

# 介助熟練者の車いす操作の工学的解明と それに基づいた車いす介助訓練システムの開発

## Engineering analysis on wheelchair operation of skilled caregivers and application toward a wheelchair assistance training system

九州大学 大学院工学研究院 機械工学部門 准教授 中島康貴

Yasutaka NAKASHIMA

A wheelchair assistance is a heavy physical burden, especially for beginners, and it is desired to reduce the burden. On the other hand, there is a possibility that the caregiving expert unknowingly operates a wheelchair with a small physical burden. Therefore, in this study, we will develop a wheelchair assistance training system for beginners that based on the wheelchair operation of a caregiving expert who has less physical burden. Finally, we aim for beginners to learn how to operate a wheelchair, which is less burdensome.

### 要旨

車いすを押す介助動作では、熟練者と初心者においてその疲労などの身体負担が大きく異なり、初心者における負担軽減は急務である。本研究では、車いす介助における初心者と熟練者の車いす操作の力学特性の違いを解析し、初心者と熟練者の車いす操作を表現した介助力学モデルを構築した。また、構築したモデルに基づいて、初心者の身体負担を軽減する車いす介助訓練システムの開発を行った。具体的には、介助者が車いすを操作する力を計測可能なデバイスを製作し、それを用いて介助初心者と熟練者もつ車いす操作時の力学特性を計測した。その結果から、初心者と熟練者によって異なる車いす操作の特徴について、生体もつインピーダンス特性を基礎とした介助力学モデルを構築した。評価実験では、提案する介助力学モデルを考慮した車いす操作が可能なハンドルを用いることで、初心者の身体負担の軽減が可能であることが示唆された。

### 1. 緒言

近年の超高齢化に伴い、高齢者の介助は我々の生活の身近にあり、その負担軽減が強く望まれている。特に介助の中でも、移動介助は生活に密接に関わるものであり、その負担軽減は急務である。これまでに車椅子を操作する介助者の身体負担軽減に関する研究は様々行われている。能登らは車椅子で段差を乗り上げる時の介助負担を介助者の操作姿勢と搭乗者の主観評価の関係から適切な操作指標を提案し<sup>(1)</sup>、高成らは心拍数や酸素摂取量といった生理心理的指

標を用いて介助者の負担を評価している<sup>(2)</sup>。また、著者らの研究においても、介助者が車椅子を押す力を測定する装置を製作し、車椅子を押す進行方向の力に基づいて介助者の身体負担を解析している<sup>(3)(4)</sup>。そのような中で、さらに著者らは運動歴などのヒトもつ運動特性の違いが身体負担に及ぼす影響に注目している。ヒトは長時間同じ運動を繰り返した場合、エネルギー効率が向上し身体負担が軽減することが報告されている<sup>(5)</sup>。つまり、この車椅子介助においても、勤務歴の長い理学療法士など車椅子介助の経験が多い介助熟練者はエネルギー効率が良い車椅子操作を学習し、その際の身体負担は介助の経験が少ない初心者と比べて、小さくなっている可能性があると考えられる。このように、介助者の身体負担に関する研究は様々実施されながらも、熟練者と初心者間における車椅子介助時の姿勢や押す力などの車椅子操作の違いについては十分に議論されておらず、熟練者が持つ負担軽減の可能性そして、その負担軽減に効果的な運動特徴の因子が明らかにされていない。そこで、本研究では、身体負担が小さいと仮定される熟練者の車椅子操作を規範とした車椅子介助訓練システムを開発し、初心者が身体負担を軽減する車椅子操作を習得できる方法を提案することを目標とする。

### 2. 介助熟練者と初心者における車椅子を押す力と肘関節角度に注目した車椅子操作の特徴解析<sup>(1)(2)</sup>

研究の一段階目として、介助熟練者と初心者の車

椅子操作時の身体負担の違いについて車椅子を押す力の観点から検討を行う。ここでは、初心者と比べて熟練者が車椅子を定常速度で押した際の矢状面方向の力の積分値が小さくなることを実験から確認し、初心者と比べて熟練者の身体負担が小さいことを明らかにする。

## 2.1 介助熟練者と初心者の車椅子操作比較実験の目的

介助熟練者と初心者の車椅子操作時の身体負担を比較し、初心者と比べて熟練者は身体負担が小さいことを確認する。また、両者の車椅子操作時の様子を観察し、身体負担を小さくする要因として寄与した車椅子操作時の特徴について考察することを目的とする。

