

平成 26 年 6 月 27 日現在

機関番号：13101

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2011～2013

課題番号：23650348

研究課題名(和文)筋シナジー要因からの神経工学的アシストの実現

研究課題名(英文)Approach for NeuroEngineering Assist based on Muscle Synergy Components

研究代表者

木竜 徹 (KIRYU, TOHRU)

新潟大学・自然科学系・教授

研究者番号：80115021

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,700,000円、(間接経費) 810,000円

研究成果の概要(和文)：動作時の生体機能を定量化し、筋力低下を予測したタイミングの良い電動アシスト移動体制御の実現をめざしている。ここでは、神経工学的アシストを実現する計測・制御ユニットの設計にあたり、その場、その時点に相応しい実用向き生体機能計測を検討した。

この際、筋活動計測では表面電極の貼付位置に関して、筋活動を広範囲で計測できるマトリックス電極を用い、運動時でも十分に筋活動計測が可能な貼付位置を確認した。次に、動作に関与する筋群から筋シナジーで対象とすべき筋を特定し、筋疲労の時間スケールを考慮した高次多項式で10数秒先の筋活動評価指標を予測することでアシストのタイミングとアシスト量を決定する方法を考案した。

研究成果の概要(英文)：The purpose of this study is to establish the on-site quantification of functional activity to control electrically assisted vehicles at the predicted timing of decreasing muscle force.

For designing a measurement and control unit, we discussed the practical measurement of biosignals that is suitable on time.

Firstly, regarding the placement of surface EMG (SEMG) electrodes with the two-dimensional sensors we confirmed the margin where SEMG could be measured even during dynamic contractions. Secondly, estimating muscle synergies during pedaling, we specified VL (Vastus Lateralis) as a target muscle for assist. Finally, by taking into account the time-scale of muscle fatigue (several 10 seconds to several minutes), we designed a multiple regression model to estimate the rating of perceived physical fatigue (RPF) with functional activity indices. After selecting the specific fatigue related indices, RPF is predicted ten seconds ahead with the time-series of fatigue related indices.

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：健康・スポーツ科学・応用健康科学

キーワード：福祉用具・支援機器 神経工学 アシスト 筋シナジー

1. 研究開始当初の背景

電気自転車 (EAB: Electrically Assisted Bicycle) のパワーアシストモード (アシストの有無, エコモード, パワーアシストモード) 選択では, 健康増進の観点から強さ, スピード, 出力パワー, ペダリング頻度を評価指標とするガイドラインの議論がある[1]. ここでの生体情報には心拍数 (HR: Heart Rate), 最大酸素摂取量, 心理的認識度の指標が使われた. パワーアシストを期待するのは筋力が十分に発揮できない場面. この場合, 自転車走行に現れる変化はケイダンスの減少である[2]. 現在, 様々な生体情報計測ユニットが登場したことで, 屋外での生体情報 (心電図 (ECG), 筋電図 (EMG), 関節角度等) 計測が手軽になった. その結果, 生体情報計測から疲労による生体機能変化を推定し, アシストモードを制御しようとする幾つかの試みがある[3-7]. この場合, アシストの必要なタイミングで必要な量を随時提供できる様なシステム設計が必要となる. 2010年になっても, 自転車運動の論文は殆どが屋内での評価であり, 屋外での実験データは僅かに国際会議での報告に留まる[6, 7]. 運動時の生体機能 (神経活動や自律神経調整) 変化には幾つかの階層的な時間スケールがあり, 計測と制御の間に時間スケール依存のギャップがある. これに対処する方法としては, エルゴメータ運動時のクランク角度と筋活動からの制御タイミング調整, ファジィ負荷制御が提案されている. また, 複数筋での動作パターンを次元の低い要因 (筋シナジー) に集約した議論などが登場した[8].

2. 研究の目的

熟練度と疲労のスタンスからスキルとパフォーマンスとの関係を履歴データベース化する事で, 安全で効果的な自転車運動の実現, 設計が提供できるようになる事を目指す. 自転車のパワーアシストは踏力を基準とする一定比率のアシストである. この比率を運動状態に応じて調整する. 筋疲労の計測・推定ができたとしてもアシストの効果を生体信号から認識する方法はない. 筋疲労が予測される時点でサンプルの分布を回帰分析する方法を提案済みである[9, 10]. この方法と筋シナジーからの変動による評価を比較し, 知りたいときに筋疲労を評価できる方法を提案する.

