

図 3.18 モータ追従性能試験 腰-膝同期(負荷なし)

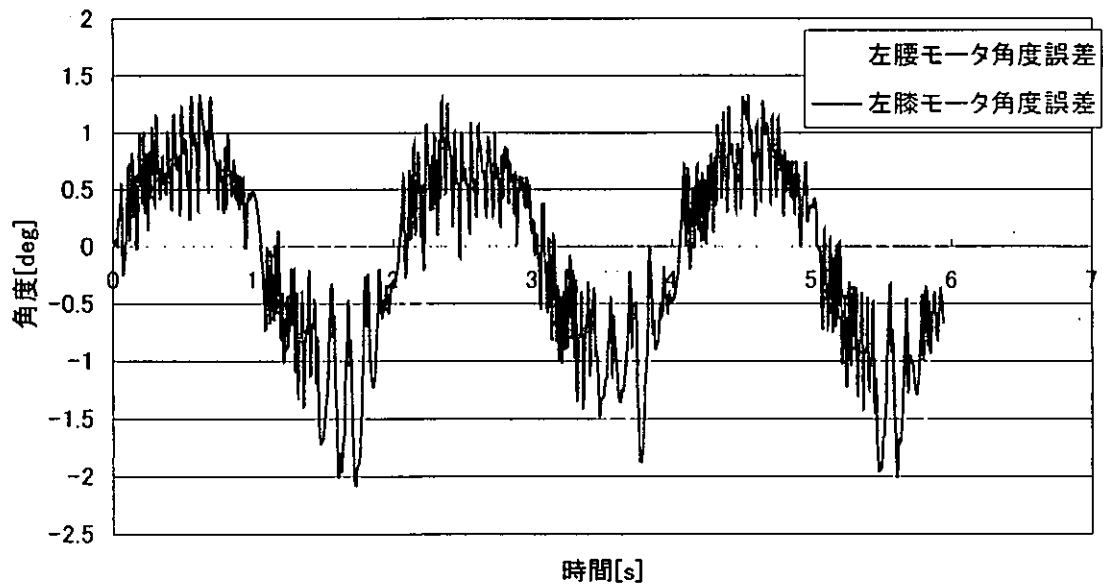


図 3.19 モータ追従性能試験 腰-膝同期(負荷なし)角度誤差

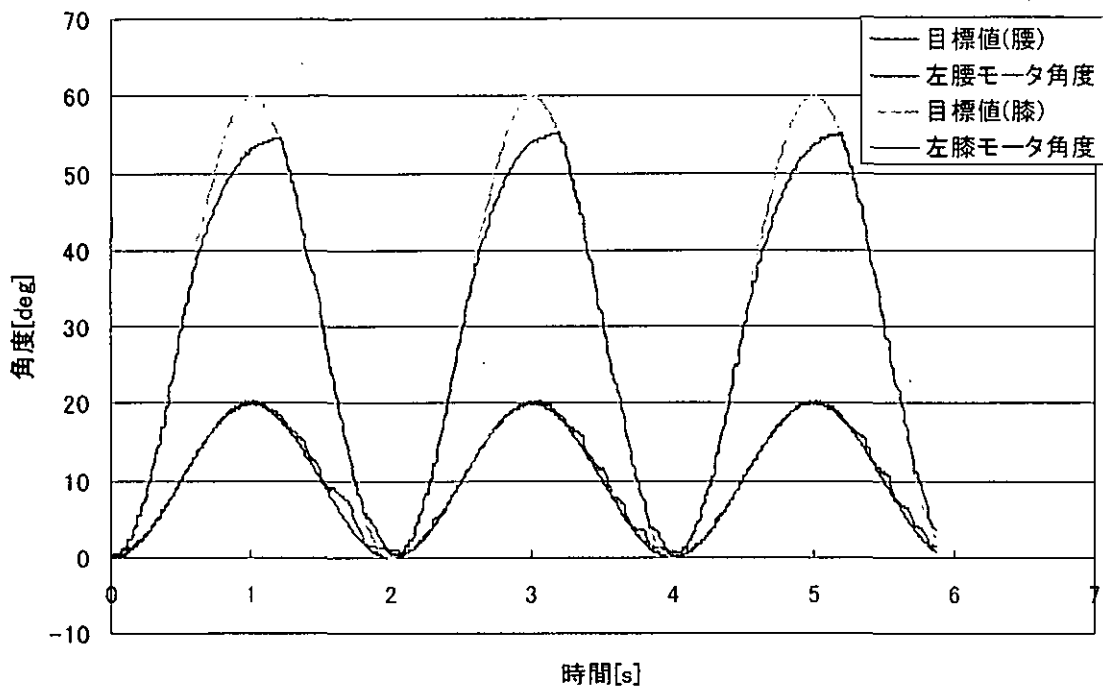


図 3.20 モータ追従性能試験 腰-膝同期(負荷あり)

