

多機能介護支援装置用アクチュエータに関する研究

安 英徳* 小泉 洋人* 青木 邦知**

1. はじめに

少子高齢化に伴い介護を必要とする人は年々増加している。しかし、介護の仕事は人を対象とするため機械化し、省力化をすることは困難である。よって、現在でも介護作業は、ほとんどが人の手により行われている。

また、作業自体も、人を人の手で動かすために大変な重労働となっている。

これらの状況から、介護支援装置の開発が望まれているが、操作性や機能・価格等の問題によりほとんど普及していないのが現状である。政府の予想を遥かに超える高齢化社会を考えると、介護支援機器の開発が急務と考えられる。

2. 介護支援装置の課題

介護支援装置は人を動かすために、滑らかな動作と大きな力が必要とされる。一般的にアクチュエータとして利用されるモーターは、コイルに電流を流し磁石との間に力を発生させる回転体である。そのため、モーターは、一定の回転速度で動く場合や、負荷が一定の時には非常に効率のよいアクチュエータである。しかし、介護支援装置に必要とされるアクチュエータは、停止状態から極低速回転、そして高速回転域へとスムーズな動きが要求され、さらに、あらゆる回転域でトルクが安定していなければならない。本研究は、遊星歯車に2つのモーターを組み込んだ機構を用い、このモーターをコントロールすることにより、介護支援装置に求められる条件を満足するアクチュエータの開発を行う。

また、非介護者をスムーズに動かすためにはアクチュエータの速度変速が必要になる。一般的な速度変速は、速い・中間・遅いなどのスイッチである。この方法では、スムーズに動作するアクチュエータが開発されても、スイッチの操作が必要となりスムーズな動作ができない。さらに、多くのスイッチがある装置には、容易な操作性も望めないために、介護支援装置はパワーアシスト機構を考える必要がある。この機構は、操作する側の人間の意志を正確に装置に伝えなくてはならないため、人間と機械のインターフェースが重要になる。

3. 実験

本年度は、遊星歯車を用いた実験機の制作および回転数制御された230WのブラシレスDCモーターによる基礎実験を行った。また、インターフェースのセンシング技術として筋電センサーの実験を行った。

3.1 実験装置の制作

図1に遊星歯車の機構を示す。モーター1により太陽歯車を回転させる。この回転は3つの遊星歯車に伝えら

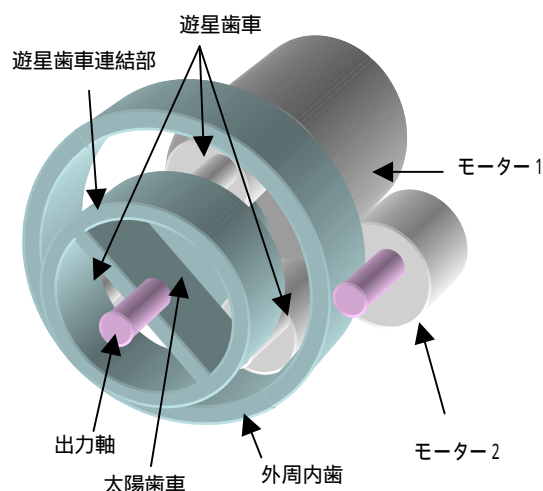


図1 遊星歯車機構

れ、外周歯車に沿って回転する。そして、遊星歯車回転は遊星歯車連結部に固定されたことにより、出力軸に伝えられる。一般的に遊星歯車は、モーター1に対しての減速機として利用されている。しかし、モーター2を使い外周内歯に回転をあたえることにより、出力軸は、太陽歯車と外周内歯との回転差により回転する。この仕組みによりモーター1とモーター2の回転を制御することにより、出力軸は停止状態から極低速回転、そして高速回転へのスムーズな無段階変速回転が可能となる。

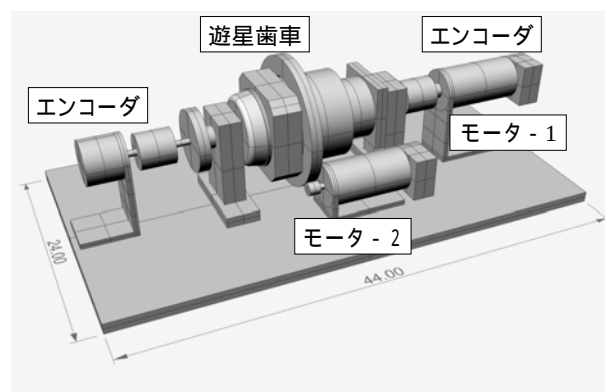


図2 実験装置

図2に実験装置を示す。モーター1およびモーター2はブラシレスDCモーターを用いた。モーターはエンコーダが内蔵されており、専用のモータードライバーへ接続し回転数制御により回転させた。2つのモーターの回転は遊星歯車に伝えられ合成され、出力軸へ回転が伝わり、接続されたエンコーダにより回転数の計測を行った。なお、2つのモーターへの回転数の指示は制御シミュレータによりモータードライバーを経由して行った。図3は製作した実験装置である。



