

博士論文

足底情報による椅子からの
立ち上がり動作の推定に関する研究

杉村 行信

九州工業大学 大学院生命体工学研究科 生体機能専攻

目次

第1章 序論	1
1.1 研究の背景	1
1.2 研究の目的	3
1.3 研究の有用性	3
1.4 本論文の構成	3
参考文献	5
第2章 立ち上がり動作と動作推定方法の提案	6
2.1 はじめに	6
2.2 立ち上がり動作に関する研究	6
2.2.1 従来の研究の分類	6
2.2.2 椅子からの立ち上がり動作の動作研究に関する研究	8
2.2.3 椅子からの立ち上がり動作の動作支援に関する研究	13
2.3 足底情報を用いた動作推定の提案	15
2.4 足底情報計測装置	18
2.4.1 データ取得法	18
2.4.2 システムの構成	21
2.4.3 VRF と COP の算出方法	23
2.5 まとめ	24
参考文献	25
第3章 椅子からの立ち上がり動作における身体位置の推定	27
3.1 はじめに	27
3.2 計測装置	27
3.3 実験条件・方法	29
3.3.1 被験者	29
3.3.2 立ち上がり動作の条件	29
3.3.3 計測装置の配置と身体位置の定義	32
3.4 実験結果	33
3.4.1 相分け	33
3.4.2 COP と頭部・腰部の前後方向との関係	33
3.4.3 VRF と頭部・腰部の上下方向との関係	43
3.5 足底情報による身体位置推定に関する考察	51

3.6	まとめ	58
	参考文献	59
第4章	椅子からの立ち上がり動作の身体に作用する力の推定	60
4.1	はじめに	60
4.2	計測装置	61
4.2.1	計測システムの構成	61
4.2.2	臀部持ち上げ装置	62
4.3	臀部離床のタイミングの推定と臀部を持ち上げる力の算出	63
4.3.1	実験目的	63
4.3.2	実験条件・方法	63
4.3.3	実験結果・考察	64
4.4	臀部を持ち上げる力の実測	69
4.4.1	実験目的	69
4.4.2	実験条件・方法	69
4.4.3	実験結果・考察	70
4.5	まとめ	74
	参考文献	75
第5章	高齢者の立ち上がり動作の推定と解析	76
5.1	はじめに	76
5.2	被験者	76
5.3	実験条件・方法	76
5.4	足底のVRFと腰部の上下方向の位置の関係	78
5.5	腰部の上下方向の位置推定に関する考察	82
5.6	臀部離床のタイミング	87
5.7	まとめ	89
	参考文献	90
第6章	結論	91
	謝辞	93
	研究業績目録	94

第1章 序論

1.1 研究の背景

我が国では、人口の高齢化が他の先進諸国と比較して、極めて急速である。高齢者人口は平成 32(2020)年まで急速に増加し、その後はおおむね安定的に推移すると見込まれている。一方で、総人口が平成 18(2006)年にピークを迎えた後、減少に転じることから、高齢化率は上昇を続け、27(2015)年には高齢化率が 26.0%，62(2050)年には 35.7%に達し、国民の約 3 人に 1 人が 65 歳以上の高齢者という極めて高齢化の進んだ社会の到来が見込まれている。高齢者人口のうち、65～74 歳までの前期高齢者人口は平成 28(2016)年をピークにその後は減少に転じる一方、75 歳以上の後期高齢者人口は増加を続け、30(2018)年には前期高齢者人口を上回るものと見込まれている（図 1 参照）[1]。

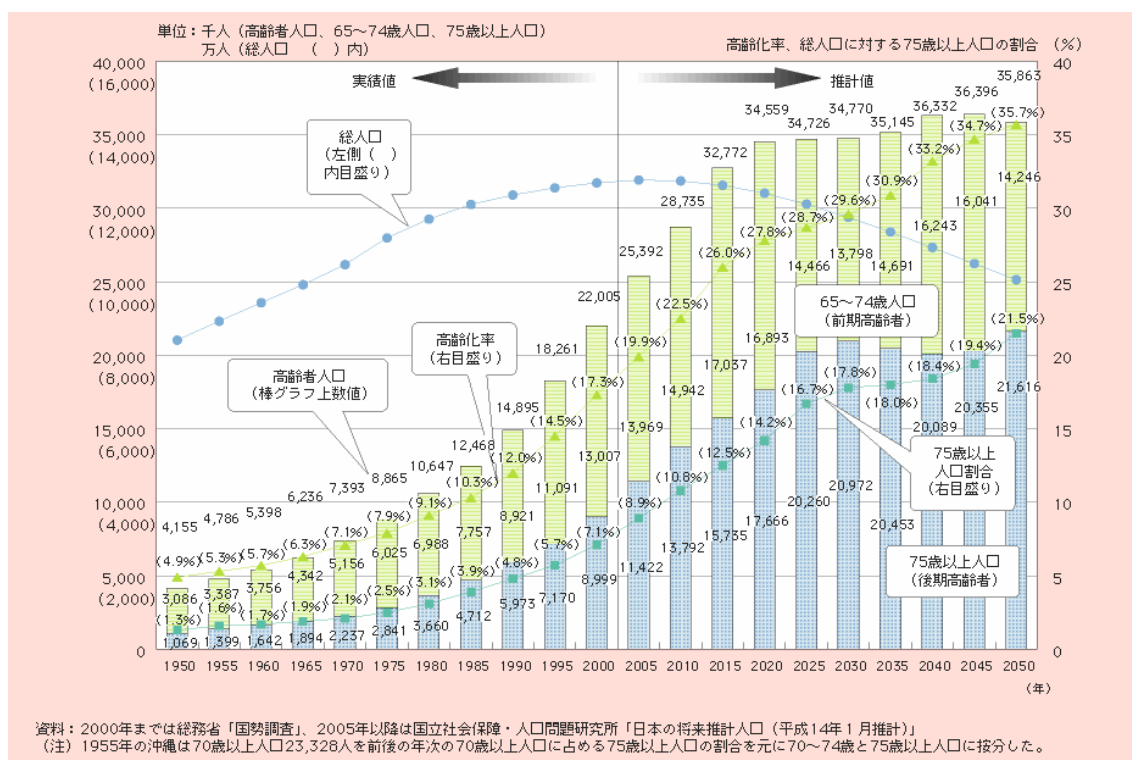


図 1-1. 高齢者人口の推移（平成 18 年度版高齢者白書）

誰にも訪れる加齢に対し、活力ある高齢社会の構築を目指し、高齢化への対応を早急に図ることが大切である。対応策としては、高齢社会対策基本法に基づいて、高齢者の就業及び所得、健康及び福祉、学習及び社会参加、生活環境などの推進が行われている。しかし、健康及び福祉に関しては、高齢者医療、介護サービス、リハビリテーションの改善が行われているが、福祉機器を用いた高齢者の生活の向上はまだ充分には考慮されていない。

例えば、高齢者は、筋肉の萎縮および平衡感覚の低下により、椅子やベッドからの立ち上がり動作や歩行が困難になる場合がある[2]。これらの動作は生活の基本動作であるため、生活全般において不自由を強いられることが多くなる。解決方法として、高齢者の筋肉を鍛えるため、椅子からの立ち上がり動作の訓練を行う例がある[3]。2ヶ月間の訓練を行った結果、高齢者の大腿四頭筋などの筋力が増大し、立ち上がり動作や歩行能力が増大した。しかし、本人が意志を強く持って、訓練を継続的に行わなければならないため、全ての高齢者に対応できるわけではない。そのため、長期の訓練の必要がなく、いつでも必要な時に利用できる福祉機器の支援が必要である。そこで、我々は高齢者の日常生活において、必要不可欠な動作である椅子からの立ち上がり動作を支援したいと考えた。

現在、立ち上がり動作が困難な高齢者や障害者のために、様々な支援装置が考案され、開発されている。例えば、立ち上がり動作や歩行を支援するため、外骨格型のパワーアシスト装置の研究がある[4]。従来に比べ、持ち運びが可能で、比較的軽量なパワーアシスト装置であり、アシストしたい身体部位に必要な力を与えて動作を支援することができる。しかし、ヒトの動作に合わせた支援を行わないと、無理な動作を強いることになり、使用者が不快や苦痛をとまなうことになる。この研究では、入力情報として筋電を用いることで、現在の動作状態を把握し、使用者の身体に負荷がかからないような制御を行っているが、まだ問題の解決には至っていない。このように、立ち上がり動作を支援する際、使用者の現在の動作状態を把握し、使用者の動きに合わせたアシストを行う必要がある。

使用者の身体位置を計測するためには、モーションキャプチャシステムなどが必要である。モーションキャプチャシステムを利用すれば、動作状態を把握する要素の1つである「身体位置」を簡単に計測できる。しかし、モーションキャプチャシステムは、マーカを身体各部に取り付けなければならないため、使用者に不快感を与えることがある。また、カメラを用いるため、測定場所が限定されてしまうなどの問題もある。

ここで、椅子からの立ち上がり動作を考える。立ち上がり動作において、臀部が離床するまでは臀部と足底の両方の反力が変化するが、臀部離床後は足底の反力のみが変化する。臀部の反力の変化は、主に臀部が離床するまでの上体の動作によるものである。もし、臀部の反力を除き、足底の反力のみで立ち上がり動作の推定ができれば、足底情報のみを計測すれば良いことになる。足底情報のみの計測であれば、例えば靴底にセンサを埋め込むなどの方法を用いることで、計測対象者に不快な思いをさせずに済むと考えられる。また、他の研究例として、高齢者の転倒を未然に防ぐ目的で、足底情報から立位時の姿勢のバランスを制御する研究がある[5]。このように、足底情報と身体の動作はお互いに影響し合う

関係にあることから、足底情報を用いた動作状態の把握が可能であると考えた。

そこで、本研究では、使用者の現在の身体動作を把握し、日常生活でも使用可能な立ち上がり支援装置実現のために、使用者を不快にせず、計測場所の制限のない動作推定方法の確立を目指すことにした。

1.2 研究の目的

本論文の目的は、椅子からの立ち上がり動作における、足底情報と身体動作との関係を求め、動作推定を行うことである。具体的には、足底情報として「COP (Center of Pressure)」・「VRF (Vertical Reaction Force)」を、身体動作の状態を表す要素として「身体位置」・「身体に作用する力」を用い、足底情報と身体動作との関係を求める。そして、足底情報から身体動作の推定を試みる。

ここで、足底情報の COP とは足底の圧力中心、VRF とは足底が床を押す力の垂直方向の反力（垂直床反力）のことである。

1.3 研究の有用性

研究成果により、足底情報と動作状態との関係が明らかになれば、簡単に動作解析を行うことができ、病院などの特定場所ではなく日常生活における動作解析が可能になると考えている。また、立ち上がり動作を推定できることで、立ち上がり支援装置を使用者の動きに合わせて制御することが可能となる。この考え方をを用いることで、人の動作に対して親和性の高い機器開発を行うことができると考えている。

1.4 本論文の構成

本論文の構成は次の通りである。

第1章は、本研究の意義・目的・有用性について述べた。

第2章では、立ち上がり動作に関する研究について、従来の研究をそれぞれの研究分野に分類し、その中で、椅子からの立ち上がり動作に関する研究、動作計測に関する研究についての現状と問題点を述べる。最後に、我々が提案する足底情報計測装置と動作推定方法について言及する。

第3章以降からは、実験結果について述べる。まず、第3章では、足底情報から、身体位置の推定を行うため、椅子からの立ち上がり動作の実験を行う。そして、実験結果より、足底情報と身体位置との関係性、及び足底情報を用いた身体位置推定手法について述べる。

第4章では、足底情報から、椅子からの立ち上がり動作における、身体部位に作用する力の推定を行うため、臀部を持ち上げる実験を行う。そして、実験結果より、臀部離床時

に臀部に作用する力の推定方法について述べる.

第5章では, 第3・4章で得られた実験結果と推定手法が, 高齢者の椅子からの立ち上がり動作に適用できるかどうか, 検討を行う.

第6章では, 本論文の内容を章毎にわけてまとめる.

参考文献

- [1] 内閣府：高齢者白書，平成 17 年度版
- [2] 浅井友詞：高齢者の筋力とバランスについて，理学療法学，第 33 巻第 4 号，pp. 187-190，2006
- [3] 西本勝夫，中村昌司，今井智弘，田中繁宏，藤本繁夫：椅子からの立ち上がり動作」を用いた訓練効果の検討—後期高齢女性の下肢筋機能，重心動揺および歩行能力への影響—，理学療法学，第 14 巻第 4 号，pp. 181-187，1999
- [4] 河本浩明，山海嘉之：人間の運動特性に基づいたパワーアシストシステムのための定量的運動制御解析手法，日本機会学会論文集(C編)，70 巻，692 号，pp. 227-235，2004
- [5] 井上伸一，斎藤健治，甲斐今日子：転倒予防トレーニングの効果を評価するための身体重心動揺測定の有効性，第 21 回生体・生理工学シンポジウム論文集，pp. 415-416，2006

第2章 立ち上がり動作と動作推定方法の提案

2.1 はじめに

この章では、立ち上がり動作に関する研究の現状と、それらの問題点について述べる。そして、我々が提案する足底情報を用いた、立ち上がり動作の推定方法について述べる。

2.2 では、立ち上がり動作に関する研究の分類を行い、分類した研究について、その内容と問題点について述べる。2.3 では、我々が提案する足底情報を用いた動作推定方法について述べる。2.4 では、作製した足底情報計測装置について説明する。2.5 では、本章をまとめる。

2.2 立ち上がり動作に関する研究

2.2.1 従来の研究の分類

立ち上がり動作に関する研究を分類したものを図 2-1 に示す。図 2-1 に示すように、立ち上がり動作は、立ち上がる手段により、床や畳からの立ち上がり動作、椅子からの立ち上がり動作に分類できる。

床や畳からの立ち上がり動作は、床面や畳に対して様々な身体接触面の状態から、重心位置を高く持ち上げる動作である。この動作は、高齢者や障害者にとって、非常に不安定な動作である。高齢者の床や畳、和室の布団からの立ち上がり動作に注目した研究では、高齢者が畳から楽に立ち上がることができるような、手つき台や手すりについて検討している[1]。しかし、動作が多岐にわたるため、必ずしも提案した手つき台や手すりが高齢者に有用かどうかは言及されていない。このように、床・畳などからの立ち上がりに関する研究は、動作が多岐に渡るため、動作の分類が難しく、動作の計測や解析が主な研究となっているのが現状である[2] [3]。

一方、椅子からの立ち上がり動作に関する研究は、日常生活における基本動作であるため、今までに多くの研究が行われている。しかし、椅子からの立ち上がり動作も多岐にわたり、椅子の種類が異なる場合や椅子の高さが異なる場合がある。椅子以外にも、浴槽、ベッド、便器などから立ち上がる場合がある。また、立ち上がるという動作目的は同じでも、手すりや杖を用いる場合もある。そのため、様々な条件で、椅子からの立ち上がり動作の研究が行われている。

椅子からの立ち上がり動作の研究をさらに分類すると、図 2-1 に示すように、動作計測の他に、支援装置の開発研究、既存の支援装置の評価、立ち上がり動作の訓練に関する研究にわけることができると考える。さらに、動作計測に関する研究については、立ち上が

り動作の解析，動作推定に関する研究に分類でき，支援装置の開発に関する研究は，パワーアシストの手段により，椅子型，下肢装着型，上体支持型，軽量型などに分類できる。

既存の支援装置に関しては，今までに開発された立ち上がり支援装置の評価を行う研究である[4]．動作計測と，動作支援に関する研究については，次章でさらに詳しく述べる．

その他に，椅子からの立ち上がり動作の訓練に関して，筋肉トレーニングによる立ち上がり動作の効果を調べた研究がある[5]．この研究では，高齢になると，筋肉が減少するため，代謝が低下し，体脂肪が蓄積しやすくなり，生活習慣病や，脳血管疾患などが発生しやすくなることを防ぐため，筋肉を鍛えることで，筋肉の機能回復や能力の維持・改善を助ける目的で訓練を行った．しかし，筋肉トレーニングは全ての方に有効ではなく，健康状態によっては行えない場合もある．また，比較的継続して運動を行わなければならない，運動を開始してから1年以内にやめてしまうこともあるという報告もある[6]．

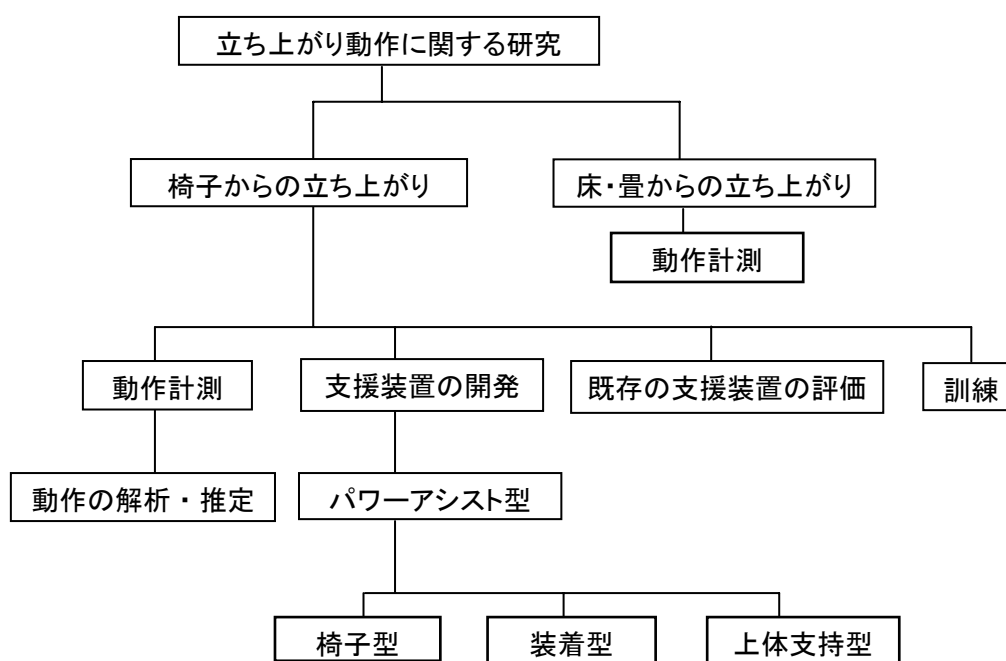


図 2-1. 立ち上がり動作に関する研究の分類

2.2.2 椅子からの立ち上がり動作の動作計測に関する研究

椅子からの立ち上がり動作の動作計測に関する研究について、さらに詳しく述べる。表 2-1 に主な計測方法と計測が行われていた年代について示す[7]。

表 2-1 各年代における立ち上がり動作の計測方法

年代	計測方法
1980以前	シネフィルム
1980	光学的計測方式 電気角度計測
1990以降	床反力による運動学的な計測 EMGによる計測

動作の計測は、1970 年代頃から行われており、その歴史は計測装置の発展とともに行われてきたとも言える。1980 年代後半には、映像による計測として、シネフィルムが運動解析に用いられるようになった（図 2-2 参照）。その後、立ち上がり動作の計測などにも用いられた。1980 年代以降は、コンピュータの性能が向上して、計測装置は飛躍的に進化した。これにより、二次元解析から三次元解析に発展を遂げた。

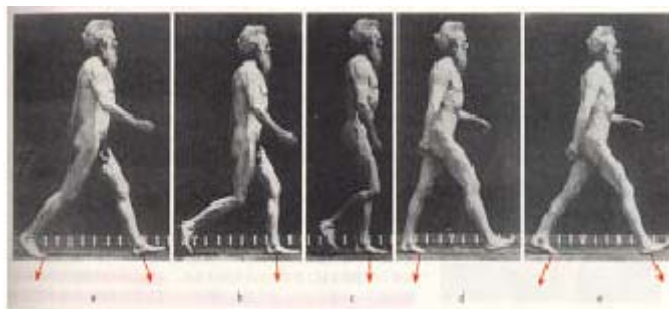


図 2-2. Muybridge の写真法

近年では、三次元解析として、身体の動作計測には、モーションキャプチャシステムがよく利用される。図 2-3 に、光学式モーションキャプチャシステムの 1 例 (ANIMA 社) を示す [8]。



図 2-3. モーションキャプチャシステムの例 (ANIMA 社)

光学式モーションキャプチャシステムは、赤外線を用い計測空間のマーカを複数のカメラで撮影し、画像処理を行い、三次元のデータを計測するものが一般的である。この数年では、データ処理に関する労力と時間は削減されたが、以前は計測後のデータ処理や演算処理にいくつかのステップを踏む必要があり、多大な時間を労した。このように、現在でもモーションキャプチャシステムの解析には手間が掛かる場合がある。

また、上記の問題点の他、モーションキャプチャのシステムを揃えるのに比較的高価な費用を要すること、体の様々な位置にマーカを着用しなければならないこと、計測するエリアの環境を整える必要があること（なるべく暗所で計測するなど）が問題点として挙げられる。これらの問題に対し、最近の研究では、1 台の CCD カメラと球形のマーカを用い、画像上でのマーカの大きさに関する情報から距離を計算することにより、3 次元位置を推定する方法などの研究がある [9]。しかし、まだ全ての問題解決には至っていないのが現状である。

他に、立ち上がり動作の計測手法として、床反力による計測がある。1990 年以降は、身体位置の計測手法と合わせて床反力による計測も行われるようになった。図 2-4 にフォースプレートの例を示す [10]。



図 2-4. フォースプレートの例（国立スポーツ科学センター）

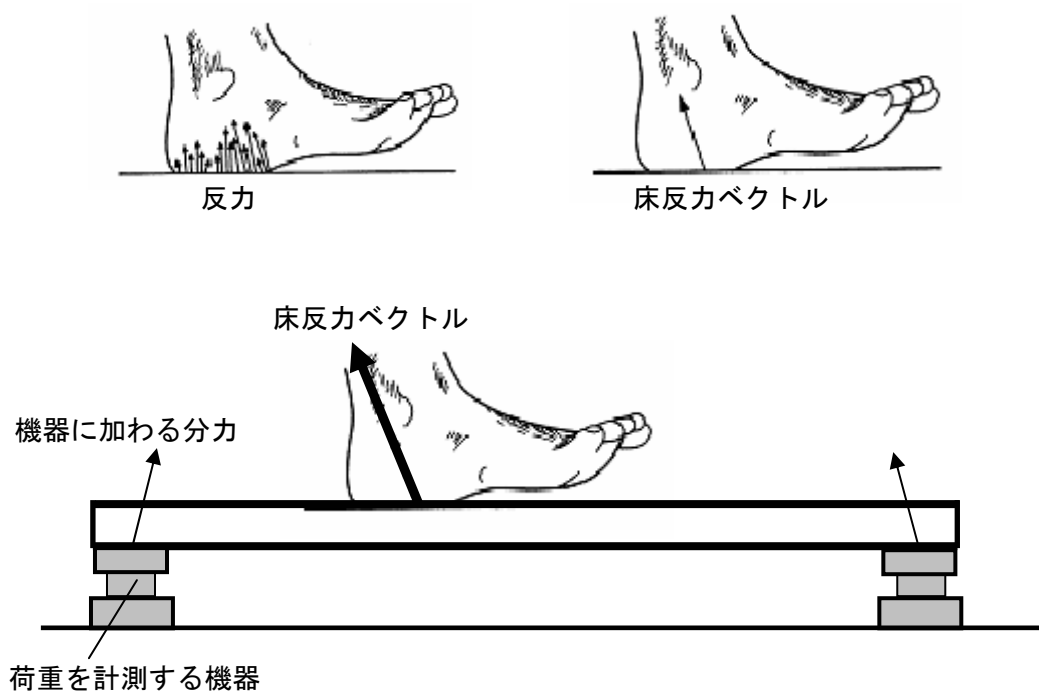


図 2-5. 床反力，フォースプレートの原理

(<http://www2.hwe.oita-u.ac.jp/~ikeuchilab/dwalk.htm>)

フォースプレートは、床反力計とも言われる。フォースプレートでは、使用者の足が床面に触れると、接触した部分の床から反力が作用する（図 2-5 参照）。この時、床と足の接触面に分布している反力の合力をひとつのベクトルとする。このベクトルを床反力ベクトル、または単に床反力と呼ぶ。床反力は、椅子からの立ち上がり動作はもちろんのこと、歩行動作の際に、身体に作用する力学的特性を調べる時に利用できる。床反力は、図 2-5 のように、平坦な台の四隅の 4 点、もしくは 3 点の荷重を計測できる機器で測定する[11]。各点で計測される荷重から、足と床に作用する力を求める。荷重を計測する機器には、歪みゲージや、圧電素子が用いられる。フォースプレートは、足底の床反力を正確に計測できるが、比較的高価であること、正確な計測を行うために設置型であること、計測範囲が限られることが問題点として挙げられる。これらの問題に対して、薄型で、足底の荷重や荷重の分布が計測可能なセンサシート（F-スキャン:図 2-6）などが開発されている[12]が、まだ全ての問題の解決には至っていない。



図 2-6. F-スキャン（ニッタ株式会社）

三次元計測や床反力以外の計測手法としては、例えば、関節角度計（ゴニオメータ）や、磁気式運動計測を用いる方法もある。関節角度計は、身体の関節の角度を正確に計測することが可能である。

図 2-7 に、ゴニオメータの 1 例を示す[13]。梁に沿って 2 対の光ファイバーが内蔵されており、通過する光の量の変化として角度を検出することで、膝や肘に装着し、関節角度を測定することができる。しかし、動作計測中は必ず身体に装着する必要がある。磁気式運動計測方法は、物体の 3 軸まわりの姿勢と三次元位置を計測する磁気センサを利用して、身体の関節角度などを計測する装置である。磁気センサは磁界を発生するコイルと、その磁界を受信するプローブからなる。受信した磁気強度から、プローブが発振コイルに対して成す姿勢と位置が計算できる仕組みである。しかし、計測空間範囲に制約があるため、歩行などの広範囲の計測には難がある。



