

普通型車いすシートのたわみが臀部ずれ力推定値に与える影響

小原 謙一^{1,2,*}, 江口 淳子²⁾, 渡邊 進²⁾, 藤田 大介²⁾
西本 哲也²⁾, 新小田 幸一³⁾

キーワード (Key words): 1. 車いす (wheelchair) 2. シート (seat)
3. ずれ力 (shear force)

本研究は、普通型車いすシートのたわみが安楽座位時の臀部ずれ力推定値に与える影響を検討する目的で行った。対象は健康成人男性 14 名 (20.6 ± 0.6 歳) であった。実験は、シートのたわみを調節することによって 3 条件 (たわみ小, 中, 大) で行った。ずれ力の推定には筆者らの実験モデルを用いた。統計学的解析は一元配置分散分析を用い、3 条件間で比較した。その結果、臀部ずれ力推定値は「たわみ小」では 47.9 ± 7.0 N, 「たわみ中」は 42.8 ± 4.7 N, 「たわみ大」は 39.8 ± 6.6 N であり、「たわみ小」と「中」の間 ($p < 0.05$) と、「たわみ小」と「大」の間 ($p < 0.01$) に有意差が認められ、たわみが大きいほど、即ち脊柱後彎頂点より相対的背もたれ高が高くなるほど臀部ずれ力は低値を示していた。本研究により、長時間の車いす座位をとる患者の車いすを考えるにあたっては、脊柱後彎頂点と相対的背もたれ高との関係を考慮したたわみ量の調整・再検討が褥瘡予防の観点から重要であることが明らかとなった。

はじめに

最近の褥瘡に関する研究では、圧迫力に加えて、剪断力 (ずれ力) が皮膚表面に働くことにより、生体内部に発生する複雑な応力のメカニズムが解明されてきており¹⁾、褥瘡発生の危険度は、従来からの「圧迫 × 時間」ではなく、現在は「応力 (圧縮応力, 剪断応力, 引っ張り応力) × 時間 × 頻度」と言われている²⁾。応力は、物体に外力が作用する時に物体内部に生じる外力と等しい逆向きに働く単位面積当たりの力のことであり、ずれ力を受けた時に生じる応力は剪断応力と称されている。剪断応力の主な原因の 1 つとなるずれ力について Bennett ら³⁾ は手掌部の血流を調べ、100 g/cm² のずれ力が存在するときは、圧だけで血管を閉塞する場合の半分の圧で血流が遮断すると報告している。作田ら⁴⁾ は、圧力およびずれ力の関係を検討するために、それらの負荷に伴う血流量変化を測定し報告している。そのなかで、生体軟組織において 50 mmHg の圧力と 0.9 N/cm² のずれ力がほぼ等価である可能性を示し、血流量の観点から褥瘡予防におけるずれ力軽減の重要性を指摘している。さらに、野島ら⁵⁾ は、臀部の生体モデルとクッションモデルによって圧力とずれ力を加えた際の生体内部応力について検討し、ずれ力を加えると圧力のみ条件に比べて

生体内の局所的な剪断ひずみが大きくなると述べている。

脳卒中片麻痺患者や脊髄損傷患者などの下肢に何らかの障害を持つ人は、1 日の中で椅子座位を取る時間が健康者と比較すると非常に長い。加えて、最近では、「寝たきり」を防ぐために長時間普通型車いす上に座らされている「座らせきり」がみられ、それらの人は座位姿勢を変化させることが難しいため、背もたれにもたれることによって支持基底面を広げ、坐骨部周囲の不快な圧迫を軽減させている⁶⁾。背もたれにもたれ、安楽に座っている際も、臀部にはずれ力は生じているが^{7,8)}、臀部の皮膚と座面との摩擦によって骨盤部に著明な位置のずれはみられない。しかしながら、そのずれ力と摩擦力は筋などの軟部組織の変形を引き起こしており、その変形が生体内の骨や軟部組織の境界部に複雑な深層応力を生じさせ、毛細血管の閉塞を引き起こしている⁹⁾。これらのことから、褥瘡予防を目的としてずれ力について検討することの臨床的意義は大きいと思われる。褥瘡予防に有効な手段の 1 つにシーティング指導が挙げられるが¹⁰⁾、シーティング指導を効果的に行うために必要な座位姿勢分析とずれ力の関係についての報告は、数少ないのが現状である^{6-8,11-13)}。これらのなかで、Gilsdorf ら¹¹⁾ や Goossens ら¹²⁾ は、ベッド上での水平位からの頭側挙上および挙上位からの下降時と、車いすリクライニングの

