

## ・筋圧力を用いたトルク制御

パワーアシストスーツ肘部における関節トルク推定センサとして、当研究室では筋電位でトルクを推定する手法と筋圧力からトルクを推定する手法が研究されている。そこで、本章では筋圧力を用い関節トルクを推定しダブルサンドイッチモータのアシスト力を測定する。また、このとき得られた関節トルクからダブルサンドイッチモータの必要トルクを計算し、制御信号とすることを考える。筋圧力測定機器としてはロードセルを用い、計測データをPCのADボードにて取り込む筋圧力測定システムを構築した。機器の仕様を表 1.1 に示す。

表 1.1 筋圧力測定計測機器仕様

ロードセル	製造元	共和電業
	形式	LM-5KA
	定格容量	5kgf (49.03N)
	固有振動数	約 32.6kHz
	定格出力	0.75~2mV/V
計測用前置増幅器	製造元	共和電業
	形式	WGA-100B
	定格出力	電圧: ±10V 電流: 4~20mA
	ノイズ	SN比 60dB以上
	初期調整	零点: オートバランス ± 1.5mV/V 微調整トリマ 0.25mV/V 感度: 1000倍, 4000倍

## 筋圧力理論

人間は動作をする際、随意筋肉である骨格筋と呼ばれる筋肉を収縮させ、動作をしている。筋繊維はミオシンフィラメントとアクチンフィラメントというタンパク質が鎖状に結合した 2 種類のフィラメントが互い違いに束ねられて構成されており、筋繊維の束を筋繊維束と呼ぶ。筋肉の収縮はミオシンフィラメントが ATP(アデノシン三リン酸)を消費してアクチンフィラメントと深く重なる方向に滑ることによってもたらされる。筋圧力は、筋繊維を構成するアクチンフィラメントとミオシンフィラメントの状態の変化から測定できる。

この状態の変化から関節トルクを測定するためにロードセルを用いる。ロードセルは荷重を測定するものであり、この場合筋繊維が収縮、または緊張によりロードセルの値が変化する。筋繊維の運動における収縮は人間の肘関節の角度変化から起こる現象であり、緊張は人間が関節トルクを変化させ筋硬さ変化したときに起こる現象である。つまり、関節トルクを測定する場合は角度変化から起こるロードセルの値の増加分は差し引いた値でなければならない。

## 関節トルク換算式

当研究室で実験的に得られた筋圧力と角度との関係は式 1.13 のように近似できる。

$$z = ax + (b+cx)y + dy^2 + e \quad (1.13)$$

ただし、 $a, b, c, d, e$  は定数、 $z$  = ロードセルからの出力 [N]、 $x$  = 関節トルク [N・m]、 $y$  = 関節角度 [deg]

これを関節トルクの式に変換すると、

$$x = \frac{z - by - dy^2 - e}{a + cy} \quad (1.14)$$

となり、ロードセルの出力とロータリエンコーダによる肘関節の角度から関節トルクを算出することができる。ただし、 $a, b, c, d, e$  は定数であり測定対象者ごとに一意に決まる。式 1.14 により肘部にアクチュエータを取り付け物を持ち上げたときの、関節トルクを算出できることからサポート率換算ができるようになった。

### 筋圧力によるサポート率測定

前節の式の定数導出のため、筋圧力が評価対象として使用できるか確認を行うために、ダブルサンドイッチモータを用いてサポート率を測定した。実験条件として、まず、ダブルサンドイッチモータを肘部に取り付け電圧の位相差  $0\text{deg}$  で駆動をさせる。そして  $30\text{N}$  のバーベルを持ち、肘の運動をさせそのときの角度と筋圧力を測定した。次に電圧の位相差を  $90\text{deg}$  とし、ダブルサンドイッチモータが肘をサポートしている状態にする。このとき位相差  $0\text{deg}$  と同条件の運動をさせた。ただし、角度の基準は手を腿に対し平行となる状態を  $0$  度とした。測定対象の肘部にモータを取り付けた様子を図 1.4 にしめす。サポート率測定結果は図 1.5 のようになった。

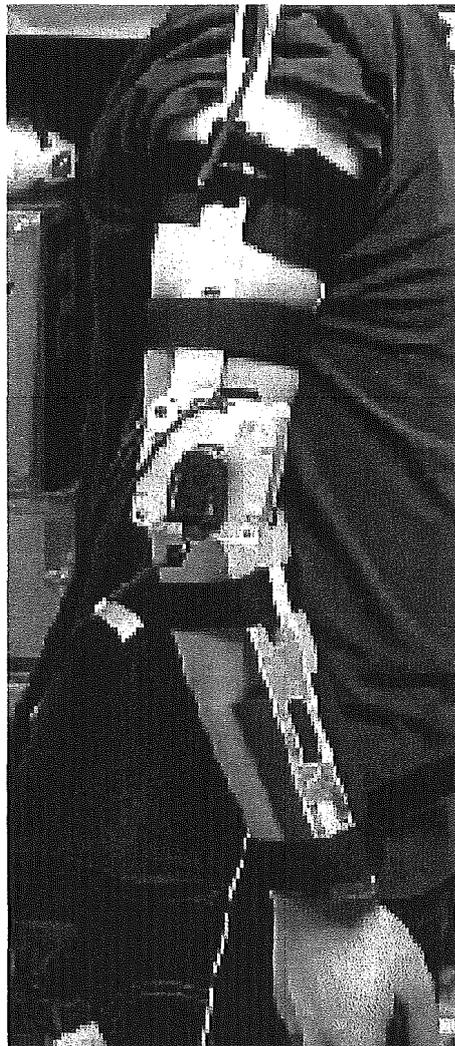


図 1.4 サポート率測定実験

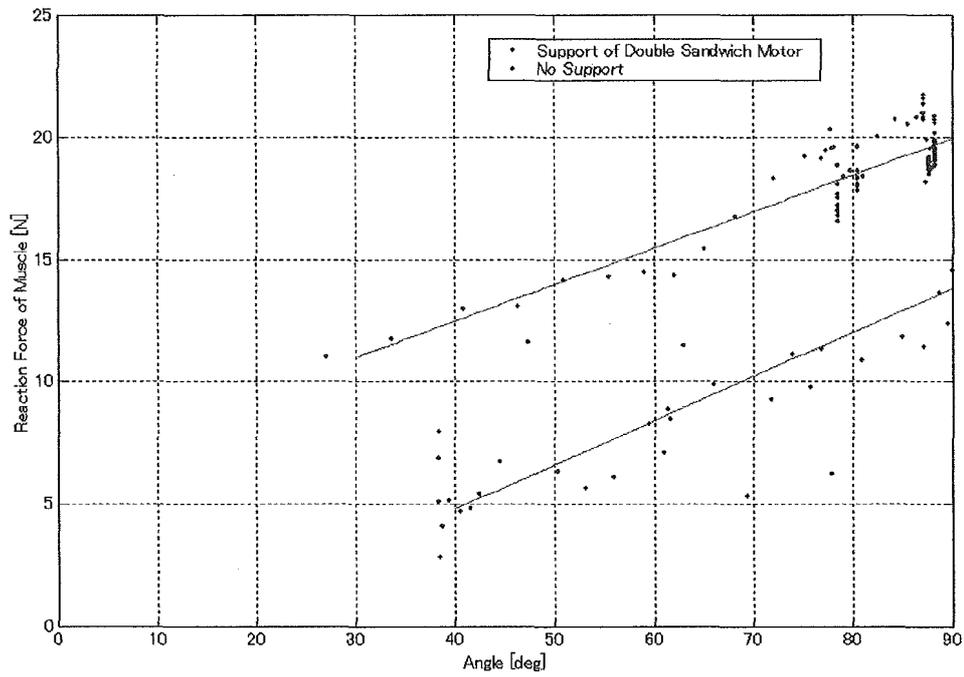


図 1.5 肘におけるサポート率測定

図 1.5 よりサポートされている場合とされていない場合との筋圧力を比較すれば筋圧力が評価対象として使用できることが確認された。

## ・インピーダンス制御

パワーアシストスーツを装着し介護者を抱きかかえる動作を行うときなどに何か突発的な負荷がかかるときを考える。この時、通常的位置追従では肘に対して追従を行うだけなので介護者の負荷を軽減できない、また筋圧力推定を行った制御でも瞬間的な負荷に対し筋圧力は応答をせず 20msec ほどの遅れがあるので同様に負荷を軽減することができない。つまり突発的な負荷がかかった場合介護者自体を保護するパッシブな制御が必要となる。そこでアクチュエータに人間の筋肉のような粘弾性特性を持たせ負荷を軽減させる方法を提案する。本章ではパワーアシストスーツ肘部用ダブルサンドイッチモータに粘弾性特性を持たせるためのインピーダンス制御法の提案と実装を行った。

