超音波モータを用いたパワーアシストスーツの開発 ～モータ開発と駆動制御～

Development of the Ultrasonic Motor-Powered Assisted Suit System ～Motor Development and Driving control～

米竹 淳一郎(学生会員), 遠山 茂樹(正会員)

Junichiro YONETAKE and Shigeki TOYAMA

This paper reports the development of a power assisted suit system actuated by ultrasonic motors. The proposed assisted suit is designed to support a carer while performing nursing care works. Therefore, the structure of the assisted suit has to be designed to cover the carer's motion as far as possible and the suit are equipped with ultrasonic motors which are mounted in the parts closed to the joint rotation axis of elbow, shoulder, waist, and knee. Assisted suit's frame is designed as an exoskeleton structure which can protect the wearer from accepting the suit's own weight by contacting the foot part to the ground. The paper reports the $\phi 60$ sandwich-type motor and the double sandwich-type motor for upper body part of the assisted suit as well. In addition, the torque of the double sandwich-type motor that combined two sandwich-type motors was about 3.8 times. From the above results, the double sandwich-type motor is less space-saving but it has high-efficiency of torque which is suitable as the actuator at the upper body of the assisted suit.

Key Word: Power Assisted Suit, Ultrasonic motor, sandwich-type motor

1. はじめに

現在の日本では高齢化が進み、2003年10月において65歳以上の人口は19.0%である。この数字はさらに増加の傾向にあり、2030年前後には30%を超えると報告されている。この高齢化社会の到来に伴い、公共施設でのスロープ、エレベータの設置に代表される高齢者、障害者の生活し易い環境作りも進んでおり、さらに介護補助のための民間のサービス業も充実してきている。

しかしながら、少子化の傾向も強く、介護施設、自宅療養においても若手の介護者が不足するという事態に陥ることも考えられる。さらに介護活動は身体的負担を強い動作(ベッドから車椅子への移動など)が多く、腰、膝に疾患を患う介護者も多い。現時点で、高齢者向けの介護施設において施設内で働く介護者は一人につき3人以上の施設利用者を担当することが多く、高齢者同士が介護を行うというケースも増えている。この場合、身体的負担は増大し怪我をすることも容易に想像できる。

これらの問題を解決する手段として、介護者の身体的負担を軽減し、かつ介護対象となりうる高齢者が日常生活を円滑に行うためのツールを開発することを提案する。介護活動の身体的負担軽減および日常生活の力のサポートには求められる性能に共通する部分が多い。そこで我々は要求を満足しうるアクチュエータを装備した装着型のパワーアシストスーツ(以降PAS)の開発を行ってきた。この装着型のパワーアシストスーツは様々な研究機関において研究開発が進められており^{[1][2]}、装着者へのパワーアシストにおいて有効な結果を得ている。

これらはアクチュエータとして、エア、DCモータを使用しており、パワーアシストのための要求を十分に満たしているが、両者とも小型、軽量化は技術的にも困難であり、同時にスーツ機構の肥大化にもつながるため、装着者の円滑な動作の妨げにもなりうる。

そこでパワーアシストに必要な性能を持ち、スーツ機構の軽量、小型化に最適なPAS用アクチュエータとして、低速、高トルクに定評のある超音波モータを採用する。今回PAS開発に関する研究の報告として、PAS用超音波モータの開発、駆動制御に関して報告する。

アシストスーツの機構、装着感^[3]に関して、および装着者の意思をスーツ制御に反映させるシステムに関してはアシストスーツの開発において重要な位置を占める研究項目であるが、本稿においては詳細な報告は次報以降に行うものとする。

2. PAS 機構開発

PAS開発にあたり、人間が行いうるすべての動作に対応するのは困難である^[4]。そこで今回は力のアシストは重力方向にのみ限定し、かつ安全に動作させるための必要項目を以下に列挙する。

