

福祉応用を目指したパワーアシストシステムの最新動向

Recent Research on Power Assist System for Welfare Apparatus

電気工学専攻 堀研究室

電気工学専攻 修士1年 小林 邦生

ABSTRACT

Recently, the development of the welfare engineering is requested with aging in Japan. In the welfare engineering, as for the power assistance that amplifies electric and man's power, various researches are performed, and it is very interesting. The power assistance system is the assistance of the system of it for the power that man input, and the drive by the amplified power. In this paper, I reviewed The latest trend about the power assistance systems of a variety of drive methods.

1 はじめに

現在の日本では高齢化が進み、2005年には65歳以上の人口が全人口の19%になった。この数字はさらに増加の傾向にあり、2030年前後には30%を越えると報告されている。[3] これほどの需要がある福祉工学だが、現在実際に行われている福祉機器の開発は、学問といえるほど体系的ではなく、個々のケースに対して個別に福祉機器を開発している物が多い。また、その中でも制御工学がなすべき所はたくさんあり、機械と人間とを接触させながら理由するには大きな課題がたくさんある。[1][4] 本輪講ではいかに安全に高出力のパワーアシストをするか、人間への負担をどこまで軽減出来るかなどをあらかじめ問題点として掲げ、制御工学の視点から福祉応用を目指した最新のパワーアシストシステムについて取り上げたい。本稿の構成は以下とする。第2節では、モータを使ったパワーアシストについてまとめる。第3節では、空気圧を利用したパワーアシストについて述べる。第4節で機能的電気刺激について述べる。最後に第5節でまとめる。

2 モータを使ったパワーアシスト

モータによるパワーアシストシステムは、kazerroni による extender[5] や山海による HAL など様々なシステムの開発がなされており、その研究は臨床段階を越え福祉補助の実現の域にまで達している。モータによるシステムでは十分大きな出力が得られるため、システムの操縦者とシステムとの安全性の考慮や人間の違和感や危機感を払拭するようなシステムの実現が求められている。制御工学の観点か

ら言えば、フォードバック制御を行う事によって環境の変化を操縦者に知らせ、例えば車椅子を障害物の方向に動かそうとしているときに、その抵抗力を反力として人間に危険を提示するなどの制御法が望ましい。また、その機器によって位置制御を行うのか力制御を行うのかによって操作性や安定性が異なるため、様々な制御手法を使い分ける必要がある。[6] そこで、モータを使ったパワーアシストシステムとして電動パワーアシスト車椅子の制御法について取り上げる。

2.1 電動車椅子のパワーアシスト

電動パワーアシスト車椅子 (Push-Activated Power-Assisted Wheelchair:PAPAW) はホイールに電気モータを取り付けた自走型車椅子であり、単に操縦者の負担を軽減し、芝生や砂利道なども用意に走行出来る事より操縦者の行動範囲を広げるだけでなく、操縦者自身の現有能力を維持およびリハビリテーションの効果もあるという点で大変期待がもたれている。

2.2 電動パワーアシスト車椅子の制御法 [7]

まず始めに電動パワーアシスト車椅子 (Pushrim-Activated Power-Assisted Wheel:PAPAW) の制御法について Rory A.cooper が提案する制御方法を figure. 1 に示す。

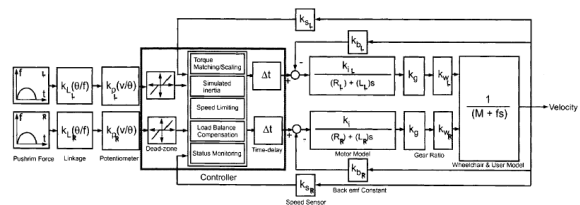


figure.1 Block diagram showing the PAPAW control structure.

トルクセンサにより人間による入力を測りそれを増幅器にかけてモータに伝え、スピードセンサを用いてフィードバック制御を行っている。この制御方法はまず、線形で単

$$\begin{cases}
 u = B\tau(t_r)(t_c - mt) & |\tau_p(t)| < \varepsilon \text{ and } (t_c - t) > 0 \\
 & \text{and } v(t) \leq v_{thresh} \\
 u = 0 & |\tau_p(t)| < \varepsilon \text{ and } (t_c - t) \leq 0 \\
 & \text{and } v(t) \leq v_{thresh} \\
 u = k_\omega k \tau_p(t) & |\tau_p(t)| \geq \varepsilon \text{ and } v(t) \leq v_{thresh} \\
 u = (F_f + \tau_b) & v(t) > v_{thresh}
 \end{cases}$$

$$\begin{cases}
 \tau_p(t) = \frac{\tau_{pl}(t) + \tau_{pr}(t)}{2} & |\tau_{pl}(t) - \tau_{pr}(t)| < \Delta\tau_p \\
 \tau_p(t) = \tau_p(t) & |\tau_{pl}(t) - \tau_{pr}(t)| \geq \Delta\tau_p
 \end{cases}$$

純な式 (1) によって表現する事が出来る。

$$k_\omega k_g k_m i(t) = k_\omega k_g \tau_m(t) = u = k_\omega k \tau_p(t) \quad (1)$$