・ Influence of deflection of wheelchair seat on estimated shear force on the buttocks

・ 1) 広島大学大学院保健学研究科博士課程後期 2) 川崎医療福祉大学医療技術学部リハビリテーション学科

3) 広島大学大学院保健学研究科

・ *連絡先: 〒701-0193 岡山県倉敷市松島 288

TEL 086-462-1111 FAX 086-464-1109 E-mail: rptkob@mw.kawasaki-m.ac.jp

・ 広島大学保健学ジャーナル Vol. 7 (2): 59~65, 2008

際にずれ力が生じるため、褥瘡を予防するにはそのずれ力を軽減させる必要性を述べている。そして筆者らは、実験モデルを用いてずれ力の推定をすることで、安楽な椅子座位時にも臀部にずれ力は生じており、それは座位姿勢により大きく影響されることを報告した¹³⁾。

施設などに数多く配備されている普通型車いすの座面はスリングシートであり、長期間の使用によりシートはたわみ、それが座位姿勢を崩す要因の1つとなっている^{14,15)}。また、単なる患者の移送車である普通型車いすに長時間座らせていると、上述のような問題点が指摘されるために、車いす座位による褥瘡発生が問題となっている¹⁶⁾。疾患の急性期において、普通型車いすに患者を座らせて検査や診察に向う場面を見かけるが、待ち時間が長くなることが予測される場合でもクッションなどの減圧用具が使用されていない場合が多い。このような状況であるが、車いすシートのたわみが車いす座位時の臀部にかかるずれ力に与える影響についての報告は、筆者らが渉猟する限りにおいては見当たらない。そこで筆者らは、「シートのたわみが大きくなるに連れて座位姿勢は体幹後傾角度を増しながら崩れ、それによって体幹を倒そうとする後方へのモーメントが増加する。そして、そのモーメントの増加による背もたれからの反力の増加に伴い、臀部ずれ力は増加する」という仮説を設定した。この仮説を検証するために、後述する筆者らの実験モデル⁷⁾を用いて、たわみ量の異なる普通型車いすでの座位時に臀部に生じるずれ力推定値を求め、シートのたわみ量が安楽座位時の臀部ずれ力推定値に与える影響を検討することを目的として本研究を行った。なお、本研究での臀部ずれ力とは、上体の後傾によって生じる臀部全体にかかる前方への剪断力をさす。

方 法

1. 対象者

対象は、事前に本研究の趣旨と目的を文書にて説明した上で協力を求め承の得られた、下肢・体幹に疾患のない健常成人男性14名（年齢：20.6 ± 0.6歳，身長：172.6 ± 6.8cm，体重：63.7 ± 7.3kg）であった。安楽座位におけるずれ力を推定するために必要となる座高（93.5 ± 3.8cm），全頭高（頭頂点－オトガイ点：22.4 ± 1.5cm），頸部長（後頭隆起下端－第7頸椎棘突起：10.9 ± 0.7cm）を測定した。なお、本研究は川崎医療福祉大学倫理委員会の承認を得て実施した（承認番号074）。

