

博士後期課程

(保健学) 学位論文

坂路移送における車いすハンドル高さと
介助者の上肢負担に関する生体力学的評価

平成26年度

(2015)

新潟大学大学院保健学研究科保健学専攻

分野名 看護学分野

氏名 水谷 都

目 次

序

第 1 章 研究の目的と学術的背景

| | |
|--------------------------------|----|
| 第 1 節 研究の学術的背景 | 1 |
| 1. 看護技術における科学的根拠の必要性 | 1 |
| 2. 車いす移送技術における科学的根拠 | 1 |
| 3. 車いす移送における介助者の上肢にかかる負担 | 3 |
| 第 2 節 介助者の上肢負担と生体力学的測定 | 6 |
| 第 3 節 研究の目的 | 8 |
| 第 4 節 研究デザイン | 8 |
| 第 5 節 研究の意義 | 8 |
| 第 6 節 用語の説明 | 9 |
| 第 7 節 倫理的配慮 | 9 |
| 文 献 | 10 |
| 表 | 13 |

第 2 章 坂路の上り移送と後進で下る移送における車いすハンドル高さ と介助者の上肢負担

| | |
|---------------------|----|
| 第 1 節 緒 言 | 14 |
| 第 2 節 実験方法 | 14 |
| 1 測定条件 | 14 |
| 2 二次元逆動力学解析 | 15 |
| 第 3 節 結果および考察 | 17 |
| 第 4 節 結 言 | 18 |
| 文 献 | 19 |
| 図 | 20 |

第 3 章 降坂移送の前進下りと後進下りに おける車いすハンドル高さ と介助者の上肢負担

| | |
|-----------------|----|
| 第 1 節 緒 言 | 31 |
|-----------------|----|

| | | |
|-----|-----------|----|
| 第2節 | 実験方法 | 32 |
| 1. | 測定条件 | 32 |
| 2. | 二次元逆動力学解析 | 32 |
| 第3節 | 結果および考察 | 34 |
| 第4節 | 結 言 | 36 |
| | 文 献 | 37 |
| | 図 | 38 |

第4章 結 論

| | | |
|-----|-------|----|
| 第1節 | 要 約 | 49 |
| 第2節 | 結 論 | 50 |
| 第3節 | 今後の課題 | 51 |

謝辞

序

本論文は全4章で構成されている。

第1章では、研究の目的と学術的背景、研究方法の概要を紹介する。

第2章では、車いすの坂路移送で、坂を上る場合と坂を後進で下る場合における、車いすハンドル高さや介助者の上肢にかかる負担について、実験から得られた知見を述べる。

第3章では、車いすの降坂移送で、坂を前進で下る場合と後進で下る場合における、車いすハンドル高さや介助者の上肢にかかる負担について、実験から得られた知見を述べる。

第4章では、本研究の結論と今後の課題を述べる。

第1章 研究の目的と学術的背景

第1節 研究の学術的背景

1. 看護技術における科学的根拠の必要性

我が国の医療を取り巻く環境は、少子高齢化の進展、医科学の進歩、及び医療提供の場の多様化等により大きく変化している。その中で、国民の医療に対する意識は、安全・安心の重視とともに、量から質の向上をより重視する方向に転換し、個人の価値観も多様化している。このような医療環境や国民意識の変化に伴い、看護職には、質の高い医療サービスの提供者として幅広い役割を担うことが期待されるようになった（厚生労働省 2003,2008）。また、人材確保の促進という社会的要請も重なって、看護教育の大学化は急速に進み、看護学系大学の数は1990年には11校であったものが2011年には200校を超え、今なお新設校が増えている。

医療環境の変化は看護教育の大学化を促し、さらに大学院教育への進展は看護学を学問として深化・発展させる契機ともなっている。それとともに、1990年代の終わり頃から「科学的根拠に基づいた看護実践」(evidence-based nursing; EBN)を目指す動きが起こってきた。EBNは、医学分野で1991年にGuyattによって提唱されたEBM(evidence-based medicine)から派生した言葉である。看護学の学問として体系化を志向する時期に一致し、EBNは看護学と看護実践が一丸となって目指すスローガンのひとつともなっている(深井 2012)。これまで培われてきた看護技術のなかには看護の歴史にみるように長い間、生活知や経験知で支えられた、熟練や感覚によって体得された技術、また根拠が曖昧な慣習的な技術であるものも少なくない。

こうした看護の実践技術を科学知として検証し、看護独自のケア技術を構築していくため、研究によって得られたデータをもとに検証あるいは技術開発、技術改善を目指す取り組みが始まっている。安全で安心できる医療を求める国民に、質の高い看護を提供するには科学的根拠に基づく看護技術の確立が不可欠である。看護は実践の学問であり、ケア技術の一つ一つに注目した研究の積み重ねを必要としている。

2. 車いす移送技術における科学的根拠

看護師の経験に基づいて行われている看護技術の一つに車いす移送がある。疾病や障がい、高齢等により歩行が困難な者に対して行う移動への援助であり、看護においては生活援助技術のひとつとされている。基礎教育課程卒業時には“ひとりで出来るレベル”までに修得すべき基本的看護技術として位置づけられている(文部科学省 2002,厚生労働省 2003)。

看護技術書では、車いす移送技術は「患者をベッドから車いすに移す移乗の介助方法」と「患者を乗せた車いすを目的地まで押して移送する方法」により構成されているものが多い(岡本 2011,阿曾 2012,深井 2012)。前者の移乗の介助方法は、体位変換技術の“ベッドから椅子にすわらせる”方法を適用したものである。したがって、後者の「車いすを押して移送する方法」に関する部分が車いす移送技術として特有な部分といえる。車いす移送は乗車者の安全や安心を最優先にして行うことが求められることから、ここにおける看護技術の根拠は重要である。

「車いすを押して移送する方法」に関する研究報告は、近年、増加してきており、最も基本となる移送速度については、筆者である水谷(2002)や澤田ら(2005)、能登ら(2010)の報告がある。筆者は、車いすの移送速度は速すぎるという患者の声の中に“目を開けていられなくなる”という体験があることに着目した。このエピソードから、適切な車いす移送速度の検討には、乗車者の感覚感性に加え、環境から与えられる視覚刺激を指標にする必要があると考え測定研究を行った。

車いすの移送速度は2台のビデオカメラで撮影し、乗車者の眼球運動はアイマークレコーダで測定した。乗車者には官能検査も行い、最も安心できて良いと申告した時の車いす移送速度(安心速度)を解析した。

主な知見として、対象が最も安心できてよいとした安心速度は、 $1.12 \pm 0.06 \text{m/s}$ であった。移送速度が安心速度よりも早い場合、乗車者は、介助者が忙しそう、車いすがぶつかりそう、ハラハラする、落ち着かない等を強く感じていた。この結果から、速い移送は緊張や不安感にとどまらず介助する看護者との関係にまで影響を与えていると推察された。逆に、移送速度が安心速度より遅い場合は、自分には合わない、もどかしいと感じていた。乗車者にとって不快になるのは移送速度が速い場合だけではないといえる。また、上下眼球角速度と車いす移送速度には強い相関が認められ、移送速度が速い場合は乗車者の視覚負担も大きいことが明らかになった。この研究で得られた安心速度 $1.12 \pm 0.06 \text{m/s}$ は約 4 km/h であることから、乗車者の心身の負担が少ない移送は“普通の歩行速度”で行うことが望ましいことが示唆された。

澤田ら(2005)は車いす乗車走行実験を行い、乗車者や介助者が感じる「乗り心地」や「操作性」について多変量解析を用いて解析している。車椅子に加速度と耐圧シートを取り付け、平坦面は移送速度 90 歩/分(約 1m/s)で、スロープは介助者任意速度で走行し、直後に乗車者・介助者に SD 法に基づく官能評価を実施した。その結果、乗車者・介助者ともに 90 歩/分(約 1m/s)程度の速度で行う平坦路走行は快適であり、振動が複雑で振幅の大きい低周波であるほど、また、荷重値変化が大きいほど、乗車者は「乗り心地の悪さ」を感じることを報告している。

能登ら(2010)は発進および停止時の速度変化から乗り心地を検討している。介助者が車椅子を急発進、急停止させた場合の車いすの走行軌跡、乗車者の姿勢角・筋電

図・瞬目・呼吸の測定，主観評価から，発進には 1.8m 以上，停止には 1.0～1.3m の距離をもって行うことが望ましい操作方法であると報告している。

以上，車いすの移送速度を例に挙げて「車いすを押して移送する方法」の科学的根拠を概観した。車いすの移送方法では段差通過や振動軽減に関する技術も重要であるが，ここにおける報告(水谷 2003,樋口 2005,澤田 2006)も多く，緩衝器付きのキャスターも開発されている(寺島 2006)。このような移送方法に関する科学的知見は患者を安全・安楽に移送する技術の根拠として有用であり，看護の科学性を高めることにつながると考える。

一方，看護は人を対象とすることから，看護技術は対象者の安全を最優先にして実践されることは当然であるが，同時に実践者である看護師自身の安全も考慮しなければならない。なぜならば，看護技術は看護師の身体動作を通して実施されることから，看護師にとって身体的負荷の少ない操作技術は確実な実践につながり，結果として安全な看護技術となるからである。そこで，改めて看護技術書にある車いす移送技術を見ると，「患者をベッドから車いすに移乗する方法」においてはボディメカニクスの原理を用いた方法が具体的に解説されているが，「車いすを押して移送する方法」においては，看護師自身の安全を考慮した方法はその根拠も含めて記載が見当たらない。

車いす移送は，看護師が日常業務として行っているものの，その量や質は近年大きく変化して来ている。小島ら(2006)は，2003年に急性期医療に係る診断群分類別評価(PDC: Diagnosis Procedure combination)が導入されると，平均在院日数の短縮化，病床回転率の上昇が起これり，看護業務の中でも移動・リハビリの業務時間が著しく増加していることを報告している。早期離床やリハビリテーションの早期開始，高齢患者の増加，小手術や処置検査を手術室・内視鏡室等で行うことによる院内移動の増加，などによる移送である。

このような車いす移送の量と質の変化は，患者・看護師の両者にとって安全な車いす移送技術の確立が急がれることを示している。

以上より，安全な車いす移送技術を確立するためには，介助する看護師に注目した科学的根拠が不可欠で，特に「車いすを押して移送する方法」に関する検討が必要であると考える。

3. 車いす移送における介助者の上肢にかかる負担

車いす移送はハンドルを介して行うことから，ハンドルは車いすと介助者のインターフェイスの役割をもち，介助者の身体的負担および操作性を左右する。特にハンド

ル高さについては、介助者に合わない腰痛などの問題を引き起こすこと(木之瀬 2010)が指摘されている。一方、病院施設や介護の場では標準型(普通型)車いすが多用されている。看護師や介護者の体格は個々により異なることから、同じ車いすを使用しても移送介助時の身体的負担は異なると推測される。

車いす移送の介助者にかかる負担に関しては多くの報告がある。ここでの介助者とは車いすを介助で操作する者を指し、看護師や介護職者、在宅で車いす移送を行う家族などを含んでいる。

介助者の精神的負担について、高ら(2004)は、健常者同士で介助する場合と実際の障害者を対象として介助する場合を比較し、生理的負担は同じでも精神的負担は異なることを報告している。

介助者の身体的負担と部位については、平地やスロープといった移送通路における研究が取り組まれている。看護師は平地走行の発進では上肢の負担感、停止では上肢に加え腰と下肢に負担感を感じていること(能登ら 2009)、高齢介助者はスロープ勾配や凸状段差の高さにより、負担が大きく操作不可能になる場合があること(能登ら 2010,2011)、車いす前輪上げ動作では腕、足、腰に負荷が生じること(黒岡ら 2008)などが報告されている。

車いす介助操作と生理的負担については、車いす介助操作は駆動力と歩行動作の複合動作であることから、介助者は車いすの負荷に応じて歩行姿勢を自律的に整え、操作力と歩行速度を調整していること(内山ら 2006,2010)、車いす介助歩行時は通常歩行時に比べて呼吸動態と筋肉内酸素動態が異なること(Horiuchi2008)、坂路上りでの下肢モーメントから介助者の負担が消費エネルギーとして 15%増すこと(宮脇ら 2009)、などが報告されている。

また、厚生労働省所管から公益財団法人に移行したテクノエイド協会は、車いすのハンドル位置が低いと介助者が前屈みになり腰痛を起こしやすいことを指摘し、対応として、ハンドル位置や高さ調整の出来る車いすを使用することを推奨している(小冊子作成委員会 2012)。しかし、適切なハンドル高さは示していない。

このように車いす介助者の負担に関する報告は多いが、実験条件として標準型の車いすを使用していることから、介助者の体格の違いによる負担の差異に言及するものではなかった。また、介助者には、上腕・前腕・手首に負担感があり、その負担感が坂路の移送時に増していることは確認できたが、本人の主観を官能検査で測定評価した研究にとどまっていることが判った。

一方、ハンドル高さの影響を示唆すると思われる文献が 3 編あった。高ら(2004)は、車いすの使用状況や形状の違いによる介助者と乗車者の心身に対する負担について、生理心理的指標から検討し、適切な介助のあり方を検討している。この報告では、ハンドル高さが異なる 2 種類(90 cm, 77 cm)の標準型の車いすが使用されていた。そ

