

博士学位論文

簡易型移乗機器による要介護者
負担軽減に関する研究

A study on burden reduction of people in need
of nursing care using a simple lifting device

平成 26 年 12 月

指導教員 高田 一 教授

横浜国立大学大学院工学府 システム統合工学専攻

機械システム工学コース

11SB191 李 爽

目次

第1章 序論	1
1.1 研究背景	2
1.2 既存移乗支援機器	6
1.3 先行研究	10
1.4 研究目的	13
1.5 本論文の構成	14
第2章 実験	15
2.1 はじめに	16
2.2 実験目的	17
2.3 実験条件	18
2.4 実験手順	25
2.5 実験内容	27
第3章 実験結果と考察	31
3.1 はじめに	32
3.2 移乗機器の支柱長さの調節	33
3.3 実験計測データの処理方法	36
3.4 実験1：膝部支持部の角度による影響	41

3.5 実験 2 : 膝部支持部の水平位置及び支柱長さによる影響	42
3.6 実験 3 : 胸部支持部の角度による影響	70
3.7 実験 4 : 胸部支持部を意識して抱えたことによる影響	74
3.8 実験 5 : 人力とモータによる引っ張り実験	75
3.9 他の移乗機器との比較	77
3.10 まとめ	78
第 4 章 シミュレーション	92
4.1 はじめに	94
4.2 シミュレーションモデルの概要	95
4.3 移乗過程の人体リンクモデルの座標の計算	102
4.4 移乗過程における人体リンクモデルの各部に働く力の解析	115
4.5 パラメータの整理	127
4.6 移乗機器可調節部位のパラメータの設定範囲	129
第 5 章 移乗機器シミュレーションと実験との比較・検証	133
5.1 はじめに	134
5.2 移乗機器の可調整部位の影響に関するシミュレーションおよび実験結果との比較	135
5.3 臀部の離座状態を考慮したシミュレーション解析(支持支柱長さによる影響)	140
5.4 実験 1 の結果との比較(膝部支持部の角度による影響)	152
5.5 実験 2 の結果との比較(膝部支持部の水平位置による影響)	155
5.6 実験 3 の結果との比較(胸部支持部の角度による影響)	158

第6章 結論	160
6.1 結論	161
6.2 今後の展望	162
参考論文	163
謝辞	171

第 1 章

序 論

1.1 研究背景	2
1.2 既存移乗支援機器	6
1.3 先行研究	10
1.4 研究目的	13
1.5 本論文の構成	14

1.1 研究背景

先進国では高齢化が急速に進んでいる。国連統計によると、先進国の高齢化率(65歳以上の人口割合)は2010年時点で平均15.9%に達している⁽¹⁾。中でも日本の高齢化率¹は23.0%と世界最高である⁽¹⁾。総務省は2014年4月15日に、平成25(2013)年10月1日現在の日本の65歳以上の高齢者の割合は25.1%となり、初めて総人口の25%を超えた⁽²⁾と発表した。Fig.1-1は内閣府が発表した平成25年度版高齢社会白書における高齢化の推移と将来の推計について示したグラフである⁽¹⁾。Fig.1-1によれば、平成72(2060)年には、2.5人に1人が65歳以上、4人に1人が75歳以上の社会になると予想されている。高齢社会が進むとともに、病院、老人ホーム、各家庭などにおける介護サービスの需要は確実に増加している。厚生労働省の推計では、虚弱の高齢者、要介護の認知症高齢者、寝たきりの高齢者数の合計は、2025年には520万人に達するといわれている⁽³⁾。

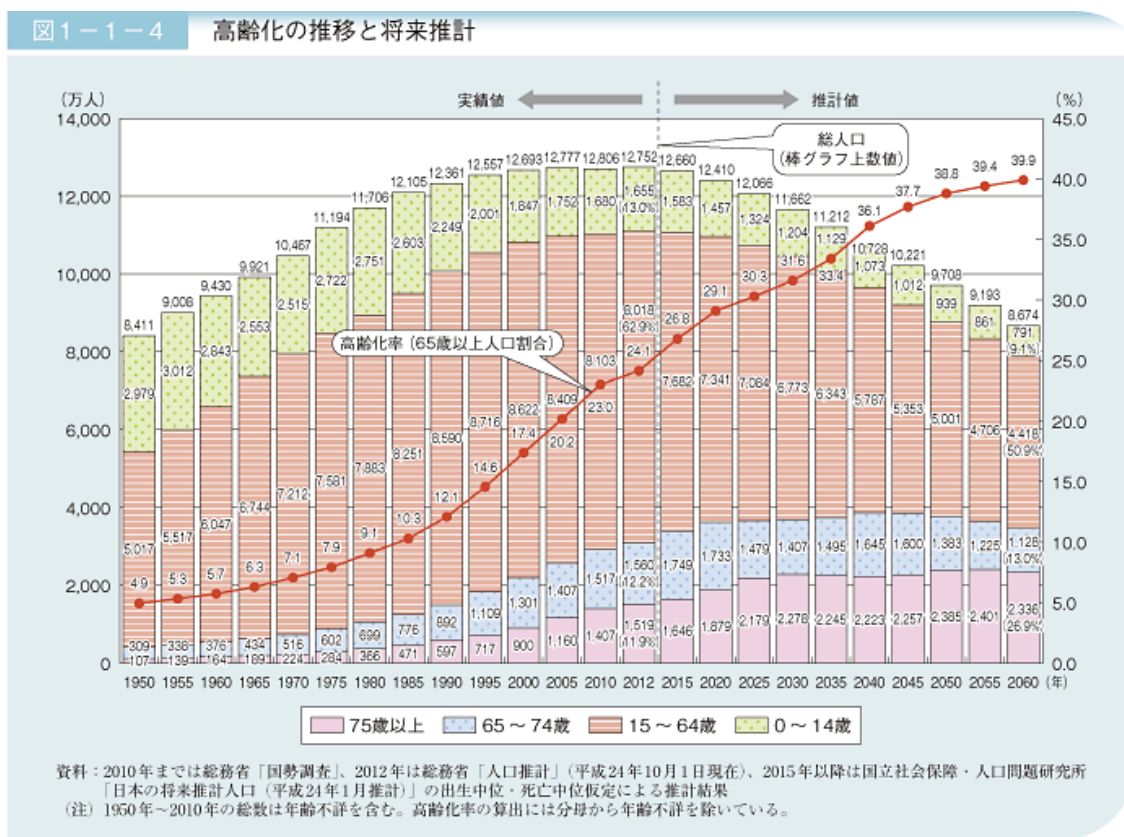


Fig.1-1 高齢化の推移と将来推計(平成25年度版高齢社会白書より引用⁽¹⁾)

¹ 総人口に占める65歳以上人口の割合。この値が21%を超えると「超高齢社会」とされる。

高齢化社会²が進行していく中で、介護サービス従事者の役割はますます重要になっていくと考えられる。厚生労働省の「職場における腰痛発生状況の分析について」(2008年)⁽⁴⁾によると、特別養護老人ホームなどを含む社会福祉施設では、腰痛発生件数が多く、その数は腰痛多発業種である保健衛生業のなかでも 697 件中 407 件を占めていた。さらに、岩切らの調査⁽⁵⁾においても、腰部負担は入浴負担、オムツ交換、移乗介助で高い結果となった。介護職場により介助内容の負担度は異なるかもしれないが、概して入浴介助、オムツ交換、排泄介助、移乗介助は、腰痛を引き起こす主な原因と示唆される^{(6)~(8)}。その中でも移乗介助は、食事、排泄、入浴などに伴って比較的頻繁に行われ、また要介護者を抱え上げるといった過度の腰部負担を生じさせることから、特に負担の大きな作業となっている。

Fig.1-2 に示されるように、介護現場の移乗作業について、移乗元・移乗先の作業シーン、単独・共同作業別に見ると、224 件中一番多いのはベッドから車いすへの移乗での単独作業であった。次に多いのは車いすからベッドへの移乗であるので、ベッドと車いすの間の移乗が 43.3%を占める⁽⁹⁾。すなわち、通常介護者が一人で利用者を頻繁に抱えあげるとは、腰椎及び周辺の筋群に強い負荷がかかり、急性腰痛発生の引き金となる^{(10)~(12)}。

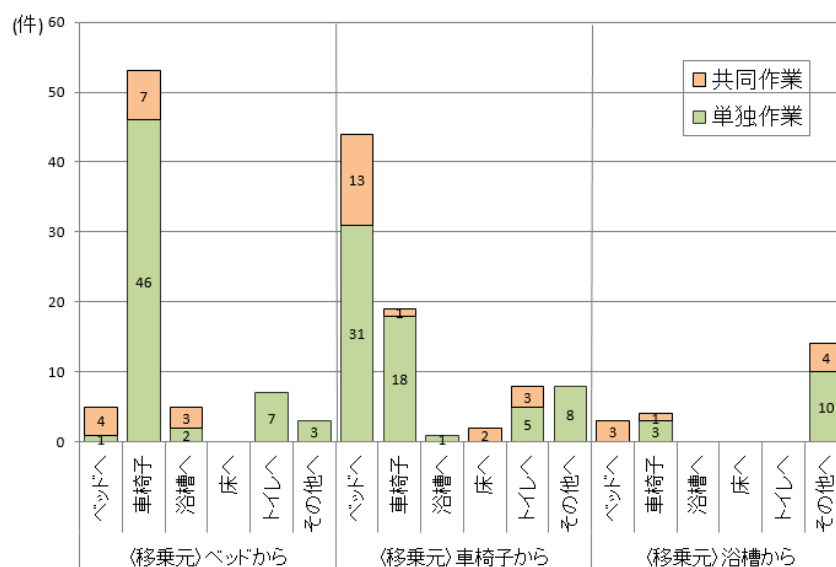


Fig.1-2 移乗作業における移乗元・移乗先作業シーン別、単独・共同作業別腰痛発生状況(n=224)

出所：「職場における腰痛予防対策指針の改訂及びその普及に関する検討会報告書 (平成 25 年 6 月)図表 11⁽⁹⁾」より作成

² 国連は、老年人口割合 7%に達した社会を「高齢化社会」、14%に達した社会を「高齢社会」としている。

また、平成 24 年度介護労働実態調査によると、介護職の男女比率は、全体の約 80% が女性⁽¹³⁾であり、現場での作業頻度が高い移乗介助は女性の介護職員にとっても大きな負担であるので、早急な介護労働状況の整備、向上が必要である。

移乗介助動作については、右麻痺の対象者のベッドから車いすへの移乗⁽¹⁴⁾を例として説明する。Fig.1-3 のように、移乗過程を以下の 5 つの動作に分けて行う^{(15) ~ (18)}。

1. 介助者は対象者の麻痺側に立つ(Fig.1-3 の①)。
2. 対象者は健常側の手で、ベッドから遠い側の車いすの肘かけを握る(Fig.1-3 の②)。
3. 対象者は体を軽く前へ傾けるようにし、腰が浮いたら介助者は対象者を引き起こす(Fig.1-3 の③)。
4. 対象者の立ちあがった姿勢が安定してから、健常側を軸にして体を回転させる(Fig.1-3 の④)。
5. 車いすに臀部が向くまで回したら、対象者はゆっくりと上体を前に傾けて腰を下ろす(Fig.1-3 の⑤)。



Fig.1-3 移乗介助動作の説明（右麻痺の場合）⁽⁹⁾

移乗過程では、抱上げに加え、腰のひねり、前かがみ・中腰といった不自然な姿勢が生じ、腰部に強い負荷がかかる^{(19)~(22)}。そこで、厚生労働省は、平成25年6月に「職場における腰痛予防対策指針」を改訂し、「全介助の必要な対象者には、リフト等を積極的に使用することとし、原則として人力による抱上げは行わせない」⁽²³⁾ことが新たに明記された。この現状を改善するためには、在宅介護に限らず介護施設でも利用できるような汎用性の高い移乗機器が必要であると考えられる^{(24)~(26)}。

一方では、欧米諸国では既に2003年から腰痛予防対策として、要介護者の状況に応じた移乗作業の人数や介助機器の種類などを明記している（米国 OSHA（労働安全衛生庁）「Guidelines for Nursing Homes」, 2003⁽²⁷⁾）。また、米国 NIOSH（国立労働安全衛生研究所）⁽²⁸⁾や英国 HSE（安全衛生庁）⁽²⁹⁾は共にガイドラインを出版し、介護者における腰痛職業病を予防するためには、介助機器を積極的に利用することを提唱した。その結果、Garg A ら、Engst C らの研究報告^{(30) (31)}の報告によると、介護機器の導入で腰痛発生件数や労災補償額を減らしたということである。しかしながら、介助用リフトに関しては実際の介護現場では、高価であることや吊りあげられることへの精神的な抵抗、使用環境が屋内に制限されることなどが問題となる^{(32)~(34)}。

したがって、介護現場に移乗介助機器を導入する前には、欧米の状況を参考に、販売されている様々な移乗機器の利点や欠点、利用状況などを考察する必要があると考えられる。

1.2 既存移乗支援機器

介護現場には随所にさまざまな移乗場面が存在し、日々繰り返し行われているので、移乗が負担をかけるのは、介護職員だけではない。また、力任せの移乗や無理な体勢からの移乗は、要介護者に対しても精神的な不安や苦痛を与えてしまう場合があり、さらに転倒事故につながる危険性もある^{(35) (36)}。そのため、介護者と要介護者双方が安心してかつ安全に移乗するためには、介助器具の導入が効果的である。現在、介護用ベッドからの移乗支援機器については、要介護者の状況によって主に「立位移乗」、「座位移乗」、「リフト移乗」の3つの種類に分けられる⁽³⁷⁾。また、近年のロボット技術の発展とともに、ロボット機器の介護分野への導入が始まった^{(38) (39)}。さらに、「愛移乗くん」(株式会社 アートプラン)、「移乗介助サポートロボット」(富士機械製造株式会社)などの移乗介助ロボット機器が既に販売されている。

1) 移乗を介助する移乗支援機器

立位移乗の状態で紹介する移乗器具は、利用者が支持物を使えば立ち上がることはできる、立位の保持に不安がある、方向転換の際にふらつきやすい、という場合である⁽³⁶⁾。例えば、介助バー(Fig.1-4(a)⁽⁴⁰⁾)は、介護用のベッドにしっかりと固定することで、移乗時に動作の支持部として、利用者が握り、ベッドから車いすまで移乗できる。さらに、残存している身体能力をできるだけ生かすことに役立つ。

介助ベルト(Fig.1-4(b)⁽⁴¹⁾)は、特に麻痺がある要介護者の介助に適している。人手で抱上げることで、ある程度要介護者への負担を軽減できるが、ベルトを用いた介助動作について習得する必要がある、また腰痛のリスクもまだ存在している^{(42)~(44)}。



(a) 介助バー
(パラマウントベッド
株式会社)

(b) 介助ベルト
(パラマウントベッド
株式会社)

(c) 立位移乗器
左:(近鉄スマイル
サプライ株式会社) 右:(株式会社
ハーツエイコー)

Fig.1-4 立位移乗の介助器具

立位移乗器具(Fig.1-4(c))は要介護者が乗った状態で短距離の移動が可能であり、起立姿勢を保つ訓練の役割も果たす。現在、市場で多くの種類の立位移乗支援機器が販売されているが、介護者の負担を減らすことはできても、要介護者にとっては苦痛感、不安感があるという理由であまり受け入れられていない。例えば、近鉄スマイルサプライのスカイリフト(Fig.1-4(c)左図)⁽⁴⁵⁾は、立位のまま移動でき、操作はハンドスイッチだけで昇降可能である。吊り具を用いると下着の着脱の介助がしやすくなるので、トイレでの排泄介助も容易にできるが、移乗する前の準備に手間がかかるのがデメリットである。一方で、小型移乗器の「こまわりさん」(Fig.1-4(c)右図)⁽⁴⁶⁾はサドル部を傾けて要介護者の腹部にあてがい、ペダルを踏んで身体を持ち上げ回転させて移乗するというものである。これは労力を使わず手軽に動かせるうえ、移乗介護の時間もあまりかからないが⁽⁴³⁾、介護者は要介護者の身体を支持する必要がある、また、要介護者は座位時に前傾姿勢ができることが条件であるなど使用に制約がある。さらに、移乗姿勢が要介護者の腹部で体重を支えた状態になり、頭部が完全に下方向に向いてしまうので、要介護者に大きな精神的負担を強いることになると考えられる。

2) 座位移乗を介助する移乗支援機器

座位移乗を介助する支援機器としてスライディングボードがあり、立ち上がり動作が困難で、お尻歩きが少しずつしかできない要介護者でも、座ったまま移乗可能である⁽⁴⁶⁾。立ち座り時の上下動作や方向転換をする必要がなく、Fig.1-5のように、スライディングボードをベッドと車いすの間に渡し、尻を乗せて移乗先へすべらせるので、転倒事故を未然に防ぐ効果がある⁽⁴⁷⁾。但し、アームレストの取り外し可能な車いすが必要であり、一人での移乗には慣れが必要である。また、動きが不安定な場合には介助者の見守りも必要となる⁽⁴⁸⁾。



Fig.1-5 座位移乗の介助器具(株式会社モリトー)

3) リフト移乗

リフト移乗器具は主に据置式リフト、床走行式リフト、固定式リフトに分けることができる(Fig.1-6)⁽⁴⁹⁾。主に寝たきりの要介護者に対して利用し⁽⁴⁶⁾、介護者の肉体的な負担をかなり軽減することができる。利用者の状況によって、頭部の支持ができる吊り具を選択したり、股関節や膝の拘縮の状態などを考慮して適切な吊り具を選択したりできるが、装置が大型であるため、リフトを利用するスペースがない場合は、家屋の改造が必要であること、高価であること、準備や後片付けに手間がかかり作業効率が悪いこと、要介護者に落下の危険性を感じさせることなどから余り普及していないのが現状である^{(50)~(54)}。



(a) 据置式リフト

(b) 床走行式リフト

(c) 固定式リフト

Fig.1-6 リフト移乗の介助器具(フランスベッド株式会社)

4) 移乗介助ロボット機器

現在、ロボット技術は既に介護分野で活用されており、移乗介助用のロボット機器も開発、販売されている。例えば、要介護者を直接移乗介護するロボットや介護者の身体に装着して負荷を軽減するパワーアシストスーツが挙げられる。

Fig.1-7(a)のトヨタの移乗ケアアシスト⁽⁵⁵⁾は、要介護者の体幹をホールドし、介護者が人手で通常行っているのと同様の抱上げ動作より、下肢不便な要介護者を抱上げることができる⁽⁵⁶⁾。

パワーアシストスーツとして(b)のHAL(CYBERDYNE株式会社)⁽⁵⁷⁾は介護者の腰と大腿に装置するロボットが開発されている。介護者が抱上げ動作時の腰にかかる負荷を軽減することで、腰痛になるリスクを減らすことができる^{(58) (59)}。

(c)のRIBA(理研-東海ゴム工業株式会社)⁽⁶⁰⁾は触覚情報を利用しており、要介護者の位置や姿勢、環境の変化に柔軟に対応することができるロボットである^{(61) (62)}。

これらの介護ロボットによる抱上げで、介護の労力を大幅に軽減することができる。一方で、Fig.1-7の(a)と(c)は介護される側の表情や心の動き、不安などの感情を考慮した介護ができない。さらに、機械の安全性をどこまで信用できるかなど、機械に対する

抵抗感を持つ要介護者が少なからずいると考えられる。また、(b) は定期的なメンテナンスが必要であることや費用の負担が大きいことなどから、普及していないと考えられる。



(a) 移乗ケアアシスト
(トヨタ自動車株式)



(b) ロボットスーツ HAL
(CYBERDYNE 株式会社)



(c) RIBA
(理研-東海ゴム人間
共存ロボット)

Fig.1-7 移乗介助ロボット機器

1.3 先行研究

高齢者介護施設における移乗支援機器の使用状況とその問題点については、岩切ら⁽⁶³⁾の調査では介護者の腰痛の訴えが多く、移乗介助または移乗を伴う作業において腰部負担が高かった。しかし、リフトやスライディングボードなどの移乗支援機器の使用割合は低かった。一方、介護動作の教育や訓練については、約9割の者が受講していたと報告している。現状では、既に様々な移乗支援機器が販売されているが、実際の介護現場でより使い勝手が良い製品が必要と考えられる。すなわち、短時間に大勢の人数を移乗させる必要のある介護施設においては、構造が簡単で、介護者、要介護者双方が容易に使用でき、安価である製品の開発がきわめて重要である。そこで本研究室では、先行研究として簡易型移乗支援装置の開発を行っている。

試作機Ⅰは Fig.1-8 のように木製であり、可動台座、支持支柱、臀部支持部、上体支持部から構成されている。移乗する際には、臀部支持部を要介護者の股に挿入し、両腕を上体支持部の上に乗せ、胸部を上体支持部に当たるようにする。介護者が支持支柱を引くことで、移動台座に設置している軸受を回転中心として支持支柱が介護者側に傾き、上体支持部と臀部支持部で脚力のない要介護者の荷重を分散して支持し、持ち上げることができる。試作機Ⅰによる移乗は成功したが、臀部支持部を要介護者の股に挿入することが、要介護者に不快感をもたらす点が課題である。また、挿入時の敷布団や服などの巻き込みにより挿入が難しくなったり、場合によっては要介護者の皮膚を傷めることになる可能性が高いと考えられる⁽⁶⁴⁾⁽⁶⁵⁾。



Fig.1-8 試作機Ⅰの構成及び移乗姿勢

以上のことから、試作機Ⅰを評価すると、以下のメリット及びデメリットが得られた。

メリット：

- 上体支持部、臀部支持部により支持荷重の分散と姿勢の安定を図ったこと。

デメリット：

- 臀部支持部の挿入は被介護者に不快感をもたらすこと。
- 服などの巻き込みに注意しないと、被介護者の皮膚を傷めることになる可能性が高いこと。

以上の点から試作機Ⅱの開発についてのコンセプトを以下のように定めた。

- 要介護者の臀部を支持せず、移乗のための特別な器具の着脱を行わず移乗する。
- 介護者が中腰、前傾姿勢、腰のねじり動作をせずに移乗が可能である。
- 動力を必要としない。

装置設計は、人体寸法統計（通商産業省工業技術院くらしと JIS センターが出版する「日本人人体寸法データベース」を参照）から 60 歳以上の高齢者の身体データに基づき設計を行った。試作機Ⅱの設計では、移乗機の支持部の設置位置を考慮する上で、できるだけ様々な体格の要介護者が利用できるように、胸部支持部の高さや膝部支持部の位置などの移乗装置のパラメータの最小値を人体寸法統計の高齢女性の 5 パーセント値、最大値を高齢男性の 95 パーセント値として可調節式を設計した。

Fig.1-9 の(a)のように、試作機Ⅱは可動台座、支持支柱、臀部支持部、胸部支持部、膝部支持部の構成である。試作機Ⅰから臀部支持部を撤去し、膝部支持部を新たに設けた。移乗は (b)のように、脇部支持部と胸部支持部で要介護者の上半身を支持しながら、膝部支持部により膝の前方移動を防ぐことで、要介護者の体重を分散して支持する。介護者が操作ハンドルを引くと支持支柱が手前に回転し、要介護者が抱抱えられた姿勢のまま持ち上がる。持ち上がったから、介護者が可動台座のロックを外して、要介護者をそのままの状態ですすまで移動する。また、支持支柱には、移乗時に傾斜が急激に変化するのを防止するために、支持支柱部分と可動台座の間にダンパーを設置している。

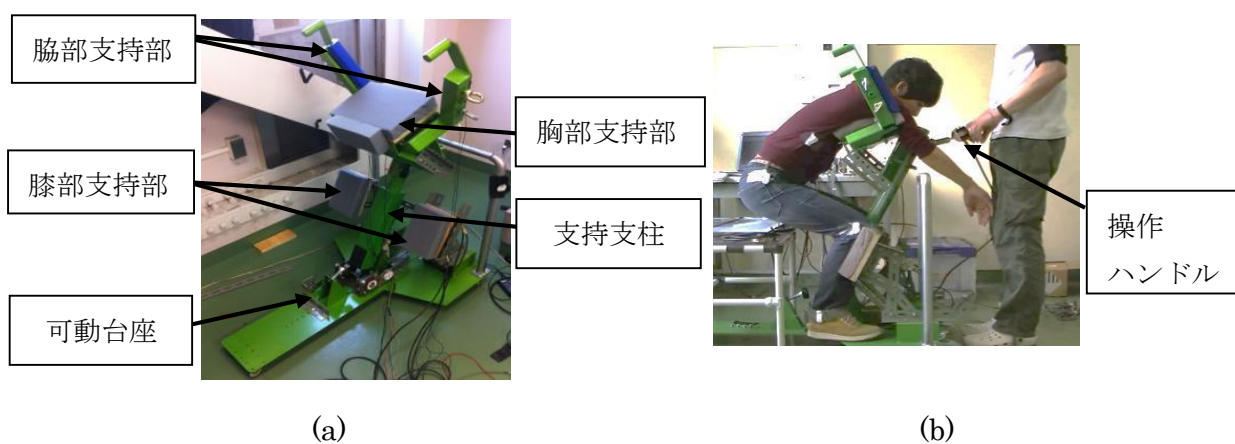


Fig.1-9 移乗機器Ⅱの構成及び移乗姿勢

移乗機器Ⅱを用いた移乗過程で

- ・介護者への負担がどのくらいまで軽減できるか
- ・どの程度の荷重が各支持部にかかっているか
- ・被験者の体格に対して、各支持部の配置をどのようにすれば移乗が快適か

についてそれぞれ実験及び主観調査を行っている。

実験方法は、身長 167～182cm の 7 名の健全な男子学生を被験者として移乗介護動作を模擬し、膝部支持部の位置、胸部支持部の高さを取付角の 3 つをパラメータとして実験を行った。ここで、被験者の身長を高齢者に換算した。高齢者の男女の身長に被験者の換算した身長を近づけるために、例えば 167cm の被験者身長を女性高齢者の平均身長 148cm を基準とした比率 ($148/167=0.89$) で、各実験パラメータを割って解析した。

実験結果を以下のように纏めた。

1. 移乗に必要な介護者の引っ張力は最大 155.5N であり、要介護者の体重の 19% に相当する。
2. 移乗に伴う最大支持荷重は、体重に対する割合とした場合、胸部：35.3%、腕部：9.8%程度、膝部：12.5%となった。
3. 胸荷重に大きな影響を与える要因は胸部支持部角度(胸部支持部が鉛直方向に対する角度)であり、支持面が水平に近づくほど荷重が増す。また膝部支持部を膝から離れた位置に設置することでも荷重が増加する。
4. 胸部支持部角度が大きいと要介護者は胸部支持部を低く感じ、胸部支持部が低くかつ胸部支持部角度が大きい条件の場合では、胸角度が小さすぎて違和感があると考えられ、この 2 つの条件は避けるべきである。

主観評価アンケートの結果は、主に以下のとおりである。

1. 胸下方から腹部にかけて圧迫感があると答えた被験者があり、胸部荷重を大きくする要因となる条件は避けるべきである。
2. 膝、腰の痛みは過半数の被験者が全く感じないと回答し、本装置は膝、腰に優しく、膝の荷重負担は大きくても良いと考えられ、この 2 つの条件はあまり考慮する必要はない。

上記の結果から本移乗支援装置の有用性・改良の方針が示され、今後の改良により実際の介護現場に普及する性能を有する可能性が示された。

1.4 研究目的

現在、介護者の要介護度と介護状況に応じた様々な移乗機器が開発されている。しかし、例えばリフト移乗器具は介護者の腰への負担を減らすことが可能であるが、装置が大型で家屋の改修が必要であることや高価であること、手間がかかることなどの理由で、ほとんど普及していないのが現状である。したがって、本研究では、介護者と要介護者の双方の負担を減少することが可能であり、かつ構造が簡単で、動力や電源が不要、軽量・小型である移乗機器の開発を目指す。

先行研究で試作機を開発したが、利用の際に脇と胸に少し苦痛感が発生している。また、利用する際に個人による移乗姿勢の差があり、場合によっては支持支柱が停止する位置の時に、被験者がずり落ちてしまう問題があった。

そこで、本研究では、移乗機器の各可調整部位を変えて実験することを通して、介護者・要介護者への負担がどのように変化するかを明らかにする。また、移乗支援機器モデル及び人体モデルを作成し、移乗動作のシミュレーションを行う。その結果を実験結果と比較することで、利用者によって最適な使用構成を提案することが可能なシミュレーションシステムを開発することを目的とする。

具体的には、初めに移乗機器の試作機Ⅱを用いて、支持支柱の長さ、胸部支持部の角度、膝部支持部の位置・角度を変えて実験を行い、移乗挙動と介護者の引っ張り力、要介護者の各身体部位にかかる力を計測し、考察を行う。

次に人体リンクモデル及び移乗機器モデルを作成し、移乗過程の支柱角度に対する人体リンクモデルの位置、人体モデルの体の各部位に働く力を求めるシミュレーションを行う。移乗機器の各部の設定値を変えて行ったシミュレーション結果と実験結果との関係を考察する。

本研究の成果によって、移乗介護時において介護者の腰の負担を軽減しながら簡単に使用でき、かつ要介護者の身体に対する負担軽減を同時に実現する簡易型移乗機器の開発が期待できる。

1.5 本論文の構成

本論文の構成を以下に示す.

第1章は, 序論として, 研究背景について述べ, 既存移乗支援装置の種類, 利用者, メリット, デメリットを紹介し, 先行研究として当研究室の開発した簡易型移乗支援装置を説明し, 研究目的を記述する.

第2章は, 本研究の移乗支援機器の試作機を利用する時に, 介護者にとって負担をどれくらいほど減少できるか, 要介護者にとって, 身体の各部位にどのくらいの力を受けるか, また, 移乗支援機器の各支持部の位置・角度を変えて, 介護者・要介護者にどんな影響を与えるか, 実験で検証する. 本章で用いた実験システム, 各装置の仕様, 及び実験方法について述べる.

第3章は, 被験者の寸法により, 移乗支援装置の支持支柱の長さ, 胸部支持部の角度, 膝部支持部の位置と角度を変えて計測した結果を示す. また, 実験結果に基づき, 所要の引っ張り力, 被験者への負担を減少するために, 可調節型の支持部の位置や角度などをどのように調整するかを明らかにし, 今後の改善点について考察する.

第4章は, コンピュータ上で高齢者の寸法により, 人体リンクモデルと簡易型移乗支援装置モデルを作成し, 移乗支援装置を用いた過程で支持支柱が回転すると同時に, 人体モデルの変化と各部位にかかる抗力, 摩擦力のシミュレーション方法について記述する. また, 実験で変えた移乗機器に関する各パラメータに値を与え, シミュレーションを行った結果を考察する.

第5章は, 実験結果とシミュレーション結果を比較して, 簡易型移乗機器の設計への有効性を検証する.

第6章は, 本研究で得られた結論と, 今後の展望を述べる.

第 2 章 実 験

2.1 はじめに.....	16
2.2 実験目的.....	17
2.3 実験条件.....	18
2.3.1 実験環境設定.....	18
2.3.2 測定項目.....	18
2.3.3 実験装置.....	19
2.4 実験手順.....	25
2.5 実験内容.....	27

2.1 はじめに

本章では、実験目的及び本研究で用いた実験装置、測定項目、実験の手順についての説明を行う。

実験では各部に計測センサーを新たに設置した試作機Ⅱを用い、被験者の体格に応じて移乗機器の支持支柱の長さを調節した後、移乗機器の可調節部分をパラメータとした実験により、介護者・要介護者への負担を比較する。具体的には、脚力のない高齢者の使用を想定するため、実験時に被験者の足が床に着かないように実施し、まず、膝部支持部の角度の設置について考察する。次に、移乗機器の支柱の長さ、膝部支持部の位置、胸部支持部の角度をそれぞれ 3 水準で行った実験結果の比較と被験者の主観的評価により、各被験者の最適な装置の可調節部分の設定について解析した。

2.2 実験目的

現在、日本で販売されている移乗支援機器は、実際の介護現場であまり普及していない。その理由としては、高価であること、手間がかかること、装置が大型で部屋の改修が必要であること、要介護者に機器への抵抗感があることなどが挙げられている。

先行研究で開発した試作機は、介護者、要介護者双方への負担について考慮すれば、介護者への負担はかなり減少することができるが、準備における手間がかかったり、コストが増加したりする。一方、要介護者に対しては移乗過程での介護動作において不安感、苦痛感などを与えてしまう⁽⁶⁶⁾ ⁽⁶⁷⁾。したがって、介護者への負担の減少を目指すと同時に、要介護者への負担も考えなければならない。

そのため、本研究では移乗支援機器の試作機を利用する時の介護者負担をどれ程減少できるか、また要介護者の身体各部位への負担について、移乗支援機器の可調節部位を変えた時に、どのような影響を与えるかを実験で検証する。

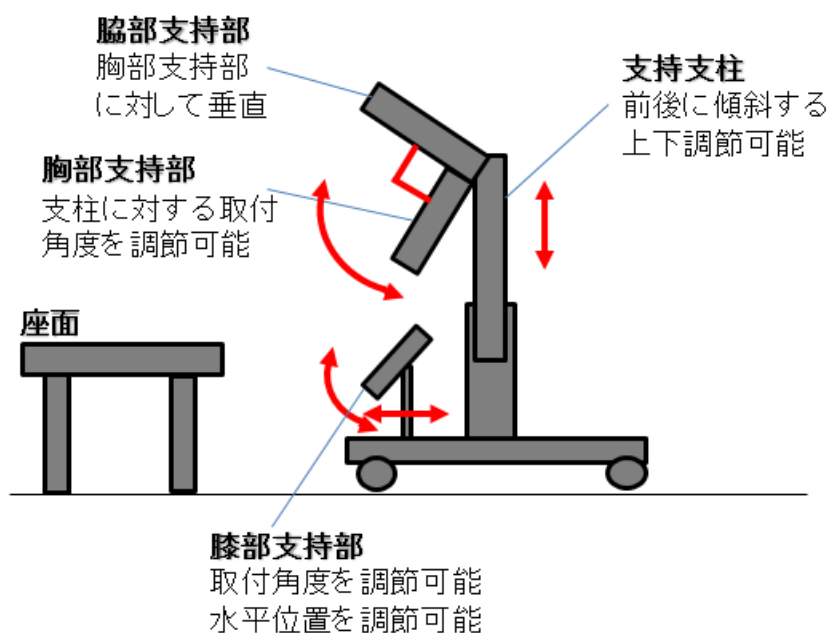


Fig.2-1 移乗機器の可調節部位の模式図

2.3 実験条件

本項では、実験の環境設定、実験に関するパラメータの設定を記す。

2.3.1 実験環境設定

本項では本実験の実験条件について示す。

移乗実験は6名の健常者（平均年齢：22.3歳）を被験者として行った。被験者に実験用の椅子の中央に座らせ、実験中、被験者の足が床に着かない状態を維持することで、下腿が不自由な高齢者を模擬する^{(68)~(72)}。

測定範囲は、抱上げ動作の初期位置から停止位置までの過程とする。

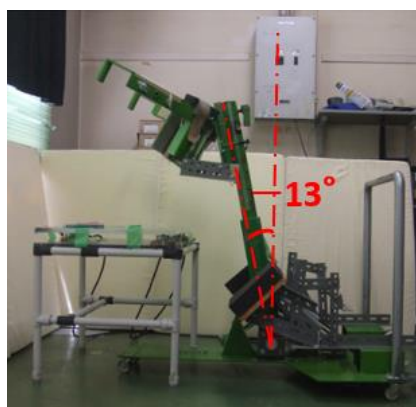
初期位置：被験者の腕、胸部をそれぞれ脇部支持部、胸部支持部に掛け、抱上げ姿勢開始の状態。

停止位置：引っ張力を必要とせず、かつ人体と移乗機器の重心で戻れない状態。

移乗機器の支持支柱の回転の測定範囲の設定は以下の通りとする(Fig.2-2)。

初期位置： -13°

停止位置： 27°



(a) 初期位置



(b) 停止位置

Fig.2-2 移乗機器の支柱の回転範囲(実験設定)

2.3.2 測定項目

- 1) 抱上げ動作の所要時間
- 2) 支持支柱角度
- 3) 被験者が移乗機器及び座面に接触する4部位(脇部、胸部、臀部、膝部)の抗力。
なお、実験は脚力がない高齢者を模擬するので、足部は計測しない。
- 4) 引っ張力

なお、各部位に設置するロードセルが垂直抗力を正確に測定できなかった場合を考慮し、被験者の脇部、胸部、臀部、膝部が受ける抗力と各部位の摩擦力の近似計算値より、抗力と摩擦力を解析した Y 方向の力を累加した結果を体重で割った割合を用いる (Fig.2-3).

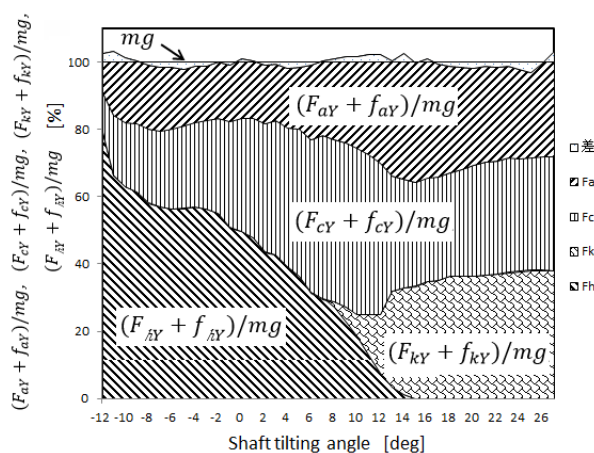


Fig.2-3 被験者の脇部、胸部、臀部、膝部が受ける抗力、摩擦力の体重に対する割合 (例：Y 方向の累加図)

2.3.3 実験装置

Fig.2-4 に示すように、本研究の実験に用いるシステムは、圧縮型ロードセル 10 個 (共和電業、その中、小型ロードセル 6 個、), 引っ張り型ロードセル (共和電業) 1 個、ポテンシオメータ (緑測器) 1 個、直流電源 (高砂製作所) 1 台、モータ (MIKIPULLEY) 1 台、コンピュータ 1 台から構成されている。実際の実験風景を Fig.2-5 に示す。

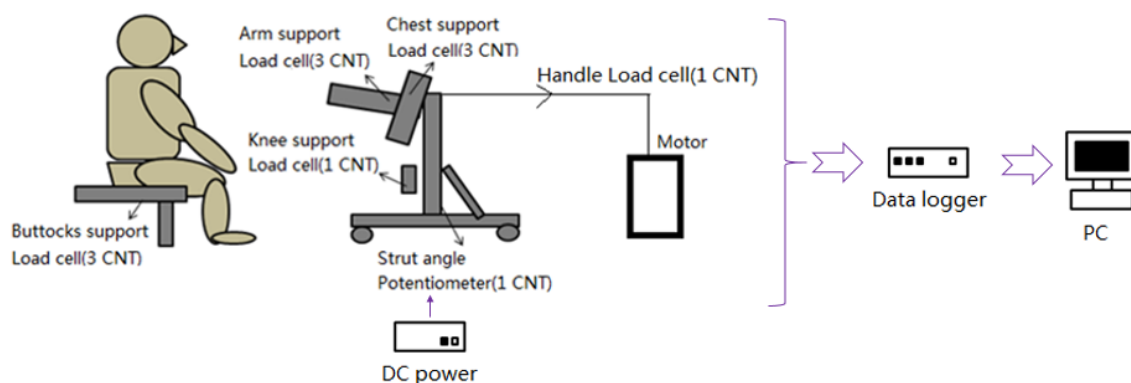


Fig.2-4 実験システム³

³ Fig.2-4 図中の CNT : count の略語.



Fig.2-5 実験風景（初期状態）

実験で出力されるロードセルとポテンシオメータのデータは同期計測され，データロガーを介してノートパソコンに EXCEL データとして収録する。

1. 臀部支持部 (Buttocks support Load cell (3 CNT))

臀部支持部はパイプ枠の上にアクリル板を敷いた構造ものを製作した．その上に圧縮型ロードセルを3点設置し，さらにその上にロードセルとの接触点には金属板を設置した厚さ 15mm のアクリル板を敷いた．椅子の座面から台座までの鉛直方向の距離は 500mm である．各ロードセルの設置場所を Fig.2-6 に示す．

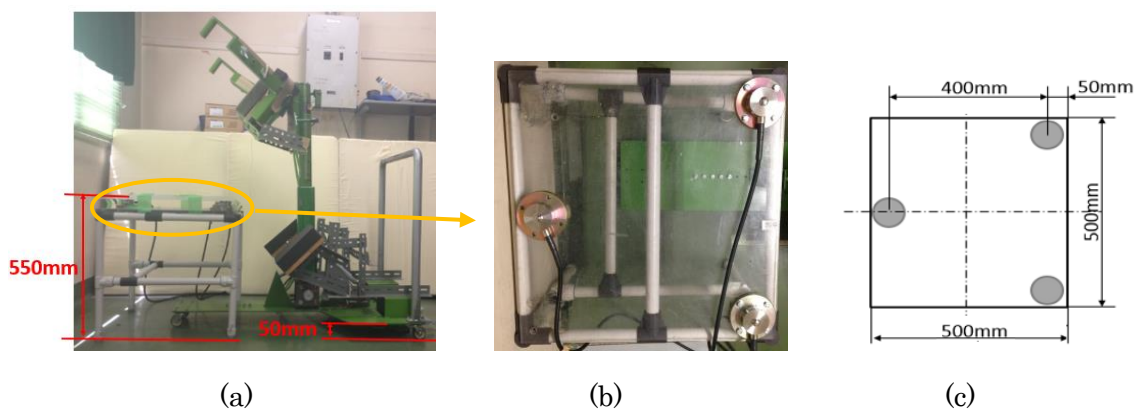


Fig.2-6 座面に設置するロードセルの様子

2. 脇部支持部(Arm support Load cell (3 CNT))

移乗機器には脇部を支持する脇部支持部を取り付けており, 被験者からみて右側の脇部支持部に 3 個の小型圧縮型ロードセルを当て板に設置する (Fig.2-7). そのうち 2 個は被験者の体側に設置する.

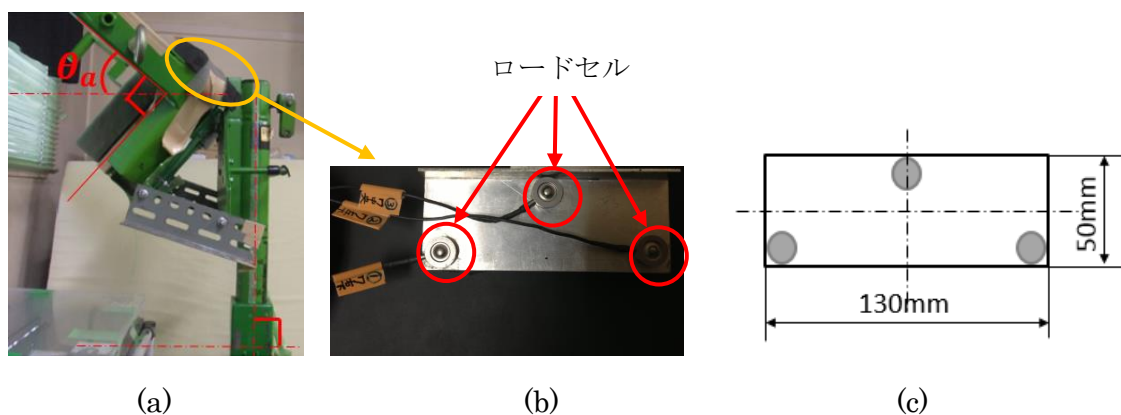


Fig.2-7 脇部支持部に設置するロードセルの様子

3. 胸部支持部(Chest support Load cell (3 CNT))

要介護者の胸部を支持する胸部支持部には小型圧縮型ロードセル 3 個を設置する (Fig.2-8). なお, 要介護者の胸部の下側に位置する部分に 2 個, 上側に 1 個設置する. ロードセルとの接触点に金属板を設置した木板を載せ, さらにスポンジを貼ることで, 要介護者への負担を軽減している.

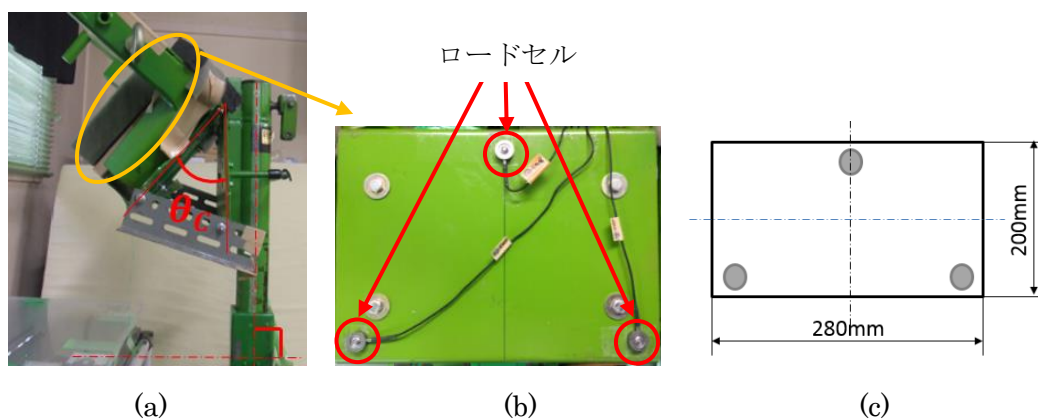


Fig.2-8 胸部支持部に設置するロードセルの様子

4. 膝部支持部(Knee support Load cell (1 CNT))

移乗機器を用いた移乗過程で, 要介護者の膝が前方に移動することを避けるために, 左右 2 箇所に膝部支持部を設置する. 被験者からみて右側の膝部支持部の真ん中に圧縮

型ロードセルを 1 個設置する (Fig.2-9). また, 膝部支持部を鉛直方向に対する角度を調節可能とした.

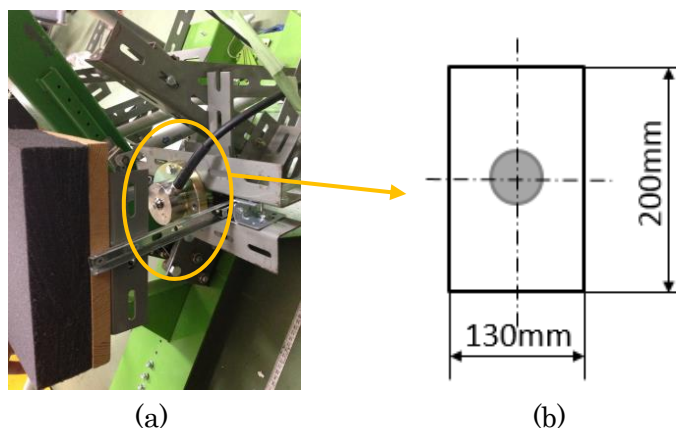


Fig.2-9 膝部支持部に設置するロードセルの様子

5. 支柱角度計測用のポテンシオメータ (Strut angle Potentiometer (1 CNT))

移乗過程の支柱角度を測定するポテンシオメータの設置について Fig.2-10 のように示す. 支持支柱の支点の所に設置した右側のプーリーは支柱と一緒に回転する. 左側のプーリーにポテンシオメータが接続してあり, 支柱が傾くとゴムベルトにより回転する. ポテンシオメータの出力電圧から支柱の傾斜角度を算出する.

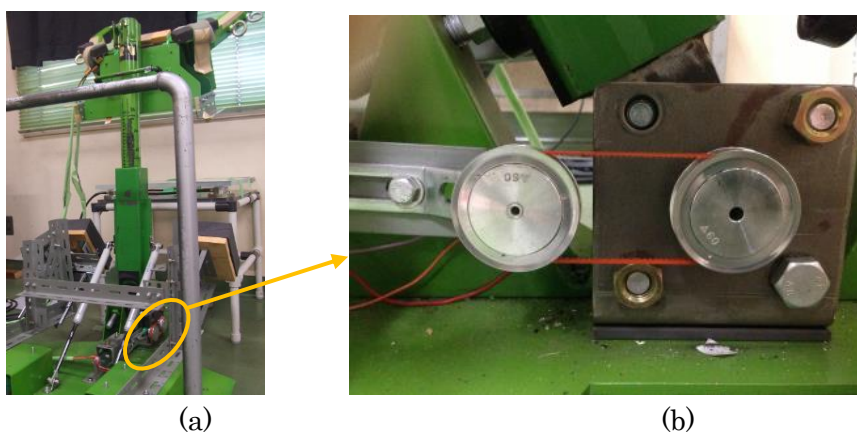


Fig.2-10 支柱角度計測用ポテンシオメータの設置

6. 引っ張り測定用ロードセル

Fig.2-11 のように, 支持支柱の上部に引っ張り型ロードセルを設置する. ロードセルの一方の取付穴を支柱に固定し, もう一方のロードセルの取付穴に手すりを設置し, 実験する時に介護者に手すりを握って引っ張らせる. 実験では人力とモータによる引っ張り実験を行う. モータの場合はひもを用いてモータで巻き取る.

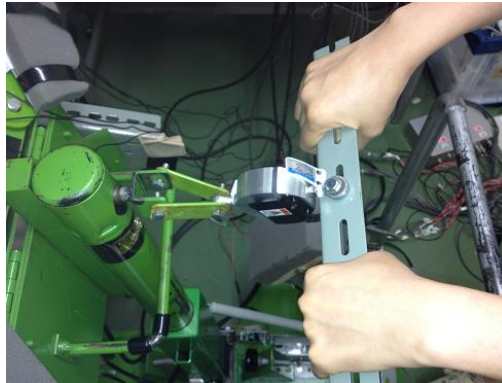
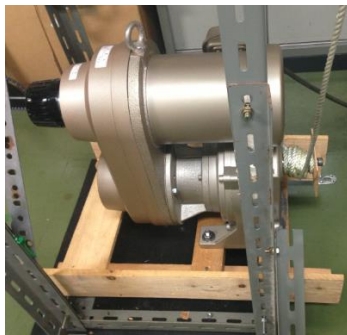


Fig.2-11 引っ張り測定用の引っ張り型ロードセルの設置

7. 引っ張り実験用モータ

人力で引っ張る場合は被験者の状態を見ながら引いてしまうことで、張力にばらつきが大きくなる場合がある。したがって、一定の入力で引けるようにモータを利用する。Fig.2-12(a)は本研究で使うモータ、(b)は実験装置全体を示している。



(a)



(b)

Fig.2-12 実験で使用したモータ

以下に実験装置の仕様を示す。

ロードセル仕様

部位	番号	メーカー	型番	定格容量
臀部	①	共和電業	LCN-A-1KN	1KN
	②	共和電業	LCN-A-1KN	1KN
	③	共和電業	LCN-A-1KN-P	1KN
脇部	④	共和電業	LMB-A-500N	500N
	⑤	共和電業	LMB-A-500N	500N
	⑥	共和電業	LMB-A-500N	500N
胸部	⑦	共和電業	LMB-A-2KN	2KN
	⑧	共和電業	LMB-A-500N	500N
	⑨	共和電業	LMB-A-500N	500N
膝部	⑩	共和電業	LCN-A-2KN	2KN
引っ張用	⑪	共和電業	LTZ-100KA	1KN

ポテンシオメータ仕様

メーカー：緑測器

型番：CP-2FKb

有効電気角：340°

直流電源仕様

メーカー：高砂製作所

型番：KX-100L

モータ仕様

メーカー：MIKIPULLEY

型番：ANG-07GDN-B-V-80

モータ容量[KW](4P)：0.75

変速比：1：4

出力軸回転数：周波数 50Hz の場合、回転数 6.25～25[r/min]

周波数 60Hz の場合、回転数 7.5～30[r/min]

質量：36kg

2.4 実験手順

実験の手順を以下に示す。

- ① 実験を始める前に実験に関する説明を行う（「実験に関する諸注意」を以下に示す）。
- ② 被験者の各部位の寸法を測定する（「人体計測項目」を以下に示す）。
- ③ 被験者を臀部支持部に座らせる（臀部最後方を座面の中心に合わせるようにする）。
- ④ 支持支柱部を被験者側に傾かせ（ $\varphi = -13^\circ$ ），移乗装置の台座部を座面端まで挿入してロックをかける。
- ⑤ 被験者の両腕を脇部支持部に掛けさせ，脇部，胸部を脇部支持部と胸部支持部に十分接触させるようにし，抱上げ開始の体勢にする。
- ⑥ 被験者に，足が台座に着かないように離させ，その後モータを作動させてハンドルを引っ張り，支柱をゆっくりと前方に傾斜させる。
- ⑦ 支柱角度の最大値（ $\varphi = 27^\circ$ ）で静止させる。
- ⑧ 計測データを保存し，1回の実験を終了する。
- ⑨ 各被験者に3回試行する。
- ⑩ 2.5節の実験内容の実験1～5の実験条件で，1条件につき10回試行を行う。各条件の実験後，主観的評価アンケートを行う。

• 実験に関する諸注意

- 1) この実験は移乗支援機器を用いた移乗過程中の「抱上げ動作」を模擬するものであること。
- 2) 実験中は脚力がない高齢者を模擬するので，足が台座に着いていない状態を維持すること。
- 3) 実験中は無理な力を加えないこと。
- 4) 初期姿勢の場合に，膝が膝部支持部に接触しない場合は，胴体部が伸びてから臀部が前に移動すること。
- 5) 脇部支持部の面積が小さく制限されているので，毎回の実験は被験者の脇部がうまく当たること。

• 人体計測項目

以下の寸法を被験者ごとに計測・申告してもらい，装置の各パラメータの基準値を設定する。身長以外は臀部支持部に座らせ，背筋を伸ばした状態で計測する。測定部位をFig.2-13に示す。以下の「116, 120, 122, 124」は文献(96)中の対応項目の番号と同じ

である。

- ① 身長
- ② 体重（臀部支持部の上に乗ってもらい、座面に設置するロードセルを利用して計測）
- ③ 座位膝高（足底をつけた床面から座位での膝蓋骨の上縁最高点までの垂直距離，Fig.2-13(a)中の120）
- ④ 座位転子膝距離（膝蓋骨最前端から転子までの水平距離，Fig.2-13(b)中の122-124）
- ⑤ 座位前腋窩高（座面から前腋窩までの垂直距離，第2章の3.2.2節を参照）
- ⑥ 座位肩峰高（座面から肩峰点までの垂直距離，Fig.2-13(a)中の116）

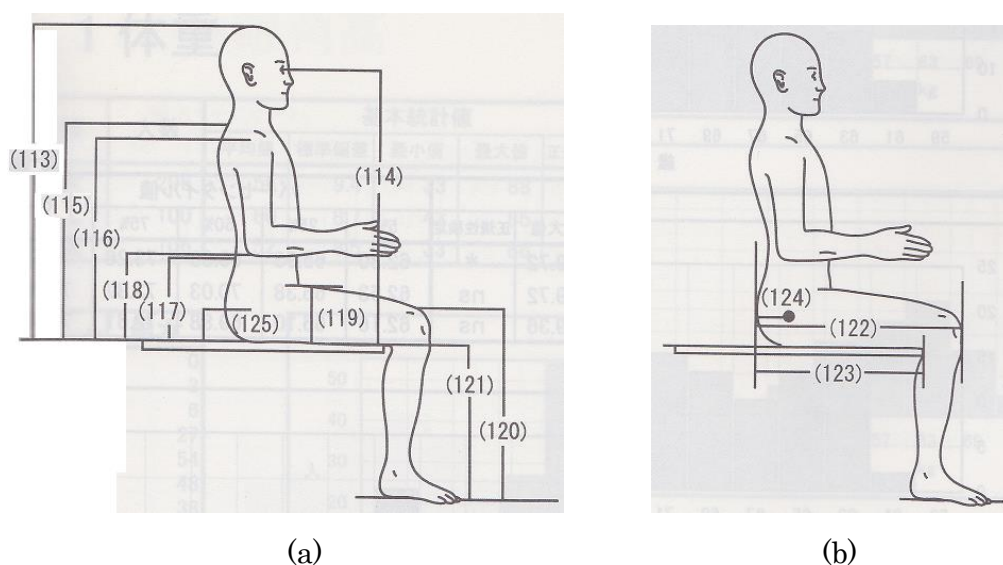


Fig.2-13 計測部位図⁽⁹⁶⁾

被験者 A~F の計測した寸法を Table2-1 に示す。

	被験者 A	被験者 B	被験者 C	被験者 D	被験者 E	被験者 F
身長	1660	1640	1722	1750	1700	1740
体重 (N)	672	527	624	657	748	615
座位膝高	490	485	515	535	510	520
大腿長	480	500	510	495	490	515
座位前腋窩高	460	460	485	530	490	510
座位肩峰高	600	580	600	615	610	620

2.5 実験内容

実験の内容を以下に示す。

実験 1：膝部支持部の角度による影響

実験では、被験者に脚力のない高齢者を模擬させるために足を床に着かせていない。これにより、膝が膝部支持部に接触した後に体が下方にずり落ちやすくなるため、上半身に力を入れて脇部、胸部支持部で支持しなければならない状態になる。したがって、測定した脇部、胸部が受ける抗力の大きさ及び分布が実際と大きく異なり、同時に膝部支持部に対する鉛直方向の抗力を正確に測れない可能性が高くなる。そのため、膝が下方に滑ることを予防し、膝部支持部のロードセルで被験者の膝が受ける抗力を正確に測定するように、膝部支持部の鉛直方向に対する角度を大きくする必要があると考えられる。

したがって、膝部支持部の鉛直方向に対する角度を 30° , 45° , 60° に設定する (Fig.2-14)。その時、膝部支持部の中心の水平位置は支柱支点と一致させ、鉛直位置は支柱支点より 260mm 高くし、3 条件でそれぞれ 10 回試行を行う。測定した脇部、胸部、臀部、膝部が受ける抗力及び主観的評価より、本実験を行う場合にどの設置条件がよいかを考察する。また、以下の実験 2~5 も同様に膝部支持部角度で行う。



Fig.2-14 膝部支持部の角度の設置

実験 2：支柱長さ及び膝部支持部の水平位置による所要引っ張り力・被験者負担への影響

実験を行う前に、各被験者の支柱長さの基準値を測定する。支柱長さによる影響を考察するために、支柱長さの条件を基準値と基準 $\pm 30\text{mm}$ の 3 条件として実験を行う (Fig.2-15)。

支柱長さの基準値の選定方法：被験者を椅子の中央に座らせて、両腕を脇部支持部に掛け、抱きかかえられた姿勢にさせる。同時に、支柱の長さを 10mm ずつ上下に調節する。被験者が一番楽に感じる支持支柱の長さを基準値とする。

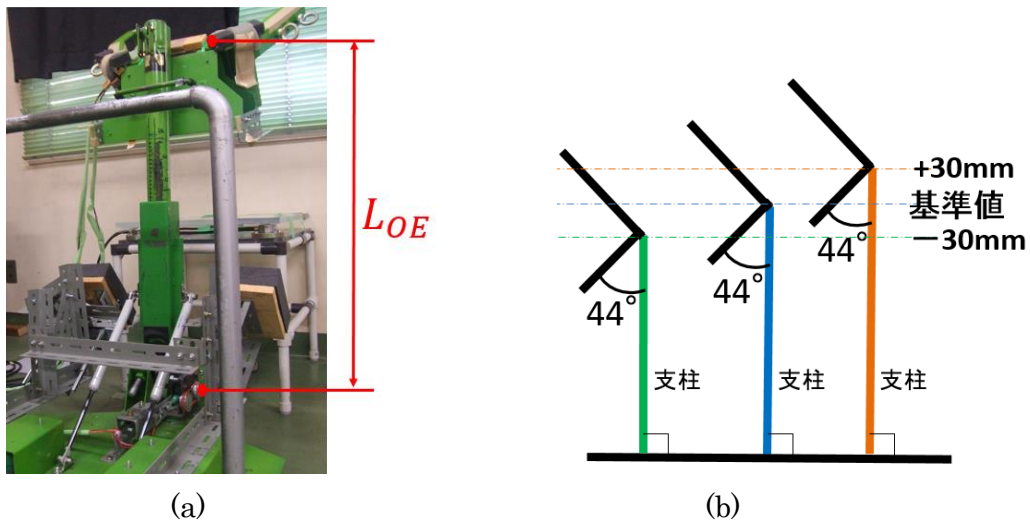


Fig.2-15 支持支柱の長さの設置

実験中、被験者の足を床に着かないようにするため、足を屈曲した状態に維持する必要がある。したがって実際に介護現場で利用する条件と異なるため、臀部が離座する直後に膝部が下に滑る恐れがあり、膝部支持部に設置してあるロードセルがうまく抗力を測定できない可能性がある。そのため、膝部支持部の角度をどの程度にすれば、被験者の各部位が受ける抗力と引っ張力を正確に測定できるかを考察する。

実験内容：移乗機器の支柱長さ (L_{OE}) と膝部支持部の位置 (X_k) を実験パラメータとして移乗実験を行い、被験者が受ける抗力、移乗時の引っ張力を計測する。なお、実験では移乗介護が主にベッドと車いすとの間で行うことを想定し、座面の高さは変更しない。

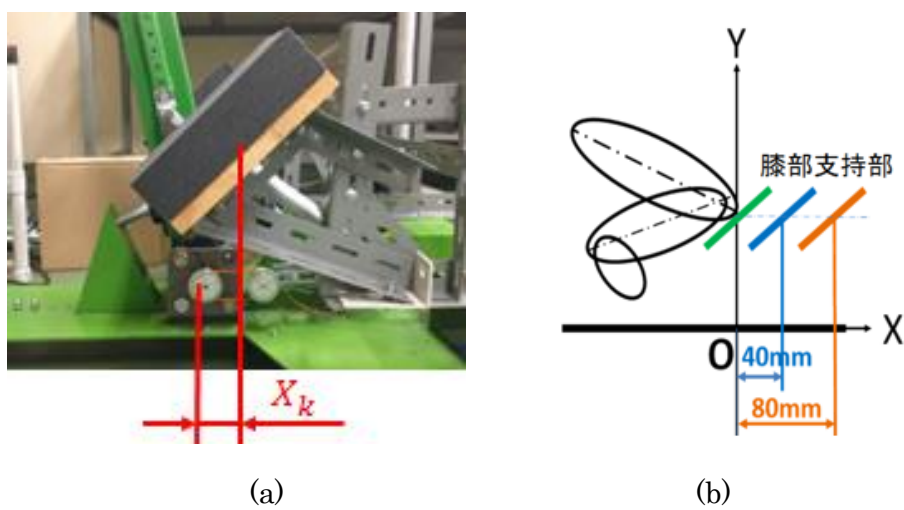


Fig.2-16 膝部支持部の位置の設置

胸部支持部の角度 (θ_c) を 44° に設定する。

支柱長さを基準値 $\pm 30\text{mm}$ 膝部支持部を 0, +40, +80mm にして, 各 10 回ずつ実験を行う (Table2-2)。

Table2-2 実験 2 の設置条件 ($\theta_c = 44^\circ$)

L_{OE}	X_k	番号	L_{OE}	X_k	番号	L_{OE}	X_k	番号
基準値 -30mm	0	1~10	基準値	0	31~40	基準値 +30mm	0	61~70
	+40mm	11~20		+40mm	41~50		+40mm	71~80
	+80mm	21~30		+80mm	51~60		+80mm	81~90

実験 3 : 胸部支持部角度の所要引っ張力・被験者負担への影響

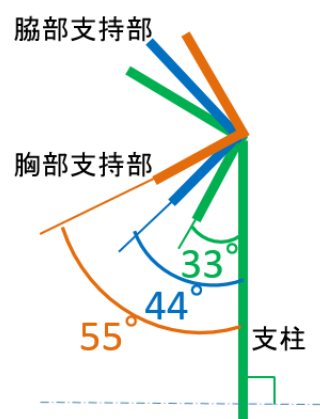
胸部支持部の角度が被験者に対してどのように影響するかを検証するため, 胸部支持部の角度 $\theta_c = 44^\circ$ を基準値として, 基準値 $\pm 11^\circ$ で 10 回ずつ実験を行う (Table2-3, Fig.2-17)。

Table 2-3 実験 3 の設置条件 ($X_k : 0\text{mm}$, $L_{OE} : \text{基準値}$)

θ_c	番号	θ_c	番号	θ_c	番号
33°	91~100	44°	31~40	55°	101~110



(a)



(b)

Fig.2-17 胸部支持部の角度の設置

実験 4 : 機器に対する心理的抵抗間の所要引っ張力と被験者負担への影響

被験者の機器に対する心理的抵抗について考慮し, 緊張で移乗機器を強く抱える場合と, 楽な状態で脇部, 胸部が自然に脇部, 胸部支持部に当たる場合の 2 つの状況に分けて 10 回ずつ実験を行い, 被験者の各部位に受ける抗力への影響を考察する。

実験 1～4 は、モータで引っ張って行ったが、実際に人が引っ張ったときと比較するために、次の実験を行う。

実験 5：人により引っ張った場合の実験（モータと人力の比較）

実験目的：移乗機器を使う場合に、介護者への負担がどの程度減少するか、また引っ張時間と引っ張力どのような関係があるかを検証するため、人力での引っ張時間と引っ張力の最大値の関係を求める。

移乗機器の支柱上の手すりを握って引っ張り、被験者を異なる引っ張時間で抱上げる (Fig.2-18)。合計で 40 回実験を行う。また、人力とモータの使用が、所要引っ張力の最大値へどのように影響するかを明らかにするため、同じ条件で、モータを使い 10 回実験を行う。

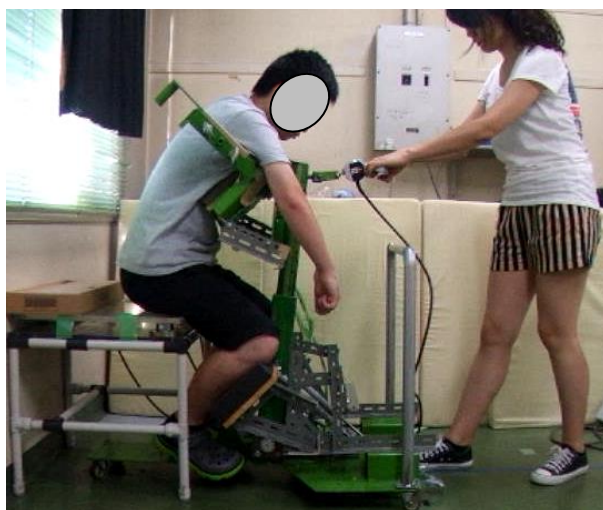


Fig.2-18 人力で引っ張る実験風景

第3章

実験結果と考察

3.1 はじめに.....	32
3.2 移乗機器の支柱長さの調節	33
3.2.1 利用者の寸法及び移乗機器支柱長さの選定	33
3.2.2 利用者の体格に応じる移乗機器の支柱長さの推測	34
3.3 実験計測データの処理方法	36
3.4 実験1：膝部支持部の角度による影響.....	41
3.5 実験2：膝部支持部の水平位置及び支柱長さによる影響	42
3.5.1 被験者による影響.....	43
3.5.2 膝部支持部の水平位置による影響(被験者 A).....	54
3.5.3 支柱長さによる影響（被験者 A）.....	56
3.5.4 膝部支持部の水平位置及び支柱長さによる影響(被験者 B~F).....	58
3.5.5 まとめ（膝部支持部の水平位置及び支柱長さによる影響）	69
3.6 実験3：胸部支持部の角度による影響.....	70
3.7 実験4：胸部支持部を意識して抱えたことによる影響.....	74
3.8 実験5：人力とモータによる引っ張り実験	75
3.9 他の移乗機器との比較.....	77
3.10 まとめ.....	78

3.1 はじめに

本章では、まず、13人(学生、平均年齢：22歳)の座位前肢窩高と調節した支柱長さの関係を調査して、その結果から高齢者(男性と女性の平均値)が利用する際の支柱長さの調節のための推測方法を求める。

次に、被験者 A で行った実験の生データの一例を利用して、移乗機器を用いた移乗過程で引っ張力及び被験者の身体の各部位の受ける抗力が支柱角度の増加とともにどのように変化するかを紹介する。そして、同条件で行った10回の実験の生データにばらつきが存在するという現象について説明し、そのばらつきの原因の分析により、処理方法についての説明を行う。

次に、実験では被験者に脚力はない高齢者を模擬させるために、足を床に付かせない状態を維持して抱上げ動作を行うため、膝部支持部の角度は実際の介護の状態と異なる。したがって、30、45、60° に設置して実験を行い、被験者の各部位に働く力を解析し、被験者の主観的評価と比較をして膝部支持部の角度を決める。

ここで、被験者が移乗機器に抵抗感がある場合に緊張することから、身体に余計な力が入り、身体の各部位の受ける抗力の大きさと体重に対する割合の分布に影響があることが考えられるため、実験で検証する。

以上の結果を考慮し、支柱長さや膝部支持部の位置を変えて実験を行う。なお、被験者 A～F の移乗支援機器の使用時の姿勢の特徴を考慮して、実験結果を解析する。実験結果及び主観的評価に基づいて、最適な膝部支持部の角度を考察する。

同様に胸部支持部の角度を変えて実験を行う。

最後に、モータを用いた引っ張り実験を行い、人力で引っ張る場合と引っ張力の最大値を比較する。実際の介護現場では人が移乗支援機器のハンドルを引くが、実験では、人力で引くと、安定して引っ張ることが困難なため、引っ張力や被験者の脇部、胸部に働く力が急に変化して、実験者と被験者への負担をうまく評価できない。そのため、実験モータにより縄を巻き取ることで移乗機器ハンドルを引くことを提案し、人力との比較から検討する。

3.2 移乗機器の支柱長さの調節

3.2.1 利用者の寸法及び移乗機器支柱長さの基準値の決定

第2章の2.4 実験手順と同様に、実験する前に被験者に実験に関する説明を行い、3回実験を行った。また、利用者ごとに計測した座位前肢窩高は Table3-1 に示す。

Table3-2 のパラメータの通りに、被験者を高さが 500mm の実験用椅子の座面の中央に座らせて、移乗機器の脇部、胸部支持部の角度 (θ_a , θ_c) を 44° 、膝部支持部の中心の位置を $X_K = 0\text{mm}$, $Y_K = 260\text{mm}$ 、角度を 60° に設置した移乗機器を被験者に近づける。被験者の膝部の先端が支持支柱の支点と鉛直方向で一致 ($X_B = 0\text{mm}$) するようにする。支持支柱の角度 (φ) を -13° に調節した。

次に、被験者を両腕を脇部支持部にかけて抱上げ姿勢にさせる^{(72)~(74)}。この姿勢を維持すると同時に、支柱の長さを 10mm おきに上下調節しながら、どの位置が一番楽に感じるかを被験者に尋ねる。その位置に対応する支持支柱の長さ (L_{OE}) を被験者の支柱長さの基準値とする (Table3-1)。

実験3では、支持支柱の長さを各被験者の基準値と $\pm 30\text{mm}$ に変更して行った。

Table3-1 被験者の座位前肢窩高及び支柱長さの基準値 13人 (mm)

被験者	A	B	C	D	E	F	G
座位前肢窩高	460	460	485	530	490	510	575
L_{OE} (基準値)	800	800	810	820	820	820	855
被験者	H	I	J	K	L	M(女)	
座位前肢窩高	515	510	565	530	440	465	
L_{OE} (基準値)	832	810	840	820	770	815	

Table3-2 移乗機器関係のパラメータ (mm)

他のパラメータの設定						
パラメータ	X_B	H_c	X_K	θ_a	θ_c	θ_k
値	0	500	0	44°	44°	60°

3.2.2 利用者の体格に応じた移乗機器の支柱長さの推測

被験者 A～F の座位前腕窩高(座面から前腕窩までの垂直距離, Fig.3-2 を参照)とそれに応じた支持支柱の長さの関係から, 体格が異なる要介護者が 3.2.1 項と同じ条件で移乗機器を利用する際に, 支持支柱の長さをどのくらいに調節すればよいかを推測する方法である⁽⁷⁵⁾. なお, この推測値は, 様々な要介護者の利用を考慮し, 支持支柱の調節範囲を設定するために用いる.

