

3.2.2 ON/OFF 制御

ON/OFF 制御は非常に簡単な制御法である。例えばこたつの温度制御などに使われており、ある目標の温度になると停止し、また温度が低下すると点火するというものである。

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おり、立ち上がり速度では数[msec]を実現している。

この制御方法では与える操作量が 2 値であるためハンチング（許容慣性モーメントを超えた運転を行うとモータの停止時に慣性を制御できずに、正逆転して振動する現象）を起こしやすいという欠点がある。

3.2.3 PID 制御

PID 制御は自動制御方式の中で最もよく使われている制御方式である。PID はそれぞれ比例(Proportional)、積分(Integral)、微分(Differential)の組み合わせによって、偏差を小さくする制御手法である。P 動作は操作量を目標値と現在値との差に比例した大きさに設定する動作を行い、目標値に近づくと制御量を小さくし微妙な制御を行うことができる。I 動作は P 動作のみでは残留偏差をなくすために行う動作でこれにより必ず目標値に収束させることができる。D 動作は外乱などに対し、応答性を上げるために行う動作である。以下に PID 制御の制御演算式を示す。

$$y = K_p \left(e + \frac{1}{T_i} \int e dt + T_D \frac{d}{dt} e \right)$$

(3.6)

この式の制御アルゴリズムの比例ゲイン，積分ゲイン，微分ゲインを調節することで安定した動作を行うことができる。

この PID 制御は本来，連続したアナログ量を制御することが基本となっているため，コンピュータで PID 制御を実現しようとした場合，一定時間間隔でしか出力できないため，本研究で行う制御はサンプリング（離散値）に適した PID 演算方式を用いることにした。

離散値 PID 制御では取得する偏差は制御しているシステムの現時点の偏差とその一つ前の偏差が必要になる。この場合の演算式は次式で表される。

$$y = K_p \left(e + K_i e_i + K_d \frac{e - e_1}{dt} \right) \quad (3.7)$$

ただし e, e_i, e_1 はそれぞれ偏差，偏差の累積値，一つ前の偏差である。

この演算式によりコンピュータにより PID 制御が可能となる。

3.4 実験結果及び考察

3.4.1 角度追従法 (1)

膝関節角度と超音波モータの変位角度を基に制御した実験結果について述べる。ON/OFF制御を行い、そのときの膝関節角度の変位と超音波モータの駆動角度を測定した歩行2周期分のデータを図3.2に示し、PID制御を行った同様の実験データを図3.3に示す。また、同一時間における膝関節角度と超音波モータの角度の差を示したものを図3.4示す。これらの図ではPを比例ゲイン、Iを積分ゲインDを微分ゲインとしている。

ON/OFF制御時及びPI制御時の通常歩行周期はほぼ同一であると言える。膝関節角度を追従する様に超音波モータが駆動していることが分かる。歩行時間約1.1secにおいてON/OFF制御では屈曲最大角度までモータは達していない。最大膝関節角度とモータの最大角度を迎えた時間差は約100msecある。この時間の間では膝関節角度は伸展方向に動いているのに対し、モータは屈曲方向に駆動している。このときの現象を微視的に検証すると、まず膝関節角度は屈曲方向へ極大になるまで動く。その後下肢の動きに伴い、膝関節角度は伸展方向へ向きが変わる。ON/OFF制御の場合、膝関節角度とモータの変位角度を比較しこれを偏差として屈曲方向へ動作させるか伸展方向へ動作させるかを決定している。それにより、膝関節角度が伸展方向へ動いていてもこの例の用にモータの角度よりも膝関節角度の方が大きいため、コントローラからモータへは屈曲方向へと指令を出している。これに基づき、膝関節角度が伸展中にモータが屈曲方向へと動く現象が起きる。その後、膝関節角度とモー

タの角度が一致したときを境にモータは膝関節角度と同様の伸展方向へと駆動する。この一見短く感じる 100msec において膝関節は伸展方向、モータは屈曲方向へ動いている現象が安全面において許容できる範囲であるのかそれとも、十分に危険な要素を含んでいるのかは下肢に及ぼす力を分析し、歩行シミュレーションを行うことと、何度も繰り返して臨床試験を行う必要がある。

PID 制御の場合は時間的に 20msec 程の差が見られるがほぼモータの変位角度は膝関節の極大値に達している。これは屈曲している過程において偏差をできる限り少なくするように制御が働いていると考えられる。特に歩行時間約 2sec において膝関節角度のゆっくりとした微妙な動きに対しても追従している様子が分かる。このときはコントローラで位相差を小さくしてほぼ一致した動作を示した。

