

自力運動困難な麻痺患者に対するロボットスーツを用いた 新しい随意運動訓練 —重度脊髄損傷患者への臨床適用—

林 知 広*・岩月 幸一**・長谷川 真人*・田上 未来*・山海 嘉之***

A New Voluntary Exercise using Robot Suit for Patients Having Difficulty in Active Movement —Clinical Application to Severe Paraplegic Patients—

Tomohiro HAYASHI,* Koichi IWATSUKI,** Masato HASEGAWA,* Miki TAGAMI,* Yoshiyuki SANKAI***

Abstract The importance of voluntary exercise and sensory input in rehabilitation training after spinal cord injury (SCI) or cerebrovascular disease has been demonstrated by recent studies. However, the voluntary exercise is an impossible task for severe paraplegic and hemiplegic patients who cannot move their lower limbs by themselves. The purpose of this study is to verify whether these patients can perform a new voluntary exercise by using a robot suit which generates walking motion in place of the wearer's paralyzed muscles by detecting their voluntary bioelectrical signals. Two severe SCI patients who can barely produce neuromuscular activation but cannot move their lower limb participated in this study. Experimental results demonstrated that the robot suit was able to detect their voluntary neuromuscular activities via bioelectrical signals and provide stepping and walking motion having appropriate temporal relationship with the voluntary activities. In addition, the proposed voluntary exercise using the robot suit can significantly promote neuromuscular activities of the target muscles more than passive exercise.

Keywords : robot suit, rehabilitation training, voluntary exercise, sensory input, spinal cord injury.

1. は じ め に

脊髄損傷や脳血管障害後のリハビリテーション（以下、リハ）では、自力運動が困難であっても、廃用症候群を防いで予後の向上を図るためには可能な限り早期から離床して動かない手足を動かしていく早期リハが有効とされている[1-4].

脊髄損傷や脳血管障害患者の回復を促進する上で、随意運動および運動に伴う感覚入力的重要性が示されている[5-10]. 自力運動が困難な場合の訓練としてはタスク指向の感覚刺激を与えるためのロボットを用いた歩行訓練法[11-14]があるが、随意的神経・筋活動から運動を生成して感覚入力を受け取るという、通常の随意運動のようなフィードバックループを構築することが難しい。

我々はロボットスーツ HAL (Hybrid Assistive Limb) を開発してきた[15-20]. HAL は装着型のロボットで、装着者と一体となり運動を行うことができる。HAL が患者の生体電気信号に基づいて麻痺のある運動機能を補助・補完することで、随意的神経・筋活動と運動に伴う求心性入力との間に適切な因果関係を構築できると考えられる。

そこで、本研究では、運動開始意思を検出して患者に代わって運動を実行するロボットスーツを用いることで、重度麻痺患者に対する新しい随意運動訓練の実現可能性を検証することを目的とする。特に、重度の不全対麻痺患者を対象として、感覚刺激が重要とされる歩行運動の中でも転

生体医工学シンポジウム 2011 発表 (2011 年 9 月, 長野)
2011 年 7 月 29 日受付, 2011 年 11 月 5 日改訂, 2011 年 12 月 15 日再改訂
Received July 29, 2011; revised November 5, 2011, December 15, 2011.

* CYBERDYNE 株式会社 つくば研究所
CYBERDYNE Inc., Tsukuba R & D center.

** 大阪大学大学院医学系研究科脳神経外科
Department of Neurosurgery, Osaka University Graduate School of Medicine

*** 筑波大学大学院システム情報工学研究科
Center for Cybernetics Research, University of Tsukuba

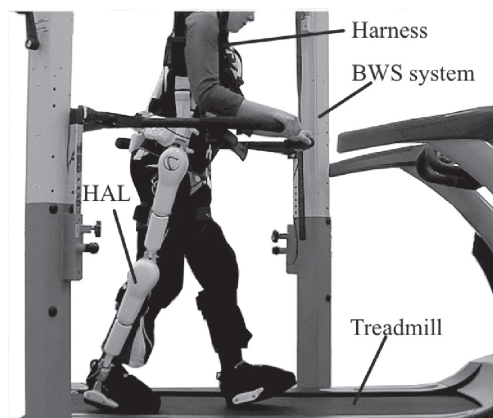


図 1 ロボットスーツ HAL-HT01A を使用した BWS トレッドミル歩行訓練の様子

Fig. 1 BWS treadmill walking with the robot suit HAL-HT01A.

