

ハンドサイクルにおけるクランク回転駆動の負担評価

鈴木立人¹・内山寛信²・立山工³・倉田純一²・村上佳広²

要旨：長時間の高速安定性を有する下肢機能障害者の自転車的役割のハンドサイクルについて、クランク位置に対する上肢の駆動負担を評価するため、自律的なクランク駆動特性を求め、上肢リンクモデルより肩・肘関節トルクの逆解析を行った。これらの結果から、自律クランク駆動により最大動力が発揮された最適なクランク位置は肩・肘の等価的な慣性モーメントが最も小となる位置となり、駆動者の固有条件を元に肩・肘の等価的慣性モーメントを求めることより、低負担クランク回転駆動を行う最適なクランク位置を見出せる可能性があることがわかった。

キーワード：ハンドサイクル、手動クランク回転、主観的運動強度、関節トルク、逆解析

1. はじめに

ハンドサイクルは、下肢機能障害により歩行が困難な脊髄損傷者が遠距離を移動するための車いすに代わる移動手段として 30 年ほど前に欧米で普及が始まり、現在はスポーツ用途や手動式車いすに脱着可能なユニット式の簡易使用用途等、広がりが進んでいる。この背景として、手動式車いすは前輪が小径のキャスター輪のため小回りが利き、室内等近距離の移動には非常に便利であるが、屋外の移動時に速度の増加によるシミー現象の発生や小径による路面抵抗の増加、間欠的なリム駆動に起因する登板や斜路の横断時の操作負担増が挙げられる。ハンドサイクルは駆動・操舵を行う前輪 1 輪と自由輪となる後輪 2 輪から構成される。駆動・操舵輪は操作者が手動車いす駆動よりも駆動効率が良い¹⁾手動クランク回転駆動を行いながら操舵方向を固定でき、高速時の安定性や減速機の効果により、時速 15km/h 程度の高速駆動が行え、脊髄損傷者用の自転車という役割から多くの人気を集め、日本国内においても普及が拡大しつつある。

ハンドサイクルは上腕部による手動クランク回転駆動を行うため、上腕部負担が非常に大きく、長距離走行が多いため、上肢関節痛を誘発する可能性が高い。しかしながら、上肢負担程度を決定する一因子であるハンドサイクルの手動クランク位置等の位置設定²⁾は、多くの使用者体格に適合できるよう製品設計が成され、その調節は販売者や使用者が試行錯誤で決定するため、肩痛等が生じることがある。そこで、ハンドサイクルのクランク位置に対する上肢負担度の評価を行うことについて、販売者や使用者から要望が強い。

手動クランク回転機構は元来、上肢を用いた作業用途や下肢機能障害者のトレーニング用に用いられた経緯があり、回転効率等に関して多くの研究がなされている。研究の対象となる手動回転機構は握り部を取り付けたクランク形状のハンドルを用いており、このハンドル形状に対する研究が多い。過去の研究事例は、主にクランク回転効率のみに着目した研究、ハンドサイクル用途として適合評価を行った研究に大別される。前者としては、手動クランク動作の回転速度を変化させ、身体の基礎代謝から作業効率を調べたもの³⁾、平面のクランク作業における人間の力制御に関して調べたもの⁴⁾、横フライスの移動のためのハンドル回転作業における主観評価を行なったもの⁵⁾、車いすを用いたバスケットボールを行なう運動常用者に関して、手動回転の基礎代謝とその筋力に関する関係を調べたもの⁶⁾等がある。また、後者に関しては、3種類の減速ギア比に関して駆動者の作業負担を調べたもの⁷⁾、両手での同位相回転と逆位相回転を駆動者の基礎代謝から比較したもの⁸⁾、クランク長さや回転数に着目したもの⁹⁾がある。しかしながら、クランク位置に関する上肢負担評価はほとんど行われていない現状である。

そこで本研究は、クランク位置に関する上肢負担の評価を行うため、ハンドサイクルで調節可能な位置範囲を元に、手動クランク回転特性について自律的な回転駆動能力、および主観運動強度評価を実験により求める。次に 2 リンクの上肢モデルを用いて肩・肘関節トルクの逆解析を行い、関節負担として 1 クランク駆動における各関節が発揮する力積と運動エネルギーについて評価を行う。なお、今回の報告はクランク位置の最適設計への第一段階として、20 歳の青年男子 1 人を被験者とするが、個人差等を包含する一般化については、後の課題とする。

