



Title	機能性流体を用いた上肢・下肢リハビリテーションシステムに関する基礎研究
Author(s)	小澤, 拓也
Citation	大阪大学, 2010, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/828
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

博士学位論文

機能性流体を用いた 上肢・下肢リハビリテーションシステム に関する基礎研究

平成22年1月

小澤 拓也

機能性流体を用いた
上肢・下肢リハビリテーションシステム
に関する基礎研究

小澤 拓也

目次

第1章 緒言	9
1.1 研究背景	9
1.2 上肢リハビリテーション支援システムの現状	11
1.3 体重免荷型トレッドミル歩行訓練の現状	15
1.4 本研究の目的	16
1.5 本論文の構成	18
参考文献	20
第2章 脳卒中リハビリテーションに関する基礎知識	22
2.1 緒言	22
2.2 障害とリハビリテーション	22
2.2.1 障害の構造	22
2.2.2 リハビリテーションの基本的アプローチ	23
2.2.3 本研究で対象とする範囲	24
2.3 脳卒中リハビリテーション	25
2.3.1 中枢性麻痺特有の回復過程	25
2.3.2 脳卒中リハビリテーションの注意点	26
2.4 脳卒中リハビリテーション評価法	27
2.4.1 Brunnstrom Recovery Stage (BRS)	27
2.4.2 Fugl-Meyer Assessment (FMA)	27
2.4.3 脳卒中機能障害評価法 (SIAS)	29
2.4.4 簡易上肢機能検査 (STEF)	31
参考文献	33
第3章 脳卒中片麻痺の臨床評価に基づく上肢リハビリ支援システム PLEM0-P3の研究開発	34
3.1 緒言	34
3.2 PLEM0-P3	35
3.3 脳卒中の共同運動	38
3.3.1 共同運動	38
3.3.2 リーチング機能	39
3.4 リハビリテーションの従来評価と PLEM0-P3 の定量評価	40
3.4.1 ソフトウェア	40
3.4.2 リハビリテーション医学での評価	41
3.5 臨床評価	42
3.5.1 臨床評価方法	42
3.5.2 リーチングテストの手順	42

3.5.3 臨床評価の結果	43
3.6 臨床評価の考察	46
3.7 結言	46
参考文献	47
第4章 PLEM0-P3による脳卒中片麻痺患者の運動機能評価	
の有用性と臨床的解釈について	49
4.1 緒言	49
4.2 共同運動とリーチング機能	50
4.3 準3次元上肢リハビリテーション支援システム	52
4.4 センサグリップの基本構造と性能	53
4.4.1 開発の動機	53
4.4.2 基本構造と性能	54
4.5 リーチングテストにおける脳卒中患者の評価	56
4.5.1 ソフトウェア	56
4.5.2 方法	57
4.6 結果および議論	59
4.6.1 運動の正確性	59
4.6.2 押付け力の平均値および最大値	60
4.6.3 手関節の可動域	62
4.6.4 その他	62
4.6.5 総括	63
4.7 結語	64
参考文献	65
第5章 上肢リハビリテーション支援システム PLEM0-P3の脳卒中片麻痺に	
対応した訓練ソフトの提案および訓練効果に関する臨床評価	68
5.1 緒言	68
5.2 上肢におけるリーチング運動獲得の必要性	69
5.3 準3次元上肢リハビリテーション支援システム	70
5.4 PLEM0-P3による訓練	73
5.4.1 訓練法の提案	73
5.4.2 ソフトウェア	74
5.4.2.1 Spacing	74
5.4.2.2 Timing	75
5.4.2.3 Grading	75
5.4.2.4 Muscle endurance	76
5.5 臨床評価	76
5.5.1 臨床評価方法	76
5.5.2 リハビリテーション評価方法	77

5.5.3 PLEM0-P3 の評価方法	77
5.5.4 データの算出方法および比較方法	77
5.6 臨床評価の結果	78
5.6.1 リハビリテーション評価	78
5.6.2 PLEM0-P3 評価	79
5.7 臨床評価の考察	84
5.8 結言	84
参考文献	85
第6章 脳卒中片麻痺患者に対する	
上肢リハビリテーション支援システム PLEM0-P3 の研究開発	87
6.1 緒言	87
6.2 上肢リハ支援システム PLEM0-P3	87
6.2.1 PLEM0-P3 の ER 流体ブレーキおよび機構	87
6.2.2 センサグリップ	88
6.3 評価方法およびソフトウェア	89
6.4 PLEM0-P3 による評価とリハビリテーション医学評価との相関	91
6.4.1 運動の正確性	91
6.4.2 押付力, 把持力および手関節可動域	92
6.4.3 手関節可動域と押付力の関係	93
6.4.4 PLEM0-P3 の評価機としての考察	93
6.5 PLEM0-P3 による訓練法の提案	94
6.5.1 訓練法の提案	94
6.5.2 ソフトウェア	94
6.6 リハビリテーション訓練システムとしての臨床評価	95
6.6.1 臨床評価方法	95
6.6.2 臨床評価におけるデータ例	96
6.6.3 評価項目ならびに比較方法	97
6.6.4 臨床評価の結果	97
6.7 結言	98
参考文献	99
第7章 冗長個数の ER 流体ブレーキを用いた上肢リハビリテーション支援	
システム Redundant-PEM0-Prototype の研究開発	100
7.1 緒言	100
7.2 上肢リハビリテーション支援システムに要求される	
機能と訓練手法の提案	101
7.2.1 上肢運動機能不全に対する理学療法の手法	101
7.2.2 Redundant-PEM0-Prototype による訓練手法	102
7.3 パッシブ型力覚提示システムの性質	102

7.3.1 パッシブ型力覚提示システムの持つ問題点	102
7.3.2 冗長性の導入	104
7.3.3 冗長性とリンク姿勢	105
7.3.4 F_3 , F_4 を発生させるためのブレーキ機構	106
7.4 上肢リハビリテーション支援システムのデザイン	106
7.4.1 既存のシステムの問題点	106
7.4.2 リハビリテーション性能と冗長ブレーキの関係	107
7.5 Redundant-PEMO-Prototype の機構概要	109
7.5.1 Redundant-PEMO-Prototype	109
7.5.2 ER 流体ブレーキ	110
7.6 Redundant-PEMO-Prototype の性能評価	112
7.7 基礎特性実験	115
7.8 結言	117
参考文献	118
第8章 身体重心制御機構を搭載した体重免荷型トレッドミルの開発	120
8.1 緒言	120
8.2 MR 流体アクチュエータと支持点制御を有した WBSTT システムの設計	121
8.2.1 MR 流体アクチュエータ	121
8.2.2 体重免荷機構の設計	122
8.2.3 重心移動機構の設計	122
8.2.4 全体設計と安全性	123
8.3 基礎試験	124
8.3.1 測定条件	124
8.3.2 測定結果	125
8.3.2.1 免荷機構の評価	125
8.3.2.2 重心移動機構の評価	126
8.3.3 筋電図評価	127
8.3.3.1 評価方法	127
8.3.3.2 EMG 分析結果	127
8.3.3.2.1 歩行速度 3.5Km, 立脚期	127
8.3.3.2.2 歩行速度 3.5Km, 遊脚期	128
8.3.3.2.3 歩行速度 2.4Km, 立脚期	129
8.3.3.2.4 歩行速度 2.4Km, 遊脚期	129
8.3.3.2.5 まとめ	130
8.4 結言	131
参考文献	132
第9章 結言	133

目次

図 1-1	MIT-NUTUS	11
図 1-2	Haptic Rehab System	12
図 1-3	MINE	12
図 1-4	ACT3D	12
図 1-5	EMUL	13
図 1-6	Serafy	13
図 1-7	2-DOF Passive System	14
図 1-8	Outline of PLEMO System	14
図 1-9	Parallel Bar	15
図 1-10	LOCOMAT	16
図 1-11	New Weight	16
図 1-12	Externals of PLEMO-P3	17
図 2-13	Composition of Disturbance	23
図 2-14	Flexor and Extensor Synergy Movement Pattern	25
図 2-15	Recovery Process of Stroke and Bruunstrom Recovery Stage	26
図 2-16	Fugl-Meyer Assessment 1	28
図 2-17	Fugl-Meyer Assessment 2	29
図 2-18	Evaluation Items of SIAS	30
図 2-19	Appearance of Clinical Evaluation	31
図 2-20	Apparatus of Evaluation	31
図 2-21	Example of Evaluating STEF	32
図 3-22	Example of Software of PLEMO-P1	35
図 3-23	Abnormal Flexion of Wrist joint	36
図 3-24	ER Brake : Sectional View and Picture	36
図 3-25	Sensor Grip Device	37
図 3-26	Synergy Movement of Upper Limb	39
図 3-27	Reaching Software	41
図 3-28	Recovery Process of Stroke and Brunnstrom Recovery Stage	41
図 3-29	Apparatus of Evaluation	42
図 3-30	Positions of Targets	42
図 3-31	Targets used for Evaluation and Position	43
図 3-32	Result of Reaction Force	43
図 3-33	Result of Grip Force	44
図 3-34	Result of Wrist joint Angle	44
図 3-35	Wrist joint Angle	45
図 4-36	PLEMO System	50

☒ 4-37	Synergy Movement of Upper Limb	51
☒ 4-38	Quasi-3-DOF Rehabilitation System “PLEMO”	52
☒ 4-39	ER Brake : Sectional View and Picture	53
☒ 4-40	Abnormal Flexion of Wrist joint	54
☒ 4-41	Sensor Grip Device	54
☒ 4-42	Reaching Software	56
☒ 4-43	Apparatus of Evaluation	57
☒ 4-44	Positions of Targets	58
☒ 5-45	Synergy Movement of Upper Limb	69
☒ 5-46	ER Brake : Sectional View and Picture	71
☒ 5-47	PLEMO System	71
☒ 5-48	Sensor Grip Device	72
☒ 5-49	Reaching Software	74
☒ 5-50	Positions of Targets	74
☒ 5-51	Tracking Software	75
☒ 5-52	Virtual Sanding Software	76
☒ 6-53	ER Brake: Sectional View	88
☒ 6-54	Characteristics of ER fluid Brake	88
☒ 6-55	Sensor Grip Device	89
☒ 6-56	Reaching Software	90
☒ 6-57	Positions of Targets	90
☒ 6-58	Tracking Software	95
☒ 6-59	Virtual Sanding Software	95
☒ 6-60	Results of Sanding	96
☒ 6-61	Results of Tracking	97
☒ 7-62	Linkage System	103
☒ 7-63	Example of Bad Posture and Orientation	103
☒ 7-64	Area enable to Display Force	104
☒ 7-65	Merit of adding the Additional Brake Force	104
☒ 7-66	Direction of the Force	105
☒ 7-67	Area enable to Display the inverse Resistance Force	107
☒ 7-68	Trajectory of Reaching Training	108
☒ 7-69	Area enable to Display the Force of Reaching Training ..	108
☒ 7-70	Rehabilitation System for Upper Limbs	109
☒ 7-71	Structure of Previous ER fluid Brake	111
☒ 7-72	Structure of Novel ER fluid Brake	111
☒ 7-73	Characteristics of ER fluid Brake	112
☒ 7-74	Definition of Angle α_1 , α_2	113

☒ 7-75	Angle graph of α_1, α_2	113
☒ 7-76	Angle graph	114
☒ 7-77	Angle graph	114
☒ 7-78	Angle graph	114
☒ 7-79	Angle graph	115
☒ 7-80	Example of effect by Additional Brake	116
☒ 7-81	Results of Experiment; Magnitude of Force	116
☒ 7-82	Results of Experiment; Direction of Force	116
☒ 8-83	Problem in Conventional BWSTT System	121
☒ 8-84	BWS Mechanism with MRFs actuator	122
☒ 8-85	Movable Mechanism	123
☒ 8-86	BWSTT System	124
☒ 8-87	Result of Measurement with Body-Weight Support.....	125
☒ 8-88	Result of Control of Movable Mechanism	125
☒ 8-89	Result of Control of Movable Mechanism	126
☒ 8-90	Set up of EMG Measurement	127

表目次

表 2-1	Synergy Movement	25
表 2-2	Brunnstrom Recovery Stage	26
表 3-3	Specifications of CURRENT HANDLE	38
表 3-4	Synergy Movement of Upper Limb	39
表 3-5	Brunnstrom Recovery Stage	41
表 4-6	Synergy Movement of Upper Limb	51
表 4-7	Specifications of CURRENT HANDLE	55
表 4-8	Brunnstrom Recovery Stage	57
表 4-9	Correlation in Error	59
表 4-10	Correlation in Average of Reaction Force	60
表 4-11	Correlation in Maximum of Reaction Force	60
表 4-12	Correlation in Wrist joint Angle	62
表 5-13	Synergy Movement of Upper Limb	70
表 5-14	Specifications of CURRENT HANDLE	73
表 5-15	Estimation Procedure by Crossover Study	77
表 5-16	Result of BRS and STEF	78
表 5-17	Result of SIAS	78
表 5-18	Result of FMA	79
表 5-19	Result of Reaching test 1	80
表 5-20	Result of Reaching test 2	81
表 5-21	Result of Pulling test 1	82
表 5-22	Result of Pulling test 2	83
表 6-23	Specifications of HANDLE	89
表 6-24	Correlation in Error	92
表 6-25	Correlation in Average of reaction force	92
表 6-26	Correlation in Wrist joint angle	93
表 6-27	Correlation between Wrist angle and Reaction Force	93
表 6-28	Clinical Assessment for Crossover Study	96
表 6-29	Result of FMA	98
表 8-30	Result of EMG in Stance phase, 3.5km (%FWB)	128
表 8-31	Result of EMG in Swing phase, 3.5km (%FWB)	128
表 8-32	Result of EMG in Stance phase, 2.4km (%FWB)	129
表 8-33	Result of EMG in Swing phase, 2.4 km (%FWB)	130

第 1 章 緒言

1.1 研究背景

近年，社会の高齢化に伴い脳卒中患者は増加する傾向にあり，2006 年度の厚生労働省の調べによると脳卒中有病者数は今後も増え続け，ピーク時の 2020 年には現在より 15 万人多い 288 万人にも達すると推測されている．その多くは後遺症として運動障害を発症しており，理学療法士，作業療法士等によるリハビリテーションの重要度は増す一方である．

従来，脳卒中に伴う運動機能障害の回復は約 6 ヶ月でプラトー（頭打ち）に達する[1]と言われてきた．しかしながら，近年のニューロリハビリテーションの研究において，慢性期の患者においても脳の可塑性によって運動機能等の回復が可能であることが証明された[2, 3]．また，運動機能の回復と ADL (Activities of Daily Living) の改善には相関が大きいことなどを受け[4]，今後はリハビリテーションの質，および継続の重要性はますます増加していくことが考えられる．

このようにリハビリテーションの重要性が増す一方で，リハビリテーションを継続するにあたっての不安要素も多く存在する．

まず診療報酬改定により保険診療が発症後 180 日に限定されたことである．厚生労働省はこれらの診療報酬改定で，病院にリハビリテーションの質向上を促すことで長期入院を減らし，膨張する医療費を抑制することを狙いにしている．

以下の文は厚生労働省告示第 59 号：診療報酬の算定方法からの一部抜粋文である[5]．「発症，手術又は，急性増悪から 180 日以内に限り所定点数を算定する．ただし，別に厚生労働省が定める患者であって，治療を継続することにより状態の改善が期待できると，医学的に判断される場合，その他の別に厚生労働大臣が定める場合には，180 日を越えて所定点数を算定することができる」．

この診療報酬改定は病院側にリハビリテーションの質向上を強く促すものである一方で，継続したリハビリテーションによって運動機能回復の可能性のある患者に対して，保険診療の期間が切れることによって回復の道を絶たれる可能性も懸念されている．

また入院が長期であることや高齢等のため体力および気力が低下した人々にとっては，リハビリテーションにおける長期間の機能回復訓練は肉体的・精神的に苦痛が伴うものであり，継続して訓練を行うことは努力を要する．特に，病院や施設などからの退院後は，訓練を怠りやすいと言われてい

る。リハビリテーションを行う理学療法士や作業療法士は1人で多くの患者の治療にあたるのが現状であり[6]，退院後の軽度の患者や在宅で通院リハビリテーションを行っている患者への十分な対応は困難である。

このような状況において近年，ロボット技術，VR 技術を応用したリハビリテーション・福祉機器が提案され，同分野における問題解決の一役を担うことが期待されている。リハビリテーションにおいて，ロボット技術・VR 技術を応用した機器を用いることは，次の利点が考えられる。

1. 定量的評価

現在のリハビリテーションにおける患者の評価は療法士の主観に依存する部分が多いことが問題となっているが，ロボット技術を用いることにより患者の回復度合いを定量的に評価することが可能となる。

2. 訓練の質向上

ロボット技術を利用して，再現性のある訓練を提供することにより，患者が苦痛を伴うことなく，効果的な訓練を提供することで，患者自身の「体を動かす」という意欲を高める。訓練に対する患者のモチベーションを高めることにより，疾患の急性期から回復期，あるいは維持期においても，機能回復を促進させることが可能と考えられる。また，定量的評価に基づいて，訓練内容を構成することにより，リハビリテーションの質の向上にもつながることが期待される。

3. 訓練の継続性向上

身体的介助やゲーム性を持たせることによって，訓練中の患者の苦痛を和らげ，訓練時間や回数の増加につながると考えられる。また，リハビリテーション支援システムがリハビリテーション専門病院以外の施設にも普及すれば，これまで手薄になりがちであった退院後の患者へのケアを手厚くすることができる。

4. 療法士の訓練補助

ロボット技術を用いて，訓練の自動化，半自動化を図る。それにより，理学療法士や作業療法士の身体的負担を軽減し，療法士は治療や訓練の評価により専念することができる。

5. 新しい訓練の提案

従来のリハビリテーションの手法とロボット技術，VR 技術を組み合わせることにより，現行の訓練にはない，新たな訓練方法を行えるようになり，訓練の幅が広がる。

ここで，こういった装置は一種の人間共存型ロボットであり，安全性はもちろんのこと，患者の認知機能，運動機能の特性を考慮した設計が必要であることを追記しておく。

1.2 上肢リハビリテーション支援システムの現状

上肢の運動は神経学的にも筋組織学的にも複雑であり、そのリハビリテーションアプローチ也多岐に亘っている。また、リハビリテーションの現場にロボットシステムを導入する場合、システムの安全性や信頼性に対する要求も厳しい。そのため上肢リハビリテーション支援システムの普及は世界的に見ても遅れているのが現状であるが、研究レベルではすでにいくつものシステムが提案されており、中には臨床評価を行っているものもある。

例えば、Krebs らは 2 次元平面の力覚提示システム（MIT-MANUS）を脳卒中患者の上肢リハビリテーションに応用し、従来のリハビリテーションの手法よりも優れた訓練効果を得たと報告している（図 1-1）[7・8]。また、三菱プレシジョンと芝浦工大は共同で、同じく 2 次元平面の上肢リハビリテーション支援システムの研究開発を行なっている（図 1-2）[9]。上肢を 3 次元的に動かす訓練に対応したリハビリテーション支援システムとしては、Burgar らが開発した MIME（図 1-3）、Sukal らの ACT-3D（図 1-4）などがある。MIME は産業用ロボット Puma-560 を使用したシステムであり、ACT-3D では FCS-MOOG 社の力覚提示システム HapticMaster を使用している。これらはいずれもサーボモータを用いた力覚提示システムである。



図 1-1 MIT-MANUS

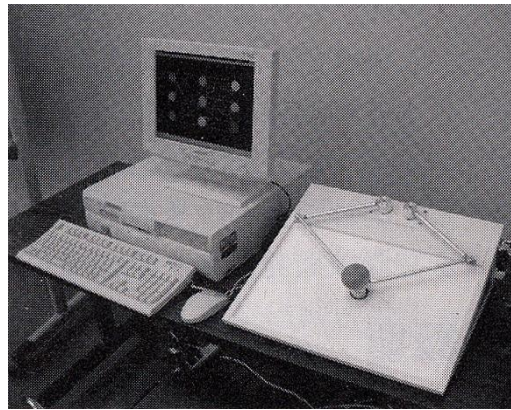


図 1-2 Haptic Rehab System



図 1-3 MINE (VA center & Stanford Univ., USA)



図 1-4 ACT3D (North Western Univ., USA)

これに対し、筆者の所属する大阪大学の古荘研究室では、粒子系 ER (Electro-Rheological) 流体を用いたブレーキ、アクチュエータ（以後、ER ブレーキ、ER アクチュエータ）を開発し、上肢リハビリテーション支援システムに応用している。

EMUL (図 1-5) [10]は ER アクチュエータを駆動機構に使用しており、ロボットアームの最大速度を機構的に制限できるため高い安全性を確保して

いる。また EMUL, セラフィ (図 1-6) [11]を用いた臨床試験では, 脳卒中片麻痺に対する回復効果が確認されている。しかしながら, 3次元で大きな作業空間の力覚提示を実現するためにシステムが肥大となり, 専門施設による研究用途を対象としたシステムとなっている。



図 1-5 EMUL (Osaka Univ. and Asahi kasei corp., Japan)

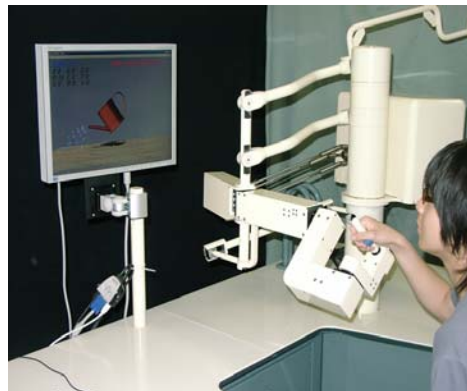


図 1-6 Serafy (Osaka Univ., Japan)

図 1-7 は ER ブレーキを駆動機構に使用しているアクチュエータ非搭載型の 2 次元パッシブ型システムである。モーターを用いたアクティブ型力覚提示システムに比べ, パッシブ型力覚提示システムは提示可能な力覚の種類は制限されるが, その一方で, モーターを用いないのでシステム全体をコンパクトかつ安価にすることができる。また, パッシブ型力覚提示システムは, 操作者の運動に対して抵抗を提示するシステムであるので, 何らかの異常があってもハンドルやアームが自ら動くことはなく, 本質的に安全である。ボールの衝突感や粘性抵抗などはブレーキシステムでも十分に実現することができ, パッシブ型力覚提示システムをリハビリテーションに応用することは大きな効果が期待できる。パッシブ型力覚提示システムの先行研究では, 駆動機構に電磁ブレーキ, パウダーブレーキを用いたパッシブ型力覚提示システムが提案されてきたが, ブレーキの応答速度などの問題を抱えている。

一方で本研究に使用する粒子系 ER 流体を用いたブレーキは高速かつ正確にブレーキ力を制御可能であるため、従来の電磁ブレーキ、パウダーブレーキを用いたパッシブ型力覚提示システムに比べて非常に高性能な力覚提示を実現している。



図 1-7 2-DOF Passive System (Osaka Univ., Japan)

これまでに我々は独自に、PLEMO-P-series (PLEMO-P-Prototype, PLEMO-P1, PLEMO-P2)の開発を行ってきた。ここで本研究にて開発した PLEMO-P3 の前機種である PLEMO-P1[12]の機構について概説する (PLEMO-P2 は PLEMO-P1 の実用化機である)。

訓練者は椅子に座った状態でロボットのアーム先端 (ハンドル部) をにぎり、ディスプレイに映された仮想平面の中で訓練やゲームなどを行う。PLEMO システムは力覚提示装置であるので、物を押す感覚や速度に比例する抵抗感覚などを提示できる。作業範囲は 600mm (W) × 500mm (D) とし、手先発生力は作業範囲内において 4kg である。作業平面の可変角度は -30° ~ 90° であり、作業平面の傾斜角を変えることにより準 3 次元空間での訓練が可能となる。

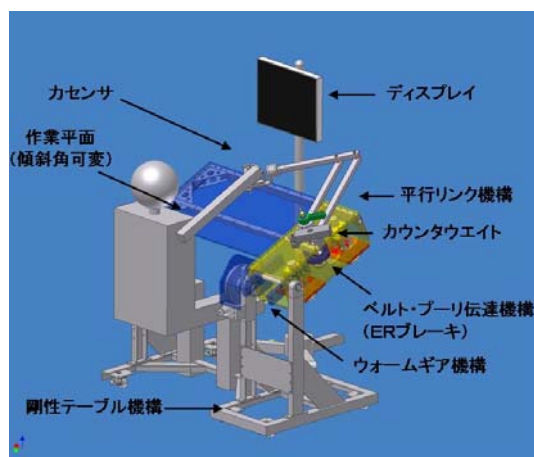


図 1-8 Outline of PLEMO System

1.3 体重免荷型トレッドミル歩行訓練の現状

リハビリテーションの現場では、歩行機能の再獲得は重要な課題であり、従来の歩行訓練では下肢への負担を軽減するためにプールや平行棒（図 1-9）が利用されている。しかし、プール等を使用した方法では患者一人で訓練を行うことが困難であり、また水の衛生管理も問題となりやすい。最も安価な平行棒による方法は、体幹の支持性低下や平衡機能障害のある人にはリスクが高い上に、患者の客観的な評価が難しいなどの問題が生じている。そこで医療現場では介助者の負担が増加するなどの問題があり、患者が安全に歩行訓練を行える歩行支援システムが求められている。

歩行は、重力下での動作であることからその訓練においては、患者自身の体重が大きな負担となり、介助者にとってもその負担が大きいという問題がある。そこで患者が安全に歩行訓練を行える体重免荷装置を用いたトレッドミル歩行訓練（Body Weight Supported Treadmill Training: BWSTT）が注目されている。BWSTT は、脊髄不全損傷患者や脳卒中片麻痺患者の歩行機能改善を目的に開発された歩行訓練法であり、上方からハーネスを用いて身体を持ち上げ、下肢にかかる荷重量を減少させた状態でトレッドミル上を歩行させるもので、通常の歩行訓練より低負荷で歩行を実施できるものである。

現在では、スイスの Hocoma 工学社の LOKOMAT（図 1-10）、インターリハ株式会社（IRC）のニューウェイト（図 1-11）、（株）ファテックの歩行器式フローラ等が体重免荷型歩行支援装置として商品化されている。しかし、これらの体重免荷装置には、免荷量が一定に保持できないことや、重心の水平移動が妨げられることによって歩行訓練が阻害されるという問題がある。

我々は、これらの問題を解決するために、MR 流体アクチュエータおよびロボットアームの開発により、定常的な体重免荷量を保ち、水平面運動については、自由に移動可能な機構を搭載した BWSTT システムを開発している。

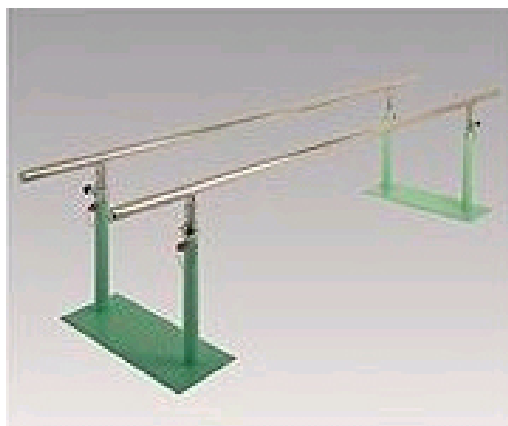


図 1-9 Parallel Bar



図 1-10 LOCOMAT



図 1-11 New Weight

1.4 本研究の目的

このようなリハビリテーションおよびリハビリテーション支援システムの現状を受けて、本研究では脳卒中片麻痺患者を対象としたリハビリテーションの実用段階における訓練機器として PLEM0-P3 および BWSTT システムの開発を行ってきた。

