

科学研究費助成事業（学術研究助成基金助成金）研究成果報告書

平成25年 5月24日現在

機関番号： 14501
 研究種目： 萌芽的挑戦研究
 研究期間： 2011～2012
 課題番号： 23656107
 研究課題名（和文）作業中の筋力推定と疲労評価を実現する職場環境設計用デジタルヒューマンモデルの開発
 研究課題名（英文）Development of Digital Human Models which Perform Muscle Forces Estimation and Muscle Fatigue Evaluation for Work Environment Design
 研究代表者
 白瀬 敬一（KEIICHI SHIRASE）
 神戸大学・大学院工学研究科・教授
 研究者番号： 80171049

研究成果の概要（和文）：

作業者に優しい無理のない作業環境を設計するための革新的評価ツールの開発が本研究の目的である。身体の制御機能に大きく関与している二関節筋や拮抗筋の働きを考慮できる筋骨格モデルを開発した。垂直跳び動作の解析に適用し、各筋に表面筋電計を取り付けて検証を行い、動作解析による筋力推定結果の妥当性を示した。また、作業の繰り返しによる疲労進展を定量評価する筋肉の疲労モデルを新たに提案した。腕の屈曲・伸展による疲労実験を行って測定値と推定値を比較し、評価結果の妥当性を示した。

研究成果の概要（英文）：

Development of digital human models which perform muscle force estimation and muscle fatigue evaluation for the work environment design is an objective of this study. A musculoskeletal model considering the functions of the antagonistic and the biarticular muscles was developed. Vertical jump was analyzed to estimate muscle forces, and estimated results had a good agreement with the measured surface electromyograms (EMGs) of muscles. Additionally, a muscular fatigue model to evaluate muscle fatigue progress under several muscular force patterns was developed. The evaluated muscle fatigue progress had a good agreement with the experimental results.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
交付決定額	2,900,000	870,000	3,770,000

研究分野： 工学

科研費の分科・細目： 機械工学，生産工学・加工学

キーワード：生産システム，デジタルヒューマンモデル，筋力推定，疲労評価，作業環境設計

1. 研究開始当初の背景

これまで人間の特性や機能をコンピュータ上に再現するデジタルヒューマンモデルが開発され、SIMMやARMO、AnyBody、Jackなどの運動解析ソフトウェアが市販されており、製品設計や作業環境の評価、リハビリ工学、スポーツ工学など、様々な分野で利用されている。現在利用されているデジタルヒューマンモデルでは、作業者の体格や姿勢から力学的に計算できる関節力・関節トルクや筋力、幾何学的に計算できる視野やリーチ

ゾーン（作業領域）を解析することができる。ただし筋力推定では筋力の自乗和を最小とする最適化が用いられており、人間特有の筋肉であり身体の制御機能に大きく関与している二関節筋や拮抗筋の働きは考慮されていない。また、疲労の大きさを定量的に評価する機能は未だに提供されていない。このように、デジタルヒューマンモデルそのものが発展途上にあり、筋力推定と疲労評価に取り組む本研究は挑戦的・独創的と言える。

2. 研究の目的

本研究は、作業者に優しい無理のない作業環境を設計するための革新的評価ツールを開発することを目的としている。高齢化社会を迎えた我が国では、作業者の高齢化が進んでおり、作業者に優しい作業環境を提供する必要があるが、現状では作業性や作業による疲労を事前に評価するためのツールがない。そこで、市販されているデジタルヒューマンモデルで不足している機能として、人間特有の筋肉であり、身体の制御機能に大きく関与している二関節筋や拮抗筋の働きを考慮できる筋骨格モデルを開発するとともに筋肉の疲労モデルを新たに提案して、動作解析の結果から筋力や疲労の大小を予測することを目指す。

