

アシストロボットの腰部負荷追従制御が筋疲労に与える影響

非会員 吉田 裕亮^{a)} 非会員 亀崎 高志* 正員 櫛田 大輔**

Effects of Controlling Assist Robots to Follow Lumbar Load on Muscle Fatigue

Yusuke Yoshida^{a)}, Non-member, Takashi Kamezaki*, Non-member, Daisuke Kushida**, Member

(2023年10月4日受付, 2024年2月24日再受付)

We developed an assist robot that changes its assist force in real time according to the lumbar load estimated from the load information on the hand measured using a hand sensor device and the posture information. Furthermore, using the developed assist robot, the effect of the load-following control on muscle fatigue was verified. The load was set at 6 kgf and 1 kgf, and the amount of muscle activity in the lumbar region was measured using a muscle potential sensor during continuous flexion-extension exercises. The central frequency of the power spectrum was calculated as muscle fatigue, and its time trend was obtained. For comparison, similar experiments were also conducted without an assistive robot and with an existing assistive robot. Consequently, when load-following control was used, muscle fatigue was reduced compared with existing assist robots in which the assist force was excessive in relation to the load. This shows the importance of load-following control that is necessary to control the assist force according to the load when the assist robot is worn during work in which the load changes in a complex manner.

キーワード : アシストロボット, ハンドセンサ, 慣性センサ, 筋電位センサ, 腰部負荷, 負荷追従

Keywords : assist robot, hand sensor, inertial sensor, myoelectric potential sensor, lumbar load, load following control

1. まえがき

現代社会において、年齢や性別を問わず多くの人が腰痛に悩まされている。この腰痛によって引き起こされる経済的損失は、年間で約3兆円になるとの試算もある⁽¹⁾。この経済的損失には、二つの要因がある。一つ目は、医療費や欠勤などに起因する実質的な損失であり、約36%を占める。二つ目は、痛みを抱えながら勤務することによる生産性の低下に起因する間接的な損失であり、約64%を占めるとわれている⁽²⁾。そのため、腰痛を未然に防止することを目的

に健康経営に取り組む企業が増加している。対策の一つとして、ISO11228 シリーズに準拠して危険な作業や姿勢を定義することにより腰痛のリスクマネージメントを行っている。しかしながら、作業者がマニュアル等の作業指示通りに働いていることの確認は難しい。そこで、腰痛の予防と緩和のため、作業時の筋活動をアシストする装着型ロボット（以下、アシストロボット）の活用が一部の分野で進んでいる。

アシストロボットは、アシスト力を発生するアクチュエータとしてモータを用いているもの⁽³⁾や人工筋肉を用いているもの⁽⁴⁾、アクチュエータを用いないサポートータイプのもの⁽⁵⁾など様々な研究や商品開発が行われている。しかしながら、これらのアシスト力は、手動により調整することは可能であるが作業負荷に応じてリアルタイムに調整することはできない。そのため、大型荷物の積み込み等の一定負荷が連続する作業では大きな効果が得られるが、介護分野や宅配便業等の負荷が複雑に変化する作業では軽負荷時のアシストが反力となって却って負担が増すという課題がある。高齢化が進み人手不足が問題視される中、腰痛問題を解決できなければ介護分野等での人材確保はさらに難しくなると予想される。

a) Correspondence to: Yusuke Yoshida. E-mail: yoshida-yu@tiit.or.jp

* 地方独立行政法人鳥取県産業技術センター
〒689-3522 鳥取県米子市日下 1247

Tottori Institute of Industrial Technology
1247, Kusaka, Yonago, Tottori 689-3522, Japan

** 鳥取大学工学部電気情報系学科（クロス情報科学研究センター）

〒680-8552 鳥取県鳥取市湖山町南 4-101
Electrical Engineering and Computer Science, Faculty of
Engineering (Cross-Informatics Research Center), Tottori
University
4-101, Koyama-cho Minami, Tottori 680-8552, Japan

そこで本研究では、腰部負荷に応じてリアルタイムにアシストロボットのアシスト力を制御することにより、違和感や疲労度が原理的に軽減する可能性について、被験者を伴う実験で明らかにすることを目的とする。

