

Original Article

等運動性機器を用いた関節トルク測定法の開発

猪狩もとみ,^{1,2,3} 富田 豊,⁴ 宮坂裕之,^{4,5} Orand Abbas,⁴
谷野元一,^{3,4,5} 井上 薫,² 園田 茂^{3,4,5}

¹ 金城大学医療健康学部作業療法学科

² 首都大学東京大学院人間健康科学研究科

³ 藤田保健衛生大学医学部リハビリテーションII 講座

⁴ 藤田保健衛生大学藤田記念七栗研究所

⁵ 藤田保健衛生大学七栗サナトリウム

要旨

Igari M, Tomita Y, Miyasaka H, Orand A, Tanino G, Inoue K, Sonoda S. Development of a method for measuring joint torque using an isokinetic machine. Jpn J Compr Rehabil Sci 2014; 5: 141-146.

【目的】多くのリハ施設で筋力増強訓練や筋力測定に使用されている, Biodex, Cybex, Kincom などに代表される等運動性装置を用いて, 他動 (受動) 運動時における膝関節抵抗トルクを測定する方法を開発する.

【方法】等運動性装置として Biodex System 3 を用いた. まず同装置から出力される角度, 角速度, トルクをもとに, 真の膝関節による抵抗トルクを求めるために, 重力および慣性力によるトルクを補償する方法を考案した. つぎに, 筋緊張による関節の自動トルクを推定するために筋電図を測定し, Biodex と同期するために Biodex の駆動アームにポテンシオメータを取りつけた.

【結果】角度 θ_0 において下腿に発生する重力によるトルクを T_0 とすると, 角度 θ において重力によって発生するトルク T_g は $T_g = T_0 \cos \theta / \cos \theta_0$ となる. また, 慣性によって発生するトルク T_i は下腿の慣性率を I , 角加速度を a とすると $T_i = Ia$ となり, 被験者が発生する抵抗トルク T は Biodex の出力するトルクの値を T_{total} とすると, $T = T_{total} - T_g - T_i$ となることを確認した. 筋電図の発生している時点では T が筋電図に伴って変化するので, 自動 (能動) 的トルクが発生していることが示唆された.

【結論】Biodex から出力される, 角度とトルクを基に角度, 重力, 慣性力の補償を行うことで, 関節の他動運動時における抵抗トルクを測定することができた.

Biodex のアームにポテンシオメータを取りつけることによって, 筋電図と角度, トルクを同期して測定することができた.

キーワード: 関節硬さ, 定量化, 筋緊張, 粘弾性, 筋電図

はじめに

リハビリテーション医療において, 廃用や不動による拘縮や中枢神経系障害による筋緊張の亢進状態などを客観的に評価することは, 病態を把握したり, リハビリテーションの効果を明確にしたりするために重要な問題である. 臨床では筋緊張の評価は検者の徒手により行われるのが一般的であるが, 順序尺度による評価で治療効果の判定などには反応性が乏しいのが現状である.

そこで今回は, 多くのリハ施設で筋力訓練や筋力測定に使用される等運動性機器の一つである Biodex



図 1. Biodex の概観

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 三重県津市大鳥町 432
E-mail: tomita@fujita-hu.ac.jp
2014年11月27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.

表 1. 略号一覧

α	: knee angle when Biodex showed the torque of 0
I	: Inertia of subject
I^W	: Inertia of sandbag
T	: Resistive torque generated by knee joint
T_g	: Gravitational torque of subject
T_{g0}	: Gravitational torque of subject when lower leg is horizontal
T_g^W	: Gravitational torque of sandbag
T_{g0}^W	: Gravitational torque of sandbag when it is horizontal
T_I	: Inertial torque of subject
T_I^W	: Inertial torque of sandbag
T_{total}	: Output torque of subject
T_{total}^W	: Output torque of sandbag
θ	: Angle of Biodex arm
$\dot{\theta}$: Velocity of Biodex arm
$\ddot{\theta}$: Acceleration of Biodex arm

System 3 (BDX-3, BIODEX Medical 社製, 以下 Biodex と記す. 図 1 参照) を用いて, 他動運動の関節の抵抗トルクを測定して関節の固さ (Stiffness) を定量化する方法を考案したので報告する.

