-学位論文-

制御工学応用による 移動用福祉機器の高機能化 に関する研究

指導教員: 堀洋一教授

東京大学大学院 工学系研究科 電気工学専攻

畠 直輝

(Hata Naoki)

2004年12月

目 次

第1章	序論	1
1.1	本論文の背景	1
1.2	福祉における工学的支援の現状	3
1.3	本論文の目的	5
1.4	本論文の構成	5
第Ⅰ部	步行補助福祉機器	7
第2章	はじめに	8
第3章	歩行原理についての考察	9
3.1	足首の働き・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	10
3.2	步幅	14
第4章	歩幅推定による歩行安定化	15
4.1	概要	15
4.2	歩行の数式化	16
	4.2.1 歩行モデルの定義	16
	4.2.2 歩行モデルの非干渉化と線形化	17
	4.2.3 歩行モデルの離散化と歩行予測システムの導出	19
	4.2.4 歩行パラメータの決定法	20
4.3	極配置による歩行挙動の変化	22
4.4	逐次步幅推定	26
4.5	歩行安定化アルゴリズムの歩行補助装具への実装	29
	4.5.1 両脚補助タイプ	29
	4.5.2 片脚補助タイプ	30
4.6	人の目標歩幅・歩行速度の導出	32
第5章	歩行の解析	33
5.1	歩行の計測	34
5.2	歩行運動と倒立振子モデルの類似性.................	36
5.3	前額面への応用の検討	36
	5.3.1 シミュレーションによる前額面挙動	36
	5.3.2 実験による前額面の挙動の検討	37
5.4	歩行安定化アルゴリズムによる歩幅推定の精度検証	39

	5.4.1平坦面での推定精度の検証5.4.2下り坂での推定精度の検証5.4.3登り坂での推定精度の検証5.4.4階段昇降において5.4.5被験者5名による歩行解析5.4.6まとめ	39 43 45 47 49 59
第6章	2 関節駆動機構における特性の考察	60
第7章 7.1 7.2 7.3	歩行補助装具の製作 試作機の紹介 7.1.1 諸元 7.1.2 メインフレーム 7.1.3 アクチュエータユニット 試作機のまとめと展望 8.8構想 7.3.1 ロボットスーツによる両脚補助 7.3.2 多様性を持たせたロボットスーツ	 65 65 67 69 70 71 71 71
第8章 8.1 8.2	歩行補助福祉機器のまとめ まとめ	72 72 72
<u>мм</u> тт ÷		
弗Ⅱ 曲	以 单椅子 福 祉機器	73
第11部 第9章 9.1 9.2 9.3 9.4 9.5 9.6 9.7	 4 申椅子福祉機器 後方転倒防止支援機能 はじめに 車椅子高機能化の分類 後方転倒現象と重心位置の因果関係 9.3.1 車椅子の後方転倒現象の解析 9.3.2 車椅子 - 人間系の重心位置推定 重心位置と位相平面に基づく後方転倒防止制御 被験者による評価実験 考察 まとめ 	 73 74 74 76 78 79 81 85 89 91 92

	10	.4	まとめ
第	11	章	介助者アシスト機能100
	11	.1	介助者からの力の検出
	11	.2	外乱増幅による力補助の実現
			11.2.1 外乱増幅アシストの安定性
			11.2.2 モデル誤差によるアシスト性能の変化
			11.2.3 坂道での外乱増幅アシスト107
	11	.3	介助者アシストのまとめ108
笡	12	音	と 美連 ぎ 握 作 機 能 109
~,	12	∓ 1	はじめに 109
	12	.2	ハンドリム機構による片手漕ぎ操作 110
	12	.3	ヘッドマウントセンサを用いた片手漕ぎ操作
			12.3.1 はじめに
			12.3.2 3 軸加速度センサを用いた片手漕ぎ操作の提案
~ ~			
弟	13	草	結吉 113
研	究	業	績 115
	-		
謝	铎		117
参	考	文	献 118

図目次

1.1	国内の人口増加率・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	1
1.2	アビリンピックシンボルマーク	2
1.3	アビリンピック風景	2
1.4	年齢別に見た肢体不自由者の統計 (平成8年)	3
1.5	原因別肢体不自由者の統計(平成8年)	3
1.6	工学的支援による福祉機器の例	3
2.1	現在発表されているロボットスーツ紹介	8
3.1	足首機構モデル	10
3.2	擾乱を受ける歩行環境・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	11
3.3	足首トルク制御による歩行安定化:追い風 4.97[m/s]	12
3.4	足首トルク制御による歩行安定化:向かい風 2.48[m/s]	13
3.5	人はどのような原理で歩行を決定しているか?............	14
3.6	同じ歩幅でも腰位置により幾つもの姿勢が存在する。	14
4.1	歩行安定化法の概要・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	15
4.2	歩行モデルの概要.................................	16
4.3	支持脚切替え時の歩行モデル・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	20
4.4	歩行シミュレーション結果: $r_0 = 1.0[m]$, $\dot{\phi_1} = -0.1[rad/s]$, $\lambda_1 = -10$, $\lambda_2 = -20$, $\lambda_3 = 0.1$,	
	$\lambda_4 = 0.1, \ \lambda_5 = -5, \ \lambda_6 = -6, \ r_{ref} = 0.95[m], \ \phi_r = -0.5[rad], \ v_0 = -1.0[m/s], \ T = 0.5[s]$	20
4.5	ϕ_1, ϕ_1 位相平面	21
4.6	提案式 (eqn(4.34) 結果とシミュレーション結果との比較	21
4.7	目標歩容までの収束特性:極配置0.9	23
4.8	目標歩容までの収束特性:極配置 0.5	23
4.9	目標歩容までの収束特性:極配置 0.2	23
4.10		23
4.11	外乱抑圧特性: 極配置 0.9	24
4.12	外乱抑圧特性: 極配置 0.5	24
4.13	外乱抑圧特性: 極配置 0.2	25
4.14		25
4.15	前方からの外力を受けた歩行1: 脚の切り替え時に一度だけ次歩幅を推定:	~-
1 1 0		27
4.16	前方からの外月を受けた歩行2: 逐次歩幅推定による歩幅決定:後万へ押し にされることれくににた他はしている。	~
	返されることなく歩行を継続している。	27

4.17	步行安定化検証:外乱 0.1[Hz] 環境下	28
4.18	步行安定化検証:外乱 0.2[Hz] 環境下	28
4.19	步行安定化検証:外乱 0.5[Hz] 環境下	28
4.20	人の歩行アルゴリズムとコンピュータの歩行アルゴリズムのインターフェース	30
4.21	人の歩行を推定する歩行補助装具の制御フロー概念図..........	32
۳ 1		9.4
0.1 5 0	Original data from ganger guite 10 geografic welling on level ground	34 25
0.2 5.2	Transformed result by inverted pendulum model from original data	55 25
0.0 E 4	Generation between how on arit and incented and delayed demonstrate	30 26
0.4 5 5	Comparison between numan gant and inverted pendulum dynamics	30 27
5.5	Inverted pendulum model for frontal plane of numan walking.	37
5.0	Simulation result of walking on frontal plane.	37
5.7	Walking result on sagittal plane by motion capture: walking on level ground	00
•	for 7 seconds.	38
5.8	Walking result on frontal plane by motion capture: walking on level ground	
	tor 7 seconds.	38
5.9		39
5.10	半坦面歩行データ2	39
5.11	平坦面歩行データ3	40
5.12		40
5.13	平坦面歩行データ5	40
5.14	歩行補助装具あり:平坦面歩行データ1	41
5.15	歩行補助装具あり:平坦面歩行データ2	42
5.16	歩行補助装具あり:平坦面歩行データ3	42
5.17	下り坂歩行データ1................................	43
5.18	下り坂歩行データ2	43
5.19	下り坂歩行データ3	44
5.20	下り坂歩行データ4	44
5.21	登り坂歩行データ1.................................	45
5.22	登り坂歩行データ2	45
5.23	登り坂歩行データ3..................................	46
5.24	階段環境でも歩行補助は可能であるか?	47
5.25	階段環境:昇り歩行1	47
5.26	階段環境:昇り歩行2	48
5.27	階段環境:昇り歩行3	48
5.28	階段環境:昇り歩行4	48
5.29	被験者 A による平坦歩行	49
5.30	被験者 A による平坦歩行	49
5.31	被験者 A による平坦歩行	50
5.32	被験者 A による平坦歩行	50
5.33	被験者 A による平坦歩行	50
5.34	被験者 B による平坦歩行	51
5.35	被験者 B による平坦歩行	51

5.36	被験者 B による平坦歩行	52
5.37	被験者 B による平坦歩行	52
5.38	被験者 B による平坦歩行	52
5.39	被験者Cによる平坦歩行	53
5.40	被験者Cによる平坦歩行	53
5.41	被験者Cによる平坦歩行	54
5.42	被験者 C による平坦歩行	54
5.43	被験者 C による平坦歩行	54
5.44	被験者 D による平坦歩行	55
5.45	被験者 D による平坦歩行	55
5.46	被験者 D による平坦歩行	56
5.47	被験者 D による平坦歩行	56
5.48	被験者 D による平坦歩行	56
5.49	被験者 E による平坦歩行	57
5.50	被験者 E による平坦歩行	57
5.51	被験者 E による平坦歩行	58
5.52	被験者 E による平坦歩行	58
5.53	被験者 E による平坦歩行	58
0.1	レール工作物は利用	<u>co</u>
0.1		60 61
6.2		61 61
6.3	2 2 第 1 2 第 1 2 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1	61
6.4		63
6.5	単	63
6.6		63
6.7		63
6.8		64
6.9	単・2 関即駆動力式による受動的弾性ペクトルクラフ	64
7.1	歩行補助装具:ロボットスーツ試作機	66
7.2	歩行補助装具メインフレーム	67
7.3	考案中の装着方式・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	68
7.4	電動モータ駆動機構試作	69
7.5	駆動機構配置の様子・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	69
7.6		70
7.7	使用者の目的に合わせたカスタム性の拡張	71
9.1		74
9.2	工学的支援が可能な事象の分類	76
9.3	実験用パワーアシスト車椅子	78
9.4	前輪浮上時のモデル	79
9.5	位相平面図	80
9.6	<i>m</i> を変化させたときのゲイン <i>k</i> と <i>V</i> の様子	83

9.7	l を変化させたときのゲイン k と V の様子 $\dots \dots 83$
9.8	重心位置推定の実験結果
9.9	平坦地での後方転倒防止制御 ($eta=0.3$)
9.10	平坦地での後方転倒防止制御 ($\beta = 3.0$)
9.11	坂道での走行実験の様子 87
9.12	坂道での後方転倒防止制御 87
9.13	評価実験に用いるテストコース89
9.14	被験者評価実験の結果
10.1	
10.1	平何丁・ビノリ糸の伸成
10.2	平坦山・豆り坂の移動結末
10.3	 半垣山・トリ収の 「参割 編末 · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
10.4	里刀外乩悑慎前御ノロツク凶
10.5	脳凹連動による外的の影響: (Δ) 外的補償的, (Δ) 外的補償後
10.0	
10.7	ジャ1 ロビノリと加速度 ビノリによる安努用快山 ············ 98
11.1	介助者が車椅子を操作する様子
11.2	介助用パワーアシスト車椅子
11.3	介助者の力検出:外乱オブザーバ
11.4	コンプライアンス制御器のパワーアシスト応用
11.5	パラメータ変動を考慮した外乱増幅アシストモデル
11.6	不安定な挙動を示すシミュレーション: $J=12.0,B=40.0,k=10.0(Jn=10.0)$
	$1.2, Bn = 4.0, \Delta = 0.57$
11.7	シミュレーション結果: $\Delta > 0$
11.8	シミュレーション結果: $\Delta = 0$
11.9	シミュレーション結果: $\Delta < 0$
11.1)実験結果: $\Delta \approx 0$
11.1	1実験結果: $\Delta > 0$
11.12	2 実験結果:重力補償無し (登り坂)
11.13	3実験結果:重力補償あり (登り坂)
11.14	4 実験結果:重力補償あり (下り坂)
10 1	
12.1	「「「「」」「「」」」「「」」」「「」」」「「」」」「「」」」「「」」」「
12.2	「 方 手 用 ハ ン ド リ ム 機 構 [19]
12.3	- イアノオン型傾斜センサー

表目次

5.1	計測器仕様				•	•	•	•	•	 •	•	•	•	•	 •	•	•	•	•	•	•	•	 •	•	•	•	•	•	34
7.1	試作機諸元				•		•	•	•	 •	•	•		•		•		•	•		•	•	 			•		•	66
12.1	走行実験結果	<u>ı</u> [1	3]																				 					•	110

第1章 序論

本研究では福祉機器への制御技術応用の可能性を示したものである。これまでに歩行機 能補償に関する制御技術応用の提案を行い種々の検証によりその活用法を示しおり,さら にパワーアシスト車椅子における高機能化を目指した提案についても行ってきた。本稿で はこれらをまとめ,今後の福祉機器における制御技術の役割を示す。

以下に,研究の背景・目的を述べ,研究の過程をまとめた構成を述べる。

1.1 本論文の背景

近年,高齢者比率の増加から介護・養護の受容増加が求められ,福祉機器のさらなる充 実が大きな課題となっている。社会経済においても高齢者の意欲的な活動を促進しなけれ ば,今後の発展が困難となることが懸念され,行政支援や経済支援の充実が図られている のが現状である。しかしながら根本に求められているものは,自立能力の補償であり,優 れた福祉機器や介助者である。このような背景から,身体的なハンディキャップを持った人 を含め高齢者の活動力の根本である"移動能力"の改善回復に焦点を絞り,工学的な支援の 可能性と有用性の検証を行っている。

周辺事情

2004年:人口減少元年



図 1.1: 国内の人口増加率

国内の人口増加率は平成16年(2004年)に減少に転じ,本格的な少子高齢化社会が到来したと断言できる。人口減少に加え少子高齢化を伴う社会環境では消費経済の衰退により国内の経済力低下が心配される。このような問題を解決するためには,高齢者を含めひとりでも多くの働き手を確保することが急務である。そのために必要なことは,ひとりひと

りが自立していける環境を整えることである。個人の生活を支援するために,他の人が掛かりきりになることはそれだけで働き手が半分となる。個人が自立して活動を行うためには人ではなく道具に頼る方法がある。我々工学者はこの道具を進化させ,個人の自立を促進させ日本経済を支える役割を担っていかなければならない。

国際アビリンピック

障害者が技能労働者として社会に参加する自信と誇りを持つことができるよう,その職 業能力の向上を図るとともに,広く障害者の職業能力に対する社会の理解と認識を深め,そ の雇用の促進を図ることを目的として,開催されている。1981年(昭和56年)に世界では じめての国際アビリンピックが東京で開催され,ほぼ4年ごとの開催となっている。2004 年現在,第6回まで開催された。また,国内でも毎年,アビリンピックが開催されている。

競われる専門技能は多岐にわたり,コンピュータ関連から陶磁器製作・洋裁・電子機器 組み立て,芸術一般などがある。





図 1.2: アビリンピックシンボルマーク

図 1.3: アビリンピック風景

歩行困難者の増加

現在,日本における肢体不自由者の数は参考文献[1]の統計によれば,およそ250万人に まで及んでいる。程度は様々であるが,その原因としては疾病が6割を占めている。事故 よりも2倍程多く,中高年にそのウェイトが集中している(図1.4,1.5参照)。このような状 況において,義肢の国による交付は,毎年およそ1万件である。同様に下肢装具では年間2 万件の交付が報告されている。このような現状から将来には高齢者の増加により,肢体不 自由者はさらに加速して増えて行くことが予想される。

以上のようにわが国における社会が孕む問題には,人口減少・少子高齢化・歩行困難者 増加が顕在化しており,行政・各個団体の働きにより福祉制度や活動の強化が図られてい る。これらの問題から社会全体の活力減退が起こる事は必至である。制度や福祉の充実を 図ることも急務だが,我々工学者にはさらに工学的支援という責務を果たし,各個人の活 力を奮起することで社会・経済のボトルアップを実現する時代となっている。



図 1.4: 年齢別に見た肢体不自由者の 図 1.5: 原因別肢体不自由者の統計(平成8年) 統計 (平成8年)



スズキセニアカー:ET4D Otto Bock:C-Leg

図 1.6: 工学的支援による福祉機器の例

福祉における工学的支援の現状 1.2

わが国は高齢化社会へと移行し,経済的なトレンドとしても福祉分野を無視できない状 況となった現在,福祉に関する様々な設備を日常的に見受けるようになった。そのなかで 工学的な福祉機器に注目すると人々の行動に関わる殆ど全てに対し何らかの道具が用意さ れている。図 1.6 に,特に個人の自立を促す用途である器具に限定し,部分的ではあるが紹 介する。都市整備の一環でバリアフリーを推進する目的で公共機関では福祉設備の充実が 図られており,階段昇降機などはおおくの駅構内に設置されている。また,公共バスでも 段差を低く調節できる機能をもったものや,図1.6にあるような昇降機を搭載したものも |登場している。この他,自動車メーカーも相次いで福祉車両の開発を始め,車椅子での乗 車が可能な機構を備えるなど工夫を凝らしている。近距離での移動を支援する小型の電動 車や電動車椅子なども多数登場している。コンピュータも仕事や生活に欠かせない道具と なっている現在,コンピュータの利用支援を目指した製品も登場し,図中にはその一例と して点字ディスプレイを紹介している。また,食事支援のためのロボットアームも製品化 され,ロボットが築く福祉社会の期待が高まる。

しかしながら,これらを^{**} みるに制御技術的な要素を排除し,単純な動作を行う機構で 成り立っていると言える。高齢者や障害者が望むものは,健常的な生活様式であると言え, 健常者に見劣りしない行動をとることである。図1.6 に示すような道具を使用すること自体 が自らを不健康であることを知らしめていることから,精神的に負担となることが少なく ない。

我々工学者が実現すべき福祉機器の理想は,

- 健康的な印象を持てること
- 健常者と同じ行動をとれること
- 自立を促す機構であること

にあると考える。

車椅子で例えると,電動車椅子よりも自走車椅子を使う方がより健康的な印象であると 言える。電動車椅子では,ジョイスティックを操作して移動するため,乗車者本人は非常に 楽であるが,外見には動きが少なく活動的でない。一方,自走車椅子では両腕を大きく動 かし車輪を漕いで移動するため運動量も多く活動的である。この外観上の活動的な印象の 違いが個人の尊厳に関わっている。

健常者と同じ行動をとることは集団行動を円滑に行う上でも重要な要素である。立場上 の相違を無くし平等なコミュニケーションが確立できる。さらに重要な要素に,自立を促 すことを挙げた。これはリハビリなど訓練的な要素を盛り込むことであり,そのような器 具を使うことで次第に器具に依存せずに活動を行えるようにするものである。電動車椅子 のように移動そのものを機械に依存したままで,それ以上の効果を得られないものがあり, 自立の可能性がある人にとっては望ましくない器具といえる。

我々は以上の点に留意した機器開発,研究を行う。

1.3 本論文の目的

身体的なハンディキャップを持った人や高齢者のために,その運動能力に関する工学的な 支援として,自己の身体能力を維持させ,かつ健常者の日常的な生活と同等な活動水準を 達成させる福祉機器の実現を目的としている。特に,近年利用者数が増えているパワーア シスト機器に着目し,安全性・使いやすさ・快適性の向上を目指す。

1.4 本論文の構成

第一章「序論」では本論文の背景として,障害を持った人達が快適な日常生活を取り戻 すためにどのような訓練・取り組みを行っているかについて紹介し,そこに今現在導入さ れている工学的支援技術の研究動向をまとめている。

本論文は移動用福祉機器の特に「歩行補助福祉機器」と「車椅子福祉機器」について論 じている。そこで「歩行補助福祉機器」を第一部「車椅子福祉機器」を第二部として分類 している。

第一部・歩行補助福祉機器では,歩行困難者の歩行機能補助を目的とした福祉機器に対し,制御工学の果たす役割についての研究を述べる。第2章「はじめに」では関連研究である力補助装具(パワースーツ)を総括して紹介し,本研究の目指す歩行補助装具について述べる。

第3章「歩行原理についての考察」では人が行う歩行の基本的な要素として歩幅の働き と足首の働きについて述べ,歩行困難者に対し日常的に歩行を行って貰うために提供すべ き要素が歩幅の働きであることを示す。

第4章「歩幅推定による歩行安定化」では歩行中の脚切り替えにおける歩幅に着目し,歩 行安定化を実現する手法について述べる。脚を振り出して安定となる位置で着床するため には予め着床歩幅を示しておく必要があり,そのための推定法について提案する。

第5章「歩行の解析」では実際のヒトの歩行を解析し,ヒトが用いている歩行システムに ついて調べ,前章により提案した歩行安定化アルゴリズムとの同一性について検証を行う。

第6章「二関節駆動機構における特性の考察」では従来法の単関節制御法での剛性制御 (コンプライアンス制御)に対し生体機構に見受けられる二関節駆動機構を考慮した剛性制 御法の考察をまとめる。

第7章「歩行補助装具の製作」では試作機として製作した歩行補助装具の構成について 紹介し,実用化に向けた設計構想を述べる。

第8章「歩行補助福祉機器のまとめ」では第一部で提案した歩行安定化アルゴリズムに おける今後の課題と展望をまとめている。

第二部・車椅子福祉機器では近年登場し注目を集めている手動式電動車椅子(パワーアシスト車椅子)に関する制御技術応用の可能性について議論を行う。

第9章「後方転倒防止支援機能」ではパワーアシスト車椅子における安全性と機動性能 を両立させるために可変アシスト率システムの提案を行う。

第10章「重力外乱補償機能」では坂道における滑降の危険性をパワーアシスト車椅子の モータ制御による低減方法についての議論を行う。

第11章「介助者アシスト機能」ではパワーアシスト車椅子の構成を生かした介助者の力 補助機能の実現方法についての議論を行う。 第12章「片手漕ぎ操作機能」では片手漕ぎ操作を実現するための車椅子構成について議 論を行う。

第13章「結言」では本論文を総括して今後の福祉への制御工学を含めた工学的支援の課題と展望を述べる。

第I部

步行補助福祉機器

第2章 はじめに

近年,ロボットスーツやパワースーツと呼ばれる装具の研究が WEB ニュースやテレビな どで紹介されるようになっている。まだ実用段階にはないが,研究用のベースとしてビジ ネスに乗り出したのが筑波大学山海研の HAL-3^[7] である。その他に,2001 年に機械学会の



(U. C. Berkeley)



HAL-3 (筑波大学山海研究室)



University of Utah: roboticist Stephen Jacobson

HONDA:本田技術研究所

図 2.1: 現在発表されているロボットスーツ紹介

第一回福祉工学シンポジウムで発表された本田技術研究所の加藤氏らの歩行機能補助装具 ^[6]が報告され,昨年の2004年にはカルフォルニア大学,ユタ大学などからも相次いで研究 報告がなされるといった盛況ぶりを見せている。国内外での研究目的にははっきりとした 差があり,国内では高齢者や介助者の動作補助が目的で,アメリカの場合には軍事目的と なっている。