2. 使用した車いすおよびシート

使用した車いすは、普通型車いす（オージー技研社製、背もたれ角度5°，座面角度5°，背もたれ高37cm）であった。座面からフットプレートまでの長さは各対象者の下

腿長（膝窩～足底面）に合わせて調節した。シートは縦41cm，横43cmのものに調節用の穴をあけ、車いすに取り付けるネジの位置によりたわみ量を調節した。たわみ量の程度は、シート上に載せる物体あるいは人の荷重量と接触面積によって異なる。したがって、たわみ量の程度の基準を明確に示すために、重さ5kgでシートとの接触面積110cm²の重錘をシートの中央に載せ、その際のたわみ量によって以下の3条件を設定した。即ち、座面の左右両端を結んだ直線から中央が3.5cm沈む程度で、シートが最も張っているものを「たわみ小」、5.5cm沈んでシートが最も緩んでいるものを「たわみ大」、それらの中間で4.5cm沈むものを「たわみ中」とし、実験はこれら3つのたわみ量の条件で行った。

3. ずれ力推定のための座位姿勢計測

本研究では、筆者らの提案している実験モデルを用いて、安楽座位時のずれ力推定値を算出することとした。先行研究において筆者らは、このモデルの妥当性を床反力計にて検証し、高い妥当性を持つことを報告している⁷⁾。

測定肢位は車いす座位とし、背もたれにもたれた安楽座位とした。その際の臀部は体幹・骨盤前後傾中間位で背部が背もたれ部に軽く触れるように座った時の大転子位置を基準位置とし、そこから前方へ5cm移動させた位置とした。ベッド操作時における臀部周囲のずれ力に寝衣の有無において有意な差は認められなかったという三村ら¹⁷⁾の研究結果を参考に、本研究では全対象者に同じ衣類を着用させることで、背もたれや座面と衣類との摩擦係数を一定にするよう考慮した（図1）。

安楽な車いす座位姿勢では、背もたれにもたれることで座面の荷重のほとんどが大腿部にかからない臀部で

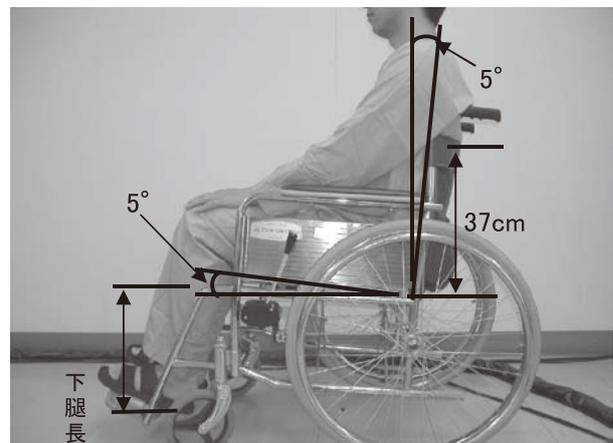


図1. 測定肢位と普通型車いす

測定肢位：車いす座位で、背もたれにもたれた安楽座位。
普通型車いす：オージー技研社製、背もたれ角度5°，座面角度5°，背もたれ高37cm，座面からフットプレートまでの長さは各対象者の下腿長（膝窩～足底面）に合わせて調節した。

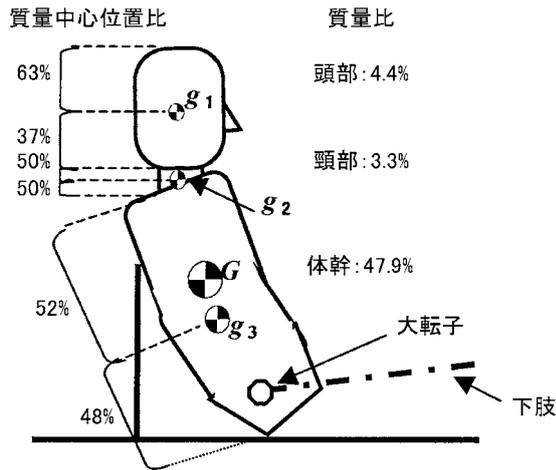


図2. 各体節における質量中心位置とその合成位置

g_1 : 頭部質量中心 g_2 : 頸部質量中心 g_3 : 体幹質量中心
 G : 各体節の合成質量中心

上体を矢状面内で頭部節、頸部節、骨盤を含む体幹節の3節に分割し、各体節の重量および質量中心位置は、身体計測結果と解剖学的データ^{18,19)}を参考にして計算した。