このとき、アシスト力を制御するために必要となる腰部負荷は、一般的に筋電位センサにより計測される筋活動電位（以下、EMG：ElectroMyoGram）が用いられる。しかし、発汗や運動時の振動による剥がれ等に起因するノイズが発生することから、長時間安定して計測することが難しい。そこで、著者らが以前に開発したハンドセンサデバイス⁽⁶⁾を用いて、手に掛かる負荷情報と姿勢情報から腰部に掛かるEMG（腰部負荷相当）を推定⁽⁷⁾⁽⁸⁾し、これを用いてアシスト力の制御を行う。

2. 負荷追従制御可能なアシストロボットの開発

〈2・1〉 ハンドセンサデバイスの概要 Fig. 1 に開発したハンドセンサデバイスを示す。手に掛かる負荷情報の計測には、指の腹 5箇所と指尖球 1箇所の両手合わせて 12 箇所に配置した感圧導電性エラストマーを用いている。著者らは、硬度によって感圧導電性エラストマーの感度が異なることに着目し、出力補正を行うことにより手に掛かる負荷情報の計測精度を向上させることに成功している⁽⁹⁾。また、姿勢情報を計測するため加速度センサ（3軸）、ジャイロセンサ（3軸）、地磁気センサ（3軸）からなる 9 軸慣性センサを手の甲に配置しており、これらデータを取得して無線出力するマイコンボードも手の甲に同様に配置した。

〈2・2〉 腰部負荷推定モデルの概要 腰部負荷を推定するための数理モデルは、マイコンで 100ms 以内に推定値を算出可能なプログラムサイズであることを条件に、Sony Network Communications Inc. の Neural Network Console を用いて複数の推定モデルをシミュレーションすることにより構築した⁽⁸⁾。結果を Fig. 2 に示す。○数字はデータ数を示している。黒色ボックスの入力層に記載した Input P は両手の指先（5 data）および指尖球（1 data）の圧力センサから得られる 12 入力の負荷情報である。Input A と Input Q は両手および腰の慣性センサから得られる加速度（3 data）およびクオータニオン（4 data）からなる 21 入力の姿勢情報である。これら 33 入力を説明変数とした。これらのデータを基に、橙色ボックスの活性化関数として入力データの負の値にも重み付けする PReLU（Parametric Rectified Linear Unit）を用い、青色ボックスで Affine 結合した隠れ層 4 層の Deep Learning とした。また、腰部負荷は筋活動量が増えるほど大きくなると仮定し目的変数として筋電位センサにより計測した EMG を用い、最下段の灰色ボックスで出力される推定値の二乗平均誤差を比較する Recurrent Neural Network (RNN) とした。EMG は、平均範囲を 500ms とした RMS (Root Mean Square) のデータ処理を行った。

膝を曲げて上下運動する屈伸運動と、膝を曲げずに上下運動する Stoop 運動を対象とした本モデルの検証結果を Fig. 3 に示す。横軸に時間、縦軸に腰部負荷を示しており、EMG

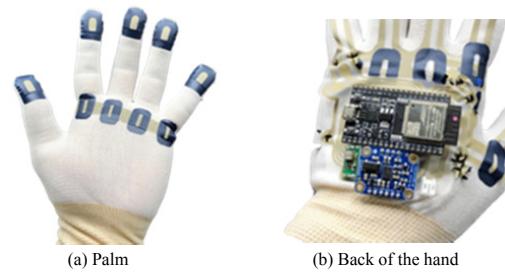


Fig. 1. Hand sensor devise.

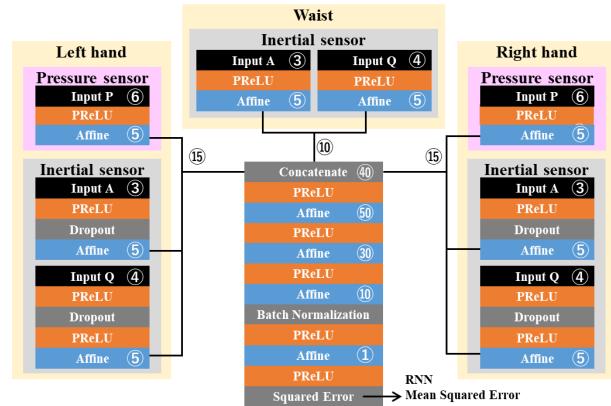


Fig. 2. Estimation model of lumbar load.

