

学位論文

椅子座位における  
褥瘡発生因子としての臀部ずれ力推定モデルの構築

広島大学大学院保健学研究科保健学専攻

小原謙一

(主指導教員：新小田幸一 教授)

学位論文

椅子座位における  
褥瘡発生因子としての臀部ずれ力推定モデルの構築

保健学専攻 心身機能生活制御科学講座 生体運動・動作解析学  
(主指導教員：新小田幸一教授)

保健学専攻 心身機能生活制御科学講座 精神機能制御科学  
(副指導教員：岡村 仁教授)

保健学専攻 看護開発科学講座 地域・在宅看護開発学  
(副指導教員：小野ミツ教授)

広島大学大学院保健学研究科保健学専攻

小原謙一

# 目次

序章 座位姿勢の意義と弊害—背景と目的—	1
1 座位の定義	1
2 在宅生活における椅子座位の意義	2
3 座位姿勢の弊害	3
4 褥瘡予防に向けた臀部ずれ力解析の課題と本研究の意義	4
5 本論文の構成	7
第1章 臀部ずれ力推定モデルの座位姿勢測定項目の検討	9
第1節 背もたれの高さが安楽座位における臀部ずれ力に及ぼす影響	9
1-1-1 目的	9
1-1-2 方法	10
1-1-2-1 対象	10
1-1-2-2 臀部ずれ力測定方法	10
1-1-2-3 統計学的解析	11
1-1-3 結果	12
1-1-4 考察	12
第2節 椅子上安楽座位における大腿部の水平面に対する角度が 臀部ずれ力と荷重量へ及ぼす影響	15
1-2-1 目的	15
1-2-2 方法	16
1-2-2-1 対象	16
1-2-2-2 臀部ずれ力および荷重量の測定方法	16
1-2-2-3 統計学的解析	18
1-2-3 結果	18
1-2-4 考察	19

第3節	ヘッドサポートと頭頸部角度が椅子上安楽座位における 臀部ずれ力に及ぼす影響.....	21
1-3-1	目的.....	21
1-3-2	方法.....	22
1-3-2-1	対象.....	22
1-3-2-2	臀部ずれ力測定方法.....	22
1-3-2-3	統計学的解析.....	23
1-3-3	結果.....	24
1-3-4	考察.....	25
第4節	まとめ.....	27
第2章	椅子上安楽座位における臀部ずれ力発生メカニズム —座圧分布変位の時間的要素による検証—.....	29
2-1-1	目的.....	29
2-1-2	方法.....	30
2-1-2-1	対象.....	30
2-1-2-2	実験条件.....	30
2-1-2-3	座圧中心位置測定.....	30
2-1-2-4	統計学的解析.....	31
2-1-3	結果.....	32
2-1-4	考察.....	34

<b>第 3 章 安楽座位における臀部ずれ力推定モデルの妥当性の検証</b>	35
3-1-1 目的	35
3-1-2 方法	36
3-1-2-1 対象	36
3-1-2-2 臀部ずれ力実測値の測定方法	36
3-1-2-3 臀部ずれ力推定のための座位姿勢測定	38
3-1-2-4 臀部ずれ力推定実験モデル	40
3-1-2-5 統計学的解析	43
3-1-3 結果	44
3-1-4 考察	45
<b>第 4 章 臀部ずれ力推定モデルを用いた安楽座位における臀部ずれ力の推定</b>	47
<b>第 1 節 背もたれと骨盤との距離が臀部圧力ピーク位置の変位幅と           臀部ずれ力推定値に及ぼす影響</b>	47
4-1-1 目的	47
4-1-2 方法	48
4-1-2-1 対象	48
4-1-2-2 臀部圧力ピーク位置測定方法	48
4-1-2-3 臀部ずれ力推定のための座位姿勢測定	50
4-1-2-4 統計学的解析	51
4-1-3 結果	52
4-1-4 考察	53

第2節 普通型車いすシートのたわみが臀部ずれ力推定値に及ぼす影響.....	55
4-2-1 目的.....	55
4-2-2 方法.....	56
4-2-2-1 対象.....	56
4-2-2-2 使用した車いすおよびシート.....	56
4-2-2-3 臀部ずれ力推定のための座位姿勢測定.....	57
4-2-2-4 統計学的解析.....	59
4-2-3 結果.....	60
4-2-4 考察.....	62
第3節 まとめ.....	64
第5章 円背姿勢を呈した高齢者の椅子上安楽座位での 臀部ずれ力とその特徴.....	65
5-1-1 目的.....	65
5-1-2 方法.....	66
5-1-2-1 対象.....	66
5-1-2-2 臀部ずれ力実測値の測定方法.....	67
5-1-2-3 臀部ずれ力推定のための座位姿勢測定.....	68
5-1-2-4 統計学的解析.....	68
5-1-3 結果.....	69
5-1-4 考察.....	71
終章 褥瘡予防を目的とした臀部ずれ力軽減のための シーティング指導の方策.....	75
1 本論の成果.....	75
2 臀部ずれ力軽減のためのシーティング指導の方策.....	78
3 本研究の限界と今後の展望.....	78

引用文献.....	79
本論文に関する研究業績.....	85
謝辞.....	86

## 参考論文

# 主 論 文



# 序章. 座位姿勢の意義と弊害—背景と目的—

## 1 座位の定義

人間は様々な姿勢をとることができ、全ての運動は姿勢に始まり、姿勢に終わる。この姿勢を体位に着目して分類すると、基本的には臥位、座位、直立位の3つに分けられ、そのなかでも、座位は、運動学的には臥位から立位への中間的な姿勢である<sup>1)</sup>。また、立位と比較すると座位姿勢は、①支持面が広く、安定性があり、②下肢への体重負荷が少なく、③エネルギー消費量が少ないなどの有利な点が挙げられる<sup>1)</sup>。したがって、在宅での食事や排泄、入浴や休息など、日常生活を送る際に非常に多くの時間を過ごす姿勢となっている。

大辞泉<sup>2)</sup>によると、座位とは「座った姿」とされているが、一口に座位といっても、あぐら座位、長座位、端座位、椅子座位など様々である。その中で本論文では、近年介護保険の導入や診療報酬の改訂による入院期間の短縮によって、在宅にて生活している要介護者が増えてきていることから<sup>3)</sup>、高齢者や下肢に何らかの障害を負った人々が在宅生活においてより多くとると思われる椅子座位について述べることにする。

あらゆる姿勢について、良い姿勢、悪い姿勢が存在する。椅子座位において理想的な姿勢とは、左右対称で、骨盤はわずかに前傾しており、股関節・膝関節は90度屈曲位で足底は中立位で全面接地である<sup>4)</sup>。各身体部位の肢位についての利点も述べられているが、在宅生活において、この理想的な椅子座位がとれるかどうか疑問である。理想的に座るためには、しっかりとした座面に両側の坐骨結節で左右均等に体重を支え、骨盤がやや前傾した状態とすることで腰部への負担を少なくできる<sup>5)</sup>。しかしながら、時間が経つにつれてこのような姿勢は苦痛となり、長時間の座位をとり続けるには下肢を組んだりすることで絶えず重心を移動させ、坐骨結節部以外でも体重支持を行い、圧力分散と筋緊張のバランスを保つ必要がある。また、在宅生活では座位にて食事、排泄、入浴等を行わなければならない。したがって、理想的といわれる椅子座位をとり続けることは難しい。さらに、前述の下肢に何らかの障害を負った人々は、背もたれに過度にもたれるか、左右に崩れるなどの画一的なパターンでしか座位がもたらす苦痛から逃れられず、崩れた姿勢から再度理想的な座位に戻ることは困難な例が多い。

したがって本論文における座位とは、理想的な座位姿勢のものではなく、休息する際の背もたれにもたれた安楽な椅子座位のこととする。

## 2 在宅生活における椅子座位の意義

人はなぜ「座る」のか考えてみると、まず、「座る」ことへの動機づけについて考えなければならない。あらゆる動機には、動機を賦活する先行条件と動機づけられた行動の特徴との2つの側面がある<sup>6)</sup>。

先行条件とは、①デプリベーション（隔離）、②刺激状況変数、③有機体の生育史からなり、動機づけの程度は、3つの先行条件に応じて変化すると考えられている。座位をとることに関連した例を挙げると、デプリベーションとは、前の食事と次の食事までの時間（目標から隔離されている時間）が長いほど、座って食事をとりたいといった欲求性の動因は強くなるという条件である。刺激状況変数は、立ち仕事などで下肢が疲労し、その疲労感や苦痛から逃避するために椅子に座る場合、その動因の強度は疲労感の強さによって変化するという条件である。さらに、有機体の生育史とは、座位をとることで安楽に会話や食事、仕事などを行えるという座位の利点を、これまでの生活の中で学習・経験し、それが座位をとるという動機を賦活するという条件である。

動機づけられた行動とは、目的を持った、意図的で自発的な行動であり、また、個体を賦活するエネルギーの性質を持ち、一定の時間にわたり持続するものである。そして、それは目標に直接関連する欲求行動に対する完了的行動と、間接的な道具的行動の2種類に区別される。例えば、完了的行動とは、食べたいという欲求に対して食事をとるという行動であり、道具的行動とは、食事をとるための1つの行動として座るというものである。

座位とは、一般的に疲れたら座る、座って仕事をする、座って話をするなど、いろいろな目的のための1つの姿勢である<sup>1)</sup>。また、Jackson<sup>4)</sup>や木之瀬<sup>7)</sup>は、座位をとることの重要性は、大別すると生命維持と社会参加であると述べている。生命維持としては、呼吸・循環・摂食・消化・排泄・休息・睡眠が挙げられ、社会参加としては、車いすでの移動・集団参加としての姿勢保持・上肢活動・コミュニケーション・学習・仕事などが挙げられる。よって、「座る」という行動は、これらのあらゆる目的を遂行するための道具的行動に分類され、先行条件は、その目的によって異なる行動であると考えられる。したがって、「人はなぜ『座る』のか」という問いには、「様々な目的を遂行するため」という答えになると考えられる。

在宅生活においては、上記の目的の中でもコミュニケーションや学習といった社会参加のために道具的行動である座位をとることが多いと思われる。それを続けることで、脊柱の変形や心肺機能の低下といった廃用症候群の予防などの生命維持につながっていくと考える。つまり、在宅生活で座位をとることは生命維持のためではなく、それは社会参加と

いう主目的に付随する効果ということになる。これが、病院や施設で座位をとっている患者の場合との大きな違いであろう。また、青木<sup>8)</sup>は、高齢障害者に対して座位を確保する主たる目的は、介護量軽減であり、次いで、座位姿勢での上肢機能の向上、療養生活の快適性の改善などを挙げている。それによって、療養生活での QOL の向上、移動範囲の拡大、視野の拡大によるコミュニケーションの増加、認知症の予防などの効果が得られると述べている。さらに荒井<sup>9)</sup>は、高齢者や障害のある人々にとって椅子座位をとることは、臥位の状態から脱して生活姿勢を獲得すること、すなわち日常生活を営んでいくための基本的な姿勢、必要不可欠な姿勢を獲得することであると述べている。

このように、人にとって座位、特に椅子座位をとることは、数多くの目的を遂行するために必要であり、在宅生活においては、休息しながらの家族とのコミュニケーションの機会が増え、廃用症候群を予防できるなどの意義があると思われる。

### 3 座位姿勢の弊害

前述のように、座位をとる意義は高く、寝たきりではないが寝たきりにいたることを防ぐために、積極的に座位をとらせるほうが良いとされている<sup>10,11)</sup>。しかしながら、この考えが強すぎて、高齢者施設などで既存の普通型車いすに長時間座ることを強いられ、苦痛になっている場合も見受けられる<sup>4,10,12)</sup>。姿勢変換を自力で行えない人の場合、座位姿勢を長時間持続することは、腰痛や尾・仙骨部の褥瘡、下肢関節の屈曲拘縮を起こす可能性が高い。特に近年では、単なる患者の移送車である普通型車いすでの長時間の座位による褥瘡発生が問題となっている<sup>13)</sup>。

車いす座位によって発生する褥瘡は、その治療のために臥位が強いられることによって、上述した社会参加などの座位姿勢の意義が妨げられ、生活の質を低下させる大きな原因となる。また、治癒後も褥瘡は繰り返すことが多く、さらに、死亡原因になるという報告もある<sup>14)</sup>。したがって、車いす使用者の座位姿勢の意義である社会参加や生命維持を持続させるために、褥瘡の予防は重要な課題の1つであると考えられる。

## 4 褥瘡予防に向けた臀部ずれ力解析の課題と本研究の意義

褥瘡発生機序に関する過去の研究としては、手指の毛細血管の血圧を測定し、32mmHgという圧迫力を加えると虚血を引き起こす可能性があるという Landis の報告<sup>15)</sup>が挙げられる。この値は現在においても褥瘡予防マットレスやクッションの判断材料として用いられている。しかしながら、最近の研究では、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<sup>16)</sup>、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」といわれている<sup>17)</sup>。応力とは、物体に外力が作用する時に物体内部に生じる単位面積当たりの力のことである。剪断応力の主な原因の1つとなるずれ力について、Bennett ら<sup>18)</sup>は手掌部の血流を調べ、100g/cm<sup>2</sup>（約10kPa）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<sup>19)</sup>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0.7N/cm<sup>2</sup>（約6.7kPa）の圧力と0.9N/cm<sup>2</sup>（約9kPa）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<sup>20)</sup>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みの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。また座位姿勢とずれ力の関係では、Gilsdorf ら<sup>21)</sup>や Goossens ら<sup>22)</sup>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。さらに van Geffen ら<sup>23)</sup>は、随意的な骨盤前後傾と座面の傾斜を組み合わせることは、臀部ずれ力と仙骨部の圧を調節する効果があると報告している。

以上の先行研究を踏まえて臀部ずれ力が座位における褥瘡発生に及ぼす影響について推論すると、椅子の背もたれにもたれ、安楽に座っている際も、臀部にはずれ力は生じているが<sup>24)</sup>、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と考えられる<sup>25)</sup>。これらのことから、臀部と座面の最大静止摩擦力以下の範囲内で臀部ずれ力が強いほど、より大きな深層応力が生じて毛細血管の閉塞を助長してしまうことは容易に予測できる。したがって、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（図1-1）。

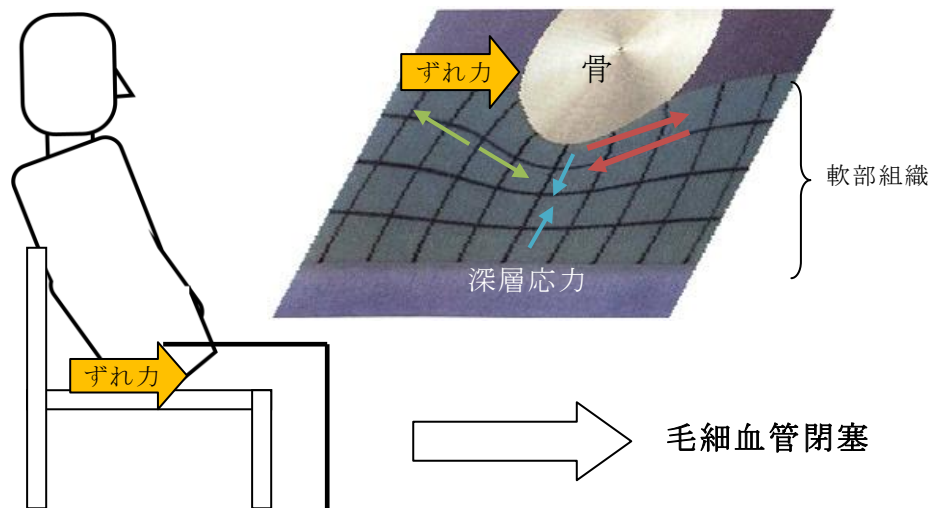


図 1-1 臀部ずれ力と深層応力

座面において平行に作用する力に抗するように働く力である臀部および大腿部と座面の間にかかる摩擦力は、骨盤部に著明な位置の変位が無くとも働いており（静止摩擦力）、その力は、物体が静止していれば、物体に加わる力と比例関係となるものである<sup>26)</sup>。そして、その静止摩擦力とは、身体表層における剪断力と言い換えることができる。また、表層剪断力が皮膚表面に働くことにより、生体内部に複雑な応力を発生させることが褥瘡発症の要因の1つとして考えられている<sup>16)</sup>。このことより、褥瘡予防のために表層剪断力を考慮することは重要である。日本褥瘡学会では「ずれ」について、対象とする物体の移動した変位量を表す「ずれ量（長さ、単位：m）」と、対象とする物体に加わっている力を表す「ずれ力（力、単位：N）」という2つの概念があるとし、前者が slide、後者が shear に該当すると定義しているが<sup>27)</sup>、前述のような理由から座面において平行に作用する力を知ることが褥瘡予防の観点から重要であると考え、本論文では、その力を「ずれ力」と定義する。

椅子上安楽座位に着目すると、体幹・骨盤後傾角度が大きくなり、いわゆる仙骨座りになる。すると、重心線が座圧中心点（作用点）から離れていき、体幹部により大きな後方への回転モーメントが生じる<sup>28)</sup>。それに伴って臀部にずれ力が生じ、その強さに比例して臀部ずれ力も強くなる（図 1-2）。さらに、左右の坐骨に2分されている圧力が仙骨部一ヶ所に集中してしまい、非常に強い圧力がかかる。したがって、椅子上安楽座位での仙骨座りは、ずれ力と圧迫力の2つの観点から褥瘡の危険性が高いものであると言え、臨床において仙骨や尾骨に褥瘡発生の危険性が高いという報告<sup>29)</sup>の裏付けとなる。このように、臀部全体へのずれ力が分かれば、表層にどの程度の剪断力がかかっているのかをおおよそ予測することができるため、臀部ずれ力を推定することが褥瘡予防の一助となり得ると考える。

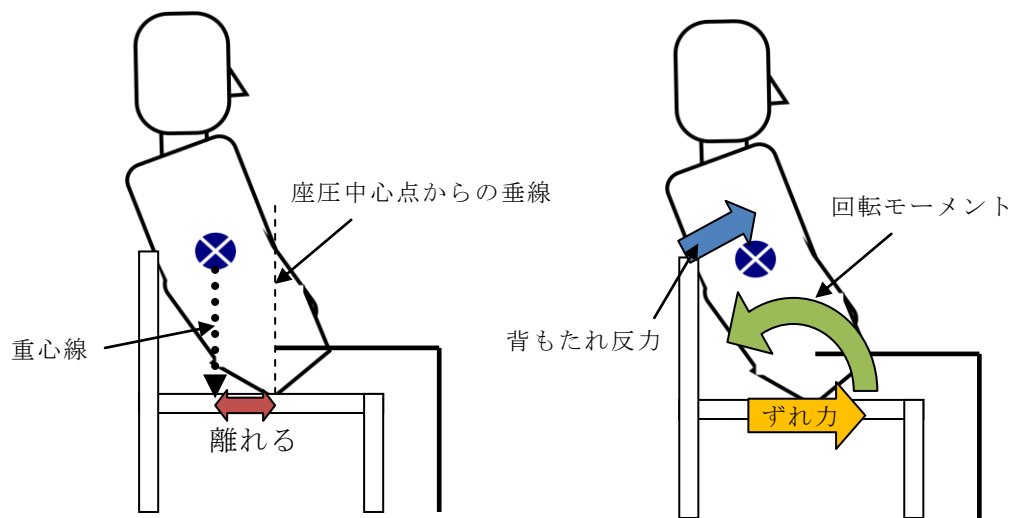


図 1-2 椅子座位における臀部ずれ力発生機序

上述のように褥瘡とずれ力の関係が解明されてきており、ずれ力と圧迫力を同時測定できる測定器（Molten 社製簡易式体圧・ズレ力同時測定器：PREDIA）が近年開発され、使用され始めている<sup>30)</sup>。この測定器は、ひずみゲージを使用することでずれ力の測定を可能にしているものである。ひずみは、元の長さに対する伸び（縮み）量の割合として定義されている<sup>31)</sup>。したがって、車いすリクライニングやベッドの頭側挙上などの動きに伴うずれ力の測定には開始時を基準（元の長さ）とするため、基準点を設定しやすく適していると思われる。しかしながら、静的な姿勢ではどの点を基準点とするかが困難であるため、安楽座位時に臀部に生じているずれ力を正確に測定するには適していないと思われる。静的な条件での臀部ずれ力の測定には、床反力計を用いることができる。しかし、一般の病院や施設では、高価な測定機器を用いての臀部ずれ力の測定は機器の価格や診療報酬の面から困難である。そこで本論文は、体重や身長などの一般的な身体測定データと、体幹後傾角度などの座位姿勢測定データを後に述べる実験モデルに代入することによって臀部ずれ力を推定できることを検証し、褥瘡予防の基礎的資料とすることが目的である。

## 5 本論文の構成

第 1 章では、臀部ずれ力推定のための実験モデルに必要な座位姿勢のパラメータを検討する目的で、椅子の背もたれの高さ（第 1 節）や、大腿部の水平面に対する角度（第 2 節）、そして頭頸部の後傾角度とヘッドサポートの有無（第 3 節）が臀部ずれ力に及ぼす影響を明らかにする。第 2 章では、椅子上安楽座位における臀部ずれ力の発生メカニズムを検証する。第 3 章では、第 1, 2 章の結果を踏まえて、臀部ずれ力推定のための実験モデルを構築し、その妥当性を検証する。第 4 章では、その実験モデルを用いて一般的な椅子と普通型車いす上での安楽座位時の臀部ずれ力を推定する。第 5 章では円背姿勢を呈する高齢者の臀部ずれ力の特徴を検討する。以上によって、褥瘡予防を目的とした臀部ずれ力軽減のためのシーティング指導の方策について推論する。

