感度関数増大によるアシスト制御を行う 静油圧駆動膝用パワーアシストの開発

神 永 拓* 田 中 宏 和* 甘 利 友 也*
丹 羽 大 和* 中 村 仁 彦*

Development of Hydrostatic Knee Power Assist Device and Its Control with Sensitivity Maximization

Hiroshi Kaminaga*, Hirokazu Tanaka*, Tomoya Amari*,
Yamato Niwa* and Yoshihiko Nakamura*

Wearable robots that operate with the wearer's intention to augment muscle strength are called "power suits" or "power assists." They are expected to play important roles in forthcoming aging society. In such robots, force sensitivity is a vital functionality in order to maintain comfort and safety. The objective of this paper is to develop a power assist device for daily use of elderly with comfort, safety, and reliability. We employ a variation of hydraulic system called electro-hydrostatic actuator to realize intrinsic backdrivability and high mechanical strength. The combination of a low impedance controller that actively enhances backdrivability and a sensitivity function maximization controller are used for power augmentation, which does not require unstable biological signal measurement. A power assist device for knee torque augmentation was developed; it is intended to support the large torque requirement, and to prevent knee buckling that leads to serious injuries.

Key Words: Knee Power Assist Device, Hydrostatic Actuator, Assist Control, Low Impedance Control

1. は じ め に

人の筋力補助により運動能力を増強するパワーアシストロボットは、人の運動意図をロボットが推測し、駆動力を発生することで装着者の筋力を補助する。このような技術はパワーアシストもしくはパワースーツなどとよばれ、高齢者や介護者といった福祉・医療分野に限らず、労働者の筋力補助などの目的でも期待されている。この考えは新しいものではなく、古くは1960年代に米軍と米ゼネラル・エレクトリック社がHardimanプロジェクト[1]でPowered Exoskeletonとして研究した。往時はその重量や機構上の問題も多く実用化されなかったが、近年、機構・制御手法の改良や、モータ・センサ性能の向上、さらに市場のニーズも伴って再び注目されている。

パワーアシストロボットは装具や義肢に新たな機能を付加することで、単なる補助だけでは留まらず、リハビリテーションの効果の向上やQoL (Quality of Life) の向上に役立つことが期待されている。装具型のロボットのうちリハビリテーション時だけでなく、恒常的に用いることを対象としているものには移動機

能の向上を目指しているものが多く、Exoskeletonとしてロボット研究の一分野をなすようになってきている。汎用型ですでに商業化を開始しているHAL [2] や、より実験的な意味合いの強いRoboKnee [3] やIHMC Mobility Assist Exoskeleton [4]、兵士の移動能力を向上する目的のBLEEX [5] など、様々な対象に向けた様々な駆動原理や構造が研究されている。

パワーアシストの制御は人の運動意図をロボットが推測することで実現される。このために、筋電位や筋硬度などの生体信号を利用するもの[2][6][7]や、人が発揮している力、床反力などを用いるもの[3][4]、関節の角速度を検知するもの[5]などがある。装着型ロボットでは人とロボットの動きの不整合を解消しなくてはならないため力感受性の実現は本質的に重要な問題である。特に、筋電位を用いない方式では人の動作を増幅するため、人の操作力に特に敏感に反応できなくてはならない。

力感受性を高めるためには力を計測する能力とバックドライバビリティが必要になる。前者は制御を行う際のフィードバック信号の質を決めるので、能動的な力感受性を決定すると捉えることができ、後者はアクチュエータ自身が力の相互作用を行う能力を決めるので、受動的な力感受性を決定すると捉えることができる。特に、バックドライバビリティは一般的なロボットアクチュエータの多くでは損なわれており、駆動原理に根ざす問題であるため、今日のロボット設計論が抱える重要な課題

原稿受付 2010年12月20日

*東京大学

*The University of Tokyo

■ 本論文は有用性で評価されました。

の一つである。

力感受性を獲得するために文献[3][4]ではSEA (Series Elastic Actuator) とよばれるばねを内蔵したアクチュエータを用いている。文献[5]では油圧駆動機構の低摩擦化によりバックドライバビリティを実現したとしているが、双方とも大きさや重量の点で日常生活での使用に実用的であるとはいえない。一方、文献[2]の例は比較的軽量・小型であるがアクチュエータは力感受性に劣り、安定した信号を得ることが難しい生体信号の計測に依存せざるを得ないという課題があった。機構面では従来型のSEAを含む歯車減速機を用いるものについてはアクチュエータの配置自由度が低く、重量配分ができないという課題があった。このような問題へのアプローチとしてSERKA[8]とよばれるモータと関節を分離配置する構造のSEAの派生型が開発されており、重量配分の重要性を示唆している。

人の移動を補助するには下肢のパワーアシストが必要であり、股関節、膝関節、足首関節などの関節を考慮しなければならない。人の日常的な移動は歩行だけでなく立ち上がり、歩行、着座という一連の起居動作を伴う。起立動作能力と排泄の自立度との間には相関があるとされており[9]、起立動作において大きな役割をなす膝関節のトルクを補助することができれば高齢者の自立性やQoLの向上に寄与することが期待できる。

本稿では装着感に優れ、高齢者が日常的に用いることができるパワーアシストの開発を目指してバックドライバブルなアクチュエータと生体信号に依存しない制御方式を組み合わせたパワーアシスト構成法を提案している。駆動系にはEHA (Electro-Hydrostatic Actuator) とよばれる容積制御型の油圧駆動装置を応用し、小型・軽量でバックドライバビリティを実現した。さらに、イナーシャスケリングと外乱オブザーバ型摩擦補償からなる低インピーダンス制御と関節制御系の感度関数を増大させるアシスト制御系を組み合わせることで生体信号を用いずに動的トルクを補助する制御法を提案した。本稿では、パワーアシストロボットの運動能力を人の運動解析から求めた方法、膝用重量配分型パワーアシストの開発、低インピーダンス・アシスト制御系の設計を述べる。さらに、提案手法の妥当性を検証するための基礎実験を行い、実際の装着時の筋活動度を評価することでパワーアシストデバイスの有効性を確認した。

