非正パワーアシストによる筋疲労の低減*

増田 新^{*1}, 橋本 展幸^{*2}, 谷口 峻介^{*3}, 古池 裕智^{*4}

Reduction of Muscle Fatigue by Nonpositive Power Assistance

Arata MASUDA^{*1}, Nobuyuki HASHIMOTO, Shunsuke TANIGUCHI
and Hironori FURUIKE^{*1} Department of Mechanical and System Engineering, Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606-8585, Japan

In this paper, a concept of power assistance of human motion, called “nonpositive power assistance” is proposed, mainly targeting the prevention of injuries in nursing-care activities. In this concept, only the human motions accompanied by isometric and eccentric muscle contractions, which are the main cause of the muscle fatigue and muscle fibre damages, are assisted, whereas the motions with concentric contraction, which require positive power input, are not supported. Since the nonpositive power assistance is feasible by using ON/OFF-controlled passive breaks installed in parallel with the muscles, this concept allows a design of an energy-saving power assist apparatus which may effectively prevent the user from muscle fatigue and muscle injury. A single-axis proof-of-concept test apparatus for the cubital joint assistance has been designed, and the experiments of cyclic loading-unloading-holding tasks using eight subjects have been carried out to evaluate the effectiveness of the proposed concept in terms of the surface electromyographic signals from the biceps brachii. It has been concluded that the progress of the muscle fatigue has been significantly reduced ($p < 0.05$) by using the proposed nonpositive power assist apparatus.

Key Words : Power Assistance, Muscle Fatigue, Nursing Care, Semi-Passive Control

1. 緒 言

介護作業は重労働であり、介護労働における身体的負担は介護従事者にとって大きなストレスとなっている⁽¹⁾⁽²⁾。介護労働者は介護事故や腰痛を予防するための介護動作に関する教育や福祉機器の整備を望んでおり⁽¹⁾、それらの工学的手段により介護者の身体的負担を軽減させることは、介護労働環境を改善し働き手を確保する有効な手段になると考えられる。そこで本研究では、介護者の身体的負担を軽減するための汎用的な機器として装着型パワーアシスト装置に着目する。

装着型パワーアシスト装置は、人体に装着することで人体が発生すべき関節トルクをアシストするものであり、介護作業のほか、リハビリテーション、荷役作業、農作業、軍事など多分野での適用が期待されている。現在開発されている装着型パワーアシスト装置の多くは、人体の関節をバイパスする可動軸を持つ外骨格フレームを人体に装着し、可動軸に配したアクチュエータで関節トルクを供給する形式の外骨格型アシスト装置⁽³⁾である。これらのうち、下肢全体をアシストする下肢外骨格型^{(4)~(6)}や全身をアシストするフル外骨格型⁽⁷⁾⁽⁸⁾⁽³⁾は、多数のアクチュエータ、制御装置、電源を含む装置重量を支持するために高剛性の外骨格フレームを地面から立ち上げる必要があり、これがさらに装置重量を増加させるために装置の大型化、高重量化が避けられない。いっぽう、たとえば農作業における肩・肘関節のアシスト⁽⁹⁾、走行動作における膝関節のアシスト⁽¹⁰⁾や、介護作業によって負傷しや

* 原稿受付 2013 年 1 月 16 日

^{*1} 正員、京都工芸繊維大学大学院工芸科学研究科機械システム工学部門
(〒606-8585 京都府京都市左京区松ヶ崎御所海道町)^{*2} 京都工芸繊維大学大学院工芸科学研究科機械システム工学専攻^{*3} (株)小松製作所^{*4} 任天堂(株)

E-mail: masuda@kit.ac.jp

すい腰部の保護を目的としたアシスト⁽¹¹⁾など、人体の特定部位への負担を軽減することを目的とする場合、本質的には全身のアシストは不要であり、フル外骨格型のパワーアシスト装置は機能過剰である。したがって、このような用途においては特定の関節部のみを部分的にアシストするコンパクトな装置の開発が望ましい。しかし、部分的アシスト装置では装置自重を地面に逃がすことができないため、装置の軽量化が必須の要求事項となる。

装着型パワーアシスト装置の軽量化においてはアクチュエータの消費パワーが支配的なパラメータであり⁽¹²⁾、これを合理的に抑制することができればアクチュエータ自身の軽量化に加えて搭載するバッテリーの重量をも低減することが可能になる。アシスト装置としての要求性能を確保しつつアクチュエータの低消費パワー化を達成するためには、要求される性能要件の範囲内でアシスト率、すなわち作業に必要な関節トルクに対するアクチュエータの発生トルク比、をできるだけ低減することが求められる。特に介護作業に対するパワーアシスト装置の場合、要求される性能とは装着者の筋疲労の抑制と障害の防止であり、これを評価指標とした最小限のアシスト率設計を模索する必要がある。しかしこのことに注目した研究は著者らの知る限り見当たらない。

