



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	エネルギー制御によるパワーアシストとスキルアシストの同時実現とセミアクティブアシスト機構への応用
Author(s)	日下, 聖
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(情報科学)
Dissertation Number	甲第11311号
Issue Date	2014-03-25
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k11311
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/55643
Type	doctoral thesis
File Information	Takashi_Kusaka.pdf



博士論文

エネルギー制御によるパワーアシストとスキルアシストの同時実現と
セミアクティブアシスト機構への応用

日下 聖

2014 年 3 月

北海道大学 大学院情報科学研究科
システム情報科学専攻

本論文は北海道大学大学院情報科学研究科に
博士(情報科学) 授与の要件として提出した博士論文である。

日下 聖

審査委員： 主査 田中 孝之 准教授
副査 金子 俊一 教授
山下 裕 教授

エネルギー制御によるパワーアシストとスキルアシストの同時実現と セミアクティブアシスト機構への応用*

日下 聖

概要

近年, 重労働を伴う工場での重量物搬送作業や介護・福祉分野などの従事者減少が大きな問題となっており, それらの負担軽減を目的とした装着型パワーアシスト装置の研究・開発が盛んに行われている. しかしながら, これまで多くの研究で採用されてきた大型のアシスト装置は現場への導入が困難であるという問題があった. 一方で我々は, 弾性材の復元力を補助力源に用いたセミアクティブアシスト機構を開発してきた. 弾性材固定点をアクチュエータで制御することで補助力制御を可能としており, 柔軟な弾性材により装着者の動作を制限せず, 小型・軽量に設計可能という特徴を持つ. 本研究ではこの, 弾性材を利用したセミアクティブアシスト機構の特徴を活かしたアシストシステム開発のための制御則設計を行う.

本研究では, セミアクティブアシスト機構の特徴である, 弾性材の復元力を補助力として利用することで装着者の自由度を完全に拘束しないという点に着目し, 装着者の動作矯正としてのスキルアシストを考える. スキルアシストとは精密作業や熟練を要する作業などに対し, 機械による動作教示を行うものである. 特に麻痺患者のリハビリテーションなどの分野では, 動作教示と共に人間の慣れを利用した運動矯正が研究されている. 具体的に, 本研究では周期運動を対象として, 目標運動に対して運動のエネルギーの過不足を考慮し, 補助力の位相を制御することによってそのエネルギーの過不足を補償する. それにより, セミアクティブアシスト機構によるパワーアシストを行いつつも, 徐々に目標運動へと誘導されるような補助力を提供するシステムを実現することを目的とする.

これまでに, 補助力位相差を用いて目標運動とのエネルギー不足分を供給することにより, 装着者の運動を矯正可能なことを確認してきた. 供給エネルギーの解析により, より大きな運動矯正のためには大きな位相差が要求されることが分かっている. また, スキルアシスト効果とパワーアシスト効果はトレードオフであると考えられるため, 大きな運動矯正はパワーアシスト効果の低減を示す. これらを考慮して, それぞれの効果を同時に最適化するためのシステムの構築を目指す. 本研究では, パワーアシスト率の設計だけでなく, 補助力位相差制限法による統計的解析に基づくスキルアシスト効率制御によって, パワーアシストとスキルアシストの効果を同時に考慮したシステムを実現した.

キーワード: セミアクティブアシスト機構, エネルギー制御, 周期入力制御, パワーアシスト, スキルアシスト

*北海道大学 大学院情報科学研究科 システム情報科学専攻 博士論文, SSI-DT79115035, 2014 年 3 月 25 日.

Simultaneous Realization of Power Assist and Skill Assist based on Energy Control and its Application to Semi-active Assist Mechanism[†]

Takashi Kusaka

Abstract

In recent years, workers decline has become a major problem in the field such as nursing care, welfare and heavy transport work in a factory with hard work. Many research of wearable power assist device for the purpose of reducing the burden of those actively it has been done. However, there is a problem introduction into the field, it is difficult to set a large assist device which had been adopted in many studies.

On the other hand, the authors have developed semi-active assist mechanisms and their control methods as wearable power assist devices for fatigue reduction. The mechanisms have elastic material as the source of assist force, and actuators for controlling the elastic force. Elastic materials such as springs retain equilibrium because their material generates the restoring force toward a natural length. This characteristic is effective in assisting movement that requires a restoration of posture, such as bending and stretching of human limbs. We have optimized its controls for various forms of target work, and confirmed its effectiveness regarding work with a bending motion that requires a postural restoring force. This falls under the concept of *keiroka* (fatigue reduction), which we have proposed as part of a Japan Science and Technology Agency project.

Then the purpose of this study is to develop a control method of the semi-active assist mechanisms. Moreover, this study aims the simultaneous realization of power assist and skill assist based on energy control and its application to semi-active assist mechanism. In a previous study, we developed and verified the effectiveness of a power assist device with a semi-active assist mechanism and a control method for reducing loads during periodic motion. The proposed skill assist method is implemented using our previous power assist device, so the device provides not only a power assist effect but also a skill assist effect to correct motion. Hence, an operator obtains both power and skill assist effects simultaneously. In order to realize power assist and skill assist simultaneously, we develop efficiency control methods between the power assist and the skill assist in this study.

Keywords: Semi-active assist mechanism, Energy control, Periodic input control, Power assist, Skill assist

[†]Doctoral Thesis, Division of Systems Science and Informatics, Graduate School of Information Science and Technology, Hokkaido University, SSI-DT79115035, March 25, 2014.

目次

第1章	はじめに	1
1.1	背景	1
1.2	運動のスキルについて	4
1.3	パワーアシスト効率とスキルアシスト効率	4
1.4	研究目的	5
1.5	セミアクティブアシスト機構	7
1.5.1	セミアクティブアシスト機構概要	7
1.5.2	スマートスーツ	9
1.6	関連研究	10
1.7	論文の構成	11
第2章	周期入力制御による周期運動のパワーアシスト	13
2.1	周期運動のパワーアシスト	13
2.2	周波数引き込み現象を用いた周期運動と周期入力制御系の位相同期	13
2.2.1	Van der Pol 方程式による周波数引き込み現象	13
2.2.2	Van der Pol 方程式と引き込み現象の発現条件	14
2.2.3	Hybrid 振動子を用いた周期入力制御	18
2.2.4	Hybrid 型 Van der Pol 方程式のパラメータ設計	22
2.3	周期入力制御を用いたパワーアシスト制御系	23
2.3.1	同期化補助力の位相差によるインピーダンス調整効果	23
2.4	実機による検証	25
2.4.1	調教騎手用スマートスーツ	25
2.4.2	調教騎手用スマートスーツの補助力制御法	28
2.5	補助効果の検証実験	31
2.5.1	実験条件	31
2.5.2	補助トルクの評価	31
2.6	セミアクティブアシスト機構のパワーアシスト効率設計	34
2.7	2章のまとめ	36
第3章	周期運動のスキルアシストと補助力位相差制御法による効率制御	39
3.1	エネルギー制御によるスキルアシスト	39
3.1.1	同期化補助力によるエネルギーの解析	39
3.1.2	周期入力制御によるスキルアシスト	41

3.2	位相ずれ補助力による運動矯正効果	42
3.2.1	補助力位相差によるパワーアシスト効果とスキルアシスト効果 . . .	42
3.2.2	視覚追従実験	45
3.2.3	実験概要	45
3.2.4	実験結果	49
3.2.5	考察	53
3.3	実験によるスキルアシスト効果の確認	55
3.3.1	スキルアシスト実験	55
3.3.2	実験結果	56
3.4	スキルアシスト効果の統計的解析	62
3.4.1	実験条件	62
3.4.2	実験結果	63
3.4.3	考察	66
3.5	補助力位相差制限法によるスキルアシスト効率制御	70
3.6	スキルアシスト効率制御実験	75
3.6.1	実験条件	75
3.6.2	結果と考察	76
3.7	3章のまとめ	77
第4章 パワーアシストとスキルアシストの同時実現のためのパラメータ最適化		79
4.1	スキルアシスト効率制御とパワーアシスト率制御	79
4.2	スキルアシスト効率 α_s とパワーアシスト効率 α_{pa} の設計	80
4.3	同時最適化の実験	81
4.3.1	目標運動のずれと α_s と α_{pa} の検証	81
4.3.2	周期運動における最適化効果の検証	83
4.4	4章のまとめ	84
第5章 おわりに		85
5.1	まとめ	85
5.2	本手法の拡張と任意周期運動への対応の可能性	85
謝辞		89
参考文献		91
研究業績目録		97

目 次

1.1	Changes of aging in Japan[1]	1
1.2	Experimental equipment with semi-active assist mechanism	8
1.3	Smart suit with Semi-active assist mechanism	9
2.1	Effect of parameters of Van der Pol's equation	16
2.2	Condition of synchronized phenomena	18
2.3	Conceptual image of energy feedback mechanism by hybrid-type Van der Pol equation on phase plane	21
2.4	Conceptual image of convergence of radius	21
2.5	Impedance variation due to φ	24
2.6	Semi-active assist mechanism.	25
2.7	Smart suit for horse trainers.	25
2.8	Bend sensor features.	26
2.9	Horse trainer riding posture and model	27
2.10	Phase analysis.	28
2.11	Frequency entrainment of periodical input control.	29
2.12	Posture of experimental subject.	30
2.13	Comparison of assist torque in normal and inverse movements.	31
2.14	Changes in assist ratio due to phase shift.	31
2.15	EMG evaluation assistance effectiveness.	32
2.16	Assist ratios compared for with and without smart suit use.	33
2.17	Displacement of target motion and simulated handle motion	35
2.18	Phase difference for skill assist	35
2.19	Variation of power assist ratio during skill assist (range limitation: -1 to 3)	35
2.20	Block diagram of power assist and skill assist system for periodical motion	35
2.21	Simulation result of power assist ratio control during skill assisting	37
2.22	Experimental result of power assist efficiency control during skill assisting	37
3.1	Relationship between power and skill assist from the viewpoint of ϕ_{F_s}	44
3.2	Visual tracking experiment	45
3.3	Block diagram of basic experiment	46
3.4	Desired and measured actuator position	48
3.5	Trajectory of measured and desired value	50
3.6	Phase plane of measured and desired value	50
3.7	Time-Position plane of measured and desired value	51

3.8	Time-Velocity plane of measured and desired value	51
3.9	Experimental result	52
3.10	Effect of phase difference of actuator motion	53
3.11	Block diagram of skill assist experiment	55
3.12	Result of visual tracking experiment without skill assist	57
3.13	Result of visual tracking experiment with out skill assist	58
3.14	Results of visual tracking	59
3.15	required phase difference	59
3.16	Trajectories without motion disturbance	60
3.17	Trajectories with motion disturbance	61
3.18	Clear example of skill assist effect (subject D)	67
3.19	Skill improvement evaluation by RMSE of handle position and their stan- dard deviation	68
3.20	Evaluation of power assist effect on operational force for all subjects . . .	69
3.21	Example of operational forces of subject D	69
3.22	An example phase difference distribution of subject D ($N = 500$)	69
3.23	Conceptual image of phase difference limitation method based on α_s [%] area of normal distribution	71
3.24	Effect of phase difference limitation method for skill assist efficiency control	72
3.25	Visual tracking experiment system	73
3.26	Experimental results : Each left figure shows tracking error $\bar{e}$, and each right shows required phase difference ϕ_{F_s}	74
4.1	Optimization of α_s and α_{pa}	80
4.2	Tracking error	82
4.3	Power assist efficiency α_{pa}	82
4.4	Skill assist efficiency α_{pa}	82
4.5	Tracking error e	83
4.6	error velocity $\dot{e}$	83
4.7	Power assist efficiency α_{pa}	83
4.8	Skill assist efficiency α_s	83
5.1	Mutual entrainment system of coupled Van der Pol equations[2]	86
5.2	Current system for skill assist	88
5.3	Blind-skill-assist system by using mutual entrainment	88

表 目 次

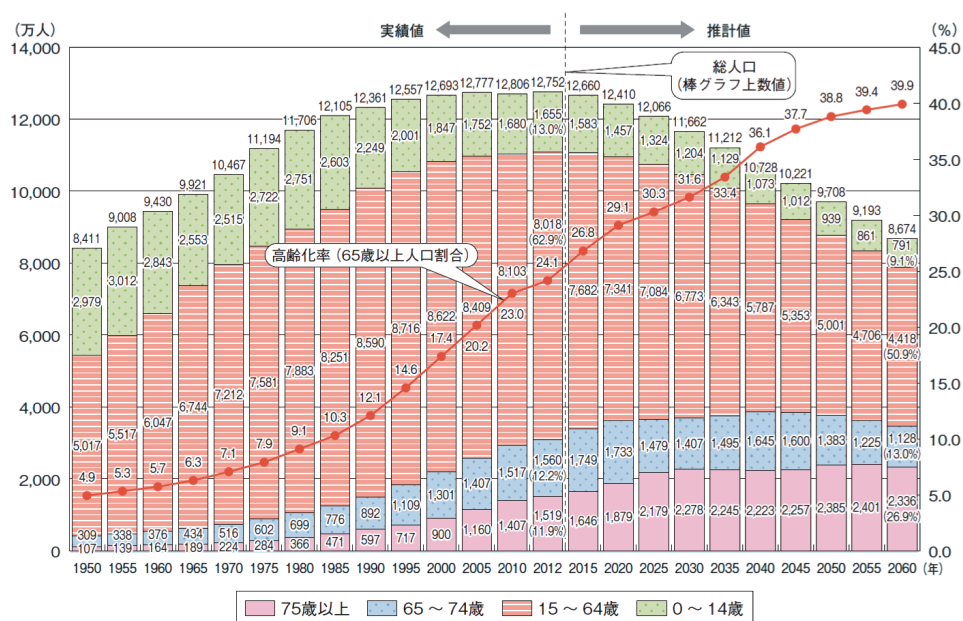
1.1	Specifications of smart suit for agricultural work	9
2.1	Specifications of smart suit for racehorse trainers	27
2.2	Representative frequencies of ω_h , ω_c and phase lag φ_e	31
2.3	Results of power assist ratio control simulation	36
3.1	Effects of E_s for power assist or skill assist	39
3.2	Specification of experimental equipment	47
3.3	Experimental condition	49
3.4	Experimental condition	49
3.5	Phase difference average and maximum value	60
3.6	Total required energy for motion change	61
3.7	Experimental Conditions	63
3.8	Conditions for Each Case	63
3.9	RMSEs of position tracking ($\mu \pm S.D.$) and p -values between cases apply- ing power assist only and power assist with skill assist	64
3.10	RMSEs of position tracking ($\mu \pm S.D.$) and p -values between cases apply- ing power assist only and power assist with skill assist for all subject . .	65
3.11	Standard Deviation of Phase Difference σ_ψ	65
3.12	Setup and experimental conditions	75
3.13	Experimental results : Evaluation of averages of each trial and ANOVA for all data ($\mu[\text{mm}]$: Average, $\sigma[\text{mm}]$: Standard deviation)	76
3.14	Parameters and R^2 of eq.(3.58) by linear regression	77
4.1	Average of tracking error, power assist efficiency and skill assist efficiency	81

第1章 はじめに

1.1 背景

現在、我が国の総人口は減少する中で、高齢化率は急激に上昇し続けており、少子高齢社会に伴う労働力減少が大きな問題となっている。高齢化率とは、65歳以上の人が総人口に占める割合のことをというが、この高齢化率が7%を超えると「高齢化社会」、14%を超えると「高齢社会」、21%を超えると「超高齢社会」と定義される。日本の高齢化率は内閣府により詳細に調査されて高齢社会白書[1]としてまとめられており、高齢者の健康・介護・就労など高齢社会対策の施策がとられている。高齢化率は1970年に高齢化率が7%を超え高齢化社会となり、1994年には14%を超えて高齢社会になっている。2010の時点での高齢化率は21%と超高齢社会に突入し、2012年では24.1%と増加し続けている図1.1。

2070年には高齢率が人口の40%に達すると予測される中で、近年特に、高齢者と高齢社会全般に関わる諸課題を解決し、実践的に解決する学際的学術分野である老年学（ジェロントロジー）が注目されている[3]。秋山らは本来であれば体力的にもリタイアする高齢



資料：2010年までは総務省「国勢調査」、2012年は総務省「人口推計」（平成24年10月1日現在）、2015年以降は国立社会保障・人口問題研究所「日本の将来推計人口（平成24年1月推計）」の出生中位・死亡中位仮定による推計結果
(注) 1950年～2010年の総数は年齢不詳を含む。高齢化率の算出には分母から年齢不詳を除いている。

図 1.1: Changes of aging in Japan[1]

者に対して、健康維持し、「生きがい就労の場」としての社会参画の延長を行えるような、持続可能な長寿社会の実現を目指して [4].

我々の研究グループでも、労働従事者の身体負担の軽減を通じた健康維持として「軽労化」を提唱し、高齢社会での社会参加支援のための軽労化技術の研究開発と評価システムの構築を目指した研究を行っている [5]. 特に、高齢者が生きがいを持って働き、生活できる社会の実現を目指して、各種作業の疲労や負担の軽減と、身体機能維持を目的とした 3S 軽労化技術、およびその評価・設計手法の確立を目的としている [6][7][8][9][10].

- Secure : 安全なアシスト
- Sustainable : 人が本来持つべき身体機能を維持するアシスト
- Subliminal : 親和性が高く、人の感覚を鈍らせない、さりげないアシスト

このような軽労化の実現のための、一応用として、これまでに開発してきたセミアクティブアシスト機構搭載型の筋力補助スーツスマートスーツを用いて、研究を行っている. セミアクティブアシスト機構はパッシブな弾性材から得られる補助力を小型のアクチュエータで制御可能にしたものであるものである [11]. 小型・軽量でアクチュエータが人間に直接作用しないため安全性に優れている. これまでに、スマートスーツを用いたパワーアシストとして、軽労化という観点から農作業 [12] や除雪動作 [13], 競走馬調教動作 [14] など、様々な分野へ試験的に適用し、その筋負担軽減効果を確認している.

我々の研究ではこのような、ロボット技術技術 (RT) の装着型筋力補助装置への応用についての研究を行っているが、装着型筋力補助装置自体は古くから研究されており、kazerooni の Human Extender [15] に代表される大型のものから始まり、現在実用段階のものでは山海らの HAL [16] や、アクティブリンク社のパワーローダー [17] などのいわゆるロボットスーツが有名である. いずれも大きな増力効果を持つが、補助力源として大型の機械を装着するため適用範囲に限界があった. このような観点から、セミアクティブアシスト機構を搭載したスマートスーツは容易に様々な分野への適用できるため、より実用に近いロボットスーツである.

これらパワーアシストシステムのような人間-ロボット共存システムは、その形態により以下のように分類される.

1. H-R-O 型 : 人間がロボットを操作し、ロボットが対象物を操る
2. H-O-R 型 : 人間とロボットが同時に対象物を操る
3. R-H-O 型 : 人間がロボットと対象物の両方を同時に操作

Human Extender などは H-R-O 型であり、人間が直接対象にふれずに重量物や危険物などの運搬や加工作業などを可能とする. 工業現場などで重量物搬送などに使われるエア・バランス [18] は H-O-R 型であり、重力方向の動力補助に非常に有効である. 産業応用されるロボットシステムでは H-R-O 型や H-O-R 型などが多かったが、近年は、R-H-O 型共存システムの研究が盛んである. HAL やパワーローダーは R-H-O 型であり、人間が直接対象にふれるため、人間の器用さや優しさが必要な作業に適用され介護補助用パワーアシストシステムなどが開発されている. スマートスーツもこの R-H-O 型である. このよう

に、ロボットが人間に作用することで、人間がある目的を達成することを助けるようなシステムがロボット技術の応用として注目されている。また、我々は軽労化技術の位置づけとして、アシスト技術を次の3つのように分類している。

1. 自動化：全ての作業を機械が担う
2. 増力化：人間の動作に従い、本来できない作業を行う
3. 軽労化：従来行っている作業をより楽に行う

自動化はFAに代表されるように、作業現場から人間を完全に取り除き、ロボットのみで作業を行うものである。ロボットの得意とする単純作業や精密作業、長時間作業に関して大きなメリットを持ち、ヒューマンエラーを除外することができる。増力化は、これまでに多く研究されてきたパワーアシスト装置のように、装着型のパワーアシスト装置によって人間の力を何倍にも増幅するものである。前述のエア・バランサやHuman Extender, HALなどはこのような人間機能の拡張を目的としたものである。しかしながら、このような増力化を目的としたアシスト装置は、エア・バランサのような重量物搬送を行う工場への導入は行われてきたが、装着型外骨格型パワーアシスト装置は大型であり、導入コストや環境の整備などの問題があり、導入に伴う作業効率向上が見込めない点から、実際の人間が行っている作業を補助する目的での現場への導入は難しく、実応用へは至っていない。最後の軽労化は、現場への即時導入を強く意識した概念であり、増力化のような人ができないことをするのではなく、「これまで人間が行っていた作業をより楽に」行うことができるようにロボット技術を利用しようというものである。そのため、セミアクティブアシスト機構のような小型・軽量のアシスト装置でも十分にその目的を達成でき、作業内容によっては、作業動作をしっかりと把握して3Sアシストの概念に基づく設計を行えば、機構部品すら取り払ったアシスト装具の設計も可能としている[19]。一般にユーザから見たロボット技術導入の大きなハードルとして、設定・使用やメンテナンスの難解があげられるため、軽労化を目的とした補助装置の持つ簡易性はロボット技術の導入・普及を担う可能性がある。

上述のように、軽労化技術の一つとして、身体動作の力学的安定点をアシスト装置・装具により改変し、作業姿勢に応じて負担を軽減するようなシステムを研究・開発してきた。軽労化技術の対象とするような、熟達した作業者に対しては、その動作は合目的的にすでに完成されたものであり、あとは如何にしてその負担軽減を行うかということが問題となる。そのため、機構装置を取り去った完全に受動素子から構成されるサポータでも、ロボット技術と3Sアシストの観点から設計を行えば十分にその補助効果を得ることができた。つまり、これまでの研究では作業対象者は熟練した技術を持った人を対象としていたため、パワーアシストを行う際に装着者の姿勢、動作に調和した制御を行うことで、如何にその人の運動を邪魔せずに筋負担を軽減できるかに焦点を当てていた。しかしながら、初めに示したように社会的に少子高齢化へ進む現在、そのような技術を持つ熟練者は減少しているため、新たな若い世代への交代やより効率的な仕事が必要となる。これまでの我々の軽労化技術は、身体的負担を軽減することで熟練者を守り、助けるものであったが、より広い視点で見れば身体的負担を軽減するとともに、熟達した技術やその伝承を助けることが持続可能な社会のためには重要となる。

1.2 運動のスキルについて

文献 [20] によると、「スキル」は「運動課題を解決するための合目的かつ経済的な運動の仕方」と定義される。上記文献において、水泳を例に運動とスキルについて詳述されている。水泳競技における運動課題は、決められた距離を他の選手より短い時間で泳ぐこと、すなわち速度を競うことである。様々な速度での生理的エネルギー量（酸素摂取量）を比較すると、一定の速度で泳ぐ場合、一流水泳者、鍛練者、非鍛練者の間では明らかに水泳技能の高い泳者ほど低くなることが知られている。これは、同じ量のエネルギーを使った場合には、水泳技能に熟練した者ほどより速く泳ぐことが可能であり、泳ぎが経済的、効率的になることを意味する。スキルの差のひとつはこのような形になってあらわれる。

このような身体運動の経済性を定量化するために、効率の概念が用いられている。身体運動の効率は、一般的に次式のように、外部に名した機械的仕事量とその運動で消費した生理的エネルギー量の比率で示される。

$$\text{身体運動の効率 (\%)} = \frac{\text{機械的仕事量}}{\text{生理的エネルギー量}} \times 100 \quad (1.1)$$

このような運動効率とスキルの観点から様々な運動を見てみると、運動にはある最適点があることがわかる。例えば、歩・走運動ではそれぞれ $60\text{m}/\text{min}$ 、 $150\text{m}/\text{min}$ が最も 100m 当たりの酸素摂取容量が低下し、効率が高まる（一般に経済速度と呼ばれる）。それより遅くても、速くても効率は低下するため、この速度を維持することが常識で示した身体運動効率を最も高くすることができ、すなわちスキルが高いと言える。さらに自転車こぎ運動であれば、ギア比や個人の筋パワーにも依るが、クランク回転数 $50\sim 100\text{rpm}$ において、単位仕事当たりの消費エネルギーが最も小さくなる点を持ち、これも歩・走運動同様の効率最適点がある。

上記のように、運動には効率の最適点が存在する。効率的な運動を行うことができれば、日常の作業をより楽に行うなど、効果的なトレーニングが可能であるが、水泳の例のようにそれを行うには熟達した技術が必要である。そこで、装着型のアシスト装置のような人間の運動状態を変化させることが可能な装置を利用して、最適点に運動を導くことで、効率的な運動を教示することが可能と考えられる。

1.3 パワーアシスト効率とスキルアシスト効率

上述のように、人間においても効率的な運動はエネルギー消費が少なく、同じ作業を行う際にもより楽に目的を達成することが可能である。運動改善の結果、楽に作業を行えるということはアシスト装置によるスキルの補助は、結果としてパワーアシストになることを意味している。本田技研はこの考えを利用してリズム歩行アシストを開発している [21]。スキルアシストの結果動作が改善され、機械はパワーアシストのみを行えば良い状態を実現することである。このように結果的にはある一つの「最も楽な状態」という最適点へ向かうが、瞬間的にはスキルアシストの動作を変えるための補助力は、動作に対する干渉力となる。詳細は後述するが、つまり瞬間的にはスキルアシストは動作矯正のためにパワーアシストと相反する力が必要となる場合がある。これは、人間がアシスト装置の力をどのように使うかということであるがスキルアシストを行うためにはパワーアシストを犠牲

にしなければならない．このようなトレードオフの関係を持つため，パワーアシスト効率とスキルアシスト効率を定義する．これらは，アシスト装置が提供する力には限界があるがそれをパワーアシストに使うのか，スキルアシストに使うのかを決めるものである．パワーアシストもスキルアシストもどちらも同時行おうとする場合，機械の力をどう使うのかを考えなければならない．そのため，どのようなアシストを行うかという効率の設計が必要となる．

1.4 研究目的

本研究では，セミアクティブアシスト機構のアクティブ要素を有効に活用するための新たな手法を開発する．具体的には，セミアクティブアシスト機構を利用した筋負担補助と動作矯正を同時に行うシステムを実現するよにより，作業に熟達していない作業員に対して負担軽減を行いつつ正しい動作を教示することで，合目的なアシストを行うための制御システムの開発を行う．例えば，既に適切な運動を行っている熟練した作業員に対してはその動作を乱さず，現在行っている作業を楽にするパワーアシストが適切であるが，未熟な訓練中の作業員などに正しい作業姿勢，動作を提示するが可能であればその訓練効果を高める上でも非常に重要である．このように技術を援助することを考えた場合「力を補助するだけではなく，正しい動作を教示する」ことが可能な補助装置が求められる．この動作の矯正をパワーアシストに対しスキルアシストとここでは定義している．

動作に調和した制御が装着者の運動を乱さないということは，言い換えれば，あえて調和を崩すことで装着者の動作を変えることが可能である．実際に，補助装具の装着によって運動状態が変えられることが山下により報告されている [22]．山下の報告は，補助装具の適用に伴う動作の変化が，これまで日常的に行われていた作業に対して，効率の低下等の悪影響を及ぼすことがないかを調査したものである．これまでの補助装具開発では，筋負担軽減に主眼を置いているために，装着に伴う運動状態の変化については重視されていなかった．本研究では，装置適用に伴う運動状態変化を積極的に利用し，より良い運動状態へ導くことを目的としている．

ここで，補助装置から供給可能なエネルギーには制限があるため，例えば機械が装着者の動作矯正のために力を使えば，その分負担軽減のために使える力は減少することとなる．補助装置が供給可能なエネルギーに対してパワーアシストやスキルアシストに，どれだけそれを使ったのかを「効率」と定義すると，前述のようにこれまでのパワーアシスト技術の主眼は，いかにパワーアシスト効率を高めるかというものであった．しかし，本研究ではパワーアシスト効率とスキルアシスト効率を同時に高める必要がある．本研究では，パワーアシスト効率とスキルアシスト効率を考慮した補助装置の設計論を提案する．

本研究でスキルアシストの検証という技術として，我々がこれまでに開発していたパッシブな弾性材から得られる補助力を小型のアクチュエータで制御可能にしたセミアクティブアシスト機構をスキルアシストの応用の一例として用いる．セミアクティブアシスト機構の詳細については次節で述べる．セミアクティブアシスト機構は弾性材を主な補助力源として，その弾性材の固定点をアクチュエータで制御することで，弾性力を動作に応じて動的に調整可能としたものである．そのため，アクチュエータに出力制限や拘束があった場合でも，適切な制御を行うことにより十分な補助力を得ることが可能である [7]．

これまでの研究では、セミアクティブアシスト機構の基礎特性の解析のために、単純な周期運動を対象として、動作に応じたエネルギー制御を適用した際の補助効果について検証をしてきた [10][23]。前述のように、セミアクティブアシスト機構は機械が直接装着者に作用せず、弾性材を介して補助力を伝達するという特徴を持つ。そのため、他の多くの外骨格型パワーアシスト装置と異なり、装着者の自由度を完全には拘束せず、運動を妨げることがない。この特徴を利用して、操作者の力をアシストするのみではなく、適切に補助力を制御することで他の動作状態への遷移を促すことができる。これを利用することで、負担軽減を行いつつ、操作者がより目標運動への追従が容易に行えるような動作矯正効果を持った制御系として、操作者の発揮力と補助装置の補助力との間の同期位相差である補助力位相差を積極的に制御するセミアクティブアシスト機構のスキルアシスト制御を提案する。操作者の動作が目標運動に完全に追従していれば動作矯正の必要は無いためパワーアシスト効果のみが働き、操作者の動作が乱れた場合にのみスキルアシストとして動作矯正効果が働く。

スキルアシストの開発に関して、動作矯正のための補助力を生成するには装着者の運動がある程度予測可能な必要がある。そのため、本研究ではスキルアシストの基礎研究として、単調な正弦波運動を対象とする。人体運動のため、完璧に目標運動に追従することは困難であり多少の変動を伴うが、制御系に後述するよう周期入力制御を用いることで、周期運動に同期した制御出力を生成可能であり、セミアクティブアシスト機構の持つ弾性材により、機械に完全に拘束されることなく運動することができる。

上述のように本研究は、操作者の力を補助・増幅するパワーアシストと、操作者の運動を支援するスキルアシストの同一制御系による同時実現を目標としている。本研究では、セミアクティブアシスト機構を用いて、周期運動における動作矯正のためのスキルアシストを対象としている。具体的な周期動作のアシストとして、歩行リハビリテーションアシストを目標としている [24][25] が、本研究ではその基礎研究として単調な周期運動を対象としてその効果を検証する。動作矯正に着目すると、例えばリハビリテーションなどへの応用を考えた場合、装着者の能力に応じて動作矯正効果を段階的に引き上げていく必要がある。

これらを踏まえて本研究では、セミアクティブアシスト機構と周期運動のエネルギー制御を軸として、パワーアシスト制御法の開発、スキルアシスト制御法の開発を行い、さらにそれらを同時実現をすることを考える。同時実現のために、パワーアシストの効果やスキルアシストの効果を制御するための技術が必要となる。パワーアシストの効率制御のために、周期入力制御のパラメータ設計を行い、またスキルアシストの効率制御法のために補助力位相差制限法を提案し、動作矯正効果を段階的に制御するため手法を開発する。パワーアシストとスキルアシストの同時実現のためには、補助装置の供給可能なエネルギーの制限の下でパワーアシスト効率とスキルアシスト効率を任意の値に設定することが要求される。これらの開発したセミアクティブアシスト機構のパワーアシストとスキルアシスト制御法を用いて、負担軽減と動作矯正の同時実現を行う。

1.5 セミアクティブアシスト機構

1.5.1 セミアクティブアシスト機構概要

前節で述べたように、セミアクティブアシスト機構 [11] とは、弾性材とアクチュエータから構成されるアシスト機構である。主な補助力源はパッシブな弾性材であるが、そのオフセットをアクチュエータによりアクティブに制御することで、補助力を自由に制御可能としたものである。弾性材のオフセット調整にのみアクチュエータを動作させるため省エネルギーであり、アクチュエータからの力がダイレクトに装着者に作用せず、弾性材を介して伝わるため、一般の機械のみ構成されるパワーアシスト装置よりも高い安全性を持つ。

セミアクティブアシスト機構の概念図を図 1.2 に示す。ここでは、最もシンプルな構成としてアクチュエータ、弾性材（スプリング）、操作者（ハンドル）が直列に接続されたシステムを考える。アクチュエータの力は弾性材を介してハンドルへ伝達し、操作者がハンドルへ加える力と合わさりスライダ駆動力となる。スライダ駆動力 F と人の発揮力 F_h 、補助力 F_s は次式のような関係となる。

$$F = F_h + F_s \quad (1.2)$$

$$F_s = k(x_2 - x_1 - l_0) \quad (1.3)$$

ここで k は弾性係数、 x_1 はハンドル高さ、 x_2 はアクチュエータ高さ、 l_0 は弾性材自然長である。 x_2 によりアクチュエータで補助力が制御可能であり、 F_s を F_h に調和するような制御を行うことで目的のスライダ駆動力 F に対し、補助力 F_s が人の発揮力 F_h の減少に作用し、パワーアシスト効果を得ることができる。

一方、別の観点から見れば、スライダ駆動力 F は補助力 F_s がなければ F_h で動くが、 F_s によって $F_h + F_s$ に変化させることができるとも考えることができる。もし、もともと目的の運動状態を達成できていない場合、それを実現するような F_s を加えることができれば、これはスキルアシストによる動作矯正と言える。

このように、セミアクティブアシスト機構は、補助力源としている弾性材の柔軟さにより装着者の動作を完全に拘束しないため、その制御法によりパワーアシスト効果のみならず、スキルアシスト効果を得られることが考えられる。

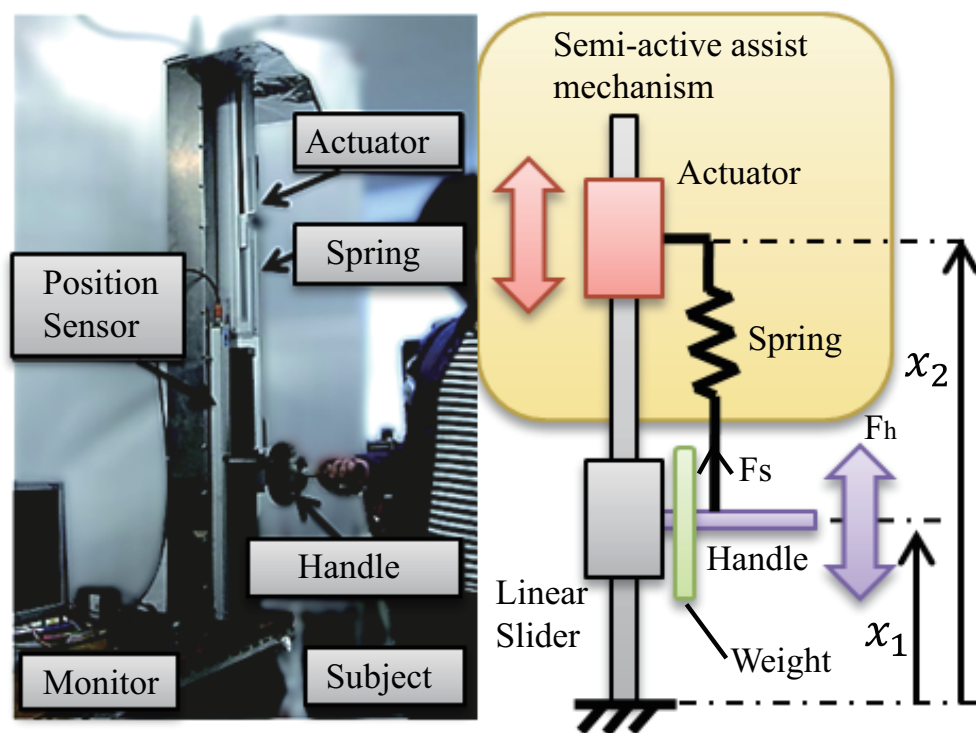


図 1.2: Experimental equipment with semi-active assist mechanism

1.5.2 スマートスーツ

セミアクティブアシスト機構の応用例として、我々の研究室でこれまでに開発したスマートスーツを図1.3に示す。スマートスーツは従来の大型パワーアシスト装置と違い、小型・軽量であり可搬性がある。衣服を着るような感覚で容易に装着することが可能であり、セミアクティブアシスト機構によりアクチュエータが直接装着者へ作用しないため、高い安全性を有している。また、従来の装着型パワーアシスト装置の多くは、その動作が停止した場合に、装置自体が装着者の動作の妨げになってしまったが、スマートスーツは動作が停止しても装着者は自由に動作できるという特徴を持つ。スマートスーツの構造は、腰部に装着された補助力調整機構により、肩から配置された弾性材の長さを制御する事によって補助力を調整する。元々は農作業用のようなゆっくりとした動作を対象として開発された。その検証実験においては15%程度の補助効果が確認されている。

