

図 1.3 アシストスーツ下半身 腰部、膝部

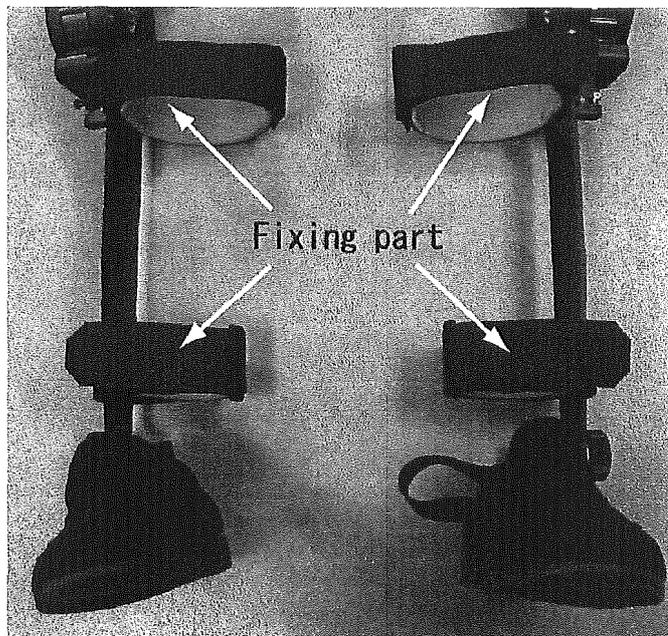


図 1.4 アシストスーツ足首部

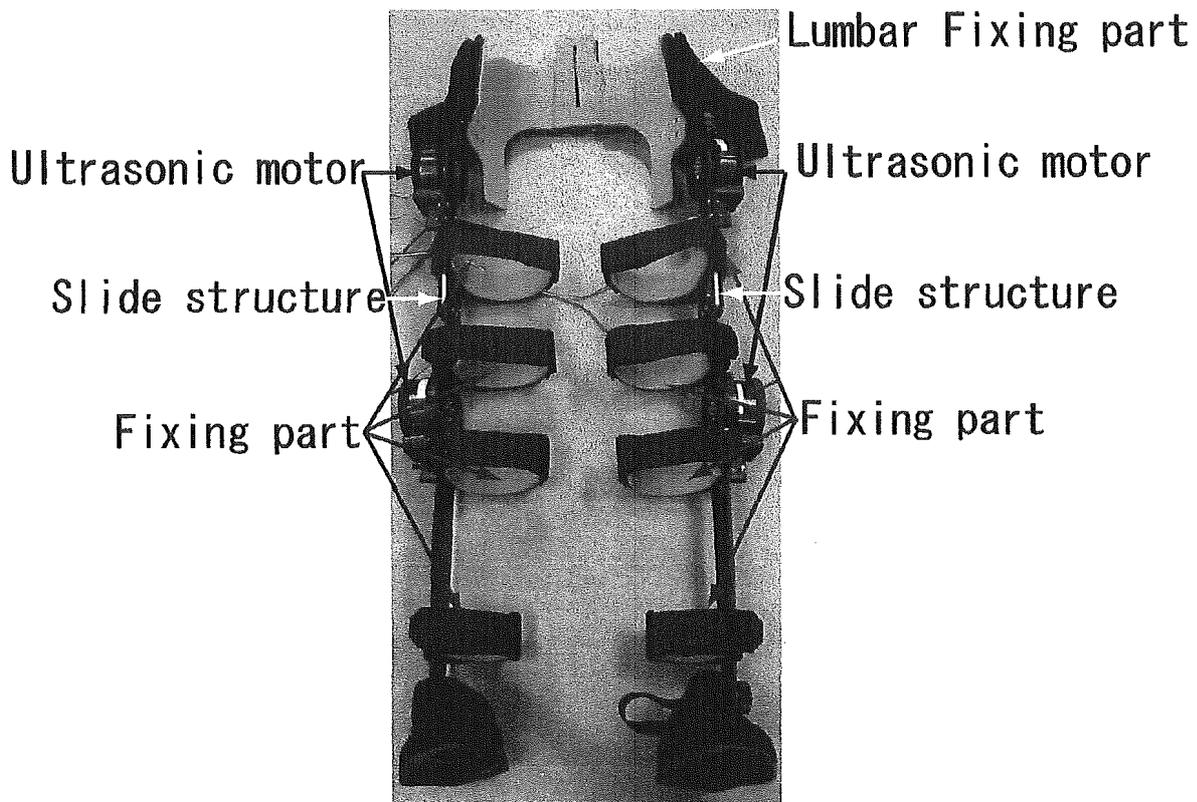


図 1.5 アシストスーツ下半身 全体図

図 1.3～1.5 に製作したアシストスーツ下肢部を示す。基本構造は 2 号機とほぼ同様に構成材質にはポリカーボネードを主に使用し、モータも腰、膝に装備している。2 号機の製作において装着者の動作に対しスーツがずれてしまうことが最も問題であった。これを改善するために柔らかいスポンジとマジックテープのみで構成していた装着部に関して、背面側をエンジニアプラスチックで製作した。同様の理由で、腰装着部もエンジニアプラスチックによる構造とした。また、このとき脚部の動作の妨げとならないよう、骨盤上部を覆うような形で成型を行った。

屈伸運動時に膝のモータ位置がずれるという問題もあったため、腿部に変位の小さいスライド機構を設けることで対応する。
 スーツ自重を地面に逃がす機構はこれまで靴底が厚いものを利用して製作していたが、今回スーツフレームを直接地面に設置することで対応することとした。

2. 介護動作の機構解析

解析結果

抱えあげ動作、移乗動作の各試行での最大腰関節モーメントを正規化し、平均値を初心介護者、熟練介護者で比較した。結果、両動作において熟練介護者の腰関節への負担の方が小さくなっていることがわかった。なお関節モーメントの正規化は介護者の身長と被介護者の体重で行った。抱えあげ動作の結果を図 2.1、2.2 に、移乗動作の結果を図 2.3、2.4 に示す。

