

## 車椅子・座位保持装置の過負荷値の明確化

研究分担者	半田隆志 埼玉県産業技術総合センター 主任 前田佑輔 目白大学保健医療学部理学療法学科 助教
研究協力者	香西良彦 埼玉県産業技術総合センター 技師 佐藤宏惟 埼玉県産業技術総合センター 技師 相川孝訓 国立障害者リハビリテーションセンター研究所 非常勤研究員 岩崎洋 国立障害者リハビリテーションセンター病院 副理学療法士長 白銀暁 国立障害者リハビリテーションセンター研究所 福祉機器臨床評価研究室長

### 研究要旨

車椅子および座位保持装置の強度はJISなどの規格によって保障されているが、強度の瘥性を示す障害者数例を対象に、座位保持装置にかかる荷重を計測した。平常時だけでなく、瘥性が強く出現した際にかかる最大荷重の計測を行った。計測には移動式フォースプレートをフットサポート上に設置して、瘥性出現時の最大荷重およびその時間的变化についてのデータを得た。また、歪みゲージを用いて、ヘッドサポートに加わる最大荷重およびその時間的变化も得た。瘥直型脳性麻痺者3名（17歳男性、31歳男性、48歳女性）を対象に、フットサポートにかかる荷重を計測したところ、最大荷重（瞬間値）は525N、体重比では1.34倍となり、同被験者における500N以上の荷重の継続時間は0.6秒であった。また、上記の瘥直型脳性麻痺者のうち、31歳の方を対象にヘッドサポートにかかる荷重を計測したところ、最大荷重（瞬間値）は346Nであった。また、荷重の継続時間は、200N以上の場合は最長で2.6秒であった。100N以上の場合は最長で13秒であった。なお、ヘッドサポート支柱の構造上、力の加わる向きによって、両方向に歪む（ヘッドサポート支柱のうち、ヘッドサポートと平行な面について、伸展と圧縮の両方向に歪む）ことがわかった。

### A. 研究目的

車椅子や座位保持装置は、自立移動や座位姿勢の保持が困難な者にとって欠かせない重要な機器である。これらの強度は、関連するJISなどの工業規格や厚生労働省基準（座位保持装置部品の認定基準及び基準確認方法（改訂2版））によって規定され、これにより使用者の安全が図られている。

他方、使用者の側において、脳性麻痺や脳卒中による片麻痺などの運動の制御機能に障害を生じる疾患においては、瘥性と呼ばれる不随意的筋収縮が出現する場合がある。それらは、時として、当事者の意図しない強度の筋収縮と関節運動とを生じさせ、車椅子や座位保持装置に対する想定外の負荷となっている可能性がある。これまでに、平成18-20年度の障害保健福祉総合研究事業「座位保持装置の評価基準の作成に関する研究」や、同平成21-23年度の「座位保持装置の安全で適切な流通の促進に関する研究」において、瘥性による強い不随意運動が、車

椅子や座位保持装置の破損に繋がる事例が報告されている。使用者にとって、より安全な機器の開発供給のため、これら強い瘥性にも対応可能な新たな試験方法やガイドライン等を開発する必要があるが、その参考となるべき具体的な過負荷値などはこれまで明らかにされていない。

前述のように、障害によっては基準を上回る負荷がかかることが想像されることから、利用者にとってより安全な車椅子や座位保持装置を供給するためには、その基準の見直しを図る必要性が考えられる。しかしながら、これまでのところ、それら過負荷についての定量的な計測結果の報告は乏しく、機器にかかる力の大きさは不明である。

そこで、本研究は、車椅子・座位保持装置使用者の身体への危害防止とより安全な使用環境の実現とを目指し、強度の瘥性を示す障害者数例を対象として実際に機器にかかる負荷の定量的計測を行い、過負荷値を明確化することを目的とした。本研究によ

って得られる結果は、将来的な JIS 規格、ひいては ISO 規格等の強度基準の見直しにおける参照値となる可能性がある。

## B. 研究方法

対象は、脳性麻痺等によって強い痙性を呈する者とした。実際には、痙直型脳性麻痺者 3 名(17 歳男性、31 歳男性、48 歳女性)にご協力をいただいた。

計測は、被験者が普段使用している車椅子・座位保持装置を用いて行うこととし、計測箇所はフットサポート部分と、可能であればヘッドサポート部分を合わせて行った(図 1)。本研究は、国立障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会の承認(26-138)を得て実施した。