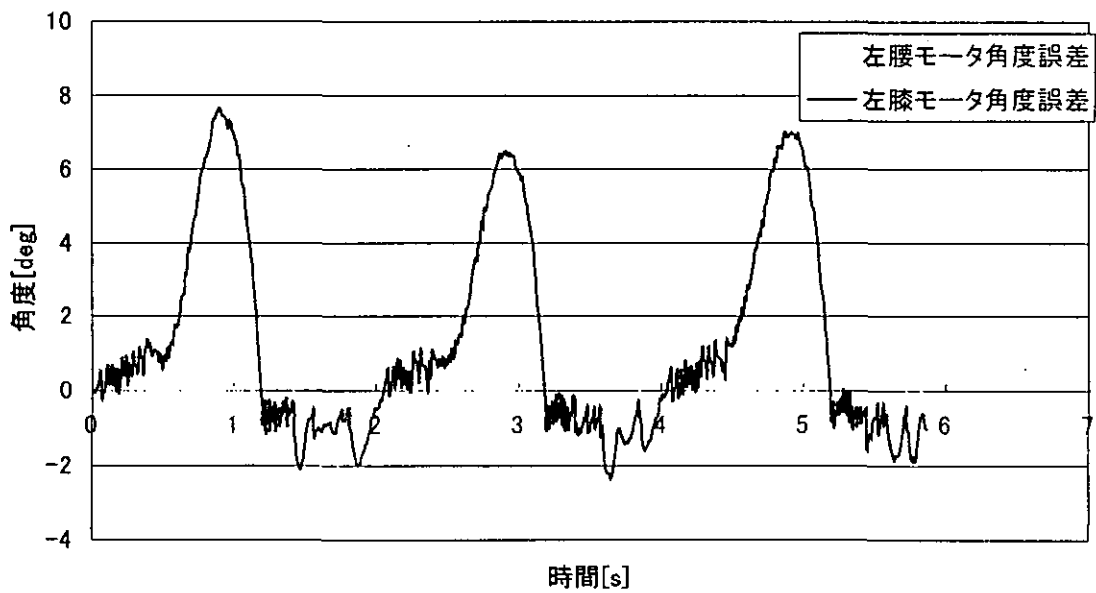


図 3.21 モータ追従性能試験 腰-膝同期(負荷あり)角度誤差

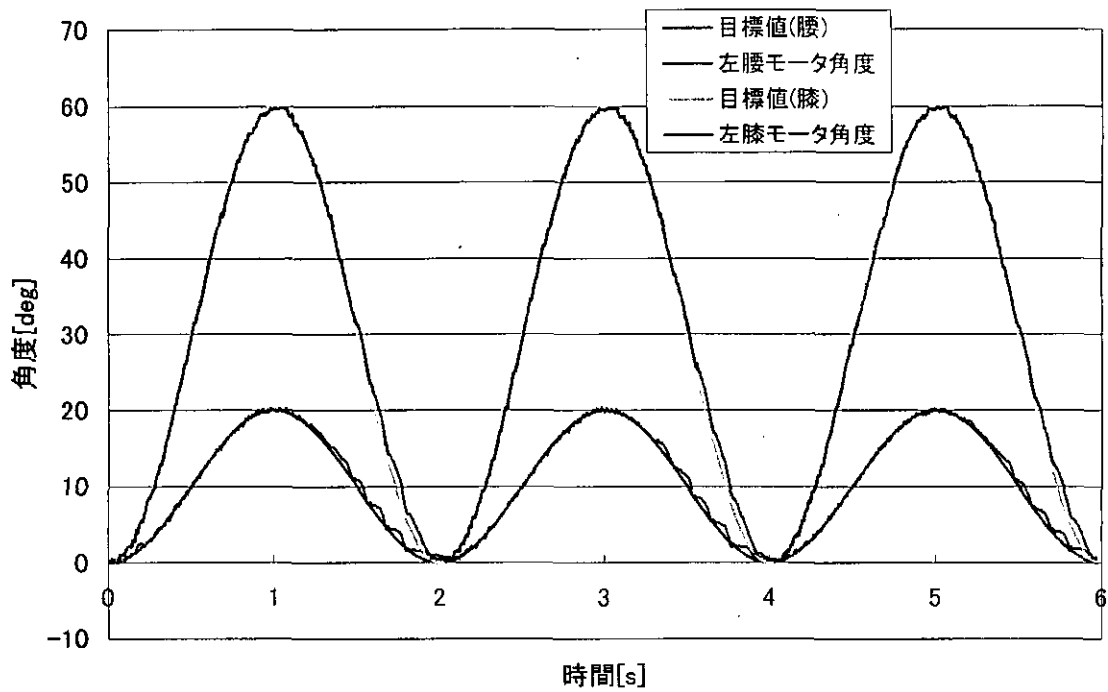


図 3.22 腰・膝同期連続駆動(開始時)

