

繰り返す。

通常歩行は意識することなく一連の動作を繰り返し行っていることになる。そのため、この動作の繰り返しを超音波モータで再現することを試みた。

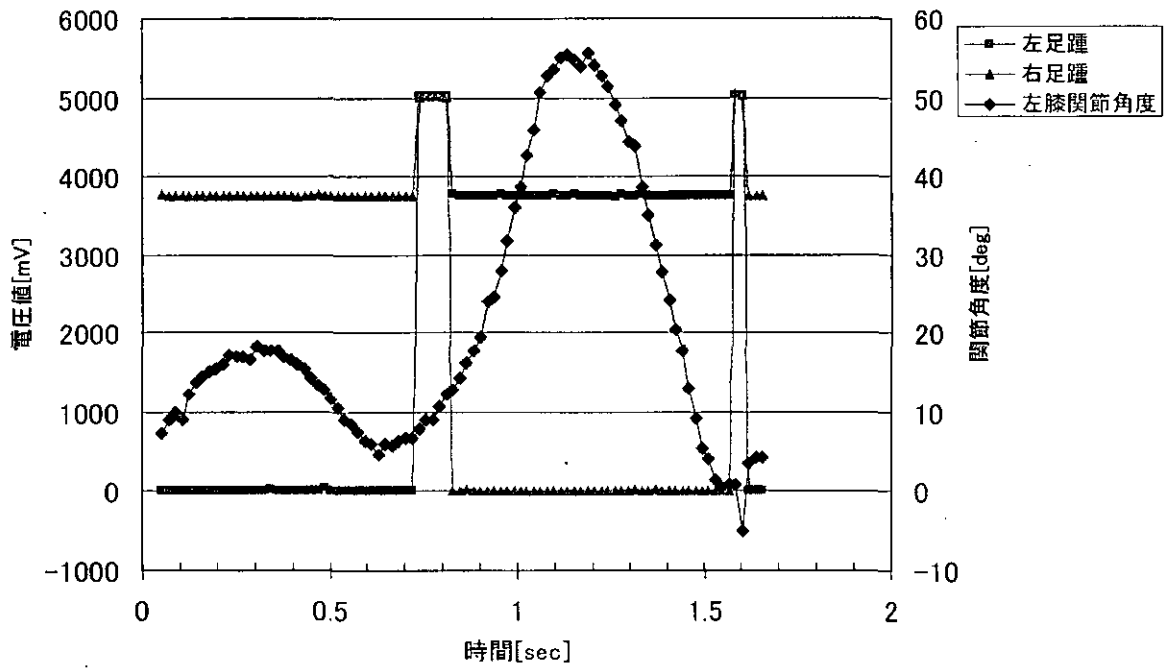


図 2.3 通常歩行一周期における接地判定及び膝関節角度

## 2.3 パターン動作

### 2.3.1 歩行パターン分割法

図 2.3 の通常歩行を分析した結果，1 周期において片膝の屈曲，伸展がそれぞれ 2 回あり，大まかに 4 つに分割することができる。しかし，4 分割で膝補装具を駆動させると屈曲から伸展に移行する区間で急激に関節が変化する事態になってしまう。そのため，屈曲から伸展また伸展から屈曲へ移行する区間では緩やかに駆動する必要がある。そこで，これらを考慮すると歩行動作 1 周期を 13 分割し，その各区間において超音波モータへ異なる 2 相の電圧を印加することで速度を変化させて駆動させる。

屈曲伸展の移行期に位相差を変化させる方法で分割パターンを割り振りその結果を表 2.3 のようにした。この分割パターンに基づいて駆動したモータの挙動を図 2.4 に示す。

4 分割で行ったモータの挙動に比べて屈曲伸展の移行期が緩やかであり，通常歩行の動作と比較してもほぼ似たような波形を描いていることが分かる。この歩行パターン分割方のメリットは行いたい動きに任意に設定できるということである。例えばゆっくりした動作をしたい場合，分割パターンの時間間隔を拡張し，モータへの入力位相差を小さくすることでそれが可能となる。デメリットは設定する項目が多いということである。分割数を多くすればより人の歩行に近い動作を実現できるが，パラメータの入力が複雑になってしまう。

