

Title	高齢者の歩容改善のための骨盤運動を考慮した歩行支援機の開発
Author(s)	大沼, 孝徳
Citation	
Issue Date	2016-09
Type	Thesis or Dissertation
Text version	ETD
URL	<a href="http://hdl.handle.net/10119/13830">http://hdl.handle.net/10119/13830</a>
Rights	
Description	Supervisor: 丁 洛榮, 情報科学研究科, 博士

高齢者の歩容改善のための  
骨盤運動を考慮した歩行支援機の開発

北陸先端科学技術大学院大学

大沼 孝徳

博士論文

高齢者の歩容改善のための  
骨盤運動を考慮した歩行支援機の開発

大沼 孝徳

主指導教員 丁 洛榮

北陸先端科学技術大学院大学

情報科学研究科

2016年9月

# ABSTRACT

The elderly population is growing fast all over the world. Japan is the most rapidly aging country, and its population aged 65 or above rose to more than 25 percent of the whole population in 2014. Japan is projected to become a super-aged society where those aged 65 or above account for about 36 percent by 2025. Population aging has caused significant challenges of caregiving. Recent advances in robotic technologies have allowed increasing attention to be paid to welfare or rehabilitation services in these rapidly aging societies. Such technological advances have made it possible to design and develop a wide variety of human-friendly assistive robotic systems. Among them, personal assistive mobility devices such as walker, cane, and wheelchair are strongly desired to keep the elderly independent.

A walker is a device for the elderly who need additional support to maintain balance and stability while walking. Basic traditional walkers mainly consist of a frame surrounded by four legs on the front and sides. And, body support is provided by the user holding onto the top of the sides. Robotic walkers with similar mechanical structures to the traditional walkers have emerged, but the installation of mechanical and/or electronic components is often required to promote safer ambulatory assistance. Recent technological advances have allowed the incorporation of a range of features into robotic walkers. Moreover, users utilize their own remaining ambulatory capability when walking with such devices, which plays an important role in helping users exercise. Therefore, the walker needs to be comfortable and easy to use.

Generally, elderly people tend to be in slow motion and suffer from delayed reaction time. Moreover, few are familiar with mechanical or electronic controls. When designing and developing robotic walkers for the elderly, an easy-to-learn and simple-to-use interface system capable of responding to complex and diverse environments is of particular importance. Similarly, the interface should be able to accommodate various individual levels of physical capability. Based on an interface which takes into consideration each of the above factors, the robotic walker prototype, the JAIST Active Robotic Walker (JARoW), was developed.

The mechanical design of JARoW is compact, and its footprint circular, which reduces the potential for collisions with obstacles or walls. JARoW has three main structural parts: a base frame, an upper frame, and connecting rods. The base frame supports the superstructure, and is directly connected to the drive-train and equipped with two Hokuyo URG-04LX laser range finders (LRFs) as the interface system. The length of the connecting rod can be adjusted according to the height of users. Users are able to lean their upper body forward and place their forearms onto the upper frame.

As one type of personal assistive mobility devices, JARoW encourages elderly people to lead more active lives, with reduced need for assistance. Specifically, JARoW does not require specific manual controls or additional equipment. Toward the practical use of JARoW, a walking intent-based movement control was proposed, allowing it to accurately generate the direction and location of its movement in a way that corresponds to the user's walking behaviors.

In general, the gait parameters of individuals are not always steady during walking. Furthermore, JARoW should be able to accommodate various individual levels of physical capability. For the purpose, a challenge aims at analyzing the different gait parameters of users and applying the analysis into the JARoW's control. As one contribution, a two-layered Kalman filtering scheme and a particle filter-based tracking scheme

was developed to estimate and predict the locations of the user's lower limbs, respectively. Based on these proposed schemes, the filtering function was implemented as a main function in the main controller. After the realization of the filtering function, JARoW could autonomously control its smooth motions adapting to the user's walking patterns. Furthermore, the success of the proposed controls for JARoW could be confirmed through extensive experiments where elderly subjects currently using traditional walkers participated.

Meanwhile, the human gait is generally nonlinear, and the center of gravity of the human body can be modeled as a motion represented in 3-D space during walking. The walking behaviors of elderly people with insufficient ambulatory capability can be distinct from several points. Since the elderly sway their body by the movements of upper and lower limbs, there include the following features: shorter stride lengths, longer step interval, and slower walking speed (strides per minute). Moreover, three features result in longer stance phase. The behavioral symptoms of their ambulatory capability are caused by physical deterioration at both cognitive and sensory levels, sequelae by injury, and an increased body sway due to a disability. From medical knowledge and these considerations, simulations and preliminary experiments were performed for changes in stride by the rotations of the pelvis. These results indicated that, by an appropriate force is applied to the pelvis, the force helps an elderly person increase their stride length.

With these results, a more innovative and practical design of the second generation assistive robotic walker (JARoW-II) was designed and fabricated. JARoW-II aims at helping elderly users in need of walking assistance maintain and enhance ambulatory capabilities healthily and independently. In addition to the basic functions of the previous prototype, JARoW-II has advanced features that facilitate pelvic rotation. The control concept of JARoW-II based on the interactive control scheme of JARoW was designed, allowing the elderly to synchronize their walking patterns and the assisted pelvic rotation, resulting in walking assistance and rehabilitation.

Like JARoW, three omni-directional wheels enables JARoW-II under the maneuverability autonomously to move forward and backward, slide sideways, and rotate at the same spot. Such omni-directionality provides a very efficient means of direction control in highly cluttered environments, even in a narrow hallway or in an elevator. Toward easy yet reliable maneuverability, JARoW-II can be employed without the use of any additional equipment or manual controls. Moreover, a novel pelvis-driving unit was developed and integrated into JARoW-II, helping pelvis rotations by applying a desired force to the buttocks of the user in the roll and the yaw directions. The design of the JARoW-II and its control mechanism are explained in detail. Finally, the validity and effectiveness of the proposed control for JARoW-II are verified through extensive experiments in everyday environments, and the results analyzed and compared to previous findings. Specifically, to verify the feasibility of JARoW-II, five persons over the age of 70 participated in outdoor experiments. From these results, it can be confirmed that JARoW-II could provide its potential users with easy, reliable assistance and enhance ambulatory capabilities.

**Keyword:** robotic walker, human-robot interaction, Easy maneuverability, walking intent, welfare robotics, reflecting pelvic movements

# 目次

## 第1章 緒論

1.1 背景 .....	1
1.2 QOL の向上と介護予防 .....	7
1.3 介護予防と歩行支援ロボット.....	9
1.4 研究目的 .....	10

## 第2章 歩行支援型福祉ロボットの現状と問題点

2.1 緒言.....	12
2.2 移動支援機器の現状.....	13
2.3 高齢者が操作するためのインターフェースシステム.....	18
2.4 結言.....	21

## 第3章 高齢者の歩行と新しい歩行支援モデル

3.1 緒言 .....	22
3.2 高齢者における歩行の重要性 .....	22
3.3 歩行中における骨盤運動のモデル化 .....	25
3.4 骨盤の動きを考慮した歩行モデルとシミュレーション .....	28
3.5 新しい歩行支援モデルの提案 .....	30
3.6 結言 .....	31

## 第4章 アクティブ型歩行支援機 JARoW

4.1 緒言 .....	32
4.2 アクティブ型歩行支援機 JARoW の概要 .....	33
4.3 インターフェースシステムの改良.....	34
4.4 メインコントローラの改良.....	36
4.4.1 Measurement function	
4.4.2 Potential field function	
4.4.3 Filtering function	
4.4.4 Walking behavior state determination (WBSD) function	

4.4.5	Tracking function	
4.4.6	Motion generation function	
4.5	外乱オブザーバを用いた PID 制御手法	47
4.6	粒子フィルタを用いた人間の歩行速度を予測した JARoW の速度制御	49
4.6.1	両足位置の推定と予測	
4.6.2	歩行速度の推定と予測	
4.7	結言	55

## 第 5 章 JARoW によるシミュレーションと実機実験

5.1	緒言	56
5.2	PID 制御法の検証実験	57
5.2.1	前進移動における応答性の確認	
5.2.2	各種歩行モードによる実機実験	
5.3	ロバスト PID 制御法による検証実験	66
5.3.1	シミュレーションによる検証	
5.3.2	実機による検証実験	
5.3.3	考察	
5.4	粒子フィルタを用いた PID_VEP 制御法による検証実験	74
5.4.1	シミュレーションによる検証	
5.4.2	実機による検証実験(1)	
5.4.3	実機による検証実験(2)	
5.4.4	考察	
5.5	高齢者による評価歩行実験	81
5.5.1	実験準備	
5.5.2	結果と考察	
5.6	結言	85

## 第 6 章 歩行支援機 JARoW-II の設計思想と開発

6.1	緒言	86
6.2	JARoW-II の構成	88
6.3	ホイール駆動システム	92
6.4	座部駆動システム	95
6.5	メインコントローラ	97
6.6	座部駆動システムのシミュレーション	101
6.7	結言	102

<b>第7章 JARoW-II を用いた評価実験</b>	
7.1 緒言 .....	103
7.2 座部駆動システムの運動に関する基礎実験 .....	104
7.3 高齢者による評価実験 .....	106
7.3.1 実験目的と方法	
7.3.2 実験結果	
7.3.3 考察	
7.4 結言 .....	115
<b>第8章 結論</b>	116
<b>謝辞</b>	120
<b>参考文献</b>	121
<b>研究業績</b>	126



# 第 1 章 緒論

## 1.1 背景

内閣府による平成 27 年度版「高齢社会白書」[1]によると、日本では少子高齢化がより一層進み、2014 年には 65 歳以上の高齢者人口が 3,300 万人となった。高齢化率は 26% を超え、超高齢社会であることを示している。今後も高齢化は進むと予測され、2025 年には高齢者人口は、3,657 万人になると試算されている。また、世界的に見ても、先進国を中心に少子高齢化が進んでいる。特に、その中でも日本の高齢化率は高い(図 1.1(a))。

少子高齢社会が現実となっている今、特に問題となるのは、高齢者の増加に伴う現役世代の負担増加である。図 1.1(b)に示すように、65 歳未満の現役世代の人口割合も相対的に減少している。1950 年には 12.1 人だった高齢者 1 人当たりの現役世代の人数は、2014 年には 2.4 人にまで減少している。今後も減少傾向にあり、高齢者を支えるため、様々な分野において現役世代の負担増加を想像することができる。また、少子高齢社会において、社会全体の生産力や、福祉力は低下していく傾向にある。加齢による身体機能の低下などにより、介護を必要とする高齢者が増加する中、高齢者に占める単身者の増加が顕著であり、家庭の福祉力、地域の相互扶助力の低下も懸念されている。

このような現状の中、ロボット技術は、製造業をはじめ、農業、建築、医療など様々な分野で応用され、少子高齢社会における問題解決の一翼を担う可能性を有しているとされる[2]。特に、介護や福祉、リハビリテーションに関する問題を解決するひとつの手段として、ロボット技術を応用した様々な機器が研究・開発されている。高齢者は、加齢による筋力の衰えから閉じこもりがちになり、精神的にも意欲の低下を招く。それによって地域社会への参加頻度は減少し、より一層の肉体的、精神的意欲の低下を招きかねない。ますます進む筋力・体力の低下により、介護を必要な状況になるとされる。また、障害者も同様で、ケガや障害によって不自由な身体を原因に、生きがいを失い、介護による自尊心の問題から社会に対して負い目を感じるようになることとされる(図 1.2)。

このような状況に対して、ロボットの補助による、高齢者や障害者の自立支援を促す、様々なシステムが考案されている。例えば、図 1.3 に示す、食事を支援ロボット[3][4]がある。これは、上肢に障害があり両手が不自由な患者に対して、食事をサポートするロボットである。食事は毎日ある基本的な行動であり、介助者の負担減少や、被介助者の自尊心の保護という点に有効である。

また、図 1.4 に示すような、上肢の障害に対するリハビリテーション用ロボット[5]や、上

肢支援ロボット[6]などが開発されている。リハビリテーションは、同じ運動を何回も繰り返し補助するため介護者の疲労が大きく、介護者の代わりに繰り返し動作をロボットに行わせることは効果的である。さらに、人工知能との組み合わせにより、効果的なリハビリテーションが提供できるシステムも開発されている。上肢支援ロボットは、何かをつかむ動作や、ドアを開けるといった日常生活では欠かせない機能の補助をする。

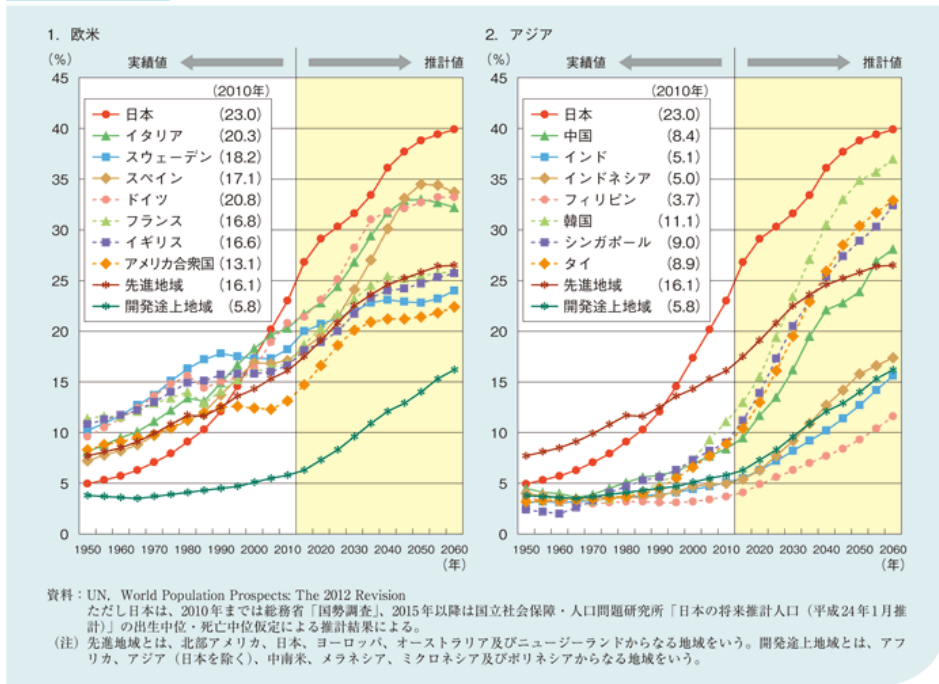
一方、下肢動作の補助に注目すると、図 1.5 に示すような起立着座歩行支援ロボット[7]が挙げられる。これは、歩行器をベースとして、搭載されたアクチュエータにより、自立生活には欠かせない、歩く、立つ、座るといった基本動作をそれぞれ補助してくれる。

人間の動作をサポートしてくれるシステムとしては、図 1.6 に示すような外骨格型パワーアシストスーツ[8]が挙げられる。これは、アクチュエータのついたロボットフレームを、直接身体に装着することにより、足りない筋力を補うように設計されている。

他にも、肉体的、物理的な補助ではなく、精神的な面を考慮した福祉ロボットも開発されている。例えば、図 1.7 に示すようなセラピーロボット[9]が挙げられる。これは、人間の呼びかけや、接触に反応することで、患者の五感を刺激するとされ、認知症や自閉症などのセラピーとして活用されている。

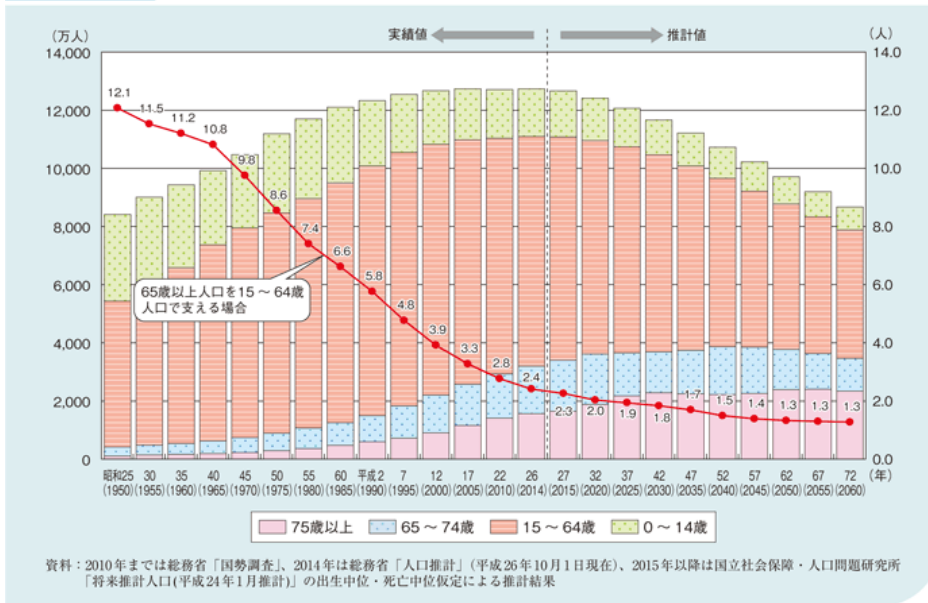
これらのように多岐にわたる介護・福祉ロボットであるが、すべてに共通していえることは、高齢者や障害者のため、QOL (quality of life:生活の質) 向上を目指して開発されているということである。また、歩く、座る、立つといった基本的な運動補助や、トイレや入浴などプライバシーにかかわる介護において、ロボットによる介護・福祉サービスは、高齢者や障害者の自尊心を保つためにも重要である。特に、家族や介護者に対して何ら負い目を感じることなく、自立して行動できるという点で有効となる。また、現役世代の観点から見ても、労働人口の不足や、それによる介護者数の低下、さらには介護そのものの質の低下などが懸念される。そういった状況に関しても、福祉や介護の現場でのロボット技術の活用は有意義であるといえる。

図1-1-13 世界の高齢化率の推移



(a)世界の高齢化率の推移【横軸：年，縦軸：全人口に占める高齢者(65歳以上)の比率】

図1-1-6 高齢世代人口の比率



(b)高齢世代の人口比率と高齢者1人当たりの現役世代人数の推移【横軸：年，縦軸左：人口数，縦軸右：高齢者(65歳以上)1人当たりの現役世代(65歳未満)の人口】

図 1.1 少子高齢化社会の現状と推移[1]

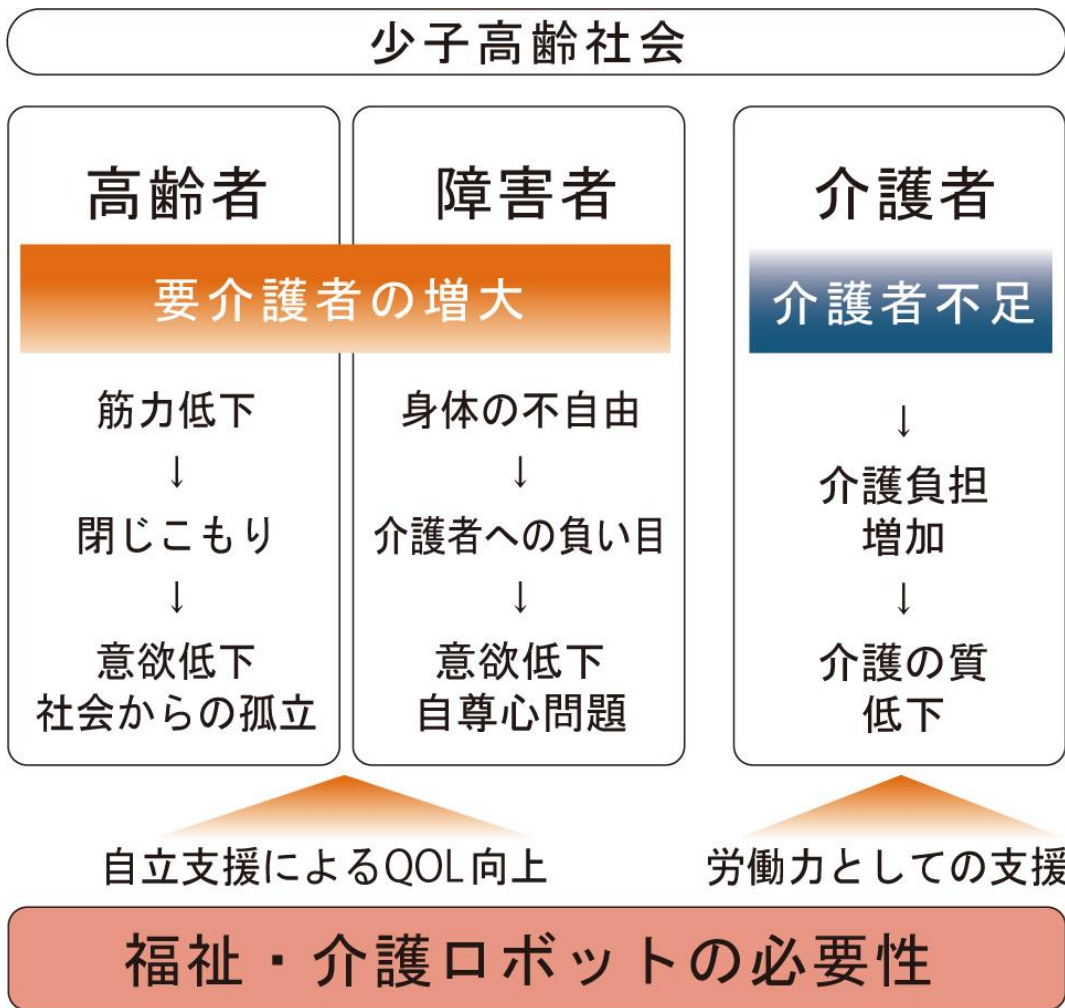


図 1.2 少子高齢社会におけるロボットの必要性



図 1.3 食事支援ロボット[3][4]



図 1.4 上肢支援ロボット[5][6]



図 1.5 自立支援型起立歩行アシストロボット[7]

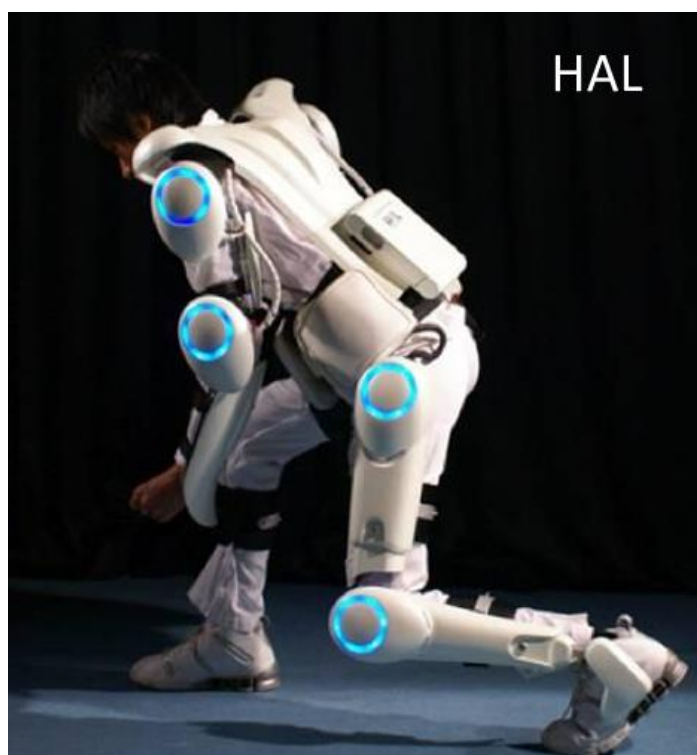


図 1.6 パワーアシストスーツ HAL[8]



図 1.7 セラピーロボット PARO[9]

## 1.2 QOLの向上と介護予防

高齢社会において、現役世代の負担軽減と、社会全体の福祉力向上のためには、高齢者ができる限り自立して、健全な生活を送ることが重要になる。また、高齢者自身においても、自立生活を送ることは、生きがいや自尊心という観点からも大切なことである。しかしながら、高齢者はケガや病気、加齢に伴う身体機能の低下により自立運動が制限され、それに伴い行動範囲やコミュニティが縮小する傾向にある。これによって、意欲の低下など精神的に悪影響を及ぼし、さらに行動量が低下し体力が落ち込むという悪循環を引き起こしている(図 1.8)。こうした悪循環を防ぎ、高齢者の QOL を向上させるには、あらゆる運動の基盤であり自立生活には不可欠である歩行能力の維持・向上が必要である。

歩行は単に移動手段としての役割だけでなく、健康の維持や増進の手段にもなり得る。また、歩行運動は筋力の増強や骨量の維持の他に、生活習慣病の予防、改善にも有効である。特に、高齢者にとっては寝たきりや閉じこもりを減少させる要因にもなる。そして、歩行能力は高齢者の健康状態や生死に関する予知因子であることも指摘されており[10]、介護予防などによる歩行能力維持が重要となる。ここで介護予防とは、高齢者が要介護状態になることを事前に防ぐことを目的として行われる予防的措置のことである。また、高齢者や障害者における要介護状態の軽減や、それ以上の悪化を防ぐことを目的として、介護予防という場合もある(図 1.9)。日本においても 2006 年に行われた介護保険法改正で介護予防に関する記述があり、国として介護予防に努めるよう様々な方法で働きかけられている。同介護保険法第 4 条（国民の努力及び義務）には「国民は、自ら要介護状態となることを予防するため、加齢に伴って生ずる心身の変化を自覚して、常に健康の保持増進に努めるとともに、要介護状態となった場合においても、進んでリハビリテーションその他の適切な保健医療サービス及び福祉サービスを利用することにより、その有する能力の維持向上に努めるものとする」とされている。

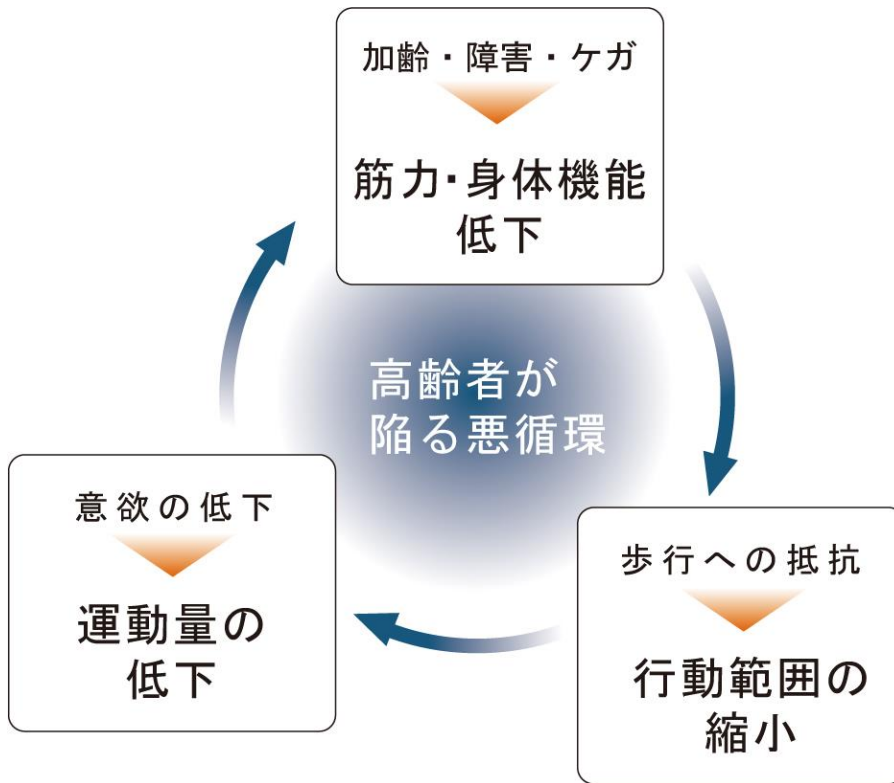


図 1.8 高齢者が陥る悪循環

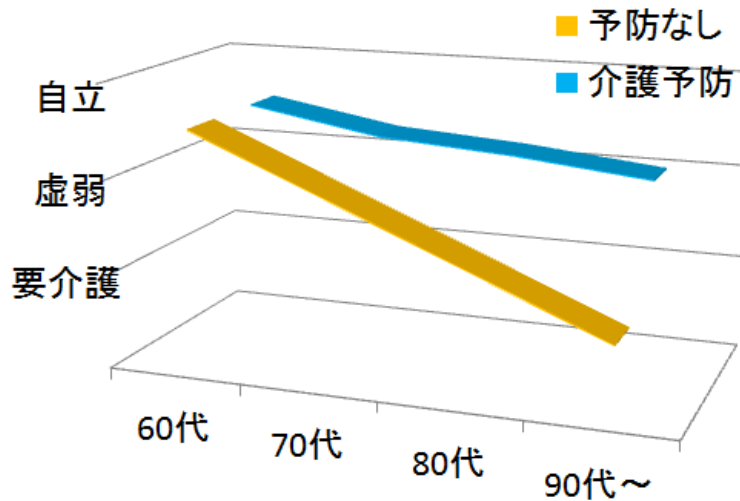


図 1.9 介護予防に関するイメージ図



### 1.3 介護予防と歩行補助ロボット

一般的に、高齢者は加齢に伴い歩行能力が低下していく。その最たる要因として、筋力低下に伴う身体機能の低下が挙げられる。現状、こうした高齢者の歩行支援のために、杖やシルバーカートをはじめとする歩行器などが普及している。また、試験的にロボット技術を応用した歩行支援機器が開発されている。例えば、歩行器や杖をロボット化することで、より効率的な歩行支援を行うシステムや、身体に直接アクチュエータを取り付け筋力の増強を行う外骨格モデルなどがある（第2章に詳細）。これらの歩行支援機器は、直接または間接的に低下した運動機能を補完することで、歩行補助を行うことを目的として開発されている。

しかしながら、これらのような要介護者に対する支援のみではなく、比較的健康な高齢者に対して、肉体的な補助と同時に効果的な運動を促すことで介護を要する状態への身体機能悪化を防止する、介護予防という観点から支援を行う歩行支援機器は未だ少ない。例えば、介護予防に使用できる歩行補助ロボットとして、図 1.10 に示す HONDA が開発した歩行アシストロボットが挙げられる [11]。このシステムは歩行時の股関節角度を読み取り、太ももの振り出し動作をモータによりアシストすることで、歩幅と歩行リズムを協調制御するシステムである。しかしながら、この歩行支援アシストロボットは、アクチュエータやバッテリーなどの機器を身体に直接取り付ける装着型モデルであり、安全や装着に伴う利便性などにおいて欠点が指摘されている [12]。このような福祉ロボットを扱うとき、高齢者にとっては、機器の装着と操作を含め、日常の使用に関して煩わしく無いことが重要となる。このような中、介護予防という観点から、日常生活で使う利便性を考慮した、比較的健康な高齢者を対象とした歩行支援機の開発が必要である。



図 1.10 ホンダ歩行アシスト [11]

## 1.4 研究目的

本論文では、2つの歩行支援機を開発する。まず、筋力の衰えた高齢者の歩行補助を目的とした、日常生活で用いるための利便性を考慮した歩行支援機 JARoW (JARoW: JAIST Active Robotic Walker)の開発を行う。次に、開発した JARoW のシステムをもとに、比較的健常な高齢者の介護予防を目的とした、歩行動作改善のための歩行支援機 JARoW-II の開発を行う。

JARoW では、コンパクトなフレームと全方位移動を実現する駆動システムにより、日常生活で用いることを前提に設計する。特に、利便性を考慮するにあたり、誰でも簡単に扱える操作性を実現するため、今までに無いインターフェースシステムに焦点をあてた開発を行う。JARoW-II では、JARoW のシステムに、高齢者の歩行改善を行える機構を追加する。

従来研究における、高齢者のための歩行支援機は、大きく3つに分類することができる。1つは、対象者の体重を支持することによる動作補助技術であり、JARoW システムもここに分類される。もう1つは、関節の動きを直接アシストすることによる筋力補助技術である。最後に、それらのハイブリットシステムである。JARoW-II は、高齢者の歩行中における重心揺動の不確かな動作に着目し、それを補正補助することで効果的な歩行補助を行う歩行支援機である。これは従来技術には分類されない、新しいタイプの歩行支援機である。JARoW-II は、歩行動作を補正する座部機構を持ち、その座部に使用者は臀部を預けて（完全に着座しない状態で）歩行を行う半搭乗型モデルである。JARoW-II の完成予想イメージを図 1.11 に示す。

本研究の特色は大きく2つ挙げられる。1つは、操縦装置を用いない、使用者の歩行意図に基づいた歩行支援機の制御手法である。もう1つは、高齢者の歩行動作を改善させるために、歩行周期における骨盤の運動に着目した歩行支援モデルと、そのメカニズムである。骨盤の運動は歩行の決定要因とも言われており[13]、特に歩行中における骨盤の回旋運動と傾斜運動は、ストライド長の増加と歩行中の重心揺動の低下に大きく貢献しているとされる。こうした骨盤の運動は、歩行中の足の動きに従い受動的に起こるもので、これらの運動を能動的に補助することを考慮した歩行支援機は少なく、その創作は有意義であるといえる。

本論文では、次章に高齢者が使用するロボット技術が応用された移動支援機器の現状と、問題点について述べる。第3章では、開発する歩行支援機の使用対象者となる、高齢者の歩行特徴をまとめ、歩行中の骨盤の動きに言及することで、老人型歩行を改善する歩行支援モデルについて考察する。第4章では、高齢者が使用することを前提とした歩行支援機の現状を踏まえて、操縦装置を用いない操作手法の実現を目指した歩行支援機 JARoW について、その詳細をまとめる。JARoW は、搭載した測距センサで使用者の足の動きを読み取り、センサから得られた足位置情報を基に歩行の進行方向や速度を決定するシステムを持つ。第5章では、JARoW を用いて行った検証実験についてまとめ、その有効性や問題点に

ついて言及する。第6章ではJARoWの問題点を考慮し、第3章で提案する歩行支援モデルを実現するための今までにない歩行支援機JARoW-IIの詳細をまとめる。第7章では、開発した骨盤補助機構に関する基礎実験と、高齢者によるJARoW-IIを用いた検証実験を行い、その結果を考察する。最後に本論文のまとめと今後の展望を記す。

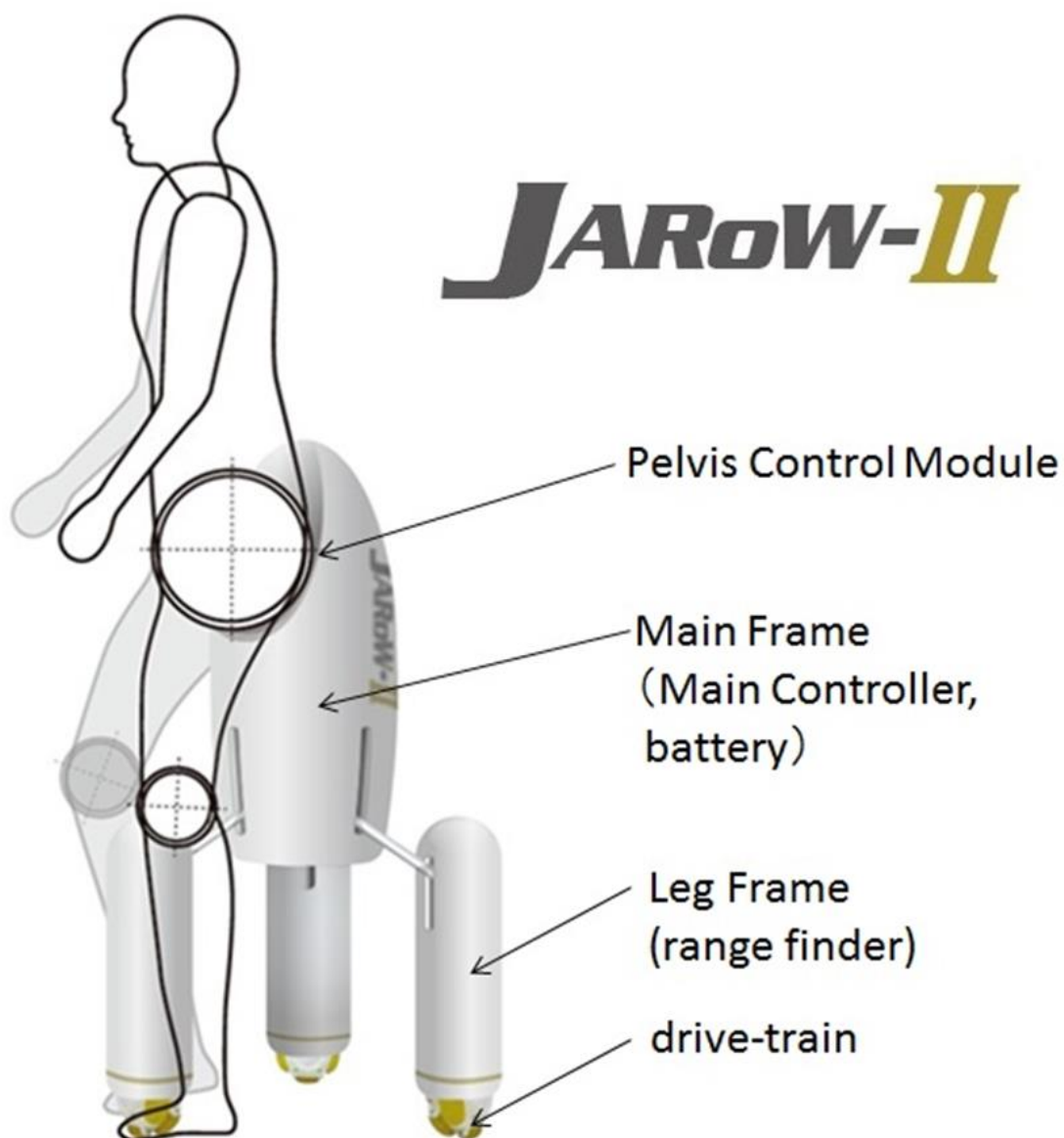


図 1.11 提案する新型歩行支援機 JARoW-II の完成予想イメージ

## 第2章 歩行支援型福祉ロボットの現状と問題点

### 2.1 緒言

現状、歩行が困難な高齢者・患者のリハビリテーションや、日常生活での歩行補助などには、歩行器が用いられることが多い。歩行器とは、使用者の自重を支えるフレームと、フレームの下端についた複数の車輪により構成され、使用者は体重を歩行器にある程度預けることで歩行を補助する福祉機器である。低コストで、一般的に広く普及しており、車輪にフリーキャスタを用いることで、自在に扱うことを可能とする。しかしながら、極端に筋力が無い使用者では扱いが難しい。これに対して、ある程度車輪を固定するなどして扱いやすくした歩行器モデルでは、旋回性の低下により、日常生活空間では使いにくいといった欠点があった。また、車輪をつけ無いモデルも存在し、これは大型の杖のような役割を持つ。どのモデルにおいても路面状況などによっては転倒などの危険性も報告されており、スロープへの対応も困難である[14][15]。このような問題点を解決するため、筋力が衰え歩行が不自由な高齢者や、ケガ・障害などにより歩行が不自由な患者を対象に、ロボット技術を応用した移動支援機器が研究・開発されている。本章では、それらの現状と問題点について、支援機器本体と、支援機器を操作するためのインターフェースの2つの観点からまとめ、高齢者に必要な歩行支援機について考察する。

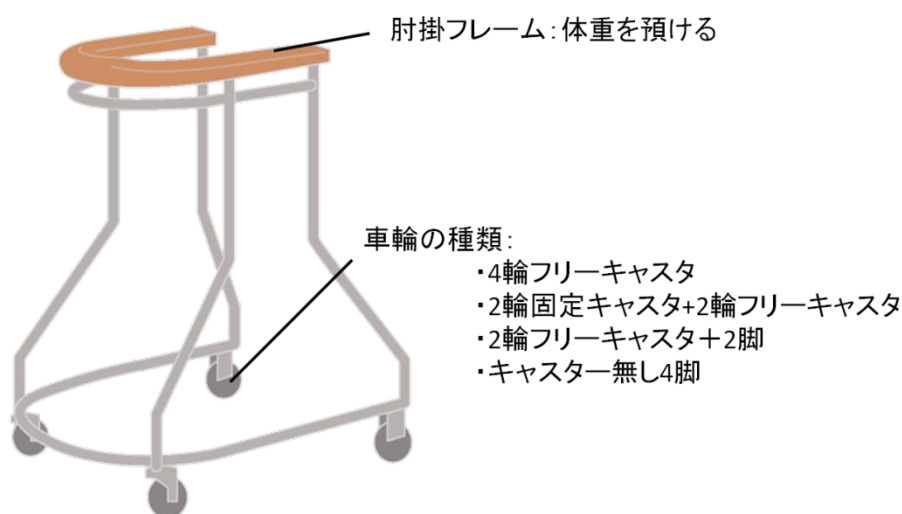


図 2.1 一般的な歩行器

## 2.2 移動支援機器の現状

図 2.2 に示すように、移動がままならない高齢者や障害者を支援するロボット技術が応用された福祉機器としては、その程度に応じて車いす型ロボット[16]-[18]や杖型ロボット[19][20]、そして歩行器型ロボット[21]-[33]や装着型ロボット（パワーアシストウェア）[8][11][12]などがある。

まず、車いす型ロボットに関しては完全に歩行能力が無い使用者に対して使用され、ロボット技術の応用により、その操縦性や走破性などに関して性能向上が著しい。しかしながら、少しでも歩行能力がある使用者が用いると、さらなる筋力低下を招く。また、低視線によるストレスなどの欠点も報告され、起立することで視線の位置を上げることができるモデルも開発されている。

次に、杖型ロボットは比較的健常な使用者や、盲目の障害者へのガイダンス的な役割が大きく、バランス補助に役立つ。ただし、直接的な歩行機能補助効果は少ないと言える。

歩行運動を直接サポートしてくれるシステムとしては、歩行器型ロボットと装着型ロボットが挙げられる。まず、装着型ロボットとは、身体に直接ロボットフレームを装着し、内蔵したアクチュエータにより筋力を増強する装着型の支援システム(外骨格型支援システムまたはパワーアシストウェア)が挙げられる。高齢者や障害者のリハビリテーションの一環として用いられ、効果を上げているシステムも多い。これらのシステムは、直接機器を装着し、身体の延長線上のように扱うことを想定して作られているため、階段や不整地など、人間が移動可能な環境ならどこでも扱うことができる利点がある。ただし、複雑なシステムになると、個人の身体的特徴に合わせたセッティングが不可欠である。特に、身体機能が衰えた高齢者が、日常生活において常用して装着することは困難である。使用したいときのみ機器を着用することは困難であり、機器そのものの煩わしさ、脱着の不便さ、機器の小型化や安全性の向上など、日常生活で用いるには未だ利便性は低い。

他の歩行支援システムとして、歩行器をベースとした歩行支援機が挙げられる。歩行器ベースの歩行支援機は、使用したいときに手軽に使える利便性の高さがある。しかしながら、基本的に車輪を用いるため、整備された路面環境が必要不可欠となる。歩行器ベースの歩行支援機には、モータなどのアクチュエータの無いモデル(以下パッシブ型)[31][32]と、歩行補助に際してアクチュエータを用いるモデル(以下アクティブ型)[19]-[28]に大きく分類することができる。パッシブ型歩行支援機は、小型でシンプルな構造、比較的低価格などの特徴があり、日常生活で使用するのに利便性が高い。しかしながら、極端に筋力が衰えた高齢者が扱う場合、ブレーキやハンドリングに際して注意深く操作する必要があり、小さな段差や坂道、絨毯の上など摩擦係数が高い路面環境では、動力がないため扱いにくいなどの問題がある。一方、アクティブ型歩行支援機は、機能的な歩行補助効果と、それを用いた効率的なリハビリテーションを提供することが可能である。そして、それぞれ使用者の身体能力やニーズによって、様々な効果を発揮することができるように多様なシステ

