

coefficient for the data collected from our electrodes in the resistive contact mode and Vitrode F was 0.94, while the correlation coefficient for data collected from our electrodes in the capacitive coupling mode and Vitrode F was 0.92.

During eyeball movement recordings, the participant moved his eyeballs up and down at a frequency of 0.5 Hz, according to a metronome. The datasets obtained are shown in Fig. 12. The calculated correlation coefficient for the data collected from our electrodes in the resistive contact mode and Vitrode F was 0.95, while the correlation coefficient for the data collected from our electrodes in the capacitive coupling mode and the Vitrode F was 0.90.

**4.5 Low Resolution EEG Recording Experiments**  
The 10–20 Hz band bioelectrical signal recording capacity of our hybrid electrodes was tested by performing alpha and beta band EEG recording experiments. The three types of electrodes were placed over the skin, as described in Section 4.4. A pair of Type L electrodes was positioned, using the headset shown in Fig. 5, near the forehead and near points F3 and F4 in the International 10–20 Electrode Placement System<sup>(18)</sup>. The correlation coefficient for the data obtained using the hybrid electrode and the Vitrode was calculated using equation (7).

EEG signals were measured while the participant kept their eyes open for 30 s when beta waves were predominant, and they were then closed for another 30 s when the alpha waves were predominant. Figure 13 shows the spectrograms of the recorded data and a binary version that only shows signals >1 dBmV, for all three types of measurements. The spectrograms clearly show that our electrodes measured strong beta bands during the first 30 s and strong alpha bands during the last 30 s of the experiment. The calculated correlation coefficient for the data collected from our electrodes in the resistive contact mode and Vitrode F was 0.90, while the correlation coefficient for the data collected from our electrodes in the capacitive coupling mode and Vitrode F was 0.84. The results show that our Type L electrodes delivered a performance that was comparable to that of conventional electrodes when sensing EEG signals.

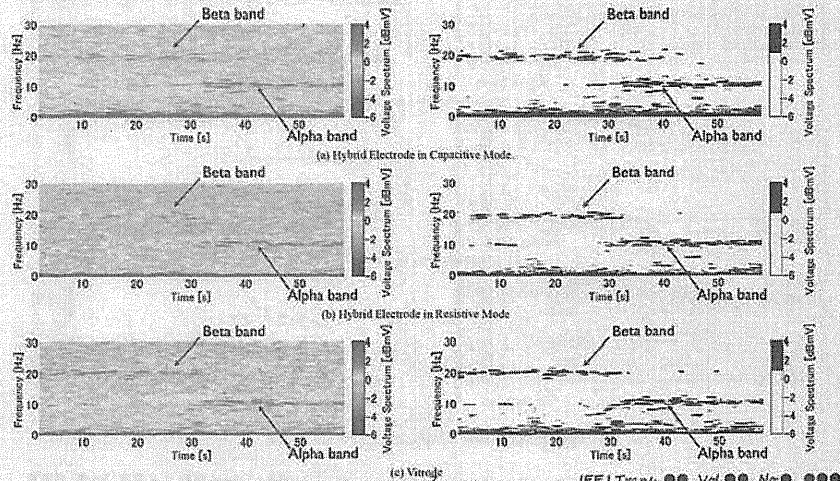


Fig. 13. EEG Recordings using Type L electrodes

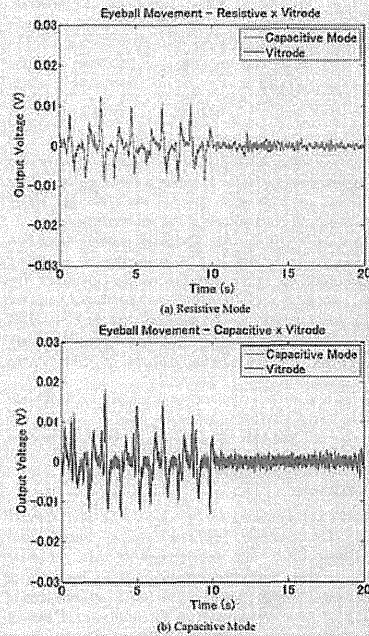


Fig. 12. Eyeball EOG Recordings

**4.6 High Resolution EEG Recording Experiments**  
Using the high-resolution headset and Type S electrodes shown in Fig. 6, we repeated the experiments reported in Section 4.5. The observed electrode position and placement conditions were the same as those used in the previous section. Simultaneous readings were also performed using Vitrode electrodes, and the correlation coefficient between the data derived from the hybrid electrode and the Vitrode was calculated using equation (7).

The EEG recording protocols used in Section 4.5 were also used in this experiment. Figure 14 shows the spectrograms of the data collected using all three types of electrodes and binary versions for signals >1 dBmV. As in the previous experiment, the hybrid Type L electrode was also capable of recording strong beta band signals during the first 30 s of the experiment and strong alpha band signals during the second 30 s of the experiment. The calculated correlation coefficient for the data collected from our electrodes in the resistive contact mode and Vitrode F was 0.86, while the correlation coefficient for the data collected from our electrodes in the capacitive coupling mode and the Vitrode F was 0.85.

Alpha and beta waves were observed simultaneously in this and the previous experiment owing to the low noise design, which is the first time this has been achieved using capacitive coupling electrodes.

**5. Discussion**

EOG and EEG signals are used extensively for sleep disorder diagnosis and treatment, assistive device control, and neurorehabilitation<sup>(11-69)</sup>. The effectiveness of some of these medical applications is highly dependent on the frequency at which the patient uses the equipment. One of the main obstacles in the spread of these technologies is the difficulty of placing electrodes and performing measurements during daily life because of the requirements for skin preparation and the electromechanical

contact problems associated with conventional electrodes<sup>(71-69)</sup>. From a usability perspective, our electrodes are easier to use than any commercially available electrodes. As shown in Sections 4.3–4.6, skin preparation is unnecessary and our electrodes can even measure bioelectrical signals in covered body areas where electromechanical contact is impossible. Furthermore, future medical applications may require that patients regularly use high-resolution headsets and measurement devices similar to the one in Fig. 5, and devices equipped with our electrodes can be placed on in a fraction of the time of conventional devices. This high usability has the potential to increase reliability. If electrodes are easier to use, the probability of human error is reduced. This higher usability makes our electrodes a significant step toward the popularization of wearable sensors and computers during daily life.

The experimental results presented in Sections 4.1 and 4.2 support our electrode impedance optimization method and our optimal model in terms of its noise and frequency utility. The optimization results showed that the noise levels were 4–6  $\mu\text{V}/\text{Hz}$ <sup>(7)</sup> lower than those reported by other studies. Our optimized design allowed us to develop an 8 mm<sup>2</sup> capacitive coupling electrode, which was four times smaller than electrodes developed in other studies. This smaller size allowed us to develop the first portable 128-channel high-resolution EEG headset based on capacitive coupling electrodes. The frequency response results were very close to the theoretical values; however, the observed difference suggested that the resulting input impedance in the actual electrode is slightly lower than the target value. This was not a problem for the applications described in this paper; however, some commercial and medical situations require very high levels of reliability or industrial standard definitions, so a full understanding of the electrode impedance may be required. An enhanced model that includes resistive and capacitive elements using additional board components and board design features, and

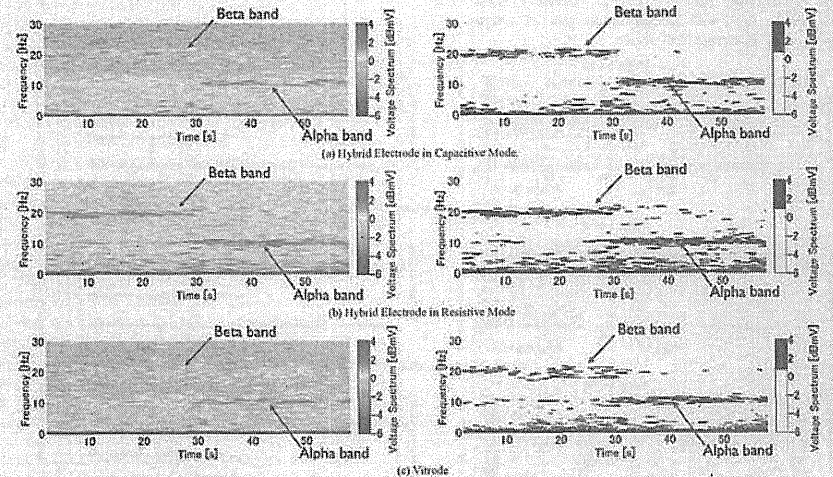


Fig. 14. EEG Recordings using Type S electrodes

different materials, may be introduced in future works.

The observed correlation coefficients for the EOG experiments presented in Section 4.3 were all above 0.90. However, the correlation coefficients in the EEG experiments in Sections 4.5 and 4.6 were between 0.84 and 0.90. The EEG readings had lower correlation coefficients because they were 10–100 times weaker than the EOG signals. Weaker signals had a larger effect on the random thermal noise shown in Fig. 9, which reduced the correlation between the two different readings. Another factor was the distance between the electrodes. Previous studies have shown that a 30-mm distance between the centers of the two electrodes during simultaneous recordings was sufficient to produce different signals<sup>[20]</sup> and a lower correlation.

## 6. Conclusion

In this study, we developed an electrode that combined the characteristics of capacitive and resistive electrodes by optimizing the electrode input impedance using an original sensor equivalent circuit. Our electrode maintained a low noise level that was comparable to the noise level maintained by commercially available wet electrodes during EEG and EOG measurements. Our electrode was small enough for high-resolution EEG recordings and easier to use than conventional electrodes.

In future studies, we intend to increase the accuracy of our electrode model and expand the design to other bioelectrical signals. Our sensor will help increase the usability and reliability of electrodes and promote the popularization of medical and wearable devices in daily life.

### Acknowledgement

Part of this work was supported by the "Funding Program for World-Leading Innovative R&D on Science and Technology (FIRST Program)," which was initiated by the Council for Science and Technology Policy (CSTP).

## References

- M.L. Fainini, M. Michaud, N. Grossein, G. Lavigne and J. Moalplastr: "Periodic leg movements in REM sleep behavior disorder and related autonomic and EEG activation", *Neurology*, Vol. 59, No. 12, 1889-1894 (2002)
- R.M. Coleman, C.P. Pollak and E.D. Weitzman: "Periodic movements in sleep (nocturnal myoclonus): Relation to sleep disorders", *Annals of Neurology*, Vol. 8, No. 4, pp. 416-421 (1980)
- R.J.K. Jacob: "The use of eye movements in human-computer interaction techniques: what you look at is what you get", *ACM Transactions on Information Systems (TOIS) - Special issue on computer human interaction*, Vol. 9, No. 2, pp. 152-169 (1991)
- J.K. Chapin, K.A. Moxon, R.S. Mankowitz, M.A.L. Nicolelis: "Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex", *Nature Neuroscience*, Vol. 2, pp. 664-670 (1999)
- K.K. Ang, C. Guan, K.S.G. Chan, B.T. Ang, C. Kuak, C. Wang, K.S. Phua, Z.Y. Chin, H. Zhang: "Clinical study of neurorehabilitation in stroke using EEG-based motor imagery brain-computer interface with robotic feedback," 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 5549-5552. (2010)
- J.D. Allison, K.J. Meender, D.W. Loring, R.E. Figueroa, J.C. Wright: "Functional MRI cerebral activation and deactivation during finger movement", *Neurology*, Vol. 54, pp. 135-142 (2000)
- J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, W.J. Heidecker, D.J. McFarland, P.H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L.A. Quinlan, C.J. Robinson, T.M. Vaughan, "Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 8, No. 2, pp. 164-173 (2000)
- T.J. Sullivan, S.R. Deiss, T.P. Jung and G. Cauwenberghs: "A brain-machine interface using dry-contact, low-noise EEG sensors", *Proc. IEEE Int. Symp. Circuits and Systems*, pp. 1986-1989 (2008)
- G. Gargiulo, R. A. Calvo, P. Bifulco, M. Cesarelli, C. Jin, A. Mohamed, A.Y.

- Schmitz: "A new EEG recording system for passive dry electrodes", *Clinical Neurophysiology*, Vol. 121, No. 5, pp. 686-693 (2010)
- A. Lopez and P. C. Richardson: "Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 16, pp. 299-300 (1969)
- C.J. Hurland, T.D. Clark and R.J. France: "Electric potential probes - new directions in the remote sensing of the human body", *Measurement Science and Technology*, Vol. 2, pp. 163-169 (2002)
- Y.M. Chi, G. Cauwenberghs: "Micropower non-contact EEG electrode with active common-mode noise suppression and input capacitance cancellation," *Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 4218-4221 (2009)
- Y.M. Chi, T.P. Jung, G. Cauwenberghs: "Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review", *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 3, pp. 106-119 (2010)
- J. Hurland, T.D. Clark and R.J. France: "Electrical potential probes - new directions in the remote sensing of the human body", *Measurement Science and Technology*, Vol. 13, pp. 163-169 (2002)
- M.J. Burke and D.T. Gleason: "A micropower dry-electrode ECG preamplifier", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 47, No. 2, pp. 155-162 (2000)
- D.V. Moretti, F. Babiloni, F. Carducci, F. Cincotti, E. Remondini, P.M. Rossini, S. Salinari and C. Babiloni: "Computerized processing of EEG-EOG-EMG artifacts for multi-centric studies in EEG oscillations and event-related potentials", *International Journal of Psychophysiology*, Vol. 47, No. 3, pp. 199-216 (2003)
- J.C. Woestenburg, M.N. Verbaten and J.L. Slangen: "The removal of the eye-movement artifact from the EEG by regression analysis in the frequency domain", *Biological Psychology*, Vol. 16, No. 1-2, pp. 127-147 (1985)
- W. Klimesch, B. Schack, M. Schabus, M. Doppelmayr, W. Gruber, P. Sauseng: "Phase-locked alpha and theta oscillations generate the P1/N1 complex and are related to memory performance", *Cognitive Brain Research*, Vol. 19, No. 2, pp. 302-316 (2004)
- G. Rau, C. Daxböck and K. Ring: "Principles of high-spatial-resolution surface EMG (HSR-EMG): single motor unit detection and application in the diagnosis of neuromuscular disorders," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 7, No. 4, pp. 233-239 (1997)

Alexsandr I. Janov



(Student Member) Alexsandr Janov received his B.E. degree in Engineering Systems and M.S. degree in Intelligent Information Systems from University of Tsukuba, Cybernetics Laboratory, Japan. Currently he is continuing his research as a Ph. D. student in the same institution. He is a member of the Institute of Electrical Engineers of Japan (IEEJ), the Institute of Complex Medical Engineering (ICME) and the Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE).

Hiroaki Kawamoto



(Non-member) Dr. Hiroaki Kawamoto received his BE, ME and PhD from the University of Tsukuba, Japan in 1998, 2000 and 2004, respectively. Currently he is an Assistant Professor at Faculty of Engineering, Information and Systems, University of Tsukuba. His research interests include biomechanics, biorobotics and human-machine interfaces, in particular exoskeleton type robots. He is a member of the Robotics Society of Japan, and the Japan Society of Mechanical Engineers.

Yoshiyuki Sankai



(Non-member) Dr. Sankai received his Ph.D. degree in engineering from the University of Tsukuba, Japan in 1987. He was a Japan Society for the Promotion of Science Research Fellow, an Assistant Professor, an Associate Professor and a Professor in the Institute of Systems and Engineering, University of Tsukuba, and a Visiting Professor at Baylor College of Medicine, Houston, Texas, in the United States of America. He is currently a Professor of the Graduate School in Systems and Information Engineering, the Director of the Center for Cybernetics Research, University of Tsukuba, the President/CEO of CYBERDYNE Inc. and the Leader of "FIRST" (Funding Program for World Leading Innovative R&D on Science and Technology) on Cybernetics, funded by the Cabinet office of Japan. He was also the President of the Japan Society of Embolus Detection and Treatment, an Executive Board Member of the International Journal of the Robotics Society of Japan (RSJ), and the Chairman and a member of the Awards Committee of the RSJ, also an executive editor of *Vascular Lab*. He has won the World Technology Award (2005), the METI (Minister of Economy, Trade and Industry of Japan) Minister Award (2007) and other awards.



## 装着型歩行補助ロボットのリスク分析と安全性試験法

鍋 嶋 厚 太<sup>\*1</sup> 河 本 浩 明<sup>\*2</sup> 山 海 嘉 之<sup>\*2,\*3</sup>

## Risk Assessments and Safety Testing Methods for Wearable Walking Assistant Robots

Cota Nabeshima<sup>\*1</sup>, Hiroaki Kawamoto<sup>\*2</sup> and Yoshiyuki Sankai<sup>\*2,\*3</sup>

Variety of Wearable Walking Assistant Robots (W2ARs) are appearing on the market. Their safety attracts the interest of manufacturers as well as the users. In this paper, we address risk assessments and clarify the typical risks of W2ARs. We also discuss practical safety measures for the risks. The strength testing machines are proposed and produced to verify the inherent safety measures: the mechanical angle stoppers and appropriate assembling. This paper will aid the industrialization of W2ARs.