τ_m : モータートルク, $i(t)$: モータ電流, $\tau_p(t)$: プッシュリムにかかる人間の入力トルク, k_ω : ミッションギア比, k_g : ホイールギア比

だが、実際の電動パワーアシスト車椅子では、そのまま単純に力を増幅するのではなく、場合にわけた力の増幅をしないと不自然な挙動となってしまう。両腕の筋力の不整合による入力トルクの差によって操作者の意志に反して直進性が損なわれたり、入力トルクを0にしたときに安定して惰性運動を出来るように改善する必要がある。そこで、(1)式を改善し、次のように提案する。ここで ε はトルクセンサによる入力されるノイズである。mは自由に設定する事が出来る変数で、 $t = t_r$ 時にトルクが0になった場合、急激にパワーアシストを止めと危険であるため t_c 秒間に渡った惰性運動を実現をしている。また安全面から速度 v に境界値 v_{thresh} を設け、一定以上のスピードが出ないように考慮した。その際の指令値についてだが、 F_f はホイールとギアの摩擦力によるトルクの衰退を表しており τ_b は $\tau_b = k_b v(t)$ となりブレーキトルクを表している。また、左右の入力トルクの差 ($\Delta\tau_p$) が5%未満だった場合、操縦者は直進したいのだとみなすことにより、左右とも同じ力を出力するように設計している。この制御法を用いて実際に4人の女性と4人の男性の車椅子患者に通常の車椅子とパワーアシストのある電動車椅子とに乗ってもらい、実験を行った。 $v_{thresh} = 6\text{km/h}$ とし、出力トルクやスピードはダイナモメーターを利用し計測した。ダイナモメーターはそれぞれ 0.9m/s - 10W , 1.8m/s - 20W の計測を行い、従来の車椅子とパワーアシスト車椅子について比較した。その結果を figure.2、figure.3 に示す。figure.2 では入力の2倍程度のパワーアシストを figure.3 では入力の3倍程度のパワーアシストを行った。figure.2, figure.3 の通り、PAPAW では普通の車椅子に比べ、力もいらず素早く指令された速度にまでスピードを増加する事が出来ている。これによってPAPAWの有用性を示されたといえるだろう。この制御法によって、従来の車椅子よりも格段に小さな力で、速い応

答を得る事ができ、また figure.4 の車椅子の速度カーブを見ると、パワーアシストによってパワーアシストが無いときに比べ車椅子がとても自然でなめらかな運動をしていると考えられる。

	Speed: 0.9 m/s		Speed: 1.8 m/s	
	PAPAW	Manual Wheelchairs	PAPAW	Manual Wheelchairs
Time on Rim (s)	0.91 ± 0.20	$0.40 \pm 0.9^*$	0.62 ± 0.44	$0.30 \pm 0.04^{**}$
Peak (N*m)	4.2 ± 3.0	$9.8 \pm 4.5^*$	6.3 ± 3.0	$13.3 \pm 6.0^{**}$
Rate of Rise (N*m/s)	30.3 ± 18.5	12.2^*	58.5 ± 24.3	23.4^*

figure.2 Comparison of PAPAW with Manual wheelchair data.

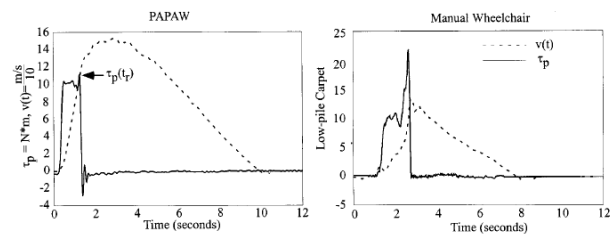


figure.3 Pushrim torque and wheelchair velocity curves for a PAPAW and an ultralight manual wheelchair

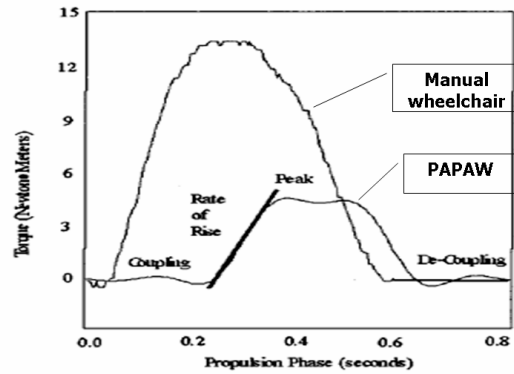


figure.4 A typical pushrim torque curve while propelling a PAPAW with a 3:1 amplification at 0.9m/s

2.3 電動パワーアシスト車椅子の課題

PAPAW は figure.3 のトルクを見るとよく分かるように、アシスト力を高くした場合に操縦者が加速に驚いてブレーキをかけたり加速したりを繰り返し振動的な結果となることがある。安全性や乗り心地という面で更なる制御法の提案が必要だろう。これに対し、解決策となる研究も既にい