1. 関節の構成要素

関節は筋・腱や結合組織, 軟部組織といった受動的粘弾性要素と筋肉の収縮要素からできている. 筋の構成要素を機能的にみると, アクチンとミオシンによる架橋構造を収縮要素としており, 筋膜や腱などの粘弾性要素とわけている. また筋自体のもっている柔軟性はコンプライアンスという用語で定義され, その逆数は筋硬度とよばれ, 張力変化を長さ変化で除したものと定義されている [1]. 筋および周辺組織は粘弾性体であるため, それらが構成される関節も粘弾性的性質をもつものとして研究を進めた.

2. 関節拘縮の成因

関節拘縮は, 検者が他動的に動かしたときに生じる抵抗力の程度により評価される. 緊張の亢進した筋では, ゆっくりとした他動運動時の抵抗トルクは小さいが, 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 [2]. 近年, 廃用や麻痺による筋の線維化や短縮などの筋組織の変化が受動的な筋抵抗や能動的な筋活動に影響を及ぼすため注目されている [3].

Dietz ら [4-6] は筋緊張状態の成因を, 伸張反射に基づく反射性要素と, 関節を構成する組織の粘弾性によって生じる非反射性要素による抵抗とに分類している.

また Sinkjaer ら [7] は, 非反射性要素をさらに, 筋肉固有の架橋構造に対応する成分と, 腱や筋膜などの弾性要素に対応する成分に分類している. しかしこれらの研究では, 運動にかかわる筋電図のモニタリングに基づく神経生理学的検討は行われていない.

非反射性要素と言われる粘弾性の変化は, 関節の他

動運動時における伸展性 (緩徐伸展時の伸展程度) と被動性 (伸展速度に応じた検者の感じる抵抗力) に影響するため筋緊張亢進の成因として重要である [3].

3. 関節拘縮の評価

関節拘縮に対する治療効果を明確にするためには, 客観的な評価法が必須である. 現在, 筋緊張亢進の評価方法には大きく分けて神経生理学的評価法と生体力学的評価法がある. 神経生理学的評価法には F 波や H 反射を評価する電気生理学的評価があり, 生体力学的評価には振り子試験や関節運動に対する他動的抵抗トルクを測定する方法がある [8].

(1) 電気生理学的手法

さまざまな脊髄反射の評価 (H 反射, F 波, T 波など) を通じて, 痙縮を代表とする神経学的拘縮がどのような生理学的異常に基づいて生じているのか評価する [9]. これらの評価は治療効果のメカニズムを理解する上で重要であるが, Modified Ashworth Scale や Modified Tardieu Scale などの臨床的な筋緊張の程度と必ずしも相関しない [9-11].

(2) 生体力学的手法

筋力測定装置をトルクフリーの状態に設定して, 回転角度の時間変化のみを計測する『振り子テスト』や, 力測定装置を一定角速度で駆動し, 関節を他動運動させたときの抵抗トルクと関節角度を測定する方法などがあり, 臨床的な関節拘縮の程度とよい相関を示すことが報告されている [3].

このため今回生体力学的手法として, リハビリテーション訓練室において日常的に使用される Biodex を用い, 他動運動による抵抗トルクを測定して関節拘縮の定量化を検討することにした. さらに表面筋電図を同時解析することで, 筋の反射性要素と筋と関節周囲組織による非反射性要素の 2 つの要因に基づく変化を正確にとらえることができると考えた.

方法と対象

1. 他動運動モードにおける補正の方法

図 1 に示す Biodex の他動運動では指定された角度範囲で, 指定された角速度で動作し, 回転軸にかかるトルク, 角度, 角速度を出力する. 測定されたトルクから, 角度, 重力および慣性によるトルクを補正することで, 被験者の関節抵抗トルクを知ることができる. 測定されたトルクは関節の抵抗トルクに重力によるトルクおよび慣性によるトルクが重畳したものである. これを全トルクとよぶことにする. これを図 2 に模式的に表す.

(1) 角度補正

Biodex は膝関節用アームが自然下垂位のとき 0° を出力する. しかし, 下腿をアームに取り付けた状態での自然下垂位では 0° とはならない. このため, アーム装着時に下腿下垂位で脱力したときの膝関節角度を測定し, この角度を 0° とするよう角度を補正した.

