

FES 二関節制御系における拮抗筋の硬さ制御を用いた外乱抑制

正員 久保 公人[†] 正員 藤田 欣也^{††} 正員 板倉 直明[†]
 非会員 井口弥寿彦[†] 正員 南谷 晴之[†]

Disturbance Suppression on Two Joints Controller Using FES with Antagonist Muscle Stiffness Control

Kimito KUBO[†], Kinya FUJITA^{††}, Naoaki ITAKURA[†], *Members*, Yasuhiko IGUCHI[†],
Nonmember and Haruyuki MINAMITANI[†], *Member*

あらまし 中枢神経障害による四肢の麻痺者の筋や神経に、電気刺激を与えることで筋を収縮させ、それをもとに機能回復を図ろうとする機能的電気刺激(FES)が近年盛んに研究されている。閉ループ制御をFESに適用し、同時に膝、足の二つの関節を制御する場合、上位の関節である膝関節の動きにより生ずる慣性力は下位の足関節に外乱として働き、足関節の過渡応答が劣化する。そのため外乱抑制能力の高い制御系の構築が必要となっている。本研究では、人間の関節の硬さ、すなわち動きにくさ(機械的インピーダンス)が関節の動作を決定する一要因であり、動きにくければ外乱の影響を受けにくいことに着目する。更に、拮抗筋張力の増加が関節の機械的インピーダンスを増大させる点を利用し、主働筋による関節角制御時に拮抗筋張力を同時に制御し、関節の機械的インピーダンスを調整する方法を考案した。この方法により関節の機械的インピーダンスを増加させて、他関節の運動が外乱として影響することを抑えるシステムを構築できた。また本システムを足関節制御に応用した結果、膝関節運動の影響が抑制可能となった。

1. まえがき

筋や神経に電気的な刺激を加えると、意志とは無関係に筋は収縮し、関節角度が変化する。脳障害や脊髄損傷等の上位運動ニューロン障害による四肢の麻痺者は、筋、神経といった末梢の組織は完全であるため、電気刺激により筋を収縮させることで、喪失機能の再建が可能であると考えられる。こうした目的に対して用いられる電気的な刺激は機能的電気刺激(FES)と呼ばれ^{(1),(2)}、麻痺者の残存機能を有効に利用し、外部動力装置を必要としないことから実用化が期待されている。

これまでにFESの再現性、信頼性等の向上を目的とした下肢の閉ループ制御が行われており、関節角また

は筋収縮力の制御^{(3),(4)}、更に適応制御を用いることにより筋疲労など特性変化の補償が可能である⁽⁵⁾。しかし、これらは単一の関節、筋を制御対象とするもので、膝、足の二関節同時制御においては、定常的には良好な応答が得られるが、足関節制御中に膝関節が急しゅんに動くとき、足関節は膝関節動作の影響で振動するという問題が生じた⁽⁶⁾。すなわち膝、足関節を同時に閉ループ制御する場合、膝関節の運動により足関節に生じる慣性力を抑制することが課題であった。

ここで生体は一関節につき、主働筋と拮抗筋という二つの筋を有する冗長な構造であるため、これを利用すれば、関節角と同時に関節の外乱抑制能力をも制御できる可能性が存在すると考えられる。関節には筋、腱、骨格、などの組織による弾性、粘性、慣性などの機械的インピーダンス⁽⁷⁾が存在し、関節の主働筋と拮抗筋が同時に収縮したとき、関節角変位は収縮力の差により発生し、機械的インピーダンスのうち粘弾性は収縮力の和に比例して増加するとみなせる⁽⁸⁾。これは主働筋と拮抗筋の両方の筋がともに弛緩している場合と、

[†] 慶応義塾大学理工学部電気工学科, 横浜市
 Faculty of Science and Technology, Keio University, Yokohama-shi, 223 Japan

^{††} 湘南工科大学工学部電気工学科, 藤沢市
 Faculty of Engineering, Shonan Institute of Technology,
 Fujisawa-shi, 251 Japan

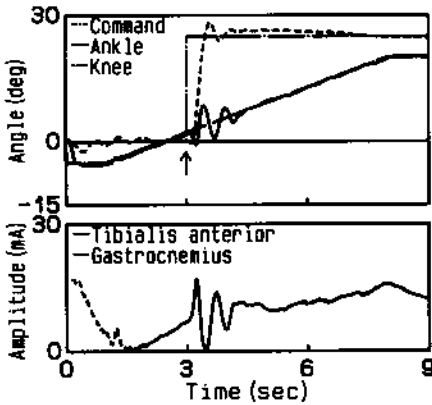


図1(a) 膝関節のステップ応答により足関節のランプ応答の受ける影響(足関節0度付近)
 Fig. 1(a) Interaction of knee joint step control to ankle joint ramp control (at ankle joint ≈ 0 deg).