PLEM0-P3 は ER ブレーキのみを用いたパッシブ型上肢リハビリテーション支援システムであり、在宅や介護保険施設等でも使用できるように安全性を重視している。最大限に操作者の安全を保障できるパッシブ型力覚提示システムをベースとしているので、医療機器認定獲得を容易にし、製造者責任に対する配慮の軽減、コスト低減、コンパクト化等に有効である。PLEM0 システ

ムとして、これまでに我々は独自に、PLEMO-P-series (PLEMO-P-Prototype, PLEMO-P1, PLEMO-P2), アクティブ・パッシブの切り替え機能を有する Hybrid-PLEMO の開発を行ってきた。しかし、これらのシステムでは、訓練中における脳卒中患者の共同運動パターンの検出が十分でなく、脳卒中患者の評価ならびに治療への効果を更に高めるために、新たに PLEMO-P3 の開発が必要となった。ここでいう共同運動パターンとは、中枢性麻痺において回復の途上で見られる正常とは質的に異なった「異常」な運動パターンのことである。これは麻痺からの回復過程で見られる原始的な脊髄レベルの運動統合の表出と考えられており、わずかな随意運動が可能になった時点から、自らの意志によって引き起こすことができる一定の固定したパターンによる半随意的・半不随意的運動である[1]。

共同運動パターンが出現している患者は分離運動の獲得を目指すことにより、上肢の実用度を上げることができる[13]。損傷脳において、損傷を免れた神経細胞が損傷された神経細胞の役割を代行する可塑性があり、この可塑性の発現は使用頻度依存的事であること[14]、また、麻痺を効率的に回復させるためには何らかの方法を用いて患者が意図した運動を実現させ、それらを反復することによって神経路を強化することが有効であること、そして麻痺の回復初期には運動により多くの中枢の神経細胞を動員しているが、麻痺回復につれてより少数の神経細胞でそれが可能になることから、分離運動を目指したりハビリテーションが有効と考えられている[15]。

本研究ではリハビリテーションの現場に上肢・下肢のリハビリテーション支援システムを導入することによって、効果的な評価や訓練方法を提示することを目的としている。



図 1-12 Externals of PLEMO-P3

そのため、上肢リハビリテーション支援システムにおいては、客観的に共同運動を含めた脳卒中片麻痺の症候を検出するための新規グリップを搭載

した PLEM0-P3（図 1-12 参照）を開発し、従来から用いられている運動機能評価方法との相関関係の検証を行なう。これにて、リハビリテーションの現場にリハビリテーション支援システムを導入する際に必要となる客観的な評価指標を作成することが可能となる。また、脳卒中片麻痺の特徴に応じた訓練方法を提案すること、そして臨床実験からその訓練効果についての検討も行なう。更に、パッシブ型力覚提示システム特有の欠点である正確な力覚提示方向の制御を補完するために、冗長個数のブレーキを搭載した Reduntan PLEM0-Prototype の開発を行い、パッシブ型力覚提示システムを用いた、上肢リハビリテーション支援システムの実用化へ向けた基礎的な研究を行なう。

下肢リハビリテーション支援システムについては、先述の問題点を解決するために、MR 流体アクチュエータを利用し、新たに開発したロボットアームを搭載した体重免荷型トレッドミル歩行訓練システムを開発する。これにて、定常的な体重免荷量を行い、水平面運動については、自由に移動可能な機構の体重免荷型トレッドミル歩行訓練システムを開発を行い、報告する。

1.5 本論文の構成

本論文は 9 章から成っており、各章の概要は以下のようになっている。

第 2 章では、本研究の基礎知識として、本研究で使用する装置と工学的な類似点の多い研究ならびに、本研究にて開発する PLEM0-P3 の前機種である PLEM0-P1 の基本機構について紹介する。

また、障害の分類と各障害に対するリハビリテーションの概要、脳卒中リハビリテーションの特徴を述べた後に、本研究で用いる脳卒中リハビリテーション評価手法について述べる。

第 3 章では、脳卒中患者の異常運動である共同運動の症候を客観的に検出するために開発した PLEM0-P3 とその臨床評価として、脳卒中患者と健常者の評価結果について述べる。

第 4 章では、PLEM0-P3 の臨床評価の有効性を検証するための詳細な臨床評価、つまり、PLEM0-P3 の評価結果と従来のリハビリテーションの評価結果についての相関性を統計学的に検討した内容について述べる。

第 5 章では、脳卒中の運動麻痺の症候に基づき開発を行った訓練ソフトを PLEM0-P3 に搭載し、これらの訓練プログラムの効果を検証するために実施した実験の結果について述べる。

第 6 章では、PLEM0-P3 の訓練効果の有効性について対象者を増やした再検証の結果、ならびに PLEM0-P3 自体の評価結果における、項目間の相関性を検討し、実用化機（PLEM0-P4）開発の可能性について述べる。

第 7 章では、相対角度に対してはたらく冗長ブレーキを搭載した、2 自由

度上肢リハビリテーション支援システム Redundant-PEMO-Prototype について述べる。加えて、2 自由度力覚提示システムの新たな評価方法、そして本システムの力覚提示実験の結果についても述べる。

第 8 章では、MR 流体アクチュエータによる免荷機構と重心移動機構を有する、新規に開発を行った体重免荷装置を用いたトレッドミル (Body Weight Supported Treadmill Training: BWSTT) システムについて述べる。

第 9 章では、本研究の結論と今後の展望を示す。

参考文献

- [1] 上田敏：目でみる脳卒中リハビリテーション．東京大学出版会，2000.
- [2] 宮井一郎：“リハビリテーション医学の新しい流れ”，先端医療シリーズ，36：94－99，2005.
- [3] 久保田競，宮井一郎 編集：脳からみたリハビリ治療．ブルーバックス，講談社，2005.
- [4] 首藤貴：上肢動作の運動パターンと機能－特に障害手による食事動作を中心に－．総合リハビリテーション，11(8)：667-674，1983.
- [5] 厚生労働省告示 92 号(平成 18 年 03 月 06 日)“診療報酬の算定方法”，H001，厚生労働省法令等データベースシステム．
<http://www.hourei.mhlw.go.jp/hourei/>.
- [6] 特集，リハビリテーション専門職種の現状と問題点．総合リハビリテーション，27(4)：301-336，1999.
- [7] Krebs, H.I., Volpe, B.T., Aisen, M.L. and Horgan, N.: “Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation,” Journal of Rehabilitation Research and Development, 37(6): 639-652, 2000.
- [8] Krebs, H.I., Dipietro, L., Levy-Tzedek, S., Fasoli, S.E., Rykman-Berland, A., Zipse, J., Fawcett, J.A., Stein, J., Poizner, H., Albert, C.L.O., Volpe, V.T. and Hogan, N.: A Paradigm Shift for Rehabilitation Robotics. IEEE In Engineering in Medicine and Biology Magazine, 27(4): 61-70, 2008.
- [9] Takahashi, Y., Terade, T., Andy. Ito, K. I., Lee, H., and Komeda, T.: Upper-Limbs Rehabilitation Exercises Using Haptic Device System. International Journal of Human-friendly Welfare Robotics Systems, 4(2): 18-22, 2003.
- [10] 古荘純次，小柳健一，片岡次郎，笠潮，井上昭夫，竹中重和：三次元上肢リハビリ訓練システムの開発（第 1 報：ER アクチュエータを用いた機構およびシステム全体の開発）．日本ロボット学会誌，23(5)：123-130，2005.
- [11] 古荘純次，志智直人：高い安全性を有する 6 自由度上肢リハビリ支援ロボット．日本生活支援工学会誌，5(2)：4，2006.
- [12] 菊池武士，古荘純次，金英，胡星皓，福島一樹，井上昭夫：準 3 次元リハビリテーション訓練支援システム「PLEMO（プレモ）」の開発に関する基礎研究．日本 VR 医学会誌，5(1)：24-31，2007.
- [13] 藤原俊之：上肢機能障害へのアプローチ 脳卒中片麻痺．総合リハビリテーション，35(11)：1303-1308，2007.
- [14] 川平和美，田中信行：脳における情報処理と可塑性の神経生理学的背景について．リハビリテーション医学，32(10)：670-678，1995.

- [15] 川平和美：リハビリテーションの最前線－麻痺回復への挑戦と戦略－. 鹿児島医大雑誌, 57(3) : 55-58, 2005.

第 2 章 脳卒中リハビリテーション に関する基礎知識

2.1 緒言

本研究では脳卒中患者を対象としたリハビリテーション支援システムの開発を行うため、現行のリハビリテーションに関する知識が不可欠である。

そこで本章ではまず障害の分類と各障害に対するリハビリテーションについて述べ、本研究で対象とする範囲を明確にする。さらに脳卒中リハビリテーションの特徴について解説し、本研究と関連のある評価手法および訓練手法を紹介する。

2.2 障害とリハビリテーション

2.2.1 障害の構造

障害とは疾患（外傷や一時的な異常を含む）の結果起こった「生活上の困難・不自由・不利益」である。障害は以下のように分類され、図 2-13 のように複雑な構造をもっている。リハビリテーションを正しく進めていくためには、これらを正しく把握することが不可欠である。

1. 機能・形態障害

生物レベルでとらえた障害で、麻痺、失語・失行・失認などがこれに当たる。疾患から直接起こってくる障害であるといえる。

2. 能力障害

個人レベルでとらえた障害で、歩行障害、日常生活動作（ADL）障害、職業能力障害などである。機能・形態障害が原因となって起こる。機能・形態障害の回復に限界があっても、補助手段の利用などで相当に改善させうる。

3. 社会的不利

社会的存在としての人間のレベルでとらえた障害で、能力障害だけでなく、疾患や機能・形態障害も含め、これらと環境の「積」として起こってくる。失職、職場・家庭での役割の喪失、経済的困難等である。

4. 体験としての障害

上記の客観的障害に対して、これは主観的障害である。自分が生きる価値のない人間になったという「価値の喪失」を中核としており、それは「障害者は価値の低いもの」という偏見が本人自身の心までをも支配しているためにほかならない。

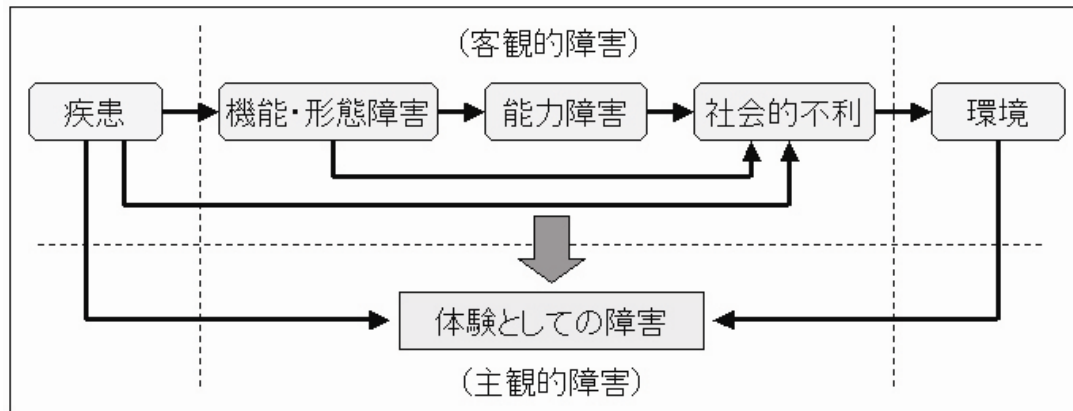


図 2-13 Composition of Disturbance

2.2.2 リハビリテーションの基本的アプローチ

機能・形態障害の「治療」は重要である。回復のメカニズムを研究し、それに基づいた効果的な技法を開発していく努力は確実に続けられており、その進歩も著しい。しかし、機能・形態障害の回復の結果として能力障害が改善することだけに期待するのではなく、直接能力障害の「代償」をはかることも重要であり、その有用性は極めて高い。

社会的不利の改善も本人の能力障害改善だけが唯一の方法ではなく、環境を変えることで直接社会的不利を改善することもできる。以下に各障害に対する基本的なアプローチをまとめる[1]。

直接機能・形態障害レベルに対する「治療」的アプローチ

1. 麻痺（末梢性・中枢性）、失調症、その他の身体的障害の回復促進
2. 二次的合併症、特に廃用症候群（体力低下を含む）の予防と治療
3. 失語・失行・失認などの高次脳機能障害の回復促進

直接能力障害レベルに対する「代償」的アプローチ

1. 健常部・健常機能の強化と開発による能力回復（非利き手による書字、対麻痺の上肢筋力強化による移動能力の向上など）
2. 義肢・装具、杖、車椅子、コミュニケーションエイドその他の機器、補助具による能力の拡大

3. 行為の新しい手順の学習・習熟による日常生活動作（ADL）、社会生活行為、職業上必要な能力、その他生活上必要な能力の向上
4. 社会生活技能訓練などによる対人関係技能の開発・向上

直接社会的不利レベルに対する「環境改善」的アプローチ

1. 家屋の改造の指導
2. 家族指導（「自立を目指した介助」の技法の指導など）
3. 職業復帰の促進（会社への働きかけ、職業リハビリテーションサービスへの紹介など）
4. 趣味、スポーツ、旅行、レクリエーション、その他人生の質（QOL）の向上につながる社会的サービスへの紹介
5. （子供の場合）適切な教育を受ける機会が得られるよう関係機関（普通学校または養護学校）への働きかけ
6. （重度者の場合）介護者の確保、家族の負担軽減のための福祉的サービスへの紹介
7. 所得補償制度（障害年金、手当など）、家屋改造費用の公的負担その他の福祉的諸制度の利用の援助

直接体験としての障害のレベルに対する「心理」的アプローチ

1. 患者教育－「障害と共に生きる」ことの心構えと实际的知識の指導
2. 家族指導－障害のある人としての患者を受容することの指導
3. 以上を通じての「障害の受容」（障害に関する価値観の転換）達成に向けての援助

ここで挙げたアプローチ以外に、例えば歩行用装具の使用が麻痺の回復を促進する、ADL能力の向上が生活の活性化に役立ち、その結果廃用症候群が改善するなど、異なったレベル間の相互作用も重要である。

2.2.3 本研究で対象とする範囲

前章で述べたように、本研究は脳卒中患者を対象としたリハビリテーション支援システムの開発を目的としている。脳卒中患者の60%以上は、運動麻痺、言語障害、視野障害、あるいは記憶障害や情緒障害等、様々な後遺症が残る。これらの後遺症のうち本研究では主に運動麻痺を扱う。また、前述のような障害の分類という観点では主に機能障害に焦点を当て、機能障害の評価や機能回復訓練を支援するシステムの開発を目指す。

2.3 脳卒中リハビリテーション

2.3.1 中枢性麻痺特有の回復過程

脳卒中，脳性麻痺，その他脳脊髄疾患に見られる麻痺は，末梢神経の異常による末梢性麻痺とは根本的に異なったものであり，中枢性麻痺と呼ばれる。

中枢性麻痺はその回復途上に「共同運動」と呼ばれる質的に異常な運動が出現し，さらに回復が進めば正常な状態に戻る。共同運動とは，複数の関節をある一定のパターンに沿ってしか動かせない運動である。上肢の共同運動のパターンとしては屈筋共同運動パターン，伸筋共同運動パターンがある。これらの運動パターンは，図 2-14 に示すような上肢の動作が表 2-1 のように組み合わせさせたものである。ただし手関節のパターンは個人差が大きく，ここでは比較的多い型を示している。共同運動が支配的な状態ではこれらのパターンからはずれた運動は不可能である。

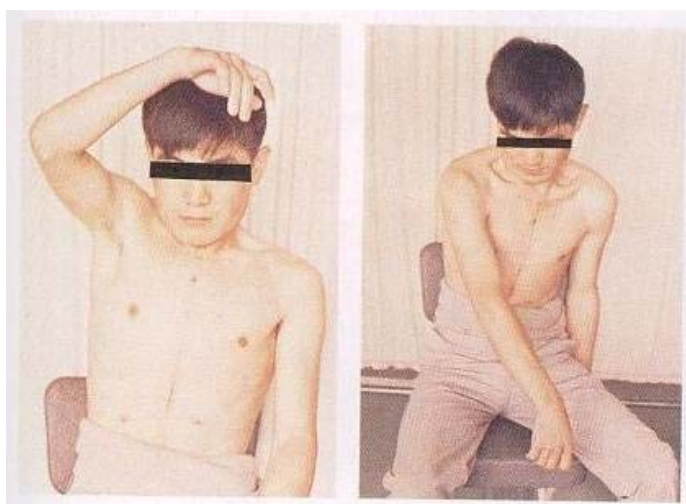


図 2-14 Flexor and Extensor Synergy Movement Pattern

表 2-1 Synergy Movement

上肢屈曲共同運動	肩甲帯の後退、肩外転・外旋、肘屈曲、前腕回外
上肢伸展共同運動	肩甲帯固定、肩内転・内旋、肘伸展、前腕回内
下肢屈曲共同運動	股関節屈曲・外転・外旋、膝屈曲、足背屈・内反
下肢伸展共同運動	股関節伸展・内転・内旋、膝伸展、足底屈・内反

末梢性麻痺の回復は筋出力と量的に相関することに対し，中枢性麻痺の回復過程は質的変化であり，筋出力のみではなく，表 2-2 に示す Brunnstrom Recovery Stage I ～ VI に分類されるような運動パターンの変化を伴う。この

回復過程はまず、完全麻痺（Stage I）からはじまって、回復初期には質的に異常な諸種の現象が出現し（Stage II），それが頂点に達する（Stage III）．やがて次第にそれが弱まって（Stage IVおよびV），質的に正常な状態に戻る（Stage VI）[1]（図 2-15）．

表 2-2 Brunnstrom Recovery Stage

Stage I	完全弛緩性麻痺
Stage II	痙縮・連合反応の出現
Stage III	痙縮亢進・共同運動の出現
Stage IV	痙縮減少・中枢部の分離運動出現
Stage V	痙縮減少・末梢部の分離運動の出現
Stage VI	筋緊張・運動パターンの正常化

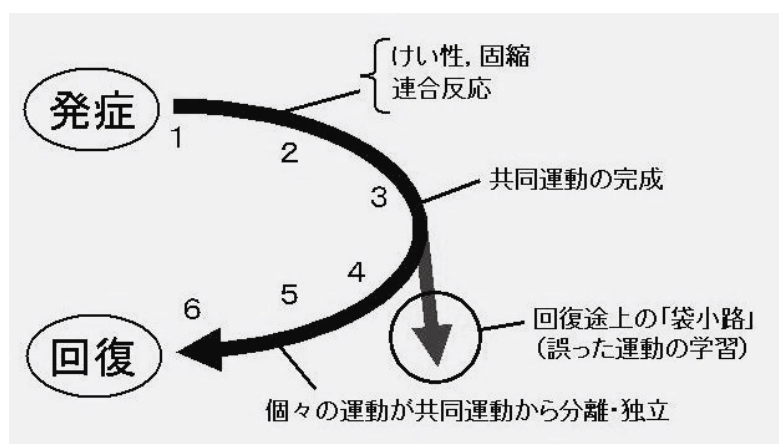


図 2-15 Recovery Process of Stroke and Brunnstrom Recovery Stage

このように中枢性麻痺の回復段階には共同運動が深く関わっており，脳卒中片麻痺患者の回復状態を評価する際は，共同運動の有無や程度を正しく評価することが不可欠となる．

2.3.2 脳卒中リハビリテーションの注意点

全ての中枢性麻痺の例が前節で述べた回復過程を順調にたどって完全回復まで到達できるわけではなく，脳病変そのものによる限界がある．しかし，脳病変による限界とは別に，本来の正しい回復過程をはずれ，図 2-15 に示すような「袋小路」へ入り込んでしまうことがある．これは誤った訓練等によりかえって異常な運動パターンを再学習することで，それらからの離脱をますます困難にしているといった現象である．例えば自己流の訓練により屈

筋群のみを強化してしまい、伸筋群の機能回復が妨げられたり、共同運動のみを利用する訓練を続けたために共同運動のパターンから脱却できなくなるなどといった場合である。現行のリハビリテーションと同様に、ロボットを導入したリハビリテーションを行う際にも、上記のような現象に注意することが必要である。

2.4 脳卒中リハビリテーション評価法

リハビリテーションにおける運動機能障害の評価法には、評価する内容が機能障害の本質に合っていること（妥当性）とその結果がリハビリテーションの目標設定やプログラムの立案に役立つこと（実用性）が求められる。本研究では従来の脳卒中リハビリテーション評価手法の中から、妥当かつ実用的だと思われる評価手法を取り入れて臨床試験、臨床評価を行なっている。本節では本研究で使用する以下の評価手法について紹介する。

2.4.1 Brunnstrom Recovery Stage (BRS)

Brunnstrom Recovery Stage（以下、BRS）は臨床的観点から、脳卒中片麻痺患者に共通してみられる定型的運動要素である共同運動を中心概念として、片麻痺の回復過程を6段階に順位付けしたものである[2]。日本の理学・作業療法士の間では最も使用されている臨床的評価法の1つである。BRSの各ステージにおける共同運動の特徴に関しては表2-2、中枢性麻痺の回復過程とBRSとの関係は図2-15を参照。

2.4.2 Fugl-Meyer Assessment (FMA)

Fugl-Meyer Assessment（以下、FMA）は上肢、下肢の運動機能について片麻痺の回復に沿った5段階で条件を付与し、さらに手関節、手指機能と協調性を含めた運動機能の0, 1, 2点の配点評価を行なっている[3]。その他、バランス、感覚機能、他動的関節可動域、関節の運動時痛についても同じく評価し、運動機能の項目の合計が100点満点、その他を含めて226点満点となる評価法である（図2-16, 17）。他の評価法に比べるとその内容は詳細ではあるが、逆に検査に時間を要することが難点である。

Fugl-Meyer Assessment (上肢)

A. 肩/肘/前腕

反射	二頭筋・指屈筋	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
	三頭筋	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
屈曲共同運動	肩 後退	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
	肩 挙上	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
	肩 外転	無・不能 (0)	不十分 (1)	90° 以上 (2)
	肩 外旋	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
	肘 屈曲	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
	前腕 回外	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
伸展共同運動	肩 内転・内旋	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
	肘 伸展	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
	前腕 回内	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
座位で	手を腰に回す	無・不能 (0)	上前腸骨棘を越す	有・十分 (2)
	肘伸展位、前腕中間位での肩屈曲 90°	無・不能 (0)	後半で肘屈曲 (1)	有・十分 (2)
	肩 0°、肘屈曲 90° での回内外	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
座位で肘伸展位	前腕回内位での肩外転 90°	無・不能 (0)	途中で肘屈曲、前腕回外	有・十分 (2)
	肘伸展位での肩屈曲 180°	無・不能 (0)	後半で肘屈曲 (1)	有・十分 (2)
	肘伸展位、肩 30°~90° 屈曲位での回内外	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
正常反射	上位項目の腱反射を検査	無・不能 (0)	亢進 ≥ 1 個、軽度亢進 ≥ 2 個 (1)	有・十分 (2)

B. 手関節

肩 0°、肘屈曲 90° で	手関節 15° 背屈位 保持	抵抗がなければ可能 (0)	不十分 (1)	軽い抵抗に抗して可能 (2)
	手関節掌屈/背屈	無・不能 (0)	不十分 (1)	全可動域で可能
肩軽度屈曲/外転位、肘伸展位、前腕回内位で	手関節 15° 背屈位 保持	抵抗がなければ可能 (0)	不十分 (1)	軽い抵抗に抗して可能 (2)
	手関節掌屈/背屈	無・不能 (0)	不十分 (1)	全可動域で可能
回旋		無・不能 (0)	不十分 (1)	スムーズで可動域十分 (2)

C. 手

集団屈曲	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
集団伸展	無・不能 (0)	不十分 (1)	有・十分 (2)
第 2-5 指 MP 伸展、PIP と DIP の屈曲	無・不能 (0)	弱い (1)	強い抵抗に抗して可能 (2)
母指伸展位で示指 MP と紙を挟む	無・不能 (0)	弱い力で引き抜かれる (1)	引き抜かれない (2)
第 1-2 指の指腹で鉛筆を握む	無・不能 (0)	弱い力で引き抜かれる (1)	引き抜かれない (2)
筒握り	無・不能 (0)	弱い力で引き抜かれる (1)	引き抜かれない (2)
母指対立位テニスボールを握る	無・不能 (0)	弱い力で引き抜かれる (1)	引き抜かれない (2)

図 2-16 Fugl-Meyer Assessment 1

D. 協調性/スピード

目隠しで患側示指を鼻につける動作を 5 回、できるだけ速く繰り返す	振戦	顕著 (0)	軽度 (1)	無 (2)
	測定異常	顕著 (0)	軽度 (1)	無 (2)
	健側との時間差	6 秒以下 (0)	2-5 秒 (1)	2 秒以上 (2)

H. 感覚

触覚	腕	脱失 (0)	鈍麻 (1)	正常 (2)
	手掌	脱失 (0)	鈍麻 (1)	正常 (2)
位置覚	肩	正解 3/4 以下	正解 3/4 以上	正常 (2)
	肘	正解 3/4 以下	正解 3/4 以上	正常 (2)
	手関節	正解 3/4 以下	正解 3/4 以上	正常 (2)
	母指 IP	正解 3/4 以下	正解 3/4 以上	正常 (2)

J. 他動関節可動域

肩	屈曲	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
	外転 90°	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
	外旋	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
	内旋	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
肘	屈曲	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
	伸展	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
前腕	回内	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
	回外	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
手関節	屈曲	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
	伸展	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
手指	屈曲	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)
	伸展	微動 (0)	低下 (1)	正常 (2)

K. 関節痛

肩	屈曲	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
	外転 90°	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
	外旋	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
	内旋	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
肘	屈曲	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
	伸展	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
前腕	回内	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
	回外	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
手関節	屈曲	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
	伸展	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
手指	屈曲	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)
	伸展	重度 (0)	軽度 (1)	なし (2)

図 2-17 Fugl-Meyer Assessment 2

2.4.3 脳卒中機能障害評価法 (SIAS)

脳卒中機能障害評価法 (Stroke Impairment Assessment Set: 以下, SIAS) は脳卒中患者の総合的な評価法で, その中の一部として上肢 (2 項目) の麻痺側運動機能評価項目がある [4]. 各測定項目とも共通して 0 から 5 点の 6 段階の評定で, 各運動課題を非麻痺側と同様な筋力と協調性で実施できることが最高点の基準となっている. 0 から 3 までは徒手筋力検査 (MMT) に順

じた基準，3 から 5 までは協調性の視点が加わっており，筋出力と協調性の両面から脳卒中患者の運動機能を捉えている．図 2-18 は SIAS の上肢に関する評価項目である．

SIAS は共同運動という視点はないが，筋出力・協調性の低下といった中枢性運動麻痺に重要な特性を捉えており，簡便に運動麻痺の全体像をつかむ上では使用しやすい評価法である．