熟練度の異なる被験者に対し, マルチ時間スケールを反映したアプローチにて個別のアシストシステム設計プロセスを構築する. この際, 筋シナジーから計測すべき筋の特定と筋疲労を逐次推定し, アシストタイミングを設定する方策を明らかにする.

屋内で自転車エルゴメータのファジィ負荷制御を設計済みであり[3], それを屋外での電動アシスト付自転車に適用する[4, 5]. この際,

ペダリング運動時の下肢筋活動 (4種類の筋) を表面筋電図で計測し, ペダルストローク毎の計測データから筋電図の評価指標 (整流化平均値 (ARV: Averaged Rectified Value), 自乗平均平方根 (RMS: Root Mean Square), 平均パワー周波数 (MPF: Mean Power Frequency)) 時系列 (プロフィール) を算出する. その後, ストローク動作の時期 (開始・終了), 熟練度 (練習回数とパフォーマンス) に関わる基本的な筋シナジープロフィールを推定することで, 筋疲労に強く関わる筋を特定する.

アシスト付自転車では, 搭乗者の基礎体力の違いや疲労の現れ方は十分には考慮されていないため, 提供されるアシストの過不足や適切なタイミングで提供できない場面がある. そこで, 従来の基礎実験データ[2]を再解析する. さらに, 計測制御ユニット[4]を再構築して, 生体機能評価によるアシスト制御を試作する. その上で, 基本アシスト制御パターンをタイミング良く個人にあったパターンへと逐次調整するプロセスを実現する. この際, 個人個人のペダリング動作の特徴を表す筋を筋シナジーから明らかにする. また, 走行中の被験者の疲労の程度を多方面から推定することにより, 疲労困憊に陥らない様なアシスト制御の実現 (筋疲労の予測) を目指す.

3. 研究の方法

計測・制御ユニットの再構築とフィールド実験に加えて, 計測・処理済みデータを活用し, 電動アシスト付自転車のペダリング動作時での筋シナジーを推定し, 計測すべき筋を特定する. その上で, 筋活動評価指標の時間変化から疲労度推定を試み, 筋活動に過不足ない電動アシスト設計プロセスを確立する. さらに, 統計評価に十分な被験者実験を実施し, 神経工学的アシストを実現する.

(1) 現有アシストユニットの改良

DSP実装アシストユニット再構築にあたり, 60 [rpm]ペダリングでストロークあたりの筋活動と数分での心拍を計測する. 計測と同期した疲労度を推定し, アシスト量を決定する. この計測・制御プロセスを数10分毎に実施する. この際, 現有の計測・制御ユニットのシーケンスを熟練度や疲労度で個人毎に調整する必要がある. そこで, 個人向け調整プロセスを試行する.

(2) 計測

動作時の表面筋電図は表面電極の貼付位置依存性がある. そこで, 筋活動従来よりも広い範囲を計測できるマトリックス電極 (ELSCH064R3S: OT Bioelettronica 製) を導入し, 2-bar アクティブアレイ電極 (DE-2.3: DELSYS 製) を貼付する際に確認していた神経支配帯を避けた計測法を検証する. 具体的には, 等尺性膝伸展動作時 30%MVC を持続

した際、それぞれの電極でとらえた筋活動パターンの時間変化を比較した。

以上の検証をふまえ、2-bar アクティブ電極を用いて筋活動の表面筋電図を計測した。ペダリング運動における大腿部主動筋である外側広筋 (VL: Vastus Lateralis) と拮抗筋である大腿二頭筋 (BF: Biceps Femoris)、下腿部主動筋である前脛骨筋 (TA: Tibialis Anterior) とその拮抗筋である腓腹筋 (GAS: Gastrocnemius) を対象とした[6]。事前調査では計測ユニット (Myomonitor, Delsys 製) と専用のデータ収集アプリケーション (EMGWorks 3.5, Delsys 製) を用い、サンプリング周波数 2000 [Hz] で Notebook PC にデータを収集した。