**Key Words:** Robot Suit HAL, Physical Assistant Robot, Safety Measures, Strength Testing Machines, International Safety Standards

## 1. 序 論

ロボットが生活空間で稼働し、我々の生活を助けてくれる。そのような世界は我々のすぐ手が届くところまで来ている。特に装着型歩行補助ロボット (Wearable Walking Assistant Robot; W2AR) は、多くの製造業者によって実用化が進められている (Table 1)。これらの多くは福祉用あるいは医療補助用として開発されている。構造は装具に近い外骨格構造をとり、股関節、膝関節、足関節のいくつかが能動的に駆動される。

W2ARはその目的上、装着者の身体とロボットから成る物体に対して、アクチュエータによって能動的に力を印加し、装着者の歩行を補助する。この特徴は工作機械や産業用ロボットと大きく異なるため、その安全についても異なる考え方が必要となる。

工作機械や産業用ロボットはすでに類型化され、そのリスクは特定されている。そのためそれらのリスクに対する低減方法 (安全策) も確立され、類型化されている。通常時には安全帯によって人を隔離し、異常時には緊急停止装置によって運動を停止させることが一般的な安全原則となっている。

W2ARの出力は工作機械や産業用ロボットに比べて小さい

<sup>\*1</sup>原稿受付 2011年12月1日

<sup>\*2</sup>CYBERDYNE 株式会社

<sup>\*3</sup>筑波大学システム情報学

<sup>\*4</sup>筑波大学サイバニクス研究センター

<sup>\*5</sup>CYBERDYNE Inc.

<sup>\*6</sup>Faculty of Engineering, Information and Systems, University of Tsukuba

<sup>\*7</sup>Center for Cybernetics Research, University of Tsukuba

■本論文は有用性で評価されました。

Table 1 Wearable Walking Assistant Robots as of May 2012

Manufacturer, country	Robot
CYBERDYNE, JP	Robot Suit HAL for Well-being [1]
Honda, JP	Walk Assist [2]
Hocomas, CH	Lokomat [3]
EKSO BIONICS, US	eLEGS [4]
Asuka, JP	WPAL [5]
Hart Walker Japan, JP	Hart Step [6]
Tibion, US	Tibion Bionic Leg [7]
Argo Medical Technologies, IL	ReWalk [8]
Toyota, JP	Independent Walk Assist [9]

ものの、動力を伝達するために装着者に継続的に接触する必要があり、つまり W2AR は原理的に人を隔離できない機器と言える。W2AR に対する安全技術がまだ確立されていない現状では、機器の安全性をいかに示すかが製造業者の課題となっている。

本論文の 2 章では W2AR を対象に定性的なリスクアセスメントを実施し、W2AR に特徴的な初期リスクを見積もる。リスク低減のための安全策を 3 章で検討し、W2AR 一般に適用できる本質的な安全策を考察する。4 章では本質的な安全策の試験法として、機械的な角度制限の強度試験法と連続着床を模擬した組立状態の強度試験法を提案し、試験機も開発する。開発した試験機を利用してロボットスーツ HAL 福祉用 [1] を対象に試験を実施し、その有効性を示す。

## 2. W2AR に特徴的な初期リスク

リスクアセスメントは機器の安全性を評価する一般的な手法

として知られており、文献 [10]~[14] などの多くの国際規格で要求されている。リスクアセスメントに基づく機器の開発では、一般に以下の過程を経る:

- (1) 機器が有するリスクを分析し、評価する;
- (2) 必要な安全策を検討し、設計に反映させる;
- (3) 試作品に実現した安全策の効果を検証し、残留リスクを評価する;
- (4) 開発過程で得られた文書・記録を証拠とし、残留リスクの情報を適切にユーザに提供する。

本論文では W2AR の基本機能を “装着者とロボットにより構成される構造に対して、備えられたアクチュエータによって能動的に力あるいはトルクを印加し、装着者の歩行を補助すること” と定義し、定性的なリスクアセスメントを行った。

基本機能の定義より、W2AR には、  
 ● 装着者とロボットが一体となって運動する;  
 ● 装着者の意図あるいは動作が制御入力になると同時に、装着者の身体が制御出力を受ける;  
 ● 作動力は、日常生活で人が発する程度になる (切断、曲げ、研削、圧縮、穿孔などの工作はしない) という特徴があると分かった。

上記の基本機能から、W2AR に特徴的な危険状態として、  
 H1: 過アシスト: 肉体的に耐えられる限度を越えた力/トルクあるいは、速度/角速度、位置/角度が、装着者に印加される;

H2: 環境との接触: バランスを崩した結果として、壁や床に接触する;

の二つが挙げられた。  
 H1, H2 のほかには、工作機械や産業用ロボットと同様に、可動部への指の挟み込みやバッテリーの落下、高温部への接触、活動部への接触などがハザードあるいは危険状態として挙げられた。

危険状態に対してリスクを割り当てる方法として、IEC 61508-5 [15] の附録 B で紹介されているリスクマトリクス法を参考にした。あらかじめ定義したリスクマトリクスを Table 2, Table 3 に示す。この方法では、危険状態の発生可能性 (発生レベル: Frequency) と危険状態からの回避可能性 (回避レベル: Avoidability) に応じて、E1, E2, E3, E4 の暴露レベル (Exposure level) を算定する。算定した暴露レベルと起こり得る危害の重大さ (危害レベル: Severity) に基づいて、リスクレベル (Risk level) を求める。リスクレベルはリスクが高い順に RIII, RII, RI が割り当てられる。

Table 2 および Table 3 では、発生レベルが F1 あるいは危害レベルが S1 の場合にリスクレベルが低くなるように設定されている。これは、“発生しなければリスクはない” あるいは “危害が無ければリスクはない” という直感を反映したものとなっている。このような直感を反映したリスクレベルを設定できることが、リスクマトリクス法を用いる利点である。

Table 2 および Table 3 を用いて、W2AR に特徴的な危険状態 H1, H2 の初期リスクレベルを割り当てた。初期リスクレベルを求めるために、安全策を何も適用しない場合を想定した。割り当てた結果を Table 4 に示す。表中、危険状態を Hx, 発

Table 2 Matrix to derive Exposure level

	Avoidability				
	A1	A2	A3	A4	
Frequency	F1	E1	E1	E1	E1
	F2	E1	E1	E2	E3
	F3	E1	E2	E3	E4
	F4	E2	E3	E4	E4

Avoidability from hazardous situation is as,  
 A1: “easy,”  
 A2: “possible,”  
 A3: “difficult,”  
 A4: “impossible.”

Frequency of hazardous situation is as,  
 F1: “never,”  
 F2: “rare,”  
 F3: “occasional,”  
 F4: “often.”

Table 3 Matrix to derive Risk level

	Exposure level				
	E1	E2	E3	E4	
Severity	S1	-	-	-	-
	S2	-	-	RI	RII
	S3	-	RI	RII	RII
	S4	RI	RII	RIII	RIII

Severity of harm is as,  
 S1: “no injury,”  
 S2: “curable or minor injury”  
 e.g. cut or scrape of skin,  
 S3: “incurable or serious injury”  
 e.g. loss of fingers or limbs,  
 S4: “mortal injury.”

Table 4 Initial risks with no safety measure

H1: Excess assistance	
F1 - 4	If restraint devices are used (e.g. straps) to transmit power to the wearer, the excess assistance is often possible.
A1 - 4	If the restraint devices are hard to detach instantly, it could be impossible to avoid the situation.
S1 - 3	If potential output of an actuator is far exceeding the wearer's tolerable limits, it could cause an injury (e.g. a sprain) of the joint.
R1 - II	It might be an unacceptable risk.

H2: Collision with floor or wall	
F1 - 3	If instability of balance is exploited to walk with no extra walking aid, it could happen as frequently as without the W2AR.
A1 - 4	If the wearer is not able to take a defensive action, the collision could not be avoidable.
S1 - 3	If the head of the wearer is collided, it could lead to a serious injury.
R1 - II	It might be an unacceptable risk.

生レベルを Fx, 回避レベルを Ax, 危害レベルを Sx, リスクレベルを Rx で表している。各レベルを割り当てた理由を右列に示す。

Table 4 では W2AR の多様性を考慮し、各レベルに範囲を持たせた。安全策を何も適用しない場合を想定したために発

生レベル、回避レベル、危害レベルはすべて高くなり、初期リスクレベルは高く見積もられた。

### 3. W2AR に特徴的な安全方策

よく知られているリスクを低減するには、既存の安全規格（例えば文献 [14] や [16] など）に挙げられている安全方策を利用すれば良い。本論文では W2AR に特徴的な危険状態 H1, H2 の初期リスクに対し、どのような安全方策が妥当かを検討した。

検討した安全方策を、本質的な安全方策 (Inherent safety measures)、機能による安全方策 (Functional safety measures)、運用による安全方策 (Operational policies) に分類し、Table 5 と Table 6 に示す、それぞれの表について、第 1 列に安全方策の分類を記した。第 2 列には、各安全方策を適用した場合に低減が期待できるレベルを記号で表している。F は発生レベルの低減、A は回避レベルの低減、S は危害レベルの低減を表している。レベルがどの程度低減されると考えるかは、製造業者やアプリケーションによって異なるため、これらの表には含まなかった。

アクチュエータを装着者の各関節に合わせて配置し、機械的な角度制限を設けることは、危険状態 H1 を防ぐ直接的で本質的な安全方策と思われる (Table 5, 本質-F)。この安全方策の検証は、角度制限の強度試験などで可能だと考えられた。

危険状態 H1 から回避するために、機構あるいは制御によって装着を解除する方策が考えられた (Table 5, 本質-A, 機能-A)。

Table 5 Possible safety measures for "Excess assistance"

H1: Excess assistance		
Type	Factor	Safety measure
Inherent safety measures	F	Place actuators at each joint of the wearer and mechanically limit the angle.
		Design maximum rating of actuators under wearer's mechanically tolerable limits.
	A	Mechanically dismount the W2AR from the wearer if beyond the limits.
	S	Design maximum rating of actuators under wearer's mechanically tolerable limits.
Functional safety measures	F	Control force, torque, velocity, angular velocity, position and/or angle to keep under wearer's mechanically tolerable limits.
	A	Automatically dismount the W2AR from the wearer when the excess assistance is detected.
	S	Automatically stop the actuator's output instantly when the excess assistance is detected. Automatically stop the actuator's output instantly when the request from the wearer is input. (e.g. an emergency shut-down system)
Operational policies	F	Instruct the user how to adequately adjust the alignment of the W2AR and the control parameters.
	A	Instruct the user how to stop and dismount the W2AR.
	S	Instruct the user to use the W2AR with appropriate safety equipment to protect the joint of the wearer.

しかしながら装着の解除は装着者の身体を支える機械的な構造がなくなることを意味し、結果的に危険状態 H2 に至ると考えられた。安全方策が新たなハザードになる例と考える。

歩行中に生じる故障は歩行の不安定に繋がり、結果的に危険状態 H2 に至ると考えられた。W2AR の通常使用における故障は、歩行時に繰り返し発生する足部と床面の衝突が主要因と思われる。歩行により発生する故障を抑制する安全方策として、W2AR の組立状態における十分な強度が必要と思われる (Table 6, 本質-F)。

保護具 (ヘルメットや肘/膝のサポーター) を装着させることは、スキーやスケートから類推された (Table 6, 運用-S)。しかしながら、これらの保護具は使用を忘れられる恐れがある。一方で、一般的な補助具 (歩行器や杖など) の使用は見た目にも自然であり、これらを採用するほうがより妥当な設計と考えられた (Table 6, 運用-F)。

現在のところ、装着者と W2AR のバランスを同時に制御する方法は理論的にも確立されていないと考える。そのため Table 6 の機能による安全方策は、実現自体が困難に思われた。

W2AR が広く普及していない現状では、リスクレベルを有意に推定できる統計データは得られない。そのため安全方策実施後の残留リスクも一般的に未知となる。本論文では Table 5 と Table 6 で検討された本質的な安全方策によって、対応する Table 4 の発生レベル/回避レベル/危害レベルが 2 レベル低減されると仮定した。また運用による安全方策によって、発生レベル/回避レベル/危害レベルが 1 レベル低減されるとした。この仮定に基づく、危険状態 H1 の初期リスクは Table 5 の本質-F および運用-F の安全方策によって、また危険状態 H2

Table 6 Possible safety measures for "Collision with floor or wall"

H2: Collision with floor or wall		
Type	Factor	Safety measure
Inherent safety measures	F	Embed an additional assistive device (e.g. a body weight support system, a walker, a cane or safety wheel) into the W2AR. Design and assemble the W2AR with the strength to the collision with a floor during walking.
	A	-
	S	Design the W2AR itself as a protector with exterior covering the whole body.
Functional safety measures	F	Control the balance with predicting the collision.
	A	Control avoidance behavior when the collision is predicted.
	S	Control protective behavior when the collision is detected. Initiate an air-bag when the collision is predicted.
Operational policies	F	Instruct the user to use an additional assistive device (e.g. a body weight support system, a walker, a cane or safety wheel) with the W2AR.
	A	-
	S	Instruct the user to use appropriate safety equipments: a helmet, knee supporters and elbow supporters.

の初期リスクは Table 6 の本質-F および運用-F の安全方策によって、十分低減できると考えられた。結果として、W2AR には本質的な安全方策と運用による安全方策をまず適用し、追加的に機能による安全方策を適用することが妥当と思われた。

### 4. 本質的な安全方策を検証する強度試験法

3章で検討した安全方策のうち、機能による安全方策に比べ、本質的な安全方策と運用による安全方策のほうがより簡便だった。複雑さを避け、信頼性を高めるためにも、多くの製造業者は本質的な安全方策を優先すると思われる。

機械的な角度制限などの本質的な安全方策の信頼性は強度に依存すると言える。本質的な安全方策の失敗は受容できないリスクに繋がる可能性が高いため、強度試験により検証することが望ましい。

機械的な特性が明らかな材料を用いる限り、部材単位の強度試験は計算機シミュレーションにより代替可能と思われる。一方で W2AR の構造全体に対して考慮すべき荷重条件は、装着者の身体の揺動、粘弾性、荷重分担の影響により自明ではない。そのため直接的に歩行状態を模擬した強度試験を実施することが望ましい。

本論文では、機械的な角度制限に対する強度試験および、装着状態での歩行を模擬した W2AR の構造全体に対する強度試験法を提案する。なお機械や電気機器、ソフトウェアに一般的に安全方策の検証方法は文献 [12] や [14], [16] などの既存の安全規格に記述がある。製造業者は必要に応じてこれらを活用すべきと思われる。

#### 4.1 機械的な角度制限に対する強度試験

3章では、関節運動を装着者の許容範囲に制限する本質的な安全方策として、機械的な角度制限を想定した。本論文では、この角度制限の信頼性を示す方法として、Fig. 1 の強度試験法を提案する。この強度試験法では、試験対象の関節部について、角度制限の衝突面を水平にした状態で一端を固定し、もう一端に錘を取り付ける。ただし、対象とする W2AR の関節が取り出せることを仮定している。

試験はおもりを上昇、自由落下させることで行われる。この試験において角度制限に生じる撃力は、位置エネルギーに対して単調増加になると考えられる。そのため、持ち上げ高さ (持ち上げ角度および、軸からおもりまでの長さ) とおもりの質量が試

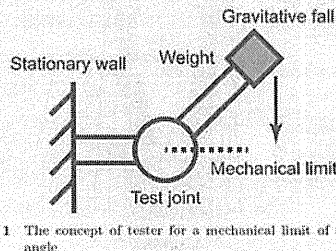


Fig. 1 The concept of tester for a mechanical limit of a joint angle

験パラメータとなる。これらのパラメータは、装着者と W2AR の (一部の) 質量や最大関節角速度に依存して定めることが望ましい。

例えば膝関節部の角度制限を対象とする場合、質量として膝下質量を想定すればよい。アクチュエータが十分な関節角速度を出力できない場合であっても、必要なエネルギーや角運動量を持ち上げ高さに換算して試験する。

成否の判定基準には、規定回数を繰り返したあとの角度の行き過ぎの程度が利用される。繰り返し回数は W2AR の形式や利用方法など、アプリケーションに依存して定めればよい。

実際に製作した試験機を Fig. 2 に示す。図中、ロボットスーツ HAL 福祉用の関節部をテストピースとして取り付けている。この試験機はウインチによって駆動され、おもりの錘点を持ち上げ、クラッチを外すことでおもりを落下させる。テストピースの破壊が起こった場合に備え、行き過ぎを検出し、自動で試験を停止する機能を有している。また試験機の輪部にはトルクセンサが取り付けられており、角度制限に衝突した際の撃力を見積もることができる。

試験機の評価のために、テストピースの強度試験を行った。なおテストピースに用いたロボットスーツ HAL 福祉用の角度制限は、これまでの実運用において破壊や行き過ぎが生じたことはない。

テストピースの質量および想定する装着者の最大体重から算定した膝下質量、軸から膝下の重心までの推定距離、アクチュエータの最大関節角速度から、角度制限に衝突する時点での最悪の運動エネルギーは約 15 [J] と見積もられた。

