



Title	機能性流体ブレーキ・アクチュエータを用いた力覚提示システムの研究開発及びその上肢運動機能訓練・評価システムへの応用
Author(s)	原口, 真
Citation	大阪大学, 2009, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/390
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

機能性流体ブレーキ・アクチュエータを
用いた力覚提示システムの研究開発
及びその上肢運動機能訓練・評価
システムへの応用

大阪大学 大学院工学研究科

原口 真

平成22年1月

目次

1	緒論	1
1.1	本研究の背景	1
1.1.1	人間共存型ロボティクス・メカトロニクス	1
1.1.2	従来研究の紹介	1
1.2	本研究の目的	4
1.3	本研究の構成	4
2	冗長個数のブレーキを用いたパッシブ型力覚提示システムの力覚提示能力の解析	6
2.1	はじめに	6
2.2	パッシブ型力覚提示システムの方向誘導訓練への応用	7
2.3	パッシブ型力覚提示システムの性質	8
2.3.1	パッシブ型力覚提示システムの持つ問題点	8
2.3.2	抵抗力の大きさの考慮	11
2.3.3	実際のシステムにおける発生抵抗力の誤差	12
2.4	リニア型ブレーキシステムの提示力の解析	13
2.4.1	定義1に関連する命題	13
2.4.2	定義2に関連する命題	14
2.5	平行リンク型ブレーキシステムの提示力の解析	15
2.6	平行リンク型ブレーキシステムにおける冗長ブレーキの必要個数	17
2.7	冗長個数のブレーキを用いた平行リンク型システムの操作域の設定	19
2.8	数値シミュレーションによる検証	20
2.8.1	冗長個数のブレーキを用いた平行リンクシステム	20
2.8.2	数値計算による検証	21
2.9	まとめ	23

3	冗長個数の ER 流体ブレーキを用いたパッシブ型力覚提示システムとその制御	24
3.1	はじめに	24
3.2	ER 流体ブレーキ, ER 流体クラッチ	24
3.3	冗長個数の ER ブレーキを用いた 2 次元パッシブ型力覚提示装置 . .	26
3.4	制御方法	28
3.5	基礎実験	29
3.6	まとめ	32
4	低電圧駆動 ER 流体ブレーキを冗長個数用いた新規 2 次元力覚提示システムの研究開発	33
4.1	はじめに	33
4.2	低電圧駆動 ER 流体ブレーキ	34
4.3	冗長個数の ER ブレーキを用いた 2 次元パッシブ型力覚提示装置 . .	36
4.3.1	冗長個数ブレーキの検討	36
4.3.2	新規力覚提示装置のメカニズム	37
4.4	システムの力覚提示性能の検証	40
4.4.1	制御方法	40
4.4.2	制御実験	42
4.5	リハビリテーションへの応用	44
4.6	まとめ	45
5	MR 流体ブレーキを用いた 2 次元力覚提示システムの開発とその力覚提示能力	47
5.1	はじめに	47
5.2	MR 流体ブレーキ	49
5.2.1	MR 流体ブレーキの原理	49
5.2.2	高速応答 MR 流体ブレーキ	49
5.3	パッシブ力覚提示	53
5.3.1	2 次元パッシブ型力覚提示装置	53
5.3.2	パッシブ力覚提示とヒトの知覚との関係	55

5.4	振動提示	56
5.4.1	振動提示実験	56
5.4.2	振動提示とヒトの知覚との関係	57
5.5	壁面提示実験	57
5.6	粘性抵抗提示実験	61
5.6.1	基礎特性実験	61
5.6.2	訓練アプリケーションの開発	64
5.7	まとめ	64
6	3次元能動型力覚提示装置 EMUL と脳機能計測法 NIRS を用いた追 従訓練評価システム	66
6.1	はじめに	66
6.2	3次元上肢リハビリ支援ロボット ”EMUL ”	67
6.3	ER 流体アクチュエータ	68
6.4	光イメージングによる脳機能計測	69
6.5	訓練評価法	70
6.5.1	評価プログラム	70
6.5.2	評価指標	73
6.5.3	評価実験詳細	74
6.6	実験結果	75
6.6.1	上肢運動データ	75
6.6.2	脳活動データ	77
6.7	考察	79
6.7.1	上肢運動データ	79
6.7.2	脳活動データ	80
6.7.3	脳卒中患者への応用に向けて	80
6.8	まとめ	81
7	結論	83
	参考文献	85

8	付録	89
8.1	付録 A : 命題 1 の証明	89
8.2	付録 B : 運動学による種々の計算	90
8.3	付録 C : 操作域楕円	91
8.4	付録 D : 躍度最小化規範による目標球軌道の決定	95

图 目 次

2-1	Directional Guidance Training	8
2-2	Good range of resistance force	9
2-3	Bad range of resistance force	10
2-4	Range where the brake force can be generated	10
2-5	Definition of the brake force	10
2-6	Area of the definition 1	11
2-7	Example of proposition 1	14
2-8	Link coordinate system	15
2-9	Parallel linkage system and linear brake system	16
2-10	Definition of Area I and Area II	18
2-11	Example system for the numerical simuration	20
2-12	Direction of the force	22
2-13	Numerical calculation	23
3-1	ER fluid brake	25
3-2	ER fluid clutch	25
3-3	Overview of the system	26
3-4	Belt-pulley system	27
3-5	Controll method	29
3-6	Guide system	30
3-7	Orbit	30
3-8	Flow chart	31
3-9	Experimental results 1	31
3-10	Experimental results2	32
4-1	Structure of previous ER fluid brake	35

4-2	Mechanism of the new ER fluid brake	35
4-3	Characteristics of ER fluid brake	36
4-4	actual machine	37
4-5	Sub-link mechanism	38
4-6	Mechanism for transmission of brake torque	38
4-7	Linear guide system	39
4-8	Mechanism for generating the force4 (I)	39
4-9	Mechanism of linkage reduction unit	40
4-10	Mechanism for generating the force 4 (II)	41
4-11	Overview of the system	41
4-12	Experimental data of handle position	43
4-13	Experimental data of handle force	43
4-14	Experimental data of alpha	44
4-15	Directional guidance training program with the force display system . .	45
5-1	Conceptual illustration of MR fluid brake	49
5-2	Overview of a developed fast-response MR fluid brake	50
5-3	Cross-section diagram of the fast-response MR fluid brake	50
5-4	Relation between torque and flowing electric current of MR fluid brake .	51
5-5	Response data of the fast-response MR fluid brake	52
5-6	Hypothesis that response of MR brake is sum of two first-order lag elements	52
5-7	Overview of 2-D passive force display system	53
5-8	Conceptual illustration of robot arm part on the 2-D passive force display system	54
5-9	Linkage coordinate system	55
5-10	Sin-curved vibration force display	56
5-11	Virtual Wall force display	58
5-12	Trajectory of handle while wall surface force is displayed	59
5-13	Handle position data when the end effector contacts with a virtual wall	59
5-14	Handle velocity data when the end effector contacts with a virtual wall .	60
5-15	Handle force data when the end effector contacts with a virtual wall . .	60

5-16	An application of viscosity force display	62
5-17	Handle velocity data on the application of viscosity force display	63
5-18	Handle force data on the application of viscosity force display	63
5-19	A Training software "Virtual Maze"	64
6-1	EMUL	68
6-2	ER Actuator	69
6-3	Measurment system of training	70
6-4	Eight Vertex Reaching Program	71
6-5	Eight Vertex Reaching Program (software)	71
6-6	Velocity Distribution of the target ball	73
6-7	Experimental Scene using EMUL and NIRS	75
6-8	Total Error (Avg $\pm$ S. D.)	76
6-9	Minimum Jerk Model (Avg $\pm$ S. D.)	76
6-10	Minimum Hand-Force-Change Model (Avg $\pm$ S. D.)	76
6-11	Brain Map of NIRS	77
6-12	Data of Task-A1	78
6-13	Data of Task-B	78
6-14	Data of Task-A2	79
6-15	Comparison between Task-A1 and Task-A2	81
8-1	2 pattern area	89
8-2	Choice of the working plane	92
8-3	Working plane ellipsoid (L=250[mm])	93
8-4	Working plane ellipsoid (L=500[mm])	94

表 目 次

8-1	α_{max} on each working space (L=250)	93
8-2	α_{max} on each working space (L=500)	94

第1章

緒論

1.1 本研究の背景

1.1.1 人間共存型ロボティクス・メカトロニクス

産業用ロボット開発などで培われてきた我が国のロボティクス・メカトロニクス技術を人の居る場に持ち込み、人の出来ない事を肩代わりして人の暮らしを身近に支える技術として応用・発展させる事は多くの可能性を秘めている。その応用の展開は、介護福祉ロボットや医療用ロボット、パートナーロボットやアミューズメントロボット、警護ロボットや災害対策ロボット等と非常に幅広い。具体的な市場化が可能となれば家電、自動車と同様の裾野の広がりが期待できる。

しかし、人と同じ空間に存在するシステムは、そのロボットを操作する人、あるいはその周囲にいる人に対する安全性を十分保証するものでなければならない。これは従来開発されてきた産業用ロボットが直面することのなかった問題である。人間共存型システムの実現には、産業用ロボットに要求される安全性よりも本質的で、定量的な安全性が保証できなければならない。

本研究では特に介護・福祉・医療の分野に応用するための安全な人間共存型システムについて焦点を絞る。

1.1.2 従来研究の紹介

これまでに開発された人間共存型システムとして実用化されたものは少ない。

研究所レベルでは、VAセンターとStanford Univ.が大型の産業用ロボット(Puma560)を用いて開発したMIMEシステム^[1]などが存在する。しかし、VAセンターのもののように、産業用ロボットを人体の動作訓練に用いることは、安全性と安心感の欠如および寸法・重量や価格において課題を抱えており、実用化は困難である。MITのKrebsやHoganなどによる装置(MIT-MANUS)^[2]が実用化されているが、訓練が

行える可動範囲は特定された水平の平面に限られている。しかし、我々の日常生活の動きは3次元であるので、2次元のロボットで満足できるとはいえない。MITのものは完全に3次元空間を提示できるものではなく、その作業空間も小さく、必ずしもリハビリ訓練に適しているとはいえない。近年、MITで手首の回転3自由度を付加した5自由度ロボットが研究開発されている。しかし、機構の複雑により、特定動作の抽出が難しくなり、必ず医療現場の診断治療に適したものとはいえない。機構の複雑によりコストも高くなり、一般家庭への普及は困難である。

一方、装着型のロボットも昨今研究開発されている。筑波大学の山海らが開発したロボットスーツ HAL や、東京理科大学の小林らが開発したマッスルスーツなどである。これらは、人の上肢や下肢の姿勢が常に測定できるという利点をもつが、安全性・操作性・力覚提示性という点で、まだ実用化は難しいと思われる。

既存の3次元力覚提示システムを見てみると、SensAble Technologies（センサブルテクノロジーズ）社の PHANTOM や日商エレクトロニクスが販売している HapticMaster が有名である。ただし、これらは作業範囲が10~15 [cm] 立方と小さく、手先最大の力も数百グラム程度である。大型の PHANTOM もあるが、ワイヤーを使っているため剛性が低く、かたい壁等が表現できない。

Immersion Corporation（イマーシオンコーポレーション）の CyberForce（サイバーフォース）は作業範囲が30 [cm] 立方程度と比較的大きく、発生できる力も1 [kg] を越えるが、華奢な作りのため剛性が低くなっている。

つまり、

- 数キログラムの力を提示できる中・大型のものは極めて少ない。
- 実用化されている中・大型のものは剛性が低い。

というのが現状である。これらの製品では、リハビリテーション訓練システムに応用することは難しい。

これまで古荘研究室では、ER 流体、MR 流体アクチュエータを用いた2次元力覚提示装置を開発し、その基礎特性実験や臨床試験を行ってきた^{[3]~[11]}。ER 流体とは、電場を印加することでそのレオロジ特性を変化させることのできる流体である^[12]。一方、MR 流体とは磁場を印加することでそのレオロジ特性が変化する^{[13][14]}。

また 2003 年度まで医療福祉機器研究開発 (NEDO 委託研究) プロジェクトの一環として、3 次元上肢機構「EMUL」を開発し、これらのリハビリ支援ロボットに訓練の評価および訓練者への訓練結果・評価のフィードバック機構も含めた機能回復訓練支援システムを構築してきた^{[15] [16]}。具体的には、

- 上肢リハビリ訓練に適した中型の力覚提示システムの開発
- 力覚提示装置を用いるのに有効なリハビリ用ソフトウェアの開発
- 定量的評価の行えるフィードバックシステムの開発

を目指し、システムの実用化も視野に含め、高齢者、障害者の自立と社会参加を促進する一助となることを目的としてきた。なお本システムは ER アクチュエータを使用しており、優れた操作性・力覚提示特性を有すると同時に、訓練者に対して機構的かつ定量的に安全を保障することができるといった利点をもつ。また兵庫医科大およびボバース記念病院(現・森ノ宮病院)において臨床試験を行い、上肢リハビリテーションにおいて、ロボット技術や VR 技術を用いた上肢リハビリ支援システムの有効性が確かめられた。^{[17]~[20]}

さらに、愛知万博の次世代ロボット実用化プロジェクト(プロトタイプ支援事業)の支援を受け、肩・肘・手首の協調訓練が可能な 6 自由度ロボット (SERAFY) を開発し^[21]、2005 年の「愛・地球博」のプロトタイプロボット展 (2005 年 6 月 9 日~6 月 19 日) で展示した。

しかし、これまで我々が開発してきた上肢運動訓練システム (EMUL, セラフィ) は、3 次元空間での力覚フィードバックを実現するために自由度が多く必要な為、システムが肥大になる。研究に相応しいが、実用型リハビリ支援システムとしては、操作性、コスト、保守運用などに問題がある。そこで、制御可能な次元は平面の 2 次元であるがその平面の傾斜角を調整可能な準三次元の上肢運動訓練システム「PLEMO (PLEasant MOTivation)」の開発の構想が立ち上がり、実際にパッシブ型 PLEMO「PLEMO-P1」およびそのソフトウェアが開発された^[22]。

PLEMO-P1 はパッシブ型ロボットであり、高い安全性を有するが、行える訓練の自由度は少ない。そこで、本論文では新たにパッシブ型とアクティブ型の切り替えが可能な準三次元上肢リハビリ支援ロボット「Hybrid-PLEMO」^[23]を開発し、多彩な訓練方式を実現することが可能となった。

1.2 本研究の目的

本研究の目的は安全な力覚提示システムを構築し，人間共存型システム技術発展に貢献することにある．具体的には以下のように箇条書きで纏められる．

1. 機能性流体ブレーキやアクチュエータを用いて，安全な力覚提示システムを構築する．
2. 機能性流体ブレーキを冗長個数用いたり，高速応答可能なブレーキを用いる事により，力覚提示性能を強化し，良質な訓練システムを実現する．
3. 冗長個数のブレーキを用いたシステムのブレーキの必要個数や制御方式などの理論を体系化する．
4. リンクやリニアガイドのみでシステムを構成する事で，高剛性なシステムを構築する．
5. 低電圧でも高トルクを発生可能な機能性流体ブレーキをシステムに使用する事で，安全で安価なシステムを目指す．
6. パッシブ型システムの方向誘導訓練への応用を考える．
7. エンコーダや力センサにより人の上肢運動機能を，脳機能計測装置により人の脳活動を計測して評価する事により，より効率的な訓練システムを構築する．
8. ヴァーチャルリアリティ技術と組み合わせる事により，訓練者のモチベーションを高める工夫を行う．

1.3 本研究の構成

本論文は全8章から成る．

第2章ではブレーキの個数を自由度の数用いない場合，どのような弊害が起こるのかについて述べる．そして，その問題を解決する為に冗長個数のブレーキを用いる手法を紹介する．十分な力覚提示をする為にはどのような理想抵抗力を発生させるべきかについて明確な定義を行い，その抵抗力を発生させる為に満たす

べき条件を詳細に導く．最初にリニア型ブレーキを用いたシステムについて述べ，さらに平行リンク型ブレーキシステムに発展させる．最後にそれらの理論の確認を数値計算にて行う．

第3章ではER流体ブレーキとER流体クラッチを紹介し，その安全性について述べる．実際のシステムにおいて第2章で定義した理想抵抗力を発生させる為にはどのような制御アルゴリズムを用いればよいかを述べる．さらに冗長個数のERブレーキを用いた2次元力覚提示システムを紹介し，そのシステムを新規制御方式にて制御し，目的の抵抗力が出せるかどうかの力覚提示実験を行う．

第4章では低電圧でも高トルクが発生可能な新規ER流体ブレーキを用いた新規2次元力覚提示システムについて紹介する．新規システムのリンクやリニアガイドなどを用いた高剛性な構造について詳細に紹介する．このシステムについても目的の手先抵抗力を発生させる力覚提示実験を行う．最後にこのシステムを用いた方向誘導訓練への応用について述べる．

第5章ではMR流体ブレーキを紹介し，その安全性を示す．高速応答可能なMR流体ブレーキを用いたシステムについて紹介する．このシステムを用いて，3つの基礎力覚提示：振動提示・壁面提示・粘性抵抗提示実験を行う．最後にそれらの力覚提示能力を利用して，訓練アプリケーションを作成する．

第6章ではER流体アクチュエータについて述べ，それを用いたリハビリシステムEMULを紹介する．さらに動的な計測が可能な脳機能計測法NIRSについて，このEMULとNIRSを用いた上肢訓練・評価システムについて述べる．このシステムにおいて軌道追従訓練アプリケーションを開発し，訓練中の上肢運動データと脳活動データを測定し，評価を行う．

第7章では本論文の結論を述べる．

第8章は付録であり，本編では行わなかった雑多な計算や証明について詳細に記す．

第2章

冗長個数のブレーキを用いたパッシブ型力覚提示システムの力覚提示能力の解析

2.1 はじめに

高齢化の進む我が国において、脳卒中等の疾患や高齢化などの理由により運動機能に障害を持つ人々は今後益々増加すると考えられる。これらの人々への充分なりハビリ環境を提供する事は社会の大きな課題の一つである。近年、力覚提示デバイスを利用した上肢リハビリ支援システムへの期待が高まっている^{[23]～[29]}。これらのシステムは、医師・療法士らによる通常の訓練と比べて多種多様な訓練が出来る他、上肢運動データを計測し、定量的に運動を評価できる。また訓練の半自動化を図る事で、医師・療法士らの負担を軽減できることも期待できる。

力覚提示システムは、力発生部にモータなどアクチュエータを用いたアクティブ型システムと、ブレーキなどの受動要素を用いたパッシブ型システムの2種類に分類できる。アクティブ型力覚提示システムは、アクチュエータを制御することで様々な力感覚（弾性・粘性・撃力など）を提示することができる。しかし、予期せぬ動き（ソフトや電子回路の暴走等による）を生じて操作者に危害をおよぼしてしまう可能性も存在する。また、システムの複雑化、高価格化も問題となる。

それに対して、パッシブ型力覚提示システムは操作者の操作入力に対する抵抗力を利用して力覚を提示するため、アクティブ型に比べ訓練の自由度は落ちるが、本質的に安全であり、容易に大きな力を提示できるシステムが開発できる。またコンパクトで安価なシステムを構築することができる。

パッシブ型力覚提示システムは能動的に力を発生できないため、仮想物体の提示には独自の制御方式が必要である。このシステムには、力を提示しにくい向きや

リンク姿勢が存在する．この問題に対して，Davis や Book により，冗長個数のブレーキを用いることで，パッシブ型システムの操作性が改善できるという報告がなされている [30]．

しかし，Davis, Book らの研究では，時定数が大きい電磁ブレーキを使っているため，制御性が悪く，力覚提示性能が良くないという問題点がある．この問題に対して，本研究では応答速度が高速な ER 流体ブレーキと ER 流体クラッチを導入する．

これまで，古荘らは ER 流体ブレーキを用いた 2 次元のパッシブ型力覚提示システムの開発を行ってきた [31][32]．さらに，古荘らは冗長個数のブレーキを有する力覚提示システムを開発し，このシステムにおいて ER 流体ブレーキを切り替えて制御することにより，壁をなぞる感覚を再現した [33][34]．

本章では，冗長個数のブレーキを有するシステムの力覚提示能力について理論的に解析を行う．最初にリニア型ブレーキシステムにおける抵抗力発生の可能条件について議論し，次にそれを応用した形でリニア型ブレーキシステムにおける抵抗力の発生可能条件について議論を行う

2.2 パッシブ型力覚提示システムの方向誘導訓練への応用

神経疾患による運動障害を治療するための学習が通常の運動スキルの学習と異なる点は，障害されていない神経制御回路を即通して，通常とは異なる運動制御の方法を学習させることにある

理学療法 (Physical Therapy) は，身体に障害があるものに対し，主としてその基本的動作能力の回復を図るために行われる．理学療法の手法の 1 つである固有受容性神経筋促通手技 (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation : PNF) [35] は，特有の誘い出しの手技を用いて望まれる反応を獲得しようとする方法である．

PNF の考え方をういたリハビリテーション技術の 1 つに，患者の抗力を利用して運動方向を誘導する“ 抗力利用型誘導 ”という考え方がある．そもそも，ある人の腕を例えば前に出してほしいとき，人はその人の腕を持って前に誘導しようとする．しかしこの場合その人の腕は前に出るが，腕の内部では前に出そうとする誘導の力に抗う力が逆方向に働いてしまう．つまり，外界から見ると腕は前に出さ

れているが、脳には腕を後ろに引いているという信号が送られている可能性がある。これは、間違った運動パターンを教えることになる。よって見た目の運動だけではなく、大脳皮質の運動領野でも腕を前に出している正しい運動をするように働いている必要がある。

上記のように腕を前に誘導しようとする時、それに抗う力が逆方向に働くため、逆に腕を体の方へ押すと、その力に抗う力は腕を前に出す方向に働く。これを利用し、ある方向に腕を動かしてほしいときその逆方向に力を加え、力を加減しながらその方向へ導いていく考え方を“ 抗力利用型誘導 ”という(図2-1)。ただし、患者の力に対して患者に加える力が大きすぎると、逆方向に誘導してしまう。よって患者に合わせた最適抵抗をかけることが重要となる。このような抗力利用型誘導訓練等の抵抗を利用する訓練をパッシブ型力覚提示システムで実現することができる。

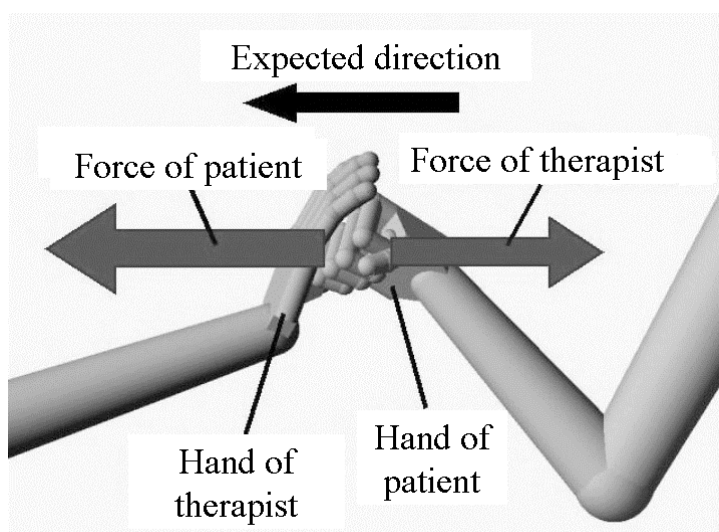


Fig.2-1: Directional Guidance Training

2.3 パッシブ型力覚提示システムの性質

2.3.1 パッシブ型力覚提示システムの持つ問題点

パッシブ型力覚提示システムにおいて、ある運動方向に対して表現できる抵抗力の種類が豊富である程、そのシステムは優秀であると言える。これは上肢リハビリ

リ支援システムを用いた訓練の自由度の向上につながる．特に，図2-2に示すようにシステムのハンドル部をある速度ベクトル $\vec{v}$ の向きに動かすことを考えた場合， $-\vec{v}$ から見て正と負の両角度方向に傾いた抵抗力(図中の $\vec{f}_R$ と $\vec{f}_L$)で挟まれた範囲内(図2-2中の灰色部分)において，抵抗力が発生可能であることが望ましい．例えば，静止流体の抵抗を受けながら手先を動かす時，進行方向とは逆方向の力を受けるが，流体が流れている場合，逆方向から少し反れた方向の力を受ける．このような力覚を提示するには，上記のような提示性能が要求される．

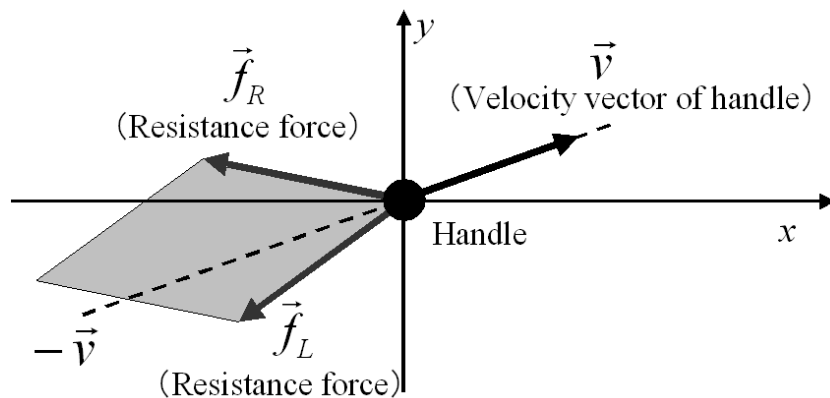


Fig.2-2: Good range of resistance force

しかし，自由度の数とブレーキの数が同じであるパッシブ型システムの場合，図2-3に示すように手先速度ベクトル $\vec{v}$ の逆向きの抵抗力さえ表現できないケースが発生してしまうことがある．この問題を自由度の数に対して冗長な数のブレーキを導入することで解決する．

パッシブ型システムにおいて，ハンドル部への抵抗力は，手先速度ベクトル $\vec{v}$ 後方の半平面(図2-4の斜線部分)内では発生させる事が出来ない． $\vec{v}$ 前方に発生させることは決してできない．

上記の性質を文字式で表すと次のようになる．手先抵抗力を $\vec{f}$ とし，手先速度ベクトルの逆向き $-\vec{v}$ からの $\vec{f}$ の傾きを α とする(図2-5参照)．但し， α は反時計周りを正と定義する．この時， $-\pi/2 < \alpha < \pi/2$ である．

要求する角度 α が大きいほど，希望の抵抗力が発生させるのが困難となる．従って，あらかじめ要求する上限を定めておき，その中で抵抗力の発生可能性について考えていく．そこで，要求する抵抗力を $\vec{f}_d$ とし，次のように定義を行う．

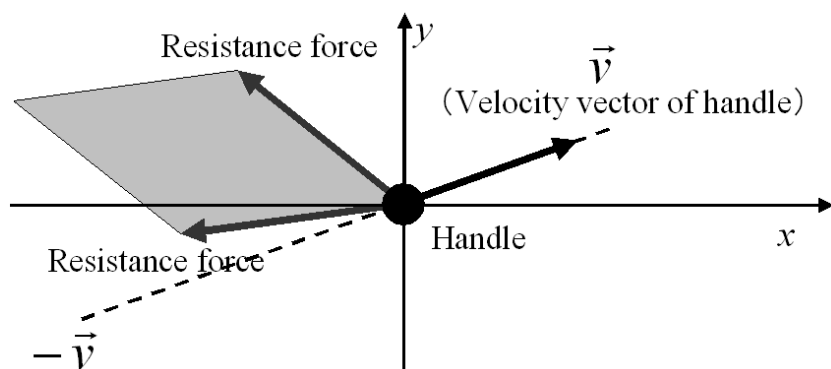


Fig.2-3: Bad range of resistance force

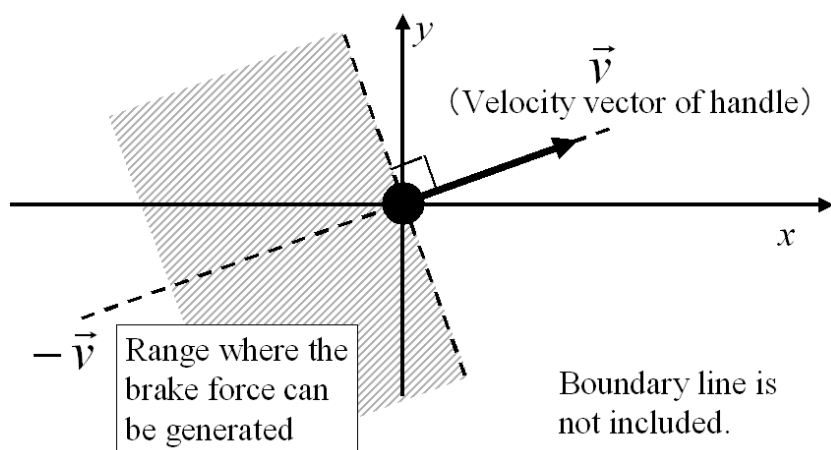


Fig.2-4: Range where the brake force can be generated

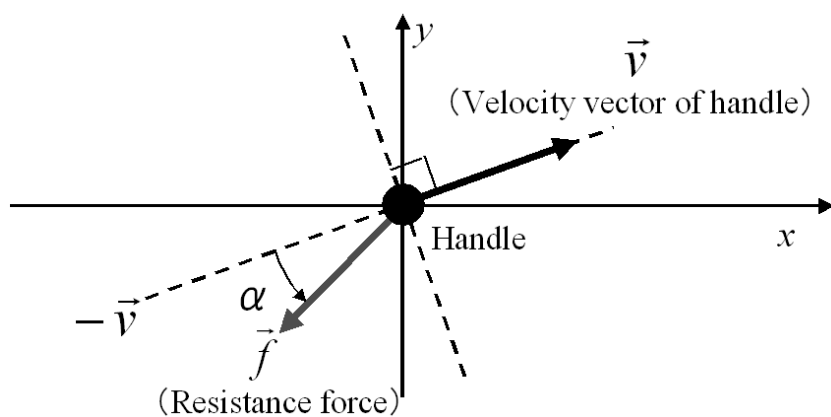


Fig.2-5: Definition of the brake force

【定義 2.1】

把持部の任意の運動方向に対して,

$$-\alpha_{max} \leq \alpha \leq \alpha_{max} \quad (2.1)$$

の方向の抵抗力 $\vec{f}_d$ が提示可能な時, システムは「角度範囲 $\pm\alpha_{max}$ 以内の抵抗力提示可能」と呼ぶことにする (図 2-6 灰色部). 但し, α_{max} は定数で, $0 \leq \alpha_{max} < \pi/2$ である.