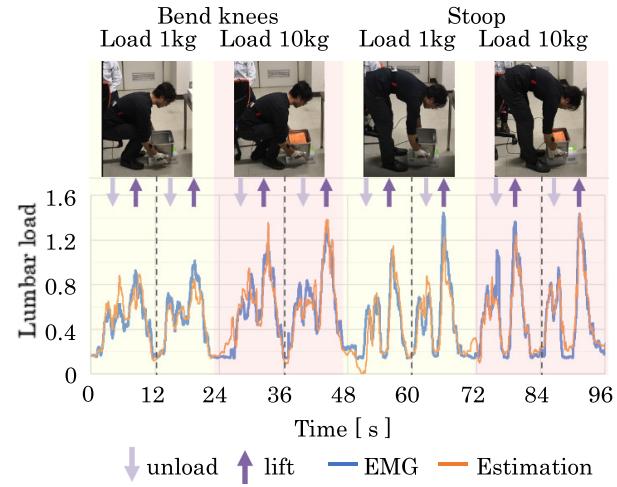


Fig. 3. Estimation result based on validation data.

実測結果は青線、Deep Learning による推定結果は橙線である。両線を確認すると、負荷や姿勢によらずほぼ一致していることがわかる。また、両者の相関係数は 0.92 と一般的に高い相関を示した。

〈2・3〉 アシストロボットの開発 開発するアシストロボットは、アシスト力の遅れや衝撃的な入力を緩和するため、Fig. 4 に示すアシスト部を支持した弾性体（Trunk side assist elastic, Lower limb side assist elastic）に接続された金属製ワイヤー（Wire）を動力システム（Power system）で引っ張る機構とした。アシスト部は、肩を引っ張る体幹側と

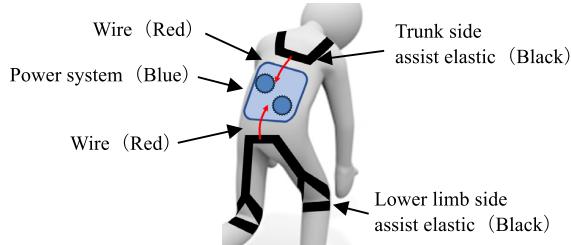


Fig. 4. Schematic diagram of the assist robot.

Table 1. Experimental conditions.

Asist power F_A	15kgf
Pulley radius r	0.05m
Transfer ratio G	80.75
Transfer efficiency η	90%
Assist speed V	0.3 m/s

膝を引っ張る下肢側に設け、市販のバックパックを加工し固定することで装着を容易にした。動力システムに用いるモータを選定するため、Table 1 に示すパラメータと(1)式、(2)式を用いて必要特性を算出した。その結果、トルク $T_m \cong 102 \text{ mNm}$ と回転数 $R_m \cong 4500 \text{ min}^{-1}$ となることから、それを満たす Maxon 社製 EC45 flat 70 W を用いることとした。このモータに速度伝達比 80.75 の 2 段減速歯車列と組み合わせた動力システムの 3D モデルを Fig. 5 に示す。2 段減速歯車列は、モータに接続された駆動歯車ギア 1 (歯数 8), 同軸固定された同心歯車ギア 2 (歯数 68), ギア 3 (歯数 8), および出力歯車ギア 4 (歯数 76) からなる。ギア 4 に固定された滑車には金属製ワイヤーが巻き付けられており、ギア 4 が回転することで金属製ワイヤーが引っ張られアシスト力を発生する仕組みである。3D プリンターを用いて 2 段減速歯車列を造形し、中央のシャフトに固定することで試作した動力システムを Fig. 6 に示す。これを市販のバックパック内に固定することで、Fig. 7(a) の総重量 3.8 kg のアシストロボットを作製した。カーボン製シャフトに取り付けたプレートを挟んで、背中側に 2 段減速歯車列を固定し、反対側には制御用シングルボードコンピュータ (Raspberry Pi), モータ、モータコントローラ、および 9 軸慣性センサを固定した。Fig. 7(b) に装着した様子を示す。

$$T_m = \frac{F_A gr}{G\eta} \quad \dots \dots \dots \quad (1)$$

$$R_m = 60\pi VG \quad \dots \dots \dots \quad (2)$$

つぎに、制御用シングルボードコンピュータに組み込むモータ制御モデルを開発するため、モータ出力を制御するパルス幅変調（PWM：Pulse Width Modulation）とアシスト力の関係を明らかにする。Fig. 8 は Fig. 6 に示す動力システムと同じものであり、測定用に新たに用意した。ギア 4 の滑車に取り付けられた金属製ワイヤーを吊りばかり（トラスコ中山（株）製 TDWC25）に固定し、PWM を変化させた時のアシスト力を計測した。結果を Fig. 9 に示す。横軸はア

