

## 座位保持装置の負荷計測

中井一馬\* 廣瀬秀行\*\* 相川孝訓\*\*

Measurement of the User's Load on the Postural Support Device

Kazuma NAKAI\*, Hideyuki HIROSE\*\*, Takanori AIKAWA\*\*

### Abstract

The purpose of this study is to evaluate the strength of load on a postural support device applied by its user. We measured the load strength on the different parts of the postural support device during activities of daily living by its user. We found the existence of unexpected load with high strength and unusual direction, suggesting that the present standard on the strength of the postural support device should be further improved.

Key words：車いす 強度 長時間計測 強度規格 安全性

2008年9月9日 受付

2009年3月19日 採択

### 1. 研究背景・目的

高齢者や障害者の移動の有効な手段として、車いすが利用されている。しかし、車いす上で座位姿勢を維持することが困難な利用者も少なからず存在する。また、姿勢の悪い状態で利用することによる、二次的な障害も発生する可能性もある。これらの身体保持や障害予防の改善を目的とした装置として座位保持装置が用いられている。この装置は、座位時に体が安定するように支持することを目的としており、椅子や車いすのフレームに取り付けて（若しくは、バックレスト、座面の代替として）用いられている。利用者の安定性をより高める為のベルトも座位保持装置に含まれる。

平成13年に座位保持装置に関する基準が改定されて、多様な部品が供給できるようになった。しかし、これらの部品についての、強度、耐久性、安全性に関する

基準が無く、新しい製品の審査を行えなかった。平成14年に厚生労働省の座位保持装置の工学的評価基準に関する検討委員会において、座位保持装置部品の工学的評価に関して暫定基準が廣瀬らにより策定された。メーカーはこれに沿った製品作りをする必要があるが、この基準は、暫定的基準であるので、その評価方法、評価値の妥当性の検証が現在求められている。検証の為には、利用者が座位保持装置に与える負荷状況を定量的に把握する必要がある。しかし、過去に利用者が座位保持装置に与える影響を計測した例は著者らの知るところ皆無であり、実際の負荷状況は知られていない。

そこで、本研究では日常生活において、座位保持装置利用者が装置に与える負荷を定量的に計測し、現在の評価基準の妥当性の確認を行うことを目的とした。

\* 国立障害者リハビリテーションセンター研究所 福祉機器開発部（現 財団法人鉄道総合技術研究所）

\*\* 国立障害者リハビリテーションセンター研究所 福祉機器開発部

\* Department of Assistive Technology, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities. (At present, Ergonomics, Human Science Division, Railway Technical Research Institute)

\*\* Department of Assistive Technology, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities.

## 2. 研究方法

### 2. 1. 実験の方針

実験において、被験者に普段と異なった座り心地・状況による違和感を与えないように、被験者が普段利用している車いすフレームと座位保持装置を準備した。また、普段と同じように車いすで移動可能にする為に、負荷計測を行うセンサ、レコーダとそれらの電源を確保するためのバッテリーを、車いすフレーム並びに座位保持装置に組み込む。この実験は、以下の理由で多くの人に短期間で実験を行うことが、困難である。

- ・被験者の日常生活に介入、干渉をするために、被験者、被験者家族、施設（グループホーム、デイケアセンター）の理解が必要である。
- ・被験者の様々な行動（食事、移動、トランスファー等）は、短時間で起こるものではないので、長時間の計測が必要である。
- ・被験者が普段利用している車いすフレーム、座位保持装置を用意し、それらに、負荷計測するためのシステムを組み込む必要がある。

以上のことから、座位保持装置に大きな負荷を与えていると考えられる利用者を、被験者の代表例として選び実験を行った。

### 2. 2. 被験者の特徴

座位保持装置に大きな負荷を与えていると考えられる利用者として、過去に何度か、座位保持装置を破壊させている利用者を被験者として選択した。実験は、国立障害者リハビリテーションセンターの倫理審査委員会の承認を得て、被験者及びその家族に実験の趣旨を十分に説明し同意を得た上で行われた。被験者の特徴・状況は以下のようである。