SIAS

<運動機能>

1) 上肢近位

座位において患肢の手部を体側膝上より挙上し、手
部を口まで運ぶ（この際、肩は 90 度まで外転させ
る。そして膝上まで戻す。これを 3 回繰り返す。

0：全く動かない

1：肩のわずかな動きがあるが手部が口に届かない

2：肩肘の共同運動があるが、手部が口に届かない

3：課題可能、中等度あるいは著明なごちなさあり

4：課題可能、軽度のごちなさあり

5：健側と変わらず、正常

2) 上肢遠位

手指の分離運動を母指～小指の順に屈曲、小指～母
指の順に伸展する

0：全く動かない

1：1A：わずかな動きがある、または集団屈曲可能

1B：集団伸展が可能

1C：分離運動が一部可能

2：全指の分離運動可能となるも屈曲伸展が不十分で
ある

3：課題可能（全指の分離運動が十分な屈曲伸展を伴
って可能）、中等度あるいは著明なごちなさあり

4：課題可能、軽度のごちなさあり

5：健側と変わらず、正常

<筋緊張>

肘関節を他動的に伸展屈曲させ、筋緊張の状態を評
価する

0：上肢の筋緊張が著明に亢進している

1：1A：上肢の筋緊張が中等度（はっきりと）に亢進
している

1B：他動的筋緊張の低下

1C：分離運動が一部可能

2：上肢の筋緊張が軽度（わずかに）に亢進している

3：正常、健側と対称的

<上肢腱反射>

0：上腕二頭筋あるいは上腕三頭筋反射が著明に亢進
している、あるいは容易に手・肘関節のクローヌス
が誘発される

1：1A：上腕二頭筋あるいは上腕三頭筋反射が中等度
（はっきりと）に亢進している

1B：上腕二頭筋あるいは上腕三頭筋反射がほぼ消
失している

2：上腕二頭筋あるいは上腕三頭筋反射が軽度（わず
かに）に亢進している

3：上腕二頭筋あるいは上腕三頭筋反射とも正常、健
側と対称的

<感覚>

0：強い刺激もわからない

1：軽度あるいは中等度低下

2：軽度低下、あるいは主観的低下、または異常感覚
あり

3：正常

<関節可動域>

他動的肩関節外転を行う

0：60° 以下

1：90° 以下

2：150° 以下

3：150° 以上

<健側機能>

座位で握力計の握り幅を 5cm にして健側の握力を
計測

0：握力 0Kg

1：握力 10Kg 以下

2：握力 10～25Kg

3：握力 25Kg 以上

図 2-18 Evaluation Items of SIAS

2.4.4 簡易上肢機能検査（STEF）

簡易上肢機能検査（Simple Test for Evaluating Hand Function:STEF）は上肢の動作能力，特に動きの早さを客観的に，しかも簡単に短時間に把握する目的で開発されたものである．この検査を実施することによって主に以下の３点を確認することができる[5, 6]．

療法士が傍についた状態で，検査用具を用いて上肢の動作能力を測定する（図 2-19）．健側，麻痺側を交互に測定する．ただし，両肢に麻痺がある場合，麻痺の軽いほうから測定を行う．すべての測定項目に制限時間が設けてあり，測定中，検者は訓練の所要時間を計るのみならず，検査中の被験者を観察し，動きの制限が何に起因するのかを分析することが求められる．



図 2-19 Appearance of Clinical Evaluation

検査用具に対象物を配置し，特定の場所から別の場所へ対象物を制限時間内に移動させることが求められる（測定器具：図 2-20 参照）．対象物の大きさや，形，また対象物を配置する初期位置，移動先の位置など測定項目によって異なっている．全部で 10 の検査項目があり，それぞれの検査項目に評価指標が設けられており，評価指標に基づいて評価を行う．

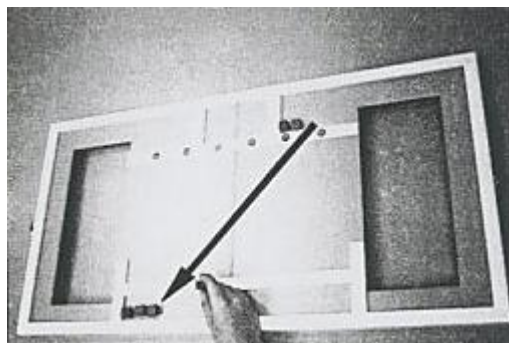


図 2-20 Apparatus of Evaluation

健側、麻痺側ともに測定を行い、得点を算出する（図 2-21 参照）。各検査項目ごとに健常者データにより算出された 10 段階の評点基準が設定されている。運搬所要時間は 10 点から 1 点に区分され、総計 100 点満点となっている。また、各検査の合計得点は別に表示されている年齢区分ごとの得点値と対比することで、障害の程度が精査される。この検査は障害の有無を問わず利用が可能であり、上肢の動作能力の程度を主として速度の面から把握することが特徴である。

簡易上肢機能検査

NO. 氏名 山崎 〇三 年齢 47 男・女 男 病名・障害名 C.V.A Rt. hemi 検査日 60.11.5 検査者 金子

検査項目	検査方法(右)	検査手	制限時間	所要時間	得点										合計得点	平均得点
					10	9	8	7	6	5	4	3	2	1		
検査 1 (大握)		右	30	8.8	5.9	7.7	9.5	11.3	14.9	16.7	18.5	20.3	26.0	1.2		
		左	30	8.5	6.3	8.1	9.9	12.7	14.5	16.3	18.1	23.3	30.0	1.4		
検査 2 (中握)		右	30	8.7	5.3	7.1	8.9	10.7	12.5	14.3	16.1	17.9	19.7	1.2		
		左	30	8.2	5.6	7.4	9.2	11.0	12.8	14.6	16.4	18.2	20.0	1.2		
検査 3 (大握力)		右	40	16.9	8.7	10.4	14.1	16.8	20.2	24.9	27.6	30.3	40.0	1.6		
		左	40	10.1	9.3	10.5	15.5	18.5	21.5	24.5	27.5	30.5	40.0	2.0		
検査 4 (中握力)		右	30	19.0	8.3	10.7	13.1	15.5	17.9	20.3	22.7	25.1	27.5	30.0	1.6	
		左	30	9.7	8.7	10.7	13.9	15.9	17.9	20.7	23.1	25.5	27.9	30.0	1.6	
検査 5 (木門握)		右	30	12.2	6.3	8.4	10.5	12.6	14.7	16.8	18.9	21.0	23.1	30.0	1.4	
		左	30	6.8	5.4	6.4	11.8	14.2	16.6	19.0	21.4	23.8	26.2	30.0	1.4	
検査 6 (小握力)		右	30	13.8	7.2	9.3	11.4	13.5	15.6	17.7	19.8	21.9	24.0	30.0	1.4	
		左	30	7.5	6.8	8.9	11.9	14.0	16.1	18.2	20.3	22.4	24.5	30.0	1.4	
検査 7 (中握)		右	30	14.5	6.1	8.2	10.2	12.4	14.6	16.7	18.8	20.9	22.9	30.0	1.4	
		左	30	6.5	5.6	7.2	11.6	14.0	16.4	18.8	21.2	23.6	26.0	30.0	1.4	
検査 8 (金門握)		右	60	35.0	10.2	12.5	16.8	20.1	23.4	26.7	30.0	33.3	40.0	2.2		
		左	60	15.4	11.7	13.9	20.1	24.3	28.5	32.7	36.9	41.1	45.3	60.0	2.8	
検査 9 (小握)		右	60	35.8	12.4	17.5	22.6	27.7	32.8	37.9	43.0	48.1	53.2	60.0	3.4	
		左	60	22.3	13.1	18.5	23.9	29.3	34.7	40.1	45.5	50.9	56.3	60.0	3.4	
検査 10 (ピン)		右	70		15.4	21.1	26.8	32.5	38.2	43.9	49.6	55.3	61.0	70.0	3.8	
		左	70	26.8	18.5	22.2	27.9	33.6	39.3	45.0	50.7	56.4	62.1	70.0	3.8	

検査事項

得点

右	左
10 × 3	10 × 3
9 × 5	9 × 5
8 × 8	8 × 2
7 × 2	7 × 2
6 × 3	6 × 3
5 × 2	5 × 2
4 × 4	4 × 4
3 × 3	3 × 3
2 × 1	2 × 1
1 × 1	1 × 1
計 52	計 91

年齢別得点

年齢	最高	平均	最低
3	85	57	28
4	83	71	49
5	100	85	71
6	100	91	78
7	100	95	80
8	100	97	83
9	100	98	84
10	100	99	85
11 ~ 13	100	95	86
14 ~ 19	100	100	88
20 ~ 29	100	100	89
30 ~ 39	100	100	90
40 ~ 49	100	99	91
50 ~ 59	100	98	92
60 ~ 69	100	96	90
70 ~ 79	100	90	75
80 以上	100	85	58

図 2-21 Example of Evaluating STEF

参考文献

- [1] 上田敏：目でみる脳卒中リハビリテーション．東京大学出版会，2000．
 - [2] Brunnstrom, S.: Movement therapy in hemiplegia. Harper and Row, 1970.
 - [3] Fugl-Meyer, A.R., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., Steglind, S.: The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. Scandinavian journal of rehabilitation medicine, 7(1): 13-31, 1975.
 - [4] 道免和久, 才藤栄一, 園田茂, 千野直一, 木村彰男, 里宇明元, 野田幸男, 大塚友吉：脳卒中機能障害評価セット, Stroke Impairment Assessment Set (SIAS): (2) 麻痺側運動機能評価項目の信頼性と妥当性の検討．リハビリテーション医学, 30(5): 310-314, 1993.
 - [5] 寺田千秀：簡易上肢機能検査 (STEF)．作業療法ジャーナル, 38(7): 681-686, 2004.
 - [6] 金子翼：簡易上肢機能検査 (Simple Test for Evaluating Hand Function) 手引書, 酒井医療株式会社.
-

第 3 章 脳卒中片麻痺の臨床評価に基づく 上肢リハビリ支援システム PLEM0-P3 の研究開発 -Burunnstrom Recovery Stage を用いた 評価システムの検討-

3.1 緒言

脳卒中患者の多くがリハビリテーション医療の対象となり、後遺症に悩む患者数は約 170 万人と推計されている[1]。しかし、脳卒中リハビリテーションの治療法、訓練法などは臨床経験に基づいて行われてきた側面が多く、Evidence の面からは妥当性が十分とはいえない[2]。リハビリテーションを行うセラピストは患者の評価に基づいた最適なプログラムを実施するが、その評価・治療方法はセラピストの主観や経験に基づいていることから、客観的な技術として確立させることは困難な現状にある。しかし近年、リハビリテーション医学においても Evidence Based Medicine が求められており[3]、リハビリテーションロボットによる客観的なデータの提供がこの要求に応えるものと考えている。

リハビリテーションロボットのうち、上肢リハビリテーション支援システムは、非装着型と装着型に分けられる。非装着型では、例えば、MIT で開発された「MIT-MANUS」[4, 5]や、芝浦工業大学、三菱プリシジョンおよび首都大学東京で開発されたリハビリ支援システム[6]、Tsinghua 大学で開発されたリハビリ支援システム[7]など、2 次元平面内の訓練を行うものがある。3 次元空間内の訓練を行うものとして、Haptic Master を用いた Reading 大学の研究[8]や、大阪大学および旭化成グループが NEDO プロジェクト「身体機能リハビリ支援システム(1999 年度～2003 年度)」において開発した上肢リハビリ訓練システム「EMUL」[9]などが挙げられる。これらの研究では、ロボットを用いたリハビリテーションが脳卒中後の上肢機能回復に有用であることが示されている。

このように、近年の上肢リハビリテーション支援システムに関する報告は多いものの、脳卒中患者の共同運動など、患者の異常運動の症候を検出できるシステムの研究はみられない[4-9]。古荘研究室では、上肢リハビリテー

ション支援システムとして PLEM0-P システムを開発してきた[10-11]。そして新たに、共同運動パターンの症候を検出できる新しいセンサグリップと評価プログラムを搭載した PLEM0-P3 を開発した。新しいグリップは把持力センサ、テーブル押付力センサ、および手関節の角度センサを備えており、脳卒中患者の異常運動を客観的に評価できるシステムとなっている。本章ではセンサグリップ装置の基本構造、およびセンサグリップ装置とリーチングソフトを搭載した PLEM0-P3 にて実施した臨床評価結果から、本システムにおける共同運動の評価機能の妥当性を検討する。

3.2 PLEM0-P3

古荘研究室では手関節を含む上肢全体の訓練が可能な 6 自由度上肢リハビリ支援システム「セラフィ」(英語名“Serafy”)[12]を NEDO の次世代ロボット実用化プロジェクト(プロトタイプ開発支援事業)の支援を受けて開発し、2005 年の「愛・地球博」のプロトタイプロボット展で展示を行った。

上述の EMUL, セラフィは 3 次元の上肢リハビリテーション支援システムであり、高価かつ、運用面においても注意を要することから、その用途は研究用を中心としている。そこで、我々は簡易で安全に、しかもリハビリテーション専門職がいなくても使用できる上肢リハビリテーション支援システムとして PLEM0-P システムを開発している。PLEM0-P システムは PLEM0-P-prototype[10]の開発を基に、PLEM0-P1[11](図 3-22)、および PLEM0-P1 の実用機として、PLEM0-P2 を開発し、より実用性を高めるための研究を継続してきた。

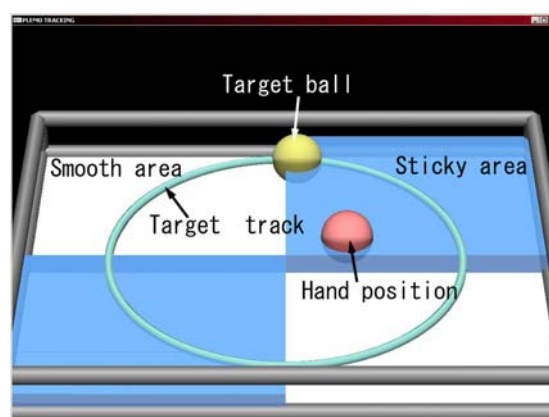


図 3-22 Example of Software of PLEM0-P1

そしてこの PLEMO-P システムの臨床試験を行なう中で、脳卒中患者の特徴である共同運動（後述）を観察する機会を得た。共同運動を視覚的に分析すると手を強く握りこみ、手関節を強く掌屈させ（図 3-23）、さらに上肢全体でテーブルを強く押すような異常な動作が見られ、この特徴的な異常運動を計測することで、脳卒中の症候である共同運動を客観的に評価することができると考えた。



図 3-23 Abnormal Flexion of Wrist joint

しかし、従来の PLEMO-P システムでは、これらの異常運動を検出する機能がないため、新たなセンサグリップデバイスとソフトウェアを搭載した PLEMO-P3 を開発した。

PLEMO-P3 は原則的には 2 次元平面内（テーブル平面内）であるが、テーブルの傾斜を調整することで準 3 次元の訓練スペースが確保できる、準 3 次元上肢リハビリテーション支援システムである。また PLEMO-P3 は、ER 流体ブレーキ（図 3-24）のみを用いたパッシブ型ハプティックデバイスであり [10]、アクチュエータを用いないために安全性に優れており、小型で兼価に開発ができる。このシステムはロボット技術とバーチャルリアリティ技術の両方（ハプティックコントロール）を使用し、ブレーキトルクは 0.0kV/mm から 3.0kV/mm の電場にて、それぞれ 0.1Nm から 4.0Nm に制御できる。

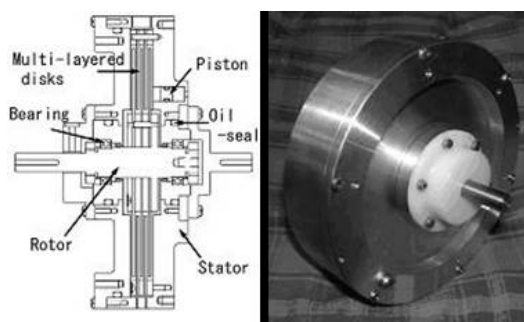


図 3-24 ER Brake : Sectional View (Left) and Picture (Right)

PLEMO-P3 開発におけるコンセプトを下記に挙げる．

1. 高い安全性を実現する．
2. 脳卒中片麻痺患者および虚弱高齢者等のためのリハビリテーションの定量的な評価を可能にする．
3. アプリケーション・ソフトによる効率的なトレーニングを実施する．

前述した共同運動による 3 つの異常動作を計測し，その情報を運動機能評価に応用することを目的として，図 3-25 に示すセンサグリップデバイスを試作した．

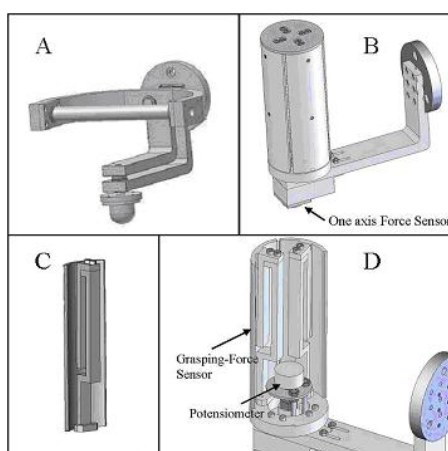


図 3-25 Sensor Grip Device

(A) Former handle (passive gimbal), (B) Current handle (sensor grip), (C) A part of grip force sensor, (D) inner mechanism of the grip device

図 3-25 (A)は従来の PLEMO システムのハンドルの機構を示しており，ジンバル機構のハンドルとなっている．患者の手関節の掌屈/背屈方向の回転は自由になっているが，患者の共同運動パターンの症候を感知するためのセンサ機能は備えていない．図 3-25 (B)は新規に開発したハンドル機構の概要図である．以下に新規ハンドル機構の特徴を挙げる．

(1) グリップ部はひずみゲージ（共和電業（株），KFG-02-100-C1-23）を取り付けた 4 つの支柱から成り立っている．図 3-25 (C)は支柱の詳細図，図 3-25 (D)は新規ハンドルの内部構造の概要図を示す．患者の握力はこれらいずれかの支柱に伝わる構造となっており，それぞれの支柱のひずみを計測する事によって患者がグリップを握った際の把持力(Gripping force)を計測できる．計測可能な最大握力は 20N であり，分解能は 0.2N 程度である．ただし，20N を超える握力に対しては，ストッパによりセンサの破損を防止している．

(2) グリップ部にはポテンシオメータ（緑測器（株），CP-2F）が内蔵し

である（図 3-25 (D) 参照）。訓練開始時からのグリップ部の回転角度をポテンシオメータを用いて計測することにより、訓練中における患者の手関節の掌屈/背屈方向の回転角度を計測する。ポテンシオメータの有効電気角は 340deg であるが、グリップの回転機構にストッパを設けて角度制限を施し、回転角度を -90deg から +90deg に制限している。各度分解能はノイズを考慮して約 0.1deg である。

(3) ハンドルと作業平面が接する箇所に 1 軸の力センサ(共和電業(株), LMA-A-500N) を取り付けてある（図 3-25 (B) 参照）。このセンサの値よりハンドルに加わるテーブル面への押付力(Table reaction force)を計測する。押付力の計測可能最大力は 500N, 分解能はノイズ等を考慮して 0.15N 程度である。

グリップ部のサイズは 150mm (H) × 30mm (R) とし、訓練中における患者の手関節掌屈/背屈方向の回転自由度は -90deg から +90deg とした。上記の計測信号はカットオフ周波数 100Hz のアナログローパスフィルタにてノイズ除去を行った後に AD 変換ボード (Interface(株), PCI-3165, 分解能: 16bit) にて制御 PC に取り込んだ。ハンドルの仕様を表 3-3 に示す。

表 3-3 Specifications of CURRENT HANDLE

Height	15 cm
Radius	3 cm
Range of grasping force	0 to 20 N
Resolution of grasping force	0.2N
Range of yaw rotation	- 90 to + 90 degree
Resolution of yaw rotation	0.1degree
Range of table reaction force	500N
Resolution of table reaction force	0.15N

3.3 脳卒中の共同運動

3.3.1 共同運動

運動麻痺は随意運動の遂行能力の低下であり、臨床的には筋力低下として現れる。脳卒中片麻痺をはじめとする中枢神経麻痺において、その回復中に正常では現れない、質的に異なった「異常」な現象が出現する。麻痺の回復と共に、その異常な現象は次第に減少し、正常な状態に近づいていく[13]。この異常な現象は共同運動（図 3-26, 表 3-4 参照）といわれ、脊髄レベルの原始的な運動統合の表出と考えられている。共同運動は脳卒中の初期の回復段階で、随意運動が少し可能になった時から出現する、一定の固定したパ

ターンでの運動である[13].

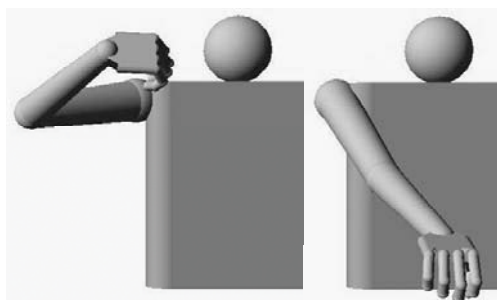


図 3-26 Synergy Movement of Upper Limb

表 3-4 Synergy Movement of Upper Limb

上肢の屈曲共同運動	肩甲帯の後退、肩外転・外旋、肘屈曲、前腕回外
上肢の伸展共同運動	肩甲帯固定、肩内転・内旋、肘伸展、前腕回内

3.3.2 リーチング機能

上肢の主たる機能は物体の操作である。物体を操作するためには、手を対象位置へと移動させなければならない。物体を操作する際、上肢の各関節は肩関節にて物体への方向を、肘関節にて距離の調整を行い、手関節と手指で直接操作することとなる。この一連の運動はリーチングと呼ばれる、上肢機能の基本となる運動である。脳卒中片麻痺患者は異常な共同運動から逸脱した運動パターンでの動作が困難となるため、リーチングの実施が困難となり、上肢の実用性が低下する[14]。片麻痺上肢へのリハビリテーションでは、このリーチング機能の向上を目標の一つとしている。共同運動が出現している患者は分離した運動の獲得を目指すことで上肢の実用度を上げることができる[15]と報告されている。

脳卒中片麻痺患者の 30% から 66% は日常生活で患側上肢を使用していない[16]と報告されている。この要因の第 1 に、多くの脳卒中片麻痺患者は健側上肢による代償で、ほとんどの日常生活動作を行うことが可能であり、麻痺肢を使用する機会が乏しい「learned-non-use」になっている[17]と考えられる。また第 2 に、脳が損傷を受けると、非損傷側の興奮が増大することが報告されている[18]。これは損傷側の大脳半球から反対側の大脳への抑制が減少していることが原因と考えられている[19]。つまり、脳卒中片麻痺患者の上肢機能は大脳半球での抑制作用と不使用による機能不全により、不十分な機能回復の状態に留まることが多いと考えられる。

Plautz らは脳の機能回復について、リスザルの損傷脳モデルを用いた研究を行っている。その研究では単に手を使うだけではなく、運動学習を伴う高度な動作訓練によって大脳皮質の再構成が促進されることを明らかにしている[20]。このことは、一定の軌跡を正確に描く運動を繰り返すような、高度で正確な動作を要求される課題を行うことにより、大脳皮質の再構成が促進され、脳卒中片麻痺患者の上肢機能の改善に効果をもたらす可能性を示唆している。

3.4 リハビリテーションの従来評価と PLEM0-P3 の定量評価

3.4.1 ソフトウェア

我々はリーチング動作を用いた共同運動を検出するための評価プログラムを開発した（図 3-27(A)）。本評価プログラムでは患者は上肢を動かして表示されているターゲット球に到達し、再びスタート位置にもどることが求められる。患者の手の位置は画面上に白い点として表示され（図 3-27 (B)）、ハンドルの動きに対応して画面上の手の位置も移動する。

それぞれのターゲット球には追跡順位が設定されており、患者はその順序に従いターゲット球を追従する。患者がスタート位置の黄色いドットへ白いドットを移動させると評価が開始される。このときスタート位置と追従するターゲット球の間には白い直線軌道（図 3-27 (C)）が表示され、患者はこの軌道に沿って上肢を動かし、ターゲット球に到達し、その後、軌道に沿ってスタート位置にもどるという課題をターゲットごとに繰り返すことで評価が行われる。リーチングテストの結果は、力(X、Y)と床反力(Z)、軌道の誤差、ターゲットまでの到達時間、速度、握力、手関節の関節可動域として計算される。

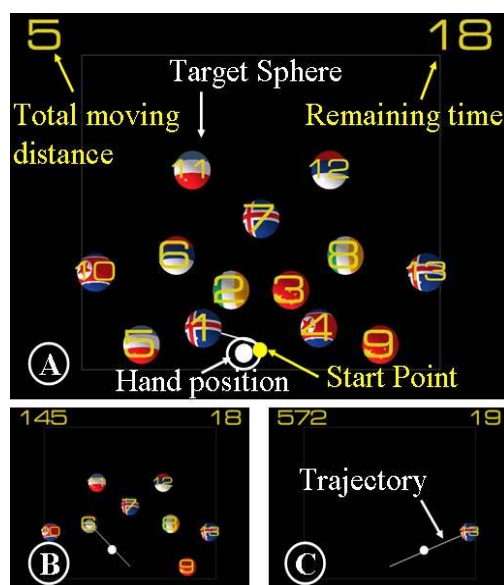


図 3-27 Reaching Software

3.4.2 リハビリテーション医学での評価

患者の重症度の評価には脳卒中リハビリテーションで多用されるBrunnstrom Recovery Stage（表 3-5 および図 3-28 を参照）を用いた。

表 3-5 Brunnstrom Recovery Stage

Stage I	完全弛緩性麻痺
Stage II	痙縮・連合反応の出現
Stage III	痙縮亢進・共同運動の出現
Stage IV	痙縮減少・中枢部の分離運動出現
Stage V	痙縮減少・末梢部の分離運動の出現
Stage VI	筋緊張・運動パターンの正常化

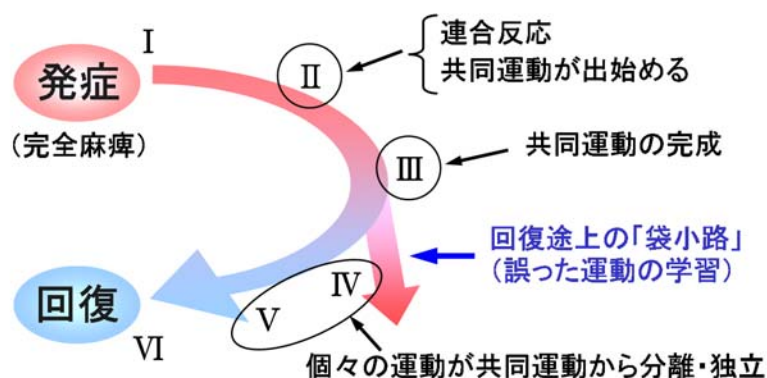


図 3-28 Recovery Process of Stroke and Brunnstrom Recovery Stage

3.5 臨床評価

3.5.1 臨床評価方法

対象は脳卒中片麻痺患者 6 名（平均年齢 62.5 ± 16.3 歳），うち Brunnstrom Recovery StageⅢが 1 名，Ⅳが 2 名，Ⅴが 3 名，および健常者 27 名（平均年齢 26.4 ± 6.7 歳）とした．それぞれの被験者には研究内容を説明し，研究への参加に同意を得た．各被験者には PLEM0-P3 のリーチングテストを行わせた．体幹の代償を避けるために，対象者には椅子の背もたれから背中を離さないように指示した（図 3-29）．



図 3-29 Apparatus of Evaluation

3.5.2 リーチングテストの手順

リーチングテストの過程はスタート位置からターゲット位置までを Reaching，ターゲット位置からスタート位置までを Pulling と定義し，ターゲット番号の順に本課題を行なわせた（図 3-30）．

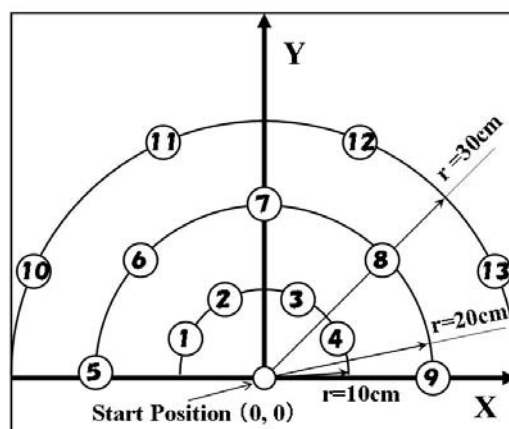


図 3-30 Positions of Targets

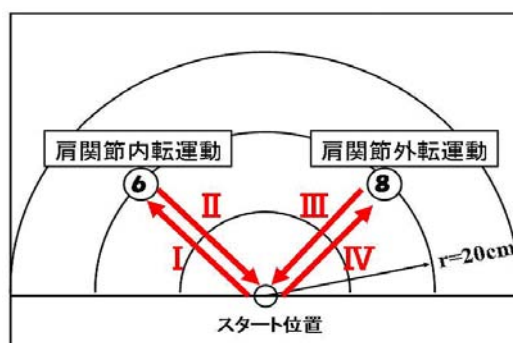


図 3-31 Targets used for Evaluation and Position

3.5.3 臨床評価の結果

図 3-32～図 3-34 にリーチングテストの結果を示す。これらは、テーブル押付力、把持力、手関節可動域の結果のうち、健常者では最も平均的な 5 名を選択し、脳卒中患者ではそれぞれの Brunnstrom Recovery Stage (以下, Stage) の象徴的な運動をしている対象を選択して示している。また、図 3-35 に手関節の背屈 (図 3-35 右) と掌屈 (図 3-35 左) の運動を示す。