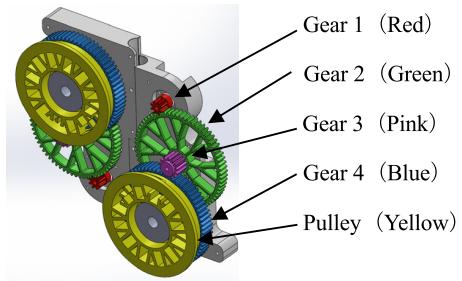


Fig. 5. 3D model of power system.

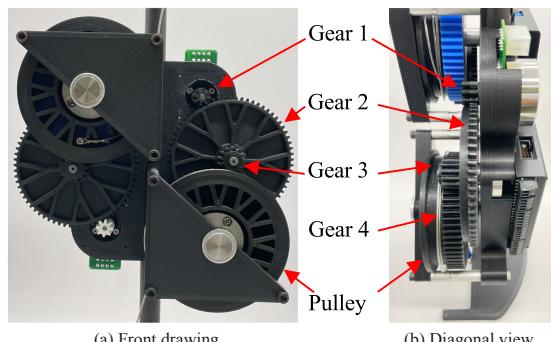


Fig. 6. Prototype of power system.



(a) Inner structure (b) Mounting diagram

Fig. 7. Prototype of assist robot.



Fig. 8. Experimental device for measuring assist force.

シスト力 F_A , 縦軸は PWM 出力 P_M である。動力システムの最大出力は、労働基準法に定められた成人女性の断続運動時における作業重量上限 30kg を 2 つのモータでアシストすることを想定し 15kgf を目標としていたが、1kgf 足りない結果となった。しかし、今回の検証実験では最大作業重量を低く設定するため、本動力システムを評価実験にそのまま活用することとした。また、破線は(3)式で示される近似直線である。

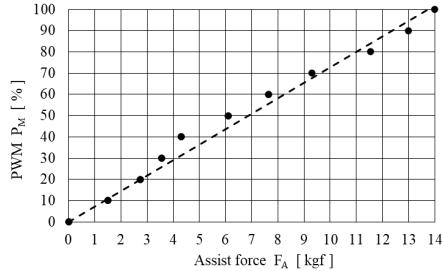
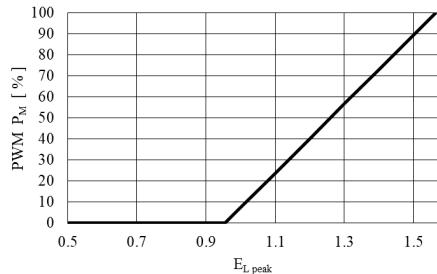


Fig. 9. Assist force vs. PWM.

Fig. 10. E_{Lpeak} vs. PWM.

$$P_M = kF_A \quad \dots \dots \dots (3)$$

ここで、 F_A と作業重量を等しく設定するため、Fig. 3 に示した各作業重量にかかる腰部負荷の最大推定値 E_{Lpeak} と P_M の関係を Fig. 10 のように決定した。作業重量 1kg 時の E_{Lpeak} (約 0.96) より小さい場合にはアシストを行わず、作業重量 10kg の E_{Lpeak} (約 1.4) 時に P_M を 73% とアシスト力 10kgf を出力するように設定している。これに従い、腰部負荷推定モデルの推定値から PWM 値を算出しリアルタイムにモータを制御する。