1 舞鶴工業高等専門学校機械工学科

2 関西大学システム理工学部機械システム工学科

3 舞鶴工業高等専門学校専攻科 建設・生産システム工学専攻

2. 手動クランク回転の駆動負担評価法

本研究ではクランク駆動負担の評価について、ハンドサイクルの動特性をモデル化した負荷特性を組み入れた図1に示す手動クランク回転試験装置において、負荷特性に対して自律的に駆動トルクを調節する自律手動クランク回転駆動特性を求める。設定するクランク位置条件は手動式車いすに脱着可能なハンドサイクル操舵・駆動部ユニットで図2に示す調節可能な範囲の7点である。次に図1に示す上肢リンクモデルを用い、肩・肘関節における1クランク回転時の力積と運動エネルギーより各関節負担を評価する。

2. 1 ハンドサイクルの負荷特性

ハンドサイクルにおいて、クランク形状のハンドルに加えられた手動トルク τ はスプロケット・駆動チェーンを通して前輪部に伝達される。前輪部が発揮するトルクはスプロケットの減速比 β によって倍力されると共に、前輪部における等価回転系に変換された路面抵抗 $R\omega$ 、慣性モーメント I の影響を受け、その関係は次の式で表現される。

$$I \frac{d\omega(t)}{dt} + R\omega(t) = \beta\tau(t) \quad (1)$$

ラプラス変換により、駆動トルク $T(s)$ に対する前輪速度 $\Omega(s)$ の伝達関数 $G(s)$ は1次遅れ特性として表現できる。

$$G(s) = \frac{\Omega(s)}{T(s)} = \frac{\beta}{Is + R} = \frac{K}{Ts + 1} \quad (2)$$

ただし、 $T=I/R$, $K=\beta/R$ である。

2. 2 試験装置の概要

駆動者は路面状況に応じて、クランク回転数・駆動トルクを自律的に選択し、手動クランク回転駆動を行なう。そこで本研究では図1に示す装置を用い、

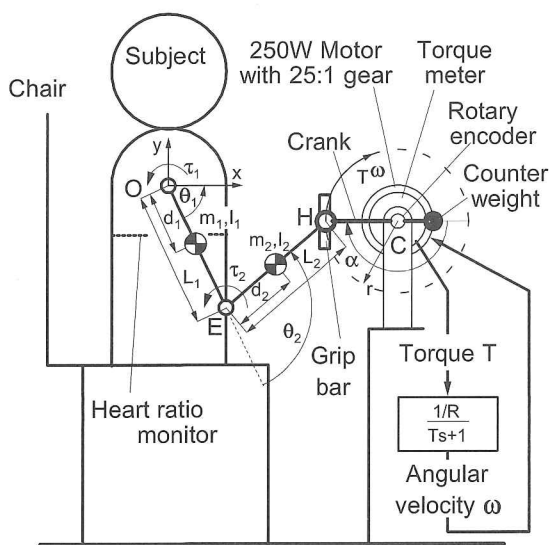


Fig. 1 Model and experimental device for hand cranking

ハンドサイクルの負荷特性に対する自律的な手動クランク回転特性、および駆動者の主観負担評価を行なう。本装置はクランク形状の片手クランク部のみを取り出し、握り部はハンドサイクルで採用されている縦型を採用する。上腕のクランク運動がほぼ矢状面上で行えるよう被験者の着座位置、クランク位置を設定する。肩とクランク位置の関係は図2に示す通りである。クランク半径は $r=165\text{mm}$ とし、クランク中心位置 C を ND(Near Down), D(own), N(ear), S(tandard), F(ar), U(p), FU(Far Up) と7箇所設定する。クランク部において、握り部反対側に釣合重りを付け、クランク回転中心に重心を設定している。手動クランク駆動トルク検出はクランクと負荷特性を再現するモータ間にあるトルク計より行う。得られた駆動トルク τ より、式2に示す負荷特性により計算されたクランク速度 ω をモータにフィードバックする。この負荷特性システムより、駆動者へ慣性抵抗を与えるため、自律的な手動クランク回転試験を実施可能となる。被験者の主観評価は胸部に取り付けた心拍計から主観的運動強度 $EHR^{10)}$ にて評価を行なう。主観的運動強度は安静時心拍数を基準とし最大心拍数を100%として、現在の心拍数から運動強度を算出する方法である。最大心拍数は年齢から求める簡易計算から得ている。