表 2.3 分割パターン

パターン	時間[sec]	位相差 $\phi$ [deg]
①	0~0.018	- 12
②	0.018~0.126	- 90
③	0.126~0.18	- 12
④	0.18~0.252	12
⑤	0.252~0.36	90
⑥	0.36~0.414	12
⑦	0.414~0.486	- 12
⑧	0.486~0.918	- 90
⑨	0.918~1.008	- 12
⑩	1.008~1.062	12
⑪	1.062~1.44	90
⑫	1.44~1.566	12

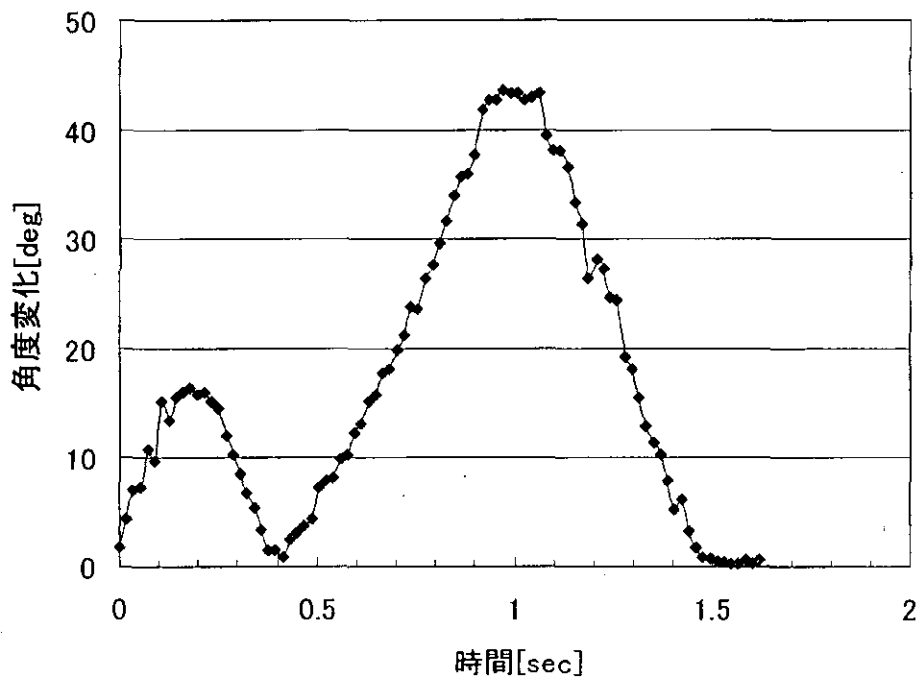


図 2.4 駆動パターンを与えたモータの挙動

### 2.3.2 近似式法

歩行パターン分割法では時間間隔毎に位相差をそれぞれ設定したが、入力項目が多くなるため、複雑になる。そこで、図 2.3 の歩行動作に即した動きを実現しようとして考えた手法が近似式法である。ここでは、歩行動作に即した近似式を導き、制御法を確立する。

(i) 歩行動作 1 周期を利用した場合

まず歩行 1 周期について近似曲線を算出する。この近似曲線の数式を  $f(x)$  とし、この近似曲線の導関数を  $f'(x)$  とする。この導関数により図 2.3 の波形の任意の点において接線が求まる。この接線の傾きにより位相差を算出する方法である。以下に数式により説明する。

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{近似曲線 : } f(x) \\ \text{近似曲線の導関数 : } f'(x) \\ x=t \text{ のとき } f'(x) = f'(t) \\ \phi = Kf'(t) \end{array} \right. \quad (2-1)$$

