

FES 立位保持中の膝関節制御のための膝蓋靭帯緊張度の利用*

山下 直孝**・藤田 欣也***・村上 肇**・星宮 望**
半田 康延†・市江 雅芳††

1. はじめに

交通事故などにより脊髄に損傷を受けた麻痺患者に対する運動機能の再建法として、機能的電気刺激 (functional electrical stimulation: FES) が近年取り入れられている¹⁾。FES により、対麻痺者の立位・歩行といった下肢動作の再建例²⁻⁷⁾などが報告されている。

下肢の最も基本的な動作は立位の保持であるので、本研究では、この動作の再建を目的とする。従来、FES による立位保持動作の再建は開ループ制御による FES 単独^{2,3,5)}、または補装具を併用するハイブリッド・システム^{4,6,7)}によって行われてきた。ハイブリッド・システムは装具の装着が煩雑で、かつ外観上日常的な使用に適さず、さらに、膝関節を固定するため自然な動作を再建できないことなどが問題となる。そこで、本研究では使用の簡便さを重視して FES 単独での立位再建を想定している。しかし、FES 単独では、特に膝関節の伸筋である大腿四頭筋を常時刺激するため、その筋疲労が大きいことなどが問題であった。立位保持中の膝関節に対するフィードバック制御では、疲労低減のために、Andrews ら⁸⁾によって「人工反射法 (artificial reflex)」と呼ばれる 2 値制御手法が提案されている。また、立位保持中の安定性を確保するための対策としては、足関節のフィードバック制御⁹⁾や、股関節のフィードバック制御¹⁰⁾などが行われている。人工反射法では、膝関節の屈曲を検出するセンサの精度が重要であり¹⁰⁾、さらに適切な制御量の選択も課題であった。制御量としては、膝上のストラップの張力¹¹⁾や、ゴニオメータで測定した関節角度⁹⁻¹¹⁾などが用いられている。これらを用いた場合は、膝関節角に実際に変化が生じてからでなければ検出することはできな

い。しかしながら、立位保持の場合には関節角に変化が生じてから制御を行うのでは、安定性を確保することは難しい。しかも、ゴニオメータなどは関節の回転軸の特定が困難であり、また取付け部位が筋上の皮膚となって筋の収縮などの影響を受けると考えられるため適当なセンサとはいえない。そのため、関節角の変化を検出するのではなく、関節角の変化の前兆を検出する必要がある。

ところで、関節角の変化は筋張力の変化の結果として生じるため、筋の張力を測定することにより、関節角の変化の前兆を検出することが可能である。したがって、大腿四頭筋の張力は、立位保持のためのフィードバック制御の制御量として有用であるが、動作中の筋の張力を直接測定することは容易ではない。そこで、われわれは膝蓋靭帯の緊張度が、大腿四頭筋の張力変化を反映すると考え、これに着目した^{11,14,15)}。本論文では、膝蓋靭帯の緊張度を推定する方法を提案し、この方法により測定された結果について検討を行い、推定した膝蓋靭帯の緊張度と膝関節伸展トルクの線形性を明らかにする。また、本方法を下肢麻痺患者の立位保持のためのフィードバック制御に適用した結果について述べる。

2. 膝蓋靭帯緊張度の推定方法

大腿四頭筋は膝蓋靭帯を介して脛骨に停止している。そのため、大腿四頭筋の張力の増減に応じて膝蓋靭帯の緊張度 (伸張度) も増減する。つまり、膝蓋靭帯の緊張度は大腿四頭筋の張力を反映すると考えられるため、膝蓋靭帯の緊張度によって大腿四頭筋の張力を推定することが可能と考えられる。

ところで、膝蓋靭帯の緊張度の変化は、皮膚の上から押しつけた時の反力の大きさによって推定することができる。そこで、以下のような方法により測定される反力を「膝蓋靭帯反力 (patellar ligament reaction force: PLRF)」と呼ぶ。本研究では、膝蓋靭帯反力を測定するために、第 1 図に示すように荷重トランスデューサを膝蓋靭帯上の皮膚の表面にゴムバンドを用

