

足部反射の評価指数の妥当性

川崎医療短期大学 医用電子技術科

軸 屋 和 明

(平成2年8月27日受理)

Validity of Estimated Index of Ankle Reflex

Kazuaki JIKUYA

*Department of Medical Engineering, Kawasaki College of Allied Health Professions
Kurashiki, Okayama, 701-01, Japan*

(Received on Aug. 27, 1990)

Key words : 評価指数, 痙縮, 固縮, 脊髄反射, 反射モデル, シミュレーション

概 要

筆者は既に、脛骨神経を電気刺激して誘発される足部の運動から、痙縮と固縮を分離して定量的に評価できる評価指数を提案している。本研究では、この評価指数の妥当性を理論的に明らかにした。まず、正常者、痙縮患者および固縮患者の足部反射の典型的な測定例を示している。次に、痙縮および固縮に対応して、反射弓を、それぞれ、相動性反射弓および持続性反射弓に分離し、これをもとにして、主働筋、拮抗筋を含む制御理論的な反射モデルを構成している。このモデルの入力は、上述した電気刺激に対応するインパルスと、上位から脊髄に至る12種類（主働筋側、拮抗筋側各6（相動性、持続性各3））の指令である。正常、痙縮、固縮の相違は、上位からの指令の差である。最後に、このモデルを用いて正常者、痙縮患者および固縮患者の足部反射を模擬し、筆者の提案した評価指数の妥当性を明らかにしている。

1. ま え が き

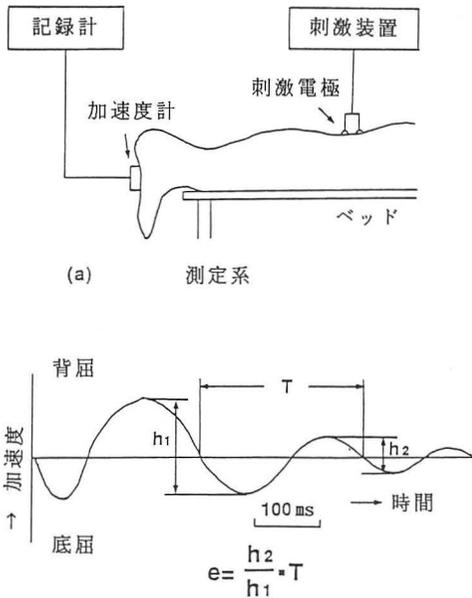
近年、リハビリテーション医学の分野では、四肢の反射を定量的に評価することが、重要な課題の一つとなっている。この課題を解決しようとする目的から、既に、打腱により誘発した足部の反射を光学的に検出する方法¹⁾、自由落下により誘発した膝部の反射をゴニオメーターで検出する方法²⁾などが提案されている。しかし、いずれの方法についても、適切な評価指数が与えられていない。他方、同じ目的で提案した筆者の方法は、脛骨神経刺激（インパルス刺激）により誘発した足部の反射を加速度計により検出する方法³⁾で、痙縮と固縮を分離して評価できる評価指数が与えられており、臨床的には、その妥当性もある程度確かめられている。

本研究の目的は、この評価指数の妥当性を理

論的に確かめることである。まず、正常者、痙縮患者および固縮患者から得られた足部反射の典型的な測定例を示す。次に、痙縮および固縮に対応して、反射弓を、それぞれ、相動性反射弓および持続性反射弓に分離し、これをもとにして二つの反射弓を持った反射モデルを構成する。そして最後に、このモデルを用いて反射を模擬し、筆者の提案した評価指数の妥当性を明らかにする。

2. 足部反射の実測例

反射の測定は、足部運動の測定と評価指数の算出との二つの段階に分けられる。足部運動の測定原理を図1(a)に示す。刺激装置により脛骨神経に単一パルスが加えられると、足部は底屈し、引き続き背屈・底屈を繰り返す減衰振動を呈する。この減衰振動は、足底に取り付けた加



(b) 評価指数の定義

図1 反射評価の原理

速度計により底屈背屈方向の加速度変化として検出され、記録計に記録される。同図(b)に評価指数 e の算出法を示す。図から明らかのように、 e は加速度波形の減衰度として算出される。

