

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^{1,a)} 鈴木 健嗣^{2,3} 河本 浩明² 山海 嘉之²

受付日 2011年6月26日, 採録日 2012年1月13日

概要: 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ともな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ともに, 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.

キーワード: 人支援技術, EMG, 運動計測, 可視化, ウェアラブル

A Wearable Light-emitting Sensor Suit for Supporting the Lower-limb Motion Perception

NAOTO IGARASHI^{1,a)} KENJI SUZUKI^{2,3} HIROAKI KAWAMOTO² YOSHIYUKI SANKAI²

Received: June 26, 2011, Accepted: January 13, 2012

Abstract: 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.

Keywords: human assistive technology, EMG, body motion measurement, visualization, wearable interface

1. はじめに

近年, 身体動作解析技術の向上にともない, 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さかに行われている. モーションキャプチャや高速度カメラなどによる運動学・動力学データの取得は, 従来気づきえ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 [1], [2], [3].

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, Tsukuba, Ibaraki 305-8573, Japan

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, Univer-
sity of Tsukuba, Tsukuba, Ibaraki 305-8573, Japan

³ 独立行政法人科学技術振興機構
Japan Science and Technology Agency, Kawaguchi, Saitama
332-0012, Japan

a) naoto@ai.iit.tsukuba.ac.jp

一方で、バイオメカニクス的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ともな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ともない、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、Tsubouchi らによる生体電位信号の装着型音響提示デバイス [4] 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 [5] 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いえる。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 [6], [7]。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、少数チャン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 [8], [9] を開発している。また、Murai 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 [10] 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などの大がか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 [11], [12], [13], [14] や小型モジュールによる筋活動の提示 [15] 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。

ここまでにあげられる、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

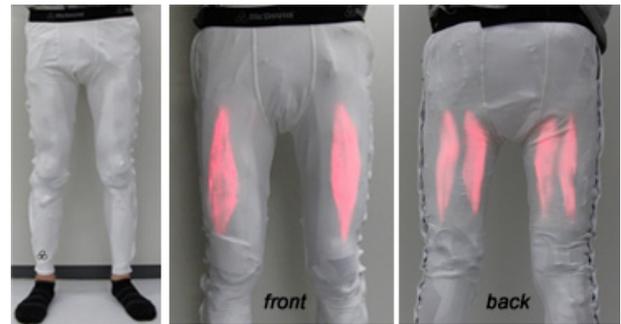


図 1 センサスーツ外観

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

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 [16] 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・医療分野だけでなく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、運動にともなう筋電位・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 カ所の筋を選択した (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本動作に寄与する

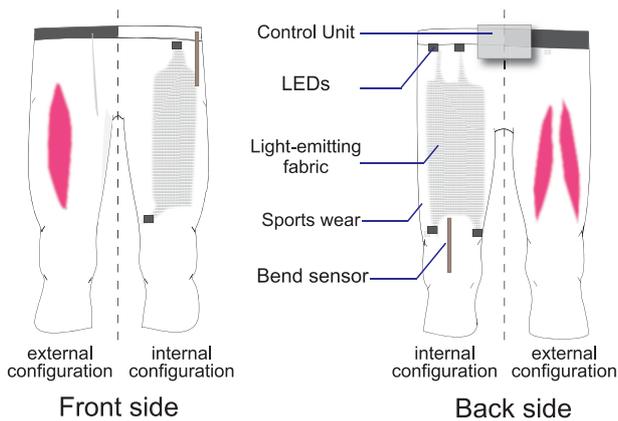


図 2 センサスーツ内部構造

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

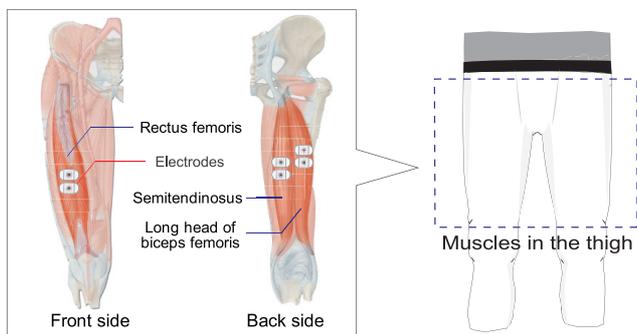


図 3 提示対象筋 (下肢大腿部) [17]

Fig. 3 Visualized lower-limb muscles in the system [17].