2. 電気静油圧アクチュエータを用いた膝用パワーアシスト

2.1 駆動能力の決定

人の下肢を補助するに当たって考えられる関節は股関節、膝関節、足首関節である。人の起居動作の中でも立ち上がりは大きなトルクを必要とするため、筋力の衰えが大きな影響を与えるが、この動作において膝関節は大きなトルクを発生する。一般に膝関節は大きなトルクを発生し負担が大きいため、変形性膝関節症など加齢に伴う障害も多い[10]。歩行支持脚における膝折れは後方への転倒の原因となり、膝関節の動作不良は極めて危険度が高い。

着座姿勢からの起立能力を評価する指標として椅子からの起立動作を行うCS-30テスト[11][12]が提案されている。CS-30テストのスコア、すなわち起立動作能力と排泄の自立度との間に

Table 1 Captured motions

Motion	Iteration
Standing Up from 600 [mm] Chair	20
Standing Up from 500 [mm] Chair	20
Standing Up from 300 [mm] Chair	20
Walk Forward	6

Fig.1 Torque-speed plot of stand up motion

は相関が見られるとされており[9]、起立動作において大きな役割をなす膝関節のトルクを補助することができれば高齢者の自立性やQoLの向上に寄与することが期待できる。さらに、膝関節の負荷を低減することで膝関節の駆動を促進できれば廃用症候群による関節拘縮の防止にもつながる。このように、高齢者の移動能力や移動の安全性への膝関節の寄与は大きく、パワーアシストを開発・展開するに当たってまず膝関節への適用を試みることにした。

一般に駆動系の出力トルク特性はその駆動速度に依存するため、静的なトルク評価は意義が少ない。そこで、モーションキャプチャを用いて人の動作解析を行い、トルクとそのときの関節角速度を同時に評価することで駆動系に求められる特性を導出した。また、高齢者の統計データを用いて必要な補助トルクの推定を行った。

実験は35個のマーカを取り付けた体重71[kg]の健康被験者の動作をモーションキャプチャし、34自由度、体重71[kg]のヒューマンフィギュアに動作を当てはめて関節角ならびに関節トルクを計算した。被験者が行う動作はTable 1に示すものとした。

逆運動学・逆動力学演算により求められた人の発揮関節トルクと関節角速度の関係をFig.1, Fig.2に示す。Fig.1からは、椅子の高さが低くなるに従って必要なトルクが増大していることが見られる。実験から、一番低い300[mm]の椅子からの起立動作時に最大約100[Nm]のトルクが必要でそのときに約10[RPM]発揮する必要があることが分かる。

また、Fig.2からは支持脚期と遊脚期に求められる特性が異なることが分かる。最大トルクは支持脚期に発生しており、膝は屈曲方向のトルクが発生しているが、このときは膝が関節可動域の端でロック状態でトルクを発生しているため外部からの大きな補助は必要ない。これに対して遊脚期にはトルクは小さいものの大きな角速度を発生しており、十分な角速度を実現で

Fig.2 Torque-speed plot of walking motion

Table 2 Required specification of the knee support

Description	Value	Note
Maximum Torque	30 [Nm]	at 10 [RPM]
Maximum Speed	55 [RPM]	at 0 [Nm](external)

きないと動きに追従できず、動きの妨げとなってしまう。Fig. 2 から最大速度は約 55 [RPM] 必要であることが分かった。このことから、膝関節においては歩行時には速度が律則となり、起立時にはトルクが律則となることが示唆された。

高齢者の自立には CS-30 テストで 6 回以上起立動作を遂行できることが重要である [9]。そこで、本研究では CS-30 テストで 10 回以上を実行できるトルク補助を設計の目標とした。ここではトルクについての評価を行っており、CS-30 テストで必要な速度については議論していない。CS-30 テストの結果と最大下肢伸展筋力 (1RM) との間には相関があり [13]、この結果から外挿すると 1RM=200 [N] 程度の最大下肢伸展筋力が必要となる。人間特性データベース [14] によると、65 歳～80 歳の被験者 510 名の平均体重は 56.77 [kg] (標準偏差 9.03 [kg]) であるので、CS-30 テストを 10 回遂行するためには体重の 35% 程度を支持する能力が必要となる。これに対して、65 歳から 80 歳までの 510 名の被験者の膝トルクと股関節トルク [14] を用いて、文献 [13] の測定に近似した姿勢での等尺性の脚伸張筋力を推定すると、平均で 567.4 [N]、最小で 150.5 [N] となり、最小の場合平均体重に対して 27% しかない。等尺性収縮の筋張力は等速性収縮の筋張力よりも 1.27 倍程度大きいと言われているので [15]、サンプル全体が CS-30 テストで 10 回以上起立できるよう補助するためには体重の約 15% の補助が必要ことになる。高齢者の筋力はばらつきが大きいので本研究では安全率を 2 とし、平均体重の 30% の補助力を発生できるロボットを設計することにした。動作解析の被験者は 71 [kg] であるので、動作解析の結果を 0.92 倍してスケーリングし、膝関節補助に求められる性能を Table 2 に示すものとした。

