

## 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 篤 厚 太\*1 河 本 浩 明\*2 山 海 嘉 之\*2\*3

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

Cota Nabeshima\*1, Hiroaki Kawamoto\*2 and Yoshiyuki Sanka\*2\*3

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、その安全性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 (安全方策) も確立され、類型化されている。通常時には安全柵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静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

原稿受付 2011年12月1日

\*1 CYBERDYNE 株式会社

\*2 筑波大学システム情報系

\*3 筑波大学サイバニクス研究センター

\*4 CYBERDYNE Inc.

\*5 Faculty of Engineering, Information and Systems, University of Tsukuba

\*6 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]
Hocoma, 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る。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方策を3章で検討し、W2AR 一般に適用できる本質的な安全方策を考察する。4章では本質的な安全方策の試験法として、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) 必要な安全方策を検討し、設計に反映させる；
- (3) 試作品に実現した安全方策の効果を検証し、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、研磨、圧縮、穿孔などの作業はしない)

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、活線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] の附属書 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である。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、安全方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
F   - 4		If restraint devices are used (e.g. straps) to transmit power to the wearer, the excess assistance is often possible.
A   - 4		If the restraint devices are hard to detach instantly, it could be impossible to avoid the situation.
S   - 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.
R   - II		It might be an unacceptable risk.

		H2: Collision with floor or wall
F   - 3		If instability of balance is exploited to walk with no extra walking aid, it could happen as frequently as without the W2AR.
A   - 4		If the wearer is not able to take a defensive action, the collision could not be avoidable.
S   - 3		If the head of the wearer is collided, it could lead to a serious injury.
R   - 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 の多様さを考慮し、各レベルに範囲を持たせた。安全方策を何も適用しない場合を仮定したために発

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、これらの表には含めなかった。

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た (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.
Functional safety measures	S	Design maximum rating of actuators under wearer's mechanically tolerable limits.
	F	Control force, torque, velocity, angular velocity, position and/or angle to keep wearer's mechanically tolerable limits.
	A	Automatically dismount the W2AR from the wearer when the excess assistance is detected.
Operational policies	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)
	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言える。

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た (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言える。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。

この仮定に基づくと、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	-
Functional safety measures	S	Design the W2AR itself as a protector with exterior covering the whole body.
	F	Control the balance with predicting the collision.
	A	Control avoidance behavior when the collision is predicted.
Operational policies	S	Control protective behavior when the collision is detected.
		Initiate an air-bag when the collision is predicted.
	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。複雑さを選び、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、負担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法および、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な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

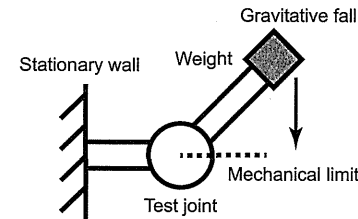


Fig. 1 The concept of tester for a mechanical limit of a joint angle

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。

例えば膝関節用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できる。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 福祉用の膝関節をテストピースとして取り付けている。この試験機はウィンチによって駆動され、おもりの端点を持ち上げ、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。また試験機の軸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出した膝下質量、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 6.7 [kg]、軸からおもりの重心までの距離

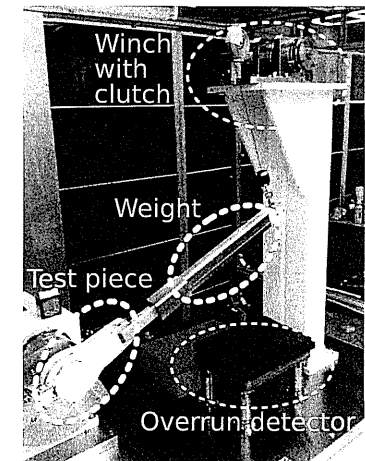


Fig. 2 The testing machine for a mechanical limit of a joint angle

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ピ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。試験のあとテストピースは故障せず、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 は足首用装具のように、歩行のために装着する装具と言える。しかし装具に対してさえ、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。これは装着者と装具に分散する荷重が一樣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 か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、装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、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様々な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。既定回数を超えたりする場合は、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

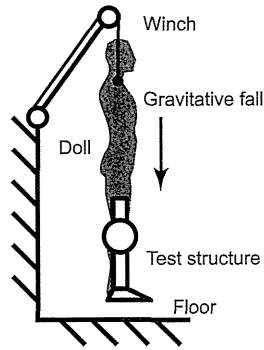


Fig. 3 The concept of tester for strength of assembling

#### Lifting slider with clutch

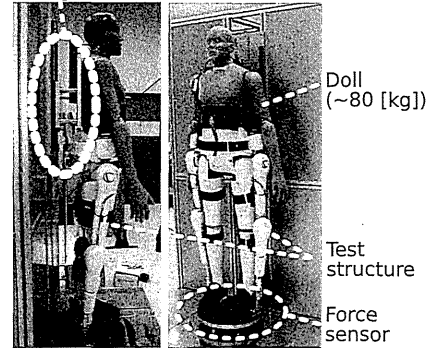


Fig. 4 The testing machine for strength of assembling

トスーツ HAL 福祉用をテストピ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ピースを持ち上げ、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ピ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]、(ドールとテストピ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。その後テストピ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

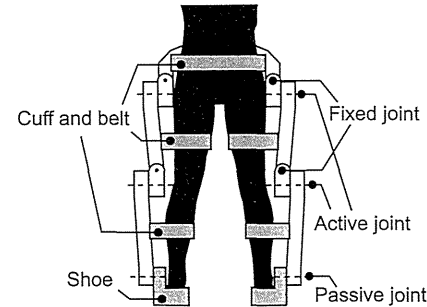


Fig. 5 The abstract structure of Robot Suit HAL for Well-being and its installation to the testing machine for strength of assembling

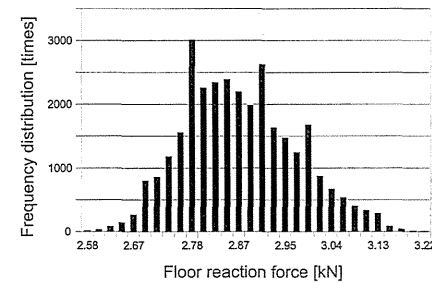


Fig. 6 The frequency distribution obtained by the experiment of the testing machine for strength of assembling

値は 2.58 [kN] であり、これはドールとテストピ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倣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、開発のスパイラルを実施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えなければならない。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考えられる。

## 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の一環として行われた。

## 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.eksobionics.com/ekso>.
- [5] 鈴木亨, 才藤栄一, 村岡慶裕, 武満知彦, 田辺彦雄, 清水康裕: "対

- 麻痺者の歩行再建—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/pbs.html>.
- [7] Tibion, Tibion Bionic 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・医療支援向けパーソナルロボット, <http://www2.toyota.co.jp/jp/news/11/11/nt11.040.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.5.1: Safety of machinery—Electrical equipment of machines—Part 1: General requirements, International Electrotechnical Commission, 2009.
- [17] ISO: ISO 10328: 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.