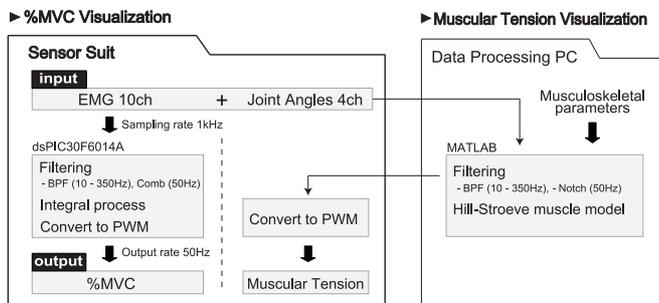


図 4 システム構成

Fig. 4 System architecture of the developed system.

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、および身体動作にともなう膝関節、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、それを基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行う。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どうし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、伸展などの身体動作に耐えうる伸縮性を確保するため、これらの条件を満たしたスポーツウェアを用いる。筋活動提示部位を行う発光部位は、光ファイバとナイロンを編みこんだ布素材を用い、薄型・軽量かつ伸縮性を実現する。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れ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いだかせ、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 ($I_F = 400$ [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、身体動作にともな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。さらにこれらの角度情報は、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、曲げセンサなどを、スポーツウェアで挟みこむ3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，12 bit 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，使用ごと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．障がいなど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行う．筋張力には各筋の大小関係が反映されるため，筋どうし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 [18] を単純化した Hill-Stroeve 筋モデル [19], [20] 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，これらの計測データを 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．

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

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-Stroeve 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， θ_{hip} および θ_{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． θ_{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．これらの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，Stroeve [20] および Delp ら [21] 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．

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

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行った後 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、健常者 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、スーツ上で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

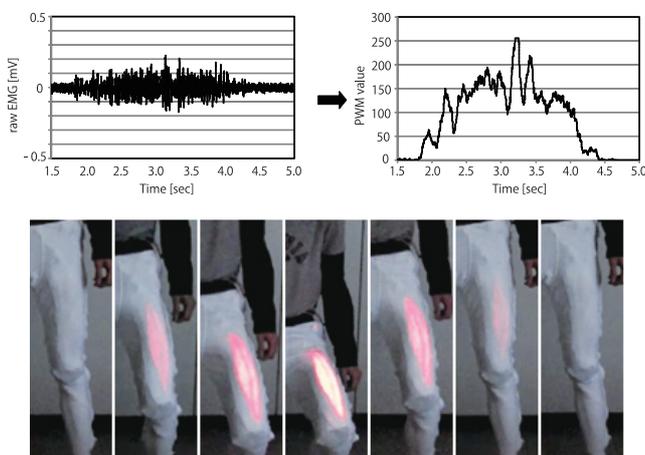


図 5 着用型発光センサスーツ基本動作 ($N = 110$)
Fig. 5 Performance of the interface.

