

原著

関節モーメントに基づく上肢の主観的負担感の定式化に
おける関節角度の影響

和文抄録

関節角度と性別の違いが関節モーメントと主観的負担感との関係に与える影響について検討した。被験者は男性5名と女性5名であり、肩関節屈曲と肘関節屈曲を対象とし、3水準の関節角度ごとに関節モーメント比（各被験者の最大値に対する相対値）の大きさを变化させて主観的負担感を計測した。関節モーメント比を説明変数、主観的負担感を目的変数とし、ロジスティック関数を近似モデルとして関節角度と性別ごとに近似関数を作成した。その結果、近似関数の平均誤差が5~10%であることを確認した。また、ロジスティック関数の最大感度と変曲点の位置を近似関数の特徴量と定義し、近似関数を分類するアルゴリズムを提案して関節角度と性別の違いが近似関数に与える影響を評価した。その結果、関節角度と性別による影響はわずかであり、関節モーメント比と主観的負担感との関係を定式化する上で関節角度と性別の影響は無視できると判断できる結果を得た。

（キーワード：）心理物理学，バイオメカニクス，筋骨格系負担，関数近似

Abstract

The present study investigated the effect of joint angle and gender on the relationship between the perceived discomfort and the joint moment of the upper limbs. Five male and five female subjects participated in this experiment. The target joint motions were the shoulder flexion and the elbow flexion. The perceived discomfort scores were measured with different amplitude of joint moment ratio (i.e., relative value to maximum joint moment that subjects can exert) in each of three joint angle levels. The approximation functions for each joint angle and gender were approximated as functions of joint moment ratio by logistic function model. The average absolute errors ranged from 5 to 10%. The maximum sensitivity and inflection point were selected as the parameters of the approximation function, and the effect of joint angle and gender on the history of approximation functions was evaluated by the proposed algorithm that classifies the approximation functions according to the parameters. The result suggested that the joint angle and gender had little effect on the history of approximation function, and the effect of them can be ignored when the relationship between the perceived discomfort and the joint moment ratio is formulated.

1. 緒言

身体にかかる負担が低く筋骨格系障害発生のリスクが低い作業環境の設計を目的として、筋骨格系の構造を力学的なモデル（生体力学モデル）で表して評価を行う生体力学解析や筋電図が用いられている^{1, 2)}。筋電図は、被験者が実際に発揮した筋活動を計測できるという利点がある。しかし、筋電図の計測には、個人差を正規化するための予備的な計測などの事前準備が必要であり、時間的なコストや被験者にかかる負担が高く、限られた条件でしか実験を行うことができない。また、計測した筋電図は対象とする動作以外の身体負担評価に適用することができず、作業環境を変更した際には、再度筋電図を計測しなければならないという問題がある。生体力学解析では、各関節にかかるモーメント（以下、関節モーメント）や関節角度の変化に基づいて身体負担を評価する。ここで、関節モーメントとは、身体各セグメントの自重や外力によって各関節に発生するモーメントである。なお、本論文における関節モーメントは、静的作業姿勢における関節モーメントである。つまり、身体セグメントの並進や回転の加速度がない状態での関節モーメントである。生体力学解析による身体負担の評価は関節角度と外力の計測のみですむため、筋電図に比べて実験コストや被験者にかかる負担が低いという利点がある。また、変更後の作業環境が身体負担に与える影響を評価したい場合に、再実験を行わずにコンピュータ上でのシミュレーションにより身体負担を評価することが可能である^{3, 4)}。したがって、生体力学解析により身体負担を評価することで、人間の負担を加味した設計を効率的に行うことが可能になる。

生体力学モデルを用いた身体負担の評価として、任意の姿勢における負担感の評価法に関する研究が複数報告されているが^{5~9)}、関節角度を用いて負担感を予測しているため、任意の関節モーメントが付加された際の負担感を予測することができない。実際に作業を行う際には任意の関節モーメントが作業者にはたらくため、より現実にもった評価を行うためには、関節モーメントが身体負担に与える影響を評価することが必要である。関節モーメントを用いた身体負担評価に関する研究として、被験者が発揮できる関節モーメントの最大値（最大関節モーメント）に関する報告^{2, 10, 11)}が挙げられる。これらの研究では、被験者が発揮した最大関節モーメントや、最大関節モーメントと関節角度との関係が報告されている。また、被験者の姿勢を変化させて関節モーメントと主観的負担感との関係について検討した研究が報告されている^{12~15)}。しかし、これらの研究では、任意の関節モーメントを発揮した際に被験者が感じる負担感が定量的に評価されていない。つまり、関

