

論文の内容の要旨

論文題目

小型可搬式機械的外乱装置を用いた
脳卒中患者下肢筋群の伸張反射成分に関する考察

指導教授 芳賀信彦教授

東京大学大学院医学系研究科

平成 17 年 4 月入学

医学博士課程

外科学専攻

佐藤 広之

背景

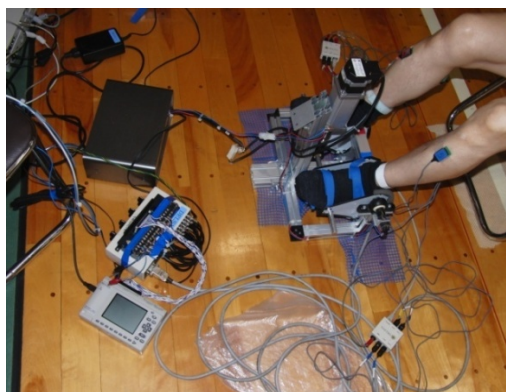
片麻痺患者は、立位保持や歩行時に体重を支えたり推進力を得たりする過程において、麻痺の程度が重いほど健側に依存している。健常者は、専ら反射的な調整機構に基づいて殊更に意識しなくても自然に立位姿勢を保持したり、歩いたりすることができる。片麻痺患者は立位姿勢を保持する際にも歩行の際にも下肢の注意深い動きを必要とし、健常者に比べてひとつ一つの動作を強く意識して行う場面が多くなる。このとき、麻痺側の障害の軽重が動作全体のパフォーマンスに影響することはもちろんであるが、依存度が高い健側についても筋力や筋持久力といった体力要素に加え、その巧緻性が動作に影響する重要な要素になっていると考える。

下肢は上肢に比べて関節の自由度が低く、随意性を関節運動の結果として評価しにくい。そのため、歩行能力やバランス能力などで評価されることが多く、それらの評価法は上肢や体幹の機能を含めて総合的に評価するもので、下肢のみを評価する方法は普及していない。

本研究では、片麻痺患者の下肢動作の随意性を評価する指標として伸張反射成分のひとつである長潜時反射成分に注目した。

長潜時反射による筋緊張は、予備的な筋緊張が引き続き起こる随意運動に対して有利に働く場合は促進され、不利に働く場合は抑制される。このように長潜時反射は運動遂行に対して機能的な貢献をしていることから、機能的伸張反射 (functional stretch reflex) と呼ばれたこともある。随意運動開始直前のこうした反射活動は随意的筋収縮がスムーズに行われるための「地均し」として機能していると表現する研究者もいる。

伸張反射を誘発するための機械的外乱装置は、すばやく急峻な外乱を与えるためにモーターなどの動力源が大型化しやすい。しかし、大型の装置は簡単に移動ができず、測定対象者は装置のある場所に自ら来なければならないので、短期間に多くの対象者のデータを得ることは難しい。そこで、小型で持ち運びが可能な外乱装置を製作することとした〔図 1〕。



〔図 1〕 小型可搬式機械的外乱装置を用いた伸張反射の測定

方 法

1. 対 象

脳卒中片麻痺患者 29 名と健常成人 9 名を対象とした。脳卒中片麻痺患者は、年齢 43～76 歳（平均 61 ± 8 歳）、男性 21 名、女性 8 名、身長 152～171cm（平均 161 ± 6 cm）、左片麻痺 9 名、右片麻痺 20 名、脳卒中発症からの期間は平均 1556 日（最長 6249 日、最短 51 日）、測定時の下肢 Brunnstrom stage は、II：1 名、III：3 名、IV：4 名、V：18 名、VI：3 名であった〔表 1〕。健常成人は若年者と中高年の 2 群を設定した。若年健常者は 22 歳～29 歳（平均 26 ± 3 歳）、男性 6 名、女性 1 名、身長 155～181cm（平均 168 ± 11 cm）であった。中高年健常者は男性 3 名で、年齢は 45 歳（身長 170cm）、52 歳（身長 175cm）、62 歳（身長 170cm）であった。本研究は国立障害者リハビリテーションセンター研究所倫理委員会の承認を得たプロトコールに沿って行われ、被検者には本研究の目的と方法について説明し参加の同意を得た。

