

伸張反射系の自律的スティフネス制御機構†

藤田 欣也*

Stiffness Compensation Mechanism of Stretch Reflex
in Passive Joint Movement

Kinya FUJITA*

The existence of the self-directed stiffness regulation mechanism was experimentally demonstrated. The amount of the electromyogram induced by a mechanical perturbation was measured at three ankle positions in four normal volunteers. The reflex loop gain was decreased by the ankle dorsiflexion, in contrast to the increase of the joint elasticity. It is concluded that the change of the reflex gain acts as a joint stiffness regulator which compensates the change of the joint stiffness.

Key Words: stiffness, human movement, impedance, stretch reflex

1. はじめに

人間との接触を必要とするような環境において、ロボットマニピレータのインピーダンス制御、あるいはコンプライアンス制御が試みられている¹⁾。冗長性を有する多関節構造の場合、同一手先位置でも姿勢によって手先のインピーダンスは変化し²⁾、さらに生体の場合には、収縮力によって増加する粘弾性を利用して、伸筋と屈筋を同時に収縮させることで、関節角度を変えずにインピーダンスのみを変化させることも可能である。このように、多様な生体のインピーダンス制御方策を知るために、ヒトの上肢におけるインピーダンス計測などが報告されている^{3,4)}。他方、マニピレータにおけるインピーダンス制御は、力フィードバックによる位置目標の修正、あるいは位置フィードバックゲインの調節、などの方法で実現可能である。生体においては、伸張反射が関節の位置フィードバック系に相当するため、先の拮抗筋同時収縮による粘弾性調節に加えて、伸張反射の感度調節によるフィードバックゲイン調節によっても、関節のインピーダンス調節をおこなうことが可能と予想される。

歩行動作などにおいては、伸張反射を支配する α 運動ニューロン(以下 MN)の感度が、上位中枢によって調節されていることが、電気生理学的に示されてきた⁵⁾。さらに、随意的動作を伴わない受動的な関節変位においても、

α MN の電気刺激に対する反応性の変化が見られた^{6,7)}。しかし、この関節変位による α MN の感度変化の、制御工学的意味は、明らかにされていなかった。本研究では、機械的外乱を加えたときの筋活動量を用いて伸張反射の感度を定量化し、脊髄神経回路が、関節の角度変化による粘弾性の変化を補償して、自律的に関節の広義のスティフネスを一定に保持していることを示す。

2. 実験方法

2.1 原理

脊髄と筋骨格系が構成する伸張反射系のブロック図を Fig. 1 に示す。筋の伸張を検出する受容器である筋紡錘は、求心性の Ia 線維を介して α MN を興奮させる。外力によって関節が変位すると筋が伸張されるため、筋紡錘からのインパルス頻度が増大して α MN が興奮し、筋が収縮して外力と逆方向の力を発生する、という一連の位置フィードバック系が形成される。

関節を外力によって変位させるとき、伸張反射と関節固有の粘弾性は、運動への反力を発生するという点で、ほぼ等価である。しかし厳密には、伸張反射系には神経

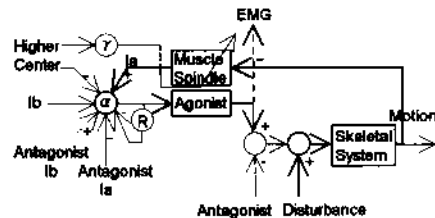


Fig. 1 Neuronal pathway of stretch reflex (bold)

† 第 10 回生体・生理工学シンポジウムで一部発表(1995・12)

* 岩手大学工学部 盛岡市上田 4-3-5

* Faculty of Engineering, Iwate University, Morioka

(Received April 12, 1996)

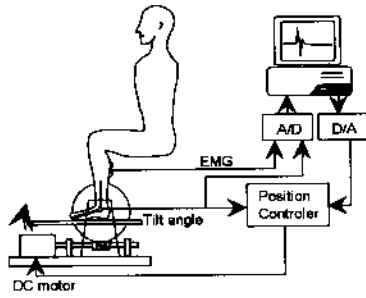


Fig. 2 Experimental set-up for reflex loop gain analysis by using step mechanical perturbation