2.2 機構の開発

人が装着するロボットシステムが高い親和性を示すためには駆動系が力に敏感な振る舞いを行う必要がある。ロボットアクチュエータにおいては高速型高パワーモータと高減速比の歯車減速装置を用いた構成法が一般的であり、バックドライバリティを損ねる原因となっている。このようなアクチュエータを用

Fig.3 Structure of electro-hydrostatic actuator

Fig.4 Basic structure of pump and vane motor

Fig.5 Active and passive joint placement in designed knee power assist

いたロボットに力に敏感な振る舞いをさせることは困難である。

EHA (電気静油圧アクチュエータ) は容積型の油圧駆動であり、Fig. 3 に示す構造を持つ。この種の油圧系は抵抗制御型の油圧装置と異なり損失を用いた制御を行わず、ポンプの吐出量制御により油圧モータの回転制御を行う。減速はパスカルの原理およびこの原理により行われるため、バックドライバリティを損ねる大きな要因である減速に際する機械摩擦が生じない。EHA を用いることでバックドライバブル [16] で力に敏感なロボットを構成する方法が提案されており、油圧駆動系の長所である強度の高さや圧力計測による外力推定能力も併せ持つとする報告もある [17]。

EHA をパワーアシストに応用するために、Fig. 4 に示す構造の小型のトロコイドポンプと小型の揺動ダブルベンモータを組み合わせることで高減速比を得つつ、機械摩擦を防ぐアクチュエータを開発した。このパワーアシストの機構上の特徴はバックドライバブルで力に敏感であることと、駆動力に直交する受動軸 (Fig. 5 参照) を配置することで screw-home movement [18] に起因する駆動系の回転運動と関節の回転運動の不整合を吸収

Table 3 EHA design specification

Description	Value
Oil Viscosity	100 [cSt]
Total Reduction Ratio	1:449
Maximum Torque	30 [Nm] at 10 [RPM]
Maximum Speed	55 [RPM] at 0 [Nm]
Total Weight	1124 [g]

Fig.6 Developed knee power assist driven with backdrivable electro-hydrostatic actuator and its components

する構造としたことである。一方、膝関節が転がり接触であるために回転中心が関節屈曲に伴い移動するが、この量はたかだか ± 1 [cm] 程度であるため [19] 機構の複雑化や重量増加を避けるためにあえて無視し装着部の組織の弾性により吸収する設計とした。その他には、ポンプ・バッテリーなどの重量物は体幹部に配置し、膝には油圧モータのみを配置する分離構造とすることで装着感を向上している。油圧モータとポンプは柔軟な油圧ホースで接続されているため、動きが阻害されることはない。さらに、装着を容易にするため、油圧モータは大腿部と下腿部の二箇所面でファスナーにより固定する構造とした。関節軸は目視および装着感がよくなるよう調整するものとした。

この膝用パワーアシストの設計仕様を **Table 3** に、油圧部品ならびに全体の概観を **Fig. 6** に示す。仕様を満たすための設計を行ううえで、不確定要因が多い軸シールの摩擦特性は治具を用いて実測した。

3. 低インピーダンス制御

3.1 イナーシャスケーリング

イナーシャスケーリングはトルクフィードバックにより出力軸からの見かけ上のアクチュエータ慣性を低減する制御手法である。トルクセンサを用いたイナーシャスケーリングは Ott ら [20] や Kawakami ら [21] などに見られる。EHA においてはポンプの差圧をフィードバックすることによりイナーシャスケーリングを行うことができる [16]。

電気静油圧アクチュエータ (EHA) は 2 慣性系が粘性結合さ

れているモデルで表すことができ、そのダイナミクスは次のような 2 本の対称な運動方程式で表すことができる [16]。 θ_i は一般化座標、 τ_i は対応する一般化外力、 τ_{if} は対応する一般化力と同次元の摩擦力、 J_i は慣性項で k_{ij} は構造から定まる定数である。ただし $i \in \{1, 2\}$, $j \in \{1, 2, 3\}$ とする。

$$\begin{cases} J_1 \ddot{\theta}_1 = -k_{11}k_{13}\dot{\theta}_1 + k_{12}k_{13}\dot{\theta}_2 - \tau_{1f} + \tau_1 \\ J_2 \ddot{\theta}_2 = -k_{22}k_{23}\dot{\theta}_2 + k_{21}k_{23}\dot{\theta}_1 - \tau_{2f} + \tau_2 \end{cases} \quad (1)$$

添え字の 1 はシステムの一次側 (入力側)、2 は二次側 (出力側) を示す。すなわち、制御入力 τ_1 、制御量は $\dot{\theta}_2$ である。 τ_2 は二次側の負荷トルクであり外乱入力である。本研究においては一次側はトロコイドポンプ、二次側はペーンモータを採用しているため一般化座標はともに角度、慣性項はいずれも慣性モーメントとなる。

いま、 a を実際の慣性と希望する慣性の比、 u を新たな制御入力、 p_1 をポンプの差圧とすると、EHA に対して、次のフィードバックを行うことで、入力トルクが u で、見かけの慣性が J_1/a であるダイナミクスを実現できる。

$$\tau_1 = au + (1 - a)k_{13}p_1 \quad (2)$$

用いている方式の EHA においては内部漏れの流量と容室間の圧力差が比例すること、作動油の非圧縮性から $p_1 = k_{11}\dot{\theta}_1 - k_{12}\dot{\theta}_2$ が成立する [16]。この関係を用いることでイナーシャスケーリング制御即の妥当性が容易に確認できる。式中の k_{13} は実際には推定値 k_{13}^* を用いる。

なお、式 (2) のフィードバックはシステムの基本的な特性は変えずに摩擦と慣性項を小さくする。そこで、本稿では以後特に断りなくイナーシャスケーリングを行っているシステムの入力を τ_1 (実際には u)、イナーシャを J_1 (実際には J_1/a) と表記する。