鍋島厚太 (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厚労科研リサーチレジデントを経て、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系助教。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、全国発明表彰大賞など受賞。

(日本ロボット学会正会員)

# 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,s1130423@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.

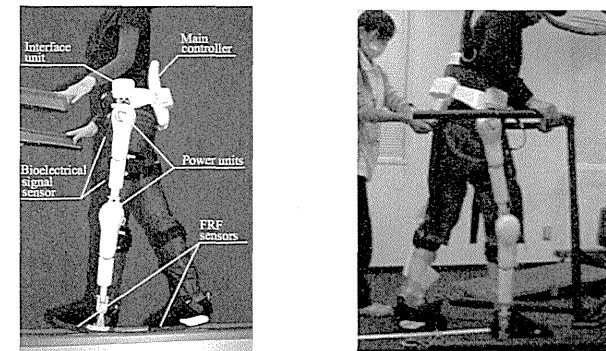


Fig. 1. The HAL suit for well-being (left side) and a stroke patient wearing the HAL (right side)

## 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

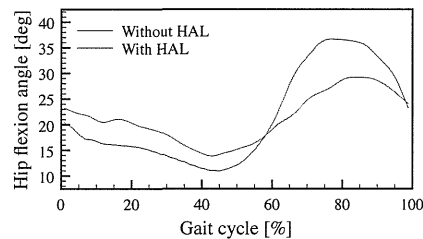


Fig. 2. Left hip joint angles with and without the HAL during walking

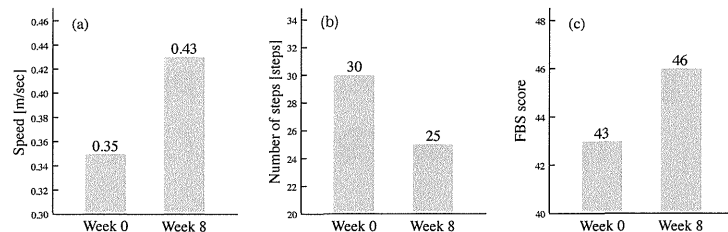


Fig. 3. Change in walking speed (a) and number of steps (b) for 10MWT, and FBS score (c) before and after the 8-weeks locomotor training period with HAL

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)

特集

## 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 Takeru  
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 に熱い視線が注がれている。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推進する 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言及する。

### 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、関節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観点からの治療が重要となる。また、脊髄損傷（おもに不全麻痺）、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・神経系疾患および筋疾患に関しても、脳卒中同様にニューロリハビリテーションとしての治療に熱い視線が注がれている。

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言及する。

### 1 脳・神経系疾患と身体機能の改善・維持に向けた新展開

カロリンスカ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。

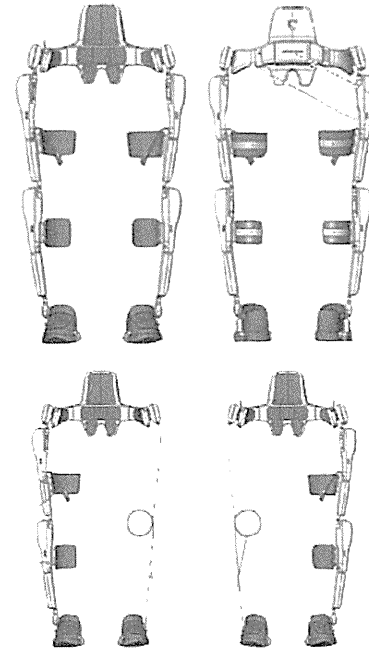


図1 ロボットスーツ HAL 福祉用 [両脚型(上), 単脚型(下)]

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模

倣すように作られた歩行補助装置があるが、欧米では活用がはじまっているが、このロボットは、患者の足を動かすという作業を、理学療法士にか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、スウェーデンでははじまっている。

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>2)</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

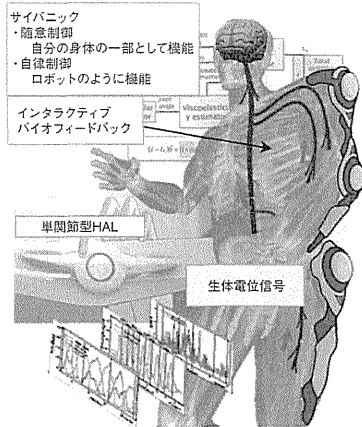


図2 HALの基本原理

の報告がある。また、強い痙縮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縮を緩和するボツリヌス療法もはじまっているが、過剰な筋緊張を緩和するだけでなく、筋紡錘におけるγ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思を反映した生体電位信号を扱い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

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、その運動意思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、その運動意思に応じてHALが駆動する。HALは身体に密着しているため、装着者の意思によって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Ia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、重度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・筋障害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

## 特集●ニューロリハの最前線

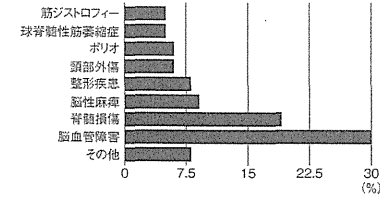


図3 利用者の疾患構成

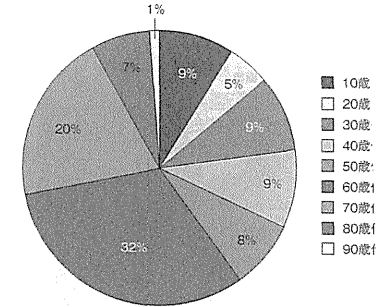


図4 利用者の年齢構成

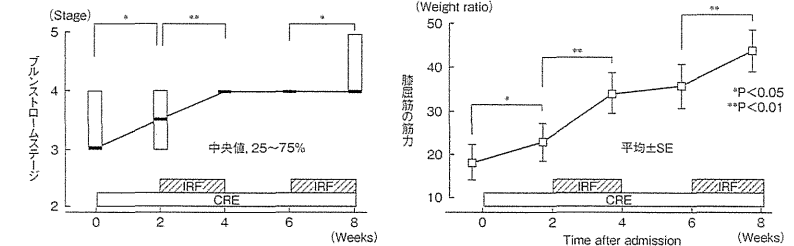


図5 片麻痺患者の下肢への促進回復療法の効果 (Kawahira K et al, 2004<sup>2)</sup>・川平和美ほか, 2007<sup>3)</sup>より引用)

(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)、Capec 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4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





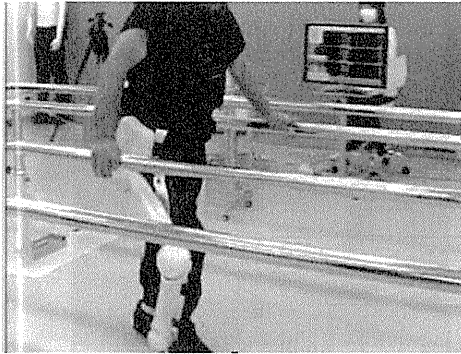


図9 脊髄損傷患者(不全麻痺患者)による平行柵内での HAL を活用した歩行訓練

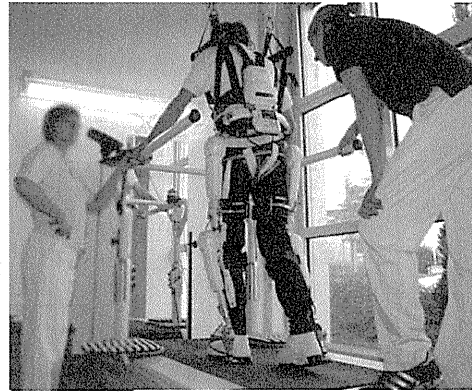


図10 脊髄損傷患者(不全麻痺患者)による免荷装置とトレッドミルと HAL (欧州バージョン) を組み合わせた環境下での歩行訓練 (ドイツ, Bergmannsheil Hospital, Schildhauer 教授らによる臨床試験準備運用, 2012年2月より)