### インピーダンス制御法

インピーダンス制御とは、N.Hogan が提案した手法である。これは人間の粘弾性特性に着目し、手先(制御対象)の慣性、粘性、剛性を自由に調節するもので、制御対象の運動に応じて、人間と環境との間に作用する力を適切に選択できることにその特徴がある。これを応用してマニピュレータの位置と力を同時に制御することが可能となる。

### 筋肉の機械的性質

人間の筋肉の組織は高分子を主体に構成されており、力学的性質も複雑で、主に粘弾性特性が存在する。粘弾性の例として図 1.6 の a ように筋組織にステップ状の荷重を与えると、弾性によって瞬間的な伸びが生じるが、さらに粘性によって伸びがしだいに増加していく。荷重を除いたときも、図 1.7 の b のような変化が生じる。一般に筋が変形しつつあるとき、発生する力  $f$  と収縮する速さ  $v$  の間には、つぎの関係が成り立つ。

$$(f+a)(v+b) = \text{一定} \quad (1.15)$$

(ただし  $a, b$  は定数)

生体組織には粘性と弾性が同時に存在するため、筋肉の伸縮運動を等価回路で表した場合、図 1.7(a)のようなフォークトモデルや図 1.7(b)の一般化フォークトモデル、(c)のマックスウェルモデルで表すことができる。これらのモデルにおける筋肉の弾性係数と粘性係数は一般的に表 1.2 のようになっている。また表 1.2 は水と鉄の性質を参考値として筋肉と比較している。

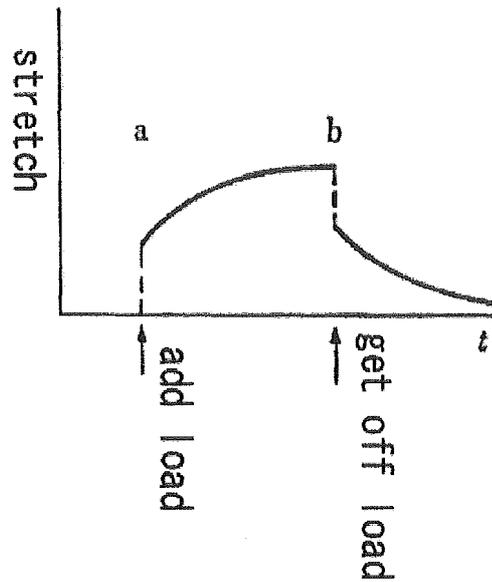


図 1.6 筋肉に荷重を加えたときのステップ状運動

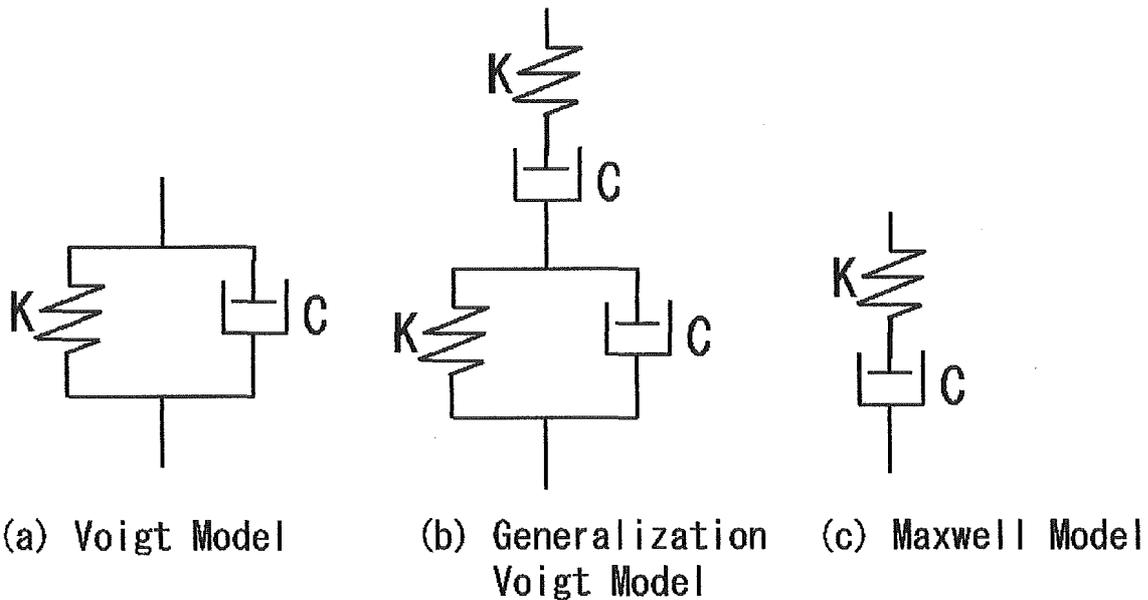


図 1.7 筋肉の粘弾性体モデル

表 1.2 筋肉の粘弾性定数とその他の材料との比較

	筋など軟組織	水	鉄	単位
体積弾性率	$2.6 \times 10^9$	$2.2 \times 10^9$	$1 \times 10^{11}$	$kg/m \cdot s^2$
ずれ変形に対する弾性率	$2.5 \times 10^3$	0	$8 \times 10^{10}$	$kg/m \cdot s$
粘性係数	$1.5 \times 10^1$	$1 \times 10^{-3}$	0	$kg/m \cdot s$

### 制御式

パワーアシストスーツ肘部用ダブルサンドイッチモータに粘弾性特性を持たせるため、図 1.8 のようにダブルサンドイッチモータを人間の肘部のバネダンパ系として考える。ただし、肘の筋肉はフォークトモデルとし、前節の表からずれ変形に対する弾性率、粘性係数を用いている。ただし体積弾性率は無視する。ここで、肘の質量を  $m$  [kg]、肘の角度を  $\theta$  [度]、肘の長さを  $l$  [m]、 $c$  を粘性摩擦係数、 $k$  をばね定数としている。目標インピーダンスは電圧、力対応型で定義されており、式 1.16 となる。出力はドライバに電圧の位相差を与えるので、与える位相差を粘弾性モデルから求める。

