憲^{1†}, 小幡慎太郎², 内田竜生³

¹慶應義塾大学理工学部, ²慶應義塾大学大学院, ³関東労災病院

要旨 脳血管障害などによる麻痺肢には痙性がみられることが多い。現在、痙性は徒手筋力検査により、Modified Ashworth Scale (MAS) 等を用いて主観的に評価されている。本研究では、肘関節を対象として、徒手筋力検査時に肘関節角度、トルク、筋電図を計測した。これらの計測値を肘関節回りの運動方程式で近似して、みかけの弾性係数を求めた。ここで、みかけの弾性係数は肘関節角度と筋活動度に依存して変化すると仮定した。みかけの弾性係数の最大値 ($k_{\max}$) を痙性の評価指標とした。 $k_{\max}$ の対数は MAS と強い相関を示した。また、体格の影響を受け難い指標であることが分かった。座位と立位時の痙性を評価したところ、被験者の姿勢に依存して $k_{\max}$ が変化した。これらのことから、簡便な計測方法でありながら定量的な指標を提案する本手法は、痙性の評価に有効であると考えられる。

キーワード：痙性，上肢，数学モデル，徒手筋力検査，弾性

1. はじめに

脳梗塞や脳内出血による後遺症の一つに四肢の麻痺がある。麻痺した四肢に多く見られる症状の一つに痙性がある。

関節運動を行う場合、主動筋の収縮と拮抗筋の弛緩が同時に行われる相反性抑制によって円滑な運動が実現される。しかし、中枢神経内の損傷などによって正常な制御機能が失われると、外部からの刺激や心身の緊張によって、主動筋の収縮に対して拮抗筋が伸張しない、あるいは収縮する現象が発生する。その結果、他動的に関節を屈曲させようとすると伸展方向に、伸張させようとすると屈曲方向に抵抗を感じる。このような現象を痙性という。

現在、臨床的には、痙性の評価は、医師や理学療法士による徒手筋力検査で行われている。徒手筋力

検査は、特別な装置を必要としない簡便な方法であるが、主観的な評価である。よく用いられる評価指標は、Modified Ashworth Scale (MAS) であり、患肢の筋の硬さ、抵抗力や関節可動域などから判定される。MAS には、験者によって評価にばらつきが生じることが知られている¹⁾。

そこで、痙性を定量的に評価する方法が提案されてきている。例えば、トルクモータを用いて関節を他動的に運動させるときに生じる、抵抗力²⁾、筋電図³⁾、反射に関連するパラメータ⁴⁾を評価する方法や、膝関節を対象として行われる pendulum test などがある。しかし、トルクモータを用いる方法では、専用の大規模で高価な測定装置が必要であり普及は難しい。Pendulum test は、無拘束・非侵襲で取り扱いが容易であり、軸屋ら^{5,6)}が脊髄レベルでの反射を含む筋制御モデルを用いて解析した報告や、Lin ら⁷⁾が、筋活動に応じて階段状に粘弾性が

変化するモデルを用いて解析した報告がある。しかし、いずれも膝関節の運動をモデルにより再現できることを示したままで、痙性を定量的に評価する指標を確立するには至っていない。

このような状況の中、痙性に対する薬が治験段階にあり、その効果を客観的に評価する方法が必要とされてきている。また、リハビリテーションの効果を長期的に継続して評価することが望まれている。これらのことを考慮すると、臨床の場で使用できる簡便さとともに定量性を有する痙性の評価方法が必要である。

そこで、本研究では、簡便な方法である徒手筋力検査を定量化し、計測値をモデルで近似して、痙性を定量的に評価する新しい指標を提案する。

まず、徒手筋力検査時に、肘関節角度、上肢の筋電図、肘関節を屈曲・伸展するときのトルクを計測する。次に、計測値を肘関節回りの運動方程式で近似して、みかけの慣性モーメント、粘性抵抗の係数および弾性係数を求める。ここで、みかけの弾性係数を定数ではなく、筋骨格系の構造に依存する要素と、筋の弾性が筋活動に依存する要素を含む関数と仮定した。

痙性の評価指標には、みかけの弾性係数の最大値を用いた。提案する指標の対数を MAS と比較した。また、提案する指標と体格の関係を検討し、姿勢によって変化する痙性のレベルの評価に適用したので報告する。

2. 方 法

2.1 計測装置

本研究は、徒手筋力検査において、関節を屈曲・伸展する際に必要なトルク、関節角度および筋活動を計測するものである。これらを計測するために、図1に示す装置を構成した。計測器は、肘関節角度を計測するゴニオメータ（ダイアングレット DAS-20、光ベルコム）、関節を屈曲・伸展する際に必要なトルクを計測するための6軸フォース・トルクセンサ（ビーエル・Micro 5/50、ビーエルオートテック）で構成され、装具用の樹脂で一体化され