## 2.2 実験方法

本実験で使用する設備の外観を図1に示す。実験は路面状況などの環境の変化の影響を受けやすい屋外の計測ではなく、比較的環境が変化しづらい屋内で実施した。また、介助者の動作を正確かつ長時間計測を行うために、トレッドミルを用いた。しかし、トレッドミル上で車椅子操作を行う場合、①左右の旋回がない直進の動作に限定される、②前方に歩行人や障害物などが現れないため、前方を見ずに車椅子操作を行う、など実際の環境で行う動作と異なる可能性がある。特に、②については、介助者の姿勢に大きく影響を及ぼす因子であるため、今回は②の影響を排除するべく、以下の対策を実施した。

1) トレッドミルの前方に大型のモニターを設置し、事前に別途撮影した屋内の廊下を直進する歩行者の動画を投影する(図2)。この動画は、日常で行われる車椅子操作を想定し、複数人が歩行中の屋内の廊下を撮影したものであり、動画の途中には左から第三者が突然現れる場面を含んでいる。

2) 被験者には、この動画内の歩行者に追従して、車椅子の操作を行うように指示を行う(第三者が左から突然現れる場面では衝突を回避するべく車椅子の操作は一時停止する)。動画内の歩行者が歩き始めるタイミングと同時に車椅子の操作を開始し、動画内の歩行者が歩行を停止した際に車椅子の操作を終了とする。

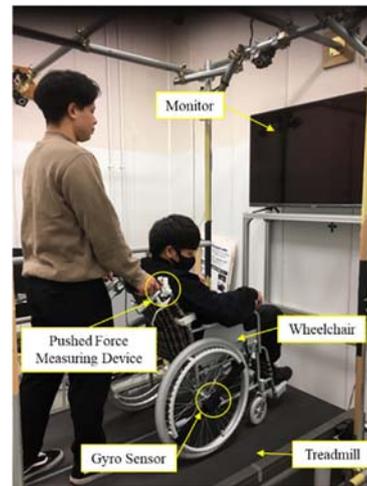


Fig.1 Experimental device composed of a treadmill, wheelchair, and monitor

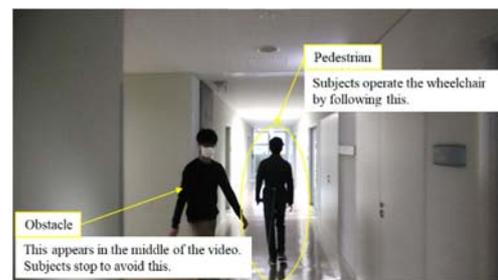


Fig.2 Movies shown in the monitor during the experiments

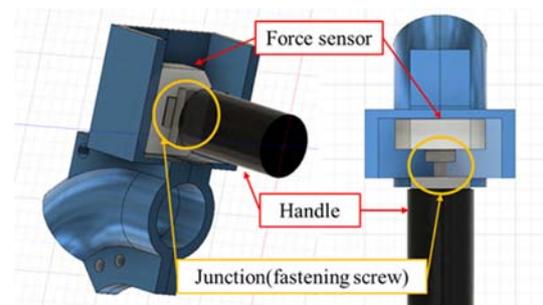


Fig.3 A handle to measure the force to push a wheelchair by a caregiver

### 2.2.1 実験装置

車椅子を押す力の計測は、著者らがこれまでに開発している独自のグリップを市販されている車椅子(幸和製作所社製、ハンドブレーキ付きアルミ車いす B-31)に搭載して行った<sup>(3)(4)</sup>(図3)。このグリップには、6軸力覚センサ(テック技販社製、USX10-H10-500N-A)が内蔵されている。

