

下肢運動状態を提示する着用型発光センサスーツ

五十嵐 直人[†] 鈴木 健嗣[†]
河本 浩明[†] 山海 嘉之[†]

本稿では、身体動作と複数筋活動の動員様式などの容易な同時把握を可能とする、着用型の筋活動光提示センサスーツ bioLights の開発について述べる。bioLights では、身体動作に伴う筋活動を体表上の筋の位置、形状、そして実時間で光の明るさに反映させ提示することで、複数筋活動を直感的に知覚させる試みを行っている。対象とする筋活動として、筋電位に基づく% MVC および筋張力が提示可能であり、これを着用型提示システムとして実現することで、既存のシステムでは困難であった、身体動作とそれに伴う複数筋活動の容易な同時把握を実現する。評価実験により bioLights のパフォーマンス、知覚特性を検証し、また脚部支援機器との併用実験および運動訓練への適用による、次世代リハビリテーション、体育教育における応用の可能性を示す。

A Wearable Light-Emitting Suit based on Lower-Limb Muscle Activity

NAOTO IGARASHI,[†] KENJI SUZUKI,[†] HIROAKI KAWAMOTO[†]
and YOSHIYUKI SANKAI[†]

This paper proposes a novel technique for visualizing physiological signals related to muscle activity by means of surface electromyography. We developed a wearable light-emitting suit that indicates lower-limb muscle activity or muscular tension on the surface of the body in real time by displaying the shape of the activated muscle. The developed suit allows users to perceive muscle activity in an intuitive manner by relating the level of the muscle activity to the brightness level of the glowing interface placed on the corresponding muscle. In order to verify the advantage of the proposed method, a cognitive experiment was conducted to evaluate the system performance. We also investigated the possible applications of the developed suit in the field of neuro-rehabilitation and physical training.

1. はじめに

近年、身体動作の解析技術向上により、スポーツやリハビリテーションにおいて力学や解剖学に基づいたバイオメカニクスによる高度な動作解析や指導が盛んに行われている。現代におけるスポーツパフォーマンスやリハビリテーション効果の向上を目的とする訓練では、従来の経験則に基づいた指導に加えこれら科学的解析手法を導入しており、バイオメカニクスの発展は極めて重要となっている。バイオメカニクスの手法による解析に必要とされる身体位置、関節角度、筋活動などの身体動作に伴うデータは、全身モーションキャプチャシステム等により高精度での計測が可能である。これらの情報を実際にトレーニングへと利用するには、データ解析に加え、運動者や指導者へ効果的にかつ実時間でフィードバックする手法が有効である。

このため、可聴化、可視化技術を応用した情報提示が従来用いられてきた。可聴化技術による提示手法は、生体情報の時間変化の提示に有効な手法であり、坪内らにより生体電位信号の装着型音響提示デバイス¹⁾が提案されている。しかし、音響により人が識別可能なチャンネル数は限られるため、複数筋活動を同時に提示したり、筋の動員様式を把握したりするには不向きである。これに対し、可視化技術は複数の生体情報や筋活動の提示に有効な手法である。可視化により容易に生体情報を知覚させる手法としては、現実空間と仮想世界の融合による、複合現実感 (Mixed Reality) を用いた研究が数多く提案されている。例えば、Delp らは、動作に伴う筋骨格モデルシミュレーションおよび推定筋活動の可視化を行うグラフィカルインタフェース^{2),3)}を開発している。しかし、筋活動提示においては、計算コストの高さから実時間での解析は困難である。一方、村井らは複数筋活動のオンライン解析にも優れた、筋活動可視化システム⁴⁾を構築している。しかし、これらの提示手法は、LCD を通じた情報提示

[†] 筑波大学大学院 システム情報工学研究科
Graduate School of System and Information Engineering,
University of Tsukuba