この方法により得られた正常者、痙縮患者および固縮患者の典型的な実測例を図2に示す。時間軸の原点は、インパルスが加えられた時刻である。このように、痙縮患者および固縮患者の加速度波形は、正常者に比して、それぞれ、より振動的およびより制動的となる。従って、痙縮患者の e の値は正常者に比して大きくなり、固縮患者の e の値は正常者に比して小さくなる。

3. 反射モデル

3.1 反射弓

脊髄レベルでの反射弓は、古くから研究されている⁴⁾が、本研究の反射弓は、 γ 運動細胞、 α 運動細胞、筋などを、それぞれ、相動性成分と持続性成分に分けて、図3のように構成される。相動性反射は、痙縮患者の反射に対応し、核袋錘内筋線維 (NB)、相動性 GI_a 線維 (DGI_aF)、相動性 α 運動細胞 ($D\alpha MN$)、相動性 α 線維 ($D\alpha F$)、相動性筋 (DMF) のループで生起す

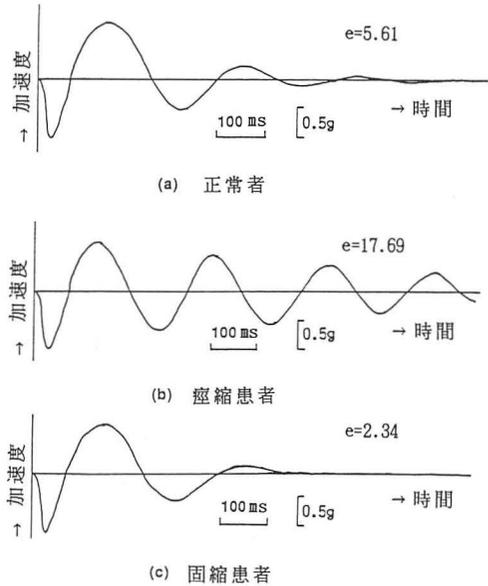


図2 加速度波形

る。これに対して、持続性反射は、固縮患者の反射に対応し、核鎖錘内筋線維 (NC)、持続性 GI_a 線維 (SGI_aF)、持続性 α 運動細胞 ($S\alpha MN$)、持続性 α 線維 ($S\alpha F$)、持続性筋 (SMF) のループで生起する。痙縮患者で相動性反射が亢進するのは、上位から相動性 γ 運動細胞 ($D\gamma MN$) への指令が増加するとともに、シナプス前抑制が低下する⁵⁾からである。また、固縮患者で持続性反射が亢進するのは、上位から持続性 γ 運動細胞 ($S\gamma MN$) への指令が異常に増加する⁶⁾からである。

3.2 反射モデル

筋のモデルは、能動特性を示す興奮収縮連関のモデルと、受動特性を示す筋リンク系のモデルとで構成される。前者のモデルは、 DMF 、 SMF とともに同じで、最大強縮張力と単収縮時間のみが異なる。また、後者のモデルは、主動筋側、拮抗筋側の負荷を一括して2次系で表現している。このようにして得られる筋のモデルを図4に示す。興奮収縮連関の出力側に置かれた代数加算モデルは、筋リンク系に対して主動筋と拮抗筋との筋収縮力が、互いに逆向きに作用することを示している。各ブロックに記された式は、そのブロックの伝達関数である。さらに、各記号に付した添字 D および S は、それぞれ、対応する諸量が相動性および持続性的のものである