次に図 3.4 の制御法による角度誤差の違いでは ON/OFF 制御では $\pm 20\text{deg}$ の誤差が確認され、PI 制御では $-12\sim 10\text{deg}$ の角度誤差が確認された。最大の誤差が発生するのは主に遊脚期における屈曲から伸展へ移行する過程である。

また、誤差が増加しているときは膝の屈曲する方向とモータの駆動する方向が同じ時に発生していることから、制御方式だけが原因ではなくモータの速度が遅いことが挙げられる。

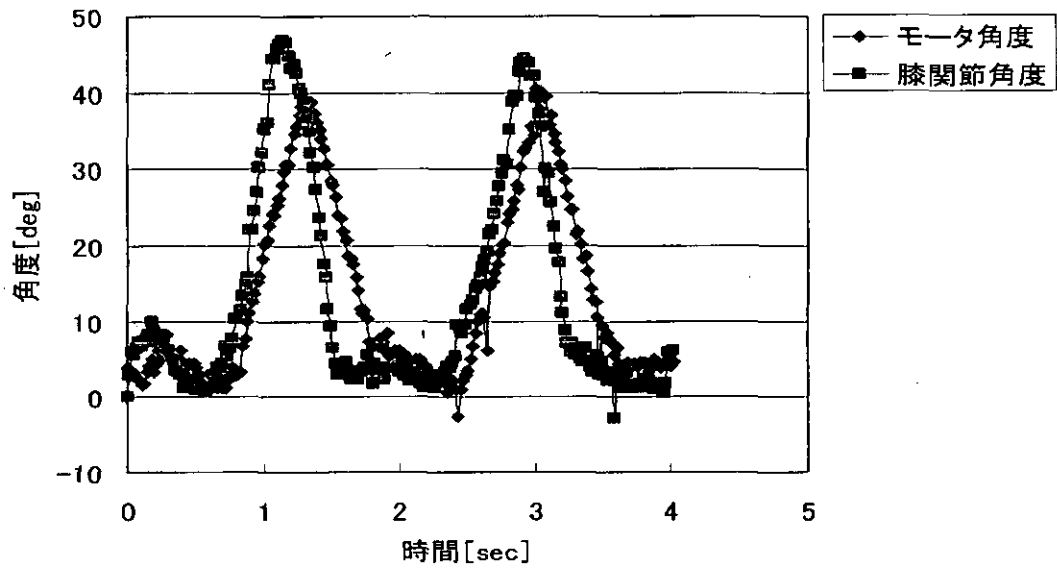


図 3.2 ON/OFF 制御による角度追従