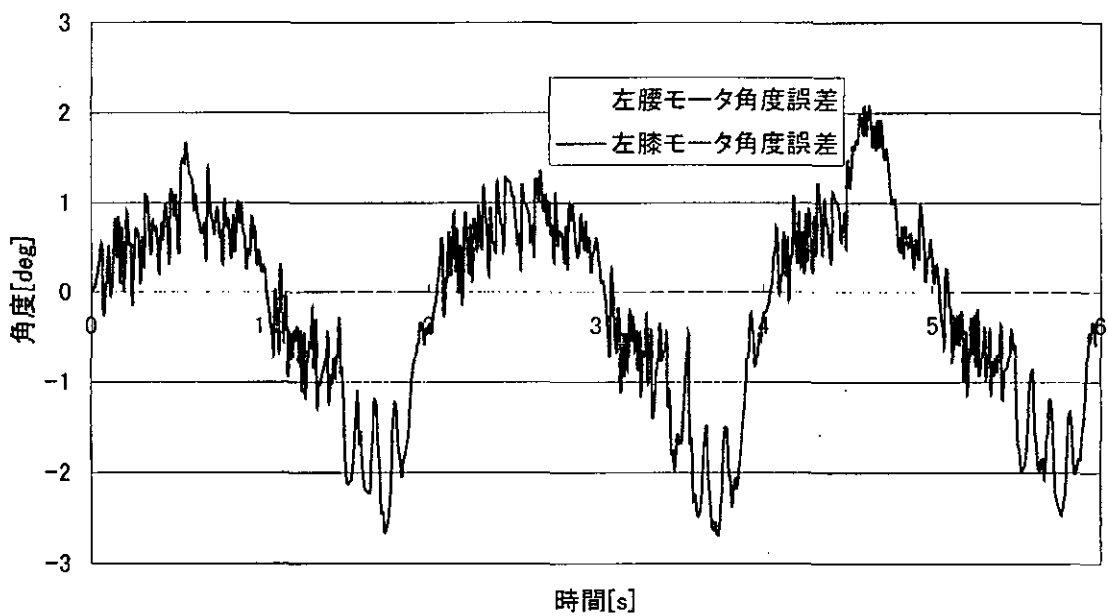


図 3.23 腰・膝同期連続駆動(開始時)誤差

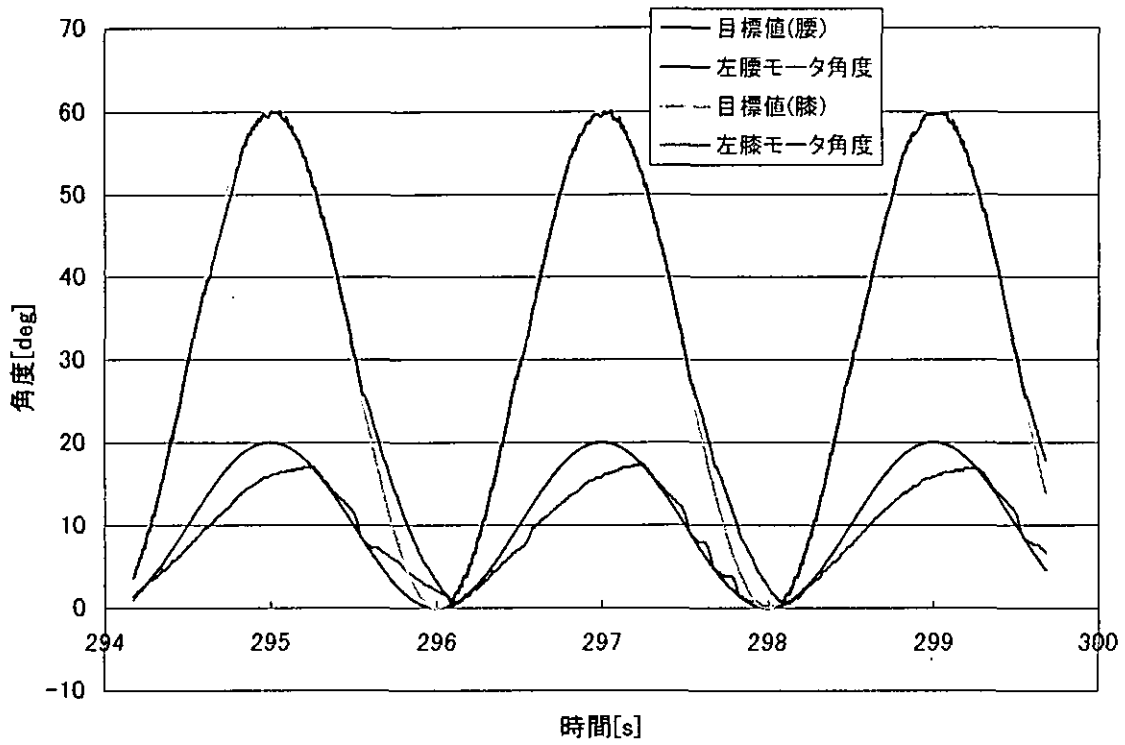


図 3.24 腰-膝同期連続駆動(終了時)