3. アシストロボットの評価実験手法

開発したアシストロボットそのものの評価と、負荷追従による腰部筋疲労の低減効果を評価する。その際、比較対象として ATOUN 社製のアシストロボットである MODEL Y を用いた。MODEL Y は、設定したアシスト力でモータにより一定のアシストを行うことで腰部負荷を軽減する仕組みであり、既に市販され現場に導入されている。対象となる作業動作は、Fig. 11 に示すような荷物上げ下ろしを想定した屈伸運動であり、被験者の脊柱起立筋に筋電位センサ (トランクソリューション (株) 製 TS-MYO) を取り付けることで、作業時の腰部負荷を EMG として計測した。なお、実験中は筋電位センサを貼り付けたままでし、貼り付け位置の変化による評価指標の影響を排除した。対象被験者は 1 名とし、事前に両アシストロボットの装着および操作訓練を行うことで不慣れによる誤差を最大限低減させている。なお、被験者は著者より選出しているが、そのために恣意性を含んだデータとならないよう屈伸運動時はメトロノームを用いて一定な運動速度となるよう注意を払った。また、著者間で十分な倫理的配慮を行った。



Fig. 11. Attitude of the evaluation experiment.

つぎに、屈伸運動タスクについて述べる。まずは負荷を 6kgf に設定し、メトロノームにより 1 サイクル 2 秒の運動速度とした。その際、膝が伸びきることがないよう注意を行いながら連続して約 70 秒の間、屈伸運動を継続して行った。実験後に疲労が残らないように 20 分程度の休憩を挟んで負荷を 1kgf に変更し、同様の実験を行った。既製アシストロボットのアシスト力は 10kgf に設定し、実験順序を以下の通り入れ替えて実施した。

- (1) アシストロボット未装着 : 6kgf \Rightarrow 1kgf
- (2) 既製アシストロボットを装着 : 6kgf \Rightarrow 1kgf
- (3) 開発したアシストロボットを装着 : 6kgf \Rightarrow 1kgf

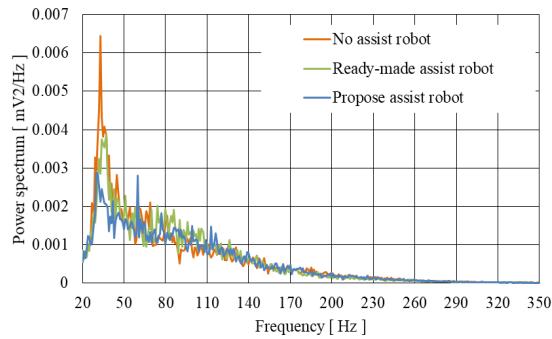
つぎに、EMG による腰部負荷の評価方法について述べる。EMG は 1000Hz のサンプリング周波数で取得した後、ハミング窓処理を介して FFT を行う。求めたパワースペクトルにおいて、全周波数帯の積分値の半分に達する周波数を中央周波数 f_c と呼び、(4)式で定義される。

$$\int_{20}^{f_c} W(f) df = \frac{1}{2} \int_{20}^{350} W(f) df \quad \dots \dots \dots (4)$$

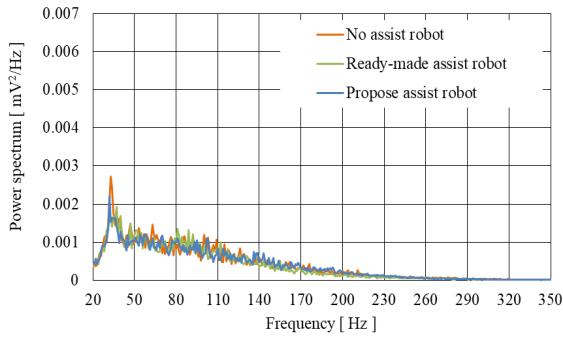
ここで、 f は周波数、 $W(f)$ は周波数 f のときのパワースペクトル値である。なお、EMG の有効な周波数帯は 20 ~ 350Hz 程度と言われている。高負荷時には時間経過とともに EMG の中央周波数が徐波化することが知られていることから⁽¹⁰⁾、中央周波数の時間的推移を求めて、アシスト力が疲労に与える影響を検証することとした。