図1 計測装置の模式図

ている。計測器を被験者の上肢に装着し、ベルトで固定する。

通常の徒手筋力検査では、験者は手首を把持して肘関節を屈曲・伸展する。本研究では、験者はフォース・トルクセンサのグリップを把持して肘関節を屈曲・伸展する。このときの筋電図を Ag/AgCl 表面電極（Vitrode J、日本光電）を電極間隔 10 mm で上腕二頭筋長頭、上腕三頭筋および腕撓骨筋に貼って採取する。筋電図を筋電アンプ（NB 6201 HS、ナブテスコ）によって 1000 倍に増幅し、ゴニオメータおよびフォース・トルクセンサの出力とともにサンプリング周波数 2000[Hz] で AD 変換して計測機に入力する。

2.2 被験者

被験者は片麻痺者のべ 19 名である。表1に詳細を示す。被験者に付けたシャープ記号は、同一被験者の2回目の計測を示す。年齢は 35 歳から 78 歳まで広範囲にわたる。性別は男性 15 名、女性 4 名である。体重については、被験者 Q の 43[kg] から被験者 A の 78[kg] までの個人差がある。疾病は、脳出血（12 名）、脳梗塞（6 名）および脳幹部梗塞（1 名）である。受傷から計測までの期間は、ほとんどの被験者が 2 か月以内であるが、被験者 H および L は、受傷後の期間が 6 年 6 か月および 8 年 7 か月と長期にわたる。受傷直後には痙性が発現していないことが多く、時間とともに痙性が発現するので、MAS が 2 以下の被験者が多い。0-1 のように範囲で表したものは、験者の判断では 0 から 1 の間であることを示す。

表 1 被験者

被験者	年齢 (歳)	性別	体重 (kg)	前腕* (cm)	手** (cm)	疾病名	麻痺	受傷期間	MAS		対象
									屈曲	伸展	
A	47	男	78	26.0	8.5	脳出血(被殻)	左	1 か月	1	0	a, b
B	61	男	75	26.0	8.5	脳出血(視床)	左	2 か月	1	1	a, b
C	72	女	51	22.0	6.0	脳出血(視床)	左	1.5 か月	0-1	1-2	a, b
D	61	女	52	21.0	7.0	脳梗塞	右	1 か月	1-2	2	a
E	77	男	53	26.0	7.5	脳出血(被殻)	右	2 か月	1-2	0	a, b, c
E [#]	77	男	53	26.0	7.5	脳出血(被殻)	右	4 か月	1-2	0	a, c
F	49	女	50	24.5	7.0	脳出血(視床)	左	2 か月	3	1	a
G	62	男	70	28.0	8.5	脳出血(被殻)	右	1 か月	2	2	a, c
G [#]	62	男	70	28.0	8.5	脳出血(被殻)	右	3 か月	2	3	a, b, c
H	46	男	60	25.0	6.5	脳出血(被殻)	右	6 年 6 か月	2-3	3-4	a, b
I	72	男	55	24.0	7.5	脳梗塞	右	2.5 か月	2	2	a, c
J	60	男	55	25.0	8.0	脳梗塞(後頭葉)	右	1.5 か月	1	0	a, c
K	73	男	60	24.0	7.0	脳梗塞	右	2 か月	1	2	a, b, c
L	53	男	63	25.0	8.5	脳出血(被殻)	右	8 年 7 か月	3	3-4	a
M	65	男	70	27.0	8.0	脳出血(視床)	右	1.5 か月	2	0-1	a, c
N	35	男	65	25.0	8.0	脳梗塞	左	1 か月	1	0	a, c
O	51	女	52	21.0	7.0	脳出血(被殻)	右	2 か月	1	1-2	a, c
P	55	男	75	25.0	8.0	脳幹部梗塞	左	2 か月	0	2	a, b, c
Q	69	男	43	24.0	7.5	脳出血(視床)	右	1.5 か月	0-1	0-1	a, c
R	69	男	50	23.0	7.0	脳出血	左	1 か月	0	1	a, c
S	67	男	60	24.0	8.0	脳梗塞	右	3 か月	1	1	a, c

*橈骨点と橈骨茎突点の長さ

**橈骨茎突点と第 3 中手骨頭の長さ

a: 患側座位, b: 患側立位, c: 健側座位

2.3 計測と評価

表 1 の右列に示す対象について、屈曲・伸展を 5 回ずつ行い、肘関節角度、伸展・屈曲に要するトルクおよび 3 つの筋の筋電図を計測した。

痙性は、筋緊張の亢進によって現れる。つまり、痙性が現れている筋では筋活動が高くなっている。また、筋活動は筋の粘弾性の調節に関わっていると考えられている。そこで、痙性を肘関節まわりの弾性で評価する。痙性の評価指標として、肘関節まわりのみかけの弾性係数の最大値 $k_{\max}$ を提案する(詳細は 2.4 節で説明する)。 $k_{\max}$ に関して、次の 3 点について評価を行った。

1. MAS との関係
2. 患肢と健肢の比較
3. 体格に対する依存性

4. 姿勢によって変化する麻痺のレベルの評価への応用

2.3.1 $k_{\max}$ と MAS の関係

まず、MAS によらず、提案する解析方法を適用できることを確認した。

次に、MAS と $k_{\max}$ の対数の相関係数を求めた。MAS は判定基準が定められている順序尺度である。したがって、本来は MAS に対して相関係数を求めるような四則演算を行うことはできない。しかし、他に広く普及している客観的かつ定量的な痙性の評価方法が存在しないので、MAS を比較対象とした。

