

(16)

## 足関節の受動的角速度変化によるH反射感度の 自律的調節の可能性

(岩手大学工学部) 藤田 欣也

### 1. はじめに

ヒトの動作には、熟練工の巧緻動作のような習熟を要するものから、歩行のような自律的な運動まで、多様な運動様式が存在する。前者の例では小脳の学習機能が大きく寄与し、後者の場合には脊髄のリズム生成機能が寄与していると考えられている。さらに、これらの機能を説明する試みとして、小脳の層状神経回路モデルや脊髄の相互接続神経回路モデルも提案されてきた<sup>1-3)</sup>。ここで、人間の運動制御機構は、大脳、小脳、延髄や脊髄が階層的に構成されていること、さらに要求される動作が巧緻動作であったり自律的動作であったりすることから、脳や脊髄は、要求動作の性格に応じて、動的に機能の分担比率を調節している可能性が予想される。下位中枢である脊髄神経回路および筋骨格系の成すシステムに注目すると、その主な機能は伸張反射によるフィードバック制御であることから、伸張反射の感度が動作や姿勢に応じて、調節されることを意味する。

伸張反射の感度が変化することは Hammond<sup>4)</sup>らによって報告され、その後、ヒトおよび動物実験で、主として電気刺激による誘発筋電図、中でもH反射を用いた解析結果が報告されている。良く知られているように、伸張反射の感度は、筋の受動的伸張を検出するセンサである筋紡錘の感度を、 $\gamma$ 運動神経 (Motoneuron, 以下 MN) の活動度を、上位中枢が調節することで、調節可能である。また、もう1つの反射感度決定要素である脊髄  $\alpha$ MN の抑

制や促進の要因としては、上位中枢からの直接制御以外にも、拮抗筋の筋紡錘からの Ia 繊維を介した信号による相反抑制などの存在が知られている<sup>5)</sup>。これは、拮抗筋の Ia 繊維の発火による主動筋の反射感度低下である。また、Ib 繊維やレンショウ細胞の伸張反射系のゲインに及ぼす影響も、同様に H 反射を用いて解析されてきた<sup>6,7)</sup>。さらに随意的な筋の収縮そのものではなく、神経活動が反射の感度に影響することなども報告されている<sup>8,9)</sup>。近年では、立位や歩行との関連や、周期的な運動でのダイナミックな変化などが報告されている<sup>10,11)</sup>。これらの研究は、随意的筋活動をともなう場合の、脊髄 MN の感度変化を調べたものである。つまり上位中枢から筋を直接制御する随意的収縮指令に付随して、間接的に筋を制御する、脊髄伸張反射系への調節指令も行われていることを示すものである。さらに、その制御機構を解明しモデル化する試みも、見ることができる<sup>12,13)</sup>。

他方、上位の指令によらない自律的な調節機構を有する可能性も考えられる。随意運動の付随しない、関節の角度などの受動的な条件変化と、脊髄  $\alpha$ MN の活動度の関係は注目されることが少なかったが、近年では一部に報告を見ることが出来る<sup>14,15)</sup>。本研究では、立位および座位において、足関節角度の受動的変化による脊髄  $\alpha$ MN の興奮性について解析し、上位からの運動指令に付随した調節ではない、自律的な感度調節の可能性を検討する。

さらに、受動的な関節の角度変化に応じて、伸張反射系の感度が自律的に変化している場合、それが脊髄から遠位での局所的な調節であるならば、下位

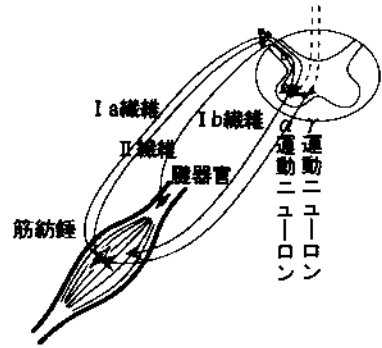
制御器が適応機構まで有することになり、工学的にも興味深い。合目的に考えると、生体の筋骨格系は非線形特性を有しているため、制御工学的観点からは、ゲインを適応的に調節して下位システムの特性を一定に維持した方が、上位システムに要求されるロバスト性は軽減される。そのため、下位制御器が適応機構を有していても、機能的な意味で矛盾しない。階層構造を持つ生体の運動制御システムの下位制御器は固定制御器か、適応機構まで有するのか、は同様の階層的制御構造を持つシステム構築に際しての、1つのアプローチ法を与えることが期待される。そこで、本研究では、反射ゲイン調節が存在した場合の、工学的な意味づけについても検討する。