また、車椅子速度の計測は、ジャイロセンサ(ATR-Promotions社製、TSND121)を後輪の中心部に取り付け(図1)角速度を計測し、式1より車椅

子速度  $V$  (m/s) を求めた。

$$V = R\omega \quad (1)$$

ここで  $R$  は後輪の半径 (m),  $\omega$  は角速度 (rad/s) である。

### 2.2.2 実験で使用する動画

実験では実験室近くの屋内の廊下を一定の速度 0.8m/s で直進する歩行者の様子を撮影した動画を使用した。撮影には、以下の点に注意して行った。トレッドミルの前方に設置するモニターの高さは介助者の視点と同様になるよう調整しているため、動画は介助者の視点になるように三脚で高さを調整してビデオカメラ (Panasonic 社製, HC-WX2M) で撮影を行った。さらに、撮影時のブレを防止するために三脚を台車に固定し、台車を移動させながら撮影を行った。また、歩行者と台車の速度を一定にするために、メトロノームを用いて歩調 80bpm を統一し、一定の歩幅 0.6m で歩行した。

### 2.2.3 実験条件

実験では被験者を選定する条件として、これまでの車椅子介助の経験の有無を用いた。車椅子介助の熟練者側では、車椅子操作に十分慣れていると考えられる勤務年数が 9 年の理学療法士 (20 代, 女性, 身長 171cm, 体重 56kg) を被験者 A, 初心者側では、これまでに一度も車椅子操作をしたことがない被験者 (20 代, 男性, 身長 176cm, 体重 76kg) を被験者 B として選定した。

実験は熟練者, 初心者, それぞれ 3 試行ずつ行った。また、モニターに投影する動画や車椅子の搭乗者 (20 代, 男性, 身長 171cm, 体重 55kg) など、介助者以外の条件は統一して行った。

### 2.2.4 解析方法

車椅子を操作中の介助者の歩行速度の遷移は、ヒトの歩行速度の遷移と同様に、加速, 定常速度, 減速に分類される。この中で、搭乗者が快適かつ安全に車椅子上で過ごせるように、介助者は車椅子に作用する加速度をなるべく小さく、定常速度で長時間車椅子を操作することが求められる。そのため、本

実験では定常速度で車椅子を操作する区間を介助者の身体負担を評価する解析の対象範囲とした。

車椅子操作において、介助者は特に上肢に大きな負担を感じる事が報告されている<sup>(6)</sup>。この上肢の負担について、肩や肘にかかる関節モーメントに基づいて評価した例<sup>(7)</sup>や、筋電図を用いて上腕二頭筋などの筋負担から評価した例<sup>(8)</sup>などがある。関節モーメントは、手先に加わる外力と外力から関節までの距離の積で表され、筋負担は、筋が発揮する収縮力で評価される。これらの指標はいずれも車椅子を押す力の大きさにより大きく変化するものであり、相関が高いと考えられる。そこで、本研究では、車椅子介助者の身体負担の評価指標として、車椅子を押す力、中でも直進の動作に大きく寄与する矢状面方向の押す力  $F_y$  を用いた。

以上のことから、本実験では、車椅子介助者の身体負担の評価指標として、矢状面方向の押す力を定常速度区間で積分した値を用いた<sup>(3)(4)</sup>。

## 2.3 実験結果

被験者 A, B の実験結果の代表的な例を図 4, 図 5 に示す。これらは車椅子を押した進行方向の力  $F_y$  (N) と車椅子の速度  $V$  (m/s) の時間変化をまとめたものである。この図の、7s から 28s までの黄色で示した領域が前述した定常速度で車椅子を操作した 1 つ目の区間を表し、36 s から 61 s までの黄色の領域が 2 つ目の区間を表している (30 s ごろ、歩行者が動画内の左から突然現れる第三者へ衝突することを回避するために歩行を停止し、一度立ち止まる瞬間である)。この 2 つの区間における  $F_y$  (N) の積分値  $F_y t$  (N・s) を図 6 に示す。図 6 より、区間 1, 2 のいずれの値も初心者である被験者 B と比べて、熟練者である被験者 A の方が小さいことが確認できる。このことから、熟練者は初心者と比較して、身体負担の小さい車椅子操作を実施している可能性が高いことが示唆された。

## 2.4 考察

熟練者がかもつ身体負担の小さい車椅子操作の要因について考察する。図 7 に、熟練者である被験者 A と初心者である被験者 B のそれぞれの車椅子操作の様子を比較したものを示す。この図から観察された