(3) 実験

試行実験の被験者は健康な大学生 2 名であり、ひとり (Subj.1) は日常的に自転車を頻繁に利用しており、もうひとり (Subj.2) は日常的にはペダリング運動などを行っていない。被験者には、実験の概要と目的を事前に説明し、同意の上で実験に参加してもらった。また、走行が困難となった場合は被験者の意思で実験を中断してもよいことを伝えた。

トライアルは、アシストを使わず自力で走行する実験 (Trial. 1) とアシストを受けて走行する実験 (Trial. 2) である。2 種類のトライアルともに共通の市販の自転車 (前後輪のタイヤ径が 26 インチ) を用いた。走行コースは約 830 [m] の周回であり、中間に平坦を挟んで約 250 [m] の登坂区間がある。走行中は電子メトロノームによるピッチ音で提示し、ケイダンスを 60 [rpm] に可能な限り維持するように指示した。この際、iPod nano 5th (36.4[g]) で走行時の映像と音声で自覚的疲労度 (RPF: Rating of Perceived Fatigue) を記録した。

(4) 解析

ペダリング動作時で、下肢拮抗筋が相反収縮する筋活動パターンから筋シナジーを推定する。この際、筋活動パターンと筋シナジーとを結びつける重み係数から、ペダリング動作のアシストに効果がみられる筋を決定する。

具体的には、ストローク毎に計測した 500 [ms] の表面筋電図から後半の 250 [ms] を切り出し、ARV, RMS と MPF を推定する。さらに、筋疲労がみられる区間 (アシストなし) で平均筋活動パターンと重み係数でアシスト効果を探る。この際、筋活動様式は動作に慣れてくるにつれて、さらに疲労につれて変化する事が予想される。そこで、有意な変化がある筋でアシスト効果を判断する。

次に、センサで計測した複数の生理指標と RPF からなる重回帰モデルを推定する。RPF の時間推移はスタート時点からの時刻と地形の高低の影響を受ける事が想定される。そこで、主観的な自覚的運動強度を初期値とし、本人からの要求があった場面での記録に基づ

き、数秒過去の生理データと RPF とを重回帰モデル化する。

アシスト付自転車は、一般に、搭乗者が出す力 (踏力) に対するモータ出力 (アシスト量) をアシスト比 (1: R_{MAX}) で定義する。ここで通常の R_{MAX} は 1 である。さらに、生体機能評価に基づく可変なアシスト比を実現するために、比率 r_n で有効アシスト $r_n R_{MAX}$ を定義した。さらに、ファジィ負荷制御に用いた総合疲労度 δ_n [3] で、以下の逐次式とした[11]。

$$r_{n+1} = r_n + \delta_n \Delta r \quad (1)$$

ここで、 Δr は 1 回の更新で変化可能な大きさの上限であり、アシスト比の急激な変化を避けるために 0.1 とした。なお、アシスト付自転車のアシスト比 R_{MAX} は 2 である[10]。しかし、アシスト制御に遅れが生じてして十分ではなかった。そこで、重回帰モデルで筋疲労と強い関係が見えた評価指標に対して、多項式近似で予測した評価値との比率で新たなアシスト比を定義する。

$$\text{---} \quad (2)$$

制御ユニットに組み込むアシスト比制御シーケンスを図 1 に示す。なお、筋疲労を正確に推定するため、従来の解析区間長を予測の観点から比較する。

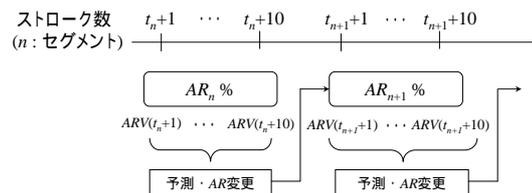


図 1 アシスト比 (AR) 制御シーケンス

4. 研究成果

(1) 電極貼付位置

マトリクス電極で ARV の変化が最も大きい位置を Best Ch、最も小さい位置を Worst Ch とした。一定随意収縮で筋疲労を調べた結果、計測範囲の中心よりも上部 (膝関節側) で ARV の上昇および MPF の減少がより大きく、広範囲に起きていた。2-bar 電極では、ARV は Best Ch, Worst Ch とともにマトリクス電極と同様な時間経過を示し、すべての時点で、Best Ch の値が Worst Ch に比べ大きかった (有意水準 1%)。さらに、ARV, MPF の変化率は時間経過に応じてそれぞれ上昇、減少し MPF は Best Ch でより減少率が大きかった (図 2)。