α_{max} を要求に応じて設定していくことになる.

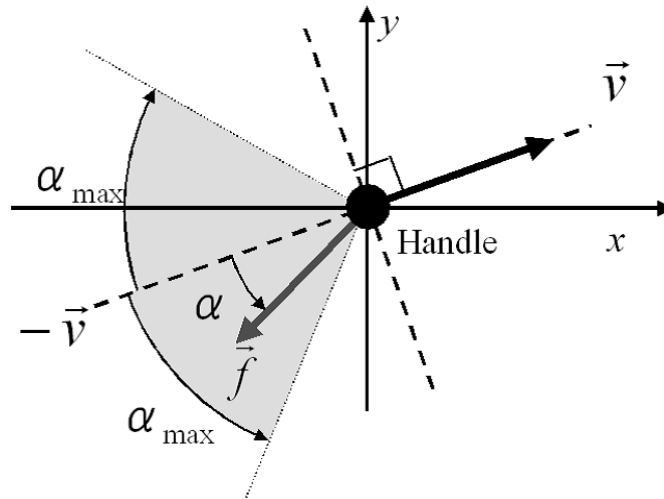


Fig.2-6: Area of the definition 1

2.3.2 抵抗力の大きさの考慮

ここまでの議論は抵抗力の方向について述べたに過ぎない. 例え望みの方向の抵抗力を出せたとしても, 望みの力の大きさが出せなければ意味がない. 傾きに加えて, 力の大きさも考慮した抵抗力の定義を以下のように行う.

【定義 2.2】

把持部の任意の運動方向に対して,

$$-\alpha_{max} \leq \alpha \leq \alpha_{max} \quad (2.2)$$

$$0 \leq |\vec{f}_d| \leq F_{max} \quad (2.3)$$

を満たす全ての抵抗 force $\vec{f}_d$ が提示可能な時, システムは「角度範囲 α_{max} , 大きさ F_{max} 以内の抵抗 force 提示可能」と呼ぶことにする. 但し, α_{max} , F_{max} は定数で, $0 \leq \alpha_{max} < \pi/2$, $F_{max} > 0$ である.

α_{max} , F_{max} を要求に応じて設定していくことになる.

2.3.3 実際のシステムにおける発生抵抗 force の誤差

実際のパッシブ型システムにおいて, 定義 2 の抵抗 force を発生させようとした場合, 以下のような要因が発生抵抗 force の正確性を損なわせると考えられる.

- ブレーキの時定数に起因する抵抗 force 発生が遅れ
- 計測機器の測定分解能やブレーキの提示力の分解能の限界
- 手先速度の数値計算で発生する誤差
- 実際の装置の慣性や摩擦の影響

ここではブレーキの時定数に起因する抵抗 force 発生が遅れについて考える. 手先を操作者が動かした始めた状態を初期時刻として, それから T 秒後 (T は制御するサンプリングタイムよりも大きいものとする) にブレーキ力が遅れて発生したとする. この時, 初期時刻から T 秒までは抵抗 force は発生しておらず, 抵抗 force の誤差発生要因の一つとなる. また, 初期時刻に比べて T 秒後の時点での手先速度や位置が大きく変化していた場合, T 秒時に発生させたい抵抗 force と実際に発生する抵抗 force (0 秒時に指定したブレーキ力) が食い違う事となり, 抵抗 force の誤差発生原因の一つとなる. このような形で現れる誤差を小さくする為には, 手先速度変化を

抑えるような訓練プログラムを考案する，応答性の高いブレーキを用いる，などの工夫を行う必要がある．

2.4 リニア型ブレーキシステムの提示力の解析

2.4.1 定義1に関連する命題

まず最初に，パッシブ型システムの基本であるリニア型ブレーキを用いたシステムにおいて，どのような条件を満たせば，定義1の抵抗力を発生させることができるのか，提示能力の解析を行う．

リニアブレーキは動かす方向とは逆向きの抵抗力を発生することができる．これを文字式で表すと以下ようになる．システムが計 n 個のリニアブレーキで構成されているとする．手先を動かした時の i 番目のリニアブレーキの速度ベクトルを $\vec{v}_i$ とする時， i 番目のリニアブレーキに発生するブレーキ力 $\vec{f}_i$ は次の関係式を満たすように発生する．

$$\vec{f}_i = -F_i \frac{\vec{v}_i}{|\vec{v}_i|} \quad (2.4)$$

ただし， $F_i(>0)$ は i 番目のリニアブレーキに発生させる力の大きさである．

リニア型ブレーキシステムについて，次の命題が成り立つ．

【定理 2.1】

隣接するリニアブレーキの相対角が，全て $\pi/2 - \alpha_{max}$ 以下である時，システムは”角度範囲 $\pm\alpha_{max}$ 以内の抵抗力提示可能”となる．

例えば図 2-7 に示すように，4 個のリニアブレーキを用いた場合を考える．相対角度 $\theta_a, \theta_b, \theta_c, \theta_d$ の全てが $\pi/2 - \alpha_{max}$ 以下であれば，「角度範囲 $\pm\alpha_{max}$ 以内の抵抗力提示可能」であることを意味している．

この命題 1 の証明は付録 A に示した．命題 1 を満たしていれば，手先速度ベクトルの逆向きから少なくとも $\pm\alpha_{max}$ までの方向の抵抗力を発生させることができる．

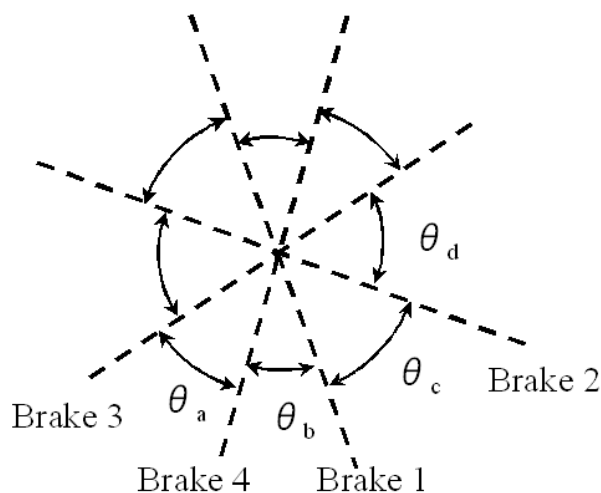


Fig.2-7: Example of proposition 1

2.4.2 定義2に関連する命題

前節の議論は抵抗力の方向のみを議論したにすぎない．方向に加えて，力の大きさも考慮した定義2の抵抗力を発生させるためには次のような命題を満たせばよい．

【定理 2.2】

隣接するリニアブレーキの相対角が，全て $\pi/2 - \alpha_{max}$ 以下であり，かつ全てのリニアブレーキの最大発生力が F_{max} 以上である時，システムは”角度範囲 $\pm\alpha_{max}$ ，大きさ F_{max} 以内の抵抗力提示可能”となる．

隣接するリニアブレーキの相対角が $\pi/2$ より小さくなる為，各ブレーキの大きさが F_{max} 以上である事を考えれば，隣接するブレーキの間の方向に発生する抵抗力は大きさ F_{max} まで出せる事は明らかである．命題2を満たしていれば，手先速度ベクトルの逆向きから少なくとも $\pm\alpha_{max}$ までの方向の，少なくとも F_{max} までの大きさの抵抗力を発生させることができる．

リニア型ブレーキにおいて，命題2を満たすように，自由度に対して冗長な数のリニアブレーキを追加すれば，2章で述べた問題を解決する事が可能である．

2.5 平行リンク型ブレーキシステムの提示力の解析

次に，しばしば用いられる回転型ブレーキを用いた関節型のシステムについて考える．特に関節型の中でも力覚提示性能を上げる為，ブレーキをベース部に集中して配置する平行リンク型システムを考える．平行リンクシステムにおいても，リニア型ブレーキシステムと同様な理論を展開できる．平行リンク型システムの座標系を図 2-8 のように設定する．自由度とブレーキの数が同じ場合，リンク 1 の角度 θ_1 に対して回転型ブレーキ 1 が働き，リンク 2 の角度 θ_2 に対して回転型ブレーキ 2 が働くことになる．

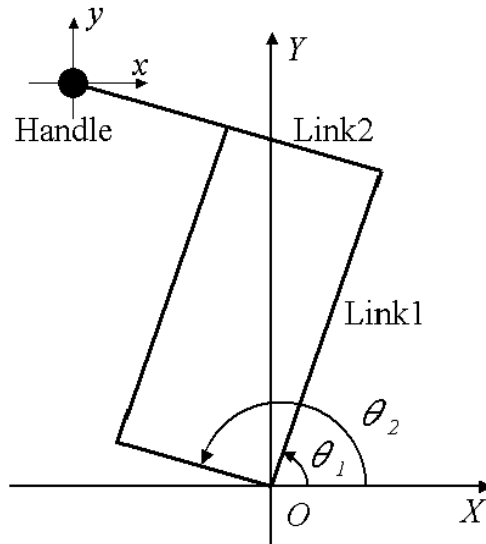


Fig.2-8: Link coordinate system

回転型ブレーキは動かす回転方向とは逆向きの抵抗トルクを発生することができる．これを文字式で表すと以下のようになる．システムが計 n 個の回転型ブレーキで構成されているとする．手先を動かした時の i 番目のブレーキの角速度を $\dot{\theta}_i$ とする時， i 番目のブレーキに発生するブレーキトルク τ_i は式 (2.4) と同様に次の関係式を満たすように発生する．

$$\tau_i = -T_i \frac{\dot{\theta}_i}{|\dot{\theta}_i|} \quad (2.5)$$

ただし， $T_i (> 0)$ は i 番目の回転型ブレーキに発生させるトルクの大きさである．2 つのブレーキを有した平行リンク型システムにおいては，ブレーキ 1 による

手先力 $\vec{f}_1$ はリンク2の方向に働き、ブレーキ2による力 $\vec{f}_2$ はリンク1の方向に働く（図2-9）参照．従って，各リンク姿勢毎の微小範囲に着目すると，ブレーキ力は手先に直線状に作用するものと捉えることができる．よって，平行リンク型システムにおいても各姿勢毎で分類すれば，リニアブレーキ型システムと同様の理論を展開する事ができる．リンク姿勢が変化すると共に，2つのリニアブレーキの交わり方が変化していくものと見なすことができる．

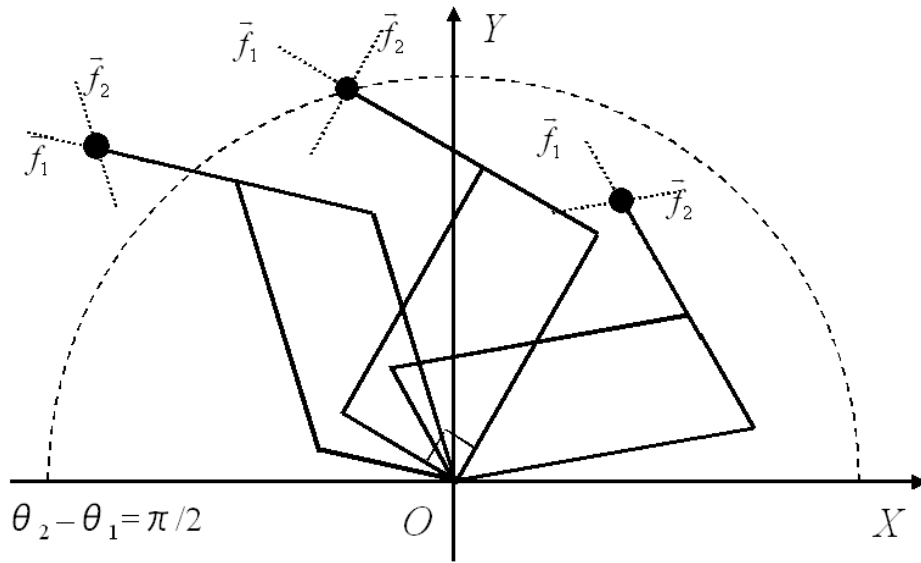


Fig.2-9: Parallel linkage system and linear brake system

平行リンクシステムにおいては各姿勢ごとに次の補題を満たすように，冗長個数のブレーキを追加することで定義2の抵抗力を発生させることが可能である．

【補題 2.1】

各回転型ブレーキによって発生する手先力の内，隣接する手先力の相対角が全て $\pi/2 - \alpha_{max}$ 以下であり，かつ各回転型ブレーキによって発生する手先力の最大発生力が全て F_{max} 以上である時，全ての手先方向において，”角度範囲 $\pm\alpha_{max}$ ，大きさ F_{max} 以内の抵抗力提示可能”である．

2.6 平行リンク型ブレーキシステムにおける冗長ブレーキの必要個数

2つのブレーキを有した平行リンク型システムにおいては、2つのブレーキ力 $\vec{f}_1, \vec{f}_2$ のなす角度は2つのリンクの相対角度、すなわち $\theta_2 - \theta_1$ によって決まる。従って、 $\theta_2 - \theta_1$ の変化に応じて、定義2の力が発生できない手先速度方向やそれを解決する為の冗長ブレーキの配置や個数が変化することになる。この節では、 $\theta_2 - \theta_1$ の変化に応じて、必要な冗長ブレーキの配置や個数がどのように変わるのかを解析する。必要な冗長ブレーキ個数は $\theta_2 - \theta_1$ だけでなく、要求する α_{max} によっても変化する。以下に用いる Area I, Area II とは2つのブレーキ力 $\vec{f}_1, \vec{f}_2$ 方向によって分けられる領域であり、2つのブレーキ力がなす角度が $\theta_2 - \theta_1$ である領域を Area I, その他の領域を Area II としている (図 2-10 参照)。

- 1) $\alpha_{max} = 0$ の時、必要な冗長ブレーキの配置は次のように場合分けされる。
 - a) $0 < \theta_2 - \theta_1 < \pi/2$ の時:Area II に最低1個必要
 - b) $\theta_2 - \theta_1 = 0$ の時:冗長ブレーキは無くてもよい。
 - c) $\pi/2 < \theta_2 - \theta_1 < \pi$ の時:Area I に最低1個必要
- 2) $0 < \alpha_{max} \leq \pi/6$ の時、必要な冗長ブレーキの必要最低個数およびその配置は次のように場合分けされる。
 - a) $0 < \theta_2 - \theta_1 < 2\alpha_{max}$ の時:Area II に最低2個必要
 - b) $2\alpha_{max} \leq \theta_2 - \theta_1 < \pi/2 - \alpha_{max}$ の時:Area II に最低1個必要
 - c) $\pi/2 - \alpha_{max} \leq \theta_2 - \theta_1 \leq \pi/2 + \alpha_{max}$ の時:Area I と Area II に最低1個ずつ必要
 - d) $\pi/2 + \alpha_{max} < \theta_2 - \theta_1 \leq \pi - 2\alpha_{max}$ の時:Area I に最低1個必要
 - e) $\pi - 2\alpha_{max} < \theta_2 - \theta_1 < \pi$ の時:Area I に最低2個必要
- 3) $\pi/6 < \alpha_{max} \leq \pi/4$ の時、必要な冗長ブレーキの必要最低個数およびその配置は次のように場合分けされる。
 - a) $0 < \theta_2 - \theta_1 < -\pi/2 + 3\alpha_{max}$ の時:Area II に最低3個必要
 - b) $-\pi/2 + 3\alpha_{max} \leq \theta_2 - \theta_1 < \pi/2 - \alpha_{max}$ の時:Area II に最低2個必要

- c) $\pi/2 - \alpha_{max} \leq \theta_2 - \theta_1 < 2\alpha_{max}$ の時:Area I に 1 個, Area II に 2 個最低必要
- d) $2\alpha_{max} \leq \theta_2 - \theta_1 \leq \pi - 2\alpha_{max}$ の時:Area I と Area II に最低 1 個ずつ必要
- e) $\pi - 2\alpha_{max} < \theta_2 - \theta_1 \leq \pi/2 + \alpha_{max}$ の時:Area I に 2 個, Area II に 1 個最低必要
- f) $\pi/2 + \alpha_{max} < \theta_2 - \theta_1 \leq 3\pi/2 - 3\alpha_{max}$ の時:Area I に最低 2 個必要
- g) $3\pi/2 - 3\alpha_{max} < \theta_2 - \theta_1 < \pi$ の時:Area I に最低 3 個必要

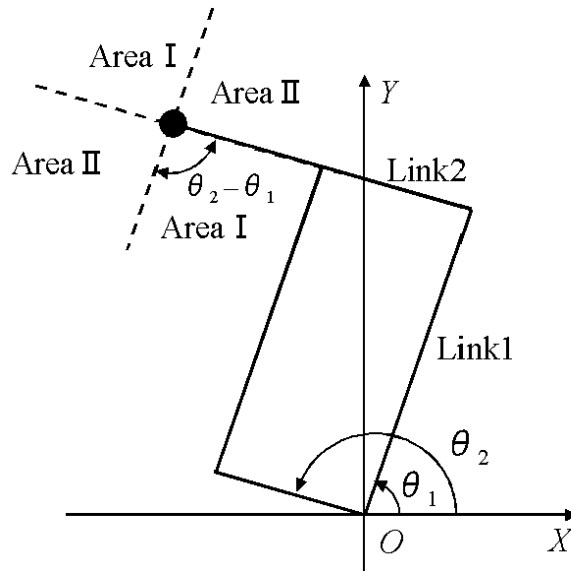


Fig.2-10: Definition of Area I and Area II

上記は, $0 \leq \alpha_{max} \leq \pi/4$ の時のみを述べたものである. 要求する α_{max} が大きくなるに従って, 場合分けはさらに複雑になる. 全てのパターンを網羅するのは不可能な為, 代わりに α_{max} の大きさと場合分けの間の関係を示す.

【定理 2.3】

α_{max} が $j/(2j+4)\pi$ ($j = 0, 1, 2, \dots$) を超える毎に, 必要なブレーキ配置の場合分けは 2 通りずつ増加する.

場合分けの初期値 ($j = 0$) は 3 通りである. 要求する α_{max} の大きさに応じて $2j+3$ 通りの場合分けを行えば, 必要な冗長ブレーキの配置が分かることになる.

尚, 命題 3 に対して次の補題が成り立つ.

【補題 2.2】

$$\lim_{j \rightarrow \infty} \frac{j}{2j+4} \pi = \frac{\pi}{2} \quad (2.6)$$

これは α_{max} の上限値が $\pi/2$ であるという事を示している.

補題 1 を満たすように上記の個数のブレーキを指定領域に配置すれば, 常に定義 2 の抵抗力が発生できるなお, 指定領域の部分に最低個数のブレーキを等分となるように配置するのが, 最も簡単な最適配置法の一つであると考えられる.

2.7 冗長個数のブレーキを用いた平行リンク型システムの操作域の設定

前節の結果より, リンクの動く範囲によって定義 2 の抵抗力が発生できる必要な冗長ブレーキ数が変化する事が分かる. 例として $0 < \alpha_{max} \leq \pi/6$ において, 2) の a)~e) までの領域にハンドルの操作域を制限した場合を考える. すると, 4 個の冗長ブレーキが最低限必要となる. 一方操作域を 2) の b)~d) に制限した場合は最低 2 個で済む. さらに 2) の b) 又は d) に制限した場合は, 僅か 1 個の冗長ブレーキで済むことになる.

システムの肥大化を避けるためには追加する冗長ブレーキの数は少ないほうが良い. これは操作域をうまく選ぶことで解決可能である. この問題に関して, 次の命題が成り立つ.

【定理 2.4】

$\alpha_{max} \leq j/(2j+4)\pi (j = 0, 1, 2, \dots)$ ならば, 冗長ブレーキ j 個のみで, 定義 2 の抵抗力が発生することのできる操作域が存在する.

例えば $j = 1$ の時, 前節の 2) の場合分けとなるが, その内の b) または d) に限定した操作域の事を指している. 但し, 操作域を限定することは, 訓練者の上肢可動域の制限や, それを防ぐ為のリンク長の増大によるシステムの肥大化も招くことから, 状況に応じて適切な冗長ブレーキ数と操作域の大きさの設定を選択していく必要がある.

命題4から次の補題が導かれる。

【補題 2.3】

$\alpha_{max} > j/(2j+4)\pi (j=0,1,2\dots)$ ならば、定義2の抵抗力を発生する為には、どのように操作域を選んだとしても冗長ブレーキは少なくとも $j+1$ 個必要となる。

補題3は α_{max} を増加させることは最低必要な冗長ブレーキ個数の増加も誘発させることを表している。

要求する α_{max} の大きさ、要求する操作域の大きさに応じて、上記の命題3,4と補題1,3を参考にして、平行リンクシステムを構成していく必要がある。

2.8 数値シミュレーションによる検証

2.8.1 冗長個数のブレーキを用いた平行リンクシステム

上記までの理論を検証する為に具体的な例を挙げて、数値シミュレーションを行う。簡単の為に2リンク平行リンクシステムを例にとって考える。リンクの長さは共に L であるとする。図2-11にリンク座標系を示す。下部リンクの角度 θ_1 、上部リンクの角度 θ_2 を固定するためにそれぞれのリンクにブレーキ1、ブレーキ2が取り付けられているものとする。

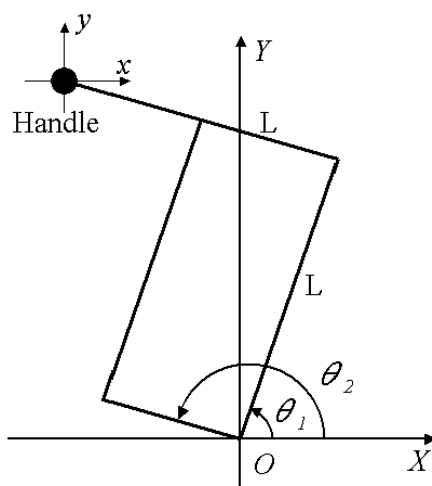


Fig.2-11: Example system for the numerical simulation

ブレーキ 1 によるトルクを τ_1 、ブレーキ 2 によるトルクを τ_2 、ブレーキ 1 によりハンドル部に発生する手先力を $\vec{f}_1$ 、ブレーキ 2 によりハンドル部に発生する手先力を $\vec{f}_2$ とした時、付録 B-1 より、次のように各手先力は発生する。

$$\vec{f}_1 = \frac{\tau_1}{L \sin(\theta_2 - \theta_1)} \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

$$\vec{f}_2 = \frac{-\tau_2}{L \sin(\theta_2 - \theta_1)} \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

上記の式は、 $\vec{f}_1$ はリンク 2 に沿った方向を、 $\vec{f}_2$ はリンク 1 に沿った方向を向くことを示した式でもある。

このシステムに、AreaI と AreaII の方向の手先ブレーキ力を発生させるようなブレーキ 3、ブレーキ 4 を加える事を考える。付録 B-2 を参考に、ブレーキ 3 を $\dot{\theta} = \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2$ を固定するようなブレーキ (クラッチ) として、ブレーキ 4 を $\dot{\theta} = -\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2$ を固定するようなブレーキ (クラッチ) として選択する。ブレーキ 3 によるトルクを τ_3 、ブレーキ 4 によるトルクを τ_4 、ブレーキ 3 によりハンドル部に発生する手先力を $\vec{f}_3$ 、ブレーキ 4 によりハンドル部に発生する手先力を $\vec{f}_4$ とした時、各手先力は次のように発生する。

$$\vec{f}_3 = \frac{-\tau_3}{L \cos(\frac{\theta_2 - \theta_1}{2})} \begin{bmatrix} \cos(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2} - \frac{\pi}{2}) \\ \sin(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2} - \frac{\pi}{2}) \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

$$\vec{f}_4 = \frac{-\tau_4}{L \sin(\frac{\theta_2 - \theta_1}{2})} \begin{bmatrix} \cos(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2}) \\ \sin(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2}) \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

$\vec{f}_3$ はリンク 1 とリンク 2 の相対角度 $\theta_2 - \theta_1$ を 2 等分するような向きに働き、 $\vec{f}_4$ は $\vec{f}_3$ に直行するような向きに働く事が分かる (図 2-12 参照)。

2.8.2 数値計算による検証

この章では前節で取り上げたパッシブ型システムに関して数値計算を行い、これまで述べた理論に対する具体例を示す事により、理論解析の理解を深める。図 2-13 は各姿勢ごと (リンクの相対角度 $\theta_2 - \theta_1$ で分けている) に取る事が出来る α_{max}

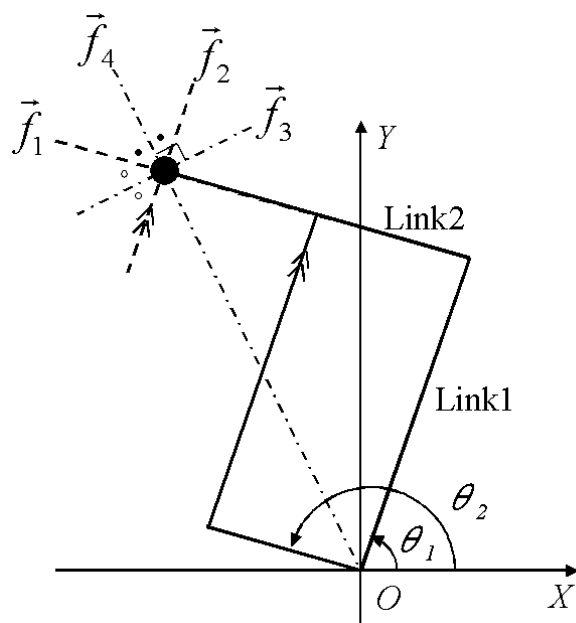


Fig.2-12: Direction of the force

の移り変わりをプログラムを用いて計算したものである．図2-12で示すとおり，ブレーキ1～ブレーキ4によって発生できる $\vec{f}_1 \sim \vec{f}_4$ の方向は分かっているので，各リンク姿勢 $(\theta_2 - \theta_1)$ ごとに手先速度を360度変化させて，その中で常に取り得る事の出来る最大の抵抗力の傾き角度 α を選び出せば，数値計算によって各リンク姿勢 $(\theta_2 - \theta_1)$ ごとの α_{max} を得る事が出来る．

図2-13は前章のシステムにおいて，(i) 冗長ブレーキを使わなかった場合，(ii) Area Iを二等分するブレーキ（即ちブレーキ4）を使った場合，(iii) Area IIを二等分するブレーキ（即ちブレーキ3）を使った場合，(iv) Area I, Area IIをそれぞれ二等分するブレーキ（ブレーキ3とブレーキ4）を使用した場合，の各4パターンにおける， $\theta_2 - \theta_1$ ごとの α_{max} の値を示している．

冗長ブレーキを使わなかった場合は5章の1)のb)にのみ対応しているため，グラフはただ1点のグラフとなっている．Area Iのブレーキを使用した場合は5章の1)のc)と，2)のd)に対応する．例として $\alpha_{max} = 0[\text{deg}]$ と設定した場合は5章の1)のc)に丁度対応している．また， $\alpha_{max} = 20[\text{deg}]$ と指定した場合は5章の2)のd)より，発生する事のできる範囲は $110[\text{deg}] < \theta_2 - \theta_1 \leq 140[\text{deg}]$ となるので，図2-13のグラフと丁度対応している事が分かる．Area IIのブレーキを使用した場

合も同様に5章の1)のa)と、2)のb)に丁度対応している。さらにArea I, Area IIのブレーキを使用した場合は5章の2)のc)と、3)のd)に対応している。