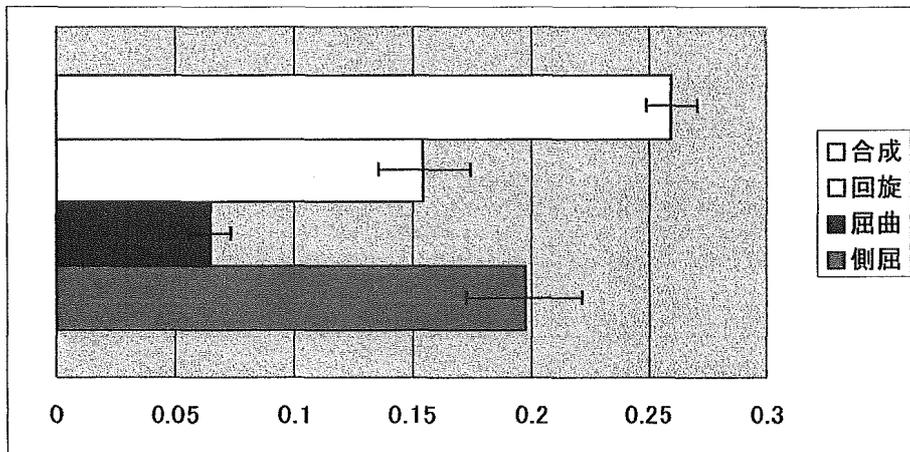


図 2.1 初心介護者による抱え上げ動作中の正規化最大腰関節モーメント

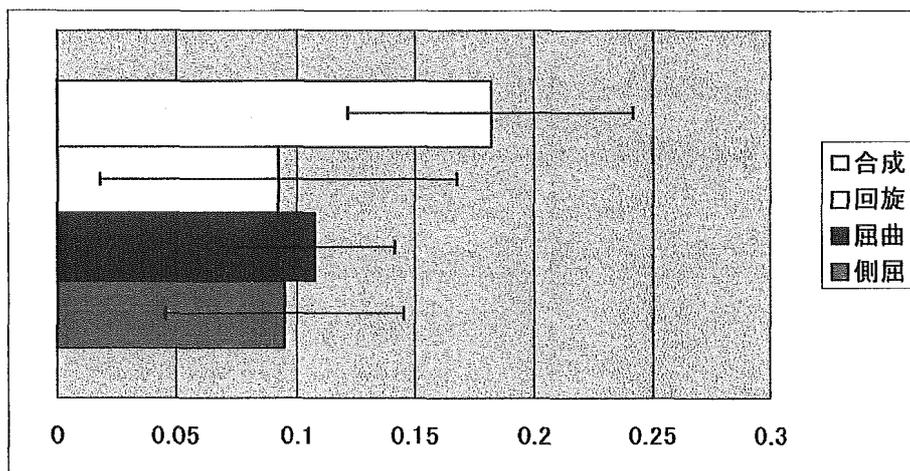


図 2.2 熟練介護者による抱え上げ動作中の正規化最大腰関節モーメント

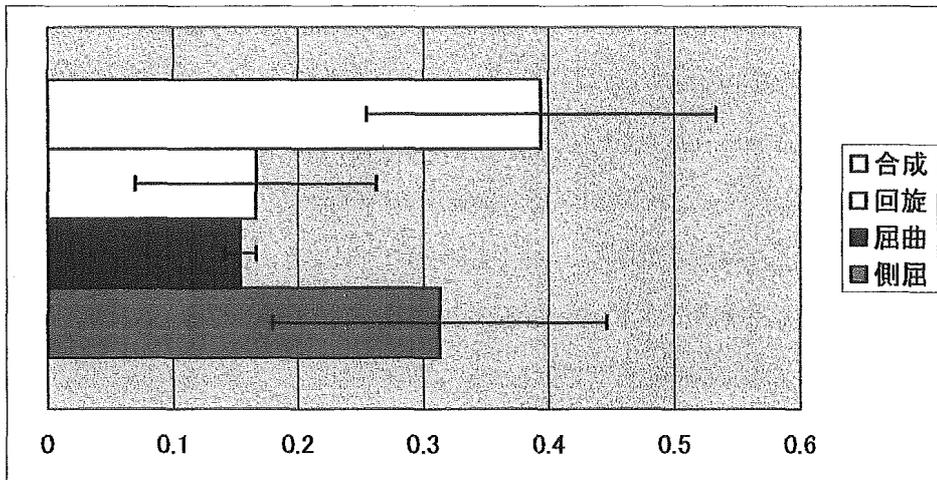


図 2.3 初心介護者による移乗動作中の正規化最大腰関節モーメント

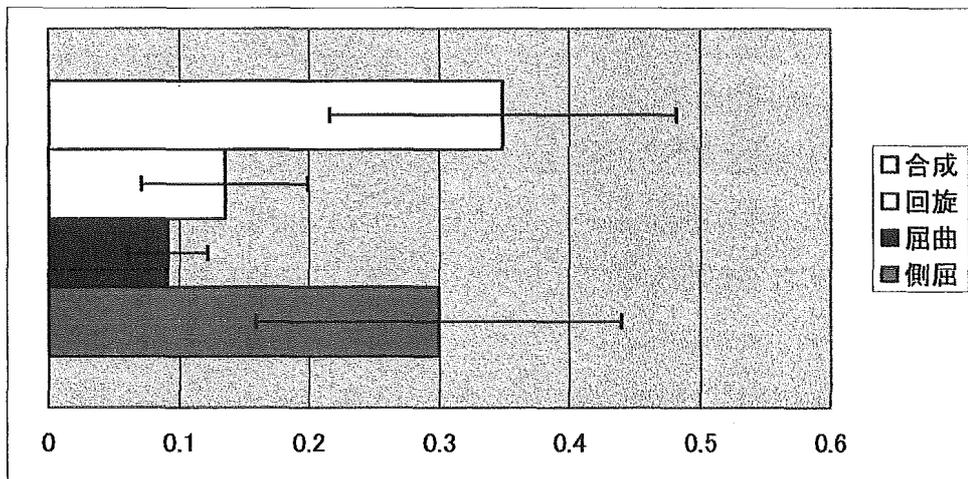


図 2.4 初熟練介護者による移乗動作中の正規化最大腰関節モーメント

3.モータ開発

開発したダブルサンドイッチモータについて、トルク-回転速度特性、印加する位相差-トルク特性の試験を行った。特に位相差-トルク特性は PAS の動作制御に重要なパラメータとなる。結果を図 3.1、図 3.2 に示す。

