

上肢作業・リハビリテーション補助機の開発

Development of an ADL and Rehabilitation Assistance Apparatus for Upper Limbs

○ 田中英一郎(芝工大) 三枝省三(広島大) 岩崎泰雄(東邦大) 弓削類(広島大)

Eiichirou TANAKA, Shibaura Institute of Technology
Shozo SAEGUSA, Hiroshima University
Yasuo IWASAKI, Toho University
Louis YUGE, Hiroshima University

Abstract: This assistance apparatus for upper limbs was developed for patients who can control their fingers but they cannot lift up their arms themselves, for example myopathy and hemiplegic patients. The mechanism of assistance is utilized the differential gears to lose the weight and volume of the mechanical arm. That enabled us to configure three motors to drive two DOFs (Degrees of freedom) for the shoulder and one DOF for the elbow around the root of the mechanical arm. To realize various ADL (activities of daily living) motions (for instance, eating, writing, putting on making up, wiping his/her face, and so on) them selves, we proposed to control the device using the targeted posture map for the mechanical arm. To be able to choose the appropriate input for each patient, various input interfaces, for example, joy-stick, push buttons, sensor glove using bending sensors, and so on, are equipped. We measured muscle activity while using the device, and compared the %MVC data between using the device or not. As a result, the activity decreased up to 60%, and the effectiveness of this device could be confirmed. Furthermore, to expand the usage of this apparatus to encompass Neuro-Rehabilitation as well, we measured cerebral activity while using the device for rehabilitation with a near-infrared spectroscopy (NIRS). Then we compared the data from using the device or not, and input motion from a third person. By using this device, the cerebral activity decreased especially when the target motion was complex. However, when the subject input the motion themselves, the cerebral activity increased more than when the data is input by a third person, especially, when the target motion was complex. Therefore, for use in Neuro-Rehabilitation, we found it is important the subject input the target motion him/herself.

Key Words: ADL assistance, Muscle and cerebral activity, Neuro-Rehabilitation

1. 緒言

指先は動くが腕が上がらない患者、たとえば筋疾患患者および片麻痺患者が増加している。彼らの日常生活動作(ADL)やリハビリテーションを補助する装置の普及を、患者だけでなく、医師、理学療法士、作業療法士が求めている。

これに対し、様々な研究機関が各種補助装置を開発しているが、装置が人間の代わりに作業をしてくれるものが多く⁽¹⁾⁻⁽³⁾、筆者らが所属する医療機関の患者および各種患者会におけるヒヤリング等から、患者の指が動く以上、できる限りのことを自分で行いたい、という要望が高いことをうかがい知ることができた。また、装置を腕に直接装着して動作を補助するもの⁽⁴⁾も多数開発されているが、装置の自重が補助すべき腕にかかる構造のものや、腕に縛り付けて固定するものが多く、またその場合、装着者と装置の関節軸を一致させなければ圧迫感や違和感が発生する恐れがあった。

そこで筆者らは、腕を乗せるだけで補助可能な上肢補助装置を開発した。本装置は、使用者の状況に応じて様々な操作入力手段を用意し、ADLおよびリハビリテーションに使用できるよう設計し、車椅子に取り付け、あるいは筆者らが別途開発している歩行補助装置⁽⁵⁾に取り付けて全身スーツ状態にして使用することを可能とした⁽⁶⁾。

本装置を日常生活時に使用したときの効果を評価するため、その代表例として机上のコップを取り、口元まで運ぶ動作中の筋活動を計測し、装置の有無による違いを評価した。また、本装置をニューロリハビリテーションに使用可能性を検討するため、上肢のリハビリテーションで一般的な動作をしたときの脳活動を装置の補助の有無、装置操作者の違いなどによって比較評価したので報告する。

2. 開発した上肢補助装置

2-1 機構部

従来の装置は、補助すべき関節に直接モータが取り付けられていることが多く、装置の慣性モーメントが大きだけでなく、装置自身が太くなるが多かった。そこで本装置は、差動歯車機構を用いて駆動機構を肩周辺に集約し、補助アーム自身はフレームのみとなるよう設計した。本装置では、肩3自由度のうち2自由度、肘1自由度を3つのモータにより補助することとした。そのうち肩1自由度と肘1自由度を差動歯車機構により連動する構造とした。図1のように各変数を設定したとき、図2(a)のように肩にかかるトルクを τ_1 、肘にかかるトルクを τ_2 とし、静力学のみ考慮すると各値は式(1)のようにあらわすことができる。この場合、明らかに τ_1 にかかるトルクが τ_2 より大きいため、比較的大きなモータを選定する必要があり、重量および容量が増加する。これに対し、本研究で提案する図2(b)のように差動歯車を用い、式(2)のように τ_1 の負担を分割し式(3)のように角速度を加減算することにより、2つのモータの容量を同程度に抑えることができる。