ムが開発されている。商品化されているモデルもあり[26]-[28]，車輪に動力があることから，坂や傾いた路面など，日常生活に想定されるある程度の路面環境に対応できる．また，使用者の動きを読み取るセンサにより，急な動きを感知しブレーキをかけることで転倒防止する機能を持つ．これらのようなアクティブ型歩行器は，高齢者の外出の手助け，買い物などにおける荷物の運搬など，これからの高齢社会において，様々な場面で期待されている．しかしながら，高価格でサイズが大きく，日常生活で用いるためには小型化や簡略化，安全性の向上，さらには操作性の向上などを課題として挙げる事ができる．

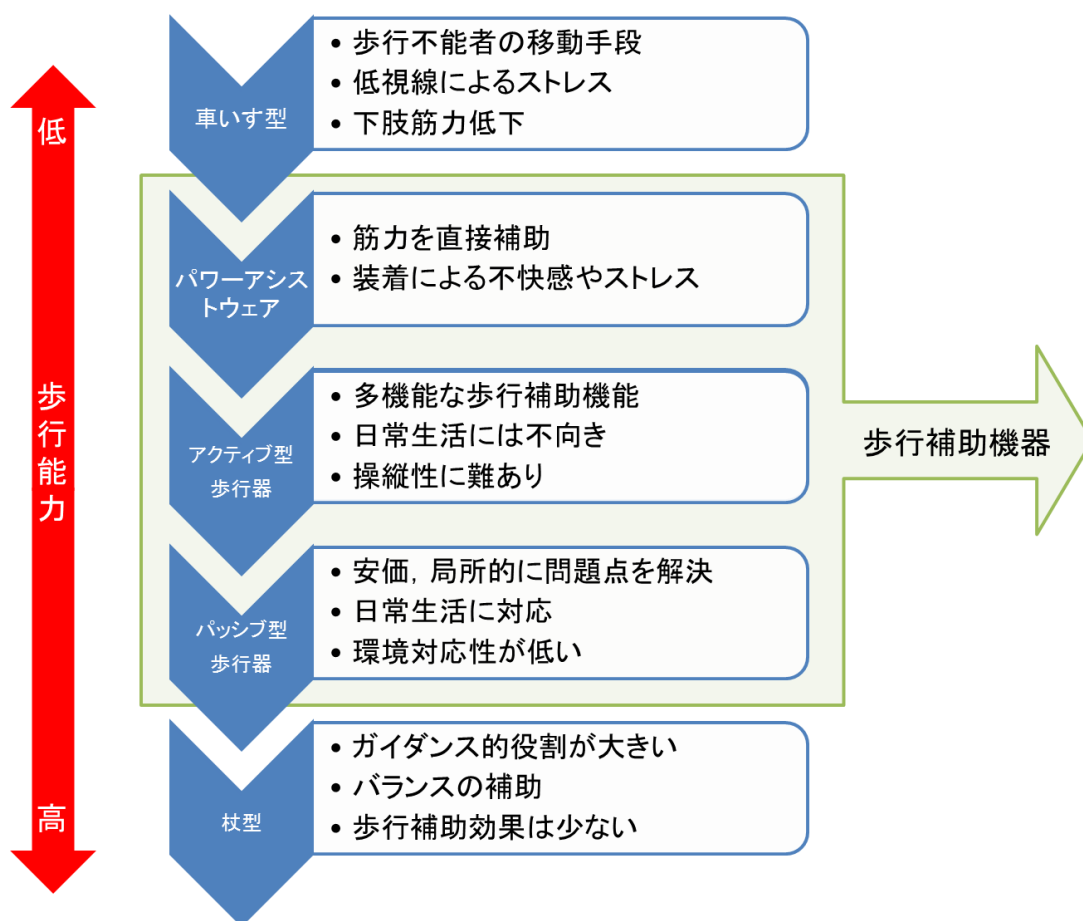


図 2.2 移動支援機器



図 2.3 電動車いす (WHILL 株式会社 <https://whill.jp/>)

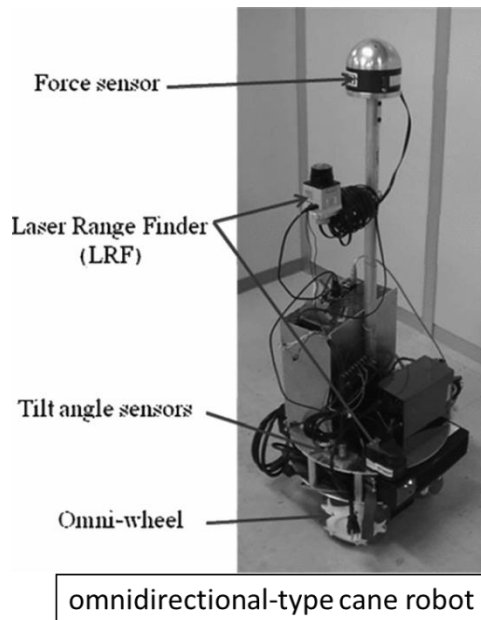


図 2.4 杖型ロボット[20]

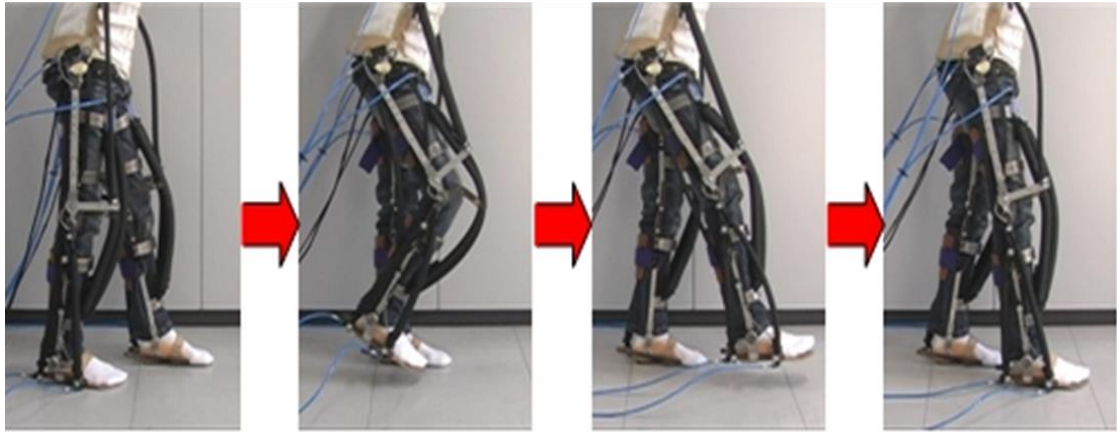


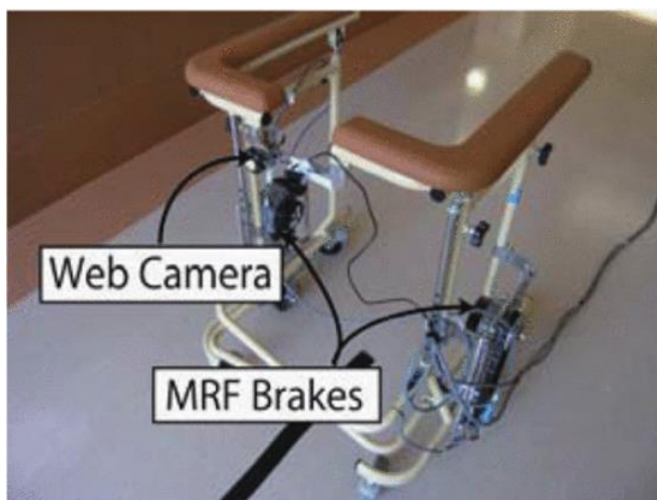
図 2.5 パワーアシストウェア[11]



Context-aware assisted  
interactive robotic  
walker

図 2.6 歩行器型ロボット（アクティブ型支援機） [21]





Intelligently controllable walker (i-walker)

図 2.7 歩行器型ロボット (パッシブ型支援機) [31]



(a)RT.ワークス, RT.2[27]

(b)幸和製作所, リトルキーパス[28]

図 2.8 商品化されているロボット歩行器

## 2.3 高齢者が操作するためのインターフェースシステム

基本的に、歩行支援ロボットは使用者の入力（操作）に応じてロボットが出力（歩行補助）する。そのため、何かしらの操作インターフェースシステムが必要となる。現状、ロボット技術が応用された福祉機器の操作インターフェースは、大きく2つに分けることができる。1つは、直接機器を操作する、ダイレクトインターフェース。もう1つは、人間の動作や意図を2次的に感知し、それを入力とするインダイレクトインターフェースである。

まず、ダイレクトインターフェースとして、一般的に多く使われるものの1つにジョイスティック[20][33]（ハンドル、力センサ含む[23][29]）が挙げられる。スティック1つに対して様々な方向の直感的な入力が可能で、その操作量も調整することができるのが特徴である。しかしながら、注意深い操作が必要になり、高齢者や初心者にとっては、不注意や咄嗟の判断ミスにより、誤動作を起こす危険がある。また、使用者は歩行しながら操作するため、地面の凹凸による振動を拾いやすいなどの問題点がある。

他のダイレクトインターフェースとして、タッチスクリーンによるボタンやスイッチ操作[34]が挙げられる。使い方のわからない使用者でも、直感的でわかりやすく、操作も簡単である。しかしながら、連続的な操作には不向きで、複雑な操縦が必要な場合は、その操作数も増えるため、高度な入力は不向きである。同時に、ボタン・スイッチ数が増えると、咄嗟のときといった急な判断を要する場合にミスをする可能性が増えるなどの欠点もある。

他にも、音声による操作システム[35]が提案されている。多様な音声による人間とロボット双方での高度なコミュニケーションが可能であり、福祉機器のインターフェースとして利点は多い。しかしながら、移動補助に必要な連続的な操作には不向きであり、急な変化には対応しきれず、安全性に問題が生じる。また、周囲環境の騒音や雑音、他人の音声による干渉、音声認識などの問題があるため日常生活での使用は難しい。

次に、インダイレクトインターフェースとして、使用者が操作装置を直接操縦する代わりに、ロボットが使用者の行動や意図を認識するシステムがいくつか開発されている。例えば、カメラを用いた認識システム[18][36]や、カメラと近接センサを組み合わせたシステム[24]、圧力センサを用いた歩様解析システム[37][38]、そして圧力センサとカメラを組み合わせたシステム[39]である。これらのシステムはリアルタイムで正確な測定を行うことが可能となる。高度な認識アルゴリズムと画像情報を解析するための視覚認識システムにより、人間の行動意図を把握し、それに伴って機器が動作する。特に、カメラを用いるシステムでは、その設置位置や死角の問題、プライバシーに関しても弊害があるとされる。圧力センサを用いるシステムでは、いくつかのデバイスを使用者が身に付けなければならない、装着型パワーアシストスーツと同様に、日常生活で用いるときの利便性という点で問題がある。デバイスによっては、多様に想定される環境下には対応しきれず、日常生活環境では十分に機能できないと考えられる。

もう1つの全く新しい手法として、ブレインマシンインターフェース[16][17]が挙げられ

る。これらの研究は、脳で考えたことを読み取り、車いすを動かすシステムである。しかしながら、実用性に関してはいくつかの問題が残る。

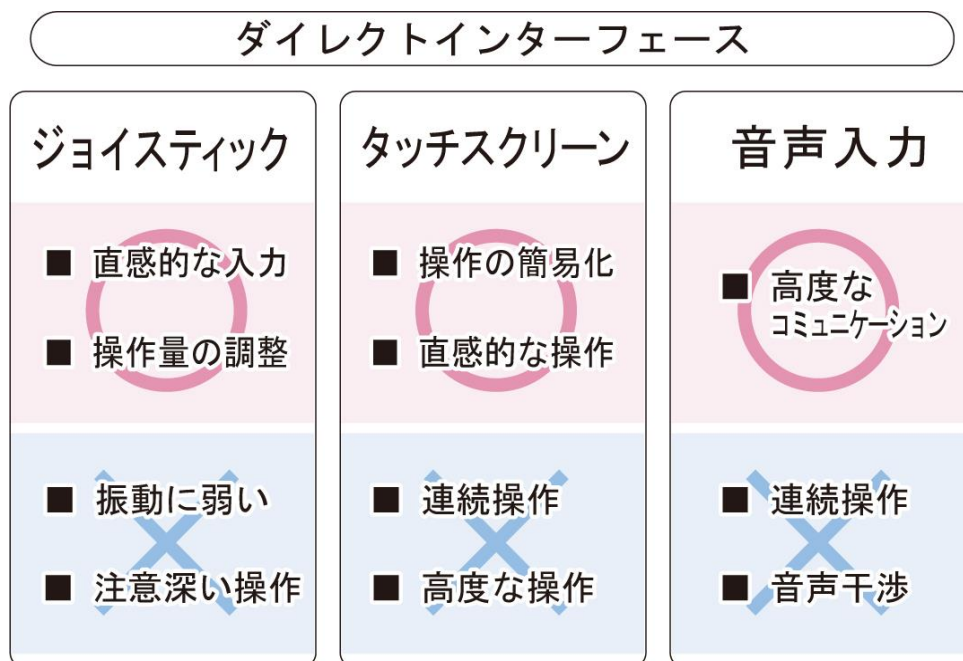


図 2.8 ダイレクトインターフェース

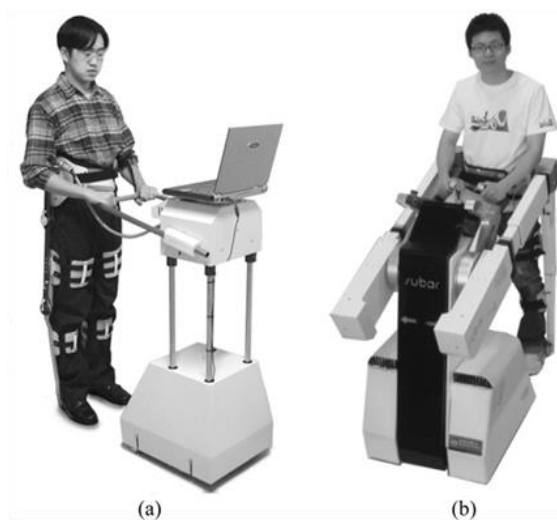


図 2.9 インダイレクトインターフェース

## Intelligent Wheelchairs (IWs)



図 2.10 カメラを用いた認識システムを搭載した車いす[18]



(a) EXPOS  
(b) SUBAR

図 2.11 カメラと近接センサを組み合わせたインターフェースシステムを持つ歩行器型ロボット[24]



(a) outside of the shoe.  
(b) inside the shoe.

図 2.12 圧力センサを用いた歩様解析システムを内蔵した靴[37]

## 2.4 結言

本章では、歩行支援ロボット並びに操作インターフェースの現状と、問題点について紹介した。紹介した歩行支援ロボットの現状を踏まえると、日常生活で用いる歩行支援ロボットを開発するには、手軽に使える利便性の高さが重要になるといえる。同時に、高齢者を使用対象とする場合、彼らは機械や電子デバイスに疎く、操作がゆっくりした振る舞いになることを前提にしなければならない。そして、歩行に不安のある高齢者に対して行った独自のアンケート[40]によれば、高性能な歩行器への期待と同時に、操作の簡易化が望まれる結果となった。すなわち、簡単で自然に操作でき、かつ利便性の高い高性能な歩行支援機である。高齢者のための容易な操縦性を実現するため、新しいインターフェースシステムを持つ歩行支援機 JARoW の詳細については、第 4 章に記述する。次章では、本研究で開発する歩行支援機の対象となる高齢者の歩行について詳しく紹介し、高齢者の歩行改善のための新しい歩行支援モデルの提案を行う。

## 第3章 高齢者の歩行と新しい歩行支援モデル

### 3.1 緒言

本研究では、日常生活で用いるための歩行補助を目的とした歩行支援機の開発を行い、それをもとに介護予防を考慮した、リハビリテーションとして高齢者の歩行改善を目的とする歩行支援機の開発をそれぞれ行う。

本章では、高齢者における歩行の重要性と歩行改善を行う意義について説明する。特に、歩行改善を実現する歩行支援機の開発に向けて、対象として想定する高齢者の歩行特徴を分析する。また、分析された歩行をモデル化し、シミュレーションした結果を紹介する。これらの結果を参考に今までに無い歩行補助手法を新たに提案する。

### 3.2 高齢者における歩行の重要性

図 3.1 に示すように、人間の歩行は足の運動をはじめ、全身の動きに伴う重心移動による 3 次元空間での移動モデルと想定できる[41]-[43]。特に、高齢者の歩行には、若年者とは異なる歩行特徴を有しており、それを考慮した効果的な歩行支援を提供する必要がある。

本研究の対象者となる歩行能力の低下した高齢者は、次のような老人型歩行の特徴がみられる[13][43]。

- 歩行動作に伴う体の重心移動に起因した、ストライド長の減少
- ストライド長減少による歩行速度の低下
- バランス感覚の低下による歩隔の増大
- 歩行率の減少傾向
- 上記 4 項目の要因から両脚支持期の増大
- 上半身の前後揺動の増加
- 関節角度範囲の減少
- 前傾度の上昇

高齢者において歩行の意義は大きく、中でも歩行速度の低下は、将来における生活機能の低下、転倒の発生、生死に関する予知因子になっていることが、高齢者を対象とした研

究から明らかとなっている[10]. これは、歩行そのものに心肺機能や臓器といった循環器系、筋骨格系など、身体のあらゆる部分のサポートが必要とされるためである. すなわち、歩行速度の低下は、身体機能の低下を反映していることになる. したがって、介護予防の考えに基づいて健康維持に努め、歩行速度を維持することが、健康に関するひとつの指標として重要になる. 歩行速度を維持する手法としては様々なものがある. 昨今では、自身の健康維持の手段の一つとして、スポーツ活動や筋肉トレーニングを行う高齢者も増加している. 無論、こうした努力をできることが望ましいが、普段から積極的によく歩くことを心掛けていれば、自ずと歩行能力は維持されるはずである.

一般的に、高齢者は若年者に対して歩行速度が遅い. ここで、歩行速度を意図して上げた場合、若年者はストライド長を増加して対応する傾向があるのに対し、高齢者はストライド長をあまり変えず、歩行率を増加させることで対応する傾向がある(図 3.2[44]). また、ストライド長や歩行率などより歩行動作を分析したところ[45][46]、被験者が最も歩きやすい歩行速度で歩行している場合、身長など身体的特徴に関係なく、一歩あたりに必要なエネルギーは等しいとされる. これらにより、ある一定距離を進む場合、高齢者は歩行率に依存した歩き方に起因して疲労しやすくなるため、若年者に比べて負担の大きい歩行を行っていることになる. したがって、高齢者の歩行率を増加させるのではなく、ストライド長の増加による歩行速度の維持が、効率的な歩行補助の一つの方法として提案することができるのではないかと考えた.

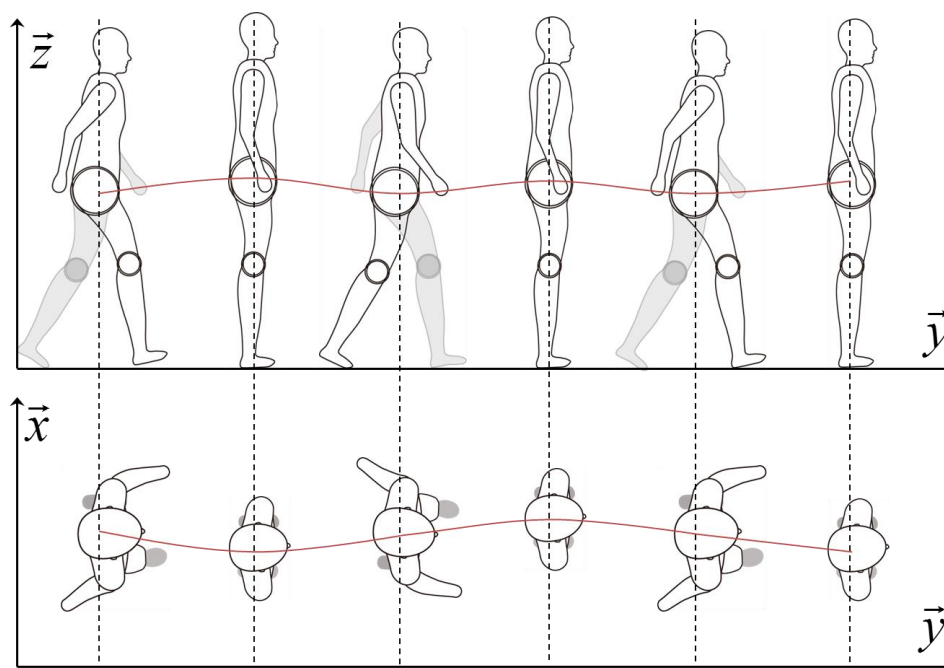


図 3.1 歩行と重心揺動

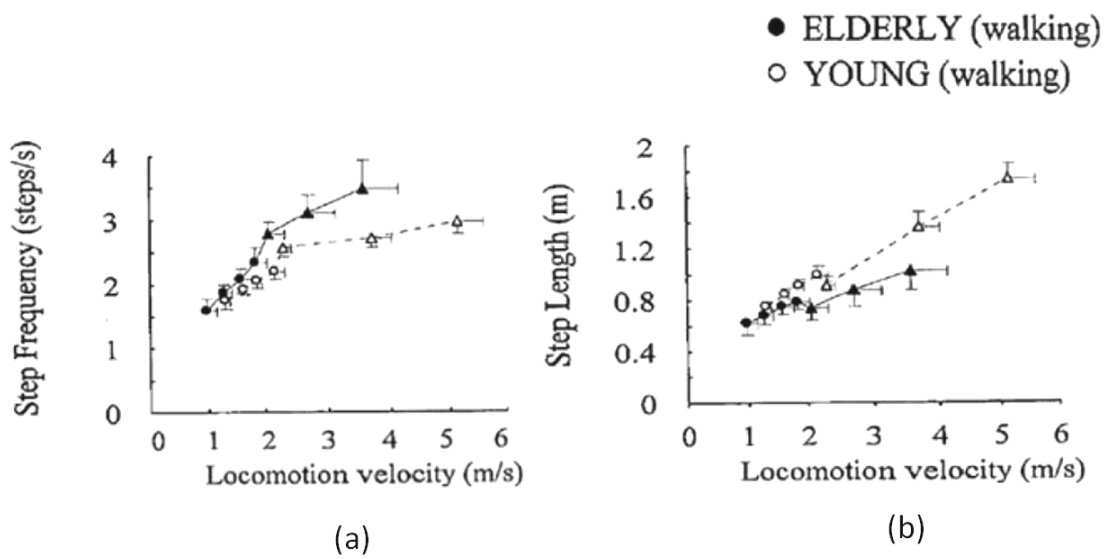


図 3.2 高齢者と若年者の歩行速度[44]  
(a)歩行速度と歩行率の関係, (b)歩行速度とステップ距離の関係

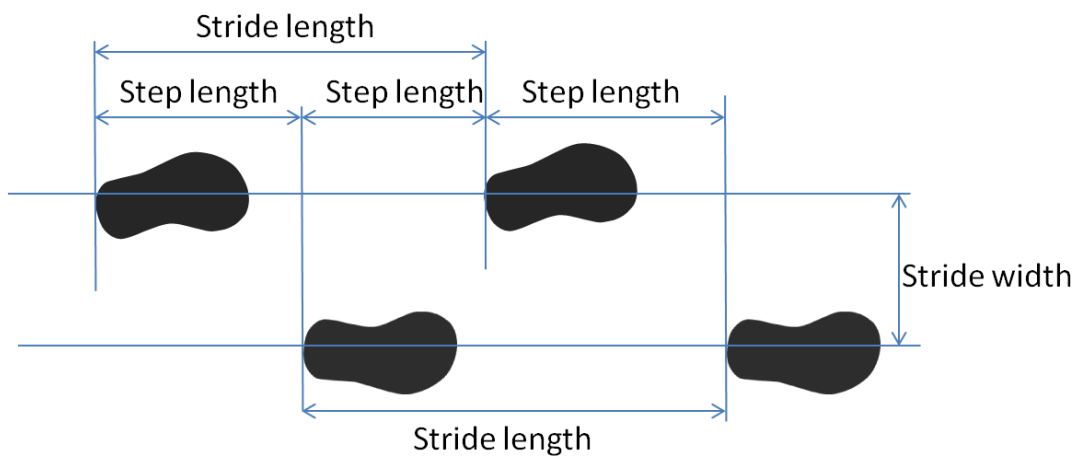


図 3.3 ストライド長, ステップ長, 歩隔



### 3.3 歩行中における骨盤運動のモデル化

高齢者の歩行におけるストライド長の減少は、歩行動作に伴う重心揺動に起因すると言われる[43]。本研究では、高齢者の歩行改善策を模索する中で歩行中の骨盤の動きに注目した。特に、歩行中のストライド長と歩隔、左右方向の重心揺動に関連があるとされる骨盤の遊脚側面方向への傾斜運動(図 3.4(a))と、水平面内での回旋運動(図 3.4(b))に注視する。医学関連書[13][47]-[50]の引用によると、骨盤の側方傾斜運動については、「単脚支持期に伸展した支持脚によって重心位置の上昇が起こるが、同時に支持脚の反対側の骨盤が側面方向へ傾斜することにより重心位置が下降する。立脚期が始まり荷重が立脚肢へ移ると、冠状面で骨盤は遊脚側へ傾くことで重心位置の上昇を抑える。それと同時に骨盤が側面方向へ移動することで、荷重を支持する立脚の膝関節は、股関節から床に伸びる鉛直線に近づくことになる。これにより歩隔を減少させると同時に、大腿骨の骨盤に対する角度変化が生じ、それによって左右方向への重心揺動を軽減することになる。」とされる。また、骨盤の回旋運動については、「水平面において重心位置から支持脚に向かって後方へ、遊脚に向かって前方へ回旋する。この骨盤の回旋は、両脚支持期で重心の降下量を減少させる。また、同時に骨盤が回旋することで、回旋しないときに比べて両足の床接触点の距離が長くなり、ストライド長が増加し脚の機能的長さの増大に貢献できる。そして、同様に骨盤が回旋することで、両足の床接触点股関節の進行方向上の中心線に接近するため、それにもなると歩隔が減少する。歩隔の減少により支持面がより重心位置の真下に近づき、それによって左右方向への重心揺動を軽減することに繋がる。これらは骨盤の回旋により、ストライド長を一定以上に保ちつつ股関節が進路上からそれることを軽減している。同じストライド長を保ちつつ、骨盤を回旋させない場合、股関節を大きく屈曲伸展する必要がある。結果として骨盤の回旋により両脚支持期での重心の下降を軽減することになる。」とされる。高齢者は以上のような骨盤側方傾斜運動と回旋運動が適切に行われておらず、これらの動きを改善することができれば、高齢者の歩行動作そのものを改善できるのではないかと考えた。

一般的に、歩行は周期運動であり、その周期性は正弦波で表すことができる[50]。一歩行周期を4分割したとき、骨盤両端の動きの流れを簡略化したものを図 3.5 に示す。図 3.5 において、進行方向に対して右方向を X 軸方向、進行方向を Y 軸方向、垂直上方向を Z 軸方向とする。骨盤左右の端点を、 $p_{pl}$ ,  $p_{pr}$  と定義し、それら 2 点を結んだ中心点を骨盤中心点  $p_{pc}$  と定義する。(i)は、右足の踵が接地したとき(0%~12% ; イニシャルコンディションからローディングレスポンス), (ii)は、立脚中期(12%~31% ; ミッドスタンス), (iii)は、左足の踵が接地したとき(31%~62% ; ターミナルスタンスからプレスイング), (iv)は、遊脚中期(62%~87% ; イニシャルスイングからミッドスイング), (v)は、再び右足の踵が接地したとき(87%~100% ; ターミナルスイング)をそれぞれ示している。まず、水平面内において各骨盤端点は、骨盤中心点  $p_{pc}$  から遊脚方向に向かって前方に、立脚方向に向かって後方に回旋

する。これは、フェーズ(i), (iii), (v)において、その回旋角度は最大になる。次に、冠状面内における各骨盤端点は、単脚支持期に立脚側で上昇する。同時に、立脚側から遊脚側に向かって骨盤が側方傾斜する。その後、各骨盤端点は、両脚支持期にかけて垂直方向に降下する。フェーズ(i), (iii), (v)において、垂直方向に降下し、フェーズ(ii), (iv)において、立脚側で垂直方向に上昇する。

以上のような、歩行周期における各骨盤端点の動きは、次のように近似する。時刻  $t$  における、水平面内での骨盤右端点  $p_{pr}$  の動きを  $y_r$ 、骨盤左端点  $p_{pl}$  の動きを  $y_l$  とすると、

$$y_r = k_1 \sin\left(\omega_1 t + \frac{\pi}{2}\right) \quad (3.1)$$

$$y_l = k_1 \sin\left(\omega_1 t - \frac{\pi}{2}\right) \quad (3.2)$$

となる。ここで、 $k_1$  は最大回旋時の骨盤端点の振幅、 $\omega_1$  は Y 軸方向(進行方向)の骨盤端点の角速度を示している。

次に、時刻  $t$  における、冠状面内での骨盤右端点  $p_{pr}$  の動きを  $z_r$ 、骨盤左端点  $p_{pl}$  の動きを  $z_l$  とすると、

$$z_r = \begin{cases} k_2 \sin(\omega_2 t) & (0 < t \leq \pi) \\ -k_3 \sin(\omega_2 t) & (\pi < t \leq 2\pi) \end{cases} \quad (3.3)$$

$$z_l = \begin{cases} k_3 \sin(\omega_2 t) & (0 < t \leq \pi) \\ -k_2 \sin(\omega_2 t) & (\pi < t \leq 2\pi) \end{cases} \quad (3.4)$$

となる。ここで、 $k_2$  は立脚側骨盤端点の振幅、 $k_3$  は遊脚側骨盤端点の振幅、 $\omega_2$  は Z 軸方向(上下方向)の骨盤端点の角速度を示している。

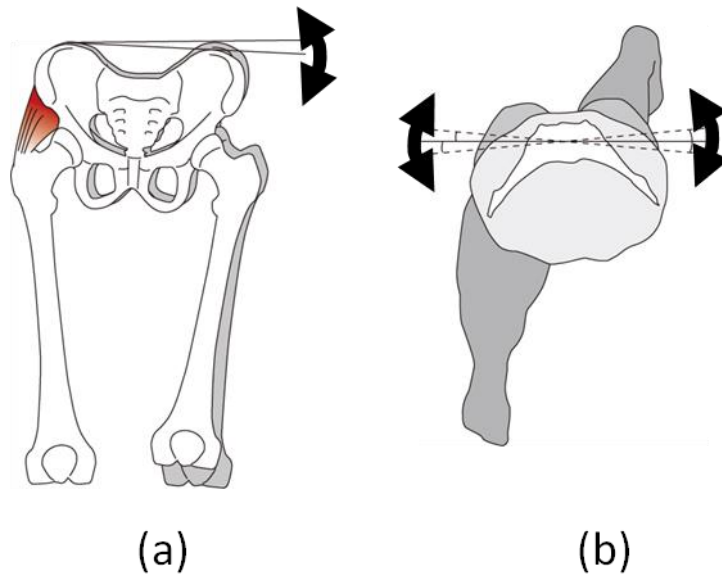


図 3.4 歩行中の骨盤運動[13][43]

(a)傾斜運動, (b)回旋運動

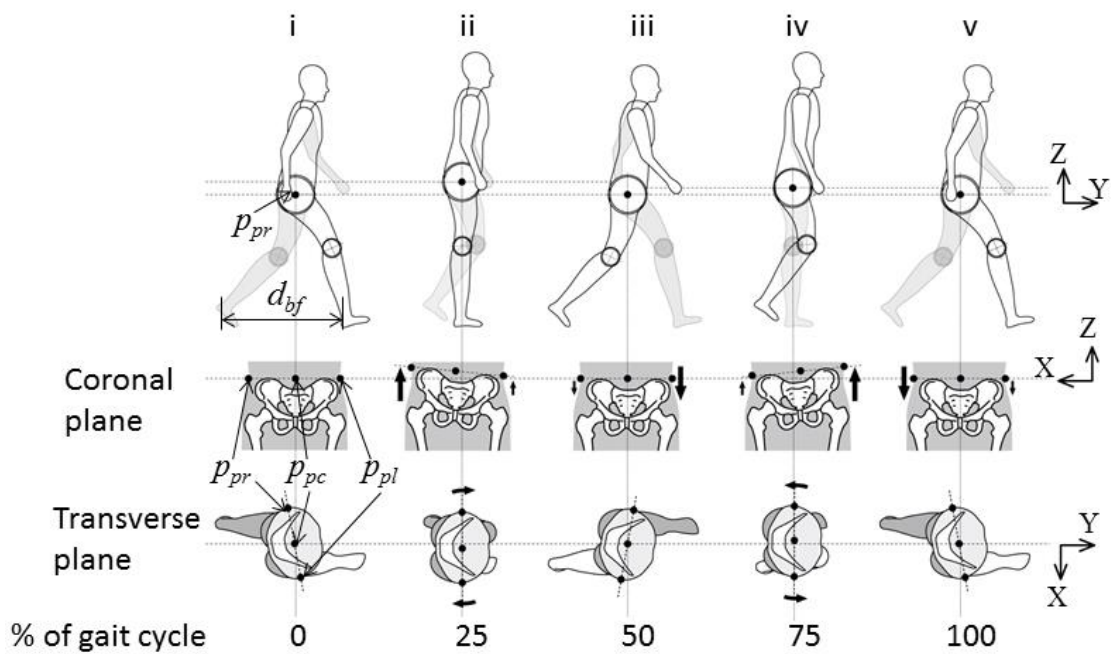


図 3.5 歩行周期における骨盤運動の解析

### 3.4 骨盤の動きを考慮した歩行モデルとシミュレーション

本項では、歩行における骨盤の回旋・側方傾斜などの運動について検証するため、立位における姿勢を元にした筋骨格下肢モデル[51]を用いたシミュレーションを行う。図 3.6 に示すように、骨格系、筋系、内臓などの質量を考慮し、動力学シミュレータ *recurdyn* により製作された。この歩行モデルの特徴は、下肢骨格モデルの一部として骨盤を忠実に再現している点にある。骨盤のモデル化に際し、それぞれが歩行に影響があるとされる恥骨結合と、左右の仙腸関節の合計 3つの可動部をモデル化することで、歩行中における二足ジャイロ機構[52]を再現した今までにない歩行モデルである。この歩行シミュレータを用いたシミュレーションを行った。テストは下肢モデル左足の爪先部分を地面に固定した状態で、右足を踏み出す動作を行う時、骨盤の右端点に一定の力（遊脚側の垂直側面方と回旋方向）を加えたときに、ストライド長にどのような変化が起こるか確認した。結果を図 3.7 に示す。結果としては力を大きく加えれば良いというわけではなく、適正な力（今回のシミュレーションでは 3N、回旋角度 8.02 度）を加えることで、より大きく歩幅が伸びる結果となった。これは健常者の回旋角度にほぼ等しい[13][43]ことから、開発する新しい歩行支援モデルにおいて、使用者の身体的特徴に合わせ、健常者の骨盤運動に近くなるように骨盤を促すことを方針として定めた。

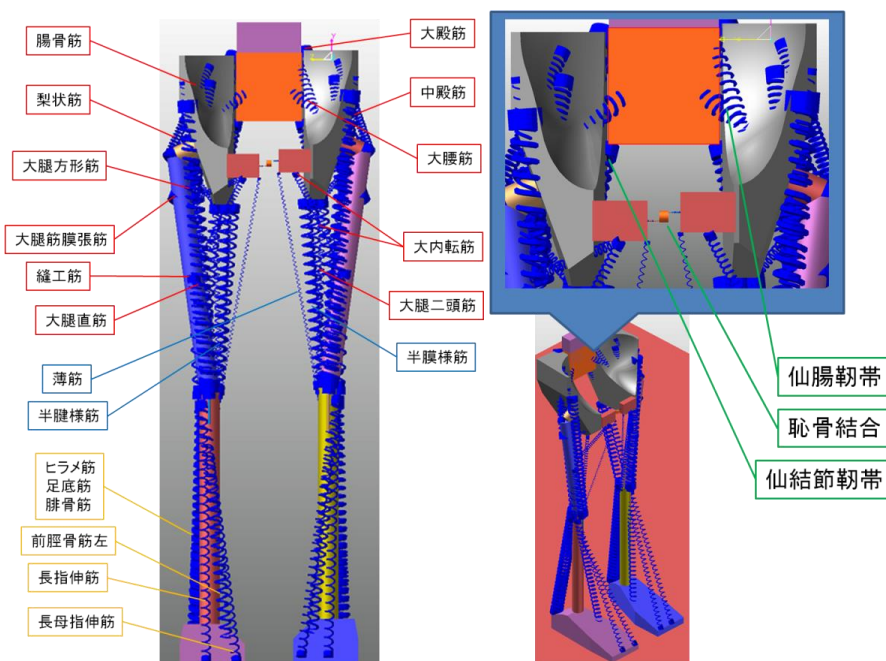
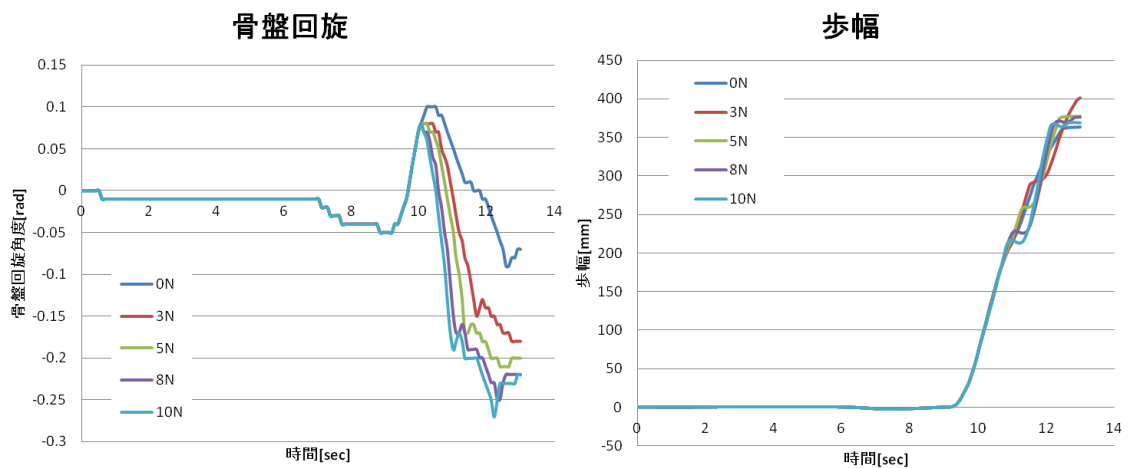


図 3.6 歩行中の骨盤運動が再現された歩行モデルシミュレータ[51]



骨盤を押し力	旋回角度	踵接地後
0[N]	4.23[deg]	4.01[deg]
3[N]	8.02[deg]	10.31[deg]
5[N]	10.02[deg]	11.46[deg]
8[N]	10.89[deg]	12.61[deg]
10[N]	11.46[deg]	12.61[deg]

骨盤を押し力	歩幅
0[N]	363.21[mm]
3[N]	401.50[mm]
5[N]	377.86[mm]
8[N]	376.65[mm]
10[N]	368.84[mm]

図 3.7 足を踏み出したときに骨盤に対して一定の力を加えるシミュレーション  
 左図；骨盤に加えた力と骨盤の回旋角度の関係，右図；骨盤に加えた力と歩幅の関係  
 【縦軸：左図；骨盤回旋角度(rad)，右図；歩幅(mm)，横軸：時間(sec)】

### 3.5 新しい歩行支援モデルの提案

以上の結果を参考に本論文では、対象者の歩容に適応した骨盤運動を促す機構を開発するにあたり、両足間の距離から、骨盤の動きを推定する手法を新たに提案する。

式(3.1)～(3.4)より、骨盤端点の Y 軸方向（進行方向）の移動距離  $d_{py}$  と、Z 軸方向（上下方向）の移動距離  $d_{pz}$  の関係は、遊脚側と立脚側に関して、次のように設定する。

$$d_{pz} = \begin{cases} k_2 \cos\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{d_{py}}{k_1}\right) & \text{(stance phase)} \\ k_3 \cos\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{d_{py}}{k_1}\right) & \text{(swing phase)} \end{cases} \quad (3.5)$$

次に、図 3.5 に示すように、各スタンスにおける両足間の距離を  $d_{bf}$ 、ストライド長  $d_{sl}$  とする。ここで、 $d_{bf}$  と  $d_{py}$  には正の相関関係がある。したがって、足の運びの加減速区間を考慮すると、両足間の距離と骨盤端点の位置関係を、

$$d_{py} = \begin{cases} k_1 \sin\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{d_{bf}}{d_{sl}}\right) & \text{(stance phase)} \\ -k_1 \sin\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{d_{bf}}{d_{sl}}\right) & \text{(swing phase)} \end{cases} \quad (3.6)$$

$$d_{pz} = \begin{cases} k_2 \cos\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{d_{bf}}{d_{sl}}\right) & \text{(stance phase)} \\ k_3 \cos\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{d_{bf}}{d_{sl}}\right) & \text{(swing phase)} \end{cases} \quad (3.7)$$

と設定する。

この提案手法を用いることで、対象者の歩行中の両足間の距離を測定することができれば、それに即した適切な骨盤運動を再現することができる。

対象者の骨盤の運動を促す機構には、対象者の進行方向に対してヨー方向とロール方向に対して、歩行中に臀部を介して歩容に即した骨盤運動を促すメカニズムを開発する。ヨー方向運動とロール方向運動はそれぞれ、骨盤の水平面内での回旋運動と遊脚側面方向への傾斜運動に相当する。この歩行支援システムによって高齢者の歩行における疲労を軽減し、かつ若年者に準じた効率的な歩行と、それによるリハビリテーションの効果が期待できる。

### 3.6 結言

本章では，開発する歩行支援機の対象者となる高齢者の歩行特徴を紹介した．さらに，その高齢者の歩行（老人型歩行）を改善するために骨盤の運動に注目し，歩行中の骨盤運動を促すことにより，歩行を改善する新しい歩行支援モデルを提案した．

提案した歩行支援モデルを実現するための，歩行支援機 JARoW-II プロトタイプの構成と，その歩行支援システムの詳細については，第 6 章で説明する．次章では，その JARoW-II の前身となる JARoW について，詳細を説明する．JARoW は，歩行支援機の利便性に着目した操縦装置を持たない歩行支援機として開発され，そのシステムは JARoW-II の操作インターフェースとして流用される．

## 第4章 アクティブ型歩行支援機 JARoW

### 4.1 緒言

第2章で紹介した歩行支援機とそのインターフェースに関する問題点を解決するため、筋力の衰えた高齢者や障害者の歩行補助を目的としたアクティブ型歩行支援機 JARoW[53]を開発した(図4.1). JARoWとは, JAIST Active Robotic Walkerの頭文字を繋いだ名称である. JARoWは, 誰でも容易に扱うことができるアクティブ型歩行支援機をコンセプトに, 使用者の下肢の動きを測定するインダイレクトインターフェースを用い歩行意図を把握することで, 歩行支援機が歩行補助を行うシステムである.

本章では, 筆者が博士課程において行った JARoW の開発と改良についてまとめる.