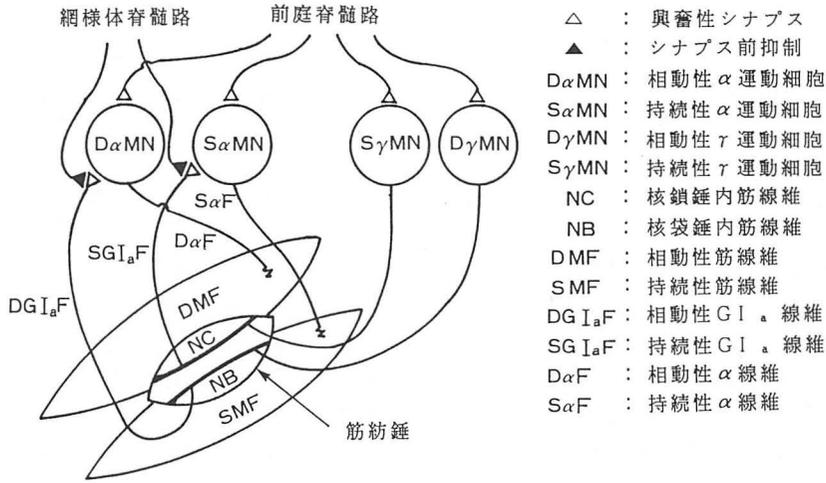


図3 反射弓

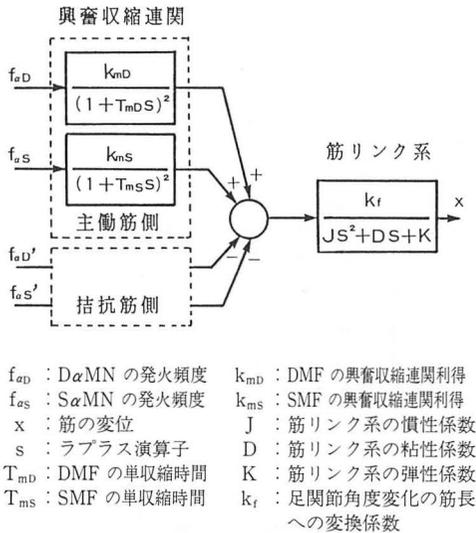


図4 筋のモデル

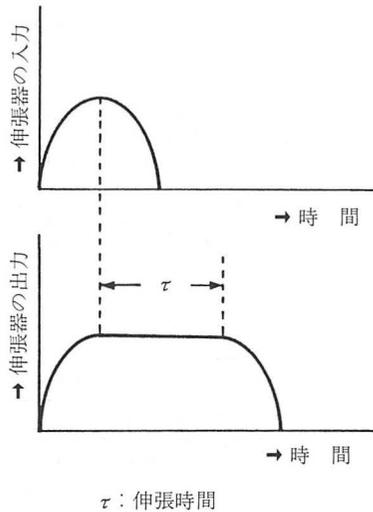


図5 伸張器 E_x の特性

ことを示し、各記号に付した'は、その記号の示す諸量が拮抗筋のものであることを示す。

脊髄のモデルは、 α MN と γ MN のモデルで代表されるが、 α MN のシナプス前抑制については、これまでモデル化された例が少ない。そこで本研究では、筋紡錘の発火頻度 f_s とシナプス抑制指令周波数 f_i の逆数との積でこれを表現している。また、 $S\alpha$ MN は、特に NC が止んだ後も持続性に発火するという機能を持つが、ここでは、これを図5の特性を持つ伸張器 E_x で

表現している。このようにして得られる $S\alpha$ MN のモデルを図6に示す。 $D\alpha$ MN のモデルは、この図から E_x を除外して得られる。

筋紡錘のモデルは、Matthews らのモデル⁷⁾を相動性成分と持続性成分に分離して、次式で表現している。

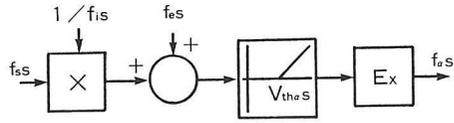
$$f_{sD} = \begin{cases} u_1 x s + u_2 f_{7D} - V_{thsD} & (u_1 x s + u_2 f_{7D} \geq V_{thsD}) \\ 0 & (u_1 x s + u_2 f_{7D} < V_{thsD}) \end{cases} \quad (1)$$

$$f_{ss} = \begin{cases} u_3x + u_4f_{7S} - V_{thS} & (u_3x + u_4f_{7S} \geq V_{thS}) \\ 0 & (u_3x + u_4f_{7S} < V_{thS}) \end{cases} \quad (2)$$

ここに、 u_1, u_2, u_3, u_4 は、定数であり、 f_7 および V_{thS} は、それぞれ、 γ MN の発火頻度および筋紡錘1次終末の閾値である。