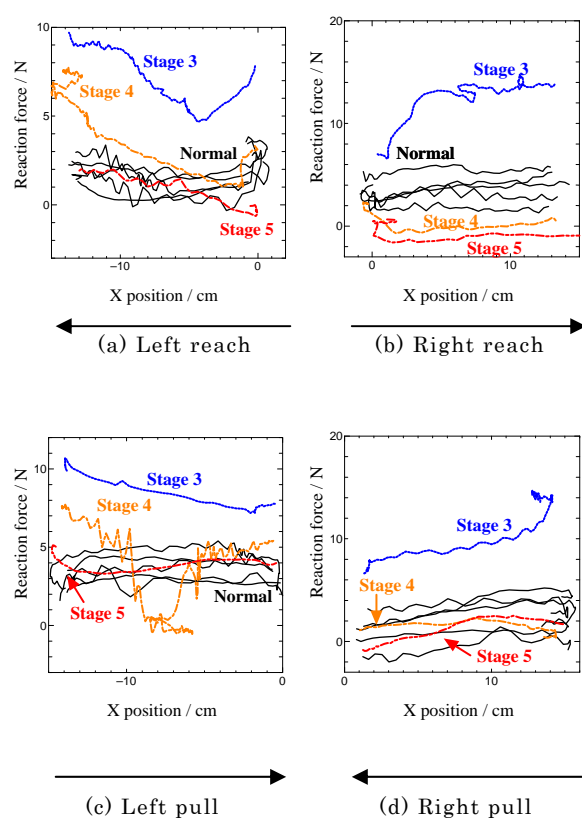


図 3-32 Result of Reaction Force

分析対象の試験データは、ターゲット 6 と 8 (図 3-31 参照、左右で対照的な位置にあるものを選択) での Reaching と Pulling を選択した (スタート位置は $X=0\text{cm}$, $Y=0\text{cm}$ とし、左側のターゲット 6 は $X=-14\text{cm}$, $Y=14\text{cm}$, 右側のターゲット 8 は $X=14\text{cm}$, $Y=14\text{cm}$ とした)。また、上肢の左右差の影響をなくすため、左上肢で行った課題については右上肢で行ったものと同様になるよう、左右を反転させてデータ処理を行なった。

A. 左 (肩関節内転) 方向への Reaching 運動

ここではターゲット 6 への Reaching 運動の結果を示す。

(1) テーブル押付力 (図 3-32(a))

健常者に比べて、脳卒中患者

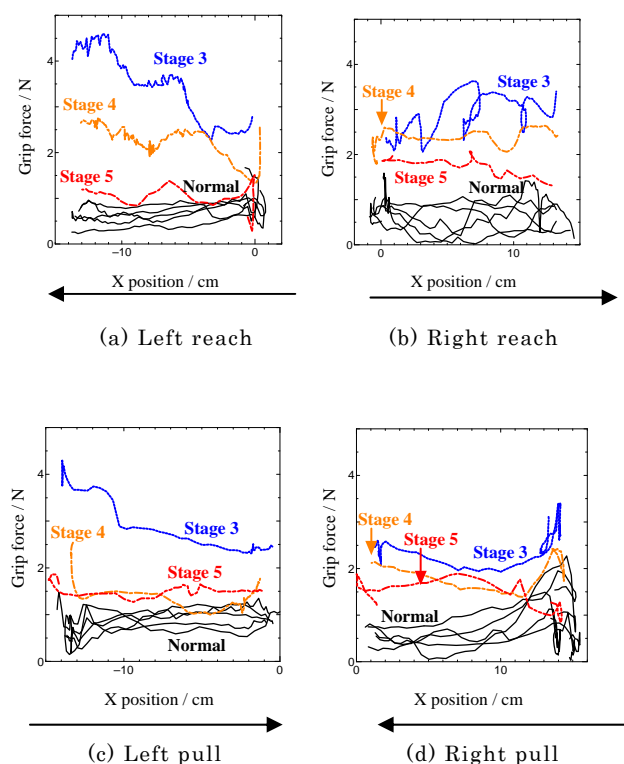


図 3-33 Result of Grip Force

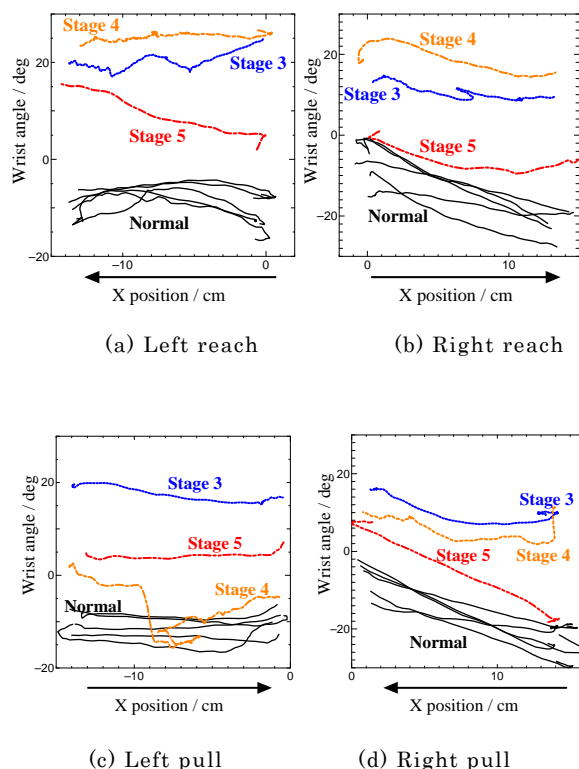


図 3-34 Result of Wrist joint Angle

ではその重症度が増すに従い、テーブル押付力が強くなっており、その傾向は特に Stage III および課題終了時に著明である。

(2) 把持力 (図 3-33(a))

健常者は弱い一定の力を発揮しているが、脳卒中患者では重症度と共に、把持力が課題の進行と共に増大している。

(3) 手関節可動域 (図 3-34(a))

健常者の手関節は軽度の背屈位を保っているが、脳卒中患者では掌屈位で課題を遂行している。これも脳卒中の重症度が増せば、より掌屈する傾向にある。

B. 右 (肩関節外転) 方向への Reaching 運動

ここではターゲット 8 への Reaching 運動の結果を示す。

(1) テーブル押付力 (図 3-32(b))

健常者のテーブル押付力は一定しているのに対し、脳卒中患者の Stage III ではテーブル押付力が大きくなり、また Stage IV と V ではグリップを持ち上げる力が作用している。

(2) 把持力 (図 3-33(b))

健常者の把持力は弱い力の範囲で変動を示すが、脳卒中患者ではその把持力が増大している。中でも Stage III の場合、その力は階段状に大きくぶれている。

(3) 手関節可動域 (図 3-34(b))

全体として、手関節は課題に伴い背屈していくが、脳卒中患者はその重症度に応じて、掌屈の程度が大きくなっている。

C. 左 (肩関節内転) 方向からの Pulling 運動

ここではターゲット 6 への Pulling 運動の結果を示す。

(1) テーブル押付力 (図 3-32(c))

健常者のテーブル押付力は一定かつ、わずかである。脳卒中患者ではテーブル押付力自体が大きい、またはその変動幅が大きくなっている。

(2) 把持力 (図 3-33(c))

健常者の把持力は弱い力の範囲で変動を示すが、脳卒中患者ではその把持力が増大している。中でも StageⅢの場合、その力は特に大きくなっている。

(3) 手関節可動域 (図 3-34(c))

全体として、手関節の角度はあまり変化しないが、脳卒中患者はその重症度に応じて、掌屈位となっている。

D. 右 (肩関節外転) 方向からの Pulling 運動

ここではターゲット 8 への Pulling 運動の結果を示す。

(1) テーブル押付力 (図 3-32(d))

健常者と軽度の脳卒中患者は弱いテーブル押付力が一定にかかっているが、StageⅢはテーブル押付力が強い。

(2) 把持力 (図 3-33(d))

健常者は課題遂行と共に把持力が漸減していくが、脳卒中患者は逆に漸増していき、最終位では重症度に応じて把持力が強くなっている。

(3) 手関節可動域 (図 3-34(d))

全体の傾向は、課題遂行に応じて手関節は掌屈方向へ運動するが、健常者に比べ、脳卒中患者は重症度に応じて掌屈の程度が大きい。

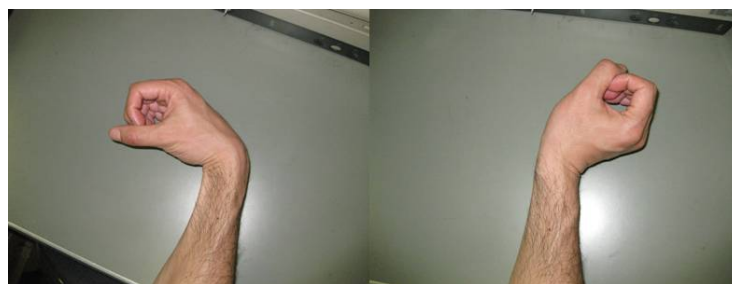


図 3-35 Wrist joint Angle
(Left : Palmar-Flexion, Right : Dorsi-Flexion)

3.6 臨床評価の考察

今回の結果では脳卒中の重症化に伴い、テーブル押付力、把持力、手関節可動域ともに、健常者の平均値から解離していく状況が観察できる。

一般的に脳卒中患者の上肢の運動は屈筋優位であるため、上肢の伸展を伴う動作は拙劣になりやすい。リーチング動作では、肩の屈曲・外転、肘の伸展、手関節の背屈を同時に行うという、共同運動から逸脱した上肢の分離した協調性が要求される[13-15, 21, 22]のものであり、Brunnstrom Recovery Stageはこの上肢運動の協調性の回復を反映した評価法である[13, 14]。

本研究において観察された、テーブル押付力、把持力、手関節可動域のBrunnstrom Recovery Stageの重度化に伴う、健常者の平均値からの解離は、そのデータからみれば、発揮される力が増大しており、これは異常な共同運動（筋緊張の亢進を含む）がリーチング動作に強い影響を及ぼしているものと考えられる。

以上より、今回の結果はPLEM0-P3にて脳卒中の症候を客観的に捉えることができたものと考えられ、PLEM0-P3の脳卒中評価機能が有効であることを裏付けている。つまり、新たに開発したセンサグリップは、今回の実験結果から妥当であり、PLEM0-P3における脳卒中患者の評価機能の客観性が有用であることが証明された。

3.7 結言

本章では脳卒中患者の異常運動である共同運動の症候を検出するために開発したPLEM0-P3について検討を行った。我々は共同運動の症候を検出するための新しいセンサグリップおよびリーチング課題に対応した評価プログラムを開発し、臨床評価を行なった。脳卒中患者と健常者による臨床評価の結果から、PLEM0-P3にて脳卒中患者の特徴的症候である共同運動が客観的に検出できる可能性が確認された。これらより、PLEM0-P3による共同運動の評価機能は妥当である可能性があると考えられる。

参考文献

- [1] Liu, M., Chino, N., Takahashi, H.: Current status of rehabilitation, especially in patients with stroke in Japan. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 32(4): 148–158, 2000.
- [2] 篠原幸人, 吉本高志, 福内靖男, 石神重信, 脳卒中合同ガイドライン委員会: 脳卒中治療ガイドライン 2004. 協和医学, 東京, pp.170, 2004.
- [3] Miyai, I., Yagura, H., Oda, I., Konishi, I., Eda, H., Suzuki, T. and Kubota, K.: Premotor cortex is involved in restoration of gait in stroke. *Annals of Neurology* 52(2): 188–194, 2002.
- [4] Krebs, H.I., Volpe, B.T., Aisen, M.L. and Horgan, N.: “Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(6): 639–652, 2000.
- [5] Krebs, H.I., Dipietro, L., Levy-Tzedek, S., Fasoli, S.E., Rykman-Berland, A., Zipse, J., Fawcett, J.A., Stein, J., Poizner, H., Albert, C.L.O., Volpe, V.T. and Hogan, N.: A Paradigm Shift for Rehabilitation Robotics. *IEEE In Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 27(4): 61–70, 2008.
- [6] Takahashi, Y., Terade, T., Andy. Ito, K. I., Lee, H., and Komeda, T.: Upper-Limbs Rehabilitation Exercises Using Haptic Device System. *International Journal of Human-friendly Welfare Robotics Systems*, 4(2): 18–22, 2003.
- [7] Zhang, Y., Wang, Z., Ji, L. and Bi, S.: The clinical application of the upper extremity compound movements rehabilitation training robot. *Proc. of the IEEE 9th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics (ICORR)*: 91–94, 2005.
- [8] Amirabdollahian, F., Harwin, W. S., and Loureiro, R.C.V.: Analysis of the Fugl-Meyer Outcome Measures Assessing the Effectiveness of Robot-Mediated Stroke Therapy. *Proc. of the IEEE 10th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics (ICORR)*: 729–735, 2007.
- [9] 古莊純次, 小柳健一, 片岡次郎, 笠潮, 井上昭夫, 竹中重和: 三次元上肢リハビリ訓練システムの開発 (第 1 報: ER アクチュエータを用いた機構およびシステム全体の開発). *日本ロボット学会誌*, 23(5): 123–130, 2005.
- [10] Furusho, J., Sakaguchi, M., Takesue, N. and Koyanagi, N.: Development of ER Brake and its Application to Passive Force Display. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 13(7–8): 425–429, 2002.
- [11] 菊池武士, 古莊純次, 金英, 胡星皓, 福島一樹, 井上昭夫: 準 3 次元リハビリテーション訓練支援システム「PLEMO (プレモ)」の開発に関する基

-
- 礎研究. 日本VR医学会誌, 5 (1): 24-31, 2007.
- [12] 古荘純次, 志智直人: 高い安全性を有する6自由度上肢リハビリ支援ロボット. 日本生活支援工学会誌, 5 (2): 4, 2006.
- [13] 上田敏: 目でみる脳卒中リハビリテーション. 東京大学出版会, 2000.
- [14] 小阪健二: 臨床神経学から見た機能評価. 理学療法科学, 12 (3): 129-134, 1997.
- [15] 藤原俊之: 上肢機能障害へのアプローチ 脳卒中片麻痺. 総合リハビリテーション, 35 (11): 1303-1308, 2007.
- [16] Johanna, H., van der Lee J.H., Wagenaar, R.C., Lankhorst, G.J., Vogelaar, T.W., Devillé, W.L., Bouter, L.M.: Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients: results from a single-blind randomized clinical trial. *Stroke*, 30 (11): 2369-2375, 1999.
- [17] Wolf, S.L., Lecraw, D.E., Barton, L.A., Jann, B.B.: Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients. *Experimental Neurology*, 104 (2): 125-132, 1989.
- [18] Liepert, J., Storch, P., Fritsch, A., Weiller, C.: Motor cortex disinhibition in acute stroke. *Clinical Neurophysiology*, 111 (4): 671-676, 2000.
- [19] 神作憲司: 神経科学からみた片麻痺の手の治療. クリニカルリハビリテーション, 16 (10): 909-912, 2007.
- [20] Plautz, E.J., Milliken, G.W., Nudo, R.J.: Effects of repetitive motor training on movement representations in adult squirrel monkeys: role of use versus learning. *Neurobiology of Learning and Memory* 74 (1): 27-55, 2000.
- [21] 川平和美, 緒方敦子, 東郷伸一, 弓場裕之, 白浜幸高, 田中信行: 片麻痺側下肢への分離促通的集中運動療法の下肢随意性と筋力への効果について. リハビリテーション医学, 34 (9): 598-604, 1997.
- [22] 望月久: 脳卒中における機能障害と評価. 理学療法科学, 22 (1): 33-38, 2007.
-

第 4 章 PLEM0-P3による脳卒中片麻痺患者の 運動機能評価の有用性と臨床的解釈 について

4.1 緒言

日本における脳血管疾患の医療費は国民医療費の第 4 位であり、医療費全体の約 10%を占めている[1]。また、脳血管疾患の総患者数は第 4 位と推計されており、寝たきり原因の 1 位でもある[2]ことから、脳血管疾患の後遺障害への対策の重要性が伺える。脳卒中により生じる上肢機能の低下は、患者の日常生活を大幅に制限するため、機能障害の詳細な評価と十分なりハビリテーションが重要である。

リハビリテーションを行うセラピストは各患者の評価に基づいて最適なリハビリテーションプログラムを実施するが、その評価方法はセラピストの主観や経験に基づいていることも多く、客観的な技術として確立させるのは困難である。しかし近年、リハビリテーション医学においても Evidence Based Medicine が求められており[3]、客観的な事実に基づいたリハビリテーションの実施が望まれている。これら客観的な評価結果の提供等については、リハビリテーションロボットによる客観的データの提供がこの要求に応えるものと考えている。

現在、脳卒中患者に対する上肢リハビリテーション支援システムに関する研究開発は世界各国で報告されている。これらの取り組みに関しては、参考文献[4, 5]に詳しくまとめられている。これら既存の上肢リハビリテーション支援システムは大きく分けて End-effector 型 (MIT-Manus [6], MIME [7] GENTLE/S [8], REHAROB [9], EMUL [10, 11], Robotherapist [10, 12], 等) と Exoskeleton 型 (ARMin [13], IntelliArm [14], 等) に分類することができる。End-effector 型のシステムは、ロボットアーム等の駆動部先端を被験者の手で把持、もしくは上腕に固定し、これを操作する装置である。End-effector 型は装着が簡易で手軽に訓練ができる利点があるものの、肩を含めて上肢全体の姿勢を計測するために別途センサが必要であり、また姿勢を任意に制御することが困難である。Exoskeleton 型は上肢全体に装着することで姿勢を制御、計測できる利点があるが、使用者ごとに軸合わせをする必要があり装着に多くの手間がかかる。これらのシステムは、使用者への力覚提示、アシスト力の提示のためにサーボモータ等のアクチュエータを用

いている。

近年我々は、ER 流体ブレーキを用いたパッシブな力覚提示装置を用いて上肢リハビリ支援システム PLEMO システム[10,15]（図 4-36 参照）を開発した。PLEMO システムは、トルク発生部にブレーキのみを用いたシステムであり、機械システムからの能動的な動作が無いために上記のアクチュエータを用いたシステムに比べて安全性が高い。また、操作可能な自由度は平面 2 自由度であるが、その作業平面の傾きを調整することによって準 3 次元的な訓練が可能である。PLEMO システムはアーム先端のグリップを把持して操作するため、上述の End-effector 型に分類することができる。そのため、従来の PLEMO システムによる臨床評価においてはセンサ情報の不足により患者の運動機能評価を十分に行うことが困難であった。

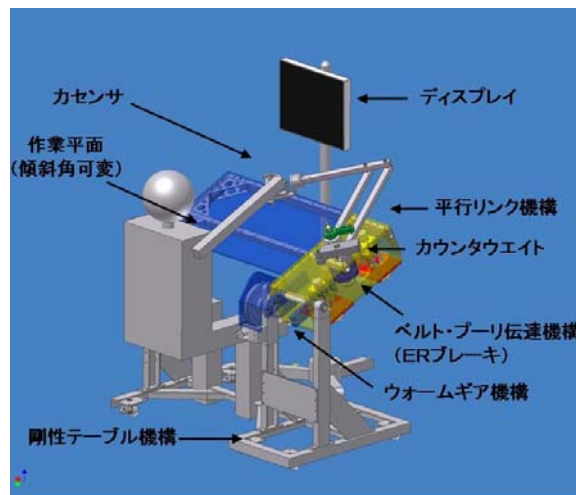


図 4-36 PLEMO System

本章では、把持部の把持力、平面への押付力、グリップ角度（手関節の可動域）の 3 つの情報を計測できるセンサグリップを搭載した PLEMO-P3 を用いて、脳卒中患者の運動機能の評価することを目的としている。前章では脳卒中患者と健常者による臨床評価の結果から、PLEMO-P3 にて脳卒中患者の特徴的症候である共同運動を客観的に検出できることが確認された。そこで本章では、PLEMO-P3 による計測結果の妥当性を検証するため、従来より臨床で用いられている各種評価指標との相関関係を統計学的に検討する。

4.2 共同運動とリーチング機能

脳卒中片麻痺をはじめとする中枢神経障害に起因する運動麻痺は随意運動の遂行能力の低下であり、臨床的には運動パターンの異常および筋力低下として現れる。中枢神経性の運動麻痺では末梢神経障害の場合とは異なり、

その回復中に正常では現れない、質的に異なった「異常」な現象が出現する。麻痺の回復と共にこの現象は次第に減少し、正常な状態に近づいていく[16]。この異常な現象は共同運動（図 4-37、表 4-6 参照）といわれ、脊髓レベルの原始的な運動統合の表出と考えられている。共同運動は脳卒中の初期の回復段階で、随意運動が僅かに可能になった時から出現するステレオタイプの運動パターンである[17]（共同運動に支配されている患者は肩甲帯、肩関節、肘関節、手関節、手指を別々に動かすことができず、全体的な屈曲、あるいは伸展運動しか行えない）。

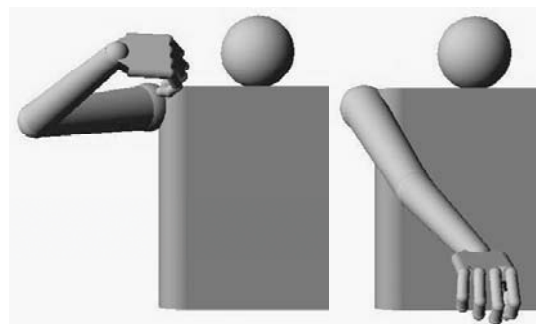


図 4-37 Synergy Movement of Upper Limb

表 4-6 Synergy Movement of Upper Limb

Flexor Synergy Movement of upper limb

Shoulder girdle retraction, shoulder abduction- external rotation, elbow flexion, and fore arm supination

Extensor Synergy Movement of upper limb

Shoulder girdle fixation, shoulder adduction- internal rotation, elbow extension, and fore arm pronation

上肢の主たる機能は物体の操作である。物体を操作するためには、手を対象位置へと移動させなければならない。物体を操作する際、上肢の各関節は肩関節にて物体への方向を、肘関節にて距離の調整を行い、手関節と手指で直接操作することとなる。この一連の運動はリーチングと呼ばれる上肢機能の基本となる運動である。脳卒中片麻痺患者は随意運動が回復してきたとしても、この異常な共同運動から逸脱したパターンでの運動が困難である限り、リーチングの実施が困難となり、上肢の実用性が低下する。

麻痺側上肢へのリハビリテーションでは、このリーチング機能の向上を治療目標の一つとしている。共同運動が出現している患者は分離した運動の獲得を目指すことで上肢の実用度を向上させることができる[18]。

しかし、脳卒中片麻痺患者の 30 から 66% は日常生活で上肢を使用していない[19]と報告されている。この要因の第 1 に、多くの脳卒中片麻痺患者は健側上肢による代償でほとんどの日常生活動作を行うことが可能であり、麻痺肢を使用する機会が乏しい「learned-non-use」になっている[20]と考えられる。また第 2 に、脳が損傷を受けると、非損傷側の興奮が増大する[21]と報告されており、これは損傷側の大脳半球から反対側の大脳への抑制が減少している[22]ことが原因と考えられる。つまり、脳卒中片麻痺患者の上肢機能は大脳半球での抑制作用と不使用による機能不全により、不十分な機能回復の状態に留まることが多いと考えられる。

Plautz et, al は脳の機能回復について、リスザルの損傷脳モデルを用いた研究を行っている。その研究では単に手を使うだけではなく、運動学習を伴う高度な動作訓練によって大脳皮質の再構成が促進されることを明らかにしている[23]。このことは、一定の軌跡を正確に描く運動を繰り返すような、高度で正確な動作を要求される課題を行うことにより、大脳皮質の再構成が促進され、脳卒中片麻痺患者の上肢機能の改善に効果をもたらす可能性を示唆している。

4.3 準 3 次元上肢リハビリテーション支援システム

我々は、小型・軽量・安価で安全な上肢リハビリ支援システムを構築することを目的として、準 3 次元上肢リハビリ支援システム PLEMO シリーズを開発した[15]。力覚を提示できる空間は平面 2 自由度であるが、その作業平面の傾きを変更可能であり、準 3 次元的なリハビリプログラムを実施できる(図 4-38 参照)。



図 4-38 Quasi-3-DOF Rehabilitation System “PLEMO”

PLEMO システムの開発におけるコンセプトを下記に挙げる。

- 1) 高い安全性を実現する。
- 2) 脳卒中片麻痺患者および虚弱高齢者等のためのリハビリテーションの定量評価を可能にする。
- 3) アプリケーション・ソフトによる効率的なトレーニングの実施を可能にする。

PLEMO システムはそのトルク制御に ER 流体ブレーキ（図 4-39 参照）[15]を用いたパッシブハプティックデバイスであり、システムからの能動的な動作が一切無いことから非常に安全なシステムとなっている。ブレーキトルクは 0.0kV/mm から 3.0kV/mm の電場にて、それぞれ 0.1Nm から 4.0Nm に制御できる。また、その応答は高速でトルクの応答時定数は数ミリ秒であるため、高性能な力覚提示を可能とする。

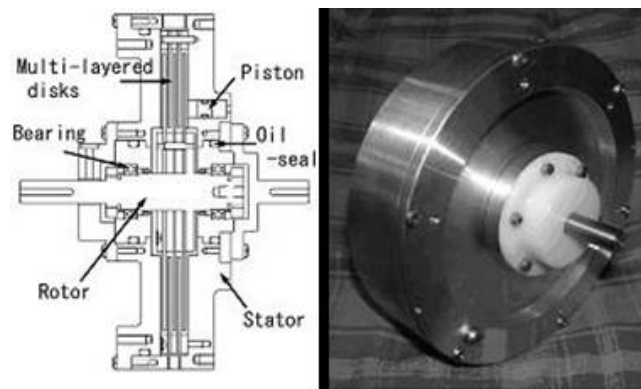


図 4-39 ER Brake : Sectional View (Left) and Picture (Right)

4.4 センサグリップの基本構造と性能

4.4.1 開発の動機

脳卒中患者は、前述の共同運動パターンの発現により、健常者とは異なる運動を行う。上肢のリハビリテーションの1つの目的は、この共同運動パターンを抑制し、各関節が分離独立した運動をできるように促すことである。しかし、これまでの PLEMO システムでは、センサ系の不足によって共同運動パターンによる異常動作を検出することが困難であった。PLEMO システムにおける異常動作の具体例を下記に示す。

1. テーブル平面への異常な押付力
2. グリップに対する異常な把握力
3. 手関節の異常な屈曲（図 4-40 参照）



図 4-40 Abnormal Flexion of Wrist joint

これら共同運動パターンに依存した異常動作は、正常な訓練・評価を妨げる可能性が高い。しかし、逆にこれらの情報を取得できるセンサ系をシステムが備えているとすれば、それらの情報は患者の運動機能評価において非常に有効な情報となりうる。