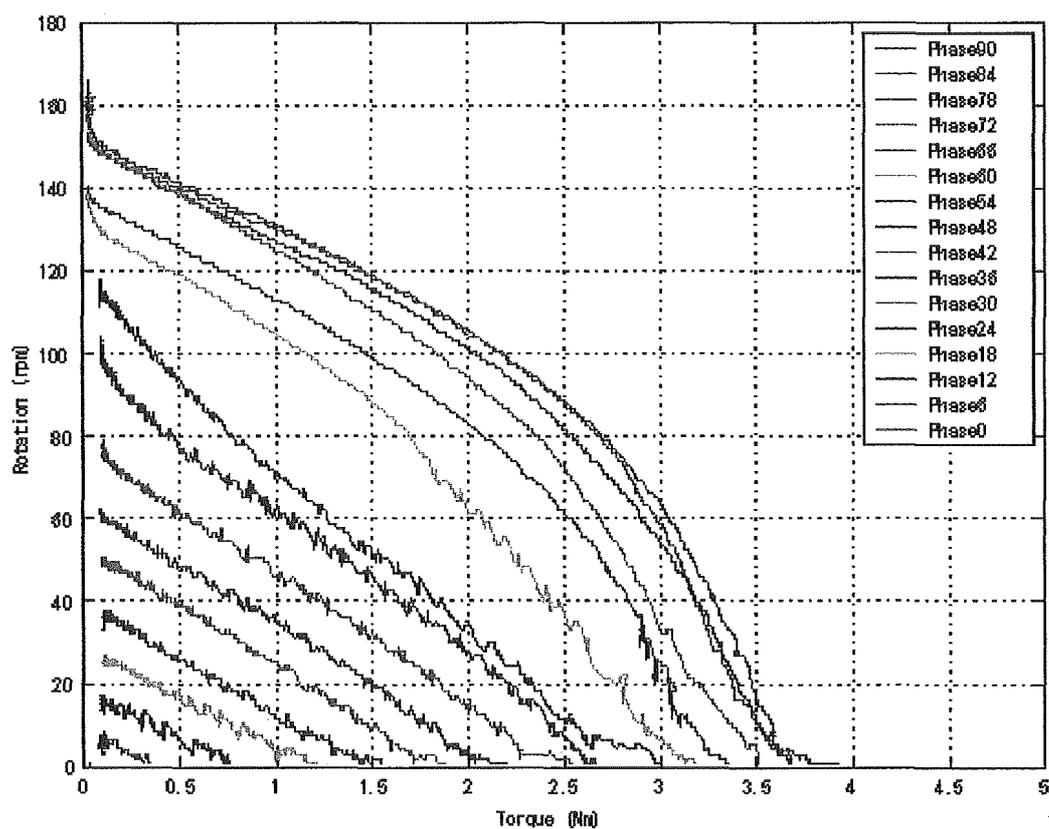


図 3.1 Torque versus Rotation

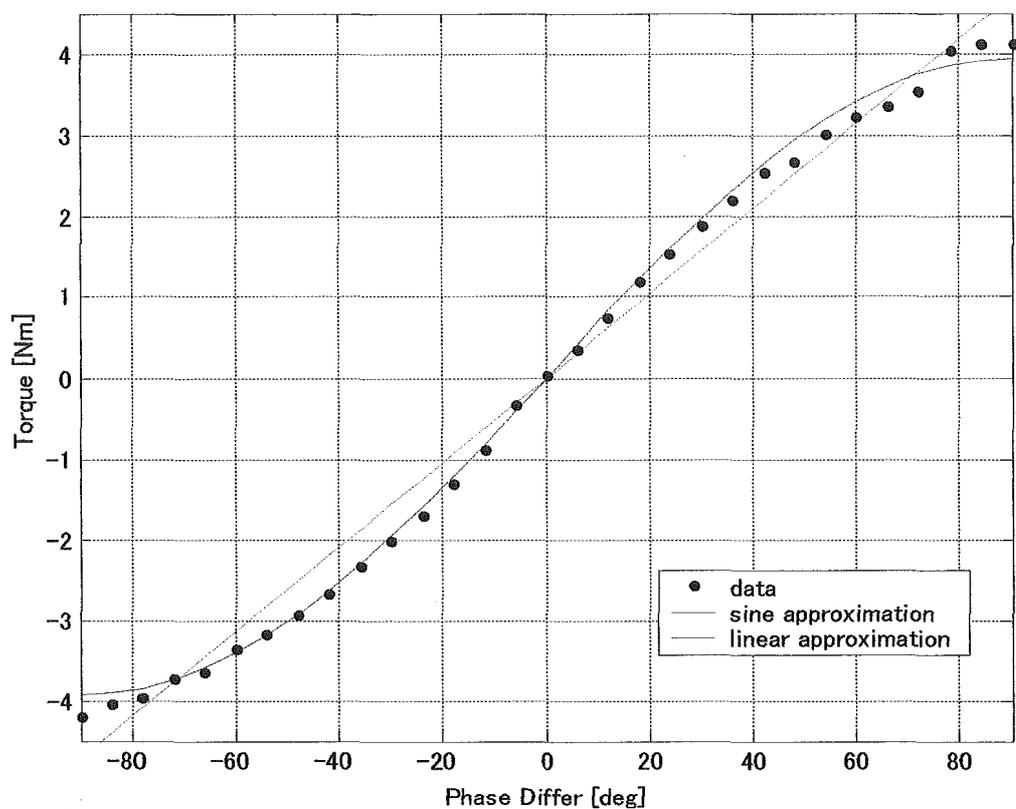


図 3.2 Phase difference versus Torque

図 3.2 から通常ステータ一枚の超音波モータのトルクが 1 [Nm]程度であることを考えると約 4 倍トルクが増加していることが分かり、そのトルク-回転数特性の傾向はシングルの超音波モータと一致している。図 3.2 より印加電圧の位相差を変化させることで出力トルクが正弦波上に変化していることがわかる。これにより、印加電圧の位相差を変化させることによって、容易にダブルサンディッチモータを制御できることがわかる。

D. 考察

1.PAS 機構開発

2号機の製作において基本構造がほぼ完成していたため、今回の製作における重要なポイントは動作性、装着性の向上であった。動作に関しては、装着者が運動を繰り返す毎にモータ位置がずれてしまい、装着も装着者が一人で行うことが出来ず、二、三人の補助が必要であった。これらの問題を解決する有効な手段として今回は装着部の改善を行った。研究結果の項にも述べた通りこれまで全てをスポンジとマジックテープで構成していたものを、背面部をエンジニアプラスチックで製作することとし、装着者との間に滑りにくいスポンジを設けた。これによりスーツフレーム、モータ位置がずれなくなった。そのため、体をねじる、あるいは多少無理な姿勢を行っても、スーツ機構と装着者の体がずれることなく、滑らかに動作できるようになった。