#### 特徴

- ・24歳, 男性, 155cm, 40Kg
- ・脳性麻痺、四肢麻痺

#### 座位時の状況

- ・仙骨座り、全身に強い緊張を持つ。
- 車いす上での生活
- ・グループホームまたはデイケアセンター(約6時間)。
- ・日常生活（移動、食事、トランスファー、トイレ等）はヘルパー、両親に依存。
- ・1日約13時間（8時から22時）毎日利用する。
- ・屋内、屋外同じ車いすを用いる。

上述したように、実験において、被験者に普段と異なった状況に違和感を覚えさせない為に、被験者が普段利用している以下の車いすフレームと座位保持装置を準備した。

#### 車いすフレーム

- ・車いす本体（サンライズメディカル、ジッピーTS）  
座位保持装置（図1参照）
- ・ヘッドサポート（ウイットマイヤー：ONYX-P2）
- ・体幹側方サポート付きのバックサポート（サンライズメディカル：Jフィット・バック）
- ・胸部ベルト（ボディポイント：ステイフレック）
- ・腰部ベルト（ボディポイント：フォーポイント骨盤ベルト）
- ・内転防止サポート付きのシート（サンライズメディカル：Jフィット・シート）
- ・アングルベルト付きのフットサポート（ボディポイント：フルクラム・フットプレート・システム）

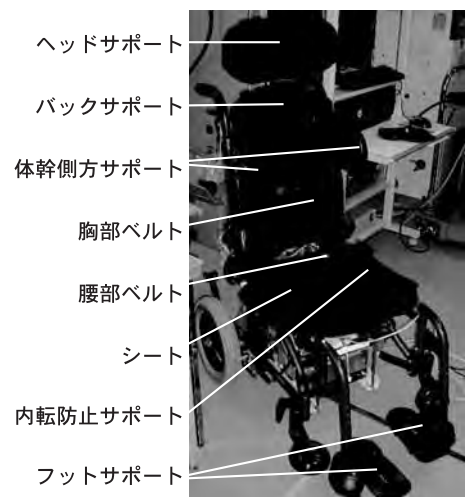


図1 被験者の座位保持装置

### 2. 3. 実験方法

#### 2. 3. 1. 計測部位・方向・方法

上述したように、今回の被験者は多くの座位保持装置を利用している。被験者の日常生活の観察とビデオ撮影を行うことにより、座位保持装置の負荷状況を確認したところ、「ヘッドサポート」、「体幹側方サポート」、「腰部ベルト」に大きな影響を与えていることが予測できた。よって本研究において、計測部位はこれら3つとした。

#### (1) ヘッドサポート

ヘッドサポートは、サポートバーを介してのみバックサポートに固定されている。ヘッドサポートに働く力は、サポートバーに伝達されるので、図2に示すように、サポートバーの曲げ方向（F1、F2）と回転方向（F3）の方向の計測を行った。これらの力は、ひずみゲージを用いて計測した。

#### (2) 体幹側方サポート

体幹側方サポートは、六角ボルト二本でバックサポー

トに固定されている。被験者の日常生活の観察から、図3に示すように、主に曲げ方向とせん断方向に負荷が働いていることが予測できた。よって、これらの方向の力計測を行った。せん断方向は、ロードセル（共和電業：LMA-A-1KN-P、定格1KN）を用いて力の計測を行った。このロードセルを体幹側方サポートに組み込むために、治具を製作し取り付けた。この治具は下方方向のみ動くように設計した。曲げ方向については、ひずみゲージを用いて計測した。

### (3) 腰部ベルト

腰部ベルトは、片側が車いすフレームに二点支持されており、左右で合計四点支持されている。これら四点の力を計測するために、引張り力を計測可能なロードセル（共和電業：LUR-A-1KN-SA1、定格1KN）を用いて図4に示すような引張り方向の負荷計測を行った。4つの支持部に組み込むための治具を製作し、車いすフレームに組み込んだ。