各体節の重量および質量中心位置の計算式

W_n : 各体節の重量 (kg), W : 体重 (kg) とすると、

$$W_n = W \times \text{体重に対する質量比 (\%)}$$

g_n : 各体節の上端からの質量中心位置 (cm), L : 各体節長 (cm) とすると、

$$g_n = L \times \text{上端からの質量中心位置比 (\%)}$$

われるため、本実験モデルは下肢の重量は考慮していない。上肢重量については、上肢を体幹から離れないようにし、手掌面を大腿部にリラックスして置くように統一して重量の影響を少なくすることで考慮しないものとした。これらのことから、本実験モデルでは上肢を除く上体を図2に示す矢状面内で頭部節、頸部節、骨盤を含む体幹節の3節に分割し、各体節の重量および質量中心位置は、身体計測結果と解剖学的データ^{18,19)}を参考にして算出した。背もたれにもたれることで生じる脊柱の後彎に伴って、体幹は軽度屈曲位となる。したがって、体幹の質量中心位置は、軽度屈曲した後の体幹前後径の midpoint 位置に設定した。頭部節・頸部節の質量中心位置については、背もたれにもたれることで後傾位となるが、その位置から鉛直方向に平行に立ち直った位置にて設定し、これら3つの体節の質量中心位置を久保ら²⁰⁾の方法に準じて合成した(図3)。その合成質量中心位置—坐骨線と床面との角度(体幹後傾角度: α)と、背もたれ接点から合成質量中心位置—坐骨線への垂線との交点と合成重心位置間の直線距離(l_1)、および合成重心位置と坐骨間の直線距離(l_2)を測定した。また、背部と背もたれとの接点—坐骨線と床面との角度(β)を測定した(図4-A)。さらに、脊柱後彎の程度や様態が車いす上座位を定量的に示す指標として有効であるという水上ら²¹⁾の報告を参考にし、背もたれの最上部と脊柱

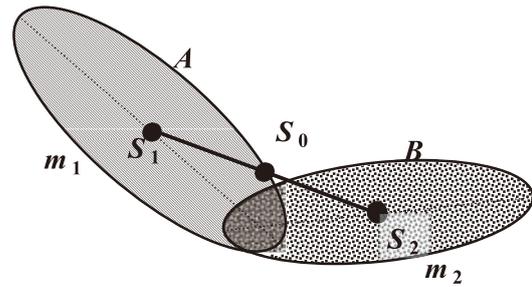


図3. 矢状面上での質量中心座標の合成方法

質量 m_1 なる部分 A の重心が S_1 、質量 m_2 なる部分 B の重心が S_2 であるとき、線分 S_1S_2 の上に $S_1S_0 : S_0S_2 = m_2 : m_1$ を満足する S_0 をとれば、 S_0 は合成系 AB の重心である。(文献 20 図 2 から引用)

後彎の頂点との距離を測定した。これら座位姿勢項目の測定には、東大型角度計(酒井医療株式会社製 TTM-KO)とマルチン氏型人体測定器(株式会社京都科学社製 TTM-1)を用いた。測定したこれらの値を後述に示す実験モデルに代入することでずれ力推定値を算出した。

4. ずれ力推定実験モデル⁷⁾

筆者らは、先行研究にて、背もたれにもたれた際の座圧分布変位の時間的要素を検討することで、安楽座位におけるずれ力の発生メカニズムについて検証した²²⁾。その結果、座圧中心位置は、体幹後傾に伴って徐々に後方へ移動し、背もたれにもたれた直後に前方へと反転していた。これらは、安楽座位におけるずれ力発生には背もたれの介在が不可欠であることを示唆するものであった。したがって、本研究においても背もたれを介在させた下記の実験モデルを作成した。