強度試験機にテストピースを設置した際、テストピースとおもりを合わせた質量は 0.7 [kg]、軸からおもりの重心までの距離

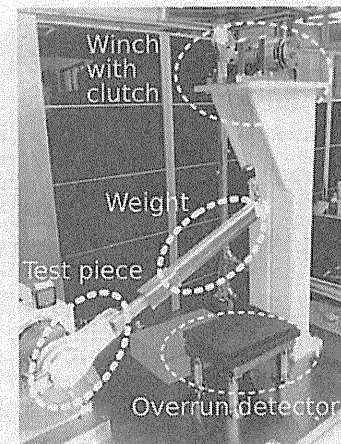


Fig. 2 The testing machine for a mechanical limit of a joint angle



は 0.35 [m] だった。持ち上げ角度を  $\pi/4$  [rad] とした場合の位置エネルギーは約 16 [J] と見積もられたため、持ち上げ角度として  $\pi/4$  [rad] を用いた。これらの試験パラメータを用い、端子を開放状態としたアクチュエータをテストベースに組み込んだ状態で強度試験を行った。

強度試験では 100 回の試験を行った。試験のあとにテストベースは故障せず、行き過ぎも生じなかった。またトルクセンサの値を軸から角度制限までの距離で割り、印加された撃力のピークを推定したところ、平均 0.33 [kN]、標準偏差 0.0065 [kN] だった。

#### 4.2 構造全体に対する強度試験

W2AR は足用器具のように、歩行のために装着する器具と言える。しかし器具に対してさえ、歩行中に連続して生じる撃力への強度を評価する標準的な試験法は確立されていない。これは装着者と器具に分散する荷重が一律ではないことが原因と考えられる。

幸い W2AR は継手付き義足に類似している。継手付き義足の強度試験は ISO 10328 [17] で標準化されており、この規格は W2AR の構造全体に対する強度試験を考える上で有益と思われる。

ISO 10328 では、継手の角度制限に曲げモーメントが印加される配置で、1~4 [Hz] の繰り返し圧縮荷重を義足に印加する試験を要求している。体重 80 [kg] の装着者を想定した場合の適合は、1,180~1,230 [N] の圧縮力を 3,000,000 回加えたあとの変形と破壊の有無によって判定される。

装着者の全体重を支えて歩行する機構に対しては、ISO 10328 の試験条件は妥当と考えられる。ISO 10328 の試験条件は、歩行時の着床による荷重を体重の 1.6 倍と見積もり、さらに信頼度 90% で 2 ヶ月間の稼働を要求していることに相当する（ただし、片足は 1 日に 5,000 回着床するとし、信頼度関数は指数分布になると仮定した）。

W2AR の場合、荷重が装着者にも分散するため、器具よりも必要な強度が小さいと期待できる。しかしながら装着者と W2AR に分散する荷重の比率は自明でなく、単純な圧縮力試験に帰着できないという問題がある。

直感的には、装着者の人体構造を模したドールに W2AR を装着させ、歩行させることで試験できると思われる。しかし現状ではドールを安定して長時間歩行させることが難しく、この試験法の実現は技術的に困難と言える。

本研究で提案する試験法を Fig. 3 に示す。対象となる W2AR は通常使用と同様の方法でドールに装着させる。ドールの体重、サイズ、主な自由度は意図する装着者を模倣する。

試験では、ドールを持ち上げ、重力により落下させる。着床させる。再現性のために規定されたドールを利用する場合、試験パラメータは持ち上げ高さのみとなる。この持ち上げ高さは、校正によって定められる。校正は試験開始前に繰り返して持ち上げ高さから数回着床させる。床反力のピークがドールの重量の 1.6 倍程度となる高さを確認し、これを繰り返して試験中に用いる。この試験の成否は、既定回数の着床を行ったあとの故障や不具合の有無によって判定できる。既定回数を何回とするかは、W2AR の具体的なアプリケーションに応じて決定すべきと思われる。

実際に製作した試験機を Fig. 4 に示す。試験機には、ロボッ

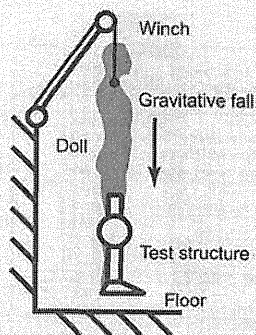


Fig. 3 The concept of tester for strength of assembling

#### Lifting slider with clutch

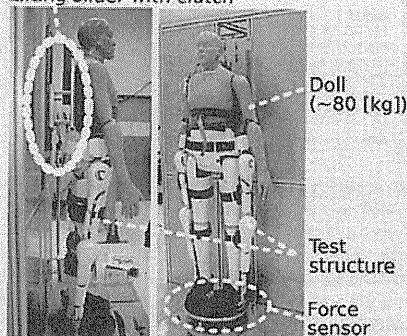


Fig. 4 The testing machine for strength of assembling

トスーツ HAL 福祉用をテストベースとして取り付けている。ロボットスーツ HAL 福祉用の自由度構成と試験機への取付方法の概略を Fig. 5 に示す。この試験機は直動ガイドを利用してドールごとテストベースを持ち上げ、クラッチを外すことで落下させる。持ち上げ高さは調整可能で、床面に備えられた力センサによって、着床時の床反力をモニタする機能を有している。

試験機の評価のためにテストベースの強度試験を行った。校正プロセスの結果、20 [mm] の持ち上げ高さから落下・着床させたとき、ピーク 2.8 [kN] の床反力が得られた。このとき各脚への荷重は 1.4 [kN]、(ドールとテストベースを含めた重量の 1.8 倍) と推定された。その後、持ち上げ高さを 20 [mm] に設定し、同様の落下・着床を 30,977 回実施した。その後テストベースを調べたところ、故障はなく、部品間を固定するネジの緩みもなかった。

Fig. 6 は、試験中に得られた床反力の頻度分布を示している。分布の平均は 2.88 [kN]、標準偏差は 0.106 [kN] であった。最小

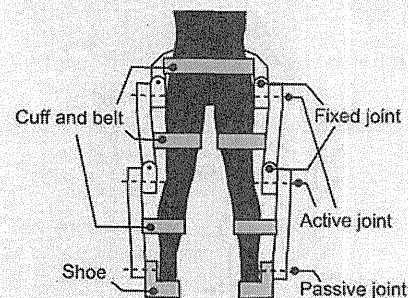


Fig. 5 The abstract structure of Robot Suit HAL for Well-being and its installation to the testing machine for strength of assembling

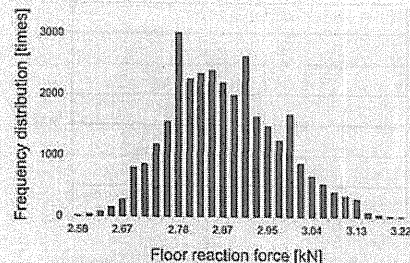


Fig. 6 The frequency distribution obtained by the experiment of the testing machine for strength of assembling

値は 2.58 [kN] であり、これはドールとテストベースを含めた重量の 1.6 倍を越えていた。

この結果は、提案した試験法が歩行中の荷重を模擬できたことを意味している。このような試験機を用いることで、組立状態の W2AR 全体の強度を評価できる。

## 5. 考 察

4 章では、リスクアセスメントから導かれた W2AR に本質的な安全方策の検証方法として強度試験法を提案し、またそれを実施する強度試験機を開発した。W2AR の基礎的な安全を示す現実的な方法として、これらの試験法、試験機は妥当と思われる。

2 章ではリスクアセスメントを定性的に行った。定性的なリスクアセスメントに基づいて W2AR を設計した場合、そのリスクはあらかじめ低減されていることになる。このとき、真の危険状態の発生可能性、危険状態からの回避可能性、危害の重大さ

<sup>1</sup>IEC 62304 は、安全関連部にはいるソフトウェアのライフサイクルへの要求を定めている。IEC 62304 の要求は、IEC 61508 が定めるソフトウェアへの要求と似ている。

は隠れてしまい、真の初期リスクは評価できない。これはリスクとコストのトレードオフとなっているが、W2AR の製造業者はリスクを妥当な限り小さく抑えなければならない (ALARP)、つまり製造業者は本質的な安全方策を設計することや、機能による安全方策への依存を低く抑えるなどによって、開発のサイクルを短縮し続ける必要があると言える。

もし W2AR に機能による安全方策が必須となった場合、製造業者は IEC 61508 やその関連規格への適合を考慮しなければならない。しかし W2AR の場合は幸いにも、本質的な安全方策と運用による安全方策によって、受容できないリスクを十分に低減できると考えられた。

W2AR はその目的や出力、速度、質量のすべてにおいて、工作機械や産業用ロボットと異なる。そのため W2AR には、機械の安全規格よりも医療機器の安全規格のほうが適している可能性がある。ISO 14971 [11] や IEC 60601-1、IEC 62304 [18]<sup>1</sup> は、W2AR に関するリスクアセスメントやリスク低減について、機械の安全規格とは別の視点を与えてくれる。

2012 年現在、サービスロボットの国際安全規格 ISO 13482 [19] の発行が迫っている。この規格は工作機械や産業用ロボットの安全規格を基にしているため、W2AR に対して不十分な内容になる可能性がある。本論文の成果は今後、サービスロボットの国際安全規格に貢献できるものと思われる。

## 6. 結 論

本論文では、普及初期にある装着型歩行補助ロボット (Wearable Walking Assistant Robot; W2AR) のリスクと安全性を示すために、まず原則的な方法論であるリスクアセスメントを実施し、その結果として、W2AR に特徴的な危険状態が、「過アシストによる身体への過負荷」および、「バランスを崩した後の壁や床との接触」であることを示した。

W2AR に特徴的な危険状態に対して考えられる安全方策を列挙し、仮定に基づいてその妥当性を議論した。また本質的な安全方策の検証の方法として二つの強度試験法を提案し、それらが可能な試験機を開発した。開発した試験機の有用性は、ロボットスーツ HAL 福祉用の強度試験の実施によって評価した。

W2AR の安全設計・検証の例として、この論文が W2AR 産業全体に貢献し、より多くのサービスロボットが社会に普及することを期待する。

謝 辞 本研究の一部は、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) の委託業務および、内閣府最先端研究開発支援プログラムとして行われた。

## 参 考 文 献

- [1] CYBERDYNE Inc.: Robot Suit HAL for Well-being, <http://www.cyberdyne.jp/english/customer/index.html>.
- [2] Honda Co., Ltd.: Honda—Walk Assist and Mobility Devices, <http://walkassist.honda.com>.
- [3] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier and V. Dietz: "Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol.37, no.6, pp.693-700, 2000.
- [4] EKSO BIONICS, Ekso, <http://www.ekso.com>.
- [5] 瀧野 厚太, 河本 浩一, 山道 嘉之, 武岡 隆彦, 田島 茂雄, 清水 康裕: "付

- 靴着者の歩行再建—歩行補助ロボット WPAL 開発”, 日本生活支援工学学会誌, vol.8, no.2, pp.23-26, 2008.
- [6] ハートウォーカージャパン: ハートステップ, <http://www.hart-walker.co.jp/products/pls.html>.
- [7] Tibion, Tibion Biomic Leg, <http://www.tibion.com/>.
- [8] Argo Medical Technologies: ReWalk, <http://www.argomedtec.com/products.asp>.
- [9] トヨタ自動車: 介護・医療支援向けハートロボット, <http://www2.toyota.co.jp/jp/news/11/11/n11.040.html>.
- [10] ISO: ISO 12100: Safety of machinery—General principles for design—Risk assessment and risk reduction, International Organization for Standardization, 2010.
- [11] ISO: ISO 14971: Medical devices—Application of risk management to medical devices, International Organization for Standardization, 2007.
- [12] IEC: IEC 61508-1 Ed.2.0: Functional safety of electrical/electronic/programmable electronic safety-related systems—Part 1: General requirements, International Electrotechnical Commission, 2010.
- [13] ISO: ISO 13849-1: Safety of machinery—Safety-related parts of control systems—Part 1: General principles for design, International Organization for Standardization, 2006.
- [14] IEC: IEC 60601-1 Ed.3.0: Medical electrical equipment—Part 1: General requirements for basic safety and essential performance, International Electrotechnical Commission, 2005.
- [15] IEC: IEC 61508-5 Ed.2.0: Functional safety of electrical/electronic/programmable electronic safety-related systems—Part 5: Examples of methods for the determination of safety integrity levels, International Electrotechnical Commission, 2010.
- [16] IEC: IEC 60204-1 Ed.3.1: Safety of machinery—Electrical equipment of machines—Part 1: General requirements, International Electrotechnical Commission, 2009.
- [17] ISO: ISO 18328: Prosthetics—Structural testing of lower-limb prostheses—Requirements and test methods, International Organization for Standardization, 2006.
- [18] IEC: IEC 62304 Ed.1.0: Medical device software—Software life cycle processes, International Electrotechnical Commission, 2006.
- [19] ISO: ISO/DIS 13482: Robots and robotic devices—Safety requirements—Non-medical personal care robot, International Organization for Standardization, 2011.



鍋馬厚太 (Kota Nabeshima)

2009年東京大学大学院情報理工学系研究科修士(情報理工学)、日本学術振興会特別研究員(DC2)後、CYBERDYNE(株)研究員。人が道具へ適応する認知機能をテーマに、現在装着型ロボットの安全技術の研究開発に従事。NEDO生活支援ロボット実用化PJ業務管理者(CYBERDYNE)、ISO 13482 国内委員、IEC Expert、日本ロボット学会研究奨励賞、IROS Conference Best Reviewer Award 等受賞。

(日本ロボット学会正会員)



河本浩明 (Hiroaki Kawamoto)

2004年筑波大学大学院システム情報工学研究科博士課程修了。博士(工学)。2005年医療機器センター専攻科研究リサーチアシスタントを経て、2008年より筑波大学システム情報工学研究科助教。2012年より同大学システム情報工学研究科教授。人支援型ロボット、生体運動制御に関する研究に従事。日本機械学会等の会員。日本ロボット学会論文賞受賞。(日本ロボット学会正会員)



山海嘉之 (Yoshiyuki Sankai)

1987年筑波大学大学院工学研究科(博)修了。工学博士。日本学術振興会特別研究員、筑波大学機能工学系助手、講師、助教授、米国 Baylor 医科大学客員教授、筑波大学機能工学系教授を経て、2003年より筑波大学大学院システム情報工学研究科教授、筑波大学サイバニクス研究センターセンター長、新学術領域【サイバニクス】を開拓。FIRST サイバニクス拠点統括者、世界テクノロジー賞大賞、金屋発明表彰大賞など受賞。

(日本ロボット学会正会員)



# Development of a Capacitive Coupling Electrode for Bioelectrical Signal Measurements and Assistive Device Use

Alexsandr Igorevitch Ianov, Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai

Graduate School of Systems and Information Engineering  
University of Tsukuba  
Tsukuba, Ibaraki 305-8573, Japan

{ianov, kawamoto, sankai}@golem.kz.tsukuba.ac.jp

**Abstract** - The human body is known to produce several different electrical patterns and signals derived from bioelectrical activity. Bioelectrical signals such as the cardioelectrical and myoelectrical signals have several medical applications. In order to acquire those signals, low impedance contact electrodes are commonly used. However, because these sensors require skin preparation or application of conductive gels, placing these sensors can be difficult, time consuming and uncomfortable task for the patient. Moreover the presence of body hair and sweat can be a source of noise and cause signal depletion. This paper proposes a noncontact capacitively coupled electrode based on high impedance input, required to detect weak electrical fields. Noncontact capacitively coupled electrodes rely on reacting to electrical field variations caused by bioelectrical activity, therefore eliminating the need to maintain resistive contact between the skin and the electrode. The sensor high impedance input of 1 teraohms allowed only 0.3 to 1 picoampere input current to flow between the sensor plate and the preamplifier unit. Experiments focused on the recording of electromyogram and electrocardiograms over clothing. Data was collected and compared with data from resistive electrodes. We confirmed that our electrodes are capable of collecting bioelectrical data that can be used for assistive devices interfacing without direct contact with the skin of the subject. Such electrodes can replace currently used resistive contact electrodes improving the reliability of collected signals and increasing user-friendliness of systems that require daily, long term bioelectrical signal monitoring.

**Index Terms** - electrode, myoelectrical signals, capacitive sensing.

## I. INTRODUCTION

Cardioelectrical and myoelectrical signals generated by muscle activity, such as the electrocardiogram (ECG) and electromyogram (EMG), have become an important source of information about the human body. As shown in Fig.1, such signals have become important in a wide selection of fields, ranging from medicine and rehabilitation to sports and entertainment. Below are a few examples on the medical field we would like to focus:

- ECG measurements done by a Holter Monitor for long periods of time are frequently used to diagnose cardiac diseases or measure cardiac stress under physical exercises[1-2].

- EMG measurements are used to interface with exoskeletons such as the HAL robot suit[3-6] or prosthetic limbs[7-8].

Wet disposable electrodes such as the Vitrode (Nihonkohden, Japan) capable of sticking to the surface of the skin are used for these measurements. Because these electrodes are passive electrodes, i.e., do not have integrated electrical amplification, on a dry state they are very susceptible to noise and may not be able register robust bioelectrical signals on the skin. Even while wet, due to the relatively high output impedance of the electrode, the signal can be distorted by cable movements or contact of the electrode with other solid surfaces. The saline (Ag/AgCl) gel that is used between the carbon electrode lead and the skin of the patient reduces the electrode input impedance thus, thus increasing the conductivity and the signal noise ratio. Furthermore, these wet electrodes are not capable of staying still on a fixed spot on the skin using the conductive gel alone, especially when the patient is moving. In order to firmly attach the adhesive tape is placed around and over the area above the electrode on the skin. However the use of gel and adhesive in wet electrodes have three major drawbacks[9].