また、人間の感覚は、物理量の対数に対して直線的に変化することが知られている。このことを考慮して、 $k_{\max}$ の対数を用いた。

2.3.2 患肢と健肢の比較

表1の右列に、aおよびcと記した被験者では、座位において患肢と健肢の両方を計測を行った。この被験者について、患肢と健肢の $k_{\max}$ を比較した。一人の被験者における患肢と健肢の体格の差は、被験者間の体格の差より小さいと考えられる。したがって、体格の差の影響を最小限にして、MASと患肢および健肢の $k_{\max}$ の関係を評価することができる。

2.3.3 評価指標の体格依存性

評価指標としては、体格に依存しないことが望ましい。そこで、座位において、健肢を計測した被験者について、健肢の $k_{\max}$ と体格の関係を調べた。体格のパラメータには、体重と前腕長を用い、 $k_{\max}$ との相関係数を求めた。

2.3.4 姿勢による痙性のレベルの変化

痙性は、精神的な緊張や、皮膚受容器の刺激などによって影響を受けることが知られている。そこで、立位を維持することが可能な被験者については、立位で計測を行って $k_{\max}$ を求め、座位の場合と比較した。これにより、姿勢による麻痺のレベルの変化を $k_{\max}$ で示すことを試みた。

2.4 解析方法

肘関節の屈曲・伸展は、肘関節を中心とする回転運動である。したがって、運動方程式に計測値を代入して、弾性係数を求めることができる。具体的な解析方法を以下に述べる。

2.4.1 数学モデル

運動方程式は、式で(1)で表される。

$$I\ddot{\theta}(t) + \eta\dot{\theta}(t) + k\theta(t) = f(t) \quad (1)$$

ここで、 I は前腕の慣性モーメント、 η は粘性係数、 k は弾性係数、 $\theta(t)$ は肘関節角度である。 $f(t)$ は、被験者の肘関節回りに加わる外部からのトルクであり、前腕と手の重力によるトルクと験者が被験者の肘関節を屈曲・伸展するトルクからなる。

本研究では、 k を定数ではなく、式(2)のように、肘関節角度と筋活動度の関数であると仮定した。我々は、このように仮定すると、肘関節を重りによってステップ状に伸展するときの肘関節角度の応答

については、良好に近似できることを報告している⁸⁾。

$$k(\theta(t), e_1(t), e_2(t), e_3(t)) \\ = k_0 + k_1\theta(t) + a_1e_1(t) + a_2e_2(t) + a_3e_3(t) \quad (2)$$

ここで $e_1(t)$ 、 $e_2(t)$ 、 $e_3(t)$ は、それぞれ上腕二頭筋、上腕三頭筋および腕撓骨筋のIEMGである。

2.4.2 評価指標

本研究では、痙性を弾性係数で評価する。しかし、弾性係数は式(2)に示すように、肘関節角度と筋活動度に依存して変化する。そこで、 k の最大値($k_{\max}$)を痙性の新しい評価指標として提案する。

2.4.3 計算方法

式(1)および式(2)に計測値を代入し、最小二乗法によって、基本的には I 、 η 、 k_0 、 k_1 、 a_1 、 a_2 、 a_3 を求めることができる。しかし、数値解法上の理由から、付録Bに示す前処理を行った。前処理を行った値を改めて式(1)における θ 、 $f(t)$ とする。本論文では、以下 $f(t)$ を相対的トルク、 k をみかけの弾性係数と呼ぶ。また、断りのない限り、肘関節角度は、付録Bの式(付-3)の θ を意味する。

2.4.4 関節角度と筋活動度に依存する弾性係数

式(2)において、第2項は弾性係数が肘関節角度 θ に依存する項である。この項は、肘関節の屈筋群では、肘関節角度によってモーメントアームの長さが増加することを考慮したものである。第3から5項は、筋活動によって筋の収縮力が変化することを考慮したものである。つまり、同じ筋長であっても、筋活動度が高いと大きな筋張力を発生することを示す項である。なお、本研究では、EMGを全波整流し、2次ローパスフィルタで平滑化した信号をIEMGとした。フィルタのカットオフ周波数は、0.1から3.0[Hz]まで0.1[Hz]刻みで変化させて、付録Cで述べる残差2乗和が最小になったときの値を用いた。

3. 結 果

3.1 計 測 例

MASが低い被験者1名と高い被験者1名について、座位で肘関節を屈曲・伸展するときの計測値の

典型例を3.1.1節と3.1.2節に示す。MASによらず、肘関節角度の応答を良好に近似することができた。また、他の被験者についても同様に近似することができた。

3.1.1 MASが1の被験者

■座位屈曲 図2に、MSAが1の被験者の計測値の一例を示す。上段左(a)は、相対的トルクの経時変化を示す。屈曲開始から約0.4[s]位まで、トルクの大きさが増加し、1[s]程度で小さくなった。

中段左(b)は、肘関節角度（付録Aの図付-1の θ_e ）を示す。細い実線は計測値、破線は推定値、太い実線は残差を示す。提案するモデルによって、肘関節角度の経時変化が良好に近似されている。