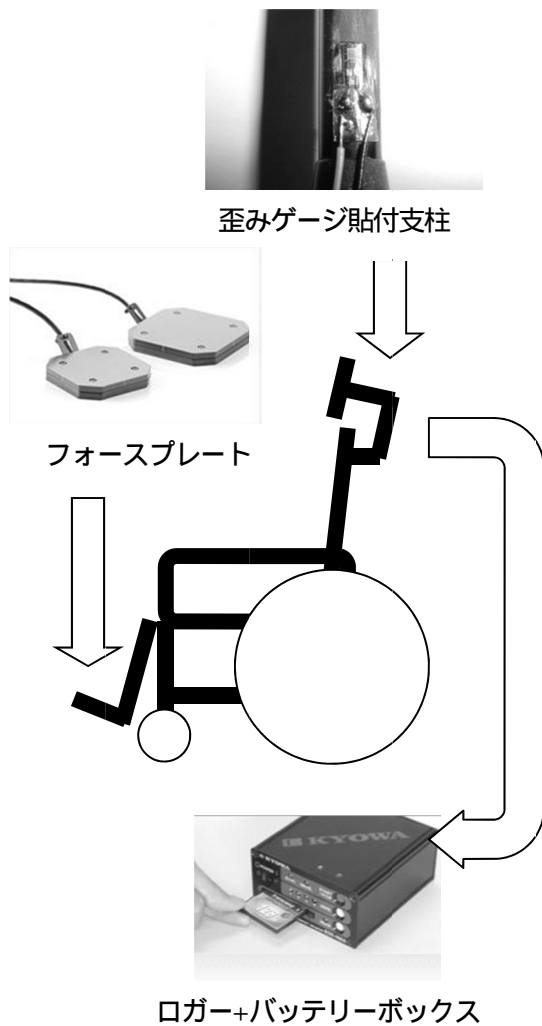


図 1 計測機器と取り付けイメージ

### B-1 フットサポートにかかる荷重の計測

フットサポートにかかる荷重は、持ち運び可能な小型フォースプレート(M3DFP、テック技販社製)

2 枚を対象の左右の足部とフットサポートとの間に設置して、そこにかかる力を計測した。この左右のフォースプレートより得られる垂直反力である  $F_z$  値を足し合わせたものを、フットサポートにかかる荷重とした。フォースプレートの出力は計測用ソフトウェアを組み込んだノートパソコンに保存した。計測時には、写真やビデオによる記録を合わせて行った。

### B-2 ヘッドサポートにかかる荷重の計測

ヘッドサポートの荷重は、歪みゲージ(共和電業社製「KFG-5-120-C1-11L1M2R(ゲージ長 5mm、ゲージ抵抗  $120.4 \pm 0.4$ 、ゲージ率  $2.14 \pm 1.0\%$ )」を、ヘッドサポートを支える支柱に貼付して計測することとした。そして、下記の手順のとおり、事前に「計測の妥当性および再現性の検証」と「構造解析シミュレーション」をおこなってから、実際に計測を実施した。

- 手順 1. 既知の重りとの比較による、歪みゲージを用いた計測の妥当性および再現性の検証
- 手順 2. 構造解析シミュレーションによる歪みゲージ貼付箇所の決定
- 手順 3. 被験者を対象とした実際の計測

まず、手順 1 の、計測の妥当性および再現性の検証を実施した。歪みゲージを、検証用ヘッドサポート支柱に貼付した後、ヘッドサポート全体を台上に寝かせて一端を把持し、片持ち状態にしてから、ヘッドサポート部分に、 $2.45\text{N} \sim 196\text{N}$  の重りを乗せて(図 2)、そのときの歪みゲージによる計測値を記録し、両者の関係を比較した。計測は 3 回繰り返した。