- ・ アシストスーツフレームは外骨格構造としスーツ自重を装着者の負担とならないよう踵部で接地させる。
- ・ 介護動作を行うためには脚、腰のねじり動作が必要であるためフレームにはエンジニアプラスチックを使用し、主に大腿部、背中と腰の連結部でのねじり回転の可動範囲を広くする。
- ・ ねじり、前屈みの動作の際、関節と筋肉の動きに応じ、装着者表面での関節間の距離が変化する^{[5][6]}。このときに動作の妨げにならないように上半身と下半身の連結部、大腿部には上下方向のスライドを設けてある。
- ・ PASには装着部が設けてあり、装着者とスーツフレームを密着させる。これはアクチュエータの動力伝達効率を上げることと、固定具(コルセットなど)の役割を持たせるためである。動作への対応と同様、あらゆる体型に対応したスーツを作成する

2005年12月16日受理

2006年5月15日最終原稿受理

東京農工大学工学府機械システム工学科, 〒184-8588 東京都小金井市中町 2-24-16

Department of Mechanical System Engineering, Tokyo University of Agriculture & Technology, 2-24-16, Nakacho, Koganei, Tokyo 184-8588, Japan

のは困難であるため、製作においては青年男性の平均的な体型の人間をモデルとした。開発したアシストスーツを Fig1, Fig2に示す。また、本稿においては Fig2(b)下肢部スーツを用いた駆動実験を行った。

Fig1 Power Assisted suit

(a) Upper body structure

(b) Lower body structure

Fig2 Power Assisted suit

3. 超音波モータ開発

3.1 大型超音波モータ

提案するアシストスーツのアクチュエータとして選択した超音波モータ^[7]の特徴の中でも特に重視されるものを以下に挙げる。

- ・減速器なしで低速回転、高トルクを発生する。
- ・応答性が良い。
- ・構造が簡単なので小型、軽量化が容易である。
- ・保持トルクを有しており、ブレーキ機構が必要ない。

また、モータ開発において重要な超音波モータの発生トルクに関する近似式を以下に示す。

$$N = \frac{4}{\pi} m f^2 n a_0 \quad (1)$$

$$T = \mu R N \quad (2)$$

a_0 : 縦振幅[μm], μ : ステータ-ロータ間の摩擦係数, f : 共振周波数[Hz], N : 最適押付力[N], R : ステータ半径[mm], T : 最大トルク[gf/cm], n : 波数, m : 1波当りの相当質量[kg]

超音波モータのトルクはステータ径の3乗に比例して増大すると知られている^[8]。これは径を増大させることでより周波数の大きい波数の多い共振モードを使用することができ、最適押付力が増加するからである。これによりステータ、ロータ間の摩擦力の増加を促すことができ、トルク向上が見込める。

現在流通している超音波モータは最大でステータ径60[mm]のものであり、この最大トルクが1[Nm]程度であるため、人間のパワーアシストを行うに十分なトルクを得ることができない。そこで前述の特徴を踏まえよりトルクの増大を目的とした、ステータ径80[mm]以上の大型超音波モータの設計製作を行う。このとき、腕部で5kg程度の重量を支えることができる10[Nm]以上を目標トルクとする。

超音波モータ設計^[13]を行うにあたり、有限要素法解析ソフトウェアMSC/NASTRAN2001を使用してステータの固有モード解析、共振周波数において過渡応答解析を行った。このとき注目すべき項目は波数、共振周波数、縦振幅である。波数の増加に伴い共振周波数が増大し、縦振幅が減少する。そのため式(1)、(2)に解析結果を入力し、解析上の最適な波数を決定する。式(1)、(2)より波数、縦振幅がトルクに大きく影響を与えることがわかるが波数と縦振幅は反比例の関係であること、かつ大型のモータは波数によっては共振周波数が超音波領域を下回ってしまうことがある。これらを踏まえ式(2)の結果が最大となるよう、ステータ形状のパラメータを調整しシミュレーションを行った。材質に関しては市販されている超音波モータに使用されている真鍮、これまでの開発において良好な結果を得ているSUS303のみ検討を行った。ロータに関してはステータに比べ検討項目が少なく、従来の形状を使用することで大幅な性能の低下には至らないため詳細な検討は行っていない。ロータ材質はアルミ(A2011)であり、形状も全て同様で予想トルク、径に応じ相対的に寸法を変更した。