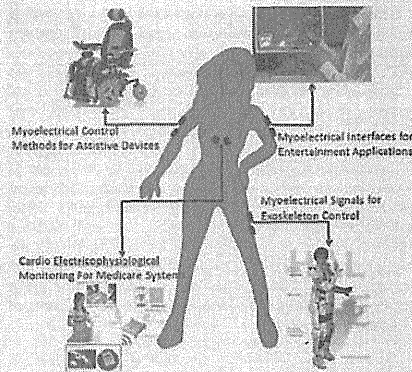


Fig. 1 Several Proposed Uses for Bioelectrical Signals

1. Both gel and adhesive may cause skin irritation and allergic reactions.
2. Depending on the measurement type, the conductive gel may dry degrading the signal and the adhesive may wear off due to sweat and muscular contractions.
3. Body hair removal is required on the areas below the electrodes.

Dry electrodes have been developed[10] in order to eliminate the need to use of gel and adhesive. However, in some cases, skin preparation such as body hair removal and cleaning. Plus constant electromechanical skin contact is still a requirement. Being able to quickly attach or remove required sensors is an important step towards the adoption of assistive devices and exoskeletons in daily life.

In order to increase the usability of the electrodes, noncontact electrodes based on capacitive coupling have been proposed[11]. Recently capacitive electrodes have gotten precise enough to record ECG signals over the clothing[12] and under bed sheets[13]. The major disadvantage of these electrodes is that due to the ultra-high impedance input they are very susceptible to noise originated from electromagnetic sources such as hum noise and electrostatic field noise from nearby objects. In order to reduce this noise careful shielding and signal conditioning techniques are used. However, the use of those techniques also increase the size of the electrode significantly, making them inappropriate for daily, multi channel recording required by the applications we mentioned above. Attempts to record EMG with capacitive sensors have also been made by embedding the electrode preamplifier circuit into the textile[14]. This approach would allow the creation of a sensing suit for capacitive EMG measurement but it would still require the patient to change clothes because the method was highly dependent on the textile material. Also by embedding electrodes in the clothing, we must assure that each suit fits the wearer perfectly and we also lose sensor placement freedom.

In this paper we propose an electrode capable of recording cardioelectrical and myoelectrical signals through clothing using capacitive coupling configured with minimal impedance values for maximum noise resistance, thus allowing the electrode to be small but precise enough for exoskeleton and assistive device use and long term daily monitoring bioelectrical activity monitoring. In order to reduce the size of the electrode, we propose choosing a preamplifier component that has smaller but high enough impedances to be capable of sensing through capacitive coupling the small bioelectrical voltage variations while still being strong against noise, reducing the need for space consuming advanced shielding techniques. Since wet electrodes such as the Vitrode have the best signal noise ratio, we compare data from our electrodes against data from Vitrode electrodes and discuss how viable they are for the applications we mentioned in the beginning of this chapter.

## II. BIOELECTRICAL SENSING THROUGH CAPACITIVE COUPLING

Capacitive sensing is used to measure bioelectrical signals by performing AC coupling between the electrode and the skin of the patient. The equivalent circuit of a capacitive sensing system is given in Fig.2. By approaching a metal plate connected to an electronic circuit to the skin, a condenser between the metal plate and the skin is formed. The skin-electrode-amplifier system can be modeled as a RC based high pass filter connected to ideal op-amp buffer. The capacitance of the skin-metal plate capacitor is given by

$$C = \frac{\epsilon \pi R^2}{d} \quad (1)$$

assuming we use a circular metal plate with radius R from a distance d from the skin.  $\epsilon$  is the dielectric constant. Because there are various types of textiles, each with its own dielectric constant and because most of them are no continuous and are filled with air, we can assume that  $\epsilon$  is the dielectric constant of the air. Setting distance d to around 1.0 [mm] and R to 15 [mm], the capacitance C of the skin-electrode capacitor is approximately 2.0[pF].

In order to measure generated by common bioelectrical signals, which oscillate at frequencies of 0.1 [Hz] to 40[Hz] for cardioelectrical signals and 20[Hz] to 500[Hz] for myoelectrical signals, a high input impedance of at least 1.0[T $\Omega$ ] is required.

Common ground signal between the body and the circuit is realized by using a low impedance interface, such as a conventional dry or wet electrode. While it's possible to record ECG signals without a ground, especially when measuring weaker EMG signals, better signal noise ratios are obtained by maintain a robust ground[10][12].

## III. MEASUREMENT SYSTEM

### A. Capacitive Coupling Electrode

In chapter II, we calculated that a preamplifier component with a input impedance of at least 1.0[T $\Omega$ ] is required. Considering the available components in the market, we chose to use an instrumentation amplifier with input impedance of 3.3[T $\Omega$ ].

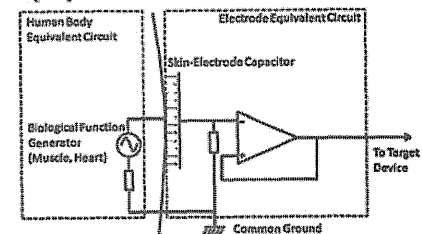


Fig.2 Capacitive sensing system

In contrast, capacitive coupling electrodes that appear in previous researches use amplifiers with over  $100[\Omega]$  [13][14], which are significantly weaker to electrostatic and hum noise. Furthermore, the used amplifier not only offered the required input impedance, but by being a high quality instrumentation amplifier, the preamplifier could be configured by using less components and with a simpler printed circuit board pattern than previous capacitive electrodes that use standard operational amplifiers. This contributes to smaller preamplifier board and less components that reducing potential sources of noise.

Based on the calculations done on Chapter II, we build our electrode using a 3[cm] diameter stainless steel plate. Stainless steel plates were chosen as electrode leads due to the low bias current they generate when connected to the preamplifier. The preamplifier board was allocated and soldered with its input lead on one of the plate faces. The plate-board system was housed inside a acryl case. The case had its interior covered with cooper tape which was also connected to the ground, creating a low profile shield. The total size of the electrode was of 3.2[cm] with a thickness of 8[mm]. Thickness is mostly due to the cable connector used. The assembled electrode is pictured in Fig.3 with the preamplifier board.

The developed electrode also contained a circuits to minimize the effects of input bias current of the instrumentation amplifier.

**B. Data Recording System**

The developed electrode data recording and evaluation system consisted of 3 stages. The first stage being a second instrumentations amplifier that receives analog signals from two capacitive electrodes and output the amplified difference between them. A second stage is responsible for conditioning the signal for the AD converter. The second stage is consisted of a second order band pass filter and a voltage level converter. And a final stage composed by a 16 bit AD converted connected through a SPI channel to a microcontroller. Sampling is performed at 1 [kHz]. Data was transferred from the controller to a PC through a USB2.0 port.

The common ground is connected to the back of the hand of the user through a Vitrode type D disposable wet electrode. A block diagram of the data recording system is shown at Fig.4.

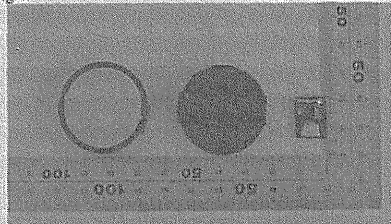


Fig.3 Developed Electrodes and Preamp Board

**IV. EXPERIMENTS AND RESULTS**

**A. EMG Measurement Using Noncontact Electrode and Wet Electrode**

When interfacing with assistive devices and exoskeletons, myoelectrical signals such as the EMG are used. The device EMG sensors rely on wet electrodes, so for the developed capacitive coupling electrode to be declared adequate for these applications they must perform similarly to the common wet electrodes. In this experiment we investigate the correlation between the myoelectrical signals such as the EMG data collected from a pair of noncontact electrodes with the EMG data collected simultaneously for a pair of conventional Vitrode disposable wet electrodes. Therefore we investigate the correlation of the data collected by both types of electrodes and verify the nature of the data collected by the developed capacitive coupling electrodes.

Two developed noncontact electrodes are placed over the right biceps of the experiment participant. Between the right biceps skin and the electrode metallic plate a piece of cotton with thickness of 1 [mm] is placed in order to simulate clothing. Below the clothing, 2 Vitrode type D electrodes are placed as close as possible from the noncontact electrodes. Ground signal is taken from the back of the right hand of the participant.

The experiment is performed by contracting the right biceps every 5 [s] and then relaxing for another 5 [s]. The experiment settings block diagram is shown in Fig.5. The total measurement time is of 20 [s].

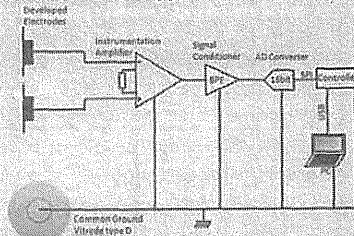


Fig.4 Data Recording System

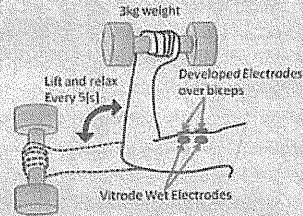


Fig.5 Setting for Experiment A

The recorded experiment data is shown in Fig.6. From the results we can see that the EMG data collected from the Vitrode pair of electrodes overlap most of the data collected by the noncontact electrodes. The calculated correlation coefficient for this dataset was of 0.93, showing that the developed capacitive electrodes are capable of collecting the signals originated from myoelectrical activity and that both the noncontact electrode and vitrode disposable wet electrodes are capable to collect very similar EMG signals.

**B. Biceps EMG Measurements Under Variable Loads**

When interfacing with exoskeletons it is important for the patient to be able to control the output torque of the device. A common method of setting the output is by measuring the amplitude of the EMG signal used to drive the device[3-4]. Therefore the purpose of this experiment is to verify if the developed noncontact electrode is capable of collecting EMG data from a muscle at different loads and is adequate to be used as an interface sensor for exoskeletons and assistive devices.

The experiment setting is very similar to the previous experiment. However in this case the participant keeps his biceps under continuous stress for 10 [s]. Data is measured for loads of 2[kg], 4[kg], 6[kg], 8[kg] and 10[kg]. Data is also measured when there is no load. Similar to the previous experiment, a pair of noncontact electrodes is placed above right biceps with a piece of cotton cloth with average thickness of 1 [mm] between the electrode and the skin to simulate clothing. Ground is taken from the back of the right hand of the participant. Acquired results are shown in Fig.6. The root mean square(RMS) value for each case is calculated and displayed inside its corresponding graph.

The results show that the developed noncontact electrode is capable of recording signals with variable intensities and from the RMS values, we verify that the heavier the load the stronger is the signal.

**C. ECG Measurements Over Clothing**

While using exoskeletons, EMG is used to interface and actively communicate with the device. However, by reading other bioelectric signals such as ECG, we can also evaluate or estimate the amount of physical stress on the patient and adjust the exoskeleton control parameter accordingly, such as assistive gain. In this experiment we verify if our electrode is capable of recording ECG signals with fidelity by verifying if the component waves of a standard ECG signal are present or not and by checking if the ECG signal is consistent over a long period of time.

In this experiment two electrodes following standard ECG electrode placement methods. The subject was wearing a cotton shirt with average thickness of 1 [mm] and the electrodes were placed above the shirt. Ground signal is taken from the back of the right hand of the hand of the participant. Data was recorded for 20 [s] while the participant stayed seated comfortably on a chair. Recorded data is shown in Fig.8.

From the results we can see that our electrode was capable of recording ECG signals consistently over a period of time of 20[s]. Also by plotting the data from the first three seconds in Fig.9, we are able to verify that the electrode recorded all the major component waves of the standard ECG waveform.

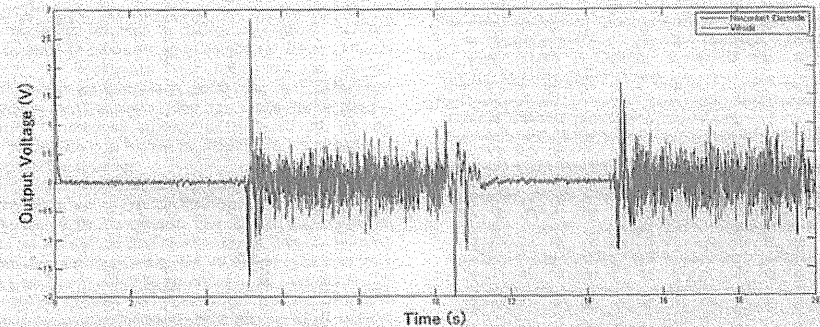


Fig.6 Experiment A Data Set - Simultaneous Recording of Biceps EMG with capacitive coupling and wet electrodes



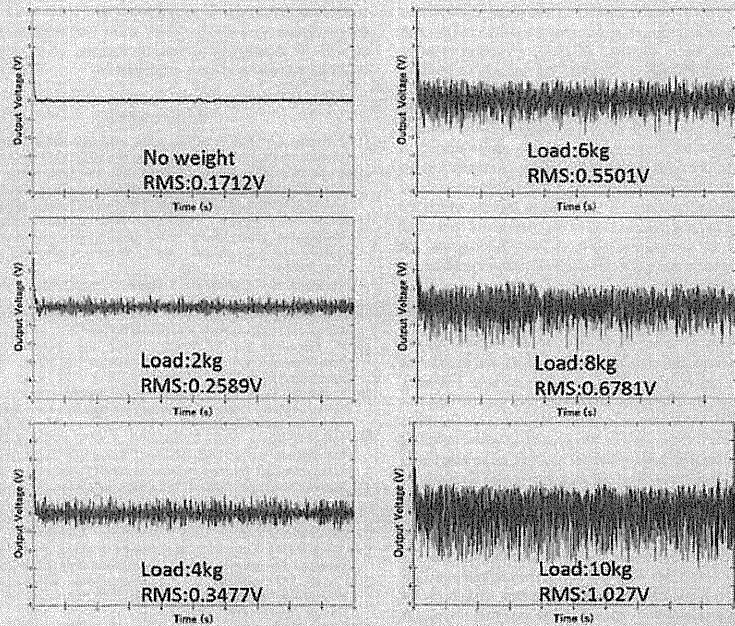


Fig. 7 EMG recorded by the capacitive coupling electrodes at varying loads

V. DISCUSSION

In this study we developed a capacitive coupling electrode with about the same dimensions of a standard wet electrode, but differently from the wet electrodes we did not have to apply any conductive gel between the skin and the electrode lead. Sweat and other long term problems responsible for the degradation the bioelectrical signal of wet electrodes were not observed during any of the experiments. We did not have to perform any type of skin preparation nor remove clothes from the experiment participant. Also differently from other capacitive coupling sensing techniques target at bioelectrical signal measurement, we used a preamplifier unit with 100 times lower input impedance, strong against electrostatic noise, with a minimal amount of components, minimal circuit board size and shielding but that was capable of recording signals very similarly to conventional wet electrode interfaces.

During experiment A in section IV there are two reasons for the correlation coefficient between the data collected by the wet electrodes and the data collected by the developed noncontact electrodes to be 0.93 instead of 1. One reason is

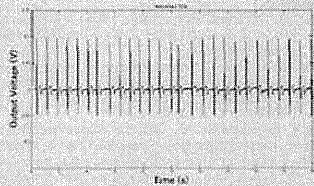


Fig. 8 Consistent ECG recordings over the period of 20 [s]

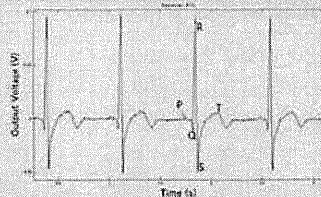


Fig. 9 Zoomed in ECG

because the noncontact electrode and its correspondent wet electrode were not placed in the exact same place. Between the center of the noncontact electrode and the center of the wet electrode there was a distance of 3[cm]. Previous research have shown that 3[cm] is a distance big enough to produce create distortions between the data collect at two points[15]. The second reason is, from formula (1), because the noncontact electrode output is also a function of the distance between the electrode metal plate and the skin, any variation in this distance will reflect on the output of the electrode making it susceptible to motion artifacts. As we can observe in Fig.6 there are spike in the noncontact electrode data set which are no present in the wet electrode data set. And those spikes all appear when the contraction starts or ends, hinting that the actual muscle movement may be creating motion artifacts on the developed electrode.

Experiment B in section IV showed that our electrode is capable of recording different signals when the observed muscle is under different loads. This results shows that our electrode has the potential of being used as the interfacing sensor for exoskeleton and other assistive devices. Furthermore in experiment C in section IV, we verified that our developed electrode is capable of correctly recording ECG. This results show that the developed capacitive coupling electrode has the potential to be used not only as an interfacing tool but also as a diagnosing and evaluation tool for assistive devices. However, all the experiments in this paper were conducted in ideal conditions, for a short period of time. In order to verify how adequate are the developed electrodes, long term experiments under real world conditions are still necessary. In particular, how the shield would perform near high power motors present in exoskeletons and how the electrodes would perform when hit by external objects, in contact with high amounts sweat or when displaced by the muscular movements of the user.