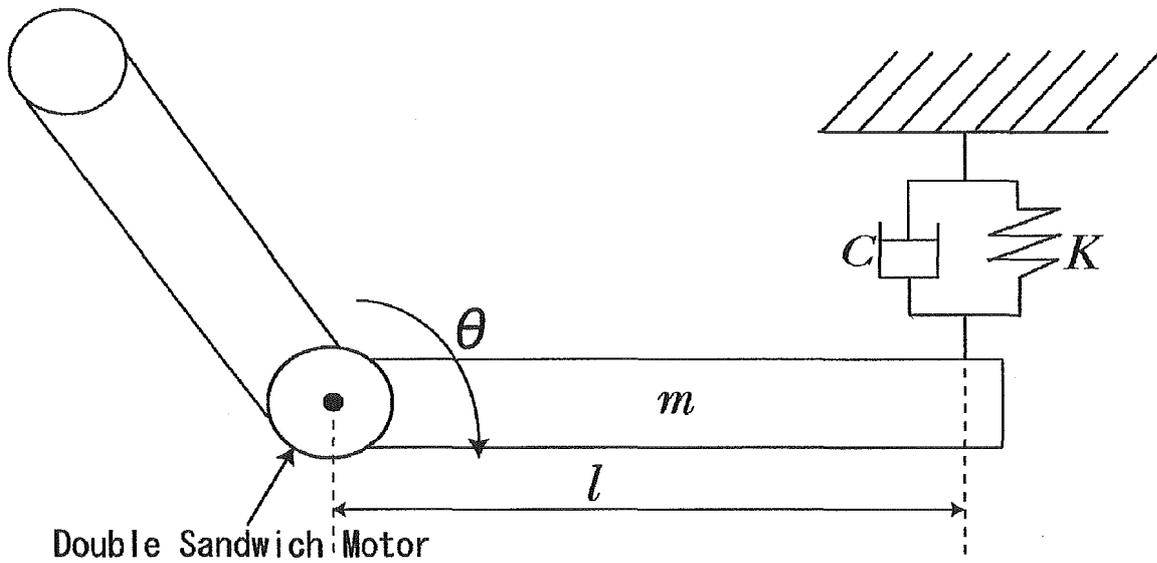


図 1.8 肘の粘弾性特性モデル

$$Z(j\omega) = C + j\left(M\omega - \frac{K}{\omega}\right) \quad (1.16)$$

図 1.17 からこれを式で表すと、式 1.18 となる。ただし、超音波モータは非常に応答性がよいことは明らかであり、ダブルサンドイッチモータの慣性モーメントは無視する。

$$\frac{1}{2}ml^2\ddot{\theta} + cl^2\dot{\theta} + kl^2\theta = 0 \quad (1.17)$$

ここで外乱  $f(t)$  が手先にあると考えると、式 1.17 は

$$\frac{1}{2}ml^2\ddot{\theta} + cl^2\dot{\theta} + kl^2\theta = f(t)l \quad (1.18)$$

となり、右辺を外乱  $f(t)$  のみに整理して

$$\frac{1}{2}ml\ddot{\theta} + cl\dot{\theta} + kl\theta = f(t) \quad (1.19)$$

となる。

ここで、外乱  $f(t)$  に対しこのモデルにてアクチュエータによって実現する粘弾性を  $r$  とすると、

$$r = -cI\dot{\theta} - kI\theta \quad (1.20)$$

であり、仮想トルクを  $\tau$  とし式 1.21 のようになる。(ただし  $T$  は比例定数)

$$\tau = Tr \quad (1.21)$$

トルク、回転数、電圧の位相差の関係を線形とみなし 3 次元グラフをプロットし、そこからフィッティングを行い近似式をもとめる。実際にフィッティングを行った結果を図 1.9 に示す。図 1.9 より線形近似で表してもよいことがわかり、電圧の位相差  $\theta_{\text{phase}}$ 、トルク  $\tau$ 、回転数  $\theta'_{\text{rpm}}$  との関係式は、

$$\theta_{\text{phase}} = 18.28\tau + 0.46\theta'_{\text{rpm}} \quad (1.22)$$

となり、粘弾性特性をダブルサンドイッチモータに持たせるための電圧の位相差  $\theta_{\text{phase}}$  が求められる。この関係式を用いることによりインピーダンス制御が可能となる。このときのブロック線図を図 1.10 に示す。

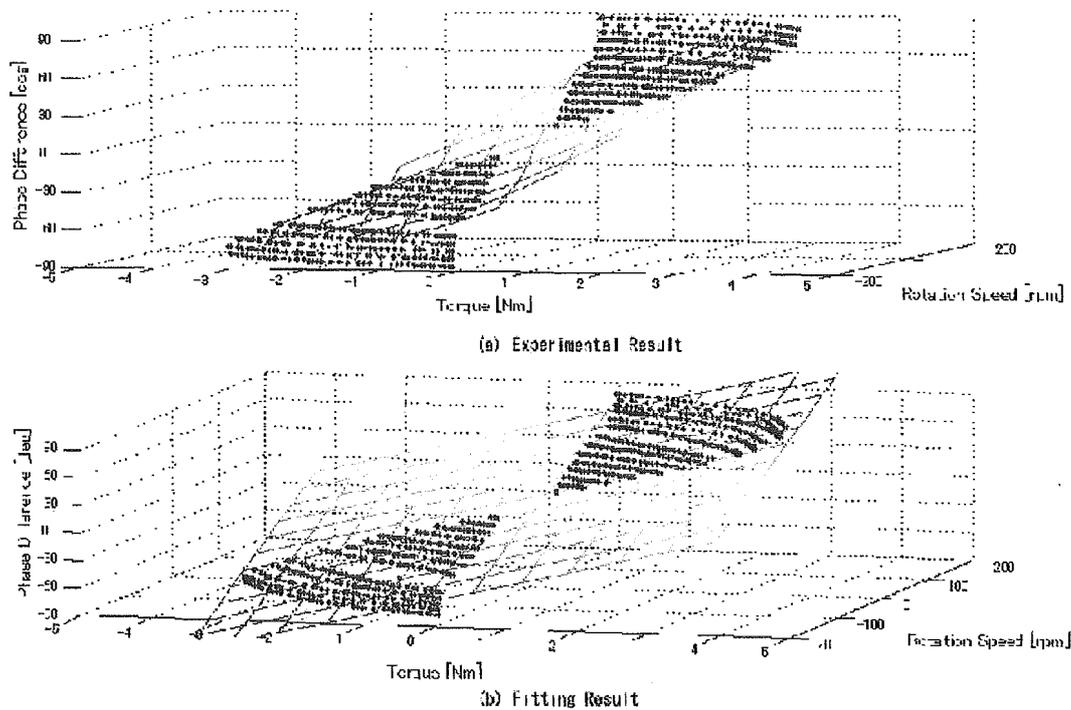


図 1.9 トルク、回転数、位相差の 3 次元フィッティング

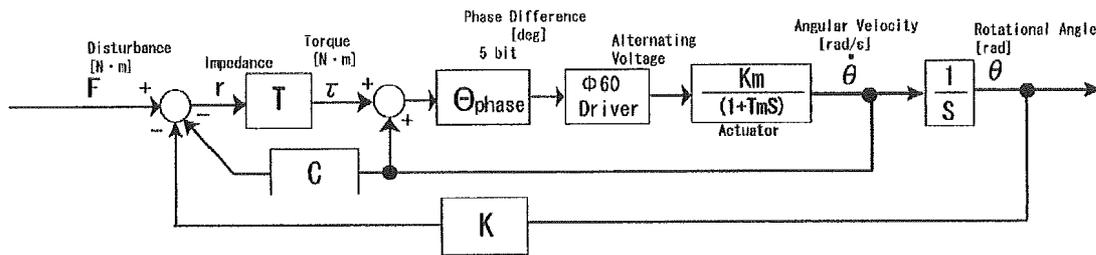


図 1.10 インピーダンス制御ブロック線図

次に式 1.19 をラプラス変換する.

$$\left(\frac{1}{2}m s^2 + c s + k l\right)\Theta(s) = F(s) \quad (1.23)$$

となり, 伝達関数を求めると

$$G(s) = \frac{\Theta(s)}{F(s)} = \frac{1}{\frac{1}{2}m s^2 + c s + k l} \quad (1.24)$$

となる. この式 1.24 からシミュレーションを行う. まず実験的に測定した肘のモーメント 1.5Nm を用いて, Matlab によるインパルス応答シミュレーションを行った. 結果を図 1.11 に示す.