3. 研究の方法

本研究の研究期間内では、

- ① 二関節筋や拮抗筋の影響を考慮した筋力推定
- ② 筋肉の疲労モデル構築と疲労の定量評価を実現することを目標とした。

3.1 筋力の推定

従来、関節力や関節トルクから筋力を計算する際には、Crowninshieldらの最適化手法が用いられてきた。しかし、最適化手法で推定される筋力は、拮抗筋の影響が考慮されていないといった問題がある。拮抗筋とは、上腕二頭筋と上腕三頭筋のように、関節を伸展しようとする筋肉と屈曲しようとする筋肉とが互いに作用し合っている筋肉のことをいい、これは人間の身体制御機能に大きく貢献している機能であることがわかってきている。特に、拮抗筋の影響が大きいと考えられる下肢および上肢に対して、本研究では熊本らによって提案されている協調制御モデルを用いて解析を行った。

3.2 筋肉の疲労モデル

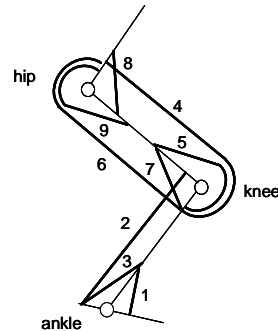
疲労による筋力の変化を説明するために、Liuらは次のようなモデルを提案した。このモデルは筋肉を小さなモータユニットの集合とし、そのモータユニットが3種類の状態（待機状態、活性化状態、疲労状態）に変化すると考える。また、待機状態から活性化状態へ、活性化状態から疲労状態へ、疲労状態から回復して活性化状態へと遷移するモータユニットの数（時間当たり）が一定であると考え。そうすると、時間の経過とともに3種類の状態にあるモータユニットの数に変化し、それぞれの状態にあるモータユニットの割合から筋肉の疲労状態や筋肉が発揮できる筋力を推定することができる。しかしLiuらは、最大筋力を発揮した場合の評価しか行っていない。そこで、休憩による筋肉の

回復が考慮できるモデルを提案し、作業の繰り返しに伴う疲労進展の予測を試みた。

4. 研究成果

4.1 筋力の推定

大島らによって提案されている拮抗筋や二関節筋の相互作用を考慮することのできる筋骨格モデルを拡張し、図4.1に示す下肢に存在する9つの筋肉(1. Tibialis anterior (TA), 2. Gastrocnemius (GAS), 3. Soleus (SOL), 4. Rectus femoris (RF), 5. Vastus lateralis (VAS), 6. Semimembranosus (SM), 7. Biceps femoris and short head (BFSH), 8. Iliopsoas (IL), 9. Gluteus maximus (GMAX))をモデル化して、運動中に発生する筋力の推定手法を提案した。また、提案した手法の妥当性を検証するため、実験参加者の下肢各筋肉の表面筋電位を計測しながら垂直跳びを行い、提案手法を用いて推定される下肢各筋肉の筋活動レベルと表面筋電位の計測結果を比較した。



No.	Muscle actuator
1	Tibialis anterior (TA)
2	Gastrocnemius (GAS)
3	Soleus (SOL)
4	Rectus femoris (RF)
5	Vastus lateralis (VAS)
6	Semimembranosus (SM)
7	Biceps femoris and short head (BFSH)
8	Iliopsoas (IL)
9	Gluteus maximus (GMAX)

図4.1 考慮した下肢筋肉と筋骨格モデル

4.1.1 提案した筋骨格モデル

下腿部の筋力を解析するために、大島らのモデルを下腿部にも適用して下腿部の筋肉もモデル化した。図4.2に示すように、下腿部は第1リンク（下腿）、第2リンク（足）からなり、第1関節（膝関節）、第2関節（足関節）の間で6つの筋 $f_2, e_2, f_4, e_4, f_5, e_5$ が駆動する。ここでは、膝関節を屈曲させる一関節筋を筋 f_2 、伸展させる一関節筋を筋 e_2 として扱った。また、下腿部には二関節筋である筋 f_5 と拮抗筋の関係となる筋肉が存在しないが、極めて小さい出力を持つ筋 e_5 が存在すると仮定することで、下腿部に存在する筋肉の解析も可能となった。つまり、大腿部のモデルにおける6つの筋肉と下腿部のモデ