倒の危険性が低い Body Weight Support (以下 BWS) 訓練[10]を行う。

2. 方 法

2.1 ロボットスーツによるアシスト方法

本研究で用いたロボットスーツは図 1 に示す HAL-HT01A (CYBERDYNE 社) である。HAL-HT01A は下肢用のロボットスーツで、左右の股関節と膝関節の屈曲・伸張動作をアシストするアクチュエータを備える。足関節については一般的な歩行訓練時と同様に、装具等を併用して底背屈中間位で固定した。

受傷後間もない時期などで自力運動が困難なほど重度の麻痺がある場合には、随意的な神経・筋活動を検出できる部位がごく一部に限られ、加えて痙性などの不随意的な筋活動を伴う可能性が高い。このような患者が歩行中の全ての神経・筋活動を自ら制御することは困難である。そこで、歩行に必要な神経・筋活動の中から患者が実現可能なものに的を絞って随意性を強化できる訓練法が必要となる。患者が行えない残りの動作については、ロボットスーツが代わりに実行・制御する必要があることから、その制御方法として、文献[20]に示す自律的制御法を用いた。本研究では、この制御法を用いるにあたり、より多様な筋から訓練対象を選べるように改良を加えた。

文献[20]の自律的制御法では、あらかじめ歩行フェイズごとに分割した運動パターンを用意し、ロボットスーツがフェイズを判断して各関節で実行する運動パターンを切り替える。歩行フェイズとしては「両脚支持期」、「左遊脚／右単脚支持期」、「右遊脚／左単脚支持期」の 3 つを定義した。両脚支持期から左右の遊脚／単脚支持期へ遷移するための随意的な神経・筋活動を検出し、それをトリガとして運動アシストのフェイズを切り替える (図 2)。また、遊脚／単脚支持期の終了条件すなわち両脚支持への遷移条件

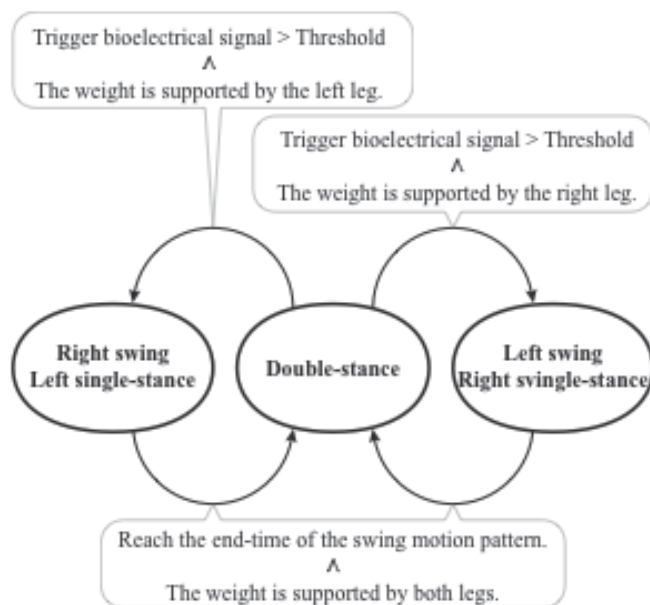


図 2 フェイズの遷移条件。トリガ生体電気信号の閾値はそれぞれの脚に対して設定される。

Fig. 2 Phase transition conditions. The thresholds for the trigger bioelectrical signals are determined for each leg.