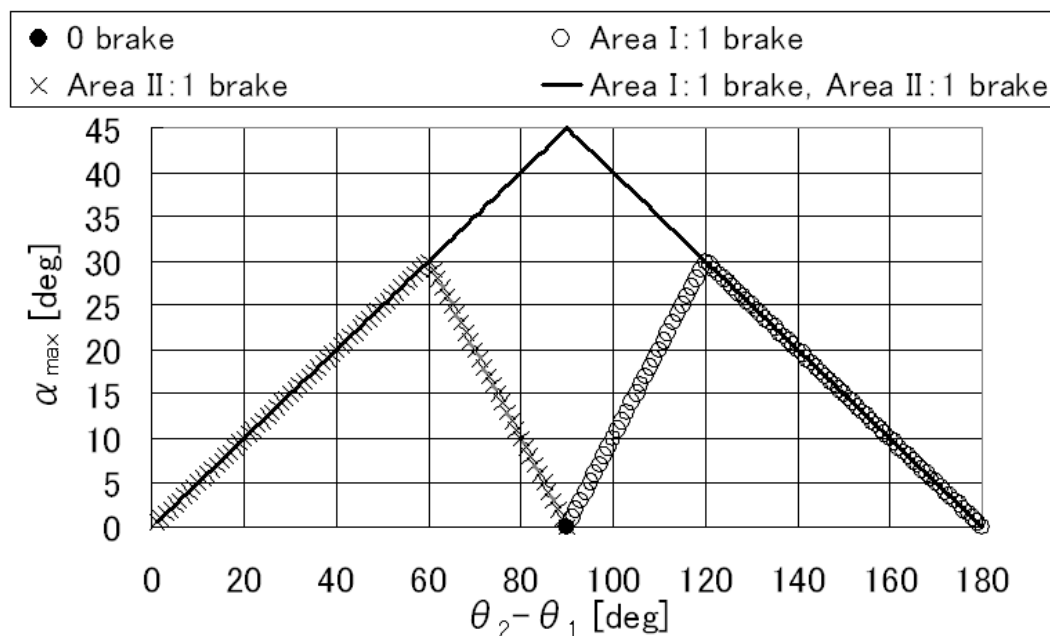


Fig.2-13: Numerical calculation

2.9 まとめ

本章では、以下の事柄について述べた。

1. 本稿では、リハビリにおける抵抗誘導訓練等に有効な冗長個数のブレーキの導入について理論的な解析を行った。ブレーキのみを用いた上肢リハビリ支援装置は高い安全性を有するため、特別の管理無く家庭や労健施設でも使用可能である。
2. パッシブ型システムが手先にどのような抵抗力を発生できるかについて示した。
3. 2個の冗長個数のブレーキを用いたパッシブ型システムを紹介し、このシステムに関して数値計算を行い、理論解析に対する具体的な例を示した。

第3章

冗長個数のER流体ブレーキを用いた パッシブ型力覚提示システムとその 制御

3.1 はじめに

力発生部にブレーキなどの受動要素を用いたパッシブ型力覚提示システムは能動的に力を発生できないため、仮想物体の提示には独自の制御方式が必要である。このシステムには、力を提示しにくい向きやリンク姿勢が存在する。この問題に対して、Davis や Book により、冗長個数のブレーキを用いることで、パッシブ型システムの操作性が改善できるという報告がなされている [30]。

これまで、古荘らはER(Electro Rheological) 流体ブレーキを用いた2次元のパッシブ型力覚提示システムの開発を行ってきた [31], [32]。さらに、古荘らは冗長個数のブレーキを有する力覚提示システムを開発し、このシステムにおいてER 流体ブレーキを切り替えて制御することにより、壁をなぞる感覚を再現した [33], [34]。

前章にて、最適な手先抵抗力を発生させるためには、パッシブ型システムがどのような条件を満たすべきなのかについて述べた。適切な個数の冗長ブレーキの選択やその配置法、操作域の設定などについてである。本論文では、この条件を満たした力覚提示システムにおいて実際に、手先抵抗力を提示する為の新たな最適制御方法について述べる。さらに、これらの理論を検証する為に基礎実験を行う。

3.2 ER 流体ブレーキ，ER 流体クラッチ

図3-1にER流体ブレーキの原理図を示す。ER流体ブレーキは2つの円筒（固定円筒と回転円筒）とその間に封入されたER流体 [36] で構成される。ER流体とは電

場を印加することによって、見かけの粘性が変化する機能性流体である。ER 流体の発生せん断応力はせん断速度にはほとんど依存せず、印加電場により正確な制御が可能である。また、応答速度は数ミリ秒と非常に速い。2つの円筒を電極として電場を印加することにより、回転円筒と接続された出力軸にブレーキトルクが発生する。

前節で述べたER 流体ブレーキの固定円筒部を回転円筒として使用した場合、図3-2に示すようなER 流体クラッチとして用いることが出来る。2つの円筒間に電場を加えることで、軸1と軸2との間にブレーキトルクを発生させることができる。

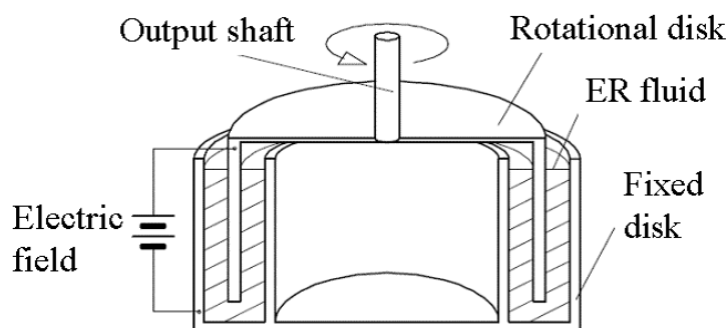


Fig.3-1: ER fluid brake

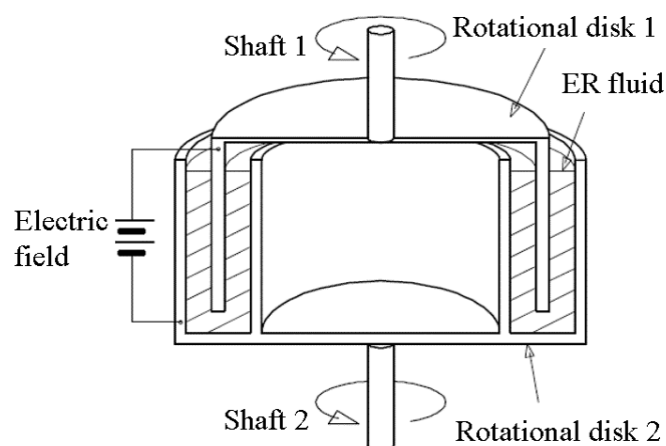


Fig.3-2: ER fluid clutch

3.3 冗長個数のERブレーキを用いた2次元パッシブ型力覚提示装置

図3-3に、ERブレーキを冗長個数用いた2次元パッシブ型力覚提示装置を示す。このシステムにおいては、3個のERブレーキと、1個のERクラッチが使われている。図2-8に本システムのリンク座標系を示す。平行リンク構造を採用している。リンク長はリンク1，リンク2共に250[mm]である。

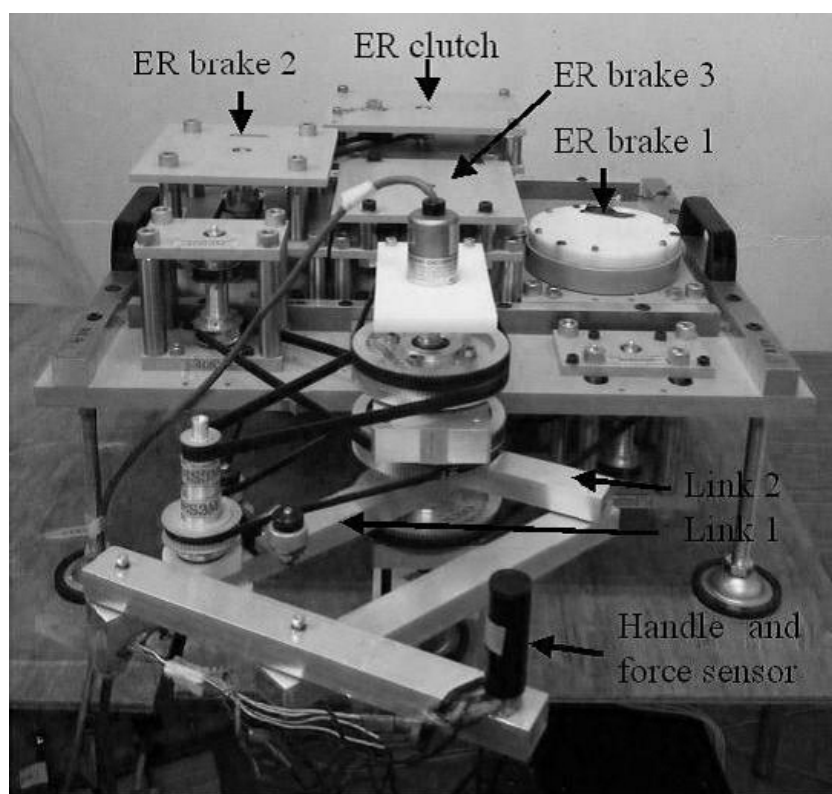


Fig.3-3: Overview of the system

システムの構造をよりシンプルに表したものが図3-4である。リンクとブレーキ（クラッチ）、ベルト-プーリー系などの基本構造のみ示している。図から分かる様に、リンク1（関節角度 θ_1 ）、リンク2（関節角度 θ_2 ）にはそれぞれERブレーキ1，ERブレーキ2が取り付けられている。ブレーキ3は、リンク1とリンク2が同じ角度だけ逆転するように取り付けられており、リンク1とリンク2の角度の和（ $\theta_1 + \theta_2$ ）に対して働く。さらに、ERクラッチ（ブレーキ4）がリンク1とリンク2との間に取り付けられており、リンク1とリンク2の相対角度（ $\theta_2 - \theta_1$ ）に

対して働くような構造をとっている．

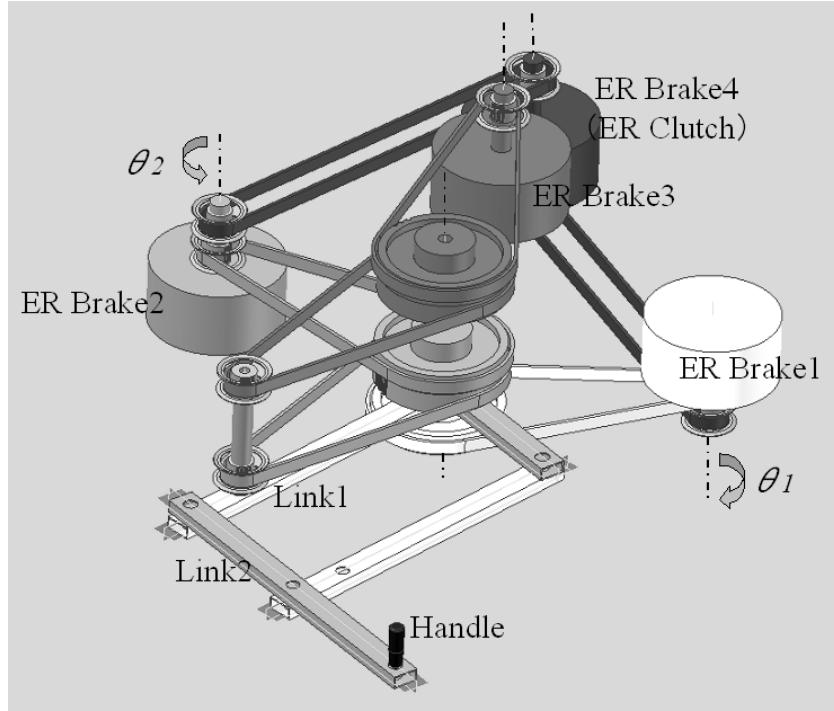


Fig.3-4: Belt-pulley system

i 番目のブレーキによるトルクを τ_i , i 番目のブレーキによりハンドル部に発生する手先力を $\vec{f}_i$ とした時, 次のように各手先力は発生する．

$$\vec{f}_1 = \frac{4\tau_1}{\sin(\theta_2 - \theta_1)} \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$\vec{f}_2 = \frac{-4\tau_2}{\sin(\theta_2 - \theta_1)} \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$\vec{f}_3 = \frac{-4\tau_3}{\cos(\frac{\theta_2 - \theta_1}{2})} \begin{bmatrix} \cos(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2} - \frac{\pi}{2}) \\ \sin(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2} - \frac{\pi}{2}) \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$$\vec{f}_4 = \frac{-4\tau_4}{\sin(\frac{\theta_2 - \theta_1}{2})} \begin{bmatrix} \cos(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2}) \\ \sin(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2}) \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

上記の式より, $\vec{f}_1$ はリンク 2 に沿った方向を, $\vec{f}_2$ はリンク 1 に沿った方向を向くことが分かる．又, $\vec{f}_3$ はリンク 1 とリンク 2 の相対角度 $\theta_2 - \theta_1$ を 2 等分するような向きに働き, $\vec{f}_4$ は $\vec{f}_3$ に直交するような向きに働く事が分かる (図 2-12 参照)．

本システムは要求する α_{max} を $\alpha_{max} < \pi/6$ で設定した場合、リンクの相対角度 $\theta_2 - \theta_1$ が

$$2\alpha_{max} \leq \theta_2 - \theta_1 \leq \pi - 2\alpha_{max} \quad (3.5)$$

を満たすようにリンクの動く範囲を制限すれば、定義1の方向の抵抗力を提示することができる。

全てのブレーキの最大発生トルクが同じ T_{max} であった時、式(3.1), (3.2), (3.3), (3.4)より、各ブレーキによる手先力の大きさ $|\vec{f}_1|$, $|\vec{f}_2|$, $|\vec{f}_3|$, $|\vec{f}_4|$ は T_{max}/L と同等か、それよりも大きくなる事が分かる。従って、式(3.5)を満たすような範囲で操作域を制限して、さらに T_{max} が $F_{max}L$ 以上になるようにすれば、このシステムは定義1の抵抗力を発生できることになる。

3.4 制御方法

冗長個数のブレーキを有したパッシブ型システムは、適切な操作域を選ぶ事で、定義1の抵抗力を発生することができる。しかしブレーキが冗長個数あるが為に、各ブレーキにより発生する手先への抵抗力が3個以上存在する事になる。従って、ある1つの手先抵抗力を発生させるのに様々な組み合わせが発生することになる。最適な組み合わせ手法を設定する必要がある。

本研究では提示したい抵抗力からの傾き角度が最も小さい2つの手先ブレーキ力（図3-5中の $\vec{f}_P$ と $\vec{f}_M$ ）を選び、その2つのブレーキ力によって抵抗力 $\vec{f}$ を実現する手法を取る。

選択した2つのブレーキには、以下の式のような大きさのブレーキ力を発生させる。

$$|\vec{f}_P| = |\vec{f}| \frac{\sin \beta_M}{\sin(\beta_M + \beta_P)}, |\vec{f}_M| = |\vec{f}| \frac{\sin \beta_P}{\sin(\beta_M + \beta_P)} \quad (3.6)$$

β は抵抗力 $\vec{f}$ からの各ブレーキ力への傾き角度であり、 β_P と β_M はそれぞれ $\vec{f}_P$ と $\vec{f}_M$ への角度 β を示している。この制御方式により、望むべき定義1の抵抗力 $\vec{f}$ を提示することができる。この制御方式は、手先速度の変化が緩やかである限りは、手先速度の傾きの変化に応じて滑らかに、使用するべきブレーキへの負荷を変化させていくことが出来るという特長を有する。

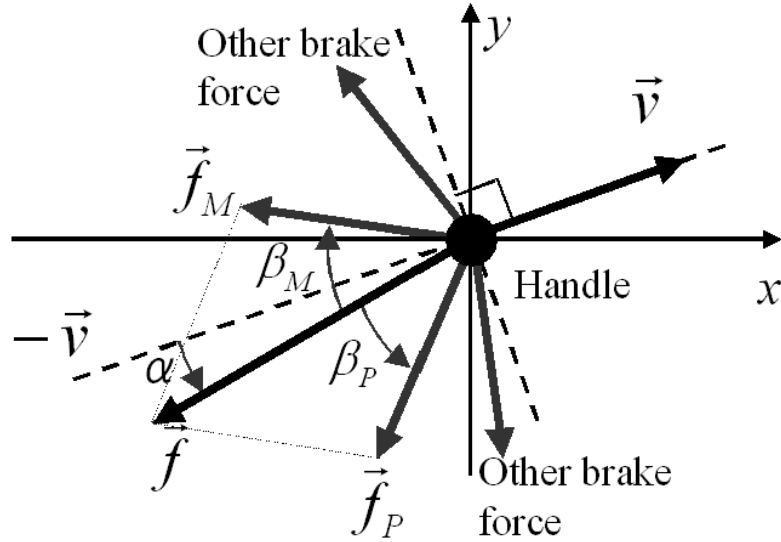


Fig.3-5: Control method

3.5 基礎実験

理論解析を検証する為に前章の装置を用いて、基礎実験を行った。実験装置の概要を図3-6に示す。図に示すようにハンドル手先にリニアガイドを取り付け、リニアガイドに取り付けられた重りをゆっくりと自由落下させることで、ハンドル部に一定方向に一定の手先力を与える。ハンドル部には2軸力センサが取り付けられており、この力センサの値から重りによる力を差し引くことにより、手先にかかるブレーキ力を知ることができる。

今回は図3-7に示すような軌道上で手先を動かし、手先速度の逆方向 $-\vec{v}$ から $-20[\text{deg}]$ ($\alpha = -20[\text{deg}]$) だけ傾いたブレーキ力が発生できるようにした。

軌道は付録Bの表8-1の $W200[\text{mm}] \times D200[\text{mm}]$ の操作域に含まれている為、このようなブレーキ力を発生させることができる。

各ブレーキへの指令電圧は図3-8のようなアルゴリズムで自動的に、各サンプリングタイム毎に処理を行う。但し、 $Brake_P$, $Brake_M$ とはそれぞれ $\vec{f}_P$, $\vec{f}_M$ の手先抵抗力を発生させる為のERブレーキであり、 τ_P , τ_M はその発生トルク、 $Volt_P$, $Volt_M$ は、ERブレーキに τ_P , τ_M の粘性トルクを発生させるのに必要な電圧を示す。

力センサ測定サンプリングタイムは $1[\text{msec}]$ で行った。その時の測定結果を図3-9, 3-10に示す。図3-9は手先速度の逆方向 $-\vec{v}$ を起点とした抵抗力 $\vec{f}$ の角度 α である。

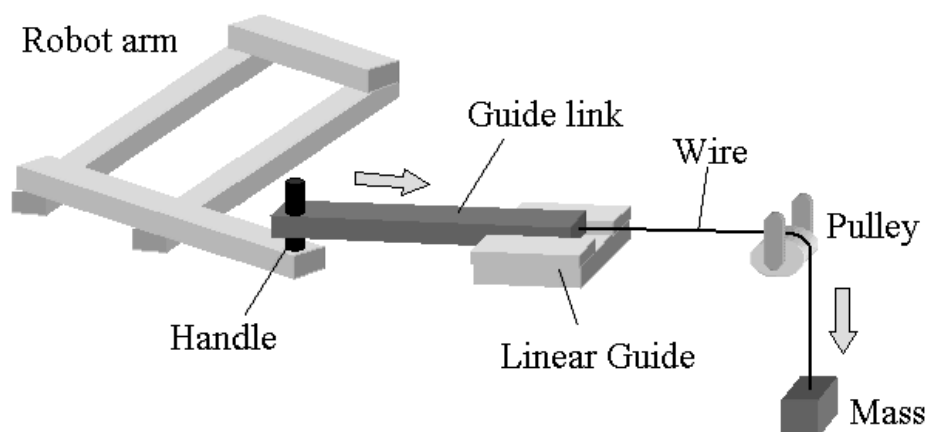


Fig.3-6: Guide system

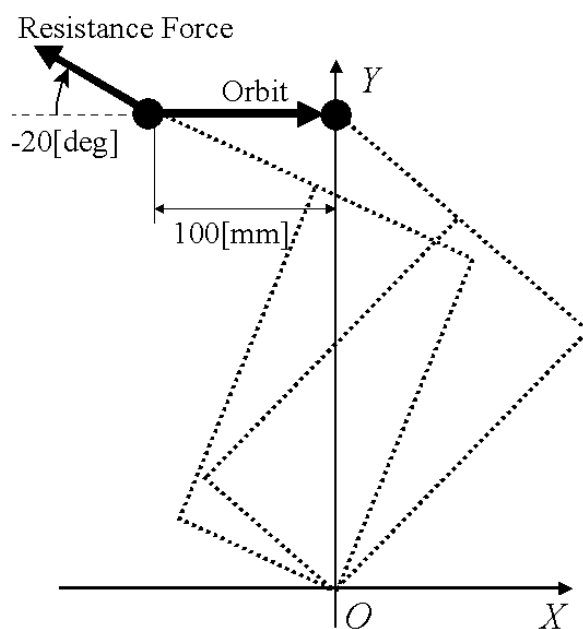


Fig.3-7: Orbit

図3-10は抵抗力 $\vec{f}$ の大きさ F を示す．前者は-20[deg]強の値，後者は12[N]程度の値を示し，いずれも一定の値が得られた．理論通りの抵抗力が発生できている事がわかる．

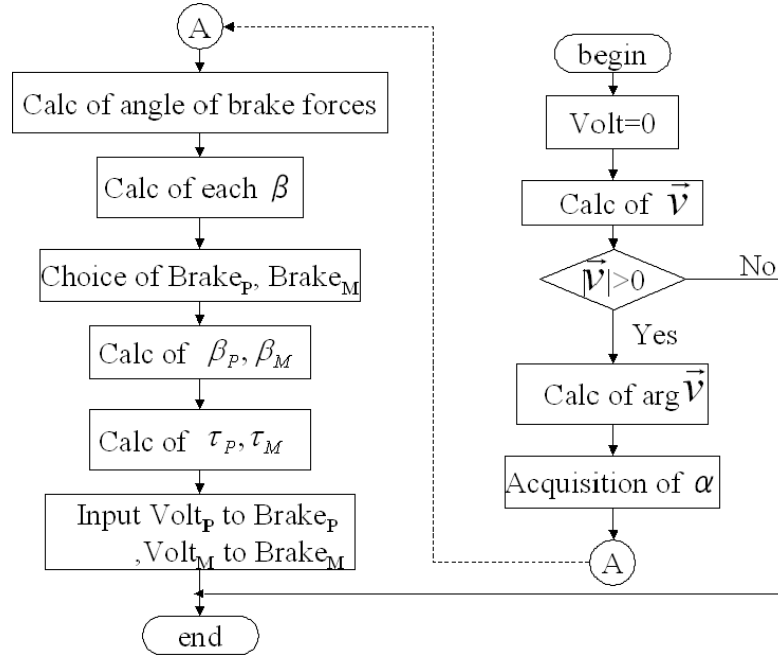


Fig.3-8: Flow chart

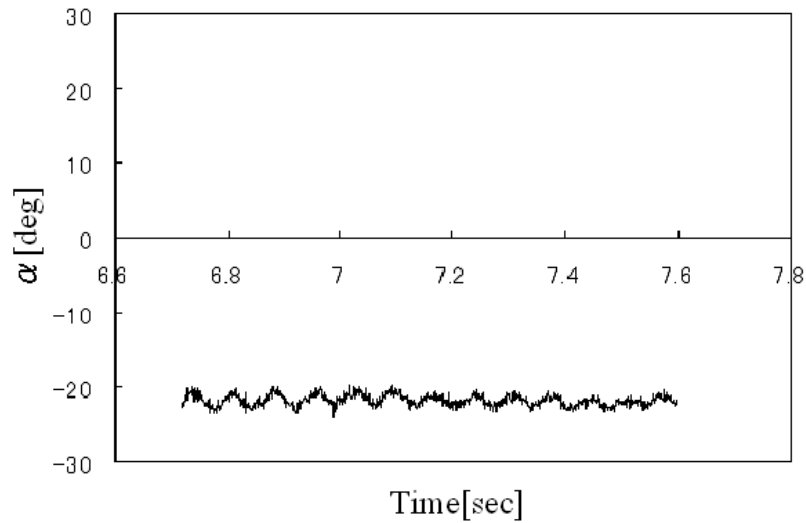


Fig.3-9: Experimental results 1

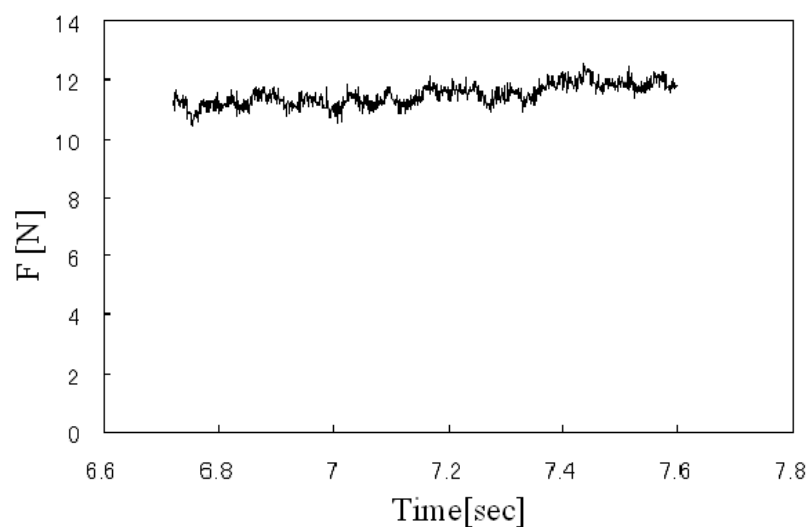


Fig.3-10: Experimental results2

3.6 まとめ

本章では，以下の事柄について述べた．

1. 冗長個数のER流体ブレーキを有する力覚提示装置について，任意の姿勢，向きにおける手先への抵抗力を提示する為の新たな制御方法を提唱した．
 - (a) ER流体および，それを用いたER流体ブレーキとER流体クラッチについて解説した．
 - (b) さらにこれらの理論を検証する為に基礎実験を行い，その有効性を示した．
2. これらの研究によりパッシブ型力覚提示システムを，抵抗力を有した上肢リハビリ訓練に応用する事が可能である．

第4章

低電圧駆動ER流体ブレーキを冗長個 数用いた新規2次元力覚提示システム の研究開発

4.1 はじめに

高齢化の進む我が国において、脳卒中等の疾患や高齢化などの理由により運動機能に障害を持つ人々は今後益々増加すると考えられる。これらの人々への充分なりハビリ環境を提供する事は社会の大きな課題の一つである。近年、力覚提示デバイスを利用した上肢リハビリ支援システムへの期待が高まっている^{[23]–[29]}。これらのシステムは、医師・療法士らによる通常の訓練と比べて多種多様な訓練が出来る他、上肢運動データを計測し、定量的に運動を評価できる。また訓練の半自動化を図る事で、医師・療法士らの負担を軽減できることも期待できる。

力覚提示システムは、力発生部にモータなどアクチュエータを用いたアクティブ型システムと、ブレーキなどの受動要素を用いたパッシブ型システムの2種類に分類できる。アクティブ型力覚提示システムは、アクチュエータを制御することで様々な力感覚（弾性・粘性・撃力など）を提示することができる。しかし、予期せぬ動き（ソフトや電子回路の暴走等による）を生じて操作者に危害をおよぼしてしまう可能性も存在する。また、システムの複雑化、高価格化も問題となる。

それに対して、パッシブ型力覚提示システムは操作者の操作入力に対する抵抗力を利用して力覚を提示するため、アクティブ型に比べ訓練の自由度は落ちるが、本質的に安全であり、容易に大きな力を提示できるシステムが開発できる。またコンパクトで安価なシステムを構築することができる。

パッシブ型力覚提示システムは能動的に力を発生できないため、仮想物体の提示には独自の制御方式が必要である。このシステムには、力を提示しにくい向きや

リンク姿勢が存在する。この問題に対して、Davis や Book により、冗長個数のブレーキを用いることで、パッシブ型システムの操作性が改善できるという報告がなされている [30]。

これまで、古荘らはER(Electro Rheological) 流体ブレーキを用いた2次元のパッシブ型力覚提示システムの開発を行ってきた [31] [32]。さらに、古荘らは冗長個数のブレーキを有する力覚提示システムを開発し、このシステムにおいてER 流体ブレーキを切り替えて制御することにより、壁をなぞる感覚を再現した [33][34]。

本章では、冗長個数の低電圧駆動型ER 流体ブレーキを有した2次元力覚提示システムの新規開発を行う。本章ではこのシステムの詳しい機構について述べ、さらにその力覚提示性能についても検証実験を行う。また、このシステムのリハビリ訓練への応用の可能性についても論じる。

4.2 低電圧駆動ER 流体ブレーキ

本章で紹介するシステムに力の発生のために使用する、ER 流体ブレーキについてこの節では解説を行う。冗長ブレーキを有しないパッシブ型上肢リハビリテーション支援システム PLEMO-P1^[29] で使用しているER 流体ブレーキ(図4-1)は、高い電圧をかけなければ十分なトルクが得られないという問題があった。そこで、古荘研究室では株式会社 ER テックの協力を得て、同程度のサイズで、特性の優れた新規なER 流体ブレーキを開発した。図4-2に新規に設計したER 流体ブレーキの図を示す。図4-2のように固定円筒と回転円筒の間に電場を印加することにより、ブレーキトルクが発生する。ER 流体は、ポリスチレンスルホン酸系の粒子に、フッ素オイル系の溶媒を用いている。このER 流体ブレーキでは、多重円筒構造の採用によって、以前は1[mm]であった電極間ギャップを0.5[mm]と小さくする一方で、ER 流体の濃度を低くし、電場印加時には高いトルクを発生させつつ、基底粘度を抑える事に成功している。

図4-3に2つのER 流体ブレーキの特性試験の結果を示す。本装置に使用する新規のER 流体ブレーキは従来に比べて、低電圧の印加で高いブレーキトルクを発生する事ができるようになった為、より安全にシステムを利用できるようになった。また、電圧を付加する高圧電源も必要なくなる為、より安価なシステムを構成す

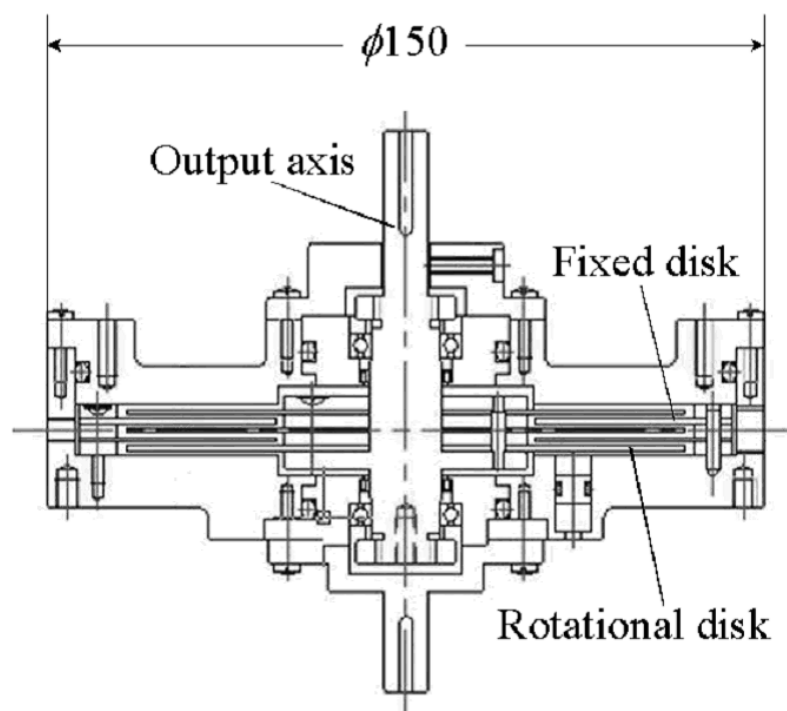


Fig.4-1: Structure of previous ER fluid brake

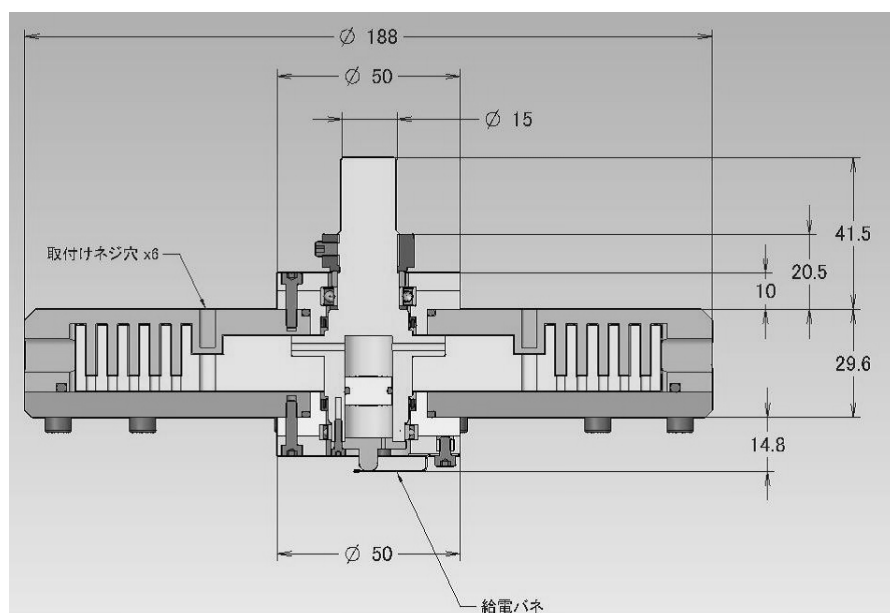


Fig.4-2: Mechanism of the new ER fluid brake

る事が出来る。

4.3 冗長個数のERブレーキを用いた2次元パッシブ型力覚提示装置

4.3.1 冗長個数ブレーキの検討

図2-11のような座標系を持つ2リンク平行リンクシステム(2つのリンクの長さは共に L) において, リンク1の角度 θ_1 を固定できるブレーキ1, リンク2の角度 θ_2 を固定できるブレーキ2を設置することを考える. この時, 2.8.1章で導かれるとおり, ブレーキ1により発生する手先力は図2-12の $\vec{f}_1$ の方向(リンク2の向く方向と同一方向)になり, ブレーキ2により発生する手先力は図2-12の $\vec{f}_2$ の方向(リンク1の向く方向と同一方向)となる. しかし, この2つの力だけでは図2-3で示したような問題が発生してしまうので, それを回避する為に, 手先にかかる抵抗力が図2-12の $\vec{f}_3$ と $\vec{f}_4$ の方向を向くような新たな冗長個数のブレーキ3とブレーキ4を加える事を考える. これはブレーキ3を $\dot{\theta} = -\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2$ を固定するようなブレーキ(クラッチ)として, ブレーキ4を $\dot{\theta} = \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2$ を固定するようなブレーキ(クラッチ)として選択することで, 解決できる事が2.8.1章で分かっている.