また、マジックテープによる固定も前面部で行えるようになったため、装着性の向上も成すことができた。現在、アシストスーツを椅子に座らせている状態にし、それに装着者が入り込むような感じで装着が可能となっている。これにより、装着時間が大幅に短縮でき、これまで数人掛かりで5~10分程度掛かっていたものが一人で行えるようになり2~3分程度で装着できるようになった。

2.介護動作の機構解析

動力学解析の結果から抱えあげ動作、移乗動作ともに熟練介護者の方が少ない負担で行っていることがわかった。この差が外的な要因によるものなのか、熟練度によるものなのかを検証し熟練介護者の技術を工学的に評価する。

熟練度による腰関節への負担

前節で示した結果によって、熟練介護者の方が両動作において腰関節への負担が少ない傾向にあることが示された。これが動作の巧みさによるものか介護者への負荷状況の違いによるものかを検証するため介護者の腰関節モーメントと床反力の関係を比較した。腰関節モーメントは介護者の身長と被介護者の体重、床反力は介護者と被介護者の体重の和でそれぞれ正規化した。結果を図4.1.1、4.1.2に示す。両動作において同程度の床反力でも熟練介護者の方が少ない腰関節モーメントしか発生していないことがわかる。床反力は介護者への負荷をあらわしているため熟練者の方がより安全な動作を行えているといえる。

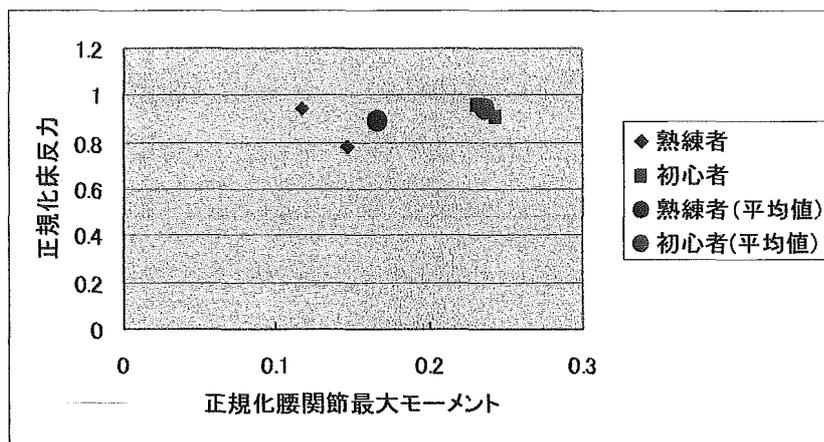


図 4.1 抱えあげ動作時の腰関節モーメントと床反力の関係

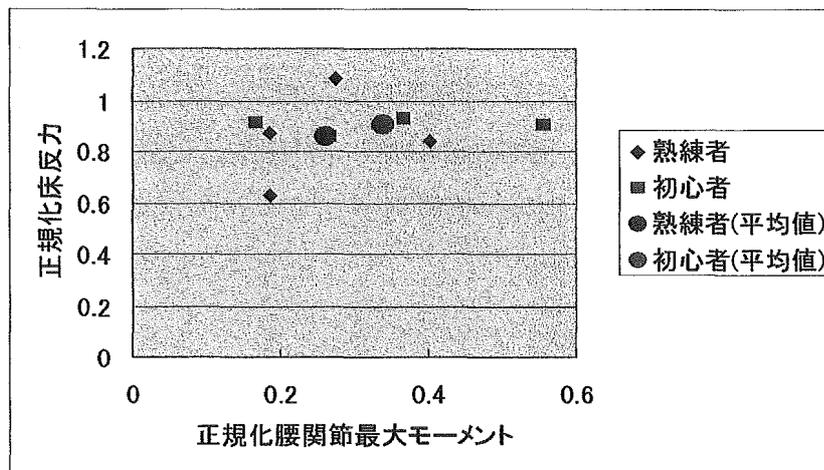


図 4.2 移乗動作時の腰関節モーメントと床反力の関係

測定中の被介護者への負担

今回の計測では被介護者役は健常者とした。介護研修などで健常者が模擬患者となる場合、自ら立ち上がらないように動きを拘束する特別な重りを付けたり、自ら動かないように十分な練習をする。外部からの力により強制的に移動させられるという状況に被験者が不安を感じ無意識に体が反応してしまうからである。今回の計測中、被介護者が自分で力を出すことなく介護者からの補助が適正になされていたことを検証するため各動作での被介護者への床反力を比較した。床反力は介護者と被介護者の体重で正規化してある。結果、両動作とも被介護者への負荷は熟練度による差はあらわれておらず初心者、熟練者のペアとも補助は適正になされていたといえる。よって熟練度による介護者の腰関節モーメントの差は熟練者の技術によるものといえる。被介護者の正規化床反力の比較を図.4.2.1、4.2.2 に示す。