くつか行われている。関らは制御系に加速度と加加速度制限を取り入れる事により更なる快適な乗り心地のパワーアシスト法を提案している。[8] 人間のトルク入力 T_h が増加している間は、操作者は加速する意志があるとして加加速度 α を傾き A_0 として直線的に増加させ、最大値 α_{lim} で制限する。

$$\alpha(t) = A_0 t + A_1 \quad (2)$$

その後トルクが現象するとともに α も減少させ加速を終了する。これらはともに一次関数として実現する。加加速度の生成法は figure5 に示すように正と負で対照的な波形となり、一回の加速について加加速度は増加と減少を行う。

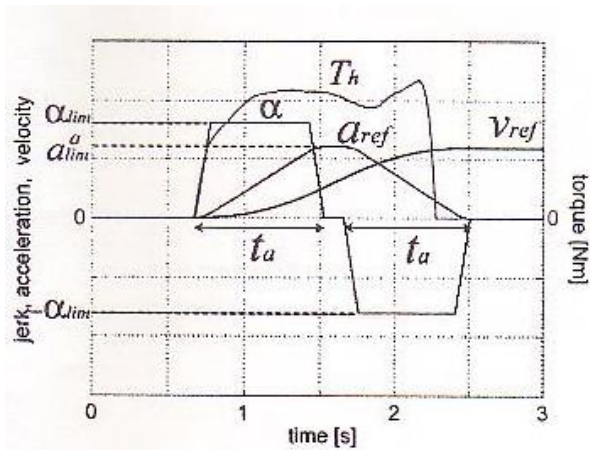


figure.5 Real-time jerk signal generation

このようにして加加速度信号を生成出来れば制御系への指令値として必要な加速度、速度の値は次式に (3),(4) に示すような単純な積分操作によって生成する事が出来る。

$$a(t) = A_0 t^2 / 2 + A_1 t + A_2 \quad (3)$$

$$v(t) = A_0 t^3 / 6 + A_1 t^2 / 2 + A_2 t + A_3 \quad (4)$$

次に加速度の値を制限する方法について検討する。加速度制限値を設定するためには、人間のトルクがまだ増加していても一定時間 t_a が経過した時点で α を 0 に減少させる必要がある。時間 T_a は加速度制限値 a_{lim} を用いて次のように表現出来る。

$$t(a) = a_{lim} / \alpha_{lim} + \alpha_{lim} / A_0 \quad (5)$$

等速走行時間 t_c はトルク入力によって比例関係によって決定し、 t_c を過ぎた時点で加加速度を同様に一次関数として負に制御し、車椅子の停止に向かう。この制御アルゴリズムを使って実際の走行実験を行った。

$$t_c = \beta \times T_m \quad (6)$$

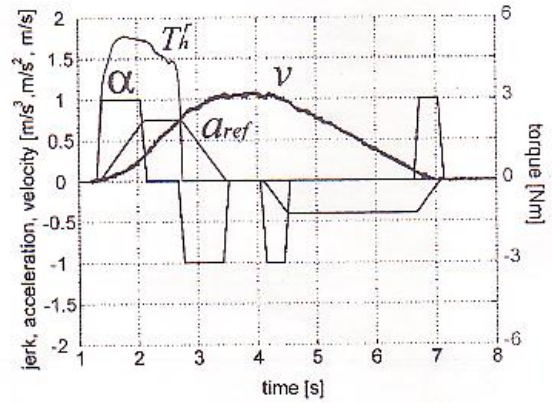


figure.6 The control of the velocity pattern generation.

この制御法によって人間のトルク入力時の非常になめらかな制御システムが確立されたと言えるだろう。また、前述のように位置制御システム、力制御システム、また仮想インピーダンス制御システムなど様々な制御システムの中で取り入れる制御法によって乗り心地も変化してくると考えられる。その状況に応じた様々なシステムを選択出来る事が大切である。

3 空気圧を使ったパワーアシスト

3.1 空気圧型人工筋

空気圧型アクチュエータは、1930 年頃から始まった人工筋に関する研究がその減点である。人工筋の研究には大別すると二つの大きな流れがあった。特殊高分子合成材料による人工筋の合成とゴムを用いて機械的に構成するゴム人工筋がそれである。ゴム人工筋の中でももっとも代表的な物がマッキベン人工筋やラパチュエータである。これらの人工筋はゴム製のチューブを合成繊維コードを編んだスリーブで多い、両端を金具で固定した物である。片方の留め具にはゴムチューブ無いに通じる通路が設けてあり、この通路を介して空気を供給出来るような機構になっている。空気を供給することにより、チューブ内の圧力を高めると、チューブは半径方向に膨張し、これにより軸方向に収縮力を発生させることが出来る。

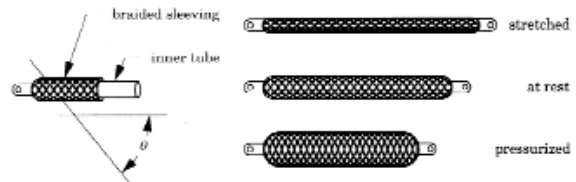


figure.7 The shape of Pneumatic muscle.