なお、本実験は川崎医療福祉大学倫理委員会の承認を得た後に実施した（承認番号：074, 107）。

# 第 1 章. 臀部ずれ力推定モデルの座位姿勢測定項目の検討

## 第 1 節 背もたれの高さが安楽座位における臀部ずれ力に及ぼす影響

### 1-1-1 目的

椅子の背もたれと臀部ずれ力の関係について、Bush ら<sup>32)</sup>は背もたれの後傾角度が変化している間に臀部ずれ力は有意に増加すると述べており、Gilsdorf ら<sup>21)</sup>は、車いすの背もたれを最も倒した角度(水平面との角度 58°)から最も起こした角度(水平面との角度 85°)にすると、臀部ずれ力はクッション上の座位で約 9kg 増加したと報告している。また、Goosens ら<sup>22)</sup>は車いす座位における臀部ずれ力を測定し、縦方向で 4.8 kPa、横方向では 8.5kPa であったと報告している。さらに Hobson<sup>33)</sup>は、12 名の脊髄損傷者と 10 名の健常者を対象にして車いすの背もたれをリクライニングした際の背もたれと座面の力を測定し、研究者や臨床家は、障害を負った人々の座位姿勢に注意を払う必要があると述べている。

しかしながら、上述のように、背もたれの角度が臀部ずれ力に及ぼす影響を検討した報告<sup>21,32,33)</sup>はいくつか見られるが、高さを変えて臀部ずれ力を実際に測定し検討した報告は、著者が渉猟する限りにおいては見当たらない。そこで本研究は、背もたれの高さが臀部ずれ力に与える影響を検討することを目的として行った。



## 1-1-2 方法

### 1-1-2-1 対象

対象は、下肢・体幹に疾患のない健常若年成人男性 13 名（年齢：21.3±2.4 歳，身長：174.7±5.3cm，体重：67.1±8.6kg）であった。各対象者には事前に本研究の概要を文書にて説明した上で協力を求め、了承を得た。

### 1-1-2-2 臀部ずれ力測定方法

本研究は椅子座位を想定しているが、下肢の摩擦の影響をできる限り排除して背もたれの高さの影響のみを検討するために、背もたれにもたれた長座位を安楽座位として定義し、両下腿部をローラー板（酒井医療社製 DYJOC BOARD，キャスター直径：40mm，床面とキャスターとの転がり摩擦係数  $\mu = 0.1$ ）上に載せた。また、測定肢位が長座位であるため、ハムストリングスの長さが測定値に影響を及ぼすことを防ぐために、股関節を外旋するように指示した。さらに、脊柱後彎の程度の影響や背もたれのクッション性、背部との摩擦の影響を除くために、金属製の平行棒（オージー技研社製）の片側を背もたれとして使用し、各対象者には同一の衣類を着用させた。なお、臀部にかかる力を正確に測定するために、平行棒は床反力計をまたぐように横方向に設置した（図 1-1-1）。

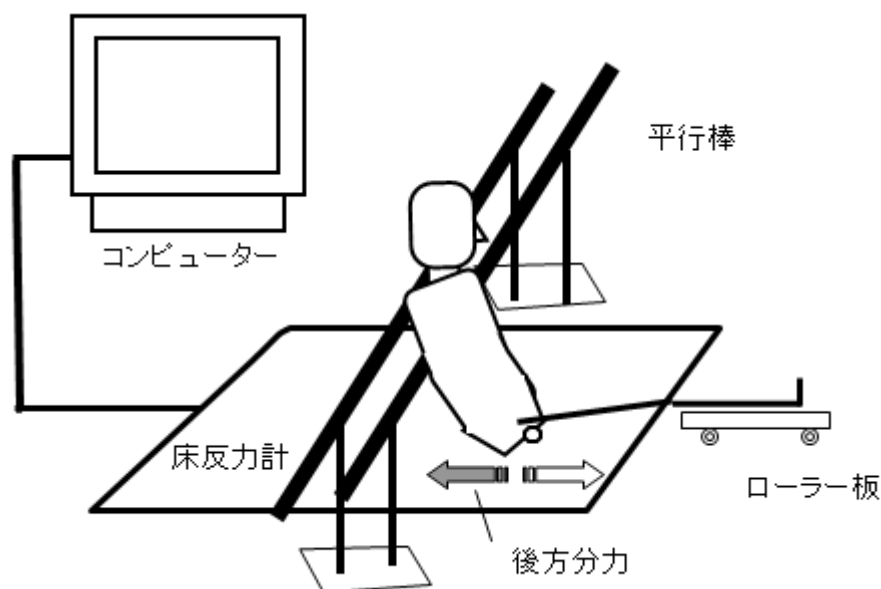


図 1-1-1 臀部ずれ力測定の概略図

床反力前後成分の後方向への反力を前方向へのずれ力として算出

安楽座位時の臀部にかかる力の測定には、床反力計（アニマ社製 MG-1120）を用い、サンプリング周波数は 100Hz とした。安定した測定値を得るために、測定はその測定肢位を 10 秒間保持した後に開始した。床反力分力前後成分をもとに、前方向へのずれ力を測定し、2 秒間の測定のうち中間にあたる 1 秒間（0.5～1.5 秒）における平均値を求めた。測定肢位は、床反力計上に臀部、床反力計外に下肢を置いた長座位とし、身体の後方に設置した平行棒（以下、背もたれ）にもたれた肢位（安楽座位）とした。そのときの臀部の位置は、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な座位（基本座位）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。また、両上肢はリラックスした状態で大腿部に置くように指示し、頭頸部は体幹後傾に伴う後傾位から立ち直った位置で、真っ直ぐ前を向くように指示した。本論文では、高齢者の椅子座位を想定しているため、背もたれの高さは一般的な椅子の背もたれ高に近いものを採用した。したがって、実験は、背もたれの高さを床面から 46cm と 49cm に調節した 2 条件で行い、統計学的解析では形体学的な影響を考慮し、測定したずれ力を各対象者の体重で除した値 [%BW] (%Body Weight) を採用した。

#### 1-1-2-3 統計学的解析

背もたれ高の 2 条件間での臀部ずれ力の比較には、paired t-test を用い、危険率 5%未満をもって有意とした。

統計解析用ソフトウェアは SPSS for Windows 14.0 J（エス・ピー・エス・エス社製）を用いた。

### 1-1-3 結果

床反力前後分力における後方への反力（前方への臀部ずれ力）は、背もたれ高別に見ると、46cm では  $8.5 \pm 2.7$ [%BW]、49cm では  $7.2 \pm 2.5$ [%BW]であり、2 条件間に有意な差が認められた ( $p=0.014$ ) (図 1-1-2)。

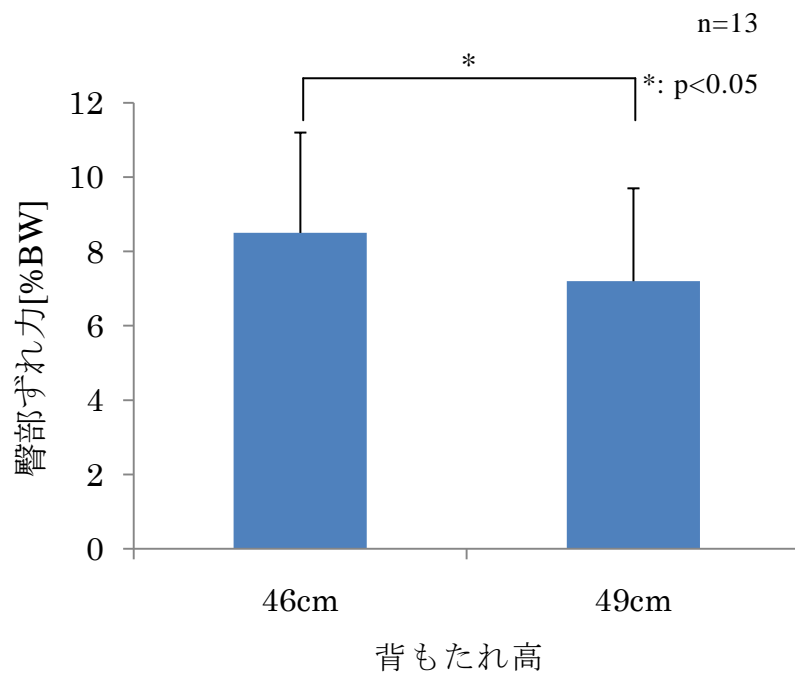


図 1-1-2 背もたれ別臀部ずれ力

### 1-1-4 考察

本研究の結果では、背もたれ高が高い方が臀部ずれ力は有意に低値を示していた。その理由として、背もたれと背部の接点と上部である頭部節・頸部節・骨盤を含む体幹節の合成質量中心（Resultant Center of Mass: RCOM）との関係が考えられる。また、椅子上安楽座位における臀部ずれ力発生メカニズムについて、廣瀬は、骨盤後傾に伴った体幹への背もたれからの反力が、臀部や大腿部を滑らせる力となると述べている<sup>34-37)</sup>。

この臀部ずれ力発生メカニズムを踏まえて、上述の背もたれ接点と3節のRCOMとの関係について考察する。著者らの平均身長  $172.5 \pm 5.3\text{cm}$  の若年成人を対象とした先行研究<sup>38)</sup>では、RCOMは坐骨結節から  $37.9 \pm 4.9\text{cm}$  後上方の体幹後傾に沿った位置にすることが推定できた。したがって、本研究で背もたれとして使用した平行棒は、どちらの条件下においても、各対象者の3節のRCOM座標よりも高い位置に設置されたことになり、背もたれ高が高いほど背部との接点はRCOMからより離れた位置となる。ある力が力点にかかった時にその力は力点から作用点まで距離が短いほど強く作用し、長いほど弱く作用するという力点と作用点との関係から、上部3節のRCOMを力点、背もたれと背部の接点を作用点とすると、背もたれ接点に作用する力は背もたれ高が高いほどより小さくなると推測される。それに伴い、作用反作用の法則に従って背もたれからの反力も小さくなったために、臀部のずれ力は減少したと考える（図1-1-3）。

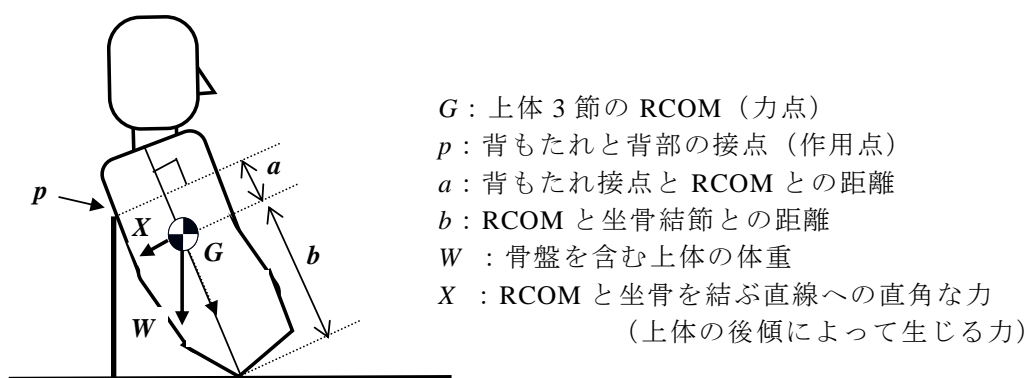


図1-1-3 合成質量中心と背もたれ接点との関係

背もたれ高が高いほど、臀部ずれ力はある程度抑えることができるという本研究の結果から、褥瘡予防の観点から長時間の座位をとる患者では、使用する椅子や車いすを考えるにあたり、背もたれ高を十分に考慮する必要性が明らかとなった。このことから、臀部ずれ力を推定するための実験モデルに RCOM と背もたれ接点の位置関係を考慮する必要性が示された。しかしながら、本実験では極端に高い、あるいは低い背もたれ高を条件として設定していない。水上ら<sup>39)</sup>は、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。このことから、臀部ずれ力においても極端な背もたれ高では、本実験で得られた結果とは異なる可能性も否定できない。また、臨床場面でよく見かける椅子や車いすの背もたれは、背もたれの高さの影響のみを検討するために本研究で用いた平行棒とは材質や形状が大きく異なるものである。さらに、本研究では下肢の摩擦の影響をなるべく少なくして統一するために、長座位で下腿部をローラー板に載せた姿勢での測定となっており、実際の椅子座位とは実験条件が異なっている。したがって、背もたれの形状や材質、さらには、対象者の体格に合わせた背もたれ高の差による臀部ずれ力の検討が今後の課題として残される。

## 第2節 椅子上安楽座位における大腿部の水平面に対する角度が臀部ずれ力と荷重量へ及ぼす影響

### 1-2-1 目的

近年では、入所者の寝たきりを防ぐために、長時間車いすに座らされている座らせきりが施設などで見られ、そのため座位で発生してしまう褥瘡が問題となっている<sup>13)</sup>。座位での褥瘡予防にシーティング指導が有効であったとの報告も見られ<sup>29)</sup>、理学療法士の役割の一つである褥瘡予防を目的としたシーティング指導に対しての意識は高まりつつある<sup>40)</sup>。シーティング指導を効果的に行うためには座位姿勢の分析が重要であり、Engström<sup>41)</sup>は、座位姿勢を理解するためには、下肢の位置や活動を分析することが重要であると述べている。また臨床場面においてフットプレートの高さの調節は、車いすを患者や入所者に適合させるためのチェックポイントの1つに挙げられている<sup>42)</sup>。さらに、本論文の目的である安楽座位時の臀部ずれ力を推定するための実験モデルを構築・提案するためには、下肢の位置が臀部ずれ力に及ぼす影響を検討することが必要条件となると考える。しかしながら、座位姿勢と臀部圧力についての報告は散見されるが、下肢の位置と臀部ずれ力についての報告は著者が渉猟する限りにおいては数少ないのが現状である<sup>21,22,33)</sup>。入院患者および施設入所者は、施設に数多く配備されている普通型車いすを使用していることが多い。それらは使用者の体格に対して大きさが適合しておらず、調節可能なフットプレートの高ささえも調整されていないため、過度に下肢が挙上されている場面や、逆に足底全体がフットプレートに完全には接していない場面がしばしば見受けられる。そのような患者や入所者の臀部は前方へずれてしまい、座位姿勢が崩れて修正できずにいる。そこで、臨床場面において簡便に調節が可能なフットプレートの高さ調節に伴う大腿部の水平面に対する角度変化について着目し、「大腿部の角度が増加あるいは減少することで臀部ずれ力は大きくなる」という仮説を設定した。この仮説を検証するために、本節では床反力計を用いて、椅子座位における下肢の位置が臀部のずれ力と荷重量に及ぼす影響を検討し、臀部ずれ力推定のための実験モデル作成の基礎的資料とすることを目的として実験を行った。

## 1-2-2 方法

### 1-2-2-1 対象

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了承の得られた、下肢・体幹に疾患のない健常若年成人男性 15 名（年齢  $21.9 \pm 3.8$  歳，身長  $172.4 \pm 5.4$ cm，体重  $66.1 \pm 7.2$ kg）であった。

### 1-2-2-2 臀部ずれ力および荷重量の測定方法

臀部ずれ力と荷重量の測定には、40cm×40cm の床反力計（共和電業社製座位解析システム K07-1712）を使用し、周波数 100 Hz でデータサンプリングを行った。床反力計を実験用椅子（背もたれ高；50cm，背もたれ角度；後傾 10 度，座面角度；0 度）の座面上に設置し、対象者にその上で座位をとらせた。本実験で採用した測定肢位は、安楽に背もたれにもたれた座位とし、それを安楽座位と呼ぶこととする。安楽座位での臀部の位置は、背もたれにもたれても仙骨座りにならないように、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り（基本座位），そのときの大転子位置（基準位置）から骨盤を前方へ 5cm 移動させた位置（安楽位置）とした<sup>24)</sup>。本実験に先立って、床反力計を用いて椅子座位時の足底から受ける力を測定した。その結果，下腿を鉛直に置いた状態での床反力鉛直成分は体重の  $18.6 \pm 2.2\%$  で，床反力後方成分は同じく体重の  $2.2 \pm 0.6\%$  であった。この結果は，安楽な状態での椅子上安楽座位において，下腿軸を鉛直位とした下腿の置き方をとることによって足底にかかる前後方向の力は極めて低値を示した。よって，実験では下腿軸が鉛直となるように足位を設定した。実験条件となる下肢の位置の指標には，Gilsdorf ら<sup>21)</sup>の方法に従って大腿部の水平面からの角度を採用し，大腿部上面に設定した平坦な板面の傾斜角度を，レベルゴニオメーター（タイガー医療器社製 R-371）を用いて設定した。このとき，角度設定は足部の下に設置した木製の板の枚数を増減させて行った。床反力計や背もたれと衣類との摩擦を一定にするために各対象者には同生地 of 衣類を着用させ，両上肢はリラックスした状態で大腿部に置くように指示した。

本論文では高齢者の椅子座位を想定しているため極端な実験条件は避け，Gilsdorf ら<sup>21)</sup>の方法に準拠し，大腿部を水平位に保持した位置（0 度），10 度持ち上げた位置（10 度），10 度下げた位置（-10 度）の 3 条件とした（図 1-2-1）。各条件とも測定肢位をとらせてから 10 秒後に測定を開始し，測定時間は 5 秒間とした。床反力前後成分を臀部ずれ力，床反力鉛直成分を臀部荷重量とし，その 5 秒間の値を平均した。統計学的解析では形体学的な影響を考慮し，測定したずれ力と荷重量を各対象者の体重で除して正規化した値[%BW]を採用

した。また、各条件における床反力計上にかかる力の作用点（COP：center of pressure）の座標を求め、臀部の大きさの違いを考慮するために基準座標とした0度条件での座標からの前後方向へのCOP変位幅（mm）を測定した（前方向；+，後方向；-）。さらに、各条件における骨盤の傾斜角度を上前腸骨棘と上後腸骨棘を結んだ線と床への鉛直線とのなす角（ $\alpha$ ）を指標として測定した（図1-2-2）。なお、各条件の測定終了後に対象者は椅子から降りるようにさせ、測定前に再度椅子に座らせることで時間経過による座位姿勢の崩れを起こさせないように配慮した。

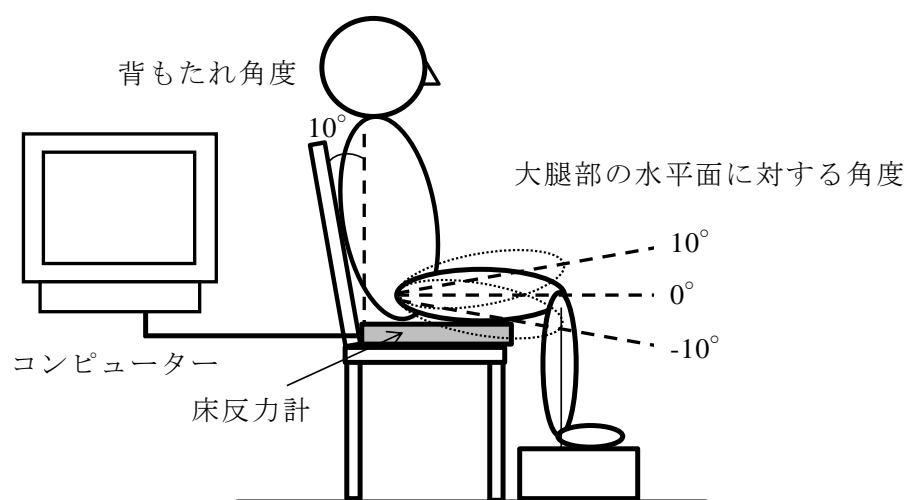


図1-2-1 実験条件および概略図

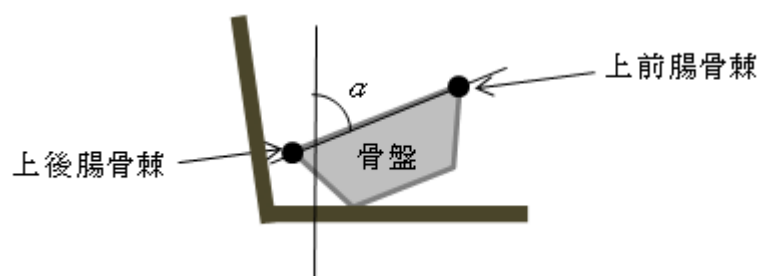


図1-2-2 骨盤傾斜角



### 1-2-2-3 統計学的解析

大腿部の水平面に対する角度が臀部ずれ力と荷重量，および骨盤傾斜角に及ぼす影響について検討するために，一元配置分散分析と Bonferroni の多重比較を用いて各条件間で比較し，COP 位置の -10 度と 10 度の比較には paired t-test を用い，危険率 1%未満をもって有意とした。

統計解析用ソフトウェアは SPSS for Windows 14.0 J (エス・ピー・エス・エス社製) を用いた。

## 1-2-3 結果

各条件における臀部ずれ力と荷重量，COP 位置および骨盤傾斜角の平均値を表 1-2-1 に示す。

臀部ずれ力は，-10 度では  $10.0 \pm 2.1$ [%BW]，0 度では  $10.6 \pm 2.7$ [%BW]，10 度では  $10.3 \pm 2.1$ [%BW]であり，3 条件間で有意な差は認められなかった ( $p=0.753$ )。臀部荷重量は，-10 度では  $76.9 \pm 2.2$ [%BW]，0 度では  $72.7 \pm 2.3$ [%BW]，10 度では  $71.5 \pm 1.2$ [%BW]であり，-10 度と 0 度の間 ( $p<0.01$ )，-10 度と 10 度との間 ( $p<0.01$ )に有意差が認められた。COP 座標については，0 度の位置を基準として-10 度では前方へ  $17.6 \pm 5.2$ mm 変位し，10 度では後方へ  $8.4 \pm 4.9$ mm 変位しており，3 条件間に有意差が認められた ( $p<0.01$ )。骨盤の傾斜角度は，-10 度では  $57.6 \pm 3.2$  度，0 度では  $58.8 \pm 3.7$  度，10 度では  $60.2 \pm 4.3$  度であり，3 条件間で有意な差は認められなかった ( $p=0.58$ )。

表 1-2-1 測定結果

	n=15		
	-10度	0度	10度
臀部ずれ力 [%BW] <sup>a</sup>	$10.0 \pm 2.1$	$10.6 \pm 2.7$	$10.3 \pm 2.1$
荷重量 [%BW] <sup>b</sup>	$76.9 \pm 2.2$	$72.7 \pm 2.3$	$71.5 \pm 1.2$
COP変位幅 [mm] <sup>c</sup>	$17.6 \pm 5.2$	0	$-8.4 \pm 4.9$
骨盤傾斜角 [度] <sup>d</sup>	$57.6 \pm 3.2$	$58.8 \pm 3.7$	$60.2 \pm 4.3$

mean  $\pm$  S.D., n.s.: not significant

a: n.s., b: -10度 vs 0度, -10度 vs 10度 ;  $p<0.01$ , c: -10度 vs 10度 ;  $p<0.01$ , d: n.s.