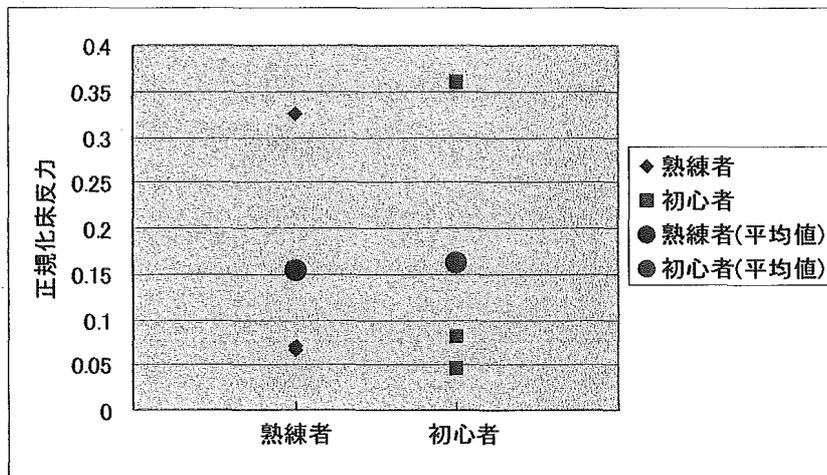


図.4.2.1 抱えあげ動作中の被介護者正規化床反力

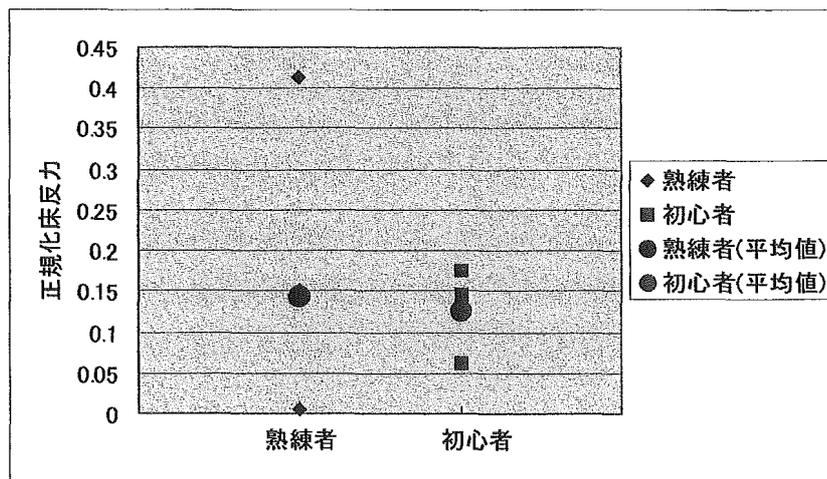


図.4.2.2 移乗動作中の被介護者正規化床反力

慣性力の利用

介護動作の測定中、初心介護者が動作をゆっくり行っていたのに対し、熟練介護者はリズムよく行っていた。また熟練介護者は日常の業務においてもある程度の勢いをつけて動作を行うという指摘があった。動的な力を利用することで筋肉や骨格にかかる負担を低減していると考えられる。介護動作中に筋肉により積極的に力を発生し運動しているか、動的な力を使うことで動作を行っているかを検証した。

関節パワー \mathbf{P} は関節モーメント \mathbf{M} と関節の角速度 ω の積として

$$\mathbf{P} = \mathbf{M} \cdot \omega \quad \dots(4.1.1)$$

で表され正のパワーは筋肉が積極的に力を発生することで運動を生成している短縮性収縮に相当し、負のパワーは筋肉が運動に制動をかけている伸張性収縮に相当することが知られている。

動作速度の違いは移乗動作の方が顕著であった。これは移乗動作の方がより負担が大きくかつ運動範囲が大きいためであると考えられる。よって以降の慣性力と関節パワーについての議論は移乗動作のみを対象としている。

膝関節パワー

膝関節の関節モーメントと角速度から移乗動作中に膝関節が発生するパワーを計算した(図.4.3.1、4.3.2)。初心者は計測開始とともに右膝関節パワーが正となり脚の筋が短縮性収縮をしているのに対し、左膝関節パワーは全過程を通してピークがなく、ほぼ使われていないことが分かる。一方熟練者は2.5秒あたりで左右の膝がともにピークを迎えており初心者が右脚の筋肉のみを使っているのに対して、熟練者は両脚の筋肉を使っているといえる。

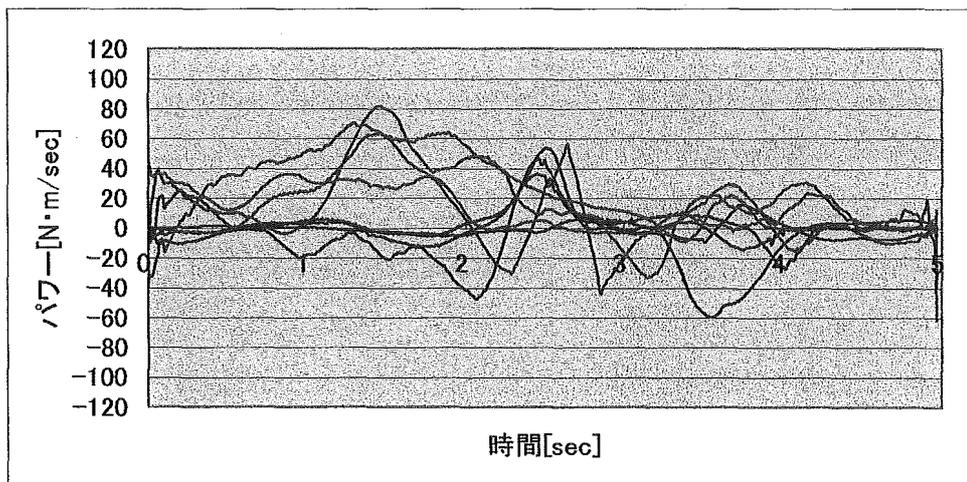


図.4.3.1 移乗動作中の右膝関節パワー

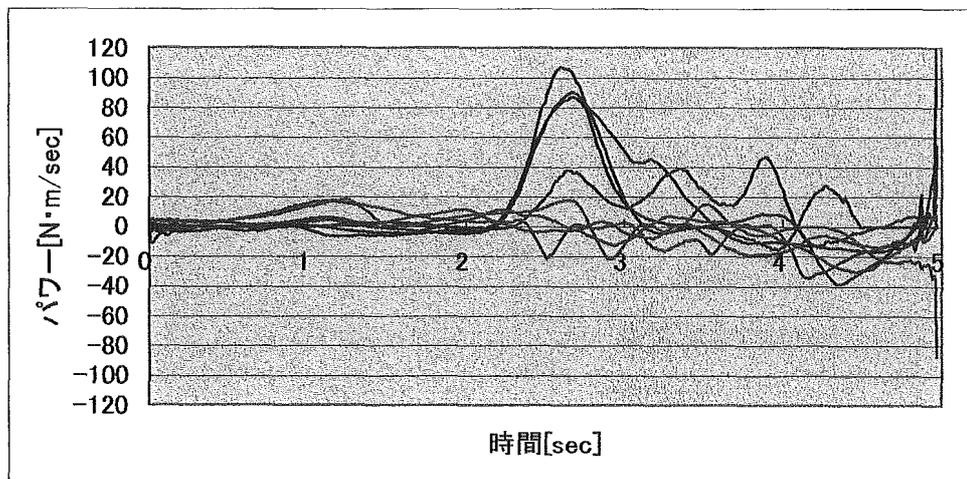


図.4.3.2 移乗動作中の左膝関節パワー

—— 熟練者
—— 初心者

腰関節角速度、パワー

Appendix A で示す移乗動作中の腰関節屈曲方向の運動を見ると、初心介護者が積極的に腰関節を伸展方向に運動させているのに対して、熟練者は腰関節屈曲方向の変位を固定させて動作していることがわかる。腰関節の角速度の推移を図.4.3.3 に示す。初心介護者が動作初期に伸展方向に運動させているのに対して、熟練者は動作初期である 2.5 秒付近で屈曲方向に運動している。これは被介護者が立位になるのにあわせて組み合った位置を下げているためである。つまり、初心者が腰関節の運動によって被介護者を動作させるのに対して、熟練者は腰関節をつかわず、膝を使って動作を行っているといえる。腰関節屈曲方向へのパワー比較を図.4.3.4 に示す。初心者が正のパワーを動作初期から発生させているのに対して、被介護者のパワーは小さいく、腰関節回りの筋肉を駆動していないことが分かる。