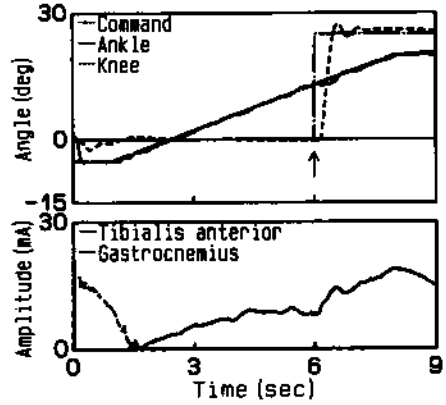


図1(b) 膝関節のステップ応答により足関節のランプ応答の受ける影響(足関節15度付近)
 Fig. 1(b) Interaction of knee joint step control to ankle joint ramp control (at ankle joint ≈ 15 deg).

同一の収縮力を発生した場合では、どちらも同一角度となるが、後者のほうが外乱の影響を受けにくくなることを示している。そこで本研究は主働筋と拮抗筋の収縮力を常に高くして関節の機械的インピーダンスを高く保持することにより、外乱の影響を抑制する FES 関節角制御系を構築し、膝、足関節の相互影響を軽減することを目的とする。

2. 関節の機械的インピーダンスと拮抗筋刺激

従来の関節角制御系は、互いに拮抗する二つの筋肉群のうち、運動方向に応じて主働筋のみを制御するものであり、拮抗筋には一定の刺激が加えられていた。これを用いて膝関節と足関節を同時に制御する場合、定常状態での偏差は両者ともに小さく、良好に制御できる。しかし過渡応答を見ると、膝関節の急しゅんな動きは足関節の振動をもたらす⁽⁹⁾、特に足関節回りの筋収縮力が小さい。すなわち機械的インピーダンスが小さいときにはこの傾向が顕著になる。

典型的な実験結果を示したものが図1である。これらは着座姿勢で足関節をランプ関数状に底屈方向5度から背屈方向20度まで制御している状態で、図中矢印の時刻に膝関節をステップ関数状に0度から伸展方向25度に制御した結果である。膝関節をステップ関数状に伸展することにより最も急しゅんな動きが再現される。図の上段には足関節角を実線で、膝関節角を破線で示す。関節角度は筋が弛緩している状態の角度を0度とし、膝関節は伸展、足関節は背屈を正方向とした。

下段は足関節制御のための各筋への刺激振幅で、前脛骨筋(Tibialis anterior)への刺激を実線で、腓腹筋(Gastrocnemius)への刺激を点線で示す。刺激振幅はいき値を0として表示した。(a)では足関節が0度ときの膝関節の急しゅんな伸展によって、足関節が底屈した後大きく振動しているのが観察される。この振動は制御系の信頼性を著しく低下させ臨床応用の妨げとなる。しかし(b)に示すように足関節の角度が15度を越えたときに膝関節を伸展させた場合では、足関節の底屈角度は小さく振動には至っておらず、明らかに背屈角度が大きいつまるところが膝関節の影響が小さい。足関節底屈の原因は、膝関節の運動によって生ずる足関節への慣性力と考えられるが、日常動作では足関節への外乱は膝関節のみによってもたらされるものではないため、測定による補償は不可能である。ここでは影響の大きさが足関節の状態に変化する点に注目して抑制方法を検討する。

(a)では膝関節が伸展する際、底屈側、背屈側とも筋にはほとんど刺激が加わっておらず、筋は収縮していない。従って膝関節伸展時の足関節の機械的インピーダンスは弛緩時と同程度と考えられる。一方(b)では、前脛骨筋が刺激で収縮し、腓腹筋も背屈による伸張により受動的に収縮力が発生するため、膝関節伸展時の足関節の機械的インピーダンスは(a)よりも高いと予想される⁽⁹⁾。この機械的インピーダンスの相違により影響が変化したものと考えられる。また足関節の背屈角度が大きき機械的インピーダンスが大きき状態では、従来の主働筋のみを刺激する制御系⁽⁶⁾で慣性力の影響を