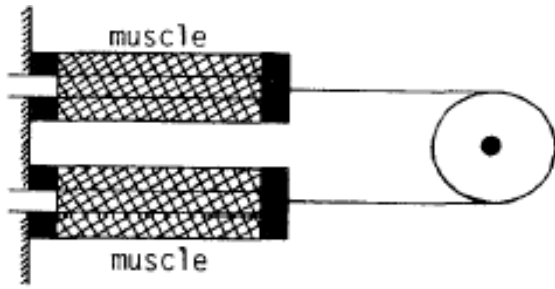


figure.8 An example of Drive by Pneumatic muscle

空気圧型人工筋は実際にはゴムの弾性や繊維コードの伸び、ゴムの新色によりヒステリシスが生じ非線形なアクチュエータであると言えるだろう。特徴としては、出力-重量比が優れて大きい値であり、軽量化が容易に行える。実際の応用例としては、このままではアクチュエータとして利用しにくいいため、2本や4本の人工筋を対にして人工筋を拮抗させ、駆動する事が多い。この場合はアクチュエータの非線形性の影響が相殺されて緩和される傾向がある。空気圧型人工筋はその軽量な特徴やアクチュエータ自身が柔軟に動く事からパワーアシストシステムとしての研究も盛んに行われおり、小林らのマッキベン人工筋を用いたマッスルスーツ [9] や、北川らの上肢・指・下肢関節駆動用の装着型アクチュエータ [10] など様々な例が報告されている。中でも装着型のパワーアシスト装置に関する研究開発が盛んに行われており、広い応用範囲にわたって実用化が強く要望されている分野の一つである。

3.2 空気圧型人工筋による腰部のパワーアシスト [11]

則次らはマッキベン型人工筋に片側をアクリル板で固定した独自の人工筋、湾曲型空気圧ゴム人工筋を用い、腰部のパワーアシストに利用した。その人工筋の構造を figure.9 にしめす。この人工筋は既存のマッキベン型ゴム人工筋と違い、figure.8 のような付加的機構を無しで、回転トルクを生み出す事が出来、小型化が可能のため腰部のパワーアシストには最適である。また、この装置の発生力は角 θ の増加につれて発生力が増加する特性を持っているため、状態起こし動作の初期において大きな支援力が得られることになり、アシスト装置としては大変好ましい。本システムの概要を figure.10,11 に示す。

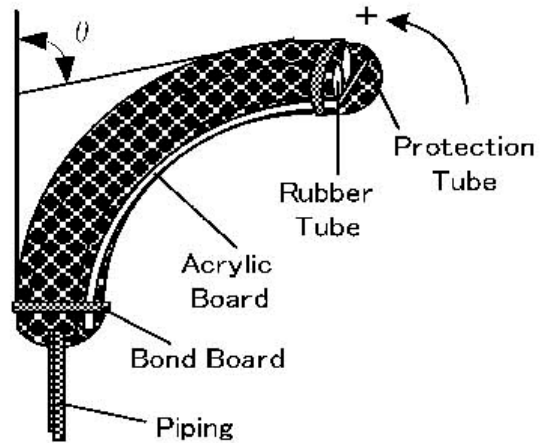


figure.9 Structure of curved artificial rubber muscle

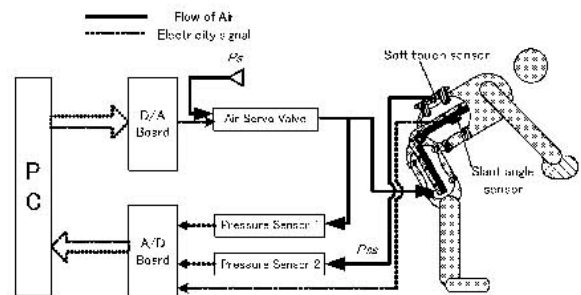


figure.10 Structure of control system

装着者の意志を検出するため、筋肉の作動状況を知る事が有用である。その代表的な方法として筋電位の利用が考えられるが筋電位は極めて微弱でありノイズに影響されやすく、また長時間の皮膚表面への電極の設置により操縦者に少なからず不快感を与える。そこで本システムではソフト触覚センサの利用を提案している。ソフト触覚センサの構造は figure.12 のようになっている。円筒状のシリコンゴムを5行5列に配置し、上下からシリコンゴムシートで密封する。25個の円筒状シリコンゴムは蒸籠用シリコンゴムにより連通している。これを2組製作し、体の腰部に合わせたアクリル板(厚さ1.5mm)に接着し、圧力センサを取り付ける。本触覚センサに似た方式のセンサで