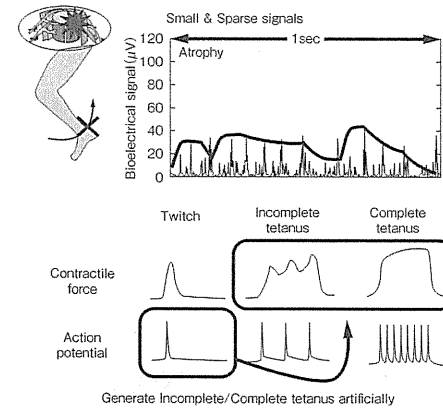


図12 微弱でスパースな神経筋活動を補う生体電位信号の補間技術

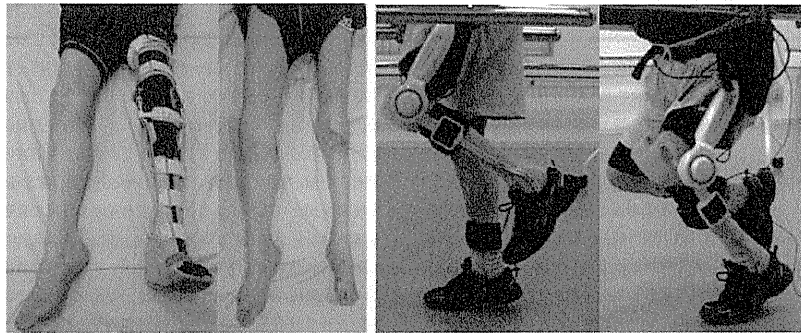


図11 ポリオ患者の筋萎縮した脚(左), および, 単関節型 HAL 装着による麻痺脚の駆動の実現(右)

### 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

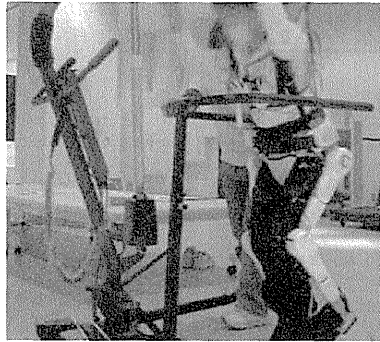
つぎに, 脳卒中, 脊髄損傷, ポリオ, 脳性麻痺の患者への HAL の適用事例を示す。

図7は, 霧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, 患側は麻痺状態であったが, 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 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。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8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 (霧島記念病院: 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9に脊髄損傷 (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10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, 持続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11, 図12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い

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弛縮が緩和されていれば, ポ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られる。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

型のポツリヌス薬剤が開発されてきており, より効果的なポツリヌス療法として附属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ポツリヌス療法と HAL との組み合わせによる適用も計画されている。ポツリヌス療法と 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13にその概要を示す。



図⑩ 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⑩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⑩右)。膝总部では、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完する技術を構築し(図⑪)、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(健常者の数百分の一)、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⑫は、痙直型四肢麻痺を呈し、車椅子で日常生活をおこな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⑪ 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認証側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の基本原則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⑬)。2011年度には、神経難病に対する治験プロトコル作成のための予算申請が採択され、2012年の1月末には当該治験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、治験実施に向けたPMDAとの戦略相談・各種準備が進められている。

ドイツのノルトライン・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。

### 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展開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た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拓には、脳・神経系疾患の改善・維持にかかわる生理機序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、こうした機序を捉えようとして、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開拓課題となる。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を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ほかならない。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) 川平和美ほか: 脳卒中片麻痺患者への麻痺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械の開発について. *バイオメカニズム会誌* 31: 201-205, 2007

### さんかい・よしゆき

山海露之 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、米國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系教授、サイバニクス研究センター長、GOEサイバニクス国際拠点リーダー(2007~2012年)、内閣府FIRSTサイバニクス拠点統括者、世界テクノロジー大賞、全国発明表彰21世紀発明賞受賞など。

## 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ン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

†1 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

†2 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

†3 独立行政法人 科学技術振興機構

Japan Science and Technology Agency

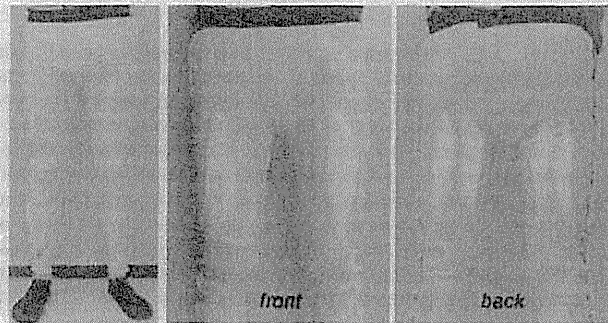


図1 センサスーツ外観  
Fig.1 Overview of the light-emitting sensor suit.

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>8)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

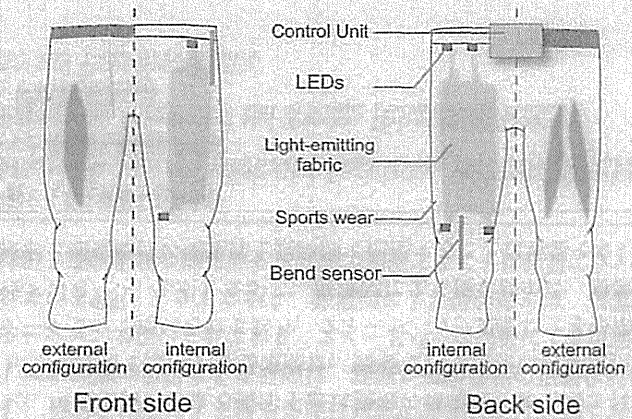


図2 センサスーツ内部構造  
Fig.2 External/internal configuration of the sensor suit.

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

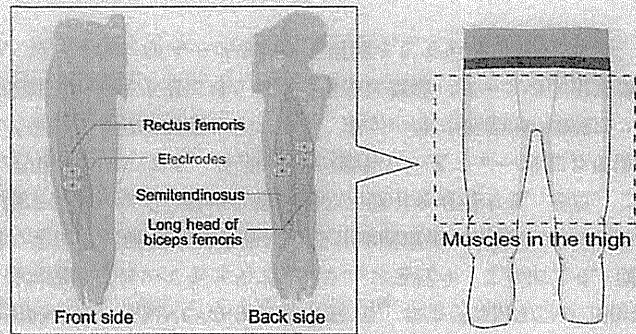


図3 提示対象筋(下肢大腿部)<sup>17)</sup>  
Fig. 3 Visualized lower-limb muscles in the system<sup>17)</sup>.