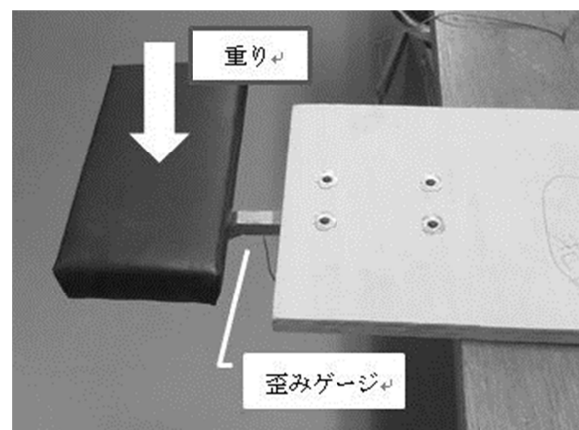


図 2 計測の妥当性および再現性の検証の様子

次に、手順2の、構造解析シミュレーションを実施した。まず、実際の計測に使用するヘッドサポート(図3)の支柱部分を、市販の3DCADソフトウェア(Dassault Systems SolidWorks社製「Solid Works2009 SP1.0」)を用いてモデル化し(図4)、次に、構造解析ソフトウェア(ANSYS社製「ANSYS 15.0」)にて、シミュレーションを実施した。

なお、シミュレーションにおいては、400Nの力を、モデル最上部に、その支柱断面と平行に、画面上の左から右方向に加えることとした(図4)。また、最上部は拘束無しとする一方、モデル下部の直線部分(最下端から上方に120mmまで)は、完全固定とした。



図3 計測に使用したヘッドサポート



図4 作成した3Dモデルと、シミュレーションで加えた力

上記手順1および手順2を実施した後、「手順3. 被験者を対象とした実際の計測」を実施した。まず、計測対象者が使用しているヘッドサポートの支柱と同等製品を事前に準備し、構造解析シミュレーションの結果を参考に歪みゲージを貼付した。ただし、

予期せぬ荷重が加わる可能性が否定できないことから、歪みゲージは、複数箇所(4箇所:図5)に貼付した。

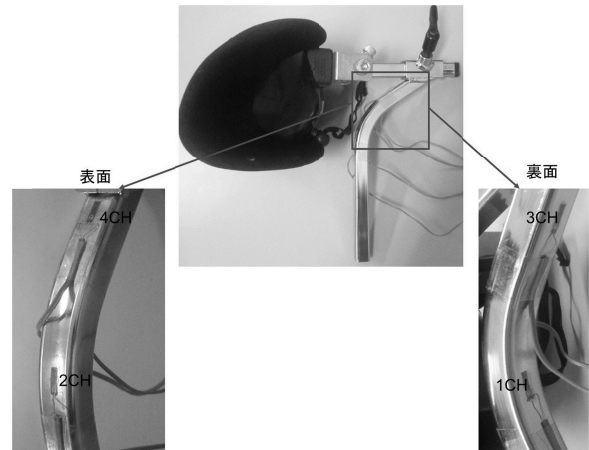


図5 歪みゲージ貼付箇所

そして、実際の計測の際に、被験者が普段使用しているヘッドサポート支柱を、上記の歪みゲージ貼付済みのものと交換してから、計測を実施した。なお、ヘッドサポート部分の計測は、ヘッドサポート支柱入手の都合から、先述の痙直型脳性麻痺者3名のうち、31歳の方のみに対して実施した。歪みゲージの出力はバッテリーボックスで稼働するロガーに、100Hzで記録し、計測後、データをコンピュータに移動して解析を行った。また、計測時には、写真やビデオによる記録を合わせて行った。

