

Original Article

足関節硬さ測定装置の開発および生体力学モデルによる関節粘弾性と筋収縮要素の推定

富田 豊,¹ 谷野元一,^{1,2,3} 水野志保,^{2,3} 前田寛文,^{2,3}
宮坂裕之,^{1,2} Orand Abbas,¹ 武田湖太郎,¹ 園田 茂^{1,2,3}

¹ 藤田保健衛生大学藤田記念七栗研究所

² 藤田保健衛生大学七栗サナトリウム

³ 藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学II講座

要旨

Tomita Y, Tanino G, Mizuno S, Maeda H, Miyasaka H, Orand A, Takeda K, Sonoda S. Development of stiffness measurement system and biomechanical model of ankle joint to estimate viscoelastic and muscle contraction. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2014; 5:147-155.

【目的】痙縮や拘縮などの評価のために足関節の硬さを測定する装置を製作し、その特性を検証する。健常者および片麻痺患者各1名で装置の動作を確認する。さらに、関節の粘弾性および筋の収縮要素のモデルを想定して、それらの底屈トルクへの寄与を求める。

【方法】短下肢装具にモータとピニオンラック、ポテンシオメータ、トルクセンサを取り付け、足関節を定速で背屈させ、そのときの底屈トルクを測定できる装具を製作した。被験者はいす座位にて膝関節屈曲位および伸展位で開発した装具を取り付け、他動的に背屈させた。同時に前脛骨筋と腓腹筋の筋電図を計測した。底屈トルクへの粘弾性および筋収縮成分の寄与をシステム同定手法によって求めた。

【結果】装置の動作特性を測定し、本研究で要求される精度を満足することを確認した。健常者、患者ともに膝関節屈曲位より膝関節伸展位の方が底屈トルクは大きいことを確認した。また、患者の方が、底屈トルクが大きいことを確認した。

【結論】足関節の痙縮を評価するために、関節硬さ測定装置を開発し、健常者および片麻痺患者においてその機能が十分であることを確認した。さらに、粘弾性による底屈トルクと筋収縮による底屈トルクを推定した。

キーワード：関節硬さ、定量化、粘弾性、筋電図、痙縮

著者連絡先：富田 豊
藤田保健衛生大学藤田記念七栗研究所
〒514-1296 三重県津市大島町423番地
E-mail: tomita@fujita-hu.ac.jp
2014年12月7日受理

本研究において一切の利益相反や研究資金の提供はありません。

はじめに

足関節硬さの測定は抗痙縮薬の服用、phenolやBotoxの神経ブロックによる痙縮抑制の効果判定に必要な不可欠な評価である。従来から痙縮と称される緊張の亢進した筋では、ゆっくりとした他動運動時のトルクは小さいが、速い他動運動では抵抗トルクが増加すると考えられている[1]。筋緊張の亢進を数量化する目的でModified Ashworth ScaleやTardieu Scaleなどの徒手的手法が開発されてきたが、手技の簡便さの反面、検者間の一致の悪さなど問題が多かった[2,3]。Biodexをはじめとする他動的等速運動機器を利用して定量的な評価をすることはできるが、装置が大きいこと、測定用のいすが高い位置にあるために移乗に人手や時間を要すること、自動的なトルクを測定するための機器であり、他動運動時のトルク測定には誤差が大きくなることなどから臨床目的には適さず、研究目的のみ使用されている。

今回われわれは臨床での使用を目的として、一定角速度で足関節を背屈させ、そのときのトルクを測定することのできる足関節硬さ測定装置を開発した。この装置を健常者および片麻痺患者に適用し、足関節底屈トルクを測定した。さらに、底屈トルクを筋および周辺軟部組織のもつ粘弾性成分と筋の収縮力成分による寄与に分解する方法を考案したので報告する。

方法

1. 装置

装置は被験者に装着するモータで足関節を底背屈することのできる短下肢装具(Ankle Foot Orthosis: AFO)、足関節を一定角速度で底背屈する制御装置および2チャンネルの筋電計からなっている。装具は図1に示すようにモータ(RZ-8BAWA-AWG235X28, Mabuchi Motor, Japan)がユニバーサルジョイント(B6AA, Miyoshi Kikai, Japan)を介してピニオンを回し、足部の小指球近くに取りつけたラックにより、モータの回転を足関節の回転に換えることのできるAFOである。足関節回転軸にポテンシオメータ(RDC1014A09, Alps Electric, Japan)を取り付け、回転角度を測定している。