著者らは、筋肉の等尺性収縮動作および遠心性収縮動作のみのアシストに特化したアシスト方式を提案している⁽¹³⁾。ここではこれを「非正パワーアシスト」方式と呼ぶことにする。重量物の持ち上げ動作、保持動作、降ろし動作を例にとると、持ち上げ動作に対する主動作筋の各動作における収縮様式は、順に求心性収縮、等尺性収縮、遠心性収縮となる。非正パワーアシストでは、このうち等尺性収縮および求心性収縮にかかる動作、すなわち保持動作および降ろし動作のみのアシストを行う。これらの動作においては正の仕事を必要としないため、ブレーキ機構による受動的なアシストが可能であり、原理的にはエネルギー供給を必要としない。すなわちこの方式では、アシスト対象となる動作にかかる主動作筋の収縮様式に着目し、収縮様式に応じてアシスト率を 0% と 100% で切り替えることによって装置の消費パワーを格段に低減することをねらうものである。

ここで生じる自然な疑問は、持ち上げ動作のアシストなくして装置の目的、すなわち筋疲労の抑制や障害の防止を十分に達成できるのかということである。そこで本論文では、肘関節用の 1 軸の非正パワーアシスト装置を用いて被験者に重量物の持ち上げ・降ろし・保持の繰り返しタスクを課し、持ち上げ動作の主動作筋である上腕二頭筋に生じる筋疲労を表面筋電位によって評価する。これによって、このタスクにおける降ろし動作および保持動作のみの選択的アシスト、すなわち非正パワーアシストが筋疲労の抑制に十分な効果を有することを示す。

2. 実験装置と方法

2-1 肘関節用非正パワーアシスト 1 軸アーム

コンセプト実証用の実験装置として肘関節アシスト用の操作型 1 軸アームを製作した。全体の外観図を図 1 に示す。この装置は本体とアーム部からなり、アームは本体に対して主軸まわりに回転可能に取り付けられている。アームの先端にはアームに直交したハンドルがあり、ハンドルと同軸に 5 kg の円盤状の錘が取り付けられている。アームの長さは使用者に合わせて調節可能であり、ハンドルを逆手に握って手首を真直にしたときに主軸が肘関節回転中心と同軸になるよう調節して使用する。主軸は 1 段の平歯車を介してブレーキ軸と連結されており、アームの回転を歯車で 5 倍に増速したのち電磁ブレーキで制御する構造である。ハンドル基部にはハンドルに作用する周方向せん断力を計測するよう設計された平行ビーム型の起歪体が構成されており、起歪体に貼付された 4 枚のひずみゲージにより、ハンドルを握った使用者の腕がハンドルを介してアーム先端に与える操作力の周方向分力 F_m を計測する。予備実験により、 F_m への感度に比して他方向の力およびモーメント負荷への感度は 5% 未満であることを確認している。また、アームにも同様にひずみゲージが貼付されており、2 アクティブゲージ法でアームにかかる主軸周りのトルク T_a を計測する。また、アームの仰角 θ をポテンシオメータで計測する。なお、 F_m 、 T_a および θ は持ち上げ方向を正とする。これらの計測信号はアナログ I/O を介して PC に取り込まれ、これらに基づいて MATLAB Realtime Windows Target で実装した制御プログラムによりブレーキの ON/OFF 状態が決定される。デジタル I/O を介してブレーキ制御回路に制御信号が出力されブレーキが ON/OFF 制御される。

制御プログラムは以下に述べる制御則によってブレーキの ON/OFF 状態を決定する。アームの回転運動に関して次の運動方程式が成り立つ。

$$(m\ell^2 + I_a)\ddot{\theta} = F_m\ell + T_a - (m\ell + m_a\ell_g)g\cos\theta \quad (1)$$

ここで、 ℓ はアームの長さ、 ℓ_g はアームの重心と主軸との距離、 m 、 m_a 、 I_a は錘の質量、アームの質量、およびアームの慣性モーメントである。