図 2-7. MLTS ゴニオメータ (ADInstruments ジャパン)

2.2.3 椅子からの立ち上がり動作の動作支援に関する研究

椅子からの立ち上がり支援に関する研究について詳しく述べる。支援装置は、パワーアシスト型であり、さらに形や使用場所により、椅子型、装着型、上体支持型などに分類できる。

図 2-8 に椅子型の装置の 1 例を示す。



(a) 便座昇降型 (TOTO 株式会社)



(b) 移動座椅子型 (株式会社コムラ製作所)

図 2-8. 椅子型の立ち上がり支援装置

図 2-8 の(a)の装置は、便座が斜め上方に持ち上がり、おじぎして立ち上がるような自然な立ち上がり動作を行える商品である[14]。(b)の装置は、椅子が上下に動き、座面が床まで下がるのが可能である[15]。これらの装置は剛性が高く、丈夫な構造で、座面の昇降もスムーズである。また、キャスターが付いており、介護の際に移動も可能である。

次に、装着型の装置を示す(図 2-9) [16]。この装置では、筋電などの入力情報をもとにアシストに必要な動作命令を与えている。入力情報として筋電を用いることで、現在の動作状態を把握し、使用者の身体に負荷がかからないような制御を行っている。これらの既存の装置は、パワーアシスト型で、「装置の大きさ」や「使用者の動作に合わせた、使用者に優しい制御方法」などに問題点があるため、さらなる研究が進められている。



図 2-9. 装着型の立ち上がり支援装置 (HAL (Hybrid Assistive Limb))

(<http://sanlab.kz.tsukuba.ac.jp>)

2.3 足底情報を用いた動作推定の提案

これまで述べてきたように、モーションキャプチャシステムを利用すれば、身体位置は簡単に計測できる。また、フォースプレートを用いた床反力の計測を行えば、足底に作用する力を計測できる。さらに、位置計測と床反力の計測を同時に行えば、関節モーメントなどの身体情報を推定できる[17]。しかし、我々は、できるだけ使用者を不快にせず、しかも測定場所を限定しない方法で立ち上がり動作を計測したいと考えた。

過去の研究で、高齢者の転倒を未然に防ぐ目的で、反力などの足底情報を用い、立位時の姿勢のバランスを制御する研究例[18]がある。また、垂直方向の動作がともなう立ち上がり動作では、身体の上方向の位置が変化すると、反力の垂直成分が変化する[19]。そこで、我々は足底の情報と身体の動作はお互いに影響し合う関係にあると考えた。椅子からの立ち上がり動作では、臀部が離床するまでは臀部と足底の両方の反力が変化するが、臀部離床後は足底の反力のみが変化する[20] (図 2-10 参照)。臀部の反力の変化は、主に臀部が離床するまでの上体の動作によるもので、臀部離床後は足底情報のみを用いることで立ち上がり動作の推定が可能ではないかと考えた。もし臀部の反力を除き、足底の反力のみで立ち上がり動作の推定ができれば、足底の情報のみを計測すれば良いことになる。足底情報のみを計測であれば、例えば靴底にセンサを埋め込むなどの方法を用いることで、計測対象者に不快な思いをさせずに済むであろう。そこで、足底情報の COP と VRF に着目した。

COP(center of pressure)とは、足底に作用する圧力中心点を意味する。立ち上がり動作において、座位状態で、COP は足底と臀部の基底面に位置する。そして、立ち上がり動作が終了し、立位状態になると、COP は足底と臀部の基底面に位置する (図 2-12 参照)。

基底面とは、立位状態では、両足底をその間の部分を合計した面積である[21]。図 2-11 に示すように、COP は基底面の変化と、身体の状態の変化によって、位置が変化する。また、COP は垂直方向の荷重の中心点であることから、基底面から出ることはない。立ち上がり動作中、COP は COG (center of gravity)を床面に垂直に投影した点とほぼ同じ位置を通過するが、COP は COG とは一致しない(図 2-12 参照)[22]。COG とは、身体の重心のことであり、COG の位置が把握できれば、身体のおおよその動きも理解できると考えられる。しかし、重心の測定には、身体モデルが必要であり、簡易に計測するには、問題がある[23]。そこで、COP は COG に比べて、比較的簡単に計測でき、足底に作用する垂直床反力も同時に計測できることから、本研究では COP を立ち上がり動作中の動作の推定に用いる要素とした。

次に、VRF とは、足底が床を垂直に押す力からの反作用の力のことを示す (図 2-13 参照)[24]。VRF は、立ち上がり動作中、図 2-13 に示すように、足底が床を押す力によって、値が様々に変化する。また、VRF は垂直圧力の合力を示すので、作用点は COP 上となる。VRF は垂直方向のみの力であり、比較的簡単に計測可能であるため計測機器の制限も少なく、COP と同様に本研究における動作推定に用いる要素とした。

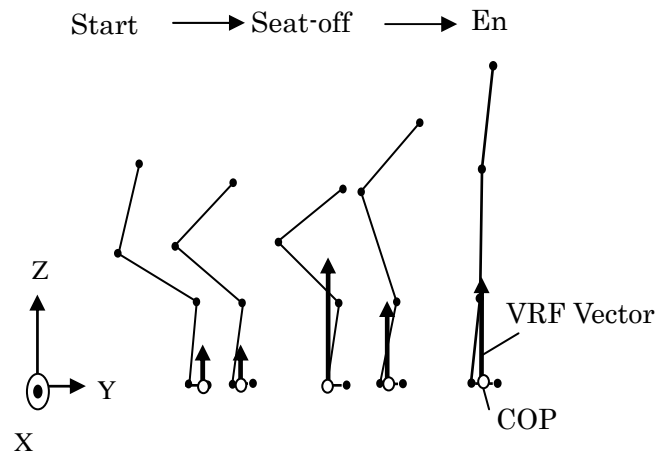


図 2-10. 立ち上がり動作時の床反力の変化

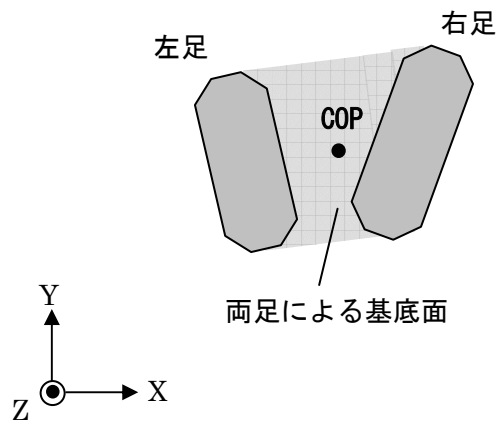


図 2-11. 両足の COP と基底面

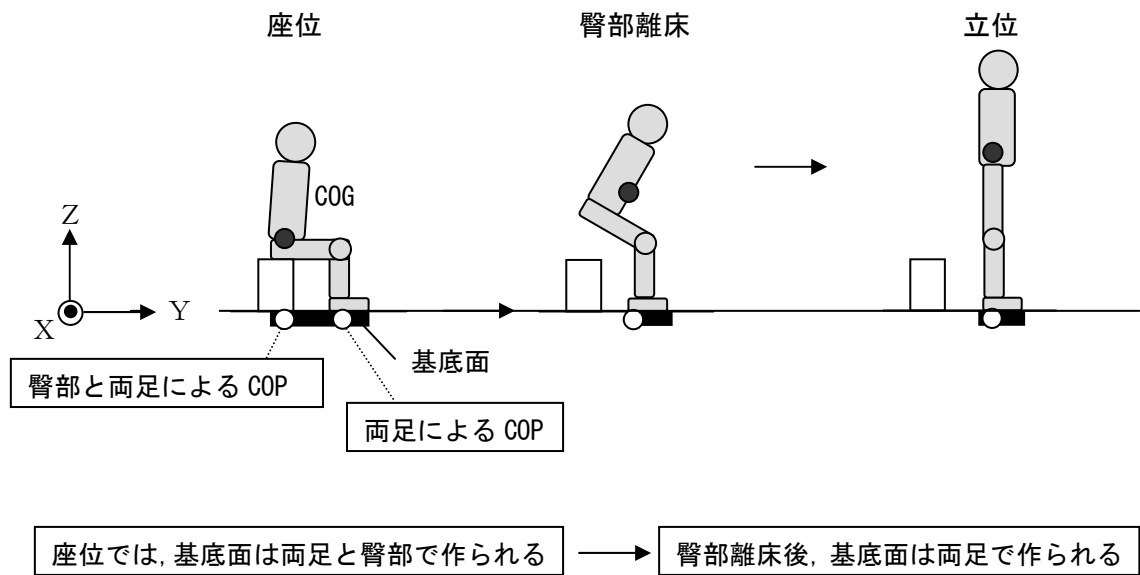


図 2-12. COP と基底面の変化

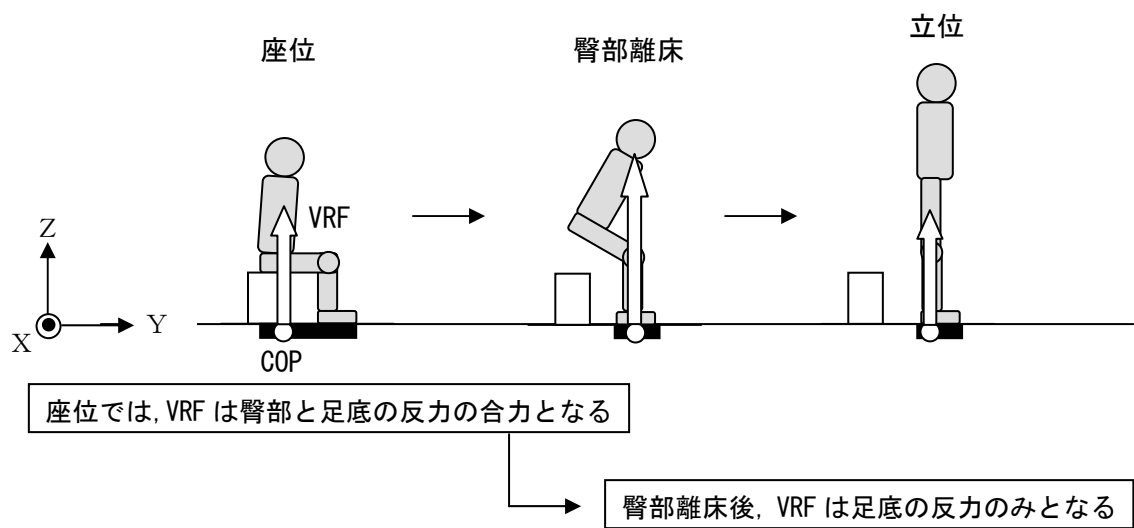


図 2-13. VRF の変化

研究成果により、足底情報と身体各部の位置との関係が明らかになれば、簡単に動作解析を行うことができ、病院などの特定場所ではなく日常生活における動作解析が可能になると考えている。また、立ち上がり動作を推定できることで、立ち上がり支援装置を使用者の動きに合わせて制御することが可能となる。この考え方をを用いることで、人の動作に対して親和性の高い機器開発を行うことができると考えている。

そこで、足底情報を用いた椅子からの立ち上がり動作の動作推定方法を提案する。具体的には、足底情報の COP・VRF と身体状態を表す要素である「身体位置」・「身体に作用する力」の推定を行いたいと考えた。しかし、足底のみの「COP」・「VRF」と「身体位置」・「身体に作用する力」の関係は明らかではなく、両者の関係を明らかにし、立ち上がり動作の動作推定手法の確立を目指す。

2.4 足底情報計測装置

2.4.1 データ取得法

本研究では、立ち上がり動作における足底情報を計測するため、足底に作用する垂直方向の荷重を計測できる圧力センサと、両足の位置を計測できる3次元位置センサを用いた。

(a) 圧力情報

図 2-14 に圧力センサの概観を示す。



図 2-14. 圧力センサの概観（ニッタ株式会社）

圧力センサには、FlexiForce ボタン型センサ(ニッタ株式会社製)を用いた(図 2-14)。形状は、幅 14mm、長さ 205mm の長方形であり、極めて薄い上下 2 層のポリエステルフィルムで作られている。センサの先端部にある感圧部は、直径 9.5mm の円上であり厚さ 130 μm である。それ以外の厚さは 90–100 μm である。そして、静的及び動的な荷重を測定できる。このセンサは抵抗技術を利用しており、感圧部に荷重をかけると、その力に反比例して感圧素子の抵抗が変化する。この変化をオペアンプと可変抵抗を利用した回路を用い、電圧に変換した後、16 チャンネルの同時サンプリングボード (CONTEC 社) を 2 枚用い同期を取った。そして、同時サンプリングボードからの最大 32 チャンネルの電圧を 16 チャンネルの A/D ボード (CONTEC 社) を 2 枚用い、コンピュータに取り込んだ。このように、最大 32 個の圧力センサの荷重がすべて個別で同時に計測できる。各圧力センサの測定誤差は、0.1kg 以内で、最大 11kg までの荷重を計測できる。

(b) 位置情報

位置計測には、3 次元位置センサ (Fastrak, Polhemus 社) を使用した。Fastrak はシステム・エレクトロニクス・ユニット <SEU> (本体)、1~4 台のレシーバ(受信部)、1 台のトランスミッタ (送信部)、電源から構成され、RS232C のインターフェイスを利用している。(図 2-15)。任意の位置にあるトランスミッタから発生された磁界の変化を、離れた場所にあるレシーバが誘導電流の大きさを受信する。このとき、トランスミッタを基準とした 3 次元空間内でのレシーバ位置、およびトランスミッタに対するレシーバの XYZ 軸それぞれに対する回転を検出できる。使用するレシーバが 1 台の時は、最大 120Hz のデータ送信が可能であり、2 台の時は 60Hz、3 台の時は 40Hz、4 台の時は 30Hz となる。測定範囲はトランスミッタを中心とし、全方向(360 度)対応で、半径 0.76m の半球内、空間座標の計測精度は、 $\pm 8 \times 10^{-4}\text{m}$ 以内である。



Fastrak 本体



Fastrak Transmitter



Fastrak Receiver

図 2-15. 3次元位置計測装置, Fastrak (Polhemus 社)

2.4.2 システムの構成

図 2-16 に足底情報計測装置の構成を示す。

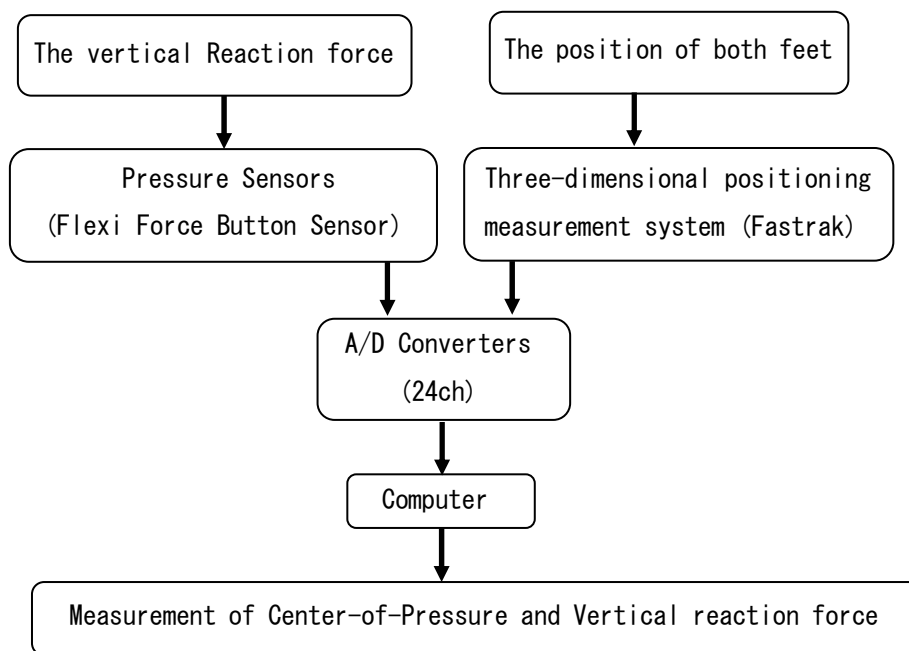
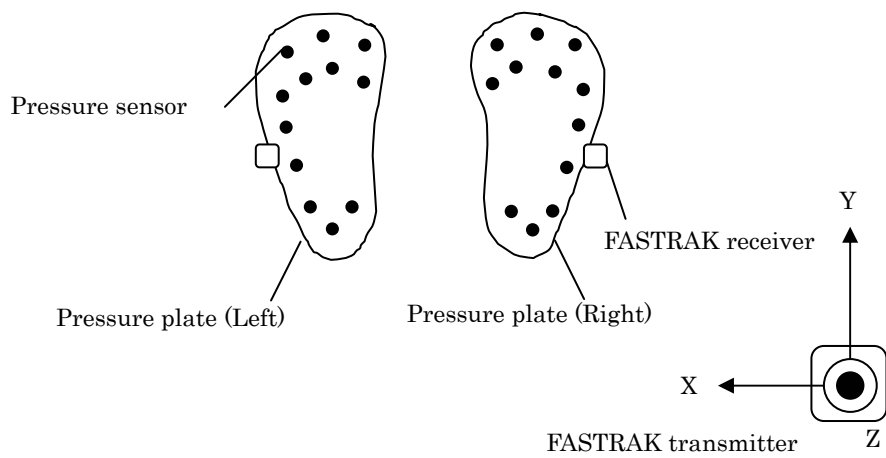


図 2-16. システムの構成

足底情報計測装置は、左右の足底に配置可能な足型プレートからなる。プレートには、圧力センサと 3 次元位置計測装置が取り付けられている。圧力センサは、立ち上がり動作中の圧力の情報が十分計測できるように、足底のプレートに左右それぞれ、踵骨付近に 3 ヶ、足弓(土踏まず)付近を除いた中足指節関節付近から第 5 中足骨にかけて 6 ヶ、第 1 指、第 3 指、第 5 指の指節間関節付近に 3 ヶ装着、計 12 ヶ装着した (図 2-17 参照)。

また、3 次元位置計測装置(Fastrak)のレーザーの位置は、使用者の両足が触れないよう、両足のプレートの第 5 中足骨付近にそれぞれ 1 ヶ装着した (図 2-18 参照)。椅子からの立ち上がり動作の際、3 次元位置計測装置の測定範囲内 (Fastrak transmitter を中心とし、Fastrak receiver の位置が 0.76m 以内) であれば、自由に足底のプレートを配置できる。Fastrak transmitter は、足位置に対して自由に配置できるが、主に椅子の下に配置した (図 2-18 参照)。



< 足型プレート >

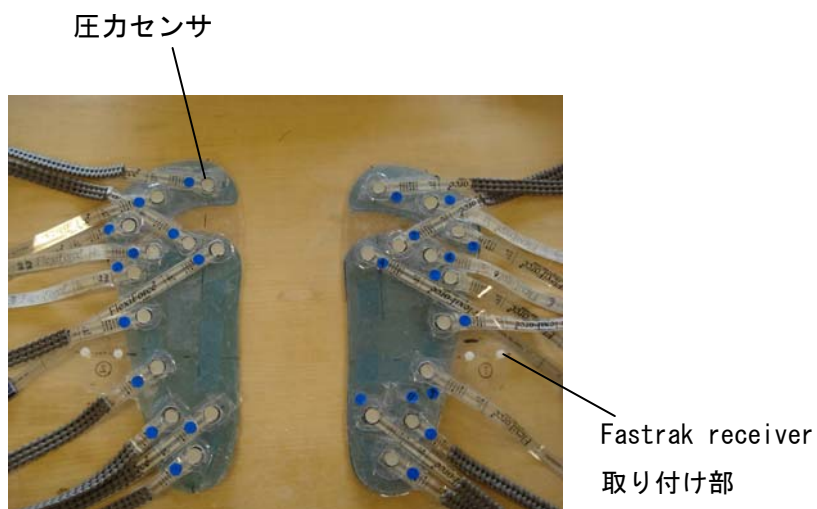


図 2-17. 足型プレートの概観

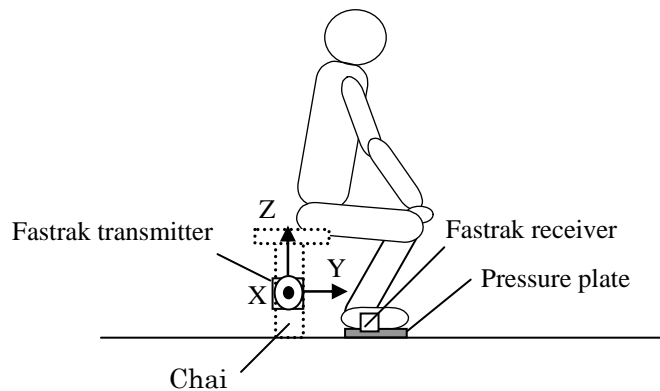


図 2-18. 計測システムの概要

2.4.3 VRF と COP の算出方法

左足の圧力センサ ($n=1\sim 12$) にかかる荷重を ($f_1, f_2 \dots f_{12}$), X 座標と Y 座標の位置を ($x_1, x_2 \dots x_{12}, y_1, y_2 \dots y_{12}$), 右足の圧力センサ ($N=13\sim 24$) にかかる荷重を ($f_{13}, f_{14} \dots f_{24}$), X 座標と Y 座標の位置を ($x_{13}, x_{14} \dots x_{24}, y_{13}, y_{14} \dots y_{24}$) とする. この時, 左右の荷重の合計値を VRF とした (式 1).

$$VRF = \sum_{n=1}^N f_n \quad (N=24) \quad \dots (1)$$

また, VRF が作用する圧力中心の座標を COP (COP_x, COP_y) と定義した. COP の算出には, 物体の合成重心を求める方法を用いた. (式 2) [25].

$$\left\{ \begin{array}{l} COP_x = \frac{\sum_{n=1}^N f_n x_n}{\sum_{n=1}^N f_n} \quad (N=24) \\ \\ COP_y = \frac{\sum_{n=1}^N f_n y_n}{\sum_{n=1}^N f_n} \quad (N=24) \end{array} \right. \quad \dots (2)$$

2.5 まとめ

本章では、立ち上がり動作に関する研究の現状と、それらの問題点について述べた。そして、我々が提案する足底情報を用いた、立ち上がり動作の推定方法について述べた。2.2では、立ち上がり動作に関する研究の分類を行い、分類した研究について、その内容と問題点をまとめた。

2.3では、我々が提案する足底情報を用いた動作推定方法について説明した。

2.4では、作製した足底情報計測装置について説明した。

参考文献

- [1] 高山義英, 小松原明哲: 畳からの立ち上がり動作の補助方法について, 日本人間工学会, 関西支部大会講演論文集, pp. 145-148, 1998
- [2] 下条智貴, 今井祥二, 石田明充, 南谷晴之: 床からの立ち上がり動作の分析, 日本機械学会, 福祉工学シンポジウム論文集, pp. 554-556, 2001
- [3] 佐藤克弘, 酒井喜代司, 笠井美智子, 浦澤喜一: 高齢者における移動動作能力について (II) - 東藻琴村と熊石町との地域別比較 -, 北海道リハビリテーション学会誌, 第 18 巻, 1992, pp. 53-57
- [4] 藤澤充, 長嶋宏之, 菊池利雄: 立ち上がり補助椅子の人間工学的評価, 岩手県工業技術センター研究報告, 第 9 号, pp. 80-82, 2002
- [5] 小澤多賀子, 久野譜也: 高齢者における筋力トレーニング, 労働の科学, 58 巻 6 号, 2003
- [6] 丸山祐司, 武井正子: 運動プログラムによる自立支援を目的とした研究 - 女性後期高齢者を対象として -, 順天堂大学スポーツ健康科学研究, 第 7 号, pp. 1-11, 2003
- [7] 田中繁: いすからの立ち上がり - 動作分析の現状と今後の研究方向 -,
- [8] <http://www.anima.jp>
- [9] 木村昭裕, 井上喜雄, 芝田京子, 森井康友: 3 次元運動の簡易計測法, 日本機械学会シンポジウム講演論文集, No. 04-26, pp. 230-235, 2004
- [10] <http://www.jiss.naash.go.jp/>
- [11] <http://www2.hwe.oita-u.ac.jp/~ikeuchilab/index.htm>
- [12] 下坂智勝, 黒川不二雄, 松尾博文, 高屋三男, 波木昭俊: 足底面の荷重分布の特徴抽出システムの基本動作特性, 電子情報通信学会総合大会, pp. 127, 1998
- [13] <http://www.adi-japan.co.jp/products/transducers/mlts700/mlts700.html>
- [14] 坂本鐵司: 水まわりの動作を整理「レブリスブック」製作の経緯, 日本生活支援工学会誌, Vol. 2, No. 1, pp. 31-37, 2002
- [15] <http://www.komura.co.jp/>
- [16] 河本浩明, 山海嘉之: 人間の運動特性に基づいたパワーアシストシステムのための定量的運動制御解析手法, 日本機械学会論文集(C編), 70 巻, 692 号, pp. 227-235, 2004
- [17] 大橋正洋, 江原義弘, 島田勝英, 前田淳一, 片野由香里, 佐藤房郎: モデル計算による立ち上がり動作時の関節トルク計測 - 妥当性および問題点の検討 -, リハビリテーション医学, Vol. 27, No. 2, pp. 107-112, 1990
- [18] Milos R. Povic, Ion P. I. Pappas, kimitani Nakazawa, Thierry Keller, Manfred Morari, Voker Dietz: Journal of Biomechanics 33, pp. 1359-1368, 2000
- [19] 山本澄子: 身体運動のバイオメカニクス, 理学療法学, 第 18 巻, pp. 109-114, 2003
- [20] 松田拓也, 甲斐義弘, 井上喜雄, 小原謙一, 谷岡哲也: 足底圧計測装置による足関節トルクの推定, 日本機械学会, 第 2 回福祉工学シンポジウム講演論文集, pp. 301-304, 2001