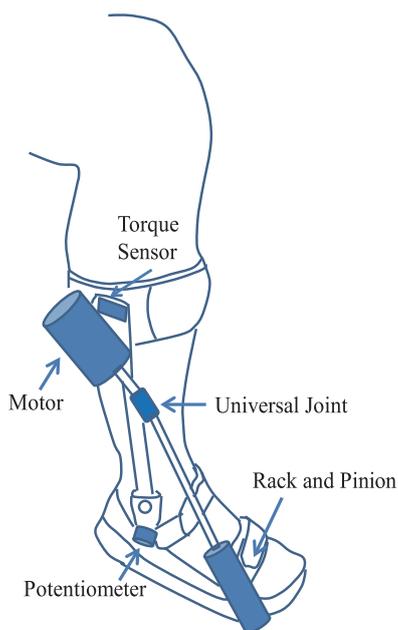


図1. 足関節硬さ測定装置

トルクはモータをAFOに固定する金具にストレインゲージ (KFG-1-120-C1-16, Kyowa Dengyo, Japan) を貼付し、ストレインアンプ (STA-04G, GeotechService, Japan) に接続して測定した。

制御装置は図2に示すように、装具のポテンシオメータから帰還信号を受け、比例積分微分制御により設定速度で背屈することができる。Speed Adjustment Resistor であらかじめ設定した速度を速度制御器 (Speed Adjustor) に入力すると、時々刻々の目標角度を計算し、出力する。それを加算器 (Adder) に入力する。加算器はAFOに取り付けたポテンシオメータの出力 (AFOの角度) との差を比例積分微分制御器 (PID Controller) に入力し、モータ駆動電源 (Motor Driver) に指示して、モータへ適切な電圧を与える仕組みである。AFOが設定した角度になっているときには、加算器 (Adder) の出力、すなわち比例積分微分制御器の入力は0Vであり、モータ駆動電源はそのときの出力を維持する。

ポテンシオメータの出力、ストレインアンプの出力はサンプリング周波数1kHzで、データロガー (NR2000, Keyence, Japan) を介してコンピュータ (Sotec WA 5512, Intel Core 2 Duo Processor T 5500, 1.66 GHz) に入力した。また、前脛骨筋と腓腹筋の筋電図は10~500 Hzの2次帯域通過バターワースフィルタを通したのち、データロガーを介してコンピュータに入力した。足関節は底屈 20° (-20°) から背屈 10° ($+10^{\circ}$) まで動かした。

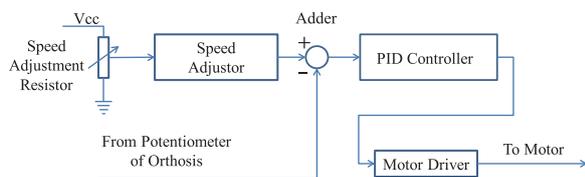


図2. 制御装置のブロックダイアグラム

2. 装置の特性

ポテンシオメータの校正: AFOの足関節角度を手動で設定してそのときのポテンシオメータの出力電圧を測定し、同時に測定したゴニオメータの値と比較した。

トルクセンサの校正: 装具を直立位 (足関節底背屈 0°) にてテーブルに固定し、装具の半月に紐をかけてバネばかりで水平に伸展方向へ引っ張った。そのときのひずみアンプの出力を測定した。

設定速度: いくつかの背屈速度を設定し、動作時の角度の時間変化から速度を算出した。

3. 被験者

被験者は健康者 (50代, 女性) および外傷性脳出血片麻痺患者 (以下患者) であった。患者は50代, 男性, 右片麻痺, 発症後4か月で, 麻痺側下肢運動機能はStroke Impairment Assessment Setを代用して評価するとHip-Flexion Testが4, Knee-Extension Testが4, Foot-Pat Testが3であった。また, 歩行能力は杖や下肢装具なしでの自立歩行 (Functional Independence Measureが7) が可能であった。足関節底屈筋群のModified Ashworth Scaleは2であった。

被験者は背もたれのあるイス, または車いすに体幹を 30° 後傾した状態で座り, 図3に示すような台を用いて膝関節を屈曲角度 60° に保持 (同図a), または伸展位に保持 (同図b) するように設定し, 装具を装着した。同時に前脛骨筋および腓腹筋に電極を貼付し, 筋電図を測定した。

本研究は藤田保健衛生大学七栗サナトリウム倫理委員会の承認を得 (承認番号97), 被験者からは文書による同意を得た。

4. 関節の粘弾性モデルとパラメータの推定

筋の粘弾性モデルはHillによって提唱され [4], その後Winterら [5] やPhillipsら [6] によって改良を加えられている。Delpら [7] はそれらのもととなる計算モデルを報告している。図4aはPhillipsが提唱するモデルである。Parallel Elastic ComponentおよびViscous Componentは筋の弾性と粘性を, Serial Elastic Componentは腱の弾性を表すと考えられている。しかし, 腱は筋と比べて伸びにくい。そこでこのモデルのSerial Elastic ComponentがParallel Elastic Componentと比べて十分に大きいと考えたときには図4aは同図bに示すVoigtモデルに収縮要素が並列に置かれたモデルに帰着される。本研究ではモデル構造の単純さ, システム同定の容易さから図4bのモデルを採用した。