の意図は、介助者が使用する車いすの機能や構造を十分に理解することにより、乗車者の不安や緊張が緩和されるのではないかというものである。トレッドミル歩行を傾斜 0 度、+5 度、-5 度で行い、介助者と乗車者の負担を心拍数、血中乳酸値および STAI (State-Trait Anxiety Inventory) テストで測定解析している。その結果、介助者の心拍数からハンドル高さ 77 cm の車いすで移送した場合がハンドル高さ 90 cm の車いすで移送した場合より負担は大きかったと述べている。ここから、ハンドル高さが介助者の身体的負担に影響することが伺える。

2 編目は、Woude ら(1995)の報告である。段差乗り越え時の上肢の kinetics 解析からハンドル高さを検討しており、ハンドル高さ割合が 78%から 95%の時に肩関節モーメントは減少し、介助者にとって適切な高さであると報告している。しかし、この実験で用いた車いすのハンドル形状は、現在、日本で広く用いられているハンドル形状とは異なっているため、そのまま日本の車いすに適応するには危険である。

3 編目は上野ら(2004)の報告である。介助者の負担軽減と介助の容易性を向上させるためにハンドルの設置条件を実験的に検討している。既製品のハンドル高さは概ね 81~92 cm の範囲内にあるが、ハンドルの適切な高さを求める目安の資料は見当たらないとし、施設介護者によるハンドル評価では、半数以上の者が介助時の負担を訴え、前腕が最も多く、次は肩、上腕、腰に多くみられ、斜面を下る場合には負担が増していたと述べている。さらに、平坦路におけるハンドルの高さ評価から、適切なハンドル高さは身長に比例して高く、その目安は $[\text{身長} \times 0.53]$ であり、ハンドルの形状は、平行型、ハの字型、カート型の何れについても被験者の 1/3 がよいとしたと報告している。斜路における昇降時のハンドル高さは、平坦地の場合の適切高さとほぼ一致する場合とそうでない場合があり、ばらつきがみられる。車いすの介助動作を容易にするには、直進時と方向転換時、斜路の昇降時、介助者の身長などを考慮したハンドルの高さや形状が重要であることを指摘している。

この報告から、介助者には各自の体格に応じた適切なハンドル高さがあるが未だ十分に解明されていないこと、中でも介助負担の増す坂路移送の場合における適切なハンドル高さの検討、言い換えれば、車いすのハンドル高さがどのように介助者の上肢負担に影響しているか、を定量的に評価する必要があることの示唆を得た。

車いす移送の介助者には、坂路の移送時に上腕・前腕・手首の負担感があり、この上肢にかかる負担は、車いすハンドル高さと介助者の体格の違いを考慮して測定評価する必要があると考えた。

第2節 介助者の上肢負担と生体力学的測定

前節では、車いす移送技術を乗車者・介助者の両者にとって安全な看護技術にするためには、介助者に注目した科学的根拠が不可欠であり、車いすのハンドル高さや介助者の上肢負担を測定評価する必要があることを指摘した。

身体にかかる負荷の測定評価にはバイオメカニクス (Biomechanics) 分野における計測手法のひとつである剛体リンクモデルによる逆動力学計算を採用するのが有効と考える。バイオメカニクスとは生体力学と訳され、物理的および機械工学的な理論や技術を生体に応用することにより、生体内の器官や組織の機能を力学的な見地から研究する学問分野である。近年における発展はめざましく、中でも、生体計測、人体計測に関しては、装置の小型化やコンピュータの能力向上により、静止対象が動作対象にまで拡大されるようになった。

バイオメカニクス分野では、身体の動きを力学的に評価する場合、生体内負担に基づいた評価を行う。この方法として筋骨格モデルによる動作解析があり、本研究の車いす介助者の上肢にかかる力を計測するには有効な方法である。以下に、その概要を長谷の論文(2014)を参考に説明する。

身体動作の評価は、身体の動きを測定することが基本となる。例えばモーションキャプチャーシステムなどによる身体運動の測定、身体に作用する力(外力)の測定、筋電図などの各種運動生理データの取得などで行う。これらは直接身体の動きを測定しているものであるが、身体の動きを力学的に評価したい場合は筋力や関節に作用する力など生体内の力学量、すなわち生体内負担に基づく評価を必要とする。なぜならば、身体運動や身体に作用する外力は運動の「結果」として生じるものであるのに対して、筋力などの生体内力は運動の「原因」となるものであり、運動のより本質を表していると言えるからである。しかし、生体内の力学量を非侵襲的に直接計測することは困難である。そこで、バイオメカニクス分野においては、身体の力学特性をモデル化した筋骨格モデルを用いた解析が行われており、広く利用されている。

身体運動に限らず、物体の運動は、まず力が存在し、これが物体に作用することで加速度が生じ、この加速度が時間的に積分されることによって速度、運動変位が生じる。身体運動の場合は、直接的には脳神経の働きによって各筋で筋力が発生し、それが骨や身体に伝わり結果として観察可能な全身の身体運動となり、さらに身体が地面や物などの環境と接することで外力が生じるようになる。このような運動形式の流れが順向きの流れであり、動的な運動と力の関係を扱う動力学においては順動力学と言う。一方、筋骨格モデルによる計算では、この考えの逆向きの計算(逆動力学)を行う。つまり、身体の運動変位などが先ず与えられ、逆向きの計算過程をたどることで筋力や関節モーメントなどの運動の源となる生体内の力学量の推定を行う。この一連

の力学計算のために、ヒト身体筋骨格系の力学特性を数学的に表現した筋骨格モデルが必要とされ、数式や計算プログラムとして示される。

筋骨格モデルは、以下のようなサブシステムにより構成されている。

- (1) 剛体リンクモデル：身体各節の節長や関節自由度などの運動学的特性と各身体節の質量、慣性モーメントなどの力学量を表したモデル。
- (2) 筋力学モデル：個々の筋の力学特性を表したモデル。
- (3) 筋骨格幾何学モデル：筋の付着位置や筋走行（筋の幾何学配置、パス(path)）などを表すモデル。

計算処理の流れは以下のとおりである。

- (1) 剛体リンクモデルの運動学的特性に基づき、関節角度、角速度などの運動学量の算出。
- (2) 剛体リンクモデルの運動方程式の逆運動学計算に基づき、個々の関節モーメントの算出。
- (3) 筋力学モデルと筋骨格幾何学モデル、さらに最適化計算手法を用い、筋力などの筋骨格系の生体内負荷の算出。

本研究では、逆動力学計算に基づく関節モーメントを採用する。モーメントとは物体を回転させようとする作用であり、関節モーメントは関節まわりの筋力による回転作用の総和である。この関節モーメントは、ある姿勢を保ったり、ある運動をするために、その関節周囲の筋などの生体組織が発揮している力とも捉えられることから、生体内力の程度を知ることにつながる。また、モーメントは、力と回転中心からその力の方向に直角な距離（モーメントアームという）との積で表される力学量である。したがって、同じ重量の物体を扱う場合や乗車者を乗せた車いすを押す場合に、腕を伸ばして持つ（押す）のと、肘を曲げて持つ（押す）のとでは肩関節の筋負荷は大きく異なることになる。このように、関節モーメントの考えを導入すると、動作や外力の作用を筋負荷に置き換えて考えることができる。車いすを押すというようなマクロな動作は、詳細な個々の筋の負荷までの計算は必ずしも必要とせず、その前段階の関節モーメントを計算することで、生体内負荷を理解することができる。

以上より、本研究では、上肢にかかる力を、車いすを押す際にハンドルに加わる力をひずみ計で測定し、その外力と逆動力学計算により求めた関節モーメントから生体内負荷を評価する。筋骨格モデルの計算理論は確立されており、その特性をパッケージ化した筋骨格モデル・ソフトウェアがいくつか販売されている。しかし、市販のソ

フトウェアは、計算過程で用いられる測定値が不明であるため、中身は所謂ブラックボックスとも言え、信頼性に疑問が残る。そこで、本研究では、筆者の所属する共同研究グループのメンバーである川上が作成した計算ソフトを使用した。これは、表 1 に示すように日本人の体格を考慮したもので、オリジナルな計算ソフトである。なお、計算の具体的な進め方は、第 2 章の測定解析で述べる。

第 3 節 研究の目的

車いすの介助者が、坂路の移送において感じる上肢の負担を軽減するために、車いすハンドル高さ割合と介助者の二次元上肢関節モーメントの測定解析を行い、適切なハンドル高さを量的に評価する。

第 4 節 研究デザイン

実験研究とする。

本研究は、「車いす介助者が感じる上肢の不具合は体格が異なるにも関わらず標準型車いすを使用しているためではないか」という疑問から始まっている。したがってリサーチ・クエスチョンは、「介助者の上肢負担と車いすハンドル高さとはどのような関係にあるのか。負担の少ない適切なハンドル高さとはどの位なのか。」である。そこで、介助者が上肢にかかる負担が大きいと訴える「坂路移送」に着目し、次の 2 種類の実験を計画した。

- その 1. 坂路を上る場合と後ろ向きで下る場合における、車いすハンドル高さで介助者の上肢にかかる負担について測定解析する。
- その 2. 坂路を下る際の代表的な方法である前向きで下る場合と後ろ向きで下る場合における、車いすハンドル高さで介助者の上肢にかかる負担について測定解析する。

第 5 節 研究の意義

車いす移送において、看護職者がより自分の体格に合った車いすを使用することができれば移送にかかる労力の軽減および肩や上肢の不具合、腰痛予防につながる。また、看護師の車いす操作性が容易になることにより、患者の安心・安楽な移送すなわち質の高い看護実践となり、看護の質向上に寄与する。さらに本研究の成果は、地域

や在宅で車いすを使用する療養生活者とその家族・住民にも応用可能であることから、家族の介護負担の軽減も期待でき、地域社会への還元が可能となる。

現在、車いすの機能向上はめざましく、介助者に注目した改善も進み、ハンドルの高さ調節ができる機種も市販されるようになってきた。しかし、まだ十分とは言えず、本研究は介助者にとって操作しやすい車いす開発にも有用である。さらに、歩行器や歩行車、ベビーカーおよび荷物搬送用台車のハンドル開発への応用が可能と推測される。

本研究は、科学的根拠に基づく看護技術の確立に向けた看護学と工学との連携による技術開発研究としても位置づけられる。本研究で採用した生体力学的見地からの技術検証方法は、経験的知見にもとづく看護のコツやスキルといわれる実践部分を可視化して示すことができる。本研究方法は、今後の看護技術の検証に有用で、科学的根拠をもつ看護技術の開発研究に寄与できる。

第6節 用語の説明

- ・乗車者：車いすに乗車する人。日本工業規格 JIS(T0102)では“使用者”と定義しているが、看護場面では“車いすを使用して患者を移送する”というような表現をすることがあり、紛らわしいので、本研究では区別するために“乗車者”を採用する。
- ・介助者：車いすを介助で操作する人。日本工業規格 JIS(T0102)の定義に準じる。
- ・関節モーメント：モーメントとは物体を回転させようとする作用であり、関節モーメントは関節まわりの筋力による回転作用の総和。
- ・ハンドル高さ割合：介助者の肩高さで車いすハンドル高さを除した値 (%)。

第7節 倫理的配慮

新潟大学大学院保健学研究科研究倫理審査委員会の審査・承認（受付番号：第 99 号）をうけ実施した。厚生労働省「臨床研究に関する倫理指針（平成 20 年 7 月 31 日全部改正）」を遵守した。

文 献

- 阿曾洋子, 井上智子, 氏家幸子: 基礎看護技術 (第 7 版), pp.103-105, 医学書院, 2012.
- 深井喜代子編集: 新体系看護学全書 基礎看護学 2 基礎看護技術 I, pp.2-11, メヂカルフレンド社, 2012.
- 深井喜代子編集: 新体系看護学全書 基礎看護学 2 基礎看護技術 II, pp.118-123, メヂカルフレンド社, 2012.
- 長谷和徳: 特集③: 人間工学のための計測手法 第 1 部: 動作計測 (4) -筋骨格モデルによる動作解析-, 人間工学 Vol.50, No.5, pp.138-146, 2014.
- 樋口勝, 品川知徳, 武田行生, 他: 車椅子の段差通過時における安全性および快適性の向上に関する検討, 日本機械学会東北支部第 41 期秋期講演会 講演論文集 2005(4), pp.13-14, 2005.
- HORIUCHI Masahiro: Differences between pulmonary oxygen uptake and muscle oxygenation responses during wheelchair-care walking, Human Welfare Studies, No. 11. pp. 13-25, 2008
- 木之瀬隆: 身体機能と車いす. 木之瀬隆編著: 基礎から学ぶ介護シリーズ これであなただも車いす介助のプロに! -シーティングの基本を理解して 自立につなげる介助をつくる, 中央法規出版, pp.32-42, 2010.
- 高成廈, 松浦義昌, 坪内伸司, 他: 車椅子介助に関する生理心理学的研究 (第 1 報), 桃山学院大学総合研究所紀要, 第 30 巻, 第 1 号, pp.89-98, 2004.
- 厚生労働省: 看護基礎教育における技術教育のあり方に関する検討会報告書, 平成 15 年 3 月 17 日, 2003.
- 厚生労働省: 新たな看護のあり方に関する検討会 報告書, 平成 15 年 3 月 24 日, 2003.
- 厚生労働省: 看護基礎教育のあり方に関する懇談会 論点整理, 平成 20 年 7 月 31 日, 2008.
- 小島恭子, 中村秀代, 黒田裕子: DPC 導入前後の看護業務量の比較とその関連要因 - DPC 導入前後 1 年間における看護業務量の比較に焦点を当てて -, 日本看護管理学会誌 Vol9, No2, pp.14-21, 2006.
- 黒岡紀哉, 田内雅規, 中村孝文: 車いす前輪上げ動作時の身体的負荷の内観計測による検討, 福祉工学シンポジウム講演論文集 2008, pp.96-99, 2008.
- 宮脇和人, 佐々木誠, 巖見武裕他: 坂路において介助者が車いすを押す動作の評価, 日本機械学会論文集 (C 編), Vol.75, No.752, pp.1033-1040, 2009.
- 水谷都: 患者が安心できる車移送 ヒトの感覚感性変化の生体力学, 視野・視線解析を通して, 科学研究費補助金 [基盤研究(B) (2)課題番号 12470533] 研究成果報告

書, 2003

文部科学省：大学における看護実践能力の育成の充実に向けて（看護学教育の在り方に関する検討会 報告），平成 14 年 3 月 26 日,2002.