ルにおける6つの筋肉のうち、重複する筋肉が2つ(筋 f_2 および筋 e_2) あり、実際に存在していない筋肉が1つ(筋 e_5) であることで、下肢に存在する9つの筋肉を解析することができる。本モデルでは、図 4.1 に示した下肢の9つの筋がそれぞれ、Tibialis anterior (TA) が筋 e_4 に、Gastrocnemius (GAS) が筋 f_5 に、Soleus (SOL) が筋 f_4 に、Rectus femoris (RF) が筋 e_3 に、Vastus lateralis (VAS) が筋 e_2 に、Semimembranosus (SM) が筋 f_3 に、Biceps femoris and short head (BFSH) が筋 f_2 に、Iliopsoas (IL) が筋 e_1 に、Gluteus maximus (GMAX) が筋 f_1 に相当する。

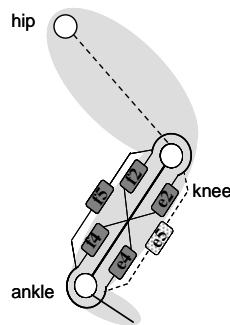


図 4.2 下腿部へ適用した拮抗筋および二関節筋の筋骨格モデル

提案した筋骨格モデルを用いて、運動中における各筋肉の筋力を推定するためには、予め各筋の最大筋力がわかっている必要がある。本研究では、文献の値を用いることで、各筋の最大筋力を決定した。Spectorらによれば、最大筋力は筋断面積に比例するので、筋肉 i の最大筋力を f_{imax} 、筋断面積 A_i とすると、 $A_i = f_{imax} \times \sigma$ と表すことができる。ここで、 σ は単位面積当たりに発揮できる力であり、この値は過去多く研究で求められている。本研究では、 $\sigma = 50 \text{ N/cm}^2$ とし、筋断面積は秋間らによるMRIを用いて推定した筋の生理学的筋断面積 (PCSA) を解剖学的数値として引用した。各筋のPCSAを基にした模式図を図 4.3 に示す。しかしながら、各筋の最大筋力と系先端の最大出力は異なるため、本研究では筋肉の F'_{imax} を f_{imax} から計算した。

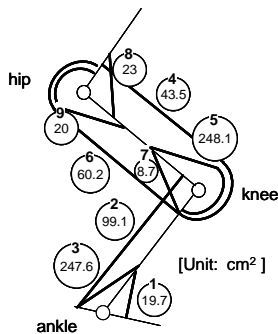


図 4.3 筋の生理学的断面積 (秋間ら)

4.1.2 結果および考察

提案した手法の妥当性を検証するため、垂直跳びにおいて解析を行った。本研究では健康な男性参加者1名(身長:181.0 cm, 体重:86.6 kg)に実験内容について同意を得た後に垂直跳びを行ってもらった。実験参加者にはフォースプレート上で垂直跳びを行ってもらい、モーションキャプチャシステムにより毎秒250コマで撮影するとともに、撮影と同期したサンプリング周波数1000 Hzで床反力をフォースプレートにより測定した。また、同時に実験参加者の利き脚の筋 TA, GAS, SOL, RF, VAS, SM, BFSH, GMAX の8つの筋肉に表面筋電計を取り付け、撮影と同期したサンプリング周波数1000 Hzで筋電位を測定した。ここで、筋 GMAX の拮抗筋であり股関節を屈曲する一関節筋である筋 IL は腹腔の後ろにあり、表面筋電計での計測が難しく測定していない。