小さくできることがわかる。よって不必要な刺激は筋疲労の増大を招くため(b)の場合では特性を変えず(a)の場合の機械的インピーダンスを高くする制御器が望ましい。

関節角制御と機械的インピーダンス制御を同時に行うため、ここでは主動筋への刺激による関節角制御器と、拮抗筋への刺激による拮抗筋張力制御器の二つの独立な制御を行った。伸張による受動的に発生する力と刺激による能動的筋収縮力の合成力を、以下では能動的収縮力と区別する意味で張力と表現する。拮抗筋の張力を(b)のときと同一に保持すれば、受動的に収縮している(b)の場合は従来の制御器と同一になり、(a)の場合には刺激により拮抗筋が収縮し、関節角制御のために主動筋も収縮するため、従来の制御器を用いた場合よりも機械的インピーダンスが高くなることが期待される。ここで拮抗筋の張力を制御するためには、その測定が必要であるが、運動中の張力測定は不可能であるため、筋の硬さと張力の相関性¹⁹⁾を利用して、筋の硬さの制御を行い、張力制御とみなした。

この方法により弛緩状態の角度である0度に制御する場合でも、拮抗筋の硬さ制御により拮抗筋が収縮し、主動筋はこれを相殺して0度に保つために収縮するので関節の機械的インピーダンスは高くなる。また全角度範囲において弛緩状態がなくなるため、関節の機械的インピーダンスは常に高く保持される。健常者がコップにいったいの水を保持する動作において、関節を動きにくくするために前腕の主動筋と拮抗筋を同時収縮させているように、具体的な動作は異なるが、二つの筋肉群の張力で関節角と機械的インピーダンスをともに制御する方法は生体にとって妥当なものであると考える。

3. 制御システム

図2に本研究の制御システムを示す。被験者は図のように着座姿勢で実験を行った。刺激装置から出力された刺激パルスが導電性ゴム電極を介して筋に伝わると、筋が収縮し、関節角、および筋の硬さは変化する。関節角変位を角度センサで、筋の硬さを圧力センサで検出し、増幅器で増幅した後、サンプルレート20msで12ビットA/D変換器を介してマイクロコンピュータ(PC-9801)に入力する。マイクロコンピュータは制御演算を行い、刺激装置に次に与える刺激パルスのパラメータを出力する。刺激パルスは、正負対称の2相両極性電流パルスで、刺激振幅を操作量とし、他のパラ

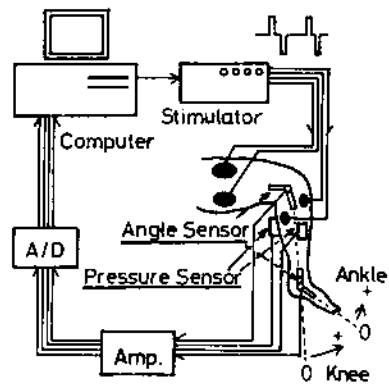


図2 制御システム
Fig. 2 Control System.

メータはパルス幅300 μ s、正負のパルス間隔1ms、刺激間隔40msに固定した。

次に関節角制御系を図3(a)、(b)に示す。(a)に示したものは従来の一関節制御に用いていた制御系¹⁹⁾である。運動方向に対して主動筋、拮抗筋を決定し、主動筋にはPID制御器を用い、拮抗筋には一定の刺激を加える設計になっている。一方、(b)では筋の硬さ、すなわち張力を制御する部分が加わり、拮抗筋の張力を任意に操作できる。

2.で明らかにしたように、関節の機械的インピーダンスは0度付近が他に比べて低くなり、関節は外乱の影響を受けやすい。これは、実験システムにおいて無刺激時の弛緩状態を角度の基準(0度)とするために、目標値が0度付近のときには刺激をほとんど加えることなく制御可能なためである。この対策として、機械的インピーダンスを高める目的で拮抗筋の刺激を増すと、主動筋との収縮の平衡が崩れ関節角の制御が劣化する。そこで、制御系(II)では関節角度が0度付近において主動筋の収縮力も増加させるために、主動筋に対しても筋の硬さ制御の演算を行い、関節角制御の演算結果と比較して大きい方を刺激出力として用いた。その結果、0度付近でかつ角度偏差が小さい、すなわち関節角制御での演算結果が小さいときは硬さ制御が優先され、主動筋と拮抗筋の張力の平衡により角度が維持されることになる。