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，Vol.8, No.2, pp.37-45, 2009.

能登裕子，塩満晴彦，齋藤誠二，村木里志：乗車者の乗り心地を考慮した車いす発進・停止操作方法の検討，日本看護技術学会誌，Vol.9, No.1, pp.83-93, 2010.

能登裕子，村木里志：乗車者および介助者を考慮したスロープ勾配と車いす昇降介助操作方法に関する検討－車いす走行動態と介助負担および主観的乗り心地について－，日本看護技術学会誌，Vol.9, No.2, pp.55-66, 2010.

能登裕子，村木里志：乗り心地および介助負担を考慮した凹凸段差車いす介助通過方法に関する研究，福祉のまちづくり研究，第 13 巻第 2 号，pp.14-25, 2011.

岡本恵里，玉木ミヨ子編著：ナースィング・ポケットマニュアル 基礎看護技術，pp.72-76，医歯薬出版，2011.

澤田知之，小島洋一郎，近藤崇，他：車椅子操作と乗り心地に関する多変量解析について，苫小牧工業高等専門学校紀要，第 40 号，pp.47-51, 2005.

澤田知之，中村充美，近藤崇，他：車椅子の振動特性に関する実験的研究，苫小牧工業高等専門学校紀要，第 41 号，pp.17-22, 2006.

澤田知之，中村充美，小島洋一郎，他：SD 法による車椅子操作と乗り心地に関する主成分分析，苫小牧工業高等専門学校紀要，第 41 号，pp.23-30, 2006.

小冊子作成委員会：福祉用具シリーズ Vol.15 腰を痛めない介護・看護～質の高いケアのために～，公益財団法人テクノエイド協会，2012.

杉森みど里，舟島なおみ：看護教育学（第 5 版補強版），pp.33-46，医学書院，2014.

寺島正二郎，木津義之，渡邊直人，他：振動吸収機能を有する車椅子用キャスターの開発－第 2 報－，日本機械学会 [No.067-1] 北信越支部第 43 期総会・講演会 講演論文集，pp.289-290, 2006.

上野義雪，塚越理恵，上野弘義：介助用車いすにおけるハンドグリップの機能条件，日本建築学会大会学術講演梗概集（北海道），pp.787-788, 2004,

内山寛信，鈴木立人，倉田純一，他：車いすに対する自律的操作力の推定と主観的運動評価，日本機械学会論文集（C 編），Vol.72, No.715, pp.842-849, 2006.

内山寛信，鈴木立人，長嶋康太，他：介助者・車いす系の自律駆動操作モデルの構築と性能検証，日本機械学会論文集（C 編），Vol.76, No.767,2010

Van Der Woude, L. H. V., Van Koningsbruggen, C. M., et al.: Effects of push handle height on net moments and forces on the musculoskeletal system during standardized wheelchair pushing tasks. Prosthetics and Orthotics

International 19: pp.188-201, 1995.

表

表 1 逆動力学解析に必要なもの

| 逆動力学解析に必要なもの | | |
|---------------|---|---|
| ・セグメント角度 | } | 身体の形態計測から推定 阿江通良他：日本人アスリー トの身体部分慣性特性の推 定、バイオメカニズム、11、 23-33、1992. |
| ・角速度 | | |
| ・角加速度 | | |
| ・関節中心位置 | | |
| ・セグメント重心位置 | | |
| ・セグメント質量 | | |
| ・セグメント慣性モーメント | | |
| ・重心の速度 | | |
| ・重心の加速度 | | |
| ・外力ベクトル | | |
| ・外力の作用点 | | |

第2章

坂路の上り移送と後進で下る移送における 車いすハンドル高さとお介助者の上肢負担

第1節 緒言

車いすとは、歩行の困難な高齢者や身体機能の障害により歩行が困難となった患者が移動する際に用いる福祉用具であり、主に病院や介護施設で使用される。近年では高齢化に伴って家庭や公共施設など、使用される場面が増えてきている。一般的に、車いすはそれに乗る人の安全が第一と言われており、乗車者に着目した研究は数多く存在する (Richter 2001, Ragan 2002, 能登ら 2010a, 2010b,)。しかしながら、実際の現場では看護師や介護者など、介助者が車いすを押していることが多いにもかかわらず、介助者に着目した報告は、Van Der Woude らの車いす段差乗り越え時の肩関節モーメントを解析した結果、上肢関節モーメントはハンドル高さが介助者肩高さの 78~95%で減少するという報告 (Woude 1995) と、宮脇和人らのスロープにおける下肢関節モーメントの解析結果を下肢の負担として定量的に報告 (宮脇ら 2009) したものの例が少ない。また、実際の現場では介助者の体格差にかかわらず既製品が用いられており、移送方法や車いすの仕様は経験的なものが大きいのが現状である。

そこで本研究では、車いす移送において介助者に着目し、坂路における車いす移送時のハンドル高さ割合と上肢関節に生じる関節モーメントを動作解析および逆動力学解析を用いて検討し、その中で最も適したハンドル高さを検討した。

第2節 実験方法

1 測定条件

介助者は、身長異なる健常者 5 名 (身長 155~180cm, 平均身長 168cm) とした。図 1 に示すように介助者の肩, 肘, 手首顆部の 4 ヶ所に光学式反射マーカを取り付け、車いすのハンドル部にもマーカを取り付けた。

車いす移送は、屋外にある傾斜角約 4°, 長さ 8m, 幅 4m の坂路で行った。撮影にはビデオカメラ (SONY 社製 HDR-CX シリーズ) を用い、坂路の中央部より 4m の位置に高さ 1.2m で設置し、坂路および車いす移送を矢状面から撮影した。撮影のフレームレートは 60fps とし、車いすの移送速度は介助者の任意とした。また、図 2 の様に車いすハンドルの 20cm 下方の位置に支柱方向にひずみゲージを貼り付け、ハンドルを押し引きする力を測定した。撮影した動画より動作解析ソフト Dartfish6.0 (ダー

トフィッシュ・ジャパン)を用いて、各マーカの座標を測定した。マーカの座標値をもとに前腕および上腕のセグメントについて関節中心、加速度および角加速度を算出し、逆動力学解析により肘関節と肩関節の屈曲および伸展モーメントを算出した。

車いすのハンドル高さとお介助者の身長が、関節モーメントに与える影響を検討するために車いすのハンドル高さを図3の様に高さ90cm、105cm、120cmと調節できるようにした。車いす乗車者の体重は70kgとし、各ハンドル高さにて上りおよび後進での下り移送（以下、後進下り）の測定を行った。移送方法は上りおよび後進下りのどちらも図4に示すように坂路の上方向を車いすが向いている状態での移送とした。

解析範囲は、車いす移送が坂路で定常状態となる範囲とし、発車時や停止時は除外した。その定常移送範囲内において、図5に示すようにひずみゲージにより得られた車いすを押し引きする力の最大値において各関節モーメントの値を最大関節モーメントとして算出した。得られた各関節の最大モーメントと肩関節高さでハンドル高さを除して標準化したハンドル高さ割合の関係を検討した。

2 二次元逆動力学解析(Robertson 2004)

逆動力学とは、運動している物体の運動方程式から導かれ、大きさが既知の力と未知の力にわけ、複数ある未知の力を一つの正味の力として算出する。一つの体節を剛体セグメントとして考えると、図6の様にフリーボディーダイアグラムを考えることができる。

通常、運動方程式は物体に作用している複数の力 F と物体の質量 m_s および物体の加速度 a により以下の式(1)で与えられる。

$$\sum \vec{F} = m_s \vec{a} \quad (1)$$

これを図6のフリーボディーダイアグラムより各セグメントにて考えると式(2)となる。

$$m_s \vec{a} = m_s g + \vec{F}_p^J + \vec{F}_d^J \quad (2)$$

このとき最も末端に位置する前腕セグメントで遠位関節力 F_d^J は、車いすを押し引きする力の反力とし、式(2)より未知である近位関節力 F_p^J を肘関節力として算出した。

同様に上腕セグメントにおいては、前腕セグメントで算出した肘関節力を遠位関節力 F_d^J として、式(2)より未知である近位関節力 F_p^J を肩関節力として算出した。

また、同様に回転に関する運動方程式は、各セグメントに作用するモーメントを M 、セグメントの慣性モーメントを I_s^G およびセグメントの角速度を ω_s' より、式(3)で与えられる。

$$\sum M = I_s^G \omega_s' \quad (3)$$

これを図 6 のフリーボディーダイアグラムより各セグメントにて考えると式(4)となる。

$$I_s^G \omega_s' = \vec{F}_p^J (P_p^J - P_s^G) + \vec{F}_d^J (P_d^J - P_s^G) + M_p^J + M_d^J \quad (4)$$

このとき最も末端に位置する前腕セグメントで遠位関節力 F_d^J は、車いすを押し引きする力の反力とし、式(4)より未知である近位関節モーメント M_p^J を肘関節モーメントとして算出した。同様に上腕セグメントにおいては、前腕セグメントで算出した肘関節力を遠位関節力 F_d^J 、肘関節モーメントを遠位関節モーメント M_d^J として、式(4)より未知である近位関節モーメント M_p^J を肩関節モーメントとして算出した。関節モーメントの算出に用いた各セグメントの重心位置や質量、慣性モーメントは、阿江ら(1992)の値を用いて算出した。

第3節 結果および考察

図7に上り移送時，図8に後進下り移送時における肘関節および肩関節の最大モーメントと介助者の肩関節高さで標準化したハンドル高さ割合の相関を示す．結果より上り下りの移送方向に関係なく肩関節の最大モーメントは常に屈曲モーメントであり，ハンドル高さ割合の増加に伴って減少する傾向が認められた．また，肘関節の最大モーメントにおいてもハンドル高さ割合 60%付近では上り移送および後進下り移送ともに屈曲モーメントが生じており，ハンドル高さ割合の増加によって減少する傾向が認められた．さらに，肘関節モーメントでは上り移送でハンドル高さ割合約 84%，後進下り移送でハンドル高さ割合約 92%付近で屈曲モーメントから伸展モーメントに変化していた．各関節の最大モーメントとハンドル高さ割合の関係は，肩関節，肘関節ともに負の相関を示しており，肘関節の方が肩関節よりも相関が高かった．これらの結果より，肘関節および肩関節ともに最大モーメントは車いすの移送方法に関係なく，ハンドル高さ割合が 90%前後で肘関節モーメントの最大値が小さく，関節への負担も少ないと考えられる．これらの結果は，Van Der Woude らが報告している車いす段差乗り越え時の上肢関節モーメントは，ハンドル高さが移送者肩高さの 78～95%で減少するという報告(Woude 1995)と一致していた．

図9に上り移送時，図10に後進下り移送時における前腕および上腕セグメントの角度と介助者の肩関節高さで標準化したハンドル高さ割合の相関を示す．セグメント角度は最大モーメント発生時の前腕および上腕セグメントの水平面からの角度である．負の角度はセグメントの近位端よりも遠位端が下がっている状態を表しており，正の角度は逆に近位端よりも遠位端が上にある状態を表している．結果より上り下りに関係なく，前腕セグメントはハンドル高さ割合 60%付近では負の角度にあり，ハンドル高さ割合の増加に伴い正方向に角度が増加していた．さらに，上り移送ではハンドル高さ割合約 77%で，後進下り移送ではハンドル高さ割合約 85%で前腕セグメントが水平になっていた．上腕セグメントは上り下り移送ともに常に負の角度にあり，ハンドル高さ割合の増加に伴い角度が水平に近づいていく傾向が認められた．

以上の結果よりハンドル高さが高くなると関節モーメントが減少しており，またセグメント角度は水平に近づいていた．これらのことから図 11(a)に示すようにハンドル高さが低い場合には外力である車いすを押し出す力の反力から関節位置が離れており，モーメントアームが長くなることにより関節モーメントが大きくなっていると考えられる．また，図 11(b)に示すようにハンドル高さが高くなると肘を伸ばして，外力の作用方向に関節がくるようにしているためモーメントアームが短くなり関節モーメントが減少したものと考えられる．

上肢への負担が最も少ないのは肘関節モーメントが最も低くなるハンドル高さ割

合 90%前後であると考えられるが、腰部や下肢への負担に関しては今後検討する必要がある。また、この結果は坂路移送の定常状態の結果であり、発進時や停止時などは検討していない。今後は実際に普段車いす移送を行っている者が、負担を感じるのはどの場面なのかを検討して解析する必要があると考える。さらに、車いす移送の方法は乗車者の安全を考慮して様々な方法があり、本研究で行った移送方法だけでなく他の方法についても検討が必要である。

