

手動クランク回転機構の運動強度評価

鈴木立人¹・内山寛信²・倉田純一²

要旨：標準的な手動式車いすより高速で移動でき、駆動効率も良い手動クランク回転駆動式の車いすに関して、回転駆動が低負担で効率よく行なえるよう、無負荷の回転時の低負担となるクランク回転半径を求め、次にその条件にてクランク回転数・駆動トルクに対する心拍数を基にした主観運動強度評価、並びに力学モデルを用いて身体的な物理負担を肩・肘関節の力積、運動エネルギーを用いて明確にした。それらの結果から、クランク半径 170mm において、低負担となる駆動トルク・回転数となる領域がほぼ決定でき、車いす側の駆動系を調節することにより、低負担となる領域にて効率的に駆動者の手動クランク回転動力を使用できることがわかった。

キーワード：手動回転、主観的運動強度、逆運動解析、車いす、力学モデル

1. はじめに

現在手動式車いすは、JIS T9201 の標準式が非常に簡便なため多くの利用者がある。この車いすは、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だが、屋外の移動には、速度の増加によるシミー現象の発生¹⁾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の困難差が問題となっている。近年、QOL の向上意識の高まりから、車いすで高速で長距離を移動できる、手動回転機構駆動による 3 輪の車いす²⁾が普及しつつある。この形式の車いすは競技用のものや標準型の手動式車いすの前部に手動回転駆動部を追加装着できるものがある。この手動回転機構による車いすは連続的に手動駆動を行え、減速機を介在できることから、標準的な手動式車いすより高速で移動でき、駆動効率も良く³⁾、今後も普及が進むと予想される。

手動回転機構による車いすは長距離を目的として走行することが多いため、現在その手動回転機構の効率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、実際の車いすへの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、身体的基础代謝から作業効率を調べたもの⁴⁾、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⁵⁾、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⁶⁾、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⁷⁾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⁸⁾、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⁹⁾等がある。しかし、低負担で効率的な手動回転機構の設計に重要となる、クランク回転半径・位置に関しての検討はほとんど行われていない現状である。

そこで我々は、手動回転駆動が低負担で効率よく行なえるよう、クランク回転半径・位置を求めることを目的とし、本報告においてはクランク回転数・駆動トルクに対する主観運動強度評価を行い、異なるクランク回転状況における駆動者の主観的な作業負担を明確にする。次にクランク回転作業のモデル化を行い、肩と肘の駆動トルクを求めることにより、身体的な低負担となる回転数、並びに駆動トルクについて検討する。本報告で用いたクランク半径は、無負荷の最大回転試験での主観運動強度評価より、被験者が低運動強度で回転可能となるものを用いる。なお、今回の試験はクランク機構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。

2. 手動クランク回転駆動による車いす

図 1 に手動回転式の車いすを示す。この写真の手動駆動部は、標準式の車いす前部に後付けにて固定し必要に応じて脱着が可能ため、もっとも普及している形式である。クランク形状のハンドルによる手動回転力はチェーンを通して前輪部に伝達され、前輪部が駆動と操舵を兼ねるようになっている。通常の市販品は両手で同相により駆動を行えるようクランクハンドルが設置されている。これらの方式によ

1 舞鶴工業高等専門学校 機械工学科

2 関西大学工学部機械システム工学科

り、巡航速度は 15km/h 程度が可能である。

3. 手動クランク回転の駆動特性試験

3. 1 試験装置の概要

駆動者は様々な路面状況に応じて、クランク回転数・駆動トルクを選択し、手動回転駆動を行なう。そこで、本研究では図1に示す装置を用い、クランク回転数 ω ・駆動トルク T に対する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ハンドル部のみを取り出し、様々な用途にも手動回転を応用できるように、試作した試験装置は片手を対象としており、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、クランク位置を固定する。よって、各特徴点は矢状面上の二次元座標で表す。クランク半径 r 、クランク中心位置 C は可変できるようになっている。クランク半径 r の変更時は、握り部反対側の釣合重りを調節し、クランク回転中心を重心に設定する。クランク軸には負荷トルクを与えるため、制動装置を装備する。制動装置の制動力は、軸固定の円盤を挟み付け、得られる摩擦力を利用する。駆動トルクの検出はクランクと制動装置の間にあるトルク計測装置から得る。クランク軸に光学式のエンコーダを取り付け、回転数を被験者に提示できる。被験者は椅子に腰掛け、クランクを把持し回転駆動を行なうが、椅子・クランクハンドル装置の位置は被験者の操作に干渉されないよう、床面にしっかりと固定されている。今回のクランク軸中心位置 C は、椅子に腰掛けた被験者に最大クランク半径 $r=260\text{mm}$ 時において、手の伸びが自然に行える位置 $C(210\text{mm}, -260\text{mm})$ に決定している。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。