同モデルは, 筋が弛緩した状態で他動的に伸長したときに, 距離依存的に張力が増す弾性要素によるトルクと速度依存的に張力が増す粘性要素によるトルクの

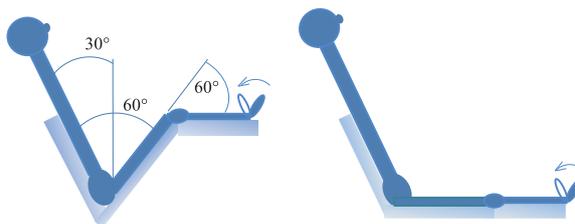


図3. 被験者の測定姿勢

表 1. 記号表

T_{total}	: Resistive torque generated by ankle joint
T_b	: Resistive passive torque generated by viscous element
T_k	: Resistive passive torque generated by elastic element
T_{AT}	: Resistive active torque generated by antagonist muscle (Tibialis Anterior)
T_{AG}	: Resistive active torque generated by agonist muscle (Gastrocnemius)
b	: Coefficient of viscous element
k	: Coefficient of elastic element
θ	: Angle of ankle joint
$\dot{\theta}$: Angular velocity of ankle joint
EMG_{AG}	: EMG of agonist muscle
EMG_{AT}	: EMG of antagonist muscle
n_1	: Coefficient of EMG_{AG}
n_2	: Coefficient of EMG_{AT}
T	: Torque vector
Ω	: Input matrix
θ	: Parameter vector

和が全体のトルクであることを示している。すなわち、足関節を低速で背屈させたときには主として弾性要素が底屈トルクに寄与し、高速で伸展させたときには、それに加えて粘性要素が寄与するモデルである。本モデルでは運動ニューロンからの入力 (Neural Component) が生じ、筋が緊張すると、弾性要素および粘性要素による底屈トルクに収縮要素による底屈トルクが加わることになる。ここで、この筋のモデルは筋の力学的特性をモデル化したもので、筋の内部構造を忠実にモデル化したものではない。また、関節の粘

弾性特性も同様のモデルで近似できるものとした。

本研究では図 4b のモデルを用いて、弾性要素によるトルク、粘性要素によるトルク、筋収縮によるトルクを算出した。弾性要素に起因するトルク T_k は関節背屈角度 θ に比例、粘性要素に起因するトルク T_b は関節背屈角 $\dot{\theta}$ に比例、筋の収縮要素に起因するトルクは主動筋によるトルク T_{AG} と拮抗筋によるトルク T_{AT} の差であり、それぞれのトルクはそれぞれの筋の筋電図の振幅の絶対値に比例するものとした。すなわち、全トルク T_{total} は

$$T_{total}(t) = T_k(t) + T_b(t) - T_{AT}(t) + T_{AG}(t) + e(t) \\ = k\theta(t) + b\dot{\theta}(t) - n_1(EMG_{AG}(t)) + n_2(EMG_{AT}(t)) + e(t) \quad (1)$$

と仮定した。ここで k , b , n_1 , および n_2 はそれぞれ弾性要素、粘性要素、主動筋および拮抗筋の寄与する係数、 (EMG_{AG}) および (EMG_{AT}) はそれぞれ、主動筋と拮抗筋の筋電図の実効値 (窓幅 67 ms) を、 $e(t)$ はモデル誤差およびこれらで説明できない誤差を表す。 θ , T_{total} および 2 つの筋電図の時系列より、

$$\Omega = \begin{bmatrix} \theta(1) & \dot{\theta}(1) & -(EMG_{AT}(1)) & (EMG_{AG}(1)) \\ \theta(2) & \dot{\theta}(2) & -(EMG_{AT}(2)) & (EMG_{AG}(2)) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \theta(n) & \dot{\theta}(n) & -(EMG_{AT}(n)) & (EMG_{AG}(n)) \end{bmatrix}$$

$$T = \begin{bmatrix} T_{total}(1) \\ T_{total}(2) \\ \vdots \\ T_{total}(n) \end{bmatrix}$$