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べ替えるよう指示した。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 のとき、正答率は 100% を示している。また、分解能が 10, 13 および 15 のとき、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

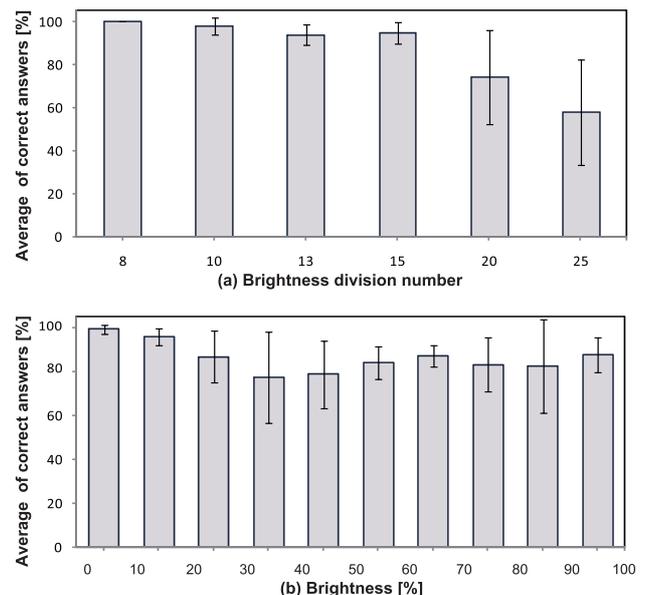


図 6 静的知覚特性。(a) 各輝度分割数における平均正答率、(b) 各輝度レベルにおける平均正答率

Fig. 6 Perception range in the static state.

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 (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、健常者 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座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、ダイヤルインタフェース (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、本実験ではダイヤ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、ダイヤルインタフェースの最大

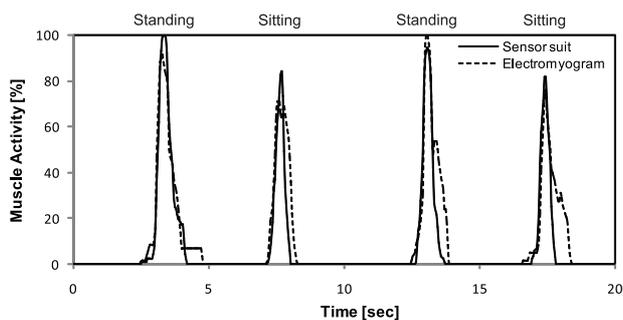


図 7 立ち上がり、着座動作における動的知覚特性

Fig. 7 Perception range for standing and sitting motion.

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、被験者のダイヤ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ヤ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座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。

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 [22], 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。

実験は健常者 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が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

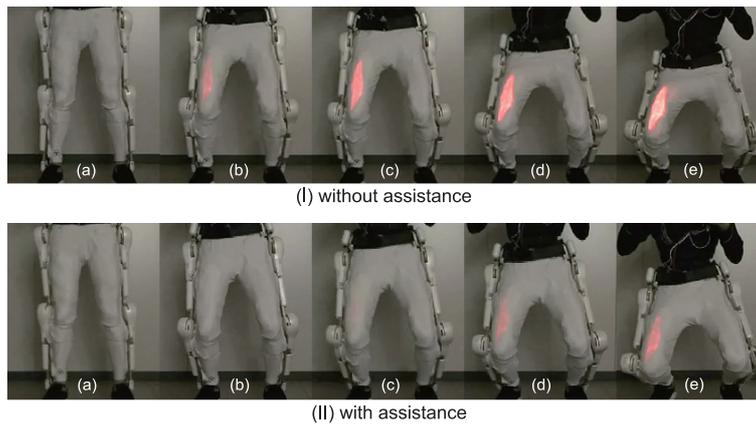


図 8 脚部支援機器との併用. (I) 支援なし (上部), (II) 支援あり (下部)

Fig. 8 Difference in muscle activity during squatting motion.

