

次に目標位置に対するシステムの応答性能を測定するため目標位置を 90deg としてサンドイッチモータの目標角度収束実験を行った。収束器としては P 制御器を用いた。目標位置収束実験におけるブロック線図を図 1.2 に示す。図 1.1 の角速度実験によりサンドイッチモータは 1 時遅れ系であることが実験的に算出することができ、その伝達関数は  $G(s)=K_m/(1+Ts)$  となる。時定数  $T$  と  $K_M$  は角速度応答実験結果から  $T=0.015$ ,  $K_M=15.7$  と求められ、図 1.2 から外乱を微小なものとして無視すると、

$$\frac{\Theta_m}{\Theta_D} = \frac{K_P K_M}{Ts^2 + s + K_P K_M} \quad (1.1)$$

となり、右辺を  $T$  で割り、角速度応答実験結果の値  $K_m = 15.7, T=0.015$  を代入すると、

$$\frac{\Theta_m}{\Theta_D} = \frac{\frac{15.7 \times K_p}{0.0015}}{s^2 + 66.7s + \frac{15.7 \times K_p}{0.0015}} \quad (1.2)$$

となる。この結果から、シミュレーションを Matlab 上にて行い、実際の動作と比較検討する。

式 1.2 を検証するための実験方法としてモータ角度はロータリエンコーダのカウンタ値をカウンタボードにて取得し、コンピュータの P 制御器によって 0 ~ 30 の範囲の離散値に変換し、この離散値を DIO(デジタル I/O)ボードから  $\phi 60$  ドライバに出力する。実験パラメータとして

比例定数  $K_P$  を 0.2, 0.5, 1, 2, 5, 10, 20 にて行った。制御周期を 1msec, 5msec, 10msec とし、このシステムの特性を測定した。結果を図 1.3~1.6 に示す。結論として制御周期 10msec においては超音波モータの高応答性から明らかに制御に遅れがでていいることがわかる。5msec, 1msec においてはシミュレーション結果と比較してもほぼ同じような軌跡が得られているため十分な制御周期であることがわかる。次に比例定数  $K_P$  は  $K_P=1$  や  $K_P=0.5$  においてステップ応答において良好な軌跡であると一般的に知られている。超音波モータに与える印加電圧の位相差を 90deg に近づけるほど超音波モータは安定して駆動するためこの場合  $K_P=1$  を選択することが最適であると言える。