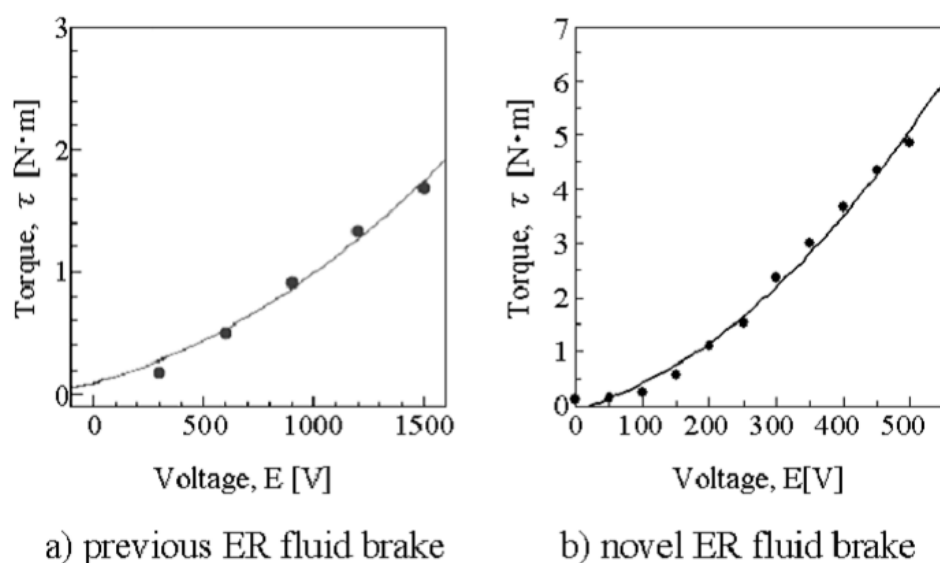


Fig.4-3: Characteristics of ER fluid brake

4.3.2 新規力覚提示装置のメカニズム

この節では新規開発した本システムの詳しいメカニズムについて述べる．図4-4に本研究で開発した2次元パッシブ型力覚提示装置を示す．アームリンク部には，前節で述べたように，慣性の影響を少なくする為に平行リンク構造が採用されている．リンク1とリンク2のリンク長は共に $L = 500[\text{mm}]$ である．操作域は $(0, \sqrt{2}L)$ を中心とする $\text{Width}400[\text{mm}] \times \text{Depth}250[\text{mm}]$ の領域である．リンクの角度は2つのロータリーエンコーダにより測定可能である．ハンドル手先には6軸力センサが取り付けられており，手先力を測定する事が出来る．

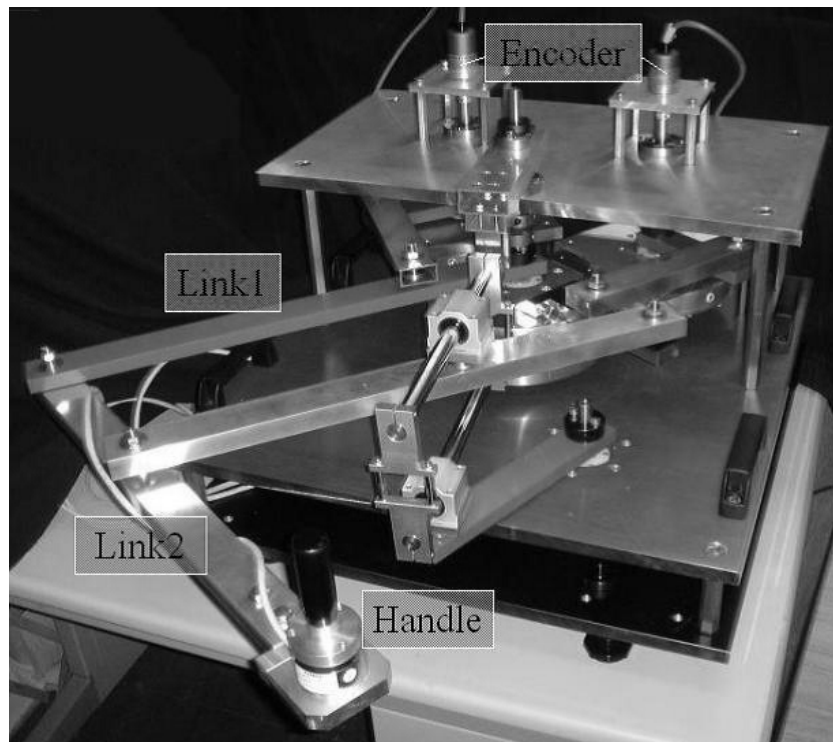


Fig.4-4: actual machine

図4-5の概念図に示すようにサブリンク1，サブリンク2を介して， θ_1 ， θ_2 の回転（ブレーキ1，ブレーキ2により固定可能）はリンク1，リンク2へと伝えられる．図4-5の中心部Oにはクラッチ（ブレーキ3）が設置され，リンク1とリンク2の相対角度 θ_3 のブレーキトルクを制御する．実際の構造を示したものが図4-6である．

次に θ_4 の回転を実現する為の機構について解説する． θ_4 の回転を実現する為

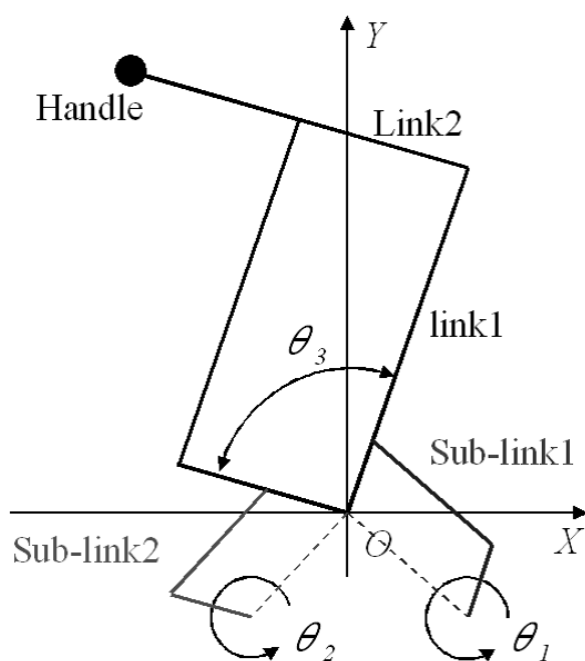


Fig.4-5: Sub-link mechanism

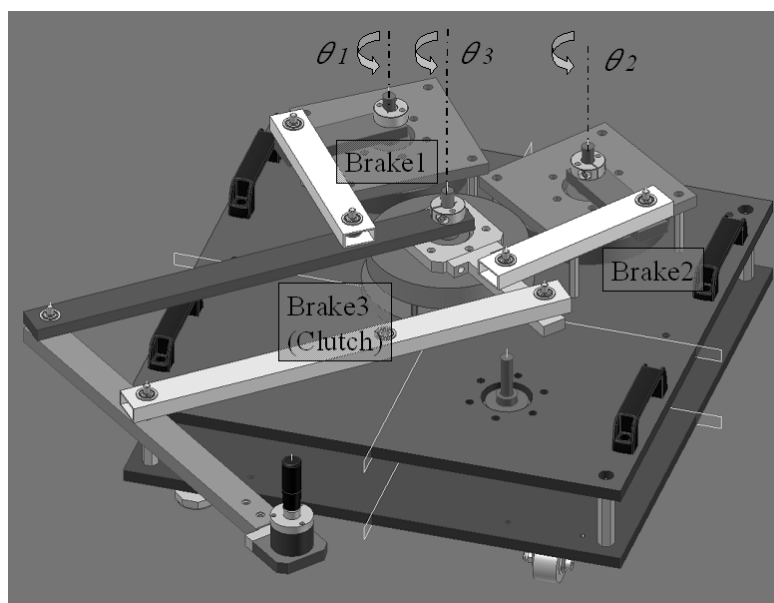


Fig.4-6: Mechanism for transmission of brake torque

にまず $\theta_4' = (\theta_2 - \theta_1)/2$ なる角度を制御することを考える．これを実現する為にリニアガイドシステムを採用した．図4-7にその概念図を示す．リニアガイドシステムを適用することにより，リンク1とリンク2の中間角度 θ_4' を制限できる．実際の構造は図4-8のようになる．

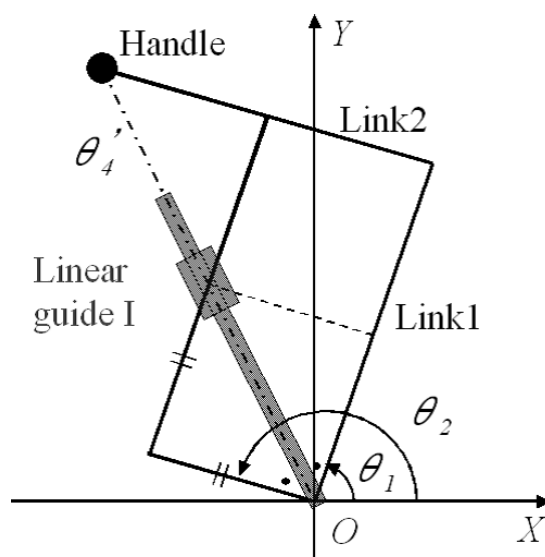


Fig.4-7: Linear guide system

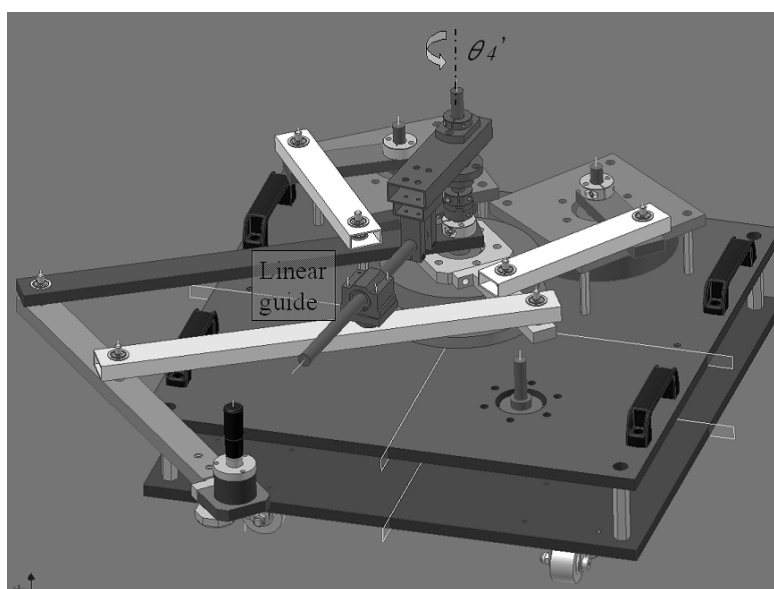


Fig.4-8: Mechanism for generating the force4 (I)

さらにこの θ_4' を減速リンク機構により2:1に増速することにより、 θ_4 を実現するブレーキ4を設置することが出来る。使用した減速リンク機構の概念図を図4-9に示す。再びリニアガイドを利用しており、一定範囲において常に1:2の減速比を実現することが可能である。図4-9のO'点にブレーキ4を設置すればよい。図4-7のリニアガイドと図4-9のリニアガイドが同一鉛直面内になるように配置すれば、 θ_4 を拘束することが可能となる。実際に構成された装置の様子を図4-10に示す。図4-10の上リニアガイド部は θ_4' を実現する為のリニアガイドシステムを、図4-10の下リニアガイド部はブレーキ4につながる減速リンク機構を示している。

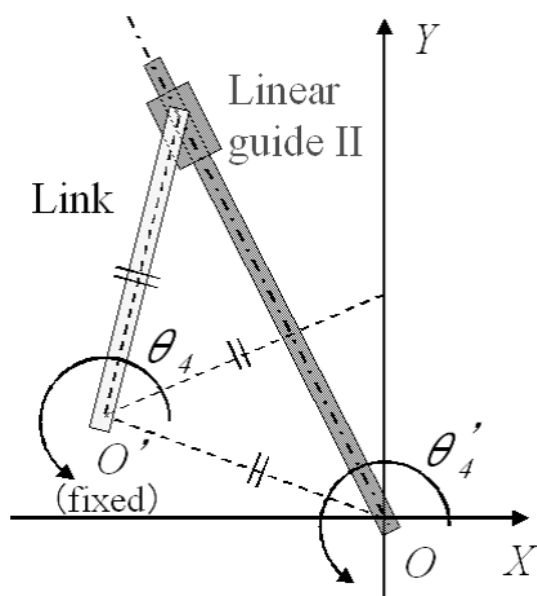


Fig.4-9: Mechanism of linkage reduction unit

全体の構成は図4-11のようになる。このように本システムのトルク伝達部はベルトやプーリー、ギアを用いず、リンクのみで構成している為、トルク損失が少なく、高剛性なシステムを構築する事が出来る。また、ブレーキに減速機構を介さずダイレクトにリンクを繋いでいる為、バックドライブ性も良い。

4.4 システムの力覚提示性能の検証

4.4.1 制御方法

ここまでの理論を検証する為に、力覚提示実験を行う。

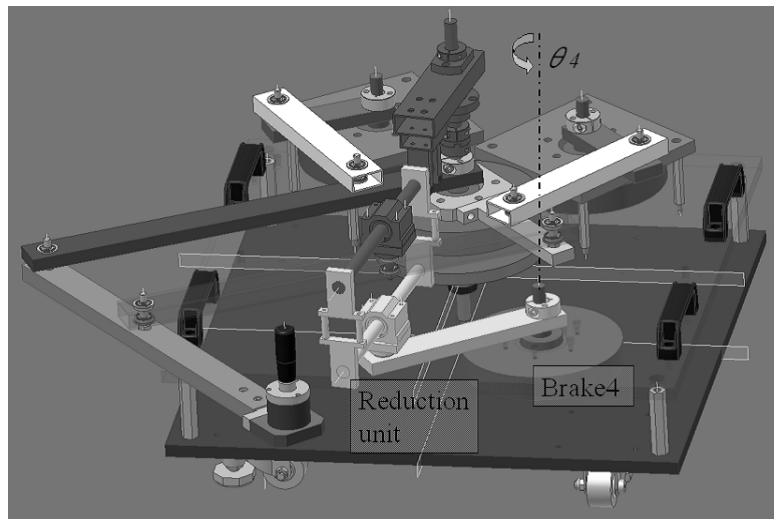


Fig.4-10: Mechanism for generating the force 4 (II)

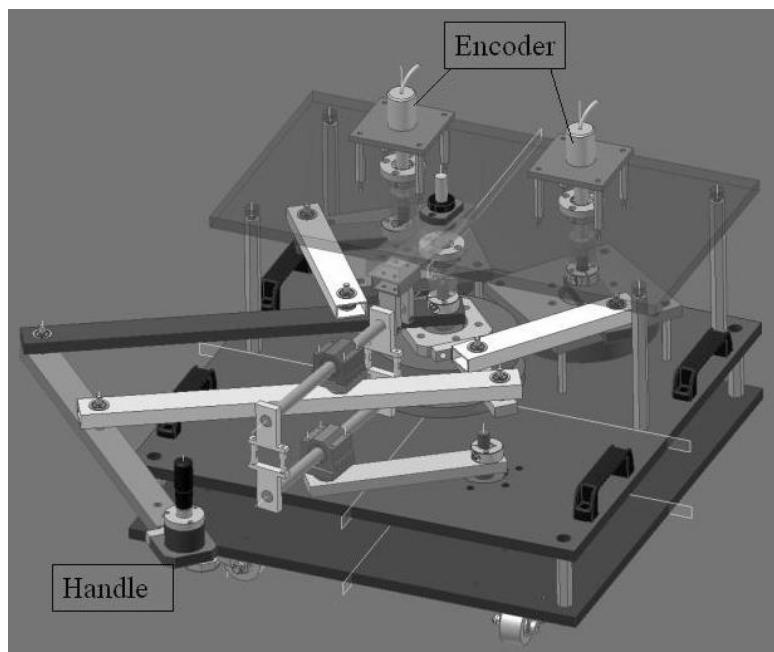


Fig.4-11: Overview of the system

システムの*i*番目のブレーキによるトルクを τ_i 、*i*番目のブレーキによりハンドル部に発生する手先力を $\vec{f}_i$ とした時、次のように各手先力は発生する。

$$\vec{f}_1 = \frac{2\tau_1}{\sin(\theta_2 - \theta_1)} \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

$$\vec{f}_2 = \frac{-2\tau_2}{\sin(\theta_2 - \theta_1)} \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

$$\vec{f}_3 = \frac{-2\tau_3}{\cos(\frac{\theta_2 - \theta_1}{2})} \begin{bmatrix} \cos(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2} - \frac{\pi}{2}) \\ \sin(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2} - \frac{\pi}{2}) \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

$$\vec{f}_4 = \frac{-2\tau_4}{\sin(\frac{\theta_2 - \theta_1}{2})} \begin{bmatrix} \cos(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2}) \\ \sin(\frac{\theta_1 + \theta_2}{2}) \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

式4.1～4.4を用いる事によって、どのような大きさのトルクを与えればどのような大きさの手先ブレーキ力を発生できるか分かる為、各ブレーキ手先力を制御することができる。今回のシステムでは操作域を Width400[mm] x Depth250[mm] と設定しているため、この操作域内の全ての点における全ての手先方向に対して、31[deg] までならば、任意に指定可能な傾き α を持った抵抗力を発生させる事ができる(付録Bの表8-2を参照の事)。

制御は3.4節の式3.6を利用する。

4.4.2 制御実験

実験の詳細仕様について述べる。ハンドルを図4-12のように動かし、その時に式3.6の原理で手先力が発生するように、各ブレーキに指令トルクを与えた。サンプリングタイムは2[msec]とし、 α は30[deg]で設定した。図4-13はその時の手先力の大きさ、図4-14は手先力の傾きから手先速度の傾きを減じたものであり、それぞれ F と α に対応する。それぞれ多少の誤差はあるものの、一定の大きさと傾きの抵抗力を発生できている事が分かる。

式3.6のアルゴリズムを使うにあたって、手先速度の傾きの値が必要となる。その為、手先速度変化が滑らかでないと、制御系を不安定にする可能性がある。計算に使用する手先速度の変化は滑らかである必要がある。しかし実際には操作者の入力や測定ノイズなどによって、手先速度は滑らかにならない事が考えられる。

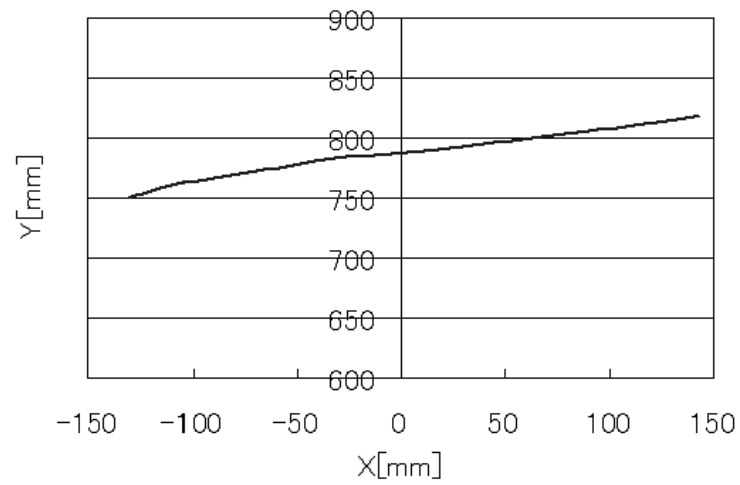


Fig.4-12: Experimental data of handle position

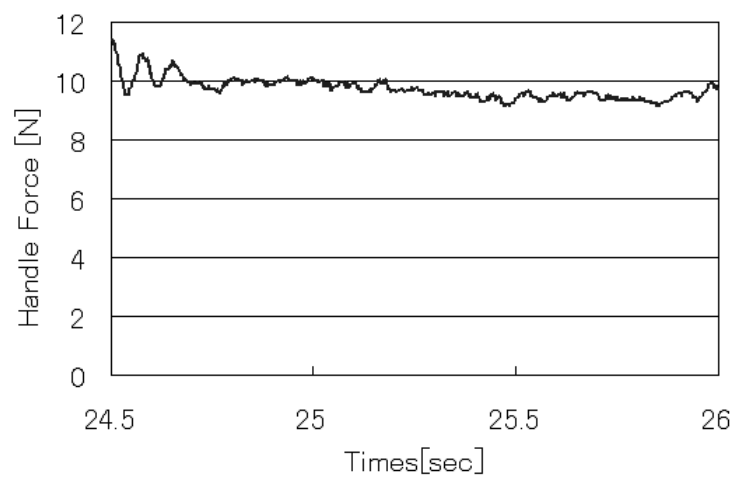


Fig.4-13: Experimental data of handle force

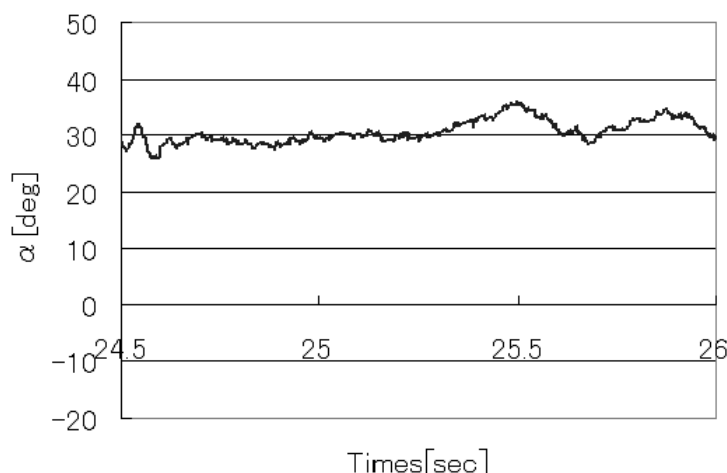


Fig.4-14: Experimental data of alpha

これを防ぐために、手先速度のデータをローパスフィルタに通し、その値を制御の計算式に使用することにした。使用したローパスフィルタは線形加重移動平均（LWMA：Linear Weighted moving Average）である。線形加重移動平均は、単純に重みを一定に平均化する通常の移動平均処理とは異なり、現在から過去に向かって線形に重みを減らして平均化を行う。線形加重移動平均は通常の移動平均と比べて、出力の遅れを小さくできることに大きな特長を有する。この実験では加算するサンプル数は150とした。これにより、滑らかな手先速度データを手に入れることができた。

4.5 リハビリテーションへの応用

2章2節で述べた抗力利用型誘導訓練等のような抵抗力を利用する訓練を今回開発したパッシブ型力覚提示システムで実現することができる。

前章までで、手先速度の逆方向ベクトルから見た発生手先ブレーキ力の角度は任意に調整できる事が示された（但し操作域に応じて上限有り。今回の操作域ならば、 $\alpha=31[\text{deg}]$ まで提示可能）。よって、この抵抗力を用いて、抗力利用型誘導訓練を行うことができる。図4-15に示すように訓練者の手先が、追従させたい目標軌道から外れた場合、目標軌道に向かう向きとは逆向きに弱い抵抗力を発生さ

せることにより，訓練者にどの方向に向かえばよいかを教示する事が出来る．但し，余りにも軌道から手先が外れすぎた場合は，強い抵抗力で持ってその手先運動を抑制させることとする．

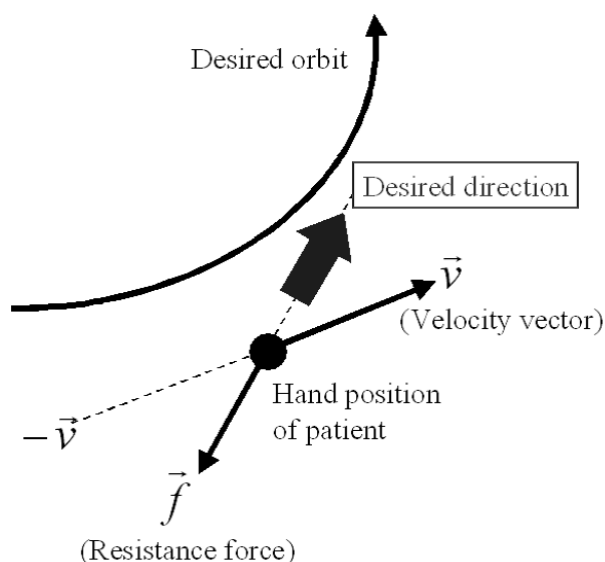


Fig.4-15: Directional guidance training program with the force display system

4.6 まとめ

本章では，以下の事柄について述べた．

1. 冗長個数の ER 流体ブレーキを用いた新規の 2 次元パッシブ型力覚提示装置を研究開発した．自由度に対して，冗長な個数の ER 流体ブレーキを用いているため，良質な手先抵抗力を操作者に与える事が出来る．
2. 本システムの ER 流体ブレーキは従来の多重円盤方式では無く，多重円筒構造を採用しており，電極間ギャップをより小さくする事が可能となった．その為，高い電圧が必要とされず，より安全で安価なシステムを構成できるようになった．
3. 本システムはベルト・ギア・プーリーなどを用いず，リンク・リニアガイドのみで構成されたダイレクトドライブ機構である．その為，伝達損失が少なくバックドライブ性に優れる．

4. 独自の制御アルゴリズムを利用する事により，目的の手先抵抗力が発生できる事を力覚提示実験にて確認した．本システムを用いて，抗力利用型の上肢リハビリ訓練を行うことが出来る可能性を示した．