#### 1-2-4 考察

安楽椅子座位における大腿部の水平面に対する角度が-10度から10度の間では、臀部ずれ力には影響せず、荷重量に影響を及ぼしていた。また、COP変位幅は-10度の傾斜で前方へ変位し、10度の傾斜では後方へ変位していた。骨盤傾斜角は、3条件間で差は認められなかった。臀部ずれ力について廣瀬<sup>34-37)</sup>は、骨盤後傾に伴った体幹への背もたれからの反力が、臀部や大腿部を滑らせる力となると述べている。下肢を持ち上げることで骨盤の傾斜角度は増し、背もたれからの反力の増加に伴って臀部ずれ力は増加すると予測していたが、本実験で得た結果では、骨盤の傾斜角度は大腿部の角度を上方に傾斜させても差がなかった。その理由として、椅子の背もたれ角度を後傾10度に設定し、かつ、骨盤を前方へ移動させた位置から背もたれにもたれさせる方法を用いたために、0度条件では股関節の屈曲角度は60度前後であったことが挙げられる。竹井ら<sup>43)</sup>は、膝屈曲位での両側股関節屈曲運動を磁気共鳴画像(MRI)によって解析し、股関節屈曲約60度では骨盤後傾がその1/14の割合を占めると報告している。本実験においても大腿部を上方に10度傾斜させても骨盤の傾斜には1度から2度と僅かしか骨盤の後傾に反映されなかったために、10度条件で臀部ずれ力に差が認められなかったと考える。このことから、大腿部をさらに挙上した条件であれば、結果は異なる可能性が考えられる。

-10度条件では、臀部ずれ力に差は認められず、荷重量では他の2条件と比較して有意に高値を示した。椅子上安楽座位における圧力分布測定において、臀部にかかる荷重は、座面全体にかかる荷重の70~80%であり、大腿部と比べて臀部でほとんどの荷重を受けている<sup>24)</sup>。よって、椅子上安楽座位でのCOP座標は、左右の坐骨部を結んだ線の中央付近に位置すると推測されるが、-10度条件では、COP座標は0度条件よりも約18mm前方へ変位していた。またGilsdorfら<sup>21)</sup>は、椅子座位時の足部位置をより低くする(大腿部の角度を下方へ傾斜させる)と、大腿と下腿を合わせた質量の一部は足底での支持から座面での支持に移動すると述べている。本実験の結果においても、-10度条件における座面の荷重量が他の2条件よりも有意に高値を示していた。これらのことから、COP座標の前方変位は、座面の前方部分に大腿部の重量が荷重されるようになったことを示唆していると考えられる。しかしながら、この実験用椅子の座面は大腿部下面の遠位1/2を支持していないため、大腿部には座面前縁を軸とする下方への回転モーメントが発生する。その力に引っ張られるために臀部ずれ力は増加すると予測していたが、有意な差は認められなかった。これについては、下方への回転モーメントが生じていても、-10度の傾斜では足底で十分に下肢重量を支持することが可能であったためと考えられる。以上のような理由から、「大腿部の角度

が増加あるいは減少することで臀部ずれ力は大きくなる」という仮説は否定されたと考える。

本実験の結果から、大腿部の傾斜角度は、-10 度から 10 度の範囲であれば臀部ずれ力へ大きな影響は与えないことが明らかとなった。また、褥瘡予防の観点から臀部の荷重量と併せて考えると、-10 度条件では荷重量が増加した結果から、フットプレートの高さは大腿部の傾斜角度が 0 度から 10 度の範囲になるように調節し、下肢の重量は足底で支持できるようにすることが望ましいと思われる。したがって、臀部ずれ力への下肢の影響をできる限り減らした上述の肢位を取らせることを前提条件とすることで、臀部ずれ力を推定するためのモデルには下肢の影響を考慮しないものとする。

### 第3節 ヘッドサポートと頭頸部角度が椅子上安楽座位における 臀部ずれ力に及ぼす影響

#### 1-3-1 目的

高齢者施設や病院において、椅子や普通型車いすに長時間座らせている高齢者のなかには、頭頸部を後傾位にして入眠してしまい、自力では崩れた姿勢を修正できないでいる者も多い。また、この「座らせきり」による椅子座位での褥瘡発生が近年問題となっている<sup>13)</sup>。

このように自力で姿勢を修正できない高齢者に対してのシーティング指導が、理学療法士の役割の一つとして注目されており<sup>40)</sup>、シーティング指導を効果的に行うためには座位姿勢分析は欠くことのできない重要な作業である。座位姿勢と圧迫力の関係や褥瘡予防のためのクッションについての報告は数多く見られるが、座位姿勢と臀部ずれ力の関係についての報告は決して多いとはいえない現状がある<sup>21,22,44)</sup>。本論文では、背もたれの高さや大腿部の水平面に対する角度が臀部ずれ力に及ぼす影響について研究し、姿勢や背もたれの高さの違いによって臀部ずれ力は変化することを述べてきた(第1章, 第1, 2節)<sup>44,45)</sup>。褥瘡と関連の深い姿勢の崩れを防止するための頭頸部を支えるヘッドサポートについては、これまで種々のものが開発されてきたものの、ヘッドサポートおよび頭頸部の後傾角度が臀部ずれ力に及ぼす影響についての報告は、著者が渉猟する限りにおいては見当たらない。そこで本節で行う実験は、ヘッドサポートの有無と頭頸部の後傾角度の違いが椅子上安楽座位における臀部ずれ力に及ぼす影響を検討し、褥瘡予防のための臀部ずれ力推定モデル構築の基礎的資料とすることを目的として行った。

## 1-3-2 方法

### 1-3-2-1 対象

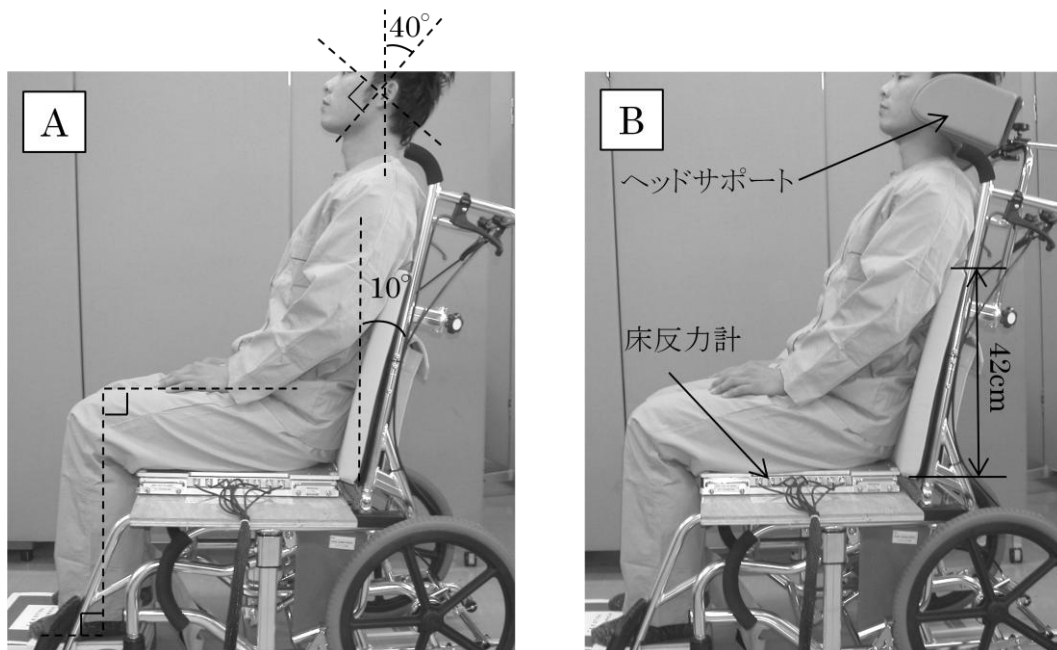
対象は、事前に文書にて本研究の概要の説明を受けた後、研究への協力に同意した下肢・体幹に障害のない健常若年成人男性 13 名（年齢：21.2±0.9 歳，身長：169.2±5.7cm，体重：64.0±7.2kg）であった。

### 1-3-2-2 臀部ずれ力測定方法

臀部ずれ力の測定には、40cm×40cm の床反力計（共和電業社製座位解析システム K07-1712）を使用し、周波数 100 Hz でデータサンプリングを行った。本研究では、ヘッドサポートの角度調節と着脱が可能な車いす（松永製作所製マイチルト MH-4R，背もたれ高は座面シートより 47.5cm，背もたれ角度は後傾位 10 度，座面は水平位の角度 0 度）を実験用椅子として使用した。後述する実験条件下において対象者の外後頭隆起を中心とした部位で支持できるようにヘッドサポートの高さと角度を調節し，背もたれの張りの程度は，調節用ベルトの全てを最大限まで締めることで条件を統一した。また，座面は厚さ 1.5cm の木製の板をフレーム上に設置してシートのたわみなどの影響を除き，その板の上に前述の床反力計を設置した。それによって床反力計上面から背もたれ上縁までの距離とした相対的な背もたれ高は，床反力計の厚さを減じて 42cm となった。実験では，この条件で床反力計上に対象者を座らせた。

本実験で採用した測定肢位は，安楽に背もたれにもたれた座位とし，それを安楽座位と呼ぶこととする。その際の臀部の位置は，背もたれにもたれても仙骨座りにならないように，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（基本座位）時の大転子位置（基準位置）から前方へ 5cm 移動させた位置（安楽位置）とした<sup>24)</sup>。本章，第 2 節<sup>44)</sup>の結果をもとに，大腿上面が水平面と一致するように，さらに下腿軸が鉛直となるように足位を設定することによって，下肢の位置による臀部ずれ力への影響が極力少なくなるように努めた（図 1-3-1）。測定時の頭頸部の後傾角度は，ISO16840-1 に定めた簡易計測法<sup>46)</sup>に準じ，矢状面頭部線（眼縁と耳珠を結ぶ線の垂線）と鉛直線のなす角が 0 度，20 度，40 度になるように調節した。実験の条件は，3 つの頭頸部の後傾角度条件と，ヘッドサポートを使用する条件としなかった条件を組み合わせた 3×2 の 6 条件とし，無作為な順番の条件で実験を行った。各条件とも測定肢位をとらせてから 10 秒後に測定を開始し，測定時間は 5 秒間とした。床反力前後成分を臀部ずれ力とし，5 秒間で得られた 501 サンプルの値を平均した。統計学的解析では形体学的な影響を考慮し，測定したずれ力を各対

象者の体重で除して正規化した値[%BW]を採用した。なお、各条件で測定を終了した後、対象者には椅子から一旦降りるよう指示し、次の測定時に再度椅子に座らせることにより、時間経過による座位姿勢の崩れを生じないように配慮した。



ヘッドサポート無し

ヘッドサポート有り

図 1-3-1 測定肢位（頭頸部後傾 40 度）

### 1-3-2-3 統計学的解析

臀部ずれ力に頭頸部の後傾角度とヘッドサポートの有無の影響に関する検討のため、2要因とも対応のある二元配置分散分析を用い、危険率 5% 未満をもって有意とした。

統計学的解析には、SPSS for Windows 15.0 J（エス・ピー・エス・エス社製）を用いた。

### 1-3-3 結果

表 1-3-1 に各条件における臀部ずれ力を示す。ヘッドサポートを使わず、頭頸部の後傾角度が高くなるほど前方への臀部ずれ力が高くなっており、ヘッドサポートの有無と頭頸部の後傾角度の交互作用の認められた ( $p=0.012$ ,  $F=2.65$ )。この結果から、臀部ずれ力はヘッドサポート有無によって異なり、後傾角度が増加してもヘッドサポートの使用によって臀部ずれ力の増大を軽減できることが示された。

表 1-3-1 臀部ずれ力測定結果

ヘッドサポート	頭頸部後傾角度			p	F
	0度	20度	40度		
無し [%BW]	9.0±1.2	9.3±0.9	10.3±1.3	0.012*	2.65
有り [%BW]	8.3±1.8	9.0±1.4	9.1±1.7		

mean ± S.D.

two-factor factorial ANOVA, \*:  $p<0.05$  (2要因に交互作用が認められた)

### 1-3-4 考察

頭部と頸部の保持具は、電動車いす、環境コントロールシステム、コミュニケーション装置を操作するのに必要な安定性をもたらす働きを持ち、必要とされる保持機能の程度によって保持具のタイプが異なる<sup>47)</sup>。本章では、椅子の上で頭頸部が後傾位となったまま入眠してしまっている高齢者を想定しているため、頭部を後方から支えることのできる単純な形状のヘッドサポートを使用した。頭頸部の後傾角度は変わらなくても単純なヘッドサポートで支えることによって臀部に作用するずれ力を低減できるならば、ヘッドサポートの使用は褥瘡予防を目的としたシーティングの一手段となると考え、本実験を行った。その結果、頭頸部の後傾角度の増加に伴って臀部ずれ力は増大するが、ヘッドサポートを用いて頭部を支えることにより、後傾角度が増加しても臀部ずれ力に大きな増大は認められなかった。

本論文は、簡便な計算式と身体測定によって臀部ずれ力を推定できる実験モデルを構築し、褥瘡予防の一助となることを目的としている。本章、第1節で背もたれの高さが臀部ずれ力に及ぼす影響を検討したところ、上体の合成質量中心（Resultant Center of Mass: RCOM）と体幹と背もたれとの接点の位置関係が臀部ずれ力に影響を及ぼしている可能性が示唆された<sup>45)</sup>。本研究で示された頭頸部後傾による臀部ずれ力の増大、およびヘッドサポート使用によるその抑制効果についても、この位置関係から説明できると考え、以下に考察する。頭頸部の後傾によって頭部節と頸部節および骨盤を含む体幹節のRCOMが後方へ変位し、そのためにRCOMからの鉛直線と坐骨結節の距離が延長すると、RCOM部にかかる上体を後方へ倒そうとする回転モーメントがより大きくなる。その後方への回転モーメントは、体幹が背もたれに接することで前方への反力、すなわち臀部ずれ力に変換される<sup>34,48)</sup>。作用反作用の法則から、体幹の後方への回転モーメントが大きいほど臀部ずれ力は高値を示すことになるため、ヘッドサポート無しでは、頭頸部の後傾角度の増大に伴って臀部ずれ力は増加したと考えられる。

一方、ヘッドサポートを用いて頭部を支持すると、頭頸部後傾による臀部ずれ力の増大は抑制されていた。床反力計を置いた後の車いすの背もたれ高（42cm）では、背部と背もたれの接触圧力は背もたれ上縁付近にピーク圧力を示すことになり、そこが作用点となる。体幹と背もたれの接点と上述の上体3節のRCOM間の距離が長いほど、力点（RCOM）と作用点（背もたれ接点）の関係によりこの背もたれからの反力は低値を示す<sup>45)</sup>。ヘッドサポートによって頭部が支持されることで、背もたれのみで受けていた上体からの力をヘッドサポートにも分散させることができるため、作用点となる背もたれのピーク圧力の座標



は頭側へ変位すると推察できる。これらのことから、本研究で行った実験では、ヘッドサポートの臀部ずれ力の軽減効果が得られたと考える。

本研究で得られた結果から、長時間座らされているいわゆる「座らせきり」の高齢者に対する臀部の褥瘡予防に向けてのシーティングの手段として、頭頸部が後傾位のままだでもヘッドサポートなどで頭部を支持することは臀部ずれ力軽減に有効であることが示された。また、頭頸部の後傾角度が臀部ずれ力に影響を及ぼしていたことから、臀部ずれ力を推定するための実験モデルには、頭頸部の後傾角度を考慮する必要性が示された。しかしながら、褥瘡の好発部位の1つにヘッドサポートによる支持部である外後頭隆起が挙げられているため、ヘッドサポートを使用する際に材質や使用時間などを考慮する必要がある。加えて、本研究の対象は健常若年成人であり、本研究で得られた結果を臨床に還元すると考えたとき、その対象となる円背などの脊柱変形を伴う高齢者は、そもそも体幹の形状が異なるため、臀部ずれ力と頭頸部後傾角度の関係が異なってしまう可能性は否定できない。したがって、円背姿勢を呈する高齢者を対象とした、ヘッドサポートの有無および頭頸部角度の臀部ずれ力への影響を検討することが、今後の課題として残される。

## 第4節 まとめ

第1章では、臀部ずれ力推定モデルの座位姿勢測定項目の検討を目的とした実験について、3節にわたって述べてきた。その成果を以下にまとめる。

第1節では、背もたれの高さが臀部ずれ力に及ぼす影響を検討した結果、背もたれ高が高いほど臀部ずれ力は低値を示していた。このことから、臀部ずれ力推定モデルを構築する際には、上体の合成質量中心と背もたれ接点の位置関係を考慮する必要性が示唆された。

第2節では、大腿部の水平面に対する角度が臀部ずれ力と荷重量に及ぼす影響を検討した結果、大腿部の傾斜角度は、0度から10度の範囲であれば臀部ずれ力と荷重量へ大きな影響は与えないことが明らかとなった。このことから、臀部ずれ力推定モデルにて椅子座位での臀部ずれ力を推定するときには、大腿部の位置を調節する必要性が示唆された。

第3節では、ヘッドサポートの有無と頭頸部の後傾角度が臀部ずれ力に及ぼす影響を検討した結果、ヘッドサポートを使用しなければ頭頸部の後傾角度が高くなるほど臀部ずれ力は高値を示した。このことから、臀部ずれ力推定モデルには頭頸部の前後傾角度を考慮に入れる必要性が示唆された。

これらの実験結果から、褥瘡発生因子の一つである臀部ずれ力の軽減を目的としたシーティング指導の方策として、頭頸部の角度によって変化する上体の合成質量中心座標と背もたれ高との位置関係を考慮することと、大腿部の角度を水平面に近づける必要性が挙げられる。これらの結果をもとに、第3章にて臀部ずれ力推定モデルを構築し、その妥当性を検証する。

## 第2章. 椅子上安楽座位における 臀部ずれ力発生メカニズム —座圧分布変位の時間的要素による検証—

### 2-1-1 目的

椅子上安楽座位における臀部ずれ力の発生メカニズムに関しては、近位筋の弱化やハムストリングスの短縮、座面の不安定性による骨盤の傾斜、骨盤後傾に伴った体幹への背もたれからの反力が臀部や大腿部を滑らせる力となるなどの諸説<sup>4,7,34-37,49,50)</sup>がある。しかしながら、背もたれの介在について明確なデータを用いては言及されていない。著者は、褥瘡予防の観点から臀部ずれ力を考えるうえで、その発生メカニズムを明確にすることが重要であると考えている。また、臀部ずれ力を推定するための実験モデルを作成する際にも必要な条件として挙げられる。

そこで本実験は、圧力分布測定システムを用いて、椅子上安楽座位時における座圧中心 (Resultant Center of Pressure: RCOP) 座標の前後方向への変位幅と時間的要素を検討することで臀部ずれ力発生メカニズムを検証することを目的に行った。

## 2-1-2 方法

### 2-1-2-1 対象

対象は、下肢・体幹に疾患のない健常若年成人男性 10 名（年齢：21.7±2.1 歳，身長：169.7±4.2cm，体重：59.2±6.9kg）であった。各対象者には事前に本研究の概要を文書にて説明した上で協力を求め，了承を得た。

### 2-1-2-2 実験条件

実験条件は，椅子座位における背もたれの臀部ずれ力に対する作用を検証するために，背もたれ有り無しとの 2 条件とした。一般的な椅子（座面高：40cm，座奥行：40cm，背もたれ高：35cm，座角度：5°，背もたれ角度：10°）を使用した座位を背もたれ有り条件とし，背もたれの無い台（座面高：40cm，座角度：5°）を使用した座位を背もたれ無し条件と設定した。

### 2-1-2-3 RCOP 座標測定

座面圧力分布の測定には，圧力分布測定装置（ニッタ社製タクタイルセンサシステム）を使用し，そのデータをもとに BIGMAT ver. 4.2 を用いて RCOP 座標を算出した。サンプリング周波数を 20Hz とし，2112 セルで構成されたフィルム状のセンサシート

（BIGMAT2000-P3B，1セル：10mm×10mm）を背もたれ有り条件では椅子の座面と背面上に貼付し，背もたれ無し条件では上述の台上に貼付した。較正処理として 20kg と 30kg の砂袋を用いた 2 点キャリブレーション法を行い，クリープ現象に考慮して砂袋設置 1 分後の値を採用した。

測定開始肢位は，第 1 章と同様の基準位置から 5cm 前方の位置での体幹前後屈中間位の座位（基本座位）とした。測定開始肢位をとった 1 分後から，背もたれ有り条件ではもたれるまで，無し条件では，有り条件でもたれた際と同等の体幹後傾角度（座面-体幹角  $\alpha$ ：72.5±2.6°）まで，ゆっくり（約 3 秒）と体幹を後傾させる際の RCOP 座標変化を測定した。同時にデジタルビデオカメラ（SONY 社製 HANDYCAM DCR-PC300K）にて体幹後傾角度の変化を撮影した。座面とズボンとの摩擦を統一するために全対象者に同生地 of 衣類を着用させ，両上肢はリラックスした状態で大腿部に置くように指示した（図 2-1-1）。

各条件において，基本座位での RCOP 座標と最終位での RCOP 座標との差によって体幹後傾に伴って生じる変位幅を求めた。さらに，背もたれにもたれることにより生じる変位の差を検討するために，背もたれ有りでは，もたれる直前と最終位での RCOP 座標との差

を求めた。そして、時間的要素による検証をするために、背もたれに接してから RCOP 座標が後方への移動から前方向への移動へ反転するまでの時間を測定した。



a. 測定開始肢位  
(基本座位)

b. 後傾座位  
(背もたれ有り)

c. 後傾座位  
(背もたれ無し)