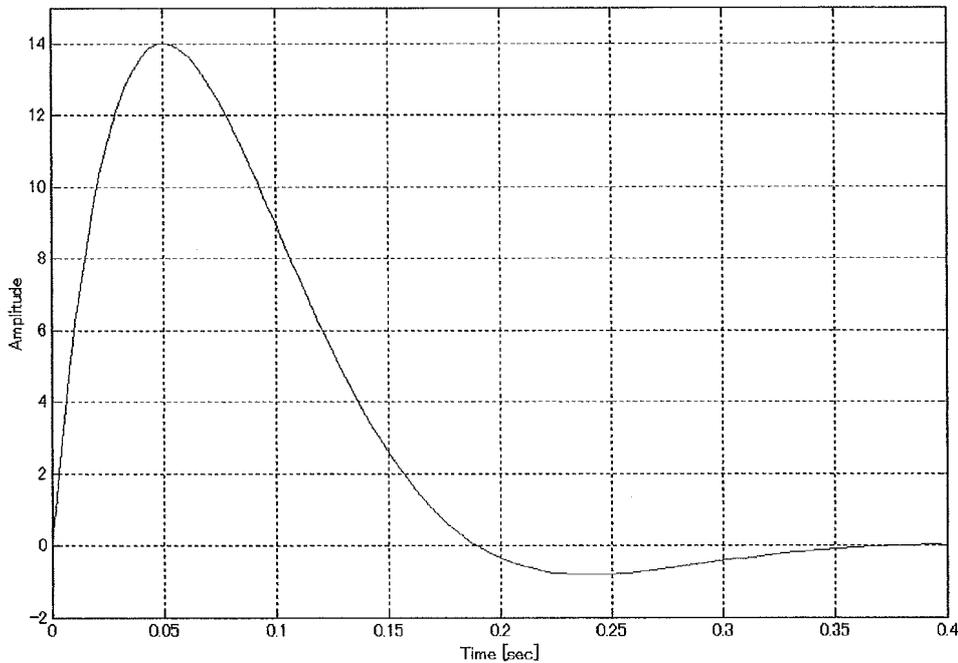


図 1.11 肘のインパルス応答

## 筋電位による駆動、トルク推定システムの構築

### ・トルク推定

装着者が出す力に応じて超音波モータのトルクを変動させることにより、安全性と操作感の向上を目指す。そのため装着者の意思を制御信号としてアシストスーツに入力する必要がある。装着者の負荷を軽減させるためには装着者の出力に対して、アシストスーツの応答は同時であるか、もしくは出力より前に応答することが望ましい。そこで本研究では表面筋電位の発生機構に着目し、これを利用することを試みた。しかし筋電位は図 2.1 に示すような 0Hz から 500Hz の周波数成分を持つスパイク状の信号であるため、力が出ているかという情報の少なくともすむ判断に対しては問題ないが、関節に発生しているトルクを推定するには信号に何らかの処理を施す必要がある。そこで筋電位の高周波成分を除き信号の平滑化を行い、関節トルクの推定に用いることとし、そのための筋電位計測システムの構築を行った。

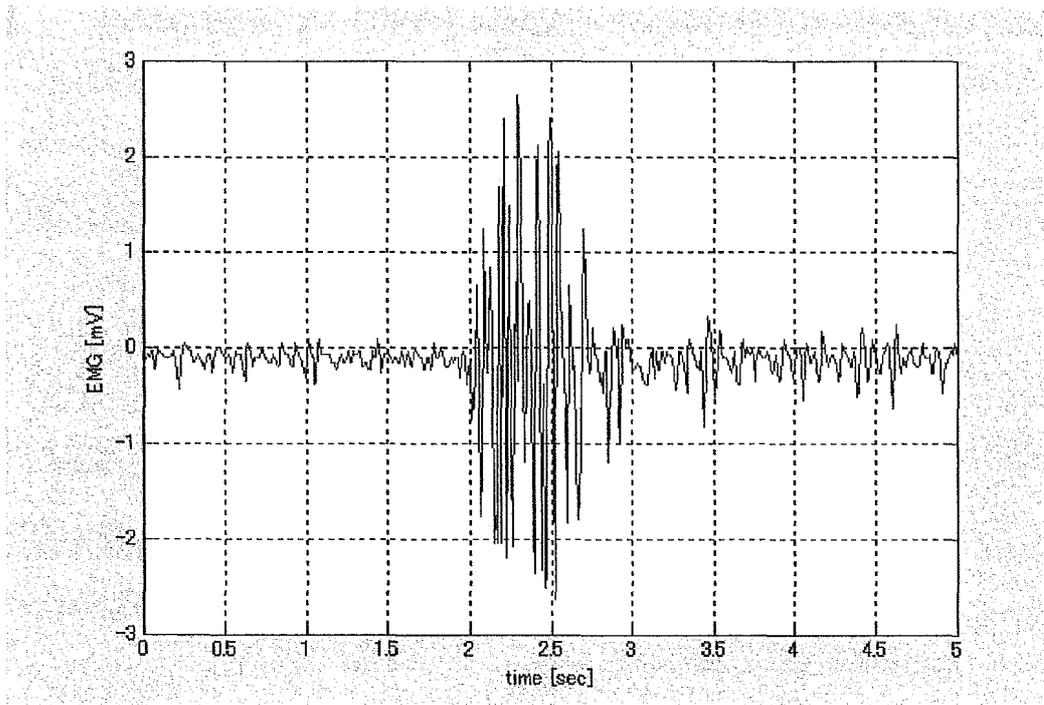


図 2.1 表面筋電位

## 表面筋電位

### 表面筋電位の概要

一般に神経や筋肉の細胞が活動すると、それに伴って微弱な電気を発生する。この電気信号は筋肉上の皮膚に貼り付けた電極によって計測でき、表面筋電位と呼ばれる。

筋電位の発生は以下のようにして起こる。脊髄の中にある運動神経が反射や脳からの刺激によって興奮すると、その興奮が運動神経軸索を伝わって神経接合部に達し、神経終末から化学伝達物質であるアセチルコリンが放出される。アセチルコリンは神経接合部の筋線維側にある終板に作用して、その部分の筋細胞膜のイオンに対する透過性を変化させる。この膜の透過性の変化により細胞膜の内側と外側に電位差が生じる。終板は通常図 2.2 に示すように、筋線維の中央部にあるので活動電位は終板から筋線維の末端へ向かって両側に伝播していく。

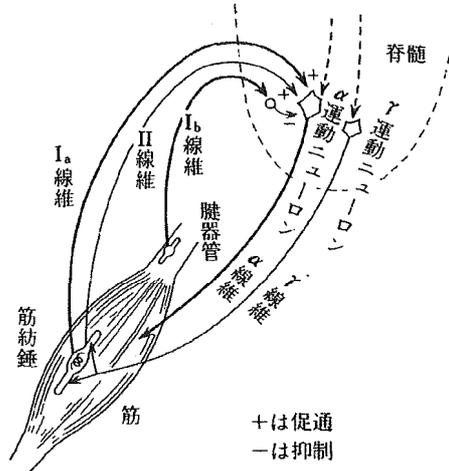


図 4.2 筋電位発生機構

また図 2.3 に示すように筋線維の興奮は 1 本 1 本独立に起こるのではなく、一つの運動神経細胞によって支配された運動単位に属する多数の筋線維群が同期的に興奮する。これら一群の筋線維の興奮によって生じる電位を運動単位活動電位と呼ぶ。一つの筋肉は多数の運動単位によって構成されており、通常随意収縮下においてはそれぞれの運動単位は独立に興奮する。

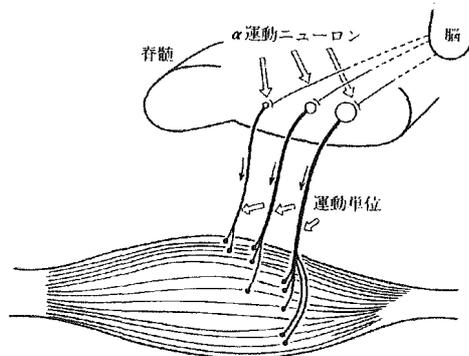


図 2.3 神経支配と運動単位

関節の機能は各神経により支配されている。肘関節では屈曲を筋皮神経、伸展を橈骨神経に支配されており、各神経が働くときにその神経に接合した筋肉が収縮し関節は機能する。筋皮神経が筋肉を収縮させる働きをしている時、橈骨神経は筋肉に対し弛緩させる働きをしている、これを相反神経支配という。筋電位は収縮を起こさせる前段階で発生することから筋電位は関節が目的の機能を果たしている場合のみに検出可能である。