本動作に寄与する筋である。

センサスーツは、計測部、制御部、提示部の3部により構成される。計測部では、各対象筋における表面筋電位、および身体動作に伴う膝関節、股関節角度を計測する。これらの計測データは、制御部によるデータ処理とPWM値変換を経て、提示部により筋活動に応じた輝度としてスーツ上に反映する。これら3つの構成部を、スポーツウェア内へ組み込むことにより、薄型かつ軽量の着用型センサスーツを実現している。

筋活動提示においては、%MVC (Maximum voluntary contraction) および筋張力の2種類の筋活動が提示可能である(図4)。%MVC提示システムでは、各筋の筋弛緩状態における筋電位を輝度0%の基準値、最大収縮状態の筋電位を輝度100%の基準値と設定し、それをもとに各時刻における計測筋電位の割合を算出し輝度による提示をおこなう。一方、筋張力提示システムでは、複数計測データおよび筋骨格モデルを利用して各筋の発生筋張力を算出し輝度による提示を行う。これは筋の大小関係が反映された筋活動提示システムとなる。これらにより、前者に示される各筋活動に個別に主眼を置いた主観的解析、および後者に示される全体的な筋同士の相互作用や動員様式の把握に焦点を当てた客観的解析の両者が可能となる。両システムの使い分けは、ユーザが目的に応じて選択可能である。

### 2.1 着用型発光センサスーツ

センサスーツでは、着用型として個人による体感サイズの差異および屈曲、伸展等の身体動作に耐える伸縮性を確保するため、これら条件を満たしたスポーツウェアを用いる。筋活動提示部位をおこなう発光部位は、光ファイバとナイロンを編みこんだ布素材を用い、

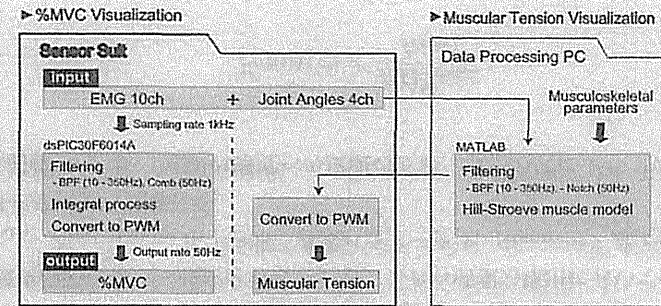


図4 システム構成  
Fig. 4 System architecture of the developed system.

薄型・軽量かつ伸縮性をを実現する。任意の筋形状での面発光は、布表面部の光ファイバに微小な傷を刻み光を漏えいさせることにより実現しており、これによりあたかも自身の活動している筋が実際に光っているかのような感覚を抱かせ、直感的な複数筋活動の知覚支援を目的としている。なお、提示部における十分な輝度確保のため、布両端の光源部には高輝度LED ( $I_F = 400[\text{mA}]$ )を用い、蛍光灯下においても十分な視認性を確保する。膝関節および股関節部には曲げセンサを取り付け、身体動作に伴う関節角度の計測を行う。これにより筋電位のみからでは推測困難な、より詳細な運動状態の把握を可能とする。さらにこれら角度情報は、筋張力提示システムにおける張力算出のための入力パラメータとしても用いる。

センサスーツはこれら発光部の布素材、LED光源、曲げセンサ等を、スポーツウェアで挟みこむ三層構造として構築する。これにより着用性の向上や個人に応じた発光部位の位置調整が可能なることに加え、あたかも体内において筋が光っているかのような柔らかな発光を目指す。計測から発光制御までを担う制御回路およびバッテリーは腰部へ取り付け、着用時の身体動作を阻害しないよう配慮した。また、スーツ外側部にはファスナーを取り付けることで容易な着脱を可能としている。センサスーツの総重量は1.0[kg]であり、利用者が拘束感や動作の困難性を感じない設計、重量とした。

### 2.2 %MVC提示システム

%MVC提示システムは、各筋の弛緩状態での筋電位と最大収縮時での筋電位をそれぞれ0%および100%基準値として、それに対する各時点における筋活動の割合を提示するシステムであり、計測から情報提示までスタンドアロンでの動作を実現している。図4左部に%MVC提示システムの構成を示す。制御部にはマイクロコントローラ、電源にはリチウ

ムポリマーバッテリーを用いる。

入力データには、各対象筋の筋電位 (計 6ch) を用いる。筋電位信号は、体表上の電極より計装アンプ INA2126 (BURR-BROWN 製) を通して増幅した後、12bit の A/D 変換によりサンプリング周波数 1k [Hz] でマイクロコントローラ dsPIC30F6014A (Microchip Technology 製) により取得する。計測信号にはアーチファクトが含まれているため、帯域通過フィルタ (10-350 [Hz]) およびコムフィルタ (50 [Hz]) によりノイズ除去を行う。フィルタ処理後の信号は、全波整流、積分処理を行い、以下の式により PWM 値 ( $T_{PWM_p}$ ) へと変換する。

$$T_{PWM_p}(\tau) = \frac{T_{max}(I_p(t) - E_{0p})}{E_{max_p} - E_{0p}} \quad (1)$$

$$I_p(t) = x_p(t) + x_p(t-1) + \dots + x_p(t-N) \quad (2)$$

ここで、 $I_p$  は筋  $p$  ( $p = 1, \dots, 6$ ) における積分 EMG (iEMG)、 $x_p(t)$  は時刻  $t$  における計測 EMG 値、 $N$  は積分数、 $T_{max}$  は最大 PWM 値である。 $E_{0p}$  は筋が弛緩状態にある際の積分筋電位の計測値であり %MVC の 0% 基準値、 $E_{max_p}$  は最大随意収縮時における積分筋電位の計測値であり 100% 基準値として設定する。なお、筋電位計測のサンプリング周期  $t = 1 [ms]$  であるが、輝度として提示する段階においては視覚の時間周波数特性を考慮し、出力周期  $\tau = 20 [ms]$  として提示している。

ここで、人の輝度に対する知覚は Weber-Fechner の法則より刺激の対数に比例することを考慮し、算出した  $T_{PWM_p}$  は以下の式により補正を行い、LED の輝度へと反映させている。ここでは、実験値として  $b = 0.014$  とした。

$$T_{PWM_{out}} = A(\exp(bT_{PWM_p}) - 1) \quad (3)$$

$$A = \frac{T_{max_p}}{\exp(bT_{max_p}) - 1} \quad (4)$$

システム使用時には、%MVC の 0% 基準値  $E_{0p}$  および %MVC の 100% 基準値  $E_{max_p}$  設定のため、各対象筋においてキャリブレーションを行う。これにより、使用毎における電極貼付け位置の変化や皮膚抵抗の状態による計測筋電位の差異あるいは各個人間での筋電位の差異を意識することなく、最適な筋活動の光提示を実現する。また、これらの基準値はセンサスーツ使用中においても、外部付属の操作インタフェースにより状況に応じた容易なチューニングを無線通信で可能としている。障がい等で筋活動の微弱なユーザやキャリブレーションの実施が困難な小児に対しては、事前に複数パターンの固定基準値のモードを用意することで、容易なセンサスーツの利用を可能としている。

また、本システムでは最大 PWM 値 ( $T_{max_p}$ ) および積分数 ( $N$ ) に応じて、提示特性を変化させることが可能である。両値の増加は、発光分解能の増加およびスムーズな発光の変化が必要とされる対象に、一方両値の減少は、応答性を重視した対象のためへと特性を変化させる。前者はリハビリテーションなど緩やかな動作が多用される状況、後者はスポーツなど俊敏な動きが多用される状況において有用と考えられる。