まず、体幹・骨盤後傾に伴って上体に生じる力を算出する。合成質量中心位置と坐骨とを結ぶ線が床面となす角度を α とすると、上体の質量 W の合成質量中心位置と坐骨とを結ぶ直線に垂直なベクトル X は次式(1)で表される(図4-A)。

$$X = W \cdot \cos \alpha \quad (1)$$

次に、背もたれ接点から引いた合成質量中心位置と坐骨を結ぶ線分への垂線との交点と合成重心位置間の距離を l_1 、合成重心位置と坐骨間の距離を l_2 とする。もたれることによって背部と背もたれの接点にはこの原理から次式(2)のように表される力 Xa が生じ、作用・反作用の法則に従い、 Xa と同等の反力 Xa' が背もたれ接点に生じる(図4-B-i)。

$$Xa = l_2 / (l_1 + l_2) \cdot X = Xa' \quad (2)$$

背もたれ接点からの反力 Xa' を鉛直成分と前後成分に分けると、前方向への力 X'' は次式(3)のように表される(図4-B-i)。

$$X'' = Xa' \cdot \sin \alpha \quad (3)$$

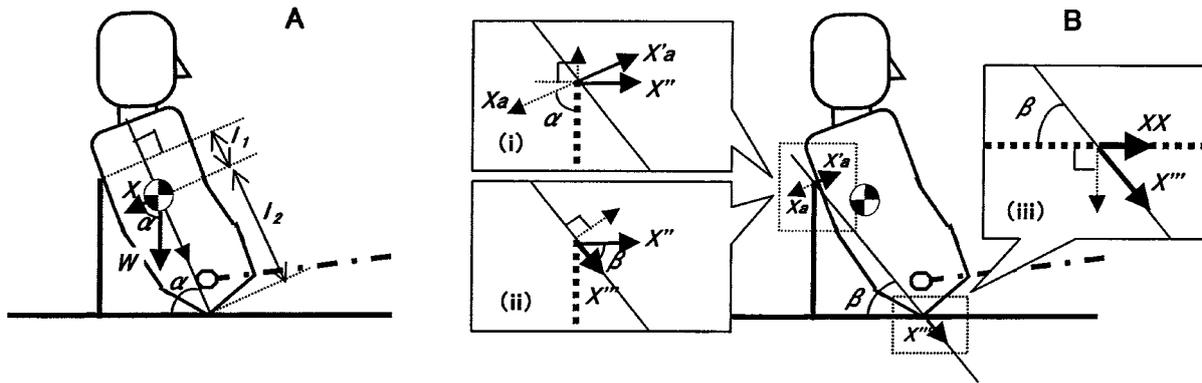


図4. 上体の剛体リンクモデル

A. 体幹・骨盤後傾に伴って上体に生じる力

- l_1 : 合成質量中心位置と坐骨線を結ぶ線分に背もたれ接点から垂らした垂線との交点と合成重心位置間の距離
- l_2 : 合成重心位置と坐骨間の距離
- α : 合成質量中心位置 - 坐骨線と床面とのなす角度
- W : 骨盤よりも上位の上体の質量
- X : 合成質量中心位置と坐骨を結ぶ線分に垂直なベクトル

B. 背もたれ接点からの反力によって推定されるずれ力

- β : 背部と背もたれとの接点と坐骨を結ぶ線分と床面とのなす角度
- X_a : 背もたれにかかる上体からの力
- X_a' : 背もたれ接点からの反力
- X_a'' : X_a' の前後成分
- X_a''' : X_a'' がもつ背もたれ接点と坐骨を結ぶ線分に平行な成分
- XX : ずれ力推定値

さらに、背部と背もたれとの接点と坐骨とを結ぶ線分が床面とのなす角を β とし、前方への力 X'' を、背もたれ接点から坐骨に引いた線との平行な方向と垂直な方向に分けると、平行な方向の力 X''' は(4)で表される(図4-B-ii)。

$$X''' = X'' \cdot \cos \beta \quad (4)$$

この背もたれからの力 X''' は、体幹を介して坐骨部にかかる前下方への力となる。その力を鉛直成分と前後成分に分けると、前方への力 XX は(5)で表される(図4-B-iii)。

$$XX = X''' \cdot \cos \beta \quad (5)$$

本研究では、(5)によって求められる値 XX をずれ力推定値とする。

5. 統計学的解析

統計解析用ソフトウェアはSPSS for Windows version14.0 J (エス・ピー・エス・エス・ジャパン社製)を用いた。

測定した体幹後傾角度(α)および背もたれ最上部と脊柱後彎頂点間距離と、算出したずれ力推定値を各条件間で比較することで、シートのたわみが臀部ずれ力に及ぼす影響について検討するために、統計学的解析には一元配置分散分析とFisherの多重比較を用いて比較し、危険率5%未満をもって有意とした。