ただし  $t$ ,  $\phi$ ,  $K$  はそれぞれ時間, 位相差, 定数である。

これにより近似曲線に即した位相差が(2-1)式により決定される。

歩行運動 1 周期における近似曲線を 6 次の多項式で表すと以下のようなになる。

$$f_i(x) = 1095.4x^6 - 4835.9x^5 + 7657.8x^4 - 5206x^3 + 1413.9x^2 - 94.184x - 0.3227$$

(2-2)

この近似曲線  $f_i(x)$  とこの近似式により求められる位相差  $\phi$  を図 2.5 示す. 近似式を用いることでパターン分割に比べて位相差を小さな刻み間隔で出力でき, 駆動する超音波モータを滑らかに駆動することができる. 位相差は近似式の微分に比例した値を示しているため, 決められた角度変化において, 屈曲から伸展方向へ変化するときにはモータの出力を小さくなる. そのため, 急激な方向転換がないので装着者に不快な動きを強要することがないと考えられる. また多項式近似の特性上, 1 周期分以上の時間が経過した場合,  $f'(t)$  の値は増加するにつれて, 位相差も発散してしまうため, プログラム上で歩行周期を設定し, 1 周期のときに出力される位相差を繰り返す手法を用いて超音波モータを駆動した. これにより人の歩行に近い動作を行うことができ, 設定した時間分だけの動作ができる. これにより歩行訓練やリハビリなどにも応用できると思われる.

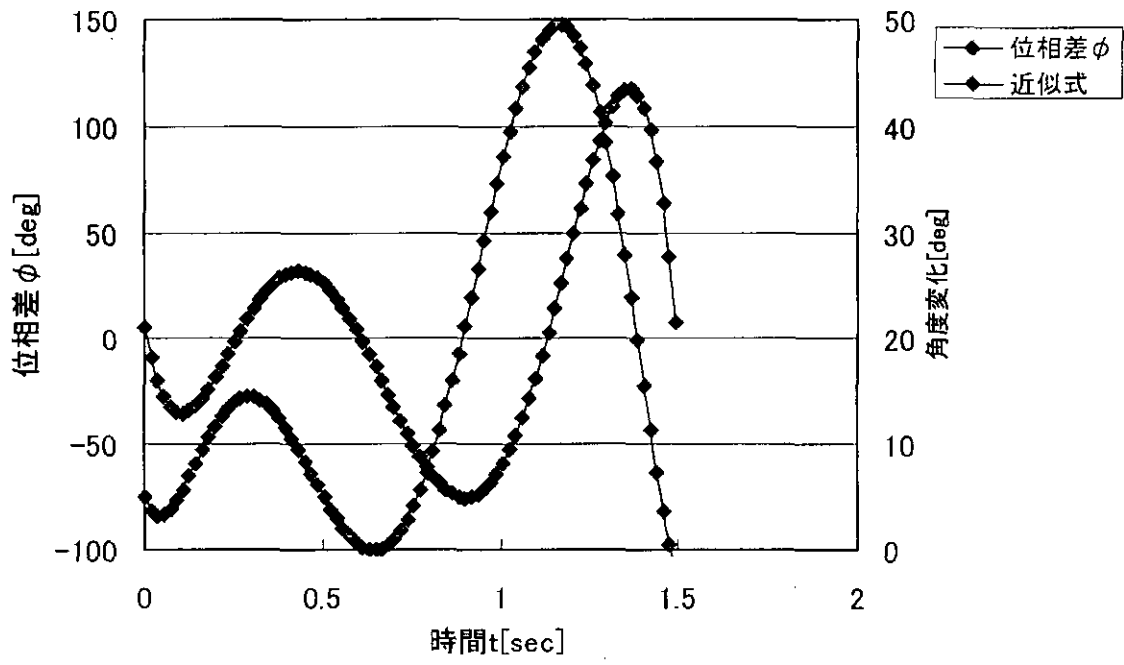


図 2.5 多項式近似による位相差出力

(ii)経過時間に応じた動作をさせる場合

通常歩行は同じ動作の繰り返しを行っており，時間に応じて補装具を屈曲伸展することが望まれる．そこで(i)では多項式近似を利用してその動きを実現することができた．通常歩行は同じ動作の繰り返しのため，膝関節角度の波形も同様に繰り返している．一般にこのような波形に関してサイン波とコサイン波が重なり合い複雑な波形を作り出しているという仮定に基づいたフーリエ変換という方法がある．