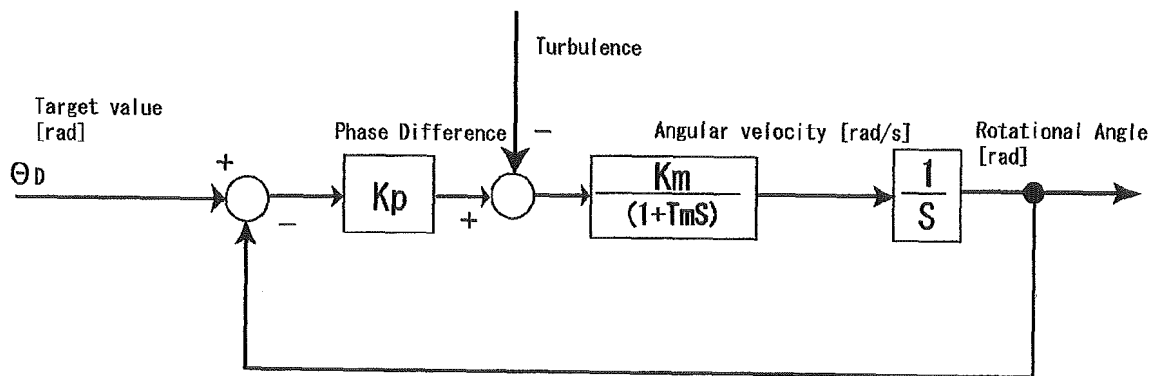


図 1.2 P 位置制御系のブロック線図

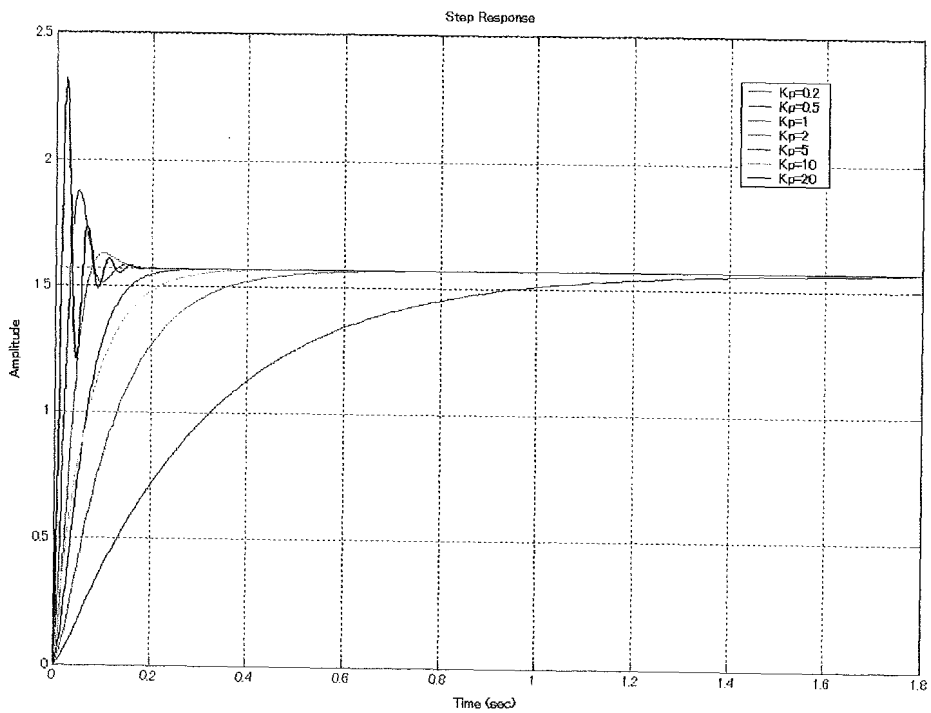


図 1.3 サンドイッチモータの P 制御系シミュレーション結果

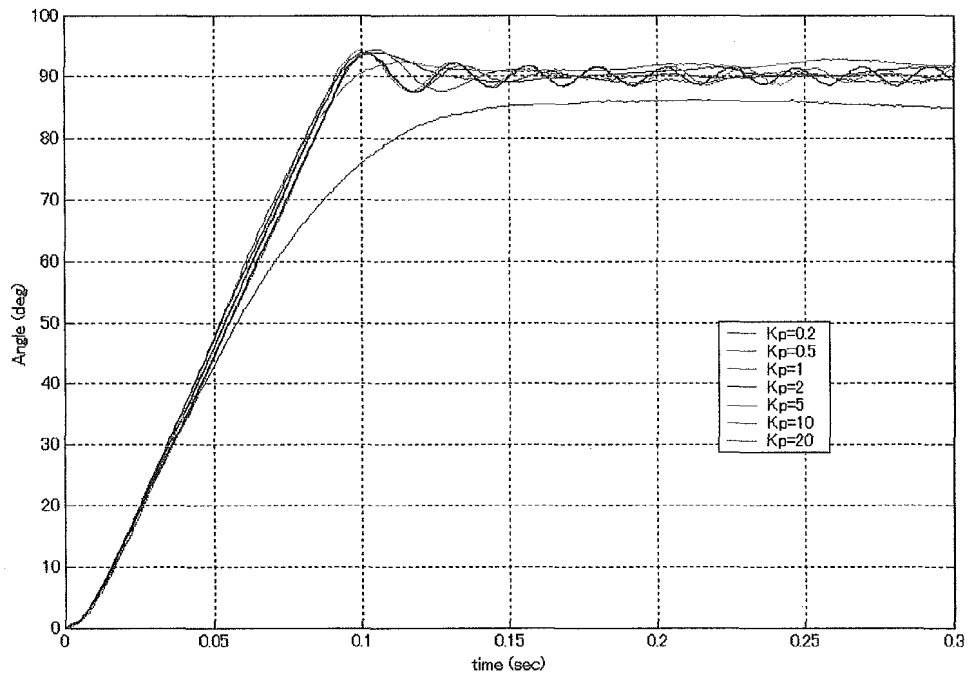


図 1.4 目標位置 90deg, 制御周期 1msec 時のステップ応答

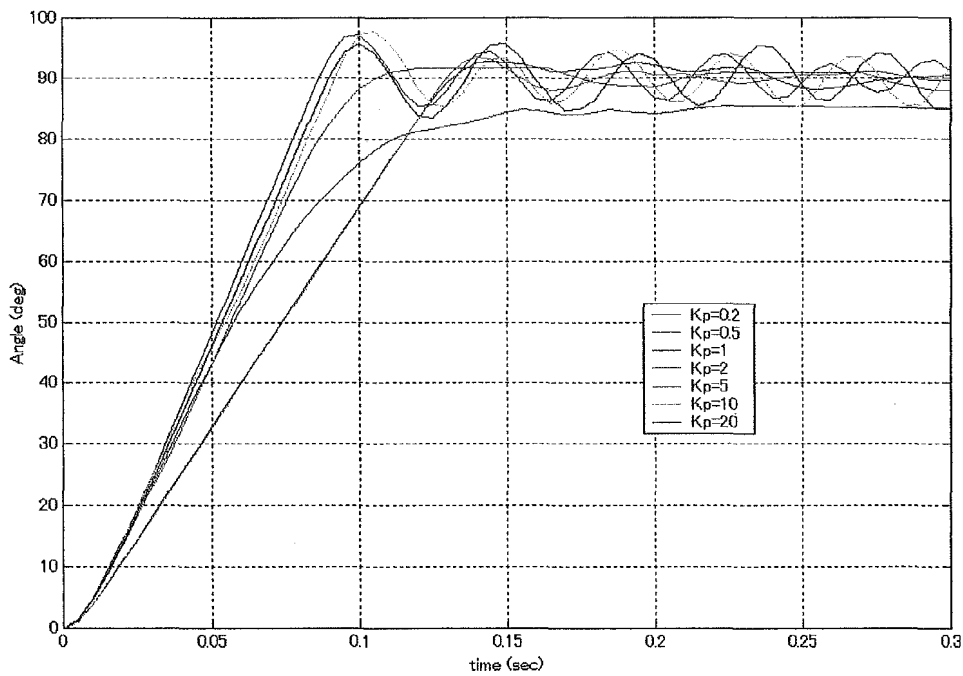


図 1.5 目標位置 90deg, 制御周期 5msec 時のステップ応答

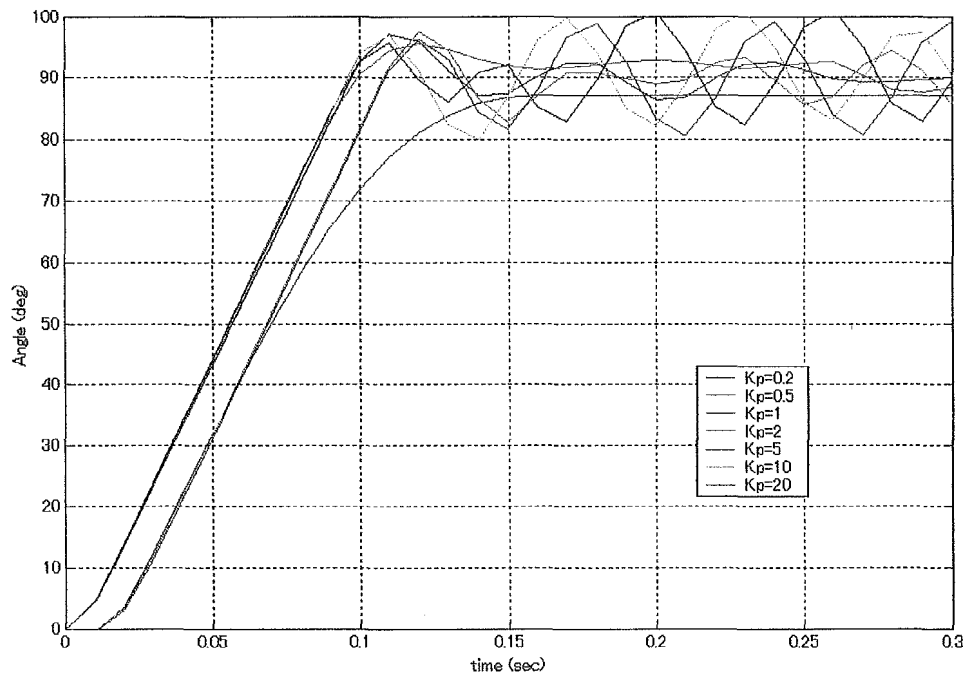


図 1.6 目標位置 90deg, 制御周期 10msec 時のステップ応答

### 周波数応答

前節のステップ応答では入力に対する出力信号の時間的変化に注目してシステムの動特性を考えた。これに対し、正弦波を入力信号として与えたときの周波数応答を求めた。図 1.7 に示すように入力を

$r(t) = A \sin \omega t$  としたとき初期の過渡状態を終え、定常状態となったとき出力側に同じ周波数をもつ正弦波  $c(t) = B \sin(\omega t + \phi)$  が現れる。ただし  $B/A$  を振幅比、 $\phi$  を位相とする。

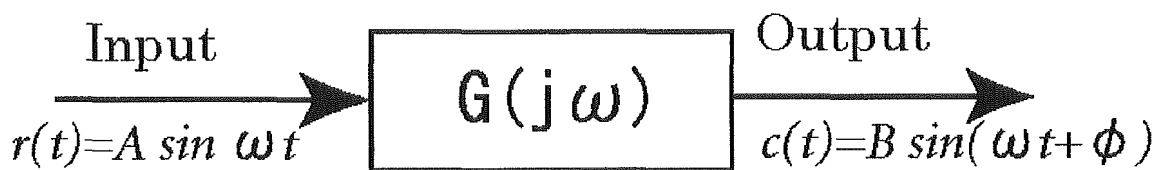


図 1.7 周波数応答

パワーアシストスーツ用アクチュエータとしてサンドイッチモータが適切な応答性を持っているか確認するために、サンドイッチモータの振幅比と位相遅れを測定した。実験条件として入力  $A$  は人が一般的に動作する範囲  $90\text{deg}, 60\text{deg}$  とし、また前節の目標位置収束ステップ応答の  $P$  制御器において安定した挙動を示した  $K_P=1$ 、制御周期  $1\text{msec}$  にて測定を行った。実験機器はステップ応答と同等である。結果をボード線図 1.10, 1.11 に示す。なお、結果の算出においては高速フーリエ変換を用いた。またステップ応答測定実験と同様にサンドイッチモータのモデル化を考慮し、シミュレーションを行った。そのときの結果を図 1.8, 1.9 に示す。