本研究においては、FESによる機能代行の実現に向けて関節角度の制御が最終的な目的であるため、硬さ制御により関節角度の制御結果が劣化したのでは意味がない。そこで関節角制御を硬さ制御に対し優先的に動作させるために、用いる制御系は関節角制御をPID

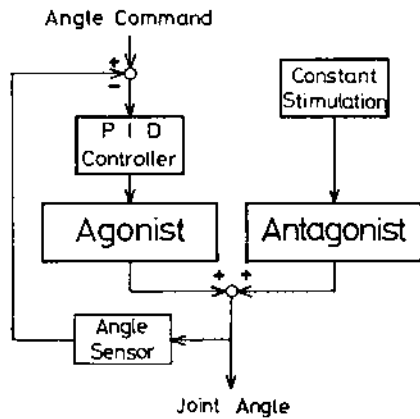


図3(a) 関節角制御器(I) 拮抗筋を定値刺激する場合—
Fig. 3(a) Joint angle controller (I) constant stimulation to antagonist—.

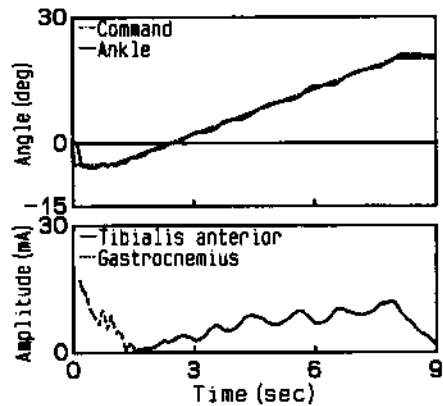


図4(a) 関節角制御器(I)による足関節のランプ応答
Fig. 4(a) Ramp response of ankle joint using controller (I).

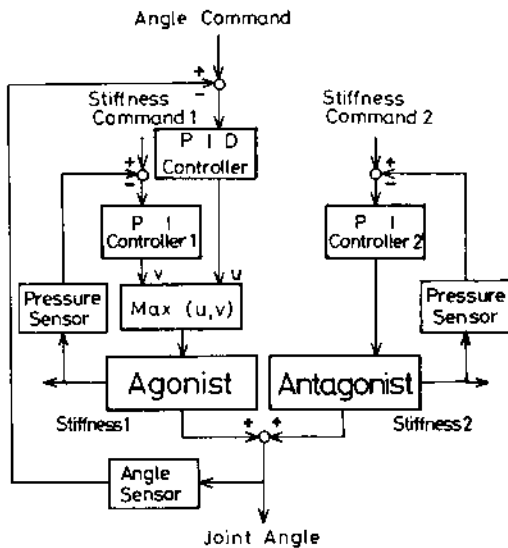


図3(b) 関節角制御器(II)—硬さの制御を行う場合—
Fig. 3(b) Joint angle controller (II)—with stiffness control—.

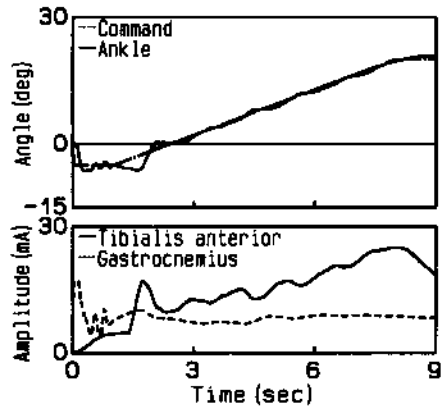


図4(b) 関節角制御器(II)による足関節のランプ応答
Fig. 4(b) Ramp response of ankle joint using controller (II).