* 1994 年 3 月 30 日受付, 1994 年 8 月 8 日改訂

** 東北大学工学部

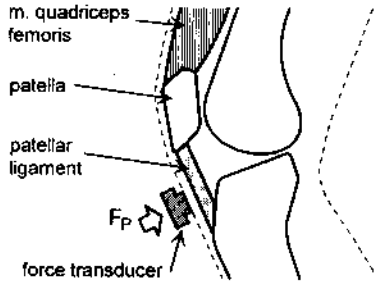
*** 岩手大学工学部

† 東北大学医学部

†† 北陵クリニック

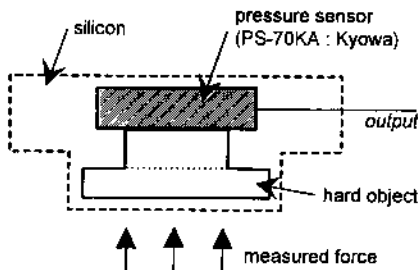
いて押し付けた。ここで、荷重トランスデューサの構造は第2図に示すようなものである。また、膝蓋靭帯反力による膝蓋靭帯の緊張度の推定は以下の機序による。

(a) 膝蓋靭帯の緊張度が小さい場合 (第3図(a))：荷重トランスデューサが膝蓋靭帯および皮下組織に沈みこみ、検出部分にかかる荷重が小さくなる



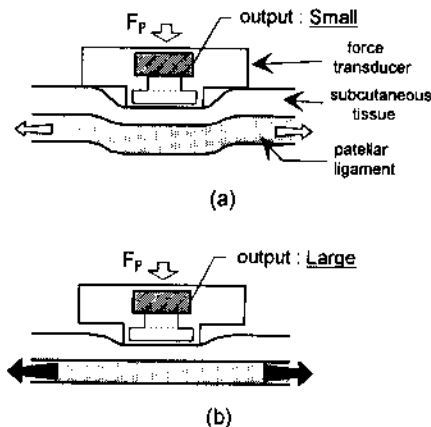
第1図 膝蓋靭帯の緊張度を推定するための膝蓋靭帯反力の測定方法

Fig.1 The method to measure the PLRF (patellar ligament reaction force) for the estimation of the patellar ligament tension



第2図 荷重トランスデューサの構造

Fig.2 The structure of the force transducer



第3図 膝蓋靭帯反力測定機序

Fig.3 The mechanism to measure the PLRF

ため、トランスデューサの出力、すなわち膝蓋靭帯反力は、小さくなる。

(b) 膝蓋靭帯の緊張度が大きい場合 (第3図(b))：荷重トランスデューサが沈みこむ量は小さくなり、検出部分にかかる荷重が大きくなるため、トランスデューサの出力、すなわち膝蓋靭帯反力は、大きくなる。

ここで、膝蓋靭帯の緊張度を用いた場合のほうが、ゴニオメータで測定した膝関節角を用いた場合より早期に膝関節の屈曲を検出可能である¹⁴⁾。つまり、膝蓋靭帯反力により膝関節屈曲の前兆を検出可能であると考えられる。

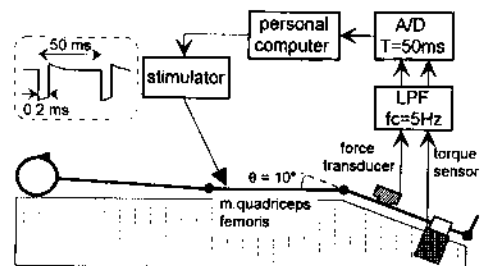
3. 実験方法

本論文では、膝蓋靭帯反力の特性を調べるための実験、および膝蓋靭帯反力を用いたフィードバック制御実験を行った。

実験装置は第4図に示す。立位保持中の関節角の変化の前兆の検出という点を考慮すると、伸展状態でのトルク変化を推定すべきであるが、完全伸展位置では膝関節伸展トルクを正確に測定できない。そこで実験は仰臥位で、膝関節を10度屈曲させた等尺性条件下で行った。FESによる立位再建中の膝関節の屈曲は、膝関節伸展トルクの減少によって生じる。そこで、本論文では、膝関節伸展トルクが減少する場合の検出精度を検討する目的で、電気刺激を減少させたときの、トルクの減少過程に着目した。したがって、以後の実験はすべて電気刺激を減少させた場合のものである。