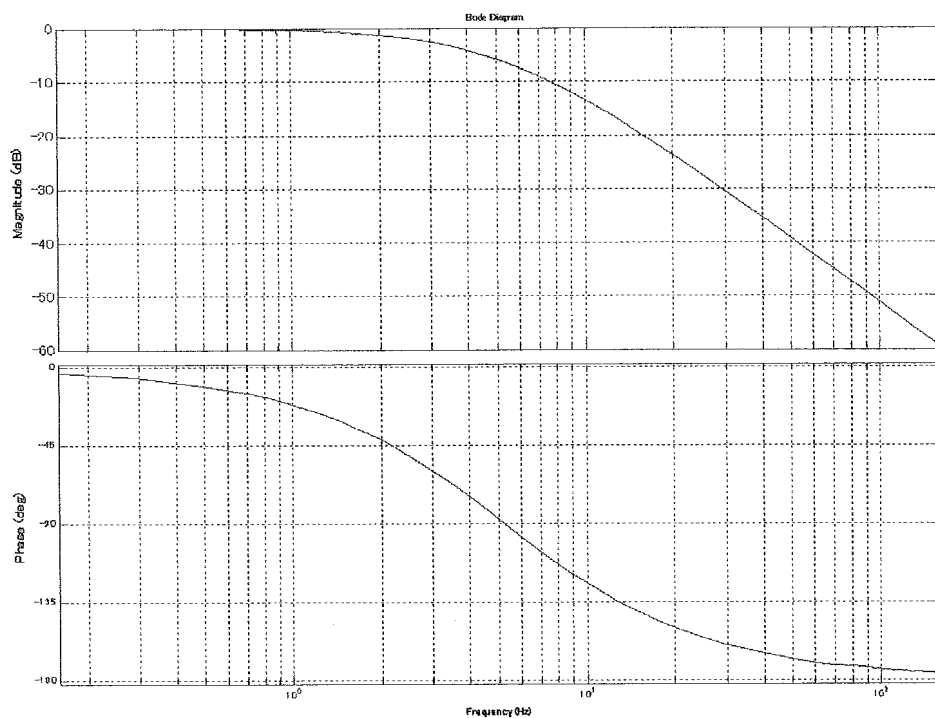


図 1.8 入力  $y=45 \sin \omega t$  における周波数応答のシミュレーション結果

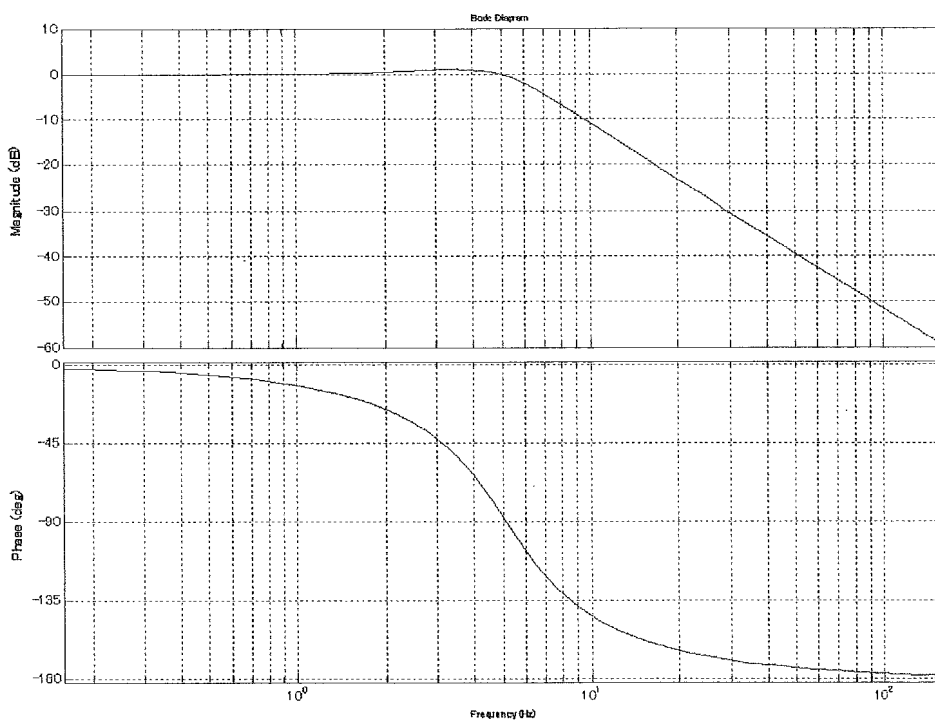


図 1.9 入力  $y=30 \sin \omega t$  における周波数応答のシミュレーション結果

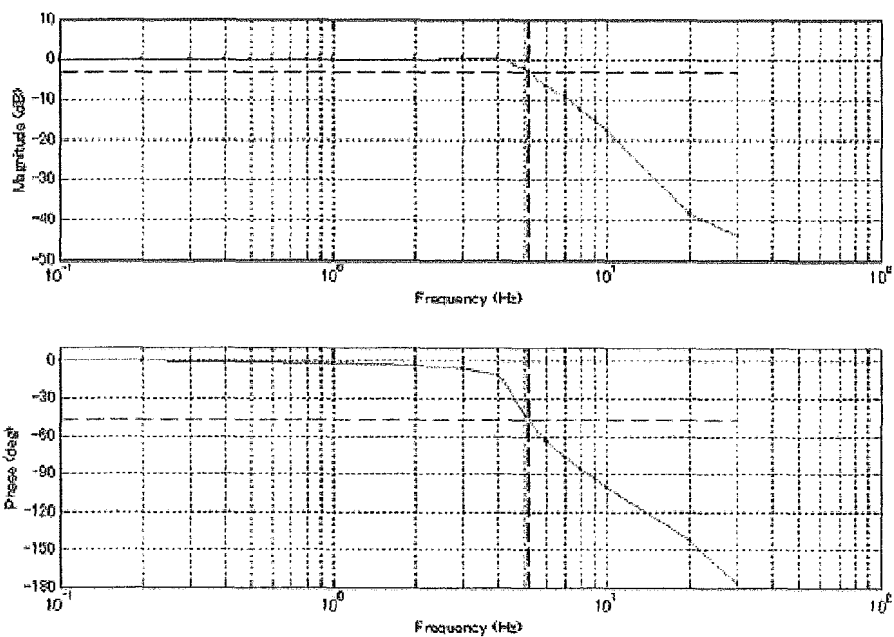


図 1.10  $K_p=1$ , 制御周期 1msec,  $y=45\sin \omega t$  時の周波数応答

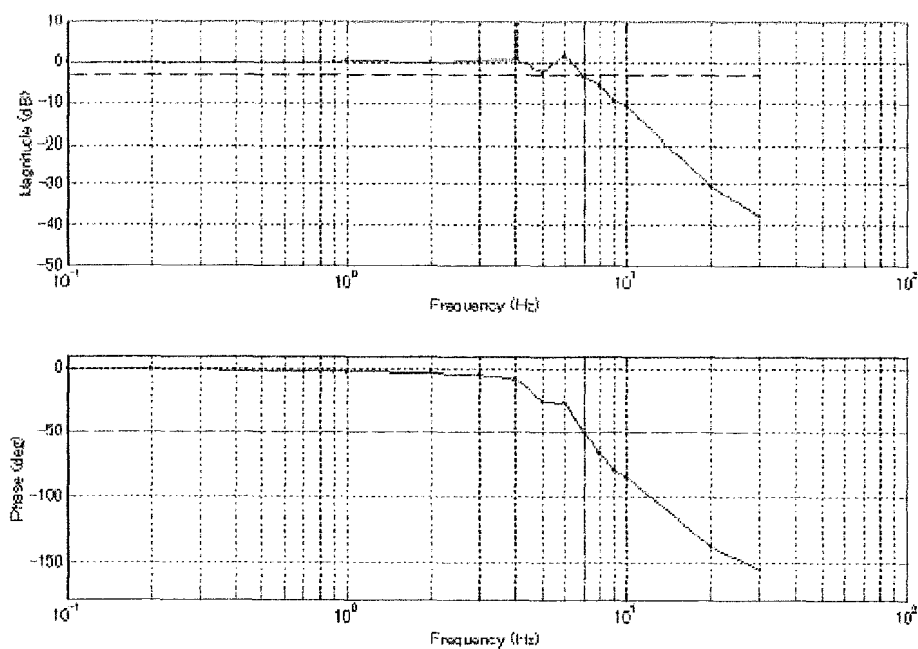


図 1.11  $K_p=1$ , 制御周期 1msec,  $y=30\sin \omega t$  時の周波数応答

### マスタースレーブ型位置追従制御実験

ステップ応答, 周波数応答の結果から制御周期 1msec, 比例定数  $K_P=1$  において最適な動作を行うことができた. 本節ではこれらのパラメータを用いて実際に人の肘関節にエンコーダをつけ, モータにその角度を追従させた. 角度誤差が小さければ人が違和感を感じることがない.

モータには同様にサンドイッチモータを用いた. 実験概要を図 1.12 にしめす. 実験に用いたパワーアシストスーツ肘部を図 1.13 に示す. 結果とそのときの角度誤差をそれぞれ図 1.14~1.15 にしめす.