図3 実験装置



図4 制御シミュレータ

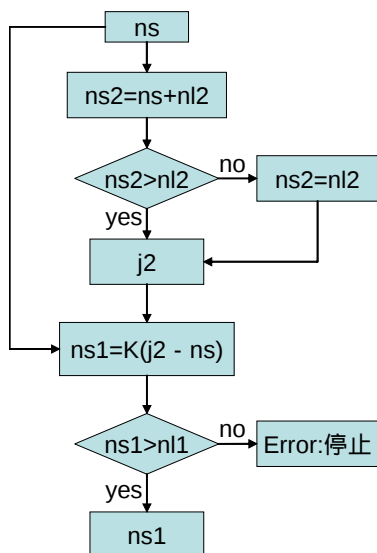
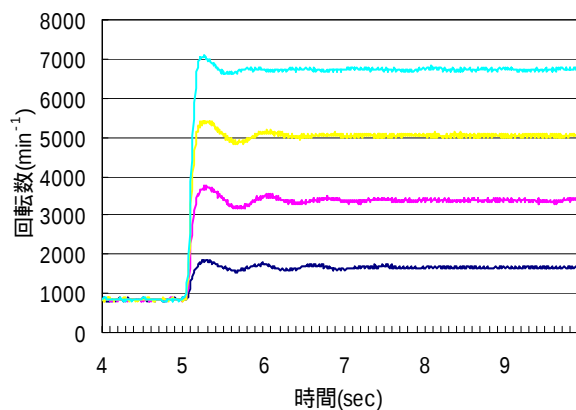


図5 制御フロー

3.2 モーターの制御

今回の実験は電圧によりモーターの回転数指令値出力，エンコーダからデーターの入力を行うために，制御シミュレータを用いた。図4に制御シミュレータを示す。制御シミュレータは，Matlabにより設計されたフローに従

モーター1によるStep応答



モーター2によるStep応答

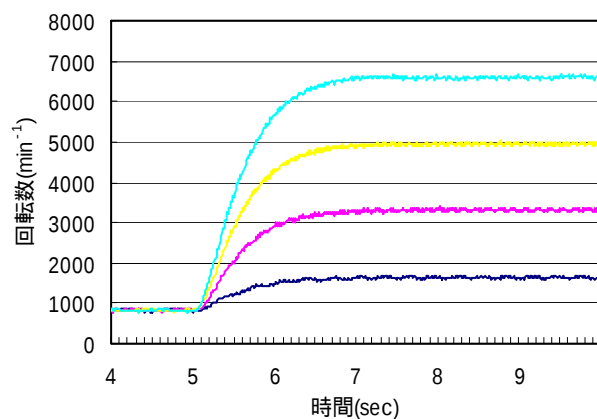


図6 モーター1・2のStep 応答

いデーターの入出力を行う装置である。制御シミュレータは実験装置と接続し，DA 端子から電圧による2つのモーターへの回転数指令値出力，DIO 端子のデジタル出力により回転方向・ブレーキ・動作指示，カウンタによるエンコーダから回転数入力を行った。

モーターのコントロールは，図6による制御フローに従い行った。今回使用したモーターは，DC ブラシレスDCモーターのため，安定に回転し十分なトルクが発生する最低の回転数をモーター1は $nl1$ ，モーター2は $nl2$ とした。出力軸の指令値を ns ，モーター1・モーター2への回転数指令値を $ns1$ ・ $ns2$ ，実測値を $j1$ ・ $j2$ とそた。モーター1・モーター2への出力軸への減速比の割合を K とし，その時 $nl1K = nl2$ の式が成り立つこととした。