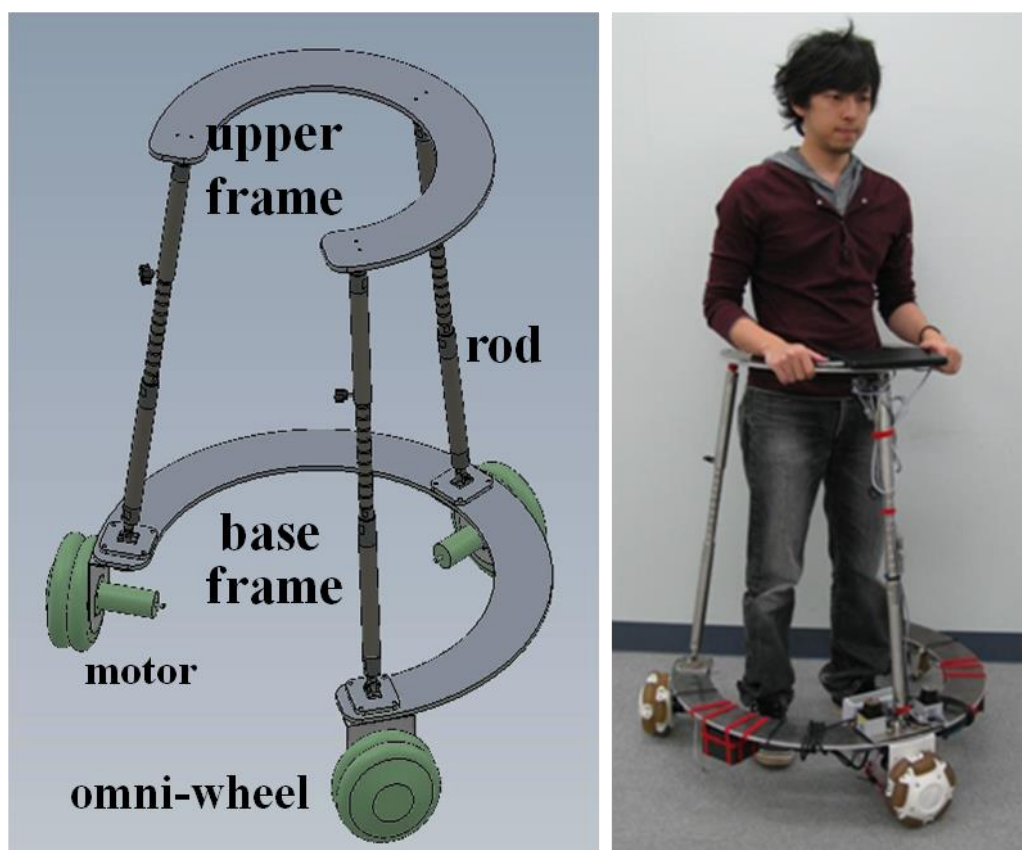


図 4.1 JAIST Active Robotic Walker



## 4.2 アクティブ型歩行支援機 JARoW の概要

JARoW は、設置された近接測距センサにより使用者の下肢の動きを読み取り、使用者の意図した移動方向・歩行速度に対応した、自然な歩行アシストを実現できるシステムを持つ。図 4.1 に示すように JARoW のフレームは、コンパクトで丸みを帯びた土台フレーム(base frame)と上部フレーム(upper frame), それらをつなぐ3本のロッド(rod)より構成されている。可変式のロッドは、その長さを変えることで、使用者の異なる身長に対応することが可能となる。また、高齢者への負担を考慮して、使用者の身体には何もデバイスをつける必要が無いように設計されている。日常生活での使用を前提として開発された JARoW は、土台フレームにオムニホイール3輪を適当に配置することにより全方位置動可能である。さらに、周辺環境を測距センサで読み取り、ポテンシャルフィールド法[54]によるアクティブセーフティ技術により、衝突安全性が考慮されている。JARoW の特色は、特定の操縦装置を用いない操作手法にある。これは、支援機側が人の動きを読み取ることで、人の動きに自動で追従し、人に負担をかけない歩行アシストシステムの開発を目標に試作した、今までにないヒューマンマシンインターフェースによって実現された。

図 4.2 にシステムフローチャートを示す。JARoW システムは、インターフェース、メインコントローラ、そしてドライブトレインの3つで構成されている。使用者は、JARoW の中心部に入り込み、進みたい方向に足を踏み出す。その動きはインターフェースによって読み取られ、メインコントローラによりデータを処理し、使用者の移動方向や速度などとして算出する。それらの結果はドライブトレインに送られ、JARoW の動きとして出力される。1秒に10回これらの処理を行うことで、使用者の歩行に JARoW が追従することができる。インターフェース、メインコントローラに関しては後述する。JARoW の設計、構成フレーム、ドライブトレインに関しては主だった改良点がないため、文献[53]を参照されたい。

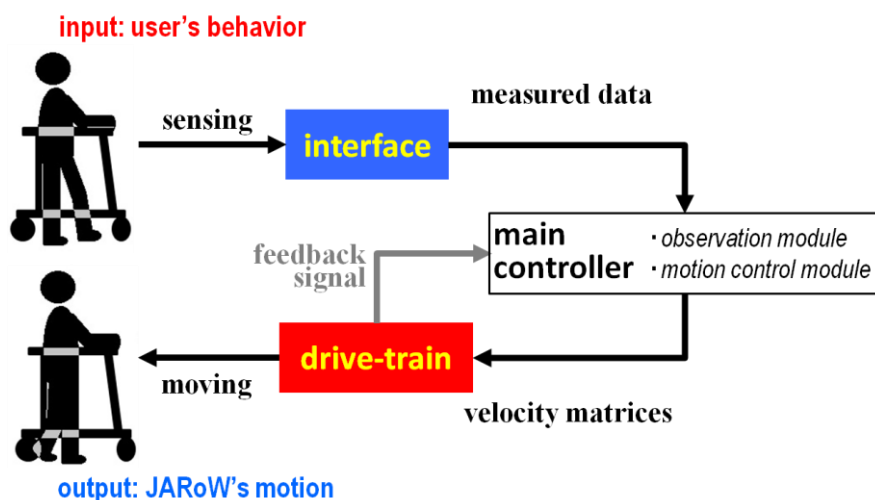


図 4.2 システムフローチャート

### 4.3 インターフェースシステムの改良

使用者の両足脛側面位置を観測するインターフェースシステムであるが、改良前までは、対物測距赤外線センサと、その向きを変更するための小型サーボモータを2セット用いて行っていた[53]。非常に安価なシステムであるという反面、センサの精度が低く、歩行中の足位置の測定に関しては、走査範囲 60 度、最大 600ms/scan と時間当たりの認識度が低いことが問題となった。

この問題を解決するため、より高精度の測距システムを持つインターフェースシステムの開発を行った。図 4.3 に改良したインターフェースシステムの外観を示す。改良型インターフェースシステムでは、HOKUYO 製のレーザレンジファインダ URG-04LX(以下 LRF)を使用する。単体での測距範囲は 4m、走査範囲 240 度、走査時間は 100ms/scan である。図 4.3、図 4.4 に示すように、この LRF を 2 つ組み合わせたものを JARoW の土台フレーム前面下部に搭載することで、使用者の足位置(0.8×0.9m の範囲)を含め、周辺環境 360 度を読み取ることができる。また、図 4.5 に示す通り、使用者の両足を円柱形のモデルとして認識できるように、設置位置を決定した。使用者は、脛の隠れる裾の長いスカート形状以外のアンダーウェアならば着用可能で、素足も含め、どのような形状のズボンを着用しても、足として判別することができる。

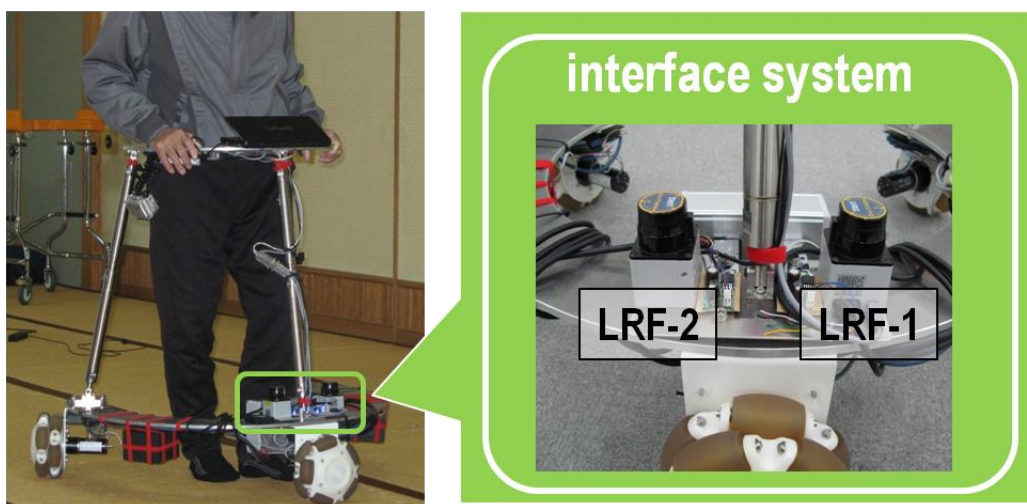


図 4.3 外観図：インターフェースシステムと搭載位置

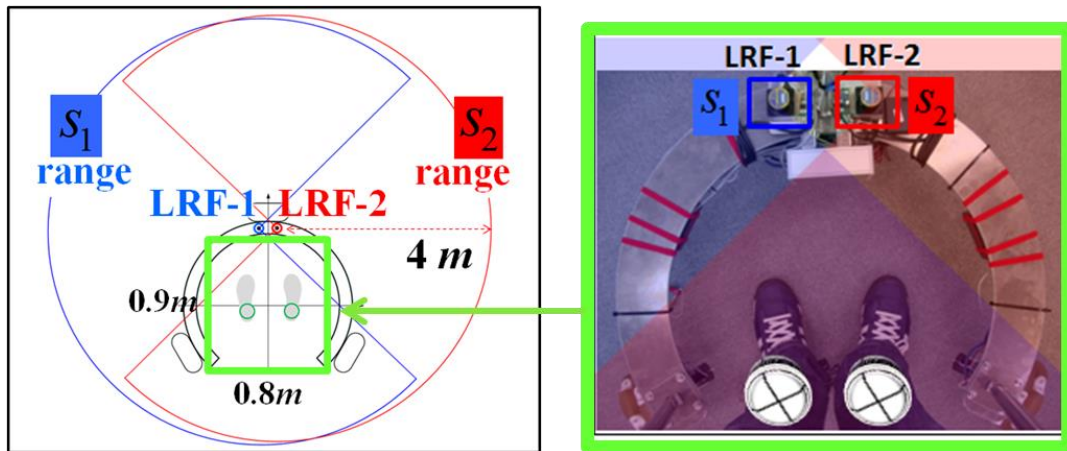


図 4.4 上面図：測距範囲・JARoW を中心に  $0.9 \times 0.8$ [m] の範囲は足位置の測定，その他の範囲は障害物などの周辺環境として測定

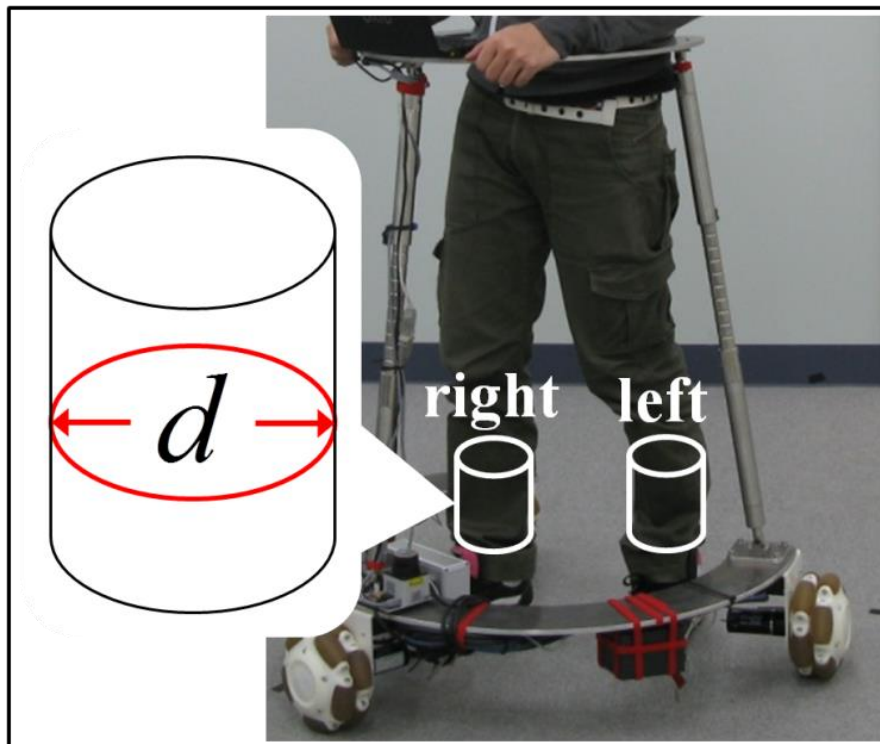


図 4.5 使用者の脛側面データを読み取り，シリンダーモデルとして両足を識別

## 4.4 メインコントローラの改良

メインコントローラでは、インターフェースシステムの改良に伴ってサンプリング周期  $t=100\text{ms}$  間隔で得られる両足脛側面位置データや周辺環境データを基に、ドライブトレインに送る各車輪の速度データを算出する。図 4.6 に示すように、メインコントローラは、主に使用者の動きを算出する Observation Module と、JARoW の動きを算出する Motion Control Module の 2 つの Module により構成される。各 Module の詳細を見ると、Observation Module は、インターフェースシステムより入手した生の座標データから、使用者の左右の足中心位置と、体中心位置を算出する Measurement function、周辺環境の座標データを基にポテンシャルフィールド法を用い周辺環境を認識する Potential field function、観測誤差の存在する両足位置や体中心位置をフィルタ処理し、位置情報を推定する Filtering function、両足位置や体中心位置から使用者の現在の歩行パターンを決定する Walking behavior state determination(WBSD) function より構成される。また、Motion Control Module は、両足位置や体中心位置の変位状況から、現在の使用者の歩行速度を計算する Tracking function、算出された歩行速度と歩行パターンをもとに、最終的な JARoW の各車輪速度を算出する Motion generation function より構成される。前提として、これらの function は JARoW の中心位置を原点としたローカル座標系  $\hat{x}_j, \hat{y}_j$  上で計算されているため、グローバル座標により蓄積されるエラーなどは基本的には存在しない。以下に各 function の詳細を記す。

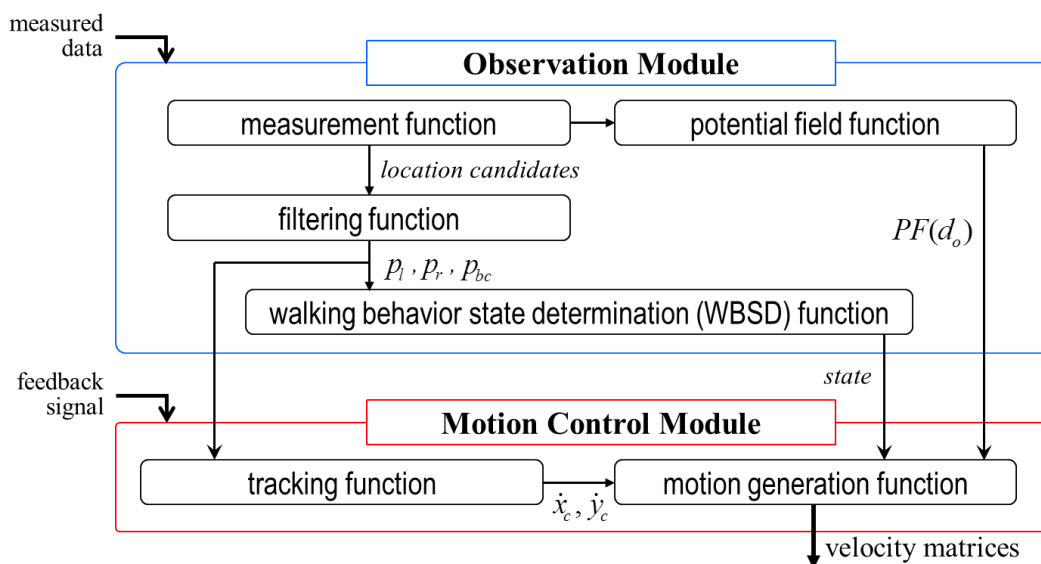


図 4.6 メインコントローラの詳細

#### 4.4.1 Measurement function

図 4.7 に Measurement function の詳細を示す。インターフェースシステムで得られた各座標データから、JARoW の中心部付近のデータ(図 4.4 の緑枠  $0.8 \times 0.9\text{m}$  の範囲)の座標データ(a)と、それ以外の座標データ(b)に分ける。座標データ(a)は、図 4.7 上図の赤点として示す。これは、使用者の脛側面位置を観測した座標データである。座標データ(b)は、次項で説明する Potential field function へ送られる。次に、座標データ(a)から、隣り合うデータ同士の距離が一定値以下で接近しており、かつ、その連続したデータクラスターの長さが設定した脛直径  $d_L$  より長いとき、そのデータクラスターを足と認識する。データクラスターが 2 つある場合は、右側を右足クラスター、左側を左足クラスターとする。また、データクラスターが 1 つ、かつ、その長さが  $2d_L$  以上のときは、クラスターの中心点で 2 つに分け、それぞれ左右の足と認識する。次に、各クラスターの平均長さ  $d$  と中心点を算出し、中心点より  $d/2$  だけ  $\hat{y}_j$  方向にオフセットする。ここで  $d$  は、足の直径に等しい。そして、オフセットされた各座標は左足中心位置  $p_l=(x_l, y_l)$ 、右足中心位置  $p_r=(x_r, y_r)$  とし、それぞれを結んだ線の中心点を、体中心位置  $p_{bc}=(x_{bc}, y_{bc})$  と設定する。また、現在の時刻  $t$  と時刻  $t-1$  における、両足中心位置と体中心位置は、既存手法[55]によって関連付けされる。なお、図 4.8 は実測値による足位置データである。

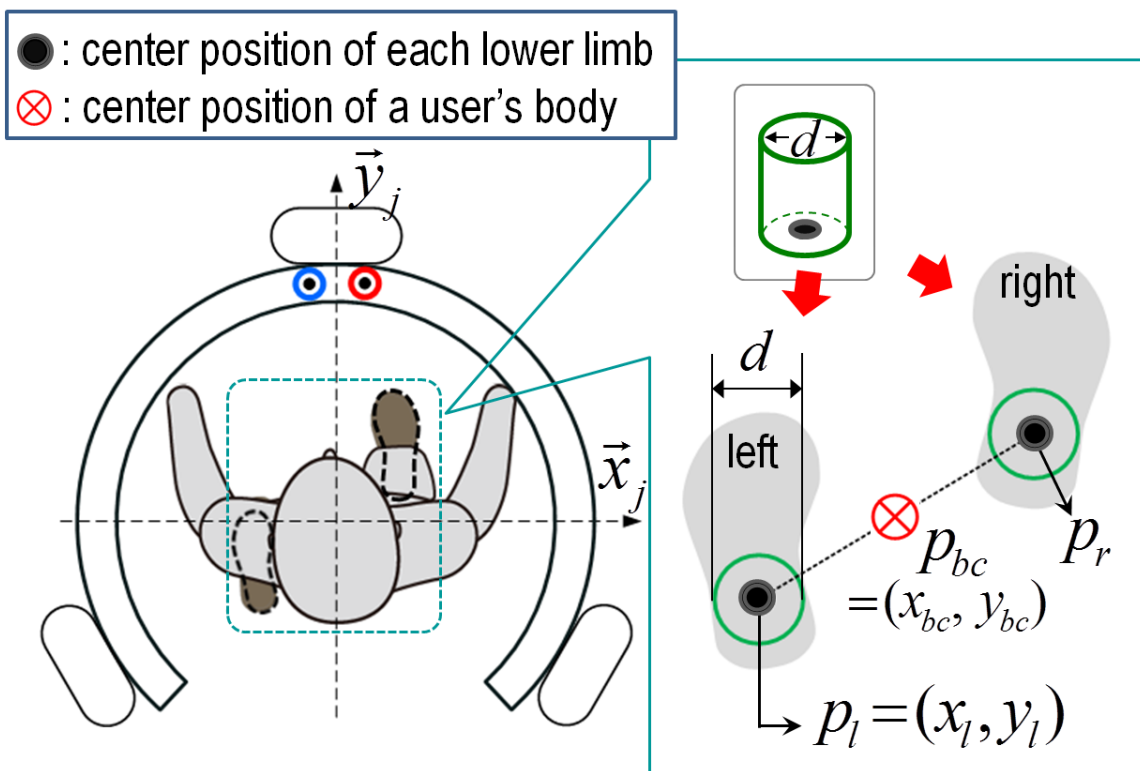
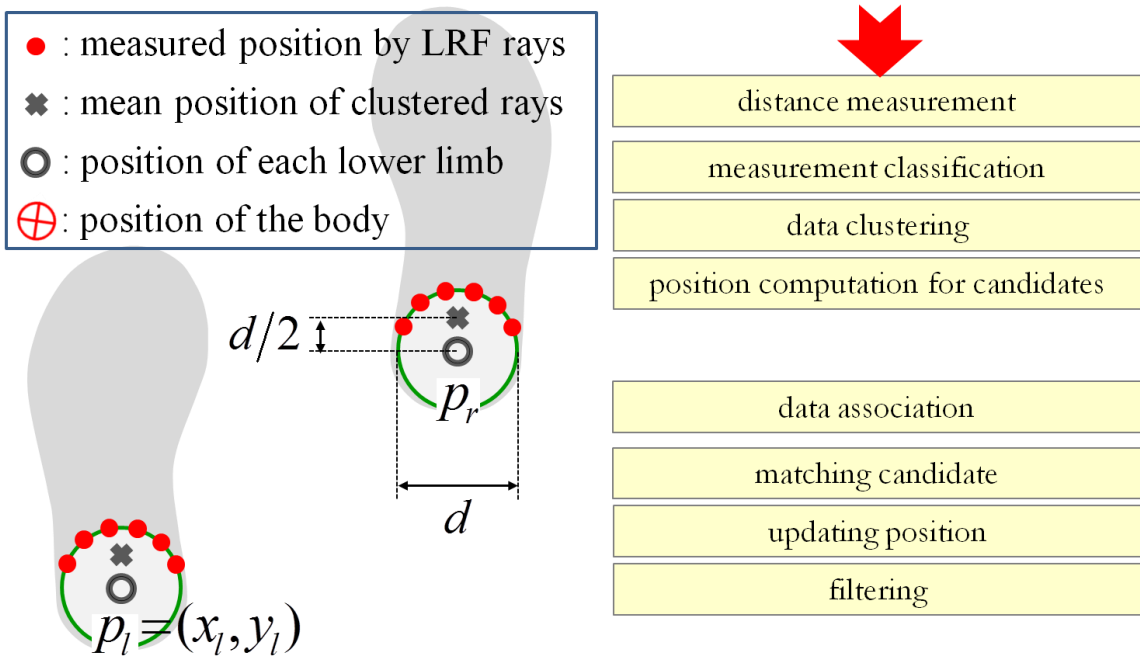
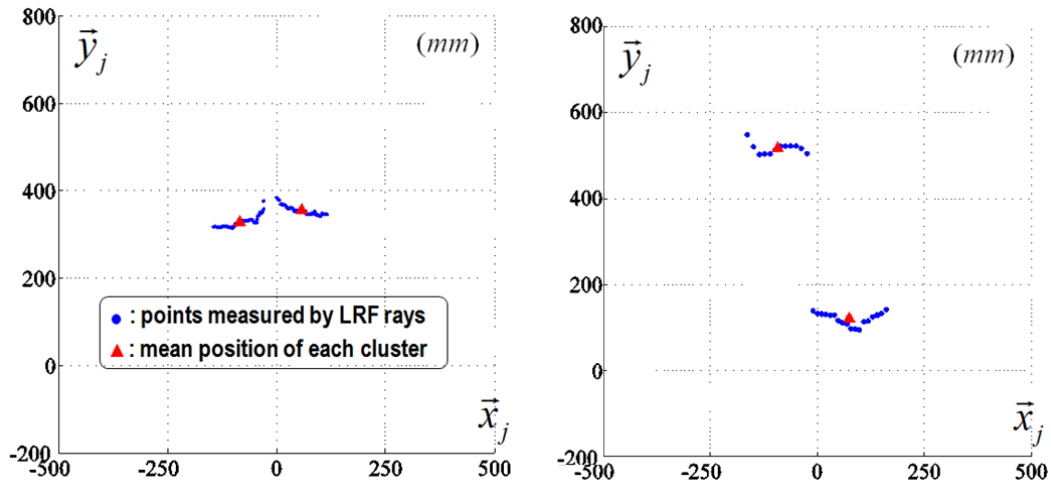


图 4.7 Measurement function



(a)両脚が停止している状態の測定結果 (b)歩行中の測定結果

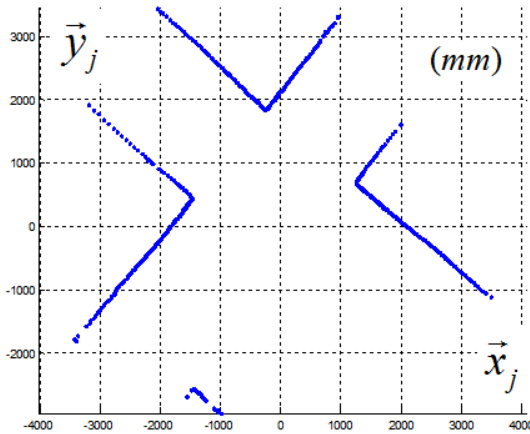
図 4.8 Measurement function によるデータクラスタ識別【横軸：ローカル座標 $\vec{x}_j$ 軸方向距離(mm), 縦軸：ローカル座標 $\vec{y}_j$ 軸方向距離(mm)】

#### 4.4.2 Potential field function

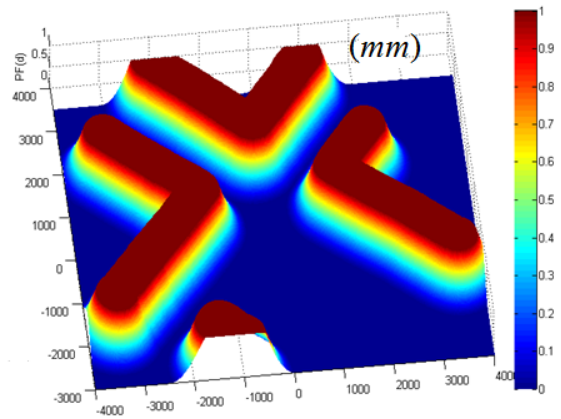
前項記載の座標データ(b)より，壁面や障害物を認識し，それらと JARoW の距離を算出する．それらの距離データを基にポテンシャルフィールド法[54]を用いると，以下のようになる．

$$PF(d_0) = \begin{cases} 0 & (d_0 \geq d_{max}) \\ \frac{(d_0 - d_{max})^2}{(d_{min} - d_{max})^2} & (d_{min} < d_0 < d_{max}) \\ 1 & (d_{min} \geq d_0) \end{cases} \quad (4.1)$$

ここで， $d_0$ は JARoW 中心位置と壁面や障害物との距離， $d_{min}$ は最少許容距離， $d_{max}$ は設定した安全距離をそれぞれ表す．この結果は，後述の Motion generation function で利用され，JARoW の自動ブレーキとして働く．図 4.9 は，実際の環境で行ったシミュレーション結果である．



(a) 対物測距センサによる壁面の測定



(b) ポテンシャルフィールド法適用

図 4.9 ポテンシャルフィールド法による壁面認識 【(a): 座標 (mm), (b): 環境による速度制限, 0(青色)は制限なし, 1(赤色)は完全停止】

### 4.4.3 Filtering function

足位置や体中心位置を更新する際に, 以下のカルマンフィルタ[56]を用い, その位置の推定を行う.  $\hat{x}_j$ ,  $\hat{y}_j$ 軸上において各足位置  $p_i, p_r$  の状態ベクトルは,

$$X_{i,k} = [x_{i,k} \quad y_{i,k} \quad \dot{x}_{i,k} \quad \dot{y}_{i,k}]^T \quad (4.2)$$

となる. ここで,  $i=r/l$  で右か左を表す. また, 時刻  $k-1$  と  $k$  間は極小時間であり, 足や体の移動は線形モデルと仮定できるため,

$$X_{i,k+1} = F_{i,k} X_{i,k} + \omega_k \quad (4.3)$$

と表すことができる. また,

$$F_{i,k} = \begin{bmatrix} 1 & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

である. なお,  $\mathbf{I}$  は単位行列,  $T$  はサンプリングタイムとする. そして  $\omega_k$  はシステムノイズで, 共分散  $Q_k$  に従う. すなわち,  $\omega_k \sim N(0, Q_k)$  である. また, 予測共分散行列は,

$$P_{i,k+1|k} = F_{i,k} P_{i,k|k} F_{i,k}^t + Q_k \quad (4.5)$$



となり, ここで,

$$Q_k = \sigma_c^2 \begin{bmatrix} T^4/4 & T^3/2 \\ T^3/2 & T^2 \end{bmatrix} I \quad (4.6)$$

である. 次に, 観測値は,

$$z_{i,k} = H_{i,k} X_{i,k} + v_k \quad (4.7)$$

また,

$$H_{i,k} = [I \ 0] \quad (4.8)$$

である. なお,  $v_k$  は観測ノイズで, 共分散  $R_k$  に従う. すなわち,  $v_k \sim N(0, R_k)$  である. また,  $\omega_k$  と  $v_k$  は互いに統計的に独立であると仮定する. ここで, 観測残差の共分散は,

$$S_{i,k} = H_{i,k} P_{i,k|k-1} H_{i,k}^t + R_k \quad (4.9)$$

となり, 以下のようにカルマンゲイン, 更新された状態の推定値, 更新された誤差の共分散をそれぞれ導くことができる.

$$\begin{aligned} K_{i,k+1} &= P_{i,k+1|k} H_{i,k+1}^t S_{i,k+1}^{-1} \\ \hat{X}_{i,k+1|k+1} &= \hat{X}_{i,k+1|k} + K_{i,k+1} \tilde{z}_{i,k+1} \\ P_{i,k+1|k+1} &= P_{i,k+1|k} - K_{i,k+1} S_{i,k+1} K_{i,k+1}^t \end{aligned} \quad (4.10)$$

#### 4.4.4 Walking behavior state determination(WBSD) function

推定された両足位置  $p_l, p_r$  と, 体中心位置  $p_{bc}=(x_{bc}, y_{bc})$  を用い, 現在の歩行パターンを決定する. 歩行パターンは, 前後行進運動, 左右平行運動, 左右旋回運動, 停止の各モードを設定する. 表 4.1 に, WBSD function のアルゴリズムをまとめた. まず, 図 4.9 にあるように左足中心位置  $p_l$  と, 右足中心位置  $p_r$  間の  $\hat{x}_j$  軸方向距離  $d_x$  と,  $\hat{y}_j$  軸方向距離  $d_y$  を計算する. ここで,  $d_{x,m}$  は前進歩行中の標準的な歩隔を表している. また,  $d_{x,\sigma}$  は前進歩行中の各足の  $\hat{x}_j$  軸方向のばらつきを,  $d_{y,\sigma}$  は平行移動中の各足の  $\hat{y}_j$  軸方向のばらつきを, それぞれ示して

いる。 $d_{x,m}$ と $d_{x,\sigma}$ の初期値は、表 4.2 に示す 10 人の歩行サンプルによる  $d_x$  値より決定した[40]。また、 $d_{y,\sigma}$ は $d_{x,\sigma}$ に準ずる。これらの値は標準値であり、極端な歩行特徴を示す使用者には特別なセッティングが必要である。

以上のパラメータを用い、歩行パターンを決定する。まず、 $d_y < 2d_{y,\sigma}$ のときは平行移動を行い、 $x_{bc} < 0$ のときは左平行移動モード、 $x_{bc} > 0$ のときは右平行移動モードを示す。次に、 $d_y \geq 2d_{y,\sigma}$ かつ $d_{x,m} - d_{x,\sigma} < d_x < d_{x,m} + d_{x,\sigma}$ のときは前後行進移動を行い、 $y_{bc} > 0$ のときは前進移動モード、 $y_{bc} < 0$ のときは後進移動モードを示す。最後に図 4.10 に示すように、 $d_y \geq 2d_{y,\sigma}$ かつ $d_{x,m} - d_{x,\sigma} \geq d_x$ もしくは $d_y \geq 2d_{y,\sigma}$ かつ $d_x \geq d_{x,m} + d_{x,\sigma}$ のときは旋回移動を行い、 $x_{bc} < 0$ のときは、左旋回移動モード、 $x_{bc} > 0$ のときは右旋回移動モードをそれぞれ示す。それ以外は、すべて停止モードとなる。

基本的に、人間の歩行パターンは非線形であるが、各サンプリングタイム T おきに各モードが決定されるため、一定時間においてそれらのモードが組み合わさることで非線形のパターンを再現することができる。これらの移動モードは、Motion generation function に送られ、最終的な JARoW の運動が決定される。

表 4.1 WBSD アルゴリズム

<b>Algorithm 1: Walking Behavior State Determination</b>	
	<b>Input</b> : $\{p_r = (x_r, y_r), p_l = (x_l, y_l), p_{bc} = (x_{bc}, y_{bc})\}$
1	$d_x := dist(x_r, x_l)$
2	$d_y := dist(y_r, y_l)$
3	<b>if</b> ( $d_y < 2 \cdot d_{y,\sigma}$ ) <b>then</b>
4	<b>if</b> ( $x_{bc} < 0$ ) <b>then</b>
	step left;
5	<b>else if</b> ( $x_{bc} > 0$ ) <b>then</b>
	step right;
6	<b>else if</b> ( $d_y \geq 2 \cdot d_{y,\sigma}$ ) <b>then</b>
7	<b>if</b> ( $d_{x,m} - d_{x,\sigma} < d_x < d_{x,m} + d_{x,\sigma}$ ) <b>then</b>
8	<b>if</b> ( $y_{bc} > 0$ ) <b>then</b>
	Moving forward;
9	<b>else if</b> ( $y_{bc} < 0$ ) <b>then</b>
	Moving backward;
10	<b>else if</b> ( $(d_{x,m} - d_{x,\sigma} \geq d_x)$ or $(d_{x,m} + d_{x,\sigma} \leq d_x)$ ) <b>then</b>
11	<b>if</b> ( $x_{bc} > 0$ ) <b>then</b>
	Turning right;
12	<b>else if</b> ( $x_{bc} < 0$ ) <b>then</b>
	Turning left;
	<b>Output:</b> current walking state

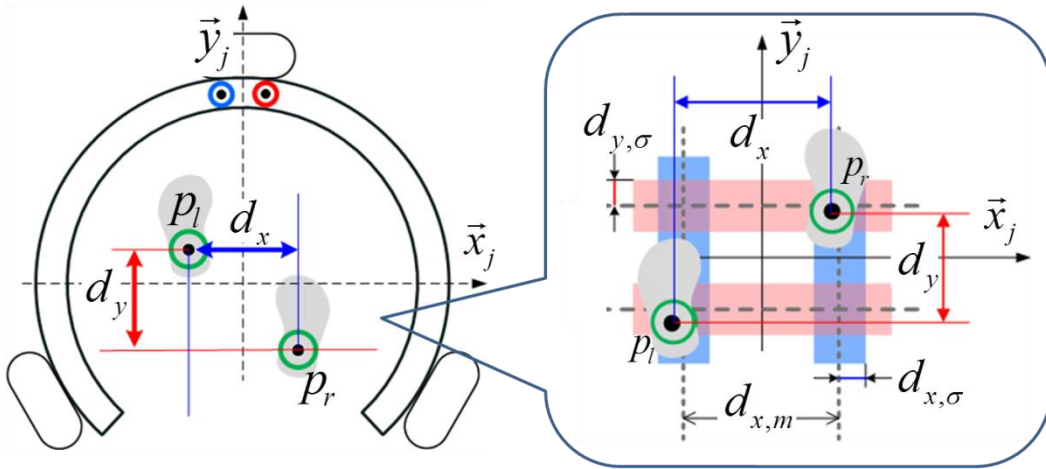


図 4.9 WBSD function で用いる各種記号

表 4.2 10 人の歩行サンプルによる  $d_x$  値の平均と標準偏差【単位：mm】 [40]

person	A	B	C	D	E	F
mean	178.85	167.99	159.17	139.68	133.48	129.32
SD	18.01	15.59	13.45	15.57	9.87	10.64
person	G	H	I	J	average	SD
mean	167.28	176.95	183.63	132.23	156.86	20.12
SD	16.02	11.60	18.29	13.93	14.30	2.78

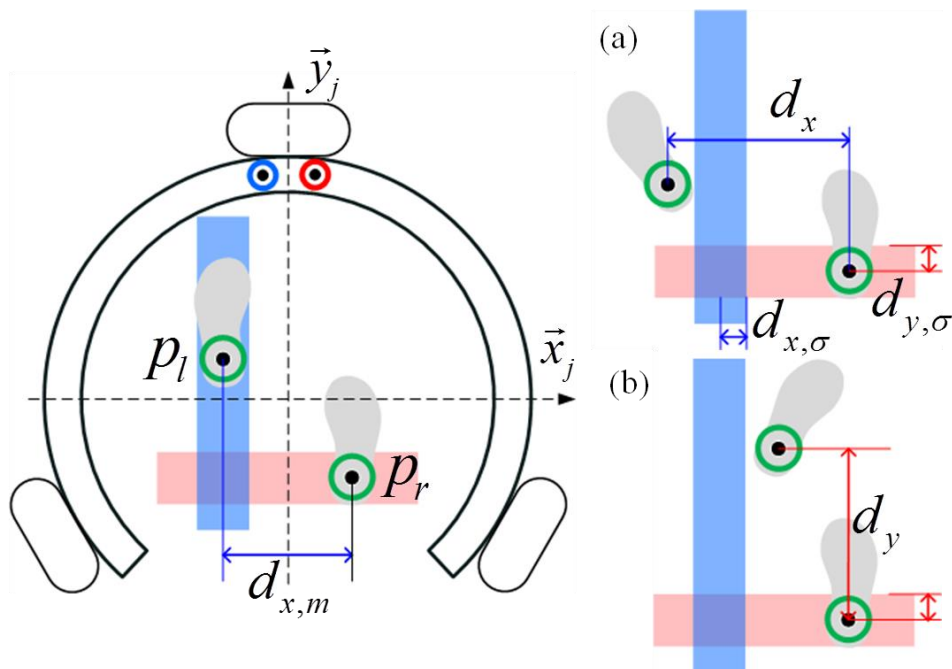


図 4.10 旋回移動モード図解(a)左旋回移動モード(b)右旋回移動モード

#### 4.4.5 Tracking function

Tracking function では、使用者の歩行速度に合わせた JARoW の移動速度を算出する。具体的には、体中心位置  $p_{bc}=(x_b, y_b)$  と、JARoW の中心位置  $p_{jc}=(x_{jc}, y_{jc})$  をローカル座標系において常に一致させるように PID 制御を行う。図 4.11 に示すように、 $p_{bc}$  と  $p_{jc}$  の差を  $e=(e_x, e_y)=(x_j-x_b, y_j-y_b)$  とすると、 $\vec{x}_j$  軸方向、 $\vec{y}_j$  軸方向の JARoW の速度  $\dot{x}_c, \dot{y}_c$  はそれぞれ、

$$\begin{cases} \dot{x}_c = K_{p,x}e_x + K_{i,x}\int e_x dt + K_{d,x}\dot{e}_x \\ \dot{y}_c = K_{p,y}e_y + K_{i,y}\int e_y dt + K_{d,y}\dot{e}_y \end{cases} \quad (4.11)$$

となる。ここで、 $K_p, K_i, K_d$  はそれぞれ PID ゲインを示している。

また、最終的な速度は式(4.1)を用いると、

$$\begin{cases} \dot{x}_{out} = \dot{x}_c(1 - PF(d_0)) \\ \dot{y}_{out} = \dot{y}_c(1 - PF(d_0)) \end{cases} \quad (4.12)$$

となる。

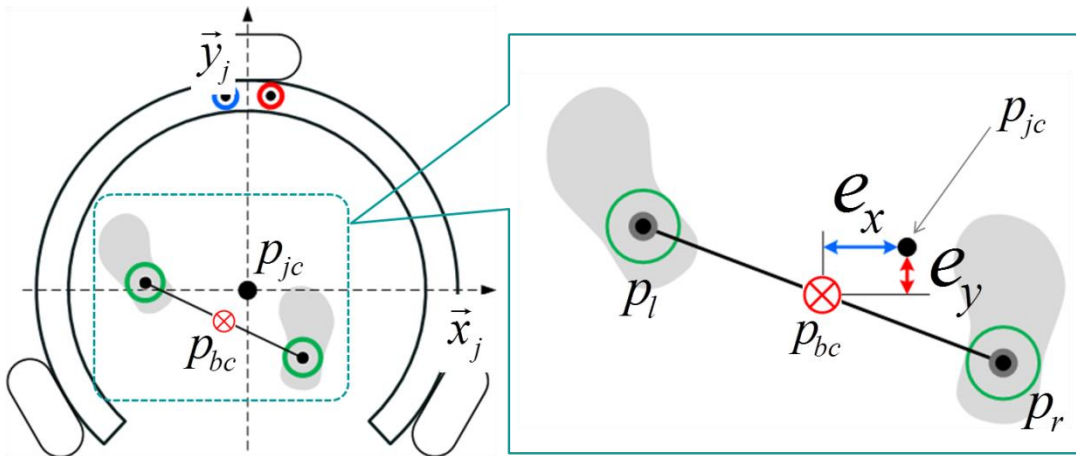


図 4.11 使用者の中心位置と JARoW の中心位置の差  $e$

#### 4.4.6 Motion generation function

Motion generation function では、決定した JARoW の速度ベクトルと使用者の歩行パターンより、各車輪に伝えられる速度を計算する。今回用いる速度決定法として、起点がロボットの中心となる通常の全方位移動ロボットと異なり、使用者の中心位置を基準に JARoW の速度を決定する *Instantaneous Center of Rotation (ICR)*法を新たに提案する。図 4.12 に示すように、 $i$  番目の車輪 ( $i=1,2,3$ )の $\vec{x}_j, \vec{y}_j$ 座標を $(x_i, y_i)$ とすると、その偏位角 $\varphi_i$ は、

$$\varphi_i = \tan^{-1}\left(\frac{y_i - y_b}{x_i - x_b}\right) \quad (4.13)$$

となる。次に各ホイール $(x_i, y_i)$ と体中心位置 $p_{bc}$ との距離 $L_i$ は、

$$L_i = \sqrt{(y_i - y_b)^2 + (x_i - x_b)^2} \quad (4.14)$$

となる。以上より、JARoW の速度ベクトル $[\dot{x}_c \ \dot{y}_c \ \omega_c]^T$ が与えられたとすると、 $i$  番目の車輪の角速度 $\dot{\theta}_i$ は、

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}_0 \\ \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} = \frac{1}{r} \begin{bmatrix} -1 & 0 & L_0 \cos\left(\frac{\pi}{2} - \varphi_1\right) \\ \cos\frac{\pi}{3} & -\sin\frac{\pi}{3} & L_1 \cos\left(\frac{7\pi}{6} - \varphi_2\right) \\ \cos\frac{\pi}{3} & \sin\frac{\pi}{3} & L_2 \cos\left(\frac{\pi}{6} + \varphi_3\right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_c \\ \dot{y}_c \\ \omega_c \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

と表すことができる。なお、 $r$ は車輪の半径である。また、 $\omega_c$ は一定値とする。

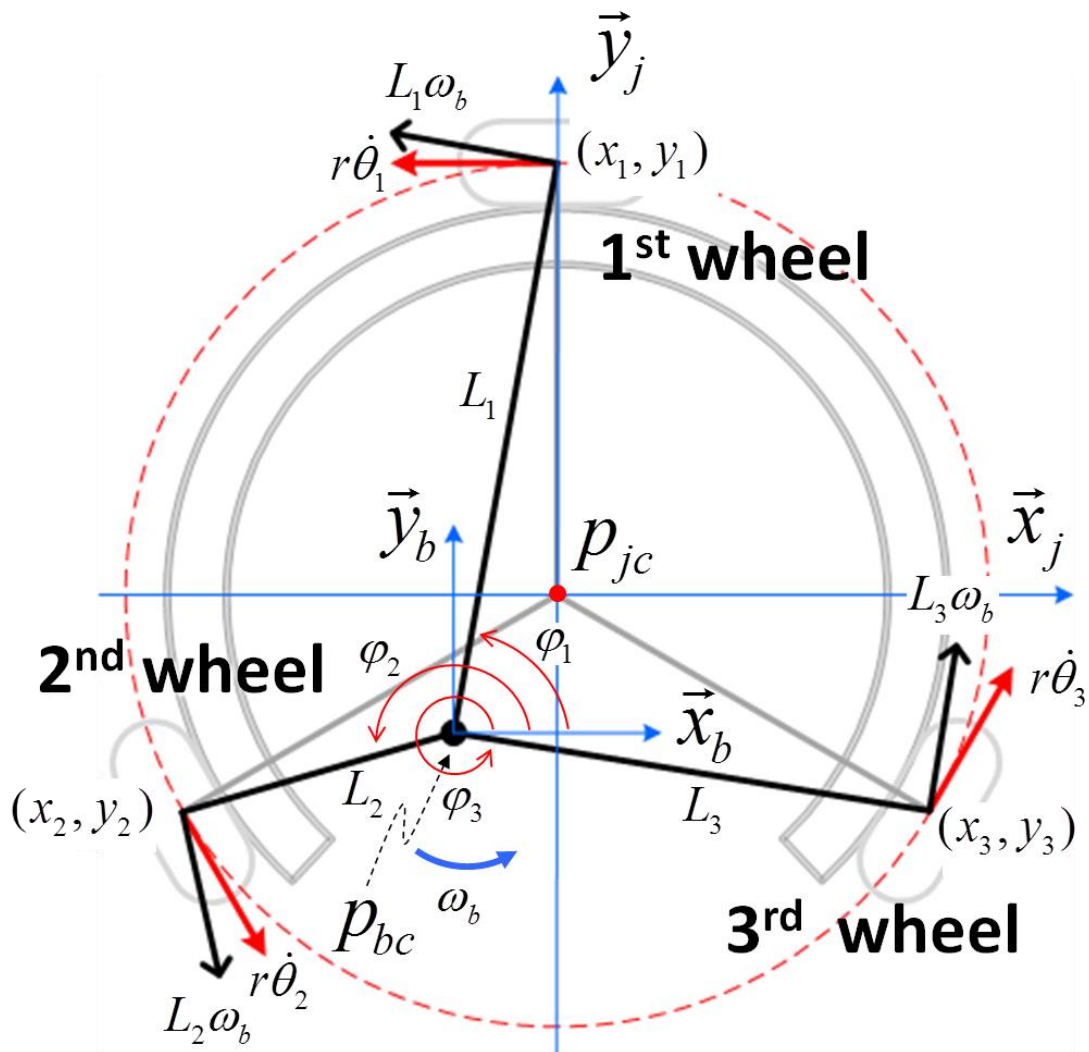


図 4.12 JARoW の運動学に関する各種記号

## 4.5 外乱オブザーバを用いた PID 制御手法

日常生活での使用を前提に設計された JARoW であるため、様々に想定できる路面環境(スロープや凸凹路面, 摩擦係数の高い路面など)に対応するための対策が必要となる. また, 使用者が歩行中にかかる自重の変動によって JARoW の速度が変化し, 歩行補助に影響が出るという問題が明らかになった. そこで, これらの問題点に対応するため, 本項では, JARoW の車輪速度制御にロバスト性を持たせるために行った改良点を紹介する. 目標とする出力と実際の出力を比較し, その差分から外乱推定値を算出することで, 推定した外乱分を補うように入力を補償するロバスト PID 手法[57]を用いた. この手法を JARoW に用いる利点としては, 目標とする出力(使用者の動きから算出された行動予測)と実際の出力(JARoW の行動結果)の 2 つの情報のみで外乱を推定することができ, かつ, どのような種類の外乱にも一様に対応することができる点である. また, 福祉ロボットは人間を対象とするため, 安全性は非常に重要な要素になる. 既存のロバスト制御に比べて, ロバスト PID 制御は古典的な PID 制御を基礎としているため, 他のロバスト制御に比べ信頼性が高く, 最終的に目標値に必ず収束する特徴を有する. この特徴は, 人間を対象とするロボットに利用する制御法として有用であると言える.