### 表面筋電位の計測

電極導出方法には単極、双極、多極導出方法があるが本研究では計測対象である表面筋電位が非常に微弱な信号であり、外部からのノイズに対しては徹底した対策が必要である。そのためノイズに対し影響を受けにくい双極導出法を用いることとした、図 2.4 に示す。双極導出法は測定電極 2 個を導出対象である筋の直上の皮膚表面に貼り付け、接地電極を遠位で適当な部位、例として手首や足首、耳たぶなどに貼り付ける。接地電極と 2 個の測定電極間に生じる電位において、活動電極は逆相、周囲のノイズは同相をとっていることから、2 箇所での測定電位の差をとることにより同相の外部からのノイズを除去することができるという特性を持つ。電極の貼り付け位置は筋電位に関する過去の報告より、(1)電極間の距離は 15~25mm、(2)神経と筋肉の接合部である運動点と遠位腱部の中間点、(3)2 箇所での測定電極は筋線維に対して平行に配置。以上の条件が計測に適しているとされている。

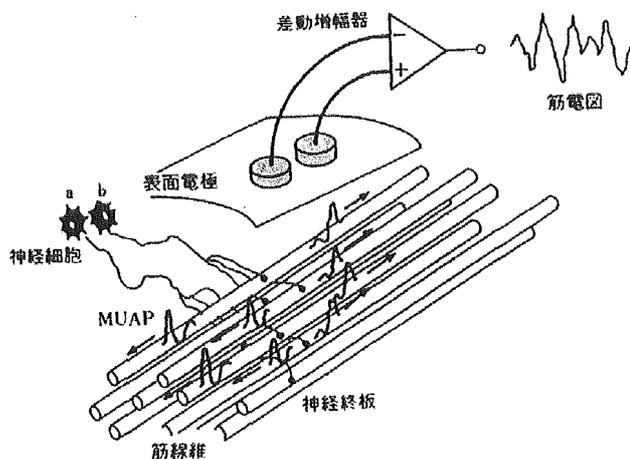


図 2.4 双極導出法

表面筋電位の重要な特性として以下 2 つのことが挙げられる。まず終板電位の発生により筋肉の収縮が始まるため、関節が機能するより前の段階で筋電は出力されることである。筋電位が発生してから関節が機能するまでには 50~100msec を要すると知られており、長短は運動神経と筋細胞の個人差、運動の違いによる。この時間は PAS を開発する上で非常に重要であることから以下に示す実験により検証した。

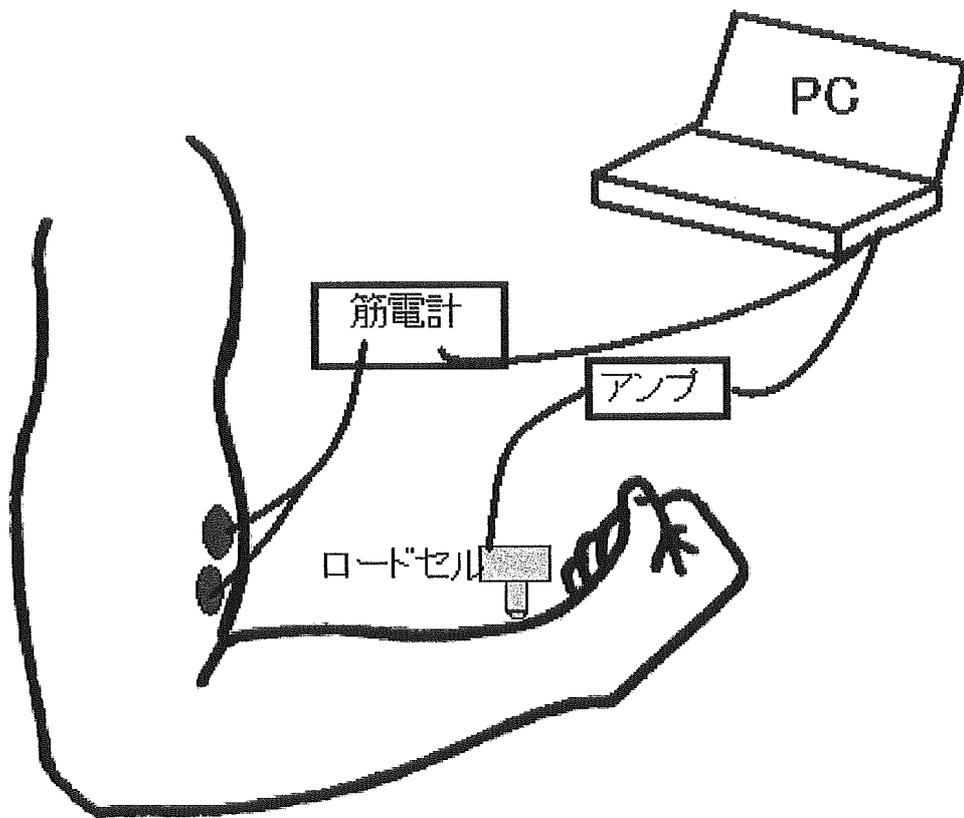


図 2.5 実験概略図

被験者 3 名で実験を行った。実験結果を図 2.6 に示す。図からも見てとれるように反応が早い被験者でも電位発生より 50msec 経過した後に関節が機能している。