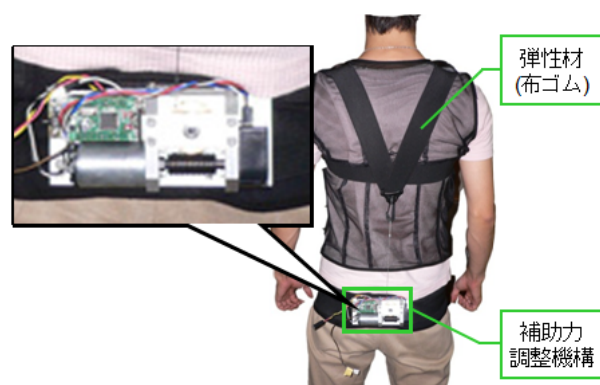


図 1.3: Smart suit with Semi-active assist mechanism

表 1.1: Specifications of smart suit for agricultural work

制御用マイコン H8-3694	動作クロック	20MHz
	A/D コンバータ分解能	10bit
	動作電圧範囲	DC-4.5-5.5
	最大消費電流	30mA 以下
駆動用モータ コアレス DC モータ RE-max29	定格出力	24W
	公称電圧	36V
	無負荷回転数	8660rpm
	連続最大トルク	28.5mNm
	連続最大電流	0.745A
	重量	159g
バンドセンサ	抵抗値	10~40[K Ω]
	長さ	10[cm]

1.6 関連研究

セミアクティブアシスト機構のように弾性素材とアクチュエータから構成される装着型支援装置としては、植村らの可変剛性システムなどでは、人間の周期動作に最適した関節剛性を持つよう装置の剛性を制御することで人間の発揮トルク増幅とアクチュエータトルクの最小化に関する研究が行われ、エネルギー蓄積要素を利用した省エネルギーシステムの有用性が指摘されている [26]。また植村らは、機械的弾性素材の剛性を制御した共振を利用した周期運動のアシストを提案しており、パワーアシストシステムにおいて、人間、機械的弾性要素、アクチュエータの協調がエネルギー効率の面からも有効であると指摘している [26]。

弾性材料を利用したアシスト装置との同期制御についてのエネルギー効率に関しての先行研究としては、Aoyagi らは PD コントローラを用いた Synchronously Assist を搭載した歩行トレーニングロボット PAM を開発し、歩行動作の負担軽減とともに、同期制御が運動を促進することを確認している。この研究で、目標運動と比較して骨盤運動が大きくなることから、力の方向がシステムにエネルギーが供給されるタイミングと一致するため、同期アルゴリズムは一種の共鳴となることを示している [27]。また、Jan F. Veneman ら [28] はインタラクティブな外骨格型歩行リハビリテーションロボット “LOPES” を開発している。LOPES は Series Elastic Actuator (SEA) という構造を持ち、セミアクティブアシスト機構同様に弾性要素を持つ。しかしながら、弾性力を主な補助力源とするセミアクティブアシスト機構とは違い、SEA ではあくまで補助力源はアクチュエータであり、力の伝達に弾性材を利用することで、受動要素の持つエネルギーの貯蔵や干渉の低減、低インピーダンス化などのメリットを利用したものである [29]。LOPES ではこの SEA にインピーダンス制御を適用することで歩行アシストを実現したものである。上述のように LOPES のような SEA 構造は人間機械系において様々な有効性があることが示されている [30]。また MIT で研究された MIT's exoskeleton においても、足首関節に弾性素材を配置したエネルギー効率の高いアシスト装置を製作し、弾性要素の有用性を示している

“力だけでなく、熟練者のような操作ができるように機械がアシストする技術” が、山田らによりスキルアシストとして提案されている [31][32]。機械システムが人間の動作を支援するシステムとしては、動作矯正やリハビリテーションの分野において、Burgar らの臨床治療用ロボット Mirror-image Movement Enabler[33]、Nef らの腕のリハビリテーションのための半外骨格型ロボット ARMin[34]・ARMinII[35]、Bernhardt らの人間の歩行ダイナミクスに基づく補助装置 LOKOMAT [36] など、高齢者や障がい者を助けるために、これまで多くのロボットシステムが研究・開発されてきた。また、国内でも木口らはファジィニューロ制御器を用いて肩関節補助用外骨格型ロボット [37] を実現し、平田らは EMG や皮膚硬度などの生体信号を用いず、人体モデルに基づいた制御アルゴリズムによりブレーキ制御に基づく装着型パッシブ歩行支援システム [38] により膝関節の補助を実現している。辻らのインピーダンス制御を用いたスキルトレーニングシステム [39] は補助装置を取り除いたあとの動作改善を目的としている。川崎らのリハビリテーションセラピーのためのハンドモーションアシストロボット [40]、五十嵐の人間が主導権を握りつつ機械操縦のパフォーマンス改善を行うサブリミナルキャリブレーション [41] など、装着者のインピーダンス調整能力を補ったり、訓練したりすることで、装着者の運動を作業に応じた適切な状態へ順応させる研究が多く行われている。しかしながら、これまでの筋力補助装

置を用いた動作矯正では、人間の動きが機械に拘束されてしまうため、“負担軽減”と“動作矯正”の両立が困難であった。安原らの歩行アシスト装置も本研究同様、アシスト装置の同期位相差を用いた運動の誘導を行い、その結果、わずかなアシスト比で人の足を励振するのみのアシストで負担軽減につながることを検証している [21]。

制御系に関して、本研究では周期運動を対象とした周期入力制御系を用いている。周期入力制御は周期運動を持つダイナミクスに対して、その動的安定化を行う制御手法として梶原によって開発された [42]。これはパッシブ歩行ロボットへの応用 [43][44] など、周期運動のエネルギー効率の面からその有用性が論じられている。

1.7 論文の構成

本論文は6章からなり、その構成を以下に示す。

- 第1章では、本研究の背景、目的および概要について、特に我々の提案する軽労化技術とアプリケーションの一つであるセミアクティブアシスト機構の特徴と弾性材を利用した補助メカニズムを述べた。本研究は基礎研究として、単調な周期運動を対象として、開発した手法の有用性の調査を行うものであり、パワーアシストとスキルアシストの効率を制御系設計段階で考慮することで、筋負担を補助しつつ運動を適切な動作へと導く制御系の設計を提案するものである。
- 第2章では、本研究の主軸となる周期運動のエネルギー制御のためのパワーアシスト法について述べる。周期入力制御を用いた位相同期手法について詳細に述べ、理論的解析を行う。また、周期運動のパワーアシストの応用として、装着型セミアクティブアシスト型システムであるスマートスーツを用いて、腰部周期動作の一例である競走馬調教騎手の動作を対象として行った実験結果を示し、その有効性を示す。さらに、従来の周期入力制御で用いていた Van der Pol 方程式よりも人間の四肢の動作特性に近い Hybrid 型 Van der Pol 方程式について述べ、そのエネルギー制御に基づくパラメータ設計について述べる。その解析から得られたエネルギーフィードバックの構造と、周期動作への同調によるパワーアシストに関する知見を述べる。また、周期運動に関して同期は位相に関するが、それ以外の自由度として振幅とオフセットを持つ。アクチュエータのこれらのパラメータを適切に制御することで、パワーアシスト率を制御可能であることを制御可能であることを示す。パワーアシスト率制御に関してタワー型実験装置を用いた実験結果により、その有用性を示す。
- 第3章では、周期入力制御の特徴の一つである任意位相差を持った同期が可能という点を活かしたスキルアシスト制御系の設計、およびその効率制御に関して述べる。本論文では周期運動におけるスキルとして、目標運動への位置追従性を用いている。手法の適用により、その位置追従性が改善することを確認する。設計したスキルアシストでは、運動状態をあるエネルギー状態として表現することで、目標運動と現在の運動との間にどの程度誤差があるのかをエネルギーとして定量的に表現し、周期入力によって実現される補助力位相差を用いて動作矯正を行う。補助力と運動の関係を解析すると、この補助力位相差を設計しスキルアシストを実現した。また、実

際の周期運動中に要求される補助力位相差が正規分布に従うことを実験的に確認し、その出現確率を用いてスキルアシストの効率を制御するための補助力位相差制限法を開発した。タワー型実験装置を用いた実験結果を基に、開発した手法の有効性を述べる。

- 第4章では、これまでの研究から、パワーアシスト効果とスキルアシスト効果はトレードオフであると考えられる。そのため、上記で設計したスキルアシスト効率とパワーアシスト効率について、それぞれの効果を最適化する必要がある。本章ではそれぞれの最適化について述べ、パワーアシストとスキルアシストの同時実現に関してまとめる。
- 第5章では、研究の内容に関してまとめるとともに、提案した手法の今後の展開について述べる。

第2章 周期入力制御による周期運動のパワーアシスト

2.1 周期運動のパワーアシスト

前章で示した競走馬調教動作をはじめ、歩行運動や雪かき運動など人間が行う単調な繰り返し作業人体四肢の運動として、周期的動作は一般的な動作である。これまでもそのような歩行運動や四肢の運動のアシストとして、植村らの共振を利用した四肢の補助装置 [26]、インタラクティブな外骨格型歩行リハビリテーションロボット LOPES[28]、Enabler[33]、腕のリハビリテーションのための半外骨格型ロボット ARMin[34]・ARMinII[35]、人間の歩行ダイナミクスに基づく補助装置 LOKOMAT[36]、本田技研のリズム歩行アシスト [21] など、数多く開発されており、リハビリテーションやQOL向上の目的で成果が報告されている。本章では、まずセミアクティブアシスト機構の弾性材の復元力を利用した補助力に対して、そのような周期的運動を補助するための制御系設計を行う。具体的には、人間の周期的動作動作のみを計測することで、周期運動の補助に必要な周期的補助力を生成することが可能な周期入力制御を用いて、セミアクティブアシスト機構のパワーアシスト制御系の設計を行う。

2.2 周波数引き込み現象を用いた周期運動と周期入力制御系の位相同期

2.2.1 Van der Pol 方程式による周波数引き込み現象

対象を周期運動としているため、動作と補助力を同調させるために、周期入力制御を用いる [42]。周期入力制御は、2つの現象が影響しあう結果、元来は異なる周期が一致する周波数引き込み現象を利用する。周期入力制御は周期的な運動をする制御対象に周期入力をタイミングよく加えることで、目標とするエネルギー状態を持つリミットサイクル上に周期運動を安定化するものであり、例えば、梅枝ら [43] や鈴木・蜂谷ら [45][46] の研究では受動歩行ロボットにこの制御則を適用しエネルギー制御により外乱に対してロバストな歩行が可能となることが示している。本研究では、エネルギー制御のためにこの制御則を適用する。以下の Van der Pol 方程式の周波数引き込み現象を利用し、入力信号と同期した出力信号を作り出す。

$$\ddot{x} - \varepsilon(1 - \dot{x}^2)\dot{x} + \omega^2 x = Ku \quad (2.1)$$

ε , ω , K は正の定数である、ここで、入力 u が角周波数 ω の周期運動とすると $\omega \approx \Omega$ または $K \gg 1$ とすることで、周波数引き込み現象が発現し、入力と微分方程式の解が同期

するという特性を持つ．よって，Van der Pol 方程式の近似解は，

$$x = \alpha \sin \Omega t \quad (2.2)$$

$$\dot{x} = \beta \cos \Omega t \quad (2.3)$$

として，入力と同期した解が得られる．

入力が $\dot{q}$ が角速度 Ω に従い周期的に変化するとき，周期入力制御の解である式 (2.2) と式 (2.3) を用いて，その解 x は振幅 K_s を用いて式 (2.4) として以下のように得られる．

$$\begin{aligned} w &= K_s (K_{AG1} x \cos \psi + K_{AG2} \dot{x} \sin \psi) \\ &= K_s \sin (\Omega t + \psi) \end{aligned} \quad (2.4)$$

ここで， K_{AG1} ， K_{AG2} はオートゲインであり，それぞれ y ， $\dot{y}$ の半周期前の最大値を用いて振幅を 1 にする．また ψ は位相差であり，任意に設定することが可能である．後述するように，この任意位相差 ψ によってエネルギー制御が可能となる．

また，後に数値計算で Van der Pol 方程式の解を求める際に， u と ψ を与えて逐次数値積分することで，その解 w を求める．ここで， u と ψ を入力として Van der Pol 方程式の解 w を返す周期入力関数を以下のように定義する．

$$f_{PIC}(u, \psi) = w \quad (2.5)$$

関数に u を与えれば，周波数引き込み現象により入力と同期した解が得られるため， Ω を陽に求めなくとも同期した周期解を得ることができる．

2.2.2 Van del Pol 方程式と引き込み現象の発現条件

ここで，Van del Pol 方程式の各係数の意味と周波数引き込み現象の発現条件について考察する．一般的な Van del Pol 方程式は次式のようなリエナール型方程式である．

$$\ddot{x} - \varepsilon (1 - x^2) \dot{x} + \omega^2 x = u \quad (2.6)$$

ここで，リエナール方程式はリエナールの定理によりリミットサイクルの発現条件を示し，

$$\ddot{x} + f(x)\dot{x} + g(x) = 0 \quad (2.7)$$

のような形を持つ．このリエナール方程式が

1. $f(x)$ ， $g(x)$ の微分が C^1 の連続性を持つ
2. $g(x)$ が奇関数
3. $f(x)$ が偶関数
4. $y > 0$ ならば $g(x) > 0$

5. 偶関数 $h(x) = \int_0^x f(\tau) d\tau$ が、
- ・ $0 < x < d$ ならば $h(x) < 0$
 - ・ $h(d) = 0$
 - ・ $x > a$ ならば正かつ非減少
- を満たす d が存在する。

の条件を満たすとき、 $(x, \dot{x})$ の作る相平面上にリミットサイクルが存在する。式 (2.7) はこのリエナール方程式の最も単純な形であり、同様にリミットサイクルを持つ振動系であることがわかる。

また、Van der Pol 方程式は非線形振動子であるため、その解は正確な正弦波にはならない。これは減衰項に相当する ε によりその特性が変わり、 ε の大小により、大きければ図 2.1(b) のような弛緩振動となり小さければ準線形振動となる。

式 (2.1) は一般的な Van der Pol 方程式を変数変換 ($x = \sqrt{3}z$ を代入して積分した後、改めて $z = x + C$ (積分定数) とおく) して得られる Rayleigh 方程式型の方程式である [47]。その本質については変わらないが $\dot{x}$ の項に関する係数が異なる。そのエネルギー変化は運動エネルギー ($\propto \dot{x}^2$) に起因するため、 $\dot{x}^2$ が 1 を超えるか否かでその特性を変える。ポテンシャルエネルギーではなく運動エネルギーとすることで、速い変化を生じさせる。Van der Pol 方程式と Rayleigh 方程式の特徴として、前者は急峻な立ち上がりで緩やかな減少、後者は逆に緩やかな立ち上がりで急峻な減少をする弛緩振動特性を持つ。また、振幅の周波数特性も Van der Pol 方程式は角周波数 ω によらず一定なのに対し、Rayleigh 方程式は ω に反比例する特徴を持つ。

ここでの解析において式 (2.7) の一般の Van der Pol 方程式を用いても、式 (2.1) の梶原の Van der Pol 方程式を用いても同様の結論を得られるが、式 (2.1) を例に考察を進める。今、外力が $u = A \sin(\Omega t)$ で振動するとする。周波数引き込み現象を考えると、定性的には外力の振幅 A が大きいときには単一の角周波数 Ω で同期が生じるのに対し、振幅が小さい場合には、図 2.1(d) のように同期せずに 2 つの角周波数を持つ振動の重ね合わせによりエイリアジングが生じることが期待される。

定量的な解析をするために方程式の解を

$$x(t) = a(t) \sin(\Omega t + \phi(t)) \quad (2.8)$$

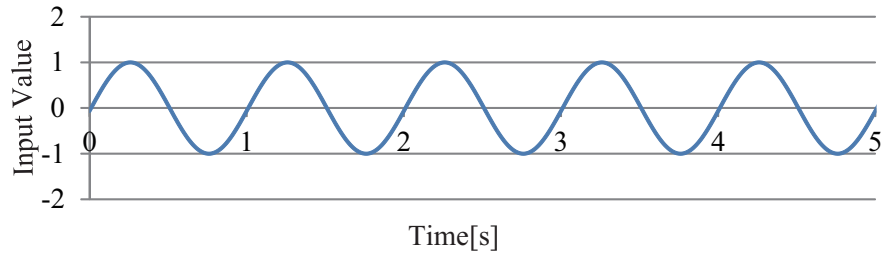
とおく。ここで $a(t)$ 、 $\phi(t)$ は十分にゆっくり変化する未知関数と仮定する。これを式 (2.6) に代入し、 ε 、 $\dot{a}$ 、 $\dot{\phi}$ が小さいことから、2 次の微小量は無視する。これより、

$$(2\Omega \sin \phi) \dot{a} + (2\Omega a \cos \phi) \dot{\phi} = -A + a(\omega^2 - \Omega^2) \cos \phi + \varepsilon \Omega a \left(1 - \frac{a^2(\Omega^2 + 2\dot{\phi}\Omega)}{2} \right) \sin \phi \quad (2.9)$$

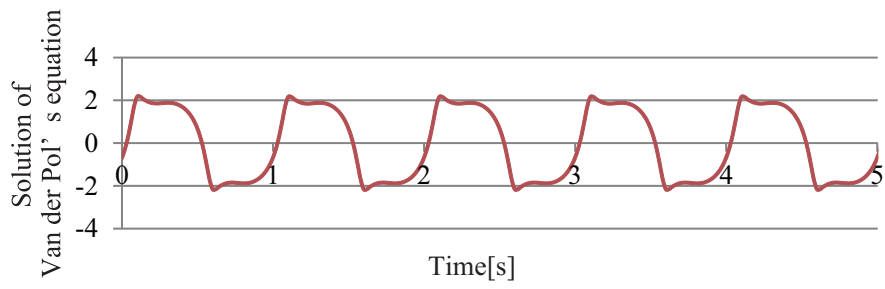
$$(2\Omega \cos \phi) \dot{a} - (2\Omega a \sin \phi) \dot{\phi} = -a(\omega^2 - \Omega^2) \sin \phi + \varepsilon \Omega a \left(1 - \frac{a^2(\Omega^2 + 2\dot{\phi}\Omega)}{2} \right) \cos \phi \quad (2.10)$$

となる。ここで、 $1 - \dot{x}^2 \cong 1 - a^2(\Omega^2 + 2\dot{\phi}\Omega) \sin^2(\Omega t + \phi)$ の項を

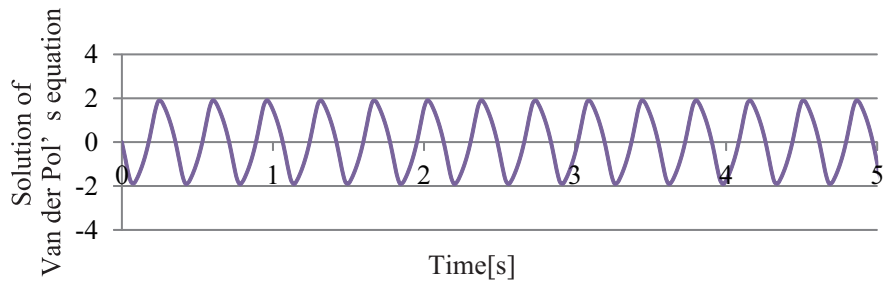
$$\frac{1}{T} \int_0^T \cos^2(\Omega t + \phi) dt = \frac{1}{2} \quad (2.11)$$



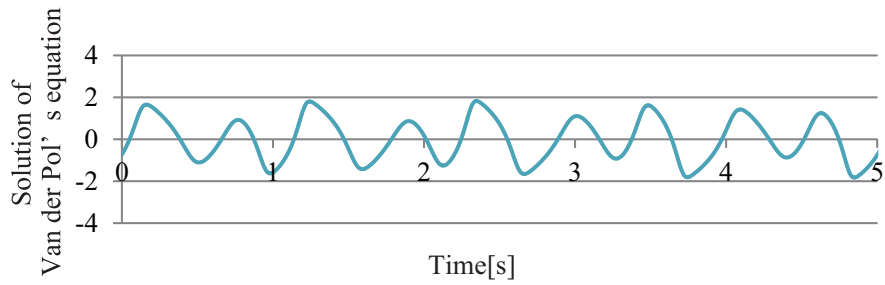
(a) Input wave($\Omega = 6.28\text{rad/s}$)



(b) Synchronized solution with relaxation($K = 1000, \varepsilon = 4, \omega = 18$)



(c) Asynchronous(Self Oscillation: $K = 0, \varepsilon = 4, \omega = 18$)



(d) Aliasing($K = 10, \varepsilon = 4, \omega = 12$)

図 2.1: Effect of parameters of Van der Pol's equation

を用いて, 1 周期 ($T = \frac{2\pi}{\Omega}$) にわたる平均で置き換えて ($1 - \frac{a^2(\Omega^2 + 2\dot{\phi}\Omega)}{2}$) とした. この連立方程式 (2.9), (2.10) を $\dot{a}$, $\dot{\phi}$ について解くと,

$$\dot{a} = \frac{\varepsilon}{2}a \left(1 - \frac{a^2(\Omega^2 + 2\dot{\phi}\Omega)}{2} \right) - \frac{A}{2\Omega} \sin \phi \quad (2.12)$$

$$\dot{\phi} = \frac{\omega^2 - \Omega^2}{2\Omega}a - \frac{A}{2a\Omega} \cos \phi \quad (2.13)$$

を得る. 以上の結果より, 周波数引き込み現象が発現する ($\dot{a} = \dot{\phi} = 0$) のは, 式 2.12 と式 2.13 の右辺 = 0 から ϕ を消去した,

$$a^2 \left[\frac{a^2(\omega^2 - \Omega^2)^2}{\Omega^2} + \varepsilon \left(1 - \frac{a^2(\Omega^2 + 2\dot{\phi}\Omega)}{2} \right)^2 \right] = \frac{A^2}{a^2} \quad (2.14)$$

および,

$$\begin{aligned} \left| \frac{\omega^2 - \Omega^2}{2\Omega} \right| &\leq \left| \frac{A}{2a\Omega} \right| \\ \Rightarrow |\omega^2 - \Omega^2| &\leq \frac{A}{a} \end{aligned} \quad (2.15)$$

が成り立つときである. 式 (2.14) は周期解の振幅 a を A , Ω の関数として求める式であり, 式 (2.15) は $\dot{\phi} = 0$ が存在する条件である.

以上の結果より, 式 (2.15) は $\omega \cong \Omega$ のとき $\omega^2 - \Omega^2 = (\omega + \Omega)(\omega - \Omega) \cong 2\Omega(\omega - \Omega)$ と近似できるので,

$$|\omega - \Omega| \leq \frac{A}{2a\Omega} \equiv \Delta \quad (2.16)$$

と表せる. ここで, 周波数差 $|\omega - \Omega|$ はデチューニングあるいは周波数ミスマッチと呼ばれる [48]. これより, $\Omega - \Delta \leq \omega \leq \Omega + \Delta$ の範囲にあるとき実現される角周波数 $\tilde{\omega}$ は, 周波数引き込み現象により $\tilde{\omega} = \Omega$ に同期する. この範囲から大きく外れれば $\tilde{\omega} = \omega$ となり, 周波数引き込み現象は発現せず, Van del Pol 方程式の自励振動が観測される. これを図にすると図 2.2 のようになる, デチューニング $|\omega - \Omega|$ に対して, 周波数の一致する領域はプラトーと呼ばれ, この領域において周波数引き込み現象による同期現象が発現することとなる [49].

自然界に起こる周波数引き込み現象では, 自分と相手の振動の強さによる $\frac{A}{2a\Omega}$ と, それぞれの振動周期の近さを表すデチューニング $|\omega - \Omega|$ により引き込み現象が発現するか否かは決定される. 一方で梶原の Van del Pol 方程式は, $\omega \cong \Omega$ としているが, 入力にゲイン K をかけることによりプラトーを自由に制御できる, これを用いて周波数引き込み現象の発現を容易にし同期制御に利用するものである.

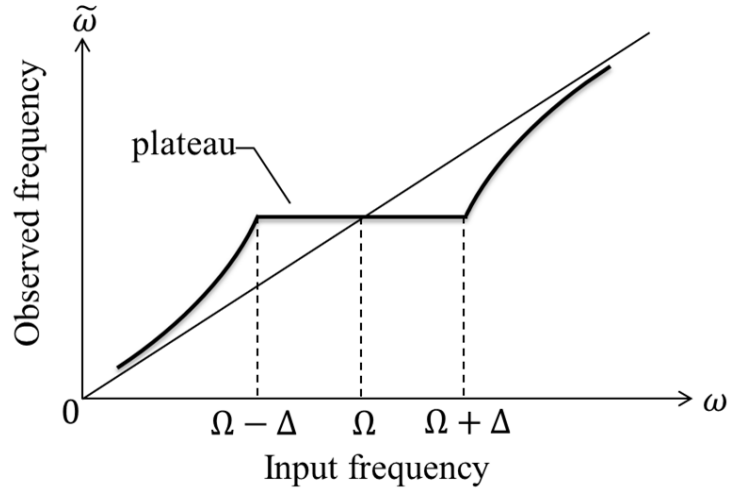


図 2.2: Condition of synchronized phenomena

2.2.3 Hybrid 振動子を用いた周期入力制御

これまでは梶原らが周期入力制御に利用している Rayleigh 型の Van der Pol 方程式に着目して解析を行った．ここで，他の同形の非線形振動子の特性を考えてみる．非線形方程式 $\ddot{\xi} + N(\xi, \dot{\xi})\dot{\xi} + \Omega^2\xi = 0$ の非線形項 $N(\xi, \dot{\xi})$ によって以下の 3 つの方程式が構成される．

1. Van der Pol 方程式

$$\ddot{\xi} - \varepsilon(1 - \xi^2)\dot{\xi} + \Omega^2\xi = 0 \quad (2.17)$$

2. Rayleigh 型 Van der Pol 方程式

$$\ddot{\xi} - \varepsilon(1 - \dot{\xi}^2)\dot{\xi} + \Omega^2\xi = 0 \quad (2.18)$$

3. Hybrid 型 Van der Pol 方程式

$$\ddot{\xi} - \varepsilon(1 - \dot{\xi}^2 - \delta\xi^2)\dot{\xi} + \Omega^2\xi = 0 \quad (2.19)$$

1 のオリジナルの Van der Pol 方程式についてはこれまでも数多く文献にて解析が行われているが，特に文献 [49] ではその引き込み現象の発現のメカニズムについて述べられている．2 の Rayleigh 型 Van der Pol 方程式はこれまでの周期入力制御にも用いられており，前節でも解析を行い，その周波数引き込み現象による同期のメカニズムを示した．梶原らの解析により，Rayleigh 型は解の高調波の混入を抑制することが示されている．最後に 3 の Hybrid 型 Van der Pol 方程式は，非線形項 $N(\xi, \dot{\xi})$ に $\xi, \dot{\xi}$ の両方を持ち相平面上での対称性が良く，周期運動におけるエネルギーフィードバックを考えやすい．また，文献

[50]によると人体の四肢運動特性はこの Hybrid 型に近い特性を示すことが明らかにされている．ここでは，Hybrid 型 Van der Pol 方程式について，その特性解析を行い他の振動子と同様に周期入力制御系を構成することができ，かつ人体の四肢運動に近い特性からより人間のアシストに適していることを示す．

まず，前節の Rayleigh 型 Van der Pol 方程式の解析と同様に，Hybrid 型方程式の周波数引き込み現象の解析を行う．以下のような右辺の周期的入力を持つ強制引き込みを考える．

$$\ddot{\xi} - \varepsilon(1 - \dot{\xi}^2 - \delta\xi^2)\dot{\xi} + \Omega^2\xi = \alpha e^{i\omega t} \quad (2.20)$$

ここで，解の仮定を $\xi = \alpha(t)e^{i(\omega t + \phi(t))}$ とする．ここでは調和バランス法による解析を行うため，複素振動を考える．解を代入し，2次以上の微小項を無視すると，

$$\left[2\Omega(i\dot{a} - \dot{\phi} + a(\Omega^2 - \omega^2) - i\varepsilon(1 - a^2)a\omega) \right] e^{i(\omega t + \phi(t))} = \alpha e^{i\omega t} \quad (2.21)$$

実部と虚部に関してまとめると，

$$\dot{\phi} = \frac{\omega^2 - \Omega^2}{2\omega} - \frac{\alpha \cos \phi}{2a\omega} \quad (2.22)$$

$$\dot{a} = \frac{\varepsilon a(1 - a^2)}{2} + \frac{\alpha \sin \phi}{2a\omega} \quad (2.23)$$

これらの方程式は，前節で述べた式 (2.12)(2.13) と同じであり， $\dot{a} = \dot{\phi} = 0$ とすることで，引き込み条件の発現条件に関して，前節と同様の結果を得られる．つまり，先に示した3つの Van der Pol 方程式では全て同じ引き込み条件を持つことが示される．

上述のように周波数引き込みの発現条件は全て同様であることを示したが，その解の振る舞いについては，それぞれの方程式において違いが見られる．非線形項 $N(\xi, \dot{\xi})$ のエネルギーフィードバックの構造からその違いを考察する．これらの方程式の特性解析のために，より自由度の高い形として Hybrid 型 Van der Pol 方程式を扱う．

$$\ddot{\xi} - \varepsilon(E' - \gamma\dot{\xi}^2 - \delta\xi^2)\dot{\xi} + \Omega^2\xi = u \quad (2.24)$$

周期運動 $\xi = \tilde{\xi} \sin(\Omega t)$ を仮定する．この運動に対する運動方程式は単振動の方程式として，

$$M\ddot{\xi} + K\xi = 0 \quad (2.25)$$

となる．ここで， $\Omega = \sqrt{K/M}$ であり， M ， K はそれぞれ仮想質量と仮想剛性である．またこれより，単振動の持つエネルギーは

$$\frac{1}{2}M\dot{\xi}^2 + \frac{1}{2}K\xi^2 = E \quad (2.26)$$

として記述され，単振動は一定のエネルギー E を持った運動であることが自明である．この単振動のエネルギーが非線形項の第二項と第三項に相当するため，これらを代入して γ ， δ を適当に調整することで，非線形方程式のエネルギーフィードバック構造が見える．

$$N(\xi, \dot{\xi}) = -\varepsilon(E' - \gamma\dot{\xi}^2 - \delta\xi^2) = -\varepsilon(E' - E) \quad (2.27)$$

図 2.3 にエネルギーフィードバックのイメージを示す. このエネルギーフィードバックの構造がリミットサイクル上への動的安定化であり, さらに Hybrid 型では $\dot{\xi}^2, \xi^2$ の両方のエネルギーを対称に考慮しているため, 相平面上での解軌道が円形 (楕円形) となる. そのため, Hybrid 型以外の Van der Pol 方程式の解は 2.1(b) のような弛緩振動となり綺麗な正弦波を出力することができないが, Hybrid 型振動子を用いた周期入力制御では正弦波を出力することが可能である. そのため, 先の言及のように人体の四肢特性に近い出力を用いたアシストが可能となる.

また, 本研究の対象は単調な周期運動のため, $E' = 1(const)$ を用いているが, 文献 [51] ではエネルギーフィードバックの構造を利用したリミットサイクルの形状制御についても言及されており, それを利用した複雑な運動への対応も考えられる.

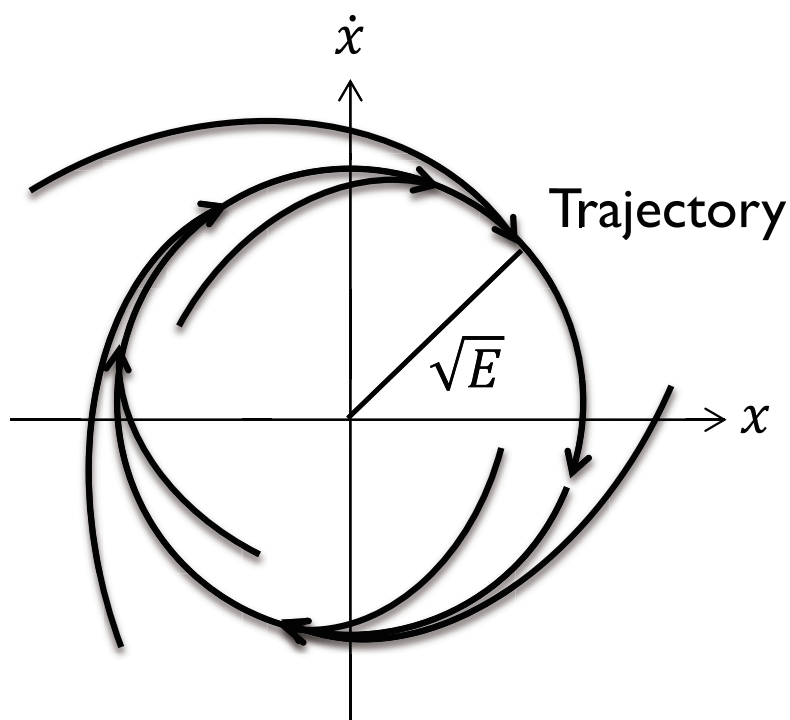


図 2.3: Conceptual image of energy feedback mechanism by hybrid-type Van der Pol equation on phase plane

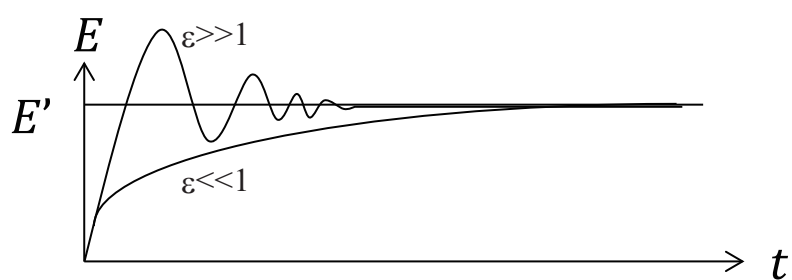


図 2.4: Conceptual image of convergence of radius

2.2.4 Hybrid 型 Van del Pol 方程式のパラメータ設計

Hibrid 型 Van del Pol 方程式は他の 2 つに比べて非線形項 $N(\xi, \dot{\xi})$ の項数が多いため、実験的にパラメータを決めるのではなく、理論的に決定する必要がある。ここでは、前述のエネルギーフィードバック構造の考えをもとに、周期入力制御に Hybrid 型 Van del Pol 振動子を用いるための非線形項のパラメータ設計について述べる。まず、非線形振動子は以下の構造を持つ。

$$\ddot{x} + (\gamma + \varepsilon x^2 + \delta \dot{x}^2)\dot{x} + \omega^2 x = u \quad (2.28)$$

次に、周期入力制御に用いる振動子は、梶原らの周期入力制御に倣い以下の形とする。

$$\ddot{x} - \varepsilon(1 - x^2 - \tilde{\delta}\dot{x}^2)\dot{x} + \omega^2 x = u \quad (2.29)$$

非線形項を外力項として扱い、式 (2.28) を変形し、 $\gamma = -\alpha E_d$, $\varepsilon = \alpha M/2$, $\delta = \alpha K/2$ を代入する。

$$\begin{aligned} \ddot{x} + \omega^2 x &= u - (\gamma + \varepsilon x^2 + \delta \dot{x}^2)\dot{x} \\ &= u + \alpha \left[E_d - \left(\frac{M}{2}\dot{x}^2 + \frac{K}{2}x^2 \right) \right] \dot{x} \end{aligned} \quad (2.30)$$

$$= u + \alpha (E_d - E) \dot{x} \quad (2.31)$$

右辺第 2 項は x が左辺のような単振動のダイナミクスを持つときに、システムが構造的に持つゲイン α のエネルギーフィードバック入力になる。 E_d は系のエネルギー目標値、 $\omega = \sqrt{K/M}$ は系の運動の角速度の目標値である。

また式 (2.30) の右辺第 2 項より、非線形項 $N(x, \dot{x})$ は

$$N(x, \dot{x}) = -\alpha \left[E_d - \left(\frac{M}{2}\dot{x}^2 + \frac{K}{2}x^2 \right) \right] \dot{x} \quad (2.32)$$

$$\begin{aligned} &= -\alpha \left[E_d - \frac{K}{2} \left(\frac{1}{\omega^2}\dot{x}^2 + x^2 \right) \right] \dot{x} \\ &= -\frac{\alpha K}{2} \left[\frac{2E_d}{K} - \left(\frac{1}{\omega^2}\dot{x}^2 + x^2 \right) \right] \dot{x} \\ &= -\frac{\alpha K}{2} \left[A_d^2 - \left(\frac{1}{\omega^2}\dot{x}^2 + x^2 \right) \right] \dot{x} \end{aligned} \quad (2.33)$$

ここで、 A_d は解の目標運動の振幅である。式 (6) と式 (2.29) を比較すると、 $\varepsilon = \alpha K/2 = \alpha M\omega^2/2$, $\tilde{\delta} = 1/\omega^2$ となり、対象の質量と角速度の目標値により、パラメータが設計できる。また、 E_d は任意の値をとれるため、 $2E_d/K \equiv A_d^2 = 1$ を満たすものが式 (2.29) に相当する。よって A_d により解軌道の振幅設計が可能である。

Hybrid 型 Van der Pol 方程式の場合、式 (2.31) において系のエネルギーに相当する項が、式 (2.30) で単振動のエネルギーとして表現できる。単振動のエネルギーは定数値をとるため、 E_d を定数ととったとき、式 (2.31) でのエネルギーの偏差 $(E_d - E)$ の時間的な変動を抑制できる。そのため、パラメータ ε の調整が容易になると考えられる。

2.3 周期入力制御を用いたパワーアシスト制御系

前節での解析により, Van der Pol 方程式を用いた周期入力制御系を用いれば入力 $u(\omega)$ と制御出力 $x(\Omega \rightarrow \omega)$ を同期することが確認できた. ここでは, 入力 $u(\omega)$ となる人間の運動のダイナミクスと, 周期入力制御系のダイナミクスを考察することで位相同期がパワーアシストの効果を持つことを示す.