2. 3 自律クランク駆動特性試験方法

自律クランク駆動特性は、負荷特性に対して駆動者が自律的に駆動トルク・回転速度を決定し、駆動を続ける定常特性となる。式2の K 値を変化させることより、等価的に路面抵抗を変化させることができる。そこで逐次 K 値を変化させ、その負荷に応じて駆動者が定常的にクランク駆動を行える駆動トルク τ 、回転速度 ω の測定を行う。なお、ハンドサイクル負荷特性の T 値は路面抵抗係数 R に従属の関係となるが、定常時の特性取得において、十分時間が

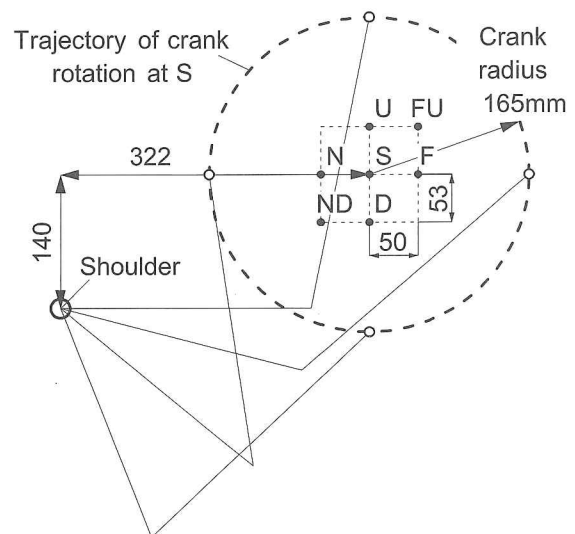


Fig. 2 Crank positions against shoulder

経過した最終状態においては動特性項は無視できるため、今回は平滑化を十分行えるよう $T=1s$ として試験を行う。

試験前に被験者には背もたれに体を預けて、腹筋を使わず長時間楽に定常的なクランク回転駆動を行うようあらかじめ指示を行い、合図があるまでクランクの下部位置で握り部を把持したままで待つ。合図後に被験者は自律クランク駆動を開始し、十分定常に至った14分後から1分間駆動トルク、回転速度を計測する。15分経過後に試験を終了し、直後の心拍数を計測する。次に K 値を変更し、心拍数が安静状態に戻ったことを確認してから、次の試験を行う。なお、筋疲労を避けるため、本試験は連続で行わず、各試験ごとに十分な休息を行う。また、被験者は日常の定期的な身体運動の経験が無い20歳の健康男子1名にて試験を行う。被験者の身長は164cmで体重は56kg、腕長さは565mm(上腕長さ255mm、前腕長さ310mm)である。

2.4 肩・肘関節の駆動負担算出法

駆動トルク T ・回転角速度 ω に対する手動クランク回転の各関節負担を解析するため、モデルを用いてクランク1回転での肩・肘の力積、並びに運動エネルギーを評価する。力積はクランク回転1周期にどの程度の力を出し続けているかを評価でき、静的な筋負担評価として用いることができる。また、運動エネルギーは仕事率の積分値であるため、クランクへ供給した1周期分の運動エネルギーが明確になり、動的な筋負担評価の指標として用いることができる。