4.4.2 基本構造と性能

前述の3つの異常動作を計測し、その情報を運動機能評価に応用することを目的として、図4-41に示すセンサグリップデバイスを製作した。

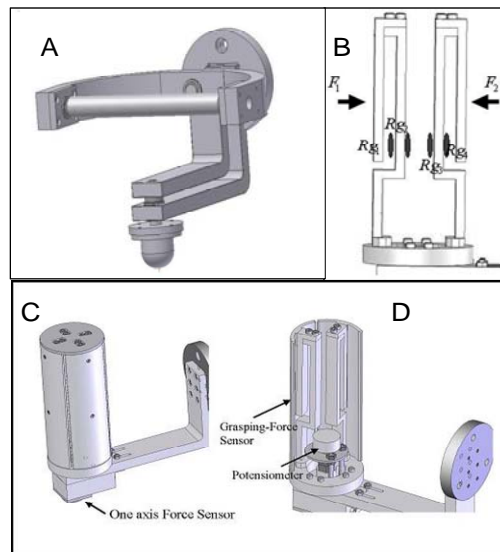


図 4-41 Sensor Grip Device

(A) Former handle (passive gimbal), (B) Grip force sensor, (C) Current handle (sensor grip), (D) inner mechanism of the grip device

図4-41(A)は従来の PLEM0 システムのハンドルの機構を示しており、ジンバル機構のハンドルとなっている。患者の手関節の掌屈/背屈方向の回転は自由になっているが、患者の共同運動パターンの症候を感知するためのセンサ機能は備えていない。

図 4-41 (C)は新規に開発したハンドル機構の概要図である。以下に新規ハンドル機構の特徴を挙げる[24]。

(1) グリップ部はひずみゲージ（共和電業（株），KFG-02-100-C1-23）を取り付けた 4 つの支柱から成り立っている。図 4-41 (B)は支柱の詳細図，図 4-41 (D)は新規ハンドルの内部構造の概要図を示す。患者の把持力はこれらいずれかの支柱に伝わる構造となっており，それぞれの支柱のひずみを計測する事によって患者がグリップを握った際の把持力(Grip force)を計測できる。計測可能な最大把持力は 20N であり，分解能は 0.2N 程度である。ただし，20N を超える把持力に対しては，ストッパによりセンサの破損を防止している。

(2) グリップ部にはポテンシオメータ（緑測器（株），CP-2F）が内蔵してある（図 4-41 (D)参照）。訓練開始時からのグリップ部の回転角度をポテンシオメータを通して計測することにより，訓練中における患者の手関節の掌屈/背屈方向の回転角度を計測する。ポテンシオメータの有効電気角は 340deg であるが，グリップの回転機構にストッパを設けて角度制限を施し，回転角度を -90 から $+90$ deg に制限している。各度分解能はノイズを考慮して約 0.1deg である。

(3) ハンドルと作業平面が接する箇所に 1 軸の力センサ（共和電業（株），LMA-A-500N）を取り付けてある（図 4-41 (C)参照）。このセンサの値よりハンドルに加わる Z 方向への過度の力（押付力，Table reaction force）を計測する。押付力の計測可能最大力は 500N，分解能はノイズ等を考慮して 0.15N 程度である。

グリップ部のサイズは 150mm (H) × 30mm (R) とし，訓練中における患者の手関節掌屈/背屈方向の回転自由度は -90 から $+90$ deg とした。上記の計測信号はカットオフ周波数 100Hz のアナログローパスフィルタにてノイズ除去を行った後に AD 変換ボード（Interface(株)，PCI-3165，分解能：16bit）にて制御 PC に取り込んだ。ハンドルの仕様を表 4-7 に示す。

表 4-7 Specifications of CURRENT HANDLE

Height	15 cm
Radius	3 cm
Range of grasping force	0 to 20 N
Resolution of grasping force	0.2N
Range of yaw rotation	-90 to $+90$ degree
Resolution of yaw rotation	0.1degree
Range of table reaction force	500N
Resolution of table reaction force	0.15N

4.5 リーチングテストにおける脳卒中患者の評価

4.5.1 ソフトウェア

我々はリーチング動作を用いて共同運動を検出するための評価プログラムを開発した（図 4-42(A)）。本評価プログラムでは患者は上肢を動かして表示されているターゲット球に到達し、再びスタート位置にもどることが求められる。患者の手の位置は画面上に白い点として表示され（図 4-42(B)）、ハンドルの動きに対応して画面上の手の位置も移動する。

それぞれのターゲット球には追跡順位が設定されており、患者はその順序に従いターゲット球を追従する。患者がスタート位置の黄色いドットへ白いドットを移動させると評価が開始される。このときスタート位置と追従するターゲット球の間には白い直線軌道（図 4-42 (C)）が表示され、患者はこの軌道に沿って上肢を動かし、ターゲット球に到達（Reaching）し、その後、軌道に沿ってスタート位置に戻る（Pulling）という課題をターゲットごとに繰り返すことで評価が行われる。

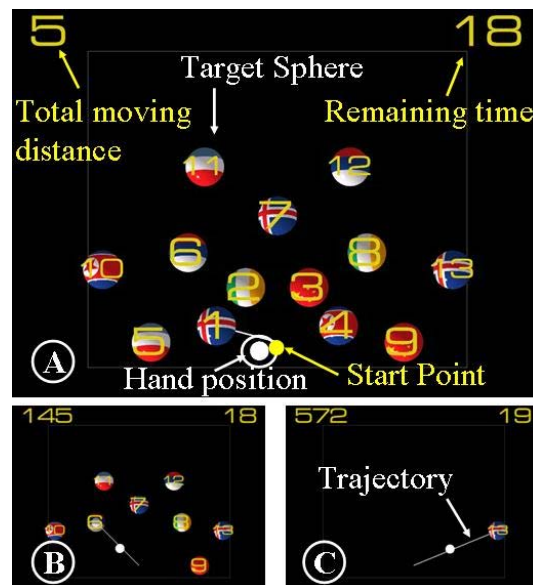


図 4-42 Reaching Software

リーチングテストの結果は、力(X、Y)とテーブル押付力(Z)、軌道の誤差、ターゲットまでの到達時間、速度、把持力、手関節の関節可動域として計算される。従来、PLEMO システムは視覚、聴覚、力覚による上肢運動訓練アプリケーションの提示と、運動計測機能を有しているが、本研究の範囲では、聴覚、力覚提示は行わず、視覚による訓練アプリケーションと運動計測機能のみを使用する。

4.5.2 方法

対象は脳卒中片麻痺患者 14 名（平均年齢 66.5 ± 9.4 歳），そのうちわけは Brunnstrom Recovery Stage（BRS：表 4-8 参照）Ⅲが 2 名，Ⅳが 3 名，Ⅴが 9 名であった．それぞれの被験者には研究内容を説明し，研究への参加に同意を得た．また，各被験者にはあらかじめ PLEM0-P3 の操作に慣れてもらうために，事前に PLEM0-P3 の操作練習を十分に行った上でリーチングテストを行わせた．この際，体幹の代償を避けるために，対象者には椅子の背もたれから背中を離さないように指示した（図 4-43）．

表 4-8 Brunnstrom Recovery Stage

Stage I	No volitional movement initiated
Stage II	The appearance of basic limb synergies. The beginning of spasticity.
Stage III	The synergies are performed voluntarily; spasticity increases.
Stage IV	Spasticity begins to decrease. Movement patterns are not dictated solely by limb synergies.
Stage V	A further decrease in spasticity is noted with independence from limb synergy patterns.
Stage VI	Isolated joint movements are performed with coordination.



図 4-43 Apparatus of Evaluation

Reaching の過程はスタート位置からターゲット位置まで，Pulling の過程はターゲット位置からスタート位置までと定義し，ターゲット番号の順に麻痺肢を用いて本課題を行なわせた（図 4-44）．なお，本研究に参加した対象者で，本課題の実施が不十分（Reaching 時にターゲットに手が届かないなど）な状態のものはなかった．

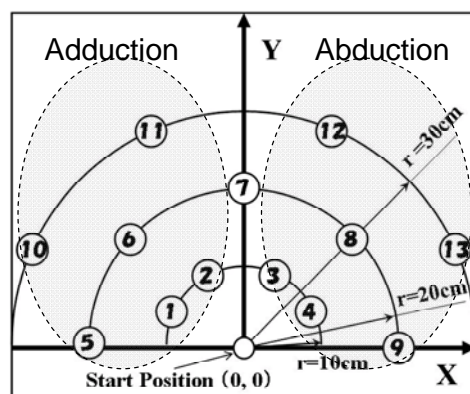


図 4-44 Positions of Targets

本研究における PLEM0-P3 の計測項目は、動作に要する時間、運動の正確性、力（操作力、押付力、把持力それぞれの最大値と平均値）、速度（平均速度およびピーク速度）、手関節の可動域（グリップ回転角度のピーク差分）とした。

脳卒中片麻痺患者は肩関節内転運動と肩関節外転運動で運動特性が異なる。よって運動区分を内転と外転および総和の 3 種類とし、加えて Reaching と Pulling の動作特性も異なるために、それぞれの結果とリハビリテーション医学で用いられている評価との相関関係を検討した。左麻痺の場合は動作分類が右麻痺と逆になる。

リハビリテーション医学にて用いられている脳卒中評価法については、以下の評価法の上肢機能を対象とした項目を用いた。

- ①BRS[25]（上肢/手指）
- ②Fugl-MeyerAssessment（FMA）[26]：肩肘前腕/手関節/手/協調速度/感覚/他動的関節可動域/関節痛/総合得点
- ③脳卒中機能障害評価法（SIAS）[27]：遠位運動機能/近位運動機能/筋緊張/腱反射/感覚/関節可動域/健側機能/総合得点
- ④簡易上肢機能検査（STEF）[28]

左右差の影響をなくすため、左上肢で行った課題については右上肢で行ったものと同様になるよう、左右を反転させてデータ処理を行なった。

統計学的処理には Spearman の順位相関係数を用い、有意水準は 5% 以下をもって有意とした。

4.6 結果および議論

4.6.1 運動の正確性 (Error)

運動の正確性に関する結果を表 4-9 に示す.

表 4-9 Correlation in Error

Error	BRS (upper)	SIAS (reflex)	SIAS (sense)	SIAS (normal side)	FMA (sense)	FMA (joint pain)	FMA (all)
adduction	0.245	0.699	-0.3	0.156	-0.352	-0.256	-0.106
abduction	0.178	0.358	-0.299	-0.395	-0.479	-0.59	-0.209
adduction pulling	0.298	0.789	-0.198	0.224	-0.083	-0.084	0.09
abduction reaching	-0.253	0.036	-0.624	-0.624	-0.756	-0.461	-0.59
abduction pulling	0.596	0.501	0.147	-0.213	0.007	-0.412	0.308

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

運動の正確性では外転運動での Reaching にて, SIAS および FMA の感覚の点数と有意な負の相関が認められた. これらの感覚の評価は麻痺側の表在ならびに深部感覚を診る項目である. この結果は感覚が障害されると, その重症度に応じて運動の正確性が低下 (Error が増加) することを示している. 感覚は四肢の運動や位置に関する情報元であり, これらの情報は運動プログラムの修正等に重要な役割を果たす. 感覚情報の減少は運動の微調整や修正を行う際の情報の減少をもたらすため, 運動の微調整が困難となり, 運動の正確性が低下したものと考えられる. また, 運動の正確性は内転運動時の SIAS の腱反射と正の相関を示している. 腱反射は筋緊張の状態を反映するものであり, 腱反射の亢進は筋緊張の亢進を示し, 筋緊張の亢進は運動の拙劣さを若起することから, 運動の正確性が低下したものと考えられる.

その他に, SIAS の健側機能, FMA の関節痛において相関関係が確認できるが, これらを症候学的に検討すると, 健側機能は本研究のデータには全く入っていないこと, さらに関節痛のある症例を対象としていないことから, これらの項目についての相関関係は症候学的には不適切と考えられる.

以上より, 運動の正確性の低下 (Error の増加) は SIAS および FMA で評価した感覚機能の低下, ならびに腱反射と相関していると考えられ, 運動の正確性の低下は感覚障害の重度化, および腱反射の亢進を示し, その傾向に

については、前者は外転方向へのリーチング、後者は内転運動で顕著に現れた。よって、PLME0-P3 の評価における運動の正確性（Error の結果）評価は上肢の感覚および筋緊張の評価に繋がる可能性を示した。

4.6.2 押 付 力 の 平 均 値 （ Average of reaction force ） および最大値 （Maximum of reaction force）

押付け力の平均値ならびに最大値を表 4-10, 表 4-11 に示す。

表 4-10 Correration in Average of Reaction Force

reaction force (Ave)	BRS (upper)	BRS (finger)	SIAS (distal motion)	STEF	FMA (wrist joint)
All test	-0.654	-0.697	-0.699	-0.889	-0.545
adduction	-0.686	-0.736	-0.75	-0.903	-0.545
abduction	-0.654	-0.697	-0.743	-0.91	-0.611
adduction reaching	-0.686	-0.736	-0.75	-0.903	-0.545
adduction pulling	-0.654	-0.697	-0.699	-0.896	-0.509
abduction reaching	-0.654	-0.697	-0.743	-0.91	-0.611
abduction pulling	-0.654	-0.662	-0.732	-0.889	-0.637

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

表 4-11 Correration in Maximum of Reaction Force

reaction force (Max)	BRS (upper)	BRS (finger)	SIAS (proximal motion)	SIAS (distal motion)	STEF	FMA (wrist joint)
All test	-0.64	-0.685	-0.481	-0.699	-0.879	-0.531
adduction	-0.686	-0.736	-0.541	-0.75	-0.903	-0.545
abduction	-0.64	-0.685	-0.481	-0.743	-0.9	-0.597
adduction reaching	-0.686	-0.736	-0.541	-0.728	-0.879	-0.494
adduction pulling	-0.746	-0.799	-0.616	-0.802	-0.931	-0.611
abduction reaching	-0.64	-0.685	-0.511	-0.743	-0.91	-0.597
abduction pulling	-0.608	-0.646	-0.436	-0.714	-0.872	-0.611

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

本章における全症例 14 名のうち 2 名は手指の麻痺により、グリップの把持が困難であったため、弾性包帯にて手とグリップを固定した上で課題を行った。この 2 名は課題遂行時のグリップを押し付ける力が、患者そのものの力だけではなく、包帯による外力が加わっている可能性があるため、押付力についてはこの 2 名の結果を除外して検討した。

押付力の平均・最大値ともに STEF と有意で高い負の相関が認められた。STEF は手指機能、特にその巧緻性と課題遂行時間を中心とした上肢機能を評価している。この相関関係は手指機能を中心とした上肢機能の改善に伴い、押付力が減少することを示している。

また、同様に SIAS の遠位運動機能とも負の相関が認められた。この項目は上肢遠位部の運動における筋力と協調性の評価指標である。つまり、この相関は上肢遠位部の筋力と協調性の改善に伴い、押付力が減少することを示している。これらのことは上肢機能、特に手指や手関節部周辺の運動機能の回復が不十分な患者は十分な筋力が発揮できないため、課題の遂行に過剰な力が発揮され、押付力が増大した可能性が高い。総じて、脳卒中患者は上肢遠位部の筋力の調整が困難であり、過剰な押付力が発揮されと考えられる。

BRS（上肢、手指）は臨床的観点から、脳卒中片麻痺患者に共通してみられる定型的運動要素である共同運動を中心概念として、片麻痺の回復段階を 6 段階に順序付けしたものである。よって、先の STEF、SIAS 同様、運動麻痺の回復につれて、押付力が減少したものと考えられる。

以上より、ハンドル押付力の減少は BRS の上肢、手指、STEF、SIAS の遠位運動機能と負の相関関係にあり、手指及び上肢の機能回復に伴い、その力が減少していくものと考えられ、この要因には共同運動が影響しているものと考えられる。

4.6.3 手関節の可動域 (wrist joint angle)

手関節可動域における結果を表 4-12 (表中の網掛けの部分に有意差あり: $p < 0.05$) に示す。

表 4-12 Correlation in Wrist joint Angle

wrist joint angle	BRS (upper)	BRS (finger)	SIAS (proximal motion)	SIAS (distal motion)	SIAS (all)	STEF
abduction	0.588	0.575	0.599	0.67	0.6	0.637
abduction reaching	0.614	0.683	0.641	0.712	0.622	0.693
abduction pulling	0.625	0.554	0.56	0.647	0.602	0.604

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

手関節の可動域において、BRS の上肢・手指、SIAS の近位・遠位部の運動機能、STEF とともに正の相関が認められた。

BRS の手指は単に手指の分離運動を評価するものであるが、手指の運動には手関節の運動が関与するため、BRS の上肢が改善されると手関節の分離運動が可能になり、手指の機能改善に影響すると考えられる。よって、BRS の上肢と BRS の手指との間には相関の傾向があると考えられる。

一般的に、訓練における外転方向への運動ではまず、手関節の背屈が初発の運動となる(肩関節外転運動においてはターゲットの方向へ手に向けるため、手関節の背屈が生じる)ため、手関節背屈の可動性と麻痺の改善は PLEMO-P3 による評価においては相関関係にあると考えられる。

STEF、SIAS の遠位運動機能についても BRS 同様、上肢と手指の分離運動の状態、つまり手関節の機能が反映されたものと考えられる。

4.6.4 その他 (Others)

上記以外、つまり動作に要する時間、力(操作力、握力それぞれの最大値と平均値)、速度(平均速度およびピーク速度)については有意な相関関係は認められなかった。

動作に要する時間については、PLEMO-P3における時間評価と従来評価における相関関係は確認されなかった。この結果は本臨床実験の方法に起因するものとする。本臨床実験は実験対象者に対し、速さに関する規定をせず、個人が最も課題を遂行しやすい速さで課題を実行していたため、時間評価が大きくばらついたと考えられる。

把持力についても PLEM0-P3 の評価と従来評価における相関関係は確認されなかった。この結果は、脳卒中患者における握力に関する障害のパターンが、常時、握力が強く、回復につれ握力が弱まるタイプと、握力が弱く、回復につれ握力が増大するタイプに二分されるために、結果にばらつきが生じたものと考えられた。

4.6.5 総括

我々は先行研究[24]において健常者と脳卒中患者を対象にした比較実験を行ない、その結果として押付力、把持力、そして手関節可動域のすべてで脳卒中患者の麻痺の重症化に従い計測値が健常者の平均値から解離していくことを確認している。この結果から我々は、本システムにて上肢運動の協調性ならびに共同運動を客観的に評価できる可能性が高いと考え、本研究を実施した。

本章の結果では、押付力ならびに手関節可動域については、BRS と良好な相関関係を示した。BRS は上肢運動の協調性を反映するもの[16, 17]であり、今回の結果は PLEM0-P3 の運動機能評価能力が反映されたものと考えられる。さらに PLEM0-P3 における評価結果から検討すると、BRS が重度化すれば、押付力として発揮される力が増大し、また、手関節の背屈角度が減少する。これらの現象は上肢の協調性が低下している現象、つまり共同運動および上肢屈筋群の筋緊張亢進が運動に強い影響を及ぼしているものと考えられる。

一般的に脳卒中患者はリーチング動作中に屈筋優位の共同運動によって上肢を運動させる傾向があるため、ターゲット球の位置が作業平面上で外転方向になれば課題遂行が困難となる。これは上肢を麻痺肢側へ運動させる場合には、肩の屈曲・外転、肘の伸展、手関節の背屈を同時に行わなければならない、共同運動から分離した高度な上肢の協調性が要求される[16-18, 29, 30]ため、麻痺肢と同側への Reaching ではより特徴的な結果となったものと考えている。

以上より、PLEM0-P3 による脳卒中患者の運動機能評価は脳卒中の重症度と強い相関を示すことが明らかとなった。これらの結果は、工学的な運動/力計測とリハビリテーション医学における脳卒中の臨床評価の関係性を明らかにすることで上肢運動機能障害の工学的モデルを作成するための基盤となる。また、今後の計測・評価デバイスの開発に有用な情報ともなる。

4.7 結語

本章では、PLEM0-P3 評価とリハビリテーション評価との相関性を統計学的に確認することができた。PLEM0-P3 における評価とリハビリテーション評価は有意な相関関係を示し、その相関関係はリハビリテーション医学においても十分に了解できるものであった。よって、PLEM0-P3 における脳卒中患者の運動機能評価は有効であることが確認できた。以上より、以下のことを確認した。

1. PLEM0-P3 における脳卒中患者の評価は、共同運動を客観的に捉えることが可能である。
2. リハビリテーション評価との相関関係から、新規グリップデバイスと評価用リーチングソフトウェアにて脳卒中の症候を評価する事が可能であり、PLEM0-P3 における評価は有効といえる。
3. PLEM0-P3 における運動機能評価を通して、患者の機能回復を様々な角度から評価することが可能である。

従来のリハビリテーション評価と比べ、これら PLEM0-P3 における評価は、定量性、時間、手間などの面で利点を有している。よって、この結果は本システムのリハビリテーション機器としての基盤に繋がると考えられる。

参考文献

- [1] 平成 17 年度 国民医療費の概況. 厚生労働省ホームページ :
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-iryohi/05/index.html>
 - [2] 平成 17 年 患者調査の概況. 厚生労働省ホームページ :
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/05/index.html>
 - [3] Miyai, I., Yagura, H., Oda, I., Konishi, I., Eda, H., Suzuki, T. and Kubota, K. : Premotor cortex is involved in restoration of gait in stroke. *Annals of Neurology* 52(2) : 188-194, 2002.
 - [4] Prange, G.B., Jannink, M.J., Groothuis-Oudshoorn, C.G., Hermens, H.J., IJzerman, M.J. : Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 43(2) : 171-184, 2006.
 - [5] Kwakkel, G., Kollen, B.J., Krebs, H.I. : Effects of Robot-Assisted Therapy on Upper Limb Recovery after Stroke: A Systematic Review, *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 22(2) : 111-121, 2008.
 - [6] Krebs, H.I., Volpe, B.T., Aisen, M.L. and Horgan, N. : "Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(6) : 639-652, 2000.
 - [7] Burgar, C.G., Lum, P.S., Shor, P.C. and Machiel Van der Loos, HF. : "Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto va/Sanford experience," *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 37(6) : 663-673, 2000.
 - [8] Coote, S., Stokes, E., Murphy, B., Harwin, W. : The effect of GENTLE/S robot mediated therapy on upper extremity dysfunction post stroke. *Proc of the 8th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* : 59-91, 2003.
 - [9] Toth, A., Fazekas, G., Arz, G., Jurak, M., Horvath, M. : Passive robotic movement therapy of the spastic hemiparetic arm with REHABOB: report of the first clinical test and the follow-up system improvement. *Proc of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* : 127-130, 2005.
 - [10] Furusho, J., Kikuchi, T. : A 3-D Rehabilitation System for Upper Limbs "EMUL", and a 6-DOF Rehabilitation System "Robotherapist", and Other Rehabilitation System with High Safety, *Rehabilitation Robotics* (Edited by Sashi S Kommu), Chapter 8, I-Tech Education and Publishing: 115-136, 2007.
-

-
- [11] Furusho, J., Koyanagi, K., Nakanishi, K., Ryu, U., Takenaka, S., Inoue, A., Domen, K., Miyakoshi, K.: "Development of a 3-D Rehabilitation System for Upper Limbs Using ER Actuators in a NEDO Project". International Journal of Modern Physics.19 (7-9): 1591-1597, 2005.
 - [12] Isozumi, S., Furusho, J., Kikuchi, T., Oda, K., Shichi, N. and Ohyama, Y.: Measurement of Reaching Movement with 6-DOF Upper Rehabilitation System "Robotherapist". Proc of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: 4262-4265, 2008.
 - [13] Nef, T., Riener, R.: ARMin-Design of a novel arm rehabilitation robot. Proc of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics: 57-60, 2005.
 - [14] Li-Qun, Z., Hyung-Soon, P. and Yupeng, R.: Developing and Intelligent Robotic Arm for Stroke Rehabilitation. Proc of the 10th International Conference on Rehabilitation Robotics: 984-993, 2007.
 - [15] Kikuchi, T., Xinghao, H., Fukushima, K., Oda, K., Furusho, J. and Inoue, A.: Quasi-3-DOF Rehabilitation System for Upper Limbs: Its Force-Feedback Mechanism and Software for Rehabilitation. Proc of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics: 24-27, 2007.
 - [16] 上田敏：目でみる脳卒中リハビリテーション。東京大学出版会，2000。
 - [17] 小阪健二：臨床神経学から見た機能評価。理学療法科学，12（3）：129-134，1997。
 - [18] 藤原俊之：上肢機能障害へのアプローチ 脳卒中片麻痺。総合リハビリテーション，35(11)：1303-1308，2007。
 - [19] Johanna, H., van der Lee J.H., Wagenaar, R.C., Lankhorst, G.J., Vogelaar, T.W., Devillé, W.L., Bouter, L.M.: Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients: results from a single-blind randomized clinical trial. Stroke, 30(11): 2369-2375, 1999.
 - [20] Wolf, S.L., Lecraw, D.E, Barton, L.A, Jann, B.B.: Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients. Experimental Neurology, 104(2): 125-132, 1989.
 - [21] Liepert, J., Storch, P., Fritsch, A., Weiller, C.: Motor cortex disinhibition in acute stroke. Clinical Neurophysiology, 111(4): 671-676, 2000.
 - [22] 神作憲司：神経科学からみた片麻痺の手の治療。クリニカルリハビリテーション，16(10)：909-912，2007。
-

-
- [23] Plautz, E. J., Milliken, G. W., Nudo, R. J.: Effects of repetitive motor training on movement representations in adult squirrel monkeys: role of use versus learning. *Neurobiology of Learning and Memory* 74(1): 27-55, 2000.
- [24] Ozawa, T., Kikuchi, T., Fukushima, K., Fukuda, T., Tanida, S., Fujikawa, T., Kano, S., Akai, H. and Furusho, J.: Initial Clinical Tests for Assessment Models of Synergy Movements of Stroke Patients Using PLEMO System with Sensor Grip Device. *Proc of the 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*: 873-878, 2009.
- [25] Brunnstrom, S.: *Movement therapy in hemiplegia; A neurophysiological approach*. Harper and Row, New York, 1970
- [26] Fugl-Meyer, A. R., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., Steglind, S.: The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 7(1): 13-31, 1975.
- [27] 道免和久, 才藤栄一, 園田茂, 千野直一, 木村彰男, 里宇明元, 野田幸男, 大塚友吉: 脳卒中機能障害評価セット, *Stroke Impairment Assessment Set (SIAS)*: (2) 麻痺側運動機能評価項目の信頼性と妥当性の検討. *リハビリテーション医学*, 30(5): 310-314, 1993.
- [28] 寺田千秀: 簡易上肢機能検査 (STEF). *作業療法ジャーナル*, 38(7): 681-686, 2004.
- [29] 川平和美, 緒方敦子, 東郷伸一, 弓場裕之, 白浜幸高, 田中信行: 片麻痺側下肢への分離促通的集中運動療法の下肢随意性と筋力への効果について. *リハビリテーション医学*, 34(9): 598-604, 1997.
- [30] 望月久: 脳卒中における機能障害と評価. *理学療法科学*, 22(1): 33-38, 2007.
-

第 5 章 上肢リハビリテーション支援システム PLEM0-P3 の脳卒中片麻痺に対応した訓練ソフトの提案および訓練効果に関する臨床評価

5.1 緒言

日本における脳血管疾患の医療費は国民医療費の第4位であり、医療費全体の約10%を占めている[1]。また、脳血管疾患の総患者数は第4位と推計されており、寝たきり原因の1位でもあることから[2]、脳血管疾患の後遺障害への対策の重要性が伺える。脳卒中により生じる上肢機能の低下は、患者の日常生活を大幅に制限するため、機能障害の詳細な評価と十分なリハビリテーションが重要である。