$$\theta = \begin{bmatrix} k \\ b \\ n_1 \\ n_2 \end{bmatrix}$$

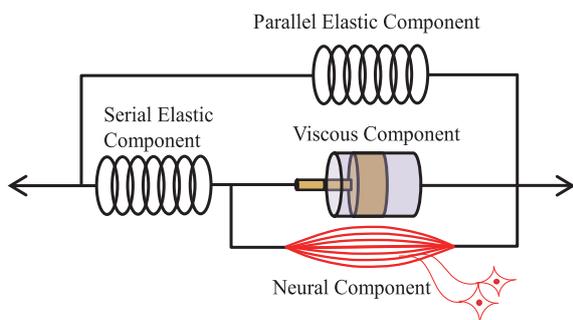


図 4a. Phillips の筋モデル

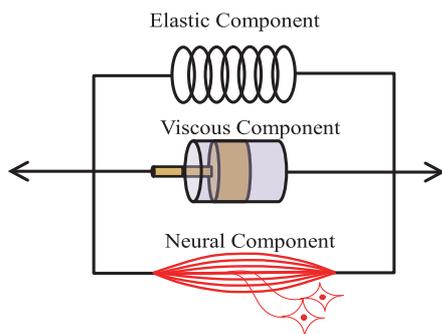


図 4b. 筋の Voigt モデル

$$e = \begin{bmatrix} e(1) \\ e(2) \\ \vdots \\ e(n) \end{bmatrix} \quad (2)$$

とおくと、(1)式を(3)式のように書くことができる。

$$T = \Omega \theta + e \quad (3)$$

ここで Ω は $n \times 4$ の行列となるので、(1)式の誤差 $e(t)$ の2乗の和(等価であるが、(3)式の誤差項 e の内積 $e^T e$)が最小になるように、最小2乗法によって係数ベクトル θ を求めると、

$$\theta = (\Omega^T \Omega)^{-1} \Omega^T T \quad (4)$$

となる[8]。ただし、 $()^T$ は転置行列、 $()^{-1}$ は逆行列を表す。これで式(1)に示す k 、 b 、 n_1 および n_2 が求まるので、それぞれに $\theta(t)$ 、 $\dot{\theta}(t)$ 、 $-(EMG_{AG}(t))$ 、 $(EMG_{AT}(t))$ を乗じて底屈トルク T_k 、 T_b 、 T_{AG} および T_{AT} を求めることができる。

結果

1. 装置の特性

ポテンシオメータの校正：ゴニオメータを用いて測定した足関節角度 θ (degree)とポテンシオメータの出力を V_p (V)の関係を図5に示す。 $\theta = 32.2V_p - 29.82$ となった。

トルクセンサの校正：バネばかりを用いて測定したトルク T_{total} (Nm)とひずみアンプの出力電圧 V_s (V)の関係を図6に示す。 $T_{total} = -17.54V_s + 1.532$ となった。