インパルス刺激のモデルは $k_0\delta(t)$ (k_0 : 定数, $\delta(t)$: デルタ関数) で表現し、神経線維のモデルは、時間遅れ要素として、 $\exp(-T_d s)$ (T_d : 時定数で線維により異なる) の形で表現している。

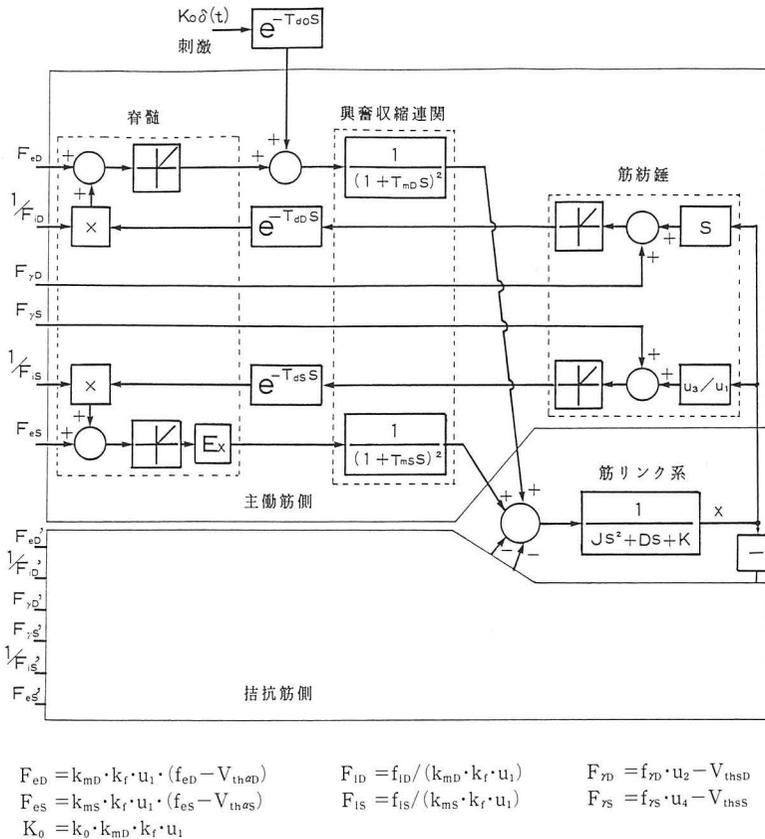
以上の結果と図3から、図7のような筋制御モデルが得られる。このモデルでは、未知定数を軽減するために、多少の変換が施されている。 α MN の閾値、足関節角度変化の筋長への変換係数、興奮収縮連関および筋紡錘の閾値と



- f_{7S} : 上位からシナプス前抑制部への発火頻度
- f_{eS} : 上位から $S\alpha$ MN への発火頻度
- f_{ss} : NC の発火頻度
- V_{thes} : $S\alpha$ MN の閾値

図6 $S\alpha$ MN のモデル

利得は、上位からの入力または電気刺激の強さに換算されている。 $\exp(-T_{d0}s)$ は膝窩部(電気刺激の印加点)から足部までのインパルスの伝達遅れを表している。また、脊髄と興奮収縮連関との間に置かれた加算は、インパルス刺激による遠心性刺激と反射による遠心性刺激との



$$\begin{aligned} F_{eD} &= k_{mD} \cdot k_f \cdot u_1 \cdot (f_{eD} - V_{thD}) & F_{7D} &= f_{7D} \cdot u_2 - V_{thSD} \\ F_{eS} &= k_{mS} \cdot k_f \cdot u_1 \cdot (f_{eS} - V_{thS}) & F_{7S} &= f_{7S} \cdot u_4 - V_{thSS} \\ K_0 &= k_0 \cdot k_{mD} \cdot k_f \cdot u_1 \end{aligned}$$

$\delta(t)$: デルタ関数, u_1 : 速度感度係数, u_3 : 変位感度係数, K_0 : 刺激強度係数, T_{d0} : 相動性反射弓の一巡伝達時間, T_{dS} : 持続性反射弓の一巡伝達時間, T_{d0} : 膝窩部から足部までの伝達時間, V_{thSD} : NB の閾値, V_{thSS} : NC の閾値

