

膝関節反射測定装置の改良

軸 屋 和 明, 茅 野 功

Improvement of Knee Joint Reflex Measurement System

Kazuaki JIKUYA and Isao KAYANO

キーワード：ペンドラムテスト，痙縮，膝関節運動機能，膝関節反射測定装置，定量化

概 要

筆者らは既に、膝関節における痙縮の定量化を最終目標としてペンドラムテストにおける膝関節運動の制御理論的モデルを導出し、これによるシミュレーション結果が実測結果に最もよく一致するときの入力値（上位から脊髄に至る3種の不随意刺激の頻度）を評価尺度とする方法を提案した。本研究では、この評価尺度の信頼性を検討するために従来の膝関節反射測定装置を改良した。この装置には、膝関節運動の検出器として用いてきた加速度計に一定の距離離してもう一つの加速度計を配置するという測定系の変更が施され、これにより従来測定されていた膝関節の角加速度波形に加え、角速度波形と角度波形を忠実に算出・表示できるようになっている。また、移動性、操作性の格段の向上を目指して、角加速度の測定から角速度、角度の算出までの一連の処理を1台のノート型パソコンで容易に処理できるように工夫している。

1. ま え が き

高年齢化に伴う身体機能低下の代表例として、脳障害などによって発生する痙縮¹⁾に起因した膝関節の屈曲伸展機能（以下、膝関節運動機能という）の低下があり、これが起こると、日常生活動作が困難になる。この種の膝関節運動機能の低下に対処するためには、低下の程度に応じて適切な福祉機器を提供することなどが重要であるが、そのためには、低下の程度を正確に評価する必要があると考えられる。

膝関節運動機能の評価法には、アキレス腱反射、膝蓋腱反射、ペンドラムテスト^{2,3)}などがあって、臨床的に広く用いられている。しかし、評価の定量化を考えたとき、アキレス腱反射や膝蓋腱反射には、ハンマーの殴打する場所、角度、強さなどを統一すること、すなわち、反射の誘発条件を統一することが難しいという問題点がある。これに対して、ペンドラムテストは、持ち上げた下腿部を自由落下させて誘発した膝関節の運動にもとづいて評価しようとする方法であって、反射の誘発条件の統一が比較的容易である。このような

ことから、筆者らはこの膝関節運動を対象とし、評価の手段として、既に脊髄の機能を含む制御理論的なペンドラムテストモデルを提案している^{4,7)}。このモデルの入力は、上位から脊髄に至る3種の不随意刺激の頻度であり、出力は膝関節角加速度である。

筆者らは、このモデルにもとづいてコンピュータ上に膝関節運動のシミュレータを構築し、これによるシミュレーション結果と筆者らが構築した測定系による実測結果とが最もよく一致したときの入力の値を求め、この値を膝関節運動機能の評価値として採用し、評価しようとして試みている⁸⁾。しかし、このような評価法の妥当性を多角的に検討するためには、従来測定していた膝関節の角加速度だけでなく、角速度波形と角度波形も必要と考えられる。さらに、多くの実測結果を得るためには、移動性かつ操作性のよい測定装置が望まれる。

そこで本論文では、このような要求を満たすように従来の測定装置を改良した。この装置には、従来用いてきた加速度計に一定の距離離してもう一つの加速度計を配置するという形で測定系の改良が施され、この結果、角加速度波形に加えて角速度波形と角度波形が表示可能となるとともに、評価のための手続きが大幅に簡略化される⁸⁾。また、移動性、操作性の格段の向上を目指して、角加速度の測定から角速度、角度の算出

(平成16年10月5日受理)

川崎医療短期大学 臨床工学科

Department of Medical Engineering, Kawasaki College of Allied Health Professions

までの過程を1台のノート型パソコンで迅速かつ柔軟に処理できるように工夫している。

2. 測定の原理

筆者らは、従来、膝関節運動を足底に装着した加速度計により屈曲、伸展方向の角加速度変化として検出・記録していた。しかし、この角加速度には重力加速度の影響も含まれていることから、この角加速度から角速度、角度を得ることは困難である。また、角速度波形と角度波形を得るために他の検出器を取り付けるのも大掛かりになり過ぎて得策ではない。そこで、図1のように測定系を改良した。改良点は、従来、取り付け板に固定された加速度計1だけにより膝関節運動が測定されていた⁵⁾のに対して、加速度計2が加えられている点である。被験者は、下腿部の屈曲、伸展が妨げられないようにペンドラムテスト用椅子に座り、安静