設定速度：種々の設定速度に対して、背屈角度の時間的変化を測定した。結果を図7に示す。同図の直線の傾きが角速度である。ほぼ一定の角速度で背屈していることがわかる。

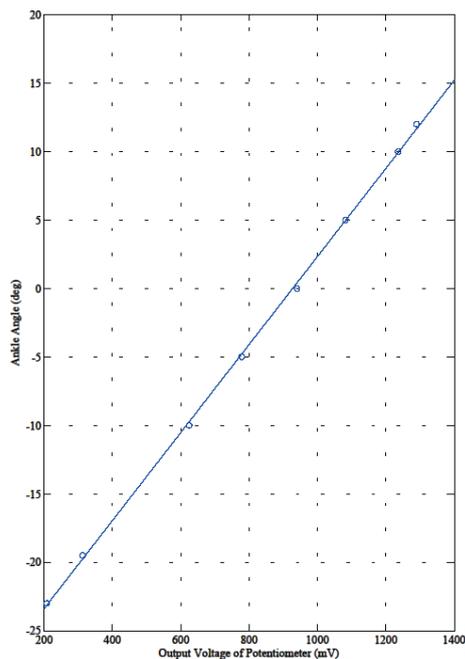


図5. 角度校正直線

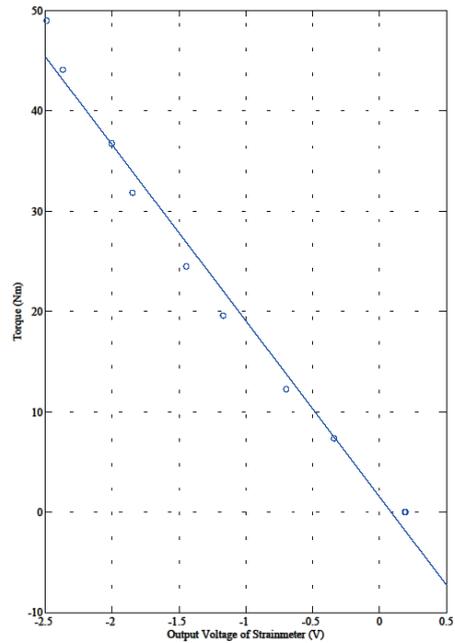


図6. トルク校正直線

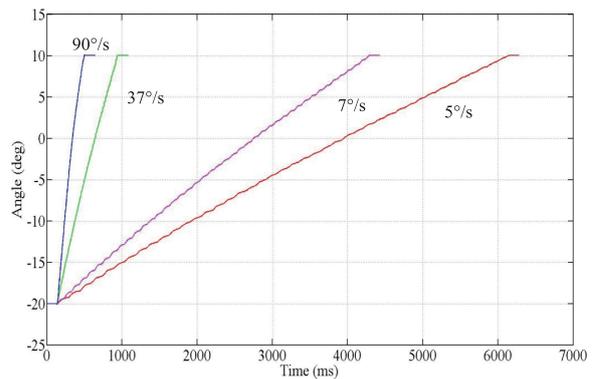


図7. 装置の時間・背屈角度の特性

2. 角度-トルク曲線

結果を図8に示す。横軸は角度、縦軸はトルクである。同図a、bは健康人、c、dは患者の結果である。青線が低速(約5°/s)、赤線が高速(約90°/s)である。また、a、cは膝関節屈曲位、b、dは膝関節伸展位である。図8aとc、およびbとdを比べると患者の方がいずれの姿勢でも底屈トルクが大きいことがわかった。

また、図8aとb、およびcとdすなわち健康者、患者それぞれで膝関節屈曲位と伸展位を比べると伸展位の方が屈曲位よりも底屈トルクが大きいことがわかった。

3. 弾性要素、粘性要素、収縮要素の推定

図4bおよび式(1)~(4)に基づいて、測定結果の時系列を用いて弾性要素、粘性要素、主動筋および拮抗筋収縮による底屈トルクへの寄与を推定した結果を図9a~hに示す。横軸は時間(ms)、縦軸は底屈トルク(Nm)である。各図とも上から順に弾性要素による底屈トルク(Elastic Torque)、粘性要素による底屈ト

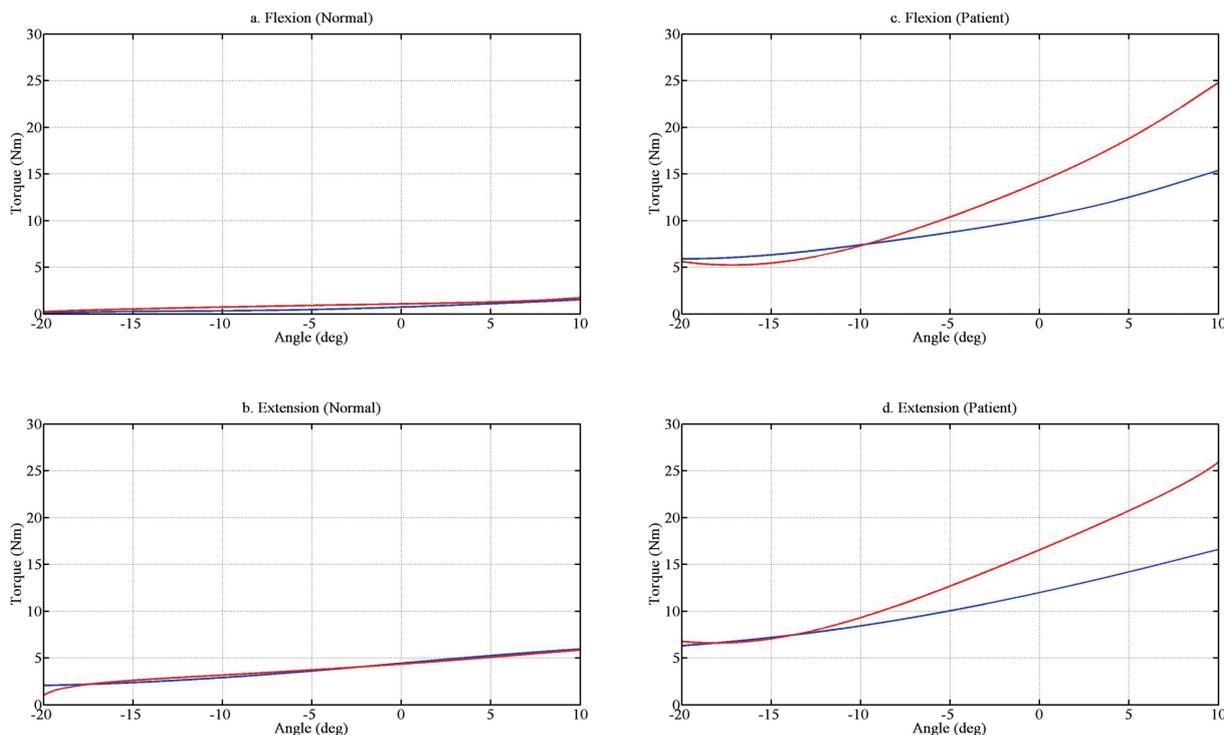


図8. 角度トルク特性 (青：低速，赤：高速)
 a：健常人・屈曲位， b：健常人・伸展位， c：患者・屈曲位， d：患者・伸展位

ルク (Viscous Torque)， 主動筋群による底屈トルク (Agonist Torque)， 拮抗筋群による底屈トルク (Antagonist Torque) (トルク値が負なので， 実際は背屈トルク) およびそれらの合計トルク (Total Torque) を青線で示す。 最下図の赤線は測定値である。