- [21] 中村隆一, 齊藤宏: 基礎運動学, 第5版, pp. 313-315 (2000)
- [22] 関川伸哉, 小玉一彦: 椅子からの立ち上がりおよび座り込み動作に関する生体力学的研究, PO アカデミージャーナル, Vol. 8, No. 1, pp. 51-56, 2000
- [23] 久保祐子, 山口光圀, 大野範夫, 福井勉: 姿勢, 動作分析における身体重心の視覚的評価の検討, 理学療法学, 第33巻, 第3号, pp. 112-117, 2006
- [24] 江原義弘, 山本澄子: ボディダイナミクス入門立ち上がり動作の分析, 医歯薬出版株式会社, 2001
- [25] 池上康男: 重心の考え方ととらえ方: 体育の科学, Vol. 52, No. 9, pp. 676-680, 2002

第3章 椅子からの立ち上がり動作における身体位置の推定

3.1 はじめに

2章の最後では、椅子からの立ち上がり動作を推定するための足底情報について述べた。しかし、足底情報の COP・VRF と、身体位置・身体に作用する力の関係は明らかではなく、立ち上がり動作が推定できるかどうかは言及されていない。そこで、この章では、作製した足底情報計測装置を用い、椅子からの立ち上がり動作における足底情報と身体位置との関係を明らかにし、身体位置の推定を行うことを目的とした。具体的には、椅子からの立ち上がり動作中における、足底情報の COP・VRF と身体位置の頭部・腰部（後で定義する）の関係を求め、身体位置の推定をおこなった。

3.2 では、本実験に用いた計測装置について述べる。3.3 では、実験条件・方法について述べる。3.4 では、立ち上がり動作中の足底情報と身体位置の解析を行い、両者の関係について調べた結果について述べる。3.5 では、足底情報を用いた、腰部の上下方向の位置の推定について述べる。最後の 3.6 では、本章をまとめる。

3.2 計測装置

椅子からの立ち上がり動作の解析に用いた、足底情報計測装置と、光学式 3 次元位置解析システムの、2つのシステムの構成について述べる。足底情報計測装置は、2章で述べた装置である。

図 3-1 に 2 つのシステムの構成を示す。椅子からの立ち上がり動作における足底の COP と VRF と同時に、身体の位置を光学式三次元位置解析システムで計測した。2つのシステムは発光ダイオードを同期信号の入力スイッチとして用いた。足底情報計測装置は発光ダイオードの電圧が変化する時を、光学式三次元位置解析システムは画像ファイルの発光ダイオードが点灯する時を入力情報として同期をとった。

立ち上がり動作における身体部位の位置は、赤外線カメラ(XC-HR50, SONY 社)6台を用い、身体各部位に取り付けた反射マーカを撮影した撮影した(図 3-2 参照)。撮影した画像は、三次元動作解析ソフト(Dipp-Motion XD, DITECT 社)で解析し、身体部位の位置及び軌跡を求めた。本実験において、測定誤差は計測空間内(キャリブレーション範囲内、前後 0.94m、左右 0.94m、高さ 1.78m)で、 $8 \times 10^{-3} \text{m}$ である。サンプリング周波数は、それぞれ 60Hz である。

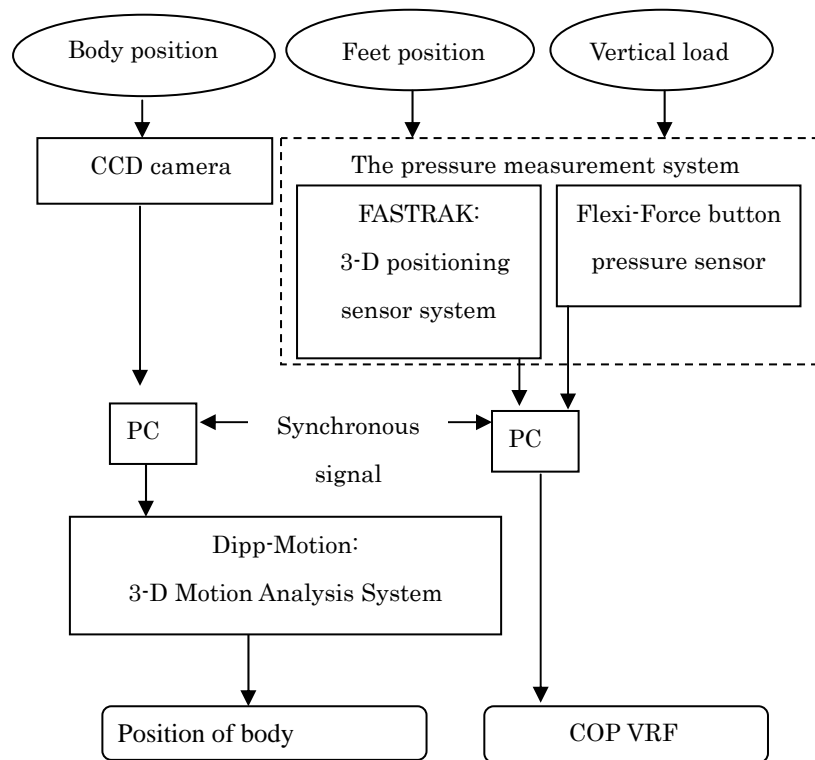


図 3-1. 計測システムの構成



赤外線カメラ

図 3-2(a). 光学式三次元位置解析システム <DITECT 社製>



反射マーカ

図 3-2 (b). 光学式三次元位置解析システム <DITECT 社製>

3.3 実験条件・方法

3.3.1 被験者

被験者は、健常な成人男女性 5 名（男性 4 名，女性 1 名，平均年齢 28.6 ± 3.9 歳，平均身長 1.69 ± 0.03 m，平均体重 61.8 ± 8.2 kg），である。

3.3.2 立ち上がり動作の条件

椅子からの立ち上がり動作には様々なパターンが考えられる。そこで，杖などを使った立ち上がり動作や，物を掴んで立ち上がる動作などを除く，椅子からの立ち上がり動作をおおまかに再現できるパターンを考えた。立ち上がり動作のパターンは，足首の角度，頭部の傾き，上体の傾き，腕の状態でわけた。足首の角度には，立ち上がる前の初期条件として，「 80° 」と「 90° 」の角度を用いた。足首の角度は，椅子側に引いた状態の方が立ち上がりやすい場合があることが知られている[1][2][3]。そのため，やや足首を椅子側へ引いた状態（大腿と下腿の膝角度が 80° ）と，足首が垂直の状態（大腿と下腿の膝角度が垂直）とした。頭部の変化には，「通常」と頭部を「後ろに反る」状態を用いた。ここで，各動作で「通常」の場合とは，特に意識せず普段おこなっている通りの動作とした。また，頭部

を「後ろに反る」状態とは意図的に立ち上がり動作中に床を見ないことである。上体の傾きには、立ち上がる時に体幹をなるべく「曲げる」パターン、立ち上がる時に体幹をなるべく曲げずにまっすぐ「上に立ち上がらせる」パターン、普段通りの「通常」パターンの3つを用いた。最後に、腕の状態には3種類のパターンを用いた。座位状態で両腕を真下に下ろした状態から、立ち上がり動作の開始と共に前方方向に「両腕を振る」場合、両腕を使用しないよう「両腕を組む」場合、座位状態で両腕を膝上に置き、臀部離床と共に両腕を膝から離す「両腕が膝の上にある」場合とした。このように、足首の角度(2パターン)、頭部の傾き(2パターン)、上体の傾き(3パターン)、腕の状態(3パターン)を組み合わせ、立ち上がり動作を36パターンとした。表1に全パターンの内訳をまとめた。この中で、例えば動作パターン1は、足首の角度を「90°」とし、立ち上がる時の頭の傾き・上体の傾きは「通常」に行い、「両腕を前に振って」立ち上がることを示している。

表 3-1 立ち上がり動作のパターン

Pattern #	Angle of the ankle	Tilt of the head	Tilt of the trunk	Situation of the arm
# 1	90 degrees	Normal	Normal	Swing
2	90	Backward	Normal	Swing
3	90	Normal	Bend	Swing
4	90	Backward	Bend	Swing
5	90	Normal	Upright	Swing
6	90	Backward	Upright	Swing
7	90	Normal	Normal	Fold arms
8	90	Backward	Normal	Fold arms
9	90	Normal	Bend	Fold arms
10	90	Backward	Bend	Fold arms
11	90	Normal	Upright	Fold arms
12	90	Backward	Upright	Fold arms
13	90	Normal	Normal	On the knee
14	90	Backward	Normal	On the knee
15	90	Normal	Bend	On the knee
16	90	Backward	Bend	On the knee
17	90	Normal	Upright	On the knee
18	90	Backward	Upright	On the knee
19	80	Normal	Normal	Swing
20	80	Backward	Normal	Swing
21	80	Normal	Bend	Swing
22	80	Backward	Bend	Swing
23	80	Normal	Upright	Swing
24	80	Backward	Upright	Swing
25	80	Normal	Normal	Fold arms
26	80	Backward	Normal	Fold arms
27	80	Normal	Bend	Fold arms
28	80	Backward	Bend	Fold arms
29	80	Normal	Upright	Fold arms
30	80	Backward	Upright	Fold arms
31	80	Normal	Normal	On the knee
32	80	Backward	Normal	On the knee
33	80	Normal	Bend	On the knee
34	80	Backward	Bend	On the knee
35	80	Normal	Upright	On the knee
36	80	Backward	Upright	On the knee

3.3.3 計測装置の配置と身体位置の定義

図 3-3 に計測装置の配置を示す。

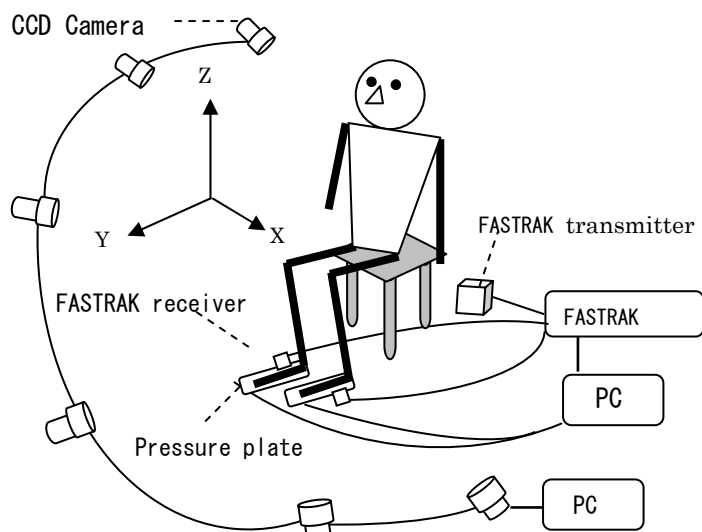


図 3-3. 計測装置の配置

椅子は、高さ 0.36m の木製で通常の高さの物を用いた。被験者には、足底情報計測装置の足底プレートを踏んでもらい、赤外線カメラを図のように 6 台配置した。反射マーカは、被験者の両耳介、両肩峰、両大腿骨大転子、両大腿骨外側上顆、両踵骨、両第 5 中足指節関節に各 2 個、合計 12 個取り付けた。開始は口頭で指示し、各試行の間には計測データの処理のため、5 分程度の休憩を入れた。また、被験者には各動作パターンを行う前に動作パターンを確認してもらい、うまくおこなえなかった動作に関しては、再計測を行い、各 36 パターンのデータを処理した。サンプリング周波数は足底情報計測システム、三次元動作解析システムともに 60Hz である。

また、身体位置として、両耳介の反射マーカの中点を頭部位置、両大腿骨大転子の反射マーカの中点を腰部位置と定義した。

3.4 実験結果

3.4.1 相分け

実験条件で定めた様々な立ち上がり動作のパターンに共通する要素に着目し、動作解析をおこなった。過去に椅子からの立ち上がり動作に共通する要素に着目し、動作を相にわけた例がある[4][5]。我々は、過去の研究を参考に、様々な立ち上がり動作のパターンに共通する要素の1つである VRF を用いて、動作を相にわけた。

図 3-4 は、全被験者の動作パターン 1 の VRF の波形である。また、図 3-5 は、被験者 a の各動作パターン 1 の VRF の波形である。図 3-4, 3-5 の縦軸は VRF、横軸は立ち上がり開始から終了までの時間(%)を示す。ここで、動作開始とは、我々が定義した頭部の前方方向移動が始まる時、動作終了は頭部の上下方向の移動が終了した時点と定義した。図中の実線は、VRF の波形で、被験者の体重で正規化した。

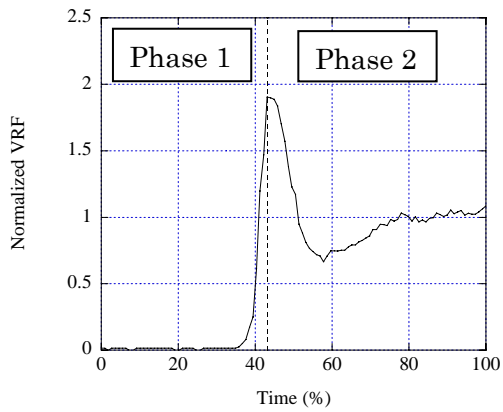
VRF の波形は図 3-4, 3-5 に示すように、動作開始後、臀部が椅子座面から離床する際に、ほぼ同時刻で、最大値(図中の点線部分)をとった。この動作パターンは全被験者の各パターンにおいても同様であった。そこで、動作開始から足底の VRF の最大値までを第 1 相、VRF の最大値から動作終了までを第 2 相とし、動作を 2 相にわけ、立ち上がり動作の解析をおこなった。

3.4.2 COP と頭部・腰部の前後方向との関係

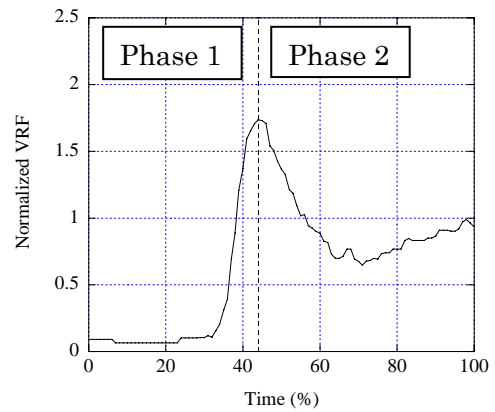
まず、我々は足底の COP と身体の頭部・腰部の前後方向の距離との関係に着目した。過去の研究で、立位バランスを評価する時、身体の重心動揺の大きさを表す指標の1つとして COP の軌跡長を用いることがある[6][7]。そこで、我々は、COP の前後方向の軌跡長は、立ち上がり時の身体の前方方向の移動と関係があるのではないかと考えた。

図 3-6 に、全被験者の動作パターン 1 の COP と、頭部、腰部の前後方向の距離を示す。また、図 3-7 には、被験者 a の各動作パターン 1 の COP と、頭部、腰部の前後方向の距離を示す。図 3-6, 3-7 の縦軸は立ち上がり動作開始から COP、頭部、腰部が前後方向に移動した距離(m)を、横軸は立ち上がり開始から終了までの時間(%)を示す。また、縦軸の 0(m)は、COP、頭部、腰部の開始位置を示す。

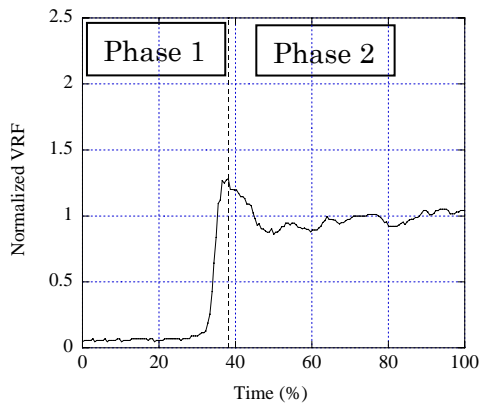
図 3-6, 3-7 より、頭部・腰部は立ち上がり動作開始から、前方に大きく移動していた。COP は立ち上がり動作開始後に、前後方向に動揺し、開始位置より後方(踵側)に移動した。そして、立ち上がり動作終了に向けて、前方方向(爪先側)に移動した。このように、全被験者の各動作パターンは、おおまかに、COP 前後移動に対し、頭部・腰部が前方に移動するという傾向があった。そこで、具体的な解析手法として、各相における COP の軌跡長と、頭部・腰部の前後方向の距離との関係を求めた。



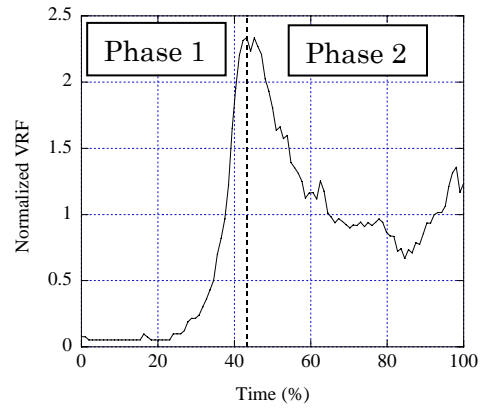
(被験者 a :動作パターン 1)



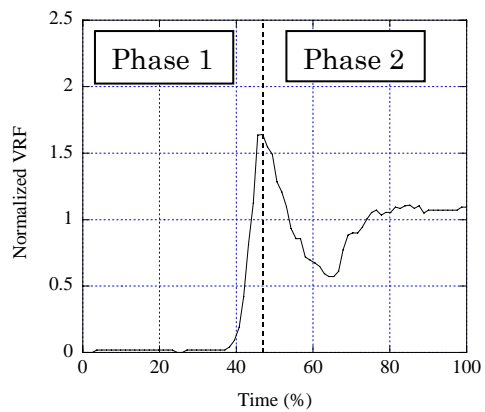
(被験者 b :動作パターン 1)



(被験者 c :動作パターン 1)

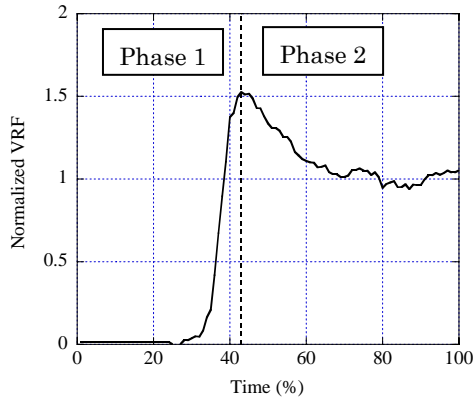


(被験者 d :動作パターン 1)

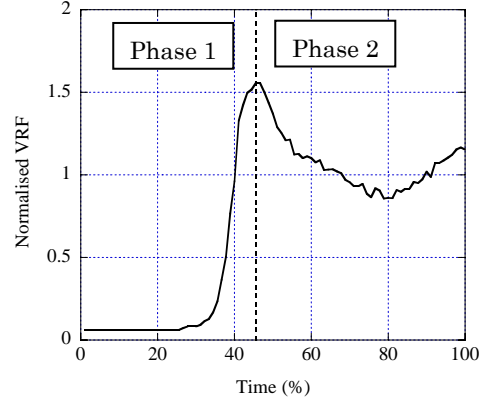


(被験者 e :動作パターン 1)

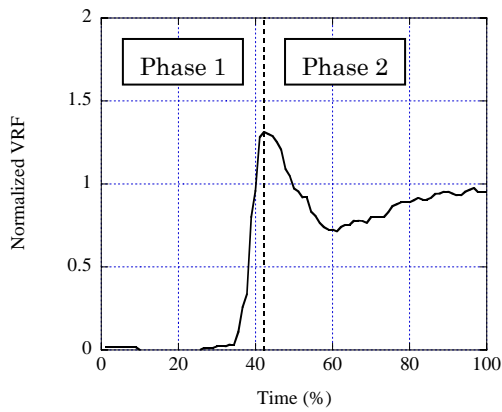
図 3-4. VRF による相わけ (パターン 1 : 各被験者)



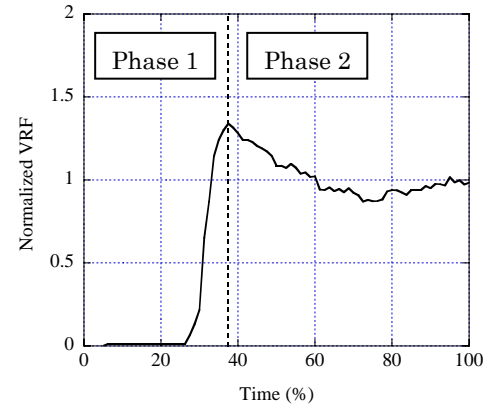
(被験者 a : 動作パターン 7)



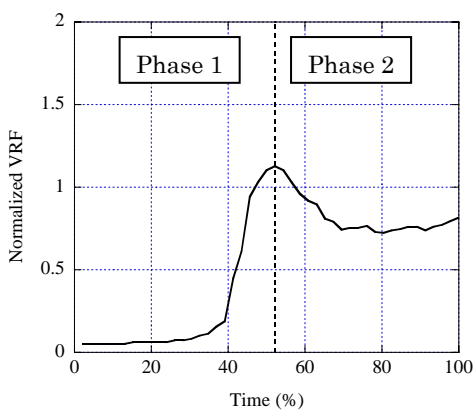
(被験者 a : 動作パターン 13)



(被験者 a : 動作パターン 19)

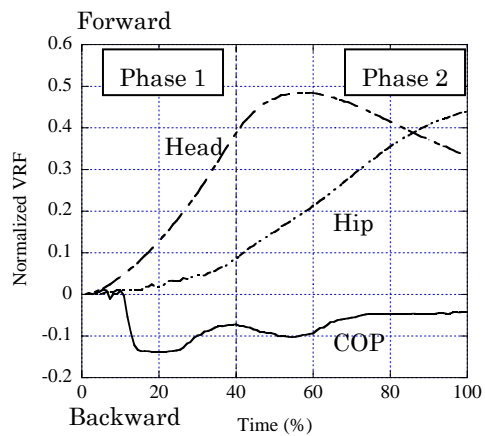


(被験者 a : 動作パターン 25)

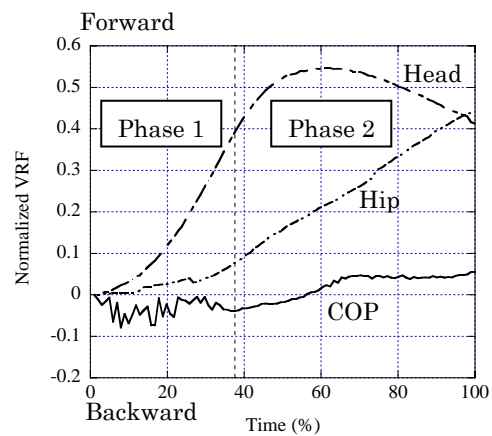


(被験者 a : 動作パターン 31)

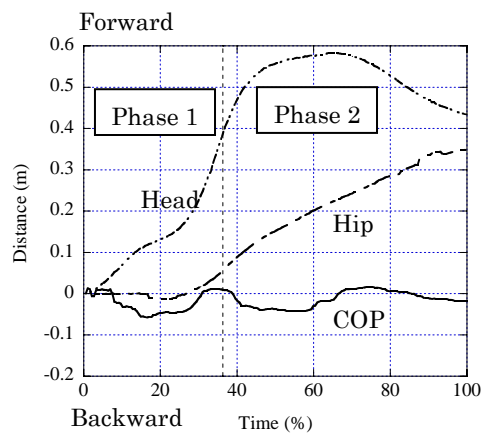
図 3-5. VRF による相分け (被験者 a の動作パターン 7, 13, 19, 25, 31)



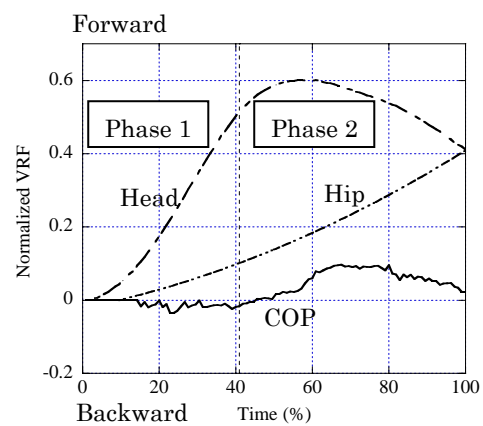
(被験者 a :動作パターン 1)



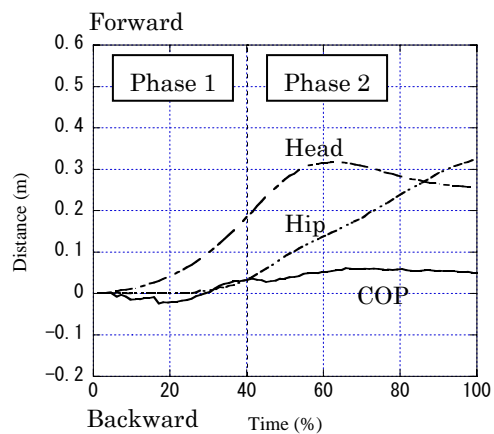
(被験者 b :動作パターン 1)



(被験者 c :動作パターン 1)

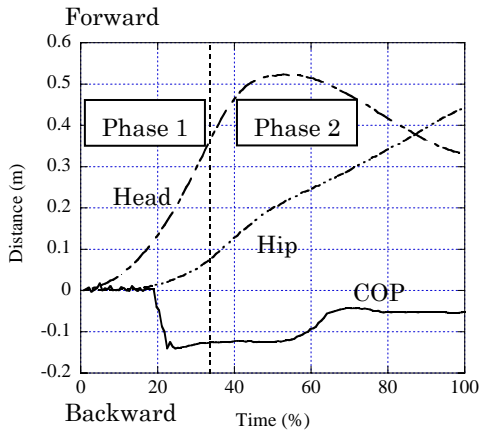


(被験者 d :動作パターン 1)