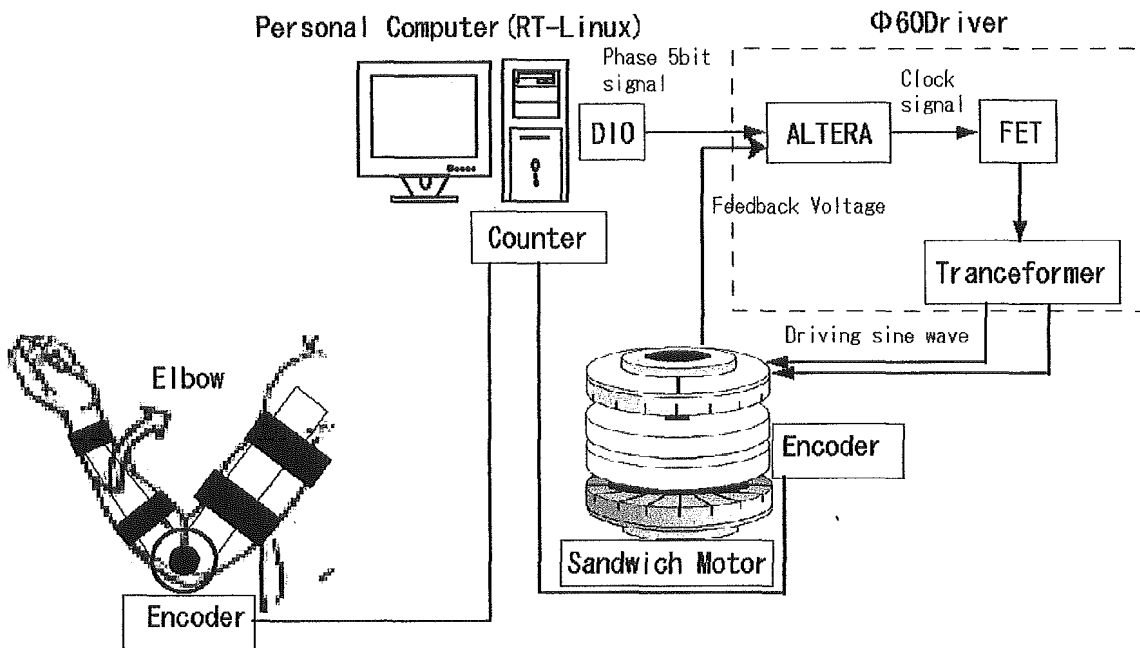


図 1.12 肘関節角度追従実験概要



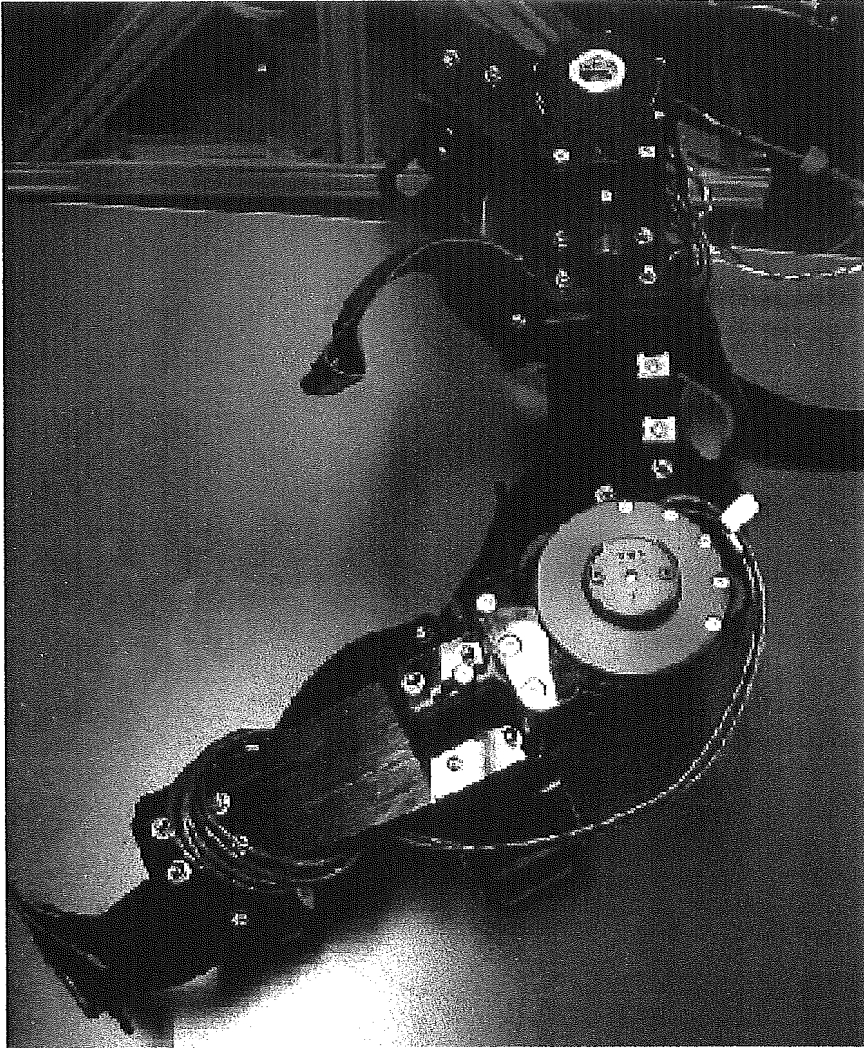


図 1.13 パワーアシストスーツ肘部

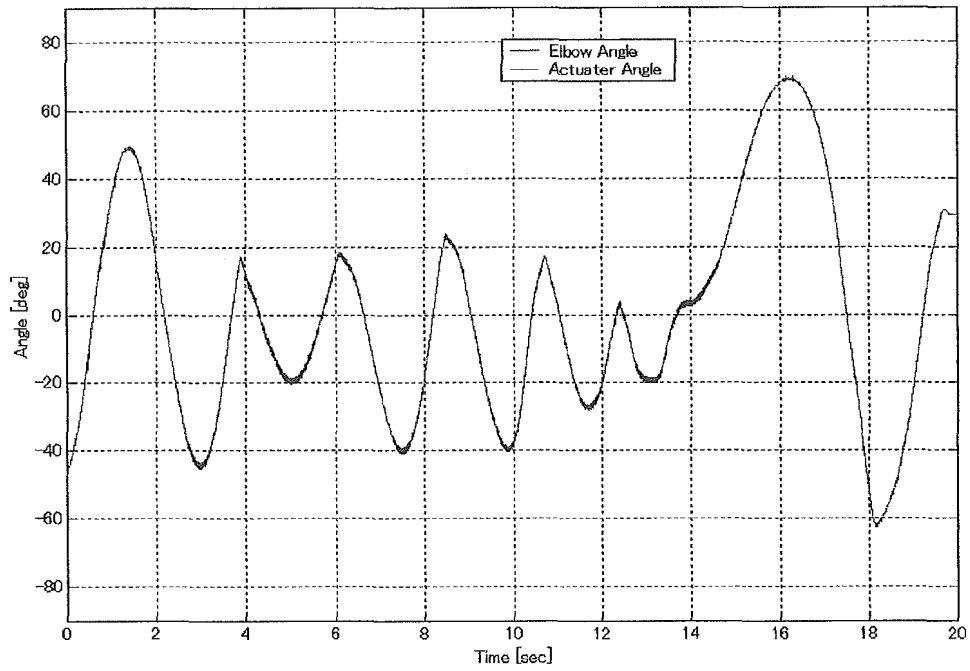


図 1.14 追従制御実験結果

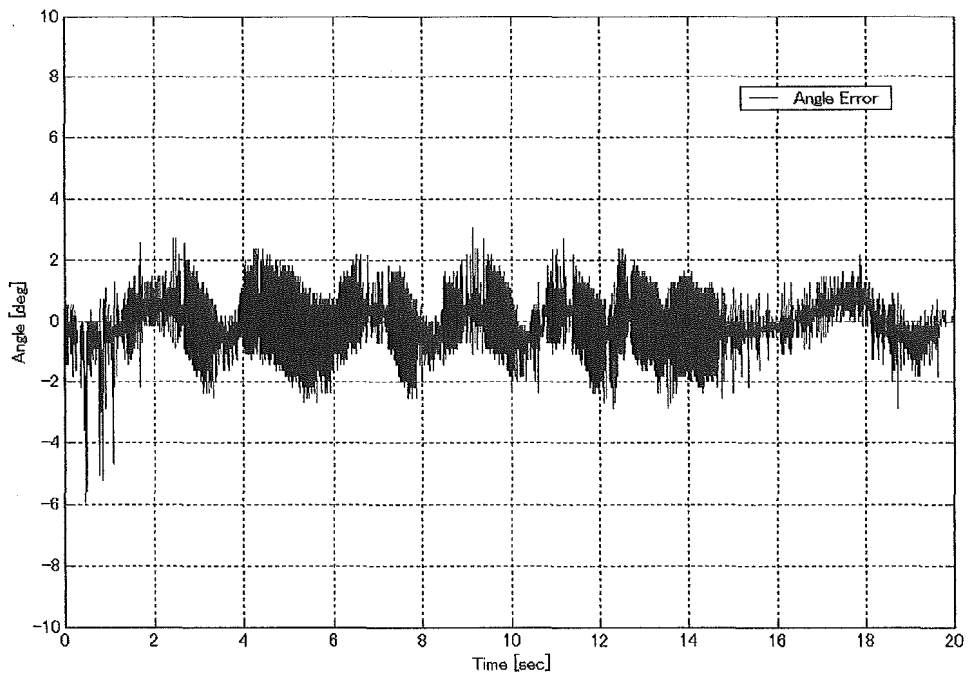


図 1.15 追従制御実験結果における角度誤差結果

## 結果及び考察

本章では、サンドイッチモータの速度応答をモデル化しそのステップ応答、周波数応答を測定した。その結果、パワーアシストスーツ用アクチュエータとして十分な特性が得られたと言える。特に周波数応答においては振幅 90deg の入力値に対する出力はバンド幅において 5Hz まで安定して駆動制御できることがわかった。これは介護用としてのパワーアシストスーツだけではなく、激しい運動、主にスポーツなどでもその性能から人をサポートすることができる。

次にマスタースレーブ制御実験においては角度誤差を測定したが、平均誤差 2-3deg 程度と誤差が小さいものとなった。今回は P 制御器による制御であったが、積分器を取り付けた PI 制御器を用いればなお高精度の追従制御を行うことができると考えられる。ただし、追従制御の場合高精度は必要とされないので今回用いられた P 制御器で必要十分である。よってパワーアシストスーツ装着時における通常の位置追従制御は満足な結果が得られ、システムとして構築することができた。

## ・筋圧力を用いたトルク制御

### 筋圧力を用いた制御

関節トルク換算式において人の関節トルクを算出することができる。