図9aは健常人， 膝関節屈曲位， 低速での背屈時の結果である。 弾性要素による底屈トルクがほとんどを占めていることがわかる。 bは高速での背屈時の結果である。 aと比べて弾性要素によるトルク， 粘性要素によるトルク， 主動筋によるトルク， 拮抗筋によるトルクそれぞれに大きな差はない。 したがって合計トルクにも大きな差はない。

cは膝関節伸展位における低速での背屈時の結果である。 cは屈曲位 (aとb)と比べて弾性要素および粘性要素による底屈トルクが大きくなっている。 筋群の収縮による寄与は見えない。 dは高速での背屈時の結果である。 cに加えて， 主動筋である腓腹筋と拮抗筋である前脛骨筋の筋活動が見られる。

図9eは患者， 膝関節屈曲位， 低速での背屈時の結果である。 スケールは健常人のその5倍である。 健常人と比べて弾性要素によるトルク， 粘性要素によるトルクとも大きい。 fは高速での背屈時の結果である。 eと比べて粘性要素によるトルクは大きな差はないが， 弾性要素による底屈トルクが大きくなっている。 筋収縮によるトルクは発生していない。 gは膝関節伸展位における低速での背屈時の結果である。 eと比べて大きな差はない。 hは高速での背屈時の結果である。 gと比べて弾性要素によるトルクが大きくなっている。 粘性要素によるトルク， 筋活動によるトルクとも大きな差はない。

考察

1. 装置の特性

図5～7からわかるように本研究の目的である角度，トルクの精度，定速性はほぼ満足できるものであった。

2. 角度-トルクの関係

図8において， 健常人， 患者とも膝関節屈曲位より膝関節伸展位での底屈トルクの方が大きいことがわかった。 これはa， cでは膝関節が屈曲しているため， 二関節筋である腓腹筋は弛緩しているため底屈トルクへの寄与は小さかったが， b， dでは膝関節が伸展しているため， 腓腹筋が伸張位となり底屈トルクへの寄与が大きかったためと考える。

3. 弾性要素， 粘性要素， 収縮要素の推定

図9のいずれの図の合計トルクも， 推定値が測定値とよく一致しているため， 図4bに示すモデルが足関節硬さをよく表現しているものと考えられる。

健常人では底屈トルクが背屈速度に依存しないこと， すなわち弾性要素， 粘性要素によるトルクが速度に依存せず， 筋収縮が発生しなかったことがわかった。 また， 今回の患者では高速になると弾性要素によるトルクが大きくなるが， 粘性要素によるトルクに変化がないことがわかった。 さらに， 筋収縮によって発生したトルク大きさは弾性要素によって発生したトルクと比べて小さいので， 健常人の足関節の他動的背屈に抵抗するトルクは筋の収縮要素に起因するものではないことがわかった。