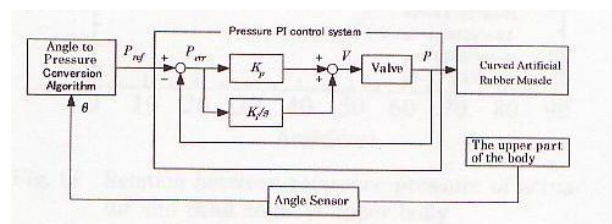


figure.11 Block diagram of control system

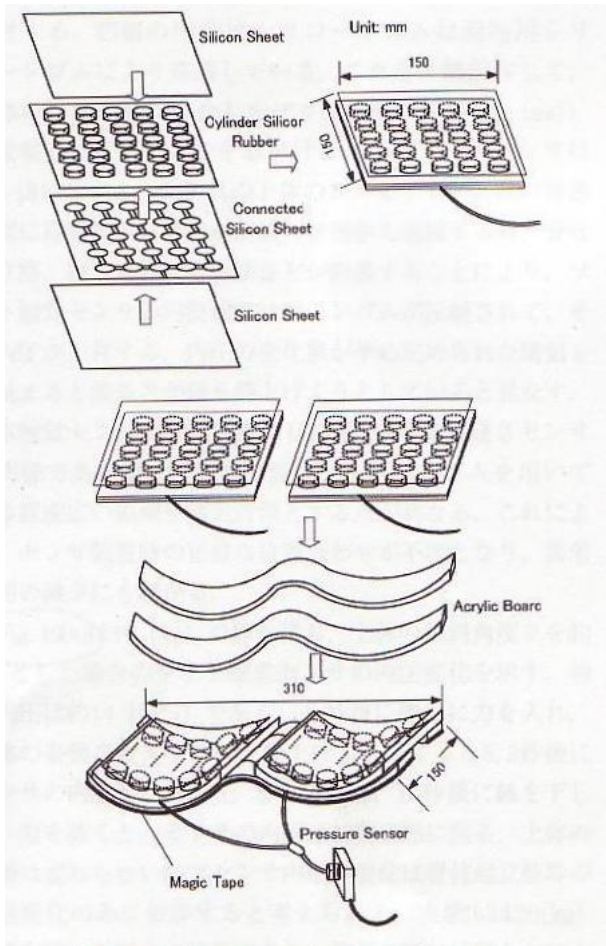


figure.12 Structure of soft touch sensor

山本らの筋肉堅さセンサがあるが、則次が提案する祖父と触覚センサは25個の円筒シリコンゴムを用いているため広い領域での測定を可能としている。このためセンサ装着時の正確な位置合わせが不要となり、有用性が高い。だが、即応性にかける一面も持っている。次にアクチュエータ内圧の目標値を算出するため、人間の運動モデルについて考える。アクチュエータのちょうど真ん中に人間の腰が来るようにセットした場合、腰部周りに発生する力のモーメント M_{waist} は

$$M_{waist} = 2F_J L_J \quad (7)$$

F_J :湾曲型空気圧ゴム人工筋の発生力, L_J : F_J のモーメントアーム長,

となる。また、人間の上半身の重量を U_w , 錘の重さを L_w , 腰から U_w までの水平距離を B とすると

$$J = M_{PA}/L_J = (U_w B + L_w L)/L_J \quad (8)$$

$$M_{waist} = U_w B + L_w L \quad (9)$$

で与えられる。作業条件を $U_w = 0.4575B_w$, $B = 0.14H \sin(\theta)$ とすると例えば $L=0.35$ [m], 体重70[kg], 身長1.7[m]の人が状態の傾斜角度90度で30[kg]

の錘を持ち上げようとするとき、(2)式より181[Nm]のトルクが生じれば良いことになる。このアクチュエータを用いて、それぞれの角度における最大出力を計測したところ、 $\theta = 90$ の時、内圧が500[kPa]の空気圧を印加すれば、 $F_J = 362.5$ [N]となり、支援装置から十分なトルクを発生させることが出来るため、このシステムを装着して10[kg]の錘を持ち、最大内圧が500kPaになるように加圧し、このシステムを筋電位によって評価した。(figure.13)システムを装着しなかった場合とシステム装着した場合は、筋電位に大きな違いが現れているのが分かる。腰の負担を軽減する事が出来たと言えるだろう。

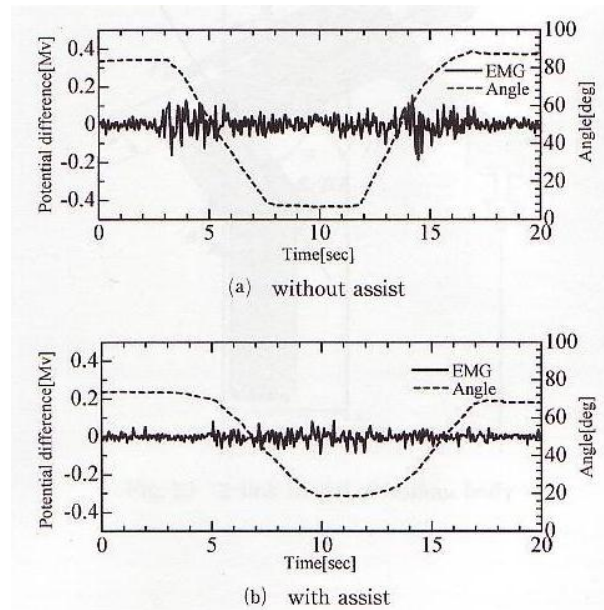


figure.13 EMG and bend angle of upper body

3.3 空気圧でのパワーアシストの課題

本論講では改良されたマッキベン型アクチュエータを腰部に取り付け、人間の入力にソフトタッチセンサを用いたパワーアシストについて取り上げた。この研究では簡易モデルを用い、人間の腰部に関する運動方程式から新たな制御則を見いだそうとしていたが、実際には実現出来ていない。また、この研究に関わらず今までに寄せられた最新の動向を見ても、そのアクチュエータの持つ非線形性によりモデルから制御則を導出することは困難であると言える。そのため、モデルを明らかにすることなく最適な制御則を導く必要性や、新たなモデルの考案が求められている。今後これについて取り組む予定である。