In this paper, during the experiments, we also proposed the use of a single wet electrode in order to create a robust ground between the user and the electronic system. Data from all experiments have shown that our electrode performed very similarly to conventional electrodes, therefore eliminating the need to a robust ground connection using wet electrodes. For conventional electrodes, a ground connection between the user can be formed by simply establishing contact between the user skin and a grounded metallic surface connected to the system, such as a case or frame. In order to maximize the usability of the system, we can propose the same for the developed system and design a wearable system that would guarantee a ground connection as long as the user is performing recordings.

VI. CONCLUSION AND FUTURE WORKS

In this paper we proposed an electrode capable of recording EMG and ECG through clothing through capacitive coupling for exoskeleton and assistive device use and long term daily monitoring bioelectrical activity monitoring for medical applications.

In future works we plan to integrate our developed noncontact electrodes in to the robot suit HAL and evaluate the performance of the electrodes under real world conditions as well as developing optimized versions of the electrode based on the results of those experiments.

REFERENCES

- [1] P. Bjerregaard, "Mean 24 hour heart rate, minimal heart rate and pauses in healthy subjects 40-79 years of age," *Eur Heart J* (1983) 4 (1): 44-51.
- [2] R. Wolfe, et al., "Arrhythmias in patients with valvular aortic stenosis, valvular pulmonary stenosis, and ventricular septal defect. Results of 24-hour ECG monitoring," *Circulation*, 1993 Feb;87(2 Suppl):189-191.
- [3] S. Lee and Y. Sankai, "The Natural Frequency-Based Power Assist Control for Lower Body with HAL-3", *Proc. of International Conference Systems, Man and Cybernetics (SMC2003)*, pp.1642-1647, 2003
- [4] T. Hayashi, H. Kawamoto and Y. Sankai, "Control Method of RobotSuit HAL working as Operator's Muscle using Biological and Dynamical Information", *Proc. of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2005)*, pp.3455-3460, 2005
- [5] H. Kawamoto and Y. Sankai, "Power assist method based on PhaseSequence and muscle force condition for HAL", *Advanced Robotics*, vol.19, no.7, pp.717-734, 2005
- [6] K. Suzuki, G. Mito, H. Kawamoto, Y. Hasegawa and Y. Sankai, "Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with RobotSuit HAL", *Advanced Robotics*, Vol.21, No.12, pp.1441-1469, 2007
- [7] Saridis, George N.; Gootie, Thomas P.; "EMG Pattern Analysis and Classification for a Prosthetic Arm," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol.BME-29, no.6, pp.403-412, June 1982
- [8] Au, S.K.; Bonato, P.; Herr, H.; "An EMG-position controlled system for an active ankle-foot prosthesis: an initial experimental study," *Rehabilitation Robotics*, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on, vol. no., pp. 375- 379, 28 June-1 July 2005
- [9] A Searle and L Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes," *Physiol. Meas.*, 21 271, 2000
- [10] Burke, M.J.; Gleeson, D.T.; "A micropower dry-electrode ECG preamplifier," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol.47, no.2, pp.155-162, Feb, 2000
- [11] P.C.Richardson, "The insulated electrode: A pasteless electrocardiographic technique" 20th Conf. on Engineering in Medicine and Biology p 15.7
- [12] C.J. Harland, T.D. Clark and R.J.Franco, "Electrical potential probes - new directions in the remote sensing of the human body," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 13 (2002), 163-169
- [13] Y. Yama and A. Ueno, "Unrestrained Facile Measurement of Narrow-band ECG and Respiratory Variation in Infants with a Capacitive Sheet-type Sensor," *Transactions of Japanese Society for Medical and Biological Engineering*, 47 No. 1: 42-50, 2009
- [14] T. Line, L. Gourmelon and G. Langereis, "Contactless EMG sensors embroidered onto textile," 4th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN 2007), Vol.13, pp.29-34, 2007
- [15] G. Rau, C. Disselhorst-Klug, "Principles of high-spatial-resolution surface EMG (HSR-EMG): single motor unit detection and application in the diagnosis of neuromuscular disorders," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 7, Issue 4, pp. 233-239, 1997

# Application of Robot Suit HAL to Gait Rehabilitation of Stroke Patients: A Case Study

Kanako Yamawaki, Ryohei Ariyasu, Shigeki Kubota,  
Hiroaki Kawamoto, Yoshio Nakata, Kiyotaka Kamibayashi,  
Yoshiyuki Sankai, Kiyoshi Eguchi, and Naoyuki Ochiai

University of Tsukuba, 1-1-1 Tenodai, Tsukuba, Japan  
{yamawaki.kanako.ge@u, ryohei.ariyasu.fw@u, s1130428@u,  
kawamoto@iit, kamibayashi@iit, nakata@md,  
sankai@kz, kyeguchi@md, nochiai@md}.tsukuba.ac.jp  
<http://www.ccr.tsukuba.ac.jp/english/index.html>

**Abstract.** We have developed the Robot Suit HAL (Hybrid Assistive Limb) to actively support and enhance human motor functions. The HAL provides physical support according to the wearer's motion intention. In this paper, we present a case study of the application of the HAL to gait rehabilitation of a stroke patient. We applied the HAL to a male patient who suffered a stroke due to cerebral infarction three years previously. The patient was given walking training with the HAL twice a week for eight weeks. We evaluated his walking speed (10 m walking test) and balance ability (using a functional balance scale) before and after the 8-week rehabilitation with the HAL. The results show an improvement in the gait and balance ability of a patient with chronic paralysis after gait training with the HAL, which is a voluntarily controlled rehabilitation device.

**Keywords:** Robot Suit, HAL, Rehabilitation, Locomotor training, Hemiplegia.

## 1 Introduction

It is important to rehabilitate the walking ability of those that have suffered a stroke to restore and maintain their everyday activities and quality of life. Locomotor training performed on a treadmill with the manual assistance of therapists has been suggested for gait rehabilitation based on motor training. Repeating a stepping motion on a treadmill promotes motion learning and improves walking ability. However, this training approach places a heavy burden on the therapists as they need to swing the patient's paralyzed legs manually.

To avoid this problem, robot technologies have been applied to locomotor training. Gait motion support is provided by the actuated joints of the robots instead of the therapists. These robots apply a predefined motion to the patient's limbs regardless of the patient's intention to step. The effect of this kind of passive locomotor training has been investigated [1].

As opposed to passive drive robots, we have developed the robot suit HAL (Hybrid Assistive Limb), a wearable robot that supports the wearer's motion [2]. This motion support is provided according to the wearer's intention to move by using bioelectrical signals from muscle activity. The wearer operates the HAL voluntarily and receives its force as support.

However, little is known about the effect of long-duration locomotor training with voluntary motion support using the HAL on stroke patients. To investigate the effectiveness in a large-scale controlled study, a preliminary evaluation of the effect of rehabilitation with the HAL must first be conducted in the form of a case study.

The purpose of this research is to evaluate the efficacy of HAL locomotor training for a chronic stroke patient.

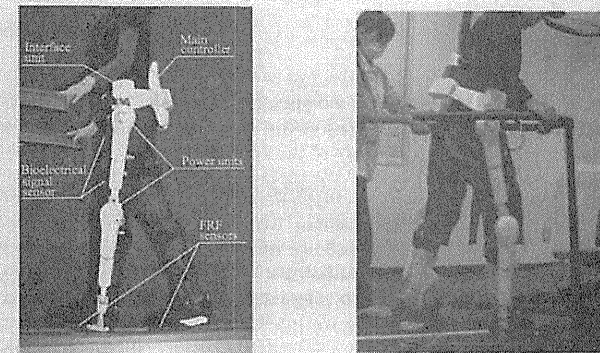


Fig. 1. The HAL suit for well-being (left side) and a stroke patient wearing the HAL (right side)

## 2 Methods

The HAL is an anthropomorphic structure designed to support the lower limb functions, and consists of a frame and active joints (Fig. 1). Each of the active joints of the exoskeleton (hips and knees) has one degree of freedom in the sagittal plane, and generates assistive torque for walking assistance. Control of the HAL system rests with the main controller, the purpose of which is to control and supervise the power units, monitor the batteries, and communicate with the system operator.

The HAL can be controlled using the Voluntary Control method [3]. Voluntary control provides physical support according to the wearer's voluntary muscle activity, which can be detected with the use of electrodes as electrical signals on the skin surface over the muscle. The electrodes are positioned directly above the muscles to estimate the voluntary flexion and extension torque. The electrical signals are then processed by the HAL's main controller. This signal processing



allows the HAL to estimate the assistive torque that each active joint should generate to assist the wearer's leg motion.

We applied the HAL to a 74 year old male patient with hemiplegia on the left side due to a cerebral infarction that occurred three years previously (Fig. 1). The patient could walk with a cane under supervision. Although he had received rehabilitation for the past three years, improvement in his walking ability had reached a plateau. He was therefore, given locomotor training with the HAL twice a week for eight weeks. The duration of each training session was around 20 minutes. We compared the mean angles of the left hip joint with and without the HAL for a gait cycle, calculated as the average of ten gait cycles. The angle was set to 0 deg in the standing posture and considered positive during flexion. We evaluated the patient's walking ability (by means of a 10 m walking test, 10MWT) and balance ability (using a functional balance scale, FBS) before and after the eight week rehabilitation period with the HAL.

### 3 Experimental Results

Figure 2 illustrates the time-normalized hip joint angle starting at the left foot contact during one cycle with and without the HAL. Wearing the HAL increases the motion range of the left impaired hip joint. Figure 3(a-c) shows the change

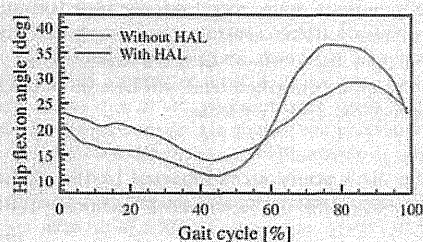


Fig. 2. Left hip joint angles with and without the HAL during walking

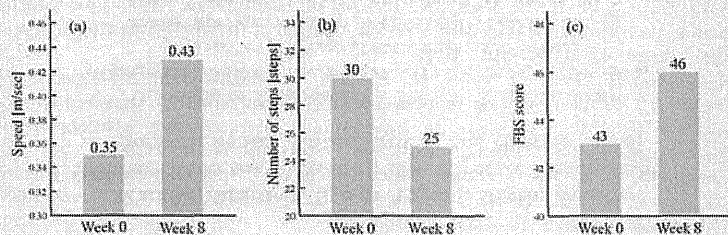


Fig. 3. Change in walking speed (a) and number of steps (b) for 10MWT, and FBS score (c) before and after the 8-weeks locomotor training period with HAL

in walking speed and the number of steps during 10MWT, and the total FBS score, respectively, before and after the 8-week training period. An increase in gait speed of 0.08 m/s and a decrease in the number of steps of 5 steps were observed. An increased FBS score was also observed with improvements of 3 points.

### 4 Discussion

The purpose of this research was to evaluate the efficacy of HAL locomotor training for a chronic stroke patient. Gait speed and number of steps showed improvement after the HAL training (Fig. 3(a) and (b)). The results of this rehabilitation indicate that HAL locomotor training can induce improvement in walking ability. The HAL's motion assistance in conjunction with the patient's volitional motion increased the range of hip joint motion (Fig. 2), and the patient was able to walk with improved strides during locomotor training with the HAL. This locomotor training also led to an increase in balance ability (Fig. 3(c)). Consequently, this effect would contribute to improved walking ability.

### 5 Conclusion

In this research, we investigated the effect of locomotor training with the Robot Suit HAL, which provides walking assistance according to the wearer's intention to move. We confirmed an improvement in the walking ability of a chronic stroke patient. As the next step, a controlled trial will be conducted to investigate the significance of the effect on stroke patients.

**Acknowledgments.** This study was supported by the "Funding Program for World-Leading Innovative R&D on Science and Technology (FIRST Program)".

### References

1. Tefertiller, C., Pharo, B., Evans, N.: Efficacy of rehabilitation robotics for walking training in neurological disorders: a review. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 48(4), 387-416 (2011)
2. Kawamoto, H., Taal, S., Niniss, H., Hayashi, T., Kamibayashi, K., Eguchi, K., Sankai, Y.: Voluntary motion support control of Robot Suit HAL triggered by bio-electrical signal for hemiplegia. In: 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 462-466 (2001)
3. Kawamoto, H., Sankai, Y.: Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person. In: Miesenberger, K., Klaus, J., Zagler, W.L. (eds.) ICCHP 2002. LNCS, vol. 2398, pp. 196-203. Springer, Heidelberg (2002)

解説

# 福祉ロボットにおけるテレロボティクス

Telerobotics in Robot for Welfare

山海嘉之<sup>1,2</sup> 桜井 尊<sup>1</sup> <sup>1</sup>筑波大学大学院システム情報工学研究科 <sup>2</sup>CYBERDYNE 株式会社

Yoshiyuki Sankai<sup>1,2</sup> and Takeru Sakurai<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba <sup>2</sup>CYBERDYNE Inc.

## 1. はじめに (ロボット技術が支援する福祉社会)

日本は超高齢社会を迎え、生産年齢人口の減少で経済活動が減速し、社会福祉サービスの維持・提供が困難になるという深刻な事態に直面している。この課題の解決に期待されるのは、社会福祉サービスの生産性を高めることに役立つ様々なサービスを提供するロボットが開発されることである。開発されたロボット技術が社会福祉サービスの生産性向上に貢献することによって、現在よりも人々にそれがロボット技術であると特段に意識されることなく生活に溶け込む形で各種サービスが提供される、という新たな福祉社会像をイメージすることができる。このような新しい福祉社会で中核を担うサービスロボットの開発において目指すべき最も高次の目標は、「人々の生活の質 (QOL) を向上させる」ことであり、本誌アカデミックロードマップ特集等 [1] [2] で掲げられた未来イメージは、多くのロボット研究者・開発者に共有されつつあるのではないだろうか。一方、「ロボットの街づくば」の実現に向けて (提言) [3] によると、少子高齢化対策の一つとしてロボット技術の活用・向上に取り組むだけでなく、その最先端技術を社会に適用し実証実験を通じてフィードバックを得ることによって、社会システム自体を最適化するという視点も持たなくてはならないとある。つくば市では目指すべき福祉社会に向けて、このような視点での提言や政策の推進が続けられており、2011年には内閣府より「つくば国際戦略総合特区」に選定され、ロボット技術の開発と実社会での活用の好循環がより一層生み出せるよう産学官民 (民はユーザ・利用者) の連携体制が確立されようとしている。

年齢を重ねても活力を維持して生産活動を積極的にやりたいと考える高齢者や障がい者の日常生活を物理的・認知的・心理的・社会的に支援する技術を開発するため、筑波大学で



図1 ロボットスーツ HAL 福祉用の外観

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」[4] が現在進行中である。2011年3月に開催されたサイバニクス国際フォーラム [5] では、次世代の福祉ロボットの展開の例として、ロボットスーツ HAL 福祉用 (図1) に実装したテレリハビリテーションシステムのプロトタイプを使って、歩行リハビリテーション訓練を模擬したデモンストレーションを行った。本稿ではロボットスーツ HAL が、福祉分野におけるテレロボティクスにもたらす新しい展開と可能性について解説する。

## 2. 福祉ロボットにおけるテレロボティクス

福祉ロボットと呼ばれるロボットは、目的に応じて様々なものが開発されており、食事支援ロボット、車椅子ロボット、移乗動作支援ロボット、排泄介護支援ロボット、見守りロボット、装着型人支援ロボットなど多種多様である。しかしながら、これらのロボットへのテレロボティクス技術の適用や応用事例を考えてみたときに、遠隔地の作業環境でのタスクの代替や、人・作業環境の情報の取得と提示によってメリットが得られるものは多くないことに気付く。福祉ロボットについてはパーソナルケアロボットの国際安全規格 ISO13482 [6] などでもドラフト発行と改訂に向けた議論が行われているが、福祉ロボットすべてにテレロボティクス技術を有効に活用できる訳ではない。テレロボティクス

技術の活用と考えられるものとしては、独居老人の生活の様子や活動の有無を、インターネットを通じて遠隔の家族に知らせることができる見守りロボットや不在時の家庭内を画像で遠隔地からモニタリングできる留守番ロボット等を挙げることができる [7]。

他方、福祉ロボットは運動機能や認知機能などが低下した高齢者や障がい者等 (サービスの受益者) が直接操作を行うものと、介護を行う側を支援するものと大きく分けることも可能だが、国際的には用語の明確な定義や要求仕様などが確定していないため、福祉ロボットの定義そのものについては、本稿では言及しない。福祉ロボットにおいて、テレロボティクスがどのように活用され展開可能か、どのような点が重要となるかに絞って述べることにする。

これらを踏まえた上で考えられる福祉分野におけるテレロボティクスの特徴は、遠隔地でのロボットの作業環境に、介護を含む福祉サービスの受益者がかかる点にある。福祉サービスは、人間の介在が前提であるため労働集約的にならざるを得ない。福祉の分野にロボット技術を導入することで、定量的・客観的な評価・診断を支援したり、自動化が可能なるものをロボット技術によって省力化したりすることが可能となると考えられる。先に挙げたロボットのうち装着型人支援ロボットは、運動を改善したいと考える患者の運動を遠隔地にいる医師や理学療法士が診断したり、運動を指導したりすることへの応用が可能で、福祉分野のテレロボティクスの新たな展開が見えてくる。