### 2.3 筋張力提示システム

筋活動として筋の張力提示を行う本システムは、複数計測データおよび筋骨格モデルを用いて実時間で算出する筋張力が、任意に設定した固定の筋張力基準値に対して何% の割合であるかを算出し輝度として提示をおこなう。筋張力には各筋の大小関係が反映されるため、筋同士の相互作用の観察や動員様式の把握に有効な提示システムである。図 4 右部に筋張力提示システムの構成を示す。筋張力の算出には、Winters と Stark により提案された筋骨格モデル<sup>18)</sup> を単純化した Hill-Stroevé 筋モデル<sup>19),20)</sup> を用いる。この入力データとして各対象筋の筋電位に加え、股関節および膝関節の角度をスーツに取り付けられたセンサにより取得する。本システムでは、これら計測データを PC へと取り込み、% MVC 提示システム同様に各種筋電位処理を行った後、筋骨格モデルに基づき以下の式より筋張力  $f$  を算出する。

$$f(a, l, \dot{l}) = a F_{lce}(l_{ce}) F_{vce}(\dot{l}_{ce}) F_{max} \quad (5)$$

ここで、 $a$  は計測筋電位に基づいた筋活動度、 $F_{vce}$  は速度-力関係、 $F_{lce}$  は筋長-力関係、 $l_{ce}$  は収縮要素 (CE) の長さ、 $F_{max}$  は最大等尺性筋力であり、 $l_{ce}$  は、筋長  $l$  より腱長  $l_t$  を引いた値  $l_{ce} = l - l_t$  である。なお、各時刻における筋長  $l$  および筋長変化速度  $\dot{l}$  は、Hill-Stroevé 筋モデルに基づき、下記の式により推定する。

$$l_i = l_{ri} - r_{i1}(\theta_{hip} - \theta_{r1}) - r_{i2}(\theta_{knee} - \theta_{r2}) \quad (6)$$

$$\dot{l}_i = -r_{i1}\dot{\theta}_{hip} - r_{i2}\dot{\theta}_{knee} \quad (7)$$

ここで、 $\theta_{hip}$  および  $\theta_{knee}$  は計測により取得する膝関節および股関節角度である。 $\theta_{rj}$  は関節  $j$  における受動トルクゼロの際の関節角度、 $r_{ij}$  は筋  $i$  における関節  $j$  のモーメントアーム、 $l_{ri}$  は無負荷時における筋長を示している。これら筋張力算出において、計測データおよび  $f$ 、 $F_{vce}$ 、 $F_{lce}$ 、 $v_{max}$ 、 $l$ 、 $\dot{l}$  を除く各種パラメータは、Stroevé<sup>20)</sup> および Delp ら<sup>21)</sup> による筋骨格モデルより引用した。

算出した筋張力  $f$  は、LED の輝度への反映のため、以下の式により PWM 値へ変換を行う。

$$T_{PWM}(\tau) = \frac{f(t)T_{max}}{f_{max}} \quad (8)$$

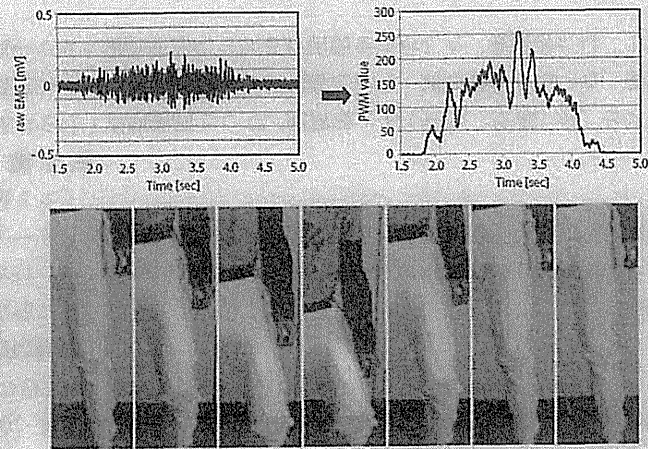


図5 着用型発光センサスーツ基本動作 ( $N = 110$ )  
Fig.5 Performance of the interface.

ここで、 $f_{max}$  は提示する輝度の基準となる最大筋張力、 $T_{max}$  は最大 PWM 値である。 $f_{max}$  の値は、すべての筋における  $T_{PWM}$  の算出で共通であり、センサスーツ上で提示される各筋の輝度は筋張力の絶対値として互いに比較可能である。なお、この  $f_{max}$  の値は利用者の筋力および使用目的に応じて任意に設定可能である。 $T_{PWM}$  は、式 (3)(4) と同様に、指数関数による補正をおこなった後 LED の明るさへと反映させる。

### 3. 評価実験

センサスーツを用いた筋活動知覚における知覚特性を検証するため、基礎動作検証、静的および動的状態における検証実験を行った。なお、実験での提示システムは着用型である % MVC 提示システムを用いて実施した。

#### 3.1 筋活動提示の基礎動作検証

基礎動作検証として、健康者 1 名 (男性, 22 歳) のスクワット動作時における大腿直筋部筋電位の光提示を行い、計測筋電位と提示輝度との関連性を検証した。図 5 にその結果を示す。計測筋電位データ (図 5 上部左) は、式 (2) により PWM 値へと変換 (図 5 上部右) し、スーツ上にて光の明るさとして反映する (図 5 下部)。結果より、スクワット動作にお

ける筋電位変化は適切に PWM 値へと変換され、センサスーツ上においてもそれを反映した輝度として実時間により提示していることが確認できる。

#### 3.2 静的知覚特性

センサスーツ上で識別可能な輝度分解能の検証として、静的知覚特性の検証実験を行った。また、センサスーツによる光提示は式 (3)(4) により、人の光刺激に対する知覚の対数特性を考慮した補正を行っており、この補正による提示輝度知覚の線形性についても同時に検証した。

##### 3.2.1 実験手法

等しい輝度条件下において実験を実施するため、本実験ではディスプレイ上への静止画像提示による実験手法を選択した。実験では、センサスーツ大腿直筋部において一定の輝度間隔 (輝度 0% から 100% の範囲内) で発光させた際の写真を、ディスプレイ上においてランダムな順序に並べ被験者へ提示した。この際、画像提示数は輝度分解能と同等とし (輝度分解能 8, 10, 13, 15, 20, 25 の計 5 パターン)、被験者には、提示された複数の静止画像を他の提示画像との相対比較により直観的に輝度の順序に並び換えるよう指示した。被験者は 10 名 (男性 10 名, 21 歳~32 歳) とし、画像を輝度の順に正しく並べ替えることができたかの平均正答率を検証した。

##### 3.2.2 実験結果

図 6(a) に、各輝度分解能における平均正答率を示す。輝度分解能が 8 の時、正答率は 100% を示している。また、分解能が 10, 13 および 15 の時、正答率は 90% 以上となった。