例としてFig3に $\phi 100$ の固有振動モード解析結果を示す。これは波数12の振動モードを表す。

Fig3 Vibration-mode analysis of $\phi 100$ stator

調整するステータ形状のパラメータ^[13]は検討項目の組み合わせによりデータ数が膨大となるため、最も重要なパラメータである波数と良好な結果を得ることができた材質を Table1 に、製作した超音波モータの出力結果を Table2 に示す。

表内の $\phi 120S$, $\phi 120W$, $\phi 145S$, $\phi 145W$ はそれぞれ添え字 S が圧電素子幅 10[mm], W が 15[mm]を表している。

Table1 Stator Material and Theory value of Torque

Stator Diameter	$\phi 80$	$\phi 100$	$\phi 120S$
Stator Material	Brass	SUS303	SUS303
PZT	N61	N61	N61
Wave Number	13	12	12
Theory value of Torque [Nm]	5	6	15
Stator Diameter	$\phi 120W$	$\phi 145S$	$\phi 145W$
Stator Material	SUS303	SUS303	SUS303
PZT	N61	N61	N61
Wave Number	13	12	15
Theory value of Torque [Nm]	16	21	23

Table2 Motor performance

Stator Diameter	$\phi 80$	$\phi 100$	$\phi 120S$
Weight [kg]	0.5	0.96	1.24
Torque [Nm]	3.5	4.5	8
Rotation Number [rpm]	80.3	95.1	53.5
Ratio of Weight-Torque	7	4.7	6.4
Stator Diameter	$\phi 120W$	$\phi 145S$	$\phi 145W$
Weight [kg]	1.26	1.56	1.56
Torque [Nm]	8	10.1	10
Rotation Number [rpm]	73.5	46.4	34.5
Ratio of Weight-Torque	6.3	6.4	6.4

大型超音波モータの製作に成功し、トルク向上が確認できた。最大径 $\phi 145W$, $\phi 145S$ のモータにおいては目標を満たすことができたが、理論値に比較すると $\phi 145$ のモータについては最大トルクにして半分程度の出力しか得ることができなかった。これは摩擦による熱損失が大きく影響していると考えられる。発熱による熱損失に加えて、熱によるステータの共振周波数の変移も大きく、常時共振周波数を与えることが困難であることもトルク向上の妨げとなる原因として挙げられる。また重量トルク比は $\phi 100$ のモータ以外同程度の値となっているが、大型のモータは重量が 1[kg]を超え、アシストスーツへの複数の装備は困難である。加えて大型超音波モータ用の圧電素子は高コストであり、接着面積も増加するため、むらのない貼り付けが困難であることから、モータの特性自体も個々に大幅に変化してしまうことも問題である。これらの検討項目を踏まえ、今回は $\phi 80$ のモータを採用した。以下に $\phi 80$ モータのトルク-回転数特性を示す。

Fig4 Torque-Rotation Number of $\phi 80$ Motor

Fig5 $\phi 80$ Ultrasonic Motor

3.2 サンドイッチ型超音波モータ

製作したアシストスーツには下肢部には $\phi 80$ 超音波モータを装備するが、上肢部への装備を考えると径が大きく、動作に干渉してしまうことが考えられる。そこで上肢部には $\phi 60$ の超音波モータを装備することとしたが、トルクの面で要求を満足できないため、 $\phi 60$ 超音波モータを組み合わせたサンドイッチ型の超音波モータ(S-USM)を開発し、トルク向上を目指した。

超音波モータはロータとステータの2つの部品から構成されるため、設計の自由度が大きい。これまで基本構造を応用し、ロータ一枚をステータ二枚で挟み込むタイプのサンドイッチモータを開発しており、この構造により約1.7倍のトルク向上が確認できたが、このタイプのモータは駆動が非常に不安定であった。製作には二枚のステータの進行波の位相を一致させる必要があるが、構造上完全に一致させるのは困難である。また、ステータからの振動がロータを介し干渉していることが考えられるが、このタイプではロータの振動状態を動的に解析するのが難しく、最適なロータ構造を設計することができなかった。