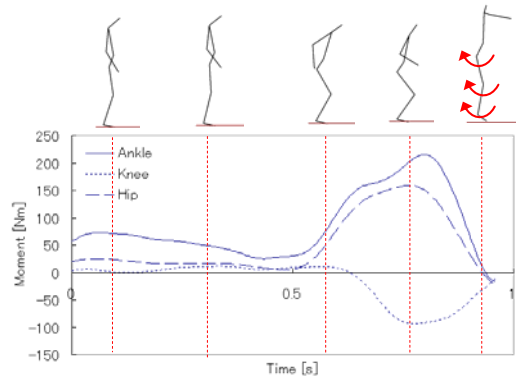


図 4.4 足関節、膝関節、股関節に作用する関節モーメント

計測した垂直跳び動作に対して、算出された足関節(伸展方向を正)、膝関節(屈曲方向を正)および股関節(伸展方向を正)に作用する関節モーメントを図 4.4 に示す。図に示した足関節、膝関節および股関節に作用する関節モーメントより、それぞれの関節には関節を伸展する方向に関節モーメントが作用していることがわかる。足関節の屈曲に機能する筋 TA において、推定された筋活動レベルの結果より、筋が活動していなかった。また、足関節の伸展に機能する筋 GAS および筋 SOL において、推定された筋活動レベルの結果より、筋が活動していることがわかる。これらのことから足関節は主に筋 GAS および筋 SOL により伸展されているといえる。

また、提案した手法により推定された下肢に存在する各筋の筋活動レベルおよび表面筋電計による%MVCを図 4.5 に、各筋について計算した両者の相関係数を表 4.1 に示す。

股関節の伸展に作用する筋 GMAX および筋 SM において、推定された筋活動レベルの結果より、筋が活動していたことから、これらの筋肉が股関節の伸展に作用していると

いえる。さらに、膝関節と股関節に作用する二関節筋である筋 RF は股関節の屈曲に作用する筋であり、この筋が活動していたことから、股関節においても同様に拮抗筋の機能が考慮できているといえる。

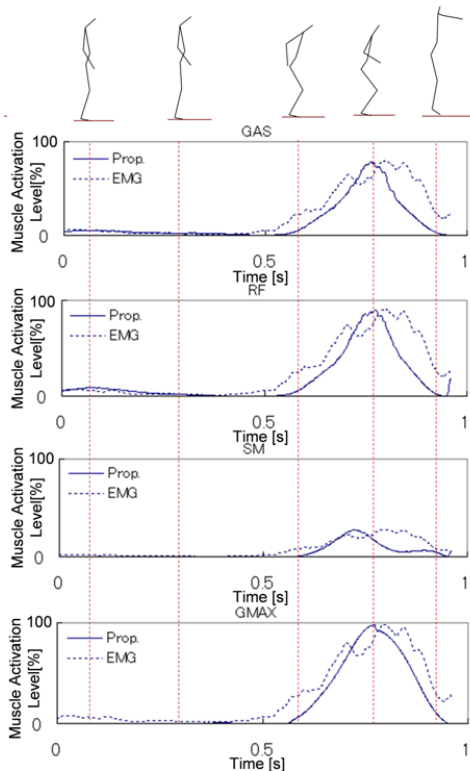


図 4.5 推定した筋活動レベルと表面筋電図

表 4.1 推定した筋活動レベルと表面筋電図との相関係数

Muscle	Correlation
TA	0.40
GAS	0.87
SOL	0.86
RF	0.87
VAS	0.90
SM	0.79
BFSH	0.77
GMAX	0.95
Average	0.80

以上のように、本研究で提案した手法は拮抗筋や二関節筋の相互作用を考慮できていることが明らかである。また、図 4.5 に示した結果から、提案した手法により推定された各筋の筋活動レベルと表面筋電計による標準化した筋の発揮パターンが非常によく類似していることや、表 4.1 に示した結果から提案手法により推定された筋活動レベルと表面筋電計による%MVC の相関係数が非常に大きいことから推定結果が妥当であり、提案した手法が本研究で扱ったような二次元動作の解析において有効である。

4.2 筋肉の疲労モデル

Liu らによって提案され、生理学の観点から明らかになりつつある筋肉の疲労と筋力の関係をモデル化した筋肉の疲労モデルを参考に、任意の大きさの出力を発揮する場合の疲労進展の評価手法を提案した。また、提案した手法の妥当性を検証するため実験を行い、推定結果と測定結果を比較した。