図 2-1-1 座圧測定肢位

#### 2-1-2-4 統計学的解析

背もたれの有無による RCOP 座標の差を検討するために、体幹後傾に伴って生じる変位幅を、基本座位での RCOP 座標と各条件における最終位での RCOP 座標との差によって求め、2 条件間で比較した。統計学的解析には paired t-test を用い、危険率 5% 未満をもって有意とした。

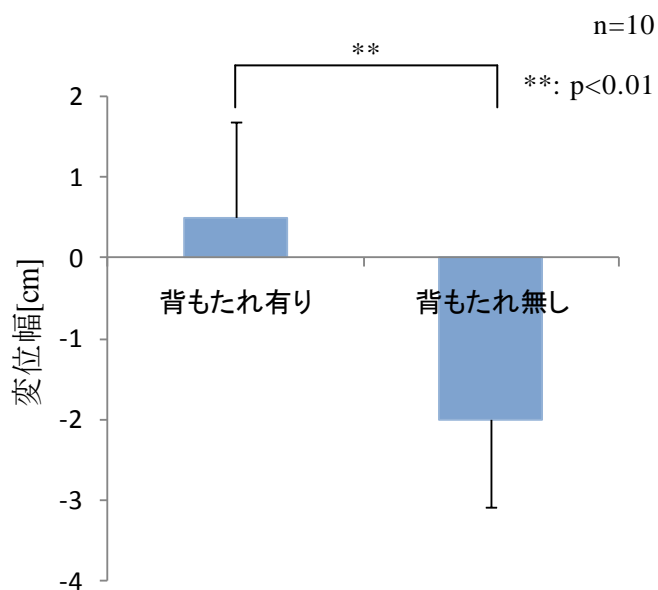
統計解析用ソフトウェアは SPSS for Windows 14.0 J (エス・ピー・エス・エス社製) を用いた。

### 2-1-3 結果

図 2-1-2 に RCOP 座標の変位幅を示し, 図 2-1-3 に座面および背もたれの荷重値と RCOP 座標の変位の代表例を示す。

RCOP 座標は, 体幹後傾に伴って徐々に後方へ移動し, 背もたれ有りではもたれた直後に前方へと反転するが, 背もたれ無しでは RCOP 座標の反転は見られなかった(図 2-1-2)。その際の RCOP 座標の変位幅は, 背もたれ有り条件では基本座位よりも  $0.5 \pm 1.2\text{cm}$  前方に移動し, 背もたれ無し条件では  $2.0 \pm 1.1\text{cm}$  後方へ移動しており, 双方には有意な差が認められた ( $p < 0.01$ ) (図 2-1-2)。さらに, 背もたれ有りにおけるもたれる直前と最終位での RCOP 座標との差は  $2.1 \pm 1.1\text{cm}$  であり, 背もたれに接してから RCOP 座標が移動するまでの時間差は,  $0.2 \pm 0.1\text{sec}$  であった。

図 2-1-2 RCOP 座標変位幅



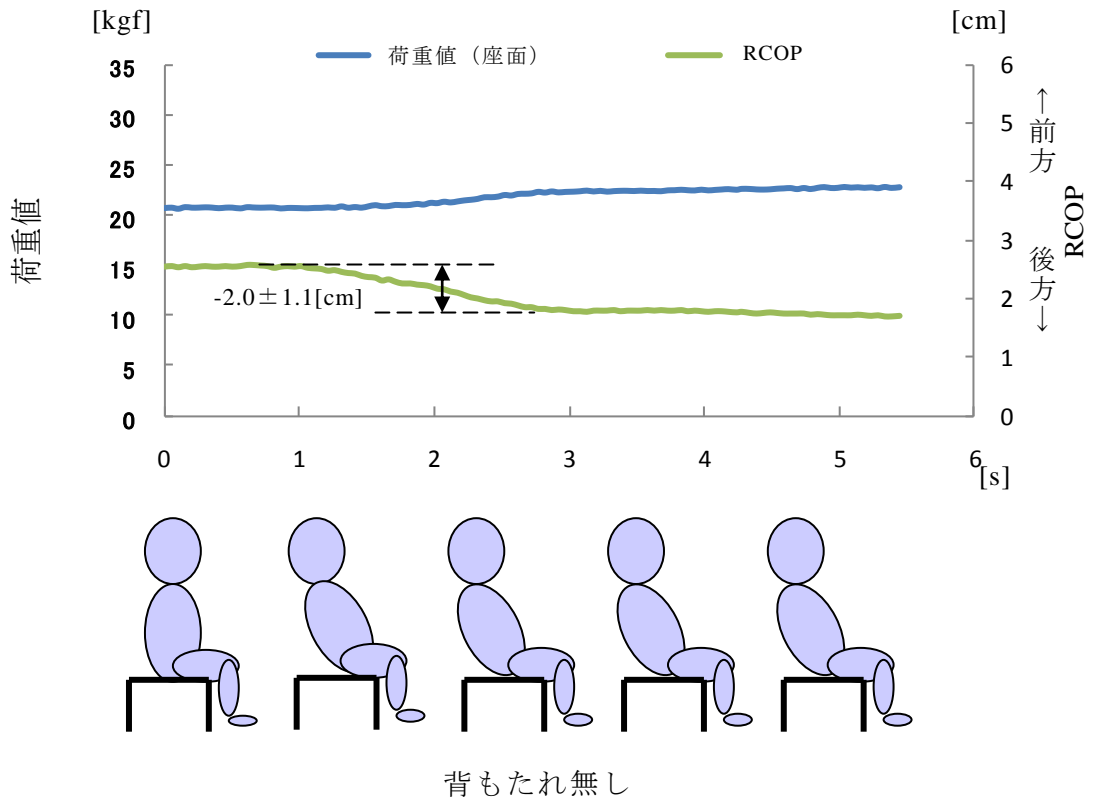
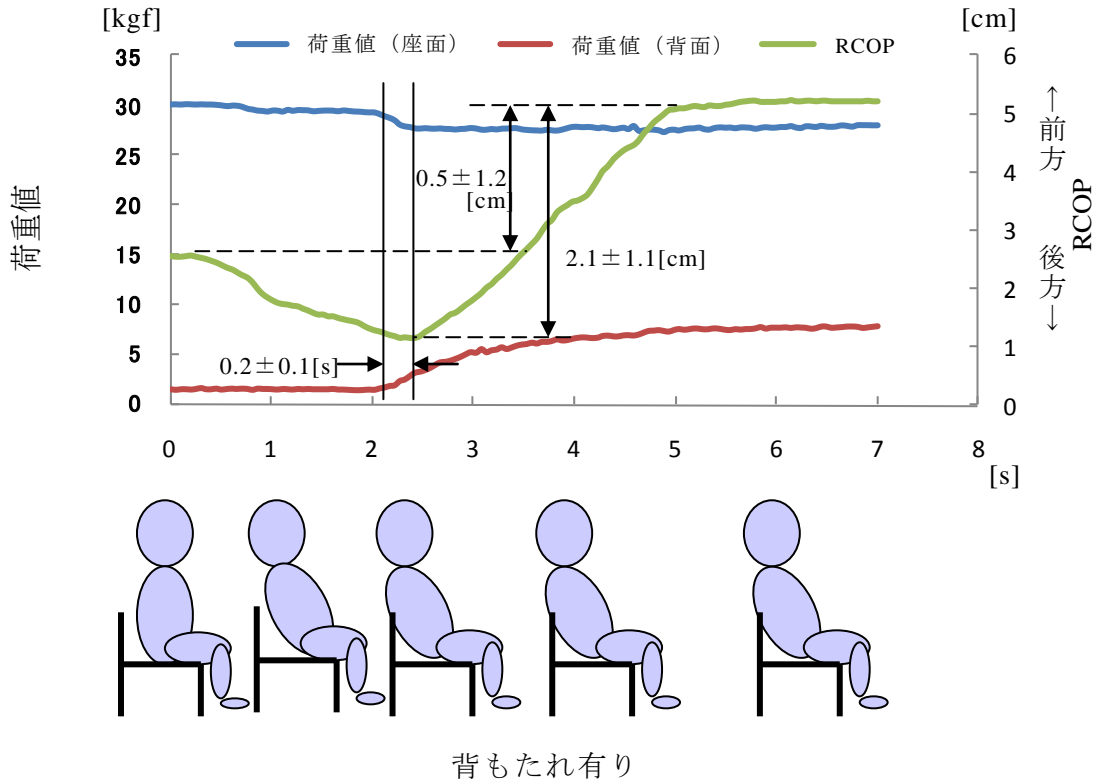


図 2-1-3 座面・背面の荷重値と RCOP 座標の変位 (代表例)

RCOP 座標は体幹後傾に伴って徐々に後方へ移動し、背もたれ有りではもたれた直後に前方へと反転するが、背もたれ無しでは RCOP 座標の反転は見られなかった

## 2-1-4 考察

椅子座位時における臀部の前方へのずれ力発生の原因については、骨盤の後傾による影響が報告されており<sup>4,7,49,50)</sup>、木之瀬は、特に高齢障害者の車いす座位では近位筋の弱化や痙縮に加えてスリングシートのたるみが骨盤後傾の要因の一つであると述べている<sup>4,7,50)</sup>。また、廣瀬は、骨盤後傾に伴った体幹への背もたれからの反力が、臀部や大腿部を滑らせる力となると述べている<sup>34-37)</sup>。本研究の背もたれ無しでの RCOP 座標変位は、背もたれにもたれなければ体幹後傾角度の増加に伴って、後方へと変位していくものであった。背もたれ無しの基本座位では体幹の重心線は坐骨結節を通るが、体幹後傾位では坐骨結節の後方へ位置するといわれている<sup>51)</sup>。本実験では、背もたれにもたれるまで体幹・骨盤を後傾させたので、重心はより後方へ位置していたため、重心線が RCOP (作用点) から離れていき、体幹部に後方への回転モーメントを生じさせていたと考える<sup>52)</sup>。このことから、体幹・骨盤の後傾のみでは後方への回転モーメントを生じるだけであるため、前方への臀部ずれ力発生の直接の原因とは言えず、これは臀部ずれ力発生の一つの要因 (きっかけ) であると考えられる。

椅子における背もたれの主な役割は、座位における支持基底面を拡大し、座位姿勢の安定性を高めることである<sup>51)</sup>。本研究では、背もたれにもたれた直後に RCOP 座標が前方へと変位し始めていた。このことから、椅子座位における背もたれは、力学的には体幹・骨盤の後傾によって生じた体幹の後方回転モーメントを、前方へのずれ力へと変換する作用を持っているものであると考える。したがって、椅子座位における背もたれは、座位安定性を高めるとともに臀部における前方へのずれ力発生 of 要因であると考えられる。

本実験で得られた結果は、前方への臀部ずれ力発生には体幹・骨盤の後傾のみならず、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り、これまで経験から推察していた現象を裏付けるものであったと考える。続く第 3 章では、この背もたれの作用と第 1 章で得られた結果を踏まえた臀部ずれ力推定モデルを構築し、その妥当性を検証する。



## 第 3 章. 安楽座位における臀部ずれ力推定モデルの妥当性の検証

### 3-1-1 目的

近年では、圧迫力に加えてずれ力が皮膚表面に働くこと（表層剪断力）により、生体内部に複雑な応力を発生させることが解明されてきており<sup>16)</sup>、褥瘡予防の観点からずれ力が注目されてきている。

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常者と比較すると非常に長い。また、最近では、施設などの入所者の“寝たきり”を防ぐために長時間車椅子上に座らされている“座らせきり”が見られ<sup>11)</sup>、そのことによる仙骨・尾骨部への褥瘡発生が懸念されている<sup>13)</sup>。それらの人は座位姿勢の多様性が乏しく、背もたれにもたれることで支持基底面を広げ、坐骨部周囲の不快な圧迫を軽減させている。その際、臀部の皮膚と座面との摩擦力によって骨盤部に著明な位置のずれは見られないが、坐骨・仙骨部付近には筋などの軟部組織の変形を起こすずれ力は生じている<sup>24)</sup>。

この褥瘡予防にシーティング指導は有効であり<sup>29)</sup>、ここ数年で理学療法士のシーティング指導に対する意識も高まりつつある<sup>40)</sup>。シーティング指導を効果的に行うためには座位姿勢の分析は重要であると思われ、定量的に安楽座位時における臀部のずれ力を知ることが、褥瘡予防の一助となると考えられる。臀部ずれ力の測定は、床反力計を用いることで可能であるが、一般の病院や施設では、高価な測定機器を用いての臀部ずれ力の測定は機器の価格や診療報酬の面から困難である。

第 1 章にて背もたれの高さや下肢の位置、頭頸部の後傾角度が臀部ずれ力に及ぼす影響について検討し、さらに、第 2 章にて椅子上安楽座位における臀部ずれ力発生のメカニズムについて検証してきた。本章では、これらの結果を踏まえて作成した椅子座位時の臀部ずれ力を推定するための実験モデルの妥当性を検証し、褥瘡予防の基礎的資料とすることが目的である。

## 3-1-2 方法

### 3-1-2-1 対象

対象は、下肢・体幹に疾患はなく、身体の柔軟性にも問題のない健常若年成人男性 16 名（年齢  $21.6 \pm 0.8$  歳，身長  $172.5 \pm 5.3$ cm，体重  $63.4 \pm 6.4$ kg）であった。安楽座位における臀部ずれ力を推定するために必要となる座高（ $93.4 \pm 2.4$ cm），全頭高（頭頂点－オトガイ点： $22.8 \pm 1.0$ cm），頸部長（後頭隆起下端－第 7 頸椎棘突起： $11.3 \pm 0.8$ cm）を測定した。なお，各対象者には事前に本研究の概要を文書にて説明した上で協力を求め，了承を得た。

### 3-1-2-2 臀部ずれ力実測値の測定方法

本研究は椅子座位を想定しているが，下肢の摩擦の影響をできる限り排除して臀部にかかるずれ力のみを検討するために，背もたれにもたれた長座位を測定肢位とし，両下腿部をローラー板（酒井医療社製 DYJOC BOAD，キャスター直径：40mm）上に載せた。また，測定肢位が長座位であるため，ハムストリングスの長さが測定値に影響を及ぼすことを防ぐために，股関節を外旋するように指示した。さらに，背もたれの緩衝性，背部との摩擦の影響を除くために，金属製の平行棒（オージー技研社製）の片側を背もたれとして使用し，各対象者には同一の衣類を着用させた。なお，臀部にかかる力を正確に測定するために，平行棒は床反力計をまたぐように置いた（図 3-1-1）。

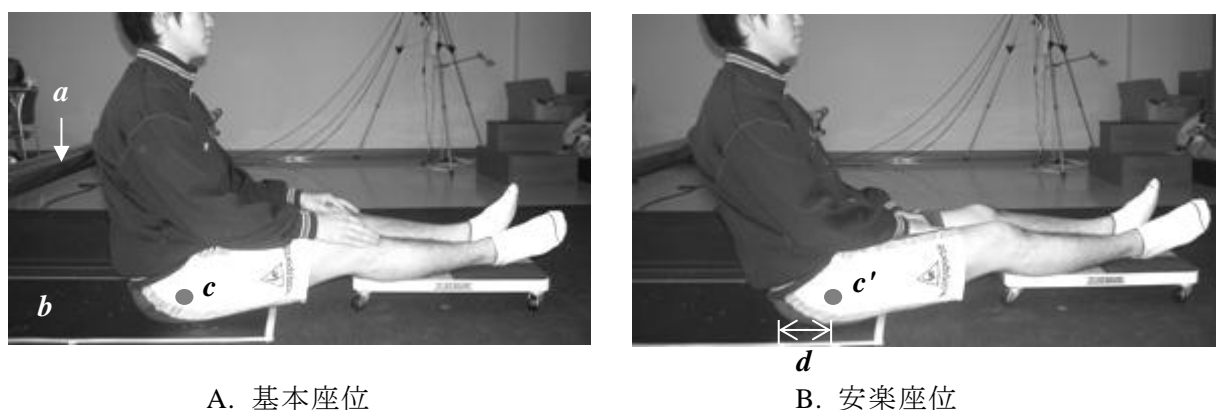


図 3-1-1 臀部ずれ力実測値の測定肢位

- a. 平行棒（床面からの高さ 43cm）  
床反力計上に接地させないようにまたぐように置いた
- b. 床反力計
- c. 基本座位時の大転子位置（基準位置）
- c'. 安楽座位時の大転子位置（安楽位置）
- d. 基準位置と安楽位置の距離：5cm
- e. ローラー板（キャスター直径 40mm）

安楽座位時の臀部にかかる力の測定には、床反力計（アニマ社製 MG-1120）を用い、サンプリング周波数は 100Hz とした。安定した測定値を得るために、測定はその測定肢位を 10 秒間保持した後に開始した。床反力前後成分をもとに、前方向へのずれ力を算出し、2 秒間の測定のうち中間にあたる 1 秒間（0.5～1.5 秒）における平均値を求めた。測定肢位は、第 1 章、第 1 節と同様に床反力計上に臀部、床反力計外に下肢を置いた長座位とし、身体の後方に設置した平行棒（以下、背もたれ）にもたれた肢位（安楽座位）とした。そのときの臀部の位置は、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な座位（基本座位）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。また、両上肢はリラックスした状態で大腿部に置くように指示し、頭頸部は体幹後傾に伴う後傾位から立ち直った位置で、真っ直ぐ前を向くように指示した。

後述する臀部ずれ力推定モデルは下肢の影響について考慮していない。したがって、そのモデルから得られた値との相関を調べるためには、下肢と床面との間の摩擦のみならず、キャスターと床面との転がり摩擦による影響について実験モデルによる臀部ずれ力推定値から除く必要がある。キャスターと床面との転がり摩擦係数を算出するために、まず、キャスターと床面との最大転がり摩擦力を測定した。最大転がり摩擦力の測定には、デジタルばね秤（カスタム社製 HANDY SCALE）と 20kg および 40kg の重錘を使用した。これらの重錘を載せたローラー板を皮製のベルトにて床面と水平方向に引っ張り、動き始めた直後の力をデジタルばね秤にて計測した。各重錘においてそれぞれ 3 回計測を行い、その平均値をそれぞれの最大転がり摩擦力とした。そして、それぞれの最大転がり摩擦力を重錘と板の質量を加えた重量（235N および 431N）で除することで、キャスターと床面との転がり摩擦係数（ $\mu = 0.1$ ）を算出した。

### 3-1-2-3 臀部ずれ力推定のための座位姿勢測定

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行われる。また、本推定モデルを用いて椅子座位時の臀部ずれ力を推定する際には、下肢の位置を臀部ずれ力への影響をできる限り抑えるように調節することを前提条件とするため（第 1-2 章）、本実験モデルは下肢の質量は考慮しないものとした。上肢質量は、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質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、本推定モデルでは上肢を除く上体を図 3-1-2 に示す矢状面上で頭部節、頸部節、骨盤を含む体幹節の 3 節に分割し、各体節の質量および質量中心（Center of Mass: COM）座標は、身体計測結果と解剖学的データ<sup>53,54)</sup>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 COM 座標は、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 COM 座標は、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 COM 座標を久保ら<sup>55)</sup>の方法に準じて合成した。すなわち、質量  $m_1$  なる部分 A の COM が  $S_1$ 、質量  $m_2$  なる部分 B の COM 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 COM である（図 3-1-3）。

その合成質量中心（Resultant COM: RCOM）と坐骨を結ぶ直線と床面との角度（体幹後傾角度： $\alpha$ ）と、背もたれ接点から RCOM と坐骨を結ぶ直線への垂線との交点と RCOM 間の直線距離（ $l_1$ ）、および RCOM 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（ $\beta$ ）を測定した（図 3-1-4-A）。これら座位姿勢項目の測定には、東大型角度計（酒井医療社製 TTM-KO）とマルチン氏型人体測定器（京都科学社製 TTM-1）を用いた。測定したこれらの値を後述の 3-1-2-4 に示す実験モデルに代入することで臀部ずれ力推定値を算出した。

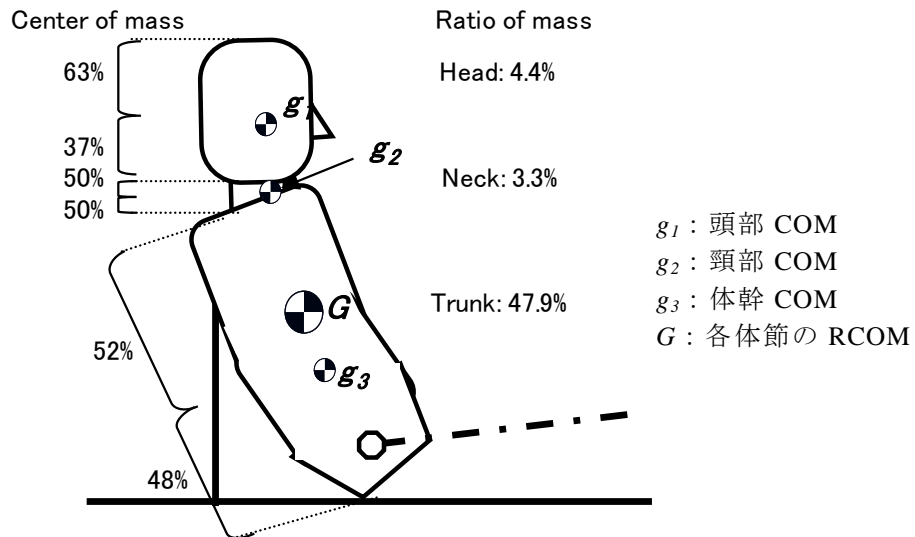


図 3-1-2 各体節における COM 座標とその合成座標

各体節の質量および COM 座標の計算式

$W_n$  : 各体節の質量,  $W$  : 体重とすると,

$W_n = W \times$  体重に対する質量比

$g_n$  : 各体節の上端からの COM 座標,  $L$  : 各体節長とすると,

$g_n = L \times$  上端からの COM 座標比

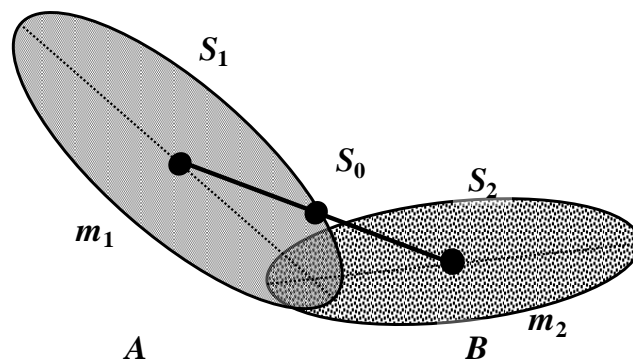


図 3-1-3 矢状面上での COM 座標の合成

#### 3-1-2-4 臀部ずれ力推定モデル

著者らは本論文第1章、第1節にて背もたれの高さが臀部ずれ力に及ぼす影響について検討し、背もたれと背部との接点と頭部・頸部・骨盤を含む体幹の上体3節のRCOMとの距離の調節が重要であることを報告した<sup>45)</sup>。また第1章、第2節にて下肢の位置による影響について検討し、大腿部は水平面に平行にし、下腿を鉛直に垂らすように調節することで臀部ずれ力に及ぼす影響を少なくできることを述べた<sup>44)</sup>。第1章、第3節では、頭頸部の後傾角度とヘッドサポートの有無による影響について検討し、頭頸部の後傾角度が増すにつれて臀部ずれ力は増大するが、ヘッドサポートを用いてその増大を抑制することができることを報告した<sup>56)</sup>。さらに第2章にて、背もたれにもたれたときの座圧分布変位の時間的要素を検討することで、安楽座位における臀部ずれ力の発生メカニズムについて検証した<sup>48)</sup>。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。このことは、安楽座位における臀部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、背もたれを介在させ、頭頸部の後傾角度がRCOMの座標に反映されるような下記の臀部ずれ力推定モデルを構築した。