節モーメントと主観的負担感との関係が定式化されていない。したがって、任意の作業環境の設計に応用することが困難である。より快適な作業環境を効率的に設計するためには、関節モーメントと主観的な負担感との関係を明らかにして設計に応用することが必要である。

筆者らは、関節モーメントと主観的負担感との関係を定式化して負担感の評価関数を作成することを目的として、上肢の各関節に関節モーメントをかけて主観的負担感を計測した¹⁶⁾。近似モデルとして三つの近似モデル（線形関数、指数関数、ロジスティック関数）を用いて近似関数を作成して近似精度を比較した結果、ロジスティック関数を近似モデルとして使用した近似関数の近似精度が最も高いことを確認し、12の関節運動方向（肩関節の伸展、屈曲、内転、外転、内旋、外旋、肘関節の伸展、屈曲、手関節の伸展、屈曲、尺屈、橈屈）の主観的負担感を予測する近似式を作成した。しかし、前報では関節角度を一定にして実験を行っており、関節角度の影響については検討していない。関節角度が変化することで、靭帯弾性の伸びに対する抵抗力である関節受動抵抗が発生する。この関節受動抵抗によって生体内に運動を妨げるモーメント（以下、関節受動モーメント）が発生することが知られている^{17~19)}。したがって、関節角度が変化することで関節受動モーメントが発生し、関節モーメントと主観的負担感との関係に影響を与える可能性が考えられる。実際の作業現場では任意の姿勢をとり得るため、提案した負担感評価関数をより汎用的な指標とするためには、関節角度の違いが負担感と関節モーメントの関係に与える影響について検討する必要がある。また、前報¹⁶⁾では被験者が男性のみであったため、性別の違いによる影響について検討していない。そこで本論文では、関節角度と関節モーメントを変化させて主観的負担感の計測を行い、関節角度が主観的負担感に与える影響を定量的に評価することを目的とする。また、女性被験者を加えて実験を行い、性差が負担感と関節モーメントの関係に与える影響についても評価する。

2. 実験方法

2-1. 被験者

被験者は21~23歳の学生10名（男性5名、女性5名）であり、上肢に疼痛がなく健康であった。男性被験者5名の年齢、身長、および体重の平均値±標準偏差は、それぞれ22.4±0.55歳、174.2±9.71cm、および65.0±12.2kgであった。同様に、女性被験者5名の年齢、身長、および体重の平均値±標準偏差は、それぞれ22.0±0.71歳、160.3±2.85cm、および

48.2±4.7kgであった。また、男性被験者1名が左利きであり、他の被験者はすべて右利きであった。なお、被験者に対して実験前に実験内容について説明し、不利益を受けることなくいつでも実験を辞退できることを伝え、被験者の同意を得て実験を実施した。

2-2. 実験条件

前報において、クラスタ分析を応用して12の関節運動方向に対する負担感の近似関数を分類した結果、肘関節屈曲以外の11個の近似関数からなる第一クラスタと、肘関節屈曲の近似関数からなる第二クラスタの二つに分類されることを確認した¹⁶⁾。そこで本論文では、被験者にかかる負担を軽減するために第一クラスタの中から肩関節屈曲を抽出し、肩関節屈曲と肘関節屈曲を計測対象の関節運動方向とした。

関節角度と関節モーメントの大きさの二つを実験因子とした。なお、関節モーメントの大きさは被験者が最大限発揮できる関節モーメント（最大関節モーメント）の大きさに対する比である関節モーメント比を用いた。また、関節角度を変化させて最大関節モーメントの計測を行っている先行研究¹¹⁾を参考にして関節角度を決定した。文献11)では、おおむね関節可動域²⁰⁾の両端と中央部になるように、肩関節角度は35°、80°、130°とし、肘関節角度は30°、80°、120°としている。本論文では、姿勢の構築のしやすさを考慮し、肩関節角度と肘関節角度ともに45°、90°、135°の3条件とした。ここで、肩関節の角度は直立時に上腕と鉛直方向がなす角であり、肘関節の角度は前腕と上腕がなす角である。関節モーメント比は20、40、60%の3水準とした。ただし、被験者が過度な負荷だと判断した場合には、上記の値より低い関節モーメントを付加した。また、関節モーメントの計算では上肢の自重を考慮しており、上肢の各セグメント（上腕、前腕、手）の重量は被験者の体重比から算出した。具体的には、男性の上腕、前腕、および手の重量は体重の2.8、1.6、0.6%とし、女性の上腕、前腕、および手の重量は体重の2.9、1.3、0.6%とした²¹⁾。