下段左(c)は、肘関節角度とみかけの弾性係数の関係である。肘関節を屈曲（肘関節角度が増加）するにつれてみかけの弾性係数は増加した。

右側(d)-(f)は、それぞれ上腕二頭筋、上腕三頭筋および腕撓骨筋のIEMGである。上腕二頭筋と上腕三頭筋のIEMGは、験者が被験者の肘関節を屈曲し終わってから増加した。しかし、トルクはほぼ一定であり、同時収縮によって相殺されたものと考えられる。IEMGが増加したので、(c)に示す弾性係数は、肘関節角度115°で増加した。

■座位伸展 図3に、座位伸展時の計測値の一例を示す。左上段(a)のトルクは、1[s]程度まで増加し、ほぼ一定値になった。左中段(b)に示す肘関節角度の応答は、屈曲の場合と同様に、モデルによって良好に近似された。左下段(c)のみかけの弾性係数は、肘関節を伸展（肘関節角度が減少）するにつれて大きくなった。右側(d)-(f)のIEMGでは、上腕三頭筋のIEMGが減少した。これは、伸展前には肘関節を屈曲しているので、上腕三頭筋が伸張されていたことにより、高い筋活動を示していたものと考えられる。

3.1.2 MASが3から4の被験者

■座位屈曲 図4に、座位屈曲時のMASが3から4の被験者Lの計測例を示す。左上(a)に示すトルクは、-6.3[Nm]と、MASが小さい被験者Bに比べて大きい。また肘関節角度が一定になった後もトルクの大きさは大きな値のままであった。左中

図2 座位屈曲時のMSAが1の被験者の計測例 (subject B)。(a)前処理後のトルク、(b)肘関節角度の計測値と推定値、(c)肘関節角度とみかけの弾性係数の関係、(d)-(f)上腕二頭筋、上腕三頭筋、腕撓骨筋のIEMG

(b)の肘関節角度の応答は、数学モデルによって良好に近似されている。左下(c)に示すみかけの弾性係数は、肘関節角度113°で最大(15.3[Nm/rad])となり、被験者B(最大2.2[Nm/rad])に比べると約7倍大きかった。

上腕三頭筋のIEMGはほぼ一定であったが、上腕二等筋と腕撓骨筋のIEMGは、屈曲が終了した後一時的に増加し、再び減少した。

■座位伸展 図5に、座位伸展時のMASが3の被験者Lの計測例を示す。左上(a)のトルクは、15[Nm]を超える大きな値が計測された。また左中(b)に示すように、肘関節の伸展に1.5[s]程度を要しており、他の被験者や、被験者Lの屈曲時に比べて抵抗力が大きかった。肘関節角度の応答は、モデルにより良好に近似された。左(c)に示すみかけの弾性係数は、伸展とともに増加し、肘関節角度

図3 座位伸展時のMSAが1の被験者の計測例 (subject B). (a)前処理後のトルク, (b)肘関節角度の計測値と推定値, (c)肘関節角度とみかけの弾性係数の関係, (d)-(f)上腕二頭筋, 上腕三頭筋, 腕撓骨筋のIEMG

60°前後からは, 多少の変動はみられるものの, 大きな値を維持していた.

IEMGに関しては, 腕撓骨筋のIEMGが伸展前の3倍程度に増加した. 上腕三頭筋のIEMGはほとんど変化しなかった. また上腕二頭筋のIEMGは, 伸展の後半で一過性に増加した.

3.2 MASと $k_{\max}$ の関係

図6に, 全計測についてMASと $k_{\max}$ の対数の関係を示す. MASが0-1のように判定された場合には, 中間の値とした.

健肢の計測値を除外して直線近似したところ, 相関係数が0.858 ($N=209$)となり, 強い相関が認められた. このことは, (1)MASは順序尺度であるにも関わらず, $k_{\max}$ と比較する範囲では間隔尺度とみなすことができること, (2) $k_{\max}$ はMASをよ

図4 座位屈曲時のMSAが3から4の被験者の計測例 (subject L). (a)前処理後のトルク, (b)肘関節角度の計測値と推定値, (c)関節角度とみかけの弾性係数の関係, (d)-(f)上腕二頭筋, 上腕三頭筋, 腕撓骨筋のIEMG

く反映しており, $k_{\max}$ によって痙性のレベルを定量的に評価できることを示している. また, MASでは離散的な値でしか評価することができないのに対して, $k_{\max}$ を用いることで連続的な値で評価することが可能になる.

3.3 患肢と健肢の比較

表2に, 座位の計測において, 患肢と健肢の両方を計測した被験者の $k_{\max}$ とそれらにt-検定を適用した結果を示す. MASが1-2以上の被験者については, 患肢と健肢の $k_{\max}$ の間に有意な差が認められる. 一方, MASが0-1以下の被験者については, 有意な差は認められない. MASが1の被験者については, 有意な差が認められる場合と認められない場合があった. これらのことから, MASが1

図5 座位伸展時のMSAが3の被験者の計測例 (subject L). (a)前処理後のトルク, (b)肘関節角度の計測値と推定値, (c)肘関節角度とみかけの弾性係数の関係, (d)-(f)上腕二頭筋, 上腕三頭筋, 腕撓骨筋のIEMG