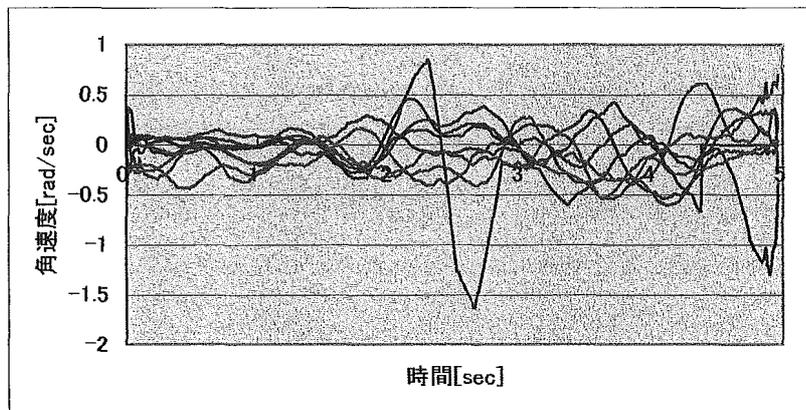


図.4.3.3 関節屈曲角速度

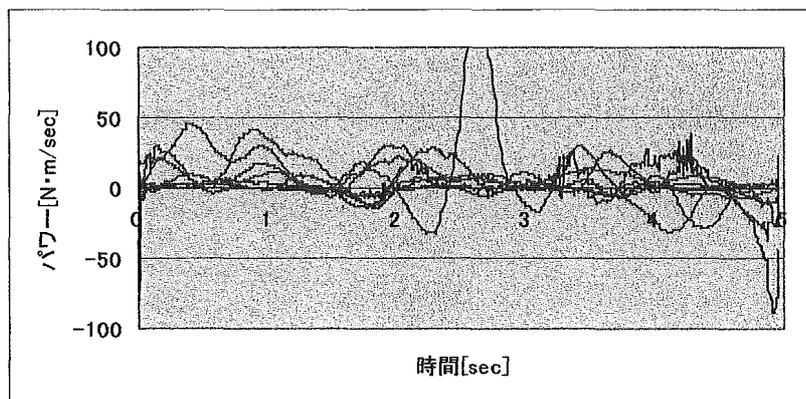


図.4.3.4 腰関節屈曲方向パワー

—— 熟練者
—— 初心者

E. 結論

1. PAS 機構開発

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。

2. 介護動作の機構解析

本研究では今後来るべき介護社会を前に介護動作の定量的評価、また熟練介護者による介護動作の『巧みさ』の工学的評価を目的とした。三次元動作測定により各関節運動データおよび床反力の動力学データを計測し、逆動力学により各関節モーメントを計算し介護者の負担を計算した。結果、抱え上げ動作、移乗動作において熟練介護者の負担が初心介護者の負担より小さくなっていることがわかった。その原因として、初心者が腰関節の屈曲運動によって動作を行おうとするのに対し、熟練者は膝関節を使い運動をしていることが明らかになった。また、熟練者は動作初期に自身の運動量を大きくし、慣性を使って動作をおこなっていることも分かった。

3. モータ開発

今回のモータ製作、試作において、超音波モータを多段化することによって大きくトルクを向上させることができた。しかしながらダブルサンドイッチ型モータでは連続駆動実験を3分～5分程度行ったところ、モータ温度が100°Cまで上昇した。これは通常モータの上昇率に比べ約3倍程度である。実際の介護動作が、1分強から長くても2分であることを考慮しても、モータを冷却するための機構が必要になる。

厚生労働科学研究費補助金(長寿科学総合研究事業)
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

安全センサの開発

研究者 梅田 倫弘

小型アンプの開発

研究者 エコ プルワント

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。今年度は超音波モータ用ドライバが完成し、超音波モータの制御性能が飛躍的に向上した。そこで安全を考えたセンサとして筋電位、筋圧力を測定するセンサを用い、安全システムを考慮したアシストスーツの駆動制御を行う。

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。今回は肘用に試作したφ60ダブルサンドイッチ型超音波モータを用いて追従制御を初めとするパワーアシスト制御を行う。

また被介護者を持ち上げる際の負担を軽減させるためにパワーアシストスーツの駆動に用いる超音波モータの応答性が重要となる。このため筋肉が機能する際に発生する表面筋電位を超音波モータの制御に用いるための検討を行った。またこの筋電位からアシストスーツの関節トルクの大きさを制御することも試みた。

パワーアシストスーツのアクチュエータ制御には装着者の随意運動センシングが有効である事は明らかにされている。関節トルクと随意運動を同じものであるとして、関節トルクを筋圧力から推定する事が可能である。筋圧力は関節トルクと関節角度に依存する事が、検証実験によっても確認できた。本研究では筋圧力と関節トルク、関節角度の関係を明らかにする事を目的とする。また、関節トルク、関節角度の他に筋圧力へ影響を与える要素について考察する。そしてパワーアシスト機構を実際に駆動させ、筋圧力によるトルク推定のパワーアシスト機構に対する有効性を検証する。

B. 研究方法

超音波モータ駆動制御

・サンドイッチモータ速度応答特性試験及び位置追従制御

本研究ではパワーアシストスーツ肘部における追従制御を行う。追従制御を行うためには、肘関節とアクチュエータとの角度差をとり、肘関節角度を超音波モータが追いかければよい。実験制御法としては古典制御である PID 制御が挙げられるが、パワーアシストスーツを肘に装着して動作させたとき、ハンチングなどの不快な動作をさせないことが重要であり、人に対し厳密な位置決め精度を求めるわけではない。そこで今回は P 制御を用いることにした。また、制御を行う際に必要なパラメータを得るため超音波モータの特性も測定した。ただし、追従制御用超音波モータとして以降サンドイッチモータを用いて実験を行った。