しかし,これらの研究方向が歩けない人々への福祉目的に向かないのは備に歩行アルゴ リズムの難解さにあるものと考えられる。したがって,本研究では歩行補助問題を簡略化 して捉え,片脚に何らかの障害を持ち,もう一方は健常であるという前提を起き,健常な 脚からヒトの歩行を計測し,障害のある側の脚をロボット補助による歩行安定化の実現を 図る。

第3章 歩行原理についての考察

歩行補助装具を開発するにあたり,人の歩行とは如何なるものであるのかを知る必要が ある。一言で歩行といっても,それが表す意味は非常に大きく,相撲や空手,剣道など格 闘技で使われる摺り足,ダンスでの多彩なステップ,スキップ,ファッションモデルなどで 見せるモデルウォーキングと細かく挙げればきりが無いほど多くの歩き方が存在している。

しかし,全ての歩行に共通して言えることは,着床地点が一旦決まってしまったら後は その場で,次の歩みだしまで着床した足先はじっと留まっているということである。上述 の歩行の違いは,強いて言えば着地までの経過の違いと言える。早く移動するための足運 びや何時でも止まれるための足運びなどは遊脚中の軌道の差であると思われる。

歩行の根本的な原理は「倒れずに移動を続けること。」であり,非常に単純な命題である にも関わらず,様々な軌道により実現される歩容というオブラートで包み込まれてしまっ ているため,通常の歩行を検証するとしても人の歩行の根本原理を見つけることは難しい のである。

床反力によって脚が行っている制御法則を見出そうという研究も見受けられるが,身体 構成が違えば,歩き方の個性もそれぞれである。本研究では複雑な情報処理を持ちいずに 単純な計測方法でかつ実用的な歩行制御法則を目指す。

まず,本研究の歩行安定化法の提案を行う前に既存の歩行安定化における問題点の指摘 を行い,そこから本研究の提案に至る経緯をまとめる。

3.1 足首の働き



図 3.1: 足首機構モデル

足首関節は歩行中の姿勢を直接操作できる貴重な役割を担っている。ヒューマノイドロ ボットでの研究でも足首関節の制御を重点的に設計し,歩行安定化を実現している。ここ では,足首関節が行う仕事についてシミュレーションを踏まえて紹介する。

人の足首関節のモデルとして,図 3.1 に示すような足首機構の仮定では,重心位置 $X(t) = {x(t) + L \sin \theta(t), y(t) + L \cos \theta(t)}$ から,運動量 K,ポテンシャルエネルギー P は次式となる。

$$K = \frac{1}{2}I\dot{\theta}^2 + \frac{1}{2}M\dot{X}^2 \tag{3.1}$$

$$P = MgL\cos\theta(t) + y(t) \tag{3.2}$$

これより, Lagrange 法: $(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}})\frac{d}{dt} - \frac{dL}{dq} = \tau$ により運動方程式を導出し,足底での束縛条件 ($(\dot{x}, \dot{y}) = (0, 0), (\ddot{x}, \ddot{y}) = (0, 0)$)を適用することで脚の着床時の歩行運動方程式が以下に求まる。

$$(I + ML^2)\ddot{\theta} = MLg\sin\theta + F_xL\cos\theta - F_yL\sin\theta + \tau$$
(3.3)

$$f_x = M L \ddot{\theta} \cos \theta - M L \dot{\theta}^2 \sin \theta - F_x \tag{3.4}$$

$$f_y = -ML\ddot{\theta}\sin\theta - ML\dot{\theta}^2\cos\theta + Mg - F_y \tag{3.5}$$

ここで, M は上体の質量, I は重心位置周りの慣性モーメント, L は足首関節軸から上体重心位置までの距離, g は重力加速度である。

上式を用いて足底の踵部に加わる床反力 *F_H* および,つま先部については *F_T* が次式のように求まる。

$$F_H = \frac{1}{l_T + l_H} \tau + \frac{l_T - l_G}{l_T + l_H} mg + \frac{l_T}{l_T + l_H} f_y$$
(3.6)

$$F_T = -\frac{1}{l_T + l_H}\tau + \frac{l_H + l_G}{l_T + l_H}mg + \frac{l_H}{l_T + l_H}f_y$$
(3.7)



図 3.2: 擾乱を受ける歩行環境

ここで, l_T , l_H , l_G は足首関節からそれぞれ爪先,踵,足部の重心位置までの距離である。 歩行の安定化を足首関節での制御によって実現する場合には,踵反力である F_H と爪先反力 の F_T が主に上体の姿勢変化に関与する。これらは,常に正値を取るが,足首での踏ん張り によっては踵ないし爪先が浮き上がることになる。これが足首関節での姿勢制御の限界で あり,一旦足底が浮き上がってしまうと,その状態での姿勢制御は困難となる。

数値計算により,歩行中の足首関節トルクで姿勢制御可能な環境がどの程度か紹介する。 歩行モデルには,上述の運動方程式(3.3)と床反力式(3.6)(3.7)を用いる。以下にシミュレー ション条件を示す。

シミュレーション条件

- $L = 1.3[m], l_H = 0.04[m], l_T = 0.2[m], l_G = 0.05[m]$
 - M = 50[kg], m = 0.5[kg]
 - 外乱条件: 9.3 秒時点から F_x = 8 [N](追い風 4.97 [m/s] に相当), -2[N] (向か い風 2.48 [m/s] に相当)の一定の外乱を用いる。
- 歩行条件:着床振り出し角度 0.2[rad], 一歩所要時間 0.5 [sec], 平坦路面
- 足首トルク制御: $\tau_{ankle} = k_p(\theta_{obs} \theta) + k_d(\dot{\theta}_{obs} \dot{\theta}), *_{obs}$:倒立振子モデル
- 初期条件:直立姿勢 θ = θ_{obs} = 0 [rad], 倒れこみ速度 θ = 0.52[rad/s], θ_{obs} = 0.5[rad/s]
- 目標軌道:L = 1.3[m], M = 50 [kg]の倒立振子にて上記の歩行条件に加え, 着床時速度条件を式 (4.34) により着床速度を設定。
- *F_H*, *F_T* のどちらかがゼロとなった場合にシミュレーションを終了する。

足首トルク制御による歩行安定を議論するには,目標軌道の適切さについても考察を行 う必要があるが,ここでは単純にひとつの目標軌道に対する安定化特性について述べる。



図 3.3: 足首トルク制御による歩行安定化:追い風 4.97[m/s]

シミュレーションには,足首トルク制御パラメータ $[k_p = 800.0, k_d = 20.0]$ を使用した。シミュレーションの結果を図 3.3, 3.4 に示す。各図とも,第1段目には倒れこみ角 θ, θ_{obs} を示している。第2段目には倒れこみ速度 $\dot{\theta}, \dot{\theta}_{obs}$ を示している。第3段目には爪先反力 F_T ,踵反力 F_H を 1/10の縮尺表示と,足首トルクを示している。第4段目には外乱の加わる様子を示した。

目標軌道に用いた倒立振子モデルでの着床時に持つべき歩行速度を後述する式 (4.34) に て決定しているが,これは目標の歩幅に対し着床時と離床時の倒れこみ角度・速度が等し くなるための条件で安定な歩行時の歩幅と歩行速度の関係を示すものである。

図 3.3, 3.4 に示すように無負荷状態の歩行において着床時の脚が 0.2[rad] であり,離床時には-0.2[rad] となっていることから,式 (4.34) が導く歩行速度条件の意味が理解されると思われる。

シミュレーションにより足首トルク制御が適用可能な環境の程度が明らかになる。図 3.3 では追い風 4.97[m/s] での歩行を調べたもので,14秒時点において踵側が浮き上がったこと によりシミュレーションが終了している。一方,図 3.4 では,向かい風 2.48[m/s] で爪先側 が浮き上がり終了している。

足部の構成からも明らかであるように足首で外乱に対処する場合,足首関節軸からの距 離が遠くにある爪先での反力限界は大きく,向かい風よりも追い風に対し強く耐えること ができる。

シミュレーション結果が示すものは,外乱を打ち消すために足首により相殺を試みるが 外乱の強さによっては踵・爪先が浮き上がってしまう様子であり,即刻転倒となることを 示しているものではない。しかしながら,一旦浮き上がってしまう状況になると,次の着 床時にはより大きく姿勢を崩すため,いずれは転倒してしまう。足首トルク制御以外の対



図 3.4: 足首トルク制御による歩行安定化:向かい風 2.48[m/s]

策を講じなければならない。

文献 [5] には, カセンサーを用いた足底の反力計測により足首関節への負荷軽減を目的とした制御則を提案している。風などの外力が加わる方向へ上体を傾け, 外力と重心移動による倒れこみの力を釣り合わせることが単純なコントローラにより実現されている。

このような姿勢調整を外乱に応じて行い,目標軌道修正も並行して行うなどしなければ ならない。下記に足首トルク法のみで行う歩行安定化の問題点を挙げる。

足首トルク主体の歩行安定化制御の問題点

- ZMP 制御法などでは、上体や遊脚など体全体で足裏の圧力を制御するため、 下肢装具などの人が装着する機器では実現が難しい。
- 足底が浮いてしまう限界が安定な歩行の限界である。
 前述の解析結果によれば,後方からの外乱8[N],前方からの外乱2[N]で足底が浮き上がってしまうなど,風など外力への対抗力がなく,屋外での使用に向かない。
- 床反力が確実に得られるよう,整地された路面でなければならない。

足首トルクによる歩行制御は,着床した脚(立脚)による制御である。それが歩行安定化 に対し強い影響力を持たないことが分かった。そこで,もう一方の脚,遊脚に着目する。遊 脚で実現する歩行安定化とは,どこへ着地するかという歩幅の制御である。



図 3.5: 人はどのような原理で歩行を決定しているか?

3.2 歩幅

歩幅の定義には2通りほどあり,一つは両脚着地時の,左右脚の着地地点間距離という 定義と,もう一方は,片方の脚,右足なら右足の着地してきた地点間の距離とするもので ある。本研究で言及する歩幅とは,前者の意味であり図3.5に示すような構成である。

それでは,歩幅情報から安定な歩行となる着地地点を決定できるかという問題を考えて みる。図3.5 に示すように,右足を一歩踏み出した後に左足がどこへ着地すれば良いかと いうことである。歩行が安定しているのならば,前回とほぼ同じ歩幅での着地でも良いが, 歩行の様子が変化している場合には前回の歩幅をそのまま使うことは適当ではない。例を 図3.6 に示す。これら図中の(a)(b)(c)は全て同じ歩幅であるが,腰部の位置の違いから 歩行の意味が異なっていることを示している。

図中(a)は着地している脚の前後歩幅がほぼ等しく,歩行が安定している状態である。(b) では前方に開いた割合が大きく,減速させようとしている状態である。(c)は前方に開いた 割合が小さく,加速させようとしている状態を示している。

したがって,歩行を推定するためには歩幅だけではなく,腰位置を考慮に入れた下肢の 幾何学的な構成に注目することが有意義である。

このような着眼点を意識した歩行安定化アルゴリズムの提案を行う。



図 3.6: 同じ歩幅でも腰位置により幾つもの姿勢が存在する。

第4章 歩幅推定による歩行安定化

4.1 概要

本研究では歩行支援装具に用いる歩行安定化システムとして,歩幅を状況に合わせて変 化させるテクニックに着目した。

歩幅を可変とした歩行アルゴリズムの起源は 1974 年に発表された文献 [3] によるもので ある。これは当時のオハイオ州立大学教授であった Robert B. McGhee 氏らによる業績で あり,以後二足歩行ロボット研究ブームが日本において広がった際,コンパス型歩行ロボッ トなどの歩行制御アルゴリズムとして使われた経緯がある。

しかしながら,現在の歩行アルゴリズムの主流は,足首トルク主体の歩行安定化手法で あり,ZMP(Zero Moment Point)制御法となっている。歩幅は基本的には固定されたパラ メータとして扱われている。そのような中で,可変歩幅に注目した歩行アルゴリズムを扱っ ている研究グループが産業技術総合研究所(AIST)知能システム研究部門のヒューマノイ ド研究グループであり,ヒューマノイドロボットHRP-2にそのアルゴリズムが実装されて いる。

本研究で扱う歩行補助装具の場合にもヒューマノイドで培った技術が広義的には利用可 能ではあるが,ZMP 制御法などのように,各関節を高精度に制御するような手法では,装 具と人間との間の剛性が弱いことなどから効果的に歩容補正が行えない。また,ZMP 制御 法で足首トルクを用いるためには,足首に重いアクチュエータを装備する設計になるため 装具の重量バランスを大きく崩すこととなり,歩行自体が不安定になりやすくなってしま う。そのため,足首アクチュエータは軽量でなければならず,あくまでも歩行中の補助的 な役割程度しか望めない。一方,可変歩幅による歩行安定アルゴリズムであれば,最終的 な着床までの姿勢が整っていれば歩行が安定化可能なため,装具と人間とのコンタクトに 神経質になる必要が少ない。



実用化における歩行安全性の保証

図 4.1: 歩行安定化法の概要

4.2 歩行の数式化

4.2.1 歩行モデルの定義

歩行モデルの定義には様々な手法が用いられている。線形化を用いた歩行モデルの場合, その多くは倒立振子近似モデルに帰着させる手法が主である [2][3][4]。本研究もその倒立振 子近似モデルへの帰着を採用している。本歩行モデルで行う制御は,歩行時に上半身の姿 勢を一定に保ち,常に片足支持で一定時間ごとに脚の切替えを行い,人間と同等な歩行を 実現し,歩行速度を安定にすることである。簡単のため,モデルは,矢状面(進行方向を含 む面)に限定する。また,仮定として歩行モデルにおいて足の持つ質量は,無視する。これ は人間の脚質量が全体重の約10%であるということから,歩行に際して脚質量が歩行運動 に影響を与えにくいと考えたためである。したがって,歩行中は上半身の運動に比べ,脚 部の運動は十分小さいと仮定する。歩行モデルを図4.2に示す。



図 4.2: 歩行モデルの概要

図 4.2 のモデルの運動方程式を求めると, ラグランジ法を用いることにより,式 (4.1)-(4.5)の操作で式 (4.6),(4.7),(4.8) が導かれる。

$$P_s(t) = (P_{sX}, P_{sY}) = (-r(t)\sin\phi_1(t) - l\sin\phi_2(t), l\cos\phi_2(t) + r(t)\cos\phi_1(t))$$
(4.1)

$$K(t) = \frac{1}{2} Jm \left(\frac{\partial \phi_2(t)}{\partial t}\right)^2 + \frac{1}{2} m \left(\frac{\partial P_s(t)}{\partial t}\right)^2$$
(4.2)

$$P(t) = mgP_{sY}(t) \tag{4.3}$$

$$L = K(t) - P(t) \tag{4.4}$$

$$\begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial r'(t)} \right) - \frac{\partial L}{\partial r(t)} \\ \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \phi'_1(t)} \right) - \frac{\partial L}{\partial \phi_1(t)} \\ \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \phi'_2(t)} \right) - \frac{\partial L}{\partial \phi_2(t)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \\ -\tau \\ \tau \end{bmatrix}$$
(4.5)

式 (4.1) で重心の座標を求め,式 (4.2) で重心の運動量を,式 (4.3) で位置エネルギーを求める。式 (4.4) でラグランジアン *L*を定義し,式 (4.5) でラグランジ運動方程式を導いている。

$$\ddot{r} + l\sin(\phi_1 - \phi_2)\ddot{\phi}_2 + g\cos\phi_1$$

$$-r\dot{\phi_1}^2 - l\cos(\phi_1 - \phi_2)\dot{\phi_2}^2 = \frac{F}{m}$$
(4.6)

$$r^{2}\ddot{\phi_{1}} + l\cos(\phi_{1} - \phi_{2})r\ddot{\phi_{2}} - gr\sin\phi_{1} + rl\sin(\phi_{1} - \phi_{2})\dot{\phi_{2}}^{2} + 2r\dot{r}\dot{\phi_{1}} = -\frac{\tau}{m}$$
(4.7)

$$l\sin(\phi_1 - \phi_2)\ddot{r} + rl\cos(\phi_1 - \phi_2)\ddot{\phi_1} + (l^2 + J)\ddot{\phi_2} + gl\sin\phi_2 = \frac{\tau}{m}$$
(4.8)

式 (4.6)(4.7)(4.8) をまとめて,より簡単に表し $\mathbf{M}(\phi)\ddot{\phi} + \mathbf{G}(\phi, \dot{\phi}) = \mathbf{Bu}$ とする。 $\mathbf{M}, \mathbf{G}, \mathbf{B}$ は,以下のように表される.

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & l\sin(\phi_1 - \phi_2) \\ 0 & r^2 & lr\cos(\phi_1 - \phi_2) \\ l\sin(\phi_1 - \phi_2) & lr\cos(\phi_1 - \phi_2) & l^2 + J \end{bmatrix}$$
(4.9)

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} -r\phi_1^2 - l\cos(\phi_1 - \phi_2)\phi_2 + g\cos\phi_1 \\ lr\sin(\phi_1 - \phi_2)\dot{\phi}_2^2 - gr\sin\phi_1 + 2r\dot{r}\dot{\phi}_1 \\ -lr\sin(\phi_1 - \phi_2)\dot{\phi}_1^2 + 2l\cos(\phi_1 - \phi_2)\dot{r}\dot{\phi}_1 - gl\sin\phi_2 \end{bmatrix}$$
(4.10)

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(4.11)

ここで , $\phi = [r, \phi_1, \phi_2], \mathbf{u} = [F/m, \tau/m]$ である。

4.2.2 歩行モデルの非干渉化と線形化

状態方程式 $\dot{\phi} = \mathbf{M}^{-1}(-\mathbf{G} + \mathbf{Bu})$ を非干渉化,線形化し,漸近安定となる極配置法を適用する。まず, $\dot{\phi} = \mathbf{M}^{-1}(-\mathbf{G} + \mathbf{Bu})$ は次式となる.

$$\dot{\phi} = \begin{bmatrix} \ddot{r} \\ \ddot{\phi}_1 \\ \ddot{\phi}_2 \end{bmatrix} = -\begin{bmatrix} -r\dot{\phi}_1^2 - l\cos(\phi_1 - \phi_2)\dot{\phi}_2^2 + g\cos\phi_1 \\ (l\sin(\phi_1 - \phi_2)\dot{\phi}_2^2 - g\sin\phi_1 + 2\dot{r}\dot{\phi}_1)/r \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{-\cos(2(\phi_1 - \phi_2))l^2 + l^2 + 2J}{2J} & \frac{-l(r+l\cos(\phi_1 - \phi_2))\sin(\phi_1 - \phi_2)}{Jr} \\ \frac{l^2\sin(2(\phi_1 - \phi_2))}{2Jr} & -\frac{l^2\cos^2(2(\phi_1 - \phi_2)) + l^2 + 2rl\cos(\phi_1 - \phi_2) + 2J)}{2Jr^2} \\ -l\sin(\phi_1 - \phi_2)/J & (r+l\cos(\phi_1 - \phi_2))/Jr \end{bmatrix} \mathbf{u} \quad (4.12)$$

まず,モデルに対し線形化の影響を低減するために非干渉化を施す。

はじめに, 状態変数 rに注目し, 脚部に加わる上体重みを表す項 $g \cos \phi_1$ が支配的であることから, まず ϕ_1 の非干渉化を考慮する.

$$\ddot{r} = 0 + \left[\begin{array}{c} \frac{-\cos(2(\phi_1 - \phi_2))l^2 + l^2 + 2J}{2J} & \frac{-l(r + l\cos(\phi_1 - \phi_2))\sin(\phi_1 - \phi_2)}{Jr} \end{array} \right] \left[\begin{array}{c} u_1 + \frac{-2Jg\cos\phi_1}{-\cos(2(\phi_1 - \phi_2))l^2 + l^2 + 2J} \\ u_2 \end{array} \right]$$
(4.13)

式 (4.13) による非干渉化から, 状態変数 ϕ_2 についても, 同様に非干渉化を試みる.

$$\ddot{\phi}_2 = \frac{-l\sin(\phi_1 - \phi_2)g\cos\phi_1}{J} + \frac{r + l\cos(\phi_1 - \phi_2)}{Jr}u_2$$
(4.14)

これより,非干渉項において状態変数 ϕ_1 が ϕ_2 より大きい場合は,次式で表せる.

$$\ddot{\phi}_2 = \frac{gl\cos\phi_1\sin\phi_2}{J} + \frac{r+l}{Jr} \left[u_2 - \frac{rlF\sin\phi_1}{m(r+l\cos(\phi_1 - \phi_2))} \right]$$
(4.15)

上記の非干渉化により, 状態変数 ϕ_1 の線形化された運動方程式は, 以下のように求まる.

$$\ddot{\phi}_{1} = \frac{g(J+l^{2})}{Jr}\phi_{1} - \frac{gl^{2}}{Jr}\phi_{2} - \frac{J+lr+l^{2}}{Jr^{2}}u_{2}$$
$$= \frac{g}{r+l}\phi_{1} - \frac{gl^{2}}{Jr}\phi_{2} - \frac{J+lr+l^{2}}{Jr^{2}}(u_{2} - \frac{rlg\phi_{1}}{r+l})$$
(4.16)

以上をまとめると非干渉化を考慮した入力 u は式 (4.18) に示すようにフィードフォワード 項を加えたものである.

$$\mathbf{u} = \begin{bmatrix} \frac{F}{m} \\ \frac{\tau}{m} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_1 - g\cos\phi_1 \\ u_2 - \frac{rlF\sin(\phi_1 - \phi_2)}{m(r + l\cos(\phi_1 - \phi_2))} \end{bmatrix}$$
(4.17)

(4.18)

非干渉化の後,平衡点 $(r - r_{ref}, \dot{r}, \phi_1, \phi_2, \dot{\phi}_2) = (0, 0, 0, 0, 0, 0)$ において,式 (4.12) に対し $\dot{\phi} = \mathbf{A}_l \phi + \mathbf{B}_l \mathbf{u}_l$ になるよう線形化を施すと, $\mathbf{A}_l, \mathbf{B}_l$ の行列は以下のように導かれる。

$$\mathbf{A}_{l} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0\\ 0 & \frac{g}{r+l} & -\frac{gl^{2}}{Jr}\\ 0 & 0 & \frac{gl}{J} \end{bmatrix}$$
(4.19)

$$\mathbf{B}_{l} = \begin{bmatrix} 1 & 0\\ 0 & -\frac{J+rl+l^{2}}{Jr^{2}}\\ 0 & \frac{r+l}{Jr} \end{bmatrix}$$
(4.20)