4 機能的電気刺激

4.1 機能的電磁刺激の原理

交通事故や転落事故などによる脊髄損傷あるいは脳卒中などにより運動中枢に障害を受けると、生体の感覚ならびに運動機能が麻痺する。このような患者の機能再建の手段として機能的電気刺激が有効である。中でも機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation: FES) は、中枢生麻痺などで失われた運動機能を電気刺激で誘発する筋収縮で代償あるいは再建する方法である。1961年に Liberson[13]らが脳卒中片麻痺患者に対して表面電極とフットスイッチを用いて神経を電気刺激し、歩行時の足の屈曲を補助した研究に始まっている。FESの原理を figure. 14 に示す。脳卒中や脊髄損傷などの中枢神経障害では随意運動指令を運動単位に伝達することができないために、中枢性運動麻痺を呈する。しかし、中枢生運動麻痺の場合、基本的には運動単位事態に損傷は無く。電気刺激に反応して筋が収縮する事が出来る。

この40年間、FESによって様々な機能を再建する研究が行われている。最新の研究では表面電極を用い、刺激装置、電極、センサーを装着用の手袋に一体として組み込んだ Bionic Glove[14]の研究が報告されているが、人間の上肢の動きは非常に複雑で繊細なため、再現する事が特に難しい。

4.2 筋電駆動型機能的電気刺激の研究 [15]

Futamiらは不全麻痺患者を対象とし患者から得られる微弱な筋電位を FES の制御信号に用いることで患者が動かしたい筋に電気刺激を用いる筋収縮を起こし運動を助ける研究について発表している。これは、Figure12 に示したように不全麻痺患者や片麻痺患者の麻痺している下肢に直接 EMG を計測しそれを増幅して FES 制御を行う新しい試みであり、麻痺患者にとって残存機能を失わないインターフェイスを使っている所が特徴である。このシステムを利用すると、FES を行った電流が EMG に流れてしまうという問題点がある。そこで、figure.13 の保護回路を利用し、SW1 が閉じている間に計測し、SW2 を閉じている間に FES を行う仕組みを考案している。これによって SW1 と SW2 が動じに閉じない限りは増幅器の保護は失われない。また、FES による筋肉の収縮は大変即応性が高く、15ms で FES による誘発筋電は消える事が分かっている。そこで余裕をもって保護区間を 30ms とし、筋電図の計測区間を 20ms として計測と刺激を繰り返す 50ms 毎に繰り返す手法をとった。(figure.14)

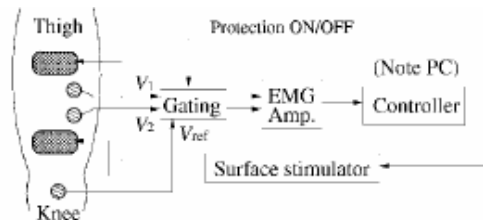


figure.14 Local EMG-driven FES

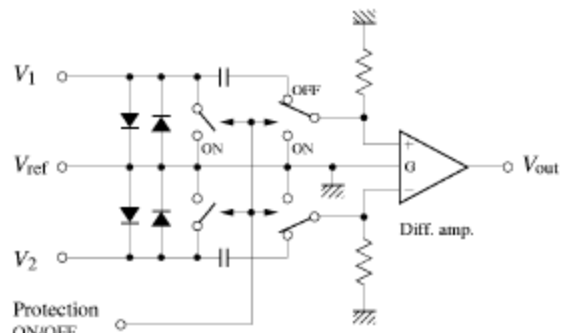


figure.15 Gating protection circuit

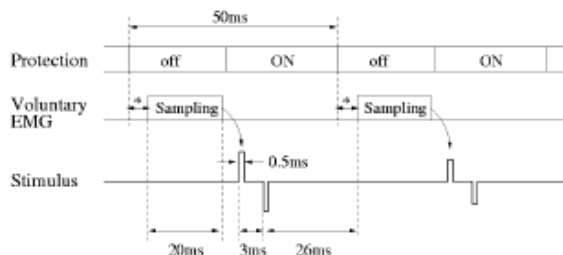


figure.16 Timing chart of the control

実験には3人の61歳から82歳の片麻痺患者を被験者とし、このシステムの評価を行った。装置は麻痺側の下肢に装着され、FESの電極は7cm x 9cmでEMGの計測には内側広筋が大腿直筋を用い、自ら動かそうとする事による筋電測定を行った。筋電の入力値に対する出力値は標準偏差にしきい値や飽和値を用い試行錯誤的に決めている。Figure.17にはこのシステムを利用し歩行した際のEMG,FES, スネに取り付けた傾きセンサの結果とFESを使わずに歩行した際の傾きセンサの結果を示した。この結果より分かるように、このシステムを使って歩行を行うと、麻痺した側のひざが麻痺していない側のひざに対して交互に動き、自然な歩行が実現されている。FESの出力値に関して見ると、ほとんど一定の値が出ているため、かなり大きなしきい値と小さな飽和値を用いていることが分かる。この制御に関しては、EMGで得られた波形を使って増幅