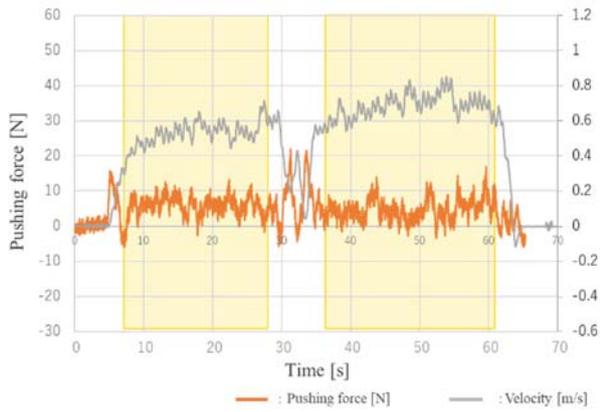


Fig. 4 Pushing force and wheelchair velocity during operating wheelchair (subject A)

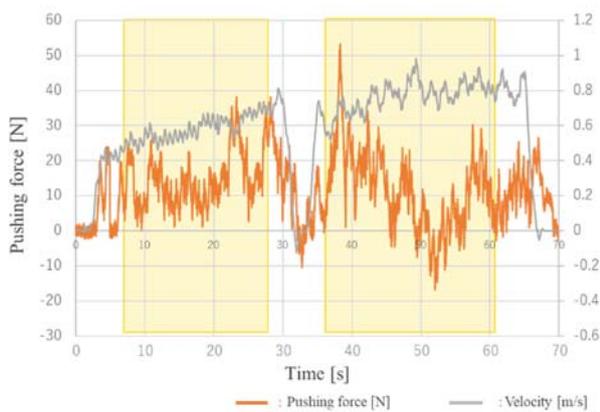


Fig. 5 Pushing force and wheelchair velocity during operating wheelchair (subject B)

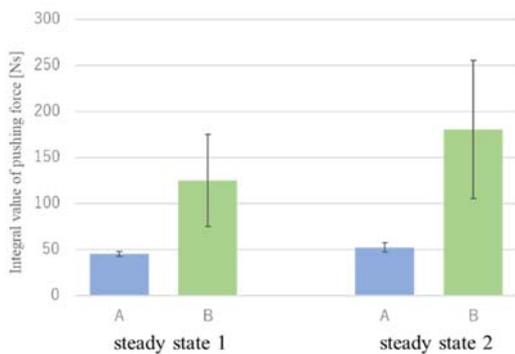


Fig. 6 Integral value of force in steady states 1 and 2

両者の違いの特徴の一つとして、上肢、特に肘関節の屈曲角度（上腕骨と橈骨が直線状の時を  $0^\circ$  とする）の変化量に大きな違いが見られた。図 8 に図 7 のうち肘関節部分を拡大したものを示す。(a)が最小屈曲角度、(b)が最大屈曲角度である。図 8 より、被験者 A の定常速度中に変化した肘関節の屈曲角度の

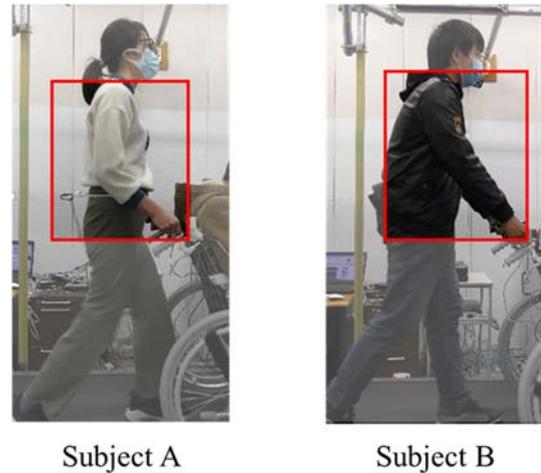
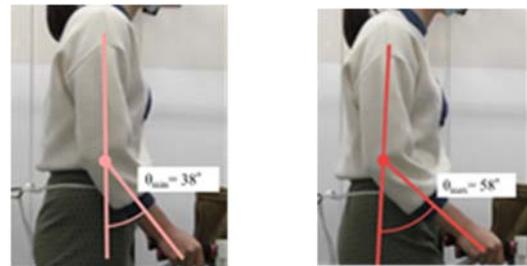


Fig. 7 Posture of the subjects during wheelchair operation



(a)Minimum flexion angle (b)Maximum flexion angle  
Subject A (expert)



(a)Minimum flexion angle (b)Maximum flexion angle  
Subject B (beginner)