Fig. 1 Proof-of-concept apparatus for cubital joint assistance

の主軸周り慣性モーメントである．本研究において被験者に要求するタスクは急峻な動作を含まないため上式の慣性項は他の項に比較して無視できると仮定し，アシスト力 $F_a = T_a / \ell$ ，等価荷重 $W = (m\ell + m_a\ell_g)g / \ell$ を定義すると，

$$F_m + F_a = W \cos \theta \quad (2)$$

すなわち，操作者が発生する操作力 F_m とアシスト力 F_a の合力で等価荷重の周方向成分を支えていることになる．

ブレーキの制御は，表1の状態遷移表にしたがって行う．表の第1列は現在のブレーキ状態，第1行は現在のアシスト力と操作力に関する不等式，第2行第2列から第3行第3列までは次の制御周期におけるブレーキ状態である．まず，ブレーキがONでアームが静止している保持状態（第2行第3列）を考える．このとき，ブレーキが発生する静止摩擦トルクによって手先では等価荷重 $W \cos \theta$ にちょうどつりあうアシスト力 F_a が働くため，操作者は力を発揮する必要がなくアシスト率は100%である．次に，操作者が錘を持ち上げるべくハンドルに持ち上げ方向の力を加えて徐々に大きくしていくと，操作力 F_m が増加し等価荷重 $W \cos \theta$ と等しくなったのち，さらに $F_m > W \cos \theta$ となる．このときアシスト力 F_a は式(2)より負の値になる．つまり， F_a が負の微小量 $-\varepsilon_a$ ($0 < \varepsilon_a \ll W$) 以下になることをもって，持ち上げ動作を行おうとする操作者の意志を判別することができるので，このときブレーキをOFFに切り替える（第2行第2列）．ブレーキがOFFになるとアシスト力 F_a はゼロとなり，これは $-\varepsilon_a$ より大きいので次の制御周期でブレーキはONに戻る（第3行第3列）．持ち上げ動作の際はこれを繰り返すことによってアシスト力は $-\varepsilon_a < F_a \leq 0$ に保たれ，その結果，式(2)より操作者は等価荷重よりわずかに大きな操作力 $W \cos \theta \leq F_m < W \cos \theta + \varepsilon_a$ で持ち上げを行うことになる．すなわち持ち上げ動作に対するアシスト率は0%である．

いっぽう，保持状態（第2行第3列）から降ろし動作を開始するときは，操作力 F_m は負の方向に作用するため， F_m が負の微小量 $-\varepsilon_m$ ($0 < \varepsilon_m \ll W$) 以下になることをもって降ろし動作を行おうとする操作者の意志を判別することができる．このときブレーキをOFFに切り替えると（第2行第2列） $F_a = 0$ となってアームは落下し，操作力はしきい値 $-\varepsilon_m$ より大きくなって次の制御周期でブレーキはONに戻る（第3行第3列）．これを繰り返すことによって操作者は降ろし方向にわずかな操作力 $-\varepsilon_m < F_m \leq 0$ を加えながら降ろし動作を行うことになる．このとき，式(2)よりアシスト力は $W \cos \theta \leq F_a < W \cos \theta + \varepsilon_m$ であり，降ろし動作に対するアシスト率は100%となる．

そして，持ち上げ動作，降ろし動作のいずれにおいても，動作中に操作者が力を抜くと $F_m = 0$ となるのでブレーキはONのまま保持され（第2行第3列），保持動作に移行する．

以上のように，表1の制御則によって，降ろし動作および保持動作に対して100%，持ち上げ動作に対して0%のアシスト率となる非正パワーアシストが，荷重の大きさ W を知ることなくブレーキのON/OFFのみで実現できる．

Table 1 State transition table for brake control

	$F_a \leq -\varepsilon_a$ OR $F_m \leq -\varepsilon_m$	$F_a > -\varepsilon_a$ AND $F_m > -\varepsilon_m$
ON	OFF	ON
OFF	OFF	ON

$$0 < \varepsilon_a \ll W, 0 < \varepsilon_m \ll W$$

しきい値 $\varepsilon_a, \varepsilon_m$ の値は持ち上げ、降ろし動作中の操作力に影響するため荷重レベルに対して十分小さくすべきであるが、小さすぎるとセンサノイズや式 (2) で無視した慣性項の影響による誤動作を招くため、後の実験では試行錯誤的にそれぞれ 2N, 5N 程度の値に設定した。