は、目標運動パターンが終端に到達することである。遊脚／単脚支持のアシスト中に遊脚／単脚支持への遷移条件を満たさなくなった場合でも、次の両脚支持の姿勢を作るように、目標パターンの終端まで動作を継続する。

随意的な神経・筋活動を検出するため、左右の脚から随意性を訓練したい筋をそれぞれ一カ所選び、皮膚表面から得られた生体電気信号に平滑化処理をおこなったものをトリガ電位信号とする。両脚支持期においてトリガ電位信号が閾値を超えた時に遊脚／単脚支持期の運動パターンを開始する。

閾値は弛緩時の電位信号 (以下、この基線をベースラインと呼ぶ) に対して設定する。閾値の大きさは装着者の随意的な信号変化量に応じて決める必要があるため、アシスト開始前に筋収縮を意識した時と弛緩した時の信号を計測し、装着者の主観的な筋収縮意思とロボットスーツによる判定結果の対応がつく値に調整する。また、ベースラインが運動訓練中に変動する可能性を考慮し、トリガ電位の長周期の変動を抽出する文献[20]の方法を用いてベースラインのオンライン推定も行う。

重度の麻痺がある場合には不随意的な神経・筋活動が見られる場合も多く、生体電気信号のみからでは遊脚の活動か支持期の活動かを判断できない可能性もある。そこで、HAL が支持脚と遊脚を取り違えないように、足底荷重センサの情報から体重を支えている脚を判断する[20]。

従来筆者らが用いてきた手法では、トリガとして選べるのは遊脚側のみであったが、両脚期から遊脚／単脚支持期

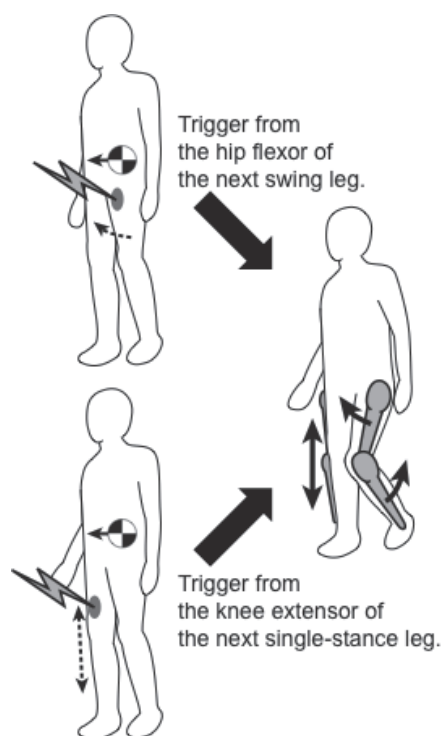


図3 トリガ信号と支持脚判定によるフェイズ遷移

Fig. 3 Phase transition based on the bioelectrical trigger signal and estimated stance limb.

に移行する際には、遊脚側は足の持ち上げ動作、支持脚側は膝折れ防止のための膝伸展動作を行う。そこで、本研究では、支持脚側の筋活動もトリガとして選択できるようにソフトウェアを改良した。それにより、図3に示す通り、遊脚の持ち上げをトリガとする場合には、(1)遊脚側のトリガ電位が閾値を超えている、(2)対側脚に体重が移行している、という二つの条件を同時に満たした時に同側の遊脚動作／対側の単脚支持動作を開始する。また、支持脚の膝伸展をトリガとする場合には、(1)トリガ電位が閾値を超えている、(2)同側脚に体重が移行している、という二つの条件を同時に満たした時に同側の単脚支持動作／対側の遊脚動作を開始する。

2.2 試験参加者と試験条件

本研究には2名の脊髄損傷患者(P1, P2)が参加した。P1は24歳男性で受傷部位はC5、受傷後2年の不全四肢麻痺であり、下肢の筋収縮は、わずかに触知できる程度で関節運動がみられなかった。試験参加時において、膝を伸ばそうと意識した際に、外側広筋から生体電気信号が検出可能であった。そこで、外側広筋の信号をトリガ生体電位とし、支持脚の膝伸展(膝折れ防止)を意識したときに、HALが同側の単脚支持／対側の遊脚フェイズ動作を開始するようにした。

P2は36歳男性で受傷部位はT7-T8、受傷後2年半であり、本試験参加の1年前に幹細胞移植手術の一つである自家嗅粘膜移植手術[21]を受けた。手術前は臨床的に完全対

麻痺であり、本試験に参加した時点で下肢の関節運動を随意的に行うことは困難であった。試験参加時において、足を持ち上げようと意識した際に大腿二頭筋から生体電気信号が検出可能であった。そこで、大腿二頭筋の信号をトリガ生体電位とし、遊脚の持ち上げを意識したときに、HALが同側の遊脚／対側の単脚支持フェイズ動作を開始するようにした。