3.2 外乱オブザーバを用いた摩擦補償

この EHA では末端重量の低減のためにポンプを腰部に遠隔配置しているが、この構造をとることで油圧ホースでの流体抵抗がバックドライバビリティを劣化する可能性がある。また、ポンプのオイルシールの特性が力制御性能に影響するため、ポンプ軸のオイルシールの影響を排除することも制御性を向上する上で重要である。

そこで、本稿ではポンプオイルシールの摩擦力や配管内での流体抵抗を外乱オブザーバを用いて補償する制御を行った。基本原理は運動量を用い、加速度情報を必要としない De Luca ら [22] の外乱オブザーバを Tien ら [23] が摩擦補償に応用した方法を用いているが、流体駆動に用いるための変更を加えた。

式 (1) に対し式 (3)、(4) で与えられるオブザーバを用いて τ_{1f} の推定値 $\hat{\tau}_{1f}$ を求め、この値をフィードフォワードすることで摩擦力を補償する。

$$\tau_1 = J_1 \ddot{\theta}_1 + k_{13}p_2 + \hat{\tau}_{1f} \quad (3)$$

$$\hat{\tau}_{1f} = -LJ_1 (\dot{\theta}_1 - \dot{\hat{\theta}}_1) \quad (4)$$

ここで、 L はオブザーバゲイン、 $\dot{\hat{\theta}}_1$ はシステムに印加されているトルクがノミナルモデルに作用したときに期待される角速

Fig.7 Block diagram of EHA with friction compensation by disturbance observer. (*) denote identified parameters

度である。なお、この外乱オブザーバはカットオフ周波数 L のローパスフィルタになっていることが示されている[23]。

本来は式(3)において $k_{13}p_2$ の代わりに、ポンプに作用するトルク $k_{13}p_1$ を用いればオブザーバの出力 $\hat{\tau}_{1f}$ はポンプに作用する摩擦力 τ_{1f} の推定値を与えるが、本研究では $k_{13}p_2$ とすることで、流体の管路抵抗もポンプの摩擦の一部であると思なしてオブザーバで推定し、 τ_{1f} だけでなく管路抵抗も含めて $\hat{\tau}_{1f}$ で補償する構造とした。

本研究で提案する外乱オブザーバの構造を **Fig.7** に示す。図中の変数でアスタリスクが付いているものは、実際に制御を行うときには同定した値を用いる箇所である。実装上は、モータへの指令トルクに対し $\hat{\tau}_{1f}$ を加えたものを目標トルクとし、あらかじめ同定したモータのトルク定数 K_T を用いて電流制御により摩擦補償つきトルク制御を $i = \tau_1/K_T$ として実現した。

4. 感度関数増大によるアシスト制御

日常的に使用する機器においては直接体に取り付けるセンサへの依存を避けることが望ましい。例えば文献[2]においては片足あたり4箇所の筋電位を計測するために全体で9枚の電極を貼り付ける必要がある。このような生体信号はセンサ貼り付けの正確さに左右されるだけでなく体調などにも左右され、安定した信号を得ることは難しい。また、多数の電極を貼り付けるには時間がかかり日常的な使用に向いているとはいえない。

BLEEX[5]では人の駆動トルクからロボットの駆動角速度までの伝達関数のゲインを増大することで直接人の情報を計測せずともアシスト制御を行う方法を提案している。ところが、この方法ではアシスト力を得るためにはロボットを駆動する必要があるため、出力バックドライブトルク[16]をいかに低減するかが装着感を決定する。このためには摩擦を低減し、適切な制御を行う必要がある。

本研究では摩擦を低減し、バックドライブなアクチュエー

Fig.8 Block diagram of scheme used in proposed assistance controller

タに対し、さらなるバックドライバビリティの向上を低インピーダンス制御において行うことにより出力バックドライブトルクを最小化している。このように優れたバックドライバビリティを有するアクチュエータに対し感度関数増大型のアシスト制御を組み合わせることで動的なトルクのパワーアシストを行うことを考える。この方法は **Fig.8** で表すことができる。

EHAの運動方程式を状態表現すると次式となる。

$$\dot{\mathbf{x}} = D\mathbf{x} - T_f + B_1\tau_1 + B_2\tau_2 \quad (5)$$

$$\dot{\theta}_2 = C\mathbf{x} \quad (6)$$

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 & \dot{\theta}_2 \end{bmatrix}^T \quad (7)$$

ただし、式中の記号は次に示すものとする。

$$D = \begin{bmatrix} -k_{11}k_{13}/J_1 & k_{12}k_{13}/J_1 \\ k_{21}k_{23}/J_2 & -k_{22}k_{23}/J_2 \end{bmatrix} = [d_{ij}]$$

$$T_f = \begin{bmatrix} \tau_{1f}/J_1 & \tau_{2f}/J_2 \end{bmatrix}^T$$

$$B_1 = \begin{bmatrix} 1/J_1 & 0 \end{bmatrix}^T, B_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1/J_2 \end{bmatrix}^T$$

$$C = \begin{bmatrix} 0 & 1 \end{bmatrix}$$

摩擦力 T_f は単純化のため省いて考える。この単純化は、粘性摩擦は系を安定化させる作用があること、また、本研究のEHAにおいてはクーロン摩擦は大きくないことを考えると妥当である。

EHAの感度関数 S は、

$$S = C(sI - D)^{-1}B_2 = \frac{1}{J_2} \frac{s - d_{11}}{s^2 - (d_{11} + d_{22})s + (d_{11}d_{22} - d_{12}d_{21})} \quad (8)$$