4. 実験結果

実験により得られた 65536 データ (約 65.5 秒後) の EMG 時系列を周波数分析して得られたパワースペクトルを Fig. 12 に示す。横軸は周波数、縦軸はパワースペクトルで、アシストロボット未装着の場合を橙線、既製アシストロボットを緑線、開発したアシストロボットを青線で示している。Fig. 12 (a) の負荷 6kgf 時に着目すると、アシストロボット未装着時に 20Hz ~ 50Hz の間にある $0.006 \text{ mV}^2/\text{Hz}$ を超えるパワースペクトルのピーク値が、アシストロボットを装着することによって減少している。これは、腰部の筋肉が使用したエネルギーが減少したことを示しており、開発したアシストロボットも既製品と同様に腰部負荷を軽減する効果を有していることが確認できた。また、Fig. 12 (b) の 1kgf



(a) At 6kgf load (after 65.5 seconds)

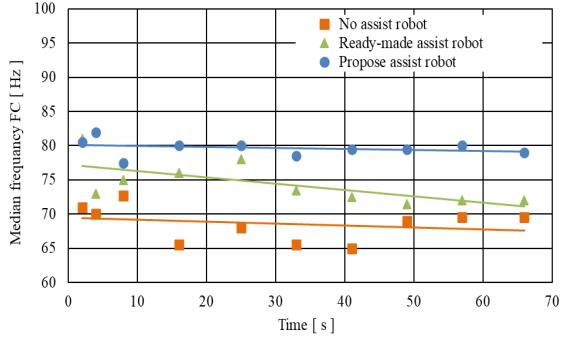


(b) At 1kgf load (after 65.5 seconds)

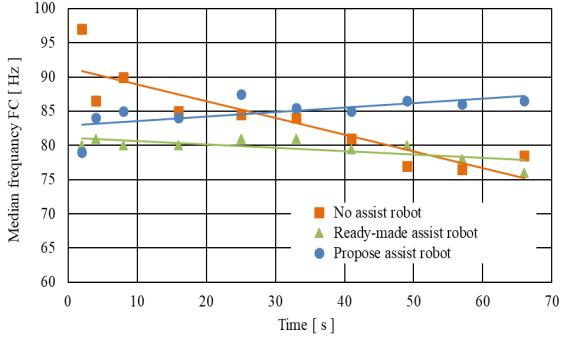
Fig. 12. EMG power spectrum.

時に着目するとアシストロボット未装着時の 20Hz～50Hz の間にあるパワースペクトルのピーク値が 6kgf 時に比べて減少しており、腰部への負荷が減少していることが分かる。6kgf 時と同様にアシストロボットを装着することによってピーク値が減少しており、負荷が小さくてもアシストロボットの効果があることが分かる。また、Fig. 12(a) の青線と(b) の橙線はほぼ同程度であることが分かる。つまり、6kgf 時にアシストロボットを装着することで、腰部負荷を 1kgf 時程度まで軽減できることを暗に示している。

つぎに、Fig. 13 に中央周波数の推移を示す。横軸は時間、縦軸は中央周波数であり、ハミング窓の窓幅は FFT 処理を行うため 2 のべき乗 2048, 4096, 8192, 以降は 16384 に固定し各窓のオーバーラップは 50% として、各々約 2.0 秒、4.1 秒、8.2 秒、16.4 秒後から約 8.2 秒間隔で約 65.5 秒後まで中央周波数をプロットした。アシストロボット未装着の場合を橙色■、既製アシストロボットを緑色▲、開発したアシストロボットを青色●、および各近似直線を示している。Fig. 13 より、50 秒以降の中央周波数の変動は概ね緩やかになって飽和の様子が見てとれる。このことから、疲労に関する効果検証として今回実施した屈伸運動タスクにおいて約 65.5 秒は十分な評価時間であると考える。Fig. 13 (a) の負荷 6kgf において、アシストロボット未装着の場合は中央周波数が全ての時間帯で小さくなっていることが分かる。本タスクは負荷 6kgf を持って静止した状態から開始し、1 回の屈伸を終えた後以降に周波数分析を実施している。そのため、1 回の屈伸運動タスクのみで筋疲労が蓄積し、2 秒時



(a) At 6kgf load



(b) At 1kgf load

Fig. 13. Transition of median frequency.