Fig. 8 Amount of change in elbow joint angle

範囲は被験者 B と比べて大きいことが確認できる。

ここで今回確認された定常速度中に変化した肘関節の屈曲角度の範囲の大小が車椅子を押し力に及ぼす影響について考えてみる。この実験では、トレッドミルの前方のモニターに投影された動画の中で一定の速度で歩行する第三者に追従するように、介助者である被験者は自身の歩行速度および車椅子速度を調整しながら車椅子の操作を行っている。この時、

肘関節の屈曲角度の変化量が大きかった被験者 A の車椅子操作では、肘関節を大きく屈曲させ、自身と車椅子までの距離を短くすることで、搭乗者を含めた車椅子全体の運動を扱いやすくしていたと考えられる（車椅子速度の調整のしやすさに反映される）。これは、介助者が自身の歩行速度と車いす速度を独立に調整できていたことを表し、その結果、歩行中に発生した自身の微小な加速度の変化は操作する車椅子の運動に伝達されることがなかったため、車椅子を押す力の変化を最小限に抑えながら、車椅子操作が行えていた可能性が高い。

その一方、肘関節の屈曲角度の変化量が小さかった被験者 B の車椅子操作では、肘関節をあまり屈曲させず、自身と車椅子までの距離が離れていたため、搭乗者を含めた車椅子全体の運動を扱いづらくしていたと考えられる（車椅子速度の調整のしづらさに反映される）。これは、介助者が自身の歩行速度と車いす速度を独立に調整できずに、介助者と車椅子が一体の運動となっていたことを表し、その結果、歩行中に発生した自身の微小な加速度の変化は操作する車椅子の運動にそのまま反映されてしまい、その影響によって車椅子を押す力が増大していた可能性がある。これらの考察から、著者らは熟練者がもつ身体負担を低減する車椅子操作の特徴の一つとして、車椅子を定常速度で操作中の肘関節の屈曲角度の変化量の違いが挙げられる。

### 3. 車椅子操作中の上肢の姿勢の違いにおけるインピーダンス推定

肘関節の屈曲角度の変化量が何によって変化するものかその要因をさらに詳細に検討するために、上肢の姿勢、特に肘関節周りの解析を行う。関連研究として、杉本らは車のハンドル操作において上肢の姿勢の違いによる運動特性をインピーダンス値として定量的に評価している<sup>(9)</sup>。そこで、本研究においても同様に、車椅子操作中の介助者の上肢姿勢、特に肘関節の屈曲動作をインピーダンス特性でモデル化し、介助者の肘関節の屈曲角度の違いがインピーダンスに及ぼす影響を検討し、運動特性の違いを解析する。

#### 3.1 実験目的

本実験では、車椅子操作時の上肢の姿勢についてインピーダンスモデルを用いてモデル化し、上肢のインピーダンス値を定量的に評価する。それにより、姿勢が異なることによる車椅子操作の違いがインピーダンス値の違いにどのように現れるのか検討する。

#### 3.2 実験方法

インピーダンス値を推定する方法として、介助者の手先を外部から強制的に変位させ、手先変位と手先の復元力から計算する方法がある<sup>(10)</sup>。

被験者は、図9、図10に示すそれぞれの姿勢を維持した。図9は肘を曲げた姿勢であり、この姿勢を姿勢1とする。図10は肘が伸びた姿勢であり、この姿勢を姿勢2とする。その状態でY軸負の方向に5cmの強制変位を与え、その際の被験者が車椅子に与える手先の復元力と手先位置を計測した。

##### 3.2.1 実験装置と実験条件

車椅子に与える手先の復元力の計測は、2章の実験と同様に6軸力覚センサ（テック技販社製、USX10-H10-500N-A）内蔵グリップを使用した<sup>(3)(4)</sup>（図3）。

手先位置の計測は、被験者に赤外線反射マーカを取り付け、それぞれのマーカの位置を8台の赤外線カメラを用いて測定可能なモーションキャプチャシステム（OptiTrack Japan社製、OptiTrack™）を使用した。マーカは、被験者の両側の肩峰、上腕骨外側上顆、手背の計6箇所に貼った（図9、10）。