まず, Fig.3-3 が示すように, 被験者 13 人のデータを利用して, 座位前腕窩高と支柱長さ L_{OE} の基準値との関係を表す線形近似直線を求める.

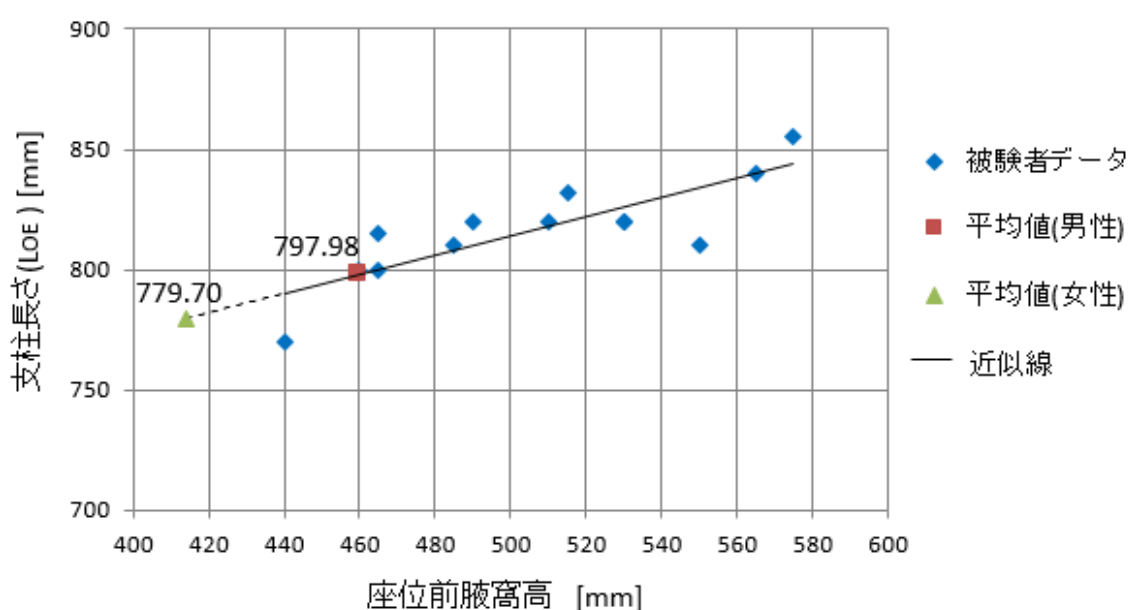


Fig.3-1 被験者の座位前腕窩高と支柱長さ(L_{OE} , 基準値)との関係

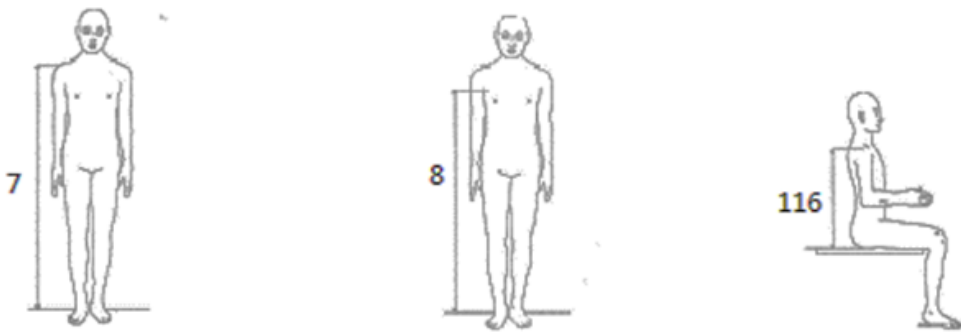
次に, 「平成 13 年度 高齢者対応基盤整備研究開発 第 I 編データベース整備 (寸法・形態特性) 社団法人人間生活工学研究センター」⁽⁹⁶⁾より, 座位肩峰高, 肩峰高, 3D 前腕窩高 (Fig.3-2, Table3-3 を参照) を利用して, 以下の式の通りに座面-脇の高さを求める.

$$\text{座位前腕窩高} = \text{座位肩峰高 (116)} - (\text{肩峰高 (7)} - \text{3D 前腕窩高 (8)})$$

なお, 式中の「116, 7, 8」は文献(96)中の対応項目の番号と同じである.

座位前腕窩高の最小値 (女性), 5% (男女), 平均値 (男女), 95% (男女), 最大値 (男性) を求めて, これらの値を近似直線の方程式にいれ, 支柱長さ L_{OE} の基準値を推測した. これらの結果は, 749.9, 769.0, 788.4, 808.3, 817.1mm となった.

これらの結果から, Table3-3 の寸法に該当する要介護全てが移乗機器を使えるように考慮し, 支持支柱の調節範囲を 749.9～817.1mm に設定すべきである. ただし, 姿勢の個人差を考慮すれば, 範囲に余裕幅を与えることが考えられる.



床面から肩峰点までの垂直距離. 床面から前腋窩点までの垂直距離. 座面から肩峰点までの垂直距離.

Fig.3-2 計測部位図⁽⁵⁸⁾

Table3-3 高齢者寸法 (mm)

番号	項目名称	分類	基本統計値			パーセンタイル値		
			平均値	最小値	最大値	5%	50%	95%
7	肩峰高	男女	1258	1069	1428	1123	1264	1376
		男性	1316	1193	1428	1248	1317	1391
		女性	1204	1069	1305	1120	1203	1286
8	3D 前腋窩高	男女	1150	969	1316	1030	1156	1260
		男性	1203	1079	1316	1121	1201	1289
		女性	1101	969	1201	1017	1102	1179
116	座位肩峰高	男女	544	439	620	480	545	602
		男性	573	514	620	536	573	614
		女性	517	439	594	478	522	558
	座位前腋窩高	男女	436	339	508	387	437	486
		男性	460	400	508	409	457	512
		女性	414	339	490	375	421	451

(平成 13 年度 高齢者対応基盤整備研究開発 第 I 編データベース整備(寸法・形態特性) 社団法人 人間生活工学研究センターより)⁽⁹⁶⁾

3.3 実験計測データの処理方法

実験結果については、行った実験の計測データの一部(被験者 A)で説明する。

実験条件の設定値を Table3-2 に示す。Fig.3-3 が引っ張時間と支持支柱角度の関係、Fig.3-4 と Fig.3-5 は引っ張時間と各部位の抗力の変化を表すものである。

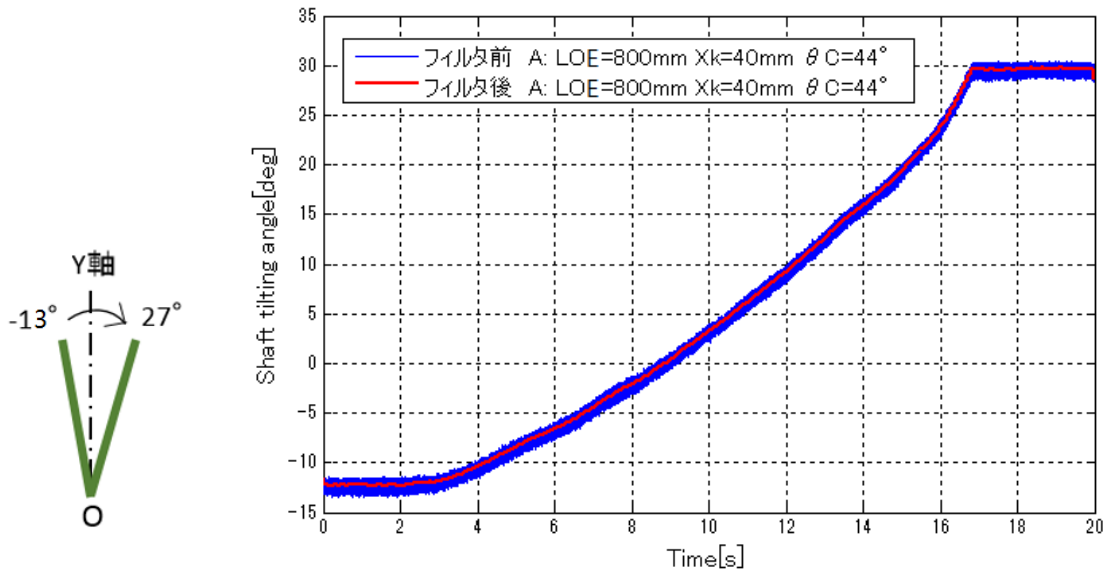


Fig.3-3 引っ張時間と支持支柱角度との関係

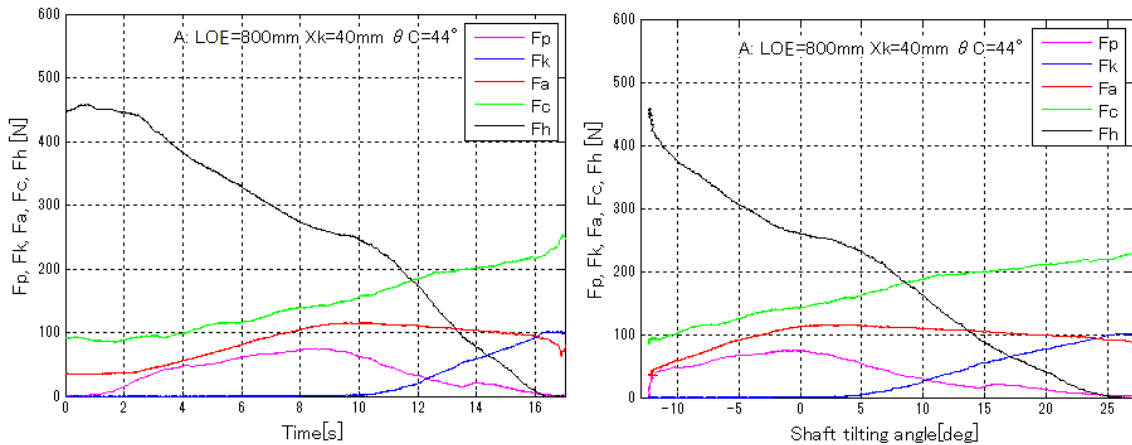


Fig.3-4 引っ張時間と各部位が受ける抗力との関係 Fig.3-5 支柱角度と各部位が受ける抗力との関係

Fig.3-3 のように、ポテンシオメータの出力電圧を換算した角度と引っ張時間の関係を青色の曲線で表す。このデータに対してメディアアンフィルタ処理を行い、電気的ノイズを除去した結果が赤色の曲線になる。支持支柱角度は -13° ~ 27° 回転する用に設定しており、引っ張時間は 14 秒かかることが分かった。この結果から、モータによる

引っ張実験の際には、速度を 0.05rad/s と設定する。

Fig.3-5 は支持支柱角度の変化に対する被験者の脇部、胸部、臀部、膝部が受ける抗力と引っ張力を表している。青色の曲線は膝が受ける抗力 (F_k) を表す。支柱角度 (φ) が 4° になる時に、膝部が受ける抗力 (F_k) が発生しているので、この時点から膝が膝部支持部に当たったことを示している。膝部が当たる前後で赤色の曲線である脇部が受ける抗力 (F_a) が最大値になることが分かる。膝部が膝部支持部に当たった後は、膝部支持部で多少体重を分散して支持するので、脇部にかかる力 (F_a) が徐々に減少していく。緑色の曲線である胸部が受ける抗力 (F_c) が -13° から 27° まで徐々に増える。

ただし同じ被験者で、同じ条件で 10 回試行しても、脇部、胸部、臀部、膝部が支える体重の割合が多少異なる。

ここで、被験者 A の実験結果を例として説明する。実験条件は、 $L_{OH} = 800\text{mm}$, $X_k = 0\text{mm}$, $\theta_c = 44^\circ$ である。10 回の引っ張力 (F_p) を Fig.3-6 に示す。

支柱角度 (φ) が -4° の時の 10 個の F_p には、最大で 48.31N ほどの差があることが分かった。同じ支持支柱角度の時に、各部位にかかる抗力を同じ割合にすることは困難であるので、まず、実験計測データの中から支持支柱角度の整数値とその角度の各抗力を抽出し、抽出した 10 個の抗力の値の中から、大きい値 2 個、小さい値 2 個を除いた 6 個の値の平均値をその角度の代表値とする。その結果から、各条件で被験者の各部位への負担を評価する。

ここで $\varphi = -4^\circ$ の時の F_p , F_k , F_a , F_c , F_h の処理方法を例として説明する (Fig.3-7)。

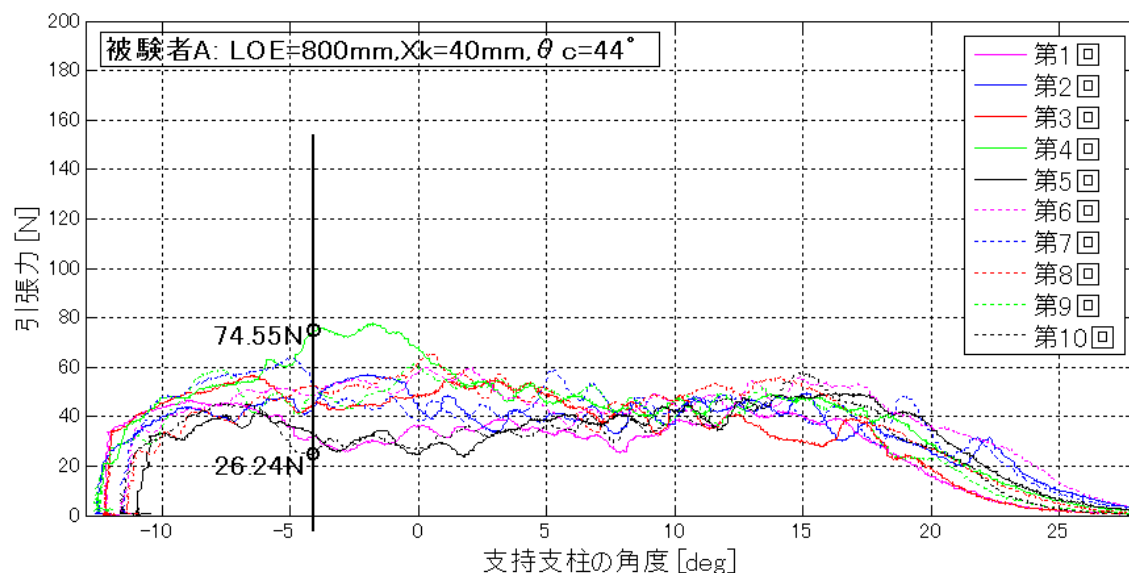
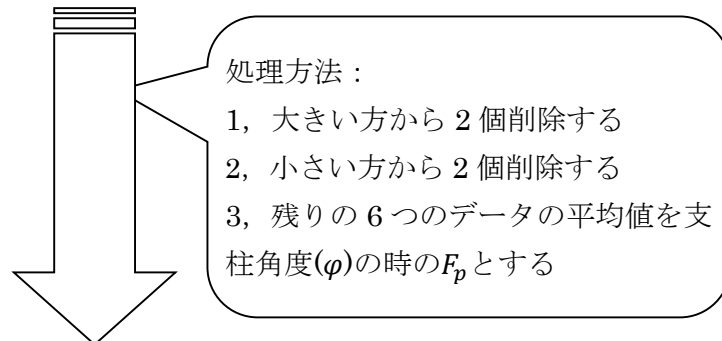


Fig.3-6 支柱角度と引っ張力の体重に対する割合との関係
(被験者 A, 10 回の実験データ)

実験条件	φ	回数	F_p	F_k	F_a	F_c	F_h
被験者A $L_{OE}=800\text{mm}$ $X_K=40\text{mm}$ $\theta_c=44^\circ$	-4°	第1回	31.65	34.36	66.33	76.91	467.36
		第2回	45.27	9.50	88.35	107.91	419.41
		第3回	45.90	1.50	86.61	120.51	469.84
		第4回	74.55	2.87	131.60	131.47	427.25
		第5回	32.03	2.00	76.97	112.51	469.60
		第6回	49.36	7.87	70.86	98.22	473.21
		第7回	51.98	6.87	107.47	121.95	448.24
		第8回	52.31	0.62	98.23	122.98	482.68
		第9回	49.77	3.50	98.27	122.30	465.99
		第10回	26.24	11.00	75.04	118.05	482.62



実験条件	φ	F_p	F_k	F_a	F_c	F_h
被験者A $L_{OE}=800\text{mm}, X_K=40\text{mm}, \theta_c=44^\circ$	-4°	45.72	5.44	87.24	117.21	465.71

Fig.3-7 実験計測データ処理流れ

Fig.3-6 (10 回の実験の支柱角度-引っ張力の関係) を処理した後の結果を Fig.3-8 に示し, 「*」で表す.

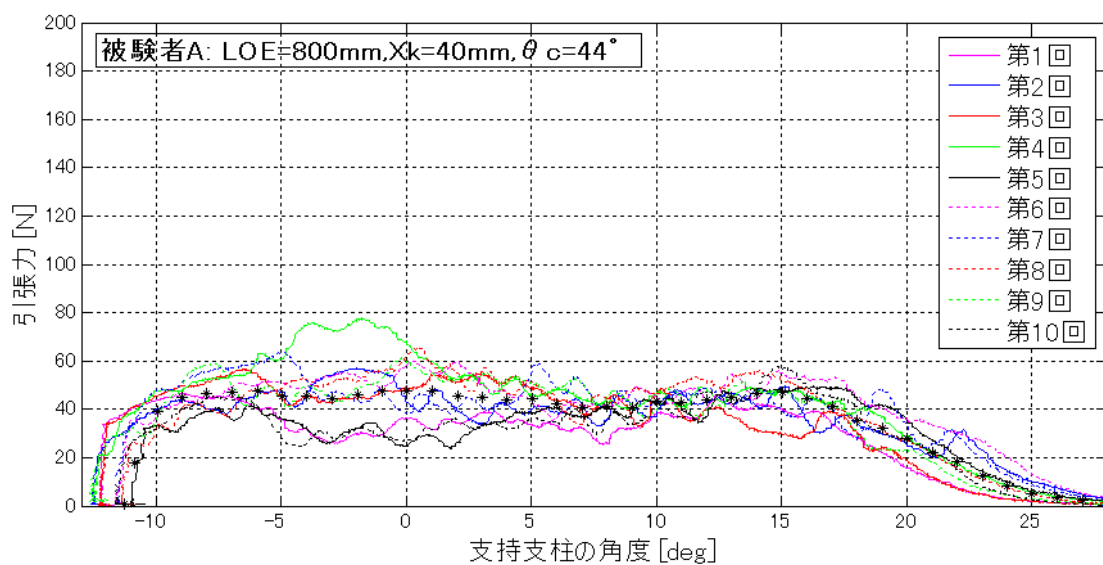


Fig.3-8 支柱角度と引っ張力との関係(処理前後の比較)

10回の実験のばらつきを数値化するため、標準偏差を求めて、Fig.3-9に示す。

Fig.3-10は同じ方法で処理した支柱角度と引っ張力，脇部，胸部，臀部，膝部が受ける抗力との関係を表している。

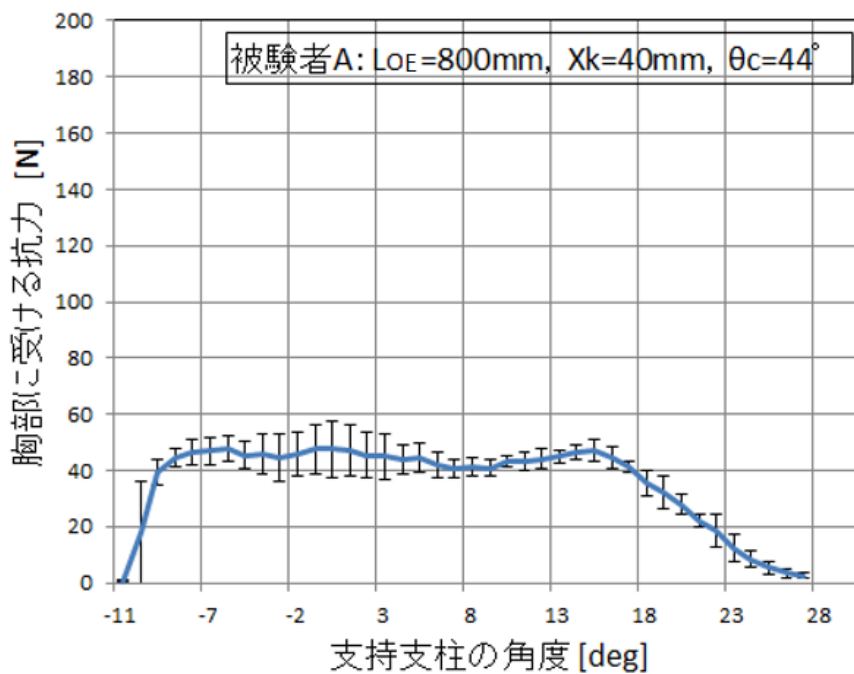


Fig.3-9 支柱角度と引っ張力との関係(処理後)

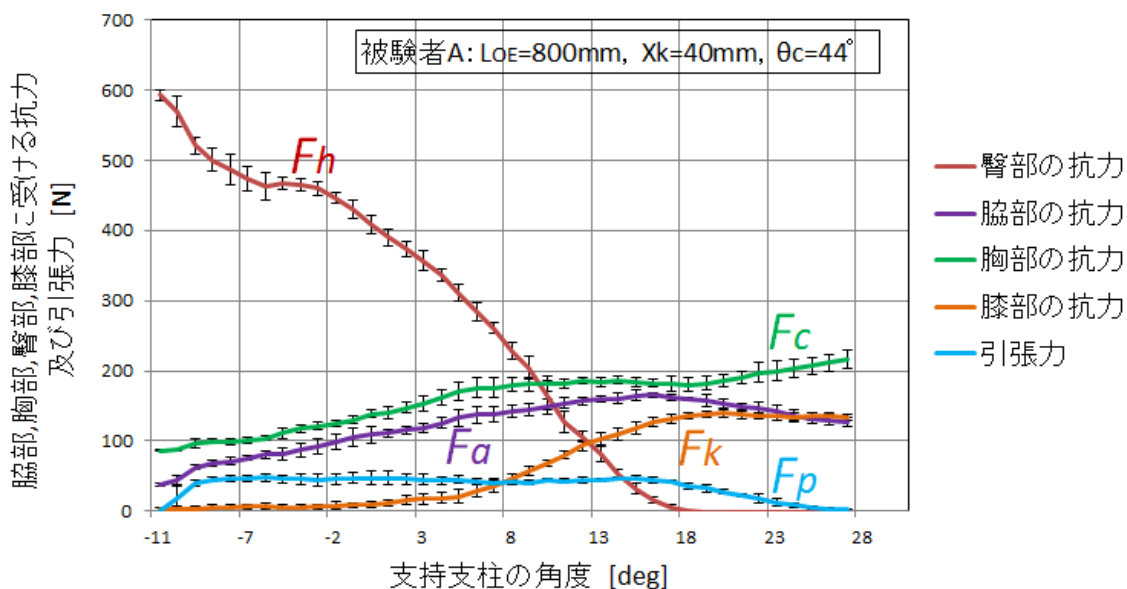


Fig.3-10 支柱角度と脇部，胸部，臀部，膝部が受ける抗力，引っ張力との関係(処理後)

実際の移乗実験 1~6 の条件及び対応の節番号を Table3-4 に示す。実験 1, 3, 4, 5 で基準値を膝部支持部の角度 (θ_k) を 60° , 膝部支持部の中心の X 座標 (X_k) を 0mm, 支柱の長さ (L_{OE}) を 800mm, 胸部支持部の角度 (θ_c) を 44° とし, 設定値を変えて実験を行った。変更した設定値を赤字で記している。

Table3-4 実験の条件対応表

実験項目	節番号	実験条件							
		パラメータ				設定値			
実験 1 : 膝部支持部の角度による影響	3.4 節	θ_k	X_K	L_{OE}	θ_c	30° 45° 60°	0mm	800mm	44°
実験 2 : 膝部支持部の水平位置及び支柱長さによる影響	3.5 節	θ_k	X_K	L_{OE}	θ_c	60°	0mm 40mm 80mm	800mm	44°
		θ_k	X_K	L_{OE}	θ_c	60°	0mm	770mm 800mm 830mm	44°
実験 3 : 胸部支持部の角度による影響	3.6 節	θ_k	X_K	L_{OE}	θ_c	60°	0mm	800mm	33° 44° 55°
実験 4 : 移乗機器を用いた状態より被験者負担への影響	3.7 節	パラメータ($\theta_k, X_K, L_{OE}, \theta_c$)を基準値にする 状況 I : 自然に利用すること 状況 II : 緊張状態で利用する過程で意識して両腕で強く抱いて上体を維持すること							
実験 5 : 人により引っ張った場合の実験(モータと人力)	3.8 節	パラメータ($\theta_k, X_K, L_{OE}, \theta_c$)を基準値にする 状況 I : 人力で引っ張る 状況 II : モータで引っ張る							

3.4 実験 1: 膝部支持部の角度による影響

膝部支持部の角度の解析については、被験者 A を例として解析の説明をする。Table3-5 のように膝部支持部(θ_k)を 30, 45, 60° に設置して、それぞれ 10 回の実験を行った (Fig.3-11)。Fig.3-12 は膝部支持部の角度(θ_k)を変更したときに、被験者 A の脇部、胸部、臀部、膝部が受ける抗力が、支持支柱の角度(θ_k)でどのように変化するかを解析したものである。Fig.3-12 に示すように、脇部、胸部が受ける抗力(F_a , F_c)が膝部支持部角度(θ_k)の増加とともに減り、臀部、膝部が受ける抗力(F_h , F_k)は θ_k の増加とともに増えることが分かった。 $\theta_k=60^\circ$ の時は $\theta_k=30^\circ$ に比べて、 F_a と F_c の体重に対する最大値の割合が、それぞれ 5.75 ポイント、28.15 ポイント小さくなり、 F_k が 15 ポイント大きくなる傾向がみられた。 $\theta_k=30^\circ$ と 45° は各部位が受ける抗力はほとんど差がない。

被験者 A の主観的評価によると、膝部支持部の角度(θ_k)が小さくなると、抱上げ動作の過程で膝が下に滑りやすいので、脇部と胸部が支持部に強く当たるために、身体に余計な力を使うという意見が得られた。

また、実験中、被験者が脚力のない高齢者を模擬して、足が床に付いてない状態を維持して行うので、 $\theta_k=60^\circ$ の場合は、 $\theta_k=30^\circ$ 、 45° より足をさらにひきつけることになり、バランスを取りやすい。

そのため、膝の前方移動を防ぐために設置する膝部支持部の角度(θ_k)を大きく調節すると、要介護者の体重をより分散して支持し、脇部、胸部への負担を減少することができると考えられる。しかし、実際の現場での利用者は、脚力があまりない高齢者であり、移乗機器を利用する時には足が床に付いてしまう。また θ_k が大きい場合は、要介護者の下肢が膝部支持部の下の縁に当たる場合があり、苦痛感が生じる。 θ_k がある程度小さい場合でも、支持支柱と連動して膝部支持部が回転して鉛直方向に対する角度が大きくなるので、主観評価が改善することが考えられる。

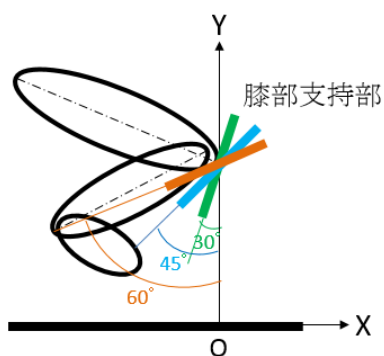


Fig.3-11 膝部支持部モデル

Table3-5 実験条件

条件	θ_k	実験回数
被験者 A: $L_{OE} = 800\text{mm}$	30°	10 回
$X_B = 0\text{mm}$	45°	10 回
$X_K = 0\text{mm}$	60°	10 回

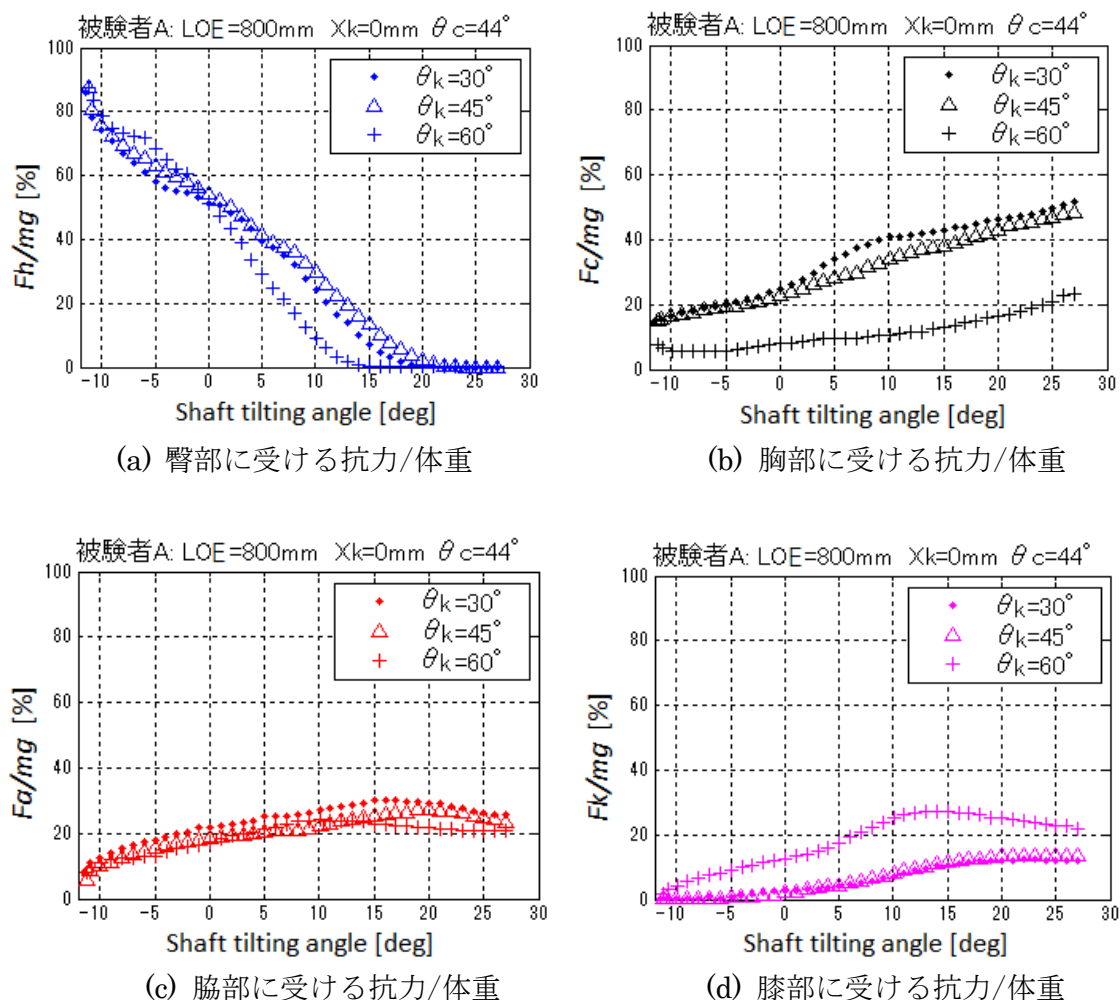


Fig.3-12 支柱角度と体の各部位が受ける抗力の体重に対する割合との関係(被験者 A)

3.5 実験 2:膝部支持部の水平位置及び支柱長さによる影響

膝部支持部の水平位置(X 方向座標: X_K) と支持支柱の長さ(L_{OE})の 2 つのパラメータについて, X_k は 0, 40, 80mm, L_{OE} は基準値と基準値 ± 30 mm とした全 9 条件とし, 各条件で実験を 10 回行った.

3.5.1 節では, まず, X_K と L_{OE} による介護者への負担 (引っ張力の最大値で評価する), 初期状態の臀部, 膝部の受ける抗力への影響を解析する. 次に, 被験者の臀部が座面から離れる直前に, 体重を主に脇部, 胸部, 膝部支持部の 3 箇所支持することを考慮し, 9 条件の実験データから, 簡易型移乗機器を用いた姿勢の特徴をまとめる.

3.5.2 節では, 被験者 A を例として膝部支持部の水平位置(X_K)により被験者の各部の受ける抗力への影響を解析し, 3.5.3 節では, 各被験者の簡易型移乗機器を用いた時の姿勢の特徴を考慮し, 実験結果と主観評価で X_K による影響をまとめる.

3.5.4 節と 3.5.5 節では, 支持支柱の長さ(L_{OE})による被験者 A への影響と各被験者の実

験結果をまとめる。

3.5.1 被験者による影響

1. 引っ張力の最大値（被験者 A～F）

支柱長さや膝部支持部の水平位置は、移乗機器を利用する際に被験者によって調節する必要がある主要な 2 つの要素である。支柱長さの基準値の場合でも被験者の姿勢が多少異なるため、支柱長さを基準値と±30mm、膝部支持部を 0, 40, 80mm に設定して実験を行い、所要引っ張力と体重に対する割合の最大値で介護者への負担を評価する。なお、引っ張り実験はモータを用いる。

Fig.3-13 は被験者 6 人の 9 条件×10 回の全ての実験で、所要の引っ張力と体重に対する割合の最大値を表すものである。被験者 A～F の引っ張力 (F_p) の最大値が各被験者の体重の 11.19%～17.12%を占めていることが分かった (Fig.3-14, A : 14.78%, B : 16.49%, C : 11.19%, D : 17.12%, E : 12.91%, F : 15.17%)。

この結果より、介護者が使う力が、要介護者を直接上げる時の 20%以下に軽減されることが分かった。

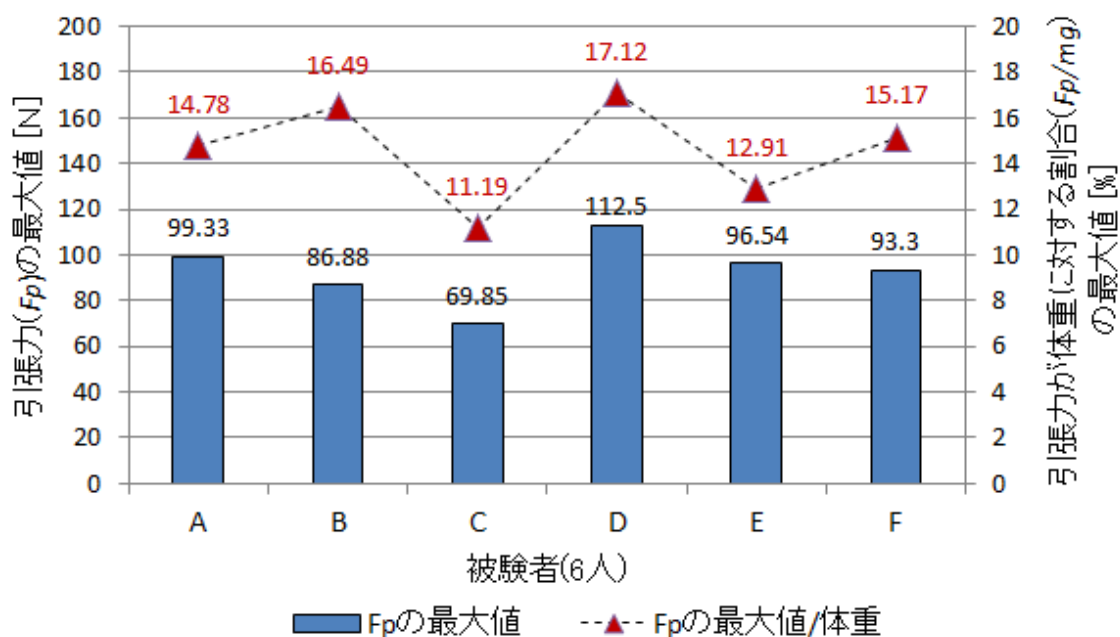


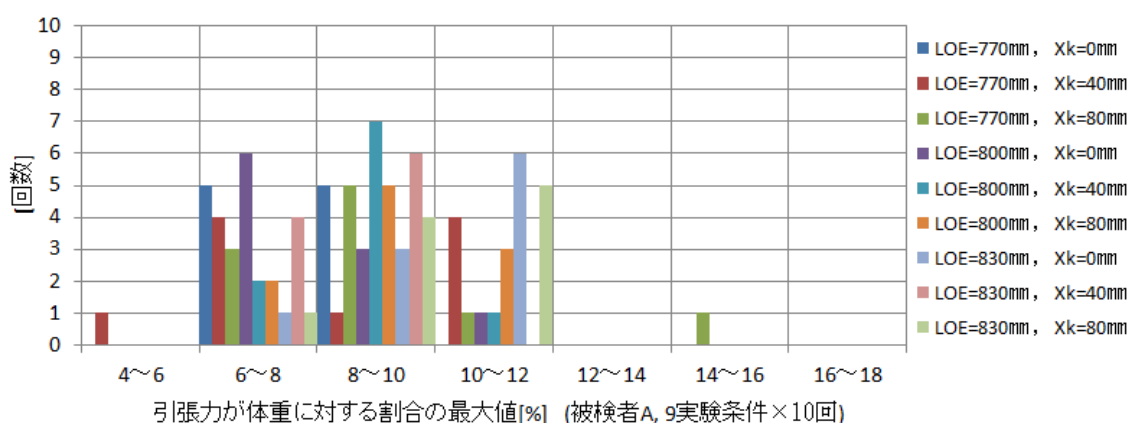
Fig.3-13 全実験の所要引っ張力の最大値及び体重に対する割合 (被験者 A～F)

Fig.3-14 は全実験で引っ張力の体重に対する割合の最大値の分布を表すものである。Fig.3-14によると、同条件の 10 回の実験で、 F_p の最大値が異なることが分かった。同

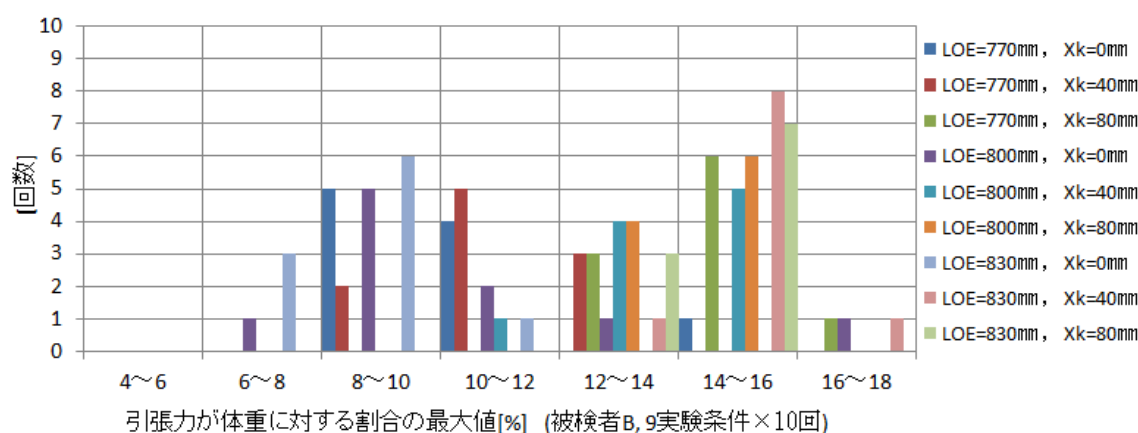
条件でも被験者が毎回同じ姿勢や力の状態を維持することが難しいので、 F_p の最大値に大きな差異が生じた。例えば、Fig.3-14の(a)に示すように、被験者Aでは、 $L_{OE} = 770\text{mm}$ 、 $X_K = 40\text{mm}$ という条件の10回の実験では、1回の F_p/mg の最大値が4~6%の区間にある。また、全実験中で引っ張力の体重に対する割合が12%より大きい場合は一回しかない($L_{OE} = 770\text{mm}$ 、 $X_K = 80\text{mm}$:14.78%)。

したがって、実際に簡易型移乗機器を利用する際に要介護者の姿勢や支持部に掛ける部位の変化などの不安定要素で、引っ張力の最大値にばらつきがあること(Fig.3-14)を考慮して、 L_{OE} と X_K の介護者への負担(F_p の最大値)を評価するために、各条件の10回の F_p の最大値の中で、最大値2つと最小値2つを除いて平均値を求め、比較する。

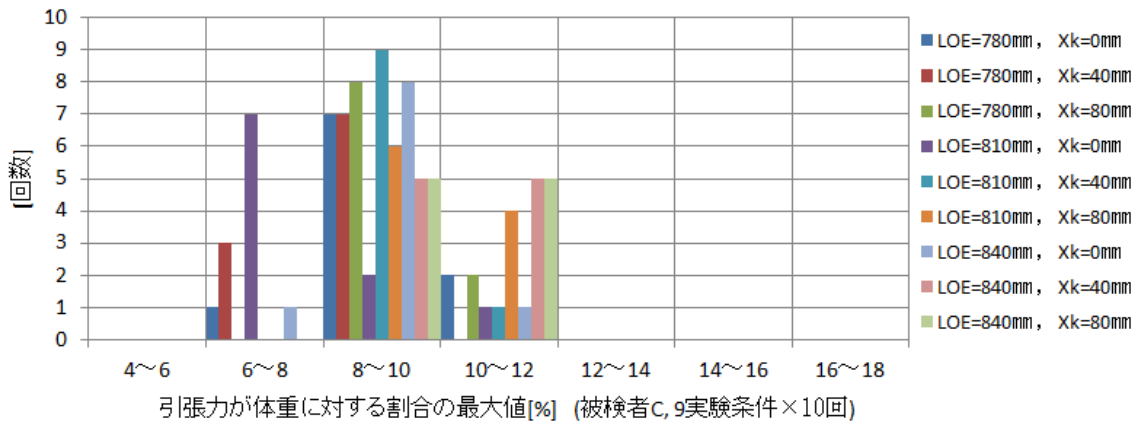
被験者A~Fの9条件×10回の実験の引っ張力の最大値の処理後の平均値をFig.3-15に示す。



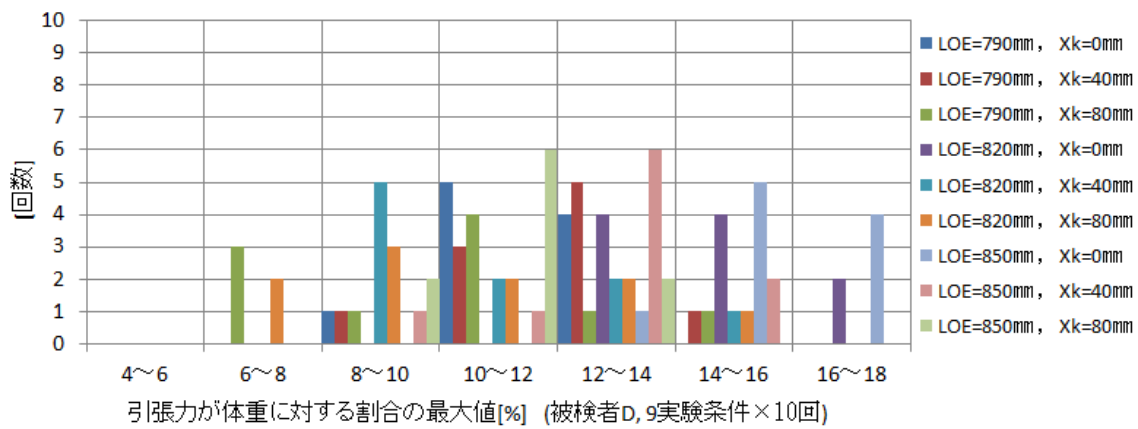
(a)



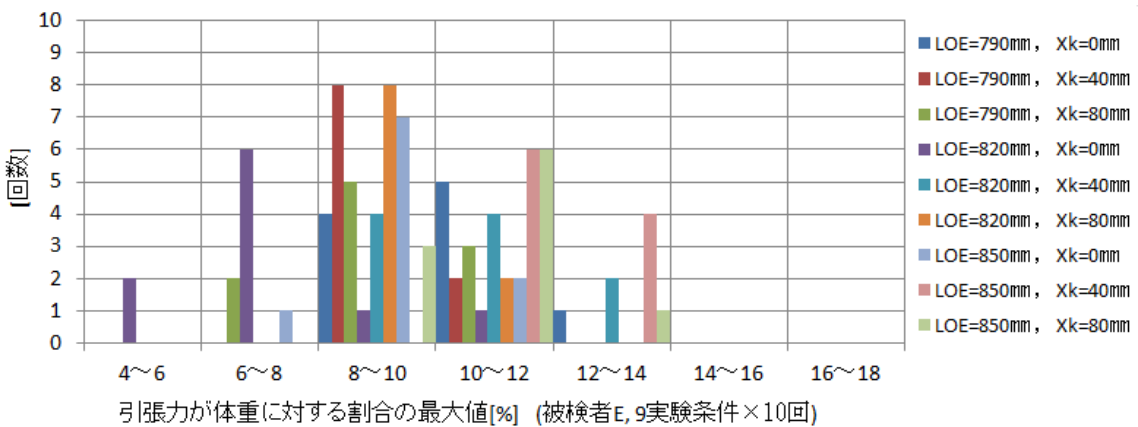
(b)



(c)



(d)



(e)

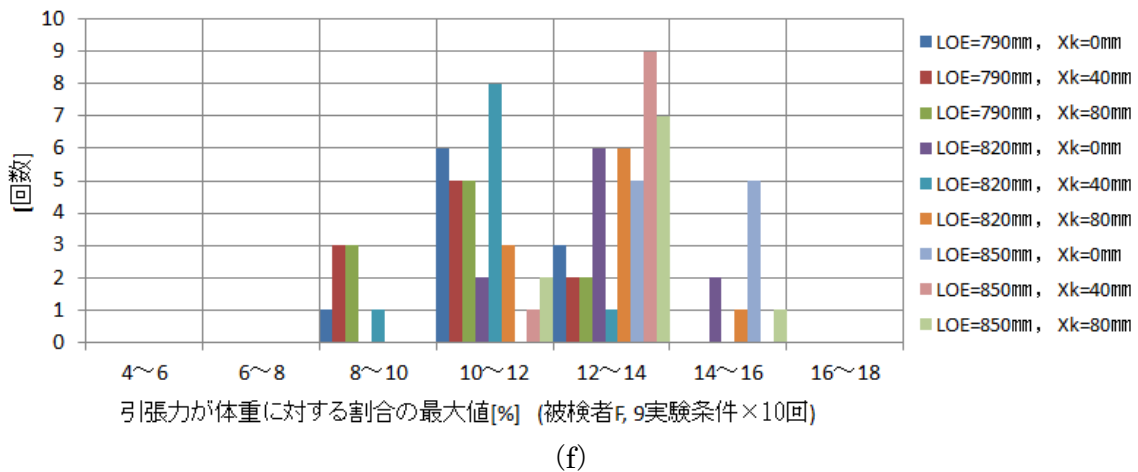


Fig.3-14 全実験における引っ張力が体重に対する割合の最大値の分布
(被験者 A~F)

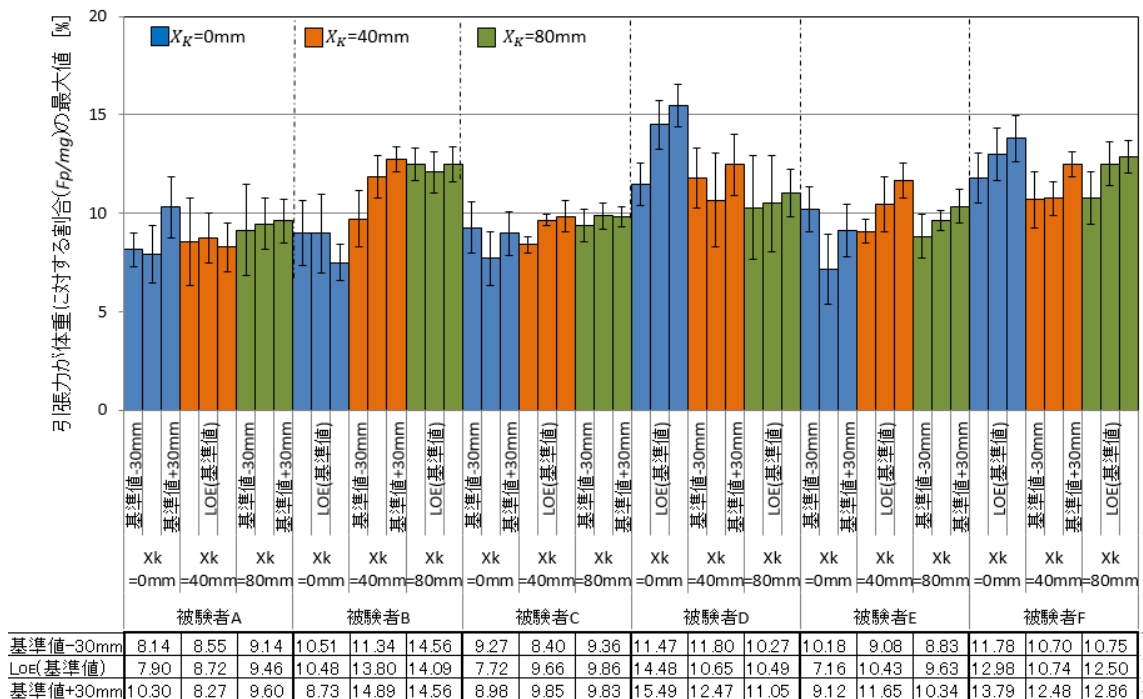


Fig.3-15 L_{OE} と X_k より引っ張力の体重に対する割合の最大値(処理後)

Fig.3-16 は、被験者 A~F の引っ張力の体重に対する割合の最大値 (F_p/mg , 処理後) を表すものである (L_{OE} 基準値 -30mm : ●, L_{OE} 基準値 : ●, L_{OE} 基準値 + 30mm : ●). 各被験者の F_p/mg 最大値の中で、一番大きいのを実線で連結して表す. Fig.3-16 から、 L_{OE} が基準値+30mm にする場合 (被験者 A, D, F : $X_k = 0mm$, 被験者 B, C, E : $X_k = 40mm$) に F_p/mg が一番大きくなり、介護者への負担が比較的大きいことが分かった.

したがって、被験者 A~F にとっては、支柱長さ (L_{OE}) を基準値より長くすると同時に、膝部支持部の水平位置 (X_K) を膝部に近い所 (被験者 A, D, F : $X_K = 0\text{mm}$, 被験者 B, C, E : $X_K = 40\text{mm}$) に設置する場合は、所要引っ張力の最大値 (処理後) が大きく、介護者への負担が大きいことが考えられる。

しかし、介護者への負担が小さい条件は明確に表われなかった。

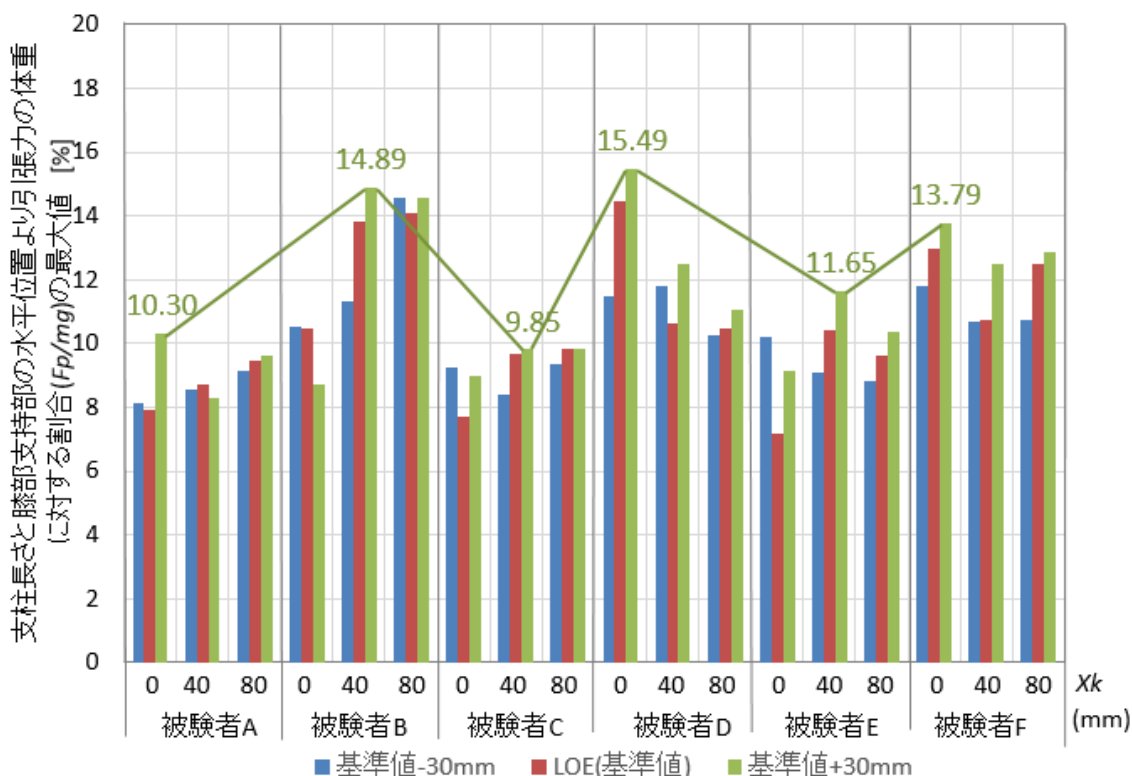


Fig.3-16 L_{OE} と X_k より引っ張力の体重に対する割合の最大値(被験者 A~F)

2. 初期状態の臀部の受ける抗力 (被験者 A~F)

3.3 節の Fig.3-10 によると、臀部の受ける抗力の体重に対する割合(F_h/mg)は移乗過程では初期状態で一番大きく、支柱の回転するとともに徐々に減り、膝が膝部支持部に接触後に完全に離座し、0N になった。支持支柱長さ(L_{OE})及び膝部支持部の水平位置(X_K)を変えて行った 9 条件×10 回の実験で、被験者が毎回完全に同じスタート状態を維持することは不可能である。さらに、着座する時に臀部が体重を支える割合も人によって異なる。その値を Fig.3-17 に示す。初期状態の F_h/mg が一番小さいのは 62.61%(被験者 F)で、一番大きいのは 92.00% (被験者 E)であり、被験者により F_h/mg の変動の幅は 10.20~19.57 ポイントであることが分かった。

また、 L_{OE} と X_K のパラメータの初期状態の F_h/mg への影響はみられなかった。

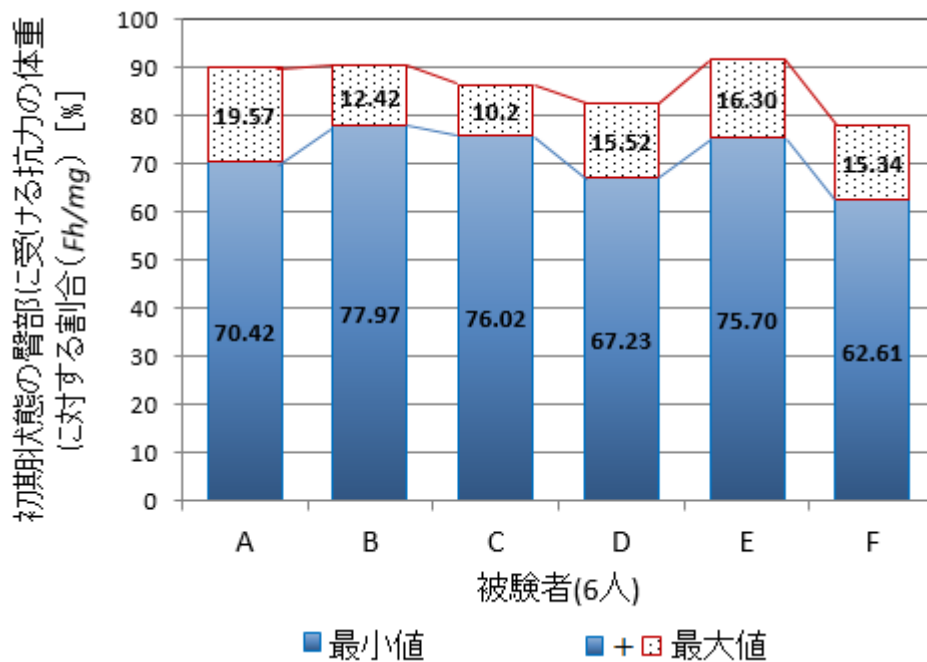


Fig.3-17 被験者ごとの初期状態の臀部が受ける抗力の体重に対する割合の最大値及び最小値(9条件×10回)

3. 膝部の受ける抗力 (被験者 A~F)

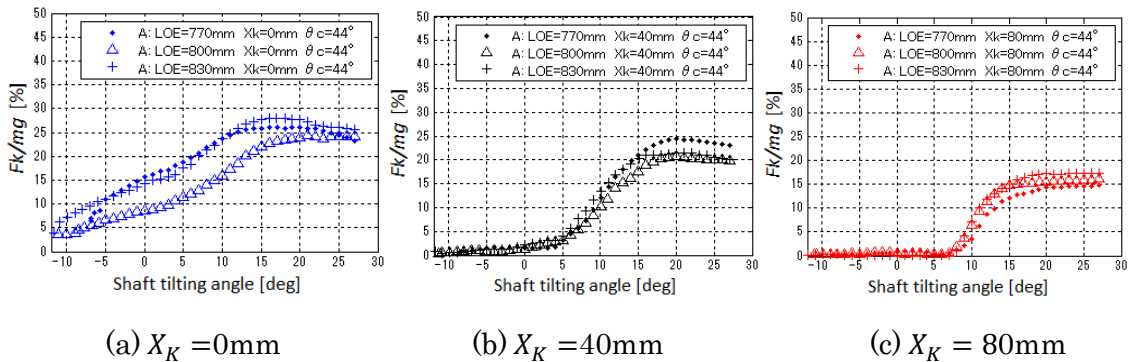
3.3 節の Fig.3-10 によると, 被験者の膝部 (点 B) の水平位置 (X_B) が 0mm, 膝部支持部の中心 (点 k) の X 座標 (X_K) が 40mm の場合, 初期状態で膝が膝部支持部に接触しないで, 膝部に力を受けず, 引っ張り始めてから胴体部が伸びて, 臀部が前方に膝が膝部支持部に接触するまで滑り, 膝部が膝部支持部に接触して, 臀部が離座し始まる. その直後, 膝部が受ける抗力 (F_k) が最大値になることが分かった.

したがって, 膝部が受ける抗力 (F_k) については, $X_B = 0\text{mm}$ の場合, X_K と膝が膝部支持部に接触する時刻, 初期状態の F_k , 及び臀部が離座する瞬間と F_k の最大値との関係を考察する.

1) 膝部支持部の水平位置による膝が膝部支持部に接触する時刻への影響

膝部支持部の水平位置による膝が膝部支持部に接触する時刻への影響については, 被験者 A の実験結果を例として説明する.

被験者 A の 9 条件の支持支柱角度と膝が受ける抗力の体重に対する割合との関係を Fig.3-18 に示す. (a) のように, $X_K = 0\text{mm}$ の場合では, スタート時に膝が受ける抗力の体重に対する割合 (F_k/mg) は 4% である. $X_K = 40, 80\text{mm}$ の場合では, 支持支柱角度 (φ) がそれぞれ -5° と 7° で F_k が 0% 付近から徐々に増えることが分かった (Fig.3-18(b), (c)). したがって, X_K の増加とともに, 膝が膝部支持部に接触する時刻が遅くなる.