これらの結果は、輝度分解能が 8 以下の状況では、確実に輝度の差異、つまり筋活動度の差異を識別可能なことを示している。同様に、輝度分解能が 10, 13 および 15 の際も 90% 以上の高い確率で筋活動度の差異を識別できることが示されている。一方、分解能が 20 以上の状況では差異を明確に識別することは困難であることを示している。本結果より、分解能 15 段階程度までは 90% 以上の実用的な精度で輝度の差異を判断可能であることが示された。

一方、図 6(b) は各輝度レベルにおける平均正答率を示した結果である。本結果は、式 (3)(4) による、輝度の線形補正効果を示したものである。x 軸における輝度分解能は 10 段階に正規化する。結果より、最低正答率は、77.3%、最高正答率は 99.1% を示しており、線形補正処理の効果により輝度 0% から 100% の範囲において輝度知覚の違いに大きな偏りは見られない。ただし、低輝度領域の結果と比較して、中輝度および高輝度においては相対的な輝度の差異知覚が困難であることも確認できる。



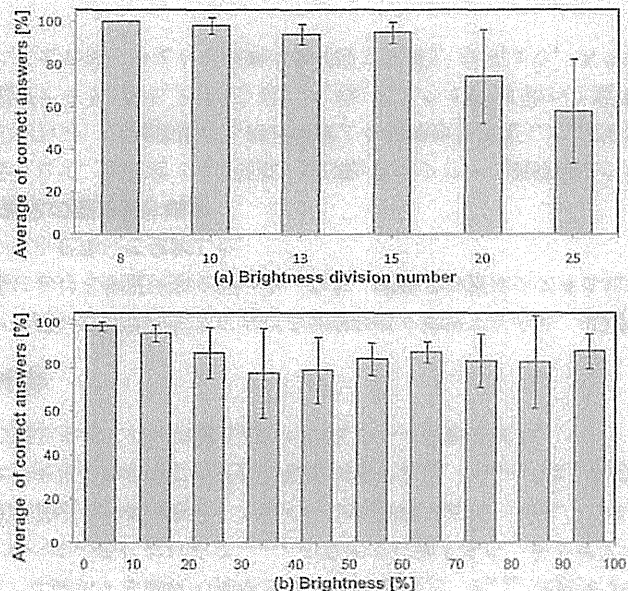


図6 静的知覚特性。(a) 各輝度分割数における平均正答率、(b) 各輝度レベルにおける平均正答率  
Fig. 6 Perception range in the static state.

図6(b)に示す結果は、式(3)(4)における補正関数の傾きパラメータAおよびbに依存すると考える。現システムにおいてはこれらは経験値として設定しているが、適切なAおよびbの値の設定により、結果はさらに改善可能と考えている。

### 3.3 動的知覚特性

静的知覚特性の検証結果に基づき、センサスーツ使用時の動的な運動観察時における知覚特性の検証を行った。本実験では、一般的に用いられている筋活動視覚フィードバック手法の筋電図フィードバック法も用いて同様の実験を行い、既存手法と比較したセンサスーツの有用性を検証した。

#### 3.3.1 実験手法

被験者へ提示を行う実験動画として、健康者1名(男性、22歳)が、センサスーツ着用状態において椅子からの立ち上がりおよび着席を行う一連の動作を用いた。静的知覚特性の実験同様、動画中では大腿直筋部における筋活動を提示した。被験者には、上記の動画視聴を

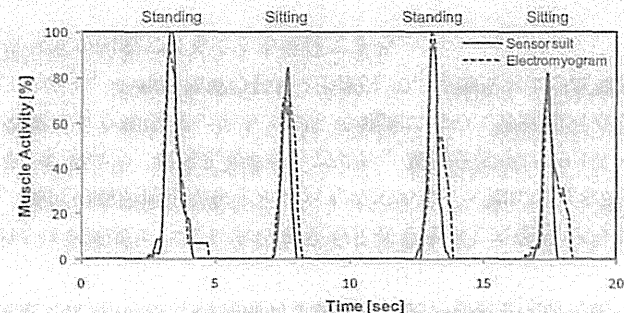


図7 立ち上がり、着座動作における動的知覚特性  
Fig. 7 Perception range for standing and sitting motion.

指示し、動画中でセンサスーツにより提示されている明るさから推定される大腿直筋の筋活動度を、ダイアルインタフェース (PowerMate, Griffin Technology 社製) により実時間で入力するよう指示した。また動画の代わりに、筋電図波形を用いた同様の実験も行い、センサスーツによる結果との比較を行った。センサスーツの実応用を考慮した場合、前節の静的知覚特性実験により示した15段階の筋活動提示分解能は十分実用的と考えており、また動的状態では、静的な状態と比べて輝度の時間変化を知覚することに相当する。そのため、本実験ではダイアルインタフェースの入力分解能は0から14の計15段階と設定した。実験は、21歳から28歳の男女7名(男性6名、女性1名)の被験者において実施した。

#### 3.3.2 実験結果

図7にセンサスーツによる結果を実線、筋電図による結果を点線で示す。ここで、ダイアルインタフェースの最大値は、実際の筋活動の最大値と一致させるよう正規化した。また、被験者のダイアルインタフェース操作における遅延時間 $T_d$ は、実際の筋活動曲線とダイアルインタフェースより得られた曲線との差異が最小となる際の時間差とし、図7では遅延時間分を差し引いた全被験者の平均値を示している。

実験結果より、被験者は立ち上がりおよび着席動作での筋活動の差異を明確に識別できていることが確認できる。さらには、筋電図フィードバックとセンサスーツによる筋活動フィードバックの結果に大きな差は見られず、これはセンサスーツが従来の筋活動視覚フィードバック手法と同程度に、筋活動を知覚させる性能を有することを示している。

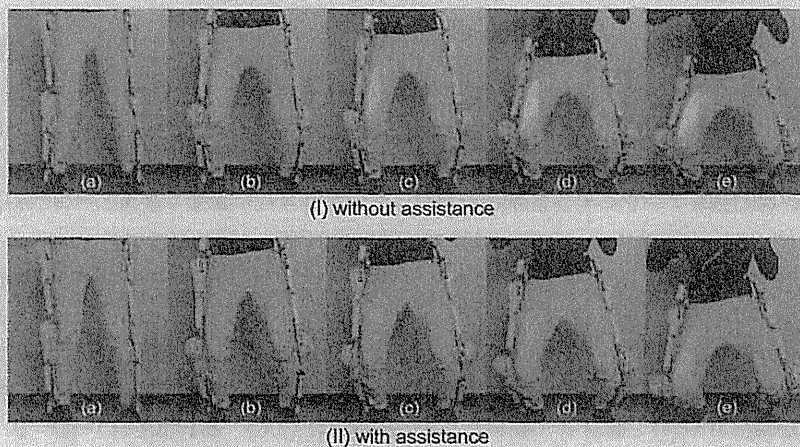


図8 脚部支援機器との併用。(I) 支援なし(上部)、(II) 支援あり(下部)  
Fig.8 Difference in muscle activity during squatting motion.

