

# ペンドラム指数による 脳卒中患者膝関節屈伸筋の筋緊張評価

## THE ASSESSMENT OF MUSCLE TONE OF HEMIPLEGIC KNEE FLEXOR AND EXTENSOR OF STROKE PATIENTS BY PENDULUM INDEX

靖 大錚<sup>1)</sup>、加藤 勝行<sup>1)</sup>、陳 信穎<sup>2)</sup>  
桜井健太郎<sup>3)</sup>、杉本 幸洋<sup>4)</sup>、佐直 信彦<sup>1)</sup>

DaZheng JING, katuyuki KATO, HsinYing CHEN  
kentarou SAKURAI, Yukihiro SUGIMOTO, Nobuhiko SAJIKI

キーワード：膝関節振子運動、ペンドラム指数、痙縮。

Key words : Pendulum test, Pendulum index, Spasticity

### 要 旨

目的：ペンドラム指数による膝関節屈伸筋の筋緊張評価について検討した。

方法：座位と半臥位により膝関節の振子運動計測を各対象に3回ずつ行われ、膝関節の角度・角速度・加速度および膝関節屈伸筋の筋電図を測定した。

結果：ペンドラム指数は弛緩群が2.34(座位)と2.37(半臥位)、健常群が1.77(座位)と1.82(半臥位)、Mas1群が1.73(座位)と1.78(半臥位)、Mas2が1.02(座位)と0.92(半臥位)である。健常群とMas1群の間に有意差がみられなかったが、Mas2と弛緩者と健常者・Mas1の間に有意差が認められた( $P < 0.01$ )。筋電図での測定において、Mas2群は下腿が初回落下(最大屈曲角度)120ms後から、大腿四頭筋の筋放電がみられ、ハムストリングスはその後の伸展運動開始前から筋放電が立ち上がった。

結論：膝の屈伸運動時に生じる痙縮の要因として、大腿四頭筋とハムストリングスの筋活動が重要点との見解にたどり着いた。これにより臨床面からもリハビリテーション医療における新たな実践介入により理学療法での向上につながるものと考えられる。

### Abstract

#### [Purpose]

To assess the muscle tone of hemiplegic knee flexor and extensor of stroke patients by pendulum index.

1) 仙台青葉学院短期大学リハビリテーション学科、2) アメリカ・アジア太平洋医療センター、3) 仙台東脳外科病院、4) 国立病院機構あきた病院  
受理日：2017年9月30日

## [Method]

Measurement of the changes of angle, angle velocity, and acceleration of knee joint pendulum motion at upright sitting and half-lying postures were performed 3 times for each knee. In the meanwhile, the EMG signals of knee extensors and flexors were recorded.

## [Results]

The average pendulum index was 2.34(upright), and 2.37(half-lying) for flaccid muscle tone group; 1.77(upright), and 1.82(half-lying) for normal muscle tone group; 1.73(upright), and 1.78(half-lying) for Mas1 group; 1.02(upright), and 0.92(half-lying) for Mas2 group. There was no significant difference between Mas1 and normal muscle tone group. There were significant differences between Mas2 and all other groups( $P<0.01$ ). In Mas2 group, the EMG recordings during pendulum test showed that at the largest initial knee descending angle, about 120ms after initiation, the quadriceps femoris muscles were recruited in flexion phase, followed by recruitment of the hamstrings in extension phase of pendulum motion.

## [Conclusion]

The results revealed that spastic knee flexion and extension were originated from increased muscle tone of quadriceps femoris and hamstrings respectively. These findings can be applied to enhance the improvement of rehabilitation technique.

## 1. はじめに

痙縮は随意運動を困難にする要因となる。それは上位運動神経障害の伸張反射相対亢進により生じる筋伸張速度に依存している受動運動に対する抵抗増大を主とする症状である。痙縮に対する定量化評価はリハビリテーション医学としていまだ確立されていないが、これまで多くの試みがなされてきている。

通常、筋緊張の評価は他動運動に対する抵抗を主観的に評価し、臨床で「改訂筋緊張テストバッテリー modified Ashworth scale of muscle spasticity(以下;MAS)」が使われている。評価を行う際、検者が他動的に被検者関節の屈伸運動をさせるとき、感じる抵抗力により痙縮の有無、および痙縮の程度を判断する徒手的方法である。この手法は検者間の判断された内容に差が生じるため、客観性が乏しく、定量的な結果ではないので、痙縮程度の量的判断も難しく信頼性の点から見ると十分とは言えない。

下肢振り子テストは比較的容易に試行できる評価法で、ペンドラム指数が多く用いられている<sup>1-6)</sup>。

しかし、これまで「MAS」等級とペンドラム指数に関連する研究はまだ行われていない。また、膝の屈伸運動時生じる痙縮の原因を考える際、大腿四頭筋以外にハムストリングス関与の可能性について調べる必要がある。我々は以上の目的で、角度・筋電図・角速度・加速度の計測が行われたため報告する。

## 2. 対象と方法

### 2.1 対象

本研究は、まず仙台青葉学院短期大学の研究倫理審査委員会の審査を受け、研究承認(H27年7月9日、承認番号2701)を得た後、仙台東脳外科病院と国立病院機構あきた病院との間で、共同研究覚書を結んで、両病院の研究倫理審査会の研究許可を受けてから始まった。