モデルの詳細を図1に示す。手動回転運動は、ほぼ矢状面での腕の運動が主であり、手首部の運動は肩や肘に比較して小さいため、モデルは2次元の2リンクで構成している。座標原点 O は肩関節にとり、肘関節位置 $E(x_1, y_1)$ 、クランク先端位置 $H(x_2, y_2)$ 、クランク回転軸中心 C と定義する。各リンクのパラメータは質量 m 、慣性モーメント I 、リンク長さ L 、リンク支点から重心位置の距離 d 、リンク角度 θ 、トルク τ である。なお、各物理量のリンク種別は、添え字1(上腕部)または2(前腕部)で表す。クランク側の物理量はハンドル半径 r 、ハンドル角度 α 、回転角速度 ω 、駆動トルク $T(s)$ である。このモデルを用いて、クランク回転角速度 ω ・駆動トルク T に対する肩関節トルク τ_1 、肘関節トルク τ_2 を求める必要がある。

各リンクの重心 m_1, m_2 の位置は下記の式で求められる。

$$m_1 : \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \end{pmatrix} = d_1 \begin{pmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

$$m_2 : \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \end{pmatrix} = L_1 \begin{pmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{pmatrix} + d_2 \begin{pmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{pmatrix} \quad (4)$$

よって、全体の運動エネルギー K は、

$$K = \frac{1}{2} (m_1 d_1^2 + I_1 + m_2 L_1^2) \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} (I_2 + m_2 d_2^2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + m_2 L_1 d_2 \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cos \theta_2 \quad (5)$$

また、位置エネルギー U は、

$$U = m_1 g d_1 \sin \theta_1 + m_2 g (L_1 \sin \theta_1 + d_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)) \quad (6)$$

θ_1, θ_2 に対する外力 Q_1, Q_2 は、

$$Q_1 = \tau_1 - \frac{T}{r} L_1 \cos(\alpha - \theta_1) - \frac{T}{r} L_2 \cos(\alpha - (\theta_1 + \theta_2)) \quad (7)$$

$$Q_2 = \tau_2 - \frac{T}{r} L_2 \cos(\alpha - (\theta_1 + \theta_2)) \quad (8)$$

以上より、一般化座標として θ_1, θ_2 をとり、ラグランジュの方法により、運動方程式を求め、次に各関節トルクを求める式に変形すれば、

$$\tau_1 = (a_1 + a_2 + 2a_3 \cos \theta_2) \ddot{\theta}_1 + (a_2 + a_3 \cos \theta_2) \ddot{\theta}_2 - a_3 (\dot{\theta}_2^2 + 2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) \sin \theta_2 + a_4 \cos \theta_1 + a_5 \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_6 \quad (9)$$

$$\tau_2 = (a_2 + a_3 \cos \theta_2) \ddot{\theta}_1 + a_2 \ddot{\theta}_2 - a_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 + a_5 \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_7 \quad (10)$$

ただし、

$$a_1 = m_1 d_1^2 + I_1 + m_2 L_1^2, a_2 = I_2 + m_2 d_2^2, a_3 = m_2 L_1 d_2, a_4 = m_1 g d_1 + m_2 g L_1, a_5 = m_2 g d_2, a_6 = \frac{T}{r} L_1 \cos(\alpha - \theta_1) + a_7, a_7 = \frac{T}{r} L_2 \cos(\alpha - (\theta_1 + \theta_2)) \quad (11)$$

となる。クランク角度 $\alpha = \omega t$ であり、クランク1回転に掛かる時間 $D = 2\pi / \omega$ となる。各関節トルクの計算は、各自律クランク駆動の駆動トルク T ・回転角速度 ω を指定の後、クランク回転に対する肘位置 E を算出する。肘位置 E の位置算出は肩位置 O を中心とし、上腕部長さ L_1 を半径とする円と、クランク先端

位置 H を中心とする前腕部長さ L_2 を半径とする円の交点から決定する. その後, 各関節角度 θ , 角速度 $\dot{\theta}$, 角加速度 $\ddot{\theta}$ を求め, 各関節トルク τ_n を逐次算出する. 身体の物理負荷を表す各関節の力積 IM_n と運動エネルギー EN_n は次の式で表現できる.

$$IM_n = \int_0^D \tau_n dt$$

$$EN_n = \int_0^D \tau_n \dot{\theta}_n dt$$
(10)

ただし, $n=1$ (肩関節), 2 (肘関節) である.