$$\tau_1 = \left\{ \begin{array}{l} mg(l_s \sin \theta_2 + l_e \sin(\theta_2 + \theta_3)) + m_s g l_{sg} \sin \theta_2 \\ + m_e g(l_s \sin \theta_2 + l_{eg} \sin(\theta_2 + \theta_3)) \end{array} \right\} \cos \theta_1$$

$$\tau_2 = (m g l_e + m_e g l_{eg}) \sin(\theta_2 + \theta_3) \cos \theta_1 \quad (1)$$

$$\tau_p = \frac{1}{2} \tau_1 + \tau_2, \quad \tau_q = \frac{1}{2} \tau_1, \quad (2)$$

$$\omega_p = \omega_1 + \omega_2, \quad \omega_q = \omega_1 - \omega_2. \quad (3)$$

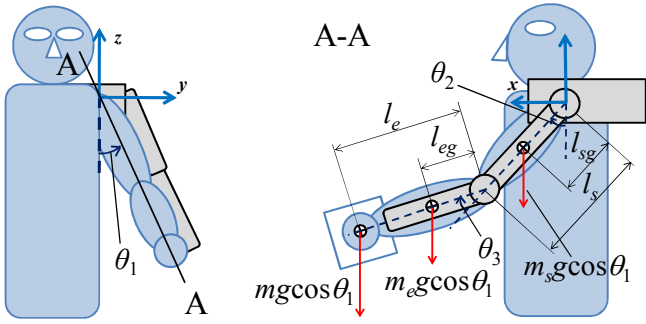
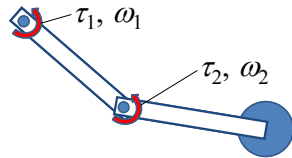
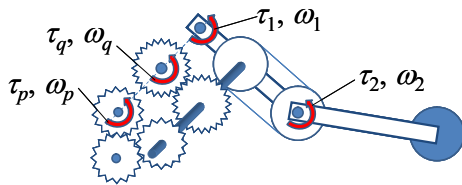


Fig. 1 Each parameter of the arm of the apparatus



(a) Conventional model



(b) Proposed novel model

Fig. 2 Definition of each torque and angle velocity

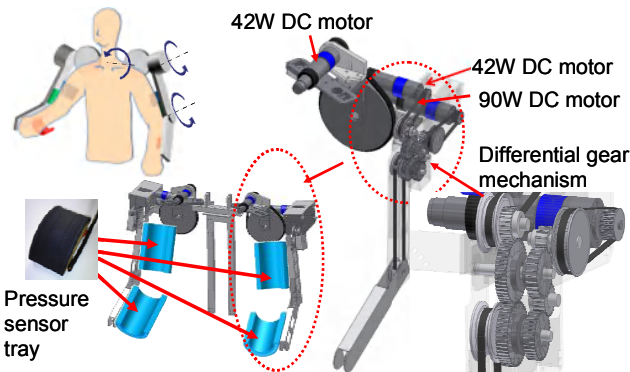


Fig. 3 Mechanism of the assistance device for upper limbs

以上より、図3のように3つのモータを選定し、装着者肩部および背部に機構を集約し、フレームを装着者に固定するのではなく、前腕と上腕の下に感圧センサ付トレイを設け、そこに乗せるだけで補助される構造とした。また、本機構を車椅子に取り付け(図4(a))、楽器演奏補助(図4(b))、食事補助(図4(c))などに使用する。さらに、筆者らが別途開発している歩行補助機と組み合わせ、スーツ状態として全身を補助することも可能である(図5)。

2-2 制御部

本装置は、実時間 Linux 対応 SH4A マイコンボード (LEPRACAUN-CPU, ゼネラルロボティクス(株)製) を用いており、リチウムイオンバッテリーと共に装置に搭載している。図6のように複数の姿勢の目標値を事前に用意し、図3のトレイに取り付けてある感圧センサの変化、さらには図7の様々な入力手段によって目標姿勢を選択し、その値に追従するよう制御する。