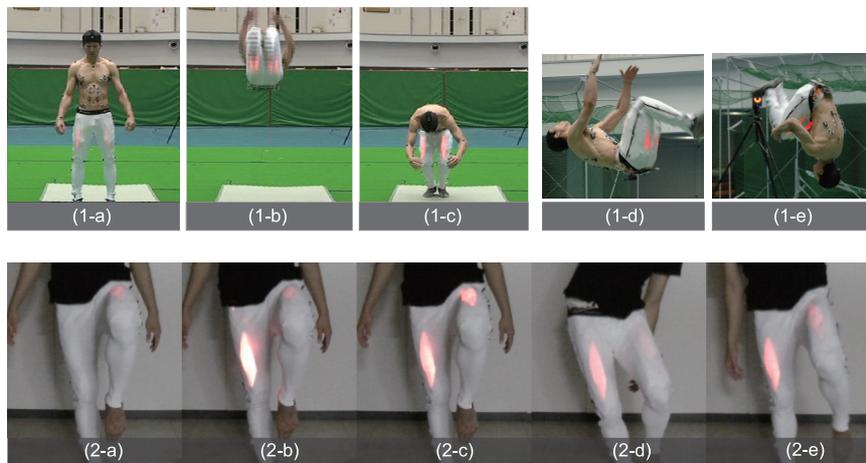


図 9 筋活動の (1) 促進および (2) 抑制への応用

Fig. 9 Application to the control training of muscle activity.

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行った．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 [23]．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とも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行うように，%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 1 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。

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 1 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 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。回転にとまない, 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

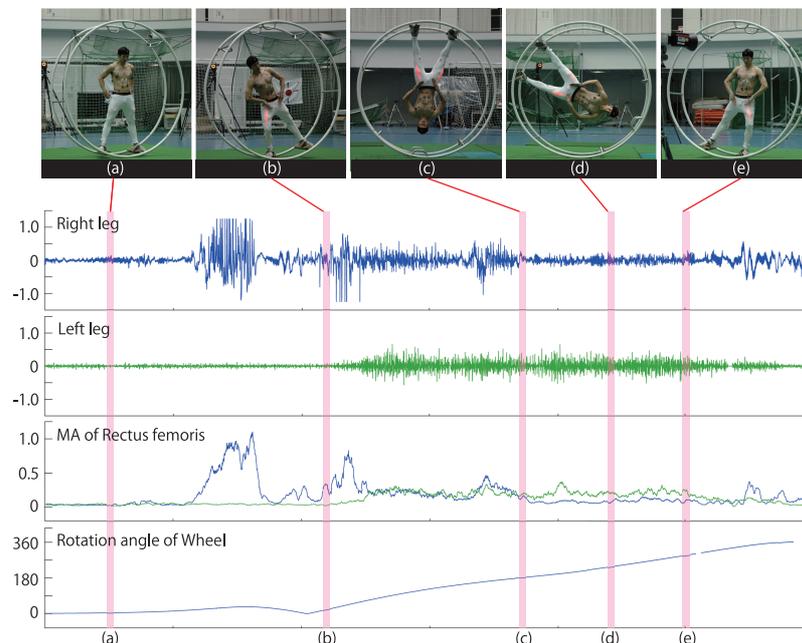


図 10 ラート運動時における左右脚部の筋活動比較 (上部: センサスーツによる左右大腿直筋の筋活動可視化, 下部: 右脚 EMG (青線) [mV], 左脚 EMG (緑線) [mV], 移動平均 [mV], ラート回転角度 [θ])

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]).

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 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).

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ともな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。また実時間解析だけでなく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 [24] があり、また実証実験による試技者からも同様の報告がある [25]。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。たとえばリハビリにおける緊張の強い筋の輝度提示が、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としたトレーニングの実施により、常時有用な運動学習と回復効果をもたらすことが可能と考えている。既存研究において視覚情報と体性感覚の組合せにより身体イメージが拡張されることも示唆 [26] されており、本研究の目的であるセンサスーツからの視覚による運動情報により運動機能を支援・拡張することは十分に可能性を有していると考えられる。