3. 手動クランク回転特性

3.1 自律手動クランク回転駆動特性

図3に自律的な手動クランク回転駆動特性を示す. 図中の各マーカはクランク位置を表しており, どのクランク位置においても, 負荷が高い $\omega < 0.5 \text{ rad/s}$ の低速域において, 駆動トルクが増大していることがわかる. 逆に $\omega > 1.5 \text{ rad/s}$ となる低負荷の高速域においては, 発揮されている駆動トルクはほぼ0に近く特性となっている. 負荷に対する駆動トルク・回転速度はすべてのクランク位置において似た傾向となるが, 全体的にクランク位置 ND が最大 7.65Nm を含む高駆動トルクとなっており, 次に位置 D が最大 5.59Nm を含む高駆動トルクとなっている. 逆に本試験のクランク位置の中で位置 F は低負荷時においても最大 1.39Nm と駆動トルクが全体的に小さくなっている. 駆動トルクが高い順にクランク位置は U, D, U, FU, S, N, F となっている. 図中の破線 (実線) は各測定点に対する指数関数を用いた近似曲線である. なお, S は標準位置として実線で示している. この近似曲線を元に各クランク位置に対する機械動力を計算し, 各測定点での機械動力を同時にプロットしたものが図4となる. 図3同様に各マーカが各クランク位置を示している. クランク位置 ND においては実験値より片手最大 5.18W となっていることがわかる. いずれのクランク位置においてもほぼ

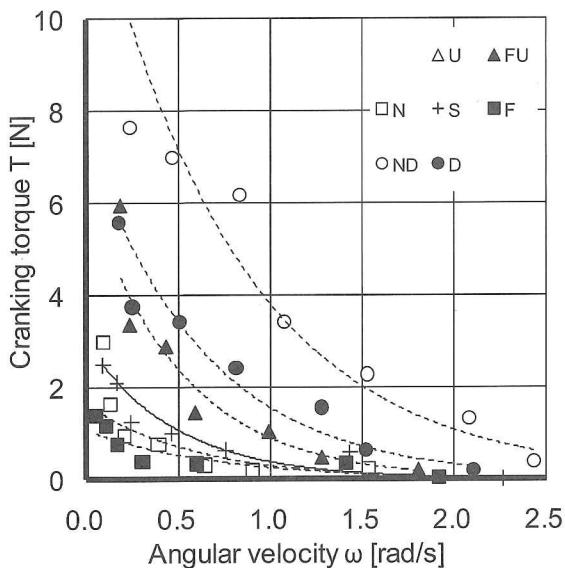


Fig. 3 Autonomous cranking torque

$0.5 \text{ rad/s} < \omega < 1.0 \text{ rad/s}$ の範囲で最大機械動力となっていることがわかる. 機械動力のクランク位置に対する順位は図3と変わらず, U, D, U, FU, S, N, F となっている. 次に EHR による被験者の主観運動評価について, 各クランク位置における平均を図5に示す. EHR=20%は 20 分程度継続できる軽作業を示しており, 本試験において主観運動強度が最大となるクランク位置 FU においてさえ EHR=7.79% となり, 本試験時の被験者の主観的な運動強度は非常に低いことがわかる. また, クランク位置 ND は 2 番目に大きな EHR=3.7% 程度であり, 全体平均の 3.55% より若干大となる程度であった.

3.2 肩・肘の負担評価

上肢リンクモデルを用いて計算した自律的な定常クランク回転時における 1 周期の肩・肘の力積を図6, 運動エネルギーを図7に示す. 両グラフとも, 肩の物理量を横軸に縦軸に肘の物理量をプロットし, 各マーカは各クランク位置を示している. 図中の破線は肩と肘の物理量が等しくなる境界を示している. 力積においては, ほぼどのクランク位置においても肘は肩の力積に比較して平均 84% 程度となっているが, クランク位置 N においては肩と肘の力積はほぼ