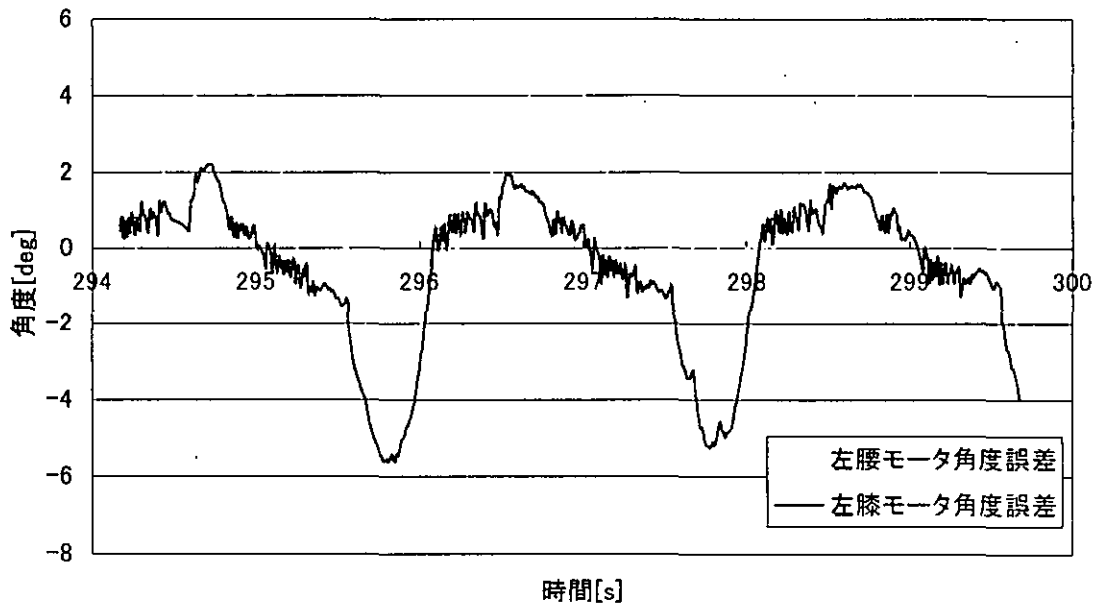


図 3.25 腰-膝同期連続駆動(終了時)誤差

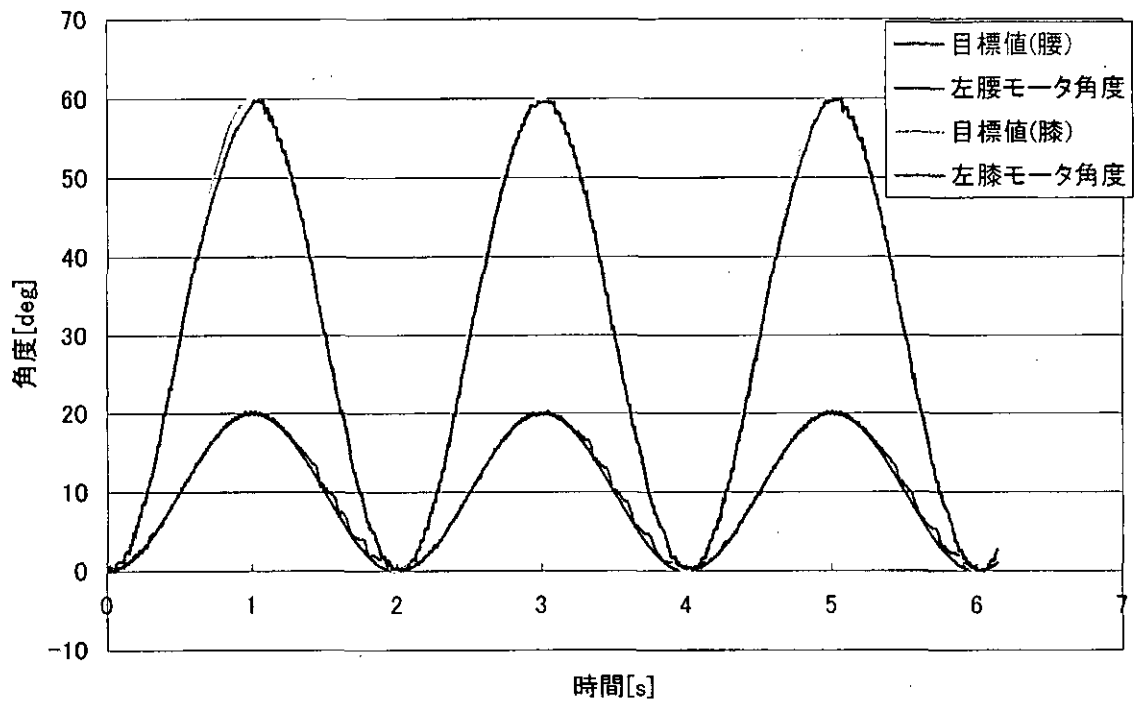


図 3.26 腰-膝同期連続駆動(負荷あり開始時)