まず、体幹・骨盤後傾に伴って上体に生じる力を算出する。RCOMと坐骨とを結ぶ線が床面となす角度を $\alpha$ とすると、上体の質量 $W$ のRCOM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3-1-4-A)。

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

次に、背もたれ接点から引いたRCOMと坐骨を結ぶ線分への垂線との交点とRCOM間の距離を $\ell_1$ 、RCOMと坐骨間の距離を $\ell_2$ 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 $X_a$ が生じると同時に、作用・反作用の法則に従い、 $X_a$ と反対の向きをもつ反力 $X_a'$ が生じる(図3-1-4-B-(i))。

$$X_a = \ell_2 / (\ell_1 + \ell_2) \cdot X = X_a' \quad (2)$$

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 3-1-4-B-(i))。

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

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  $\beta$  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 3-1-4-B-(ii))。

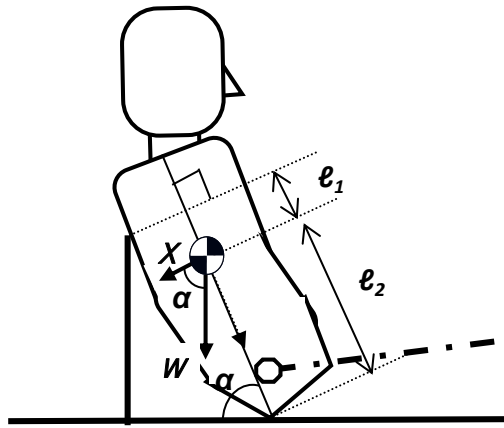
$$X''' = X'' \cdot \cos \beta \quad (4)$$

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 3-1-4-B-(iii))。

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

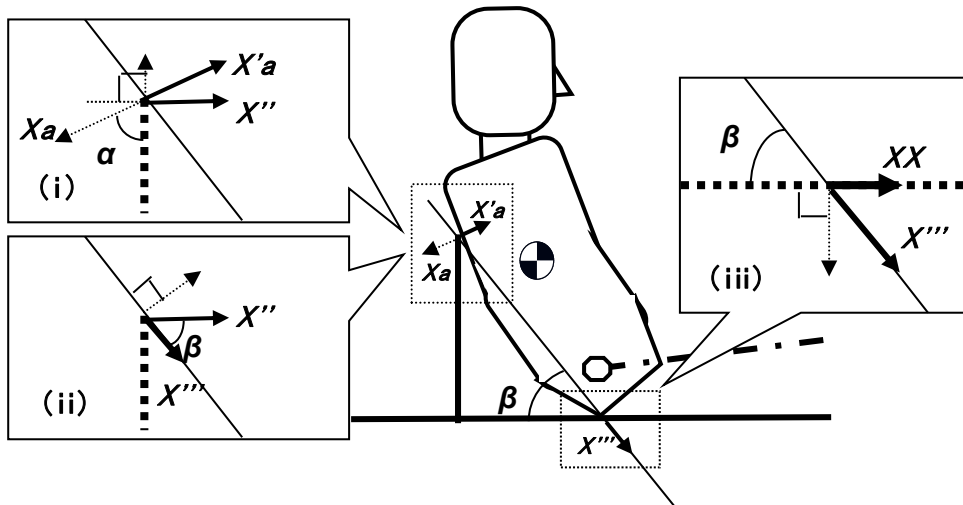
本研究では、(5) によって求められる値  $XX$  を臀部ずれ力推定値とする。

なお、この臀部ずれ力推定モデルによる推定値は、第 1 章、第 2 節で得られた結論を参考に大腿部の水平面に対する角度を調節することを前提に構築しているため、下肢にかかる摩擦の影響を考慮していない。また、臀部におけるずれ力と下肢にかかる摩擦力は互いに反対方向のベクトルとなることから、臀部ずれ力実測値との比較や相関を検討するためには、下肢にかかる摩擦力を考慮する必要がある。したがって、統計学的解析には、前述したキャスターと床面との転がり摩擦係数と各対象者の下肢質量との積によって算出した最大転がり摩擦力 ( $19.9 \pm 2.0\text{N}$ ) を臀部ずれ力推定値から減じることで得られた値を採用した。



A. 体幹・骨盤後傾に伴って上体に生じる力

- $l_1$  : RCOM と坐骨を結ぶ直線に背もたれ接点から垂らした垂線との交点と RCOM 間の距離
- $l_2$  : RCOM と坐骨間の距離
- $\alpha$  : RCOM と坐骨を結ぶ直線と床面とのなす角度
- $W$  : 骨盤より上位の上体の合成重量ベクトル
- $X$  : RCOM 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臀部ずれ力

- $\beta$  : 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
- $X''$  :  $X'a$  の前後成分
- $X'''$  :  $X''$  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

図 3-1-4 上体の剛体リンクモデル



### 3-1-2-5 統計学的解析

臀部ずれ力推定値から最大転がり摩擦力を引いた値と床反力計による臀部ずれ力実測値を比較することにより、双方の値が近似していることを検討するために、統計学的解析には **paired t-test** と **Pearson** の相関係数を用いて比較し、危険率 5%未満をもって有意とした ( $p<0.01$ )。なお、形体学的な影響を考慮し、測定および推定した臀部ずれ力を各対象者の体重で除して正規化した値[%BW]を採用した。

統計解析用ソフトウェアは **SPSS for Windows 14.0 J** (エス・ピー・エス・エス社製) を用いた。

### 3-1-3 結果

床反力前後分力における後方への反力（前方への臀部ずれ力実測値）は  $5.8 \pm 2.5$  [%BW] であり，臀部ずれ力推定値から最大転がり摩擦力を減じた値は  $5.9 \pm 1.9$  [%BW] であった。これらの間には有意な差は無く（ $p=0.797$ ），Pearson の相関係数は  $r=0.897$  と有意な強い正の相関を示した（ $p<0.01$ ）（図 3-1-5, 6）

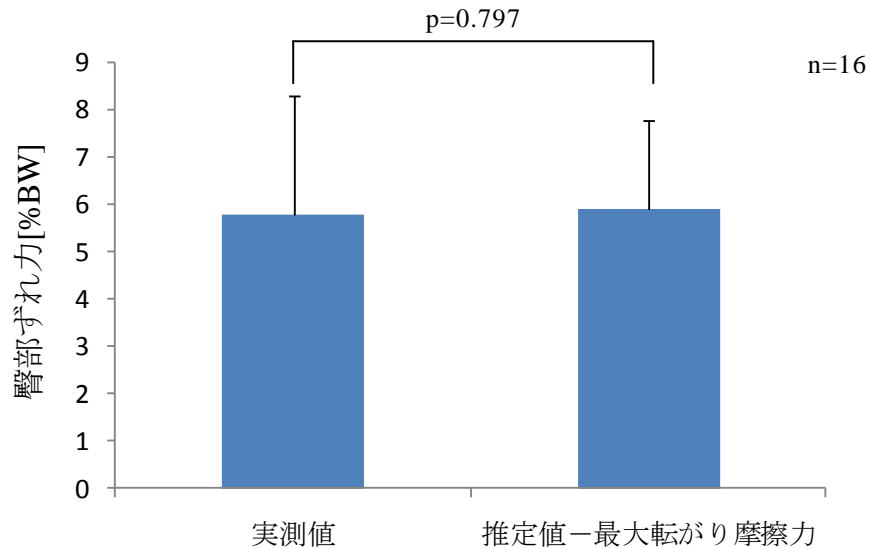


図 3-1-5 臀部ずれ力実測値と推定値の比較

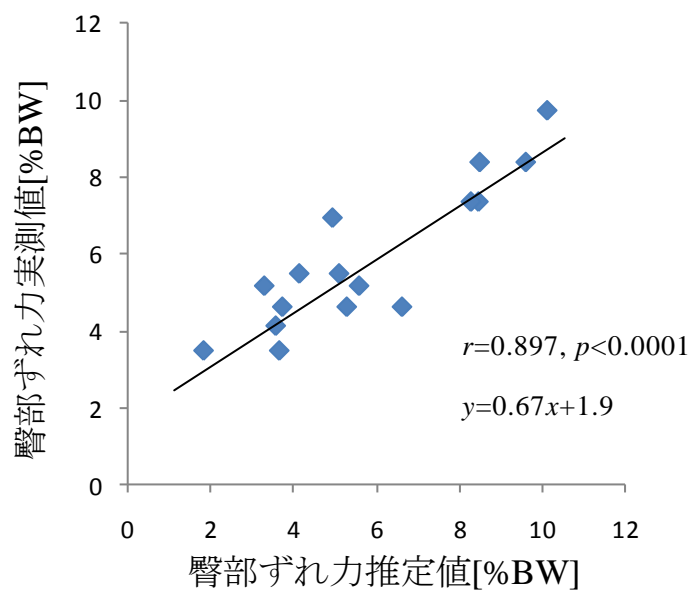


図 3-1-6 臀部ずれ力実測値と推定値の相関

### 3-1-4 考察

本実験の結果、床反力による臀部ずれ力実測値  $5.8 \pm 2.5[\%BW]$ と実験モデルによる臀部ずれ力推定値  $5.9 \pm 1.9[\%BW]$ は近似した値であり、強い正の相関を示した。このことから、この上体の臀部ずれ力推定モデルは妥当性が高いものであると言える。

しかしながら、このモデルは下肢を考慮しておらず、その点については下肢にかかる摩擦力を引くことで対応した。椅子上安楽座位で座面以外から発生し得る力は、足底部から受ける反力である。本研究に先立って、床反力計を用いて椅子座位時の足底から受ける力を測定した結果、下腿を床面に対して垂直に下ろして足底を接地させることにより、床反力鉛直成分は  $18.6 \pm 2.2[\%BW]$ 、後方成分は  $2.2 \pm 0.6[\%BW]$ となった。この結果は、リラックスした状態での椅子上安楽座位において、その足部の反力は、下腿を鉛直に下ろすことによって、前後方向の力は非常に少なくなることを示唆している。また、著者らの先行研究<sup>24)</sup>では椅子上安楽座位での圧力分布測定では、臀部にかかる荷重は、座面から受ける全体の荷重の70~80%であり、荷重のほとんどを臀部でなされていた。これらの理由から、下腿が鉛直になるように足部の位置を調節すれば、足部への反力や大腿部の質量は臀部ずれ力を推定する上では大きな影響は無いと思われる。また本推定モデルは、上体を頭部節、頸部節、骨盤を含む体幹節の3節の剛体として考えている。静的な姿勢であることと、頭・頸部の後傾位からの立ち直りと体幹の後彎を考慮してCOM座標の合成をしたことにより、臀部ずれ力実測値と推定値が高い正の相関を示したと考える。

本推定モデルによる臀部ずれ力推定値は、上体のRCOMと坐骨結節、および背部と背もたれとの接点の位置関係によって変化する。したがってこのことは、シーティング指導の際に上記の位置関係を考慮することによって、臀部ずれ力を軽減させることができる可能性を示していると考えられる。また、特殊なあるいは高額な機器等を用いずに、比較的簡便な計算式を用いて椅子上安楽座位における臀部ずれ力を推定できるため、臨床でも褥瘡予防の観点からこのモデルを利用することは有効であると思われる。

## 第4章. 臀部ずれ力推定モデルを用いた 安楽座位における臀部ずれ力の推定

### 第1節 背もたれと骨盤との距離が臀部圧力ピーク位置 の変位幅と臀部ずれ力推定値に及ぼす影響

#### 4-1-1 目的

褥瘡の発生機序について、軟部組織は圧迫力に加えてずれ力が付加されることで、より大きな変形を引き起こされる。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て、毛細血管の閉塞を引き起こしていることが最近の研究で解明されてきている<sup>25)</sup>。さらに近年、理学療法士の役割の一つである褥瘡予防を目的としたシーティング指導に対する意識は高まりつつあり<sup>40)</sup>、このシーティング指導を効果的に行うためには座位姿勢の分析は重要である。座位姿勢が臀部圧迫力に及ぼす影響を検討した報告は散見されるが<sup>57-59)</sup>、臀部ずれ力に及ぼす影響についての報告は数少ない<sup>20-22)</sup>。

そこで本研究は、椅子座位における支持基底面を拡大して安定性を高める役割を持つ背もたれ<sup>51)</sup>と座位姿勢分析の指標の一つである骨盤<sup>39)</sup>との距離の違いが、臀部における圧力ピーク位置の変位幅と臀部ずれ力推定値に及ぼす影響を検討することを目的として行った。

## 4-1-2 方法

### 4-1-2-1 対象

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了承の得られた、下肢・体幹に疾患のない健常若年成人男性 10 名（年齢：22.4±2.3 歳，身長：171.6±4.1cm，体重：64.7±7.6kg）であった。安楽座位における臀部ずれ力を推定するために必要となる座高（92.7 ± 2.0 cm），全頭高（頭頂点－オトガイ点：21.0 ± 0.9 cm），頸部長（後頭隆起下端－第 7 頸椎棘突起：10.7 ± 1.8 cm）を測定した。

### 4-1-2-2 臀部圧力ピークセル測定方法

Moes<sup>60)</sup>は、椅子座位時の臀部圧力ピークセルは坐骨結節と座面の接している点とおよそ一致していると述べている。よって、坐骨結節の位置を検討するために本実験では、椅子座位時の臀部圧力ピークセルの番地を測定した。

臀部圧力ピークセルの測定肢位は椅子座位とし、体幹・骨盤前後傾中間位で背もたれにもたれない基本座位と、そこから背もたれにもたれた安楽座位とした。本研究では全対象者に同生地 of 衣類を着用させることにより、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。また、上肢は、質量の影響を考慮せずすむように、手掌面を大腿部にリラックスして置き、上腕を体側に沿わせるように指示した。下肢は、下腿を垂直に床面へ下ろすよう足部の位置を調節した。実験には、一般的に普及している椅子（座面高：40cm，座奥行：40cm，背もたれ高：35cm，座角度：5°，背もたれ角度：10°）を使用した。この椅子は、座面および背もたれに約 5mm のスポンジでわずかな緩衝性を持たせており、人工皮革のカバーで覆われているものである（図 4-1-1）。実験条件である骨盤の位置は、側面から触知しやすい大転子の位置を指標とし、基本座位で背部が背もたれ部に軽く触れるように座った際の大転子位置を基準位置とした。実験条件は、基準位置（0cm）とそこから前方へ 5cm および 10cm 移動させた位置の 3 条件とし、それぞれに対して、基本座位と安楽座位における臀部圧力ピークを示したセルの番地を測定した。その際、測定された圧力ピークセルの番地を標準化するために、センサシートに対する大転子位置を各条件における基本座位と安楽座位で一致するようにした。

臀部圧力分布の測定には、圧力分布測定装置（ニッタ社製タクタイルセンサシステム）を使用し、そのデータをもとに BIGMAT ver. 4.2 を用いて圧力ピークセルの番地を算出した。2112 セルで構成されたフィルム状のセンサシート（BIGMAT2000-P3B, 1 セル：10mm×10mm）を椅子の座面上に貼付した。センサの較正は第 2 章と同様に 2 点キャリブレーション法を

行い、クリープ現象に考慮して砂袋設置 1 分後の値を採用した。圧力分布測定のスプリング周波数は 1Hz とし、上述の測定肢位をとらせた 1 分後の 1 フレームの臀部圧力ピークセルの番地を採用した。

統計学的解析には、基本および安楽座位における前後方向に対するピークセルの番地を採用した。さらに、安楽座位のピークセル番地から基本座位のピークセル番地を引くことで求めた前後方向の差を、背もたれにもたれることによって生じる各条件における変位幅として採用した（図 4-1-2）。

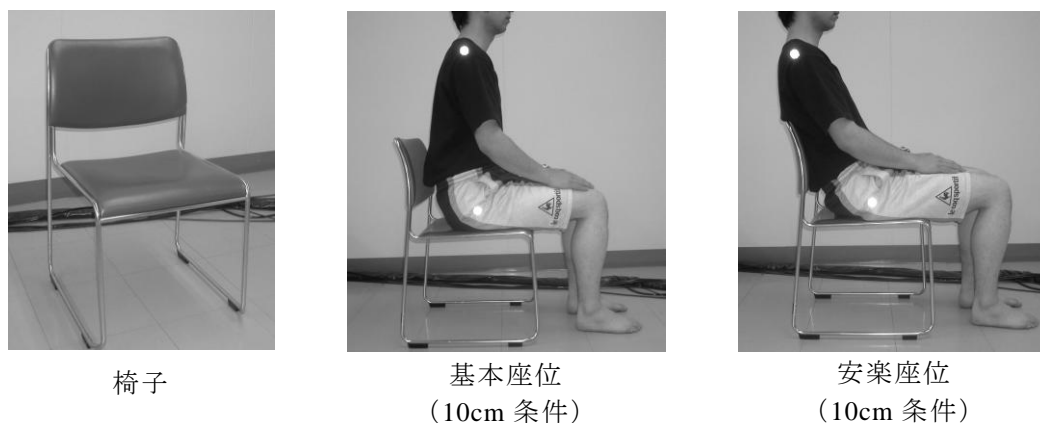


図 4-1-1 実験に使用した椅子と測定肢位

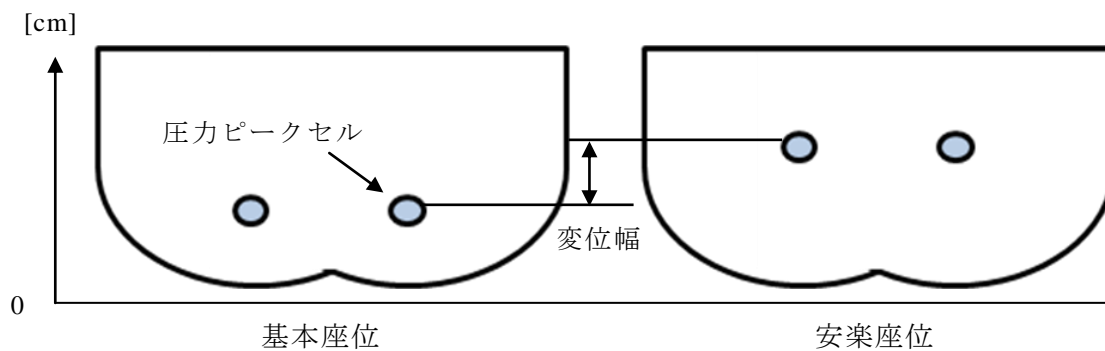


図 4-1-2 座圧分布とピークセル変位幅の概略図

#### 4-1-2-3 臀部ずれ力推定のための座位姿勢測定

臀部ずれ力については、著者らの提案している安楽座位における実験モデルを用いて、背もたれにもたれた安楽座位時の臀部ずれ力推定値を算出した。本論文第3章において、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た<sup>38)</sup>。

測定肢位は、臀部圧力ピークセル番地の測定直後に後述する姿勢項目を測定したため、上述した基準位置(0cm)とそこから前方へ5cmおよび10cm移動させた位置の3条件の骨盤位置における椅子上安楽座位とした。臀部ずれ力推定のために、本論文第3章3-1-2-3と同様に上肢を除く上体を第3章 図3-1-2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、各体節の質量および質量中心(Center of Mass: COM)座標は、身体計測結果と解剖学的データ<sup>53,54)</sup>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COM座標は、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COM座標については、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COMを久保ら<sup>55)</sup>の方法に準じて合成した(第3章, 図3-1-3)。その合成質量中心(Resultant COM: RCOM) - 坐骨線と水平面との角度(体幹後傾角度:  $\alpha$ )と、背もたれ接点からRCOM - 坐骨線への垂線との交点とRCOM間の直線距離( $l_1$ )、およびRCOM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 - 坐骨線と水平面との角度( $\beta$ )を測定した(第3章, 図3-1-4)。これら座位姿勢項目の測定には、東大型角度計(酒井医療社製 TTM-KO)とマルチン氏型人体測定器(京都科学社製 TTM-1)を用いた。測定したこれらの値を第3章3-1-2-4に示す推定モデル<sup>38)</sup>に代入することで臀部ずれ力推定値を算出した。

統計学的解析には、形体学的な影響を考慮し、各条件において推定モデルにて算出された臀部ずれ力推定値を各対象者の体重で除して正規化した値[%BW]を採用した。

#### 4-1-2-4 統計学的解析

臀部圧力ピークセルの番地は、各条件において基本座位と安楽座位を比較するために、paired t-test を用いて統計学的に解析した。さらに、安楽座位から基本座位を引くことで求めたピークセルの変位幅を各条件間で比較するために、一元配置分散分析と Bonferroni の多重比較を用いた。また、実験モデルによって求めた臀部ずれ力推定値を各条件間で比較するために、一元配置分散分析と Bonferroni の多重比較を用いて比較した。いずれの統計学的解析も危険率 5%未満をもって有意とした。