本研究について十分説明し理解を得られた短大在校生の健常者(健常群に略称)と脳卒中患者に分け検証した。脳卒中患者では、臨床で「MAS」により評価された弛緩性麻痺患者(弛緩群に略称)、痙縮性麻痺 Mas1患者(Mas1群に略称)、Mas2患者(Mas2群に略称)という全部で4群により計測を

行った。

健常群は10名(男性6名、女性4名)、平均年齢19±0.78歳であった。

脳卒中群は仙台東脳外科病院と国立病院機構あきた病院の入院患者15名(男9名、女6名)で、平均年齢は70±11.5歳である。全員は新患で発症から計測までは一ヶ月以内であった。脳卒中患者において弛緩群5名、Mas1群5名、Mas2群5名で、病巣の内訳として頭頂葉・内包・被殻の脳出血患者が5名、頭頂葉・放線冠・内包・被殻・視床・脳幹の脳梗塞患者が10名である。さらに脳卒中群の統一選定条件として、患側下肢に可動域制限のないものとした。

計測に先立ち、被検者に負担を最小限とするように短時間(15分以内)で計測することならびに得られた個人データは研究者が厳重保管すること、測定結果の発表・掲載には、個人が特定されないことを十分に説明した。実施に当たっては、被検者の同意を得て「計測同意書」にサインした後、測定を行った。

表 1. 脳卒中患者群の臨床検査結果

群別	人数	患側 MAS	患側 Br-S	発症から計測までの時間
弛緩群	5	弛緩	II	8-28日
MAS1群	5	I	II-IV	4-22日
MAS2群	5	II	III	4-26日

## 2.2 方法

### 2.2.1. 計測姿勢

計測姿勢について、川村らは半臥位で計測を実施していた<sup>1)</sup>。平上らは大腿四頭筋の伸張反射が起り易い仰臥位と起りにくい坐位で検証していた<sup>2)</sup>。我々の先行研究において、姿勢反射からペンドラム指数への影響について、伸筋への優位性は仰臥位、半臥位、座位の順になると考察した<sup>3)</sup>。今回、座位(股関節90度屈曲)と半臥位(股関節45度屈曲)で測った。

### 2.2.2. 関節角度と表面筋電図の計測・ペンドラム指数の計算

#### 1) 関節角度と表面筋電の計測システム

図1と2は座位と半臥位における計測システム

を示す。計測は電動診察台を使用し、被検者の計測下肢が着地しないように計測台の高さを調整し、対側足底に踏み台を、診察台表面に低反発クッションを置いた。被検者が計測姿勢を保つため、背部にクッションの付く板を置き、坐位(90度)と半臥位(45度)の計測姿勢を調節する。膝関節の最大屈曲運動に対し計測台が邪魔しないよう、検者は被検者大腿遠位部3分の1程度まで計測台から突出するように調整した。

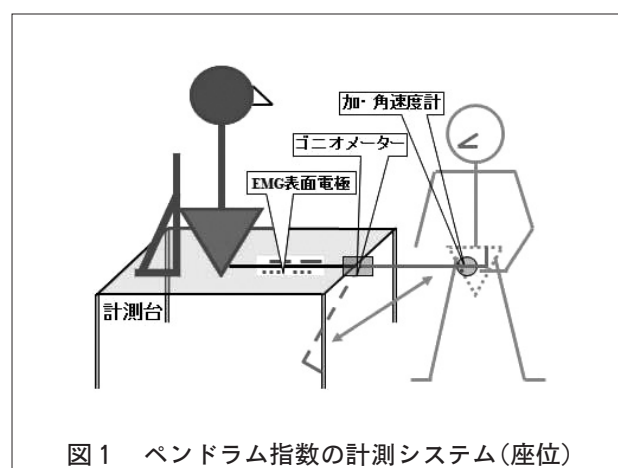


図1 ペンドラム指数の計測システム(座位)

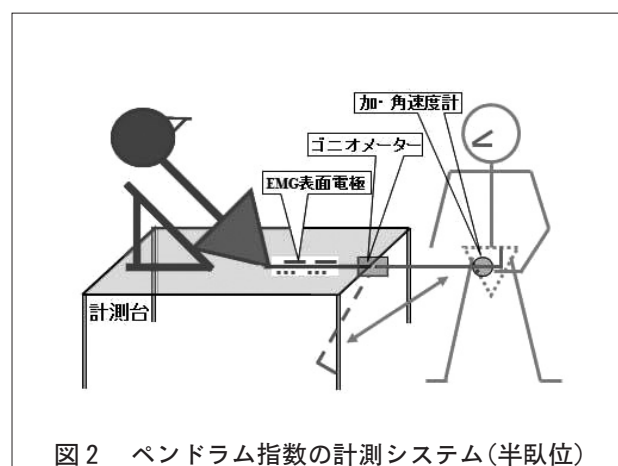


図2 ペンドラム指数の計測システム(半臥位)