(a) $X_K = 0\text{mm}$

(b) $X_K = 40\text{mm}$

(c) $X_K = 80\text{mm}$

Fig.3-18 膝部支持部の位置より支柱長さとの関係(被験者 A)

2) 実験装置設置の制約による初期状態の膝部の受ける抗力への影響

実験中は被験者に足を床に付かせない状態を維持させるが、被験者の下肢が初期状態ではそれほど屈曲しないので、膝が膝部支持部の下の縁に当たっており、膝部支持部からの抗力を多少受けていた。Fig.3-19は被験者A~Fが9条件のスタート時の F_k/mg を表すものである($X_K = 0\text{mm}$: ■, $X_K = 40\text{mm}$: ■, $X_K = 80\text{mm}$: ■)。被験者A, B, Cの体格が比較的小さいので、被験者D, E, Fより実験中足をうまく屈曲することができ、スタート時の X_K による F_k/mg への影響が明らかになった。全体では、スタート時の F_k が X_K の増加とともに減少することが分かった。

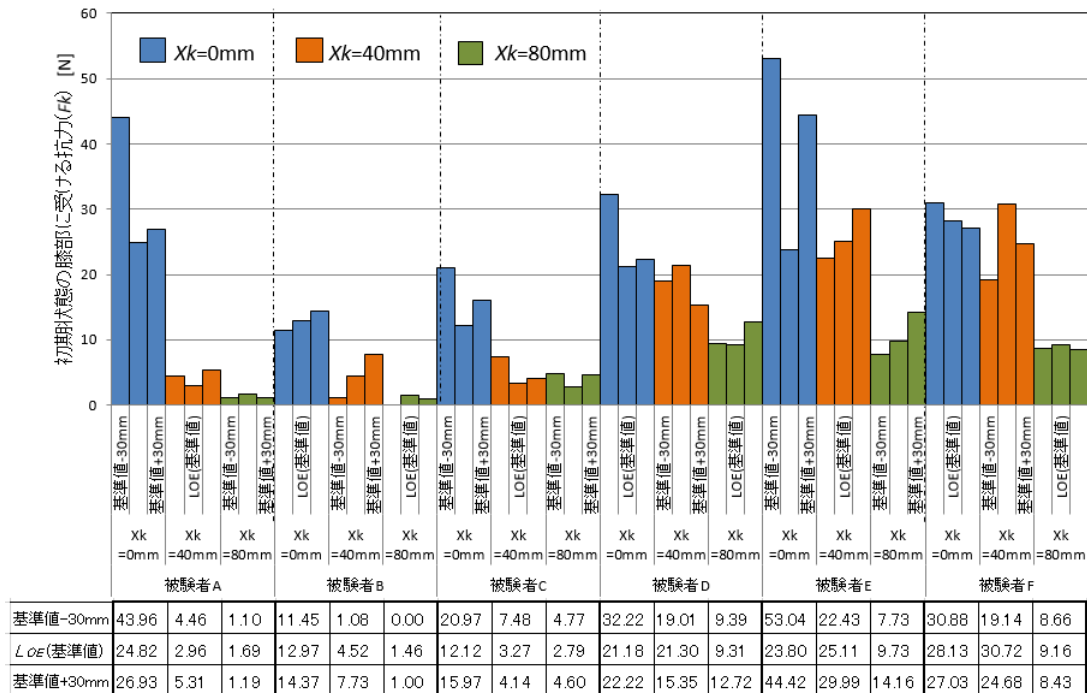


Fig.3-19 スタート時に膝部が受ける抗力の体重に対する割合(被験者 A~F)

3) 臀部が離座する瞬間に膝の受ける抗力と最大値との関係

臀部，膝部が受ける抗力(F_h , F_k)の関係については，被験者 A の実験結果を例として説明する。

Fig.3-20 は膝部支持部の水平位置による，支柱角度と臀部，膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係を表すものである ((a) : $X_K=0$ mm, F_k : \bullet F_h : Δ , (b) : $X_K=40$ mm, F_k : \bullet F_h : Δ , (c) : $X_K=80$ mm, F_k : \bullet F_h : Δ).

Fig.3-20 によると，初期状態に臀部が受ける力の体重に対する割合(F_h/mg)が 85~89%であり，座面が主に被験者 A の体重を支え，支持支柱の回転とともに， F_h が徐々に 0%まで減り，(a)では F_k が徐々に増え，(b)，(c)では F_k が 0%程度から徐々に増えることが分かった．そして，離座する瞬間($F_h = 0$)に膝部の受ける抗力(F_k)が最大値に達し，その後，脇部，胸部，膝部支持部で被験者の体重を支えるようになる。

しかし，膝部支持部の水平位置(X_K)による離座する時刻への影響はみられなかった．理由としては， X_K を変えると膝が膝部支持部に接触する場所が多少変化し，また，臀部の皮膚に柔軟性があることから， $F_h = 0$ の対応する支持支柱角度(φ)がほとんど変化しないことが考えられる。

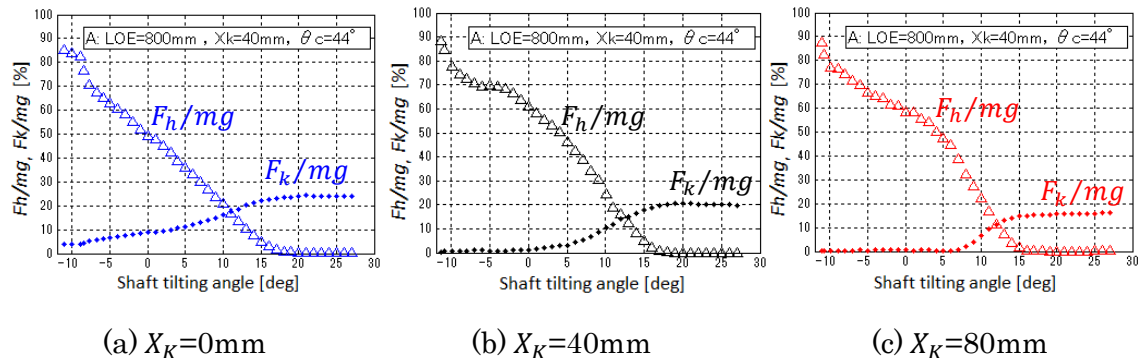


Fig.3-20 膝部支持部の位置より支柱長さや支柱角度と臀部，膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係(被験者 A)

被験者 A の実験結果から， $X_K=40, 80$ mm の場合，膝部支持部のクッションと臀部の皮膚の弾力で，膝が膝部支持部に接触してから，膝が十分に膝部支持部に接触するまで臀部が接触し，その後完全に座面から離れる．そして，その瞬間の F_k が最大値に近いことが分かった．

したがって，臀部が座面から離れる瞬間に，脇部，胸部，膝部への負担が大きくなる可能性が高いことを考慮し，被験者 B~F の場合でも，臀部が離座する瞬間に膝部の受ける抗力が最大値との差を求めた．その結果を Fig.3-21 に示す．

Fig.3-21 によると，被験者 A~F の 9 条件の実験で，臀部が離座する瞬間に膝部の受ける抗力 (F_k , Fig.3-21 の表に示す) のほとんどが抱上げ過程中的の F_k の最大値に近い (F_k

の最大値が離座する瞬間の F_k を超えた部分: (黄色)) .

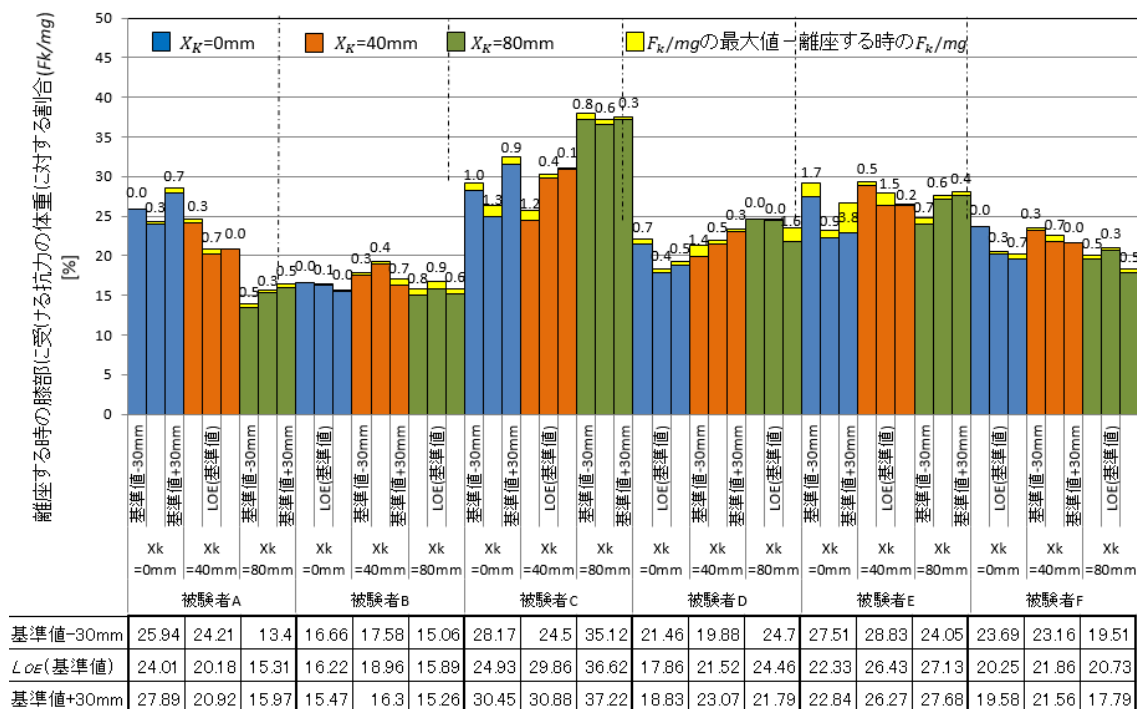


Fig.3-21 離座する際に膝部の受ける抗力と最大値との比較(被験者 A~F)

なお、臀部が離座する瞬間に、脇部、胸部の受ける抗力が体重に対して何%か、脇部、胸部、膝部の3箇所の中でどの部位を中心として体重を支えるのかを解析し、各被験者の個人差と姿勢特徴を以下のように考察する。

4) 臀部が離座する瞬間に各部位の受ける抗力 (被験者 A~F)

臀部が座面から離れる瞬間では、体重を支える主な部位が被験者によって異なるため^{(86)~(88)}、Table3-6のようにまとめる。また、脇部、胸部、膝部の受ける抗力の体重に対する割合をTable3-7とFig.3-22に示す。

その結果、被験者A~Fの中で被験者B、C、Fが移乗機器を用いた時に主に胸部、膝部、胸部で体重を支えることが顕著になった。膝部支持部の位置が被験者から遠くなるほど、被験者Aの胸部は体重を支える割合が大きくなり、被験者Dの胸部は体重を支える割合が小さくなると同時に、主に膝部で支える状態になる。被験者Eは主に膝部で支える。

Table3-6 臀部が離座する瞬間に主に体重を支える部位

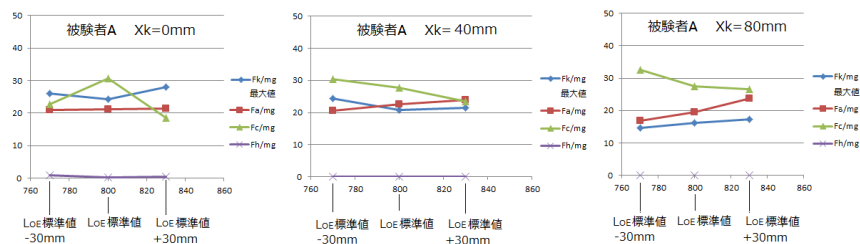
X_K	0			40			80		
L_{OE}	-30	基準値	+30	-30	基準値	+30	-30	基準値	+30
A	k	c	k	c	c	a	c	c	c
B	c	c	c	c	c	c	c	c	c
C	k	k	k	k	k	k	k	k	k
D	c	c	c	c	c	a	k	k	k
E	k	c	k	k	k	a	k	k	k
F	c	c	c	c	c	c	c	c	c

(X_k :mm, 膝部支持部中心の X 座標, L_{OE} :mm, 支柱長さ, a:脇部, c:胸部, k:膝部)

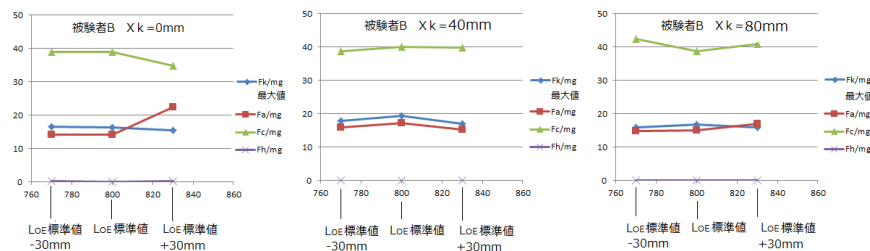
Table3-7 臀部が離座する瞬間に膝部, 脇部, 胸部の受ける抗力の体重に対する割合(被験者 A~F)

条件	X_K	0			40			80		
	L_{OE}	-30	基準値	+30	-30	基準値	+30	-30	基準値	+30
A	F_k/mg	26.11	24.33	28.03	24.41	20.76	21.49	14.49	16.09	17.33
	F_a/mg	21.01	21.11	21.32	20.47	22.68	23.87	16.86	19.51	23.63
	F_c/mg	22.83	30.69	18.60	30.51	27.69	23.47	32.62	27.47	26.63
B	F_k/mg	16.66	16.29	15.52	17.90	19.31	17.04	15.87	16.76	15.88
	F_a/mg	14.20	14.18	22.51	16.01	17.19	15.29	14.89	14.97	17.07
	F_c/mg	38.98	38.90	34.77	38.77	40.10	39.80	42.37	38.65	40.98
C	F_k/mg	29.17	26.27	32.45	25.73	30.28	31.02	37.93	37.19	37.54
	F_a/mg	20.76	18.88	19.53	23.69	24.00	22.64	21.36	22.37	22.64
	F_c/mg	10.38	6.19	6.47	14.90	13.12	11.68	8.14	8.46	5.85
D	F_k/mg	22.12	18.29	19.33	21.28	22.02	23.39	24.70	24.50	23.44
	F_a/mg	17.16	18.96	20.76	18.31	20.67	24.20	19.93	19.54	23.17
	F_c/mg	27.77	34.57	29.52	30.05	26.48	22.19	20.72	17.62	21.56
E	F_k/mg	29.16	23.26	26.63	29.38	27.94	26.52	24.77	27.68	28.07
	F_a/mg	16.45	21.95	22.72	20.61	23.61	27.08	21.55	7.74	11.77
	F_c/mg	20.57	26.14	18.50	19.66	22.76	26.33	24.40	16.18	13.77
F	F_k/mg	23.69	20.53	20.25	23.51	22.52	21.56	20.01	21.01	18.29
	F_a/mg	10.07	11.51	12.64	10.97	11.90	16.25	11.98	15.03	17.44
	F_c/mg	30.58	36.60	35.07	28.40	28.99	28.40	29.24	29.62	25.54

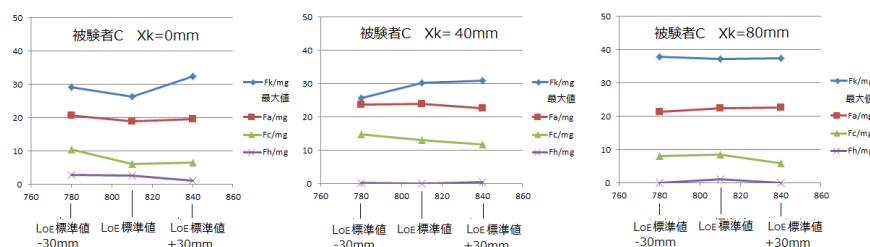
被験者 A :
 L_{OE} (基準値)
 =800mm



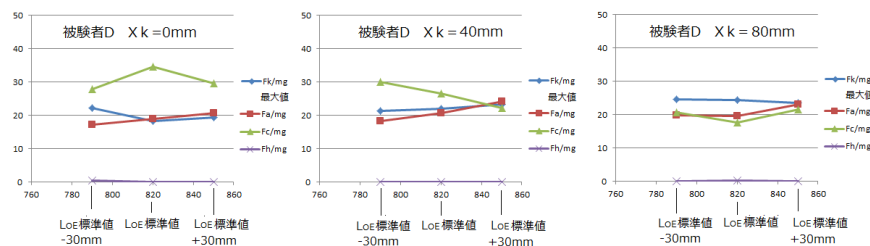
被験者 B :
 L_{OE} (基準値)
 =800mm



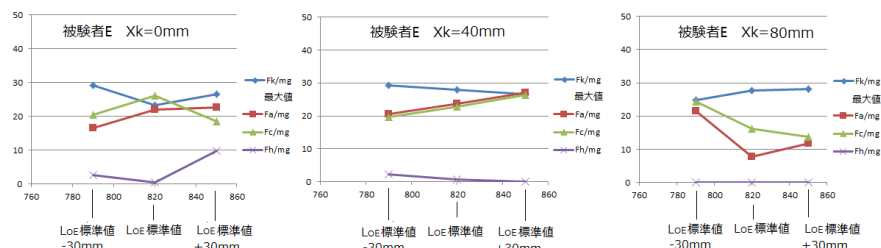
被験者 C :
 L_{OE} (基準値)
 =810mm



被験者 D :
 L_{OE} (基準値)
 =820mm



被験者 E :
 L_{OE} (基準値)
 =820mm



被験者 F :
 L_{OE} (基準値)
 =820mm

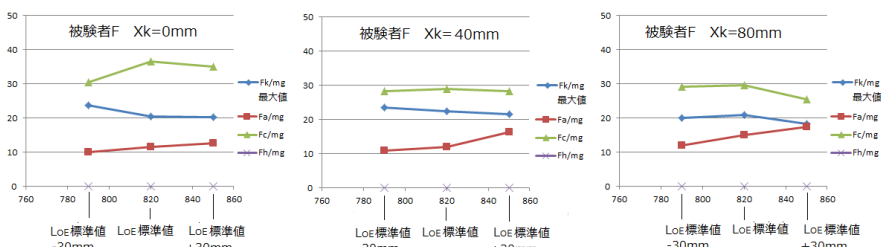


Fig.3-22 臀部が離座する瞬間に膝部，脇部，胸部が受ける抗力の体重に対する割合(被験者 A~F)

3.5.2 膝部支持部の水平位置による影響(被験者 A)

各被験者が移乗機器を用いた時の姿勢の個人差で、身体を支える主な部位が異なるため、膝部支持部の水平位置(X_K)と支柱長さ(L_{OE})の2つパラメータにより、脇部、胸部、膝部が受ける抗力への影響をそれぞれ解析する。

まず、被験者 A を例として説明する。

1. 膝部支持部の水平位置(X_K)による膝部負担への影響 (被験者 A)

膝部支持部の水平位置(X_K)と膝部への負担の関係については、上の Fig.3-20 の示すように、被験者 A の膝部が受ける抗力の体重に対する割合(F_k/mg)の最大値が、 $X_K = 0\text{mm}(\cdot\Delta+)$ では 24.33~28.03%、 $X_K = 40\text{mm}(\cdot\Delta+)$ では 20.76~24.41%、 $X_K = 80\text{mm}(\cdot\Delta+)$ では 14.73~17.33%であることが分かった。したがって、被験者 A では、 $X_K = 0, 40, 80\text{mm}$ の順で F_k/mg の最大値が小さくなり、膝部への負担が減少する傾向がみられた。

理由としては、実験条件として初期状態の被験者の膝部の水平位置を $X_B = 0\text{mm}$ にする。Fig.3-23 のように支持支柱角度が同じ状況では、 $X_K = 0\text{mm}$ の時は、初期状態から膝が膝部支持部に接触し、離座した後は被験者の身体が鉛直に対する傾きが大きくなり、膝部も脇部、胸部、臀部とともに被験者の体重を分散して支持することができており、バランスが取りやすい。 $X_K = 40, 80\text{mm}$ の場合は、臀部が前に滑ってから膝が膝部支持部に接触し、体が鉛直に対する傾きが小さくなるため、すべり落ちないように主に脇部と胸部で支えることが考えられる。

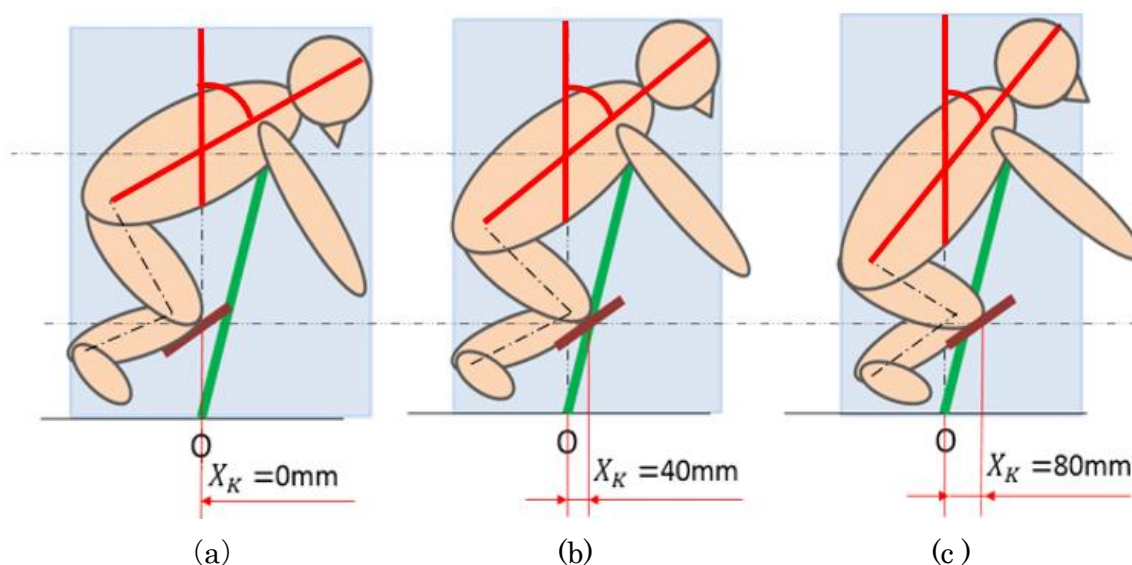


Fig.3-23 膝部支持部位置による被験者の膝が膝部支持部にぶつかる時の姿勢

2. 膝部支持部の位置による胸部負担への影響（被験者 A）

Fig.3-24 は膝部支持部の水平位置(X_K) と支持支柱長さ(L_{OE})を変更した時に、被験者 A の体重に対する胸部の受ける抗力の割合が、支持支柱の角度でどのように変化するかを求めたものである。 X_K による結果をそれぞれ色付けして (a), (b), (c)に示し、 L_{OE} による結果を「 \cdot 」, 「 Δ 」, 「 $+$ 」で区別する。

$X_K = 0\text{mm}$ の場合では、被験者 A の胸部の受ける抗力(F_c)が抱上げ動作の過程で滑らかに変化し、体重に対する割合(F_c/mg)の最大値が、 32.49% ($L_{OE}=770\text{mm} : \cdot$), 35.62%($L_{OE}=800\text{mm} : \Delta$), 29.59% ($L_{OE}=830\text{mm} : +$)となった。

$X_K = 40\text{mm}$ の場合では、支持支柱角度(φ)が $5\sim 10^\circ$ で、胸部の受ける抗力(F_c)の変動が一旦緩やかになる傾向がみられる。 F_c/mg の最大値が 34.59%($L_{OE}=770\text{mm} : \cdot$), 32.23%($L_{OE}=800\text{mm} : \Delta$), 29.52% ($L_{OE}=830\text{mm} : +$) となった。

$X_K = 80\text{mm}$ の場合では、支持支柱角度(φ)が約 10° で、ピークに達し、その後、約 $\theta=18^\circ$ まで減少するが、それ以降は再び増加する。 F_c/mg の最大値が、 35.35% ($L_{OE}=770\text{mm} : \cdot$), 31.06%($L_{OE}=800\text{mm} : \Delta$), 29.98% ($L_{OE}=830\text{mm} : +$)であることが分かった。

以上の結果から、膝部支持部の水平位置による、胸部の受ける抗力の最大値への影響はあまりないが、 X_K による変動については差異が認められ、膝部支持部の水平位置が被験者から遠くなれば遠くなるほど、最大値が支持支柱がより傾いた時に発生し、より顕著にみられる。理由としては、離座する直前に、膝がまだ十分に膝部支持部に接触する前に胸部に力がより大きくかかることが考えられる。

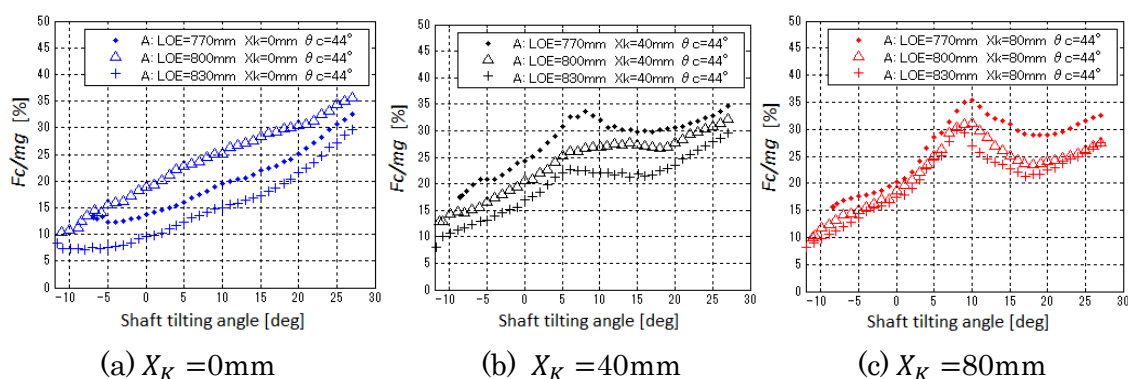


Fig.3-24 膝部支持部の水平位置と胸部の受ける抗力の体重に対する割合との関係

3. 膝部支持部の位置による脇部負担への影響（被験者 A）

膝部支持部の水平位置(X_K) と支持支柱長さ(L_{OE})を変更した時に、被験者 A の体重に対する脇部が受ける抗力の割合 (F_a/mg) の支持支柱角度の変化を Fig.3-25 に示す。抱上げ動作の過程で F_a が初期状態から徐々に増え、途中でピークに達し、それ以降はだんだん減ることが分かった。また、 X_K による F_a/mg の変化は F_c/mg と類似しており、 $X_K=0$,

40, 80mm の順でピークに達することが顕著にみられる。

各条件の F_a/mg の最大値を Table3-8 に示す。

脇部の受ける抗力が膝部支持部の水平位置が被験者から遠くなるほど最大値が顕著になる理由としては、胸部が受ける抗力と同様に、離座する直前では膝がまだ十分に膝部支持部に接触する前に余分な力が加わるからと考えられる。

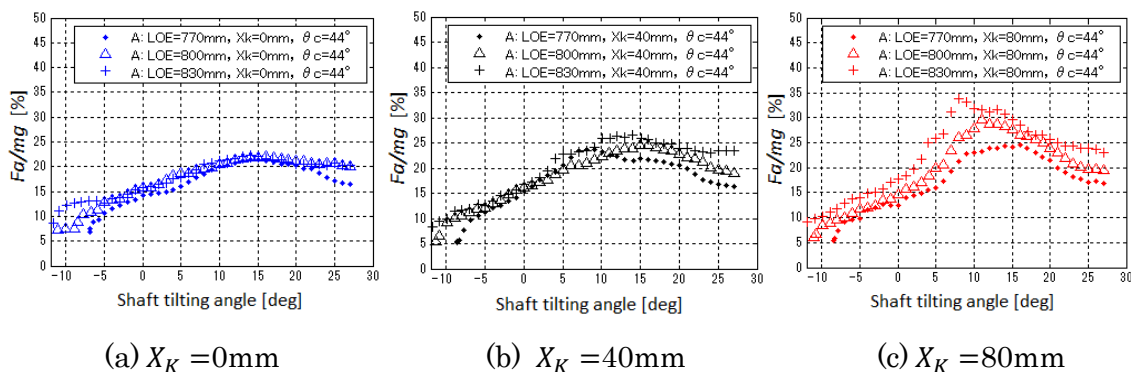


Fig.3-25 膝部支持部位置と脇部が受ける抗力の体重に対する割合との関係

Table3-8 脇部が受ける抗力の体重に対する割合の最大値 (被験者 A)

支柱長さ	記号	$X_K = 0\text{mm}$	記号	$X_K = 40\text{mm}$	記号	$X_K = 80\text{mm}$
$L_{OE}=770\text{mm}$	・	21.33%	・	23.77%	・	24.49%
$L_{OE}=800\text{mm}$	△	22.01%	△	24.61%	△	29.55%
$L_{OE}=830\text{mm}$	+	22.36%	+	26.51%	+	33.73%

被験者 A にとっては、初期状態で膝部支持部を膝が接触できる所に設置すれば、抱上げ動作の過程で身体がバランスを取りやすく、膝部が十分に身体を支えることができ、脇部、胸部と共に体重を分散することができる。

膝部支持部を膝に対して離して設置する場合は、初期状態で膝が膝部支持部に接触せず、抱上げ動作の過程で臀部が前方に滑ってから接触する。臀部が座面から離れる直前、膝が膝部支持部に十分に接触していないので、主に脇部及び胸部で体重を支える。

さらに、膝部支持部の位置が被験者の離座した後の姿勢に影響するので、遠くなるほど脇部、胸部への負担が増大する。

したがって、被験者 A にとって、脇部、胸部への負担を小さくするには膝部支持部の位置を被験者から近く設置することが考えられる。

3.5.3 支柱長さによる影響 (被験者 A)

1. 支持支柱長さによる胸部負担への影響

Fig.3-24 のように、被験者 A では、初期状態で膝が膝部支持部に接し ($X_K=0\text{mm}$)、基準値の支柱長さ $L_{OE} = 800 \text{ mm}$ の時は $L_{OE} = 770, 830\text{mm}$ より F_C がかなり大きい。膝が途中で接触する場合には ($X_K=40, 80\text{mm}$)、 $L_{OE} = 770, 800, 830 \text{ mm}$ の順で F_C の最大値が増大することが分かった。

2. 支持支柱長さによる脇部負担への影響

Fig.3-25 に示すように、 $X_K=0, 40, 80\text{mm}$ の 3 条件では、脇部の受ける抗力の体重に対する割合 (F_a/mg) の最大値がいずれも支持支柱の長さ (L_{OE}) が長くなるとともに増大し、また膝部支持部が被験者から離れるほど L_{OE} による F_a/mg の最大値の差が目立つことが分かった。被験者 A の主観的評価によると、支持支柱が長くすると両腕が脇部支持部に強く当たるために余計な力を使うという意見が得られた。

また、被験者 A の場合では、 $L_{OE} = 800\text{mm}$ 、 $X_K=0\text{mm}$ という条件に対して、 L_{OE} による F_a と F_C への影響が逆となっている。

被験者 A の場合では、 $X_K=0\text{mm}$ では膝部が初期状態から体重を分散して支持できるが、支持支柱の長さによる胸部への影響が大きくなり、長いほど胸部への負担が増大するので被験者への負担が大きくなる。脇部への影響はあまりみられなかった。

$X_K=40, 80\text{mm}$ では支持支柱の長さが長いほど胸部への負担が減少し、脇部への負担が増大する。また、臀部が座面から離れる直前では主に脇部で体重を支える。

膝部支持部位置による脇部、胸部負担への影響を考慮し、 $X_K=0\text{mm}$ の場合の支持支柱の長さを考察する。Fig.3-24 (a) に示すように、 L_{OE} が基準値の場合は胸部の受ける力 (F_C) が大きいため、胸部への負担が大きい。膝部の受ける抗力 (F_k) が小さいのは、この時に胸部がしっかり胸部支持部に当たるからだと考えられる。

被験者 A の主観的評価:

被験者 A の主観的評価によると、膝部支持部位置については、一番近い場合 ($X_K=0\text{mm}$) では体重が乗せやすく、 $X_K=40, 80\text{mm}$ の場合では臀部が前方に移動してから膝が膝部支持部にぶつかることで、脇部と胸部が辛いという評価であった。支柱長さについては基準値 ($L_{OE} = 800\text{mm}$) の場合が一番良かった。基準値より -30mm にする場合では背中を曲げるのがつらく、 $+30\text{mm}$ にする場合では体重が乗せにくく、つらかったという意見が得られた。

被験者 A に適切な設置条件:

被験者 A の移乗機器を用いた姿勢の特徴を考慮し、膝部位置を $X_K=0\text{mm}$ 、支柱長さを $L_{OE} = 800\text{mm}$ (基準値) に調節することが考えられる。

3.5.4 膝部支持部の水平位置及び支柱長さによる影響(被験者 B~F)

3.5.1 節によると、臀部が座面から離れる瞬間の体重を支える主な部位が被験者によって異なる。被験者 B~F が移乗機器を用いた時の姿勢の特徴は被験者 A と異なることから、膝部支持部の水平位置及び支柱長さによる主に体重を支持する部位が変わるため、膝部支持部の水平位置と支柱長さについて検討する。

被験者 B~F の実験データの解析については、被験者 A と同様に、各自の姿勢特徴に基づいて、膝部支持部の位置と支柱長さによる脇部、胸部への負担を評価する。

1) 被験者 B :

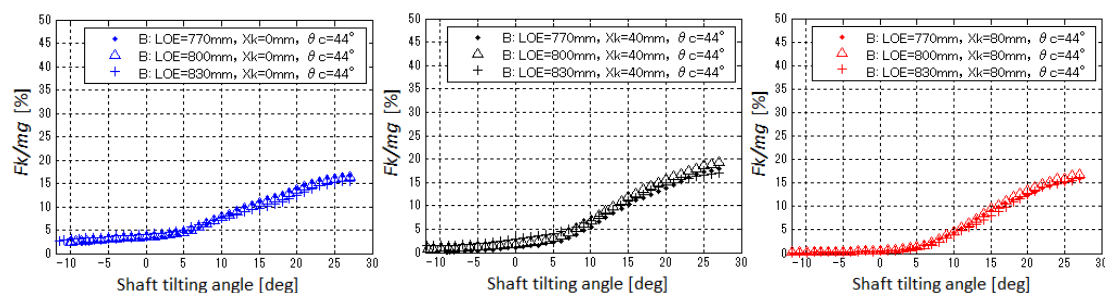
被験者 B の体重は被験者の中で一番軽く、移乗機器を用いた時には主に胸部で体重を支えている。被験者 B の主観的評価によると、移乗機器を使用する際に胸部が重いという意見が得られた。これは Fig.3-22 中の B の結果と一致する。

他の被験者に比べて、膝部支持部の水平位置及び支柱長さによる膝部、胸部、脇部の受ける抗力への影響については、 $X_K=0\text{mm}$ 場合の F_a 及び F_c 以外に差異はあまりない (Fig.3-26)。

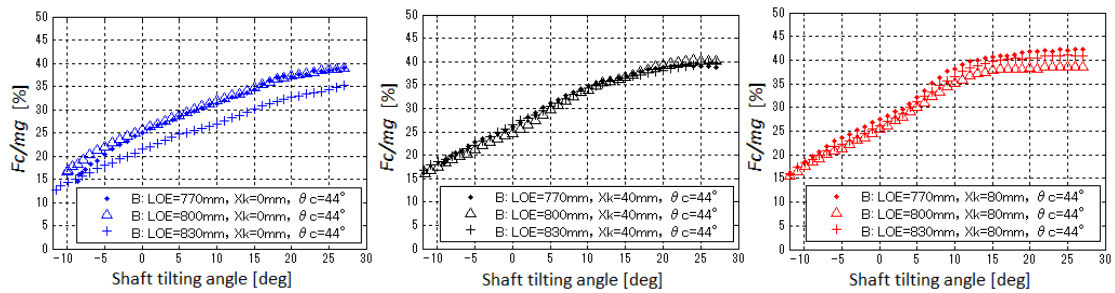
$X_K=0\text{mm}$ の場合、 $L_{OE} = 830\text{mm}$ が (L_{OE} の基準値が 800mm)、 $L_{OE} = 770, 830\text{mm}$ より、胸部の受ける抗力 (F_c) がかなり減少すると同時に、脇部の受ける抗力 (F_a) が増大する傾向が見られた。理由としては、 L_{OE} を 830mm に調節した時に被験者 B の肩が抱上げ姿勢の時より高くなったので、抱上げ動作の過程で脇部が初期状態からさらに力を使わなければならなかったことが考えられる。したがって、胸部が受ける抗力 (F_c) が小さくなった。

膝部支持部の位置が $X_K=0, 40\text{mm}$ 、支柱長さが $L_{OE} = 770, 800\text{mm}$ (基準値) の場合は、最初に脇部が受ける抗力 (F_a) に多少の影響があること以外にはあまり差異はない。

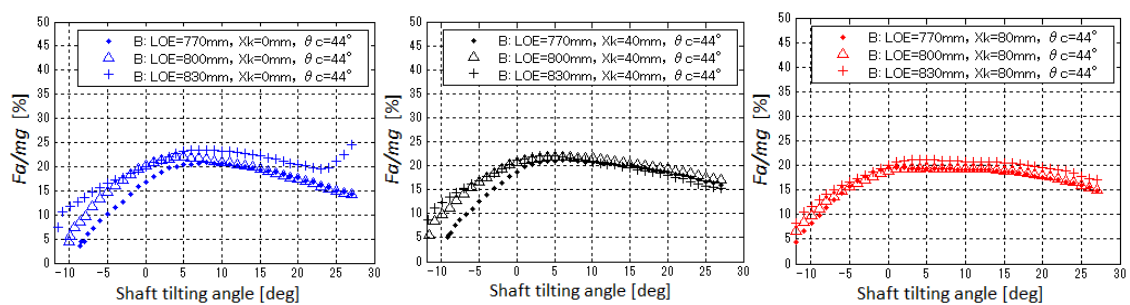
Fig.3-26 (c) に示すように、 $X_K=40, 80\text{mm}$ の場合では、支持支柱角度が $-12 \sim 5^\circ$ の間で、 $L_{OE} = 770, 800, 830\text{mm}$ の順で F_a が大きくなり、脇部に大きな負担がかかることが分かった。そのため、被験者 B が移乗機器を利用する際には支柱長さを $770, 800\text{mm}$ に調節すればよいと考えられる。



(a) 膝部支持位置により支柱角度と膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係



(b) 膝部支持位置により支柱角度と胸部が受ける抗力の体重に対する割合との関係



(c) 膝部支持位置により支柱角度と脇部が受ける抗力の体重に対する割合との関係

Fig.3-26 9 条件で膝部，脇部，胸部が受ける抗力の体重に対する割合（被験者 B）

被験者 B の主観的評価:

主観的評価によると、膝部支持部位置については、スタート時に膝が膝部支持部に当たる場合 ($X_K=0\text{mm}$) が一番良い評価であった。 $X_K=40, 80\text{mm}$ の場合は、膝で体重を支えるまでの時間が長く、胸部にかかる圧力が大きくなった気がした。支柱長さが基準値 ($L_{OE} = 800\text{mm}$) より -30mm にして短くした場合は、胸部に加わる圧力が増加した気がし、多少苦しくなった。基準値より $+30\text{mm}$ にする場合では、体重がうまく支えられている感じがなく、滑り落ちそうな気がしたという意見が得られた。

被験者 B に適切な設置条件:

膝部位置を $X_K=0\text{mm}$ 、支柱が長さを $L_{OE} = 800\text{mm}$ (基準値) に調節することが考えられる。

2) 被験者 C :

被験者 C は移乗機器を用いる際に、主に膝部で体重を支えていた。

Fig.3-27 の(a), (b), (c)は、それぞれ支柱長さ $L_{OE}=780, 810$ (基準値), 840mm の場合膝部支持部の位置 (X_K) による体重に対する膝部が受ける抗力の割合 (F_k/mg) が支持

支柱角度の増大とともにどのように変化するかを求めたものである。

実験の結果, Fig.3-27 に示すように, 膝部支持部の水平位置 $X_K=80\text{mm}$ は $X_K=0, 40\text{mm}$ に比べて F_k/mg の最大値が大きく, $37.93\%(L_{OE}=780\text{mm} : +)$, $37.19\%(L_{OE}=810\text{mm} : +)$, $37.54\%(L_{OE}=840\text{mm} : +)$ である. また, $X_K=80\text{mm}$ の時は $X_K=0, 40\text{mm}$ に比べて F_k の体重に対する割合の最大値がそれぞれ $8.76, 12.2$ ポイント($L_{OE}=780\text{mm} : \bullet, \Delta$), $10.92, 6.91$ ポイント($L_{OE}=810\text{mm} : \bullet, \Delta$), $5.09, 6.52$ ポイント($L_{OE}=840\text{mm} : \bullet, \Delta$) 大きくなる傾向が見られた.

理由として, $X_K=80\text{mm}$ (実験条件の中で被験者の膝から一番遠い位置である) の場合は, 膝が膝部支持部に接触する時の被験者の身体が鉛直に対して傾きが小さくなり, 身体が落ちる傾向がある. そのため, 被験者 C が移乗機器を用いる場合には, 脇部, 胸部より主に膝部で体重を支えるという姿勢の特徴となり, 膝部がさらに余計な力を使って身体を支えることが考えられる.

被験者 C にとって膝部支持部位置の変更は, 膝部への負担に大きな影響があるため, $X_K=40\text{mm}$ と $X_K=80\text{mm}$ の場合の F_k/mg が最大値に達する時の胸部, 脇部が受ける抗力の体重に対する割合 ($F_c/mg, F_a/mg$) の変化を比較する.

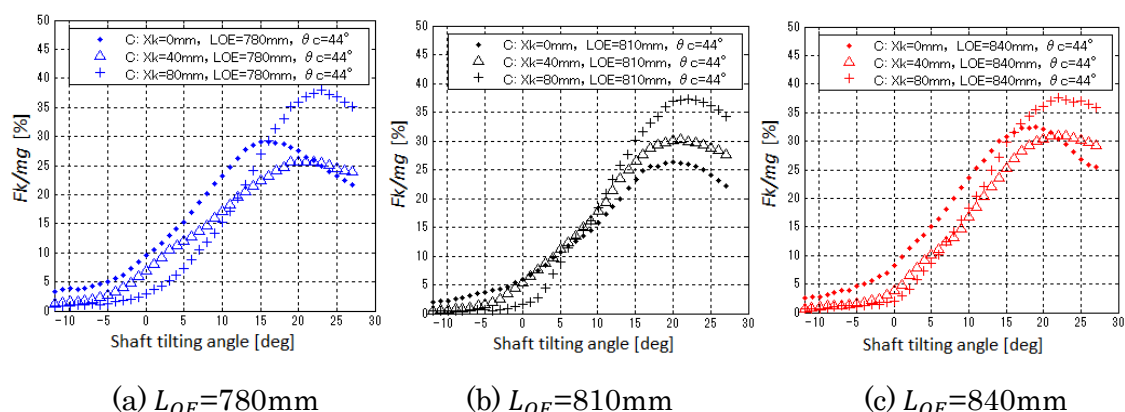


Fig.3-27 支柱長さ と膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係

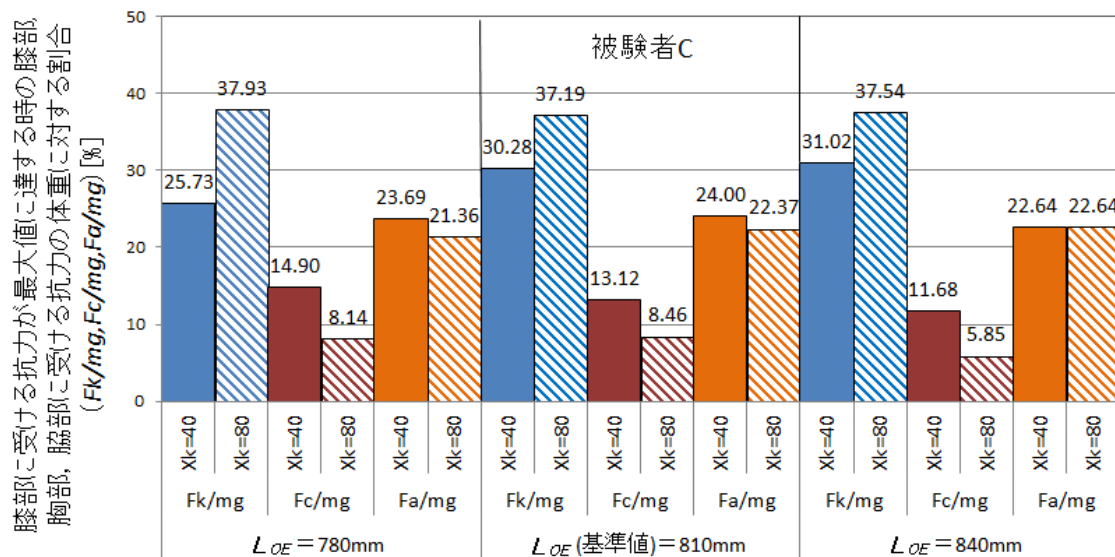


Fig.3-28 支柱長さとして膝部，脇部，胸部が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 C)

Fig.3-28 に示すように、 $X_K=80\text{mm}$ の時は $X_K=40\text{mm}$ に比べて、 F_k/mg の最大値が大きくなると同時に F_c/mg と F_a/mg が小さくなる($L_{OE}=840\text{mm}$, $X_K=80\text{mm}$ では、 F_a/mg が同じである)ことが分かった。

そのため、膝部支持部を遠くに設置すると膝部への負担が大きくなり、脇部，胸部への負担は多少小さくなる。しかし、支柱長さによる膝部が受ける抗力では影響はみられなかった。

被験者 C の主観的評価:

主観的評価によると、膝部支持部位置については $X_K=0, 40, 80\text{mm}$ になるにつれて膝が膝部支持部に乗るまでに時間がかかったため、少し恐怖心が生じた。支柱長さについては基準値($L_{OE} = 810\text{mm}$)に比べ、基準値-30mm では胸部に当たる位置が低かったことで装置との間に隙間が生じたため、少し怖いという評価であった。基準値+30mm では、脇の当たりがきつい感じがしたという意見が得られた。

被験者 C に適切な設置条件:

膝部支持部の位置を $X_K=0\text{mm}$ ，支柱長さを $L_{OE} = 810\text{mm}$ (基準値) に調節することが考えられる。

3) 被験者 D :

被験者 D は被験者 A と逆であり、膝部支持部が被験者から近い場合は、主に胸部で

身体を支え、膝部支持部が被験者から遠い場合は、主に膝部で身体を支えている。

Fig.3-29 は膝が受ける抗力の体重に対する割合(F_k/mg)の最大値(◆)と胸部が受ける抗力の体重に対する割合(F_c/mg : ■)を示すものである。Fig.3-29 に示すように、膝部支持部の位置が初期状態で近い場合($X_K=0, 40mm$)は、 F_k/mg が最大値に達する時の F_c/mg が、 F_k/mg の最大値に比べて大きく、主に胸部で体重を支え、 $X_K=80mm$ の場合は主に膝で体重を支えるようになることが分かった。

支柱長さ L_{OE} による F_c と F_k への影響については、 $X_K=0mm$ と $X_K=80mm$ の状況を解析する。

$X_K=0mm$ では、 F_k/mg の最大値及びその時の F_c/mg が $L_{OE}=790mm$ では 22.12%と 27.77%, $L_{OE}=820mm$ では 18.29%と 34.57%, $L_{OE}=850mm$ では 19.33%と 29.52%となった (Fig.3-29)。

その中に、支持支柱の長さが基準値の場合は、胸部への負担が一番大きく、膝部への負担が一番小さいことが分かった。

$X_K=80mm$ では、 F_k/mg の最大値及び対応の F_c/mg が24.70%と 20.72% ($L_{OE}=790mm$), 24.50%と 17.62% ($L_{OE}=820mm$), 23.44%と 21.56% ($L_{OE}=850mm$)である (Fig.3-29)。

$X_K=0mm$ と逆になり、支持支柱の長さが基準値の場合は、膝部への負担が一番大きく、胸部への負担が一番小さいことが分かった。

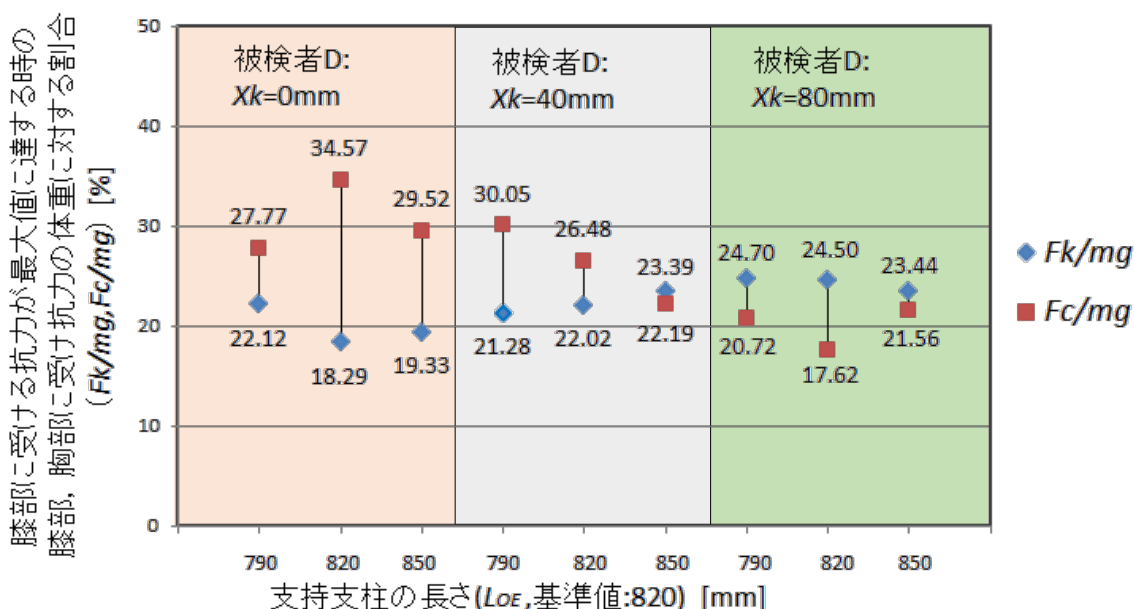


Fig.3-29 膝部支持部による膝部，胸部が受ける抗力の体重に対する割合(被験者 D)

被験者 D が移乗機器を用いた姿勢特徴を考慮すると、支柱長さ $L_{OE}=820mm$ (基準値)の場合では、膝部支持部が膝部から近いほど胸部が胸部支持部に、遠いほど膝部が膝部支持部に十分接触し、体重を支えていることが考えられる。

また、 $X_K=80\text{mm}$ では脇部が受ける抗力の体重に対する割合(F_a/mg)の最大値が支柱長さにより、 $L_{OE}=790\text{mm}$ では 19.93%、 $L_{OE}=820\text{mm}$ では 19.54%、 $L_{OE}=850\text{mm}$ では 23.17%となり (Fig.3-30), 支柱長さが基準値の時は、脇部への負担が小さいことが分かった。

理由としては、膝部支持部を離して調節すると主に膝部で体重を支えるが、支持支柱長さで抱上げ動作過程での被験者姿勢が異なるので、 $L_{OE}=790, 850\text{mm}$ の場合においては、被験者の脇部、胸部が $L_{OE}=820\text{mm}$ より余計な力を使うことが考えられる。

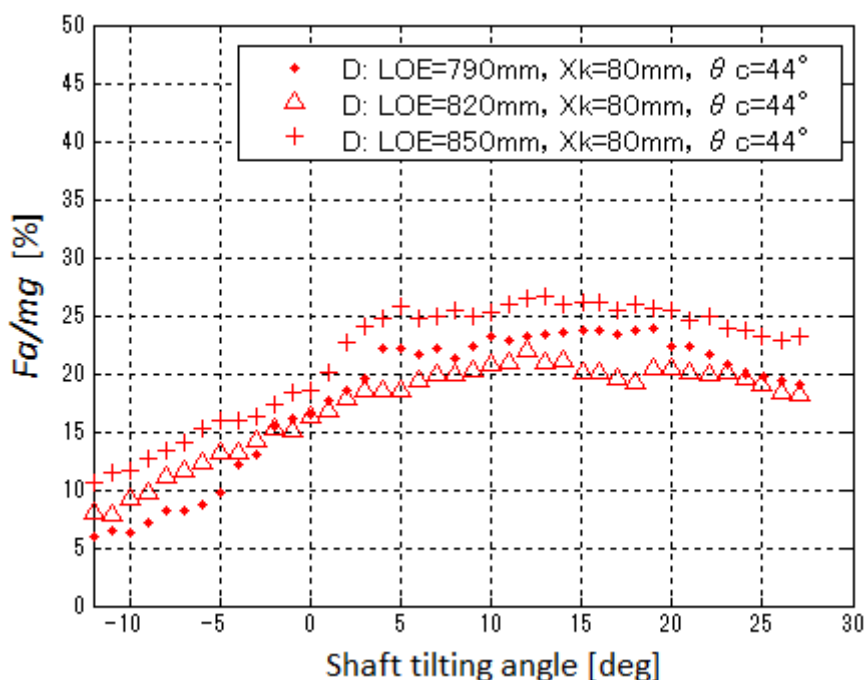


Fig.3-30 支柱長さと脇部が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 D)

被験者 D の主観的評価:

主観的評価によると、支柱長さについては基準値($L_{OE} = 820\text{mm}$) - 30mm の場合は、背中を曲げるのが大変で、胸部に大きな力がかかり、基準値+30mm の場合は、高すぎて痛いという評価であった ($X_K=80\text{mm}$ の実験結果と一致)。膝部支持部の位置については、スタート時に膝が支持部に当たっているほうが良いが、当たっていないと不安定という意見が得られた。

被験者 D に適切な設置条件:

膝部支持部の位置を $X_K=0\text{mm}$ 、支柱長さを $L_{OE} = 820\text{mm}$ (基準値) に調節することが考えられる。

4) 被験者 E :

被験者 E は移乗機器を用いた過程で, 体重を支える主な身体部が不明確にであった。

しかし, 膝部支持部 $X_K=80\text{mm}$ は $X_K=0, 40\text{mm}$ より, 胸部が受ける抗力の体重に対する割合(F_c/mg , $L_{OE}=790\text{mm}$: \bullet , $L_{OE}=820\text{mm}$: $+$, $L_{OE}=850\text{mm}$: $*$)の最大値が小さくなり, 途中でピークが出る傾向が見られた(Fig.3-31).

理由としては, $X_K=0, 40\text{mm}$ の場合は, 胸部が受ける抗力(F_c)が初期状態から徐々に増加し, $X_K=80\text{mm}$ の場合は, 膝が膝部支持部に接触する時刻が遅くなり, 早い段階で膝が十分に体重を分散して支えることができなくなるため, $X_K=0, 40\text{mm}$ より F_c が比較的大きくなることが考えられる。

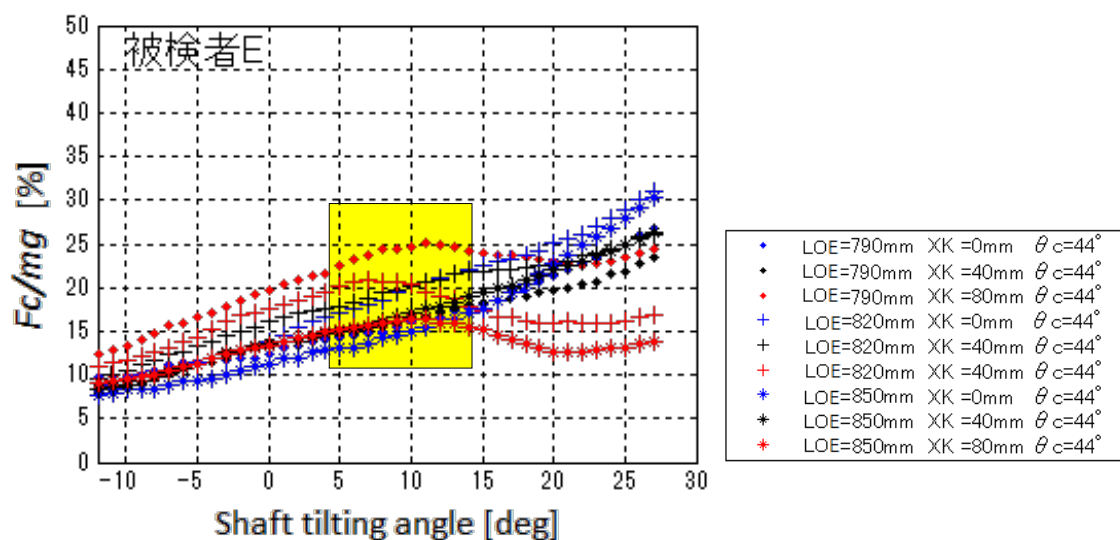


Fig.3-31 膝部支持部, 支柱長さ と胸部が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 E)

被験者 E の主観的評価:

主観的評価によると, 膝部支持部の位置については離れた位置の方($X_K=80\text{mm}$)が不安感があり, 近すぎる($X_K=0\text{mm}$)と足に窮屈感が生じたとの評価であった。したがって, $X_K=40\text{mm}$ が一番良かった。支柱長さについては, 基準値($L_{OE} = 820\text{mm}$)より $+30\text{mm}$ にする場合では, 肩を無理に上げさせられる感じがして痛く, 基準値より -30mm の場合は, 痛みはないが, 保持力がない感じがし, 倒れていく時に若干怖かったので, 基準値の場合が良かったという意見が得られた。

「支柱長さ($L_{OE} = 850\text{mm}$)の場合, 肩を無理に上げさせられる感じがして痛かった」という評価については, L_{OE} による脇部が受ける抗力の体重に対する割合(F_a/mg)の最大値を利用して検証する。 $X_K=80\text{mm}$ の場合は F_c/mg の変化にピークがあるため,

F_a/mg に影響が生じるので、 $X_K=0, 40mm$ の場合の F_a/mg の最大値を求めて比較する。

Fig.3-32 に示すように、 $X_K=0, 40mm$ では $L_{OE} = 790, 820, 850mm$ の順で F_a/mg の最大値が大きくなり、脇部への負担が増大する傾向が見られた。実験結果が被験者 E の主観的評価と一致する。

$X_K=0mm$ の場合に足に窮屈感があったという主観的評価の理由としては、実験中、下肢を縮め、足が床に付いてない状態を維持するよう要求されているので、初期状態で下肢が膝部支持部に十分接触すると、下肢の鉛直に対する角度が膝部支持部が鉛直に対する角度($\theta_k=60^\circ$)と同じになる。したがって、被験者 E にとってはそこまで下肢縮めることが難しいと考えられる。

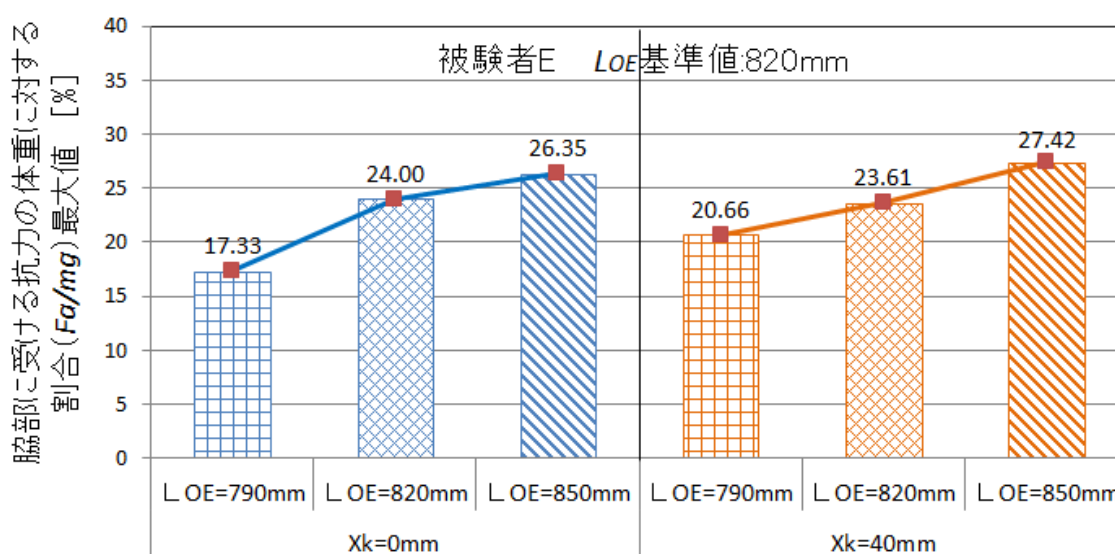


Fig.3-32 膝部支持部の位置と支柱長さによる脇部が受ける抗力の体重に対する割合の最大値(被験者 E)

被験者 E に適切な設置条件:

膝部支持部の位置を $X_K=40mm$ 、支柱長さを $L_{OE} = 820mm$ (基準値) に調節することが考えられる。

実際に移乗機器を利用する際には、下肢を縮める必要はないが、利用者のほとんどは下肢不便な高齢者と想定されるので、被験者 E のように膝部支持部の位置を膝から少し離す程度に設置する方がよいと感じる人が存在する可能性があると考えられる。しかし、離しすぎると、利用者には不安感が生じる。

5) 被験者 F :

被験者 F は移乗機器を利用する過程で、主に胸部で体重を支える。

Fig.3-33 は被験者 F の膝が受ける抗力の体重に対する割合(F_k/mg)の最大値(▲)とその時の脇部、胸部が受ける抗力の体重に対する割合(F_a/mg : ◆, F_c/mg : ■)を示すものである。

実験の結果、 F_k が最大値になる際に、胸部が F_k の最大値より大きい抗力を受ける傾向が見られた。

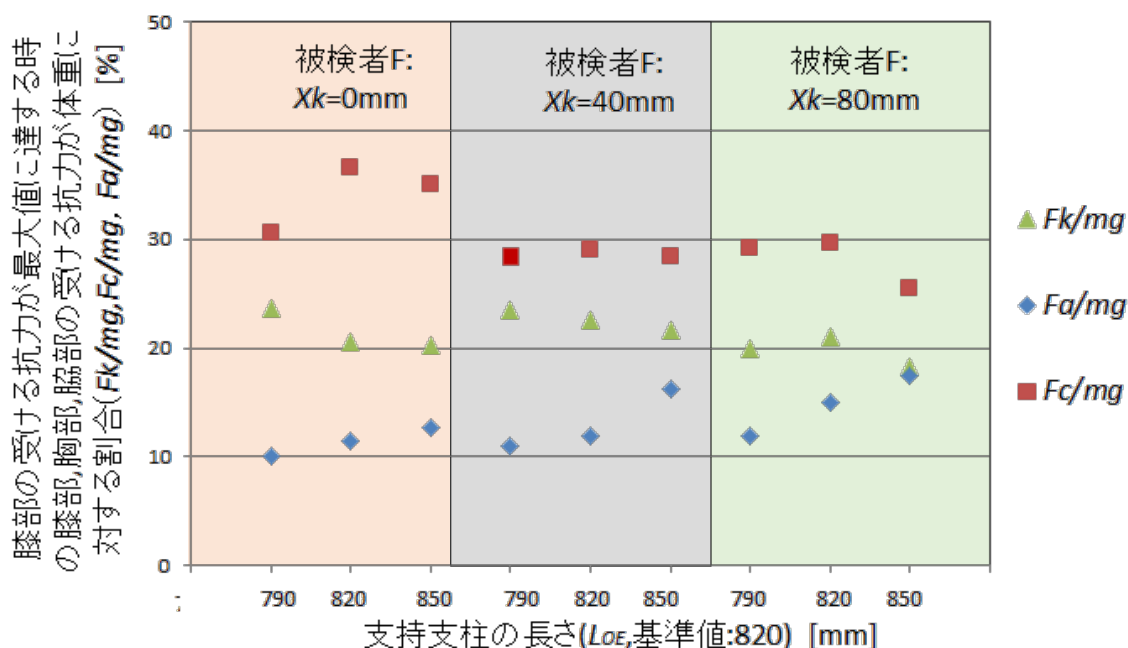


Fig.3-33 膝部支持部位置による膝部が受ける抗力の最大値と脇部、胸部が受ける抗力の体重に対する割合との関係(被験者 F)

Fig.3-34 の(a), (b), (c)は、膝部支持部の位置 $X_K=0, 40, 80\text{mm}$ の場合の支持支柱長さ(L_{OE})による体重に対する胸部が受ける抗力の割合 (F_c/mg) を支持支柱角度の変化に対して求めたものである。

Fig.3-34 に示すように、抱上げ動作の過程で F_c/mg にピークがあり、膝部支持部の位置が被験者から離れると、ピークがより顕著に表れる。

理由としては、臀部、胸部、脇部で体重を支える状態から、膝部、胸部、脇部で支える状態へ移行する時に、膝がまだ十分に膝部支持部に当たっていないので、脇部、または胸部でより力を使う必要が生じると考えられる。また被験者 F は胸部に依存する傾向があると考えられる。

ピークになる位置は支持支柱角度(φ)が $5\sim 15^\circ$ であり、その時の被験者の身体の鉛直に対する傾きが、 $X_K=80\text{mm}$ は $X_K=0, 40\text{mm}$ より小さく、したがって身体が比較的ずり落ちやすいので胸部が受ける抗力(F_c)がより増大する。

被験者 F の主観的評価:

主観的評価によると、膝部支持部位置については、 $X_K=40, 80, 0\text{mm}$ の順に掛けやすく感じ、支柱長さについては $L_{OE}=850, 790, 820\text{mm}$ (基準値)の順に楽だったという意見が得られた。実験結果と一致するかどうかを検証するために、 F_c/mg の最大値を求めて評価する。