制御器, 硬さ制御をPI制御器とした。更に, 硬さ制御のゲインを関節角度の制御のゲインの1/5倍程度にすることで, 関節角制御の優先を確実にした。

各関節角制御器は, 関節角のステップ応答から刺激電流との間の伝達関数を同定した後, 求められた伝達関数から制御パラメータを決定した⁽⁹⁾。また筋の硬さ制御の目標値は最大伸張時に生じる筋の硬さとした。これは最大伸張時には前述のとおり, 関節の運動インピーダンスは従来の制御器でも高くなっており, 更に刺激

が加わると疲労の原因となるためである。そこで目標値を最大伸張時の硬さに設定すれば, 伸張にしたがって刺激が減少して, 過剰な疲労を回避できるものと期待される。

4. 実験結果

4.1 各制御系の比較

図3に示した二つの制御系による, ランプ関数状の目標値に対する足関節の制御結果を次に示す。制御系(I)を図4(a)に, 制御系(II)を図4(b)に示した。それぞれ上段に関節角, 下段にその際の刺激振幅を示した。(a), (b)の刺激振幅を見ると, 制御系(I)では運動方向により選択された主働筋のみに刺激が加わっているのに対し, 制御系(II)では常に双方の筋に刺激が加わっていることがわかる。つまり主働筋, 拮抗筋とも

に張力を高めたまま(a)と同様の関節角制御を行っていることになる。但し最大背屈時でも腓腹筋の刺激は0になっておらず、これは設定した筋の硬さの目標値が最大背屈時の硬さよりも高かったためと考えられる。

関節角の制御結果を比較すると、制御開始後3秒以降の範囲では(b)は(a)と同等に関節角を制御できている。しかし主働筋が腓腹筋から前脛骨筋に切り換わる1~3秒の範囲では、従来型の制御系(I)に比べ、今回提案した制御系(II)の応答が劣化している。これは、制御系(II)において主働筋が角度と硬さの二つの制御器を選択的に用いることに原因があり、主働筋にも硬さ制御が選ばれてしまうことの影響範囲では角度制御の精度が下がることはやむを得ない。しかし、振動的な応答劣

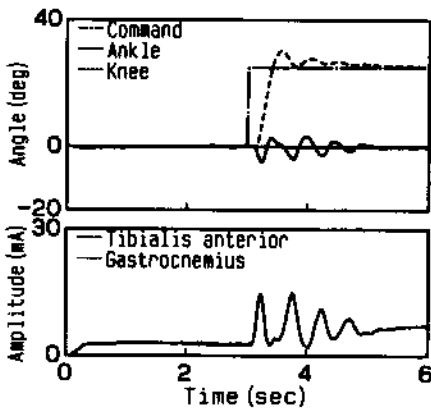


図5(a) 膝関節と足関節の同時制御—足関節に制御器(I)を用いた場合—
Fig. 5(a) Simultaneous control of knee and ankle joints—ankle joint control by controller (I)—.

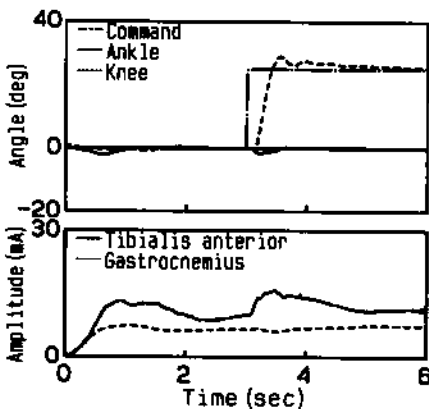


図5(b) 膝関節と足関節の同時制御—足関節に制御器(II)を用いた場合—
Fig. 5(b) Simultaneous control of knee and ankle joints—ankle joint control by controller (II)—.

化ではないので大きな実用上の問題とはならない。

以上より関節角制御と同時に関節の機械的インピーダンスを高めるために拮抗筋の硬さ、すなわち張力を一定に制御しても主体である関節角制御をほとんど妨げることがないことが確認できた。