の伝達遅れがあるため、完全に等価なものとして取り扱うことはできない。そこで、ここでは動特性を無視して、運動に対して反力を発生する要素を広義のスティフネスと定義し、その挙動を検討する。

下腿三頭筋 α MN の感度は、足関節の背屈時に抑制されることが電気刺激を用いた実験から示されているが、その制御工学的意味は、ループゲイン保持のための筋紡錘感度補償仮説と、関節スティフネス維持のための関節粘弾性補償仮説が考えられた⁷⁾。そこで、急速外乱を用いた筋紡錘を含む伸張反射の感度計測と、機械的弾性係数の計測を通して、実験的に検討をおこなった。被験者は、以下の両実験ともに21~34歳の健康成人4名とし、各条件下で15回計測をおこなった。

2.2 伸張反射感度の計測

伸張反射の感度は、Fig. 2のシステムを用いてステップ状の機械的外乱を加え、電気的に計測した下腿三頭筋(ヒラメ筋)の筋活動量の最大振幅を、指標とした。下腿三頭筋および前脛骨筋の安静時の筋活動量は、実験範囲内では変化がなかったため、筋活動による α MN の感度変化の影響は無視できるものとした。

2.3 弾性係数の計測

弾性係数は、Fig. 2の装置の回転軸に歪ゲージを貼付し、足関節角度を測定角度に対して正負に2度、ステップ状に変化させ、定常状態の軸トルクの差から算出した。伸張反射は伸張速度に対するフィードバックとしての性格が強いため、粘性係数との比較が望ましいが、粘性係数は動的な計測が必要であるため、伸張反射と分離した計測は困難である。そこで、弾性と粘性の増減は同様の傾向を示すことから、弾性係数と比較した。

3. 実験結果

3.1 伸張反射感度

機械的に足関節を背屈させたときの、外乱波形と誘発電位が Fig. 3 である。外乱波形が同一であるのに対し

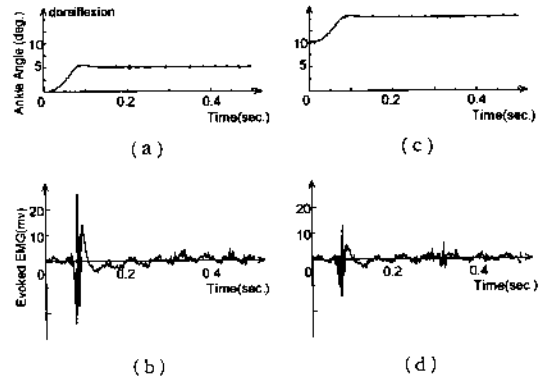


Fig. 3 Mechanical perturbation (a, c) and evoked EMG (b, d) in normal sitting (a, b) and in ten degree dorsiflexion (c, d)

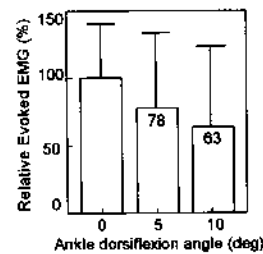


Fig. 4 Change of mechanically evoked electromyogram with passive ankle dorsiflexion

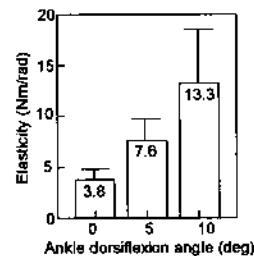


Fig. 5 Elasticity change by passive ankle dorsiflexion

て、誘発電位の振幅は、足関節の背屈(下腿三頭筋が伸張される方向)につれて減少している様子が確認できる。角度と伸張反射の関係を集計したものが Fig. 4 で、各条件間には、 t 検定で危険率1%の有意差があった。これは、電気刺激を用いた α MN の解析結果⁷⁾と、同一の傾向である。