なお、ここで示した制御則は本研究で実施する実験において課すタスクに対して支障なく動作することを要件としたもので、実際のアシスト装置への適用のためには解決すべき課題が残る。第一に、上述の制御則は F_m を直接計測可能であることを前提としているが、これは本装置において錘がアーム側に固定されており、荷重作用点と人体をつなぐハンドル部に力センサを置くことが可能なためである。実際の装着型パワーアシスト装置では重量物の荷重は人体側に作用するためそのような構成を取ることができない。したがって、 F_m を他の情報から推定するか筋電位などの生体信号から間接的に取得する必要がある。第二に、上述の制御則でブレーキを ON/OFF すると降ろし動作の際にびびりが発生し操作の快適性を損なうため滑らかな降ろし動作のための工夫が必要である。第三に、速い持ち上げ動作から速い降ろし動作に急峻に移行する場合など、重力加速度に匹敵するほど大きな加速度がアーム先端に発生する動作に対しては、式 (2) において無視した慣性項が支配的になりブレーキ制御に顕著な悪影響をもたらす可能性が予想される。これらの問題点の影響評価や解決は今後の課題である。

2.2 実験方法

実験は京都工芸繊維大学「ヒトを対象とする研究倫理審査委員会」の承認 (2011-17) の下、8 名の被験者の協力を得て行った。被験者の性別は男性 7 名、女性 1 名、年齢は 22 歳から 26 歳である。被験者には実験に先立ち、研究の概要・実施方法等を十分説明した上で、同意書への署名・捺印を求めた。また、実験内容と生じうる不利益・苦痛について十分な説明を行い、また実験中に実験の中断を希望した場合は直ちに中止することを説明した。

実験は次の手順で行った。まず事前の準備として、図 1 のように机上に設置した 1 軸アームのハンドルを被験者が右手で逆手に握り手首を真直にして肘を机上のクッションの上に置いた状態で、肘関節回転中心とアーム主軸が同軸になり、かつアームの仰角が 0° (水平) のとき錘が机面から浮くように、アーム長とクッション高さを調整した。

被験者には、アームの仰角を 0° (水平) で 3 秒間保持し、次に 0° から 45° まで 3 秒間で持ち上げ、直後に 3 秒間で再び 0° まで降ろす動作を 1 サイクルとして繰り返すタスクを課した。0° と 45° の仰角における手先位置に目印をおいて、これら目印の間でアームを等角速度で操作するように指示した。各動作の動作時間は 1Hz のメトロノームを 3 拍子に設定して、これを聴かせることで教示した。また、全動作を通じて手首は曲げずに真直に保ち、上腕部と肩部は動かさず肘関節の屈曲伸展のみを行うよう指示した。さらに実験を始める前の練習として、アームから錘を外しブレーキを OFF に保った状態で 5 回程度の繰り返し動作を行わせ、動作への慣れを促した。

以上の準備のあと、アームに 5kg の錘を取り付けて被験者実験を行った。最初に、アームのブレーキを前述の制御則で ON/OFF 制御した状態 (アシストあり) で、動作開始から 100 サイクルが経過するまでの間、上述の動作サイクルを被験者に繰り返させた。次に 1 日以上十分な休息の後、アームのブレーキを OFF に保った状態 (アシストなし) で、同じ動作サイクルを被験者に繰り返させた。この場合は、動作開始から 100 サイクルが経過するか、筋疲労が限界に達してそれ以上動作が継続できないことを被験者が自己申告した段階で実験を停止した。アシストありの実験を先行させたのは、予備実験の結果から、アシストなしの実験で被る筋肉のダメージが大きく、その影響 (筋肉痛) が長期間続くことがわかっていたためである。また、いずれの実験においても、終了直後および翌日に疲労感、筋肉痛の有無について聞き取りを行った。

筋疲労の評価には表面筋電位を用いた。筋疲労によって表面筋電位は振幅の増大⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾および低周波化⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾を呈することが知られている⁽¹⁸⁾。振幅の増大については、活動に参加する運動単位の数増加や活動電位の同期化が主な原因とされている。また、周波数スペクトルの低周波化は、乳酸などの代謝副生成物の蓄積が細胞内 pH を低

下させて筋線維膜の興奮性を抑制し、そのために筋線維伝導速度 (MFCV) が低下することを一因とすると説明されている。これらはまず等尺性収縮時の筋電位において見いだされたが、その後、動的な収縮においても同様の変化が生じることが示された⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾。さらに時間周波数解析によって時々刻々の変化を追跡できる可能性も示されており^{(21)~(23)}、筋疲労の指標としての表面筋電位の利用は有効な手段として認知されている。