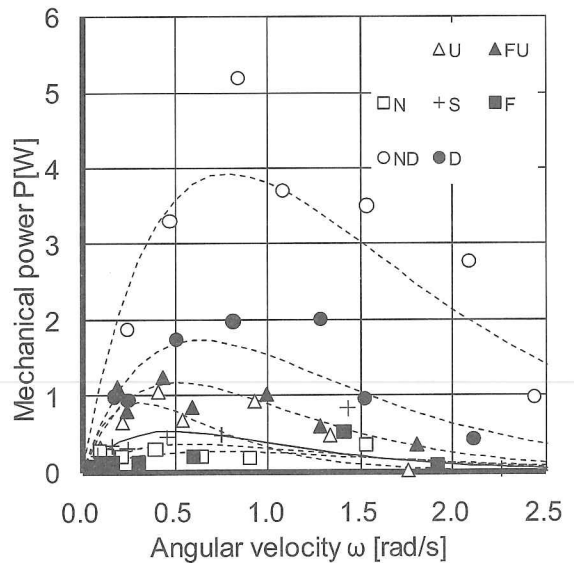


Fig. 4 Autonomous cranking power

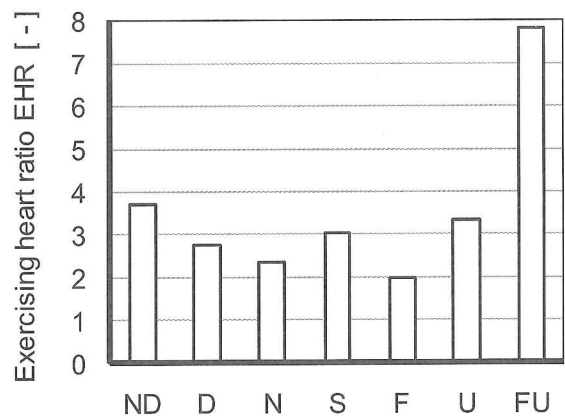


Fig. 5 Average Exercising Hear Ratio on each position

同程度となっている。しかしながら、図7の運動エネルギーを見ると、肘と肩が発揮する運動エネルギーはほぼ同程度であることがわかる。また、クランク1回転に要する肩と肘の運動エネルギーはどのクランク位置においてもほぼ同じ値となり肩は 373J, 肘は 374J が平均値となっている。このことから、被験者の肩・肘の関節駆動能力は上肢筋骨格能力に固有であり、クランク位置においてその使い方が異なり、最終的に発揮される駆動トルクとクランク回転角速度が異なると考えられる。言い換えれば、駆動者固有の上肢筋骨格能力をうまく引き出す最適なクランク位置が存在すると予想できる。そこで、肩と肘について等価慣性モーメントを有する1自由度回転系を考え、図6の力積と図7の運動エネルギーより、各クランク位置における等価的な角速度を求めたものが図8である。白棒が肩を表し黒棒が肘を表すが、ほとんどのクランク位置において肩よりも肘の等価角速度が大きいことがわかる。これは図6において

力積が肩が肘に比べて大となるが図7の運動エネルギーではほぼ同じとなる現象として、肩は比較的大となる駆動トルクを遅い角運動で発生させており、肘は比較的小となる駆動トルクを速い角運動で生じさせていることを説明している。また肩と肘の力積がほぼ等しいクランク位置 N は、図8の肘・肩の等価角速度もほぼ同じ値となっていることがわかる。今回機械動力が出ていたクランク位置 ND においては、肩・肘共に等価角速度が他条件に比較して、一番大となる肩 2.7rad/s, 肘 3.2rad/s となった。この等価速度は加えられた運動エネルギーにより値が異なるため、各クランク位置を比較するために等価的な慣性モーメントについて算出を行ったものが図9となる。なお、等価的な慣性モーメントは、各クランク位置において固有な値となる。結果より、最大機械動力となったクランク位置 ND は肩と肘の等価慣性モーメントが最小となり、逆に最小の機械動力となったクランク位置 F は肩・肘共に最大の等価慣性モーメントとなっていることがわかった。これは、上肢のクランク運動がコンパクト（等価慣性モーメント小）であれば等価的な慣性モーメントは小となり、運動エネルギーを効率的に回転運動として使用できることを示している。以上のことより、被験者の腕の長さ、質量、慣性モーメント等の固有条件を元に各クラン