3.2 弾性係数

弾性係数は、Fig. 5 のように、背屈につれて増加する、伸張反射と逆の傾向を示した。こちらも危険率1%の有意差があった。筋紡錘を含めた伸張反射感度が、弾性係

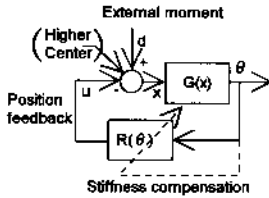


Fig. 6 Model of stiffness compensation by reflex modulation

数と相補的に変化していたことから、受動的な関節変位によるスティフネスの変化を補償しているという仮説が支持される結果となった。

4. 検 討

関節の力学特性 $G(x)$ と伸張反射 $R(\theta)$ を、Fig. 6 のように静的にモデル化し、さらに伸張反射感度調節系を仮定する。一般に関節 $G(x)$ に外力を加えると、外力の増加とともに関節角度は変化するが、ある一定の角度で停止する、これを Fig. 7(a) 実線のように指数関数で表現したとき、各角度におけるスティフネスは、(a) 図の微分値の逆数となるので Fig. 7(b) の実線ようになる。

$$\theta = G(x) = g(1 - \exp(-kx)) \quad (1)$$

ここで、伸張反射による位置フィードバック $R(s)$ が、 $R(\theta) = a\theta$ (2)

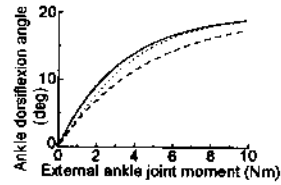
と、伸張反射感度が一定のときを破線で、

$$R(\theta) = a(1 - b\theta)\theta \quad (3)$$

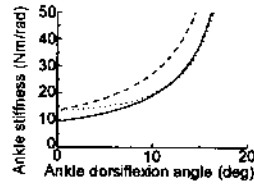
と、感度調節を受けるときを点線で示した。各定数は、測定結果から $g=20$ 、 $k=0.3$ とし、関節可動限界において伸張反射感度が 0 になるように、 $a=0.3$ 、 $b=0.05$ とした。

Fig. 7(b) の破線と点線を比較すると、伸張反射が一定の場合には、スティフネスの非線形性の改善が小さいのに対し、感度調節があると、関節の自然位置近傍でのスティフネスの線形性の改善が大であることが確認される。機能面で考えてみると、床面が傾斜しているような場合、足関節のスティフネスは傾斜によって変化するが、伸張反射系が補償するため、上位の姿勢制御系は特性変化の影響を受けないという利点が挙げられる。

今回の測定では、伸張反射の感度を誘発筋電図を用いて計測したため、関節の粘弾性と伸張反射の影響を同一物理量で比較できない。急速外乱を加えたときの反力を計測し、伸張反射発生前の数 10 msec から粘弾性を、その後の応答の残差から伸張反射の粘弾性相当係数を推定



(a)



(b)

Fig. 7 Simulated result of (a) joint movement and (b) stiffness change caused by stretch reflex (broken) and reflex modulation (dotted)

する方法などが考えられ、現在測定系を構築中である。

5. ま と め

下腿三頭筋の伸張反射の感度変化は、非線形スティフネスの補償である可能性が、実験的に示された。関節粘弾性と伸張反射という 2 つのスティフネス決定要因の、機能分担機構の解析などが、今後の課題である。

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。

参 考 文 献

- 1) 谷江, 林原: 機械の柔らかい制御, 計測と制御, 34-4, 274/280(1995)
- 2) N. Hogan: The mechanics of multi-joint posture and movement control, Biol. Cybern., 52, 315/331(1985)
- 3) 辻, 森谷, 金子, 伊藤: 等尺性筋収縮における人間の手先インピーダンスの解析, 計測自動制御学会論文集, 32-2, 271/280(1996)
- 4) 五味, 川人: 水平面における多関節運動中の人腕機械インピーダンスの測定, 計測自動制御学会論文集, 32-3, 369/378(1996)
- 5) K. Akazawa, T. E. Milner and R. B. Stein: Modulation of reflex EMG end stiffness in response to stretch of human finger muscle, J. Neurophysiol., 49, 16/27(1983)
- 6) R. Hayashi, K. Tako, T. Tokuda and N. Yanagisawa: Comparison of amplitude of human soleus H-reflex during sitting and standing, Neurosci. Res., 13-3, 227/233(1992)
- 7) 藤田欣也: 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, バイオメカニズム, 13, 195/204(1996)