結 果

体幹後傾角度(α)と算出したずれ力推定値を表1、背もたれ最上部と脊柱後彎頂点間距離を表2に示す。統計学的解析の結果、姿勢の崩れを示す体幹後傾角度は、3条件とも63~64度の傾きであり、シートのたわみ量が変わっても有意な差は認められなかったが、たわみが小さいほどより後傾していた。臀部のずれ力推定値は、シートのたわみ量によって変化しており、「たわみ小」では 47.9 ± 7.0 N、「中」は 42.8 ± 4.7 N、「大」は 39.8 ± 6.6 Nであった。「たわみ小」と「中」の間($p < 0.05$)と、「たわみ小」と「大」の間に有意差が認められ($p < 0.01$)、「たわみ中」は「大」よりも高値を示す傾向であった($p = 0.19$)。また、背もたれ最上部と脊柱後彎頂点間の距離は、「たわみ小」が 4.4 ± 1.2 cm、「中」は 5.6 ± 0.8 cm、「大」は 6.5 ± 2.3 cmであった。この距離はたわみ量が大きくなるに連れて長くなっており、「たわみ小」と「大」の間に有意差が認められ($p < 0.01$)、「小」と「中」の間($p = 0.13$)と「中」と「大」の間($p = 0.07$)に長くなる傾向がみられた。

考 察

本研究の結果では、臀部ずれ力推定値はシートのたわみ量が小さいほど高値を示していた。また、座位姿勢の崩れを示す指標の一つである体幹の後傾角度について、

表 1. 体幹後傾角度 (α) と臀部ずれ力推定値

たわみ量	たわみ小	たわみ中	たわみ大	
体幹後傾角度 (deg)	63.1 ± 3.2	63.6 ± 2.7	64.6 ± 3.3	n.s.
臀部ずれ力推定値 (N)	47.9 ± 7.0	42.8 ± 4.7	39.8 ± 6.6	



*: p < 0.05, **: p < 0.01
n = 14; mean ± SD

各条件間で有意な差はなく、シートのたわみの影響はみられなかった。本研究では各条件とも同じシートを用い、調節穴の位置を変えて車いすに設置することでたわみを調節したため、シートと衣類の摩擦係数は同等となる。よって、体幹の後傾角度は、シートのたわみが大きくなっても著明な変化を起こさなかったと推察されるために、「シートのたわみが大きくなるにつれて姿勢は崩れ、それによってずれ力は大きくなる」という仮説は否定されたと考える。

体幹の後傾角度に変化がない一方で、シートのたわみ量に応じて臀部ずれ力が変化していたのは、背もたれの相対的な高さの影響が考えられる。水上ら²¹⁾は、車いす処方のための座位姿勢評価方法に関する研究のなかで、脊柱後彎頂点の高さまでを支える背もたれ高の条件下で背もたれモーメントは最大となり、それより高いあるいは低い条件では低値を示したと報告している。そしてこのことは、脊柱後彎頂点の高さの背もたれ高で、十分に背もたれにもたれた姿勢がとれた結果であると述べている。この水上らの研究における体幹後傾角の平均は、脊柱後彎頂点の高さの背もたれ高の条件が他の条件よりもわずかであるが(約 0.5 ~ 2 度)後傾している。そして、車いす上の大転子位置もわずかに前方へ移動していることから、背もたれモーメントはこれらの相乗効果によって変化したものと考えられる。この背もたれモーメントは体幹を押し返す反力となり、安楽座位における臀部ずれ力発生の一つの要因となる²²⁾。本研究で使用した普通型車いすの背もたれ高は 37 cm で不変であるが、シートのたわみにより座面自体が下がるため、身体に対する相対的な背もたれ高はたわみが大きいほど高くなる。また、安楽座位を測定肢位としているため腰椎がより後彎することで、脊柱後彎頂点は静止立位時よりも下位となることが推測できる。よって、本研究での相対的な背もたれ高は、3 条件全てにおいて脊柱後彎頂点の高さよりも高くなっていった。シートのたわみが小さくなるにつれて相対的な背もたれ高は、背もたれモーメントが最大値を示す脊柱後彎頂点に近くなる。シートのたわみが小さく、相対的な背もたれ高が脊柱後彎頂点に近くなるほど、体幹後傾角度は有意な差ではないがわずかながら後傾していることから、本研究においても背もたれモーメントは増加したと考えられる。したがって、この背もたれモー