第5章

MR 流体ブレーキを用いた 2 次元力 覚提示システムの開発とその力覚提 示能力

5.1 はじめに

力覚提示システムとは，仮想物体あるいは実在する物体からの力や，粘性，慣性などの力感覚を操作者に伝えるシステムであり，遠隔操作や各種訓練，医療，アミューズメント，リハビリテーションなど，幅広い分野における応用が期待されている．力覚提示システムは，力発生部にモータなどアクチュエータを用いたアクティブ型システムと、ブレーキなどの受動的な要素を用いたパッシブ型システムの 2 種類に分類することができる．

人間-共存型システムを構築するに当たって十分に注意を払わなければならないのは，安全性の問題である．アクティブ型の場合，システム自体の誤作動，故障による事故だけではなく，操作者の誤使用を起因とする事故を未然に防ぐことのできるシステムの開発が重要である．それに対して，パッシブ型の力覚提示では，ブレーキのような受動的な要素のみを用いて構成され，操作者の力や運動に対する抵抗を表現する．この装置では，制御系や電子回路が暴走しても，ハンドルやアームが自ら動き，力学的に危険な状態が発生することはない．機構的な安全が本質的に達成できており，大きな力を提示できるシステムが容易に開発できると考えられる．またコンパクトで安価なシステムを構築することができる．つまり，簡単に安全性の高いシステムが開発できるために家庭用や訓練用など一般ユーザーが気軽に利用できる力覚提示システムに適している．

薬事法の適合性認証基準によれば，モータなどを用いたものが「管理」になるのに対して，自力運動訓練（ブレーキなどを用いたもの）は「一般」になるため，よ

り在宅治療に適したシステムとしても開発できる。この様にパッシブ型システムは多くの利点を有するが、これまで実用化されている力覚提示システムのほとんどはアクティブ型であり、パッシブ型力覚提示システムに関する研究は少ない。現在までに開発されてきたパッシブ型システムには、電磁ブレーキを用いたシステム^[30]、パウダークラッチを用いたシステム^[37]、機能性流体ブレーキを用いたシステムなどがある。電磁ブレーキを使ったシステムは制御性が悪く、力覚提示性能が良くないという問題点がある。同様にパウダーブレーキも50~100ミリ秒程度の時定数を持ち、力覚提示性能が良くないという問題点を持つ。それに対して、機能性流体ブレーキは高い応答速度を持つ為、これを用いたパッシブ型システムは高い力覚提示性能を有する。代表的な機能性流体としては、電場の印加によって粘性特性が変化するER流体^[38]、磁場の印加によって粘性特性が変化するMR流体^[39]などが挙げられる。

古荘研究室では、ER流体ブレーキを用いたパッシブ型システム、およびER流体アクチュエータを用いたアクティブ型システムを開発した^{[5],[23],[31]}。また、MR流体を用いたアクチュエータを開発し、アクティブ型力覚提示装置の研究開発も行った^{[40],[41]}。Georgia大学のReed, BookらはMR流体ブレーキを用いたパッシブ型力覚提示システムMR-PTERを開発し、制御を行った^[42]。しかし、このシステムに用いているMR流体ブレーキは市販のもの（Lord社製MRB-2109-3）であり^[43]、バックラッシュによる応答性の悪さなどが問題となる。Washington州立大学のBlakeらはMR流体ブレーキとそれを用いた力覚提示グローブを開発したが、開発したブレーキの応答時定数は67[ms]程度と非常に遅い^[44]。

そこで本章では、高速応答MR流体ブレーキを用いた2次元パッシブ型力覚提示システムを開発する。本研究室で開発したMR流体ブレーキは出力トルク／慣性モーメントの比が小さく、また渦電流を考慮した動的磁場解析により渦電流を低減させる設計を行ったため^[40]、非常に応答性が良い。本稿では、この高速応答MR流体ブレーキを用いたパッシブ型システムについて紹介する。さらに、バーチャルリアリティやリハビリテーションプログラムに応用する為に、本システムの力覚提示能力について基礎実験を行い、その性能を評価する。

5.2 MR 流体ブレーキ

5.2.1 MR 流体ブレーキの原理

MR 流体 (Magneto-Rheological Fluid, MR Fluid) ^[43] とは，磁場を印加することによってレオロジー特性が変化する機能性流体の一種であり，油系の分散媒に数 [μ m] オーダの磁性体金属粒子を混ぜた非コロイド溶液である．MR 流体の発生できるせん断応力は 50-100[kPa] と大きく，また応答速度も非常に速い．MR 流体をブレーキに利用する事によって応答性が高く，高トルクのブレーキを構成する事ができる．MR 流体ブレーキの基本構造を図 5-1 に示す．固定円筒および回転円筒の隙間に MR 流体が充填されている．電磁コイルの外部磁場によって MR 流体の見かけ粘度が変化し，この粘度変化がブレーキトルクに変換され，出力軸に伝達されるしくみである．

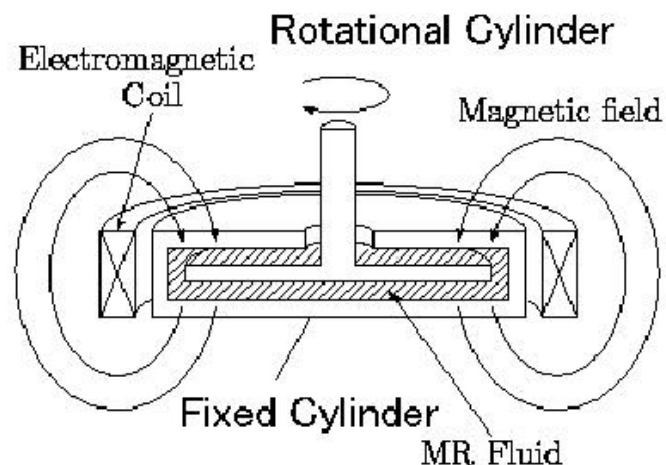


Fig.5-1: Conceptual illustration of MR fluid brake

5.2.2 高速応答 MR 流体ブレーキ

本研究室で開発した MR ブレーキを図 5-2 に，その構造を図 5-3 に示す．固定円筒部にも軸 (Input Shaft) が取り付けられ，クラッチとして用いる事もできる．入力軸の回転を止めれば，MR 流体ブレーキとして使用できる．出力ディスクの形

状は外周に行くほど薄くなる形状をしており、慣性モーメントは $2.6 \times 10^{-5} [\text{kg}/\text{m}^2]$ と非常に小さい。

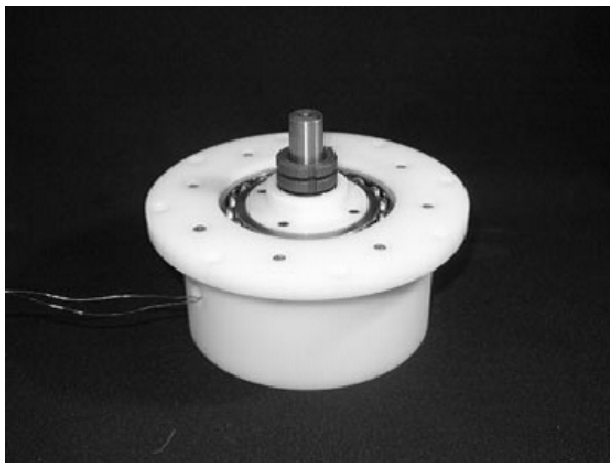


Fig.5-2: Overview of a developed fast-response MR fluid brake

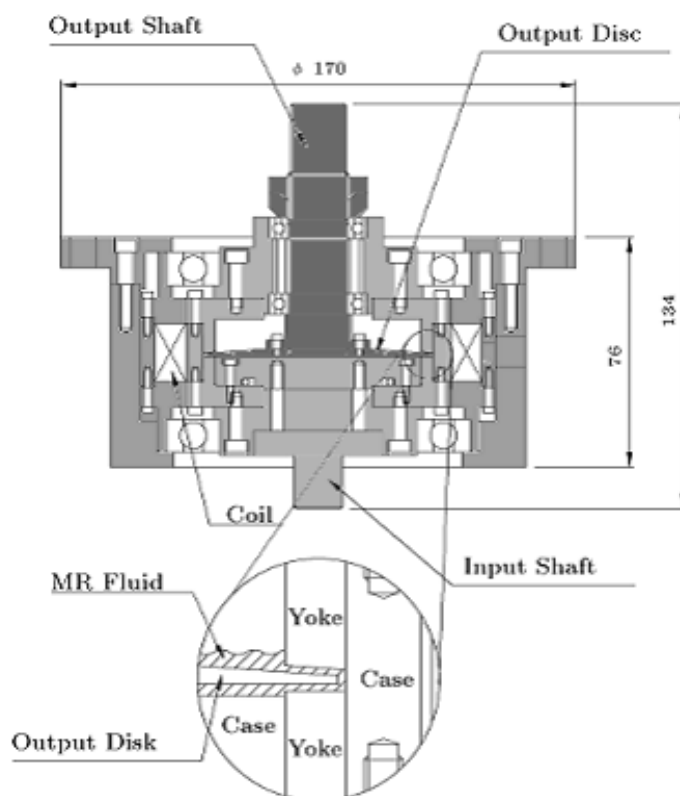


Fig.5-3: Cross-section diagram of the fast-response MR fluid brake

図5-4はMR流体ブレーキのトルクと電磁コイルに流す電流との関係を示したグラフである．トルクを τ , 電流を i とした場合, τ は

$$\tau = -0.95i^2 + 6.54i - 0.18 \quad (5.1)$$

のように i の2次式で近似する事ができる．

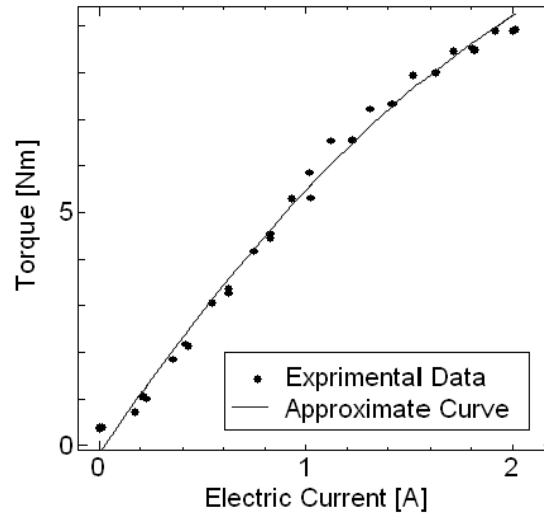


Fig.5-4: Relation between torque and flowing electric current of MR fluid brake

この関係式5.1の逆関数をMR流体ブレーキの制御プログラムに組み込む．それによって要求するブレーキトルクの大きさに応じて, MR流体ブレーキに流す電流の大きさを変化させ, ブレーキトルクを制御することが可能である．図5-5はこの関係を用い, 目標トルクへのステップ応答を確かめた測定実験の結果である．優れた応答性能を示している事が分かる．

MRブレーキのステップ応答は, 初期に大きく立ち上がった後徐々に立ち上がり, 2段階の挙動を示している．この事から, MR流体ブレーキの挙動は速い応答と遅い応答の重ねあわせによって成り立っているものであると考えられる．そこでMR流体ブレーキの挙動のモデルとして, 次のような2つの一次遅れ系が足し合わされた伝達関数を設定する．

$$\Delta\tau = \left\{ \frac{0.4}{1+T_r} + \frac{0.6}{1+T_s} \right\} \Delta\tau_{ref} \quad (5.2)$$

但し $\Delta\tau$ はブレーキトルク変化, $\Delta\tau_{ref}$ は目標ブレーキトルク変化, T_r ($=1.0[\text{ms}]$)

は素早い応答の時定数, T_s ($= 10.0[\text{ms}]$) は遅い応答の時定数である. 関係式 5.2 により計算された応答のグラフを白い点線として, 図 5-5 のグラフに重ね合わせたものが図 5-6 になる. 図を見れば明らかなように実験の結果とかなり一致しており, 式 5.2 で表される関係は MR 流体ブレーキの挙動をよく表現できている事が分かる.

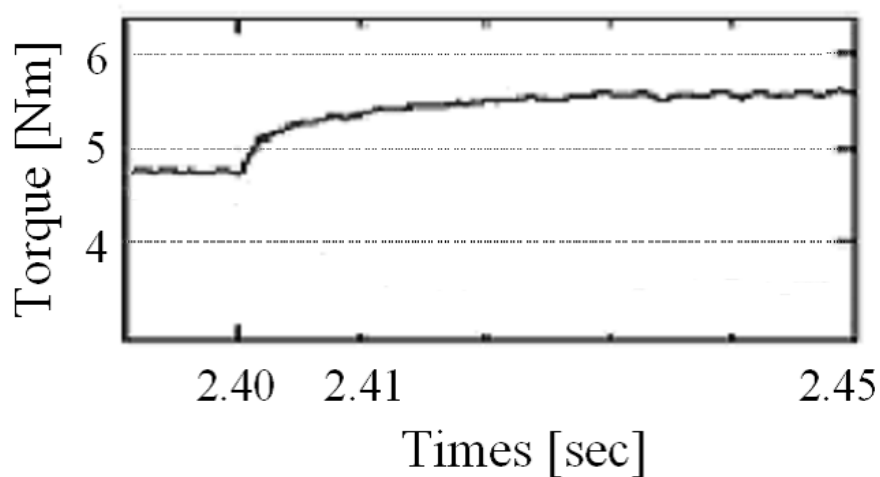


Fig.5-5: Response data of the fast-response MR fluid brake

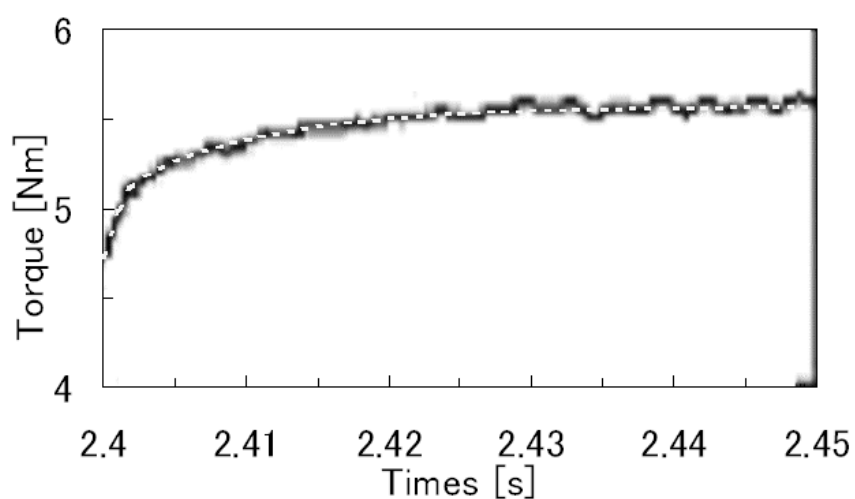


Fig.5-6: Hypothesis that response of MR brake is sum of two first-order lag elements

5.3 パッシブ力覚提示

5.3.1 2次元パッシブ型力覚提示装置

前章のMR流体ブレーキを2台用いて構成されたパッシブ型力覚提示システムの外観を図5-7に示す。システム全体の大きさは630W x 540D x 970H[mm]である。操作者は、平行リンク機構の先端に取り付けられたハンドルを把持し、PCディスプレイに表示された画面を見ながら、装置のハンドルを操作する。その操作入力、減速比1:4のベルト-プーリシステムを介して、2台のMR流体ブレーキの回転軸に伝達される。ベルトとしては芯線にカーボンファイバを用いた高剛性ベルト(三ツ星ベルト社製)を用いている。MR流体ブレーキに印加する磁場を制御することで、操作者に対して力覚を提示する。ブレーキの制御およびPCディスプレイへのグラフィックの提示は1台のPC上で行った。制御はART-Linuxによるリアルタイム制御である。制御のサンプリングタイムは0.5[ms]で行った。

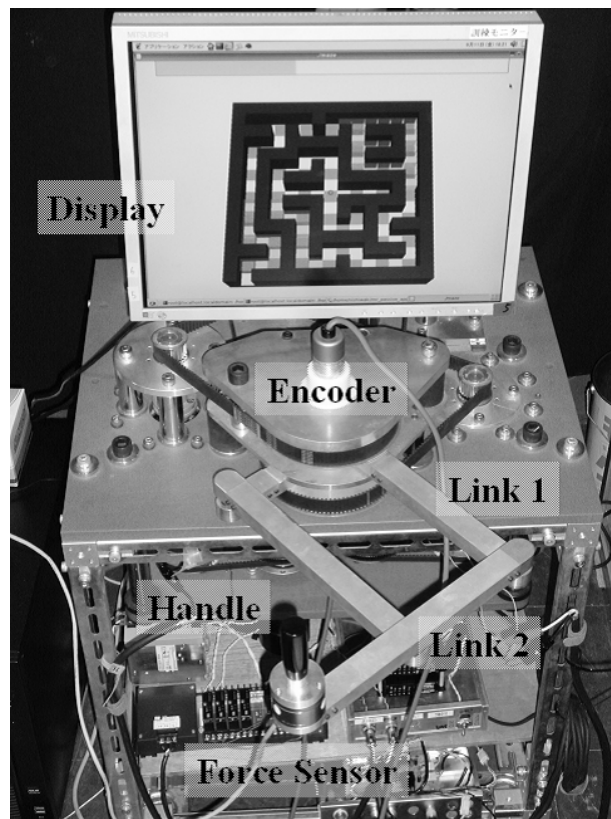


Fig.5-7: Overview of 2-D passive force display system

このシステムでは、操作ハンドルは平行リンク機構の先端にあり、その位置は下部リンク (Link 1) と上部リンク (Link 2) の回転角度で決定される (図5-8を参照)．各リンクの長さは共に300[mm]である．各リンクの角度をそれぞれ θ_1, θ_2 とした時、 θ_1, θ_2 は2個のインクリメンタルエンコーダ (分解能81,000 [pulse/revolution] を4通倍で使用) によってそれぞれ計測することができる．システムのリンク機構における絶対座標系としてXY座標系、ハンドル部を原点とした座標系としてxy座標系を設定した (図5-9を参照)．ハンドル部における分解能は 2.9×10^3 [mm]である．ハンドル部には6軸力センサが取り付けられており、ハンドル部にかかる手先力変化を計測する事が出来る．

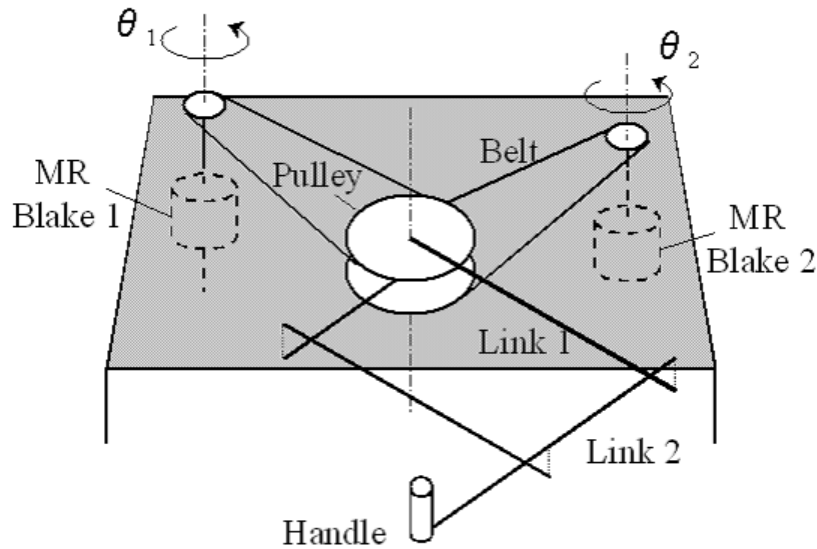


Fig.5-8: Conceptual illustration of robot arm part on the 2-D passive force display system

手先力ベクトルを F 、ブレーキカトルクを τ 、リンクシステムのヤコビ行列を J とした場合、

$$\tau = J^T F \quad (5.3)$$

の関係式が成り立つ．この式5.3を使えば、目的の手先力を出すために、MR流体ブレーキにどれだけのブレーキトルクを発生させればよいかを計算することができる．

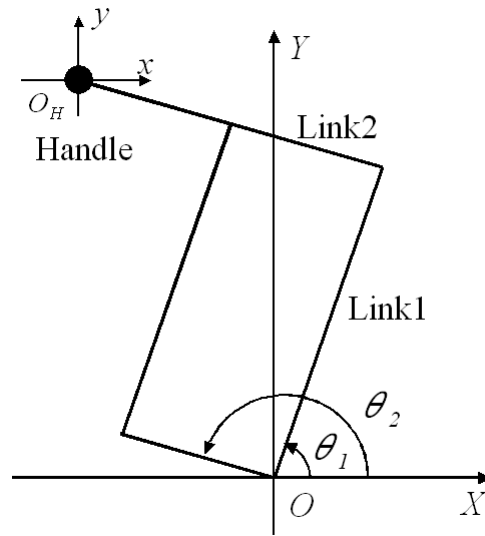


Fig.5-9: Linkage coordinate system

5.3.2 パッシブ力覚提示とヒトの知覚との関係

前節のような力覚提示装置を用いて操作者に与える事の出来る刺激は主に体性感覚になる．体性感覚とは，大脳皮質の体性感覚野に投射された感覚の総称である．体性感覚はその感覚受容器の存在部位によって，皮膚機械受容器(メルケル細胞，マイスナー小体，パチニ小体，ルフィニ終末など)・神経末端による皮膚感覚(表在感覚とも呼ぶ)と，筋・腱・関節囊などの深部に存在する固有受容器(深部受容器，自己受容器とも呼ぶ)に基づく運動感覚(深部感覚，自己受容感覚とも呼ぶ)，の2つに分類することができる．但し，この2つにさらに内臓感覚を加える立場もある．

また知覚行動によっても，皮膚感覚受容器からの情報のみによる触知覚，固有受容器のみによる運動感覚，皮膚感覚と運動感覚が共に働く触運動知覚の3つに分類することができる^[45]．パッシブ型の本力覚提示装置は特に触運動知覚を操作者に与える事が期待できる．

5.4 振動提示

5.4.1 振動提示実験

MR流体ブレーキに加える電流を正弦波状に変化させる事によって、ハンドルを操作する操作者の手先に正弦波状の振動を提示することができる。本装置において、周波数 $f=100[\text{Hz}]$ の振動を提示する実験を行った。

$$F = 10.0 \{0.55 + 0.45 \sin(2\pi ft)\} \quad (5.4)$$

の式で示される $100[\text{Hz}]$ の正弦波状のブレーキ力 $F[\text{N}]$ が手先に発生するようにMRブレーキに電流指令値を与えた。そしてハンドルを直線状に動かし、ハンドル部に設置された力センサの値を測定した。図5-10の実線部分がその時の力センサの値である（点線部分は式5.4により示される目標ブレーキ力のグラフ）。但し、力センサに入り込む高周波のノイズを除くために10点の加算平均処理を行っている。減衰や位相遅れがあるものの、0.05秒間に5回振動しており、 $100[\text{Hz}]$ の振動が提示出来ていることが分かった。

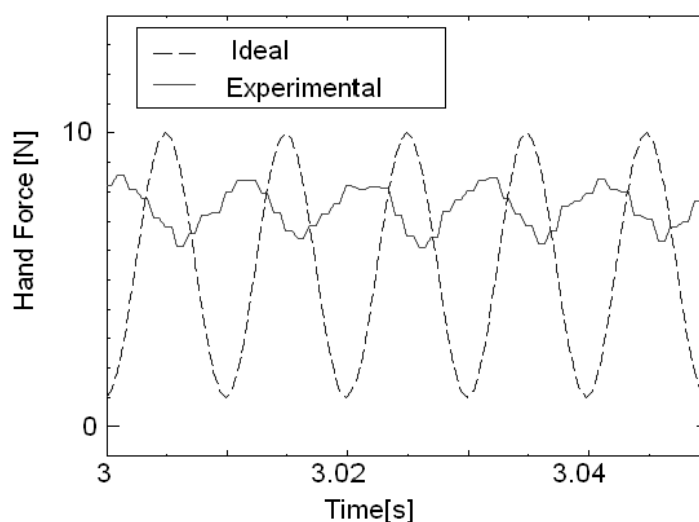


Fig.5-10: Sin-curved vibration force display

一方で、被験者が振動を実際に感じ取る事ができるかの実験も行った。プログラムスタート時に式5.4で示される振動を発生させるか、一定のブレーキ力(正弦波振動の平均値の値)を発生させるかをランダム関数により決定し、どちらの力であ

るか操作者に当てさせるというソフトウェアを作成した。4人の被験者にこのアプリケーションを実行してもらった。その結果、どの被験者も容易に一定ブレーキ力と振動を区別する事が出来た。この実験は正弦波振動の周波数を100, 200, 300[Hz]と変えて行ったが、いずれの周波数においても被験者は容易に一定ブレーキ力と振動を区別する事が出来た。この装置は300[Hz]までの振動を人に対して提示できる事がわかった。

5.4.2 振動提示とヒトの知覚との関係

皮膚機械受容器は、皮膚の変形刺激に対する応答の順応の様子から、刺激の速度に敏感である速順応型（RA型：Rapidly Adapting）と、変位に対して持続的に反応する遅順応型（SA型：Slowly Adapting）の2つに大別できる。RA型は主に振動刺激に対して反応する。SA型は振動刺激よりは皮膚の持続的な変形、すなわち引っ張りによってよく興奮する。パチニ小体とマイスナー小体はRA型に分類される。パチニ小体は皮膚の振動に非常に感受性が高く、その最適頻度は100~300[Hz]である。この範囲では、1[μ m]程度のごく僅かな皮膚の変形でも十分興奮する。一方マイスナー小体は100[Hz]より低い周波数の粗振動に最も感受性が高く、40[Hz]前後で最も閾値が低い^[45]。本装置は少なくとも300[Hz]まで振動を提示することが可能である為、これらの振動を任意に提示可能であると考えられる。

バーチャルリアリティへの応用としては、ハンドル部を振動させる事で皮膚表面部の感覚を刺激させ、例えばざらついた平面の摩擦感を提示する力覚提示に応用可能である。

5.5 壁面提示実験

仮想的な物体の人工現実感を作り出すことはバーチャルリアリティの最も基本的な技術の一つである。ハンドルが仮想壁面の座標に来た瞬間にMR流体ブレーキに電流を流せば、操作者はあたかもそこに壁面があるかのように感じる事が出来る。この章では仮想壁面を提示するための特性実験について述べる。ハンドルの初期位置を中心に、0.2x0.2[m]の正方形の仮想壁面の提示を行った（図5-11参照）。

操作者は、予め仮想壁面の形状を知らされており、できるだけ忠実に壁面のなぞり動作を行った。図5-12はなぞり動作を行ったときのハンドルの位置座標である。

パッシブ型の力覚提示システムが仮想壁面を提示している（ハンドル位置が仮想壁内に潜りこんでいる）とき、すなわち

$$|x| \geq 0.1 \cup |y| \geq 0.1 \quad (5.5)$$

である時、操作者の手先が仮想壁面から離れる方向に移動した場合にもブレーキがかかり、粘ついた壁面を提示してしまう問題がある。しかし、本研究の仮想壁面提示では、操作者が壁面方向にハンドルを動かした場合のみに力覚提示を行ったため、操作者は正確に壁面のなぞり動作を行うことができた。このような制御方式とMR流体ブレーキそのものの高速応答性能により、良質な硬い壁の提示を行うことができる。

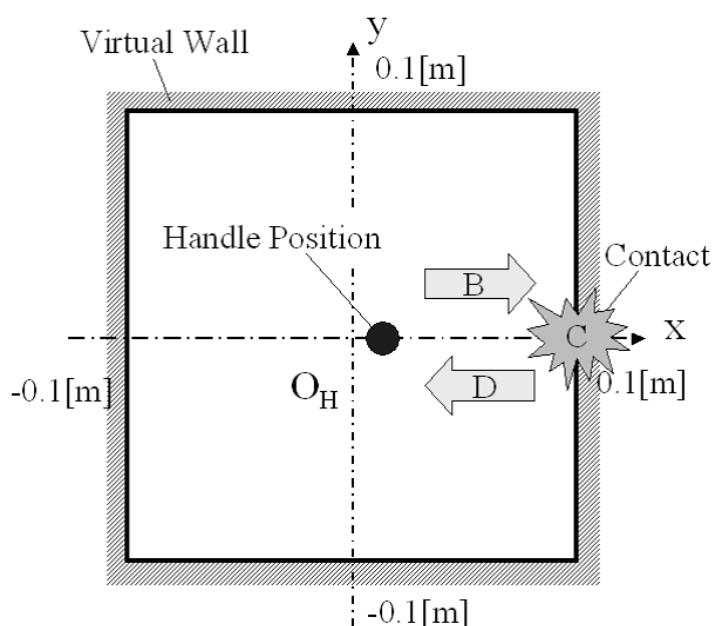


Fig.5-11: Virtual Wall force display

さらに詳しく壁面提示能力を調べるために、図5-11のB, C, Dで示すような動きで仮想壁面の1面に手先を接触させた時の力センサのデータを計測した。図5-13はその時の手先位置データ(壁面に垂直な方向の成分すなわち x 方向成分)、図5-14はその時の手先速度(x 方向成分)、図5-15は力センサの値(x 方向成分)である。