を保つ。膝関節運動は、持ち上げた下腿部を自由落下させることにより引き起こされる。このときの運動は、取り付け板に固定された加速度計1により、次式で示されるように、屈曲、伸展方向の加速度変化 α_1 として検出され、記録器に記録される。

$$\alpha_1 = L_1 d^2\theta/dt^2 + g \sin \theta \quad (1)$$

但し、 L_1 は膝関節の中心から加速度計までの距離である。また、 θ は膝関節角度であり、 g は重力加速度である。 α_1 の時間変動は、大略、大腿四頭筋やハムストリングスの粘性と弾性、下腿部の慣性、大腿四頭筋の反射などにより決まる減衰振動となる。

また、加速度計2により、次式で示されるように、屈曲、伸展方向の加速度変化 α_2 として検出され、記録器に記録される。

$$\alpha_2 = L_2 d^2\theta/dt^2 + g \sin \theta \quad (2)$$

式(1)と(2)から次式の加速度 α が算出される。

$$\alpha = (L_1 - L_2) d^2\theta/dt^2 \quad (3)$$

式(3)は、式(1)の L_1 が $L_1 - L_2$ に変わっていることを除けば、式(1)から $g \sin \theta$ が取り除かれた形になっている。従って、式(4)および(5)に示すように、 α を時間で積分することにより、それぞれ、角速度 AV および角度 AD が実測値として算出できる。

$$AV = \int \alpha dt \quad (4)$$

$$AD = \int AV dt \quad (5)$$

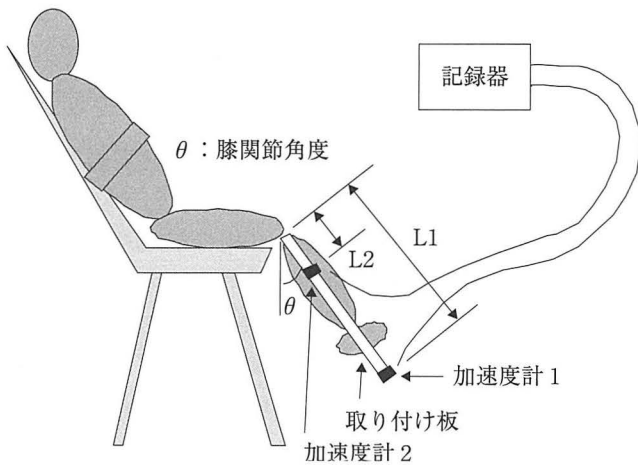


図1 測定系

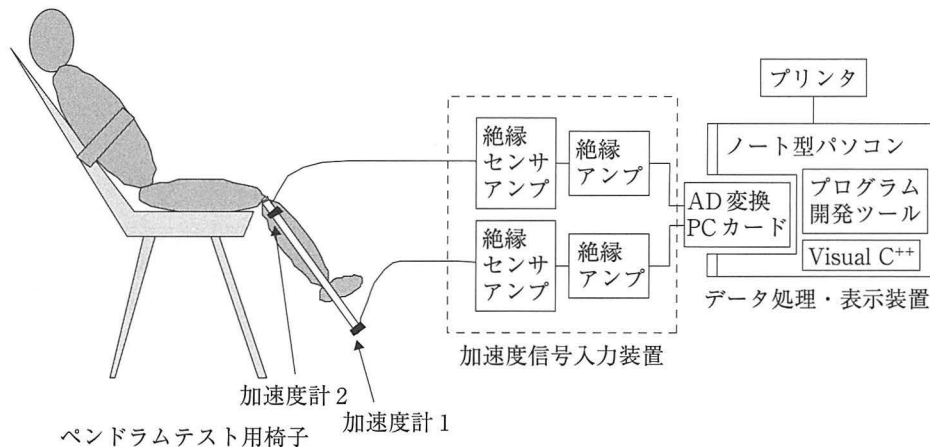


図2 膝関節反射測定装置

3. 膝関節反射測定装置の構成

1. ハードウェア構成

膝関節反射測定装置としては、持ち運びが容易であり、かつ、取り扱いが簡単であることが望まれる。そこで本研究では、2.の結果にもとづく膝関節運動の測定から角度角速度算出までの一連の手続きを、1台のノート型パソコンで処理できる装置を構築した。図2にこの装置の構成を示す。本装置は、加速度信号入力装置とデータ処理・表示装置に大別される。このうち、加速度信号入力装置は2系統の入力端をもち、それぞれ加速度計、絶縁センサアンプ、絶縁アンプを介してAD変換用PCカードに接続され、このカードの出力がパソコンに入力される。絶縁センサアンプの他に絶縁アンプを用いている理由は、PCカード内のAD変換器の規格に整合するように信号電圧を調整するためである。また、データ処理・表示装置は上述した2系統の入力をもとに角加速度、角速度および角度を算出・表示するためのものであり、そのソフトウェアは次節で述べる。