連続歩行を実現するためには、トリガに指定した筋の収縮から弛緩に要する時間と歩行周期が合うように、装着者の能力・状態に応じて目標パターンのパラメータを決める必要がある。そこで、随意的収縮を行ってから弛緩状態(ベースライン近傍)に戻るまでの時間を調べる予備試験を行った。その結果、P1については約3秒を要したため、単脚支持期(対側の遊脚期)を1.5秒に設定し、それに合わせてトレッドミル速度を0.4 km/hに設定した。P2はトリガの大腿二頭筋を一度収縮させると5秒以上持続してしまうことがあり、トレッドミルの最低速度でも収縮・弛緩の繰り返しに合わなかった。そこで、P2にはメトロノームで提示された音に合わせて交互に足を踏む足踏み動作を行ってもらうことにした。提示する時間間隔は、弛緩状態に戻るための十分な時間的余裕を設けるため9秒に設定した。また、遊脚期の時間はP1と同じく1.5秒とした。これ以上長くすると、単脚支持の姿勢維持に支障を来す恐れがあったためである。

提案する随意運動訓練を受動運動訓練と比較するため、以下の2つの条件の歩行動作を行った。

受動運動：フェイズ遷移の判定には生体電位トリガを用いない。HALは足底荷重センサから支持脚の切り替わり(体重移動)を検出してアシスト動作フェイズを切り替える。装着者は麻痺部の随意運動を特に意識しない。

随意運動：提案した随意運動訓練を行う。装着者はトリガとなる随意運動を意識する。

目標運動パターンやHALの制御パラメータは、随意運動と受動運動との間で同じ設定を用いた。

受動運動、随意運動それぞれでHALの動作に慣れるための練習を10分程度行った。その後、1試行あたり3分から5分を目安に連続歩行または足踏み運動を行った。それぞれの試行間には十分な休憩を挟んだ。

免荷量はHALのアクチュエータにより支持脚を維持できるように調整した。P1, P2ともにHALの重量を含めた全体重の40%に設定した。受動運動、随意運動を通して同じ免荷量とした。

なお、本研究は筑波大学の倫理委員会の承認をえた後、全ての試験参加者から書面にて同意を得て実施した。

2.3 比較評価方法

随意運動時には随意的な神経・筋活動が加わるため、受動運動時よりも信号が大きくなると考えられる。本研究で

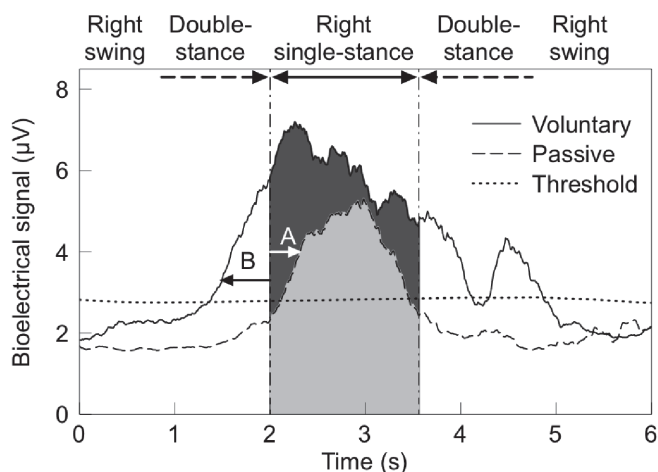


図 4 トリガ電位信号の平均波形の例。P1 の右脚から計測された 20 歩分の信号を平均したもの。受動運動では単脚支持期のアシスト動作が開始されてから電位信号が上昇した (矢印 A)。一方で、随意運動ではフェイズが切り替わる前にトリガ電位が上昇した (矢印 B)。

Fig. 4 Mean patterns of the trigger bioelectrical signal. These are calculated from 20 steps of the trigger signals measured from the right leg of P1. In the passive exercise, the bioelectrical signal was increased after starting the motion assistance for the single stance phase by the robot suit (Arrow A). In contrast it was increased before starting the assistance in the new voluntary exercise (Arrow B).