## 2. 原理

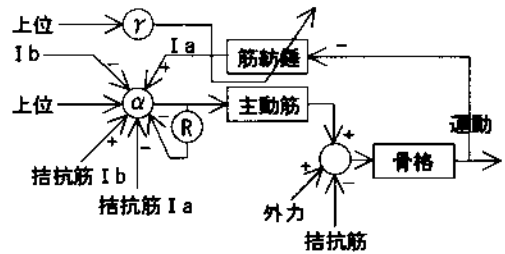
### 2.1 伸張反射

図1に脊髄および筋骨格系が構成する制御機構の模式図と、それをブロック線図にしたものを示す。筋紡錘は筋線維と平行に付着して筋の長さおよび収縮速度を検出する伸張受容器である。筋紡錘からは、求心性のIa線維が $\alpha$ 運動ニューロンに単シナプス性に結合して興奮作用を及ぼす。したがって、外力によって筋が伸張されると、筋紡錘からのインパルス頻度が増大するため、 $\alpha$ 運動ニューロンが興奮し、伸張された筋が収縮する、という一連の伸張反射が形成される。

ほかに、筋紡錘からの求心性線維は、主動筋の $\alpha$ 運動ニューロンを興奮させると同時に、抑制性の介在ニューロンを介して拮抗筋の $\alpha$ 運動ニューロンを抑制する機能も持ち、相反抑制と呼ばれる。また、脊髄 $\gamma$ 運動ニューロンは筋紡錘内の小筋の緊張度を変えることで、筋の長さおよび収縮速度に対する筋紡錘の感度を調節する機能を持つ。一方、腱器官は筋線維に直列に配置された張力受容器である。筋が収縮して張力が増大すると、腱器官からのインパルス頻度が増加し、その信号はIb線維を通じて、 $\alpha$ 運動ニューロンの興奮作用を抑えられる。



(a)



(b)

図1 伸張反射の神経機構とブロック図

すなわち、伸張反射とは逆ゲインの反射系が構成されるのであるが、腱器官は筋紡錘に比べて閾値が高い。相反抑制も固定したものではなく、運動によっては主動筋と拮抗筋を同時に収縮させることが必要になる。レンショウ細胞と呼ばれる抑制性介在ニューロンは主動筋の $\alpha$ 運動ニューロンに反回抑制を行って活動レベルを調節するとともに、相反抑制の程度を調節して主動筋と拮抗筋の同時収縮を可能にする機能がある<sup>2)</sup>。また、多関節にわたる反射ループや、複数のシナプスを介した長潜時の反射経路の存在なども知られている。

### 2.2 H反射による $\alpha$ MNの興奮性計測

運動神経に電気刺激を加えたときに発生する筋活動電位の変化(筋電図)が誘発筋電図である。下腿三頭筋を支配している脛骨神経を単一パルスで電気刺激すると筋収縮が起こり、図2(a)の経路を経て、図2(b)のような波形の誘発筋電図が導出される。このとき、刺激時点から10数ms後と30数ms後の2つの応答がみられる。前者は電気刺激による $\alpha$

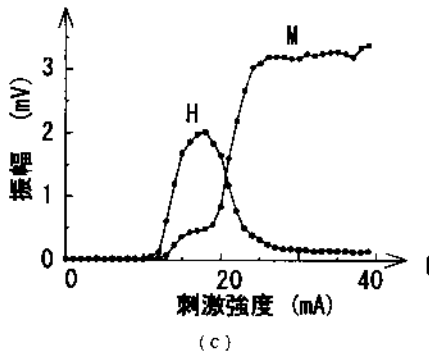
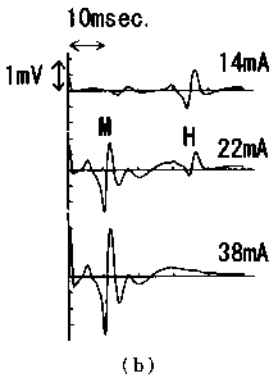
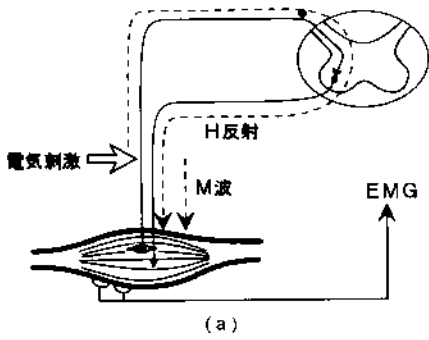


図2 電気刺激による誘発筋電図 (a) と刺激強度の変化による振幅変化 (b, c)