そこでロータ部での振動の干渉を考慮し、モータを超音波モータの構造を多段化する機構を考案した。イメージ図および製作したサンドイッチモータを Fig6 に示す。各ロータとステータの組み合わせにおいてロータを向かい合わせにしたのは、二枚のロータ間に板ばねを設けることで二つのステータにかかる押し付け力の均等化を図るため、およびステータへの電圧印加用配線の干渉を防ぐためである。さらに、出力軸中心部にある板ばね固定部が2枚のロータの振動伝達を防ぐ振動分離帯の役割を果たすためロータの振動が干渉しない構造となっている。これにより二組のステータ出力特性がほぼ同一になるため、シングルのモータの最大回転数を維持しつつ、トルクを1.9倍まで増加させることに成功した。

そこでアシストスーツ上肢にはこのタイプのサンドイッチモータを装備することとし、Fig6 に示す PAS 用サンドイッチモータを開発し

た。これは市販のシングルφ60 超音波モータの軸を除いた厚さ25[mm]に対し、28[mm]と省スペースである。

Fig6 New Sandwich Motor

サンドイッチモータ(S-USM)と同時に、よりトルクを向上させるためにサンドイッチ構造を多段化したダブルサンドイッチモータ(DSM)の試作を行った。サンドイッチ構造の同様であるが、これらの構造はシングルの超音波モータの回転数を維持したまま、トルクのみを向上させることができることに大きなメリットがある。今回試作したモータをFig7に示す。

Fig7 Double Sandwich Motor

開発したDSMについて、トルク-回転速度特性の試験を行った。結果と一般の超音波モータとの比較をTable3に示す。

Table3 Motor performance

	Max Torque[Nm]	Max Rotation Number[rpm]	Thickness[mm]
DSM	3.8	160	80
S-USM	1.9	163	28
USM	1	164	25

ダブルサンドイッチモータの連続駆動実験を3分～5分程度行ったところ、モータ温度が70℃まで上昇した。これは通常のモータの上昇率に比べ約4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、モータの冷却機構が必要になるため今回製作したアシストスーツには装備していない。

4 アシストスーツ駆動制御

4.1 駆動制御

製作したアシストスーツに装備されているモータは上肢(肩, 肘)にφ60 サンドイッチ型超音波モータ, 下肢(腰, 膝)にφ80 超音波モータである。この選択はスーツ重量の軽量化を重視したものであり、モータ最大トルクから算出される装着者に対するアシスト率は動作によって増減はあるが、最大で20%程度である。

超音波モータが提案するアシストスーツの動力源としての性能評価のため、膝のφ80 モータの駆動制御を行う。この膝部に関してスーツを着着しない状態での5分間の擬似屈伸動作、ランダム運動のパワーアシスト、歩行動作のパワーアシスト制御を行う。

超音波モータの駆動制御のためのパラメータとして、印加する交流電圧、周波数、位相差があげられる。通常超音波モータの駆動には印加する交流電圧の周波数、位相差を変化させることが多く、今回の実験では印加電圧の周波数を変化させる。

超音波モータは一時遅れで定常状態にいたるため、伝達関数G(K:比例ゲイン, T:時定数)として(3)式のように表すことができる。

$$G = \frac{K}{1 + Ts} \quad (3)$$

このとき超音波モータを制御周期1msで比例制御を行い、そのステップ応答を見ることにより、実験的にK=15.7, T=0.015と求めた。さらに同様の実験条件で周波数応答特性を測定した。入力として、今回は人間の膝の可動範囲を考慮し、振幅90degを与えて測定を行ったところバンド幅5Hzまで安定して駆動制御行えることが分かった。これらの値は人間の動作をサポートすることに対し十分な性能を有している。これらの結果を踏まえ、φ80 超音波モータをPI制御する。ブロック線図をFig8に示す。

Fig8 Block diagram

4.2 擬似屈伸駆動

φ80 超音波モータのアシスト動作に対する評価のため、次のような実験を行う。装備したモータの最大トルクと同等の関節トルクが発生する重り(2[kg])をスーツ脚部に掛け、スーツ下肢部を宙ずりの状態にし、一般的な屈伸運動と同様の動きをするような正弦波状の目標値に対する追従制御を行う。また、駆動部位は左腰と左膝部、駆動時間を3分間とし、アシストスーツの制御性、時間変化による特性の変化を観察する。本実験では最大出力で駆動する時間は想定する介護動作を時間が約1～2分程度であるため3分間の時間設定で実験を行った。実験結果をFig9-12に示す。