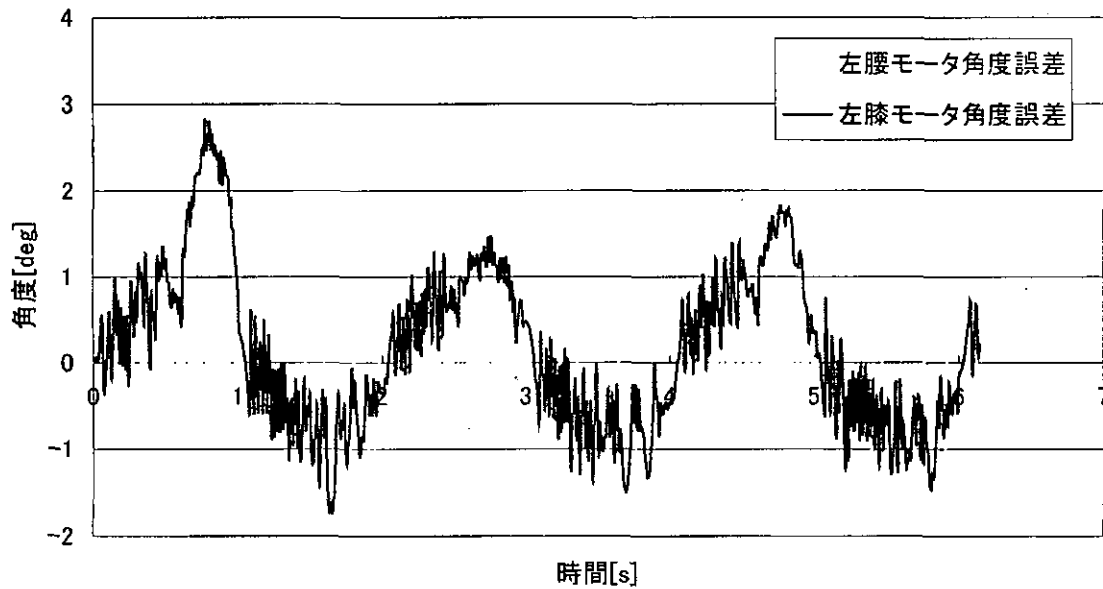


図 3.27 腰-膝同期連続駆動(負荷あり開始時)誤差

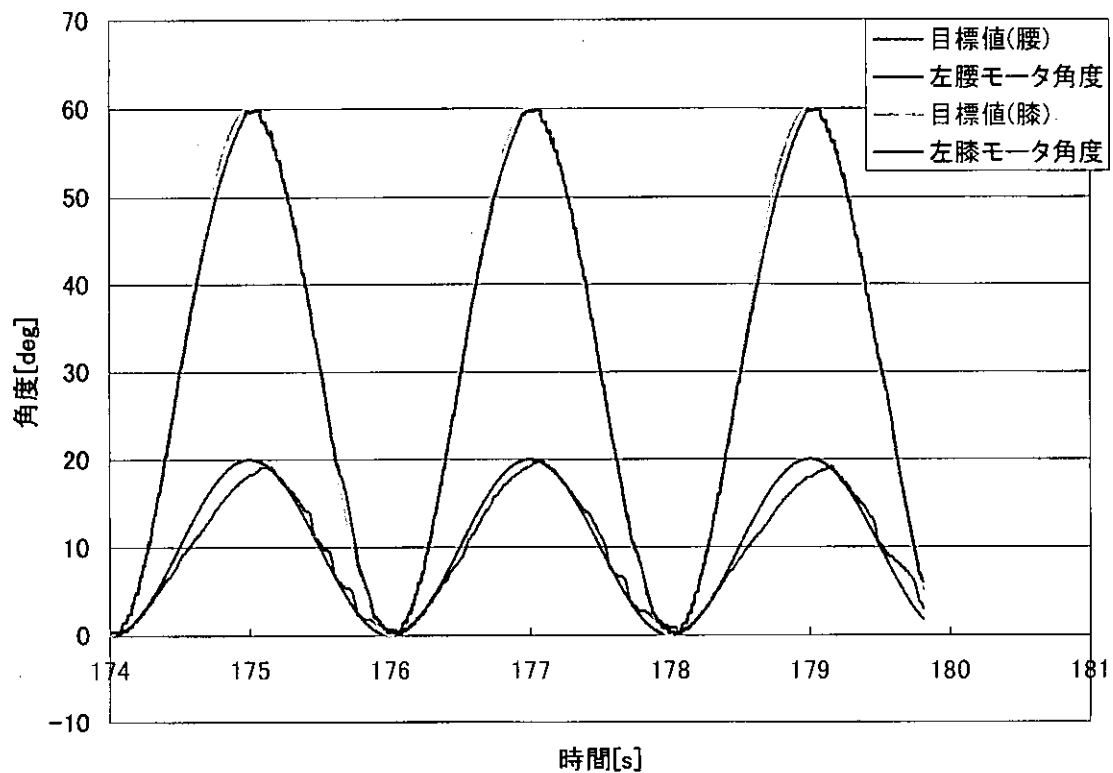


図 3.28 腰-膝同期連続駆動(負荷あり終了時)

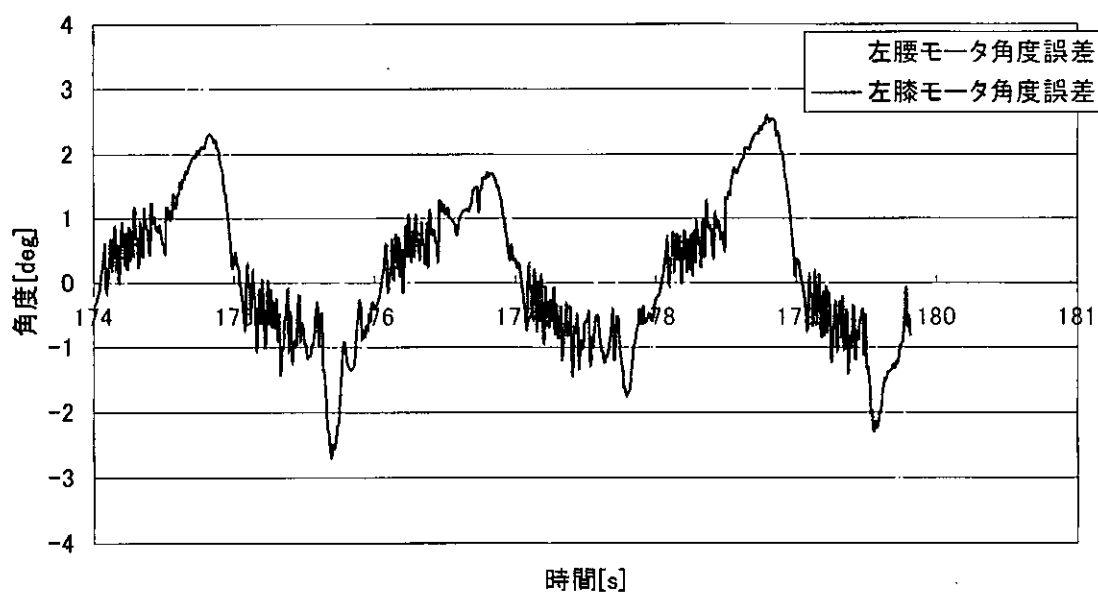


図 3.29 腰-膝同期連続駆動(負荷あり終了時)誤差

図 3.14、図 3.15 は振幅 20[deg]、周期 0.5[Hz]の正弦波を評価関数として使用している。これらの値は主に歩行動作、対象となる移乗移載動作の動作速度、関節の回転速度から大まかに算出したものである。