2.3.1 同期化補助力の位相差によるインピーダンス調整効果

対象動作が周期運動であると仮定し, それを実現するダイナミクスを次式のように記述する.

$$M\ddot{x}_1 + D\dot{x}_1 + Kx_1 = F_h + F_s \quad (2.34)$$

ここで, x_1 は操作者の運動, M , D , K はシステムのインピーダンスであり, それぞれ操作対象の質量, 摩擦, 剛性を表すとする. ただしここでは $x_{10} = 0$ として運動の原点とする. また, F_h , F_s はそれぞれ人の発揮力とアシスト装置からの補助力とする. セミアクティブアシスト機構の補助力は式 (2.48) より, 弾性材の復元力として記述される. ここで x_2 は周期入力制御により, x_1 と同期しつつ, 位相差 φ を持つ. そのため,

$$x_1 = x_{10} + \tilde{x}_1 \sin(\omega t) \quad (2.35)$$

$$x_2 = x_{20} + \tilde{x}_2 x_{pic}(x_1, \varphi) \quad (2.36)$$

$$= x_{20} + \tilde{x}_2 \sin(\omega t + \varphi) \quad (2.37)$$

を代入することで,

$$F_s = k(x_2 - x_1 - l_0) \quad (2.38)$$

$$= k[\tilde{x}_2 \sin(\omega t + \varphi) - \tilde{x}_1 \sin(\omega t)] \quad (2.39)$$

$$= k[\tilde{x}_2 \cos \varphi \sin(\omega t) + \tilde{x}_2 \sin \varphi \cos(\omega t) - \tilde{x}_1 \sin(\omega t)] \quad (2.40)$$

を得る. ただし, 弾性材の自然長 $l_0 = x_{20} - x_{10}$ としている. さらに, 式 (2.35) の2階微分までをとり,

$$x_1 = \tilde{x}_1 \sin(\omega t) \rightarrow \sin(\omega t) = \frac{x_1}{\tilde{x}_1} \quad (2.41)$$

$$\dot{x}_1 = \tilde{x}_1 \omega \cos(\omega t) \rightarrow \cos(\omega t) = \frac{\dot{x}_1}{\tilde{x}_1 \omega} \quad (2.42)$$

$$\ddot{x}_1 = -\tilde{x}_1 \omega^2 \sin(\omega t) \rightarrow -\sin(\omega t) = \frac{\ddot{x}_1}{\tilde{x}_1 \omega^2} \quad (2.43)$$

を式 (2.40) に代入することで,

$$F_s = \frac{k}{\omega^2} \ddot{x}_1 + \frac{k\tilde{x}_2 \sin \varphi}{\tilde{x}_1 \omega} \dot{x}_1 + \frac{k\tilde{x}_2 \cos \varphi}{\tilde{x}_1} x_1 \quad (2.44)$$

として位相差 φ によって補助力のダイナミクスが制御可能である．これを式 (2.34) に代入し，整理すると，

$$\bar{M}\ddot{x} + \bar{D}\dot{x} + \bar{K}x = F_h \quad (2.45)$$

$$\therefore \begin{cases} \bar{M} = M - \frac{k}{\omega^2} \\ \bar{D} = D - \frac{k\dot{x}_2 \sin \varphi}{\dot{x}_1 \omega} \\ \bar{K} = K - \frac{k\dot{x}_2 \cos \varphi}{\dot{x}_1} \end{cases} \quad (2.46)$$

のように，操作者の発揮力からみたシステムのダイナミクスとしては，補助力 F_s によりシステムのインピーダンスが低下する．特に摩擦項は位相差 φ による仮想的な負性摩擦を示し， $\varphi > 0$ であれば運動の励起を意味し， $\varphi < 0$ であれば運動の抑制を制御可能であることを意味する．また， $\ddot{x} = \dot{x} = 0$ のような定常状態において， $K \rightarrow \bar{K}$ による剛性の減少は操作力 F_h の減少を意味し，これはすなわちパワーアシスト効果を示している．慣性項に関しては，元のシステムの共振角周波数を $\omega_n = \sqrt{K/M}$ とすると，慣性係数は $\bar{M} = M(1 - \omega_n^2/\omega^2)$ となり，運動角周波数 ω と共振角周波数 ω_n の比の二乗だけ慣性が減少することとなる．ただし $\omega = \omega_n$ の共振状態では慣性項が 0 となり振動が記述できなくなるため，本手法では $\omega \neq \omega_n$ を用いる．

この結果は，後述するスキルアシスト設計のためのエネルギーの解析と一致し， $\cos \psi(\varphi)$ に関する項がパワーアシストであり， $\sin \psi(\varphi)$ としてスキルアシストのために働く力である．また $\sin \psi(\varphi)$ によって系のエネルギーの増減が制御されることは， φ による負性摩擦として働くためであることがわかる．これらからインピーダンスの観点か位相差によりダイナミクスが制御されることを示すために，図 2.5 に φ を変化させた際のハンドルの挙動の変化のシミュレーション結果を示す．ここでは一例として仮想的に $F_h = 0$ の場合，位相差によりどのようにダイナミクスが改変されるかを示す．インピーダンスパラメータはそれぞれ $M = 4.0$, $D = 0.5$, $K = 72.5$ を用いた． $\varphi = 0$ では減衰振動を示すのに対し， $\varphi > 0$ では運動が加速されて大きくなる様子が見える．また， $\varphi < 0$ ではより早く減衰し，運動が抑制されている．

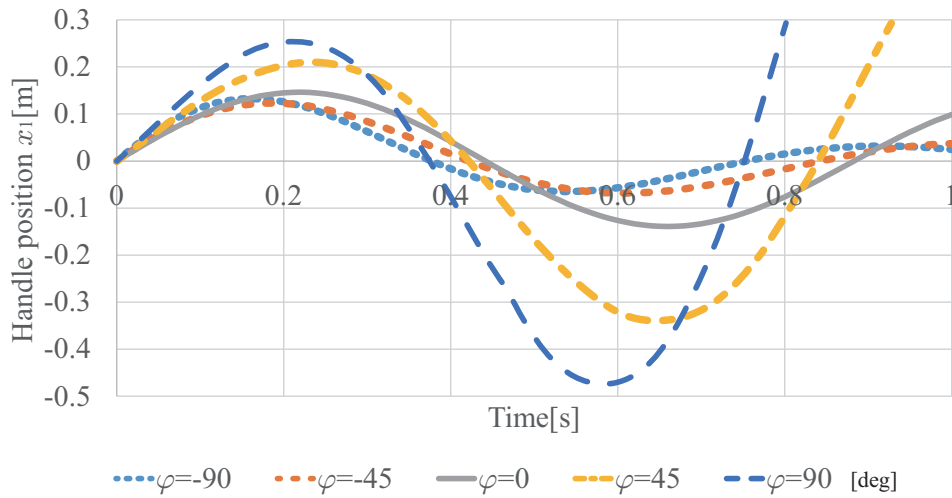


図 2.5: Impedance variation due to φ

2.4 実機による検証

2.4.1 調教騎手用スマートスーツ

周期運動のパワーアシストの一応用として、前章で示した調教騎手用スマートスーツを用いてその効果を確認した。スマートスーツは弾性力を補助力として利用した小型・軽量のパワーアシスト装置であり、その特徴として弾性材を利用したパッシブな機構と、補助力調整機構により弾性材の伸長量を調整することで補助力を制御することが可能なアクティブな機構を併せ持つセミアクティブアシスト機構を備える。

関節の屈曲は主導筋と拮抗筋のバランスにより生じる。その関節駆動トルクは次式のようになれる。

$$\tau_h = r_1 T_{h1} - r_2 T_{h2} \quad (2.47)$$

セミアクティブアシスト機構による補助トルクは次式のように求めることができる。

$$\tau_s = r_s K (s_p + s_c) \quad (2.48)$$

弾性係数を K とおくと姿勢変化に伴う弾性材伸長量変化 s_p と補助力調整機構により制御される伸長量変化 s_c によりこの τ_h と τ_s の和が関節周りに働くトルクとなるため、補助トルクを考慮した関節駆動トルク τ は次式のように得られる。

$$\tau = \tau_h + \tau_s \quad (2.49)$$

図 2.7 に示す調教騎手用スマートスーツは、膝下から腰部の補助力調整機構までを弾性材で覆うことにより大腿部の筋肉である大腿四頭筋を補助することを目的としている。調教騎手用スマートスーツ補助力調整機構の詳細な仕様は表 2.1 の通りである。

調教騎手用スマートスーツの補助力

調教騎手用スマートスーツの補助力を解析するために、調教騎手モデルとして図 2.9(b) にのような膝関節と腰関節の 2 リンクモデルを考える。 l , m はそれぞれリンクの長さ、質

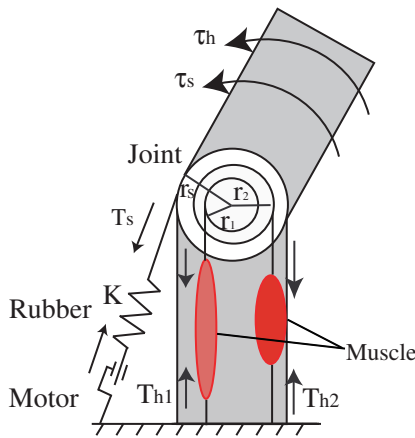


図 2.6: Semi-active assist mechanism.



図 2.7: Smart suit for horse trainers.

量を表し、リンク質量は生体工学における人体質量分布より求める。このモデルから得られる運動方程式と調教騎手の発揮トルクを τ_h 、弾性材からの補助トルクを τ_s から、調教動作に必要な関節駆動力は式 (2.50) となる。

$$\tau_h = \{M(\theta)\ddot{\theta} + c(\theta, \dot{\theta}) + g(\theta)\} - \tau_s \quad (2.50)$$

$M(\theta)$ は慣性行列, $c(\theta, \dot{\theta})$ は遠心力・コリオリ力項, $g(\theta)$ は重力項, θ 角度の変位である。

騎手用スマートスーツの補助対象は大腿部であるため、弾性材から得られる補助力を考えるために図 2.9(b) に示すような膝を支点として膝の伸展に寄与する力を考える。このモデルでは腰部を円弧として近似している。まず円弧の弾性材接触領域の生じる補助トルク τ_{s1} を求め、次にそれ以外の領域に及ぼす補助トルク τ_{s2} を求める。その和として全体の補助トルク τ_s を求める。 τ_{s1} は円弧部分に接触する弾性材から生じるトルクで τ_{s2} はそれ以外の部分が生じるトルクです。

腰部の弾性材接触領域に加わる張力は、腰部を近似した円弧に作用するベクトルの和 $\mathbf{F}_s$ と考えることができる。まず、 τ_{s1} を求めるために弾性材の円弧の分割から腰に作用する作用する力 $\mathbf{F}_s$ を求める。モデルから腰部の弾性材接触面の角度は次式のようになり、腰角度に依存することがわかる。

$$\theta_h = \theta_2 + \sin^{-1} \frac{r}{l} \quad (2.51)$$

弾性材接触領域の微小角度 $\delta\theta_h$ から腰部へ与える力の大きさは接線方向へ働く張力のベクトル和として次式のように得られる。

$$d|\mathbf{F}_s| = 2T \sin \frac{\delta\theta}{2} \simeq T\delta\theta \quad (2.52)$$

全てのベクトルが円弧の中心方向を向くため、対象性による相殺を利用して $-\frac{\theta_h}{2}$ から $\frac{\theta_h}{2}$ まで $d|\mathbf{F}_s| \cos \theta$ を積分することで次式のような補助力の大きさを得る。

$$|\mathbf{F}_s| = 2T \sin \frac{\theta_h}{2} \quad (2.53)$$

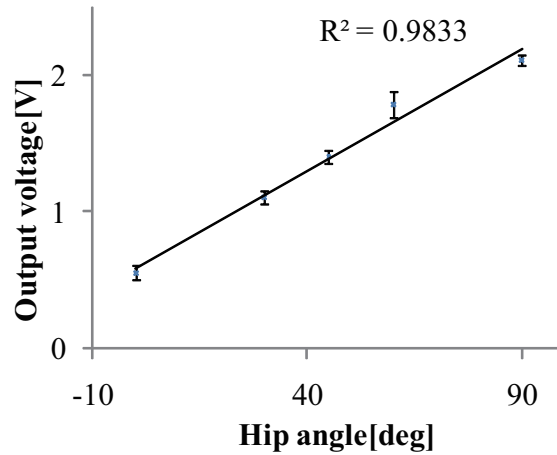


図 2.8: Bend sensor features.

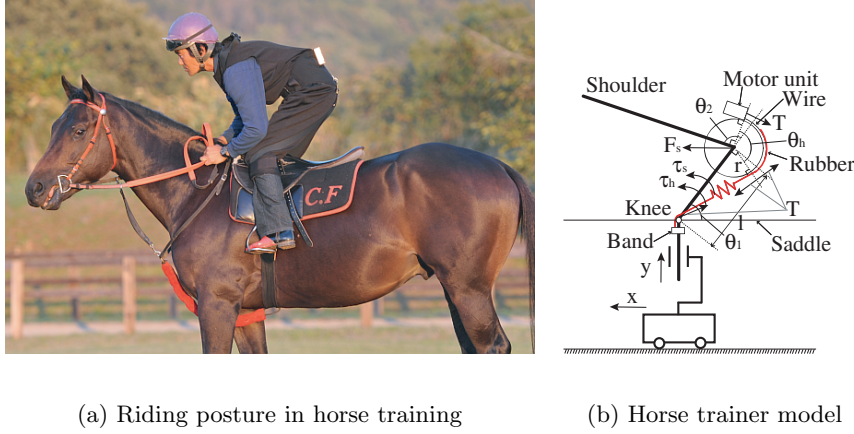


図 2.9: Horse trainer riding posture and model

姿勢からこのベクトルの向きは以下になる.

$$\angle \mathbf{F}_s = \theta_1 + \theta_2 + \frac{\pi}{2} - \frac{\theta_h}{2} \quad (2.54)$$

よって調教騎手用スマートスーツでは, 図 2.9(b) のように, 次式のような補助トルクが働く.

$$\tau_{s1} = lT \left(\sin \theta_2 + \frac{r}{l} \right) \quad (2.55)$$

腰部の円弧の接触領域以外の弾性材の膝関節の伸展に寄与するトルクは次式のように得られる.

$$\tau_{s2} = rT \left(1 - \frac{r^2}{l^2} \right) \quad (2.56)$$

姿勢変化に伴う弾性材の伸長量 $s_p = r\theta_2$ として, 式 (2.48) を代入することで弾性材の補助トルクは次式のように求められる.

$$\begin{aligned} \tau_s &= R(\theta_2)K(r\theta_2 + s_c) \\ \therefore R(\theta_2) &= l \sin \theta_2 + r \left(2 - \frac{r^2}{l^2} \right) \end{aligned} \quad (2.57)$$

表 2.1: Specifications of smart suit for racehorse trainers

Mass of the motor unit	0.5 kg
Power source voltage	24 V
Sampling time of the CPU	10 ms
DC motor	22 W
Elastic coefficient	510 N/m
Maximum tension	112 N
Maximum winding speed	0.12 m/s

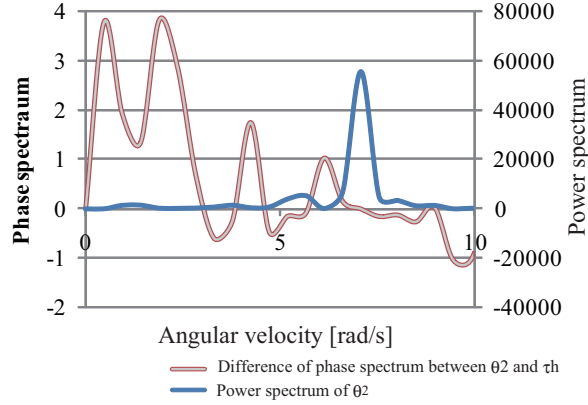


図 2.10: Phase analysis.

式 (2.57) より，調教騎手用スマートスーツの与える補助トルクは，補助力調整機構がアクティブに制御するトルクと調教騎手の姿勢変化として与えられる補助トルクの和として制御可能であることがわかる．

2.4.2 調教騎手用スマートスーツの補助力制御法

調教騎手の動作と補助力を同調させるために，前述の周期入力制御を用いる．振動周期は馬の歩様により異なるため，各歩様に合わせた周期で弾性材の伸長量を変化させる事により，適切な補助力が得られると考えられる．そのような制御タイミングを実現するために，周期入力制御を利用する．騎手の振動周期を観測し，得られた周期に合わせた制御を行う事によって適切な制御を行う．

まず，系の全エネルギーは次式のように表せる．

$$\begin{aligned}
 E = & \frac{1}{2}m_1 \left(l_{c1}^2 \dot{\theta}_1^2 + \dot{x}^2 + \dot{y}^2 \right) + \frac{1}{2}I_{c1} \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}I_{c2} \dot{\theta}_2^2 \\
 & + \frac{1}{2}m_2 \left\{ l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + l_{c2}^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \dot{x}^2 + \dot{y}^2 \right\} \\
 & + m_2 l_1 l_{c2} \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) c_2 \\
 & + m_2 l_{c2} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \{ \dot{y} c_{12} - \dot{x} s_{12} \} \\
 & + \dot{\theta}_1 (m_1 l_{c1} + m_2 l_1) (\dot{y} c_1 - \dot{x} s_1) \\
 & + m_1 g (l_{c1} s_1 + y) \\
 & + m_2 g \{ l_1 s_1 + l_{c2} s_{12} + y \}
 \end{aligned} \tag{2.58}$$

$$\therefore \begin{cases} s_1 = \sin \theta_1, & s_2 = \sin \theta_2, & s_{12} = \sin (\theta_1 + \theta_2) \\ c_1 = \cos \theta_1, & c_2 = \cos \theta_2, & c_{12} = \cos (\theta_1 + \theta_2) \end{cases}$$

変位 θ は周期的な運動をしていて，系の運動エネルギーはゆっくり変化するものとして次式を仮定する

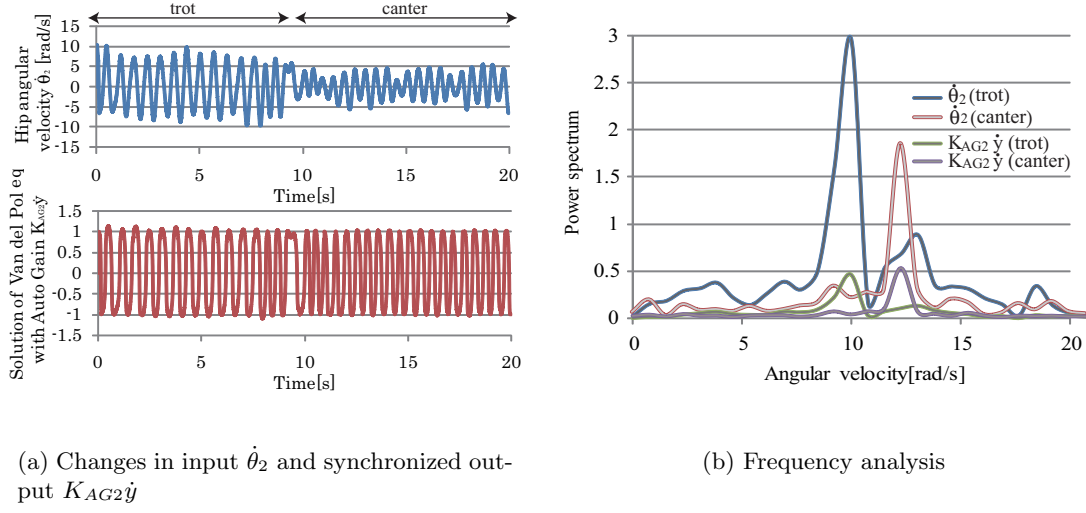


図 2.11: Frequency entrainment of periodical input control.

$$\boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} a \cos \omega t \\ b \cos \omega t \end{bmatrix} \quad (2.59)$$

この時、補助力を変位 θ にある位相 φ だけずらして与えることを考えて次式を定義する。

$$\tau_s = c \cos(\omega t + \varphi) \quad (2.60)$$

$$E = E_h + E_s \quad (2.61)$$

この時のエネルギー変化率の周期平均は

$$\langle \dot{E}_s \rangle = \frac{\omega a c \sin \varphi}{2} \quad (2.62)$$

となる。式 (2.62) より、式 (2.60) の振幅 c と位相差 φ によってエネルギーが制御できることがわかる。これより、周期入力制御を利用してエネルギー制御を目的とした制御系の設計を行う。

周期入力制御に基づく補助力制御法

調教騎手の動作に同調した適切な制御タイミングを実現するために、周期的入力制御では次式のような非線形振動子である Van der Pol 方程式を用いる。

$$\ddot{y} - \varepsilon(1 - \dot{y}^2)\dot{y} + \Omega^2 y = K\dot{\theta}_2 \quad (2.63)$$

ただし, ε, Ω, K は正の定数であり, θ_2 は騎手の腰関節角である.

$$y = \beta \cos(\omega t) \quad (2.64)$$

$$\dot{y} = \gamma \sin(\omega t) \quad (2.65)$$

となり, $\Omega \approx \omega$, または $K \gg 1$ のとき, θ_2 と同期する. この同期出力 y と $\dot{y}$ を弾性材伸長量の目標値 s_p を求めるために利用する. 同期した位相のみを利用するため以下のようなオートゲインを設定する. エネルギー制御を考えるため以下のようなオートゲインを設定する.

$$K_{AG1} = \frac{1}{|y|_{max}} \quad (2.66)$$

$$K_{AG2} = \frac{1}{|\dot{y}|_{max}} \quad (2.67)$$

これらにより, 式 (2.64) と式 (2.65) はその振幅を 1 とすることが出来る. さらに最適な制御タイミングを得るためにある位相 φ をずらし, これに比例ゲイン K'_p をかけたものを周期入力制御による弾性材伸張量目標値 s_p とする.

$$s_c = K_p \{K_{AG1}y \sin \varphi + K_{AG2}\dot{y} \cos \varphi\} \quad (2.68)$$

これが θ_2 と同期するためには $\varphi = \frac{\pi}{2}$ と求められる. よって, ゲインを改めて $K_p = K'_p K_{AG2}$ と置くと目標制御量は次式のように定まる.

式 (17) に式 (13), (14) を代入し, 加法定理より,

$$s_c = K_p \sin(\omega t + \varphi) \quad (2.69)$$

式 (2.69) より φ により系のエネルギーが制御できることがわかる. ここでは, 補助のために系にエネルギーを加えることを考え, $\varphi = \frac{\pi}{2}$ を考える.

実測した騎手の腰関節角速度 $\dot{\theta}$ と式 (2.69) から得られる制御目標量の関係を図 2.11(a) に示す. 制御目標量はオートゲインで正規化した段階のものを示す. 約 10 秒経過後のトロットからキャンターへの歩様変化時の騎手の関節角変化に対して, その周期の変動に出力の周期が追従している様子がわかる. この時の各歩様時の最大周波数成分 ω_h, ω_c と位相差 φ_e を表 2.2 に示す. 腰角速度と制御目標量の最大周波数成分 ω_h, ω_c がトロット時は 10.0[rad/s], キャンター時は 12.3[rad/s] で一致していることがわかる. 位相遅れはマイコンの 1 サイクル分の計算時間に収まるものであった.



図 2.12: Posture of experimental subject.

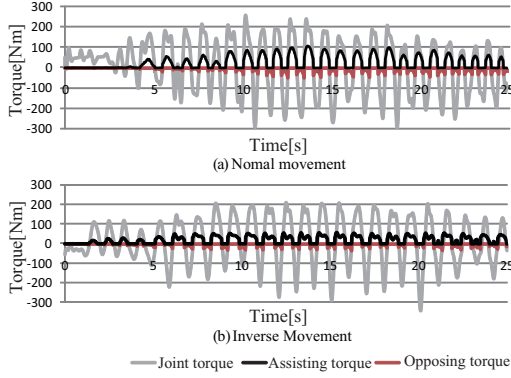


図 2.13: Comparison of assist torque in normal and inverse movements.

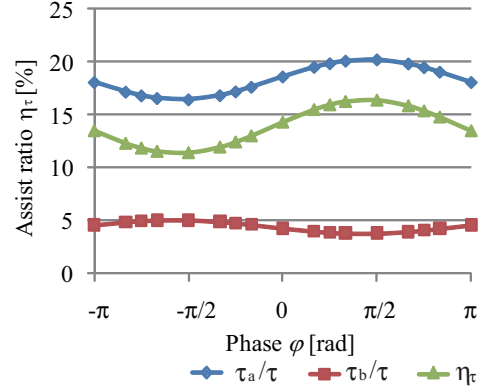


図 2.14: Changes in assist ratio due to phase shift.

表 2.2: Representative frequencies of ω_h , ω_c and phase lag φ_e

	trot	canter
ω_h	10.0 rad/s	12.3 rad/s
ω_c	10.0 rad/s	12.3 rad/s
φ_e	0.02 rad	0.08 rad

2.5 補助効果の検証実験

2.5.1 実験条件

開発した調教騎手用スマートスーツの補助効果を検証するために実験を行った。実験は、学生である被験者1名に不安定な台上で騎乗姿勢を模した姿勢を取ってもらい、台座に競走馬の加速度と同様の2Hzの振動を20秒間加えることで騎乗動作とした。

2.5.2 補助トルクの評価

実際の調教動作を模した周期動作から得られたデータから、式(2.57)により求めた伸長量制御による補助トルクを図2.13に示す。ここでは、検証のため調教騎手用スマートスーツの補助力が正常に働いている場合と、逆位相で働いている場合を調査した。図2.13(a)において正常動作時には補助力制御によるトルクと姿勢変化によるトルクが上手く同調し大きな補助力を示している。しかし、図2.13(b)の逆動作時には姿勢変化によるトルクが補助力に寄与しているが、補助力制御によるトルクは逆動作のため補助力を低下させている事がわかる。評価のために次式のような補助率 η_τ を定義した。

$$\eta_\tau = \frac{\int |\tau_a| dt - \int |\tau_b| dt}{\int |\tau| dt} \times 100[\%] \quad (2.70)$$

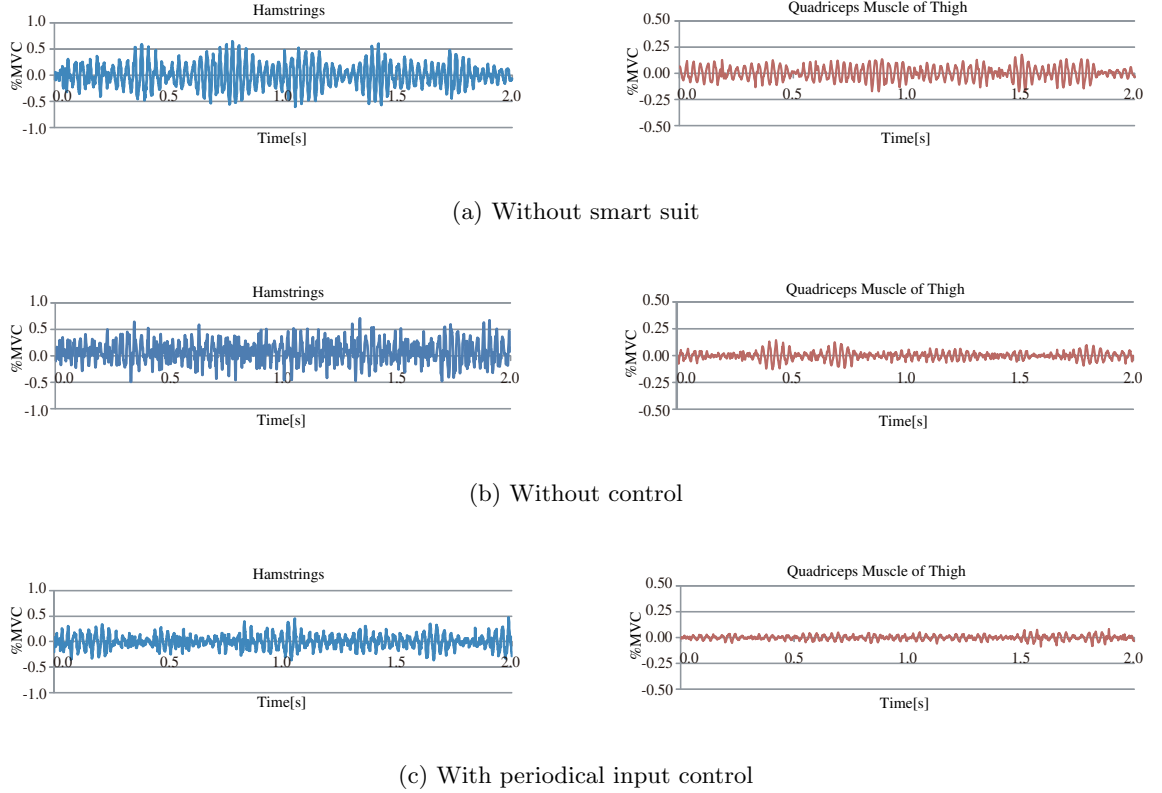


図 2.15: EMG evaluation assistance effectiveness.

調教騎手の発揮トルクを τ_h ，調教騎手用スマートスーツの与えるトルクのうち，それと同方向のものを補助トルク τ_a ，逆方向のものを負担トルク τ_b とした．評価の結果，補助率は正常動作時には 16.8%，逆動作時には 11.7%であり 9.3 ポイントの違いが見られた．また，未制御として補助力制御による弾性材伸張量を考慮せず姿勢変化に伴う皮膚変形による弾性材伸張量のみを考慮した場合と比較すると，正常動作では 2.9 ポイントの負担軽減が見られるが，逆動作では 0.8 ポイント負担が増加していた．

筋負担軽減の評価

大腿前後の筋肉である大腿四頭筋とハムストリングスの筋電位を計測し，その積分値を筋負担の大きさとして計測する．

$$\eta = \left(1 - \frac{\int |V_{EMG}| dt}{\int |V_{EMG0}| dt} \right) \times 100[\%] \quad (2.71)$$

補助力制御無し，周期入力制御それぞれの場合について，未装着時と比較してどの程度の負担軽減効果が得られたかを図 2.16 に示す

また，その拮抗筋であるハムストリングスでは，サポータでは 11.5%に止まっているが，周期入力制御を加えることにより，38.4%と大腿四頭筋と同程度まで負担軽減率が向上している．

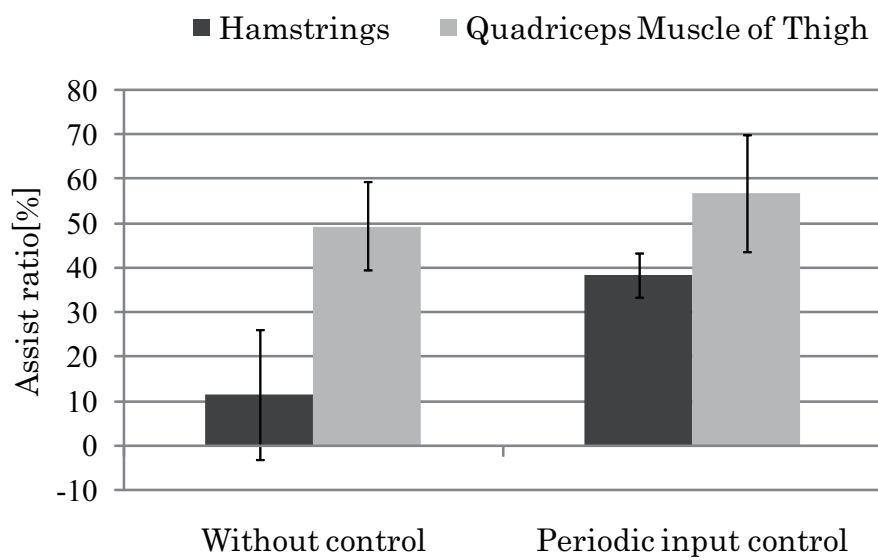


図 2.16: Assist ratios compared for with and without smart suit use.