図6 全被験者の座位におけるMASと $k_{\max}$

以下の場合には, $k_{\max}$ からは健肢との区別が難しいことが分かった。

3.4 体格に対する依存性

体重と $k_{\max}$ の相関係数は 0.231, 前腕長と $k_{\max}$ の

表2 座位のときの患肢と健肢の $k_{\max}$

(単位: Nm/rad)

	条件	MAS	患肢	健肢	t-検定
E	屈曲	1-2	2.2 ± 0.3	1.1 ± 0.2	$p < 0.05$
	伸展	0	0.9 ± 0.3	1.2 ± 0.3	NS
E#	屈曲	1-2	1.7 ± 0.2	0.9 ± 0.1	$p < 0.05$
	伸展	0	0.8 ± 0.4	0.7 ± 0.2	NS
G	屈曲	2	6.3 ± 1.3	1.6 ± 0.5	$p < 0.05$
	伸展	2	6.0 ± 0.5	1.5 ± 0.3	$p < 0.05$
G#	屈曲	2	6.1 ± 1.4	1.7 ± 1.0	$p < 0.05$
	伸展	3	10.4 ± 2.0	2.0 ± 0.6	$p < 0.05$
I	屈曲	2	5.7 ± 0.7	1.1 ± 0.4	$p < 0.05$
	伸展	2	5.3 ± 0.9	0.9 ± 0.1	$p < 0.05$
J	屈曲	1	2.1 ± 0.5	2.2 ± 0.4	NS
	伸展	0	1.4 ± 0.1	1.3 ± 0.3	NS
K	屈曲	1	3.4 ± 0.3	1.7 ± 0.2	$p < 0.05$
	伸展	2	3.9 ± 0.4	1.7 ± 0.3	$p < 0.05$
M	屈曲	2	5.3 ± 0.5	2.0 ± 0.2	$p < 0.05$
	伸展	0-1	1.9 ± 0.3	1.9 ± 0.1	NS
N	屈曲	1	2.0 ± 0.2	2.0 ± 0.6	NS
	伸展	0	1.9 ± 0.2	2.2 ± 0.2	NS
O	屈曲	1	2.0 ± 0.2	1.4 ± 0.4	NS
	伸展	1-2	2.7 ± 0.6	1.2 ± 0.1	$p < 0.05$
P	屈曲	0	2.3 ± 0.5	1.6 ± 0.2	NS
	伸展	2	5.0 ± 0.2	1.4 ± 0.2	$p < 0.05$
Q	屈曲	0-1	1.9 ± 0.3	1.9 ± 0.3	NS
	伸展	0-1	1.9 ± 0.3	1.8 ± 0.1	NS
R	屈曲	0	2.7 ± 0.6	1.4 ± 0.9	$p < 0.05$
	伸展	1	3.5 ± 0.2	1.3 ± 0.2	$p < 0.05$
S	屈曲	1	3.5 ± 1.2	0.8 ± 0.2	$p < 0.05$
	伸展	1	2.7 ± 0.4	1.0 ± 0.4	$p < 0.05$

相関係数は 0.171 となり, 強い相関は認められなかった。したがって, $k_{\max}$ は, 体格の影響が少ない指標であると考えられる。

3.5 姿勢による痙性のレベルの変化

立位と座位の両方の姿勢で計測した被験者の結果を表3に示す。

被験者 B, E, G* および K では, 伸展・屈曲ともに立位ときの $k_{\max}$ が有意に大きかった。また, 被験者 A では, 伸展時には立位の $k_{\max}$ が有意に大きく, 屈曲時には有意差は認められなかったものの, 立位の $k_{\max}$ が大きかった。

一方, 被験者 C および P では, 立位と座位の $k_{\max}$ に有意な差は認められなかった。また, 被験者 H では座位の $k_{\max}$ が有意に大きかった。

以上のように, 姿勢によって痙性の発現の強さに違いがみられることを $k_{\max}$ によって示すことができた。

表3 立位と座位の $k_{\max}$

(単位: Nm/rad)

	条件	立位	座位	t-検定
A	屈曲	3.8 ± 1.6	3.2 ± 2.0	NS
	伸展	3.6 ± 0.2	2.7 ± 0.4	$p < 0.05$
B	屈曲	2.4 ± 0.3	1.9 ± 0.4	$p < 0.05$
	伸展	3.8 ± 0.5	2.5 ± 0.4	$p < 0.05$
C	屈曲	3.4 ± 0.5	3.7 ± 0.2	NS
	伸展	3.6 ± 0.3	3.3 ± 0.2	NS
E	屈曲	3.7 ± 1.6	2.2 ± 0.3	$p < 0.05$
	伸展	2.0 ± 0.5	0.9 ± 0.3	$p < 0.05$
G#	屈曲	10.3 ± 2.2	6.1 ± 1.4	$p < 0.05$
	伸展	13.3 ± 1.8	10.4 ± 2.0	$p < 0.05$
H	屈曲	14.5 ± 2.9	15.2 ± 2.9	NS
	伸展	17.4 ± 5.0	20.5 ± 4.8	$p < 0.05$
K	屈曲	3.7 ± 0.2	3.4 ± 0.3	$p < 0.05$
	伸展	6.8 ± 0.7	3.9 ± 0.4	$p < 0.05$
P	屈曲	2.5 ± 0.2	2.3 ± 0.5	NS
	伸展	4.7 ± 0.5	5.0 ± 0.2	NS