ここで, $\mathbf{u}_l = (u_1, u_2)$ である。

このシステムにおいて各状態変数は, $(r - r_{ref}, \dot{r}), (\phi_2, \dot{\phi_2})$ のようにサブシステムとして扱うことが,非干渉化により可能となっている。 $(r - r_{ref}, \dot{r})$ においては,任意の極 λ_1, λ_2 を用いて,極配置法を適用する。 u_1 を式 (4.21)に示す。

$$u_1 = -\lambda_1 \lambda_2 (r_{ref} - r) + (\lambda_1 + \lambda_2)\dot{r}$$

$$(4.21)$$

また, (ϕ_2, ϕ_2) においても同様で, 任意の極 λ_5, λ_6 により, u_2 は式(4.22) で表せる。

$$u_2 = -\frac{Jr}{r+l}(\lambda_5\lambda_6 + \frac{gl}{J})\phi_2 + \frac{Jr}{r+l}(\lambda_5 + \lambda_6)\dot{\phi}_2$$

$$(4.22)$$

この状態フィードバックで上半身は安定化可能である。 $\phi_2 \rightarrow 0$ であることから, $\ddot{\phi}_1 - \frac{g}{r+l}\phi_1 = 0$ となり, ϕ_1 は不安定極を持つ。この倒れこみ角 ϕ_1 の不安定極が人の行なう動歩行を表す。

4.2.3 歩行モデルの離散化と歩行予測システムの導出

ヒトの歩行は簡略化により逆さ箒の原理 (倒立振子モデル) と同等となることが分かっている。脚の倒れこみ角度の状態変数 ($\phi_1, \dot{\phi_1}$) を以下のように表す。

$$\begin{bmatrix} \phi_1\\ \ddot{\phi_1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1\\ \frac{g}{r+l} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_1\\ \dot{\phi_1} \end{bmatrix}$$
(4.23)

歩行を離散時間系の運動であると捉え,1歩進むのに必要な時間 T をサンプリング時間 として,式(4.23)を離散化すると,次式となり次歩の歩幅が推定される。

$$\boldsymbol{\phi}_{D}[k+1] = \begin{bmatrix} \phi_{end}[k+1] \\ \dot{\phi}_{end}[k+1] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b}\sinh bT \\ b\sinh bT & \cosh bT \end{bmatrix} \boldsymbol{\phi}_{D}[k] \\ - \begin{bmatrix} \cosh bT \\ b\sinh bT \end{bmatrix} u_{D}[k]$$
(4.24)

ここで, $b^2 = \frac{g}{r+l}$, T はサンプル時間である。デジタル制御の概念であるため, 脚の振り出しは瞬時に行えることが前提となり非現実的ではあるが, その点については後述する。離散系も同様に, 極配置法により安定化をおこなう。以下に極配置までの流れを示す。

$$\begin{bmatrix} \phi_1(T) \\ \dot{\phi}_1(T) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_1(0) \\ \dot{\phi}_1(0) \end{bmatrix} + D - \begin{bmatrix} \cosh bT \\ b \sinh bT \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_3 & h_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_1(0) \\ \dot{\phi}_1(0) \end{bmatrix}$$
(4.25)

ここで,一歩の開始時刻 (t = 0) から,次の一歩までの時刻 (t = T) に対し極配置を行う。 そのため,目標値は $(\phi_r, v_0) = (0, 0)$ とする。D は外乱要素であり,入力 u_D には状態フィードバックのため,状態変数 $(\phi_1(0), \dot{\phi}_1(0))$ を用いている。上式をまとめ,

$$\begin{bmatrix} \phi_1(T) \\ \dot{\phi}_1(T) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (1-h_3)\cosh bT & -h_4\sinh bT + \frac{1}{b}\sinh bT \\ (1-h_3)b\sinh bT & -h_4\sinh bT + \cosh bT \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_1(0) \\ \dot{\phi}_1(0) \end{bmatrix} + D \quad (4.26)$$

を得る。これより,所望の極 (λ_3, λ_4) を実現するために,

$$(z - \lambda_3)(z - \lambda_4) = (z - (1 - h_3)\cosh bT)(z - \cosh bT + h_4b\sinh bT) - (1 - h_3)b\sinh bT(\frac{1}{b}\sinh bT - h_4\cosh bT)$$
(4.27)

からフィードバック係数 (h_3, h_4) が決定される。実際に u_D は,切り替える直前の ϕ_1 を ϕ_{end} として,式 (4.28), (4.29) となる。

$$u_D = h_3(\phi_{end}[k] - \frac{\phi_r}{2}) + h_4(\dot{\phi}_{end}[k] - \frac{v_0}{r}) + \phi_r \tag{4.28}$$

$$\begin{cases} h_3 = 1 - \lambda_3 \lambda_4 \\ h_4 = [(1 + \lambda_3 \lambda_4) \cosh bT - \lambda_3 - \lambda_4]/(b \sinh bT) \end{cases}$$
(4.29)

ここで, λ_3 , λ_4 は離散系における任意の極である. ϕ_r , v_0 はそれぞれ,目標歩幅,目標前進 速度である。図 4.3 を参考に,切り替え直後の各状態を推定すると,式 (4.30)(4.31)(4.32) が 導かれる。

$$\phi_{st} = \phi_{end} - u_D \tag{4.30}$$

$$r_{st} = r_{end} \cos \phi_{end} / \cos \phi_{st} \tag{4.31}$$

$$\dot{\phi}_{st} = \frac{r_{end}}{r_{st}} \sin u_D + \frac{r_{end}}{r_{st}} \dot{\phi}_{end} \cos u_D \tag{4.32}$$

実際に,この線形化モデルによるコントローラを非線形モデルに用いたシミュレーション 結果を図4.4に示す。実線は,連続系の出力で,鎖線は,離散系の出力である。横軸は時間, 縦軸は各状態変数とする。





図 4.3: 支持脚切替え時の歩行モデル

図 4.4: 歩行シミュレーション結果: $r_0 = 1.0[m]$, $\dot{\phi_1} = -0.1[rad/s]$, $\lambda_1 = -10$, $\lambda_2 = -20$, $\lambda_3 = 0.1$, $\lambda_4 = 0.1$, $\lambda_5 = -5$, $\lambda_6 = -6$, $r_{ref} = 0.95[m]$, $\phi_r = -0.5[rad]$, $v_0 = -1.0[m/s]$, T = 0.5[s]

図 4.4 によれば,毎ステップごとの始めに離散系の出力(鎖線)が,ステップ終了時の連続 系出力(実線)を表していることが示されている。よって,離散系の出力により次のステッ プに向けて,遊脚期の脚を準備することが可能となる。

4.2.4 歩行パラメータの決定法

歩行において,必要となる制御入力は,目標前進速度 v_0 と歩幅 ϕ_r ,そして1歩あたりの時間Tであることに着目する。本節では,この3つのパラメータを歩行パラメータと呼ぶことにする。歩行パラメータは,普段私達の歩行においても重要なパラメータである。前節までは,歩行パラメータをそれぞれ独立に設定していた。しかし, v_0 , ϕ_r ,Tは,独立ではなく,相互に作用し合っている。直感的には,狭すぎる歩幅では,速く移動できないことや,広すぎる歩幅では,低速での移動が困難であることなどが挙げられる。ここでは,歩行パラメータの相互作用について考察し,歩行制御に必要な入力を導出する。

制御入力に用いる歩行パラメータは,歩行が安定し,歩行速度や歩幅が離散システムに おいて一定となる場合の目標値である。倒れ込み角 ϕ_1 と,その速度 ϕ_1 の関係を図4.5に示 す。横軸に倒れ込み角 ϕ_1 ,縦軸に倒れ込み角速度 ϕ_1 としている。図4.5では,本稿のモデ



ルの座標系において,立脚期の倒れ込み角 ϕ_1 が,正の値より,負の値に遷移し,脚の入れ 換えに伴い再び,正の値へと移る様子が示されている。図中に示すグラフは,3種類の歩幅 を用いて,シミュレーションを行なった結果である。この結果により,歩行速度が増すに つれて,グラフの形状が傾いて行くことが分かる。また,歩幅の目標値からの誤差も大き くなることが示されている。低速,短い歩幅においては,歩行が安定している場合,立脚 期の始めと終わりの倒れ込み角速度がほぼ等しいことが,この図より示されている。この 様子を式 (4.24)を用いて表すと, $\phi_1(k+1) = \phi_1(k)$ であることから,式(4.33)が導かれる。

$$\dot{\phi}_{end} = \frac{b \sinh bT}{1 - \cosh bT} \phi_{st} \to \dot{\phi}_r \tag{4.33}$$

ここで,目標倒れ込み速度 $\phi_r = v_0/(r+l)$ である。歩行が安定となる場合, $\phi_{st} \to \phi_r/2$ に接近すると考えられるから,歩行パラメータの相互関係が示される。

$$\dot{\phi}_r = \frac{b\sinh bT}{2(1-\cosh bT)}\phi_r \tag{4.34}$$

式 (4.34) により,脚の歩幅 ϕ_r と一歩に掛かる時間 T と目標となる歩行速度 $\dot{\phi}_r (= v_0/(r+l))$ の関係が一意に求まる。図 4.6 に歩行 1 歩当たりの時間 T = [1.0; 0.5; 0.3] における歩行パラ メータの相互関係を示す。横軸が目標歩幅 ϕ_r で,縦軸が $\dot{\phi}_r$ である。また,実線が目標歩幅 を用いたシミュレーション結果であり,鎖線が式 (4.34) における計算結果である。歩幅が 狭い部分で,計算結果とシミュレーション結果がよく一致しているのが分かる。

以上より, McGhee 氏らの研究:歩幅制御による歩行安定化手法 [3] を基礎にし,指定す べき目標値の歩幅と歩行速度の関連性を提案した。これにより,歩行安定化制御への入力 は,歩幅もしくは歩行速度のどちらかと一歩所要時間の2つとなり扱いが簡便化された。

4.3 極配置による歩行挙動の変化

本節では歩幅決定の際に用いるフィードバックゲイン (式 (4.28))の極の検討を行う。極 λ_3, λ_4 の指定によって歩幅指令値への収束特性を設定するもので,歩行補助装具使用者の好 みに適した挙動となるように決めるべきである。

図 4.7 から図 4.10 に各極配置における歩き出し時の様子を調べた歩行シミュレーションの結果をまとめる。シミュレーションは以下の要領で行う。

<シミュレーション条件>

- 直立静止状態 ((φ₁, φ₁) = (0, 0)) を初期状態とする。
- 一步所要時間 $T_{step} = 0.5$ [sec]
- 目標歩幅 $\phi_r = -0.4 \mathbf{\epsilon} 0$ 秒時にステップ状に与える。
- 無負荷環境・平地路面を想定する。
- $\lambda_3 = \lambda_4 = \{0.9, 0.5, 0.2, 0.01\}$ について行う。

図 4.7 では $\lambda_3 = \lambda_4 = 0.9$ を用いた。5 秒間の歩行において,歩行速度は 0.25[m/s] 未満 に留まっており歩幅も目標値の 0.4[rad] の 50% にも達していない。図 4.8 以降,極が原点 へと近づくにつれて目標値までの収束が早くなっていく様子が見られる。図 4.10 では,ほ ぼ一歩目で歩幅,歩行速度ともに一定値へと収束している。

極の指定には、少なくとも安定条件から $(|\lambda_3|, |\lambda_4| < 1)$ を満たさなければならないが、実用を考慮すると極の配置は $0.02 \sim 0.01$ に設定することで適度な収束特性と外乱抑圧特性を有するという見解を得た。

次に,外乱抑圧特性について示す。歩行安定化アルゴリズムには,後述の歩行安定性を高 めた逐次歩幅推定法を用いている。シミュレーション結果について図4.11から図4.14に示 す。外乱は9.4秒時に向かい風として印加され,その大きさは*Dist* = 0.5 (50[kg],重心高さ 1[m]の体型に対し25[N]相当)とする。風速に換算すると次式を用いて,およそ8.79[m/s] に相当する。

風圧計算式

 $P = \frac{1}{2} C \rho v^{2}, \quad P(\mathbf{風} \mathbf{E} [N/m^{2}]), \quad v(\mathbf{風} \mathbf{\bar{x}} [m/s])$ (4.35) { 抵抗係数 (平板) C = 1.0密度 $\rho = 1.293 [kg/m^{3}]$

各シミュレーション結果から,強い向かい風に対し,弱いフィードバックゲインとなる 極配置(図4.11,図4.12など)では押し戻されてしまうことが分かる。特に,図4.11では16 秒時点で転倒を起こしている。極配置が単位円周に近い設定は歩行を安定化しないため避 けるべきである。

極配置設定に際しては,上記の目標値への収束特性と外乱抑圧特性を考慮しつつ,装具 使用者の歩行特性にも留意する必要がある。



図 4.10: 目標歩容までの収束特性: 極配置 0.01









4.4 逐次步幅推定

前節までにより, McGhee 氏らによる提案 [3] をベースとした脚を切り替える時の歩幅か ら歩行を安定化するシステムが明らかとなった。しかしながら, McGhee 氏らの提案する 手法は離散制御によるものであり, 瞬時に状態の更新が行えることが必要であった。現実 では遊脚位置が定まらない状態で瞬時に歩幅を変化させることは不可能である。そのまま では現実的な歩行補助システムには応用できないため,逐次歩幅推定を行わせる必要があ る。この結果を基にし,遊脚期中に最終的な着床歩幅に向けて軌道生成が可能となる。

次の脚切り替えの直前の立脚姿勢を推定し,その推定値 $(\hat{\phi}_1[k+1], \dot{\phi}_1[k+1])$ を参考に 歩行安定化のための着床歩幅を決定していくという過程を経ることを提案する。まず,立脚 中の姿勢が次の着床までにどこまで倒れ込むかを予測しなければならない。そのため,式 (4.24)によるシステムを用いて時間 T_{rest} 秒後の姿勢を算出する。つまり,前述の歩行モデ ルによる運動方程式

$$\boldsymbol{\phi}_{D}[k+1] = \begin{bmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b}\sinh bT\\ b\sinh bT & \cosh bT \end{bmatrix} \boldsymbol{\phi}_{D}[k] - \begin{bmatrix} \cosh bT\\ b\sinh bT \end{bmatrix} u_{D}[k] \qquad (4.24)$$

に対し,歩行中のある時刻tにおける一歩の終了時刻 T_{end} までの残り時間 $T_{rest}(=T_{end}-t)$ と,立脚角度である ϕ_1 とその速度 ϕ_1 を推定の初期値として,次式に示す推定により一歩終了時刻の立脚姿勢が得られる。

$$\hat{\boldsymbol{\phi}}_{D}[k+1] = \begin{bmatrix} \hat{\phi}_{1}(T_{end}) \\ \hat{\phi}_{1}(T_{end}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cosh bT_{rest} & \frac{1}{b}\sinh bT_{rest} \\ b\sinh bT_{rest} & \cosh bT_{rest} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_{1}(t) \\ \dot{\phi}_{1}(t) \end{bmatrix}$$
(4.36)

したがって式 (4.28) の切り替え歩幅 u_D は次式に書き換える。たえず歩行補助装具の遊脚 中に繰り返し計算される。

$$u_D = h_3 \left(\hat{\phi}_1(T_{end}) - \frac{\phi_r}{2} \right) + h_4 \left(\hat{\phi}_1(T_{end}) - \frac{v_0}{r} \right) + \phi_r \tag{4.37}$$



図 4.15:前方からの外力を受けた歩行1:脚の切り替え時に一度だけ次歩幅を推定: 後方へ下がってしまっている。



図 4.16: 前方からの外力を受けた歩行2: 逐次歩幅推定による歩幅決定:後方へ押し 返されることなく歩行を継続している。

図 4.15, 図 4.16 に前方から外乱を受けながらの歩行の様子を示す。外乱は 9.3 秒から加わ る条件とした。図 4.15 では,脚の切り替え時において次歩の着床地点を決めておき,その 間の外乱を考慮していない。図中右端に 10 秒近辺のグラフを拡大して示す。脚切り替え時 点の立脚姿勢の予測は,その前の切り替え時点の一度のみで且つ,外乱の有無を考慮して いないため立脚姿勢の予測値は外乱が加わらなかった場合(図中"W/O Dist.")の姿勢を示 していることが分かる。そのため,立脚が傾ききらなかった状態から目標の歩幅に切り替 えるため,前方へ脚が大きく開きすぎて歩行の勢いを失っている。それに対し,図 4.16 で は,時刻 *T_{end}* での姿勢までを滑らかに推定しており,脚切り替え時点直前の立脚姿勢を参 考に歩幅を決定するため,一歩間に加わった外乱に対し効果的な歩幅を決定する。

次に周期外乱別に歩行シミュレーションを行った結果を図 4.17, 図 4.18, 図 4.19 に示す。 これら周期外乱は風に類するものであり,歩行安定化アルゴリズムの特性について知るこ とができる。図中,上2段は逐次推定でないアルゴリズムであり,中2段は逐次推定のもの である。最下段には,歩行モデルに印加した外乱を示す。

特に,逐次推定の場合には外乱の変動に対して,前方より風が吹いている状況(外乱"*Dist* > 0")では着床点は鉛直下付近へ近づき,前方に寄りかかるような姿勢となっている。逆に,後方より風が吹いている状況(外乱"*Dist* < 0")では着床点は前方へと広がり,後方からの 圧力を押し返すような姿勢となっている。

これら風向きに対する歩行時の対処法は,人間の歩行時の対処法と良い類似を示してお り,歩行補助装具としての人との親和性において好ましい特性と言える。


図 4.19: 步行安定化検証: 外乱 0.5[Hz] 環境下

4.5 歩行安定化アルゴリズムの歩行補助装具への実装

本節では,歩行安定化アルゴリズムを歩行補助装具へ実装する際に考慮すべき要点について議論を行う。特に考慮することには,歩行補助装具を両脚補助タイプとした場合,また片脚補助タイプとした場合とに分類する。

両脚補助タイプとは,使用者は自身の両脚を自由に動かせない場合や下半身付随,両脚 とも股義足などの場合に用いるものと考えている。片脚補助タイプとは,使用者は片方の 脚についてはある程度自由に動かせるが,もう一方の脚について半身不随などによる麻痺 や股義足などによって自由が利かない場合に用いるものと考えている。

歩行安定化アルゴリズムに対し理論的に複雑な処理を必要とするのは片脚補助タイプで あり,両脚補助タイプでは前節で紹介した逐次歩幅推定法をほぼそのままで利用できる。片 脚補助タイプでは,一方の脚は人の意思による歩行を行うため,そこから歩行の周期や速 度,外乱擾乱などの情報を取り込み,使用者の目的に合わせた歩容を実現する。

4.5.1 両脚補助タイプ

歩行補助装具を必要とする人の中で,両脚補助を必要とする場合には歩行速度や進行方 向などを何らかのデバイスを用いて装具へ入力する必要が出てくる。

しかしながら,歩行アルゴリズムの実装については前節までの議論から得た手法をその まま用いることができる。制御設計においては,特に歩幅決定の極指定を使用者の好みに 応じて行うべきである。

歩行アルゴリズム実装における留意点

- 一歩に要する時間 *T_{step}*:一歩あたりに掛ける時間を設定する。リアルタイム での更新の必要はない。
- 歩幅 (*φ_r*) または歩行速度 (*v*₀):どちらかを入力デバイスを用いて使用者が指示を送る。

4.5.2 片脚補助タイプ



図 4.20: 人の歩行アルゴリズムとコンピュータの歩行アルゴリズムのインターフェース

片脚補助タイプでは,脚の一方を人間が,もう一方をコンピュータが支配するため,双 方の歩行アルゴリズムを同一のものとしなければ,自然な歩容の実現は難しい。

図 4.20 に示すように,人間が f(*) という歩行アルゴリズムを用いているとして,コン ピュータ側ではこれに類する歩行アルゴリズム $\hat{f}(*)$ を実現しなければならない。前節まで に述べた歩行安定化アルゴリズムがこの関数に成りうるものと考えている。加えて,目標 値においても人とコンピュータのシステムにおいて同等な設定としなければ自然な歩容の 実現には到らないであろう。しかしながら,物理量として計測される情報は,関節角度(切 り替え歩幅 ϕ_{Hm_act} ,立脚鉛直角度 θ_r など)であり,人が意識内で想定した目標値は直接観測 しえない。 したがって,何らかの方法により人の意識中にある目標値を推定しなければならない。現 実的な手法としては,健常脚の歩行情報を用いることから推定できるのではないかと考え る。以下にそのプロセスを示す。



次節にて,歩行補助装具の使用者の健常脚情報から,使用者が想定した目標歩幅 ϕ_r ・目標速度 v_0 の導出方法について説明する。

4.6 人の目標歩幅・歩行速度の導出



図 4.21: 人の歩行を推定する歩行補助装具の制御フロー概念図

人がどのように歩行を行っているかについては今だ明らかではないが,考えうる現実的な情報を使い,歩行へのフィードバックを行っていることは明白である。そこで,ここでは大胆に線形化された制御器を仮定し,

$$\phi_{Hm_act} = u_D = a_1(\theta_{end} - \frac{1}{2}\phi_r) + a_2(\dot{\theta}_{end} - v_0) + \phi_r \tag{4.38}$$

とする。これは前述の歩行安定化アルゴリズムで用いた式 (4.28) であり, $a_1 = h_3$, $a_2 = h_4$ である。意識中にある目標歩幅を ϕ_r , 目標歩行速度 v_0 , 着床時にどれだけ倒れ込んだかを θ_{end} , その角速度を $\dot{\theta}_{end}$ としている。また,理想的な歩幅とその時の歩行速度は相関があ り,前述の歩行パラメータ決定法 (式 (4.34)) により,

$$v_0/l \simeq \dot{\phi}_r = \frac{b \sinh b T_{step}}{2(1 - \cosh b T_{step})} \phi_r$$

とする。したがって,上述の二つの式より,歩行安定化アルゴリズムで用いるべき目標歩 幅を次式で得る。

$$\hat{\phi}_r = (u_D - a_1 \theta_{end} - a_2 \dot{\theta}_{end}) / (1 - \frac{a_1}{2} + \frac{a_2 b \sinh b T_{step}}{2(1 - \cosh b T_{step})})$$
(4.39)

フィードバックゲイン *a*₁, *a*₂ を適切に設定することで,使用者ごとの歩容の違いにあわせられるものと考える。

第5章 歩行の解析

前節までに議論・数値計算により歩行安定化の実用的なアルゴリズムとして紹介した手法の有効性を実際の歩行において検証する。応用対象には,片脚歩行補助タイプとし,健常な片方の脚の歩行を計測し,そこから諸所の計算過程を経て着床すべき歩幅を実現するプロセスを適用する。

検証事項

- 人間の歩行安定化アルゴリズムと本研究の歩行安定化アルゴリズムの比較
 人間の歩行情報に対して歩行安定化アルゴリズムを適用し、人間の示した歩幅に対し提案手法の結果が同等になるかについて平坦面・坂道・階段にて調査する。
 - 5名の被験者実験による普遍性の検証 提案手法について経験のない5名の被験者の歩行情報を用いて歩幅推定の検 証を行う。提案手法が歩容の個性に影響されにくい歩行の本質的な性質を利 用していることを示す。同時に本手法が熟練を要さないことを示すものでも ある。

これまで,用途は異なるがヒトの歩行を表現しようとした試みは多く成されてきた。

- 足先の加速度から歩幅を推定
- 身体情報 (体重,脚長,足裏寸法など) から歩幅を推定
- 歩行のカオス解析による定式化

例を挙げる枚挙に暇ないほどであるが,ほとんどのものが統計的な結果を得ることが目 的であり,本研究で扱うような実時間での歩幅推定に関する研究は殆ど例がない。

しかしながら,ヒトの歩行を直接操作し安定を保つためには安定化制御に基づいた歩幅 の更新が必要であり,かつヒトの歩行機能と同等でなければならない。前章で述べたよう に,歩行安定化制御器の極配置によって次歩の歩幅は変化し,一意ではない。制御器の設 計には安定化の目的のみならず,個人的な特徴も考慮されるべきである。

以上のことから本章では,ヒトの行う歩行が安定化を目的としたシステムで構成されて いるものとみなせ,このシステムが本研究で提案する歩行安定化手法と同様の特性をもつ システムであることを示す。

5.1 歩行の計測

本研究で扱う歩行は,前後方向を考慮する矢状面を対象としている。したがって,歩行 に関する情報は股関節の前後振り角,膝関節の曲げ角を取得する。図 5.1 に本研究で使用す る下肢用関節角計測器を紹介する。



 \boxtimes 5.1: Sensor-suit for gait analysis.