第4節 結 言

車いす移送をする介助者に着目し、坂路移送時のハンドル高さ割合と介助者の上肢関節に生じる最大関節モーメントを検討し、以下の知見を得た。

1. ハンドル高さ割合の増加に伴い、肩関節および肘関節の最大関節モーメントは減少していた。
2. 肘関節の最大関節モーメントは、上り移送でハンドル高さ割合約 84%、後進下り移送でハンドル高さ割合約 92%付近で最も小さくなっていた。
3. 上肢に着目した最適ハンドル高さは、肘関節モーメントが最も低くなるハンドル高さ割合 90%前後であると示唆された。
4. 今後は実際に普段車いす移送を行っている者が、負担を感じるのはどの場面なのかを検討して解析する必要があると考える。

文 献

- 阿江通良, 湯海鵬 他: 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニズム* 3 : pp 23-33, 1992.
- 宮脇和人, 佐々木誠, 巖見武裕他: 坂路において介助者が車いすを押す動作の評価, *日本機械学会論文集 (C編)*, Vol.75, No.752, pp.1033-1040, 2009.
- 能登裕子, 塩満晴彦, 齋藤誠二, 村木里志: 乗車者の乗り心地を考慮した車いす発進・停止操作方法の検討, *日本看護技術学会誌*, Vol.9, No.1, pp.83-93, 2010.
- 能登裕子, 村木里志: 乗車者および介助者を考慮したスロープ勾配と車いす昇降介助操作方法に関する検討ー車いす走行動態と介助負担および主観的乗り心地についてー, *日本看護技術学会誌*, Vol.9, No.2, pp.55-66, 2010.
- Ragan, R., Kernozek, T.W., Bidar, M. and Matheson, J.W.: Seat-interface Pressures on Various Thicknesses of Foam Wheelchair Cushions: a Finite Modeling Approach, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **83**, pp.872-875, 2002.
- Richter, W.M.: The Effect of Seat Position on Manual Wheelchair Propulsion Biomechanics, a Quasi-static Model-based Approach, *Med. Eng. Phys.*, **23**, pp.707-712, 2001.
- Robertson, D.G., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G. and Wittlesey, S.N.: *Research Methods in Biomechanics*, Human Kinetics Publishers, pp.55-66, 2004.
- Van Der Woude, L.H.V., Veeger, H.E., Dallmeijer, A.J., Janssen, T.W. and Rozendaal, L.A: Biomechanics and Physiology in Active Manual Wheelchair Propulsion, *Med. Eng. Phys.*, **23**, pp.713-733, 2001.

☒

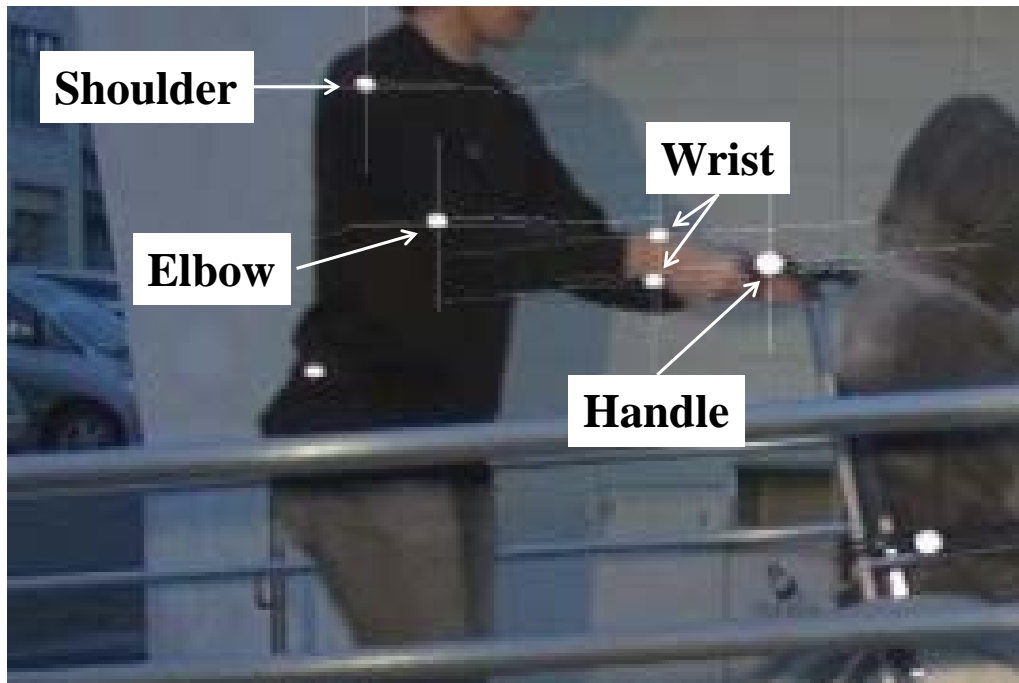


Fig.1 Positions of markers attached to operators and wheelchairs

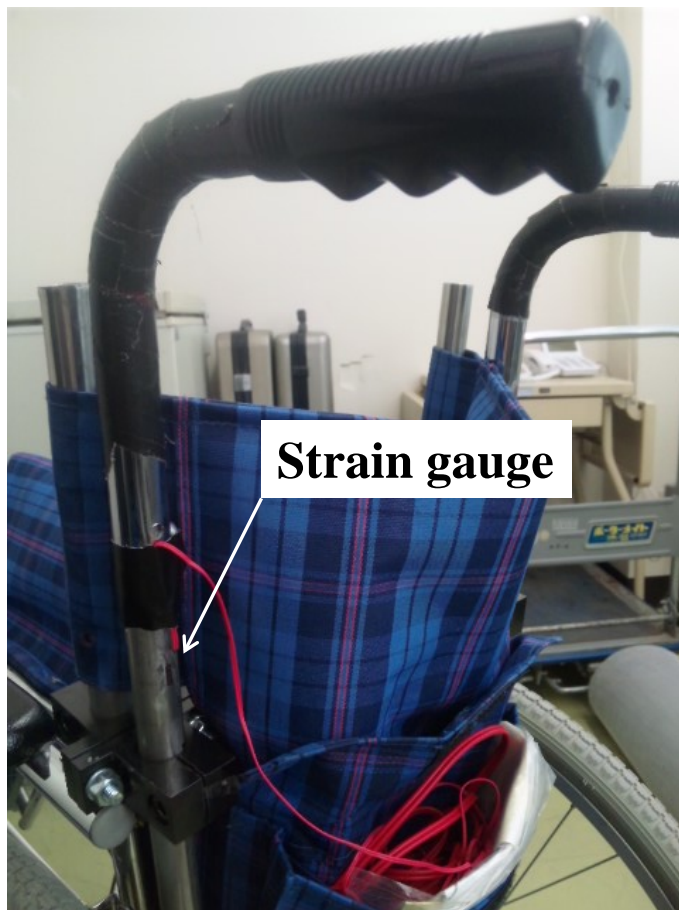


Fig.2 Strain gauge mounted below the wheelchair handles



Fig.3 Adjustable heights for wheelchair handles

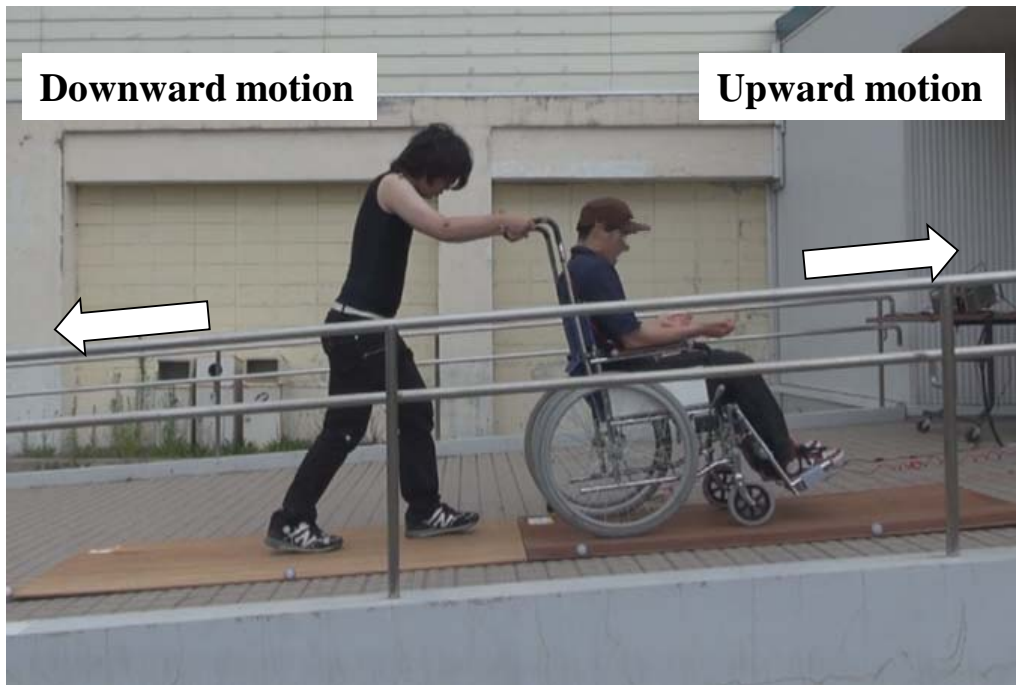


Fig.4 The wheelchair faces in the same direction (upward) for both upward and downward motions on the ramp

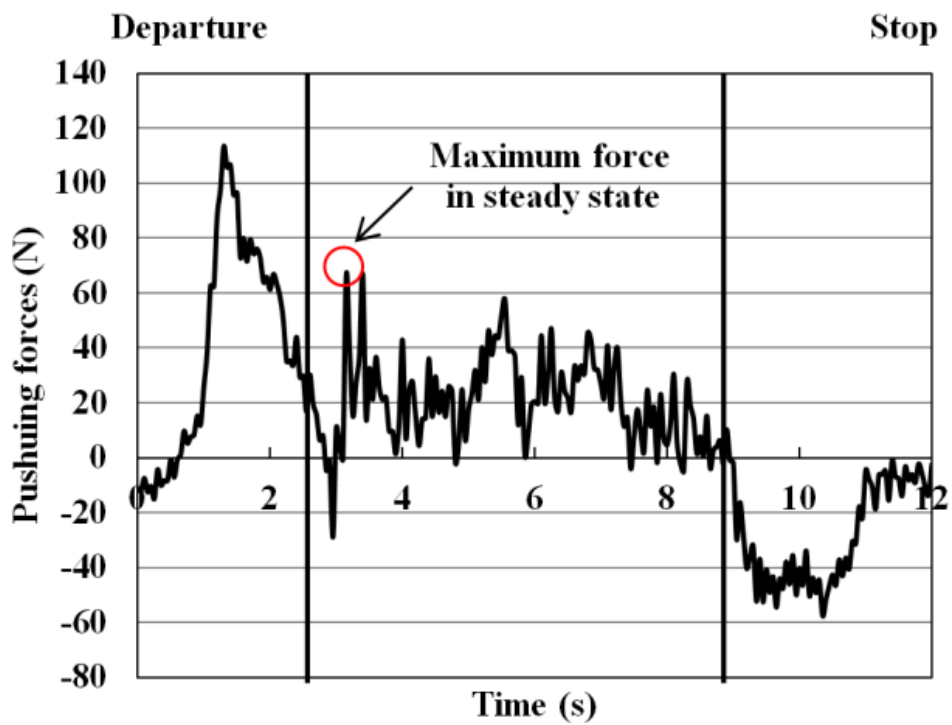
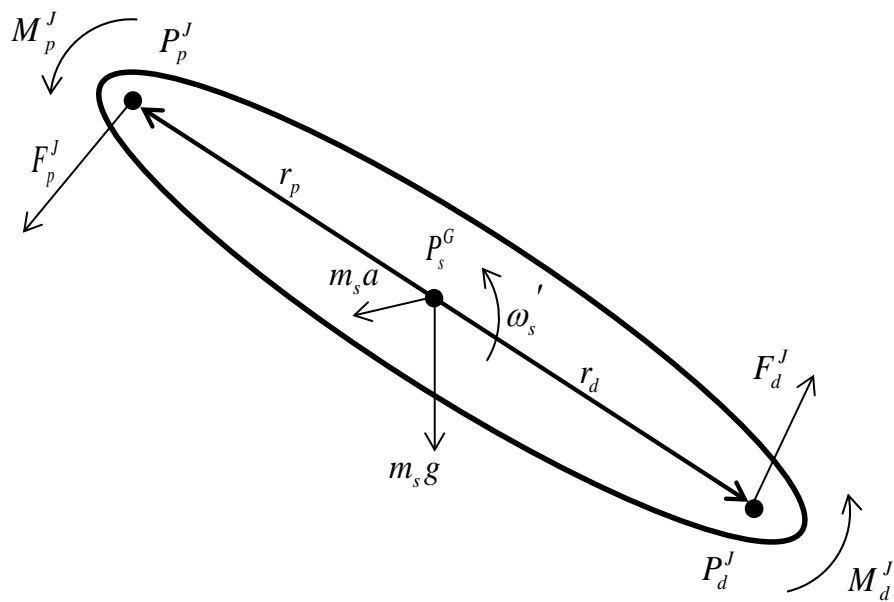


Fig.5 Temporal variations in the force with which the handles are pushed (Upward motion of handle at 90 cm height)