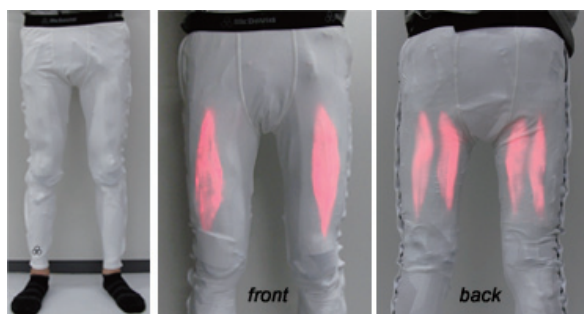


図 1 bioLights: センサスーツ外観

Fig.1 bioLights: Overview of the light-emitting suit

であり、運動者と LCD に提示された情報間での視線の移動が必要となるため、円滑な指導や動作解析の妨げとなり得る。また、モーションキャプチャ等の大掛かりな機器を必要とするため、利用範囲が大きく制限される問題もある。なお、着用型による無拘束の生体情報、動作計測手法^{5)~7)}も複数提案されているが、いずれにおいても提示可能な情報量が大きく制限されていたり、LCD への情報提示に限定されている。そのため、既存の手法においては未だ身体動作と筋活動の実時間による同時把握の困難性や時間的、空間的整合性の問題、そして適切な装置の必要性および使用に熟練が必要といった問題が残る。

そこで我々は、これら問題点を解決するため、無拘束かつ身体動作と複数筋活動の動員様式の容易な同時把握を可能とする、下肢運動状態提示のための着用型発光センサスーツ bioLights の開発を行っている。本研究では筋活動の可視化に焦点を当て、身体動作に伴う下肢筋活動を体表上の筋の位置、形状、そして実時間で光の明るさに反映させ提示を行う。これにより、複数筋活動を直感的に知覚させたり、運動に寄与する筋の動員様式を容易に把握させることを試みている。また、伸縮性を有する着用型のインタフェースとして設計しており、着用者の体幹サイズや運動時の関節伸展、屈曲にも対応可能になるため、広範囲にわたる応用が期待できる。

本稿では、まず bioLights の構造および筋活動提示システムの構成について述べ、さらに知覚特性の評価実験により bioLights のパフォーマンスを示す。また、脚部支援機器との併用、および体育トレーニングへの応用実験により、両分野における実応用の可能性を実証する。

2. bioLights 概要

我々は、「拡張生体メディア技術」として、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

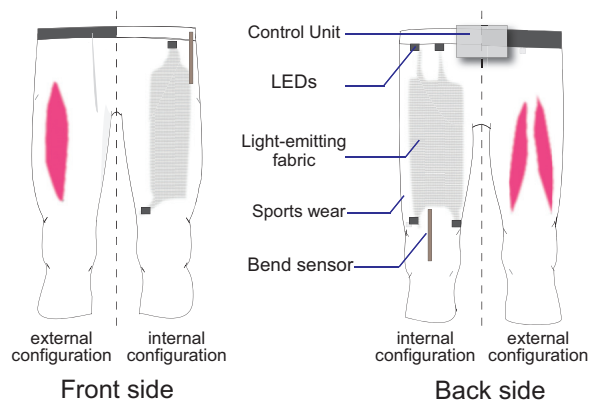


図 2 センサスーツ内部構造

Fig.2 External/internal configuration of the suit

のをメディアとして利用する新たな技術を提案している。本研究により開発したセンサスーツ bioLights は、筋活動を体表上で可視化する拡張生体メディア技術であり、本技術による認知的側面からの支援により、人の限界ある物理的能力を支援、拡張することを試みている。bioLights は、人が本来より有している深部感覚による筋活動知覚に加え、新たに視覚を通した筋活動フィードバック経路を構成し、これにより従来と比較してより高度な身体制御が可能になると考えている。この実現のため、単に筋電図として波形を提示するのではなく、いかに提示されている情報が自身の生体情報であるかを容易に知覚させることが重要と考えられる。そのため本研究では、あたかも体内における筋が実際に光っているかのような感覚を抱かせることを目指し、体表上における実際の筋の位置、形状、そして実時間での筋活動提示を行うとともに、点や線での提示ではなく、より筋に近い面での発光を実現する。これらにより、直観的な筋活動の知覚、さらにはこれまで困難であった身体動作と複数筋活動の容易な同時把握の実現により、認知的、物理的能力の支援、拡張へとつなげることを試みる。