図2 負荷方向(ヘッドサポート)

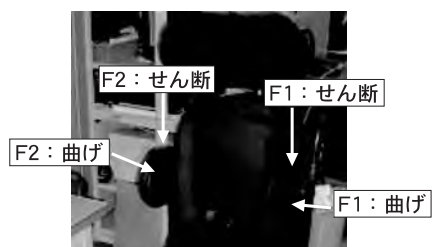


図3 負荷方向(体幹側方サポート)

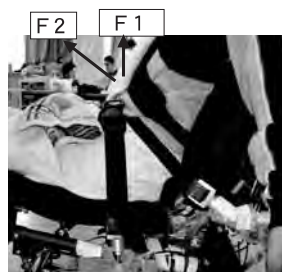


図4 負荷方向(腰部ベルト)

## 2. 3. 2. ひずみゲージによる力計測

力計測を行うセンサとしてはロードセルが扱いやすいが、ヘッドサポート(図2のF1、F2、F3)と体幹側方サポートの曲げ方向についてはロードセルを組

み込むのが困難であった為、ひずみゲージを用いた。

### (1) ヘッドサポート

ヘッドサポートに関しては、サポートバー上に、ひずみゲージ（共和電業：KFG-2-120-C1-23L3M2R、ゲージ長2mm、定格 $2000\mu\epsilon$ ）と、ひずみゲージ3つがそれぞれ $45^\circ$ ずれて組み合わせられているロゼットゲージ（共和電業：KFC-2-D17-23L500、ゲージ長2mm、定格 $2000\mu\epsilon$ ）を瞬間接着剤（共和電業：CC-33A）で貼り付けた。ひずみゲージは図2のF1の力に対応しており、ロゼットゲージはF2、F3の力に対応して出力される。

このサポートバーの中心に対して点対称の位置に同様のひずみゲージを貼り付けている。これは、サポートバーに作用する引張り方向のひずみを消去し、純粹にサポートバーの曲げ方向のひずみを出力する為である。また、出力が2倍になるのでノイズ対策としても有効である。ロゼットゲージも同様の理由で、点対称の位置に貼り付けている。

### (2) 体幹側方サポート

体幹側方サポートに関しては、サポートの金属部（アルミ合金）に、ヘッドサポートの計測で用いたのと同様のひずみゲージを貼り付けた。ひずみゲージは図3の曲げ方向の力に対応して出力される。ひずみゲージは2つ並んで貼り付けられるが、この金属部の裏の同様の位置にも2つ並べて貼り付けた。合計で4つのひずみゲージを用いている。これは、ヘッドサポートで行った理由と同様であるが、出力は4倍であり、ノイズ対策としてはさらに有効である。

### (3) 校正方法

ひずみゲージは計測値として出力されるのは力ではなくひずみ値である。この値を力に変換するには校正を行う必要がある。バックサポートに取り付けられたヘッドサポート、体幹側方サポートそれぞれに力を加えその時のひずみ値をプロットすることにより力とひずみの関係を得るという方法をとった(図5参照)。車いす上に置いた錘は被験者の質量である40Kgとした。また、引っ張る力に対応する錘の質量は5.2kg、10.2kg、15.2kg(錘自体の質量は5kg、10kg、15kgであるが、錘部を支える治具が0.2kgである)とした。これは、今回校正を行った座位保持装置に、最大で15Kg前後の力が加わる事が予備実験によって予測できたからである。

鋼線と座位保持装置の取り付け部は、ヘッドサポートに関しては、サポートバーのヘッドサポート取り付け部に鋼線を通した鋼材で力を与えた。また、体幹側方サポートは、金属部に直径4.5mmの穴を開け鋼線を