点で既に中央周波数の低減が見られ、全体的に低い中央周波数となっている。同様な視点で既製アシストロボットおよび開発したアシストロボットを確認すると、既製機に比べて開発機の方が筋疲労低減に優れていることが示唆されている。なお、開発したアシストロボットでは中央周波数の変動が小さくなり運動の継続による筋疲労の増大が抑制されていることもわかる。Fig. 13 (b) の負荷 1kgf 時において、アシストロボット未装着の場合に比べ既製アシストロボットでは、運動の継続による筋疲労の増大が抑制されているものの、運動初期の時間帯で中央周波数が低く、筋疲労が多いことが示唆されている。これに対し、開発したアシストロボットでは中央周波数の低下は見られず、約 30 秒以降はアシストロボット未装着の場合よりも中央周波数が高く、筋疲労が少ないことが示唆されている。

特に着目すべき点は、開発したアシストロボットが既製アシストロボットに対し、両負荷の全域において中央周波数が高く、徐波化も抑えられており筋疲労がより少なくなっていることである。

これらの結果より、腰部負荷に応じてアシスト力を制御することは、負荷の大きさによらず筋疲労を抑制することに対して有用であることを確認した。

つぎに、アシストロボットの応答性能に基づく違和感について述べる。被験者の感想によると、実験中にハンドセンサシステムを用いることにより生じるアシスト力の時間遅れに違和感は無いとのことであった。実際にハンドセンサシステムの計測値から腰部負荷を推定し PWM 値を出力

するまでの時間は約 85 ms であり、モータの機械的時定数等を加えても触覚情報からアシスト力が输出されるまでの遅れは 100 ms 以下である。視覚情報や触覚情報の時間遅れによる人の遅延限界は様々な報告⁽¹¹⁾があるが、概ね 100 ms と言わわれていることからも違和感は少ないと考えられる。

一方、既製アシストロボットのアシスト力が強すぎる場合は違和感があった。違和感と筋疲労の関係が明らかになったわけではないが、余計な力が入ることで筋疲労が増すことは十分考えられる。

5. まとめ

ハンドセンサデバイスに基づいて得た手に掛かる負荷情報および姿勢情報から腰部負荷を推定し、推定された腰部負荷に応じてアシスト力をリアルタイムに調節するアシストロボットを開発した。また、開発したアシストロボットの負荷追従制御が筋疲労へ与える影響を検証した。

1 回の屈伸運動タスクのみで筋疲労が蓄積する（中央周波数の急激な低減が見られる）負荷 6 kgfにおいて、既製アシストロボットと同等以上に筋疲労を抑制できることが確認できた。また、比較的軽度な作業（長時間作業が可能であるが徐々に中央周波数の徐波化が見られる）負荷 1 kgfにおいては、既製アシストロボットが過大なアシスト力を発生させることで未装着以上に疲労が生じることに対し、開発したアシストロボットは腰部負荷に応じてアシスト力が調整されることから、最終的な筋疲労をより少なくできることが確認できた。以上より、負荷が複雑に変化する作業時において提案する負荷追従制御は有効であり、開発したアシストロボットの有用性を示すことができた。

今後、被験者数を増して性別・年齢・体形等の個体差が腰部負荷の推定情報に与える影響を検証し、推定値を補正する関係式を求める。本研究成果の活用が進み腰部負荷に応じてアシスト力を制御するアシストロボットが開発されれば、作業負荷が複雑に変化する医療・介護分野や工業分野・農業分野等の広い分野における腰痛問題の解決策の一つとして期待できる。