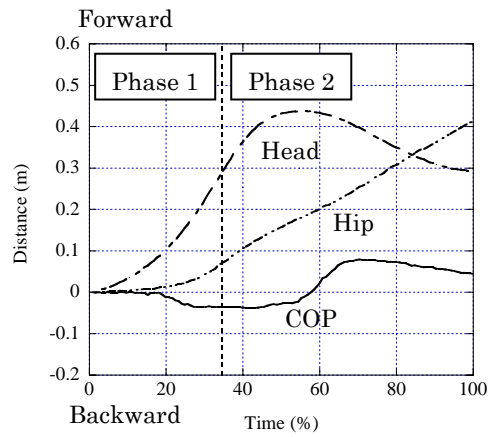


(被験者 e :動作パターン 1)

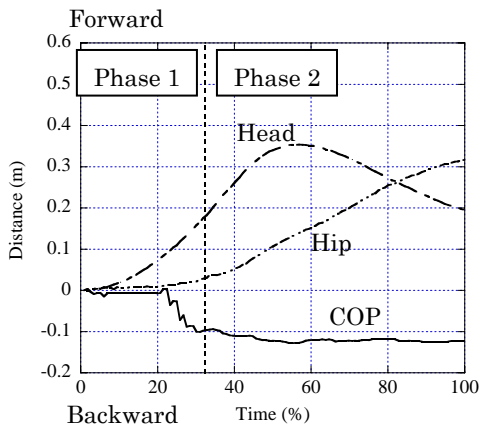
図 3-6. COP と頭部, 腰部の前後方向の距離 (パターン 1 : 各被験者)



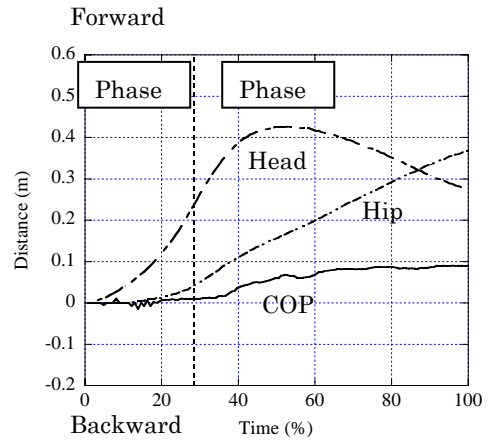
(被験者 a : 動作パターン 7)



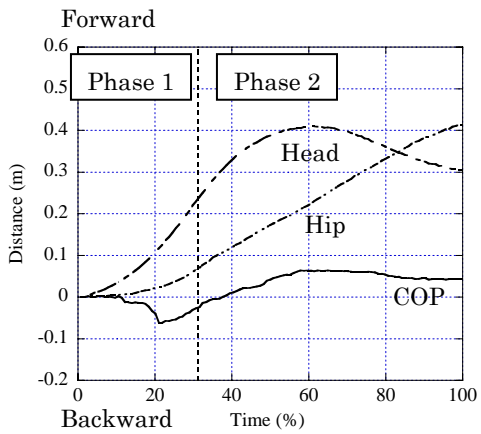
(被験者 a : 動作パターン 13)



(被験者 a : 動作パターン 19)



(被験者 a : 動作パターン 25)



(被験者 a : 動作パターン 31)

図 3-7. COP, 頭部, 腰部の前後方向の距離 (被験者 a の動作パターン 7, 13, 19, 25, 31)

(a) 第 1 相

図 3-8 に、第 1 相における、全被験者の動作パターン 1 の COP の前後方向の軌跡長と頭部の前後方向の距離を示す。また、図 3-9 には、被験者 a の各動作パターンの COP の前後方向の軌跡長と頭部の前後方向の距離を示す。

図 3-8, 3-9 の縦軸は頭部の前後方向の距離(m)、横軸は COP の軌跡長(m)を示す。図中の点は、第 1 相でのサンプリング間隔(1/60s)ごとの全ての点を、数式は回帰直線の式である。ここで、回帰式の決定方法として、COP の軌跡長から、回帰式を用い、頭部の前後方向の距離を算出した時の値と、実測した頭部の前後方向の距離との値の誤差が、本実験の計測誤差範囲内 (8×10^{-3} m) に収まる、最も次数の小さい回帰式を用いた。

図 3-8, 3-9 より、全被験者の各動作パターンにおいて、COP の軌跡長と頭部の前後方向の距離の間には、高い正の相関 ($R=0.9$ 以上, $p<0.01$) があった。(一次回帰式での相関係数は、 $R=0.7$ 以上, $p<0.01$)。

この結果から、動作パターンの違いに関係なく、COP の軌跡長が増すと頭部の前方方向の距離が増すという関係がわかった。また第 1 相では、腰部の前後方向の距離にほとんど変化がないことから(図 3-6, 3-7 参照)、腰部は移動しないものと考えた。これより、第 1 相において、COP の軌跡長から頭部の前後方向の位置が推定できるのではないかと考えた。

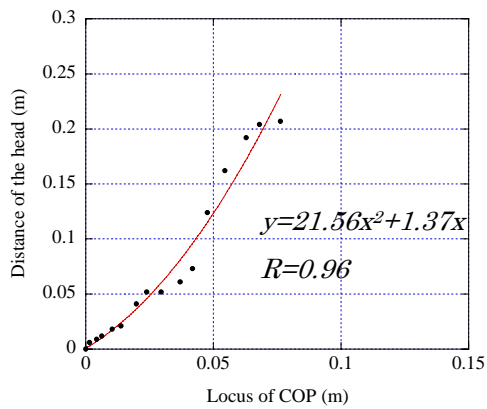
(b) 第 2 相

図 3-10 に、第 2 相における、全被験者の動作パターン 1 の COP の前後方向の軌跡長と腰部の前後方向の距離を示す。また、図 3-11 には、被験者 a の各動作パターンの COP の前後方向の軌跡長と腰部の前後方向の距離を示す。

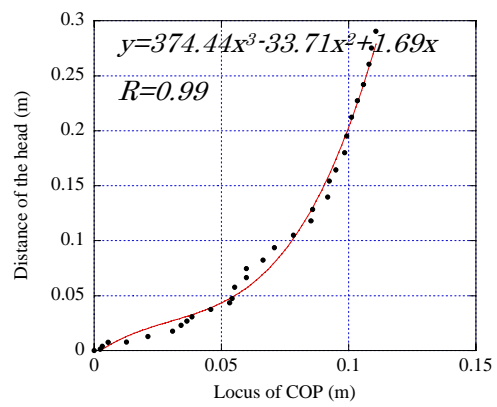
図 3-10, 3-11 の縦軸は腰部の前後方向の距離(m)、横軸は COP の軌跡長(m)を示す。図中の点は、第 2 相でのサンプリング間隔(1/60s)ごとの全ての点を、数式は回帰直線の式である。回帰式の決定方法は、第 1 相と同様の方法を用いた。

図 3-10, 3-11 より、全被験者の各動作パターンにおいて、COP 軌跡長と腰部の前後方向の距離の間には、高い正の相関 ($R=0.9$ 以上, $p<0.01$) があった。(一次回帰式での相関係数は、 $R=0.8$ 以上, $p<0.01$)。

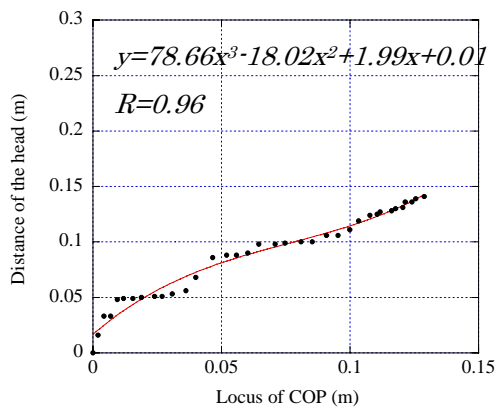
この結果から、動作パターンの違いに関係なく、COP の軌跡長が増すと腰部の前方方向の距離が増すという関係がわかった。また第 2 相では、頭部の前後方向の距離が第 2 相開始後に前方方向で最大となり、その後体重移動をスムーズに行うため前後方向に変化した(図 3-6, 3-7 参照)。このように、頭部の前後方向の距離は立ち上がり状態によって様々に変化するため、一定の関係は得られなかった。これより、第 2 相において、COP の軌跡長から腰部の前後方向の位置が推定できるのではないかと考えた。



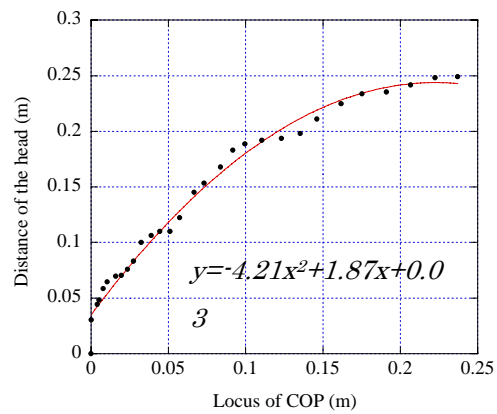
(被験者 a :動作パターン 1)



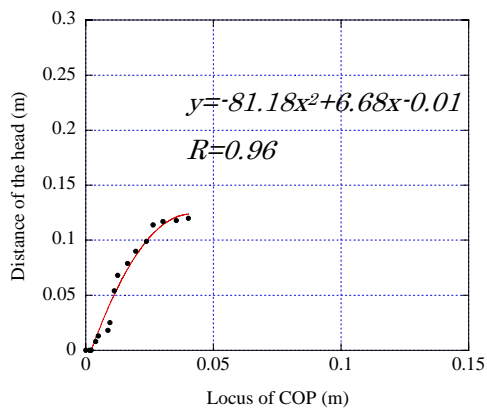
(被験者 b :動作パターン 1)



(被験者 c :動作パターン 1)

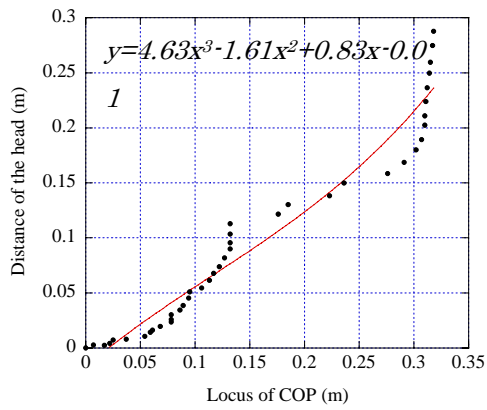


(被験者 d :動作パターン 1)

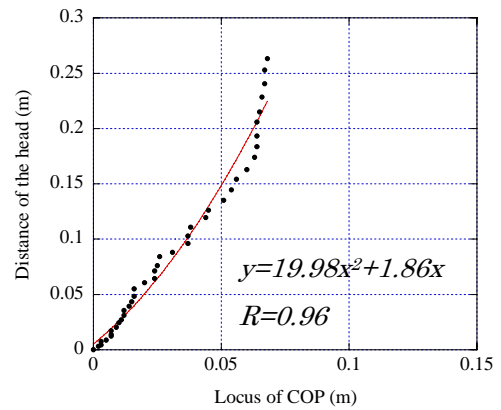


(被験者 e :動作パターン 1)

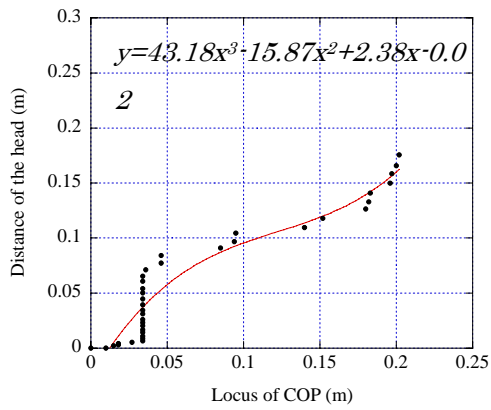
図 3-8. 第 1 相における COP, 頭部の前後方向の距離 (被験者 a)



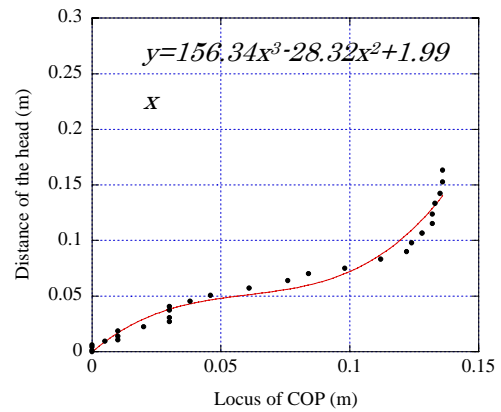
(被験者 a : 動作パターン 7)



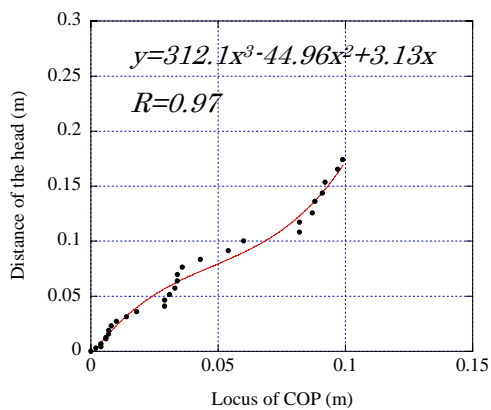
(被験者 a : 動作パターン 13)



(被験者 a : 動作パターン 19)

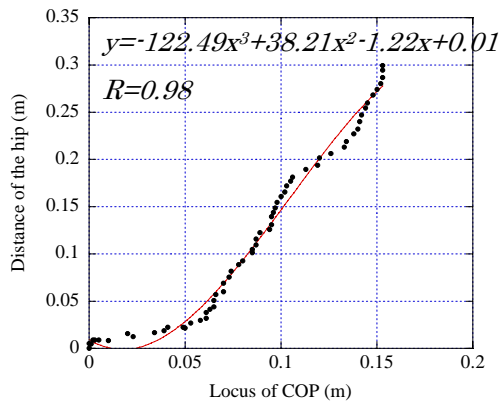


(被験者 a : 動作パターン 25)

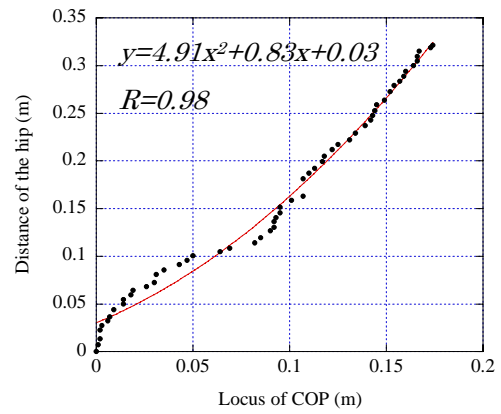


(被験者 a : 動作パターン 31)

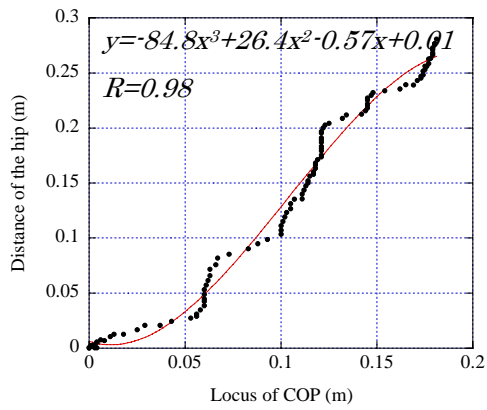
図 3-9. 第 1 相における COP, 頭部の前後方向の距離
(被験者 a の動作パターン 7, 13, 19, 25, 31)



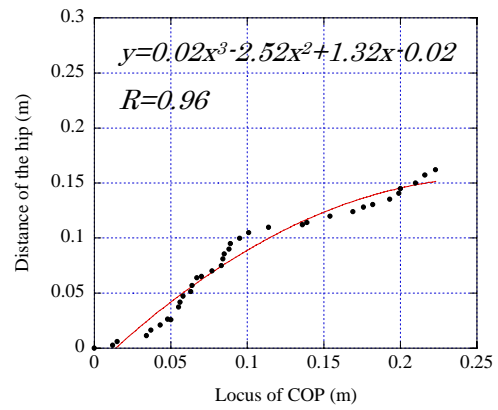
(被験者 a :動作パターン 1)



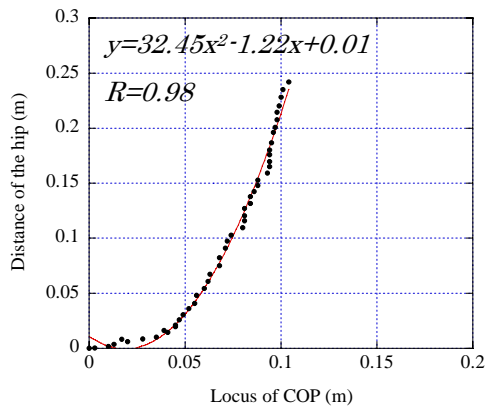
(被験者 b :動作パターン 1)



(被験者 c :動作パターン 1)

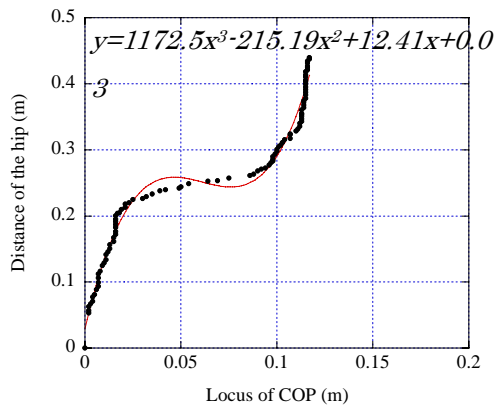


(被験者 d :動作パターン 1)

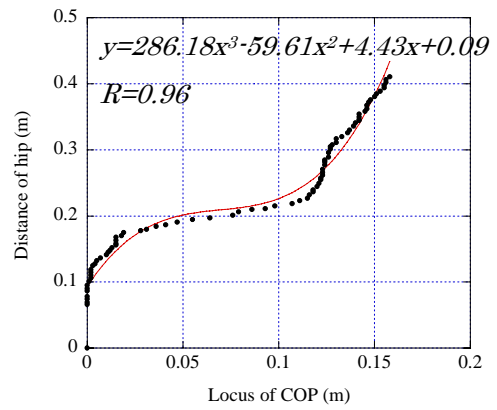


(被験者 e :動作パターン 1)

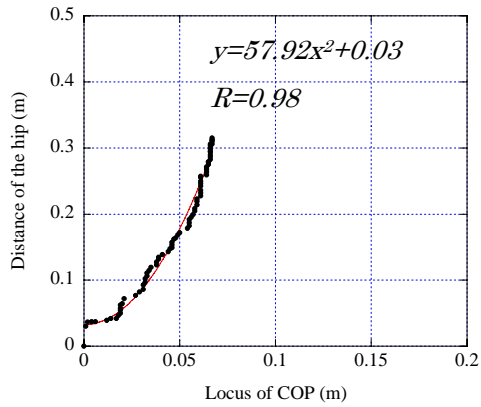
図 3-10. 第 2 相における COP, 腰部の前後方向の距離 (被験者 a)



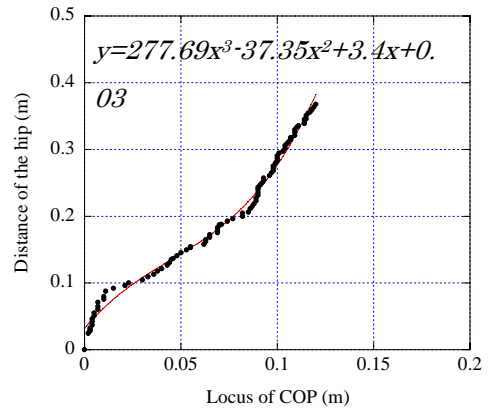
(被験者 a : 動作パターン 7)



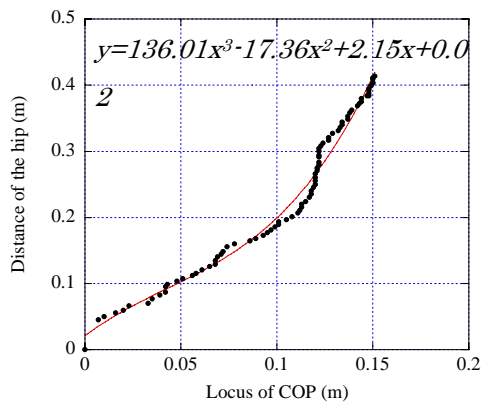
(被験者 a : 動作パターン 13)



(被験者 a : 動作パターン 19)



(被験者 a : 動作パターン 25)



(被験者 a : 動作パターン 31)

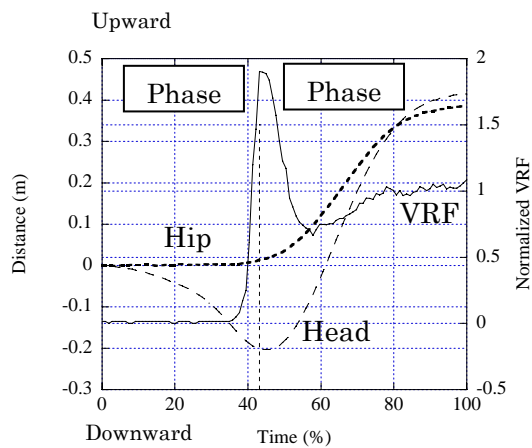
図 3-11. 第 2 相における COP, 腰部の前後方向の距離
(被験者 a の動作パターン 7, 13, 19, 25, 31)

3.4.3 VRF と頭部・腰部の上下方向との関係

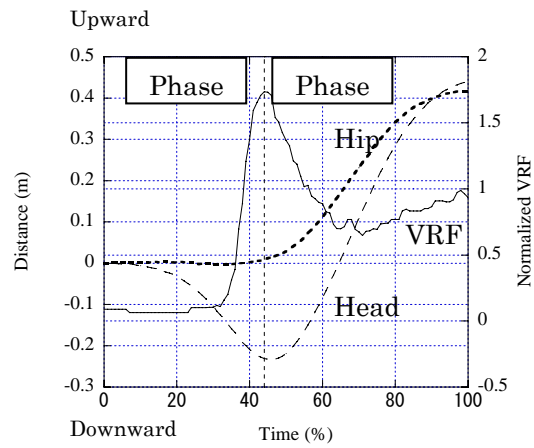
図 3-12 に、全被験者の動作パターン 1 の、頭部と腰部の上下方向の距離と VRF の波形を示す。また、図 3-13 には、被験者 a の各動作パターンの頭部と腰部の上下方向の距離と VRF の波形を示す。

図 3-12, 3-13 の縦軸の左側は VRF, 右側は頭部と腰部の上下方向の位置 (m) を, 横軸は時間 (%) を示す。また, 左側の縦軸の 0 は動作開始時を基準とした VRF の値を示し, 右側の縦軸の 0 は頭部・腰部の動作開始時を基準とした上下方向の位置を示す。

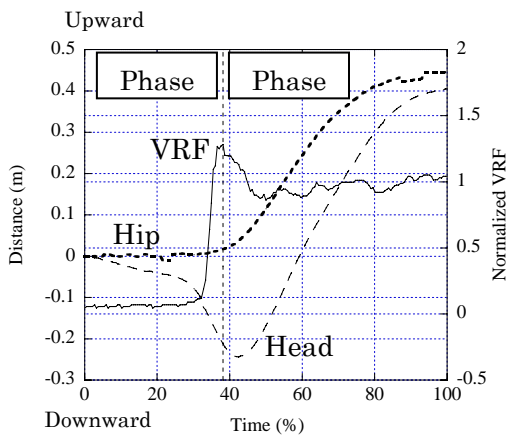
図 3-12, 3-13 より, VRF の変化にともない, 頭部・腰部の上下方向の距離が変化する。そこで, 椅子からの立ち上がり動作において, 身体の上下方向の動きにともない, VRF の値と経過時間を掛けた面積 (積分値) が変化するのではないかと考えた。過去の研究で, VRF は垂直荷重力の上下方向の変動を表すことが知られており [8][9], 二階積分をおこなうと身体の上下方向の位置を求めることができる。しかし, 二階積分をおこなうと積分誤差が大きくなるため, VRF の一階積分によって身体の数速度, すなわち身体の位置の変化をみることにした。そこで, VRF の積分値と頭部・腰部の上下方向の距離との関係を求めた。



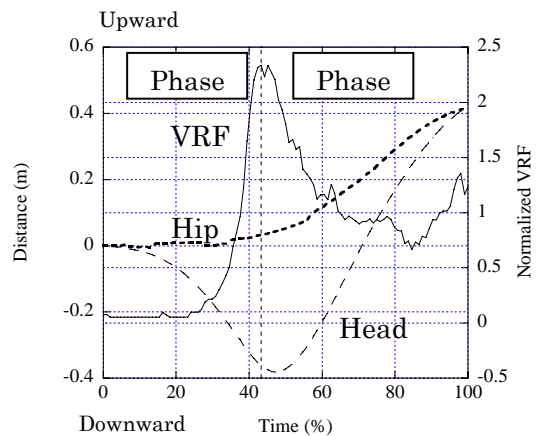
(被験者 a :動作パターン 1)



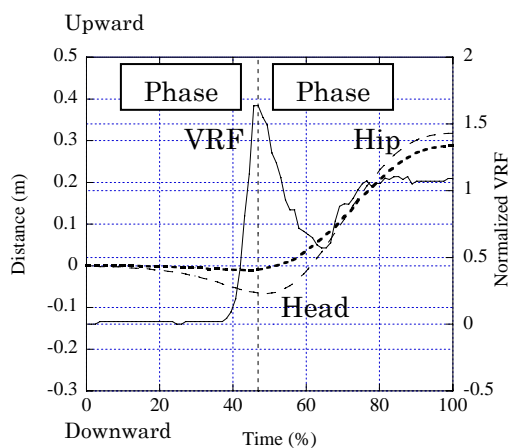
(被験者 b :動作パターン 1)



(被験者 c :動作パターン 1)