2.6 セミアクティブアシスト機構のパワーアシスト効率設計

パワーアシスト率に関しては、まず、スキルアシスト適用時に補助力の位相差が及ぼす影響として、パワーアシスト率の変動を解析する。次に変動したパワーアシスト率を所望の値に制御するようなアクチュエータ振幅設計を行いシミュレーションによりその効果を確認する。

始めに、式 (2.48) で同期補助力が得られるという仮定のもと次式のような位相ずれ補助力が得られるとして、パワーアシストの変動を考える。

$$F_h = \tilde{F}_h \sin(\omega t) \quad (2.72)$$

$$F_s = \tilde{F}_s \sin(\omega t + \psi) \quad (2.73)$$

パワーアシスト率として、人の発揮力に対するアシスト力を考えると、パワーアシスト率は次式のように定義できる。

$$\begin{aligned} \alpha_p &= \frac{F_s}{F_h} = \frac{\tilde{F}_s \sin(\omega t + \psi)}{\tilde{F}_h \sin(\omega t)} \\ &= \frac{\tilde{F}_s}{\tilde{F}_h} \left(\cos \psi + \frac{\sin \psi}{\tan(\omega t)} \right) \end{aligned} \quad (2.74)$$

ここで、式 (2.74) を見ると、もし $\psi = 0$ であれば時間に対してパワーアシスト率は変動せず、 $\alpha_p = \frac{\tilde{F}_s}{\tilde{F}_h}$ となる。しかし、もし $\psi \neq 0$ であれば、パワーアシスト率は時間 t に関して変動を持つことになる。 $\tan \omega t$ は周期関数のため、この効果は理想的には周期平均としては 0 となるが、瞬間的にはパワーアシスト率を大きく変動させる項となる。ただし、スキルアシスト適用時にはこの変動した力は適切なスキルアシストの設計により運動矯正のために働く力となる。

結果として、目標運動に対する人の動きを図 2.17、その際のスキルアシスト制御器が出力する位相差を図 2.18 に示した。また、パワーアシスト効果の変動が式 (2.74) に従うことを確認するために、 α_p の評価として力の次元での評価 $\frac{F_s}{F_h}$ と位相差の次元での評価 $\left(\cos \psi + \frac{\sin \psi}{\tan(\omega t)} \right)$ を図 2.19 に示した。ここで $F_h = 0$ のときグラフは正負に発散するため、最小値 -1 と最大値 3 の制限を設けて表示している。結果はアシスト率の変動はどちらも $\frac{1}{\tan(\omega t)}$ に従う変動を示しており、スキルアシストの適用により、式 (2.74) のようにパワーアシスト率が増減してしまうことを確認した。

前述のパワーアシスト率の時間的な変動を考慮しつつ、任意のパワーアシスト率 α_p を設定するためのアクチュエータ振幅 $\tilde{x}_2$ を設計する。図 2.20 に示すように、パワーアシスト率に寄与する制御可能な量は、アクチュエータ初期値 x_{20} および、アクチュエータ振幅 $\tilde{x}_2$ である。ここでは、補助力 F_s における非周期成分と周期成分は独立であるとして、それぞれアシスト率 α_{pd} , α_{pa} を用いて、 x_{20} , $\tilde{x}_2$ を設計する。まず、非周期成分を考えると、

$$\alpha_{pd} = \frac{\langle F_s \rangle}{\langle F \rangle} = \frac{\langle k(x_2 - x_1 - l_g) \rangle}{\langle M(g + \ddot{x}_1) \rangle} = \frac{kl_g}{Mg}, \quad (2.75)$$

ここで M はハンドル質量、 g は重力加速度であり、 l_g の弾性材伸長量だけ kl_g として重力をキャンセルする弾性力である。これより、アクチュエータ初期位置 x_{20} は弾性材初期長

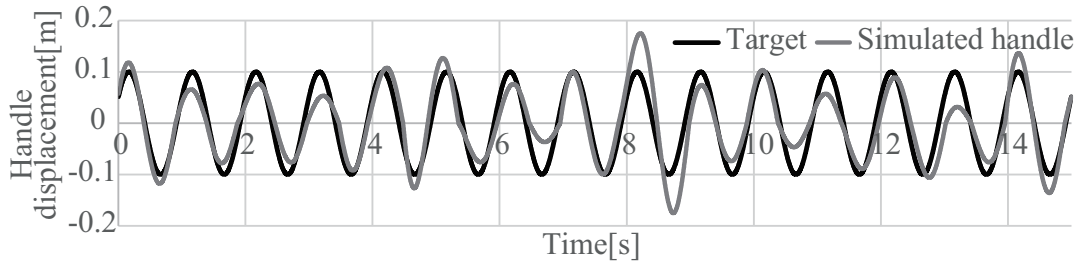


図 2.17: Displacement of target motion and simulated handle motion

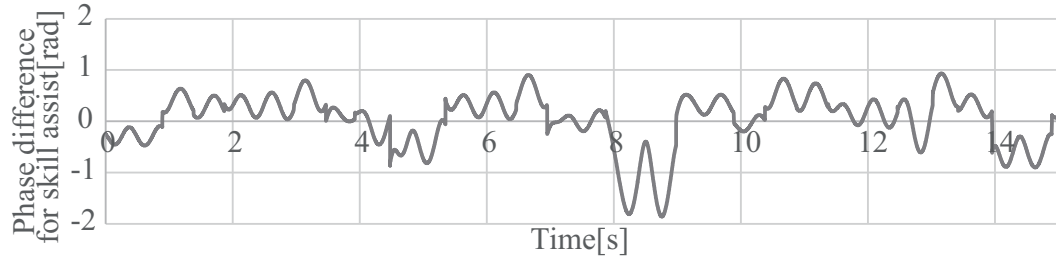


図 2.18: Phase difference for skill assist

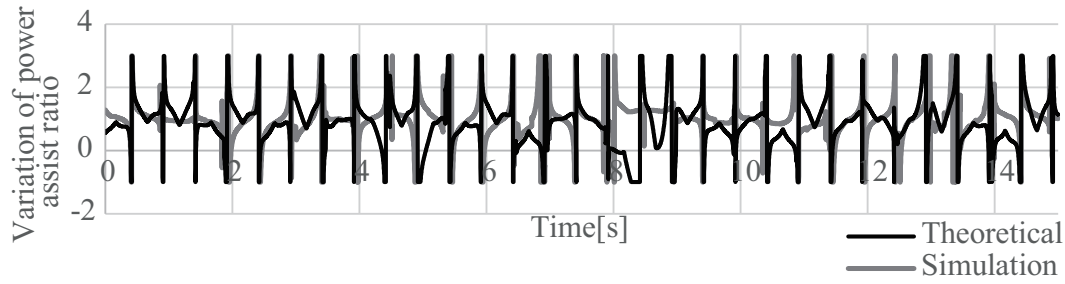


図 2.19: Variation of power assist ratio during skill assist (range limitation: -1 to 3)

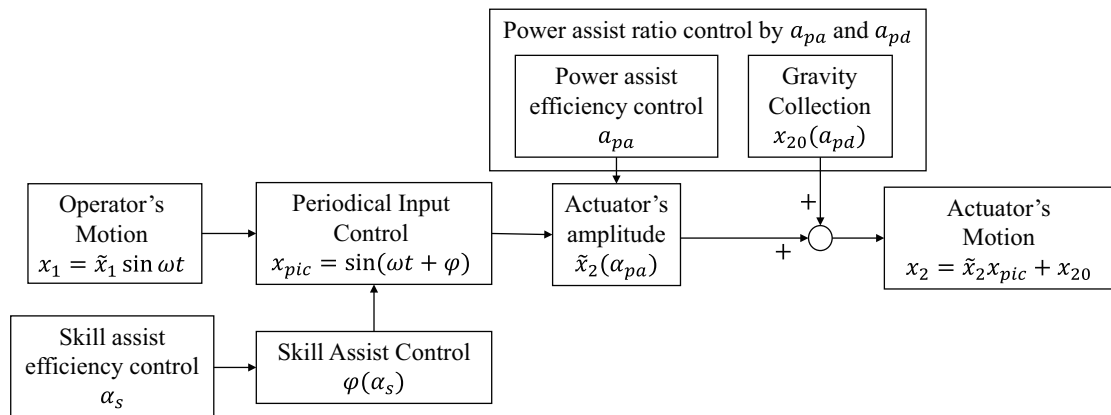


図 2.20: Block diagram of power assist and skill assist system for periodical motion

表 2.3: Results of power assist ratio control simulation

α_{pa} [%]	10.0	25.0	50.0
Simulation	13.5	24.5	50.5
Experiment	16.6	29.9	45.7

さ l_0 と任意のアシスト率 α_{pd} を用いて

$$x_{20} = l_0 + l_g = \alpha_{pd} \frac{Mg}{k}, \quad (2.76)$$

となり，周期成分に関わらず，一定の重力補償効果を得られる．

次に周期成分について考える．操作者の発揮力と補助力の周期成分関係は位相差 ψ を用いて以下のように記述できる．

$$F'_h = F_h - \langle F_h \rangle = \tilde{F}_h \sin(\omega t) \quad (2.77)$$

$$F'_s = F_s - \langle F_h \rangle = \tilde{F}_s \sin(\omega t + \psi) \quad (2.78)$$

これら周期成分の比を α_{pa} として下記のように定義する．

$$\alpha_{pa} = \frac{F'_s}{F'_h} = \frac{\tilde{F}_s \sin(\omega t + \psi)}{\tilde{F}_h \sin(\omega t)} \quad (2.79)$$

この α_{pa} は位相差が無く同期していれば自然と最大値をとるが，スキルアシストのための位相差 ψ によって低下する．そのためこれをパワーアシスト効率とする．このこれより， $\tilde{F}_s$ は式 (1.3) より下記のように計算できる．

$$\tilde{F}_s = k \sqrt{\tilde{x}_1^2 + \tilde{x}_2^2 - 2\tilde{x}_1\tilde{x}_2 \left(1 + \frac{\tilde{x}_1}{\tilde{x}_2} \tan \psi\right)} \quad (2.80)$$

ここで， ψ は0を中心とする正規分布として得られていたので $\sin(\omega t) \simeq \sin(\omega t + \psi)$ として，任意の α_{pa} を用いて，アクチュエータ振幅 $\tilde{x}_2$ が得られる．

$$\tilde{x}_2(\alpha_{pa}) = \tilde{x}_1 - \sqrt{\left(\frac{\alpha_{pa}\tilde{F}_h}{k}\right)^2 + 2\tilde{x}_1^2 \tan \psi} \quad (2.81)$$

シミュレーションおよび実験により，このアシスト率 α_{pa} の制御効果を確認した．結果を表 2.3 および図 2.21, 2.22 に示す． $\alpha_{pa} = 10\%, 25\%, 50\%$ ，において，それぞれの $\frac{F_s}{F_h}$ は 13.6%, 24.5%, 50.5%, であった．これより，式 (2.81) により設定値通りのパワーアシスト率に制御できることを確認した．

2.7 2章のまとめ

本章では周期入力制御を用いた人体運動と補助力の同期を行い，周期運動のためのパワーアシスト系を構成した．周期運動の同期を考えたアシスト制御系には神経振動子を用

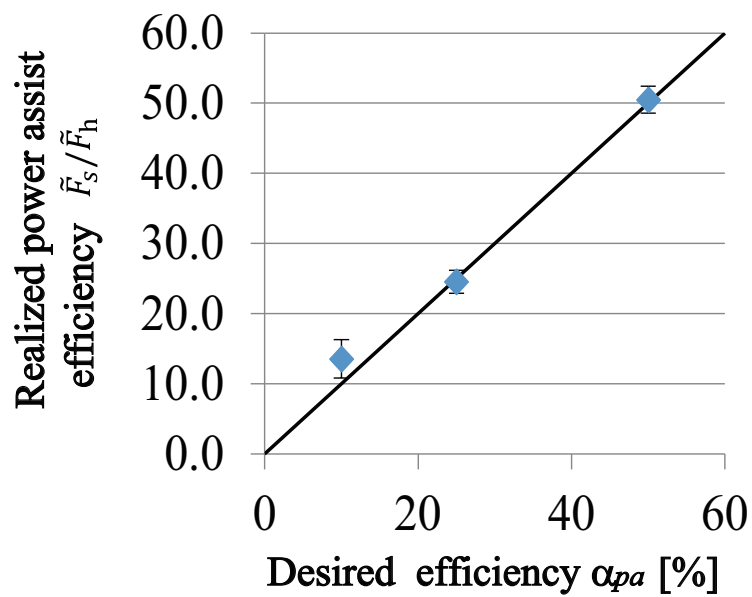


図 2.21: Simulation result of power assist ratio control during skill assisting

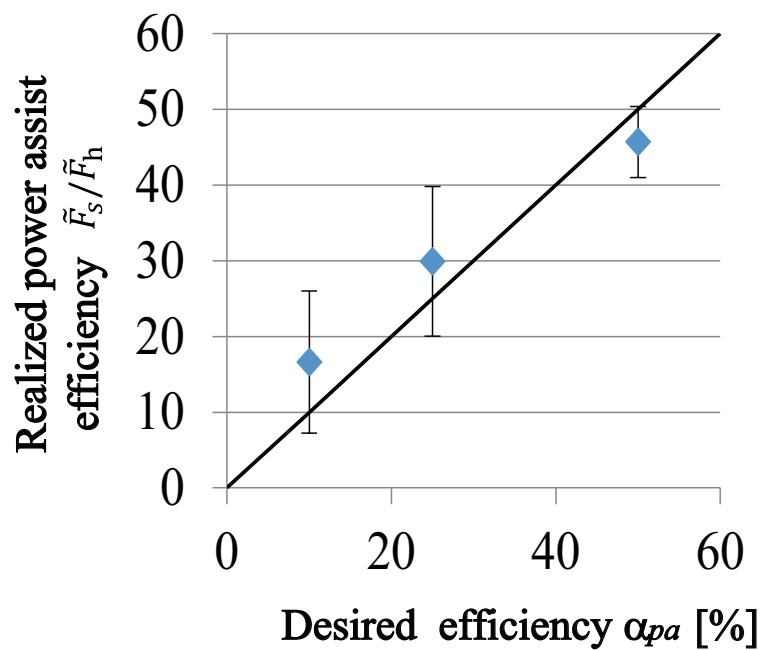


図 2.22: Experimental result of power assist efficiency control during skill assisting

いた歩行支援装置 [52] などでは実現されているが、それらはパラメータ設計に多大な労力を要した。一方で周期入力制御系を用いた制御系であれば、Van der Pol 方程式の周波数引き込み現象を利用するため、比較的容易にパラメータを設計可能である。本研究では実際に、周期入力制御を用いてセミアクティブアシスト機構の補助力制御を行いパワーアシストが可能であることを示した。また周期入力制御による同期では、周期関数の位相、振幅、オフセットの自由度のうち、位相のみが拘束されるが、他の2つのパラメータをセミアクティブアシスト機構の構造から設計することで任意のパワーアシスト効率を実現した。

第3章 周期運動のスキルアシストと補助力位相差制御法による効率制御

3.1 エネルギー制御によるスキルアシスト

本章では，人間の動作を矯正するためのスキルアシストシステムの設計を行う．具体的には，前章のインピーダンス解析で示したように，補助力位相差によって生じる正負の仮想摩擦を用いた人間の動作矯正を考える．具体的にどのように所望の補助力位相差を設定するかについては，次節より，周期運動のエネルギーの解析を用いて導出を行う．

図 1.2 に示したセミアクティブアシスト機構に対して，人間の周期的な運動を対象として扱うアシストを考慮した系のエネルギー E は，人の発揮エネルギー E_h と補助装置からの補助エネルギー E_s から

$$E = E_h + E_s \quad (3.1)$$

で与えられる．この時，全エネルギー E はある運動状態と考えることができる．もし E が一定の時は人の発揮エネルギー E_h が補助エネルギー E_s により減少する．この場合，補助エネルギーは人の負担軽減に作用したと考えられる．一方，人の発揮エネルギー E_h が一定の場合，運動状態を表すエネルギー E は補助エネルギー E_s によって変化する．これは，もし E を所望のエネルギー状態に制御できれば，運動の矯正が行えることを示す．この補助エネルギーの作用の仕方によるアシスト効果の違いを表 3.1 にまとめる．

ここで，補助エネルギーによる人の負担軽減をパワーアシスト，動作矯正をスキルアシストと定義する．

表 3.1: Effects of E_s for power assist or skill assist

	for motion change	for load reduction
Power assist	× ($E \rightarrow E$)	○ ($E_h \rightarrow E_h - E_s$)
Skill assist	○ ($E \rightarrow E + E_s$)	× ($E_h \rightarrow E_h$)

3.1.1 同期化補助力によるエネルギーの解析

これまでに，周期入力制御を用いることで，周期運動を持つ制御対象と同期した制御力を容易に実現可能であることを見てきた．ここでは，その同期制御力によって周期運動のエネルギーが制御可能であることを示す．Goswani らによる受動歩行で得られるエネルギー軌

道を参照値とし歩行軌道計画法 [53] や, Pratt らによる軌道エネルギー法に基づく転倒を防ぎ得る踏み出し領域を求める方法 [54], 稲垣らによるエネルギー追従制御によるコンパス型歩行ロボットの歩容生成 [55], Kajita らのポテンシャルエネルギー貯蔵軌道に沿った二足ロボットの動歩行 [56] など, エネルギー状態を運動の状態と考え, そのダイナミクスを制御する方法が報告されている. 特に保存系の周期運動であれば, 運動エネルギーと位置エネルギーのやり取りによりそのエネルギーは一定値を保ち, その相平面上での軌道は楕円を描く. エネルギーによって周期運動の運動制御を考えるにあたり, ここではその最もシンプルな形の, 以下のような運動エネルギー T , 損失エネルギー D , ポテンシャルエネルギー P を持つ 1 次元の単振動系を考える.

$$T = \frac{1}{2}m\dot{q}^2 \quad (3.2)$$

$$D = \frac{1}{2}d\dot{q}^2 \quad (3.3)$$

$$P = \frac{1}{2}kq^2 \quad (3.4)$$

上式をラグランジュの運動方程式

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial T}{\partial q} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}} + \frac{\partial P}{\partial q} = F \quad (3.5)$$

に代入すれば, 次の 2 次の振動系の方程式を得る.

$$m\ddot{q} + d\dot{q} + kq = F \quad (3.6)$$

ここで, この系のエネルギーを周期的な入力によって制御する際に加える力 F を考える. この系の全力学エネルギーを E として,

$$E = T + P \quad (3.7)$$

で表すと, エネルギーの瞬時変化率 $\dot{E}$ は, 式 (3.2) と式 (3.4) より

$$\dot{E} = \frac{dE}{dt} = m\dot{q}\ddot{q} + kq\dot{q} \quad (3.8)$$

となり, 運動方程式 (3.6) を踏まえて整理すると,

$$\dot{E} = kq\dot{q} + \dot{q}(F - Kq - D\dot{q}) \quad (3.9)$$

となる. ここで, 変位 q は周期的に運動し, 系のエネルギーはゆっくり変化すると仮定して

$$q = b \sin \Omega t \quad (3.10)$$

で動くものとする. ここで b は十分にゆっくり変化する変数とする. また, この時, 力 F を変位 x にある一定の位相差 ψ だけずらして

$$F = c \sin(\Omega t + \psi) \quad (3.11)$$

で与える．これらの式を式 (3.9) に代入して整理すると，

$$\dot{E} = -bc\Omega \sin(\Omega t + \psi) \cos(\Omega t) - bd\Omega \cos^2(\Omega t) \quad (3.12)$$

となる．このエネルギー変化の周期平均は

$$\langle \dot{E} \rangle = \frac{\omega \tilde{q} \tilde{F}}{2} \sin \psi - \frac{bd\Omega}{2} \quad (3.13)$$

として得ることができる．これより，周期入力制御によりある運動 q とそれに加わる力 F が同期しており，また損失が十分に小さければ，力から加わるエネルギーの変化率の周期平均は入力と力の振幅 $\tilde{q}$ と $\tilde{F}$ ，周期入力制御により制御可能な位相差 ψ により次式として得られる．

$$\langle \dot{E}_s \rangle = \frac{\omega \tilde{q} \tilde{F}}{2} \sin \psi \quad (3.14)$$

式 (3.14) より，力の振幅 $\tilde{F}$ と位相差 ψ によってエネルギーが制御できることがわかる．系にエネルギーを加えることで運動の励起，また逆にエネルギーを減少させることで抑制となるので運動の制御が可能となる．これより，周期入力制御を利用してエネルギー制御によるパワーアシストとスキルアシストを目的とした制御系の設計が可能である．

3.1.2 周期入力制御によるスキルアシスト

人間の運動として， $q = x_1$ とその運動の目標値 x_{1d} を考える．周期運動における追従スキルの評価指標として，操作者の目標位置 x_{1d} と実際の位置 x_1 の間の位置偏差と，目標速度 $\dot{x}_{1d}$ と実際の運動速度 $\dot{x}_1$ の間の速度偏差が考えられる．ここではこれらを運動状態のずれとして統一して扱うために，位置と速度を包括した物理量であるエネルギーを考えて，運動状態をエネルギー状態として表現する．特に本研究で扱う周期運動に着目すると，目標の運動状態 E_d と実際の運動状態 E は振動のエネルギーとして表現され，運動状態のずれは次式の ΔE のように定義される．

$$\Delta E = E_d - E \quad (3.15)$$

$$\therefore \begin{cases} E_d = \frac{1}{2}m\dot{x}_{1d}^2 + \frac{1}{2}Kx_{1d}^2 \\ E = \frac{1}{2}m\dot{x}_1^2 + \frac{1}{2}Kx_1^2 \end{cases} \quad (3.16)$$

ここで， m は運動対象の質量であり，周期運動の角速度を ω とすると $K = m\omega^2$ である．ここで，運動追従スキルについて考えると，位置偏差と速度偏差が 0 に近づけることがスキルが高いということである．エネルギーで考えれば式 (3.15) より， ΔE が小さいほどスキルが高いと言える．我々のスキルアシスト制御法は，式 (3.14) の装置から供給されるエネルギーを適切に制御することにより， ΔE を 0 にするように系のエネルギーを調整するものであり，エネルギーの観点から操作者の不足分のエネルギーを補助装置が補ったり，または，大きすぎるエネルギーを抑制することで，操作者と補助装置が協調して動作を安定化させるものである．周期入力制御により，運動とある位相差 ψ で同期した補助力で対象のエネルギー

を制御可能である．これより，目的の運動状態に対して ψ を決定することで，周期入力制御によるエネルギー制御を行う．式 (3.14) より，位相 ψ は次式となる．

$$\psi = \sin^{-1} \left(\frac{2\langle \dot{E}_s \rangle}{\omega \tilde{x}_1 \tilde{F}_s} \right) \quad (3.17)$$

また，単位時間あたりに $\langle \dot{E}_s \rangle$ だけのエネルギーを供給すると補助エネルギーは，

$$\begin{aligned} E_s &= \int_0^T \langle \dot{E}_s \rangle dt = \pi \tilde{x}_1 \tilde{F}_s \sin \psi \\ &= \tilde{E}_s \sin \psi \end{aligned} \quad (3.18)$$

となり， $\tilde{E}_s$ が供給可能なエネルギーの最大値を示す．しかし，現在の運動状態の持つエネルギー E が目標エネルギー E_d をとなるには，

$$\Delta E = E_d - E \quad (3.19)$$

だけのエネルギーが必要となる．ここで， $|\Delta E|$ と $|E_s|$ の比として α_E を定義する．

$$\alpha_E = \frac{|\Delta E|}{|E_s|} \quad (3.20)$$

$\alpha_E > 1$ の時，式 (3.17) 中の $\sin^{-1}(\cdot)$ の引数は，定義域に収まらないため ψ を定義することができない．これを考慮し，式 (3.17) に対して ΔE によるリミッタを設ける．

$$\psi(\Delta E) = \begin{cases} \sin^{-1} \left(\frac{\Delta E}{\pi \tilde{x}_1 \tilde{F}_s} \right) & \alpha_E < 1 \\ -\frac{\pi}{2} & \alpha_E > 1, \Delta E < 0 \\ \frac{\pi}{2} & \alpha_E > 1, \Delta E > 0 \end{cases} \quad (3.21)$$

これより， $\alpha_E > 1$ の場合は運動状態変化に必要なエネルギーをすべてアシスト装置が供することはできないため， $|E_s|$ はその一部を負担することとなる．以上のように求められた位相差 ψ を周期入力制御関数 $f_{PIC}(x_1, \psi)$ へ与えて，入力である人間の周期運動 x_1 と同期しつつ，現在の運動状態を目標運動状態へ近づけるような補助力を対象へ加える．

3.2 位相ずれ補助力による運動矯正効果

3.2.1 補助力位相差によるパワーアシスト効果とスキルアシスト効果

前節で述べたように，対象としている周期的な運動状態をエネルギーとして表現し，エネルギーの観点からスキルアシスト制御系の設計を行う．運動状態が小さければエネルギーを供給することで運動を励起し，また運動状態が大きい場合はエネルギーを減少させ運動を抑制する．そのような制御系設計のために，まず補助力がハンドル動作に及ぼす影響を調べる．

ハンドルとアクチュエータの運動を次式のように仮定する．

$$x_1 = x_{10} + \tilde{x}_1 \sin(\omega_1 t) \quad (3.22)$$

$$x_2 = x_{20} + \tilde{x}_2 \sin(\omega_2 t + \phi_{x_2}) \quad (3.23)$$

$$l_0 = x_{20} - x_{10} \quad (3.24)$$

ここで、 x_{10} , x_{20} はそれぞれの初期値、 $\tilde{x}_1$, $\tilde{x}_2$ はそれぞれの運動の振幅であり、角周波数 ω_1 , ω_2 で運動をしている。また、アクチュエータは位相差 ϕ_{x_2} を伴う。式 (3.23) ような、アクチュエータ運動と操作者の周期運動の同期の実現のために、後述する周期入力制御を用いる。周期入力制御により $\omega_1 = \omega_2 = \omega$ で操作者の運動とアクチュエータは同期し、さらに任意位相差 ϕ_{x_2} を伴う運動を実現できる [10]。これを式 (2.48) に代入し整理すると、余弦定理を用いて次式のように振幅 A と位相差 ϕ_{F_s} を用いて補助力を記述できる。

$$F_s = kA \sin(\omega t + \phi_{F_s}) + kl_g \quad (3.25)$$

$$\therefore \begin{cases} A(\tilde{x}_1, \tilde{x}_2, \phi_{x_2}) &= \sqrt{\tilde{x}_1^2 + \tilde{x}_2^2 - 2\tilde{x}_1\tilde{x}_2 \cos \phi_{x_2}} \\ \phi_{F_s}(\tilde{x}_1, \tilde{x}_2, \phi_{x_2}) &= \tan^{-1} \left(\frac{\tilde{x}_2 \sin \phi_{x_2}}{\tilde{x}_2 \cos \phi_{x_2} - \tilde{x}_1} \right) \end{cases} \quad (3.26)$$

ここでは、条件として常に式 (2.48) の条件が成り立ち、 $F_s \geq 0$ となるとする。これより、アクチュエータ位相差 ϕ_{x_2} を制御することで、ハンドル駆動力と補助力の位相差 ϕ_{F_s} も制御可能であることがわかる。所望の補助力位相差 ϕ_{F_s} を得るためのアクチュエータ位相差 ϕ_{x_2} を求めるために、式 (3.26) より得られる以下の方程式解く。

$$\begin{aligned} \tilde{x}_2^2(1 + \tan^2 \phi_{F_s}) \sin^2 \phi_{x_2} + 2\tilde{x}_1\tilde{x}_2 \tan \phi_{F_s} \sin \phi_{x_2} \\ + (\tilde{x}_1^2 - \tilde{x}_2^2) \tan^2 \phi_{F_s} = 0 \end{aligned} \quad (3.27)$$

上記の $\sin \phi_{x_2}$ に関する二次方程式より、 $\tilde{x}_2 \neq 0$ の下で、以下の解を得る。

$$\sin \phi_{x_2} = \frac{\tan \phi_{F_s}}{1 + \tan^2 \phi_{F_s}} \left(-\frac{\tilde{x}_1}{\tilde{x}_2} \pm \sqrt{1 + \left(1 - \frac{\tilde{x}_1^2}{\tilde{x}_2^2}\right) \tan^2 \phi_{F_s}} \right) \quad (3.28)$$

上式より、所望の ϕ_{x_2} を求めることが可能であるが、式 (3.26) の ϕ_{F_s} において、 $\tilde{x}_1 = 0$ の下では $\phi_{F_s} = \phi_{x_2}$ となるため、この条件を満たすために二次方程式の2つの解のうち正のものを採用する。よって、最終的に求める ϕ_{x_2} は、

$$\phi_{x_2} = \sin^{-1} \left[\frac{\tan \phi_{F_s}}{1 + \tan^2 \phi_{F_s}} \left(\sqrt{1 + \left(1 - \frac{\tilde{x}_1^2}{\tilde{x}_2^2}\right) \tan^2 \phi_{F_s}} - \frac{\tilde{x}_1}{\tilde{x}_2} \right) \right] \quad (3.29)$$

となる。提案手法では位相差の影響を利用するため、本研究では $\tilde{x}_2 > \tilde{x}_1$ となるように設定する。これより ϕ_{F_s} と ϕ_{x_2} が相互に変換可能であり、アクチュエータ位相差 ϕ_{x_2} を制御することで任意の補助力位相差 ϕ_{F_s} を実現できる。

ここで、補助力位相差がパワーアシストとスキルアシストへ及ぼす影響を考える。人の発揮力が $F_h = \tilde{F}_h \sin(\omega t)$ であり、補助力が式 (3.25) によって制御可能である場合を考えると、式 (1.2) と式 (3.25) より次式が得られる。

$$\begin{aligned} F &= (kA \cos \phi_{F_s} + \tilde{F}_h) \sin(\omega t) \\ &\quad + kA \sin \phi_{F_s} \cos(\omega t) + mg \end{aligned} \quad (3.30)$$

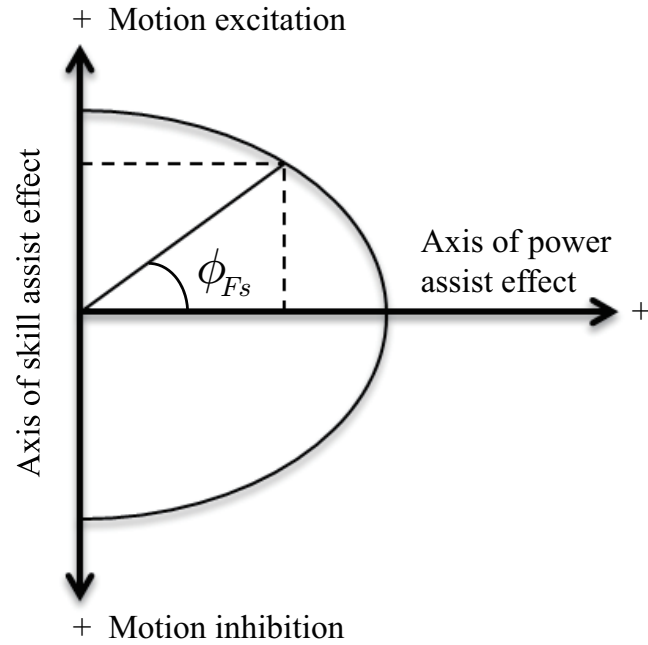


図 3.1: Relationship between power and skill assist from the viewpoint of ϕ_{Fs}

ここで $\sin \omega t$ と $\cos \omega t$ が直交関数であることに注目してお互いに影響を及ぼさないと考えれば, F_h を減少させるためには $\cos \phi_{Fs}$ を大きくする, すなわち ϕ_{Fs} をゼロに近づけて, 人の発揮力と補助力が位相差無く同期すれば良いことがわかる. すなわち $\phi_{Fs} \rightarrow 0$ でパワーアシスト効果が最大となり, ϕ_{Fs} の増加に伴ってその効果が低減する. この位相差とそれぞれの効果の関係を図 3.1 に示す.