#### 2) 計測機器

表面筋電図(EMG)と関節角度を測るシステムは日本光電工業株式会社製の「Getting Started with LabChart for Windows」を用いた。筋電取込は日本光電製ビトロードM-150表面電極(直径4cm)を使い、筋腹中央に電極間を5cmとし貼り付けた。大腿四頭筋の内側広筋・大腿直筋・外側広筋を伸筋とし、ハムストリングスの大腿二頭筋・半膜様筋半腱様筋を屈筋とする5チャンネルを記録した。

角度測定は1軸型電子ゴニオメータを利用し、計測精度は±2.0度で、使用温度範囲は+10～+40℃である。伸縮性のよいマルチポア・ドライサージカルテープを使い、膝関節の外側部に固定した。

3) ペンドラム指数の計算

図3は、ペンドラムテストにより測れた膝関節角度グラフである。ペンドラム指数は、初回落下角度を最終静止角度で割って求める。

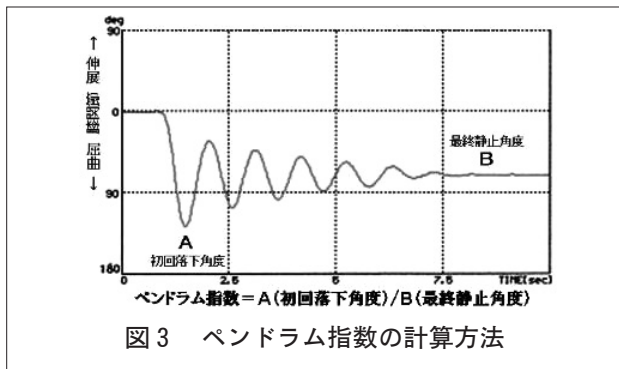


図3 ペンドラム指数の計算方法

2.2.3. 振子運動の角速度と加速度の計測

1) 計測システム

角速度と加速度の計測は、株式会社 ATR-Promotions 製の受信ソフトウェア・SyncRecord (T)と小型無線多機能センサ(TSND121)を採用した。角速度精度は±0.15dps、加速度は±0.06 mGである。計測センサを足関節外果直上部に固定し、正面を計測肢に垂直で向いた。図4は3Dセンサの計測状態を示し、振子運動で足関節が前後に振るので、角速度と加速度の測定は全部Z軸により行われる。

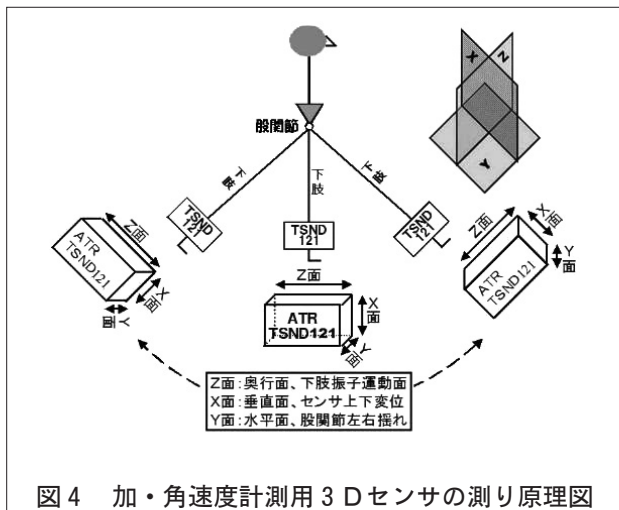


図4 加・角速度計測用3Dセンサの測り原理図

2) 最大加速度の計測

最大加速度は、下腿落下の屈曲方向への最大振幅から、測定開始時(検者が下腿を0度保持する時)の加速度を引いてから得る(図5)。

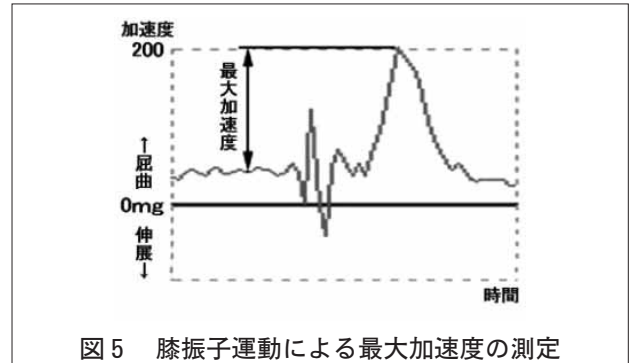


図5 膝振子運動による最大加速度の測定

2.2.4. 計測手順

被検者が計測台に坐位或は半臥位を安定にとらせ、リラックスするように指示する。検者は被検者に対し計測の仕方を説明した上で、数回膝振子運動の予備試験を行った。

計測の際、検者1はシステムをスタートさせ、検者2は被検者の計測肢足首を持ち、膝関節を伸展位に保持し、検者1は開始命令を出すと、検者2の手は計測下肢の足首を離し、被検者下腿が重力により落下する。膝関節は最大屈曲角度になってから、伸展運動に転じるような屈曲・伸展運動が繰返された後、屈曲位に停止する。以上の計測を各対象に3回実施し平均値を採用した。

2.2.5. 統計処理

統計学処理では、各被検者群ペンドラム指数(座位/半臥位)などの平均値をそれぞれに、分散分析-t検定・2群(対応あり)で比較し、有意確率を5%未満として比較検討をした。