3. 2 特性試験方法

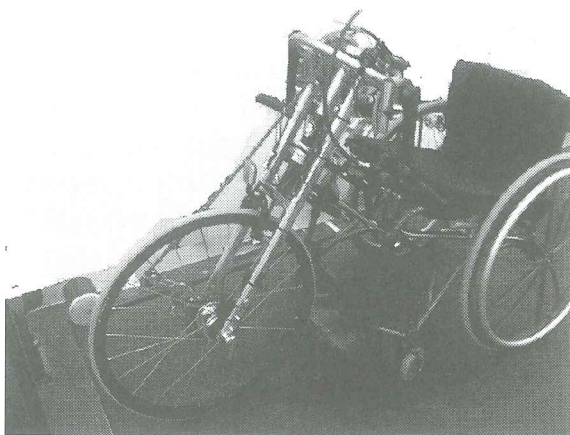


Fig. 1 Manual wheelchair with hand cranking device

クランク半径に対する回転しやすさを評価するため、無負荷(負荷トルク=0)において、被験者に出来る限り速くクランク回転を3分間行わせ、そのときの EHR を測定する。 EHR の算出を行う心拍数は試験中2分半から3分の試験終了までの平均値を用いる。クランクの回転方向は被験者の事前試験、並びに駆動への適合を考慮し、今回は図上で時計回りの回転のみとする。

上記試験による回しやすさの評価が高いクランク半径 r を決定し、その後駆動トルク T ・回転数 ω の組合せに対する EHR の試験を行う。この試験は、制動装置の挟み込み力を調節し、負荷トルクを設定する。本試験においては、定常回転試験であるので、駆動トルク T =負荷トルクとなる。その後、被験者に回転数の指示を与え、被験者は開始の合図後、3分間、回転指示計を見ながら回転数を保持し、クランク回転運動を行なう。 EHR の計算は前述と同様試験終了手前の30秒間の平均心拍値を用いる。

筋疲労を避けるため、本試験は連続で行わず、各試験ごとに十分の休息を行う。また、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。被験者は日常運動の経験が無い20歳の健康男子1名にて試験を行う。被験者の身長は165cmで、体重は57kgである。

4. 手動クランク回転の力学モデル

駆動トルク T ・回転数 ω の組合せに対する手動クランク回転の物理的な身体負担を解析するため、モデルを用いてハンドル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

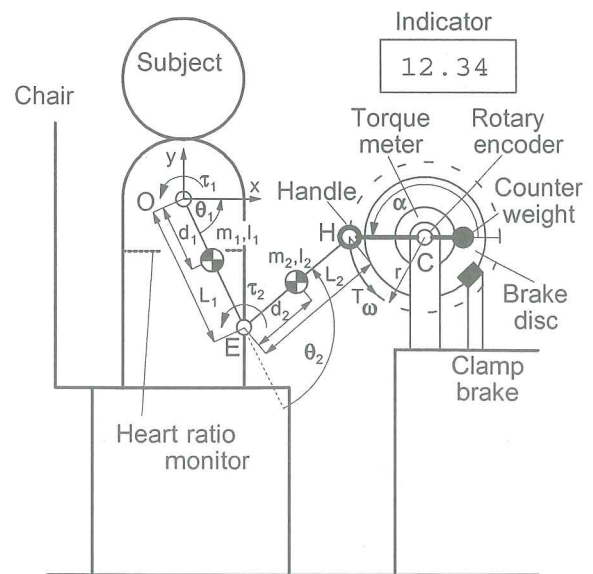


Fig. 2 Model and experimental device for hand cranking

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。

モデルの詳細を図2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 である。このモデル用いて、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。

まず、 m_1 、 m_2 の位置は下記の式で求められる。

$$m_1 : \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \end{pmatrix} = d_1 \begin{pmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$m_2 : \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \end{pmatrix} = L_1 \begin{pmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{pmatrix} + d_2 \begin{pmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{pmatrix} \quad (2)$$

よって、全体の運動エネルギー K は、

$$K = \frac{1}{2} (m_1 d_1^2 + I_1 + m_2 L_1^2) \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} (I_2 + m_2 d_2^2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + m_2 L_1 d_2 \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cos \theta_2 \quad (3)$$