運動神経繊維の興奮が直接筋へ伝えられて発生する活動電位 (M 波) である。後者は、電気刺激により筋紡錘からの Ia 求心性神経繊維が興奮し、これが脊髄の  $\alpha$ MN を刺激して、再び運動神経を経て引き起こされる反射性の活動電位 (H 反射) である。H 反射は電気刺激による興奮が脊髄を経由してくることから、脊髄における反射系の感度、中でも  $\alpha$ MN の興奮性を非侵襲的に外部から定量化する手法となる<sup>18)</sup>。

ここで、刺激強度と、M波とH反射の出現には、図2(b, c)のような関係がある。Ia 線維には  $\alpha$  線維よりも太いものがあるので、その興奮閾値は  $\alpha$  線維のそれよりも低い。そこで、刺激を閾値下からしだいに強めていくと、求心性神経線維がまず興奮してH反射が発生し、刺激を強めていくと  $\alpha$  線維も興奮してM波が現れる。さらに刺激を強めて多数の運動神経線維が興奮するようになると、この興奮は順方向に筋に伝えられてM波を発生させるばかりでなく、刺激点から逆に脊髄方向へ伝搬するようになる。この逆行性インパルスが、求心性神経線維の興奮に起因する脊髄からの順行性インパルスを阻止することになり、筋へ向かうインパルスが減少、消滅してH反射が現れなくなる。したがって、H反射とM波の振幅最大値比、すなわちM波最大値で正規化したH反射最大値、は  $\alpha$ MN の興奮性を表す指標となる。

### 3. 実験方法

#### 3.1 実験システム

各種刺激強度での誘発筋電図を記録し、処理するために用いた実験システムが図3である。脛骨神経を経皮的に電気刺激して、下腿三頭筋 (ヒラメ筋) の筋電図を記録した。誘発筋電図を記録するには、一对の刺激電極と表面電極が必要である。刺激電極には、直径 8 mm、電極間隔 23 mm のフェルト電極を用いて、膝窩において刺激した。刺激電極の固定に際しては、最もH反射の閾値が低く安定して記録できる部位を選び、ベルトで固定した。記録電極には直径 11 mm の金属表面電極を用いて、電極間隔 30 mm で筋の長軸方向に沿って皮膚上において双極導出を行った。接地電極は、筋活動電位の影響を受けないように、外果上に貼付した。筋活動を検出する増幅器の設定は、時定数 0.03 sec、高域遮断周波数 3 kHz である。

刺激波形には 0.1-1 ms の矩形パルス、あるいはバースト波形が用いられるが、ここでは、一般的な 1 msec 幅の矩形波を用いて、電流刺激を行っ

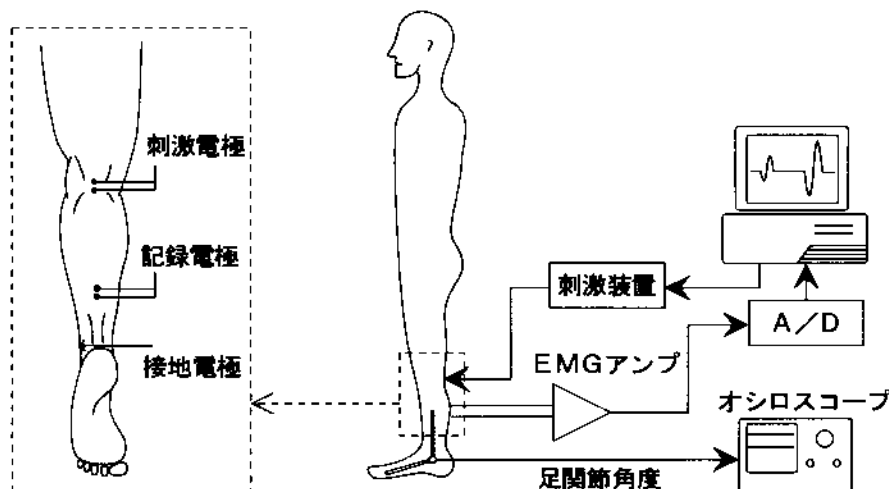


図3 測定システム全体図

た。また、短時間で測定を反復すると、H反射の振幅は減少することから、低頻度での測定が推奨されているため、3 secに1回の頻度で測定した。また、安定したH反射を得るために、閾値よりも低い刺激強度から、1 mA ずつ順次刺激強度を増大してゆき、それぞれの刺激に対する誘発電位をサンプル周波数5 kHzで、刺激印加後50 msec間オンライン記録した。この一連の測定は、計算機により自動的に行った。