〔表 1〕 脳卒中片麻痺患者の属性

対象者	年齢	性別	病名	麻痺側	下肢 Br.st	発症後日数
Sa1	43	M	脳出血	右	V	51
Sa2	71	M	脳梗塞	左	V	66
Sa3	61	M	脳梗塞	右	IV	113
Sa4	70	F	脳梗塞	右	V	192
Sa5	59	M	脳梗塞	右	V	200
Sa6	64	F	脳梗塞	右	V	214
Sc1	55	M	脳梗塞	左	IV	346
Sc2	46	M	脳梗塞	右	II	351
Sc3	65	F	脳出血	右	III	491
Sc4	54	M	脳出血	右	V	800
Sc5	56	M	脳出血	右	III	853
Sc6	60	M	脳出血	右	V	895
Sc7	55	M	脳出血	右	V	1120
Sc8	51	M	脳出血	右	III	1333
Sc9	62	F	脳梗塞	左	V	1435
Sc10	65	M	脳出血	左	V	1520
Sc11	64	M	脳梗塞	左	V	1524
Sc12	59	F	脳梗塞	左	VI	1760
Sc13	55	M	脳梗塞	右	V	1831
Sc14	52	F	脳梗塞	右	V	1905
Sc15	65	M	脳梗塞	右	V	2147
Sc16	53	M	脳梗塞	右	IV	2295
Sc17	59	F	脳出血	左	V	2475
Sc18	68	M	脳梗塞	右	V	2509
Sc19	62	M	脳出血	右	IV	2781
Sc20	62	M	脳出血	左	V	3328
Sc21	72	M	脳出血	右	V	4451
Sc22	59	M	脳梗塞	右	VI	5131
Sc23	64	F	脳出血	右	VI	6249

n=29

Br.st: Brunnstrom stage

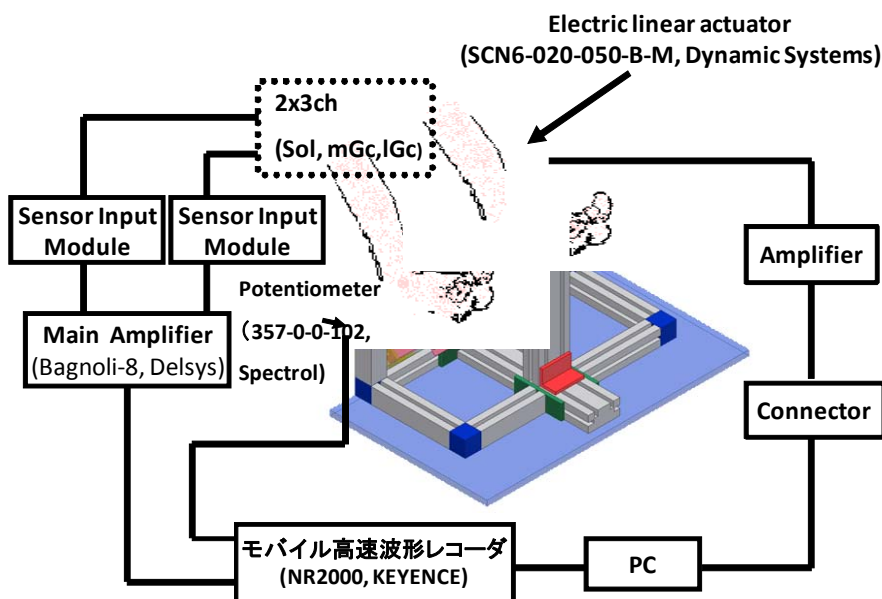
Sa : Stroke acute (脳卒中患者亜急性期から回復期)

Sc : Stroke chronic (脳卒中患者維持期以降)