は、受動運動と随意運動での神経・筋活動量を、以下の二点で比較した。

(a) 両脚支持期から遊脚/単脚支持期へ遷移した瞬間におけるトリガ電位信号、

(b) 遊脚/単脚支持期中のトリガ電位信号の積分値。

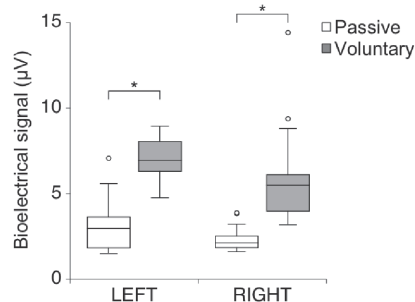
電位量の比較には、運動開始・停止時を除いた定常的な運動時の 20 歩分の計測値を用い、各試験参加者それぞれの脚について、Welch の T 検定を行った。有意水準は 5%未満とした。

3. 結 果

歩行時のトリガ電位信号の例として、P1 の右脚から計測した信号の平均波形を図 4 に示す。受動運動時の電位信号は比較のために計測したもので、HAL の制御には用いられなかった。

受動運動では単脚支持フェイズに切り替わりアシスト動作が開始されてから電位信号が上昇した (図 4 の矢印 A)。一方、随意運動時にはフェイズが切り替わる前にトリガ電位が上昇した (図 4 の矢印 B)。受動運動時には、装着者は下肢を随意的に動かそうと意識しなかったため、フェイズ切り替わり後にあらわれた生体電位の変化は、HAL の運動に伴う感覚刺激により引き起こされた神経・筋活動を表していると考えられる。一方で随意運動時には

P1
(double stance
to single stance)



P2
(double stance
to swing)

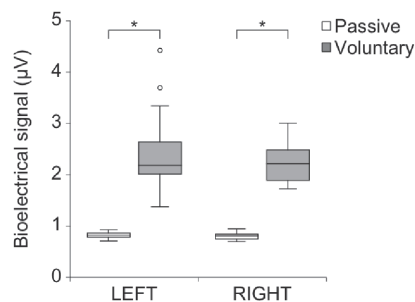


図 5 両脚支持期からフェイズが切り替わった時刻のトリガ電位信号 (* $p < 0.01$, $n = 20$).

Fig. 5 Boxplot of the trigger bioelectrical signals at phase shifting from the double-stance phase.

* $p < 0.01$, $n = 20$.

積極的に麻痺部を動かそうと意識したため、HAL のアシスト前に現れたトリガ電位の上昇は、随意的な神経・筋活動を反映したものと考えられる。

両脚支持期から遊脚/単脚支持期へ切り替わった時刻 (図 4 の 2 秒の時点) のトリガ電位を図 5 に示す。P1, P2 ともに随意運動時には電位が高くなっており、試験参加者それぞれの脚について、有意水準 1%で統計的有意差が確認された。

さらに、アシスト動作中のトリガ電位の積分値 (図 4 の網掛け部に相当) を図 6 に示す。全ての脚において、受動運動時よりも随意運動時の方が積分値が増加した ($p < 0.01$)。

4. 考 察

随意運動時には、フェイズ遷移後の HAL による運動が開始される前にトリガ生体電位が上昇することが確認された。この上昇は受動運動時には見られず、トリガ対象部位の運動を意識したことで起きたものであり、随意的な神経・筋活動を反映したものと考えられる。この上昇分をトリガとして歩行運動をアシストできたことから、自力運動困難な患者であってもロボットスーツを用いることで随意的な神経・筋活動を反映した歩行または足踏み運動が実現可能であることが確認された。