3. 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本動作に寄与する筋である。

bioLights は、計測部、制御部、提示部の三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

下肢運動状態を提示する着用型発光センサスーツ

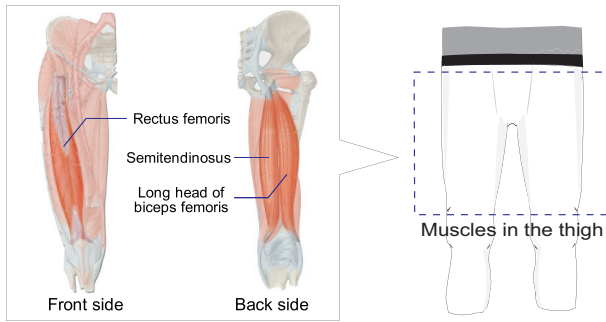


図 3 提示対象筋（下肢大腿部）⁸⁾

Fig.3 Visualized lower-limb muscles in the system⁸⁾

処理および PWM 値変換を経て、提示部により筋活動に応じた光の明るさとしてスーツ上に反映される。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筋活動提示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々の筋の最大筋電位に基づいた筋活動の割合を提示するのに対し、筋張力提示システムでは各筋の発生張力に基づいた提示を行う。これらにより、各筋活動に主観を置いた主観的解析および筋同士の相互作用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。

3.1 着用型発光センサスーツ

着用型として実現するためには、着用時の快適性のほか、個人による体幹サイズの違いおよび屈曲、伸展等の身体動作に耐え得る伸縮性が求められる。そこで基盤となる着用素材には、これら条件を満たしたスポーツウェアを用いる。筋活動提示の発光部には、光ファイバとナイロンにより編みこまれた布素材を用い、薄型かつ軽量の発光部を実現する。布表面部の光ファイバには、微小な傷を刻み光を漏れいさせることにより、任意の筋形状での面発光を実現する。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、容易かつ直感的な複数筋活動の知覚を試みる。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 ($I_F = 400[\text{mA}]$) を用いており、蛍光灯下においても十分な視認性を確保している。また、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可能としている。これら角度情報は、筋張力提示システムにおける入力パラメータとして用いる。

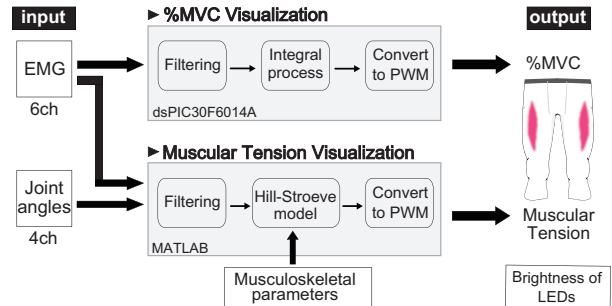


図 4 システム構成 (上部：%MVC 提示，下部：筋張力提示)
Fig.4 System architecture of the developed system.

これら発光部の布素材、LED 光源、曲げセンサ等を、上下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、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も実現している。計測から発光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、着用時における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ており、容易な着脱を可能としている。すべてを含めたセンサスーツの総重量は 1.1[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。

3.2 % MVC 提示システム

% MVC 提示システムは、各筋の最大筋電位に対する筋活動の割合を提示するシステムであり、各筋における相対的な活動を解析するために有効である。図 4 上部に % 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ており、無拘束での筋活動提示を実現する。

入力データとして、各対象筋の筋電位 (計 6ch) を用いる。計測した筋電位は、12bit の A/D 変換を通して、サンプリング周波数 1k[Hz] で取得する。なお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、積分処理の後、以下の式により PWM 値 (T_{PWM}) へと変換を行う。

$$T_{PWM_E} = \frac{I - E_{relax}}{E_{max} - E_{relax}} \times T_{max_E} \quad (1)$$

$$I = x_p + x_{p-1} + \dots + x_{p-N} \quad (2)$$

ここで、 I は積分 EMG (iEMG)、 x_p は計測 EMG 値、 N は積分数、 T_{max_E} は最大 PWM 値である。 E_{relax} はリラックス状態における積分筋電位の計測値であり