2. 伸張反射測定

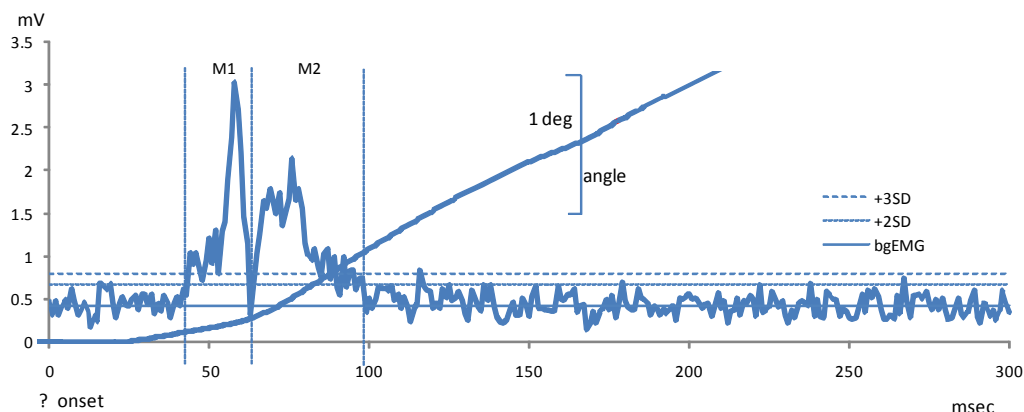
被検者は椅子または車椅子に座り、外乱装置のフットレストにのせられた両足は計測中に位置がずれないようにベルトで固定された〔図 1〕。動作開始前の座位姿勢では、対象者に無理な姿勢を強いない範囲で、股関節屈曲 $70\sim 80^\circ$ （内外転中間位、内外旋中間位）、膝関節屈曲 $50\sim 60^\circ$ 、足関節底背屈 0° （患側では足部の状態によって内外転中間位～軽度外転まで許容）に調整した。

計測時には足関節の背屈外乱刺激（背屈 10° ）を $5\sim 6$ 秒間隔で与え、対象者には背屈刺激に抗したり、追従したりしないように指示した。背屈の速度には 25deg/sec 、 50deg/sec 、 75deg/sec 、 100deg/sec の 4 種類を設定した。それぞれの速度はランダムに 10 回ずつ発生し、合計 40 回の刺激が与えるように設定された。両側のヒラメ筋（以下 Sol）、腓腹筋内側頭（以下 mGc）、腓腹筋外側頭（以下 lGc）より双極誘導法にて筋活動電位を計測した。筋活動電位導出にはアクティブ表面電極（DE-2,Delsys,Inc）を用い、電極（DE-2,Delsys,Inc）を各筋の筋腹に貼付し、増幅器（Bagnoli-8 EMG System,Delsys,Inc）を介してモバイル型高速波形レコーダ（NR2000,KEYENCE）に記録した〔図 2〕。



〔図 2〕 実験系の概略

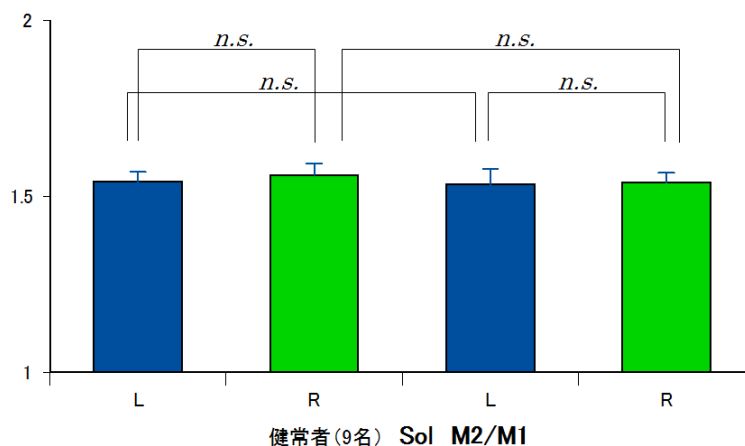
記録された筋活動は、波形レコーダよりコンピュータに取り込んだのち、各々の筋について波形解析ソフト(Autosignal,HULINKS)を用いてノイズ除去し(交流電源周波数の倍数: 50、100、150、200、250Hz をカット)、各々の筋について加算平均後、全波整流した〔図 3〕。短潜時反射成分(M1)と長潜時反射成分(M2)の積分を各々行い、M1 と M2 の活動の優位性を比較するために M2 の積分値を M1 の積分値で除した M2/M1 を算出した。