統計解析用ソフトウェアは SPSS for Windows 14.0 J (エス・ピー・エス・エス社製) を用いた。



### 4-1-3 結果

臀部圧力ピークセルの番地について、各条件において基本座位と安楽座位の間で比較すると、その差は 0cm 条件で  $3.0 \pm 1.2\text{cm}$ 、5cm 条件で  $3.0 \pm 1.7\text{cm}$ 、10cm 条件で  $1.6 \pm 3.5\text{cm}$  であった。0cm 条件および 5cm 条件で背もたれにもたれた安楽座位で臀部圧力ピークセルが前方へ有意に移動し (0cm, 5cm :  $p < 0.01$ )、10cm 条件では前方へ移動する傾向を示した ( $p = 0.285$ )。ピークセルの変位幅を各条件間で比較すると、3 条件の間に有意な差は認められなかった ( $p = 0.323$ )。

安楽座位における臀部ずれ力推定値について骨盤の位置別にみると、0cm 条件で  $2.4 \pm 1.9[\%BW]$ 、5cm 条件で  $5.3 \pm 1.3[\%BW]$ 、10cm 条件では  $8.2 \pm 2.6[\%BW]$  であり、3 条件の間に有意な差が認められ ( $p < 0.01$ )、骨盤の位置が背もたれから離れるほど有意に高値を示していた。

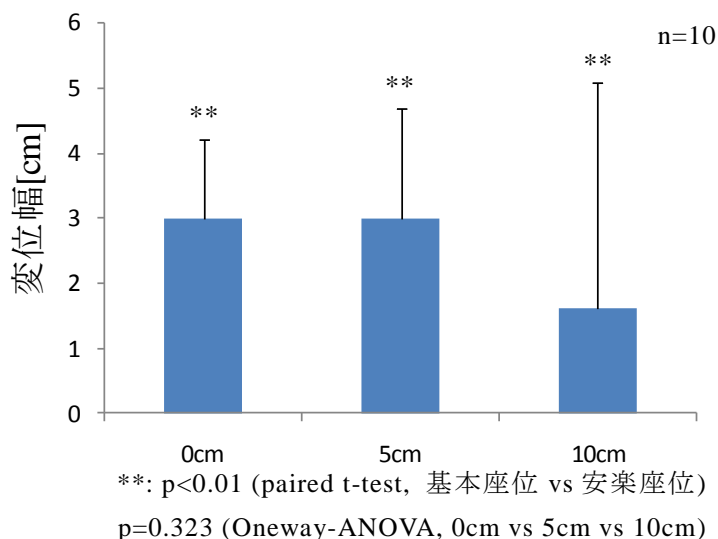


図 4-1-3 臀部圧力ピークセルの変位幅

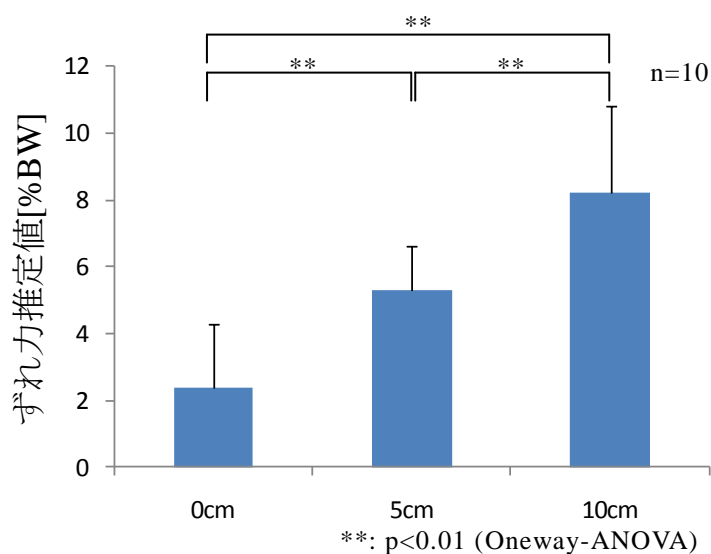


図 4-1-4 臀部ずれ力推定値

#### 4-1-4 考察

すべての条件において、背もたれにもたれることで坐骨結節と座面との接点は前方へ変位し、その変位幅は背もたれと骨盤との距離には影響されなかった。また、その際臀部にかかるずれ力は、背もたれと骨盤との距離が長くなるほど強くなることが推定された。これらを、第2章で検証した椅子上安楽座位における臀部ずれ力の発生メカニズム<sup>48)</sup>を踏まえて考察する。

背もたれにもたれ、骨盤を含む上体が後傾することより、上体の合成質量中心が座圧中心点（座面作用点）から離れていくため、上体を後方へ倒そうとする回転モーメントが生じる。その力は背もたれにもたれると背もたれと背部との接点に作用して体幹を押し返す反力となり、この反力が体幹を介して骨盤に作用している。したがって、背もたれにもたれる安楽座位で、有意に臀部圧力ピークセルが前方へ変位していたと考える。

この骨盤を前方へ押し出そうとする力が椅子上安楽座位における臀部ずれ力となる。背もたれと骨盤との距離を長くにとって座るためには、背もたれにもたれるためには上体をより後傾させる必要がある。その際、背もたれと背部との接点と上体のRCOMとの間の距離は長くなり、力点と作用点の関係から、骨盤に作用する前方向の力は減少すると考えられる<sup>45)</sup>。一方で、上体の後傾角度の増大に伴う後方への回転モーメントの増大によって、背もたれ接点に作用する上述の反力は増大する。つまり、背もたれと骨盤との間の距離が長ければ長いほど、RCOMと背もたれ接点との位置関係を中心に考えると臀部ずれ力は低値を示し、上体の後傾角度を中心に考えると臀部ずれ力は高値を示すはずである。本実験の結果では、背もたれと骨盤との距離が長いほど臀部ずれ力推定値は高値を示していた。したがってこのことから、椅子上安楽座位において、背もたれと骨盤との距離が長くなることで上体の後傾角度が増すことによる影響の方が、背もたれ接点とRCOMの距離による影響よりも強いことが示唆された。

背もたれと骨盤との距離が長いほど臀部ずれ力の推定値は高値を示すにも関わらず、坐骨結節の変位幅には影響は認められなかった。背もたれからの反力により坐骨結節部は前方への移動しようとするが、臀部と座面との間には摩擦力が作用することによって臀部表面は変形するが大きくは動かない。したがって、骨の移動は、筋や脂肪などの軟部組織が変形することによって行われるが、変形の限界までで抑制されてしまうため、変位幅に差がなかったと考える。このことから、臀部ずれ力が大きいほど、坐骨部周辺の軟部組織が骨と座面の間でより強く引っ張られて変形が強くなり、さらに多くの血管の閉塞が起こっていると推測できる<sup>25)</sup>。

また、10cm 条件での臀部圧力ピーク位置の変位幅の平均が、安楽座位と基本座位で有意な差が認められなかったのは、仙骨座りとなって座圧分布が仙骨部周辺に集中してしまった対象者が 10 名中 3 名存在したことに起因する。骨盤の後傾が著しく仙骨座りとなると、左右の坐骨に 2 分されていた圧力が仙骨部 1 ヶ所に集中してしまい、非常に強い圧力がかかる。したがって、椅子上安楽座位での仙骨座りは、臀部ずれ力発生と圧迫力の 2 つの力学的要因から褥瘡の危険性が高いものであるといえ、本研究結果は長時間の椅子座位で仙骨や尾骨に褥瘡発生の危険性が高いという報告の裏付けとなると思われる<sup>29)</sup>。

本研究結果から、背もたれと骨盤の距離を短くして仙骨座りを防ぐ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。本研究で使用した椅子は、一般的に普及しているものであり、各対象者の体格に応じて座面高などを調節しなかった。そのことにより、結果に少なからず影響が出ていると考えられ、今後の課題として残される。しかしながら、一般的な施設や病院では個人に合わせた椅子や車いすはほとんど配備されていないのが現状であり<sup>61)</sup>、この不適合が引き越す弊害を予防するために調節可能なモジュラータイプの車いすなどの普及が望まれる。

## 第 2 節 普通型車いすシートのたわみが臀部ずれ力推定値に及ぼす影響

### 4-2-1 目的

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合成皮革のシートの左右両端をネジで留めている不安定な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 つとなるといわれている<sup>4,62)</sup>。また、主に患者の移送車としての役割を持つ普通型車いすに長時間の座位を強いることになると、車いす座位による褥瘡発生が問題となってくる<sup>13)</sup>。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、著者が渉猟する限りにおいては見当たらない。そこで著者は、「普通型車いす座位で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、第 3 章で構築し妥当性を検証した安楽座位における臀部ずれ力推定のためのモデル<sup>38)</sup>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かか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実験を行った。

## 4-2-2 方法

### 4-2-2-1 対象

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了承の得られた、下肢・体幹に疾患のない健常若年成人男性 14 名（年齢： $20.6 \pm 0.6$  歳，身長： $172.6 \pm 6.8$ cm，体重： $63.7 \pm 7.3$ kg）であった。安楽座位における臀部ずれ力を推定するために必要となる座高（ $93.5 \pm 3.8$ cm），全頭高（頭頂点－オトガイ点： $22.4 \pm 1.5$ cm），頸部長（後頭隆起下端－第 7 頸椎棘突起： $10.9 \pm 0.7$ cm）を測定した。

### 4-2-2-2 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  $5^\circ$ ，座面角度  $5^\circ$ ，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重量と接触面積，およびその位置によって異なる。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  $110\text{cm}^2$  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（図 4-2-1）。

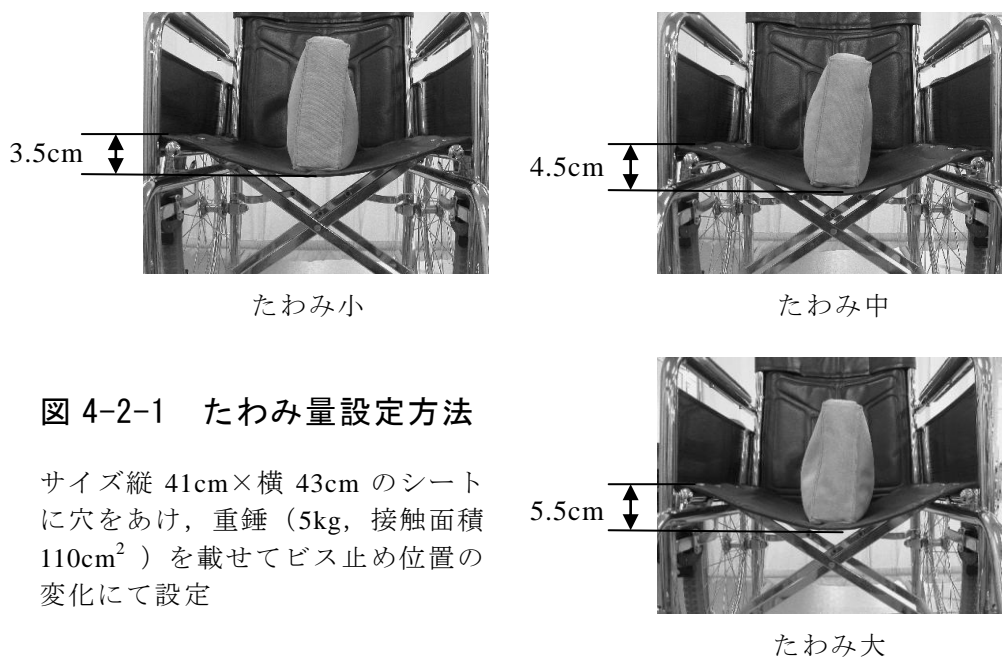


図 4-2-1 たわみ量設定方法

サイズ縦 41cm×横 43cm のシートに穴をあけ，重錘（5kg，接触面積 110cm<sup>2</sup>）を載せてビス止め位置の変化にて設定

3.5cm

4.5cm

5.5cm

たわみ小

たわみ中

たわみ大

#### 4-2-2-3 臀部ずれ力推定のための座位姿勢測定

本実験では，著者の提案している実験モデルを用いて，安楽座位時の臀部ずれ力推定値を算出することとした。第 3 章において，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述べた<sup>38)</sup>。

測定肢位は車いす座位で，背もたれにもたれた安楽座位とした。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，そこから骨盤を前方へ 5cm 移動させた位置とした。上肢は，質量の影響を考慮せずすむように，手掌面を大腿部にリラックスして置き，上腕を体側に沿わせるように指示した。下肢は，大腿部上面を水平となるように，下腿を鉛直にしてフットプレートの高さを調節した。本研究では全対象者に同生地 of 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 4-2-2）。

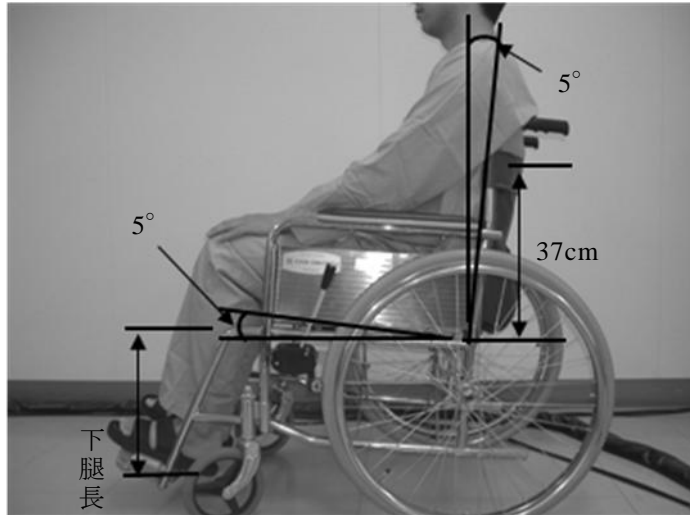


図 4-2-2 測定肢位と普通型車いす

普通型車いす：オージー技研社製，背もたれ角度  $5^\circ$  ，座面角度  $5^\circ$  ，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

車いすでの安楽座位姿勢では，背もたれにもたれることで座面の荷重の多くが大腿部にかからない臀部で行われる<sup>24)</sup>。また，下腿を鉛直に下ろすように足部の位置を調節することで下肢の影響を少なくするため，本実験モデルは下肢の質量は考慮していない。これらのことから，本論文第 3 章 3-1-2-3 と同様に本実験モデルでは上肢を除く上体を第 3 章 図 3-1-2 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，各体節の質量および質量中心（Center of Mass: COM）座標は，身体測定結果と解剖学的データ<sup>53,54)</sup>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 COM 座標は，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 COM 座標については，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 COM 座標を久保ら<sup>55)</sup>の方法に準じて合成した（第 3 章，図 3-1-3）。その合成質量中心（Resultant COM: RCOM）－坐骨線と水平面との角度（体幹後傾角度： $\alpha$ ）と，背もたれ接点から RCOM－坐骨線への垂線との交点と RCOM 間の直線距離（ $l_1$ ），および RCOM と坐骨間の直線距離（ $l_2$ ）を測定した。背部と背もたれとの接点－坐骨線と水平面との角度（ $\beta$ ）を測定した（第 3 章，図 3-1-4）。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<sup>59)</sup>の報告を参考にし，背もたれの最上部と脊柱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

井医療社製 TTM-KO) とマルチン氏型人体測定器 (京都科学社製 TTM-1) を用いた。測定したこれらの値を第 3 章 3-1-2-4 に示す実験モデル<sup>38)</sup>に代入することで臀部ずれ力推定値を算出した。統計学的解析には、形体学的な影響を考慮し、各条件において実験モデルにて算出された臀部ずれ力推定値を各対象者の体重で除して正規化した値[%BW]を採用した。

#### 4-2-2-4 統計学的解析

シートのたわみが臀部ずれ力に及ぼす影響を検討するために、体幹後傾角度 ( $\alpha$ ) および背もたれ最上部と脊柱後彎頂点間距離と、算出した臀部ずれ力推定値を各条件間で比較した。統計学的解析には一元配置分散分析と Bonferroni 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。

統計解析用ソフトウェアは SPSS for Windows 14.0 J (エス・ピー・エス・エス社製) を用いた。



### 4-2-3 結果

体幹後傾角度 ( $\alpha$ ) と算出した臀部ずれ力推定値, 背もたれ最上部と脊柱後彎頂点間距離を図 4-2-3 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, たわみ小で  $63.1 \pm 3.2^\circ$ , たわみ中で  $63.6 \pm 2.7^\circ$ , たわみ大で  $64.6 \pm 3.3^\circ$  であった。3 条件とも  $63 \sim 64$  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, たわみ小で  $7.7 \pm 0.7[\%BW]$ , たわみ中で  $6.9 \pm 0.6[\%BW]$ , たわみ大で  $6.4 \pm 0.7[\%BW]$  であった。シートのたわみ量によって変化しており, たわみ小と中の間 ( $p=0.012$ ) と, たわみ小と大の間に有意差が認められ ( $p<0.01$ ), たわみ中は小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, たわみ小で  $4.4 \pm 1.2\text{cm}$ , たわみ中で  $5.6 \pm 0.8\text{cm}$ , たわみ大で  $6.5 \pm 2.3\text{cm}$  であった。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。

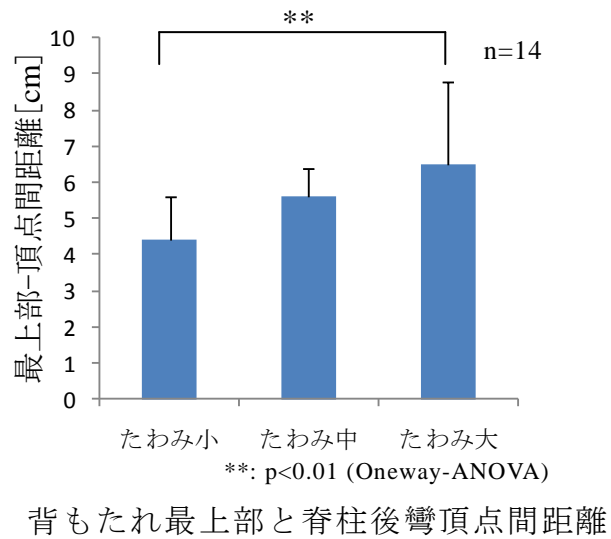
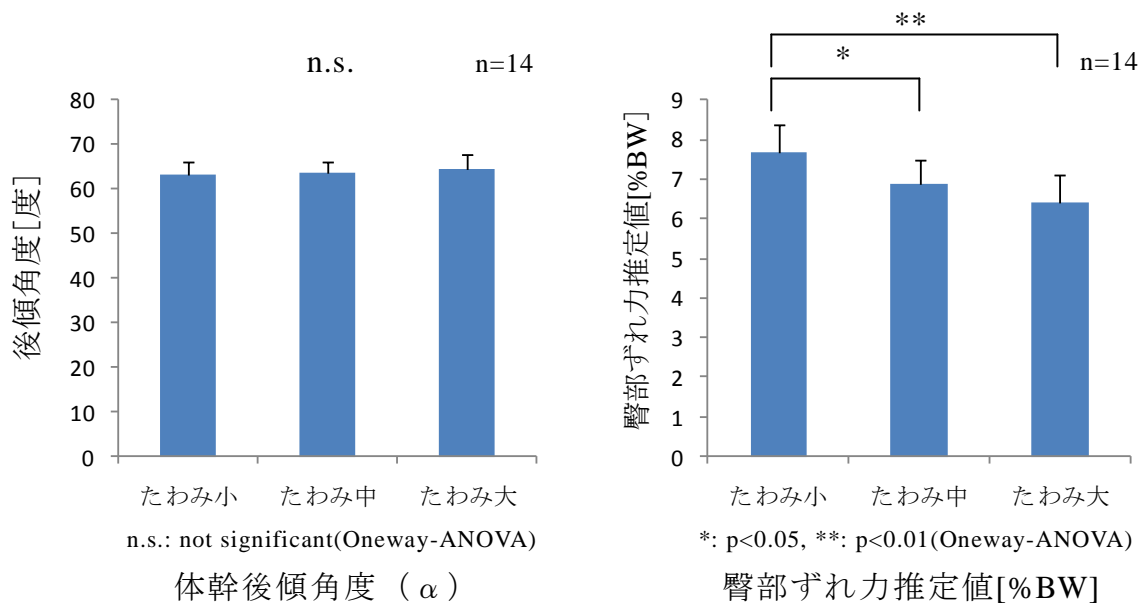


図 4-2-3 測定結果

#### 4-2-4 考察

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になるという結果が示された。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シートを用いたため、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、それによって臀部ずれ力は大きくなる」という仮説は否定された。

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た臀部ずれ力の変化は、背もたれの相対的な高さの影響によるものと考えられる。第1章、第1節において、背もたれ高が高くなり上体のRCOMと背もたれ接点との距離が長くなると、臀部ずれ力は減少することを示した。本章の研究結果では、たわみ量が大きくなって相対的な背もたれ高が高くなると臀部ずれ力推定値は減少するという似かよった傾向を示していることから、RCOMと背もたれ接点との距離の影響による可能性が示唆される。しかし、臀部ずれ力推定モデルにRCOMがもともと考慮されているため、ここでは別の視点からシートのたわみが臀部ずれ力に及ぼす影響を考察する。水上ら<sup>39)</sup>は、車いす処方のための座位姿勢評価方法に関する報告で、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。彼らの報告では体幹後傾角は、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する。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<sup>48)</sup>。本研究で利用した普通型車いすの背もたれ高は37cm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ために、脊柱後彎頂点は静止立位時よりも下位となることが推察できる。これらのため、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。

以上、臀部ずれ力の軽減を目的としたシーティング指導の方策を考えるうえで、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。ただし、本実験で行った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。

### 第3節 まとめ

第4章では、第3章で構築し妥当性を検証した臀部ずれ力推定のための実験モデルを用いて、背もたれと骨盤との距離、および、車いす座面のスリングシートのだわみ量が臀部ずれ力に及ぼす影響についての検討を目的とした実験について、2節にわたって述べてきた。その成果を以下に述べる。