図 4.13 に, 外乱オブザーバと PID を組み合わせた JARoW の速度制御系を, ブロック線図で記述したものを示す. 点線で囲まれている部分は, 従来の速度制御系をブロック線図で記述したものである.  $K_f$  は, システムのゲインで,  $\dot{\phi}_i^*$  は, 各車輪( $i=1,2,3$ )の目標速度,  $\dot{\phi}_i$  は, 各車輪の出力速度をそれぞれ示す. また,  $m$  は車輪の質量,  $r$  は車輪の半径である. JARoW にかかる荷重の変化や路面摩擦の変化, 坂道の昇降に伴う JARoW の目標速度低下の要因を, すべて外乱によるものと仮定する. まず, JARoW が発生させる力は各モータにかかる電流に比例する. これは, JARoW の推力を  $F_m$ , 電流を  $I$ , JARoW の推力定数を  $K_f$  とすると,

$$F_m = K_f I \quad (4.16)$$

と表すことができる. また, 外乱  $F_l$ , JARoW の質量を  $M$ , JARoW の変位を  $x$  とするとニュートンの運動方程式より,

$$F_m - F_l = M\ddot{x} \quad (4.17)$$

$$F_l = F_m - M\ddot{x} \quad (4.18)$$

と表すことができる. また, JARoW の推力定数ノミナル値  $K_{f_n}$ , JARoW の質量ノミナル値  $M_n$  とすると外乱推定値  $\hat{F}_l$  は,

$$\hat{F}_l = K_{f_n} I - M_n \ddot{x} \quad (4.19)$$

と表すことができる。そして式(4.16)~(4.19)より,

$$\hat{F}_l = \frac{K_{Jn}}{K_J} F_l + \left( \frac{K_{Jn}}{K_J} M - M_n \right) \ddot{x} \quad (4.20)$$

となるので, 推定外乱値から求めることのできる補償電流と入力電流の和を  $I_r$  [A] とすると,

$$I_r = I + \frac{\hat{F}_l}{K_{Jn}} \quad (4.21)$$

と求めることができ, 外乱に対するロバスト性を確保することができる。

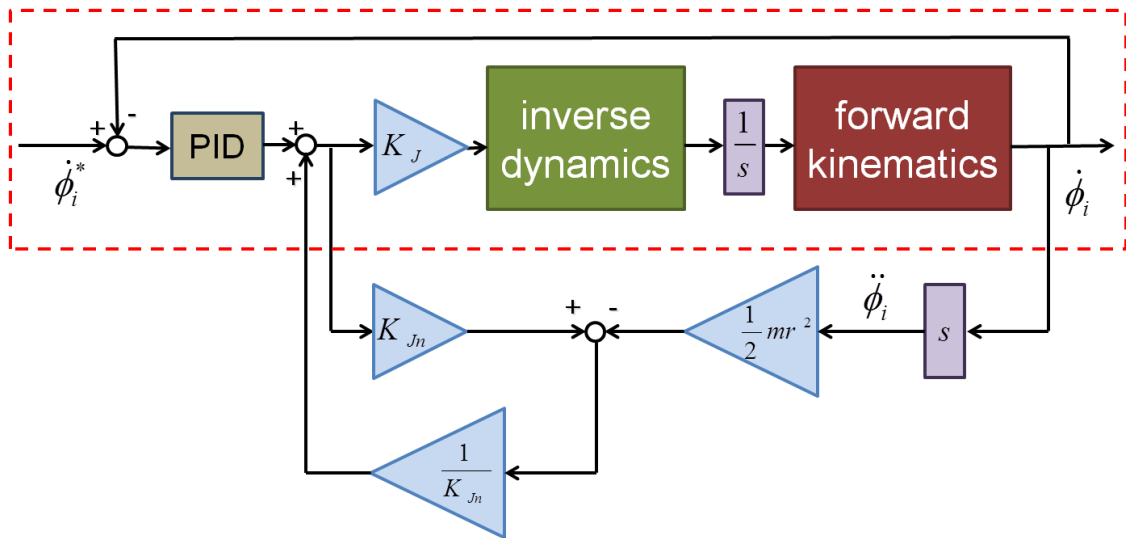


図 4.13 外乱オブザーバを用いた PID ロバスト制御



## 4.6 粒子フィルタを用いた人間の歩行速度を予測した

### JARoW の速度制御

人間の歩行において、前進歩行がその大半を占める。その前進歩行において、上記で説明した PID による速度制御手法では、人間の一定速度による滑らかな歩行に対して、時折起こる観測エラーなどが原因で、JARoW の断続的な動き（速度が急激に落ちる）が発生するという問題が生じた。元来、人の動きは非線形であり、個々人によって歩行に関する各パラメータ（歩幅や歩行率など）が異なることが想定される。本項では、人の様々な歩行パラメータに対応することで、前進歩行に対し、より滑らかに追従する JARoW の速度制御を実現する。そこで、粒子フィルタを用いた使用者の運動の推定・予測を行い、新しい速度制御法を提案する。

#### 4.6.1 両足位置の推定と予測

まず、時刻  $t$  における両足中心位置ベクトルを  $\mu_{k,t} = [p_{r,t}, p_{l,t}]^T$  とする。図 4.14 に示す時刻  $t$  における変数  $z_{k,t}^{(i)}$  は、足中心位置と LRF（センサ）間を結んだ直線と、足中心位置から設定した半径  $d$  の円（脛の断面に相当）との交点を示し、 $m_{k,t}$  はセンサによる観測データを示す。これらは、それぞれ  $n$  個のサンプル集合により定義される。それらの点は一致するのが理想的である。ここで、各粒子は位置ベクトル  $X_{k,t|t}^{(i)}$  と、それに関連する重み  $w_{k,t}^{(i)}$  により構成される。すなわち、

$$S_{k,t|t}^{(i)} = \{X_{k,t|t}^{(i)}, w_{k,t}^{(i)}\} : i = 1, 2, \dots, n \quad (4.22)$$

$$X_{k,t|t}^{(i)} = [x_{r,t|t}^{(i)} \quad y_{r,t|t}^{(i)} \quad x_{l,t|t}^{(i)} \quad y_{l,t|t}^{(i)}]^T \quad (4.23)$$

である。なお、 $k$  は左( $l$ )か右( $r$ )を示す。また、 $M_{k,t}$  は計測されたデータ  $m_{k,t}$  を用いた足位置観測ベクトルとする。

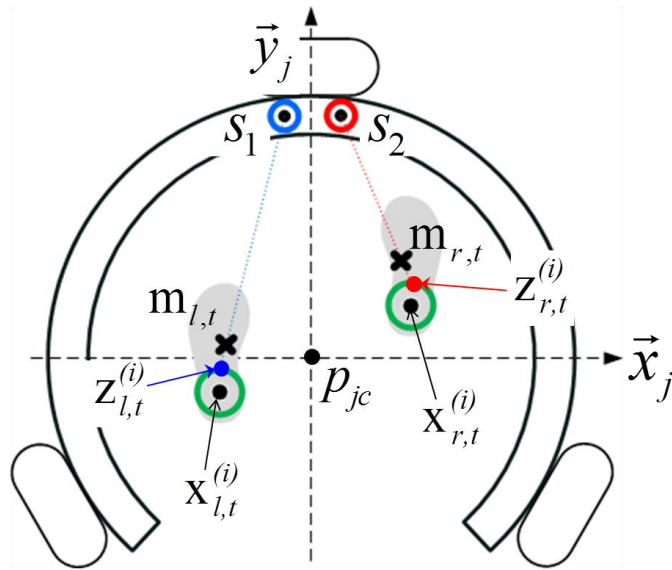


図 4.14 観測値による両足位置推定

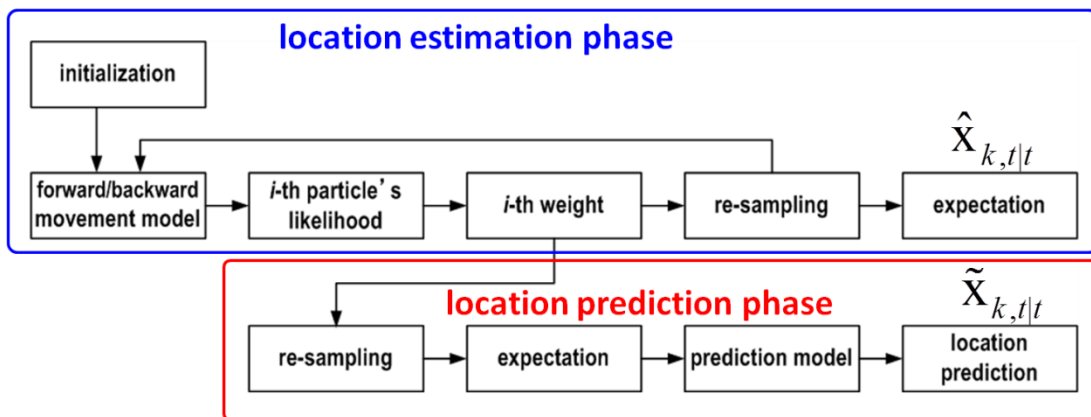


図 4.15 粒子フィルタによる足位置の推定と予測

ここで  $M_{k,t}$  が与えられたとき,  $X_{k,t}$  における事後分布  $p_k(X_{k,t}|M_{k,t})$  を算出する. 図 4.15 に両足位置の推定と予測の手順を図解する. 具体的な手順は以下の通りである.

• step-1 初期化

時刻  $t=0$  において, 両足の位置を推定する粒子として,  $n$  個の初期粒子が生成されるとする.

$$\{s_{k,0|0}^{(i)}\} = \{X_{k,0|0}^{(i)}, w_{k,0|0}^{(i)}\} | 1 \leq i \leq n \quad (4.24)$$

ここで、メトロポリス・ヘイスティング法 [58]を用いると、 $X_{k,0|0}^{(i)}$  は分散パラメータである  $\alpha_{k,0}^2$  から得ることができる。また、 $w_{k,0}$  は一定とする。

• step-2 システムモデル

時刻  $t$  における、前進（後進）移動中のシステムモデルは、

$$X_{k,t|t-1}^{(i)} = \begin{bmatrix} x_{r,t|t-1}^{(i)} \\ y_{r,t|t-1}^{(i)} \\ x_{l,t|t-1}^{(i)} \\ y_{l,t|t-1}^{(i)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{r,t-1|t-1}^{(i)} \\ y_{r,t-1|t-1}^{(i)} \\ x_{l,t-1|t-1}^{(i)} \\ y_{l,t-1|t-1}^{(i)} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} n_{r,t-1}^{(i)} \\ \dot{y}_{t-1}^{(i)} \delta t \\ n_{l,t-1}^{(i)} \\ -\dot{y}_{t-1}^{(i)} \delta t \end{bmatrix} \quad (4.25)$$

と表すことができる。ここで、 $\delta t$  はサンプリング周期（計算間隔）、 $n_{k,t-1}^{(i)}$  は左右の足中心位置に対するノイズである。

また、 $\dot{y}_{t-1}^{(i)}$  は時刻  $t-1$  における左右の足の進行方向の速度であり、以下のように3つのモードは、

$$\dot{y}_{t-1}^{(i)} = \begin{cases} -\frac{\pi R_{t-1}^{(i)}}{2T_{t-1}^{(i)}} \sin\left(\frac{\pi \tau_{t-1}^{(i)}}{T_{t-1}^{(i)}}\right) & \text{(right)} \\ \frac{\pi R_{t-1}^{(i)}}{2T_{t-1}^{(i)}} \sin\left(\frac{\pi \tau_{t-1}^{(i)}}{T_{t-1}^{(i)}}\right) & \text{(left)} \\ 0 & \text{(otherwise)} \end{cases} \quad (4.26)$$

で表すことができる。ここで、 $R_{t-1}^{(i)}$  は歩幅、 $T_{t-1}^{(i)}$  は1歩あたりの歩行周期に関するパラメータである。また、式(4.26)における各モードをリセットするために  $\tau_{t-1}^{(i)}$  を定義した。式(4.25)(4.26)を用いることで、 $X_{k,t-1|t-1}^{(i)}$  から  $X_{k,t|t-1}^{(i)}$  を計算することができる。

• step-3 尤度計算

$X_{k,t}^{(i)} = [X_{k,t|t-1}^{(1)} \quad X_{k,t|t-1}^{(2)} \quad \dots \quad X_{k,t|t-1}^{(n)}]^T$  が与えられたとすると、 $M_{k,t}$  における  $i$  番目粒子の尤度は、

$$p_k^{(i)}(X_{k,t}|M_{k,t}) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_s} \exp\left(-\frac{D_k^{(i)2}}{2\sigma_s^2}\right) \quad (4.27)$$

となる。ここで、 $\sigma_s$  は位置に関する許容誤差を示す。また、 $D_k^{(i)}$  は  $m_{k,t}$  と  $z_{k,t}^{(i)}$  とのユークリッド距離を示す。

$$D_k^{(i)} = \|z_{k,t}^{(i)} - m_{k,t}\| \quad (4.28)$$

ここで、計算負荷を軽減するために、 $X_{k,t|t-1}^{(i)}$ に関して次の4つのケースは考慮されていない。

- ①JARoW に設定された範囲（使用者が入る範囲）の外に $X_{k,t|t-1}^{(i)}$ があるとき.
- ② $\|X_{k,t|t-1}^{(i)} - m_{k,t}\| < d$ のとき.
- ③交点 $z_{k,t}^{(i)}$ が無いとき.
- ④ $m_{k,t}$ の観測値が近すぎる、もしくは進行方向とは逆方向に遠く離れたとき.

以上の4つのケースの場合は、 $p_k^{(i)}(X_{k,t}|M_{k,t})$ は0と設定する.

• step-4 重み計算

重み $w_{k,t}^{(i)}$ は,

$$w_{k,t}^{(i)} = \frac{p_k^{(i)}(X_{k,t}|M_{k,t})}{\sum_{i=1}^n p_k^{(i)}(X_{k,t}|M_{k,t})} \quad (4.29)$$

と計算できる. なお、 $p_k^{(i)}(X_{k,t}|M_{k,t})$ は観測値が与えられたときの $s_{k,t|t-1}^{(i)}$ の尤度であるため、各粒子への重みは、それぞれの粒子への尤度で決まることになる.

• step-5 リサンプリング[59]

粒子 $s_{k,t|t-1}^{(i)}$ が $m_{k,t}$ 個ずつ含まれるようなサンプル集合 $s_{k,t|t}^{(i)}$ を考えると、粒子 $s_{k,t|t}^{(i)}$ による分布 $p_k^{(i)}(X_{k,t}|M_{k,t})$ を得ることができる. すなわち、重み $w_{k,t}^{(i)}$ に従って、サンプル集合 $s_{k,t|t-1}^{(i)}$ から $s_{k,t|t}^{(i)} = \{X_{k,t|t}^{(i)}, w_{k,t}^{(i)}\}$ をサンプルし直す.

• step-6 両足位置の推定

リサンプリングによって得られた $X_{k,t|t}^{(i)}$ を用い、両足の推定位置 $X_{k,t|t}$ は期待値 $\hat{X}_{k,t|t}^{(i)}$ として計算される.

$$\hat{X}_{k,t} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_{k,t|t}^{(i)} \quad (4.30)$$

以上より、step-2 から step-6 は繰り返し行われる.

次に、両足の予測位置 $\tilde{X}_{k,t|t}$ は,

$$\tilde{X} = \begin{bmatrix} \hat{x}_{r,t} \\ \hat{y}_{r,t} + y_r \\ \hat{x}_{l,t} \\ \hat{y}_{l,t} - y_r \end{bmatrix} \quad (4.31)$$

と与えることができる。式(4.25)(4.26)に用いられている、 $R_{t-1}^{(i)}$ ,  $T_{t-1}^{(i)}$ ,  $\tau_{t-1}^{(i)}$  は、それぞれ step-5 で示したリサンプリングを行うことで、 $\hat{R}_{t-1}^{(i)}$ ,  $\hat{T}_{t-1}^{(i)}$ ,  $\hat{\tau}_{t-1}^{(i)}$  と導くことができる。ここで  $y_r$  は 3つのモード、

$$y_r = \begin{cases} -\frac{1}{2}\hat{R}_{t-1} \left\{ 1 + \cos\left(\frac{\pi\hat{\tau}_{t-1}}{\hat{T}_{t-1}}\right) \right\} & \text{(right)} \\ \frac{1}{2}\hat{R}_{t-1} \left\{ 1 + \cos\left(\frac{\pi\hat{\tau}_{t-1}}{\hat{T}_{t-1}}\right) \right\} & \text{(left)} \\ 0 & \text{(otherwise)} \end{cases} \quad (4.32)$$

で表すことができる。

## 4.6.2 歩行速度の推定と予測

上記による足位置の推定と予測値を用いて、新たに PID\_VEP 速度制御法を提案する。これは既存の PID 制御法による手法と、足位置の推定と予測値から導き出された歩行速度を組み合わせた速度制御法である。式(4.11)に示す既存の PID 制御は、JARoW と人間の相対位置を一致するように JARoW の速度を決定していた。ここに、人間の歩行速度を考慮することで、より滑らかな JARoW の動きを実現する。

図 4.16 に、前進歩行中の足の動きの簡略図を示す。これは、左足を軸に右足が地点  $p_a$  から、 $p_b$  へ移動したときの様子である。ストライド長  $d_{sl}$  は、地点  $p_a$  から  $p_b$  の長さであり、そのときにかかる時間  $t_{sl}$  は、地点  $p_a$  から  $p_b$  へ移動するのに要したサンプリング時間  $t$  の合計値となる。ここで体中心位置  $p_{bc}$  における移動速度  $v_{av}$  は、

$$v_{av} = \frac{d_{sl}}{2t_{sl}} \quad (4.33)$$

となる。また、式(4.31)(4.32)より予測された体中心位置  $p_{pc} = (x_{pc}, y_{pc})$  (図 4.17 参照) が与えられたとする。  $e_y$  同様に、進行方向である  $\hat{y}_j$  軸方向における  $p_{pc}$  と  $p_{jc}$  との差は、 $e_{yp} = y_{jc} - y_{pc}$  と表すことができる。したがって、これらを用いた予測移動速度  $v_{pv}$  は、

$$v_{pv} = \frac{e_{yp} + e_y}{t_{sl}} \quad (4.34)$$

となり，移動速度の絶対値と予測値の平均値から，体中心位置  $p_{bc}$  における移動速度の推定予測値  $v_{vep}$  は，

$$v_{vep} = \frac{v_{pv} + v_{av}}{2} = \frac{d_{sl} + 2e_{yp} + 2e_y}{4t_{sl}} \quad (4.35)$$

と定義した．最終的に PID\_VEP 速度制御法として，JARoW の移動速度は式(4.11)(4.35)より，

$$\begin{cases} \dot{x}_c = K_{p,x}e_x + K_{i,x} \int e_x dt + K_{d,x} \dot{e}_x \\ \dot{y}_c = v_{vep} + K_{p,y}e_y + K_{i,y} \int e_y dt + K_{d,y} \dot{e}_y \end{cases} \quad (4.36)$$

と定義した．なお，式(4.36)は 4.4.4 項における前後行進モード時にのみ適応され，それ以外の移動モード時の速度は式(4.11)を適応する．

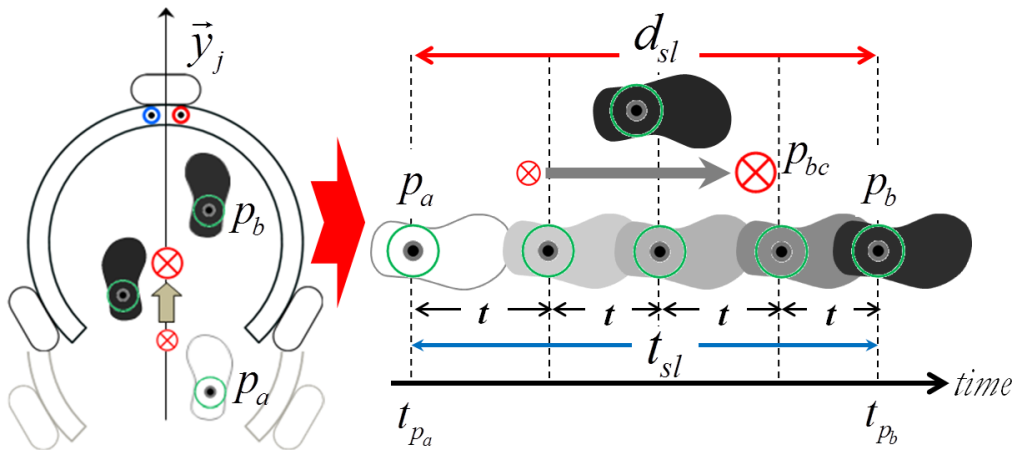


図 4.16 ストライド長の定義と記号

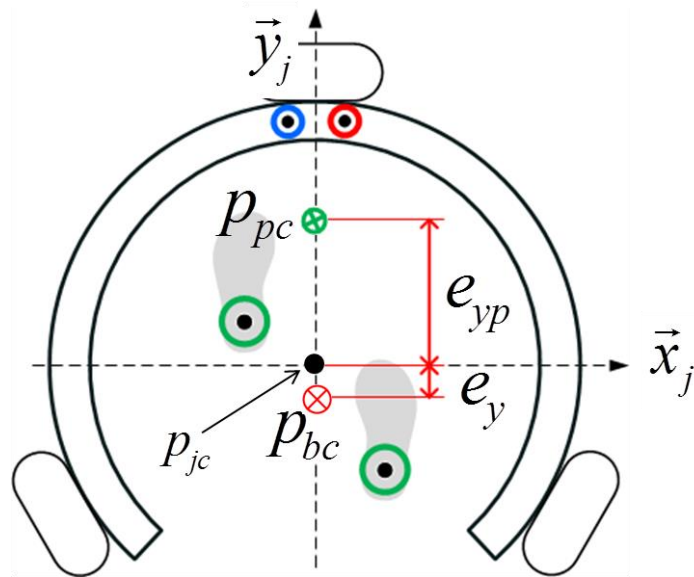


図 4.17 進行方向における予測された体中心位置  $p_{pc}$

## 4.7 結言

本章では、JARoW の概要と筆者が博士課程で行った開発・改良点についてまとめた。改良点として、より正確な足の測定を可能にしたインターフェースシステムの刷新と、それに伴う新しいメインコントローラのシステム設計を行った。また、JARoW にかかる外乱に対するロバスト性の向上や、粒子フィルタを用いた人間の歩行に関する推定と予測により、従来の JARoW[53] に比べ、人間の動きへの追従能力向上を目指した。次章では、それぞれの改良点に関して、シミュレーションや実機実験を行い、その効果を確認する。

## 第5章 JARoWによるシミュレーションと 実機実験

### 5.1 緒言

本章では、前章で紹介した改良点の効果を確かめるため、各種シミュレーション、実機実験を実施し、その結果を示す。また、歩行に不安のある高齢者による検証実験も行い、歩行支援機としての有効性を確認した。まず、PID速度制御法(4.4.5参照)による実機実験の結果を示す。次に、ロバストPID制御法(4.5参照)によるシミュレーションと、実機実験の結果を示す。そして、粒子フィルタにより推定予測した使用者の歩行速度を考慮した、PID\_VEP速度制御法(4.6参照)によるシミュレーションと、実機実験の結果を示す。最後に、有志の高齢者による歩行実験と評価に関してまとめる。

本章における実験において、使用者が移動した距離と、JARoWが追従した距離の差を20mm以下に収めることを目標とする。これは、人が知覚している足位置と、実際の足位置との誤差(知覚誤差)を検証した先行研究[60][61]において、若年者が知覚した足位置と実際の足位置の誤差が20~40mmであるとされているため、その最小値である20mmを目標として設定する。また、高齢者は若年者に比べて知覚誤差は大きくなることが指摘されている[62]。すなわち、歩行支援機JARoWの実験において、使用者の位置とJARoWの位置の誤差を、常に20mm以内に収めることができれば、人の動きに対してJARoWが違和感なく追従し、歩行支援を行うことができていると評価する。ここで“違和感がある”とは、自分の移動距離に対して、20mm以上の誤差があるときと本論文では定義する。また、定量的な比較評価のため、各stepの使用者の移動量(目標移動量)に対して、JARoWが移動した距離の誤差が20mm以下に収まった割合を追従率として計算し、以下の実機における実験において比較評価を行うこととする。



## 5.2 PID 制御法の検証実験

本項に示す各種実験結果は、前章 4.4 節で説明したメインコントローラによる JARoW システムにより検証されている。各種実験を通して、改良型 JARoW の基本性能を確認する。

### 5.2.1 前進移動における応答性の確認

設定した PID による速度制御を確認するため、実機を用いた前進移動実験を行った。実験では P, PI, PID の各速度制御を比較する。実験は 10 秒間のうち、2 秒目で前進歩行(速度約 300mm/s)を行い、8 秒目で止まる (ステップ入力) ことを想定して行った。図 5.1 と図 5.2 は前進歩行における速度  $\dot{y}_c$  と、体中心位置  $p_{bc}$  と JARoW 中心位置  $p_{jc}$  のとの  $\vec{y}_j$  軸方向の差  $e_y$  をそれぞれ示している。各種ゲインは、 $K_{py}=K_{px}=2$ ,  $K_{iy}=K_{dy}=0.5$ ,  $K_{ix}=K_{dx}=0.2$  と設定した。青色破線は P 制御、緑色一点鎖線は PI 制御、黒色実線は PID 制御をそれぞれ示している。

P 制御は目標速度には届かず、停止に対する応答性も悪い。また、P 制御においては  $K_{py}=K_{px}$  の値を増やしても、速度が目標値に届かないことが分かった。次に、PI 制御は、速度変化によるオーバーシュートが目立つ結果となった。そして、PID 制御は速度の振動が激しいものの、一番応答性が良い結果を示した。よって、以後の実機運用では PID による速度制御を行うこととなった。

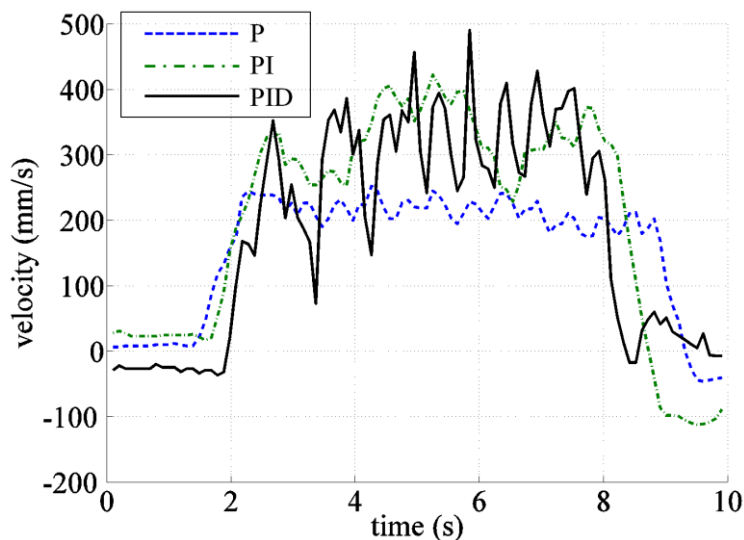


図 5.1 速度 300mm/s での直進移動における JARoW の速度変化, P 制御, PI 制御, PID 制御による比較実験【縦軸: JARoW の速度(mm/s), 横軸: 時間(sec)】

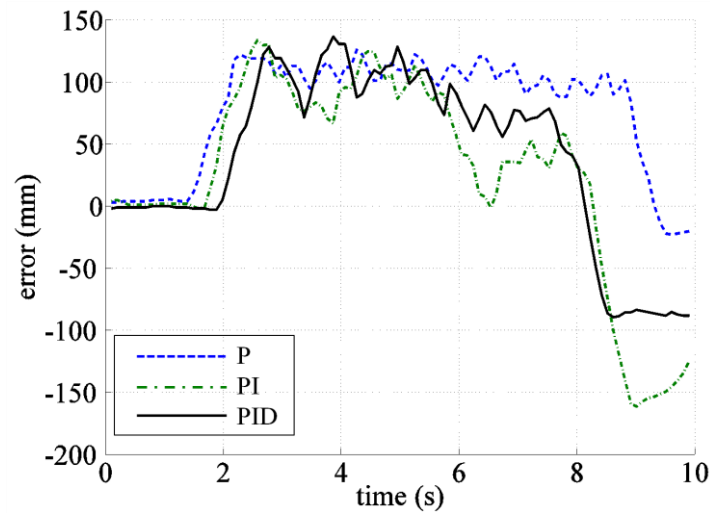


図 5.2 直進移動における PID 制御による実験 (ポジションエラー) 【縦軸：体中心位置  $p_{bc}$  と JARoW 中心位置  $p_{jc}$  のとの差(mm), 横軸：時間(sec)】

## 5.2.2 各種歩行モードによる実機実験

実機を用いた歩行実験と、4.3.4 に示した WBSD function による歩行モードの確認を行った。前進移動，平行移動，変動するステップ長による前進移動，ライントレースによる旋回移動の順番に説明する。また，各実験結果について，5.1 節で定義した追従率を用いることで定量的な比較評価を行う。

### ・ 前進移動

前進移動に関する実験を行った。実験は 1step30cm/sec の間隔で 100step 歩行したときの JARoW の移動距離を測る。図 5.3 は，そのときの JARoW の 1step あたりの移動距離を示している。図 5.3(a)は改良前[53]，(b)は改良後の結果である。使用者の同じ移動距離に対して，改良後の追従性の精度が上がっていることがわかる。なお，(b)の平均値は 30.26cm，標準偏差は 1.66cm である。また，改良前の追従率は 63%，改良後は 80%となり，違和感なく追従した割合も増加した。

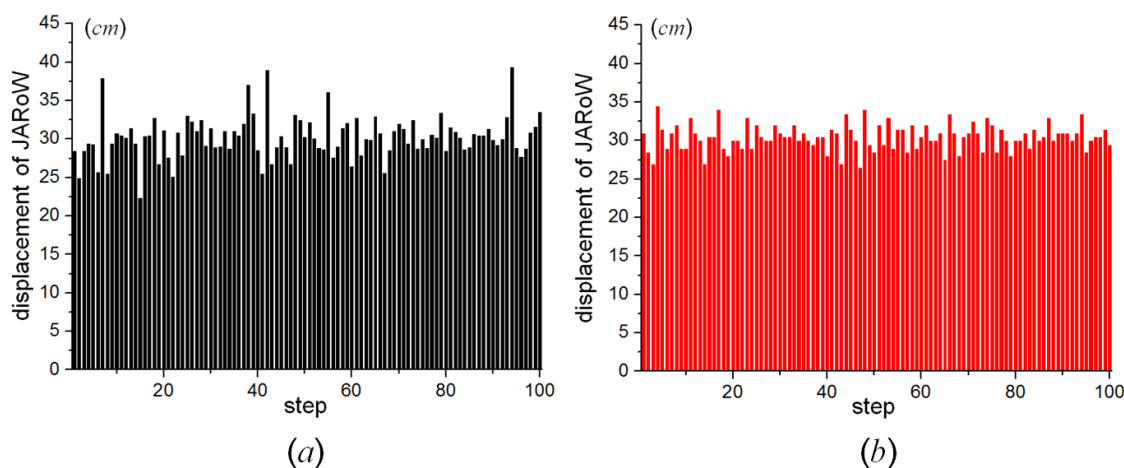


図 5.3 1step30cm の前進歩行による追従性の検証実験(a)改良前[38](b)改良後【縦軸：JARoW の移動距離(cm)，横軸：ステップ数 (歩)】

#### ・ 平行移動

次に、平行移動に関する実験を行った。実験は、1step20cm/sec の間隔で 40step 平行移動したときの JARoW の移動距離を測る。図 5.4 はそのときの JARoW の 1step あたりの移動距離を示している。図 5.4(a)は右平行移動，(b)は左平行移動をそれぞれ示している。また、平均値、標準偏差など表 5.1 にまとめる。なお、改良前のモデルは平行移動することができなかったため比較対象は無い。なお、追従率に関しては、右平行移動時 70%、左平行移動時 62.5%となった。

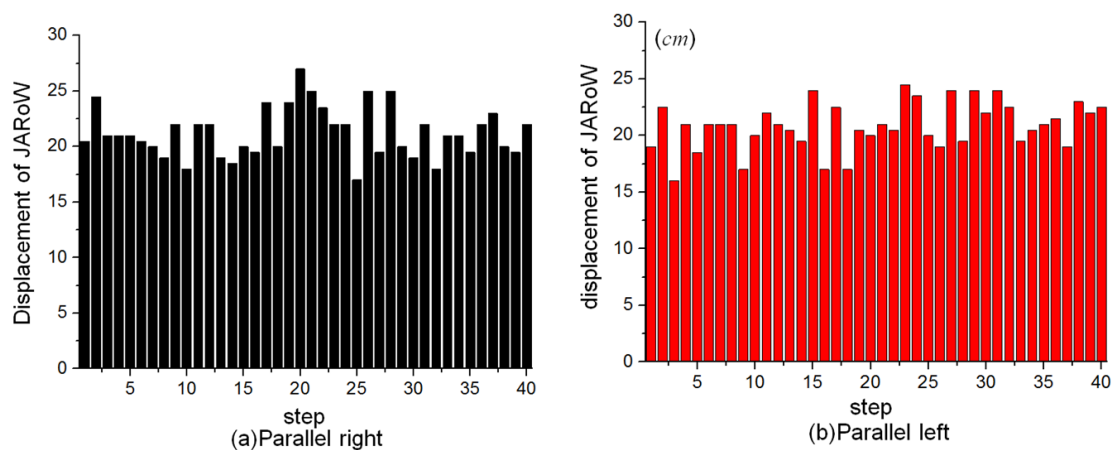


図 5.4 1step20cm の平行移動による追従性の検証実験(a)右平行移動(b)左平行移動【縦軸：JARoW の移動距離(cm)，横軸：ステップ数 (歩)】

表 5.1 平行移動における統計データ(cm)

	right	left
mean	20.86	21.23
SD	2.10	2.24
min	16.0	17.0
max	24.5	26.0

・変動するステップ長による前進移動

使用者の移動距離を 15cm,10cm,25cm,30cm,20cm の順に変動させながら前進歩行したときの JARoW の追従性を実験した。図 5.5 はそれらの変動ステップによる前進歩行を 100 回繰り返したときの統計データである。なお、エラーバーは 25-75% の測定結果の分布を示している。結果として 10cm の移動時が、偏差が最も大きく、30cm, 20cm 時が比較的小さい。この実験により様々な歩幅に対応することができていることがわかる。追従率でみると、1step15cm 時は 66%, 1step 10cm 時は 63%, 1step 25cm 時は 71%, 1step 30cm 時は 82%, 1step 20cm 時は 82% となった。これらの結果より、フィードバック制御による 1step 前に記録した変動値の誤差を修正できていることがわかる。

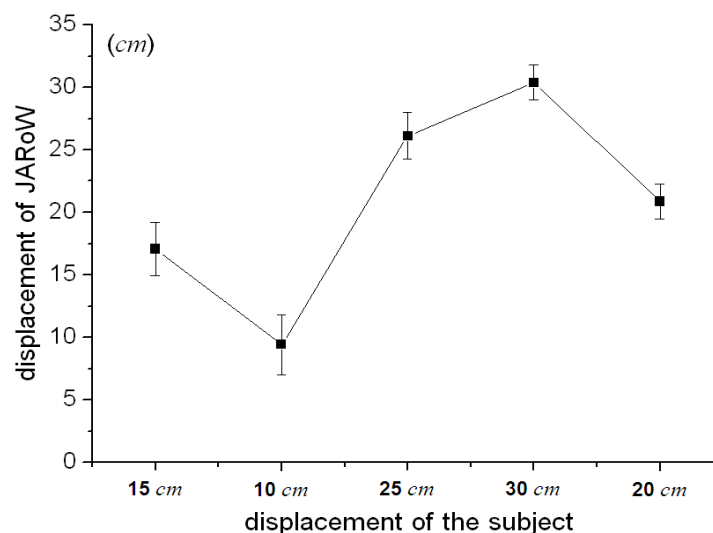


図 5.5 変動ステップによる前進移動実験【縦軸：JARoW の移動距離(cm), 横軸：変動させた使用者の各ステップ距離(cm)】

### ・ ライントレースによる旋回移動

次に、旋回性能を確認するため、使用者は半径 1m の円軌道の上を歩行する。図 5.6 に結果を示す。青色破線が改良前のモデル[53]、赤色実線が改良後のモデルである。改良前のモデルは旋回と直進移動を交互に繰り返すためライントレース性が低いのに対し、改良後のモデルは旋回移動と直進移動を組み合わせ(0.1 秒ごとにそれぞれ判断される)による滑らかな移動を実現し、ライントレース性が向上していることがわかる。追従率でみると、改良前のモデルは 24%、改良後のモデルは 38%と、数値が向上した。

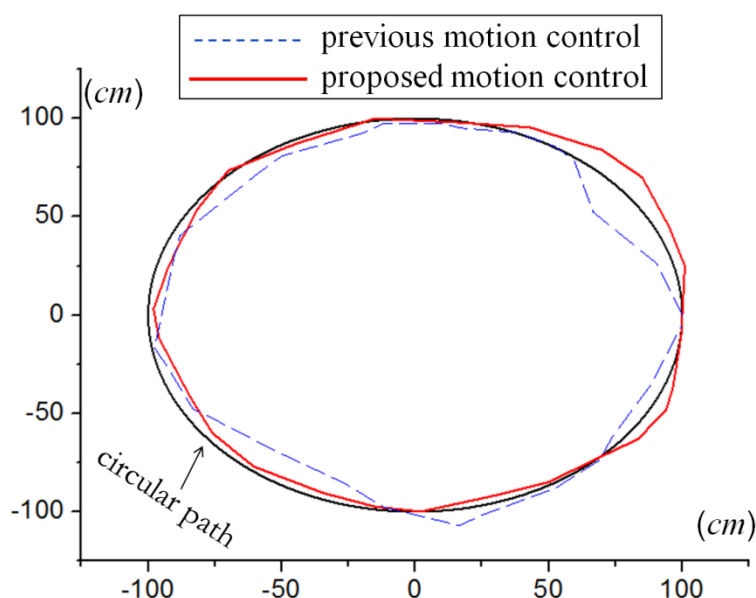


図 5.6 ライントレースによる旋回移動実験 (実線黒：使用者の移動軌跡，破線青：改良前モデルにおける JARoW の追従線，実線赤：改良後における JARoW の追従線)【各軸：実験フィールドの座標(cm)】

以上の実験より、使用者の前進移動，平行移動，旋回移動に対して確実に追従することを確認した。また，定義した追従率で比較すると，改良前のモデル[53]よりその数値が向上したことを確認した。

図 5.7 は廊下の角を曲がる様子を，図 5.8 はエレベーター内での旋回の様子をそれぞれ示している。そして，図 5.9 に示すように，4.4.2 項で説明した Potential field function の有効性を確認する実験を行った。図 5.9(a)は，目隠しをした使用者による，廊下の旋回実験の様子である。この実験を通して，盲目患者に対するガイドとして機能する歩行支援機として，可能性を示した。図 5.9(b)は，ブラインドコーナーから目の前に飛び出した歩行者を，障害物として認識し，JARoW の速度を減速させた様子である。障害物が無くなると，通常通り