さらに、トリガ検知の瞬間だけでなく、その後の動作

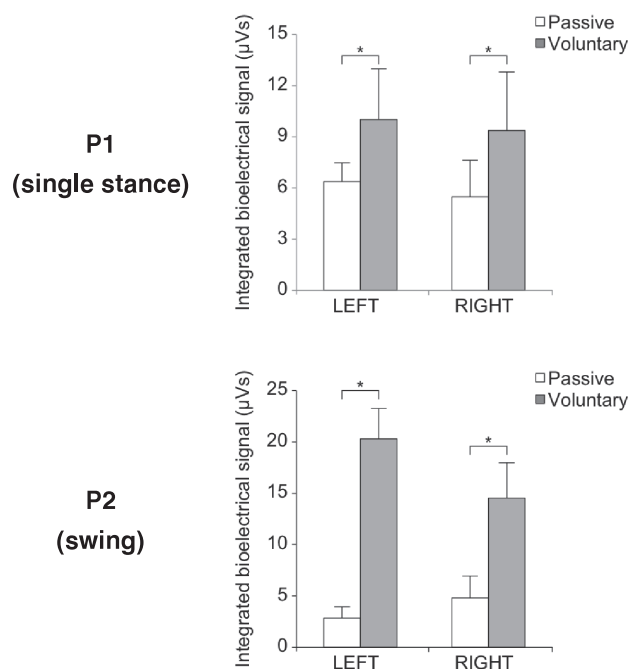


図6 随意運動の対象フェイズにおけるトリガ電位信号の積分値。P1は単脚支持期、P2は遊脚期を対象とした。エラーバーは標準偏差を表す (* $p < 0.01$, $n = 20$)。

Fig. 6 Integrated bioelectrical signals during the swing phase (P1) or the single-stance phase (P2). Error bars indicate standard deviations. * $p < 0.01$, $n = 20$.

フェイズ中においても、随意運動の方が受動運動よりも神経・筋活動量が増大した。これは、ロボットスーツが生成する運動により随意性の神経・筋活動と同期した求心性の神経刺激が得られ、筋・神経系の活動が促進されたものと考えられる。随意的神経・筋活動をトリガとしてロボットスーツが運動を生成することにより、受動訓練を行うよりも筋・神経系を効果的に賦活できる可能性が示されたことは、ニューロリハビリテーションの発展の観点からも意義がある。今後は、提案した随意運動訓練を継続した場合の運動機能の回復を定量的に評価することが重要である。

本研究で示した運動訓練はロボットスーツが関節運動を制御することにより運動パターンを生成可能であるため、下肢の自力運動が困難、あるいは部分的に運動を行えるが筋力の微調整が困難な患者が対象となる。ロボットスーツの制御方法には自律的制御手法の他に、患者の生体電気信号に基づき関節の動きそのものを制御する随意的制御手法があり[16, 19]、両者を組み合わせて用いることが可能である。患者が部分的にでも筋力の調整能力を獲得できれば、段階的に随意的制御手法に置き換えることで、難易度の高い訓練に移行できると考えられる。

また、脳血管障害後の片麻痺の場合は、非麻痺側の運動機能は比較的良好であるため、麻痺側に本研究で用いた生体電位トリガに基づく制御手法を用い、非麻痺側に随意的

制御手法を用いることで、歩行訓練が可能になると考えられる。今後、片麻痺者についても、生体電位トリガを用いた運動訓練により筋・神経系を賦活可能であるかを検証する予定である。

最後に、自力運動困難な患者に対するロボットスーツを用いた運動訓練の安全性について述べる。運動機能が不十分な患者に対する歩行訓練では十分な安全性を確保する必要があるが、免荷装置の使用を前提とすることで立位姿勢に伴う転倒の危険性を極めて小さくできる。また、麻痺後に立位をとる際に考慮が必要となる起立性低血圧などについては、現在実施されている早期リハと同様に専門医等による病態管理・健康管理を行うことで安全性を確保可能である。実際に、本研究で実施した運動試験を通して有害事象は特に認められなかった。また、トレッドミルおよびHALの緊急停止を要するような事象も起きなかった。以上より、提案した歩行訓練方法は安全性の面からも実際の医療現場での実現性・有用性が十分に見込まれる。

5. ま と め

本研究では、自力運動が困難な重度脊髄損傷患者に対する新しい随意運動訓練を実現するため、麻痺部の不十分な生体電気信号から運動開始意思を検出して患者に代わって運動を行うロボットスーツを用いた歩行訓練試験を実施した。重度脊髄損傷者2名による歩行訓練試験において、自力運動困難な重度麻痺患者がロボットスーツを用いることで随意的な神経・筋活動と同期した歩行・足踏み運動を実施可能であることが確認された。また、随意性を伴わない受動運動訓練時と比較すると、提案した随意運動を行うことで訓練対象の筋・神経系を効果的に賦活可能であることが示された。次の課題として提案した随意運動による運動機能回復効果の定量的評価を行う予定である。

