

脊髄損傷者のヒラメ筋反射研究のための足関節外乱装置

A perturbation device for investigating soleus reflex around the ankle joints of spinal cord injury patients

鈴木里江, 太田裕治

Rie SUZUKI, Yuji OHTA

お茶の水女子大学大学院 ライフサイエンス専攻

1. はじめに

反射とは末梢からの上行性入力により引き起こされる筋収縮で、運動の最も基本的な型である。とくに反射中枢が脊髄にあるものを脊髄反射と呼ぶ。我々は従来より脊髄損傷者の装具歩行実験を行ってきたが、神経・筋機能の面から歩行リハビリテーションを考える上で、脊髄内に残存する神経回路特性には、きわめて重要な意義が含まれることを見出してきた。本稿では脊髄反射のうち、単シナプス反射である伸張反射とH反射に関して述べる。

伸張反射 (Stretch Reflex) とは、筋肉が突然伸ばされることにより、筋肉内部にある筋紡錘という筋長を感知するセンサーが反応し、筋を元の長さに戻すために生じる収縮反応である。その伝達経路は、筋紡錘から、求心性である Ia 線維に興奮が伝わり、脊髄を経由した後、 α 運動ニューロンに興奮を与え、同じ筋の収縮を起こすというものである。またH反射 (Hoffmann Reflex) とは、Ia 線維を筋と脊髄の間で直接刺激することにより神経を興奮させ、伸張反射と同様の回路で刺激が脊髄を経由し α 運動ニューロンに伝わり筋収縮が引き起こされる反応である。伸張反射とH反射は共に運動ニューロンの興奮性を評価するためにしばしば使われる。両者の大きな違いは、刺激の出発点が筋紡錘であるか否かである。またH反射では直接、上行性刺激を入力するため、刺激入力の大きさが測定時の課題に左右されることなく定量できる。

最近の研究では反射は立位で抑制され、さらに立位と座位による姿勢の違いによって末梢感覚入力が増減し反射の大きさが変わるという報告がある。しかし、どの程度まで末梢感覚入力が立位時の反射興奮を抑制するのかは、まだわかっていない。そこで我々の研究室では国立身体障害者リハビリテーションセンターと共同で、以下のような足関節周

りに伸張反射を引き起こせる外乱装置を試作し、脊髄損傷者を対象にヒラメ筋の伸張反射とH反射の計測を実施している。

脊髄損傷者に対する測定の意義を以下に述べる。脊髄損傷とは中枢神経である脊髄が断裂することであり、これにより脳からの指令が末梢に届かなくなるばかりではなく、末梢からの感覚情報は伝達されなくなる。しかし下肢の神経・筋ユニットは存在するため、情報が末梢と脊髄間を往復することは可能である。このように脊髄損傷の場合は、末梢と脊髄間の神経活動は、脳と独立して引き起こされるため (下行性指令～抑制や興奮～がないため)、脊髄を経由する単純な神経活動の観察が可能となる。

2. 外乱装置

2-1. システム

Fig.1 に外乱装置の外観写真とそのモデル図を示す。外乱装置の作動原理はバネ・マス・ダンパ系を利用したものである。図に示すように、後方の電磁石を吸着させ背屈方向への回転を固定した状態で、足先に取り付けたバネを背屈方向に引張る。次に、任意のタイミングで電磁石を離脱させることでバネは急激に収縮しヒラメ筋が強制的に伸張する仕組みである。足関節の角度はポテンシオメータにより測定され記録される。