- | | |
|---|---|
| g : acceleration of gravity | m_s : mass of segment |
| P_s^G : position of center of gravity | a : acceleration of center of gravity |
| P_p^J : proximal position | P_d^J : distal position |
| F_p^J : joint force at distal end | F_d^J : joint force at proximal end |
| M_p^J : posterior extension moment | M_d^J : distal flexion moment |
| ω_s' : angular acceleration of segment | I_s^G : moment of inertia of gravity of segment |

Fig.6 Schematic free-body diagram of body joint segments

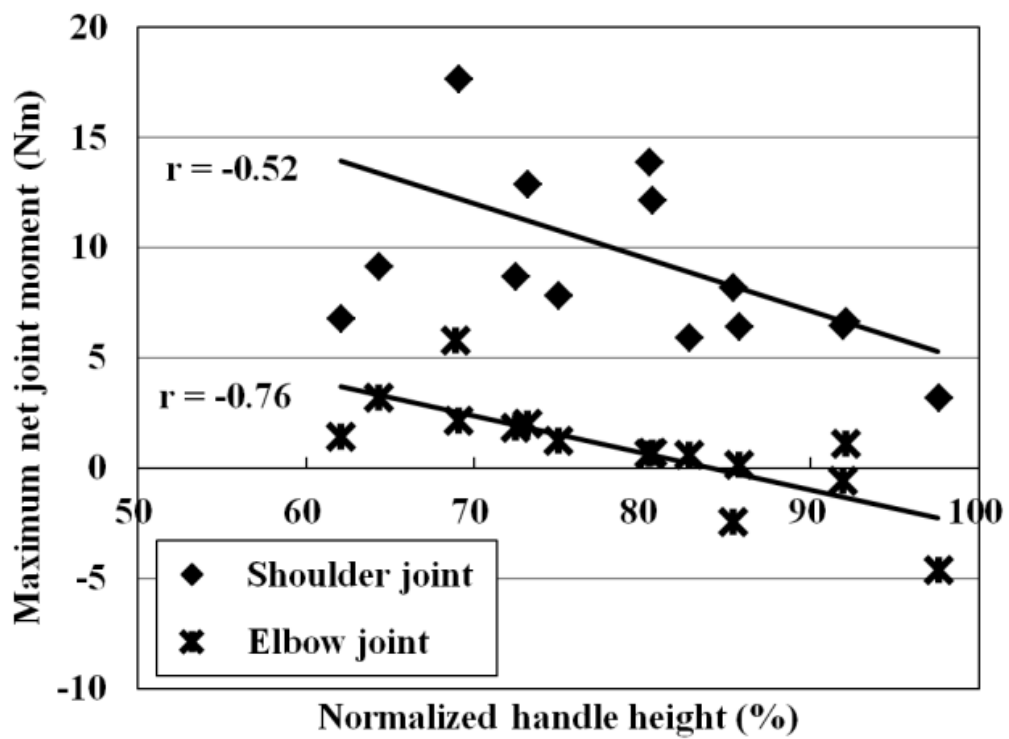


Fig.7 Relationship between normalized handle height and maximum net joint moment (for upward motion)

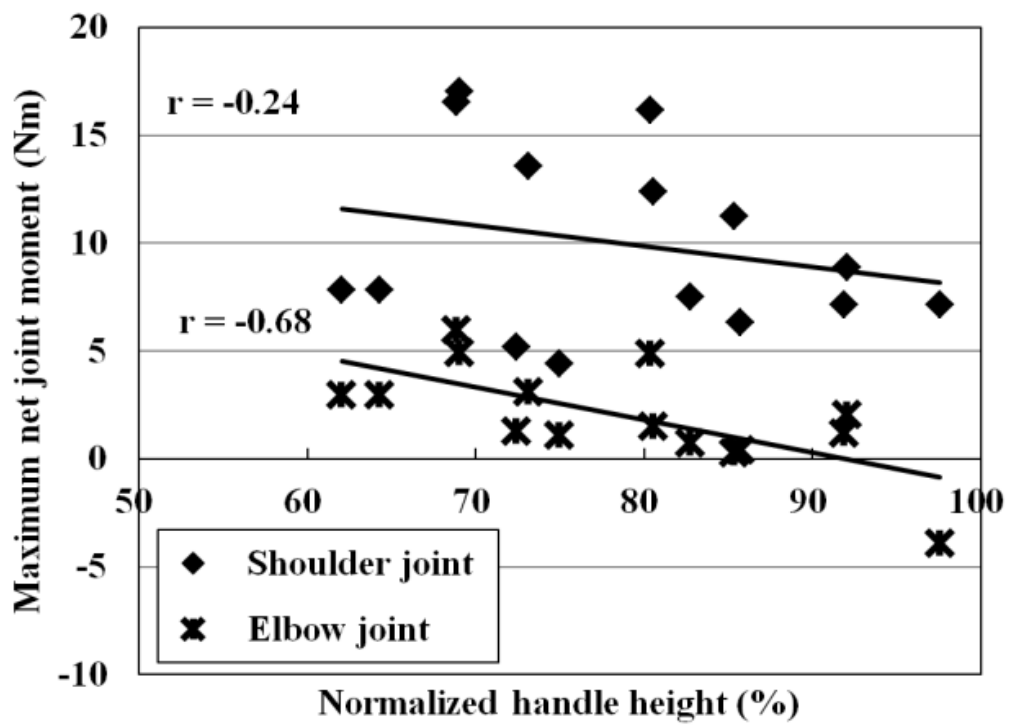


Fig.8 Relationship between normalized handle height and maximum net joint moment (for downward motion)

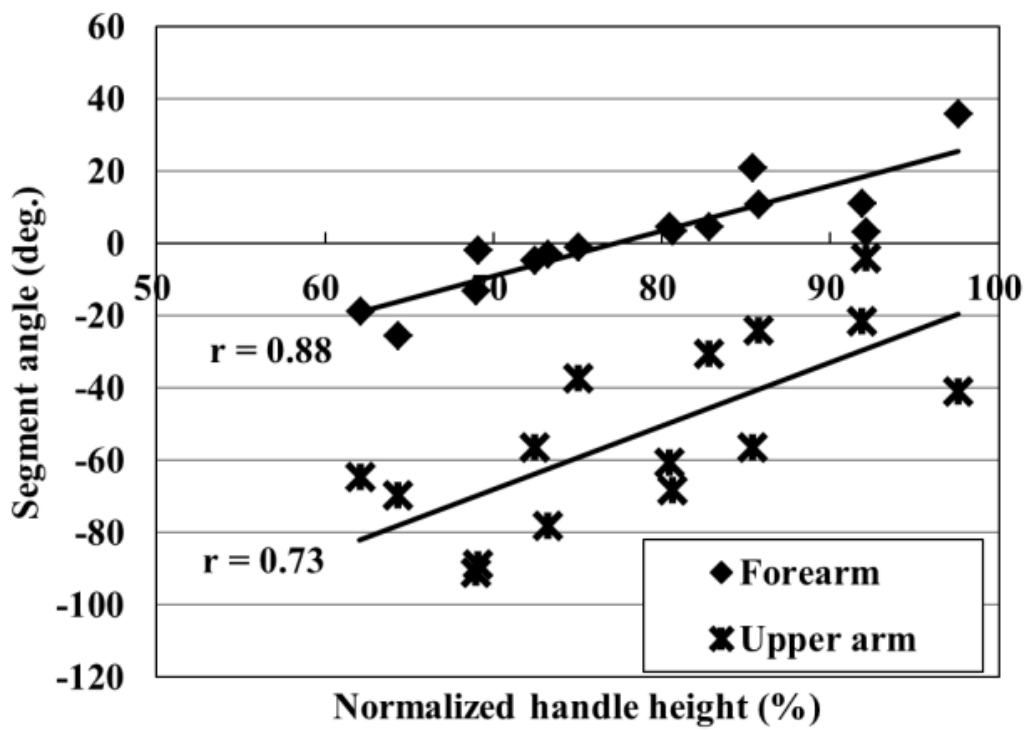


Fig.9 Relationship between normalized handle height and segment angle (for upward motion)

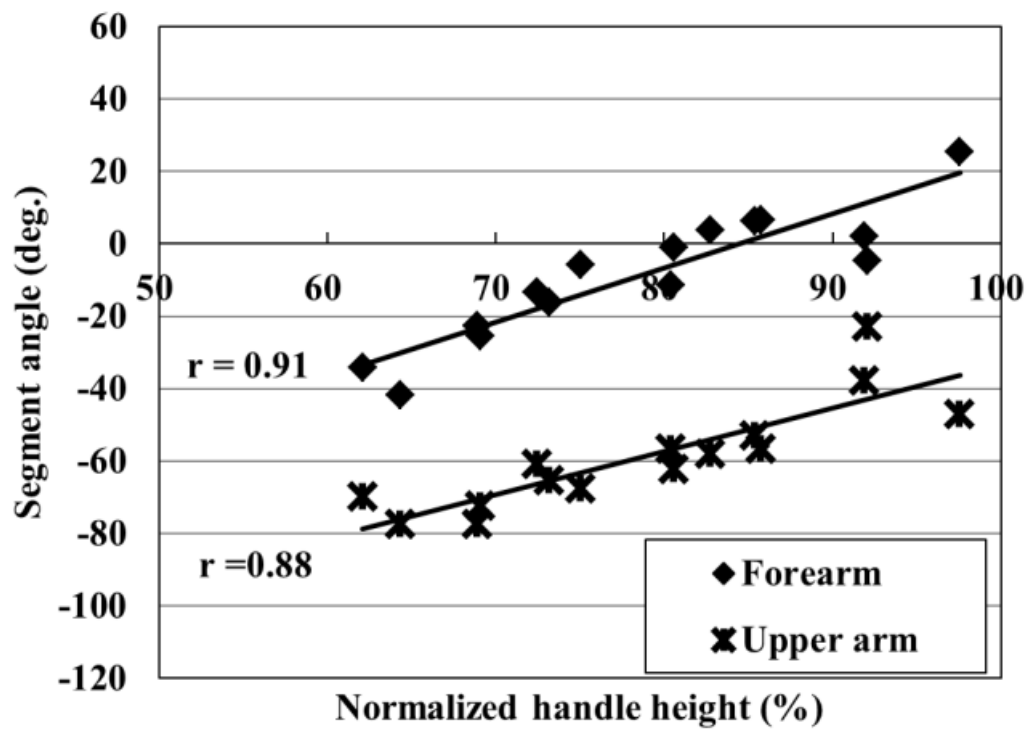


Fig.10 Relationship between normalized handle height and segment angle (for downward motion)



(a)



(b)

Fig. 11 Position of the upper limbs at normalized handle heights of (a) 62% and (b) 83%

第3章

降坂移送の前進下りと後進下りにおける 車いすハンドル高さとお介助者の上肢負担

第1節 緒言

車いす移送は、疾病や障がい等により歩行が困難な者を対象にして行うものであるため、乗車する者の安全を最優先にして移送することが重要であり、乗車者を対象とした研究は多く報告されている（能登 2010, 2011）。一方、実際の現場では看護師や介護者が車いすを押して移送していることが多いにもかかわらず、移送を介助する側からの検討は極めて少ない。しかし、車いす移送を安全に行うためには介助者の状態も把握することは重要であり、介助者の負担軽減に役立つと考えられる。車いすの介助者に着目した報告では、Van Der Woudeらは車いす段差乗り越え時の肩関節モーメントを解析し、ハンドル高さが介助者肩高さの78～95%の場合に上肢関節モーメントは減少すると報告（Woude 1995）している。また、宮脇らはスロープにおける移送で下肢関節モーメントを解析し、下肢の負担として定量的に検討している（宮脇ら 2009）。

車いす移送はハンドルを介して行うことから、ハンドルは介助者の身体的負担および車いすの操作性を左右する。しかし現状は、介助者の体格は個々により異なるにもかかわらず既製品が多く用いられており、実際に施設で働く介護者の多くが肩や肘に不具合を覚え、その一因として車いすのハンドル高さの不適合が指摘されている（上野ら 2004）。このように移送方法や車いすの仕様に関しては十分に考慮されているとは言い難く、介助者に合わせた車いすの仕様を検討することは、介助者の負担軽減のためにも重要なことである。

これまで筆者らは、車いすを押して移送する介助者に着目し、坂路移送時における介助者の動作解析および逆動力学解析を行い、車いすのハンドル高さ割合と介助者の上肢関節に生じる関節モーメントの関係を定量的に求め、最も適したハンドル高さを検討してきた。その結果、傾斜角約 4° の坂を車いすで上る場合は、肘関節モーメントが最小値となるハンドル高さが介助者肩高さの84%であることを明らかにした（水谷ら 2014）。本報告では、傾斜角約 4° の坂を下る場合を想定し、一般的に介助者が坂を下る場合に最も多く用いる二種類の移送方法において同様に車いすハンドル高さ割合と介助者の二次元上肢関節モーメントとの関係を算出し、関節に負担が少ない適切なハンドル高さを検討した。

第2節 実験方法

1. 測定条件

介助者は、身長異なる健常者5名とした。図1に示すように介助者の肩、肘、手首頸部の4ヶ所に光学式反射マーカをそれぞれ取り付け、車いすのハンドル部にもマーカを取り付けた。