## 3. HALによるテレリハビリテーション

装着型人支援ロボットのテレロボティクス展開の事例として、前述した国際フォーラムで行った「医師が患者に歩行動作を教示するデモンストレーション」を紹介したい。

HALによるテレリハビリテーションの実験の様子を図2に示す。図2(a)は、当該システムが機能していること

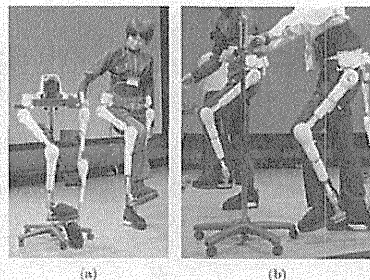


図2 HALによるテレリハビリテーションのプロトタイプシステムのデモンストレーションの様子

を視覚的に確認するために行ったデモンストレーションの様子である。HAL 装着者の脚を振り上げると、空のHALの脚がリアルタイムに振り上がる。また、もし装着していない空のHALのほうを動かして姿勢を変えようとする、HAL 装着者は空のHALと同じ動きと姿勢をとるように制御されている。図2(b)は、このシステムを使って医師側の被験者が患者側の被験者に歩行動作を教示する実験のデモンストレーションの様子である。医師側の被験者は患者側に脚を振り出すタイミングや振り出し中の関節角度軌道を教示すると同時に、患者側の脚の動きかたの様子を感じることが可能である。このとき、2台のHALによってネットワークを通じた物理的な拘束が実現されている。自分の足首と相手の反対側の脚の足首とを拘束することによって脚の運びを一致させる二人三脚があるが、具体的には、それを脚全体の拘束に拡張し、相手と自分の脚の運動をリアルタイムで相互に伝達しあうようなイメージである。二人三脚の場合は、両者は直接隣り合って物理的に接触し、身体的に拘束しあう必要があるが、当該システムにおいては、遠隔地においても両者の身体を物理的に一体化させることが可能となる。

このテレリハビリテーションシステムは、2台のHALによって構成されている。システムの概念図を図3に示す。装着者から計測される運動・生体生理情報をHALの通信機能によって相互に授受しあうことで、インタラクティブな運動教示システムを実現するものである。歩行リハビリテーション訓練における本システムの対象者は、動作を教示す



図3 専門家ユーザである医師がHALを装着することで実現されるテレリハビリテーションの概念図

原 2012年5月1日  
 キーワード: Robot for Welfare, Telerobotics, Tele-rehabilitation, Global Medical/Welfare Network, Robot Suit HAL  
<sup>1</sup>〒305-8573 つくば市天玉台 1-1-1  
<sup>2</sup>〒305-0818 つくば市学園南 D25 街区 1  
<sup>1</sup>Tsukuba-shi, Ibaraki  
<sup>2</sup>Tsukuba-shi, Ibaraki



る側である医師や理学療法士と運動指導を受ける側である患者の2者である。従来までのHALの想定利用シーンを図3の上図に示す。こちらはまた、教示する側がHALを装着していない。このとき、医師または理学療法士は、患者を観察することで視覚的に、あるいは、触診によって触覚的に得られる患者の運動・生体生理情報をHALのセンシング機能によって物理量として定量的に計測することまでは可能であったが、その後、望ましい運動を患者に指導する際には、患者に動作の感覚を直感的に伝える有効な手段がなかった。そのため、医師・理学療法士が患者に身振り手振りや望ましい運動の様子を見せたり、「しっかりと脚に力を入れてください」といった声かけによって指導したり、徒手によって患者の遊脚の運びを支えることによって体性感覚を感じさせながら動作を教示したりする方法で指導せざるを得なかった。そこで、図3下図のように、患者だけでなく医師側もHALを装着し、HAL間のインタラクティブな機能を利用することで直感的かつ定量的な動作教示が可能となるシステムを提案した。患者側・医師側双方共に多関節を同時に協調させなくてはならない複合的な動作であっても、一連の歩行動作を歩行相（立脚期や遊脚期等）に時間的に分解することなく、あるいは、関節や体節ごとの動かし方について空間的に分解することなく、時空間的に連続した運動情報を、体性感覚を伴った形で直感的、かつ、物理的に直接患者に教示することが可能となるシステムである。

当該システムによって、相手の「身体に入り込む」あるいは、「情報空間上に構築される仮想的なパラメータを有する身体を共有する」といった感覚を体験することが可能となる。すなわち、同じ力の入れ具合で同じ動きを同時にインタラクティブに医師と患者の両方で体験しあうことができるようになる。このことによって遠隔地であっても、医師が患者を診断したり、患者が医師から正しい動かし方を教示してもらったり、運動感覚をお互いに伝えあったりすることが可能となり、新しいリハビリテーションの手法として、さらに、遠隔リハビリテーションとしても活用されることが十分期待できる。

また、HAL間の通信ネットワークは、容易に接続先を変更することも可能である。これを使ってHALを装着した一人の医師・理学療法士に対して複数人のHALを装着した患者に対応するようリハビリテーション訓練の運用プログラムを組むことで、労働集約的にならざるを得ない医療・福祉施設での運動訓練全体の省力化に貢献できる可能性がある。ほかにも、患者の運動の自発性・随意性を重視して近年行われている効果的なリハビリ訓練法の開発支援のための当該システムの利用や、無侵襲の生理計測システムによる健康状態のモニタリング機能とHALの通信機能の連携による遠隔診断など、HALによるテレリハビリテ-

ーションに関する技術は、医療・福祉分野のテレロボティクスとして大きな広がりを持つと考えている。

#### 4. グローバルな医療福祉ネットワークとテレロボティクス

当該研究プロジェクトで描いている福祉社会ビジョンの一例として、図4のような医療福祉ネットワークの構想を紹介する。HALを使ったテレリハビリテーション技術を確立したあと、そこで得られた治療に関する様々な知見や症例データ、運動リハビリテーション訓練のメニューなどは、セキュリティ対策を施した上で医療福祉ネットワークを通じ、世界中の他の拠点から参照・利用してもらう。こうすることで、世界規模で距離を問わずにセカンドオピニオンを聞くことも可能となり、各国それぞれの社会的な背景による垣根を意識することなく先端的なロボット技術によって供給される高水準の医療・福祉サービスを世界中の施設で受けることができる。さらに、他の拠点を課題が発見された際には、この課題を全拠点で共有し、解決のための改善、改良、あるいは新規開発にあたる。解決策が提示できるようになったら、課題情報の提供元の拠点に成果をフィードバックすることで、サービスを世界規模で持続的に向上できる運営体制を構築することを目指している。このように、グローバルにも、また、ローカルにも展開できるようなグローバルなアプローチが重要である。

日本は手術支援ロボットや人工心臓、ペースメーカーなどの医療ロボット関連分野では、欧米勢の後塵を拝する形となってしまったが、介護を含んだ福祉ロボットの分野では、日本の状況はむしろ先頭を走っている。多様な形態のロボットやサービスが提案され、実運用の段階にあるプロジェクトも多数あり競争力は高いと見込まれる。パーソナルケアに関するロボティクスの分野で、我が国の優位性を発揮するには、1章で述べたような社会への技術の適用と社会システムからのフィードバックによって、社会システム自体を最適化するという視点を持ち、具体的な成功事例を積み重ねていくことが肝要であると考えている。さらに、そこで得られた技術的な成果を常に世界から利用可能な形

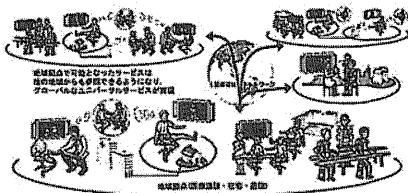


図4 地域拠点を結ぶグローバルな医療福祉ネットワーク

でオープンしておくことによって、福祉ロボットのテレロボティクスにおける展開を確保に進めていきたい。

#### 5. おわりに

健康長寿社会を支えるイノベーション技術の一つとして、HAL福祉用によるテレロボティクスへの展開を通じて、地域を超えた福祉ロボットによるグローバルな福祉社会ビジョンを提示した。当該システムによって距離によって生じる物理的な制約を克服して、福祉を必要とする人々がテクノロジーによる恩恵を享受できる社会を実現するべく日々開拓を進めていきたい。

謝辞 本研究は、内閣府最先端研究開発支援プログラムの支援により行われた。



山海嘉之 (Yoshiyuki Sankai)

1987年筑波大学大学院(博)修了。工学博士。日本学術振興会特別研究員。筑波大学助手、講師、助教、米国ベイヤール医科大学客員教授を経て、筑波大学大学院システム情報工学研究科教授、サイバニクス研究センター長、CYBERDYNE株式会社代表取締役CEO、新領域【サイバニクス】の開拓を推進し、GCOEサイバニクス国際拠点リーダー(2007~2012)、内閣府FIRSTサイバニクス拠点統括者、全国発明表彰21世紀発明賞受賞。

(日本ロボット学会正会員)



桜井 尊 (Takeru Sakurai)

2006年3月筑波大学大学院理工学研究科修了。現在同大学大学院博士後期課程システム情報工学研究科(知能機能システム専攻)在籍中。個別の実問題や研究課題を社会と繋がっているものと捉え総合的に扱うサイバニクス全般に興味を持ち、ロボットスーツに関する研究に従事。IEEE、日本機械学会、バイオメカニクス学会学生会員。(日本ロボット学会学生会員)

#### 参考文献

- [1] 国吉：「アカデミック・ロードマップ」特集について。日本ロボット学会誌。vol.26, no.7, p.T19, 2008.
- [2] 経済産業省：平成19年度技術戦略マップローリング委託事業。ロボット分野に関するアカデミックロードマップ報告書。2008.
- [3] つくばロボットのつづき推進会議：「ロボットのつづき」の実現に向けて(提言)。2009.
- [4] 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」<http://www.eer.tsukuba.ac.jp/> (accessed March 29, 2012).
- [5] International Forum on Cybernetics 2011. <http://www.eer.tsukuba.ac.jp/ife2011/> (accessed March 29, 2012).
- [6] ISO: ISO/DIS 13482: Robots and robotic devices-Safety requirements-Non-medical personal care robot. International Organization for Standardization, 2011.
- [7] 機械システム集約協会：サービスロボットシステムにおける安心技術に関する調査研究報告書。2008.

## ニューロリハの最前線

# サイバニクスを駆使した HAL (Hybrid Assistive Limbs) 最前線

山海嘉之, 桜井 尊

SANKAI Yoshiyuki, SAKURAI Takero  
筑波大学サイバニクス研究センター

脳・神経系と身体を一体として捉えるニューロリハビリテーションを開拓する最新テクノロジーとして、サイバニクスを駆使したロボットスーツ HAL に深い関心が注がれている。本稿では、脳・神経系疾患と身体機能の改善・維持に向けた新しい展開を描き出す HAL に焦点をあて、基本原理、ニューロリハビリテーションにおける HAL の役割、各種適用事例など、現在進行形を含む最新の情報を交えたさまざまな取り組みや最先端技術を導入した先進ニューロリハビリテーションの可能性について書及する。

### Key Words

HAL, ロボットスーツ, ニューロリハビリテーション, サイバニクス, 脳・神経系

### はじめに

運動系の機能疾患の主たる原因は脳卒中などの脳血管障害であり、その症状に応じてさまざまな運動機能障害があらわれる。脳・神経系の疾患に関しては、脳筋や筋肉に対するリハというよりも、ニューロリハビリテーションという視点からのアプローチが重要となる。また、脊髄損傷（おもに不全脊髄）、脳性麻痺、ポリオ、筋萎縮性側索硬化症（amyotrophic lateral sclerosis: ALS）、筋ジストロフィー、シャルコー・マリー・トゥース病などの脳・神経系疾患および病疾患に関しても、脳卒中同様ニューロリハビリテーションとしての治療に向けた関心が注がれている。

本稿では、脳・神経系と筋骨格系とロボットを一体化

させて取り扱うことのできる最新テクノロジーであるサイバニクスを駆使したロボットスーツ HAL と機能改善・維持に向けたニューロリハの可能性について、その原理といくつかの適用事例を交えて書及する。

### 1 脳・神経系疾患と身体機能の改善・維持に向けた新展開

カリフォルニア医科大学のリハビリテーション部の入り口標識や案内標識には、すでに現時点で「ニューロリハビリテーション」という文字での表記がなされており、彼らの視点は、脳・神経系と筋骨格系の両方をしっかりと捉えて進めようとするものであり、ニューロリハビリテーションは先進諸国の重要なキーワードとなっている。

25 (261)

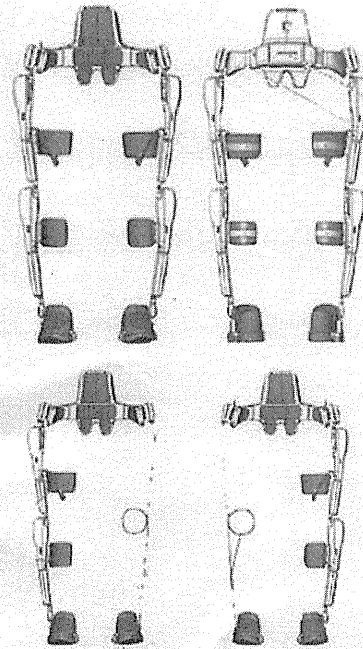


図1 ロボットスーツ HAL 福祉用 (両脚型 (上)), 単脚型 (下)

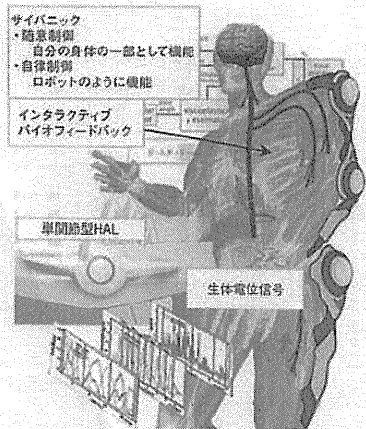
脳卒中などによる脳損傷に伴う中枢神経系疾患（片麻痺など）、脊髄損傷による対麻痺、脳性麻痺による身体運動系の障害、上位中枢から末梢までの上位/下位ニューロンの進行性の広範な運動系障害（ALS）、ポリオウィルスの感染による運動神経系障害（ポリオ）、末梢神経系の障害（おもに運動神経系・下肢筋萎縮、また、軽度の感覚障害を伴うこともある）による神経難病（シャルコー・マリー・トゥース病）、進行性の筋萎縮による筋力低下を伴う筋疾患（筋ジストロフィー）などに対しては、とくに脳・神経系と筋骨格系のトータルな機能改善・維持を可能にするような治療手法の確立が重要である。

従来の身体を中心としたリハビリテーションの手法にロボット技術を加えようとしたものとして、ハーネスに体を固定し脚に駆動部分を拘束することで歩行運動を機

械的におこなわせるくり返し動作補助装置があるが、欧米では活用ははじまっているが、このロボットは、患者の脚を動かすという作業を、理学家法士にかわってロボットがおこなうに過ぎない。単純なロボット技術のみでは、くり返し動作によって身体を動かすリハビリテーション支援をおこなうことはできるが、ニューロリハビリテーションのような脳・神経系から末梢に至るトータルな先進リハビリテーション支援をおこなうには限界がある。このような限界を超えるためには、人・機械・情報系の融合複合分野を扱うことを目的として構築された学術体系【サイバニクス】を駆使することが有効である。サイバニクスとは、Cybernetics, Mechatronics, Informatics を中心に脳・神経科学、行動科学、ロボット工学、IT、システム統合技術、運動生理学、心理学、社会科学、倫理、法律などを融合複合した新学術領域である。サイバニクスの観点からニューロリハビリテーションを考えると、生体内の生化学反応によって生じる微弱な生体電位（筋電位、神経活動電位、心電位、脳波など）、筋骨格系の物理的な運動や床面との相互作用、筋紡錘におけるニューロンからの信号の働き、患者とロボットとの相互作用、ロボットに求められる各種機能など、総合的な視点で脳・神経系から身体（筋骨格系）に至る機能改善・機能維持を推進するニューロリハビリテーションの更なる開拓が期待できる。

ニューロリハビリテーションを積極的に推進するためには、脳・神経系由来の神経筋活動情報としての生体電位信号（bioelectrical signal: BES）を積極的に活用した革新技術の導入が必要であり、脳・神経系と身体を一体として捉えるニューロリハビリテーションを開拓する最新テクノロジーとして、サイバニクスを駆使した HAL が注目を集めている。現在、医療機器ではない下肢用ロボットスーツ（両脚型、単脚型）が HAL 福祉用（図1）として、病院・福祉施設などで活用されている。最近では、独立行政法人 医薬品医療機器総合機構（PMDA）により治験プロトコルも正式に受け付けられ、PMDA との治験実施に向けた戦略相談・各種準備も段階を経ながら進められている。さらに、欧州におけるクリニカルテストの準備もドイツ、スウェーデンでは始まっている。

最近のニューロリハビリテーションに関する動向の一つとして、脳卒中患者に対する促進回復療法<sup>3)</sup>とよばれる手法によって、慢性期であっても症状が改善する事例