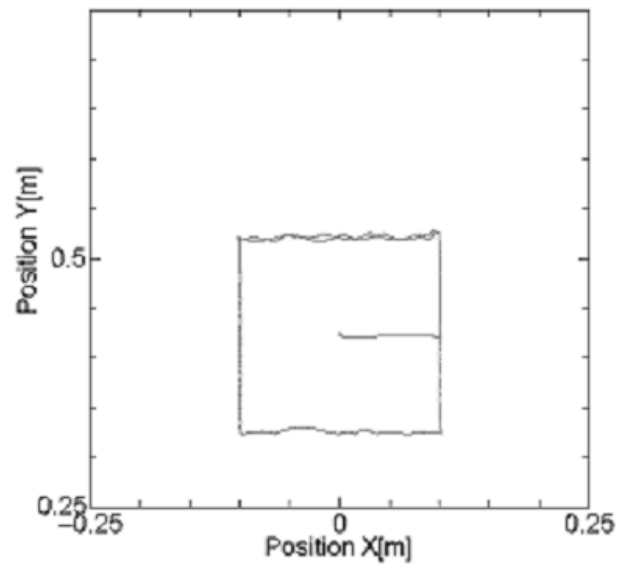


Fig.5-12: Trajectory of handle while wall surface force is displayed

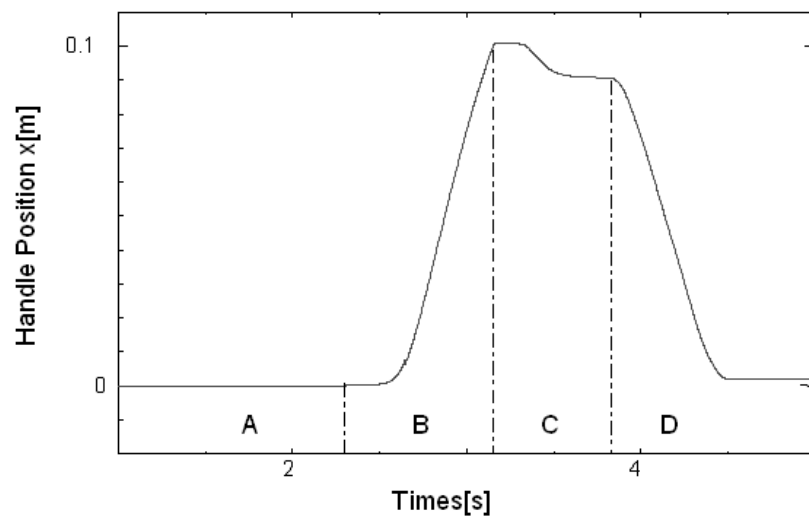


Fig.5-13: Handle position data when the end effector contacts with a virtual wall

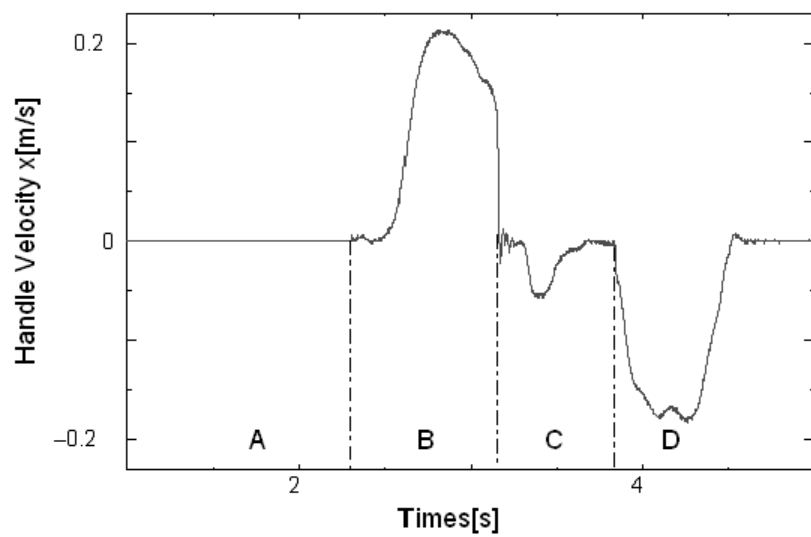


Fig.5-14: Handle velocity data when the end effector contacts with a virtual wall

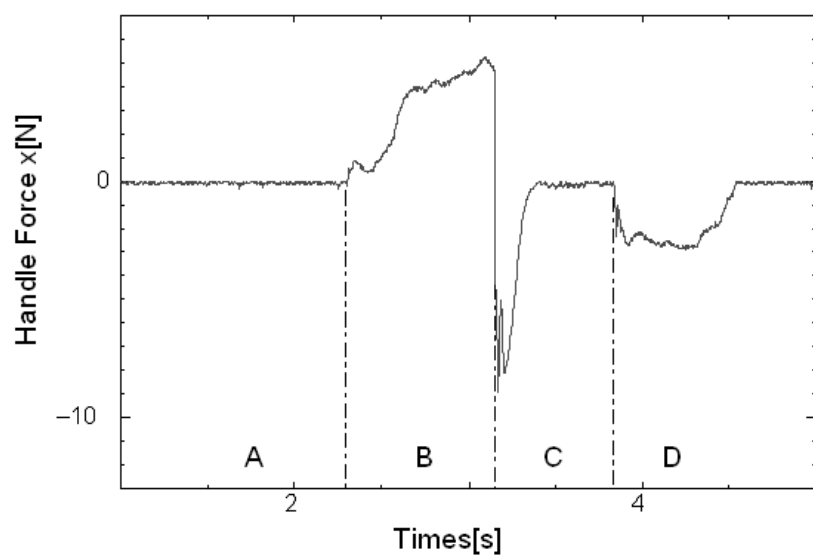


Fig.5-15: Handle force data when the end effector contacts with a virtual wall

図中のA, B, C, Dはそれぞれ

A : プログラム開始からハンドルを握るまで

B : 手先を壁に向かって動かしたとき

C : 手先位置が仮想壁面に達したとき

D : 手先を壁から離す動作を行ったとき

の状況を表している。BとCの境界は手先が壁面に接触した瞬間であり、手先速度が正の値(壁に近づく方向)から0になると同時に大きなブレーキ力(撃力)が迅速に発生している事がわかる。一方、Dの部分において手先を壁面から遠ざけているが、接触させた時のような大きなブレーキ力は発生していない事がわかる。

5.6 粘性抵抗提示実験

5.6.1 基礎特性実験

ハンドル手先の運動速度に比例したブレーキ力をハンドル後方に発生させる事で、粘性流体中で手先を動かした場合の粘性抵抗を表現する事が出来る。一種の微分フィードバックである粘性抵抗提示は使用するブレーキの応答が悪いと、速度の変化に対してブレーキ力を滑らかに変化できない。本システムは高速応答MR流体ブレーキを利用しているため、優れた粘性抵抗場を提示する事が出来る。このような粘性抵抗場で操作者がハンドルを動かした場合に、手先がどのような挙動をとるのかを確かめる実験を行った。

実験の為に図5-16に示すような画面のアプリケーションを作成した。画面には図中に示すような0.2[m]x0.2[m]の正方形の作業域が表示され、その中を四角形のターゲットが移動する。ターゲットは操作域の端点(-0.1,0)と(0.1,0)の間を0.05[m/s]の一定速度で移動する。すなわち、ソフトウェア開始2秒後に原点からスタートし、原点→(-0.1,0)→(0.1,0)→(-0.1,0)と移動する。そのターゲットを、操作者の手先位置を表す球で追従を行う。但し、操作域の左方向エリアであるArea Iには手先速度([m/s])の60倍([N/(m/s)])の手先抵抗力([N])が発生するように、操作域の右

方向エリアである Area II には手先速度 ($[m/s]$) の 240 倍 ($[N/(m/s)]$) の手先抵抗力 ($[N]$) が発生するように設定してある。

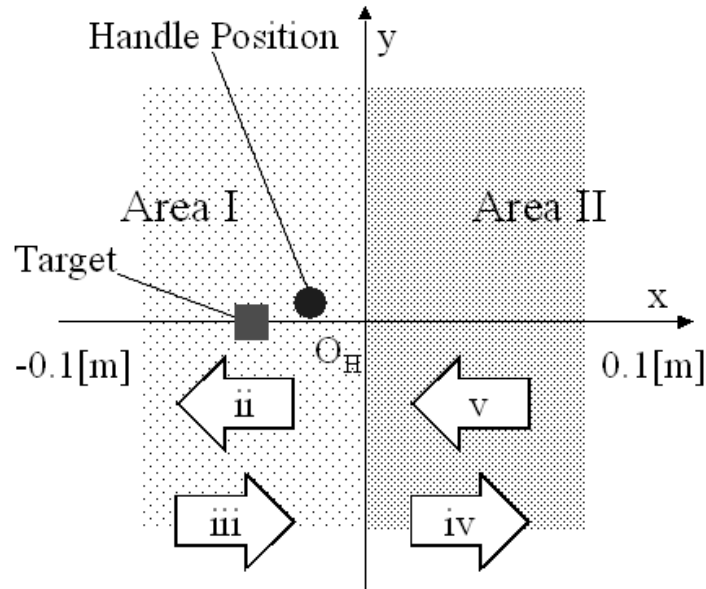


Fig.5-16: An application of viscosity force display

図 5-17 はこのプログラムを実行した時の操作者の手先速度 (点線はターゲットの速度, 実線は実際の手先速度) を, 図 5-18 はその時の操作者の手先力 (点線は理想手先力, 実線は実際の手先力) を表している. データを記録した操作者は何度もプログラムを練習し, 十分追従が上達した後にこの手先データを測定した.

図中の i, ii, iii, iv, v はそれぞれ

- i: プログラム開始からターゲットが動きだすまで
- ii: 原点から $(-0.1, 0.0)$ への移動 (Area I 内)
- iii: $(-0.1, 0.0)$ から原点への移動 (Area I 内)
- iv: 原点から $(0.1, 0)$ への移動 (Area II 内)
- v: $(0.1, 0.0)$ から原点への移動 (Area II 内)

を表している.

ii, iii においては手先速度の 60 倍, iv, v においては手先速度の 240 倍というように, 手先速度に応じて逆向きの方向かつ設定どおりの大きさの手先抵抗力が発生

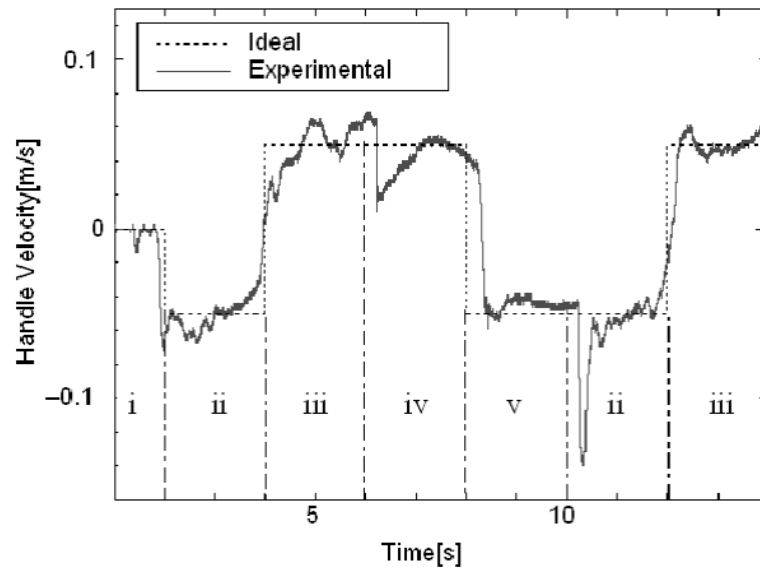


Fig.5-17: Handle velocity data on the application of viscosity force display

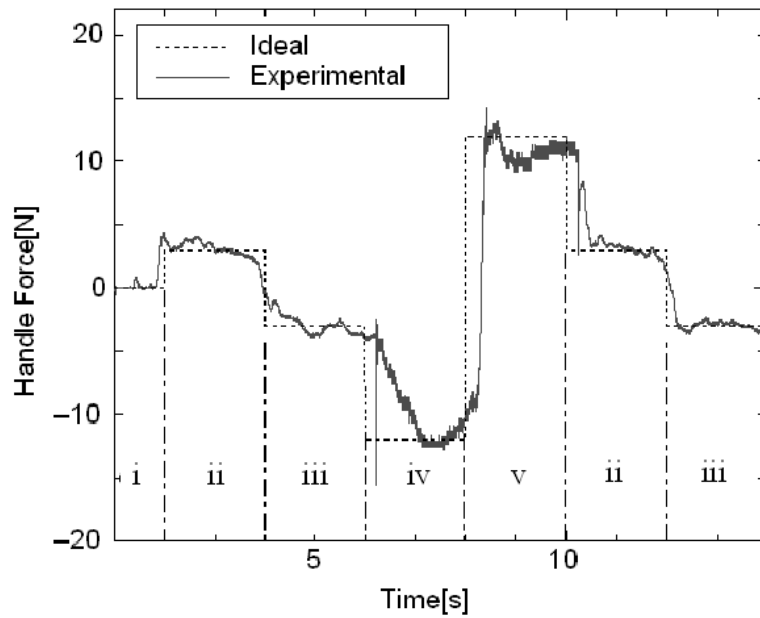


Fig.5-18: Handle force data on the application of viscosity force display

できている事が分かる。また、抵抗の大きいArea IIから抵抗の小さいArea Iに移る時（図中のvとiiの境界の部分）に、操作者が抵抗力の変化に対応できず、手先速度が大きくなりすぎてしまう現象が確認された。

5.6.2 訓練アプリケーションの開発

壁面提示能力と粘性抵抗提示能力を応用して、実際に訓練アプリケーションを作成したので、紹介を行う。図5-19に示す「仮想迷路訓練」である。ソフト開始時に手先位置を示すボールが画面中心に表示され、操作者はこのスタート位置からゴールを目指す。迷路の壁に手先球が接触すると、壁面提示アルゴリズムにより、迷路壁の抵抗力が手先に返される。途中には流体が満たされているゾーンがあり、この領域では手先に粘性抵抗が提示され、ハンドルの進行を妨げる。この迷路訓練は上肢機能回復の為のリハビリプログラムとしても利用する事が出来る。

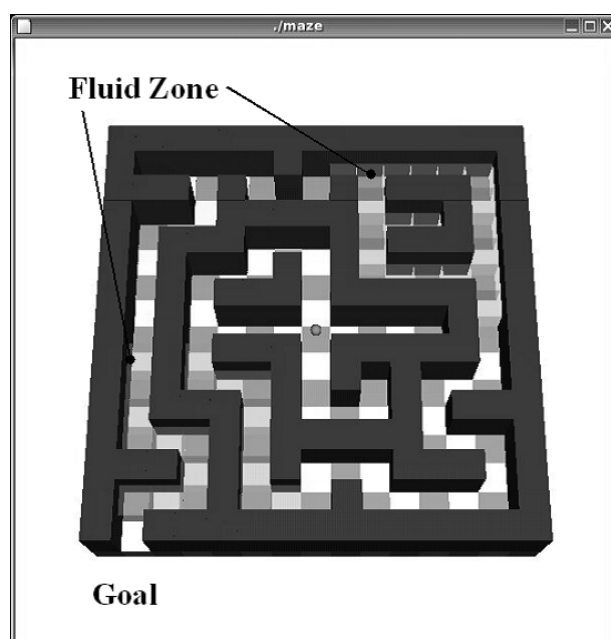


Fig.5-19: A Training software "Virtual Maze"

5.7 まとめ

本章では、以下の事柄について述べた。

1. 高速応答MR流体ブレーキを用いた2次元パッシブ型力覚提示システムを開発した.
2. 開発したパッシブ装置にて300[Hz]までの高周波振動提示ができることを確かめた.
3. 改良された制御アルゴリズムとMR流体ブレーキによって, 優れた仮想壁面提示ができることを確かめた.
4. 粘性抵抗提示アプリケーションを開発し, 手先速度に比例した指定どおりの滑らかな抵抗を発生することができた.
5. 本パッシブ型力覚提示システムは, その高速応答性能から優れた力覚提示性能を有し, バーチャルリアリティやリハビリテーションなどの分野に十分応用可能である.

第6章

3次元能動型力覚提示装置EMULと 脳機能計測法NIRSを用いた追従訓 練評価システム

6.1 はじめに

高齢化社会の進む日本において、脳卒中等の疾患や高齢化などの理由により運動機能に障害を持つ人々は今後益々増加すると考えられる。これらの人々に対して、日常生活動作(ADL)の改善を目的とした効果的なリハビリ環境を提供することは重要な課題である。効果的な上肢リハビリを支援する為には、訓練システムを構築することも大切であるが、上肢運動の定量的な評価を行うことはリハビリの効果を確認する上で非常に有用である。これには上肢姿勢計測、筋電計測、脳機能計測などの生体構造や生体機能の計測が必要となる。経験的積み重ねによる従来の手法に比べ、このような物理的な数値データに基づいた証拠を獲得していくことは有効な手段であると考えられる。

脳卒中患者に対して運動療法を行った結果、麻痺肢の機能的回復が起こると共に、それを裏付けるような皮質の再構成(脳の可塑性)がある事が明らかになってきた。その為、脳卒中のリハビリを運動学の立場だけでなく、神経科学の立場からも評価する事は効果的な手段であると考えられる。森之宮病院のMiyai^[46]は動的課題遂行時の脳活動を測定が可能な近赤外分光法(NIRS)を用いた光イメージングにより、従来の機能的MRI(fmRI)やポジトロン断層法(PET)では実現できなかった、健常者のトレッドミル歩行中の脳血流を測定する方法を確立した。これにより動的な運動を神経科学の面から定量的に評価できるようになった。

また、リハビリ訓練にVR(Virtual Reality)技術やロボットを利用しようという動きも出てきている。リハビリ訓練現場にVR技術やロボティクス技術を導入する事

で、上肢運動データを計測し、定量的に運動を評価できる事が期待される。また訓練の半自動化により、医師・療法士らの負担の軽減も見込む事が出来るなどの利点も挙げる事が出来る。

Massachusetts 工科大学 (MIT) の Krebs, Hogan らは 2 次元の力覚提示ロボット「MIT-MANUS」を開発し、多くの臨床評価を行った他、現在までに 1 自由度抗重力訓練装置や手指訓練装置を開発している^[24]。Veterans Affairs(VA) と Stanford 大学で開発された「MIME System」^[47] は 3 次元訓練システムであるが、産業用ロボットである PUMA-560 を用いている為、人が触れるシステムとしては安全性に不安が残る。

大阪大学の古荘研究室では 2 次元力覚提示装置・上肢リハビリ支援システム「仁王 1」^{[25],[5],[48]}、3 次元上肢訓練支援ロボット「EMUL」^{[26],[49]}を開発してきた。これらのシステムは動力の発生に ER アクチュエータを用いている事に大きな特長を有している。ER アクチュエータを用いる事で機構的に速度を制限できるため、安全なリハビリ訓練を行うことが出来る。

これらの技術を複合して用い、定量的・多角的にリハビリ訓練・評価を行うことで効果的な機能回復訓練をすることができると考えられる。MIT の Krebs らにより、PET と 2 次元上肢リハビリ支援装置 MIT-MANUS を組み合わせた評価が行なわれている^[50]。しかし測定にあたって、被験者は臥位の状態でいる必要があり、さらに上肢全体の大きな動作や 3 次元的な動作に対応することが不可能であった。

本章においては光イメージング法 NIRS による脳機能計測と、3 次元上肢リハビリ支援システム EMUL による上肢運動計測を組み合わせた、上肢リハビリ訓練・評価システムの構築を行う。この訓練・評価システムは座位の姿勢で 3 次元の自由度の訓練ができる事に特長を有する。

6.2 3 次元上肢リハビリ支援ロボット ”EMUL ”

図 6-1 に示すのが 3 次元上肢リハビリ支援ロボット「EMUL(Exercise Machine for Upper Limbs)」である。操作者は椅子に座った状態で、Display に映し出される仮想的な訓練空間を眺めながら、3 次元に動かす事の出来るロボットアームを操作する。内蔵されたアクチュエータにより、アーム手先に 3 次元の力覚を提示するこ

とができる．このようにVR技術とロボットを用いることにより，様々な訓練を実現することができる．アーム手先位置および手先力の3次元データは内蔵されたロータリエンコーダ，6軸力センサにより計測可能である．アーム手先可動域は幅 $0.90 \times$ 奥行き $0.54 \times$ 高さ 0.5 [m] となっている．最大手先発生力は水平面内で 23 [N]，鉛直面内で 60 [N] である．



Fig.6-1: EMUL

6.3 ER流体アクチュエータ

EMULは動力として安全性の高いERアクチュエータを用いていることに大きな特長を有する．ERアクチュエータは電圧の負荷により粘性の変化するER(Electro-Rheological)流体を用いたアクチュエータである^[36]．図6-2にERアクチュエータの概念図を示す．図上部に2つの回転円筒の間にER流体が挟まれた部分（ERクラッチ）が存在し，2つの回転円筒を電極として利用することにより粘性トルクが変化させることが可能なクラッチを構成することが出来る．クラッチの入力部にギアを介してサーボモータを取り付け一定速度で回転させる．出力トルクはモータで調節せずにクラッチ部の電圧を変化させることにより行うので，制御ソフトウェアが暴走しても出力部の回転速度はモータの一定回転速度を超えることはない．

このようにアクチュエータの回転速度を機構的側面から制限することができる。このような利点を持つERアクチュエータを用いることにより、通常のロボットに比べ高い安全性を持ったシステムを提供することができる。また、ER流体は応答速度が2-3[msec]と速い為、良質な力覚提示性能を有したシステムを作ることができる。

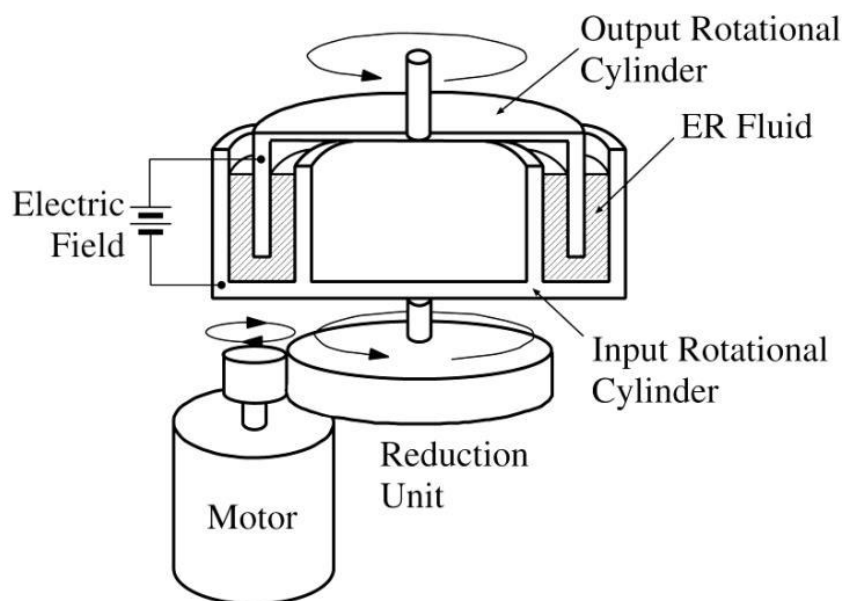


Fig.6-2: ER Actuator

6.4 光イメージングによる脳機能計測

近赤外分光法 (NIRS : Near-infrared Spectroscopy) とは、生体組織に対し高い透過性を持つ近赤外光 (波長 : 700nm~1000nm) を生体外部から照射し、組織を透過してきた光の分析により、組織内部における血液中のヘモグロビンの濃度変化を検出する方法である。異なる2波長以上の近赤外光を用いて、それぞれの波長における吸光度の変化を測定することで、酸素化ヘモグロビン (oxy-Hb) および脱酸素化ヘモグロビン (deoxy-Hb) の濃度長変化を測定できる。一般に脳の活動部位は血流が増加すると言われており、oxy-Hb の増加と deoxy-Hb の減少をもって、脳賦活の観測をおこなっている。

脳機能評価方法として fMRI, PET, 脳磁図等が一般的であるが、測定中に被験

者の動きに大きな制約を伴ってしまうという欠点がある．それに対しNIRSは被験者の動きに制約が少なく，患者での測定が容易になり，また，動的な運動の脳機能計測もおこなうことができるといった利点を有している．

以上で説明したEMULとNIRSにより図6-3に示すようなシステムを構築し，訓練者の上肢運動機能計測と脳機能計測を同時に行い，その訓練具合を評価する．

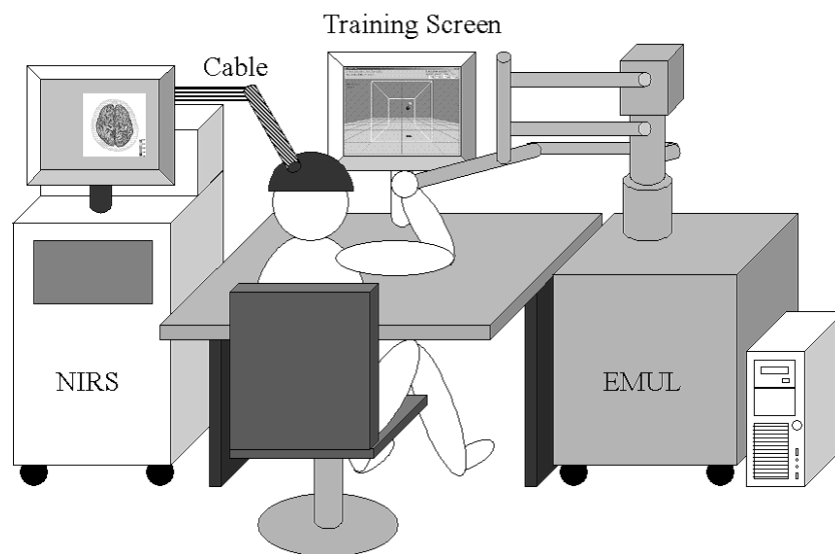


Fig.6-3: Measurement system of training

6.5 訓練評価法

6.5.1 評価プログラム

評価システム用のプログラムとして，図6-4に示すような八頂点リーチング法を提案し，EMULの訓練・評価ソフトとして製作する．訓練の際，被験者の手先が図6-4で示される直方体の訓練空間内で無理なく動かせるように，予め被験者の位置は調整しておくものとする．図6-5はEMUL上で開発した八頂点リーチングプログラムの画面である．八頂点リーチングソフトウェアの詳細を以下に示す．

- I. ソフトウェアがスタートするとディスプレイに映し出された仮想訓練空間内に，幅30×高さ30×奥行き25[cm]のスケールを持った直方体が表示される．被験者の手先はEMULのアームによって自動的にスタート頂点へと誘導され

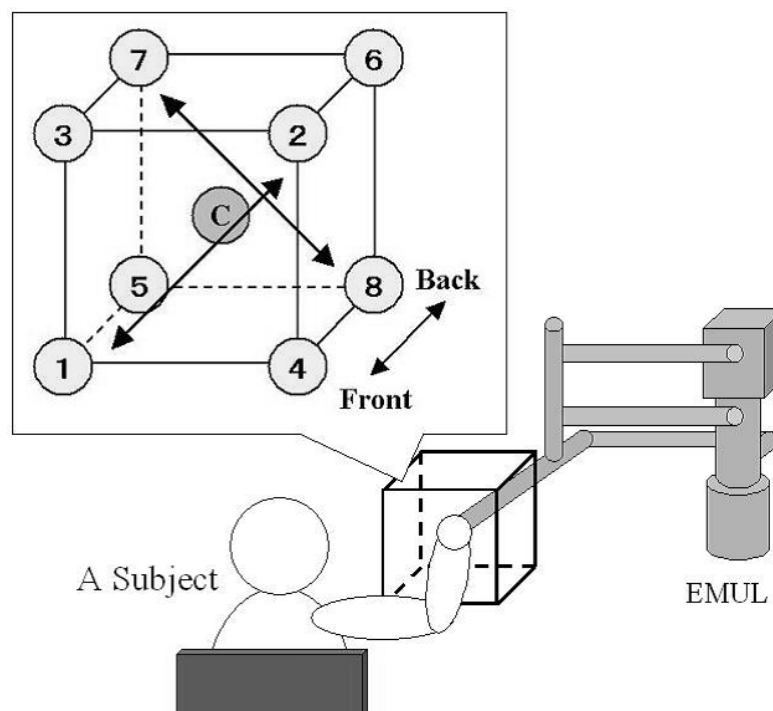


Fig.6-4: Eight Vertex Reaching Program

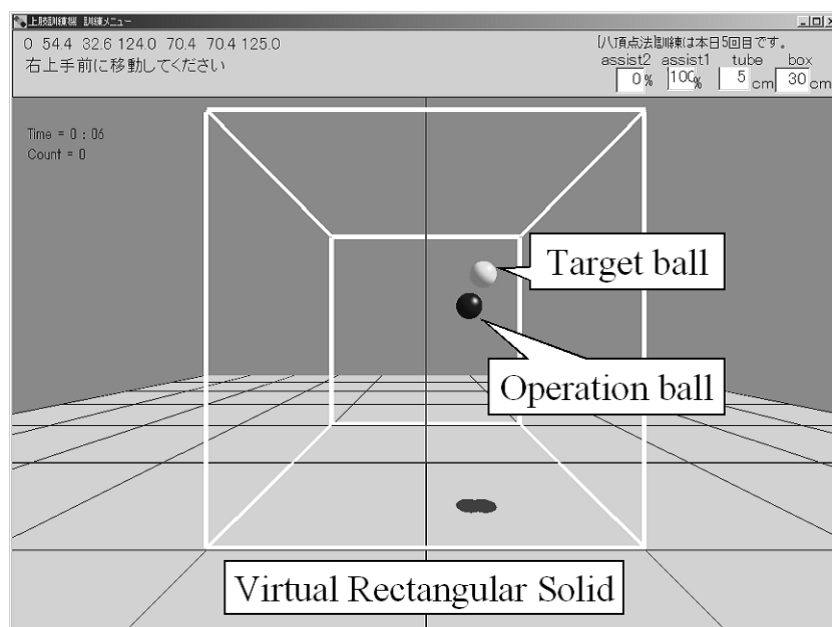


Fig.6-5: Eight Vertex Reaching Program (software)