2-3. 実験手順

はじめに、関節モーメントを算出するために必要な被験者の人体寸法（上腕長、前腕長、手長）を計測した。次に、被験者に図1の中で対象とする条件の姿勢をとらせ、被験者が発揮できる最大関節モーメントの計測を行った。最大関節モーメントの計測後、関節モーメント比20、40、60%の関節モーメントを10秒間付加し、主観的負担感を計測した。なお、関節モーメントの大きさは重りの重さを調整することで変化させた。実験の順序効果

図1

による影響を排除するため、関節角度と関節モーメント比の順序はランダムとした。各条件での試行回数は1回であり、1回の計測が終了するごとに疲労回復のために5分程度の休憩を設けた。なお、実験はすべて被験者の利き手側の upper limb を対象として実施した。

2-4. 計測項目と解析方法

2-4-1. 主観評価

主観評価の計測には、負担感を5段階で評価したのち、さらに10段階で評価する Category Partitioning 50 (CP-50)²²⁾を使用した。本実験では、全く負担を感じない(0)、わずかに負担を感じる(1~10)、やや負担を感じる(11~20)、負担を感じる(21~30)、かなり負担を感じる(31~40)、非常に負担を感じる(41~50)の6段階で評価したのち、「全く負担を感じない」以外のカテゴリでは選択した段階を10段階に分けた中でどの段階に該当するかを回答させた。したがって、主観評価は51段階の評価となる。被験者には、安静時の負担感を0、最大関節モーメント発揮時の負担感を50として任意の関節モーメントが付加された際の負担感を回答させた。

2-4-2. 近似関数の作成

男性被験者と女性被験者の計測結果を用いて、条件ごとに主観的負担感(CP-50のスコア)を目的変数、関節モーメント比を説明変数として近似関数を作成した。近似関数の近似モデルは、前報¹⁶⁾の結果をもとにロジスティック関数を使用した。ロジスティック関数の近似モデルは次式で与えられる。

$$w = \frac{a}{1 + \exp\{b(r - c)\}} \quad (1)$$

ここで、 w がCP-50のスコアであり、 r が関節モーメント比である。また、 a 、 b 、 c は未知係数であり、誤差二乗和の最小化問題を最適化することで決定した。作成した近似関数の近似精度は平均絶対誤差により評価した。

2-4-3. 関節角度と性別の違いによる比較

被験者に付加する関節モーメント比は被験者の申告により調整しており、同じ条件でも全被験者で同一の関節モーメント比にはならないため、分散分析により関節角度と性別の違いを評価することが困難である。そこで、本論文では前報¹⁶⁾と同様にクラスタ分析を応用し、関節角度と性別の違いが近似関数に与える影響を定量的に評価する。具体的には、ロジスティック関数の最大感度 $-ab/4$ と変曲点の位置 c を近似関数の特徴量と定義し、近似

関数の特徴量を用いて以下の手順に従って近似関数を分類した。なお、最大感度 $-ab/4$ が大きくなるほど負担感が急激に上昇することを表し、変曲点の位置 c が原点に近いほど負担感の上昇が早く発生することを表す。

(Step1) 各条件（関節角度と性別）の近似関数の平均絶対誤差 E_i ($i = 1, \dots, 6$) を求める。

(Step2) クラスタ数 $m = 1$ とする。

(Step3) 近似関数の特徴量を用いて六つの近似関数を m 個のクラスタに分類する。

(Step4) 各クラスタに属するすべての条件の主観的負担感の計測結果を用いて、各クラスタの近似関数を作成する。

(Step5) i 番目の条件が含まれるクラスタの近似関数において、 i 番目の条件の実測値との平均絶対誤差 e_i を求める。

(Step6) E_i と e_i の t 検定を行う。すべての条件において有意差が認められない場合は分析を終了する。一つでも有意差が存在する場合には $m = m + 1$ として Step3 へ戻る。

以上のアルゴリズムに従い近似関数の平均絶対誤差に統計的な有意差が認められない範囲で近似関数を分類することで、関節角度と性別が主観的負担感と関節モーメント比との関係に与える影響を検討した。なお、 t 検定の有意水準は 5%とした。

3. 結果

3-1. 最大関節モーメント

最大関節モーメントの計測結果を図 2 に示す。関節運動方向ごとに関節角度と性別を要因とする二元配置分散分析を有意水準 5%で実施した結果、肩関節屈曲と肘関節屈曲ともに関節角度と性別に主効果が認められた。さらに、Tukey 法を用いて主効果の下位検定を行った結果、肩関節屈曲と肘関節屈曲ともにすべての関節角度において男性の最大関節モーメントが女性よりも有意に高かった。また、肩関節屈曲では関節角度 90°における最大関節モーメントが 45°よりも有意に高く、肘関節屈曲では関節角度 90°における最大関節モーメントが 135°よりも有意に高かった。