記録された一連の誘発電位からは、それぞれのH反射とM波のPeak-to-peak振幅を検出し、H反射の大きさを最大M波の百分率(H/M最大値比)として表示した。この処理は図2(c)において、M波の最大値で正規化したH反射最大値の振幅を求めることに相当する。このH/M最大値比の変化が、H反射ループの感度を支配する、 $\alpha$ MNの興奮性の変化を表す指標となる。

### 3.2 実験条件

H反射の閾値下からM波の飽和領域まで測定するために、刺激強度は、1 mA 間隔で40段階に変化させた。ただし、結果に見られるように、実験条件によって刺激効果が変動するため、刺激強度を変化させる範囲は、実験条件に応じて変更した。測定時間は、1測定につき2分である。

実験条件は姿勢(立位、座位)と関節角度(通常、背屈10度、底屈10度)の組み合わせで、計6条件である。立位における背屈と底屈は傾斜台を用いて与えたので、足関節に加わる重力のモーメント、すなわち抗重力筋に要求される筋力は、通常、底屈、背屈ともに同一と考えられる。また、立位時の関節角度を角度センサで計測しておき、座位条件では、立位と同一角度になるように、外力を加えた。このとき、被験者には、随意的収縮を行わないよう指示を与えた。座位では、立位と同様に膝関節完全伸展で測定した。

実験手順は、1)立位での3条件を1組として、4組を測定し、初回の1組を除く3組を測定データとして使用した。初回のデータを除外したのは、電極位置のずれ、被験者の適応、などの初期変動要素の影響を軽減するためである。次に2)座位での3条件を1組として、3組を測定した。座位条件での刺激電極位置は、立位姿勢の時と同じ装着場所のまま測定を行うとH反射・M波が得られない場合があ

表1 実験条件

姿勢	立位			座位		
	通常	背屈 10°	底屈 10°	通常	背屈 10°	底屈 10°
足関節	通常	背屈 10°	底屈 10°	通常	背屈 10°	底屈 10°

立位での底屈背屈は、傾斜台を使用、座位での底屈、背屈は外力を加えた。各3条件での角度は、立位と座位で同一に設定。

るので、そのときは電極の再固定を行った。

以上の手順で測定を行い、実験日を改めて、同一の測定をさらに2回、計3回行った。被験者は、21-34歳の健康成人男子10名である。

### 3.3 処 理

H反射を用いた $\alpha$ MNの興奮性の測定には、確率的変動が付随するため、平均値を求める操作が必要になる。さらに、被験者による個体差や、電極位置の変動などの要因による、試行ごとの変動も無視できない。そこで、1実験日あたり3回のH反射とM波の振幅の平均値を求めてH/M振幅の増減グラフを作成し、これからH/M最大値比を求め、その条件での代表値とした。すなわち、全540データ(3測定値 $\times$ 3日分 $\times$ 10人 $\times$ 6条件)から、代表値180データ(1代表値 $\times$ 3日分 $\times$ 10人 $\times$ 6条件)を求めた。

さらに、H/M最大値比の試行ごとの分散が大きいため、各試行での、関節角度変化による、H/M最大値比の変動分だけを抽出して、足関節角度変化による増減データ数も比較した。

## 4. 実験結果

### 4.1 足関節角度による振幅の増減

図4では、足関節角度によって、H反射、M波とも、その振幅が増減している様子が見られる。M

波の飽和振幅は、全 $\alpha$ MNが興奮したときの筋活動電位を示しているの、測定電極位置が一定であれば、刺激電極が変動しても一定のはずである。したがって、M波飽和振幅の変動は、足関節の運動によって測定電極と筋の相対的位置の変動を意味する。図4の結果にも見られるように、背屈でM波、H反射ともに振幅が減少し、逆に底屈で増加する傾向が見られた。背屈時には下腿三頭筋側の表皮が受動的に伸張されるため、筋と電極との距離が増加したものと推察される。

また、H反射の最大値が検出される刺激強度や、M波が飽和する刺激強度なども足関節角度で変動していることから、刺激電極も足関節角度で変動したものと見られる。足関節角度によって腓腹筋の緊張が変化するため、膝窩に貼付した電極と脛骨神経の位置が変化したものと推察される。

これらの電極位置の移動の影響は、M波最大値やM波が飽和する刺激強度などで正規化することで除去した。

### 4.2 H/M最大値比の平均

各姿勢条件ごとのH/M最大値比の平均値と標準偏差を図5に示す。 $\alpha$ MNの興奮性は、座位、立位ともに、背屈で抑制性的な変化、底屈で興奮性的な変化の傾向を示している。