図② HALの基本原理

つである。HAL は、Hybrid Assistive Limbs の頭文字から命名されているものであるが、人とロボットの混在、そして、この両者の制御手法の混在という意味が込められている。

人が体を動かそうとする際、その運動意欲は微弱なイオン電流として、脳、脊髄、運動神経、筋肉へと伝達され、最終的に筋骨格系が動くことになる。その際、微弱な生体電位信号が皮膚表面で検出される。HAL はこの微弱な生体電位信号を活用しながら機能する。装着者が身体を動かそうとすると、その運動意欲に応じて HAL が駆動する。HAL は身体に密着しているため、装着者の意欲によって HAL が駆動すると同時に、HAL は脚などの装着部位を動かすことになり、筋紡錘からの求心性ニューロンの信号が感覚神経、脊髄を経て脳に戻ることになる。これによって、【脳→脊髄→運動神経→筋骨格系→HAL】、そして、【HAL→筋骨格系→感覚神経→脊髄→脳】という脳と身体と HAL とのあいだでインタラクティブなバイオフィードバックが構成される。これがサイバニクス随意制御であり、世界ではじめて機能的に人間とロボットとを一体化させることに成功した新しい制御手法の動作原理の一つである。

また、重症の運動機能障害を呈する場合、とくに、生体電位信号がまだ検出できないような状態では、サイバニクス随意制御が機能しないため、人間の基本運動パターンや動作メカニズムの解析結果を元に準備されたプログラムによってロボットのように動作するサイバニクス自律制御が機能する。

急性期などにみられる完全に身体が麻痺した状態から回復期に至る過程、あるいは、神経・筋腫瘍疾患における進行過程では、身体の運動機能の状態に応じて生体電位信号の振幅や信号特性なども変化してくるため、サイバニクス随意制御とサイバニクス自律制御が混在して機能するサイバニクスハイブリッド制御が重要な役割を演ずることになる。HAL は随意制御から自律制御までを任意に駆使することのできるきわめて特徴的な制御を実現することが可能である。

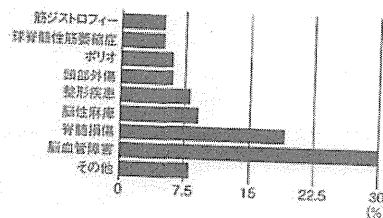
このように、HAL は新しい原理に基づいた世界初の人間・ロボット一体化技術を有しており、国内外から高く評価されている【世界テクノロジー賞大賞 (2005)、グッドデザイン賞金賞 (2006)、日本イノベーター大賞優秀賞 (2006)、経済産業大臣賞 (2007)、全国発明表彰大賞

の報告がある。また、強い痙攣を伴う慢性期の脳卒中患者に対して、麻痺対象筋群へのボツリヌス毒素の投与によって痙攣を緩和するボツリヌス療法をはじめとしているが、過剰な筋緊張を緩和するだけでなく、筋紡錘におけるニューロンの働きやαγ 連関の機序を含むニューロンの多シナプス性の働きなどを考慮したリハビリテーション計画をたて、最新技術との併用によって適切な治療手法を確立することも今後重要となるであろう。HAL は、脳・神経系から末梢への運動意欲を反映した生体電位信号を捉えながら身体動作を支援することができるため、ニューロリハビリテーションの新展開を予感させるものである。

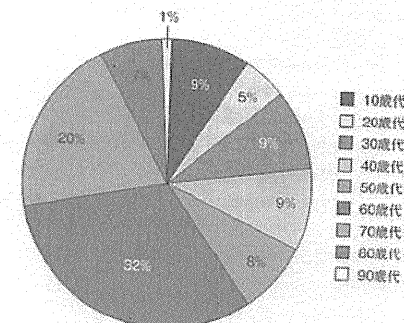
## 2 HAL と脳・神経系疾患

世界初のサイボーグ型ロボット【HAL (Hybrid Assistive Limbs, ロボットスーツ)】の動作原理を図②に示す。HAL には二つの制御方法を基本とした制御が組み込まれている。一つはサイバニクス随意制御 (cybernetic voluntary control: CVC) であり、もう一つはサイバニクス自律制御 (cybernetic autonomous control: CAC) である。さらにこれらの両方を混在させたサイバニクスハイブリッド制御 (cybernetic hybrid control) も HAL の重要な特徴の一

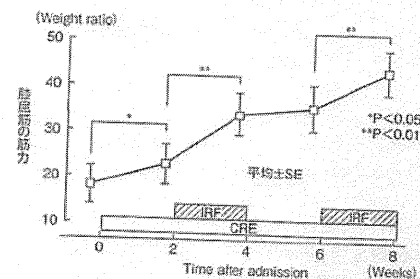
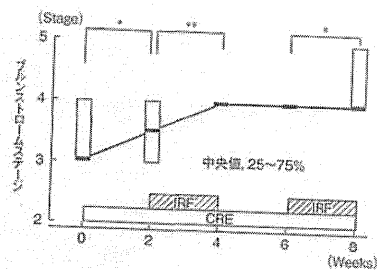
## 特集②ニューロリハの最新情報



図③ 利用者の疾患構成



図④ 利用者の年齢構成



図⑤ 片麻痺患者の下肢への促進回復療法の効果 (Kawahira K et al, 2004<sup>2)</sup>・川平田美ほか, 2007<sup>3)</sup>より引用)

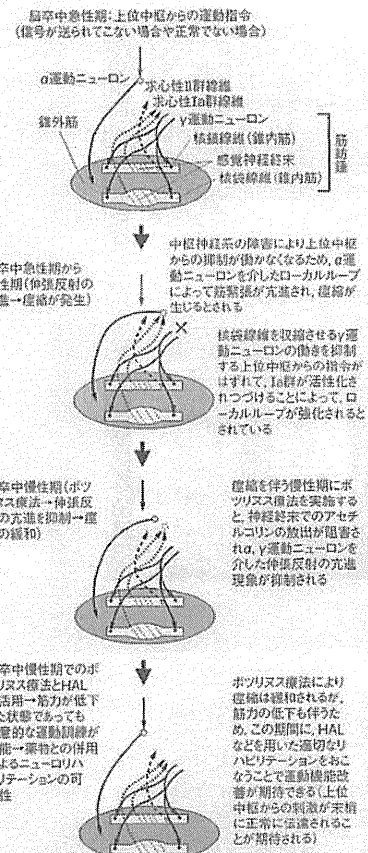
(2009, 21 世紀発明賞大賞「サイボーグ型ロボット技術の発明」、常陸宮殿下より授与)、Capek Award (カレル・チャペック賞) 受賞 (2012)。

HAL は運動に関する意思決定後の脳から末梢への生体電位信号をセンシングし活用しているが、これは脳活動に対応した信号を末梢で捉えようとするものである。末梢でセンシングされた脳・神経系の活動を反映した信号に基づいて身体を動かすことになるため、筋紡錘からの求心性の信号を脳・神経系にリアルタイムにフィードバックさせることが可能となる。HAL は、運動に関する脳活動情報を末梢での微弱な生体電位信号として捉えることができるだけでなく、そのような信号を活用して意図した通りに身体を駆動させながらインタラクティブに脳神経系に対して求心性の感覚神経情報をフィード

バックすることのできる、これまでにないまったく新しいタイプの brain-machine interface (BMI) ということができる。

2010 年より、下肢用ロボットスーツ HAL は、医療機器ではなく HAL 福祉用として展開され、2012 年 3 月の段階では、130 ヵ所以上の病院・福祉施設で活用されるようになり、現在、約 300 体の HAL 福祉用が稼働している状況となっている。茨城県つくば市にある関東最大級のショッピングモールに設置されている HAL FIT では、一般の方向けに HAL を用いたトレーニングがおこなわれている。これまでに 1,000 例を超える活用実績があり、図⑤に示されるように、疾患別に累計すると脳血管障害、脊髄損傷、脳性麻痺の順に約 30%、約 20%、約 9%となっている。脳血管障害が最も高い割合を示す





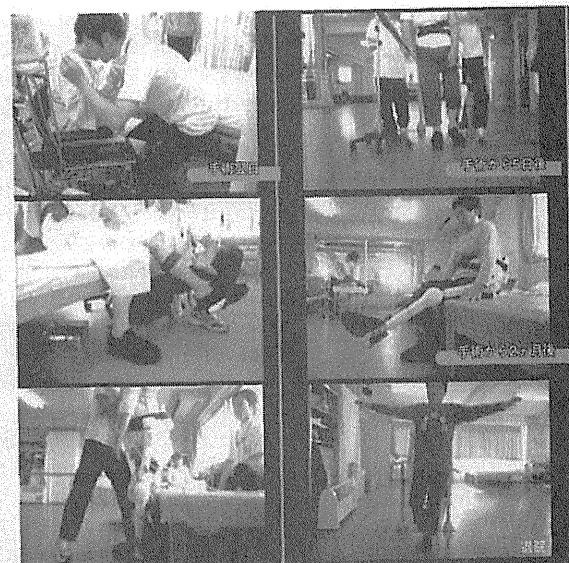
図⑥ ボツリヌス療法と HAL との組み合わせによる新しいニューロリハビリテーション手法の提案

が、高齢化に伴い、さらにその割合は増すことになるだろう。年齢分布についても、60~70歳代の利用者が全体の約5割を占めるが、10~50歳代の利用者が全体の約4割を占めている(図⑦)。基本的な考え方として、若年層から高齢層までを対象として全体を捉えておく必要がある。中・高齢層のみならず、脳の可塑性に富む小児・若年層に向けた HAL の開発にも注力する必要がある。HAL を利用している病院・福祉施設のなかでも、日常的

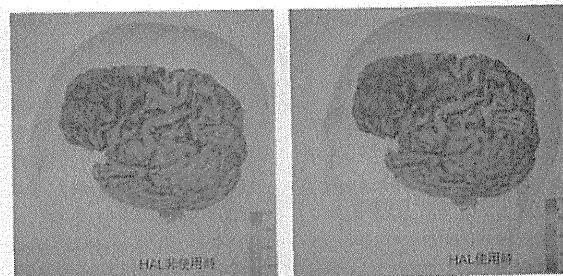
に活用している利用者適用をおこなっている病院(適用事例も数千例に及ぶ)も増えてきており、学会やシンポジウムでの発表も多数おこなわれはじめている。福岡大学医学部(井上教授を中心として)、国立病院機構新宮病院(中島副院長を中心として)、茨城県立医療大学(居村教授を中心として)、大阪大学医学部(古峰教授、岩月講師を中心として)、川崎医科大学(榎原教授を中心として)をはじめとして、先進的な課題に挑戦する多くの諸先生方の研究も活発化している。筑波大学医学医療系においても、脳卒中や脊髄損傷に対するリハ効果に関してのフィジビリティスタディがUMIN (University hospital Medical Information Network) 登録され、プロトコルに沿った各種データも集積されている。このような基礎研究やデータ集積が推進されることにより、HALを用いた新しいリハビリテーション治療に対する開拓が活発化している。

新しいリハビリテーション手法の一つとして、促進回復療法(川平法)が注目されている。促進回復療法では、運動訓練の際にむしゃらに頑張ることを避けさせ、不必要な共同運動を低減させるために、比較的小さな運動意思情報によって、効果的なニューロリハ訓練を実現することになる。促進回復療法は患者が動かそうと意図した筋肉に刺激を与えることによって、目的の動作を促し、これをくり返すことによって、損傷によって動きを失った脳内の神経回路網に新たな回路網を構築することをめざしたニューロリハビリテーションである。図⑧は、脳卒中片麻痺患者の下肢に促進回復療法をおこなった結果、筋力の回復と共同運動の分離による機能改善効果を示すものである<sup>23)</sup>。

促進回復療法の原理は、HAL の原理と共通するところが多い。HAL の場合には、患者が身体をわずかに動かそうと意図した際に検出される微弱な生体電位信号を検出し、この信号に対応した動きを身体に与えることによって、動かそうと意図した筋肉が HAL の補助で動かされることによって筋紡錘からの求心性信号を中枢神経系にフィードバックすることを実現するものである。これをくり返すことで、損傷などによって動きを失った脳内の神経回路網に新たな回路網を構築することをめざすとともに、【脳→脊髄→求心性ニューロン(運動神経)→筋肉(筋紡錘)】および、【筋肉(筋紡錘)→求心性ニューロン(感覚神経)→脊髄→脳】というループを賦活化すること



図⑦ 脳卒中急性期における HAL を用いたニューロリハビリテーション (NHK 福祉ネットワークより)



図⑧ 脳卒中発症から52日、術後42日時点でのMRS測定結果 (青島記念病院: 新原 MT, 小島 PT, 小樽 PT, 坂元院長らによる)

になる。このため、神経系と筋肉系の両方をトータルに捉えたニューロリハビリテーション/トレーニングが促進されることになると考えられる。

薬物療法、とくに、ボツリヌス療法を用いると脳卒中

慢性期にみられる伸張反射の亢進に起因する痙攣を緩和することが可能であるが、ボツリヌス療法に伴う筋力低下により、望ましい負荷をかけたリハビリテーションやみずからの体重を支えなければならない脚に対するリハ



図5 脊髄損傷患者(不全麻痺患者)による平行柵内での HAL を活用した歩行訓練

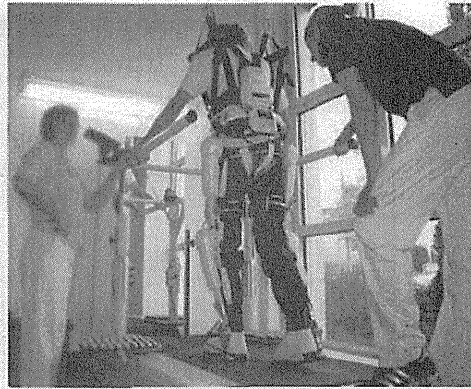


図6 脊髄損傷患者(不全麻痺患者)による免荷装置とトレッドミルと HAL (欧州バージョン) を組み合わせた環境下での歩行訓練 (ドイツ, Bergmannsheil Hospital, Schildhauer 教授らによる臨床試験準備運用, 2012年2月より)

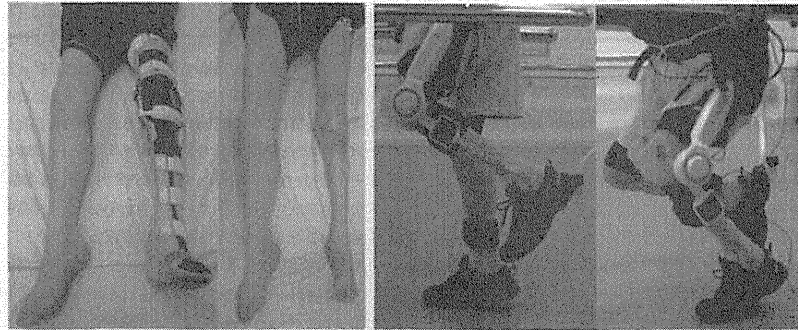


図7 ポリオ患者の筋萎縮した脚(左), および, 単関節型 HAL 装着による麻痺脚の駆動の実現(右)

リハビリテーションをおこなうことが困難となる場合がある。しかし、筋力低下の状態であっても筋肉が萎縮されていれば、ボツリヌス療法に代表されるこのような薬物療法と HAL を組み合わせることで、患者の運動意思に応じた随意的なリハビリテーションを推進することが可能であると考える。これは、薬物療法と HAL を組み合わせた新しいニューロリハビリテーション手法となりうると考えられる。徳島大学の梶教授を中心として、改良

型のボツリヌス製剤が開発されてきており、より効果的なボツリヌス療法として階層病院内での適用もおこなわれている。近日中に、共同研究として当該ボツリヌス療法と HAL との組み合わせによる適用も計画されている。ボツリヌス療法と HAL との組み合わせによる新しいニューロリハビリテーション手法について図8にその概要を示す。

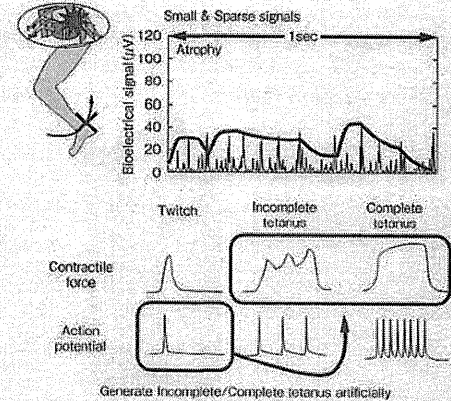


図8 微弱でスパースな神経筋活動を捕う生体電位信号の補間技術

### 3 適用事例紹介とニューロリハとしての最前線情報の提示

つぎに、脳卒中、脊髄損傷、ポリオ、弱性麻痺の患者への HAL の適用事例を示す。

図9は、青島記念病院の坂元院長らによっておこなわれた脳卒中急性期におけるニューロリハビリテーションの事例である。ここに示されている患者は、脳卒中を発症し、頭蓋内手術をおこなった翌日から HAL の適用を試みた。手術翌日の段階では、患側は麻痺状態にあったが、微弱な生体電位信号が検出可能であったため、HAL のサイバニック随意制御を適用することとした。本人の意思ではまったく動かすことのできない麻痺状態の患側に単関節型 HAL 福祉用を装着し、座位の状態での膝の伸展、屈曲運動をおこなったところ、手術翌日であったにもかかわらず、本人の運動意思に従って屈曲伸展を実施することが可能であった。さらに、術後2日目には、立ち上がり、座り動作の訓練がはじまり、術後5日目には歩行訓練がはじまった。そして、2ヵ月後には HAL を装着しない状態でも、患側の脚を動かすことができるようになり、無事退院に至った。患者ご本人は、回復に至った感動を口頭で伝えると涙が出そうであるとのことで、手紙を準備し医療スタッフに手渡していた。この事例で扱われていた脳卒中急性期における HAL を用いたニューロ