図 2

3-2. 近似関数の近似精度

主観評価の計測結果をもとに、式 (1) の近似モデルを用いて近似関数を作成した。作成した近似関数の係数を表 1 に示す。一例として、肩関節屈曲 45°における主観的負担感の計測結果と作成した近似関数を図 3 に示す。また、各近似関数の平均絶対誤差を図 4 に

表 1

図 3

図 4

示す。なお、関節運動方向ごとに関節角度と性別を要因とする二元配置分散分析を有意水準 5%で実施した結果、肩関節屈曲と肘関節屈曲ともにいずれの要因においても主効果が認められなかった。また、近似関数の平均絶対誤差は 2.5~4.5 程度であった。

3-3. 関節角度と性別による影響の検討

図 5 に肩関節屈曲と肘関節屈曲の近似関数の特徴量(最大感度と変曲点)の位置を示す。図 5 (a) より、肩関節屈曲では女性の方が男性よりも角度の違いによる特徴量のばらつきが大きくなっている。また、肩関節屈曲では男性は 45°, 90°, 135°の順で最大感度が大きくなっているのに対し、女性は 90°, 45°, 135°の順で最大感度が大きくなっている。変曲点の位置は男女ともに関節角度が大きいほど原点に近くなっている。図 5 (b) より、肘関節屈曲では男性の方が女性よりも角度の違いによる特徴量のばらつきが大きくなっている。また、肘関節屈曲では男性は 90°, 135°, 45°の順で最大感度が大きくなっているのに対し、女性は 45°, 135°, 90°の順で最大感度が大きくなっている。肘関節屈曲における変曲点の位置は、男性は 90°, 135°, 45°の順で原点に近くなっているのに対し、女性では 135°, 45°, 90°の順で原点に近くなっている。

図 5

図 5 に示した近似関数の特徴量をもとに、肩関節屈曲と肘関節屈曲の近似関数を 2-4-3 で示した手順に従って分析した。分析の結果、肩関節屈曲と肘関節屈曲ともにクラスタ数 $m = 1$ の時点で分析が終了し、それぞれ一つのクラスタに集約された。肩関節屈曲の近似関数と肘関節屈曲の近似関数は次式で表される。

$$w_s = \frac{50.1}{1 + \exp\{-7.63(r - 0.394)\}} \quad (2)$$

$$w_e = \frac{50.2}{1 + \exp\{-7.35(r - 0.368)\}} \quad (3)$$

ここで、 w_s と w_e は肩関節屈曲と肘関節屈曲の主観的負担感の近似値である。なお、肩関節屈曲と肘関節屈曲の近似関数の平均絶対誤差は、それぞれ 3.57 と 3.55 であった。式 (2) と式 (3) で表される肩関節屈曲と肘関節屈曲の近似関数を図 6 に示す。

図 6

4. 考察

最大関節モーメントの計測結果から、男性の方が女性よりもすべての条件において最大関節モーメントが有意に高くなっていた (図 2)。これは、男性の方が女性よりも筋力が高

い²³⁾ためであると考えられる。また、肩関節屈曲と肘関節屈曲ともに関節角度が90°の時に最大関節モーメントが最も高くなっている。製品評価技術基盤機構は、肩関節屈曲では関節角度を35°、80°、130°とし、肘関節屈曲では関節角度を30°、80°、120°として最大関節モーメントの計測を行っている。その結果、本論文における被験者と同じ20代の被験者において、肩関節屈曲と肘関節屈曲ともに関節角度が80°のときに最大関節モーメントが最も高くなっている。本実験での最大関節モーメントの計測結果の定性的な傾向が先行研究と一致していることから、計測結果は妥当であると考えられる。

図4に示したように、近似関数の平均絶対誤差は2.5~4.5程度であった。これは、主観的負担感のスケール全体の約5~10%であり、比較的高い近似精度を有していると考えられる。図3からも、ロジスティック関数を用いて計測結果を精度よく近似できていることが確認できる。また、関節角度と性別を要因として平均絶対誤差の分散分析を行った結果、二つの要因とも主効果が認められなかったことから、関節角度と性別は作成した近似関数の近似精度に影響を与えていないことがわかる。したがって、関節角度や性別が異なる場合でも、ロジスティック関数を近似モデルとして使用することは妥当であると考えられる。