使用したドライバの仕様上入力電圧を 0[V]以下にすることができず、速度をある一定の値以下に落とすことができない。今回は制御ループを 0.1[ms]毎に設定しているため、その分の角度誤差が生じてしまう。

図 3.16、図 3.17 は上記の制御にモータ性能に対応した補正を行ったものである。モータドライバの性能による誤差を軽減することができた。また制御ループの周期を 0.1[ms]以下にし、同様の動作実験を行ったが、精度の向上は見られなかった。

図 3.18～3.21 は腰部モータと膝部モータを同期制御したものである。動作は最も筋力を必要とする上下の屈伸運動を再現したものである。負荷なしの場合は問題なく同期動作が可能であるが、2[Nm]程度の負荷をモータにかけての動作の場合、動作角度の大きい膝部のモータに影響がでていいる。このため、特に動作角度の大きい部位により高トルクのモータを装備する必要があることがわかる。

図 3.22～3.29 はそれぞれ連続駆動を行ったものである。実際の介護動作は、1分強から長くても2分程度である。そのため、今回は無負荷5分間、過負荷状態で3分間の駆動を行った。無負荷の場合最終的に腰部のモータに遅れがみられた。また過負荷状態の動作は1[Nm]程度の負荷の元で行った。この場合では3分が経過した後にもその動作性能に影響はほとんどないことがわかる。

3.3.2 スーツ装着時の評価

3.3.1 に示す制御法を用い、スーツ装着時のアシスト感の確認を行う。結果は装着者の感覚に頼る部分が多く、数値として残すことが困難である。その為、以下に装着者、および外部から見たの感想を示す。

- ・ 指定した動作に従い動く場合には装着部から力の伝達を感じることができ、アシストなしの場合に比べ楽に動作することができる。

- ・ 応答性がよく、緊急時の動作の切り返しにも遅れることなく対応できた。

- ・ 装着が不十分だと力が装着者に十分伝達せず、動作した際に違和感がある。

D. 考察

4.1 リフトタイプ

最大の目的であるスーツ重量を地面に逃がすこと、およびばねによる重量のキャンセルも働き上下の持ち上げ動作に関しても問題なく行うことができた。さらに、歩行、椅子からの立ち上がりなども容易に可能である。特にスーツ重量が装着者の負担にならないため、大型のモータの装備にも対応できる。

問題点として、背中部を板状の構造にしているため、背中を固定すると動作に違和感がでること、また片足を上げる際スーツ重量を支えることができないなど、一部スーツ重量をキャンセルできない、あるいはばねの復元力が動作の邪魔になるなどの動作もある。地面への接地部分も足裏全体を着けるのは動作の負担になることがわかった。構造上その場での方向転換といった身体をねじることで行う動作には対応が困難である。

改善点として、軽量化、装着製の向上、背中部の形状に丸みを帯びさせること、足裏の形状の改良が挙げられる。

4.2 サポータタイプ

リハビリ用の製品などを参考にしたこともあり、装着者へのフィット感、動作に関しては問題ない。特にフレームの弾性によるねじりにより動作の幅が大きく広がった。今回の試作において下半身の動作に関しては問題となる部分はない。

改善点として、フレームを装着者に密着させることによりスーツを接地させる必要性がほとんどなくなったため、足首部の構造を再検討する必要がある。

4.3 モータ動作

製作したΦ80強力超音波モータにて動作実験を行った。これにより、人に対する柔軟な協調動作の再現、今回えられた応答性能から緊急時の安全確保のための動作なども容易に再現することができるとわかった。さらに連続動作実験により、これまで問題であった発熱などによる性能低下の問題が解決されていることも確認できた。

E. 結論

今回製作したサポータタイプのアシストスーツは装着感、動きやすさを満足させることができた。特に事前に行った機構解析シミュレーションによる検討が有効に設計に反映されている。

今後スーツに関しては主に介護動作を再現する際の被介護者の動作に着目し、主に上半身のフレーム構造の微調整を行う。

モータ動作に関しては今回使用した市販ドライバの仕様上モータ動作を高精度で行うことが困難であった。しかし、今回までに製作強力超音波モータ用ドライバはモータに対する入力信号をより細かく指定できるため、角度、角速度制御だけでなく、トルク制御などといった人間のアシストに最適な制御動作が実現できることもわかっている。そのため少なくとも同様のシンプルな理論でも今回より優れた結果がえられることが容易に想像できる。

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

パワーアシストスーツの制御に関する研究

研究者 永井 正夫 東京農工大学工学部教授

研究要旨

超音波モータは超音波振動を駆動力とするモータで、圧電素子の電歪現象を利用して微小振動を起こし、弾性体である金属製のステータに進行波を発生させ、それによって起きるステータ表面上の波の先端での楕円運動とロータの接触による摩擦力を利用して駆動力を得るアクチュエータである。超音波モータの動力特性は、ステータの振動解析、性能試験を繰り返し実用可能なレベルとなった。しかしハードウェアのレベルの向上と比較してソフトウェアの開発は遅れている。前年度は位置・速度制御を PID 制御器を用いて行い、さらに制御システムの構築、その有効性を確認した。今年度はこの制御システム、理論を応用し、サンドイッチ型モータを用いた歩行同調制御、および高出力モータの動作確認を行った。