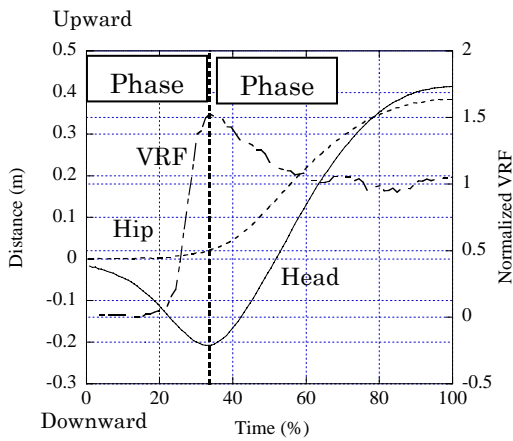


(被験者 d :動作パターン 1)

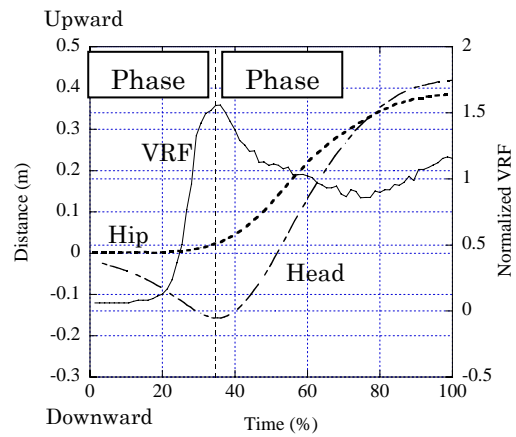


(被験者 e :動作パターン 1)

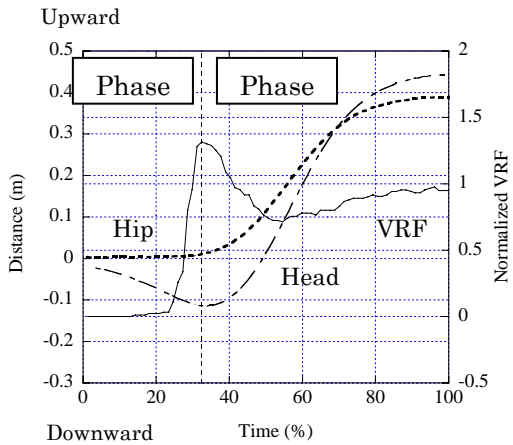
図 3-12. VRF, 頭部, 腰部の上下方向の距離 (被験者 a)



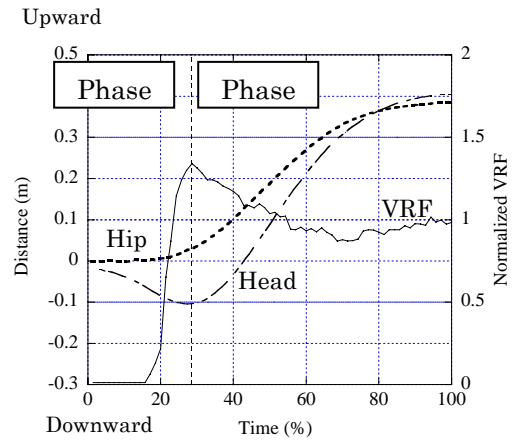
(被験者 a : 動作パターン 7)



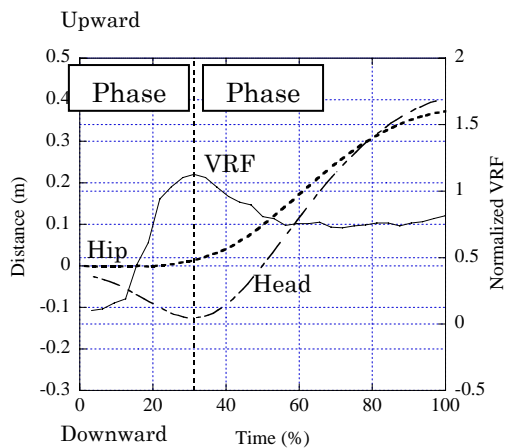
(被験者 a : 動作パターン 13)



(被験者 a : 動作パターン 19)



(被験者 a : 動作パターン 25)



(被験者 a : 動作パターン 31)

図 3-13. VRF, 頭部, 腰部の上下方向の距離 (被験者 a)
(被験者 a の動作パターン 7, 13, 19, 25, 31)

(a) 第 1 相

図 3-14 に、全被験者の動作パターン 1 の VRF の積分値と頭部の上下方向の距離を示す。また、図 3-15 には、被験者 a の各動作パターンの VRF の積分値と頭部の上下方向の距離を示す。

図 3-14, 3-15 の縦軸は頭部の上下方向の距離 (m) で、横軸は VRF の積分値を示す。図中の点は、第 1 相でのサンプリング間隔 (1/60s) ごとの全ての点を、数式は回帰曲線の式である。回帰式の決定方法は、3.5.2 と同様の方法を用いた。

図 3-14, 3-15 より、各被験者すべての立ち上がり動作パターンにおいて、VRF の積分値と頭部の上下方向の距離の間には、高い負の相関 ($R=0.9$ 以上, $p<0.01$) があった。(一次回帰式での相関係数は、 $R=0.6$ 以上, $p<0.01$)。

この結果から、動作パターンの違いに関係なく、VRF の積分値が増すと頭部の上下方向の距離が減少するという関係がわかった。また、腰部の上下方向の距離は、図 3-12, 3-13 に示すようにほぼ変化しなかったことから、腰部の上下方向の位置はほぼ移動しないものと考えた。

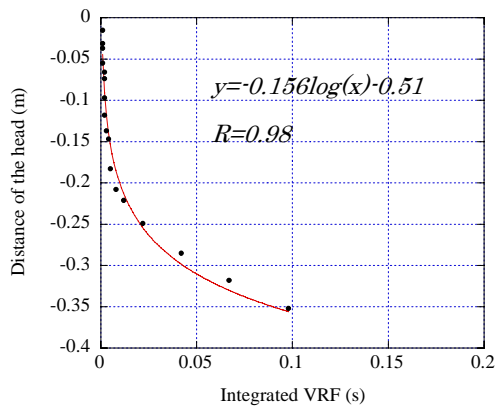
(b) 第 2 相

図 3-16 に、全被験者の動作パターン 1 の VRF の積分値と腰部の上下方向の距離を示す。また、図 3-17 には、被験者 a の各動作パターンの VRF の積分値と頭部の上下方向の距離を示す。

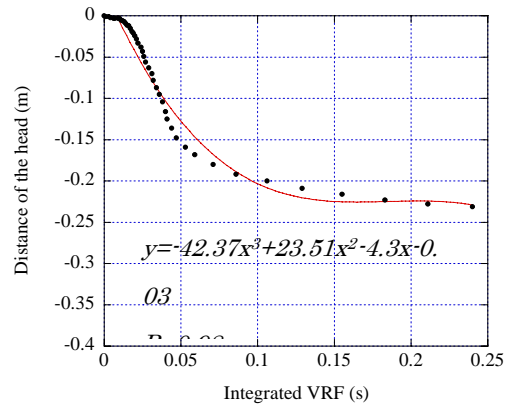
図 3-16, 3-17 の縦軸は腰部の高さの方向の距離 (m) で、横軸は VRF の積分値を示す。図中の点は、第 2 相でのサンプリング間隔 (1/60s) ごとの全ての点を、数式は回帰曲線の式である。回帰式の決定方法は、3.5.2 と同様の方法を用いた。

図 3-16, 3-17 より、各被験者すべての立ち上がり動作パターンにおいて、VRF の積分値と腰部の上下方向の距離の間には、高い正の相関 ($R=0.9$ 以上, $p<0.01$) があった。(一次回帰式での相関係数は、 $R=0.9$ 以上, $p<0.01$)。

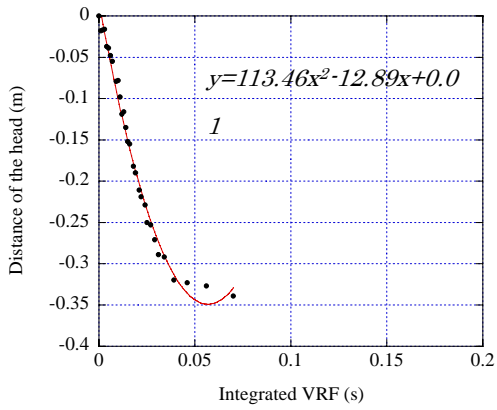
この結果より、動作パターンの違いに関係なく、VRF の積分値が増すと腰部の上下方向の距離が増すという関係がわかった。また、第 2 相では、頭部の上下方向の距離は開始位置から一端下に向かい、その後上に向かった。このように、頭部の上下方向の距離は様々に変化するため、一定の関係は得られなかった。



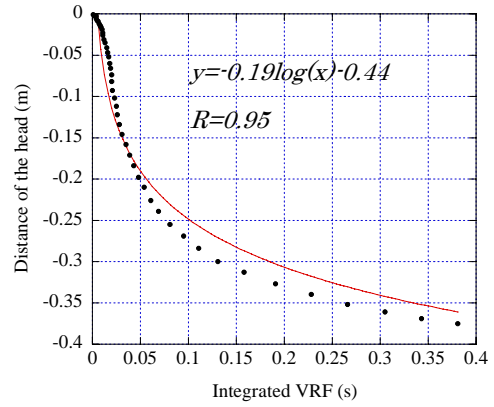
(被験者 a : 動作パターン 1)



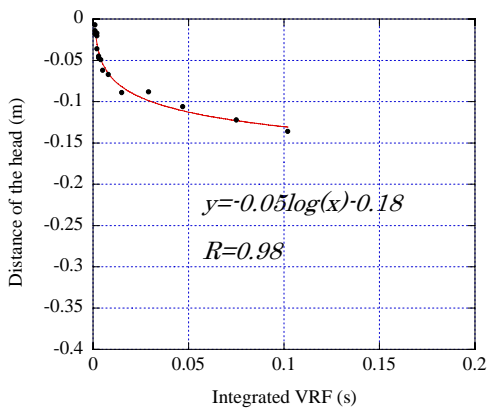
(被験者 b : 動作パターン 1)



(被験者 c : 動作パターン 1)

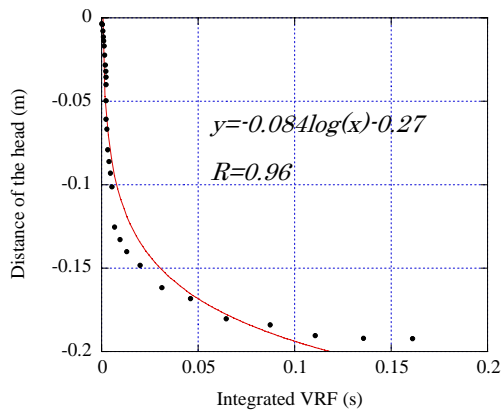


(被験者 d : 動作パターン 1)

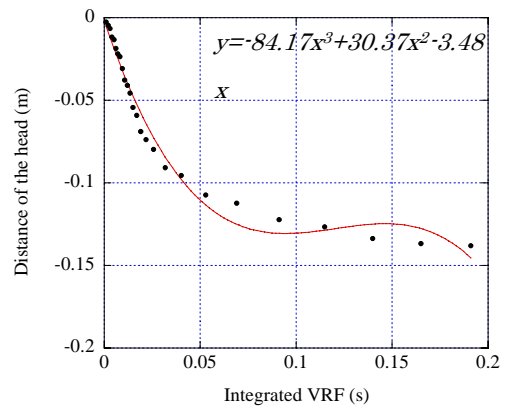


(被験者 e : 動作パターン 1)

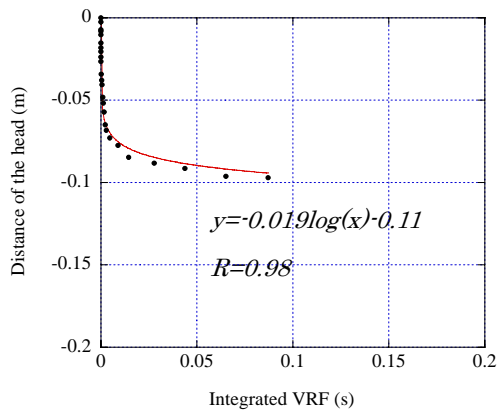
図 3-14. VRF の積分値と頭部の上下方向の距離 (被験者 a : 第 1 相)



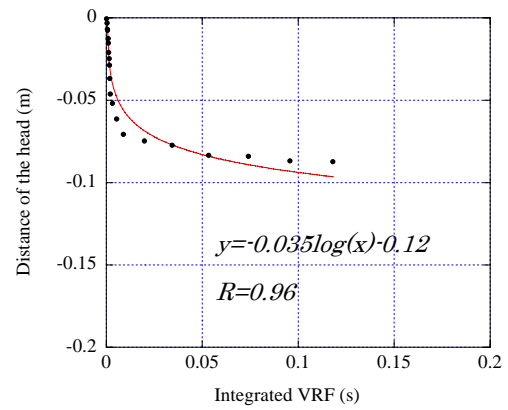
(被験者 a : 動作パターン 7)



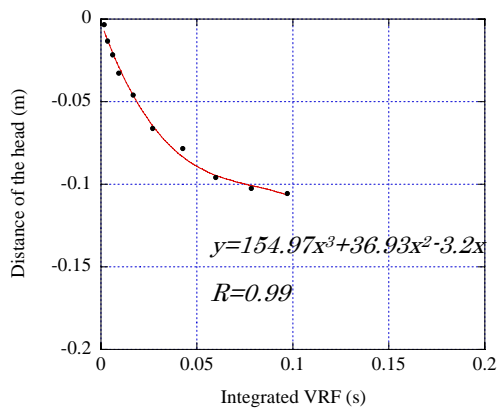
(被験者 a : 動作パターン 13)



(被験者 a : 動作パターン 19)



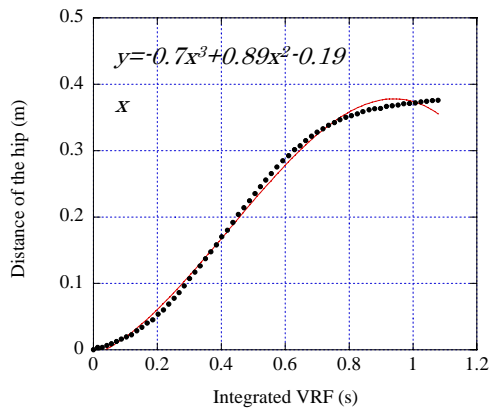
(被験者 a : 動作パターン 25)



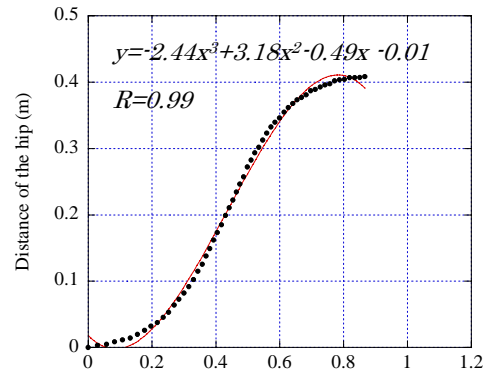
(被験者 a : 動作パターン 31)

図 3-15. VRF の積分値と頭部の上下方向の距離 (被験者 a : 第 2 相)

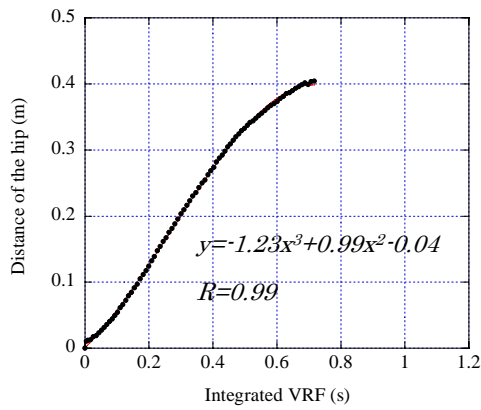
(被験者 a の動作パターン 7, 13, 19, 25, 31)



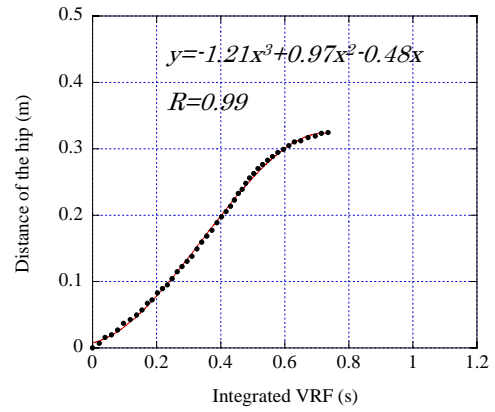
(被験者 a : 動作パターン 1)



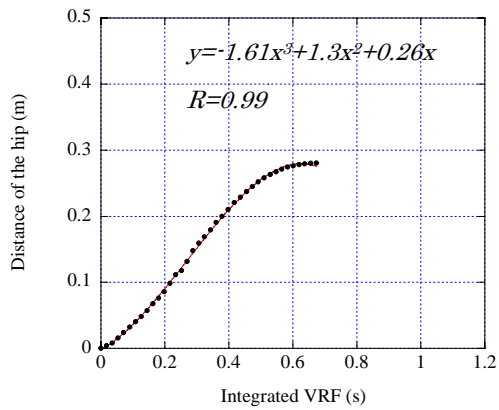
(被験者 b : 動作パターン 1)



(被験者 c : 動作パターン 1)

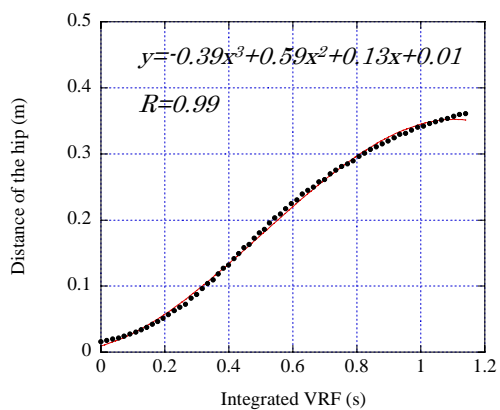


(被験者 d : 動作パターン 1)

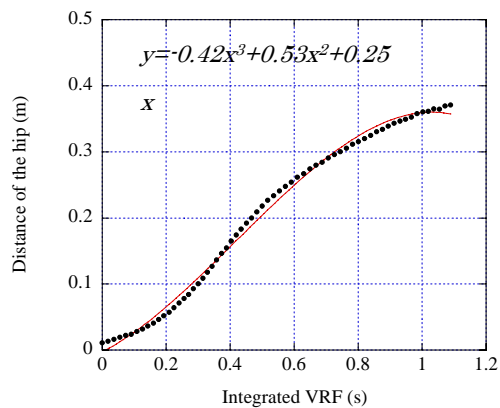


(被験者 e : 動作パターン 1)

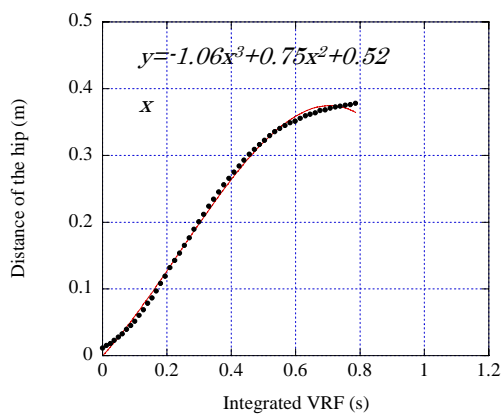
図 3-16. VRF の積分値と腰部の上下方向の距離 (被験者 a : 第 1 相)



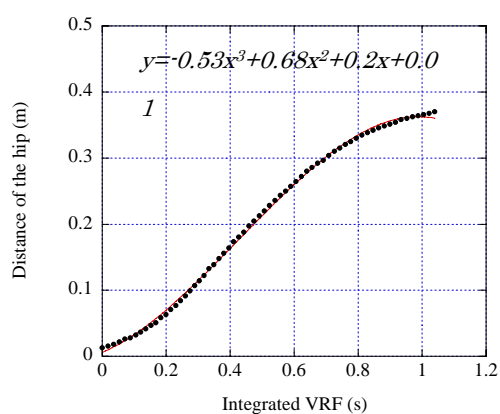
(被験者 a : 動作パターン 7)



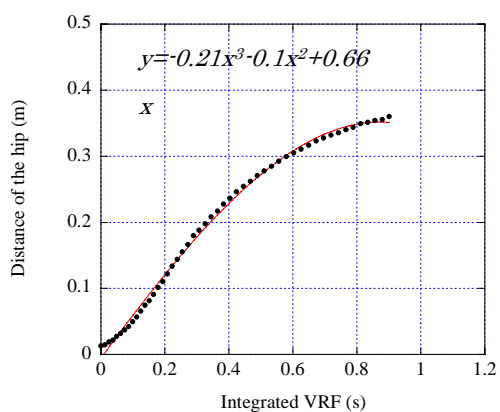
(被験者 a : 動作パターン 13)



(被験者 a : 動作パターン 19)



(被験者 a : 動作パターン 25)



(被験者 a : 動作パターン 31)

図 3-17. VRF の積分値と腰部の上下方向の距離 (被験者 a : 第 2 相)
(被験者 a の動作パターン 7, 13, 19, 25, 31)

3.5 足底情報による身体位置推定に関する考察

実験結果より、椅子からの立ち上がり動作における、足底情報(COP, VRF)と身体の位置(頭部・腰部)に相関関係が得られた。そこで、足底情報を用いることで、定義した特定の身体位置を推定できないかどうかを検討した。表 3-2 に、実験結果より得られた、足底情報と身体位置との関係を示す。

表 3-2 足底情報(COP, VRF)と身体位置(Head, Hip)との関係

Phase1	Forward direction	Height direction
Head	COP	VRF
Hip	Not move	Not move

Phase2	Forward direction	Height direction
Head		
Hip	COP	VRF

表 3-2 には各相で、どの足底情報と身体位置に関係があるかを示している。表の空白部分は関係性が得られなかった箇所である。今回の立ち上がり動作パターンにおいて、立ち上がり動作パターン間にほとんど違いがなく、足底情報と身体位置に相関関係が得られた。

表 3-2 の結果より、足底情報(COP 軌跡長, VRF の積分値)を入力情報とし、出力情報の身体位置(頭部・腰部の前後・上下方向の位置)が得られるのではないかと考えた。各相における回帰式を表 3-3 に示す。

表 3-3 Regression formula

Phase	Regression formula
1	$Y_{\text{head-forward}} = aX_{\text{cop}}^3 + bX_{\text{cop}}^2 + cX_{\text{cop}}$
1	$Y_{\text{head-height}} = aX_{\text{VRF}}^3 + bX_{\text{VRF}}^2 + cX_{\text{VRF}}$ or $Y_{\text{head-height}} = a \log(X_{\text{VRF}}) + b$
2	$Y_{\text{hip-forward}} = aX_{\text{cop}}^3 + bX_{\text{cop}}^2 + cX_{\text{cop}}$
2	$Y_{\text{hip-height}} = aX_{\text{VRF}}^3 + bX_{\text{VRF}}^2 + cX_{\text{VRF}}$ or $Y_{\text{hip-height}} = aX_{\text{VRF}}$

表 3-2 の回帰式の X は入力情報の足底情報 (COP 軌跡長, VRF の積分値), Y は出力情報の身体位置 (頭部・腰部の前後・上下方向の位置) である. 表 2 より, 各相の回帰式を用いて, どの足底情報からどの身体位置を得ることができるかがわかる.

第 1 相では, 入力情報として足底情報の COP の軌跡長を用い, 出力情報として頭部の前後方向の距離を得ることができる. そして, 入力情報として VRF の 1 階積分値を用い, 出力情報の頭部の上下方向の位置を得ることができる. 第 2 相に関しては, 入力情報として足底情報の COP の軌跡長を用い, 出力情報の腰部の前後方向の距離を得ることができる. そして, 入力情報として VRF の 1 階積分値を用い, 出力情報の腰部の上下方向の位置を得ることができる.

しかし, 足底情報から身体位置の推定をおこなう際には, 各係数の値を定め, 回帰式を決定する必要がある. 表 3-3 中, 2 相の腰部の上下方向の距離推定に関しては, 各被験者の身長との間に相関関係 ($R=0.81, p<0.05$) から, 1 次の回帰式の係数 a を得ることができた. 図 3-18 に, 2 相の VRF の積分値から腰部の上下方向の距離を求める回帰式における, 係数 a と各被験者の身長の関係を示す.