4. 考 察

4.1 みかけの弾性係数と筋活動

みかけの弾性係数は、式(2)に示すように、肘関節角度と IEMG に依存する。肘関節角度とみかけの弾性係数は、図 3(c) のようにほぼ線形になる場合と、他の例のように線形にならない場合がある。前者は、みかけの弾性係数が、肘関節角度に強く依存し、IEMG にはほとんど依存しないことを示す。後者は、みかけの弾性係数が IEMG に強く依存することを示す。麻痺のレベルが高い、つまり MAS が大きい場合には、筋緊張が亢進しており、それがみかけの弾性係数に反映されていることになる。

4.2 MAS と $k_{\max}$ の関係

本研究では、間隔尺度である $k_{\max}$ と比較することにより、MAS をあたかも間隔尺度のように扱える可能性を示した。しかし、MAS は 0 から 5 までの離散的な値である。一方、 $k_{\max}$ は連続量である。また、MAS では、験者が判定に迷って 1-2 のように曖昧になることがある。 $k_{\max}$ との比較では、便宜上、1-2 の場合には 1.5 と仮定したが、MAS は順序尺度であるので、本来は 1.5 と仮定することは適

当ではない。これらのことから、連続量であり、1 つの数値で表される $k_{\max}$ は痙性の定量的な評価に有効であると考えられる。

4.3 患肢と健肢の比較

患肢と健肢の $k_{\max}$ に有意な差が認められない場合、MAS は 1 以下であった。MAS が 0 では筋緊張の亢進がなく、MAS が 1 では患肢屈曲伸展の際に関節運動の最終時に最小の抵抗がある状態である。MAS が小さい被験者は、受傷期間が短く、麻痺肢を随意的に動かすことができない。そのため、脱力している健肢と同程度の $k_{\max}$ を示したのと考えられる。これは妥当な結果であり、また健肢と区別することが目的ではなく、痙性のレベルを定量化することが目的であるので、 $k_{\max}$ の有効性が損なわれるものではない。

4.4 姿勢による麻痺のレベルの変化

痙性は、精神的緊張や皮膚の受容器の刺激などによっても影響を受けることが知られている。本研究においても、立位と座位では、被験者に依存して $k_{\max}$ の値は様々に変化した。その変化の理由は、以下のように考えられる。

受傷期間が 2 か月前後の被験者では、立位を維持することができる被験者が少なく、また立位を維持することができても、やや不安定であった。このことが、心身に緊張を引き起こし、痙性が亢進したのと考えられる。被験者 C については、受傷期間が 1.5 か月であり、また MAS も屈曲が 0-1、伸展が 1-2 と小さいにも関わらず、 $k_{\max}$ が座位で 3 [Nm/rad] 以上と大きく、立位と同程度であった。このことから、座位でも緊張していたのと考えられる。

被験者 H については、伸展では立位の場合に $k_{\max}$ が減少した。被験者 H は、受傷期間が 6 年 6 か月と長く、短下肢装具のみで歩行を行っており、立位に慣れていたと考えられ、姿勢以外の精神的要因などによる変動であると考えられる。

被験者 P は、脳幹部梗塞であり、他の被験者とは受傷部が異なる。また受傷時から、下肢の

Brunnstrom stage が 5 (立位股伸展位, 免荷状態で膝屈曲分離運動可能, 立位膝伸展位で足を前に踏み出して足関節背屈分離運動可能) であり, 立位に対する緊張が少なかったと考えられる。

5. ま と め

麻痺上肢の徒手検査を定量化することにより, 痙性を定量的に評価することを試みた。その結果, 提案する数学モデルによって, 肘関節角度の応答を近似することができた。また, 肘関節角度および筋活動によって変化するみかけの弾性係数の最大値 $k_{\max}$ を痙性の評価指標としたところ, その対数が MAS と強い相関を示すことが分かった。さらに, 姿勢や精神的緊張の影響を受けているときの痙性を評価することができた。簡便な計測方法でありながら, 連続量で唯一の値で痙性のレベルを評価する本手法は, 痙性の定量評価に有効であると考えられる。

参 考 文 献

- 辻哲也, 大田哲生, 木村彰男, 千野直一, 石神重信: 脳血管障害片麻痺患者における痙縮評価— Modified Ashworth Scale (MAS) の評価者間の信頼性の検討—, リハビリテーション医学, 39(7), 409-415, (2002).
- Lehmann, J. F., Price, R., deLateur, B. J., Hindere, S. and Traynor, C.: Spasticity: Quantitative measurements as a basis for assessing effectiveness of therapeutic intervention, Arch. Phys. Med. Rehabil., 70(1), 6-15, (1989).
- Sköld, C., Harms-Ringdahl, K., Hulting, C., Levi, R. and Seiger Å.: Simultaneous Ashworth Measurements and electromyographic recordings in terapeutic patients, Arch. Phys. Med. Rehabil., 79(8), 959-965, (1998).
- Pisano, S., Miscio, G., Conted, C. D., Pianca, D., Candeloro, E. and Colombo, R.: Quantitative measures of spasticity In post-stroke patients, Clin. Neurophys., 111(6), 1015-1022, (2000).
- 軸屋和明, 岡本卓爾, 横平徳美, 明石謙: ペンドラムテストにおける膝関節運動の生成機序, 信学論 D-II, J 74-D-II(9), 1289-1300, (1991).
- 軸屋和明, 岡本卓爾, 横平徳美, 明石謙: 痙縮患者を対象としたペンドラムテストモデルの精度改善, 信学論 D-II, J 78-D-II(49), 650-660, (1995).
- Lin, D. C., and Rymer, W. Z.: A quantitative analysis of pendular motion of the lower leg in spastic human subjects, IEEE Trans. Biomed. Eng., 38(9), 906-918, (1991).
- Uchiyama, T. and Uchida, R.: Modeling the step-like response in the upper limbs of hemiplegic subjects for evaluation of spasticity, IEEJ Trans. EIS, 125(9), 1376-1381, (2005).