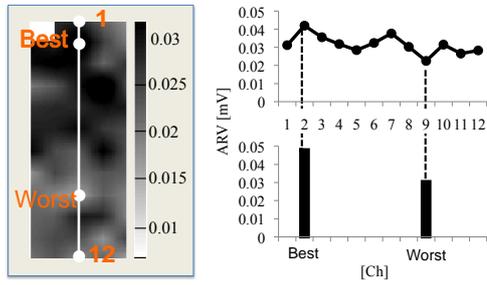


図2 貼付位置の判断 (12x3 チャンネル)

(2) ARV プロフィールとアシスト

拮抗筋の ARV プロフィールを用いて、自転車運動の日常性有無でアシスト効果を調べた (図3)。その結果、Subj.1 (日常的に自転車走行) では VL での %RMS プロフィールに有意差 (踏み込み区間) があり、Subj.2 (運動習慣なし) では BF での %RMS プロフィールに有意差 (蹴り上げ区間) がみられた。

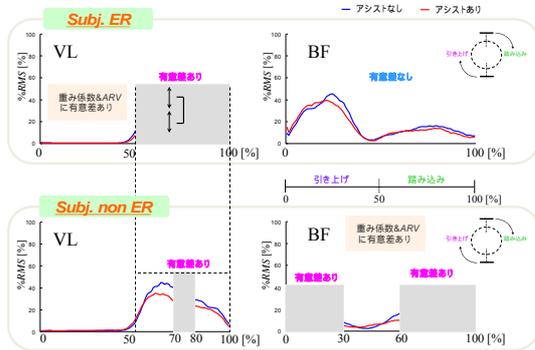


図3 Subj.1, Subj.2 におけるアシスト有無での ARV プロフィール

(3) 筋シナジー

推定された筋シナジーの重み係数 h_k に対して、phase 毎に、Trial 1 と Trial 2 とで各筋での平均値を Student の t 検定 (有意水準を 5% 未満) した。

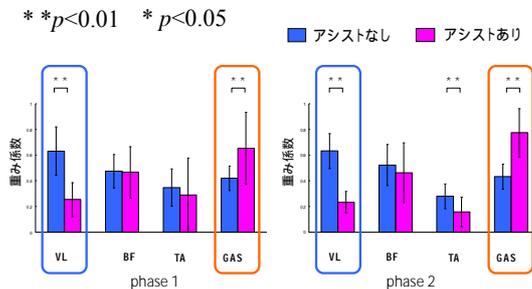


図4 Subj.1 で ph-1, ph-2 での重み係数 h_k

Subj.1 では (図4)、VL での h_k は各 phase の Trial 間で有意に減少した。BF では各 phase

で Trial 間に差がなかった。TA では ph-2 が有意に減少した。GAS では各 phase が有意に上昇した。VL での ARV は各 phase で有意に減少した。TA は各 phase で有意に減少した。GAS は ph-2 で有意に上昇した。

重み係数 h_k は各 phase でアシストを加えることで VL の h_k が Trial 間で有意に減少、GAS は有意に増加した。Subj.1 の場合、アシストを受けることにより強い踏み込みが不必要となったため、VL の活動量が減少したと考えた。足関節の低屈でペダリング運動を維持することで GAS の活動量が増えたと思われる。Subj.1 は日頃からペダリング運動を頻繁に行っているため、登坂時でも強い踏力があり、そのため踏力を発揮する VL の活動量が減ったと考える。以上のことから、Subj.1 においてアシストの影響を最も受けた筋は VL であると考えた。