〔図 3〕波形処理後の筋電図の典型例

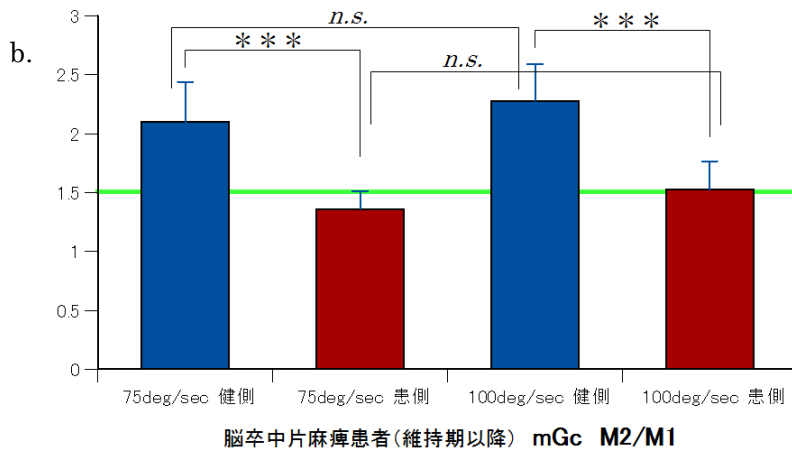
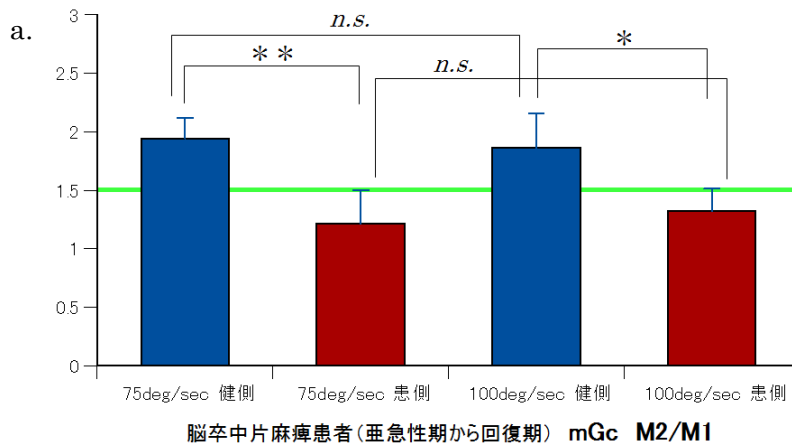
結果

健常者での計測によって、75deg/sec と 100deg/sec の 2 つの速度において反射応答成分の解析が可能な伸張反射応答を得られた。健常者の M2/M1 は 1.5 程度で、若年健常者と中高年健常者に差はなかった〔図 4〕。



〔図 4〕健常者 9 名での M2/M1 の例(ヒラメ筋)

次に脳卒中片麻痺患者で計測・解析を行ったところ、脳卒中片麻痺患者では、患側に比べて健側の M2/M1 が有意に大きな値を示した。亜急性期から回復期の患者と維持期以降の患者を比較すると、健側、患側ともに維持期以降の患者の M2/M1 が大きくなる傾向があった。〔図 5 a,b〕。



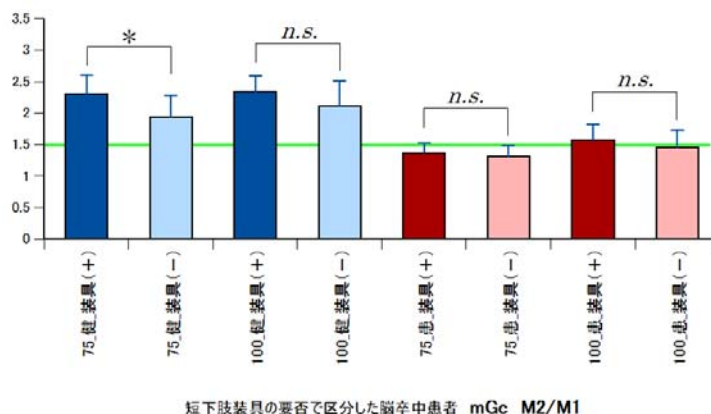
〔図 5 a,b〕 脳卒中片麻痺患者の M2/M1 の例 (腓腹筋内側頭)

a. 亜急性期から回復期、b. 維持期以降

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

— 健常者の M2/M1 (1.5 程度)