### C. 研究結果と考察

実際の計測の一場面を図6に示した。

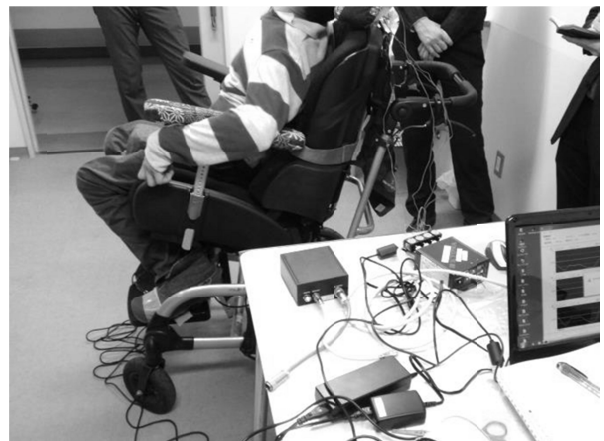


図6 一被験者に対する実際の計測の様子

#### C-1 フットサポートにかかる荷重の計測結果

フットサポートにかかる負荷を計測した3被験者において、最も大きな荷重値を示した被験者の計測結果を図7に示す。

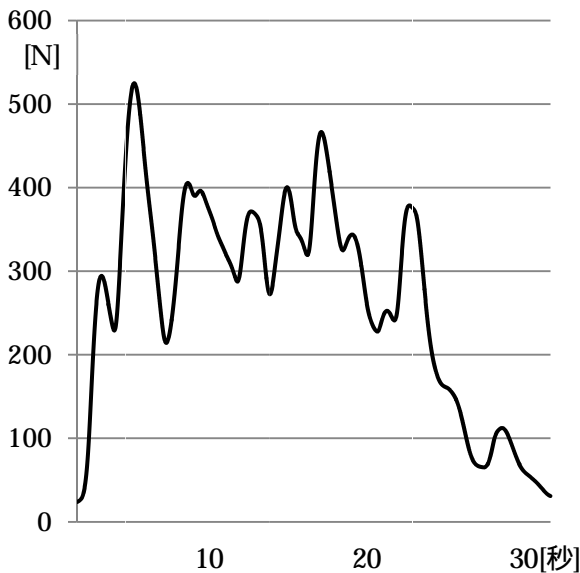


図7 フットサポート荷重の時間的变化

同被験者においてフットサポートにかかる最大荷重は、瞬間値で525Nであった。この被験者の体重は約40kgであったことから、体重比で1.34倍の荷重がフットサポートに加わっていると考えられた。厚生労働省の座位保持装置部品の認定基準によれば、適用使用者体重が25kgを超え50kg以下の装置では、荷重値500Nでの下方静的負荷試験を行い、機能不全が起らないことを求めている。本使用者はその荷重値を超えて、500N以上の力がかかり、その持続時間としては約0.6秒間であった。装置は耐荷重性に余裕を持って作られると考えられるため、これを持ってすぐに故障に繋がるとは断定できないが、体重が50kgの使用者では、より大きな力がかかる可能性も十分考えられる。この被験者においては、約15秒間にわたって約300N前後の力が持続して加えられており、荷重負荷時間についても検討の余地が考えられた。これらの可能性について、本研究では被験者3名の計測であったので、もう少し対象を増やして確認する必要がある。さらに、今回、フットサポートに対する垂直荷重のみを扱ったが、計測場面からは、垂直以外の方向への荷重も大きいように感じられた。今回のような実験における計測および解析方法、また基準値の設定および試験方法に関して、実際の荷重の方向を踏まえることで、より適切な製品開発および評価に繋がる可能性がある。

C-2 ヘッドサポートにかかる荷重の計測結果  
 ヘッドサポート部分の計測のうち、「手順1.歪みゲージを用いた計測の妥当性および再現性の検証」の結果を、図8に示す。横軸は、ヘッドサポートに乗せた重りの重さであり、縦軸は、歪みゲージによる計測結果である。

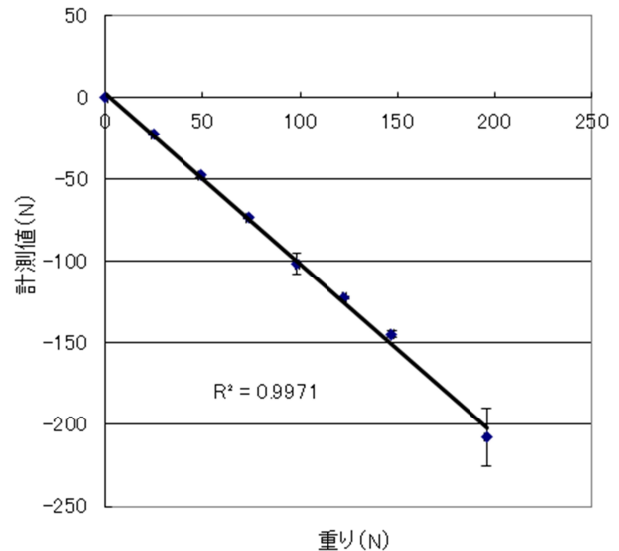


図8 重りと計測値の関係  
 (計測値の符号が異なるのは、歪みゲージ出力値の定義による)