また、位置エネルギー U は、

$$U = m_1 g d_1 \sin \theta_1 + m_2 g (L_1 \sin \theta_1 + d_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)) \quad (4)$$

θ_1 、 θ_2 に対する外力 Q_1, Q_2 は、

$$Q_1 = \tau_1 - \frac{T}{r} L_1 \cos(\alpha - \theta_1) - \frac{T}{r} L_2 \cos(\alpha - (\theta_1 + \theta_2)) \quad (5)$$

$$Q_2 = \tau_2 - \frac{T}{r} L_2 \cos(\alpha - (\theta_1 + \theta_2)) \quad (6)$$

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、

$$\tau_1 = (a_1 + a_2 + 2a_3 \cos \theta_2) \ddot{\theta}_1 + (a_2 + a_3 \cos \theta_2) \ddot{\theta}_2 - a_3 (\dot{\theta}_2^2 + 2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) \sin \theta_2 + a_4 \cos \theta_1 + a_5 \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_6 \quad (7)$$

$$\tau_2 = (a_2 + a_3 \cos \theta_2) \ddot{\theta}_1 + a_2 \ddot{\theta}_2 - a_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 + a_5 \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_7 \quad (8)$$

ただし、

$$a_1 = m_1 d_1^2 + I_1 + m_2 L_1^2, \quad a_2 = I_2 + m_2 d_2^2, \\ a_3 = m_2 L_1 d_2, \quad a_4 = (m_1 g d_1 + m_2 g L_1) \\ a_5 = m_2 g d_2, \quad a_6 = \frac{T}{r} L_1 \cos(\alpha - \theta_1) + a_7 \\ a_7 = \frac{T}{r} L_2 \cos(\alpha - (\theta_1 + \theta_2)) \quad (9)$$

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、駆動トルク T ・回転速度 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 を中心とする上腕部長さ L_1 の円と、クランク先端位置 H を中心とする前腕部長さ L_2 の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。

$$IM_n = \int_0^D \tau_n dt \\ EN_n = \int_0^D \tau_n \theta_n dt \quad (10)$$

ただし、 $n=1$ (肩関節)、 2 (肘関節) である。

5. 手動クランク回転特性

5.1 回転半径に対する無負荷での手動回転特性

図3にクランク回転半径 r に対する無負荷トルクでの手動回転特性を示す。この試験は2回行った結果の平均値を示している。回転数 ω は被験者が3分間継続できる最大回転数を示すが、クランク半径が大となると共に、比例的に回転数が減少して行くことがわかる。これは、回転半径が大となる領域では、腕全体の動きが大きくなり物理的な身体負担が増加し、結果としてクランク回転数が低下していると考えられる。また、運動強度 EHR は回転数が速い小径の場合がもっとも高く、クランク半径の増加と共に低下していく。今回、半径170mmにおいて、非常に運動強度が低いことがわかった。ただ、ハンドル半径140mm~200mmの間で急激な運動負担の低減が起こっており、今後はこの部分に関して、詳細を

検討する必要があるが、肩・肘関節は角度により発揮力が異なるため、最適となるハンドル半径が決まると考えられる。回転半径が 200mm 以上は、ほぼ運動強度が一定となっていた。以上のことより、低負担にて回転駆動できるクランク半径が存在することがわかった。以後の試験においては、クランク半径 $r=170\text{mm}$ に固定して検討を行う。

5. 2 駆動トルク・回転数による運動強度

図4に駆動トルク T ・回転数 ω による手動クランク回転作業の主観的運動強度 EHR を示す。この図は、3項で記述した試験方法により駆動トルク T ・回転数 ω を設定して運動強度 EHR を計測、その後、各実験点を指数関数で近似し、等運動強度となる代表点($EHR=10,20,30,40\%$)を示したものである。まず $EHR10\%$ となる運動強度は駆動トルクが高、回転数が低となる点から、駆動トルクが低、回転数が高となる点まで直線的に右下がりの特性になり、回転速度 ω に対する駆動トルクの低下勾配は、ほぼ一定となっている。これは高駆動トルク・低回転速度で手動クランク回転する運動強度と、低駆動トルク・高回転速度で回転する運動強度は同等であることを示している。 EHR が増加するとともに、運動曲線は、右上側、つまりより駆動トルク・回転数が増加する領域へ推移していくが、回転速度 ω に対する駆動トルクの低下勾配はほぼ変化しないことがわかった。