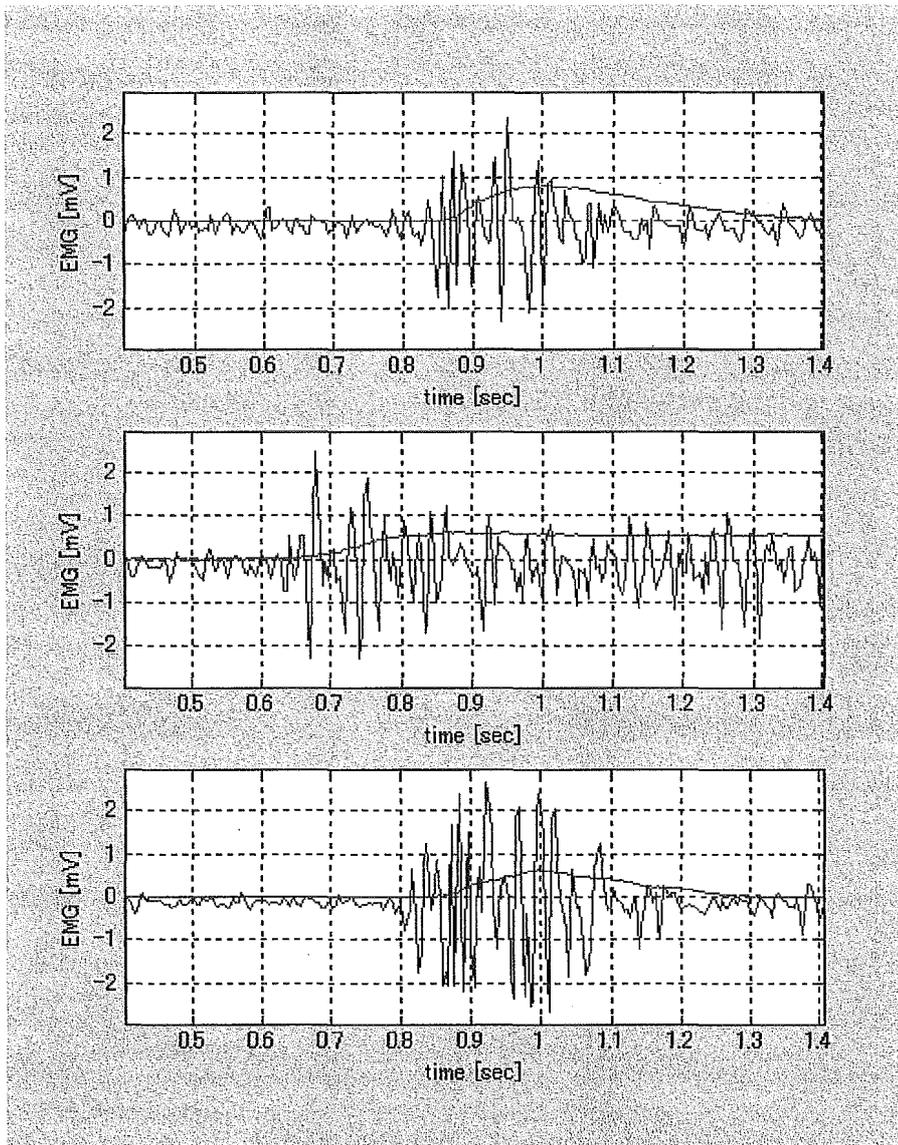


図 2.6 筋電位の動作前検出

筋電位の大きさは関節角度を一定に維持した状態で張力を発生させる等縮性筋収縮において表面筋電位と張力は線形関係であることが知られており、表面筋電位の大きさを計測することで関節トルクを推定することが可能であると考えられる。以下に肘関節を屈曲させたときに発生した上腕二等筋における表面筋電位を示す。それぞれ 5Nm, 10Nm, 15Nm, 20Nm, 25Nm の関節トルクが発生している。