実験の結果、ヘッドサポートに乗せた重りと、計測値の差(3回計測の平均値での比較)は、最大で7%(24.5Nを加えたとき、計測値が22.7N)であった。また、計測のばらつきは、重りが重くなるほど、大きくなる傾向があり、196Nの重りに乗せたときに、最大で32.9Nの差が生じた(1回目の計測値は227.9N、3回目の計測値は195.0N)。ただし、24.5N~147Nの重りに乗せた場合のばらつきは、11N以下(重りの重さの11%以下)であった。以上のとおり、誤差やばらつきは認められたが、重りと計測値の関係における決定係数は0.9971と高い値を示し、また、ばらつきも許容範囲であると考えられたことから、本歪みゲージを用いた計測は、実用上十分な妥当性と再現性を有していると判断した。

次に、「手順2.構造解析シミュレーション」の結果について述べる。シミュレーションの結果、最も歪み量が大きくなると想定された場所は、力を加えた方向と直角をなす面上の、完全固定部分の直上であった(図9の矢印で示した場所)。そのため、歪みゲージは、少なくともこの場所には必ず貼付することとした。

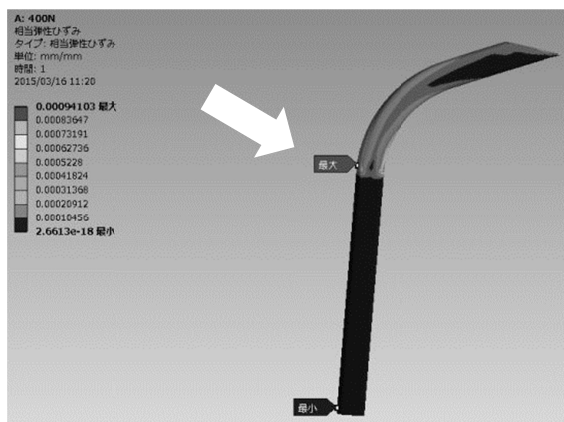


図9 構造解析シミュレーションの結果

最後に、「手順3 被験者を対象とした実際の計測」の結果を示す。計測は、1015秒間、おこなった。そして、4つの歪みゲージのうち、2CHおよび3CH（図5）が、相対的に大きな出力を示したことから、この2つの歪みゲージについて、分析を実施することとした。歪みゲージ2CHの計測結果を図10に、歪みゲージ3CHの計測結果を図11に示す。