車いす移送は、傾斜角約 4° 、長さ8 m、幅4 mの屋外にある坂路で行った。ビデオカメラ（SONY社製、HDR-CXシリーズ）を、坂路中央部より4 mの位置に高さ1.2 mで設置し、坂路および車いす移送を矢状面から撮影した。撮影のフレームレートは60 fpsとし、車いすの移送速度は介助者の任意とした。また、図2で示すように、車いすハンドルの20 cm下方の位置に支柱方向にひずみゲージを貼付して、事前に校正実験を行い、ハンドルを押し引きする力を測定した。撮影した動画より動作解析ソフト Dartfish 6.0（ダートフィッシュ・ジャパン社製）を用いて、各マーカの座標を測定した。マーカの座標値をもとに前腕および上腕のセグメントについて関節中心、加速度および角加速度を算出し、以下で述べる二次元逆動力学解析により、肘関節と肩関節の屈曲および伸展モーメントを算出した。

車いすのハンドル高さと介助者の身長が関節モーメントに与える影響を検討するために、車いすのハンドル高さを図3のように90, 105, 120 cmに調節できるように改良した。車いす乗車者の体重は686 N (70 kgf)とし、各ハンドル高さにて降坂移送の測定を行った。降坂移送の方法は図4に示すように(a)介助者は前向きに進み車いすが坂の下方向に向いている状態で行う方法（以下、前進下り）および(b)介助者は後ろ向きに進み車いすが坂の上方向に向いている状態で行う方法（以下、後進下り）とした。

解析範囲は、車いす移送が坂路内で定常状態になる範囲とし、発車時や停止時は除外した。その定常移送範囲内において、図5に示すようにひずみゲージにより得られた車いすを押し引きする力の最大値において算出した各関節モーメントの値を最大関節モーメントとした。得られた各関節の最大モーメントと肩関節高さでハンドル高さを除して標準化したハンドル高さ割合の関係を検討した。

2. 二次元逆動力学解析（Robertson 2004）

逆動力学とは、運動している物体の運動方程式から導かれ、大きさが既知の力と未知の力にわけ、複数ある未知の力を一つの正味の力として算出する。一つの体節を剛体セグメントとして考えると、図6のようにフリーボディーダイアグラムを考えることができる。

通常，運動方程式は物体に作用している複数の力 \vec{F} と物体の質量 m_s ，物体の加速度 \vec{a} により以下の式で与えられる．

$$\sum \vec{F} = m_s \vec{a} \quad (1)$$

これを図6のフリーボディーダイアグラムより各セグメントにて考えると次式となる．

$$m_s \vec{a} = m_s g + \vec{F}_p^J + \vec{F}_d^J \quad (2)$$

このとき最も末端に位置する前腕セグメントで遠位関節力 \vec{F}_d^J は，車椅子を押し引きする力の反力とし，式(2)より未知である近位関節力 \vec{F}_p^J を肘関節力として算出した．同様に上腕セグメントにおいては，前腕セグメントで算出した肘関節力を遠位関節力 \vec{F}_d^J として，式(2)より未知である近位関節力 \vec{F}_p^J を肩関節力として算出した．また，同様に回転に関する運動方程式は各セグメントに作用するモーメントを M ，セグメントの慣性モーメントを I_s^G およびセグメントの角速度を ω_s' より，次式で与えられる．

$$\sum M = I_s^G \omega_s' \quad (3)$$

これを図6のフリーボディーダイアグラムより各セグメントにて考えると，式(4)となる．

$$I_s^G \omega_s' = \vec{F}_p^J (P_p^J - P_s^G) + \vec{F}_d^J (P_d^J - P_s^G) + M_p^J + M_d^J \quad (4)$$

このとき，最も末端に位置する前腕セグメントで遠位関節力 \vec{F}_d^J は，車椅子を押し引きする力の反力とし，式(4)より未知である近位関節モーメント M_p^J を肘関節モーメン

トとして算出した。同様に上腕セグメントにおいては、前腕セグメントで算出した肘関節力を遠位関節力 \vec{F}_d^J 、肘位関節モーメントを遠位関節モーメント M_d^J として、式(4)より未知である近位関節モーメント M_p^J を肩関節モーメントとして算出した。二次元関節モーメントの算出に用いた各セグメントの重心位置や質量、慣性モーメントは、阿江ら(1992)の値を用いて算出した。

第3節 結果および考察

図7に、坂の前進下りにおける肘関節および肩関節の最大モーメントと介助者の肩高さで標準化したハンドル高さ割合との関係を示す。肩関節の最大モーメントは常に伸展モーメントであり、ハンドル高さ割合の増加に伴って減少する傾向が認められた。また、肘関節の最大モーメントはハンドル高さ割合が約80%付近で伸展モーメントから屈曲モーメントに変化していた。各関節の最大モーメントとハンドル高さ割合との関係は、肩関節、肘関節ともに正の相関を示しており、肘関節の方が肩関節よりも相関が高かった。これらより、介助者はハンドルを引きながら車いすの前進下りをしていると言える。さらに、上肢の負荷が少ないハンドル高さは、関節モーメントの最小値から肘関節の最大モーメントが0となるハンドル高さ割合80%付近であると考えられる。

図8には、坂の前進下りにおける前腕および上腕セグメントの角度と介助者の肩関節高さで標準化したハンドル高さ割合との関係を示した。セグメント角度は、最大モーメント発生時の前腕および上腕セグメントの水平面からの角度である。負の角度はセグメントの近位端よりも遠位端が下がっている状態を表しており、正の角度は逆に近位端よりも遠位端が上にある状態を表している。結果より、前腕セグメントはハンドル高さ割合60%付近では負の角度にあり、ハンドル高さ割合の増加に伴い負の角度が減少し、ハンドル高さ割合85%付近で前腕セグメントは水平になっていた。上腕セグメントは常に大きな負の角度にあり、ハンドル高さ割合の増加に伴い負の角度は増加する傾向が認められた。各セグメント角度とハンドル高さ割合との関係は、前腕セグメントは正の相関を、上腕セグメントは負の相関を示しており、前腕セグメントの方が上腕セグメントよりも相関が高かった。これらより、介助者は上腕の位置を変えずに前腕をより大きく屈曲させる状態で車いすの前進下りをしていると考えられる。

図9(a)に、ハンドル高さを変化させた時の上肢の動きを示した。坂の前進下りでは、ハンドル高さが高くなると肘を屈曲させ前腕のみを変化させており、肩、つまり

上腕を固定してハンドルを引いているものと考えられる。

図 10 に、坂の後進下りにおける肘関節および肩関節の最大モーメントとハンドル高さ割合との関係を示す。肩関節の最大モーメントは常に屈曲モーメントであり、ハンドル高さ割合の増加に伴って減少する傾向が認められた。また、肘関節の最大モーメントにおいてはハンドル高さ割合 92%付近で屈曲モーメントから伸展モーメントに変化していた。各関節の最大モーメントとハンドル高さ割合との関係は、肩関節、肘関節ともに負の関係を示しているが、相関が認められたのは肘関節のみであった。これらより、介助者はハンドルを押しながら車いすの後進下りをしていると言える。さらに、上肢の負荷が少ないハンドル高さは、関節モーメントの最小値から肘関節の最大モーメントが 0 となるハンドル高さ割合 90%前後であると考えられる。

図 11 に、坂の後進下りにおける前腕および上腕セグメントの角度とハンドル高さ割合との関係を示した。結果より、前腕セグメントはハンドル高さ割合 60%付近では負の角度にあり、ハンドル高さ割合の増加に伴い負の角度が減少し、ハンドル高さ割合 85%付近で前腕セグメントは水平になっていた。上腕セグメントは常に負の角度にあり、ハンドル高さ割合の増加に伴い角度が水平に近づいていく傾向が認められた。セグメント角度とハンドル高さ割合との関係は、前腕セグメントおよび上腕セグメントともに正の相関を示しており、前腕セグメントの方が上腕セグメントよりも相関が高かった。これらより、介助者は上腕を上げ、肘を伸ばすような状態で車いすの後進下りをしていると考えられる。

上記の結果より、ハンドル高さが高くなると関節モーメントが減少しており、セグメント角度は水平に近づいていた。これらのことから、図 9 (a) に示すようにハンドル高さが低い場合は外力である車いすを押し力の反力から関節位置が離れており、モーメントアームが長くなることにより関節モーメントが大きくなっていると考えられる。また、図 9 (b) に示すようにハンドル高さが高くなると肘を伸ばして、外力の作用方向に関節が位置するようにしているためモーメントアームが短くなり、関節モーメントが減少したものと考えられる。

坂路降坂における介助者の上肢負担は移送方法により大きく異なることが判明し、適切なハンドル高さも異なっていた。本解析では移送の定常状態を解析範囲としたが、降坂の場合は車いすに坂を下る加速度が生じるため、坂の下り始めや下り終える際の制動が上肢負担に影響することが推測される。この点を考慮して上肢負担をさらに検討する必要がある。

今後は、車いす介助者の腰部や下肢負担および姿勢の変化などを考慮し、総合的な力学的解析を行うことで、最適な車いすハンドルの高さを明らかにする予定である。

第4節 結 言

車いす移送をする介助者に着目し、動作解析および二次元逆動力学解析を用いて、傾斜角約 4° の降坂移送における車いすのハンドル高さ割合と介助者の上肢関節に生じる関節モーメントを定量的に求め、上肢に負担が少ない適切なハンドル高さを検討することで、以下の知見を得た。

1. 前進下りではハンドルを引きながら移送しており、後進下りではハンドルを押し支えて移送している。
2. 前進下りでは、肩関節は常に伸展モーメントであり、肘関節はハンドル高さ割合が約 80% 付近で伸展モーメントから屈曲モーメントへと変化していた。
3. 後進下りでは、肩関節は常に屈曲モーメントであり、肘関節はハンドル高さ割合が約 90% 付近で屈曲モーメントから伸展モーメントへと変化していた。
4. 上肢に負荷の少ないハンドル高さは、関節モーメントの最小値より、前進下りでは肩高さの 80% 付近、後進下りでは肩高さの 90% 付近であると示唆された。
5. 今後は、坂の下り始めや下り終える時の上肢負担も解析する必要があると考える。

文 献

- 阿江通良, 湯海鵬 他: 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. バイオメカニズム 3: pp.23-33, 1992.
- Mizutani M, Kawakami K, et al.: Biomechanical effects of push handle heights on upper limbs during attendant propelled wheelchair ramp transportation. Journal of JSEM 14: pp.291-295, 2014.
- 宮脇和人, 佐々木誠 他: 坂路において介助者が車いすを押す動作の評価. 日本機械学会論文集 (C編) 75: pp.1033-1040, 2009.
- 能登裕子, 塩満晴彦 他: 乗車者の乗り心地を考慮した車いす発進・停止操作方法の検討. 日本看護技術学会誌 9: pp.83-93, 2010.
- 能登裕子, 村木里志: スロープ勾配と車いす昇降介助操作方法が乗車者の姿勢と生理応答に及ぼす影響. バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌 13: pp.89-95, 2011.
- Robertson DG, Goldwell GE, et al.: Research Method in Biomechanics. Human Kinetics Publishers: pp.55-66, 2004.
- 上野義雪, 塚越理恵 他: 介助用車いすにおけるハンドグリップの機能条件. 日本建築学会大会学術講演梗概集: pp.787-788, 2004.
- Van Der Woude LH, Van Koningsbruggen CM, et al.: Effects of push handle height on net moments and forces on the musculoskeletal system during standardized wheelchair pushing tasks. Prosthetics and Orthotics International 19: pp.188-201, 1995.