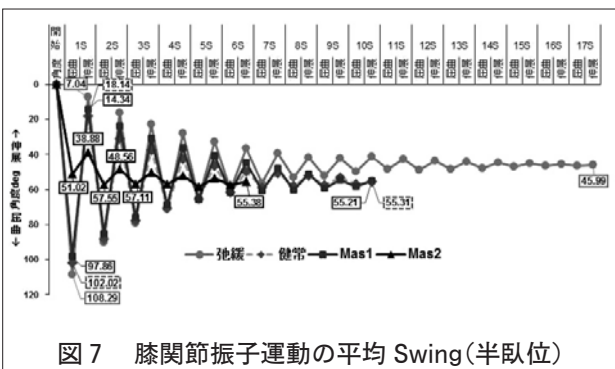
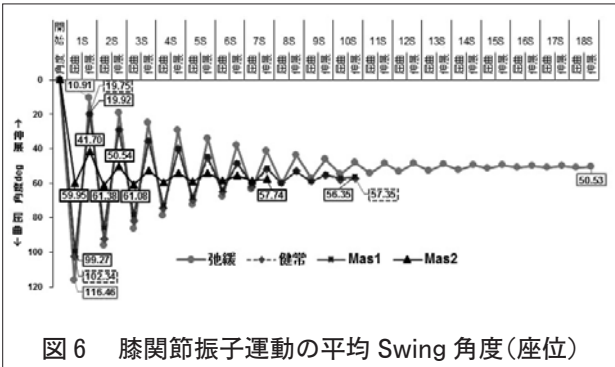
3. 結果

3.1. 膝関節振子運動の角度測定

1) 膝関節振子運動の平均 Swing 角度

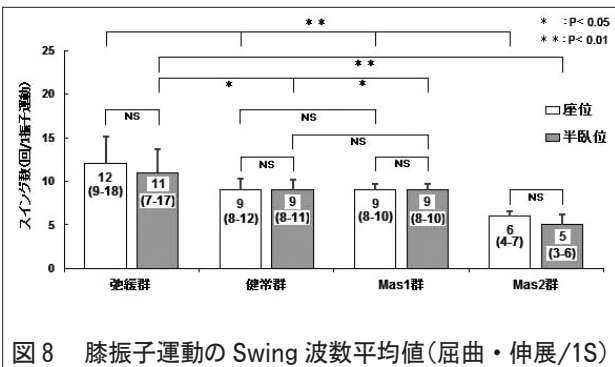
各被検者群の膝関節振子運動(座位/半臥位)を計測し、その平均減衰正弦波(図6・7)をえた。最大屈曲(初回落下)角度は弛緩群が最大で、Mas2群が最小である。振子持続時間は、弛緩群が長く、Mas2群では一番短縮される。また

Mas2群の振子運動角度に不規則性が見られ、Swing2の屈曲角度はSwing1より大きく、その後は徐々に規則性に戻る。



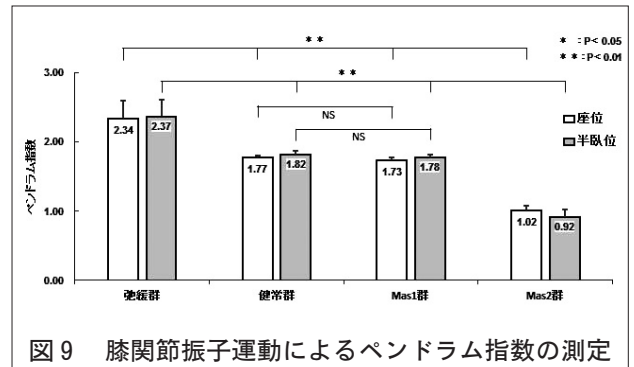
### 2) 膝関節振子運動 Swing 波数

図8に膝関節振子運動の Swing 波数(座位/半臥位)の平均値を統計処理した結果を示し、平均値計算の範囲も記載している。座位も半臥位も健常群と Mas1群の間に有意差がみられなかった。座位の Mas2群と弛緩群と健常群・Mas1群の間に、半臥位の Mas2群と弛緩群の間に  $P < 0.01$  で有意差が認められ、半臥位の弛緩群と健常群・Mas1群の間に  $P < 0.05$  の有意差が認められた。座位と半臥位の間に、すべての被検者群も有意差が見られなかった。



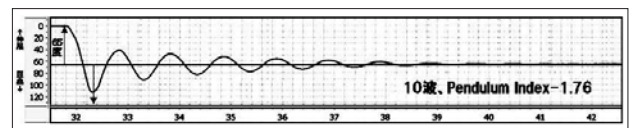
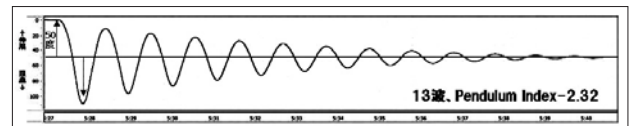
### 3) 膝関節ペンドラム指数

図9に、各被検者群ペンドラム指数(座位/半臥位)の平均値を統計処理した結果を示す。座位と半臥位の間、各被検者群でのペンドラム指数比較は有意差が認められなかった。座位と半臥位との Mas1群と健常群の間に有意差がみられなかったが、Mas2群と弛緩者と健常者・Mas1群の間に有意差が認められた ( $P < 0.01$ )。