- De Leva, P.: Adjustments of Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters, J. Biomech., 29(9), 1223-1230, (1996).
- De Leva, P.: Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data, J. Biomech., 29(9), 1231-1233, (1996).

付録 A 重力によるトルク

肘関節に加わるトルクは, 験者が肘関節を屈曲・伸展するために加えるトルクの他に, 前腕および手に加わる重力によって生じるものが含まれる。そこで, 被験者の体重を計測し, De Leva の報告に基づいて前腕および手の質量を見積もった^{9,10)}。体重に対する前腕の重さの割合は, 男性 1.63 %, 女性 1.38 % とした。また手の重さの割合は, 男性 0.61 %, 女性 0.56 % とした。

次に, 橈骨点と橈骨茎突点の長さを計測し, 肘関節および手関節の回転中心間の長さと同腕の重心の位置を見積もった^{9,10)}。同様に, 橈骨茎突点と第 3 中手骨頭の長さを計測し, 手関節の回転中心から手の重心までの長さを見積もった^{9,10)}。

前腕に加わる重力によるトルク T_f は, 図付-1 から, $\phi = 180^\circ - (\theta_s + \theta_e)$ であるので, 式(付-1)で表される。

$$T_f + m_f g l_f \sin(\theta_s + \theta_e) \quad (\text{付-1})$$

ここで, m_f は前腕の質量, g は重力加速度, l_f は肘関節回転中心から前腕の重心までの長さ, θ_s は体幹と上腕がなす角度, θ_e は肘関節角度である。 θ_s は, 験者が被験者の肘関節を屈曲・伸展すると, 試行毎に変動し, 試行内でも変動した。そこで, 分度器でおよその値を計測し, その値の前後 5° の様々な値で一定値として解析し, 付録 C で述べる

図付-1 重力によるトルク

残差 2 乗和が最小になったときの値を用いた。

手に加わる重力によるトルク T_h は、前腕の場合と同様に式 (付-2) のように求めることができる。

$$T_h = m_h g (L_f + l_h) \sin (\theta_s + \theta_e) \quad (\text{付-2})$$

ここで m_h は手の質量、 L_f は肘関節回転中心から手関節回転中心まで長さ、 l_h は手関節回転中心から手の重心までの長さである。

付録 B 前処理

数値解法上の安定性を考慮し、システム同定で行われているように前処理を行った。本研究では、肘関節角度 θ については、 $\theta_e = 90^\circ$ を基準として、伸展方向を正にする角度を用いた。トルクについては、付録 A に述べた重力によるトルクと、験者が手関節を押すことによるトルクを加え、さらに、伸展 (屈曲) 開始時のトルクの値を減じて、伸展 (屈曲) 開始時のトルクを 0 にした。つまり、トルクには伸展 (屈曲) 開始時のトルクからの変化を用いた。

$$\theta_e = 90^\circ - \theta_e \quad (\text{付-3})$$

$$f(t) = f_m(t) - f_m(0) \quad (\text{付-4})$$

ここで、 $f_m(t)$ は計測されるトルク、 $f_m(0)$ は伸展 (屈曲) 開始時のトルクである。

$\bar{\theta}(t)$ および $\dot{\theta}(t)$ を、 $\theta(t)$ を数値微分して求めた。式 (1) および式 (2) から、 $I, \eta, k_0, k_1, a_1, a_2, a_3$ を最小 2 乗法によって求めた (付録 D)。本研究で得られる I などのパラメータは、前処理を行った値から求めているので、みかけの値である。

付録 C モデルの評価

本研究の計測方法では、システムへの入力を被験者の前腕に加えられたトルク、出力を肘関節角度と考えることができる。2.4 で述べた IEMG を求める際のフィルタのカットオフ周波数や、付録 A で述べた重力によるトルクを求める際の肩関節角度 θ_s は、自由度のあるパラメータである。

そこで、数学モデルの評価のために、最小 2 乗法によって求めた $I, \eta, k_0, k_1, a_1, a_2, a_3$ と $e_1(t), e_2(t)$,

$e_3(t)$ および被験者の肘関節に加えられたトルクを式 (1) に代入し、ルンゲ・クッタ法によって数値的に解いて肘関節角度の推定値 $\bar{\theta}(t)$ を求めた。