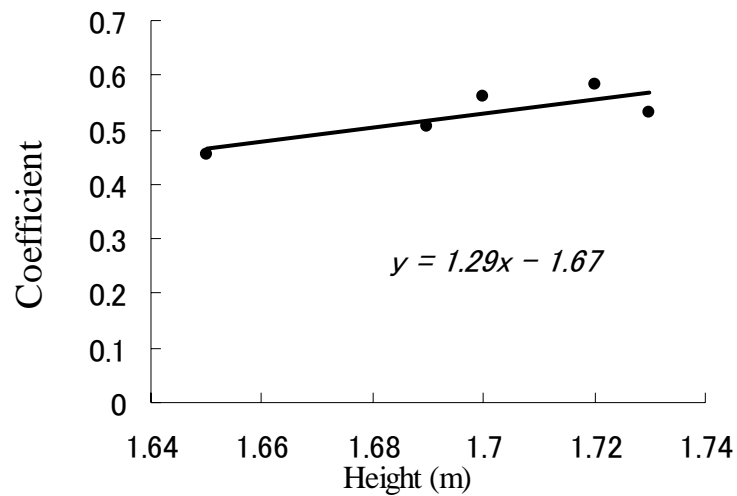


図 3-18. 身長と係数 a の関係 (2 相 : VRF-HIP_{height})

図 3-18 の横軸は、各被験者の身長 (m) を、縦軸は係数 a を示す。図中の式が得られた身長と係数 a の回帰式である。他の相に関しては、身体条件との関連はみられなかった。身体の初期条件として、身長を用いた理由は、各被験者の下腿の長さが腰部の上下方向の位置に影響すると考えたが、今回計測した健常者の身体条件として、下腿の長さに違いがみられなかったためである。

2 相の腰部の上下方向の距離を推定する際、係数 a の決定に以下の回帰式を用いた。

$$Y = 1.29X - 1.67 \quad \dots (1)$$

式(1)の X は各被験者の身長を、Y は a の値を示す。(1)式を用い、各被験者の身長を初期条件として、決定した係数 a の値を表 3-4 に示す。

表 3-4 回帰式の係数 a (2 相 : VRF-HIP_{height})

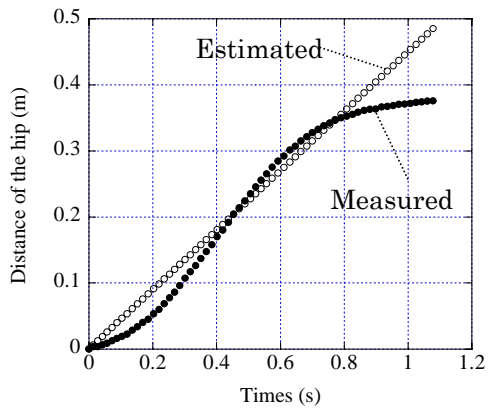
Subject	Coefficient a	Height (m)
A	0.45	1.65
B	0.51	1.69
C	0.52	1.7
D	0.54	1.72
E	0.56	1.73

以上より，今回の足底情報(VRF の一階積分)と身体位置(腰部の上下方向の位置)の結果を用いて，推定式(2)を定義した．

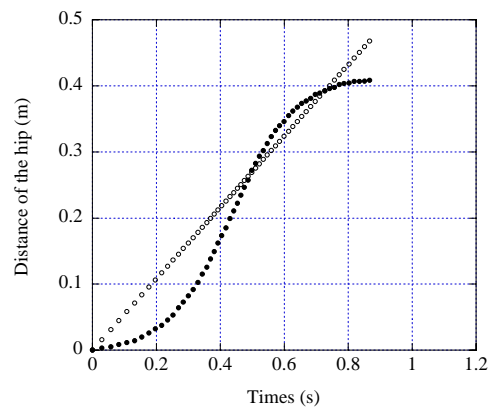
$$Y = (1.29x - 1.67) \cdot X \quad \dots (2)$$

ここで，x は初期条件の被験者の身長(m)，X は入力情報の足底情報の VRF の一回積分値，Y は出力情報の腰部の上下方向の位置である．

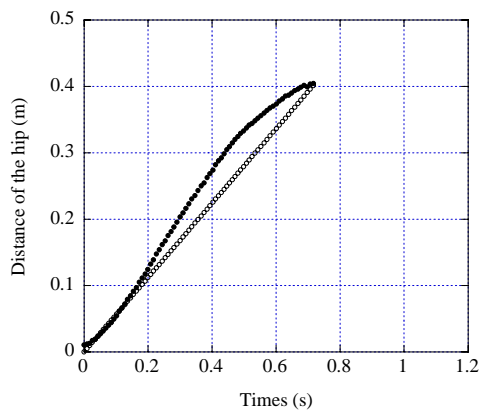
(2)式を用いた，推定の結果を図 3-19，3-20 に示す．



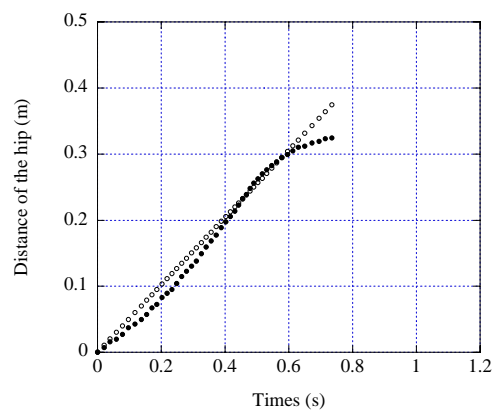
(被験者 a :動作パターン 1)



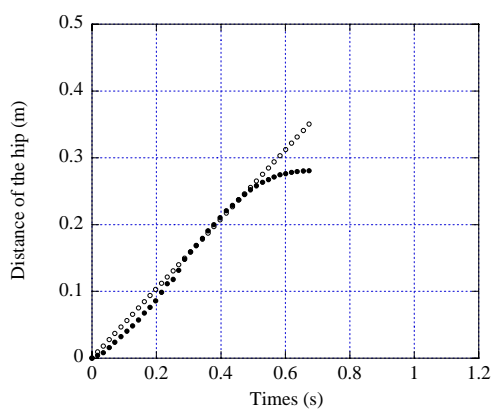
(被験者 b :動作パターン 1)



(被験者 c :動作パターン 1)

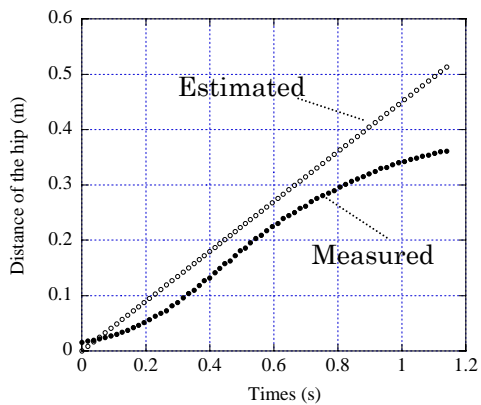


(被験者 d :動作パターン 1)

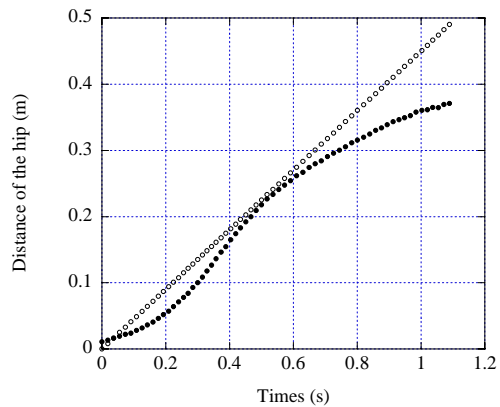


(被験者 e :動作パターン 1)

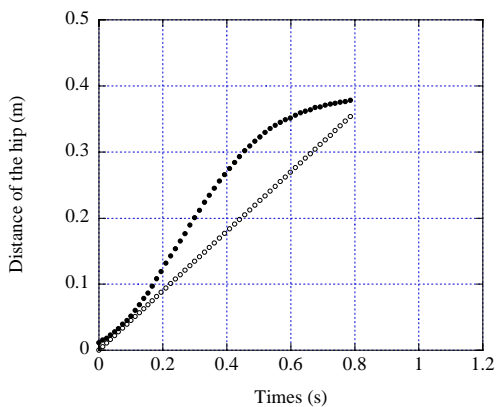
図 3-19. 腰部の上下方向の距離の実測値と推定値 (被験者 a : 第 2 相)



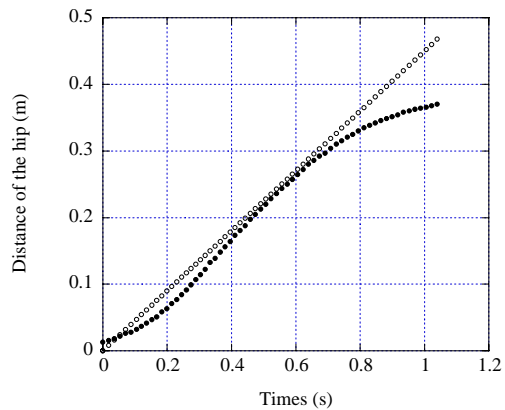
(被験者 a : 動作パターン 7)



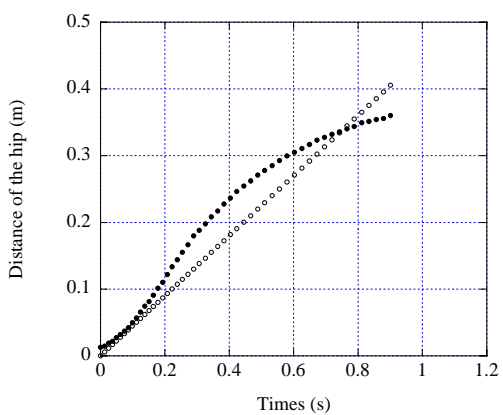
(被験者 a : 動作パターン 13)



(被験者 a : 動作パターン 19)



(被験者 a : 動作パターン 25)



(被験者 a : 動作パターン 31)

図 3-20. 腰部の上下方向の距離の実測値と推定値
(被験者 a の動作パターン 7, 13, 19, 25, 31 : 第 2 相)

図 3-19 は、全被験者の動作パターン 1 の腰部の上下方向の推定値と実測値である。また、図 3-20 は、被験者 a の各動作パターンの VRF の腰部の上下方向の推定値と実測値である。図 3-19, 3-20 の横軸は時間 (s) を、縦軸は腰部の上下方向の位置を示す。また、図中の黒丸は、腰の上下方向の位置の実測値 (m) を、白丸は、腰の上下方向の位置の推定値 (m) を示す。

図 3-19, 3-20 より、実測値と推定値はほぼ同じになり、腰部の高さ方向の距離を把握することができる。しかしながら、実測値と推定値の誤差は、被験者によって異なり、平均誤差 0.04m となった。これは、腰部の上下方向の移動が 0.4m の時に、約 10% の誤差となる。これは、身体の上体の動作をおおまかに把握するには、十分であると考えられる。

誤差が生じた原因として、開始と終了の部分に関しては、立ち上がり動作中の臀部の移動の特徴が考えられる。過去に、片麻痺者の立ち上がり動作の座位姿勢における座骨と軟部組織の影響を調べた研究がある [10]。椅子からの立ち上がり動作では、座骨が軟部組織上を移動しているという報告があることから、ヒトの動作に合わせた動作推定をおこなうためには、座骨の動作に合わせた動作推定ができるような動作開始の部分の改善が必要になるかもしれない。また、立ち上がり動作が終了する際には、臀部の動作がスムーズに終了できるような動作終了の部分の改善が必要になるかもしれない。

これより、動作推定に制限はあるが、一次の回帰式を用い、足底情報の VRF の積分値から腰部の上下方向の位置を推定できることがわかった。

3.6 まとめ

今回の立ち上がり動作パターンにおいて、立ち上がり動作パターン間にほとんど違いがなく、足底情報(COP, VRF)と身体(頭部・腰部)の位置に相関関係が得られた。具体的には、下記の項目間で相関関係が得られた。

第1相

- ・頭部の前後方向の距離－COPの軌跡長
- ・頭部の高さ方向の距離－VRFの積分値

第2相

- ・腰部の前後方向の距離－COPの軌跡長
- ・腰部の高さ方向の距離－VRFの積分値

また、この結果を用いて、動作推定に制限はあったが、足底情報のVRFの積分値を用いて、腰部の上下方向の位置の推定ができることがわかった。

参考文献

- [1] 藤澤充, 長嶋宏之: 福祉機器の人間工学的評価, 岩手県工業技術センター研究報告, 第8号, 2001
- [2] J. S. Munton: An investigation into the problems of easy chairs used by the arthritic and the elderly, *Rheumatology and Rehabilitation*, 20, pp.164-173, 1981
- [3] 富田正道, 小木曾敏夫, 根本泰弘, 藤江正克: 上体支持アームを用いた起立・着座動作における軌道の検討, *日本機械学論文集(C編)*, 65巻, 635号, pp.2818~2823, 1998
- [4] Pamela J. Mikington: Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Motion in Elderly Person, *Arch Phys Med Rehabil*, pp.609-617, 1992
- [5] N. Alexander: Rising from a chair-Performance Biomechanics of Healthy Elderly And Young Adult Subjects, *Am Soc Mech Eng Bioeng Div*, 1989
- [6] 星文彦: 高齢者の立ち上がり動作と立位バランス, *北海道リハビリテーション学会雑誌*, 第24巻, pp.45~51, 1996
- [7] 太田靖, 笠松博, 古川博道: 足底圧分布の計測ポイント絞り込みと動作状態判別, *バイオメカニズム学術講演会予稿集*, Vol. 22, pp.233~234, 2001
- [8] 江原義弘, 山本澄子: 立ち上がり動作の分析, 医歯薬出版株式会社, 2001
- [9] 生田宗博, 立野勝彦: 垂直荷重力の測定による椅座位からの立ち上がり動作の解析, *リハビリテーション医学*, Vol. 29, No3, pp.199~209, 1992
- [10] 佐久間敏, 広渡一隆, 荒尾雅文, 宮下有希子: 片麻痺患者の座位姿勢における座骨と軟部組織のアライメントが立ち上がり動作に与える影響, *理学療法学*, Vol. 30, pp. 292, 2003

第4章 臀部を持ち上げる力と臀部離床のタイミング の推定

4.1 はじめに

第3章では、足底の情報(COP, VRF)と、立ち上がり動作の状態を表す要素となる身体位置(頭部・腰部)との関係を明らかにした。そして、動作推定に制限はあるが、足底情報から身体位置が計測できることがわかった。しかし、足底情報から身体に作用する力の推定を行っていない。そこで、臀部離床時に臀部に作用する力に注目した。体幹が前方運動から上方移動に移る瞬間、すなわち臀部が椅子から離れる瞬間(臀部離床時)に臀部に作用する力は、外部機器等で立ち上がり動作を支援する際に、必要なデータである。もし、臀部離床のタイミングがわかれば、椅子座面に臀部離床を調べるためのスイッチは不要になると考える。また、臀部離床時に臀部を持ち上げる力の推定が行えれば、椅子から立ち上がるためにどのくらいの力で臀部を持ち上げれば良いかがわかると考える。

本章では、まず、椅子からの立ち上がり動作を計測し、臀部離床のタイミングの推定と、臀部を持ち上げる力の算出を試みる。次に、臀部を持ち上げる装置を利用し、椅子座位の状態から臀部を持ち上げる実験を行い、実際に臀部離床のために臀部を持ち上げる力を求める。最後に、足底のVRFから臀部離床のタイミングと臀部を持ち上げる力の推定が行えるかどうかを検討する。

4.2では、本章で用いた計測装置について述べる。4.3では、臀部離床のタイミングの推定と臀部を持ち上げる力の算出を行った結果について述べる。4.4では、臀部離床時に臀部に臀部を持ち上げる力の実測を行い、4.3で求めた臀部を持ち上げる力の算出値と比較し、検討した結果について述べる。最後の4.5では、本章をまとめる。

4.2 計測装置

4.2.1 計測システムの構成

計測システムは、足底情報計測装置と臀部持ち上げ装置から構成されている。図 4-1 に、計測システムの構成を示す。

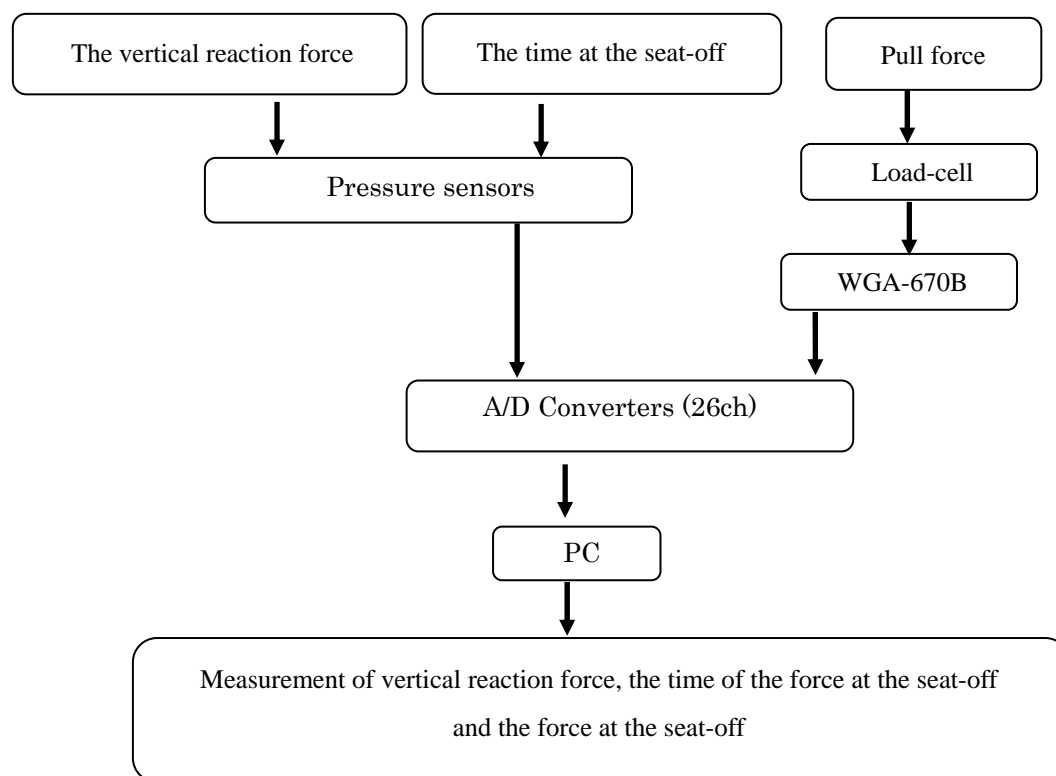


図 4-1. 計測システムの構成

足底情報の VRF は、2 章で述べた足底情報計測装置を用いて計測した。臀部離床のタイミングは、圧力センサ（2 章参照）を用いて、荷重がゼロとなった点を計測した。そして、その時間を臀部離床と定義した。また、臀部を持ち上げる力は、次項で説明する吊り下げ式歩行器を用いて計測した。

4.2.2 臀部持ち上げ装置（吊り下げ式歩行器）

図 4-2 に吊り下げ式歩行器を示す。吊り下げ式歩行器（有菌製作所）は、歩行が難しい患者に対し体幹をスリングで固定し、ウィンチで持ち上げ、荷重を免下することにより、歩行訓練を行う歩行器である[1]。

特徴として、以下の点が挙げられる。

- ・支柱バーの高さ調整，グリップバーの前後調節が可能である。
- ・付属のウィンチとスリングにより，最適な立位姿勢が保持できる。
- ・キャスターで平地を移動し，歩行の訓練が行える。
- ・スリングのサポートの調整により脚部への体重負荷が調整でき，足の振出しが容易となる。

今回，臀部を持ち上げる力を計測するために，ロードセルで免下した荷重を測定した。免下した荷重は，計測用コンディショナを介して PC に取り込んだ。図 4-3 に，ロードセル，計測用コンディショナ，スリングを示す。ロードセルの測定可能な荷重は 100kg で，測定精度は，足底情報計測装置と同様に設定し，0.1kg である。

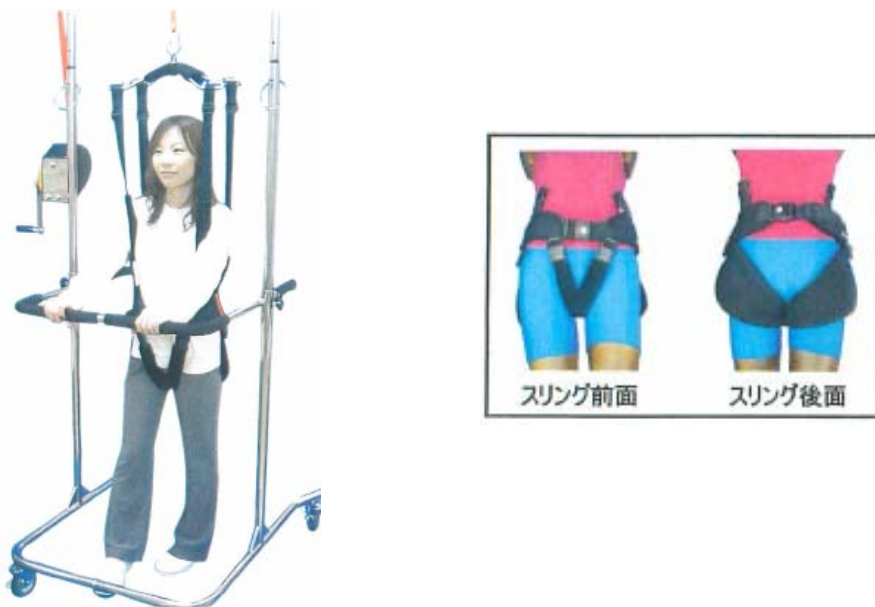


図 4-2. 吊り下げ式歩行器（有菌製作所）

4.3 臀部離床のタイミングの推定と臀部を持ち上げる力の算出

4.3.1 実験目的

実験の目的は、椅子からの立ち上がり動作を計測し、臀部離床のタイミングの推定と、臀部を持ち上げる力の算出を行うことである。

4.3.2 実験条件・方法

図 4-3 に、実験の概略図を示す。

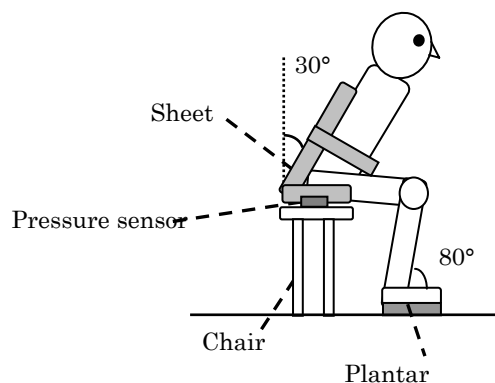


図 4-3. 実験の概略図

実験準備として、被験者の臀部にスリングシートを取り付ける。スリングシートは吊り下げ式歩行器の一部で、4.4 節の計測条件と同じにするために被験者に装着した。そして、被験者に足底情報計測装置の足形プレートを踏んでもらい、椅子に座ってもらう。椅子の上には、臀部離床のタイミングを計測するため、圧力センサを配置した。被験者の足首の角度は、やや足首を椅子側へ引いた状態(大腿と下腿の膝角度が 80°)とした。これは、椅子側に引いた状態の方が立ち上がりやすいからである[2]。足首の角度が 90° の場合は、被験者により、立ち上がりやや困難に感じると報告を受けたため、行っていない。4.4 節の実験においても、同様である。また、予備実験で、大腿と下腿の膝角度が 80° の時の椅子からの立ち上がり動作を計測した結果から、臀部離床時の体幹の角度を 30° と決定した。腕については、両腕を使用しないように、両腕を体幹の横につけてもらった。

以上の準備完了後、被験者に体幹を傾けてもらい、口頭での合図とともに、立ち上がって

もらった。5回の練習後、10回計測を行った。椅子の高さは0.47mとし、サンプリング周波数は40Hzである。また、第3章の実験条件と椅子の高さを同じにするために、0.36mとした場合の実験も行った。

被験者は、健常な成人男性7名（平均年齢 27.5 ± 3.8 歳，平均身長 170.7 ± 3.2 m，平均体重 71.5 ± 11.2 kg）であった。また、臀部を持ち上げる力の算出に関しては、各被験者の静止立位時のVRFで正規化を行った。

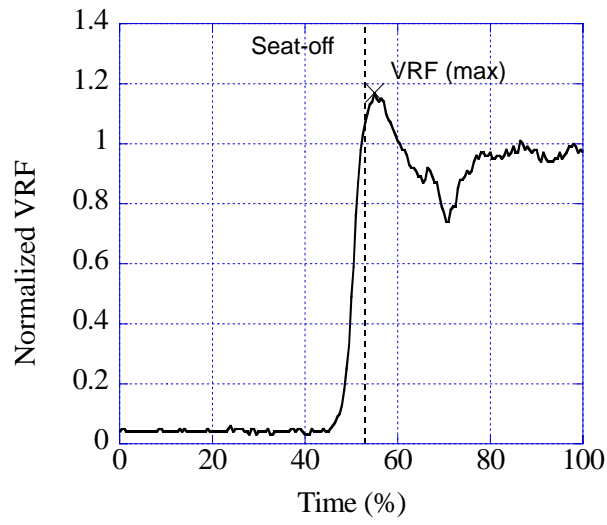
4.3.3 実験結果・考察

図4-4に、ある各被験者の足底のVRFの軌跡の1例を示す。図4-4の(a)は椅子の高さが0.47m，図4-4の(b)は椅子の高さが0.36mの時の結果である。各図の縦軸はVRFである。また、横軸は、計測開始から終了までの値で正規化した時間(%)である。図中の点線は臀部が椅子から離れる瞬間を、×印はVRFの最大値を示す。

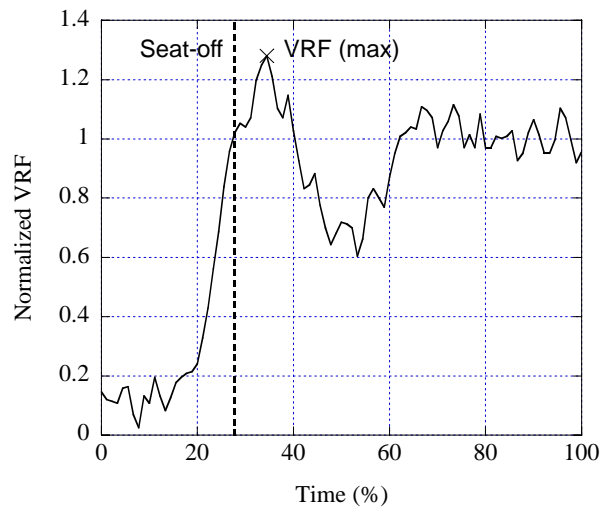
図4-4の(a)より、VRFは立ち上がり動作開始後、臀部離床時に近づくにつれ増加し、臀部が椅子から離れると、ほぼ最大値となった。そして、立位姿勢形成とともに安定した。他の被験者についてもほぼ同様な波形であった。また、図4-4の(b)の結果から、椅子の高さが0.36mの時も、同様に、臀部が椅子から離れると、VRFの値がほぼ最大値となった。ここで、足底のVRFが最大値になる時間と、臀部離床のタイミングがほぼ等しくなることに着目し、両者の時間差を求めた。