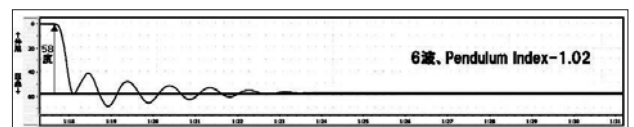
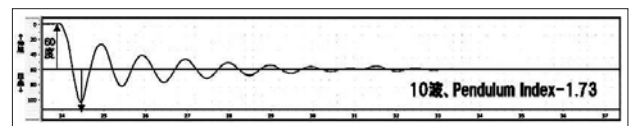


各被検者群のペンドラム指数は異常筋緊張の病態(膝関節屈伸筋群から振子運動に対する影響)との関係について、計測した実例の膝関節振子運動の角度図を以下に示す。

#### ①弛緩者・健常者例の座位振子運動波形(図10・11)



#### ②Mas1者・Mas2者例の座位振子運動波形(図12・13)



### 3.2. 膝振り運動による痙縮の様々な評価方法と我々の検証

#### 1) Swing1伸展角度による痙縮評価(図14)

宮崎らは、Swing1伸展相は約20度以下であれば、もともと下肢の痙性が高い<sup>4)</sup>という痙縮の簡易評価として発表された。我々も同様に、痙縮亢進のMas2群(座位/半臥位)のSwing1平均伸展角度が20度以下の結果を得た。

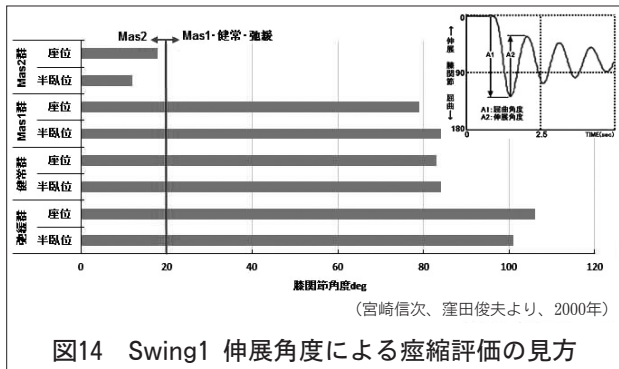


図14 Swing1 伸展角度による痙縮評価の見方

#### 2) Swing1屈伸率による痙縮評価(図15)

Bajd, Tらは、痙縮を有する患者では屈伸率が2.6より小さく、筋トーン亢進のない場合は屈伸率が5より大きくなる<sup>5)</sup>と提案された。屈伸率=A1(屈曲角度)/A1(屈曲角度)-A2(伸展角度)。伸展角度が小さければ屈伸率は小さくなり、伸展角度が大きければ屈伸率は大きくなる。我々も同様な結果を得た。

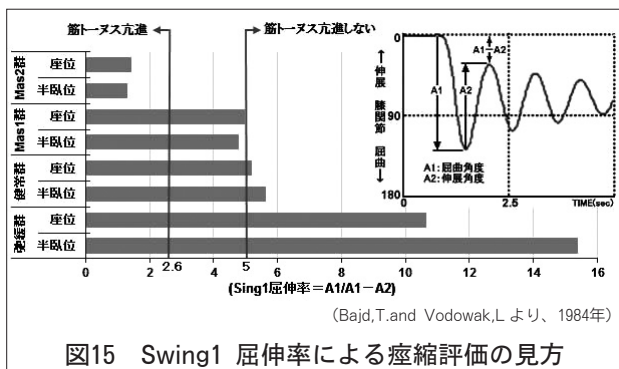


図15 Swing1 屈伸率による痙縮評価の見方

### 3.3. 筋電図の測定

#### 1) 筋放電から膝関節角度への影響

弛緩群と健常群での筋電発火は殆どみられないが、Mas1群に低振幅、Mas2群に高振幅の筋放電が認められた。Mas2群においては下腿が初回落下120ms 後から、大腿四頭筋の筋放電が立ち上がり、

膝関節の屈曲相まで続いた。ハムストリングスは伸展運動開始前から筋放電が立ち上がり、伸展相の終了するまで持続された。(図16)

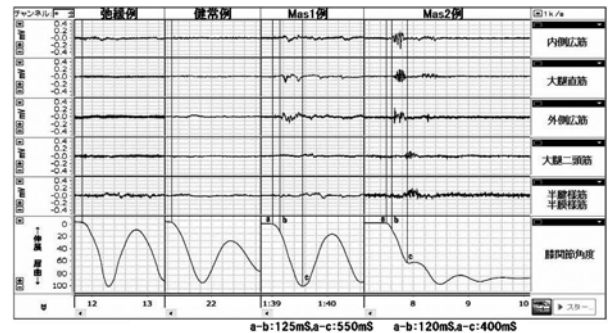


図16 測定された各被検群の筋電図

大腿四頭筋の筋放電時間帯に対応する膝関節の屈曲角度が他の被検者群に比べ小さくなり、ハムストリングスの筋収縮も伸展角度を縮小させた。

#### 2) 筋放電量(筋電積分値)

Swing1屈曲相と伸展相との筋放電量を積分し平均値を図17に示す。健常者と弛緩者は微弱で、Mas1群は10mV.S 前後である。Mas2群では大腿四頭筋もハムストリングスも高放電量を得た。弛緩群と健常群及びMas1群との間に有意差がえられなかった。Mas2群はこの3群間にすべて有意差が認められた(P<0.01)。