膝蓋靭帯反力の値は荷重トランスデューサを固定するゴムバンドによる力 F_p に依存するため、測定値を規格化した。膝蓋靭帯反力は、実験開始前に被験者の膝関節を受動的に伸展させた状態を零点として補正し、その後、1試行目の最大値で規格化した。また、膝関節伸展トルクも同様に、1試行目の最大値で規格化した。

電気刺激は、周期 50 msec、パルス幅 0.2 msec の負



第4図 実験系

Fig.4 Experimental set-up

性パルス列を振幅変調したものを、右足の大腿四頭筋(大腿神経近傍と広筋群内)に経皮的埋込み電極を用いて与えた。刺激の最大値は筋の張力が十分に飽和する強度とした。

また、測定結果はサンプリング周期 50 msec で A/D 変換した。

3・1 実験1 膝蓋靭帯反力の特性

実験1の目的は、膝蓋靭帯反力により膝関節伸展トルクを推定可能であることを示すこと、膝蓋靭帯反力の膝関節伸展トルクに対する追従性を示すこと、および同一被験者での膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性の再現性を示すことである。

3・1・1 実験1・1 膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性 本実験では、測定結果と測定結果から求めた回帰直線との比較を行った。電気刺激は、最大値に2秒間保持した後、ランプ状に20 secで最大値からゼロまで減少させた。被験者はA(T8)、B(T7)、C(C8)、D(T12)、E(T12)の5名であり、いずれも右足の大腿四頭筋より遠位では、完全麻痺である。

3・1・2 実験1・2 膝蓋靭帯反力の過渡応答 膝蓋靭帯反力の膝関節伸展トルクに対する追従性を直接求めることはできないため、本実験では両者の電気刺激の減少時の過渡応答を求め比較を行った。また、規格化した膝蓋靭帯反力と膝関節伸展トルクの電気刺激減少に対する時定数 τ_r , τ_k を求めた。これらは、応答の分解能が10 msecとなるよう直線補間を行った後、電気刺激減少直前の値の1/eとなる時刻から求めた。この値には潜時などの応答遅れも含まれるが、一括して時定数として扱った。電気刺激は最大値に保持した後、ステップ状にゼロに減少させた。被験者はA、C、D、Eの4名である。

3・1・3 実験1・3 膝蓋靭帯反力の再現性 実験1・1では、電気刺激を緩やかに減少させる方法を用いたが、実際にフィードバック制御を行う場合には、実験1・1よりも電気刺激を速やかに減少させるものと想定される。そこで、電気刺激は時定数2秒で指数関数的に減少させた。被験者は、A、B、D、Eの4名である。

3・2 実験2 膝蓋靭帯反力を用いたフィードバック制御

膝関節に対する最も基本的な制御目標は、膝関節を伸展位に保持し続けることであるといえる。膝関節を伸展位に保持するためには、膝関節の伸展トルクを一定値以上に保持すれば良いと考えられる。そこで、膝蓋靭帯反力を制御量として用いることにより、膝関節伸展トルクを一定値以上に保持するフィードバック制