A. 研究目的

超音波モータは超音波振動を駆動力とする新しい原理のモータで、圧電素子の電歪現象を利用して微小振動を起こし、弾性体である金属のステータに進行波を発生させ、それによって起こるステータ表面上の波の先端での楕円運動とロータの接触による摩擦力により駆動力を得るアクチュエータである。超音波モータは一般的に普及している電磁モータとは駆動原理、構造が根本的にことなり、その特徴として小型軽量、低速高トルク、磁気作用がないなど優れた性能を有している。超音波モータの動力特性は、ステータの振動解析、性能試験を繰り返し実用可能なレベルまでとなった。しかしハードウェアのレベルの向上と比較してソフトウェアの開発は遅れている。したがって超音波モータの実用化を考慮したソフトウェアの開発が必要であり、そこで重要なことは超音波モータの独自性を十分に発揮できるという点である。前年度までにフィードバック機構を要した位置・速度制御技術は確立した。今回はこれらの制御システムを応用し、パワーアシストにおいて最も重要な位置を占める人間の歩行動作のサポートを実現することでアシストスーツの有効性を評価する。

B. 研究方法

2.1 システム構成

モータの駆動方法を確立するためには人の歩行パターンを把握する必要がある。歩行パターンを把握するためには関節角度と床反力のデータを取得する必要がある。人の歩行を連続的に解析、評価を正確に行う方法として床反力を測定するフォースプレート法があるがこの測定法は歩行路にフォースプレートを敷かねばならないため、装置が大掛かりで高価であることや測定場所が限定されるなどの問題点がある。一方、簡単に床反力を測定でき、測定場所が限定されない物として計装靴が報告されている。この計装靴で実用上十分な精度を有することが確認されているため、これと類似した靴を作製し、床反力データの検出を行う。そのため、これらのデータを取得でき、かつモータを駆動できるドライバの製作をした。膝関節角度にはポテンシオメータを使用し、床反力には踵部にロードセルもしくはスイッチを取り付けることにより接地の判断を行うことにした。システムを構成する要素を表 2.1 に示す。

2.1.1 ドライバ

ドライバの概略を図 2.1 に示し、以下にその仕様を述べる。

ドライバ仕様

- ・周波数は 25～30KHz の範囲で可変。外部からの微調整が可能。
- ・電圧は 130～400Vpp の範囲で可変。外部からの微調整が可能。
- ・USB-H8 マイコンからの 5 ビットの信号によりモータの位相差 6deg 刻みで操作可能。