作成した近似関数の特徴量（最大感度と変曲点の位置）を比較した結果、肩関節屈曲では女性の方が関節角度の違いによる特徴量のばらつきが大きくなっているのに対し、肘関節屈曲では男性の特徴量のばらつきの方が大きくなっており、肩関節屈曲と肘関節屈曲において共通した傾向がみられなかった。関節角度の違いによる影響を比較すると、肩関節屈曲で男女ともに関節角度が大きいほど変曲点の位置が原点に近くなっていた。しかし、肩関節屈曲における変曲点の位置以外は、男女に共通する関節角度の影響はみられなかった。また、2-4-3で示した手順に従い分析した結果、肩関節屈曲と肘関節屈曲ともに一つのクラスタに集約された。つまり、それぞれの関節運動方向において、関節角度と性別ごとに作成した近似関数の平均絶対誤差と、関節自由度と性別を考慮せずにすべての計測データを用いて作成した近似関数の平均絶対誤差の間には統計的な有意差が存在しない。したがって、関節角度と性別が関節モーメントと主観的負担感との関係に与える影響はほとんどないと考えられる。

関節角度が関節モーメントに与える影響の一つに、関節受動抵抗の存在が挙げられる。そこで、本実験における関節受動抵抗の影響について検討する。男性と女性の肩関節屈伸の関節受動モーメント T_{sm} と T_{sf} [Nm]、および男性と女性の肘関節屈伸の関節受動モーメント T_{em} と T_{ef} [Nm]は次式で表される¹⁹⁾。

$$T_{sm} = \exp\{3.18(\theta_s - 0.170)\} - \exp\{3.10(-2.16 - \theta_s)\} \quad (4)$$

$$T_{sf} = \exp\{2.99(\theta_s - 0.255)\} - \exp\{3.40(-2.31 - \theta_s)\} \quad (5)$$

$$T_{em} = \exp\{8.78(\theta_e + 0.133)\} - \exp\{9.49(-2.32 - \theta_e)\} \quad (6)$$

$$T_{ef} = \exp\{9.81(\theta_e - 0.0191)\} - \exp\{8.38(-2.45 - \theta_e)\} \quad (7)$$

ただし、 θ_s と θ_e [rad]は肩関節と肘関節の角度であり、屈曲側の関節角度が負である。式(4)と式(5)より、関節受動モーメントが最も大きくなる肩関節の屈曲位 135°において、男性は約 1.8Nm、女性は約 1.2Nm の関節受動モーメントがはたらく。同様に、肘関節の屈曲位 135°において、男性は約 1.3Nm、女性は約 0.4Nm の関節受動モーメントがはたらく。これらの関節受動モーメントを図2で示した最大関節モーメントの平均値を用いて関節モーメント比に換算すると、肩関節屈曲では男性と女性でそれぞれ 3.1%と 4.3%であり、肘関節屈曲では男性と女性でそれぞれ 3.4%と 2.0%であることから、比較的小さな負荷である。したがって、関節受動モーメントが主観的負担感に与える影響は十分に小さく、ほとんど無視できるものである。また、主観的負担感の近似関数の説明変数として最大関節モーメントに対する相対値である最大関節モーメント比を用いており、関節角度の影響が陽には現れなかったと考えられる。これらの理由から、関節角度が変化しても主観的負担感の近似関数はほとんど変化しなかったと考えられる。以上の結果から、関節モーメント比と主観的負担感との関係を定式化する上で関節角度が与える影響は無視できると考えられる。ただし、今回行った実験における関節角度の範囲での結果であることに注意を要する。関節受動抵抗が増大する関節可動域の限界付近では、関節受動モーメントが急激に大きくなるため無視できない大きさになり、関節モーメントと主観的負担感との関係に影響を与える可能性が考えられる。また、本論文では被験者間での比較を行うことを目的とし、関節モーメントを最大関節モーメントに対する相対値で表して近似関数を作成している。つまり、本論文で得られた近似関数は相対的な身体負担に対する主観的負担感を表していることに注意を要する。したがって、本論文で提案した近似関数を用いて負担感を評価するためには、何らかの方法で最大関節モーメントを求めておく必要がある。本論文のようにあらかじめ最大関節モーメントが計測できる場合には、計測結果からモーメント比を算出し、負担感を予測することが可能である。また、最大関節モーメントが計測できない場合には、先行研究における最大関節モーメントの計測結果^{2, 10, 11)}を利用することで関節モーメント比を求めることが必要である。

5. 結言

本論文では、関節角度の違いが関節モーメントと主観的負担感との関係に与える影響について検討した。具体的には、肩関節屈曲と肘関節屈曲を対象に関節角度と付加する関節モーメント比を変化させて主観的負担感を計測し、関節角度ごとにロジスティック関数を近似モデルとして近似関数を作成した。その結果、前報と同様にロジスティック関数を用いて主観的負担感を精度よく近似できることを確認した。また、関節角度と性別の変化による近似関数の変化を定量的に評価した結果、関節角度と性別が変化しても近似関数がほとんど変化しなかった。したがって、関節モーメント比と主観的負担感との関係を定式化する上で関節角度と性差の影響は無視できると考えられる。