5.3 システム改善

提案するシステムの計測対象である筋活動は股関節、膝関節角度に加え、大腿部における筋電位であり、表層筋の提示に限られている。しかし、表層筋の活動に加え深部筋における活動も身体動作に大きく関係しており、特に腸腰筋のような股関節部における深部筋は歩行安定性やバランス維持などの基本的な動作に寄与している。これら深部筋の筋活動推定および提示は、現在のセンサスーツへ膝下における筋活動や床反力計測を組み込むことで、着用型のインタフェースとして実現可能である。一般的に、これら深部筋の活動推定はモーションキャプチャや高度な筋骨格シミュレーションを用いた大がかりなシステムに限られているが [8], [9], [10]、このようなシステムをセンサスーツにより実現することができれば、高度な筋活動解析を容易に日々のトレーニングへ適用することが可能となる。これにより、一般的に行われているトレッドミル上での歩行リハビリテーションと平地における歩行との筋活動の違い [27] の比較検証やそれにとともなうリハビリテーション効率の再検討など、日常現場において高度な解析と効果的トレーニ

ングへとつながる可能性がある。

一方、既存機器との併用によるセンサスーツの応用も考えられる。実証実験においてはモーションキャプチャシステムの課題点を解決する役割としてセンサスーツの代替使用を提案したが、高精度な動作計測はモーションキャプチャに優位性があり、その運動データからは各筋の詳細な働きや関節動作との関わりなど多様な情報を算出することが可能である [8], [9], [10]。これらの情報を提示するインタフェースとして、センサスーツを併用する形での利用が考えられる。体表上提示を活かし高精度なデータから算出した情報を身体に重畳して観察することで、リアルタイムでの動作理解の促進やコーチングの場へと拡張することが期待される。

5.4 実用面における展望

提案するセンサスーツは、今後継続的に実用場面における長期的効果の検証を行う予定である。センサスーツにより生じる自身の生体とのインタラクションおよび他者とのインタラクションによる効果は、特に指導者と運動者のやりとりが交わされる機会の多いリハビリテーションや体育コーチングの場面において有用と考えられる。従来のディスプレイによるフィードバックを用いたトレーニング手法では、運動者とディスプレイ間での頻繁な視線の移動が必要となり、筋活動と身体動作のどちらか一方の情報取得に限定されるといった問題がある。また指導者と運動者間で、訓練対象部位や筋活動への認識が正確に共有されないという状況も考えられる。リハビリテーションでは特に運動者の状態に常時注意を向けることが必要であり、患者と医師との近い距離感での指導も求められる。体育コーチングにおいても同様の場面が多く見られ、これらの点において、センサスーツは体表上への筋活動提示手法により、指導部位に対しての正確な注意の共有や常時運動者へ着目した指導、さらには運動における主観的、客観的動作の差を埋めるトレーニングへの貢献が可能と考える。

6. おわりに

本研究では、下肢運動状態の計測および身体動作と複数筋動員様式の直感的な知覚を実現する着用型発光センサスーツの開発を行った。知覚特性実験により、センサスーツ上で知覚可能な分解能を検証するとともに、動的な運動観察時における筋活動知覚にも有用であることを示した。さらには、外骨格型脚部支援機器との併用実験、体育トレーニングにおける実証実験を行い、センサスーツにより生み出される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および体育教育の両分野における応用の展望を示した。

本稿により提案した、生体の動作や表現を情報技術により拡張し、自身の生体そのものをメディアとして利用する

技術は「拡張生体技術」といえる。センサスーツは、筋活動を体表上で可視化する拡張生体技術であり、提示情報がより自身の情報であることを容易に知覚させるための手法として体表上における筋活動の面発光提示を提案している。本技術は、認知的支援としてモチベーション向上や運動理解の促進、さらにはより高度な身体制御や脳の可塑性の促進を実現する可能性があり、最終的には物理的能力の支援、拡張へとつなげることを試みる。

今後は、システムの実応用を考慮した改善を行うとともに、上肢および下肢リハビリテーションやスポーツでのさらなる検証により長期的なセンサスーツの使用における認知的・物理的両側面への効果を検証する予定である。