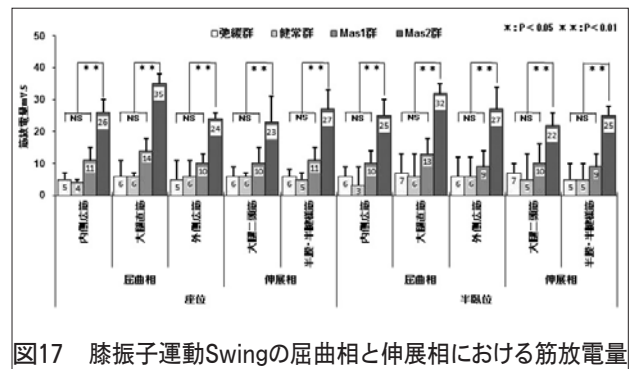


図17 膝振り運動Swingの屈曲相と伸展相における筋放電量

### 3.4. 角速度と加速度の測定

#### 1) 膝関節振り運動の平均角速度

図18・19に、各被検者群の角速度平均値(座位/半臥位)に基づき減衰正弦波を描いた。最大屈曲角速度(初回落下角)は弛緩群が最速、Mas2群が最遅であった。ただし、Mas2群の減衰正弦波が不規則で、特にSwing1の伸展角速度は屈曲角速

度に比べ大差が存在しているが、その後は規則性となった。

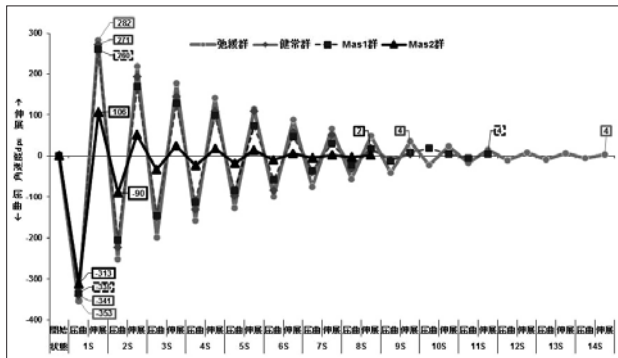


図18 膝関節振子運動の平均スイング角速度(座位)

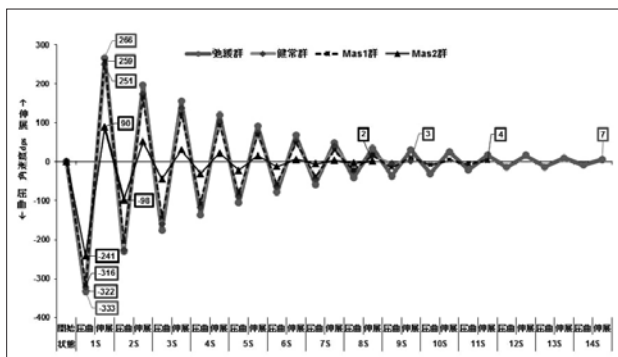


図19 膝関節振子運動の平均スイング角速度(半臥位)

2) 膝関節振子運動の平均加速度

図20に各被検者群の加速度平均値を示す。座位と半臥位において、Mas2群の平均加速度は高く、Mas2群は他の被検者群との間に、すべて有意差が認められた(P<0.01)。他の被検者群の間に、有意差が見られなかった。座位と半臥位の間に、Mas2群のみ有意差が見られた(P<0.01)。

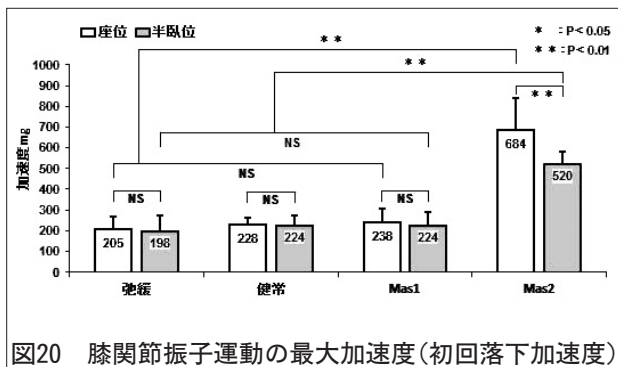


図20 膝関節振子運動の最大加速度(初回落下加速度)

4. 考察

我々は臨床検査の便宜上と客観評価の利点から、「Mas」により被検者を分け下肢振子テストを行い、測定されたペンドラム指数によって脳卒中患者の痙縮評価を目標として研究を進めた。

