# 人の心と体に配慮した新しい生活支援技術の開発

Development of assistive technology based on mental and physical load

2011006

研究代表者　岩手大学　工学部 機械システム工学科　助　教　佐々木　誠

［研究の目的］

近年，身体運動計測技術やモデル解析技術の発展に伴い，関節や筋などの実測困難な生体内負荷を指標とした人と機械の適合性評価や，人の特性に基づいた生活支援機器の開発が進められている。しかしながら，身体的負荷を最小にするように設計された生活支援機器が使用者の心理面・精神面にどのような影響を与えるのか，また，心理的・精神的負荷を最小にするように設計された機器がどの程度の身体的負担を要求するのか，明確な知見は得られていない。

本研究では，人の「こころ」と「からだ」に配慮した新しい生活支援技術を確立するための基礎研究として，人との調和・適合が不可欠な生活支援機器の一つである手動車いすに着目し，その評価・検討を行った。

［研究の内容，成果］

**1. 唾液バイオマーカーによる生体反応の評価**

人の身体的・精神的負荷を理解する一つの評価手法として，非侵襲的に分析可能な唾液バイオマーカーが注目されている。本研究では，内分泌系の指標である唾液コルチゾールと，交感神経系の指標である唾液アミラーゼに着目し，車いす駆動条件と生体反応との関係について検討を行った。

被験者は，健常成人男性5名（年齢22±0.7歳，身長167.2±2.8 cm，体重60±4.6 kg，Mean±SD）とした。実験時間は，安静10分，車いす駆動5分，安静25分の合計40分とし，実験開始から終了まで2.5分おきに合計17回の唾液採取を行った。唾液中のコルチゾール濃度は，ELISAキット（1-3002；Salimetrics LLC）と蛍光プレートリーダー（ARVO MX；PerkinElmer Inc.）を用いて分析した。また，唾液アミラーゼ活性は，交感神経モニタ（$\alpha$-AMY，Yamaha Motor Co.）を用いて，即時分析を行った。

車いす駆動実験には，ホイールベース長さ，シート高さ，トレッド幅，シート角，走行抵抗などをPCで自由に制御可能な車いすシミュレータを用いた（図1）。駆動姿勢は，腕を真下に下ろした時の指先位置と車軸位置が等しくなるように，各被験者ごとにシート位置を調整した。走行抵抗は，3，6 Nmの2種類とし，毎分40回の駆動周期で，駆動輪の角速度を2

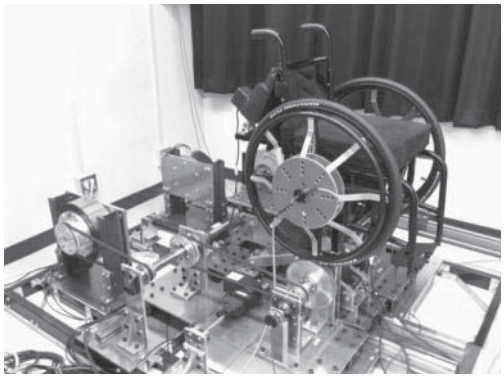

図1　車いすシミュレータ

rad/s に維持するように被験者に指示を与えた。駆動中の上肢運動とハンドリムに加えた駆動力は，3 次元位置姿勢センサ（Fastrak ; Polhemus Inc.）と 6 軸力覚センサ（IFS-45E15A250-I63-ANA ; Nitta Co.）を用いて，サンプリング周波数 25 Hz で計測した。

7 関節（肩関節の屈伸，内外転，内外旋，肘関節の屈伸展，手関節の回内外，掌背屈，橈尺屈）を有する剛体リンクモデルと，上肢運動に支配的な 10 筋（上腕筋，三角筋前部，三角筋中部，三角筋後部，上腕二頭筋，上腕三頭筋短頭，上腕三頭筋長頭，大胸筋，橈側手根屈筋，橈側手根伸筋）を有する 2 次元の筋骨格モデル（簡易モデル）を用いて，被験者の身体負荷を筋消費エネルギーとして数値化したところ，走行負荷の上昇に伴い，身体負荷が有意に増加することが確認された（$p<0.01$）。一方，唾液コルチゾール濃度と唾液アミラーゼ活性は，身体的あるいは精神的負荷によって上昇することが報告されているが，乗り心地や操作性，肉体的・精神的疲労などの身体的・精神的負荷が複雑に混在する車いす駆動の場合には，各値の変動に個人差が大きく，筋消費エネルギーとの間に有意な相関関係は見られなかった。