御を行った。

制御アルゴリズムは、人工反射法を参考にして、以下のように定めた。

(a) 膝蓋靭帯反力 < 目標値: 刺激強度を直ちに最大値まで増加させる

(b) 膝蓋靭帯反力 > 目標値: 刺激強度を一定時間保持の後、指数関数的に減少させる

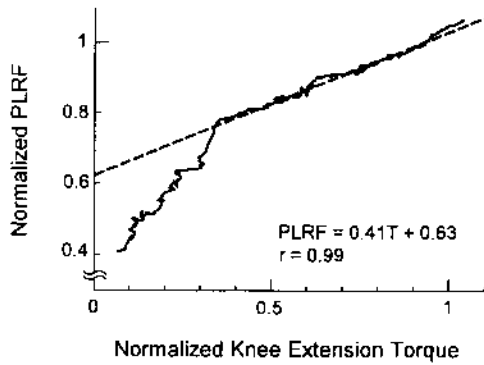
膝蓋靭帯反力の目標値は、実験1と同様に膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性から得られた回帰直線上で、膝関節伸展トルクの目標値に対応する値とした。対麻痺者の立位は姿勢を安定させるために、股関節を過伸展し体上部を後方に傾けた姿勢をとる¹²⁾。そのため、重心は膝関節の後方を通り、膝関節には屈曲モーメントが働く。ここで、矢状面においてヒトを足関節と膝関節のみの2リンクの剛体であるとして、重心が膝関節の20 mm 後方にあると仮定すると、膝関節の屈曲モーメントは0.6 kgm となった。藤田ら¹⁰⁾によると、膝関節に働くモーメントは両足で1.6 kgm であり、片足では0.8 kgm であるため、この値はほぼ妥当であるといえる。膝関節を伸展位に保持するためにはこの値以上に膝関節伸展トルクを保持すれば良いと考えられるので、この値を膝関節伸展トルクの目標値とした。被験者の膝関節伸展トルクの最大値は、約1.0 kgm であったので規格化膝関節伸展トルクの目標値は0.6 となった。

フィードバック実験では、条件(b)の電気刺激は1秒間保持し、時定数2秒で指数関数的に減少させた。また、回帰直線決定のための実験では、時定数2秒で指数関数的に減少させた。被験者はA、C、Eの3名である。

4. 実験結果

4・1 実験1 膝蓋靭帯反力の特性

4・1・1 実験1・1 膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性 被験者Aでの測定結果を第5図に示す。図から膝蓋靭帯反力は、規格化膝関節伸展トルクが0.3付近で急激に減少している。3・2で述べたような姿勢での立位保持には大きな膝関節伸展トルクが必要となるため、実用上は、0.3以上の範囲のみで十分であるとえられる。そこで、規格化膝関節伸展トルクが0.3以上の範囲で最小二乗法により回帰直線を求めた。図から、測定結果と回帰直線との相関係数は十分大きく、両者はよく一致していた。したがって、膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性は1次の直線で近似できるような、線形の関係であることがわかる。また、全被験者の測定結果と回帰直線との相関係数と、回帰直線の傾



第5図 膝蓋靭帯反力“PLRF”-膝関節伸展トルク“T”特性
 Fig. 5 The relation between the normalized patellar ligament reaction force “PLRF” and the normalized knee extension torque “T”
 ○: measured data, - : regression line

第1表 麻痺患者における膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性の概要

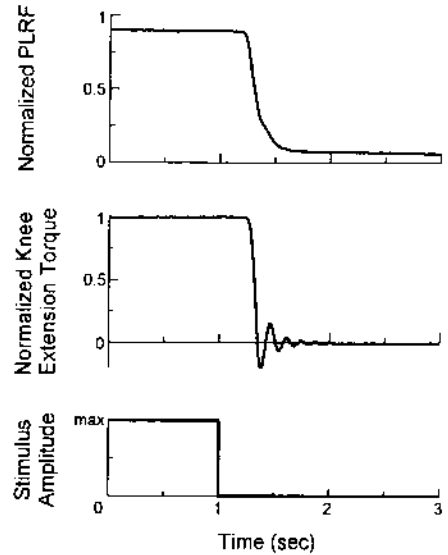
Table 1 Summary of the relation between “PLRF” and “T” in paralyzed patients