また、被験者2名において、姿勢と背景筋活動の関係を確認したところ、前脛骨筋の筋活動は、立位および座位において、随意的最大収縮の数%で一定

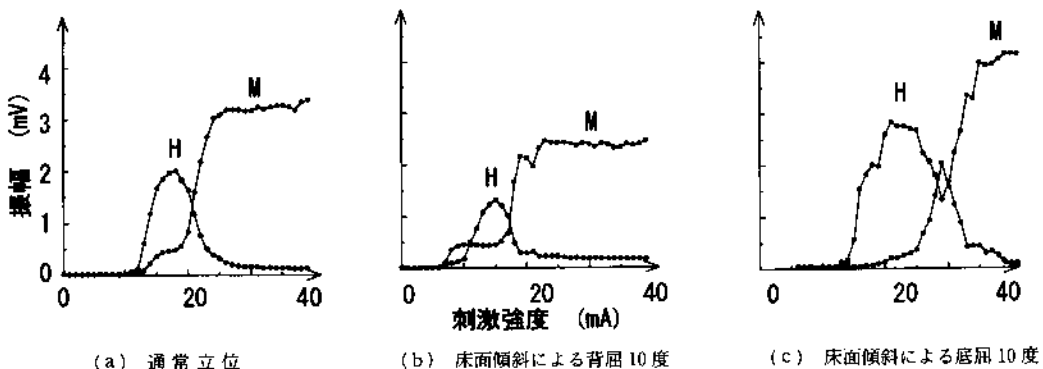


図4 測定されたH反射とM波の振幅

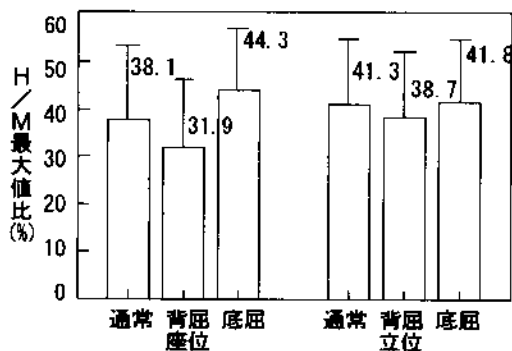


図 5 H/M 最大値比の平均値と標準偏差 (N=10 人×3 回)

であった。ヒラメ筋も、座位では随意的最大収縮の数%で一定であったが、立位では抗重力筋として作用するため、10-20%の活動を示し、底屈で増加する傾向を示した。

脊髄ニューロンプールの活動度は、個々の  $\alpha$ MN の活動度の総和であり、個々の  $\alpha$ MN の閾値は過去の興奮履歴によって変化するために、H 反射の大きさには、確率的変動が伴う。さらに、個体差も大きいので、単純平均では統計的有意差は認められなかった。

座位と立位を比較してみると、座位の方が、やや H/M 最大値比が小さい傾向が見られるが、足関節角度による変動に比較すると、姿勢による変動量は小さい。また、足関節角度の変化による、H/M 最大値比の変化量は、座位で、より大きい傾向が見られた。

#### 4.3 H/M 最大値比の増減データ数

個体差の影響を避けて、足関節の底背屈による変化の傾向のみを抽出するために、データごとに促進性か抑制性か判定し、そのデータ数を比較した。図 6 は H/M 最大値比が、通常より低下した場合 (抑制性的変化) と、通常より増大した場合 (促進性的変化) のデータ数を、条件ごとに集計したグラフである。先の、背屈では抑制性的変化、底屈では興奮性的変化、という傾向が、座位姿勢において顕著な傾向を示した。しかし、立位姿勢では、明確な傾向を示さなかった。

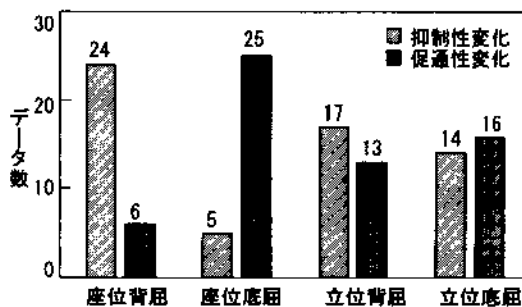


図 6 H/M 最大値比の増減データ数 (N=10 人×3 回)

## 5. 検 討

### 5.1 測定方法の問題

測定条件によって異なる電極位置の影響は、M 波最大値で正規化することで回避した。しかし、測定に多大な時間を要するため、測定データ数が限定される。統計的に処理して確率的変動要因を軽減するために、測定対象を H 反射と M 波の最大値だけに限定するなどの改善が必要である。