Table3-9 は被験者 F が胸部が受ける抗力の体重に対する割合の最大値を求めたものである。 $X_K=40\text{mm}$ では、 F_c/mg の最大値が $L_{OE}=790\text{mm}$ の時は 29.28%)、 $L_{OE}=820\text{mm}$ の時は 29.16%、 $L_{OE}=850\text{mm}$ の時は 28.71%であり、 $X_K=0, 80\text{mm}$ では、 F_c/mg の最大値がいずれも 30%を超えた。被験者 F が移乗機器を使う際には、胸部で体重を支える割合が脇部、膝部より大きいので、 $X_K=40\text{mm}$ の場合では、胸部への負担が比較的小さく、 $X_K=0, 80\text{mm}$ に比べて掛けやすいと感じたと考えられる。

しかし、 $X_K=0\text{mm}$ と 80mm では胸部への負担の影響はみられなかった。

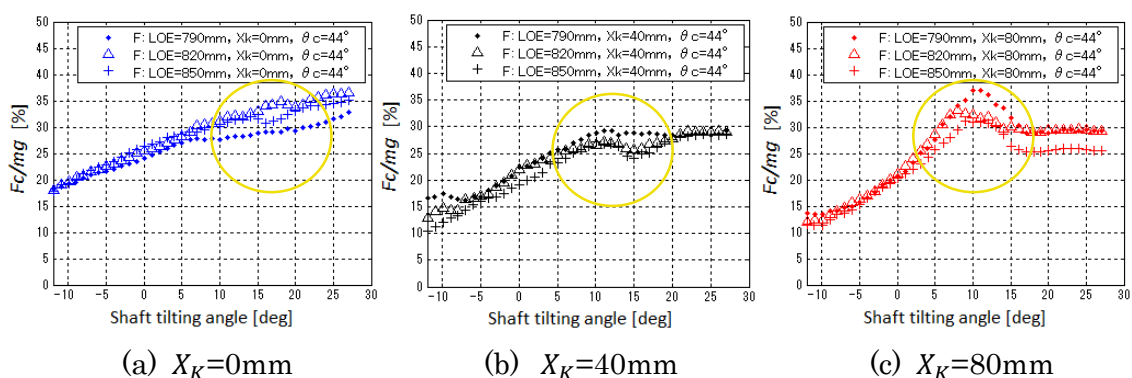


Fig.3-34 膝部支持部位置による支柱長さとして胸部が受ける抗力の体重に対する割合との関係(被験者 F)

Table3-9 胸部が受ける抗力の体重に対する割合の最大値 (被験者 F)

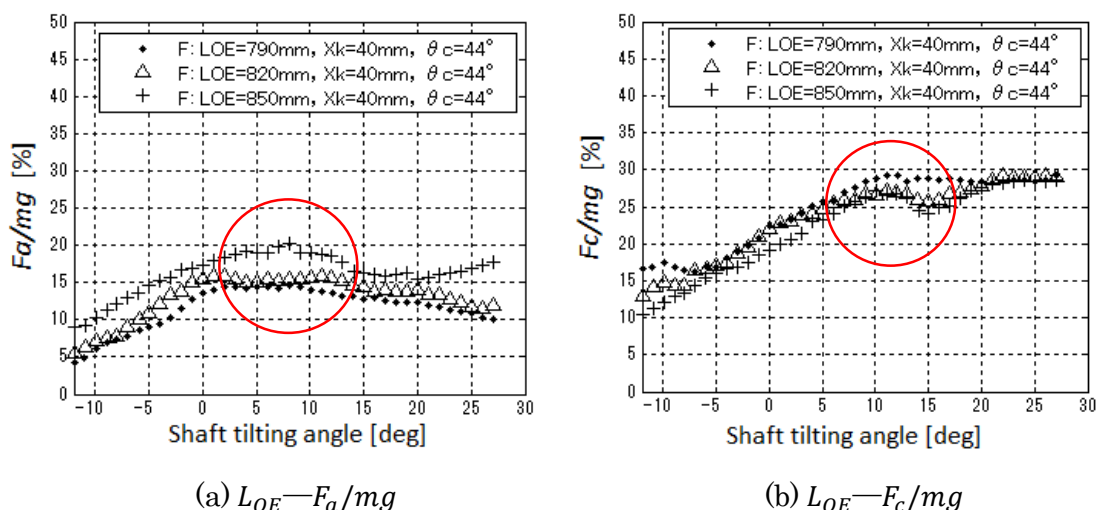
支柱長さ	記号	$X_K = 0\text{mm}$	記号	$X_K = 40\text{mm}$	記号	$X_K = 80\text{mm}$
$L_{OE}=790\text{mm}$	・	32.86%	・	29.28%	・	37.00%
$L_{OE}=820\text{mm}$	△	36.60%	△	29.16%	△	33.22%
$L_{OE}=850\text{mm}$	+	35.07%	+	28.71%	+	31.19%

以上の結果から、被験者 F は A~E と異なり、支柱長さを基準値より $\pm 30\text{mm}$ にした方がよい。しかし、実験する前に支柱長さの基準値を上下に調節する際に、 $L_{OE}=820\text{mm}$ (基準値)の場合で、胸への力のかかり方が最も痛みの小さいものだったという意見が得られた。理由を考察するために、 $X_K=40\text{mm}$ の場合における支柱長さとして脇部

部，胸部が受ける抗力の体重に対する割合の関係に基づいて解析する．それぞれ Fig.3-35 の(a)，(b)で表す．

Fig.3-35 に示すように，支柱角度が $5\sim 15^\circ$ の間で， F_a/mg と F_c/mg が共にピークが生じる．その時点は臀部が離座する直前であり，膝がまだ十分に膝部支持部に接触していない． F_a/mg のピーク値が 14.63% ($L_{OE}=790\text{mm}$)， 15.94% ($L_{OE}=820\text{mm}$)， 20.16% ($L_{OE}=850\text{mm}$) で， F_c/mg のピーク値が 29.28% ($L_{OE}=790\text{mm}$)， 27.11% ($L_{OE}=820\text{mm}$)， 27.23% ($L_{OE}=850\text{mm}$) である．

離座する前後では， $L_{OE}=790\text{mm}$ 場合に，胸部への負担が大きく， $L_{OE}=850\text{mm}$ の場合では脇部への負担が大きいが分かった．負担が大きくなると苦痛感があるはずであるが，被験者 F にとっては脇部と胸部を中心として移乗することができるので，楽と感じると考えられる．



(a) $L_{OE}-F_a/mg$

(b) $L_{OE}-F_c/mg$

Fig.3-35 支柱長さによる膝部支持部位置と胸部が受ける抗力の体重に対する割合との関係(被験者 F)

初期状態では被験者 F にとって $L_{OE}=820\text{mm}$ の方が楽だったと思うが，抱上げ動作の過程では， $L_{OE}=790$ ， 850mm より，特に余計な力を使う部位はない．負担の面では $L_{OE}=820\text{mm}$ が一番良いはずであるが，被験者 F の主観的評価と姿勢特徴の評価ではなく，不安感があるものと考えられる．

被験者 F に適切な設置条件：

膝部支持部の位置を $X_K=40\text{mm}$ とし，支柱長さを $L_{OE}=790$ ， 850mm に調節することが考えられる．

3.5.5 まとめ（膝部支持部の水平位置及び支柱長さによる影響）

1. 膝部支持部位置(X_K)による脇部、胸部の負担への影響(被験者 A~F)

被験者 A~F は 9 条件の実験の中で、脇部、胸部が受ける抗力の最大値における膝部支持部位置(X_K)は一定ではない。

移乗機器を利用する際に支柱長さ(L_{OE})が被験者の上半身の姿勢に、膝部支持部の水平位置(X_K)は被験者の上半身と下半身の姿勢に影響を及ぼすため、脇部、胸部が受ける抗力の最大値への影響がみられなかったものと考えられる。

しかし、各被験者の主観的評価によると、初期状態で膝が膝部支持部に接触する($X_K=0\text{mm}$)場合は体のバランスを取りやすく、窮屈感があれば、少し離れた方がよい。しかし、膝部支持部を膝部から離して設置する場合($X_K=80\text{mm}$)は膝が接触する前に不安感があった。

したがって、窮屈感がない状態で、かつ膝部支持部を膝部から近く設置した方がいい。

2. 支柱長さ(L_{OE})による脇部、胸部の負担への影響(被験者 A~F)

Fig.3-36, 3-37 はそれぞれ L_{OE} と X_K による脇部、胸部が受ける抗力の体重に対する割合(F_a/mg , F_c/mg)の最大値を表すものである(F_a/mg の場合, -30mm : ▲, 基準値: ▲, $+30\text{mm}$: ▲, F_c/mg の場合, -30mm : ◆, 基準値: ◆, $+30\text{mm}$: ◆). 9 条件の中で、一番大きいものを実線で連結して表す。

F_a/mg が最大値となった L_{OE} は、基準値(被験者 C, F), 基準値+30mm(被験者 A, B, D, E)であった。また F_c/mg が最大値となった L_{OE} は、基準値(被験者 D, E), 基準値-30mm(被験者 A, B, C, F)であった。

そのため、支柱長さ(L_{OE})が基準値より長くなると、被験者の腕部が余分に腕部支持部にかかるために、脇部において余計な力を使う必要がある⁽⁸⁹⁾⁽⁹⁰⁾。また、短くすると被験者の胴体がさらに全屈し、胸部が十分に胸部支持部に接触するため、胸部への負担が大きくなる。

各被験者の主観的評価によると、支柱長さを長くすると肩の位置が上がるため、痛みが生じた。短くすると、胸部の受ける抗力が増えたが、あまり痛みはなかった。しかし、胸部支持部の位置も低くなったため、胴体部が大きく前屈し、保持力がないように感じた。

したがって、脇部、胸部両方への負担を考慮して、支柱長さを利用者の基準値に調節したほうがよいと言える。

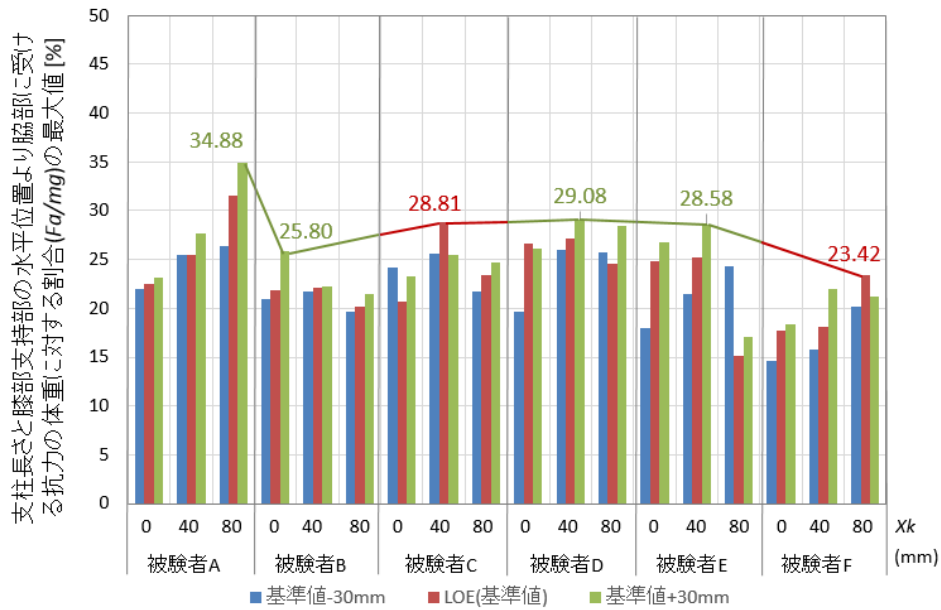


Fig.3-36 L_{OE} と X_k による膝部が受ける抗力の体重に対する割合の最大値(被験者 A~F)

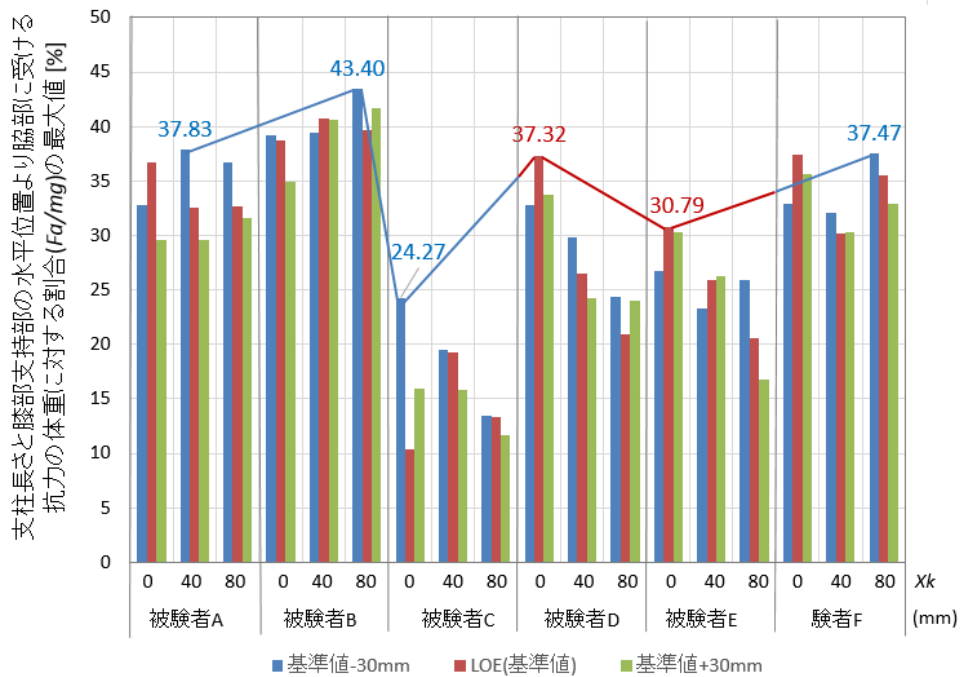


Fig.3-37 L_{OE} と X_k による胸部が受ける抗力の体重に対する割合の最大値(被験者 A~F)

3.6 実験 3:胸部支持部の角度による影響

胸部支持部の角度による影響を解析するために、まず $\theta_c=44^\circ$ の場合で被験者の基準値に支持支柱長さを調節した。膝部支持部の位置は被験者に一番近い $X_k=0\text{mm}$ に設置

した。胸部支持部の角度を実験パラメータとして、 33° 、 44° 、 55° に調節して実験を行った^{(84)~(86)}。

被験者 A を例として説明する。

Fig.3-38(a)~(d)は胸部支持部の角度を変更した時に、被験者 A の体重に対するそれぞれ臀部、膝部、胸部、脇部が受ける抗力の割合が支持支柱角度の増加とともにどのように変化するかを求めたものである。

実験の結果、胸部支持部の角度は大きくなるほど臀部が離座する時刻が遅くなる(離座する時の支持支柱角度 φ は、 $\theta_c=33^\circ$ の時 $\varphi=24^\circ$ 、 $\theta_c=44^\circ$ の時 $\varphi=19^\circ$ 、 $\theta_c=55^\circ$ の時 $\varphi=16^\circ$)。そして、離座する前に、 $\theta_c=33, 44, 55^\circ$ の順で臀部が受ける抗力 F_h が小さくなる。

理由としては、Fig.3-39 示すように、(a)の胸部支持部と支持支柱間の角度が(b)より小さいため((a) $\theta_c=33^\circ$: 黄色, (b) $\theta_c=55^\circ$: 赤色), 胸部が十分に胸部支持部に接触する時の支柱角度が(b)より(a)の方が大きくなる((a) $\theta_c=33^\circ$: 黄色の一点鎖線, (b) $\theta_c=55^\circ$: 赤色の一点鎖線)。したがって、(a)は(b)より離座する時刻が遅くなるのだと考えられる。

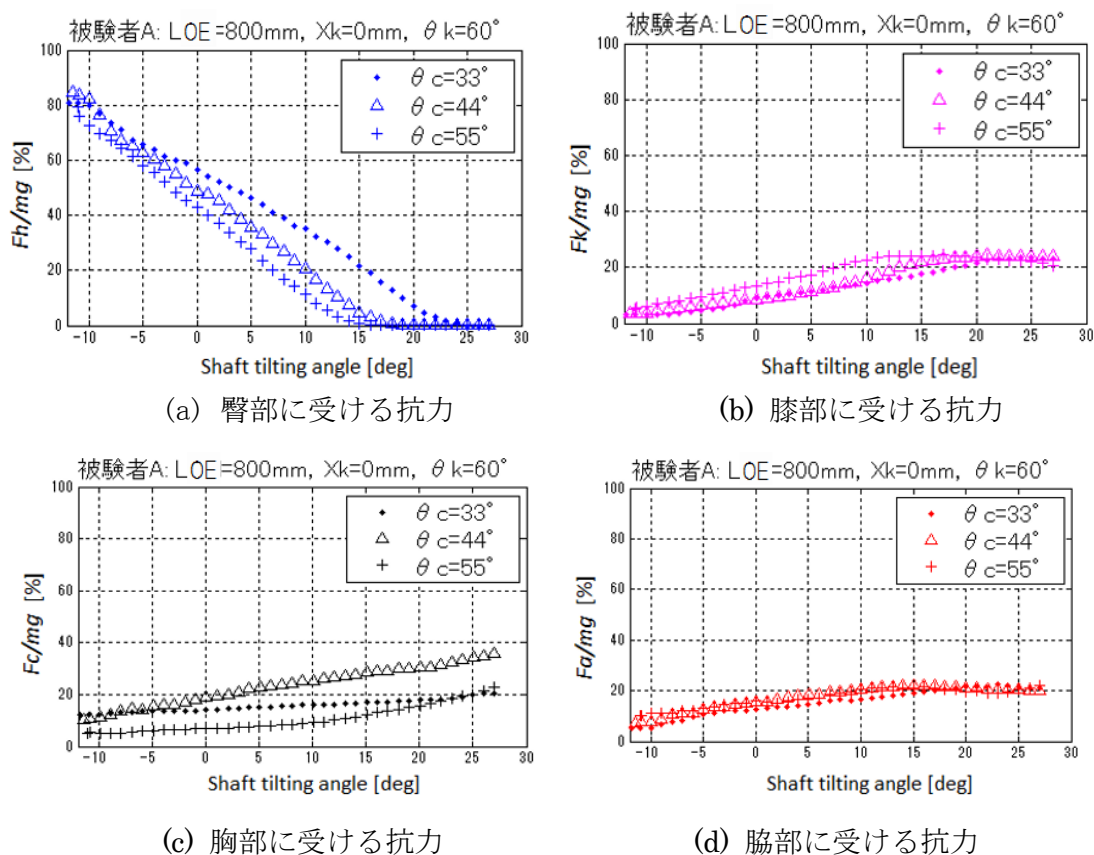


Fig.3-38 胸部支持部の角度と身体各部位が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 A)

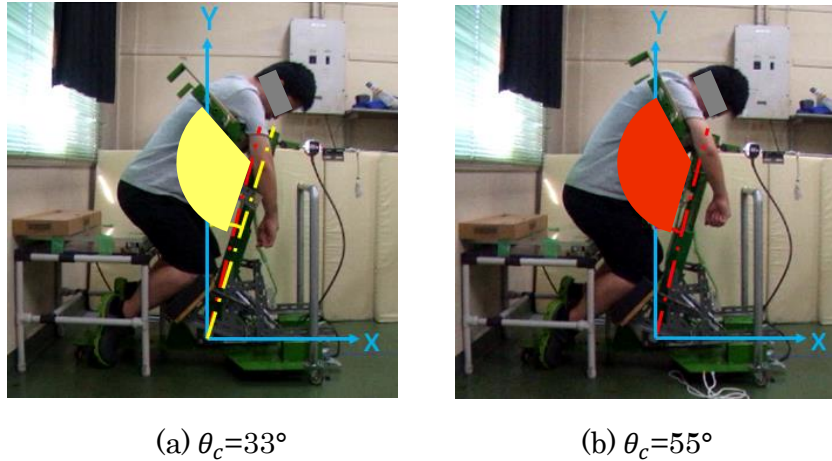


Fig.3-39 胸部支持部の角度より臀部が離座する時の姿勢への影響

被験者 A では、 $\theta_c=44, 33, 55^\circ$ の順で臀部が座面から離れるときの F_c が大きくなる傾向が見られた。 $\theta_c=33, 55^\circ$ では、胸部が十分胸部支持部に当たらず、 $\theta_c=44^\circ$ の時には十分に当たるからだと考えられる。しかし、 F_c の最大値は $\theta_c=44, 55, 33^\circ$ の順の通りに大きくなる。理由としては、支持支柱角度(φ)が 24° を超えると、 $\theta_c=55^\circ$ は $\theta_c=33^\circ$ より胸部が比較的接触することができることが考えられる。

膝部が受ける抗力の最大値、脇部が受ける抗力では影響はみられなかった。

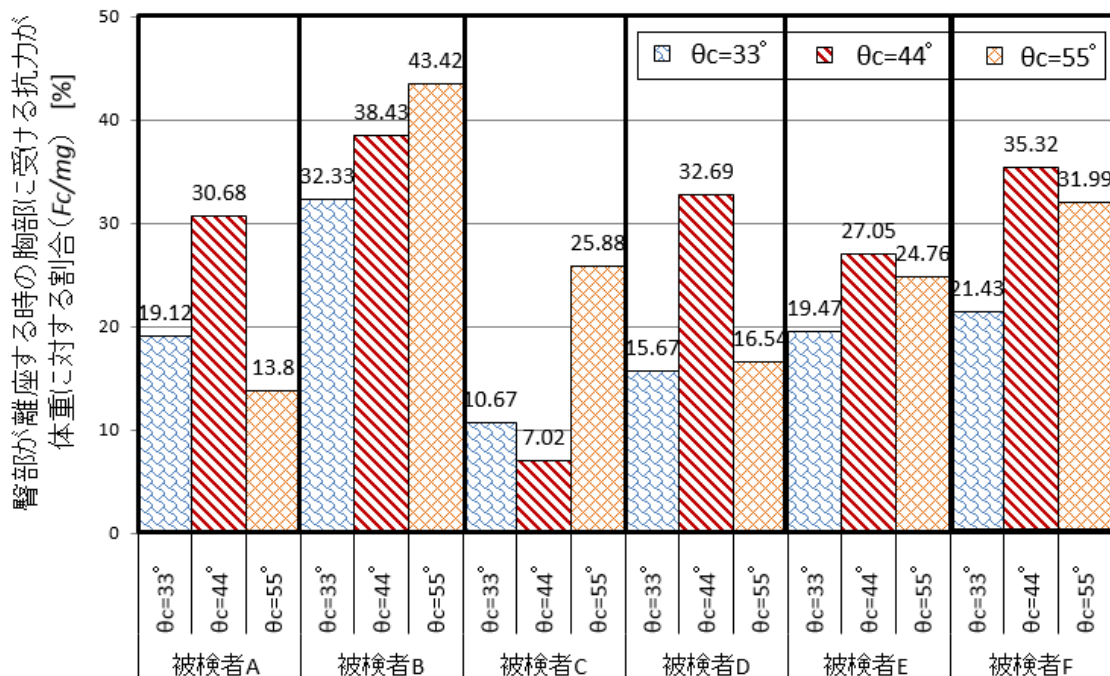


Fig.3-40 胸部支持部の角度と臀部が離座する時の胸部が受ける抗力の体重する割合との関係(被験者 A~F)

支持支柱の長さを各被験者の基準値(L_{OE} , A : 800mm, B : 800 mm, C : 810mm, D : 820mm, E : 820mm, F : 820mm)にし, 膝部支持部を一番近い位置($X_K = 0$ mm)に調節する. 3.5.1 節を参考にすると, これらの条件では, 被験者 A~F の中で C が主に膝で体重を支え, 被験者 A, B, D, E, F が主に胸部で体重を支えている.

Fig.3-40 は, 胸部支持部角度 θ_c を 33, 44, 55° に調節して, 臀部が離座する際の胸部が受ける抗力(F_c)がどのように変化するかを求めた.

実験の結果, 被験者 D, E, F では $\theta_c=44, 55, 33^\circ$ の順で, 被験者 A では $\theta_c=44, 33, 55^\circ$ の順で, 臀部が離座する際に胸部が受ける抗力が大きくなる. しかし, 被験者 B, C では, $\theta_c=55^\circ$ は $\theta_c=33, 44^\circ$ より臀部が離座する際の F_c が大きくなる傾向が見られた.

理由としては, 被験者 A, D, E, F の場合, $\theta_c=33, 55^\circ$ では胸部が十分胸部支持部に接触しないが, $\theta_c=44^\circ$ の時には十分接触している, 被験者 B, C の場合は $\theta_c=55^\circ$ で胸部に対して十分体重を預けているからだと考えられる.

また, $\theta_c=33^\circ$ の場合では被験者 C 以外の 5 人が F_c の最大値が一番小さい. 一方, 被験者 C では, $\theta_c=55, 33, 44^\circ$ の順で F_c の最大値が大きくなる.

理由としては, 被験者 C が移乗機器を用いた時に主に膝で体重を支える姿勢のため, $\theta_c=55, 33^\circ$ は $\theta_c=44^\circ$ より身体がバランスを取りやすいからと考えられる. しかし, $\theta_c=33^\circ$ の場合ではスタート時に上半身が抱上げられた姿勢になるので, 胸部が胸部支持部に十分に接触させることが難しいため, 主に膝で体重を支える被験者 C にとっては最初から膝部の力を使う必要があることと考えられる (Fig.3-41).

ただし, このような状況は下肢不便な高齢者ではあまりみられないと推測する.

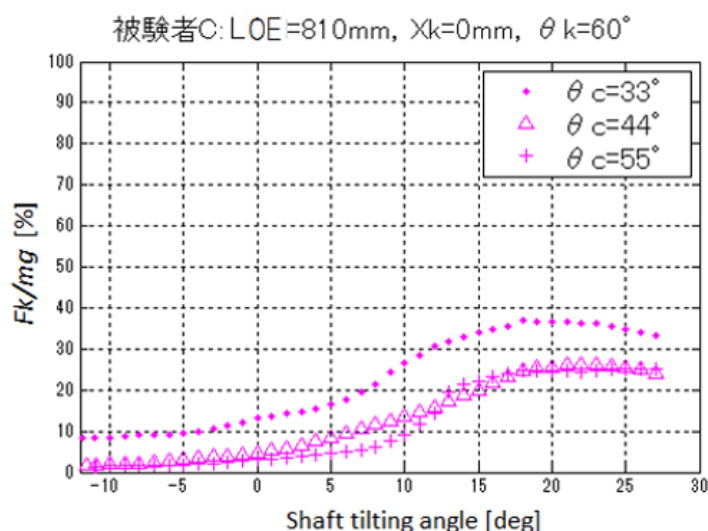


Fig.3-41 胸部支持部の角度と膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 C)

被験者らの主観評価によると、 $\theta_c=33^\circ$ の場合では体重が乗せにくいという意見が得られたが、 $\theta_c=44, 55^\circ$ の場合は人によって異なった。

そのため、実際の利用者は脚力があまりない高齢者を想定しているのので、抱上げ動作の過程で膝部を中心として身体を支えることが困難であることを考慮すると、被験者 A, B, D, E, F の実験結果を参考にし、 θ_c を 44° に調節することで、胸部でうまく支えることが考えられる。

3.7 実験 4:胸部支持部を意識して抱えたことによる影響

移乗機器を利用する際に、脇部、胸部、臀部、膝部のどこを中心として体重を支えるかは人によって異なる。さらに、移乗の現場では、機器に抵抗感がある要介護者が移乗機器を利用する場合には、緊張により、両腕で強く脇部、胸部支持部を抱いてしまい、通常の利用者より脇部と胸部でより力を使うことが考えられる^{(76)~(78)}。

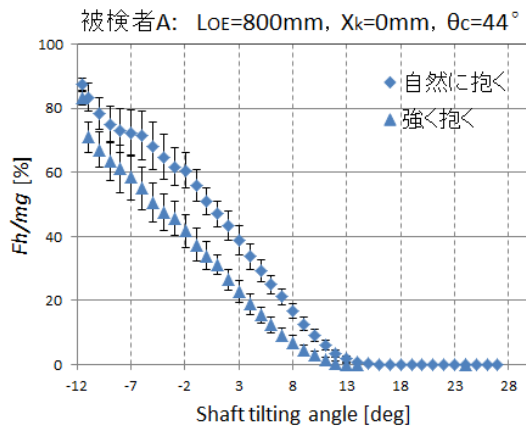
したがって、被験者 A において以下の 2 つの状況を設定し、それぞれ 10 回実験を行った。

状況 I : 自然に利用すること

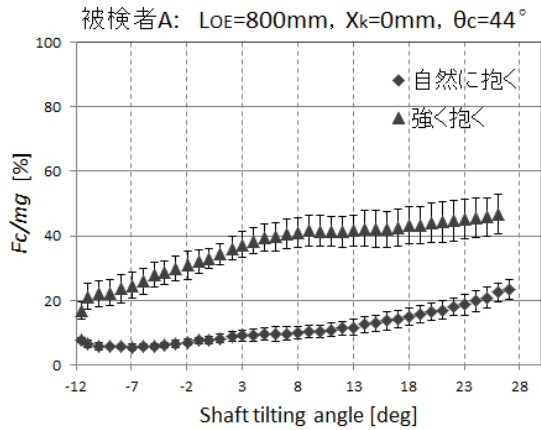
状況 II : 緊張で利用する過程で意識して両腕で強く抱いて上体を維持すること

本研究では、以下の実験 3~6 でパラメータを変えて行った実験において、被験者らが自然な状態であることを前提として行った。しかし、抱上げ動作の過程で、脇部、胸部、臀部、膝部の 4 箇所体重を支える割合が、被験者の姿勢及び体格の特徴によって異なる。そのため、個人差を考慮して実験の結果を解析する必要であると考えられる。

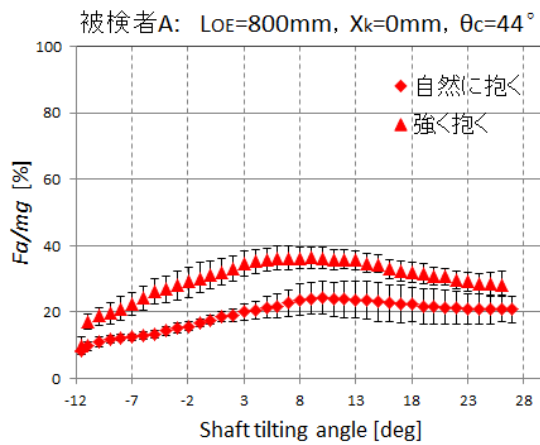
Fig.3-42 によると、状況 II は状況 I に比べて、移乗過程で脇部と胸部が受ける抗力 (F_a, F_c) の最大値のそれぞれ体重に対する割合が 12.14 ポイントと 23.54 ポイント大きくなり、臀部と膝部が受ける抗力 (F_h, F_k) の最大値のそれぞれ体重に対する割合が 12.50 ポイントと 9.20 ポイント小さくなることが分かった。理由としては、状況 II が被験者 A が緊張している高齢者を模擬しているため、両腕で常に強く胸部支持部を抱き、上半身に余計な力を使うので、体重の脇部、胸部支持部に対する分布は状況 I より大きく、脇部及び胸部への負担が増加すると同時に、臀部及び膝部への負担が減少している。



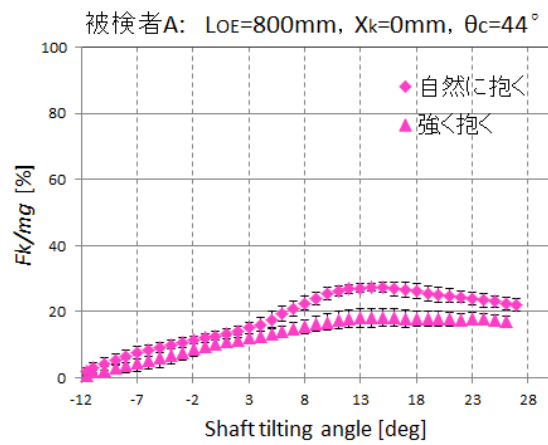
(a) 臀部に受ける抗力/体重



(b) 胸部に受ける抗力/体重



(c) 脇部に受ける抗力/体重



(d) 膝部に受ける抗力/体重

Fig.3-42 状況 I と状況 II より各部位が受ける抗力の変化(被験者 A)

3.8 実験 5: 人力とモータによる引っ張り実験

ここでは簡易型移乗機器の試作機の引っ張性能を評価するために、健常者(男子学生, 年齢:28歳, 身長:1780mm, 体重:68kg)を被験者として異なる引っ張時間で移乗実験を40回行った。被験者の寸法より, 支柱長さ L_{OE} を850mm(基準値), X_B を-50mm, X_K を90mmに調節した。被験者には下腿が不自由な高齢者を模擬してもらい, なるべく足に力を入れないように指示した。ハンドルに引っ張型ロードセルを設置して引っ張力を, 支柱角度をポテンショメータで同期測定した。

人力で引っ張る場合は, 引っ張時間と引っ張力の被験者の体重に対する割合の関係を Fig.3-43 に示す。今回の実験では引っ張った時間内の最大引っ張力の変動は 79.22~121.03N で被験者体重の 11.89~18.16%であった。また, 被験者の主観評価によると, 引っ張時間が 13~15s のほうが比較的楽で, 不安感がないと感じた。

また、モータで引っ張る場合では、支柱角度が -13° から 27° まで回転するのに 14 秒かかるように角速度を 0.05rad/s に調整した人力による引っ張り実験と同じ実験条件で実験を 10 回行った。その結果、最大引っ張力の変動は $97.09\sim 126.74\text{N}$ で体重の $14.28\sim 18.64\%$ であった (Fig.3-44)。

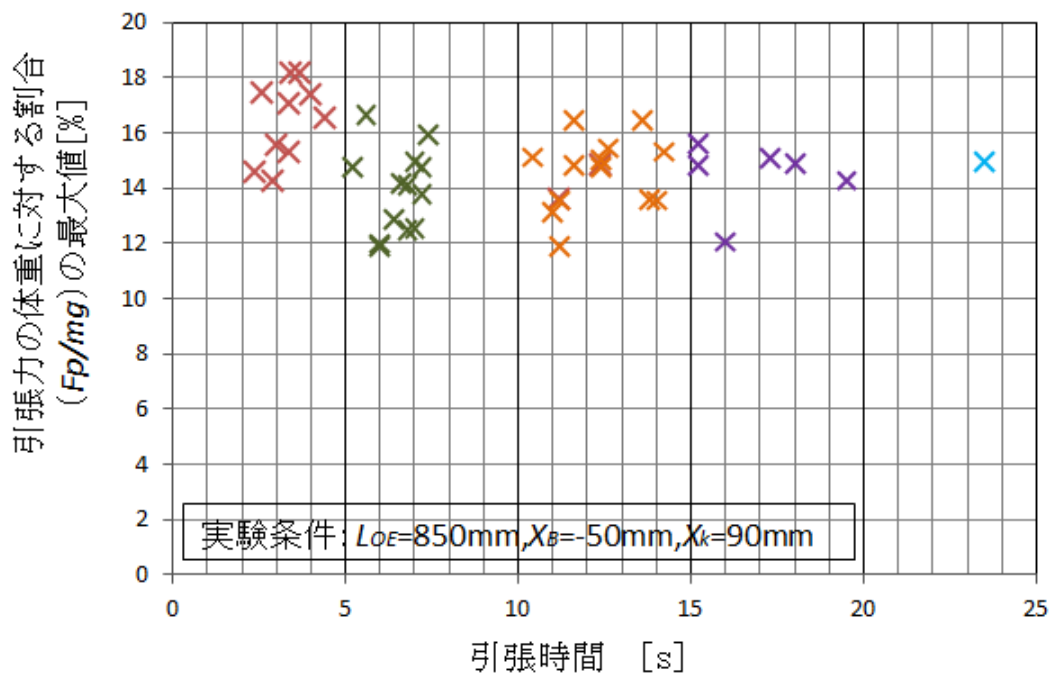


Fig.3-43 引っ張時間と引っ張力の体重に対する割合(人力)

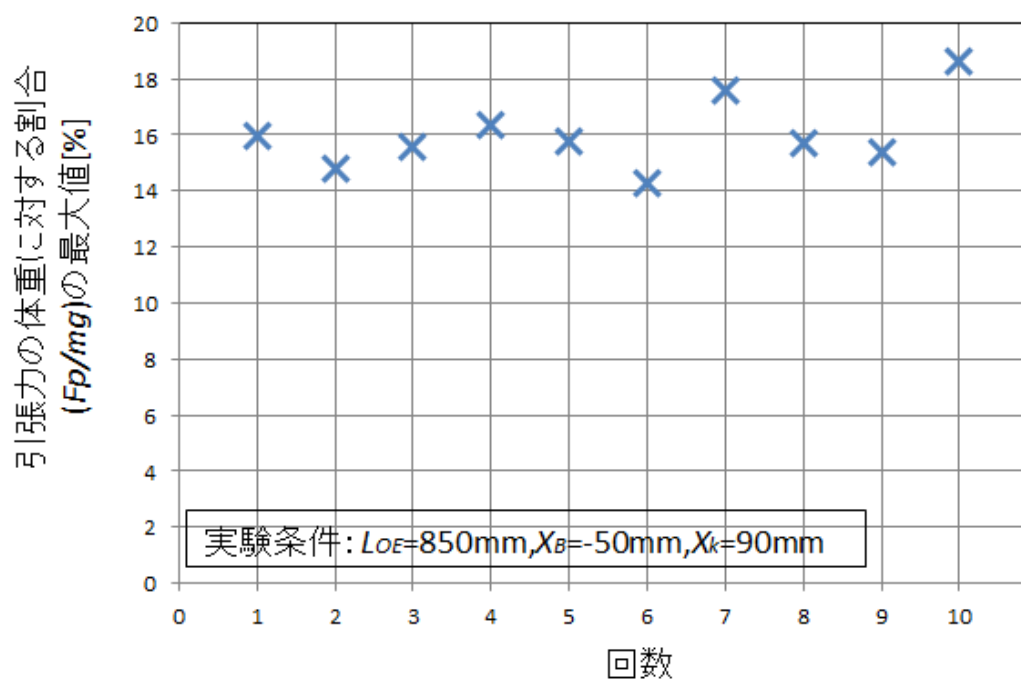


Fig.3-44 引っ張時間と引っ張力の体重に対する割合(モータ)

3.9 他の移乗機器との比較

販売されている「こまわりさん」⁽⁴⁶⁾を参考にして胸部に対する圧迫感があるかどうかを評価する。また、こまわりさんを利用する際の動作に基づいて胸部に働く抗力を試算し、本研究の移乗機器を使って行った実験の胸部が受ける抗力と比較し、有効性を評価する。



Fig.3-45 こまわりさんの移乗過程⁽⁴⁶⁾

「こまわりさん」で移乗する場合、抱上げ時に胸部が床に対して平行になる(Fig.3-45)ため、上半身の重さ(臀部の重さを除いた臀部から首までの重さを、胴体部の 2/3 に相当すると仮定する)を主に胸部で支えることと考えられる。

試算の結果、「こまわりさん」の場合では胸部が受ける抗力が体重に対する割合は 48.67%となった。

本研究の移乗機器の場合では、被験者 A～F の体格に応じて支柱長さを基準値、胸部支持部が鉛直方向に対する角度を 44° 、膝部支持部が鉛直方向に対する角度を 60° 、膝部支持部位置をスタート時に膝が接触できる位置に設置して実験を行った結果、胸部が受ける抗力の体重に対する割合が A : 36%, B : 38%, C : 11%, D : 37%, E : 31%, F : 37%であった。したがって、全ての被験者の実験結果が試算値を下回り、胸部に対する圧迫感が軽減していることが分かった。

また、本研究の移乗機器を使う場合では、停止位置の胸部支持部が水平方向に対する角度が 19° であり、「こまわりさん」に対してあまり窮屈感がなく、胸部が受ける抗力も小さいため、比較的乗り心地が良いことと考えられる。

3.10 まとめ

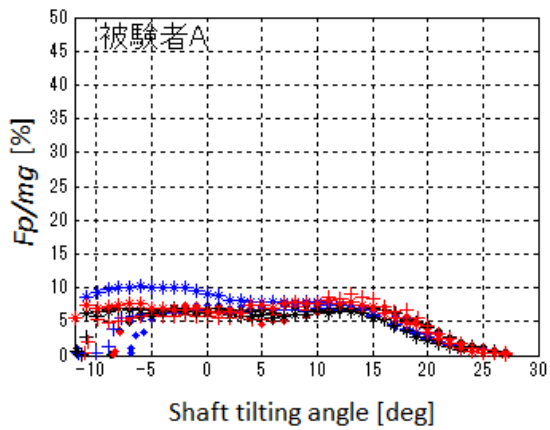
実験の結果には以下の知見が得られた。

1. 移乗支援装置を利用する際に引っ張る際にかかる時間は 14 秒であり，被験者に不安感は全くなかった。
2. 移乗支援装置を用いた過程で，モータで引っ張る場合は移乗に必要な引っ張力の最大値が 69.85～112.5N で，これは被験者の体重の 11.19%～17.12%に相当する．人力で引っ張る場合と比較し，その差がないことを検証した。
介護者が使う力については，要介護者を抱上げる際に必要な力を 100%とした時，20%に軽減されることが分かった．したがって，介護者の負担を大きく減少することが可能である^{(87)~(92)}.
引っ張力の変動は被験者間のばらつきが大きく，個人の姿勢の差によるものと考えられる。
3. 移乗支援装置を用いた際の姿勢には個人差がある．脇部，胸部，膝部の中で主にとの部位で体重を支えるのかは人により異なる．今回の実験では，主に胸部と膝部を中心として支えるという 2つの状況に分類できる。
4. 移乗支援装置を利用する際に，臀部が離座する前後で膝部が受ける抗力が最大値に達する．更に，膝部支持部の位置を膝から徐々に離して実験を行った結果，臀部が離座し，膝がまだ十分に膝部支持部に接触していない状態が最も脇部，胸部への負担が大きくなることが分かった。
5. 移乗に伴う人体への負担は，各部位が受ける抗力の体重に対する割合で評価する．最大で脇部：33.73%(被検者 A)，胸部：42.37%(被検者 B)，膝部：37.93%(被検者 C)程度の荷重がかかる。
6. 移乗機器を利用する際の最適な膝部支持部の位置については，被験者 A，B，D，E では，スタート時に膝が膝部支持部に当るよう設置する．被験者の膝部から 40，80mm 離れた状態では，臀部が前方に滑った後に膝が膝部支持部に接触する．うまく接触できていない場合は，脇部，胸部への負担が大きくなる傾向が見られた．また，被験者らの主観的評価によると，膝が膝部支持部に乗るまでに時間がかかったために不安定感があり，少し怖かったという意見が得られた。

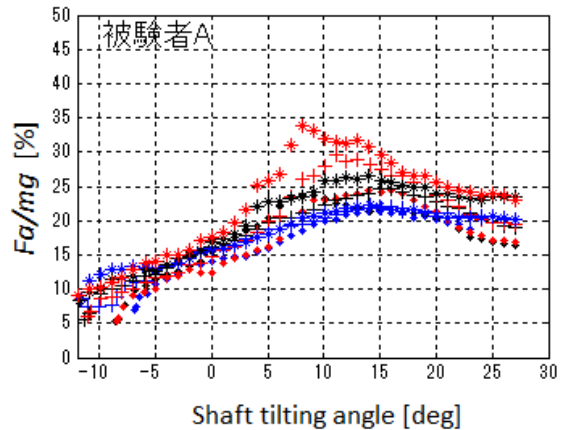
また被験者 F は、 $X_K=40\text{mm}$ の場合に一番膝に体重をかけやすく感じた。

被験者 C では、 $X_K=0\text{mm}$ の場合に足に窮屈感があったため、 $X_K=40\text{mm}$ の方がよいという評価が得られた。したがって、移乗機器を利用する際には足に窮屈感を生じないように、スタート後に膝がすぐ膝部支持部に当たるよう調節を行うことが必要だと考えられる^{(93)~(95)}。

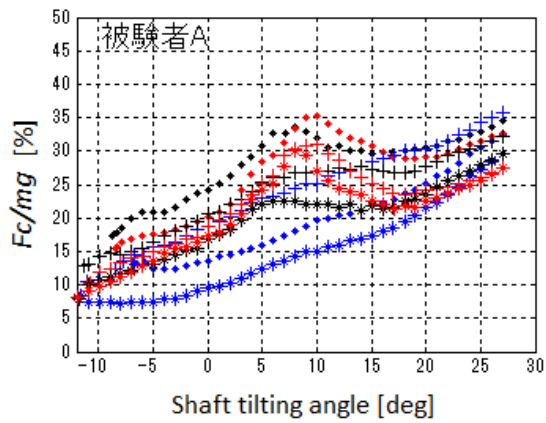
7. 支柱長さを各自の基準値に調節する（被験者 F 以外）。基準値とは、 $H_c=50\text{mm}$ 、 $X_B=0\text{mm}$ 、 $X_K=0\text{mm}$ という条件で、被験者が抱上げられた姿勢になる際に一番楽で、脇部と胸部に違和感を感じなかった時の支柱長さである。それぞれ A : 800mm 、B : 800mm 、C : 810mm 、D : 820mm 、E : 820mm 、F : 820mm となった。
被験者 F は、 $X_K=40\text{mm}$ の場合では、支柱長さが基準値より $+30\text{mm}$ では脇部、 -30mm では胸部を中心として体重を支える方がよいという主観評価であった。
8. 胸部支持部の角度が $\theta_c=55, 44, 33^\circ$ の順で、臀部が離座する過程における臀部が受ける抗力が大きくなり、臀部が座面から離れる時刻が遅くなる。 $\theta_c=33^\circ$ は $\theta_c=44, 55^\circ$ より、臀部が離座する瞬間に C 以外の被験者の胸部の受ける抗力が小さくなる（被験者 C は $\theta_c=44, 33, 55^\circ$ の順で F_c/mg が小さくなる）。そして、全ての被験者が 33° では身体を乗せにくいという主観評価を得られた。したがって、膝部支持部角度が小さすぎることは避けるべきである。



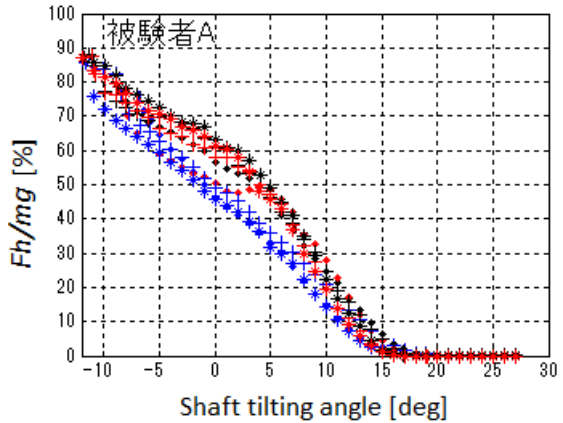
(a) 引っ張り/体重



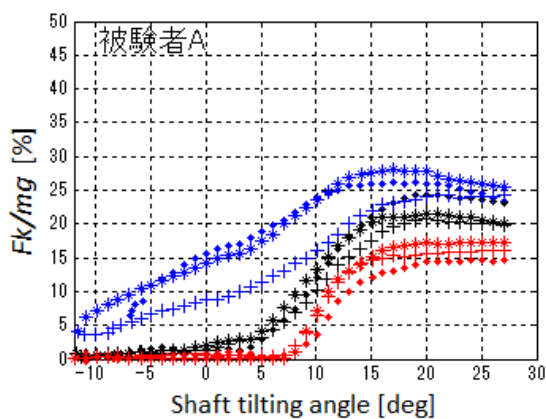
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



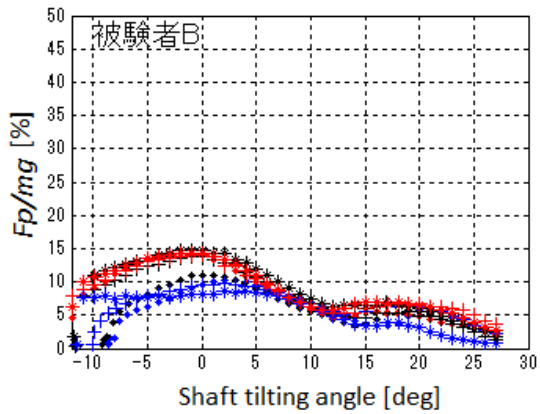
(d) 臀部に受ける抗力/体重



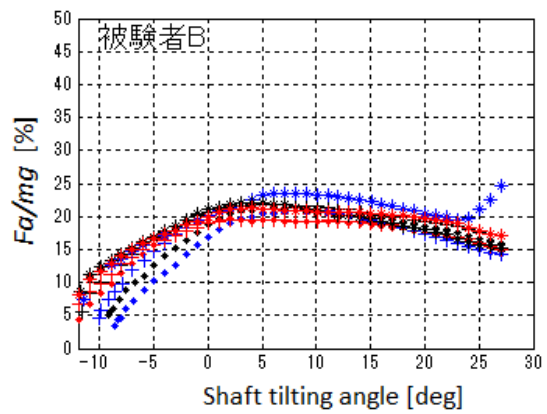
(e) 膝部に受ける抗力/体重

◆	LOE=770mm	XK=0mm	$\theta_c=44^\circ$
◆	LOE=770mm	XK=40mm	$\theta_c=44^\circ$
◆	LOE=770mm	XK=80mm	$\theta_c=44^\circ$
+	LOE=800mm	XK=0mm	$\theta_c=44^\circ$
+	LOE=800mm	XK=40mm	$\theta_c=44^\circ$
+	LOE=800mm	XK=80mm	$\theta_c=44^\circ$
◆	LOE=830mm	XK=0mm	$\theta_c=44^\circ$
◆	LOE=830mm	XK=40mm	$\theta_c=44^\circ$
◆	LOE=830mm	XK=80mm	$\theta_c=44^\circ$

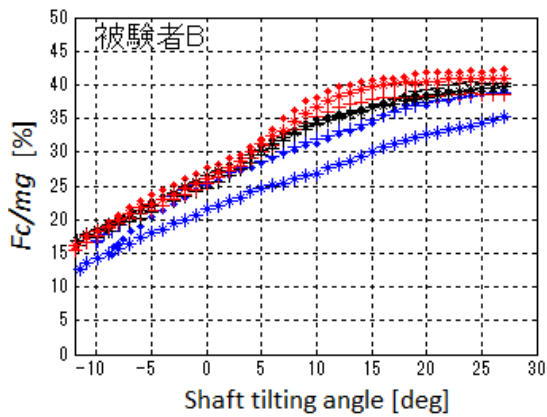
Fig.3-46 L_{OE} , X_k と引っ張り, 脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 A)



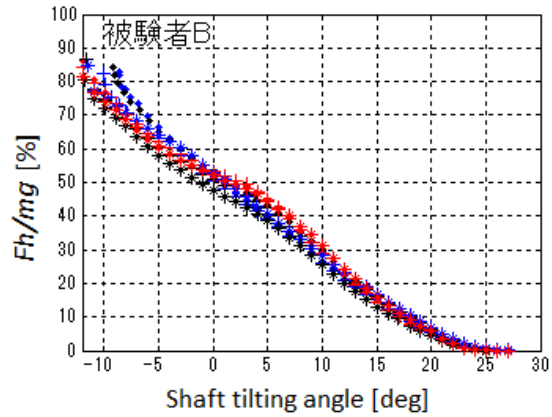
(a) 引っ張り力/体重



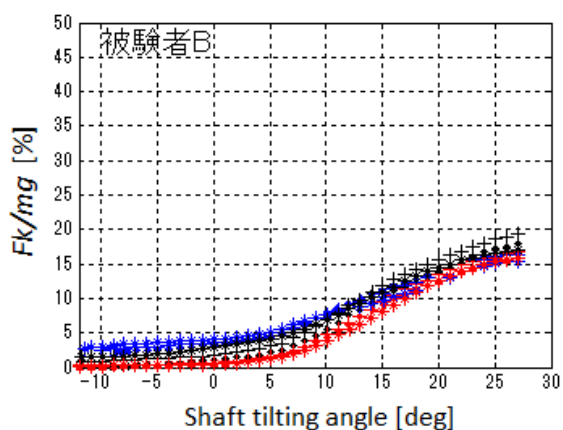
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



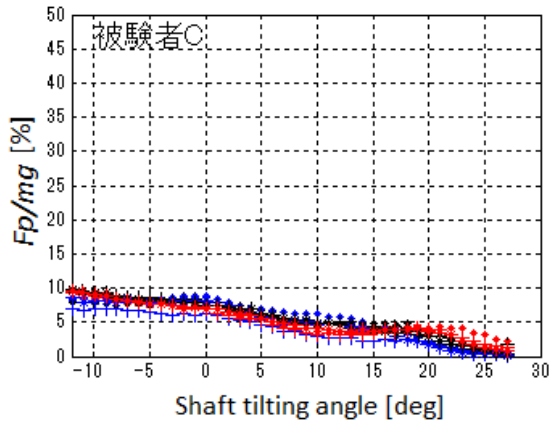
(d) 臀部に受ける抗力/体重



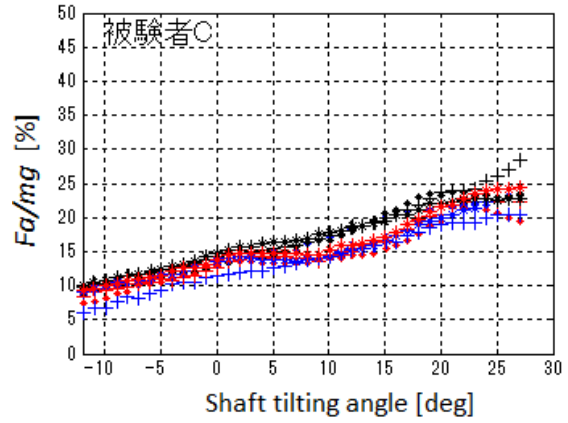
(e) 膝部に受ける抗力/体重

◆	LOE=770mm	XK=0mm	$\theta_c=44^\circ$
◆	LOE=770mm	XK=40mm	$\theta_c=44^\circ$
◆	LOE=770mm	XK=80mm	$\theta_c=44^\circ$
+	LOE=800mm	XK=0mm	$\theta_c=44^\circ$
+	LOE=800mm	XK=40mm	$\theta_c=44^\circ$
+	LOE=800mm	XK=80mm	$\theta_c=44^\circ$
*	LOE=830mm	XK=0mm	$\theta_c=44^\circ$
*	LOE=830mm	XK=40mm	$\theta_c=44^\circ$
*	LOE=830mm	XK=80mm	$\theta_c=44^\circ$

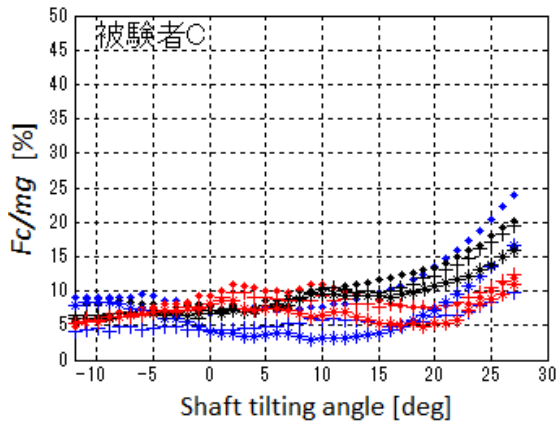
Fig.3-47 L_{OE} , X_k と引っ張り力, 脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 B)



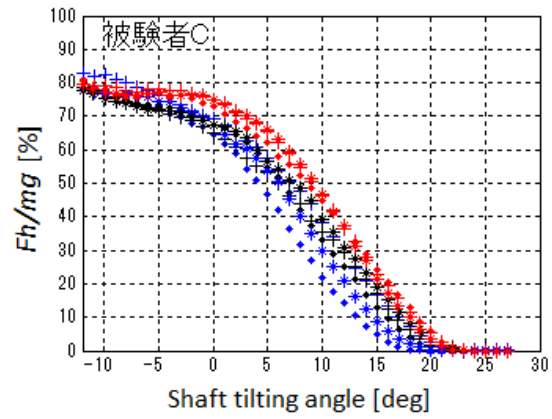
(a) 引張力/体重



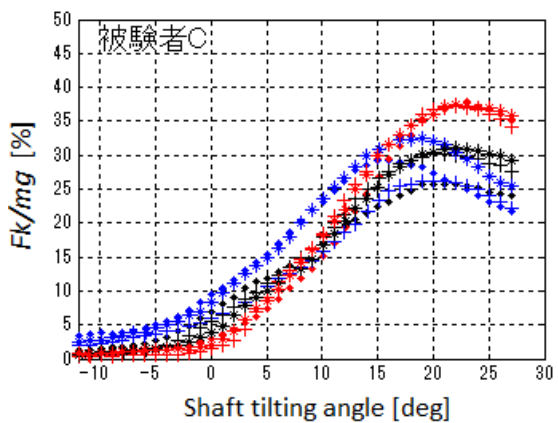
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



(d) 臀部に受ける抗力/体重



(e) 膝部に受ける抗力/体重

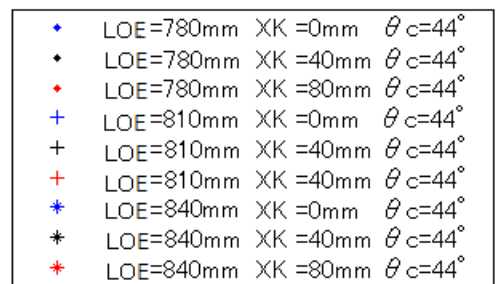
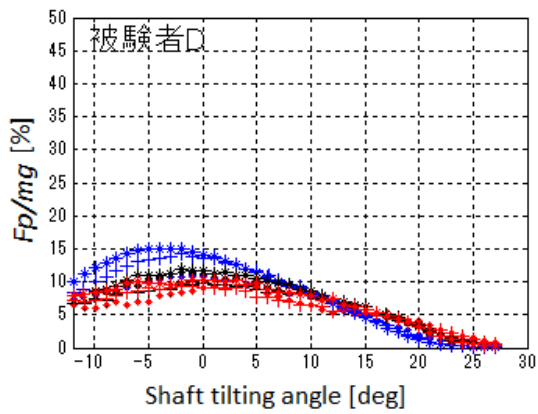
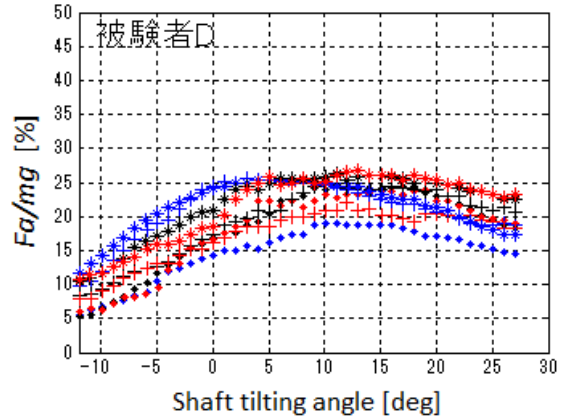


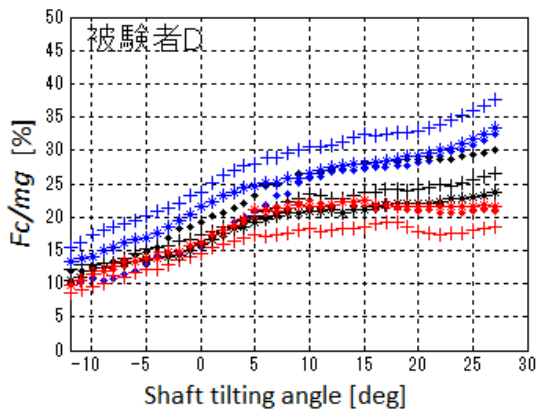
Fig.3-48 L_{OE} , X_k と引張力, 脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 C)



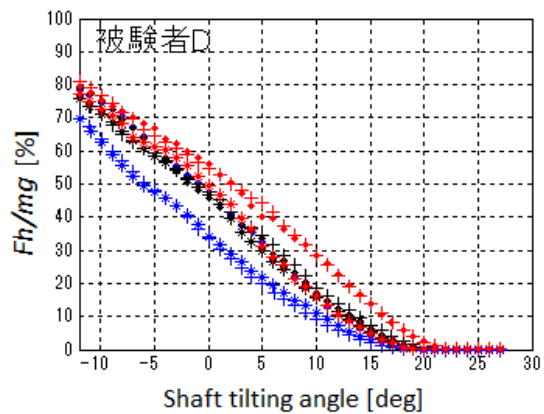
(a) 引っ張り力/体重



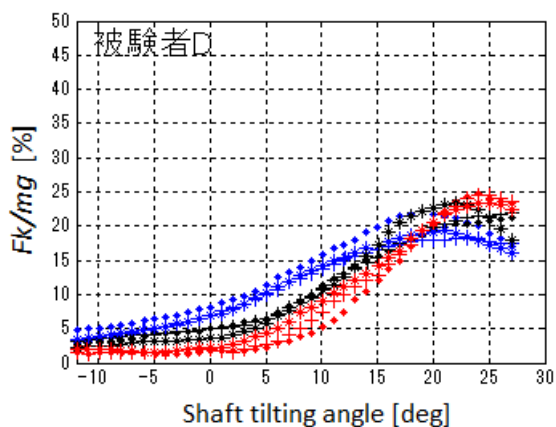
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



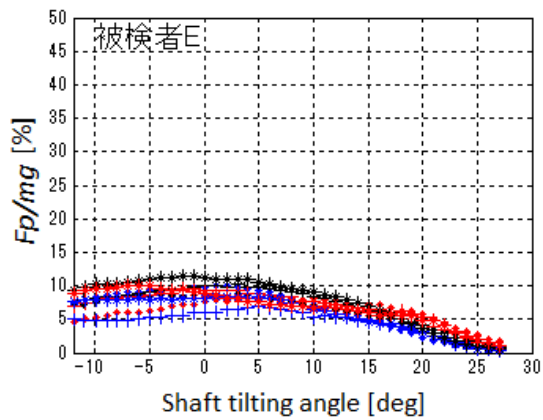
(d) 臀部に受ける抗力/体重



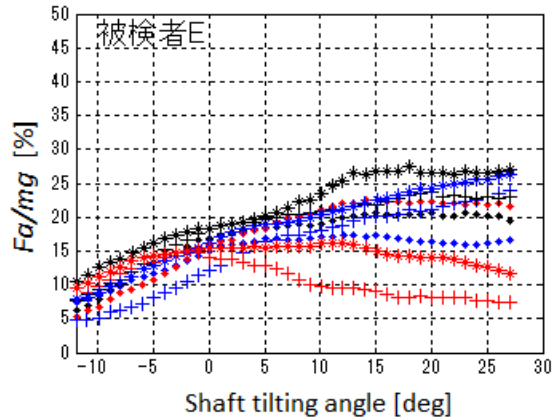
(e) 膝部に受ける抗力/体重



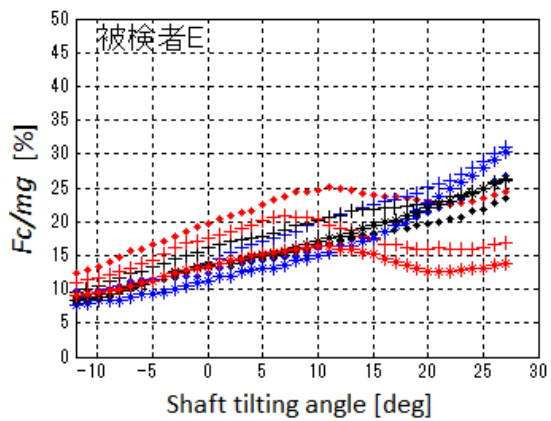
Fig.3-49 L_{OE} , X_k と引っ張り力, 脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 D)



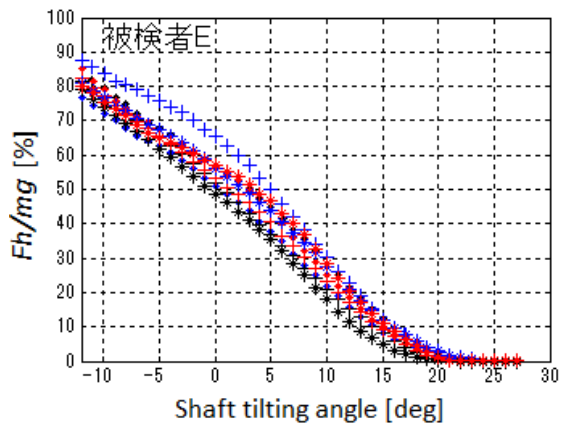
(a) 引っ張力/体重



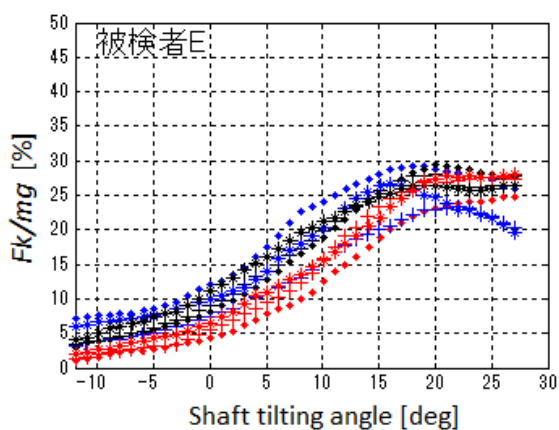
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