4.2 二関節制御時の外乱の抑制

膝関節に制御系(I)、足関節に制御系(I)または(II)を用いて、二関節同時制御を試みた。足関節を0度に定値制御している途中で、膝関節の目標値がステップ関数状に変化する際の制御結果を図5に示す。足関節に制御系(I)を用いたものを(a)に、(II)を用いたものを(b)に示した。(a)の場合では、主働筋のみにしか刺激は加わっていないため膝関節の伸展に伴い足関節は振動しているが、制御系(II)を用いた(b)では膝関節の運動に伴う足関節の振動が非常に小さいことがわかる。また本論文の最初に示した足関節をランプ関数状に変化させた図1(a)と同様の実験を、足関節に制御系(II)を用いて行った結果が図6である。図1(a)と比較すると、主働筋が腓腹筋から前脛骨筋に変化する際、4.1で述べた応答の劣化は見られるが、膝関節の運動に伴う足関節の振動はなくなり、応答の改善が見られる。このように、今回提案した拮抗筋の硬さを同時制御する関節角制御系(II)を用いることにより、足関節の機械的インピーダンスは高く保たれた。そしてその結果膝、足関節の同時制御の際に、膝関節の急しゅんな運動が足関節に影響を与え、制御系が振動してしまうことを抑制することができた。これにより膝、足の二つの関節は互いに他の運動の影響を受けなくなるため、全く独立に制御することが可能となる。

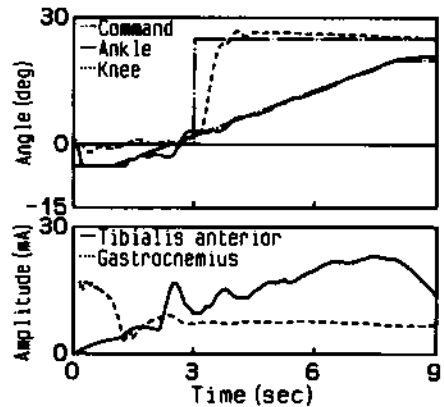


図6 足関節のランプ応答時に受ける影響の補償
Fig. 6 Compensation of interaction of ankle ramp control with controller (II).

5. 麻痺患者への適用

健常者において確認された上述のシステムを、胸椎 T6 レベルの麻痺患者に対して応用した結果、本システムの有効性を確認した。電極はステンレス製の経皮的擦線電極⁽¹⁰⁾を用い刺激した。刺激波形は 3. で述べた波形と同形の電圧パルスにより刺激し、制御を行った。図 7 に、足関節角度を背屈方向 5 度に一定に保っている途中、膝関節をステップ関数状に 10 度動かした際の応答を示す。図 7 (a) は足関節を制御系 (I)、(b) は制御系 (II) により制御したものである。両者とも膝関節の遅れが大きく振動的であるが、膝関節の運動に伴って生じる足関節の影響に着目すれば、(b) に示した制御系 (II) の方が明らかに振動を抑制していることが認められる。(b) も偏差は比較的大きくなっているが、臨床応用の際に振動の抑制が重要であることを考慮すると、特性として制御系 (II) が優れているといえる。また制御系 (II) を用いた方が膝関節の振動も小さくなっているのは、生体の経時的特性変化によるものもあるが、腓腹筋と前脛骨筋の張力の増加が二関節筋として膝関節にも作用した結果、膝関節の機械的インピーダンスも増加させたと考えられる。

6. 検 討

筋の硬さを用いて拮抗筋張力を制御しながら、関節角を制御するシステムにより、関節の機械的インピーダンスを増加させて制御系の外乱抑制能力を向上させることが可能となった。また本システムは二関節の同時制御に有効であることが明らかになった。今後は、硬さ測定からの推定筋張力をより有効に用いる、角度と筋張力の二入力制御系を構築することが課題と考えられる。

図 8 は本システムで示した拮抗筋硬さ制御を行いながら、主働筋に一定振幅の刺激を与える関節角のステップ応答を、各刺激振幅で測定して静特性を求めたものである。拮抗筋の張力を高く保つ場合の方が静特性の傾き(ゲイン)が小さく、より線形性が高いことがわかる。拮抗筋を有効に収縮させることにより線形近似誤差が小さくなるため、適切な拮抗筋刺激は個々の関節の制御能力を向上させるためにも有効な手段である。拮抗筋を同時に刺激した際の有効点についてはこれまでにも報告のあるところであるが⁽¹¹⁾、今回提案したシステムにより同様の効果が得られることが確認できた。しかし、同時にいくつかの問題点が明らかになった