Subject	Correlation coefficient “r”	Regression line	
		Gradient “a”	Intercept “b”
A	.99	.41	.63
B	.97	.42	.55
C	.98	.33	.57
D	.99	.42	.58
E	.96	.47	.41

$$PLRF = aT + b$$

きと切片をまとめたものを第1表に示す。表より、相関係数はすべての被験者で0.96以上であった。したがって、膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性は、被験者によらず1次の直線で近似できるという傾向があることがわかった。

4・1・2 実験1・2 膝蓋靭帯反力の過渡応答 被験者Eでの実験結果を第6図に示す。図から膝蓋靭帯反力と膝関節伸展トルクの電気刺激に対する応答は、共に応答遅れと時定数を持っていることがわかり、応答遅れは両者で同程度であることがわかる。また、 τ_p 、 τ_t を被験者全員についてまとめたものを第2表に示す。表から、被験者Dでは τ_p と τ_t の差はやや大きい。全体の傾向としては τ_p と τ_t はほぼ同程度であることがわかる。したがって、膝蓋靭帯反力の電気刺激に対する追従性は、膝関節伸展トルクの追従性と比較して劣っていないといえる。このことから、膝蓋靭帯反力は膝関節伸展トルクを反映しており、フィードバック制御のためのセンサとして用いるには十分な追従



第6図 膝蓋靭帯反力と膝関節伸展トルクの過渡応答
 Fig. 6 The transient response of the normalized PLRF and the normalized knee extension torque

第2表 過渡応答の時定数

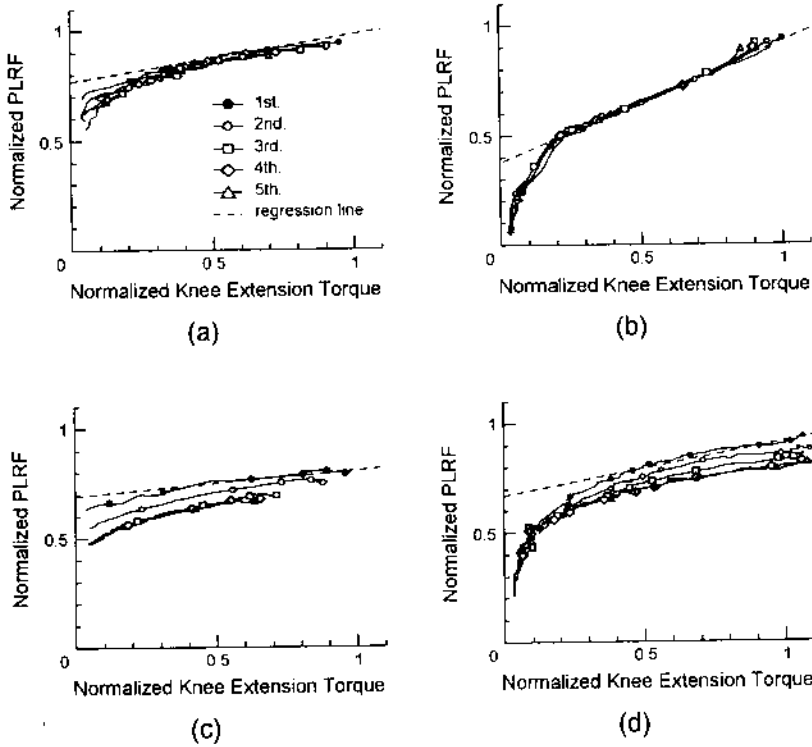
Table 2 Time constant of the transient response