4.2.1 任意の出力発揮時の疲労評価

ここでは Liu ら疲労モデルを参考に、任意の大きさの出力を発揮する場合の疲労進展の評価手法を提案し、出力を持続することが可能な時間を推定する。図 4.6 に任意の出力を持続した状態の各ユニットの変化を示す。

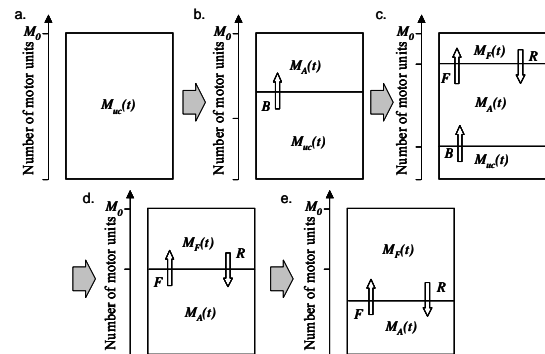


図 4.6 筋肉ユニットの状態変化

出力を発揮する前の状態 a では、全てのユニットは待機ユニットである。出力を発揮した後の状態 b では、活性化ユニットは最大出力に対する任意の大きさの出力の割合となる。その後、任意の大きさの出力を持続すると、待機ユニットが活性化ユニットへと変わり、次第に活性化ユニットが疲労ユニットへと変わる状態 c となる。待機ユニットが全て活性化ユニットに変わる状態 d となり、この時点で任意の大きさの出力は持続できなくなる。その後、活性化ユニットが疲労ユニットへと変わり、活性化ユニットと疲労ユニットが拮抗する状態 e となる。紙面の都合で省略するが、各ユニットの状態変化は式で表すことができる。

4.2.2 休憩による疲労回復の効果

休憩時の疲労回復の程度を予測し、休憩を挟んで任意の大きさの出力を持続する場合に、その動作を繰り返すことのできる回数を推定する。図 4.7 に任意の大きさの出力を発揮し、その後休憩するという動作を繰り返した場合の各ユニットの変化を示す。

任意の大きさの出力を発揮すると、待機ユニットが活性化ユニットに変わり、次第に活性化ユニットが疲労ユニットへと変わる状態 f になる。状態 f までの過程での各ユニットの変化は図 4.6 で示した状態 a から状態 c に変化する場合のことを示す。その後休憩す

ると、活性化ユニットが全て待機ユニットへと変わる状態 g になる。そして休憩を続けると筋疲労が回復し、疲労ユニットが待機ユニットへと変わる状態 h となる。再び任意の大きさの出力を發揮すると、状態 i のように疲労ユニットが存在したまま活性化ユニットが最大出力に対する任意の大きさの出力の割合となり、そのまま出力を發揮し続けると待機ユニットが減少し、疲労ユニットが増加する状態 k となる。さらにその後休憩すると、状態 g になり、その後は出力と休憩を繰り返すたびに同様の变化をする。

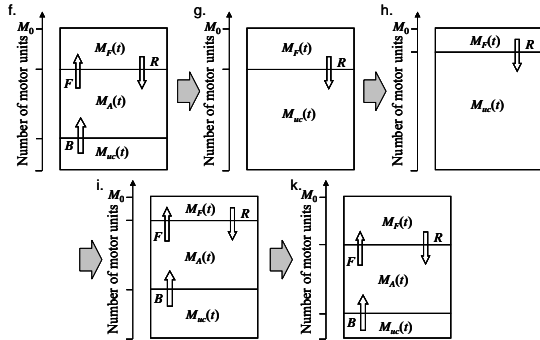


図 4.7 休憩を挟んだ場合の筋肉ユニットの状態変化

ここで提案した筋肉の疲労モデルを用いることで、人によって異なる身体特性を表すパラメータである、最大筋力を決定するパラメータ M_0 、筋肉の活性の強度を表すパラメータ B 、疲労の強度を表すパラメータ F および回復の強度を表すパラメータ R が予めわかっているとき、任意の出力を維持することが可能な時間や、出力と休憩を繰り返した場合に、その動作を繰り返すことのできる回数を推定することができる。