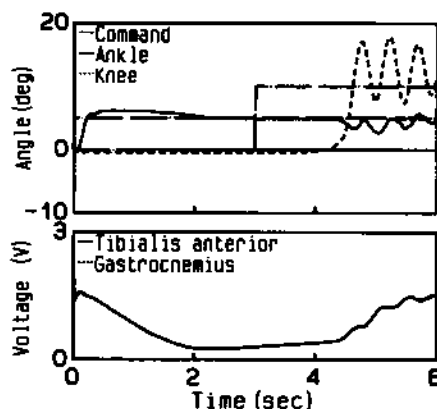


図 7 (a) 麻痺者における膝関節と足関節の同時制御—足関節に制御器 (I) を用いた場合—

Fig. 7 (a) Simultaneous control of knee and ankle joints on paraplegia—ankle joint control by controller (I)—

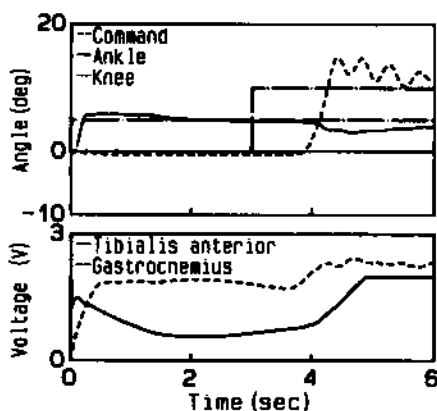


図 7 (b) 麻痺者における膝関節と足関節の同時制御—足関節に制御器 (II) を用いた場合—

Fig. 7 (b) Simultaneous control of knee and ankle joints on paraplegia—ankle joint control by controller (II)—

ので以下に検討を加える。まず硬さ制御のパラメータと、目標とする硬さの設定が困難であることが挙げられる。これらの設定が不適切なときには主働筋と拮抗筋のバランスが良好にとれないために応答が劣化しやすい。今後、主働筋を切り換える際の応答の劣化補償や拮抗する二つの筋収縮のバランスをとるために、硬さ制御の目標値の与え方や制御パラメータの決定法についての検討が必要である。

次に、本システムはこれまでの制御系と比較して筋の収縮を強めるために、長時間の使用においては筋の疲労が増加することが懸念される。関節角度が大きくなると拮抗筋が伸張して硬さ(張力)が増すために、制

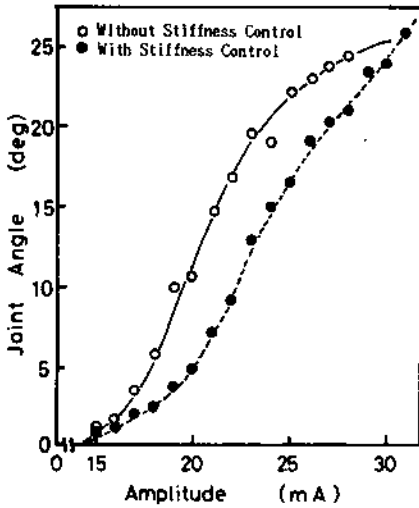


図8 拮抗筋刺激を行った際の静特性(刺激対関節角変位特性)
Fig. 8 Static characteristics of ankle joint using antagonist stiffness control on normal subject.

御器は刺激を減少させる設計となっているのであるが、図4にみられるように拮抗筋の刺激振幅はあまり減少しなかった。これは事前に測定した最大背屈時の筋の硬さと制御時の最大背屈時の筋の硬さが異なるため、硬さによる張力の推定精度の問題が大であると考えられる。また図8においても、同じ角度を動かすのにより多くの刺激を必要としていることから、疲労は増加することが予想される。

更に測定の問題として、本研究では圧力センサを用い筋の硬さの測定を行っているが、筋腹にセンサを押し当てて測定するため、運動の障害となったり、センサずれにより測定が行えなくなることがある。また、表面からの測定であるため深部の収縮による硬さの変化を検出しにくく、使用できる筋が限定されるという問題点が残されている。そこで、運動を妨げず、筋の位置にかかわらずに張力を測定できる方法の開発が期待される。

7. むすび

FESによる関節角制御系において従来の主動筋による関節角制御と同時に、拮抗筋の硬さを用いて拮抗筋の受動的収縮力を含む張力を制御した。その結果、関節の機械的インピーダンスを高く保ち、外乱抑制能力を増加させることができた。更に本システムにより、麻痺者の膝、足二関節制御において膝関節運動時に生