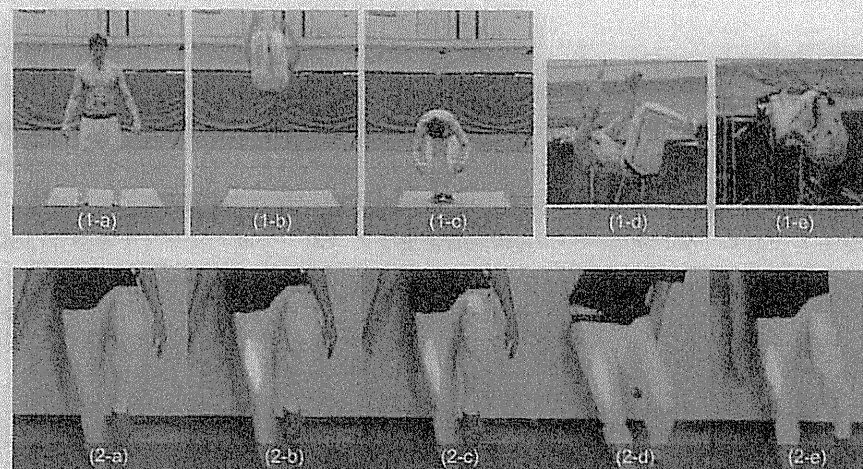


図9 筋活動の(1) 促進および(2) 抑制への応用  
Fig.9 Application to the control training of muscle activity.

#### 4. 実応用検証および今後の展望

センサスーツの実応用に向けた検証として、本章ではリハビリテーションとスポーツトレーニングへの応用に焦点を当てた実験および今後可能と考えられるセンサスーツ利用の展望を示す。

##### 4.1 外骨格型脚部支援機器との併用

最先端のリハビリテーション現場においては、外骨格型支援機器を用いた訓練が多数実施されており<sup>22)</sup>、これらの訓練で支援により生じる着用者の運動変化の計測と提示を行うことは、訓練課程の把握や効果の促進に重要な事項となる。現状では、これらはモーションキャプチャやディスプレイを用いて実施されているが、日常の訓練において使用することは容易ではなく、また提示情報は患者にとって訓練中に把握・理解することが困難な形である場合が多い。

これら両者の課題点を同時に解決するための手法として着用型であるセンサスーツは有用と考えており、そこで本実験では外骨格型脚部支援機器(Cyberdyne社製ロボットスーツHAL)とセンサスーツとの併用を示すことにより、次世代リハビリテーションへの応用の可能性を考察する。

実験は健康者1名(男性、22歳)により行い、大腿部の筋活動が行われるスクワット動作において脚部支援機器による支援あり、支援なしにおけるセンサスーツによる筋活動の差異提示に関して検証した。

図8に、(I) 支援なし、(II) 支援ありの際の結果を示す。ここで、(a)は初期段階、(b)から(d)は屈曲過程、(e)は最大屈曲段階を示している。本結果より、センサスーツは支援ありおよび支援なしの両状況における筋活動の差異を、明確に提示できていることが確認できる。

センサスーツと脚部支援機器との併用によるリハビリテーションは、センサスーツによる認知的支援と下肢運動支援機器による物理的支援と併用可能であることを示している。現場では、全身鏡を利用して自身の動体を観察することは一般的であり、提案手法によりこれまでの訓練で行われてきた過程に適切に介入することも可能である。これにより、患者が自身の微弱な筋活動と明確な意思により支援機器および自身の意思により脚部を動かしているということを再認知させることが期待できる。同時に、訓練の継続による筋活動増加の回復過程を直接患者および医師・理学療法士へ提示することが可能となり、センサスーツのリハビリテーションへの応用および脚部支援機器との併用は、回復効果の継続的な確認ができるとともに、患者自身のモチベーション向上にも貢献できると期待できる。

#### 4.2 コーチングへの応用

体育教育におけるコーチングでは、適切なフォームや技能の習得において筋活動の促進に加え、抑制を促すトレーニングも重要とされ、提案手法はその両者への意識付けへ有用と考えられる。そこで本実験では、筋活動促進を促すトレーニングとしてバク宙動作を、筋活動の抑制を促すトレーニングとして、適切な脱力が必要とされる片足バランストレーニングを対象とし検証実験をおこなった。本実験はアスリート試技者1名(競技体操選手、男性、24歳)のもと実施した。

まず、図9(1-a)から(1-e)にバク宙動作における結果を示す。ここで、(1-a)は跳躍直前、(1-b)は跳躍中、(1-c)は着地時を示している。また、(1-d)および(1-e)は跳躍中におけるハムストリング筋と大腿直筋の活動をj示している。それぞれのフェーズにおいては、(1-a)跳躍直前の両脚にわずかながら交互に働くバランス維持および跳躍準備のための微弱な筋活動、(1-b)跳躍中の脚の引きつけによる筋活動、そして(1-c)着地時の身体を支えるための大きな筋活動が観察できる<sup>23)</sup>。センサスーツにより、これら微小な筋活動から大きな筋活動までの複数の異なる筋活動シーケンスを身体動作と共に観察可能なことが示されている。

次に、図9(2-a)から(2-e)に、バランストレーニングにおける結果を示す。本トレーニングでは、大腿直筋を含めた大腿部の筋活動を抑制した状態でのバランスの維持が求められる。この利用目的に合わせ、微弱な筋活動も明確にセンサスーツ上で提示をおこなうように、%MVC提示システムにおける100%MVC値を低く設定し、筋が脱力状態もしくは活動状態のどちらにあるか明確に提示可能な設定とした。実験はアスリート試技者1名(競技エアロビクス選手、男性、24歳)のもと実施した。

ここで、(2-a)は安定状態、(2-b)は右脚部の筋に力が働いた状態、(2-c)は両脚部の筋に力が働いた状態を示している。また、(2-d)および(2-e)はバランスを崩した際の筋活動の様子を示している。結果より、トレーニング中の身体動作はほぼ一定でありながら、筋活動は逐次変化していることを明らかにしており、また両脚の提示により左右脚部のバランス状態も反映している。

両トレーニングにおける筋の促進および弛緩に着目すると、バク宙動作(図9(1))では、動作習得において重要な要素のひとつである、跳躍中の脚部引きつけによる筋活動が身体動作とともに提示されており、これは体表上提示手法の利点であるとともに、筋活動の促進箇所に対する意識付けへの貢献が期待できる。一方、バランス動作(図9(2))においては身体動作の観察のみでは推定困難な筋活動変化を明確に提示しており、これにより無駄な筋活動の抑制に対する意識付けへも貢献が期待される。

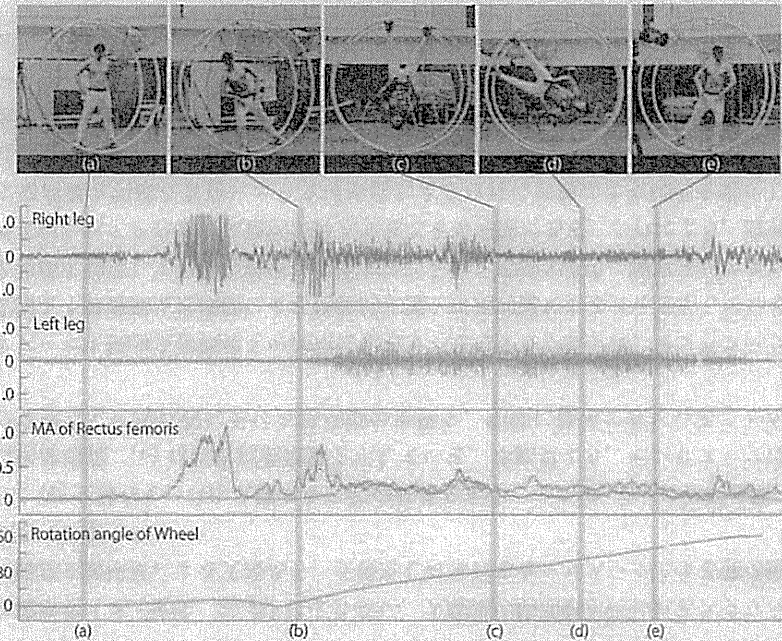


図10 ラート運動時における左右脚部の筋活動比較(上部:センサスーツによる左右大腿直筋の筋活動可視化、下部:右脚EMG(青線)[mV]、左脚EMG(緑線)[mV]、移動平均[mV]、ラート回転角度[ $\theta$ ])