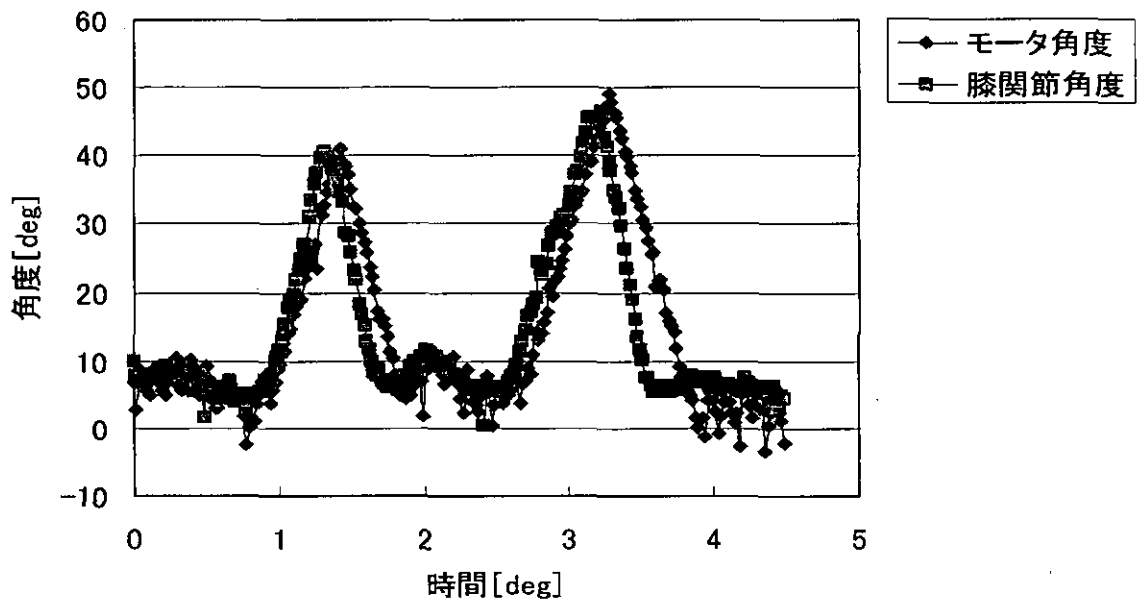


図 3.3 PI 制御による角度追従

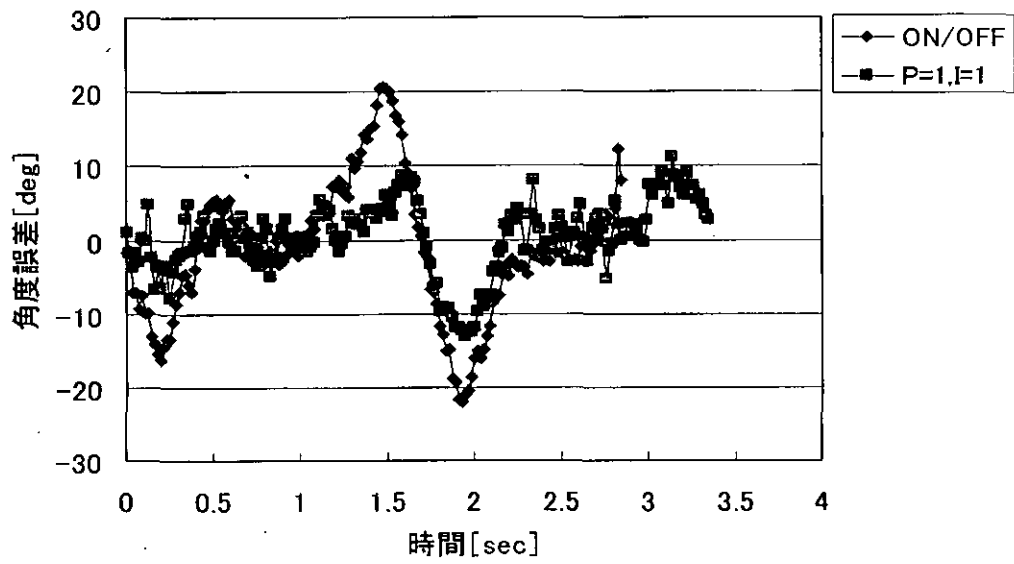


図 3.4 制御法による角度誤差の違い

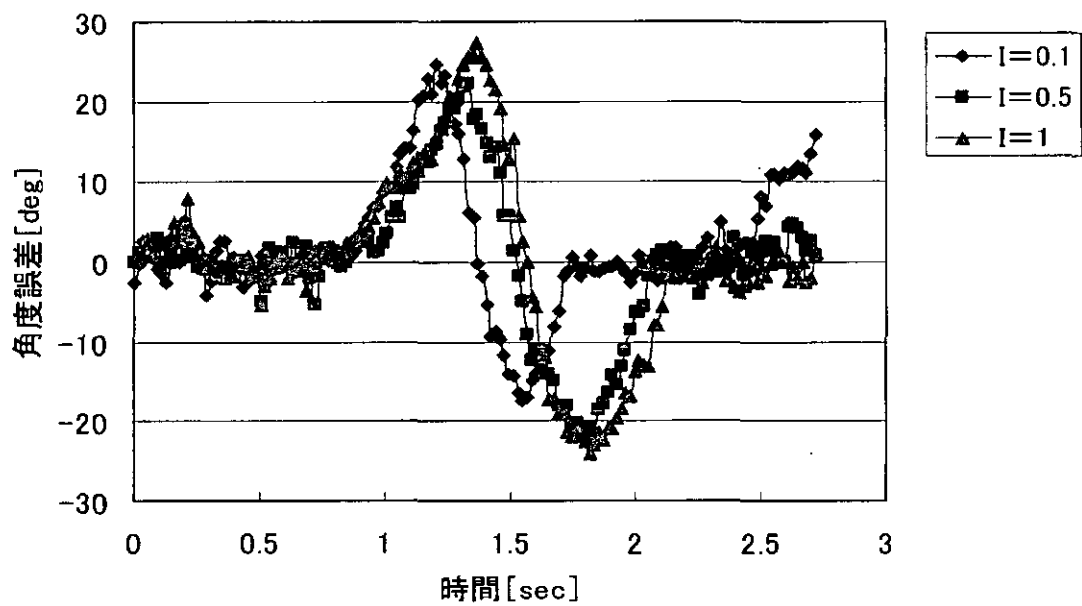
3.4.2 角度追従法 (2)

3.4.1 項では ON/OFF 制御と PI 制御による違いを述べ、その原因と考えられるものについて考察した。この項では PI 制御におけるパラメータを変化させたときのデータよりその違いによるモータの動特性について検討する。