本実験で被験者に課したタスクにおいては、肘を机上に接地し上腕部および肩部を固定した状態での肘関節の屈曲伸展を行うために、アシストなしの場合のタスク全体、およびアシストありの場合の持ち上げ動作において、錘にかかる重力は肘を伸展するモーメント負荷となる。このため、肘屈曲方向の主動筋である上腕二頭筋、上腕筋、腕橈骨筋に引張負荷が作用する。そこで、本研究では上腕二頭筋を被験筋として選定し、被験者の上腕二頭筋の筋腹中央直上の皮膚表面に筋電位センサのアクティブ電極 (FA-DL-141, フォーアシスト社製) を専用の両面テープで貼り付け、アナログインターフェース (FA-DL-720, フォーアシスト社製) を介して筋電位波形をデータロガー (GL900APS, グラフテック社製) でアーム主軸のポテンショメータの電圧波形と共に収録した。サンプリング周波数は 1kHz とした。

2.3 信号処理と指標値の算出

実験開始直後における動作の乱れの影響を避けるために最初の 2 サイクルを除外し、続くサイクルを第 1 サイクルとして残りの筋電位波形について信号処理を行った。まず前処理としてハイパスフィルタおよびローパスフィルタで 10Hz 未満および 200Hz 超の成分を除去し、さらに 60Hz の電源周波数成分を除去した。この筋電位データを、ポテンショメータで計測した回転角によって持ち上げ・降ろし・保持の各動作フェーズに切り分け、それぞれのデータ素片について、筋電位の振幅変化については RMS 値を、また、周波数スペクトルの変化については次式の平均パワー周波数 (MPF)⁽²⁴⁾ を指標値として算出した。

$$MPF = \frac{\int_0^{f_s/2} f \cdot P(f) df}{\int_0^{f_s/2} P(f) df} \quad (3)$$

ここで、 $P(f)$ は筋電位波形のパワースペクトル、 f は周波数、 f_s はサンプリング周波数である。

2.4 正規化

指標値は被験者ごとに正規化を行った。RMS 値についてはアシストなしの場合の第 1 サイクル全体 (約 9 秒間) の RMS 値で除し、MPF 値についてはアシストなしの場合の第 1 サイクルの各動作フェーズ (持ち上げ・降ろし・保持) における MPF 値を平均したもので除した。経過時間については、アシストなしの実験についてはサイクル数を疲労限界までのサイクル数で除したパーセンテージで表し、0% から 100% までを 5% 間隔でリサンプリングして評価した。アシストありの実験については被験者全員が 100 サイクル継続できたため、サイクル数で経過時間を表し、5 サイクル間隔でリサンプリングして評価した。ただし、アシストなしの場合との比較を行う際にはアシストなしの場合と同じ方法で経過時間の正規化を行った。

2.5 統計分析

上述の方法で被験者ごとに正規化した指標値に対して統計的手法による分析を行った。これらの指標値をグラフに図示する際には平均値 $\pm$ 標準誤差を誤差バープロットで示すこととした。動作フェーズによる指標値の差異は片側ペア t 検定によって評価した。動作継続時間に対する指標値の依存性は動作サイクル数を説明変数とする 2 次多項式回帰モデルへの当てはめによって評価し、傾向の有意性は偏回帰係数の両側 t 検定によって評価した。有意と判断された場合は変化量を初期値と最終値の差を初期値で除したパーセンテージで表した。アシストの有無による筋疲労低減効果については、両データの有意差を片側ペア t 検定によって評価した。いずれも有意水準は $p < 0.05$ とした。

3. 実験結果と考察

3.1 筋電位波形

被験者それぞれの実験開始から終了までの持続サイクル数を図 2 に示す。アシストなしの場合は、被験者 7 を除いて筋疲労が限界に達したと自己申告したため 100 サイクル未満で実験を終了しており、持続サイクル数の平

Fig. 2 Numbers of duration cycles. White bars: without assistance; black bars: with assistance.

Fig. 3 EMG signals from biceps brachii of subject No. 1.

均値は 34.9 ± 29.6 回 (平均 $\pm$ 標準偏差) であった。いっぽう、アシストありの場合は全ての被験者が 100 サイクルの繰り返しを完了することができた。