しかし、下肢に比して上肢の予後は不良であり、脳卒中片麻痺患者の30%から66%は日常生活で上肢を使用していない[3]と報告されている。この要因の第1に、多くの脳卒中片麻痺患者は健側上肢による代償でほとんどの日常生活動作を行うことが可能であり、麻痺肢を使用する機会が乏しい

「learned-non-use」になっている[4]と考えられる。また第2に、脳が損傷を受けると、非損傷側の興奮が増大する[5]と報告されており、これは損傷側の大脳半球から反対側の大脳への抑制が減少している[6]ことが原因と考えられる。つまり、脳卒中片麻痺患者の上肢機能は大脳半球での抑制作用と不使用による機能不全により、不十分な機能回復の状態に留まることが多いと考えられる。Plautz et, alは脳の機能回復について、リスザルの損傷脳モデルを用いた研究を行っている。その研究では単に手を使うだけではなく、運動学習を伴う高度な動作訓練によって大脳皮質の再構成が促進されることを明らかにしている[7]。

古荘、菊池ら[8, 9]は応答性が良好なER流体ブレーキを用い、様々な訓練アプリケーションによって上肢の運動訓練を実施可能なシステム、PLEM0システムを開発した。PLEM0システムにおいては、ブレーキのみを用いた力覚制御機構により、従来のアクチュエータを使用した訓練装置に比べて安全性が高くコンパクトである。さらに小澤ら[10], [11]はこのPLEM0システムにセンサグリップデバイスを搭載し、手関節回転角度、操作面への押付力、グリップの把握力等から脳卒中患者の共同運動を客観的に評価可能なPLEM0-P3を開発し、その評価実験を行っている。しかし、PLEM0-P3を用いたリハビリテーションの具体的な訓練法の提案とその実施に対する結果は報告されていない。

また、End-effector型に分類される既存の上肢リハビリテーション支援システムにおいてもその訓練用ソフトウェアには改良の余地がある。例えば、MIT-Manus [12]のアプリケーションソフトウェアは水平面に円を描かせるの

みのものであり、またMIME [13]は非麻痺側の上肢の鏡像運動を麻痺肢に行わせるという、単純な運動を行わせるものである。このように、近年のEvidence Based Medicineが求められる状況において、既存の上肢リハビリテーションシステムのソフトウェアは症候学的な意義や評価等の分析に関する検討が十分になされているとはいえない。

我々は脳卒中片麻痺の症候学に基づいた訓練用のソフトウェアを完成させた。このソフトウェアは単に上肢を運動させるというものではなく、脳卒中片麻痺の運動特性を大きく3つに分類し、それぞれの特性に応じた訓練プログラムを組み合わせて実施するものであり、より詳細な訓練と評価が可能となっている。

本章では脳卒中の症候を基に開発したPLEM0-P3の訓練用ソフトウェアの提案ならびにPLEM0-P3の訓練効果についての検討を行う。また、訓練効果についてはその結果から評価機能の精度についても検討を行い、PLEM0-P3の訓練効果と評価制度の確認を行うことで、上肢リハビリテーション支援システムとしてのPLEM0-P3の実用性についての検証を行う。

5.2 上肢におけるリーチング運動獲得の必要性

脳卒中片麻痺をはじめとする中枢神経障害に起因する運動麻痺は随意運動の遂行能力の低下であり、臨床的には運動パターンの異常および筋力低下として現れる。中枢神経性の運動麻痺では末梢神経障害の場合とは異なり、その回復中に正常では現れない、質的に異なった「異常」な現象が出現する。麻痺の回復と共に、この現象は減少し、正常な状態に近づいていく[14]。

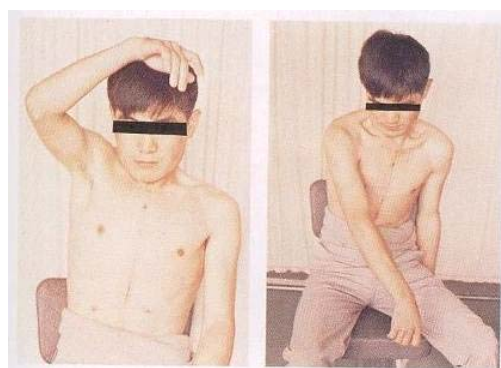


図 5-45 Synergy Movement of Upper Limb

この異常な現象は共同運動（図 5-45・表 5-13 参照）といわれ、脊髄レベルの原始的な運動統合の表出と考えられている。共同運動は脳卒中の初期の回復段階で、随意運動が僅かに可能になった時から出現するステレオタイプの運動パターンである[15]。

表 5-13 Synergy Movement of Upper Limb

<u>Flexor Synergy Movement of upper limb</u>
shoulder girdle retraction, shoulder abduction- external rotation, elbow flexion, and fore arm supination
<u>Extensor Synergy Movement of upper limb</u>
shoulder girdle fixation, shoulder adduction- internal rotation, elbow extension, and fore arm pronation

上肢の主たる機能は物体の操作である。物体を操作するためには、手を対象位置へと移動させなければならない。物体を操作する際、上肢の各関節は肩関節にて物体への方向を、肘関節にて距離の調整を行い、手関節と手指で直接操作することとなる。この一連の運動はリーチングと呼ばれる、上肢機能の基本となる運動である。脳卒中片麻痺患者は随意運動が回復してきたとしても、この異常な共同運動から逸脱したパターンでの運動が困難である限り、リーチングの実施が困難となり、上肢の実用性が低下する。

麻痺側上肢へのリハビリテーションでは、このリーチング機能の向上を治療目標の一つとしており、共同運動が出現している患者は分離した運動の獲得を目指すことで上肢の実用度を向上させることができる[16]と考えられる。

5.3 上肢リハビリテーション支援システム

PLEMO システムは原則的には 2 次元平面内（テーブル平面内）であるが、テーブルの傾斜を調整することで準 3 次元の訓練スペースが確保できる、ER ブレーキ（図 5-46）を用いた準 3 次元上肢リハビリテーションシステム（図 5-47）である。また PLEMO システムは、ブレーキのみを用いたパッシブ型ハプティックデバイスであり、アクチュエータを用いないために安全性に優れており、小型で兼価に開発ができる。このシステムはロボット技術とバーチャルリアリティ技術の両方（ハプティックコントロール）を使用し、ブレーキトルクは 0.0kV/mm から 3.0kV/mm の電場にて、それぞれ 0.1Nm から 4.0Nm に制御できる[8]。

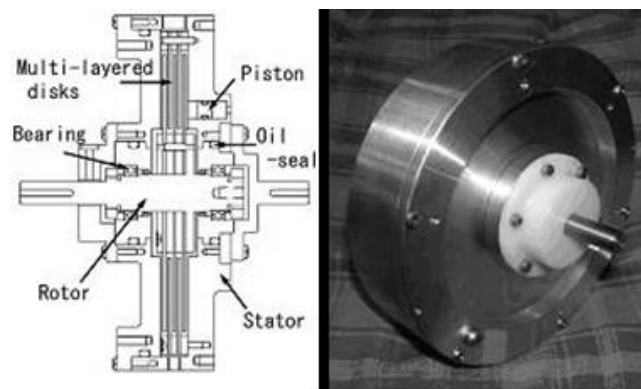


図 5-46 ER Brake: Sectional View (Left) and Picture (Right)

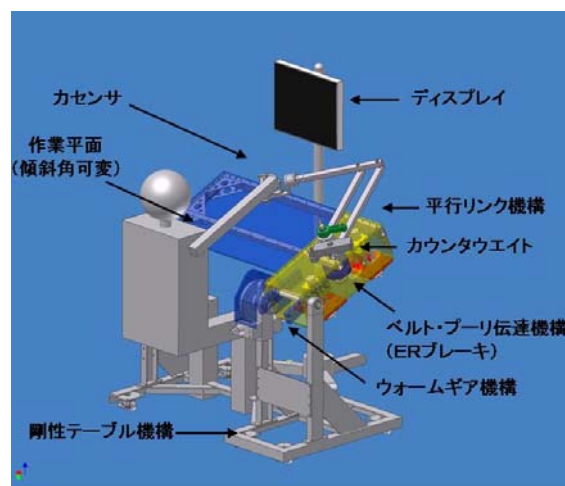


図 5-47 PLEMO System

PLEMO システム開発におけるコンセプトを下記に挙げる。

1. 高い安全性を実現する。
2. 脳卒中片麻痺患者および虚弱高齢者等のためのリハビリテーションの定量的な評価を可能にする。
3. アプリケーション・ソフトによる効率的なトレーニングの実施を可能にする。

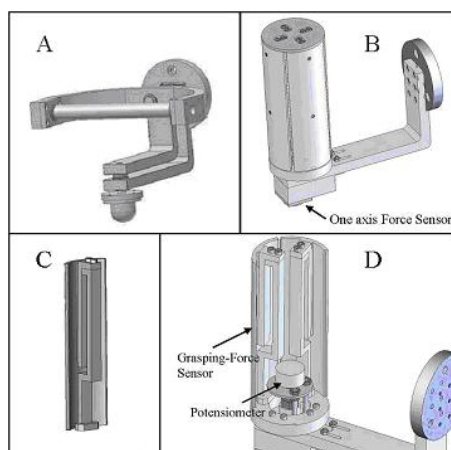


図 5-48 Sensor Grip Device

(A) Former handle (passive gimbal), (B) Current handle (sensor grip), (C) A part of grip force sensor, (D) inner mechanism of the grip device

図 5-48 (B)は我々が開発したハンドル機構の概要図である。以下にセンサグリップデバイス機構の特徴を挙げる[10]。

図 5-48 (A)は従来の PLEM0 システムのハンドルの機構を示しており、ジンバル機構のハンドルとなっている。患者の手関節の掌屈/背屈方向の回転は自由になっており、患者の共同運動パターンの症候を感知するためのセンサ機能は備えていない。図 5-48 (B)は新規に開発したハンドル機構の概要図である。以下に新規ハンドル機構の特徴を挙げる。

(1) グリップ部はひずみゲージ（共和電業（株），KFG-02-100-C1-23）を取り付けた 4 つの支柱から成り立っている。図 5-48 (C)は支柱の詳細図，図 5-48 (D)は新規ハンドルの内部構造の概要図を示す。患者の握力はこれらいずれかの支柱に伝わる構造となっており、それぞれの支柱のひずみを計測する事によって患者がグリップを握った際の把持力 (Gripping force) を計測できる。計測可能な最大握力は 20N であり、分解能は 0.2N 程度である。ただし、20N を超える握力に対しては、ストッパによりセンサの破損を防止している。

(2) グリップ部にはポテンシオメータ（緑測器（株），GP-2F）が内蔵してある（図 5-48 (D)参照）。訓練開始時からのグリップ部の回転角度をポテンシオメータを用いて計測することにより、訓練中における患者の手関節の掌屈/背屈方向の回転角度を計測する。ポテンシオメータの有効電気角は 340deg であるが、グリップの回転機構にストッパを設けて角度制限を施し、回転角度を -90deg から $+90\text{deg}$ に制限している。各度分解能はノイズを考慮して約 0.1deg である。

(3) ハンドルと作業平面が接する箇所に 1 軸の力センサ（共和電業（株），LMA-A-500N）を取り付けてある（図 5-48 (B)参照）。このセンサの値より

ハンドルに加わるテーブル面への押付力 (Table reaction force) を計測する。押付力の計測可能最大力は 500N, 分解能はノイズ等を考慮して 0.15N 程度である。

グリップ部のサイズは 150mm (H) × 30mm (R) とし, 訓練中における患者の手関節掌屈/背屈方向の回転自由度は -90deg から +90deg とした。上記の計測信号はカットオフ周波数 100Hz のアナログローパスフィルタにてノイズ除去を行った後に AD 変換ボード (Interface(株), PCI-3165, 分解能: 16bit) にて制御 PC に取り込んだ。ハンドルの仕様を表 5-14 に示す。

表 5-14 Specifications of CURRENT HANDLE

Height	15 cm
Radius	3 cm
Range of grasping force	0 to 20 N
Resolution of grasping force	0.2N
Range of yaw rotation	- 90 to + 90 degree
Resolution of yaw rotation	0.1degree
Range of table reaction force	500N
Resolution of table reaction force	0.15N

5. 4 PLEM0-P3 による訓練

5. 4. 1 訓練法の提案

PLEM0-P3の脳卒中片麻痺患者の評価では, 脳卒中患者の症候を客観的に捉えることができた[11]。次の段階として, この評価を元に有効な訓練プログラムを確立することが必要である。本節では脳卒中片麻痺患者の運動機能障害の特徴を中心においた訓練プログラムの1つを提案する。

我々は脳卒中片麻痺患者の運動機能向上への重要な訓練要素を協調性訓練と筋力増強訓練と捉えた[17]。運動の協調性とは運動が目的にふさわしく無駄なく円滑に行われることであり, 空間的, 時間的な運動の調和である。協調性は方向調整であるSpacing, 時間調整であるTiming, 力調整であるGradingの3要素が基礎となる[18]と報告されているように, 我々はそれらの要素に対応した訓練プログラムを提案する。

5.4.2 ソフトウェア

5.4.2.1 Spacing

脳卒中患者の症候的特徴である共同運動はステレオタイプの運動パターンであり，上肢の各関節ごとの選択的な運動を実施することは困難である[15]．そこで空間における選択的な運動能力を向上させるために，画面上の様々な方向におかれたターゲットヘリーチングを行わせる訓練が適切であると考えた．このSpacingの要素については運動機能評価にて用いたリーチングソフトを使用する[9]．本プログラムでは患者は上肢を動かして表示されているターゲット球に到達し(Reaching)，再びスタート位置にもどること(Pulling)が求められる．患者の手的位置は画面上に白い点として表示され(図5-49)，ハンドルの動きに対応して画面上の手的位置も移動する．それぞれのターゲット球には追跡順位が設定されており，患者はその順序に従いターゲット球を追従する．



図 5-49 Reaching Software

麻痺した上肢は屈筋が優位であり，伸展運動が拙劣となる．そのため，最大到達距離については日本人の上腕長の平均[19]の約2分の1である300mmに設定した上で，多方向への運動を行えるようなターゲットの配置を行った．ターゲットの位置関係を図5-50に示す．

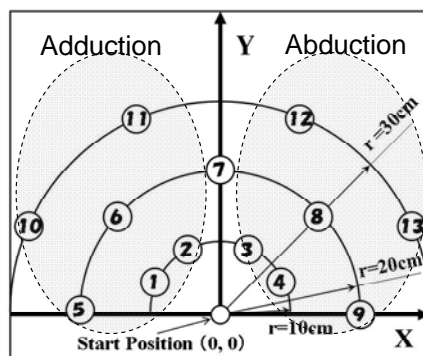


図 5-50 Positions of Targets

5.4.2.2 Timing

脳卒中中の運動麻痺の問題として、筋緊張の不全（異常な筋緊張の亢進や低下）から、筋出力が安定しないという状況がある。筋出力が可能となっても、その中間範囲における筋出力の微細な調整ができない場合には、上肢の実用性が向上しない[16]。これには運動と時間の協調であるTimingと運動と筋出力の協調であるGradingに分けることができる。

Timingの要素については既報[9]で概念のみ提案したソフトに対して、詳細の条件を決定して完成させた軌跡追従ソフトを使用する（図5-51）。操作者はハンドル操作によって手先位置に対応するボールを移動させる。画面には円形の軌道とその上を一定速度で移動するターゲットボールが表示されている。このターゲットボールに手先位置を追従させることがこの訓練ソフトの目的である。

脳卒中患者の麻痺肢は共同運動の出現と共に、安静・運動時にかかわらず出現する筋緊張の異常な亢進現象である痙性が出現する。この痙性は緊張や努力によってさらに亢進する特性があるため、訓練の内容は容易に実施できるレベルに設定する必要がある。

そのため本プログラムにおける円の直径は上肢、特に肘関節の伸展が -45deg でも可能な範囲で連続運動が可能となるように、 150mm とした。また、ターゲットボールの速度は円1周を 75sec とした。これは、簡易上肢機能検査[20]の中で、大玉の移動課題に設定されている限度時間（分速約 72cm ）の約2分の1に設定した。

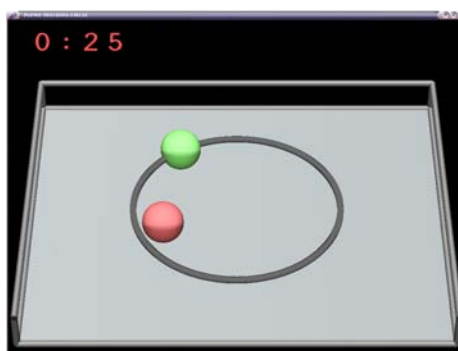


図 5-51 Tracking Software

5.4.2.3 Grading

Gradingの要素についてはバーチャルサンディングソフトを使用する（図5-52）。バーチャルサンディングソフトも既報[9]で概念のみ提案したソフトに対して臨床応用への適合性を考慮し、詳細の条件を決定して完成させた。本ソフトで求められるのは、画面上に表示されている直方体を奥に押し込む動作である。直方体を押す時、ERブレーキへの電場を制御することによって

手先効果機に仮想的な摩擦抵抗を提示する。患者は摩擦のあるサンディングボードの上を一定重さの箱を押して前に移動させているような力感覚を得ることができる。箱の前面の範囲内で押し込み動作を行わなければ、箱を押すことが出来ず力覚も返ってこない。

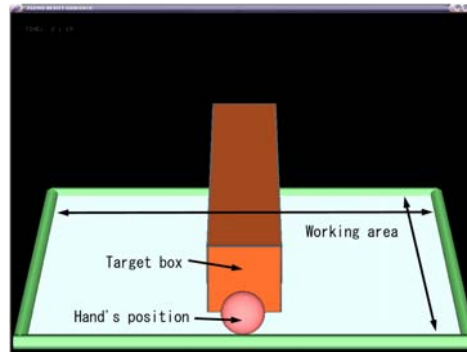


図 5-52 Virtual Sanding Software

本プログラムの設定については、力覚を提示するものであるが、提示される力覚が強くなれば、共同運動や痙性を助長する可能性があることに加え、脳卒中へのこのような訓練に関する先行研究がみられないことから、この設定については脳卒中患者へのデモンストレーション結果を基に設定を行った。課題の遂行については特に努力を要さない状況の範囲でデータを計測し、提示する摩擦力は5N、箱の幅は70mm、押し込み距離は170mmとした。

5.4.2.4 Muscle endurance

筋力増強についてはgradingの要素の部分で力覚提示による抵抗訓練がその要素を満たす可能性があることから、今回は別に訓練プログラムを設けないこととした。しかし、脳卒中片麻痺患者においては、運動に対する持久力の向上が日常生活動作の向上へつながるものと考え、3つの訓練をそれぞれ10分間、合計連続して30分間の訓練を行うことで対応が可能であることから、副次的に筋持久力訓練の要素も取り入れた形式とした。

5.5 臨床評価

5.5.1 臨床評価方法

本節では PLEMO-P3 の訓練効果を検証するための方法について述べる。対象は本研究の趣旨を理解し、実験の参加に承諾が得られた脳卒中患者 9 名のうち、本課題に最後まで参加できた 5 名とした。その内訳は男性 2 名、女性 3 名、平均年齢 65.2 ± 6.6 歳、実験開始時の上肢 BRS は Stage III ~ V が各 1 名、Stage VI が 2 名、出血性病変が 4 名、梗塞性病変が 1 名であった。

臨床評価方法はクロスオーバースタディ方式（表 5-15）とし、2 週間の通常のリハビリテーションに PLEMO-P3 訓練を追加した期間（以下、プラス PLEMO 訓練）と通常のリハビリテーションのみで 2 週間の PLEMO-P3 訓練を追加しない期間（以下、Rh 訓練のみ）を設定し、各被検者はランダムに両期間の訓練を実施し、それぞれの期間における身体機能改善度を比較検討した。訓練効果の判定のための患者評価は各々の期間の前後に行い、PLEMO-P3 の訓練頻度は 1 週間に 3 回とした。

表 5-15 Estimation Procedure by Crossover Study

Method A	Rehabilitation addition PLEMO	Rehabilitation without PLEMO
Method B	Rehabilitation without PLEMO	Rehabilitation addition PLEMO
Period	two weeks	two weeks

5.5.2 リハビリテーション評価方法

リハビリテーション医学における脳卒中評価法として、以下の評価法の上肢機能を対象とした項目を用いた。

- ①Brunnstrom Recovery Stage[21]（BRS）：上肢/手指
- ②Fugl-Meyer Assessment[22]（FMA）：肩肘前腕/手関節/手/協調速度/感覚/他動的関節可動域/関節痛/総合得点
- ③脳卒中機能障害評価法[23]（SIAS）：遠位運動機能/近位運動機能/筋緊張/腱反射/感覚/関節可動域/健側機能/総合得点
- ④簡易上肢機能検査（STEF）

5.5.3 PLEMO-P3 の評価方法

PLEMO-P3 における評価法については、リーチングテスト（図 5-49）の結果を使用した。つまり、力(X, Y 方向) [N]とテーブルに対する押付力(Z 方向) [N]，目標軌道からの誤差[cm]，ターゲットまでの到達時間[s]，グリップの把持力[N]，手関節の関節可動域[deg]とした。

5.5.4 データの算出方法および比較方法

リハビリテーションの評価結果については、その測定された点数をそのまま用いた。

PLEM0-P3 の評価結果は、PLEM0-P3 で用いたリーチングテストを Reaching と Pulling に 2 分し、それぞれの押付力の平均値、押付力の最大値、手関節角度の平均値、手関節角度の最大値、把持力の平均値、把持力の最大値を算出した。この結果について、これらの値を PLEM0-P3 訓練あり期間における改善度、PLEM0-P3 訓練なし期間における改善度として用いるために、それぞれの期間終了時の評価結果から期間開始時の評価結果を減算して算出した値をそれぞれの期間の改善度として用いた。算出された改善度はプラス PLEM0-P3 訓練の期間と Rh 訓練のみの期間で比較検討した。統計学的処理はそれぞれの期間の改善度を t-test を用いて検定し、有意水準は 5%未満をもって有意とした。

5.6 臨床評価の結果

5.6.1 リハビリテーション評価

リハビリテーション評価において、FMAの上肢（肩/肘/前腕）の運動機能の改善度と手関節の運動機能の改善度およびFMAの合計点数の改善度において、プラスPLEM0訓練のほうがRh訓練のみより有意な改善を示していた（表5-16～表5-18）。

表 5-16 Result of BRS and STEF

		PLEM0	Rh	Sig-d
BRS	upper limb	0.4±0.6	0±0	N. S
	finger	0.4±0.6	-0.4±0.9	N. S
STEF		16.2±22.3	6.6±11.1	N. S

Sig-d: Significant difference

表 5-17 Result of SIAS

	PLEM0	Rh	Sig-d
proximal upper limb	0.6±0.6	-0.2±0.4	N. S
distal upper limb	0±0	0±0.7	N. S
muscle tone	0±0	-0.2±0.4	N. S
reflex	0.2±0.4	-0.2±0.4	N. S
sensory	0.6±0.6	0±0	N. S
joint motion	0.2±0.4	-0.2±0.4	N. S
normal limb	-0.2±0.4	0±0	N. S
total	1.4±1.5	-0.8±1.6	N. S

Sig-d: Significant difference

表 5-18 Result of FMA

	PLEM0	Rh	Sig-d
upper limb	1.4±2	-0.8±0.8	P<0.05
wrist	0.8±1.3	-0.2±0.5	P<0.05
finger	0.6±0.9	0.2±0.5	N.S
coordination	0.4±0.9	0±0	N.S
sensory	0.8±1.8	0±0	N.S
joint motion	0.2±0.4	0±1.2	N.S
joint pain	0.2±0.4	1±2.8	N.S
total	4.4±3.7	0.2±3.8	P<0.01

Sig-d: Significant difference

5.6.2 PLEM0-P3 評価

対象とした課題はすべてのターゲット球ごと（13個それぞれ）および、外転（Abduction）領域（3, 4, 8, 9, 12, 13）の平均値，内転（Adduction）領域（1, 2, 5, 6, 10, 11）の平均値，そして全領域の平均値（図 5-50参照）とした（合計32課題）。

その結果，13番ターゲットにおけるReachingの手関節角度の平均値の改善度および手関節角度の最大値の改善度において，プラスPLEM0-P3訓練のほうがRh訓練のみより有意な改善を示していた。

また，Pullingにおいては，11番ターゲットの押付力の平均値の改善度，そして，13番ターゲットの押付力の平均値の改善度ならびに手関節角度の最大値の改善度において，プラスPLEM0-P3訓練のほうがRh訓練のみより有意な改善を示していた（表 5-19）。

表 5-19 Result of Reaching test 1

(Mean \pm SD) Gray segment is significant difference below 0.05

	Reaction Force (Average) [N]		Reaction Force (Maximum) [N]		Joint Angle (Average) [deg]	
	PLEMO	Rh	PLEMO	Rh	PLEMO	Rh
1	-0.6 \pm 1.6	0.8 \pm 3.5	-1.1 \pm 3.0	0.9 \pm 3.2	-11.3 \pm 12.1	-0.7 \pm 15.1
2	1.0 \pm 0.8	-0.1 \pm 3.8	1.3 \pm 1.2	0.5 \pm 4.3	-7.1 \pm 11.6	-2.3 \pm 10.5
3	0.9 \pm 1.2	0.4 \pm 4.4	0.7 \pm 1.9	0.6 \pm 4.7	-9.7 \pm 15.3	-0.6 \pm 11.8
4	0.7 \pm 2.3	0.1 \pm 3.5	0.5 \pm 2.4	-0.1 \pm 3.2	-10.8 \pm 13.9	-0.4 \pm 10.6
5	-0.1 \pm 1.6	0.7 \pm 4.4	-0.6 \pm 2.5	0.7 \pm 4.5	-11.6 \pm 10.7	-2.8 \pm 10.5
5	0.4 \pm 1.5	1.1 \pm 4.6	0.7 \pm 1.8	1.4 \pm 4.5	-5.4 \pm 8.2	-1.4 \pm 8.8
6	0.4 \pm 1.5	1.1 \pm 4.6	0.7 \pm 1.8	1.4 \pm 4.5	-5.4 \pm 8.2	-1.4 \pm 8.8
7	0.2 \pm 0.4	1.7 \pm 4.7	0.3 \pm 1.3	1.8 \pm 4.6	-4.0 \pm 9.0	-3.2 \pm 5.7
8	0.7 \pm 1.1	0.8 \pm 4.6	0.3 \pm 1.9	0.5 \pm 4.5	-2.5 \pm 9.4	-5.2 \pm 4.2
9	0.3 \pm 1.3	0.4 \pm 4.8	0.1 \pm 1.3	-0.2 \pm 5.2	-3.8 \pm 7.5	-2.9 \pm 7.9
10	0.1 \pm 2.4	1.2 \pm 4.0	0.3 \pm 3.0	1.2 \pm 4.4	-1.4 \pm 3.0	0.1 \pm 1.8
11	0.3 \pm 2.5	1.8 \pm 4.5	0.1 \pm 3.0	2.0 \pm 4.4	-0.5 \pm 5.7	2.6 \pm 4.7
12	-0.0 \pm 1.1	1.5 \pm 4.8	0.1 \pm 1.9	1.6 \pm 4.2	-0.8 \pm 8.2	1.5 \pm 4.5
13	-0.5 \pm 0.9	0.3 \pm 4.8	-0.5 \pm 1.6	0.1 \pm 4.6	1.5 \pm 3.6	-3.2 \pm 1.6
abd	0.4 \pm 1.0	0.3 \pm 4.1	0.3 \pm 1.4	0.4 \pm 4.3	-4.3 \pm 8.5	-5.6 \pm 10.3
add	0.2 \pm 1.3	0.6 \pm 4.0	0.1 \pm 1.7	0.7 \pm 3.8	-6.3 \pm 7.8	-8.1 \pm 15.7
Tot al	0.3 \pm 1.0	0.8 \pm 3.9	0.2 \pm 1.3	0.8 \pm 3.9	-5.2 \pm 8.1	0.1 \pm 4.8