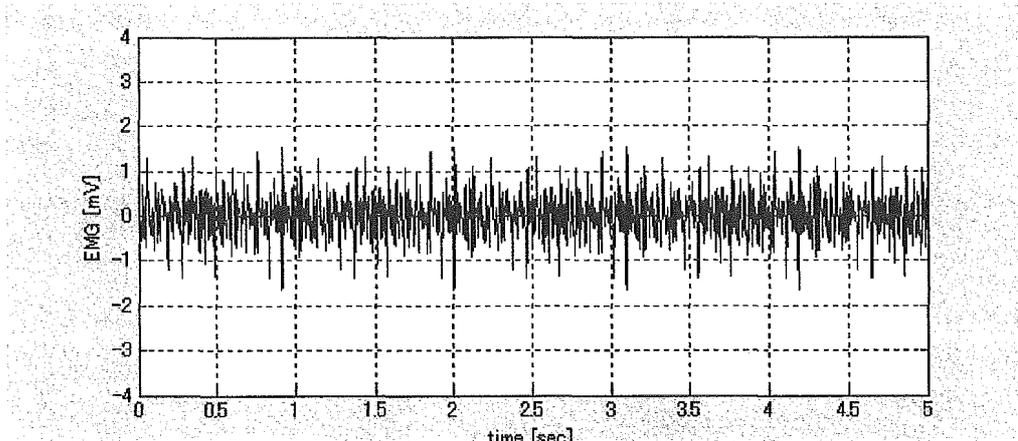


図 2.7 5Nm 時の筋電位

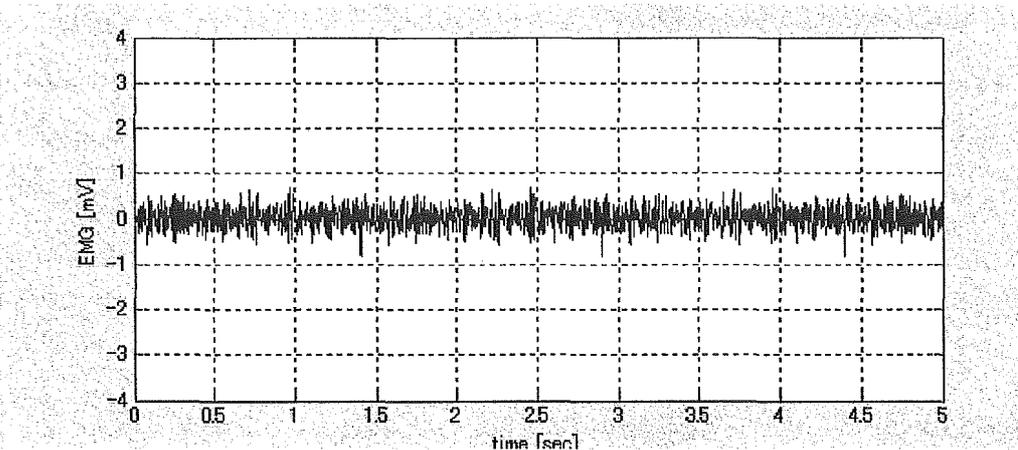


図 2.8 10Nm 時の筋電位

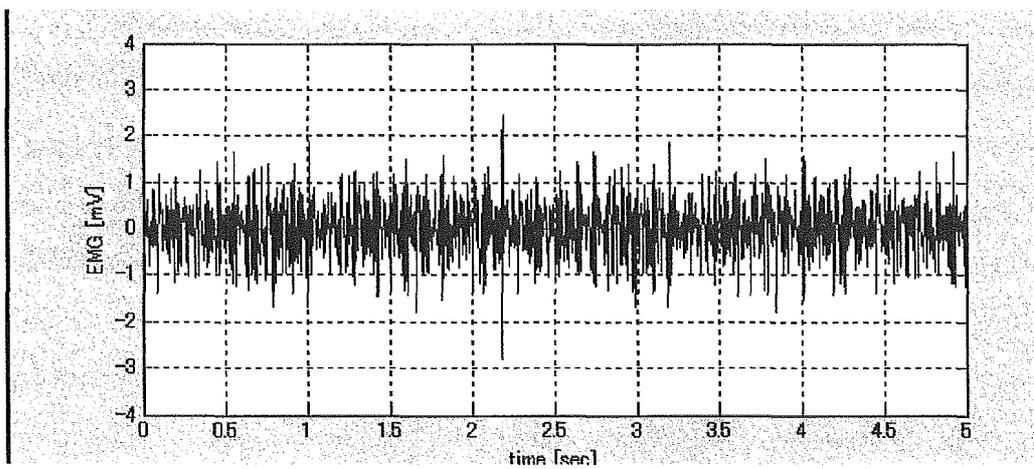


図 2.9 15Nm 時の筋電位

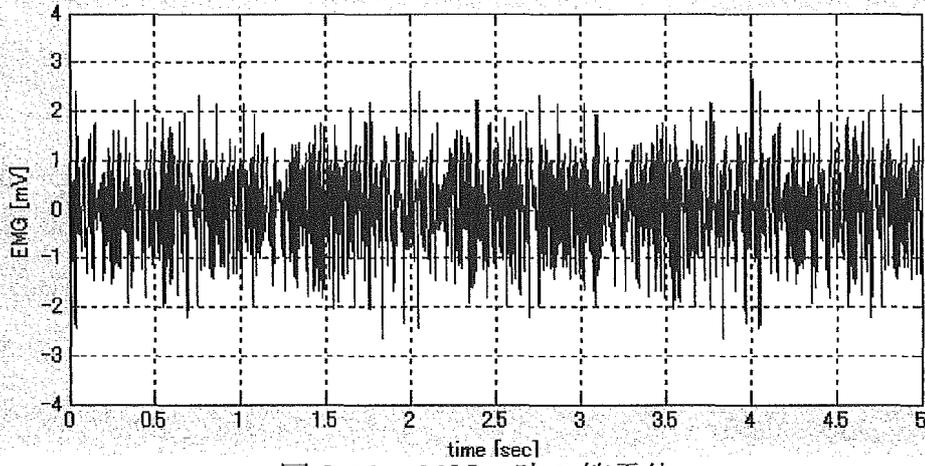


図 2.10 20Nm 時の筋電位

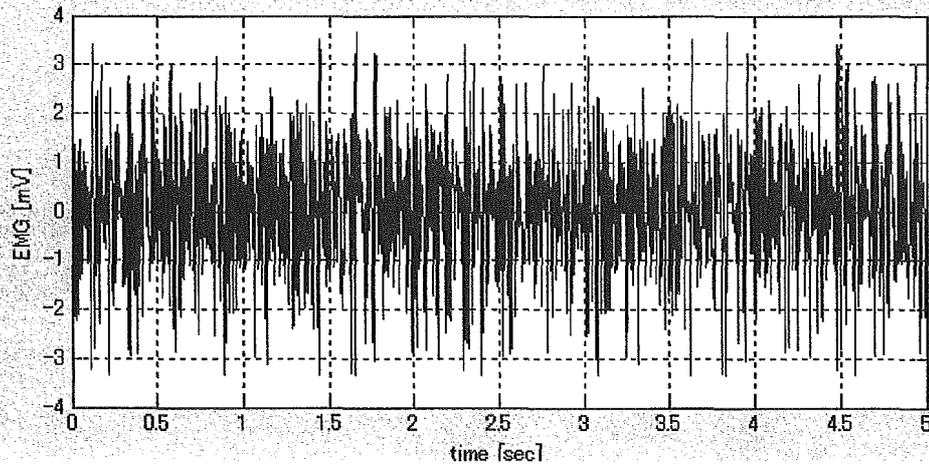


図 2.11 25Nm 時の筋電位

以上に示した筋電図からは関節トルクの大きさは把握することは困難であるが、これらの絶対値を平滑化した信号を観察するとトルクの大きさの違いを確認できる。

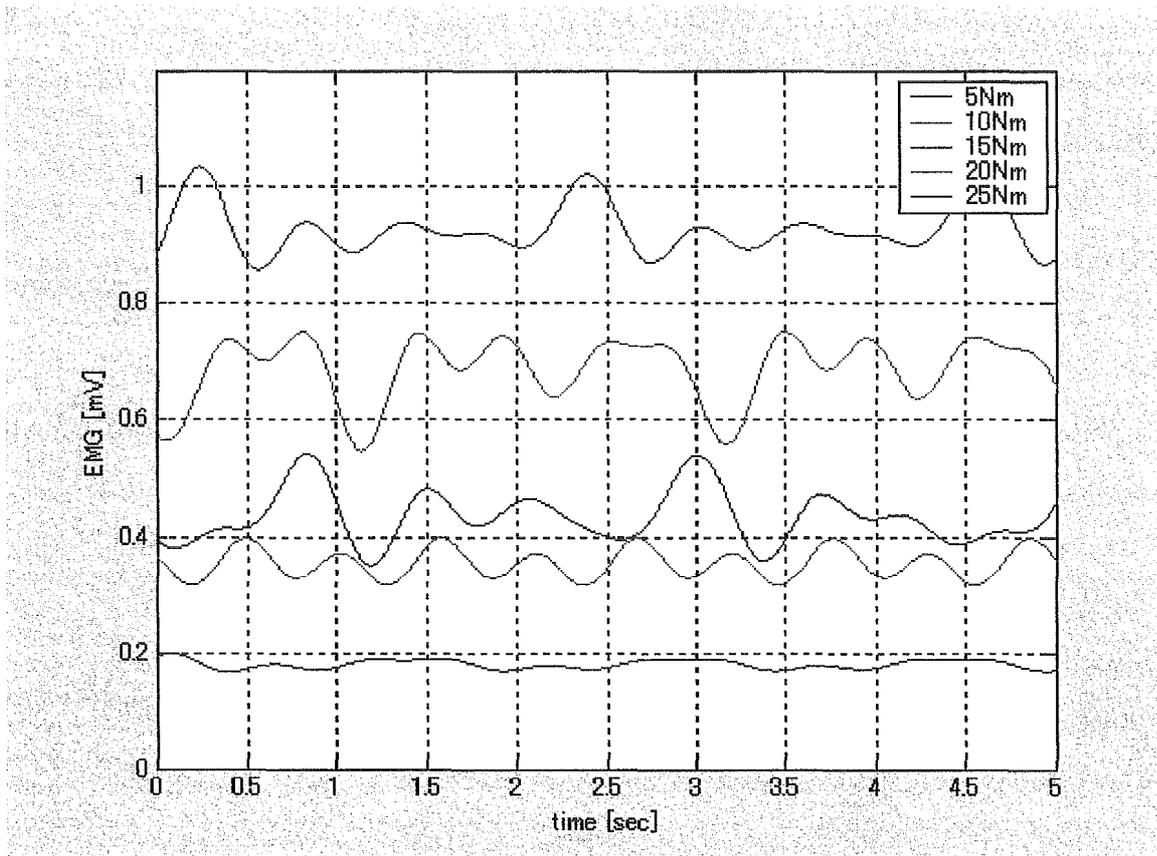


図 2.12 平滑化した筋電位

デジタルフィルタの選定  
フィルタの仕様

図 2.4 から理解できるように表面筋電位は 500Hz の周波数成分を含むスパイク状の電位であるため、ある一時点の筋電位の大きさをもって関節トルクの推定は困難である。しかし図 2.5 に示すように高周波成分を除くために、筋電位の絶対値を低域通過フィルタ(LPF)によって処理した後では関節トルクの大きさと筋電位の大きさに明確な関係が認められる。このことに注目し筋電位を低域通過フィルタによって処理を施し、関節トルクの推定に用いることとした。筋電の発生は関節が機能する前であり、緊張力に比例するという特徴を装着者の負担軽減に利用するという PAS 開発の目的より、システムに用いるフィルタに求められる仕様は平滑化の性能が高く、かつ応答性に優れていることが挙げられる。平滑化と遅延の両立を考慮し FIR 直線位相フィルタを用いる。

まず位相の仕様について述べる。FIR 直線位相フィルタにおいて群遅延 $\tau_g$ は(2.1)式で与えられる。

$$\tau_g = \frac{(N-1) \times T}{2} \quad [\text{sec}] \quad (2.1)$$

$\left\{ \begin{array}{l} T: \text{サンプリング周期} \\ N: \text{フィルタ長} \end{array} \right.$

フィルタ長Nを決定することにより遅延時間を設計することができる。ここでは PAS の応答性の違いによる負担の低減を評価するためにフィルタ長 N=50, 75, 100, 125, 150 の 5 種類の遅延時間を持つ低域通過フィルタを用いた

フィルタの設計は窓関数法と等リプル近似法を用いた。窓関数として用いたのは以下の表 2.1 に示す 3 つの関数である。

表 2.1 窓関数の種類と特徴

窓関数名	関数 $W_N(nT)$	特徴
ハミング	$0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right)$	阻止域減衰量は多く取れないが、遷移域幅を狭くできシャープにすることが可能
ブラックマン	$0.42 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) + 0.08 \cos\left(\frac{4\pi n}{N-1}\right)$	阻止領域は多く取れるが、遷移領域が広がりシャープさが失われる
カイザー	$\frac{I_0 \left[ \alpha \sqrt{1 - \left(\frac{2n}{n-1}\right)^2} \right]}{I_0[\alpha]}$	$\alpha$ により阻止領域を連続的に変えられる。広く用いられている

窓関数法、等リプル近似法のフィルタはともに MathWorks 社の Matlab を用いて設計を行った。

### ・モータ駆動

筋電位の発生に対するモータトルクの応答を測定した。関節トルクは 25Nm を発生させた場合である。結果を図 2.13~図 2.17 に示す。フィルタの次数が 50 と低い場合、モータの応答時間も含め 60msec 程度でトルクが検出された。

定常的に関節トルクを発生させモータのトルクを測定した結果を 2.18~2.22 に示す、フィルタの次数が 150 と高い場合、同一の関節トルクに対してモータのトルクは安定して出力されていることが確認できた。