するような制御を行うわけではない。これは、制御という観点からは非常に単純で簡単すぎる制御ではあるが、FESにおいては、電極の汚れや電極を付ける場所、また、その日の体調などによって値が1.5倍～2倍もの大きな違いを観測するという報告もあるため [16] 更なる検討が必要だろう。

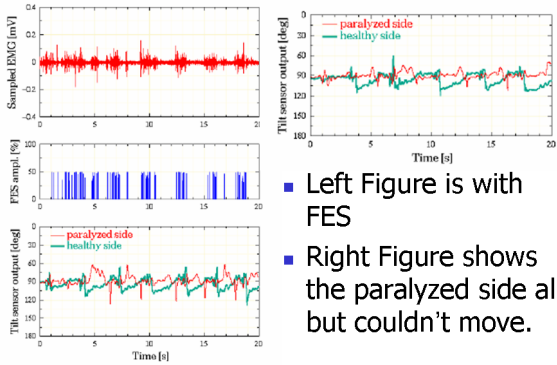


figure.17 Timing chart of the control

このような単純な制御においても FES の即応性を活かす事により片麻痺患者の歩行が実現されるということは大変興味深い結果である。

4.3 電気刺激制御システムの課題と展望

電気刺激制御システムの大きな課題として、インターフェイスによる残存機能の制限、複雑な動きの再現、安全性があげられる。また、四肢麻痺患者のような重度の麻痺患者の場合、患者の残された機能を損なわずにその意志を機械に伝える必要がある。自らの意志で念じる事によって発せられる脳波 (brain-computer interface :BCI) をインターフェイスとし、脊髄損傷で四肢麻痺となった患者にコップを持たせ、自らの意志で飲む事に成功した例もあげられている。[17] が、これはコップを飲む動作をあらかじめ4つのステージにわけあらかじめ機械に覚え込ませた動作を反復するだけの制御の面から考察するには臨床段階の研究であるが、大変興味深い研究である。患者は29歳の男性で、1998年春に脊髄損傷によって四肢麻痺になった患者である。彼は肩は自分の意志で動かすことも、感触を感じ取る事も可能であるが、ひじから先は機能障害がある。実験の準備として、麻痺した前腕や手にそれぞれ刺激を与えた。前腕、手、指、伸筋手首の神経は全く筋肉を動かす事が出来ず、制限されている。実験前の準備として、FESを行う間、手首が安定してないと上手くコップを持つ事が難しい。この患者においては、手首があまり良い状態では無く、手首の神経や伸筋がかけていたので手首を電気刺激

によって標準のポジションに固定するのは難しかった。そのため、整形器具を用い手首の安定を試みた。また手を開く行為は指の伸筋と親指の伸筋への電気刺激によって実現し、コップを握る行為は指の屈筋に1ペアの電極によって同時に電気刺激を与えることで実行した。外部刺激には2相性で長方形のパルスを通し続け、経験的に18Hzの周波数を用いた。今回の患者はBCIトレーニングの会のメンバーであったため、更なるトレーニングによりBCIを用いて100%の脳波の識別が可能となった。また、足を動かそうとしたときの脳波と右手を動かそうとしたときの脳波の2つの信号をはっきりと区別する事が出来たため、今後は数種類の脳波の違いを利用した新たな制御の適応が期待されている。

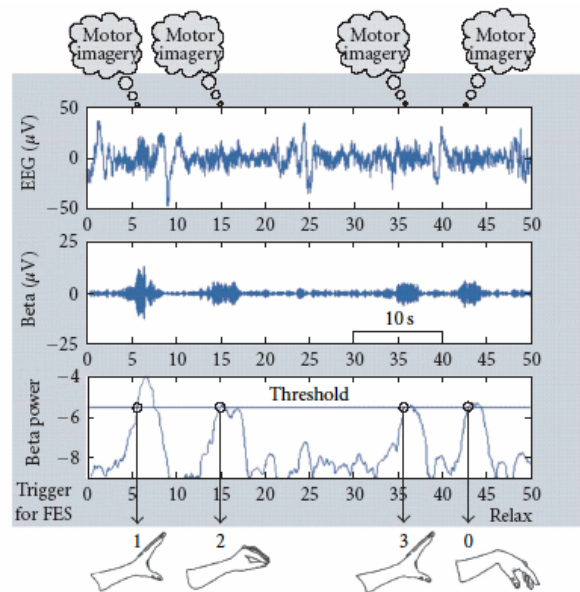


figure.18 Example of bipolar EEG recording from the vertex (upper trace) bandpass filtered (15 ~ 19 Hz) EEG signal (middle) and band power time course (lower trace, arbitrary units) over a time interval of 50 seconds. Threshold and trigger pulse generation after FES operation and grasp phases are indicated. Shots of the grasping are shown in the lower part.