%MVC の 0% 基準値, E_{max} 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. これらの値は, システム使用前にキャリブレーションを行い, 各対象筋において計測する. 算出した T_{PWM_E} は, 人の光刺激に対する知覚の対数特性を考慮し, 以下の式により補正を行った後, LED の明るさへと反映させている. ここでは, $b = 0.014$ とした.

$$T_{PWM_{out}} = A(\exp(T_{PWM_E} \times b) - 1) \quad (3)$$

$$A = \frac{T_{max_E}}{\exp(T_{max_E} \times b) - 1} \quad (4)$$

なお, 最大 PWM 値 (T_{max_E}) および積分数 (N) の調整により, システム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を重視したシステムに, 両値の減少は, 応答性を重視したシステム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.

3.3 筋張力提示システム

筋活動として筋の張力提示を行うシステムは, 各筋の力関係が提示結果に反映されるため, 筋同士の相互作用の観察や動員様式の把握に有効である. 図 4 下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⁹⁾ を単純化した Hill-Stroeve 筋モデル^{10),11)} を用いる. このため, 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. 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.

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

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る. なお, l_{ce} は, 筋長 l より腱長 l_t を引いた $l_{ce} = l - l_t$ である.

各時刻における筋長 l および筋長変化速度 \dot{l} は, Hill-Stroeve の筋モデルに基づき, 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} は取得した膝関節および

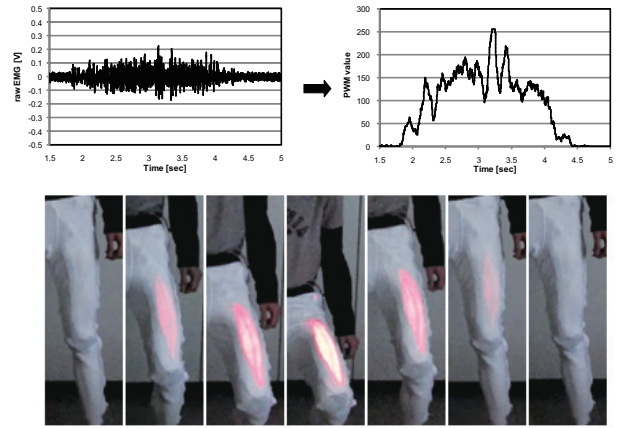


図 5 インタフェース基本動作 ($T_{max_E} = 255$, $N = 110$)

Fig. 5 Performance of the interface

股関節角度である. 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, Stroeve¹¹⁾ および Delp ら¹²⁾ による筋骨格モデルより引用した.

算出された筋張力 f は, LED の明るさへの反映のため, 以下の式により PWM 値へ変換を行う.

$$T_{PWM_f} = \frac{f}{f_{max}} \times T_{max_f} \quad (8)$$

ここで, f_{max} は提示する明るさの基準となる最大筋張力, T_{max_f} は最大 PWM 値である. 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_f} は, % MVC 提示システム同様, 指数関数による補正を行い, LED の明るさへと反映させる.

4. システム評価実験

本インタフェースを用いた筋活動知覚における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知覚特性の検証実験を行った. なお, 光提示には無拘束の % MVC 提示システムを用いて実施した.

4.1 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パフォーマンスおよび筋電位処理結果を検証した. 図 5 に大腿直筋部の結果を示す. 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) され, スーツ上にて光の明るさとして反映する (図 5 下部). 本実験により, 計測筋電位に基づいた筋活動を, 実時間により適切に提示できることが確認できた. また同時に, 身体

動作に伴う関節角度も、スーツに取り付けたセンサにより適切に取得できていることが確認できた。

4.2 静的知覚特性

静的知覚特性の検証実験として、bioLights 上で識別可能な輝度分解能、および提示される輝度の線形性について検証した。

4.2.1 実験手法

全被験者、等しい輝度条件下における実験の実施のため、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、ディスプレイ上へランダムな順序に並べた状態で被験者へ提示した。この際、輝度分割数、つまりディスプレイ上への画像提示数は 8 から 25 の計 5 パターンとした。被験者には、提示された写真を直観的に輝度の順序に並び換えるよう指示し、その際の平均正答率を検証した。被験者として、21 歳から 32 歳の男性 10 名の協力により、実験を実施した。