本論文で定式化した負担感の予測式を使って負担感を推定するためには、任意の操作姿勢におけるモーメント比を求める必要がある。モーメント比は関節モーメントを最大関節モーメントで除した値であるが、関節モーメントは静的な力とモーメントのつり合いから求めることができる。また、最大関節モーメントの計測結果は複数報告されている^{2,10,11)}。したがって、これらの文献値を用いて任意の作業における関節モーメント比を算出し、本論文で求めた負担感の予測式により負担感を推定することが可能である。最大関節モーメントのデータベースと主観的負担感の予測式を生体力学解析が可能なソフトウェアに実装することで、仮想空間上で身体負担を予測することができ、効率的に作業環境を設計することができると考えられる。

謝辞

本研究は JSPS 科研費 24760123 の助成を受けたものである。ここに記して謝意を表す。

参考文献

- 1) U.S. Department of Health and Human Services: Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives, 2-143, National Institute for Occupational Safety and Health, Atlanta, 1992.
- 2) Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J., Martin, B.J.: Occupational Biomechanics third ed., 181-277, Wiley, New York, 1999.
- 3) Lestrelin, D., Trasbot, J.: The REAL MAN Project: Objectives, Results and Possible Follow-up, Proc. of SAE International Conference and Exposition of Digital Human

Modeling for Design and Engineering, Paper No. 2005-01-2682, 2005.

- 4) LaFiandra, M.: Methods, Models, and Technology for Lifting Biomechanics, Duffy, V.G. (Ed.), Handbook of Digital Human Modeling, 8-1-8-27, CRC Press, New York, 2009.
- 5) Kee, D., Karwowski, W.: The boundaries for joint angles of isocomfort for sitting and standing males based on perceived comfort of static joint postures, *Ergonomics*, 44(6), 614–648, 2001.
- 6) Chung, M.K., Lee, I., Kee, D.: Assessment of postural load for lower limb postures based on perceived discomfort, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31(1), 17–32. 2003.
- 7) Carey, E.J., Gallwey, T.J.: Wrist discomfort levels for combined movements at constant force and repetition rate, *Ergonomics*, 48(2), 171–186, 2005.
- 8) Khan, A.A., O’Sullivan, L., Gallwey, T.J.: Effect on discomfort of frequency of wrist exertions combined with wrist articulations and forearm rotation, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(5), 492–503, 2010.
- 9) Kee, D., Lee, I.: Relationship between subjective and objective measures in assessing postural stress, *Applied Ergonomics*, 43(2), 277–282, 2012.
- 10) Amundsen, L. R.: Muscle Strength Testing: Instrumented and Non-Instrumented Systems, 1–200, Churchill Livingstone, New York, 1990.
- 11) 独立行政法人 製品評価技術基盤機構 : NITE 人間特性データブック (関節発揮トルク), Retrieved April 1, 2013, available from http://www.tech.nite.go.jp/human/jp/pdf/20FYdata/nite_humandatabook.pdf
- 12) Boussenna, M., Corlett, E.N., Pheasant, S.T.: The relation between discomfort and postural loading at the joints, *Ergonomics* 25(4), 315–322, 1982.
- 13) Wang, X., Breton-Gadegbeku, B. L., Bouzon, L.: Biomechanical evaluation of the comfort of automobile clutch pedal operation, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34(3), 209–221, 2004
- 14) Kim, K. H., Martin, B. J., Chaffin, D. B.: Modelling of shoulder and torso perception of effort in manual transfer tasks, *Ergonomics*, 47(9), 927–944, 2004.
- 15) Mukhopadhyay, P., O’Sullivan, L., Gallwey, T.J.: Estimating upper limb discomfort level due to intermittent isometric pronation torque with various combinations of elbow angles, forearm rotation angles, force and frequency with upper arm at 90° abduction. *International*

Journal of Industrial Ergonomics, 37(4), 313–325, 2007.

- 16) Chihara, T., Izumi, T., Seo, A.: Perceived discomfort functions based on joint moment for various joint motion directions of the upper limb, Applied Ergonomics, doi: 10.1016/j.apergo.2013.04.016, in press (available online 2013).
- 17) 青木慶, 山崎信寿: 直立 2 足歩行における関節受動抵抗の意義, バイオメカニズム, 14, 59–68, 1998.
- 18) 日本機械学会 編: バイオメカニクス数値シミュレーション, 196–197, コロナ社, 東京, 1999.
- 19) 人間生活工学研究センター: 平成 10 年度即効的知的基盤整備委託調査研究「人間の動作等に係る動的特性の計測評価」(関節特性計測) 調査報告, 1–200, 人間生活工学研究センター, 東京, 2000.
- 20) 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩: 基礎運動学 第 6 版, 512–521, 医歯薬出版, 東京, 2003.
- 21) 瀬尾明彦, 日下幸則: 日本人の体格推定式とそれによる筋骨格系負担の推定, 産業衛生学雑誌, 41 (臨時増刊), 585, 1999.
- 22) Shen, W., Parsons, K.C.: Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort, International Journal of Industrial Ergonomics, 20(6), 441–461, 1997.
- 23) 首都大学東京体力標準値研究会 編: 新・日本人の体力標準値 II, 161–179, 不昧堂出版, 東京, 2007.