これに対しダブルサンドイッチモータがサポートを行うためには、印加電圧の位相差とトルクの関係式と関節トルク換算式から印加電圧の位相差出力を求めればよい。印加電圧の位相差とアクチュエータのトルクの関係式は  $\tau = 3.94 \theta_{phase}$  と求められ、式 1.3 を算出することができる。

$$\theta_{phase} = \sin^{-1} \left( \frac{z - by - dy^2 e}{3.94(a + cy)} \right) \quad (1.3)$$

この式 1.3 を用いてトルク推定実験を行った。ただし、**a,b,c,d,e** は測定対象者により一意に決まる定数であるので、まず介護者の肘部にアクチュエータを取り付け、**0[Nm]**、**6[Nm]**、**12[Nm]**の負荷を与えたときの肘の角度と肘の筋圧力からキャリブレーションを行った。測定対象介護者として、身長**172cm**、体重**65kg**、上腕周り**25.5cm**の**21歳成年男子**の筋圧力と肘角度の関係性を求めた。このときの筋圧力と肘角度の結果を図 1.16 に示す。図 1.16 の(b)の近似結果より定数は **a=0.011** **b=-0.034** **c=0.007** **d=0.0013** **e=0.755** と求められた。

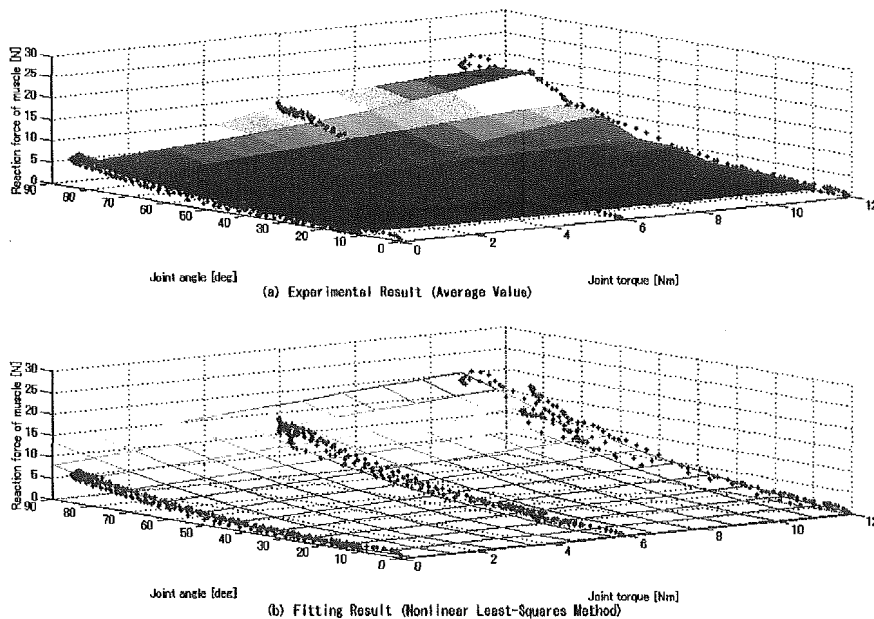


図 1.16 21 歳成年男子の関節に負荷トルクを与えたときの筋圧力，関節角度，負荷トルク 3 次元図

次に、キャリブレーションによって求められた定数を用いて肘にダブルサンドイッチモータを取り付けて制御する実験を行う。評価方法として関節に **0[Nm]**、**1.5[Nm]**、**6[Nm]**、**12[Nm]**の負荷を与えたとき、肘の角度を **0-90deg** 範囲で動作させて、電圧の位相差における正規分布を見る。筋圧力推定における印加電圧の位相差正規分布結果を図 1.17~1.20 に示す。