この計測器の特徴は,高密度のパルスエンコーダの使用によりモーションキャプチャー に比べ速い応答を得られることや,使用環境の制限が少ないことや,装着が容易であるこ とである。また,腰の両側にジャイロセンサーを備え,上体振れ角度を左右独立に計測し, 股関節振り角度の補正に利用している。

10 秒間の歩行による股関節,膝関節の結果を図 5.2 に示す。上段がフットスイッチによる ON/OFF 信号であり,上二段目は股関節角度の結果,三段目が膝関節角度,下段が上体振れ角である。

これら関節情報は、そのままでは歩行運動を示す有用な情報とはなっていない。歩行を 計測した関節情報を倒立振子モデルでの運動に変換する。変換において最も重要な変換は ひざ関節角度を、腰関節軸から脚先端までの距離に変換することである。つまり、どの地 点を支点にしてどの程度の高さを持って倒れこんでいるかという情報に置き直すのである。

図 5.2 を倒立振子モデルに変換すると図 5.3 で表される。倒立振子モデルでは,膝関節な どの概念はなく,脚付け根から床面に接触する足先までの振り角と長さで表される。上段が フットスイッチの切り替えを示し,上二段目は振子の振り出し角度を示し前方に振り出さ れ着床し滑らかに後方へ遷り再び前方に振り出されている様子が分かる。上三段目は振子 の長さであり遊脚期に屈曲が起こっていることが分かる。下段は振り出しの角速度であり, 脚左右それぞれの着床時の速度が滑らかに繋がり,歩行速度を表していることが分かる。

ジャイロセンサ	EWTS82(松下電器) 感度 20mV/(deg/s)
ロータリーエンコーダ	E6H-CWZ6C(オムロン) 3600 パルス/R
フットスイッチ	コードスイッチ (プリジストン)

表 5.1: 計測器仕様



 \boxtimes 5.2: Original data from sensor-suit: 10 seconds walking on level ground.



 \boxtimes 5.3: Transformed result by inverted pendulum model from original data.



 \boxtimes 5.4: Comparison between human gait and inverted pendulum dynamics.

5.2 歩行運動と倒立振子モデルの類似性

歩行が倒立振子モデルと酷似している様子を図 5.4 に示す。上段は平坦面での歩行実験時の振り出し角度と倒立振子モデルシミュレーションとの比較であり,中段は上り坂,下段は下り坂での比較を示している。歩行実験において着床時の初期値を用いてシミュレーションを行っており,非常に良く似た結果となっていることが分かる。このことから,歩行と倒立振子モデルの類似性が明らかとなる。

5.3 前額面への応用の検討

5.3.1 シミュレーションによる前額面挙動

上記では,前後方向の矢状面に限定して軌道生成手法を紹介した。ロボットスーツでの 3次元的な補助のために必要な左右方向の前額面においての考察について一部紹介する。

前額面における歩行も倒立振子モデルにより近似可能であり,図5.5に表すようなモデル となる。点線で表す位置に腰や脚が存在するが,歩行モデルの概念では実線で表すリンク モデルを採用する。

シミュレーションにより、この歩行モデルの挙動を確認した。その結果を図 5.6 に示す。 左右の脚を交互に入れ替える動作を 10 秒間行った。3.5 秒付近で横から外乱を加え、歩行 の乱れを発生させた。図中上段に、歩行中の質点の左右の振れを表す。横からの外乱で横 へ移動しているのが確認でき、その後の歩行も安定している。中段には、立脚期中の脚倒 れ込み角度を実線で示し、次の歩幅予測を点線で示した。下段は、脚倒れ込み角速度を実 線で示し、予測到達角速度を点線で示してある。結果として、前額面においても歩幅の予 測は可能であることがシミュレーションで示された。さらに、この結果は歩行中の横方向 への移動が健常脚により可能であることも意図している。通常、横方向の歩幅は個人特有 ではあるが、その個人においては大きく変化はしない。そのため、予め横歩幅を決めてお くことで、健常脚側の着床の変化で横へ移動することが可能であり、障害物などを避ける



 \boxtimes 5.5: Inverted pendulum model for frontal plane of human walking.



 \boxtimes 5.6: Simulation result of walking on frontal plane.

動作に適した手法が可能と考える。

5.3.2 実験による前額面の挙動の検討

実際の人の歩行において上述の前額面歩行モデルが適用可能であるのかや,シミュレー ションで示されたような挙動が起こるのかを検討する。

図 5.1 で示した,本研究で用いる計測装置では前額面の解析は行えないため,モーション キャプチャーにより歩行運動の解析を行った。図 5.7 に前後方向矢状面の結果を表し,図 5.8 に前額面の結果を示す。

図 5.8 前額面実験結果の上段は,脚先端の高低差を処理したものから脚の立脚・遊脚を判別した結果を示している。二段目では前額面から見た脚長を示している。三段目では,前額面歩行モデルと同等に,両脚それぞれの脚先端までの鉛直方向からの角度を示している。 0[rad]に向けて円弧を描いている時が立脚期にあることを示しており,逆に外側へ円弧を描いている時が遊脚期にあることを示しており,逆に外側へ円弧を描いている時が遊脚期にあることを示している。図中予測値と遊脚期にある脚が着床を向かえる角度がほぼ一致している結果を得ている。最下段では,両脚の振り角速度を示している。シミュレーションでの角速度と良く似た直線的な変化が観察できる。

以上の結果から,本提案手法は前額面にも応用可能であり,前後左右を考慮したロボットスーツも実現可能と期待が持てる。



 \boxtimes 5.7: Walking result on sagittal plane by motion capture: walking on level ground for 7 seconds.



 \boxtimes 5.8: Walking result on frontal plane by motion capture: walking on level ground for 7 seconds.

5.4 歩行安定化アルゴリズムによる歩幅推定の精度検証

5.4.1 平坦面での推定精度の検証

式 (4.39) による使用者の意思推定を踏まえた歩幅推定 $\hat{\phi}_r$ の精度を,実際の歩行に用いて 検証を行う。

検証方法は,利き足の動きから他方の動き,特に着床歩幅を正確に推定し得るかを脚の 振り出し角度にて調べる。

図 5.9 に歩行データの解析を行った結果を示す。これは,平坦面をおよそ 10 秒間歩行し たものであり,静止状態から利き足である右足から歩行を開始している。図中上段では,右 足の着地状態をフットスイッチにより ON/OFF で検出したものである。中段には,脚の振 り出し角度を股関節から足先までを結んだ直線と鉛直方向の間で示している。ここでは,左 右脚の振り出し角度の他に 3 つの線が示されているが,それぞれ着床時の利き足が最終的 にどれだけ倒れこむかを予測したもの(Estimated-end of dominant-side)と,利き足の着床 時の歩幅のみから次の歩幅を推定したもの(w/o Human intention),式(4.39)による目標 歩幅推定したもの(with Human intention)から成っている。

下段には,左足(利き足でない脚)の脚長を示したものである。遊脚期に脚長が短くなる ことや,最短長となる時期が股下直下ではなくやや後方にあることなどが分かる。

この検証により明らかになったことは,歩幅のみからの推定よりも式(4.39)を用いて目 標歩幅を推定してからの歩幅推定に精度向上が見られたということである。特に,歩き出 しの歩行状態では歩行速度や歩幅などが不揃いであるにもかかわらず,精度良く推定でき ているところが特徴的であるといえる。

平坦面での歩行実験結果を図 5.9 から図 5.13 までに示す。これら全般を通して目標歩幅 推定を施した歩幅安定化アルゴリズムが人の歩行パターンと良好な一致を示していること が確認できる。





図 5.13: 平坦面歩行データ5



図 5.14: 歩行補助装具あり:平坦面歩行データ1

歩行補助装具を装着した状態での歩行実験結果を図 5.14 に示す。歩行補助装具の詳細に ついては後述により明らかにするが,ここではその歩行補助装具を用いて歩行実験を試み た。装具自体は試作段階で脚への装着機構が不完全であるなど,実用的な装具とは言えな いが,短時間での歩行の検証が可能である。

図 5.14 に示す結果から,歩行補助装具を装着した場合には歩き出し(最初の一歩目の歩幅推定)の推定が悪くなっていることが分かる。この原因としては装具重量が関係していると思われる。図 5.15,図 5.16 にも歩行補助装具による歩行実験結果を示すがこれらにも共通して歩き出し時の推定が装具なしの歩行と比べ悪化していることからも装具による変化と考えざるを得ない。

一方で,2歩目以降は比較的良好な精度で推定が行われている。また,図5.14中下段に 示した脚長の変化は装具自身に与えた指令値に対し,装具を装着した脚は良好な追従結果 を示しており,無理な反発が発生していないことが分かる。

図 5.15,図 5.16 に,それぞれ歩幅推定結果と目標となる振り出し角度軌道を示す。目標 角度軌道と実際の装着側脚振り出し角度 (Slave-side stride) とが終盤の前方への振りで追従 せず,目標角度軌道が適切でなく被験者が反発している。生成した軌道は脚長・脚振り出 し角度とも,単純な三角関数を用いて起点と終点を結んだだけのものである。脚長の軌道 には大きな反発は起こらなかったのに対し,脚振り出し角では無視できない差となった。

本研究では目標軌道生成に関しては詳細な検討を行っていないため,歩幅推定を含めた 軌道生成法が今後の研究課題となる。概略としては以下の2点を取り組むことになる。

- ・ 遊脚の自然な屈伸挙動の定式化:歩幅・歩行速度・遊脚所要時間などに依存
- ・ 遊脚の自然な振り出し挙動の軌道生成:最適制御などによるある変数の最適化



図 5.15: 歩行補助装具あり:平坦面歩行データ2



図 5.16: 歩行補助装具あり:平坦面歩行データ3

5.4.2 下り坂での推定精度の検証



図 5.17: 下り坂歩行データ1



図 5.18: 下り坂歩行データ2

下り坂での歩行における歩幅推定精度についても検証を行う。実験結果を図 5.17,図 5.18 に示す。平坦面での結果と同様に歩き出し一歩目での推定精度が歩幅のみからの推定より も式 (4.39)を用いて目標歩幅を推定してからの歩幅推定に精度向上が見られる。

図 5.19,図 5.20 にさらに実験結果を示す。全般を通しても平坦面のみならず下り坂環境 でも歩幅推定が精度良く行えることが確認できた。

図中3段目の脚長の変化に注目すると,平坦面と坂道では明らかに挙動が違うことが示 されている。このような脚長の制御方式をどのように定式化するかが今後の課題である。



図 5.19: 下り坂歩行データ3



図 5.20: 下り坂歩行データ4

5.4.3 登り坂での推定精度の検証



図 5.21: 登り坂歩行データ1



図 5.22: 登り坂歩行データ2

ここでは登り坂での歩行における歩幅推定精度についての検証を行う。

歩行開始一歩目より坂道に入るが,それによる歩幅推定が平坦面・下り坂の場合と違い, 差が大きくなっている。さらに歩行中期から,歩幅推定値(with Human intention)が実際 の脚振り出し角度(Slave-side stride)と重なるような結果となっており,着地タイミングの 変動がある場合でも推定結果と実際の歩幅が一致するような歩行方法となっている。これ は利き脚の足首により何らかの制御が働いていることが考えられる点で興味深い結果であ る。本節の本題である歩幅推定の精度については実用可能な結果となっていると思われる。



図 5.23: 登り坂歩行データ3

次に,不安定な歩行が発生した場合について歩幅推定がどのような挙動を示すかについて,登り坂でよろめく状況を試みた。

図 5.23 中 ④ において意図的に歩幅を大きく着床を行い,後方へのよろめきを発生させた。 これにより, ⑧での予測処理は平常な場合と異なり利き脚の倒れ込み予測角度(Estimatedend of dominant-side)は前方に算出され,着床すべき歩幅推定は大きく後方を指し示して いる。このときに実際に着床した方向は腰位置のほぼ真下となっているが,よろめきを食 い止められずに後方へ下がっている。したがって実際に着床した位置は安定な歩行には不 適切であり,むしろ歩幅推定による結果がよろめきを食い止め,安定な歩行へ戻す有効な 結果であることが期待できる。

このように,歩行が不安定化するような場合でも本研究で提案する歩幅推定は崩れた歩容 を安定な歩行へ修正する役割を果たしており,歩行安定化アルゴリズムと呼ぶ所以である。

以上より,平坦面・坂道での歩幅推定が可能であることが示された。ただし,坂道での歩 幅推定は推定変動が平坦面の場合に比べて大きいことも分かっている。今後の課題は,こ の歩幅推定の変動を小さく抑える工夫を加えることである。測定装具の取り付け方法の改 善から身体運動計測の増設など広範囲に渡る。



図 5.24: 階段環境でも歩行補助は可能であるか?



図 5.25: 階段環境:昇り歩行1

5.4.4 階段昇降において

階段昇降は平坦での歩行とは違い,脚の伸縮運動が大きいことから一般的には運動モデ ルは異なっている。

しかし,歩幅について言及するならば,本手法は平坦環境と階段環境を区別なく適用可 能である。図 5.25 に階段を上る際の歩行データと歩幅推定結果を示す。比較のために,前 述と同様に,利き足である右足の着床時の歩幅(図中の w/o human intention)をそのまま 目標値とした場合も示す。

階段昇降において,利き足歩幅をそのまま目標値とすると,両脚着床時の姿勢を前後均 等な角度となるように歩行を修正しようとしてしまう。しかし,図5.25に示されるように 階段環境下では前方に歩幅が偏っている。これは,階段歩行中では主に歩行速度を減速さ せる意図が働いているからである。このような意図を汲むためには,歩幅の他に,姿勢も 考慮に入れる必要があり,目標歩幅推定(式4.39)を行うことによりそのような意図を含め た歩幅推定を行っている。

その他の階段環境下での歩行について図 5.26 から図 5.28 に示す。平坦面での歩幅推定と 同様に推定変動の少ない良好な歩幅推定が行われている。







図 5.27: 階段環境:昇り歩行3



図 5.28: 階段環境:昇り歩行4

5.4.5 被験者5名による歩行解析

一方の脚の歩行情報から他方の脚の次の着床位置を推定する手法について,本節では歩 行安定化アルゴリズムなどについて全く知らされていない被験者5名に15秒間の平坦面歩 行を5回行ってもらい,その歩行結果から着床歩幅推定をオフラインで解析した。

以下に,各被験者5名の歩行結果5回分についての解析結果を取捨選択せずに紹介する。 これにより,着床歩幅予測が正確に行われない要因について議論を行う。

被験者 A







図 5.30: 被験者 A による平坦歩行

この被験者による歩行結果では歩幅推定が実際の歩幅と非常に良い一致を見せている。左 右脚の着地において,左足の着地が正確に検出されていたため歩行結果は左足の動作より 推定を行い,右足の動きと一致し得るかについて検証を行った。

図中 "with Human intention"は目標歩幅を推定した後に歩幅推定を行ったものであるが, その推定精度は "w/o Human intention"の歩幅のみからの推定値に比べ格段に良く,被験 者の歩行感覚と本研究での歩行安定化アルゴリズムが近い特性であることが伺える。







図 5.32: 被験者 A による平坦歩行



図 5.33: 被験者 A による平坦歩行

被験者 B







図 5.35: 被験者 B による平坦歩行

この被験者においても良好な歩幅推定結果を得た。また,全般に渡って目標歩幅の推定 後の歩幅推定の精度が高いことが分かる。

図 5.37, 図 5.38 では後退も行っている。図 5.37 においてはフットスイッチによる着床の 検出が正確でないため推定が正しく行えていないが,図 5.38 では良好な結果を示している。

着床不良の原因はフットスイッチの配置にあり,踵の着床を採る目的で踵に配置されて おり爪先から着床する場合又は踵から離床する場合にまだ足先は床面に着いているにも関 わらず離床したものと判別されている。







図 5.37: 被験者 B による平坦歩行



図 5.38: 被験者 B による平坦歩行

被験者 C



図 5.39: 被験者 C による平坦歩行



図 5.40: 被験者 C による平坦歩行

この被験者では,特に図 5.39 において顕著であるが,歩行中の腕振りによりセンサースーツ(図 5.1)腰部に配置されたジャイロセンサーを接触しており鉛直方向基準が動き,推定が 正常に行われていない。その他の要因としては,最初の姿勢において左右の脚位置が揃っ ていない状態で角度計が初期化されてしまっていることが考えられる。

図 5.40,5.41 ではそのジャイロへの接触がなく,歩幅推定は良く行われていることが分かる。







図 5.42: 被験者 C による平坦歩行





Slave-side stride

2

4

[rad/s] 0.0 1.0-0 1.5 1.5 2.1-1 2.1-

0

被験者 D



この被験者では,1,2回目においてジャイロセンサーに触れてしまった,もしくは最初の 姿勢において両脚が左右に揃っていなかった形跡が見られる。また,フットスイッチの信 号も ON から OFF に切り替わる箇所が実際の離床よりも早いため推定が打ち切られてしま うといったことも多く見受けられた。

図 5.45: 被験者 D による平坦歩行

8 Time [s]

10

12

14

16

図 5.46 は正確にセンサ類が機能しており,歩幅推定も適当な値を示している。

6







図 5.47: 被験者 D による平坦歩行



図 5.48: 被験者 D による平坦歩行

被験者 E



図 5.49: 被験者 E による平坦歩行



図 5.50: 被験者 E による平坦歩行

この被験者においては,全般に渡ってフットスイッチによる着床判別が正確に行われな かったことが分かる。また,歩行開始後に脚振り角度が両脚とも正値方向に遷移しており, 歩行する際に上体が前かがみになっていることが考えられる。

本研究で用いた計測器では絶対鉛直方向の基準を上体姿勢に依っているため上体が傾く と計測に支障を来たしてしまう。解決法には,加速度センサなどで重力ベクトルを検出し 使用者の姿勢に依らない絶対基準が考えられる。

着床検出不良には,被験者が使用していたサンダルとフットスイッチの形状が合わなかったためと考えられる。







図 5.52: 被験者 E による平坦歩行



図 5.53: 被験者 E による平坦歩行

5.4.6 まとめ

本章ではヒトの歩行を自作の計測装具を用いて計測し,前章までに提案した歩行安定化 アルゴリズムに基づく歩幅推定との比較を行った。

平坦面・坂道・階段という日常に存在する主要な環境を取りあげ,本研究では直進方向 のみを考慮し旋回歩行や横方向などの検証は行っていない。直進方向については,直立姿 勢からの歩き出しから停止までの一連の歩行を精度良く予測可能であり,後方へ着床しな ければならない不安定な状況でも的確にこれを推定し歩行を立て直すべき歩幅を予測でき, ヒトの歩行機能を代行しうるシステムとして本提案手法が有効であることが示された。

今後の展開には,旋回歩行を考慮して計測装具の改良を行うことを予定している。これ は,現在の計測装具の構成で旋回歩行をした場合,絶対鉛直基準を司るジャイロセンサが 旋回の影響で大きなドリフトを生じてしまうためである。これに付随し,長時間の使用を 考慮して重力センサを設計し絶対鉛直基準を算出することを予定している。

次に,遊脚期の脚の挙動や,立脚期の脚の伸展といった軌道生成を如何に自然な歩容と して実現するかという課題が残されている。遊脚期の脚の挙動に関しては義足の設計・研 究などで多く取り組まれてあり,本研究でも学ぶべき点が多い。立脚期の脚の伸展軌道に ついては,特に,階段や坂の上り下りの際の必須機能である。安全な歩行のために,腰位 置と床面までの距離をある程度一定に保つ制御の実現が目的となる。

被験者評価については,20代の健常男性5名による実験を報告したが今後は性別・年齢, 歩行障害などの分類を行い,本提案手法である歩行安定化アルゴリズムが適用可能な範囲 や改良点について詳細な検証が求められる。計測装具においても同様に被験者の体格差を 考慮した設計にすることや,特にフットスイッチをソールタイプとし多様な靴の形状にお いても着床検出精度が保証される設計が必要である。

第6章 2関節駆動機構における特性の考察



図 6.1: ヒトの下肢筋肉配置

人の脚を動かす装具を考える場合に,人の脚の構成を習うことで装具の挙動を脚の自然 な動きと合わせることが可能となる。本章では特に下肢の駆動機構の特徴の一つである「2 関節駆動機構」について着目し,「2 関節駆動機構」の概念を装具に用いることで変化する 装具の特性について考察を行う。

ヒトの下肢の構成は図 6.1 に示すものであり, 図中 [前面] に示す大腰筋・腸骨筋は大腿筋 膜張筋と共に股関節を屈曲させる。また,大腿四頭筋の内外側広筋・中間広筋は膝関節の 伸展を行う。これらと違い,大腿直筋では筋肉の付け根である起始は骨盤にあり,その端 は膝を通り脛上部にて停止するという2関節筋と呼ばれるものである。背面筋肉のハムス トリングスも2関節筋であり,股関節の伸展,膝関節の屈曲を同時に担っている。大殿筋 や腓腹筋,膝窩筋はそれぞれの関節のみを駆動する1関節筋である。

本章では,人間の四肢と現在のロボット工学での標準的なマニピュレータ構成との違い について考察を行う。この考察の目的として,以下の要素の解明から,扱いやすい歩行装 具の実現を目指すものである。



図 6.2: 従来タイプマニピュレータと生体模擬マニピュレータの構成概念

- ・装具での人間親和性の向上 人間が出せる力や弾性力の特性を考慮し、ロボットの運動を人間の運動特性に近づけ ることを目的としている。
- 歩行制御アルゴリズムの簡素化
 生物の基本的な動作は反射的に生成されているという仮定と2関節筋機構の存在を結び付け,2関節駆動機構を用いることでロボットなどの運動制御の簡略化を図る。
- 人間の歩行解析への応用

図 6.2 に従来型マニピュレータ (図左:a) と人の四肢の機構を模擬した二関節駆動マニピュ レータ (図右:b) の概念図を載せる。図 6.2a に示すように,各関節をそれぞれ一つのモータ で駆動する「単関節駆動」が直感的であるが,すばやく且つ力を必要とする動作を行う脚 には二関節筋が優位となっている。その二関節駆動機構を図 6.2b では示している。歩行な ど人間に関わる動作を補助する場合には,ロボットマニピュレータには人への安全のため に,様々な状態に応じた剛性を考える必要がある。剛性の実現には,センサを使った能動 的なコンプライアンス制御と,各関節のマイナーループによる受動的なコンプライアンス 制御がある。