謝辞 本研究の一部は、内閣府最先端研究開発支援プログラム「健康長寿社会を支える最先端人支援技術研究プログラム」の支援により行われたものである。

文 献

- Sumida M, Fujimoto M, Tokuhira A, Tominaga T, Magara A, Uchida R: Early rehabilitation effect for traumatic spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil. **82** (3): 391-395, 2001.
- Scivoletto G, Morganti B, Molinari M: Early versus delayed inpatient spinal cord injury rehabilitation: an Italian study. Arch Phys Med Rehabil. **86** (3): 512-516, 2005.
- Musicco M, Emberti L, Nappi G, Caltagirone C: Early and long-term outcome of rehabilitation in stroke patients: the role of patient characteristics, time of initiation, and duration of interventions. Arch Phys Med Rehabil. **84** (4): 551-558, 2003.
- Bernhardt J, Dewey H, Thrift A, Collier J, Donnan G: A

- very early rehabilitation trial for stroke(AVERT): phase II safety and feasibility. *Stroke*. **39**(2): 390-396, 2008.
5. Lotze M: Motor learning elicited by voluntary drive. *Brain*. **126**(4): 866-872, 2003.
 6. Gómez-Pinilla F, Ying Z, Roy RR, Molteni R, Edgerton VR: Voluntary exercise induces a BDNF-mediated mechanism that promotes neuroplasticity. *J Neurophysiol*. **88**(5): 2187-2195, 2002.
 7. Saeki S, Matsushima Y, Hachisuka K: Cortical activation during robotic therapy for a severely affected arm in a chronic stroke patient: a case report. *J UOEH*. **30**(2): 159-165, 2008.
 8. Harkema SJ, Hurley SL, Patel UK, Requejo PS, Dobkin BH, Edgerton VR: Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. *J Neurophysiol*. **77**(2): 797-811, 1997.
 9. Colombo G, Dietz V, Müller R: Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain*. **125**(12): 2626-2634, 2002.
 10. Behrman AL, Harkema SJ: Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies. *Phys Ther*. **80**(7): 688-700, 2000.
 11. Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V: Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J Rehabil Res Dev*. **37**(6): 693-700, 2000.
 12. Reinkensmeyer DJ, Aoyagi D, Emken JL, Galvez JA, Ichinose W, Kerdanyan G, Maneeakobkunwong S, Minakata K, Nessler JA, Weber R, Roy RR, Leon RD, Bobrow JE, Harkema SJ, Edgerton VR: Tools for understanding and optimizing robotic gait training. *J Rehabil Res Dev*. **43**(5): 657-670, 2006.
 13. Veneman JF, Kruidhof R, Hekman EE, Ekkelenkamp R, Van Asseldonk EH, van der Kooij H: Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. **15**(3): 379-386, 2007.
 14. Banala SK, Kim SH, Agrawal SK, Scholz JP: Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX). *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. **17**(1): 2-8, 2009.
 15. Okamura J, Tanaka H, Sankai Y: EMG-based prototype powered assistive system for walking aid. in Proc. Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics, Bangkok, Thailand, pp. 229-234, 1999.
 16. Nakai T, Lee S, Kawamoto H, Sankai Y: Development of power assistive leg for walking aid using myoelectricity and linux. in Proc. Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics, Bangkok, Thai, pp. 295-299, 2001.
 17. Suzuki K, Mito G, Kawamoto H, Hasegawa Y, Sankai Y: Intention-based walking support for paraplegia patients with robot suit HAL. *Adv Rob*. **21**(12): 1441-1469, 2007.
 18. Eguchi K, Kawamoto H, Hayashi T, Sankai Y, Yoshida T, Shimizu T, Ochiai N: Use of a wearable robot—the hybrid assistive Limb—to assist walking in a stroke patient: a case report. *Proceedings of the 5th world congress of the ISPRM*, pp. 27-29, 2009.
 19. Hayashi T, Kawamoto H, Sankai Y: Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information. in Proc. International Conference on Intelligent Robots and Systems 2005, 2-6 Aug., pp. 3455-3460, 2005.
 20. 林知広, 岩月幸一, 山海嘉之: 神経・筋活動の制御に支障がある重度対麻痺患者の脚上げ意思推定と歩行アシスト. 日本機械学会論文集 C 編. **77**(774): 439-449, 2011.
 21. Lima C, Escada P, Pratas-vital J, Branco C, Arcangeli CA, Lazzeri G, Alberto C, Maia S, Capucho C, Hasse-ferreira A, Peduzzi JD: Olfactory mucosal autografts and rehabilitation for chronic traumatic spinal cord injury. *Neurorehabil Neural Repair*. **24**(1): 10-22, 2010.