表 5-20 Result of Reaching test 2

(Mean \pm SD) Gray segment is significant difference below 0.05

	Joint Angle (Maximum) [deg]		Grip Force (Average) [N]		Grip Force (Maximum) [N]	
	PLEMO	Rh	PLEMO	Rh	PLEMO	Rh
1	-16.1 \pm 18.2	0.6 \pm 16.3	-3.1 \pm 7.5	2.0 \pm 3.1	-0.4 \pm 0.8	1.1 \pm 2.7
2	-12.5 \pm 19.0	0.0 \pm 11.8	1.0 \pm 2.4	5.6 \pm 8.4	0.1 \pm 1.4	1.2 \pm 2.4
3	-15.0 \pm 19.3	-2.7 \pm 14.1	-0.1 \pm 2.0	11.8 \pm 16.8	0.0 \pm 2.0	0.2 \pm 2.5
4	-12.8 \pm 13.7	-3.2 \pm 18.6	-0.3 \pm 7.7	15.1 \pm 21.5	0.4 \pm 1.8	0.1 \pm 2.0
5	-14.8 \pm 24.2	-1.4 \pm 12.6	3.3 \pm 12.8	6.0 \pm 12.5	-0.1 \pm 1.5	0.3 \pm 2.4
5	-2.7 \pm 3.6	-2.5 \pm 9.2	1.5 \pm 21.3	1.9 \pm 16.0	-0.3 \pm 1.5	0.0 \pm 2.2
6	-2.7 \pm 3.6	-2.5 \pm 9.2	1.5 \pm 21.3	1.9 \pm 16.0	-0.3 \pm 1.5	0.0 \pm 2.2
7	-6.1 \pm 15.5	-2.2 \pm 5.7	-4.5 \pm 13.2	0.5 \pm 10.7	-0.2 \pm 2.2	-0.0 \pm 2.0
8	-0.5 \pm 5.0	-5.2 \pm 3.6	6.0 \pm 19.4	9.2 \pm 28.6	-0.2 \pm 2.4	-0.1 \pm 1.5
9	-2.6 \pm 7.3	-13.0 \pm 22.2	7.2 \pm 16.3	5.8 \pm 31.0	0.1 \pm 1.8	0.1 \pm 2.1
10	-9.2 \pm 19.7	-3.8 \pm 8.4	-3.3 \pm 28.5	9.1 \pm 14.5	-0.5 \pm 1.7	-0.0 \pm 2.5
11	-3.6 \pm 11.9	1.2 \pm 4.4	-2.9 \pm 22.5	3.7 \pm 34.1	-0.1 \pm 2.3	-0.3 \pm 1.8
12	3.5 \pm 11.7	-0.2 \pm 3.6	-5.8 \pm 41.0	1.5 \pm 31.4	-0.5 \pm 2.4	0.5 \pm 1.7
13	10.1 \pm 9.0	-2.8 \pm 2.8	2.7 \pm 1.7	-4.1 \pm 46.8	-0.6 \pm 3.2	-0.6 \pm 1.3
abd	-2.9 \pm 6.6	-9.9 \pm 15.3	1.6 \pm 16.0	19.8 \pm 37.3	-0.1 \pm 2.2	-0.1 \pm 1.4
add	-9.6 \pm 15.5	-11.4 \pm 26.6	-0.7 \pm 15.4	15.6 \pm 25.2	-0.3 \pm 1.7	0.3 \pm 1.9
Tot al	-6.3 \pm 11.1	1.9 \pm 9.8	0.1 \pm 15.2	8.8 \pm 19.4	-0.2 \pm 1.9	0.3 \pm 2.1

表 5-21 Result of Pulling test 1

(Mean \pm SD) Gray segment is significant difference below 0.05

	Reaction Force (Average) [N]		Reaction Force (Maximum) [N]		Joint Angle (Average) [deg]	
	PLEMO	Rh	PLEMO	Rh	PLEMO	Rh
1	0.4 \pm 1.6	0.8 \pm 4.5	0.1 \pm 1.67	0.7 \pm 4.3	-14.0 \pm 12.7	-0.1 \pm 16.2
2	0.5 \pm 1.3	0.4 \pm 3.4	0.7 \pm 2.0	0.1 \pm 4.2	-13.4 \pm 12.7	0.0 \pm 9.6
3	0.7 \pm 1.7	-0.3 \pm 2.5	1.3 \pm 2.5	0.3 \pm 4.4	-5.9 \pm 18.1	0.1 \pm 12.4
4	0.2 \pm 1.8	1.2 \pm 4.3	0.6 \pm 2.2	1.6 \pm 4.7	-8.4 \pm 15.7	-2.5 \pm 10.7
5	0.2 \pm 1.0	0.7 \pm 4.1	0.0 \pm 1.7	0.9 \pm 4.1	-5.2 \pm 10.8	-3.6 \pm 10.6
6	-0.1 \pm 1.1	2.0 \pm 4.0	-0.1 \pm 1.6	1.7 \pm 5.1	-2.1 \pm 12.0	-0.4 \pm 8.0
7	0.3 \pm 1.0	2.4 \pm 2.4	0.6 \pm 1.5	2.5 \pm 3.4	-0.6 \pm 12.4	-2.5 \pm 6.3
8	0.1 \pm 1.0	1.7 \pm 3.1	0.0 \pm 1.6	1.5 \pm 3.7	-2.2 \pm 4.7	-6.6 \pm 5.3
9	0.0 \pm 1.4	0.4 \pm 4.3	-0.4 \pm 1.4	-0.2 \pm 4.6	-10.2 \pm 12.3	-0.7 \pm 5.1
10	-0.9 \pm 0.5	0.6 \pm 3.6	-1.5 \pm 1.4	1.1 \pm 3.8	-1.4 \pm 4.8	2.0 \pm 9.4
11	-0.5 \pm 1.5	2.9 \pm 2.6	-0.2 \pm 2.3	2.7 \pm 3.4	-0.3 \pm 5.6	-0.6 \pm 3.4
12	-0.8 \pm 1.5	2.1 \pm 3.0	-1.0 \pm 1.7	1.7 \pm 3.8	1.3 \pm 3.5	0.7 \pm 3.1
13	-0.7 \pm 0.6	2.0 \pm 2.7	-0.8 \pm 1.5	1.8 \pm 3.6	7.4 \pm 6.3	-0.0 \pm 7.3
abd	-0.1 \pm 1.2	1.4 \pm 3.3	-0.1 \pm 1.6	1.2 \pm 3.8	-3.0 \pm 6.0	0.7 \pm 18.3
add	-0.1 \pm 1.0	1.3 \pm 3.5	-0.3 \pm 1.2	1.0 \pm 4.1	-6.0 \pm 8.8	-6.7 \pm 16.7
Total	-0.0 \pm 1.1	-0.0 \pm 2.3	-0.1 \pm 1.4	-0.3 \pm 2.7	-4.2 \pm 7.6	-1.7 \pm 7.7

表 5-22 Result of Pulling test 2

(Mean \pm SD) Gray segment is significant difference under 0.05

	Joint Angle (Maximum) [deg]		Grip Force (Average) [N]		Grip Force (Maximum) [N]	
	PLEMO	Rh	PLEMO	Rh	PLEMO	Rh
1	-16.2 \pm 16.1	1.3 \pm 17.4	-6.3 \pm 12.1	4.6 \pm 7.9	-0.1 \pm 0.9	1.6 \pm 2.5
2	-15.1 \pm 18.9	1.4 \pm 10.1	-7.9 \pm 14.1	6.3 \pm 12.4	-0.1 \pm 1.1	0.7 \pm 2.7
3	-7.8 \pm 17.6	-3.9 \pm 12.6	17.2 \pm 41.1	8.6 \pm 20.8	0.3 \pm 1.7	0.5 \pm 2.3
4	-10.2 \pm 16.1	-5.6 \pm 15.9	6.5 \pm 8.2	8.3 \pm 35.2	0.4 \pm 1.6	0.5 \pm 1.9
5	-11.0 \pm 19.5	-2.0 \pm 12.4	-17.0 \pm 31.9	-15.0 \pm 54.8	-0.2 \pm 2.0	0.2 \pm 2.6
6	-8.9 \pm 21.0	-2.9 \pm 9.3	1.2 \pm 28.1	-0.5 \pm 40.8	-0.5 \pm 1.7	0.1 \pm 2.9
7	-2.1 \pm 19.8	-0.3 \pm 6.7	-6.8 \pm 31.7	-8.5 \pm 50.9	-0.7 \pm 2.6	0.2 \pm 1.9
8	1.0 \pm 5.1	-5.5 \pm 5.2	44.0 \pm 80.2	-46.2 \pm 137.5	-0.2 \pm 1.7	0.1 \pm 1.7
9	-3.0 \pm 7.7	-15.6 \pm 23.4	28.1 \pm 43.5	-28.0 \pm 81.0	-0.0 \pm 1.9	0.4 \pm 2.1
10	-1.7 \pm 4.3	1.6 \pm 8.1	-23.9 \pm 62.9	-4.5 \pm 62.8	-0.7 \pm 1.8	0.3 \pm 2.6
11	-5.0 \pm 15.1	1.3 \pm 5.1	-5.1 \pm 38.6	-66.7 \pm 184.0	-0.0 \pm 1.5	0.1 \pm 1.6
12	3.6 \pm 7.8	-2.1 \pm 4.1	4.4 \pm 69.5	-60.5 \pm 197.0	-0.9 \pm 2.8	0.1 \pm 1.6
13	10.6 \pm 11.5	-1.6 \pm 2.8	13.9 \pm 43.6	-79.5 \pm 226.0	0.3 \pm 2.2	-0.1 \pm 1.6
abd	-1.0 \pm 6.3	-5.4 \pm 23.4	19.0 \pm 46.6	-40.3 \pm 143.8	-0.0 \pm 2.0	0.1 \pm 1.7
add	-9.4 \pm 15.6	-12.5 \pm 25.9	-8.3 \pm 25.4	-5.9 \pm 77.0	-0.4 \pm 1.7	0.3 \pm 2.0
Tot al	-5.1 \pm 11.1	-2.7 \pm 13.5	3.7 \pm 25.9	-35.9 \pm 98.4	-0.2 \pm 1.7	0.0 \pm 2.8

5.7 臨床評価の考察

今回の PLEM0-P3 訓練にて、上肢（肩/肘/前腕）の運動機能および手関節の運動機能、そして一部の運動方向に限られるが手関節の角度と押付力が改善していた。

我々が行った先行研究[11]において、「押付力」は手指機能を中心とした上肢機能と相関を示し、押付力が低くなるに従い、手指機能を中心とした上肢機能が改善することを確認している。また同様に「手関節の角度」は肩関節外転方向における上肢、特にその遠位における関節の分離運動の獲得（共同運動からの逸脱で、上肢の機能改善を示す）による上肢全体の共同運動と相関関係を示し、手関節の角度が背屈方向へ広がることが上肢の機能改善を示すことを確認している。つまり、今回の結果はリハビリテーション評価ならびに、PLEM0-P3 評価共に PLEM0-P3 訓練の実施により、手関節を中心とした上肢機能が改善していることを示しており、PLEM0-P3 訓練の効果を示すと共に、両評価が共通した項目の改善を検出できていることから、PLEM0-P3 評価の正確性を示したものと考えられる。

5.8 結言

上肢リハビリテーション支援システム PLEM0-P3 にて、脳卒中片麻痺患者を対象にしたリハビリテーション訓練を実施し、以下のことを確認した。

1. PLEM0-P3 による訓練は手関節を中心とした上肢運動機能の改善に有効である
2. 脳卒中片麻痺患者の訓練要素としては、Spacing, Grading, Timing, そして Endurance の向上を目的としたリハビリテーションプログラムが効果的である。
3. 改善度の検証に用いた評価について、リハビリテーション評価と PLEM0-P3 評価が共通した運動機能の改善を検出できていたことから、PLEM0-P3 評価は臨床評価を正確に反映している。
4. 今回の訓練ソフトについて、視覚、力覚提示は使用したが、聴覚機能は使用していない。今後は聴覚機能を含めた、更に効果的なプログラムの提案を含めて、脳卒中片麻痺患者の評価から、上肢機能の分析を行い、効果的な訓練プログラムが自動的に選択・実施できるようなシステムの開発を目指す。

参考文献

- [1] 平成 17 年度国民医療費の概況. 厚生労働省ホームページ.
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-iryohi/05/index.html>
- [2] 平成 17 年患者調査の概況. 厚生労働省ホームページ.
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/05/index.html>
- [3] Johanna, H., van der Lee J.H., Wagenaar, R.C., Lankhorst, G.J., Vogelaar, T.W., Devillé, W.L., Bouter, L.M.: Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients: results from a single-blind randomized clinical trial. *Stroke*, 30(11): 2369-2375, 1999.
- [4] Wolf, S.L., Lecraw, D.E, Barton, L.A, Jann, B.B.: Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients. *Experimental Neurology*, 104(2): 125-132, 1989.
- [5] Liepert, J., Storch, P., Fritsch, A., Weiller, C.: Motor cortex disinhibition in acute stroke. *Clinical Neurophysiology*, 111(4): 671-676, 2000.
- [6] 神作憲司: 神経科学からみた片麻痺の手の治療. *クリニカルリハビリテーション*, 16(10): 909-912, 2007.
- [7] Plautz, E.J., Milliken, G.W., Nudo, R.J.: Effects of repetitive motor training on movement representations in adult squirrel monkeys: role of use versus learning. *Neurobiology of Learning and Memory* 74(1): 27-55, 2000.
- [8] Kikuchi, T., Xinghao, H., Fukushima, K., Oda, K., Furusho, J. and Inoue, A.: Quasi-3-DOF Rehabilitation System for Upper Limbs: Its Force-Feedback Mechanism and Software for Rehabilitation. *Proc of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*: 24-27, 2007.
- [9] 菊池武士, 小田邦彦, 胡星皓, 福島一樹, 古荘純次, 井上昭夫: 準 3 次元上肢リハビリ支援システム「PLEMO (プレモ)」およびそのソフトウェアの研究開発. *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, 13(1): 79-87, 2008.
- [10] Ozawa, T., Kikuchi, T., Fukushima, K., Fukuda, T., Tanida, S., Fujikawa, T., Kano, S., Akai, H. and Furusho, J.: Initial Clinical Tests for Assessment Models of Synergy Movements of Stroke Patients Using PLEMO System with Sensor Grip Device. *Proc of the 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*: 873-878, 2009.
- [11] Ozawa, T., Kikuchi, T., Furusho, J., Fukushima, K., Fukuda, T., Tanida, S., Fujikawa, T., Kano, S.: Clinical Tests for Detecting Synergy Movements and Clinical Understanding of Stroke Patients Using PLEMO System with Sensor Grip Device. *International Journal of Automation Technology*, 3(5): 551-560, 2009.
- [12] Krebs, H.I., Volpe, B.T., Aisen, M.L. and Horgan, N.: "Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(6): 639-652, 2000.
- [13] Burgar, C.G., Lum, P.S., Shor, P.C. and Machiel Van der Loos, HF.: "Development of robots for rehabilitation thrapy: The Palo Alto va/Sanford experience," *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 37(6): 663-673, 2000.
- [14] 上田敏: 目でみる脳卒中リハビリテーション. 東京大学出版会, 2000.

-
- [15] 小阪健二：臨床神経学から見た機能評価．理学療法科学，12(3)：129－134，1997.
- [16] 藤原俊之：上肢機能障害へのアプローチ 脳卒中片麻痺．総合リハビリテーション，35(11)：1303-1308，2007.
- [17] 望月久：脳卒中における機能障害と評価．理学療法科学，22(1)：33-38，2007.
- [18] 福意武史，井上桂子，常久謙太郎：上肢巧緻性評価機器の開発－臨床適応の検討－．川崎医療福祉学会誌，17(2)：389-394，2008.
- [19] Kawauchi, M., Mochimaru, M.: AIST/HQL Measure of human body and shape data base 2003. National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, H18PR0-503, 2006.
- [20] 寺田千秀：簡易上肢機能検査(STEF)．作業療法ジャーナル，38(7)：681－686，2004.
- [21] Brunnstrom, S.: Movement therapy in hemiplegia: A neurophysiological approach. Harper and Row, New York, 1970.
- [22] Fugl-Meyer, A.R., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., Steglind, S.: The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. Scandinavian journal of rehabilitation medicine, 7(1): 13-31, 1975.
- [23] 道免和久，才藤栄一，園田茂，千野直一，木村彰男，里宇明元，野田幸男，大塚友吉：脳卒中機能障害評価セット，Stroke Impairment Assessment Set(SIAS)：(2)麻痺側運動機能評価項目の信頼性と妥当性の検討．リハビリテーション医学，30(5)：310-314，1993.
-

第 6 章 脳卒中方麻痺患者に対する上肢 リハビリテーション支援システム PLEM0-P3 の研究開発 (運動機能評価・訓練および実用化機 の開発に向けた検討)

6.1 緒言

本論文の第 3 章では健常成人と脳卒中患者の運動パターンの特徴から、PLEM0-P3 にて共同運動が客観的に検出できることを確認し、第 4 章では臨床で用いられているリハビリテーション医学の脳卒中の評価結果と PLEM0-P3 の評価結果に相関があることを確認した。そして、第 5 章では PLEM0-P3 に脳卒中患者の症候的特徴に対応した訓練プログラムを搭載し、その効果の実証を行った。そして、本章では今までの臨床実験についての精度を上げるために、症例数を増やしてこれらの追試を行うと共に、PLEM0-P3 の訓練効果ならびに PLEM0-P3 から得られた結果間の相関関係について検討することで、実用化機 (PLEM0-P4) の開発に向けた基礎的データを確立させることを目的とする。

少子高齢化を迎えた我が国の医療情勢を考えると、実用化機においては、低コストで信頼性の高いシステムが望まれる。力計測センサは一般に高価で取扱に注意を要する。そこで本研究では、作業面押付力センサおよび把持力センサを省略しても共同運動の検出がほぼ可能であるか否かの検討も行う。

6.2 上肢リハ支援システム PLEM0-P3

6.2.1 PLEM0-P3 の ER 流体ブレーキおよび機構

PLEM0-P3 は主に脳卒中片麻痺の上肢運動機能評価・訓練を目的に開発された上肢リハビリテーション支援システムである。本システムはトルク発生源に ER 流体ブレーキ[21] (図 6-53) のみを使用した、平面 2 自由度の抵抗力を制御できるパッシブ型ハプティックデバイスであり、アクチュエータを用いないために安全性に優れている。パッシブ型ハプティックデバイスを用いると、小型で兼価なシステムが開発できる。

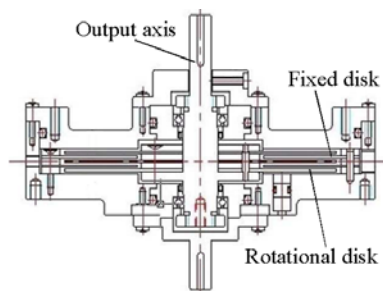


図 6-53 ER Brake: Sectional view

図 6-54 に PLEM0-P3 で使用している ER 流体ブレーキの特性試験の結果を示す。特性曲線（図 6-53）は式（1）で与えられる。

$$T = 4.1 \times 10^{-7} E^2 + 5.9 \times 10^{-4} E + 0.11 \quad (1)$$

ただし、 E [kV/mm]は印加電場、 T [Nm]はブレーキトルクである。ベルトプーリーシステムによりブレーキトルクは 4 倍され、アーム部に伝達される。アーム部は平行リンク機構を採用しており、第 1 リンクの長さは 0.5m, 第 2 リンクの長さは 0.5m である。このシステムの力覚提示技術は、PLEM0-P-Prototype[13]の技術を基礎としている。

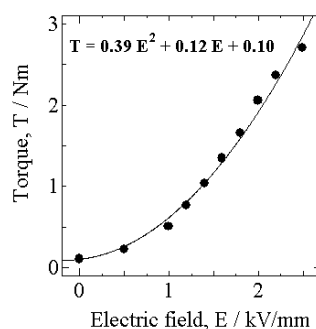


図 6-54 Characteristics of ER fluid Brake

6.2.2 センサグリップ

脳卒中片麻痺患者の共同運動を定量的に評価するためのセンサグリップを開発した。図 6-55 (A) は PLEM0-P1 のハンドルであり、センサのない自由回転のジンバル機構となっている。図 6-55 (B) は新規に開発したハンドル機構の概要図である。以下に新規ハンドル機構の特徴を挙げる。

(1) グリップ部はひずみゲージを取り付けた 4 つの支柱から成り立っている。図 6-55 (C) はハンドルの詳細図、図 6-55 (D) は新規ハンドルの内部構造の概要図を示す。患者の把持力はこれら支柱のひずみから計測される（把持力センサ）。

(2) グリップ部にはポテンショメータ（角度センサ）を内蔵（図 6-55 (D)）

参照) しており, グリップ部の回転により, 手関節の掌屈/背屈角度を計測する(手関節角度センサ)。

(3) ハンドルと作業平面(X-Y 平面)が接する箇所に1軸の力センサを取り付け(図 6-55 (B) 参照), 作業平面に垂直な方向(Z 軸方向)への押付力を計測する(作業面押付力センサ)。

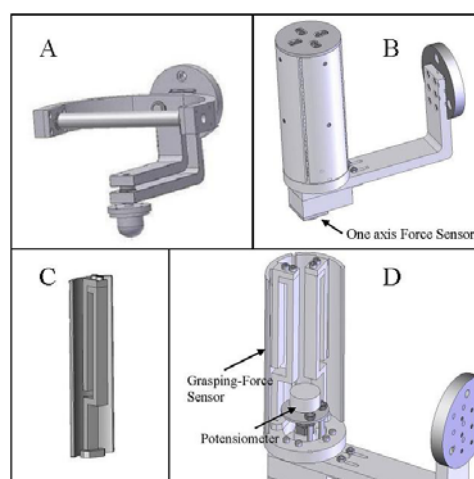


図 6-55 Sensor Grip Device

(A) Former handle (passive gimbal), (B) Current handle (sensor grip)
(C) A part of grip force sensor, (D) Inner mechanism of the grip device

グリップ部のサイズは 150mm (H) × 30mm (R) とした。また, ハンドルの仕様を表 6-23 に示す。

表 6-23 Specifications of HANDLE

Height	15 cm
Radius	3 cm
Yaw Rotation	- 90 to + 90 degree
Grasping-Force Range	0 to 20 N

6.3 評価方法およびソフトウェア

我々はリーチング動作を用いて共同運動を検出するための評価プログラムを開発した[2] (図 6-56 (A))。本評価プログラムでは患者は上肢を動かして表示されているターゲット球に到達し(Reaching), 再びスタート位置にもどること(Pulling)が求められる。患者の手の位置は画面上に白い点として表示される(図 6-56 (B))。スタート位置と追従するターゲット球間

には白い直線軌道（図 6-56 (C)）が表示され，患者はこの軌道に沿って上肢を動かし，課題を実施する．

リーチングテストの結果は，力(X, Y 方向) [N]と押付力[N]，運動の正確性，グリップへの把持力[N]，手関節の関節可動域[deg]として計算される．

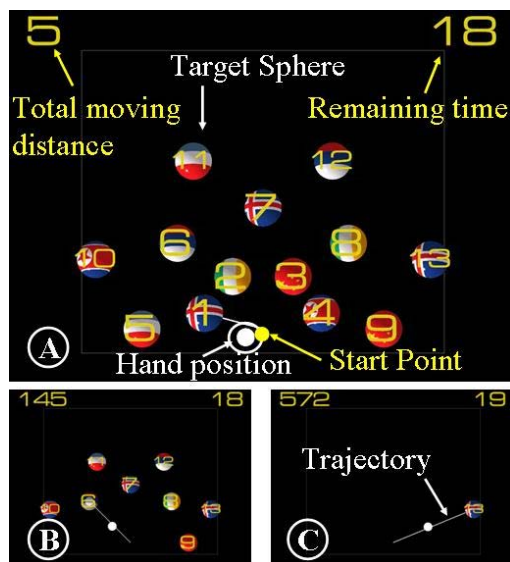


図 6-56 Reaching software

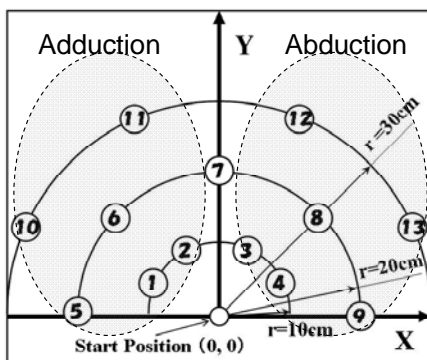


図 6-57 Positions of targets

脳卒中片麻痺患者は肩関節内転運動（Adduction）と肩関節外転運動（Abduction）で運動特性が異なるため，運動区分（図 6-57 参照）を内転と外転および全体（内転および外転）の 3 種類に分けることにする．さらに，それぞれは Reaching と Pulling および合計（reaching と pulling）に分ける．ただし，図 6-57 の Adduction, Abduction は右麻痺の場合であり，左麻痺の場合は動作分類が逆になる．これらのグループ分けされたデータとリハビリテーション医学で用いられている評価との相関関係を検討した．

リハビリテーション医学にて用いられている脳卒中評価法については、以下の評価法の上肢機能を対象とした項目を用いた。

- ①Brunnstrom Recovery Stage [3] (BRS) : 上肢/手指
- ②Fugl-Meyer Assessment [4] (FMA) : 肩肘前腕/手関節/手/協調速度/感覚/PROM/関節痛/総合得点
- ③簡易上肢機能検査 [5] (STEF)

左右差の影響をなくすため、左上肢で行った課題については右上肢で行ったものと同様になるよう、左右を反転させてデータ処理を行なった。統計学的検討には Spearman の順位相関係数を用い、有意水準は 5% 以下をもって有意とした。

対象は脳卒中片麻痺患者 14 名（平均年齢 68.4 ± 7.2 歳）、そのうちわけは BRSⅢが 2 名、Ⅳが 3 名、Ⅴが 9 名であった。それぞれの被験者には研究内容を説明し、研究への参加に同意を得た。

6. 4 PLEM0-P3 の評価とリハビリテーション医学の評価との相関

6. 4. 1 運動の正確性

運動の正確性は、以下の式（2）で定義する。出発点と目標点をつなぐ直線（理想軌道）からのずれ $e(s)$ の絶対値を理想軌道に沿って積分することによって求める。

$$\int_{Start\ Point}^{End\ Point} |e(s)| ds \frac{1}{h} \quad (2)$$

運動の正確性の結果を表 6-24 に示す。表中の網掛けの部分が有意な相関（ $p < 0.05$ ）を表している。

表 6-24 より、運動の正確性では外転方向への Reaching と FMA の合計および感覚に有意な負の相関が認められた。この項目は麻痺側の感覚障害の評価項目であり、この結果は上肢全体の機能ならびに感覚障害の回復に応じて運動の正確性が向上することを示しており、その傾向は外転方向への Reaching でより顕著である。

表 6-24 Correlation in Error

	FMA (sense)	FMA (all)
abduction	-0.48	-0.21
Abduction reaching	-0.76	-0.59
Abduction pulling	0.01	0.31

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

6.4.2 押付力, 把持力および手関節可動域

テーブルに対する押付力の平均との相関を表 6-25 に示す。表 6-25 より、押付力の平均と STEF との間に有意な負の相関が認められた。STEF は手指機能の巧緻性と課題遂行時間を中心とした上肢機能を評価していることから、この相関関係は上肢機能（筋力と協調性）の改善に伴い、押付力が軽減することを示している。BRS（上肢, 手指）も同様である。FMA についても部分的に統計的有意な相関を示している。