通した鋼材で力を与えた。ここで、穴を開けた位置は体幹側方サポートの面積重心である。

0 kg時に  $0 \mu \varepsilon$  であるようにし、三種類の錘を用いて、ヘッドサポートに対して、合計4点、体幹側方サポートに対しては、同じ錘を内側から外側、外側から内側の両方の校正を行うことにより、合計7点の関係をプロットした(図6、7参照)。横軸がひずみ値で縦軸が力を示し、最小自乗法によりこれらの点に最も近い値を示す一次関数を求めて示している。この結果からこの範囲において、ひずみ値を力に変換する式として一次関数とした仮定の妥当性が確認できた。実験で得られたひずみ値はこの一次関数によって力に変換した。よって、得られた力は校正を行ったサポートバーとヘッドサポートの繋ぎ目の位置、体幹側方サポート

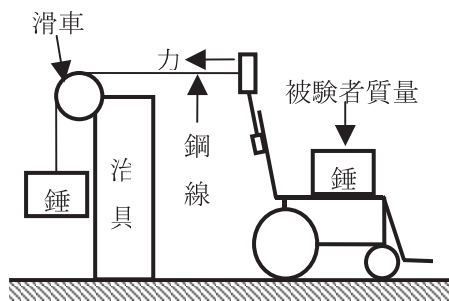


図5 校正方法(ヘッドレストF1方向時)

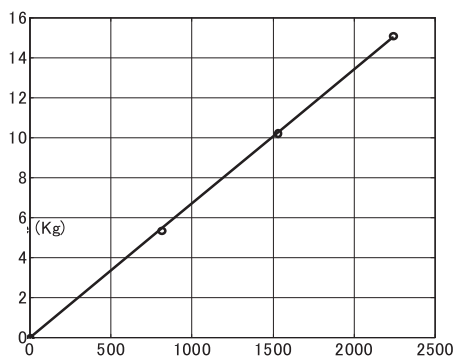


図6 ひずみと力の相関(ヘッドサポート)

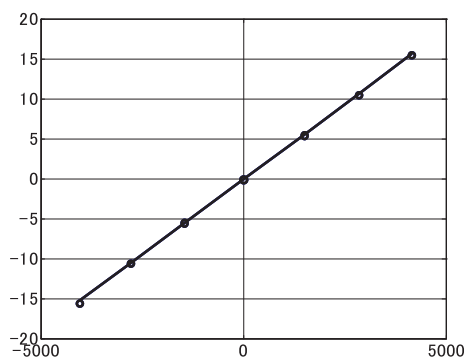


図7 ひずみと力の相関(体幹側方サポート左)

は面積重心の位置に働く力である。

### 2. 3. 3. 計測条件

ロードセルとひずみゲージを車いすフレーム、若しくは座位保持装置に組み込んだが、日常行動を制約しない負荷計測を行うにあたり、得られたデータを記録するレコーダ(共和電業:EDS-400A)や、その電源を確保するためのバッテリー(GS YUASA:NP38-12)を座面下の車いすフレームに組み込んだ。これにより、普段と同様の日常行動を確保した。これらの機器の合計質量は、組み込むための治具も含めて約20Kgであったが、介護者の被験者への介入に変化を与えない程度であることを介護者からのヒアリングで確認した。

計測時間は、被験者の日常生活の観察から、高い負荷状況にあると予測される日常行動(食事、トランスファー、移動)が含まれる時間である、10:00~18:00の8時間負荷計測を行った。計測チャンネル数は、ヘッドサポートの3方向(図2における、F1、F2、F3)、体幹側方サポートの2方向(左右で4方向)、腰部ベルトの4方向の合計11チャンネルであった。サンプリング周波数は8時間の計測において、レコーダのメモリが許容できる最大の計測数である200Hzとした。今回、利用者に介入した初めての実験であることから詳細な計測を行う為である。

### 3. 結果

上記の方法により得られた、負荷計測値並びに校正された負荷計測値について述べる。但し、サポートバーは3方向計測したが、図2内のF2、F3に関しては、全計測時間を通して、F1に比較して非常に小さな値を得たので、ヘッドサポートに関して以下F1についてのみ言及する。