第1節では、椅子座位をとった際の骨盤の位置が臀部ずれ力に及ぼす影響を検討した結果、背もたれにもたれた座位と持たれない座位での臀部圧力ピークセルの変位幅には差がなかったが、臀部ずれ力推定値は骨盤位置が背もたれから離れるにつれて高値を示していた。このことから、背もたれと骨盤の距離を短くして臀部ずれ力を軽減させるように座位をと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。

第2節では、車いす座面のスリングシートのだわみ量が臀部ずれ力に及ぼす影響を検討した結果、たわみ量が大きくなるにつれて臀部ずれ力推定値は低値を示していた。また、体幹の後傾角度は条件間で差が認められず、背もたれ最上部と脊柱後彎頂点との距離はたわみ量が大きいほど離れていた。これらのことから、たわみ量が大きくなることで高くなる相対的背もたれ高と脊柱後彎頂点との位置関係が臀部ずれ力に影響を及ぼすことが考えられた。

これらの実験結果から、褥瘡発生因子の一つである臀部ずれ力の軽減を目的としたシーティング指導の方策として、骨盤背面が背もたれに接するように深く座らせること、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相対的背もたれ高を調整する必要性が示された。

## 第 5 章. 円背姿勢を呈した高齢者の椅子上安楽座位での 臀部ずれ力とその特徴

### 5-1-1 目的

本論文ではこれまで若年成人を対象とした実験結果から得られた椅子座位でのシーティング指導の方策について、第 1~4 章にて述べてきた。しかしながら、椅子座位における姿勢が若年健常成人とは異なることが容易に推察される虚弱高齢者や障害者が、「寝たきり」を防ぐために長時間椅子に座らされた、いわゆる「座らせきり」の問題は、臀部ずれ力および褥瘡発生の危険性を考えると避けて通れない。

高齢者には脊柱後彎変形、いわゆる円背姿勢が頻繁に発生しており、その発生の割合についての報告は 21%~95%と幅広く<sup>63-65)</sup>、地域や以前の職業によって円背の程度も異なるようである。また中原<sup>66)</sup>は、そのなかには身体に適合していない椅子や車いすを使用していることにより、更なる生活機能の低下や QOL の低下を引き起こしていることも少なくないと述べており、それらには褥瘡も少なからず関与している<sup>14)</sup>。しかしながら、脊柱変形を有する高齢者の車いすや椅子の適合についての報告は散見されるが<sup>66-68)</sup>、脊柱円背が臀部ずれ力に及ぼす影響やその特徴についての報告は、著者が渉猟する限りにおいては見当たらない。そこで第 5 章では、円背姿勢を呈する高齢者を対象として、前述した臀部ずれ力推定モデルと床反力計を用いて椅子上安楽座位時の臀部ずれ力の推定と測定を行った。それにより、比較・検討することで、円背姿勢を呈する高齢者の椅子上安楽座位における臀部ずれ力の特徴を明らかにし、褥瘡予防の基礎的資料とすることを目的として行った。

## 5-1-2 方法

### 5-1-2-1 対象

某老人保健施設に入所中の、椅子座位保持に介助を必要としない円背姿勢を呈する高齢者 10 名（男性 2 名，女性 8 名，年齢：85.2±4.3 歳，身長：150.7±10.6cm，体重：47.7±10.1kg）を対象とした。円背の程度は，Milne ら<sup>69)</sup>の方法をもとにした座位での円背指数測定法で求めた。この測定法は，寺垣ら<sup>70)</sup>によって高い信頼性・妥当性が示されている。測定の結果，本研究の対象者の円背指数の平均は，21.2±3.5 であり，そのうち中等度円背者が 5 名（円背指数：16.2～20.7），重度円背者が 5 名（円背指数：21.2～28.1）であった。各対象者には事前に本実験の趣旨と目的を文書にて説明した上で協力を求め，同意書に署名・捺印を得た。

表 5-1-1 対象者

対象者	性別	年齢[歳]	身長[cm]	体重[kg]	既往	円背指数
a	女	84	140	35.5	変形性膝関節症	21.6
b	女	81	152	46	大腿骨頸部骨折	23.6
c	女	84	150	42	変形性膝関節症	20.7
d	女	93	138	47	大腿骨頸部骨折	28.1
e	男	84	165	67	片麻痺	16.7
f	女	90	140	42	腰椎圧迫骨折	16.2
g	男	87	170	55	片麻痺	24.3
h	女	78	145	59	大腿骨頸部骨折	20.0
i	女	84	154	47	腰椎圧迫骨折	21.2
j	女	87	153	36	変形性膝関節症	19.9
平均		85.2	150.7	47.7		21.2
SD		4.3	10.6	10.0		3.5

### 5-1-2-2 臀部ずれ力実測値の測定方法

臀部ずれ力の測定には、40cm×40cmの床反力計（共和電業社製座位解析システム K07-1712）を使用し、周波数 100 Hz でデータサンプリングを行った。椅子（背もたれ高：42cm，座面奥行き：40cm，背もたれ角度：後傾 10 度，座面角度：0 度）上に床反力計を置き，その上で背もたれにもたれた安楽座位を測定肢位とした（図 5-1-1）。臀部位置は，背もたれに安楽にもたれることができる位置が円背の程度によって異なるため厳密には規定せず，対象者が背もたれにもたれて安楽だと感じられる位置とした。また，下肢の位置の違いによる影響を除くために，足部の下に置く台を増減させて大腿部の上面を水平面と平行となるように調節し，さらに下腿が鉛直となる足位を採用した<sup>44,71)</sup>。そして，両上肢はリラックスした状態で大腿部に置くように指示し，頭頸部は体幹後傾に伴う後傾位から立ち直った位置で，真っ直ぐ前を向くように指示した<sup>56)</sup>。測定肢位保持時間による姿勢の崩れの影響を考慮するために，測定開始は，測定肢位を取った 10 秒後として統一した。測定時間は 3 秒間とし，各対象者について測定された 301 サンプルを平均した値を採用した。

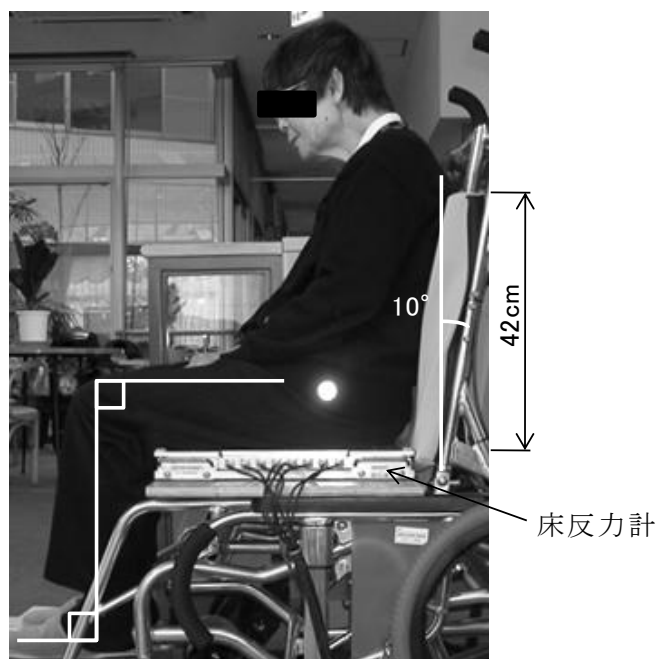


図 5-1-1 測定肢位（安楽座位）

使用した車いす（背もたれ高 42cm，座面奥行き 40cm，背もたれ角度後傾 10 度，座面角度 0 度），床反力計は 40cm×40cm のサイズを有す



### 5-1-2-3 臀部ずれ力推定のための座位姿勢測定

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行われるため、本実験で用いた実験モデルは下肢の質量を考慮していない。上肢質量の影響を考慮せずにするように、手掌面を大腿部にリラックスして置き、上腕を体側に沿わせるように指示した。以上から、本論文第3章 3-1-2-3と同様に上肢を除く上体を第3章 図 3-1-2 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、各体節の質量および質量中心 (center of mass: COM) 座標は、身体測定結果と解剖学的データ<sup>53,54)</sup>を参考にして算出した。頭・頸部、体幹の COM 座標は、各体節の前後径の midpoint に設定した。また、上体は背もたれにもたれることで後傾位となるが、頭部節・頸部節の COM 座標は、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 COM 座標を久保ら<sup>55)</sup>の方法に準じて合成した (第3章, 図 3-1-3)。その合成質量中心 (resultant COM: RCOM) - 坐骨線と水平面との角度 ( $\alpha$ ) と、背もたれ接点から RCOM-坐骨線への垂線との交点と RCOM 間の直線距離 ( $l_1$ )、および RCOM と坐骨間の直線距離 ( $l_2$ ) を測定した。さらに、背部と背もたれとの接点-坐骨線と水平面との角度 ( $\beta$ ) を測定した (第3章, 図 3-1-4)。これら座位姿勢項目の測定には、レベルゴニオメーター (タイガー医療社製 R-371) とマルチン氏型人体測定器 (京都科学社製 TTM-1) を用いた。測定したこれらの値を第3章 3-1-2-4 に示す推定モデル<sup>38)</sup>に代入することで臀部ずれ力推定値を算出した。

### 5-1-2-4 統計学的解析

統計学的解析には、形体学的な影響を考慮し、測定および推定した臀部ずれ力は各対象者の体重で除して正規化した値 [%BW] を採用した。床反力計による臀部ずれ力実測値と実験モデルによる臀部ずれ力推定値の関係は、paired t-test と Pearson の相関係数を用いて統計学的に解析し、危険率 5% 未満をもって有意とした。

統計解析用ソフトウェアは SPSS for Windows 15.0 J (エス・ピー・エス・エス社製) を用いた。

### 5-1-3 結果

臀部ずれ力実測値と推定値と、その散布図を図 5-1-2, 3 に示す。臀部ずれ力推定のための座位姿勢測定結果を表 5-1-2 に示す。

床反力を用いて測定した臀部ずれ力実測値は、 $8.4 \pm 1.4[\%BW]$ であり、上体の実験モデルにて推定した臀部ずれ力推定値は、 $5.8 \pm 1.0[\%BW]$ であった。これらの間には有意な差が認められ ( $p < 0.01$ )、Pearson の相関係数は、 $r = 0.786$  ( $p < 0.01$ )で有意な強い正の相関を示した。

直線回帰式は

$$y = 1.097x + 1.96 \quad (x : \text{推定値}, y : \text{実測値})$$

であった。

座位姿勢測定結果から、 $\alpha$ は  $68.8 \pm 3.1^\circ$  ,  $\beta$ は  $52.7 \pm 1.3^\circ$  ,  $l_1$ は  $5.9 \pm 2.7\text{cm}$  ,  $l_2$ は  $31.6 \pm 3.7\text{cm}$  であり、 $l_1/l_2$ 比は  $0.19 \pm 0.09$  であった。

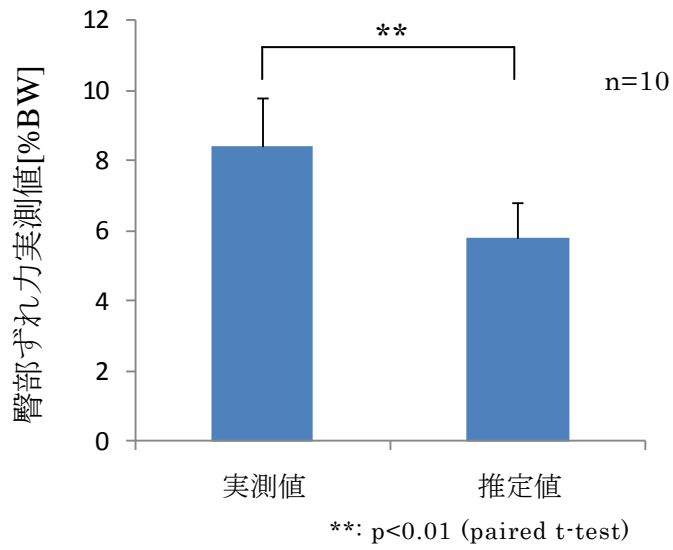


図 5-1-2 臀部ずれ力実測値と推定値の比較

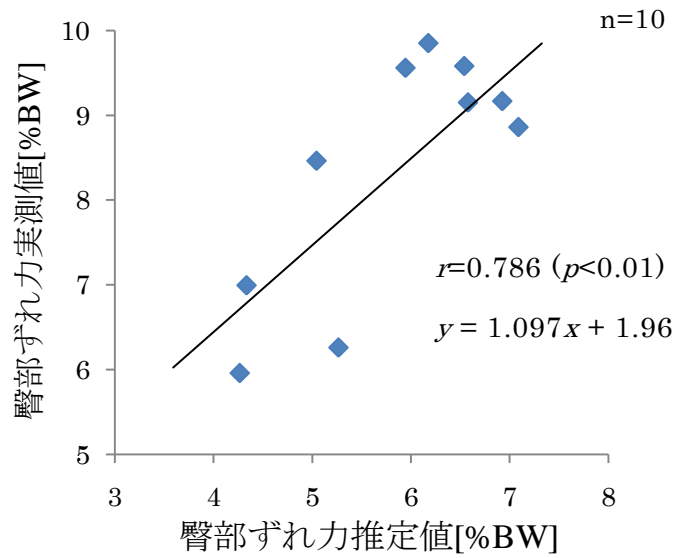


図 5-1-3 臀部ずれ力散布図

表 5-1-2 座位姿勢測定結果

n=10				
$\alpha$ [°]	$\beta$ [°]	$\ell_1$ [cm]	$\ell_2$ [cm]	$\ell_1/\ell_2$ 比
68.8±3.1	52.7±1.3	5.9±2.7	31.6±3.7	0.19±0.09
mean ± S.D.				

#### 5-1-4 考察

臀部ずれ力実測値は推定値よりも有意に高値を示した。両者は有意な強い正の相関を示し、直線回帰式が得られた。この結果は、若年成人を対象として推定モデルの検証を行った第3章の結果と異なるものであった。背もたれとして金属製の平行棒を使用したことにより、点で体幹を支持していた第3章と異なり、本章で使用した車いすの背もたれは、面で支持することになる。しかしながら、背もたれ接点の位置を背もたれかかる圧力のピーク位置を詳細に検討して推定モデルに設定することで、第3章と本章における背もたれの違いによる影響は少なくなったと考える。したがって、本実験における実測値と推定値の有意差については、下肢の質量や摩擦などの影響を考慮していないことに起因すると考える。序章でも述べたように、ずれ力がわずかな値でも加わっていると褥瘡の危険性は増すことから、下肢の影響についても考慮された臀部ずれ力を推定することは、椅子座位における褥瘡予防をより確実に行ううえで重要である。本論文第1章、第2節にて大腿部上面を水平面に、下腿軸を鉛直になるように足部の位置を調節することで下肢の臀部ずれ力に対する影響を軽減させることができることを示した。しかしながら、これは下肢の位置の違いが及ぼす影響について述べたものであり、下肢の質量などが及ぼす全ての影響を考慮しているとは言えない。そこで、本章によって得られた直線回帰式  $y = 1.097x + 1.96$  ( $x$ : 推定値,  $y$ : 実測値) に、臀部ずれ力推定モデルによって推定した値を代入することで下肢の影響が考慮された臀部ずれ力推定値を得ることが可能になると考える。さらに、臀部ずれ力実測値と推定値に強い正の相関が認められたことから、本論文第3章にて推論された臀部ずれ力軽減のためのシーティング指導の方策が、脊柱円背を有する高齢者においても適応することができることが示唆された。その方策とは、RCOM と背もたれ接点および骨結節の3つの位置関係を考慮することである<sup>38)</sup>。以下ではこれらの3項目に着目し、それらを若年成人が対象である先行研究の結果と比較・検討することで円背姿勢を呈する高齢者の臀部ずれ力の特徴について考察する。

表 5-1-3 若年成人の臀部ずれ力実測値と座位姿勢測定結果

臀部ずれ力[%BW]	$\alpha$ [°]	$\beta$ [°]	$l_1$ [cm]	$l_2$ [cm]	$l_1/l_2$ 比
9.3±0.9	63.1±3.2	51.4±1.3	4.4±1.2	34.0±2.4	0.13±0.04

mean ± S.D.

RCOM と坐骨とを結ぶ線が水平面となす角度 ( $\alpha$ ) は約  $69^\circ$  , 背部と背もたれとの接点と坐骨とを結ぶ線が水平面となす角 ( $\beta$ ) は約  $53^\circ$  であり, 若年成人を対象としたほぼ同様の条件で測定した先行研究<sup>72)</sup>と比較すると,  $\alpha$  は大きく,  $\beta$  はほぼ同程度の角度であった(表 5-1-3)。谷口ら<sup>73)</sup>は, 高齢者の特徴の一つとして重心線の前方変位を挙げている。第 5 章の対象は円背姿勢を呈する高齢者であるため, 背もたれにもたれるように椅子に座ると頭頸部が若年成人と比較して前方へ位置するようになる。それによって, RCOM は頭頸部の質量および位置の影響で健常者よりも前方に変位することになるため,  $\alpha$  は高値を示したと考えられる。 $\beta$  は, 高齢者は骨盤の後傾傾向が強<sup>73)</sup>, その分坐骨は前方へ変位するため,  $\beta$  は若年成人と比較して小さくなる(後傾する)と予測していたが, 異なる結果となった。先行研究<sup>72)</sup>では椅子座位時の臀部位置を背もたれから 5cm 前方と規定していたが, 本実験では脊柱円背の程度が対象者によって異なるので「楽に座れるような位置」としか規定しなかった。高齢障害者では円背や骨盤後傾を考慮して座長(座奥行)を教科書的標準値より 3cm 長くする必要があるという植松ら<sup>74)</sup>の報告から, 本実験の対象者もあらかじめ 3~5cm 前方に座っていたと推察でき, そのため  $\beta$  は若年成人の先行研究と同程度となったと考える。

さらに, 背もたれ接点から RCOM-坐骨線への垂線との交点と RCOM 間の直線距離( $l_1$ )と, RCOM と坐骨間の直線距離 ( $l_2$ ) の  $l_1/l_2$  比は, 0.19 であり, 先行研究<sup>72)</sup>と比較すると若年成人よりも高値を示していた(表 5-1-3)。若年成人は臀部を 5cm 前方にした位置から背もたれにもたれると, 背もたれ高にもよるが, 背もたれ接点は背もたれの上にあるため  $l_1$  が長くなり, 高齢者では円背の頂椎部が背もたれ接点となることで  $l_1$  が短くなるため,  $l_1/l_2$  比は高齢者の方が低値を示すと予測していたが, それに反する結果であった。これは, 高齢者では脊柱円背により頭部が下方に変位したことによる RCOM 座標の下方変位のため  $l_2$  が短くなったことに起因すると考える。また Hogan<sup>75)</sup>は, 胸椎後彎角の増大が高齢者の中でも後期高齢者の女性に顕著に認められると報告している。本実験の対象者は 10 名中 8 名が女性であり, 円背指数の平均が 21.2 で円背の程度が比較的重度である。これらのことから, 脊柱の円背は胸椎の後彎変形によるところが大きいことが示唆される。さらに, 上述のように臀部位置を前方に変位させて座っていたことから腰椎部では背もたれに接しておらず, RCOM よりも上方に位置する後彎の頂椎の胸椎部で接していたことが推察できる。したがって,  $l_2$  がより短く,  $l_1$  は相対的に長くなり,  $l_1/l_2$  比は若年成人よりも高値を示したものと考える。

臀部ずれ力推定モデルでは,  $\alpha$  が大きいと体幹を後方へ倒そうとするモーメントは減少し,  $l_1/l_2$  比が高いほど背もたれからの反力は減少するように計算式が構築されている。

実際、臀部ずれ力実測値については約 8.4[%BW]であり、若年成人の実測値約 9.3[%BW]よりも低値を示していた<sup>56)</sup> (表 5-1-3)。これらのことから、高齢者の座位姿勢を RCOM と背もたれ接点および坐骨結節の 3 つの位置関係に着目してみると、円背高齢者と若年成人で同様の位置に臀部があれば、脊柱の円背によって RCOM は若年成人よりも前下方に位置し ( $\alpha$  の増大)、それに伴って  $l_1/l_2$  比は高値を示すため、骨盤が後傾していても円背高齢者の臀部ずれ力は若年成人よりも低値を示すという特徴があることが示唆された。

本実験では対象者が脊柱円背以外の変形がない高齢者に限られた特徴であるため、側彎などの他の脊柱変形の要素を有する高齢者に関する検討は今後に残された課題である。

# 終章. 褥瘡予防を目的とした臀部ずれ力軽減のための シーティング指導の方策

## 1 本論文の成果

本論文では、様々な条件が椅子上安楽座位における臀部ずれ力に及ぼす影響を検討し、臀部ずれ力の発生メカニズムを検証した結果をもとに臀部ずれ力推定モデルを構築した。そして、そのモデルを用い求められた各条件における臀部ずれ力の推定値から、臀部ずれ力軽減のためのシーティング指導の方策について検討した。

第1章、第1節では、背もたれの高さが臀部ずれ力に及ぼす影響について検討した。その結果、背もたれ高が高い方が臀部ずれ力は有意に低値を示していた。この理由には、背もたれと背部の接点と上体である頭部節・頸部節・骨盤を含む体幹節の合成質量中心（Resultant Center of Mass: RCOM）座標との関係が考えられた。このことから、長時間の座位をとる患者では、褥瘡予防の観点から使用する椅子や車いすを考えるにあたり、背もたれ高をRCOMから遠ざけるよう努める必要性が明らかとなった。

第1章、第2節では、臨床で簡便に高さ調節が可能なフットプレートと大腿部の水平面に対する角度変化に着目し、「大腿部の角度が増加あるいは減少することで臀部ずれ力は大きくなる」とする仮説を設定した。実験の結果、安楽椅子座位における大腿部の水平面に対する角度が-10度から10度の間であれば、臀部ずれ力は影響を受けず、荷重量は影響を受けることが示されたため、仮説は否定された。このことには、用いた条件下では、股関節屈曲60度程度では骨盤後傾が少なかったことと、足底で下肢重量の支持が可能であったことが考えられた。このことから、褥瘡予防の観点から臀部の荷重量と併せて考えると、フットプレートの高さ調節は、-10度条件では荷重量が増加した結果から、0度から10度の範囲で行い、下肢の質量は足底で支持できるようにすることが望ましいことが明らかとなった。