と求められる。 $|S|$ が大きいということは、小さい τ_2 で大きな $\dot{\theta}_2$ を得ることができる、すなわち、動作の補助を行うことができることを意味する。

いま、関節制御系が状態フィードバック $H_1 = [h_{11} \ h_{12}]$ で与えられるものとし、人の制御系が状態フィードバック $H_2 = [0 \ h_{22}]$ で与えられると仮定する。関節制御系の状態フィードバックは τ_1 へ入力され、人の制御系は τ_2 へ入力される。これらのフィードバックが **Fig.8** に示すように作用すると、状態フィードバック全体は $B_1H_1 + B_2H_2$ となる。 H_1 は系が安定になる範

Table 4 Design parameter of EHA

d_{11}	$-0.0603 \times 10^4 [1/s]$
d_{12}	$7.94 \times 10^4 [1/s]$
d_{21}	$0.0624 \times 10^4 [1/s]$
d_{22}	$-8.22 \times 10^4 [1/s]$
J_1	$2.38 \times 10^{-5} [kgm^2]$
J_2	$8.83 \times 10^{-4} [kgm^2]$

囲でなければならない。いま、 $D' = D + B_1 H_1 + B_2 H_2 = [d'_{ij}]$ とすると、感度関数は

$$S = C(sI - D')^{-1} B_2$$

$$= \frac{1}{J_2} \frac{s - d'_{11}}{s^2 - (d'_{11} + d'_{22})s + (d'_{11}d'_{22} - d'_{12}d'_{21})} \quad (9)$$

であり、そのゲインは

$$|S(j\omega)| = \frac{1}{J_2} \left| \frac{j\omega - d'_{11}}{(d'_{11}d'_{22} - d'_{12}d'_{21} - \omega^2) - j(d'_{11} + d'_{22})\omega} \right| \quad (10)$$

となる。式 (10) ならびに、 h_{22} が固定であることを考慮すると、 h_{11}, h_{12} を安定範囲内で最大化すれば $|S|$ を増大させることが可能であると分かる。人は安定化制御器であることを考えると、 $h_{12} > 0$ の状態フィードバックを行うこと、すなわち、 $\hat{\theta}_2$ を正のゲインで τ_1 にフィードバックすることが $|S|$ を増大すると推測できる。このようなフィードバック H_1 は関節制御系単体としては不安定となるが、人の筋骨格制御系 H_2 が全体を安定化する。

これを検証するために、膝パワーアシスト用 EHA のパラメータに状態フィードバックを施した際の数値計算を行った。解析に用いたパラメータは CAD から求め、Table 4 である。 J_1 はバックドライバビリティの改善のためにイナーシャスケリングを施していることを仮定し、表の値に 1/3 を乗じたものとした。二次側のイナーシャは膝用パワーアシストの出力側イナーシャのみで、人の脚のイナーシャを含まないが、このイナーシャの差異は傾向を変化させないことが容易に確認できる。また、 $h_{11} = 0$ 、 $h_{22} = -100$ とおいた。 h_{11} の正の方向の許容値は小さいためここでは 0 とおくこととした。 h_{22} の値に根拠はないが、傾向を見るために現実的な大きさの安定化制御器を選択した。

h_{12} を $-1.2 \leq h_{12} \leq 1.2$ の範囲で変化させた際の S のボード線図を Fig. 9 に示す。Fig. 9 からシステムが安定限界に近づくに従って $|S|$ が増大することが確認された。これらの結果から、 h_{12} は安定な範囲で正の値とすることが感度関数 S のゲインを増大し、動作の補助を行う制御となることが示された。

なお、本検証は駆動力の伝達が剛体結合であることを仮定しているが、実際には人とパワーアシストとの結合はモデル化困難なダイナミクスを伴うため、人がパワーアシストを装着する際には系のゲイン余裕を大きく取らざるを得ない。さらに、上記 h_{22} を計測することは困難であることも考えると、本手法では h_{12} は実機にてチューニングすることが妥当であり、その値の大小を議論することに意味はないといえる。

Fig. 9 Bode plot of sensitivity function of designed EHA with variable feedback gain (h_{12})

5. 実 験

5.1 受動軸の評価

受動軸が装着感に与える影響を評価するため、取り付け部が脚部に対して作用する力を測定し、受動軸の有無で比較した。作用力の測定点は大腿・下腿両取り付け部のそれぞれ四隅、合計 8 点とし、センサとして感圧抵抗フィルムを用いた。計測はスクワットを数回繰り返し膝の角度と脚への作用力を記録した。評価は作用力の変化が最大となる点で受動軸の有無の比較を行った。すなわち、評価に用いる作用力 f_{max} は次式で与えられる。

$$f_{max}(t) = f_j(t) \quad (11)$$

ここで、 j は測定点のインデックスとし、次式により決定する。

$$j = \arg \max_i \int_0^t (f_i(\xi) - \bar{f}_i)^2 d\xi \quad (12)$$

$$\bar{f}_i = \frac{1}{t} \int_0^t f_i(\xi) d\xi \quad (13)$$

受動軸の有無の比較図を Fig. 10 に示す。 f_{max} が観測された点は大腿取り付け部の後上方のセンサとなった。Fig. 10 から分かるように、受動軸がない場合の $\max_t f_{max}(t)$ は 38 [N] であったのに対して、受動軸を配置することで $\max_t f_{max}(t)$ が 6 [N] に低下している。このときの関節運動軌道に大差はない。このことから、受動軸が screw-home movement による軸のミスアライメントを吸収し、装着感を向上することが確認された。

5.2 バックドライバビリティの評価

開発した EHA のバックドライバビリティを評価するために既知の外力に対する受動的な振る舞いを記録した。実験は EHA の出力軸に取り付けたリンクに対してワイヤを取り付け、フォースゲージを介して操作力を加え、そのときの出力軸ならびにボン