4.2.2 実験結果

図 6(a) に、各輝度分割数の際の平均正答率を示す。輝度分割数が 8 の時、正答率は 100% を示している。また、分割数が 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、輝度分割数が 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、輝度分割数が 10、13 および 15 の際も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、分割数が 20 以上の状況で、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、輝度変化に対する知覚の線形性を示している。ここで、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、低輝度の際は正答率が高い一方で、中輝度および高輝度の際は、低輝度の場合と比較して低い正答率となっていることが確認できる。いずれの輝度レベルでも正答率は常に 70% 以上であった。輝度レベルの違いによる大きな知覚の偏りは見られず、これは輝度 0% から 100% における輝度変化を、ほぼ一様に知覚させることができていることを示している。平均正答率は、視覚の対数特性を考慮した PWM 値補正処理のパラメータを適切に変更することで、さらに改善可能と考えている。

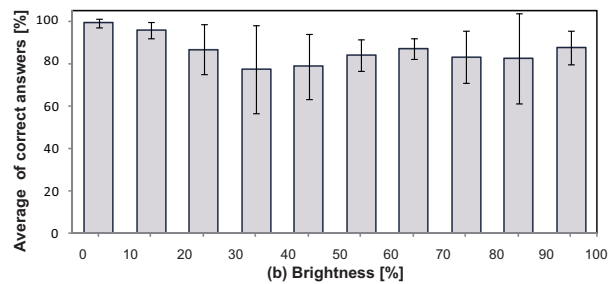
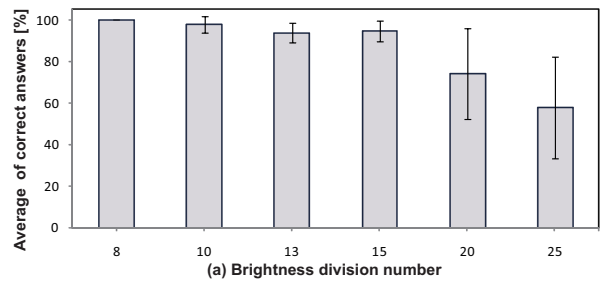


図 6 静的知覚特性。(a) 各輝度分割数における平均正答率、(b) 各輝度レベルにおける平均正答率

Fig. 6 Perception range in the static state.

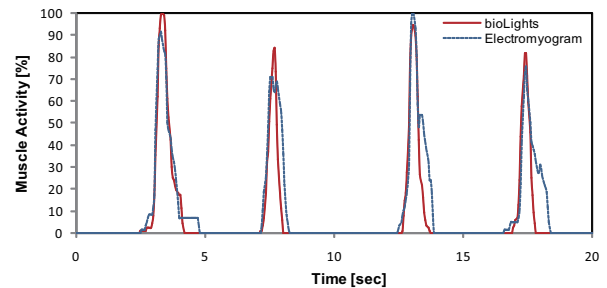


図 7 立ち上がり、着座動作における動的知覚特性

Fig. 7 Perception range for standing and sitting motion.

4.3 動的知覚特性

静的知覚特性の検証結果に基づき、bioLights 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である筋電図を用いた際との結果比較を同時に行い、既存手法と比較しての bioLights の有用性を検証した。

4.3.1 実験手法

実験動画として、健常者一名（男性、22 歳）が、bioLights 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。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、上記動作の動画視聴を指示し、動画中で bioLights 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) 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、筋電図波形の提示による実験も行い、bioLights

による結果との比較を行った。ダイアルインタフェースの入力分解能は前節の実験結果を考慮し、0 から 14 の計 15 段階とした。本実験は、21 歳から 28 歳の男女 7 人 (男性 6 名、女性 1 名) の協力により実施した。