4.2.3 結果および考察

提案手法の妥当性を検証するため、健康な男性参加者 5 名 (身長: 172.0 ± 6.6 cm, 体重: 60.0 ± 4.9 kg) に実験内容について同意を得て実験を行った。

ここでは、出力を發揮し始めてから 180 s までの出力を用いて、各実験参加者の最大筋力を決定するパラメータ M_0 、筋肉の活性の強度を表すパラメータ B 、疲労の強度を表すパラメータ F および回復の強度を表すパラメータ R を同定した。同定結果を表 4.2 に示す。

表 4.2 同定した筋疲労モデルのパラメータ

	M_0	B	F	R
Participant A	336	5	0.021	0.005
Participant B	300	5	0.017	0.006
Participant C	249	5	0.017	0.008
Participant D	294	5	0.009	0.002
Participant E	319	5	0.017	0.007

最初に、任意の大きさの出力が持続可能な時間を測定する実験を行った。各実験参加者の最大出力に対して 50% の出力を維持した場合の測定結果と 4.2.1 節の疲労モデルのパラメータ X を $X = 50$ としたときの各ユニットの状態変化の一例 (実験参加者 D) を図 4.8 に、実験参加者ごとの持続時間の測定値と推定値の比較を表 4.3 に示す。実験参加者 A, B, D では測定結果と推定結果の差は小さく同等の値となったが、実験参加者 C, E では測定結果と推定結果の差が 15% 程度となった。

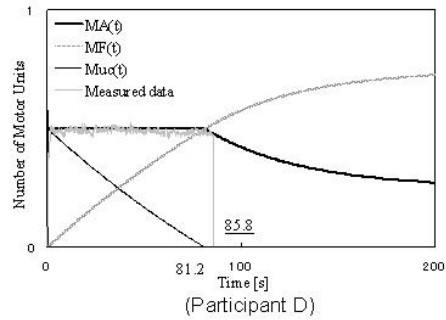


図 4.8 50%出力を維持した際の各ユニットの状態変化

表 4.3 持続時間の測定値と推定値の比較 (50%出力を維持して發揮する場合)

	Measured	Estimated	Error
Participant A	54.1 s	54.4 s	0.7 %
Participant B	53.5 s	53.2 s	0.6 %
Participant C	95.1 s	79.6 s	19.5 %
Participant D	85.8 s	81.2 s	5.7 %
Participant E	65.1 s	75.9 s	14.2 %

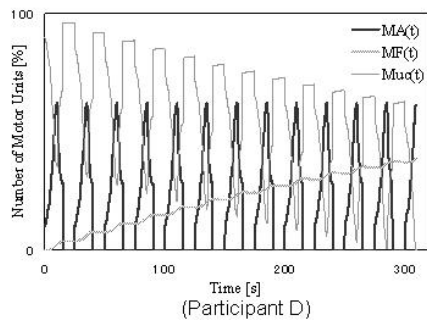


図 4.9 休憩を挟んで動的な出力を發揮した際の各ユニットの状態変化

表 4.4 持続時間の測定値と推定値の比較 (休憩を挟んで動的な出力を發揮する場合)

	Measured	Estimated
Participant A	4	4
Participant B	7	6
Participant C	9	10
Participant D	12	12
Participant E	8	9

次に、休憩を挟んで任意の大きさの出力を持続する場合に、その動作を繰り返すことのできる回数を測定する実験を行った。各実験参加者における最大出力に対して 50% の出力を 20 s 発揮した後、10 s 休憩し、その後さらに出力を発揮するという動作を繰り返した。この結果は紙面の都合で割愛する。

最後に、休憩を挟んで動的に変化する出力を発揮する場合に、その動作を繰り返すことのできる回数を測定する実験を行った。各実験参加者における動的に変化する出力を 15 s 発揮した後、10 s 休憩し、その後さらに出力を発揮するという動作を繰り返した場合に推定される各ユニットの状態変化の一例（実験参加者 D）を図 4.9 に、実験参加者ごとの持続回数の測定値と推定値の比較を表 4.4 に示す。実験参加者 A, D では測定結果と推定結果が一致した。実験参加者 B, C, E では測定結果と推定結果に差が見られた。