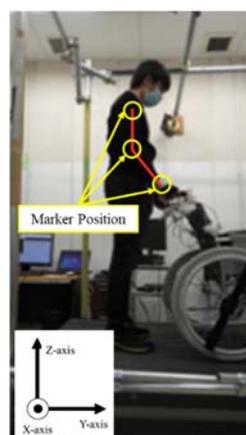


Fig.9 Experimental posture (posture 1) and marker position

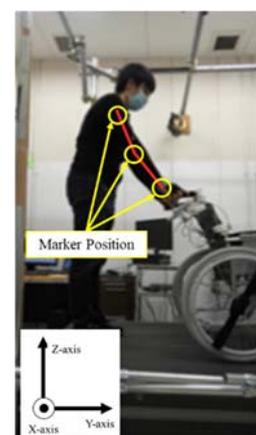


Fig.10 Experimental posture (posture 2) and marker position

本実験では、若年健常者（身長 176cm 体重 76kg 男性）を被験者とした。姿勢1, 姿勢2 でそれぞれ4回ずつ実験を行った。

### 3.2.2 解析方法

本実験では上肢の運動特性について、インピーダンスモデル（式（2））を用いて介助力学モデルを構築する。

$$M\ddot{x} + B\dot{x} + Kx = -F \quad (2)$$

$F$ は介助者が車椅子にY軸方向に作用する手先力(N),  $x$ は手先位置(m),  $M, B, K$ はそれぞれ上肢の慣性係数, 粘性係数, 剛性係数である。ここで, 式(2)で表される慣性項は介助者の上肢及び車椅子の質量に依存する。これらの質量は姿勢の違いによって変わらないため無視する。これに対して, 粘性項と剛性項は姿勢の違いに影響すると考えられるため, 本実験では以下のモデルを用いた。

$$B\dot{x} + Kx = -F \quad (3)$$

このモデルのパラメータを決定するために, 本実験で計測した介助者の手先の位置 $x$ , 速度 $\dot{x}$ を式(3)に代入する。介助者が車椅子に与えた力の実測値 $F_M$ とモデルによる力の推定値 $F$ との2乗平均平方根(RMS)が最小になるように重回帰分析を行い, 粘性係数 $B$ , 剛性係数 $K$ を推定した。

### 3.3 実験結果

表1, 表2に粘性係数 $B$  (Ns/m), 剛性係数 $K$  (N/m)を試行回数ごとにまとめたものを示す。ここで, 表1は肘を屈曲した状態で強制変位を与えた条件(姿勢1), 表2は肘を伸展した状態で強制変位を与えた条件(姿勢2)の結果を示す。姿勢1と姿勢2を比較すると, 粘性係数 $B$  (Ns/m)に関しては両者の間で大きな差は見られないが, 剛性係数 $K$  (N/m)に関しては姿勢1の方が小さいことが確認できる。

### 3.4 考察

肘を曲げておくことで車椅子操作時に関節のインピーダンスを柔らかく調整することを可能にする。

Table 1 Estimated stiffness and viscosity in the case that the elbow joint was flexed (Posture 1)

Trial No.	$B$ (Ns/m)	$K$ (N/m)
1	15.22	180.6
2	11.45	223.9
3	10.36	157.6
4	15.07	389.8

Table 2 Estimated stiffness and viscosity in the case that the elbow joint was extended (Posture 2)

Trial No.	$B$ (Ns/m)	$K$ (N/m)
1	14.59	605.3
2	12.03	727.1
3	15.26	808.0
4	9.751	833.2

一方で, 肘が伸びた状態だと, インピーダンスが硬くなり, 介助者と車椅子の距離の変化に対して車椅子を押す力が大きくなると考えられる。

また, 同じ条件において, 粘性係数と比べ剛性係数の試行ごとの差異が大きい。この原因について被験者の肘関節の角度から考察する。図11はそれぞれの試行における被験者の相対変位および剛性係数である。相対変位は初期角度(強制変位を与える直前の肘関節の角度)と最小角度(肘関節の角度が最小となった時, すなわち, 肘が最も曲がった時の角度)との差である。このグラフでは, 肘関節の相対変位が大きいほど剛性係数が小さくなっており, 相対変位と剛性係数が反比例の関係であることが分かる。相対変位は肘関節の角度の変化量であるため, 前章の実験で得られた, 熟練者が肘関節の角度の変化量を大きくすることで押す力を小さくして操作する,