図 6.3:2 関節駆動機構による特徴 [8]

先行研究には京都大学の熊本水頼教授らによる2関節筋機構に関する研究[8]があり,2 関節筋機構を用いることによりロボットでも生物的な単純かつ自然な動作を実現しうるこ とを述べたもので,図6.3にあるようなアームの壁押し付けに対しAの2関節筋機構はす べることなく屈曲していくことが示されている。本節では彼らの研究を参考に各関節にお けるマイナーループによる受動的なコンプライアンス制御に着目した特性を検証し,下肢 装具に適した制御システムを提案する。「単関節駆動」と「二関節駆動」両者の特性の相違 について,マニピュレータの弾性特性に着目した議論を行う。

装具での人間親和性の向上

人間が装着する歩行補助機器では,着地の衝撃吸収動作や,躓(つまづ)きによる転倒の 抑制などに対し,受動的なコンプライアンス特性を有している必要がある。そこで,従 来型の単関節駆動型装具と2関節駆動型とで特性にどのような違いがあるか調査する。

従来型2リンクモデル:

 $\tau_{1} = K_{s1}(\theta_{ini1} - \theta_{1})$ (6.1) $\tau_{2} = K_{s2}(\theta_{ini2} - \theta_{2})$ (6.2) $\ddot{X} = \ddot{\theta}_{1}L_{1}\cos\theta_{1} + (\ddot{\theta}_{1} + \ddot{\theta}_{2})L_{2}\cos(\theta_{1} + \theta_{2})$ (6.3) $\ddot{Y} = \ddot{\theta}_{1}L_{1}\sin\theta_{1} + (\ddot{\theta}_{1} + \ddot{\theta}_{2})L_{2}\sin(\theta_{1} + \theta_{2})$ (6.4)



上式では,ある初期姿勢 $(\theta_{ini1}, \theta_{ini2})$ において各軸に K_{s1} , K_{s2} の弾性を与えた場合のマニピュレータ先端出力 (X, Y)の反力方向を (X, Y)により示している。これは,各軸に独立したマイナーループによるコンプライアンス制御を施すことで電動モータでも容易に実現可能である。直立姿勢を初期姿勢としたときの,単関節駆動方式における弾性反力をベクトルグラフを用いて検証する。弾性定数 $K_{s1} = 100, K_{s2} = 100$ という関係における手先の反力分布を図 6.4 に示し,弾性定数 $K_{s1} = 200, K_{s2} = 60$ での手先の反力分布を図 6.5 に示す。

これに対し,2関節駆動機構では式(6.1),(6.2)が次式のように書き換えられる。

$$\tau_1 = K_{s1}(\theta_{ini1} - \theta_1) + k_{s3}r_1(\theta_{ini1} - \theta_1) + k_{s3}r_2(\theta_{ini2} - \theta_2)$$
(6.5)

$$\tau_2 = K_{s2}(\theta_{ini2} - \theta_2) + k_{s3}r_1(\theta_{ini1} - \theta_1) + k_{s3}r_2(\theta_{ini2} - \theta_2)$$
(6.6)

ここで, $r_1 = r_2$ とできれば, $k_{s3}r_1 = k_{s3}r_2 = K_{s3}$ とまとめ,次式を得る。

$$\tau_1 = K_{s1}(\theta_{ini1} - \theta_1) + K_{s3}(\theta_{ini1} + \theta_{ini2} - \theta_1 - \theta_2)$$
(6.7)

$$\tau_2 = K_{s2}(\theta_{ini2} - \theta_2) + K_{s3}(\theta_{ini1} + \theta_{ini2} - \theta_1 - \theta_2)$$
(6.8)

図 6.6 に $K_{s1} = K_{s2} = 0$ として, 2 関節駆動機構のみを用いた場合の弾性反力をベクトル グラフを用いて示す。マニピュレータの姿勢は図 6.4の時と同様に直立姿勢を初期値として いる。

図 6.4, 6.5, 6.6 ではマニピュレータ先端位置によって反力方向に差異があることが分かる。したがって,単関節駆動装置と2 関節駆動装置を組み合わせることで人間の下肢特性に合うように調節が可能であると考える。両駆動方式を合わせた機構を「単・二関節駆動方式」と呼ぶことにする。

図 6.7 にこの単・二関節駆動方式による反力ベクトルグラフの一例を示す。 $K_{s1} = 200, K_{s2} = 60, K_{s3} = 60$ となる関係の弾性定数としてあり,受動的なコンプライアンス設定のみで直立 姿勢へ一様に復元する反力分布が形成されていることが分かる。



図 6.4: 単関節駆動方式による受動的弾性反力ベクトルグラフ



図 6.5: 単関節駆動方式による受動的弾性反力ベクトルグラフ2



図 6.6: 二関節駆動方式のみによる受動的弾性反力ベクトルグ ラフ



図 6.7: 単・二関節駆動方式による受動的弾性反力ベクトルグ ラフ






図 6.9: 単・2 関節駆動方式による受動的弾性ベクトルグラフ

図 6.8 に単・2 関節駆動方式の弾性反力を示す。その際の弾性係数は $K_{s1} = 200, K_{s2} = K_{s3} = 60$ としている。上図は初期姿勢 $[\theta_1 = -30^\circ, \theta_2 = 60^\circ]$ での様子を示したものであり, 下図は直立姿勢 $[\theta_1 = -45^\circ, \theta_2 = 90^\circ]$ での様子を示したものである。基準姿勢が変化して も弾性定数を変化させることなく反力分布はほぼ一様に手先の初期位置に向いており, 屈 んだ姿勢となっても反力分布は変化しにくいことが考えられる。

まとめ

以上の結果から歩行中の着床時の緩衝挙動を複雑な計算を行うことなく単純に式(6.7),(6.8) に示すような位置制御を用いることで実現し得る可能性を見出した。これにより,使用者 の好みや特性に合わせた着床緩衝制御が容易に実現されることが期待できる。

現在,二関節駆動機構における制御手法の研究は始まったばかりであり,生体がこのような機構を持つ意味の探求も含めて多くの議論が必要である。2 関節駆動機構の役割を見出 すべく委員会,生体機構制御・応用技術専門委員会が発足し,平成16年10月には第一回 目の2 関節筋実利用ワークショップが開かれた。

第7章 歩行補助装具の製作

7.1 試作機の紹介

本節では,試作した歩行補助装具「ロボットスーツ」の設計概念・最終目標などについて記す。

本研究で提案する歩行安定化アルゴリズムは歩行を補助するための様々なデバイスへの 応用が可能である。杖を電動化するものや,義足,歩行車(歩行器)などの高機能化を目指 す場合に有効である。その中で,本研究で製作したのは,装着可能なロボットとしての歩 行補助装具「ロボットスーツ」であり,歩容矯正や脚麻痺患者への支援を目的とした機械 である。

本研究で製作した試作機を図 7.1 に示す。この構成は必ずしも最適なものとは言えないが,幾つかの構想にしたがって製作されている。

設計概念

- 日常生活環境下において,ロボットスーツ装着による不便さの低減 バスや電車座席への着座が可能であること。背もたれや,壁などにもたれ掛 かれる。
- 軽量・コンパクト
 通路での歩行の際に人との接触を避けるために,余分な出っ張り部分をなくす。
- ・駆動装置の換装
 回転式駆動装置の他にも,直動式(ボールスクリュー,油・空気圧シリンダー
 ラック&ピニオン)を装着できること。

7.1.1 諸元

試作した歩行補助装具のフレーム材質は主にアルミ合金の板材や円柱を使用した。駆動 装置には,DCモータ60Wを有するYAMAHA製のパワーアシスト車椅子の駆動ユニット を改造しメインフレームに取り付ける形式を採用した。機構や構成については後述するが, 装具全体の重量が10kg程度となっており,障害者に対しては非現実的なものである。メイ ンフレームの肉抜きなど軽量化の余地を有しており,今後の改良によりさらに現実的なタ イプを開発できると考えている。



Dominant leg(Able-side)

Assisted leg(Disable-side)

図 7.1: 歩行補助装具:ロボットスーツ試作機

表 7.1: 試作機諸元

1、1.1. 山口11717月17日10			
	制御装置		駆動機構
	3.5 インチ組み込み CPU ボード	モータ	DC60W
計算機	CPU: ULV Celeron400MHz		× 2
	PCM-9371 Advantech 社製	電源	ニッカド 24V
	AD/DA PC104 ボード		$1400 \mathrm{mAh}$
計測ボード	T104-ADA TAC 社製	角度計	ロータリエンコーダ
	パルスカウンタ PC104 ボード		E6H-CWZ6C オムロン
	T104-C160 TAC 社製		3600 パルス/R

7.1.2 メインフレーム



図 7.2: 歩行補助装具メインフレーム

メインフレームの構成について紹介する。

メインフレームは,装具を下肢にしっかりと固定されるように腰部と腿,脛(すね)に固 定用のプロテクターを設置している。また,メインフレームは股関節部と膝関節部にベー スプレートを配置し,これらを各リンクを介して連結している。

ベースプレートには駆動機構が設置できるよう,アクチュエータ固定シャフトを有して おり電動モータや油・空圧シリンダー,ボールスクリューなど,汎用的な駆動装置が使用 できるよう構成されている。

また,駆動機構は間接的に駆動点でリンクに接続されるため,着床などでの衝撃を受け にくくしている。着床衝撃対策には,足首部分に自由支点を取り入れたフットプレートに より装具本体を直接着床させ,装着側の脚に装具からの衝撃を伝えにくくしている。

問題点と改良のための考察

● 軽量化

最も深刻な問題点は重量の問題である。使用対象者には高齢者が含まれるため,積 極的な軽量化が必要である。本研究で製作したメインフレームはアルミ合金17sを使 用しており軽量・高剛性な素材であるがベースプレートにおいてまだ軽量化の余地が 残っている。

より軽量化のためには CFRP(カーボンファイバーリストレインポリマー) やチタン合金,マグネシウム合金,強化プラスチックなど高価ながら軽量な素材はまだまだ存在する。

• 関節自由度

股関節は本来3自由度を有しており、それらはそれぞれ前後方向の振り、横方向の振り、ひねり回転である。このため、装具の股関節部にはこれらの自由度を持たせるな どの拡張性が求められる。本研究で提案する歩行安定化アルゴリズムは横方向の運動 に対しても使用可能であることから、脚の横振り運動のための駆動系も考慮できる。

• 可動範囲

試作機の可動範囲は股関節では前方に水平となる角度90°,後方におよそ60°であり, 膝関節においては直角までの範囲で動くようになっている。

平坦面においては,これらの可動範囲で十分であったが,階段昇降では股関節では水 平以上の腿上げが必要であり,膝関節でも直角以上の屈曲が必要となる。膝関節にお いては屈み動作を考慮した範囲までを可動にするべきである。

● 装着方法

装着方法についても多くの改善が必要と考えている。現在の構成では装着までに掛か る時間の問題や,装着の困難さから片手での装着が不可能である。



図 7.3: 考案中の装着方式

上図に示すように装具装着を2段階に分け,脚に固定するための固定具をはじめに脚 に取り付け,そのあとで立て掛けられた状態の装具に固定具を押し付けて装着するこ とを考えている。 7.1.3 アクチュエータユニット



図 7.4: 電動モータ駆動機構試作



図 7.5: 駆動機構配置の様子

本研究で使用した駆動機構について紹介する。DCモータや駆動回路には既製品である YAMAHA 製パワーアシスト車椅子 JW-II に使われているモータユニットを改造する形で 使用している。図 7.4 に腰部の駆動ユニットの外観を載せる。

モータ部は使用者の背面へと折り返されており装具重心を使用者の体軸中心に近づける と同時に前面投影でのスリム化を図っている。図7.5 に駆動機構の概要を示す。駆動ユニッ トではモータの回転を内向き歯車により1/9 に減速させている。また,これによりモータ 取り付け位置は余裕を持って後方へ配置できるため実際の腰関節位置とモータの間の空間 を広くとれる。 駆動ユニットによる動力を脚に伝えるのにパラレルリンク機構を採用した。これにより, 着床の衝撃を吸収する軸と回転力を支える軸を分離できると考えている。

問題点と改良のための考察

● 軽量化

メインフレームの場合と同様に重量の問題の解決は最重要な課題である。試作機の駆動機構では特にギアボックスのケースの軽量化が可能であり効果的である。この部分では,既製品の都合上駆動回路をギアボックス内に配置してあり,これがギアボックスの厚みを増す原因となっている。

● 暴走防止

モータ位置制御を使用していることから,エンコーダの動作不良が発生した場合,モー タはどちらか一方に最高出力で回転するなどが起こる。機構的な抑止として,メイン フレームによりリンクに制限をかけている。この他にも内向き歯車の歯を可動範囲以 外では取り外すことでモータが暴走してもリンクは無理な角度にはならないようにす ることが出来る。



図 7.6: 内向き歯車の加工による安全向上

7.2 試作機のまとめと展望

本研究で製作した歩行補助装具の試作機は片脚のみをモータで補助するタイプであり,も う一方の脚は計測装具により関節角度が計測される。両脚の各関節にモータを配置する従 来のロボットスーツと異なり,ヒトの歩行そのままの動作を考慮する必要がある点で軽量 化が重要な課題となっている。本研究で提案する片脚の歩行補助装具の主張すべき点は,従 来のロボットスーツにはない特徴を有していることである。実用的な面では半身用である ことからの安価さや軽量の面で優れている。本来健常である脚までも補助することは過剰 なケアであると云わざるを得ない。研究面でも優れた特徴があり,ヒトの純粋な歩行を考慮 しつつ片一方の脚を自然な歩容に近づける制御法則を模索できることである。これは,ヒ トの歩行の理解を促進させるもので新しい研究形態であると言える。

7.3 最終構想



図 7.7: 使用者の目的に合わせたカスタム性の拡張

7.3.1 ロボットスーツによる両脚補助

本研究で提案している歩行安定化アルゴリズムはロボットスーツの構成自体を指定する ものではないため,装着者の好みに応じた駆動装置を使用することが可能である。実用的 なロボットスーツには,装着者の好みに応じたカスタム性を有するべきであり,それらの 変更に対して影響されない頑強なソフトウェアとして本研究の提案手法が適している。

本節で述べるのは本研究でのロボットスーツの最終的な構成である。これまで片脚のア シストにロボットスーツを用いることを前提としてきたが,実際には両脚を補助する構成 となることが望ましいと考える。

なぜならば,利用者に高齢者を対象とした場合,装具の重量は耐えがたいものとなるの は確実であり,そのための補助が必要と認めるからである。したがってロボットスーツは 両脚型とし,これまでどおりに片脚には歩行安定化アルゴリズムを適用し,利き足側には 装具の重量を支えるための力補助の機能を持たせるという構成が望ましいと考える。

7.3.2 多様性を持たせたロボットスーツ

ロボットスーツの実用化を真剣に行おうとすると,個々の機能の実現にばかり目を向け るだけでは真に歩行補助を必要とする人のための装具とはならない。ロボットスーツとい うものが,どのような歩行困難者に対しどのように補助を行うかという点について広く認 識されるべきである。一例をあげると,図7.7に示すような選択性をロボットスーツに取り 入れることで,利用者の好みや目的に応じた多様な歩行補助が期待できる。ステップ1で はロボットスーツのタイプを片脚・両脚から選択する。次に,ステップ2でそれぞれ特性 の異なる駆動機構を利用者の目的に合わせて選択する。ステップ3において使用する歩行 アルゴリズムを選択するという方式を示している。

第8章 歩行補助福祉機器のまとめ

8.1 まとめ

本研究では歩行補助福祉機器として,装着型歩行アシストロボット:「ロボットスーツ」 を取りあげ,その実現の要である歩行アルゴリズムについて特に,歩行安定化の可能性に ついて検証を行った。歩行安定化手法は大概2つに分類でき,1)立脚中の脚による歩行の 調整,2)遊脚中の脚による歩幅の調整が考え得る。前者では,足首トルクが重要な要素と なるが,その歩行安定への寄与は実用化を目指すロボットスーツには不向きであることが シミュレーションにより示された。後者の歩幅調整による歩行安定化手法は平坦面・坂道・ 階段環境での多くの実験により人の歩幅調整機能とほぼ同等な振る舞いを示すことが明ら かとなった。

また,その歩幅調整には装着者の歩行中の意思を推定し,その意思に基づいた歩幅を決 定するという手法により精度の高い歩行安定化アルゴリズムを開発した。

本研究で提案した歩行安定化アルゴリズムは正常な歩行を行う上での規範となることから,安定した歩行が行えない患者への教示システムとしてもその用途が期待でき,小型で 持ち運びの可能な歩行訓練器具の開発も可能と考える。

一方で,ロボットスーツの試作機を製作し,歩行安定化アルゴリズムを用いて実際の歩 行が可能であることを確認した。しかしながら機構設計,重量,装着方法の完成度が低く, 歩行補助の恩恵を受けるまでには至っていない。基本的な構成としては前章で述べたよう に体外への張り出しを抑えるためにモータを折り返したスリム設計とし,人が集まるよう な公共交通でも不自由なく利用可能なロボットスーツの概念を提案した。

8.2 今後の展望

今後は提案した歩行安定化アルゴリズムの適用範囲を理解し,より多様な環境での安全 な歩行を実現するための検証実験を行うことが必要である。

本研究で用いたセンサースーツの構成から,フットスイッチの設計を見直すことが課題 となった。常に高精度で正確な歩幅推定を行うためには,着床検出を的確に行われる必要 がある。検出の誤動作はすなわち歩幅推定の不良となるからである。踵部分に配したスイッ チのみであったために踵が浮き上がる状況(登坂や階段の下りなど)では着床しているのに も関わらずスイッチが OFF となり推定に誤りを引き起こしていた。

また,実用化を考慮に入れ,加速度センサの追加も検討したい。上体の傾きやジャイロの誤差積分の解消を目的とする。

5.3節で簡単に検討を行った歩行中の横方向での運動についても環境別に詳しく検討を行いたい。

第II部

車椅子福祉機器

第9章 後方転倒防止支援機能



介護車椅子

自走車椅子

電動車椅子



特殊仕様タイプ (段差・階段昇降可能)

図 9.1: 車椅子の種類

9.1 はじめに

車椅子とは福祉機器の中でも最も幅広い人々に利用される器具であり,その用途・種類 もさまざまなものが存在している。しかしながら,今なお改善の余地を多く持っており利 用者の要望に応えるべく研究と開発が続けられている。

持ち運びに便利なように小型・軽量化が望まれるが,コンパクト化を進めると転倒に繋が る不安定さが増し,適応範囲が極めて平坦な路面での走行に制約されてしまう。日常生活 環境下では多くの段差が存在し,段差乗り越えのために車椅子を傾けなければならず,安 定性の面での性能向上も望まれている。

図9.1 に車椅子の大まかな分類を示す。

• 介助車椅子

介助車椅子とは,座る人自身は車椅子を操作せず,介助者が押して移動することに限

定された車椅子である。車輪が小さいため小回りが利く。近年,材質・構成の改善か ら大幅に軽量化され,5kg程度のものも登場している。

介助者の負担を軽減するために、電動補助を行うタイプも登場している。

• 自走車椅子

自走車椅子とは介助者が押して移動する他に,座っている人が自ら後輪の手すりを掴んで漕ぐ事で移動できる車椅子である。最もユーザーの多い車椅子である。その用途は,日常的な移動から,バスケやサッカーなどのスポーツでも使用され,それぞれに応じた形態を持っている。

近年,パワーアシスト技術が用いられ力の弱い使用者でも坂道を楽に登れるような力 補助タイプの車椅子が登場している。

• 電動車椅子

近年多く見受けられるようになってきた車椅子で,介助者が押す変わりに座っている 人がジョイスティックなどの方向入力装置を使って電動モータにより移動するタイプ の車椅子である。高容量のバッテリーとそれを支えるための頑強なフレームを持ち, 一般的な車椅子に比べ重量も相当分増している。

重度な障害を持った人が移動する場合に便利な移動の足である。近年では,全方位移動可能タイプも登場している。これは,ユニバーサルホイールという特殊な車輪を持ち車輪舵角を与えなくとも横方向へ移動できるものである。図9.1中に示した電動車椅子は全方位移動可能タイプであり,ユニバーサルホイールを4輪ともに装着しているものである。

その他の車椅子

取り上げるには種類が多く,高価で利用者数も極端に少ないのが特徴とも言える。階 段昇降可能な特殊な形状の車輪(キャタピラーなども含む)を持ったものや,電動リク ライニング式,座位から直立姿勢へ変形するタイプのものなども登場している。上図 にはジョンソンアンドジョンソンから販売されているiBOTTMを取り上げた。iBOT は後輪に2つの車輪を持ち,段差や階段を移動する場合には交互に床に接地して移動 する方式をとっている。そのため,バランス制御をコンピュータにより高度に行って おり,平坦面での移動も倒立状態で出来るほどである。



図 9.2: 工学的支援が可能な事象の分類

9.2 車椅子高機能化の分類

本研究では自走用車椅子の高機能化について制御技術応用を検討している。近年パワー アシスト車椅子 (手動式電動車椅子)への人気の高まりに伴い企業各社のバリエーション が増えつつあるホットトピックである。ヤマハ発動機株式会社のJWシリーズやスズキ株 式会社のカインドチェアなどのパワーアシスト車椅子が国内では代表的であり,海外では Independence Tech. 社の製品である iGLIDETMManual Assist Wheelchair が代表的である。

完全な電動車椅子と異なりパワーアシスト車椅子では実際に車椅子を漕ぐ必要があり,そ の負荷をモータアシストにより軽減でき,リハビリ・エクササイズを効果的に行えるとい う点で理想的な福祉機器であると言える。また,バッテリ切れや電気回路故障が発生して も元々が自走車椅子であるためそのまま漕いで行く事や車に積むことが可能である。

このように非常に合理的で利点の多い車椅子であるが,制御技術を用いることでさらに 高い安全性や操作性を得ることが可能となる。本研究では応用する制御技術の分野を4つ に分類してそれぞれに対する実現方法について議論を行う。

• 後方転倒防止機能

車椅子は小型・軽量により機動性を確保している反面,四輪配置が狭く転倒を起こし やすい構成となっている。特にパワーアシスト化した車椅子の場合,後方へ転倒し易 く各メーカー共に転倒防止用バンパーの装備により転倒防止を図っている。しかし, パンバーが段差乗り越えの際の障害となることが少なくない。転倒防止を制御により 行うことにより車椅子本来の機動性を保ったままパワーアシストを可能とする。 • 重力外乱補償機能

床面の傾斜により車椅子が滑降してしまう危険が車椅子にはあり,一旦滑降が起こる と止めることが非常に難しい。急停止させるとそのまま後方へ転倒してしまうからで ある。そのため,手を離した状態でも車椅子が滑降していかない機能が必要である。 iGLIDE ではすでにこのような機能を実装しているが,これは単純に車輪のリム以外 の部分からの外力を打ち消すものであり,介助者が押す場合などには負荷を発生させ る副作用を併せ持っている。そこで,介助者にも負担とならない重力外乱補償機能を 提案する。