歩行が可能となる。以上の JARoW の検証実験を通して、病院や介護施設のような平坦な路面環境において、十分活用できることを確認した。



図 5.7 直進歩行と旋回歩行



図 5.8 エレベーター内での旋回の様子

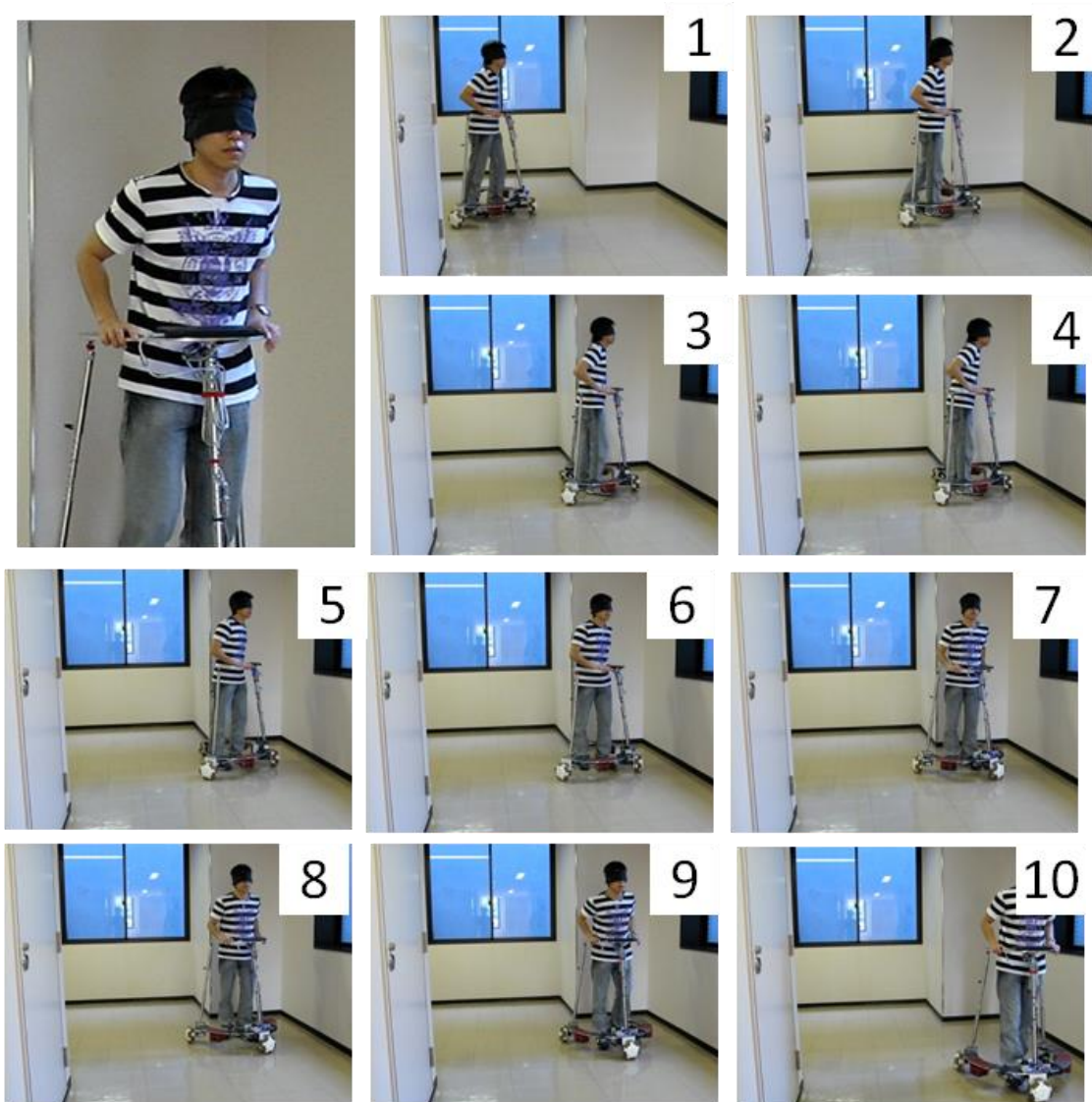
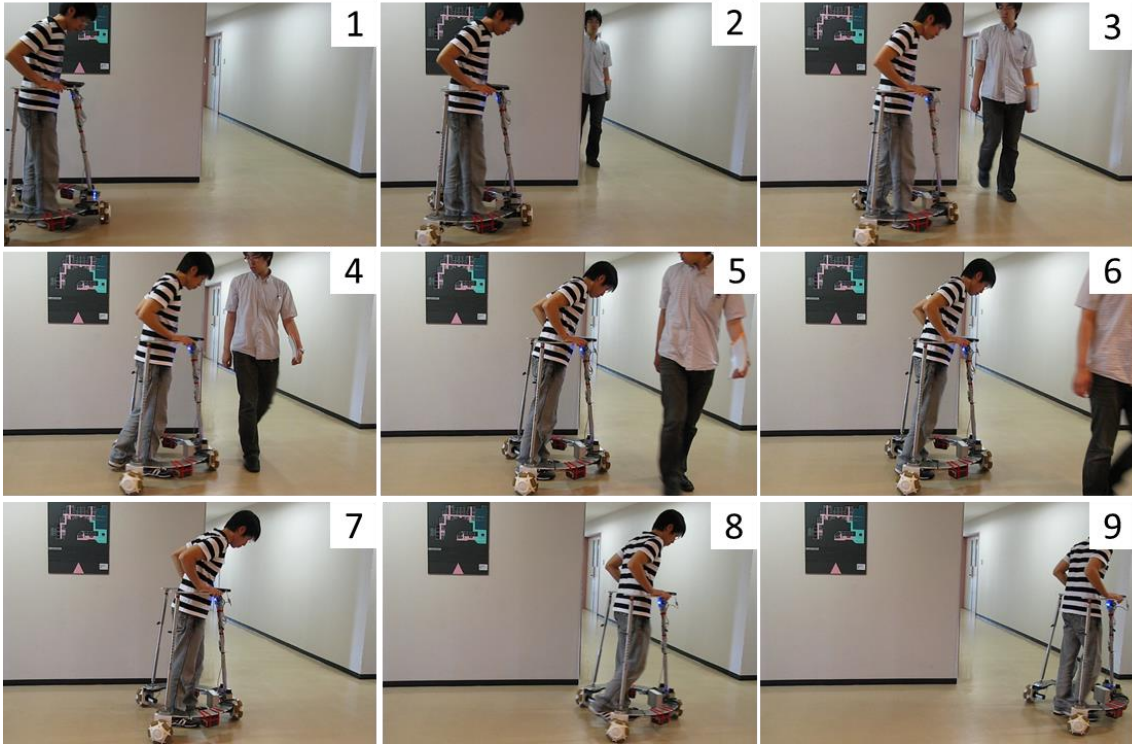


図 5.9(a)盲目を想定した目隠しによる廊下を巡回する様子





(b)動く障害物に対して自動的に速度が減少する様子

図 5.9 ポテンシャルフィールド法を適用した障害物に対する速度制御実験

### 5.3 ロバストPID制御法による検証実験

前章4.5節に示した, ロバストPID制御法の検証を行う. シミュレーションによる検証と, 実機実験による検証を行う. 人の歩行はそのほとんどが前進移動であるため, 検証実験に関しては前進歩行時の比較を主に行うこととする.

#### 5.3.1 シミュレーションによる検証

JARoW にかかる荷重の変化に対して, JARoW の速度がどのように変化するか, PID のみ, PID と外乱オブザーバの組み合わせたロバストPID の2つの制御則についてシミュレーションで確認した.

図5.10(a)に, 示すステップ入力(1秒後に1m/sの速度に達する)に対して, 3~5秒の間にJARoWの最大耐荷重90kgを加えるシミュレーション(1)を行った. 図5.10(b)に, PIDとロバストPIDの制御則を用いたときの結果をそれぞれ示す. 外乱オブザーバのみを用いた制御則では, 十分な目標速度を達成できなかったため結果を省略する. 1~2sec区間のPIDとロバストPIDの結果を比べると, PIDはロバストPIDより応答速度が速いことが分かる. それに対して荷重変動が起こる3secと5sec時を比べると, PIDに対してロバストPIDの速度変動が小さいことが分かる.

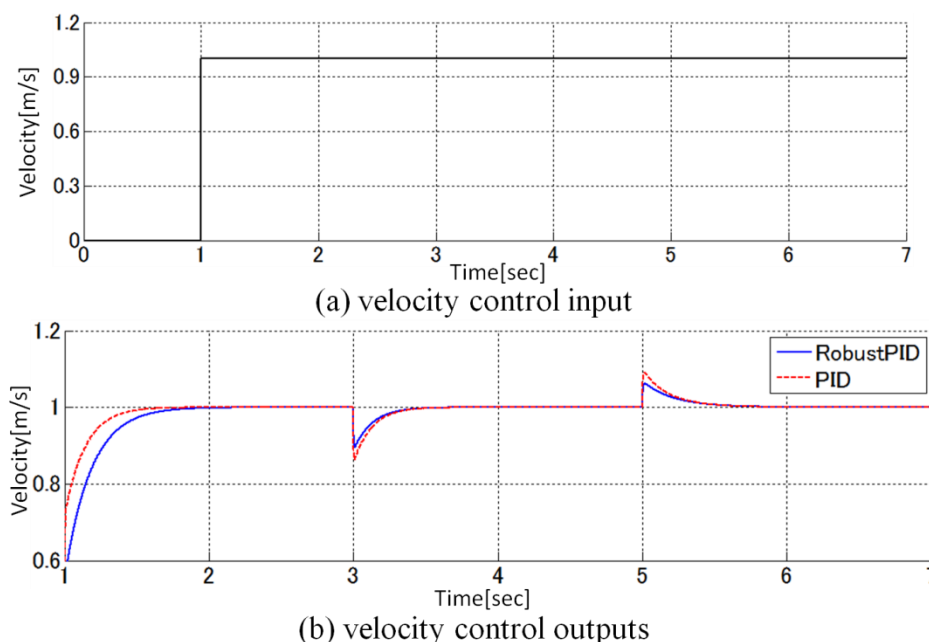


図5.10 シミュレーション(1); (a)目標とする車輪の入力速度, (b)3~5秒間に90kgの荷重を加えたときの各制御下における出力速度【縦軸:車輪の速度(m/s), 横軸:時間(sec)】

次に、図 5.11 に示す前進移動中の各車輪(Wheel1,2,3)の速度入力に対して、1 秒間隔で JARoW フレームの左右交互に 50kg を加えるシミュレーション(2)を行った。このシミュレーションは、JARoW を用いた歩行中に、使用者が左右交互に荷重をかけていることを想定している。図 5.12(a)に PID のみ、(b)にロバスト PID を用いたときの結果をそれぞれ示す。シミュレーション(1)と同様、PID とロバスト PID の結果をそれぞれ比べる。PID は応答速度が速いが、荷重変動に対する速度変化が大きい。それに対して、ロバスト PID は応答速度が遅いが、荷重変動に対して速度変化が小さい。さらに、ロバスト PID は、荷重変動に対する速度変化が、時間とともに徐々に減少していることが分かる。

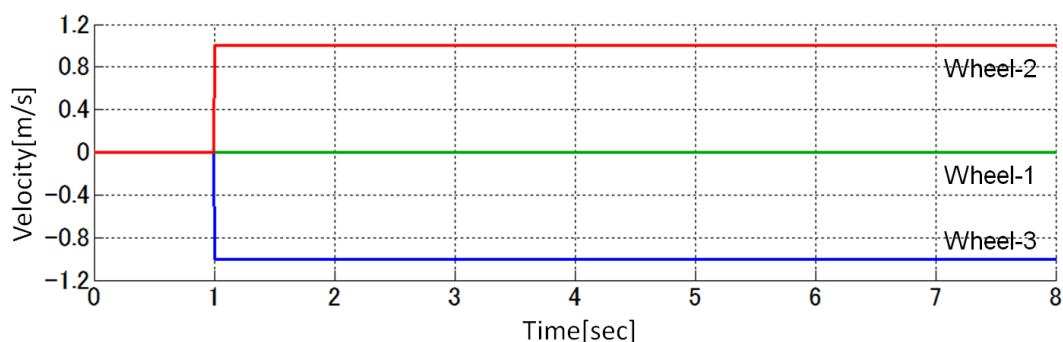
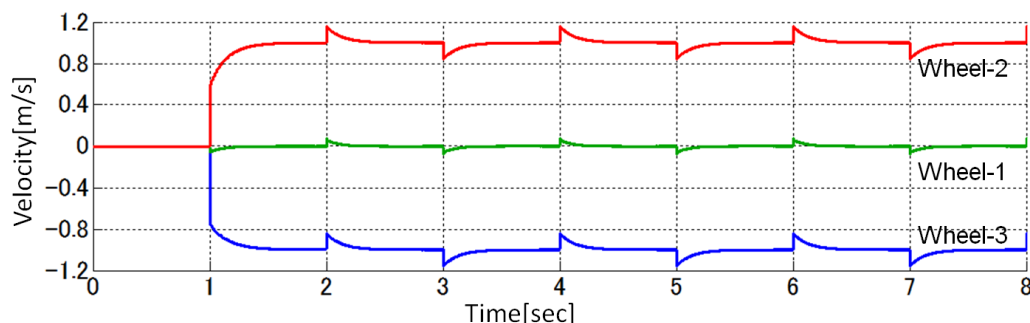
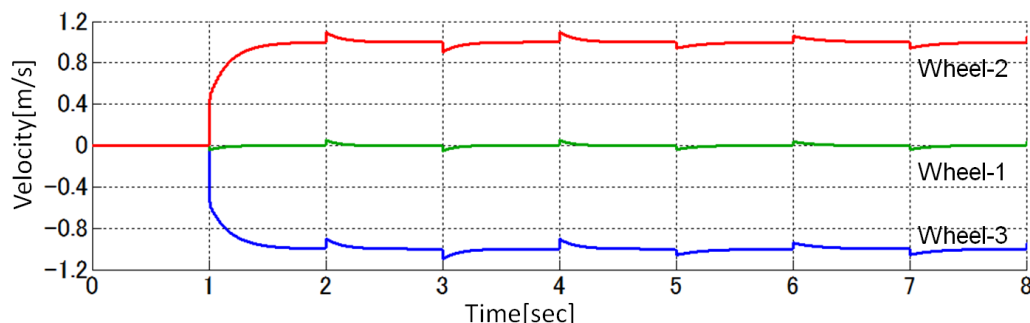


図 5.11 前進命令による目標とする各車輪に対する入力【縦軸：各車輪の速度(m/s)，横軸：時間(sec)】



(a) PID control outputs



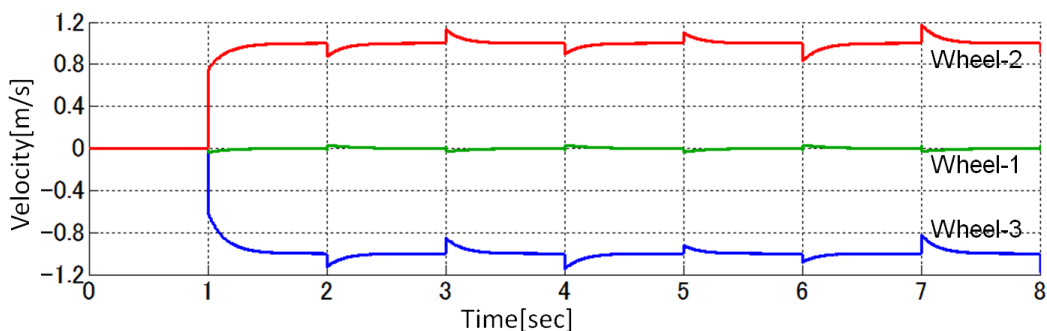
(b) robust PID control outputs

図 5.12 シミュレーション(2) ; (a)従来の PID 制御による出力応答(b)ロバスト PID 制御による出力応答【縦軸：各車輪の速度(m/s)，横軸：時間(sec)】

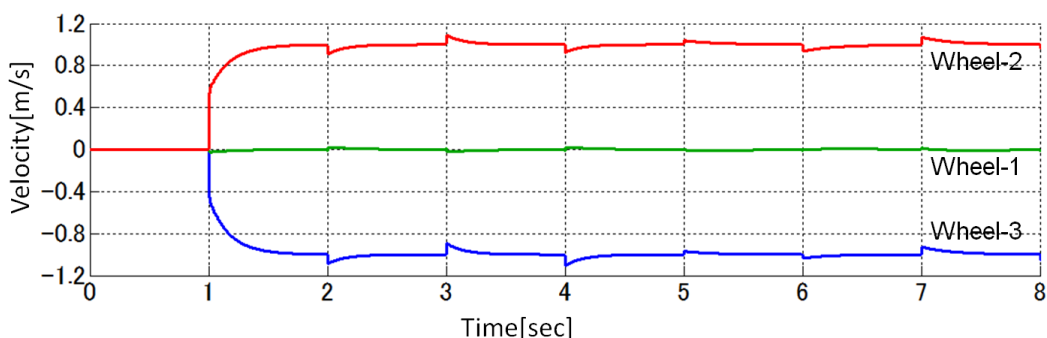
より実際のシチュエーションに近づけるために、図 5.11 に示す前進移動中の 3 輪の速度入力に対して、1 秒間隔で左右それぞれに変動荷重を加えるシミュレーション(3)を行った。これは、1 秒周期に歩行を行う使用者が、左右に荷重を加えていることを想定している。加えた荷重に関する情報を、表 5.2 にまとめる。図 5.13(a)に PID のみ、(b)にロバスト PID を用いたときの結果をそれぞれ示す。変動した荷重を加えたときでも、先ほどのシミュレーションと同様の結果を示した。

表 5.2 シミュレーション(3)における外乱荷重値

time (sec)	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8
weight(kg)	50	50	60	40	30	70	70
direction	right	left	right	left	right	left	right



(a) PID control outputs



(b) robust PID control outputs

図 5.13 シミュレーション(3); (a)従来の PID 制御による出力応答(b)ロバスト PID 制御による出力応答【縦軸：各車輪の速度(m/s), 横軸：時間(sec)】

### 5.3.2 実機による検証実験

PID とロバスト PID の2つの制御則を実装した実機を用いて, 角度の異なるスロープの昇降実験を行った. 図 5.14 に, そのときの様子を示す.

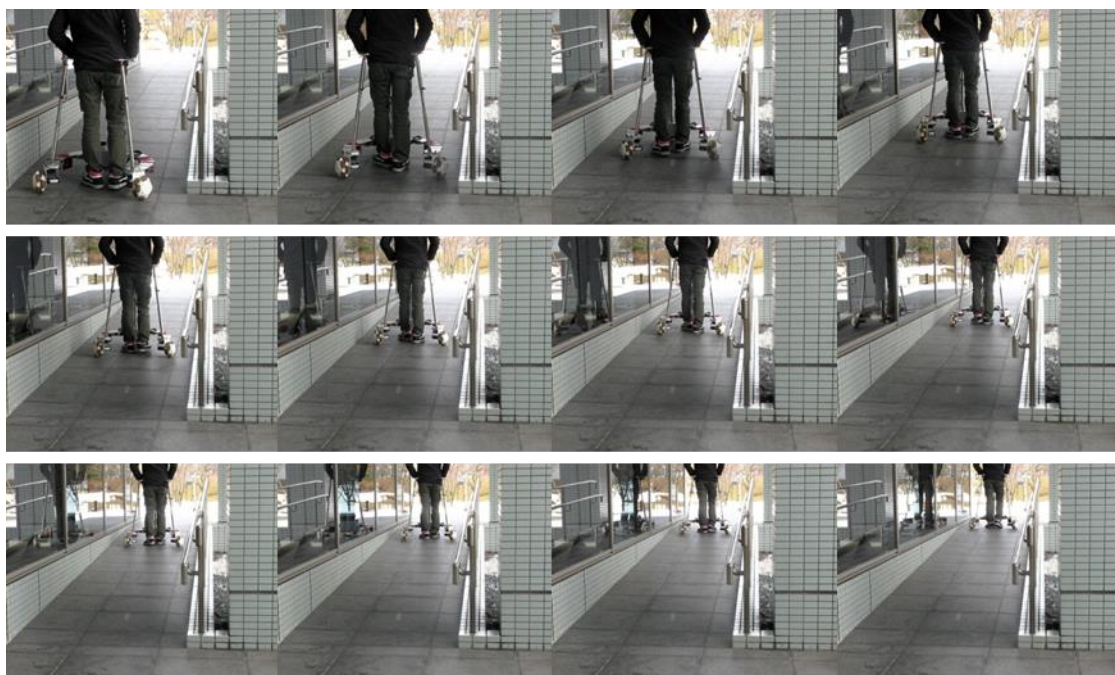


図 5.14 車いす用スロープを用いた JARoW の昇降実験の様子

実験は, それぞれの制御則を適用した JARoW を用いて, 使用者が 1step30cm/sec で歩行したときの JARoW の移動距離を測定する. 図 5.15 に, PID の制御則を適用した JARoW を用いて角度 4.8 度のスロープを昇降したとき, 図 5.16 に, ロバスト PID の制御則を適用した JARoW を用いて角度 4.8 度のスロープを昇降したとき, 図 5.17 に, ロバスト PID の制御則を適用した JARoW を用いて角度 6.0 度のスロープを昇降したときの結果をそれぞれ示す. 各結果とも(a)にスロープを上ったとき, (b)にスロープを下ったときの結果を示している. なお, 角度 6.0 度のスロープを用いた実験において, PID の制御則を適用した JARoW では, 設定した 1step30cm/sec の速さで追従することができず, 結果を取得することができなかった. PID のゲインは, 平面を移動するときに最適になるよう設定 (4.2.1 項参照) されている. 参考のために, 同様の実験を平面において行った結果を図 5.18 に示す. 図 5.18(a)は PID を, (b)はロバスト PID を用いた実験結果である. 各実験結果の詳細を, 表 5.3 にまとめる. 結果として, 平面での歩行は両者の精度に違いは見られず, 5.1 節で定義した人間の知覚誤差を考慮した追従率で比較しても, ロバスト PID は 78.4%, PID は 80.0%と, ほぼ同等の結

果を見ることができる。これに対して、坂道の昇降では、PID に比べてロバスト PID の方が、30cm/sec で移動した際の JARoW の移動距離にばらつきは少ないことが全体的な傾向として現れた。さらに付け加えると、PID は坂道の昇降で移動精度が低下しているのに対し、ロバスト PID は平面を歩行しているときに比べても、ほぼ同程度の精度が出ている。移動量のばらつきが少ないということは、JARoW の動きが使用者の均等な動きに近いことを示しているといえる。また、PID は全体的にばらつきが見られるのに対し、ロバスト PID は歩行初期段階（スロープの上り始め、または下り始め）においては移動距離にばらつきが見られるが、15step 以降は移動量のばらつきが少なくなる傾向を確認できた。また、追従率で見ると、ロバスト PID に関しては、4.8 度のスロープの昇降が平面に比べて追従率で 1.2~7.6 ポイントの低下に留まっているのに対し、PID は追従率で 33.3~38.3 ポイント低下している。15step 以降の追従率を見ると、ロバスト PID は平面移動時と同程度の数値を示しており、バリアフリー環境で用いられる 4.8 度程度のスロープでは、ロバスト PID を用いた JARoW が使用者の歩行に対しスムーズに追従して歩行支援を行うことを可能とする。上りと下りを比べると、全体的に下るとききの追従率などの結果が悪くなる傾向が見受けられる。これは、JARoW を用いて下る際、よりフレームに体重をかけることから起こるものと推測できる。しかしながら、PID に比べてロバスト PID は、下りでもある程度の精度がでていることを確認した。

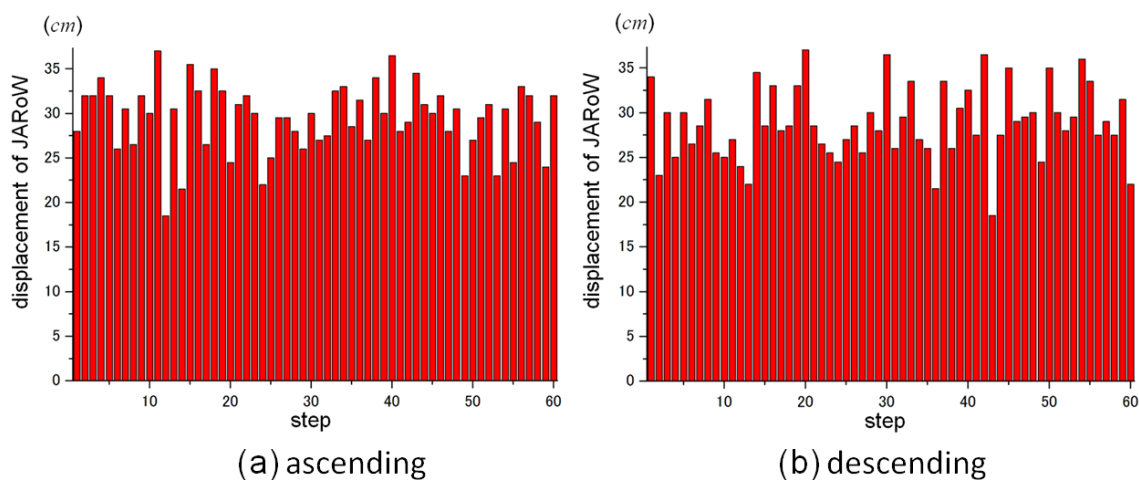


図 5.15 PID によるスロープ（4.8 度）の昇降実験結果，速度 1step30cm/sec で歩行したときの JARoW の移動距離(a)上り時(b)下り時【縦軸：使用者の移動に対する JARoW の移動距離 (cm)，横軸：使用者のステップ数(歩)】

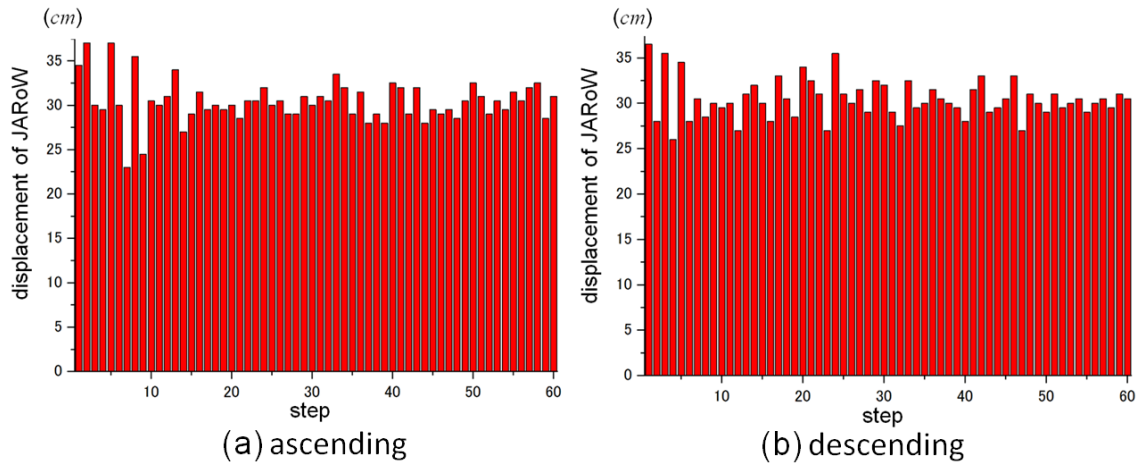


図 5.16 ロバスト PID によるスロープ (4.8 度) の昇降実験結果, 速度 1step30cm/sec で歩行したときの JARoW の移動距離(a)上り時(b)下り時【縦軸: 使用者の移動に対する JARoW の移動距離(cm), 横軸: 使用者のステップ数(歩)】

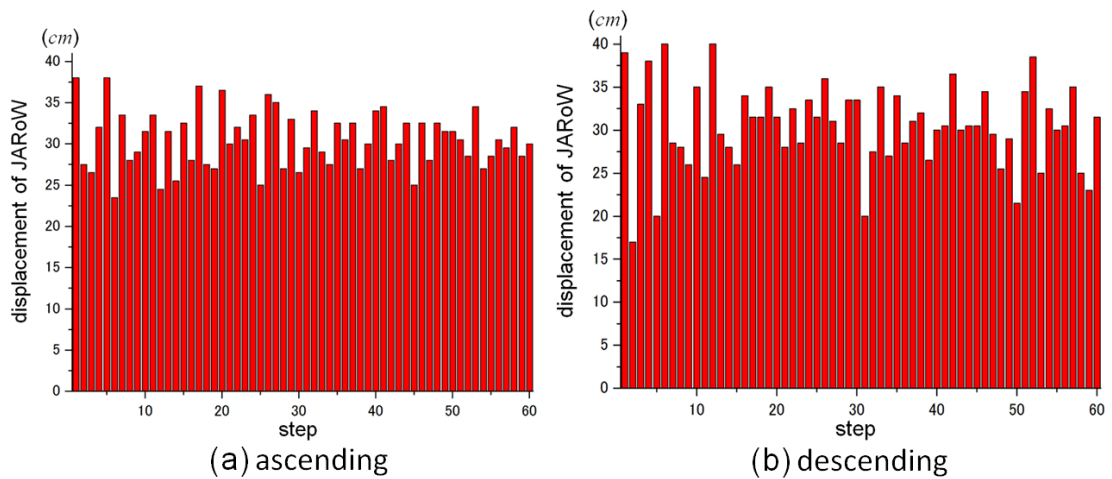


図 5.17 ロバスト PID によるスロープ (6.0 度) の昇降実験結果, 速度 1step30cm/sec で歩行したときの JARoW の移動距離(a)上り時(b)下り時【縦軸: 使用者の移動に対する JARoW の移動距離(cm), 横軸: 使用者のステップ数(歩)】

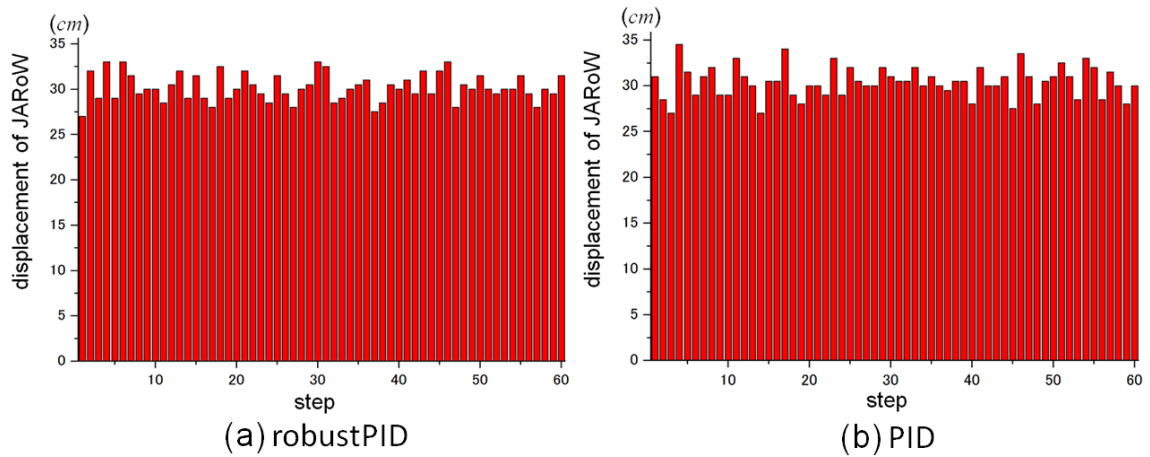


図 5.18 PID とロバスト PID による平地歩行実験の比較結果, 速度 1step30cm/sec で歩行したときの JARoW の移動距離(a)ロバスト PID(b)PID 【縦軸：使用者の移動に対する JARoW の移動距離(cm), 横軸：使用者のステップ数(歩)】

表 5.3 PID とロバスト PID による実験比較詳細(cm)と追従率(%)

	terrain type	mean	SD	min	max	追従率(%)
<b>robust PID</b>	flat (Fig.5.18(a))	30.19	1.493	27.0	33.0	78.4
	ascend-4.8deg (Fig.5.16(a))	30.36	1.933	23.0	37.0	79.2
	descend-4.8deg (Fig.5.16(b))	30.53	2.046	27.0	36.5	70.8
	ascend -6.0deg (Fig.5.17(a))	30.53	3.416	23.5	38.0	40.0
	descend-6.0deg (Fig.5.17(b))	30.46	4.879	17.0	40.0	35.2
<b>PID</b>	flat (Fig.5.18(b))	30.40	1.672	27.0	34.5	80.0
	ascend -4.8deg (Fig.5.15(a))	29.53	4.795	17.0	46.0	46.7
	descend-4.8deg (Fig.5.15(b))	29.38	4.890	18.5	47.5	41.7



### 5.3.3 考察

シミュレーション結果，実機実験結果を通して，次のような傾向を示すことが確認できた．PID は応答速度が速く，外乱に対する出力変化に対して収束が速いなどの利点がある．しかしながら，外乱に対する出力変化が大きく，規則的な外乱に対して常に一定の出力応答しか示さないという欠点がある．それに対してロバスト PID は，外乱に対する出力変化が小さい．また，規則的，ランダム両方の外乱に対して出力変化量が徐々に小さくなるという利点がある．ロバスト PID は，PID のみと比較すると応答速度が遅いことが欠点としてあげられる．ただし，人が歩く速度には十分応答することができることを，実験を通して確認した．また，実機実験において，ロバスト PID は PID に比べ，環境の変化(平面から坂道)に対応し，滑らかな歩行支援を提供していることを確認できた．追従率で比較したとき，ロバスト PID は，平面でもスロープでも同程度の数値を示した．これは，平面でもスロープでも同じように違和感のない歩行を行うことが可能であると言える．したがって，バリアフリー環境内で，JARoW を使用する場合の車輪速度制御則として，外乱オブザーバを用いたロバスト PID 制御を適用するのが望ましいと言える．

## 5.4 粒子フィルタを用いた PID\_VEP 制御法による検証実験

前章 4.6 節に示した，粒子フィルタによる使用者の歩行速度を推定・予測した，PID\_VEP 速度制御法による，シミュレーションと実機実験の結果を示す。

### 5.4.1 シミュレーションによる検証

PID\_VEP 制御に用いる，歩行中の体中心位置の予測点を得る前段階として，歩行中の両足位置，速度の推定と予測結果をシミュレーションする．初期値は， $\hat{x}_j$ ， $\hat{y}_j$  軸上において左足中心位置  $p_l=(-10\text{cm},5\text{cm})$ ，右足中心位置  $p_r=(10\text{cm},5\text{cm})$  の状態とする．シミュレーションは，歩幅 20cm（標準偏差 1.5cm）で前進歩行を行う．また，計算周期は 0.01sec，粒子数は 200 である．図 5.19 に推定結果を，図 5.20 に予測結果をそれぞれ示す．なお，赤色実線が推定・予測結果を示している．結果は上から，(1)  $y_r$ ：右足の y 座標，(2)  $y_l$ ：左足の y 座標，(3)  $v_{r,y}$ ：右足の進行方向速度，(4)  $v_{l,y}$ ：左足の進行方向速度，(5)  $x_r$ ：右足の x 座標，(6)  $x_l$ ：左足の x 座標をそれぞれ示している．なお，システムノイズ，観測ノイズなどは設定されていない．これらのシミュレーション結果より，進行方向において足位置の推定・予測が行われていることが確認できた．

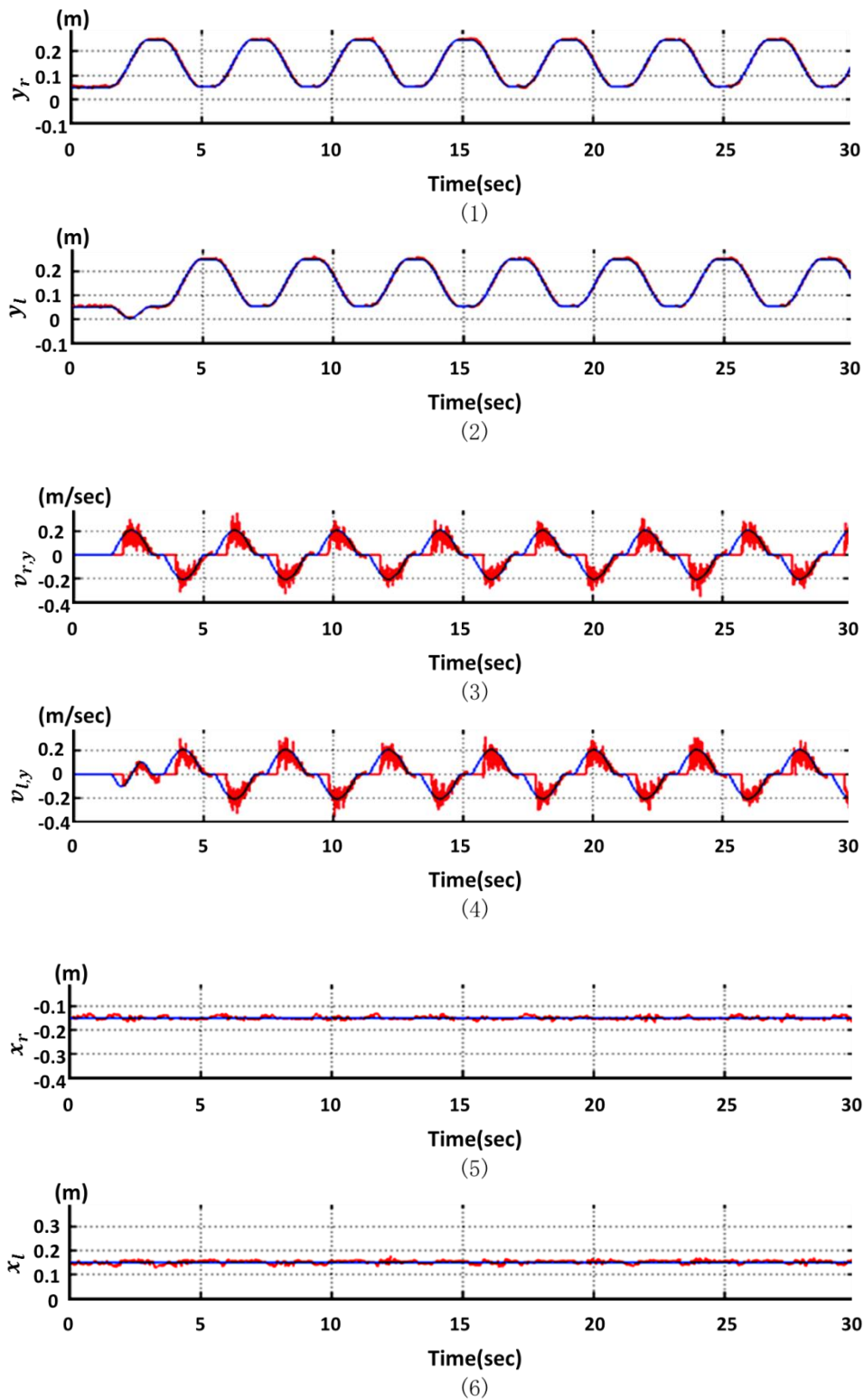


図 5.19 シミュレーションによる推定結果【縦軸：(1)右足の相対移動量(m)，(2)左足の相対移動量(m)，(3)右足の速度(m/sec)，(4)左足の速度(m/sec)，(5)右足の相対移動量(m)，(6)左足の相対移動量(m)，横軸：時間(sec)】

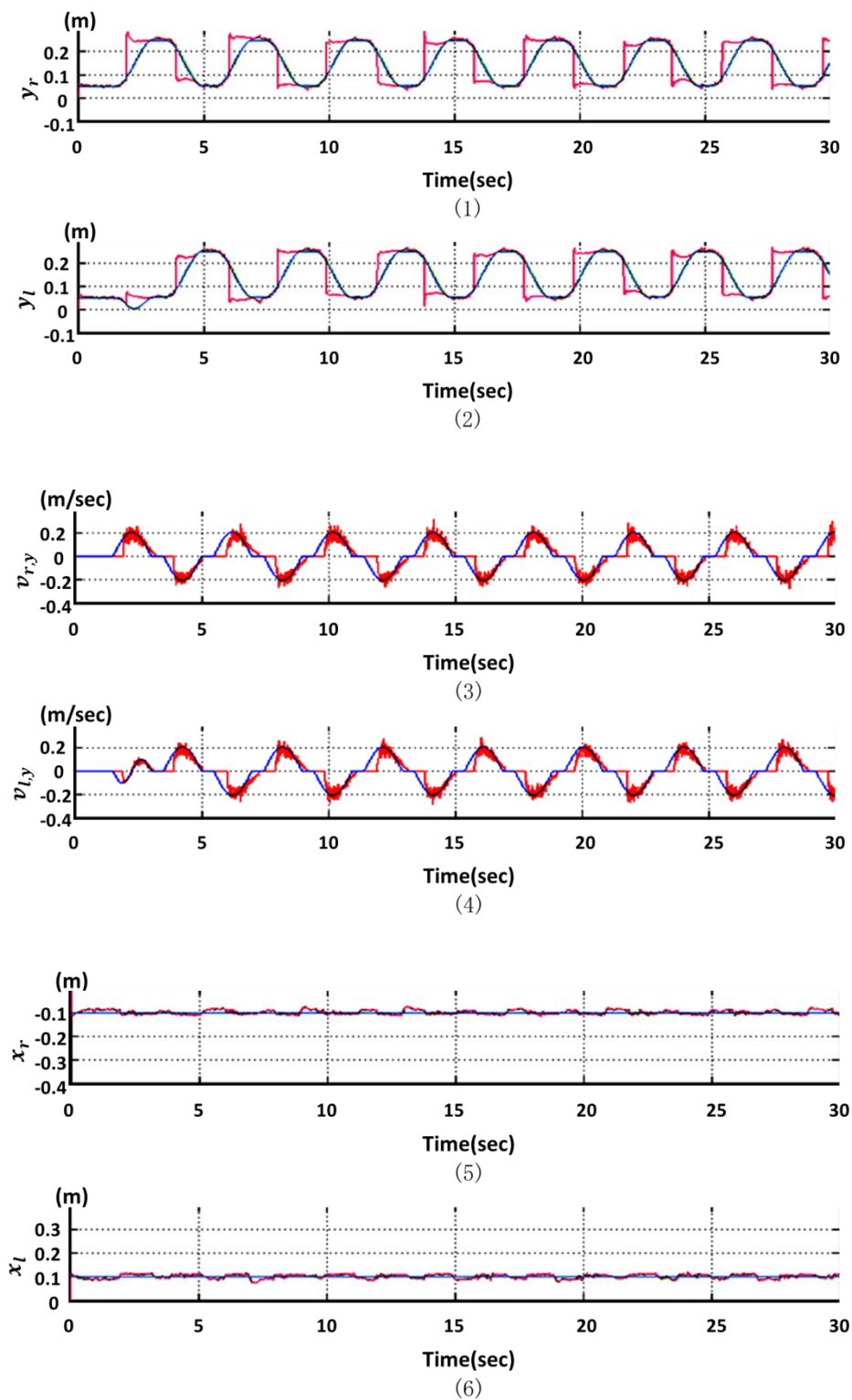


図 5.20 シミュレーションによる予測結果【縦軸：(1)右足の相対移動量(m)，(2)左足の相対移動量(m)，(3)右足の速度(m/sec)，(4)左足の速度(m/sec)，(5)右足の相対移動量(m)，(6)左足の相対移動量(m)，横軸：時間(sec)】