る．スタート頂点へと到達した後はプログラム開始時刻(ソフトウェアスタートから6秒後)までアームは固定される．

- II. プログラム開始3秒前から、開始を知らせる音が鳴り出す．プログラムがスタートするとアームの拘束が解け、ターゲット球(図6-5参照)が特定の速度で開始頂点と対角頂点の間を往復(往き、帰りそれぞれともに4秒)する．操作者は操作球でもって、これを追従する．操作球(図6-5参照)とは、EMULのアーム手先位置に対応して動く、仮想訓練空間内に表示された球体である．開始頂点に戻ってくるとアームは固定され、12秒のRest時間となる．
- III. Rest時間終了の3秒前に再び開始音が鳴り出し、その後同様にターゲット球が開始頂点と対角頂点を行き来する．この往復運動Task(4x2秒)とRest(12秒)の行程を16回繰り返す(但し16回目はRest無し)．これにてプログラムは終了となる．
- IV. I~IIIの操作を図6-4に示す頂点1(開始頂点)と頂点2(対角頂点)について実施する．少し休憩した後、今度は頂点7(開始頂点)と頂点8(対角頂点)についてI~IIIの操作を実施する．再び休憩を挟み、再度、頂点1と頂点2について実施し、計測実験を終了とする．2次元のディスプレイでは操作者が奥行き感をつかみ辛いという点を考慮し、奥行き方向への動きを含むリーチング運動は実施しなかった．
- V. ターゲット球は図6-6に示すような、加速域—定速域—減速域の3つの領域を持った4次関数と定数関数の組み合わせで示される速度関数でもって、頂点間を4秒の速度で移動する(定速度域は全体の8割つまり3.2秒．加速域、減速域はそれぞれ0.4秒)．これは被験者手先の加速度の急激な時間変化を避ける目的がある(詳細については付録D参照)．
- VI. ターゲット球と操作球の球径は共に1.5[cm]である．ターゲット球の色はターゲット球と操作球の中心間距離によって変化するようにした．ターゲット球は通常は緑色であるが、中心間距離が6.0[cm]以下になると緑から黄色へと距離に応じて変化する．さらに中心間距離が3.0[cm]以下(すなわちターゲット球と操作球が交わる時)になると、黄色→橙色→赤色へと変化する．この色変化

フィードバックによって、被験者は追従タスクを精度よく行うことができる。

VII. 以上のタスク中の被験者の脳活動を NIRS にて、手先位置、手先力を EMUL にて計測する。

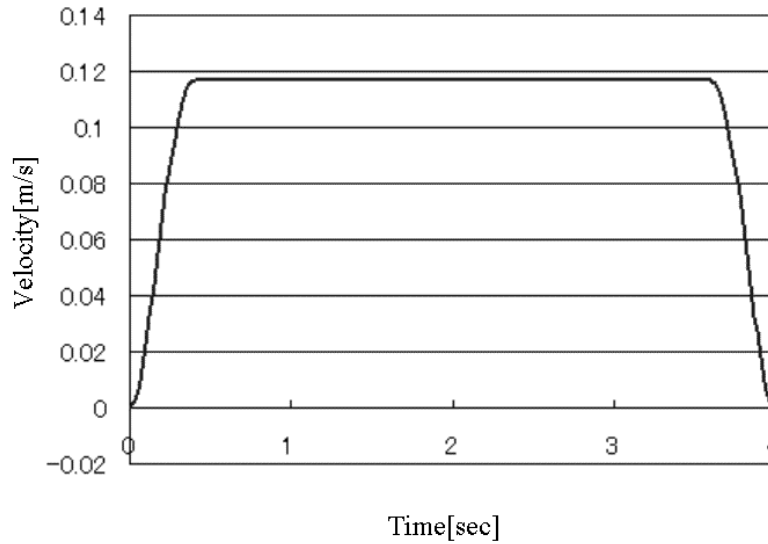


Fig.6-6: Velocity Distribution of the target ball

6.5.2 評価指標

評価指標として以下に示すものを用意した。次の (a)～(c) は全て値が小さい程成績が良いと考えられる。

(a) 総合誤差：1 往復中（図 6-4 の頂点 1 と頂点 2 との間または頂点 7 と頂点 8 との間）のターゲット球と操作球との中心間距離の時間平均を表し、追従成績が評価できる。1 往復における誤差の累積をサンプル数で除しているため、総合誤差は累積誤差と等価の指標である。

(b) 手先躍度最小化規範：加速度の微分を躍度 (Jerk) と呼ぶ。手先躍度最小化規範 (Minimum Jerk Criterion) とは

$$\begin{aligned}
 & \frac{1}{2} \int_0^T \left| \frac{d^3 \vec{x}}{dt^3} \right|^2 dt \\
 &= \frac{1}{2} \int_0^T \left\{ \left(\frac{d^3 x}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3 y}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3 z}{dt^3} \right)^2 \right\} dt
 \end{aligned} \tag{6.1}$$

で表される規範である(但し, $\vec{x} = (x, y, z)$ は手先位置, T は往復に要した時間). この規範を最小化するように人の上肢運動は行われると言われている^[51]. 人の上肢運動の滑らかさを記述できる規範としてもっともベーシックなものである. 加速度変化が滑らかになるように人の上肢は動かされていると直感的に解釈できる. 手先躍度はEMULの手先位置データを3階微分することで得ることにする.

(c) 手先力変化最小化規範: 手先力変化最小化規範 (Minimum Hand-Force-Change Criterion) は

$$\begin{aligned} & \frac{1}{2} \int_0^T \left| \frac{d\vec{f}}{dt} \right|^2 dt \\ &= \frac{1}{2} \int_0^T \left\{ \left(\frac{df_x}{dt} \right)^2 + \left(\frac{df_y}{dt} \right)^2 + \left(\frac{df_z}{dt} \right)^2 \right\} dt \end{aligned} \quad (6.2)$$

で記述することができる規範となる(但し, $\vec{f} = (f_x, f_y, f_z)$ は手先力, T は往復に要した時間). 躍度変化最小化規範と同様に運動のなめらかさを表す規範であるが但し, 躍度変化最小化規範が自由運動での上肢動作をよく再現できるのに対し, 手先力変化最小化規範は拘束条件下における上肢運動を表すのに適しているといった違いがある. 手先力変化はEMULの手先力データを微分することで得ることにする.

6.5.3 評価実験詳細

以上を踏まえて, 健常者7名(男性6人, 年齢 25.3 ± 4.2)を対象とし, 森之宮病院にて被験者自身からのインフォームドコンセントを得た後, 評価実験を行った. ソフトウェアの紹介や奥行き調整のために, 被験者には予め数秒ほどソフトウェアを触ってもらった. 図6-7はEMULとNIRSを用いた実際の測定実験の様子である.

2.1節のIVで述べた頂点1(左下手前)と頂点2(右上手前)を往復するTaskをTask-Aとし, 1回目をTask-A1, 2回目をTask-A2とする. また, 頂点7(左上奥)と頂点8(右下奥)を往復するTaskをTask-Bとした. Task-A1 $\rightarrow$ Task-B $\rightarrow$ Task-A2の順で評価実験は行われた事になる.



Fig.6-7: Experimental Scene using EMUL and NIRS

6.6 実験結果

6.6.1 上肢運動データ

図 6-8-6-10 に示すデータは評価実験における被験者の上肢運動のデータである。横軸は各 Task でそれぞれ 16 回行った往復運動の時系列的な番号を表し、4 回毎にデータを加算平均している。さらに被験者 7 名の結果を平均して纏めている。エラーバーは 7 名の標本群に対する標準偏差 (S.D.: Standard Deviation) を意味する。

図 6-8 は、前節で説明した (a) 総合誤差のグラフである。試行を重ねるごとに成績は良くなっていることが分かる。また、Task ごとに見ていくと、Task-A1, Task-B はサイクル数を重ねるごとに成績は伸びているが、Task-A2 はそれ程の変化がない。

図 6-9 は、(b) 手先躍度最小化規範のグラフである。Task-A1, Task-B はサイクル数を重ねるごとに成績が良くなっている。Task-A2 は、全体としては Task-A1 よりは良くなっているが、サイクル数を重ねてもそれ程変化は見られない。

図 6-10 は、(c) 手先力変化最小化規範のグラフである。手先躍度最小化規範のグラフと同じような傾向を示した。

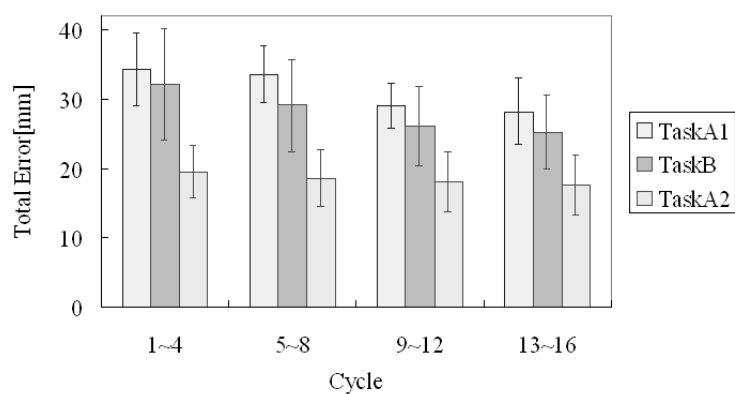


Fig.6-8: Total Error (Avg±S. D.)

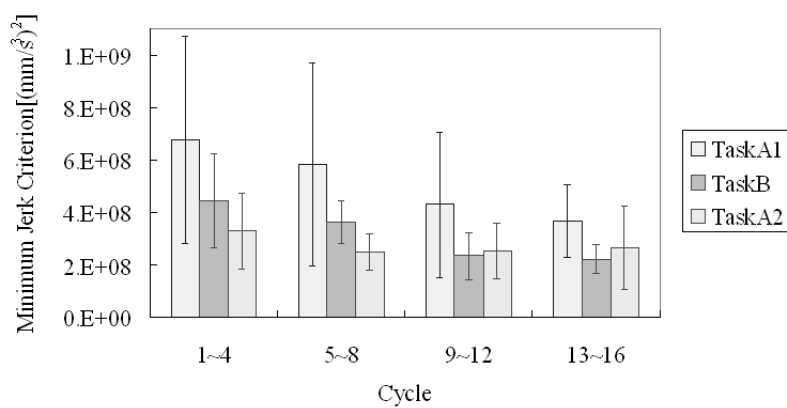


Fig.6-9: Minimum Jerk Model (Avg±S. D.)

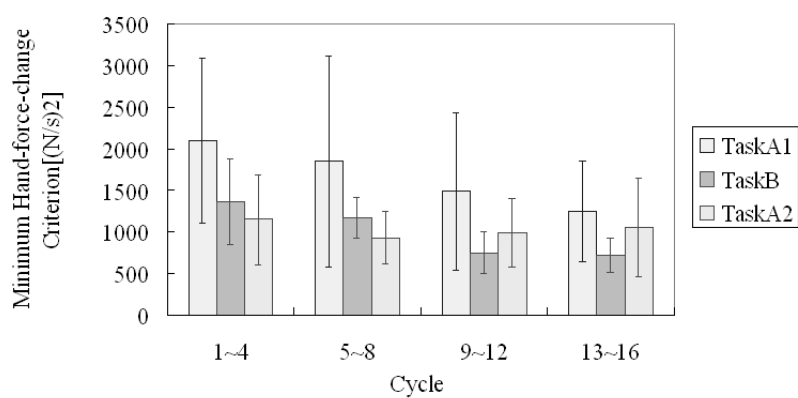


Fig.6-10: Minimum Hand-Force-Change Model (Avg±S. D.)

6.6.2 脳活動データ

NIRSによって脳血流変化を測定することが可能な脳部位(大脳皮質の前頭から頭頂にかけて)の地図を図6-11に示す。NIRSはfMRI等と比較して測定深度が高くない為、大脳皮質部位のデータを得ることになる。本研究で用いられたNIRSのチャンネル数は50chである。図6-11に示した領域は、上部の外側から順番に外側前頭前野皮質(Lateral prefrontal cortex)、内側前頭前野皮質(Medial prefrontal cortex)、運動前野(Premotor cortex)、補足運動野(Supplementary motor area)、外側感覚運動皮質(Lateral sensorimotor cortex)、内側感覚運動皮質(Medial sensorimotor cortex)、頭頂葉皮質(Parietal cortex)に対応している。タスク開始後0~12秒の間での被験者7名の平均oxyHb信号変化の加算平均データを元に脳表上での脳活動マップを作成した。

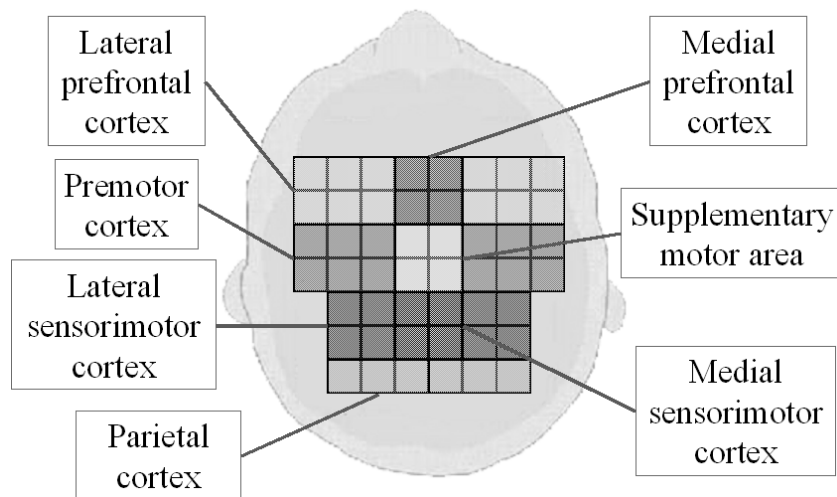


Fig.6-11: Brain Map of NIRS

図6-12, 図6-13, 図6-14はそれぞれRestに対してのTask-A1, Task-B, Task-A2のt-mapである。大脳皮質の各部位においてそれぞれRest時のデータとのt検定を行い、その時のt値をその脳部位に対応するようにカラーマップ表示したものである。値が約2.0以上となっている部分(図中赤色部分)が、Rest時に比べて $p < 0.05$ 水準で有意に活動が異なる部位である。Task-A1では前頭前野や運動前野での領域が活動しているのが見受けられたが、Task-B以降では、活動は余り目立たなくなっていた。Task-A2では内側感覚運動野周辺の活動が目立っていた。

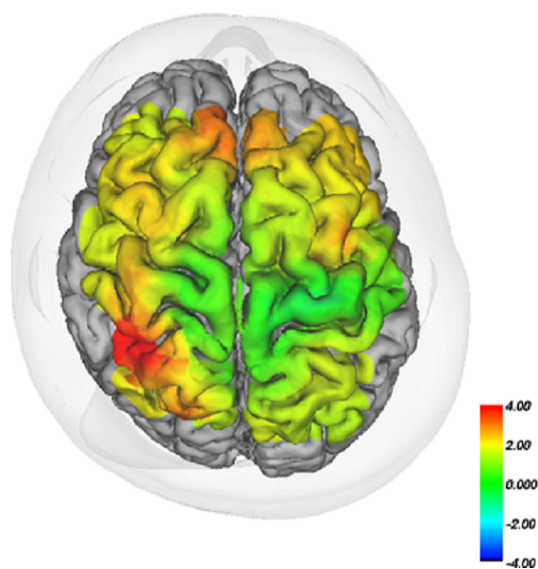


Fig.6-12: Data of Task-A1

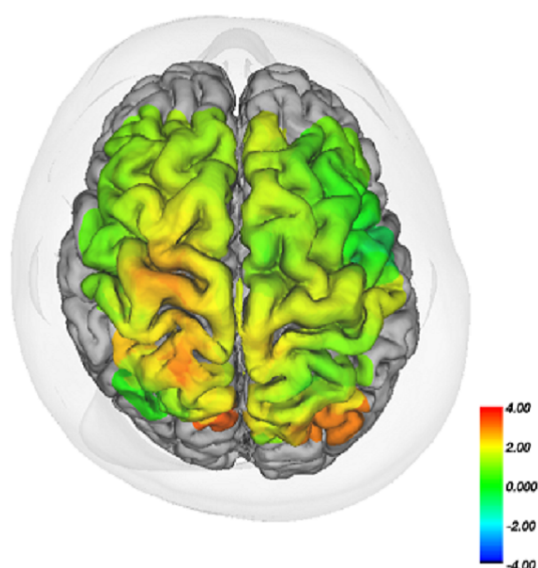


Fig.6-13: Data of Task-B

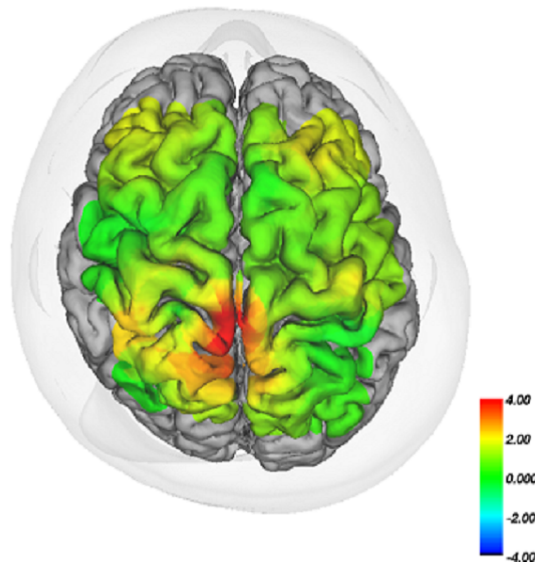


Fig.6-14: Data of Task-A2

6.7 考察

6.7.1 上肢運動データ

- (a) 総合誤差のデータについて： Task-A1, Task-B のデータはサイクル数を重ねるごとに成績は伸びているのに対して，Task-A2 のデータはそれ程の変化がない点についてであるが，これはTask-A2 初期の時点で訓練の習熟がプラトーに達したものであると考えられる．Task-A1 とTask-A2 とのデータを統計学の立場から比較検討するために，2つのデータをStudentのt検定にかけたところ，Task-A1 に比べTask-A2の方が， $p < 0.01$ で有意に成績が向上していることが確認できた．
- (b) 手先躍度最小化規範のデータについて： Task-A2 のデータがサイクル数を重ねてもそれ程変化は見られない点についてであるが，この原因として，被験者の中でTask-Aに対する慣れが生じて成績が収束したこと，長い実験の疲れが表れて動きのなめらかさが低減していることなどが考えられる．Task-A1 とTask-A2 とのデータをStudentのt検定にかけたところ，Task-A1 に比べTask-A2の方が， $p < 0.05$ で有意に成績が向上していることが確認できた．

- (c) 手先力変化最小化規範のデータについて： 手先躍度最小化規範のデータと同じような傾向を示した．実際に2つのデータの相関を取ってみたところ，高い相関が得られた ($r=0.98$)．データの取得方法や指標の計算方法・単位スケールは違うものの，共に同じ運動の滑らかさを評価する事が出来る指標として同じ変化を示したことになる．

6.7.2 脳活動データ

上肢運動データでもそうであったが，同じ Task-A に対する訓練であっても1回目 (Task-A1) と2回目 (Task-A2) でデータの変化具合が異なっている．訓練の1回目と2回目の違いを確認するために，Task-A2 と Task-A1 との比較を t 検定で行った t -map が図 6-15 である．Task-A2(訓練2回目) に比べ，Task-A1(訓練1回目) において $p < 0.05$ で左側運動前野や内側前頭前野皮質周辺の平均 oxyHb 信号が有意に増加していたことが確認できた．これらの脳表領域が今回の視覚フィードバック追従タスクの習熟プロセスに（不慣れな EMUL 操作への適応学習プロセスも含めて）関係する可能性があると言える．習熟の具合がエラーに依存していると考えた場合，一般にエラーの検出は内側前頭前野が関与しているといわれている為，この部位が習熟に関連している可能性がある．しかし脳表からの距離が遠い内側前頭前野の活動が NIRS で測定できるかという点があり，議論の余地は残る．

Task-A2 では内側感覚運動野周辺が活動しているのが確認できた．感覚運動野は外側にいくほど手先や顔面の領域になり，内側は体幹や下肢の領域になっている．今回は EMUL により手先の上肢運動データのみを取っており上肢姿勢全体をモニタリングできていた訳ではなかった為，詳細な検討はできないが，学習が進むにつれて手先での修正ではなく，肩や体幹でコントロールするようになった可能性が考えられる．

6.7.3 脳卒中患者への応用に向けて

今回の測定実験では健常者にて訓練を行ったが，今回の知見を基にして将来的には脳卒中片麻痺患者を対象とした上肢リハビリ訓練プログラムへと応用していく

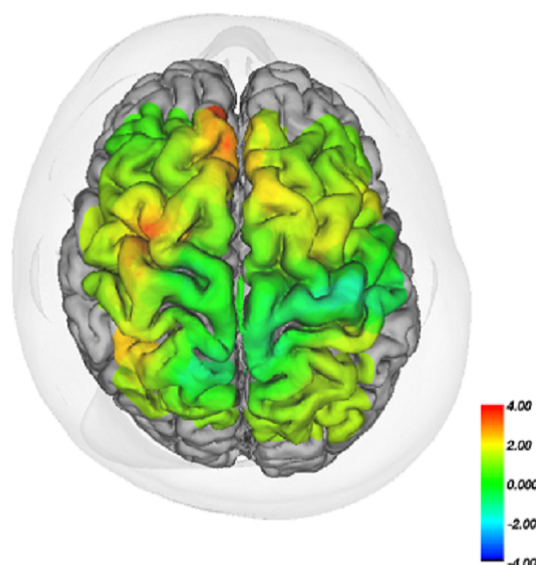


Fig.6-15: Comparison between Task-A1 and Task-A2

所存である．本研究は脳卒中片麻痺患者を対象とした上肢リハビリ訓練プログラムのプラットフォームを固める為の基礎実験であるとも言える．

EMULはハンドルを把持して操作する把持型である．把持型リハビリロボットは装着型のリハビリロボットと違って、アクティブに動くアームからすぐに手先を逃げさせる事ができる点で安全性に利点を有する．まずはハンドルを自力で把持することのできる片麻痺患者のみをこのシステムの対象にすることが考えられる．また、今回の訓練プログラムは健常者の為の訓練プログラムである為、このプログラムを多少易化させた(例えばターゲット球の速度を落とすなど)訓練を患者の方に訓練してもらう事になる．

6.8 まとめ

本章では、以下の事柄について述べた．

1. 本研究において、3次元上肢リハビリロボット EMUL による姿勢計測、及び脳活動計測装置 NIRS を用いた脳活動計測による追従訓練・評価システムの開発を行った．

- (a) さらに、それらを用いて健常者を対象とした評価実験を行い、運動評価規範により訓練に対する習熟具合を確認できた。
- (b) 脳活動データについても、訓練の前後で有意に活動が変化している部位が見られた。
- (c) 運動機能データと脳活動データを照らし合わせるにより、訓練に対応した脳活動領域の推測ができ、その脳領域の活動を詳しく観察することで脳活動の視点から見た訓練の評価も行うことができる。
- (d) 本システムは3次元的な上肢全体の大きな動作を許容した訓練を行え、その訓練の評価をすることができるという点に大きな特長を有する。

第7章

結論

第2章：冗長個数のブレーキを用いたパッシブ型力覚提示システムの力覚提示能力の解析

第2章ではブレーキの個数を自由度の数用いないシステムの場合，どのような弊害が起こるのかについて述べ，その問題を解決する為に冗長個数のブレーキを用いる手法を紹介した．十分な力覚提示をする為にはどのような手先抵抗力を発生させるべきかについて明確な定義を行い，その手先抵抗力を発生させる為に満たすべき条件を詳細に導いた．最後にそれらの理論の確認を数値計算にて行い，その確かさを示した．

第3章：冗長個数のブレーキを用いたパッシブ型力覚提示システムの力覚提示能力の解析

第3章ではER 流体ブレーキとER 流体クラッチの原理を紹介した．実際のシステムにおいて第2章で定義した理想抵抗力を発生させる為の新しい制御アルゴリズムを導入した．さらに冗長個数のER ブレーキを用いた2次元力覚提示システムを紹介し，そのシステムを新規制御方式にて制御し，目的の抵抗力が出すことに成功した．

第4章：低電圧駆動ER 流体ブレーキを冗長個数用いた新規2次元力覚提示システムの研究開発

第4章では新規開発した低電圧でも高トルクが発生可能なER 流体ブレーキを用いた新規2次元力覚提示システムについて紹介した．本システムのリンクやリニ

アガイドなどを用いた高剛性な構造に大きな特長がある。このシステムについても目的の手先抵抗力を発生させる力覚提示実験を行い、その有効性について示した。最後にこのシステムを用いた方向誘導訓練への応用について述べた。

第5章：MR 流体ブレーキを用いた 2 次元力覚提示システムの開発とその力覚提示能力

第5章ではMR 流体ブレーキの原理について紹介した。MR 流体ブレーキを用いた力覚提示システムを用いて、3つの基礎力覚提示：振動提示・壁面提示・粘性抵抗提示を行った。本システムは高速応答可能なMR 流体ブレーキを用いている為、良質な力覚提示を行うことが出来る。最後にそれらの力覚提示能力を利用して、訓練アプリケーションを作成した。

第6章：3 次元アクティブ型力覚提示装置 EMUL と脳機能計測法 NIRS を用いた軌道追従訓練評価システム

第6章ではER 流体アクチュエータの原理について述べ、それを用いた力覚提示システム EMUL を紹介した。さらに動的な計測が可能な脳機能計測法 NIRS について、この EMUL と NIRS を用いた上肢訓練・評価システムの有用性について述べた。このシステムにおいて軌道追従訓練プログラムを開発し、訓練中の上肢運動データと脳活動データを測定し、評価を行った。

本開発の力覚提示システムは、操作者や周囲の人間に対して本質的で高い安全性を保障することができる。したがって本システムは力覚提示システム、リハビリ支援システムだけでなく、他の人間共存型ロボットにも非常に有用であると考えられる。

参考文献

- [1] Charles G. Burgar, Peter S. Lum, Peggy C. Shor, 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 (2000), pp.663-673
- [2] H. I. Krebs, B. T. Volpe, M. L. Aisen, N. Hogan, "Increasing productivity and quality of care : Robot-aided neuro rehabilitation", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol.37, No.6 (2000), pp.639-652
- [3] 古荘純次, 魏志丹, 古賀滋雄, 「ER 流体を用いた低慣性アクチュエータの開発とそのバーチャルリアリティへの応用」, 日本機械学会第 72 期通常総会講演会講演論文集 (IV) (1995), pp.265-266
- [4] 古荘純次, 坂口正道, 「ER 流体を用いたニューアクチュエータ」, 日本ロボット学会誌, Vol.15, No.3 (1997), pp.323-325
- [5] J. Furusho, M. Sakaguchi, "New Actuators Using ER Fluid and Their Applications to Force Display Devices in Virtual Reality and Medical Treatments", *Int. J. of Modern Physics B*, Vol.13, Nos.14,15&16 (1999), pp.2151-2159
- [6] 坂口正道, 古荘純次, 「ER アクチュエータを用いた 2 次元力覚提示システムの開発」, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.3, No.3 (1998), pp.133-140
- [7] 坂口正道, 古荘純次, 「ER ブレーキを用いたパッシブ型力覚提示システムに関する基礎研究」, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.5, No.4 (2000), pp.1121-1128
- [8] 坂口正道, 古荘純次, 元田英一, 「ER アクチュエータを用いたリハビリテーション訓練システムの開発に関する基礎研究」, 日本ロボット学会誌, Vol.19, No.5 (2001), pp.612-619
- [9] 古荘純次, 菊地武士, 小田邦彦, 「ER ブレーキを用いた筋力評価・訓練システムの開発のための基礎研究-ER ブレーキの開発およびそのパッシブ速度制御-」, 日本ロボット学会誌 Vol.20, No.1 (2002), pp.77-84
- [10] 山口雄平, 木村真也, 古荘純次, 宮井一郎, 「MR アクチュエータを用いたリハビリテーションシステムに関する基礎研究」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 04 講演論文集 (2004), 1A1-H-64
- [11] 山口雄平, 木村真也, 古荘純次, 宮井一郎, 「高安全・高性能 2 次元力覚提示システムのリハビリテーションへの応用」, 第 22 回日本ロボット学会学術講演会講演論文集 (2004), 1I23