表 2. 背もたれ最上部と脊柱後彎頂点間距離

たわみ量	たわみ小	たわみ中	たわみ大
最上部 - 頂点間距離 (cm)	4.4 ± 1.2	5.6 ± 0.8	6.5 ± 2.3

** : p < 0.01
n = 14; mean ± SD

メントの増加に伴って背もたれからの反力は増加し、臀部ずれ力は高値を示したと考えられる。

本研究結果から、臀部ずれ力の軽減を目的としたシーティングの方略を考える上で、背もたれ高と脊柱後彎頂点との距離をなるべく離すようにたわみ量の調整・再検討をすることが褥瘡予防の観点から重要であることが示唆された。しかしながら、今回の測定は一時的な座位であり、長時間の座位による姿勢の崩れを考慮していないため、スリングシートはたわみが大きい方が褥瘡予防に効果的であるとは結論付けることはできないと考える。また、車いす上に長時間座る際は、通常はクッションや座布団などを用いる場合が多い。よって、スリングシートのたわみの程度やクッションなどの減圧用具が長時間の座位による姿勢の変化に与える影響を検討し、臀部ずれ力との関係を調査することが今後の課題として残される。

文 献

1. 大力博輝, 藤井幹康, 阿波啓造 他:ズレ力による褥瘡発生機構とその予防に関する研究. 日本機械学会 2004 年度年次大会講演論文集 (S47-1 介護・福祉装置, S47 健康・福祉機器の開発), 4: 217-218, 2004
2. 高橋 誠: 生体工学から見た減圧, 除圧-褥瘡予防マットレスの体圧分散-. STOMA, 9: 1-4, 1999
3. Bennett, L., Kavner, D. and Lee, B.K. et al.: Shear vs pressure as causative factors in skin blood flow occlusion. Arch. Phys. Med. Rehabil., 60: 309-314, 1979
4. 作田 譲, 高橋 誠: 血流量測定による褥瘡発症因子としての圧力とずれ力の相互作用. 生体医工学, 44: 101-106, 2006
5. 野島雄亮, 中野邦彦, 高橋 誠 他: 褥瘡予防材使用時における生体内部応力の検討. 褥瘡会誌, 7: 785-791, 2005
6. Treffer, E., Hobson, D.A. and Taylor, S.J. et al.: Seating and Mobility for Person with Physical Disabilities. p.3-5, Therapy skill builders, Memphis, 1993
7. Kobara, K., Eguchi, A. and Watanabe, S. et al.: Investigation of the validity of an experimental model for the estimated shear force on buttocks in a comfortable sitting posture. J. Phys. Ther. Sci., 20:157-162, 2008
8. 小原謙一, 江口淳子, 渡邊 進: 背もたれと骨盤の位置関