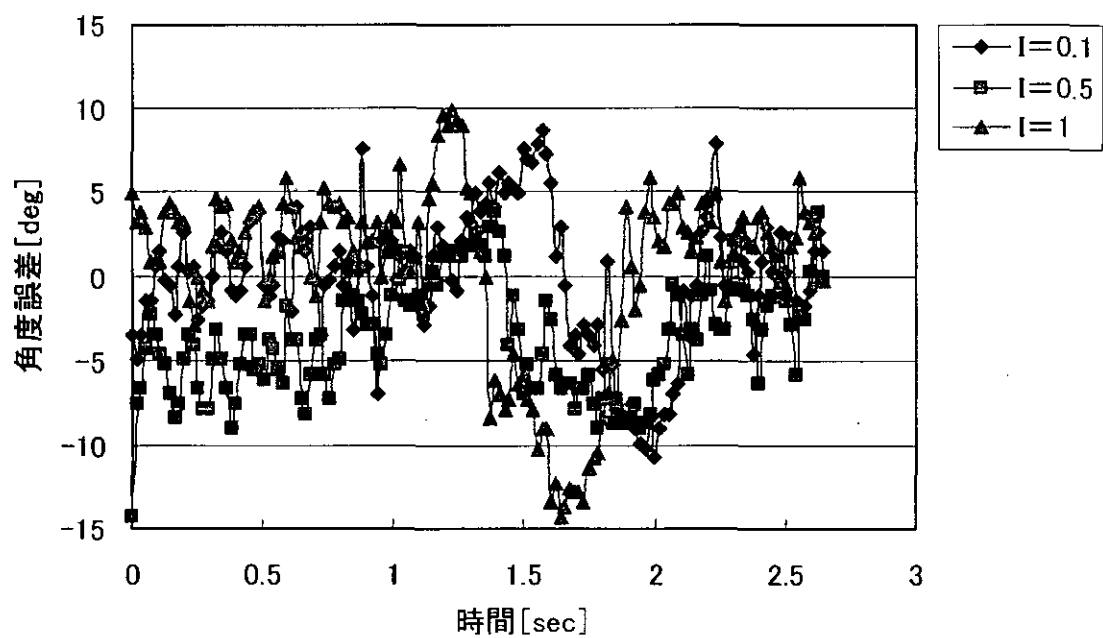
まず、図 3.5 の (a), (b), (c) つまり比例ゲインを変化させた場合に生じる影響について述べる。実験結果から $P=0.1$ のとき最大角度誤差 28deg 程度あることが分かる。一方、 $P=0.5$ 及び $P=1$ のとき最大角度誤差は 15deg 程度となっている。 $P=0.1$ を 0.5 に変更することで飛躍的に角度誤差が小さくなっていることが分かる。これは比例ゲインを上げることで操作量を大きくし、モータの速度を高めることでより膝関節の動作に追従している。 $P=0.5$ のときと 1 のときを比較してみると若干ではあるが 0.5 のときの方が角度誤差範囲が小さい。 $P=1$ のときは多少のオーバーシュートがあると思われる。

積分ゲインに関してはゲインを変化させてもそれほど大きな角度誤差は生じていない。強いて挙げるとすれば $I=1$ のときが微少であるが他の積分ゲインに比べて誤差が大きいのと思われる。これは角度位置制御のため、積分ゲインを入れてしまうと蓄積誤差が貯まり、発散してしまうためである。この場合、速度制御をするのであればこの問題は解消される。