Subject	τ_p (sec)	τ_t (sec)
A	.15	.18
C	.22	.18
D	.36	.24
E	.35	.33

性を持っていることがわかった。

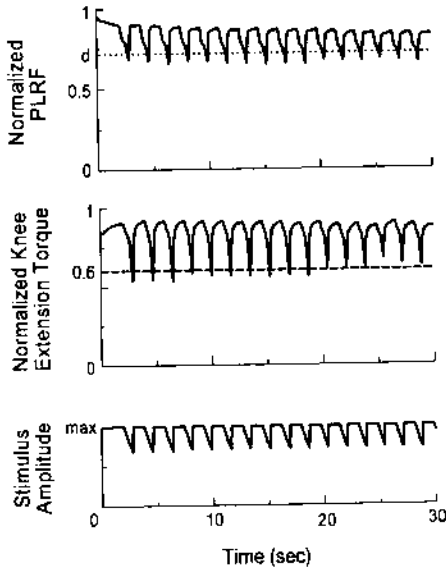
4・1・3 実験1・3 膝蓋靭帯反力の再現性 膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性の5試行分の結果を第7図に示す。(a)(b)はセンサ装着後5回以上試行を行った後の結果であり、(c)(d)はセンサ装着直後に行った結果である。(a)(b)(c)(d)はそれぞれ、被験者A, E, B, Dでの結果である。また、図中の破線は、実験1・1と同様に1試行目の結果から求めた回帰直線である。

(a)(b)は、試行間でよく一致しており、回帰直線ともよく一致している。しかし、(c)(d)は、試行間でもあまり一致していない。しかしながら、(c)(d)においても試行を重ねるにつれて徐々に収束していくことがわかる。これは、センサ装着直後の試行ではセンサの位置に微小な変化が生じているものの、徐々に安定していったためであると考えられる。したがって、膝蓋靭帯反力の測定時には実験の前に大腿四頭筋の収縮を数回程度行うことにより、良好な再現性を得ること



第7図 膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性の再現性

Fig. 7 The reproducibility of the relation between the PLRF and the knee extension torque "T"



第8図 膝蓋靭帯反力を目標値 "d" 以上に保持するフィードバック実験結果

Fig. 8 The result of the closed-loop control to maintain the normalized PLRF above the desired value "d"
..... : desired PLRF "d", : desired knee torque 0.6

とが可能であることがわかった。

4.2 実験2 膝蓋靭帯反力を用いたフィードバック制御

被験者 E での実験結果を第8図に示す。本実験では規格化膝関節伸展トルクを0.6としたので、規格化膝蓋靭帯反力の目標値 "d" は、図中に示すように0.72となった。図から膝蓋靭帯反力をほぼ目標値 "d" 以上に保持可能であることがわかる。目標値を下回っている部分は、電気刺激に対する筋収縮の遅れによるものであると考えられ、本アルゴリズムでは不可避のものである。また、図から膝関節伸展トルクも0.6以上に保持できていることがわかる。したがって、本アルゴリズムによる膝蓋靭帯反力を用いたフィードバック制御の可能性が示された。

5. 考 察

5.1 実験1 膝蓋靭帯反力の特性

膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性は、膝関節伸展トルクが小さい範囲ではすべての被験者で、測定結果の方が回帰直線より小さくなっている。触知を行った場合でも、膝関節伸展トルクが小さい範囲では膝蓋

靭帯からの反力は急激に減少することがわかる。つまり、測定結果はこの現象を反映していると考えられる。

また、第1表から、膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性は、被験者によらず線形であることがわかった。しかし、回帰直線の傾きや切片は被験者ごとに異なっていた。これは、被験者ごとに、皮下組織の厚さや、膝蓋靭帯の太さや長さなどが異なっているためであると考えられる。しかし、FESを適用するには被験者ごとに電極の刺入部位や、筋の収縮力の差異があるため、個々に対する調整は本質的に不可避であるので、この点は本方法に限定されない問題である。

また、同一被験者におけるセンサ装着ごとの再現性について述べる。明確な実験は行っていないが、同一被験者においてもセンサの装着ごとに回帰直線の傾きや切片は異なっていた。これは、装着時の位置のずれや、ゴムバンドによるセンサの押し付け圧が装着ごとに異なるためであると考えられる。そのため、現在の測定方法では装着ごとに校正が必要となる。ここで、Willemssenら¹³⁾はFESにフィードバック制御を行うためのセンサは、埋込み可能であることが必要である、と述べている。本研究で提案した方法は原理的には埋込み可能な方法であるため、感染や耐久性、小型化の問題が克服されれば、センサの装着ごとの再現性は解決可能であるといえる。