Fig.10 Comparison between muscle activity of right and left leg during Wheel Gymnastics (top: Visualization of muscle activity using sensor suit, bottom: EMG of right leg(blue line)[mV], EMG of left leg(green line)[mV], Moving average[mV] and Rotation angle of Wheel[degree])

#### 4.3 スポーツトレーニング(ラート運動)への応用

ここでは複数筋の動員様式の可視化に着目し、ラート運動におけるフリーフライ(手放し側転)を対象としたセンサスーツによる筋活動可視化について述べる。フリーフライ運動は、両脚および脚部前面と背面の筋の適切な使い分けにより行われる運動であり、複数筋活動の時間変化の把握が重視される運動である。本稿では、コーチング利用を目的とした第一段階として、ラート運動の熟練者であるアスリート1名(競技体操選手、男性、24歳)を試技者とした実験を実施した。実験では、大腿直筋およびハムストリング筋の動員様式可視化を対象とした。

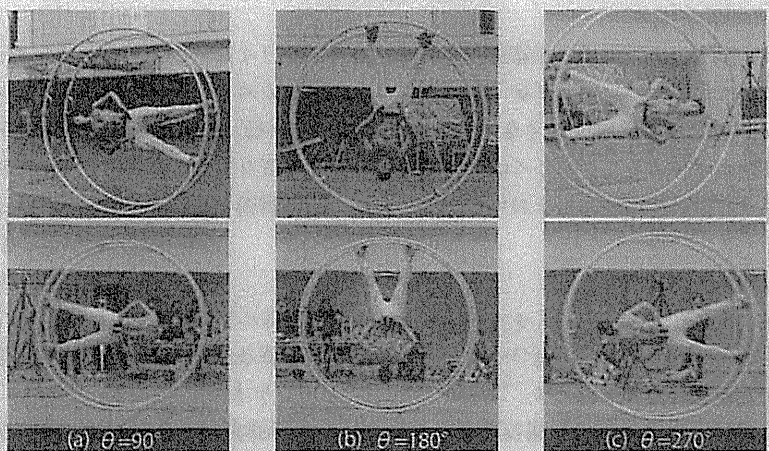


図 11 各ラート回転角における脚部筋活動比較 (上部：大腿直筋可視化、下部：ハムストリング筋可視化)  
 Fig. 11 Comparison of muscle activity on each Wheel angle (top: Visualization of muscle activity of Rectus femoris, bottom: Visualization of muscle activity of Hamstring).

表 1 各ラート回転角における脚部筋活動比較 (○：筋活動状態、×：筋弛緩状態)

Table 1 Comparison of muscle activity on each Wheel angle (○: active, ×: relaxed)

ラート回転角度	90°		180°		270°	
	左脚	右脚	左脚	右脚	左脚	右脚
大腿直筋	○	○	○	○	○	×
ハムストリング筋	○	×	×	×	×	○

図 10 にラート運動の結果を示す。図 10 上段はフリーフライ運動時のセンサスーツによる筋活動提示、下段には両脚大腿直筋の筋電位、積分筋電位およびラートの回転角を示している。なお検証のため、ラートの回転角はモーションキャプチャ(VICON 社製)を用いて計測した。回転に伴い、大腿部前面における筋活動には右脚(図 10(a, b))から両脚(図 10(c)),そして左脚(図 10(d))への遷移がみられる。

また、前面および背面の筋活動比較においてもラート回転角に応じた筋動員様式の変化が見てとれる(表 1)。回転角 90 度付近(図 11(a))では、大腿直筋において両脚で大きな活動がみられるが、ハムストリング筋においては左脚のみに大きな活動がみられる。また回転角 180 度前後(図 11(b))では、大腿直筋においては両脚で大きな筋活動が観察される一方、ハムストリング筋においてはほとんど筋活動がみられない。また、回転角 270 度付近

(図 11(c))では、大腿直筋においては左脚のみに大きな筋活動がみられる一方、ハムストリング筋においては右脚のみに大きな筋活動がみられる。これらセンサスーツにより提示された筋動員様式の変化は、同時に計測した筋電図波形と同等の結果を示している。

本結果から、センサスーツは運動に伴う筋動員様式の変化を、身体動作と重ねあわせて直感的に知覚することを支援するものであり、ラート運動のような広範囲におよぶ運動動作においても運動の阻害なく利用可能なシステムである利点が示された。また実時間解析のみならず事後解析においても、従来モーションキャプチャや筋骨格解析ソフトウェアを用いて実現していた運動動作と筋活動の関連性の把握を、センサスーツでは動画や静止画像、あるいは筋電図との併用(図 10)など簡便な手法により実現可能であることを示している。

## 5. 考 察

### 5.1 実験考察

対象とした実証実験により、センサスーツはリハビリテーションおよび体育コーチングでの実応用の可能性を有することを示しており、随意的および不随意的な筋活動の可視化により筋活動の緊張や弛緩の促進に用いることが可能であることを示した。提案手法により筋活動と身体動作を実時間で関連付けた把握が可能となるため、これは運動イメージと現実の身体動作間に生じる差異の補完へも有用と考えている。体育分野においては、古くから運動者の主観と実際の筋活動の差異や、あるいは運動に対する初見のイメージと実際の運動動作は必ずしも一致しない状況が存在するという報告<sup>24)</sup>があり、また実証実験による競技者からも同様の報告がある<sup>25)</sup>。運動初学者においてはこの傾向が強いと考えられ、これら運動学習におけるセンサスーツの有用性が期待される。また、すべての実験を通し、センサスーツの伸縮性および着用性により運動を阻害せず使用可能なことが示されており、これはリハビリテーションにおける様々な短下肢装具や歩行補助具との併用あるいは体育利用における体格の違いといった実用面で生じる問題に柔軟に対処可能であると考えている。

### 5.2 副次的効果の検討

センサスーツを利用することによる副次的効果の影響も、今後の現場での実証において考慮すべき検討点となる。センサスーツによる筋活動の提示は、意図した方向へと支援する運動改善や運動モチベーション向上の効果が期待される一方、思わしくない方向へと運動を導く可能性も考えられる。例えばリハビリにおける緊張の強い筋の強度提示が、その筋への集中を増加させるとともにさらに緊張を促進してしまうような影響の可能性である。これら副次的効果の検証には長期的な実証実験が必要となるが、センサスーツの使用を前提