1) ペンドラム指数の膝関節屈伸筋の痙縮を評価する有用性について

膝関節の振子運動は、関節可動域・筋長・筋緊張性および軟部組織粘性などの影響を受ける。膝関節を屈曲させる駆動力は下腿重力から発生するが、逆に制動力は伸長される屈伸筋から現れる。いわゆる膝関節の屈曲運動は大腿四頭筋の筋長・筋緊張性の制限を受けるため、大腿四頭筋が最大限伸長されたときに生じる筋緊張性を反映できると考えられる。その後、膝関節の最大屈曲角度で生じる伸展運動エネルギーにより、下腿を膝関節伸展位に振り戻す。下腿は膝関節の伸展へ振り向かう際、膝関節屈筋のハムストリングスに対しても筋緊張亢進がもたらされ、ペンドラム指数に反映されると考えられた。

(1)健常者群の膝関節振子運動とペンドラム指数

健常者振子運動の特徴は、膝関節屈伸筋に対する伸長効果があるが、骨格筋が柔軟性をもつため、自由落下開始後、振子運動の抵抗筋が屈伸運動を抵抗させる筋収縮が行われていない。最終停止角度が初回落下角度の2倍未満(図11)に当たり、ペンドラム指数は1.7-1.8の間である。膝屈伸の正弦波がゆっくり長く維持される結果、Swing角度も大きく、Swing波数も多く、Swing持続時間も長い。Vodovnikらは健常者の振子運動の減衰が筋や軟部組織の粘性による<sup>6)</sup>と解釈している。振子運動の屈曲相も伸展相も筋放電量がほとんどみられなく、伸張反射の誘発により引起される振子運動角度の変化はなかった。

(2)弛緩群の膝関節振子運動とペンドラム指数

弛緩性麻痺は脳血管障害急性期の症状で、筋緊張が低下し運動機能を失う状態である。軟部組織の粘性が低下するため、最終停止角度は初回落下角度の半分内となり、ペンドラム指数は2以上と

計算される(図10)。膝関節屈伸筋群は振子運動に抵抗する筋放電がなく、振子運動の駆動力を消耗する要素が少ない。初回落下角度は他の3群と比較して最大を示した。振子運動正弦波の減衰角度が小さいため、Swing波数もSwing持続時間も健常群より多くなる結果、弛緩性麻痺の病態を示している。

### (3) 痙縮亢進群の膝関節振子運動とペンドラム指数

脳卒中回復期の最初は、弛緩性麻痺から痙縮性麻痺に移行する時期であり、患者の個人差により発症後痙縮性麻痺出現の時期と強さが違うが、数ヶ月の経過を経て筋緊張が亢進していくものである。痙縮は上位中枢神経ニューロン障害による運動症状で、腱反射亢進を伴った緊張性伸張反射の速度依存性増加を特徴とする運動障害である<sup>7)</sup>。痙性異常姿勢、病的共同運動、屈曲反射の亢進などがある。筋緊張の増加に加えて、筋の粘弾性増加も筋緊張を増加させるもう1つの要因となる<sup>8)</sup>。

#### ①Mas2群の膝関節屈伸筋の痙性収縮

痙縮亢進の評価方法とする筋電図は、骨格筋群の筋緊張状態を反映できるためよく使われる。我々は痙縮亢進でのペンドラム指数と筋放電の関係を解明する目的で、大腿四頭筋とハムストリングスの筋電図測定を行った。その結果は、膝関節初回落下の時期に大腿四頭筋に高振幅の筋放電がえられ、伸張反射の誘発が生じていると示唆される。この大腿四頭筋に誘発された伸張反射により、膝屈曲運動に対し抵抗力(膝伸展方向への力)として働いたと考えられる。また、膝関節が伸展に向かう時期、ハムストリングスから記録される筋放電は伸展開始直前から全伸展相において存在した。この筋収縮は、振子伸展運動からハムストリングスを伸ばして引起されたものと思われる。同じような現象が健常群と弛緩群には見られない結果、ハムストリングスの伸展相での筋放電は痙縮による可能性が高いと示唆される。

ハムストリングスの痙性収縮について、宮崎<sup>3)</sup>の発表した痙縮の簡易評価では、振子Swing1の伸展角度が20度以下であれば、下肢の痙性が高い

(図14)と提案された。伸展角度の縮小は膝屈筋の収縮で、ハムストリングスの痙縮を評価する方法である。Bajd, T.<sup>4)</sup>は違う見方から、痙縮を有する患者では屈伸率が2.6より小さい(図15)と提案された。屈伸率は伸展角度により変化するため、伸展角度が小さい場合は屈伸率も小さくなり痙縮が強くなる。屈伸率は伸展角度と同様に、ハムストリングス痙縮を反映する評価法である。ハムストリングスの痙縮に関する研究は、今まで仮説の段階にあったが、我々は初めてMas2群痙縮性麻痺の患者からハムストリングスの痙性収縮筋放電を測定した。本研究は膝関節振子テストにより、膝関節伸筋群の筋緊張が高いほど屈筋群の筋緊張も高いという現象を示唆された。