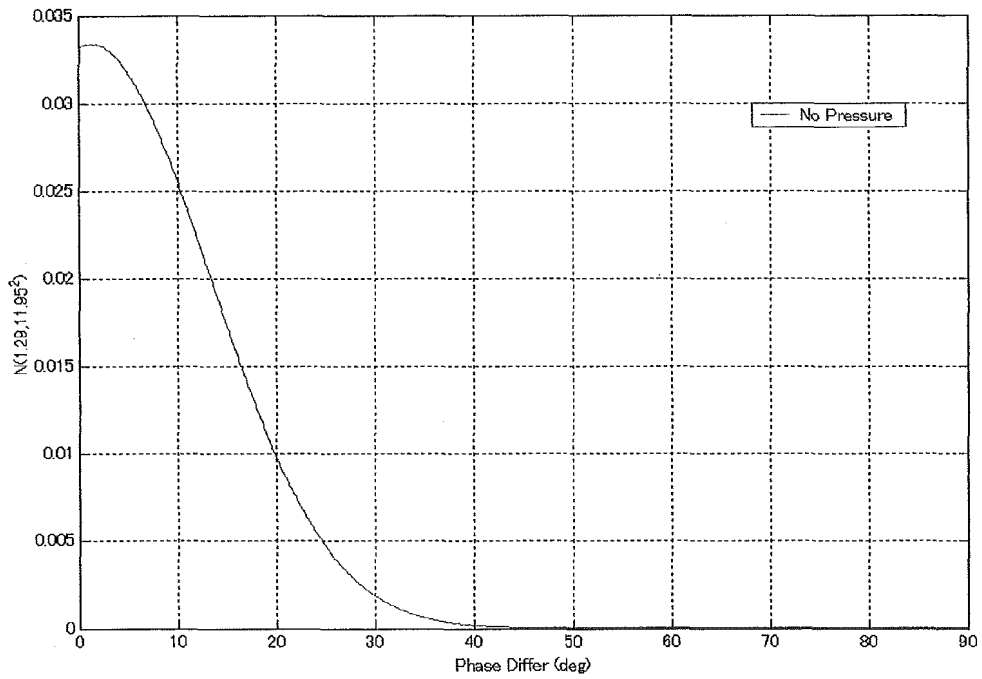


図 1.17 無負荷時の筋圧力推定における位相差正規分布

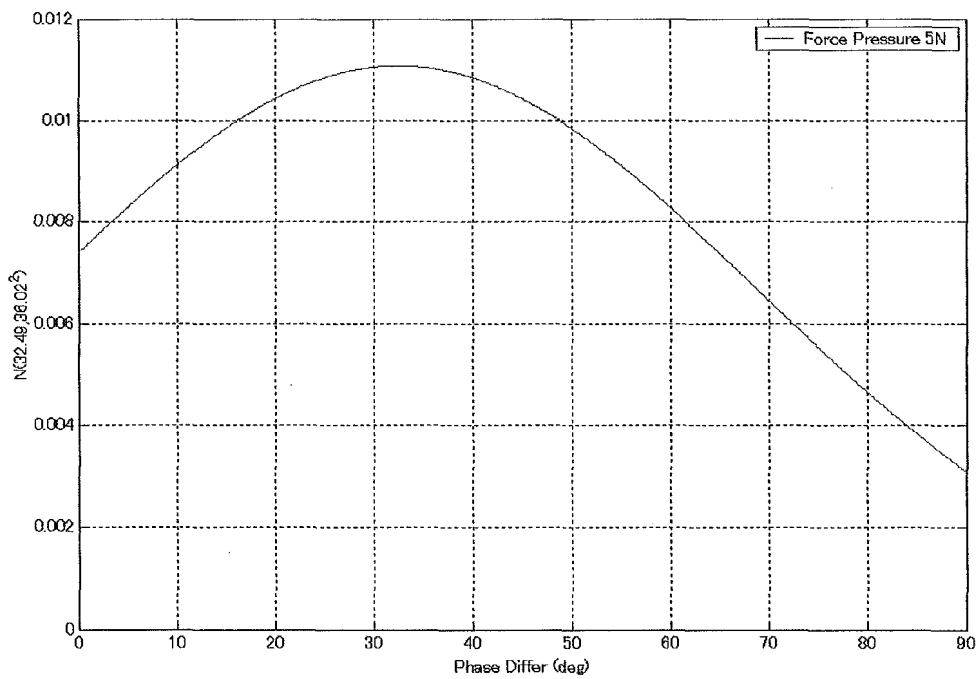


図 1.18 関節に 1.5[Nm]の負荷を与えたときの筋圧力推定における位相差正規分布

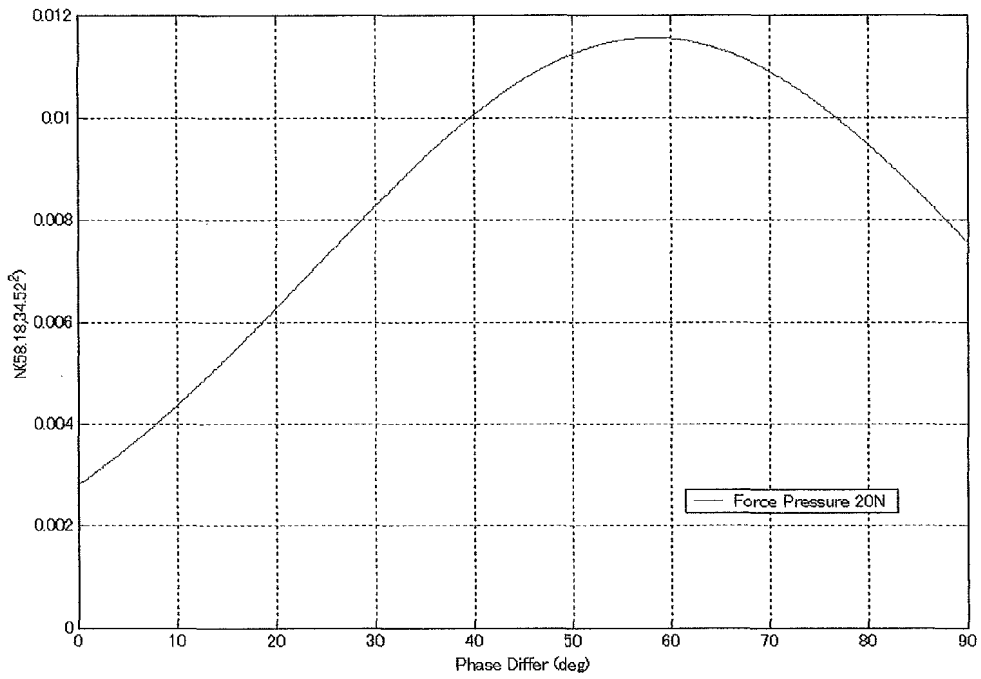


図 1.19 関節に 6[Nm]の負荷を与えたときの筋圧力推定における位相差正規分布

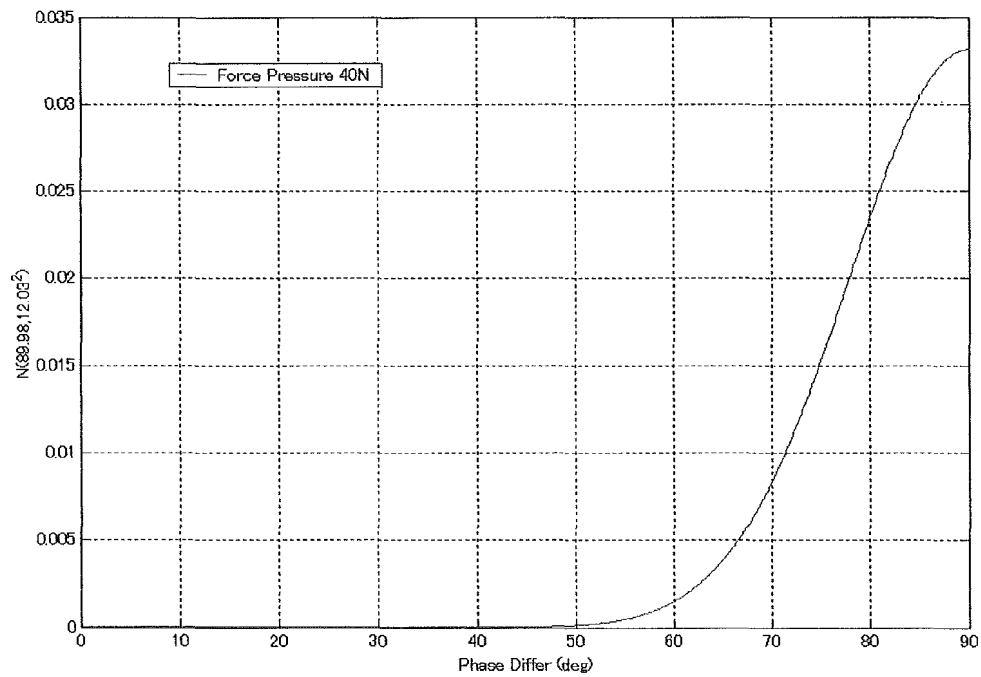


図 1.20 関節に 12[Nm]の負荷を与えたときの筋圧力推定における位相差正規分布

## 結果及び考察

本章では筋圧力をセンサとして用いて関節トルクの推定とアクチュエータのトルク制御を行った。その結果筋圧力は関節の負荷に応じて増加することからパワーアシストスーツ用センサとして利用できることがわかった。

次に筋圧力を用いた制御の節でアクチュエータに与える位相差を変換式として求め、それをアクチュエータに与えて制御を行った結果、負荷トルクとトルク推定によって求められた位相差とは対応して出力することができた。ただし正規分布において、 $\pm\sigma$ を出力範囲としてみると、関節に与えた負荷が  $0[\text{Nm}]$  と  $12[\text{Nm}]$  のときはそれぞれ位相差  $0\sim 11.98\text{deg}$ ,  $77.89\sim 90\text{deg}$  と筋圧力の状態にそれほど依存せずアクチュエータは決められた電圧の位相差を出力しているが、手先に与えた負荷が  $1.5[\text{Nm}]$  と  $6[\text{Nm}]$  のときは  $0\sim 73\text{deg}$ ,  $22\sim 90\text{deg}$  と広い範囲の位相差が出力されてしまっている。これは筋圧力が増加することにより電圧の位相差の大きさが決まり、その値がアクチュエータに与えられると、アクチュエータが肘をサポートする。しかしそれにより筋圧力が減少する。このような増減の繰り返しが起こったものだと考えられる。この現象から実験中振動が起り定位置で留めておくことができない問題が起こっていた。