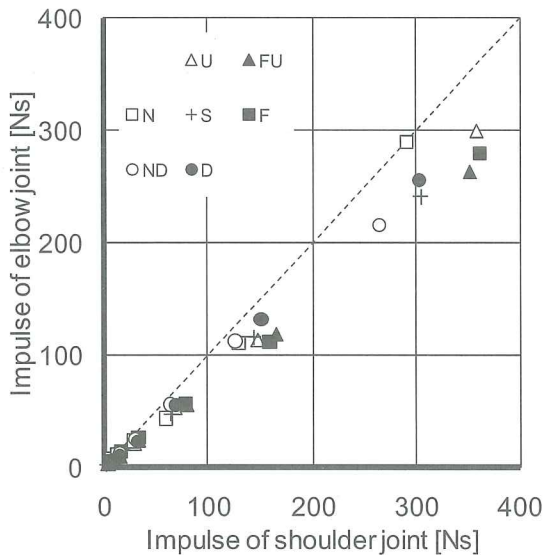


Fig. 6 Impulse of each joint at one cranking

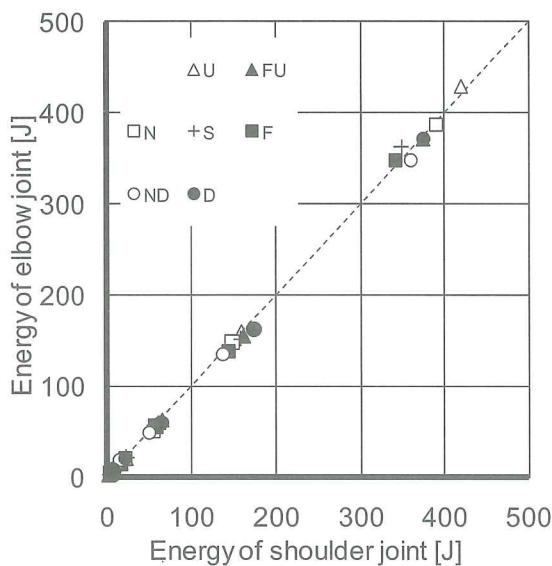


Fig. 7 Energy in each joint on one cranking

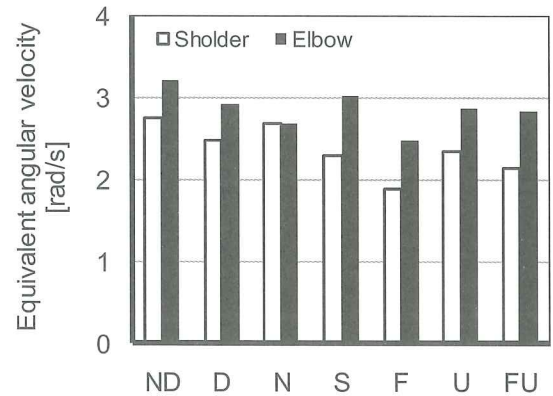


Fig. 8 Equivalent angular velocity of sholder and elbow joint on each position

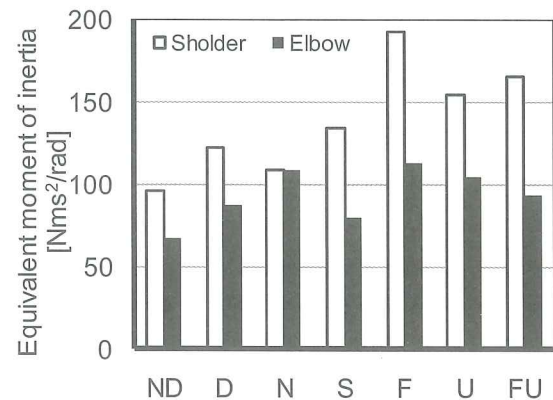


Fig. 9 Equivalent moment of inertia of sholder and elbow joint on each position

ク位置において等価的な慣性モーメントを求めることは、駆動者が低負担にてクランク回転駆動を行う最適なクランク位置を見出すことに有効であることがわかった。

4. おわりに

長時間の高速安定性を有する下肢機能障害者の自転車的役割のハンドサイクルについて、クランク位置に対する上肢の駆動負担を評価するため、自律的なクランク駆動特性を求め、上肢リンクモデルより肩・肘関節トルクの逆解析を行った。これらの結果から、次のことがわかった。