図 2.3 の膝関節角度のデータに対してフーリエ変換を行ったものを図 2.6 に示す．

このグラフから 1Hz 前後の二つの波形があると思われる．

そこで，次式で示される近似式を導いた．この近似式は正確なフーリエ変換から求められる式とは異なっているがプログラム上で入力する場合，出力される位相差を簡単に設定できるようにしたものである．

$$f_{\bar{v}}(x) = A + B \sin \omega_1 t + C \cos(\omega_2 t + D) \quad (2-3)$$

ただし， $A, B, C, D$ は定数である．

図 2.6 より観測された波は周波数 0.765Hz, 1.529Hz であった．この周波数を  $\omega_1, \omega_2$ へ代入し， $A, B, C, D$ をそれぞれ 20, 14, 14, -10 とし， $f_{\bar{v}}(x)$ へ代入する．(i)の場合と同様に  $x=t$ のときの導関数  $f_{\bar{v}}'(t)$ より位相差  $\phi$ を求める．この結果，近似式による目標の歩行パターンとそのときの位相差出力を図 2.7 に示す．この近似式を使うことにより，時間経過に伴い永久的に同様の波形が繰り返すことが分かる．つまり，通常歩行のデータから



フーリエ変換による近似式を立て、それに基づいた位相差を決定することで歩行に即した動作を行う様にモータを駆動することができる。