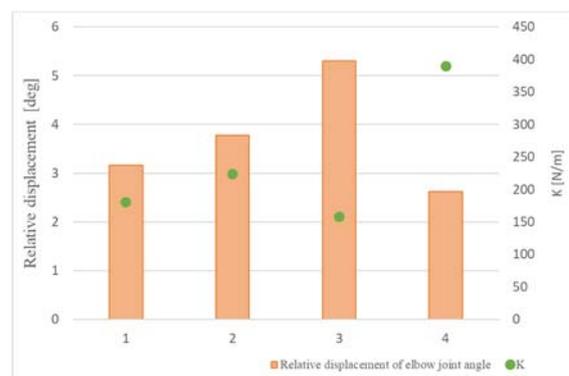


Fig. 11 Relative displacement of elbow joint angle and Stiffness coefficient

という結果と結びつけることができる。

#### 4. 車椅子介助初心者の身体負担を軽減する方法の提案

##### 4.1 実験目的

2章と3章から、熟練者と初心者とは上肢の剛性に差があり、身体負担が大きいほど剛性も大きくなる予想を得ることができた。本章では、上肢の剛性が身体負担に影響することを実験によって明らかにし、それを踏まえて初心者の身体負担を軽減する方法を提案することを目的とする。

##### 4.2 実験方法

介助者の上肢の剛性が身体負担に影響するかを確認するためには、もともと大きい初心者の剛性を小さくする必要がある。しかし、剛性や、粘性といったインピーダンス値は解析によって推定される値であるため、車椅子を操作中に介助者に剛性をフィードバックするのは困難である。そこで、本実験では初心者の剛性を小さくするために、介助者側の剛性を小さくする代わりに車椅子側の剛性を小さくする。

これにより、初心者は操作方法を変更する必要がなくなる。車椅子側の剛性を小さくする具体的な方法として、独自に開発したハンドルを用いる。このハンドルはバネを内蔵しており、ハンドルに力が加わるとバネによってハンドルのグリップ部分が前後に移動する。このバネの働きによって全体の剛性を小さくする。また、ハンドルと車椅子の接合部分に6軸力覚センサ（テック技販社製、USX10-H10-500N-A）を挟むように取り付け、介助者が車椅子を押す力を測定することが可能である。以後、このハンドルをバネハンドルと呼ぶ。介助者の上肢とバネハンドル内のバネが結合する。

バネハンドルを車椅子に取り付け、車椅子を操作することで身体負担がどのように変化するかを実験により検証する。実験ではバネの剛性によってどのような違いが生じるかを比較するために4種類のバネを使用した。バネ定数はそれぞれ2.2[N/mm]、1.5[N/mm]、1.0[N/mm]、0.5[N/mm]とした。前章と同様、介助者の両側の肩峰、上腕骨外側上顆、手背の計6箇所に加えて、車椅子に1箇所赤外線反射マーカを貼付し、モーションキャプチャシステム

（OptiTrack Japan 社製、OptiTrackTM）を使用して介助者の姿勢、車椅子の位置を測定した。前章と違い車椅子にもマーカを貼付したのは、バネハンドルにより車椅子と介助者の手先の距離が変化するためである。車椅子を押す力は6軸力覚センサ（テック技販社製、USX10-H10-500N-A）内蔵グリップを使用した。被験者は、初心者であり第2章の実験において身体負担が大きかった被験者を選定した。

##### 4.3 実験結果・考察

実験結果よりバネ定数が小さくなるほど相対距離の変化量が大きくなることが確認された。これはハンドルの剛性が小さくなることで被験者の手先が車椅子に対して相対的に変化しており、バネハンドルの効果が現れていることを示していると考えられる。また、バネ定数が小さくなるほど車椅子の速度のばらつきが小さくなることについても確認された。こちらについては、バネハンドルの効果で車椅子の前後方向の加速度が小さくなることで車椅子がより一定速度で運動していることを示していると考えられる。実験結果より、バネ定数が小さくなるほど車椅子を押す力の積分値が小さくなることが確認された。この結果は、バネハンドルを用いることで被験者の身体負担を軽減することができたことを示していると考えられる。以上より、バネハンドルを用いることで、介助者と車椅子の相対距離の変化量を大きくすることが可能になり、その結果、車椅子の速度をより等速で操作することができたため、車椅子を押す力が減少し、身体負担の減少につながったと考えられる。