文 献

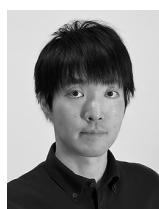
- (1) T. Yoshimoto, H. Oka, T. Fujii, T. Nagata, and K. Matsudaira : “The Economic Burden of Lost Productivity due to Presenteeism Caused by Health Conditions Among Workers in Japan”, Journal of Occupational and Environmental Medicine, Vol.62, No.10, pp.883-888 (2020)
- (2) T. Nagata, K. Mori, M. Ohtani, M. Nagata, S. Kajiki, Y. Fujino, S. Matsuda, and R. Loepke : “Total Health-Related Costs Due to Absenteeism, Presenteeism, and Medical and Pharmaceutical Expenses in Japanese Employers”, Journal of Occupational and Environmental Medicine, Vol.60, No.5, pp.273-280 (2018)
- (3) E. Yagi, M. Sato, K. Sano, T. Mitsui, and H. Mabuchi : “Verification tests of an electrically actuated power assist suit for walking and lifting motion”, Bulletin of the JSME, Vol.8, No.830, pp.1-9 (2015) (in Japanese)
八木栄一・佐藤元伸・佐野和男・三井利仁・馬渕博行：「歩行と持ち上げ動作を支援するための電動パワーアシストスーツの検証実験」、日本機械学会論文集, Vol.8, No.830, pp.1-9 (2015)
- (4) Y. Sato, J. He, H. Kobayashi, Y. Muramatsu, T. Hashimoto, and H. Kobayashi : “Development and Quantitative Performance Estimation of the Back Support Muscle Suit”, The Japan Society of Mechanical Engineers, Vol.78, No.792, pp.2987-2999 (2012) (in Japanese)
佐藤 裕・何 佳欧・小林寛征・村松慶紀・橋本卓弥・小林 宏：「腰補助用マッスルスーツの開発と定量的評価」、日本機械学会論文集, Vol.78, No.792, pp.2987-2999 (2012)
- (5) T. Tanaka : “Smart Suit : KEIROKA Assistive Tool”, The Japan Society of Mechanical Engineers, No.15-1 (2015) (in Japanese)
田中孝之：「脳労化ツール：スマートスーツ」、日本機械学会 2015 年度年次大会講演論文集, No.15-1 (2015)
- (6) 吉田裕亮・浜橋喜幸・河原宏太郎：「ハンドセンサ装置」、特許 7075589 (2018)
- (7) 吉田裕亮・亀崎高志・木下 大：「身体的負荷推定装置及び身体的負荷推定方法」、特許 6822715 (2020)
- (8) Y. Yoshida, T. Kamezaki, D. Kinoshita, and D. Kushida : “Development of Hand Sensor Device for Lumbar Load Estimation”, Proceedings of the 62nd Annual Conference of the SICE, pp.66-71, Mie, Japan (2023)
- (9) Y. Yoshida : “Prediction of grasping force of workers by removable simple hand sensor”, Proceedings of the 26th Annual Conference of the SICE Chugoku Chapter, Vol.26, pp.85-86 (2017) (in Japanese)
吉田裕亮：「脱着可能な簡易ハンドセンサによる作業者の把持力推定」、第 26 回計測自動制御学会中国支部学術講演論文集, pp.85-86 (2017)
- (10) バイオメカニズム学会 編・木塚朝博・増田 正・木竜 徹・佐渡山 亜兵：「バイオメカニズム・ライブリー 表面筋電図」、東京電機大学出版局
- (11) T. Miyasato and F. Kishino : “Subjective Evaluation of Perception of Delay Time between Visual Information and Tactile Information”, The Journal of the Institute of Television Engineers of Japan, Vol.49, No.10, pp.1353-1356 (1995) (in Japanese)
宮里 勉・岸野文郎：「視覚情報と触覚情報の間の遅延知覚に関する主観評価」、テレビジョン学会誌, Vol.49, No.10, pp.1353-1356 (1995)

吉田 裕亮



(非会員) 2000 年 3 月静岡大学大学院理工学研究科機械工学専攻博士前期課程修了。民間企業を経て、2009 年地方独立行政法人鳥取県産業技術センター機械素材研究所入所。2022 年鳥取大学大学院工学研究科工学専攻博士後期課程入学。現在、医工連携、システム制御に関する研究に従事。計測自動制御学会会員。

亀崎 高志



(非会員) 2007 年 3 月広島大学工学部第一類機械システム工学系卒業。2011 年 3 月京都工芸織維大学工芸学部造形工学科卒業。同年地方独立行政法人鳥取県産業技術センター入所。現在、デザイン・設計・システム制御に関する研究に従事。計測自動制御学会会員。

柳田 大輔



(正員) 2002 年 3 月佐賀大学大学院工学系研究科システム生産科学専攻博士後期課程修了。同年同大学ベンチャー・ビジネス・ラボラトリーレンジ師（中核的研究機関研究員）。2003 年同大学理工学部産学官連携研究員、同年鳥取大学工学部助手。2007 年同大学大学院助教（改組による所属変更）、2018 年同大学大学院准教授、2022 年同大学工学部教授。博士（工学）。主として生体医学に関わるモデリングと定量化の研究に従事。計測自動制御学会、電子情報通信学会、IEEE などの会員。