リラックス時に関して述べると、ヘッドサポートに2Kg前後の力しか加わっておらず、最大でも7Kg前後であった。体幹側方サポートに関して、曲げ、せん断方向とも大きな力は働いておらず3Kg以内に留まっている。腰部ベルトも最大で10Kgの力を受けるときもあるが、基本的には、5Kg前後の力を受けている。

トランスファー時に関して述べると、ヘッドサポートは最大で15Kg強の力を受けリラックス時に比べて非常に高い。また、体幹側方サポート(せん断方向)は、最大で14Kgの力を受けている。

食事時に関する計測結果を図8~図11に示す。横軸が、時間(分)を、縦軸が力(Kg)を表しており、図9~図11内の凡例F1、F2は図3、4内のF1、F2に対応し、いずれの値も矢印方向を正としている。ヘッド

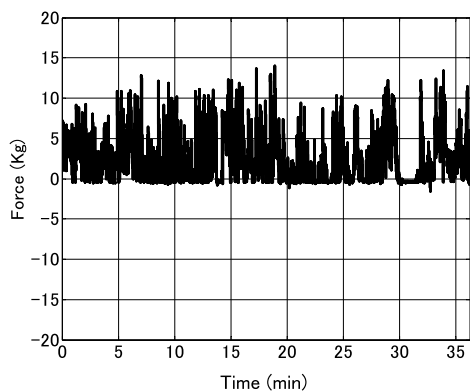


図8 ヘッドサポート（食事時）

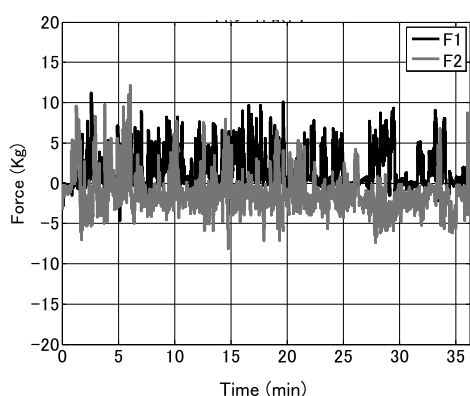


図9 体幹側方サポート（食事時、曲げ方向）

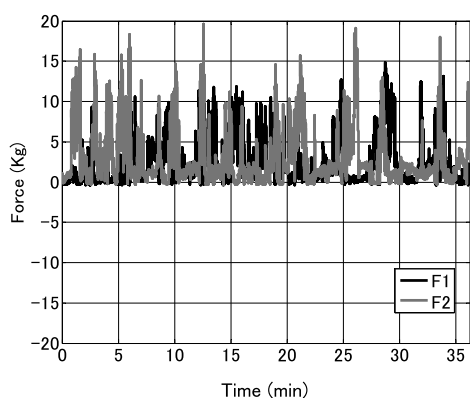


図10 体幹側方サポート（食事時、せん断方向）

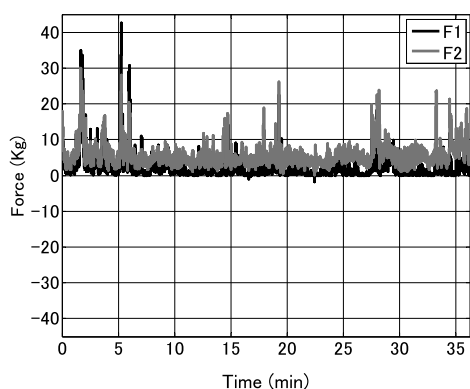


図11 腰部ベルト（食事時）

サポートは10Kg前後の力を繰り返し受け、最大で15Kg弱の力を受けている。体幹側方サポートの曲げ方向は、8Kg前後の力を受けており最大で、13Kgの力を受けている。せん断方向は、左が10Kgの力を繰り返し受け、最大で15Kg、右が15Kgを超える力を繰り返し受け、最大で20Kg弱の力をそれぞれ受けている。腰部ベルトは基本的には10Kg以下の力の繰り返しであるが、最大で40kg強に達することもあった。ここで、腰部ベルトに、4点支持部分にロードセルを組み込んでいるので、左右同位置に取り付けであるロードセルの結果を足し合わせて得られた値である。