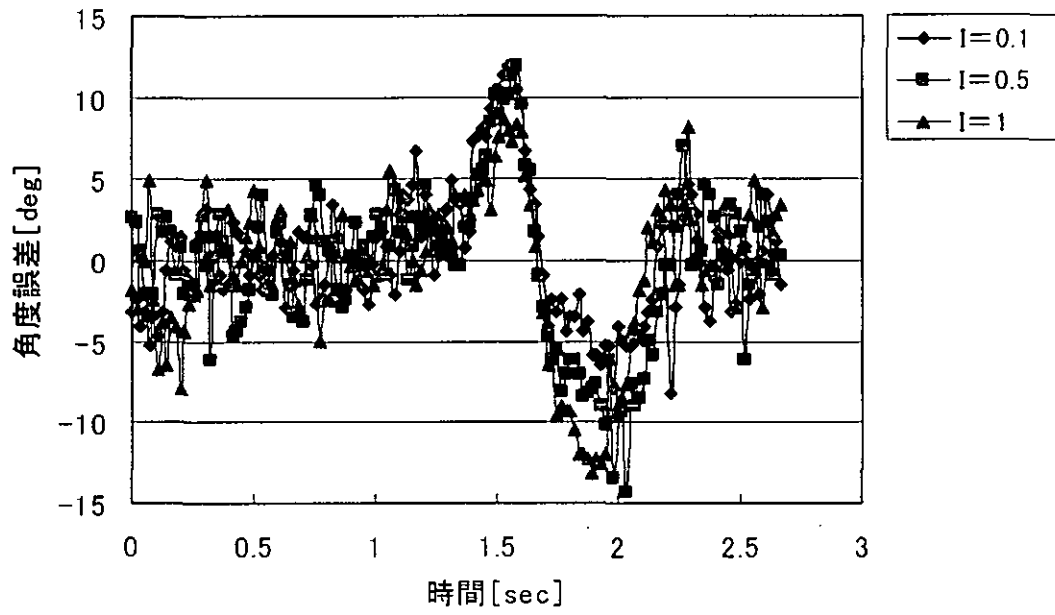
本研究で検討した比例ゲインの値、特に $P=0.1$, 0.5 に対しては積分ゲインが 1 であると誤差が大きくなるということが確認された。PID 制御では比例ゲイン、積分ゲイン、微分ゲインの要素の組み合わせによって制御特性が変化してくるため、これらのパラメータの決定が非常に難しい。



(a) $P=0.1$



(b) $P=0.5$



(c) $P=1$

図 3.5 PI パラメータによる角度誤差

3.4.3 膝関節角速度追従法

通常歩行中に膝関節角速度を測定し、その速度差によってモータを駆動した結果を図 3.6, 図 3.7, 図 3.8 に示す。この実験では PI 制御において安定させるゲインの調節に困難を要し、繰り返し実験を行うことで $P=0.5$, $I=0.1$ という値に至った。よってこの値に基づいた実験結果を示した。

図 3.6, 図 3.7 の結果から超音波モータの共振周波数を調節して人の膝関節の速度に適応させて駆動した場合、ほぼ膝関節角度の動きに近い動作をすることを確認した。しかしながら、図 3.8 のように微視的に観察すると角度誤差は $-10 \sim 10 \text{deg}$ の誤差が生じている。ON/OFF 制御の場合は膝関節角度が伸展から屈曲に変化するときつまり接地から次の遊脚期の範囲においての誤差が大きい。ここで考えられることはこの時期の膝関節角度はあまり変化しないが速度が 0 ということはない。そのため、ON/OFF 制御ではその微小な速度変化に激しく反応してしまい、その誤差が発生していると考えられる。

一方、PI 制御においては伸展から屈曲に変化するときつまり、遊脚期に入る時に誤差が大きいことが分かる。これは急な速度変化に対し PI 制御器で計算された操作量と実現したい速度に差があるため、目標の速度にすぐに到達できていないということが言える。

この実験では膝関節角速度を測定し、それによりモータへ位相差を与えることを行った。しかし、超音波モータの共振周波数がずれていた場合や特性の違う超音波モータを使用した場合、膝関節角速度以上の速度が発生し、最大膝屈曲角度を超えてしまったり、速度が十分でなかったりする恐れがある。そこで、