また， 今回測定した患者の足関節の他動的背屈に抵

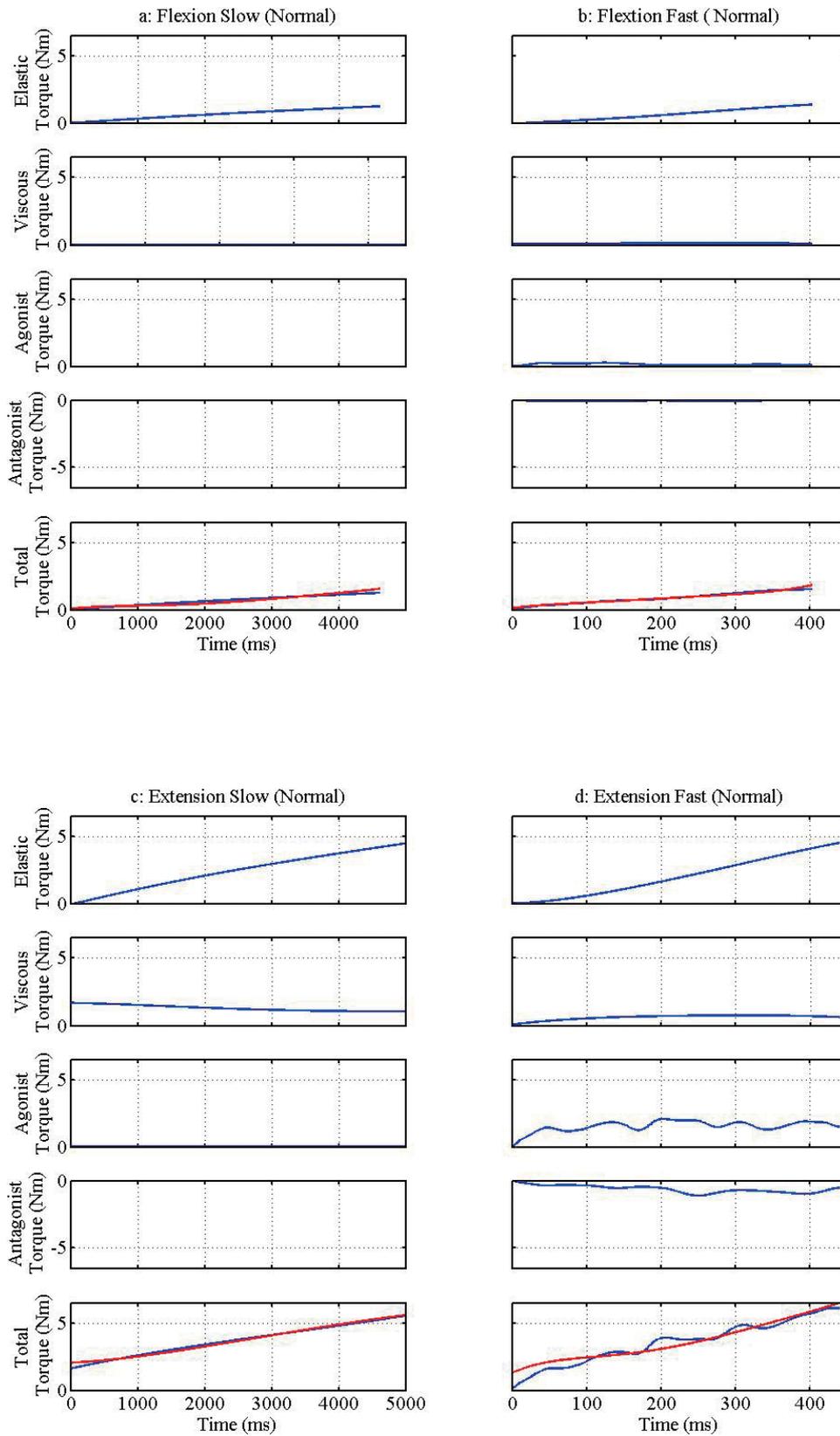
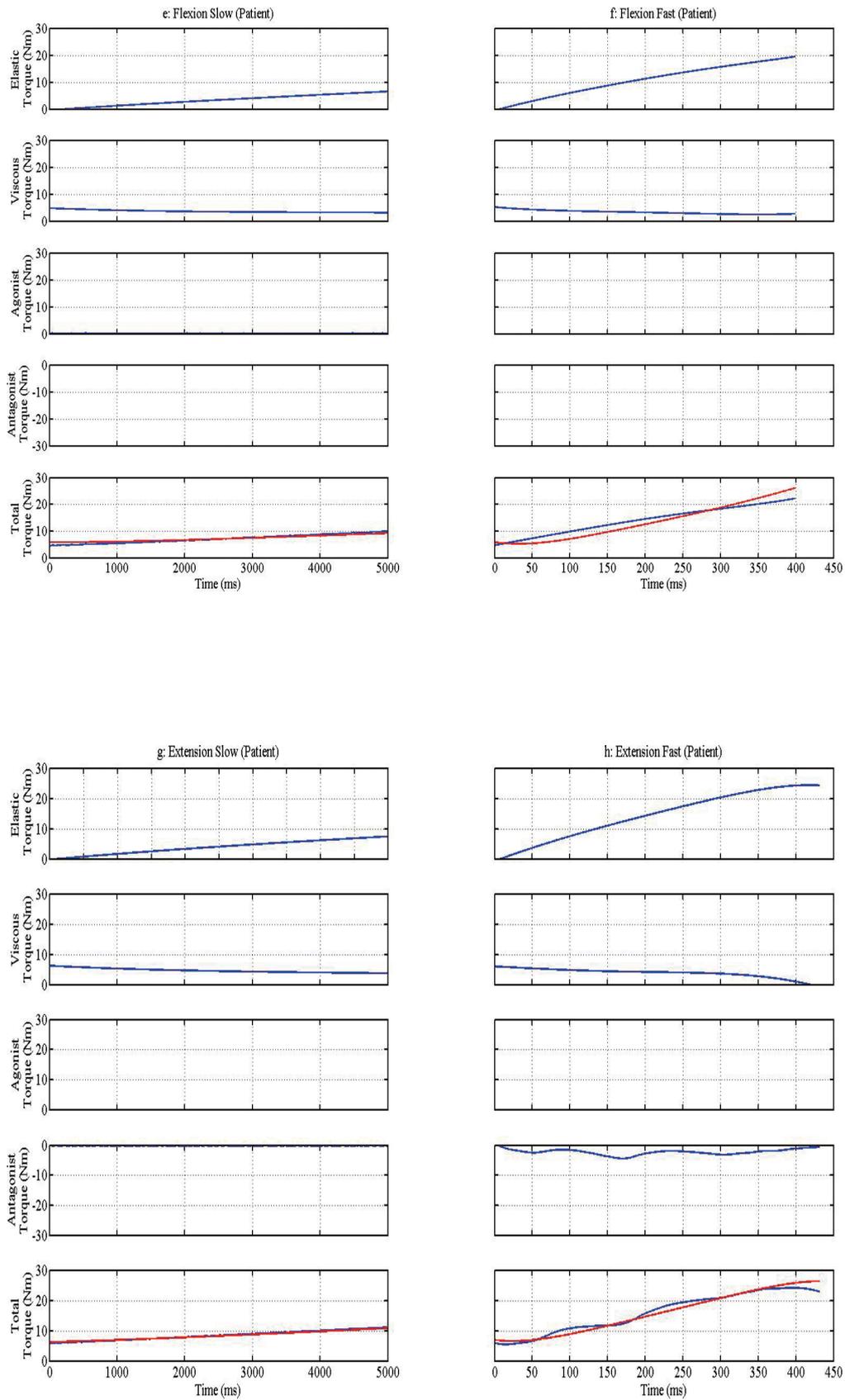