結論として筋圧力はトルク推定用センサとして利用することはできるが、トルク推定における振動抑止法を考案しなければならないという課題が残るものとなった。

さらに筋圧力は人それぞれ値が異なり毎回キャリブレーションを行わなくてはならない欠点が残っている。よって今後の課題としてアクチュエータの振動抑止法と筋圧力の自動キャリブレーションシステムも構築していかなければならない。

## ・インピーダンス制御

### 粘弾性特性試験

前節の算出式を踏まえダブルサンドイッチモータにフレームを取り付けて、粘弾性特性実験を行った。実験概要図 1.21 を示す。外乱として 5kg のバーベルをフレーム上方から落とすことによって撃力を与えた。またそのときの評価方法として、この撃力を仮想的なインパルスとみなし、Matlab におけるインパルス応答シミュレーションと比較して実験結果の評価を行った。ただし実験パラメータとして筋肉の粘弾性定数から  $C=150$   $K=2500$  とした。また、印加電圧の位相差とトルクとの関係から比例定数  $T$  を  $0.001$  とした。さらに用いたフレームの質量は 70g, 長さは 300mm である。このときのインパルス応答の結果を図 1.22 に示す。

次にダブルサンドイッチモータとフレームを肘に取り付ける、そして同様なパラメータを用いてインパルス応答を測定した。その結果を図 1.23 に示す。

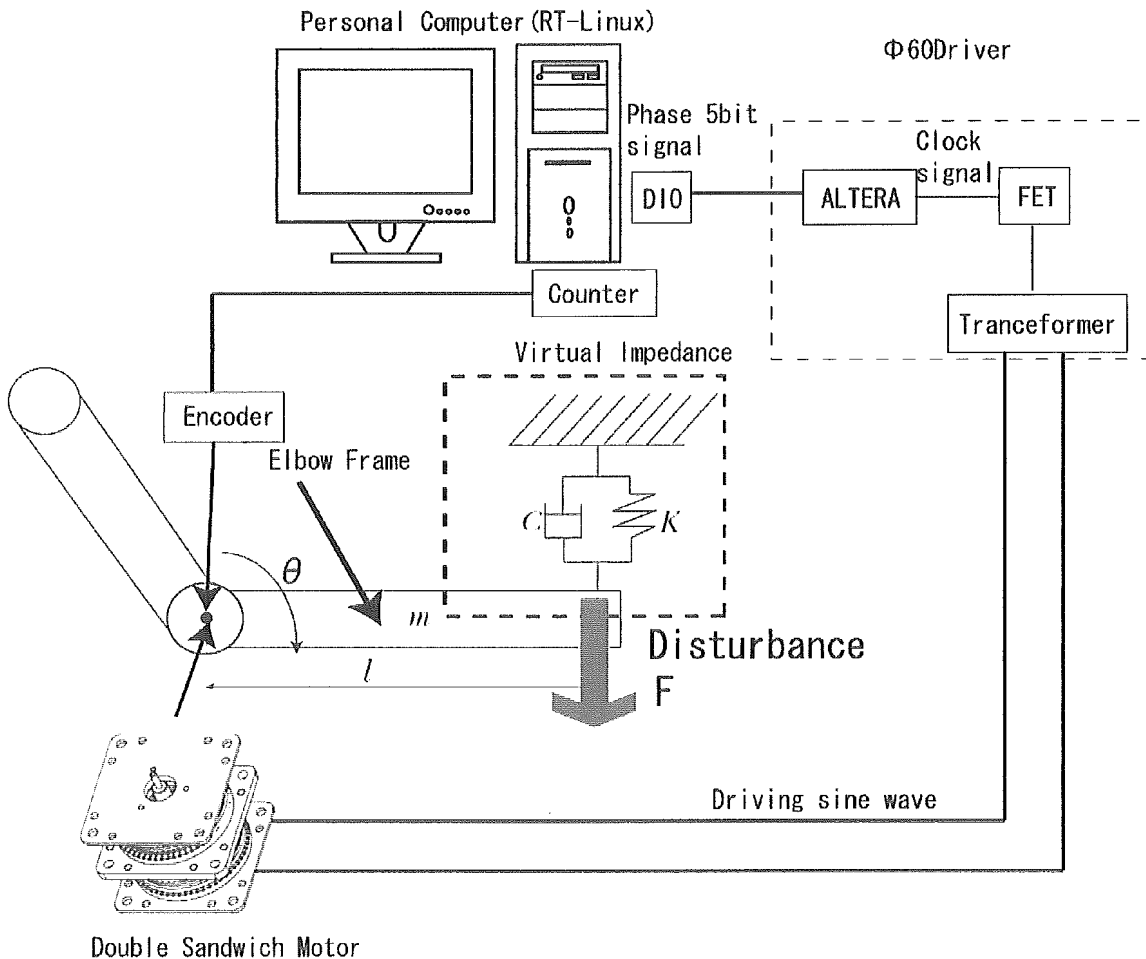


図 1.21 粘弾性特性実験概要図



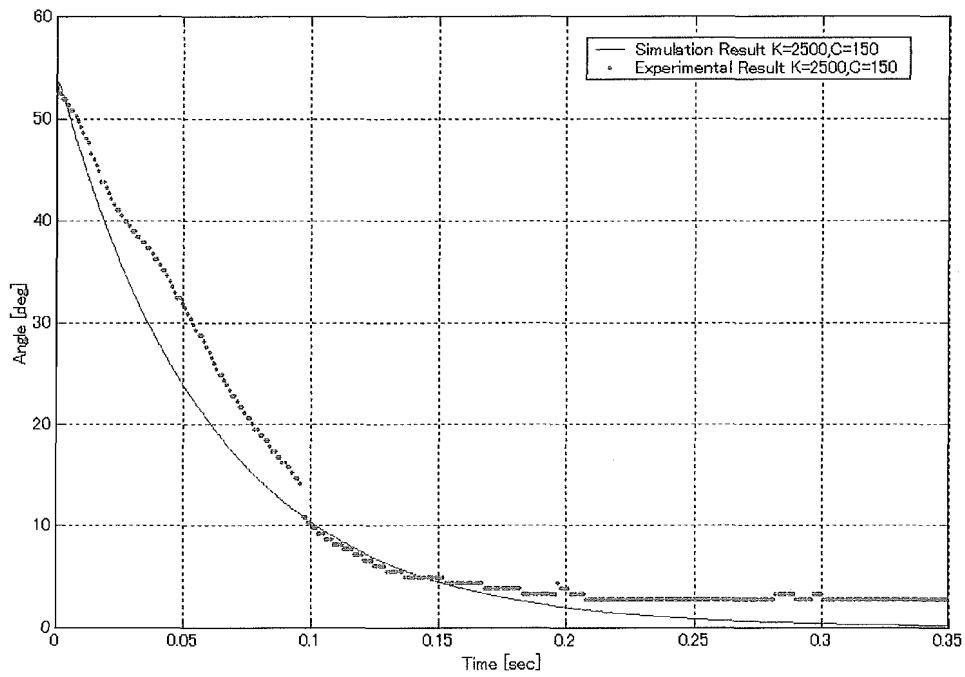


図 1.22  $K=2500, C=150$  のフレームのインパルス応答

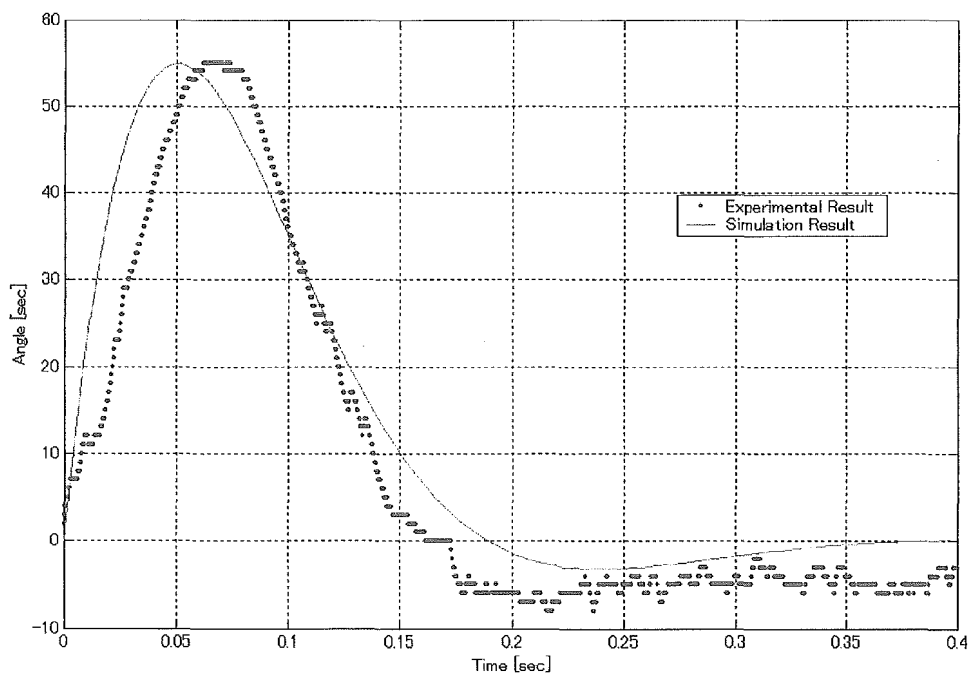