本論分では人の通常歩行（ある被験者）のデータを基に歩行パターンを決めたが、歩行速度をもっと遅くしたいなどの希望に対応しなければならない。

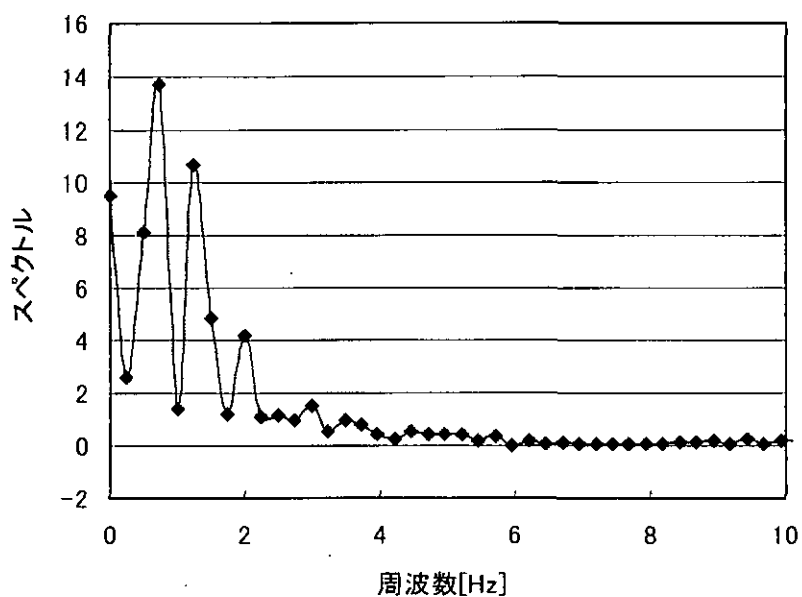


図 2.6 膝関節角度のフーリエ変換

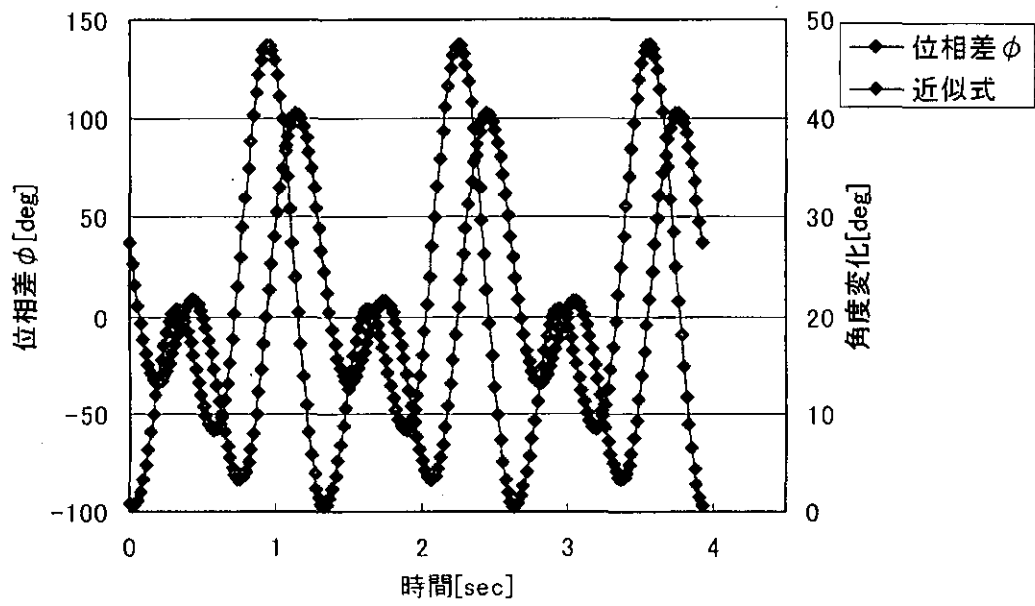


図 2.7 フーリエ変換近似式と位相差出力

## 2.3 歩行協調実験

人が歩行する動きに応じてモータも同様の角度変化を実現させて人の膝関節角度と強調させるための実験である。この実験では人の膝関節角度とモータの変化角度を測定し、膝関節角度を追従してモータの変化量を評価する。偏差量は膝関節角度とモータの角度変位を偏差とした場合と歩行中の膝関節角度の現在位置と過去の位置を偏差とした場合の2種類についてそれぞれON/OFF制御とPID制御を行う。これらについてPIのパラメータを変えた時の動特性を評価する。

また、膝関節角度の角速度とモータの角速度を偏差として駆動する場合についての検討を行う。

### 2.3.1 駆動システム

駆動システムを図に示す。サンドイッチ型超音波モータを駆動することができる。人の膝関節角度とモータの変位角度を同時に検出し、それをホスト側のコンピュータで取り込み、演算処理の後、位相差をドライバへ送る。