(1) 自律クランク駆動により最大動力が発揮された最適なクランク位置は肩・肘の等価的な慣性モーメントが最も小となる位置となった。

(2) 自律クランク駆動において、肩と肘の発揮運動エネルギーは、クランク位置によらずほぼ一定となり、被験者の筋骨格系能力は固有であることが示唆された。

(3) 自律クランク駆動による機械動力は回転角速度 $0.5\text{rad/s} \sim 1.0\text{rad/s}$ で最大となり、今回の場合は肩に一番近い位置で片手最大機械動力 5.18W となった。また、主観運動強度は全体平均 3.6% と低くなった。

以上のことから、駆動者の固有条件を元に肩・肘の等価的な慣性モーメントを求めることより、低負担クランク回転駆動を行う最適なクランク位置を見出せる可能性があることがわかった。今後は被験者数を増やし、最適クランク位置算出の検討を進める同時に、クランク半径や上腕部長さによるクランク位置範囲等の物理制約条件も含めて検討を進める予定である。

謝辞

本研究の一部は関西大学学術研究高度化推進事業の一環として実施されたと同時に平成 21 年度舞鶴工業高等専門学校機械工学科研究補助金にて行なわ

れた。ここに感謝の意を表す。

参考文献

- 1) Glaser, R.M., Sawka, M.N., Brune, M.F., Wilde, S.W., Physiological responses to maximal effort wheelchair and arm crank ergometry., J. Appl. Physiol., 48, pp1060-1064, 1980
- 2) Faupin, A., Gorce, P., The effects of crank adjustments on handbike propulsion: A kinematic model approach, Int J Ind Ergo, 38, pp577-583, 2008
- 3) Powers, S.K., Beadle, R.E., Mangum, M., Exercise efficiency during arm ergometry: effect of speed and work rate, J. Appl. Physiol., 56, pp495-499, 1984
- 4) 辻敏男, 伊藤宏司, クランク回転作業における人間の位置/力制御方策, 人間工学, 28, pp209-218, 1992
- 5) 八高隆雄, 小山昌洋, 山本圭治郎, 横フライス盤操作時のハンドルに加わる物理量と手の感性評価, 日本機械学会機械力学・計測制御講演論文集 No.B, pp392-395, 1997
- 6) Troop, H., Samuelsson, K., Jorfeldt, L., Power output for wheelchair driving on a treadmill compared with arm crank ergometry, J. Sports Med. 31, pp41-44, 1997
- 7) Woude, L.H.V. van der, Bosmans, I., Bervoets, B., Veeger, H.E.J., Handcycling: different modes and gear ratios, J. Med. Eng. and Tech., 24, pp242-249, 2000
- 8) Dallmeijer, A.J., Ottjes, L., Waardt, E. de, Woude, L.H.V. van der, A Physiological Comparison of Synchronous and Asynchronous Hand Cycling, Int. J. Sports Med., 25, pp622-626, 2004
- 9) Goosey-Tolfrey, V. L., Alfano, H., Fowler, N., The influence of crank length and cadence on mechanical efficiency in hand cycling, Eur J Appl Physiol, 102, pp189-194, 2008
- 10) 吉岡隆之, 石田睦, 白石龍生, 藤田弘子, ウォーキングにおける中高齢者の運動強度とその評価 - 相対心拍レベルをもとに -, 大阪教育大学紀要第 III 部門, 43(2), pp159-165, 1995

THE LOAD EVALUATION OF HAND CRANKING FOR DRIVING HANDCYCLES

Tatsuto SUZUKI, Hironobu UCHIYAMA, Takumi TATEYAMA,
Junichi KURATA and Yoshihiro MURAKAMI

ABSTRACT: We assessed the load of hand cranking task for driving handcycles, which has better efficiency than manual wheelchairs. Our final goal is to determine the optimal position of cranks in the lowest load. First, we solved the autonomous cranking characteristics with the newly developed device which has a motorized crank controlled by simulated dynamics of handcycles. In addition, the joint torques at shoulder and elbow are calculated with the two link model of upper extremity. From results, equivalent inertia of moment at shoulder and elbow shows good index to carry out cranking task effectively. under autonomous condition.

Key words : Hand cranking, Wheelchair, subjective evaluation, Heart ratio, Physical model.