まず，最初にモーター2へ出力指令値(ns)は，最低回転数をプラスした値とした。ただし，最低回転数より小さい場合には最低回転数を回転数指令値とする。モ

ーター 1 への回転数指令値はモーター 2 の実測値と指令値 (n_s) の差により計算を行った。なお、1 サイクルは 0.01sec の固定ステップとした。

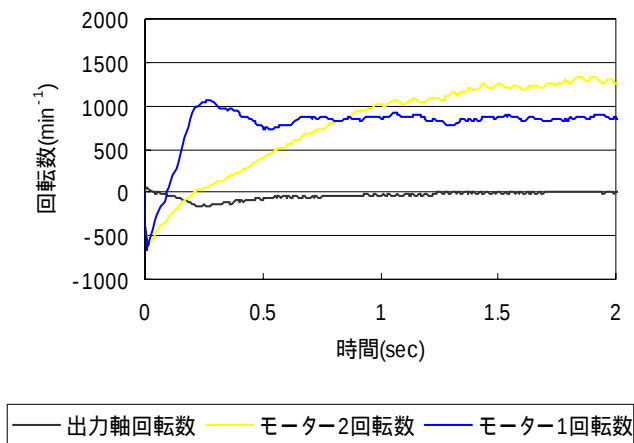
3.3 各モーターの Step 応答

モーター 1 および 2 の単独運転による Step 応答実験を行った。なお、実験に使用しないモーターはドライバーにブレーキ信号を送り回転を停止した。実験結果を図 6 に示す。モーター 2 は遊星歯車を組み込んだ部品全体を回転させるためにモーター 1 よりも応答が遅れている。モーター 1 は、応答性は非常によいがオーバーシュートが見られた。

3.4 出力軸停止

モーター 1・2 を相互に回転させることにより出力軸を停止する実験を行った。図 7 に実験結果を示す。指令値の入力していないモーター 1・2 へ出力軸が停止する指令値を入力した。なお、モーター 2 の最低回転数は 1332min^{-1} とした。Step 応答実験と同様に、モーター 1 についてはオーバーシュートが発生し、モーター 2 に関しては応答性の遅れが見られた。出力軸に対する応答は、モーター 2 の遅れの影響を大きく受け、出力軸が停止するまで約 1.5 秒を要した。

モーター 2 最低回転数 1332min^{-1}



最低回転数による変化

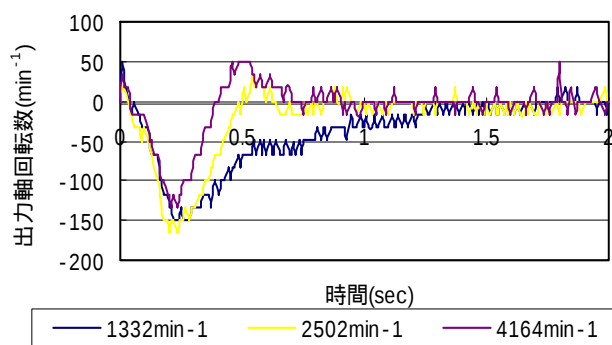
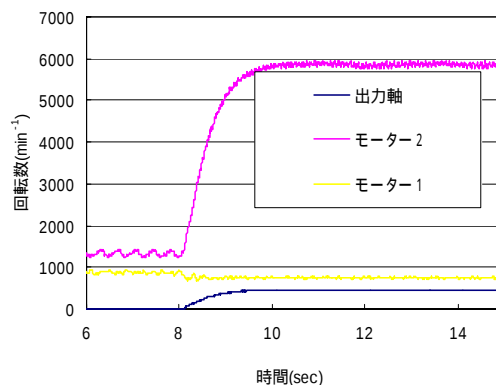


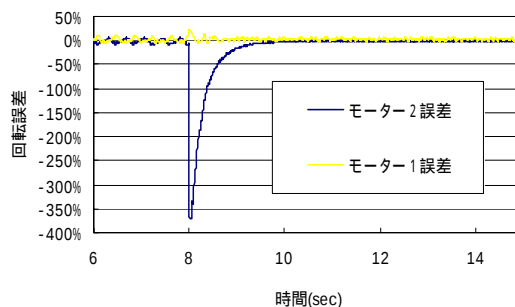
図 7 出力軸停止

次に、モーター 2 の最低回転数を 1332min^{-1} ・ 2502min^{-1} ・ 4164min^{-1} と変えた場合の出力軸停止の実験を行った。実験結果を図 9 に示す。出力軸が停止する時間は、最低回転数が高い場合のほうが短くなった。しかし、モーター 1 のオーバーシュートの影響がこの実験結果に

Step 応答



回転数指令値と実測値の誤差



も現れた。

図 8 Step 応答

3.5 Step 応答

モーター 2 の最低回転数を 1332min^{-1} として、Step 応答の実験を行った。実験結果を図 8 に示す。制御フローが最初にモーター 2 に回転の変化を与える指示になっているため、モーター 2 の Step 応答に近い結果となった。モーター 1 については、ほとんど変化はなく Step 信号が入力された後に若干下がる傾向になった。

また、指令値と実測値の回転数の誤差は、遊星歯車全体を回す慣性が大きいため最大で 400% 近くの誤差が生まれた。

3.6 sin 波応答

指令値として sin 波の入力を行い応答性を調べる実験を行った。sin 波の周期は、一周期 0.1 秒と 0.25 秒とした。実験結果を図 9 に示す。

実験の結果出力軸には、sin 波の正側の波形にはモーター 2 の特徴が現れ応答性が遅れ、負側の波形にはモーター 1 の特徴が現れ応答性が良くなった。特に、0.25 秒