## 2. 生体力学的指標と生理学的指標による適合性の評価

車いす駆動に伴う最も深刻な問題は，車いす使用者の半数以上が経験する上肢の痛み，関節筋腱板や尺骨神経の損傷，手根管症候群などの 2 次的障害の発症である。そのため，関節，靭帯，筋などにかかる実測困難な生体内負荷を定量化し，使用者に適した駆動方式や駆動姿勢を導出することは重要である。ここでは，関節，靭帯，筋などを詳細にモデル化した 3 次元筋骨格モデル解析と呼気ガス分析を用いて，生体力学的，生理学的な観点から，駆動方式や駆動条件の違いが使用者に与える影響を考察した。

被験者は，健常成人男性 4 名（年齢 22±0.4 歳，身長 172.0±6.7 cm，体重 59.6±5.0 kg，Mean±SD）とした。駆動方式は，ハンドリム式（HHR-4 ; OX-engineering Co.），レバー式（NuDrive ; Pure Global Ltd.）の 2 種類とした（図 2）。実験では，各駆動装置を車いすシミュレータに取り付け，被験者の駆動力に応じた駆動輪の回転運動を AC サーボモータ（SGMCS-35E3B41 ; Yaskawa electric Co.）を用いて再現した（図 3）。駆動力は，ハンドリムと車輪の間，またはグリップ根元に 6 軸力覚センサを組み込むことで計測した。走行抵抗 $d$ は，スロープ角度が 0°（平坦），3°，6 に相当する負荷トルクとしてそれぞれ与えた。

$$d = RMg \sin \alpha \tag{1}$$

ここで，$R$ は駆動輪の半径，$M$ は被験者と車いすを合わせた全体の質量，$g$ は重力加速度を表す。また，レバー式駆動の実験では，変速機を仮想的に設定し，レバーと車輪のギア比がそれぞれ 1，1.5，1/1.5 倍となるよう，車いすシミュレータの制御を行った。被験者は，前方に設置したスクリーンで走行速度を確認しながら，走行速度を 2.5 rad/s に維持するように，3 分間の駆動を行った。駆動中の身体運動は，12 台の赤外線カメラで構成したモーションキャプ

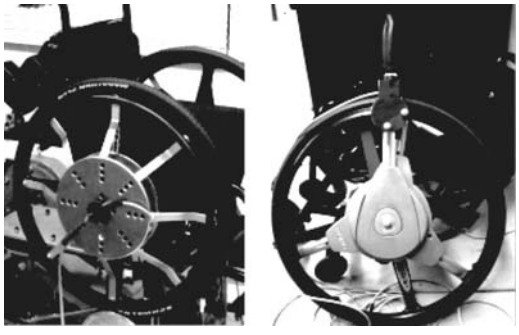

図 2　車いす駆動計測装置

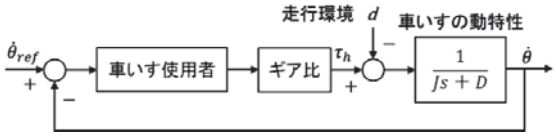


図 3　車いすシミュレータの制御方法

チャシステム（OptiTrack ; Natural Point Inc.）により計測した。また，身体の消費エネルギーを分析するために，呼気ガス分析装置（Cpex-1 ; Inter Reha Co., Japan）を用いて，駆動時の酸素摂取量の測定を同時に行った。酸素摂取量は，駆動開始前の 15 分間にも測定を行い，これを安静時酸素摂取量と定義した。以上の実験を，各条件ごとに 2 回ずつ行った。駆動トルクや車輪の角速度などの車いすシミュレータに関する各パラメータはサンプリング周波数 200 Hz，酸素摂取量は 180 Hz でそれぞれ計測を行った。なお，本実験による疲労の影響を考慮するため，各条件の間に 1 日以上のインターバルを設けた。