#### 5. 結言

本論文では、介助熟練者と初心者の車椅子操作時の身体負担の違いについて車椅子を押す力の観点から検討を行うことと、上肢の姿勢についてインピーダンス値の違いを比較することを目的とした。前者は、熟練者と初心者の身体負担を力の積分値の大きさで比較した。熟練者は肘関節の角度の変化量を大きくすることで車椅子を等速で操作するため、身体負担が小さいことが確認できた。後者は、インピーダンスモデルを用いて姿勢の違いによるインピーダンス値を比較した。その結果、肘を曲げた姿勢は肘

関節の剛性係数が小さいことが確認できた。

最後に、提案した介助力学モデルを用いて、初心者の身体負担が軽減可能な評価実験を行った。実験では、提案する介助力学モデルを考慮した手法として、インピーダンスを調整可能なハンドルを製作して用いた。その結果から、提案する手法を用いることで、車いすを押す力が軽減されることが確認され、車いす介助における初心者の身体負担の軽減が可能であることが示唆された。

## 謝辞

本研究を遂行するにあたり、多大なご支援を賜りました公益財団法人マツダ財団に厚く御礼申し上げます。

## 口頭発表、受賞等

### 〔口頭発表〕

- [1] 實松建吾, 柏木昭彦, 山道菜未, 本田功輝, 金田礼人, 山本元司, 中島康貴, 介助熟練者と初心者における車椅子を押す力と肘関節角度に注目した車椅子操作の特徴解析, 第22回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI 2021), pp. 1576-1580, 2021.

### 〔受賞〕

- [2] 第22回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 SI2021 優秀講演賞, 實松建吾, 柏木昭彦, 山道菜未, 本田功輝, 金田礼人, 山本元司, 中島康貴, 介助熟練者と初心者における車椅子を押す力と肘関節角度に注目した車椅子操作の特徴解析, 第22回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI 2021), pp. 1576-1580, 2021.

## 参考文献

- (1) 能登裕子, 村木里志: “介助負担と乗り心地を考慮した車いす段差乗り上げ介助操作の姿勢指標”, 日本看護技術学会誌, 15(2), pp. 135-145 (2016)
- (2) 高成夏, 松浦義昌, 坪内伸司, 茅原聖治, 清水教永: “車いす介助に関する生理心理学的研究”, 桃山学院大学総合研究所紀要, 30(1), (2007)
- (3) K. Sanematsu, H. Kadomatsu, M. Yamamoto, and Y. Nakashima, : “Kinetic Analysis of Pushing Force in Wheelchair Operation by Caregiver”, International Symposium on Community-Centric Systems (CcS2020) (2020)
- (4) 實松建吾, 門松寛幸, 山本元司, 中島康貴: “車椅子介助における介助者の姿勢の違いによる車椅子操作の力学特性の解析”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 2P1- F10 (2020)
- (5) Vegter, R., de Groot, S., Lamoth, C., Veeger, D., and Van der Woude, L., : “Initial Skill Acquisition of Handrim Wheelchair Propulsion: A New Perspective”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 22(1), pp. 104-113 (2014)
- (6) 能登裕子, 齋藤誠二, 村木里志: “介助による車いす推進速度が乗り心地および介助負担に及ぼす影響”, 日本看護技術学会誌, 8, pp. 37-45 (2009)
- (7) 茅原崇徳, 和泉大樹, 瀬尾明彦: “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”, 人間工学, 49(5), pp. 211-218 (2013)
- (8) 村木里志, 三星昭宏, 松井祐介, 野村貴史: “車いすによるスロープ走行時の身体的負担の定量化とその応用”, 土木学会論文集, 62(3), pp. 401-413 (2006)
- (9) 杉本帆乃香, 積際徹, 横川隆一, 成末充宏, 武田雄策, 原利宏: “ステアリング操舵時の上肢姿勢解析に基づく手先コンプライアンス特性”, 日本ロボット学会学術講演会予稿集, 3I1-02 (2020)
- (10) 辻敏夫, 後藤和弘, 伊藤宏司, 長町三生: “姿勢維持中の人間の手先インピーダンスの推定”, 計測自動制御学会論文集, 30(3), pp. 319-328 (1994)