図7 反射モデル

排他的な加算である。さらに、 $\exp(-T_{dS})$ ($\exp(-T_{dSS})$) は DGI_aF (SGI_aF) と $D\alpha F$ ($S\alpha F$) とのインパルス伝達遅れを一括して表現している。ここに、 F_e 、 F_i および F_γ は、それぞれ、等価変換後の f_e 、 f_i および f_γ で、上述した各モデルの定数と図に付記したように関連づけられる。同様に、 K_0 も等価変換により生じた定数である。拮抗筋側モデルもインパルス刺激が存在しないことと変位が逆位相で入力されること以外、主働筋側モデルと同じである。

このモデルの入力は F_{eD} 、 F_{iD} 、 $F_{\gamma D}$ 、 F_{eS} 、 F_{iS} 、 $F_{\gamma S}$ 、 F'_{eD} 、 F'_{iD} 、 $F'_{\gamma D}$ 、 F'_{eS} 、 F'_{iS} 、 $F'_{\gamma S}$ および K_0 であり、出力は筋の変位 x である。

4. 評価指数の理論的検討

4.1 モデルの諸定数

ここでは、モデルの諸定数として、他の研究者の実測結果あるいはこれから予測される値を用いた。これらの値を表1に示す。このような諸定数を用いることは、いわば、仮想被験者を作ることと同じである。従って、入力値を適宜選定すれば、この被験者は、正常者だけでなく、痙縮患者にも固縮患者にもなり得る。

表1 諸定数の値

J	Nms ² /rad	0.027
D	Nms/rad	0.34
K	Nm/rad	21.82
T_{mD}	ms	50
T_{mS}	ms	100
T_{d0}	ms	5
T_{dD}	ms	34
T_{dS}	ms	43
u_3/u_1	s ⁻¹	10
τ	ms	30

4.2 足部運動のシミュレーション

正常者では、足部運動においてほとんど筋電発火が認められない。そこで、正常者については、常に筋電発火が生じないような入力値のもとで、シミュレーションを行った。これに対して、痙縮患者では、既に述べたように、上位から相動性 γ 運動細胞への指令が増加するとともに、シナプス前抑制が低下して相動性反射が亢

進する。そこで、痙縮患者については、 $F_{\gamma D}$ および F_{iD} の値を正常者の値より、それぞれ、増大および減少させて(他の入力値は正常者と同じ)シミュレーションを行った。但し、拮抗筋側の入力値は、それぞれ対応する主働筋側の入力値と同じとした(固縮患者の場合も同様)。また、固縮患者では、上位から持続性 γ 運動細胞への指令が増加して持続性反射が亢進するので、固縮患者については、 $F_{\gamma S}$ の値のみ正常者の値より増大させてシミュレーションを行った。このようにして得られたシミュレーション結果の例を図8に示す。これから明らかなように、痙縮患者および固縮患者の足部運動(加速度)は、正常者に比して、それぞれ、より振動的およびより制動的となり、2. で述べた結果と、定性的によく一致している。