具体的には膝関節用アームに被験者の下肢を固定し, 脱力した状態で, トルク値が 0 を示す膝関節角度

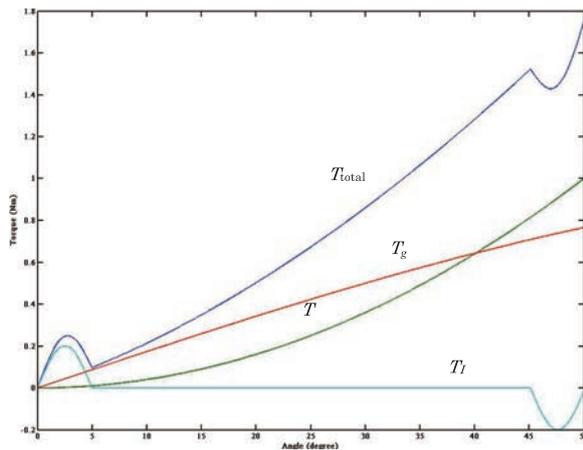


図 2. トルクの概念図 (T_i は慣性によって生じたトルク, T_g は重力によって生じたトルク, T は関節の抵抗によって生じたトルク, T_{total} は Biodex で出力されるそれらの和, したがって, T_{total} から T_g と T_i を減ずれば T が求まる)

α を測定した. これを 0° とするように Biodex に表示される角度から減ずることにした.

(2) 重力によるトルクの補正

重力補正を行うために, 下腿を固定したアームを Biodex の表示角度 θ_0 に設定し, 下腿が脱力したときのトルク $T_g(\theta_0)$ を求めた. したがって, 下腿水平位における重力によるトルク T_{g0} は,

$$T_{g0} = T_g(\theta_0) / \cos(\theta_0 + \alpha) \quad (1)$$

で与えられ, 関節角度 $\theta(t)$ における重力によるトルク $T_g(t)$ は

$$T_g(t) = T_{g0} \cos(\theta(t) + \alpha) \quad (2)$$

となる.

(3) 慣性によるトルクの補正

下腿の慣性率を求めるため, まず 1 kg の重錘 3 個を膝関節用アームに沿って固定した.

重錘の慣性によるトルク T_i^W は

$$T_i^W(t) = I^W \ddot{\theta}(t) \quad (3)$$

となる.

アームを高速度の他動運動モードにて角速度 $90^\circ/\text{s}$ で伸展・屈曲運動を 2 往復させ, アームの角度とトルクを測定した. 重錘では, 伸展運動による筋肉のトルクは発生しない. したがって式(4)に示すように, Biodex の出力するトルク T_{total}^W は重力によるトルク T_g^W と慣性によるトルク T_i^W のみであると考え, T_{total}^W から T_g^W を減じたのち, 最小 2 乗法にて重錘の慣性率 I^W を推定した. ここで T_g^W は重錘を用いて式(1), (2)と同様に求めた. なお, $\ddot{\theta}$ は Biodex の出力する角速度 $\dot{\theta}$ を微分して得た.

$$\begin{aligned} T_{total}^W(t) &= T_i^W(t) + T_g^W(t) \\ &= I^W \ddot{\theta}(t) + T_{g0}^W \cos(\theta(t) + \alpha) \end{aligned} \quad (4)$$

つぎに被験者の慣性率 I を推定するため, I^W に被験

者の下腿の水平時トルク T_{g0} と重錘の水平時のトルク T_{g0}^W の比を乗じた. すなわち,

$$I = I^W T_{g0} / T_{g0}^W \quad (5)$$

となる. つぎに, 慣性によるトルクを求めるため, 被験者の慣性率 I に Biodex が出力する角速度 $\dot{\theta}$ を微分して得た角加速度 $\ddot{\theta}$ を乗じた. すなわち

$$T_i(t) = I \ddot{\theta}(t) \quad (6)$$

となる.

各角度において Biodex が出力するトルク $T_{total}(t)$ から重力によるトルク T_g , および慣性によるトルク T_i の補正值を減じて, 被験者の筋力による抵抗トルク $T(t)$ とした. すなわち

$$T(t) = T_{total}(t) - T_{g0} \cos\theta(t) - I \ddot{\theta}(t) \quad (7)$$

となる.

2. 被験者と姿勢

被験者は健常者 1 名と脳卒中患者 1 名とした. 被験者を Biodex に着座させ, 体幹をシートベルトで固定した後, 測定肢である下腿の膝関節中心をアームの回転軸に合わせて固定した. アームの長さは下腿長に合わせて調整した. その後, 筋電図測定のため電極 (ディスプレイ電極 V ビロード, 日本光電 (株)) を皮膚前処理後, 電極間隔を 2 cm あけて貼付し, テレメトリー筋電計 (MQ16, キッセイコムテック (株)) の送信機に接続し, 送信機から PC の USB ポートに取り付けた受信機に無線で送信した.