## 5.4.2 実機による検証実験(1)

PID\_VEP 制御法による効果を確認するため、PID 制御法と比較を行った。図 5.21 は PID\_VEP 制御法による、実際に観測されたセンサデータより推定した体中心位置と、その予測位置を示している。各図は、JARoW の上面図を示しており、(1)は初期状態を、(2)停止状態、(3)および(4)前進移動状態における体中心推定位置(緑印)、体中心予測位置(青印)、両足測定位置(赤印)をそれぞれ示している。停止状態において、予測位置と推定位置はほぼ一致している。次に、前進歩行中においては、前進方向の前方に予測位置が出ているのがわかる。

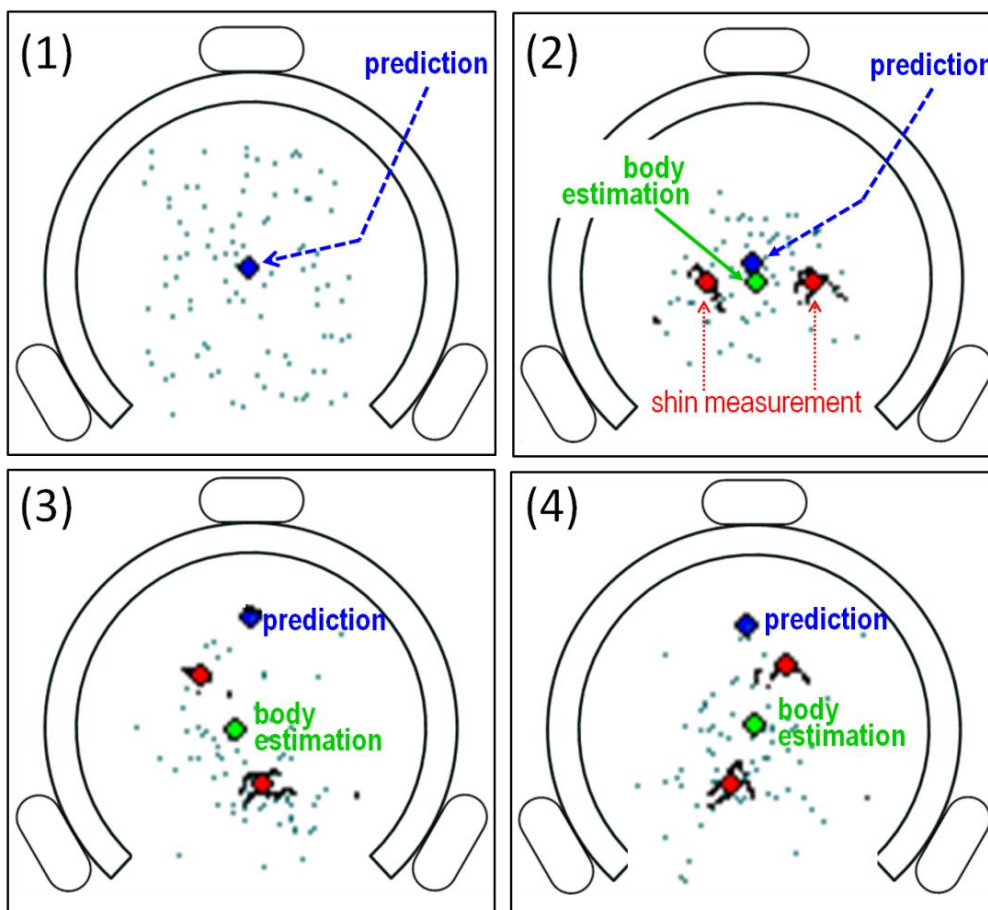


図 5.21 実観測データによる体中心位置の推定と予測結果  
(1)初期状態(2)停止状態(3)および(4)前進移動状態

### 5.4.3 実機による検証実験(2)

次に、PID\_VEP 制御法と PID 制御法との比較に関する実験を行う。

#### ・速度比較実験

まず、使用者の歩行に合わせた JARoW の移動を、速度の観点で検証する実験を行った。使用者、JARoW とともに加速度センサを取り付け、その歩行中の速度比較を行った。実験は、30m の平面で構成された移動区間を設定し、10 回以上歩行実験を行いデータ収集した。図 5.22(a)に PID\_VEP 制御法による歩行実験の結果の一部を、(b)に PID 制御法による歩行実験の結果の一部をそれぞれ示す。図 5.23 は、これらの統計データをまとめたものである。PID\_VEP 制御法は、PID 制御法に比べて速度変化が穏やかで、急激な変化はほとんど見受けられない。PID 制御法も追従性は決して悪くないが、速度変化が大きく出ることを観測した。図 5.22(b)はその一例で、7 秒~10 秒のあたりで遅れが出ると、その差を埋めるため 12 秒~17 秒において急激な速度変化を示す結果となった。実際の JARoW 動きとしては振動を伴う唐突な動きとして現れる。

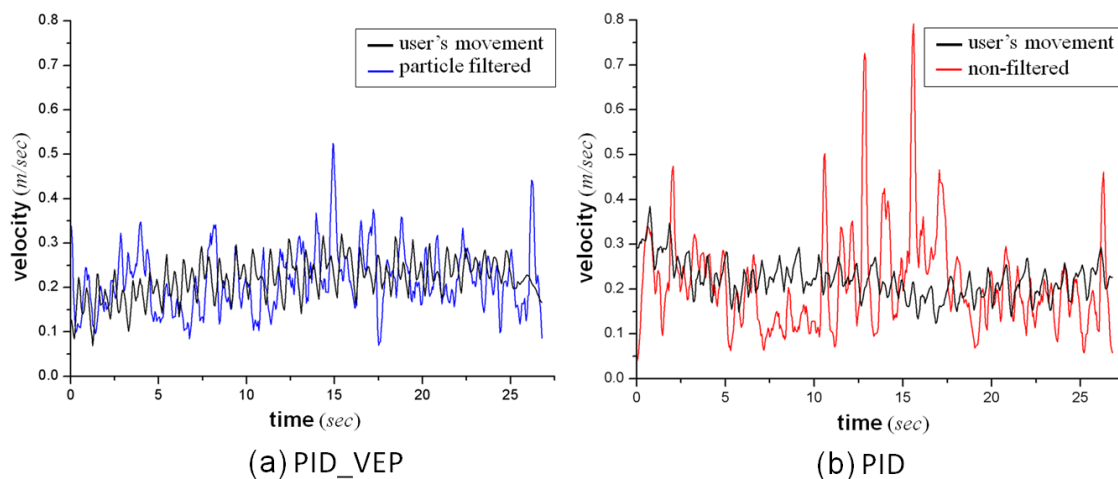


図 5.22 使用者の歩行速度と JARoW の移動速度比較(a)使用者の移動速度(黒線)と PID\_VEP 制御法を用いた JARoW の移動速度(青線), (b) 使用者の移動速度(黒線)と PID 制御法を用いた JARoW の移動速度(赤線)【縦軸：移動速度(m/sec), 横軸：時間(sec)】

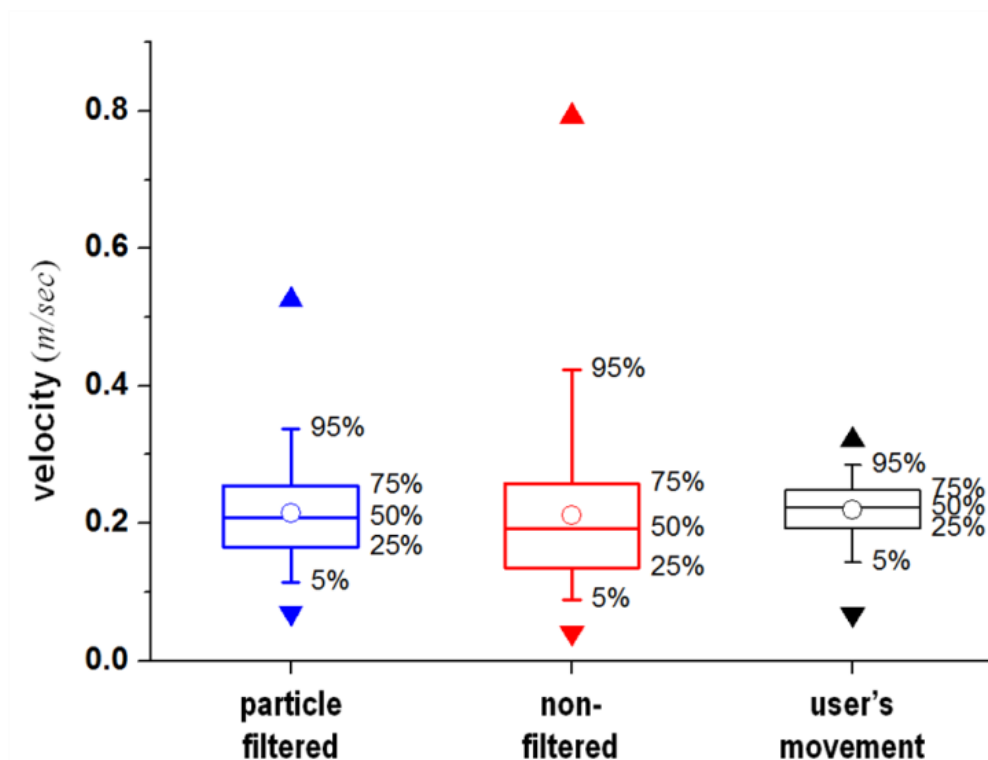


図 5.23 速度比較実験における統計データ：▲最大値，▼最小値，○平均値，エラーバー 5%～95%，ボックス 25%～75%【縦軸：移動速度(m/sec)，横軸：(青)PID\_VEP 制御法を用いた JARoW の移動速度，(赤)PID 制御法を用いた JARoW の移動速度，(黒)使用者の移動速度】

#### ・移動距離比較実験

次に、停止状態から徐々に速度を上げたときの JARoW の移動距離を計測する実験を行った。図 5.24(a)PID\_VEP 制御法，(b)に PID 制御法による結果をそれぞれ示す。なお，(b)に示すデータは、急激な速度変化が起きたときの結果である。このように急激な速度変化が起こる原因として、様々な要因により起こりうる、足位置の観測エラーの問題が挙げられる。これらのエラーは約 0.1 秒ごとに更新されるため、使用者の移動に対して JARoW が追従すること自体に大きな問題とはならない。しかしながら、このデータからもわかるように、PID 制御法に比べ PID\_VEP 制御法の方が、使用者の歩行に対して滑らかに追従していると言える。

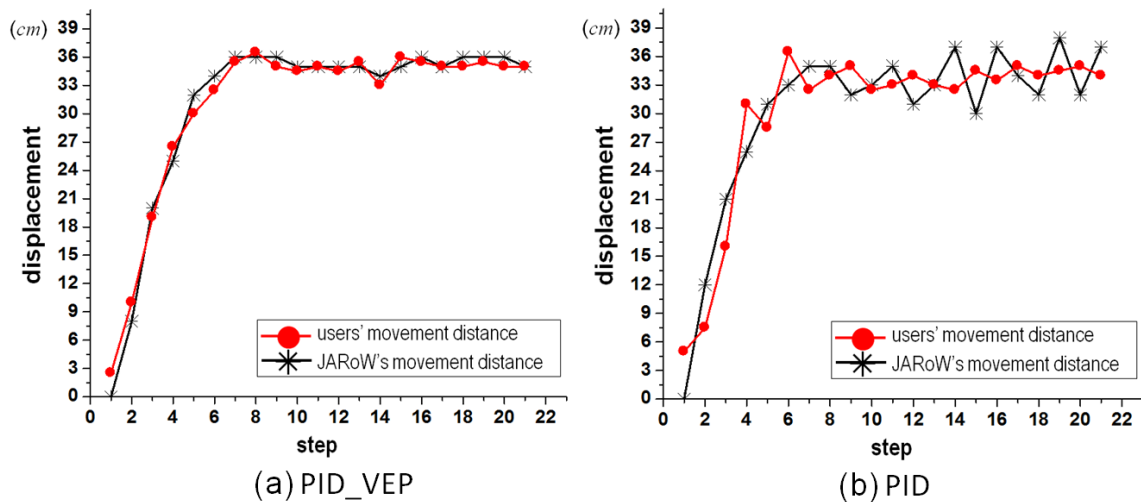


図 5.24 使用者の移動距離と JARoW の移動距離比較：(赤線) 使用者の移動距離 (黒線) 使用者の移動に追従する JARoW の移動距離(a)PID\_VEP 制御法(b)PID 制御法【縦軸：移動距離(cm)，横軸：使用者のステップ数(歩)】

#### 5.4.4 考察

これまでの実験で、PID 制御法を用いた JARoW の前進歩行での追従率は約 80%であることを示してきた。これは歩行中の 8 割が使用者の移動距離に対して、誤差 20mm 以内で追従していることを示している。しかしながら、歩行中の 2 割は、追従性に違和感を覚えるということである。この違和感は、使用者の歩行に対し JARoW の追従が 20mm 以上開いたときと定義される。これは、前項の図 5.24(b)で示した急激な速度変化などにより、データとして示すこともできる。

これに対して、パーティクルフィルタを用い、使用者の歩行を推定・予測した PID\_VEP 制御法では、前進移動の追従率は 91.3%となった。PID 制御法に比べ、使用者への追従性能が向上したことで、パーティクルフィルタによる使用者の歩行推定・予測の効果があったといえる。これらの実験は、すべて 20 代の男性被験者による結果である。次節では、高齢者による歩行実験を行い、若年被験者との比較を含めて JARoW の検証実験を行う。



## 5.5 高齢者による評価歩行実験

### 5.5.1 実験準備

提案する歩行支援システムの有効性や利便性、その他の問題点を探ることを目的に、JARoW を用いた高齢者による実機実験を行った。参加していただいた高齢者は、14名(年齢 68~84, 男性 4名 162-173cm, 女性 10名:身長 145-157cm)である(図 5.25)。参加者は、通常の歩行に支障のない方から、杖や歩行器に頼って歩行を行う方まで様々である。なお、参加者は普段から介助を必要とせず、自力による歩行を行っている。

実験環境は、室内、室外ともに平らに整備された開けた路面である。まず、実験参加者に対して簡単な JARoW の仕組みや使い方を紹介する。次に、参加者個別にインフォームドコンセントを行い、了承していただいた方に実験に参加していただいた。歩行評価を行うにあたり、実際に5分から10分程度の個別練習を行う。その後は自由に JARoW を用い歩行していただき、コメントやアンケートにより評価を行った。なお、速度制御は PID\_VEP 制御法である。さらに、歩幅の異なる有志の4名の方に協力をお願いし、PID 制御と PID\_VEP 制御による JARoW を用いたときの歩行データを取得した。



図 5.25 実験に協力していただいた高齢者たち (記載許可済)

(インフォームドコンセントに従い、被験者の基礎情報並びに実験データと容姿などが判別できる写真情報は関連付けないこととする。)

## 5.5.2 結果と考察

有志の高齢者4名による、JARoW (PID\_VEP 制御法) を用いたときの歩行実験の結果を、図 5.26 に示す。歩行測定は、JARoW と被験者に付けた加速度センサによる測定値と、定点カメラによる画像判定を併用した。実験結果を見ると、被験者全員の異なる歩容（歩幅や歩行率の違い）に対して JARoW の追従を確認することができた。追従率は、A さんは 85.9%、B さんは 90.4%、C さんは 80.9%、D さんは 87.7% となった。

次に、同様の実験を PID 制御法により行った。図 5.27 は、若年者（20 代男性 5 名）と高齢者による PID\_VEP 制御法と、PID 制御法を用いたときの JARoW の追従性に関する統計データの比較である。縦軸は使用者の移動距離に対する JARoW の移動距離の差を表している。なお※印は最大値と最小値、エラーバーは測定値の 5-95% を、ボックスは 25-75% の測定値をそれぞれ示している。高齢者における歩行実験でも、PID\_VEP 制御法を用いた JARoW の方が、使用者の動きへの追従精度が高いことがわかる。これはそれぞれの違う歩幅や歩行率に JARoW が対応していることを示している。また、PID 制御法での結果は、若年者と高齢者の間で大きな差は見られない。これに対して、PID\_VEP 制御法は、若年者に比べて高齢者の追従率は低い結果を示した。これは、若年者は常に一定間隔の歩幅で歩くのに対して、高齢者は歩幅にばらつきがあるため（老人型歩行の特徴の 1 つ[53]）、パーティクルフィルタによる歩行の予測・推定に影響が大きいためであると推察される。

最後に、高齢者による JARoW の評価歩行実験に際して、個別にアンケートを実施した。アンケートの内容を以下に示す。

アンケート

- 1)JARoW を用いた歩行において、いつもより歩きやすかったですか？
- 2) JARoW を用いた歩行において、安全だと感じましたか？
- 3)あなたが日常的に歩行している環境において（もしくは現在十分歩行可能な方に関しては、将来足が悪くなったと仮定したとき）、JARoW を使用したいと思いますか？ またなぜそう思いますか？
- 4)今後 JARoW にどのような機能があればよいと思いますか？

質問 1)に関しては、14 人中 10 人は歩きやすと感じ、また 4 人は歩きにくい、あるいは慣れるのに時間がかかるという回答結果となった。歩きにくいと感じる人が指摘する問題点として、自身の歩幅だと機器の前部を蹴りそうになり、どうしても歩幅を狭くして歩かなくてはならないという意見であった。

次に質問 2)に関して、全員が安全である、もしくはわからないが危険性を感じる場面は無かったという回答を得られた。

質問 3)に関しては、14 人中 12 人が肯定的な意見を、残り 2 人からは否定的な意見を頂い

た。肯定的な意見で一番多かったのが、自分の足の動きに従って動いてくれるので面白いという点が挙げられた。他にも、日常的に歩行器を使用している高齢者の方は、自分で歩行器を押す必要が無い点が好印象であるというコメントが得られた。否定的な意見としては、段差などの環境対応性への不満が挙げられた。

最後の質問 4)に関しては、軽量化や折り畳み機能などの利便性向上に関するものや、階段への対応、トイレでのフレーム収縮による起立着座の機能追加など様々挙げられた。また、比較的健常な高齢者からの意見として、歩行を行うことにトレーニング性をもたせて、筋力維持を行えるようなシステムの開発などが提案された。

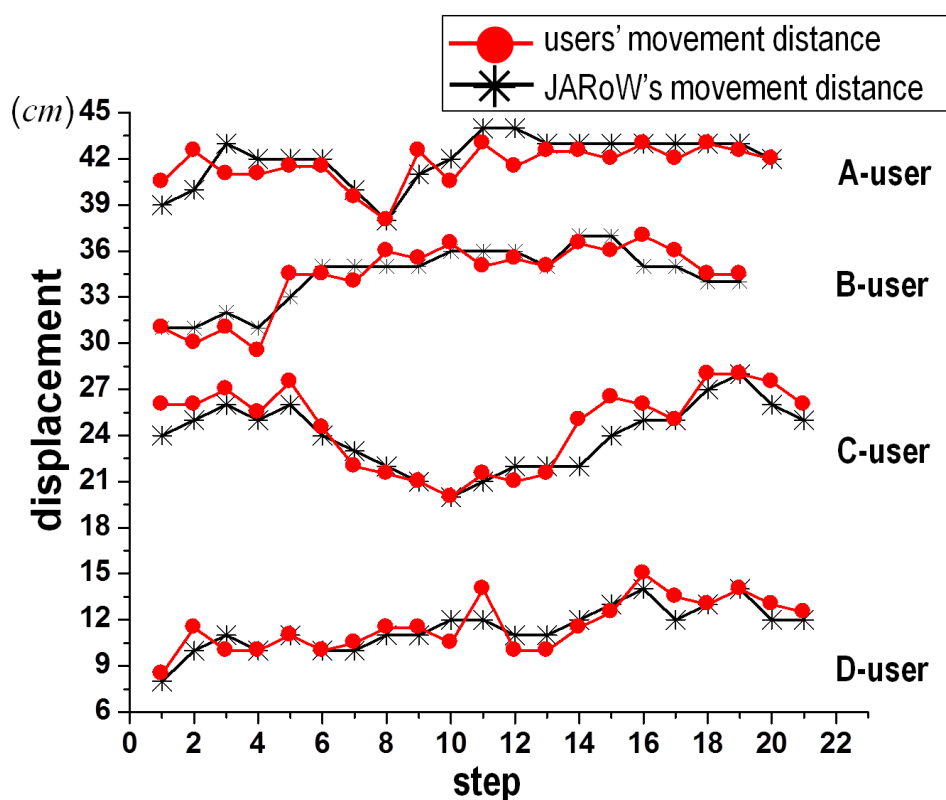


図 5.26 高齢者の移動距離と JARoW の移動距離比較：(赤線) 高齢者の移動距離 (黒線) 高齢者の移動に追従する JARoW の移動距離【縦軸：移動距離(cm)，横軸：使用者のステップ数(歩)】

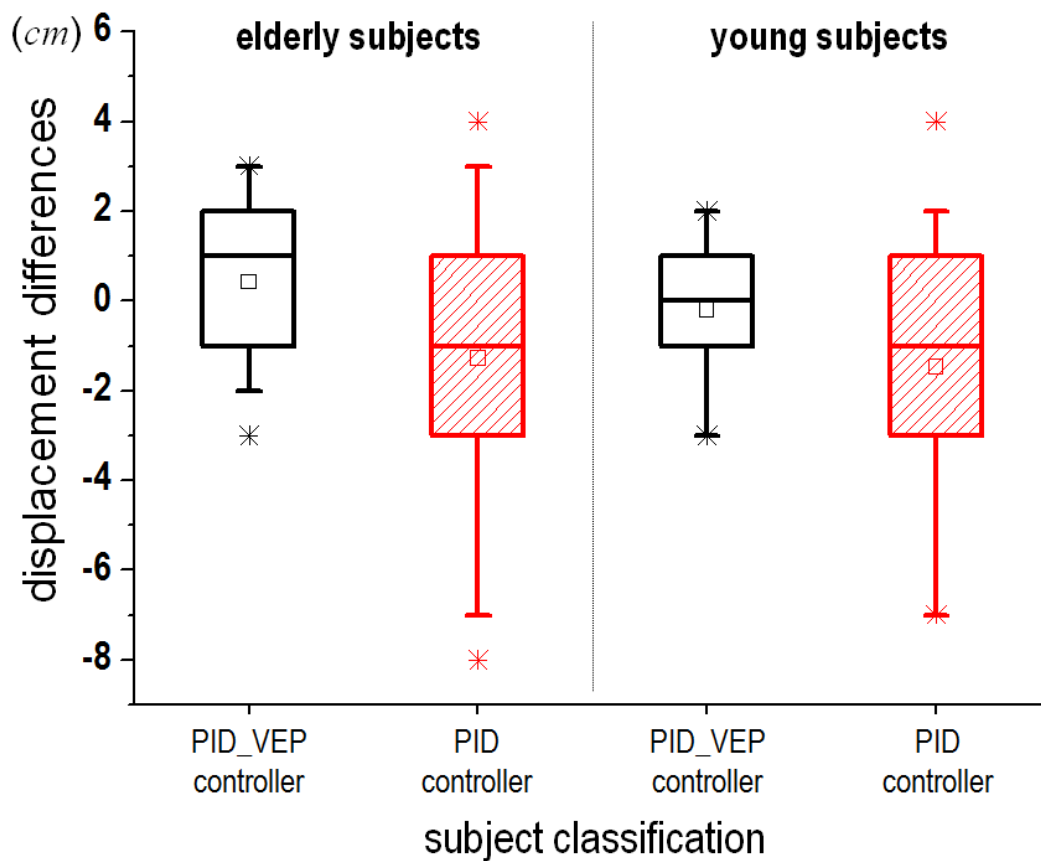


図 5.27 PID 制御法と PID\_VEP 制御法による JARoW の歩行実験 (左側) 高齢者の結果 (右側) 若年者の結果 : ※最大値と最小値, □平均値, エラーバー5%~95%, ボックス 25%~75% 【縦軸 : 1 ステップあたりの使用者移動距離と JARoW 移動距離の差(cm)】

## 5.6 結言

本章において、前章で紹介した各種の制御法を用いて、シミュレーションや JARoW を用いた評価実験の結果を示した。また、有志の高齢者による歩行実験を行い、歩行支援に関して一定の有効性を示した。一方で様々なコメントや問題点、改善点などが浮き彫りとなった。

JARoW の定量的な評価を行うために、追従率を定義した。この追従率は 20~30 代の若年者に対する認知誤差を基準とした数値であり、高齢者の低下した認知誤差 (40mm) を基準とすると、PID\_VEP 制御法による追従率は 100% に近い状態である。

また、高齢者の歩行実験に伴い、諮問をお願いしたリハビリテーション医師の見解によると、「使用者の中心位置と JARoW の中心位置が常に一致しながら歩行支援を行うという特性に注目すると、通常シルバーカートや歩行器を用いると前かがみになってしまう高齢者の姿勢改善を行えるのではないか」という見解も頂いた。

次章では、JARoW の特色である、使用者の足の動きに追従する歩行支援システムに加え、歩行中の骨盤の動きを補助することで歩行改善を行う機構を備えた JARoW-II の詳細について説明する。

## 第 6 章 歩行支援機 JARoW-II の設計思想と開発

### 6.1 緒言

筋力の衰えた高齢者や障害者の日常生活で用いる歩行補助システムとして開発された JARoW に対し、JARoW-II は、比較的健常な高齢者の歩行改善を目的に、介護予防としての歩行支援機として新たに開発する。同時に、JARoW の開発を通じて明らかになった問題点の改善を行う。具体的には、歩行に伴い足を動かす際、足元にあるフレームに足が接触してしまい思うように歩幅を広げることができない点を改善するため、JARoW のようにフレームの内側に入って使用するのではなく、JARoW-II では使用者を後ろから支えるようなフレーム設計を行うこととする。

本論文で新たに提案する JARoW-II は、使用者の骨盤の運動を促す機構を新たに開発し JARoW システムに追加する。これは、歩行中の足位置を測定し使用者の動きに追従するこれまでの JARoW システムの特色を生かすことで、使用者の歩行周期にわたって歩行中の重心揺動を軽減し、ストライド長の増加による歩行速度の維持向上と歩隔の減少のための理想的な骨盤の動きを再現する、今までにない歩行支援機である。

本章では、第 3 章で提案した歩行中の骨盤運動を促すことによる歩行改善を目指した新しい歩行支援モデルを実証するために開発した、骨盤揺動機構を搭載する新しい歩行支援機 JARoW-II の詳細を説明する。図 6.1 に、JARoW-II のシステムフローチャートを示す。これは、インターフェース、メインコントローラ、オムニホイールユニット、座部駆動ユニットより成り立つ。JARoW-II 全体の動きは、インターフェースで読み取った歩行動作に基づき、メインコントローラでその動きが解析され、オムニホイールユニットにより再現される（ホイール駆動システム）。また、使用者の骨盤の動きは、インターフェースで読み取った歩行動作に基づき、メインコントローラでその動きが解析され、座部駆動ユニットにより再現される（座部駆動システム）。なお、ホイール駆動システムは、基本的に JARoW の制御方法を流用している。

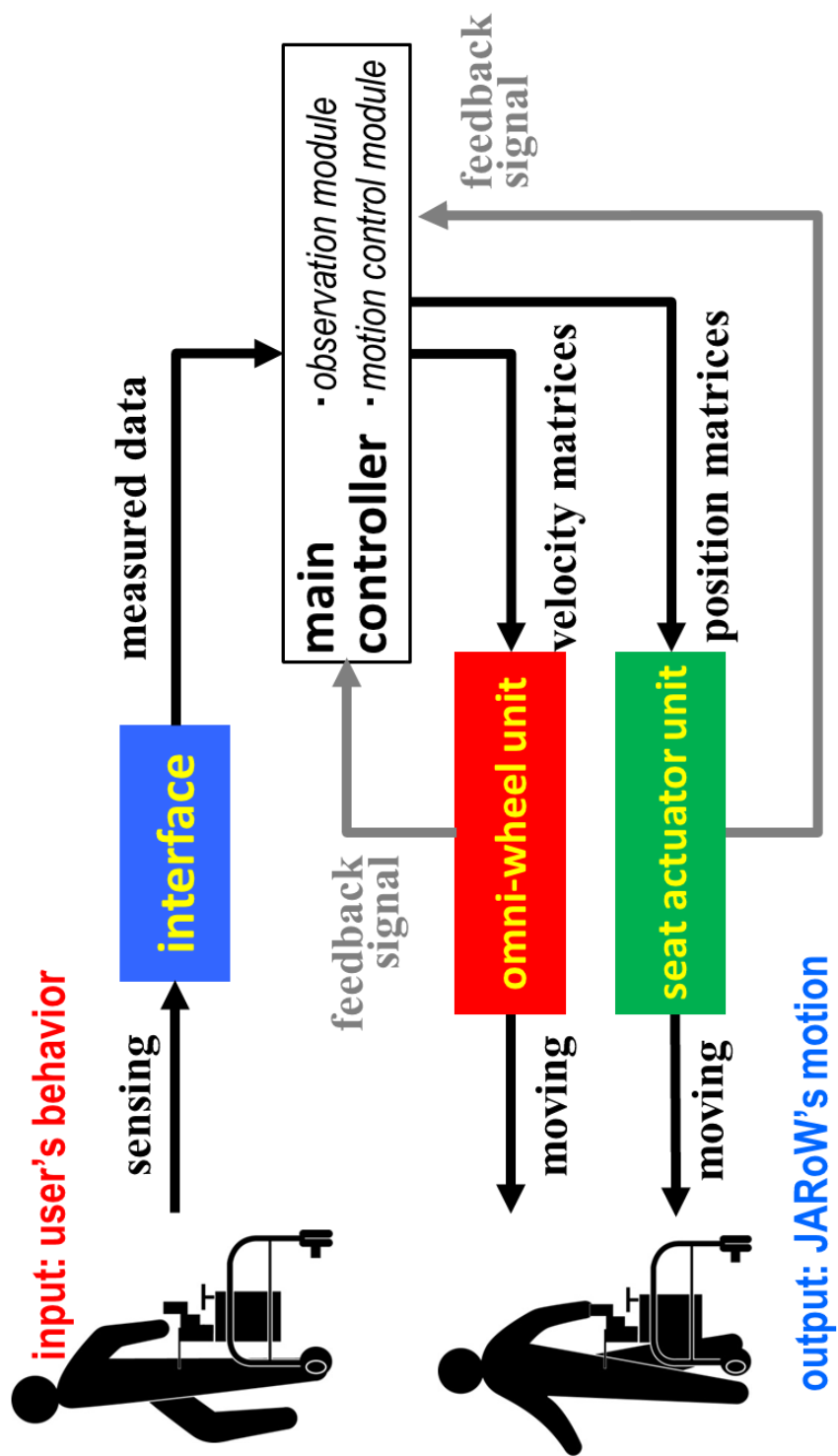


図6.1 JARoW-IIシステムフローチャート

## 6.2 JARoW-II の構成

今回試作した JARoW-II プロトタイプの外観図を、図 6.2 に示す。JARoW-II は、アルミニウム製の基部フレームと上部フレームから構成される。上部フレームは、基部フレームに支えられる形でその中心に設置されている。図 6.3 に、JARoW-II の図面を示す。全長、全幅、全高はそれぞれ 766mm×850mm×740~922mm であり、バリアフリー環境内で使用することができるサイズである。総重量は 42kg、耐荷重は 73kg となる。使用者は、図 6.2 のように、座部上端に臀部を預けた状態で歩行を行う。上部フレームは、使用者の股下長に合わせて、基部フレームに対して高さを調整できる機構を持つ。これによって、股下長 67cm~85cm(身長約 155cm~180cm)の使用者に対応する(図 6.4)。そして、上部フレームには、歩行中の理想的な骨盤の動きを再現する座部駆動ユニットを内蔵する。座部駆動ユニットの詳細については後述する。

次に、基部フレームは図 6.2 に示すように、その中心から 120 度間隔、3 方向に伸びるように脚フレーム（右前脚フレーム・左前脚フレーム・後端脚フレーム）が構成される。脚フレームの先端に、それぞれオムニホイールユニットが計 3 つ設置されている。この 3 つのオムニホイールユニットによって、JARoW-II は全方位置動（前後方向、左右方向、旋回方向の組み合わせによる全方位置動）を行うことを可能とする。これによって、狭い廊下やエレベーター内での旋回など日常生活空間で活用することができる。また、後端脚フレームには、使用者の足の動きを測定するためのインターフェースが搭載され、フレーム後部にメインコントローラやバッテリーなどが設置される(図 6.5)。



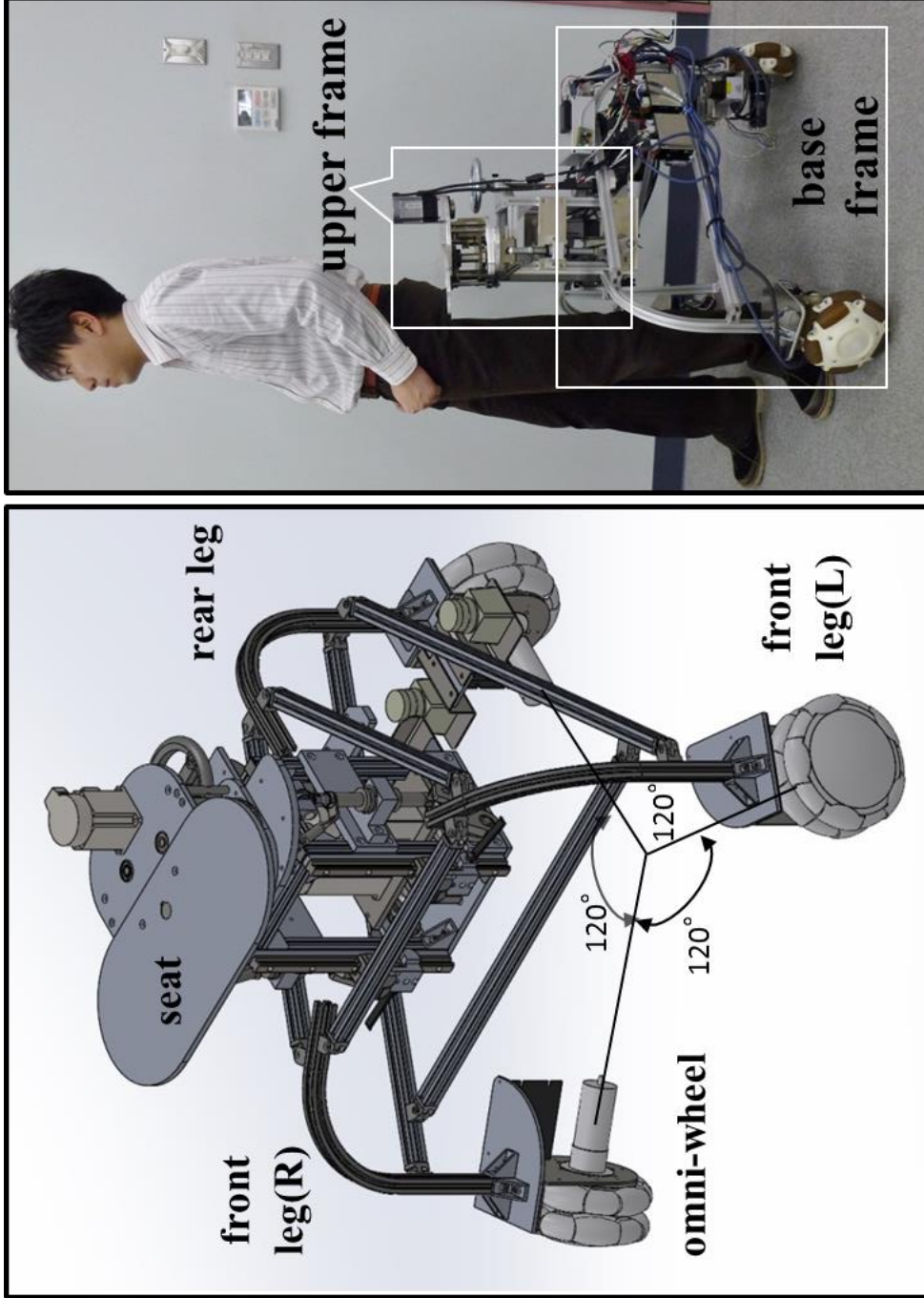


図6.2 JARoW-IIプロトタイプ

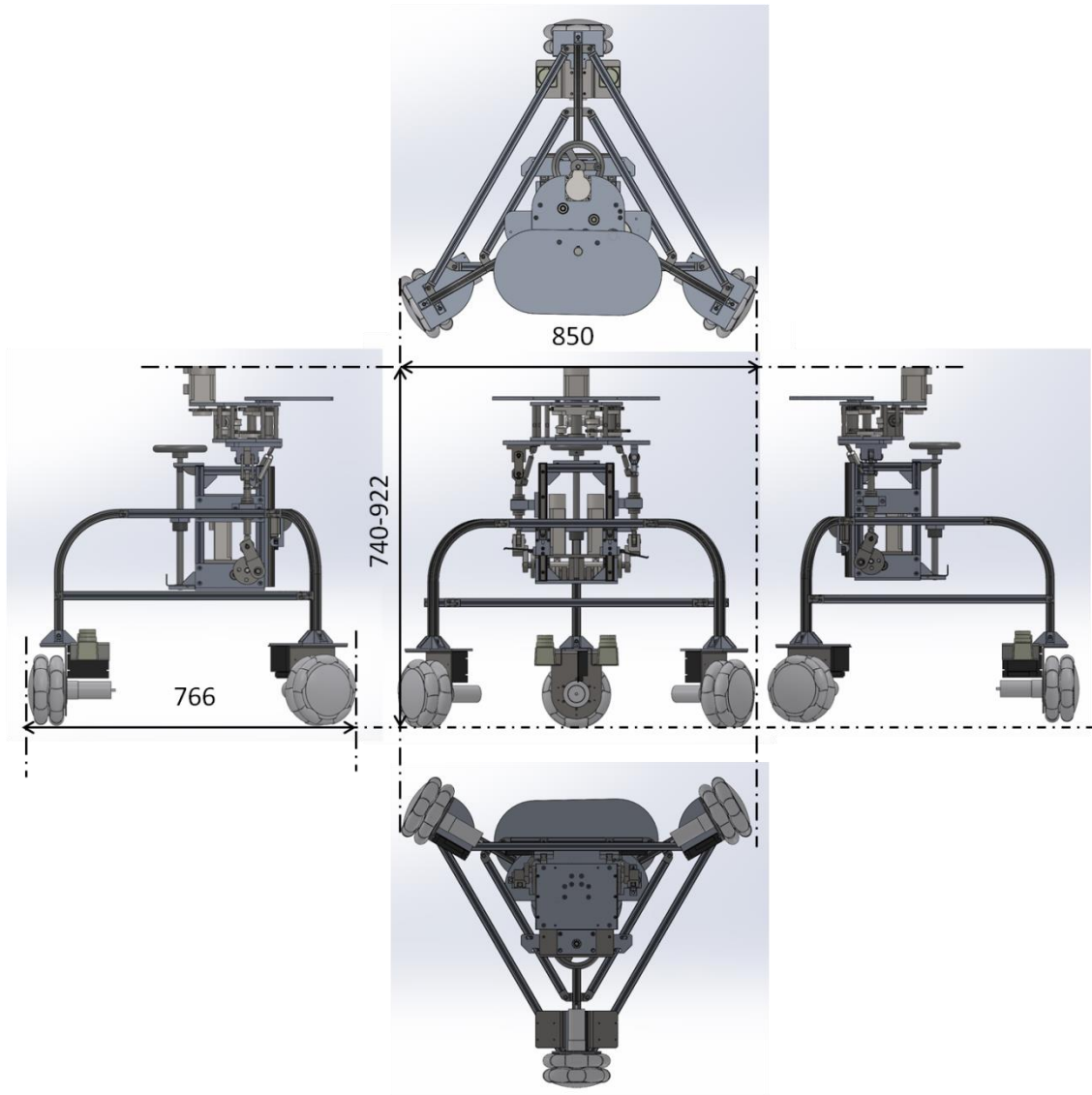


図 6.3 JARoW-II の各図面

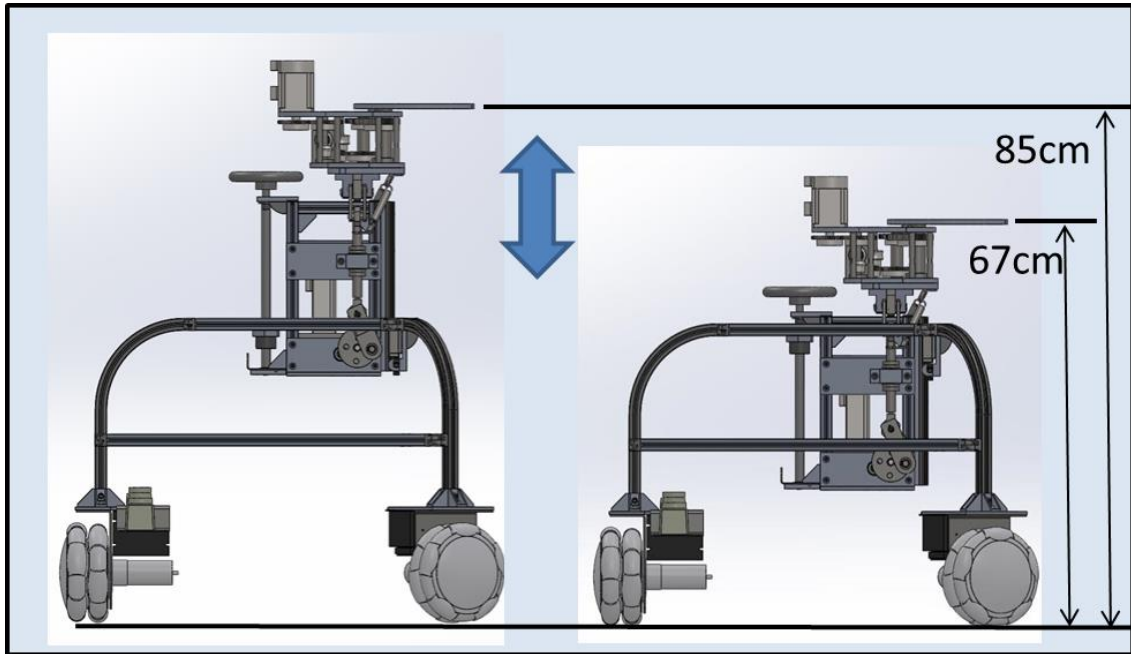


図 6.4 上部フレーム（座面）の可動域：左面図

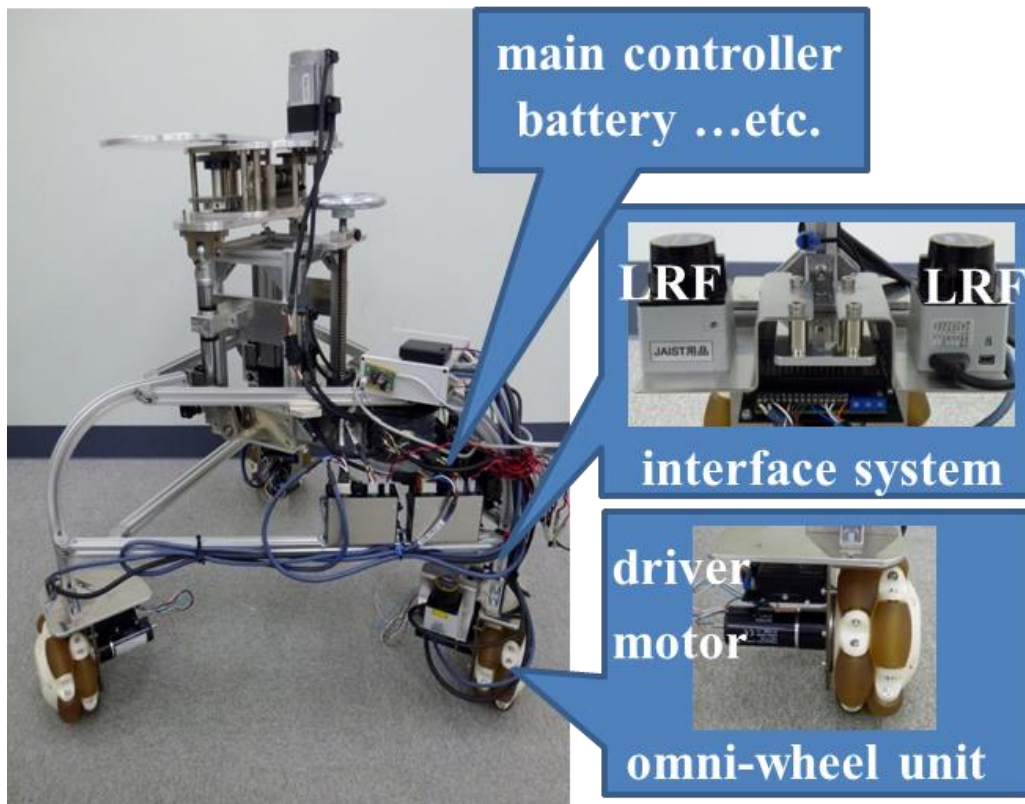


図 6.5 JARoW-II の構成部品

### 6.3 ホイール駆動システム

ホイール駆動システムは、インターフェース、メインコントローラ、オムニホイールユニットから構成され、使用者の足の動きに呼応して JARoW-II の速度や進行方向を決定するシステムである。インターフェースとして、後端脚フレームに 2 個の北陽電機製 LRF を設置した。設置地上高は 210mm で、使用者の脛脛下部表面の座標データを取得する。図 6.6 に示すように、走査は 240 度、半径 5m の範囲で行い、2 つの LRF の測距データを組み合わせることで、足位置のデータを補完し合う。また、進行方向の環境情報も読み取ることができる。これらの情報は、メインコントローラへ送られ様々な計算処理を受ける。(メインコントローラ内での計算処理についての詳細は後述する。) その結果は、オムニホイールの動きとして出力され、人の動きに追従するように JARoW-II を駆動させる。オムニホイールユニットは、相愛製のオムニホイールにマクソン製の 120W ブラシレス DC モータ、43:1 の減速機、モータドライバより構成され、1 つのモータコントローラにより 3 つのオムニホイールユニットを統合する。これらの構成による平地での前進方向の最高速度は 5.70km/h となり、これは高齢者の平均歩行速度[63]に十分対応することができる。これらの構成は、JARoW と同様である。