ところで、ルンゲ・クッタ法では、計算のステップ幅の 1/2 刻みで勾配を求める必要がある。式 (1) と式 (2) は、時間とともに変化する計測値である $f(t)$ と k を含むので、計算のステップ幅をサンプリング間隔と同じにすることができない。そこで、計算のステップ幅をサンプリング間隔の 2 倍の 1 [ms] にして、肘関節角度の推定値 $\bar{\theta}(t)$ を求めた。

次に、推定値 $\bar{\theta}(t)$ とサンプリング間隔を 1 [ms] にした実測値 $\theta(t)$ の残差 2 乗和 (式 (付-5)) を求め、その値が小さかったモデルを用いた。

$$\Sigma (\bar{\theta}(t) - \theta(t))^2 \rightarrow \min \quad (\text{付-5})$$

付録 D パラメータの求め方

式 (1) と式 (2) に計測値を代入すると式 (付-6) を得る。

$$\Omega \mathbf{p} = \mathbf{q} \quad (\text{付-6})$$

ここで、

$$\Omega = \begin{bmatrix} \bar{\theta}_1 & \dot{\theta}_1 & \theta_1 & \theta_1^2 & \theta_1 e_{11} & \theta_1 e_{21} & \theta_1 e_{31} \\ \bar{\theta}_2 & \dot{\theta}_2 & \theta_2 & \theta_2^2 & \theta_2 e_{12} & \theta_2 e_{22} & \theta_2 e_{32} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \bar{\theta}_N & \dot{\theta}_N & \theta_N & \theta_N^2 & \theta_N e_{1N} & \theta_N e_{2N} & \theta_N e_{3N} \end{bmatrix},$$

$$\mathbf{p} = \begin{bmatrix} I \\ \eta \\ k_0 \\ k_1 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{q} = \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \vdots \\ f_N \end{bmatrix}$$

式 (付-6) において、 θ_i, e_{1i}, e_{2i} および e_{3i} ($i = 1, 2, \dots, N$) は、それぞれデジタイズされた $\theta(t), e_1(t), e_2(t)$ および $e_3(t)$ である。 N はサンプル点数である。

式 (付-7) に示す残差 2 乗和は、 E に関する偏微分 ($\partial E / \partial I, \partial E / \partial \eta, \partial E / \partial k_0, \partial E / \partial k_1, \partial E / \partial a_1, \partial E / \partial a_2, \partial E / \partial a_3$) が零のときに最小になる。

$$E = \sum_{i=1}^N (mg - I\bar{\theta}_i - \eta \dot{\theta}_i - k_0 \theta_i - k_1 \dot{\theta}_i^2 - a_1 e_{1i} \theta_i - a_2 e_{2i} \theta_i - a_3 e_{3i} \theta_i)^2 \quad (\text{付-7})$$

E に関する偏微分が零になる条件から、式 (付

-8)が得られる.

$$\Omega^T \Omega \boldsymbol{p} = \Omega^T \boldsymbol{q}$$

ここで T は転置を示す.

式(付-8)に示す連立方程式を解いて, パラメータ

(付-8) の値を求めることができる.

Quantitative Evaluation of Spastic Upper Limb in Hemiplegic Patients

Takanori UCHIYAMA^{1†}, Shintaro OBATA² and Ryusei UCHIDA³

¹Faculty of Science and Technology, Keio University

²Graduate School of Keio University

³Kanto-Rosai Hospital

Abstract The aim of this study is to develop a technique for quantitative evaluation of spastic upper limb in hemiplegic patients. The subjects were 19 hemiplegic patients. Each subject was seated or standing in a resting state, and his or her forearm was flexed 5 times and extended 5 times in each posture through a force-and-torque sensor placed on his or her wrist. The elbow joint angle, torque, and electromyograms of biceps brachii muscle, triceps brachii muscle, and brachioradialis muscle during flexion and extension were measured.

The quasi inertia of forearms and quasi visco-elastic coefficients were estimated with a mathematical model, which consisted of elastic components depending on elbow joint angle and muscle activities, by the least squares method. Then the elbow joint angle were estimated with the obtained quasi inertia and quasi visco-elastic coefficients and compared to the observed angle in order to evaluate the performance of the mathematical model. The elbow joint angle was closely estimated by the mathematical model.

Next, the maximum value of the quasi elastic coefficient during flexion/extension around the elbow joint ($k_{\max}$) was calculated and compared with the modified Ashworth scale. Our results show that the $k_{\max}$ increased rapidly as the modified Ashworth scale increased. Moreover, logarithm of the $k_{\max}$ strongly correlated to the modified Ashworth scale. The $k_{\max}$ varied depending on patients' posture and mental strain. In conclusion, the mathematical model could represent the time course of the elbow joint angle during the manual muscle test. The $k_{\max}$ would be medically and clinically useful for quantitative evaluation of spasticity in hemiplegic patients.

Key Words: Spasticity, Upper limb, Mathematical model, Manual muscle test, Elasticity

[†]Dept. Applied Physics and Physico-Informatics, Fac. Science and Technology, Keio University, 3-14-1, Hiyoshi, Kohoku-ku, Yokohama 223-8522, Japan, E-mail: uchiyama@appi.keio.ac.jp