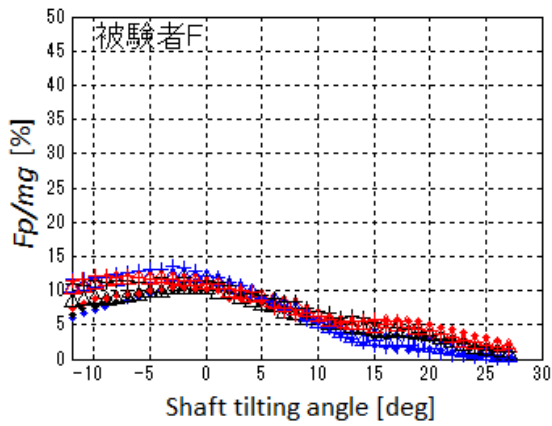
(d) 臀部に受ける抗力/体重



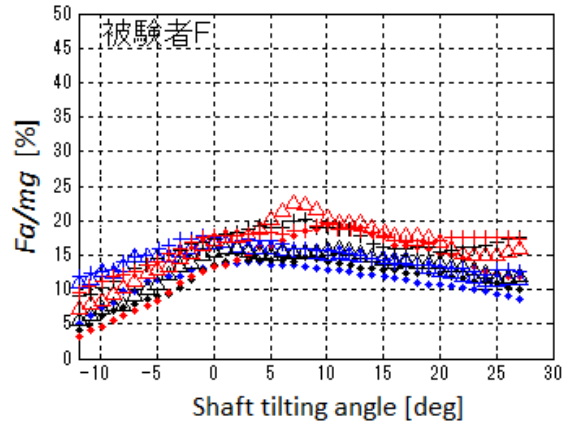
(e) 膝部に受ける抗力/体重



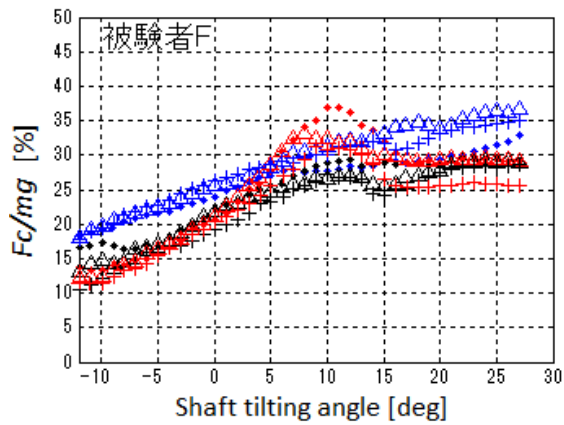
Fig.3-50 L_{OE} , X_k と引っ張力, 脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 E)



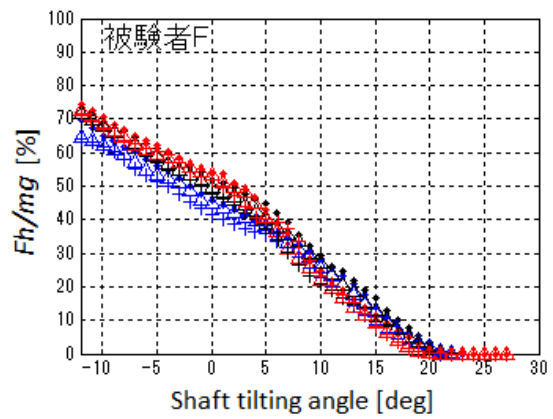
(a) 引っ張力/体重



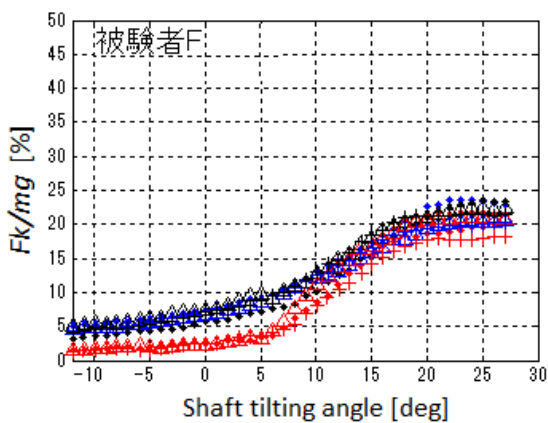
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



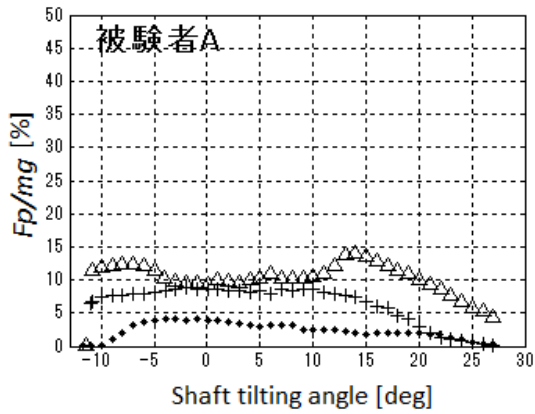
(d) 臀部に受ける抗力/体重



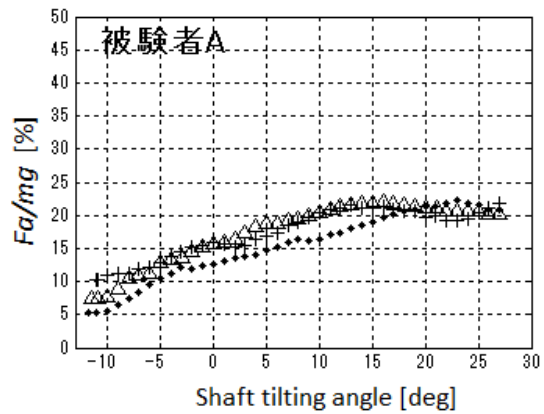
(e) 膝部に受ける抗力/体重

◆	LOE=790mm	XK=0mm	$\theta_c=44^\circ$
◆	LOE=790mm	XK=40mm	$\theta_c=44^\circ$
◆	LOE=790mm	XK=80mm	$\theta_c=44^\circ$
+	LOE=820mm	XK=0mm	$\theta_c=44^\circ$
+	LOE=820mm	XK=40mm	$\theta_c=44^\circ$
+	LOE=820mm	XK=80mm	$\theta_c=44^\circ$
*	LOE=850mm	XK=0mm	$\theta_c=44^\circ$
*	LOE=850mm	XK=40mm	$\theta_c=44^\circ$
*	LOE=850mm	XK=80mm	$\theta_c=44^\circ$

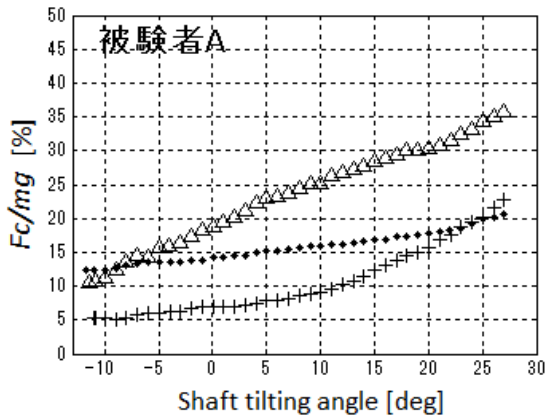
Fig.3-51 L_{OE} , X_k と引っ張力, 脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係 (被験者 F)



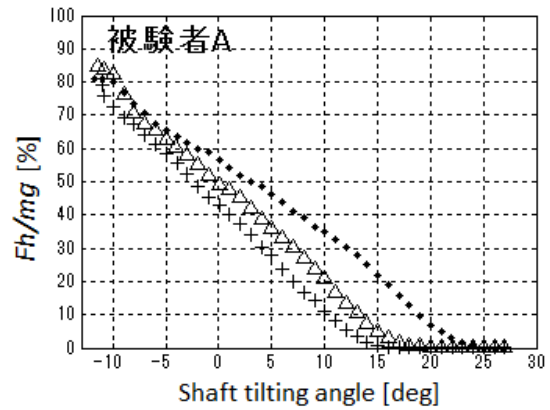
(a) 引っ張り力/体重



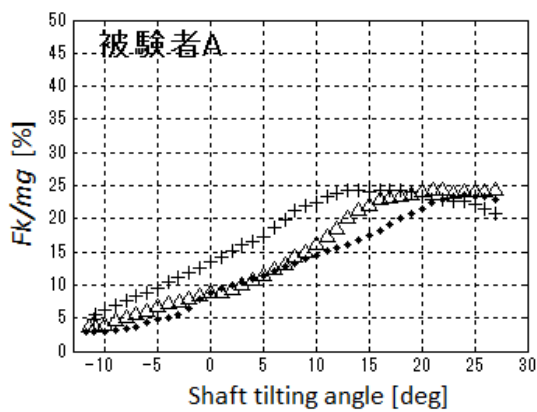
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



(d) 臀部に受ける抗力/体重



(e) 膝部に受ける抗力/体重

- ◆ LOH=800mm XK=0mm $\theta_c=33^\circ$
- △ LOH=800mm XK=0mm $\theta_c=44^\circ$
- + LOH=800mm XK=0mm $\theta_c=55^\circ$

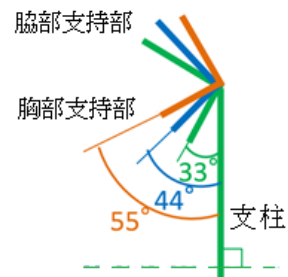
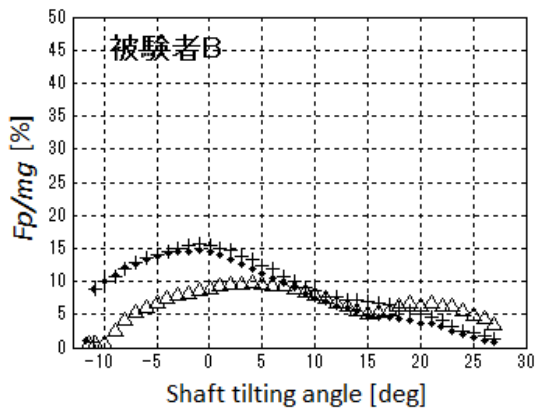
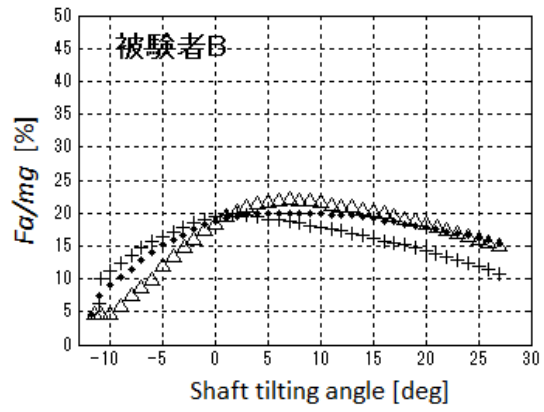


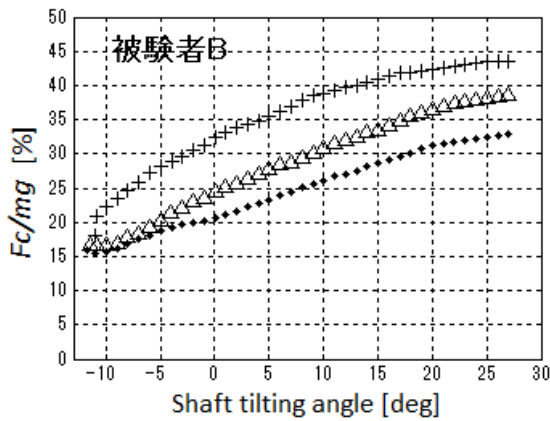
Fig.3-52 胸部支持部の角度と引っ張り力，脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係（被験者 A）



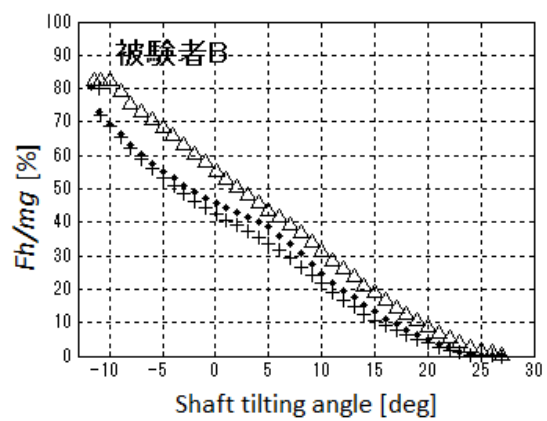
(a) 引っ張り力/体重



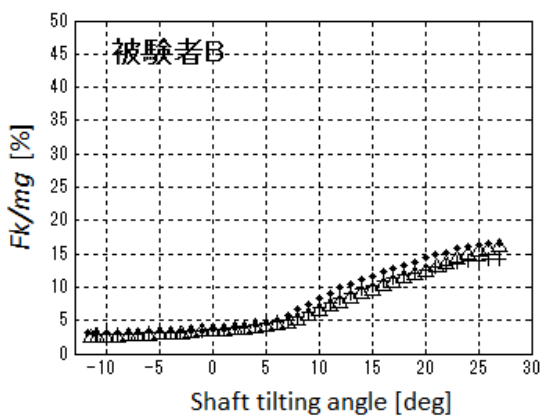
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



(d) 臀部に受ける抗力/体重



(e) 膝部に受ける抗力/体重

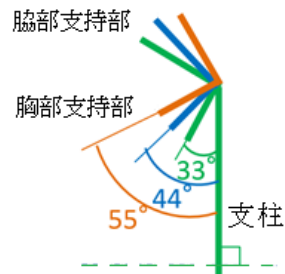
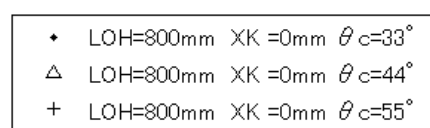
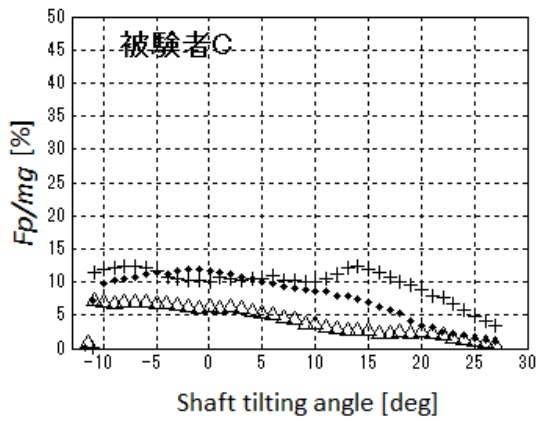
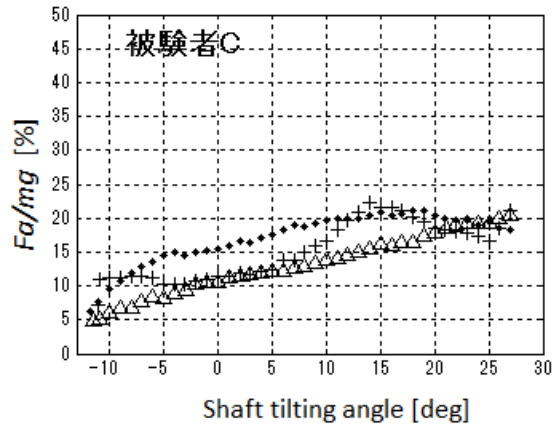


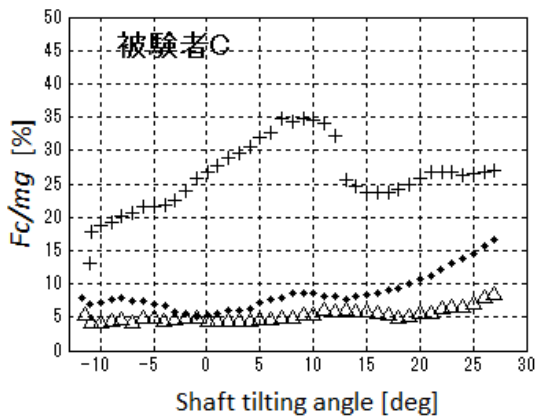
Fig.3-53 胸部支持部の角度と引っ張り力，脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係（被験者 B）



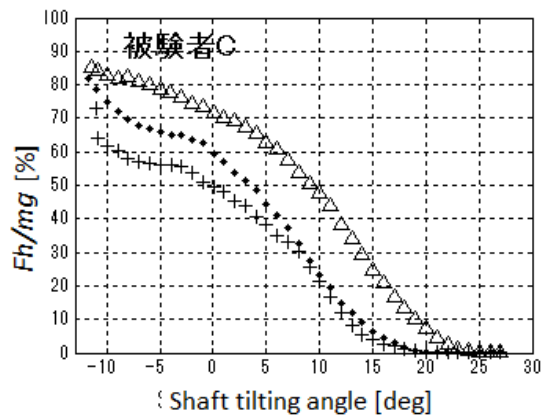
(a) 引っ張り力/体重



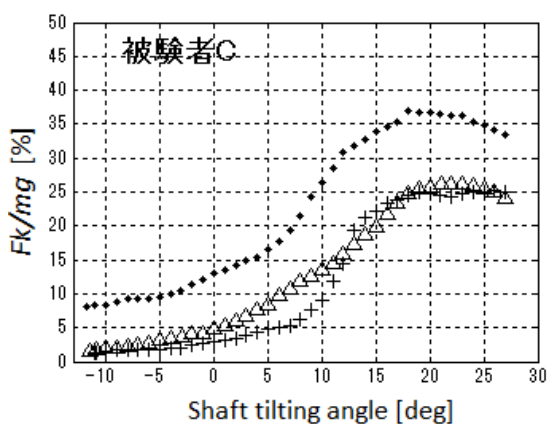
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



(d) 臀部に受ける抗力/体重



(e) 膝部に受ける抗力/体重

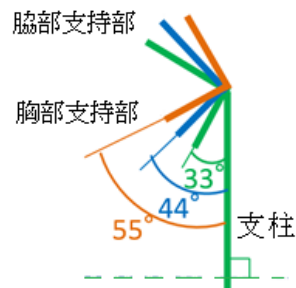
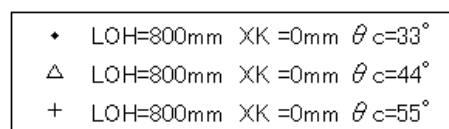
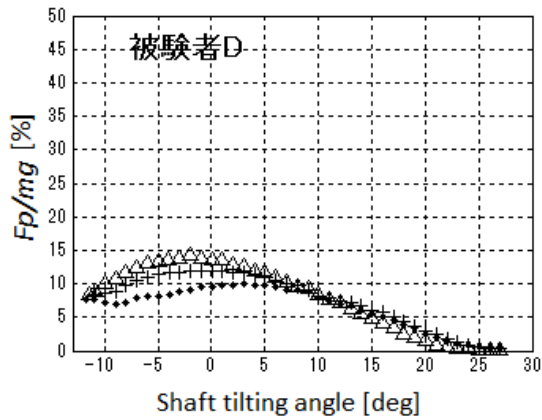
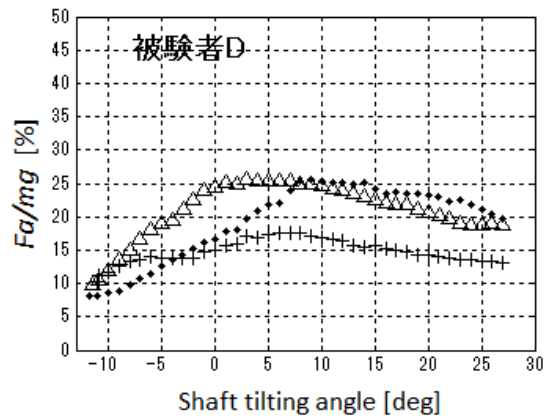


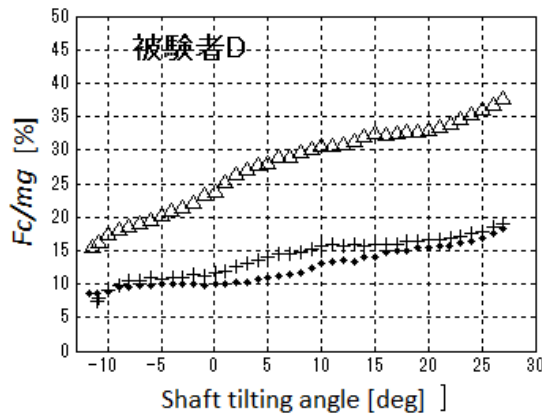
Fig.3-54 胸部支持部の角度と引っ張り力，脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係（被験者 C）



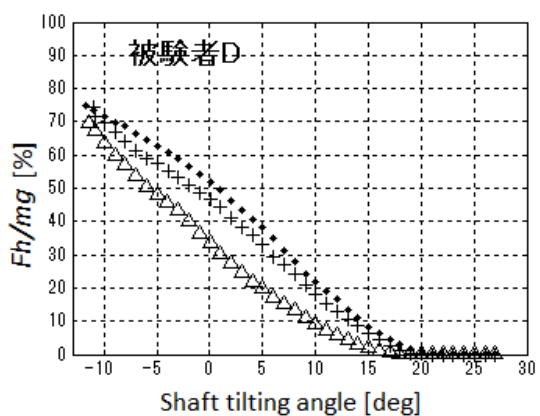
(a) 引っ張り力/体重



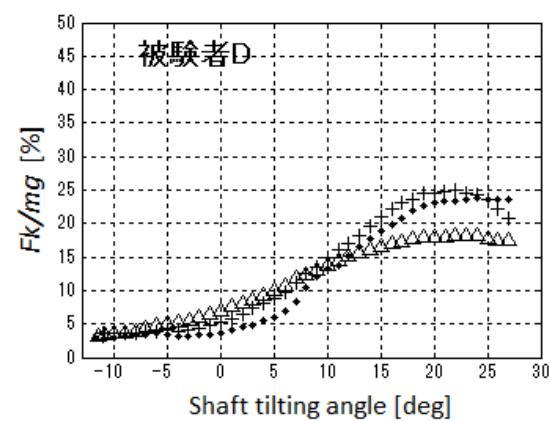
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



(d) 臀部に受ける抗力/体重



(e) 膝部に受ける抗力/体重

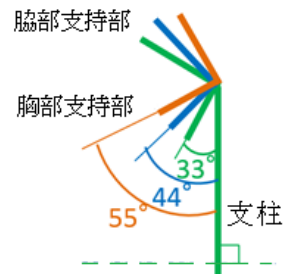
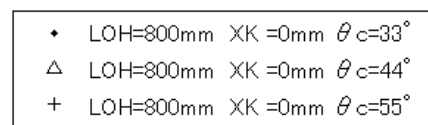
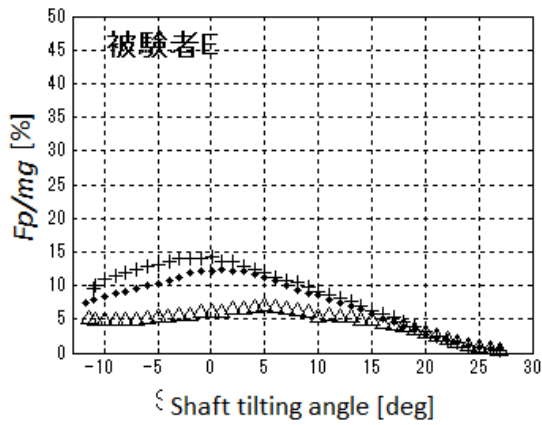
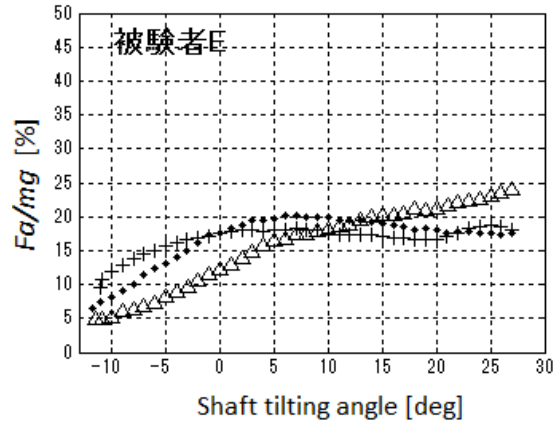


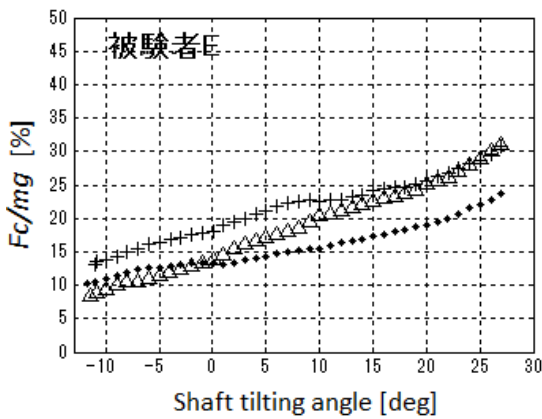
Fig.3-55 胸部支持部の角度と引っ張り力，脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係（被験者 D）



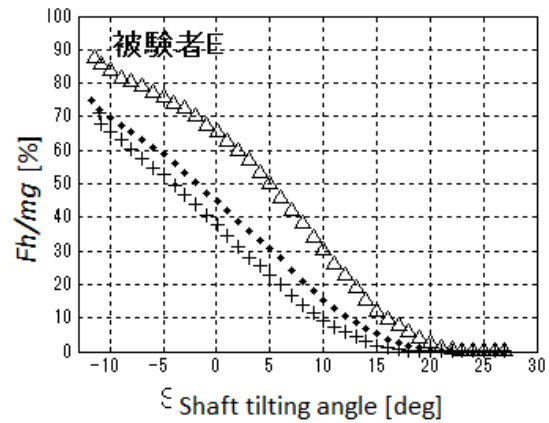
(a) 引っ張り力/体重



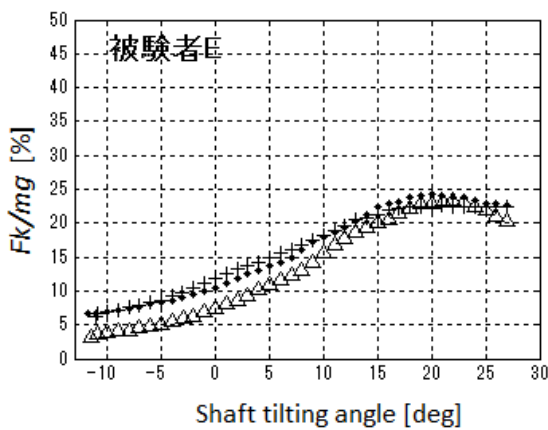
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



(d) 臀部に受ける抗力/体重



(e) 膝部に受ける抗力/体重

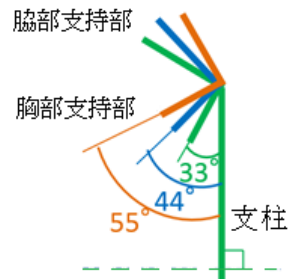
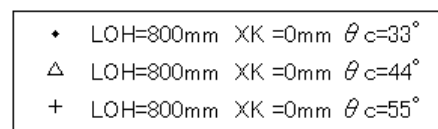
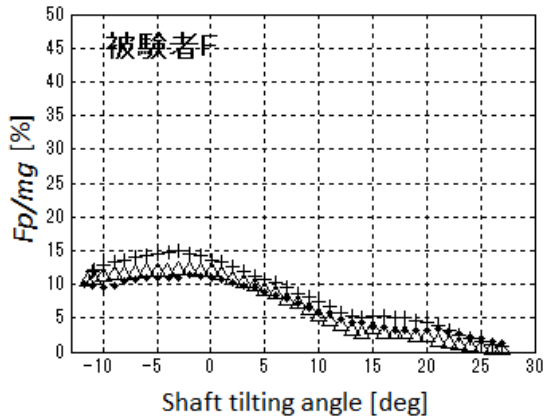
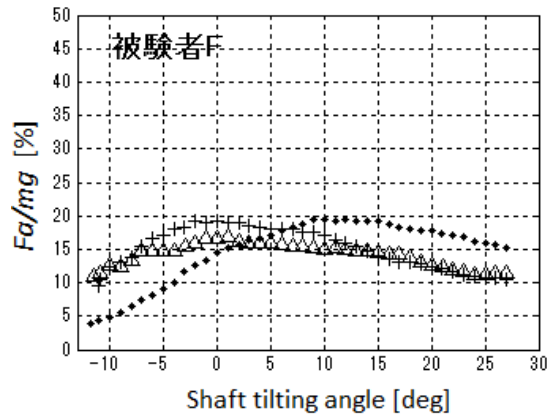


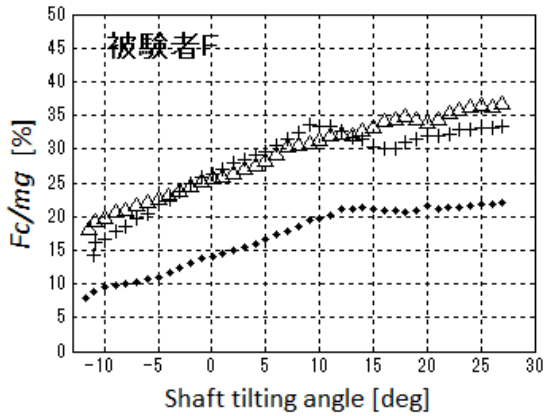
Fig.3-56 胸部支持部の角度と引っ張り力，脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係（被験者 E）



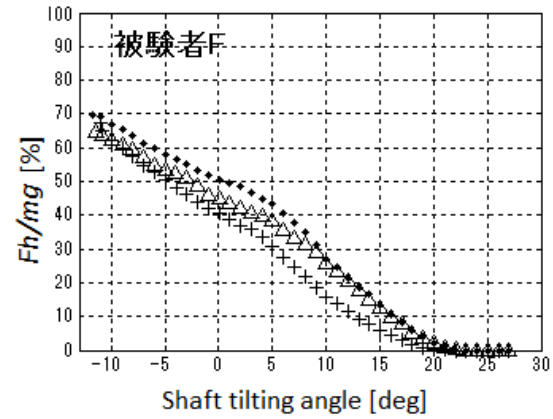
(a) 引っ張り力/体重



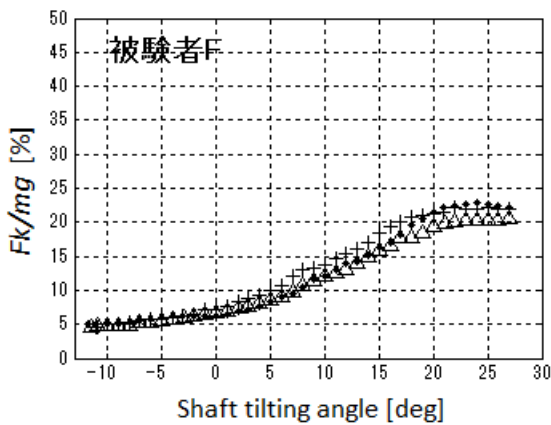
(b) 脇部に受ける抗力/体重



(c) 胸部に受ける抗力/体重



(d) 臀部に受ける抗力/体重



(e) 膝部に受ける抗力/体重

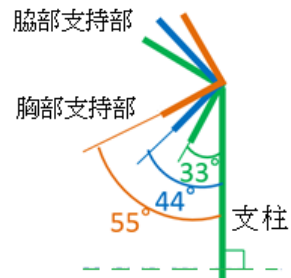
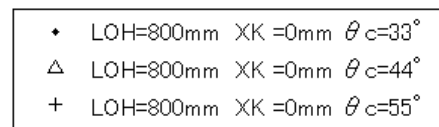


Fig.3-57 胸部支持部の角度と引っ張り力，脇部・胸部・臀部・膝部が受ける抗力の体重に対する割合との関係（被験者 F）

第4章

シミュレーション

4.1 はじめに.....	94
4.2 シミュレーションモデルの概要.....	95
4.2.1 人体モデル.....	95
4.2.2 移乗機器モデル.....	95
4.2.3 人体について.....	96
4.2.4 記号.....	96
4.2.5 人体のデータ.....	101
4.2.6 人体モデル各部重量の換算.....	101
4.3 移乗過程の人体リンクモデルの座標の計算.....	102
4.3.1 抱上げ動作過程の人体リンクモデル座標の計算.....	102
4.3.2 スタート時の人体リンクモデルの座標の計算.....	104
4.3.3 スタート時の状態から胴体が最大限に伸びる状態までの過程の計算.....	109
4.3.4 胴体が最大限に伸びた状態から膝が接触するまでの過程の計算.....	110
4.3.5 膝が膝部支持部に接触し，臀部が離座してから上体が持ち上がり始まる過程の計 算.....	112
4.3.6 上体が持ち上がり，支持支柱角度が最大値に達するまでの過程.....	113
4.4 移乗過程における人体リンクモデルの各部に働く力の解析.....	115
4.4.1 抱上げ動作の力学モデル.....	115
4.4.2 要介護者への負担の解析.....	117

4.4.3 介護者への負担の解析	124
4.4.4 解析結果	125
4.5 パラメータの整理.....	127
4.5.1 人体リンクモデルに関するパラメータの整理	127
4.5.2 移乗機器に関するパラメータの整理	128
4.6 移乗機器可調節部位のパラメータの設定範囲.....	129

4.1 はじめに

本章では、人体モデルによるシミュレーションについて説明する。具体的には、高齢者の寸法を参考に人体モデルを作成し、移乗機器を用いた移乗過程のシミュレーションで、脇部、胸部、臀部、膝部に働く力が支柱の回転とともにどのように変化するか説明する。

また、第3章の実験過程及び実験結果によると、各被験者が移乗機器を用いた時の姿勢特徴が異なり、同じ被験者でも実験条件により変わる。また、実験中の各部位に働く摩擦力は測れないため、移乗機器の可調節部位による人体モデルへの負担を推測する為に、臀部の受ける抗力の実験値を引用してシミュレーションを行う。

最後に、実験条件に合わせ、移乗機器の設計に必要なパラメータとして整理し、その設定範囲を決めることを目的とする。

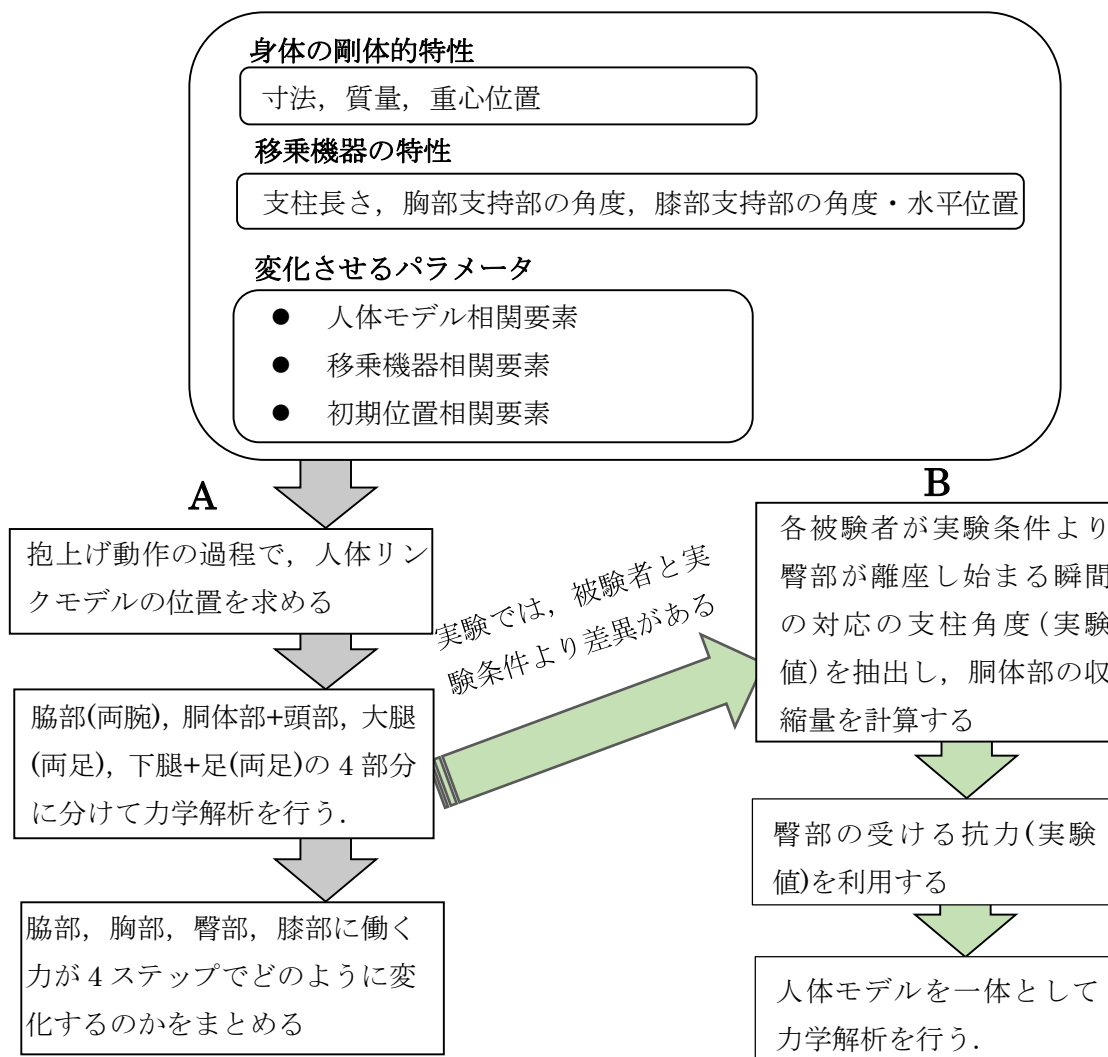


Fig.4-1 シミュレーションの流れ

4.2 シミュレーションモデルの概要

本研究では、移乗機器での移乗方法と実際の人体の諸データを参考にして、人体モデル及び移乗機器モデルを作成する。そして、移乗過程の抱上げ動作の任意位置の人体モデルの座標を計算する。さらに、その位置における力の釣合い、及びモーメントの釣合い式を作成し、人体モデルの各部位に働く力を求める。

4.2.1 人体モデル

- ① 「平成 13 年社団法人人間生活工学研究センター」⁽⁹⁶⁾より平均年齢 69.71 歳の男性の寸法の平均値を用いる。
- ② 人体モデルを下腿+足(両脚)、大腿(両脚)、胴体+頭、腕部(両腕)の 4 つのリンクで近似のモデルを作成する^{(97)~(99)}。

4.2.2 移乗機器モデル

- ① 脇部支持部、胸部支持部、支持支柱の三つの部分を一体として、移乗過程で可動台座に対して共に動くようにし、膝部支持部は可動台座に対して固定するという近似モデルを作成する。
- ② 各支持部の摩擦係数、相互の位置と角度、移乗機器の人体モデルに対する初期位置などの設定が可能である。

人体-機器間では、移乗過程を通して体幹部が脇支持部と胸部支持部に対して、固定されているとする。また、足の位置は支持支柱の支点に対して変化しないとする。

4.2.3 人体について

ここでは、移乗機器を用いた抱上げ動作において人体をリンクモデルに近似する方法、そして重心位置について述べる。本研究では、人体モデルの脇部、胸部、膝部、足部でそれぞれ上半身と下半身を支持するとし、抱上げ動作の姿勢を求めるために人体モデルを主に下腿+足(両脚)、大腿(両脚)、胴体+頭、腕部(両腕)の4つのリンクに分けて作成する(Fig.4-5)。

作成する人体モデルは、胴体と大腿部、下腿部がそれぞれ転子点と膝の関節で連結した剛体リンクとし⁽¹⁰⁰⁾、足部は下腿部と一体化している。各部に質量と重心位置を設定し、要介護者の脚力がほとんど無い条件を想定して足と床の間の作用力は考慮しない。

4.2.4 記号

本論で使用する記号は Table4-1 のとおりに定義する。

なお、記号中の質量の $i=1\sim 5$ は1:下腿+足(両脚)、2:大腿(両脚)、3:胴体、4:頭部、5:腕部(両腕)とする。また、Fig.4-2において、Xは各パラメータのX方向(水平)、YはY方向(鉛直)を表す。作用力のダッシュ記号は作用・反作用の力を表す。点A~Kの位置は、点Aを足の外果突点、点Bを膝蓋骨中央、点Cを転子点、点Dを胸部支持部の中心、点Eを肩峰点、点Fを耳珠点、点Gを手の指節点、点Hを前腋窩点、点Kを膝部支持部の中心(Fig.4-2(b), Table4-2)⁽⁹⁶⁾とする。Table4-2中の番号はFig.4-4中の番号と同じである。

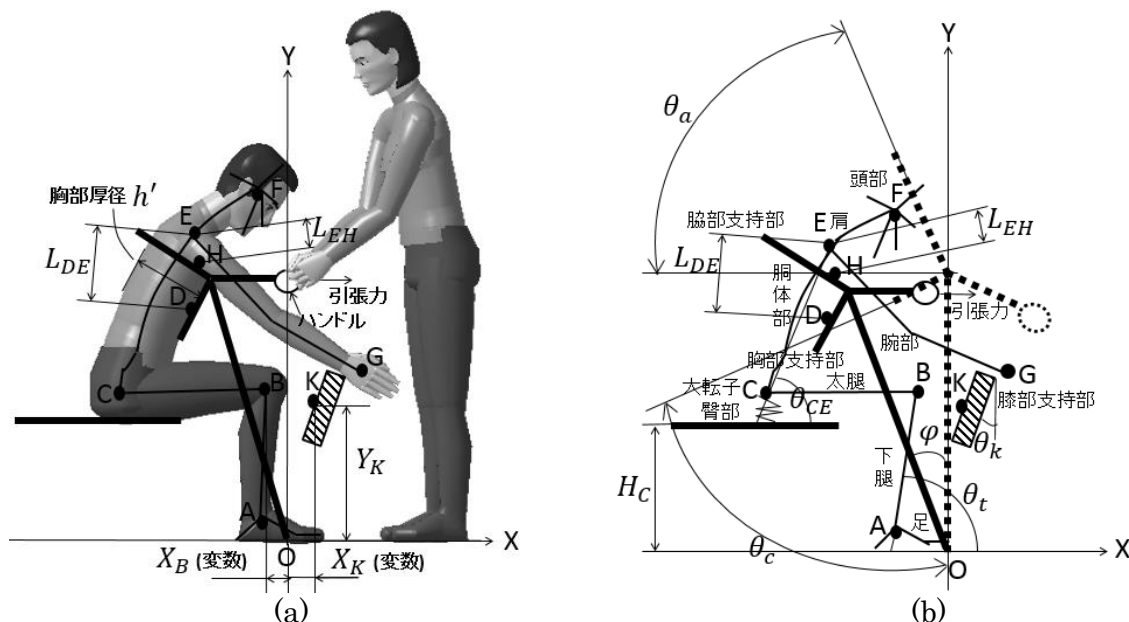


Fig.4-2 人体・移乗機器モデル

Table 4-1 記号

m	人体質量
m_i	人体各部の質量, ($i=1\sim5$)
m_o	支持支柱の質量
M_i	点 <i>i</i> 回りのモーメント, ($i=A,B,E,O$)
X_i	点 <i>i</i> の X 方向座標, ($i=A\sim G,H,K$)
Y_i	点 <i>i</i> の Y 方向座標, ($i=A\sim G,H,K$)
H_C	可動台座から座面までの距離
H_{A1}	点 A から人体のモデルの下腿部分の重心までの距離
F_p	介護者が水平に引く力
F_i	人体各部に働く抗力 (i ; a : 脇部, c : 胸部, k : 膝部, h : 臀部, t : 足部) 方向: Fig.4-21 を参照
f_i	人体各部に働く摩擦力 (i ; a : 脇部, c : 胸部, k : 膝部, h : 臀部, t : 足部) 方向: Fig.4-21 を参照
N_i	膝部, 臀部, 脇部の内力 ($i=k, h, a$)
F_X	X 軸方向の力の合力
F_Y	Y 軸方向の力の合力
h'	胸部の厚さ ⁽⁹⁶⁾
r	前腋窩点から胸部支持部中心の Y 方向の距離
s	前腋窩点から胸部支持部中心の X 方向の距離
L_{ij}	リンクの長さ (ij ; AB : 下腿の長さ, BC : 大腿の長さ, OE : 支持支柱の長さ, ED : 肩峰点から胸部支持部中心までの距離, EH : 肩峰点から脇部支持部中心までの距離)
θ_t	下腿が水平(X 軸正方向)に対する鋭角
φ	支柱の鉛直に対する角度(左傾:「-」、右傾:「+」)
θ_a	支柱が床に対して垂直の場合に, 脇部支持部板が水平に対する取付角度
θ_c	支柱が床に対して垂直の場合に, 胸部支持部板が水平に対する取付角度
θ_k	支柱が床に対して垂直の場合に, 膝部支持部板が鉛直に対する取付角度
θ_{CE}	直線 CE が水平に対する角度
θ_{EG}	直線 EG が水平に対する角度
θ_{AK}	直線 AK が鉛直に対する角度
μ_i	脇部, 胸部, 臀部, 膝部支持部の静摩擦係数 ($i=a, c, h, k$)
F_a''	脇部の受ける抗力+胸部の受ける摩擦力
F_c''	胸部の受ける抗力+脇部の受ける摩擦力

q	胴体部の伸縮量
-----	---------

Table 4-2 関節点

点	番号	項目名	使用部分名
A	11	足の外果突点	足
B	18	膝蓋骨中央	膝
C	55	転子点	上腿
E	42	肩峰点	腕
F	7	耳珠点	頭
G	28	手の指節点	手

本章では，移乗過程の人体リンクモデル座標の計算及び人体モデルが受ける力の解析を説明するため，Table4-3 に示すように変数に値を与え，計算結果と力の解析結果を得る。

移乗機器の要素が介護者及び要介護者にどんな影響があるかを明らかにするため，解析結果に基づいて，移乗機器に関する変数をパラメータとしたシミュレーションの結果を考察し，それを第 5 章で説明する。

ここで，人体モデルの体型データは「平成 14 年社団法人人間生活工学研究センターより，平均身長が 1612mm，平均年齢 69.71 歳，男性，寸法の平均値」⁽⁹⁶⁾を想定したものである。

これは，60 代・70 代の高齢者男女約 100 人ずつについて 3 次元人体形状計測及び人体寸法計測を実施し，人体寸法データ，特徴点位置データ，人体形状データなどを収集したものを基にしたものである。また，計測内容から年齢別には集計せず，男女(被験者すべて)，男性，女性という 3 種類で集計した。

人体リンクモデルの各リンクの長さは Table4-3 のとおりにし，各関節点の間の距離を求める (Fig.4-3)。

Table4-3 各パラメータの値

パラメータ	m	m_o	q	L_{AB}	L_{BC}
設定値	60kg	15kg	50mm	376mm	390mm
パラメータ	L_{CE}	L_{CF}	L_{EG}	H_C	L_{OE}
設定値	504mm	571mm	614mm	500mm	800mm
パラメータ	X_B	X_K	Y_K	h'	L_{DE}
設定値	0mm	50mm	350mm	229mm	80mm
パラメータ	L_{EH}	θ_a	θ_c	θ_k	θ_t
設定値	100mm	50°	50°	40°	80°
パラメータ	μ_a	μ_c	μ_h	μ_k	
設定値	0.5	0.5	0.5	0.5	

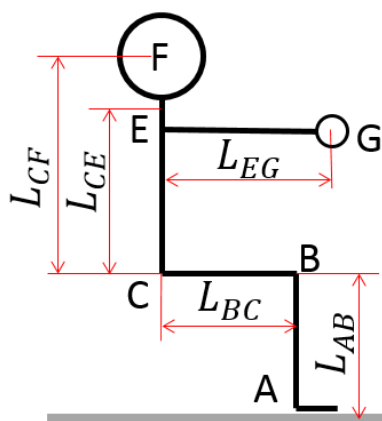


Fig.4-3 人体リンクモデル

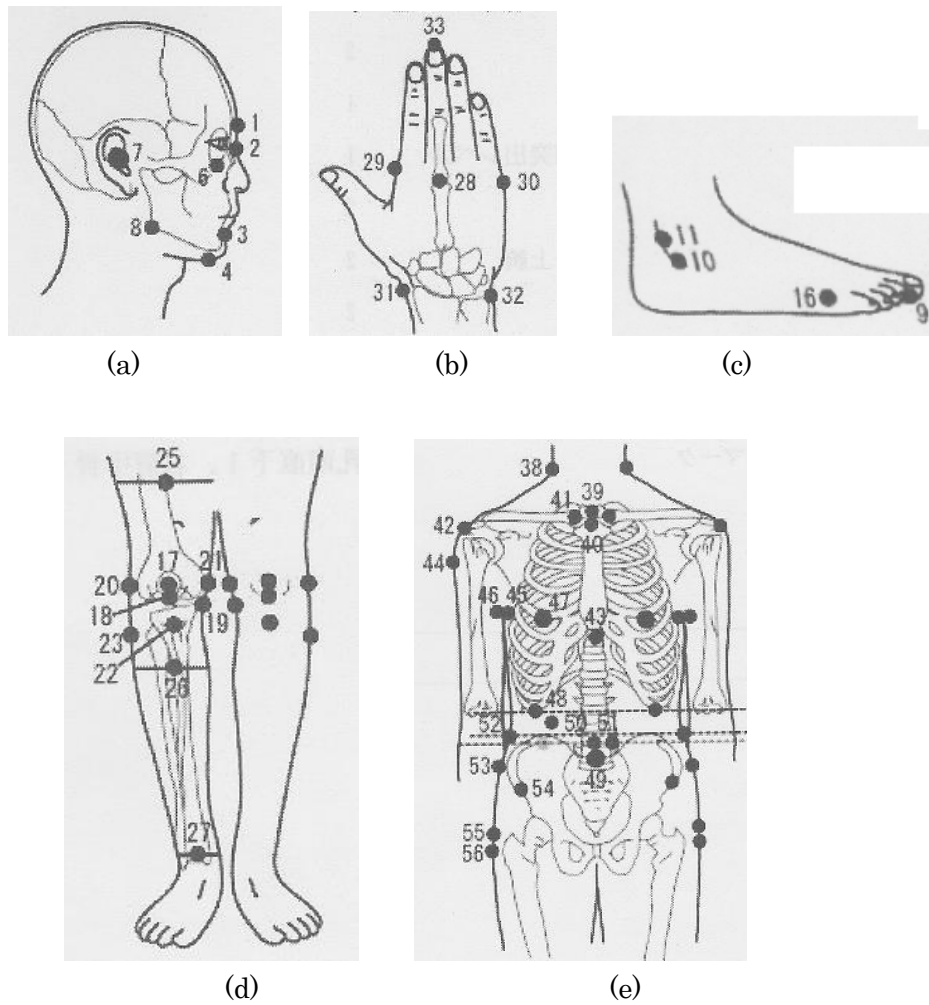


Fig.4-4 使用した特徴点(文献(58)より引用)

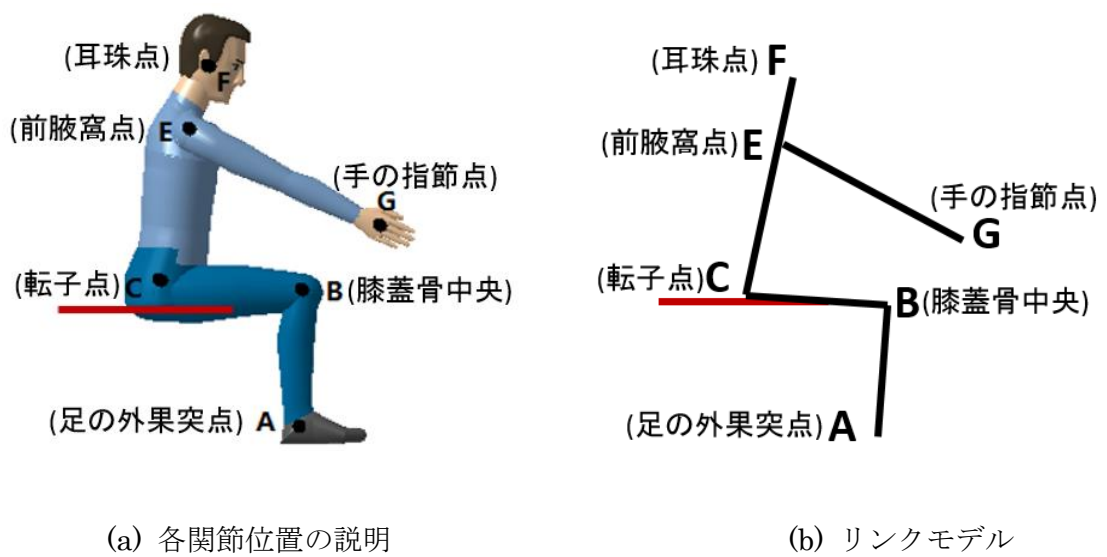


Fig.4-5 人体モデル

4.2.5 人体のデータ

ここで、シミュレーションに使う人体モデルを作成するために、各部位の寸法、質量、重心位置などの体型データが必要となる。

シミュレーションに使うデータを Table4-4 に載せる。表中の番号は文献⁽⁹⁶⁾中の番号と同じである。

Table4-4 シミュレーションに使う体型データ⁽⁹⁶⁾

番号	項目名	平均値 [mm]	標準 偏差	最小 値	最大 値	パーセントイル値			使用部 分名
						5	50	95	
1	体重	60 kg	8.7	43	85	46	60	73	全身
50	腕付け 根厚	110	14.6	68	140	84	112	130	腕
51	乳頭位胸 部厚径	229	19.1	182	277	200	230	258	胴体
61	肩峰-肘頭 距離	327	12.2	296	359	305	327	344	腕
62	肘頭-指先 距離	434	16.2	392	481	410	433	460	腕
113	座高	875	28.1	792	943	828	878	917	頭、胴 体
116	座位肩 峰高	573	23.0	514	620	536	573	614	胴体
120	座位膝高	471	19.4	420	515	442	474	504	上腿
122	座位殿膝 距離	542	22.7	491	594	505	541	582	下腿
128	背・指先 距離	815	37.0	688	892	764	816	871	腕

また、身体各部位の重心位置と各部位の相対重量は Fig.4-6 のデータ⁽¹⁰¹⁾を利用した。(a)図中の数値は、各部の重心が両分節端から何%のところにあるかを示しており、(b)図中の数値は、全体重を 100 とした時の各部位の重量比である。

4.2.6 人体モデル各部重量の換算

Fig.4-6 の(b)を参考して、モデルの体重に基づいて、身体各部の相対重量を換算して、以下のように示す。

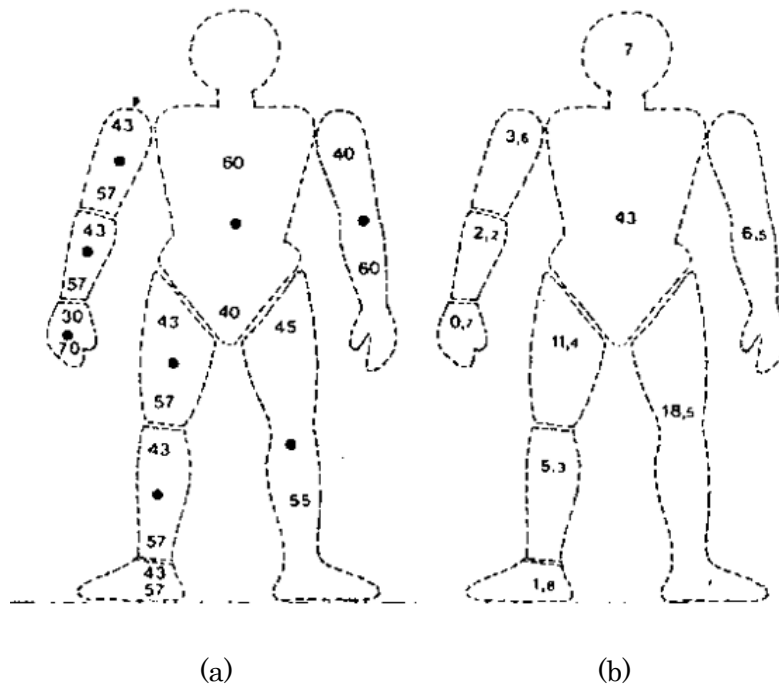


Fig.4-6 人体各部の重心位置(a)と質量比(b)⁽¹⁰¹⁾

下肢+足 (両脚)

$$m_1g = (0.053 + 0.018) mg \times 2 = 0.142mg \quad (4-1)$$

大腿 (両脚)

$$m_2g = 0.114mg \times 2 = 0.228mg \quad (4-2)$$

胴体

$$m_3g = 0.43mg \quad (4-3)$$

頭

$$m_4g = 0.07mg \quad (4-4)$$

腕+手 (両腕)

$$m_5g = 0.065mg \times 2 = 0.13mg \quad (4-5)$$

4.3 移乗過程の人体リンクモデルの座標の計算

4.3.1 抱上げ動作過程の人体リンクモデル座標の計算

ベッドから車いすへの移乗を例とした時の移乗方法は、以下の①～⑦過程で行う (Fig.4-7).

- ① 移乗機器を要介護者に近づけ、可動台座のロックをかける。
- ② 要介護者の体格に合わせて、支持支柱の高さ、膝部支持部を調節する。
- ③ 要介護者に前傾姿勢をとってもらい、上体を脇・胸部支持部に乗せるようにする。
- ④ 介護者が操作ハンドルを引いて支持支柱を自身方向に傾斜させる。要介護者の上体が持ち上がると同時に膝が膝部支持部に当たり、臀部が浮く。

- ⑤ 可動台座のロックを外し移動・方向転換する.
- ⑥ 支持支柱の傾斜を元に戻し着座させる.
- ⑦ 移乗完了.

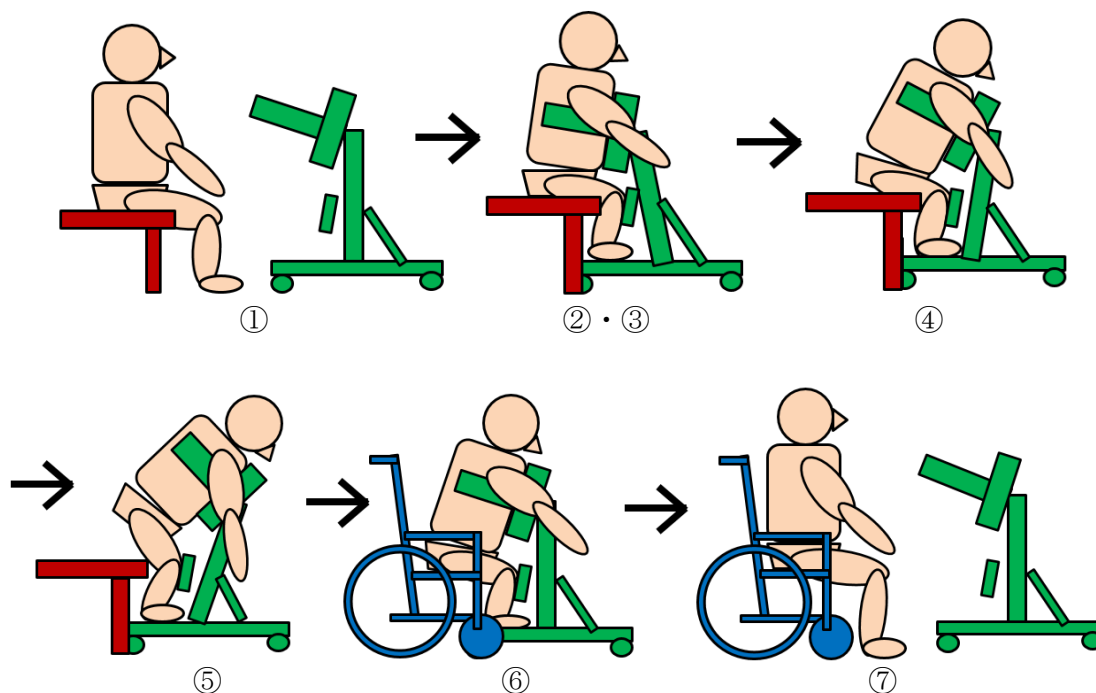


Fig.4-7 移乗過程

2次元モデルの計算は支持支柱の支点を原点として、実際の抱上げ動作の特徴に基づき、支持支柱の回転による人体リンクモデルの2次元座標の位置を求める⁽¹⁰²⁾.