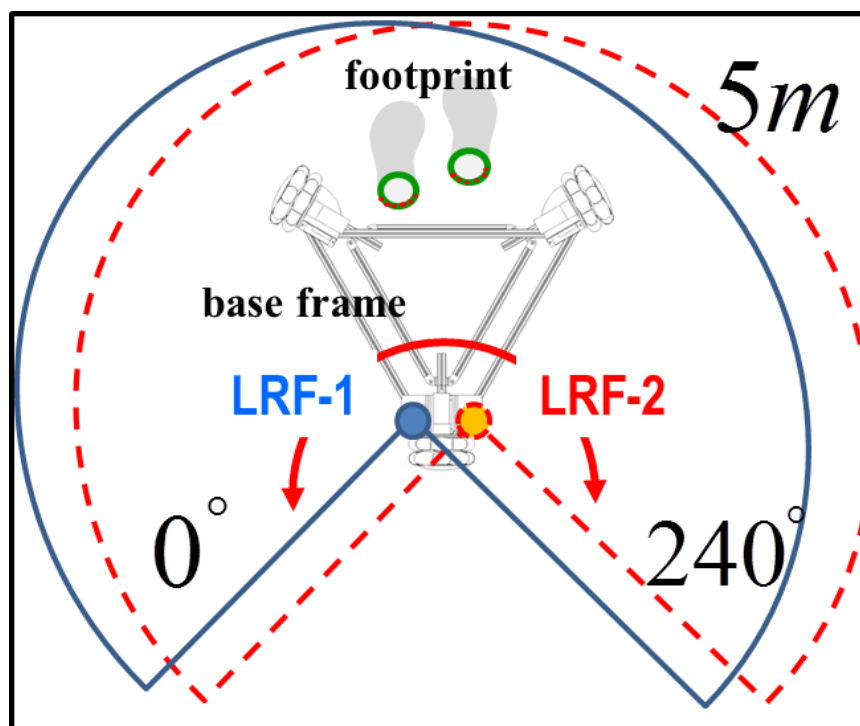


図 6.6 2 つの LRF による走査範囲

図 6.7 は、基部フレームを下面から見たときの簡略図である。図 6.7 に示すように基部フレームに仮想中心位置  $p_{jc}$  を設定し、それが原点となるローカル座標系を  $\vec{x}_j, \vec{y}_j$  とする。また、使用者の体中心位置  $p_{bc}=(x_b, y_b)$  を原点とするローカル座標系を  $\vec{x}_b, \vec{y}_b$  とする。  $i$  番目の車輪 ( $i=1,2,3$ ) の  $\vec{x}_j, \vec{y}_j$  座標を  $(x_i, y_i)$  とすると、その偏位角  $\varphi_i$  は、

$$\varphi_i = \tan^{-1} \left( \frac{y_i - y_b}{x_i - x_b} \right) \quad (6.1)$$

となる。次に各ホイール  $(x_i, y_i)$  と体中心位置  $p_{bc}$  との距離  $L_i$  は、

$$L_i = \sqrt{(y_i - y_b)^2 + (x_i - x_b)^2} \quad (6.2)$$

となる。以上より、使用者の速度ベクトル  $[\dot{x}_b \quad \dot{y}_b \quad \omega_b]^T$  が与えられたとすると、  $i$  番目の車輪の角速度  $\dot{\theta}_i$  は

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}_0 \\ \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} = \frac{1}{r} \begin{bmatrix} -1 & 0 & L_0 \cos\left(\frac{\pi}{2} - \varphi_1\right) \\ \cos\frac{\pi}{3} & -\sin\frac{\pi}{3} & L_1 \cos\left(\frac{7\pi}{6} - \varphi_2\right) \\ \cos\frac{\pi}{3} & \sin\frac{\pi}{3} & L_2 \cos\left(\frac{\pi}{6} + \varphi_3\right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_b \\ \dot{y}_b \\ \omega_b \end{bmatrix} \quad (6.3)$$

と表すことができる。なお、  $r$  は車輪の半径である。

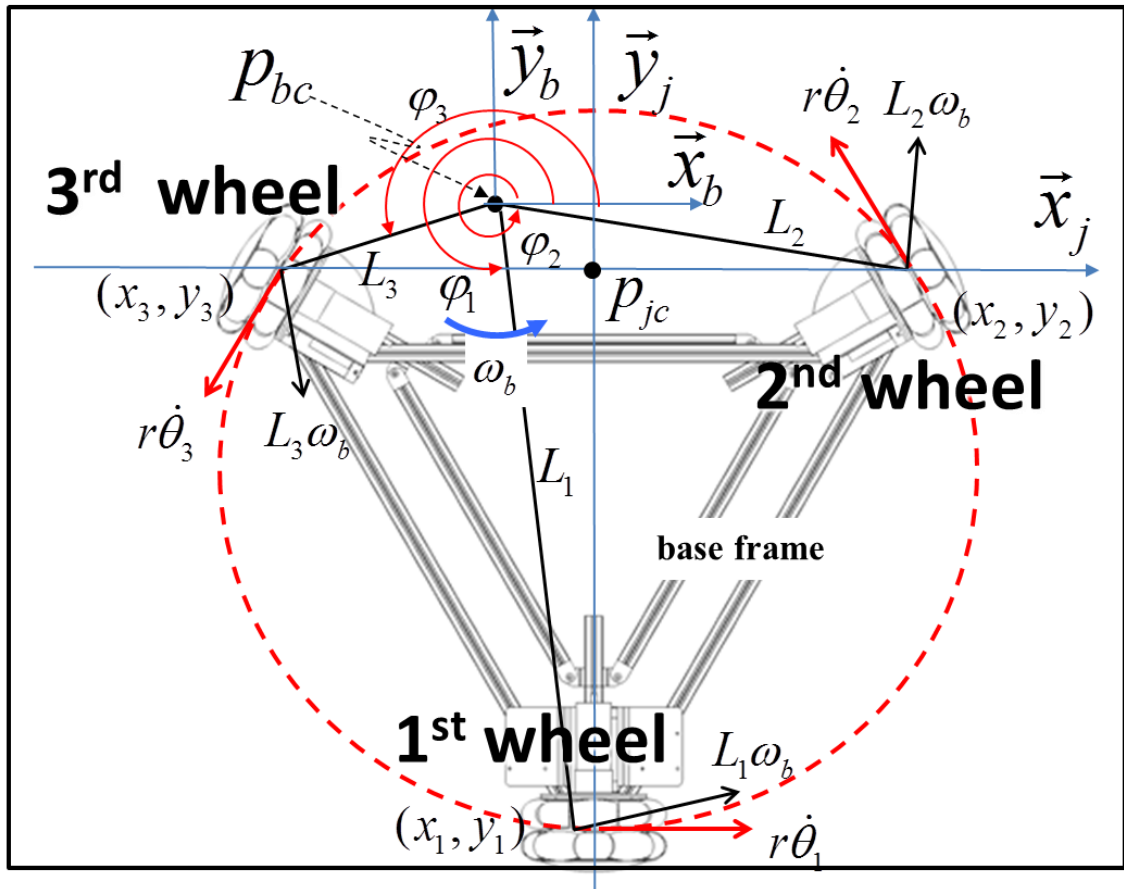


図 6.7 JARoW-II の運動学 (基礎フレームの下面図)

## 6.4 座部駆動システム

図 6.8 に、JARoW-II の上部フレームに内蔵される座部駆動ユニットの外観図を示す。前節のインターフェース、メインコントローラ、そして座部駆動ユニットにより座部駆動システムは構成される。JARoW-II の特色といえる座部駆動システムは、インターフェースにより読み取った使用者の足の動きから、メインコントローラにより現在の歩容を計算し、それに適した骨盤の動きを推定する。結果、出力として座部駆動ユニットを制御し、骨盤の運動を促すことで、適切な歩行につなげるシステムである。メインコントローラ内での計算については後述する。

また、座部を一定の理想的な骨盤運動周期として駆動させ、その動きに合うように使用者が歩行することでリハビリテーションとしての効果も期待できる。

座部駆動ユニットは、多摩川電子製 AC サーボモータ 3 つと対応したドライバ、減速機、そして 3 つのモータの動きを統合するモータコントローラより構成される。今回のプロトタイプでは、座部を動かすことにより、進行方向に対して使用者臀部のロール角方向運動（遊脚側方傾斜運動）、ヨー角方向運動（回旋運動）を促すことのできる稼働機構をそれぞれ有する。ヨー角方向に関しては、60W の AC サーボモータと 400:1 の減速機により、座部に力が伝えられる。また、ロール角方向に関しては、遊脚傾斜運動に対して左右独立した 100W の AC サーボモータ、175:1 の減速機により、クランク機構と座部の両端に繋がるロッドを介して力を伝達する。2 つのモータは左右対称に駆動することで、座部の中心を回転中心となる。仕様変更を行うことで左右非対称の側方傾斜運動を行うことも可能である。座部駆動ユニットにおいて、ヨー角は体中心位置から回旋方向に最大 15 度、ロール角は座部中心位置から側面方向に最大 20 度傾斜する。これらの最大回転角度の設定は、通常の歩行動作に際して十分な可動範囲を有する[13][43]。また、使用者の歩行や身体的特徴などにより、座部の移動量は最大許容回転角度範囲内においてセッティングしなければならない。

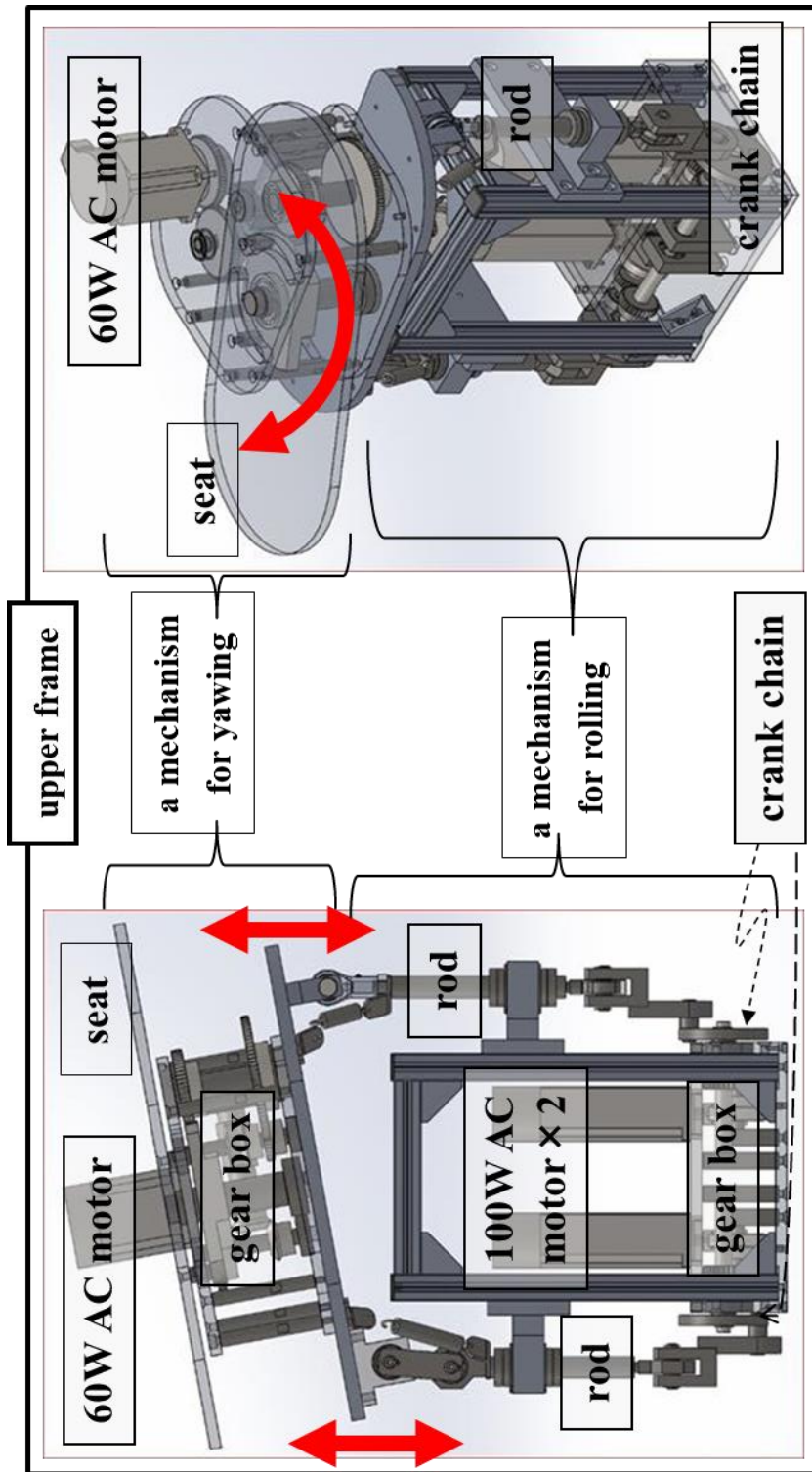


図6.8 座部駆動ユニット外観図



## 6.5 メインコントローラ

図 6.9 に、JARoW-II のメインコントローラの構成を示す。インターフェースによって得られた、使用者の脛脛下部表面の座標データを入力、JARoW-II のオムニホイールや座部の動きを出力とし、約 100ms 毎にメインコントローラで計算を行う。メインコントローラ内は、2 つのモジュールによって構成される。1 つは、使用者の現在の動きを観測・推定する Observation Module。もう 1 つは、観測・推定された使用者の動きから JARoW-II の動きを生成する Motion Control Module である。さらに詳細に見ると、Observation Module は、Measurement Function と、Walking Behavior State Determination (WBSD) Function の 2 つで構成される。一方、Observation Module は、Walker Motion Generation Function と使用者の Human Motion Generation Function の 2 つで構成される。

まず、Measurement Function では、インターフェースから得られた両足脛脛下部表面の座標データから、使用者の現在における両足の中心位置と、体中心位置の運動状況の観測と推定を行う。また、それらの結果より、両足距離間の相対距離が計算され、一定期間でサンプリングされたその値から、平均値や標準偏差を常に計算する。同時に、ストライド長と歩行速度を計算する。

WBSD Function では、算出された現在の左右の足中心位置と体中心位置の 3 つデータと、過去データからの変位量など、Measurement Function で得られたデータより、現在使用者がどのような動きを行っているかを判断し、JARoW-II の移動モードを決定する。使用者の歩行動作を、前進移動、後退移動、左平行移動、右平行移動、左旋回移動、右旋回移動、停止の 7 つに分けることで、JARoW-II の動きをこれら 7 つの歩行動作に対応する移動モードとして決定し、これらの組み合わせにより移動が成立するように設定した。

次に、Walker Motion Generation Function では、使用者の歩行速度に合わせた JARoW-II の移動速度を算出する。具体的には、Measurement Function で推定された使用者の体中心位置  $p_{bc}=(x_b, y_b)$  と、JARoW-II の仮想中心位置  $p_{jc}=(x_j, y_j)$  を、ローカル座標系において常に一致させるように PID 制御を基本とした歩行速度を考慮した推定式によって、JARoW-II の速度を決定する (図 6.10)。ここで  $p_{bc}$  と  $p_{jc}$  の差を  $e=(e_x, e_y)=(x_j-x_b, y_j-y_b)$  とすると、 $\vec{x}_b$  軸方向、 $\vec{y}_b$  軸方向の速度  $\dot{x}_b, \dot{y}_b$  はそれぞれ、

$$\begin{cases} \dot{x}_b = K_{p,x}e_x + K_{i,x}\int e_x dt + K_{d,x}\dot{e}_x \\ \dot{y}_b = v_{vep} + K_{p,y}e_y + K_{i,y}\int e_y dt + K_{d,y}\dot{e}_y \end{cases} \quad (6.4)$$

となる。ここで  $v_{vep}$  は使用者の推定歩行速度である(4.6.2 項より)。

なお、Measurement Function, WBSD Function, そして Walker Motion Generation Function については先代モデル：JARoW と同じ手法を採用しているため、詳細は第 4 章を参照され

たい。(Measurement Function および Walker Motion Generation Function は 4.6 節を, WBSD Function は 4.4.4 項をそれぞれ参照されたい.)

次に, Human Motion Generation Function では, 使用者の現在の足位置から歩容を推定し, 臀部の回旋角度, 傾斜度を算出する. また, 同時に算出された移動量をもとに, 座部駆動ユニットを制御する. 第 3 章で述べたように, 対象者の骨盤の運動がままならないことが原因で, 適切な歩行を行うことができないと考え, 今回のプロトタイプでは, 骨盤に繋がる臀部の動きを歩行支援機側が促すことで歩行改善を行う. 特に, 歩幅の増加とそれによる歩行速度の上昇を図る. JARoW-II においては, 骨盤の水平面内での回旋運動と, 遊脚側面方向への傾斜運動の動きは, それぞれ座部のヨー角度方向の動き, ロール角度方向の動きによって再現することができるよう設計を行っている. 今回は, 3.5 節に示したモデルを再現するため, 歩行中の両足位置と, 骨盤の傾きの関係を用いた推定計算を行う. 具体的には, Measurement Function で計算された左足中心位置  $p_l = (p_{lx}, p_{ly})$ , 右足中心位置  $p_r = (p_{rx}, p_{ry})$ , 時刻  $t$  における両足間の  $\hat{y}_j$  軸方向 (進行方向) の絶対距離  $d_y(t) = |p_{ly} - p_{ry}|$  と, 時刻  $t$  での最新のストライト長  $d_{sl}(t)$  が与えられたとする. これらのデータより, 時刻  $t$  における臀部のヨー角  $\omega_{yaw}$ , ロール角  $\omega_{roll}$  は,

$$\omega_{yaw} = k_{yaw} \sin(\alpha(t) + \varphi_1) \quad (6.5)$$

$$\omega_{roll} = \begin{cases} k_{roll1} \cos(\alpha(t) + \varphi_2) & \text{if}(v_{ly} > 0) \\ k_{roll2} \cos(\alpha(t) + \varphi_2) & \text{if}(v_{ry} > 0) \end{cases} \quad (6.6)$$

$$\alpha(t) = \frac{\pi}{2} \cdot \frac{d_y(t)}{d_{sl}(t)} \quad (6.7)$$

と設定する. ここで,  $k_{yaw}$ ,  $k_{roll1}$ ,  $k_{roll2}$  は, 発生させるヨー角, ロール角からなる臀部の移動量に関する係数で, 個々の使用者における身体的特徴, 歩容特徴などにより設定する. また,  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  は, ヨー角, ロール角に関して, 臀部運動と骨盤運動の時間差や, 測定した足位置と, 実際の骨盤の動きに関するシステムの差を考慮した位相差を示している. 理想的な, ヨー角, ロール角の最大振幅は, それぞれ 5 度, 4~7 度とされており [13][43], その値になるように各パラメータを調整する. なお,  $v_{ly}$ ,  $v_{ry}$  は,  $\hat{y}_j$  軸方向の, 左足と右足の JARoW-II から見た相対速度である.

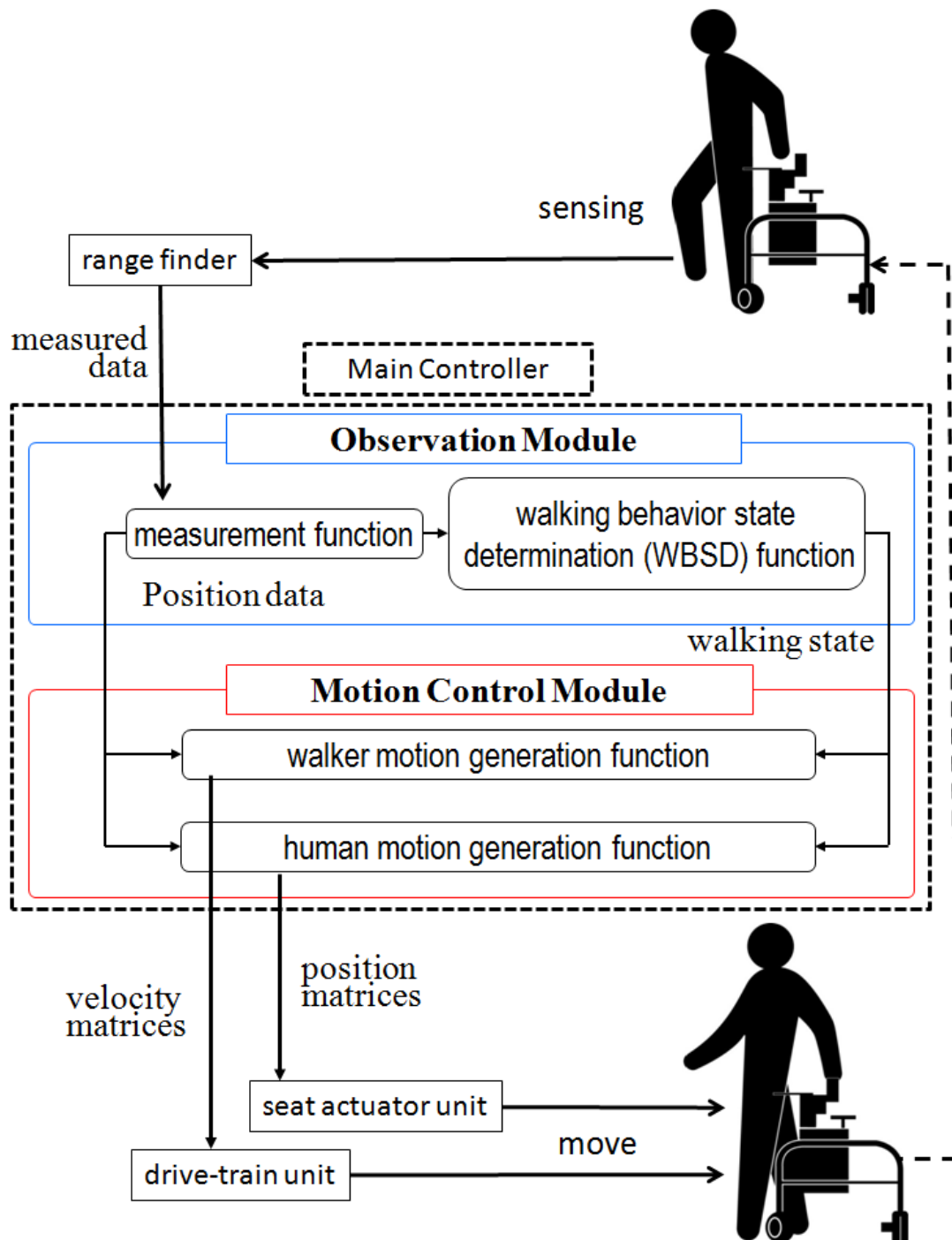


図 6.9 メインコントローラフローチャート

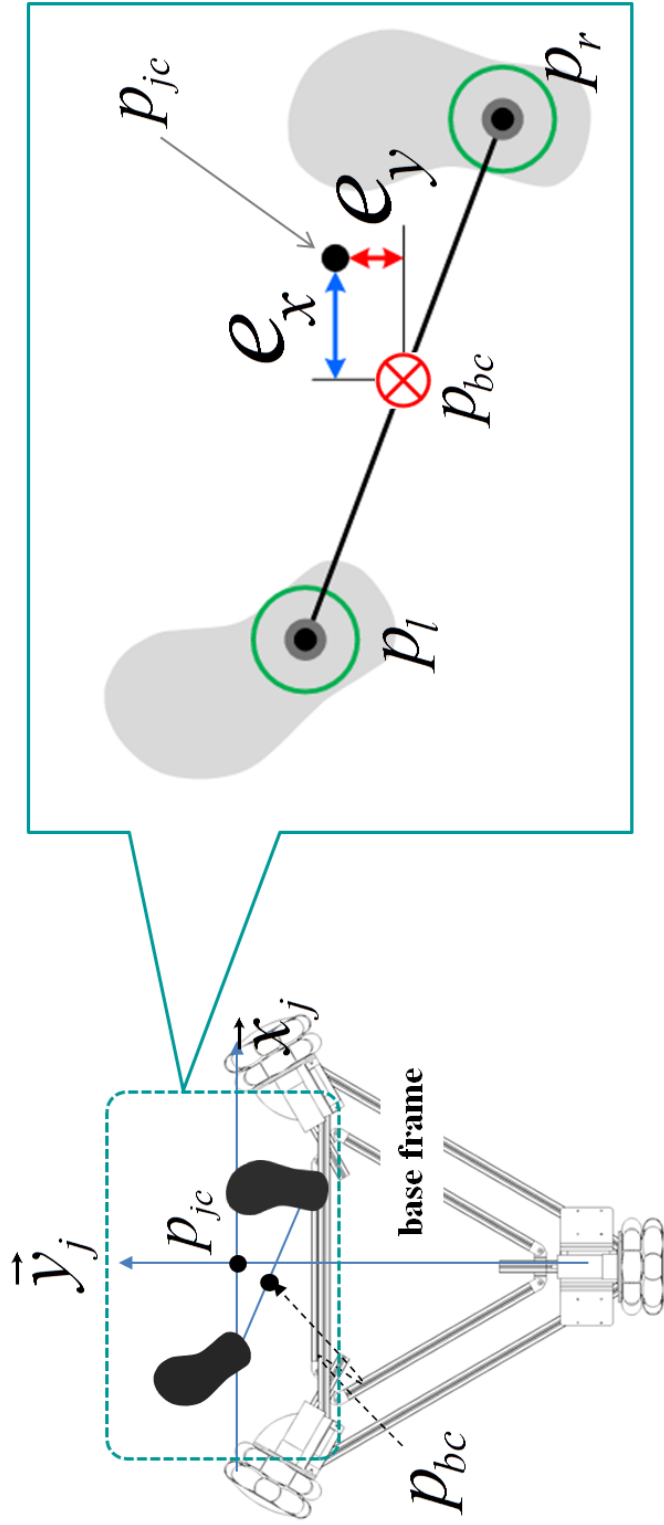


図6.10 JARoW-IIにおける速度制御

## 6.6 座部駆動システムのシミュレーション

設計した JARoW-II の座部駆動システムの、動作シミュレーションを行った。シミュレーションの目的は、設定する座部の動きを再現できるかを確認することである。また、アクチュエータの選定に際して、設定した耐荷重で動作に不良が生じないかをシミュレーションにより確認した。

図 6.11 はシミュレーションの様子である。図 6.11(i)は、使用者の右足が接地したとき(イニシャルコンディションからローディングレスポンス)、(ii)は右足が支持脚、左足が遊脚(ミッドスタンス)、(iii)は左足が接地した時(ターミナルスタンスからプレスイング)、(iv)は右足が遊脚、左足が支持脚(ミッドスイング)、(v)は再度右足が接地したとき(ターミナルスイング)をそれぞれ想定している。なお、(i)~(v)は、図 3.5 の各フェーズに等しい。

シミュレーションは、耐荷重である 73[kg]の人形の臀部を、空間に固定された座部駆動システムの座部に設置する。人形の各パーツの相対質量比は、文献[49]を参考としている。なお、このシミュレーションではロール角の最大値は  $\omega_{roll} = 0.34[\text{rad}]$ 、ヨー角の最大値  $\omega_{yaw} = 0.26[\text{rad}]$  と設定し、式(6.5)~(6.7)を用いて、図 6.11 に示す座部の運動を再現できることを確認した。

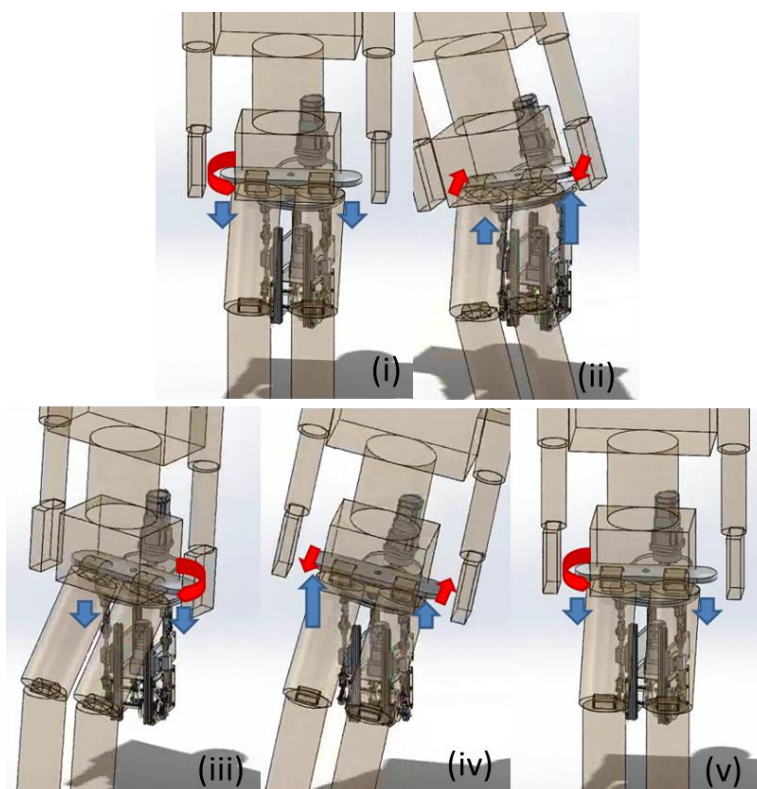


図 6.11 座部駆動システムの動作シミュレーション (矢印赤はヨー運動の方向、矢印青はロール運動の方向を示す.)

## 6.7 結言

結果として、図 6.1 のフローチャートに示した一連の流れを連続で繰り返すことにより、操縦装置を使うことなく使用者に追従し、かつ、歩行中の骨盤運動を促すことで歩行動作を補助するシステムのプロトタイプ、JARoW-II を完成させた。

JARoW-II は、この歩行支援システムを用いて積極的に歩行を行うことで、高齢者の介護予防として歩行改善を行うことのできるシステムを目標としている。他にも、その骨盤運動を補助するシステムは、歩行における骨盤運動がほとんど行うことができないパーキンソン病の患者におけるリハビリテーションとして応用することも想定できる。

次章では、JARoW-II を用いた座部駆動システムの効果について各種評価実験を行う。なお、ホイール駆動システムは、JARoW と同様のシステムを使用しているため、その評価は第 5 章を参照されたい。

## 第 7 章 JARoW-II を用いた評価実験

### 7.1 緒言

JARoW-II は、提案した歩行支援システムにより理想的な歩行に近づけるために、使用者は何も操縦すること無く、自らの歩行に伴って測定された足位置データを用いて、歩行動作に連動した歩行支援機の運動と、歩行周期においてままならない骨盤の動きを補正することを特色とした、今までにない歩行支援機を目標に開発してきた。ここで理想的な歩行とは、より健常者に近い歩行状態を示し、同じ歩行速度でも一定の移動距離においてより歩数の少ない歩行を、(第 3 章より)理想的な歩行と定義する。本章では、新たに開発した JARoW-II の座部駆動システムが、どれだけ歩行に影響がでるのかを検証することが目的である。

まず、開発したシステムによる座部の動作と、使用者の骨盤の動きが連動しているのかを確認するための基礎実験を行う。次に、歩幅と歩行率の異なる高齢者 6 名の協力のもと、JARoW-II の評価実験を行う。評価実験を通して、高齢者の通常歩行時と JARoW-II 使用時でのストライド長の変化に注視する。

## 7.2 座部駆動システムの運動に関する基礎実験

第3章で説明した、骨盤の動きに関して、試作した座部駆動システムによって再現可能かを確認するため、基礎実験を行った。まず、JARoW-IIに設置された座部の地上高を、使用者の股下長に設定する。使用者は、臀部を座部に載せ（完全には着座しない状態で）、歩行を行う。座部には、使用者を拘束するベルトやハーネスなどは無い。代わりに、使用者の中心が、座部の中心にくるように、骨盤の左右からプレートで挟み込む。このプレートには拘束力は無く、使用者が常に中心にくるように促す役割を持ち、左右へのスライドを許容する。実験は、歩行中の座部の動きと、実際の各骨盤端点の動きの差を確認する。骨盤端点は3.3節に定義した通りである。また、座部端点は、停止時の骨盤端点から垂直に下した線と、座面との交点と定義する。6.5節に示したように、座部の動きは式(6.5)~(6.7)によって決定される。同様に、被験者である30代男性の歩行特徴に合わせて各種パラメータを設定する。実験は、式(6.5)~(6.7)に示すモデルベースで座部を駆動させた状態で、被験者はそれに合わせて歩行を行うこととする。実験路として、30mの平坦な環境を設け、直進歩行によるデータを取得する。

図7.1に右側骨盤端点(点線)、右側座面端点(実線)の、歩行周期[%]における各端点の変位量[cm]の結果を示す。各結果は、歩行における加減速区間を除いた2歩行周期分を示しており、図3.5で設定した歩容と同様に、右足の踵が設置した時点を歩行周期の0%と定めている。図7.1(a)は、ロール方向の変位量を示しており、座部端点が最も降下した点を0とする。図7.1(b)は、ヨー方向の変位量を示しており、回旋していないときの変位量を0、進行方向への変位量を正とする。測定は骨盤端点に設置した加速度センサと、固定されたカメラによって簡易的なモーションキャプチャシステムを構築し、測定を行った。

結果を見ると、骨盤端点の軌跡は、座面端点に追従していることがわかる。基本的に、歩容に追従する形で、座部が動くため、座部の動きに対して骨盤の動きの位相が変わることは無い。この結果より、試作した座部駆動システムの動きによって、使用者の骨盤運動を関連付けたことを確認した。



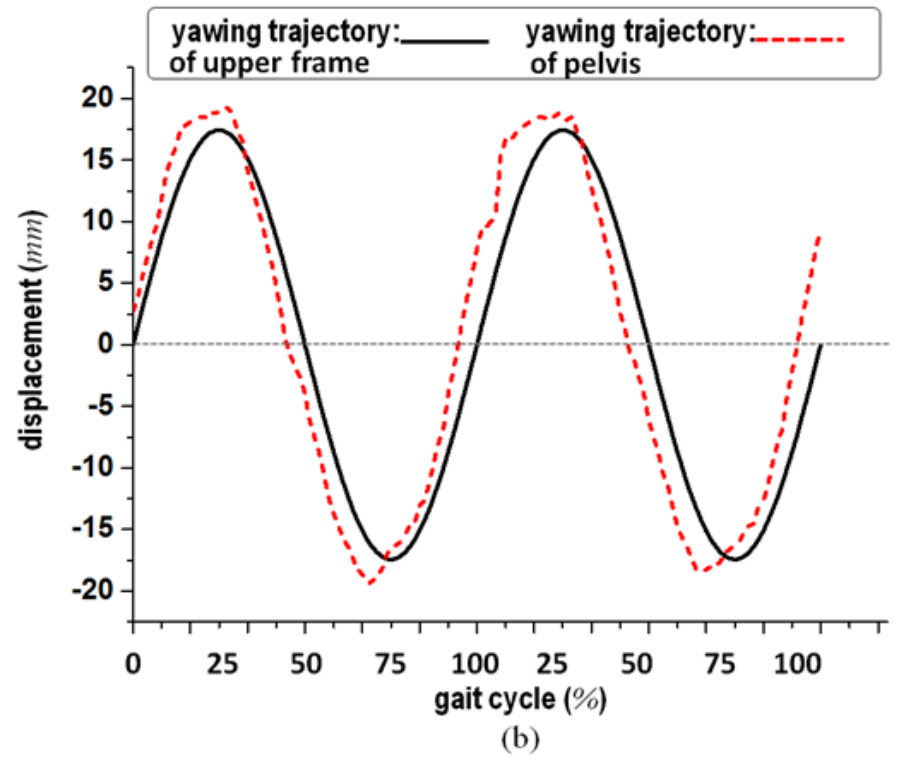
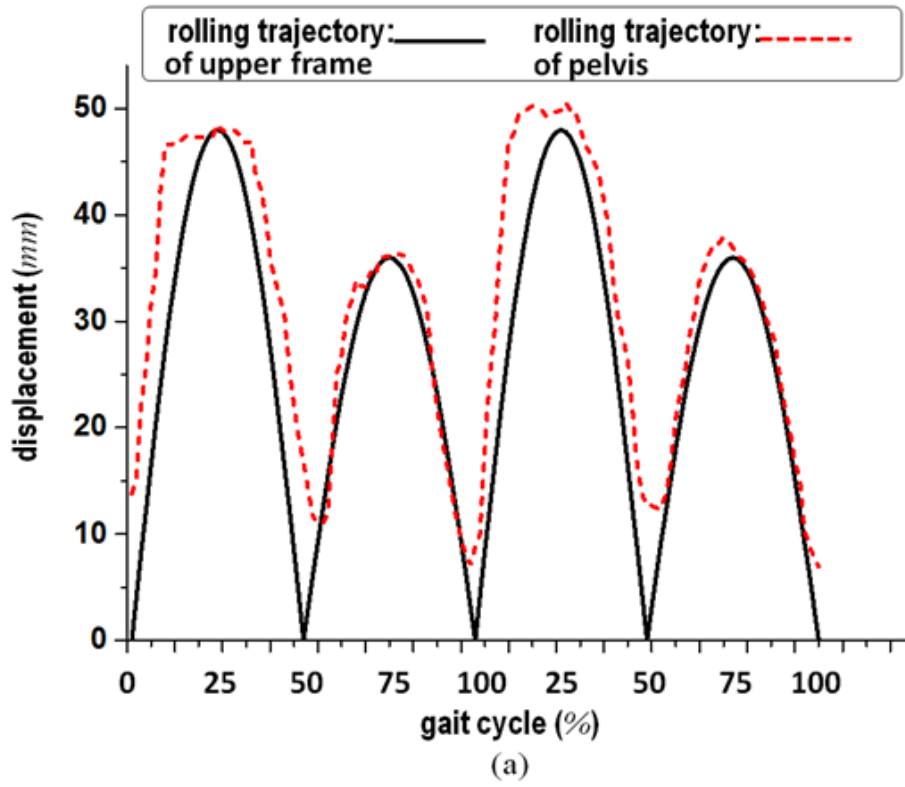


図 7.1 歩行中の骨盤端点と座部端点の比較(a)ロール方向；上下方向の動き(b)ヨー方向；進行方向の動き（黒実線）座部端点の動き（赤点線）骨盤端点の動き【縦軸：移動量(mm), 横軸：歩行周期(%)】

## 7.3 高齢者による評価実験

### 7.3.1 実験目的と方法

今回の評価実験では、どのような歩容（歩幅や歩行率）の被験者においても、JARoW-II が機能するかを検証する。また、通常歩行時と JARoW-II 使用時で、ストライド長の変化と、それに伴う速度変化に注視する。被験者として、自立歩行可能で、それぞれストライド長、歩行率の異なる男性 3 名、女性 3 名の高齢者の方々に、評価実験に協力していただいた。被験者の基礎情報を表 7.1 にまとめる。実験は約 15m のコンクリート路を含む平坦な石畳路面の実験環境を設ける。参加者にはインドームフォコンセントを行い、了承していただけた方に実験参加をお願いした。なお、被験者のデータと実験の様子は関連付け無い。

まず、各被験者は約 5-10 分程度 JARoW-II を用いた歩行練習を行う。また、JARoW-II による歩行実験を行う前段階として、実験路を被験者が歩きやすい速度で自由歩行し、その歩行データを取得する。その後、被験者によって回数は異なるが 5 回から 8 回程度 JARoW-II を用いたときの歩行を計測する。また、座部駆動システムによる歩行への影響を明確にするため、座部が動かない状態の JARoW-II でも歩行実験を行う。JARoW を用いた歩行実験では、いつも使用している杖などの補助器具は使用しない。歩行測定は、ストップウォッチによる移動区間毎の時間測定とストライド長の計測、被験者に装着された加速度センサのデータを基にし、定点カメラ画像による判定を併用したものである。実験後には個別に歩行支援機に関するアンケートに回答をしていただいた。図 7.2 は、歩行実験中のスナップ写真である。使用者は臀部を座部に預けながら歩行するが、完全に着座することは無いため、その姿勢を見ても骨盤の後傾は無い。なお、被験者 F は、股下長が想定した JARoW 座面長より小さかったため、実験データを取得することはせず、アンケートによる評価のみに参加していただいた。

表 7.1 被験者基礎情報

被験者	性別 M: 男性, F: 女性	年齢	身長 (cm)	自由歩行時	備考
A	F	79	156	杖使用	膝に持病
B	M	80	173	—	股関節に持病
C	M	78	165	—	脳梗塞の経験後、 歩行に不安あり
D	F	75	153	—	腰に持病
E	M	84	160	—	—
F	F	79	144	—	—



図 7.2(a) 被験者 1



図 7.2(b) 被験者 2



図 7.2(c) 被験者 3



図 7.2(d) 被験者 4



図 7.2(e) 被験者 5



図 7.2(f) 被験者 6



図 7.2(g) 実験に協力していただいた被験者（掲載許可済）

図 7.2 実験に協力していただいた高齢者による実験風景

（インフォームドコンセントに従い、被験者の基礎情報並びに実験データと容姿などが判別できる写真情報は関連付けないこととする。）

### 7.3.2 実験結果

表 7.2 に各被験者の実験結果（平均歩行速度，平均ストライド長，歩行率）をまとめた。次に，図 7.3 は各被験者の，時間当たりのストライド長の変動量を示している。また，図 7.4 は各被験者のストライド長の集計値を示している。各表，グラフにおける，(a)は自由歩行時，(b)は骨盤補助ありの JARoW-II ，(c)は骨盤補助無しの JARoW-II を用いたときの結果をそれぞれ表している。なお，各実験データは歩行実験を行った 15m のうち，加減速区間を除いた約 10m 前後のデータを集計したものである。