Fig.10 Comparison of force link pressing against leg by existence of passive joints. Dashed line shows the case without passive joint. Solid line shows the case with passive joints

Table 5 Comparison between calculated and measured back-drive torque

Pressurization[MPa]	0.5	1.0	1.5
Measured Output Back-drive Torque [Nm]	less than 0.20		
Expected Output Back-drive Torque [Nm]	0.037	0.038	0.040
Measured Total Backdrive Torque [Nm]	1.3	2.2	4.8
Expected Total Backdrive Torque [Nm]	1.6	1.9	2.2

ブ軸の位置を記録した。その結果、Table 5 に示すトルクにおいて出力バックドライブならびに全バックドライブ[16]が確認された。出力バックドライブに関しては測定限界の 200 [mNm] 以下でバックドライブすることが確認された。これは、最終減速比が 1 : 449 であることを考えると極めて優れたバックドライブバビリティを発揮していると言える。

軸シールの摩擦力測定では出力軸のシールとポンプ軸のシールを同一の寸法で測定し、寸法に応じてスケールを施して用いた。治具のシール径は 18 [mm] であり、出力軸の直径は 15 [mm] であったため大きな誤差なく推定できたが、ポンプ軸径は 4 [mm] であるため、スケール精度が悪かったことが与圧が 1.5 [MPa] の際の全バックドライブトルクの測定結果と想定トルクの誤差の原因である。

5.3 外乱オブザーバを用いた摩擦補償

第三章で提案した摩擦補償を検証するために、コンプライアンス制御を施した系に対してトルクのステップ入力を行い摩擦補償の有無による影響を観察した。

この実験では回転軸を水平に固定できる治具を用いて油圧モータを固定し、リンクを鉛直上向きに配置した。イナーシャスケールリングは 1 : 5 (物理量の 5 分の 1) とし、コンプライアンス制御の剛性は 4 [Nm/rad] とした。この系に初期変位を手動で与

Fig.11 Step response comparison. Dashed line shows the result of the step response without friction observer. Solid line shows the result with friction observer

え、そこから手を離すことでステップ応答を与えた。

Fig. 11 に応答波形を示す。図から、摩擦補償を行わない場合には臨界減衰の応答が見られるのに対して摩擦補償を行うと振る舞いが減衰振動に変わる。

このことから、提案したオブザーバによって効果的に摩擦推定および補償が行われていることが確認された。

5.4 アシスト制御の評価

アシスト制御の効果を検証するために油圧モータを固定し、出力軸に取り付けたリンクにワイヤを介して負荷トルクを印加した。同様に逆方向から操作トルクを印加し、アシスト制御を行った際の関節角度、負荷・操作トルクを記録した。実験はワイヤ弛緩状態 (実際にはワイヤの弾性でトルクを発生している) から操作トルクを加え、負荷トルクに抗して出力軸を駆動した。比較として制御を行わない場合、低インピーダンス制御のみの場合の実験も行った。イナーシャスケールリングは 1 : 8 とした。

フィードバックゲインを変化させたときの実験結果を Fig. 12 に示す。Fig. 12 から、操作トルクが負荷トルクを超えた時点で油圧モータが回転を開始している様子が見られる。ゲインが 0、すなわち低インピーダンス制御のみの場合は移動開始後の負荷トルクと操作トルクはほぼ一致しており、補償しきれていない摩擦分が増加している。これに対して、アシスト制御を行うと、同様の関節角推移・負荷トルク推移に対して移動を開始した時点で操作力が低下しており、アシスト制御が操作力を補助していることが確認された。なお、現在は重力補償を行っていないため、移動開始には負荷トルク以上の操作トルクが必要であるが、重力補償を行えばこのトルクを低下できる。

実験の結果をエネルギーとしてみたものを Fig. 13 に示す。この図から、同様の運動軌跡に対して、アシスト制御のフィードバックゲインを上げるに従い駆動力が補助されていることが分かる。また、引き上げ時に操作者が消費するエネルギーが補助なしのときに 180 [J] 消費していたのに対して、最大のアシスト時には 134 [J] となり、75%程度に軽減されることが確認された。

5.5 脚表面筋電位比較によるパワーアシスト制御の評価

提案した制御系の有効性を検証するために脚にパワーアシストを装着し、起立動作を行った際の外側広筋の表面筋電位を制御の有無で比較した。筋電位は直流成分を除去した後、絶対値

Fig.12 Trajectory of joint angle, load torque, and operator torque under variable feedback gain. Gain ratio are (Dotted) : (Dashed) : (Dotted Dashed) : (Solid) = 0:1:2:3

Fig.13 Energy profile of load and operator of power augmenting control evaluation. Feedback gain settings (short dashed): (long dashed): (dotted dashed): (solid) = 0: 1: 2: 3. Dashed line with two dots shows the result with no control

を取り、30 [Hz] のバタース型 FIR ローパスフィルターを施すことで積分筋電位 (iEMG: integrated EMG) とし、筋活動度の推定値とした。なお、iEMG は最大随意等尺収縮 (MVC: Maximum Voluntary Contraction) 時の値で正規化した。

実験は装着の有無、低インピーダンス制御の有無、アシスト制御の有無の差を見るために **Table 6** に示す条件下で行った。アシスト制御においては異なるフィードバックゲインで差異を評価した。低インピーダンス制御はイナーシャスケリングを 1:2、アシスト制御のフィードバックゲインは 10 とした。これらの値は装着時に実機にてチューニングした結果である。