Subj.2 では (図5)、VL での重み係数 h_k は各 phase で有意差はなかった。BF は各 phase において有意に減少した。GAS は ph-1, ph-2 で有意に減少、上昇した (図5)。次に、VL での ARV は各 phase において有意に上昇した。BF では各 phase の Trial 間で有意に減少した。TA も各 phase の Trial 間で有意に減少した。GAS は各 ph-1 で有意に減少した。

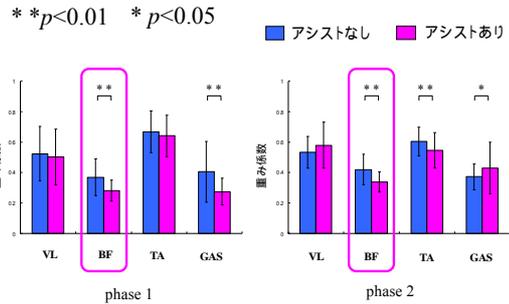


図5 Subj.2 で ph-1, ph-2 での重み係数 h_k

h_k は各 phase でアシストを加えることで BF が有意に減少した。アシストを受けることでペダルの引き上げを低下させたため、BF の h_k が低下したと考える。Subj.2 の VL の h_k に有意な差がみられなかった理由は、踏力が強くないためにアシストの有無に関わらず、強い踏み込みを行わないとパフォーマンスの維持ができないことが原因と考える。以上のことから、Subj.2 においてアシストの影響を最も受けた筋は BF であった。

(4) 計測すべき筋の特定

予備実験に基づき、さらに一般学生 10 名 (21.5±0.67 歳) に対して、各被験筋の %RMS プロフィールと各筋シナジープロフィール (#1, #2, #3) との相関を算出した (図6)。VL では #1 との相関は 0.95 以上であり、#2 と #3 とは相関は 0.4 未満であった。BF では #2 との相関は 0.95 以上であり、TA と GAS では相関は 0.8

未満であった。また、#2において、non assistでassistに比べVLとGASで相関値が有意に高く#1と#3においては各被験筋との相関係数に有意な差はなかった。アシストの評価においてもVLとGASが有効な被験筋である事が示唆された。

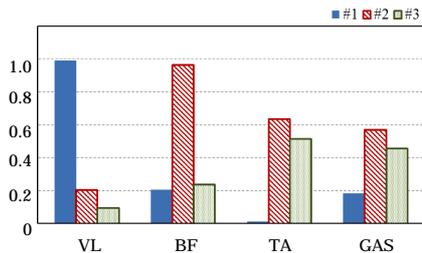


図6 典型的な被験者での各筋での相関

(5) 生理指標と疲労度の回帰モデル

登坂区間において、ARV, MPF および HRの時系列データと疲労度の重回帰モデルとARV時系列指標のみによる単回帰モデルを比較した(図7)。その結果、単回帰モデルでも $R^2 > 0.8$ であった事から、重回帰分析の必要はなくARVのみによる疲労の推定が可能であると考えられる。この際、傾斜との相関が高いARVのみによる疲労推定が適切であろう。なお、MPFは斜面による変化がわかりにくく、HRは走行中に上昇する傾向があるため傾斜の変化が捉えにくかった。

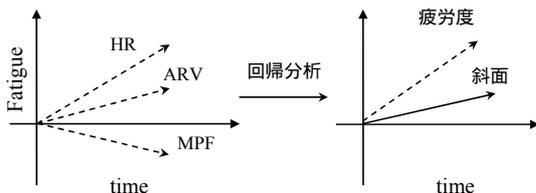


図7 生理指標と疲労度の回帰モデル

(6) 疲労の予測

指標をARV時系列とし、予測手法として多項式近似による曲線当てはめを用いた。過去から現時点までの実測データでRPFの多項式近似を行い、 n 秒後の疲労を予測する。次数は2次とした。1次式近似では傾斜に不対応な予測となりやすく、3次以上では予測値が実測値と大幅に異なる可能性があるため、2次式近似が適していた。また、傾斜の変化を考慮して予測については、5~15[s]程度先の予測が適当であり、15[s]を超える予測では傾斜の変化との誤差が大きくなった(図8)。