林 知広 (ハヤシ トモヒロ)

2002 年筑波大学大学院修士課程理工学研究科修了, 2010 年同大学大学院博士課程システム情報工学研究科単位取得退学. 修士(工学). 2007 年より CYBERDYNE 株式会社研究員. ロボットスーツ, 運動訓練支援システム, 人間-ロボット協調技術などに関する研究開発に従事. 2005 年 IEEE RAS Japan Chapter Young Award 受賞.

IEEE, 日本機械学会, 計測自動制御学会の会員.



岩月 幸一 (イワツキ コウイチ)

1988 年徳島大学医学部医学科卒業. 医学博士. 茨木医誠会病院脳神経外科部長等を経て, 現在, 大阪大学大学院医学系研究科脳神経外科講師, 筑波大学大学院システム情報系客員准教授. ポルトガル共和国エガスモニツ病院にて臨床研修後, 脊髄損傷患者に対して我国初の自家嗅粘膜移植を実施.

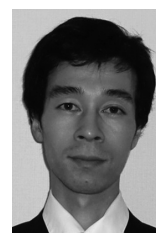
日本脳神経外科学会・専門医および評議員. 日本脊髄外科学会・指導医. 日本レーザー医学会監事・会誌編集委員, 日本脳神経外科コンgres運営委員・プログラム委員.



長谷川 真人 (ハセガワ マサト)

2010 年ボストン大学理学療法学科理学療法博士課程修了. 理学療法士. 東京大学医学部附属病院勤務を経て, 2010 年 CYBERDYNE 株式会社に入職, CYBERDYNE STUDIO 責任者(研究員兼任)として, 同施設内のトレーニング施設 HAL FIT にてロボットスーツ HAL の運用方法開発に従事する. 専門領域は, 神経系リハビリテーション, 老年学, 介護予防, 理学療法管理学, セラピューティックレクリエーション学など.

日本理学療法士協会会員兼国際部協力部員, American Physical Therapy Association 正会員.



田上 未来 (タガミ ミキ)

2010 年茨城県立医療大学大学院保健医療科学研究科博士前期課程修了。理学療法修士。2010 年博士後期課程に入学し現在に至る。2010 年より財団法人茨城県科学技術振興財団「生活支援ロボット研究推進事業」において茨城県立医療大学プロジェクトメンバーとして研究に従事する。同年、CYBERDYNE 株式会社に入職、トレーニング施設 HAL FIT において HAL を用いたトレーニングに従事する（研究員兼任）。専門領域は、内部障害理学療法学、基礎理学療法学。



理学療法士協会会員、呼吸ケア・リハビリテーション学会会員、心臓リハビリテーション学会会員。

山海 嘉之 (サンカイ ヨシユキ)

1987 年筑波大学大学院工学研究科修了。工学博士。筑波大学機能工学系助教授、米国 Baylor 医科大学客員教授を経て、現在、筑波大学大学院システム情報系教授、サイバニクス研究センター長。内閣府最先端研究開発支援プログラム「健康長寿社会を支える最先端人支援技術研究プログラム」研究統括、サイバニクス国際教育拠点リーダー。人・機械・情報系の融合複合新領域「サイバニクス」を開拓し、ロボットスーツ HAL、生理・運動・神経系のセンシング技術・研究を推進。



日本ロボット学会理事、日本栓子検出と治療学会会長などを歴任。