• 介助者補助機能

介助者が車椅子を押して移動するための補助機能に従来は力センサーを配置してそこ からの力に基づいて補助を行っていた。そこで,力センサーを用いた機構を省いて介 助者補助を可能とするシステムを提案する。これにより力センサー配置に煩わされる ことなく介助方法の自由度を高めることが可能となる。

片手漕ぎ機能

パワーアシスト車椅子は両車輪にモータを備えることで任意に車輪を駆動できる能力 を持っているのにも関わらず,片手漕ぎ機能に関する試みが研究者や企業の開発者を 通してあまり行われていない。しかし,現実には片手で漕いで荷物を運びたい場合な ど少なくない。片手漕ぎ専用の製品化は成されているが付加機能としてパワーアシス ト車椅子に実装されている例はまだない。望まれる機能としては左右どちらでも任意 に片手漕ぎができ,旋回・右左折が容易に行えるシステムが挙げられる。片手漕ぎ機 能の実現に関して議論を行う。





(a) Experimental setup

(b) Configuration

図 9.3: 実験用パワーアシスト車椅子

9.3 後方転倒現象と重心位置の因果関係

本節では,電動パワーアシスト車椅子における危険な後方転倒現象を防止し,安全な走 行を実現する制御手法を提案するものである。前輪浮上を許容するが,浮上後に重心位置 情報などに基づき後方転倒を防ぐ制御手法の提案と実験的検討について詳しく記す。さら に,各制御手法を比較し,様々な人間が持つ意向や感じる走行感覚と制御系の関係につい ても議論を広げる。

図 9.3 に,ヤマハ製パワーアシスト車椅子 JWII[9] を改造する形で製作した実験用車椅子 と構成について示す。



図 9.4: 前輪浮上時のモデル

9.3.1 車椅子の後方転倒現象の解析

倒立振子によるモデル化

最初に,車椅子が後方転倒へ至る過程を詳しく解析する。図 9.4 に車椅子の前輪浮上時の様子とその系のモデルを示す。前輪が接地している状態では二点支持の安定系であるが,前輪が浮上すると不安定な倒立振子にモデリングできる [12]。前輪浮上現象は後方転倒現象の前段階,前兆と言える。M は車椅子後輪における質量,m は倒立振子モデルの重心における質量,lは重心位置と後輪との距離,gは重力加速度,zは前後方向の位置,u は後輪における駆動力, θ , ω は重心位置が倒立位置からなす角度と角速度, φ は地面の傾斜角である。また, ω_c は後輪車軸回りの車椅子本体の回転角速度であり, ω とは区別して定義しておく。前輪浮上動作中に搭乗者の姿勢が変動すれば, $\omega と \omega_c$ は異なる値となる。また本研究では車椅子横方向の傾斜は考慮せず,水平であると仮定する。

位相平面を用いた後方転倒現象の解析

次に,後方転倒のメカニズムとその発生条件について倒立振子モデルに基づいて考える。 自由運動中の倒立振子はあるエネルギーを持ち,エネルギーの大小に応じた角速度 ω と角 度 θ についての解軌道が決定される。図 9.5 は,実際の車椅子を想定した場合の各パラメー タ, $M = 20.0[kg], m = 56.0[kg], l = 0.3[m], g = 9.81[m/s^2]$ を用いた倒立振子モデル(後 述の式(1))のフロー・ベクトル $f = (\dot{\theta}, \ddot{\theta})$ を位相平面上に表示した結果である。これによ り,各座標における遷移方向とその加減速の大きさが分かる。ここで,横軸 θ は図 9.4 で示 されている重心位置の車軸回りの角度であり,後方転倒への方向を正とする。縦軸 ω は重 心位置の車軸回りの角速度である。

前輪が浮上し不安定な状態となった際に,位相平面上では点 P から A, B, C いずれかの 領域にシフトする。点 P の初期位置は,前輪接地状態での倒立位置からの角度である。

A :完全安定領域である。本研究においては前方転倒は考えない。

 \mathbf{B} : 不完全安定領域である。 ω は正であり転倒方向のモーメントがかかるが, θ が負側(前)



図 9.5: 位相平面図

方) へ大きく傾いているため自然に安定状態に復帰できる。

C : 不安定領域である。このままでは確実に転倒してしまう状態である。

位相平面での点 Pの挙動に基づいて解析すると,後方転倒の前兆である前輪浮上現象が 発生したとき,初期位置から Bの領域へ移り,後方転倒へ至る過程で B から C の領域へ移っ ていくと考えられる。

本論文で提案する転倒防止制御手法は,位相平面上でBの領域に入ったときに安定領域 Aに戻すような制御である。つまり,前輪が浮上した後,重心位置θの情報に基づいて制 御を行う。領域Cに近づくほど後方転倒の危険性が大きいことから,この位相平面上での 挙動は,その危険度を表す平面であるとも考えられる。前輪浮上は許容するが,浮上後に この情報を利用して転倒防止制御を行うことが考えられる。

一方,この位相平面上で,Bの領域に入らないようにする制御も一つの後方転倒防止法 として考えられる。前輪が浮上する現象に恐怖感を覚える操作者も存在するため,より安 心感を与えるという意味でも有効である。

9.3.2 車椅子 - 人間系の重心位置推定

重心位置オブザーバの提案

前述のとおり,前輪浮上時には車椅子 - 人間系が倒立振子系としてモデル化できる。位相 平面上での解析からもわかるように,後方転倒現象は重心位置の角度 θ と角速度 ω に大き く依存する。実際の車椅子ではセンサ等で直接 θ を測定することはできないが,車椅子の車 軸回りの角速度 ω_c に関しては,ジャイロセンサを取り付けることで測定が可能である。上 体を素早く動かすことができないような高齢者や障害者が使用することを想定すれば,前 輪浮上中に姿勢が大きく変動することは考えにくい。実際に我々が行った数多くの実験にお いてその傾向が見られた。そこで,前輪浮上中に搭乗者の姿勢は変わらず,車椅子の車軸回 りの角速度 ω_c と重心位置の車軸回りの角速度 ω は一致するものと仮定する。この $\omega(=\omega_c)$ を用いて最小次元オブザーバを構成し θ の推定を行う。

オブザーバ設計に用いるため、倒立振子モデルを以下のように線形化する。

$$\begin{pmatrix} \ddot{\theta} \\ \dot{\theta} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & \frac{M+m}{Ml}g \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\theta} \\ \theta \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} -\frac{1}{Ml} \\ 0 \end{pmatrix} u$$
(9.1)

$$\dot{\theta} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\theta} \\ \theta \end{pmatrix}$$
(9.2)

最小次元オブザーバの構成法として Gopinath の方法を用いる。オブザーバの方程式は,

$$\dot{\hat{\theta}} = \dot{\theta} + k(\ddot{\theta} - \dot{\hat{\theta}}) \tag{9.3}$$

である。ここで, $\hat{\hat{\theta}}$ の再構成を行うと,

$$\dot{\hat{\theta}} = \frac{(M+m)g}{Ml}\hat{\theta} - \frac{1}{Ml}u$$
(9.4)

となる。式 (9.3) において, $\ddot{\theta}$ がでてくるので,

$$\hat{\theta} = \xi + k\dot{\theta} \tag{9.5}$$

とおき,式 (9.3) に代入して ξ に関する状態方程式を導くと,

$$\begin{aligned} \dot{\xi} &= \dot{\theta} - k\dot{\hat{\theta}} \\ &= \dot{\theta} - k [\frac{(M+m)g}{Ml} \hat{\theta} - \frac{1}{Ml} u] \\ &= [1 - k^2 \frac{(M+m)g}{Ml}] \dot{\theta} \\ &- k \frac{(M+m)g}{Ml} \xi + \frac{k}{Ml} u \end{aligned}$$
(9.6)

となる。式 (9.5) と式 (9.6) より, $\hat{\theta}$ を用いて $\hat{\theta}$ を推定できる。この車椅子 - 人間系の重心位置 $\hat{\theta}$ を推定するオブザーバを「重心位置オブザーバ」と呼ぶこととする。

オブザーバ誤差に関する検討

オブザーバによる推定においては,ジャイロセンサの誤差 $\Delta \dot{\theta}$,トルクセンサの誤差 Δu が含まれる可能性がある。ここで,オブザーバには入力 u の誤差はないものとし,ジャイ ロセンサの値にのみ誤差が含まれると仮定する。つまり,角速度の真値が,

$$\dot{\theta}_{true} = \dot{\theta} + \Delta \dot{\theta} \tag{9.7}$$

で表されるとする。これより推定値 $\hat{\theta}$ は,

$$\hat{\theta} = \frac{1 - k^2 A_{12}}{s + k A_{12}} \dot{\theta} + \frac{k B_1}{s + k A_{12}} u + \frac{1 - k^2 A_{12}}{s + k A_{12}} \Delta \dot{\theta}$$
(9.8)

となる。この式より, k = 0 としたときに誤差分 $\Delta \dot{\theta}$ は積分されてしまうので k は小さけれ ば良いというわけではなく,ある範囲の値に決めなければならないことがわかる。次に,こ のオブザーバの実際モデルとの誤差を最小にする k を求める。式 (9.3) より $\Delta \dot{\theta}$ の係数に注 目し,

$$\dot{e} = \dot{\hat{\theta}} - \dot{\theta}$$

$$= -He + \Delta \dot{\theta} + k(S_A \dot{\theta} + S_B u)$$
(9.9)

のように変形できる。 $S_A \ge S_B$ の各ノルムを計算すると, S_A はk に依存するが, S_B に関 してはk によらない値となる。これは入力トルクに起因する誤差項をオブザーバゲインの 調節によって抑圧することができないことを意味する。 S_A のノルムを0 にすることができ れば,重心位置の角速度に起因する誤差項を抑圧できる。

A行列の要素 A_{12} , B_1 におけるパラメータ誤差をそれぞれ M_d , D, 角速度に比例する摩擦項を $B(=A_{11})$, $||S_A||$ の中に出てくる kの二次式を V とおき, V = 0の式を k について解くことより以下が得られる。

$$k = \frac{-B}{2M_d} \pm \frac{1}{2}\sqrt{(\frac{B}{M_d})^2 + \frac{4Ml}{(M+m)g}}$$
(9.10)

人間 車椅子系を倒立振子と見なした際,大きく変化すると考えられるのは乗る人の体 重によって変化する m と座高によって変化する l である。それぞれの値を考えられる範囲 で変えたときの k, V をプロットしたシミュレーション結果を図 9.6(a)(b),図 9.7(a)(b)に 示す。各パラメータは以下のとおりである。

< 🛛 9.6 >

オブザーバのパラメータ

M = 25[kg], m = 50.05[kg], l = 0.301[m] モデルのパラメータ

 $M_{real} = 25[\text{kg}], \ l = 0.33[\text{m}], \ B = 0.05,$

 m_{real} を $40 \sim 70$ [kg] で変化

< 図 9.7 >

オブザーバのパラメータ







(a) Overview

(b) Overhead view

図 9.7: *l*を変化させたときのゲイン *k* と *V* の様子

M = 25[kg], m = 50.05[kg], l = 0.301[m]モデルのパラメータ $M_{real} = 25[kg], m_{real} = 50.02[kg], B = 0.05,$ l_{real} を $0.2 \sim 0.5[m]$ で変化



図 9.8: 重心位置推定の実験結果

重心位置推定の実験的検証

重心位置推定が正しく行われるかを検討するために,後方転倒直前,つまり $\theta = 0$ 付近まで前輪を持ち上げたときの重心位置を推定した結果を図 9.8 に示す。

グラフ中の上の線はジャイロセンサから得た角速度の積分値,つまり車椅子の傾き角度 である。下の線がオブザーバにより推定した重心位置である。推定された重心位置が $\hat{\theta} = 0$ 付近まで立ち上がっている様子がよく分かる。この実験は前輪浮上状態で釣り合いが取れ る程度まで行ったので,推定が正しく行われていると考えられる。

9.4 重心位置と位相平面に基づく後方転倒防止制御

人間のトルク入力に基づくアシスト制御手法

パワーアシスト車椅子の制御系には以下のような項目が要求される。

< 第一要求事項> :力の増幅,補助

<第二要求事項> :安全性,操作性,使いやすさ

これらをともに満たすような制御系が求められるが,どちらを重視するかという点で使 用者に違いが見られる。

また,人間の入力トルクに基づくアシスト制御系の構成については,トルクセンサから 得た人間の入力トルクに対して,アシスト比 α の倍率を掛け合わせるだけでなく,一次遅 れ系を介し,その時定数を切り替えることにより,人間が手を離した後の惰性走行を実現 している。

可変アシスト比による転倒防止制御法

重心位置情報に基づいた転倒防止制御手法を提案する。位相平面上での点と原点を結ん だ直線の傾きを計算し、これが大きく、危険領域に近いほど転倒の危険性が高いと判断す る。直線の傾きが大きくなるにつれて指数関数的にアシスト比 α を減衰させていくという 手法で後方転倒防止制御を実現する。 $\frac{\omega}{\theta}$ を位相平面上での点と原点を結んだ直線の傾き、 β を危険領域に近づく際のアシスト比の減衰速度を決める係数とする。前輪が浮上していな い状態でのアシスト比を α_{max} としたとき、可変アシスト比 α は次のように表される。

$$\alpha = \alpha_{max} \exp(\beta \frac{\omega}{\hat{\theta}}) \tag{9.11}$$

βを減衰定数と呼ぶこととし,この値を調整して実験を行う。



図 9.10: 平坦地での後方転倒防止制御 (β = 3.0)

平坦地における実験的検討

最初に、平坦な路面で後方転倒防止制御の実験を行う。図 9.9, 9.10 に、 $\alpha_{max} = 4.0$, $\beta = 0.3$, 3.0 として行った実験結果を示す。それぞれアシスト比の変化の様子と位相平面での挙動を示している。

 $\beta = 0.3$ のとき,前輪浮上が起こってからのアシスト比の減衰が遅く,位相平面上での挙動は危険領域 C に進入してしまっている。実験では安全のため,後ろで別の人が支えていたため転倒には至らずに前輪が着地しているが,支えがなければそのまま転倒していた。一方, $\beta = 3.0$ のときには前輪浮上が発生してからのアシスト比の減衰が十分に速く,危険領域 C に進入することなく前輪が無事着地していることがわかる。これらの実験からわかるように,本手法で β を適切に設定することにより,後方へ転倒する危険性を抑え,安全な走行を実現することが可能である。



図 9.11: 坂道での走行実験の様子



図 9.12: 坂道での後方転倒防止制御

坂道における実験的検討

さらに,後方転倒が起こりやすい上り坂での本手法の有効性を確認する。図 9.11 のよう にスロープを設置し,同様の実験を行う。傾斜角は約 8.5 度である。 $\alpha_{max} = 4.0, \beta = 3.0 と$ したときの後方転倒防止制御の実験結果を図 9.12 に示す。平坦面と同様,位相平面上での 挙動も危険領域 C に進入しておらず,後方転倒することなく無事前輪が着地していること がわかる。

以上より,推定された重心位置情報に基づく後方転倒防止制御の有効性が示された。βを 適切に設定した場合の位相平面からわかるように,本手法は,前輪の浮上は許容するが危 険領域にできるだけ近づかせない,つまり危険度を減じていると言える。ジャイロセンサか ら得た角速度を積分した値,つまり前輪の浮上角度そのものを用いてアシスト比を減じる 手法も可能であるが,どの程度浮上すれば危険であるかは搭乗者の姿勢や調整能力などに よって異なる。本研究では,後方転倒に直結する情報である重心位置を利用することで,確 実に転倒を防止し,かつ,姿勢などの使用者の個性,特徴に合わせた制御手法を実現した。 本手法は,重心位置情報を用いてはいるが,その目標値を設定してフィードバック制御 を行うわけではなく,単にアシスト比を減じているだけであり,完全なフィードバック制 御ではない。また,前輪浮上が起きないかぎりアシストトルクの制限を行わないため,通 常走行時には大きな駆動力を出すことができ,効率の良い走行が可能となる。



図 9.13: 評価実験に用いるテストコース



図 9.14: 被験者評価実験の結果

9.5 被験者による評価実験

本提案手法の有効性を確認するために,複数の被験者を用いた評価実験を行う。3名の被 験者(20代男性,健常者)に対し,市販のパワーアシスト車椅子(ヤマハ製JWII)と本提 案手法を備えた実験機にそれぞれ搭乗し,評価をしてもらう。

走行環境として,平坦な路面と傾斜角が約8.5度の上り坂を用意し,提案した制御手法が 動作をする条件である前輪浮上現象を含めた走行を実現する。また,提案手法が,危険な 後方転倒を防ぎ,安全で安心な車椅子を目指したものであるため,評価してもらうポイン トはそのような走行における安心感の点のみとする。被験者には,安心感を得られるほど 0からプラスポイントへ,逆に恐怖感を覚えるほど0からマイナスポイントへ評価点をつけ てもらう。

さらに,使用者が車椅子の操作に慣れていく度合,つまり熟練度による評価の違いも考慮するために,初期(訓練初日)・中期(1週間半後)・終期(3週間後)とそれぞれ期間をもうけ,熟練度の異なる計3回の評価実験を行う。各評価実験日の間に数日間走行練習を行うこととする。

この評価実験に用いるテストコースと評価結果をそれぞれ図 9.13, 9.14 に示す。図 9.14 に おいて,縦軸は被験者による評価点の平均であり,横軸方向は 3 回の評価実験実施日であ る。市販車椅子では,前輪浮上後そのまま転倒しそうになることが多く,安心感の評価点 が低い,つまり使用者に恐怖感を招いていることがわかる。特に上り坂では顕著であるこ とも図から見てとれる。一方,提案手法では,使用者の熟練度合にかかわらず,平坦面や 上り坂において,より安心感の高い走行を実現していることがわかる。被験者からは,「介 助者が後ろで手助けしてくれているような感覚を覚えた」という感想も得られた。市販車 椅子は,熟練度にしたがって恐怖感が少しずつ和らいでいるものの,提案手法による高い 安心感までもは得られていない。この評価実験により,パワーアシスト車椅子の安心・安 全走行を実現する上で,本手法が有効であることが確認された。

9.6 考察

本論文では,パワーアシスト車椅子の後方転倒防止を実現する制御手法について,前輪浮 上を許容するという立場に立ち,前輪が浮上した後に,重心位置とその位相平面に基づい て求めた後方転倒の危険度にしたがってアシスト比を変化させる制御手法を提案した。平 坦地や坂道における実験的検討,複数の被験者を用いた評価実験により後方転倒防止実現 への有効性を示した。

本手法は前輪浮上を許容し,浮上が起こってから初めて制御が行われる。このため,前 輪が浮上しなければ従来と変わらない駆動力を出すことができる。また,制御系が常に重 心位置情報を監視して確実にアシスト比を減じるため,人間の調整能力をあまり必要とし ない,やや"機械まかせ"の手法と言える。

これに対し,フィードフォワード的に一定値以下のアシストトルクとなるように調整す る手法では,最大値や立ち上がり時定数において一定の制限を行い,安定性,安全性を重 視した手法であるが,操作者の姿勢変化や調整能力などによる影響も少なくない。人間の 調整能力がある程度活かされるような"人間主体"の走行手法であると考えられる。

操作者がどのようなことを最も重視し, どのようなことを機械に求めているかは様々に 異なる。障害の程度,性格,走行状況などもその要因となる。前輪浮上などの多少の危険 性があっても,第一要求事項である「力の増幅」を最も重視する人もいれば,アシスト感 は二の次にして,第二要求事項である「安定性,安心感」を重視する人もいる。このよう に,操作者の意向を制御系に反映させることの必要性を見出したとともに,本研究での成 果がその制御系設計の一つの指針となりうることを示した。

重心位置をある目標値に近づけるように直接制御する,つまり重心位置に基づく完全な フィードバック制御も一つの実現手法として考えられるが,人間の姿勢変化などは外乱要 素としてみなされるため,ここで検討した手法と比較して,より機械が支配的な制御手法 であると言える。

ここで述べた議論はまだ一見解にすぎないが,今後,障害者を含めた多くの被験者に各 手法を評価してもらい,操作者の意向や走行環境に応じた制御法の確立へ向けてさらなる 考察を行うことが課題となる。

9.7 まとめ

高齢者・障害者への工学的支援を目指す「福祉制御工学」の一研究として,パワーアシ スト車椅子における危険な後方転倒現象を防止するための新しい制御手法とその実験的検 討について示した。最初に,前輪浮上時の人間 - 車椅子系を倒立振子にモデル化すること で得られる重心位置とその位相平面に基づき,後方転倒に至る過程とその危険度について 解析をし,また,重心位置を推定するオブザーバを設計し,その位相平面における挙動か ら見出した転倒の危険性にしたがってアシスト比を変化させる制御手法を提案した。平坦 地や坂道における実験的検討,被験者を用いた評価実験によりその有効性を示すとともに, その操作者である人間との関係性についても議論した。

現在は車椅子横方向の傾斜はないものとしていたが,今後傾斜を考慮した左右輪駆動力 補償も含めた検討も可能と考えている。さらに,今回は位相平面での原点からの傾きを利 用した可変アシスト比制御を提案したが,この他にも原点までの距離などを利用する方法 も考えられる。

パワーアシスト車椅子の場合,段差を越える際に前輪浮上をさせるウィリー動作において,やはり後方へ転倒する危険性が大きい。倒立振子モデルに基づくウィリー動作実現の研究例もあるが[12],ここで示した手法の応用も可能であり,今後の課題として検討したい。

第10章 重力外乱補償機能

重力ベクトルを利用することで,パワーアシスト車椅子の安全性を強化できる。具体例として,坂道の傾斜を計測し,滑降防止に応用することが挙げられる。

本稿では,この重力ベクトルに基づく路面の傾斜角検出の手法を紹介する。図 10.1 に車 椅子と各センサ系の構成を示す。



図 10.1: 車椅子・センサ系の構成

図 10.1 に示した構成は,車椅子のフレームに矢状面の回転速度 (ψ)を計測する1軸ジャ イロセンサ,鉛直方向と水平方向の加速度 (A_{nx}, A_{ny})を計測する2軸加速度センサを備え, 車椅子の挙動をフレームの動きからとらえる。さらに,両後輪の回転角度 (θ_l, θ_r)をロータ リーエンコーダにより計測し,水平面内での運動をとらえる。

重力ベクトルは,静止体では純粋に加速度センサにより検出可能であるが,車椅子などの移動体の場合は移動に伴う加速や,方向転換による遠心力などが外乱として生じ,加速度センサのみでの検出は困難である。よって,ジャイロやエンコーダを用いることにより外乱を除去し,重力ベクトルを高速に検出可能となる。その重力ベクトルからの車椅子の姿勢角度を計算し,坂道における補償トルクをモータで出力することで,傾斜による負荷を打ち消すことが可能となる。