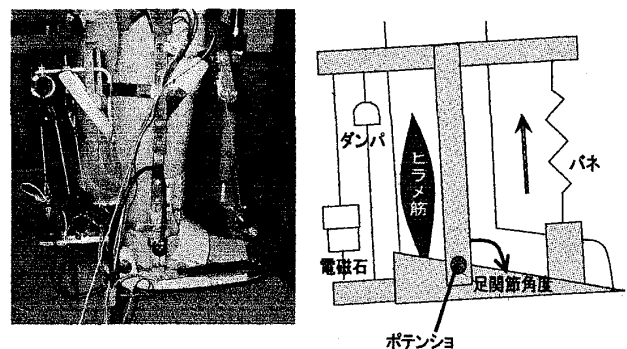


Fig.1 外乱装置

2-2. 外乱条件

足関節角度（角速度）はヒラメ筋の伸び率（伸張速度）に比例すると考えられる。被験者の姿勢の違いが、運動ニューロンの興奮性に及ぼす影響を調べるためには、筋紡錘への刺激の大きさ（振幅）を一定にし、刺激速度を変化させることが重要である。すなわち、理想的には、各外乱条件下で、①ヒラメ筋の引張長さ（足関節の角度変位）は同一、②筋の引張速度（足関節角速度）のみ変化させる、ことが望ましい。なぜなら筋の引張長さが変わると、反射振幅も変化するためである。これを実現するには、バネ・マス・ダンパ系のパラメータ（バネ定数、ダンパ定数等）を適切に調整する必要がある。以下の実験ではバネ定数 36 N/mm, 電磁石電流 0.05 A 等とした。

3. 実験方法

今回の予備実験は試作したデバイスの基本動作の確認を目的とした。被験者は健常者（20代女性）1名とし、立位にて、3種類の筋伸張速度(Slow, Middle, Fast)に対する伸張反射を、各7回計測した。同時にヒラメ筋、内側腓腹筋、前脛骨筋の筋活動電位を採取した。

4. 結果

Fig. 2に上からトリガー信号、足関節角度変位、角速度、ヒラメ筋伸張反射（EMG）のグラフを示す。左から Slow, Middle, Fast とし、7回の加算平均結果である。また、Table1に足関節角度のオーバーシュートと最終角度変位、最大角速度の数値を示した。角速度は設計通りに3段階に変化させることが可能であった。角度変位の絶対量は Slow と Fast で約 1.4 deg の差であったが、本実験ではH反射の結果とも照らし合わせて考察するため許容範囲内と考えられた。

5. 今後の予定

以上から、本外乱装置を用いることで、足関節に与える外乱角速度を変化させうることで、またそれにより、伸張反射の振幅も変化することが示された。今後は、脊髄損傷者を対象に立位ならびに仰臥位での反射の大きさに着目しつつ、筋の伸張速

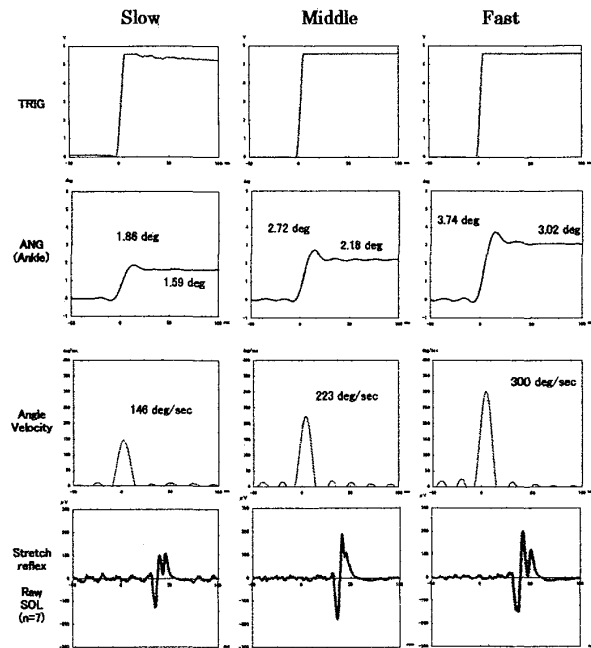


Fig.2 伸張反射実験の結果

Table 1 足関節の角度パラメータ

	Overshoot [deg]	Plateau [deg]	Angle Velocity [deg/sec]
Slow	1.86	1.59	146
Middle	2.73	2.19	223
Fast	3.74	3.02	300

度と立位時の抑制の関係について調べる予定である。

参考文献

- 1) Kawashima N, Sekiguchi H, Miyoshi T, Nakazawa K, Akai M. Inhibition of the human soleus H-reflex during standing without descending commands. *Neuroscience Letters*. 345, 41-44, 2003.
- 2) Eric R.Kandel, James H. Schwartz, Thomas M.Jessell. *Principles of Neural Science Fourth Edition*. McGraw-Hill Companies. 728-731, 2000.