2. ソフトウェア構成

ソフトウェアはすべてAD変換PCカード用開発ツールおよびVisual C++を利用して作成され、表1に示すように、(1)データ取り込み系、(2)演算処理系および(3)データ表示・格納系のプログラムに大別される。このうち、(1)は(1-a)加速度データ取り込みプログラムで代表され、絶縁アンプで増幅された加速度をAD変換用PCカードにより10msec間隔でサンプリングされた10秒間のデータを主メモリに取り込むために利用される。(2)は、(2-a)重力影響分除去プログラム、(2-b)角速度データ算出プログラムおよび(2-c)角度データ算出プログラムから構成され、このうち(2-a)は、同時測定されて取り込まれる2系統の加速度データをもとにして、加速度データに重畳する重力加

速度の成分を除去し、ペンドラムテスト時の離散的な時点での膝関節角加速度を得るために利用される。また、(2-b)は(2-a)により得られた角加速度を時間で積分して角速度を得るためのプログラムであり、(2-c)は(2-b)により得られた角速度を積分して角度を得るためのプログラムである。(3)は、(3-a)角加速度データ表示・格納プログラム、(3-b)角速度データ表示・格納プログラムおよび(3-c)角度データ表示・格納プログラムで構成され、これらは、それぞれ、(2)で得られた膝関節角加速度、角速度および角度をディスプレイ上に表示するとともに必要に応じて格納するために利用される。上述したプログラムのうち、加速度データ取り込みプログラムはratoc社が供給しているソフトウェアに改良を加えたものであるが、これ以外は自作したものである。以下、本研究で作成した演算処理系プログラムとデータ表示・格納系プログラムのアルゴリズムを述べる。

1) 演算処理系アルゴリズム

角加速度の算出法は原理的に式(3)で示されているが、実際には、加速度計の感度補正、直流分補正などが必要となる。ここでは、これらの補正を次式のように行った。

加速度計1の感度および直流分を、それぞれ、 S_1 および DC_1 とし、加速度計2の感度および直流分を、それぞれ、 S_2 および DC_2 とすれば、 α_{a1} および α_{a2} は、それぞれ、式(4)および(5)のように表される。

$$\alpha_{a1} = S_1(L_1 d^2\theta/dt^2 + g \sin \theta) + DC_1 \quad (6)$$

$$\alpha_{a2} = S_2(L_2 d^2\theta/dt^2 + g \sin \theta) + DC_2 \quad (7)$$

$S_2 S_x = S_1$ となるような感度補正係数 S_x を定義すれば、

$$\alpha_{a1} - S_x \alpha_{a2} - DC = S_1((L_1 - L_2) d^2\theta/dt^2) \quad (8)$$

となる。ただし、 $DC = DC_1 - S_x DC_2$ である。

上式のうち、 S_x と S_1 は加速度計の仕様書から得ら

表1 ソフトウェア構成

| | | |
|---------------|-------------------------|-----------------|
| (1) データ取り込み系 | (1-a) 加速度データ取り込みプログラム | ratoc社製プログラムを改良 |
| (2) 演算処理系 | (2-a) 重力影響分除外プログラム | |
| | (2-b) 角速度データ算出プログラム | |
| | (2-c) 角度データ算出プログラム | |
| (3) データ表示・格納系 | (3-a) 角加速度データ表示・格納プログラム | CSV形式で保存 |
| | (3-b) 角速度データ表示・格納プログラム | CSV形式で保存 |
| | (3-c) 角度データ表示・格納プログラム | CSV形式で保存 |

れるが、DC については算出の手立てを考えなくてはならない。ここでは、角速度の最終値が 0 となる（10秒後には下腿部は静止している）ことにもとづいてこれを次のような手続きで決めることにした。

- ① DC に初期値を設定する。
- ② ①の初期値のもとで角速度を算出する。
- ③ ②で得られた角速度の最終データ（1,000番目のデータ）の正負を調べる。
- ④ ③の結果が正および負、かつ、絶対値がある値以上の場合、DC の値を①で設定した値に対して、それぞれ、増加および減少させる。
- ⑤ ②に戻り再計算を行う。