謝辞 本研究の一部は、内閣府最先端研究開発支援プログラム（健康長寿社会を支える最先端人支援技術研究プログラム）、および文部科学省特別経費（たくましい心を育むスポーツ科学イノベーション：認知脳科学の導入）の支援を受けて行ったものである。実証実験においてご協力いただいた門根秀樹氏、人間総合科学研究科・長谷川聖修氏、諏訪部和也氏、田村元延氏、システム情報工学研究科・亀田能成氏、北原格氏、大島志織氏、糟谷望氏に、謹んで感謝の意を表す。

参考文献

- [1] 小池潤也, 森 洋人, 松原誠仁, 藤井範久, 阿江通良: 走動作における下肢筋張力の身体重心加速度に対する貢献度の個人差, *Dynamics and Design Conference 2008*, pp.319-1-319-6 (2008).
- [2] Moreland, J., Thomson, M. and Fuoco, A.: Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: A meta-analysis, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.79, No.2, pp.134-140 (1998).
- [3] Colborne, G., Olney, S. and Griffin, M.: Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.74, No.10, p.1100 (1993).
- [4] Tsubouchi, Y. and Suzuki, K.: BioTones: A wearable device for EMG auditory biofeedback, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pp.6543-6546, IEEE (2010).
- [5] Dozza, M., Horak, F.B. and Chiari, L.: Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance, *Experimental Brain Research*, Vol.178, No.1, pp.37-48 (2007).
- [6] Aiello, E., Gates, D.H., Patriitti, B.L., Cairns, K.D., Meister, M., Clancy, E.A. and Bonato, P.: Visual EMG Biofeedback to Improve Ankle Function in Hemiparetic Gait, *Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp.7703-7706 (2005).
- [7] Petrofsky, J.S.: The use of electromyogram biofeedback to reduce Trendelenburg gait, *European Journal of Applied Physiology*, Vol.85, No.5, pp.491-495 (2001).
- [8] Delp, S.L. and Loan, J.P.: A Computational Framework for Simulating and Analyzing Human and Animal Movement, *Computing in Science and Engineering*, Vol.2,

pp.46–55 (2000).

[9] Delp, S.L. and Loan, J.P.: A Graphic-Based Software System to Develop and Analyze Models of Musculoskeletal Structures, *Computers in Biology and Medicine*, Vol.25, pp.21–34 (2000).

[10] Murai, A., Kurosaki, K., Yamane, K. and Nakamura, Y.: Computationally Fast Estimation of Muscle Tension for Realtime Bio-feedback, *Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp.6546–6549 (2009).

[11] Fujimori, Y., Ohmura, Y., Harada, T. and Kuniyoshi, Y.: Wearable Motion Capture Suit with Full-body Tactile Sensors, *Proc. IEEE ICRA 2009*, pp.3652–3659 (2009).

[12] Yand, C., Lin, Z., Hu, C., Chen, Y., Ke, L. and Chen, Y.: A Novel Dynamic Sensing of Wearable Digital Textile Sensors with Body Motion Analysis, *Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp.4898–4901 (2010).

[13] 鈴木洋輔, 田中孝之, Feng, M.Q., 諸麦俊司: EMG センサースーツのためのロバスト関節トルク推定と高速校正, 計測自動制御学会論文集, Vol.42, No.8, pp.982–990 (2006).

[14] Takahashi, K., Kadone, H. and Suzuki, K.: Head Orientation Sensing by a Wearable Device for Assisted Locomotion, *Proc. 2nd Augmented Human International Conference*, p.16 (2011).

[15] 国田美穂子, 櫻沢 繁, 秋田純一, 戸田真志, 中村裕一: 筋活動の可視化に向けた EMG-光変換モジュール “EMG-Light” の開発, エンタテインメントコンピューティング 2008 予稿集, pp.135–136 (2008).

[16] Nishimura, Y., Onoe, H., Onoe, K., Morichika, Y., Tsukada, H. and Isa, T.: Neural Substrates for the Motivational Regulation of Motor Recovery after Spinal-Cord Injury, *PLoS ONE*, Vol.6, No.9 (2011).