Fig. 14 に起立動作時の関節角度と iEMG [%MVC] の軌跡を示す。また、起立動作時における iEMG の積分値をパワーアシストを装着していないときの値で正規化した結果を **Table 7** に示す。この表から、アシスト制御が行われることにより筋活動

Table 6 Condition of power assist control evaluation. Y: yes, N: no

Case	1	2	3	4
Power Assist Device	N	Y	Y	Y
Low Impedance Control	N	N	Y	Y
Power Assist Control	N	N	N	Y

Table 7 Result of power assist control evaluation

Case	1	2	3	4
Total iEMG Ratio	1.0	1.4	0.73	0.57

度が低下していることが分かる。本来であれば、低インピーダンス制御を行った場合と非装着時の筋電位は同程度になるべきであるが、パワーアシストを装着したことにより筋の使い方が変化した、筋電位計の接触状況が変化したなどの要因により低インピーダンス制御のみでも筋活動度の低下が見られる。この分を誤差と見てもアシスト制御を行うことによる筋活動度の低下が確認できる。一方、装着のみで制御を行わない場合は、バックドライブはできるもののその粘性抵抗により筋が余分な仕事をする事になり、筋活動が増加している。このことから、低インピーダンス制御の有効性とアシスト制御との組み合わせの有効性が確認された。

6. お わ り に

本稿では高齢者の日常的な起居動作を補助することを目的とした装着感に優れ、不安定な生体信号に依存しないパワーアシストの実現に、アクチュエータのバックドライバビリティという観点から取り組み、電気静油圧アクチュエータを用いた構成法を提案した。起立時に大きなトルクが必要で、脱力時に大きな事故につながりやすい膝関節に注目し、膝関節用パワーアシストを開発、さらに、感度関数増大型アシスト制御を行うことで、日常的な使用に耐えうる制御系の開発を目指した。以下本

Fig.14 Muscle activity comparison on presence of power augmenting device and control. Dotted: Case 1. Dotted dashed: Case 2. Dashed: Case 3. Solid: Case 4. Areas under dashed line and solid lines in iEMG graphs are shaded for ease of comparison

稿の結論である。

- (1) 一般的な高齢者の自立補助を行うために必要な最大補助トルクは 10 [RPM] のときに 30 [Nm]，無負荷状態で 55 [RPM] の最大駆動速度である。
- (2) トロコイドポンプと揺動型ダブルベーンモータを組み合わせることでバッテリーを除く総重量 1.1 [kg] の軽量膝用パワーアシストデバイスを開発した。このパワーアシストは最終減速比が 1 : 449 に上るにもかかわらず，制御なしで 0.2 [Nm] 以下のトルクでバックドライブすることが可能である。
- (3) 駆動軸に垂直な 2 本の受動軸を配置することで screw-home movement によるパワーアシストと人の回転軸のずれを許容する方法を提案した。この効果により脚とパワーアシスト間の圧迫力が 1/6 以下に低下することを確認した。
- (4) イナーシャスケリングと外乱オブザーバ型摩擦補償により静油圧駆動系のバックドライバビリティを向上する低インピーダンス制御器を提案した。コンプライアンス制御時のステップ応答の振動モードが摩擦補償により変化することから低インピーダンス制御の有効性を確認した。
- (5) 感度関数のノルムを増大することでアシスト力を得る制御と低インピーダンス制御を組み合わせる手法を提案した。提案手法単体では静的トルクの補助はできないが，動的トルクの補助により最大で駆動エネルギーの 25 [Nm] を補助することが確認された。
- (6) 開発したパワーアシストを実際に人に取り付け，膝トルクの補助を行った。その結果，非装着時に比べてアシスト制御を行うと外側広筋で 43% 筋活動度の低下が確認された。

謝 辞 本研究日本学術振興会平成 21 年度科学研究費補助金特別研究員奨励費「力感応ヒューマノイドロボットのためのバックドライバブル HST アクチュエータ」(20・10620 代表：神永拓) ならびに油空圧機器技術振興財団平成 22 年度研究助

成金「ロボット関節用スクリーポン静油圧アクチュエータの研究」(代表：神永拓)，日本学術振興会平成 22 年度科学研究費補助金基盤研究 (S)「身体運動と言語を統一した人間・機械コミュニケーションの成立」(20220001) (代表：中村仁彦) の支援を受けて実施したものである。

参 考 文 献

- [1] B.J. Makinson: Research and Development Prototype for Machine Augmentation of Human Strength and Endurance, Hardiman I Project, Technical Report S-71-106, General Electric Co., 1971.
- [2] T. Hayashi, H. Kawamoto and Y. Sankai: "Control method of robot suit hal working as operator's muscle using biological and dynamical information," Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.3063-3068, 2005.
- [3] J.E. Pratt, B.T. Krupp, C.J. Morse and S.H. Collins: "The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking," Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2430-2435, 2004.
- [4] H.K. Kwa, J.H. Noorden, M. Missel, T. Craig, J.E. Pratt and P.D. Neuhaus: "Development of the IHMC Mobility Assist Exoskeleton," Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2556-2562, 2009.
- [5] H. Kazerooni, J.-L. Racine, L. Huang and R. Steger: "On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.4353-4360, 2005.
- [6] K. Yamamoto, K. Hyodo, M. Ishii and T. Matsuo: "Development of Power Assisting Suit for Assisting Nurse Labor," Japan Society of Mechanical Engineers International Journal Series C, vol.45, no.3, pp.703-711, 2002.
- [7] T. Aida, H. Nozaki and H. Kobayashi: "Development of Muscle Suit and Application to Factory Laborers," Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, pp.1027-1032, 2009.