以下、③での角速度の最終データの絶対値が設定された値以下になるまで①～④の操作を繰り返す。

上述した処理を施すことにより重力の影響と直流分のない純粋な膝関節の角加速度が得られる。この結果、式(4)に従ってこの角加速度を時間で一回積分を行うことにより角速度が算出され、式(5)に従ってこの角速度をもう一度時間積分を行うことにより角度の算出が実行される。この際、演算されたサンプリングデータは全て主記憶に格納し、必要に応じて Excel File 形式（CSV 形式）にて保存を行うことができる。

2) 表示系アルゴリズム

本システムのすべての表示は、図 2 に示すノート型パソコン上の画面上で展開される。測定系によるデータ抽出の開始・データの保存を初め、演算系により得られた角加速度、角速度、角度をグラフ上にプロット展開して表示を行うためのプログラム関数もこの表示系に含まれる。

本システムの基本となる加速度データ取り込みプログラムの起動画面を図 3 に示す。プログラム起動時に AD 変換用 PC カードのチェックを行う。「変換開始」のボタンを押した直後に持ち上げた下腿部を自由落下させる。この結果、10秒間サンプリングを行い、合計 1,000個のデータを獲得する。10秒間のサンプリングが

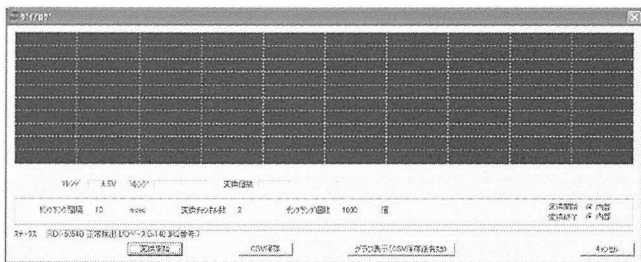


図 3 本システムの表示系基本画面

終了すると、2つの加速度計から得られた加速度データが図 3 のグラフ上に描画される。この際、明らかなデータの取得ミスや初期設定のミス等によりなめらかな減衰信号が得られていない場合は、再度「変換開始」を押すことにより先ほどのサンプリングデータを破棄し、新たなサンプリングの開始を行うことになる。

サンプリングデータを保存する場合は、図 3 の「CSV 保存」を押すことにより、保存ダイアログが表示され、任意のフォルダに任意のファイル名でデータの保存を行うことができる。このボタンを押した直後に演算系によるデータ演算が行われる。従って、データのサンプリング後には必ず「CSV 保存」を押す必要がある。この CSV ファイルには、サンプル時間（A列）、測定系によりサンプリングされた 2 種の加速度計データ（B、C列）、測定系角加速度（E列）、角速度（F列）、角度（G列）及び、最終的な直流成分（D列 1 行）と直流エラーレート（D列 2 行）が記録される。この CSV ファイルの例を図 4 に示す。

「CSV 保存」が行われた後「グラフ表示」を押すことにより、先ほど保存したデータから角加速度、角速度、角度の時間変化がそれぞれ表示される。これらのグラフは各ウィンドウのツールバーから印刷を行うこともできる。また、それぞれのウィンドウは任意にリサイズを行うことができる。グラフ表示には Unix 系 OS において定評のある GNU PLOT の Windows 版である Windows GNUPlot Ver 4.0 を利用している。このグラフ表示例を図 5 に示す。上部の図が加速度計 1 と 2 による加速度波形を示しており、下部左側の図および右側の図は、それぞれ、角速度波形および角度波形を示している。