また、上体が脇、胸部支持部で支持されるので、支柱長さ(L_{OE})の値が決まると、人体モデルの上半身の位置も決定する。スタート時から支持支柱の回転により抱上げられる過程で脇と胸は常に支持部に接触し、足部(点A)は不変だと設定する。

所要の引っ張力を加えると支柱が回り始め、膝が膝部支持部に当たる前に胴体が最初の曲がっている状態からまっすぐに伸びた状態になり、臀部が座面上をすべりながら前に移動し、膝が膝部支持部に当たった後に上体が持ち上がる。その後、支持支柱が回転すると人体モデル全身の重心の位置が徐々に前に移動し、引っ張力がゼロになった時点で移乗機器を用いた抱上げの動作が完了する。

ここで、移乗機器を用いた抱上げの動作の2次元のシミュレーションモデルを作成した。

移乗機器を用いた抱上げ動作の特徴に基づいて、支持支柱の回転過程を以下の4ステップに分けて、その過程をシミュレーションして支持支柱の回転位置に対応する各部位の座標を求める。

(1)ステップ 1：スタート時において、曲がっている要介護者の胴体がまっすぐに伸びる状態までの過程。

(2)ステップ 2：胴体が伸びてから、臀部が前に滑り、膝が膝部支持部に当たるまでの過程。

(3)ステップ 3：膝が膝部支持部に当たると同時に、臀部が離座してから上体が持ち上がるまでの過程。

(4)ステップ 4：膝が膝部支持部に接触したまま支柱角度が最大値に達するまでの過程。

この最大値という意味は、介護者が引っ張らなくても、要介護者が元に戻らない状態になる支柱角度のことである。

次に各パラメータの設定値に基づいて、スタート時から支持支柱の角度を 1° ずつ増加させ、4 ステップの人体モデルの軌跡を求める。

4.3.2 スタート時の人体リンクモデルの座標の計算

(a) スタート時の人体モデルの位置の設定方法

ここでは、要介護者の基準値に支持支柱の長さを調節した後、要介護者の上半身が脇部支持部及び胸部支持部に十分に接触する状態をスタート時の状態とする。その際の要介護者の胴体は自然に少し曲がっているとし、引っ張力をまだ加えていないとする。スタート時の人体モデルの位置は以下の手順で設定する (Fig.4-8)。

- ① 支持支柱の支点の位置を原点 O にする。
- ② 足の着地点と下肢(AB)が水平に対する角度(θ_t)を設定する。
- ③ 座面の高さ(H_c)を設定する。
- ④ 臀部が座面上にあるので、大腿(BC)の位置が決定する。
- ⑤ 胴体の位置は、スタート時において未定である。
- ⑥ 要介護者の体格に応じて、支柱の長さを基準値に設定する。
- ⑦ 支持支柱の先端が人体モデルの前腋窩点に当たる時点で、胴体の位置が決定する。
- ⑧ 人体モデルの腕の位置を設定する。
- ⑨ 膝部支持部の位置を設定する。

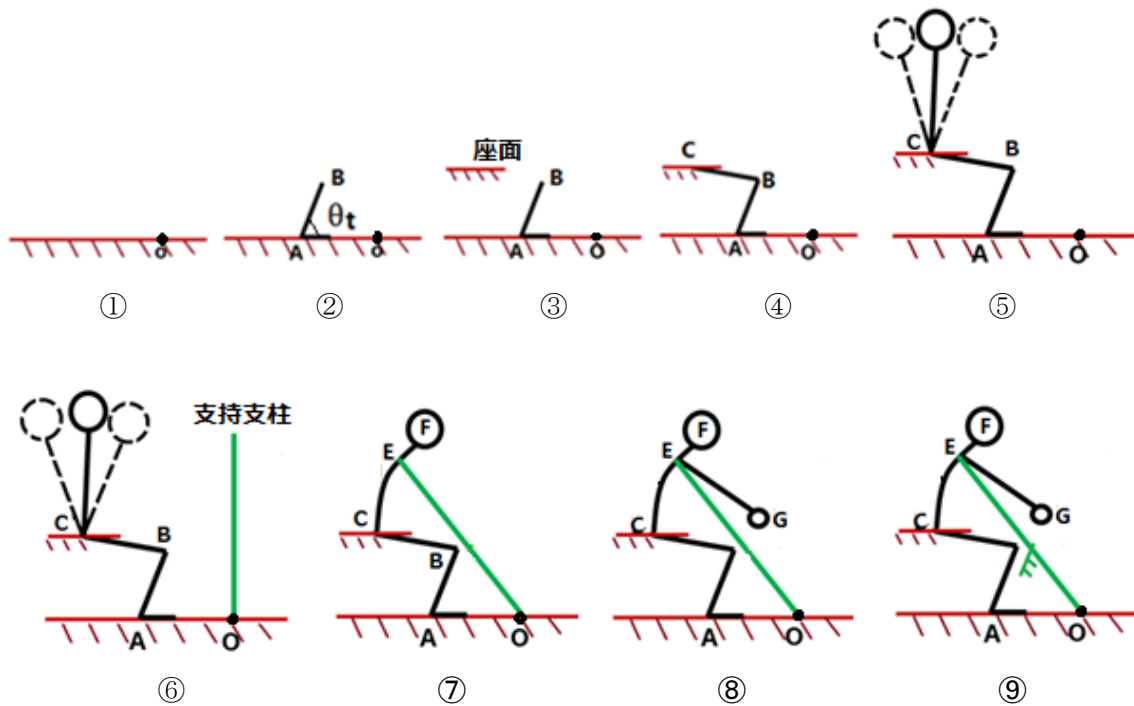


Fig.4-8 スタート時の人体モデルの位置設定

足の着地点，下肢の水平に対する角度，膝部の位置，座面の高さが決まると，スタート時の人体リンクモデルの下半身の位置が確定される．つまり，スタート時の人体モデルの膝 (X_B)，下腿の水平に対する角度 (θ_t)，座面の高さ (H_c) を設定した場合に下半身の位置が確定される．

支持支柱の長さを決め，支持支柱の先端を人体リンクモデルの脇部に接するように姿勢を決めると，上半身の胴体の位置も確定される．したがって，人体モデルの胴体の水平に対する角度は支持支柱長さに依存しているので，上半身の姿勢も違ってくる．

膝部支持部位置の相関パラメータは，膝部支持部の中心の X 方向座標 (X_K)，Y 方向座標 (Y_K)，支持部が鉛直方向に対する角度 (θ_k) の三つである．その中で， X_K と X_B が同じ値の場合は，スタート時から膝が膝部支持部に接触して，他の支持部と体重を分散して支持することを表し， X_K に X_B より大きい値を設定する場合は，スタート後の移乗途中で膝が膝部支持部に接触することを表す．しかし， X_K が大きすぎる場合は，移乗動作が終わるまで膝が膝部支持部に接触しない場合があるので，設定範囲を考慮して決める必要がある．

Y_K は膝部支持部の中心から支持支柱支点までの距離であり，シミュレーションの際に膝部 (点 B) の X 方向位置 (X_B) が膝部支持部の中心 (X_K) と一致した時に，膝部支持部に接触したことになるが，膝部支持部の中央に接触したことではない．

また，膝が膝部支持部の接触を点と面の接触と仮定した場合，角度は膝が受ける力の

方向に影響する。したがって、シミュレーションの段階では重点的には考慮せず、パラメータの範囲分及び力の解析部分で詳しく説明する。

人体のデータによって、Fig.4-8 とおりに下肢+足→大腿→胴体+頭→腕の順に各パラメータに値を入力し、スタート時の人体リンクモデルの位置を設定する。また本研究では各部を剛体とみなした剛体リンクモデルによってシミュレーションするので、人体皮膚の柔軟性は考慮しない。具体的な計算方法を以下に説明する。

(i) 下肢+足(AB)

Fig.4-9 に示すように、膝部(点 B)の X 方向の座標 X_B と下肢の床に対する角度(θ_t)を設定すると、点 A と点 B の座標が求められる。パラメータ X_B 及び θ_t は、人体モデルが座る位置と支柱支点からの距離から決定する。

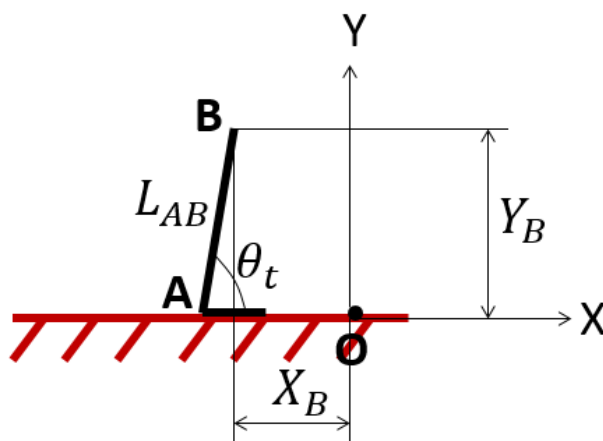


Fig.4-9 下肢+足のモデル

点 A の座標： $(X_B + L_{AB} \cos \theta_t, 0)$

点 B の座標： $(X_B, L_{AB} \times \sin \theta_t)$

(ii) 大腿(BC)

座面の高さ(H_C)を設定すると、大腿 BC の位置も同時に決まる。Fig.4-10 に示す。

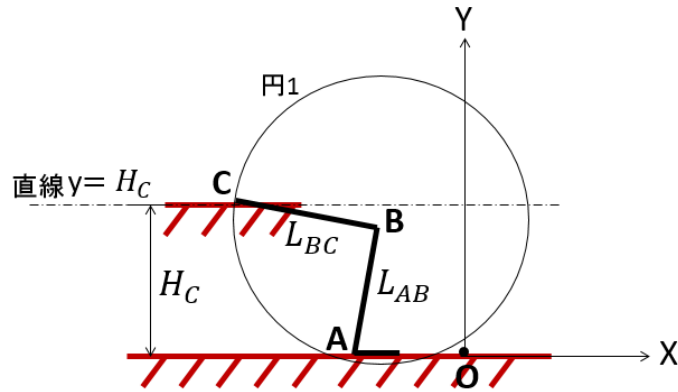


Fig.4-10 下半身のモデル

$$\text{円 1 の方程式 : } (x - X_B)^2 + (y - Y_B)^2 = L_{BC}^2 \quad (4-6)$$

$$\text{直線の方程式 : } y = H_c \quad (4-7)$$

よって、点 C の座標は $(X_B - \sqrt{L_{BC}^2 - (H_c - L_{AB} \times \sin \theta_t)^2}, H_c)$ である。

(iii) 胴体+頭(CDEF)

支持支柱の長さ L_{OE} を設定すると、Fig.4-11 に示すように円 2(中心：原点 O，半径： L_{OE})と円 3(中心：点 C，半径： L_{CE})に 2 つの交点があるので、人体モデルの位置から点 E となる交点を選択する。

胴体が自然に曲がる状態を考慮し、Fig.4-11 の青色線ではなく、黒線のように示す。支持支柱の先端を人体モデルの脇部(点 E)に接触するようにする。なお、曲がっている状態の L_{CE} は人体のデータ (まっすぐに伸びる状態) より 50mm ほど短くなるように設定する。

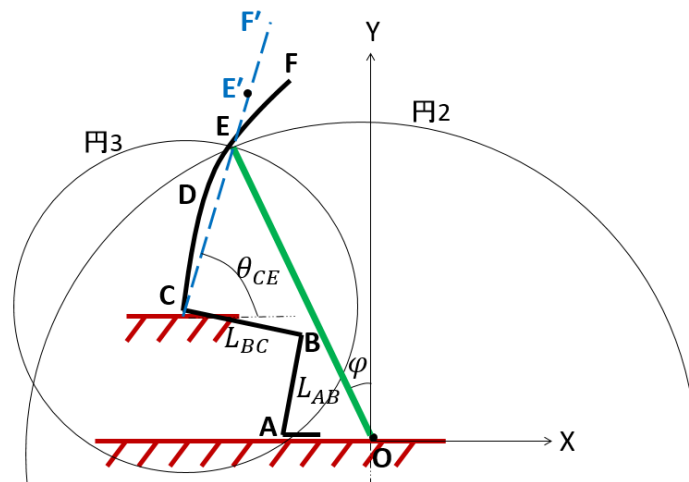


Fig.4-11 下半身+胴体のモデル

$$\text{円 2 の方程式 : } x^2 + y^2 = L_{OE}^2 \quad (4-8)$$

$$\text{円 3 の方程式 : } (x - X_C)^2 + (y - Y_C)^2 = L_{CE}^2 \quad (4-9)$$

点 E の座標は $(\frac{a - Y_C \times y}{X_C}, \frac{-c \pm \sqrt{c^2 - 4bd}}{2b})$ である.

$$\text{なお, } a = (X_C^2 + Y_C^2) - L_{CE}^2$$

$$b = \frac{Y_C^2}{X_C^2}$$

$$c = -\frac{a \times Y_C}{X_C^2}$$

$$d = -\left(L_{OE}^2 - \frac{a^2}{4X_C^2}\right)$$

直線 CE が座面に対する角度 θ_{CE} を求める.

$$\theta_{CE} = \tan^{-1}\left(\frac{Y_E - Y_C}{X_E - X_C}\right) \quad (4-10)$$

点 D と点 F の座標を計算するために, 人体モデルの胴体の曲がる弧度も設定しなければならない.

(iv) 腕(EG)

腕部については腕(EG)が X 軸負方向に対する方向 θ_{EG} を設定すると, 点 E の座標とリンク EG の長さで点 G の位置が計算できる (Fig.4-12). その結果, 腕部 (EG) の位置が確定する. また, 腕部の位置はスタート後の過程で, 胴体との相対位置を保持すると仮定する.

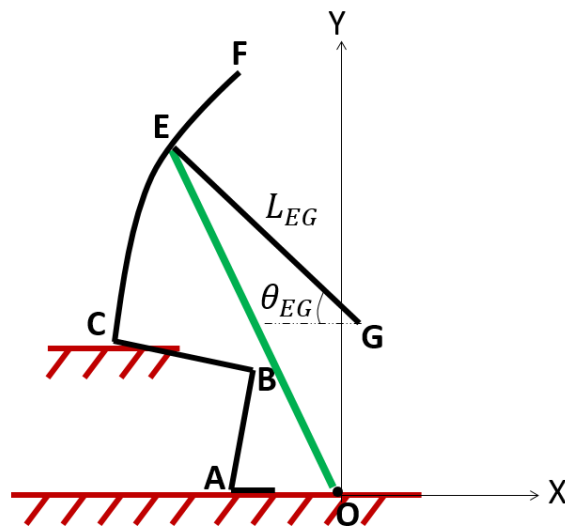


Fig.4-12 スタート時の人体モデル

点 G の座標は $(X_E + L_{EG} \cos \theta_{EG}, Y_E - L_{EG} \sin \theta_{EG})$ である。

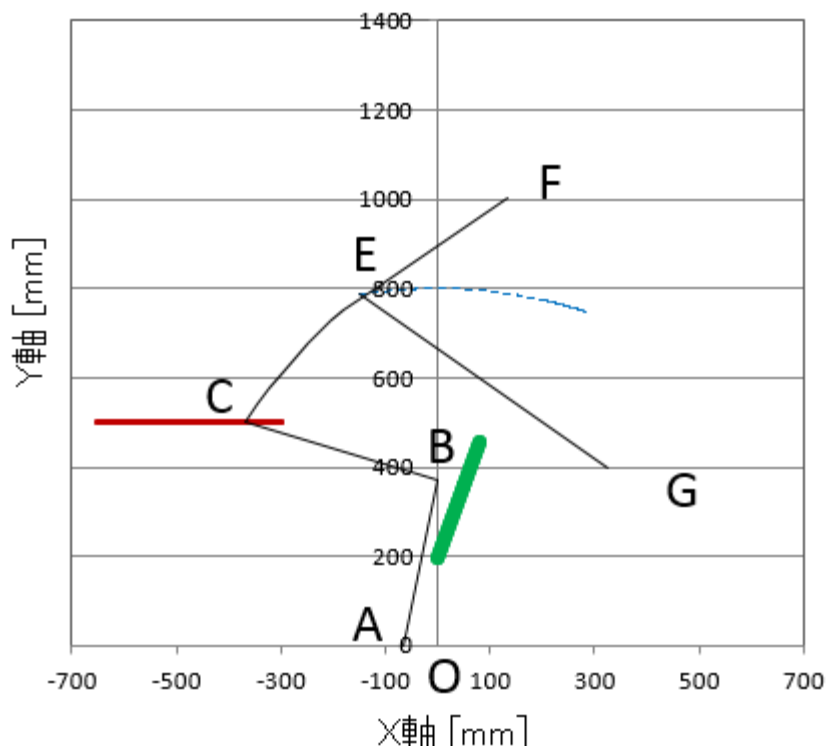


Fig.4-13 スタート時の人体モデルの位置

以上で、移乗機器を用いた人体モデルのスタート時の位置が求められた。スタート時の人体リンクモデルの各関節点の位置は Fig.4-13 示す。図のように胴体部分は転子点 (点 C) と肩峰点 (点 E) を連結した直線ではなく、本研究では移乗機器を用いた要介護者の抱上げた姿勢を考慮して、胴体が自然に曲がっている状態をシミュレーションする。

4.3.3 スタート時の状態から胴体が最大限に伸びる状態までの過程の

計算

スタート時から胴体が最大限に伸びるまでは、人体リンクモデルの下半身の位置は不変であり、上半身の姿勢は支柱角度の増大とともに脇部 (点 E) と共に変化する。したがって、臀部は動かないので点 C と点 E の距離が徐々に広がり、胴体が徐々に伸びることを表す。胴体の湾曲度の計算方法は 4.3.2 節のスタート時と同じである。胴体が最大限に伸びる状態は、直線で表すように設定する。結果は Fig.4-14 に示す。

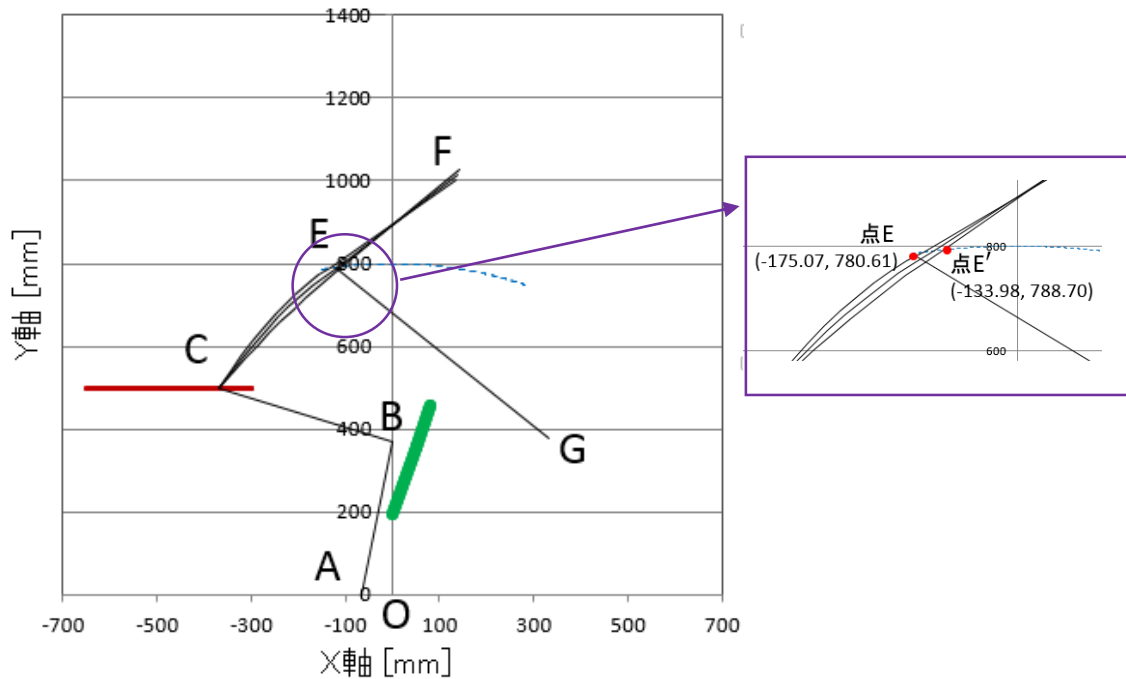


Fig.4-14 ステップ 1 の人体モデルの位置の変化

4.3.4 胴体が最大限に伸びた状態から膝が接触するまでの過程の計算

胴体が伸びた後は、支持支柱角度の増大とともに臀部が座面の上ですべり、前に移動を開始する。支柱長さは変わらないので、点 E まだ円 2(中心：原点 O, 半径： L_{OE})の軌跡上を移動するので、支柱角度に対応する点 E の座標が求められる。

続いて、臀部から脇部までの長さ(L_{CE})が一定で、臀部の Y 方向の座標(Y_C)が座面の高さと同じなので、X 方向の座標が求められる(式 4-13)。膝の位置は円 4(中心：原点 A, 半径： L_{AB})と円 5(中心：点 C, 半径： L_{BC})の交点であるので、人体モデルの位置から点 E となる交点を選択する。

なお、足部(点 A)の座標は不変である。点 E, 点 F, 点 H 座標の計算方法は 4.3.2 節と同じである。

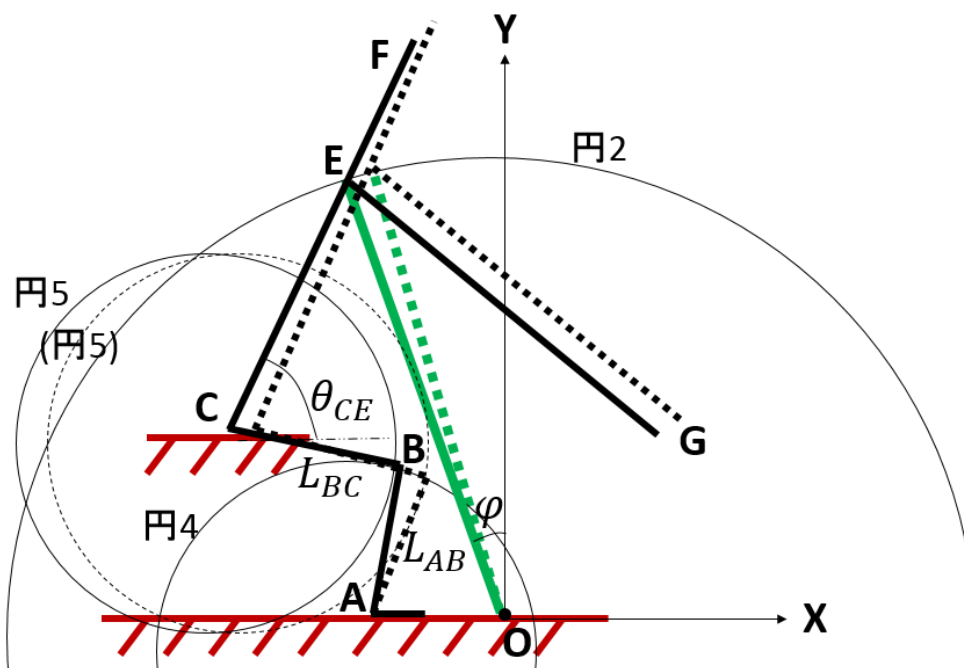


Fig.4-15 ステップ 2 の人体モデルの変化

スタート時から膝が膝部支持部に当たるまでの点 C の座標 (X_C, Y_C) は,

$$X_C = X_E + \sqrt{L_{CE}^2 - (Y_E - H_C)^2} \quad (4-11)$$

$$Y_C = H_C \quad (4-12)$$

これから点 B の座標 (X_B, Y_B) を求める.

$$\text{円 4 の方程式: } (x - X_A)^2 + (y - Y_A)^2 = L_{AB}^2 \quad (4-13)$$

$$\text{円 5 の方程式: } (x - X_C)^2 + (y - Y_C)^2 = L_{BC}^2 \quad (4-14)$$

点 B の座標は $(\frac{-h + \sqrt{h^2 - 4 \times g i}}{2 \times g}, e X_B + f)$ である.

なお, $e = \frac{X_A - X_C}{Y_C}$

$$f = \frac{X_C^2 - X_A^2 + Y_C^2 - L_{BC}^2 + L_{AB}^2}{2 \times Y_C}$$

$$g = 1 + e^2$$

$$h = 2 \times (e f - X_A)$$

$$i = X_A^2 + f^2 - L_{AB}^2$$

胴体が伸びてから、臀部が座面の上で滑りながら前に移動し始め、膝が膝部支持部に接触するまでの過程の人体リンクモデルの状態を Fig.4-16 に示す.

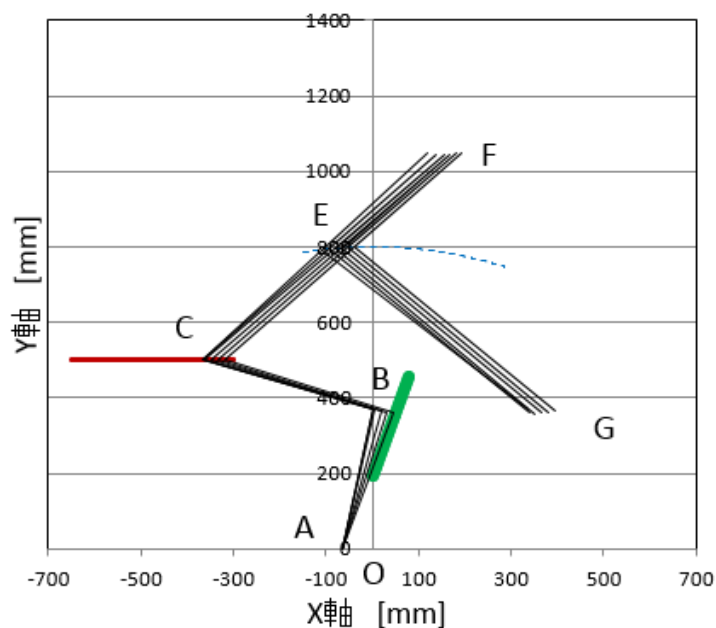


Fig.4-16 ステップ 2 の人体モデルの位置の変化

4.3.5 膝が膝部支持部に接触し，臀部が離座してから上体が持ち上がり始まる過程の計算

膝が膝部支持部に接触する瞬間に臀部が離座すると仮定する．つまり， Fig.4-17 に示す状態から，点 B が一定で，点 C が上がり始める．

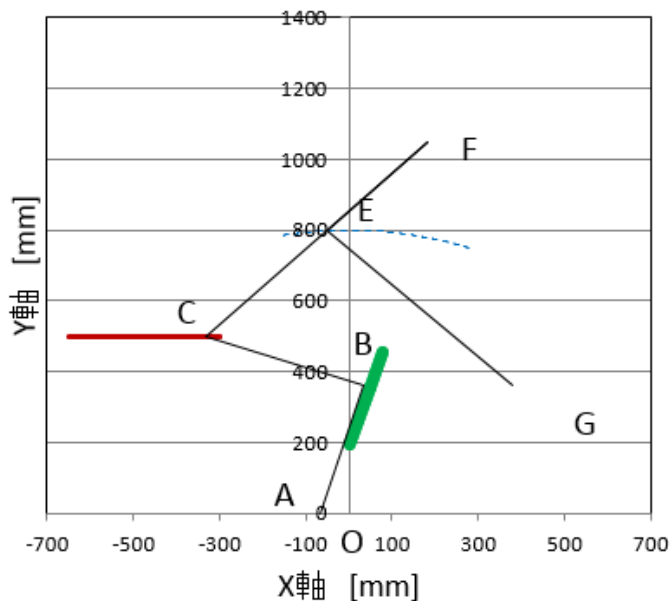


Fig.4-17 ステップ 3 の人体モデルの位置

4.3.6 上体が持ち上がり，支持支柱角度が最大値に達するまでの過程

支持支柱が回転して上体が持ち上がると，膝部から上の部分(点 C, 点 E, 点 F, 点 G)が同時に変わる．点 E は円 2(中心：原点 O, 半径： L_{OE})の円周上にあるので，座標を支持支柱の角度によって表わせる．

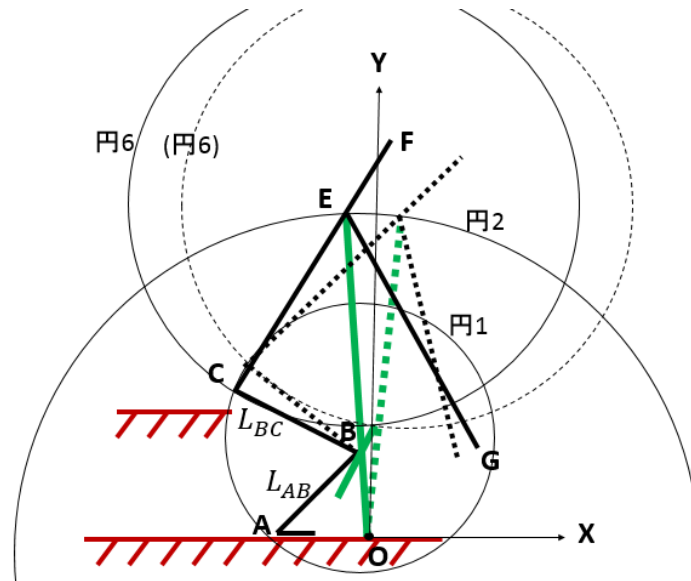


Fig.4-18 ステップ 3 の人体モデルの変化

Fig.4-18 に示すように，臀部の位置は円 1(中心：原点 B, 半径： L_{BC})と円 6(中心：点 E, 半径： L_{CE})の交点である．

点 C の座標(X_C, Y_C)は以下のように求める．

$$\text{円 1 の方程式：} (x - X_B)^2 + (y - Y_B)^2 = L_{BC}^2 \quad (4-15)$$

$$\text{円 6 の方程式：} (x - X_E)^2 + (y - Y_E)^2 = L_{CE}^2 \quad (4-16)$$

以上から点 C の座標は $(\frac{-n - \sqrt{n^2 - 4 \times m \times o}}{2 \times m}, \frac{l - j \times X_C}{k})$ である．

$$\text{なお, } j = 2 \times (X_E - X_B)^2$$

$$k = 2 \times (Y_E - Y_B)^2$$

$$l = L_{BC}^2 - L_{CE}^2 + (X_E^2 + Y_E^2) - (X_B^2 + Y_B^2)$$

$$m = 1 + \left(\frac{j}{k}\right)^2$$

$$n = -2 \times \left(X_B + \frac{j}{k} \times \left(\frac{l}{k} - Y_B\right)\right)$$

$$o = X_B^2 + \left(\frac{l}{k} - Y_B\right)^2 - L_{BC}^2$$

ステップ 4 での人体リンクモデルの変化を Fig.4-19 に示す。

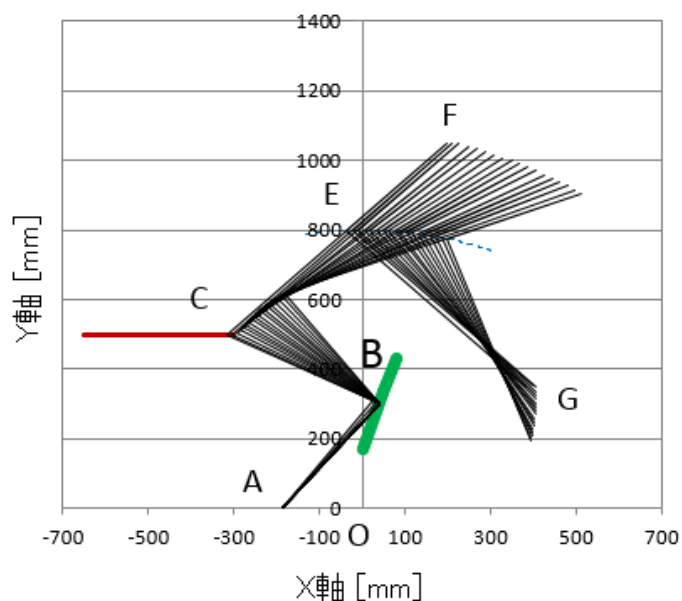


Fig.4-19 ステップ 4 の人体モデルの位置の変化

持上げ動作の全過程で、支持支柱角度により求められたステップ 1~4 での人体リンクモデルの軌跡を合わせて、さらに軌跡を見易くするために、ステップ 1 では支柱角度が 1° 毎、ステップ 2~4 では 3° 毎の人体リンクモデルの軌跡を抽出して作成したものを Fig.4-20 に示す。

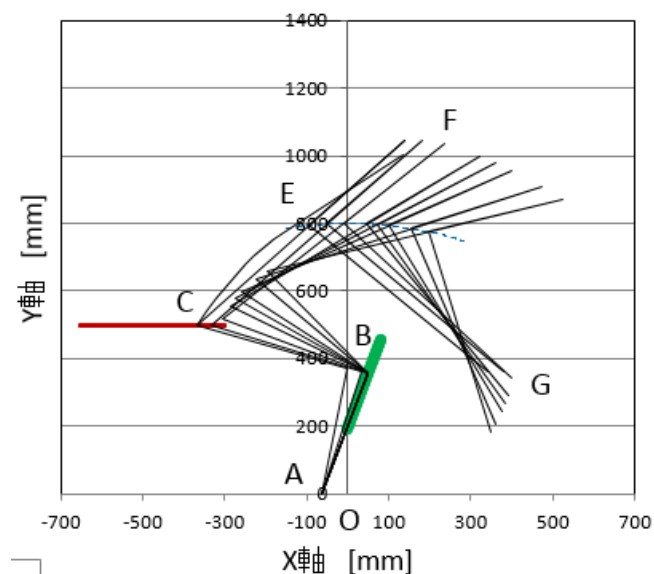


Fig.4-20 移乗機器を用いた抱上げ過程の人体モデルの位置

4.4 移乗過程における人体リンクモデルの各部に働く力の解析

4.3 では人体リンクモデルを作成し，支持支柱の任意角度に対応する人体リンクモデルの各部の位置を求めた．本節では，各部における静的な力，及びモーメントの釣合い条件により人体リンクモデルに働く力を求める⁽¹⁰³⁾⁽¹⁰⁴⁾．

4.4.1 抱上げ動作の力学モデル

実際の抱上げ動作に基づいた解析を行うために，移乗過程を以下の動作に分けて行った．

- 1：要介護者の胴体部が曲がっている状態から伸びる状態まで変化する過程．
- 2：臀部が座面上で前に滑る過程．
- 3：膝部支持部に膝があたり，臀部が離座する過程．
- 4：膝部支持部に膝があたってから，支柱が停止位置まで回転する過程．

Fig.4-21 に示すように，人体リンクモデルと移乗機器モデルに分けて分析する．まず，スタート時の状態を例として説明する．人体リンクモデルが受ける力は自身の重力のほか，床，座面，胸部支持部，脇部支持部からの抗力及び摩擦力がある．これらの力は全て未知数である．したがって，釣合いの条件（X，Y方向の合力，リンク部の回転モーメントが0である）を利用して3つの方程式を作り，未知数を求める．そこで，人体モデルを上半身と下半身に分けて解析する．臀部（点C）は内力と見なして処理する．

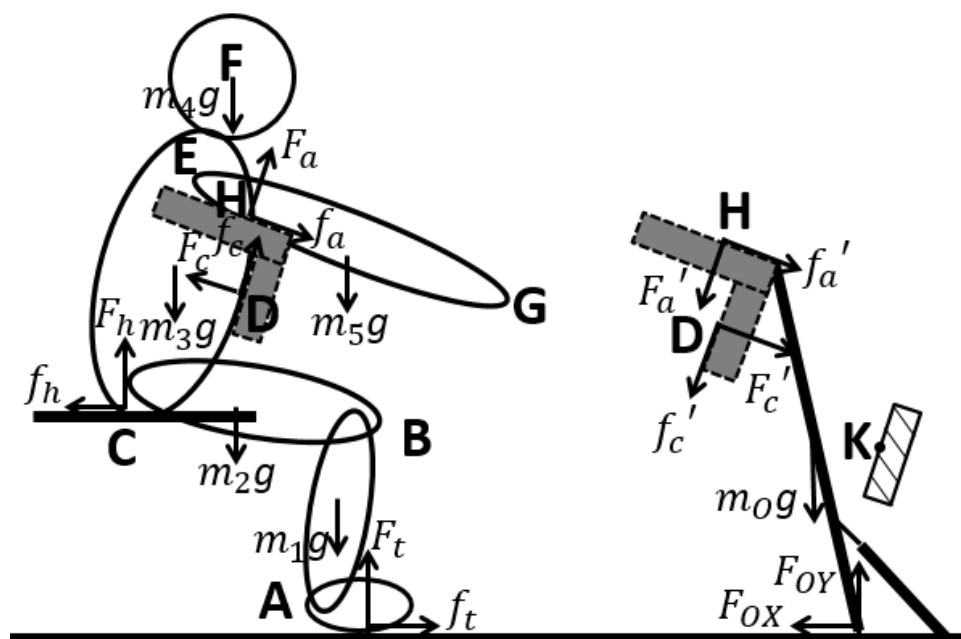


Fig.4-21 人体リンクモデル-移乗機器の力学モデル

人体リンクモデルを上半身と下半身に分けても、Fig.4-22 のようにそれぞれの未知数の個数が方程式の個数(釣合い条件より、3 個の方程式が作れる)より多いので、未知数がまだ求められない。そのため、さらに詳細に分けて解析する。

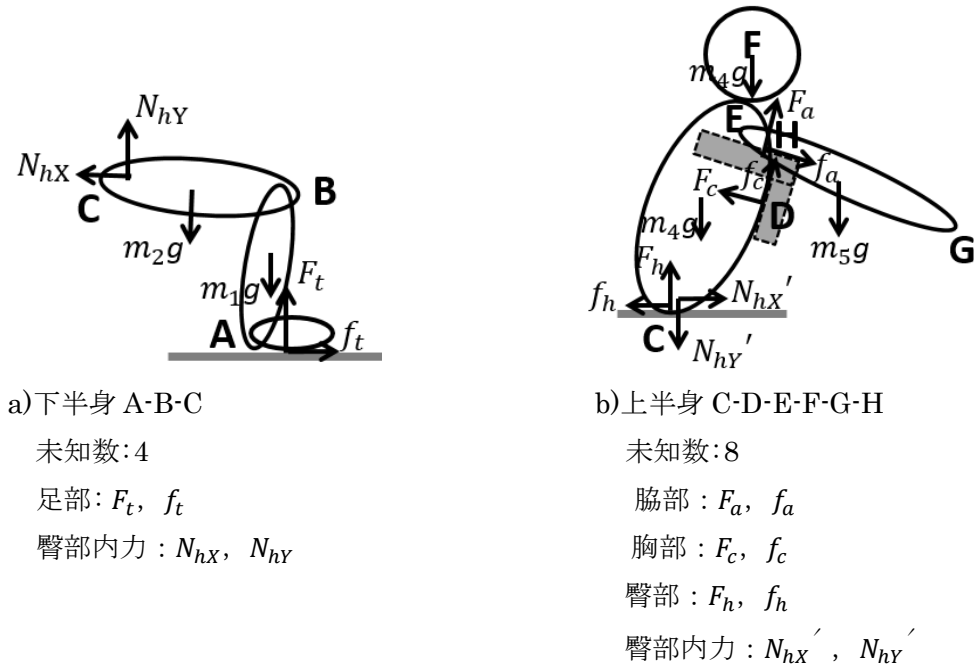


Fig.4-22 人体各部における力学モデル(上半身と下半身)

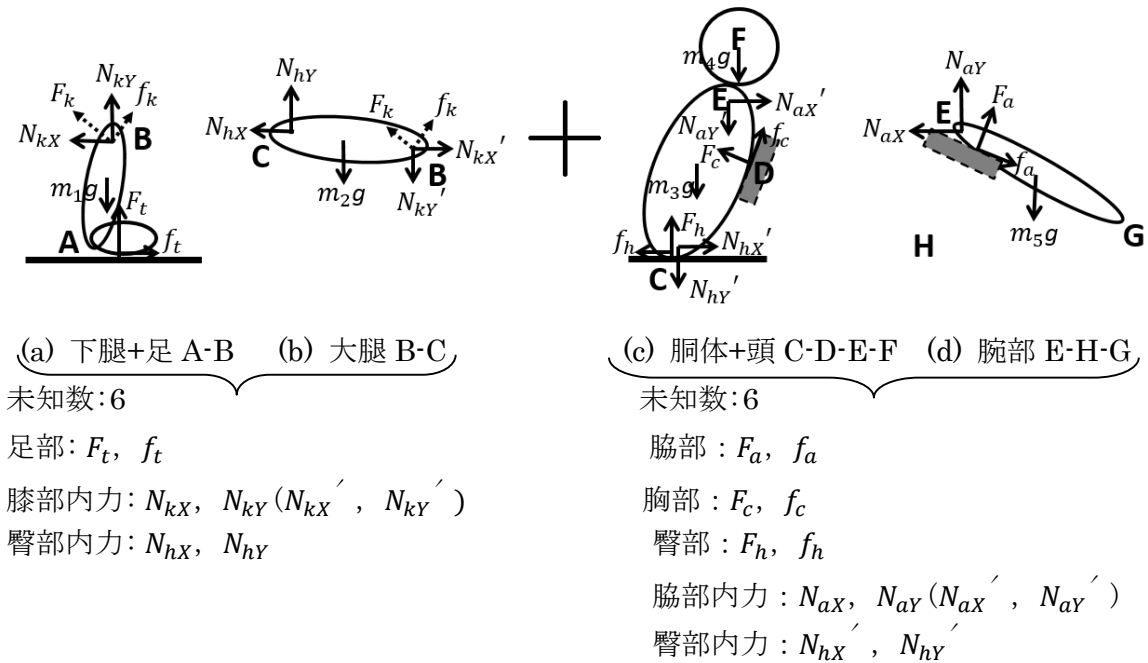


Fig.4-23 人体各部における力学モデル(4部分に分け)

Fig.4-23 に示すように，人体モデルを下腿+足 A-B (両脚)，大腿 B-C (両脚)，胴体+頭 C-D-E-F，腕部 E-H-G (両腕)の 4 部分に分けて，人体リンクモデルが受ける力を解析する．

まず，下腿+足 A-B と大腿 B-C (両脚)を合わせて，6 個の釣合い方程式を作成する．この 2 部分の未知数は足部の抗力(F_t)及び摩擦力(f_t)，膝部，臀部の X 方向と Y 方向の内力(N_{kX} , N_{kY} , N_{hX} , N_{hY})の 6 つである．未知数の数は方程式の数と同じであることから解析可能である．

胴体+頭 C-D-E-F と腕部 E-H-G (両腕)の 2 部分には 10 個の未知数があるが，その中の臀部内力(N_{hX}' , N_{hY}')は大きさが大腿の N_{hX} , N_{hY} と同じで，方向が逆なので，既知数と見なす．脇部，胸部，臀部の摩擦力が全過程で最大摩擦力になる場合があることを考慮し，摩擦力を抗力に摩擦係数を掛けたものとする．これらから，もともとの抗力，摩擦力の 2 個の未知数が抗力の 1 個の未知数になり，摩擦係数をパラメータとして設定できる．

各部位の摩擦力がどのステップで最大摩擦力になるかについては，実際の抱上げ動作を参考にし， F_a , f_a , F_c , f_c , F_h , f_h を以下のように設定する．

ステップ 1 : $f_a = \mu_a \times F_a$, $f_c = \mu_c \times F_c$, F_h , f_h

ステップ 2 : $f_h = \mu_h \times F_h$, $f_c = \mu_c \times F_c$, F_a , f_a

ステップ 3 : 臀部の皮膚の柔軟性を考慮して，ばねと見なす

F_h , f_h : ステップ 3 の最後の値 $\rightarrow 0$,

F_k , f_k : $0 \rightarrow$ ステップ 4 の最初の値,

ステップ 4 : $F_h = f_h = 0$, $f_k = \mu_k \times F_k$, $f_c = \mu_c \times F_c$, F_a , f_a

4.4.2 要介護者への負担の解析

介護者への負担は，抱上げ動作の人体リンクモデルの座標の解析と同様に，4 ステップに分けて解析を行う．

(i)ステップ 1: スタート時において，曲がっている要介護者の胴体がまっすぐに伸びる状態までの過程

まず，下腿+足 A-B(両脚)を解析して釣合いの式を作成する(Fig.4-24)．

下腿+足A-B

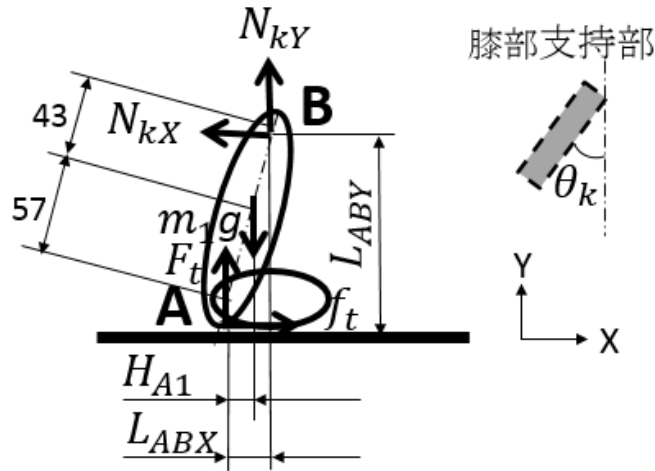


Fig.4-24 下腿+足の釣合いモデル

点 A の座標を (X_A, Y_A) ，点 B の座標を (X_B, Y_B) とした時，

$$H_{A1} = (X_B - X_A) \times 0.57 \quad (4-17)$$

(Fig.4-6 の a) より，下腿と足の重心位置を基準にして上下長さの比例が 43:57 である.)

$$L_{ABX} = X_B - X_A \quad (4-18)$$

$$L_{ABY} = Y_B - Y_A \quad (4-19)$$

点 A 回りのモーメント:

$$M_A = -m_1g \times H_{A1} + N_{kY} \times L_{ABX} + N_{kX} \times L_{ABY} \quad (4-20)$$

$$X \text{ 方向の合計の力: } F_X = f_t - N_{kX} \quad (4-21)$$

$$Y \text{ 方向の合計の力: } F_Y = F_t - m_1g + N_{kY} \quad (4-22)$$

とする.

下腿+足に働く力の釣合いと剛体上の点 A 回りのモーメントの釣合いの条件より，釣合い $F_X = 0$ ， $F_Y = 0$ ， $M_A = 0$ の 3 条件を満足し，式(4-20)~(4-22)を整理して行列式で表すと次のようになる.

$$\begin{bmatrix} M_A \\ F_X \\ F_Y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -H_{A1} & L_{ABY} & L_{ABX} \\ 0 & 1 & 0 & -1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_t \\ f_t \\ m_1g \\ N_{kX} \\ N_{kY} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4-23)$$

この場合，未知数は F_t ， f_t ， N_{kX} ， N_{kY} の 4 個である.

次に，大腿(両脚)を解析して釣合いの式を作成する(Fig.4-25).

太腿B-C

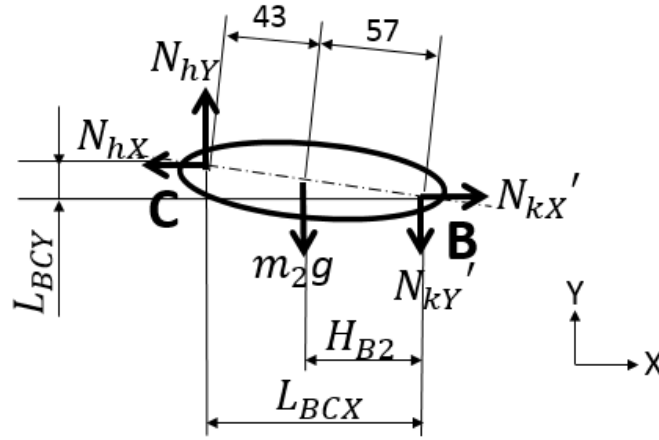


Fig.4-25 大腿の釣合いモデル

点 B の座標を (X_B, Y_B) , 点 C の座標を (X_C, Y_C) とした時,

$$H_{B2} = (X_C - X_B) \times 0.57 \quad (4-24)$$

$$L_{BCX} = X_C - X_B \quad (\text{「+」か「-」}) \quad (4-25)$$

$$L_{BCY} = Y_C - Y_B \quad (\text{「+」}) \quad (4-26)$$

点 B 回りのモーメント:

$$M_B = -m_2g \times H_{B2} + N_{hX} \times L_{BCY} + N_{hY} \times L_{BCX} \quad (4-27)$$

X 方向の合計の力:
$$F_X = N_{kXt}' - N_{hX} \quad (4-28)$$

Y 方向の合計の力:
$$F_Y = N_{hY} - m_2g + N_{kY}' \quad (4-29)$$

とする.

釣合い $F_X = 0$, $F_Y = 0$, $M_A = 0$ の 3 条件を満足し, 式(4-27)~(4-29)を整理して行列式で表すと次のようになる.

$$\begin{bmatrix} M_B \\ F_X \\ F_Y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -H_{B2} & L_{BCY} & L_{BCX} \\ 1 & 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & -1 & -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} N_{kX}' \\ N_{kY}' \\ m_2g \\ N_{hX} \\ N_{hY} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4-30)$$

その未知数は N_{kXt}' , N_{kY}' , N_{hX} , N_{hY} の 4 個であるが, N_{kXt}' と N_{kY}' の大きさが N_{kX} , N_{kY} と同じなので, 行列の式(4-23)と式(4-30)を連立して, F_t , f_t , N_{kX} , N_{kY} , N_{hX} , N_{hY} の 6 個の未知数を求めることができる.

下半身が受ける力を求めてから、上半身の受ける力の解析を行う。

腕部 E-H-G の釣り合いの式(4-35)を作成する。Fig.4-26 中の数値は、腕部の重心が両分節端から 40%と 60%の所にあることを示している。

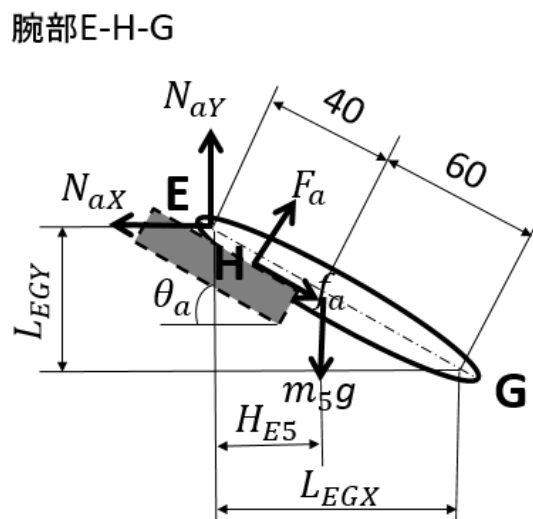


Fig.4-26 腕部の釣り合いモデル

点 E の座標を (X_E, Y_E) ，点 G の座標を (X_G, Y_G) とした時

$$H_{E5} = (X_G - X_E) \times 0.4 \quad (4-31)$$

点 E 回りのモーメント:

腕部が比較的細いので、肌の弾力を無視する。

$$M_E = -m_5g \times H_{E5} + F_a \times L_{EH} \quad (4-32)$$

X 方向の合計の力:

$$F_X = F_a \times \sin \theta_a + f_a \times \cos \theta_a - N_{ax} \quad (4-33)$$

Y 方向の合計の力:

$$F_Y = F_a \times \cos \theta_a - f_a \times \sin \theta_a - m_5g \quad (4-34)$$

点 E 回りのモーメントの釣合条件より、釣合の場合に $F_X = 0$, $F_Y = 0$, $M_E = 0$ の 3 条件を満足する。

即ち:

$$\begin{bmatrix} M_E \\ F_X \\ F_Y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_{EH} & 0 & 0 & 0 & -H_{E5} \\ \sin \theta_a & -\cos \theta_a & 1 & 0 & 0 \\ \cos \theta_a & \sin \theta_a & 0 & -1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_a \\ f_a \\ N_{ax} \\ N_{ay} \\ m_5g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4-35)$$

未知数は F_a , f_a , N_{ax} , N_{ay} の 4 個である。

最後に胴体+頭を解析する。

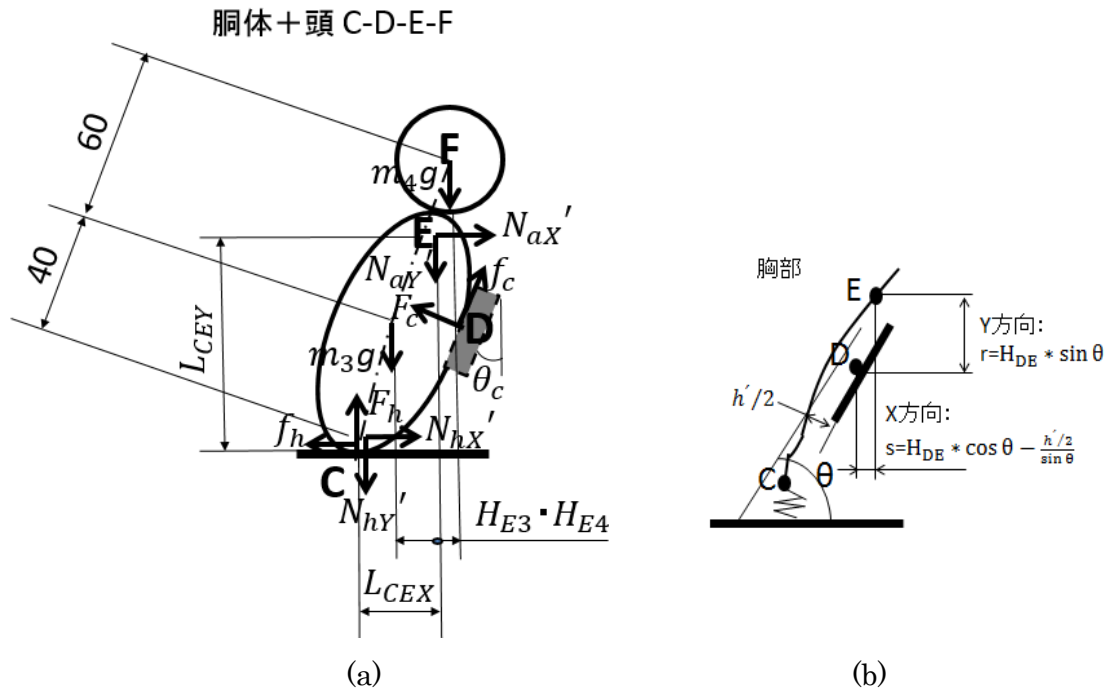


Fig.4-27 胴体の釣り合いモデル

胴体+頭 C-D-E-F:

$$\begin{bmatrix} M_E \\ F_X \\ F_Y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -\sin \theta_c \times r - \cos \theta_c \times s & \cos \theta_c \times r + \sin \theta_c \times s \\ 1 & 0 & -\sin \theta_c & \cos \theta_c \\ 0 & -1 & \cos \theta_c & \sin \theta_c \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} -L_{CEX} & -L_{CEY} & L_{CEY} & L_{CEX} & -H_{E3} & -H_{E4} \\ 0 & -1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} N_{aX}' \\ N_{aY}' \\ F_c \\ f_c \\ F_h \\ f_h \\ N_{hX}' \\ N_{hY}' \\ m_3g \\ m_4g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4-36)$$

式(2-62)では F_c , f_c , N_{aX}' , N_{aY}' , F_h , f_h , N_{hX}' , N_{hY}' の8個の未知数がある. N_{hX}' , N_{hY}' の大きさは下半身を解析した N_{hX} , N_{hY} と同じである. ステップ1の過程で, 要介護者の脇部と胸部はしっかりと脇部支持部と胸部支持部に接触するので, 摩擦力は最大摩擦力になる. また, 臀部はスタート時から徐々に胴体がまっすぐに伸びて最大摩擦力に達する

ので、抗力(F_h)及び摩擦力(f_h)を別々計算する。したがって、脇部、胸部、臀部が受ける力 F_a , f_a , F_c , f_c , F_h , f_h の内, $f_a = F_a \times \mu_a$, $f_c = F_c \times \mu_c$ で換算して, μ_a と μ_c をパラメータとして設定することで, 未知数が6個から4個になる。

以上より, 行列式(4-35)と式(4-36)を連立して, F_a , N_{ax} , N_{ay} , F_c , F_h , f_h の6個の未知数を求めることができる。

(ii)ステップ 2：胴体が伸びてから、臀部が前に滑り、膝が膝部支持部に当たるまでの過程

ステップ2では, 人体リンクモデルが受ける力の解析方法がステップ1と同じである。

人体リンクモデルの位置及び各部位が受ける力は支持支柱角度の増大とともに変化する。4.3.4節で求めた人体リンクモデルの座標の結果によると, ステップ2の過程では, 人体モデルの胴体がまっすぐに伸びてから, その状態を維持したまま膝が膝部支持部に当たるまで臀部が前方に滑って移動する。

そのため, 脇部, 胸部, 臀部に働く力を解析する時にはステップ1と異なり, 臀部が受ける摩擦力(f_h)を抗力 \times 最大静摩擦係数($f_h = F_h \cdot \mu_h$)で計算する。同時に, F_a , f_a , F_c , f_c , F_h , f_h の中で4個の未知数しか求めないため, 胸部が受ける摩擦力(f_c)も最大摩擦力とみなして, $f_c = F_c \cdot \mu_c$ で計算する。

そうすれば, F_a , f_a , F_c , F_h の4個の未知数になり, 釣合い条件により人体モデルに働く力が求められる。

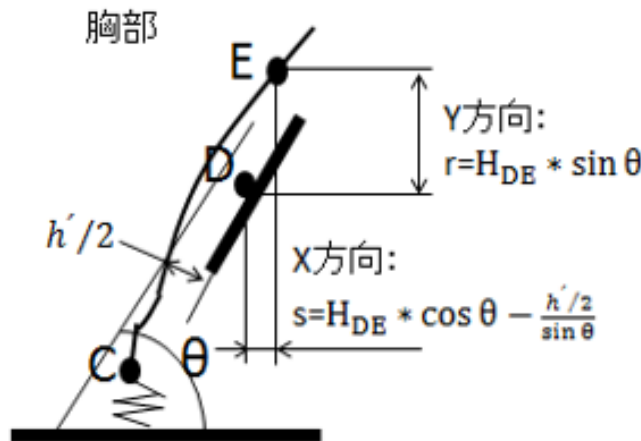


Fig.4-28 人体モデルの臀部-座面のモデル

(iii) ステップ 3：膝が膝部支持部に当たると同時に，臀部が離座してから上体が持ち上がるまでの過程

ステップ 3は一瞬の事象ではなく，多少の時間経過が生じる．その理由として，臀部と敷布団，シートクッションに柔軟性があるため，膝が膝部支持部に当たって後に支柱が移動しても直ちに臀部は離座しないためである．

本研究では，人体モデル-座面間をばねとみなし，転子点(点 C)を線形ばねにより剛体座面と接続し，質量は考慮しなかった(Fig.4-28)⁽¹⁰⁵⁾．ここで，ばねの圧縮長さを 50mm と仮定する．

下腿+足(両脚)，大腿(両脚)を解析して釣合いの式を立てる(Fig.4-29 を参照)．

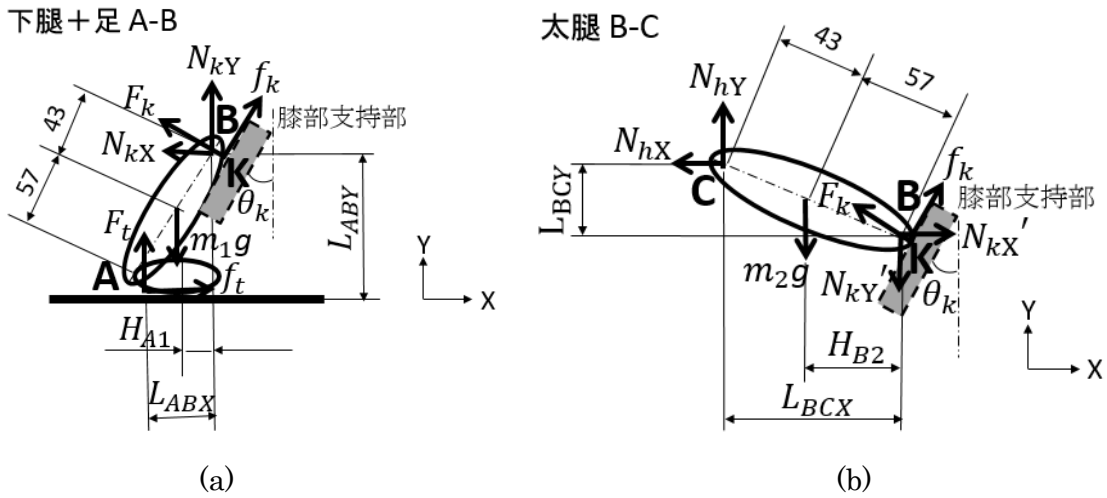


Fig.4-29 下腿+足，大腿の釣合いモデル(膝が膝部支持部に接触後)

下腿+足 A-B:

点 A 回りのモーメント:

$$M_A = -m_1g \times H_{A1} + N_{kY} \times L_{ABX} + N_{kX} \times L_{ABY} + F_k \times L_{Ak} \times \cos(\theta_{Ak} - \theta_k) + f_k \times L_{Ak} \times \sin(\theta_{Ak} - \theta_k) \quad (4-37)$$

$$X \text{ 方向の合計の力: } F_X = f_t - N_{kX} + f_k \times \sin \theta_k - F_k \times \cos \theta_k \quad (4-38)$$

$$Y \text{ 方向の合計の力: } F_Y = F_t - m_1g + N_{kY} + f_k \times \cos \theta_k + F_k \times \sin \theta_k \quad (4-39)$$

とする．

$$\begin{bmatrix} M_A \\ F_X \\ F_Y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -H_{A1} & L_{ABY} & L_{ABX} & L_{Ak} \times \cos(\theta_{Ak} - \theta_k) & L_{Ak} \times \sin(\theta_{Ak} - \theta_k) \\ 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & -\cos \theta_k & \sin \theta_k \\ 1 & 0 & -1 & 0 & 1 & \sin \theta_k & \cos \theta_k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_t \\ f_t \\ m_1g \\ N_{kX} \\ N_{kY} \\ F_k \\ f_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4-40)$$

大腿 B-C :

$$\begin{bmatrix} M_B \\ F_X \\ F_Y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -H_{B2} & L_{BCY} & L_{BCX} & 0 \\ 1 & 0 & 0 & -1 & 0 & -\cos \theta_k \\ 0 & -1 & -1 & 0 & 1 & \sin \theta_k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ \sin \theta_k \\ \cos \theta_k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} N_{kX} \\ N_{kY} \\ m_2 g \\ N_{hX} \\ N_{hY} \\ F_k \\ f_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4-41)$$

(iv) ステップ 4 : 膝が膝部支持部に接触したまま支柱角度が最大値に達するまでの過程

ステップ 4 の過程では, 人体リンクモデルの臀部が座面から完全に離れたため, 臀部が受ける抗力と摩擦力(F_h, f_h)が0になる. 膝がステップ 3 より十分に膝部支持部に接触しているので, 膝部が受ける抗力と摩擦力(F_k, f_k)の解析方法は(iii)と同じである. 胸部が受ける摩擦力(f_c)を最大摩擦力とみなして, $f_c = F_c \cdot \mu_c$ で計算する.

以上より, F_a, f_a, F_c, F_k の4個の未知数になり, 釣合い条件より人体モデルに働く力を求められるようになる. 解析方法は(i)と同じである.

ステップ 4 の最後には引っ張力(F_p)が0になり, その時の支持支柱の角度(φ)は最大値となる. そのため, φ が最大値に達すると, 引っ張力がなくても人体モデルは元に戻ることはない.

4.4.3 介護者への負担の解析

移乗機器の脇部支持部と胸部支持部は支持支柱と一体なので, 支柱の任意角度に対応する引っ張力 F_p が釣合い条件より求められる. Fig.4-30 に示すように, スタート時の状態は, 引っ張力が無く, 人体モデルの上半身と支柱の間で釣合いを取っている. 移乗過程のステップ 1 とステップ 2 で, 要介護者の上半身は常に抱上げ姿勢を保持するので, 移乗支援機器の脇部支持部, 胸部支持部, 座面のそれぞれの抗力及び摩擦力により, 釣合いを取る. ステップ 3 とステップ 4 では, 膝部が膝部支持部に当たり, 臀部が座面から離れるので, 脇部, 胸部, 膝部で釣合いを取ることになる. ここで F_p 一つの未知数しかないので, 点 O(支柱支点)回りモーメント M_o の解析式で求める.