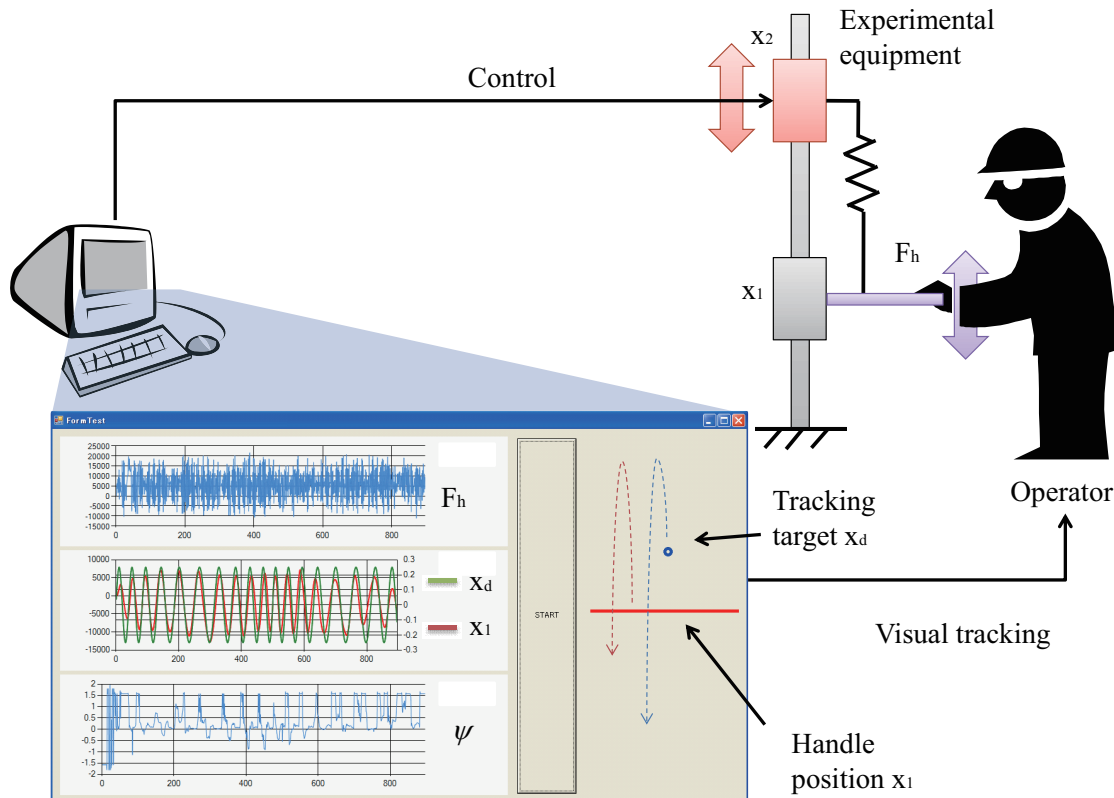


図 3.2: Visual tracking experiment

3.2.2 視覚追従実験

ここで、視覚追従実験により補助力の位相をずらすことによって、操作者へどのような影響を与えるかを確認する。視覚追従実験のイメージを図 3.2 に示す。ハンドル高さはポジションセンサにより計測され、操作者は PC 上に表示されるハンドル高さ（図 3.2 中の x_1 ）を追従目標値（図 3.2 中の x_d ）に重なるようにハンドルを動かす。ここで扱う運動は周期運動を対象としているので操作者が運動に慣れてしまうと視覚からのフィードバックによる追従ではなく、リズム運動で合わせてしまう可能性がある。視覚追従の影響を調査するため、後述するように実験では周期運動に慣れないように追従目標値の周期に揺らぎを持たせている。また、図 3.2 では PC モニタ画面に履歴波形を表示しているが、これも操作者が波形から運動を予測してしまうのを防ぐため、実験中は非表示とした。

3.2.3 実験概要

式 (3.13) に従えば、アクチュエータの位相 φ が進んでいるときは系のエネルギーは増加し運動は励起され、また、遅れているときは系のエネルギーは減少して運動は抑制されるはずである。スキルアシストの基礎実験として、周期運動するハンドル位置とアクチュエータに一定の位相差を持たせた場合の、アクチュエータが操作者へ及ぼす影響を調査する。

基礎実験のシステム構成を図 3.3 に示す。実験では次節に示す実験装置を用い、操作者は

ハンドルの高さを操作する．操作者にはハンドル高さ目標値とハンドル高さ現在値がPCモニタ上に提示され，視覚追従によりハンドルの高さを目標高さへと追従させる．その際にアクチュエータから弾性材を通してハンドルへ力が加わるが，アクチュエータの位置制御のために周期入力制御を用いて視覚目標値から一定の位相差 ($\phi = const.$) を持たせて，操作者が視覚追従目標値へ合わせようとしている際に位相ずれ補助力が及ぼす影響を確認する．

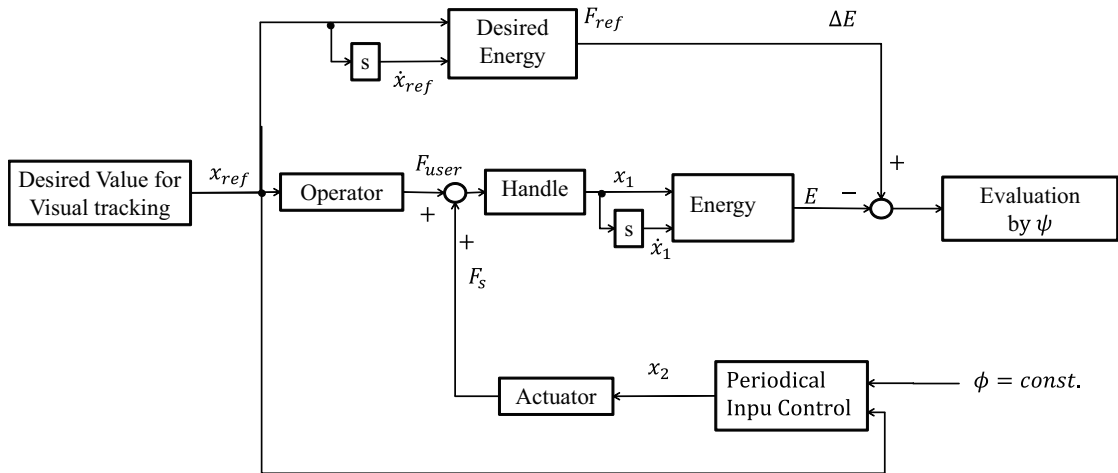


図 3.3: Block diagram of basic experiment

実験装置

ここでは、図 1.2 の構造を持ったセミアクティブアシスト機構から成る実験装置を用いて視覚追従実験を行う。実験装置は表 3.2 のようなスペックである。

表 3.2: Specification of experimental equipment

Actuator (Oriental motor)	MAXIMUM SPEED	600 mm/s
	MAXIMUM TRANSPORTABLE MASS	30 kg
	POWER SOURCE VOLTAGE	24 V
	SAMPLING TIME OF CPU	20 ms
Metal coil spring	SRING COEFFICIENT	170 N/m
	NATURAL LENGTH	450 mm
Position Sensor (Magnetostrictive POSICHRON)	MEASUREMENT RANGE	600 mm
	OUTPUT	0-10 V
	SAMPLING RATE	Up to 1 kHz
	REPEATABILITY	$\pm 3\mu m$

まずは、この装置をモデル化する。座標 $\mathbf{q}(= \mathbf{x})$ と共役な一般化運動量 $\mathbf{p}$ を考えると、ハミルトニアン並びに正準運動方程式は以下のよう求める。

$$\begin{aligned}\mathcal{H} = & \frac{1}{2} \frac{p_1^2}{m_1} + \frac{1}{2} \frac{p_2^2}{m_1 + m_2} + \frac{1}{2} k(q_2 - q_1 - l_0) \\ & + m_1 g q_1 + (m_1 + m_2) g q_2\end{aligned}\quad (3.31)$$

$$\dot{q}_1 = \frac{P_1}{m_1} \quad (3.32)$$

$$\dot{p}_1 = k(q_2 - q_1 - l_0) - m_1 g + F_h - D_1 \dot{q}_1 \quad (3.33)$$

$$\dot{q}_2 = \frac{P_2}{m_2} \quad (3.34)$$

$$\dot{p}_2 = -k(q_2 - q_1 - l_0) - (m_1 + m_2)g + F_a - D_2 \dot{q}_2 \quad (3.35)$$

ここで F_h は人の発揮力、 F_a はアクチュエータの発揮力、 D はそれぞれの粘性係数を表す。

実験条件

次に実験条件として、アクチュエータの位置 q_2 をある周波数で動かし、操作者にはアクチュエータの動作と同期しているが、ある周波数 ϕ だけずれた視覚追従目標値 q_d を与える。これに従い操作者はハンドル q_1 を視覚追従目標値からの位相ずれ θ を持った運動

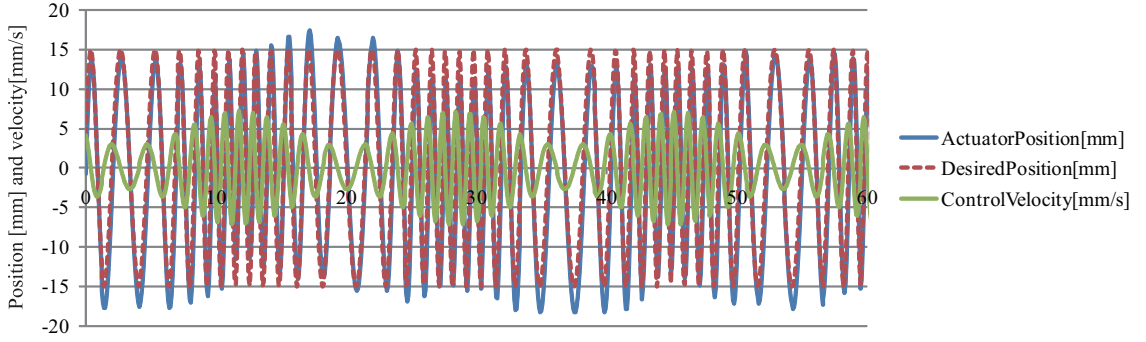


図 3.4: Desired and measured actuator position

を行うとする．これをまとめると次式のようになる．

$$q_2 = q_{20} + q_{2m} \sin(\Omega t) \quad (3.36)$$

$$q_d = q_{10} + q_{1m} \sin(\Omega t - \phi) \quad (3.37)$$

$$q_1 = q_{10} + q_{1m} \sin(\Omega t - \phi + \theta) \quad (3.38)$$

ここで，単調な振動では操作者は慣れだけで動いてしまい視覚追従実験の効果が確認しづらい．そのため，アクチュエータの目標位置を次式のように目標運動の周波数 ω_c から周波数に $\Delta\omega$ だけ揺らぎを持たせ，それが周波数 ω_s で変化する周期変調関数として定める．

$$q_2 = q_{20} + q_{2m} \sin\left(\omega_c t + \frac{\Delta\omega}{\omega_s} \sin \omega_s t\right) \quad (3.39)$$

この式は， $\Omega = \omega_c + \text{sinc}(\omega_s t)$ を用いて式 (3.36) と一致する．アクチュエータは速度制御であるため，上式を微分した次式を速度目標値として次式をコントローラへ与える．

$$\dot{q}_2 = q_{2m} (\omega_c + \Delta\omega \cos \omega_s t) \cos\left(\omega_c t + \frac{\Delta\omega}{\omega_s} \sin \omega_s t\right) \quad (3.40)$$

ここで，実験に用いた変調のパラメータを表 3.3 に，アクチュエータの目標値と実測値を図 3.4 に示す．

ここで，系の運動エネルギーはゆっくり変化するものと仮定して，操作者系のエネルギーを $\mathcal{H}_1$ として，補助力から加わるエネルギー変化率の周期平均を求めると，

$$\langle \dot{\mathcal{H}}_1 \rangle = \frac{\Omega q_{1m} q_{2m}}{2} \sin(\phi - \theta) - \frac{D_1 q_{1m}^2 \Omega^2}{2} \quad (3.41)$$

となる．よって右辺第一項は式 (3.14) と同様の形になり，アクチュエータと目標値の位相差 ϕ でエネルギーが制御可能であることがわかる．右辺第二項は粘性項に伴う散逸エネルギーである．これより，粘性による減衰が十分に小さければ，アクチュエータの位相から ϕ だけずらした目標値を操作者へ提示して操作者は目標を達成しようとする時に，その位相差に応じて操作者へエネルギーが伝達しエネルギーを制御可能であることがわかる．

表 3.3: Experimental condition

q_{2m}	15[mm]
ω_c	4.1[rad/s]
ω_s	0.38[rad/s]

3.2.4 実験結果

視覚追従実験の結果の一例を図 3.5～図 3.8 に示す。運動の状態を表す $(q_1, \dot{q}_1)$ の時間遷移と、それを $(q_1, \dot{q}_1)$ 平面, (t, q_1) 平面, $(t, \dot{q}_1)$ 平面, それぞれへ投影したグラフを示す。この例を見ると図 3.5 を見ると全体的な追従動作が行えているが、図 3.8 の速度に比べて 3.7 の追従性が悪い様子がわかる。また、図 3.6 のリミットサイクルを見ても横軸の

アクチュエータに位相差を持たせた視覚追従実験を行った結果を図 3.9(a) に示す。左列がアクチュエータと操作者への指示値に位相差を持たせた場合であり、右列が位相差がない場合を示す。さらに上段が操作者が動かしたハンドル位置 q_1 、中段がその振幅スペクトル、下段が位相スペクトルの差を表している。結果を見ると、まず振幅スペクトルについて、どちらも運動目標値とほぼ一致したスペクトルをもつため、視覚追従によって提示した目標値と操作者の運動が同期していることが確認できる。次に位相スペクトルを見ると、位相差がない場合は振幅スペクトルの集中する代表周波数周りでは位相スペクトルに差はほぼ無かったが、アクチュエータの動きと視覚追従目標値に位相差が生じた場合、代表周波数周りでの位相スペクトルに大きな差が生じており、視覚追従目標値通りの運動ではなく、アクチュエータの動きによって操作者の運動が変化させられていることがわかる。

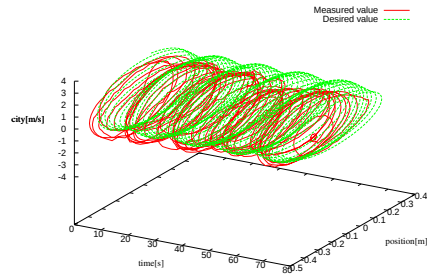
ここでは位相差ありは、アクチュエータの動きは操作者へ提示した視覚追従目標値よりも $\frac{\pi}{2}$ だけ位相を進ませている。式 (3.41) より、アクチュエータから操作者へエネルギーが増加の方向に加えられるため運動の様子が変化したことが確認できる。

この結果を目標値を入力、操作者の動きを出力にとりボード線図を描いたものを図 3.9(b) に示す。点線は補助力と操作者の動きが同相であり、実線は位相差がある場合を表している。同相の場合、より高い周波数までゲインに余裕があるため、現在の動作に対してより早い周期の動きまで対応できることがわかる。位相差がある場合は位相遅れが大きくなっている。すなわち操作者が意図した運動状態と異なる動きになっている。この異なる運動状態への遷移を積極的に利用することで運動状態の矯正が可能であると考えられる。

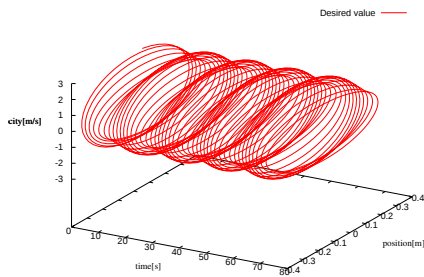
ここまでの実験は比較的人間の追従しやすい動作速度として 2Hz 以下の実験を行って来た。目標値が 2Hz を超えるさらに早い動きであったときの人間の周波数応答を同様に実験した。結果を図 3.9(c) のボード線図に示す。ここで実験条件は表 3.4 の通りである。実験結果より、この場合も同様の運動矯正効果が期待できることがわかる。

表 3.4: Experimental condition

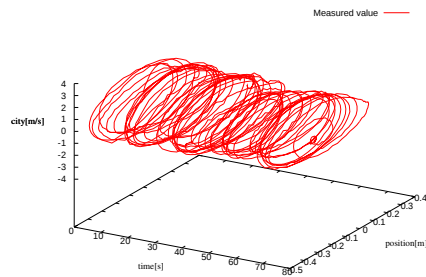
q_{2m}	15[mm]
ω_c	12.0[rad/s]
ω_s	0.60[rad/s]



(a) Measured and desired trajectories

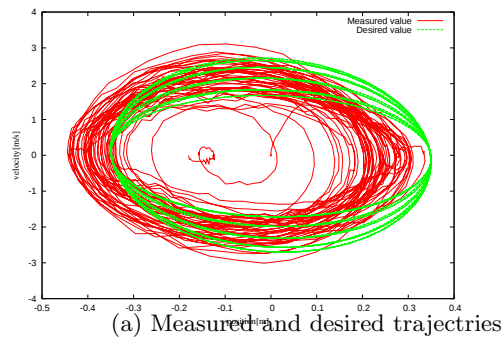


(b) Desired trajectory

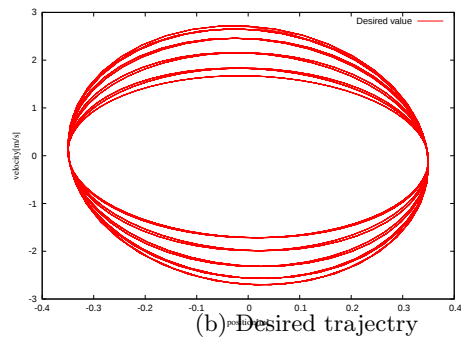


(c) Measured trajectory

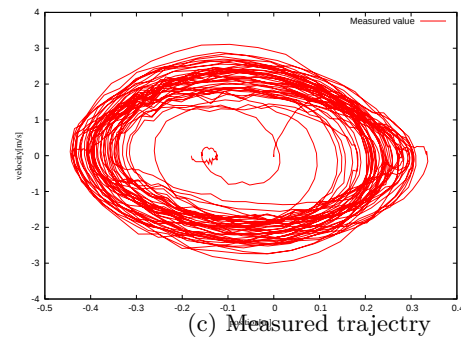
図 3.5: Trajectory of measured and desired value



(a) Measured and desired trajectories



(b) Desired trajectory



(c) Measured trajectory

図 3.6: Phase plane of measured and desired value

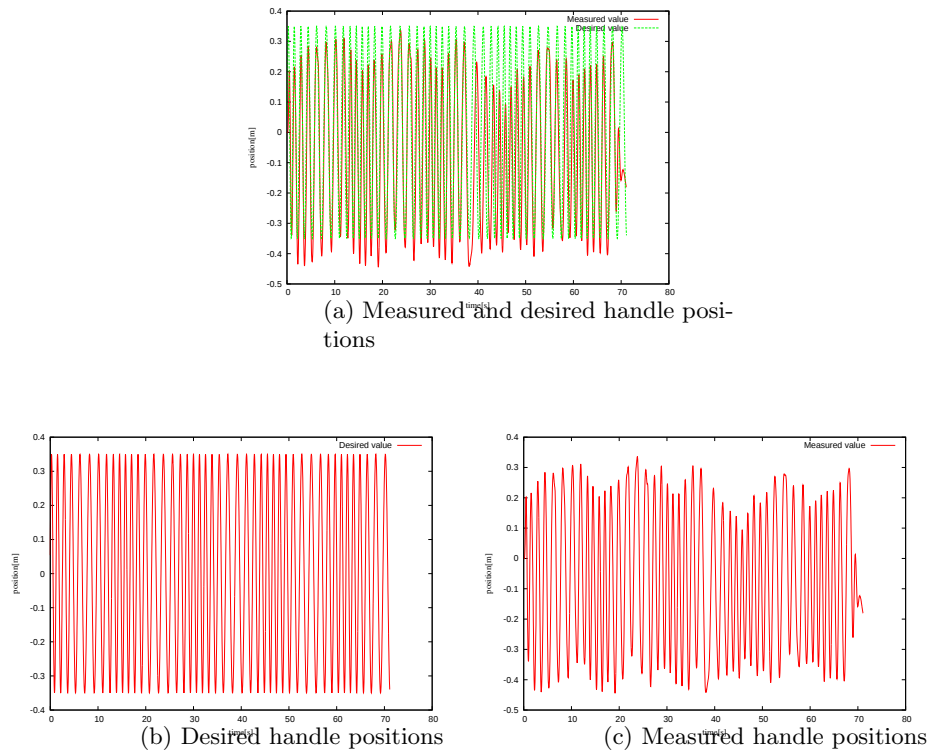


図 3.7: Time-Position plane of measured and desired value

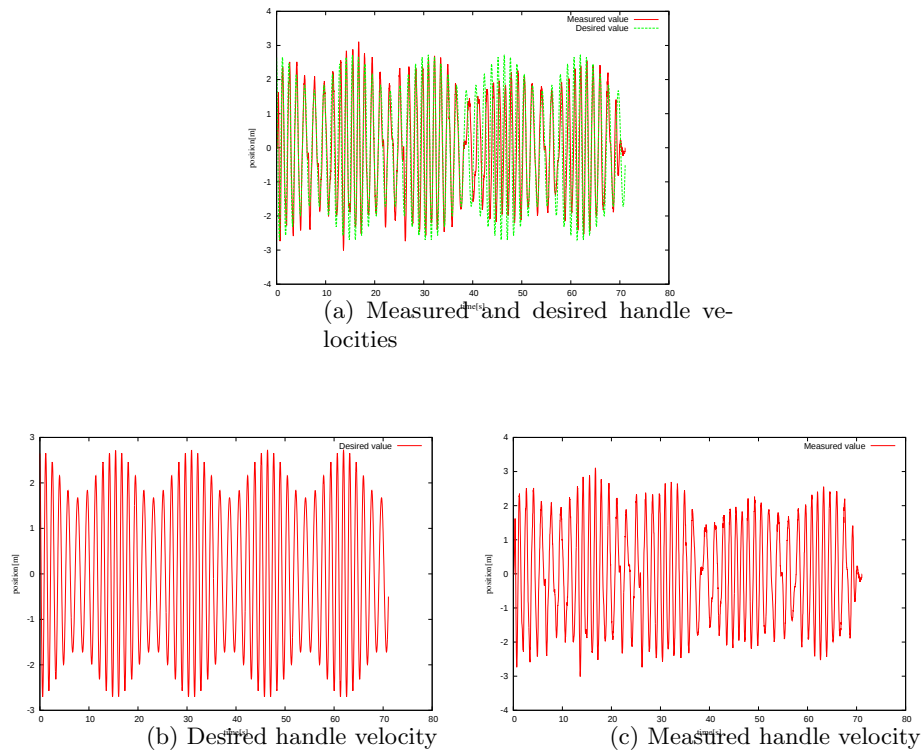
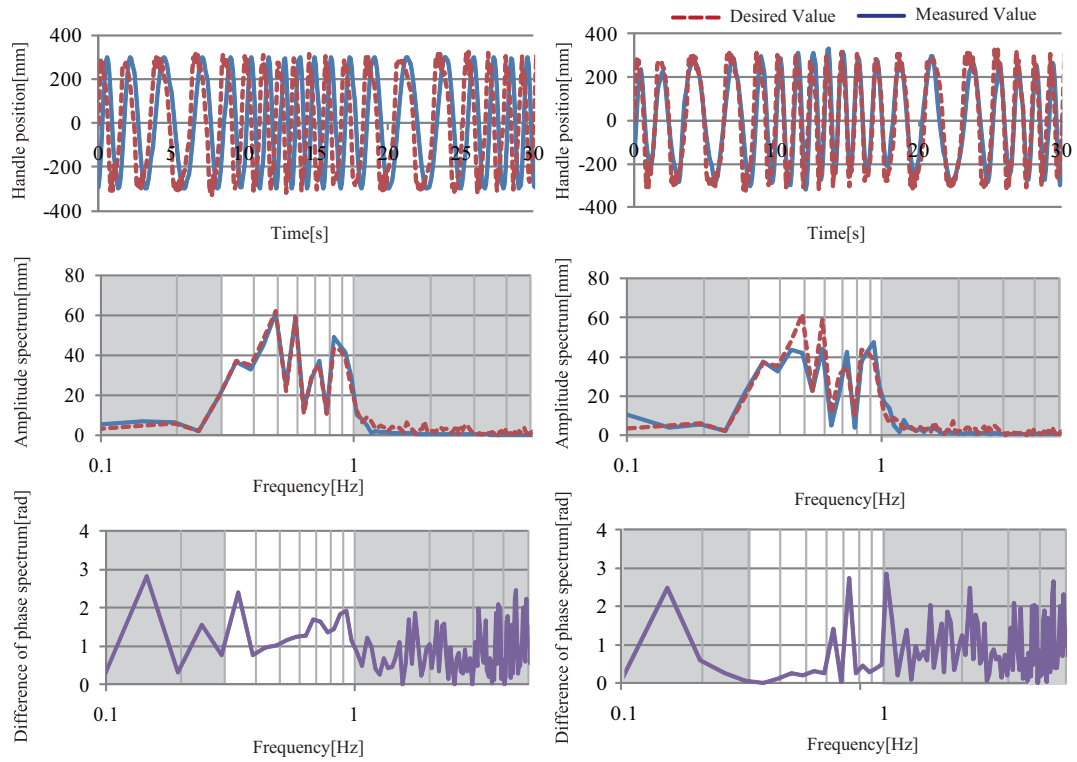
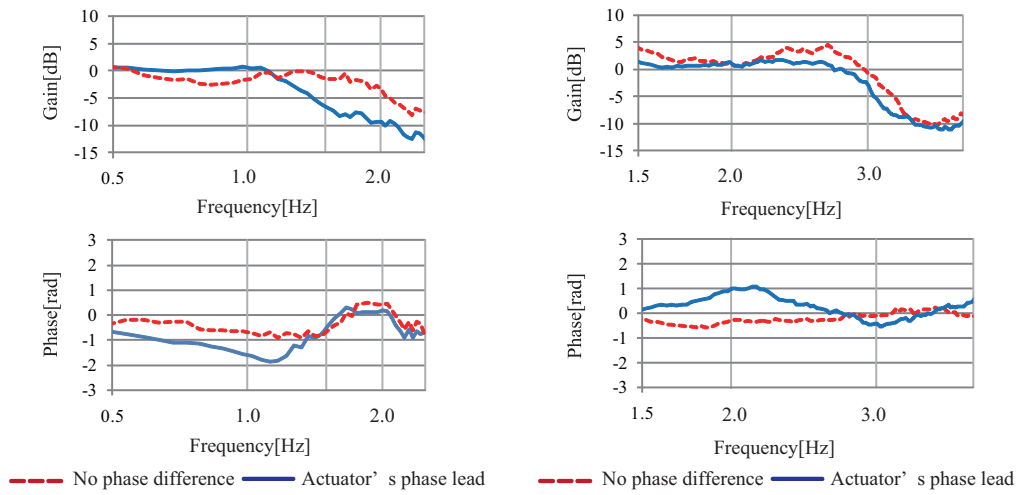


図 3.8: Time-Velocity plane of measured and desired value



(a) Experimental result (left : with phase difference, right : without phase difference between actuator's motion and operator's desired value)



(b) Bode plots for under 2Hz motion

(c) Bode plots for over 2Hz motion

図 3.9: Experimental result

3.2.5 考察

実験において、被験者からは以下のコメントを得た。実験時のアクチュエータの位相差とそれに対するコメントをまとめると図 3.10 のようになる。

- $\varphi = 0$
 - 重さは感じず，目標値に合わせやすい。
 - 基本的には軽いが一番下まで下げずらい。
- $\varphi = \frac{\pi}{2}$
 - ストレス無く追従できる。
 - どの追従のフェーズでも筋力をあまり使わない。
 - 抵抗感はなかった。
- $\varphi = -\frac{\pi}{2}$
 - 適度な手ごたえがある。
 - 追従感はあったが，重い。
 - 重く感じるが，ブレーキになり止めやすい。
 - リズムに乗って速く動いているときは動かしやすい。
 - 下でハンドル止めているときには踏んばる必要がある。
- $\varphi = -\pi$
 - かなり重く，頑張らないと目標位置に届かない。
 - 最高地点と最低地点に到達させずらい。

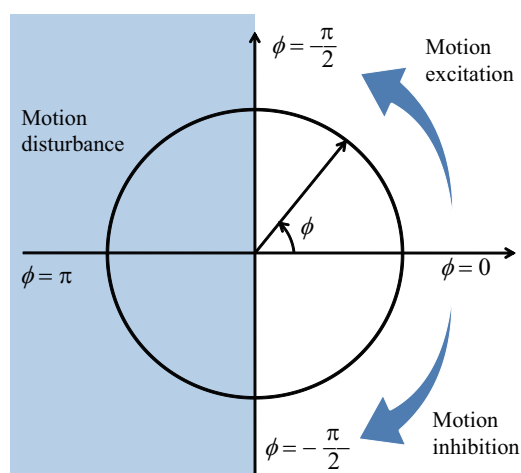


図 3.10: Effect of phase difference of actuator motion

コメントからも同相で同期している際に位相差が $\frac{\pi}{2}$ に近くなるほど励起され、 $-\frac{\pi}{2}$ に近くなるほど抑制されることが体感的にも確認できた。また、それを越えて逆相に近くなってしまうと運動の邪魔になってしまうことが確認できた。運動励起のためにエネルギーを加えることで操作性しやすさが向上することは予想と一致した。さらに高速な動作においては、運動抑制が適度なブレーキとなり操作性が向上することも確認できた。これよりスキルアシストを行うためには運動の励起だけではなく、運動の状態によっては適切な運動抑制も必要なことがわかる。

3.3 実験によるスキルアシスト効果の確認

3.3.1 スキルアシスト実験

基礎実験において、運動の状態によっては適切な運動励起、抑制を行うことが操作性向上につながることを確認した。ここでは式 (3.21) を用いて、運動状態に応じたアクチュエータの位相制御を行い、セミアクティブアシスト機構のエネルギー制御による運動矯正効果する。

基礎実験ではアクチュエータに周期運動するハンドル位置から一定の位相差 $\varphi = \text{const.}$ を与え、位相ずれがハンドル操作者へ与える影響を調べることで、式 (3.13) のエネルギー増減に従い、運動の励起、抑制が行えることを確かめた。ここでは、アクチュエータに式 (3.21) エネルギー制御を行うために $\varphi = \psi(\Delta E)$ とする。必要なタイミングで必要な分だけのエネルギーを供給することで、対象の運動状態を目標の運動状態に近づけるスキルアシストを行う。

人の動きに応じたアクチュエータの位相差を制御するため、図 3.11 に示すようなブロック図のシステムを用いる。

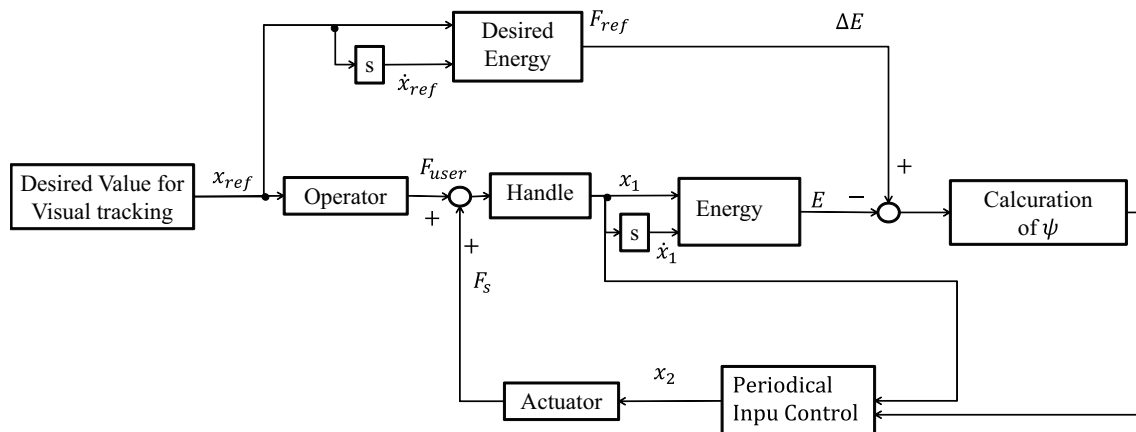


図 3.11: Block diagram of skill assist experiment

3.3.2 実験結果

前節で述べたスキルアシストを適用した実験を行った。実験結果の一例として、スキルアシストを適用していない実験結果を図 3.12 に、スキルアシストを適用した実験結果を図 3.13 に示す。まずそれぞれの波形を見ると、実験の全体に渡り良くどちらも良く追従できていたが、スキルアシストを適用しない場合、周波数変化時、特に高速な動作から遅い動作に変化する際に追従が困難となり、追従を再開するために運動が乱されるといった傾向が確認できた。一方で、スキルアシストを適用した際にはそのような周波数変化に伴う運動の乱れは見られずに良く追従できていることが確認できた。被験者のコメントからは以下のようなコメントを得た。

- スキルアシストなし
 - － 周波数変化時の対応が困難である。
 - － 周波数変化を意識しなければ追従が乱れてしまう。
 - － 追従がずれた際に戻すのも困難である。
- スキルアシスト
 - － 周波数変化時の対応が容易である。
 - － 周波数変化を意識しなくてもリズム良く動かすという意識だけで追従可能である。
 - － 長時間継続時にも追従が楽である。

ここでは特にその影響が大きく見られた 26[s]～28[s] 付近を中心に実験データを見ていく。まずその近辺を拡大した時間-ハンドル高さのグラフを図 3.14 に示す。スキルアシストがある場合は全般に渡り良い追従性が見て取れるが、スキルアシストがない場合は、追従に失敗した際に一度、自身の運動状態を乱して追従を再開する様子が見られる。

ここで、どの程度運動が乱れたのか、またはどの程度追従が成功しているのかを定量的に解析するために、位相差 ψ を評価する。 ψ は目標とのエネルギー差 ΔE に対する単調増加関数であるため、 ψ が 0 に近いほど追従性が良いことを表し、完全に 0 であれば追従タスクを完璧に達成していることとなる。よって、 ψ による追従性評価のために次式のような η_ψ を導入する。

$$\eta_\psi = \frac{1}{T} \int_0^T |\psi| dt \quad (3.42)$$

また、最大位相差 $|\psi|_{max}$ についても見ていく。上記実験例のグラフに示した全区間 (0[s]～50[s]) に関しての η_ψ と $|\psi|_{max}$ を表 3.5 にまとめる。

表 3.5 より、スキルアシストの適用によって追従性能として η_ψ が 33% 改善された。また、 $|\psi|_{max}$ はスキルアシストを適用しない場合は限界の $\frac{\pi}{2}[rad]$ まで高まったが、スキルアシスト適用時には最大でも 0.5[rad] 以下である。

また、より直接運動状態を観察するため、運動状態が乱されていない 7[s]～9[s] の相平面でのトラジェクトリを図 3.16 に、スキルアシストなしの時に運動状態が乱れた 26[s]～

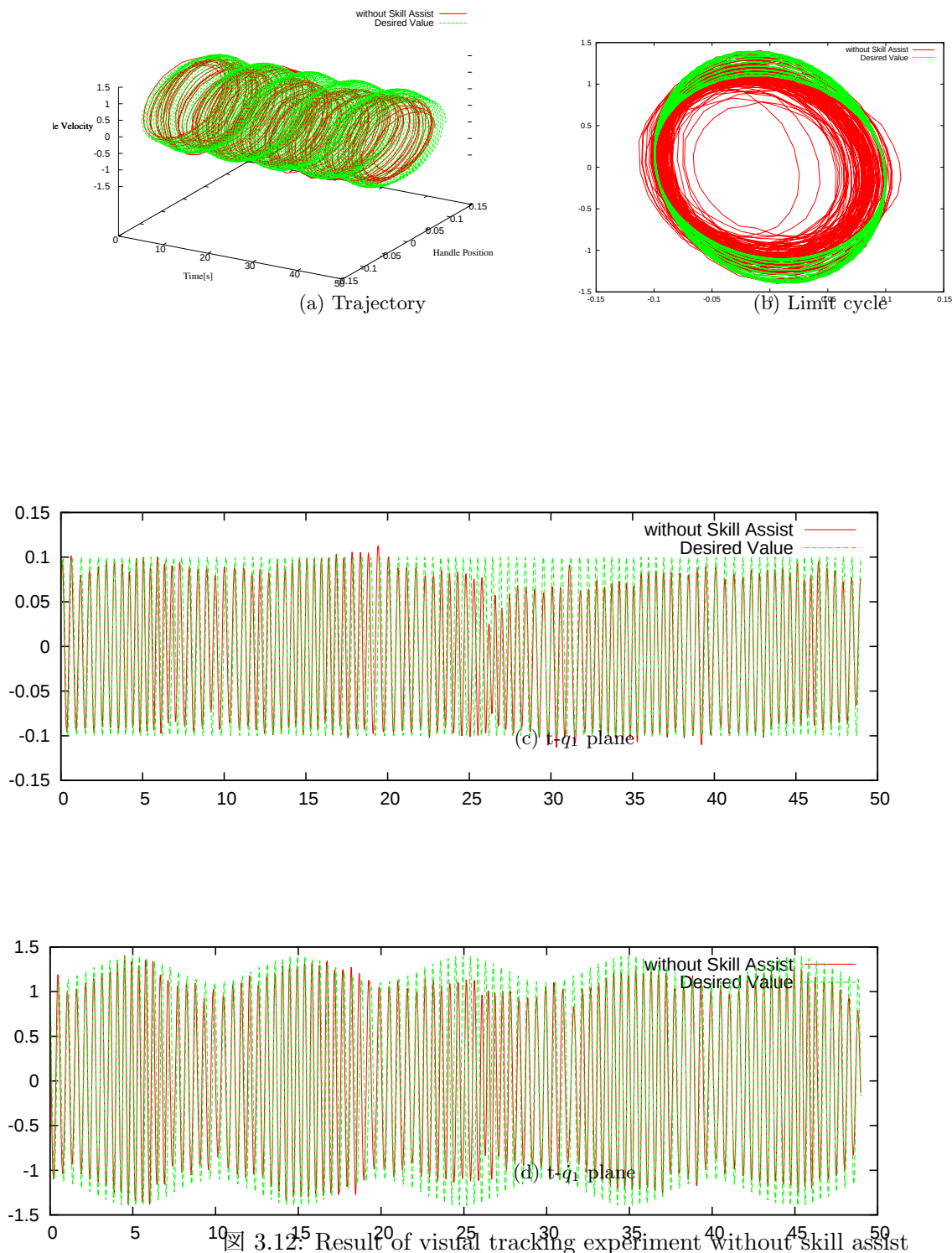


図 3.12: Result of visual tracking experiment without skill assist

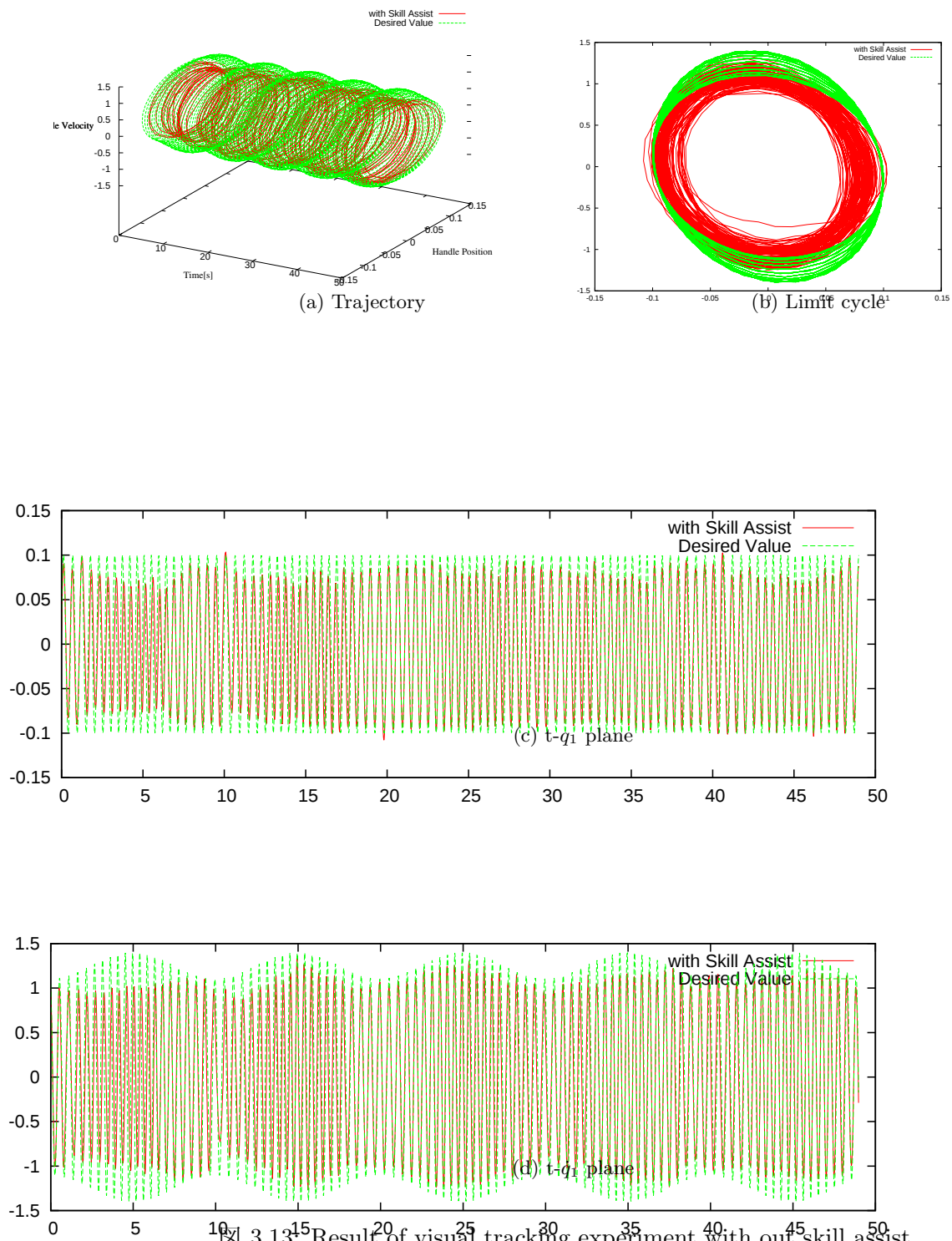
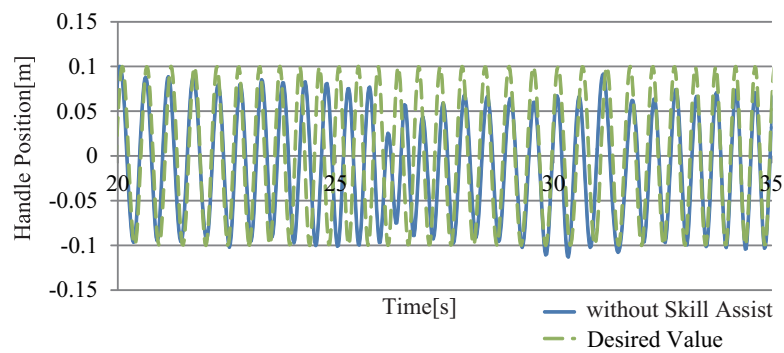
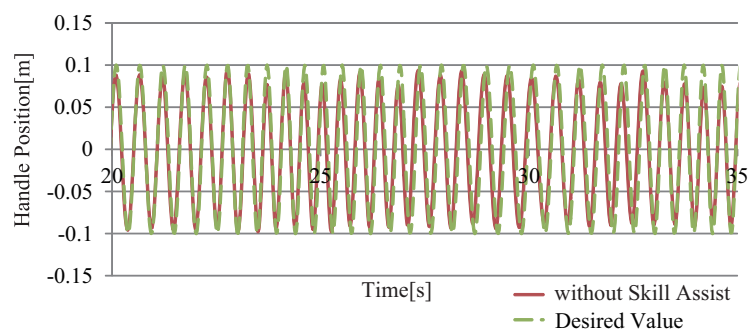