10.1 路面傾斜角度の計測結果

計測に際し行った詳細な過程は後述するが,得られている最終的な結果を紹介する。平 坦面から登り坂を通る結果を図10.2,平坦面から下り坂を通る結果を図10.3に示す。図中 1段目では,車椅子の鉛直方向加速度を示している。2段目では,車椅子の水平方向加速度 を示している。3段目では車椅子の前後方向角速度を示している。4段目では,車椅子の姿 勢角度すなわち,路面の傾斜角を示している。この実験では,平坦面から傾斜角8.5度(お よそ0.15[rad])の登り坂へと移動した。図中1,2段目では,それぞれ加速度センサによる



図 10.2: 平坦面・登り坂の移動結果

図 10.3: 平坦面・下り坂の移動結果

鉛直方向,水平方向の加速度を示し,3段目においては,車椅子フレームに取り付けられた ジャイロセンサによる車体回転角速度を載せている。図中4段目の車体傾斜角をそれぞれ ジャイロセンサの積分値(Int.gyro),加速度センサにより検出された重力ベクトルの傾き (only acc. sensor),提案手法(proposed)で示した。実際の傾斜角に対しほぼ同等の結果を 得ていることが分かる。結果として,提案手法の精度が最も良く,加速度センサに発生す る衝撃成分はほとんど現れず,ジャイロセンサよりも滑らかな軌跡を描いている。

10.2 処理過程

重力ベクトル,路面傾斜角を求めるための計算過程を紹介する。加速度センサの鉛直方 向・水平方向成分をそれぞれ (A_x, A_y) とし,ジャイロによる車椅子のピッチ回転角速度情 報を (ψ) とし,エンコーダによる後輪の回転角度を左右それぞれ, (θ_l, θ_r) とする。

まず,加速度センサの座標系と重力ベクトルを鉛直方向とする空間座標系とのオフセット角を (θ_0) とし,これを予め測定しておく。現在,この θ_0 は,実験開始後 300[ms] 間 (A_x, A_y) を測定・平滑化し求めている。

$$\theta_0 = \arccos \frac{A_x}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}} \tag{10.1}$$

これより,加速度センサの座標系を空間座標系と合わせる変換は次式となる。

$$A_{nx} = A_x \cos \theta_0 + A_y \sin \theta_0 \tag{10.2}$$

$$A_{ny} = -A_x \sin \theta_0 + A_y \cos \theta_0 \tag{10.3}$$

静止体であれば,上式より容易に姿勢角 (ζ) が次式として求まる。

$$A_{ny} = g \sin \zeta \simeq g\zeta, \quad g = \sqrt{A_{nx}^2 + A_{ny}^2} \tag{10.4}$$

$$\zeta = \frac{g\zeta}{g} = \frac{A_{ny}}{\sqrt{A_{nx}^2 + A_{ny}^2}}$$
(10.5)

基本的な手法としては上式より重力ベクトル・姿勢角を求めるが,車椅子が移動体である ため重力の作用以外に,外乱が加わる。この外乱を除去しなければ移動中の測定は困難で ある。外乱として扱う要素は以下の3点である。



図 10.4: 重力外乱補償制御ブロック図

- 直進に伴う加速度 (*A_{ny}* に作用)
- 方向転換に伴う遠心力 (A_{ny} に作用)
- ピッチ方向の回転角速度・加速度 (*\(\beta_l, \(\beta_r, A_{nx}, A_{ny}\)* に作用)

以上をまとめたブロック図を図 10.4 に示す。図中・右の車椅子モデルでは r_1, r_2, r_w, L によりそれぞれ,車軸・加速度センサ間距離,車輪接地位置・加速度センサ間距離,車輪半径, 左右輪間隔を示している。

10.2.1 直進に伴う加速度

車椅子を前進・後退する際に発生する加速度は,直接 (A_{ny}) に作用する。この加速度は, 車輪の回転加速度すなわち回転角度の2次微分 $(\ddot{\theta}_r)$ と同等である。

$$g\zeta = A_{ny} - r_w \ddot{\theta}_r \tag{10.6}$$

10.2.2 方向転換に伴う遠心力

車椅子の方向転換は自動車などに比べ,はるかに回転半径が小さく,定置旋回など回転 中心が車体範囲内に存在することもある。このため後輪接地位置と加速度センサの設置位 置の違いを考慮する必要がある。左右輪の回転角速度を($\dot{\theta}_r, \dot{\theta}_l$)とし,この場合の加速度セ ンサを設置している右車輪の回転半径 R を次式で定義する。

$$R = \frac{\theta_r L}{\dot{\theta}_r - \dot{\theta}_l} \tag{10.7}$$

旋回角速度 w は次式となる。

$$w = r_w \frac{\dot{\theta}_r - \dot{\theta}_l}{L} \tag{10.8}$$



図 10.5: 旋回運動による外乱の影響: (左) 外乱補償前, (右) 外乱補償後

これより, A_{ny} 方向に作用する遠心成分は

$$r_1 w^2$$
 (10.9)

となる。さらに,旋回角加速度も無視できない外乱であり,これを求める。まず,加速度の回転中心 *R_A*を次式で定義する。

$$R_A = \frac{\ddot{\theta}_r L}{\ddot{\theta}_r - \ddot{\theta}_l} \tag{10.10}$$

旋回角加速度 *iv* は次式となる。

$$\dot{w} = r_w \frac{\ddot{\theta}_r - \ddot{\theta}_l}{L} \tag{10.11}$$

これより,右車輪に発生する加速度と加速度センサに発生する加速度の差は

$$r_2 \dot{w} \tag{10.12}$$

となる。以上の式をまとめると,

$$A_{ny} = r_w \ddot{\theta}_r + g\zeta + r_1 w^2 + r_2 \dot{w} \tag{10.13}$$

となる。この旋回による加速度への影響を実験により検証した。結果を図 10.5 に示す。図 中・左に補償を行わない場合の結果,図中・右に補償を行った場合の結果を示している。2 段目と4段目のそれぞれ鉛直加速度成分 (acc.y)と,提案手法 (proposed)の結果が顕著に改 善されることが分かる。

10.2.3 ピッチ方向の回転角速度・加速度

ここでは,ピッチ方向すなわち,ウィリーなどの運動方向の外乱を考察する。車椅子の直 進速度などの検出にエンコーダを用いているが,エンコーダ情報そのままでは,ウィリー などの直進でない運動も同時に検出してしまう。具体的には,静止した状態で,前輪を持ち上げるなどすると,進んでいない状態であるにも関わらず,エンコーダが回転を検出してしまうだろう。ウィリー動作などを外乱とみなし,除去する必要がある。

ウィリー動作の除去には,ジャイロセンサからの回転角速度 (ψ) がそのまま利用可能で ある。したがって,車輪回転角速度 ($\dot{\theta}_r, \dot{\theta}_l$) から差し引くことで解決する。

$$\dot{\theta}_{nr} = \dot{\theta}_r - \psi, \quad \dot{\theta}_{nl} = \dot{\theta}_l - \psi \tag{10.14}$$

エンコーダ情報の補正は上式のみである。次に,ピッチ方向の運動が加速度センサに及ぼ す影響を考察する。前節でも扱ったように,回転運動に伴う遠心力などの影響が (*A_{ny}*)の 外乱であるから,

$$A_{ny} - r_1 \psi^2 \tag{10.15}$$

が考えられる。さらに, (A_{nx}) においては, 純粋に回転の加速度が外乱として加わる。した がって, (A_{nx}) に加わる外乱は

$$A_{nx} - r_1 \dot{\psi} \tag{10.16}$$

となる。

以上より,本章をまとめると,本稿で用いるセンサ系の構成から重力ベクトル・路面傾 斜角を検出するために除去する外乱を含めて表記すると,

$$A_{nx} = g + r_1 \dot{\psi} + D_x \tag{10.17}$$

$$A_{ny} = g\zeta + r_w \ddot{\theta}_r + r_1 \psi^2 + r_1 w^2 + r_2 \dot{w} + D_y$$
(10.18)

となる。 (D_x, D_y) は依然として残っている外乱成分をまとめたものとする。補償しきれて いない外乱には,前輪浮上後の前輪と路面との衝突が挙げられる。これについての解決策 は今度の課題とする。例えば,前輪にセンサを取り付け,着地の際の床反力を測定するな どが考えられる。図 10.6 に前輪浮上が発生したときの結果を示す。提案手法 (proposed)・ ジャイロの積分値 (Int. of gyro) に対し,加速度センサによる傾斜角 (only acc. sensor) が 著しく変動している様子が分かる。

10.3 ジャイロの回転角速度の積分による姿勢角

これまで,車椅子の姿勢角の検出には簡易的に,ジャイロセンサの情報を積分しただけ の角度情報を利用していた。実験そのものが10秒程度と短時間であったため,蓄積する誤 差は問題にならなかったからである。しかし,常時車椅子の姿勢角を検出するのには誤差 の蓄積が大きくなるため,積分は不向きであった。上述したように,いくつかの処理を加 えることで加速度センサに移動に伴い混入する外乱は除去でき,車椅子の姿勢角を検出で きるようになった。残る問題は,移動中に路面から受ける衝撃である。加速度センサでは このノイズを受けてしまい姿勢角検出の精度を下げてしまう。一方,ジャイロセンサでは, このノイズの影響は加速度センサに比べて小さい。したがって,ジャイロセンサと加速度 センサの良い特性を組み合わせられれば,よりノイズの影響を受けにくい手法となる。こ



図 10.6: 登り坂において前輪浮上発生した例



図 10.7: ジャイロセンサと加速度センサによる姿勢角検出

のような手法に,本稿では単純にジャイロセンサの情報の積分に,加速度センサからの情報からの誤差を含めるフィードバックを採用し,次式で表す。

$$\dot{x}_q = \psi - k(x_q - \zeta) \tag{10.19}$$

この手法の検証を行う。実験は30秒間行い,その間一旦前輪を持ち上げ,その後車椅子 は動かさずにおいた。姿勢角をそれぞれ加速度のみ・ジャイロのみ(Int. of gyro)・加速度 (only acc. sensor)とジャイロ・加速度センサ併用による提案手法(proposed)の3種類を比 較した。結果を図10.7に示す。ジャイロの積分のみでは誤差によるドリフトを起こし,計 算された姿勢角は0[rad]から離れてしまっている。加速度・ジャイロ併用では,加速度の みにあるノイズの影響を受けずに滑らかに姿勢角を検出している。

10.4 まとめ

本章では車体の前後における傾斜角を正確に知るための方法として,複数のセンサ(左右 の車輪角度センサ・2軸加速度センサ・ジャイロセンサ)を組み合わせて精度を向上させる 手法について紹介した。車体の傾斜角度が分かることで新たな機能を実装することが可能 となる。章題にある重力外乱補償は車体の傾斜角度と車重の積により実現される。実用に 際しては,適正な重量の設定は手動で行うことが最も確実である。同定法を用いることで ほぼ自動化することも可能であり,今後の課題となる。

前章で扱った転倒防止機能の可変アシスト比制御は車体がある一定の傾斜を持った後に 起動するように設計していた。実験に際しては短時間での検証が目的であったため実現が 容易なジャイロの積分値を車体傾斜角度として扱っていたが,長時間用を実現するにあた り誤差蓄積のない車体傾斜角計測法が必要となった経緯より本章の提案を行った。より長 期間安定して使用するための計測手法の提案が今後も強く望まれる。
第11章 介助者アシスト機能



図 11.1: 介助者が車椅子を操作する様子

車椅子を使用していると,時には車椅子を押してもらうなどの介助を受ける場合がある。 このような場合にも力補助は活躍する。モータアシストにより介助者の負担を軽減させら れるのである。単純にこのような機能を実現しようとすれば,介助者が掴む取っ手に力セ ンサーを取り付けることで成される。しかしながら力センサーの無い場所を掴む場合では 通常の車椅子と同じとなってしまうことやセンサーまでの配線が必要となることなど構成 が複雑化してしまう。そこで,制御技術の応用により,どのような場所からでも介助者に 対し力補助を可能とし,安価・メンテナンス性の向上などのために力センサーを設けない ことが目標として挙げられる。



図 11.2: 介助用パワーアシスト車椅子

11.1 介助者からの力の検出

車椅子に加わる力が様々な箇所から加わるような状況では,力が加わる部位を特定せず に検出できる方式であると都合が良い。そのような検出方法に,外乱オブザーバが適して いる。図 11.3 に車椅子系における外乱オブザーバを用いたブロック図を示す。



図 11.3: 介助者の力検出:外乱オブザーバ

入力 *u* により介助者の力以外の外乱 (風,路面の傾斜が代表的)を除去できるとすれば, 外乱要素 *dist* には摩擦などの損失後の介助者の力となり,外乱オブザーバにより推定され るものである。

11.2 外乱増幅による力補助の実現



図 11.4: コンプライアンス制御器のパワーアシスト応用

具体的には図 11.4 に示す構成による力補助を試みる。車椅子のプラントとして重力要素 を含ませた型を用いても良いが,ここでは前節で紹介した重力補助機能が働くものとして gmod を外乱から除去している。車輪の回転速度(d) とモータの出力(u)を用いることによ り外乱オブザーバから車椅子に加わっている外乱 d を検出し,その外乱に対する所望のモ



図 11.5: パラメータ変動を考慮した外乱増幅アシストモデル

デル $P_n(=\frac{1}{J_{ds}+B_d})$ を適用する。この所望のモデルに実際の車椅子の運動を追従させるために,速度情報の差に比例ゲイン (G_{assist}) を掛けた値でモータを駆動させる。

11.2.1 外乱増幅アシストの安定性

介助者からの力を外乱として正確に検出するためには,車椅子と乗車者の体重などのパ ラメータを用いた正確な逆プラントを用いなければならないが,現実ではこれらのパラメー タは日常的に変動するものである。乗車者・車椅子系の重量,車輪空気圧の変動をプラン トの乗法的摂動として仮定すると外乱増幅アシストモデルは図11.5に示す等価モデルで表 される。各状態変数は次式のとおりである。

$$y = P(1+\Delta)(u+d) \tag{11.1}$$

$$u = a(P_n \hat{d} - y) \tag{11.2}$$

$$\hat{d} = (1+\Delta)d + \Delta u \tag{11.3}$$

ここで, Pはコントローラ中で用いる乗車者・車椅子系であり実プラントでは $(1 + \Delta)$ 倍の 変動が起こるものと想定している。プラント変動により推定される外乱には Δu が混入す る。 $P_n = kP$, (k > 1)の仮定から,外乱増幅アシスト系での外乱 (d) から実プラントの出 力 ($\dot{\theta}$) までの伝達関数は

$$y = \dot{\theta} = P(1+\Delta) \left(1 + \frac{a(1+\Delta)(k-1)}{P^{-1} + a(1-\Delta(k-1))} \right) d = P(1+\Delta)(1+f(\Delta))d \quad (11.4)$$

となる。乗車者の体重がコントローラで想定したものより軽い場合, $\Delta > 0$ となり,重い 場合には $-1 < \Delta < 0$ となる。プラント誤差 Δ は現実的には不可観測な要素である。外乱 増幅の実体は $f(\Delta)$ であり,この関数の安定性が系全体の安定性に関わっている。プラント を $P = \frac{1}{Js+B}$ とすれば, $f(\Delta)$ の持つ極は次式で表される。

$$s = -(B + a(1 - \Delta(k - 1)))/J$$
(11.5)

したがって,日常的な使用を考慮するとプラント Pの設定は実際の乗車者・車椅子系よ りも若干重く ($\Delta < 0$)しておく必要があることが分かる。大人用にプラント Pが設定され



図 11.6: 不安定な挙動を示すシミュレーション: $J = 12.0, B = 40.0, k = 10.0(Jn = 1.2, Bn = 4.0), \Delta = 0.57$

た外乱増幅アシスト車椅子に子どもが乗った場合・乗車者がいない場合には車椅子の重量 が軽すぎることから,車椅子が加速したまま止まらなくなる現象が起こる。図 11.6 に外乱 増幅アシストコントローラを不安定となるように設定した場合のシミュレーションを示す。 外乱を推定するプラントの設定には J = 12.0, B = 40.0 とし, P_n は k = 10.0 となるように $J_n = 1.2, B_n = 4.0$ とした。これに対し,乗車者・車椅子系 Pへのモデル誤差は $\Delta = 0.57$ とし,コントローラで設定した系よりも軽い乗車者を想定した。このような設定では,前 述の $f(\Delta)$ が積分的挙動を陽に示しだし,図 11.6 のような結果を引き起こしている。

実際の外乱増幅アシストコントローラを設計する際には,プラント P と所望のプラント P_n とを厳密に $P_n = kP$ とする必要はなく,安定性の向上のために,所望のプラントの粘性 係数 B_n を大きくしておくことが望ましい。

また,車体重量を逐次推定するなどの適応コントローラの追加も安全性向上の面から検討するべき課題であると言える。

まとめとして,アシスト量を調節するための設計法ついて説明する。

定常増幅率
$$(s=0)$$
 $G_{const} = \frac{a(1+\Delta)(k-1)}{B+a(1-\Delta(k-1))}$ (11.6)

アシストゲイン a による調整

 a による調整は不安定化しにくく安全な調整法である。反面, kの
 設定にもよるが, a のみによる調整ではアシスト量に上限が存在す
 る。a が粘性 B を無視できるほど大きい場合には,

$$G_{const} \rightarrow (1+\Delta)(k-1)/(1-\Delta(k-1))$$

となり, k の設定が強く影響するようになる。

• 所望のプラント P_n における k による調整 P_n は推定された外乱に対し車椅子の挙動として望まれる慣性 J_n , 粘性 B_n をもったモデルであり,簡易的に $P_n = kP$ と表すことでコ ントローラ設計の見通し向上を図っている。 モデル誤差 $\Delta > 0$ である場合にコントローラが不安定化し易いた め (k < 10) が望ましい。

従来のパワーアシスト機構と異なり,車椅子に加わった力に対してモータからのアシスト量は車体重量などの影響を受けて変化してしまう。

次節において,モデル誤差△におけるアシストコントローラの挙動変化を紹介する。



図 11.9: シミュレーション結果:△ < 0

11.2.2 モデル誤差によるアシスト性能の変化

前節の式 (11.3) に示したようにモデル誤差が実用段階では常に存在しその大小に伴って アシストコントローラの挙動も変化する。

$$\hat{d} = (1 + \Delta)d + \Delta u \qquad \cdots \qquad (11.3)$$

モデル誤差 Δ が存在すると,外乱の推定は実際の外乱 d の $(1 + \Delta)$ 倍変化したもの以外に, アシストカ u がモデル誤差の分だけ含まれてしまう。図 11.7,図 11.8,図 11.9 に Δ を変化さ せた場合の外乱増幅アシストされた車椅子挙動のシミュレーション結果を示す。これらの 結果は,コントローラの設計はそのままで,乗車者が替わることでアシストの様子が変化 することを表したものである。乗車者が重くなるにつれてアシスト量が減少してゆき,ま た推定される外乱も小さくなり図中上段に示す車椅子の走行速度がアシスト無しの場合(図 中上段: manual) と変わらなくなってしまうことが分かる。

また,図中中段に示す推定外乱の様子は,モデル誤差 $\Delta = 0$ に近い場合には外乱を良く 推定出来るが乗車者が軽い場合 ($\Delta > 0$)にはアシスト力 uの影響が大きく現れ,乗車者が 重い場合 ($\Delta < 0$)には推定される外乱が小さくなる。



次に実験による外乱増幅アシストの結果を示す。実験は平坦面で行い,車椅子を漕いで 移動を行う。その際に車椅子後輪のハンドリムに設置したトルクセンサにより漕ぐ力を計 測している。

図 11.10 では実際の乗車者・車椅子系とコントローラのプラントがほぼ同等である場合の 実験結果である。乗車者が漕いだ力の半分程度をモータにより補助され,結果的に約 1.5 倍 から 2 倍程度にアシストされている。また,外乱推定値が実際に車輪を漕いだ力を精度良 く表せていることが分かる。

一方,正値のモデルに誤差がある場合には,アシスト量が増えると共にコントローラ内 では図11.11 中段に示すように実際に加えた力の他に,モータによるアシスト力(図中下 段:assist_torque)が外乱推定(図中中段:estimated_value)に現れていることが分かる。

前述のモデル誤差におけるシミュレーションの通りに外乱と外乱推定とに相関が強い場合と,モータによるアシストカに相関が強い場合とがモデル誤差により説明が出来ることから,プラントの同定が可能であることが分かる。乗車者が特定である場合には車輪のトルクセンサを用いたプラント同定アルゴリズムが有効であると思われる。

それにより,介助者が介助を行う際にはトルクセンサから入力を行われないとすれば,ト ルクセンサの入力中にのみプラント同定を行うように限定し,安全な介助者アシスト機能 が実現されるものと考える。



図 11.12: 実験結果:重力補償無し(登り坂)



図 11.13: 実験結果:重力補償あり(登り坂)図 11.14: 実験結果:重力補償あり(下り坂)

11.2.3 坂道での外乱増幅アシスト

外乱増幅アシストでは車体に加わった外力を増幅するため,路面傾斜に伴う重力の影響 までも増幅されてしまう。解決法のひとつに第10節で紹介した重力外乱補償器を用いるこ とが考えられる。重力外乱補償器は車椅子が傾斜を下ってしまう事態を抑制するため安全 性の面からも有用である。

本節では重力外乱補償器を併用した場合の外乱増幅アシスト機能の検証実験を行う。実験に際し,路面傾斜は8°(0.15[rad])の長さ2[m]のスロープを用意した。重力外乱補償器無しでの登り坂実験の結果を図11.12に示す。

重力外乱補償が無い場合,当然のことながら乗車者が加えている力に対してのアシスト がほとんど無く,傾斜による負荷のほとんどを乗車者が受け持っている。また,図中上段 の"wheelchair frame angle"から前輪が小刻みに浮上していることが分かる。重力外乱補償 が無いと後方へ降下して行く加速度が大きいことやハンドリムを持ち替えた際の漕ぎ力の 反作用などの影響から前輪浮上が起きやすいためである。

重力外乱補償を用いた結果を登り坂においては図 11.13 に,下り坂においては図 11.14 に て示す。登り坂においては,重力外乱補償無しの結果(図 11.12)と違いアシスト量が漕ぎ力 に追従して発生できていることが分かる。さらに漕ぎ出しからの車椅子の速度上昇がなだ らかであることにアシストの効果が読み取れる。重力外乱補償無しの結果では速度上昇が 波打ちしている。図中上段には算出された傾斜に対するモータの重力外乱補償トルクを示 している。この重力外乱補償トルクにより,乗車者が車輪のハンドリムから手を離しても 急に降下していくことを抑制している。適切に補償量を調節すれば完全に静止することも 可能であるが,モータの過熱防止についても考慮し若干弱めの補償に留めておくことが安 全性の面でも現実的である。

下り坂においては,乗車者が漕ぐことでの前輪浮上といった不安定挙動は起こりにくい。 また進むことに対する力補助よりも減速に対し補助が必要であるため重力外乱補償器が適 当に働く必要がある。図11.14での実験結果では重力外乱補償が働いているが外乱増幅アシ ストがそれを上回り相殺されている。