また，実験後，以下のようなアンケートを行った。

アンケート

- 1)JARoW-II を用いた歩行において，歩きやすいと感じましたか？それとも違和感がありましたか？
- 2) JARoW-II を用いた歩行において，安全だと感じましたか？
- 3)あなたが日常的に歩行している環境において，JARoW-II を使用したいと思いますか？ またなぜそう思いますか？
- 4)今後 JARoW-II にどのようなことを期待しますか？

表 7.2 実験結果；平均歩行速度[m/min]，平均ストライド長[cm]，歩行率[step/min] (a) 自由歩行時 (b) 骨盤補助あり JARoW-II 使用時 (c) 骨盤補助なし JARoW-II 使用時

	ave. walking speed [m/min]			ave. stride length [cm]			walking rate [step/min]		
	(a)	(b)	(c)	(a)	(b)	(c)	(a)	(b)	(c)
A	34.2	34.6	32.6	39.9	41.2	37.4	85.7	84.0	87.2
B	50.1	61.1	48.5	37.6	44.5	36.6	133.2	137.4	132.5
C	48.4	51.0	48.2	48.1	51.4	47.4	100.5	99.2	101.6
D	39.8	40.4	37.6	38.0	38.5	35.9	104.6	104.9	104.6
E	60.0	64.2	61.7	69.5	73.1	69.3	86.3	87.8	89.0

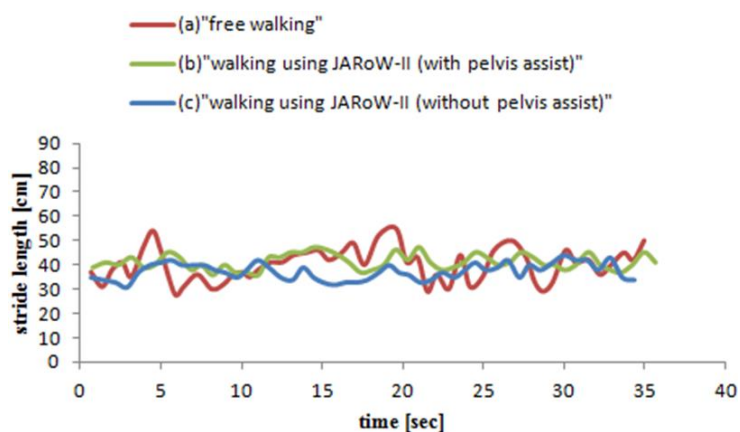


図 7.3(1) 被験者 A

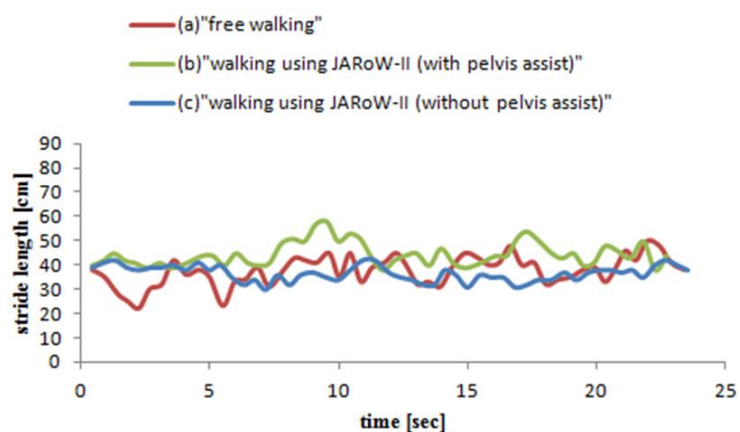


図 7.3(2) 被験者 B

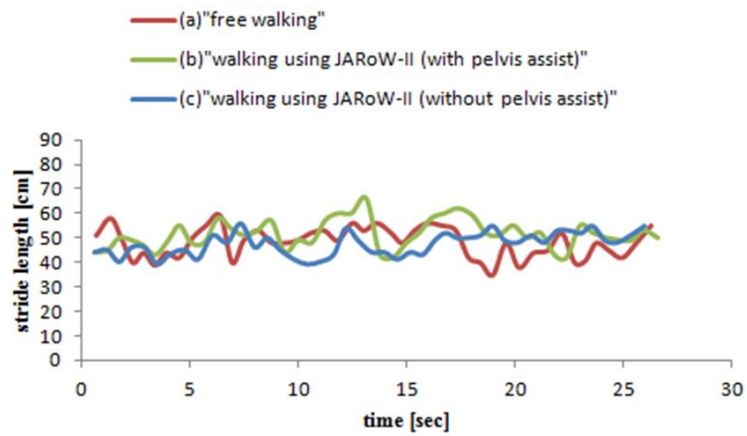


図 7.3(3) 被験者 C

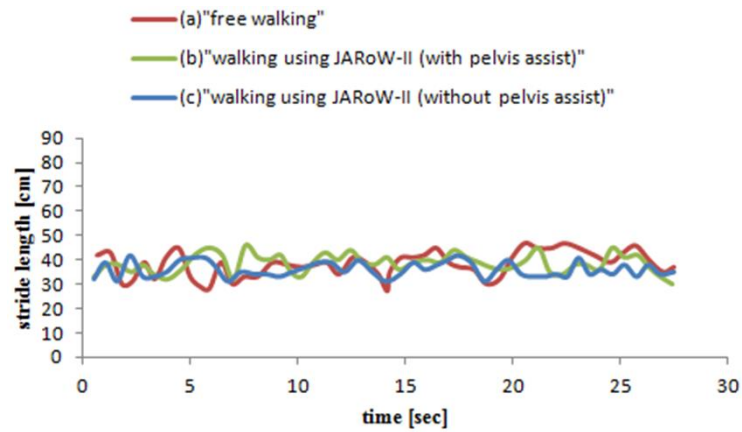


図 7.3(4) 被験者 D

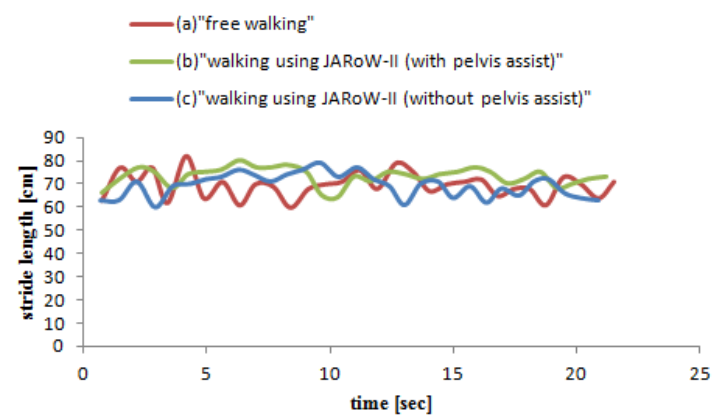
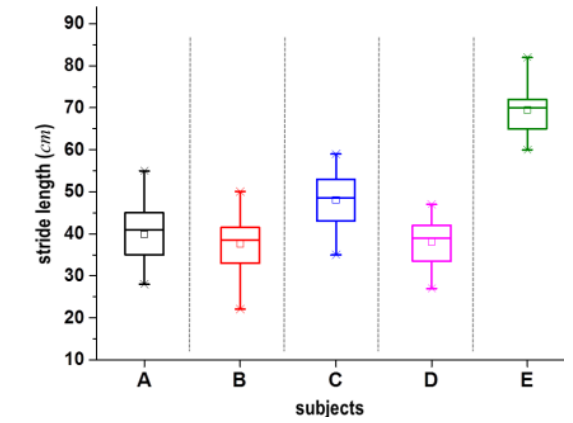


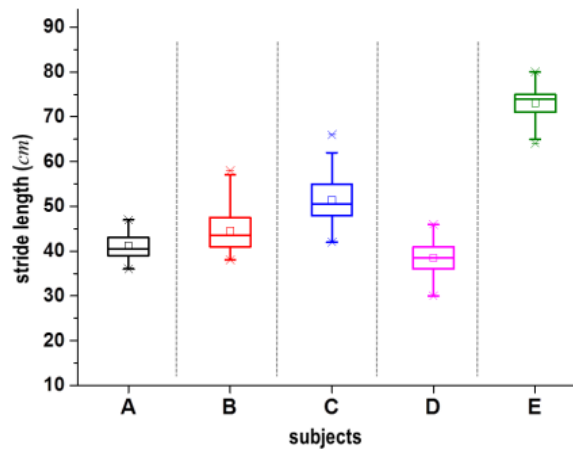
図 7.3(5) 被験者 E

図 7.3 被験者 A~E における自由歩行時と JARoW-II 使用時におけるストライド長の変動値の比較 (赤線) 自由歩行 (緑線) 骨盤補助あり JARoW-II 使用 (青線) 骨盤補助なし JARoW-II 使用 【縦軸：ストライド長[cm], 横軸：時間[sec]】

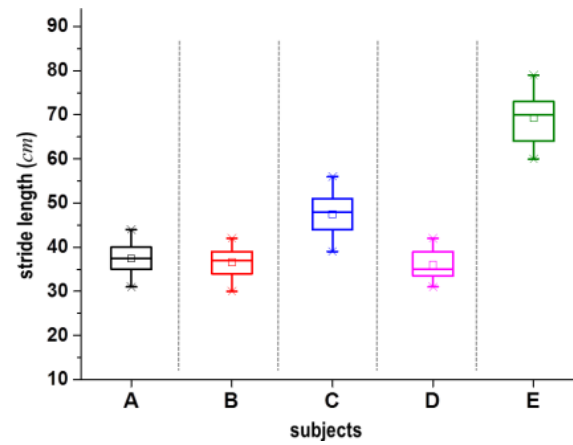




(a)



(b)



(c)

図 7.4 統計データの比較(a)自由歩行(b)骨盤補助ありの JARoW-II による歩行(c)骨盤補助なしの JARoW-II による歩行(※最大値・最小値, □平均値, エラーバーは測定値の 5-95%, ボックスは測定値の 25-75%) 【縦軸: ストライド長[cm], 横軸: 各被験者】

### 7.3.3 考察

表 7.2, 図 7.3, 図 7.4 より, 結果(a)と(b)を比べると, すべての被験者においてストライド長の増加を確認することができた. また, 被験者 B を除くと, 歩行率の変化は少なく, ストライド長の増加による歩行速度の上昇が確認できる. 歩行率の変化が少ないということは, 歩行支援機を用いた歩行でも自由歩行時と同じように歩行を行えているということである. 被験者 B は, 他の被験者に比べ, 特に高身長で股下が長いため, 回旋運動の足を前に出す補助効果の影響が大きいと考えられる. それに対して, 身長の高い女性 2 名は, 一定のストライド長の増加は認められるものの, 身長の高い男性被験者に比べると, 効果が少ない結果となった. また, 歩幅のばらつきに注目すると, 図 7.3, 7.4 より, JARoW-II を用いた歩行に関して, 自由歩行時に比べ, すべての被験者において低く抑えられていることがわかる. これは結果(a)と(b), または(a)と(c)を比べても同様であることから, JARoW-II に多少の体重を預けることで, 常に一定の踏み出し動作を行えていると推測する. 最後に, 結果(b)と(c)を比べると, 座部の動かない結果(c)において, ストライド長が低下する傾向が確認された. これは, 座面が動かないことにより, 歩行中の骨盤運動が制限されるためである. また, 歩行速度の変わらない被験者は, 歩行率を上げることで, ストライド長の低下による歩行速度の減少を補っていると言える.

実験後に行ったアンケート結果によると, 質問 1)に関しては, 6 人全員が JARoW-II を好意的に捉えている結果となった. 質問 2)に関しては, 5 人が安全性に問題は無いが, 1 名は唐突な座面の動きが起こることを指摘し, その点に関しての改善を望んだ. 質問 3)に関しても 6 人全員が使用に好意的で, 背中あたりを押してもらうような感覚と歩行にリズムが付くという感覚に好感が持てるという意見も頂いた. また, 基本的に座部に体重を預けながら歩行するという点で, 単純に楽に歩行できたという意見が多かった. 質問 4)に関しては, 疲れたときの電動車いすとしての機能を追加してほしいという意見が多かった. 安全性を危惧した 1 名からは, 前方に手すりの追加を提案された. これは両手が自由に使え, 進行方向に自由に動いて良いという肯定的な意見とは別に, 何も掴むものがないため前方への転倒の危険性を指摘するというものであった. 前方への転倒の不安を解消するため何らかの対策が急務となる.

今回の高齢者による実験を通して言えることは, 歩容の異なるすべての被験者において「高齢者の無意識的な自由歩行＝ストライド長の短い老人型歩行」と「高齢者の JARoW-II による歩行＝ストライド長の長く歩行速度が増加した歩行」を比較することで, 新たに開発した座部駆動システムに一定の効果があつたと言える. しかしながら, これらの結果が介護予防に有効であるとは客観的には言い切れない. ただし, 日々の歩行を「無意識な老人型歩行」を行うのと, JARoW-II を使うことによる「意識的な歩行」を行うのでは, 高齢者自身の歩行意識に変化があつたのは, アンケートの結果からも明らかである.

## 7.4 結言

本章では、JARoW-II プロトタイプの座部駆動システムに関する各種実験を行い、歩行中の骨盤の動き促すシステムの効果を確認した。今後、本研究では、様々な歩行特徴を持つ多くの高齢者に歩行実験を行い、開発したシステムの有効性を確認する予定である。その初期段階として、ストライド長や歩行率の異なる5名の高齢者による評価実験を行った。結果として、自由歩行時に比べ、ストライド長の増加と、ばらつきの低下、歩行速度の上昇傾向を確認した。また、JARoW-IIにおいて、座部が動かず骨盤補助無しの状態による歩行補助でも比較することによって、座部駆動システムの効果を再確認した。

しかしながら、このシステムが直接介護予防につながるかについては、更なる検証が必要となる。また、JARoW-IIを用いることによる歩行改善を行えるかについては、長期的なリハビリテーションによる検証が必要となる。

今回の各実験では、普段の歩行データをもとに、各種ゲインを調整し、歩行中の骨盤の動きを理想に近づくように、個々に設定した。今後は、得られた評価実験の結果を参考に、足位置を読み取る測距センサの情報から、骨盤の動きを推定・予測することで、個々に設定の必要のないシステムへの更新を検討している。

## 第 8 章 結論

### 総評

本論文では、筋力の衰えた高齢者の歩行補助を目的とする歩行支援機 JARoW と、介護予防として歩行改善を行うこと目的とする歩行支援機 JARoW-II の 2 つの歩行支援機の開発を行った。JARoW の開発においては、操縦装置を用いずに歩行支援機を操作するためのインターフェースシステムと、それに伴う歩行支援機の制御手法を提案した。そして、この JARoW のシステムを応用した JARoW-II の開発においては、高齢者の歩行中の骨盤運動を補助する機構を新たに提案した。JARoW および JARoW-II の研究における最大の焦点は、搭載された足位置測定用インターフェースシステムにより、使用者の歩行を解析し、それに応じた歩行支援を行うというシステムである。このシステムによって、使用者の歩行意図を歩行支援機側が判断することで、使用者の動きに追従し、効果的な歩行補助を行う。

JARoW の開発に伴う改良点は次の通りである。まず、足位置を測定するインターフェースシステムの精度向上を行った。これにより、改良前の 600msec から 100msec 間隔で足位置データを取得することを可能とし、その位置データの変位から、足の振りだし速度やストライド長の変化を測定する。次に、足位置データをもとに、使用者の歩行状態を算出する各種アルゴリズムの提案を行った。これにより、使用者の歩行意図を読み取って、JARoW に搭載される 3 つのオムニホイルの動きとして出力することで、使用者の動きに全方位追従し歩行補助を行う。さらには、より滑らかな歩行補助を実現するための各種フィルタの実装を行った。特に、粒子フィルタを用いた速度制御法により、使用者の歩行に対する JARoW の追従率を向上させた。また、車輪にかかる荷重の変動やスロープの昇降など、様々な外乱に対応するために、車輪制御法に外乱オブザーバを適応した、ロバスト PID を用いた。これらの改良された JARoW システムは、各種実験を通して、その効果と有効性を確認できた。これら JARoW システムは、JARoW-II にそのまま流用される。

JARoW-II では、高齢者特有の老人型歩行を改善するための、歩行中の骨盤運動を補助するシステムを新たに提案した。まず、歩行中の歩幅と骨盤運動をモデル化し、それを再現し歩行運動に適応させるメカニズムの開発を行った。開発したメカニズムを搭載した JARoW-II プロトタイプモデルは、従来研究における歩行アシスト手法のどれにも当てはまらない、全く新しいモデルと言える。これは、下肢位置情報を読み取り、そのデータと歩行中の骨盤揺動を関連づけると同時に、骨盤運動を補助する歩行支援モデルである。また、体重の一部を保持することで、歩行改善を行うトレーニングと同時に歩行補助の効果も期

待できる。さらに、JARoW の特色である操縦装置を持たない操作性と、JARoW-II に搭載した歩行中の骨盤の動きを考慮する歩行支援システムの効果を確認するため、有志の高齢者による検証実験を行った。実験結果と被験者より頂戴した数々の意見により、その有用性や問題点を確認した。

## 今後の課題

しかしながら、今後の課題も多い。特に、JARoW-II の検証実験では、被験者の普通の歩行データをもとに各種ゲインを調整し、歩行中の骨盤の動きを理想に近づけるように個人に合わせてチューニングした。その結果として、歩幅の増加による歩行速度の上昇を確認することができた。元来、人間の歩容と骨盤の動きは連動するものである。今後は、足位置を読み取る測距センサの情報から、骨盤の動きを推定、予測することで、荷重変動も含め、個人にチューニングの必要のないシステムへのアップデートを行う必要がある。同時に、歩行支援機本体の小型化や細部の改良などによる利便性の向上を行い、1つのテストベッドとして完成形に近づけることを目標に、今後の開発を進めていきたい。また、介護予防を想定した場合、歩行能力の衰えた被験者に対して、長期的な JARoW-II の使用によるトレーニングを行い、老人型歩行から改善がみられるかなど、リハビリテーションの観点からの検証も今後の課題となる。また、可能な限り多くの高齢者に対して検証実験を行い、どのような歩容の利用者に対しても効果があるか、検証する必要がある。

## 既存の歩行アシストロボットに対する JARoW および JARoW-II の

### 価値

JARoW および JARoW-II は、高齢者のための歩行アシストロボットとして開発されている。開発にあたり、前提として高齢者の特性に注目した。これは、高齢者は電子デバイスに疎く、振る舞いがゆっくりしており、かつ簡単に使える利便性を重視するということである。従来の歩行アシストロボットでは、ジョイスティックやボタン(圧力センサやハンドルなどを含む)による操作システムが主流である。これに対して、JARoW システムはそれらの操縦装置を一切使用せず、使用者は思うままに歩行を行えば、それに従うように歩行アシストを実現する。

また、歩行補助のための装着型歩行アシストロボットは、デバイスを体に直接取り付けるため、人間が歩ける環境であれば対応できるという利点があるものの、機械を装着するという観点からいえば、煩わしく感じるという欠点がある。それに対して、JARoW, JARoW-II

のような歩行器タイプのモデルは、環境対応性に劣るものの、気軽に使える簡便さを利点とする。また、シルバーカートのような荷物の運搬機能や、ナビゲーションシステム、衝突回避などの安全技術、休憩のために椅子になるといった付加価値を加えることで、一般的に普及しやすい可能性を秘めている。このように、装着型、歩行器型、それぞれに一長一短があると言える。

本研究において開発した JARoW、および JARoW-II に共通しているコンセプトは、両足中心位置 2 点のみをシステムの入力とし、その 2 つの情報から、使用者の歩行状態を算出することで、歩行の意図を認識し、それに対応するような歩行支援を実現しているシステムに見ることができる。このシステムによって、JARoW では高齢者特有の前傾姿勢歩行に対して奇麗な姿勢を保てるという利点を持つ。そして、JARoW-II では、歩行中の骨盤運動を促すことで、ストライド長の増加による歩行速度上昇を確認した。これらの手法は、高精度カメラなどを使うシステムより安価で、かつ省スペースである。さらに、人を対象とするため、カメラを使わないことは、プライバシー保護という観点からも有効となる。

歩行支援機の研究開発における最終的な完成目標は、人の衰えた歩行能力を補助・改善すると同時に、どのような使用者においても自らの手足のように自在に機器を扱えることである。JARoW、および JARoW-II の開発を通して、人の歩行意図を認識し、歩行支援を行う手法は、理想的な歩行支援機の 1 つのモデルとして提案することができたと考えている。

## 展望

本研究を進めるにあたり、石川県金沢市、能美市にお住いの多くの高齢者の方々が協力してくださり、同時に多様なコメントをいただくことができた。そこで感じたことは、ほぼすべての高齢者は、加齢に伴う運動量の低下を危惧していたことである。さらに、高齢者のみの世帯では、今後自立した生活をいつまで続けることができるか心配という意見が多く見受けられた。中には、自らの意思で積極的に歩行することを意識する方や、ゴルフやゲートボール、ウォーキングなどを積極的に行い、運動しているという方も存在する。これは、行動範囲の維持や健康促進など様々な利点があるだけでなく、精神的な面でもよい傾向があるとされる。

国立社会保障・人口問題研究所「都道府県の将来推計人口の概要」[\[75\]](#)によると、石川県、富山県、福井県からなる北陸地域の現状を見ると、全国平均を上回って少子高齢化が進んでいるとされる。2020 年には全国の高齢者人口比率が 27.8% に対し、北陸地域では 30.2%、2030 年には全国の高齢者人口比率が 29.6% に対し、北陸地域では 31.8% に及ぶ。特に、高齢社会において、高齢者の自立した生活や地域コミュニティの重要性が増してくると予想される。北陸地域では、例えば老人クラブの加入率が全国平均を大きく上回るなど、地域の絆が保たれているといった特色を有している。高齢者との交流を通して、このような健全

な地域コミュニティの維持と、高齢者の自立した生活を営む環境の整備などが必要不可欠であることがわかった。それには、医療技術の進歩は勿論のこと、ロボットなどに代表される、高度な科学技術を応用した環境整備と、それを可能にする法整備が必要になってくる。これまでにも障害者を対象に、バリアフリー環境の整備が進んできたように、今後の高齢社会に対して、様々な対応が必要であると考え。そのような中、高齢者の移動手段として超小型モビリティが提案されている。これは、高齢者の買い物や、病院への通院などをサポートする手段として有効である。しかしながら、いつまでも健康を維持するためにはすべての運動の基盤になる歩行動作が重要になる。JARoW, JARoW-II のシステムは、あくまでも歩行を補助することが目的である。JARoW に関するシステムは、一般的な歩行器にも応用可能なシステムである。測距センサとアクチュエータ、パワーサプライをパッケージング化し、付加することで既存の様々な歩行補助機器に応用することができる。

JARoW, JARoW-II に関するシステムは、シルバーカートの延長線上としての使用を想定することができる。また、超小型モビリティとしても、普段の歩行を改善するための高齢者の1つの移動ツールと提案することができる。さらには、介護予防のためのリハビリテーションとして、高齢者の歩行改善を行う技術としての可能性を秘めている。

今回開発した JARoW, JARoW-II の歩行補助・改善技術を通して、高齢者や障害者のための先進的な高齢社会環境を実現するための一翼を担えることを期待する。

## 謝辞

本研究にあたり、直接指導していただいた、北陸先端科学技術大学院大学情報科学研究科教授・丁洛榮先生に深謝いたします。また、様々な助言や指導をしていただいた、宮崎大学工学部環境ロボティクス学科准教授・李根浩先生に深謝いたします。さらに、研究実施において、多大なサポートをしていただいた、北陸先端科学技術大学院大学情報科学研究科准教授・浅野文彦先生に深謝いたします。そして、実機検証実験の準備や手伝い、研究への協力、助言、その他の様々なサポートをしていただいた西村康弘氏、多田羅一昂氏、野口尚人氏、山越将史氏、津田明日見氏、小島潤氏に感謝いたします。また、同じチームとして研究を行った、大和田知宏氏、黒田賢氏、山口秀樹氏に感謝いたします。さらに、JARoW, JARoW-II 共に設計のアドバイスをいただき、製作に協力してくださった工作室技術職員・宇野宗則氏に深謝いたします。そして、本研究に興味を示し、快く実機実験に協力してくださった、有志の皆様方に感謝いたします。最後に、日々様々な面で助言や協力を下さった、丁研究室の皆様方に感謝いたします。



## 参考文献

- [1]内閣府, 平成 27 年度版「高齢社会白書」, (参照日 2016 年 6 月 22 日),  
<http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/index-w.html>
- [2]経済産業省, 2015 年度「ロボット新戦略」, (参照日 2016 年 6 月 22 日),  
<http://www.meti.go.jp/press/2014/01/20150123004/20150123004b.pdf>
- [3]M. Topping, “An overview of development of Handy-1, a rehabilitation robot to assist the severely disabled,” *Artificial Life and Robotics*, vol.4, no.4, pp.188-192, 2000.
- [4]R. Soyama, S. Ishii, A. Fukase, “The development of mealassistance robot ‘My Spoon’,” *Proc. 8th IEEE Int. Conf. Rehabilitation Robotics*, pp.88-91, 2003.
- [5]G. R. B. E. Romer, H. J. A. Stuyt, G. Peters, K. V. Woerden, “The current and future processes for obtaining a ‘Manus’ (ARM) rehabrobot within the Netherlands,” *Proc. 8th IEEE Int. Conf. Rehabilitation Robotics*, pp.9-12, 2003.
- [6]脇田優仁, 永田和之, 山野辺夏樹 “上肢に障害のある人の生活を支援するロボットアーム RAPUDA に関する産総研の人間工学実験,” *日本ロボット学会誌* Vol. 29, No. 3, pp. 255-256, 2011.
- [7]パナソニック株式会社 エコソリューションズ社, 自立支援型起立歩行アシストロボット, (参照日 2016 年 6 月 23 日),  
<http://news.panasonic.com/press/news/official.data/data.dir/2014/09/jn140924-5/jn140924-5.html>
- [8]Y. Sankai, “HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernics,” Vol.66 of the series Springer Tracts in Advanced Robotics pp 25-34, 2011.
- [9]大和ハウス工業株式会社, PARO, (参照日 2016 年 6 月 23 日),  
<http://www.daiwahouse.co.jp/robot/paro/>
- [10]S Studensk, “Gait Speed and Survival in Older Adults,” *JAMA*. Vol.305, No.1 pp.50-58, 2011.  
doi:10.1001/jama.2010.1923.
- [11]安原謙, 島田圭, 小山泰司, “リズム歩行アシスト,” *Honda R&D Technical Review*, Vol.21, No.2, pp.54-62, 2009.
- [12]則次俊郎, “空気圧ゴム人工筋を用いたパワーアシストウェアの開発,” *日本ロボット学会誌*, Vol.33, No.4, pp.222-227, 2015.
- [13]Kirsten Gotz-Neumann, “観察による歩行分析,” 医学書院, 2005.
- [14]J. A. Stevens, K. Thomas, L. Teh, A. I. Greenspan, “Unintentional fall injuries associated with walkers and canes in older adults treated in U.S. emergency departments,” *J. Amer. Geriatric Soc.*,

- vol. 58, No. 8, pp. 1464–1469, 2009.
- [15]H. Bateni, B. E. Maki, “Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences,” *Archives Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 86, No. 1, pp. 134–145, 2005.
- [16]T. Carlson, R. Leeb, R. Chavarriaga, J. R. Millan, “The birth of the brain-controlled wheelchair,” in *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Syst.*, pp.5444–5445, May 2012.
- [17]B. Rebsamen, C. Guan, H. Zhang, C. Wang, C. Teo, M. H. Ang, E. Burdet, “A brain controlled wheelchair to navigate in familiar environments,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, Vol.18, No.6, pp.590–598, Dec. 2010.
- [18]J. S. Ju, Y. Shin, E. Y. Kim, “Vision based interface system for hands free control of an intelligent wheelchair,” *J. NeuroEngineering Rehabil.*, Vol.6, No.33, pp. 301–317, 2009.
- [19]J. A. Hesch, S. I. Roumeliotis, “An indoor localization aid for the visually impaired,” in *Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Automation*, pp. 3545–3551, Apr. 2007.
- [20]K. Wakita, J. Huang, P. Di, K. Sekiyama, T. Fukuda, “Humanwalking-intention-based motion control of an omnidirectional-type cane robot,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, Vol.18, No.1, pp.285–296, Feb. 2013.
- [21]W.-H. Mou, M.-F. Chang, C.-K. Liao, Y.-H. Hsu, S.-H. Tseng, L.-C. Fu, “Context-aware assisted interactive robotic walker for Parkinson’s disease patients,” in *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Syst.*, pp.329–334, Oct. 2012.
- [22]H. Kobayashi, T. Hashimoto, S. Nakayama, K. Irie, “Development of an active walker and its effect,” *J. Robot. Mechatron.*, Vol. 24, No. 2, pp. 275–283, Apr. 2012.
- [23]A. F. Neto, J. A. Gallego, E. Rocon, J. L. Pons, R. Ceres, “Control and path planning of a walk-assist robot using differential flatness,” *BioMedical Eng.*, Vol.9, No.37, pp.1–16, 2010.
- [24]K. Kong, H. Moon, B. Hwang, D. Jeon, M. Tomizuka, “Impedance compensation of SUBAR for back-drivable force-mode actuation,” *IEEE Trans. Robot.*, Vol.25, No.3, pp.512–521, Jun. 2009.
- [25]M. Nokata, W. Hirai, “Unrestraint support robot for elderly gait rehabilitation,” in *Proc. 11th IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, pp.614–620, Jun. 2009
- [26]藤井仁, 河野誠, “ロボットアシストウォーカーRT.1の開発,” *日本ロボット学会誌*, Vol.34, No.4, pp.254-259, 2016.
- [27]RT.ワークス株式会社, RT.2, (参照日 2016年6月23日)  
<https://www.rtworks.co.jp/product.html#rt1>
- [28]株式会社幸和製作所, リトルキーパス, (参照日 2016年6月23日)  
<https://www.tacaof.co.jp/keepace/>
- [29]G. J. Lacey, D. Rodriguez-Losada, “The evolution of Guido,” *IEEE Robot. Autom. Mag.*, Vol.15, No.4, pp.75–83, Dec. 2008.
- [30]A. Veg, D. B. Popovic, “Walkaround: Mobile balance support for therapy of walking,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, Vol.16, No.3, pp. 264–269, Jun. 2008.

- [31]T. Kikuchi, T. Tanaka, S. Tanida, K. Kobayashi, K. Mitobe, “Basic study on gait rehabilitation system with intelligently controllable walker (i-Walker),” in Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics, pp. 329–334, Mar. 2010.
- [32]Y. Hirata, A. Hara, K. Kosuge, “Motion control of passive intelligent walker using servo brakes,” IEEE Trans. Robot., Vol.23, No.5, pp. 981–990, Oct. 2007.
- [33]A. Morris, R. Donamukkala, A. Kapuria, A. Steinfeld, J. Matthews, J. Dunbar-Jacobs, S. Thrun, “A robotic walker that provides guidance,” in Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom., pp.25–30, Sep. 2003.
- [34]H.-M. Gross, C. Schroeter, S. Mueller, M. Volkhardt, E. Einhorn, A. Bley, C. Martin, T. Langner, M. Merten, “Progress in developing a socially assistive mobile home robot companion for the elderly with mild cognitive impairment,” in Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Syst., pp.2430–2437, Nov. 2011.
- [35]V. Kulyukin, “Human-robot interaction through gesture-free spoken dialogue,” Autonomous Robots, Vol.16, No.3, pp.239–257, 2004.
- [36]P. Jia, H.-H. Hu, T. Lu, K. Yuan, “Head gesture recognition for hands-free control of an intelligent wheelchair,” Int. J. Ind. Robot, Vol.34, No.1, pp.60–68, 2007.
- [37]S.M.M. De Rossi, T. Lenzi, N. Vitiello, M. Donati, A. Persichetti, F. Giovacchini, F. Vecchi, M. C. Carrozza, “Development of an in-shoe pressure-sensitive device for gait analysis,” in Proc. IEEE Int. Conf. Eng. Med. Biol. Soc., pp.5637–5640, Aug.-Sep. 2011.
- [38]M. Hirasawa, H. Okada, M. Shimojo, “The development of the plantar pressure sensor shoes for gait analysis,” J. Robot. Mechatronics, Vol.20, No.3, pp.324–330, 2007.
- [39]R. V. Rodriguez, R. P. Lewis, J. S. D. Mason, N. W. D. Evans, “Footstep recognition for a smart home environment,” Int. J. Smart Home, Vol.2, No.2, pp.95–110, Apr. 2008.
- [40]G. Lee, T. Ohnuma, N.Y. Chong, S-G. Lee, “Walking intent based movement control for JAIST active robotic walker,” IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems, Vol.44, No.5, pp.665-672, May 2014.
- [41]P. S. Maybeck, “Stochastic Models Estimation and Control,” New York, NY, USA: Academic 1982.
- [42]R. J. Full, D. E. Koditschek, “Templates and anchors: Neuromechanical hypotheses of legged locomotion on land,” J. Experimental Biol., Vol.202, pp.3325–3332, Dec. 1999.
- [43]J. Perry, “Gait Analysis: Normal and Pathological Function,” Slack Inc., 1982.
- [44]岡田英孝, “男性高齢者の移動運動に関するバイオメカニクス的研究,” 筑波大学博士(体育科学) 学位論文, 2000.
- [45]Kathryn Knight, “WHY BIG PEOPLE WALK MORE ECONOMICALLY THAN SMALL PEOPLE” Journal of Experimental Biology, 213: i doi: 10.1242/ jeb.052902, 2010.
- [46]P.G. Weyand, B. R. Smith, M. R. Puyau, N. F. Butte, “The mass-specific energy cost of

- humanwalking is set by stature,” J. Exp. Biol. Vol.213, pp.3972-3979, 2010.
- [47]吉田勸持, “構造医学—自然治癒のカギは重力にある!,” エンタプライズ株式会社, 1999.
- [48]西守隆, “歩行と走行における骨盤と体幹回旋運動,” ブックハウス・エイチデイ, Sportsmedicine, Vol.23, No.10, pp.33-37, 2011.
- [49]齊藤清次, 中島弘貴, 村林里志, “高齢者における歩行時の速度変化が骨盤および体幹回旋運動に及ぼす影響,” 第 48 回日本理学療法学会大会, 2013.
- [50]G. G. Defranca, L. J. Levine, “Pelvic Locomotor Dysfunction: A Clinical Approach,” Aspen Publishres Inc., 1996.
- [51]大和田知宏, 丁洛榮, “高齢者の骨盤回旋を促す歩行支援機の開発に向けた骨盤モデルの構築,” pp.1-4, JAIST Repository, 2014.
- [52]吉田勸持, “構造医学の原理 (基礎編),” エンタプライズ株式会社, 1987.
- [53]G. Lee, T. Ohnuma, N.Y. Chong, “Design and control of JAIST active robotic walker,” Journal of Intelligent Service Robotics, Vol.3, No.3, pp.125-135, 2010.
- [54]J. Borenstein, Y. Koren, “Real-time Obstacle Avoidance for Fast Mobile Robots,” IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Vol.19, No.5, pp.1179-1187, 1989.
- [55]T. Kirubarajan, Y. Bar-Shalom, “Probabilistic data association techniques for target tracking in clutter,” Proceedings of the IEEE, Vol.92, No.3, pp.536-557, 2004.
- [56]P. S. Maybeck, “Stochastic models, estimation, and control” Academic Press, 1982.
- [57]J. Ackermann, D. Kaesbauer, “Design of robust PID controllers,” European control Conference, pp.522-527, 2001.
- [58]S. Chib, E. Greenberg, “Understanding the Metropolis-Hastings algorithm” American Statistician, Vol.49, No.4, pp.327-335, 1995.
- [59]G. Kitagawa, “Monte Carlo ltering and smoothing method for nonlinear non-Gaussian state space models,” Journal of Computational Graphical Statistics, Vol.5, No.1, pp.1-25, 1996.
- [60]小林吉之, 嶺也守寛, 藤本浩志, “ヒト足部の身体位置覚に関する研究,” 日本機械学会論文集 C, Vol.73, No.725, pp.274-279, 2007.
- [61]Y. Kobayashi, H. Fujimoto, K. Nakazawa, M. Akai, “Foot Position Tends to Be Sensed as More Medial Than the Actual Foot Position,” Journal of Motor Behavior, Vol.41, No.5, pp.437-443, 2009.
- [62]長尾裕太, 小林吉之, 藤本浩志, “人が知覚している足部位置と実際の足部位置との誤差の特性 (高齢者と若年者における傾向の比較),” 日本機械学会論文集 C, Vol.77, No.783, pp.4181-4188, 2011.
- [63]J. M. Burnfield, C. M. Powers, “Normal and pathologic gait,” in Orthopaedic Physical Therapy Secrets, J. D. Placzek and D. A. Boyce (edt.), Hanley and Belfus (2nd ed.), 2006.
- [64]中村隆一, “基礎運動学第 5 版,” 医歯薬出版, 2000.

- [65]大沼孝徳, 李根浩, 丁洛榮, “建設現場における作業員付随ロボットの開発,” 第 12 回建設ロボットシンポジウム, pp.129-134, 2010.
- [66]大沼孝徳, 李根浩, 丁洛榮, “ロバスト PID 制御を用いた歩行支援機 JARoW の制御,” 第 12 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.2222-2224, 2011.
- [67]大沼孝徳, 鄭意程, 李根浩, 丁洛榮, “カルマンフィルタを用いた歩行支援機 JARoW の制御,” 第 28 回日本ロボット学会学術講演会, Sep. 2010.
- [68]大沼 孝徳, 李 根浩, 宇野 宗則, 丁 洛榮 “重心動揺を安定に促すアクティブ歩行支援システム JARoW2 の設計,” ロボティクス・メカトロニクス講演会, May 2014.
- [69]大沼 孝徳, 李 根浩, 丁 洛榮. “操縦装置を持たないアクティブ型歩行支援機 JARoW の開発,” ロボティクス・メカトロニクス講演会, Jun. 2010.
- [70]T. Ohnuma, G. Lee, N.Y. Chong, “Particle filter based lower limb prediction and motion control for JAIST active robotic walker,” Proc. 23th IEEE Int. Symp. Robot and Human Interactive Communication, August, pp.6-11, Aug. 2014.
- [71]T. Ohnuma, G. Lee, N.Y. Chong, “Particle filter based feedback control of JAIST active robotic walker,” Proc. 20th IEEE Int. Symp. Robot and Human Interactive Communication, pp.264-269, 2011.
- [72]G. Lee, E.J. Jung, T. Ohnuma, N.Y. Chong, B.J. Yi, “JAIST robotic walker control based on a two-layered Kalman filter,” Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation, pp.3682-3687, 2011.
- [73]T.Ootubo, G. Lee, T. Ohnuma, N.Y. Chong, “A particle filter based lower- limb tracking for active walker control,” Proc. Int. Symp. Robotics and Intelligent Sensors, pp.168-173, 2010.
- [74]T. Ohnuma, G. Lee, N.Y. Chong, “Development of an active walker with easy maneuverability,” Proc. 6th Int. Conf. Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence, pp.406-410, 2009.
- [75] 国立社会保障・人口問題研究所, 「都道府県の将来推計人口の概要」, (参照日 2016 年 6 月 23 日)  
<http://www.ipss.go.jp/syoushika/tohkei/Mainmenu.asp>

## 研究業績

### (1) 学術雑誌などに発表した論文、著書

(査読あり)

- Geunho Lee, Takanori Ohnuma, Nak Young Chong, and Soon-Geul Lee “Walking intent based movement control for JAIST active robotic walker” IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems, vol. 44, no. 5, pp.665-672, may 2014.
- Geunho Lee, Takanori Ohnuma, and Nak Young Chong. “Design and control of JAIST active robotic walker”, Journal of Intelligent Service Robotics, vol.3, no.3, pp.125-135, 2010.
- Takanori Ohnuma, Geunho Lee, and Nak Young Chong. “Development of JARoW-II Active Robotic Walker Reflecting Pelvic Movements while Walking”, Journal of Intelligent Service Robotics, 2016.  
(投稿済)

### (2) 国際会議における発表

(口頭発表・査読あり)

- Takanori Ohnuma, Geunho Lee, and Nak Young Chong. “Particle filter based lower limb prediction and motion control for JAIST active robotic walker”, Proc. 23th IEEE Int. Symp. Robot and Human Interactive Communication, August, 2014.
- Takanori Ohnuma, Geunho Lee, and Nak Young Chong. “Particle filter based feedback control of JAIST active robotic walker”, Proc. 20th IEEE Int. Symp. Robot and Human Interactive Communication, pp.264-269, 2011.
- Geunho Lee, Eui-Jung Jung, Takanori Ohnuma, Nak Young Chong, and Byung-Ju Yi. “JAIST robotic walker control based on a two-layered Kalman filter”, Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation, pp.3682-3687, 2011.
- Takema Ootubo, Geunho Lee, Takanori Ohnuma, and Nak Young Chong. “A particle filter based lower-limb tracking for active walker control”, Proc. Int. Symp. Robotics and Intelligent Sensors, pp.168-173, 2010.

- ・ Takanori Ohnuma, Geunho Lee, and Nak Young Chong. “Development of an active walker with easy maneuverability”, Proc. 6th Int. Conf. Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence, pp.406-410, 2009.

### (3) 国内学会・シンポジウムなどにおける発表

#### (口頭発表・査読あり)

- ・ 大沼 孝徳, 李 根浩, 丁 洛榮. “建設現場における作業員付随ロボットの開発”, 第12回建設ロボットシンポジウム, pp.129-134, 2010.
- ・ 大沼 孝徳, 李 根浩, 丁 洛榮. “ロバスト PID 制御を用いた歩行支援機 JARoW の制御”, 第12回 計測自動制御学会 システムインテグレーション部門講演会, pp.2222-2224, 2011.

#### (口頭発表・査読なし)

- ・ 大沼 孝徳, 鄭 意程, 李 根浩, 丁 洛榮. “カルマンフィルタを用いた歩行支援機 JARoW の制御” 第28回日本ロボット学会学術講演会, September 22, 2010.

#### (ポスターセッション・査読なし)

- ・ 大沼 孝徳, 李 根浩, 丁 洛榮. “操縦装置を持たないアクティブ型歩行支援機 JARoW の開発”, ロボティクス・メカトロニクス講演会, June 13, 2010.
- ・ 大沼 孝徳, 李 根浩, 宇野 宗則, 丁 洛榮. “重心動揺を安定に促すアクティブ歩行支援システム JARoW2 の設計”, ロボティクス・メカトロニクス講演会, May 26, 2014.

### (4) 解説

- ・ 大沼 孝徳, 丁 洛榮, 李 根浩. “~福祉の現場から~操縦装置を必要としないアクティブ型歩行支援機 (JARoW) の開発” 地域ケアリング, pp.78-79, Vol.17, No.12, 2015.

### (5) 特許

特許第 5405683 号 出願番号 特願 2013-057413 「歩行支援機とそのシステム」

特許権者 大沼 孝徳

発明者 大沼 孝徳, 李 根浩, 丁 洛榮

(6) その他

- Int. Symp. Robotics and Intelligent Sensors (IRIS2010) : Best Paper Award
- 第 12 回 計測自動制御学会 システムインテグレーション部門講演会(SI2011) : 優秀講演賞
- 2013 年三谷研究開発支援財団 : 優秀研究賞