#### ②Mas2群振子運動の不規則性減衰正弦波

Mas2群の最大屈曲角度と最大伸展角度は、弛緩群と健常群より小さい。Mas2群のSwing波数が少なく、振動停止時間も短縮されることは診断的価値がある。振子運動Swing2の屈曲角度は、座位も半臥位も、Swing1に比べ大きいことは、他の被検者群にない不規則な正弦減衰現象(図13)である。Swing1の屈曲相は初回落下のため、発生する屈曲駆動力と屈曲角度は最大となる<sup>3)</sup>。但し、関節運動に抵抗する筋痙縮が存在すれば、振子運動から抵抗筋への伸長作用と痙縮の強さに合せ、振子運動の角度が縮小される。痙縮が強くと存在すれば、抵抗筋への伸張作用が強くなり、振り角度の縮小効果も顕著となる。膝の伸筋群と屈筋群の双方が亢進する場合は、膝振子運動の駆動力消耗も大きくなる。Swing2の屈曲運動はその後に行われたため、屈曲角度が大きくなり、規則の正しい減衰正弦波に戻ったと考えられる。大胆な予測としては、痙縮はこれ以上強くなれば、正弦波の回復はSwing3か4かの可能性もある。

#### ③Mas2のペンドラム指数

Mas2は筋緊張の増加がほぼ全可動域を通して認められるという状態である。振子運動の下腿落下は、痙縮が亢進している大腿四頭筋を刺激し、伸張反射から生じる張力が落下角度を減少した(図13)。その後の伸展運動に対しても同様に、ハ



ムストリングスの痙縮による制動作用が生じる。最終、膝関節の屈伸筋痙縮力および軟部組織の粘性から振子運動が停止する。結局、最終停止角度は初回落下角度に類似する角度か或はより小さくなるため、ペンドラム指数は1および1以下(座位/半臥位)と計算される。

#### ④Mas1について

Mas1群では、振子運動時大腿四頭筋とハムストリングスに低振幅の筋放電が記録されたが、その振子 Swing の角度に対し、筋収縮から引き起こされるほどの変化は見当たらないため、大腿四頭筋とハムストリングスの痙縮によって出現する伸長反射は振子運動に対する影響が起らなかったと思われる。この病態は筋緊張のいくぶん存在している可能性があるが、比較的軽いため関節の屈伸時に明確な持続的抵抗がない。Mas1は軽度の筋緊張亢進があり、引っ掛かりとその消失、または屈曲・伸展の最終域でわずかな抵抗のある筋緊張で、ペンドラム指数も Swing 波数も健常群に似ていたことから首肯される(図12)。

#### 2) 膝関節振子運動の角速度と加速度

痙縮は骨格筋の伸展速度に比例して痙性収縮が強くなる。現在痙縮の診断方法は徒手で、検者は被検者の関節を速く屈伸させるほど、感じる被検者の痙縮も強くなる。つまり、検者手の力で被検者関節屈伸の加速度を増やすとともに、関節の角速度も増加され、両者の速度は比例して上昇する。

我々が測定した最大加速度において、痙縮亢進の Mas2群は他の被検者群より速いことは、屈曲相と伸展相で抵抗する痙縮筋群の高振幅筋放電により引起されたと思われている。大谷も痙縮群では最大加速度が大きく、大腿四頭筋に伸張反射が誘発される<sup>9)</sup>と同様な見解が発表された。Mas2群の座位と半臥位の間に有意差が認められたが、他の被検者群にはみられなかった。痙縮亢進と計測姿勢から最大加速度に対する影響について、これから引き続き解明する研究を進めていく。

#### 5. 結語

本研究は健常者、脳卒中患者の弛緩群、Mas1

群と Mas2群の被検者を対象に膝関節振子テストを行い、ペンドラム指数を測定した。臨床では初めて脳卒中患者の痙縮評価に対し、「MAS」等級に対応する客観的な判断基準を示した。膝屈伸運動に生じる痙縮原因を伸展筋群である大腿四頭筋の筋緊張にだけ注視されているが、本研究でハムストリングスの痙縮筋活動の重要性が示唆された。さらに検証例を増やすことで、臨床実践からもリハビリテーション医療における理学療法での向上につながると考えられる。

被検者の選定は膝関節可動域の制限がないことであるが、しかし「MAS」に定めた Mas3と4においては、関節の屈伸運動が難しいため、振子運動の検査として不適切であると思われる。

#### 6. 文献：

- 1) 川村次郎, 他：脊髄損傷にみられる筋痙攣—その臨床像と治療法. 大労医誌. 1989; 13-1: 85-97.
- 2) 平上二九三, 他：加速度計による異常筋緊張の評価. 運動生理. 1989; 4(1): 21-26.
- 3) 靖大錚, 他：二次元動作解析装置より健常者膝関節のペンドラム指数計測. 青葉《研究紀要》. 2016;7(2):87-93.
- 4) 宮崎信次, 他：上肢の反射抑制肢位が下肢痙性に与える影響の定量化. バイオメカニズム学会誌. 2000; 24(3): 174-182.
- 5) Bajd, T. and Vodovnik, L.: Pendulum testing of spasticity, J. Biomed. Eng., 1984; 6: 9-16.93.
- 6) Vodovnik L. et al: Dynamics of spastic knee joint. Med Bio Eng Comput. 1984; 22: 63-69.
- 7) 田中励作：痙縮の神経機構-再訪. リハビリテーション医学. 1995; 32(2): 97-105.
- 8) 正門由久：痙縮の病態生理. Jpn J Rehabil Med. 2013; 50: 505-510.
- 9) 大谷拓哉：加速度計を用いた下肢振り子試験による痙縮の定量的評価. 理学療法の臨床と研究. 2005年;14:3-6.