5・2 実験2 膝蓋靭帯反力を用いたフィードバック制御

本実験では、膝蓋靭帯反力が減少する部分のみに着目しているため、電気刺激を一定時間最大値に保持している。これは、膝蓋靭帯反力が増加する際の特徴を考慮していないためである。しかし、膝蓋靭帯反力が増加する場合にもより良い制御を行うためには、この場合の特性も将来的には考慮する必要があると考えられる。

また、第8図から膝関節伸展トルクの極小値は目標値付近から徐々に上昇していくことがわかる。これは本実験で測定した膝関節伸展トルクは大腿四頭筋による伸展方向の成分と拮抗筋（ハムストリング筋）による屈曲方向の成分の和を測定しているためであると考えられる。膝蓋靭帯反力が推定可能なのは大腿四頭筋による伸展方向の成分のみであるので、屈曲方向の成分が変化した場合は、膝関節伸展トルクを正しく推定することはできない。一般に、麻痺者においては屈曲成分となるハムストリング筋に痙性がある。ハムストリング筋の痙性は、大腿四頭筋に電気刺激を与えたことにより、相反抑制メカニズムにより徐々に軽減されることが経験的によく知られている。このため、膝関

節伸展トルクは目標値付近から若干変化したと考えられる。

6. 結 論

本論文では、FESによる立位保持のための膝関節のフィードバック制御の制御量として、膝蓋靭帯の緊張度を用いることを目的とした。そこで、膝蓋靭帯の緊張度を推定する方法を提案し、この方法によって測定される結果を「膝蓋靭帯反力」と呼ぶことにした。実験結果から、膝蓋靭帯反力によって膝関節伸展トルクを推定可能であることを示した。ここは、膝蓋靭帯反力-膝関節伸展トルク特性は直線で近似できる特性であり、膝蓋靭帯反力の追従性は膝関節伸展トルクと同程度であり、再現性についても、実験前に大腿四頭筋の収縮を数回程度行えば十分に良いことがわかった。また、膝蓋靭帯反力を用いて、膝蓋靭帯反力を一定値以上に保持することにより、膝関節伸展トルクを一定値以上に保持するフィードバック制御を行った結果、良好な結果を得ることができていることがわかった。なお、実際に測定されている膝蓋靭帯反力はtransverse elastanceであり、筋張力との関係は単純ではない。したがって、膝蓋靭帯の緊張度と大腿四頭筋の張力の、力学系としての理論的考察が今後の課題である。

本研究を進めるにあたり、仙台FESプロジェクトの方々との協力を、また、被験者として下肢麻痺の5人の患者さんの御協力を得た。記して感謝する。また、本研究の一部は、文部省科学研究費一般研究B、同奨励研究A、厚生省長寿科学総合研究費、日産科学振興財団、斎藤報恩会の援助を受けた。記して感謝する。

文 献

- 1) 平田康延, 星宮 望: 機能的電気刺激(FES)による麻痺上下肢の制御, 医用電子と生体工学, 24, 1/7 (1986)
- 2) E. B. Marsolais & R. Kobetic: Functional electrical stimulation for walking in paraplegia, J. Bone. Joint Surg., 69A(5), 728/733 (1987)
- 3) H. J. Chizeck, R. Kobetic, E. B. Marsolais, J. J. Abbas, I. H. Donner & E. Simon: Control of functional neuromuscular stimulation systems for standing and locomotion in paraplegics, Proc. IEEE, 76, 1155/1165 (1988)
- 4) B. J. Andrews, R. H. Baxendale, R. Barnett, G. F. Phillips, T. Yamazaki, J. P. Paul & P. A. Freeman: Hybrid FES orthosis incorporating closed loop control and sensory feedback, J. Biomed. Eng., 10, 189/195 (1988)
- 5) R. J. Jager, G. M. Yarkony & R. Smith: Standing the spinal cord injured patient by electrical stimulation: Refinement of a protocol for clinical use, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-36, 720/728 (1989)
- 6) D. Popovic, R. Tomovic & L. Schwirtlich: Hybrid assistive system-The motor neuroprosthesis, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-36, 729/739 (1989)