モーションキャプチャシステムで計測した車輪の回転角度，回転中心位置，手のひら位置の各情報をもとに，車軸部で計測した駆動力から，ハンドリムに加えた力とモーメントを算出した。そして，全身の 3 次元身体運動と，ハンドリムに加えた力とモーメントの計測値を用いて，生体内負荷のモデル解析を行った（図 4）。解析には，筋肉 997，腱 50，靭帯 125，軟骨 34 の全要素 1206 で構成される 3 次元筋骨格モデルを用い，実測困難な関節反力，関節トルク，筋張力，筋収縮速度などを推定した。また，各筋の張力と収縮速度の積を時間積分することで，消費エネルギー $E_{hm}$ を算出した。

$$E_{hm}=\sum_{j=1}^{n}\int|F_j\times v_j|dt \qquad (2)$$

ここで，$j$ は駆動に要した筋の数（166 筋），$F$ は筋張力，$v$ は筋収縮速度である。また，筋骨格モデル解析の結果と比較するために，呼気ガス分析で得られる酸素摂取量から消費エネルギー $Ehg$ を計算した。

$$E_{hg}=1.05\times METS\times Wt \qquad (3)$$

ここで，$METS$（metabolic equivalents）は駆動時酸素摂取量と安静時酸素摂取量の比から得られる運動強度，$W$ は体重，$t$ は駆動時間である。安静時代謝量 1 $METS$ は，酸素摂取量にして 3.5 ml/（min・kg）に相当する。

車いすの駆動効率 $E_{ff}$ は，車いすの走行に使われたエネルギー $E_w$ と人が消費したエネルギー $Ehm$ の比として定義した。

$$E_{ff}=E_w/E_{hm} \qquad (4)$$

なお，車いすのエネルギー $E_w$ は次式で与えた。

$$E_w=\sum_{i=1}^{2}\int|\tau_{hi}\dot{\theta}_i|dt \qquad (5)$$

ここで，$i$ は駆動輪の数，$\tau_{hi}$ は各駆動輪軸周りの駆動トルク，$\dot{\theta}_i$ は各駆動輪の角速度である。

図 5 には，肩部の関節反力を，被験者 4 名の平均値 ± 標準偏差として示した。関節反力は，ハンドリム式とレバー式のどちらの場合においても，走行抵抗の増加に伴って大きくなる傾向

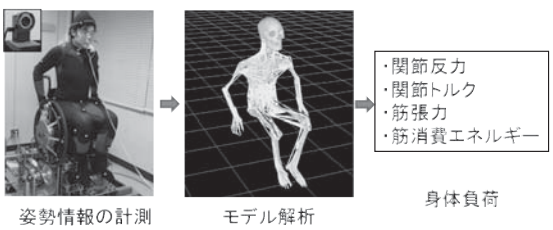


図 4　3 次元筋骨格モデル

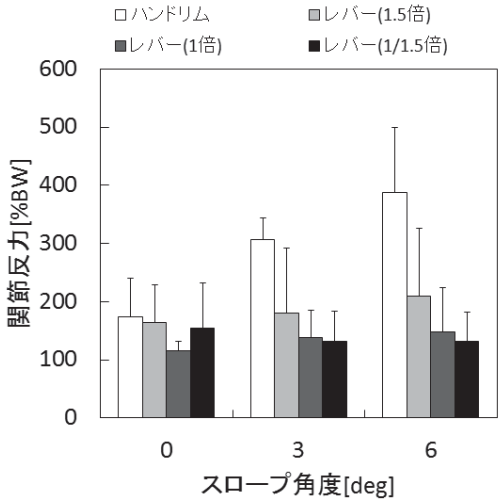


図 5　肩関節の関節反力

が見られた。ここで，駆動方式に着目すると，ハンドリム式の関節反力はレバー式よりも 1.1～3.0 倍大きく，また，レバー式のギア比に着目すると，小さな力でレバー操作が可能な 1/1.5 倍の場合の方が，関節反力は小さくなることが示された。

図 6，7 には，筋骨格モデル解析から算出した駆動効率と，呼気ガス分析から算出した駆動効率をそれぞれ示した。この結果，筋骨格モデル解析による駆動効率は，呼気ガス分析の結果よりも全体的に低値を示したが，ハンドリム式の方がレバー式よりも駆動効率が低く，また，レバー式のギア比では 1/1.5 倍の場合の方が，駆動効率が高いという傾向は一致した。さらに，