5 まとめ

本講演では、福祉応用を目指したパワーアシストシステムと題し、モータ、空気圧、電気刺激を用いたパワーアシストシステムについて紹介した。モータについては、食事をパワーフリー制御によってアシストする研究と車椅子制御の概要についてを、空気圧式については、着脱型のアシストスーツを、電気刺激方式では筋電を用いた片麻痺患者の歩行補助を紹介した。パワーアシストシステムについて

これからの大きな課題となるのは次の点であるとは考える。

・小さな装置で大きな力で補助する事が出来るか (power,weight,size)

これはパワーアシストシステムの本来の一番基本的な目的であり、操作者の力を何倍に出来るかというパワーアシストそのものである。

・複雑な繊細な動きに対応できるか (complex motion)

人間の動きは非常に複雑で繊細であり、その動きを正確に増幅する事によって操縦者に安定した操作性を与える必要がある。

・応答性が十分か (response)

システムの応答性が悪いとシステムの操作性の悪化につながり安全性、操作性の点から問題が生じるだろう。

・操作者に環境の情報を人間に知らせること (envirement observance)

重さや軽さ、環境の変動などの情報を操作者にフィードバックし、その感覚、感触を操作者に感じさせることは人間本来の動作において非常に重要な事であり、安全なパワーアシストにつながる。

・幅広い対応 (robustness)

パワーアシストシステムを福祉応用の点から見ると、あらゆる場面が想定出来、環境や操作者も様々である。制御系内の各パラメータなど多くの要素を自由に随時設定出来るような自由度の高いシステム手法である必要がある。

以上をふまえ、それぞれの長所短所についてまとめた物を次図に示す。

	Power	Size, Weight	Complex motion	response	Environment ovstation
Motor's Assist	⊙	⊘	⊙	⊙	⊙
Pneumatic Assist	⊙	○	○	⊘	○
FES	⊘	⊙	⊘	⊙	⊘

○:Very Good
 ⊙:Good
 ⊘:Bad

figure.19: Comparison each power assist systems

本輪講では紹介したように、様々なアクチュエータにおいてパワーアシストシステムはより安全により使いやすい制御が行われており、今後更なる改善がみられるだろう。今後の課題や将来の展望として、モータ方式では、更なる安全性と人間に適したアシストの研究を求められる。空気圧式ではより複雑で繊細な動きに対する制御法の提案が求められ、電気刺激方式においてはヒューマンインターフェイスの課題が大きく残るだろう。全体として、いかに便利で安全に人間と機械との融合を計れるかが大きな課題である

と言える。

参考文献

- [1] 舟久俊康:「福祉工学」,産業図書,1995
- [2] 藤井正克:「福祉機器研究開発の動向と将来」,ロボット学誌,Vol21,No.4,pp.336-339
- [3] Ministry of Welfare:”Welfare White Paper -in 2005-”; Ministry of Welfare,,2005
- [4] Daizo Takaoka, Tsunehito Iwaki, Makoto Yamada, Kazuyoshi Tsukamoto :”Development of Transfer Supporting Equipment” ,IEEE/IROS,1996 vol3,pp3268-3272,1996
- [5] H.Kazerooni:”The human power amplifier technology at the University of California, Berkeley”,Robotics and Autonomous Systems,19 (1996),pp179-187,1996
- [6] H.kazerooni:”An example of Human machine Interaction via the Trancefer of Power and Information signals”,IEEE/AMC apos;98-Coimbra,,7,pp665-572,1998
- [7] Rolly A.Cooper: ”Performance Assesment of a Push-Acivated Power-Assisted Wheelchair control system”,IEEE TRANSACTIONS ON CONTROL SYSTEMS TECHNOLOGY,Vol.10,No.1,2002
- [8] 関弘和:「加速度と加加速度制限を考慮したパワーアシスト車椅子の速度パターン生成法」,ライフサポート学会,vol.18,No.3,2006
- [9] 小林宏:「ウェアラブルロボットの福祉機器への応用」,日本ロボット学会誌,vol.20,No.8,pp805-808,2002
- [10] 北川能:「装着間を重視した様々なチューブ型アクチュエータ」,日本フルードパワーシステム学会誌,34,5,pp145-149,2003
- [11] 則次俊郎:「湾曲型空気圧ゴム人工筋を用いた腰部パワーアシスト装置の開発」
- [12] 伊橋光二:「機能的電気刺激の効果と課題」,理学療法学,第33巻4号,pp245-247,2006
- [13] Liverson WT, et al.:”Stimulation of the personeal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiglegic patients”,Aech Phys Med Rehabil,42,pp101-105,1961
- [14] Prochazka A,et al.:”An electical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opoening in quadriplegia”. Arch phys Med Rehabil,78,pp608-614,1997
- [15] R.Futami:”Application of Local EMG-Driven FES to Incompletely Paralyzed Lower Extremities”,10th Annual Conference of the International FES Society,pp541-554,2005
- [16] D. G. Zhang, K. Y. Zhu:”Simulation Study of FES-Assisted Standing Up with Neural Network Control”,IEEE04,vol.3,pp4877-4880,2004
- [17] Gert Pfurtscheller :”EEG-based asynchronous BCI controls functional electrical stimulation in a tetraplegic patient”,EURASIP Journal on Applied Signal Processing,Vol.1(2005),pp3152-3155,2005