下り坂においては外乱増幅アシスト機能を停止あるいは弱めるといった処置の必要性が 認められる。

11.3 介助者アシストのまとめ

介助者の負担を軽減するためのパワーアシスト機能を,従来からの力センサーグリップ を用いずにどこからでも補助を受けられる機能として外乱増幅アシストコントローラを提 案した。

平坦面では外乱増幅アシスト機能は正常に動作し得るが,路面傾斜の環境下では重力外 乱補償といった機能が必要であり,重力外乱補償を安全に働かせるためにはさらに前輪浮 上状態の検出も不可欠となる。

また,外乱増幅アシスト機能にもパラメータの設定次第では暴走する可能性があること を述べた。特に注意が必要なことは,外乱増幅アシスト機能が働いている状態で降車して しまうことである。その場合でも暴走を防止する処置をとることである。例えば着座セン サーを用いることなどが考えられる。

以上のような前輪浮上検出や着座検出などの付加センサーを分散して配置せずに車輪ユ ニット内で実現できれば装置自体の頑健性・メンテナンス性向上に繋がる。

第12章 片手漕ぎ操作機能



図 12.1: 片手用手動車椅子の市販品例:Nick 社製

12.1 はじめに

片手で車椅子を操作したくなる場面は日常生活では多く存在し,その解決策は現在でも 模索中である。半身不随などで明らかに片手操作でのみ車椅子に乗る場合には図12.1 に示 すような片手専用の車椅子が市販化されている。片側にハンドリムが2つ配置されそれぞ れ左右の車輪と繋がっている。

しかし,両手漕ぎの車椅子であっても膝の上で荷物を支えなければならないことやコッ プなど不安定なものを手に持つなどの場面は想像に難くない。両手漕ぎと片手漕ぎを任意 に切り替えられる機能がこれからの車椅子の付加機能として実現されるべきである。

片手用車椅子の研究では特に滋賀県立大学の安田寿彦先生らが近年精力的に行っている。 福祉工学シンポジウム 2004 で発表された研究 [13] では 2 種類の機構を試しそれぞれの操作 性について評価を行った。



図 12.2: 片手用ハンドリム機構^[13]

12.2 ハンドリム機構による片手漕ぎ操作

ハンドリム機構に着目した片手漕ぎ操作機構では図 12.2 に示すような 2 種類が考案され ている。図中左側は片手操作用に片側に両車輪のハンドリムを配置し,直進のための直進 用リムの計3本のリムが配置されている。図中右側は外観を通常の車椅子と同様のままハ ンドリムにチルト機構を設け,その傾きで左右輪への力分配を行う仕組みとなっている。

これら片手漕ぎ操作機構は電動モータを使用したパワーアシスト車椅子では容易に実現 可能である。

文献 [13] によるハンドリム機構の違いによる操作性の検証結果を以下の表 12.1 に示す。

被験者	車椅子の種類	走行時間 [s]	切替・持替回数	誤切替回数
А	1本	23.51	7	0
	3本	19.14	8	3
	両手	12.56	-	-
В	1本	19.61	7	1
	3本	22.16	11	2
	両手	15.38	_	-
С	1本	34.40	9	0
	3本	29.36	11	1
	両手	24.48	-	-

表 12.1: 走行実験結果^[13]

表が示す結果の通り, リムチルト方式では駆動車輪の切り替えが乗車者の感覚に良く一 致しており誤操作が著しく少ないという結果が得られている。しかし, 一方では複数リム 方式よりも移動速度が遅い点が短所となっているがこれは大きな力をリムに掛けようとす るとチルト機構のスイッチが入ってしまうためと説明されていた。

この文献で用いられたチルト機構ではデジタルスイッチを用いていたためリムの傾斜角 度に応じた細かな左右車輪への動力配分が出来なかったことも移動速度を遅めた原因と考 えられる。機構として,リムにチルト操作を加えたことは非常に評価できる。車椅子の外 観を変えずに片手漕ぎを実現できる優れた機構である。

12.3 ヘッドマウントセンサを用いた片手漕ぎ操作

12.3.1 はじめに

前述のハンドリムに改良を加えて片手漕ぎ操作を実現する方法の他に,頭の動きを計測 することで左右車輪へ駆動力配分を行うといった機構も考えられる。

ヘッドマウントタイプの操作機構を用いた車椅子の研究は,特に完全電動車椅子に関す るものが殆どでありパワーアシスト車椅子の片手用の用途を目的としたものは見当たらな かった。しかしながら,片手用車椅子の実現のためにヘッドマウンセンサを用いる利点は 大きいと考えている。以下に列挙すると,

- 低コスト
- 機構の単純化
- 操作性の向上
- 操作車輪選択の自由度

などが挙げられる。

「低コスト」とは,前述のリム機構が機械的な実現方法であるのに対しヘッドマウント タイプでは電子回路,ソフトウェアでの修正が主であるため既存の製品への転用が容易で あることを理由とする。

「機構の単純化」とは,上記のとおり機械的な実現方法ではないことを意味している。 ヘッドマウントセンサはリムに加えられた力を左右輪に分配する比率を決めているだけな ので,乗車者に漕ぐ車輪を指定させずに片手漕ぎが実現される。

「操作性の向上」とは,ヘッドマウントセンサではリムに特殊な機構を備えることで発 生する使いにくさを持たないという観点から,乗車者は手で行う仕事を車椅子の駆動にの み注力でき,微妙な左右移動の調整はヘッドマウントセンサが行うという分業が可能とい う理由からである。

「操作車輪選択の自由度」とは,左右どちらの車輪を片手で漕いでも機能するというこ とである。リムへの漕ぎ力を単純に左右輪へ振り分けるのであるから左右どちらかに操作 車輪を限定する必要はなく実現できる。

ヘッドマウントセンサと言えど様々な種類が提案されている。文献 [14] では, 頭部の動き を首の胸鎖乳突筋と呼ばれる頚の中で最も目立つ筋の筋電位を計測することで電動車椅子 の操作に応用を試みている。顔などの筋の電位計測を用いた研究は比較的多くなされてい る。一方,文献 [15] にあるような傾斜センサを頭部に装着(帽体に取り付けるなど)し,頭 の傾きを検出し前後左右への移動指令を電動車椅子に与える方法も研究されている。

12.3.2 3軸加速度センサを用いた片手漕ぎ操作の提案



図 12.3: イヤフォン型傾斜センサー

ヘッドマウントタイプのひとつの実現例にイヤフォン型を提案する。通常,乗車者は周囲 を見渡すために上下左右へ頭を回転させる。このような運動を車椅子の操作に使うことには 走行中の危険が伴う。しかしながら,首をかしげる動作(図12.3に示す "sensing direction" の回転運動)は車椅子での走行中ではあまり使われないものであり,これを片手漕ぎ操作に 利用することが有効であると考える。

左右輪駆動力配分

3軸加速度センサを用いることで頭部の姿勢を監視し,見上げ動作や左右への目配せ,首 をかしげる動作による重力ベクトルの変化を角度として算出する。その中で,首をかしげ る運動による傾斜角を左右輪駆動力配分比率として用いるのである。また,首をかしげる ことで起こる旋回による遠心力と首をかしげる動作は丁度対抗する形態となり都合が良い。

片手用アルゴリズム

ヘッドマウントセンサにより検出した角度はリムへの入力の分配量となる。その際のリ ムへの漕ぎ力は左右輪の区別なく検出しその合計を分配量にしたがって配分するのみであ る。これにより乗車者が片手での漕ぎ手を左から右へ持ち替えた場合などでも特別な切り 替えの必要なく片手漕ぎを続けられる利点がある。片手漕ぎモードに切り替えるのはヘッ ドマウントセンサのスイッチを ON にするなどの単純な操作のみで実行されるよう設計す ることなど,誤操作を防ぐいくらかの対策が必要であると考えられる。

また,旋回性に対する考察は重要であり直進走行中の左右への微調整から,定地旋回までを頭のかしげ動作量で行わせるため,そのかしげ動作量と分配量への対応を如何に行うかが重要な検討事項であると考える。

第13章 結言

本研究をとおし,これまで産業発展に大きく関わってきた制御工学が人の生活の補助を するという福祉の分野でも新しい役割を持つことを明らかにしてきた。

産業界で望まれる制御器への特徴は,高速・高精度・高安定性であった。すなわち,高 生産性の追及であり,人の介在しない物理学を基盤とした概念が支配的であった。

一方,福祉分野で望まれる制御器への特徴・役割は,快適・従順・安全である。産業で 洗練された制御器のような高速な応答や高精度といった性能は重要ではなく,むしろ応答 はゆっくりで精度が荒くても使用者の目的を果たすだけの仕事ができればよいのである。

本論文で扱った制御器においても位置制御などの一般的なものはほとんどなく,状態推 定オブザーバやそれらを基にした力補助が主であった。直接になんらかの物理量を制御器 が操作するようなものではなく,あくまでひとに対して間接的・補助的な役割が中心とな ることが福祉分野で望まれる制御工学の姿であると考える。

福祉機器に望まれる役割とは,個人の自立を他人に気兼ねせず補助することである。全 くの他人が家に訪れ身の回りの世話をしてくれるという訪問介助に抵抗を覚えない人は少 なく,親しい間柄であっても介助し,介助される立場はお互いに精神的なストレスを生じざ るを得ない。理想的な福祉機器とは,介助する側と介助される側の立場の差を無くし互い に平等なコミュニケーションを確立させるものであると考えている。公共の乗り物の電車 やバスを健常な人と変わらずただ自然に利用でき,買い物のためにお店に自然に入れ,買 いたい物をレジに出す。手や足が悪いと,これらの行動の中のどれかで他人の助けが必要 となってしまう。このような事態が不平等なコミュニケーションである。

第一部の歩行補助福祉機器では,今後増えると予測される高齢化に伴う歩行困難者を支援する福祉機器として避けられない必須の機能である歩行安全性の議論を行った。ヒト型ロボットが実際の地に立ち,歩き,走り出す現在,ヒトの歩行をも直接補助するマシンが存在しても不思議はないと思われたが,登場する歩行補助装具の殆ど全てが脚筋肉の情報からの力補助という手法であった。ヒトが使用するマシンとして第一に考慮されるべき安全性についての議論が成されていなかったのである。

そこで本研究では歩行の安全性を第一に実現する歩行安定化アルゴリズムに着目,提案 し,日常環境下で考え得る平坦面・傾斜面・階段において安全に歩行するべき着床位置の 提示が可能であることを示した。本研究では着床位置の提示までを扱ったが,その後の仕 事である「脚の力補助」は補助装具の追従特性の強弱により調節されるため,容易に実現 される。

また,提案する歩行安定化アルゴリズムの検証を矢状面(前後方向面内の歩行)について 詳しく行ったが,前額面(左右方向面内)や旋回運動についての歩行安定化に関する考察も 重要な課題である。

歩行補助を必要とする対象者は両脚に障害がある場合,片脚に障害がある場合や歩行は 出来るが歩容が正確でないといった3つのタイプがあり,両脚に障害がある場合を除く2つ のタイプには本研究で提案するような利き足に基づいた歩行安定化アルゴリズムが必要で ある。両脚に障害があり,歩行の意思決定が歩行に表せない場合には何らかの操作器(ジョ イスティックなどの方向入力装置)を用いた二足歩行ロボットと同様なシステムを使わざる 得ない。

第二部の車椅子福祉機器では移動用福祉機器の中で最も多く利用されている車椅子に注 目し,制御技術応用において成しえる高機能化について議論を行った。外観上の変化なく 計測類も駆動ユニット内部に配した構成で既存のパワーアシスト車椅子に後方転倒防止機 能,重力外乱補償機能,介助者補助機能,片手漕ぎパワーアシスト機能の実現に関する提 案を行った。高機能化を目指した多くの関連研究では車椅子自体の設計を大きく変更し階 段昇降機能や起立動作補助機能,リクライニング機能を実現していた。しかし,その独自 性のために利用者の細かな要求に応えるための車体各部の変更に多様性を欠く結果となっ ていた。

一方で,これまでの資源を生かしつつ車椅子の高機能化を実現したのがヤマハ発動機株 式会社のJWシリーズ,スズキ株式会社のカインドチェアである。従来型車椅子の後輪を パワーアシスト駆動機構を備えた車輪と置き換えるものである。このような既存の構成の まま高機能化を成しえるパワーアシスト車椅子に本研究では着目し,制御技術応用による 車椅子の高機能化を図った。

車椅子のパワーアシスト化により移動能力が向上し坂道でも快適に移動できるようになった。その反面,強すぎる補助により車椅子の転倒が顕著な問題となり,解決策として車椅子の浮き上がりを制限するバンパーを取り付けていたが,結局車椅子の機動性を悪化させていた。転倒の原因は前輪浮上中の力補助の過多であるため,車椅子姿勢の危険度に応じモータからの力補助率(アシスト比)自動調整機能を本研究では設計しその有効性を示した。

転倒防止機能のみならず,モータを備えた車椅子の可能性は大きく,本研究では他にも3 つのテーマについて議論を行った。坂道でも安心して手を離せるための重力外乱補償機能, 乗車者のみならず介助者の負担も軽減する介助者アシスト機能,荷物を持っていて片手が ふさがっている際の片手漕ぎ機能のそれぞれについて現実的な提案を行った。

本稿で扱った歩行補助器と車椅子はそれぞれ独立した機器ではなく,広範囲の移動をす る場合には車椅子を用い,そこから座った姿勢では不便なスーパーでの買い物や狭く入り 組んだ屋内といったところで歩行補助器を用いるといった一連の日常生活環境下での重要 な関係を持っている。それ故に,車椅子と歩行補助器との連携を考慮したインターフェー スの開発にも議論の余地がある。

今後,増えるであろう移動支援機器の抱える技術的問題に床面の認識,特に段差・階段の認識がある。段数・段形状といった情報を正確に取得する仕組みが求められ,如何に安価に実現するかが課題である。解決方法の一つとして,歩行補助機器が独自に床面を認識するのではなく,階段の手前で段数・段形状の情報を取得するような通信技術を利用することを提案する。ユビキタス,IR タグなど生活に密着したコンピュータ社会,情報社会のひとつの取り組みとして,今後増えてくる電脳化された福祉機器のために地形情報を提供する端末を整備することが有効であると考えている。

研究業績

- 1. 学会誌発表論文
 - (1) 関 弘和, 畠 直輝, 小安 雄一, 堀 洋一: "パワーアシスト車椅子の後方転倒防止制御(その1)-アシストトルク調整法と被験者評価による検証-", 電気学会論文誌 D 部門, Vol. 124, No. 3, pp.318-323, 2004.
 - (2) 畠 直輝, 関 弘和, 小安 雄一, 堀 洋一: "パワーアシスト車椅子の後方転倒防止 制御(その2)~重心位置推定と位相平面に基づく可変アシスト比制御~", 電気 学会論文誌 D 部門, Vol. 124, No. 7, pp.699-705, 2004.
 - (3) 畠 直輝, 堀 洋一: "歩行機能補助装具の実現に向けた歩行安定化手法の一考察", 電気学会論文誌 D 部門 (投稿予定).

2. 国際会議発表

- (4) Naoki Hata, Yoichi Hori: "Basic Research on Power Limb Using Variable Stiffness Mechanism", Power Conversion Conference Osaka (PCC-Osaka-2002), pp. 917-920, 2002.
- (5) Naoki Hata, Yoichi Hori: "Basic Research on Power Limb Using Gait Information of Able-side Leg", the 7th IEEE International workshop on Advanced Motion Control (AMC-2002), pp. 540-545, Maribor, 2002.
- (6) Naoki Hata, Yuichi Koyasu, Hirokazu Seki, and Yoichi Hori: "Backward Tumbling Control for Power-Assisted Wheelchair based on Phase Plane Analysis", the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2003.
- (7) Naoki Hata, Yoichi Hori: "Realization of Robotic-Suit for Walking Assistance", SICE Annual Conference 2004, pp. 2266-2270, 2004.
- (8) Sehoon Oh, Naoki Hata, Yoichi Hori: "Proposal of Human-friendly Motion Control and its Application to Wheelchair", SICE Annual Conference 2004, pp. 2214-2219, 2004.
- (9) Sehoon Oh, Naoki Hata, Yoichi Hori : "Proposal of Human-friendly Motion Control Control Design for Power Assistance Tools and its Application to Wheelchair", the 30th annual conference of the IEEE Industrial Electronics Society (IECON 2004), Pusan, 2004.11.2-7.

3. 学会発表

- (10) 畠 直輝,堀 洋一: "新しい動力義足の基礎研究~歩容設計と可変剛性機構の導入~",平成13年電気学会産業応用部門全国大会,Vol. 1,pp. 593-596,松江,2001年.
- (11) 佐藤 仁彦, 関 弘和, 畠 直輝, 堀 洋一: "パワーアシスト車椅子におけるウィリー 機能の実現", 電気学会産業応用計測制御研究会 IIC-02, pp. 143-148, 2002 年.
- (12) 畠 直輝,堀洋一: "受動歩行を応用した歩行支援型装具の実現",日本機械学会第2回福祉工学シンポジウム,pp. 163-166,名古屋,2002年.
- (13) 畠 直輝,堀 洋一: "下肢関節角度を用いた歩行支援装具における歩行軌道生成 法",平成15年電気学会全国大会,仙台,2003.
- (14) 小安 雄一,畠 直輝,関 弘和,堀洋一: "パワーアシスト車椅子における後方転 倒防止現象の解析とその制御",電気学会産業計測制御研究会 IIC-03, 2003 年.
- (15) 畠 直輝,堀 洋一:"装着型歩行支援装置における歩行補償手法の検証",日本機械
 学会福祉工学シンポジウム 2004, pp. 111-114,9月 2004 年.

謝辞

本研究の遂行にあたり,指導教員の堀洋一教授にはさまざまなご指導・ご助言を頂き, また多くの哲学にも触れさせていただきました。研究以外の面でも父親としての素顔を拝 見する度に自分のなるべき姿の目標となりました。堀教授のもとでの学生生活と研究生活 は非凡なものでありました。ここに深く感謝いたします。

工作室の渋谷武夫助手には,忙しい最中3ヶ月もの間,歩行補助装具の製作に親身にまた 丁寧なご指導いただき,その間に得た知識などは私の人生の中でも貴重な財産となりまし た。内田利之技官には,平素,実験装置への広い経験と幅広い発想を惜しみなく伝授いた だき,時には研究以外にも趣味のバイクについての知見を分けていただきました。修士の 頃より身近な存在でありつづけてくださり、ここに深く感謝いたします。また、研究室を 卒業された坂井信一郎さん,鈴木文泰さん,藤本博志さん,及部七郎齋さん,関弘和さん の御活躍を御聞かせ頂く度に学問の奥深さ、研究の業の重さを深く感じると共に、強く憧 れる存在として,人生の道しるべを示してくださいました。一時でも同じ空間を共有でき たことが至高の思い出となりました。先輩の呉世訓さんと同級の坂東信尚君には修士から 研究についての議論を深める大変有意義な機会を多く与えていただき,何とも替えがたい 学生生活となりました。張炳勳さん,古川公久君,福井龍君,青木健一郎君,小玉晋也君, 青木良文君,河島清貴君,李微君,劉小星君,呉魯君には研究室における雑務を的確に遂 行していただき,充実した研究とゆとりに満ちた学生生活を送ることができました。また, 諸学生との多くの議論は自分自身の不徳さを知る貴重なものであり,より高い理解への足 掛けとなっていました。ここに深い感謝をいたします。そして,修士課程と博士課程をと おした学生生活の中で共に研究を行い,苦心の末に卒業していった多くの卒論生達ひとり ひとりから公私ともども非凡な知見を分け与えてくれたことをここに感謝と喜びの気持ち を示します。

参考文献

[1] 資料: 厚生省統計情報部「平成10年度社会福祉行政業務報告」,

http://wwwdbtk.mhlw.go.jp/toukei/kihon/indexy_3_3.html

- [2] 伊藤 宏司,藤井 久一,伊藤 正美: "2 足歩行系のサーボモデルによる解析",バイオメ カニズム4, pp. 263-270, 1978,東京出版会。
- [3] Ferdinand Gubina, Hooshang Hemami, Robert B. McGhee: "On the Dynamic Stability of Biped Locomotion", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 102-108, vol. BME-21, no. 2, March 1974.
- [4] M. Vukobratović, A. A. Frank, D. Jurič ć: "On the Stability of Biped Locomotion", IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, pp. 25-36, vol. BME-17, no. 1, January 1979.
- [5] 伊藤聡・西垣智啓・川崎晴久: "床反力に基づいた一定外力場での起立姿勢に対する制御法",計測自動制御学会論文集, Vol. 38, No. 1, pp. 79-86, January 2002.
- [6] 加藤久・平田崇:"歩行機能補助装置の研究",日本機械学会,福祉工学シンポジウム CD-ROM 論文集, W-418, 2001.
- [7] Hiroaki Kawamoto, Suwoog Lee, Shigehiro Kanbe, and Yoshiyuki Sankai: "Power Assist Method for HAL-3 using EMG-based Feedback Controller", Proc. of 2003 IEEE International Conference SMC, pp.1648-1653, 2003.
- [8] 大島徹・藤川智彦・熊本水頼:"一関節筋および二関節筋を含む筋座標系によるロボットアームの機能特性. ~筋の収縮力とロボットアームの粘弾性~",精密工学会誌, No. 66, pp. 141-146, 2000.
- [9] 内山敦・福井巧: "パワーアシスト車椅子の制御システム",日本機械学会シンポジウ ム講演論文集,pp.204-208 (1997)
- [10] A. Kakimoto: "Control technology of mobility aids for the elderly", Journal of The Society of Instrument and Control Engineers, Vol. 40, No. 5, pp.357-362 (2001) (in Japanese)
 垣本映:「高齢者の移動支援のための制御技術」,計測と制御, Vol. 40, No. 5, pp.357-362 (2001)

- [11] T. Tachibana: "Bioengineering in 21st century", Journal of The Japan Society of Mechanical Engineers, Vol. 104, No. 996, pp.720-723 (2001) (in Japanese)
 立花隆:「21世紀のバイオエンジニアリング技術開発への提言」,日本機械学会誌, Vol. 104, No. 996, pp.720-723 (2001)
- [12] Y. Takahashi, S. Ogawa and S. Machida: "Front wheel raising and inverse pendulum control of power assist wheel chair robot", Proc. of IEEE Int. Conf. on Industrial Electronics, Control and Instrumentation(IECON'99), pp.668-673 (1999)
- [13] 安田寿彦・佐野匠・田中勝之: "一本のハンドリムで構成する片手用車椅子の操作機構 について", 福祉工学シンポジウム 2004 講演論文集, 日本機械学会, pp. 31-34 (2004)
- [14] P. B. Taylor, H. T. Nguyen: "Performance of a Head-Movement Interface for Wheelchair Control", Proc. of the 25th Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS Cancun, Mexico, pp. 1590-1593, 2003.
- [15] Show-Hong Chen, Yu-Luen Chen 他: "Head-Controlled Device with M3S-Based for People with Disabilities", Proc. of the 25th Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS Cancun, Mexico, pp. 1587-1589, 2003.