図 3.13: Result of visual tracking experiment with out skill assist

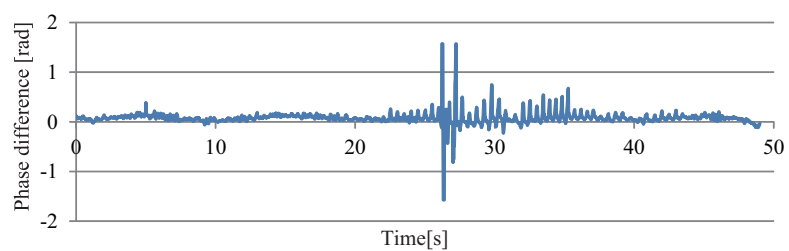


(a) without Skill Assist

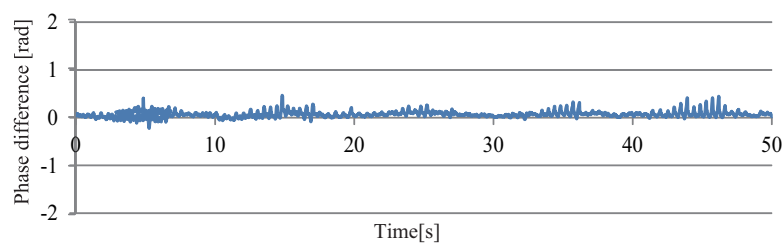


(b) with Skill Assist

図 3.14: Results of visual tracking



(a) without Skill Assist



(b) with Skill Assist

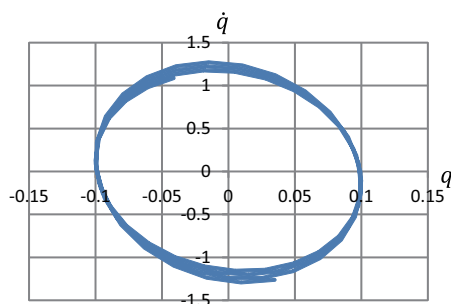
表 3.5: Phase difference average and maximum value

	η_ψ	$ \psi _{max}$
without Skill Assist	0.102	$1.571\left(\frac{\pi}{2}\right)$
with Skill Assist	0.068	0.463

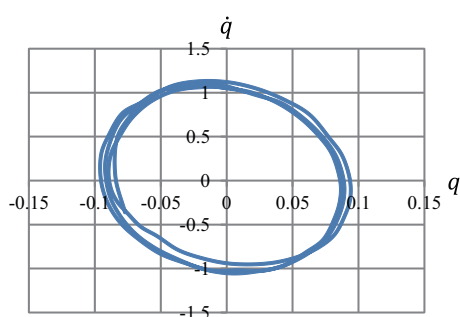
28[s] のトラジェクトリを図 3.17 を示す．特に変化の大きい図 3.17 について見ていく．スキルアシストありの場合は追従目標値に近い楕円軌道だが，スキルアシストなしの運動状態が乱された場合はその軌道が大きく歪んでいることがわかる．目標エネルギーとの差 ΔE を持ちいてこの区間の運動状態の追従性を評価する．評価には次の評価関数を用いる．

$$\eta_E = \frac{1}{T} \int_0^T |E| dt \quad (3.43)$$

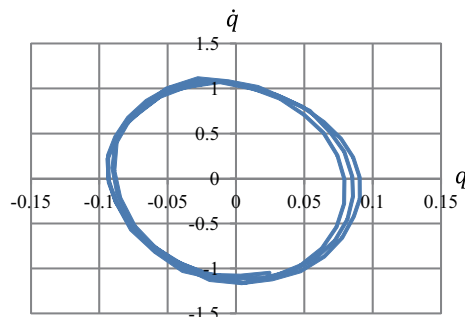
結果は表 3.6 のようになる．位相差の評価 η_ψ 同様にスキルアシストがない場合は状態変化に大きなエネルギーが必要なまで運動が乱れてしまうが，スキルアシスト適用時には運動が安定していることがわかる．



(a) Desired trajectory

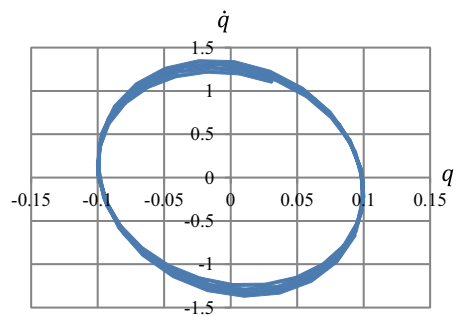


(b) without Skill Assist

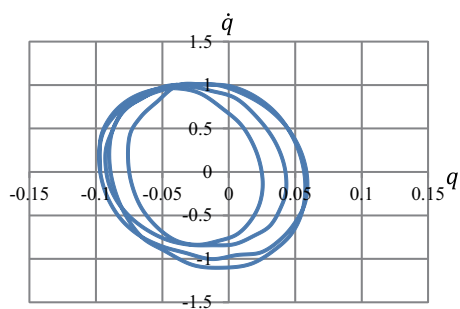


(c) with Skill Assist

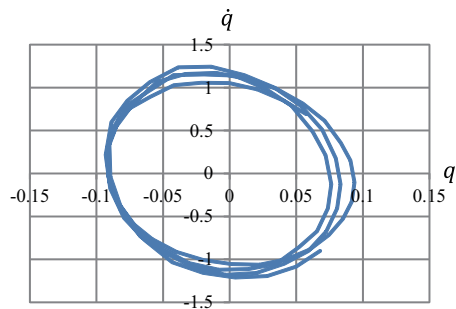
図 3.16: Trajectories without motion disturbance



(a) Desired trajectory



(b) without Skill Assist



(c) with Skill Assist

図 3.17: Trajectories with motion disturbance

表 3.6: Total required energy for motion change

	$\int \Delta E dt$
without Skill Assist	18.3[J]
with Skill Assist	8.8[J]

3.4 スキルアシスト効果の統計的解析

ここで、視覚追従実験により補助力の位相をずらすことによって、操作者へ与える効果に統計的有意性があるかを実験により確認する。ここでは前節同様、図 3.2 に示すような視覚追従実験を行う。ハンドル高さはポジションセンサにより計測され、操作者は PC 上に表示されるハンドル高さを追従目標値に重なるようにハンドルを動かし、その際の運動のずれを評価する。ここで扱う運動は周期運動を対象としているので操作者が運動に慣れてしまうと視覚からのフィードバックによる追従ではなく、リズム運動で合わせてしまう可能性がある。視覚追従の影響を調査するため、後述するように実験では周期運動に慣れないように追従目標値の周期に揺らぎを持たせている。また、図 3.2 では PC モニタ画面に履歴波形を表示しているが、これも操作者が波形から運動を予測してしまうのを防ぐため、実験中は非表示とした。

3.4.1 実験条件

ここでは、図 1.2 のような構造を持ったセミアクティブアシスト機構から成る実験装置を用いて視覚追従実験を行う。次に実験条件として、操作者にはある周波数 Ω で周期運動を行う目標値 x_{1d} を提示し、これに追従した動作を行ってもらい、アクチュエータの位置 x_2 を操作者の動作と同期しているが、ある周波数 ψ だけずらす。操作者はハンドル x_1 を視覚追従目標値に追従した運動を行うとする。これをまとめると次式のようになる。

$$x_{1d} = x_{1d0} + \tilde{x}_{1d} \sin(\omega t), \quad (3.44)$$

$$x_1 = x_{10} + \tilde{x}_1 \sin(\omega t), \quad (3.45)$$

$$x_2 = x_{20} + x_{pic}(x_1, \psi), \quad (3.46)$$

ここで、単調な振動では操作者は慣れだけで動いてしまい視覚追従実験の効果が確認しづらい。そのため、アクチュエータの目標位置を次式のように目標運動の周波数 ω_c から周波数に $\Delta\omega$ だけ揺らぎを持たせ、それが周波数 ω_s で変化する関数として定める。

$$x_{1d} = x_{1d0} + \tilde{x}_{1d} \sin \left(\omega_c t + \frac{\Delta\omega}{\omega_s} \sin \omega_s t \right). \quad (3.47)$$

この式は、 $\Omega = \omega_c + \Delta\omega \text{sinc}(\omega_s t)$ を用いて式 (3.36) と一致する。この実験では、 ω_c と $\Delta\omega$ はそれぞれ 1.0 Hz と 0.5 Hz に設定した。そのためそのため、運動角周波数は 0.5 Hz から 1.5 Hz までを連続的に変化する。実験条件の詳細は Table 3.7 と Table 3.8 に示す。アシストの有無により実験には 4 つのパターンを設定した。

1. no assistance, without weight : 操作者の本来のスキルを計測するため、重りもバネも外した状態
2. no assistance, with weight : 上条件に対し重りを追加し、負荷が加わった状態
3. power assist only : 上条件に対し、パワーアシストのみを行なった状態 (i.e., $\psi = 0$)
4. power assist with skill assist : 上条件に対し、スキルアシストも適用した状態 (i.e., $\psi = \psi(\Delta E)$)

表 3.7: Experimental Conditions

	Setup conditions
Weight(Handle mass)	3.2 kg
Spring constant	72.5 N/m
$\tilde{x}_{1d}$	200 mm
ω_c	2π rad/s(1Hz)
$\Delta\omega$	π rad/s(0.5Hz)
Sampling time	10 ms
	Experimental conditions
Subjects	5 subjects
Trials	5 times each pattern
Conditions	4 conditions
	1 : No assist without weight
	2 : No assist with weight
	3 : Only power assist($\psi = 0$)
	4 : Power assist with Skill assist($\psi = \psi(\Delta E)$)

表 3.8: Conditions for Each Case

	Attaching weight	Applying power assist	Applying skill assist
Condition 1	×	×	×
Condition 2	✓	×	×
Condition 3	✓	✓	×
Condition 4	✓	✓	✓

運動の状態によって適切な運動励起, 抑制を行うことが操作性向上につながることは前節で確認した. ここでは式 (3.21) を用いて, 運動状態に応じたアクチュエータの位相制御を行い, セミアクティブアシスト機構のエネルギー制御による運動矯正効果を確認する.

条件として, アクチュエータに式 (3.21) のエネルギー制御を行うために $\varphi = \psi(\Delta E)$ とする. 必要なタイミングで必要な分だけのエネルギーを供給することで, 対象の運動状態を目標の運動状態に近づけるスキルアシストを行う. 人の動きに応じたアクチュエータの位相差を制御するため, 図 3.11 に示すようなブロック図のシステムを用いる.

3.4.2 実験結果

まず, 図 3.18 にスキルアシスト効果の良くわかる例を示す. この例では, パワーアシストのみのときは動作周波数が低下した瞬間に運動が乱されていることが確認できる. 一方で, そこにスキルアシストを加えることで, その際の追従誤差が改善されていることが確認

表 3.9: RMSEs of position tracking ($\mu \pm S.D.$) and p -values between cases applying power assist only and power assist with skill assist

	Subject A	B	C	D	E
RMSE[mm]					
No Assist without Weight	30.9 $\pm$ 3.09	28.5 $\pm$ 2.21	47.0 $\pm$ 5.11	20.3 $\pm$ 7.13	24.5 $\pm$ 3.43
No Assist with Weight	30.2 $\pm$ 1.43	28.1 $\pm$ 2.79	40.8 $\pm$ 10.0	32.4 $\pm$ 8.24	33.5 $\pm$ 4.73
Power Assist Only	30.2 $\pm$ 2.49	28.4 $\pm$ 2.25	49.3 $\pm$ 6.08	35.9 $\pm$ 8.59	34.6 $\pm$ 7.20
Power Assist with Skill Assist	25.9 $\pm$ 1.57	26.8 $\pm$ 1.13	47.7 $\pm$ 5.72	25.3 $\pm$ 4.72	25.3 $\pm$ 4.72
p-value of t-test	0.012	0.121	0.353	0.035	0.034
Statistical Power ($\alpha = 0.05$)	0.86	0.20	0.08	0.74	0.76

できる。

図 3.19 と 表 3.9 全被験者における実験結果を示す。これらの実験結果においてスキルアシスト適用における、追従誤差改善の統計的有意性を t 検定により評価する。評価は以下の式によるハンドル位置の追従誤差の RMSE を用いた。

$$e = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{T_0}^{T_0+T} \{x_{1d}(t) - x_1(t)\}^2 dt}. \quad (3.48)$$

この結果を見ると、スキルアシストの適用によってハンドル追従誤差 e は全ての被験者において確認できた。

スキルアシスト効果の統計的有意性を示すために t 検定を行う。まず、対立仮説 H_1 として「スキルアシストの適用はパワーアシストのみよりも追従誤差を減少する」と設定する。そして、棄却すべき帰無仮説 H_0 として「スキルアシストを適用しても動作改善効果を示さない」と設定する。ここで、第 1 種の過誤は「 H_0 を受諾すべきであるのに、棄却してしまう」ことである。つまり、「スキルアシストの適用は追従誤差を増加する」結果であるのに、それを報告しない場合であり、本研究において、操作者の安全を考えると、これを見逃すことは大きな問題となる。他方、第 2 種の過誤は「 H_0 を棄却すべきであるのに、受諾してしまう」ことである。これは、「スキルアシストの適用は追従誤差を減少する」結果にもかかわらず、効果が無いと報告する場合である。こちらは実際には効果があるのに誤って効果は無いと主張するのであり、実際の操作者の安全は守られる。これより、本解析に置いては第 1 種の過誤に重点を置いて、「少なくとも装着者の運動を乱すことはない」ということを確認する。

実験結果を見ると、被験者 A, D, E に関しては統計的に有意に動作が改善している。 t 検定の結果は被験者 A~E でそれぞれ、 $p = 0.012(p < 0.05, d = 1.90, 95\%CI[1.26, 7.33])$, $p = 0.121(d = 0.55, [-1.00, 4.19])$, $p = 0.353(d = 0.17, [-7.00, 10.2.])$, $p = 0.035(p < 0.05, d = 1.59, [0.49, 20.7])$, $p = 0.034(p < 0.05, d = 1.64, [0.42, 18.17])$ であった。統計的検出力 $(1 - \beta)$ はそれぞれ 86%, 20%, 8%, 74%, 76% であった。

表 3.10: RMSEs of position tracking ($\mu \pm S.D.$) and p -values between cases applying power assist only and power assist with skill assist for all subject

Average of normalized error	
RMSE of position tracking[mm]	
No Assist without Weight	1.00 ± 0.186
No Assist with Weight	1.16 ± 0.356
Only Power Assist	1.24 ± 0.391
Power Assist with Skill Assist	1.01 ± 0.199
p-value of t-test	0.008
Statistical Power ($\alpha = 0.05$)	0.83

表 3.11: Standard Deviation of Phase Difference σ_ψ

	Subject A	B	C	D	E
Standard deviation of phase difference[rad]					
No Assist without Weight	0.213	0.269	0.466	0.262	0.332
No Assist with Weight	0.229	0.243	0.356	0.264	0.330
Only Power Assist	0.222	0.263	0.598	0.305	0.376
Power Assist with Skill Assist	0.200	0.230	0.448	0.291	0.303

次に、開発したスキルアシストシステムはパワーアシストシステムの拡張であるので、パワーアシスト効果が維持されているかを確認する。パワーアシスト効果に関してはハンドル上に設置した歪ゲージにより、操作者のハンドル操作力を計測する。図 3.20 と 図 3.21 に結果を示す。結果を見ると、スキルアシスト適用時にも、高いパワーアシスト効果が維持されておりことが確認できる。図 3.21 に示す操作力の計測結果は図 3.18 の実験に対応するものである。これより、スキルアシストの位相制御により、追従誤差を改善可能なことを確認し、またスキルアシスト適用時にもパワーアシスト効果を得られることを確認した。この実験で、スキルアシスト適用時にも高いパワーアシスト効果を得られた理由として、スキルアシスト制御即の供給する位相差の平均が0であったことが考えられる。すなわち、瞬間的には動作矯正のために位相差を供給するが、大局的には位相差の平均は0なのでパワーアシストのみ ($\psi = 0$) と同様の効果が得られたと考えられる。運動の複雑さや操作者の運動の巧否によっては、平均が0でない状況が考えられるが、その場合はトレードオフの関係からパワーアシスト効果が低減することが考えられる。

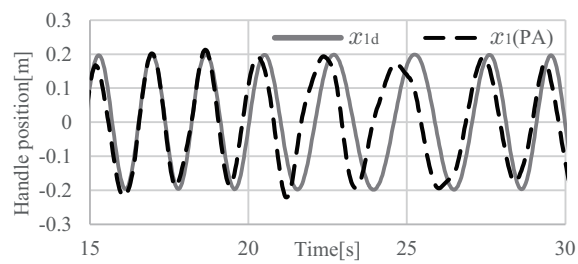
最後に、位相差の標準偏差を評価する。結果は表 3.11 に示し、一例を図 3.22 に示す。周期入力制御の位相差の大きさは目標運動とのずれ具合を表している。そのため、その分散がスキルの一指標となると考えられる。追従タスクが100%達成されれば、位相差は常に0となり、これはパワーアシストのみの効果と同等となる。結果を見ると、全ての被験者においてスキルアシストの適用によって、位相差のばらつきが減少したことが考えられる。また、元々追従誤差の大きかった被験者 C では、位相差の標準偏差も大きな値を示し

ている。

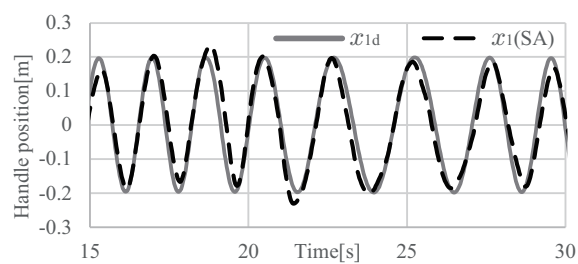
3.4.3 考察

被験者毎の詳細な結果を調べてみると、まず被験者 A に関しては、スキルアシストの適用によって他の条件よりも追従誤差 e が減少しているため、スキルアシスト効果の影響が良く出ていることがわかる。被験者 B はスキルアシストの適用によって追従誤差 e の平均は減少しているが、統計的有意性は見られなかった。被験者 A の結果と比較してみると、被験者 B はアシスト装置無しでも十分に追従タスクを実行できるような高いスキルを有していたため、相対的にスキルアシスト効果が低かったと考えられる。被験者 C についても統計的有意性は見られなかった。さらに、追従誤差 e は重りだけ加えてアシストを施さない場合が一番低い値を示した。これは前章で解析したように、操作者のインピーダンスが重りのみ加えた場合に最も操作者の動作しやすい点にマッチしたためと考えられる。つまり重り増加によってインピーダンスが増加したことでブレーキング操作が行いやすくなったためと考えられる。そのため、パワーアシストによって系のインピーダンスを低下させることで運動のオーバーシュートが大きくなり追従誤差が増加したと考えられる。被験者 D はスキルアシストの効果を良く示していて、統計的にも有意な効果を確認できた。被験者 E も同様にスキルアシストの効果をよく示している。被験者 D と E はパワーアシストのみの適用では動作が乱されてしまうが、運動の改善のためのフィードバックであるスキルアシストを適用すると、追従誤差が改善する様子が確認できる。

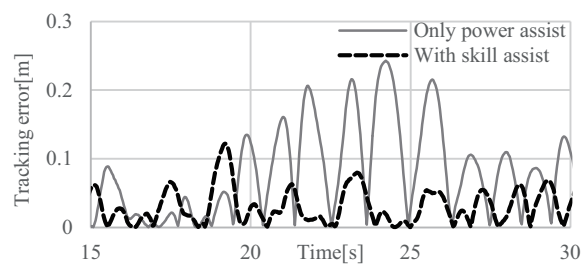
同様の運動を行った全被験者に関して、スキルアシストシステムがどのような影響を及ぼしたが調べるために、全被験者のデータを総合して評価を行った。異なる被験者同士のデータを混ぜて使用するため、ここではそれぞれの “no assist without weight” のデータで正規化を行ったのちに解析を行っている。図 3.19(f) に正規化した追従誤差の全被験者を総合した解析結果を示す。スキルアシストの効果は $p = 0.008 (p < 0.01)$ で追従誤差改善効果は有意であり、統計的検出力は 83% で十分に信頼できるデータであることが確認できた。



(a) Example of only power assist

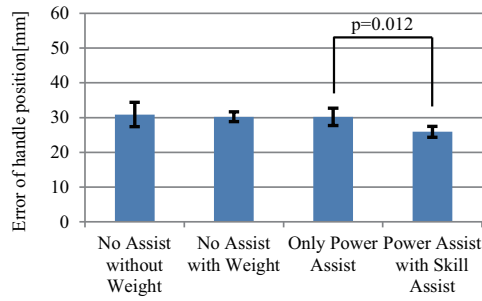


(b) Example of with skill assist

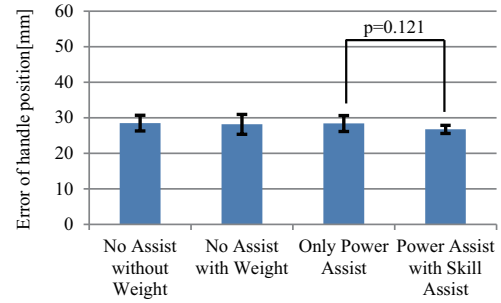


(c) Example of tracking errors

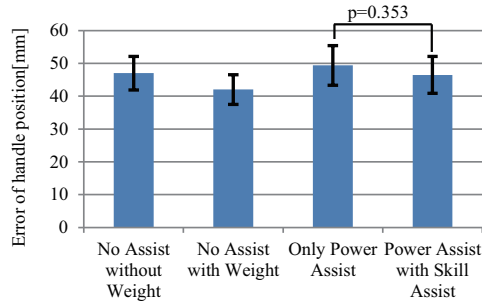
図 3.18: Clear example of skill assist effect (subject D)



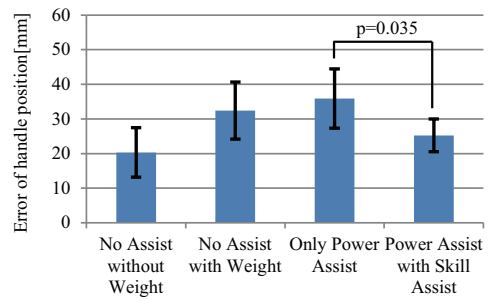
(a) Subject A (N=5)



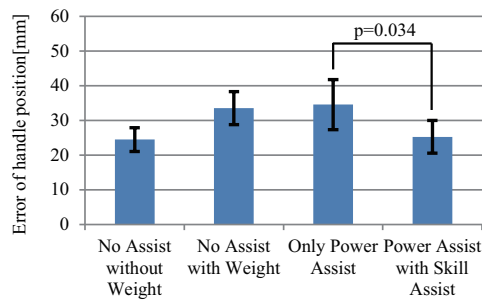
(b) Subject B (N=5)



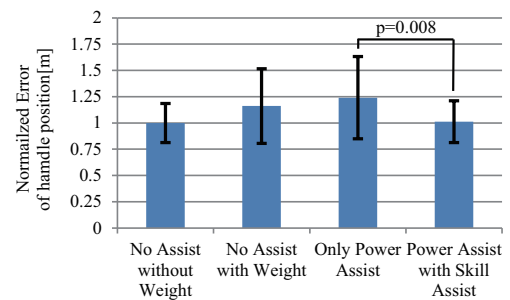
(c) Subject C (N=5)



(d) Subject D (N=5)



(e) Subject E (N=5)



(f) Normalized error of all subjects (N=25)

図 3.19: Skill improvement evaluation by RMSE of handle position and their standard deviation

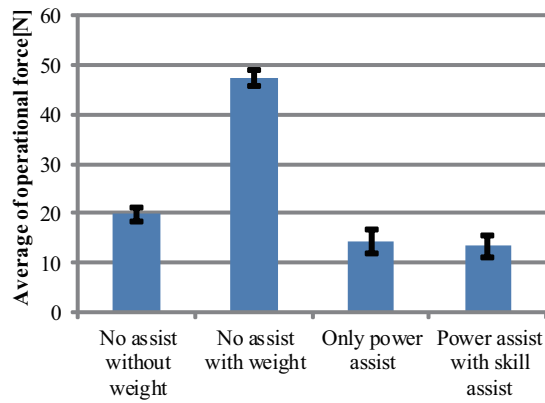


図 3.20: Evaluation of power assist effect on operational force for all subjects

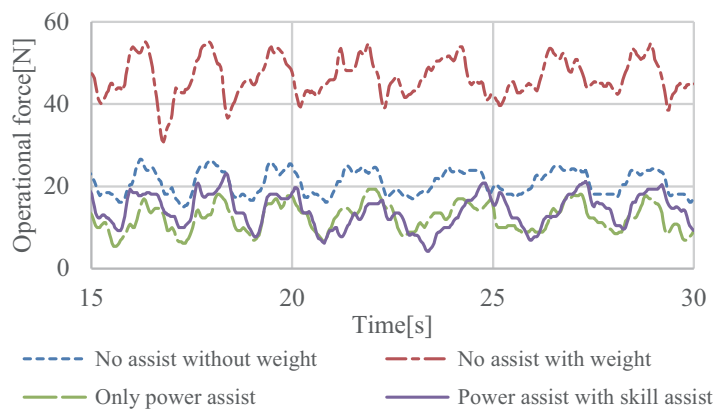


図 3.21: Example of operational forces of subject D

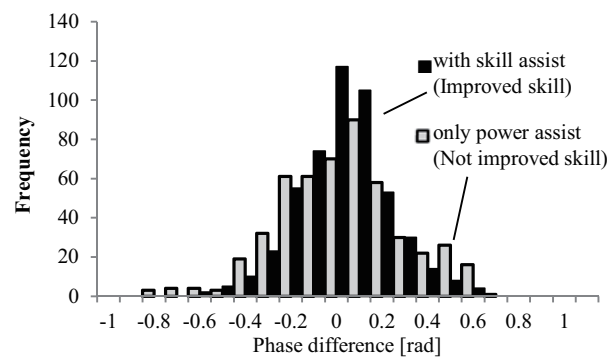


図 3.22: An example phase difference distribution of subject D ($N = 500$)

3.5 補助力位相差制限法によるスキルアシスト効率制御

前述のように、リハビリテーションなどへの応用を考えた場合、段階的な動作改善効果が必要とされる場合がある。そのために、ここでは任意の動作改善率を実現するためのスキルアシスト効率を定義する。本研究では、補助力位相差の出現頻度を解析し、補助力位相差を制限することによってエネルギー供給量に制限を設ける補助力位相差制限法を提案する。

ここで、まずスキルの評価について考える。序論では式 (1.1) において、スキルの定量的評価の一指標として、身体運動の効率として機械的仕事量と生理的エネルギー(酸素摂取量)を紹介したが、本実験において酸素摂取量の計測は困難である。そのため、ここでは目標運動との追従誤差の少なさを運動のスキルとして採用する。目標運動と実際の運動とのずれは前述のように ΔE を用いて表現できるが、 ΔE は目標運動によって最大・最小値が変化するため、運動毎のスキルを評価するには、何らかの方法で正規化が必要がある。そこで、単純な位置誤差 e に加えて、 ΔE に単調増加で、かつ最大・最小値が $\pm \frac{\pi}{2}$ に正規化されている式 (3.21) の運動矯正のために要求される位相差 ϕ_{F_s} を運動追従スキルの評価の一指標とする。本章では、特に補助力と人間の力の間の位相差であることを明示するため ϕ_{F_s} と表記する。

次に、人の運動モデルとして確率的なモデルを採用する。一般に、制御理論が威力を発揮する制御対象は、力学系メカニカルシステムなどの第一原理に基づいてダイナミクスが記述される対象であるが、人間が制御ループの中に含まれるシステム (MIL : Man In the Loop) では、気まぐれな人を確定的に記述することは不可能である。確率的にモデル化を行うことで、このような MIL や量子システム、バイオシステムなどを制御対象として扱うことができる [57]。これまでの研究で、セミアクティブアシスト機構による周期運動の補助において、式 (2.1) の周期入力制御、及び式 (3.21) のスキルアシスト制御を適用した際に、動作矯正のために要求される位相差 ϕ_{F_s} の出現頻度は図 3.22 のような正規分布に倣うことが確認されている [58]。そこで、図 3.23 に示す概念図のように、補助力位相差の最大値に制限 ϕ_{lim} を設けて、エネルギー供給量を制限することでスキルアシスト効率 α_s を制御する。

ϕ_{F_s} の発生頻度を確率密度関数 $p(\phi_{F_s})$ として採用し、その生起確率をスキルアシスト効率として ϕ_{F_s} の最大値 ϕ_{lim} を設定する。まず、事前に行った実験より得られたスキルアシストを適用していない時の ϕ_{F_s} に関して、標準偏差 σ_0 による正規分布として確率密度関数 $p(\phi_{F_s})$ のモデル化を行う。この σ_0 は被験者毎に異なるパラメータであり、運動を表現するエネルギーのバラつきを示すためスキルの指標の一つとなる。

$$p(\phi_{F_s}) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_0} \exp\left(-\frac{\phi_{F_s}^2}{2\sigma_0^2}\right) \quad (3.49)$$

次に、この確率密度関数より、占有面積が $\alpha_s[\%]$ になるような、 ϕ_{lim} を求める。モデルを正規分布に仮定したことにより、占有面積は次式のような誤差関数 $\text{erf}(\cdot)$ を用いて記述できる。

$$\alpha_s = \int_{-\phi_{lim}}^{\phi_{lim}} p(\phi_{F_s}) d\phi_{F_s} = \text{erf}\left(\frac{\phi_{lim}}{\sqrt{2}\sigma_0}\right) \quad (3.50)$$

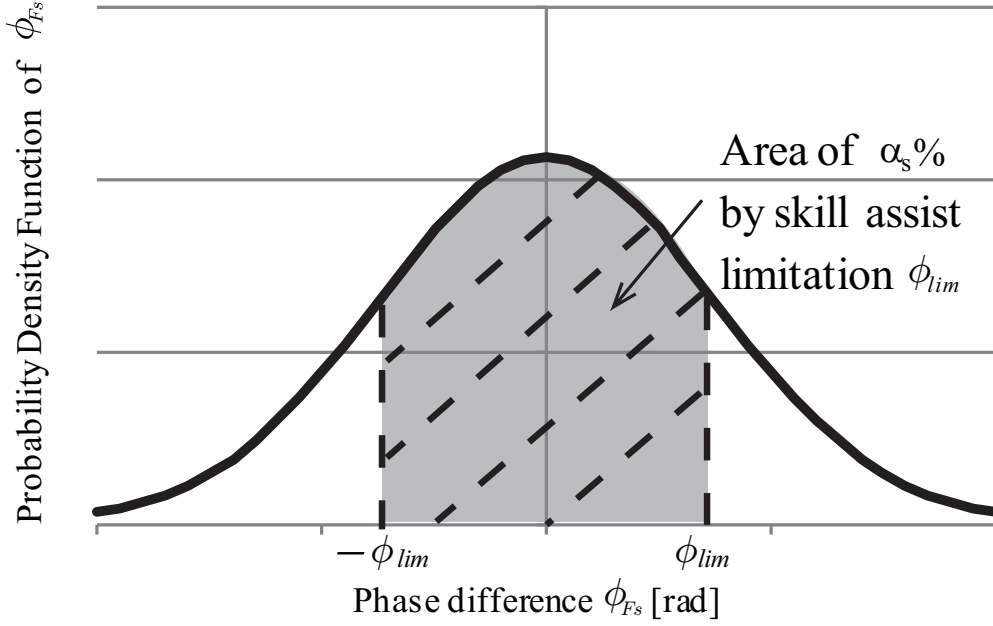


図 3.23: Conceptual image of phase difference limitation method based on $\alpha_s[\%]$ area of normal distribution

これより，補助力位相差制限法による位相差制御の最大値 ϕ_{lim} は，式 (3.50) を ϕ_{lim} に関して解くことにより次式のように，事前に計測した操作者固有の σ_0 と任意のスキルアシスト効率 α_s を用いて決定することができる．

$$\phi_{lim}(\sigma_0, \alpha_s) = \sqrt{2} \operatorname{erf}^{-1}(\alpha_s) \sigma_0 \quad (3.51)$$

上記のように， α_s のアシスト効率を設定した時，設定すべき位相差の最大値 ϕ_{lim} は逆誤差関数を用いて記述できる．この最大値により補助力位相差に次式のような制限をかける．

$$\phi'_{Fs} = \begin{cases} \phi_{Fs} & (\phi_{Fs} \leq \phi_{lim}) \\ \phi_{lim} & (\phi_{Fs} > \phi_{lim}) \end{cases} \quad (3.52)$$