表 2.4 超音波モータへの諸特性

入力電圧[V <sub>pp</sub> ]	300
電流[A]	0.3
周波数[kHz]	27.2

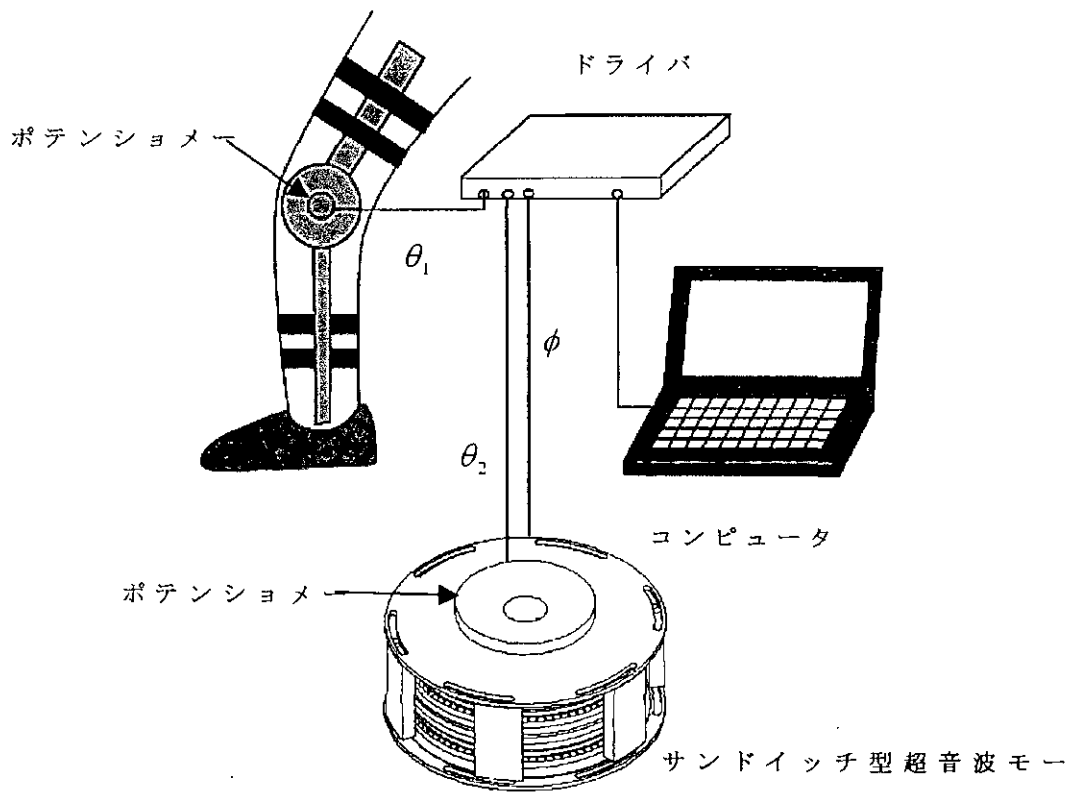


図 2.8 システム構成

### 2.3.2 角度追従法 (ON/OFF 制御)

被験者が膝補装具を装着し，通常歩行を行う．膝補装具には膝関節部に超音波モータを取り付け，それと同軸となるようにポテンショメータを取り付ける．この膝補装具の超音波モータへは電圧を印加せず，軸が自由に回転するように組み，補装具を取り付けたときの質量による負荷を考慮して歩行する．歩行により変化した膝関節角度を検出し，同時に超音波モータの角度を測定する．このときの膝関節角度と超音波モータの角度の偏差  $e$  を比較し， $e > 0$  のときは  $90\text{deg}$ ， $e = 0$  のとき  $\phi = 0\text{deg}$ ， $e < 0$  のとき  $\phi = -90\text{deg}$  とした位相差  $\phi$  をモータに印加する．これらの 3 種類の操作量で膝関節角度を追従しようとした方法である．この概要図を図 3.2 に示す．

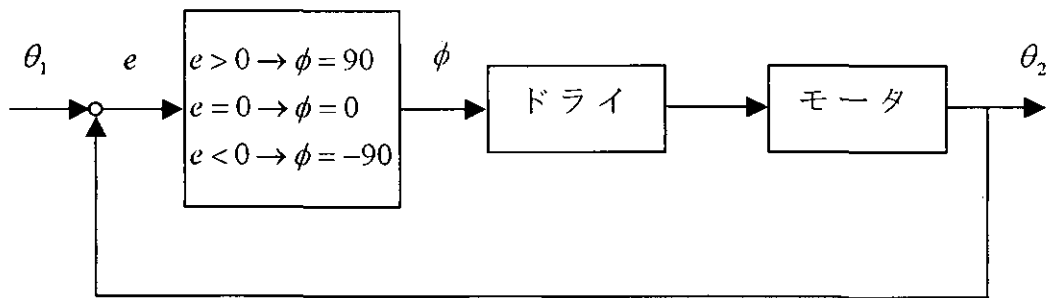


図 2.9 角度追従法 (ON/OFF 制御)