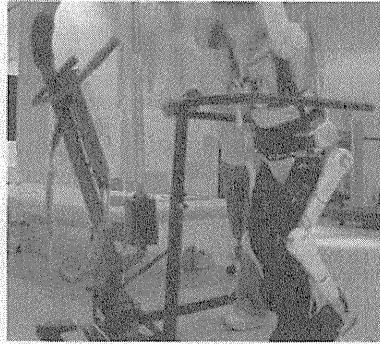
リハビリテーションの試みは、世界初の試みであった。

図10は、脳卒中発症から52日、術後42日時点での近赤外分光法(near-infrared spectroscopy: NIRS)測定結果(青島記念病院:新原 MT, 小島 PT, 小柳 PT, 坂元院長らによる)を示すものである。HAL 非使用時と HAL 使用時での脳の賦活化領域が明確に異なっていることがわかる。坂元院長らは、すでにさまざまな脳血管障害の患者に HAL を適用した際の脳活動の変化を調べており、今後のニューロリハビリテーションを考えるうえで貴重な知見となりうるものと期待される。

図11は脊髄損傷(不全麻痺)の患者への HAL を活用した歩行訓練の様子を示す。図12は、ドイツでの臨床試験のための準備運用に向けて開発した HAL (欧州バージョン) を活用しておこなわれた歩行訓練の様子である。免荷装置とトレッドミルと HAL を組み合わせた環境を構築し、患者の筋力や心肺機能を考慮しながら、持久的な歩行訓練を実施することが可能となっている。両者とも、上位中枢から脊髄を介して伝達される随意信号と末梢神経系-筋骨格系から上位への求心性感覚信号のあいだでのインタラクティブなバイオフィードバックによって、歩行機能の改善が促進されている。

図13、図14はポリオ患者への適用例である。生後11ヵ月でポリオに感染し、HAL の適用を試みるまで、50年近く、とくに左脚の膝下をまったく動かすことができな





図④ 脳性麻痺患者に HAL 福祉用を活用したトレーニングである HAL FIT を実施している様子

かった方である。両脚の生体電位信号を計測すると、右脚もポリオの影響を受けていることがわかったが、とくに左脚の運動神経系のダメージは大きく、縄のようにぶらりとした状態であり、大腿よりも遠位では顕著な生体電位信号を見出すことはできなかった(図④左)。しかし、解析によって、非常に小さくまばらでスパイク的な信号を見出すことができ、ノイズ成分とは異なるものであると判断されたため、プロトタイプを準備することとした(図④右)。膝患部では、きわめて微弱でぼつぼつとまばらなスパイク的生体電位信号であったが、人間にかわって人工的にまばらな信号を補間する技術を構築し(図⑤)、これを投入することで脳・神経系と末梢神経系とのあいだでの機能改善ループが充進され、しだいに生体電位信号の強度が数 $\mu$ -数十 $\mu$ Vまで改善し(健康者の数百分の一)、最終的に自分の意思で脚の曲げ伸ばしを生まれてはじめておこなうことが実現できた。

図⑥は、重症型四肢麻痺を呈し、車椅子で日常生活をおくっている脳性麻痺患者に HAL 福祉用を適用した例である。適用当初は、脚の交互動作はほぼ困難な状態であったが、HAL FIT でのトレーニングを継続した結果、ご家族も驚くほどの脚の交互おくりを実現しながら歩行器を用いて歩くことが可能となった。運動意思と連動した HAL によるトレーニングを通して、脳性麻痺という重度の身体機能障害を呈する場合でも、機能改善の可能性があることを認識できたことは、担当する理学療法士



図⑤ ロボットなど最先端技術を投入した新医療機器が世界に先駆けて承認を得るための課題と、厚生労働省をはじめとする関係者の戦略的取り組みに関する記事 (2011年3月9日 日経新聞)

らにとって有益であった。

ここ何年間かのフィジビリティスタディや適用事例をもとに、HAL の基本原理に基づいた動作支援技術の特徴が認識されてきた。最近では、厚生労働省や PMDA の活動も躍動感をもって活発化してきており、戦略的な取り組みもはじまっている(図⑥)。2011年度には、神経難病に対する治療プロトコル作成のための予算申請が採択され、2012年の1月末には当該治療プロトコルが正式に受け付けられた。現時点では、ロボットスーツ HAL は HAL 福祉用であるが、ニューロリハビリテーション分野における世界最先端の革新技術として医療機器承認を受けた HAL とすべく、2012年度以降、治療実施に向けた PMDA との戦略相談・各種準備が進められている。

ドイツのフルトライン・ヴェストファーレン州では、経済産業省と保健省により HAL を欧州展開するためのファンドが準備され、ドイツでの臨床試験を実施するための試験運用がはじまっている。また、スウェーデンのカロリンスカ医科大学においても、スウェーデン政府のファンドによって、欧州展開を目的とした臨床試験がはじまろうとしている。

特設◎ニューロリハの最新報

おわりに

本稿では、脳・神経系疾患と身体機能の改善・維持に向けた新しい視点を推進する最新テクノロジーとして、サイバニクスを駆使した HAL (Hybrid Assistive Limbs) に焦点をあて、基本原理、ニューロリハビリテーションにおける HAL の役割、脳・神経系疾患を中心とした各種適用事例など、現在進行形を含む最新の情報を交えさまざまな取り組みについて言及した。ニューロリハビリテーションの開始には、脳・神経系疾患の改善・維持にかかわる生体信号をしっかりと捉えておくことが重要である。HAL のような最先端技術を導入する際には、こうした脚歩を捉えようとして、従来のリハビリ治療、再生医療、薬物治療などとの効果的な組み合わせを考えることがきわめて興味深い問題となる。そして、このような組み合わせによって構築された新しい手法がどのような機序で効果を発揮しているかきさらに解明しながら、先進的なニューロリハビリテーションを開拓することは、世界を牽引する新時代のニューロリハを創り出すことにはかならない。国民の40%以上が高齢者になる日はそう遠くない。HAL のような最新技術・最新医療、そして、情

熱をもって分野開拓にあたる開拓者達が、活力のある健康長寿社会を築いていくものと期待してやまない。

◎文 献◎

- 1) Colombo G *et al*: Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J Rehabil Res Dev* 37: 693-700, 2000
- 2) Kawahira K *et al*: Addition of intensive repetition of facilitation exercise to multidisciplinary rehabilitation promotes motor functional recovery of the hemiplegic lower limb. *J Rehabil Med* 36: 159-164, 2004
- 3) 川平和克ほか: 脳卒中片取患者への歩調回復と運動再学習を促進するリハビリテーション: 促進反復療法とコンピュータ化訓練器の開発について. *バイオメカニクス* 31: 201-205, 2007

さんかいよしゆき

山岡隆之 筑波大学サイバニクス研究センター教授  
1987年、筑波大学大学院(博)修了。工学博士、日本学術振興会特別研究員。筑波大学助手、講師、助教授。米田ペイラー医科大学客員教授を経て、筑波大学システム情報学教授。サイバニクス研究センター長、COEサイバニクス国際拠点リーダー(2007-2012年)、内閣府 FIRST サイバニクス拠点技術長、世界テクノロジー大賞、全日研特別賞 21 世紀特別賞受賞など。

## 下肢運動状態の認知を支援する着用型発光センサスーツ

五十嵐 直人<sup>†1</sup> 鈴木 健 嗣<sup>†2,†3</sup>  
河本 浩 明<sup>†2</sup> 山海 嘉 之<sup>†2</sup>

本稿では、下肢運動状態の計測および使用者と観察者による直観的な運動知覚を実現する着用型発光センサスーツを提案する。センサスーツは、伸縮性を担保した着用型のウェアにおいて、対象筋より計測した表面筋電位に基づき輝度を算出し、筋の位置および筋の外形に合わせた形状により体表上において実時間での面発光提示を行うものである。また、備えたセンサにより身体動作に伴う関節角度を同時計測することで、高度な筋活動情報である筋張力の提示も可能である。これらにより、既存のシステムでは困難であった身体動作と複数筋の動員様式を実時間で同時把握することを支援している。センサスーツを用いた知覚評価実験を通し、静的・動的状態における知覚特性を示すと共に、自身および他者とのインタラクションを活かした次世代リハビリテーション、体育トレーニング、コーチングにおける実応用検証の結果を記述する。

### A Wearable Light-Emitting Sensor Suit for Supporting the Lower-Limb Motion Perception

NAOTO IGARASHI,<sup>†1</sup> KENJI SUZUKI,<sup>†2,†3</sup>  
HIROAKI KAWAMOTO<sup>†2</sup> and YOSHIYUKI SANKAI<sup>†2</sup>

This paper proposes a novel technique for visualizing lower-limb motion by means of surface electromyography and measuring kinematics of human motion. We developed a wearable light-emitting sensor suit that indicates lower-limb muscle activity on the surface of the body in real time, by displaying the shape of the innervated muscle on the position of targeted muscle. The developed sensor suit allows users to perceive muscle activity in an intuitive manner. Multiple sensing of biological information realizes advanced visualization of muscle activity such as muscular tension on the suit. A cognitive experiment was conducted to evaluate the system performance and verify the advantage of the developed sensor suit. We also investigated the possible applications of the developed suit in the fields of rehabilitation and physical training.

### 1. はじめに

近年、身体動作解析技術の向上に伴い、スポーツやリハビリテーション分野においてバイオメカニクスに基づく高度な動作解析や技術指導が盛んに行われている。モーションキャプチャや高速度カメラ等による運動学・動力学データの取得は、従来気づき得なかった多様かつ微細な情報の取得を可能とし、高度な競技レベルでの運動変化把握や最先端医療による回復効果の評価において欠かすことのできない技術となっている。バイオメカニクスは経験則中心であった従来の主観的指導に客観的根拠を加味し、これにより理論に基づいた技術指導の確立や詳細な動作理解、指導効率の向上を実現している<sup>1)-3)</sup>。

一方で、バイオメカニクスの手法により取得される身体位置、関節角度、筋活動などの身体動作に伴うデータは膨大かつ複雑となり、これらを用いた運動解析や指導、トレーニングへの応用には高度な専門知識が必要となる。また高価かつ大規模な機器の必要性も伴い、高度な競技・医療レベルにおける利用が主となっている。バイオメカニクスの利用を一般でも可能とするためには、高度なデータを指導者や運動者へ効率的かつ容易に理解可能な形式で、実時間によりフィードバックする技術の実現が求められる。

これを実現する手法として、可聴化および可視化技術による運動情報提示が数多く提案されてきた。可聴化技術による提示手法は、情報の時間変化を提示することに有効な手法であり、坪内らによる生体電位信号の装着型音響提示デバイス<sup>4)</sup>や、Dozzaらにより身体動作の可聴化によるフィードバック効果<sup>5)</sup>が報告されている。しかし、音響提示により人が識別可能なチャネル数は限られており、複数生体情報の同時提示や筋動員様式の把握は困難である。これに対し、可視化技術による提示手法は複数の情報提示に有効と言える。生体電位信号を波形として実時間で提示する筋電図は、簡便な運動情報の可視化技術としてスポーツやリハビリテーションで用いられており、フィードバック効果による技術向上や動作改善が多数報告されている<sup>6)7)</sup>。しかしながら、筋電図による提示法では、複数筋を対象とした場合に筋電図波形と運動動作の関連性を実時間で把握することは容易でないため、少数チャ

<sup>†1</sup> 筑波大学大学院システム情報工学研究科  
Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba  
<sup>†2</sup> 筑波大学システム情報系知能機能工学域  
Faculty of Engineering, Information and Systems, University of Tsukuba  
<sup>†3</sup> 独立行政法人 科学技術振興機構  
Japan Science and Technology Agency



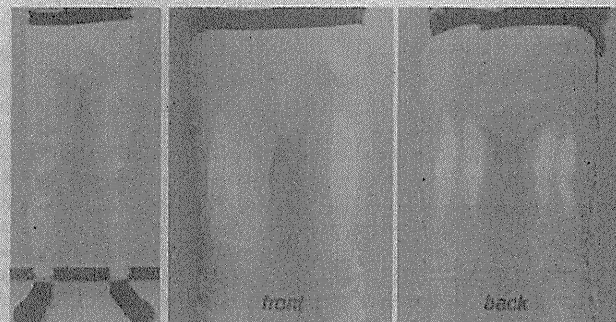


図1 センサスーツ外観

Fig. 1 Overview of the light-emitting sensor suit.

ネルでの利用や専門家によるオフライン解析での使用に限られる。一方、より容易かつ直感的な複数の運動状態知覚のため、現実空間と仮想世界の融合による、複合現実感 (Mixed Reality) を用いた研究が提案されている。たとえば、Delpらは筋骨格モデルシミュレーションおよび筋活動の可視化を行うグラフィカルインタフェース<sup>9)</sup>を開発している。また、村井らは複数筋活動のオンライン解析に優れた筋活動可視化システム<sup>10)</sup>を構築している。しかし、運動状態の提示はLCD上に限られるため、運動者とLCDに提示された情報間での視線移動の必要性が生じ、提示情報と身体動作の同時把握が不可能となる。また、モーションキャプチャ等の大掛りな設備が必要となるため、利用範囲の制限や適切な装置および熟練の必要性といった課題が残されている。これらを解決するため、着用型インタフェースによる計測手法<sup>11)~14)</sup>や小型モジュールによる筋活動の提示<sup>15)</sup>が提案されているが、既存の研究はいずれも計測に特化したインタフェースあるいは限定的な情報提示に限られる。

ここまでに挙げられる、身体動作と筋活動の実時間による同時把握の困難性や、筋活動知覚における時間的・空間的整合性の問題点解決のためには、ディスプレイ上での波形や数値の提示ではなく、非専門家である使用者にも容易に把握させることを支援する直感的な提示手法が求められる。また近年、モチベーションと運動機能回復との関係性<sup>16)</sup>も報告されており、それらを考慮したフィードバックシステムの開発は、高度な競技・医療分野のみならず一般でのバイオメカニクス利用および運動理解の促進をもたらすことが期待される。

そこで本稿では、着用型による下肢運動状態の計測および使用者と観察者による直感的な運動知覚を実現する着用型発光センサスーツを提案する。これは図1に示すように、運動に伴う筋電位・関節角度データの計測とともに、下肢筋活動を体表上の筋の位置、形状、そし

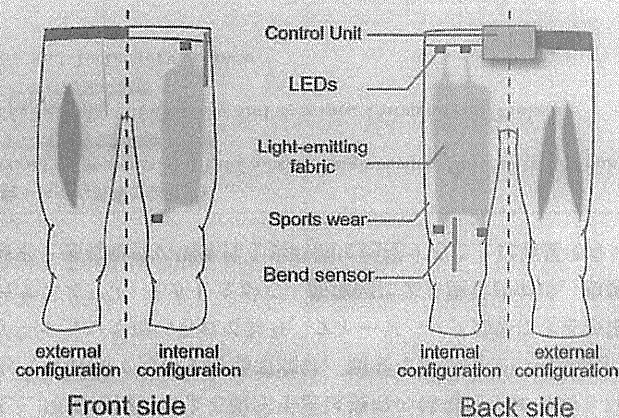


図2 センサスーツ内部構造

Fig. 2 External/internal configuration of the sensor suit.

て実時間で輝度に反映させ提示を行うものである。これにより、身体動作と複数筋の動員様式を実時間かつ直感的に知覚することを支援する。また筋電位と関節角度といった複数計測情報を活かし、高度な筋活動情報である筋張力も提示可能とする。センサスーツで提案する体表上での筋活動提示手法は、着用者自身への視覚フィードバック情報を高めることで運動理解の促進やモチベーション向上の支援を行う。同時に、周囲の観察者へも筋活動の状態が提示されることで、着用者と観察者間でのインタラクティブかつ効率的指導を支援する。センサスーツでは、これら利用者の運動理解の手助けや運動モチベーションの向上といった認知的能力の支援に加え、それを基にした物理的な運動能力の支援や拡張の実現を目指す。

本稿では、まずセンサスーツの概要および筋活動提示システムの構成について述べ、評価実験によるセンサスーツ使用時の静的・動的知覚特性を示す。また、センサスーツの応用としてリハビリテーション・スポーツ分野を対象とし、外骨格型脚部支援機器との併用および体育教育を想定した応用実験により、センサスーツの有用性を実証する。

## 2. システム構成

開発した着用型発光センサスーツの外観を図1、内部構造を図2に示す。本研究では計測・提示対象筋として、脚部の大腿直筋、大腿二頭筋、半腱様筋の左右計6ヶ所の筋を選択した(図3)。これらは、股関節および膝関節の屈曲、伸展、内旋、外旋といった下肢の基