図中の黒実線は駆動トルク T と回転速度 ω の積から得られる機械動力(仕事率)から、5W, 15W, 25W の等高線を示したものである。等機械動力は下に凸となる曲線であり、等運動強度曲線の傾きは低回転数領域の動力曲線勾配にほぼ一致するため、回転速度の高い領域では両曲線は一致せず、運動強度に対して発揮する機械動力が低くなっている。よって、低い運動強度で高い機械動力を得るためには、回転角速度が低い方が有利であることがわかった。

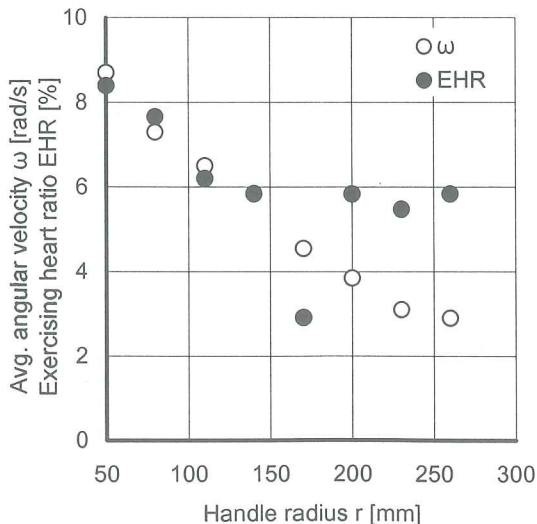


Fig. 3 Hand cranking on no load

5. 3 モデルに基づく各関節の負担評価

図5にモデルを用いて計算した定常クランク回転時における1周期の肩・肘の角速度、駆動トルク、各関節動力を例として条件が $\omega=4\text{rad/s}$, $T=2\text{Nm}$ の場合を示す。ここで、 ω , T 共に負の値を用いたのは、ハンドル回転方向が図中において、時計回りになっているためである。計算において、上腕部長さ $L_1=305\text{mm}$, 前腕部長さ $L_2=300\text{mm}$ は被験者の実測値から決定し、上腕部質量 $m_1=1.653\text{kg}$, 前腕部質量 $m_2=1.311\text{kg}$ は統計に従い、被験者体重の比率から算出した。重心位置 $d_n=L_n/2$ は統計上から各リンク長さの半分位置とし、慣性モーメント $I_n=0$ は、各リンクの回転運動が小さいためである。 $\pi/2$ ごとのクランク位置における腕の計算位置は図中の小図に示している。クランク回転開始 0rad は被験者から一番遠い位置であり、その場所から下方向へ回転を行うが、この時点では肘の伸展が大きく、肩は身体側へ駆動トルクを増加させている。その後クランクが一番下部 (-1.57rad) に近づくと共に肘が戻り始め肩は後ろ側へ回転し、肩の引き側のトルクは強く保たれている。その後、クランク位置は身体に一番近い角度である -3.14rad 付近に近づくと、肩の動きは最大限後ろ側に引いた位置から戻りを開始し、同時に肘はだんだんと広がりを増していく。この部分では上向きの力が必要であるため、肘トルクは最大となっている。その後、肩は急激に前に進みながらトルクを増して肘のトルクと共にクランクを前方を押し出す感じになり、最大高位置である -4.71rad を過ぎる。そして、肩・肘はゆるやかに伸びながら、伸展のトルクを生じさせて、クランク位置は最初の 0rad 位置に戻る。

図の一番下段は肩・肘の機械動力を示したもので、それぞれの回転速度、駆動トルクの積で求めている。肩はハンドル位置が最下端にて最大の仕事をしてお

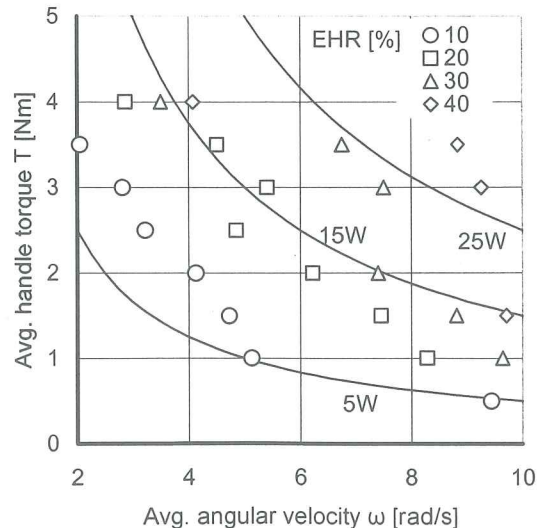


Fig. 4 EHR and Power ($r=170\text{mm}$)