### 2.3.3 角度追従法 (PID 制御)

3.3.2 と同様に膝補装具を装着し，歩行をしたときの膝関節角度と超音波モータの角度の偏差に応じて位相差を決定し，モータへ入力する．

この位相差の決定に古典制御である PI 制御を用いた．PID の値をそれぞれ変化させ，モータの動特性を検証した．

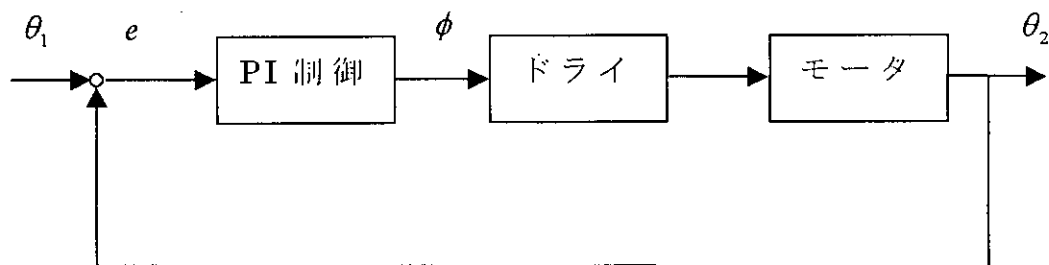


図 2.10 角度追従法 (PI 制御)

### 2.3.4 膝関節角速度追従法 (ON/OFF 制御)

被験者が歩行中の膝関節角度から膝関節における角速度を算出し、その速度を追従するようにモータを駆動する方法である。

ON/OFF 制御で行う場合、膝関節角速度  $\omega_1$  に応じて任意にモータに必要なとされる角速度  $\omega_2$  を調節せず、膝関節角速度が生じたとき、モータへ与える位相差を 90deg, -90deg とし、膝関節角速度が生じていないときは位相差を 0deg とする。この概要図を図 3.4 に示す。

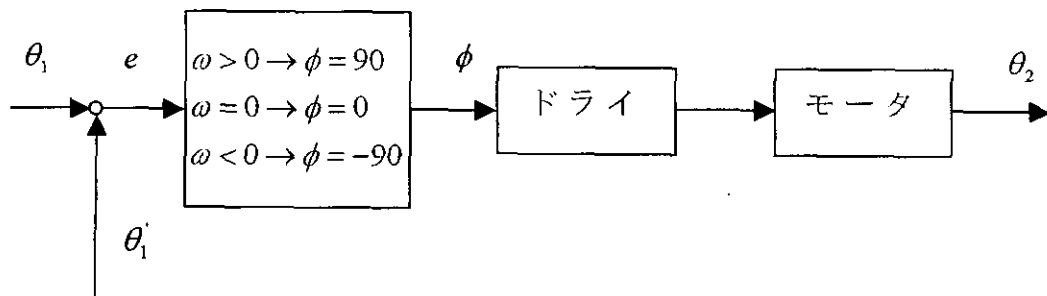


図 2.11 膝関節角速度追従法 (ON/OFF 制御)

### 2.3.5 膝関節角速度追従法 (PI 制御)

3.3.4 項と同様に膝関節角速度  $\omega_1$  を算出する。この  $\omega_1$  より超音波モータに必要なとされる位相差は次式に示す。

$$\phi = \sin^{-1} \frac{\omega_1}{K_1} \quad (3-6)$$

この位相差を与えることで膝関節角速度に応じた動きを実現する。

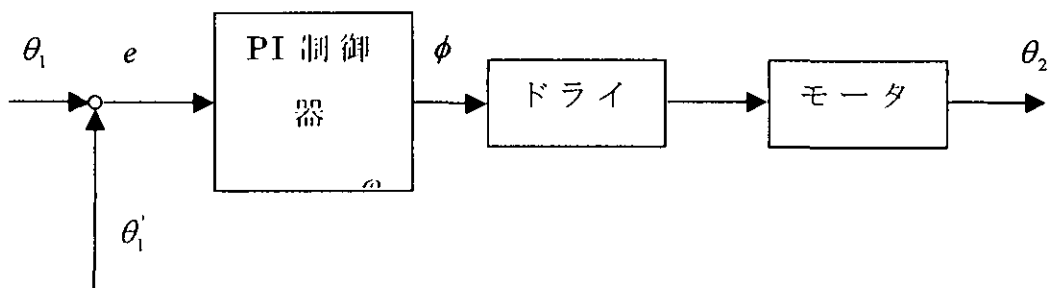


図 2.12 膝関節角速度追従法 (PI 制御)