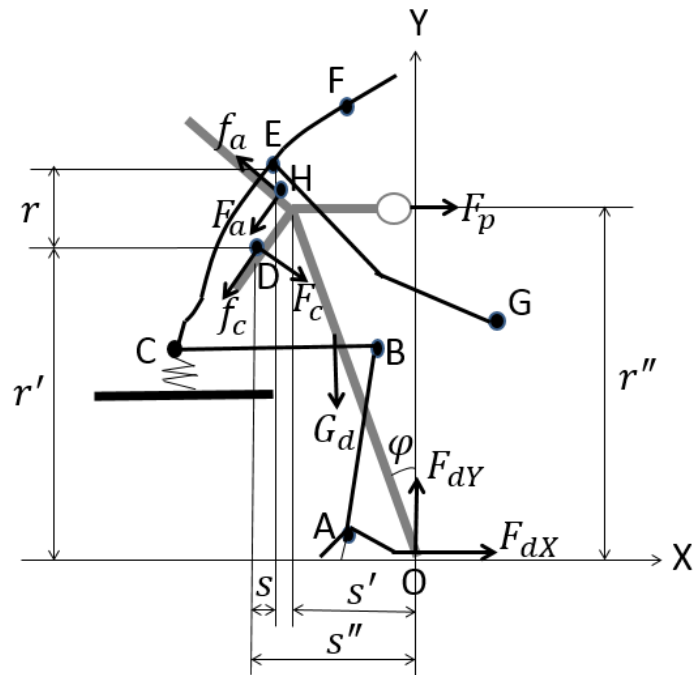


Fig.4-30 移乗機器モデル

$$\begin{aligned}
 M_O &= -F_P \times r'' \\
 &+ G_d \times H_{dO} \\
 &+ F_a' \times (\sin(\theta_a - \varphi) \times r' + \cos(\theta_a - \varphi) \times s') \\
 &+ f_a' \times (\sin(\theta_a - \varphi) \times r' + \cos(\theta_a - \varphi) \times s') \\
 &+ F_a' \times (\sin(\theta_a - \varphi) \times r' + \cos(\theta_a - \varphi) \times s') \\
 &+ F_a' \times (\sin(\theta_a - \varphi) \times r' + \cos(\theta_a - \varphi) \times s') \tag{4-42}
 \end{aligned}$$

式(4-44)より、 M_O がゼロの場合の F_P が求められた。

4.4.4 解析結果

解析において移乗過程を4動作に分けて行った。各パラメータをTable4-3のように設定して、結果をFig.4-31に示す。

- 要介護者の上体が曲がっている状態からまっすぐに伸びる状態まで変化する過程。
- 胴体が最大限に伸びる状態→臀部が移動する状態。
- 膝が膝部支持部に当たり、臀部が離座してから上体が持ち上がり始まる。
- 上体が持ち上がり、支持支柱角度が最大値に達するまでの過程。

初めに、人体リンクモデルは椅子上に座り、上体は移乗機器に抱上げられた姿勢とし、上半身の体重は脇部支持部、胸部支持部にかかっている状態とする。人体リンクモデルの寸法と Table4-3 のデータを利用して、支柱の先端が脇部に当たる場合の角度を計算した結果は -13.8° であることがわかった。

Fig.4-31 のシミュレーション結果より、体重の 12 %に相当する引っ張力を加えると、支柱は回り始まる。その時の F_h 、 F_t 、 F_c 、 F_a が体重に対する割合は 30.3%、23.5%、11.9%、33.2%となった(図中左端)。支持支柱角度の増加に伴い、人体リンクモデルの胴体が徐々にまっすぐに伸び(図中 1, 2 区間)、膝が膝部支持部に当たり、臀部が離座し始まる。この瞬間に F_p と F_a が急激に上昇し、同時に F_k が生じ、 F_c の上昇傾向が大きくなることがわかった(図中 3 区間)。またこの区間の F_a と F_c の最大値はそれぞれ体重の 59.67%と 36.67%となっており、脇部と胸部への負担が大きくなると考えられる。支持支柱角度が増加し(図中 4 区間)、支持支柱の最大角度で止まる(図中右端)。ここで、最大角度は F_p がゼロになった時の支柱角度(17.2°) である。 F_c は支柱が最大角度の場合に最大値になった。

全過程で、 F_a 、 F_c 、 F_k の最大値が人体モデルに対する割合が比較的大きいので、移乗機器に関するパラメータを変えてシミュレーションを行い、 F_a 、 F_c 、 F_k の最大値がどのように変化するかを解析することが必要だと考えられる。

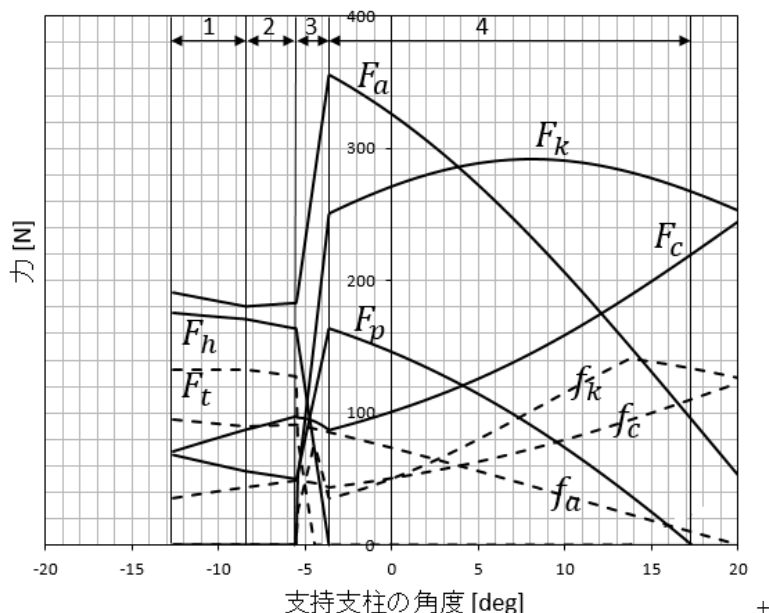


Fig.4-31 移乗シミュレーション結果

移乗機器を用いた過程で、人体リンクモデルの脇部、胸部、臀部、膝部、足部に働く力が体重に対する割合を明らかにするために、各部位の抗力及び摩擦力の Y 方向成分を合わせ、体重に対する割合に換算し、臀部、足部、膝部、胸部、脇部の順で累加した結果を Fig.4-32(a)に示す。Fig.4-32(b)は支持支柱角度とその時の引っ張力(F_p)の体重に対す

る割合との関係を表すものである。

Fig.4-32(a)に示すように、膝部が膝部支持部に接触する前では、臀部はまだ座面上にあるので、下半身は主に臀部と足部、上半身は脇部、胸部で支持する。膝部が膝部支持部に接触した後、脇部、胸部、膝部で体重を支え、その後、脇部に働く抗力と摩擦力のY方向成分の力が徐々に減少し、胸部と膝部の力が、徐々に増加することが分かった。

Fig.4-32(b)に示すように、引っ張力の体重に対する割合(F_p/mg)の最大値が28%であり、ステップ3の最後に最大値に達し、ステップ4の過程では、徐々に0まで減少することが分かった。

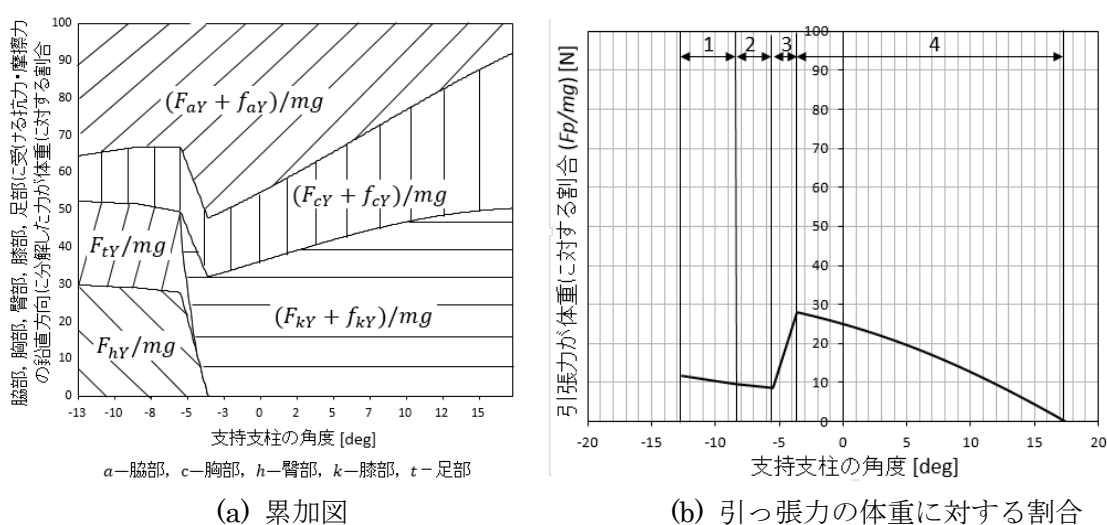


Fig.4-32 移乗過程の各力が体重に対する割合

しかし、実験中の摩擦力が測れないため、力学解析モデルを実験条件に応じて以下のように簡易にし、シミュレーションを行う。

4.5 パラメータの整理

第5章では、実際の移乗介護の状況を考慮し、移乗機器の可調節パラメータの値を変えて行ったシミュレーション結果から、抱上げ動作過程での人体リンクモデルの位置と介護者・要介護者への負担の変化を評価する。したがって、本節においてシミュレーションを行う時に使う変数を人体リンクモデルに関するパラメータと移乗機器に関するパラメータに分けて整理する。

4.5.1 人体リンクモデルに関するパラメータの整理

人体リンクモデルの位置及び各部位が受ける抗力と摩擦力を求める際に、人体モデルの寸法 (m , L_{AB} , L_{BC} , L_{CE} , L_{CF} , L_{EG} , h' , 胴体変化量) に関する8個のパラメータの

ほかに、スタート時の人体モデルの位置と姿勢に関わるパラメータを設定することが必要である。膝部の水平方向と下腿部の水平方向に対する角度の初期値が解析結果に影響することから、Table4-5 に示すように第 2, 3 章の実験条件を考慮し、初期値を設定する。

これにより人体モデルに関するパラメータは合計 10 個となる。

Table4-5 人体モデルに関するパラメータ

番号	記号	項目	初期値
1	X_B	点 B の X 方向座標	0mm
2	θ_t	下腿が水平 (X 軸正方向) に対する角度	30°
本研究で、腕が X 軸方向に対する角度が θ_a と同じである。			

4.5.2 移乗機器に関するパラメータの整理

移乗機器の各部の寸法により、要介護者の姿勢と各部位に受ける抗力、摩擦力が異なる。したがって、座面の高さ(H_C)をはじめとする人体モデルの姿勢に影響する移乗機器のパラメータとその初期値を Table4-6 に示す。

移乗機器に関するパラメータは合計 14 個である。

Table4-6 移乗機器に関するパラメータ

番号	記号	項目	初期値
1	H_C	可動台座から座面までの距離	500mm
2	m_o	支柱質量	15kg
3	L_{OE}	支持支柱の長さ	800mm
4	Y_k	膝部支持部中心の Y 座標	350mm
5	X_k	膝部支持部中心の X 座標	0mm
6	θ_a	支柱が床に対して垂直の場合に、脇部支持部板が水平に対する取付角度	44°
7	θ_c	支柱が床に対して垂直の場合に、胸部支持部板が水平に対する取付角度	44°
8	θ_k	支柱が床に対して垂直の場合に、膝部支持部板が鉛直に対する取付角度	60°
9	L_{DE}	肩峰点から胸部支持部中心までの距離	80mm
10	L_{EH}	肩峰点から脇部支持部中心までの距離	100mm
11	μ_a	脇部支持部の摩擦係数	0.5

12	μ_c	胸部支持部の摩擦係数	0.5
13	μ_h	臀部支持部の摩擦係数	0.5
14	μ_k	膝部支持部の摩擦係数	0.5

4.6 移乗機器可調節部位のパラメータの設定範囲

シミュレーションモデルで考慮すべきパラメータとして、人体リンクモデルに関するパラメータが 10 個、移乗支援機器モデルに関するパラメータが 14 個で合計 24 個である。しかし、要介護者の体格を考慮して移乗機器の各支持部の位置及び角度を調節することを目的としているため、この可調節部分に関するパラメータをシミュレーションの対象とし、パラメータの設定範囲を決定する。

即ち、抱上げ動作が始まる前にシミュレーションをすることで、要介護者がどのくらいの高さの所に座るのか、移乗機器を要介護者にどの程度近づけられるのか、要介護者の体格に応じて可調節部位がどの範囲で設置されるのかなどを明確にすることが可能となる。主に、座面から支持支柱支点までの高さ(H_C)、支持支柱の支点を原点とした時の、要介護者の膝蓋骨中央の X 座標(X_B)、支持支柱の長さ(L_{OE})、膝部支持部の中心位置の X 座標(X_k)、膝部支持部の角度(θ_k)、胸部支持部の角度(θ_c)の設定範囲を求める。

1. 座面から支持支柱の支点までの高さ(H_C)

一般的に市販の車いすやベッドの高さが 400mm から 450mm 程度であるが、使用時に車いす座面にクッション材を置く場合が多いので若干高い。また実験では乗車時に高さ 50mm の床材を置くので、その分を引き、 H_C は 450~550mm とする^{(106)~(108)}。

2. 移乗開始時の膝部 (点 B) の X 座標(X_B)

支持支柱の支点を原点とした時のスタート時の膝部 (点 B) X 方向の座標 (X_B) は、人体モデルと支持支柱支点との初期位置に依存するので、移乗機器の寸法と人体モデルの初期姿勢から X_B の設定範囲を算出する。

Fig.4-33 の点 C の位置は円 6 (中心 : 点 E, 半径 : L_{CE}) と直線 $y = H_C$ の交点である。

点 E の座標 : ($L_{OE} \sin \varphi, L_{OE} \cos \varphi$)

$$\text{円 6 方程式 : } (x - X_E)^2 + (y - Y_E)^2 = L_{CE}^2 \quad (4-43)$$

$$\text{直線方程式 : } y = H_C \quad (4-44)$$

から、

$$\text{点 B の X 方向座標 : } X_B = X_C + \sqrt{L_{BC}^2 - (H_C - L_{AB} \sin \theta_t)^2} \quad (4-45)$$

ここで、 X_C は式(4-43)、式(4-44)を連立して求め、他の変数には Table4-6 の初期値を入れる。 X_C が最小値と最大値を取る時に、 X_B もそれぞれ最小限界と最大限界にな

る。

ここで、人体リンクモデルの胴体が曲がっている状態の時の直線 CE が水平に対する角度 (θ_{CE}) の範囲を $45 \sim 90^\circ$ に設定する。実験条件において、支持支柱の角度 (φ) の回転範囲は $-13 \sim 27^\circ$ に設置するので、膝蓋骨中央(点 B)の水平位置 (X_B) が支持支柱の支点に対して一番小さい場合は、 $\varphi = -13^\circ$, $\theta_{CE} = 45^\circ$ の時であり、一番大きい場合は、 $\varphi = 0^\circ$ でその時に支持支柱の支点を人体リンクモデルの点 C(人体殿溝部位)まで近づけるので、胴体が少し曲がっている。したがって、 $\theta_{CE} = 80^\circ$ に設定する。

以上のパラメータを代入して X_B を計算すると、

X_B 最小限界：-598.50mm

X_B 最大限界：332.23mm

そのため、 X_B の設定範囲は $-598.50 \sim 332.23$ mm である。

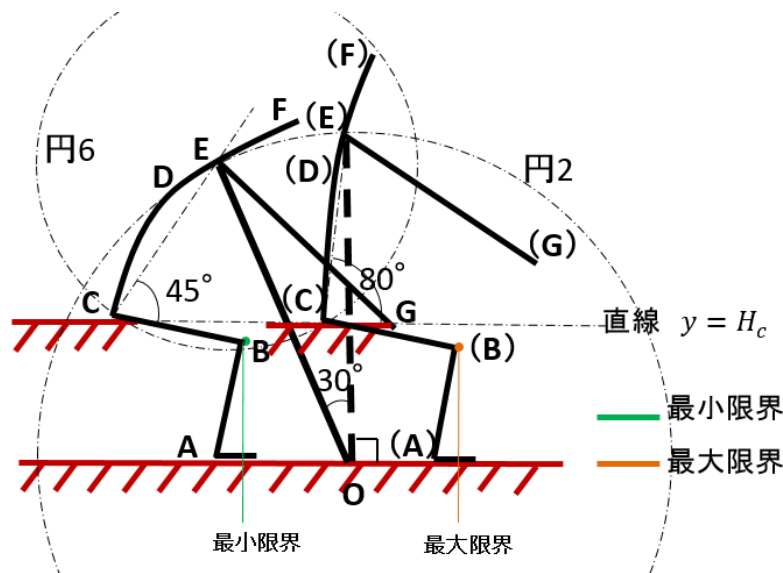


Fig.4-33 膝部支持部位置の設定範囲

3. 支持支柱の長さ (L_{OE})

支持支柱の長さ (L_{OE}) は、短すぎると胸部支持部が大腿に接触し、人体リンクモデルの構造の制約により胸部が胸部支持部に接触するまで曲げることができない。したがって、これらの制約から L_{OE} の最小値を設定する。また、胸部と胸部支持部が接触しなければならないので、人体リンクモデルの胴体が座面に対して垂直の時の支持支柱の支点から脇部までの距離が L_{OE} の最大限界となる。

支柱長さを $L_{OE} = \sqrt{X_E^2 + Y_E^2}$ で計算すると、 (4-46)

最小限界：766.80mm

最大限界：1073.64mm

そのため、 L_{OE} の設定範囲は $766.80 \sim 1073.64$ mm である。

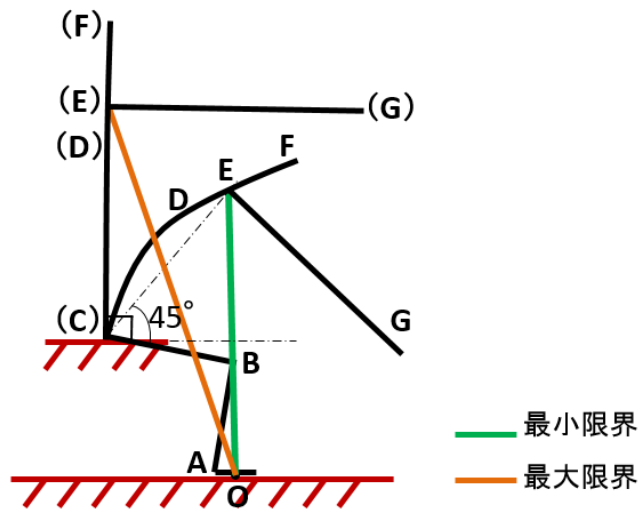


Fig.4-34 支持支柱長さの設定範囲

4. 膝部支持部の中心位置の X 座標 (X_k)

膝部支持部の X_k の最小値は、人体リンクモデルの初期姿勢で膝が膝部支持部の中心部に接触する状態である。また、初期姿勢から移乗の際に臀部が座面の前縁まで移動してから初めて膝が膝部支持部の中心に接触する場合、その膝部支持部の設置場所を最大値とする。

最小限界：スタート時に接触する場合は $X_k = 0$ となる。

最大限界：臀部が前に移動して、離座する場合、臀部が移動する距離は 200mm となる。

そのため、 X_k の設定範囲は 0~200mm である。

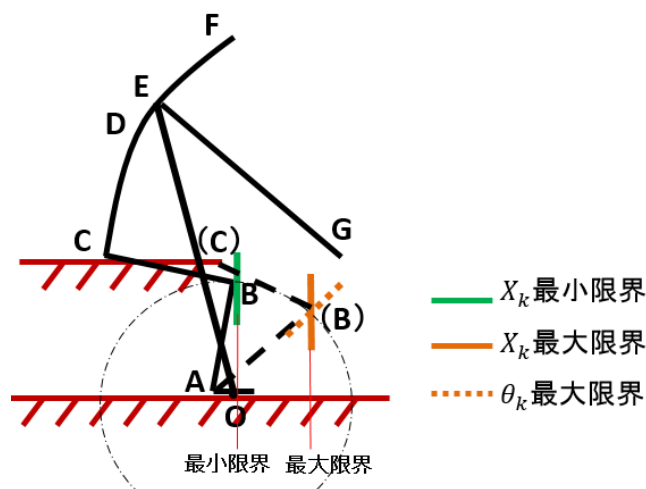


Fig.4-35 膝部支持部角度の設定範囲

5. 膝部支持部角度 (θ_k)

膝部支持部が水平面に対して垂直の場合を $\theta_k=0^\circ$ とし、支持支柱が最大角度の場合に下腿 AB が鉛直方向となす角度を θ_k の調節範囲の最大限界とする⁽¹⁰⁹⁾⁽¹¹⁰⁾.

実際に移乗実験をする被験者で計測をした結果が Table2-1 であり、それより θ_k の設定範囲は $0\sim 50^\circ$ である.

6. 胸部支持部角度 (θ_c)

実際の人間の胴体が曲がる程度を Table4-6 から考慮し、胴体伸長量を 50mm, 曲がる最大角度を 45° とする.

最小限界：胴体が鉛直の場合に、胸部が胸部支持部に当たる際の胸部支持部角度 (θ_c) を最小限界にする.

最大限界：Fig.4-36 で、直線 CE が水平に対する角度 (θ_{CE}) が 45° の場合、人体モデルの胴体が最大限まで曲がった時に、胸部が胸部支持部に接触する θ_c を最大限界とする.

実際に各被験者で計測した結果から、 $30.38\sim 70^\circ$ とする.

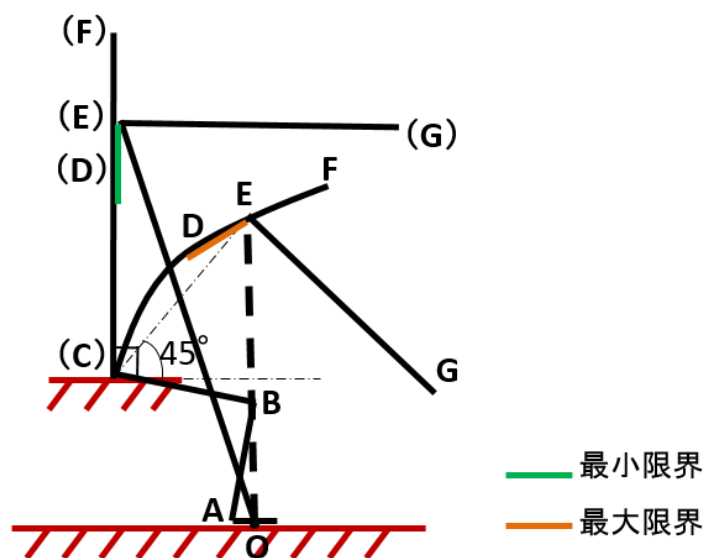


Fig.4-36 胸部支持部角度の設定範囲

実際の移乗実験時の条件および被験者の寸法と同様のモデルを作成し、実験結果との比較を行った。Table4-6 はシミュレーション時にパラメータを変更した場合の対応表である.

第 5 章

移乗機器シミュレーションと実験との比較・検証

5.1 はじめに.....	134
5.2 移乗機器の可調整部位の影響に関するシミュレーションおよび実験結果との比較	135
5.2.1 シミュレーション結果	135
5.2.2 シミュレーション結果と実験結果の比較.....	136
5.3 臀部の離座状態を考慮したシミュレーション解析(支持支柱長さによる影響)..	140
5.3.1 人体リンクモデルの座標計算.....	140
5.3.2 摩擦力を考慮した力学モデルによるシミュレーション	142
5.3.3 脇部および胸部の摩擦力についての考察.....	146
5.4 実験 1 の結果との比較 (膝部支持部の角度による影響)	152
5.5 実験 2 の結果との比較 (膝部支持部の水平位置による影響)	155
5.6 実験 3 の結果との比較 (胸部支持部の角度による影響)	158

5.1 はじめに

第4章では移乗機器と要介護者のシミュレーションモデルの作成を行い、さらに男性高齢者の平均寸法を用いて移乗時の人体リンクモデルの各部位の軌跡、及び作用する力が支持支柱角度でどのように変化するかについてシミュレーションを行った。第3章の人による実験を行った結果では、被験者及び実験条件によって抱上げ過程での挙動や胴体部の曲がる程度、離座時刻に差異が生じたため、より正確にシミュレーションする為に、臀部の受ける抗力に実験値を利用して行う。

本章では、移乗機器の可調節部位に関する4個のパラメータ(支持支柱の長さ、胸部支持部の角度、膝部支持部の中心点のX座標、膝部支持部の角度)を変えて、人体リンクモデルの各部位に働く抗力がどのように変化するかを求める。

また、シミュレーションの結果を実験値と比較して相互関係を解析することで、体格が異なる要介護者が移乗機器を利用する時に、可調節部位をどのように設定すれば体の各部位に働く力を推測することが可能になると考える。

5.2 移乗機器の可調整部位の影響に関するシミュレーションおよび実

験結果との比較

第4章では、高齢者の男性の平均値を利用してシミュレーションを行った。本節では、実験結果と比較するために、被験者の寸法を用いて人体リンクモデルの各部位の長さ(下肢+足: AB, 大腿: BC, 胴体部+頭部: CEF, 腕部: EG)及び体重を設定し、胴体部の伸縮量を50mmにしてシミュレーションする。

ここで、被験者Aの場合の支持支柱長さ(L_{OE})による人体リンクモデルの位置、及び脇部、胸部、臀部、膝部の受ける抗力のシミュレーション結果を実験結果と比較する。支持支柱長さを基準値-30mm, 基準値, 基準値+30mmに変更し、その他のパラメータは固定値とする。

5.2.1 シミュレーション結果

1) 支持支柱長さによる人体リンクモデルの位置への影響

被験者Aの支持支柱長さ(L_{OE})の基準値が800mmであるため、770, 800, 830mmでシミュレーションした。初期状態では、 L_{OE} が長くなるほど支持支柱が被験者側への傾きが大きくなり、被験者の胴体部に対する水平方向の傾きも大きくなる。 L_{OE} が770, 800, 830mmの順で、初期状態の支柱角度(φ)が -7.57° , -9.05° , -10.69° である。

支持支柱の回転とともに、胴体部が曲がった状態から徐々に50mmほど伸びて臀部が椅子の座面から離れ始める。人体リンクモデルの胴体部が伸びきった位置のシミュレーション結果をFig.5-1に示す。

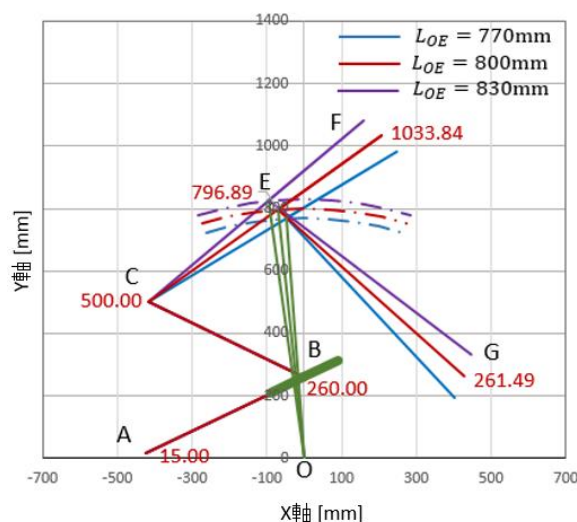


Fig.5-1 支持支柱長さによる人体リンクモデルの位置

離座する時の上半身の水平方向に対する傾きは L_{OE} が長くなるほど大きくなる。また、初期状態時にすでに膝部が膝部支持部に接触しているため、 L_{OE} による下半身の位置への影響はない。

2) 支持支柱長さによる人体リンクモデルの各部に受ける力への影響

Fig.5-2 は支持支柱長さ(L_{OE})により、人体リンクモデルの脇部、胸部、臀部、膝部の受ける抗力がどのように変化するかをシミュレーションした結果である。

Fig.5-2 に示すように L_{OE} が長くなるほど F_a と F_k が全体的に低くなり、 F_c が逆に高くなることが分かった。

そのため、脇部に働く力 (F_a)を減少させるためには L_{OE} を長くし、胸部に働く力(F_c)を減少させるためには L_{OE} を短くした方がよいと考えられる。ただし、脇部と胸部の負担を考慮すると、 L_{OE} の調節可能範囲を制限する必要があると考える。

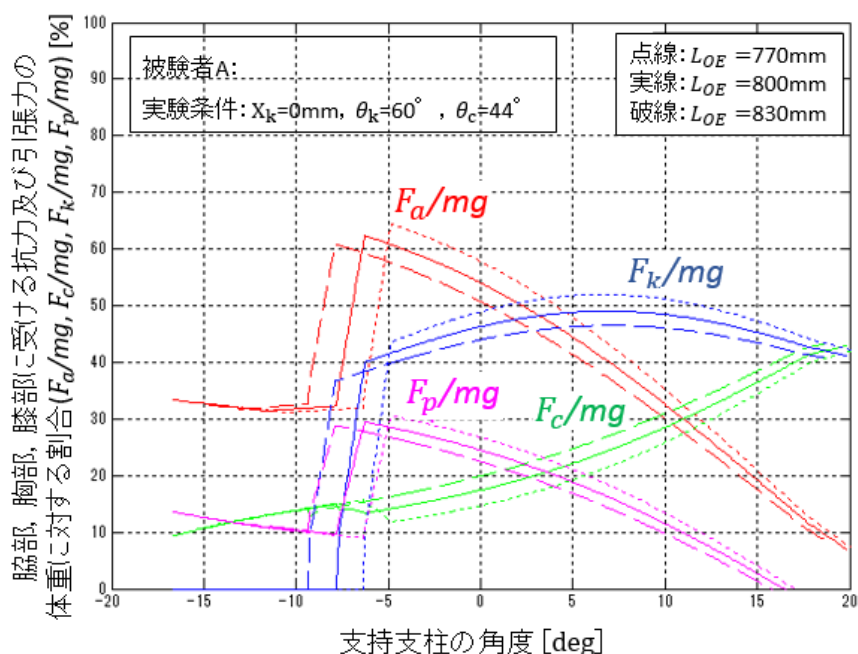


Fig.5-2 L_{OE} による脇部、胸部、膝部に受ける抗力、および引っ張力の支持支柱角度に対する変化

5.2.2 シミュレーション結果と実験結果の比較

各パラメータを基準値に設定した場合の、被験者 A の脇部、胸部、臀部、膝部の受ける抗力のシミュレーション結果と実験結果を Fig.5-3 に示す。

Fig.5-3 に示すように、脇部、膝部の受ける抗力の体重に対する割合(F_a/mg , F_k/mg)のシミュレーション結果は全体的に実験結果よりかなり大きくなり、支柱角度(φ)が

-8° の時に急に大きくなった。理由としては、シミュレーションでは人体リンクモデルの臀部が $\varphi=-3^\circ$ で完全に離座するとして計算したが、実験では臀部の受ける抗力(F_k)が徐々に 0 まで減っていたからと考える。

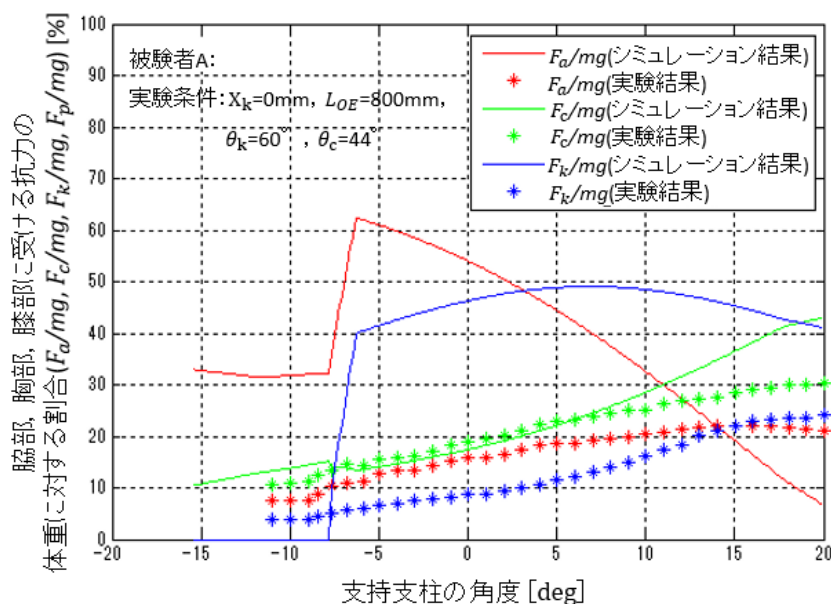


Fig.5-3 シミュレーション結果と実験結果との比較 (被験者 A, $L_{OF}=800\text{mm}$)

以上のようにシミュレーション結果が実験結果と異なっていたので、その原因と対策について以下で考察を行う。

原因：

- 1) 支持支柱長さにより初期状態時の支柱角度が異なる。
- 2) 初期状態時の胴体部の屈曲の程度が異なる。
- 3) 臀部が座面から完全に離れる瞬間の支柱角度が異なる。

対策：

- 1) 初期状態から臀部が座面から離れ始めるまでは、要介護者の各部に大きな負担がかからないので、臀部が座面から離れ始める瞬間から支柱が停止する位置までの過程に対してシミュレーションする。
- 2) 臀部支持部に設置してある 3 つのロードセルのうち、中央後ろに設置しているロードセルの出力データが 0N になる瞬間を臀部が座面から離れた時刻と定義する。

ここで、移乗機器の各パラメータを基準値とした時の被験者 A の実験の 1 回のデータを例として説明する。Fig.5-5 に示すように、中央後ろのロードセルの測定値が支柱角度(φ)が 0° の時に 0N になる。即ち、 $\varphi=0^\circ$ の場合、被験者の胴体部が伸び、

臀部が座面から離れ始める。左前と右前のロードセルの測定値は支柱角度(φ)が 20° で 0N になり、その瞬間に臀部が座面から完全に離れる。

- 3) 2)の時刻で胴体部が完全に伸びるわけではなく、臀部が少し浮くため、支持支柱長さと胸部支持部の角度及び膝部支持部の角度などの条件の違いにより、上半身が脇部、胸部支持部に支持される状態が異なることを考慮する。



(a)初期状態



(b)胴体部が伸びる瞬間



(c)臀部が離座する瞬間



(d)停止位置

Fig.5-4 実験風景(被験者 A)

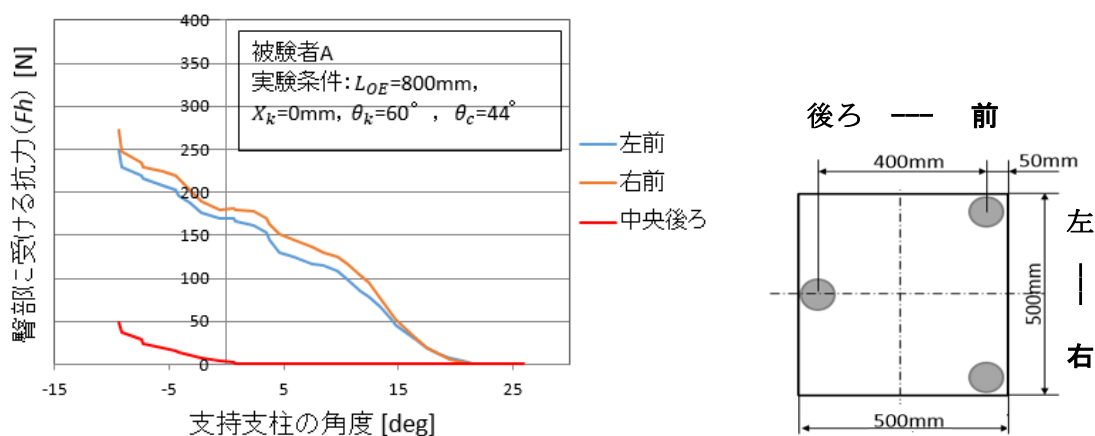


Fig.5-5 臀部支持部に設置してある3つのロードセルの測定(一例)

被験者 A について、支持支柱長さ(L_{OE})を変えた時の初期状態及び臀部が座面から離れ始める瞬間の支柱角度、胴体部の伸縮量の変化をシミュレーションする(Table5-1).

Table5-1 支持支柱長さによる支柱角度，胴体部伸縮量への影響

支持支柱長さ	$L_{OE} = 770\text{mm}$		$L_{OE} = 800\text{mm}$		$L_{OE} = 830\text{mm}$	
	支柱角度	座面-脇部の直線距離	支柱角度	座面-脇部の直線距離	支柱角度	座面-脇部の直線距離
初期状態	-6.94°	417.12 mm	-11.00°	388.06 mm	-11.70°	398.76 mm
胴体部が伸びる瞬間	-4.15°	448.81mm	0.02°	512.86mm	-5.62°	467.07mm

同様に、膝部支持部の角度(θ_k)、膝部支持部の中心の X 座標(X_k)、胸部支持部の角度(θ_c)を変えた時の初期状態及び臀部が離座し始める時の支柱角度、胴体部の伸縮量の変化を求めた(Table5-2, Table5-3, Table5-4).

Table5-2 膝部支持部の角度による支柱角度，胴体部伸縮量への影響

膝部支持部角度	$\theta_k = 30^\circ$		$\theta_k = 45^\circ$		$\theta_k = 60^\circ$	
	支柱角度	座面-脇部の直線距離	支柱角度	座面-脇部の直線距離	支柱角度	座面-脇部の直線距離
初期状態	-11.46°	382.89mm	-11.26°	385.14mm	-11.15°	386.37mm
胴体部が伸びる瞬間	-2.14°	488.39mm	-2.31°	486.46mm	-2.50°	484.30mm

Table5-3 膝部支持部の中心の X 座標による支柱角度，胴体部伸縮量への影響

膝部支持部 中心の X 座標	$X_K = 0\text{mm}$		$X_K = 40\text{mm}$		$X_K = 80\text{mm}$	
項目	支柱角度	座面－脇部 の直線距離	支柱角度	座面－脇部 の直線距離	支柱角度	座面－脇部 の直線距離
初期状態	-11.00°	388.06 mm	-11.30°	384.69mm	-11.02°	387.83 mm
胴体部が 伸びる瞬間	0.02°	512.86mm	-2.47°	484.65mm	-0.14°	511.07mm

Table5-4 胸部支持部の角度による支柱角度，胴体部伸縮量への影響

胸部支持部 角度	$\theta_c = 33^\circ$		$\theta_c = 44^\circ$		$\theta_c = 55^\circ$	
項目	支柱角度	座面－脇部 の直線距離	支柱角度	座面－脇部 の直線距離	支柱角度	座面－脇部 の直線距離
初期状態	-8.42°	417.17mm	-11.00°	388.06mm	-11.98°	377.05mm
胴体部が 伸びる瞬間	-1.14°	499.72mm	3.04°	546.96mm	-4.31°	463.74mm

次の 5.3 節では，臀部支持部の 3 つのロードセルの測定値から以下の臀部の離座状態を表す項目を求め，抱上げシミュレーションを行う。

- 1) 胴体部が完全に伸びる瞬間の支柱角度
- 2) 胴体部が完全に伸びる瞬間の座面から脇部までの直線距離
- 3) 臀部が座面から完全に離れる瞬間の支柱角度

5.3 臀部の離座状態を考慮したシミュレーション解析(支持支柱長さによる影響)

以下のシミュレーションは，被験者の臀部が離座し始める瞬間から抱上げ動作停止位置までの過程に対して行う。

5.3.1 人体リンクモデルの座標計算

人体リンクモデルの座標の計算方法は第 4 章の 4.3 節と同様であるが，胴体部の伸縮

量は一定値(第4章では50mmと仮定)ではなく、被験者及び実験条件によって変更する。ここで、被験者Aを例として、支持支柱長さによる人体リンクモデルの姿勢への影響を説明する。胴体部が伸びる瞬間の人体リンクモデルの位置を Fig.5-6 に示す。

ここでは、 $L_{OE}=800\text{mm}$ の上半身の位置を基準として図中に赤線で記し、その時の各部位の位置座標を赤字で記している。

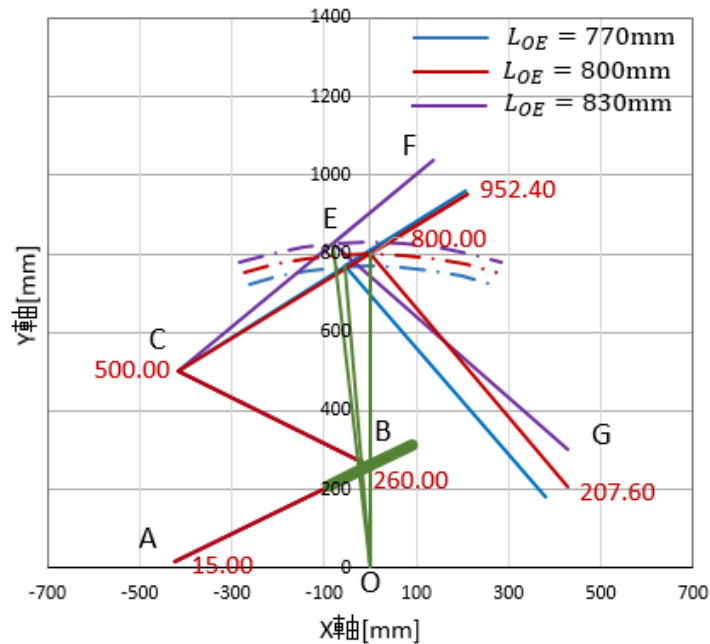


Fig.5-6 支柱長さによる人体リンクモデル位置への影響
(被験者 A, 胴体部が伸びる瞬間)

胴体部が伸びて臀部が離座する瞬間の人体リンクモデルの位置については、上半身の位置が異なり($L_{OE}=770\text{mm}$: —, $L_{OE}=800\text{mm}$: —, $L_{OE}=830\text{mm}$: —), 支柱角度(φ)がそれぞれ $L_{OE}=770\text{mm}$ の時 -5.62 , $L_{OE}=800\text{mm}$ の時 -4.15 , $L_{OE}=830\text{mm}$ の時 0.02° となった(Fig.5-6).

大腿(リンク BC)の位置は、臀部が座面から離れるまでは座面上で一定であるため、支持支柱長さが影響しないが、離座後は膝部より上の部分(リンク CEF, EG)の位置は支持支柱長さで異なる。

Fig.5-6 に示すように、支持支柱長さによって胴体部が伸びる瞬間の胴体部の伸縮量及び臀部の浮いた程度が異なる。そこで、胴体部が伸びる瞬間の支持支柱角度、支持支柱長さをを用いて人体リンクモデルの脇部(点 E)の座標を計算し、点 C と点 E を連結して、リンク CE を人体リンクモデルの胴体部として胴体部が伸びてからの過程をシミュレーションする。

例えば、被験者 A の $L_{OE}=770, 800\text{mm}$ 場合では、上半身の水平方向に対する傾きは

ほぼ同じであるが、胴体部の伸縮量が異なった。 $L_{OE}=770\text{mm}$ では胴体部が $L_{OE}=800\text{mm}$ よりさらに曲がっていることが分かった。

5.3.2 摩擦力を考慮した力学モデルによるシミュレーション

実験装置の制限で、移乗機器を用いた実験過程における被験者の脇部、胸部、臀部、膝部に受ける摩擦力は測定できない。しかし、各部位の摩擦力の支持支柱の回転による変化や最大摩擦力に達する支持支柱の位置の変化がシミュレーション結果に与える影響は大きいと考えられる。

第3章の実験結果から、移乗機器による移乗過程では主に脇部と胸部で体を支持していることが分かった。したがって、脇部支持部が胸部支持部に対して垂直の位置関係であることを考慮し、脇部と胸部の受ける抗力と摩擦力の力学モデルを簡易化し、単純に胸部支持部の中心に対して鉛直方向の力(胸部の受ける抗力-脇部の受ける摩擦力)と支持部に沿って上向きの力(脇部の受ける抗力+胸部の受ける摩擦力)の2つの力に分けて解析する(Fig.5-7)。

臀部については、臀部は弾力があるため一瞬に座面から離れることが不可能であり、また Fig.5-4 に示すように一点で臀部は支持されていない。初期状態では臀部と大腿部で座面に着座し(Fig.5-4(a))、その後、胴体部が伸びるとともに臀部が徐々に浮くと同時に(Fig.5-4(b))、座面との接触面積が徐々に小さくなり、離座する瞬間では大腿部が座面の枠と接触する状態(Fig.5-4(c))になる。これらの臀部の離座過程を実験観察より参考にして、改善した力学モデルを Fig.5-8 に示す。

また、胴体部の伸縮量については、被験者が移乗機器で抱上げられた際には、実験条件によって胴体部が完全に伸びずに曲がった状態で抱上げられる場合もある。また、各被験者の屈曲程度も異なり、胴体部が伸びると同時に臀部もやや浮く(Fig.5-4(b))。したがって、第5章では3章の実験による各被験者の胴体部の伸縮量の実験値を利用してシミュレーションを行う。

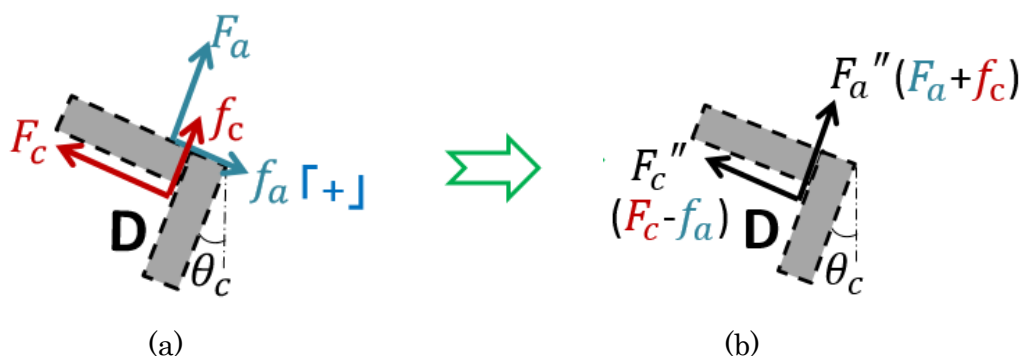


Fig.5-7 力学解析モデル

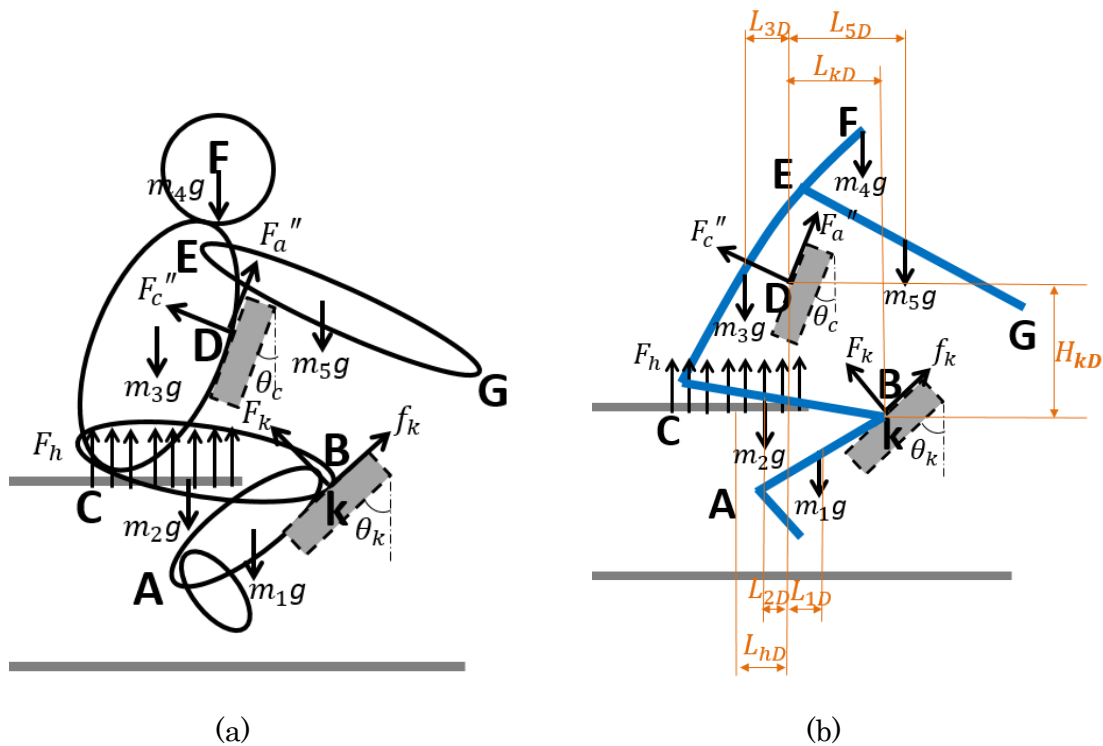


Fig.5-8 離座過程を改善した力学解析モデル

ここで、改善した力学解析モデル(Fig.5-8)から、点 D 回りのモーメントと、各部位に働く力の X 方向、Y 方向のそれぞれの合力の式を求める。

点 D 回りのモーメント:

$$\begin{aligned}
 M_D = & -m_1g \times L_{1D} - m_2g \times L_{2D} - (m_3 + m_4)g \times L_{3D} - m_5g \times L_{5D} + F_h \times L_{hD} \\
 & - F_k \times \cos \theta_k \times H_{kD} + F_k \times \sin \theta_k \times L_{kD} + f_k \times \sin \theta_k \times H_{kD} + f_k \times \cos \theta_k \times L_{kD} \\
 = & 0
 \end{aligned} \tag{5-1}$$

X 方向の合計の力:

$$F_X = -F_k \times \cos \theta_k + f_k \times \sin \theta_k - F_c'' \times \cos \theta_c + F_a'' \times \sin \theta_c = 0 \tag{5-2}$$

Y 方向の合計の力:

$$\begin{aligned}
 F_Y = & F_k \times \sin \theta_k + f_k \times \cos \theta_k + F_c'' \times \sin \theta_c + F_a'' \times \cos \theta_c + F_h - m_1g - m_2g - m_3g \\
 & - m_4g - m_5g = 0
 \end{aligned} \tag{5-3}$$

人体リンクモデルに働く力の釣合いと胸部支持部の中心(点 D)の回りのモーメントの

釣合いの条件より， $F_X = 0$ ， $F_Y = 0$ ， $M_D = 0$ の3つの条件を満足し，式(5-1)～(5-3)を整理して行列で表すと次の式になる．

$$\begin{aligned}
 & \begin{bmatrix} M_D \\ F_X \\ F_Y \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} -\cos\theta_k \times H_{kD} + \sin\theta_k \times L_{kD} & \sin\theta_k \times H_{kD} + \cos\theta_k \times L_{kD} & L_{hD} & 0 & 0 \\ -\cos\theta_k & \sin\theta_k & 0 & -\cos\theta_c & \sin\theta_c \\ \sin\theta_k & \cos\theta_k & 1 & \sin\theta_c & \cos\theta_c \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_k \\ f_k \\ F_h'' \\ F_c'' \\ F_a'' \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} m_1g \times L_{1D} + m_2g \times L_{2D} + (m_3 + m_4)g \times L_{3D} + m_5g \times L_{5D} \\ 0 \\ m_1g + m_2g + m_3g + m_4g + m_5g \end{bmatrix} \\
 & \hspace{20em} (5-4)
 \end{aligned}$$

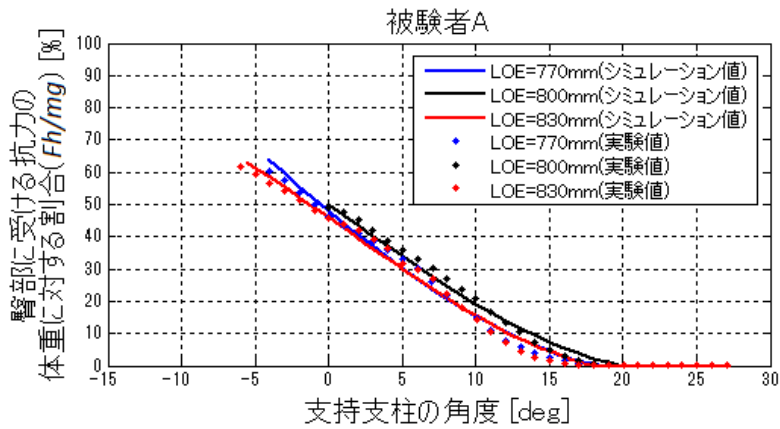
実験では膝部の支持部角度(θ_k)を 60° に設定したため，膝部の摩擦力(f_k)はあまり作用していないと考えられる．そこで， $f_k = 0.1F_k$ で近似計算する．臀部の受ける抗力(F_h)については，各被験者の実験条件の実験値を利用して，支柱角度(φ)と F_h との関係の近似式で求める．したがって，式(5-4)中に F_k ， F_a'' ， F_c'' の3個の未知数が存在する．

シミュレーション結果を被験者 A の例で説明する(Fig.5-9)．シミュレーション結果を実線，実験結果を点線で表す．

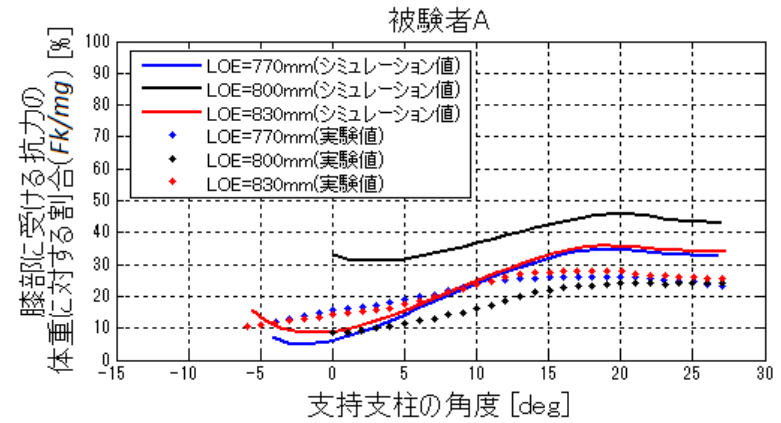
まず，臀部の受ける抗力(F_h)のシミュレーション結果は(Fig.5-9(a))， F_h の実験値を計算に用いているため(グラフ中の点線の3次近似式を利用)，実験結果とほぼ差はない．臀部抗力の実験値の近似式をシミュレーションに用いる理由は，被験者や実験条件によって上半身を脇部，胸部支持部で支持する状態が変わると同時に，臀部の抗力も変化するためである．そこで，近似式を利用することで実験状態の臀部の抗力によるシミュレーションが可能となる．

次に，移乗機器を用いた抱上げ過程で，被験者が脇部及び胸部が比較的つらいと評価したことから，脇部と胸部にかかる負担を検討する．シミュレーション結果をそれぞれ Fig.5-9(b)，(c)に示す．

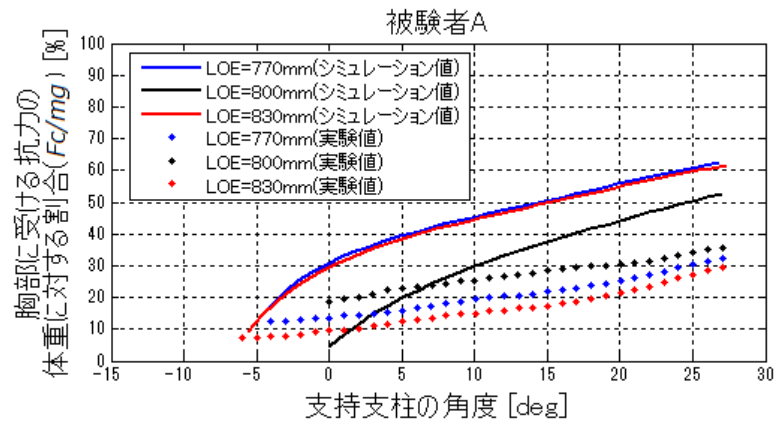
シミュレーション結果の F_a'' と F_c'' の値が，実験結果の F_a ， F_c に対してそれぞれ約2倍であることが分かった．原因としては， F_a'' と F_c'' のシミュレーションで考慮した胸部，脇部の受ける摩擦力(f_c ， f_a)が，実際の実験時より大きかったことと考えられる．



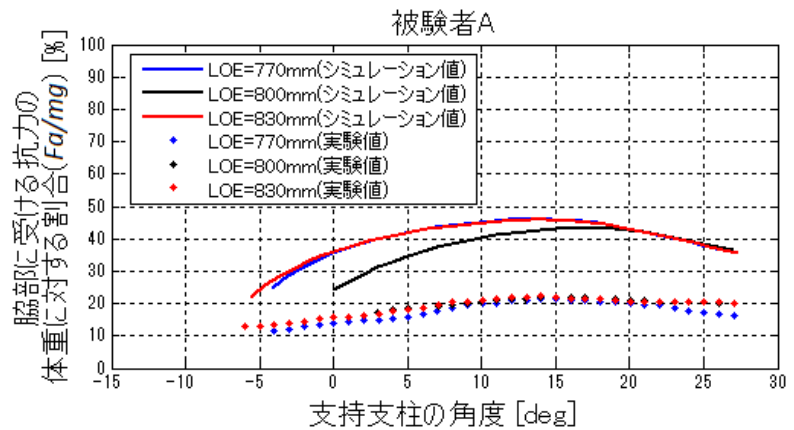
(a) 支柱長さによって支柱角度と臀部の受ける抗力との関係
(実験値の近似式利用)



(b) 支柱長さによって支柱角度と胸部の受ける抗力との関係



(c) 支柱長さによって支柱角度と胸部の受ける抗力との関係



(d) 支柱長さによって支柱角度と脇部の受ける抗力との関係

Fig.5-9 シミュレーション結果と実験結果との比較(被験者A)

5.3.3 脇部および胸部の摩擦力についての考察

前節までの移乗実験とシミュレーションの比較検討では、シミュレーションで求めた F_a'' 、 F_c'' から、想定した胸部と脇部の受ける摩擦力 f_c 、 f_a を引いて評価している。しかし、胸部支持部と脇部支持部の角度は支持支柱が回転すると変化するため、特定の支持支柱角度で最大摩擦力に達するわけではない。また、実験で摩擦力を測定できなかったため、胸部、脇部支持部の摩擦係数 (μ_c 、 μ_a) の設定値の参考にできる実験値がない。

実験時の抱上げ過程を観察すると、Fig.5-4(d)に示すように、被験者は脇部で脇部支持部を挟んだ状態で抱上げ動作を完了している。特に支持支柱長さが長く、膝部支持部が膝部と離れている場合には、被験者は脇部を脇部支持部に十分に載せようとし、膝部が膝部支持部に接触する前に臀部が座面から離れる際には、脇部と胸部への負担が大きくなる。臀部が離座した後は、体が落ちないように被験者は意識的に脇部に力を入れて支持しようとするが、その際には脇部での摩擦力 (f_a) より、面積の大きい胸部支持部で支持しようとするため胸部の摩擦力 (f_c) の役割が大きいことが考えられる。

そこで、実際に胸部支持部のクッションの表面の摩擦係数を計測し、その値を参考にしてシミュレーションの胸部支持部の摩擦係数 (μ_c) の設定値を決定する。

胸部支持部摩擦係数の計測実験では、実験時の全ての被験者は綿製の服を着ていたのので、綿タオルで包んだおもり (10kg) を胸部支持部の表面に置いて、滑り始める傾きの角度計測を3回行った。

実験の結果、胸部支持部が水平に対して 30° 以上で滑り始めることから、最大摩擦係数 $\mu_c = 0.58$ であることが分かった。したがって、抱上げ動作の過程の胸部支持部の角度 (θ_c) が 30° 以下の場合には $\mu_c = 0.58$ とし、 30° 以上の場合には $\mu_c = \tan(90^\circ - \theta_c)$ 、 $\theta_c = 90^\circ$ の場合は $\mu_c = 0$ に設定する (Fig.5-10 の青色の線)。

支持支柱角度の回転範囲： $-13 \sim 27^\circ$

支持支柱角度による胸部支持部の角度変化の範囲： $31 \sim 71^\circ$ (Fig.5-10 の赤斜線範囲)

脇部支持部の摩擦係数 (μ_a) の設定値については、表面の材質が胸部支持部と同じなので、最大摩擦係数は同様に $\mu_a = 0.58$ と考えられるが、脇部が脇部支持部と接触する面積が小さいため、被験者が意識的に体が落ちないように脇部に力を入れてさらに強く挟んでいるため、脇部に発生した摩擦力の方向が変化している可能性がある。したがって、まず $\mu_a = 0$ に設定してシミュレーションし、その結果によって変数として検討する。

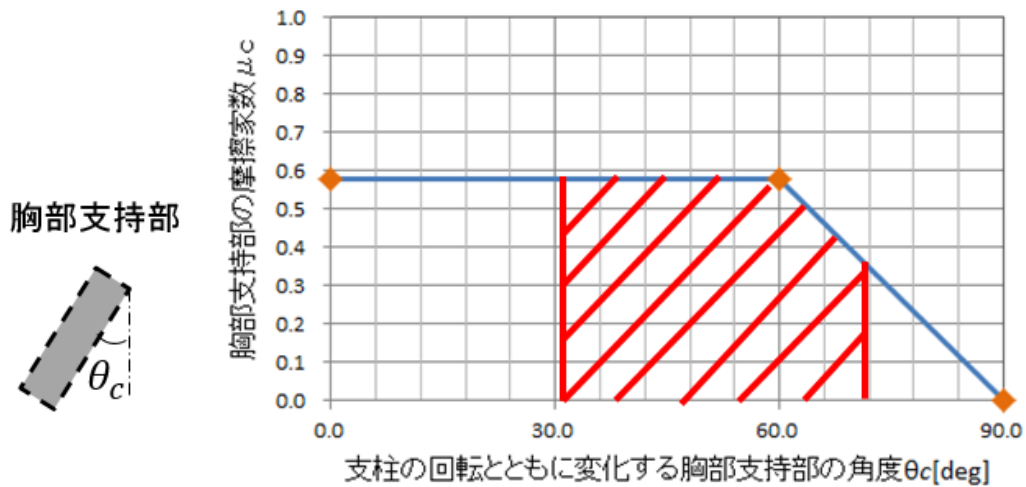


Fig.5-10 胸部支持部の摩擦係数と角度との関係

μ_c を考慮して行った脇部の受ける抗力(F_a)のシミュレーション結果を Fig.5-11 に示す. シミュレーション結果が実験値より小さくなっているが, これは脇部支持部の摩擦係数(μ_a)をある程度考慮しないと, Fig.5-9(d)の F_a'' から引いた胸部の受ける摩擦力が大きくなると考えられる.

そこで, $\mu_a = 0.3$, 摩擦力の方向を脇部支持部に沿って上向きに設定してシミュレーションを行った. Fig.5-12 の(a)の結果から脇部の受ける抗力(F_a)は Fig.5-11 より大きくなり, (b)の結果から胸部の受ける抗力(F_c)は Fig.5-9(c)より小さくなった. この差については, 被験者及び実験条件によって, μ_a の値と方向が抱上げ動作の過程で不規則に変化することが原因と考えられることから, シミュレーションでは厳密に実験通りの μ_a , μ_c を設定することが不可能であると考えられる.

したがって, 支持支柱角度の変化に対する μ_a の設定値を

一定値 : (1)0.58, (2)0.3, (3)0, (4)-0.3, (5)-0.58

変化値 : (6)0.58 から徐々に-0.58 まで変化,

の 6 通り (Fig.5-13)に設定してシミュレーションし, 脇部と胸部の受ける抗力(F_a , F_c)の変化を比較する. シミュレーション結果を Fig.5-16, 5-17 に示す.