周期の時にはその特徴が良く現れた。

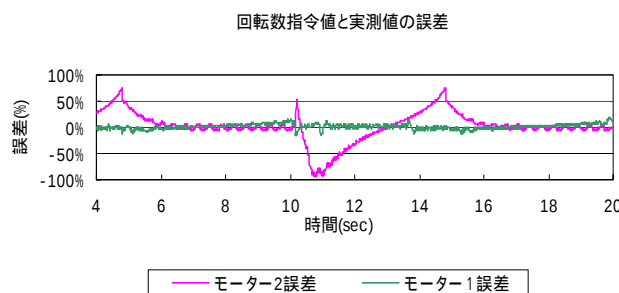
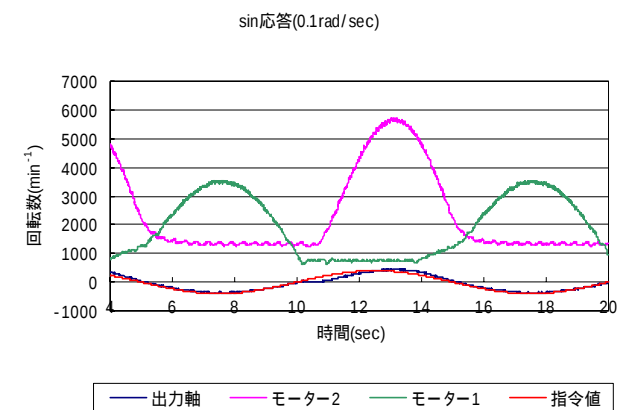


図9 sin波応答

3.7 センサーの実験

アクチュエータは、筋肉の動きと協調動作するパワーアシストとするために、センサーは筋肉の電気信号を計測する筋電センサーとした。今回の実験は、このセンサーにより筋肉の動きを計測し、得られたデータによる

モーターの動作実験を行った。

筋電センサーは、腕を上にも動かす時に働く上部二頭筋、下にも動かす時に働く上部三頭筋肉に、それぞれ1箇所ずつ皮膚表面に貼り付けた。計測したデータは、AD入力機器によりコンピュータ内に取り込み、計測ソフトLabViewを使い、ローパスフィルター処理により波形の整理を行い、振幅の閾値によりモーターの動作を行った。なお、上腕二頭筋が動き腕を上にも動かしたいという意識を持った時は、モーターが正転、下にも動かしたい時はモーターを逆転させた。実験結果を図10に示す。筋肉を動かすことにより、図10のとおり筋電信号が発生し、その信号を元にモーターの正転・逆転の動作を行うことができた。

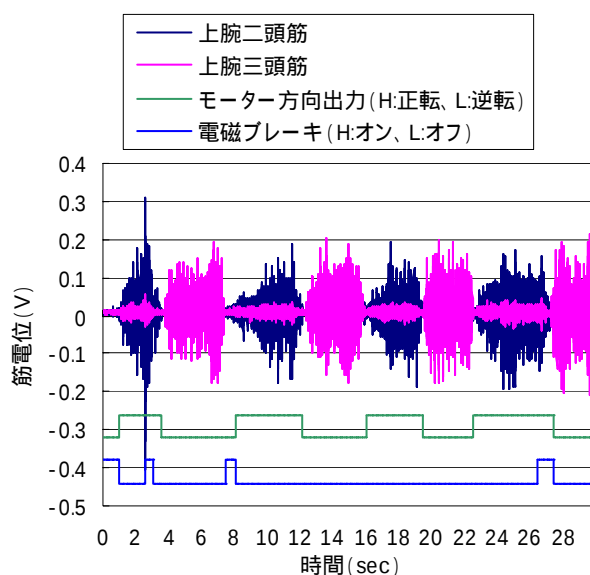


図10 腕の筋電信号によるモーターの動作

4. まとめ及び今後の展開

今年度の研究により、遊星歯車を2つのモーターを使い回転させることにより、停止状態から極低速回転域、そして高速回転域までスムーズに回転を行うことが確認できた。しかし、単純に2つのモーターの回転制御だけでは、sin波による周波数特性やトルクに関しては問題が多いこともわかった。今後はこれらの問題に対応するために、個々のモーターに独自の制御を組み込み、機構の検討も行い研究を進めていきたい。

また、センサーについては、筋電信号によりモーターを動作させることが確認できた。しかし、本年度はモーターの運転・逆転・停止の簡単な動作しか行うことができなかった。今後は筋電信号と筋肉の動作の解析を進めパワーアシスト機構に対応するための研究を進めていきたい。

そして、アクチュエータにより介護支援装置を動作させるシステム全体の評価を行う予定である。