| | A | B | C | D | E | F | G |
|----|----------|--------|--------|----------|----------|----------|----------|
| 1 | 0.00E+00 | -1.714 | -1.609 | 85.38358 | -0.35888 | -0.00359 | -3.6E-05 |
| 2 | 1.00E-02 | -1.699 | -1.611 | 0.001763 | 0.53 | 0.001711 | -1.8E-05 |
| 3 | 2.00E-02 | -1.709 | -1.641 | | 1.500603 | 0.01675 | 0.000149 |
| 4 | 3.00E-02 | -1.714 | -1.614 | | -0.11155 | 0.015634 | 0.000305 |
| 5 | 4.00E-02 | -1.716 | -1.616 | | -0.11542 | 0.01448 | 0.00045 |
| 6 | 5.00E-02 | -1.709 | -1.609 | | -0.10381 | 0.013442 | 0.000584 |
| 7 | 6.00E-02 | -1.704 | -1.621 | | 0.768597 | 0.021136 | 0.000786 |
| 8 | 7.00E-02 | -1.685 | -1.624 | | 1.913538 | 0.040273 | 0.001198 |
| 9 | 8.00E-02 | -1.687 | -1.636 | | 2.404326 | 0.064316 | 0.001842 |
| 10 | 9.00E-02 | -1.685 | -1.626 | | 2.037203 | 0.084698 | 0.002688 |
| 11 | 1.00E-01 | -1.655 | -1.616 | | 3.072973 | 0.115418 | 0.003843 |
| 12 | 1.10E-01 | -1.67 | -1.641 | | 3.544406 | 0.150862 | 0.005351 |
| 13 | 1.20E-01 | -1.667 | -1.636 | | 3.424612 | 0.185108 | 0.007202 |
| 14 | 1.30E-01 | -1.665 | -1.646 | | 4.046006 | 0.225576 | 0.009459 |
| 15 | 1.40E-01 | -1.689 | -1.646 | | 2.895113 | 0.254527 | 0.012003 |
| 16 | 1.50E-01 | -1.67 | -1.65 | | 4.039064 | 0.294918 | 0.014853 |
| 17 | 1.60E-01 | -1.709 | -1.846 | | 1.751163 | 0.31243 | 0.018077 |

図 4 保存される CSV ファイル例

4. 測定結果

既に述べたように、ペンドラムテストにおける膝関節運動は持ち上げた下腿部を自由落下させることにより引き起こされるが、その後の運動は、健常者の場合、下腿部の慣性、大腿四頭筋とハムストリングスの粘弾性などによって決まる正弦波状の減衰振動(自由振動)となる。これに対して、痙縮患者の場合、下腿部の慣性、大腿四頭筋とハムストリングスの粘弾性などに加えて大腿四頭筋に生じる痙縮がその後の運動を決定する。即ち、痙縮患者では、自由振動の途上において大腿四頭筋の伸張速度がある値以上になると筋紡錘が異常に発火し、これにもとづいて生じる筋収縮力が自由振動を抑制的に拘束する⁵⁾。

本研究では、上述した振動形態が3.の膝関節反射測定装置で精度よく捕らえられることを確かめるために、健常者と痙縮患者を被験者として膝関節運動を測定した。そのときの結果を図6と図7に示す。図6は健常者のものであり、図7は痙縮患者のものである。いずれについても(a)は加速度計1と加速度計2で得られた加速度をもとにして算出された膝関節の角加速度である。また、(b)および(c)は、それぞれ、(a)のデータをもとにして得られた角速度および角度である。横軸は下腿部が自由落下し始めた時刻を原点とした時間である。

図6からわかるように、健常者の場合、角加速度、角速度、角度いずれも正弦波状の減衰振動となり、かつ、位相もそれぞれ90度異なっている。また、角加速度、角速度、角度の最終値はいずれも0となっている。これらのことは、健常者の膝関節運動が自由振動であることを示しているとともに、角加速度の算出精度および積分の精度が高いことを表していると考えられる。他方、痙縮患者の場合、図7(a)からわかるように、最初の伸展方向の角加速度が大きく低下しており、その後の振動振幅は小さくなっている。また、同図(b)から大腿四頭筋の伸張速度が最大値付近で筋紡錘発火が生じ、これにもとづいた筋収縮力が角加速度を伸展側に増大させるように影響を及ぼしていることが推測できる。さらに、同図(c)から膝関節の運動が健常者の場合に比してより抑制的な振動あるいは拘束された運動であることが容易にわかる。以上の結果は上述した健常者と痙縮患者の膝関節運動のメカニズムをよく表しており、このことから、本装置で得られる角加速度、角速度および角度により筆者らが提案している評価法の妥当性を多角的に検討できると考えられる。