じる足関節制御の振動が抑制された。本システムの有効性は筋の張力の推定精度に依存し、今後の課題である。

謝辞 本研究で提案したシステムの麻痺患者への応用にあたって、御協力を頂いた東北大学医学部半田康延教授ならびに奥鹿教湯温泉病院 FES グループに深く感謝します。

文 献

- (1) 星宮 望, 半田康延: “機能的電気刺激(FES)の現状と将来”, システムと制御, 31, 6, pp. 406-414 (1987).
- (2) 半田康延, 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, pp. 1-7 (1986).
- (3) 藤田欣也, 板倉直明, 久保公人, 南谷晴之: “筋電気刺激による目標値フィルタを備えたヒト足首関節制御システム”, 信学論(D), J70-D, 8, pp. 1651-1658 (1987).
- (4) 板倉直明, 久保公人, 井口弥寿彦, 藤田欣也, 南谷晴之: “電気刺激による筋張力制御系の安定性の評価”, 信学論(D II), J72 D II, 9, pp. 1543-1549 (1989).
- (5) 藤田欣也, 板倉直明, 久保公人, 井口弥寿彦, 南谷晴之: “モデル規範形適応制御器を用いた機能的電気刺激による関節角制御”, 信学論(D), J71-D, 12, pp. 2692-2695 (1988).
- (6) 久保公人, 藤田欣也, 板倉直明, 井口弥寿彦, 南谷晴之: “機能的電気刺激を用いた足、膝二関節閉ループ制御”, 信学論(D), J71-D, 10, pp. 2197-2204 (1988).
- (7) 伊藤宏司: “筋運動制御機構”, 計測と制御, 25, 2, pp. 131-135 (1986).
- (8) 朴 炯俊, 楠本秀忠, 赤澤堅造: “ヒト骨格筋の機械インピーダンス調整機構の解析”, 第11回バイオメカニズムシンポジウム予稿集, pp. 129-140 (1989).
- (9) 久保公人, 板倉直明, 藤田欣也, 井口弥寿彦, 南谷晴之: “機能的電気刺激における腓腹筋収縮力の推定”, 信学論(D), J71-D, 11, pp. 2474-2477 (1988).
- (10) Handa Y., Hoshimiya N., Iguchi Y. and Oda T.: “Percutaneous electrode for restoration of upper extremity function by FES”, Proc 9th Ann Conf IEEE/EMBS, 1, pp. 1374-1375 (1987).
- (11) Hoshimiya N., Iijima K., Futami R., Handa Y. and Ichie M.: “A new FES system for the paralyzed upper extremities”, Proc 7th Ann Conf IEEE/EMBS, pp. 327-330 (1985).

(平成2年2月19日受付, 8月20日再受付)



久保 公人

昭 62 慶大・理工・電気卒。平成元年同大学院修士課程了。同年東日本旅客鉄道入社。在学中は機能的電気刺激による下肢関節制御の研究に従事。



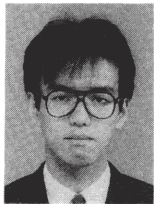
藤田 欣也

昭 58 慶大・工・電気卒。昭 63 同大学院博士課程了。同年相模工大(現湘南工大)・電気講師。現在に至る。機能的電気刺激を中心に、生体の運動制御機構の解析と再建の研究に従事。工博。ME学会、計測自動制御学会、バイオメカニズム学会各会員。



板倉 直明

昭 60 慶大・理工・電気卒。平 2 同大学院博士課程了。平 2 電通大・電子情報・助手。現在に至る。生体の運動制御の研究に従事。工博。ME学会会員。



井口弥寿彦

昭 63 慶大・理工・電気卒。平 2 同大学院修士課程了。同年横河ヒューレット・パカード入社。在学中は機能的電気刺激のためのフィードバック制御器の研究に従事。



南谷 晴之

昭 41 慶大・工・電気卒。昭 46 同大学院博士課程了。昭 45 慶大・工・電気助手。同大専任講師、助教授を経て現在教授。生体情報処理、生体画像処理、生体制御の研究に従事。工博。ME学会、計測自動制御学会、人工臓器学会各会員。著書「電子電気工学大要」(日新出版、共著)、「痛み—基礎と臨床—」(朝倉書店、共著)。