他動運動モードで, 膝関節を下腿自然下垂位 (膝屈曲 90°) から膝屈曲 40° まで動かした. 角速度を Biodex の最大角速度である $90^\circ/\text{s}$ に設定し, それぞれ膝伸展運動をした時の抵抗トルクと角度の時系列をサンプリング周波数 100 Hz で記録した. 同時に筋電図をサンプリング周波数 1 kHz で記録した. 筋電図は AC フィルタおよび 10~350 Hz のバンドパスフィルタを用いてノイズを除去した.

結果

1. 補正法

まず下腿を模した 3 kg の重錘の慣性率 I^W を求めた. 重錘固定時の角度補正は, アームが鉛直位の際にトルクが 0 であったので $\alpha = 0$ とした. アームの角度が 53° のときの重力によるトルクは 7.3 Nm で, 水平時の重錘の重力によるトルクは式(1)より,

$$T_{g0}^W = 7.3 \text{ Nm} \div \cos(53^\circ - 0^\circ) = 12.13 \text{ Nm}$$

となった. 式(4)を用いて重錘を用いたときの Biodex が出力するトルク T_{total}^W と T_g^W から T_i^W を求め, さらに T_i^W と $\ddot{\theta}$ を式(3)に代入し, 最小 2 乗法によって重錘の慣性率 $I^W(t)$ を推定した. その結果 0.485 kgm^2 となった.

その後, 式(4)を用いて

$$T_{total}^W(t) - T_i^W - T_g^W$$

を求めた. 重錘には筋力および関節の粘弾性によるトルクは発生しないので, 期待値は 0 である.

図3に重錘による角速度および慣性力補正前（青）および後（赤）のトルク値を示す。アームの折り返しによって発生するトルクのアーチファクトが補正され、ほぼ0になっていることが分かる。

つぎに被験者の場合について計算する。まず被験者の慣性率を式(5)に従って求めた。すなわち、

$$0.485 \text{ kgm}^2 \times 18.4 \text{ Nm} \div 12.13 \text{ Nm} = 0.739 \text{ kgm}^2$$

となった。つぎにBiodexから出力される角速度を微分して角加速度を求め、これに慣性率を乗じて慣性によるトルクを求めた。

式(7)に示すように、関節による抵抗トルクはBiodexの出力するトルクから重力によるトルクと慣性によるトルクを減じたものになるので、それらを用いて各角度における関節の抵抗トルクを求めた。

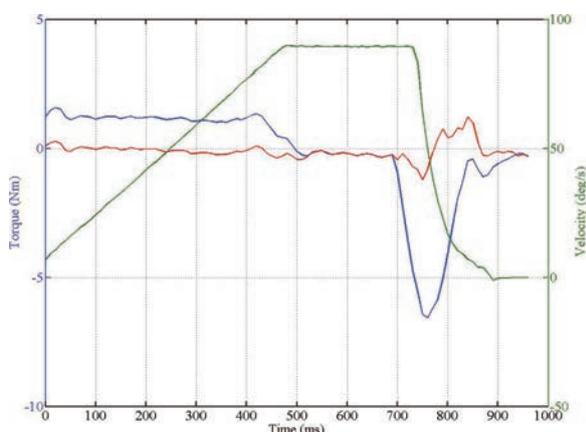


図3. 慣性補正によるトルク

緑：角速度，青：慣性力補正前のトルク，赤：慣性力補正後のトルク。慣性力補正により、ほぼ0になっている。

図4は健常者の膝関節角度（鉛直位が0°）と膝関節の抵抗トルク（上向きが膝関節屈曲方向に働くトルク）、大腿四頭筋とハムストリングスの筋電図である。400 msまではアームは動いていない。400 msからアームが動き出し、1,130 msまでに50°動いた。したがって、平均的な角速度は68°/sとなる。最大速度は600～900 msに見られる90°/sである。膝関節の伸展に伴い、関節の抵抗トルクは大きくなっている。大腿四頭筋とハムストリングスの筋活動は認めなかった。

図5は脳卒中患者での膝関節角度と膝関節の抵抗トルク、大腿四頭筋とハムストリングスの筋電図である。脳卒中患者では900 ms近傍にハムストリングスの筋活動が認められ、関節の抵抗トルクが大きくなっていた。大腿四頭筋には筋活動を認めなかった。