例として、同じ被験者のアシストなしの場合とアシストありの場合について、前処理後の筋電位波形を図 3(a), (b) に示す。いずれも正規化した筋電位波形を動作継続時間を横軸にして示したものである。図より筋電位波形の振幅レベルは、動作開始直後にはいずれの場合も同等であるが、動作継続時間の経過に従ってアシストなしの場合は急激に増大しているのに対し、アシストありの場合は動作開始直後のレベルとほぼ同等に保たれていることがわかる。次に、それぞれの波形をポテンショメータで計測した回転角データに基づいて動作フェーズに切り分けたものの一部 (いずれも動作開始後 120 秒から 160 秒) を同図 (c), (d) に示す。動作フェーズごとに見ると、(c) のアシストなしの場合には持ち上げフェーズ (up) の振幅レベルが最も大きく、次いで保持 (hold)、降ろし (down) の順になっていることがわかる。(d) のアシストありの場合は、保持フェーズにおいて筋電位波形の振幅レベルが最も小さい。これは、ブレーキによるアシストが行われることで全く筋力を発揮する必要がないからである。降ろしフェーズにおいては、前述の制御則より肘を伸展する方向に筋力を発揮するため主に上腕三頭筋と肘筋が活動するが、同時にその拮抗筋である上腕二頭筋にも若干の筋電位が発生するものと考えられる。持ち上げフェーズにおいてはアシストは行われず錘を持ち上げるために必要な力を全て筋力で賄う必要があり、アシストなしの場合と等しい負荷が作用しているが、アシストなしの場合のような筋電位波形の振幅の増加は見られない。

Fig. 4 RMS values without assistance.

Fig. 5 MPF values without assistance.

Fig. 6 RMS values with assistance.

Fig. 7 MPF values with assistance.

3.2 RMS 値と MPF 値の分析

図4にアシストなしの場合のRMS値，図5にアシストなしの場合のMPF値の推移を，被験者各々の持続サイクル数を100%として5%ごとにリサンプリングしたものを示す．表示されている点は被験者間の平均値，誤差バーは標準誤差である．

まずRMS値について，経過時間全般に対して持ち上げフェーズのRMS値が最も大きく，次いで，概ね，保持，降ろしの順で高いRMS値を示した．片側ベータ検定による動作フェーズ間の有意差検定では，持ち上げと保持，持ち上げと降ろしの間のRMS値の差は全時間で有意 ($p < 0.05$)，保持と降ろしの間のRMS値の差は正規化時間48.1%まで有意 ($p < 0.05$) で，それ以降は被験者間のばらつきが増加し正規化時間80%以降は分布がほぼ重なった．文献⁽²⁵⁾では上腕二頭筋の最大随意収縮時の筋電位振幅は大きい方から求心性収縮，等尺性収縮，遠心性収縮の順であることが報告されているが，上述の結果はこれと対応していると考えられる．次に，2次多項式による重回帰分析の結果，いずれの動作フェーズについても正規化時間に対して有意に増加傾向を示し ($p < 0.001$)，回帰モデルにおける最終値は初期値に対して，持ち上げフェーズで197%増，降ろしフェーズで224%増，保持フェーズ

Fig. 8 Comparison of RMS values with and without assistance.

Fig. 9 Comparison of MPF values with and without assistance.

で 135%増であった。

MPF 値については、動作フェーズ間の有意差は認められず、2 次多項式による重回帰分析の結果、いずれの動作フェーズについても正規化時間に対して有意に減少傾向を示し ($p < 0.001$)、回帰モデルにおける最終値は初期値に対して、持ち上げフェーズで 18.4%減、降ろしフェーズで 22.6%減、保持フェーズで 22.9%減であった。

次に、アシストを行った場合の RMS 値と MPF 値の推移をそれぞれ図 6 と図 7 に示す。これらのプロットでは縦軸のみ前述の方法で正規化されており、横軸は経過サイクル数である。

まず、RMS 値について、持ち上げフェーズではアシスト力がゼロであるため図 4 のアシストなしの場合の RMS 値の初期値と同等程度の大きさであり、全時間で他のフェーズより有意に大きかった ($p < 0.001$)。2 次多項式による重回帰分析の結果、経過時間に対して有意な傾向は見られなかった。全く筋力を必要としない保持フェーズでは RMS 値はバックグラウンドノイズのレベルと同等であり、同様に有意な傾向は見られなかった。いっぽう、降ろしフェーズでは、実験開始直後から 21 サイクルまでは保持フェーズに対して有意に大きい ($p < 0.05$) が、経過時間に対して有意な減少傾向があり ($p < 0.001$)、22 サイクル以降は保持フェーズと有意差なし、すなわちバックグラウンドノイズレベルとなり、回帰モデルにおける最終値は初期値に対して 66.1%減であった。この理由は次のように考察できる。2.1 で述べたように、アシストありの場合の降ろし動作では降ろし方向に若干の操作力を必要とする。すなわち肘は伸展方向に若干のトルクを発生しなければならない。このため被験者は肘伸展の主動作筋である上腕三頭筋と肘筋を収縮させることになるが、実験開始直後は「重量物の降ろし動作に対して（通常の方