- [8] J.S. Sulzer, R.A. Roiz, M.A. Peshkin and J.L. Patton: "A Highly Backdrivable, Lightweight Knee Actuator for Investigating Gait in Stroke," IEEE Transactions on Robotics, vol.25, no.3, pp.539-548, 2009.
- [9] 杉原敏道, 三島誠一, 武田貴好, 松山貴子, 長沼誠, 田中基隆, 落合悦子, 高木麻里子, 対馬榮輝: "高齢者の起立動作能力と排泄の自立度について", 理学療法科学, vol.22, no.1, pp.89-92, 2007.
- [10] 立花陽明: "変形性膝関節症の診断と治療", 理学療法科学, vol.20, no.3, pp.235-240, 2005.
- [11] C.J. Jones, R.E. Rikli and W.C. Beam: "A 30-s Chair-Stand Test as a Measure of Lower Body Strength In Community-Residing Older Adults," Research Quarterly for Exercise & Sport, vol.70, pp.113-119, 1999.
- [12] 中谷敏明, 瀬本雅一, 三村寛一, 伊藤稔: "日本人高齢者の下肢筋力を簡便に評価する 30 秒椅子立ち上がりテストの妥当性", 体育学研究, vol.47, pp.451-461, 2002.
- [13] 中原和美: "最大下肢伸展筋力および生活機能と 30 秒椅子立ち上がりテストの関連性", 理学療法科学, vol.22, no.2, pp.225-228, 2007.
- [14] 独立行政法人製品評価技術基盤機構, 人間特性データベース, <http://www.tech.nite.go.jp/human/jp/contents/cindex/database.html>
- [15] M.P. Murray, G.M. Gardner, L.A. Mollinger and S.B. Sepic: "Strength of Isometric and Isokinetic Contractions," Physical Therapy, vol.60, no.4, pp.412-419, 1980.
- [16] H. Kaminaga, J. Ono, Y. Nakashima and Y. Nakamura: "Development of Backdrivable Hydraulic Joint Mechanism for Knee Joint of Humanoid Robots," Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automations, pp.1577-1582, 2009.
- [17] 神永拓, 山本泰地, 小野淳也, 中村仁彦: "ハイドロスタティックトランスミッションを用いた駆動機構を持つロボットハンドの開発", 第25回日本ロボット学会学術講演会予稿集 CD-ROM, 1L17, 2007.
- [18] L.G. Hallen and O. Lindahl: "The "Screw-Home" Movement in the Knee Joint," Acta Orthopaedica, vol.37, pp.97-106, 1966.
- [19] J.J. O'Connor, T.L. Shercliff, E. Biden and J.W. Goodfellow: "The Geometry of the Knee in the Sagittal Plane," Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, vol.203, no.H4, pp.223-233, 1989.
- [20] C. Ott, A. Albu-Schäffer and G. Hirzinger: "A Passivity Based Cartesian Impedance Controller for Flexible Joint Robots. Part I: Torque Feedback and Gravity Compensation," Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2659-2665, 2004.
- [21] T. Kawakami, K. Ayusawa, H. Kaminaga and Y. Nakamura: "High-Fidelity Joint Drive System by Torque Feedback Control Using High Precision Linear Encoder," Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.3904-3909, 2010.
- [22] A. De Luca and R. Mattone: "Actuator Failure Detection and Isolation Using Generalized Momenta," Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.634-639, 2003.
- [23] L. Tien, A. Albu-Schäffer, A. De Luca and G. Hirzinger: "Friction Observer and Compensation for Control of Robots with Joint Torque Measurement," Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.3789-3795, 2008.

神永 拓 (Hiroshi Kaminaga)

1997年3月上智大学理工学部機械工学科卒業。1999年3月京都大学大学院工学研究科機械工学専攻修士課程修了。同年4月アジレント・テクノロジー株式会社入社。2002年5月株式会社ゼットエムピー入社。2009年3月東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻博士課程修了。2008年4

月より日本学術振興会特別研究員。2009年10月より東京大学大学院情報理工学系研究科助教。東京大学情報理工学博士。ロボットの駆動機構に関する研究に従事。(日本ロボット学会正会員)

甘利友也 (Tomoya Amari)

2008年3月東京工業大学工学部機械知能システム学科卒業。同年4月東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻修士課程に進学。2010年3月同大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻修士課程修了。同年4月株式会社本田技術研究所入社。現在に至る。在学時ロボット用アクチュエータに関する研究に従事。

中村仁彦 (Yoshihiko Nakamura)

1982年京都大学大学院博士課程退学。1982年4月より87年8月まで京都大学助手。1987年9月より91年3月までカリフォルニア大学サンタバーバラ校助教授、準教授。1991年4月より東京大学に勤務。現在大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻、教授。京都大学工学博士。ロボットの運動学、動力学、制御、および知能情報処理、特に非ホロノミックロボット、外科手術用ロボット、脳型情報処理、ヒューマノイドや人間の運動・力学情報の計算論などの研究に従事。システム制御情報学会、計測自動制御学会、日本コンピュータ外科学会の会員。Academy of Engineering Science of Serbia 外国人会員、日本機械学会フェロー、日本ロボット学会フェロー、IEEE フェロー、World Academy of Arts and Science フェロー。対災害ロボティクスタスクフォースアンカーマン。(日本ロボット学会正会員)

田中宏和 (Hirokazu Tanaka)

2010年3月東京大学工学部機械情報工学科卒業。同年4月東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻修士課程に進学。現在に至る。ロボット用アクチュエータに関する研究に従事。

(日本ロボット学会学生会員)

丹羽大和 (Yamato Niwa)

2010年3月東京大学工学部機械情報工学科卒業。同年4月東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻修士課程に進学。現在に至る。ロボット駆動用アクチュエータに興味を持つ。