考察

Biodexの他動運動モードで膝伸展運動時のトルクを計測し、等速運動モードで測定肢の重量を計測した。これより重力によるトルクの補正および慣性力によるトルクの補正を行うことで、Biodexの出力するトルクから重力および慣性力の影響を除去し、膝関節伸展運動時に筋および膝関節周囲軟部組織の発生するトルクを測定することができた。

脳卒中などにより筋緊張が亢進した場合、関節トルクが大きくなることが考えられる。関節トルクが大きくなる原因は筋の反射性要素と筋と関節周囲組織による非反射性要素に分けられる[12]。反射性要素が強い場合は、抗痙縮薬の投与や神経ブロックなどの治療を選択すべきであるし、非反射性要素が強い場合には、関節モビライゼーションや筋の持続伸張などが選択されるべきであろう。今回開発した測定法により、よりの確な治療選択が可能となる。

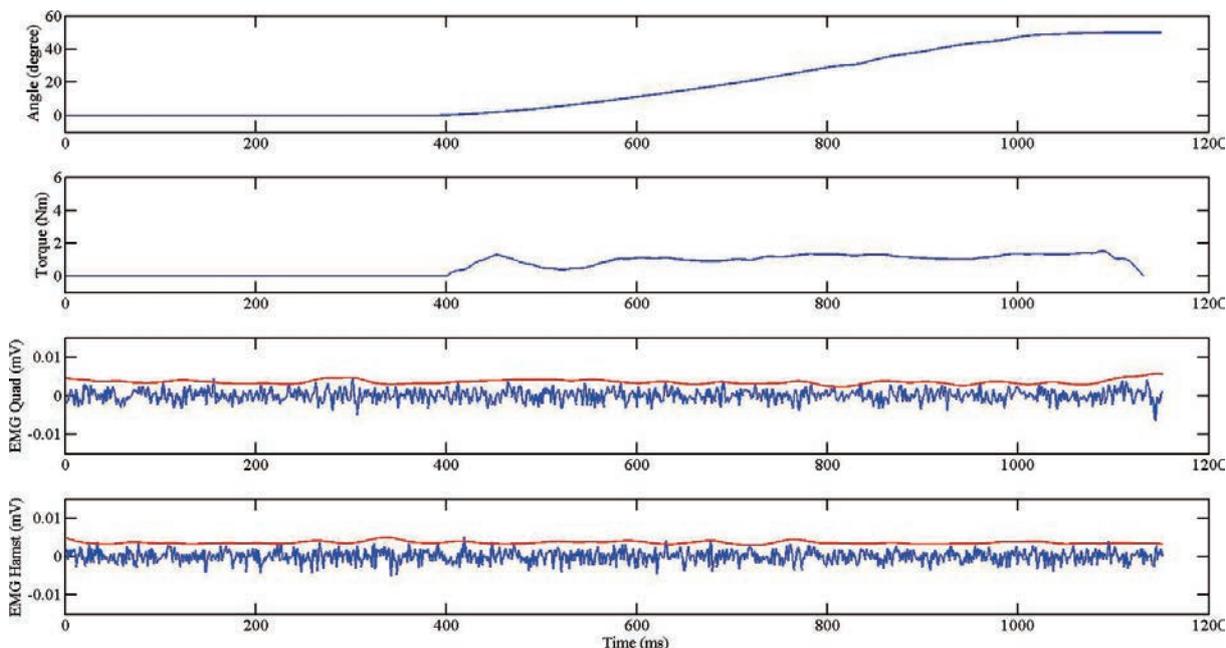


図4. 健常者の膝関節の角度、トルク、大腿四頭筋の筋電図、ハムストリングスの筋電図。筋電図に書かれている赤線はもとの筋電図重ならないように実効値の3倍を示した

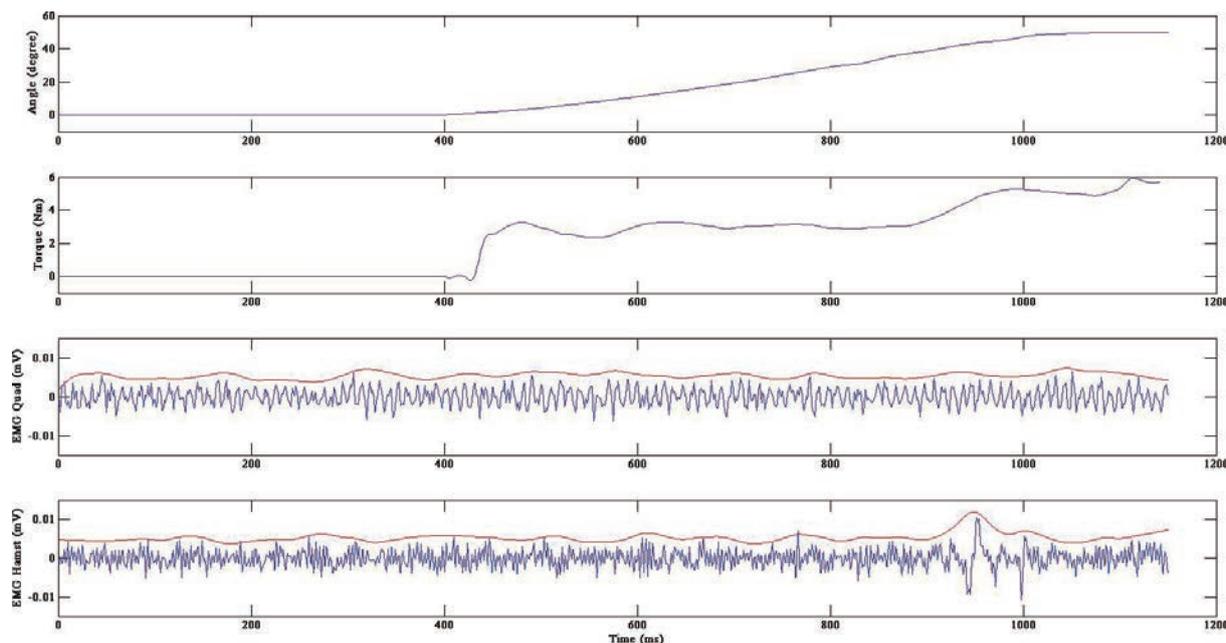


図5. 痙縮患者の膝関節の角度，トルク，大腿四頭筋の筋電図，ハムストリングスの筋電図
筋電図に書かれている赤線はもとの筋電図と重ならないように実効値の3倍を示した

今後は Biodex を用いた関節トルク測定法により筋緊張の経時変化の検討や，神経ブロック前後での評価などにより治療効果を定量的に評価していきたい。

文献

1. Takahashi H, Okajima Y, Chino N. Quantitative evaluation and its clinical meaning of muscle stiffness. *Jpn J Rehabil Med* 1998; 35: 427-32.
2. Lance JW. Symposium synopsis. In Feldman RG, et al (eds). *Spasticity: Disordered motor control*. Miami, FL, Symposia Specialists; 1980. p. 485-9.
3. Seki M. Study of biomechanical property of passive movement of ankle joint in spastic hemiplegia. *Jpn J Rehabil Med* 2001; 38: 97-105.
4. Dietz V, Trippel M, Berger W. Reflex activity and muscle tone during elbow movements in patients with spastic paresis. *Ann Neuro* 1991; 30: 767-79.