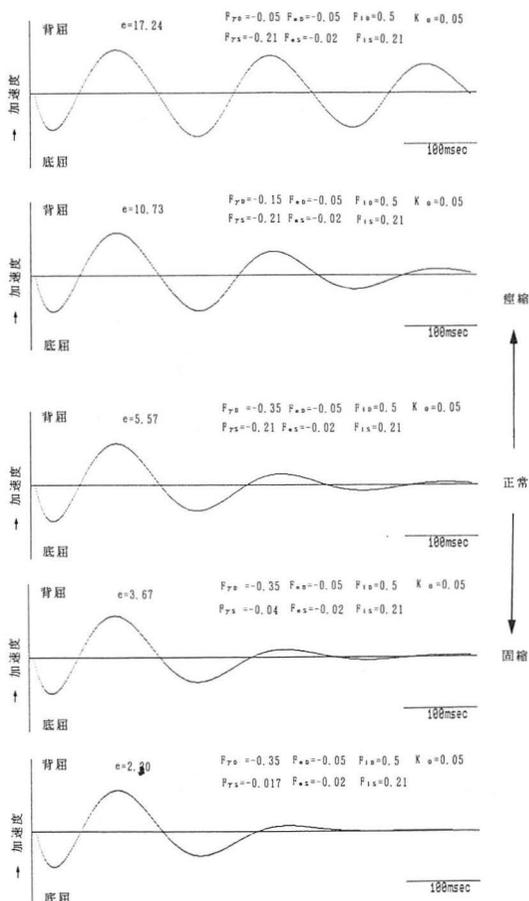


図8 シミュレーション結果

4.3 反射の評価指数

シミュレーションによって得られた痙縮患者および固縮患者の評価指数を、それぞれ、図9および図10に示す。痙縮患者では、明らかに、 F_{70} が増大するほど、また、 F_{10} が減少するほど評価指数は正常者($e=5.57$)に比して大きくなっている。これに対して、固縮患者では、 F_{75} が増大するほど評価指数は正常者に比して小さくなっている。これらの結果は、これまで臨床的に得られた結果とよく一致している。以上から、本研究の評価指数は理論的な面からも合理的であることが示された。

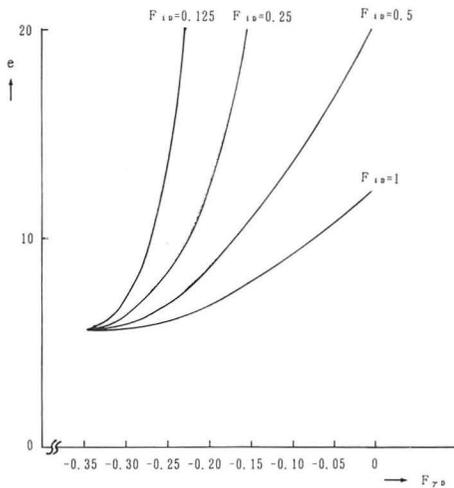


図9 痙縮患者の評価指数

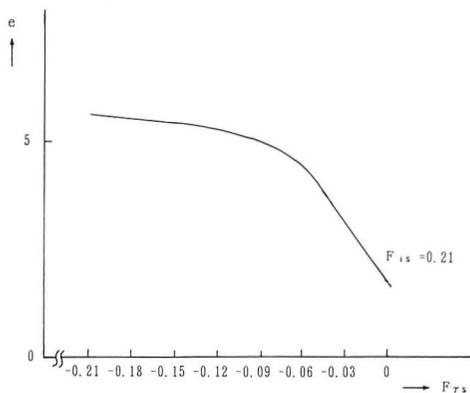


図10 固縮患者の評価指数

5. む す び

加速度波形の減衰度として算出される足部反射の評価指数が、理論的にも妥当であることを明らかにした。この結果は、痙縮患者および固縮患者の足部反射を定量的に評価できることを示すものである。筆者は今後、上述した評価原理に基づいた反射測定装置³⁾によりさらに多数の被験者に対して反射を測定し、その有効性を確かめたいと思っている。

文 献

- 1) I. Frolo, P. Kneppo, M. Križik and V. Rosfk : Microprocessor-based instrument for Achilles tendon reflex measurement. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, **19**, 695~700 (1981)
- 2) L. Vodovnik, B.R. Bowman and T. Bajd : Dynamics of spastic knee joint. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, **22**, 63~69 (1984)
- 3) 軸屋和明, 岡本卓爾, 橋本礼治, 平上二九三, 長尾史博, 明石 謙 : マイコンコンピュータを用いた足部反射測定装置の応用. *医用電子と生体工学*, **24**(2), 123~125 (1987)
- 4) 藤森聞一 : 固縮と痙縮 — その基礎と臨床 —, 医学書院, 東京, 1~153 (1975)
- 5) P. Ashby, M. Verrier and E. Lightfoot : Segmental reflex pathways in spinal shock and spinal spasticity in man. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.*, **37**, 1352~1360 (1974)
- 6) C.J. Andrews, D. Burke and J.W. Lance : The response to muscle stretch and shortening in Parkinsonian rigidity. *Brain*, **95**, 795~812 (1972)
- 7) R.J. Harvey and P.B.C. Matthews : The response of de-efferented muscle spindle endings in the cat's soleus to slow extension of the muscle. *J. Physiol.*, **157**, 370~392 (1961)