この意味を図 3.23 上での占有面積から考えてみると， $\alpha_s = 1.0$ とした際には設計したスキルアシスト効果を完全に得ることができ，逆に $\alpha_s = 0$ の時は $\phi_{lim} = 0$ でスキルアシスト効果は働かず，パワーアシスト効果のみが得られる．また，その間の $0.0 < \alpha_s < 1.0$ の領域では発生頻度に応じて，動作矯正のために供給されるエネルギーに制限がかかるためスキルアシスト効果に抑制がかかる．つまり，補助力位相差制限法では，図 3.24 のように位相差に制限をかけることで，正規分布の統計的性質により占有面積を計算可能であり，それに応じてどの程度のスキルアシスト効率を設定すれば良いかを決定できる．次に，この $\phi_{lim}(\alpha_s)$ に伴うスキルの改善モデルを考える．式 (3.18) より，補助力位相差 ϕ_{Fs} に関して，動作矯正に費やすエネルギー E_s が制御可能である．補助力位相差制限法によって位相差最大値 ϕ_{lim} を制限した場合，エネルギー供給に制限がかかるため，動作矯正効果に制

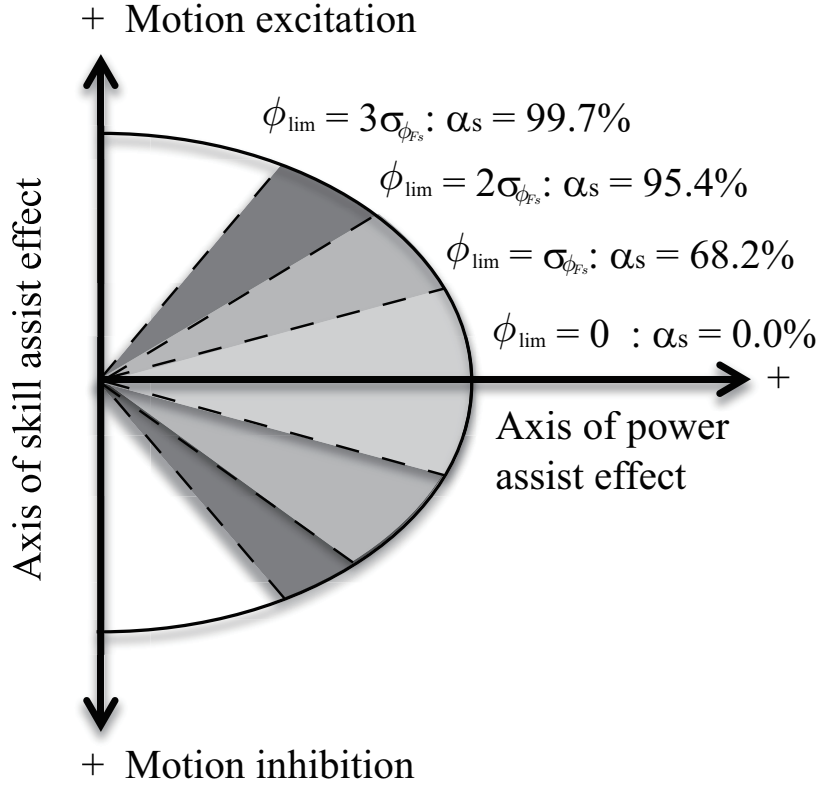


図 3.24: Effect of phase difference limitation method for skill assist efficiency control

限がかかる．ここで，式 (3.51) の逆誤差関数を級数展開可能であり，

$$\begin{aligned}
 \phi_{lim}(\sigma_0, \alpha_s) &= \sqrt{2} \operatorname{erf}^{-1}(\alpha_s) \sigma_0 \\
 &= \sqrt{\frac{\pi}{2}} (\alpha_s + O(\alpha_s^3)) \sigma_0 \\
 &\simeq \sqrt{\frac{\pi}{2}} \sigma_0 \alpha_s = \tilde{\phi}_{lim} \alpha_s
 \end{aligned} \tag{3.53}$$

のように $\alpha_s < 1$ で，3 次以上高次項が $O(\alpha_s^3) \rightarrow 0$ とできる領域では α_s に対して線形近似できる．ここで定数項は $\tilde{\phi}_{lim} = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \sigma_0$ としてまとめている． $\alpha_s \rightarrow 1$ では高次項の影響が顕著になるが，この影響で収束が遅くなるが，簡単のためここでは式 (3.53) を用いて解析を進める．これを式 (3.18) に代入し，動作矯正効果としてのエネルギー E_s 最大値は次式となる．

$$\begin{aligned}
 E_{sMAX} &= \pi k A \tilde{x}_1 \sin \phi_{lim} \\
 &= \tilde{E}_s \sin(\tilde{\phi}_{lim} \alpha_s)
 \end{aligned} \tag{3.54}$$

振幅に関する項は $\tilde{E}_s = \pi k A \tilde{x}_1$ としてまとめている．さらに $\alpha_s \tilde{\phi}_{lim} \ll 1$ とすれば，補助

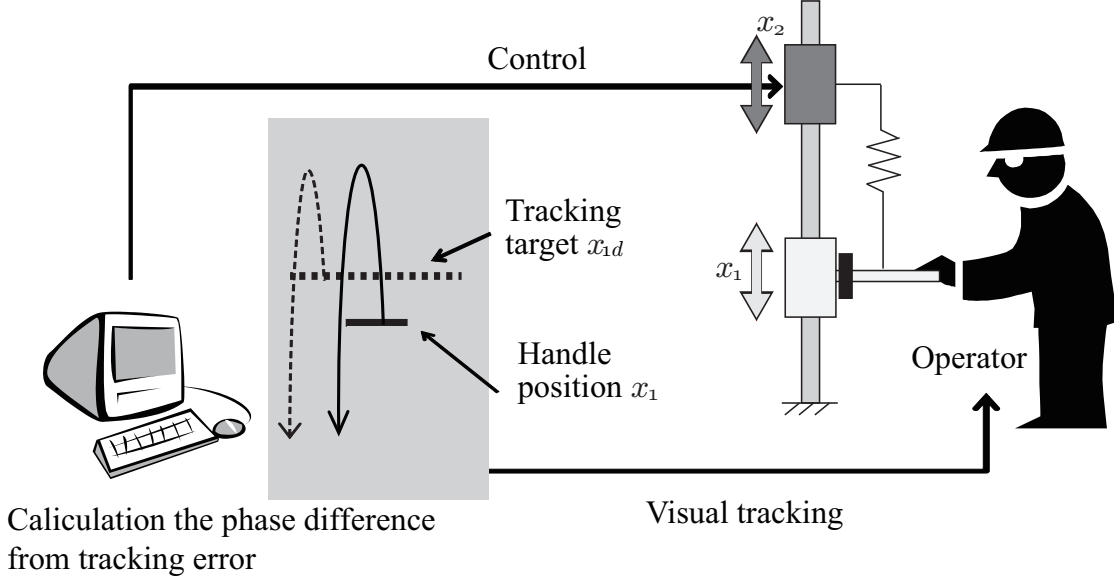


図 3.25: Visual tracking experiment system

効果の大きさは,

$$\begin{aligned} |E_{sMAX}| &= |\tilde{E}_s \sin \phi_{lim}| \\ &\simeq \tilde{E}_s \tilde{\phi}_{lim} \alpha_s \end{aligned} \quad (3.55)$$

となる．スキルアシストによって運動が矯正され，追従誤差が減少すると，スキルアシストに要する位相差が $\Delta\phi_{F_s}$ だけ減少する，その改善率は，補助エネルギーの供給量に単調増加に比例すると仮定すると，その改善量は最大で，

$$\Delta\phi_{F_s}(\alpha_s) = \beta |E_{sMAX}| = \beta \tilde{E}_s \tilde{\phi}_{lim} \alpha_s \quad (3.56)$$

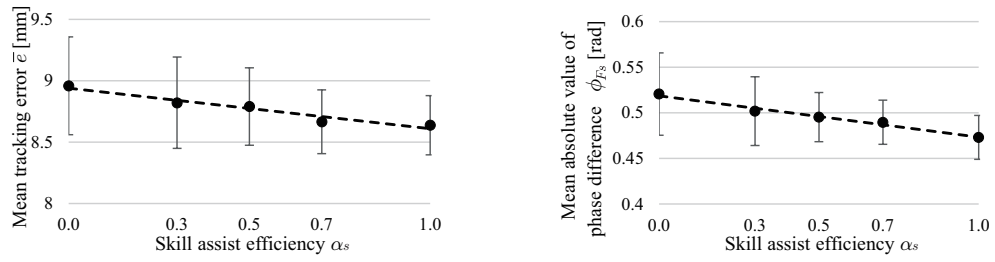
と定義できる．ここで， β は供給エネルギーに対して，人間の動作改善効果が表れる感度である．よって， ϕ_{F_s} の期待値 $\phi_{F_s}^*$ は

$$\begin{aligned} \phi_{F_s}^*(\alpha_s) &= \bar{\phi}_{F_s0} - \Delta\phi_{F_s}(\alpha_s) \\ &= \bar{\phi}_{F_s0} - \beta \tilde{E}_s \tilde{\phi}_{lim} \alpha_s \end{aligned} \quad (3.57)$$

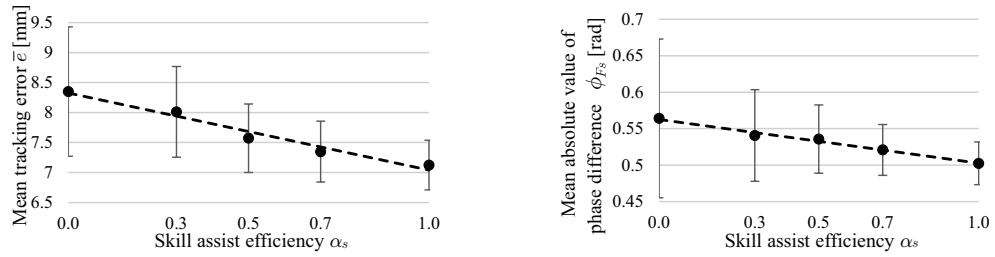
が得られる．ここで，補助力位相差は目標運動との誤差 e によって得られ，単調増加な関数であった．そこで，下記のように ϕ_{F_s} と e を置き換える．その際の右辺第二項のスケールリングは感度係数 $\beta \rightarrow \beta'$ に含める．

$$e^*(\alpha_s) = e_0 - \beta' \tilde{E}_s \tilde{\phi}_{lim} \alpha_s \quad (3.58)$$

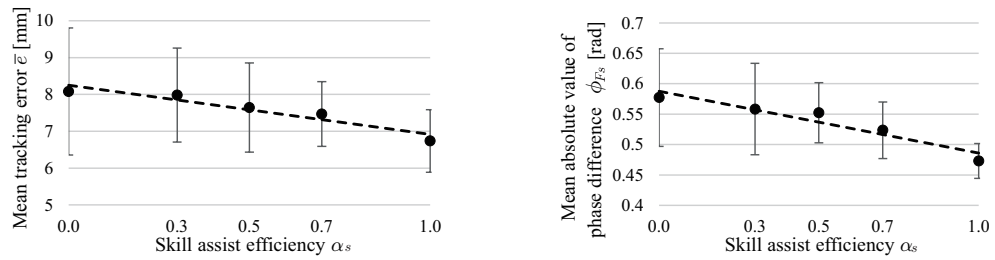
このように，位置誤差の減少に関して α_s に対して線形なモデルを立てることができる． e_0 はスキルアシストを適用していないときの追従誤差の平均値であり，そこからスキルアシスト効率 α_s に従って追従誤差を改善することができる．



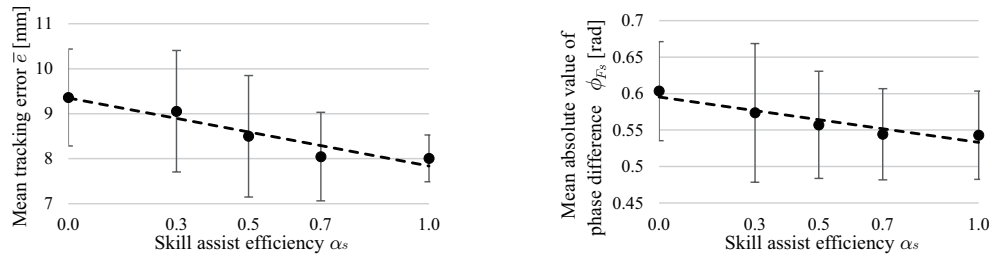
(a) Subject A



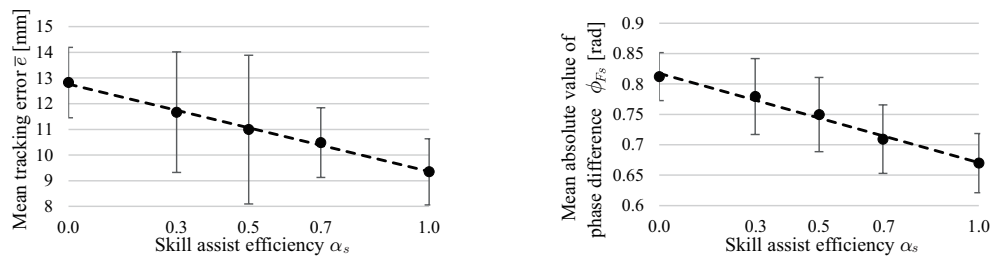
(b) Subject B



(c) Subject C



(d) Subject D



(e) Subject E

図 3.26: Experimental results : Each left figure shows tracking error $\bar{e}$, and each right shows required phase difference ϕ_{F_s}

表 3.12: Setup and experimental conditions

Setup conditions		
Actuator max speed	600	mm/s
Max transportable mass	30	kg
Weight(Handle mass)	5.0	kg
Spring constant	72.5	N/m
$\tilde{x}_{1d}$	75	mm
$\tilde{x}_2$	100	mm
ω_c	2π (1)	rad/s (Hz)
$\Delta\omega$	π (0.5)	rad/s (Hz)
Experimental conditions		
Subjects	5 subjects	
Trials	5 times for each pattern	
Patterns	5 patterns	
	$\alpha_s = 0.0, 0.3, 0.5, 0.7, 1.0$	

3.6 スキルアシスト効率制御実験

3.6.1 実験条件

ここでは補助力位相差制御法により、スキルアシスト効率 $\alpha_s = 0.0, 0.3, 0.5, 0.7, 1.0$ の5通りを設定し実験を行い、スキルアシスト効果を制御可能であることを確認する．実験条件を表 3.12 にまとめる．実験装置は図 1.2 を用いて、式 (3.21) により運動状態に応じたアクチュエータの位相制御を行う．被験者は5名で実験を行い、それぞれ被験者 A, B, C, D は20代健常男性、被験者 E は20代健常女性である．また、 σ_0 は実験初回時に $\alpha_s = 0.0$ の実験を行い、被験者毎にこれを基準とした．被験者 A, B, C, D, E の5名に対して、それぞれ $\sigma_0 = 0.714\text{rad}, 0.684\text{rad}, 0.640\text{rad}, 0.737\text{rad}, 0.863\text{rad}$ である．

実験はこれまでと同様に図 3.25 に示すような視覚追従実験を行った．ハンドル高さはポジションセンサにより計測され、操作者は PC 上に表示されるハンドル位置 x_1 を追従目標値 x_{1d} に重なるようにハンドルを動かす．ここで扱う運動は周期運動を対象としているため、操作者が運動に慣れてしまう可能性がある．そこで本実験では、目標値の周波数に後述するような揺らぎを持たせて操作者が慣れによるリズムのみで運動を行うことを防ぐ．この実験を被験者5名に対して上記5パターンのスキルアシスト効率を設定し、5試行ずつ行った．

目標運動として、操作者にはある周波数 ω で周期運動を行う目標値 x_{1d} を提示する．操作者はハンドル x_1 を視覚追従目標値 x_{1d} に追従させ、その際にアクチュエータの位置 x_2 を操作者の動作と同期させ、ある位相差 ϕ_{x_2} だけずらす．上記の慣れ防止のためのアクチュエータの目標位置の揺らぎは、次式のように目標運動の角周波数 ω_c から $\Delta\omega$ だけ揺らぎ

表 3.13: Experimental results : Evaluation of averages of each trial and ANOVA for all data ($\mu[\text{mm}]$: Average, $\sigma[\text{mm}]$: Standard deviation)

Subj.		$\alpha_s[\%]$					p -value of ANOVA
		0	30	50	70	100	
A	μ	8.958	8.821	8.790	8.666	8.638	5.63×10^{-3} (n=25000)
	σ	0.398	0.373	0.315	0.260	0.241	
B	μ	8.349	8.011	7.573	7.348	7.123	1.70×10^{-20} (n=25000)
	σ	1.077	0.757	0.572	0.506	0.414	
C	μ	8.078	7.982	7.644	7.470	6.737	4.41×10^{-31} (n=25000)
	σ	1.725	1.275	1.212	0.877	0.851	
D	μ	9.361	9.055	8.499	8.047	8.010	2.65×10^{-34} (n=25000)
	σ	1.077	1.350	1.349	0.984	0.521	
E	μ	12.82	11.67	10.99	10.48	9.347	1.87×10^{-56} (n=25000)
	σ	1.368	2.346	2.892	1.354	1.289	

を持たせ、それが角周波数 ω_s で変化する関数として定める.

$$x_{1d} = x_{1d0} + \tilde{x}_{1d} \sin \left(\omega_c t + \frac{\Delta\omega}{\omega_s} \sin \omega_s t \right) \quad (3.59)$$

3.6.2 結果と考察

対象である追従運動の誤差の改善率をスキルアシストによる動作矯正効果と定義し、ここでは最大値 ϕ_{lim} によるリミッタをかける前のハンドル誤差 $e = |x_{1d} - x_1|$ を評価する. スキルアシストの適用により動作が改善すれば追従誤差 e が低減する. 実験結果として、各試行での追従誤差の平均 $\bar{e} = \int_0^T e dt / T$ に対して、平均値と標準偏差を求めたもの、及び解析対象の全区間に対して分散分析を行った結果得られた p 値を表 3.13 に示す. ここで、解析対象区間は全実験時間 60 秒のうち、初めの 15 秒と終わりの 15 秒を除いた 30 秒間としている. また、各被験者での解析結果をグラフにしたものを図 3.26 に示す. 図 3.26 左列は各試行での位置誤差の平均 $\bar{e}$ を示したものであり、右列はその際のスキルアシストのために要した位相差 $|\phi_{F_s}|$ を示したものである. 図 3.26 の破線は直線回帰による近似線を示す. 式 (3.58) の動作改善率のモデルと比較すると、パラメータと R^2 は表 3.14 のようになる.

位置誤差に関して結果を見ると、スキルアシスト効率 $\alpha_s = 0.0$ と $\alpha_s = 1.0$ をそれぞれ最悪値と最良値として、アシスト効率に従って追従誤差の改善具合が α_s に従って制御できていることがわかる. また、位置誤差の減少に応じてその際のスキルアシストのための要求位相差 ψ_{F_s} が減少していることから、分散分析の結果を見ると、全ての被験者に対して分散に有意な差が認められた. 被験者毎に見ると、被験者 A は $p = 5.63 \times 10^{-3}$ であり、有意な改善が見られるが、追従誤差平均の改善は最大でも 0.32mm と他の被験者よりも小さく、また、 $\alpha_s = 0.7$ と 1.0 でほぼ追従誤差に変化が無いことから、元々の追従がスキルが高く、 $\alpha_s = 1.0$ が、我々の提案するスキルアシストにおいて、もっともスキルの高まっ

表 3.14: Parameters and R^2 of eq.(3.58) by linear regression

Subj.	e_0	$\beta' \tilde{E}_s \tilde{\phi}_{lim}$	R^2
A	8.939	-0.329	0.946
B	8.324	-1.286	0.969
C	8.248	-1.332	0.907
D	9.351	-1.513	0.915
E	12.76	-3.402	0.996

た状態であることが考えられる．本研究ではモデルの簡単化のため，式 (3.56) の供給エネルギーによる操作者の動作が改善される感度 β' を定数と置いたが，改善効果が頭打ちになる β' があると予想される．被験者 B, C はそれぞれ， $p = 1.70 \times 10^{-20}$ ， $p = 4.41 \times 10^{-31}$ であり，スキルアシストの有無での追従動作改善が見られた．また，被験者 D, E ではそれぞれ， $p = 2.65 \times 10^{-34}$ ， $p = 1.87 \times 10^{-56}$ であり，これら 2 つは追従誤差改善の傾向に類似性が見られた．図 3.26(d)(e) を見ると， $\alpha_s = 0.3$ の時に，誤差が改善される方向にエラーバーが延びており， $\alpha_s = 0.5$ を境界にして，誤差改善方向にシフトしていく様子が見える．前章で感度パラメータ β' と置いたが，我々の開発したスキルアシストは弾性体を介した補助力伝達のため，操作者の補助力の受け取り方に任意性が残されている．そのため，セミアクティブアシスト機構によるスキルアシストは少なくとも誤差を改善する方向に，動作矯正の力を供給するものである，スキルアシスト効率 α_s に従って，その効果に変化している様子が確認できる．これより，補助力位相差制限法を用いて位相差最大値 ϕ_{lim} によりエネルギー供給量を制限することで，スキルアシスト効率 α_s によってスキルアシストの運動の改善具合を，最悪値 ($\alpha_s = 0.0$) から最良値 ($\alpha_s = 1.0$) の間で制御可能なことを確認した．

3.7 3章のまとめ

本章では，まず，周期運動のエネルギーを解析することで，周期入力制御のエネルギー供給に基づくスキルアシスト制御を開発し，実際にセミアクティブアシスト機構の実験装置に適用してその効果を確認した．実験の結果ではスキルアシストの適用によって $p = 0.008$ で有意に動作が改善することが確認できた．

また，開発したエネルギー制御に基づくスキルアシスト制御則に対して，運動のばらつき具合を統計的にモデル化することでスキルアシスト効率 α_s を定義し，最悪値 ($\alpha_s = 0.0$) から最良値 ($\alpha_s = 1.0$) の間でスキルアシスト効率を任意に制御可能な補助力位相差制限法を提案した．被験者 5 名に対してスキルアシスト実験を行った結果，5 種類のスキルアシスト効率 $\alpha_s = 0.0, 0.3, 0.5, 0.7, 1.0$ に応じた追従誤差の改善具合が見られ，分散分析により $p < 0.01$ 未満で有意に制御可能であることを確認した．

また被験者のコメントから，体感的にもこの評価を裏付けるような運動の改善具合の変化が見られていた．これより，周期運動タスクにおいて，タスクの種類やスキルの個人差に応じて，スキル矯正の度合いを調整可能な制御側を開発し，その基礎的な効果を確認

した.

第4章 パワーアシストとスキルアシストの同時実現のためのパラメータ最適化

4.1 スキルアシスト効率制御とパワーアシスト率制御

これまでにスキルアシストの効果を制御する手法として、補助力位相差制限法によるスキルアシスト効率制御を提案した。前述のようにスキルアシストとパワーアシストにはトレードオフの関係があるため、余分なスキルアシストはパワーアシスト効果の低減を招く。我々の行う周期運動のスキルアシスト効率制御は供給する補助力の位相差に対して高まることに着目し、統計的手法を用いて位相差に制限を持たせて任意の効率までのスキルアシスト効果に制御可能としたものである。具体的には、前章で述べたように、式 (2.1) 及び式 (3.21) を適用した際に、実際に要求される位相差 ψ の出現頻度は図 3.22 のような正規分布に倣うことが、これまでの研究で確認されているため、 ψ の発生頻度を確率密度関数 $p(\psi)$ として採用し、その生起確率をスキルアシスト効率として ψ の限界値 $|\psi| < \psi_{lim}$ を設定したものである。 α_s のスキルアシスト効率を設定した時、設定すべき位相差の限界値 ψ_{lim} は逆誤差関数により以下のように得られる。

$$\psi_{lim} = \sqrt{2}\sigma_\psi \text{erf}^{-1}(\alpha_s) \quad (4.1)$$

一方でパワーアシスト効率制御は、2章で述べたように、周期的運動に対して与えられる補助力の振幅を設計したものである。具体的には 2.81 で示したように、次式のアクチュエータ振幅を制御する。

$$\tilde{x}_2(\alpha_{pa}) = \tilde{x}_1 - \sqrt{\left(\frac{\alpha_{pa}\tilde{F}_h}{k}\right)^2 + 2\tilde{x}_1^2 \tan \psi} \quad (4.2)$$

これらスキルアシスト効率 α_s とパワーアシスト効率 α_{pa} は、図 3.1 のトレードオフの関係より、スキルアシスト率の無暗な増加はパワーアシスト率の低下をまねくことが考えられる。そのため、上式のスキルアシスト率の制限により、高いパワーアシスト率を維持しつつ、十分なスキルアシスト効果を得るといった同時実現が可能となる。

ここで、今までの解析により、図 3.1 で示されるようにパワーアシストは $\cos \psi$ で寄与し、スキルアシストは $\sin \psi$ で寄与することを踏まえて、それぞれのアシスト効率を最大化することを考える。単純に「トレードオフ」ということを考えて、それぞれを $\alpha_{pa} : \alpha_s = \beta : 1 - \beta (0 < \beta < 1)$ のようにパラメータを設定すると、図 4.1 の 1 のように、動作点が直線状を動いてしまい、半円からの差の分だけエネルギーが無駄となる。そのため、それぞれの効率を最大化するためには、 $\alpha_{pa} : \alpha_s = \cos \psi : \cos \psi$ で設計することが補助装置の供給エネルギーを最も効率的に使うことができると考えられる。次節ではこのような関係を考

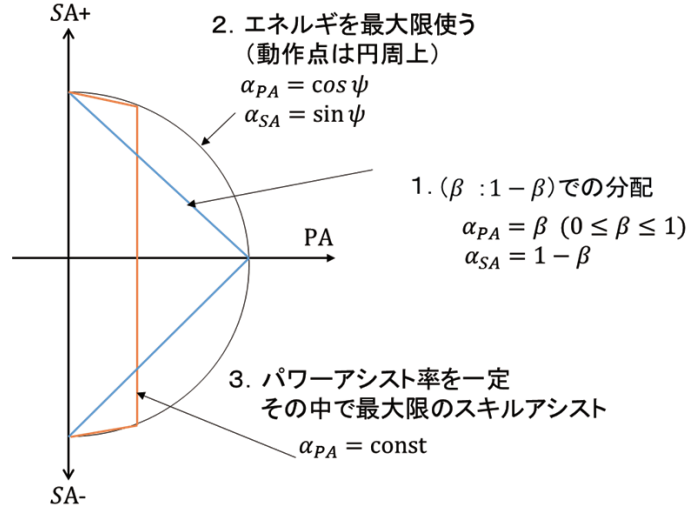


図 4.1: Optimization of α_s and α_{pa}

慮した効率を最大限に高めるためのパラメータ設計を行う。また、補助装置からの供給エネルギーが要求エネルギーに対して十分おおきな場合は、あえて動作点を円周上に設けないような3のような、補助効果を一定に保つようなアシストも実現可能である。

4.2 スキルアシスト効率 α_s とパワーアシスト効率 α_{pa} の設計

これまでは α_s と α_{pa} は任意の値を設定し、それぞれの効果を確かめてきたのに対し、前節で述べたように、ここでは図 3.1 のトレードオフの関係のもと、実際の制御システムである図 2.20 においてそれぞれを設計する。その一案として、アシスト装置の能力を最大限に利用する図 3.1 の右半円の円周上に動作点を設定するパラメータを設計する。まず、 α_s を考える。スキルアシスト効果を高めたい場合は $\alpha_s \rightarrow 1$ とし、十分に運動が実行できている場合には $\alpha_s \rightarrow 0$ となる量を考える。これは、 α_s は運動のずれである ΔE に対して単調増加な値であることを意味する。よって、式 3.21 において、 ΔE をアシストシステムが供給可能なエネルギー E_s で正規化した量としてエネルギー比 α_E を定義していたので、これを用いることで、運動の状態 ΔE によって、 α_s が決定できる。

$$\alpha_s = \alpha_E = \frac{\Delta E}{E_s} \quad (4.3)$$

次に α_{pa} は、図 3.1 のようにトレードオフの関係であった。ここで、スキルアシスト効果は $\sin \psi$ に比例し、パワーアシスト効果は $\cos \psi$ に比例していたので、 $\cos \psi = \sqrt{1 - \sin^2 \psi}$ を用いて、

$$\alpha_{pa} = \sqrt{1 - \alpha_s} = \sqrt{1 - \left(\frac{\Delta E}{E_s}\right)^2} \quad (4.4)$$

として得られる。

表 4.1: Average of tracking error, power assist efficiency and skill assist efficiency

Period	0-5[s]	10-15[s]
Tracking error[mm]	6.62	86.6
Power assist efficiency[%]	99.96	86.23
Skill assist efficiency[%]	1.51	38.81

4.3 同時最適化の実験

前節で設計した目標効率設定により、実験により α_s と α_{pa} がトレードオフの関係で最適化されていることを検証する。

4.3.1 目標運動のずれと α_s と α_{pa} の検証

まず、これまでのような周期運動への追従ではなく、運動のずれの有無を人工的に作り出して α_s と α_{pa} と運動のずれとの関係を調べた。具体的には、実験初期状態の 0～5 秒までは人間の運動に実験装置の運動を追従させるが、その後はわざと実験装置の運動を人間の運動からずらす。これにより追従誤差が増大するので、誤差が増加した時の α_s と α_{pa} の関係を確認する。図 4.2 に運動のずれとしてハンドルの位置 x_1 と目標位置 x_{1ref} の追従誤差、図 4.3 と図 4.4 にその際の α_{pa} と α_s を示す。また、ここでは以下のように一周期分の平均値を表示している。

$$e(t) = \frac{1}{T} \int_0^T [x_1(t - \tau) - x_{1ref}(t - \tau)] d\tau \quad (4.5)$$

結果を見ると、実験開始から 5 秒までの間は追従誤差は平均 6.7[mm] と小さく、 α_{pa} が 99.96% と α_s が 1.51 とほぼ動作矯正の必要がなく、その効率のほぼ全てをパワーアシストに使っている。一方で、10 秒から 15 秒までの間は追従誤差の平均が 86.6[mm] と運動を大きく乱した区間である。その領域では α_{pa} が 86.2% と α_s が 38.8% であり、動作矯正のためにスキルアシストが必要なため α_s が値を持っているが、過剰に動作矯正をすることはなく、パワーアシスト効率の α_{pa} も高く維持できていることがわかる。

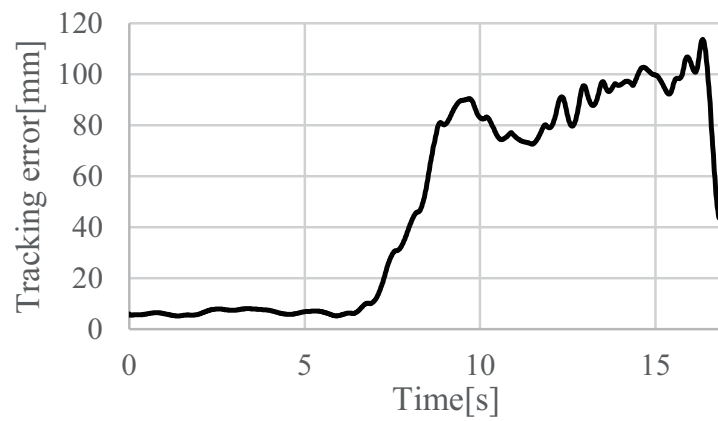


図 4.2: Tracking error

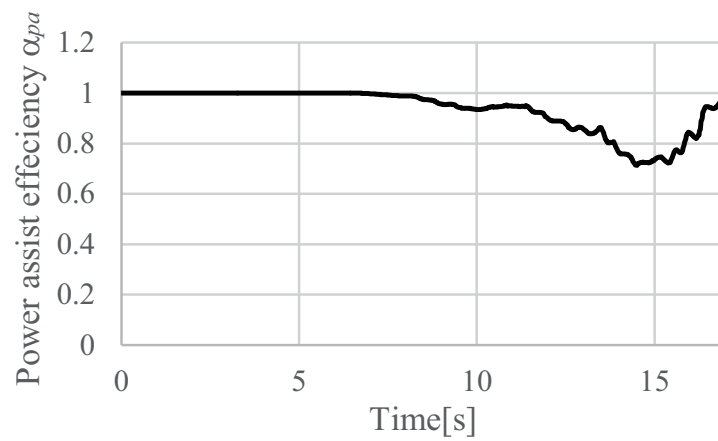


図 4.3: Power assist efficiency α_{pa}

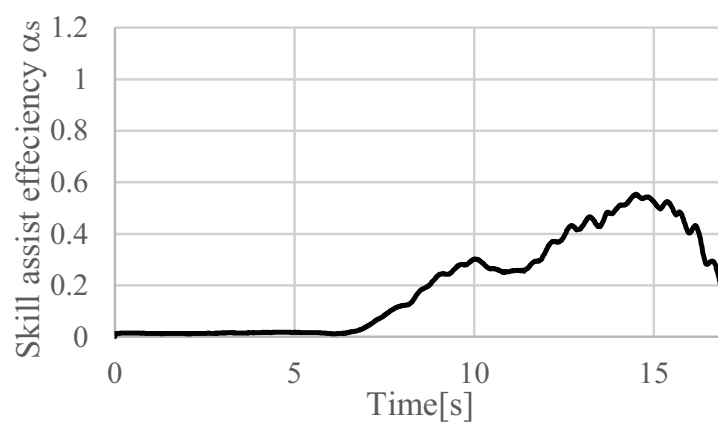
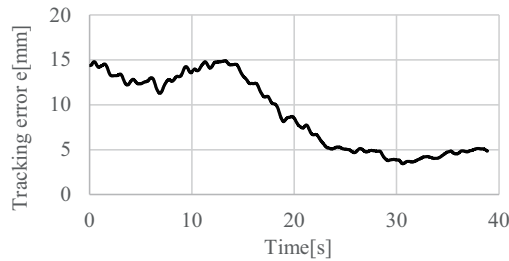
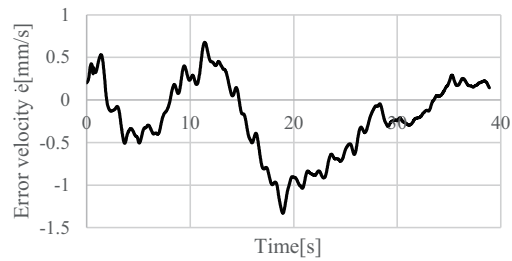
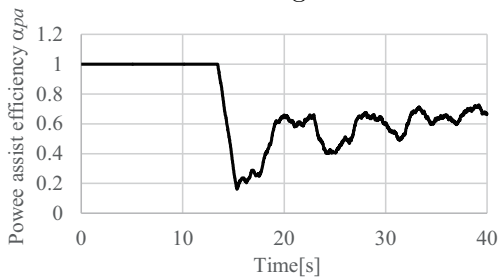
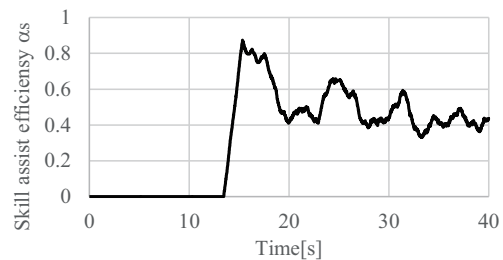


図 4.4: Skill assist efficiency α_{pa}

4.3.2 周期運動における最適化効果の検証

次に、これまでの実験と同様に視覚追従実験を行った。ここではスキルアシストを適用しつつ、 α_s と α_{pa} の効率制御を行う。実験条件としては、実験開始から時刻 $t = 15[s]$ まで $\alpha_{pa} = 1.0$ としてパワーアシストのみを行い、スキルアシストは行わない。時刻 $t = 13[s]$ の時点でスキルアシストを適用し、式 (4.3)(4.4) を用いた効率制御を開始した図 4.5～図 4.8 にそれぞれ追従誤差、誤差の時間変化、パワーアシスト効率、スキルアシスト効率の結果を示す。図 4.6 に誤差の時間変化として誤差速度を示している。これを見るとスキルアシストを適用した瞬間に誤差速度が負に転じていて、図 4.5 に示す追従誤差 e の減少が確認できる。スキルアシストが開始された瞬間 $\dot{e} < 0$ となり、時刻 $t = 15$ から 20 付近のスキルアシスト効率が高く求められた瞬間に、スキルアシストが追従誤差の減少に寄与していることが確認できる。