第1章、第3節では、ヘッドサポートの有無と頭頸部の後傾角度の違いが椅子上安楽座位における臀部ずれ力に及ぼす影響を検討した。その結果、臀部ずれ力は、ヘッドサポート無しでは頭頸部後傾角度の増加に伴って増大していたが、ヘッドサポート有りでは後傾角度が20度から40度へ増えても大きな増大はみられず、ヘッドサポートの有無と頭頸部の後傾角度には交互作用が認められた。この結果から、長時間座らされているいわゆる「座らせきり」の高齢者に対する臀部の褥瘡予防に向けてのシー

ティング指導の方策として、頭頸部が後傾位のままでもヘッドサポートなどで頭部を支持することは臀部ずれ力軽減に有効であることが示された。

第2章では、圧力分布測定システムを用いて、椅子上安楽座位時における座圧中心座標の前後方向への変位幅と時間的要素を検討することで臀部ずれ力発生メカニズムを検証した。その結果、座圧中心座標は、体幹後傾に伴って徐々に後方へ移動し、背もたれ有りではもたれた直後に前方へと反転するが、背もたれ無しでは座圧中心座標の反転は見られなかった。このことから、前方への臀部ずれ力発生には体幹・骨盤の後傾のみならず、背もたれの介在が不可欠であることが示唆された。

第3章では、第1, 2章の結果をもとに、臀部ずれ力推定のための実験モデルを構築し、床反力計を用いて測定した実測値と実験モデルを用いて推定した推定値とを比較することで、その妥当性を検証した。その結果、両者の間には有意な差は無く、相関係数は  $r=0.897$  ( $p<0.01$ ) と強い正の相関を示したことから、この実験モデルの高い妥当性が示された。本実験モデルによる臀部ずれ力推定値は、上体の RCOM と坐骨結節、および背部と背もたれとの接点との位置関係によって変化する。したがって、このことは、シーティング指導の際に上記の位置関係を考慮することで臀部ずれ力を軽減させることができる可能性を示唆していると考えられた。

第4章、第1節では、臀部ずれ力推定モデル（第3章）と圧力分布測定システムを用いて、椅子座位における支持基底面を拡大して安定性を高める役割を持つ背もたれと座位姿勢分析の指標の一つである骨盤との距離の違いが、臀部における圧力ピーク座標の変位幅とずれ力推定値に及ぼす影響を検討した。その結果、背もたれにもたれることで坐骨結節と座面との接点は前方へ変位し、その変位幅は背もたれと骨盤との距離には影響されなかった。また、その際臀部にかかるずれ力は、背もたれと骨盤との距離が長くなるほど強くなることが推定された。このことから、背もたれと骨盤の距離を短くして仙骨座りを防ぐことが褥瘡予防の観点から重要であることが示された。

第4章、第2節では、臀部ずれ力推定モデル（第3章）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かか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した。その結果、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。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、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。このことから、臀部ずれ力の軽減を目的としたシーティングの方策を考える上で、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。



第 5 章では、円背姿勢を呈する高齢者を対象として、臀部ずれ力推定モデル（第 3 章）と床反力計を用いて、椅子上安楽座位時の臀部ずれ力を推定および測定し、脊柱円背を有する高齢者の椅子上安楽座位における臀部ずれ力の特徴を検討した。その結果、臀部ずれ力実測値と推定値の相関係数は、 $r = 0.786$  ( $p < 0.01$ ) で有意な強い正の相関を示し、直線回帰式は  $y = 1.097x + 1.96$  ( $x$ : 推定値,  $y$ : 実測値) であった。これによって、臀部ずれ力推定実験モデルにて推定した値をこの回帰式に代入することで下肢の影響が考慮された臀部ずれ力推定値を得ることが可能となった。さらに、臀部ずれ力実測値と推定値に強い正の相関が認められたことから、本論文第 3 章にて推論された臀部ずれ力軽減のための方策が、円背姿勢を呈する高齢者においても適応することができることが示唆された。

## 2 臀部ずれ力軽減のためのシーティング指導の方策

これまでの実験結果をまとめて、臀部ずれ力軽減のためのシーティング指導の方策をして以下に挙げる。

1. RCOM と背もたれ接点との距離を延長させる（第 1 章）。
2. 大腿部が水平面に対して 0 度から 10 度の間になるようにフットプレートの高さを調節する（第 1 章）。
3. 頭頸部の後傾角度は少なくし、ヘッドサポートなどで頭部を支持する（第 1 章）。
4. RCOM と坐骨結節を結ぶ線と水平線のなす角を垂直に近づける（第 3 章）。
5. 背もたれと骨盤の距離を近づけ、仙骨座りを防ぐ（第 4 章）。

方策 1~5 のように座位姿勢を調節し、 $l_1/l_2$  比が大きくなるように、RCOM と坐骨結節、および背もたれ接点の 3 つの位置関係を整えることで、円背姿勢を呈する高齢者の椅子上安楽座位時の臀部ずれ力を軽減させ得ると考える。

## 3 本研究の限界と今後の展望

本研究にて構築した臀部ずれ力推定のための実験モデルは、座位姿勢のいくつかの項目を測定することで、椅子上安楽座位時の臀部ずれ力を推定することが可能である。また、モデル構築の予備実験（第 1, 2 章）とモデルを用いた臀部ずれ力の推定結果から、シーティング指導についてのいくつかの方策を提案することができ、これらをシーティング指導の際に用いることが、椅子座位時の褥瘡発生を予防することへの一助になることを期待する。しかしながら、実際に椅子座位で褥瘡を発生してしまう高齢者が有している変形は、円背姿勢だけでなく側彎や下肢の屈曲拘縮など様々であるため、全ての高齢者に対してこの提案が適応できるかどうかは不明である。したがって、この方策によって脊柱や下肢の様々な変形や拘縮を持つ高齢者の椅子座位における褥瘡の発生が予防できるか否かの検証を試みたい。さらに、褥瘡は臀部のみならず、ヘッドサポートや背もたれの支持部である外後頭隆起や脊柱後彎頂点部にも生じる可能性がある。また山崎<sup>76)</sup>は、椅子座位時の生体内負荷をシミュレートした研究の中で、椅子ごとに「良い座り方」があると述べていることから、椅子やヘッドサポートなどの形状や材質などの臀部だけでなくその他の部位に対する影響について検討することが今後の課題として残される。

## 引用文献

- 1) 畠中泰司, 大川嗣雄, 伊藤利之: 障害者といす. 理学療法ジャーナル, 24: 805-811, 1990
- 2) 松村明 (監): 大辞泉. 第1版. p.1032, 小学館, 東京, 1995
- 3) 金谷さとみ: 地域における生活機能向上のための理学療法. 理学療法ジャーナル, 38: 529-535, 2004
- 4) Jackson OL.: Therapeutic consideration for the elderly. pp.93-111, Churchill Livingstone, Edinburgh, 1987
- 5) 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ー高齢者向けの座位保持装置ー. 作業療法ジャーナル, 30: 465-472, 1996
- 6) 関口茂久, 岡市広成 (編): 行動の心理学. 第1版. pp.113-140, ブレーン出版, 東京, 1992
- 7) 木之瀬隆: 車椅子での座位姿勢と机上活動ー高齢者の車椅子座位姿勢ー. 作業療法ジャーナル, 28: 175-180, 1994
- 8) 青木主悦: 高齢者のシーティング. 作業療法ジャーナル, 25: 740-744, 1991
- 9) 荒井利春: 環境整備のためのシーティング活用の考え方とその実際. 理学療法, 16: 384-390, 1999
- 10) 木之瀬隆: 座位保持装置の現状と問題点ー特集にあたってー. 日本義肢装具学会誌, 14: 257-259, 1998
- 11) Trefler E., Hobson DA., Taylor SJ., Monahan LC., Shaw CG.: Seating and mobility for person with physical disabilities. pp.3-5, Therapy Skill Builders, Memphis, 1993
- 12) 廣瀬秀行, 木之瀬隆: 高齢者の座位保持装置と問題点. 日本義肢装具学会誌, 14: 285-289, 1998
- 13) 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
- 14) 廣瀬秀行: 褥瘡の予防, 車いすにおける褥瘡予防. MEDICAL REHABILITATION, 75: 21-27, 2007
- 15) Landis EM.: Micro-injection studies of capillary blood pressure in human skin. Heart, 15: 209-228, 1930
- 16) 大力博輝, 藤井幹康, 阿波啓造, 岩壺卓三: 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

- 17) 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
- 18) Bennett L., Kavner D., Lee BK., Trainor FA.: Shear vs pressure as causative factors in skin blood flow occlusion. Arch Phys Med Rehabil, 60: 309-314, 1979
- 19) 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
- 20) 野島雄亮，中野邦彦，高橋誠，岩寄徹治，縄田厚，福島丈晴：褥瘡予防材使用時における生体内部応力の検討. 日本褥瘡学会誌, 7 : 785-791, 2005
- 21) Gilsdorf P., Patterson R., Fisher S., Apple N.: Sitting forces and wheelchair mechanics. J Rehabil Res Dev, 27: 239-246, 1990
- 22) Goossens RHM., Snijders CJ., Holscher TG., Heerens WC., Holman AE.: Shear stress measured on beds and wheelchairs. Scand J Rehab Med, 29: 131-136, 1997
- 23) van Geffen P., Reenalda J., Veltink PH., Koopman BFJM.: Effects of sagittal postural adjustments on seat reaction load. J Biomech, 41: 2237-2245, 2008
- 24) 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
- 25) 高橋誠：生体工学から見た褥瘡発生要因. MEDICAL REHABILITATION, 75 : 1-3, 2007
- 26) Krause JV, Barham JN: 人体運動の基礎力学. 島田孝・他（訳）. pp.361-378, 共同医書出版社，東京，1980
- 27) 上出良一，青木和恵，阿曾洋子，河合俊宏，棚瀬信太郎，杉元雅晴，杉山みち子，館正弘，立花隆夫，東口高志，宮下弘子，渡邊千登世，中條俊夫：日本褥瘡学会で使用する用語の定義・解説－用語集検討委員会報告 2－. 日本褥瘡学会誌, 10 : 162-164, 2008
- 28) 江原義弘，山本澄子：ボディダイナミクス入門，歩き始めと歩行の分析. pp.9-15, 医歯薬出版，東京，2004
- 29) 菊地麻衣子，甲斐裕美子，中井菜美，井上千津子，矢野健二：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
- 30) 大浦武彦：褥瘡対策プロジェクト，最近の褥瘡に対する考え方とリハビリテーション. 理学療法学, 32 : 294-298, 2005
- 31) 小川鑛一：人と物の動きの計測技術－ひずみゲージとその応用－. pp.6-9, 東京電機大学出版社，東京，2002

- 32) Bush TR., Hubbard RP.: Support force measures of midsized men in seated positions. J Biomech Eng, 129: 58-65, 2007
- 33) Hobson DA.: Comparative effects of posture on pressure and shear at the body-seat interface. J Rehabil Res Dev, 29:21-31, 1992
- 34) 廣瀬秀行：高齢座位生活者の褥瘡の特徴とその予防. MEDICAL REHABILITATION, 38 : 48-55 , 2004
- 35) 廣瀬秀行：高齢者のシーティング 2, 褥瘡予防に必要なシーティング. 作業療法ジャーナル, 38 : 968-974, 2004
- 36) 廣瀬秀行：生活支援における理学療法（士）の役割, 移動と生活支援. 理学療法, 21 : 1265-1270, 2004
- 37) 廣瀬秀行：褥瘡最前線, 発生予防のための除圧・減圧の具体策. 総合リハビリテーション, 32 : 523-528, 2004
- 38) Kobara K., Eguchi A., Watanabe S., Ishiura Y., Fujita D., Nishimoto T., Shinkoda K.: 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
- 39) 水上昌文, 居村茂幸, 島田一志, 村木敏明：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
- 40) 藤田大介, 小原謙一, 西本哲也, 江口淳子, 石浦佑一, 福田淳：シーティングに関わる中間ユーザーについての調査研究－理学療法士の意識と行動に着目して－. 川崎医療福祉学会誌, 17 : 395-402, 2008
- 41) Engström B : 基本的なシーティングの原理, エルゴノミック・シーティング. pp.53-95, 桂律也, 山野香 (訳), ラックヘルスケア, 大阪, 2003
- 42) 木村哲彦：手動車いす, 車いす, リハビリテーション機器のチェックポイント, 義肢装具のチェックポイント. 第5版. pp.245-257, 加倉井周一, 青山孝 (編), 医学書院, 東京, 2002
- 43) 竹井仁, 宇佐英幸, 根岸徹, 渡邊修：MRI (磁気共鳴画像) による背臥位での両側股関節屈曲運動の解析－仙腸関節・腰仙関節・腰椎椎間関節の関与について－. 理学療法学, 33 : 363-369, 2006
- 44) 小原謙一, 新小田幸一, 江口淳子, 渡邊進, 藤田大介, 西本哲也：椅子上安楽座位における大腿部の水平面に対する角度が臀部ずれ力と荷重量へ及ぼす影響. 日本義肢装具学会誌, 25 : 108-110, 2009
- 45) 小原謙一, 新小田幸一, 江口淳子, 渡邊進, 藤田大介, 西本哲也：背もたれの高さが

- 安楽座位における臀部ずれ力に及ぼす影響. 理学療法科学, 23 : 403-406, 2008
- 46) 鈴木聖貴, 半田隆志, 古賀洋, 清宮清美, 井上悦男, 杉山真理, 古田大樹, 森田智之, 浅沼満, 廣瀬秀行 : ISO16840-1 に基づいた座位姿勢計測の基礎と実際. 第3回日本シーティングシンポジウム論文集 : 30-35, 2007
- 47) Cooper RA.: 車いすのヒューマンデザイン. 田中理, 大鍋寿一 (監訳), pp.145-160, 医学書院, 東京, 2000
- 48) 小原謙一, 江口淳子, 藤田大介, 西本哲也, 石浦佑一, 渡邊進 : 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
- 49) 佐伯満, 繁成剛, 太田詩子 : Seating のプラクティカルガイド, 適合判定・フォローアップのポイント. 臨床リハ, 8 : 1152-1158, 1999
- 50) 木之瀬隆 : 高齢者のシーティング 1, 車椅子シーティングと座位分類による対応. 作業療法ジャーナル, 38 : 858-865, 2004
- 51) 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩 : 臨床運動学. 第3版. pp.407-417, 医歯薬出版, 東京, 2002
- 52) 江原義弘, 山本澄子 : ボディダイナミクス入門, 歩き始めと歩行の分析. pp.9-15, 医歯薬出版, 東京, 2004
- 53) 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩 : 基礎運動学, 第6版. pp.332-336, 医歯薬出版, 東京, 2003
- 54) Winter DA.: Biomechanics and motor control of human movement. 3rd ed. pp.63-64, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, 2004
- 55) 久保裕子, 山口光國, 大野範夫, 福井勉 : 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
- 56) 小原謙一, 新小田幸一, 渡邊進, 江口淳子, 藤田大介, 西本哲也 : ヘッドサポートと頭頸部角度が椅子上安楽座位における臀部ずれ力に及ぼす影響. 理学療法科学, 24 : 669-673, 2009
- 57) 水上昌文 : 脊髄損傷者における座圧分布—座面傾斜の影響について—. 理学療法学, 20 : 371-375, 1993
- 58) 工藤俊輔, 大澤輪樹彦, 靱山日出樹, 若山佐一, 金城正治, 石川隆志 : 車いす座圧分布に及ぼす臀部脂肪量と座位姿勢・クッションの影響. 秋田大学医療技術短期大学部紀要, 8 : 67-73, 2000
- 59) 小山秀紀, 野呂影勇, 大津慶子 : 椅子の傾斜角度の違いによる座位姿勢の評価. 人間工学, 36 (特別号) : 572-573, 2000
- 60) Moes CCM.: Variation in sitting pressure distribution and location of the points of maximum pressure with rotation of the pelvis, gender and body characteristic. Ergonomics, 50: 536-561,

2007

- 61) 栗原トヨ子, 木乃瀬隆, 大津慶子, 奥山則子, 酒井蓉子: 車いす使用高齢者の座位能力と褥瘡発生の関連. 東京保健科学学会誌, 5: 258-262, 2003
- 62) Hallensborg SC.: Wheelchair needs of the disabled, Therapeutic Considerations for the Elderly. pp.93-111, Churchill Livingstone, Edinburgh, 1987
- 63) 有田親史, 小林郁雄: 老人の脊柱変形の分析. 臨床整形外科, 15: 115-122, 1980
- 64) 安藤正明: 農村部における高齢者の腰痛と姿勢. 別冊整形外科, 12: 14-17, 1987
- 65) 大坪良: 腰曲がり疾患の臨床的考察, 整形外科, 16: 1033-1038, 1965
- 66) 中原和美: 高齢者の円背が車椅子適合状況に与える影響. 帝京大学福岡医療技術学部紀要, 2: 27-32, 2007
- 67) 横田剛, 山本泰子: 普及型車椅子のシーティング～高齢障害者に対して～. 新潟厚生連医誌, 11: 102-105, 2000
- 68) 廣瀬秀行, 大山秀己: 高齢障害者のためのいす寸法等に関する基礎的検討. 国立身障者リハビリテーションセンター研究所紀要, 15: 1-6, 1994
- 69) Milne JS., Lauder IJ.: Age effects in kyphosis and lordosis in adult. Ann Hum Biol, 1: 327-337, 1974
- 70) 寺垣康裕, 新谷和文, 末木恒治, 入内島弘太, 山内順子, 臼田滋: 脊柱後彎評価を目的とした座位円背指数計測の信頼性と妥当性. 理学療法科学, 19: 137-140, 2004
- 71) Kobara K., Eguchi A., Watanabe S., Shinkoda K.: The influence of distance between the backrest of a chair and the position of the pelvis on maximum pressure of the ischium and estimated shear force. Disabil Rehabil Assist Technol, 3: 285-291, 2008
- 72) 小原謙一, 新小田幸一, 江口淳子, 渡邊進, 藤田大介, 西本哲也: 普通型車いすシートのためが臀部ずれ力推定値に与える影響. 広島大学保健学ジャーナル, 7: 59-65, 2008
- 73) 谷口昇, 井尻幸成, 松永俊二, 領木良弘, 米和徳, 小宮節郎: 高齢者の Sagittal Spinal Alignment について. 整外と災外, 49: 682-684, 2000
- 74) 植松光俊, 中川晃秀, 西田宗幹, 澤田怜子, 江西一成, 塩中雅博, 久保田章仁, 井上和久, 丸岡弘, 原和彦, 藤縄理, 中山彰一, 溝呂木忠, 江原皓吉, 細田多穂: 高齢者における車いす処方値特性. 埼玉県立大学紀要, 2: 141-144, 2000
- 75) Hogan DB.: Idiopathic gait disorder of the elderly. Clin Rehabil, 1: 17-22, 1987
- 76) 山崎信寿: 椅子の座り心地に対する生体力学的評価 (2部 筋・関節・運動). バイオメカニズム, 9: 151-162, 1988

## 本論文に関する研究業績

- 1) 第1章, 第1節: 小原謙一, 新小田幸一, 江口淳子, 渡邊進, 藤田大介, 西本哲也:  
背もたれの高さが安楽座位における臀部ずれ力に及ぼす影響. 理学療法科学, 23: 403-406,  
2008
- 2) 第1章, 第2節: 小原謙一, 新小田幸一, 江口淳子, 渡邊進, 藤田大介, 西本哲也:  
椅子上安楽座位における大腿部の水平面に対する角度が臀部ずれ力と荷重量へ及ぼす影  
響. 日本義肢装具学会誌, 25: 108-110, 2009
- 3) 第1章, 第3節: 小原謙一, 新小田幸一, 渡邊進, 江口淳子, 藤田大介, 西本哲也:  
ヘッドサポートと頭頸部角度が椅子上安楽座位における臀部ずれ力に及ぼす影響. 理学療  
法科学, 24: 669-673, 2009
- 4) 第2章: 小原謙一, 江口淳子, 藤田大介, 西本哲也, 石浦佑一, 渡邊進: 椅子上安楽  
座位におけるずれ力発生メカニズム—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
- 5) 第3章: Kobara K., Eguchi A., Watanabe S., Ishiura Y., Fujita D., Nishimoto T., Shinkoda K.:  
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
- 6) 第4章, 第1節: Kobara K., Eguchi A., Watanabe S., Shinkoda K.: The influence of distance  
between the backrest of a chair and the position of the pelvis on maximum pressure of the  
ischium and estimated shear force. Disabil Rehabil Assist Technol, 3: 285-291, 2008
- 7) 第4章, 第2節: 小原謙一, 江口淳子, 渡邊進, 藤田大介, 西本哲也, 新小田幸一: 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. 広島大学保健学ジャーナル,  
7: 59-65, 2008



## 謝辞

本研究の遂行に関して、指導教官として終始親身な御指導と御鞭撻を頂いた広島大学大学院保健学研究科 新小田幸一教授に心より感謝を申し上げます。また、本論文の審査過程において数々の御指導と御助言を賜りました同研究科 岡村仁教授，小野ミツ教授，浦邊幸夫教授，出家正隆教授，藤村昌彦講師に深謝申し上げます。

そして、筆者の大学院進学を後押しして頂き、本研究の計画段階から有益な御助言を頂いた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 渡邊進教授をはじめとした同学科の先生方に厚く御礼申し上げます。その中でも特に江口淳子講師（現 福岡リハビリテーション専門学校理学療法学科専任講師）には研究遂行にあたり、日頃より有益な御討論御助言を頂きました。心よりの感謝を申し上げます。

最後に、3年間の大学院生活において、私を支え続けてくれた新小田研究室ならびに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の教職員の皆様，そして被験者等で御協力頂いた学生諸君に感謝いたします。ありがとうございました。

なお、本研究の一部は川崎医療福祉大学平成18年度医療福祉研究費（主任研究者：藤田大介）の助成を受けて行われた。

# 参考論文