- 係が坐骨部荷重ピーク値とずれ応力に与える影響—実験モデルを用いたずれ応力の推定—. 理学療法科学, 21 : 293-297, 2006
9. 高橋 誠 : 生体工学から見た褥瘡発生要因. MB. Med. Reha., 75 : 1-3, 2007
 10. 菊地麻衣子, 甲斐裕美子, 中井菜美 他 : 除圧管理とシーティング指導が有効であった坐骨部褥瘡. 皮膚の科学, 4 : 448-452, 2005
 11. Gilsdorf, P., Patterson, R. and Fisher, S. et al.: Sitting forces and wheelchair mechanics. J. Rehabil. Res. Dev., 27: 239-246, 1990
 12. Goossens, R.H.M., Snijders, C.J. and Holscher, T.G. et al.: Shear stress measured on beds and wheelchairs. Scand. J. Rehab. Med., 29: 131-136, 1997
 13. Kobara, K., Eguchi, A. and Ishiura, Y. et al.: Relationships between backrest of a chair and the position of pelvis on the estimated value of shear stress. Physiotherapy, 93 (S1) : S638, 2007
 14. 木之瀬隆, 廣瀬秀行: 座位姿勢の基本的な考え方とシーティングシステム—高齢者向けの座位保持装置—. OTジャーナル, 30 : 465-472, 1996
 15. Hallensborg, S.C.: Wheelchair needs of the disabled, Therapeutic Considerations for the Elderly. p.93-111, Churchill Livingstone, London, 1987
 16. 田中秀子 : 褥瘡への看護介入とその効果, 座位時の体圧分散用具の有効性はどこまで明らかにされているか. EB NURSING, 5 : 469-474, 2005
 17. 三村真季, 岡崎秀和, 梶原隆司 他 : ベッド操作時の体圧とずれ力の変動—第1報—体型とベッド操作の影響—. 褥瘡会誌, 9 : 11-20, 2007
 18. 中村隆一, 齋藤 宏, 長崎 浩 : 基礎運動学. p.332-336, 医歯薬出版, 東京, 2005
 19. Winter, D.A.: Biomechanics and motor control of human movement. 3rd ed. p.63-64, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, 2004
 20. 久保裕子, 山口光國, 大野範夫 他 : 姿勢・動作分析における身体重心点の視覚的評価の検討. 理学療法学, 33 : 112-117, 2006
 21. 水上昌文, 居村茂幸, 島田一志 他 : 車いす処方のための座位姿勢評価方法に関する研究. 茨城県立医療大学紀要, 9 : 49-56, 2004
 22. 小原謙一, 江口淳子, 藤田大介 他 : 椅子上安楽座位におけるずれ力発生のメカニズム—座圧分布変位の時間的要素による検証—. 理学療法科学, 22 : 185-188, 2007

Influence of deflection of wheelchair seat on estimated shear force on the buttocks

Kenichi Kobara^{1,2)}, Atsuko Eguchi²⁾, Susumu Watanabe²⁾, Daisuke Fujita²⁾,
Tetsuya Nishimoto²⁾ and Koichi Shinkoda³⁾

- 1) Doctoral Program, Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University
- 2) Department of Rehabilitation, Faculty of Health Science and Technology, Kawasaki University of Medical Welfare
- 3) Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University

Key words : 1. wheelchair 2. seat 3. shear force

The purpose of this study was to investigate how deflection of a standard-type wheelchair seat would influence the estimated shear force on the buttocks in comfortable wheelchair sitting. Fourteen healthy males aged 20.6 ± 0.6 years without pathologies in the leg and/or trunk participated in this study. The study was conducted under three conditions, i.e. small, medium, and big deflection, by controlling the deflection of the seat. The shear force on the buttocks was estimated using an experimental model proposed by us. For statistical analysis, a ONEWAY ANOVA was used with the level of significance at p value below .05 level. The results showed that the estimated shear force on the buttocks was 47.9 ± 7.0 N with the small deflection, 42.8 ± 4.7 N with the medium deflection, and 39.8 ± 6.6 N with the big deflection. There was a significant difference in the estimated shear force between the small and medium ($p < .05$), and small and big deflections ($p < .01$). The estimated shear force on the buttocks was low if the height of the relative backrest the higher than the top of the spinal kyphosis. This study suggested that from the viewpoint of preventing decubitus ulcers in wheelchair users who need to sit in a wheelchair for long periods, it is important to coordinate and re-examine the deflection of the seat and the height of the relative backrest in relation to the top of the spinal kyphosis.