脳卒中患者を短下肢装具の要否で下肢機能を区分して M2/M1 を比較すると、有意差が認められたのは健側の腓腹筋内側頭 ($p=0.014$) のみであったが、患側、健側ともに短下肢装具を必要とする群で M2/M1 が大きかった [図 6]。



【図 6】 短下肢装具の要否と M2/M1 の例 (腓腹筋内側頭)

* $p<0.05$ 、— 健常者の M2/M1 (1.5 程度)

考 察

本研究では、上肢にあるような機能評価法がきわめて少ない下肢について、その随意性を短潜時反射成分(M1)と長潜時反射成分(M2)の筋電図積分値の比である M2/M1 によって評価することを試みた。下肢の伸張反射を測定するための装置としてこれまでになかった小型可搬式のを製作し、これにより大型の機器を用いることが多かった下肢の伸張反射の測定・評価をより簡便に行うことができるようになった。若年健常者を計測したところ M2/M1 の値は 25deg/sec と 50deg/sec では左右差があったため、解析の対象は 75deg/sec と 100deg/sec の 2 つの速度によるデータにした結果、健常者の M2/M1 は 1.5 程度の値を示し、速度による差、左右差および若年健常者と中高年健常者の間に差はなかった。そこで健常者をまとめて脳卒中片麻痺患者群を解析するにあたっての比較対象とすることができた。

脳卒中片麻痺患者で患側に比べて健側の M2/M1 が有意に大きな値を示したことは、M2 が随意性を反映する反射性成分であることから、健側の随意性への依存度が高いことが示された。さらに、健側の M2/M1 が亜急性期から回復期よりも維持期以降の脳卒中片麻痺患者で大きくなったことから、発症から時間が経過している患者ではリハビリテーションや日常身体活動によって筋活動の随意性が上昇していることが考えられた。短下肢装具の要否で脳卒中片麻痺患者の下肢機能を区分した際に有意差が認められたのは健側の腓腹筋内

側頭のみであったが、患側、健側ともに短下肢装具を必要としない群よりも短下肢装具を必要とする群で $M2/M1$ が大きく、短下肢装具を必要とする群が健側の随意性により依存していることが考えられるが、他の筋においても有意な差があるか否かについて今後被検者数を増やすなどして検証が必要である。

本研究で用いた機器は小型・軽量で病室等に持ち込んでベッドサイドでの計測も視野に入れて作製されており、訓練室や外来で計測できないような急性期の患者も対象とすることができる。これまで立位保持や歩行可能であることを前提としていた下肢機能の評価が、ADL の低い急性期患者をも含めて評価することが可能となり、健常者の $M2/M1$ の 1.5 程度という値を目安とすることで、 $M2/M1$ が脳卒中の回復過程の評価や機能評価に役立つ指標となることが期待される。

結 論

下肢筋群の機械的外乱に対する反射応答について検討するために、被検者を広く求められるような小型可搬式機械的外乱刺激装置を製作した。健常者を対象とした測定の結果、外乱速度として 75deg/sec と 100deg/sec を設定すれば反射応答成分の解析が可能な伸張反射を惹起できることが確認され、健常者では $M2/M1$ が 1.5 程度となることが示された。

脳卒中片麻痺患者では健側での $M2/M1$ が大きくなっており、長潜時反射成分 $M2$ は随意性を反映する反射性成分であることから、健側の随意性への依存度が高いことが示された。健側の $M2/M1$ は亜急性期から回復期よりも維持期以降の脳卒中片麻痺患者で大きく、発症から時間が経過している患者の筋活動の随意性が上昇していると考えられた。また、脳卒中片麻痺患者を短下肢装具の要否で下肢機能を区分して $M2/M1$ を比較すると、健側腓腹筋内側頭の $M2/M1$ は、短下肢装具不要群に比べて短下肢装具を必要とする群で有意に大きい値を示した。