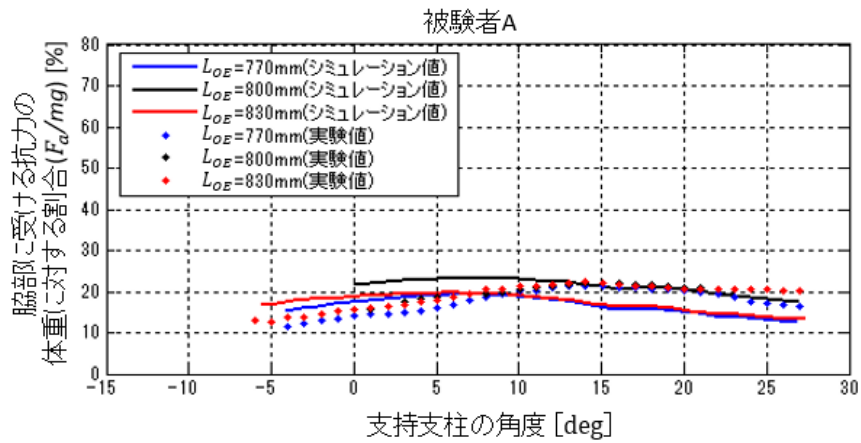
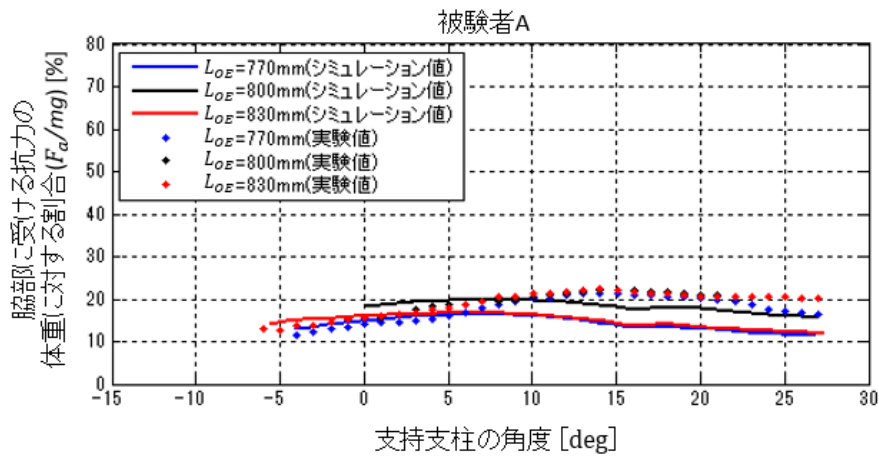
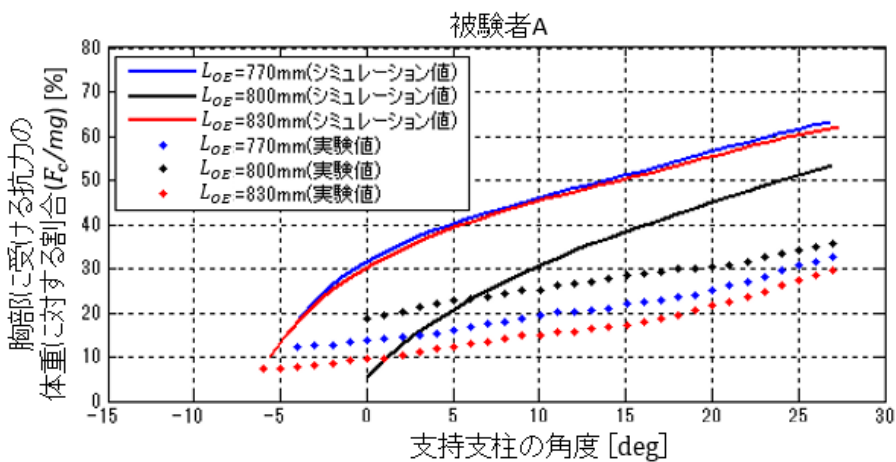


Fig.5-11 シミュレーション結果と実験結果との比較 (被験者 A, $\mu_c=0.58$)

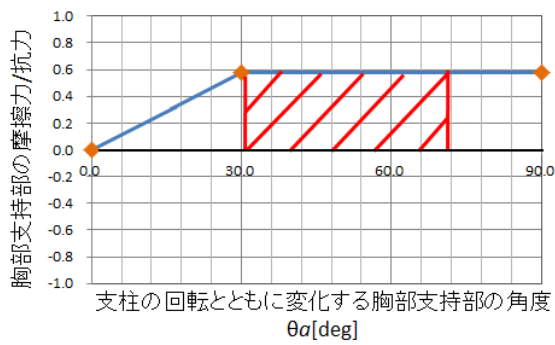


(a) 脇部の受ける抗力の体重に対する割合

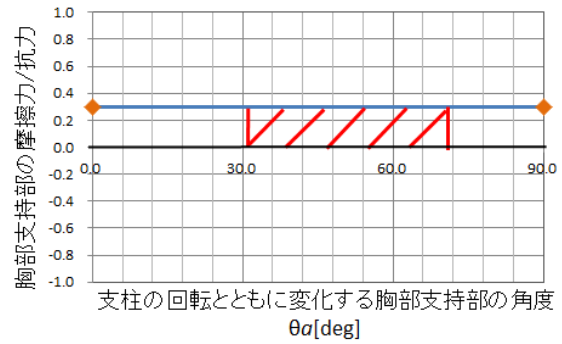


(b) 胸部に受ける抗力の体重に対する割合

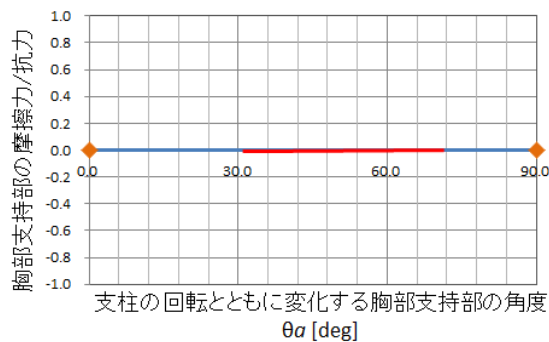
Fig.5-12 シミュレーション結果と実験結果との比較 (被験者 A, $\mu_c = 0.58$, $\mu_a = 0.3$)



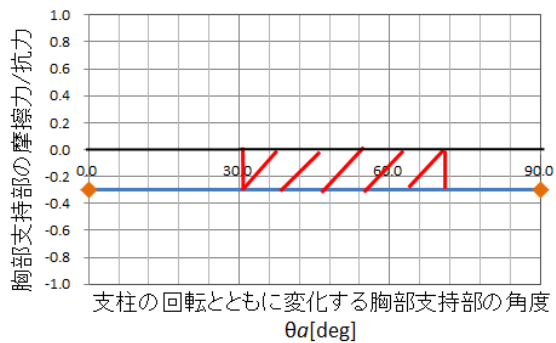
(1) $\mu_a=0.58$



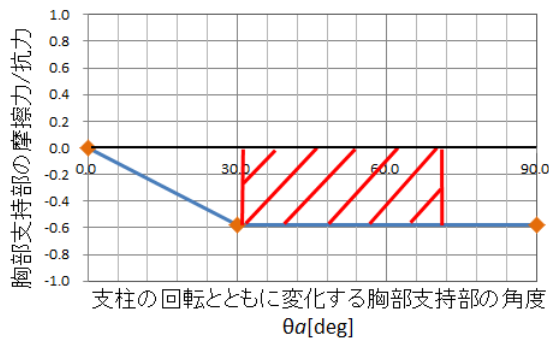
(2) $\mu_a=0.3$



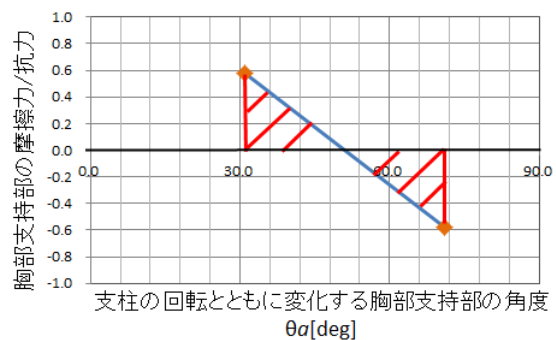
(3) $\mu_a=0$



(4) $\mu_a=-0.3$



(5) $\mu_a=-0.58$



(6) $\mu_a=0.58 \rightarrow -0.58$

Fig.5-13 シミュレーション結果と実験結果との比較(被験者 A, μ_c , μ_a を考慮)

なお、(6)の条件を設定した理由は、 μ_c を Fig.5-10 のように設定することを前提としているためである。そこで、抱上げ動作の過程における μ_a の変化を確認するために、脇部の受ける抗力(F_a)のシミュレーション結果が実験結果と一致する μ_a を算出した。その結果を Fig.5-14 に示す。

Fig.5-14によると、抱上げ動作の過程で μ_a の値がほぼ直背的に正から負に変化した。ここで μ_a が正の場合は、脇部の受ける摩擦力(f_a)が脇部支持部に沿って下向きを表す。したがって、 f_a が抱上げ途中で脇部支持部に沿って上向きになると考えられる (Fig.5-15)。すなわち、人体リンクモデルが抱上げ過程の前半では後ろに戻る傾向があり、後半では人体リンクモデルと支持支柱の重心が支持支柱の支点より前方にあるため、前方向に回転する傾向があると考えられる。これらの結果と支持部表面の最大摩擦係数(0.58)を考慮することから、(6)の条件を設定した。

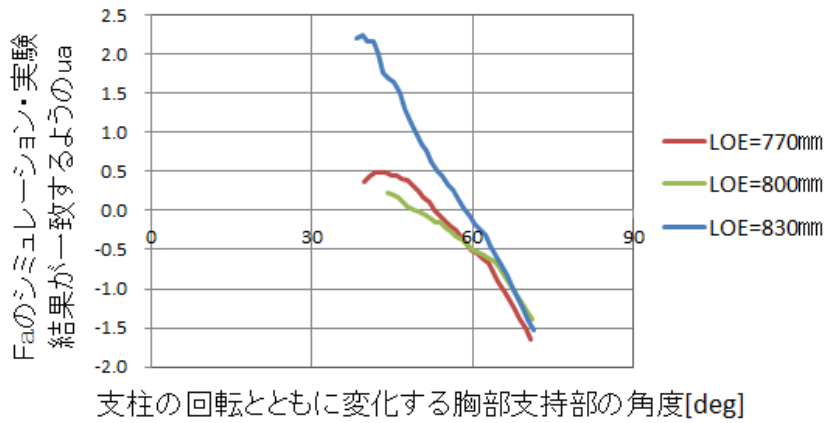


Fig.5-14 脇部の受ける抗力(F_a)のシミュレーション結果を実験結果が一致する時の μ_a (被験者 A, 各パラメータ: 基準値)

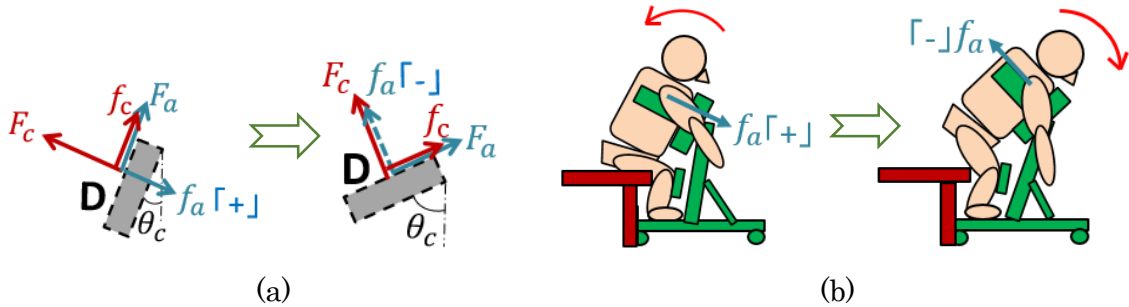


Fig.5-15 脇部支持部の受ける摩擦力の変化

Fig.5-16, 5-17 は脇部支持部の摩擦係数(μ_a)を Fig.5-13 の 6 条件に設定してシミュレーションした脇部、胸部の受ける抗力の体重に対する割合(F_a/mg , F_c/mg)と実験値との比較を表すものである。

比較の結果、 μ_a が 0.58, 0.3, 0, -0.3, -0.58 の順で、脇部の受ける抗力(F_a)が大きくなり、胸部の受ける抗力(F_c)が小さくなる。(6)0.58 \rightarrow -0.58 の場合ではシミュレーション結果が比較的实验値の傾向に近づいた。

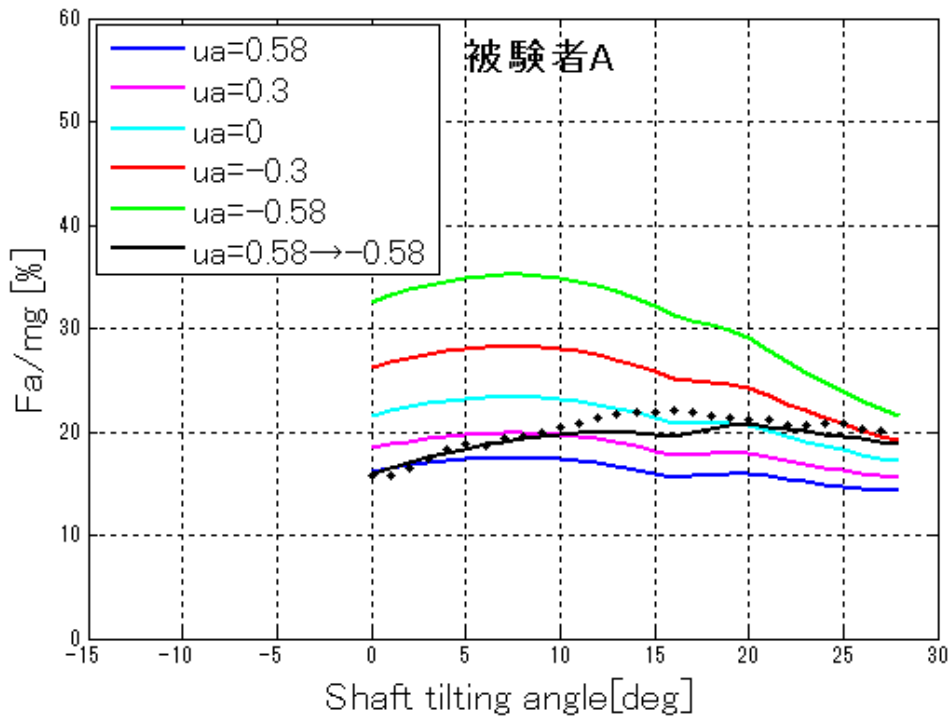


Fig.5-16 F_a/mg のシミュレーション結果と実験結果との比較
(被験者 A, μ_c , μ_a を考慮)

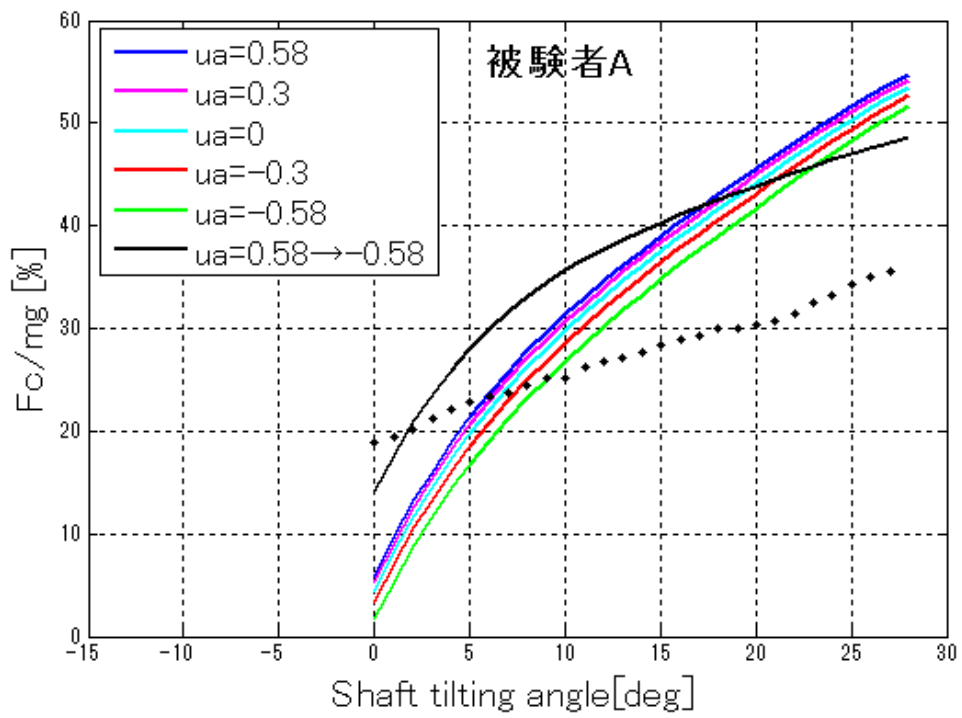


Fig.5-17 F_c/mg のシミュレーション結果と実験結果との比較
(被験者 A, μ_c , μ_a を考慮)

5.4 実験 1 の結果との比較（膝部支持部の角度による影響）

シミュレーション条件 I では、膝部支持部の角度 (θ_k) を移乗実験時で用いた 30, 45, 60°に変更し、その他のパラメータは固定値とする。また、人体リンクモデルは初期姿勢で膝を膝部支持部に接触させている ($X_B=X_k=0\text{mm}$)。初期姿勢で胴体部が曲がった状態から、抱上げ動作を開始すると胴体部が伸び、その後臀部が座面の上を滑らずに直接座面から離れ、支柱が停止位置 ($F_p=0\text{N}$) まで回転する過程をシミュレーションした。

1) 人体リンクモデルの位置への影響

シミュレーションの結果、膝部支持部の角度を変えると、人体リンクモデルの初期姿勢の下腿の位置が変わり、抱上げ動作の過程では下腿部の相対位置が維持される。なお、膝部から上部（大腿、胴体+頭、腕部）の位置に影響はない。

各 θ_k の人体リンクモデルの離座する瞬間の姿勢を Fig.5-18 に示す。ここで、(c) $\theta_k=60^\circ$ の下腿部の位置を基準として、(a) $\theta_k=30^\circ$, (b) $\theta_k=45^\circ$ の図中に赤線で記している。

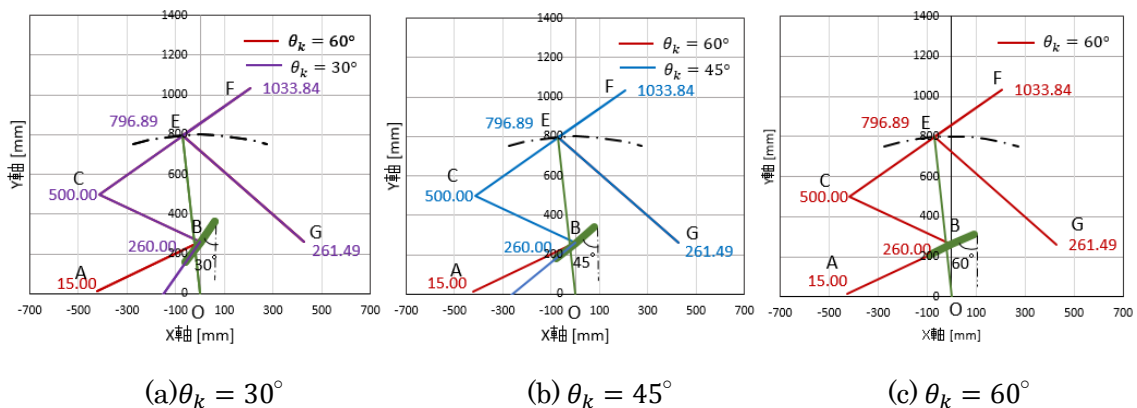
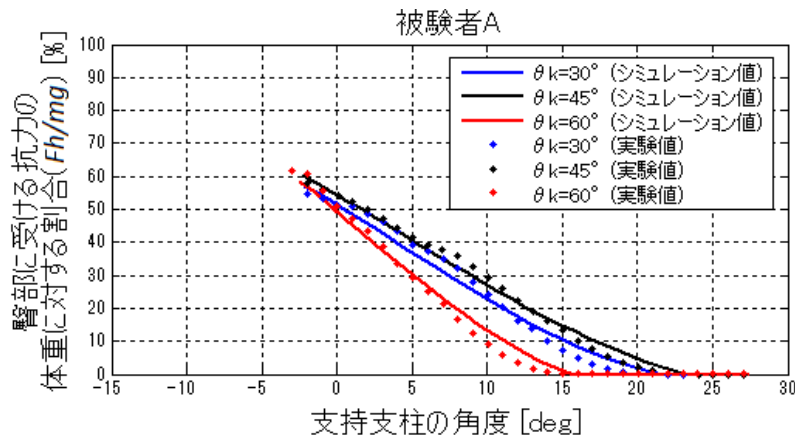


Fig.5-18 膝部支持部の角度による臀部が離座し始める時の人体リンクモデルの位置

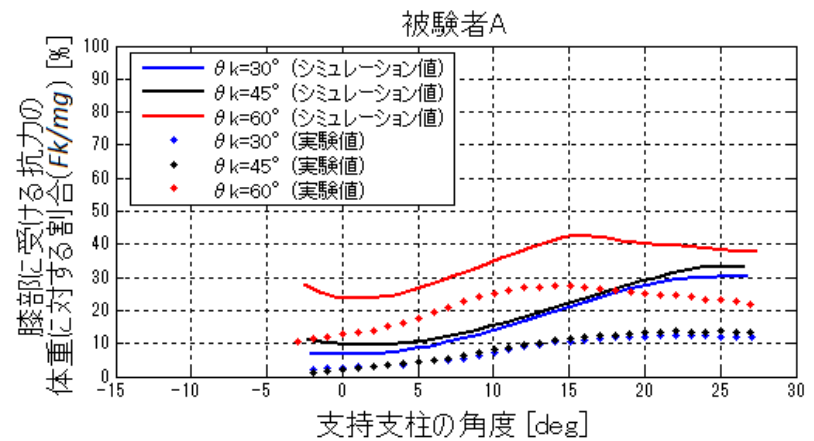
2) 人体リンクモデルの各部に受ける力への影響

抱上げ動作過程における支持支柱角度と、人体リンクモデルの脇部 (F_a)、胸部 (F_c)、臀部 (F_h)、膝部 (F_k) の受ける抗力の体重に対する割合との関係(胴体部が伸びてから臀部が離座し始める時から停止位置までの過程)を Fig.5-19 に示す。

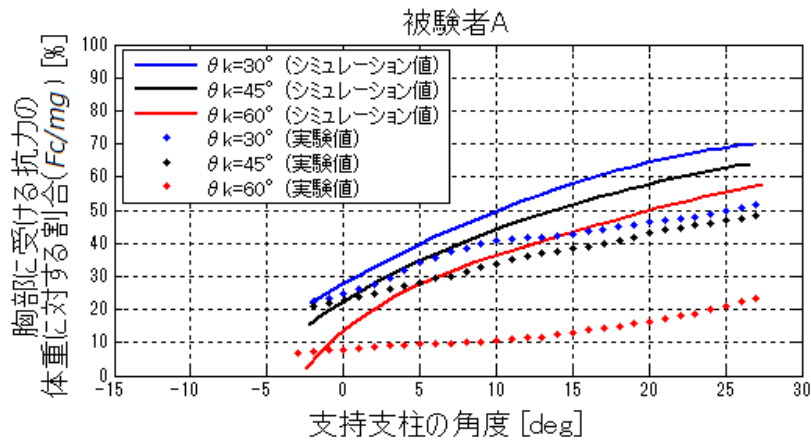
Fig.5-19 の中で、実験結果を点線、シミュレーション結果を実線で表す。



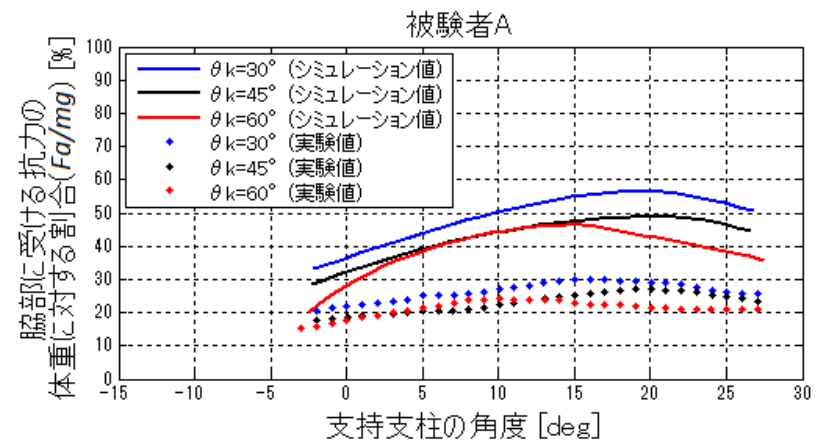
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig.5-19 膝部支持部の角度による支持支柱角度と人体リンクモデルの各部の受ける抗力の体重に対する割合との関係

Fig.5-19 (a)は、臀部の受ける抗力(実験値)と支持支柱角度(実験値)との関係の近似式を用いて計算するため、シミュレーション結果がほぼ実験結果と一致する。

Fig.5-19 (b)は、 θ_k を変化させた時の膝部の受ける抗力の実験結果とシミュレーション結果が、支持支柱角度の増大とともにどのように変化するかを表すものである。

θ_k が 30, 45, 60° の順で、臀部が離座した後の膝部が受ける抗力の体重に対する割合 (F_k/mg) が増えており、特に 30°と 60°では約 12%の差が生じている。 $\theta_k = 60^\circ$ は $\theta_k = 30, 45^\circ$ より、膝部支持部で十分体重を支持していることが分かった。また傾向は実験結果に一致した。

胸部、脇部が受ける抗力の体重に対する割合 ($F_c/mg, F_a/mg$) を(c), (d)に示す。シミュレーションの結果、 θ_k が 30, 45, 60° の順で、胸部、脇部が受ける抗力の体重に対する割合 ($F_c/mg, F_a/mg$) は減少しているが、30°と 60°では最大 15%程度の差が生じた。

これらの結果から、膝部支持部の角度が直接膝部にかかる抗力に影響を及ぼし、膝部支持部の角度が大きくなると膝部での支持が大きくなり、胸部、脇部で受ける抗力 (F_c, F_a) が減少した。即ち、膝部で十分体重を支持できると、胸部と脇部の負担を減少できる。

以下にシミュレーション結果と実験結果との比較を行う。

共通点：

- 1) θ_k を増大すると、膝部の受ける抗力が大きくなり、胸部、脇部への負担が小さくなる。
- 2) θ_k が小さいほど、体が下に落ちる傾向がある。

相違点：

- 1) 支持支柱角度の変化による膝部、胸部、脇部の受ける抗力の傾向はシミュレーションと実験で同様であるが、 θ_k の変化に対しては差が生じる。

これは、体が下に滑り落ちる際の胸部支持部に沿う方向の力は脇部で支持しているが、シミュレーションでは脇部支持部の摩擦力を脇部支持部の抗力と合わせて考慮しているからと考える。さらに、シミュレーションにおける膝部の受ける摩擦力の処理が実際と差異を生じている。ただし、シミュレーションでは θ_k を変化させることで膝部、胸部、脇部への負担の変化に反映できるものと考えられる。

以上の結果から、被験者の寸法や移乗時の支持支柱角度における臀部の受ける抗力との関係を用いることで、本シミュレーションで移乗実験を近似することが可能となったと考える。したがって、膝部支持部の角度(θ_k)の設定については、主に膝部と胸部、脇部の受ける力のシミュレーションにより、角度の評価を行うことが可能である。

5.5 実験 2 の結果との比較（膝部支持部の水平位置による影響）

シミュレーション条件Ⅱでは，膝部支持部の中心の X 座標 (X_K) を 0, 40, 80mm に設定してシミュレーションした．初期姿勢の膝部（点 B）の X 座標を 0mm と設定したため， $X_K=0, 40, 80$ mm の順に膝が膝部支持部に接触する支持支柱角度が大きくなる．

1) 人体リンクモデルの位置への影響

Fig.5-20 は膝部支持部に接触する瞬間の人体リンクモデルの位置を表している． $X_K=0$ mm ではスタート時から膝が膝部支持部に接触しているため，臀部は直後に離座する． $X_K=40, 80$ mm では，臀部が座面上でそれぞれ 40, 80mm 滑ってから膝が膝部支持部に接触し，臀部が離座する．初期姿勢の支持支柱角度 (φ) は全ての X_K で同様であるが，膝部支持部に接触する時の φ は， $X_K=0$ mm で -8.53° ， $X_K=40$ mm で -5.91° ， $X_K=80$ mm で -3.22° となった(Fig.5-20)．ここで，(a) $X_K=0$ mm の人体リンクモデルの位置を基準として，(b) $X_K=40$ mm，(c) $\theta_k=X_K=80$ mm の図中に赤線で記す．

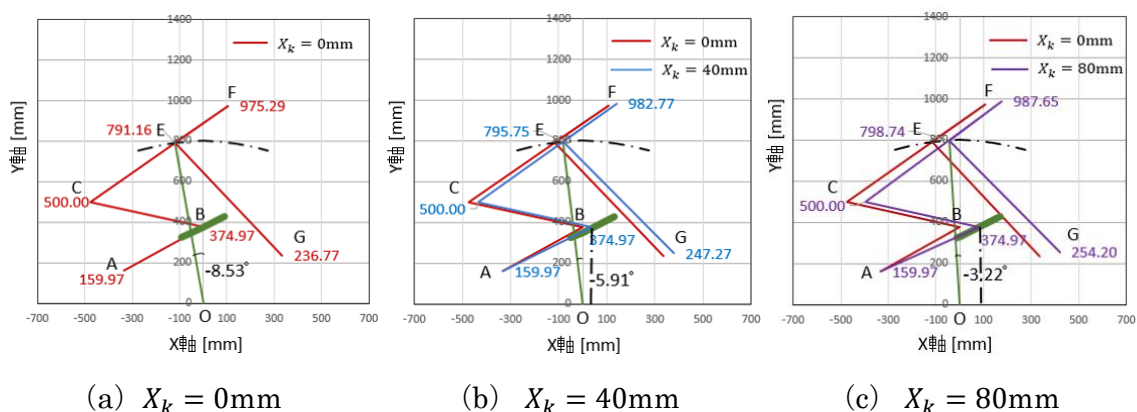
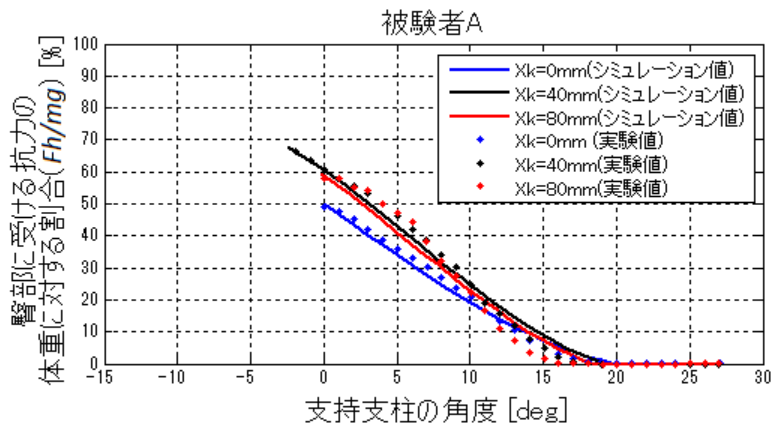


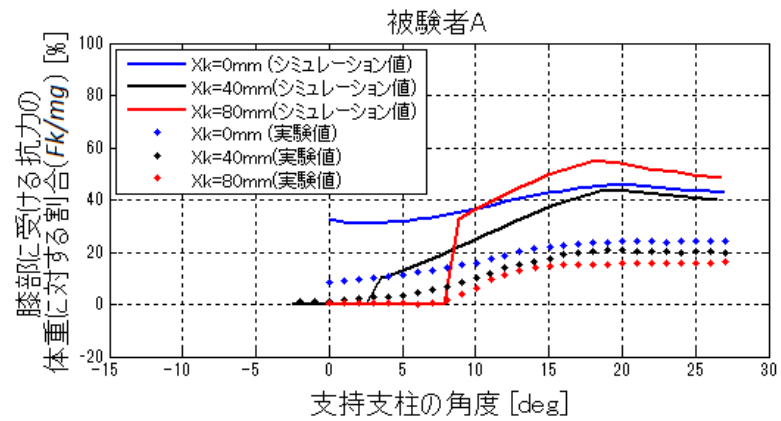
Fig.5-20 膝部支持部の中心の X 座標による臀部が離座する瞬間の人体モデルの位置

2) 人体リンクモデルの各部に受ける力への影響

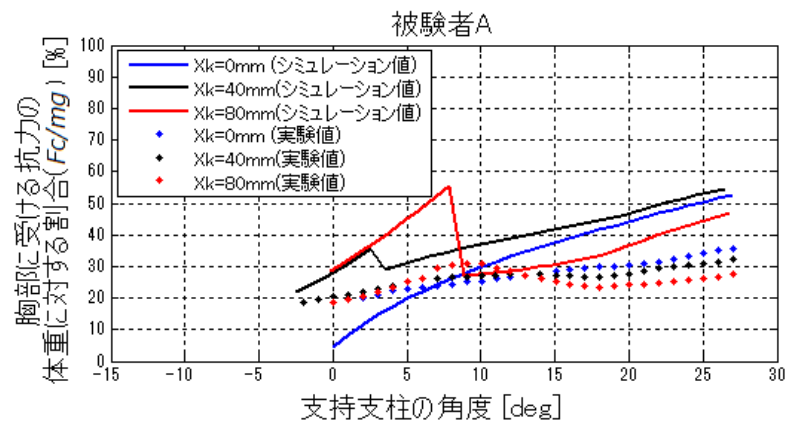
膝部支持部の中心の X 座標 (X_k) による支持支柱角度と人体リンクモデル各部の受ける抗力，引っ張力の体重に対する割合との関係を Fig.5-21 に示す．Fig.5-21(b) から， $X_k=40, 80$ mm の場合は $X_k=0$ mm より，臀部が座面上で滑る過程 ($F_k = 0$ の部分) がシミュレーションできていることが分かる．ただし， $X_k=40, 80$ mm の場合では，膝部の受ける抗力 (F_k) がそれぞれ支柱角度 $\varphi = 3, 8^\circ$ で急に増加している．



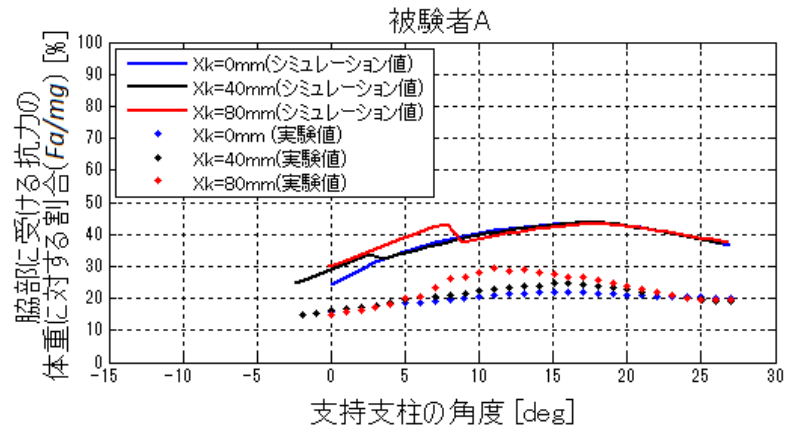
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig.5-21 膝部支持部の中心の X 座標による支柱角度と人体リンクモデルの各部の受ける抗力の体重に対する割合との関係

理由としては、実験の場合は被験者の膝が膝部支持部に接触し始める瞬間には臀部がまだ離座していない。また、膝部支持部の表面にクッションがあり、支持支柱がある程度の速度で回転し続けて膝部が接触するため、実験結果(点線)のように膝部の受ける抗力が0Nから緩やかに増大している。しかし、シミュレーションでは、膝部(点B)の位置が膝部支持部の中心(点K)の位置と一致した時に、人体リンクモデルの膝が膝部支持部に接触したことになる。

接触後の胸部と脇部の受ける抗力(F_c , F_a)は急に減少し、特に $X_k=80\text{mm}$ は $X_k=40\text{mm}$ より変化が顕著である (Fig.5-21(c), (d))。

一方、実験結果の $X_k=80\text{mm}$ の場合では、支持支柱角度が 10° (膝が膝部支持部に接触した直後)では、 F_c , F_a がピークに達するが、 $X_k=40\text{mm}$ の場合は、 F_c , F_a は顕著なピークがみられない。

したがって、膝部支持部の中心の X 座標の変更による臀部の受ける抗力の実験値が分かれば、膝部、胸部、脇部への負担をシミュレーションすることが可能である。

以下にシミュレーション結果と実験結果との比較を行う。

共通点：

- 1) X_k が大きいほど、膝が膝部支持部に接触する支持支柱角度が大きくなる。
- 2) X_k が大きいほど、胸部への負担が大きくなり、膝部が膝部支持部に接触する前後に胸部の抗力にピークが顕著にみられる。
- 3) X_k が大きいほど、脇部の抗力にピークが顕著にみられる。

相違点：

実験結果： X_k が大きいほど、膝部の受ける抗力が小さくなる。

シミュレーションの結果： $X_k = 80, 0, 40\text{mm}$ の順で、膝部が膝部支持部に接触した後の膝部が受ける抗力が小さくなる。

この違いの理由としては、 $X_k = 80\text{mm}$ の場合では臀部の受ける抗力が $X_k = 40\text{mm}$ とほぼ同じである(Fig.5-21(a)を参照)が、膝部が膝部支持部に接触する瞬間に臀部の受ける抗力、及び体の各部の重力の胸部支持部の中心に対するモーメントが $X_k = 40\text{mm}$ と異なったことが考えられる。さらに、実験では膝部が膝部支持部に接触する前は、膝部が離れていることで被験者が不安に感じ、その影響から胴体部がより屈曲している可能性がある。しかし、シミュレーションでは一定の収縮量(臀部支持部の後部に設置されたロードセルの測定データ)で被験者の胴体部の伸縮量を計算しているため、差異が生じたと考えられる。

5.6 実験3の結果との比較（胸部支持部の角度による影響）

シミュレーション条件IVでは，胸部支持部の角度(θ_c)を移乗実験時に用いた 33, 44, 55° に設定した．このシミュレーションは，移乗動作のステップ4(膝部が膝部支持部に接触すると同時に臀部が離座し，支柱が停止位置まで回転する過程)のシミュレーションを行った．

1) 人体リンクモデルの位置への影響

シミュレーションの結果， θ_c を変えると人体リンクモデルの初期位置において胸部の受ける抗力(F_c)，摩擦力(F_k , f_k)の方向が変わる．なお，支持支柱の回転にともなう人体リンクモデルの位置に影響はない．したがって， $\theta_c=33$, 55° の場合の支持支柱角度における人体リンクモデルの位置は基準値($\theta_c=44^\circ$)の場合と同じである．

しかし，実験では被験者の胸部が抱上げ動作の過程で胸部支持部の面に沿うため，胸部支持部の角度は被験者の胴体部の伸縮量に影響し，支持支柱の回転による各関節点の位置がシミュレーションの結果と異なることが考えられる．

したがって，胸部支持部の角度による臀部が離座し始める瞬間の伸縮量の変化を考慮し(Table5-4)，その後の伸縮量は変化しないとする．

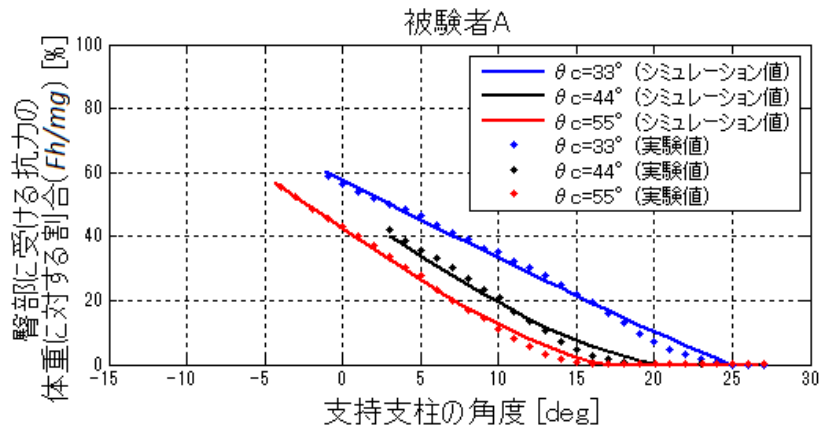
2) 人体リンクモデルの各部に受ける力への影響

抱上げ動作過程のステップ4における支持支柱角度と，人体リンクモデルの臀部(F_h)，膝部(F_k)，胸部(F_c)，脇部(F_a)の受ける抗力の体重に対する割合との関係を Fig.5-22 に示す．

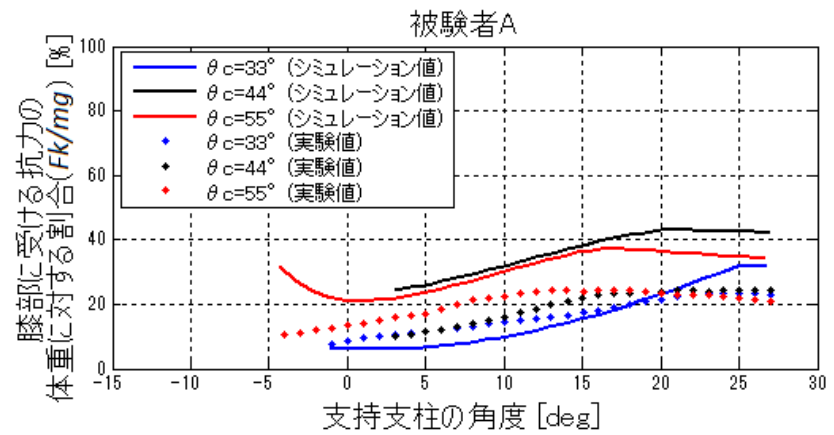
Fig.5-22(a)のように，胸部支持部の角度が 33, 44, 55° の順で，臀部が離座するまで臀部の受ける抗力の体重に対する割合(F_h/mg)が減っている．この理由は第3章3.6節と同様である．

Fig.5-22(b), (c)のシミュレーション結果において，胸部支持部の角度が 44° の胸部の受ける抗力の体重に対する割合(F_c/mg)は 33, 55° より小さく，膝部の受ける抗力の体重に対する割合(F_k/mg)は 33, 55° より大きい．この結果は実験値と逆である．

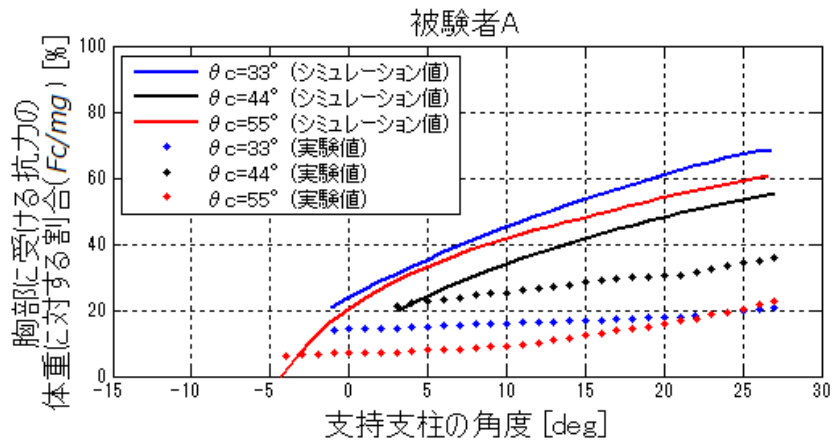
この理由としては，初期状態から膝部が膝部支持部に接触する場合，支柱長さを基準値 $\pm 30\text{mm}$ の場合では抱上げ動作の過程で主に膝で体重を支え，基準値の場合は主に胸部で体重を支持するからである．これについては第3章3.5.1節，および Table3-6 で詳述している．



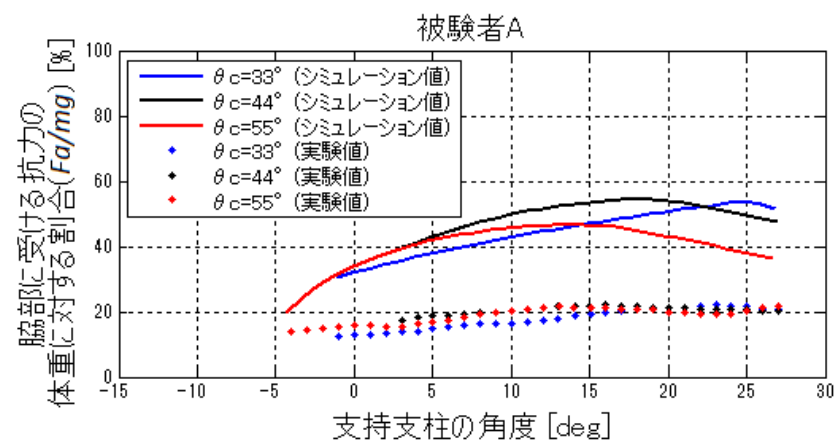
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig.5-22 胸部支持部の角度による支柱角度と人体モデルの各部の受ける抗力の体重に対する割合との関係(ステップ4)

第 6 章

結 論

6.1 結論.....	161
6.2 今後の展望	162

6.1 結論

本研究では介護動作の「移乗」による介護者の腰痛発生を防止するため、主に介護者の腰部負担の軽減を目的とする移乗支援機器を用いた要介護者の姿勢、介護者と要介護者への負担のシミュレーションを行った。

実際に試作機を利用した検証実験では、引っ張力を計測し、膝部支持部、支持支柱長さ、胸部支持部角度をパラメータとして、装置に対して様々な体格の要介護者を想定とした実験を行った。

また、移乗支援機器と要介護者のシミュレーションモデルを新たに作成し、検証実験と同一のパラメータによる移乗シミュレーションを行い、比較検討を行った。

シミュレーションと実験の結果には以下の知見が得られた。

1. 高齢者寸法を用いて人体リンクモデルを作成し、移乗支援機器を用いた時の人体リンクモデルの位置と移乗支援機器から受ける力のシミュレーションを行った。移乗支援機器の寸法に関するパラメータの範囲を設定し、シミュレーションした結果を解析した。
2. 移乗支援機器を利用する際には器具の着脱の必要がなく、手間はかからなかった。支持支柱長さを被験者の体格に応じて調節した実験では、抱上げ操作にかかる時間は14秒で、被験者に不安感は全くなかった。しかし、実際の要介護者の体調などを考慮した場合は、抱上げ操作を遅くするなどの調整が必要である^{(111)~(114)}。
3. 介護者負担の面では、被験者の体重の最大で約20%の引っ張力で移乗動作を行うことが可能であり、介護者への負担をかなり減少することができる。
4. 移乗支援機器を利用する際は、支持支柱長さを要介護者の体格に合わせ、移乗支援機器に抱上げ姿勢の状態、脇部に違和感を生じない長さに調節することが負担軽減において重要である。
5. 膝部支持部の位置については、足に窮屈感が生じない状態を保ち、抱上げ開始時に既に膝部が当たる場所に設置すると、要介護者への負担を軽減できる。
6. 胸部支持部の角度は小さすぎないようにする。理由としては、移乗支援機器による抱上げ過程において、体重を胸部支持部で十分支持できず、脇部への負担が大きくなるからである。本移乗支援機器の場合の最適な胸部支持部の角度は、 44° ~ 55° である。

6.2 今後の展望

本節では、本論文を通して得られた結論を踏まえ、期待できる発展研究について述べる。

まず、介護者が簡易型移乗機器を利用する際に、取り扱いが容易で手間がかからない。介護リフトや移乗介護ロボットなどに比べて、特に取り扱いを深く理解する必要性はない。また、要介護者にとっては抱き抱えられた姿勢というのは自然であり、全自動の移乗機器に対して介護者の介助が必要になるため、より安心感を感じ取ることができる。

次に、介護者が直接要介護者を抱上げる際に必要な引っ張力を 100%とした場合、移乗機器を利用することで約 20%にまで引っ張力を軽減できるので、介護者の負担を大きく軽減できる。

最後に、要介護者が簡易型移乗機器を離座した後は、脇部、胸部、膝部で体重を分散して支持することができる。実験では各部位が受ける抗力の体重に対する割合が最大で 42.37%（胸部、被験者 B）となったが、各部の負担は人の姿勢に依存するので、姿勢の特徴に応じて移乗機器の寸法のパラメータを調節し、要介護者への負担を軽減することができる。

以上のことから本研究の移乗機器の利用は容易であり、介護者、要介護者の身体負担の軽減につながる事が明らかになった。

現在、介護現場では、ベッドから車いすへの移乗や入浴介助、排泄介助などの日頃のもののような介護の殆どはかなりの体力を必要とし、多くの介護者が肩と腰を痛めることに繋がる。

そのため、多くの人が介護負担を軽減すると同時に要介護者に対する負担も少ない介護の「手」となってくれるロボットを望んでいる。ロボット技術では日本は先進国である。ロボット介護機器の開発は進み、様々なロボットが相次いで出展されている。

今後はさらに移乗機器の各支持部の調節範囲や形状、材質などを工夫し、開発した移乗機器の普及に努め、介護現場の移乗を支援したいと考える。

一方で、現状では未だコストの問題や取り扱いに対する慣れが必要なことなど、普及に向けてまだ課題がある。

したがって、現段階では精神的な面においても経済的な面においても、移乗現場での操作性、及び介護者、要介護者の負担の軽減を目指し、さらに動力や電源が不要な簡易型移乗機器は利用される可能性が高いと考えられる。

参考文献

- [1] 平成 25 年度版高齢社会白書.
- [2] 総務省, 人口推計(平成 25 年 10 月 1 日現在), 平成 26 年 4 月 15 日.
- [3] 厚生労働省「厚生白書(1998)」.
- [4] 厚生労働省「職場における腰痛発生状況の分析について」(2008).
- [5] 岩切一幸, 高橋生也, 外山みどり, 平田衛, 久永直見: 高齢者介護施設における介護機器の使用状況とその問題点, 産業衛生学雑誌, 49 巻, (2007), p12-20.
- [6] 横関利子, 渡辺順子, 牧田光代, 蓮村幸兌, 浜野美代子, 藤波襄二, 特別養護老人ホーム介護者の勤務および介護動作別作業強度, 日本衛生学雑誌, Vol. 52, No. 3, (1997-1998), pp567-573.
- [7] 熊谷信二, 田井中秀嗣, 宮島啓子, 宮野直子, 小坂淳子, 田淵武夫, 赤阪進, 小坂博, 吉田仁, 富岡公子, 織田肇, 高齢者介護施設における介護労働者の腰部負担, 産業衛生学雑誌 47(4), (2005), 131-138.
- [8] 伊藤友一, 武田陽公, 介護士の職業性腰痛の実態調査, 日本腰痛学会雑誌 10(1), (2004), pp95-99.
- [9] 職場における腰痛予防対策指針の改訂及びその普及に関する検討会報告書, pp13, 平成 25 年 6 月 18 日
- [10] 富岡 公子, 松永 一朗, 大阪府内新設介護老人福祉施設における筋骨格系障害の実態-施設責任者の把握状況とアンケート調査による職員の訴え-, 産業衛生学雑誌 49(5),(2007), pp216-222.
- [11] 北西正光, 名島将浩, 看護業務従事者における腰痛の疫学的検討, 日本腰痛会誌,1(1), (1995), pp13-16.
- [12] 富岡公子, 新設介護老人福祉施設における介護労働者の腰痛問題に関する検討, 産業衛生学雑誌, 50, (2008), pp86-91.
- [13] 中央労働災害防止協会,介護事業・運送事業における腰痛予防テキスト作成委員会:介護業務で働く人のための腰痛予防のポイントとエクササイズ,平成 22 年 10 月.
- [14] 西條富美代, 峯島孝雄, 谷口敬道, 主観的な負担度および体幹と下肢の回旋角度によるリフティング動作の分析, 理学療法科学 14(1), (1999), pp19-23.
- [15] 社団法人 八日会 ホームページ <http://www.fujimoto.or.jp/tip>

medicine/lecture-82/index.php

- [16] 成田若奈, 吉原真紀, 古山智子, 佐々木誠, 片麻痺患者における片肘立ち位の圧中心軌跡の解析 ならびに起き上がり動作との関連について, Vol.18.No.3(2003). pp163-165.
- [17] 万治淳史, 網本和, 諸持修, 内田亮太, 脳卒中後片麻痺患者における移乗動作の動作相別時間の特性, 理学療法-臨床・研究・教育 20, (2013), pp15-19.
- [18] 伊丹君和, 藤田きみゑ, 横井和美, 久留島美紀子, 森下妙子, 豊田久美子, 寄本 明, 下野俊哉, 片麻痺模擬患者への車椅子移乗援助に関する研究: 患者の安全・安楽・自立および看護者の腰痛予防を考慮して, 人間看護学研究 1, (2004), pp19-28.
- [19] 堀越夕紀子, 小原一郎, 山崎信寿, 井上剛伸, “移乗介助動作における腰部負担の計測と評価”, 人間工学第35巻, (1999), pp296-297.
- [20] 吉川貴士, 高井由佳, 後藤彰彦, 濱田泰以, 移乗介護動作に及ぼす骨盤ベルトの影響, 人間工学, Vol. 49, (2013), pp226-227.
- [21] 前川泰子, 汐崎陽, 真嶋由貴恵, 介護業務における表面筋電図からの腰部のひねり動作と筋負荷の関係(生体工学)電子情報通信学会論文誌. D, 情報・システム J93-D(11), (2010), pp2538-2547.
- [22] 前川泰子, 汐崎陽, 真嶋由貴恵, 看護ケアにおける腰部ひねりとその負荷の視覚化の試み, 電子情報通信学会技術研究報告. ET, 教育工学 111(39),(2011), pp81-85.
- [23] 厚生労働省:職場における腰痛予防対策指針, 平成 25 年 6 月 18 日.
- [24] 長澤夏子, 渡辺仁史, 勝平純司, 山本澄子, 在宅介護での移乗動作による腰部負荷の分析: 加齢対応住宅における腰部負担軽減を目的とした動作寸法体系の研究 その 3, 日本建築学会計画系論文集 (613), (2007), 81-87.
- [25] 公益財団法人, 介護労働安定センター: 介護労働の現状について, 平成 24 年度介護労働実態調査. H25.8.16.
- [26] 井上由里, 長倉寿子, 上杉雅之, 小枝英輝, 成瀬進, 宮崎純弥, 介護職員の腰痛の強さおよび機能障害と健康関連 QOL の関係, 理学療法科学 27 (1), (2012), pp11-13.
- [27] OSHA. Guidelines for Nursing Homes, Ergonomics for the Prevention of Musculoskeletal Disorders. USA. 2003
- [28] NIOSH. Safe Lifting and Movement of Nursing Home Residents. USA. 2006.
- [29] HSE. Handling Home Care, Achieving safe, efficient and positive outcomes for care workers and clients. UK. 2001.
- [30] Reducing back stress to nursing personnel: an ergonomic intervention in a nursing home. Ergonomics. 1992, 35, pp1353-1375.

- [31] Effectiveness of overhead lifting devices in reducing the risk of injury to care staff in extended care facilities. *Ergonomics*. 2005, 48, pp187-199.
- [32] Garg, A., Owen, B., Beller, D. and Banaag, J.: A biomechanical and ergonomic evaluation of patient transferring tasks: wheelchair to shower chair and shower chair to wheelchair, *ERGONOMICS*, Vol.34,(1991),pp.407-419.
- [33] Garg, A., Owen, B., Beller, D. and Banaag, J.: A biomechanical and ergonomic evaluation of patient transferring tasks: bed to wheelchair and wheelchair to bed, *ERGONOMICS*, Vol.34,(1991),pp.289-31219.
- [34] Bostelman, R. and Albus, J., A Multipurpose Robotic Wheelchair and Rehabilitation Device for the Home, *Proc. of the IEEE/RS-J Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, 2007, pp.3348-3353.
- [35] 坂本雄祐, 井 剛伸, 石渡利奈, 堀房子, 山崎信寿, 川本貴志, 鎌田実, 小竹元基, 介助負担の長時間計測とその評価に関する研究, 日本機械学会, 福祉工学シンポジウム講演論文集 2006, pp126-129.
- [36] 平井達也, 島田裕之, 牧公子, 梅木将史, 関谷真紀子, 壹岐英正, 岩田容子, 施設入所高齢者の移乗による転倒要因調査に関する多施設間研究 : 転倒回避能力評価の有用性(平成 23 年度研究助成報告書), *理学療法学* 40(2), (2013), pp134-135.
- [37] パラマウントベッド ホームページ :
<http://www.paramount.co.jp/contents/810>
- [38] 秋谷直矩, 丹羽仁史, 坪田寿夫, 鶴田幸恵, 葛岡英明, 電子情報通信学会論文誌 D, 介護ロボット開発に向けた高齢者介護施設における相互行為の社会学的分析, Vol.J90-D,No.3, (2007). pp798-807.
- [39] 小田島正, 大西正輝, 田原健二, 向井利春, 平野慎也, 羅志偉, 細江繁幸, 抱え上げ動作による移乗作業を目的とした介護支援ロボット研究用プラットフォーム“RI-MAN”の開発と評価, *日本ロボット学会誌*, Vol.25, No.4, No.4, (2007). pp554-565.
- [40] パラマウントベッド株式会社
<http://www.paramount.co.jp/product/detail/index/30/2989>
- [41] パラマウントベッド株式会社
<http://www.paramount.co.jp/product/detail/index/20/2674>
- [42] 富岡公子, 樋口由美, 眞藤英恵, 福祉用具の有効性に関する介護作業負担の比較研究, 福祉用具使用の有無および作業姿勢の適正 , *産業衛生学雑誌* 49(4), (2007), pp113-121.
- [43] 茂木 伸之, 安田 智美, 三澤 哲夫, 補助具使用と介護動作に関する実験的研究, *労働科学*, Vol. 88, No. 3, (2012). pp81-93.

- [44] 勝平純司,富田早基,原口辰也他, 移乗補助具の使用, 種類, 使用姿位の違いが移乗介助動作時の腰部負担に与える影響, 一般社団法人 日本人間工学会, 46(2), (2010), pp157-165.
- [45] 鉄スマイルサプライ 株式会社 <http://www.k-smile-sup.com/>
- [46] (株)ハーツエイコー :
http://www.wellnet-labo.co.jp/other.html#item_komawari
- [47] 壬生尚美, 後藤真澄, 佐分行子, 浅野恵美, 今井七重, 寺嶋正己 : 移乗介助動作による要介護者・介護者の負担軽減に関する研究, 介護福祉学 17(1), (2010), pp76-84.
- [48] 藤澤正一郎, 上田喜敏 : 人間工学的視点から見た安全な患者介助, ライフサポート, Vol. 22, No.2, (2010). pp9-12.
- [49] フランスベッド株式会社,
<http://kaigo-takuhai.com/special/10point/ijo/points/06.html>
- [50] 井上剛伸:介助用リフト使用時の介助者の腰部負担, バイオメカニズム(15), (2000), pp243-254.
- [51] 三浦 雅明 , 松寄 洋人 , 河合 俊宏 , 白石 葉子 , 山口 光子, 肢体不自由者の移乗 : リフトを用いた車いすからの移乗, 老年歯科医学 23(1),(2008), pp60-64.
- [52] 富岡公子, 栄健一郎, 保田淳子:移乗介助におけるリフトの腰部負担軽減の効果-介護者の介助技術の習得度を考慮した有効性の検証-, 産業衛生学雑誌, Vol.50. No.4(2008). pp103-110.
- [53] 森善一, 酒井徳克, 勝村薫, 介助リフトの機能を持つ車いすの開発 : 基本コンセプト, およびスケールモデルと試作機による検証, ライフサポート, Vol.50, No.3, (2011), pp108-115.
- [54] 井上 剛伸 , 山崎 信寿, 移乗介助機器使用時の身体的負担, バイオメカニズム学会誌 25(3), (2001), pp123-129.
- [55] トヨタ自動車株式会社ホームページ, <http://www.toyota.co.jp/>
- [56] 高木宗谷, 歩行・介護支援パートナーロボットの開発, 日本ロボット学会誌 Vol. 30, No. 10, (2012), pp1002-1003.
- [57] CYBERDYNE 株式会社ホームページ, <http://www.cyberdyne.jp/>
- [58] 渡邊大貴, 田中直樹, 金森毅繁, 斉藤秀之, 長澤俊郎, 小関迪, 山海嘉之, 柳久子, ロボットスーツHAL® (Hybrid Assistive Limb®) 福祉用の臨床応用にむけた症例研究, 理学療法科学 27 (6), (2012), pp723-729.
- [59] 佐藤帆紡, 川畑共良, 田中文英, 山海嘉之, ロボットスーツ HAL による移乗介助動作の支援, 日本機械学会論文集(C編), 76(762), (2010), pp.227-235.
- [60] 独立行政法人理化学研究所 理研-東海ゴム人間共存ロボット連携センターホー

ムページ, <http://rtc.nagoya.riken.jp/RIBA/>

- [61] 向井利春, 平野慎也, 中島弘道, 境田右軌, 介護支援ロボットRIBAの安全対策と移乗作業の実現, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集, (2010), 1A1-E24(1).
- [62] 佐藤侑, 郭土傑, 稲田誠生, 向井利春, 介護支援ロボット **RIBA-II** の動作設計と評価実験, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.78, No.789, (2012), pp1899-1912.
- [63] 岩切一幸, 高橋生也, 外山みどり, 平田衛, 久永直見: 高齢者介護施設における介護機器の使用状況とその問題点, 産業衛生学雑誌, 49 巻, pp12-20, 2007.1.20.
- [64] 倉野隆文: 介護用移乗支援装置の開発, 修士論文.
- [65] 石川敦丈, 高橋良彦, 自立排泄支援を目的とした移乗ロボットシステム, 日本機械学会関東支部総会講演会講演論文集 2003(9), (2003), pp135-136.
- [66] 伊丹君和, 安田寿彦, 豊田久美子, 石田英實, 久留島美紀子, 藤田きみゑ, 田中勝之, 森脇克巳, 下肢の支持性が低下した人に対する移乗サポートロボットを用いた立ち上がり動作の検証, 人間看護学研究 2, (2005), pp1-12.
- [67] 伊丹君和, 安田寿彦, 豊田久美子, 石田英實, 久留島美紀子, 藤田きみゑ, 田中勝之, 森脇克巳, 下肢の支持性が低下した人に対する移乗動作の身体的・心理的負担の評価, 人間看護学研究 3, (2006), pp11-21.
- [68] 原毅, 吉松竜貴, 久保晃, 高齢慢性期患者における座位での下肢荷重力と移乗動作自立度の関連性について, 理学療法科学 24 (2), (2009), pp201-204.
- [69] 原毅, 久保晃, 座位下肢荷重力を用いた障害高齢者の移乗動作自立度判定, 日本老年医学会雑誌 47(2), (2010), pp153-157.
- [70] 浅川康吉, 池添冬芽, 羽崎完, 黒木裕士, 河野一郎, 神先秀人, 高齢者における下肢筋力と起居・移動動作能力の関連性, 理学療法学 24(4), (1997), pp248-253.
- [71] 辻大士, 大藏倫博, 田中喜代次, 中年・高齢期女性の椅子立ち上がり動作時の地面反力と年齢との関連, 日本運動生理学雑誌 18(1),(2011), pp21-29,
- [72] 住居広士, 塩川満久, 國定美香, 日高正巳, 宇野真智子, 山岡喜美子, 松本百合美, 武田瑠美子, 三宅恵子, 三浦美子, 移乗介護におけるベッドからの車椅子設定角度のバイオメカニクス解析, 広島県立保健福祉大学誌人間と科学 5(1), (2005), pp97-107.
- [73] 松井健, 小林培男, 岡川暁, 筋電図と映像分析からみた介助動作の特徴・体位変換動作と車椅子移乗動作について, 日本福祉大学情報社会科学論集第11巻, (2007), pp1-14
- [74] 小山猛, 山藤和男, 田中孝之, 介護用装着型ヒューマン・アシスト装置に関する

- る研究：第1報，コンセプト，システム設計と実機の開発，日本機械学会論文集. C編 66(651), (2000), pp3679-3684.
- [75] 久保晃，啓利英樹，前腕長と下腿長を用いた高齢者の身体推定，理学療法科学 22(1), (2007), pp115-118.
- [76] 星文彦，山中正紀，高橋正明，高齢者の椅子からの立ち上がり動作パターンと重心動揺，北海道大学医療技術短期大学部紀要 8,(1995), pp81-87.
- [77] 小島悟，武田秀勝，高齢者の椅子からの立ち上がり動作：立ち上がり動作能力の低下した高齢者の動作パターン，理学療法科学, Vol. 13, No. 2, (1998), pp85-88.
- [78] 境田右軌，増田大樹，中後大輔，池浦良淳，介護ロボット適用へ向けた移乗介護動作の解析，ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2009, 1A1-M11(1) M11(2).
- [79] 高橋良彦，真鍋剛，高橋勝美 [他]，畠山卓朗，自立移乗支援システム開発を目的とした人体と移乗支援システムに加わる負荷測定実験(機械力学,計測,自動制御)，日本機械学会論文集. C編 68(674), (2002), pp2977-2983.
- [80] 安田寿彦，林琢磨，伊丹君和，田中勝之，豊田久美子，石田英實，自立支援型移乗介助ロボットの研究 第2報：移乗介助ロボットによる立ち上がり動作終了姿勢の評価，福祉工学シンポジウム講演論文集，(2005), 213-216.
- [81] 丸尾純平，安田寿彦，石田祐史，虎谷佑一，伊丹君和，自立支援型移乗介助ロボットの研究 第9報：被介助者による姿勢操作機能の検討，ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集，(2011), 2P2-E08(1)-(4).
- [82] 敦賀健志，井野秀一，伊福部達，佐藤満，田中敏明，泉隆，MH アクチュエータを用いた移乗介助機器の評価試験，バイオエンジニアリング学術講演会・セミナー講演論文集 2000(11), (2000), pp89-90.
- [83] 金子純一郎，黒澤和生，谷浩明，丸山仁司，起き上がり動作に関する上肢の動作開始位置の検討，理学療法学 27(5), (2000), pp157-161.
- [84] 木下功士，小泉邦雄，佐々木基文，笹木亮，被介護者の姿勢を調節できる抱上げ型移乗機器の開発，日本機械学会，2002.11.
- [85] 野口周華，白濱史朗，大瀧秀一，大園成夫，移乗介護動作の解析とその機器への応用，ハイテク・リサーチ・センター研究報告，(2003), pp.29-32.
- [86] 岡西哲夫，運動機能より：高齢者の移乗・移動動作の改善をめざして，理学療法 34, (2007), pp123-125.
- [87] 松尾清美，介助機器を用いた介助負担の軽減，バイオメカニクス学会誌, No.25, No.3, (2001). pp103-110.
- [88] 伊丹君和，看護者の腰痛予防のためのボディメカニクス自己学習支援システムの開発-ボディメカニクス活用動作の自己チェックシステムの試作と評価-, 人

- 間看護学研究, (2007), pp27-37.
- [89] 富岡公子,熊谷信二,樋口由美他, 個別ケアに取り組む高齢者介護施設の個浴の入浴介助における腰部負担および介護職員と利用者の満足度, 産業衛生学雑誌 49(2), (2007), pp54-58.
- [90] 山崎信寿, 高橋直己, 体表面長さ変化を利用した介護者腰部負担軽減衣服, バイオメカニズム (17), (2004), pp235-244.
- [91] 菅野衣美, 森昭雄, 澤田信子, サーモグラフィを用いたベッドから車椅子への移乗介護動作における上半身の筋活動の研究, 介護福祉学 8(1), (2001), pp9-15.
- [92] 木下功士, 小泉邦雄, 佐々木基文, 抱上げ移乗器具の設計法, 日本機械学会論文集(c編), 75巻 754号(2009-6).
- [93] 敦賀健志, 井野秀一, 伊福部達, 佐藤満, 田中敏明, 泉隆, 室正彦, 脇坂裕一, 高齢者のための移乗介助機器開発を目的としたヒトの動作パターンに関する研究, 電気学会論文誌, 118(3), (1998), pp239-244.
- [94] 世古俊明, 隈元庸夫, 伊藤俊一, 田邊芳恵, 信太雅洋, 吉川文博, 立ち上がり動作での前方空間の有無が体幹と下肢の筋活動におよぼす影響, 理学療法科学, Vol. 24, No. 3, (2009), pp365-368.
- [95] 初雁卓郎, 三宅徳久, 平田泰久, 小菅一弘, 人体モデルを用いた起立分類に基づく起立支援デバイスの選定手法, 日本機械学会論文集(C編)77巻 774号, (2011), pp184-193.
- [96] 社団法人人間生活工学研究センター:第 I 編データベース整備(寸法・形態特性), 平成 13 年.
- [97] 木下功士, 巽隆洋, 記州智美, 小泉邦雄, 変形 4 リンク機構による移乗介助器具の最適設計法, 福祉工学シンポジウム講演論文集 2008, pp92-95.
- [98] 丸田和夫, 立ち上がり動作時における体幹前傾姿勢の類型化, 理学療法科学 19(4), (2004), pp291-298.
- [99] 安田寿彦, 大野和宏, 石田裕史, 虎谷佑一, 田中勝之, 伊丹君和, 石田英實, 自立支援型移乗介助ロボットの研究 第 7 報: 被介助者の身体負担評価方法の提案, IIP 情報・知能・精密機器部門講演会講演論文集, (2010), pp199-202.
- [100] 木下功士, 小泉邦雄:抱上げ移乗器具の研究, 日本機械学会論文集(C編), 73巻 730号(2007-6), pp55-60.
- [101] Rolf Wirhed:目で見る動きの解剖学, 株式会社大修館書店, p13, p75, 1986.
- [102] 常定和也,西村剛史,梶原康博他, 人体リンクモデルを用いた組立作業姿勢計画手法, 日本経営工学論文誌, (2006), pp132-143.
- [103] 石井峰雄, 山本圭治郎, 兵頭和人, 完全独立型パワーアシストスーツの開発:

- 機構の改良と実用可能性(機械力学,計測,自動制御), 日本機械学会論文集. C 編 72(715), (2006), pp857-864.
- [104] 小泉邦雄, SYED MUAMMAR NAJIB SYED YUSOH, 佐々木基文, 笹木亮, 木下功士, 記州智美, 抱き上げ移乗作業支援器具の開発研究(機構および基礎解析), 福祉工学シンポジウム講演論文集 2006, pp11-14.
- [105] 木下功士, 小泉邦雄, 佐々木基文, 笹木亮, 記州智美, 抱き上げ移乗器具の抱き上げ行程解析, 一般社団法人日本機械学会, 福祉工学シンポジウム講演論文集 2005, pp135-138.
- [106] 湯海鵬, 豊島進太郎, 星川保, 川端昭夫, 車椅子への移乗介護動作に関する運動学的分析研究, バイオメカニズム学会誌 27(1), (2003), pp37-42.
- [107] 田丸朋子, 阿曾洋子, 伊部亜希, 本多容子, 木村静, 鈴木みゆき, 徳重あつ子, 細見明代, 移動援助時におけるベッドの高さの違いが患者におよぼす影響について: 頸部後屈角度・心拍数の観点から, 日本看護研究学会雑誌 33(5), (2010), pp25-32
- [108] 谷内幸喜, 健常中高齢者における座位姿勢の変化が立ち上がり動作に及ぼす影響: 座面高別による検討, 大阪物療大学紀要 1, (2013), pp33-45.
- [109] 芹田透, 丸山仁司, 加藤宗規, 菅沼一男, 榊原僚子, 増田紗嘉, 伊藤裕介, 椅子から立ち上がり動作・座り動作における体幹前傾角度, 下腿前傾角度, 動作速度の関連についての検討, 理学療法科学, Vol. 26, No. 4, (2011), pp483-488
- [110] 清水智人, 宮崎純弥, タイプの異なる椅子が立ち上がり時の筋活動に与える影響, 理学療法 - 臨床・研究・教育, Vol. 20, No. 1, (2013), pp43-46.
- [111] 八谷瑞紀, 村田伸, 新郷修二, 大田尾浩, 高齢者における起き上がり動作能力と身体機能との関連, 理学療法科学 25(2), (2010), pp271-274.
- [112] 岩瀬弘明, 村田伸, 宮崎純弥, 大田尾浩, 堀江淳, 床から立ち上がる動作の過程で四つ這いを取るか否かに影響を及ぼす要因, ヘルスプロモーション理学療法研究, Vol. 2, No. 3, (2012), pp101-106.
- [113] 鈴木貴, 高橋良彦, 小淵陽助, 高橋勝美, 坂元孝子, 松田肇, 堂園晶, 小沼洋介, 自立型移乗支援ロボットにおける動作解析, 福祉工学シンポジウム講演論文集 2004, (2004), pp185-188.
- [114] 松本百合美, 河村顕治, 塩川満久, 住居広士, 3次元動作解析と床反力によるベッドから車椅子への移乗介護の構成動作の分析, 介護福祉学 17(2), (2010), pp146-154.

謝辞

本研究を進めるにあたり、ご指導を賜った横浜国立大学 高田 一 教授に深く感謝の意を表し、熱くお礼を申し上げます。また、ご多忙の中、有益かつ多大なる助言を頂いた元横浜国立大学 柴田 碧 教授に厚く御礼申し上げます。

機会ある度に多くの面でご指導、ご協力頂いた高田研究室 松浦 慶総 特別研究教員に厚く御礼申し上げます。

そして本研究を進めるにあたり、日頃からご指導、ご協力を頂いた高田研究室大学院生の、ヌル・ハズワニ，毛 陽雲，鮎川修平，小嶋祐樹，須長雅貴，山田洋介，遠藤浩太，相良 泰，佐藤裕和，の各氏、学部生の、三箇直宏，二之宮侑樹，山口大輝，藤井智崇，大森友寛，の各氏に深く感謝いたします。

また、貴重なお時間を頂き審査を務めて頂いた横浜国立大学大学院真田 一志教授，佐藤 恭一教授，前田 雄介准教授，加藤 龍准教授に深く感謝の意を表し，厚く御礼を申し上げます。