☒

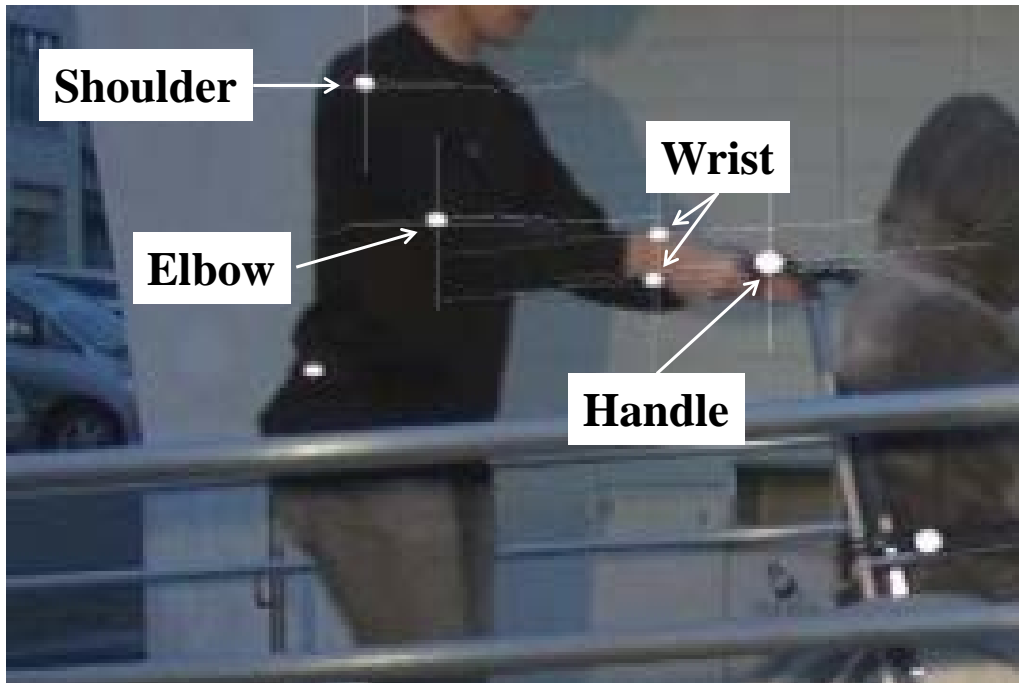


Fig.1 Positions of markers attached to operators and wheelchairs

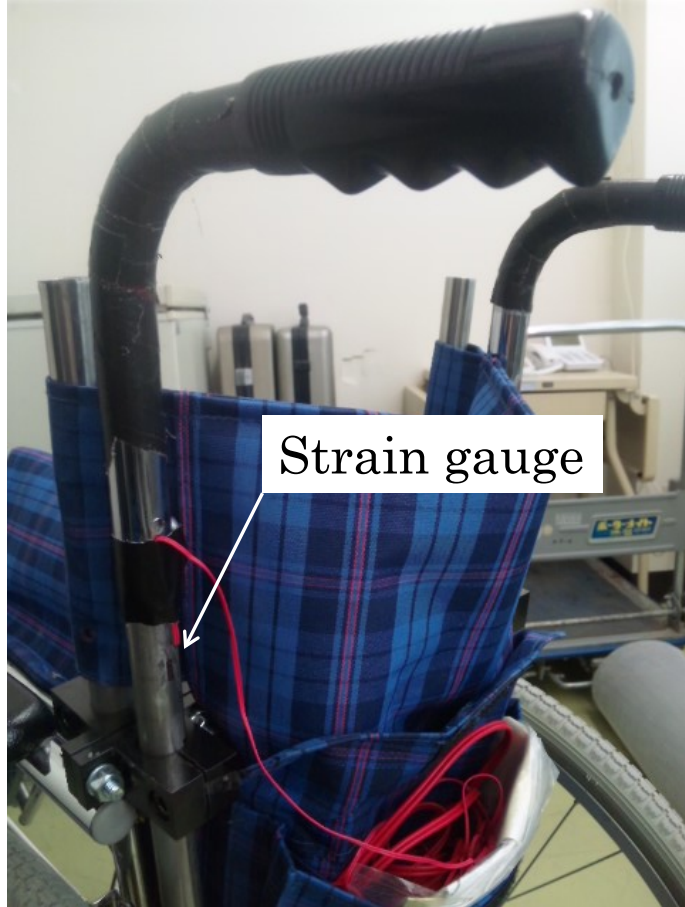


Fig.2 Strain gauge mounted below the wheelchair frame of handle



Fig.3 Adjustable heights for wheelchair handles

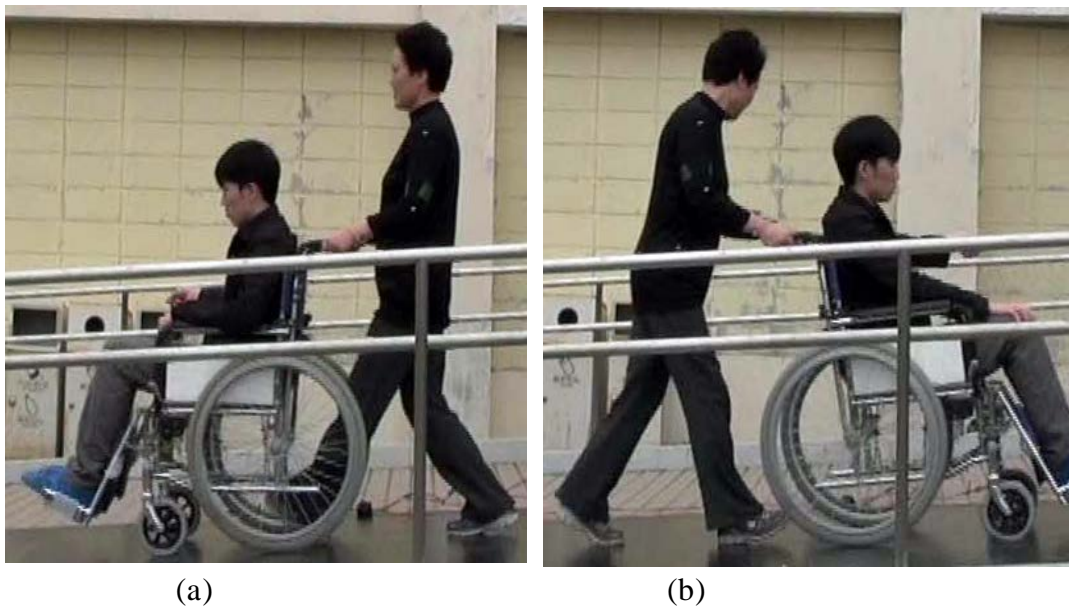


Fig.4 The wheelchair faces in the same direction (downward) for both forward and backward motions on the ramp. (a) Forward motion. (b) Backward motion.

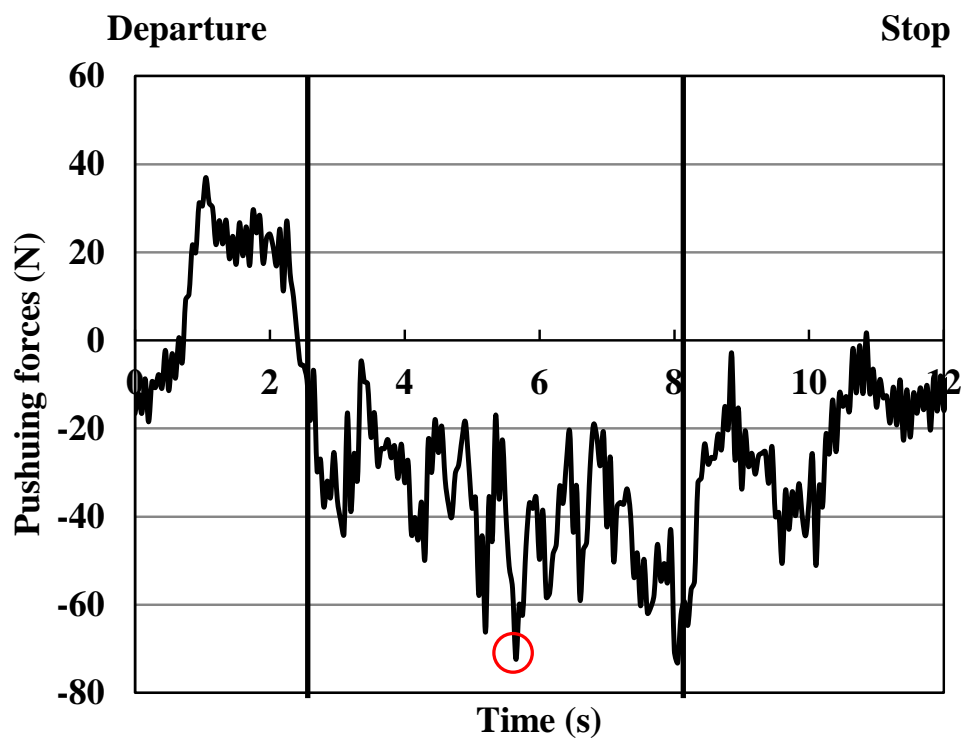
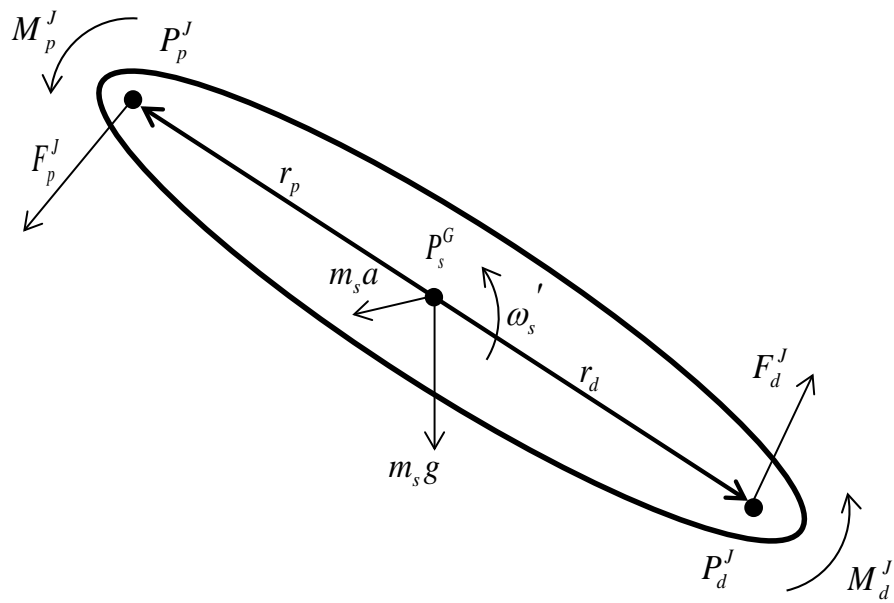


Fig.5 Temporal variations in the force with which the handles are pushed (Forward motion of handle at 90 cm height).



g : acceleration of gravity

m_s : mass of segment

P_s^G : position of center of gravity

a : acceleration of center of gravity

P_p^J : proximal position

P_d^J : distal position

F_p^J : joint force at distal end

F_d^J : joint force at proximal end

M_p^J : posterior extension moment

M_d^J : distal flexion moment

ω_s' : angular acceleration of segment

I_s^G : moment of inertia of gravity of segment

Fig.6 Schematic free-body diagram of body segments

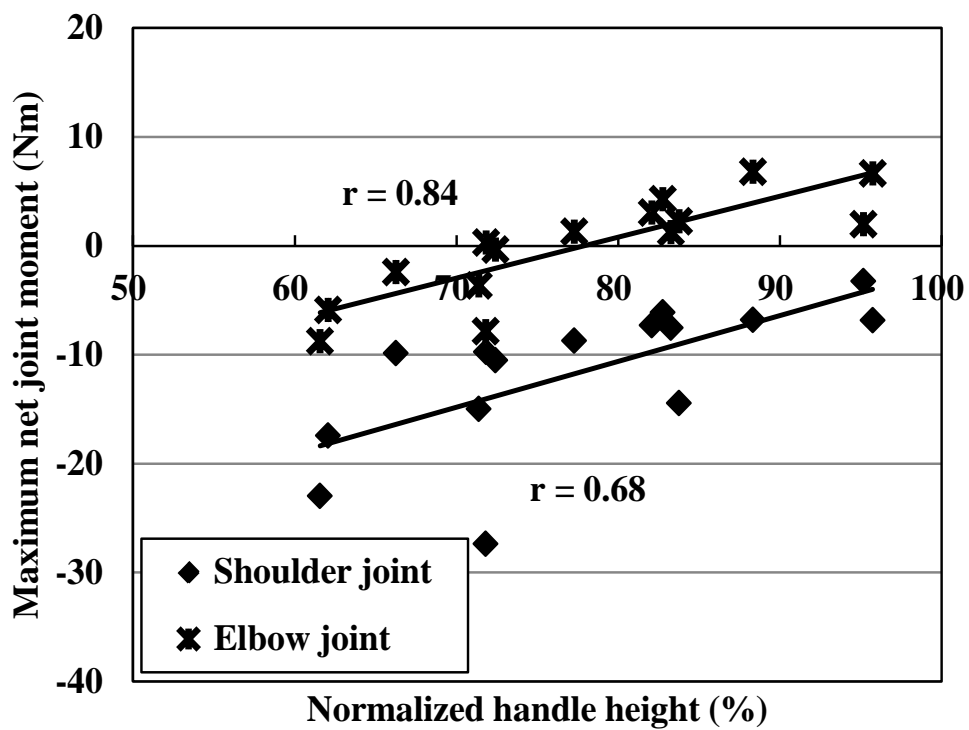


Fig.7 Relationship between normalized handle height and maximum net joint moment of forward motion.