センサ接続関係

① ポテンショメータ

- ・ポテンショメータを 2 個接続可。
- ・ポテンショメータ用電源は 5Vcc。

② ロードセル

- ・ロードセルを 2 個接続可。
- ・ロードセルへの電源は 3Vcc。
- ・ロードセルからの出力は増幅率 1500～2000 倍のオペアンプ回路へ接続。

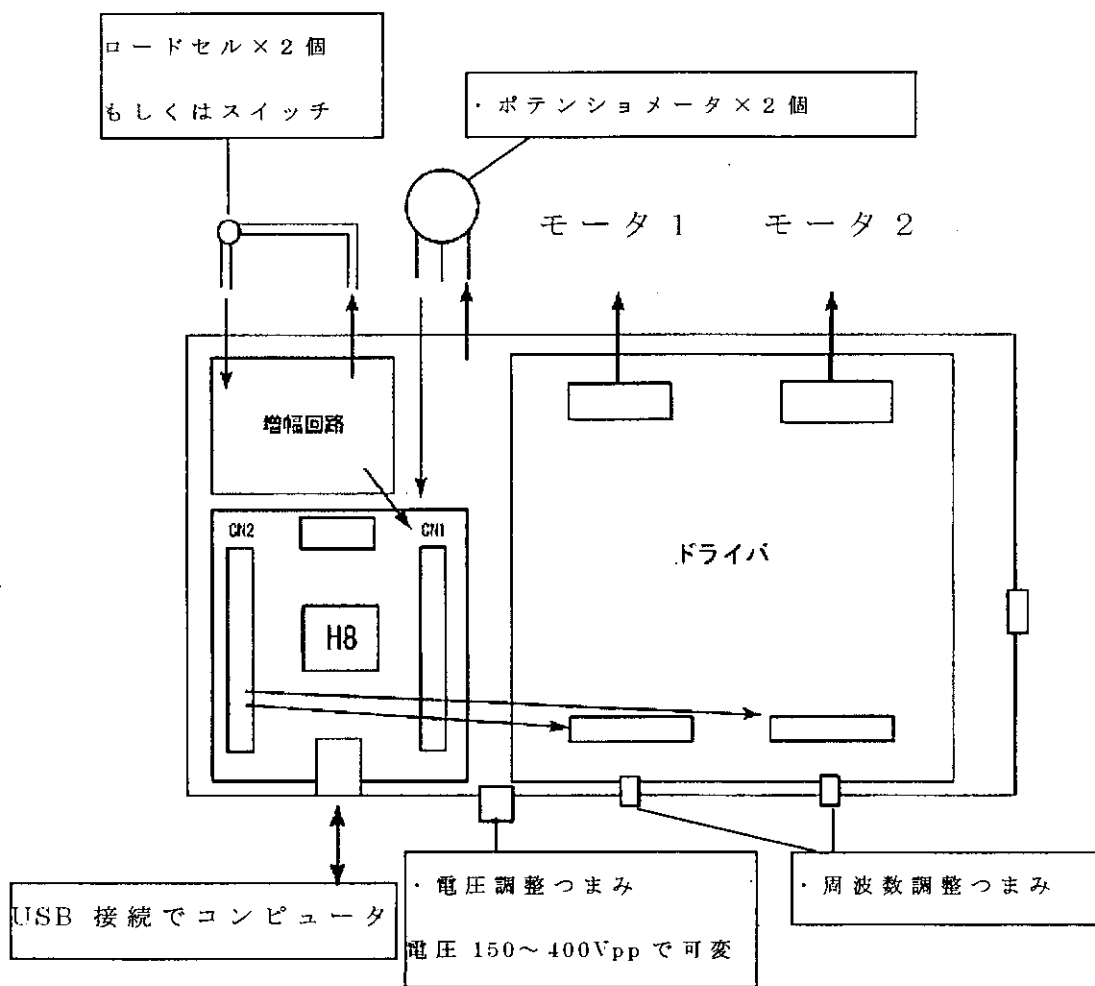


図 2.1 ドライバ概略図

表 2.1 歩行判定に用いたドライバ，センサ仕様

超音波モータドライバ	製造元	ダブル技研(株)
	名称	USMD28K-2V
	出力電圧 [Vpp]	130～400
	出力周波数 [kHz]	26～29
	入力信号	CMOS レベル
	出力位相差	5 ビットバイナリ出力
ポテンショメータ	製造元	株緑測器
	形式	CPP-45 中空 POT
	有効電気角 [deg]	300
	抵抗値 [kΩ]	2
	定格電力 [W]	3
	機械角	360° エンドレス
	質量 [g]	60
ロードセル	製造元	共和電業(株)
	形式	PS-70KAM260
	容量 [MPa]	7
	定格出力 [mV/V]	0.910
	印加電圧 [V]	3
	入出力抵抗 [Ω]	120

表 2.2 被験者

年齢	25 歳
身長	168cm
体重	63kgf

2.2 歩行運動の取得

2.2.1 歩行実験

補装具を下肢に装着し，膝関節にはポテンシオメータを取り付け，足にはスリッパを履き，その踵部にロードセルもしくはデジタルスイッチを取り付けて通常歩行を行った．歩き始め，歩き終わりのデータは通常歩行とは多少異なるため，歩き始めてから数歩の時のデータを取得することとした．接地の判定を行うデジタルスイッチの場合，踵が接地したときの電圧値は $0V$ ，踵が離れたときは $3.5V$ 以上を示すように製作した．実験状況を図 2.3 に示す．

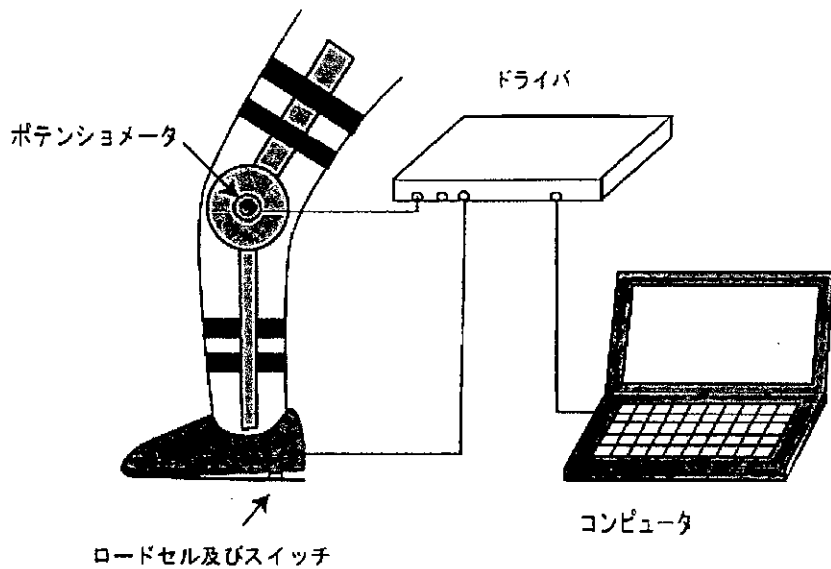


図 2.2 歩行動作の実験状況

2.2.2 歩行試験結果

図 2.3 にデジタルスイッチを使用して通常歩行の接地判定及び膝関節角度を測定した結果を示す。ロードセルを使用して接地判定を行ったデータはドライバや周囲の外乱により無視することの出来ないノイズが生じ、ロードセルの測定値のみならずポテンショメータからの出力電圧へも影響したため、考察を控えた。

図 2.3 においては左足の踵が接地してから次の踵接地までの歩行 1 周期の膝関節角度と踵接地の実験値を示している。以下、考察について述べる。

まず、左足踵が接地してから徐々に膝関節が屈曲し始めていることが分かる。この時期は床反力ベクトルが膝関節の後方を通るため、膝の屈曲方向のモーメントが働くことと、接地時に生じる衝撃の吸収をしているためこの屈曲が起こる。足裏面全体が接地する頃になると膝関節は屈曲から伸展に移行するようになる。これは右足が接地する準備のために左足は前進方向から引かれるような状態になり、アキレス腱が持ち上げられ、左足踵が地面から離れるようになる。0.7sec に左足踵と右足踵の電圧値が 5 V を示しているがこれは右足が接地する直前で、左足の踵のみが地面から離れ、爪先部はまだ接地している状態である。

右足が接地すると左足の爪先は地面から離れ、左足は大腿四頭筋により持ち上げられ、膝関節は屈曲を始める。膝関節が一番高い位置まで持ち上げられた後は膝関節より足部は振り子のような動作をするため、自然と伸展を始める。膝関節が 0deg に近づくと左足は接地、右足は遊脚期へと移行し、この動作を