表4-1にVRFが最大値になった時の時間と臀部離床のタイミングの差の平均値を示す。表4-1より、足底のVRFが最大になった時と臀部離床のタイミングは、ほぼ同じになることがわかった。過去の研究でも、椅子からの立ち上がり動作を行った際、臀部離床直後に足底のVRFは最大となった[3]。実験条件に違いはあるが、今回の結果も過去の研究同様、臀部離床直後に足底のVRFが最大となり、両者の時間差は小さかった。

これより、足底のVRFが最大値になる時間をみれば、臀部離床のタイミングが推定できることがわかった。すなわち、立ち上がり動作の計測を行う際、足底情報のみを用いることで、椅子座面に臀部離床のタイミングを調べるためのスイッチは不要になると考える。



(a) 椅子の高さ 0.47mの時の VRF の軌跡



(b) 椅子の高さ 0.36mの時の VRF の軌跡

図 4-4. VRF の軌跡と臀部離床のタイミング

表 4-1 VRF が最大値になった時の時間と臀部離床のタイミングの差

(a) 椅子の高さ 0.47m

(被験者 7 名)

Subjects	Time distance (s)
A	0.11±0.13
B	0.10±0.01
C	0.26±0.01
D	0.12±0.02
E	0.14±0.13
F	0.15±0.01
G	0.15±0.04
Average	0.15±0.01

(b) 椅子の高さ 0.36m

(被験者 3 名)

Subjects	Time distance (m)
A	0.07±0.04
C	0.06±0.04
G	0.10±0.02
Average	0.07±0.04

次に、臀部離床時の臀部を持ち上げる力を推定するため、VRFの最大値に着目した。過去の研究より、腕を組んだ立ち上がり時のVRFの最大値は、体重に対して平均 $118 \pm 5\%$ であることがわかっている[4]。今回の結果では、VRFの最大値の平均値は、 $125 \pm 2\%$ となり、椅子からの立ち上がり動作における妥当な値であると考えられる。また、過去の研究で、足底のVRFの変化と身体動作の上下方向の変化との間に関連がみられた[5]ことから、VRF最大値の静止立位時VRFに対する変化を、臀部を持ち上げる力の算出値(F_z)と定義した。以下に式を示す。

$$F_z = (VRF(max) - VRF(st)) / VRF(st) \quad \dots (4.1)$$

(4-1)式において、 $VRF(max)$ がVRFの最大値、 $VRF(st)$ が静止立位時のVRFの値である。

表4-2に(4-1)式より算出した F_z の値を示す。表4-2の(a)は椅子の高さが0.47mの時、(b)は椅子の高さが0.36mの時の結果である。

表4-2の(a)より、椅子の高さが0.47mの時、 F_z の値は、被験者ごとに異なるが約0.23~0.34となった。また、表4-2の(b)より、椅子の高さが0.36mの時、 F_z の値は、約0.30~0.34となった。

表 4-2 臀部を持ち上げる力の算出値

(a) 椅子の高さ 0.47m

(被験者 7 名)

Subjects	Normalized force
A	0.26±0.04
B	0.34±0.07
C	0.28±0.01
D	0.25±0.02
E	0.23±0.08
F	0.25±0.12
G	0.34±0.01

(b) 椅子の高さ 0.36m

(被験者 3 名)

Subjects	Normalized Force
A	0.30±0.02
C	0.33±0.02
G	0.34±0.05

4.4 臀部を持ち上げる力の実測

4.4.1 実験目的

実験の目的は、椅子座位の状態から臀部を持ち上げ、臀部を持ち上げる時の力を実測し、4.3節の結果と比較することで、足底のVRFから臀部離床時に臀部を持ち上げる力の推定が行えるかどうかを調べることである。

4.4.2 実験条件・方法

図4-5と4-6に実験の概略を示す。4.3章と異なる点は、立ち上がる被験者を引っ張り上げる被験者がいることである(図4-5中の点線部分)。実験準備は4.3節と同じである。準備完了後、被験者に体幹を傾けてもらい、口頭での開始の合図とともに、別の被験者がベルトを引っ張ることで、臀部を持ち上げ、その引っ張り力をロードセルで計測した。そして、臀部が持ち上がった後は、被験者自身で、立ち上がってもらった。5回の練習後、計測を10回行った。被験者、椅子の高さ、サンプリング周波数は、4.3節の実験と同じである。また、臀部を持ち上げる力を求める際には、各被験者の体重で正規化を行った。

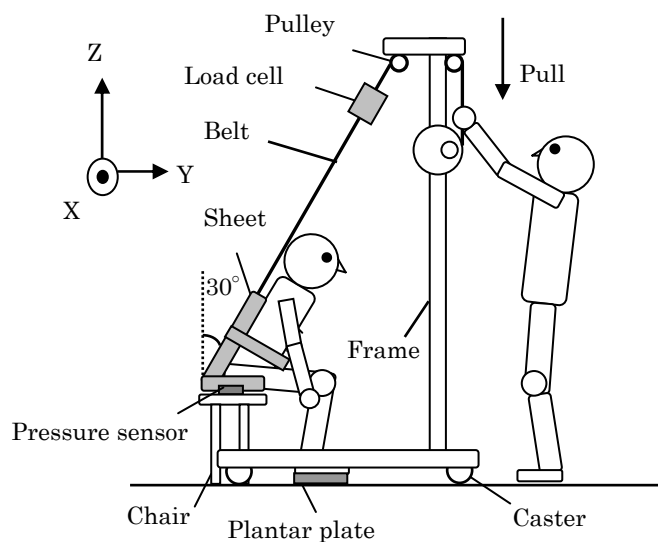


図4-5. 実験の概略図



図 4-6. 実験の概略図

4.4.3 実験結果・考察

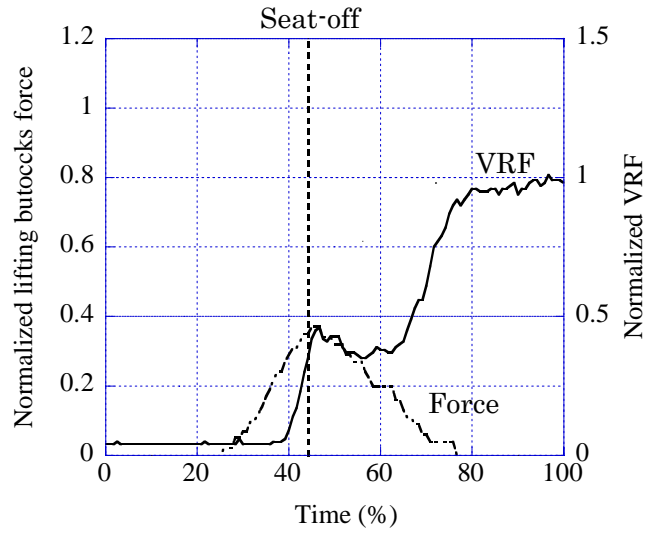
図 4-7 の(a)と(b)に足底の VRF と臀部を持ち上げる力の値を示す。各図の縦軸の右側は被験者の VRF、左側は臀部を持ち上げる力である。横軸は時間 (%) で、計測開始から終了までの値で正規化した。また、図中の太い実線が臀部を持ち上げる実験で得られた VRF の波形、一点鎖線が臀部を持ち上げる力、点線が臀部離床時を示す。

図 4-7 の(a)より、VRF は、臀部を持ち上げる動作の開始とともに増加した。そして、臀部が椅子から離れた後減少し、その後再び増加し、立位姿勢形成とともに安定した。他の被験者についてもほぼ同様な波形であった。臀部を持ち上げる力は、臀部離床付近でほぼ最大値をとった後減少し、ゼロとなった。他の被験者についても同様な波形であった。また、図 4-7 の(b)も、各値の大きさに違いがあるが、傾向は同じであった。

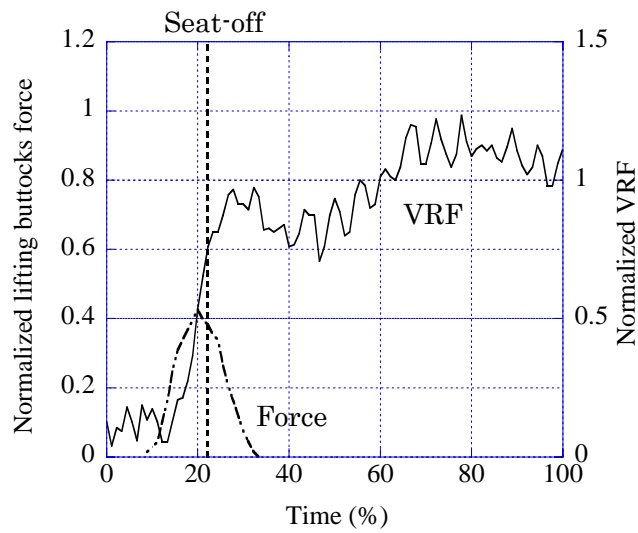
この結果より、臀部離床時の臀部を持ち上げる力の値を表 4-3(a)と(b)に示す。表 4-3 の各値は、各被験者ごとの臀部を持ち上げる力の平均値と標準偏差である。

表 4-3(a)より、臀部を持ち上げる力は、被験者ごとに異なるが約 0.25~0.31 となった。また、表 4-3(b)より、約 0.32~0.35 となった。ここで、臀部を持ち上げる力の算出値と実

測値について、椅子の高さが 0.47m の時と、0.36m の時で、分散分析 ($p < 0.05$) を行った。その結果と臀部を持ち上げる力の算出値と実測値の間には、有意な差は認めなかった。これより、両者の値を比較すると、椅子の高さが 0.47m の時と、0.36m の時で、値の範囲の大きさに違いがみられるが、算出値と実測値は、ほぼ同じになることがわかった。すなわち、VRF から臀部を持ち上げる力を推定できるのではないかと考えた。



(a) 椅子の高さ 0.47m



(b) 椅子の高さ 0.36m

図 4-7. VRF の軌跡と臀部離床のタイミング

表 4-3 臀部を持ち上げる力の実測値

(a) 椅子の高さ 0.47m

(被験者 7 名)

Subjects	Normalized force
A	0.27 ± 0.01
B	0.28 ± 0.01
C	0.31 ± 0.01
D	0.25 ± 0.03
E	0.26 ± 0.06
F	0.31 ± 0.04
G	0.30 ± 0.05

(b) 椅子の高さ 0.36m

(被験者 3 名)

Subjects	Normalized force
A	0.35 ± 0.02
C	0.32 ± 0.01
G	0.34 ± 0.02

4.5 まとめ

今回の実験より、以下の知見を得た。

- 臀部離床のタイミングは、足底の VRF が最大になる時の時間にほぼ等しい。
- 4.3 節で算出した臀部離床時に臀部を持ち上げる力と、4.4 節で実測した臀部を持ち上げる力は、ほぼ等しい。

以上の結果を使うことで、足底の情報から臀部離床時に臀部を持ち上げる力を推定できると考える。

参考文献

- [26] 越智光宏, 牧野健一郎, 和田太, 佐伯覚, 蜂須賀研二: 懸垂式歩行器による歩行訓練の研究, 第35回北九州医工学会議, 2006
- [27] J. S. Munton: An investigation into the problems of easy chairs used by the arthritic and the elderly, *Rheumatology and Rehabilitation*, 20, pp.164-173, 1981
- [28] 横地義照, 藤本浩志, 木塚朝博, 横井孝志: 大腿部に手をついて行う起立動作の解析, *人間工学*, Vol. 38, No. 1, pp. 54-62, 2002
- [29] 島田洋一, 加賀谷斉, 宮本誠也: 立ち上がり動作の解析, *総合リハ*, 27-11, pp. 1023-1028, 1999
- [30] 生田宗博, 立野勝彦: 垂直荷重力の測定による椅座位からの立ち上がり動作の解析, *リハビリテーション医学*, 29-3, pp. 199-209, 1992

第5章 高齢者の立ち上がり動作の解析と推定

5.1 はじめに

4章までの実験で、足底情報を用いて、椅子からの立ち上がり動作の推定を試みた。具体的には、第3章で、足底情報と頭部・腰部の位置との関係を求め、腰部の上下方向の位置の推定をおこなった。そして、第4章で、臀部離床のタイミングと臀部を持ち上げる力の推定をおこなった。しかし、4章までの実験では、健常者の計測しかおこなっていないため、高齢者の立ち上がり動作でも同様の結果が得られるかわからない。そこで、本章では、4章までに得られた結果が、高齢者の立ち上がり動作の動作推定にも適用できるかどうかを検討する。

5.2では、本実験の被験者について述べる。5.3では、実験条件・方法について述べる。5.4では、足底のVRFと腰部の上下方向の位置の関係について述べる。5.5では、腰部の位置推定に関する考察について述べる。5.6では、臀部離床のタイミングについて述べる。最後の5.7では、本章をまとめる。

5.2 被験者

被験者は、健常な高齢の男性（年齢84歳，身長1.65m，体重69kg：以下，高齢男性），高齢の女性（年齢78歳，身長1.50m，体重47kg：以下，高齢女性1），歩行の際に、杖を用いる高齢の女性（年齢91歳，身長1.41m，体重32kg：以下，高齢女性2）である。実験は、通所介護の宅老所（いそねの里）の協力を得て、被験者の同意のもとにおこなった。

高齢女性2は、パーキンソン病と報告を受けた。パーキンソン病は、脳幹周辺でのドーパミンが枯渇して起こる病気で、手先の震えなどを生じる[1]。今回、協力頂いた高齢女性2は、実験の当日、比較的体調は良いように感じたが、椅子からの立ち上がり動作に多少の不便があるとの報告を受けた。

5.3 実験条件・方法

図5-1に、高齢者の椅子からの立ち上がり動作の計測に用いた、足底情報計測装置とFastrakの、2つのシステムの構成について述べる。足底情報のCOPとVRFの計測には、2章で述べた足底情報計測装置を用いた。身体位置の計測には、被験者が不快に感じないように、身体位置が比較的簡単に計測できる、磁気式3次元位置計測装置(Fastrak, Polhemus社)を用いた。

実験は、被験者が日常通っている宅老所の一室でおこなった。計測をおこなう前に、被験

者には、実験の説明を十分におこなった。

被験者には、自分が立ち上がりやすい足位置を決定してもらい、足位置決定後、足底情報計測装置を踏んでもらい、座位の状態を保持してもらった。ここで、図 5-2 に示すように、Fastrak Transmitter 1 は、足位置の決定の際に使用した。そして、Fastrak Transmitter 2 は、立ち上がり動作中の身体位置を計測するために使用した。2つの Transmitter は、足位置決定後にスイッチの切り替えをおこなった。

立ち上がりの際、被験者には、手で椅子を支えて立ち上がる、大腿に手を添えたまま立ち上がるような動作はおこなわないようにしてもらった。その他に、立ち上がり動作の条件はなく、被験者が通常おこなっている様な立ち上がり動作をおこなってもらった。

身体位置の計測の際、身体部位の頭部（頭頂）と腰部（第 2 仙椎付近）に 3 次元位置計測装置をそれぞれ配置し、定義する頭部と腰部の計測をおこなった。

以上の準備完了後、口頭での合図とともに、立ち上がってもらった。数回の練習後、3 回の計測をおこなった。椅子の高さは 0.47m、サンプリング周波数は 40Hz である。

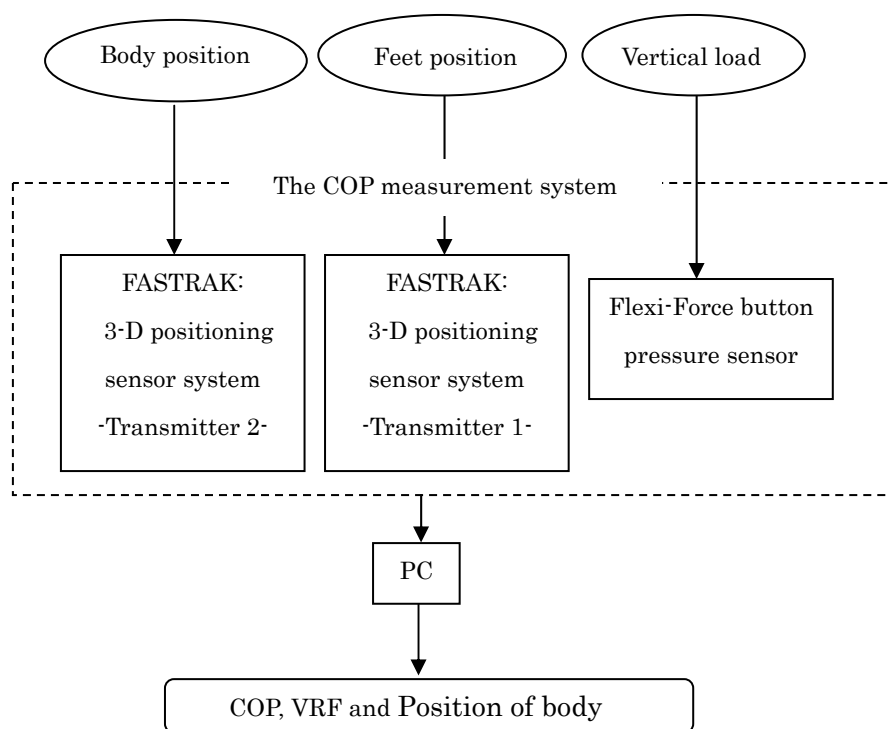


図 5-1. 計測システムの構成

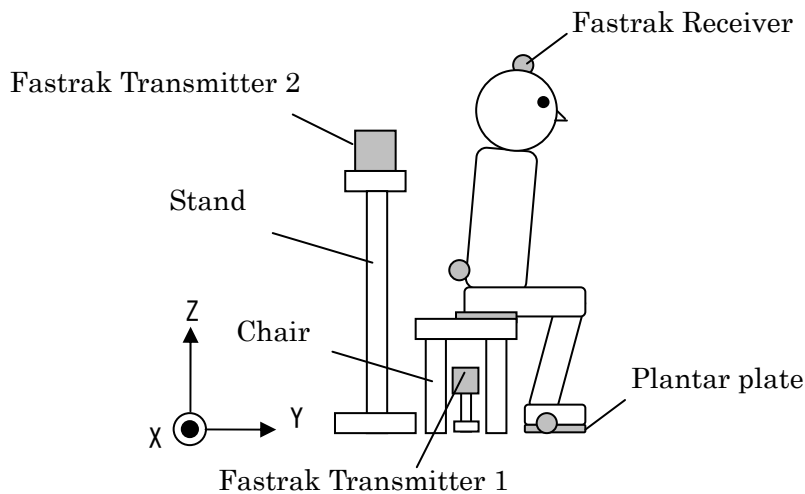


図 5-2. 実験装置の配置

5.4 足底の VRF と腰部の上下方向の位置の関係

第 3 章で、足底情報の VRF と臀部の上下方向の関係を調べ、健常者において、第 2 相において、VRF の積分値から腰部の上下方向の位置を推定できることがわかった。そこで、高齢者においても、最初に足底情報の VRF と臀部の上下方向の関係を調べ、健常者と同様の結果が得られるかどうかを調べた。

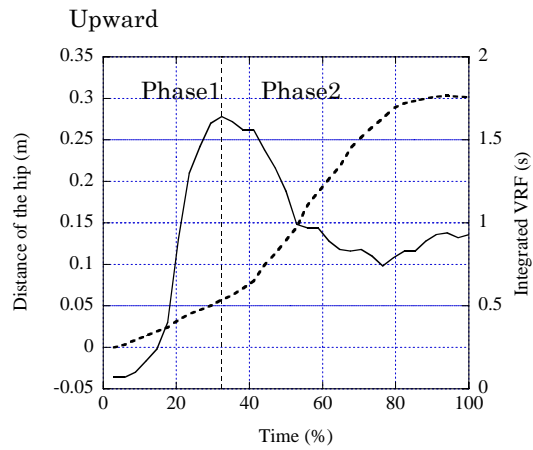
図 5-3 に、全被験者の足底情報の VRF の波形と腰部の上下方向の距離を示す。図 5-3 の縦軸の左側は腰部の上下方向の距離 (m) を、縦軸の右側は被験者の静止立位時の VRF で正規化した VRF の値を示す。横軸は、立ち上がり動作の開始から終了までの時間 (%) を示す。立ち上がりの開始とは、頭部の上下方向の移動が開始した点とし、立ち上がり動作終了とは、頭部の上下方向の移動が終了した点とした。左側の縦軸の 0 は動作開始時の VRF の値を示し、右側の縦軸の 0 は頭部・腰部の動作開始時の上下方向の位置を示す。また、図中の点線は、VRF の最大値で、1 相と 2 相の区切りを示す。

図 5-3 より、VRF の変化にともない、腰部の上下方向の距離が変化する。この傾向は、健常者の立ち上がり動作と同じであった。そこで、第 3 章の結果を用い、VRF の一回積分値と、腰部の上下方向の距離との関係を調べた。

図 5-4 に、第 2 相での、全被験者の足底情報の VRF の積分値と腰部の上下方向の距離を示す。図 5-4 の縦軸は腰部の高さの方向の距離 (m) で、横軸は VRF の積分値 (s) を示す。図中の点は、サンプリング間隔 (1/40s) ごとの全ての点を、数式は回帰曲線の式である。回帰式の決定方法は、3.5.2 と同様の方法を用いた。

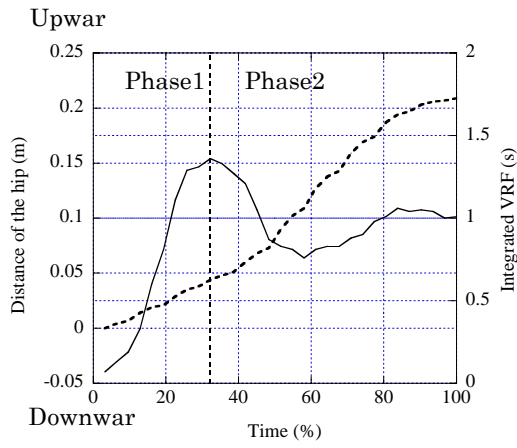
図 5-4 より，全被験者において，VRF の積分値と腰部の上下方向の距離の間には，高い正の相関 ($R=0.9$ 以上, $p<0.01$) があつた．（一次回帰式での相関係数は， $R=0.8$ 以上, $p<0.01$ ）．

この結果から，高齢者の場合でも，VRF の積分値が増すと腰部の上下方向の距離が増すという関係が確認できた．すなわち，第 2 相において，VRF の積分値から腰部の上下方向の位置が推定できるのではないかと考えた．



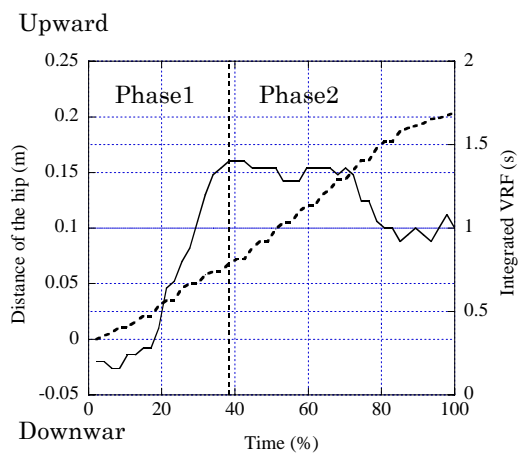
Downwar

高齢男性



Downwar

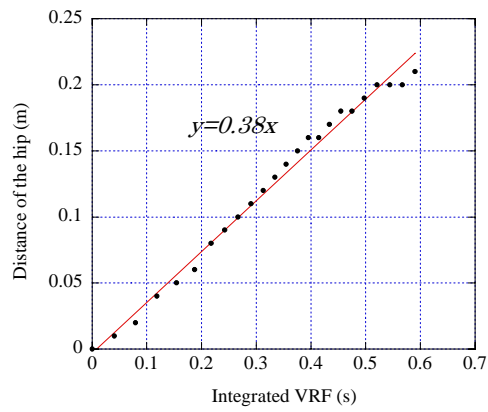
高齢女性 1



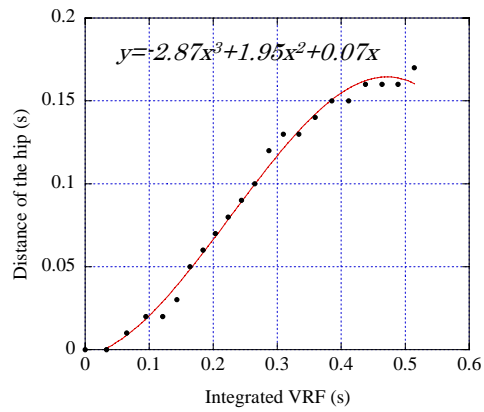
Downwar

高齢女性 2

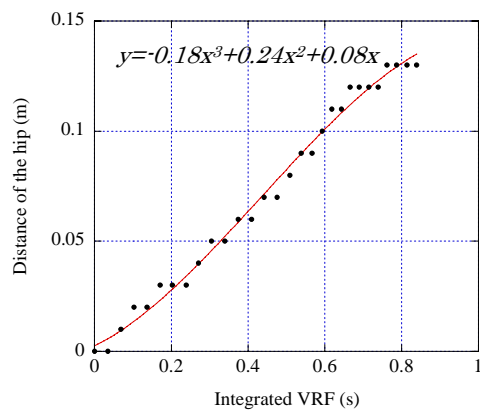
図 5-3. VRF の波形と腰部の上下方向の距離



高齢男性



高齢女性 1



高齢女性 2

図 5-4. VRF 積分値，腰部の上下方向の距離（第 2 相）

5.5 腰部の上下方向の位置推定に関する考察

実験結果より、健常者同様、足底情報の VRF の積分値と腰部の上下方向の位置とに、関係があることがわかった。そこで、健常者同様、足底情報の VRF から腰部の上下方向の位置の推定ができるかを調べた。