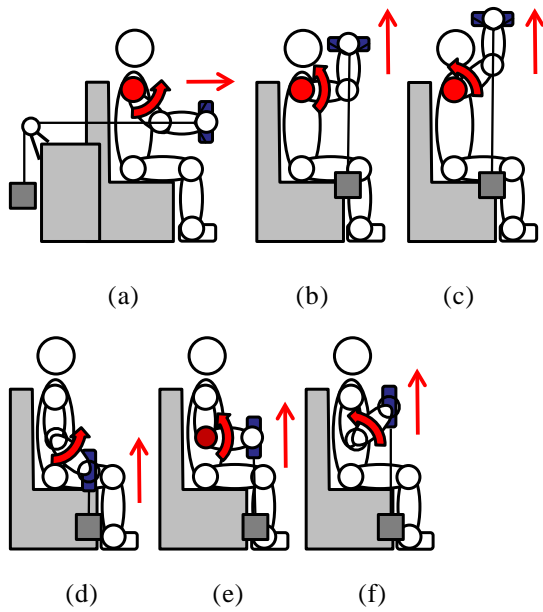


図1 実験肢位. (a) 肩関節屈曲 45°, (b) 肩関節屈曲 90°, (c) 肩関節屈曲 135°, (d) 肘関節屈曲 45°, (e) 肘関節屈曲 90°, (f) 肘関節屈曲 135°

Fig.1 Instructed upper limb postures. (a) Shoulder flexion 45°, (b) Shoulder flexion 90°, (c) Shoulder flexion 135°, (d) Elbow flexion 45°, (e) Elbow flexion 90°, (f) Elbow flexion 135°

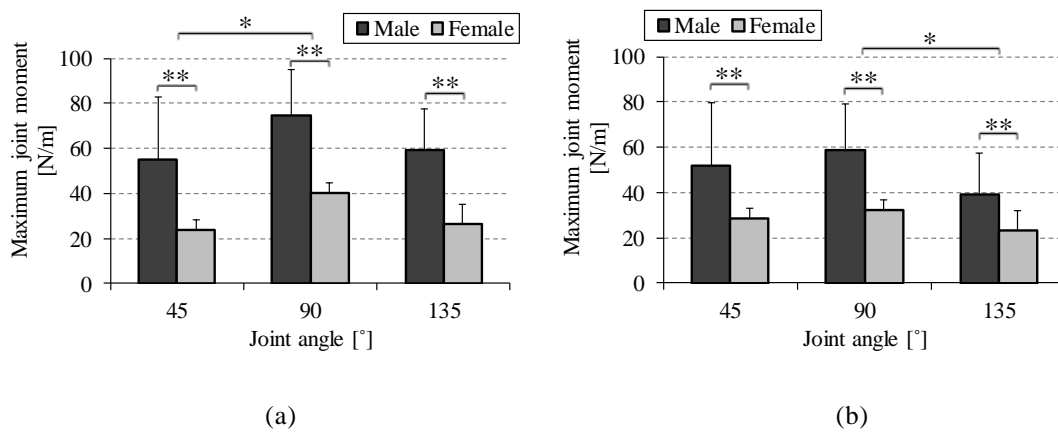


図2 最大関節モーメント : * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$. (a) 肩関節屈曲, (b) 肘関節屈曲

Fig.2 Maximum joint moment. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ (a) Shoulder flexion, (b) Elbow flexion

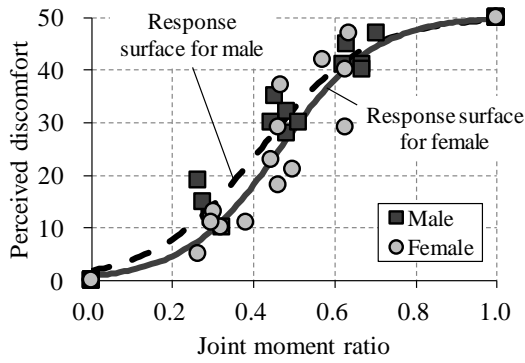


図3 肩関節 45°の主観的負担感の計測結果と近似関数

Fig.3 Measured perceived discomfort scores and approximation functions for shoulder flexion 45°