随時超音波モータの角度を検出することで角速度を求め，膝関節角速度に追従させる制御を提案する．以上については次項に述べる．

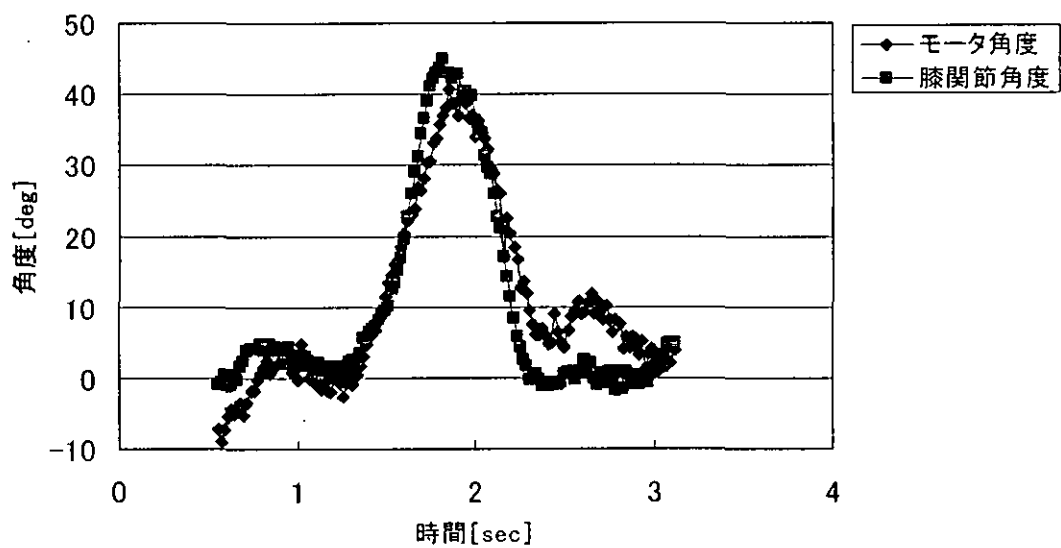


図 3.6 ON/OFF 制御による速度追従

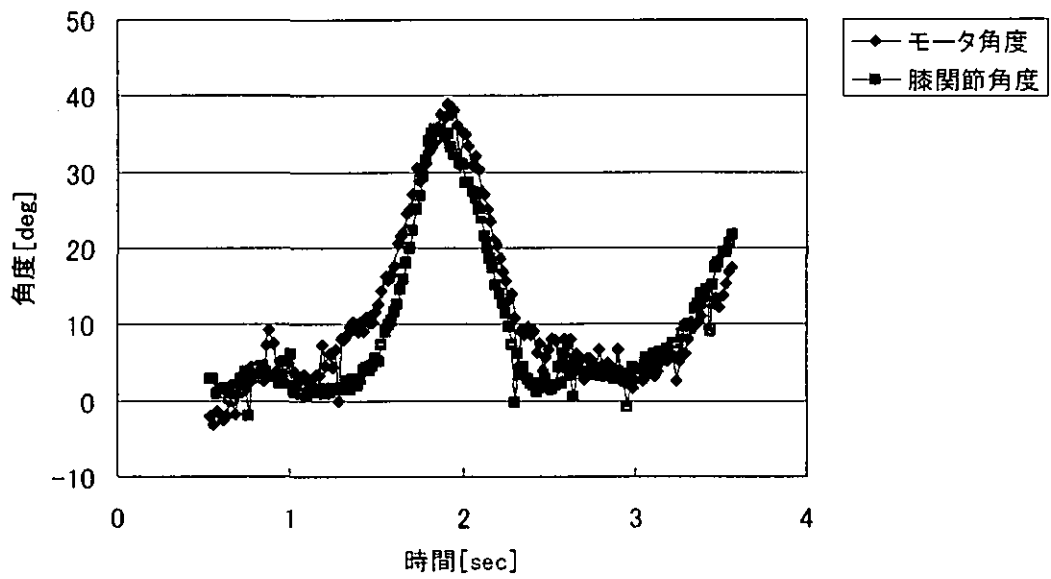


図 3.7 PID 制御による速度追従 ($P=0.5$, $I=0.1$)

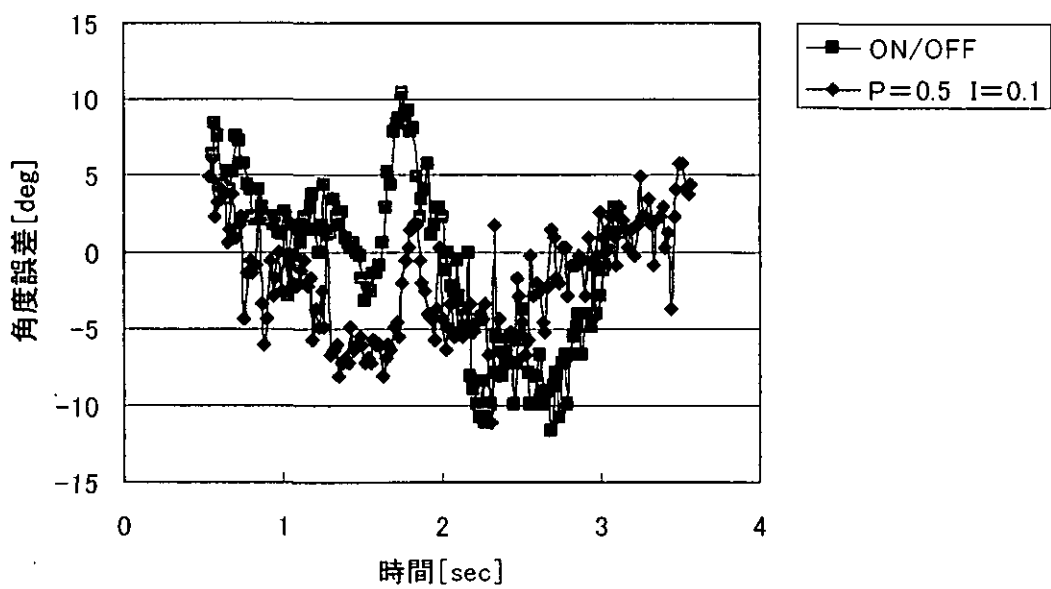


図 3.8 制御法と角度誤差

3.4.4 角速度同期法

前項の制御法では超音波モータの速度特性に大きく影響してしまうことが挙げられた。そこで歩行中の膝関節角速度と超音波モータの角速度を同時に測定し、速度の差を偏差として制御を行う方法である。図 3.9 にこの制御方のブロック線図を示す。