### 5.2 興奮性的変化要因

$\alpha$ MN の興奮性的変化の一要因として、測定対象の筋、および拮抗筋の筋活動が挙げられる。両筋の背景筋活動が一定である座位条件に注目すると、足関節の角度変化による  $\alpha$ MN の感度変化が、立位より顕著に見られた。このことから、 $\alpha$ MN の興奮性的変化は、背景筋活動の変化ではなく、筋紡錘や腱器官からの信号による可能性が高いと考えられる。

足関節が受動的に背屈されると、筋紡錘が伸張されるため、脊髄  $\alpha$ MN プールの活動度は亢進するものと考えられるが、実験結果では、逆に抑制性的変化を示した。前脛骨筋腱に与えた振動刺激が、シナプス前抑制によってヒラメ筋の  $\alpha$ MN プールの活動度を抑制したという報告<sup>17)</sup>もあることから、求心性感覚信号による抑制である可能性が考えられる。この場合は、上位の随意的運動制御に伴う反射適応ではなく、自律的な反射適応に該当する。直立時に機械的外乱を加えて反射を誘発した実験では、外乱

の反復による反射の適応が報告されているが<sup>18)</sup>、本実験および Hayashi らの実験<sup>19)</sup>では、座位で顕著な傾向を示したことから、姿勢制御などの高次中枢機能との関連は低いと考えられ、自律的適応の可能性が高い。

しかし、機械的外乱による誘発筋電図を調べた研究では、「外乱にตอบสนองするな」という指示を与えることで、反射感度が低下したとの報告<sup>19)</sup>もある。本実験でも、随意的筋収縮を防止するために、外力によって背屈された時に筋収縮しないよう指示したので、上位中枢からの指令にもとづく反射適応である可能性も検討が必要である。

この反射ゲインの調節が、上位からの調節を受けない自律的なものであるとき、感度調節が、脊髄から遠位での局所的なものである場合と、延髄など上位の反射中枢を含む場合の、2つが考えられる。下位制御器が適応機構を有するのか、そうでないのかは、生体の階層的制御器の構造決定規範を明らかにするために重要である。脊髄損傷のように、上位中枢の支配を受けない状態にある被験者での測定による確認が考えられるが、上位中枢からの支配が完全に解除されると、痙性のような非生理的状態になるため、比較対象とすることには問題がある。

### 5.3 興奮性変化の工学的意味

背屈による抑制が、前シナプス抑制であるとき、図7のように抑制性の入力が存在し、それが足関節角度に応じて増減するものと仮定する。ここで、電気刺激したときの Ia 軸索と  $\alpha$  軸索の発火確率特性を図8(a)のように仮定する。この特性は正規化したもので、1) Ia 軸索の方が太いので閾値が低い、2) 軸索の太さが正規分布に従うならば、その興奮特性は正規分布の積分になるので S 字状になる、ことから仮定した。ここでは、シグモイド関数形の指数関数を用いて表現した。さらに、 $\alpha$ MN も同様の S 字状特性のとき、刺激強度に対する H 反射と M 波の関係は図8(b)のようになる。

$$\text{Ia 軸索} : \frac{1}{1 + \exp(-(S - \text{ThI}) \cdot K)} \quad (1)$$

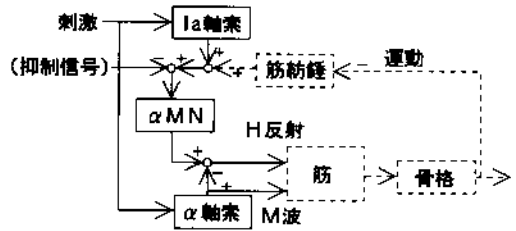


図7 H反射の前シナプス抑制

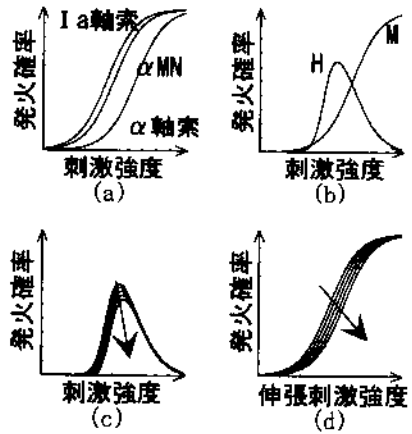


図8 H反射振幅低下のシミュレーション

(a) 仮定した  $\alpha$ MN と電気刺激時の Ia 軸索、 $\alpha$  軸索の入出力特性。(b) H 反射と M 波の計算結果。(c, d) 抑制信号が 0.1 まで変化したときの H 反射振幅の変化と伸張刺激に対する発火確率の変化。