制御法

超音波モータを制御できるパラメータとして用いることができるものは、印加電圧の周波数変化による制御、印加電圧の位相差制御、電圧変化制御などがあげられる。周波数制御の場合、ヒステリシスが生じて制御法としては複雑となる。また電圧変化制御を行う場合、アクチュエータの反転を行うことができない。そこで本研究では回転方向を変化させることが可能であり駆動特性を得ることが比較的容易な位相差制御を用いることにした。位相差制御の特性として、位相差 0deg を基準として \sin カーブを描く特性がある。さらに位相差 0deg のとき、トルク $0[\text{N}\cdot\text{m}]$ で位置を留めておける観点からみても優れている。

そこで本研究では、この位相差を $-90\text{deg}\sim 90\text{deg}$ の範囲において 6deg 刻みで離散的に分割した計 30 分割の位相差を与える制御システムを構築した。

$\phi 60$ 用ドライバ

図 1.2, 図 1.3 に当研究室が開発した ϕ 超音波モータ用ドライバを示す。制御基盤には 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 と駆動させる超音波モータに対応したトランスが搭載されている。これらのドライバは PC によって計算された位相差信号 ($-90\text{deg}\sim 90\text{deg}$) を DIO ボードを介して ALTERA 部に送る。ALTERA 内で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

カクロックを変える。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生成して FET, トランスに送っている。ブロック線図を図 1.1 にしめす。このようにして超音波モータは駆動し、共振状態を保つことができる。これにより長時間安定して超音波モータは駆動できるようになった。

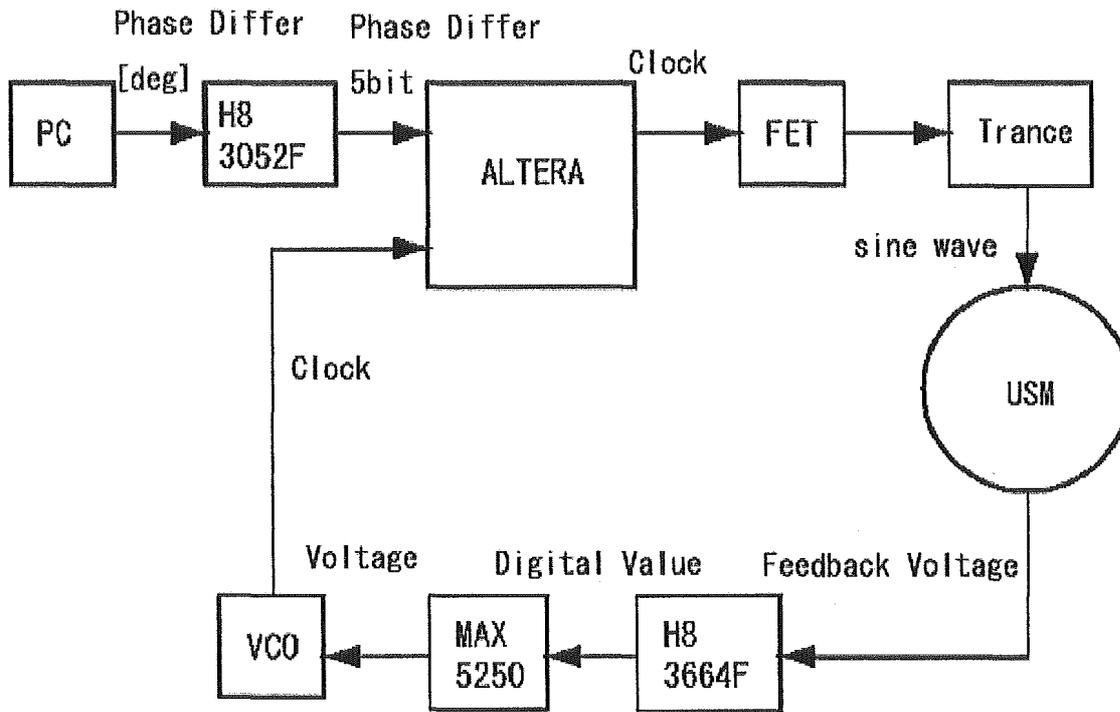
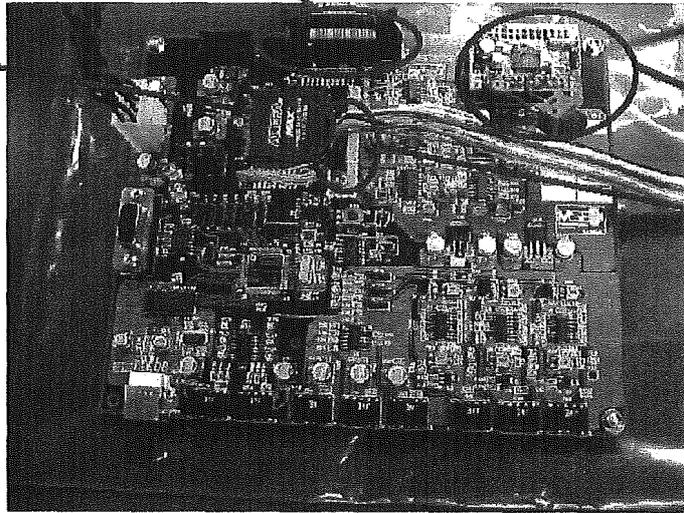