## C. 研究結果及び考察

### 3.1 概要

本研究では膝関節角度に着目し，人の膝関節角度の動きに応じて超音波モータの動きを制御することを試みる．超音波モータは他のアクチュエータに比べて応答性が優れているため，制御法は ON-OFF 制御と古典制御である PID 制御を用いることにした．

### 3.2 制御法

超音波の制御パラメータとして考えられる要素は電圧，周波数，位相差が挙げられる．電圧は出力の強弱は可能であるがモータの回転方向を変化させることはできない．周波数による駆動方法の場合，駆動特性にヒステリシスが生じ，安定したモータの出力を得ることが難しい．そこで，容易に回転方向を変化でき，安定した駆動特性を得ることができる位相差制御方式を用いることにした．この位相差によるモータの特性は位相差  $-90\text{deg} \sim 90\text{deg}$  の範囲の  $0\text{deg}$  を基準として SIN カーブを描く速度特性がある．そこで，この位相差を  $6\text{deg}$  刻みで分割し，計 30 分割の位相差を与えることができる制御システムを構築した．

### 3.2.1 超音波モータ制御モデル

モータの制御には位相差を操作して行う。超音波モータは位相差 $\phi$ を与え、その位相差に基づいた速度を持った進行波をステータ上に発生させる。さらにステータに発生した進行波とロータの摩擦によりロータが回転し、モータが駆動する速度に達する。この現象をドライバからステータの過程、ステータからロータの過程に分けて検討した。超音波モータのブロック線図を図 3.1 に示す。

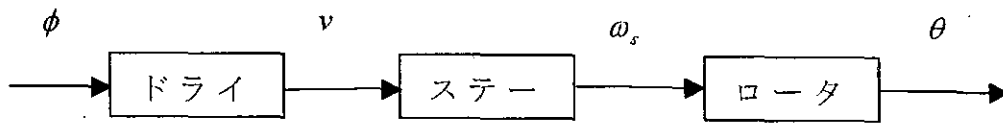


図 3.1 超音波モータのブロック線図

(i) ドライバからステータの過程

コンピュータから位相差  $\phi$  を設定し、これをドライバへの指令値とするとドライバではこの位相に基づいた交流電圧を出力する。圧電素子に電圧が印加されると位相により進行波もしくは定在波がステータ上に励起される。この位相差によって発生する進行波の速度が決定される。この関係は次式によって近似的に示されている。

$$\omega = HA \frac{2\pi}{\lambda} \frac{1}{r_s} \omega \sin \phi \quad (3-1)$$

また実験的にも、次の関係が満たされている。

$$\omega = K_1 \sin \phi \quad (3-2)$$

(ii) ステータからロータの過程

超音波モータは摩擦によって動力を得ているため、ステータ表面に発生した進行波の速度  $\omega_s$  はロータに伝達されると  $\omega_r$  の速度で駆動する。このとき、ステータとロータの間の摩擦係数  $\mu$  は、ステータとロータの相対速度に比例することが言える。それを以下に数式で示す。

$$\mu = K_2(\omega_s - \omega_r) \quad (3-3)$$

この摩擦係数  $\mu$  より摩擦力  $f = \mu P$  ( $P$  は押付力を表す) が求まる。この摩擦力とステータとロータの接触位置までの半径からトルク  $T$  を算出できる。さらにトルクはロータ駆動に使用されるので、ロータのイナーシャ  $J$  を考慮すると、

$$J\ddot{\theta}(t) = T \quad (3-4)$$

となり、これをラプラス変換すると、

$$\begin{aligned} Js^2\Theta(s) &= T(s) \\ \frac{\Theta(s)}{T(s)} &= \frac{1}{Js^2} = G_R(s) \end{aligned} \quad (3-5)$$

となる。