Fig9 Driving examination (start)

Fig10 Error of Driving examination (start)

Fig11 Driving examination (end)

Fig12 Error of Driving examination (end)

Fig11-12から実験終了間際には腰部のモータで誤差が大きくなっていることが分かる。このとき腰部モータは開始時の温度(常温 23℃)から 55℃まで上昇しており、膝部モータの 43℃に比べその上昇幅が大きい。超音波モータはステータの共振周波数に交流電圧を印可して駆動するが、熱変化により共振周波数は大きく変動する。この共振周波数を追従し常に最適な動作を行える走査機構がモータドライバには備わっているが、腰部のモータに関しては温度変化により、共振周波数が走査機能の範囲外に変化したため、誤差が大きくなったと考えられる。

この実験により、角度変位に対する PI 制御(制御周期 10[ms])でも十分な追従性能を発揮できることが分かった。この場合モータ出力は常に最大だが、人間は動作に応じて関節トルクが増減するため、動作に応じてモータの出力を変化させなければアシスト率も変化し、装着者に違和感を与える可能性がある。これを考慮すると実際に最大出力で駆動する時間は駆動ドライバの共振周波数の走査範囲を大きく超えることはほとんどないと推察できる。

4.3 ランダム運動アシスト

アシストスーツを装着し、座った状態でランダムに膝部を動作させた際のパワーアシスト制御について述べる。先の駆動実験と同様、装着者の角度変位に関して PI 制御かけ追従動作を行う。角速度に対してモータ側の出力が一定の上げ幅を持った角速度を常時出力するように、モータ出力を調整する。これにより、速度超過分がエネルギーとして、装着者側に伝達され力のアシストになる。

モータとスーツ側駆動力伝達のためのフレームとの間には装着者の違和感とならない程度のコンプライアンス(3[deg])が設けてあり、装着者の動作とスーツは機械的には完全に同期していないが、このコンプライアンス分の時間的余裕により、装着者の意思(動き始め、停止、動作速度の変更)を制御に反映できる。Fig13, 14 に実験結果を示す。

Fig13 Power Assist Drive (Random Movement)

Fig14 Error of Power Assist Drive (Random Movement)

Fig13, 14 に示されるように装着者の動作に対し追従し、誤差範囲もコンプライアンス分3[deg]程度に収まっている。また、アシスト率の評価には、筋電位を用いるのが一般的であり、今回の実験においても筋電位の測定を行ったが、アシスト率が 10%程度であるため、筋電位の出力に明確な差異を認められず、定量的な評価が困難であった。そのため、装着者の主観的評価を行った結果、スーツ装着時の実験において、アシストスーツからのパワーアシストがあり、動作の負荷となることはなかったとの報告を受けることができた。

4.4 歩行動作アシスト

先のランダム動作に対する実験環境において、歩行動作のパワーアシスト実験を行った。Fig15, 16 に示す実験結果は膝部の角度変位に関する結果である。

Fig15 Walking assist control

Fig16 Error of Walking assist

結果よりこれまでの実験に比べ、誤差角度が最大で 5 倍まで上昇しているのが分かる。これは歩行時に起きる装着者の重心の移動^[9]などにより、スーツフレームに対し負荷がかかり、フレーム自体の変形、変移が原因となり、追従動作が阻害されているためだと考えられる。

また、歩行周期は立脚相と遊脚相^[10]とに分けられ、前者は足が接地している期間、後者は離地している期間である。普通の速さによる歩行では、立脚相は1歩行周期のおよそ 60%、遊脚相は 40%を占めている。しかし、個人差や歩行速度の影響が大きく、遊脚/立脚比は 0.5~0.8 になる^[11]。歩行速度が増すと、立脚相の時間は短縮するが、遊脚相の時間はあまり変化しない。両足が接地している時期を同時定着時期という。また、自然な歩行では歩行周期の 62%が立脚相である^[12]。

すなわち歩行動作において膝関節角度を観察すると、立脚相と遊脚相の区別が用意に判別できるほどの変化が見られるはずであるが、今回の実験結果からは判別することが出来ない。しかしながら、この実験に関しても先のランダム運動アシストの時と同様装着者の主観的評価であるが、歩行動作においてパワーアシストが必要なタイミングでのアシストがあり、かつ動作の際にスーツ側から負荷は感じなかったという報告を得ている。