$$\alpha \text{ 軸索} : \frac{1}{1 + \exp(-(S - \text{ThM}) \cdot K)} \quad (2)$$

$$\alpha \text{ MN} : \frac{1}{1 + \exp(-(S - \text{ThA}) \cdot K)} \quad (3)$$

ただし  $K=10$ ,  $\text{ThI}=0.5$ ,  $\text{ThM}=0.65$ ,  $\text{ThA}=0.5$

ここで、 $S$  は刺激強度で、その他は図8(a)の関数形状にするための定数である。このとき、抑制入力が増加したものと仮定すると、図8(c)のように、H 反射の最大値が低下する。さらに、腱紡錘の特性がほぼ線形であることから<sup>20)</sup>、筋紡錘の特性も線形と仮定する。変位に対する筋の発火確率、すなわち伸張反射系の感度は、図8(d)のように、抑制性の入力によって、右にずれる。原点からの傾き、すなわち伸張反射感度が、中域において見かけ上低下する。

会目的観点から、この見かけ上の感度低下が、

足関節角度の変化に伴う、何らかのパラメータ変化の補償であると仮定して、検討をすすめる。

第一の仮説は、伸張反射系ループゲインの補償である。背屈により筋紡錘の感度が増大したため、これを補償するために  $\alpha$ MN の感度が低下したというものである。異なる関節角度で機械的に伸張反射を誘発したときに、筋電図振幅が変化しなければ、この可能性が高いと考えられる。

第二の仮説は、スティフネスの補償である。関節が強制的に変位させられたとき、変位  $X$  とトルク  $T$  の関係は、弾性  $K$  と粘性  $B$  を用いて

$$X = (K + B \cdot S) T \quad (4)$$

と表現される。同様に、変位により伸張反射系が発生するトルク  $F$  も位置の感度  $K_p$  と速度の感度  $K_v$  を用いて

$$X = (K_p + K_v \cdot S) F \quad (5)$$

と表現できる。  $K$  と  $K_p$ 、  $B$  と  $K_v$  が等価であることから、  $K$ 、  $B$  の増加を  $K_p$  と  $K_v$  が減少することで、(ループゲインが減少することで)補償したという仮説である。第一の仮説とは逆に、伸張反射系の機械的外乱に対する感度が低下していれば、こちらの可能性が高いと考えられる。

これらの仮説を検証するためにも、機械的外乱を用いて、筋紡錘の特性も含めた伸張反射系のゲインの変化を測定することが必要である。

## 6. ま と め

下腿三頭筋の H 反射の振幅を解析したところ、足関節の受動的背屈で抑制される傾向を示した。すなわち、 $\alpha$ MN の興奮性、すなわち伸張反射系の感度が、関節の角度に応じて調節されている可能性が示唆された。

さらに、座位が立位より顕著な傾向を示していることから、この伸張反射中枢の感度調節は、立位に関連した上位からの調節ではない、自律的な調節である可能性が高いと考えられた。