向とは逆である）降ろす方向に筋力を発揮すること」に慣れないため、肘伸展の拮抗筋である上腕二頭筋も同時収縮してしまうと考えられる。しかし、繰り返しの進行によって動作に習熟すると不要な拮抗筋の活動が最小に抑制される^{(26)~(28)}ため、上腕二頭筋の筋電位が無収縮のレベルまで減少するものと考えられる。

MPF 値については、経過時間に対する重回帰分析の結果、保持フェーズのみ有意な増加傾向が認められたが ($p < 0.05$)、他の動作フェーズについては有意な傾向は見られなかった。しかし、そもそも上述のように保持フェーズ全体および 22 サイクル以降の降ろしフェーズでの筋電位振幅はバックグラウンドノイズレベルであり、このような信号から計算した MPF 値は有効な情報とは言えない。いっぽう、持ち上げフェーズについて見ると図 7 は図 5 よりばらつきが大きい、これはアシストなしの場合の第 1 サイクルにおける MPF 値で両グラフの縦軸を正規化しているためであり、実験開始時の MPF 値の実験間でのばらつきを反映したものである。

そこで、アシストありの場合には持ち上げフェーズの筋電位にのみ有効な情報が含まれていると考えて、持ち上げフェーズにおける指標値の推移をアシストの有無で比較したものが図 8 と図 9 である。縦軸は各実験の第 1 サイクルにおける指標値を基準として正規化した相対指標値であり、指標値の実験間でのばらつきを排除したも

のである．横軸はアシストなしの場合の持続サイクル数を 100%として経過サイクルを正規化したものである．アシスト有無による差異について片側 t 検定を行ったところ，RMS 値については正規化時間 62.0%以降，MPF 値については正規化時間 66.9%以降で有意差 ($p < 0.05$) が認められた．

以上のことから，本実験で被験者に課したタスクにおいて，アシストありの場合はなしの場合に比較して，表面筋電位波形の RMS 値の増加および MPF 値の低下を有意に抑制していると結論づけられる．RMS 値の増加および MPF 値の低下は筋疲労の進行を表すことから，提案した非正パワーアシストによって筋疲労の進行を抑制できていることがわかる．持ち上げフェーズにおいてアシストなしの場合と同じ負荷が作用しているにもかかわらず，非正パワーアシストによって筋疲労の進行を抑制できている理由については，(a) アシストを受ける降ろし・保持フェーズにおいて被験筋は休息状態にあり，この間に血流が代謝副生成物を除去する⁽²⁰⁾ために疲労が蓄積しにくい；(b) アシストなしの場合は降ろしフェーズでの遠心性収縮によって筋繊維が損傷を受け⁽²⁹⁾その後の運動単位の動員パターンに影響を及ぼす⁽³⁰⁾のに対して，アシストありの場合には遠心性収縮は起きず筋繊維構造が健全に保たれる；の 2 点が考えられる．実際，アシストなしの場合は翌日に被験者全員が強度の筋肉痛を訴えたのに対してアシストありの場合に筋肉痛や疲労感を訴えたものはいなかったが，このことは上述の (b) を裏付けるものである．

4. 結 言

本研究では，装着者の筋疲労の抑制と障害の防止を目的としたパワーアシスト装置において，対象となる動作に対する主動作筋の等尺性収縮および遠心性収縮のみをアシストする非正パワーアシスト方式の筋疲労低減効果を評価した．筋疲労評価実験のための肘関節用 1 軸アシストアーム装置を製作し，5kg の錘の持ち上げ・降ろし・保持動作を 3 秒間ずつ繰り返すタスクを課した被験者実験において，筋疲労の進行を有意に ($p < 0.05$) 抑制できることを表面筋電位の計測によって示した．今後は，より広範なタスク内容に関して検証を行い非正パワーアシスト方式の適用限界を明らかにするとともに，全ての筋収縮動作をアシストする場合との比較において疲労抑制効果と消費パワー低減効果を総合的に評価することが望まれる．