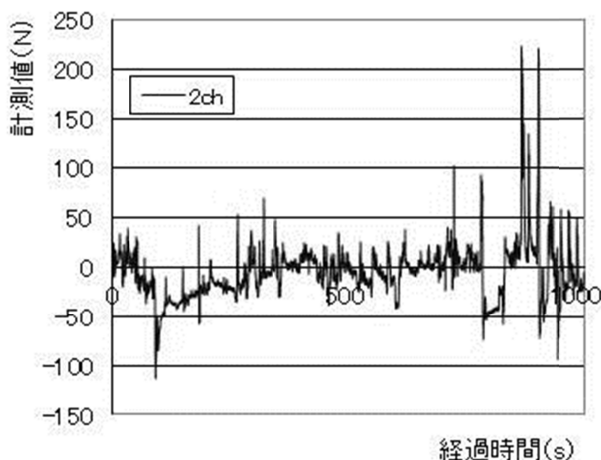


図10 歪みゲージ2CHの計測結果

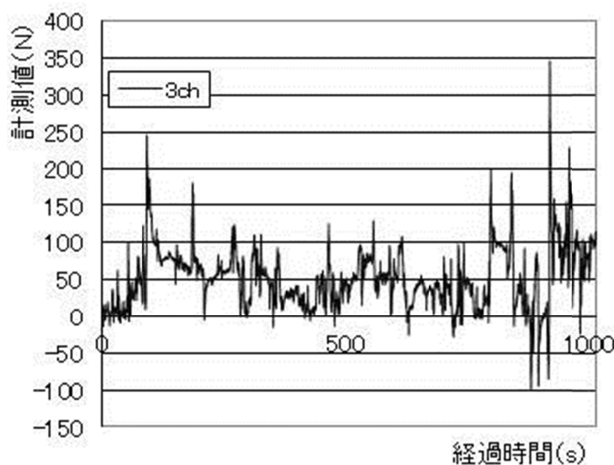


図11 歪みゲージ3CHの計測結果

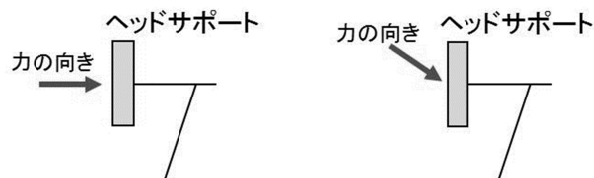


図12 加わったと想定される、2種類の力の向き

図10、図11ともに、正負両方の値を計測したことから、ヘッドサポート支柱には、力が両方向（伸展方向と圧縮方向）に加わったことがわかった。この原因を調査するため、実験室にて、再現実験を実施した。その結果、力がヘッドサポートに垂直に加わった場合（図12左）には、1CHおよび3CHの歪みゲージの計測値はマイナスを示し、2CHおよび4CHはプラスを示すことがわかった（図12の左側側面が伸展、右側側面が圧縮）。一方、力が斜め上方から加わった場合（図12右）今回計測したヘッドサポート支柱の形状では、1CHおよび3CHの歪みゲージの計測値はプラスを示し、2CHおよび4CHはマイナスを示すことがわかった（図12の左側側面が圧縮、右側側面が伸展）。そこで、以下の分析では、2CHおよび3CHの歪みゲージについて、「横方向に力が加わったと思われる場合（2CH計測値がプラス、3CH計測値がマイナス）」と、「斜め上方から加わったと思われる場合（2CH計測値がマイナス、3CH計測値がプラス）」に分けて分析した。その結果、以下のことがわかった。

〔横方向に力が加わったと思われる場合〕

- ・ヘッドサポートにかかる負荷の最大値は、221N（瞬間値）であった。
- ・負荷が200Nを超えたのは2回であった。その継続時間（負荷が加わってから除かれるまで）は、4.6秒と6.8秒であった。そのうち、200N以上の力の継続時間は、2.6秒と1.1秒であり、200N以上の力が加わってから、ピークに至るまでの間の力の変化量は、161.1 (N/sec)と91.0 (N/sec)であった。
- ・100N以上の衝撃が加わったのは4回であり、50N以上の衝撃が加わったのは9回であった。それ以外の時間は、50N以下の負荷であった。

〔斜め上方から力が加わったと思われる場合〕

- ・ヘッドサポートにかかる負荷の最大値は、346N（瞬間値）であった。
- ・負荷が200Nを超えたのは2回であった。その継

続時間（負荷が加わってから除かれるまで）は、9.3秒と2.9秒であった。そのうち、200N以上の力の継続時間は、0.88秒と0.97秒であり、200N以上の力が加わってから、ピークに至るまでの間の力の変化量は、181.0(N/sec)と57.9(N/sec)であった。

- ・「ヘッドサポートに頭部を乗せている」と推察される状況により、「横方向に力が加わったと思われる場合」と比較して、相対的に、負荷の継続時間が長かった(100N以上の力が、13.0秒および6.8秒継続したときがあった)

#### D. 結論

痙直型脳性麻痺者3名(17歳男性、31歳男性、48歳女性)を対象に、フットサポートにかかる荷重を計測した。その結果、フットサポート面に対して垂直な方向にかかる最大荷重(瞬間値)は525Nであり、体重比で1.34倍となった。また、荷重の継

続時間は、500N以上の場合は最長で0.6秒であった。また、上記の痙直型脳性麻痺者のうち、31歳の方を対象にヘッドサポートにかかる荷重を計測した。その結果、最大荷重(瞬間値)は346Nであり、体重比で0.88倍となった。また、荷重の継続時間は、200N以上の場合は最長で2.6秒であり、100N以上の場合は最長で13秒だった。なお、ヘッドサポート支柱の構造上、力の加わる向きによって、両方向に歪む(ヘッドサポート支柱のうち、ヘッドサポートと平行な面について、伸展と圧縮の両方向に歪む)ことがわかった。

#### E. 健康危険情報

なし

#### F. 研究発表

なし