(a) Attached on the wheel chair (b) Assistance to play the violin



(c) Assistance to drink

Fig. 4 Photos of the ADL assistance apparatus for upper limbs

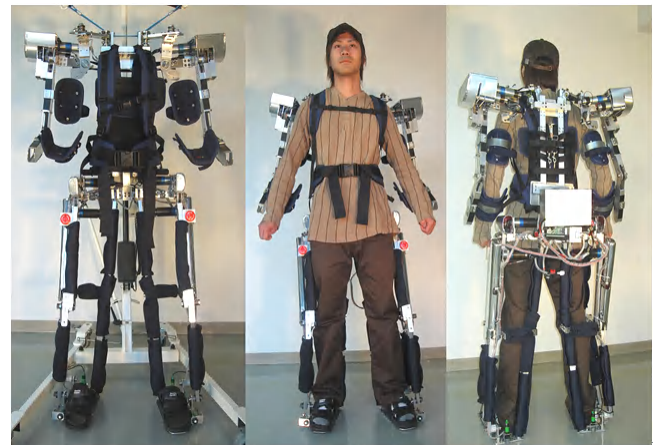


Fig. 5 Whole body motion support apparatus

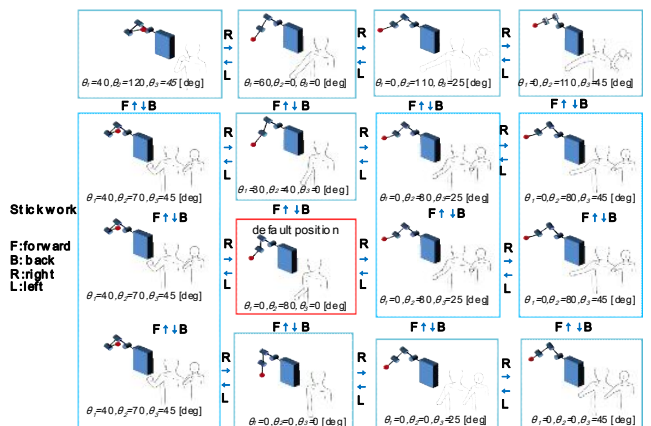


Fig. 6 Example of the targeted posture map for the assistance device for upper limbs



(a) Push switch (b) Joy stick (c) Sensor glove
Fig. 7 Input interfaces

3. 上肢補助装置を用いた食事動作の筋活動評価

3-1 実験方法

本装置を食事動作補助に用いることを想定し、図8のように、①着座した姿勢で腕を下げた状態から机上のコップを取り、②口元に運んで飲み、③その後机にコップを戻し、①腕を下げた状態に戻るときの筋電を計測した。同じ動作を装着時および非装着で行い、装着時はできる限り装置に腕を委ねるよう指示した。装置の駆動角速度は、1.57 [rad/sec]と0.52[rad/sec]の2通りとした。被験者は22歳健常男性1名とし、動作中の腕および肩周辺の筋肉への補助効果を検討するため、①三角筋前部、②三角筋中部、③三角筋後部、④大胸筋、⑤上腕二頭筋、⑥上腕三頭筋外側、⑦腕橈骨筋の7か所の筋電を計測することとした。筋電計測器はPersonal-EMG((有)追坂電子機器製)、増幅倍率1000倍、サンプリング周波数3 [kHz]とした。MVC(Maximum Voluntary Contraction)を計測し、上記動作%MVCにて評価した。

3-2 実験結果と考察

7つの筋電計測結果を%MVCにて処理した3つの動作ごとの結果を図9に示す。図9(a)の下から机上までの動作は、10%以下であり、装置の有無の違いはほとんどない。しかし、図9(b)の机上から口元へ運ぶ動作では、全ての筋肉で装置装着による低減が見られ、特に三角筋前部と上腕二頭筋、上腕三頭筋外側では非装着時の約40-50%となっており、補助効果が確認できる。図9(c)の腕を下げる動作では、ほとんど変化がないが、三角筋前部と上腕三頭筋外側にて2, 3割の低減が確認できる。以上より、本装置使用により腕を持ち上げる動作では補助効果が得られると考えられる。今後複数の被験者による確認を行う。

4. 上肢補助装置を用いたリハビリテーションの可能性検討のための脳活動評価

4-1 実験方法

本装置を用いて上肢のリハビリテーションを行うことを想定し、図10の光トポグラフィ装置(ETG-4000, (株)日立メディコ製)を用いてリハビリテーション動作時の脳活動分布を計測した。上肢リハビリテーションで一般的に行われる2つの動作を行うこととした。1つは図11(a)の肘関節の屈曲伸展動作を10-20秒かけて行い(動作1)、もう1つは図11(b)の肘関節を10-20秒かけて回転させる(動作2)。装置装着時は、動作1では肘1自由度(10-80 [deg])を、動作2では肩2自由度(0-40, 15-60 [deg]), 肘1自由度(30-90 [deg])の3自由度を補助した。装置の操作方法として、図10のようにセンサグローブを用いることとし、指を曲げ伸ばしすることにより、次の動作に移るよう設定した。実験条件を表1に示す。装置を使用せずに2つの動作を行ったとき(Task 1, 2)、第三者が操作したとき(Task 3, 4)、装着者が右に装置を、左にセンサグローブを装着し操作したとき(Task 5, 6)の6通りの実験を、20代健常男性6名にて実施した。実験は、安静30秒、課題40秒、安静30秒を1