- [12] 小山清人,「ER 流体の開発と応用」, シーエムシー (1995)
- [13] J. David Carlson, Mark R. Jolly, MR fluid, foam and elastomer devices, *Mechatronics*, Vol.10 (2000), pp555-569
- [14] Osama Ashour, Craig A.Rogers, "Magnetorheological Fluids: Materials, Characterization, and Devices", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol.7, No.2 (1996), pp.123-130
- [15] 片岡次郎,「3次元上肢運動機能回復訓練支援システムの開発」, 平成14年度大阪大学大学院修士論文 (2003)
- [16] 中西和彦,「上肢リハビリテーションシステムにおける運動訓練ソフトウェアに関する研究」, 平成15年度大阪大学卒業論文 (2004)
- [17] 開発項目「健康寿命延伸のための医療福祉機器高度化プログラム 高齢者等社会参加支援のためのシステムの開発 身体機能リハビリ支援システム」平成14年成果報告書
- [18] 古荘, 小柳, 中西, 道免, 宮越, 笠, 竹中, 井上,「NEDOプロジェクトにおける3次元上肢動作訓練支援システムの開発およびその成果」, 福祉工学シンポジウム2004講演論文集 (2004), pp.1-4
- [19] 古荘, 小柳, 藤井, 中西, 道免, 宮越, 笠, 竹中, 井上,「NEDOプロジェクト「身体機能リハビリ支援システム」での上肢動作訓練支援システムの開発(第6報:臨床応用)」第22回日本ロボット学会学術講演会講演論文集 (2004), 1I21
- [20] 古荘, 小柳, 中西, 藤井, 道免, 宮越, 笠, 竹中, 井上,「上肢動作リハビリ支援システムにおけるVR技術の応用とその臨床評価(NEDOプロジェクト「身体リハビリ支援システム」における研究開発)」, 日本バーチャルリアリティ学会第9回大会論文集 (2004), pp.545-548
- [21] 中山健二,「手首を含む上肢リハビリテーション支援ロボット」, 平成17年度大阪大学修士論文 (2005)
- [22] 胡星皓,「準三次元上肢リハビリ支援システム(Plempo-P1)の開発に関する基礎研究」, 平成18年度大阪大学修士論文 (2006)
- [23] 古荘 純次, 原口 真,「(解説) ロボット・VR および理学療法の技術を取り入れた上肢リハビリ支援システムによる訓練とその脳活動を含む評価」, バイオメカニズム学会誌, Vol.33, No.2 (2009), (in Press)
- [24] H.I. Krebs, L. Dipietro, S. Levy-Tzedek, S. Fasoli, A. Rykman-Berland, J. Zipse, J. Fawcett, J. Stein, H. Poizner, A. Lo, B. Volpe and N. Hogan, "A paradigm shift for rehabilitation robotics, IEEE", *In Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, Vol.27, No.4 (2008), pp.61-70
- [25] J. Furusho, "[review paper] Mechatronics systems using ER fluids", *Fluid power system, Journal of the japan hydraulics and pneumatics society*, Vol.32, No.6 (2001), pp.390-395

- [26] J. Furusho, K. Koyanagi, J. Kataoka, U. Ryu, S. Takenaka and A. Inoue, "Development of 3-D rehabilitation system for upper limb (1st report: development of mechanism including ER actuators and whole system)", *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol.23, No.5 (2005), pp.123–130
- [27] 古荘純次, 菊池武士, 「(解説) 上・下肢リハビリテーション, 福祉機器へのロボット技術の適用」, *総合リハビリテーション* (2007), Vol.35, No.5, pp.439–445
- [28] J. Furusho, T. Kikuchi, K. Oda, Y. Ohyama, T. Morita, N. Shichi, Y. Jin and A. Inoue, "A 6-DOF Rehabilitation Support System for Upper Limbs including Wrist "Robotherapist" with Physical Therapy", *Proc. of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics 2007* (2007), pp.304–309
- [29] T. Kikuchi, J. Furusho, Y. Jin, H. Xinghao, K. Fukushima and A. Inoue, "Development of the quasi-3-DOF rehabilitation system for upper limbs, "PLEMO"", *The Japanese Journal for Medical Virtual Reality*, Vol.5, No.1 (2007), pp.24–31
- [30] H. Davis and W. Book, "Torque control of a redundantly actuated passive type force manipulator", *Proceeding of American Control Conference* (1997), pp.959–963
- [31] J. Furusho, M. Sakaguchi, N. Takesue, and K. Koyanagi, "Development of ER brake and its application to passive type force display", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol.13, No.7/8 (2002), pp.425–429
- [32] J. Furusho, K. Koyanagi, C. Dong, "Basic Study on Rehabilitation System Using Functional Fluid Brake", *The Bioengineering Conference, annual meeting of BE D/JSME* (2003), pp.103–104
- [33] J. Furusho, K. Koyanagi, C. Dong, "Force Display System Using Redundantly Couples of Functional Fluid Brakes", *JSME Conference on Robotics and Mechatronics* (2003), 1P1-2F-E4
- [34] K. Koyanagi, J. Furusho, T. Morita, "Basic Algorithm to Represent Arbitrary Shape with Passive Force Display", *Journal of the Robotics Society of Japan* Vol.24, No.1 (2006), pp.124–130
- [35] D. E. Voss, 乾 公実, 「神経筋促通手技」, 協同医書出版社
- [36] G. Bossis, Ed., *Proceedings of the 10th International Conference on Electrorheological Fluids and Magnetorheological Fluid Suspensions*, World Scientific (2007)
- [37] T. Sekine, T. Nagura and K. Komoriya, "Method of force indicating with powder clutch", *The Japan Society of Mechanical Engineers* (2001), pp.243–244
- [38] 古荘純次, 「ER 流体, 新版 ロボット工学ハンドブック」, コロナ社 (2005), pp.177-178
- [39] S. Shutto, "MR Fluid and Its Application (in Japanese)", *The Japan Fluid Power System Society*, Vol.38, No.2 (2007), pp.96–100

- [40] N. Takesue, J. Furusho and Y. Kiyota, "Fast Response MR-Fluid Actuator", *JSME International Journal, Series C*, Vol.47, No.3 (2004), pp.783-791
- [41] Yamaguchi, Y. and Furusho, J.: Study on Wire-Driven Force Display System on the Consideration of Standards of Safety (in Japanese), *The Virtual Reality Society of Japan*, Vol.10, No.1 (2005), pp.91-100
- [42] M. R. Reed and W. J. Book, "Modeling and Control of an Improved Dissipative Passive Haptic Display", *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (2004), pp.311-318
- [43] <http://www.lord.com/mr>
- [44] J. Blake and H. B. Gurocak, "Haptic Glove With MR Brakes for Virtual Reality", *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics*, Vol.14, No.5 (2009), pp.606-615
- [45] 大山 正, 今井 省吾, 和気 典二 編, 「新編 感覚・知覚心理学ハンドブック」, 誠信書房 (1994), pp.1169-1315
- [46] I.Miyai, H.C.Tanabe, I.Sase, H.Eda, I.Oda, I.Konishi, Y.Tsunazawa, T.Suzuki, T.Yanahida and K.Kubota, "Cortical Mapping of Gait in Humans: A Near-Infrared Spectroscopic Topography Study", *NeuroImage*, Vol.14, No.5 (2001), pp.1186-1192
- [47] P. S. Lum, C. G. Burgar, P. C. Shor, M. Majmundar and H. M. V. der Loos, "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.83, No.7 (2002), pp.952-959
- [48] M.Sakaguchi, J.Furusho and E.Genda, "Basic Study on Development of Rehabilitation Training System Using ER Actuators [in Japanese]", *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol.19, No.5(2001), pp.612-619
- [49] K.Koyanagi, J.Furusho, J.Kataoka, U.Ryu, S.Takenaka and A.Inoue, "Development of 3-D rehabilitation system for upper limb: 2nd report: Motion Exercise Training Software for Upper Limb [in Japanese]", *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol.23, No.8(2005), pp.1011-1018
- [50] H.I.Krebs, T.Brashers-Krug, S.L.Rauch, C.R.Svage, N.Hogan, R.H.Rubin, A.J.Fischman and N.M.Alpert, "Robot-aided functional imaging: Application to a motor learning study", *Human Brain Mapping*, Vol.6, No.1(1997), pp.59-72
- [51] T.Flash and N.Hogan, "The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model", *Journal of Neuroscience*, Vol.5(1985), pp.1688-1703
- [52] 甘利俊一, 外山敬介 編, 「脳科学大辞典」, 朝倉書店 (2006), pp.553

第8章

付録

8.1 付録A：命題1の証明

命題1の証明を

[証明]

対偶を用いて証明する． $\alpha > 0$ のみについて証明を行う．最初に α だけ傾いた抵抗力が出せないのはどのような時かを考える．これは図8-1のArea A, Area Bのどちらかの範囲の方向でリニアブレーキが存在しない場合となる．

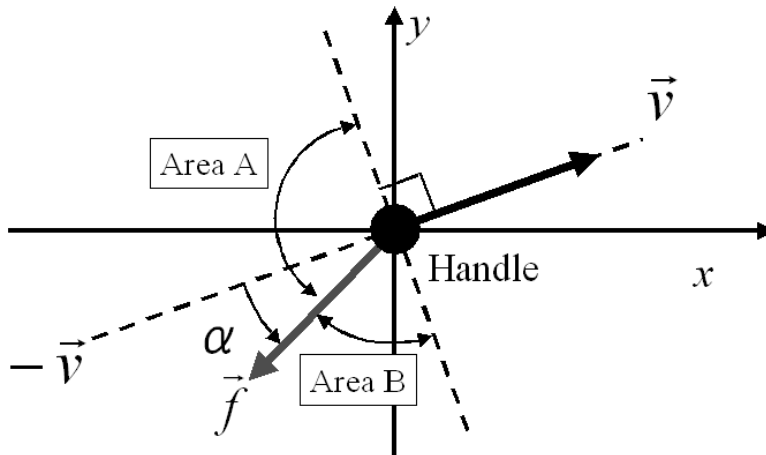


Fig.8-1: 2 pattern area

Area A の範囲の方向でリニアブレーキが存在しないためには，ブレーキの相対角のいずれかが $\pi/2 + \alpha$ を超えていれば良い．また，Area B の範囲の方向でリニアブレーキが存在しないためには，ブレーキの相対角のいずれかが $\pi/2 - \alpha$ を超えていれば良い．従って，“傾き α の抵抗力が出せない時，いずれかのブレーキの相対角 $> \pi/2 - \alpha$ である．”という関係が導かれる．

この関係の対偶を取れば，“全てのブレーキの相対角 $\leq \pi/2 - \alpha$ であれば，傾き α の抵抗力を発生できる．”という関係を導ける． $\alpha \leq \alpha_{max}$ より， $\pi/2 - \alpha \geq \pi/2 - \alpha_{max}$ である為，最終的に $\alpha > 0$ における命題1の関係が得られる事になる． $\alpha < 0$ のみについても同様に証明が可能である．以上により，命題1が成り立つ．

[証明終わり]

8.2 付録B：運動学による種々の計算

付録B－1：平行リンクシステムの手先力の導出

この節では平行リンクロボットアームのハンドル部に発生する手先力を，運動学の知識から導出する．ハンドル部の位置絶対座標 $[X, Y]^T$ とリンク角度 $[\theta_1, \theta_2]^T$ の間には，

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L \cos \theta_1 + L \cos \theta_2 \\ L \sin \theta_1 + L \sin \theta_2 \end{bmatrix} \quad (8.1)$$

の関係が成り立つ．両辺を時間微分することで，

$$\begin{bmatrix} v_X \\ v_Y \end{bmatrix} = J_{12} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad (8.2)$$

が得られる．但し， $\vec{v} = [v_X, v_Y]^T$ は $[X, Y]^T$ の時間微分でハンドル部の速度であり， J_{12} は $[\theta_1, \theta_2]^T$ に関するヤコビ行列である．

ブレーキ1，2によるトルクを $[\tau_1, \tau_2]^T$ ，ハンドル部に発生する手先力を $\vec{f} = [f_X, f_Y]^T$ とした時，減速器などを介さない場合，

$$\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} = J_{12}^T \begin{bmatrix} f_X \\ f_Y \end{bmatrix} \quad (8.3)$$

が成り立つので式8.2，8.3を用いて，手先力 $\vec{f}$ は次のように変形できる．

$$\begin{bmatrix} f_X \\ f_Y \end{bmatrix} = \frac{\tau_1}{L \sin(\theta_2 - \theta_1)} \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 \end{bmatrix} + \frac{-\tau_2}{L \sin(\theta_2 - \theta_1)} \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (8.4)$$

上式の右辺第1項はブレーキ1によって発生する手先力 $\vec{f}_1$ を，右辺第2項はブレーキ2によって発生する手先力 $\vec{f}_2$ をそれぞれ表している．この式は $\vec{f}_1$ がリンク2に沿った方向を， $\vec{f}_2$ がリンク1に沿った方向を向いている事を示している．

さらに上式は式2.5，8.2を用いて，次のようにも変形できる．

$$\begin{bmatrix} f_X \\ f_Y \end{bmatrix} = \frac{-T_1 \cos(\theta_2 - \arg \vec{v})}{L \sin(\theta_2 - \theta_1) |\cos(\theta_2 - \arg \vec{v})|} \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 \end{bmatrix} + \frac{-T_2 \cos(\theta_1 - \arg \vec{v})}{L \sin(\theta_2 - \theta_1) |\cos(\theta_1 - \arg \vec{v})|} \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{bmatrix} \quad (8.5)$$

但し， $\arg \vec{v}$ は $\vec{v}$ の偏角を表す．これはブレーキ力が必ず手先速度の後方半平面に発生するという事を示している．平行リンク型システムについても同様に図2-4の性質が満たされていることがわかる．

付録 B - 2: 冗長ブレーキの決定

平行リンクで構成されるシステムに、冗長なブレーキまたはクラッチを1個追加した時、どのような力が手先に発生するのかをこの節で考える．追加するブレーキ又はクラッチの回転角速度を $\dot{\theta}_+$ とする．この時、任意の定数 a, b を使って、次の関係式が成り立つ．

$$\dot{\theta}_+ = a\dot{\theta}_1 + b\dot{\theta}_2 \quad (8.6)$$

上式および式 8.2 より,

$$\dot{\theta}_+ = [a \quad b] J_{12}^{-1} \begin{bmatrix} v_X \\ v_Y \end{bmatrix} = J_+^{-1} \begin{bmatrix} v_X \\ v_Y \end{bmatrix} \quad (8.7)$$

ここで J_+ は、 $\dot{\theta}_+$ に関するヤコビ行列である．式 8.3 と同様に、追加するブレーキのトルク τ_+ を使って実現できる手先力 $\vec{f}_+$ を考えた場合、

$$\vec{f}_+ = (J_+^T)^{-1} \tau_+ \quad (8.8)$$

が成り立つ．式 8.7, 8.8 より,

$$\vec{f}_+ = \frac{\tau_+}{L \sin(\theta_2 - \theta_1)} \left\{ a \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 \end{bmatrix} - b \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{bmatrix} \right\} \quad (8.9)$$

が導出される．上式の第1項は $\vec{f}_1$ の単位方向ベクトルをスカラー倍したものである．また、上式の第2項は $-\vec{f}_2$ の単位方向ベクトルをスカラー倍したものである．これは $\vec{f}_+$ は $\vec{f}_1$ と $-\vec{f}_2$ の線形結合であることを表している．

この結果から、次のような関係が成り立つ．

【定理 8.1】

平行リンクシステムに、回転角速度が $\dot{\theta}_+ = a\dot{\theta}_1 + b\dot{\theta}_2$ となるような冗長ブレーキを追加する時、

1. $ab > 0$ であれば、冗長ブレーキにより発生する手先力は図 2-10 の Area II の方向を向く．
2. $ab < 0$ であれば、冗長ブレーキにより発生する手先力は図 2-10 の Area I の方向を向く．

$ab < 0$ となるようなブレーキ構造としては、例えばクラッチを使うことが考えられる．尚、この定理から同一のブレーキで Area I と Area II の両方にまたがるブレーキ機構を製作するのは困難であると考えられる．

8.3 付録 C : 操作域楕円

平行リンク型システムの操作域を、式 (3.5) で定義したような、2つのリンクの相対角度 $\theta_2 - \theta_1$ の範囲で指定すると、図 8-2 の灰色部分のようにアーチ状になる．しかし実際に

操作域を設定する場合，図8-2の斜線部分のような長方形型の操作域を設定することが望ましい事がある．そこで，長方形型の操作域を図形を用いて直感的に設定することのできる「操作域楕円」の考え方を導入する．

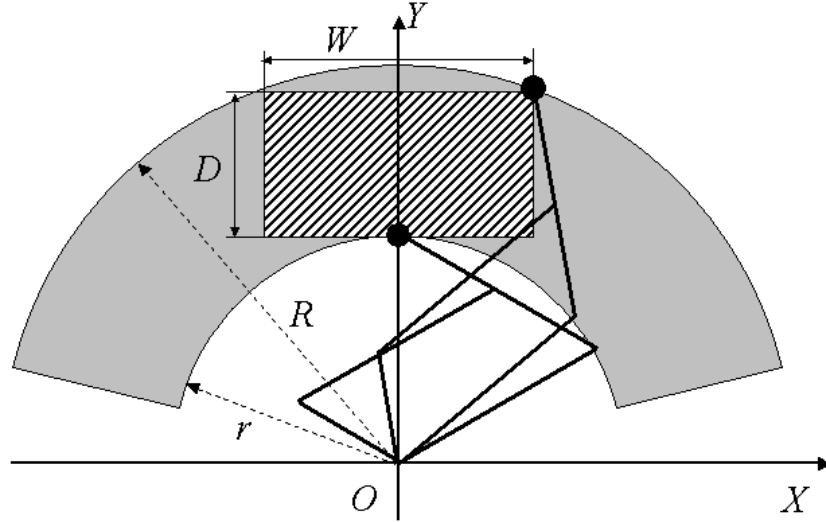


Fig.8-2: Choice of the working plane

操作域は図8-2に示すように横幅 W ，縦幅 D の長方形で構成され，かつ Y 軸に対称に配置されるものとする． R は中心から操作域の上端までの距離， r は中心から操作域の下端までの距離であり，両方とも

$$L\sqrt{2\{1 + \cos(\theta_2 - \theta_1)\}} \quad (8.10)$$

の計算式で求めることができる．幾何学的関係より， W ， D ， R ， r の間には次のような関係式が成り立つ．

$$\left(\frac{W}{2R}\right)^2 + \left(\frac{D+r}{R}\right)^2 = 1 \quad (8.11)$$

これを (W, D) の座標系で表すと，長軸半径 $2R$ ，短軸半径 R ，中心が $(0, -r)$ の楕円が描かれることが分かる．これを操作域楕円と便宜的に呼ぶことにする． W, D は正なので，この楕円内の第1象限の部分が，取りうることのできる W ， D の組み合わせの集合となる．

図8-3は $L=250[\text{mm}]$ ， $\alpha_{\max} = \pi/9 (= 20[\text{deg}])$ ，操作域を式(3.5)の範囲に設定した場合の操作域楕円になる．操作域は，灰色部分の領域の範囲内で，原点を一点とした長方形として取る事ができる．例えば操作域は， $W=300[\text{mm}]$ ， $D=250[\text{mm}]$ （図中の斜線部）を取ることができる．しかし，例えば $W=300[\text{mm}]$ ， $D=300[\text{mm}]$ の操作域などは取ることができない．このようにして，長方形型の操作域を図形を用いて決定することができる．

図8-4は $L=500[\text{mm}]$ ， $\alpha_{\max} = \pi/9 (= 20[\text{deg}])$ ，操作域を式(3.5)の範囲に設定した場合の操作域楕円になる．操作域は， $W=600[\text{mm}]$ ， $D=500[\text{mm}]$ （図中の斜線部）を取ることができる．しかし，例えば $W=600[\text{mm}]$ ， $D=600[\text{mm}]$ の操作域などは取ることができない．リ

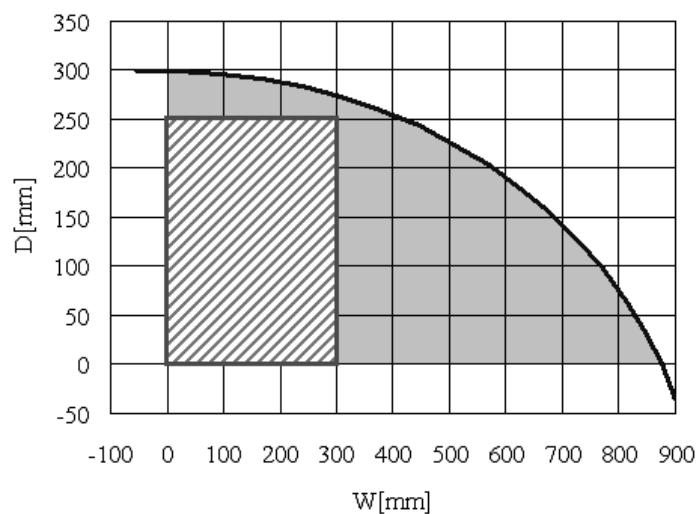


Fig.8-3: Working plane ellipsoid ($L=250[\text{mm}]$)

リンク長 L を $250[\text{mm}]$ から $500[\text{mm}]$ に伸ばした事で、取る事の出来る操作域が大きくなっている事が分かる。

以上述べた操作域楕円より導かれる操作域は、中心 O が $(0, (R-r)/2)$ である。しかし、操作する上で、操作域の中心 O が $(0, L\sqrt{2})$ である事の方が良い事がある。中心 O を $(0, L\sqrt{2})$ に取った場合のそれぞれの操作域において、取りうる事の出来る α_{max} を数値計算により導き、表にまとめたので以下に示す。表 8-1 は $L=250$ の時のもの、表 8-2 は $L=500$ の時のものである。中心 O が $(0, (R-r)/2)$ の時よりも、取りうる事の出来る α_{max} が小さくなっている事が分かる。

Table 8-1: α_{max} on each working space ($L=250$)

横幅 [mm]	奥行き [mm]	力覚提示可能角度 [deg]
400	200	7.6
250	250	8.5
350	200	13.6
300	200	17.2
250	200	19.9
200	200	21.8

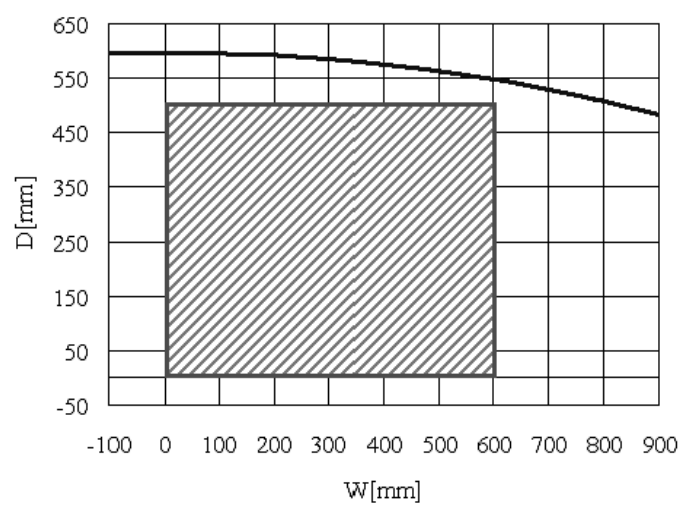


Fig.8-4: Working plane ellipsoid (L=500[mm])

Table 8-2: α_{max} on each working space (L=500)

横幅 [mm]	奥行き [mm]	力覚提示可能角度 [deg]
500	400	19.9
400	400	21.8
400	300	28.5
300	300	29.6
400	250	31.2
300	250	32.3
250	250	32.8
400	200	33.8
350	200	34.3
300	200	34.9
250	200	35.3
200	200	35.7

8.4 付録D：躍度最小化規範による目標球軌道の決定

この節では，躍度最小化規範

$$\begin{aligned} & \frac{1}{2} \int_0^T \left| \frac{d^3 \vec{x}}{dt^3} \right|^2 dt \\ &= \frac{1}{2} \int_0^T \left\{ \left(\frac{d^3 x}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3 y}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3 z}{dt^3} \right)^2 \right\} dt \end{aligned} \quad (8.12)$$

(但し， $\vec{x} = (x, y, z)$ は手先位置， t_f は始点から終点に達するまでの時間) を用いて，6章で紹介した八頂点リーチングプログラムにおける目標球の軌道を構成する．

評価関数 (8.12) を最小にする解は，変分法などを用いて求まる．この解は時間 t の5次多項式になるが，2点間の移動運動で，始点 (x_0, y_0, z_0) と終点 (x_f, y_f, z_f) で速度・加速度が0になる境界条件を考えると，係数も決定する^[52]．躍度最小化規範を最小にする軌道は次のようになる．

$$x(t) = x_0 + (x_f - x_0)(6t^5 - 15t_f t^4 + 10t_f^2 t^3)/t_f^5 \quad (8.13)$$

($y(t)$, $z(t)$ についても同様．簡単の為，今後 $x(t)$ についてのみ示す．)

これを微分すると速度 $v(t)$ が求まる．

$$v(t) = 30(x_f - x_0)(t^4 - 2t_f t^3 + t_f^2 t^2)/t_f^5 \quad (8.14)$$

これは時刻 $t_f/2$ でピークを持つ完全に対称なベル型波形になる．

これを用いて，被験者手先の加速度の急激な時間変化が生じることを防ぐ．加速域一定速域ー減速域の3つの領域を持って，目標球が頂点間を T 秒の速度で移動するものとする．定速域は全体の内 C (全体を1とする)，加速域，減速域はそれぞれ $(1-C)/2$ を占めるものとする．すなわち，目標球は加速領域から， $t = (1-C)T/2$ で定速域に移り， $t = (1+C)T/2$ で減速域に入る事になる．

定速域の時の速度を $V[\text{m}]$ ，加速・減速時の時間を合わせた時間を τ ($(1-C)T$) とするとき，加速域，定速域，減速域それぞれでの速度は以下ようになる．

加速域 $v(t) = 30a(x_f - x_0)(t^4 - 2\tau t^3 + \tau^2 t^2)/\tau^5$

定速域 $v(t) = V$

減速域 $v(t) = 30a(x_f - x_0)\{(t - CT)^4 - 2\tau(t - CT)^3 + \tau^2(t - CT)^2\}/\tau^5$

(但し， a は定数)

上記 V, a は境界条件を用いて解くことが出来，それぞれ以下ようになる．

$$a = \frac{8(1-C)}{8+7C} \quad (8.15)$$

$$V = \frac{15(x_f - x_0)}{(8+7C)T} \quad (8.16)$$

これを使って書き直すと，加速域，定速域，減速域それぞれでの速度は以下になる．

加速域 $v(t) = 240(1 - C)(x_f - x_0)(t^4 - 2\tau t^3 + \tau^2 t^2) / \{\tau^5(8 + 7C)\}$

定速域 $v(t) = 15(x_f - x_0) / (8 + 7C)T$

減速域 $v(t) = 240(1 - C)(x_f - x_0)\{(t - CT)^4 - 2\tau(t - CT)^3 + \tau^2(t - CT)^2\} / \{\tau^5(8 + 7C)\}$

6章の仕様によると, $T = 4[\text{sec}]$, $x_f - x_0 = 0.3\sqrt{2}$, $C = 0.8$ であるので, $V = 0.116\dots[m/sec]$ となる.

謝 辞

本研究は、大阪大学 大学院工学研究科 機械工学専攻 古莊純次教授の指導のもとに行われたものであり、研究内容をはじめ、投稿論文の校正やご助言など、懇切丁寧なご指導を賜りましたことに対し、心より感謝申し上げます。6章に関する研究において、懇切丁寧なご指導を頂いた同専攻 菊池武士助教にも心より感謝致します。

また、本学位論文の審査をして頂くとともにご指導を賜りました、大阪大学 大学院工学研究科 機械工学専攻 田中敏嗣教授、同専攻 大須賀公一教授に、心より御礼申し上げます。

共に研究活動に励み、多大なご協力を頂きました大阪大学大学院 古莊研究室の卒業生、修了生、学生諸氏に感謝いたします。

最後に、研究生活を支えてくれた両親と祖母に深く感謝いたします。

平成22年1月

原口 真

関連発表論文

学術雑誌論文

【2章に関連】

- ・ 原口 真, 金 英, 古荘 純次, 「冗長個数の ER 流体ブレーキを用いた 2 次元上肢リハビリ支援装置に関する基礎研究 (第 1 報: 力覚提示能力に関する解析)」, 日本機械学会論文集, Vol.76, No.761 (2010), pp.142-150

【3章に関連】

- ・ 原口 真, 金 英, 古荘 純次, 「冗長個数の ER 流体ブレーキを用いた 2 次元上肢リハビリ支援装置に関する基礎研究 (第 2 報: 制御方式の提案および力覚提示実験)」, 日本機械学会論文集 (投稿中)

【4章に関連】

- ・ 原口 真, 小林 弘, 井上 昭夫, 古荘 純次, 「低電圧駆動 ER ブレーキを冗長個数を用いた 2 次元力覚提示システムの研究開発」, 日本レオロジー学会誌 (投稿中)

【5章に関連】

- ・ 原口 真, 西脇 和弘, 古荘 純次, 金 英, 「MR 流体ブレーキを用いた 2 次元パッシブ型力覚提示システムの開発に関する基礎研究」, 日本実験力学学会誌 (掲載決定)

【6章に関連】

- ・ 原口真, 菊池武士, 三原雅史, 畠中めぐみ, 宮井一郎, 古荘純次, 「3 次元上肢機能回復訓練支援装置 EMUL と脳機能計測法 NIRS を用いた追従訓練評価システム」, 日本機械学会論文集 (掲載決定)

国際学会論文

【6章に関連】

- Makoto Haraguchi, Takehito Kikuchi, Masahito Mihara, Megumi Hatakenaka, Ichiro Miyai, Junji Furusho, "Development of Evaluation System of the Motor Function for Upper Limbs Using 3-D Rehabilitation Robot EMUL and Near-Infrared Spectroscopy NIRS", Proceedings of The 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR2009), pp.566-570 (2009.6, Kyoto, Japan).

著者略歴

原口 真（はらぐち まこと）

1983年9月12日生

－ 略歴 －

2002年03月	大阪府立茨木高等学校	卒業
2002年04月	京都工芸繊維大学	工芸学部 機械システム工学科 入学
2006年03月	京都工芸繊維大学	工芸学部 機械システム工学科 卒業
2006年04月	大阪大学大学院	工学研究科 機械工学専攻 博士前期課程 入学
2007年09月	大阪大学大学院	工学研究科 機械工学専攻 博士前期課程 短縮修了
2007年10月	大阪大学大学院	工学研究科 機械工学専攻 博士後期課程 進学 現在に至る