文 献

- (1) 平成 19 年度 介護施設雇用管理実態調査結果について，介護労働安定センター (2008), pp. 1–26.
- (2) 平成 23 年度 介護労働実態調査結果について，介護労働安定センター (2012), pp. 1–11.
- (3) Mohammed, S., and Amirat, Y., “Towards intelligent lower limb wearable robots: challenges and perspectives – State of the art”, *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics* (2008), pp. 312–317.
- (4) Kawamoto, H., SuWoong Lee, Kanbe, S., and Sankai, Y., “Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller”, *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics 2003*, Vol. 2 (2003), pp. 1648–1653.
- (5) Hayashi, T., Kawamoto, H., and Sankai, Y., “Control method of robot suit HAL working as operator’s muscle using biological and dynamical information”, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 2005* (2005), pp. 3063–3068.
- (6) Dollar, A.M., and Herr, H., “Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art”, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 24 (2008), pp. 144–158.
- (7) Ishii, M., Yamamoto, K., and Hyodo, K., “Stand-alone wearable power assist suit – development and availability –”, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 17, No. 5 (2005), pp. 575–583.
- (8) 米竹淳一郎，遠山茂樹，“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～”，*ライフサポート学会誌*, Vol. 18, No. 4 (2006), pp. 142–147.
- (9) 八木栄一，原田大輔，小林雅章，“農作業用持ち上げ動作を支援するための空気圧駆動上肢パワーアシストシステムの開発”，*日本機械学会論文集 C 編*, Vol. 75, No. 755 (2009), pp. 2036–2043.
- (10) Dollar, A.M., and Herr, H., “Design of a quasi-passive knee exoskeleton to assist running”, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 2008* (2008), pp. 747–754.
- (11) Naruse, K., Kawai, S., Yokoi, H., and Kakazu, Y., “Development of wearable exoskeleton power assist system for lower back support”, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 2003* (2003), pp. 3630–3635.

- (12) 遠山茂樹, 米竹淳一郎, “パワーアシストスーツとその要素開発”, 精密工学会誌, Vol. 73, No. 3 (2007), pp.305–308.
- (13) 増田新, 平野晶裕, 射場大輔, “ネガティブパワーアシストによる筋疲労の低減”, 日本機械学会 Dynamics & Design Conference 2009 講演論文集, No. 302 (2009), pp.1–6.
- (14) Knowlton, G. C., Bennett, R. L., and McClure, R., “Electromyography of fatigue”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 32, No. 10 (1951), pp. 648–652.
- (15) Lippold, O. C. J. , “The relation between integrated action potential in human muscle and its isometric tension”, *The Journal of Physiology*, Vol. 117 (1952), pp. 492–499 .
- (16) Kogi, K., and Hakamada, T., “Slowing of surface electromyogram and muscle strength in muscle fatigue”, *Report of the Institute for Science of Labor, Japan*, Vol. 60 (1962), pp. 27–41.
- (17) Petrofsky, J. S., and Lind, A. R., “Frequency Analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions”, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Vol. 43 (1980), pp. 173–182.
- (18) Arendt-Nielsen, L., and Mills, K. R., “Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps”, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Vol. 58 (1988), pp. 20–25.
- (19) Potvin, J. R., and Bent, L.R., “A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 7 (1997), pp. 131–139.
- (20) Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M., and Katsuta, S., “Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 9 (1999), pp. 39–46.
- (21) Knaflitz, M., and Bonato, P., “Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 9 (1999), pp. 337–350.
- (22) Hostens, I., Seghers, J., Spaepen, A., and Ramon, H., “Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 14 (2004), pp. 205–215.
- (23) Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., and Ostojić, S., “Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 24 (2009), pp. 327–340.
- (24) Moritani, T., Muro, M., and Nagata, A., “Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue”, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 60, No. 4 (1986), pp. 1179–1185.
- (25) Komi, P. V., Linnamo, V., Silventoinen, P., and Sillanpää, M., “Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 30, No. 10 (2000), pp. 1757–1762.
- (26) Basmajian, J. V., “Motor learning and control: a working hypothesis”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 58 (1977), pp.38–41.
- (27) Canning, C. G., Ada, L., and O’Dwyer, N. J., “Abnormal muscle activation characteristics associated with loss of dexterity after stroke”, *Journal of the Neurological Sciences*, Vol. 176 (2000) pp. 45–56.
- (28) Gabriel, D. A., Basford, J. R., and An, K. N., “Neural adaptations to fatigue: implications for muscle strength and training”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 33, No.8 (2001), pp. 1354–1360.
- (29) Proske, U., and Morgan, D. L., “Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications”, *Journal of Physiology*, Vol. 537, Part 2 (2001), pp. 333–345.
- (30) Dartnall, T. J., Rogasch, N. C., Nordstrom, M. A., and Semmler, J. G., “Eccentric muscle damage has variable effects on motor unit recruitment thresholds and discharge patterns in elbow flexor muscles”, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 102, No. 1 (2009), pp.413–423.