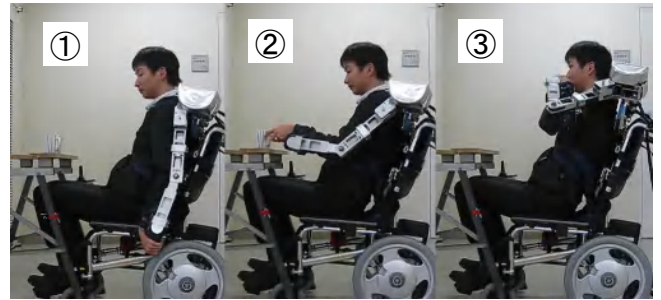
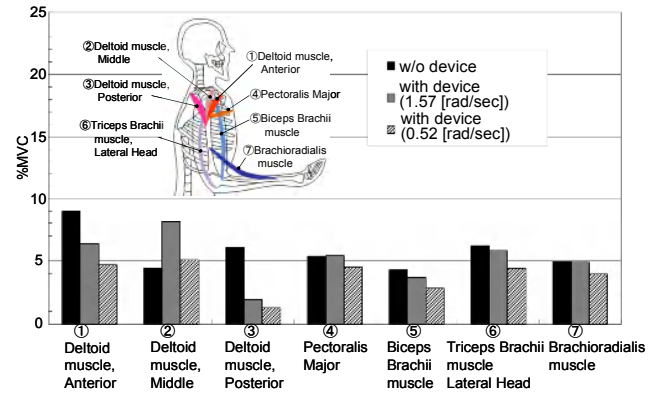
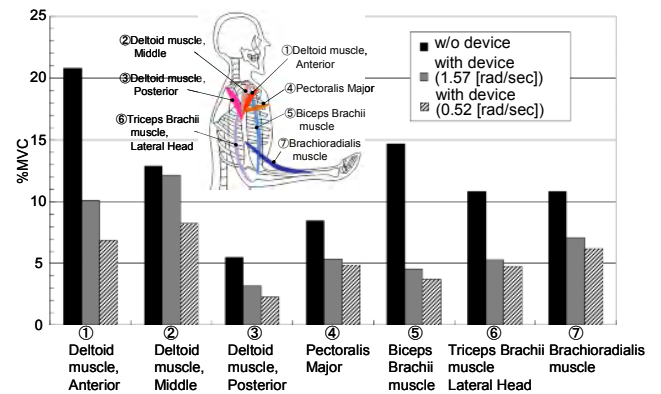


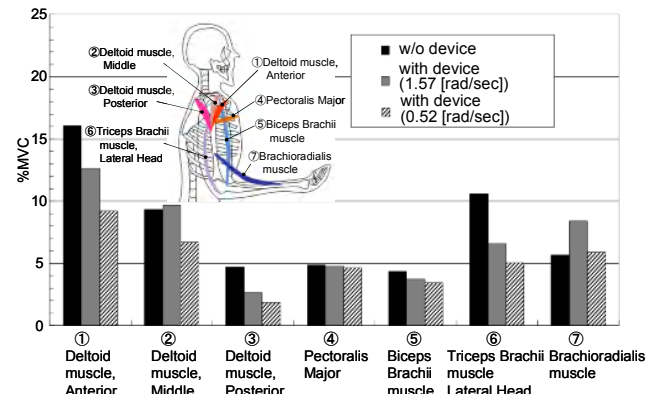
Fig. 8 Drinking motion using the device



(a) During the motions of 1 to 2



(b) During the motions of 2 to 3



(c) During the motions of 3 to 4

Fig. 9 Comparison of the %MVC while drinking motion

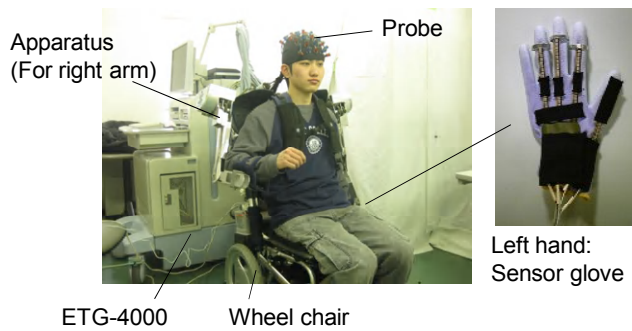


Fig. 10 Component devices of the experiment for ADL rehabilitation



(a) Flexion and extension of the elbow (5 sec/photo)