図 4.5: Tracking error e 図 4.6: error velocity $\dot{e}$ 図 4.7: Power assist efficiency α_{pa} 図 4.8: Skill assist efficiency α_s

4.4 4章のまとめ

2章で開発したパワーアシスト効率制御のためのセミアクティブアシスト機構のパラメータ設計と、3章で開発したスキルアシスト効率制御のための補助力位相差制限法を適用する際に、実際にそれぞれのアシスト効率 α_{pa} と α_s を設計した。それぞれがトレードオフの関係であるが、本設計では、補助力から供給可能なエネルギーを最大限使用するための分配方法を開発した。実験の結果、追従誤差の少ない場合はほぼ100%のパワーアシスト効率を発揮し、追従誤差が増加してスキルアシストが必要になった際にはパワーアシスト効率を下げて、スキルアシスト効率を上げるようにアシスト比を設計することが可能になった。また、その際にも過剰なスキルアシストによるパワーアシストの低下を招くことはなく、スキルアシスト中でも高いパワーアシスト効果を維持することができた。

第5章 おわりに

5.1 まとめ

本研究では、周期運動を対象として、第2章で述べたセミアクティブアシスト機構を用いて筋負担補助と動作矯正の両方を同時に実現するシステムの開発を行った。

まず、第2章において、操作者の周期運動と同期した補助力を供給するための制御系を、ダイナミカルシステムの安定化に利用される周期入力制御を用いてパワーアシストを実現した。また、周期入力制御は運動の周期を同期化するものであり、アシスト装置には振幅と、オフセットの2つの自由度が残っている。同期した補助力の特性を解析することで、位相ずれ補助力の振幅を利用したパワーアシスト効率制御を実現し、任意のアシスト率への設定を実現した。

次に、第3章において、周期入力制御の持つ任意位相差を利用したエネルギー制御によるスキルアシストを実現した。周期運動の持つエネルギーと補助力位相差が操作者に行う仕事を解析し、操作者の運動を動的安定点へ導くような補助力を供給するようなエネルギー供給を実現した。これにより、操作者が行う周期運動が目標運動へと安定化することを確認した。また、スキルアシスト適用時の供給位相差を統計的に解析することで、任意のスキルアシスト効率を実現する補助力位相差制限法を開発し、その効果を確かめた。

最後に、第4章において、パワーアシストとスキルアシストの同時実現のためのパラメータ設定の一手法を開発した。これまでの解析で、スキルアシスト効果とパワーアシスト効果はトレードオフであることがわかっている。そこで、本章では、スキルアシストをじつげんしつつも十分なパワーアシストを行うための、パラメータ設計により、アシスト装置から供給するエネルギーを無駄にせず、それぞれの効果を最大化するようなアシスト効率の設計を行った。

上記のように、セミアクティブアシスト機構と周期運動のエネルギー制御を軸として、パワーアシスト制御即の開発、パワーアシスト率制御のためのパラメータ設計、スキルアシスト制御則の開発、補助力位相差制限法によるスキルアシスト効率制御、パワーアシストとスキルアシストの同時実現のためのアシスト効率設計を行った。

5.2 本手法の拡張と任意周期運動への対応の可能性

本研究は基礎研究として、単調な周期運動のみを取扱い、実験室内の装置を用いて検証を行った。今後、本手法を実際に応用していく上では以下のような課題が考えられる。

- 1 複雑な運動への対応
- 2 目標運動提示の方法

1の複雑な運動への対応に関して、本研究は単調な正弦波運動のみを取り扱ったが、実応用に関しては任意の運動への対応が求められる。本手法のみならず、一般的に予測不可能なあらゆる運動への対応は極めて困難であるが、本手法においては周期性を持った運動であれば、より複雑な周期運動への拡張も容易に行うことが可能と考えられる。現在、2つの解決方法を考えている。1つは、フーリエ級数展開を利用して、複雑な周期運動を単調な正弦波の重ね合わせに置き換える方法である。任意の周期波形はフーリエ級数展開により基本波と高調波に展開することができる。つまり、本手法で示した単調周期動作のアシストが実現可能になれば、その重ね合わせにより、あらゆる任意周期波形の補助が行えることとなる。これらの第一歩として吉藤らは、本手法を拡張した拡張型周期入力制御を用いることで、実際に複雑な周期運動を持つ歩行動作に対する高効率なアシストを実現している [24][25]。2つ目は、制御出力の解軌道そのものを制御する方法である。本研究で用いた周期入力制御では次式のような Hybrid 型の Van der Pol 方程式を用いている。

$$\begin{aligned}\ddot{\xi} - \varepsilon(E_d - E)\dot{\xi} + \tilde{\omega}^2\xi &= 0 \\ \rightarrow \ddot{\xi} + \tilde{\omega}^2\xi &= \varepsilon(E_d - E)\dot{\xi}\end{aligned}$$

この解軌道がリミットサイクル上に収束することは一般に知られているが、そのメカニズムは非線形項である正負の粘性の持つエネルギーフィードバックの構造により、相平面の位置ベクトルの内積の二乗である E が E_d に収束するものである。本研究では、単調な正弦波運動のため、このエネルギーフィードバック目標値を一定 ($E_d = \sin^2(\omega t) + \cos^2(\omega t) = \text{const.}$) とすることで、相平面上の解軌道は円状であった。これを時間関数 $E_d(t)$ とすることで、任意解軌道へリミットサイクルをフィードバックすることが可能である。実際には相平面上の2つの軸は独立ではなく、微分関係で拘束されているため任意軌道の生成は困難であるが、エネルギーフィードバック構造を利用したリミットサイクルの軌跡径制御については、文献 [51] にて示されている。これが実現された場合、目標運動を目標エネルギー $E_d(t)$ の大きさに時間推移として設計可能になる。

2に関して、梶原の、単一システムの周期入力系を発展させた相互引き込み系の同期制御 [2][47] が応用可能であると考えらる。これは、ある結合度で連結された周期入力制御系は互いの振動周期を引き込み合い、ある位相差を持ってそれらも同期し合う性質を持ち、それを利用して任意の同期現象を実現するものである。図 5.1 に示すのが梶原の相互引き込み系のシステムであるが、これを見ると2つの Van der Pol 方程式系が対称な形に結合されていることがわかる。本研究では、梶原らの Rayleigh 型 Van der Pol 方程式ではなく、より人体四肢の運動特性に近い [50] Hybrid 型 Van der Pol 方程式を用いたが、方程式の持つ構造としてその基本特性は変わらない。そのため、ある周期運動を行おうという意志の

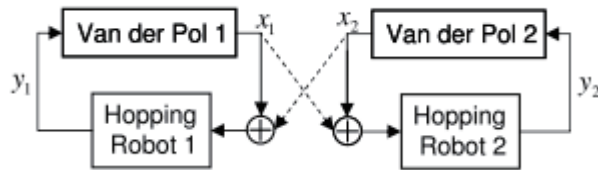


図 5.1: Mutual entrainment system of coupled Van der Pol equations[2]

下, 人間が行う四肢の運動は上述のようなある運動目標値 E_d を持つ Van der Pol 方程式構造を持つ. 序論で述べたように, セミアクティブアシスト機構は R-H-O 型 (スマートスーツ) や H-O- R 型 (タワー型実験装置) の人間機械協調系であるため, 人間が Van der Pol 方程式構造を持つ運動を行い, 機械であるアシスト装置がスキルアシスト (Van der Pol 方程式) と連結された場合, 相互引き込み現象が発生すると考えられる. ここで, 相互引き込み系の対象性を利用すれば, 人間ではなく, 機械に動作目標を与えても同様のスキルアシスト系が構築できると考えられる. つまり, 現在は図 5.2 のように人間に目標運動を視覚的に与えて人間が動作し, 機械がそれに合わせて動いているが, 図 5.3 のように目標運動を機械に与えても, あくまで機械は人間に合わせて動作を行うが, 人間の運動を目標運動に引き込ませるようなスキルアシストが可能と考えられる. この系は人間に視覚的に目標値を与えなくても, 補助装置とバネを介した力で連結され運動を矯正されるブラインドシステムとなる.

運動目標値を位置として扱うと, 機械に運動目標値を与えた際に人間の運動に合わせることは困難であるが, このようなシステムであると, 運動をエネルギーとして扱うことでエネルギーフィードバック系を構築することができる. さらにセミアクティブアシスト機構のバネを介したシステムにより, 互いの運動を拘束しない相互引き込み系を構築可能である. そのため, リハビリテーションや動作教示の実応用を考えた場合, セミアクティブアシスト機構とエネルギーフィードバック系が有効であると考えられる.

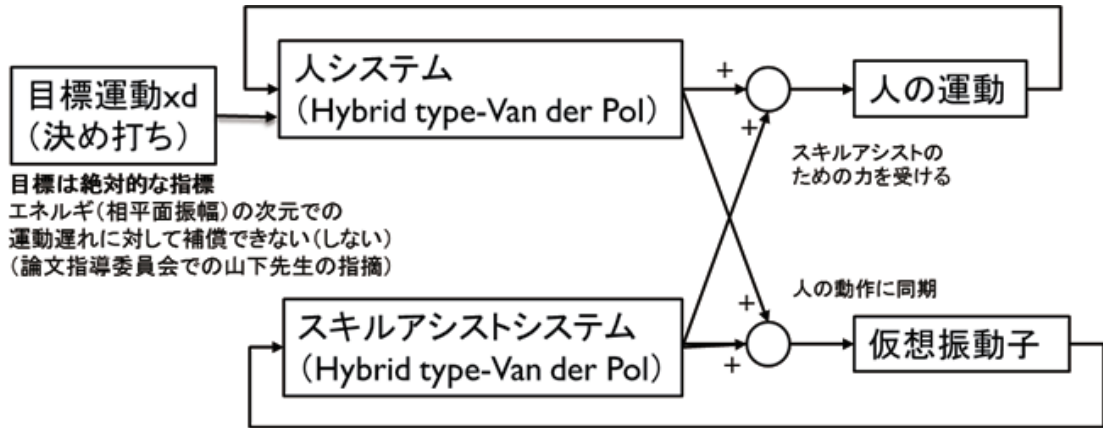


図 5.2: Current system for skill assist

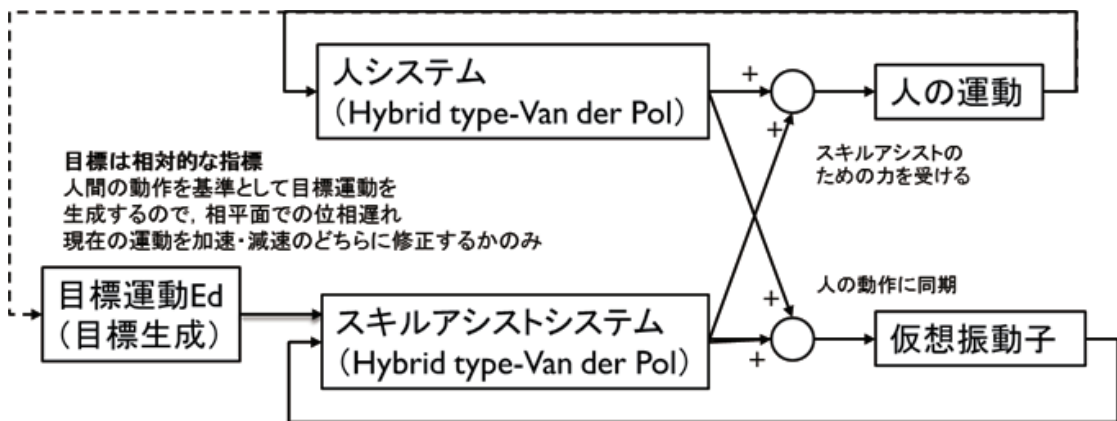


図 5.3: Blind-skill-assist system by using mutual entrainment

謝辞

本論文は筆者が北海道大学大学院 情報科学研究科システム情報科学専攻 修士課程・博士課程において行った研究をまとめたものである。論文執筆に当たり、多くの方からのご指導、ご協力を頂き、この場を借りて深く感謝致します。

北海道大学大学院 情報科学研究科 田中孝之准教授におきましては、学部、修士課程、博士課程を通して研究に関して数多くのご助言を頂きました。技術的な面だけではなく、研究者としての心構え、自分の研究と向き合う姿勢を教わりました。先生の適切なご指導のおかげで博士課程を無事修了することができました。ここに厚く御礼申し上げます。

山下裕教授におきましては、本論文の審査に際しまして、ご検討、ご助言を賜り、心より御礼申し上げます。

金子俊一教授におきましては、ミーティングや学会発表など様々な場面において、細部にわたり親切丁寧にご指摘、ご指導頂きました。また、システム制御情報学研究室のスタッフである、松下昭彦助教、吉川美紀秘書、橋本美幸秘書には、研究装置や事務手続きといった様々な面でのサポートをして頂きました。心より御礼申し上げます。

また、室蘭工業大学大学院 工学研究科もの創造系領域 梶原秀一先生には、私が釧路高専に在籍していた時から卒業研究指導やロボットサークルでの課外活動などで大変お世話になり、北海道大学へ進学した際にも数多くの貴重な意見や知識、ご助言をいただきました。心より感謝致します。

システム制御情報学研究室の諸先輩方には、技術的な指導や議論など、子細にわたり面倒を見て頂きました。研究室の皆さまにはご迷惑をお掛けしたことも少なくありませんでしたが、学内外において楽しく過ごさせて頂きました。特に、同期の今村由芽子さん・渋川文哉君には、問題があればともに議論し、多くのことを経験し、様々なことを学ばせて頂きました。ありがとうございました。

最後に、両親には長い学生生活の間、大変苦勞をかけてしまいましたが、生活面・精神面で支えとなって頂き、心より感謝致します。ありがとうございました。

また本研究の実施にあたり、(独) 日本学術振興会の特別研究員研究奨励費(課題番号 23・1391) および、(独) 科学技術振興機構(JST) の研究成果展開事業【戦略的イノベーション創出推進プログラム】の支援を受けました。ここに感謝の意を表します。

参考文献

- [1] 内閣府. “平成 25 年版 高齢社会白書 (<http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/index-w.html>)”. 2013.
- [2] 梶原秀一. “周期入力制御系の強制引き込み現象を利用した人とホッピングロボットの同期跳躍制御”. *ROBOMECH2011*, pp. 1A1–L06, 2011.
- [3] 持続可能な長寿社会に資する学術コミュニティの構築委員会. “長寿社会の課題と可能性 (<http://www.scj.go.jp/ja/info/kohyo/pdf/kohyo-21-t119-1.pdf>)”. 日本学術会議, 2011.
- [4] 秋山弘子. “長寿社会の課題と可能性 (http://www.meti.go.jp/committee/sankoushin/kihonseisaku/004_03_00.pdf)”. 産業構造審議会基本政策部会, 2011.
- [5] H. Nara and et al. “Fundamental Study on Evaluation of KEIROKA (Fatigue-Reduction) Technology in Using UD Shovel for Removing Snow by Musculo-Skeletal Dynamics Simulator”. *Proc. of IEEE ROBIO 2011*, pp. FP1–2(5), 2011.
- [6] S. Ando, T. Tanaka, H. Nara, and K. Takizawa. “A Proposal for A Model of Change of Maximum Isometric Muscle Force in Step-Change Workload”. *Journal of robotics and mechatronics*, p. (in printing), 2013.
- [7] A. Rosendo, T. Tanaka, and S. Kaneko. “A Yank-Based Variable Coefficient Method for a Low-Powered Semi-Active Power Assist System”. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 24, No. 2, pp. 291–297, 2012.
- [8] Y. Satoh and et al. “Smart Suit for Agricultural Use (1st Report, A prototype of smart suit and its fundamental experiments)”.
[9] Y. Imamura and et al. “Design of Smart Suit For Snow Shoveling Based On Motion Based Assist Method”. *Proc. of JSME Mechanical Engineering Congress 2009*, Vol. 7, pp. 287–288, 2009.
- [10] T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko, Y. Suzuki, M. Saito, and H. Kajiwarara. “Assist Force Control of Smart Suit for Horse Trainer Considering Motion Synchronization”. *International Journal of Automation Technology*, Vol. 3, No. 6, pp. 723–730, 2009.
- [11] T. Tanaka and et al. “Soft Power Suit with Semi-active Assist Mechanism - Prototype for Supporting Waist and Knee Joint”. *Proc. of ICROS ICCAS-SICE 2008*, pp. 2002–2005, 2008.

- [12] T. Tanaka and et al. “Soft Power Suit with Semi-active Assist Mechanism - Prototype for Supporting Waist and Knee Joint”. *Proc. of ICROS ICCAS-SICE 2008*, pp. 2002–2005, 2008.
- [13] 今村由芽子, 田中孝之, 金子俊一, 鈴木善人, 齊藤宗信. “モーション・ベースド・アシスト法による除雪作業用スマートスーツの設計”. 日本機械学会 2009 年度年次大会講演論文集, Vol. 7, pp. 287–288, 2009.
- [14] 田中孝之, 齊藤宗信, 鈴木善人, 坂本直久. “競走馬調教軽労化のための騎手用筋力補助装置の開発”. *デサントスポーツ科学*, Vol. 30, pp. 163–171, 2008.
- [15] H. Kazerooni. “Human-Robot Interaction via the Transfer of Power and Information Signals”. *IEEE Trans. on SMC*, Vol. 20, No. 2, pp. 450–463, 1990.
- [16] 李秀雄, 山海嘉之. “装着型下肢用パワーアシストシステムによる振り運動での仮想インピーダンス調整に関する研究”. 日本機械学会論文集. C 編, Vol. 71, No. 705, pp. 1686–1695, 2005.
- [17] 城垣内. “パワー増幅ロボットにおける操作者への過負荷を排除する機構設計”. *パナソニック技報*, Vol. 55, No. 4, pp. 66–68, 2010.
- [18] and 大東治宜山田陽滋, 酒井隆之, 梅谷陽二. “人間/ロボット共同搬送作業において作業者の意向を反映させるためのヒューマン・インターフェイスの提案”. 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 67, No. 656, pp. 1069–1076, 2001.
- [19] 日下聖, 田中孝之, 今村由芽子, 鈴木善人, 齊藤宗信. “調教騎手用スマートスーツ・ライトの開発－騎乗装具との一体化による装着感の向上と負担軽減効果の検証－”. *日本ウマ科学会学術誌 Hippophile*, Vol. 47, pp. 27–33, 2011.
- [20] 山崎昌廣, 坂本和義, 関邦博. “人間の許容限界事典”. 朝倉書店, 2005.
- [21] 安原, 島田, 小山, 井土, 菊池, 遠藤. “リズム歩行アシスト”. *Honda R&D technical review*, Vol. 21, No. 2, pp. 54–62, 2009.
- [22] 山下成治. “平成 16 年度 漁労身体負荷状況調査 報告書”. 2005.
- [23] T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko, and H. Kajiwara. “Skill Assist and Power Assist for Periodic Motions by using Semi-active Assist Mechanism with Energy Control”. *Proceedings of IEEE-ROBIO 2011*, pp. 2187–2192, 2011.
- [24] 吉藤, 田中, 日下, 金子, 梶原. “複数周波数成分を持つ周期運動におけるスキルアシストのためのエネルギー制御”. 第 18 回ロボティクスシンポジウム講演予稿集, pp. 96–101, 2013.
- [25] T. Yoshifuji, T. Tanaka, T. Kusaka, S. Kaneko, and H. Kajiwara. “Energy control for skills assist in periodic motion with multiple frequency components”. *Proc. the 18th Robotics Symposia*, pp. 96–101, 2013.

-
- [26] M. Uemura and et al. “Power Assist Systems Based on Resonance of Passive Elements”. *Proc. of IEEE/RSJ IROS 2006*, pp. 4316–4321, 2006.
 - [27] D. Aoyagi, W. E. Ichinose, S. J. Harkema, D. J. Reinkensmeyer, and J. E. Bobrow. “A Robot Control Algorithm That Can Synchronously Assist in Naturalistic Motion During Body-Weight-Supported Gait Training Following Neurologic Injury”. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 15, No. 3, pp. 387–400, 2007.
 - [28] E. H. F. van Asseldonk, R. Ekkelenkamp, J. F. Veneman, F. C. T. van der Helm, and H. van der Kooij. “Selective control of a subtask of walking in a robotic gait trainer (LOPES)”. *Proc. IEEE Intl Conf. on Rehabilitation Robotics*, pp. 841–848, 2007.
 - [29] J.E. Pratt and et al. “Series Elastic Actuators for High Fidelity Force Control”. *The Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 29, No. 3, pp. 234–241, 2002.
 - [30] K. Kong and et al. “Control of Rotary Series Elastic Actuator for Ideal Force-Mode Actuation in Human-Robot Interaction Application”. *IEEE/ASME Trans. on Mechatronics*, Vol. 14, No. 1, pp. 105–118, 2009.
 - [31] Y. Yamada, H. Konosu, T. Morizono, and Y. Umetani. “Proposal of Skill-Assist: A System of Assisting Human Workers by Reflecting Their Skills in Positioning Tasks”. *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. IV, pp. 11–16, 1999.
 - [32] 寺嶋, 牧野, 野村, 竹内, 松葉, 三好, 諸麦, 二宮, 小山, 菊池, 河村, 武田. “鋳物製造における劣悪作業の作業効率を向上させる革新的パワーアシスト装置の開発”. *素形材*, Vol. 51, No. 3, pp. 35–41, 2010.
 - [33] C.G.Burgar, P.S.Lum, P.C. Shor, and H.F. Machiel Van der Loos. “Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Stanford experience”. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 37, No. 6, pp. 663–673, 2000.
 - [34] T. Nef and R. Riener. “ARMin - Design of a Novel Arm Rehabilitation Robot”. *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 57–60, 2005.
 - [35] M. Mihelj, T. Nef, and R. Riener. “ARMin II - 7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics”. *Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4120–4125, 2007.
 - [36] M. Bernhardt, M. Frey, G. Colombo, and R. Riener. “Hybrid Force-Position Control Yields Cooperative Behaviour of the Rehabilitation Robot LOKOMAT”. *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 536–539, 2005.

- [37] K. Kiguchi, K. Iwami, M. Yasuda, K. Watanabe, and T. Fukuda. “An Exoskeleton Robot for Human Shoulder Joint Motion Assist”. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 8, No. 1, pp. 125–135, 2003.
- [38] Y. Hirata, T. Isoda, and K. Kosuge. “Development of Passive Wearable Walking Support System Based on Brake Control”. *Proceedings IEEE International Conference Mechatronics and Automation*, pp. 363–368, 2008.
- [39] T. Tsuji, Y. Sumida, M. Kaneko, and S. Kawamura. “A Virtual Sports System for Skill Training”. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 13, No. 2, pp. 168–175, 2001.
- [40] H. Kawasaki, S. Ito, Y. Nishimoto, Y. Ishigure, T. Aoki, T. Mouri, H. Sakaeda, and M. Abe. “Development of a Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control”. *Proceedings IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 234–240, 2007.
- [41] 五十嵐. “機械操縦におけるサブリミナルキャリブレーション”. 第14回ロボティクスシンポジウム講演予稿集, pp. 126–131, 2009.
- [42] 梶原, 橋本, 土谷. “周期入力による振子の運動制御”. 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 67, No. 663, pp. 84–90, 2001.
- [43] 梅枝, 梶原, 田中, 金子. “周期入力制御を用いた準受動的歩行ロボットの斜度・外乱に対するロバスト性”. 計測自動制御学会論文集, Vol. 42, No. 8, pp. 974–981, 2006.
- [44] S. Suzuki, M. Takada, and Y. Iwakura. “Stability Control of a Three-Dimensional Passive Walker by Periodic Input Based on the Frequency Entrainment”. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 23, No. 6, pp. 1100–1107, 2011.
- [45] S. Suzuki and et al. “Stabilization of a Biped Quasi Passive Walking Robot via Periodic Input”. *Journal of the Society of Biomechanism*, Vol. 33, No. 1, pp. 57–63, 2009.
- [46] 蜂谷正泰, 鈴木聡一郎. “周期入力による二足準受動歩行ロボットの安定化制御”. バイオメカニズム学会誌, Vol. 33, No. 1, pp. 57–63, 2009.
- [47] 梶原秀一. “周期入力制御によるホッピングロボットの跳躍高制御”. 計測自動制御学会論文集, Vol. 49, No. 5, pp. 537–546, 2013.
- [48] 徳田功 (訳). “同期理論の基礎と応用 数理科学, 化学, 生命科学から工学まで”. 丸善株式会社, 2010.
- [49] 十河清. “非線形物理学 カオス・ソリトン・パターン”. 裳華房, 2010.
- [50] R. Huys and V. K. Jirsa. “Nonlinear Dynamics in Human Behavior”. *Studies in Computational Intelligence 328 (Springer)*, 2010.

-
- [51] 並木淳治. “非線形システムが社会を動かす”. 一般社団法人 電子情報通信学会, 2013.
- [52] 張, 橋本. “歩行ロボティクススーツのための神経振動子間の抑制結合”. 第 28 回日本ロボット学会学術講演会, pp. 2J1-6, 2010.
- [53] A.Goswami, B.Espiau, and A.Keramane. “Limit cycle in a passive compass gait biped and passivity-mimicking control laws”. *J. of Autonomous Robots*, Vol. 4, No. 3, pp. 273-286, 1997.
- [54] J. E. Pratt and G. A. Pratt. “Exploiting Natural Dynamics in the Control of 3D Bipedal Walking Simulation”. *Proc. of CLAWAR99*, pp. 974-981, 1999.
- [55] 稲垣伸吉, 細江繁幸, 鈴木達也. “振動子-機械系におけるエネルギー追従制御によるコンパス型歩行ロボットの歩容生成”. 第 19 回自律分散システム・シンポジウム, pp. 223-226, 2006.
- [56] S. Kajita and et al. “Dynamic Walking Control of a Biped Robot Along a Potential Energy Conserving Orbit”. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, Vol. 8, No. 4, pp. 431-438, 1999.
- [57] 足立修一, 丸田一郎. “カルマンフィルタの基礎”. 東京電機大学出版, 2012.
- [58] T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko, and H. Kajiware. “Analysis of Power Assist Effect During Skill Assist for Periodic Motions under Use of Semi-Active Assist Mechanisms”. *IEEE/RSJ-IROS 2012*, pp. 758-763, 2012.

研究業績目録

学位関連論文

査読付き学会誌等

- (1) T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko, Y. Suzuki, M. Saito and H.Kajiwar:”Assist Force Control of Smart Suit for Horse Trainer Considering Motion Synchronization”, International Journal of Automation Technology, Fuji Technology Press Co., Ltd., Vol. 3, No.6, pp.723-730, 2009, Dec.
- (2) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 梶原秀一: “周期運動追従スキル向上のためのセミアクティブアシスト機構の補助力位相差制限法によるスキルアシスト効率制御”, 日本ロボット学会誌, Vol.32 No.3(採録決定)

査読付き国際会議プロシーディングス

- (1) T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko, Y. Suzuki, M. Saito, S. Seki, N. Sakamoto and H.Kajiwar, “Assist Force Control of Smart Suit for Horse Trainer Considering Motion Synchronization and Postural Stabilization,” ICROS ICCAS-SICE 2009, 1B-14-1, Fukuoka Japan, 2009, Aug.
- (2) T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko, Y. Suzuki, M. Saito and H. Kajiwar, “Smart Suit for Horse Trainers -Power and Skill Assist Based on Semi-Active Assist and Energy Control-”, 2010 IEEE/ASME AIM, Montreal Canada, 2010, Jul.
- (3) T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko and H. Kajiwar, “Skill Assist and Power Assist for Periodic Motions by using Semi-active Assist Mechanism with Energy Control,” IEEE-ROBIO 2011, Phuket, Thailand, 2011, Dec.
- (4) T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko and H. Kajiwar, “Analysis of Power Assist Effect During Skill Assist for Periodic Motions under Use of Semi-Active Assist Mechanisms”, IEEE/RSJ-IROS 2012, pp.758 - 763 , Algarve Portugal, 2012 Oct.
- (5) H. Nara, T. Tanaka, T. Kusaka, T. Yamagishi, and S. Ogura: “Development on Smart Suit for Dairy Work Assistance,” The 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC ’13), the Osaka International Convention Center, in Osaka, Japan, 3-7, 2013, Jul.

- (6) H. Nara, T. Tanaka, T. Kusaka, T. Yamagishi, and S. Ogura: “Development and Field Test on Smart Suit for Dairy Work Assistance,” The Second International Conference on Global Health Challenges (GLOBAL HEALTH 2013), Lisbon, Portugal, 17-22, 2013, Nov.

査読付き国内会議プロシーディングス

- (1) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 鈴木善人, 齊藤宗信, 梶原秀一: “セミアクティブアシスト機構とエネルギー制御によるスキルアシスト-視覚追従実験による動作矯正効果の検証-”, 第16回ロボティクスシンポジウム講演予稿集, pp.231-236, 指宿, 2011, 3.
- (2) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 梶原秀一: “セミアクティブアシスト機構による周期運動のスキルアシストとパワーアシスト-位相差による動作矯正効果と負担軽減効果の解析-”, 第18回ロボティクスシンポジウム講演予稿集, pp.9-14, 上山, 2013, 3.
- (3) 吉藤 拓土, 田中孝之, 日下聖, 金子俊一, 梶原秀一: “拡張型周期入力制御による複数周波数成分を持つ周期運動に対するスキルアシスト”, 第18回ロボティクスシンポジウム講演予稿集, pp.96-101, 上山, 2013, 3.
- (4) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 梶原秀一: “筋負担軽減と動作矯正を考慮したセミアクティブアシスト機構の制御パラメータ設計”, 第19回ロボティクスシンポジウム. 2014.3.(採択済み)

学術講演

- (1) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 鈴木善人, 齊藤宗信, 関修治, 坂本直久, 梶原秀一: “騎手用スマートスーツの開発-試作機の開発とフィールド実験による負担軽減効果の検証-”, 日本ウマ科学会 第21回学術集会, p.10, 2008, 12.
- (2) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 鈴木善人, 齊藤宗信, 関修治, 坂本直久, 梶原秀一: “動作同調と姿勢安定化を考慮した調教騎手用スマートスーツのアシスト力制御”, 北海道大学教育 GP 主催 卒論ポスター発表会, 2009, 2.
- (3) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 鈴木善人, 齊藤宗信, 関修治, 坂本直久, 梶原秀一: “騎手用スマートスーツの開発: 姿勢安定化と周期動作への調和を考慮した補助力制御”, ROBOMECH2009, 1P1-F06, 2009.
- (4) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 鈴木善人, 齊藤宗信, 関修治, 坂本直久, 梶原秀一: “調教騎手用スマートスーツの開発”, 第1回若手研究者による知の創出のための異分野共同セミナー, S-07, 2009.
- (5) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 鈴木善人, 齊藤宗信, 梶原秀一: “調教騎手用スマートスーツの開発: エネルギー制御に基づくパワーアシストとスキルアシスト”, ROBOMECH2010, 2 A1-C25, 2010.

-
- (6) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 鈴木善人, 齊藤宗信, 梶原秀一: “騎手用スマートスーツの開発-周期運動におけるエネルギー変化を考慮した補助力制御”, 第42回計測自動制御学会北海道支部学術講演会, A-12, 2010, 3.
- (7) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 梶原秀一: “セミアクティブアシスト機構とエネルギー制御によるパワーアシストとスキルアシスト-スキルアシスト制御則の開発と視覚追従実験による効果検証-”, 第29回ロボット学会学術講演会, pp.231-236, 東京, 2011.9.
- (8) T. Kusaka, T. Tanaka, S. Kaneko and H. Kajiwara: “Skill Assist and Power Assist for Periodic Motions based on Phase Difference Control by using an Energy Control Method”, GCOE-NGIT 2012, Sapporo, Japan, January 2012.
- (9) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 梶原秀一: “セミアクティブ・アシスト機構による周期運動における負担軽減と動作矯正”, RSJ-HRT 学術講演会 2012, pp.154-157, 札幌, 2012, 3.
- (10) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 梶原秀一: “セミアクティブアシスト機構によるスキルアシスト時の位相差リミッタによるスキルアシスト率制御の一考察”, 第30回ロボット学会学術講演会, 2H1-5, 札幌, 2012, 9.
- (11) 吉藤 拓土, 田中孝之, 日下聖, 金子俊一, 梶原秀一: “複数周波数成分を持つ周期運動におけるスキルアシストのためのエネルギー制御”, 第30回ロボット学会学術講演会, 1F2-2, 札幌, 2012, 9.
- (12) 日下聖, 田中孝之, 奈良博之, 山岸孝幸, 小倉庄太郎: “3次元動作を補助するセミアクティブ軽労化スーツ”, 実フィールド試験用スマートスーツの開発と酪農作業, SICE-SI2012, 1N2-4, 2012.12.
- (13) 奈良博之, 田中孝之, 日下聖, 山岸孝幸, 小倉庄太郎: “実フィールド試験用スマートスーツの開発と酪農作業補助”, 第13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 (SI2012), 福岡, 2012, 12.
- (14) 奈良博之, 田中孝之, 日下聖, 山岸孝幸, 小倉庄太郎: “姿勢推定による酪農作業用スマートスーツの補助力最適化と実フィールド試験”, 第5回北海道ロボット技術研究専門委員会学術講演会, 札幌, 2013, 3.
- (15) 若杉素秋, 田中孝之, 奈良博之, 日下聖, 金子俊一: “スマートスーツの補助力最適化のための動作計測と認識”, 第45回計測自動制御学会北海道支部学術講演会, 札幌, 2013, 3.
- (16) 奈良博之, 田中孝之, 日下聖, 若杉素秋, 山岸孝幸, 小倉庄太郎: “動作認識を用いた酪農作業用スマートスーツの補助力制御”, 電子情報通信学会技術研究報告, WIT2013, 81-86, 2013.
- (17) 若杉素秋, 田中孝之, 奈良博之, 日下聖, 金子俊一: “スマートスーツの補助力最適化のための動作計測と認識”, 電子情報通信学会技術研究報告, WIT2013, 81-86, 2013.

- (18) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 梶原秀一: “セミアクティブアシスト機構による周期運動のスキルアシストとパワーアシスト”, ROBOMECH2013, 講演番号 140, 筑波, 2013.
- (19) 日下聖, 田中孝之, 齊藤宗信, 鈴木善人: “スマートスーツおよびスマートスーツライトによる競走馬調教騎手の筋負担軽減”, スポーツアンドヒューマンダイナミクス 2013, 2A1-F08, 新宿, 2013.9.

その他の業績

査読付き学会誌等

- (1) 日下聖, 田中孝之, 今村由芽子, 鈴木善人, 斎藤宗信: “調教騎手用スマートスーツ・ライトの開発-騎乗装具との一体化による装着感の向上と負担軽減効果の検証-”, 日本ウマ科学会学術誌 Hippophile, No.47, pp.27-33, Jan. 2012.

学術講演

- (1) 田中孝之, 湯浅万紀子, 福岡麻紀, 日下聖, 渋谷文哉: “北海道大学におけるロボットコンテストを通じた学部横断型社会貢献”, SICE SI2008, 3F4-3, 2008.
- (2) 日下聖, 中野基輝, 渋谷文哉, 近藤香織, 小林範行, 佐野竜一, 田中孝之, 金子俊一: “福祉活動を啓蒙するロボットコンテストの一手法”, ROBOMECH2008, 2A1-I21, 2008.
- (3) 日下聖, 田中孝之, 金子俊一, 鈴木善人, 齊藤宗信: “調教騎手用スマートスーツ・ライトの開発-騎乗装具との一体化による着用感の向上と負担軽減効果の検証-”, 日本ウマ科学会 第23回学術集会, 2010, 11.