図 1.1 ドライバブロック線図

以降全ての超音波モータの駆動実験においてこのドライバを用いて制御を行った。

Four Standing Wave be Formed
In ALTERA



To USM Driver

Controlled Chip
for FB Following
of USM

To DIO Board
on Personal Computer

図 1.2 φ60 ドライバFB 追従制御基盤

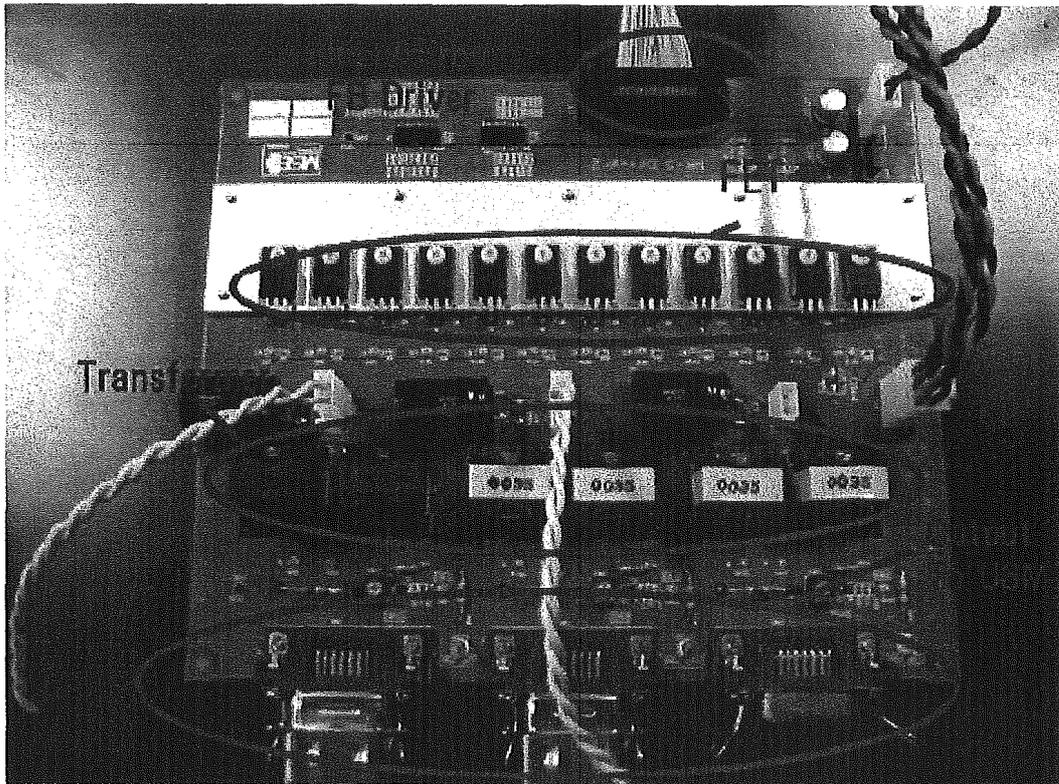


図 1.3 φ60 ドライバドライブ基盤

位相差制御

サーボシステムにおいて、出力信号である負荷の位置などを、与えられた入力信号に対してできるだけ忠実に、かつすばやく

追従させることが望まれる。この入力信号と出力信号の関係を決定するものがシステムの動特性であり、通常、動特性は過渡応答と周波数応答によって議論される。

超音波モータはサーボ機構であり、その動特性を過渡応答と周波数応答によって検証することができる。そこで、サンドイッチモータを P 制御により位置追従制御を行った。本実験における出力は電圧の位相差であり、また入力目標値と現在値の偏差として考えられる。サンドイッチモータの回転数と電圧の位相差における速度出力は $\theta' = 211.3 \sin \theta_{\text{phase}}$ となる。ここで P 制御系として比例定数 K_P を定義して、目標速度 θ' と目標値からの偏差 e の関係から $\theta' = K_{pe}$ となり、これらの式を変形することによって、式 1.1 が導かれる。

$$\theta_{\text{phase}} = \sin^{-1} \frac{K_{pe}}{211.3} \quad (4.3)$$

この換算式を DIO ボードから $\phi 60$ 超音波モータドライバに送ることによりサンドイッチモータの位相差制御が可能となる。

超音波モータ制御モデル

超音波モータの駆動源であるステータ表面の進行波は過去に行われた当研究室の実験、解析により 1 次遅れで定常状態に至ることがわかっており、ステータに伝播された振動によって最終的にロータの駆動に至るまでをモデル化することができる。

サンドイッチモータのステータに対し駆動開始指令を与えたと仮定する。このとき、指令はステップ入力であるため、各ステータはそのステップ入力に対して応答することになる。ステータが達しうる最高回転速度がゲイン K_1 によって与えられ、ステータが 1 次遅れでこの最高回転速度に達すると仮定すると式 1.2 が得られる。

$$\theta_s = \frac{K_1}{s(Ts + 1)} \quad (1.2)$$

ただし、 K_1 : ステータが達しうる最高速度、 T : ステータ速度が最高速度に達するときの時定数

ここでステータの振動が定常状態に至るまでの時間は非常に小さいものであり、ステータの振動状態が系全体に及ぼす影響は無視できるとすると、式 1.2 は式 1.3 のように表すことができる。

$$\theta_s = K_1 \frac{1}{s} \quad (1.3)$$

ステータ速度 θ' がロータに伝達されると、ロータは速度 θ'_r で駆動を始める。ここで超音波モータ駆動時には、トルク-回転速度特性において垂下特性を持つことは明らかである。これはステータとロータ間の摩擦係数がステータ速度とロータ速度の相対速度に比例することに起因するためである。これを式で

表すと、式 1.4 となる。

$$\mu = \frac{\mu_0}{K_1} (\dot{\theta}_s - \dot{\theta}_r) \quad (1.4)$$

ただし、 μ_0 は静止摩擦係数である。

この摩擦係数 μ より $f = \mu P$ (P は押し付け力) が求まり、さらにこの摩擦力にロータ半径をかけることによりトルクを得る。つまり、

$$\tau = fr \quad (1.5)$$

となる。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 を考慮した場合、

$$J\dot{\theta}_r = \tau \quad (1.6)$$

となる。またここでロータ半径を r として、

$$\tau = \mu Pr = \frac{\mu_0 Pr}{K_1} (\dot{\theta}_s - \dot{\theta}_r) \quad (1.7)$$

であるので、ロータ半径 r と押し付け圧力 P 、静止摩擦係数 μ_0 は定数値であるから、これらを定数項として、 $K_2 = \mu_0 Pr$ とする。

以上をまとめてラプラス変換を行うことにより、

$$\Theta_r = \frac{K_2}{sK_1 + K_2} \Theta_s \quad (1.8)$$

が得られる。さらに $\Theta(s)$ に式 1.3 を代入すると、式 1.8 は式 1.9 のようになる。

$$\Theta_r(s) = \frac{K_2}{J} \frac{1}{s(s+\alpha)} \quad (1.9)$$

$$\text{ただし、} \alpha = \frac{K_2}{JK_1} \text{ とする。}$$

ここでトルク回転速度特性における垂下特性の傾き (K_2/K_1) を β とおくと、

$$\alpha = \frac{\beta}{J} \quad (1.10)$$

となり、式 1.9 を部分分数に展開し、さらに逆ラプラス変換すると式 1.2 のようになる。

$$\Theta_r(s) = K_1 \left(\frac{1}{s} - \frac{1}{s+\alpha} \right) \quad (1.11)$$

$$\theta_r = K_1 (1 - e^{-\alpha t}) \quad (1.12)$$