推定式は、第3章で用いた式と同様、以下の式を用いた。

$$Y = (1.29x - 1.67) \cdot X \quad \dots (5.1)$$

ここで、 x は初期条件の被験者の身長(m)、 X は入力情報の足底情報の VRF の一回積分値、 Y は出力情報の腰部の上下方向の位置である。(5.1) 式を用いて、各被験者の初期条件から、係数 a を決定し、腰部の上下方向の位置を推定した。

図 5-4 に決定した係数 a について示す。また、表 5-1 に係数 a の値を示す。図 5-4 の横軸は身長(m)、縦軸は(1)式の係数 a を示す。図中の、黒丸は第3章で得られた健常者の身長と係数の値を、回帰式は、健常者の身長と係数の関係より得られた1次の回帰式を示す。

図 5-4 より、初期条件として、今回の高齢被験者の身長を代入すると、係数 a が決定することがわかる。

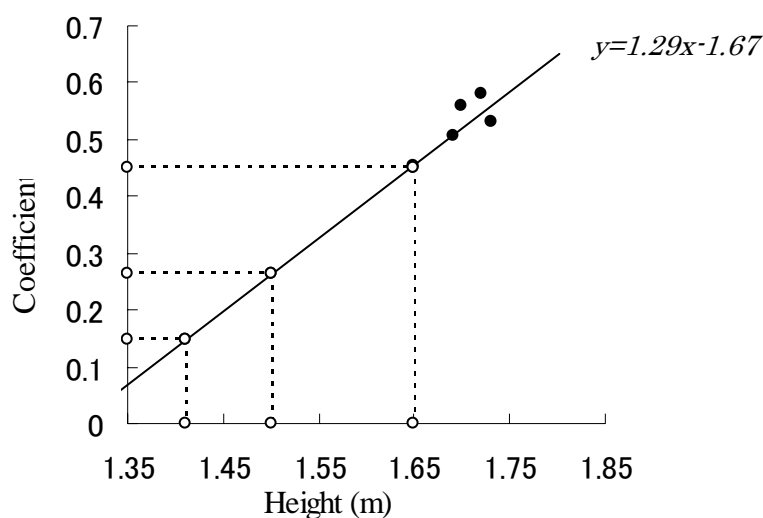


図 5-4. 身長と係数 a について

表 5-1 回帰式の係数 a (2 相 : VRF-HIP_{height})

	Coefficient a	Height (m)
Elderly man	0.45	1.65
Elderly woman 1	0.27	1.50
Elderly woman 2	0.15	1.41

図 5-5 に、推定の結果を示す。図 5-5 の横軸は時間 (s) を、縦軸は腰部の上下方向の位置を示す。また、図中の黒丸は、腰の上下方向の位置の実測値 (m) を、白丸は、腰の上下方向の位置の推定値 (m) を示す。

図 5-5 より、高齢者においても、足底の VRF を用いて、腰部の上下方向の位置の推定がおこなえらる。

実測値と推定値の誤差に関して、高齢男性が 0.02m、高齢女性が 1 が 0.04m、高齢女性 2 が 0.05m となり、被験者ごとに違いがみられた。立ち上がり動作が終了するまでの腰部の上下方向の位置の移動を考えた場合、高齢男性と高齢女性 1 の推定値と計測値の誤差は、平均で約 8%以内にとまった。これは健常若年者と同じである。しかし、高齢女性 2 は、立ち上がり動作が終了するまで平均で約 16%の誤差が生じた。これは、高齢男性と高齢女性 1 の場合、身体の上体の動作をおおまかに把握するには、十分であるかもしれないが、高齢女性 2 に関しては、十分とは言えない。特に高齢女性 2 は、立ち上がりにくい状態であり、パーキンソン病でもあるため、他の被験者よりも誤差が生じたと考えられる。

図 5-6 に、COP と頭部、腰部の前後方向の距離を示す。図 5-6 の縦軸は立ち上がり動作開始から COP、頭部、腰部が前後方向に移動した距離 (m) を、横軸は立ち上がり開始から終了までの時間 (%) を示す。また、縦軸の 0 (m) は頭部、腰部、COP の開始位置を示す。図 5-6 より、高齢男性に関しては、健常者同様、頭部・腰部は立ち上がり動作開始から、前方に大きく移動していた。また、COP は立ち上がり動作により後ろの方向に移動した。しかし、高齢女性 1 と高齢女性 2 に関しては、COP の移動があまり生じていなかった。

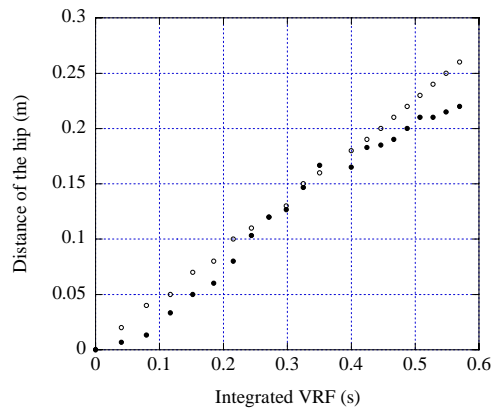
ここで、高齢者の立ち上がり動作の特徴として、椅子からの立ち上がり動作中、COP が足底の踵部にある傾向が見られ、前足部への COP の移動が弱いことが報告されている [2] [3] [4]。この特徴に関して、過去の研究では、高齢者は年齢と共に下肢筋力が衰え、推進力を使うことができない可能性があり、その結果、椅子から立ち上がるのが困難になると述べている [5]。また、重心動揺計を用い、健常高齢者の静止立位の状態で体を揺らす課題を与え、COP の最大移動範囲、前後方向動揺などを計測した研究がある [6] [7]。研究の結果、高齢者の COP 移動可能な範囲は健常者に比べ有意に狭くなることが確認されている。これら

の報告は、高齢被験者の場合、体幹の可動域の大きさや下肢の筋力低下により COP の移動が少なかったことを示している。立ち上がり動作における今回の結果は、過去の研究と同様であり、筋力の低下などによる高齢者の立ち上がり動作の特徴により、推定値と計測値との間に誤差が生じた可能性がある。

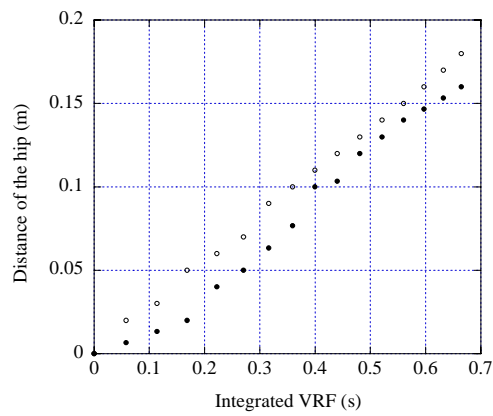
また、高齢者になると、単なる筋力の低下といった身体的機能の低下ばかりではなく、安定した姿勢を得るための身体の微細な動揺を感知して中枢神経に伝える入力系の作用と、脊髄あるいは脳の関与する姿勢反射、立ち直り反応、平衡反応などの反射・反応、これを個々の筋に伝える出力系の作用の三者いずれも低下をきたすと言われている[8]。

その他に、高齢者の立ち上がりの能力を評価する時、立ち上がりに要する時間を、老化度を表す指標とする場合がある[9]ことから、高齢者の立ち上がり動作では、健常者に比べ、立ち上がり動作の時間の違いがあると考えられる。今回の実験結果でも、定義した立ち上がり動作の開始（頭部の上下移動開始）と終了（頭部の上下移動終了）において、高齢男性は約 1 秒、高齢女性 1 は約 1.2 秒、高齢女性 2 は約 1.6 秒だった。高齢男性を除くと、立ち上がり動作に時間を要していた。

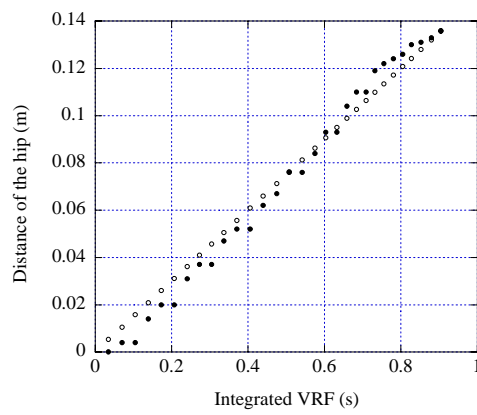
これらの理由から、推定値との誤差が生じたのは、健常者との立ち上がり動作の違いと考えることもできる。そのため、立ち上がりにくい高齢者の場合は、さらなる推定式の検討が必要である可能性がある。しかし、今回の結果を用い、VRF の積分値から腰部の上下方向の位置の推定をおこなう方法が適用できる可能性があることがわかった。



高齢男性

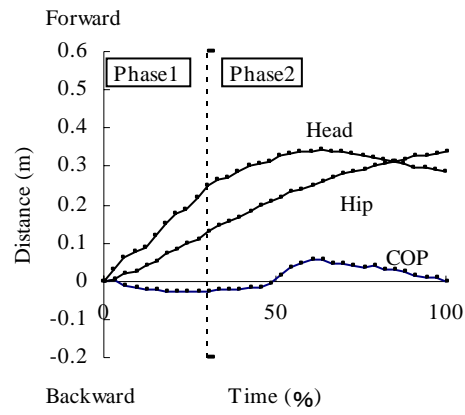


高齢女性 1

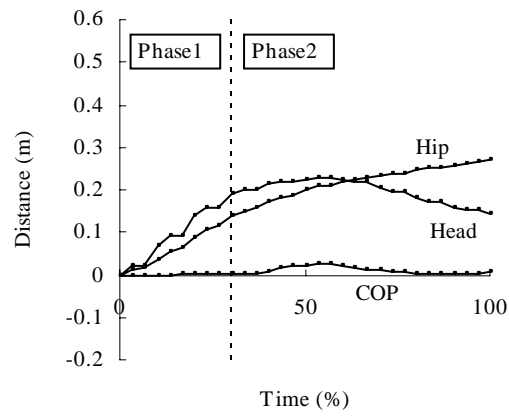


高齢女性 2

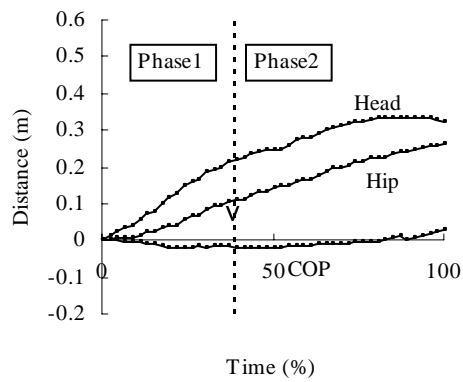
図 5-5. 腰部の上下方向の距離の実測値と推定値
(2 相 : VRF-HIP_{height})



高齢男性



高齢女性 1



高齢女性 2

図 5-6. COP と頭部, 腰部の前後方向の距離

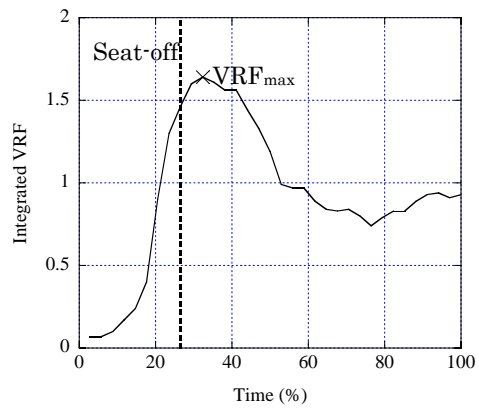
5.6 臀部離床のタイミング

高齢者の足底の情報から、臀部離床のタイミングの算出をおこなった。臀部離床のタイミングは、健常者の場合、VRF が最大になる時をみれば、およそその臀部離床のタイミングが推定できた。これが、高齢者にも適用できるかどうかを調べた。図 5-7 に足底の VRF と臀部離床のタイミングを示す。

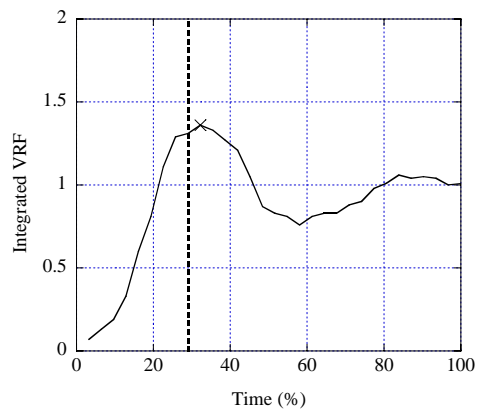
図 5-7 の縦軸は、各被験者の静止立位時の値で正規化した VRF である。横軸は、計測開始から終了までの値で正規化した時間(%)である。図中の点線は臀部が椅子から離れる瞬間を、×印は VRF の最大値を示す。図 5-7 より、VRF は立ち上がり動作開始後、臀部離床時に近づくと増加し、臀部が椅子から離れると、ほぼ最大値となった。そして、立位姿勢形成とともに安定した。

ここで、両者の時間差を求めた。表 5-2 に両者の時間差の平均値を示す。表 5-2 より、足底の VRF が最大になった時と臀部離床のタイミングは、ほぼ同じになることがわかった。しかし、高齢者 2 に関しては、VRF が最大になった時と臀部離床のタイミングに関して、他の被験者よりも、差が大きかった。これは、5.5 で述べたように、立ち上がりにくい場合、健常者の立ち上がり動作とは動作が異なる可能性があるため、差が生じた可能性があると考えられる。

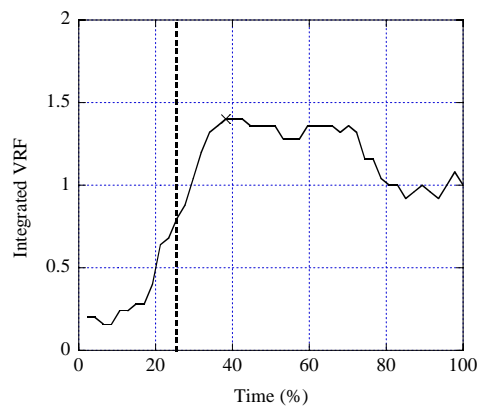
これより、健常者同様、足底の VRF が最大値になる時間をみれば、臀部離床のタイミングが推定できることがわかった。



高齢男性



高齢女性 1



高齢女性 2

図 5-7. VRF と臀部離床のタイミング

表 5-2 VRF が最大値になる時間と臀部離床の時間との時間差

Subjects	Time distance (s)
Elderly man	0.04±0.02
Elderly woman 1	0.05±0.01
Elderly woman 2	0.34±0.18
Average	0.14±0.17

5.7 まとめ

5章の実験より、以下の知見を得た。

- ・ 健常者同様、足底情報(COP, VRF)と身体(頭部・腰部)の位置に相関関係が得られた。
- ・ 健常者同様、臀部離床のタイミングと足底のVRFが最大になる時の時間はほぼ等しい。
- ・ これらの結果を用いて、VRFの積分値から身体の上方向の位置と、VRFの最大値から臀部離床のタイミングの推定が行えることを確認した。

参考文献

- [31] 森亨：からだのしくみ・はたらきがわかる事典，西東社，2004
- [32] Tanaka T, Takeda H, T Ino, S Ifukube : Effects on the location of the center of gravity and the foot pressure contribution to standing balance associated with ageing, *Ergonomics*, 42, pp.997-1010, 1999
- [33] 藤野英巳，武田功，柰屋俊昭：高齢者における動的相での下肢フィードバック機構に関する研究，第15回健康医科学研究助成論文集，pp.113～119，2000
- [34] 藤本雅大，中出義昭，大窪和也，藤井透：福祉介護用立ち上がりアシスト装置に関する研究（アシスト動作に必要な基本要件の把握），日本機械学会関西学生会，pp.211，2004
- [35] K. MLYOSHI, T. KIMURA, Y. YOKOKAWA, Y. KONDO : Effect of Ageing on Quadriceps Muscle Strength and on the Forward Shift of Center of Pressure during Sit-to-stand Movement from a Chair , *J Phys Ther Sci*, pp.23～28, 2005
- [36] T. TANAKA , H. TAKEDA, T. IZUMI , S. INO, T. IFUKUBE : Effects on the location of the centre of gravity and the foot pressure contribution to standing balance associated with ageing, *Ergonomics* , Vol.42, No.7, pp997～1010, 1999
- [37] 竹内弥彦，下村義弘，勝浦哲夫，岩永光一：高齢者における重心側方移動時の前額面上姿勢方略特性について，*日本生理人類学会誌*，Vol.10, No.3, pp.109～114, 2005
- [38] 荒尾孝，種田行男，永松俊哉，青木和江，江橋博：高齢者の日常生活における身体活動能力（生活体力）測定法の開発に関する研究－第2報起立能力及び上肢作業能力について－，*体力研究*，No78, pp.10～18, 1991
- [39] 武政誠一，日高正巳，徳原尚人，嶋田智明，谷口洋：高齢者起立補助シートの開発－座面の上昇速度と前傾角度が使用者の身体・心理面に与える影響－，*神大医保健紀要*，第17巻，pp.33-40, 2001

第6章 結論

本研究では、椅子からの立ち上がり動作の推定を目的とし、足底情報を用いた動作推定方法に関して検討をおこなった。まず、椅子からの立ち上がり動作の計測をおこない、足底情報の COP と VRF と、我々が定義した身体部位の頭部と腰部との関係を求めた。そして、VRF の積分値から、腰部の上下方向の位置が推定できることを示した。次に、臀部を持ち上げる実験をおこない、椅子からの立ち上がり時の臀部離床のタイミングと、臀部を持ち上げる力の推定がおこなえることを示した。最後に、高齢者の椅子からの立ち上がり動作の実験をおこない、健常者同様、VRF の積分値から、腰部の上下方向の位置の推定がおこなえることを示した。以下に、本論文の構成に従って、本研究から得られた成果を述べる。

第 1 章では、本研究の背景として、椅子からの立ち上がり動作の推定の必要性を述べるとともに、本研究の目的を示した。

第 2 章では、立ち上がり動作に関する研究について、従来の研究をそれぞれの研究分野に分類し、先行研究で得られた知見を述べた。まず、椅子からの立ち上がり動作に関する研究の特徴と問題点について述べた。次に、立ち上がり動作の動作計測や動作推定をおこなうための計測装置の特徴と問題点について述べた。そして、それらの現状の問題点を解決するために、椅子からの立ち上がり動作の推定方法を提案し、足底情報に関する説明と作製した足底情報計測装置について述べた。

第 3 章では、第 2 章で提案した足底情報を用い、椅子からの立ち上がり動作における、身体位置の推定をおこなった。まず、おおまかに椅子からの立ち上がり動作を再現できる 36 パターンの立ち上がり動作の実験をおこない、COP/VRF と我々が定義した身体部位の頭部/腰部との関係を求めた。立ち上がり動作を VRF の最大値で 2 相にわけ解析をおこなった結果、1 相では、COP の前後方向の軌跡長と頭部の前後方向の距離、VRF の積分値と頭部の上下方向の距離に関係があった。2 相では、COP の前後方向の軌跡長と腰部の前後方向の距離、VRF の積分値と腰部の上下方向の距離に関係があった。この関係から、各相において、足底情報を用いることで、身体部位の推定がおこなえることを示した。また、得られた結果から、2 相に関して、VRF の積分値から腰部の上下方向の距離を推定する方法を提案した。推定の結果、誤差が生じるものの、椅子からの立ち上がり動作における、腰部の位置をおおまかに推定できることを示した。

第 4 章では、第 3 章で推定した身体部位の他に、動作状態を把握するために必要な要素と考えられる、臀部を持ち上げる力と臀部離床のタイミングの推定をおこなった。まず、

臀部を持ち上げる実験と、実験条件を合わせるため、体幹を傾けた状態からの椅子からの立ち上がり動作の実験をおこなった。実験結果より、足底情報の VRF から、臀部を持ち上げる力の算出とともに、VRF の最大値から臀部離床のタイミングが推定できることを示した。次に、臀部を持ち上げるための装置を用い、臀部を持ち上げる実験をおこなった。そして、臀部を持ち上げる力の実測値を求め、算出値との比較をおこなった。その結果、臀部を持ち上げる力を推定できることを示した。

第 5 章では、第 3 章と第 4 章で求めた実験結果と推定手法が、高齢者の椅子からの立ち上がり動作に適用できるかどうかの検討をおこなった。その結果、高齢者の立ち上がり動作において、健常者よりも推定誤差が生じる場合があるが、足底情報の VRF を用いた腰部の推定方法が、健常者同様に有効であると考えた。

以上から、足底情報を用いることで、椅子からの立ち上がり動作の一部を推定できたと考える。

次に各章についての課題をまとめる。

第 3 章では、立ち上がり動作の第 2 相において、足底情報と頭部の位置の関係性を求める必要があると考える。また、第 2 相の腰部の上下方向の位置以外の推定手法を検討する必要がある。

第 4 章では、体幹をあらかじめ傾けた状態で、臀部を持ち上げる力の推定をおこなった。より自然な立ち上がり動作を再現するために、体幹の前方運動を考慮に入れた、臀部を持ち上げる力の推定方法を検討する必要があると考える。

第 5 章では、第 3 章と同様、高齢者の場合においても、腰部の上下方向の位置以外の推定手法を検討する必要がある。また、第 4 章でおこなった臀部を持ち上げる力の検証をおこなう必要がある。そして、立ち上がりにくい高齢者における動作推定方法について検討する必要があると考える。

今後は、これらの課題を 1 つずつ解決することで、椅子からの立ち上がり動作支援装置を開発するための、足底情報による立ち上がり動作の推定手法を確立していききたい。

謝辞

本研究を進めるにあたり，多くの貴重な時間を費やして懇切なるご指導と有益な示唆を賜りました，九州工業大学大学院生命体工学研究科 和田親宗准教授に心から感謝の意を表します．

また，本論文を作成するにあたり，御多忙な時間を割いて有益な御討論ならびに，ご助言を頂きました，九州工業大学工学部機械知能工学科 田川喜彦教授，九州工業大学大学院生命体工学研究科 平木場浩二教授，花本剛士教授，産業医科大学リハビリテーション医学講座 和田太講師に深く感謝申し上げます．

最後に，実験や討論を行うにあたり，5年という歳月の間，惜しめない御支援ならびに御協力を頂いた和田研究室の皆様に心から感謝申し上げます．

2008年3月1日

杉村行信

研究業績目録

1. 学術論文

- (1) 杉村行信, 落石孝祐, 和田親宗
“椅子からの立ち上がり動作推定を目的とした足底情報と身体位置との関係”
計測自動制御学会論文集, Vol. 43, No. 4, pp. 331-337, 2007

2. 国際会議 (査読付)

- (1) Yukinobu Sugimura and Chikamune Wada
“An estimation of lifting buttocks force at the seat-off by using the plantar information”
International Conference on Control, Automation and Systems 2007, FP05-2
(Memory card) , pp.2389-2392, 2007
- (2) Yukinobu Sugimura and Chikamune Wada
“The estimating a standing-up motion by using the bottoms of the feet information to develop a standing-up assisting device”
The Society of Instrument and Control Engineers Annual Conference 2005, MP1-14-2(CD-ROM), 2005
- (3) Yukinobu Sugimura and Chikamune Wada
“An analysis of the force and angle necessary to develop a standing-up assistive device”
The Society of Instrument and Control Engineers Annual Conference 2004, TA2-6-4(CD-ROM), 2004

3. 研究会発表

- (1) 杉村行信, 和田親宗
“足底情報を用いた立ち上がり動作推定に関する基礎研究”
電子情報通信学会, 福祉情報工学研究会, WIT2006-59, pp. 51-54, 2006

4. 学会発表

- (1) 杉村行信, 和田親宗
“足底情報による椅子からの立ち上がり動作の身体位置推定”
第40回北九州医工学会議, 2008
- (2) 杉村行信, 和田親宗
“足底情報による立ち上がり動作中の身体位置推定”
第37回北九州医工学会議, 2007
- (3) 杉村行信, 和田親宗
“高齢者のための立ち上がり支援装置の開発 ～足底情報による立ち上がり動作推定の試み～”
第17回バイオエンジニアリング講演会, pp. 107-108, 2005
- (4) 杉村行信, 和田親宗
“高齢者用立ち上がり支援装置のための椅子免下時の力と角度の解析”
第19回 生体・生理工学シンポジウム, pp. 195-196, 2004
- (5) 杉村行信, 和田親宗
“高齢者のための立ち上がり支援装置の開発 ～立ち上がりに必要な力の算出～”
北九州医工学会誌, 15, pp. 69-72, 2004
- (6) 杉村行信, 和田親宗
“高齢者のための立ち上がり支援装置の開発 ～椅子免下時のアシスト力～”
第16回バイオエンジニアリング講演会, pp. 107-108, 2004
- (7) 森木貴・杉村行信・和田親宗
“立ち上がり動作支援のための足底床反力と姿勢との関係”
計測自動制御学会九州支部第26回学術講演会, pp. 297-300, 2007
- (8) 森木貴・杉村行信・和田親宗
“立ち上がり動作における足底床反力の三軸方向成分と姿勢との関係”
第40回北九州医工学会議, 2008

- (9) 山下貴司・杉村行信・辻和明・和田親宗
“片麻痺者を対象とした移乗動作支援装置の提案 -身体の特定部位を使った誘導方法について-”
第34回北九州医工学会学術者会議, 2006
- (10) 山下貴司・杉村行信・和田親宗
“片麻痺者のための移乗動作支援装置の提案 -起立相における頭部誘導の有効性検証-”
第13回電子情報通信学会九州支部学生会講演会, A-2, 2005
- (11) 辻和明・杉村行信・和田親宗
“片麻痺者の移乗動作訓練装置に関する基礎研究 -移乗動作の分類-”
北九州医工学会学術者協会誌, 15, pp. 29-32, 2004
- (12) 辻和明・杉村行信・和田親宗
“片麻痺者の移乗動作訓練装置に関する研究-健常者と片麻痺者における動作分析-”
日本機械学会, 第3回福祉工学シンポジウム, pp. 109-112, 2003