これらの結果に対する現在の評価基準との比較は考察で述べる。

#### 4. 考察

ヘッドサポートに最も力が働くのは、トランスファー時であった。トランスファーの際に車いすフレームのティルト機能を用いてバックサポートを寝かせて、介護者2人で被験者を車いすに乗せる。その時、被験者は全身に働く強い緊張の為に体が弓なりになり、頭部で全身を支える姿勢になっていた。これが原因であることが同時に撮影した映像から確認できた。また、食事の際に介護者が、被験者の頭部をヘッドサポートに手で押し付ける力が、結果における10Kg前後の繰り返しの力に対応している。これらのトランスファー時に働く力と、食事時のヘッドサポートに働く力は、被験者本人でなく介護者によって与えられる力である。現在の暫定基準では、この方向に200N（約20kg）で静的に力を加えて機能不全を起こさないよう規定されているが、トランスファー時に15Kg強の負荷を、食事中に何度も10kg前後の負荷を受けている状況から基準としては低いと考えられる。

体幹側方サポートに関しては、食事の際に最も大きな力が働いていた。曲げ方向に関しては、外側から内側に働く力が非常に大きかった。被験者の特徴として、興奮、緊張すると、脇をしめる不随意的行動が現れる。この際に体幹側方サポートを脇で挟んで内側に巻き込む力が働いていることが負荷計測と同時に撮影したビデオ映像から分かった。この傾向は、食事以外の他のレクリエーション時（トランプ等の娯楽参加時、ロクロ作業時）にもみられた。現在の暫定基準は、内側から外側の曲げ方向に関して働く計測結果に関しては、満足している（750N（約75kg）で10秒間の負荷を10回繰り返して機能不全が起こさないよう規定されている）が、外側から内側に力が働く状況が想定されてい

ない。また、体幹側方サポートのせん断方向の力も非常に大きいですが、これも、現在の暫定基準において想定されていない。

腰部ベルトに関しては、図4におけるF2（地面に対して約45度方向）が最大で30Kgの力であった。現在の暫定基準では、地面に対して45度の方向で750N（約75kg）で10秒間の負荷を10回繰り返し機能不全を起こさないよう規定されているので、それは満足していた。但し、この傾向は腰部ベルトを用いない、若しくは緩みやすい腰部ベルトの場合、仙骨座りになり易くその結果、内転防止サポートを股間で押した際に、被験者の体に大きな力を与える可能性を示唆している。現在の基準では内転防止サポートは、750N（75kg）で10秒間の負荷を10回繰り返し機能不全を起こさないことが規定されているが、この場合はこの強度により利用者に傷害を与える可能性を示唆している。

## 5. 結論

今回、利用者が座位保持装置に与える力を定量的に計測し、その値と現在の基準と比較することにより、以下の知見を把握した。

### 1. ヘッドサポート

リラックス時以外の、食事時やトランスファー時の負荷状況を考えると、現在の基準値は低い。

### 2. 体幹側方サポート

曲げ方向の内側から外側に関しては、現在の基準は満足していたが、曲げ方向の外側から内側とせん断の下方向に大きな力が、被験者の不随意運動により発生しているが、基準においては意図しない方向であった。

### 3. 腰部ベルト

食事時、被験者自身の不随意運動により大きな力を受けるが、現在の基準はそれを満足していた。

これらの結果は、現在の評価法の検証のための基礎データとして有用であることが確認できた。今後、座位保持装置に対する負荷状況把握のために、今回の知見が、被験者独自の固有性、若しくは利用者に比較的起こりうる共通性であるのかに着目しながら、他の利用者にも実験を行っていく必要がある。

なお、本文に記載した研究は、厚生労働科学研究費補助金を受けて実施された。

また、この研究は著者（中井のみ）が国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所（現、国立障害者リハビリテーションセンター研究所）に在籍している際に行った。