この報告、結果からアシストスーツを装備することによって装着者の動作に影響を及ぼすものの、モータ駆動制御によってその影響を緩和できるか、スーツを着装することによる違和感(装着部によって各部位が締め付けられている、など)に装着者自身が無意識に対応してしまっていると推察できる。そのため、日常行うランダムな動作と歩行に代表される周期的な動作に対し、スーツを着装しない状態と同様の動作、パワーアシストを提供するためにはスーツを着装することによる人体への影響(動作の変化、筋電位の増減、など)を考慮して、アクチュエータの制御を補正する必要がある。

4.5 考察

他の研究機関で開発されているウェアラブルなロボットにおいては、トルクセンサ、筋電位センサ、筋圧力センサなどを使用した動作制御を行っていることが多い。本稿におけるアシストスーツの駆動制御にあたり、これらのセンサを用いなかったのは、構造、システムの軽量、簡易化に重きを置いたためである。また、今回の駆動実験より超音波モータは人間の動作程度の速度であればオブザーバなど使用せずとも状態量の変化の監視のみで状況の変化に即座に対応出来ることも確認できた。

超音波モータは保持トルクを有しているため、電源停止時にはバックドライバビリティは欠如している。しかしモータ動作時には入力電圧の位相差0の指令により外部からの力を容易に受けることが出来るようになり、その他の位相差の場合でも駆動トルク以上の力が加わった場合変位が生じる。特に位相差0時の保持トルクは、 $\phi 60$ のモータで約 0.05[Nm]程度である。また、スーツにはクラッチ機構が設けられており、電源停止時にはこれを外すことで装着者は自由に動作することが出来るような機構を有している。

5. まとめ

本報告では、提案するパワーアシストスーツ開発における最も重要な技術である超音波モータの開発および動作制御に関する検証を行った。モータ開発においては高トルク化のための 2 種類の方法を検討し良好な結果を得た。駆動制御においても簡単な制御法で人間の動作に対し対応できることが明らかとなった。

今後の課題として介護動作時により滑らかにパワーアシストを行う制御システムおよび筋電位などによるアシスト率の定量的、客観的評価を行う必要がある。

参考文献

- [1] 石井峰雄, 山本圭治郎, 兵頭和人, 吉満俊拓, 松尾崇, パワーアシストスーツの開発-ウェアラブル化に向けたシステムの改善-, 日本機械学会[No02-34] 第二回福祉工学シンポジウム講演論文集, 2002, pp287-290
- [2] 川村祐一郎, 山海嘉之, 外骨格パワーアシスト HAL による歩行支援に関する研究, 第 18 回日本ロボット学会学術講演会予稿集, Vol.1, 2000, pp453-454
- [3] 藤井孝子, 小山由朗, 加藤久, 平田崇, 歩行機能補助装置のフィッティング技術研究, 日本機械学会[No03-7] Dynamics and Design Conference 2003 講演アブストラクト集, 2003, pp285
- [4] 川村貞夫, 「人間との機械的親和性を重視した要素開発とシステム化技術」, 日本ロボット学会誌, vol.19, No7, 2001, pp810-813
- [5] 藤森聞一, 生理学大系, 医学書院, 1966, pp 481-651
- [6] 井上貴史 監訳, 人体解剖学, 西村書店, 2004
- [7] 上羽貞行・富川善郎, 新版 超音波モータ, トリケップス, 1991, pp149-188
- [8] 見城尚史, 指田年生, 超音波モータ入門, 総合電子出版社, 1991, pp194-195
- [9] 金子公有, 福永哲夫, バイオメカニクス 身体運動の科学的基礎, 2004, pp143-162
- [10] 中村隆一, 臨床運動学 第 3 版, 2004, pp534-544
- [11] May DRW, Davis B: Gait and the lower-limb amputee. Physiother 60: 166-171, 1974.
- [12] Mann RA, Hagy J: Biomechanics of walking, running and sprinting. Am J Sports Med 8: 345-350, 1980.
- [13] 深谷直樹, 博士学位論文 球面超音波モータを用いた人工義手に関する研究, 2001, pp83-141