- 7) C. Saito, M. Ichie, T. Handa, H. Takahashi, J. Kameyama, Y. Tanaka, Y. Handa & N. Hoshimiya: FES controlled locomotion in the paraplegic patient, *Advances in external control of human extremities X*, 91/97 (1990)
- 8) 藤田欣也, 野口隆敏, 南谷晴之, 戸松泰介: FESによる対麻痺者立位姿勢のフィードバック制御, *信学論(D-II)*, J75-D-II-4, 791/798 (1992)
- 9) A. J. Mulder, H. B. K. Boom, H. J. Hermens & G. Zilvold: Artificial-reflex stimulation for FES-induced standing with minimum quadriceps force, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 28, 483/488 (1990)
- 10) 藤田欣也, 野口隆敏, 南谷晴之, 戸松泰介: 対麻痺者のFES立位における筋疲労の影響と原因, *バイオメカニズム*, 11, 275/283 (1992)
- 11) 藤田欣也, 野口隆敏, 南谷晴之, 戸松泰介: 2チャンネル表面電極FES法の改良, 第12回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 123/126 (1991)
- 12) S. Brunnstrom (田口順子, 田村美枝子, 橋和佐子, 山崎 忠, 富岡詔子, 若井光子, 宮前珠子訳): *臨床運動学*, 289/291, 医歯薬出版株式会社, 東京 (1969)
- 13) A. Th. M. Willemsen, C. Frigo & H. B. K. Boom: Lower extremity angle measurement with accelerometers—Error and sensitivity analysis, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-38, 1186/1193 (1991)
- 14) N. Yamashita, K. Fujita, H. Murakami, T. Watanabe, S. Ohba, R. Futami, N. Hoshimiya, Y. Handa & M. Ichie: Estimation of the patellar ligament tension for FES standing, *Proc. 15th IEEE/EMBS Conf.*, 15, 1338/1339 (1993)
- 15) 山下直孝, 藤田欣也, 村上 肇, 渡辺高志, 大庭茂男, 二見亮弘, 星宮 望, 半田康延, 市江雅芳: FES立位保持中の膝関節制御のための膝蓋靭帯張力の推定法, 第8回生体・生理工学シンポジウム論文集, 137/142 (1993)

Application of Patellar Ligament Tension for Knee Joint Control during FES Standing*

Naotaka YAMASHITA,** Kinya FUJITA,*** Hajime MURAKAMI,** Nozomu HOSHIMIYA,**
Yasunobu HANDA,† Masayoshi ICHIE††

In paraplegic standing using functional electrical stimulation (FES), closed-loop control systems have been studied to maintain knee joint in extended position with least muscle contractile force. In this case, the selection of the controlled variable is important. Muscle force is considered to be useful as a controlled variable. However, there is no clinical method of directly measuring muscle force during motion. Hence, we used the tension of the patellar ligament as a controlled variable which reflects the contractile force of the knee extensor (the quadriceps femoris). In this study, a new method is proposed to estimate the tension of the patellar ligament. We estimated the tension of the patellar ligament by measuring the patellar ligament reaction force (PLRF) using the force transducer pushing the patellar ligament through skin. The following results were obtained in paraplegic experiments. The linear relationship existed between PLRF and the knee extension torque, and the transient response of the PLRF was similar to that of the knee extension torque. The PLRF had the good reproducibility, after a few prior stimulation to the muscle. The closed-loop control using PLRF maintained the knee extension torque above the desired value.

* Received on March 30 1994, Revised on August 8th 1994

** Faculty of Engineering, Tohoku University

*** Faculty of Engineering, Iwate University

† Tohoku University, School of Medicine

†† Hokuryo FES Clinic