4.3.2 実験結果

図 7 に実験結果を示す。ここで、ダイアルインタフェースより得られたデータは、最大値を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時の時間差とし、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、被験者は明確に立ち上がりおよび着席における筋活動の差異を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 bioLights による筋活動フィードバックの結果に大きな違いは見られず、これは bioLights 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していることを示している。

5. 実応用可能性の検証

インタフェース応用の可能性を検証するため、本実験では歩行訓練および体育教育における利用に焦点を当て検証実験を行った。本実験では、無拘束システムである % MVC 提示システムを用いて実施した。

5.1 外骨格型脚部支援機器との併用

歩行訓練を想定した実応用の検証として、bioLights と外骨格型脚部支援機器¹³⁾ との併用動作実験を行った。実験は健康者 1 名 (男性、22 歳) により行い、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 bioLights の動作確認および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、bioLights 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。

本結果は、bioLights の次世代リハビリテーションにおける応用の可能性を示している。下半身麻痺患者の脚部支援機器を用いた歩行訓練において、ディスプレイを用いた既存のシステムでは、患者は自身の訓練と同時にそれに伴う筋活動の動員様式を容易に観察することは困難である。しかし、bioLights の使用により動作に伴う筋活動を自身の体表上において負担なく観

察することが可能となる。これにより、訓練中は単に支援機器により動かされているだけでなく、自身の微弱な筋活動により自分の意思で支援機器および自身の脚部を動作させていることを再認知させることができる。これは次世代リハビリテーションとしての効果を高めることが期待されるほか、モチベーションの向上にも貢献できると考えている。また同時に、訓練の継続による筋活動増加の回復過程も直接患者および医師へと知覚させることが可能となり、効率の良い歩行訓練リハビリテーションへつながることが期待される。

5.2 体育教育における利用

体育教育における利用を想定し、体育学専攻の学生被験者一名 (男性、22 歳) のもと、片足バランストレーニング、前屈ストレッチにおける bioLights 利用の検証実験を行った。本トレーニングでは、大腿直筋を含めた大腿部の筋に無駄な力が働かないよう行うことが重要とされる。つまり筋活動提示においては、筋が休息状態もしくは活動状態のどちらにあるかの明確な提示が求められる。そのため、% MVC 提示システムにおいて、キャリブレーションによる 100% MVC 値を低い値とすることで微弱な筋活動も提示されるよう設定し、本トレーニングに適したシステム挙動のもと実験を実施した。

図 9 に、バランストレーニングにおける結果を示す。ここで、(a) は安定状態、(b) は右脚部の筋に力が働いた状態、(c) は両脚部の筋に力が働いた状態、(d) および (e) はバランスを崩した際の状態を示している。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確に提示できているだけでなく、両脚の提示により左右脚部のバランス状態も反映されている。また被験者の筋活動は、被験者本人による把握に加え、周囲の観察者からも実時間で容易に把握可能なことが確認できた。さらには検証実験を通し、伸縮性を考慮した構造により、体格の異なる使用者でも問題なく使用でき、かつ身体運動を阻害することなく利用可能なことが確認された。

本結果は、身体動作の観察のみでは推定困難な類似動作における筋活動変化を、明確に提示可能なことを示している。また、その際の筋活動が被験者本人に加え、周囲の観察者からも同時に確認できる利点は大きく、スポーツトレーニングやコーチングの効率向上に有用であることを示唆している。