5. Dietz V, Berger W. Normal and impaired regulation of muscle stiffness in gait; a new hypothesis about muscle hypertonia. *Exp Neurol* 1983; 79: 680-7.
6. Dietz V, Quintern J, Berger W. Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity. *Brain* 1981; 104: 431-49.
7. Sinkjaer T, Magnussen I. Passive, intrinsic and reflex-mediated stiffness in the ankle extensors of hemiparetic patients. *Brain* 1994; 117: 355-63.
8. Tsuji T, Masakado Y. Hypertonus. *Sogo Rehabil* 2000; 28: 521-8.
9. Delwaide PJ. Electrophysiological testing of spastic patients: Its potential usefulness and limitations. In Delwaide PJ, Young RR (eds). *Clinical Neurophysiology in Spasticity*. Elsevier Amsterdam, Elsevier Science Publishers BV; 1985. p. 185-203.
10. Bohannon RW, Smith M. Inter-rater reliability of a Modified Ashworth Scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987; 67: 206-7.
11. Ishikawa T. Spasticity; Application of neurophysiology in clinical rehabilitation. *Rigakuryoho* 1998; 15: 685-92.
12. Chung SG, van Rey E, Bai Z, Rymer WZ, Roth EJ, Zhang LQ. Separate quantification of reflex and nonreflex components of spastic hypertonia in chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89: 700-10.