り、肘はハンドルの手前位置において、最大の仕事をしていることがわかる。最高位置からもっとも遠い位置に掛けて、仕事が少ないのは、腕の自重を利用できるため、駆動トルクが少なく済むためと考えられる。

次に肩・肘のクランク回転1周期における力積と運動エネルギーをクランク駆動トルク T ・回転数 ω の組み合わせに対して計算したものをそれぞれ図6と図7に示す。肩・肘の力積を見ると、駆動トルクが大となる領域で、力積は増加し、回転速度の増加と共に各関節の力積も増加する傾向になっている。肩と肘を比較すると、肩の方が肘と比較して2倍程度力積が大きく、肩が主要なトルクを発揮していることがわかる。力積が大きいところは、静的な筋負担が大きいと考えることができる。

運動エネルギーに関しては、肩と肘では傾向が異なり、肩は駆動トルクが大、かつ回転速度が大きいほど運動エネルギーは高くなるが、肘の方は、回転よりも駆動トルクに対する依存度が強い。両関節ともに、低回転速度の領域では、駆動トルクが大となるため、運動エネルギーも増加傾向にある。運動エネルギーが大となる領域では動的な運動が盛んであると考えられ、主観的な運動強度が増加すると考えられ、図4の結果と比較すると、肩・肘の両運動エネルギーの加算で得られる総運動エネルギーは低回転領域を除いて、主観的な運動強度とほぼ一致傾向にあることがわかる。よって、運動エネルギーが大となる領域は、動的な筋負担が大となるとともに、主観的な運動強度も増加することがわかった。

以上の各関節における力積、運動エネルギーから得

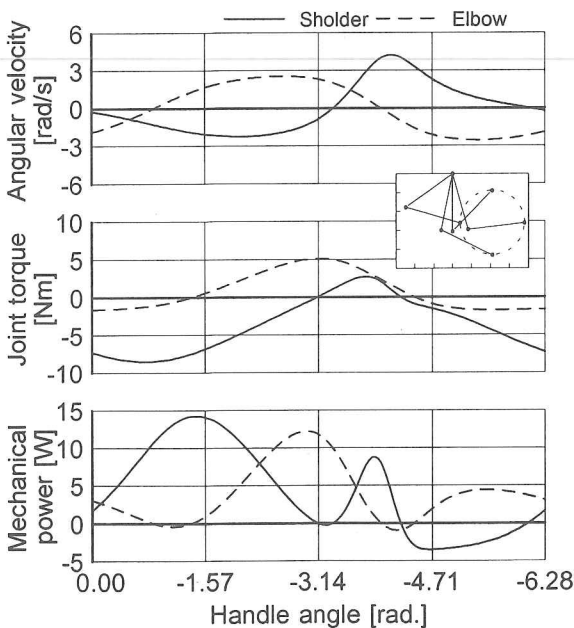


Fig. 5 Calculated joint motion and its power (Cranking condition $\omega=-4\text{rad/s}$, $T=-2\text{Nm}$)

られる身体の物理的な駆動負担結果から、力積・運動エネルギーが共に小、つまり肩・肘関節が低負担となる領域が存在することがわかる。今回用いた回転半径 $r=170\text{mm}$ における場合に関して検討すると、回転速度 $4\sim 5\text{rad/s}$ 程度のところが両関節の両物理量が共に小さくなる場所である。また、前述した主観的な運動強度による結果によると、回転速度が低い方が主観的な運動強度に比較して動力を得られるため、これらを考えると、今回の場合は回転角度 4rad/s 程度が一番良いことがわかる。また、駆動力として使うためには、車輪径、減速機比をこの領域付近に一致するように設計すれば、駆動者が低負担にてクランク回転駆動を行うことができる。