図 1.23 肘にアクチュエータを取り付けたとき( $K=2500, C=150$ )のインパルス応答

## 結果及び考察

本節では人間の肘関節をモデル化しそれをダブルサンドイッチモータに実装した。図 1.22 の結果として、モデル化した粘弾性特性を持つシミュレーションと実験結果の減衰率がほぼ一致しているのでダブルサンドイッチモータに粘弾性特性を持たせることができたといえる。

次に実際に肘にフレームを取り付け、人の一般的粘弾性係数を与えたときの図が図 1.23 である。このデータもほぼシミュレーション結果と減衰率が一致しており、実験時確かなサポート感が得られていた。このことによりパワーアシストスーツ肘関節部に仮想的な人間の粘弾性特性を持たせることに成功した。今後は筋肉をフォークトモデルだけでなく、一般化フォークトモデルやマックスウェルモデルとみなしたときでも同様に粘弾性係数パラメータを設定すればパワーアシストスーツ肘部以外の部分にも粘弾性特性を持たせることができるだろう。

## 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

#### フィルタによる筋電位処理実験

まず図2.1に示すようにフィルタの次数により応答性が異なることを確認し、図2.2から図2.5に本実験で作成した各種フィルタに実際に5Nm, 10Nm, 15Nm, 20Nm, 25Nmに対応する筋電位を入力した。フィルタに対する評価は処理後の信号について値がどの程度の異なる関節トルクの値と重複しているかを数値化し、各フィルタの仕様を決定した。

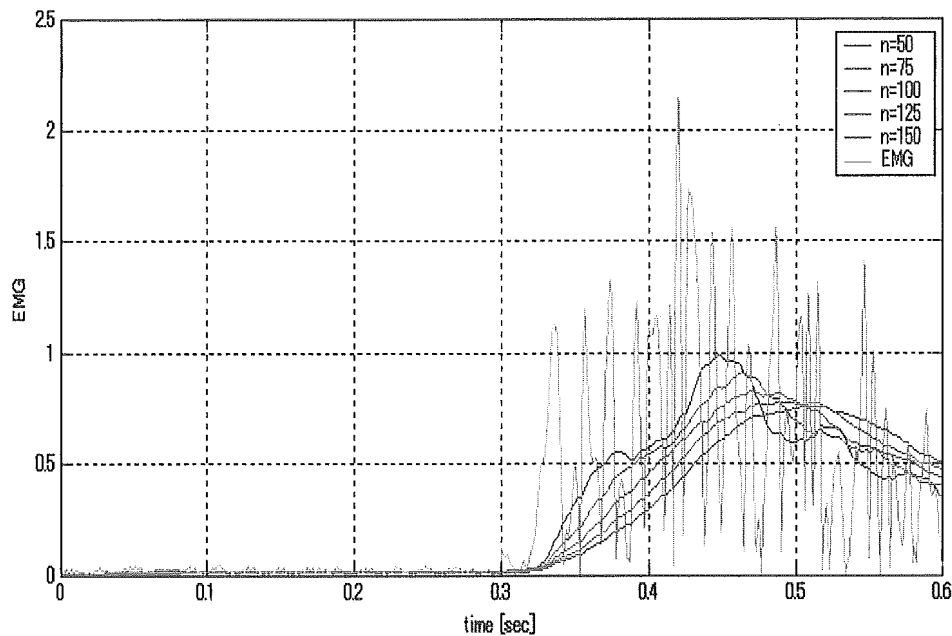


図 2.1 フィルタ次数による応答性の違い

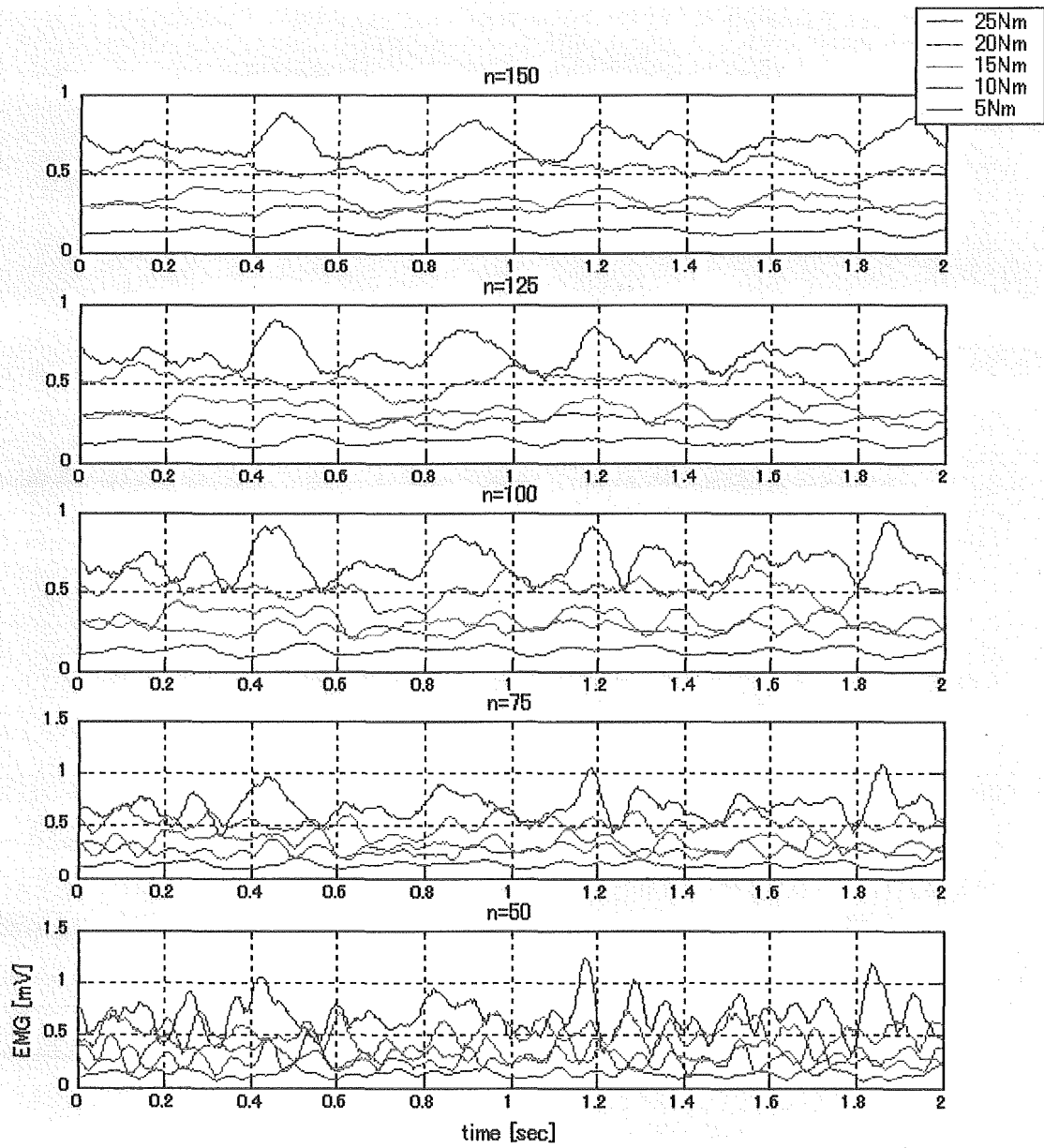


図 2.2 カイザー窓関数法