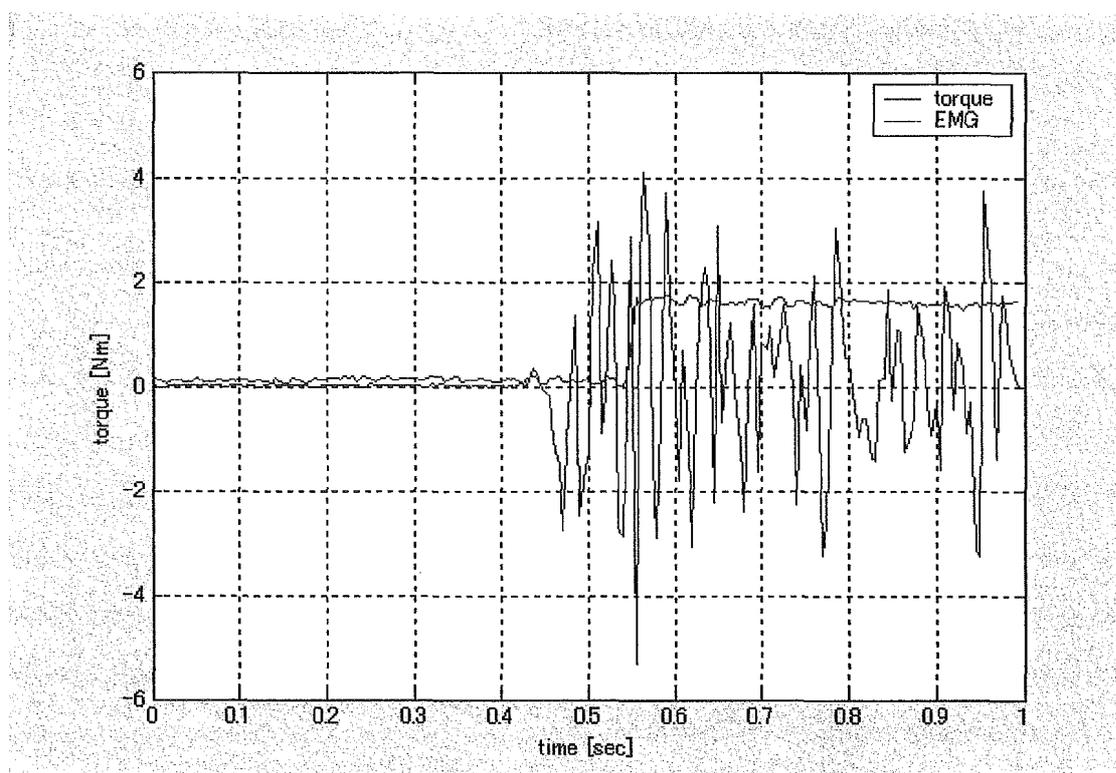


図 2.13 筋電位に対するモータの応答(次数=50)

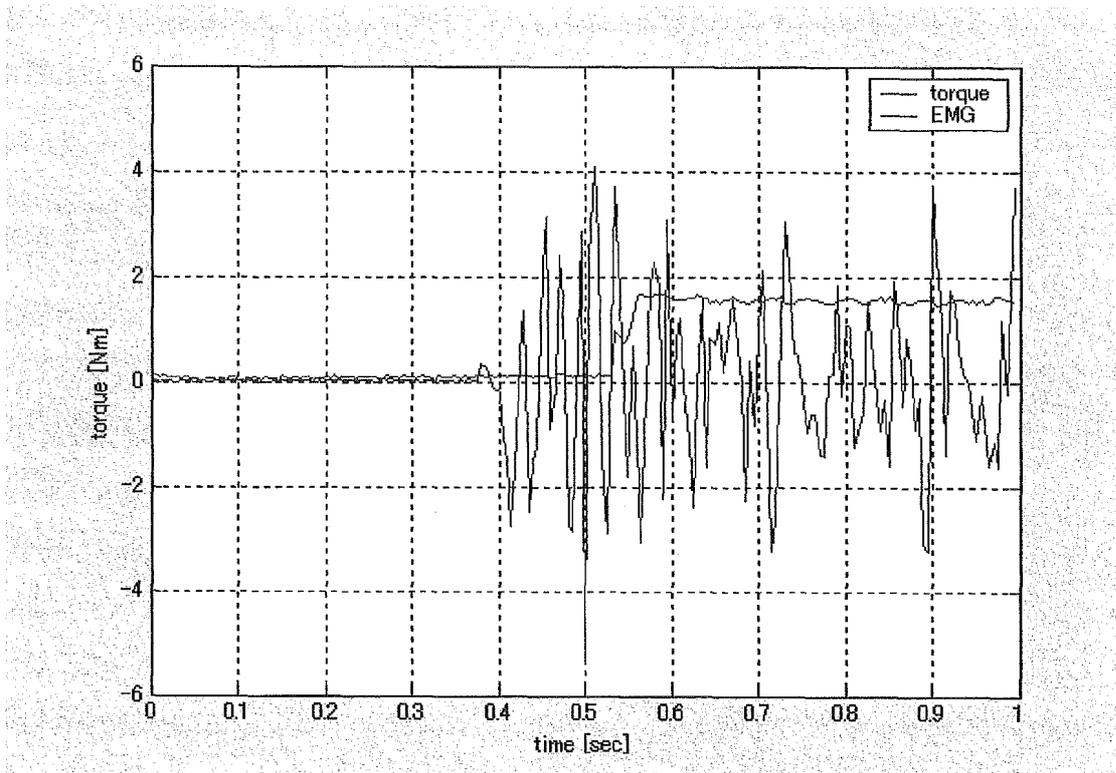


図 2.14 筋電位に対するモータの応答(次数=75)

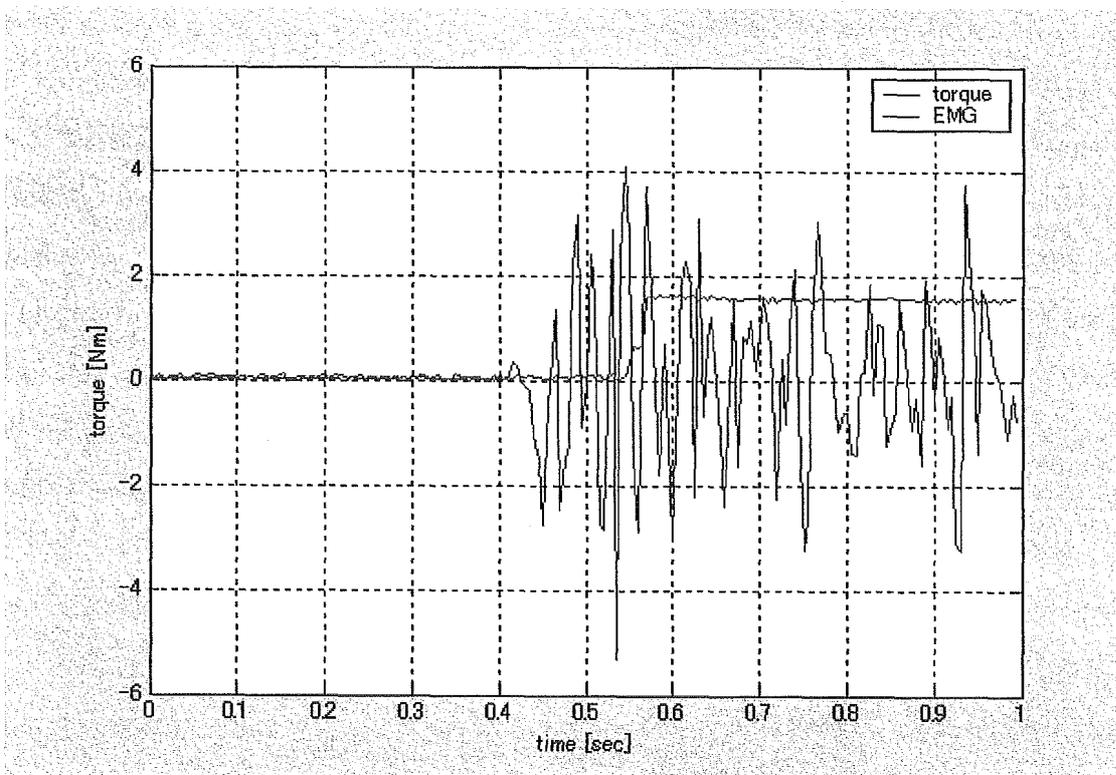


図 2.15 筋電位に対するモータの応答(次数=100)