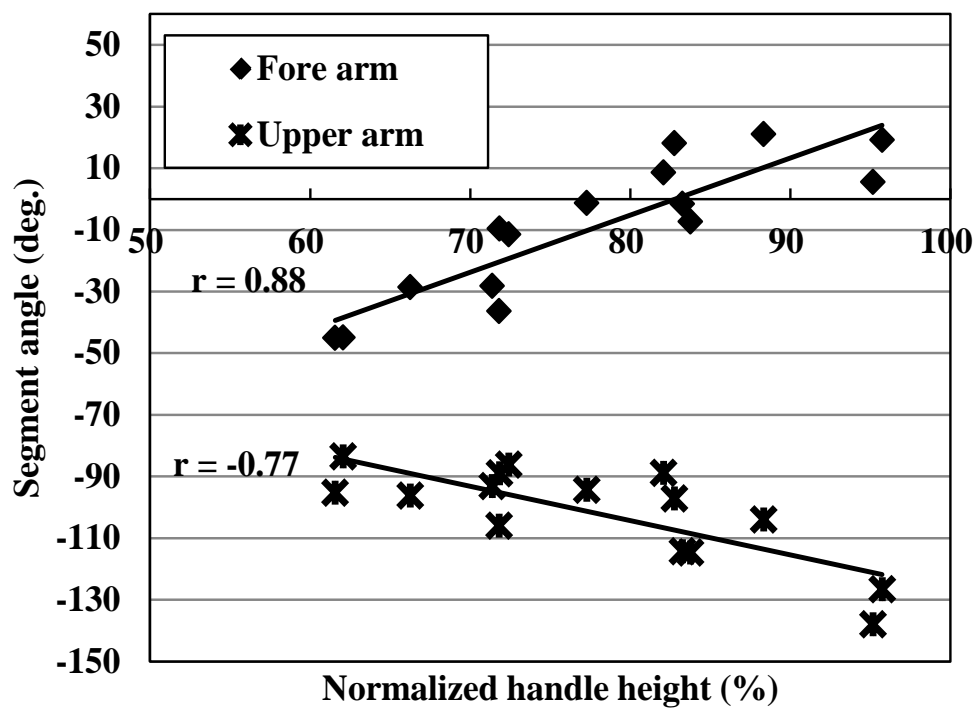
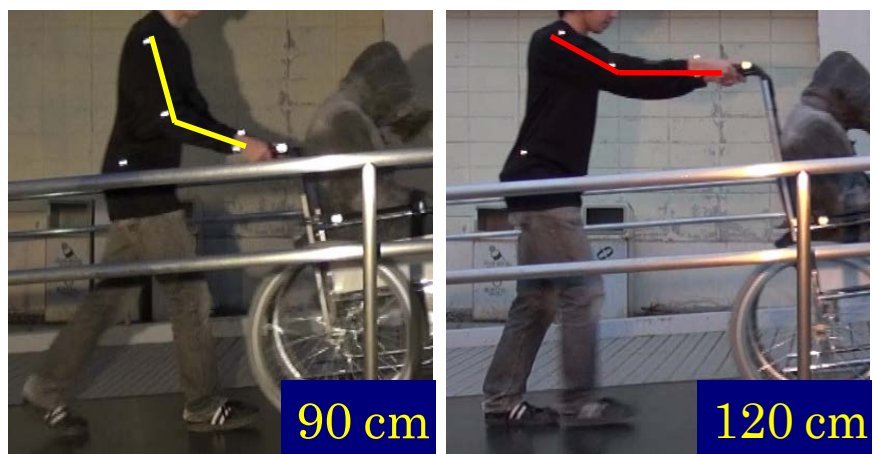


Fig.8 Relationship between normalized handle height and segment angle of forward motion.



(a)



(b)

Fig.9 Position of the upper limbs (a) Forward motion. (b) Backward motion.

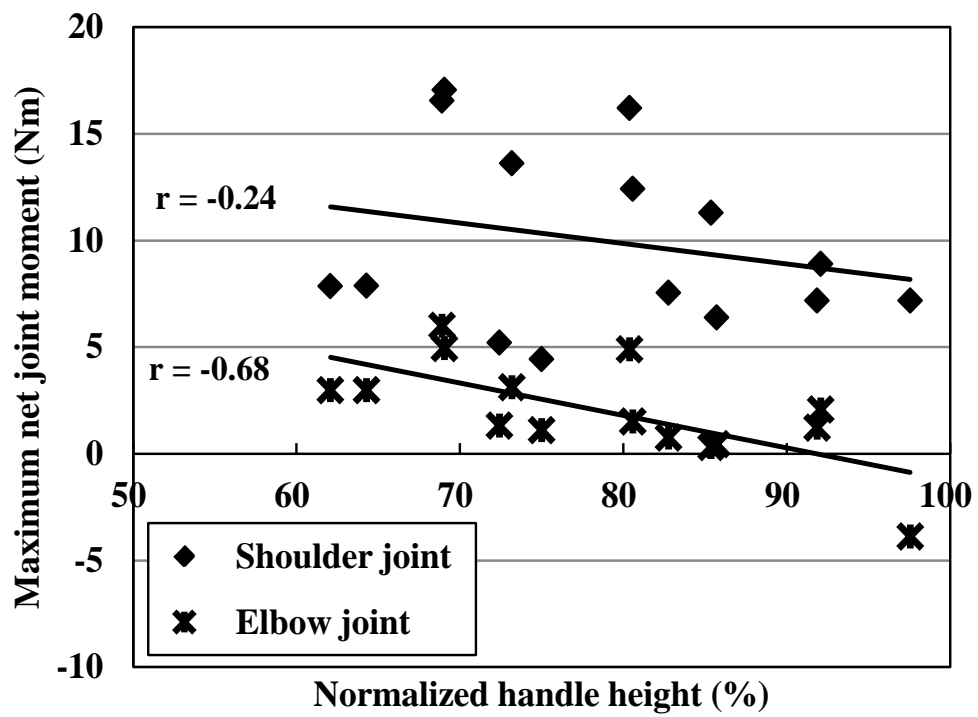


Fig.10 Relationship between normalized handle height and maximum net joint moment of backward motion.

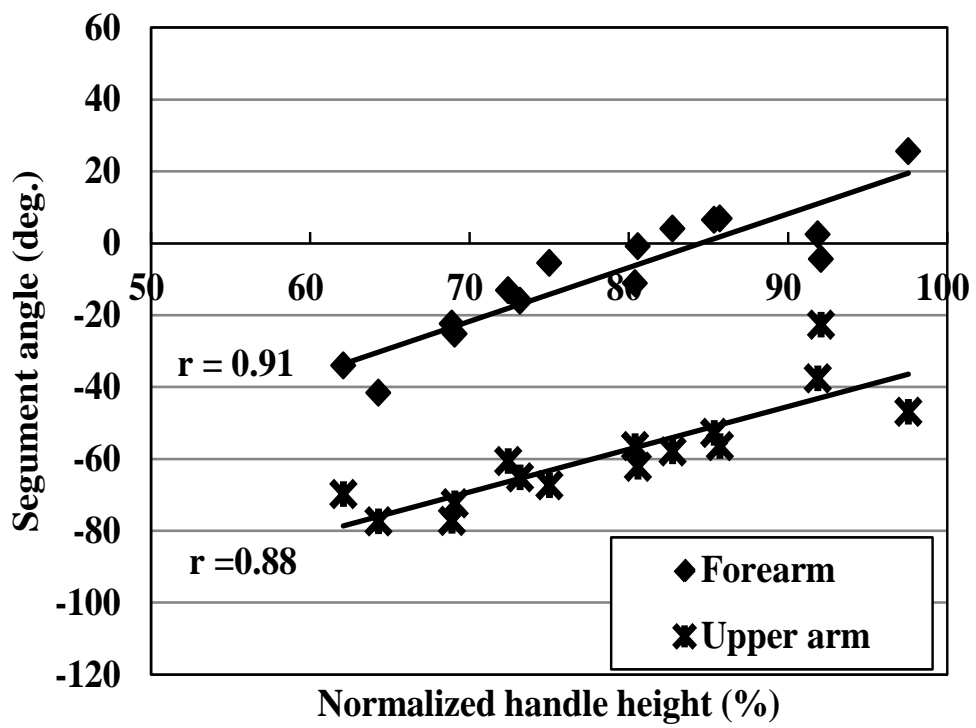


Fig.11 Relationship between normalized handle height and segment angle of backward motion.

第4章 結 論

第1節 要 約

第1章においては、本研究の着想に至る学術的背景と研究の概要について述べた。

安全な車いす移送技術を確立するためには、介助する看護師に注目した科学的根拠が不可欠で、特に「車いすを押して移送する方法」に関する検討が必要であると考えられる。標準型車いすは病院施設や介護の場で多用されているが、そのハンドル高さが介助者の肩や腰部不具合の一因として指摘されている。車いす移送はハンドルを介して行うことから、ハンドルは介助者の身体的負担および操作性を左右すると考えられる。しかし、介助者の体格に応じた適切なハンドル高さは未だ十分に解明されておらず、中でも介助負担の増す坂路移送の場合における適切なハンドル高さの検討、言い換えれば、車いすのハンドル高さがどのように介助者の上肢負担に影響しているか、を定量的に評価する必要があると考えた。

研究デザインは実験研究とし、介助者にかかる上肢負担の測定解析には生体力学分野における研究手法を採用した。介助者の動作解析とひずみ計で測定した車いすを押す力から、逆動力学計算により関節モーメント求め、生体内負荷を評価するものである。

第2章においては、坂路移送の上り移送と後進下り移送における車いすハンドル高さとの介助者の上肢負担について考察した。研究の目的は、坂路における車いす移送時のハンドル高さ割合と上肢関節に生じる関節モーメントを動作解析および逆動力学解析を用いて検討し、その中で最も適したハンドル高さを検討することであった。被験者は、身長異なる健常者5名とし、車いす移送は、屋外にある傾斜角約4°、長さ8m、幅4mの坂路で行った。上肢への負担が最も少ないのは肘関節モーメントが最も低くなるハンドル高さ割合90%前後であると示唆されたが、腰部や下肢への負担に関しては今後検討する必要があると考えられた。

第3章においては、降坂移送の前進下りと後進下りに関する車いすハンドル高さとの介助者の上肢負担について考察した。研究の目的は、傾斜角約4°の坂を下る場合を想定し、一般的に介助者が坂を下る場合に最も多く用いる2種類の移送方法において、車いすハンドル高さ割合と介助者の上肢関節モーメントを算出し、上肢に負担が少ない適切なハンドル高さを検討することであった。被験者は、身長異なる健常者5名とし、車いす移送は、屋外にある傾斜角約4°、長さ8m、幅4mの坂路で行った。坂路降坂における介助者の上肢負担は移送方法により大きく異なることが判明し、適切なハンドル高さも異なっていた。本解析では移送の定常状態を解析範囲としたが、降坂の場合は車いすに坂を下る加速度が生じるため、坂の下り始めや下り終える際の制動が上肢負担に影響することも推測される。この点を考慮して上肢負担をさらに検

討する必要があると考えられた。

第2節 結論

本研究は、車いす移送をする介助者に着目し、動作解析および二次元逆動力学解析を用いて、傾斜角約 4° の坂路移送における、車いすハンドル高さ割合と介助者の肩および肘関節に生じる関節モーメントを定量的に求め、上肢に負荷が少ない適切なハンドル高さを検討することで、以下の知見を得た。

1. 坂路を上る移送

- ・坂を上る場合、介助者はハンドル高さ割合が高くなると、腕を上げ、肘を伸ばしてハンドルを押している。
- ・肩関節は、常に屈曲モーメントであり、肘関節は約 84% 付近で屈曲モーメントから伸展モーメントへと変化していた。
- ・上肢に負荷の少ないハンドル高さは、関節モーメントの最小値より、肩高さの 84% 付近であると示唆された。

2. 坂路を前進で下る移送

- ・坂を前進で下る場合、介助者は車いすのハンドルを引きながら移送している。
- ・肩関節は常に伸展モーメントであり、肘関節は約 80% 付近で屈曲モーメントから伸展モーメントへと変化していた。
- ・上肢に負荷の少ないハンドル高さは、関節モーメントの最小値より、肩高さの 80% 付近であると示唆された。

3. 坂路を後進で下る移送

- ・坂を後進で下る場合、介助者は車いすのハンドルを押し支えながら移送している。
- ・肩関節は、常に屈曲モーメントであり、肘関節は約 90% 付近で屈曲モーメントから伸展モーメントへと変化していた。
- ・上肢に負荷の少ないハンドル高さは、関節モーメントの最小値より、肩高さの 90% 付近であると示唆された。

以上より、坂路移送において、車いすのハンドル高さと介助者の上肢負担には相関が認められ、上肢負担の少ない適切なハンドル高さは、坂路の移送方法により異なることが明らかになった。

第3節 今後の課題

本研究において、解析範囲は車いす移送が坂路内で定常状態になる範囲とし、発進時や停止時は除外している。車いす移送では、坂を上る場合、坂の上り始めに大きな荷重値変化が生じる。降坂移送の場合は、車いすに坂を下る加速度が生じるため、坂の下り始めや下り終える際の制動が必要となる。これらは介助者の上肢負担に影響すると推測されるので、解析範囲を広げた検証が必要である。

また、本研究で、介助者の上肢の位置はハンドル高さにより異なることが判明した。このような上肢位置は、介助者の腰部や下肢負担および姿勢の変化とも関連する。この点を考慮し、総合的な力学的解析を行うことが、最適な車いすハンドル高さの検討には必要で、今後の課題とする。

謝 辞

本研究において被験者としてご協力いただいた皆様に深く感謝いたします。屋外実験のため天候に左右されやすく、時には雨が止むまで待つこともありましたが、いつも快く応じていただき、本当にありがとうございました。重ねてお礼を申し上げます。

本研究をまとめるにあたり多大なるご指導をいただきました新潟大学大学院保健学研究科看護学分野 定方美恵子教授に心より感謝申し上げます。先生には看護技術の確立・開発という大きな方向を示していただき、そして見失わないよう励ましていただきました。新潟大学大学院保健学研究科放射線技術科学分野 坂本信教授には、看護技術の科学的根拠を検証する工学的手法をご教示いただき、看護学と工学分野の学際的研究の必要性和有効性を、実感を持って学ばせていただきました。深く、感謝申し上げます。新潟大学大学院保健学研究科看護学分野 佐山光子教授には、度重なる審査過程において、丁寧なご指導と温かいご助言をいただきました。深く、感謝申し上げます。

函館工業高等専門学校 川上健作准教授には、実験データの計測から解析まで、丁寧にご指導いただきました。また、逆動力学解析の計算ソフトをご提供いただき、信頼性のあるデータを得ることができました。深く感謝いたします。

実験およびデータ処理の折々に、ご協力をいただきました函館工業高等専門学校機械工学科（当時）若月椋君、砂原大希君、新潟大学大学院自然科学研究科修士前期課程（当時）川合功君、同 高橋匠君 に深く謝意を表します。

本研究の一部は、新潟大学組織的教育プロジェクト支援事業による支援（2013）（2014）の下に行われたことを付記します。