まず、膝関節角度と超音波モータの角度をサンプリング時間ごとに測定し、それぞれの角度から角速度が求まる。前述したとおり、この角速度の偏差からモータに必要なとされる角速度を求め、モータへ入力する位相差を決定する。以上の方法で制御を行う。

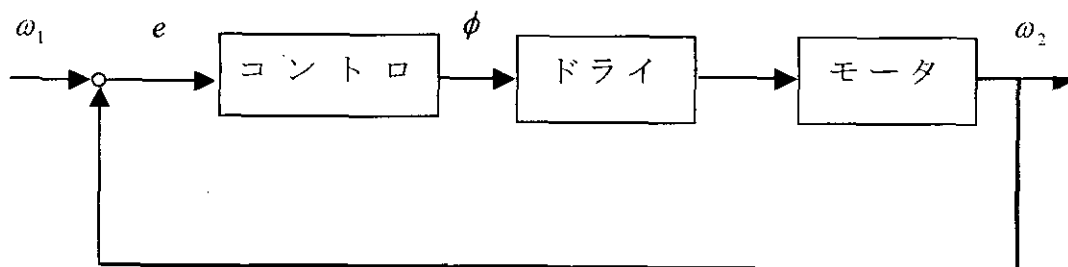


図 3.9 角速度同期法

この制御法で実際に歩行試験では動作に関しては膝の屈曲や伸展に応じて、モータは屈曲方向及び伸展方向へ駆動することができた。しかしながら、超音波モータは膝関節の角速度及び角度に一致しなかった。この原因として以下のことが考えられる。

- ・ポテンショメータ測定用回路と超音波モータ駆動用回路の電

源を共通にしているため、センサの取り込みデータにノイズがのり、正確な角速度が求められていない。

- ・また、通信時間に 18msec 程度要しており、リアルタイムな制御ができていない。

- ・モータが目標速度に達するまでに時間を要している。特にモータへ与える位相差を 90deg もしくは -90deg に近くなるにつれてモータの速度が上昇するため時定数が大きくなり、この現象が大きく影響する。

E. 結論

人が歩行している状態を判断して超音波モータを如何に歩行と強調させて動作させるのかという課題に対して ON/OFF 制御, PID 制御で実現を目指した。角度や角速度を追従させるループを組み, ある程度の追従及び人の歩行に近い動作を実現した。これにより、人間の動作のパターン化によるアシスト方法の目処が立ったといえる。さらに安全面のシステムと組合せる事で介護動作だけでなく、リハビリテーション動作にも応用できると考えられる。

厚生科学研究補助金(長寿科学総合研究所)

分担研究報告書

安全センサーの開発

研究者 梅田 倫弘 東京農工大学工学部教授

小型アンプの開発

研究者 エコ プルワント 東京農工大学工学部助手

研究要旨

進行波形超音波モータは、圧電素子に交流電圧を印加することでステータを共振状態にし、その表面上に進行波を発生させる。この共振周波数はステータ・ロータ間の押し付け力、温度により変化する。前年度までに最大フィードバック電圧検出による周波数走査で常に最適共振周波数での駆動が可能になった。今年度はこのシステムを組み込んだ小型ドライバを開発する。

同時にアシストスーツを安全に使用するための安全システム構築を行う。このシステムは主に足裏に装備したロードセルにより装着者の重心を判別し、緊急時の姿勢維持、あるいは無理な姿勢にならないよう、モータにフィードバックさせる。今回はロードセルによる重心位置の判別のための基礎研究を行った。

A. 研究目的

進行波型超音波モータは弾性体に圧電素子を貼り付けた振動子(ステータ)と、回転子(ロータ)からなる。この超音波モータ駆動のためには、圧電素子に設けてある A・B 相に二つの位置的・時間的に $1/4\lambda$ 位相のずれた正弦波状の交流電圧を印加し、ステータに進行波を発生させなければならない。この正弦波を作り出し、超音波モータに印加するものがドライバである。これまでの研究で駆動時における超音波モータの温度上昇、それに伴うステータ、ロータの熱膨張による接触状態の変化に左右されず常に安定した駆動を得るシステムは完成している。今年度は、完成したシステムを組み込み大型の超音波モータの駆動にも適した小型ドライバの開発を行う。