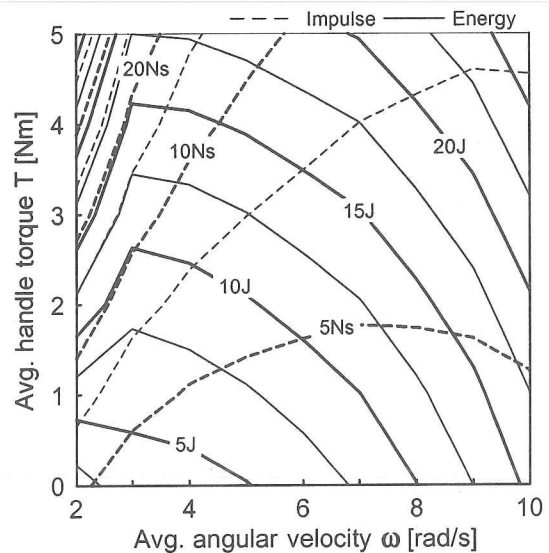


Fig.6 Impulse and energy for hand cranking on shoulder point O

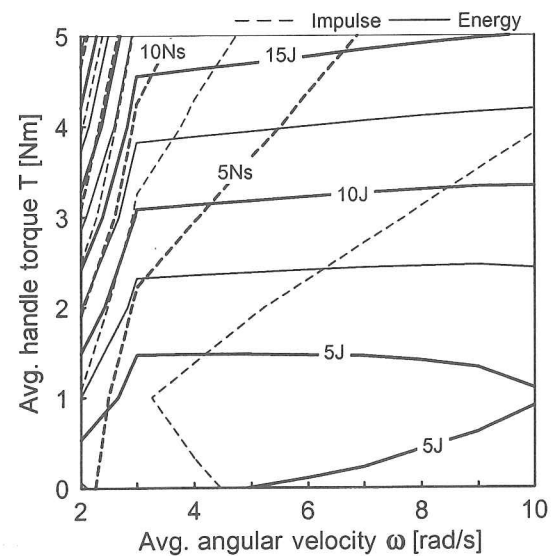


Fig.7 Impulse and energy for hand cranking on elbow point E

6. おわりに

標準的な手動式車いすより高速で移動でき、駆動効率も良く、今後も普及が進むと予想される手動クランク回転駆動式の車いすに関して、回転駆動が低負担で効率よく行なえるよう、クランク回転半径・位置を求めることを目的とし、まず、無負荷の回転により低負担となるクランク回転半径を求め、次にその条件にてクランク回転数・駆動トルクに対する主観運動強度評価、並びにモデルを用いて身体的な物理負担を明確にした。それらの結果から、次のことがわかった。

(1) 無負荷のクランク回転作業においては、クランク回転半径 170mm がもっとも低負担となった。

(2) 駆動トルク、回転数の主観運動評価では、等運動強度となる点は高駆動トルク・低回転数となる点から、回転数の増加と共にほぼ直線にて負勾配で低駆動トルク・高回転数の点に近づき、主観強度が大となる場合も、その傾向は変わらない。

(3) 肩・肘の力積から、肩は肘の2倍程度力を発揮しており、高駆動トルクの領域で全体的に力積が高い。また運動エネルギーは、高駆動トルク・高回転数の領域にて大となり、おおむね主観的な運動強度と傾向が一致する。

以上のことから、クランク半径 170mm において、低負担となる駆動トルク・回転数となる領域がほぼ決定でき、車いす側の駆動系を調節することにより、低負担となる領域にて効率的に駆動者の手動クランク回転動力を使用できることがわかった。

謝辞

本研究の1部は平成17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とを記すと共に、ここに感謝の意を表す。

参考文献

- 1)Kauzlarich,J.J., Bruning,T., Thacker,J.G., Wheelchair caster shimmy and turning resistance, J. Rehabil. Res. Dev. 21(2), pp15-29, 1984
- 2)Nag,P.K., Malvankar,M.G., Pradhan,C.K., Chatterjee,S.K., Panikar,J.T., Performance evaluation of lower extremity disabled people with reference to hand-cranked tricycle propulsion, Appl. Ergon., 13, pp171-176, 1982
- 3)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
- 4)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
- 5)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
- 6)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・計測制御講演文集 No.B, pp392-395, 1997
- 7)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
- 8)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
- 9)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
- 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

Load Evaluation of Hand Cranking for Driving Wheelchairs

Tatsuto SUZUKI, Hironobu UCHIYAMA, Junichi KURATA

ABSTRACT: We assessed the load of hand cranking task for driving tri-wheeled wheelchairs, which has better efficiency than manual wheelchairs. Our final goal is to determine the hand crank radius and its center position in the lowest load. First, we solved the best crank radius from vigorous cranking on no load torque and it is 170mm. With the crank radius, we solved subjective load evaluation by heart ratio against cranking torque and angular velocity. The equal line of the subjective load draws directly from high around high torque and low angular velocity to low torque and high velocity. From impulse and motion energy of shoulder and elbow joints by physical model, we found that there are places having low impulse and motion energy of both joints. From our methods and results, we can develop the high efficient hand cranking system.

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