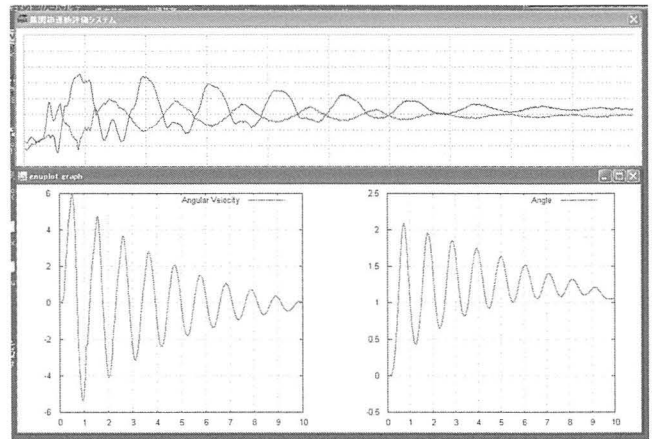


図5 グラフ表示例

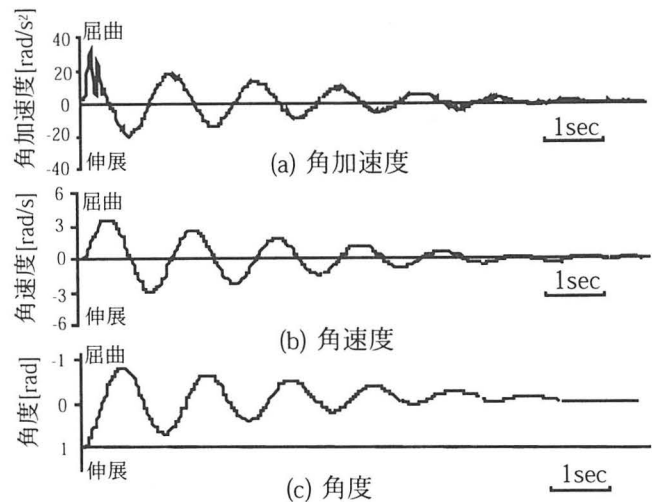


図6 測定結果 (健常者)

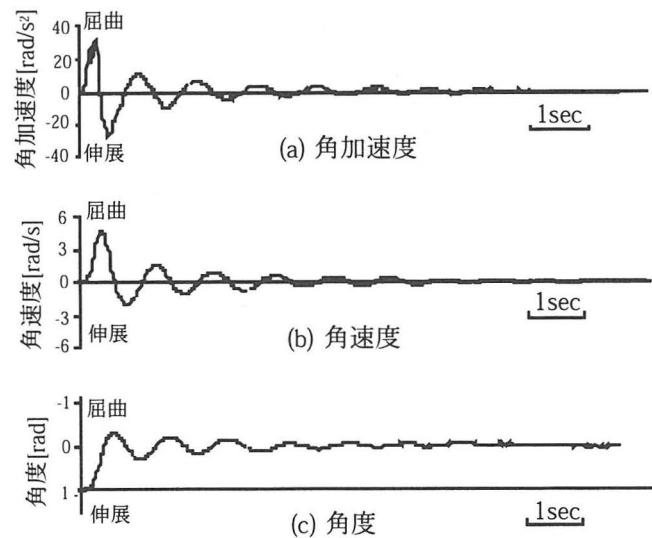


図7 測定結果 (痙縮患者)

5. む す び

膝関節反射測定装置を改良することにより、角加速度の測定から角速度、角度の算出までの一連の処理を柔軟に行うことが可能となるとともに、角加速度波形に加えて迅速に角速度波形と角度波形が表示可能となった。今後、この装置により多数の被験者の角加速度、角速度および角度を測定し、この結果を利用して膝関節運動の解析を行うとともに筆者らの痙縮評価法の妥当性を多角的に検討する所存である。

文 献

- 1) 藤森開一編：固縮と痙縮 — その基礎と臨床，東京：医学書院，1975.
- 2) Vodovnik L and Bowman BR and Bajd T : Dynamics of spastic knee joint, Medical & Biological Engineering & Computing. 22 : 63—69, 1984.
- 3) Lin DC and Rymer WZ : A quantitative analysis of pendular motion of the lowerleg in spastic human subjects, IEEE Trans. Biomed. Eng. 38, 9 : 906—918, 1991.
- 4) 軸屋和明, 岡本卓爾, 横平徳美, 明石 謙 : 胫骨神経を電気刺激したときの足部運動の反射モデル, 信学論(D-II), J 72-D-II, 5 : 792—801, 1989.
- 5) 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.
- 6) 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, 4 : 650—660, 1995.
- 7) Jikuya K, Yokohira T, Okamoto T and Akashi K : Quantitative analysis of knee-joint spasticity by pendulum test, Proceedings of The 4th Asia-Pacific Conference on Medical & Biological Engineering. 122, 1999.
- 8) 軸屋和明, 岡本卓爾, 横平徳美, 明石 謙 : ペンドラムテストによる痙縮の定量化 — 測定系の改良 —, 医用電子と生体工学, 39 : 特別号, 292, 2001.