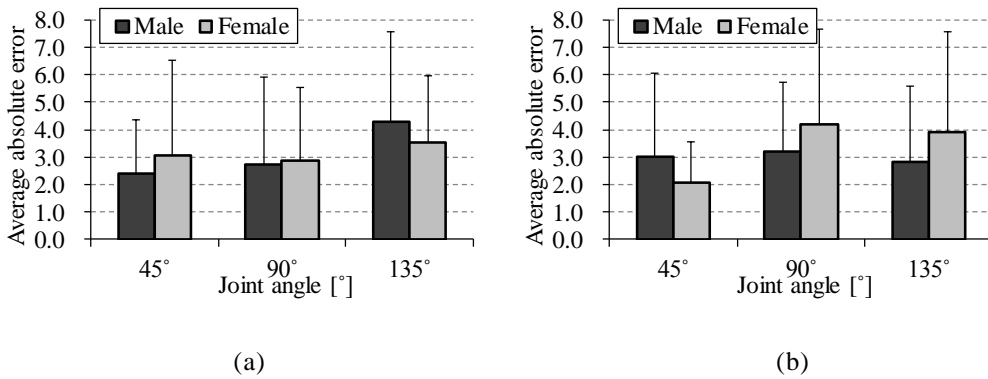


図4 近似関数の平均絶対誤差. (a) 肩関節屈曲, (b) 肘関節屈曲

Fig.4 Average absolute errors of approximation functions. (a) Shoulder flexion, (b) Elbow flexion

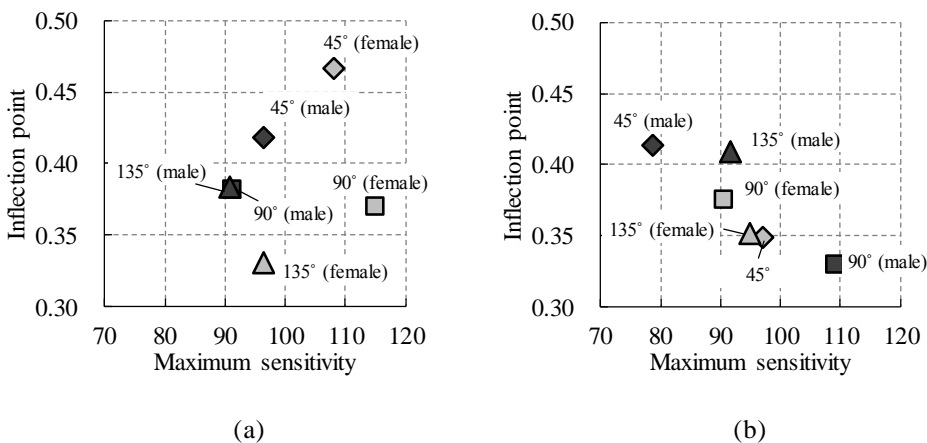


図5 近似関数の最大感度と変曲点の位置. (a) 肩関節屈曲, (b) 肘関節屈曲

Fig.5 Maximum sensitivity and inflection point of approximation functions. (a) Shoulder flexion, (b) Elbow flexion

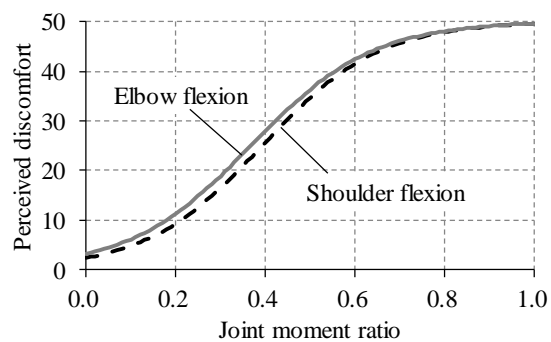


図 6 肩関節屈曲と肘関節屈曲の近似関数

Fig.6 Approximation functions of shoulder flexion and elbow flexion

表 1 近似関数の係数

Table 1 Regression coefficients of approximation functions

Joint motion direction	Joint angle [°]	Gender	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>
Shoulder flexion	45	Male	50.2	-7.70	0.418
		Female	50.3	-8.59	0.466
	90	Male	50.2	-7.28	0.381
		Female	49.7	-9.27	0.369
	135	Male	49.9	-7.29	0.383
		Female	49.5	-7.80	0.330
Elbow flexion	45	Male	51.6	-6.11	0.413
		Female	50.4	-7.71	0.348
	90	Male	49.5	-8.83	0.329
		Female	50.5	-7.19	0.375
	135	Male	49.9	-7.36	0.408
		Female	50.0	-7.59	0.351