このパラメータ調節は従来の生理学的知見から、感覚性の求心性情報に基づくものであると考えられた。工学的には、筋紡錘の感度変化を補償、あるいは

は関節スティフネスの維持、の2つの仮説が考えられ、反射適応の工学的意味を明らかにするためにも、機械的外乱に対する伸張反射系の応答を解析する必要がある。

## 謝辞

本研究は、文部省科学研究費奨励研究(A)の援助を得た。ここに記して感謝する。また、実験に協力いただいた、本学卒業生高橋賢勇君に感謝する。

## 参 考 文 献

- 1) Kawato, M., Furukawa, K. & Suzuki, R.: A hierarchical network model for motor control and learning of voluntary movement, *Biol. Cybern.*, 57, 169-185, (1987).
- 2) Patla, A.E., Calvert, T.W. & Stein, R.B.: Model of a pattern generator for locomotion in mammals, *Am. J. Physiol.*, 248, R 484-494, (1985).
- 3) Taga, G., Yamaguchi, Y. & Shimizu, H.: Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment, *Biol. Cybern.*, 65, 147-159, (1991).
- 4) Hammond, P.H., Merton, P.A. & Sutton, G.G.: Nervous gradation of muscular contraction, *Br. Med. Bull.*, 12, 214-218, (1956).
- 5) Mizuno, Y., Tanaka, R. & Yanagisawa, N.: Reciprocal group I inhibition on triceps surae motoneurons in man, *J. Neurophysiol.*, 34, 1010-1017, (1971).
- 6) Pierrot-Deseilligny, E., Katz, R. & Morin, C.: Evidence for Ib inhibition in human subjects, *Brain Res.*, 166, 176-179, (1979).
- 7) Pierrot-Deseilligny, E. & Bussel, B.: Evidence for recurrent inhibition by motoneurons in human subjects, *Brain Res.*, 88, 105-108, (1975).
- 8) 三田勝己, 青木久, 矢部京之助: 反応動作開始前における運動ニューロン興奮水準の変化, *医用電子と生体工学*, 20, 162-169, (1982).
- 9) 河原剛一, 中園嘉巳, 坂本俊行, 佐藤晴美, 宮本嘉巳: 予測動作および反応動作特性とその神経機序, *バイオメカニズム* 9, 55-65, (1988).
- 10) Capady, C. & Stein, R.B.: Difference in the amplitude of the human soleus H reflex during walking and running, *J. Physiol.*, 392, 513-512, (1987).
- 11) Dietz, V., Discher, M., Faist, M. & Trippel, M.: Amplitude modulation of the human quadriceps tendon jerk reflex during gait, *Exp. Brain Res.*, 82 (1), 211-213, (1990).
- 12) Akazawa, K., Milner, T.E. & Stein, R.B.: Modulation of reflex EMG end stiffness in response to stretch of human finger muscle, *J. Neurophysiol.*, 49, 16-27, (1983).



- 13) 赤沢繁造, 竹沢茂, 楠本秀忠, 藤井克彦: 張力制御における脳の伸張反射調節機構の解析. 電子情報通信学会論文誌, J 72-D-II (1), 140-147, (1989).
  - 14) Hayashi, R., Tako, K., Tokuda, T. & Yanagisawa, N.: Comparison of amplitude of human soleus H-reflex during sitting and standing, *Neurosci. Res.*, 13(3), 227-233, (1992).
  - 15) Guissard, N., Duchateau, J. & Hainaut, K.: Muscle stretching and motoneuron excitability, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 58(1-2), 47-52, (1988).
  - 16) 下地恒毅: 誘発電位, 西村書店, 204-226.
  - 17) Hultborn, H., Meunier, S., Morin, C. & Pierrot-Deseilligny, E.: Ascending changes in presynaptic inhibition of Ia fibers: A study in man and the cat, *J. Physiology*, 389, 729-756, (1987).
  - 18) Nashner, L.M.: Adapting reflexes controlling the human posture, *Exp. Brain Res.*, 26, 59-72, (1976).
  - 19) Gottlieb, G.L. & Agarwal, G.C.: Response to sudden torques about ankle joint in man, *J. Neurophysiol.*, 42, 91-106, (1979).
  - 20) Crago, P.E., Houk, J.C. & Rymer, W.Z.: Sampling of total muscle force by tendon organs, *J. Neurophysiol.*, 47(6), 1069-1083, (1982).
- ~~~~~

# FEASIBILITY OF SELF-ORGANIZED GAIN ADAPTATION IN SOLEUS H REFLEX CAUSED BY PASSIVE MUSCULAR STRECH

Kinya FUJITA

*Faculty of Engineering, Iwate University*

The feasibility of a self-organized change of stretch reflex gain caused by the passive change of the ankle joint angle was discussed in the human soleus muscles. The amount of the maximal amplitude of Hoffman (H) reflex, normalized by the maximal direct motor (M) response, was used to evaluate the excitability of the soleus motoneuron. The H reflex amplitudes in 1) normal standing, 2) ten degree dorsiflexion, 3) ten degree plantarflexion, were measured in standing posture, and also in sitting posture with the same ankle joint angles, in ten neurologically intact subjects.

The normalized H-reflex amplitude was decreased from 38 percent to 32 percent by dorsiflexion and increased to 44 percent in sitting posture. The amplitude in standing posture was also decreased 41 percent to 39 percent by dorsiflexion and increased 42 percent by plantarflexion. It was suggested that the motoneuron pool is inhibited by passive dorsiflexion and facilitated by passive plantarflexion.

In 24 of the 30 inhibition by dorsiflexion was indicated in sitting posture; however, only 17 indicated the inhibition in standing posture. In 25 of the 30 facilitation by plantarflexion in sitting posture was indicated; however, only 16 indicated facilitation in standing posture. The tendency of the inhibition and facilitation was obvious in the sitting posture but not clear in the standing posture. Therefore, the change of the reflex loop gain appears to have no relation to the higher center control system such as that for postural control, and seems to be a local self-organized adaptation. Two hypotheses were proposed: 1) in feedback gain compensation, the change is for compensation of the muscle spindle sensitivity change, 2) in stiffness compensation, the change is for compensation of the nonlinearity of the joint stiffness. Measurement of the response to the mechanical perturbation is required to obtain answers for these hypotheses.