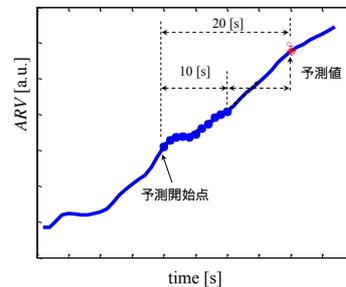


図8 2次近似の予測例

多項式近似を行なう上でのデータ量については10~20[s](サンプル)のデータから近似を行なうことが適当であると考えた。データが多いと、傾斜の変化を考慮できないため実測値と予測値が外れる可能性がある。一方、少ないと平坦から登坂に入る区間で予測値が外れる可能性がある。以上のことから、近似を行う際のデータの長さは10[s]程度が適していた。実際の場面では、常に同じ傾斜を走行するわけではないため、近似式から得た予測値が外れる可能性が生じる。特に、平坦から登坂区間に入るとき等の一定でない傾斜面で計測データから近似式を算出した場合に予測が外れやすかった。

筋活動に関しては、ARVとMPFにはそれぞれ別々の時間スケールで影響が表れることを考慮した評価が必要であった。自転車運動のフィールド実験[11]によると、ARVやMPFは疲労による影響が現れる時間スケールは異なる。MPF時系列が変化する時間スケールは長く、MPFでは、ARVのような運動負荷と明確に連動した変化が見られなかった。

(7) まとめ

神経工学的アシストを実現する計測・制御ユニットの開発にあたり、マトリクス電極で筋疲労依存の最適な貼付位置と筋シナジーで計測すべき筋を外側広筋と特定した。さらに、傾斜角を疲労度とした生理指標の重回帰モデルを調べ、ARVの単回帰モデルで十分な事を確認した。その上で、筋疲労の時間スケールを考慮したARVの高次多項式で10数秒先の傾斜角(疲労度)を予測できた。以上の成果に基づき、自覚的疲労度に向けたAndroid端末での自覚的疲労度関連情報のOn-Site計測・フィードバックアプリの開発をめざしている。

参考文献

[1] M. Simons, et al.: Electrically assisted cycling: a new mode for meeting physical activity guidelines?, Med Sci Sports Exerc, vol. 41, 2097-102, Nov 2009.

- [2] 坂口正和, 本多直孝, 木竜 徹: アシスト付自転車でのマルチ時間スケールのサイクリング運動評価, 信学論(D), Vol.J92-D, No.2, 208-214, 2009.
- [3] T. Kiryu, et al.: Providing appropriate exercise levels for the elderly, IEEE Eng Med Biol Mag, Vol. 20, 116-124, Nov-Dec 2001.
- [4] 渡邊大輔, 木竜 徹: ウエアラブルユニットによる運動中の生体機能のオンサイト評価, 信学技報, MBE2007-11, 41-44, 2007.
- [5] 山下一樹, 木竜 徹: 神経工学的制御を目指したウェアラブル運動機能計測・制御ユニットの開発, 信学論(D), Vol.J91-D, 1150-1157, 2008.
- [6] T. Kiryu, H. Inada, and N. Sato: Multi-Time scale evaluation of prolonged fatigue for Customizing Electric Torque-Assisted Bicycles, in XVIIIth Congress of ISEK, Cong. Proc. 308.pdf, ISEK2010, Alborg, Denmark, 2010.
- [7] A. Ueno, O. Miyashita, T. Yoshida, J. Yamamoto, and P. Lataire.: A wearable ECG-HR detector and its application to automatic assist-mode selection of an electrically assisted bicycle, IEEE EMBC, 2011.
- [8] F. Hug, and S. Dorel: Electromyographic analysis of pedaling: a review. J Electromyogr Kinesiol, Vol.19(2), 182-198, 2009.
- [9] 大貫孝志, 木竜 徹: 下肢トレーニングにおける筋活動と膝関節運動を用いた筋疲労制御の試み, 第 29 回バイオメカニズム学会学術講演会論文集, 205-208, 2008.
- [10] 大滝将司, 木竜 徹: アシスト付自転車での筋疲労がパフォーマンスに与える影響, 信学技報, MBE2008-75, 25-28, 2008.
- [11] 佐藤直樹, 木竜 徹, 岩城 護: マルチ時間スケールの生体機能評価によるアシスト付き自転車の登坂時アシスト制御法の検討, 信学技報, MBE2009, 29-34, 2009.