6. 考察

静的知覚特性の検証により、bioLights の筋活動提示分解能は 15 段階程度であることが示された。また

下肢運動状態を提示する着用型発光センサスーツ

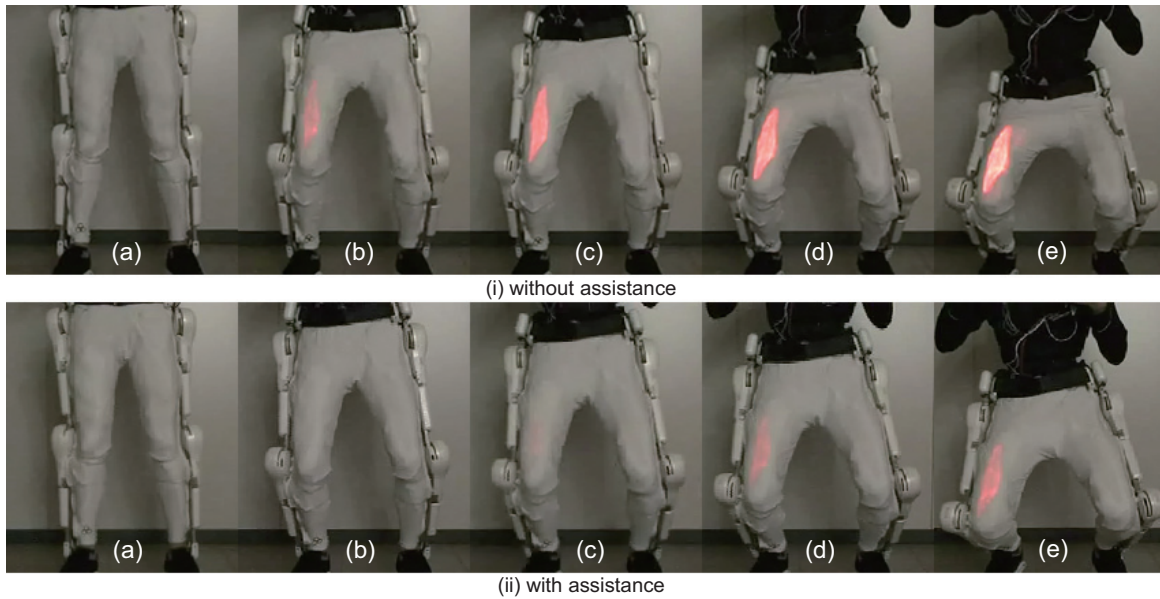


図 8 脚部支援機器との併用．(i) 支援なし，(ii) 支援あり
Fig. 8 Difference in muscle activity during squatting motion.

動的知覚特性を通して，一連の運動における筋活動の差異の明確な知覚，および時間に伴う筋活動変化に追従して知覚できることが確認され，これは同時に動的運動においても十分実用的な筋活動分解能であることを示していると考えられる．また，外骨格型脚部支援機器および体育教育における応用の検証実験により，bioLights は筋活動を促進させるトレーニングに加え，筋活動の抑制を促すトレーニングへも応用可能なことが示された．

bioLights は着用型としての実現により，生体情報の提示に加え，熟練者との筋活動の差異提示や動作教示インタフェースとしての利用など多岐にわたる情報提示インタフェースとしての活用や，エンタテインメント利用の可能性がある．さらには，着用型の特徴として，身体動作に伴う関節角度等の動作情報や生体情報を直接計測可能な点を活かすことで，高度な筋活動推定および提示が無拘束システムにより実現可能と考えている．特に股関節部の深部筋は，歩行の安定性，バランスの維持に大きく関与している筋でありながら，モーションキャプチャや高度な全身筋骨格シミュレーションシステム等の大がかりな機器を用いての推定，提示^{2)~4)}に限られており，深部筋の実時間提示や容易にトレーニングへ適用することは困難である．このようなシステムの着用型での実現は，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¹⁴⁾，それに伴うリハビリテーション効率の再検討など，実用的な解析やトレーニングでの容易な利用を可能とする．

一方で，bioLights をモーションキャプチャシステムと併用する手法も考えられる．モーションキャプチャシステムの高度な身体動作計測を活かすことで，筋活動の提示とともに高精度な運動データを実時間で運動者に重ね合わせて提示することが可能となる．これにより，運動全体を把握した詳細な動作解析情報の容易な把握およびそれに基づく効率的な動作指導が可能と考えられる．

既存の筋活動提示システムによる身体動作のオンライン解析では，運動者の身体動作と同時に，ディスプレイ上へ提示されるデータへも注意をむける必要がある．この場合，運動者の観察もしくは解析データの観察のいずれかがおろそかになる可能性が考えられ，適切な指導の妨げとなり得る．特にリハビリテーション等のトレーニングでは運動者の状態に常時注意を向けることが求められるため，それと同時に計測データに基づいた指導を行うには，既存システムの応用では未だ不十分な点が多い．bioLights は，このような運動者とディスプレイ間の視線の往復による指導ではなく，運動者方向に対しての視線のみでの指導を可能とする新たなインタラクションを提供できる．