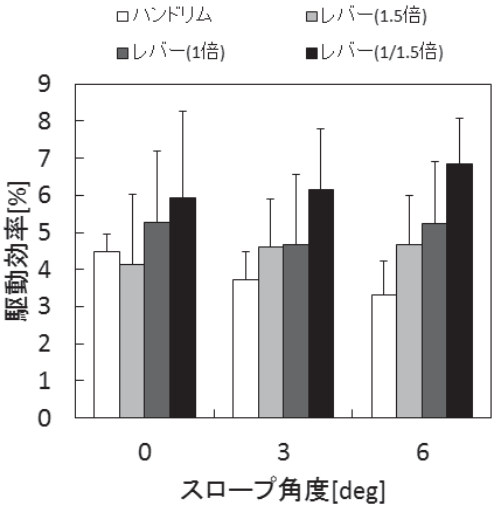


図 6　モデル解析から算出した駆動効率

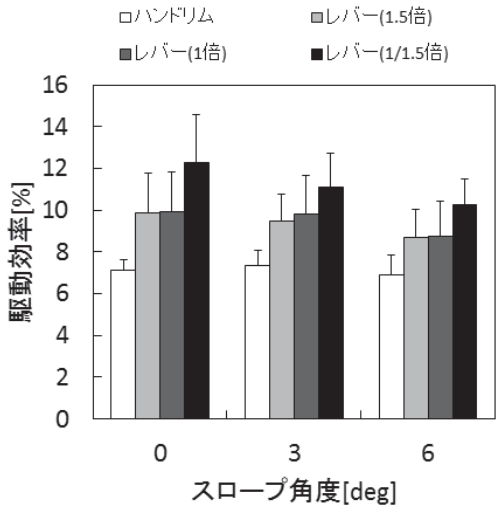


図 7　呼気ガス分析から算出した駆動効率

これら 2 つの方法で算出した駆動効率の相関関係を調べたところ，相関係数 $R$=0.75 という強い相関が見られた。これにより，筋骨格モデル解析を用いることで，関節，靭帯，筋などの実測困難な生体内負荷だけでなく，生理学的指標を考慮した駆動効率の算出が可能となり，装置が高価で実験が煩雑となる呼気ガス分析の代替手法として，有用であることが示唆された。

## ［今後の研究の方向，課題］

本研究では，3 次元筋骨格モデル解析による車いす適合評価の有用性を確認した。今後は車いすシミュレータを用いて，様々な駆動条件下での駆動計測，ならびに筋骨格モデル解析を行うことで，リアルタイムに個々人に最適な駆動方式や車いす形状を導出する適合支援技術の開発を進めていく。さらに，バイオマーカーの分析や官能評価を継続することで，人の「こころ」と「からだ」に配慮した機器設計技術の確立を目指す予定である。

## ［成果の発表，論文等］

［1］ 長田仁也，伊藤翔太，佐々木誠，山口昌樹：車いす適合支援を目的とした酸素摂取量の評価，第 45 回日本生体医工学会東北支部大会，ME-o1-2，p. 9，2011.

［2］ 長田仁也，佐々木誠，伊藤翔太，ステファノフ ディミター，大日方五郎，山口昌樹：車いす駆動における駆動効率の評価，ロボティクス・メカトロニクス講演会 2012，pp. 2A1-A11 (1) -2A1-A11 (2)，2012.

［3］ 長田仁也，伊藤翔太，佐々木誠，山口昌樹：車いす駆動における駆動効率の評価，心身ストレスに関する学術研究集会 2012，P-7，pp. 12-13，2012.

［4］ 伊藤翔太，佐々木誠，長田仁也，三浦弘樹，山口昌樹：筋骨格モデルを用いた車いす駆動動作の解析，生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会，GS3-5-3，pp. 1-2, 2012.

［5］ 松田敬子，佐々木誠，長谷和徳，山口昌樹：車いす最適設計を目的とした順動力学シミュレーション，計測自動制御学会東北支部第 277 回研究集会，227-9，2012.