[17] Drake, R.L., Vogl, W. and Mitchell, A.W.M.: *Grays Anatomy for Students*, Elsevier Inc. (2005).

[18] Winters, J.M. and Stark, L.: Analysis of Fundamental Human Movement Patterns Through the Use of In-Depth Antagonistic Muscle Models, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.BME-32, No.10 (1985).

[19] Hill, A.V.: The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle, *Proc. Royal Society of London*, Vol.B126, pp.136–195 (1938).

[20] Stroeve, S.: Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture control, *J. Biological Cybernetics*, Vol.81, pp.475–494 (1999).

[21] Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L. and Rosen, J.M.: An Interactive Graphic-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.37, No.8, pp.757–767 (1990).

[22] Suzuki, K., Mito, G., Kawamoto, H., Hasegawa, Y. and Sankai, Y.: Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL, *Advanced Robotics*, Vol.21, pp.1441–1469 (2007).

[23] Medved, V., Tonković, S. and Cifrek, M.: Simple neuro-mechanical measure of the locomotor skill: An example of backward somersault, *Medical Progress through Technology*, Vol.21, No.2, p.77 (1995).

[24] 村木征人, 稲岡純史: 跳躍運動における主観的強度 (努力度合) と客観的出力との対応関係, スポーツ方法学研究, Vol.9, No.1, pp.73–79 (1996).

[25] 田村元延, 鈴木健嗣, 門根秀樹, 長谷川聖修: アオエルパッハ宙返りと後方宙返りの違い—力学的分析に実施者の意識を加味して, 日本体操学会第 11 回大会抄録 (2011).

[26] Iriki, A., Tanaka, M., Iwamura, Y., et al.: Coding of modified body schema during tool use by macaque

postcentral neurones, *Neuroreport*, Vol.7, No.14, p.2325 (1996).

[27] Murray, M.P., Spurr, G.B., Spec, S.B., Gardner, G.M. and Mollinger, L.A.: Treadmill vs. floor walking: Kinematics, electromyogram, and heart rate, *J. Applied Physiology*, Vol.59, pp.87–91 (1985).



五十嵐 直人 (学生会員)

平成 22 年筑波大学第三学群工学システム学類卒業。同大学大学院システム情報工学研究科博士前期課程在籍。運動認知支援を中心とした拡張生体技術の研究に従事。IEEE 会員。



鈴木 健嗣 (正会員)

平成 9 年早稲田大学理工学部物理学科卒業。平成 10 年伊・ジェノヴァ大学工学部客員研究員, 平成 12 年日本学術振興会特別研究員, 平成 15 年早稲田大学大学院理工学研究科物理学及応用物理学専攻博士課程修了。博士 (工学)。同大学理工学部助手を経て, 平成 17 年より筑波大学講師, 現在に至る。平成 21 年仏・カレッジ・ド・フランス/CNRS 客員研究員。IEEE, ACM, 日本ロボット学会, 人工知能学会等各会員。



河本 浩明

平成 10 年筑波大学第三学群基礎工学類卒業, 平成 16 年同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)。平成 17 年 (財) 医療機器センター厚生労働科学研究事業リサーチレジデントを経て, 2008 年筑波大学システム情報工学研究科助教。現在に至る。ロボットスーツ HAL の実用技術開発および臨床研究, 運動学習支援機器の開発, 人支援技術の安全・倫理に関する研究に従事。日本ロボット学会, 日本機械学会等各会員。



山海 嘉之

昭和 62 年筑波大学大学院を修了。工学博士。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，現在，筑波大学大学院システム系教授，CYBERDYNE (株) CEO。人・

機械・情報系を融合複合した新学術領域「サイバニクス」を開拓，人間の機能を強化・拡張・補助する研究を推進。日本ロボット学会，IEEE，日本栓子検出と治療学会等各会員。