7. おわりに

本研究では，身体動作と複数筋活動を容易に同時把握可能な着用型の筋活動提示センサスーツ bioLights の開発を行った．スーツを用いた知覚特性実験により，知覚可能な分解能の検証を行うとともに，動的な動作観察時における筋活動知覚にも有用であることを示

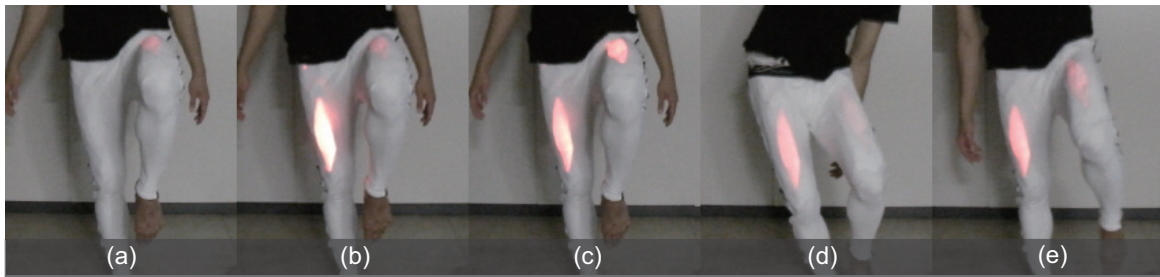


図 9 体育教育における利用例

Fig. 9 Difference in muscle activity during balance training.

した．さらには，脚部支援機器との併用実験，体育トレーニングにおける利用の検証実験を行い，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可能性を示した．

今後の改良点として，長期的利用を考慮した場合，スーツの耐久性をさらに向上する必要がある．また，光による提示に関しては，色の変化要素を加えることで知覚特性の向上や多種の情報提示に有効な可能性があり，今後のシステムで検討の必要性がある．

提案した身体上における生体情報の可視化は，生体そのものをメディアとして利用する拡張生体メディア技術として，認知的側面から人の身体機能を拡張する新たな技術になると考えている．今後は，リハビリテーションやスポーツでのさらなる検証や，着用型の特性を活かしてより多くの同時筋活動提示，および深部筋等の高度な筋活動推定，提示を行う予定である．

参 考 文 献

- 1) 坪内靖憲，鈴木健嗣：bioTones：生体電位信号に基づく装着型音響提示デバイス，インタラクシオン 2009 予稿集 (2009).
- 2) 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).
- 3) 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).
- 4) Murai, A., Kurosaki, K., Yamane, K. and Nakamura, Y.: Computationally Fast Estimation of Muscle Tension for Realtime Biofeedback, *IEEE EMBC 2009*, pp. 6546-6549 (2009).
- 5) 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，エンタテイメントコンピューティング 2008 予稿集，pp.135-136 (2008).
- 6) Fujimori, Y., Ohmura, Y., Harada, T. and Kuniyoshi, Y.: Wearable Motion Capture Suit with Full-body Tactile Sensors, *Proc. of the IEEE ICRA 2009*, pp.3652-3659 (2009).
- 7) 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, *IEEE EMBC 2010*, pp.4898-4901 (2010).
- 8) Drake, R.L., Vogl, W. and Mitchell, A.W.: *Grays Anatomy for Students*, Elsevier Inc. (2005).
- 9) Winters, J.M. and Stark, L.: Analysis of Fundamental Human Movement Patterns Through the Use of In-Depth Antagonistic Muscle Models, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol.BME-32, No.10 (1985).
- 10) Hill, A.: The Heat of Shortning and the Dynamic Constants of Muscle, *Proc. of the Royal Society of London*, Vol.B126, pp.136-195 (1938).
- 11) Stroeve, S.: Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture control, *J. Biological Cybernetics*, Vol.81, pp.475-494 (1999).
- 12) 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. on Biomedical Engineering*, Vol.37, No.8, pp.757-767 (1990).
- 13) 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).
- 14) 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).