介護者は、パワーアシストスーツを装着することによって、パワーアシストスーツを装着していない状態（日常生活）に比べて大きな力を発揮することが出来るようになる。大きな力を発揮できる反面で急激な負荷変動等からの危険性が増して安全性が損なわれてしまう場合がある。今回は特に要介護者を介護する場合は、パワーアシストスーツ装着者である介護者及び要介護者の安全性というものは最重要項目であり、装着者となる介護者が最も気にかける部分である。また、この安全性が確保されなければ、パワーアシストスーツは介護の現場で利用されることは無いと考えられる。

パワーアシストスーツが利用されるものにするために、介護動作において最も負荷がかかる腰や膝に急激な過負荷がかかったときの警告やその負荷を最小とするパワーアシストスーツの姿勢制御を行うことで安全性を確保する。そこで本研究では、介護動作中におけるパワ

ーアシストスーツの装着者の姿勢が安定しているもしくは異常であるかどうか判断するものとして足底に足裏反圧センサを装備した。この足裏反圧センサからパワーアシストスーツを着用した装着者の床反力の相対値及び接地情報を検出し、装着者の重心判定を行った。

B. 研究方法

新ドライバ開発の目的と概要

今までに開発・使用してきたドライバの問題点を踏まえ、今までの技術の統合、そしてφ60以上の大型の超音波モータへの対応を行うために新しいドライバの開発を行ってきた。

PCよりUSBを通して日立製マイコンH8/3052Fへ位相差の情報($-90^\circ \sim 90^\circ$)を送る。3052Fではその位相差情報を 6° ごとに30分割し、5bit情報としてロジック部であるALTERAに送る。ALTERA内ではクロック分周と位相操作を行い一つの超音波モータに対し、4つの定在波を生成する。これをFETとトランスに通し、増幅する。この4つの定在波を合成し、位相のずれた2つの進行波を生成し、超音波モータのA相・B相に印加する。これにより超音波モータは駆動する。次に駆動した超音波モータのステータよりFB電圧を取る。そのFB電圧のゲインを下げ、FB追従制御部であるH8/3664Fに送る。この中でAD変換を行い常に最大振幅を得るよう出力値をリアルタイムで変える。この出力はI²Cバスにより行き、MAX5250(AD変換)に送る。ここでDA変換し、出力電圧をHC4046(VCO)に送る。VCOは入力電圧に応じて出力クロックを変える。この出力クロックをALTERAに返すことで再び超音波モータが共振状態を得る周波数の定在波を生成してFET、トランスに送っている。このようにして超音波モータは駆動し、共振状態を保っている。このブロック線図を図2.1に示す。

ドライバ回路の中で超音波モータの大きさが変わった場合、変えなければならないのはFETとトランスである。今までは超音波モータ

の大きさごとにドライバ全てを変えていた。つまり超音波モータの大きさごとに専用のドライバが必要であった。これでは複数の大きさの超音波モータを用いる場合、それに対応したドライバ回路を複数用意しなければならない。今回はその無駄を省くべく制御部とドライブ部を分けることにした。その基盤の仕様を図 2.2 に示す。このように二つの基盤に分けることで、大きさの違う超音波モータを駆動させる場合、制御基盤は共通で使用することができ、ドライブ基盤のみを変えることで様々な大きさの超音波モータを駆動できるようになる。

制御基盤には USB 通信部、センサ部、FB 追従制御部である日立製マイコン H8/3664F、そして制御の中心となる日立製マイコン H8/3052F とロジック部である ALTERA が搭載されている。一方、ドライブ基盤には FET と駆動する超音波モータにあったトランスが搭載されている。センサに関してはホールセンサとホール IC を排他的にさらにロータリーエンコーダ用回路を搭載している。そのデータを H8/3052F で処理し、USB を用いて PC にその情報を返すことができるようになっている。また電源に関して、制御基盤では AC100V から AC/DC コンバータを通して、12V と 5V を生成している。5V 必要である H8/3052F やセンサに関しては AC/DC コンバータで生成された 12V をレギュレータで 5V に落とし安定させ、供給している。AC/DC コンバータで生成された 5V は他のレギュレータで 3.3V に落とし ALTERA に供給されている。一方、ドライバ基盤ではバッファ用 IC に 5V またトランスには別の AC/DC コンバータより 12V が供給されている。これらの基盤の概観を図 2.2、図 2.3 に示す。