(b) Rotation of the elbow (3 sec/photo)

Fig. 11 Motions of the arm for ADL rehabilitation

Table 1 Task Items for ADL Rehabilitation

| Task No. | Assist | Operator | Targeted joint of the right arm for rehabilitation |
|----------|--------|-------------|--|
| 1 | None | | Elbow |
| 2 | None | | Shoulder and elbow |
| 3 | Yes | Third party | Elbow |
| 4 | Yes | Third party | Shoulder and elbow |
| 5 | Yes | Subject | Elbow |
| 6 | Yes | Subject | Shoulder and elbow |

セットとし、5セット実施した。データ処理は、各セットの 20-30 [sec]と 100-110[sec]の平均値を結んだ直線をベースラインとして5セット分を加算平均し、Task 1を基準とした Effect size にて脳の8領域（前頭前野、補足運動野、左右運動前野、左右運動野、左右感覚野）の6名の oxy-Hbの平均を算出した。

4-2 実験結果と考察

実験結果を図 12 に示す。装置を使用していない Task 2 以外は全て Task 1 より脳活動が低減した。Task 2, 6 では、肘のみの動作より 3 自由度の複雑な動作を行う方が活性化することが分かるが、第三者が操作した Task 4 では逆の結果となった。すなわち、第三者に操作された場合、装置に腕を委ねているだけとなり、複雑な動作ほどその度合いが高まること分かる。また、装置装着時の結果を比較すると、装着者本人が操作し、かつ 3 自由度の動作を行った結果 (Task 6) が最も活性化することから、装置を使用する場合は、できる限り本人が操作し、かつ複雑な動作を行う

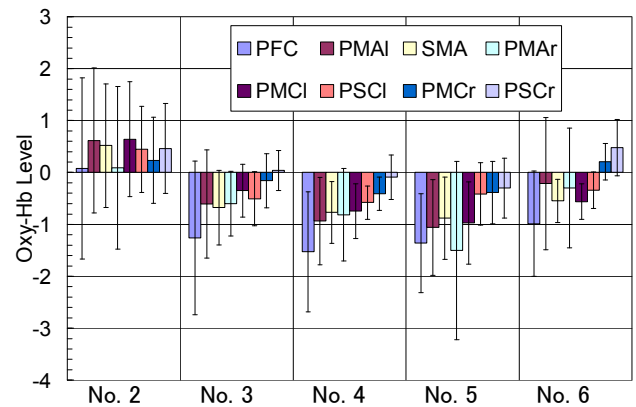


Fig. 12 Results of mean data of each task for ADL rehabilitation (six subjects)

ことが脳の活性化につながると考えられる。

5. 結 言

高齢者および麻痺患者の ADL 補助およびリハビリテーション補助を目的として、上肢補助装置を開発した。飲み物を口に運ぶ動作時の筋活動が最大 50%程度低減することを確認した。リハビリテーションに使用する場合、本人による操作と可能な限り複雑な動作を行う方が脳の活性化する可能性があることを確認した。

参考文献

- (1) Mike Topping, "The development of Handy 1, a robotic system to assist the severely disabled", Proc. of the ICORR '99: International Conference on Rehabilitation Robotics, Stanford, CA, pp. 244-249, 1999.
- (2) R. Soyama, S. Ishii, and A. Fukase, "The Development of Meal-Assistance Robot 'My Spoon'," Proceedings of the 8th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.88-91, 2003.
- (3) AIST (Advanced Industrial Science and Technology), "Robotic Arm for Persons with Upper-limb Disabilities (RAPUD)", <http://japantechniche.com/2009/11/05/development-of-robotic-arm-for-people-with-upper-limb-disabilities-by-aist/>
- (4) hny International Corporation, "Portable Spring Balancer", <http://www.hny.co.jp/hp3/english/index.html>
- (5) E. Tanaka, T. Ikehara, H. Yusa, Y. Sato, T. Sakurai, S. Saegusa, K. Ito, L. Yuge, "Walking-Assistance Apparatus as a Next-Generation Vehicle and Movable Neuro-Rehabilitation Training Appliance", Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 24, No. 5, (2012), pp. 851-865.
- (6) E. Tanaka, S. Saegusa, L. Yuge, "Development of a Whole Body Motion Support Type Mobile Suit and Evaluation of Cerebral Activity Corresponding to the Cortical Motor Areas", Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing, Vol. 7, No. 1, (2013).