図9. 各要素によるトルクの分解および合計値（青）と測定値（赤）との比較



a : 健常人・屈曲位・低速, b : 健常人・屈曲位・高速, c : 健常人・伸展位・低速, d : 健常人・伸展位・高速, e : 患者・屈曲位・低速, f : 患者・屈曲位・高速, g : 患者・伸展位・低速, h : 患者・伸展位・高速

抗するトルクは筋の収縮要素に起因するものではなく、不動により関節自体（たとえば、筋、腱、関節包などの軟部組織）の粘弾性が大きくなり、関節が硬くなっているものと考えられる。同様の結果を Okita ら [9] も報告しているが、今回は患者 1 名の結果であり、数多くの患者の結果を総合的に検討しない限り、片麻痺患者に一般化されるものではない。

今回は開発した装置の筋電計は 2 チャンネルであったため、底屈トルクに対する主動筋である腓腹筋と拮抗筋である前脛骨筋を被験筋とした。しかし、底屈トルクへの影響はヒラメ筋も考慮する必要がある。そのため膝関節の屈曲位および伸展位それぞれでの底屈トルクへの腓腹筋とヒラメ筋の影響は検討できていないので今後の課題である。

今後、痙性患者への応用、拘縮治療前後の底屈トルクを測定し、治療効果の検証などを行いたい。

本研究で開発した装置は特許申請しない。また、利益相反はない。

文献

1. Lance JW. Symposium synopsis. In: Feldman RG, Young RR, Koella WP, editors. Miami, FL, Synopsis Specialists; 1980. pp. 485-9.
2. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1985; 67: 206-7.
3. Haugh AB, Pandyan AD, Jonson GR. A systematic review of the Tardieu scale for the measurement of spasticity. *Disabil Rehabil* 2006; 28: 899-907.
4. Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc*; 1938; Ser B126: 136-95.
5. Winters JM. Hill based muscle models: a systems engineering perspective. In: Winters JM, Woo S, editors. *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*, Springer-Verlag, New York; 1990.
6. Phillips CA, Repperger AT, Neidhard-Doll AT, Reynolds DB. Biomimetic model of skeletal muscle isometric contraction: I. an energetic-viscoelastic model for the skeletal muscle isometric force twitch. *Comput Biol Med* 2004; 34: 307-22.
7. Delp SL, Loan JP. A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. *Computing in Science and Engineering - C in S & E* 2000; 2: 46-55.
8. Eykhoff P. *System identification-parameter and system estimation*, John Wiley & Sons, New York; 1974.
9. Okita M, Nakano J, Kataoka H, Sakamoto J, Origuchi T, Yoshimura T. Effects of therapeutic ultrasound on joint mobility and collagen fibril arrangement in the endomysium of immobilized rat soleus muscle. *Ultrasound Med Biol* 2009; 135: 237-44.