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計4件)

T. Kiryu and H. Minagawa: Feasibility Study on a Perceived Fatigue Prediction Dependent Power Control for an Electrically Assisted Bicycle, Proc. of the 35th Annu. Int. Conf. of the IEEE/EMBS, Osaka, Japan, 2088-2091, 2013. 査読有

T. Kiryu and Y. Endo: Evaluation of Training Types in Squat Exercise based on Muscle Synergies, in XIXth Congress of ISEK, Cong. Proc., MPSSO1.1, p.122, ISEK2012, July 19-21, Brisbane, Australia, 2012, 査読有

T. Murayama, T. Kiryu and Y. Ushiyama: Evaluation by Muscle Activity Feature Parameters of Surface Electromyography for Lower Limb Muscles during Skiing, in XIXth Congress of ISEK, Cong. Proc., MPSSP1.6, p.355, ISEK2012, July 19-21, Brisbane, Australia, 2012. 査読有

M. Iwaki, K. Tokunaga, and T. Kiryu: Body Sway Synchronized with Periodic Movement of Sound Source in Binaural Listening, Proc. SICE Annual Conference, pp.627-628, 2012. 査読有

〔学会発表〕(計9件)

S. Nagaya, T. Kiryu: "Selection of Effective Muscle toward Biosignal-based Control of Electrically Assisted Bicycle, 2B3-2, pp. 285-286, Proc. Life Engineering Symposium 2013.9.12-14, 慶応大学(神奈川県横浜市)

新井大樹, 木竜 徹: マトリクス電極による表面電極の実用的貼付位置の決定法, 信学技報, MBE2013-6, pp.25-30, 2013.5.12, 東北大学(宮城県仙台市)

笠原央晶, 岩城 護: 楽曲のテンポと印象の違いが下肢ペダリング漸増負荷運動の成績に与える影響, 日本音響学会 2013 年春季研究発表会講演論文集, 2-Q-13, 627-628, 2013.3.13-15, 東京工科大(東京都八王子市)

木竜 徹: 電気生理運動学での最新技術を用いたハビリテーションへ, 第4回横幹連合総合シンポジウム予稿集, 招待講演, 157-158, 2012.11.1, 日本大学(千葉県習志野市)

皆川広夢, 西片宏一, 木竜 徹: 疲労予測に基づく電動自転車のアシスト制御設計, 信学技報, MBE2012-42, 35-40, 2012.10-11-12, 大阪電気通信大学(大阪府寝屋川市)

尾山裕介, 広瀬 秀, 村山敏夫: 歩行時の傾斜角度による姿勢変化について日本体育学会第63回大会, 2012.8.22-24, 東海大学(神奈川県平塚市)

村山敏夫: ロコモティブシンドロームに関連した運動機能評価の手法と考え方, 第4回メディカルフィットネスフォーラム, 招待講演, 2012.6.21, 東京ベイウシントンホテル(東京都江東区)

木竜 徹, 岩城護: 生体信号による電気自転車パワーアシストシステムの設計, 第1回ライフエンジニアリング部門シンポジウム論文集, Vol. 1, 87-89, 2012. 3.16, 玉川大学(東京都町田市)

T. Kiryu: Multi-Time Scale Evaluation of Fatigue for Electric Torque-Assisted Bicycles, Life Engineering – New Frontier of SICE 招待講演, SICE2011 (SICE 創立 50 周年記念), 2011.9.14, 早稲田大学(東京都新宿区)

〔その他〕

ホームページ等

<http://bsp.eng.niigata-u.ac.jp/personal/kiryu/>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

木竜 徹 (KIRYU, Touru)
新潟大学・自然科学系・教授
研究者番号: 80115021

(2) 研究分担者

岩城 護 (IWAKI, Mamoru)
新潟大学・自然科学系・准教授
研究者番号: 20262595

村山 敏夫 (MURAYAMA, Toshio)
新潟大学・人文社会・教育科学系・准教授
研究者番号: 50568368