推定値の精度は、表 4.2 に示したパラメータの同定結果に左右されるが、パラメータ同定のための実験結果が、実験参加者の実験開始前の肉体的、精神的な要因に大きく左右される。そうした不確定な要因があるにも拘わらず、表 4.3, 4.4 に示した測定値と推定値との比較では、概ね良好な結果が得られており、提案手法の妥当性を確認することができた。

4.3 まとめ

作業者に優しい無理のない作業環境を設計するための革新的評価ツールの開発を目的として、身体の制御機能に大きく関与している二関節筋や拮抗筋の働きを考慮できる筋骨格モデルを開発するとともに、作業の繰り返しによる疲労進展を定量評価する筋肉の疲労モデルを新たに提案した。

筋骨格モデルは垂直跳び動作の解析に適用して、各筋に表面筋電計を取り付けて検証を行い、動作解析による筋力推定結果の妥当性を示した。また、筋肉の疲労モデルは腕の屈曲・伸展による疲労進展の評価に適用し、評価結果の妥当性を示した。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕（計 2 件）

1. 西田 勇, D. Gordon E. Robertson, 前田正登, 川野常夫, 白瀬敬一 ; 拮抗筋および二関節筋を考慮した下肢筋力の推定手法—ジョギング動作における下肢筋力の推定—, 人間工学, 48(2), pp.63-69, (2012).
2. 西田 勇, 前田正登, 川野常夫, 白瀬敬一 ; 拮抗筋および二関節筋を考慮した下肢筋力の推定手法—垂直跳びにおける下肢筋力の推定—, 人間工学, 47(6), pp.244-251, (2011).

〔学会発表〕（計 5 件）

1. 西田 勇, 前田正登, 川野常夫, 白瀬敬一 ; 立幅跳びにおける拮抗筋及び二関節筋を考慮した下肢筋力の推定手法の検証 ; 日本機械学会シンポジウム : スポーツアンド・ヒューマンダイナミクス 2011, 講演論文集, pp.309-314, (2011.10.31-11.2) 京都大学.
2. 佐田和也, 西田 勇, 川野常夫, 白瀬敬一 ; 筋肉の疲労進展を評価する筋疲労モデルの提案 ; 日本機械学会シンポジウム : スポーツアンド・ヒューマンダイナミクス 2011, 講演論文集, pp.298-302, (2011.10.31-11.2) 京都大学.
3. Isamu Nishida, Masato Maeda, D. Gordon E. Robertson, Keiichi Shirase ; Development of an ergonomic musculoskeletal model to estimate muscle forces during vertical jumping, 5th Asia-Pacific Congress on Sports Technology ; The Impact of Technology on Sport IV, pp.338-343, (2011.8.28-31) Melbourne, Australia.
4. Isamu Nishida, D. Gordon E. Robertson, Masato Maeda, Tsuneo Kawano, Keiichi Shirase, Validation of muscle forces during jogging estimated with an ergonomic musculoskeletal model, Proceedings of International Society of Biomechanics 2011, pp.35, (2011.7.3-7) Brussels, Belgium.
5. Isamu Nishida, D. Gordon E. Robertson, Masato Maeda, Tsuneo Kawano, Keiichi Shirase, Estimation of Ground Reaction Forces during Walking, Biomechanics in Sports, International Society of Biomechanics in Sports 2011, pp.547-550, (2011).

〔その他〕

ホームページ等

http://www.research.kobe-u.ac.jp/eng-cimlab/new_index.html

6. 研究組織

(1) 研究代表者

白瀬 敬一 (KEIICHI SHIRASE)
神戸大学・大学院工学研究科・教授
研究者番号 : 8 0 1 7 1 0 4 9

(2) 研究分担者

該当なし

(3) 連携研究者

該当なし