把持力については、何らの相関関係も認められなかったため、その結果は省略する。

表 6-25 Correlation in Average of Reaction Force

	BRS (upper)	BRS (finger)	STEF	FMA (wrist)
All test	-0.65	-0.7	-0.9	-0.55
adduction	-0.69	-0.74	-0.9	-0.55
abduction	-0.65	-0.7	-0.9	-0.61
Adduction reaching	-0.69	-0.74	-0.9	-0.55
Adduction pulling	-0.65	-0.7	-0.9	-0.51
Abduction reaching	-0.65	-0.7	-0.91	-0.61
Abduction pulling	-0.65	-0.66	-0.9	-0.64

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

手関節可動域との相関を表 6-26 に示す。表 6-26 より、手関節の可動域において、BRS の上肢・手指、STEF に正の相関が認められた。BRS の手指および上肢が改善されると、手関節の分離運動が可能になり、手関節の背屈運動が改善すると考えられる。STEF についても BRS 同様、手関節の機能が反映されたものと考えられる。

表 6-26 Correlation in Wrist joint Angle

	BRS (upper)	BRS (finger)	STEF
abduction	0.59	0.58	0.64
abduction reaching	0.61	0.68	0.69
abduction pulling	0.63	0.55	0.6

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

6.4.3 手関節可動域と押付力の関係

手関節の可動域と押付力の相関関係を表 6-27 に示す。表 6-27 より、手関節の可動域と押付力の平均値に負の相関が認められた。これは手関節の可動域が増加すると押付力が減少するということを意味する。この結果は、両項目が共同運動を同様に検出できることを示している。すなわち、作業平面押付力センサを省略し手関節可動域センサのみで共同運動を検出することが可能であることがわかる。

表 6-27 Correlation between Wrist angle and Reaction Force

All test	-0.45
abduction	-0.65
abduction reaching	-0.67
abduction pulling	-0.52

※Gray segment: $p < 0.05$, White segment: NS

力センサはコストがかかり、壊れやすく、特に患者が使用する場合保守管理に注意を要する。6.4.2 で述べたように、把持力については何らの相関も認められなかったため、実用化機では把持力センサは省略する。さらに、上述の議論から分かるように、作業面の押付力は手関節可動域と相関を持つので、実用化機においては作業面押付力センサも省いて手関節角度センサのみを使用することにする。

6.4.4 PLEM0-P3 の評価機としての考察

一般的に脳卒中患者はリーチング動作中に屈筋優位の共同運動によって上肢を運動させる傾向があるため、ターゲット球の位置が作業平面上で外転方向になれば課題遂行が困難となる。これは上肢を麻痺肢側へ運動させる場合には、肩の屈曲・外転、肘の伸展、手関節の背屈を同時に行わなければならない、共同運動から分離した高度な上肢の協調性が要求される[27, 28]ためと考えられる。BRS や FMA 等は臨床で一般的に用いられている脳卒中片麻痺の評価法であり、共同運動等の段階付けは従来、療法士の主観に頼る所が多

かったが、PLEMO-P3 にてそれらを客観的に捉えることができるといえる。また、脳卒中患者の運動機能を評価するためには、手関節背屈可動域の運動機能の回復程度が有効な指標と考えられる。

6.5 PLEMO-P3 による訓練法の提案

6.5.1 訓練法の提案

PLEMO-P3 の脳卒中片麻痺患者の評価では、脳卒中患者の症候を客観的に捉えることができた。次の段階として、この評価を元に有効な訓練プログラムを確立することが必要である。本節では脳卒中片麻痺患者の運動機能障害の特徴を中心にといった訓練プログラムを提案する。

運動の協調性とは運動が目的にふさわしく無駄なく円滑に行われることであり、空間的、時間的な運動の調和である。協調性は方向調整の Spacing、時間調整の Timing、力調整の Grading の 3 要素が基本 [7] であり、これらの要素に対応した訓練プログラムを提案する。

6.5.2 ソフトウェア

Spacing：脳卒中患者の共同運動では上肢の関節ごとの選択的な運動が困難である。そこで空間における選択的な運動能力を向上させるために、リーチングを様々な方向へ行わせる訓練が適切と考えた。この Spacing の要素については運動機能評価にて用いたリーチングテストを使用する。麻痺した上肢は屈筋が優位であり、伸展運動が拙劣となるため、最大到達距離については日本人の上腕長の平均 [9] の約 2 分の 1 である 300mm に設定した上で、多方向への運動を行えるようなターゲットの配置を行った。

Timing：脳卒中中の運動麻痺では、筋出力が安定しない [6]。特に、中程度の範囲における筋出力の微調整ができないことが多い。これは運動と時間の協調である Timing と運動と筋出力の協調である Grading に分類することができる。Timing に関する訓練については、図 6-58 に示すごとく、操作者は画面上に表示されている円形軌道上を一定速度で移動するターゲットボールに、手先位置に対応するボールをハンドル操作によって追従させるものとした。このソフトには Timing の要素が含まれる。

脳卒中患者は緊張や努力によって筋緊張の異常な亢進現象が出現するため、訓練の内容は容易に実施できるレベルに設定する必要がある。そのため本プログラムにおける円の直径は上肢、特に肘関節の伸展が -45deg でも可能な範囲で連続運動が可能となるように、150mm とした。また、ターゲットボールの速度は円 1 周を 75sec とした。これは STEF [5] の大玉の移動課題に設定されている限度時間（分速約 72cm）の約 2 分の 1 に設定したものである。

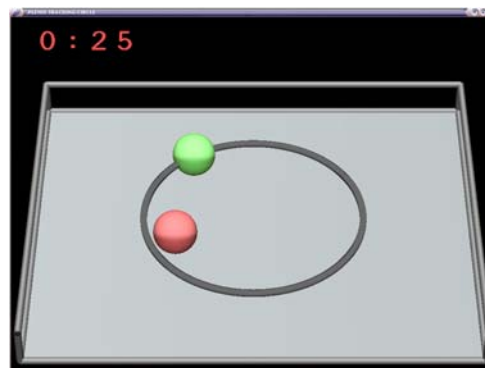


図 6-58 Tracking software

Grading : Gradingの要素についてはビジュアルサンディングソフトを使用する（図 6-59）。これは既報[15, 16]で概念のみ提案したソフトを完成させたものである。本ソフトで求められるのは、画面上に表示されている直方体を奥に押し込む動作である。直方体を押す時、ERブレーキへの電場を制御することによって手先効果器に仮想的な摩擦抵抗を提示する。患者は摩擦のあるサンディングボードの上を、箱を押して前に移動させているような力感覚を得ることができる。箱の前面の範囲内で押し込み動作を行わなければ、箱を押すことが出来ず力覚も返ってこない。

提示する摩擦力はハンドル部の前進とともに直線的に大きくなるようにし、箱の幅は70mm、押し込み距離は170mmの設定とした。

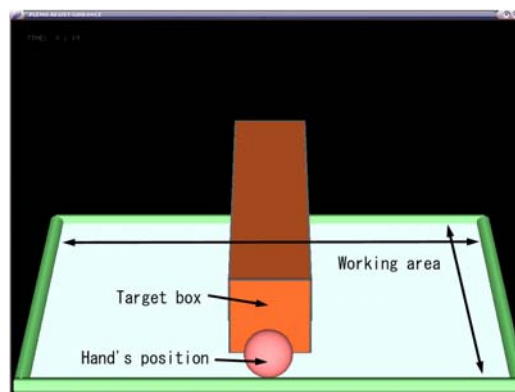


図 6-59 Virtual sanding software

6.6 リハ訓練システムとしての臨床評価

6.6.1 臨床評価方法

本節では訓練効果を検証するための方法について述べる。対象は本研究の

趣旨を理解し、実験の参加に承諾が得られた脳卒中患者 10 名、平均年齢 66.3 ± 5.4 歳、実験開始時の上肢 BRS は StageⅢが 1 名、StageⅣが 4 名、StageⅤが 2 名、StageⅥが 3 名であった。

臨床評価方法はクロスオーバースタディ方式（表 6-28）とし、2 週間の通常のリハビリテーションに PLEMO-P3 訓練追加期間を設けた期間（以下、「プラス PLEMO 訓練期間」と通常のリハビリテーションのみで 2 週間の PLEMO-P3 訓練追加期間を設けない期間（以下、「Rh 訓練のみ期間」）を設定し、各被検者はランダムに両期間の訓練を実施した。訓練効果の判定のための患者評価は各々の期間の前後に行い、PLEMO-P3 の訓練頻度は 1 週間に 3 回とした。3 つの訓練 (Spacing, Timing, Grading) をそれぞれ 10 分間、連続して合計 30 分間の訓練を行った。

表 6-28 Clinical Assessment for Crossover Study

Method A	Rehabilitation	Rehabilitation
	addition PLEMO	without PLEMO
Method B	Rehabilitation	Rehabilitation
	without PLEMO	addition PLEMO
Period	two weeks	two weeks

6. 6. 2 臨床評価におけるデータ例

PLEMO-P3 による訓練効果をより明確にするために、健常者と脳卒中患者の結果を例示する。

サンディングの結果、健常者は箱を押す際に操作力を安定させて箱を移動させている（図 6-60 の左）が、片麻痺患者 (BRS Ⅳ) は滑らかに箱を動かすことができていない（図 6-60 の右）。

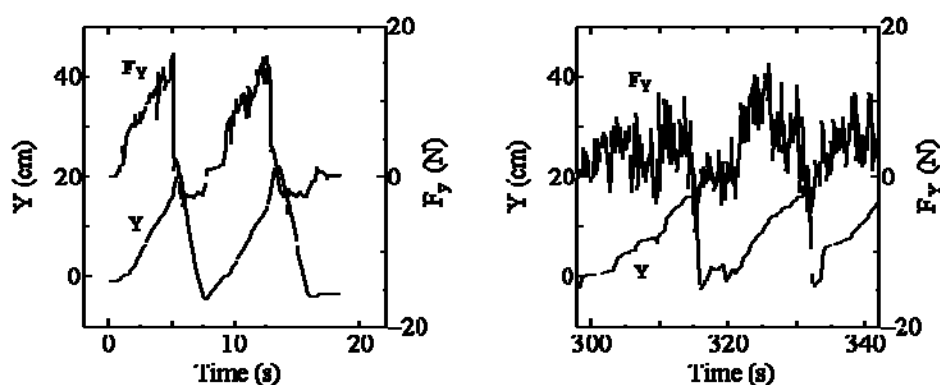


図 6-60 Results of Sanding (Left: normal, Right: BRS Ⅳ)

軌跡追従の場合、健常者は基準の円軌道に対して滑らかに追従できているのに対し、片麻痺患者は小刻みに追従しており、上肢動作の拙劣さが確認される（図 6-61）。すなわち、これらのソフトウェアによって片麻痺患者の評価・訓練が可能であることが確認できる。

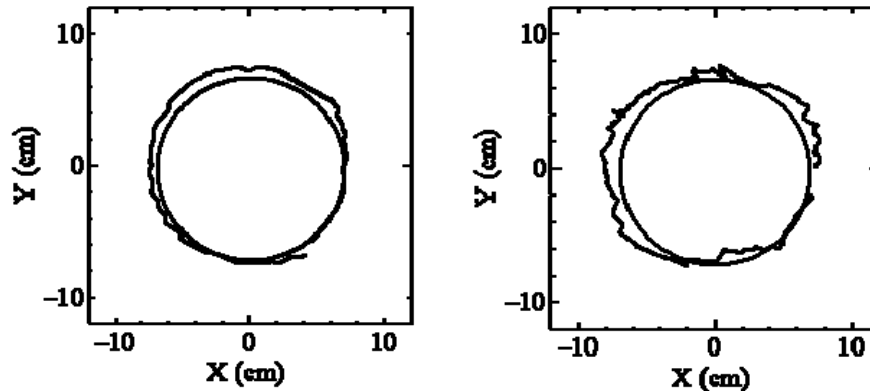


図 6-61 Results of Tracking (Left: normal, Right: BRS IV)

6.6.3 評価項目ならびに比較方法

評価の項目については、国際的に用いられている FMA とした。評価結果としては「プラス PLEM0-P3 訓練期間」、「Rh 訓練のみ期間」のそれぞれにおける改善度（それぞれの期間終了時の評価結果から期間開始時の結果を減算して得た値）を算出し、この改善度を「プラス PLEM0-P3 訓練期間」と「Rh 訓練のみ期間」で比較検討した。統計学的処理はそれぞれの期間の改善度を t-test を用いて検定し、有意水準は 5% 以下をもって有意とした。

6.6.4 臨床評価の結果

リハビリテーション評価において、FMA の上肢（肩/肘/前腕）の運動機能、手関節・手指の運動機能、協調性とスピード（coordination）、感覚、そして FMA の合計点数の改善度において、「プラス PLEM0-P3 訓練期間」が「Rh 訓練のみ期間」に比べて平均値が全て改善されている（表 6-29）。特に、上肢（肩/肘/前腕）の運動機能、手関節の運動機能、FMA の合計点数の改善度において、統計学的に有意な改善を示している。

表 6-29 Result of FMA

	PLEMO	Rh	Significant difference
upper limb	1.75±1.98	-0.13±1.46	P<0.05
wrist	1.25±1.16	-0.25±0.35	P<0.01
finger	0.88±1.46	0.13±0.35	N.S
coordination	0.25±0.71	0±0	N.S
sensory	1.5±1.77	0±0	N.S
total	6.63±5.4	0.63±3.16	P<0.01

6.7 結言

本研究では以下のことを行なった。

1. 共同運動の症候を検出するための新しいセンサグリップとリーチング動作に対応した評価プログラム，ならびに訓練用ソフトウェアを開発し，臨床評価を行なった。
2. PLEMO-P3 における評価とリハビリテーション医学の評価は有意な相関関係を示した。そこで，PLEMO-P3 における運動機能の評価は有効である。
3. 脳卒中片麻痺患者の訓練要素としては，Spacing, Grading, Timing の向上を目的としたリハビリテーションプログラムが効果的である。これらの要素を改善するためのリハビリテーション訓練ソフトを開発した。
4. リハビリテーション訓練による改善度は FMA により評価した。そして，従来訓練に PLRMO-P3 によるリハ訓練を追加することで，リハ効果に大きな改善効果が見られた。
5. 作業平面への押付力と手関節可動域の相関を確認し，手関節可動域センサのみで共同運動を客観的に検出することが可能であることを示した。ハンドルの把持力については，共同運動と相関がないことがわかった。実用化機（PLEMO-P4）においては，手関節可動域センサのみを装備することにする。

参考文献

- [1] 古莊純次：（解説）ER 流体を用いたメカトロニクスシステム．日本油空圧学会誌，32(6)：390-395，2001.
 - [2] Ozawa, T., Kikuchi, T., Fukushima, K., Fukuda, T., Tanida, S., Fujikawa, T., Kano, S., Akai, H. and Furusho, J.: Initial Clinical Tests for Assessment Models of Synergy Movements of Stroke Patients Using PLEMO System with Sensor Grip Device. Proc of the 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics: 873-878, 2009.
 - [3] Brunnstrom, S.: Movement therapy in hemiplegia; A neurophysiological approach. Harper and Row, New York, 1970.
 - [4] Fugl-Meyer, A.R., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., Steglind, S.: The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. Scandinavian journal of rehabilitation medicine, 7(1): 13-31, 1975.
 - [5] 寺田千秀：簡易上肢機能検査(STEF)．作業療法ジャーナル, 38(7): 681-686, 2004.
 - [6] 川平和美, 緒方敦子, 東郷伸一, 弓場裕之, 白浜幸高, 田中信行：片麻痺側下肢への分離促通的集中運動療法の下肢随意性と筋力への効果について．リハビリテーション医学, 34(9): 598-604, 1997.
 - [7] 望月久：脳卒中における機能障害と評価．理学療法科学, 22(1): 33-38, 2007.
 - [8] 福意武史, 井上桂子, 常久謙太郎：上肢巧緻性評価機器の開発 -臨床適応の検討-．川崎医療福祉学会誌, 17(2): 389-394, 2008.
 - [9] Kawauchi, M., Mochimaru, M.: AIST/HQL Measure of human body and shape data base 2003. National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, H18PR0-503, 2006.
-

第7章 冗長個数の ER 流体ブレーキを用いた 上肢リハビリテーション支援システム Redundant-PEMO-Prototype の研究開発 －開発および基礎実験－

7.1 緒言

現在、国内には137万人の脳卒中患者が存在しており[1]，その多くは後遺症として運動機能障害を発症している．社会の高齢化に伴い脳卒中患者は増加傾向にあり，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リハビリテーション環境を提供する事は社会の大きな課題の一つである．特に，上肢機能の回復とADLの改善には相関が大きいことや，近年のニューロリハビリテーションにおいて[2]，慢性期の患者においても脳の可塑性によって運動機能等の回復が可能であることが示唆されていることなどを受けて，今後，上肢のリハビリテーションの手法・継続の重要性はますます増加していくことが考えられる．

加えて，リハビリテーションの分野でも，実証的医療(Evidence Based Medicine: EBM)が強く要求されるようになってきた[3]．ロボット技術・VR技術を用いたリハビリテーション機器は，リハビリテーション訓練の定量的評価を容易にする，また，トレーニング方法を工夫することで，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を行うことができ，患者のモチベーションを高めることにも貢献する．さらに，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．

これを受けて，さまざまな上肢リハビリテーション支援システムが開発されている．これらのシステムは，非装着型と装着型に大別される．非装着型では2次元平面内の訓練を行うものとして，MITで開発された「MIT-MANUS」[4, 5]や，芝浦工業大学・三菱プリシジョンおよび首都大学東京で開発されたシステム[6]，Tsinghua大学で開発されたシステム[7]，大阪大学で開発された「仁王」などがある[8]．また3次元空間内の訓練を行うものとしては，Haptic Masterを用いたReading大学の研究[9]や，大阪大学および旭化成グループがNEDOプロジェクト「身体機能リハビリ支援システム(1999年度～2003年度)」において開発した「EMUL」[10]などが挙げられる．これらの研究では，ロボットを用いたリハビリテーションが脳卒中後の上肢機能回復に有用であることが示されている．

これらのシステムで用いられる力覚提示デバイスは，力発生部にモーターなどアクチュエータを用いたアクティブ型デバイスと，ブレーキなどの受動要素を用いたパッシブ型デバイスの2種類に分類できる．アクティブ型力覚

提示デバイスは、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、ソフトや電子回路の暴走等による予期せぬ動きを生じて、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デバイス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、機構的な安全性を確保することができ、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。古荘研究室では、そのような上肢リハビリテーション支援システムとして、PLEMO-Pシステムを開発してきた[11-14]。

しかし、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。また、力を提示しにくいハンドル位置・運動の向きが存在する。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[15]。本研究室では、冗長個数のER流体ブレーキを有する力覚提示システムを開発して力覚提示性能の検証を行い、冗長個数のER流体ブレーキの導入により良好な力覚提示性能が得られることを確かめた[16]。理想的には2次元平面では、4つのブレーキ（2つの冗長ブレーキ）が必要であるが、実用化機を考えた場合にはシステムが複雑になると肥大化や高価格化が問題となる。そのため、本研究室では、これらの研究から得られた知見から、最小個数の冗長個数のER流体ブレーキを用いた上肢リハビリテーション支援システムRedundant-PLEMO-Prototypeを開発した。本稿では、上肢リハビリテーション支援システムに要求される機能、パッシブ型力覚提示システムの性質、それらに基づいて開発されたRedundant-PLEMO-Prototypeの概要とその評価について述べる。最後に力覚提示実験を行い、本システムの有効性を示す。

7.2 上肢リハビリテーション支援システムに要求される機能

と訓練手法の提案

7.2.1 上肢運動機能不全に対する理学療法の手法

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。

脳卒中片麻痺患者の運動機能不全の要素は協調性障害と筋出力不全である[17]と報告されている。この運動の協調性とは運動が目的にふさわしく無駄なく円滑に行われることであり、空間的・時間的な運動の調和である。協

調性は方向調整である Spacing, 時間調整である Timing, 力調整である Grading の 3 要素が基礎となると報告されている[18].

我々は, このような運動の協調性および筋出力不全に対応する訓練が可能ないように, システムを設計する必要がある.

7.2.2 Redundant-PEM0-Prototype による訓練手法

本稿で提案するRedundant-PEM0-Prototypeにおいては, 従来のPEM0-Pシステムと比べて, 冗長個数のブレーキを導入することで, 抵抗力の提示範囲が広くなり, 提示できる力の大きさと向きの制御性がよくなる.

協調性に関する前述のSpacing, Timing, Gradingを取り入れたリハビリテーション訓練においても, それを利用することで, 冗長性を持たないパッシブ型力覚提示システムでは正確に行うことが難しい, 次に示すようなりハビリテーション訓練が可能となる.

- a) 運動の向きに対して, 広い抵抗力量提示範囲を持つ特性を生かし, 抵抗力量による誘導を行い, 目標となる運動軌道への正確な誘導でSpacing機能の向上を図る. この手法では, 力のつり合いから, 訓練者が抵抗の方向へ運動しようとすることを利用している. この抵抗力量の誘導が上手くできない回復レベルの低い患者には, 運動の向きの誘導を行う際, 望ましくない運動の向きへはブレーキを用いて, 正しい運動ができるようなブロック誘導を行う (Spacing機能).
- b) リズムに合わせて, 一定の時間間隔でターゲットの間を往復させることで, Timing機能の向上を図る. うまく運動できない患者の場合, 正確に逆向きに抵抗力量を提示できる特性を生かし, 軽い力覚を与えることで, 患者は運動しようとしている向きがわかり, 運動の調整が行いやすくなる.
- c) 抵抗力量の大きさを任意に変化させられる特性を生かし, 抵抗力量の変化する軌道を一定速度で運動させることで, Grading機能の向上を図る. 抵抗力量が変化する場合, 力の大きさを調整しなければ, 一定速度で運動することはできないことを利用している.

7.3 パッシブ型力覚提示システムの性質

7.3.1 パッシブ型力覚提示システムの持つ問題点

今後の議論で必要となるので, 「方向」と「向き」の定義を確認しておく. 向き(orientation)はベクトルの始点から終点に向かう進みであり, ベクトルで図示する. 方向(direction)はそのベクトルを含む直線で, 向きを考慮しない. つまり, ある向きとその逆向きはおなじ方向である. 方向は直線で図示することにする.

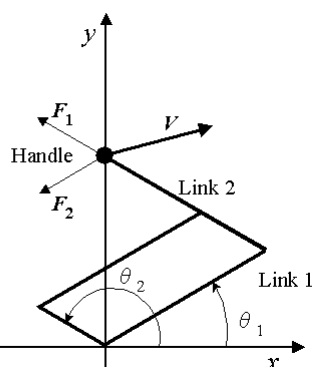


図 7-62 Linkage System

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しか提示することができない。ここでは2次元のシステムとして、図7-62のような平行リンク機構を考える。簡単のため、リンク1とリンク2の長さは等しいものとする。リンク1の角度 θ_1 にはブレーキ1が作用し、リンク2の角度 θ_2 にはブレーキ2が作用する。ハンドル部の運動ベクトル V が図7-62のように与えられるとき、ブレーキ1によるハンドル部での抵抗力ベクトル（以下、ブレーキ力）をベクトル F_1 、ブレーキ2のブレーキ力をベクトル F_2 とする。 F_1 、 F_2 はそれぞれリンク2とリンク1に平行な方向となる。また F_1 、 F_2 の向きは V の向きによって変化する。

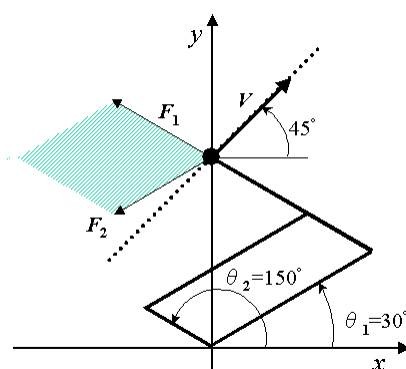


図 7-63 Example of Bad Posture and Orientation of Handle Movement for Force Display

図7-63のようなリンク姿勢 ($\theta_1 = 30^\circ$, $\theta_2 = 150^\circ$) でハンドル部を 45° の向きに動かす場合を考える。このとき、ブレーキ1による最大発生ブレーキ力ベクトルを $F_{1\max}$ 、ブレーキ2による最大発生ブレーキ力ベクトルを $F_{2\max}$ とすると、 $F_{1\max}$ と $F_{2\max}$ に囲まれた領域（図7-63のハッチング部分）にしか力を発生することができない。このように、パッシブ型のシステムには、ハンドル部の運動の向き (V) ・リンク姿勢によって、 V の逆向きの抵抗力を提示できない場合が存在する。

7.2.2で述べたように、リハビリテーションの観点からは、運動する向きの逆向きの力を正確に発生できることが望ましい。すなわち、操作者の運動に対して逆向き($-V$ の向き)の力を提示できない状況をできるだけ避ける必要がある。この問題を、自由度の数に対して冗長な個数のブレーキを導入することで解決する。

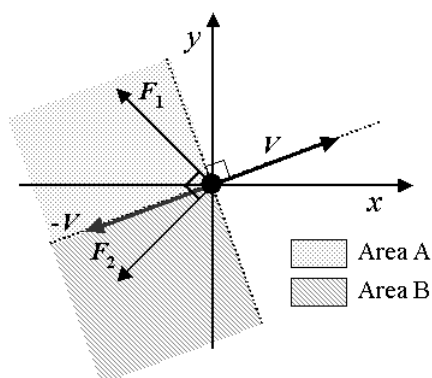


図 7-64 Area enable to Display Force

7.3.2 冗長性の導入

$-V$ の向きの力を出すためには、どのようなブレーキ力ベクトルが存在すればよいのかを考える。図7-64においてArea AおよびArea Bの両方にブレーキ力ベクトルが存在すれば、それを組み合わせることで $-V$ の向きの力を出すことができる。例えば図7-64に示すように、2つのブレーキ力ベクトル F_1 、 F_2 が直交していれば、ブレーキ力ベクトルは常にArea AとArea Bに片方ずつ存在する。

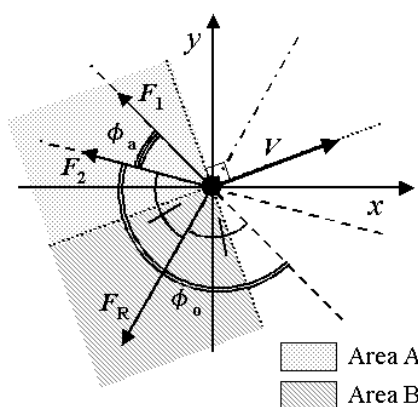


図 7-65 Merit of adding the Additional Brake Force

しかし、例えば2つのブレーキ力ベクトル F_1 , F_2 が直交していなかった場合、図7-65に示すようにブレーキ力ベクトルはArea Aにしか存在できない状況が発生し、 $-V$ の抵抗力が出せない。このような場合、図7-65の F_R のような力を発生するブレーキを新たに付け加えれば、ブレーキ力が常にArea AとArea Bに最低1つずつ存在することができ、 $-V$ の向きの抵抗力を常に発生できる。ここで、 F_1 と F_2 がなす2つの角度のうち鋭角を ϕ_a 、鈍角を ϕ_o と定義する。 F_R は F_1 と F_2 が鈍角 ϕ_o をなす角度区間(二重円弧で示す)の二等分線の方角に選んだ。このように選ぶことで ϕ_o の大きさに関わらず、 F_R は必ずArea Bに存在する。

7.3.3 冗長性とリンク姿勢

次に、ブレーキの冗長性とリンク姿勢の関係について考える。例えば、図7-66 a)のようなリンク姿勢の場合には、 $\theta_2 - \theta_1$ は鈍角となっている。すなわち、 $\phi_o = \theta_2 - \theta_1$ となり、これを二等分するようなブレーキ力 $F_R = F_3$ を新たに追加すれば、この3つのブレーキだけであらゆるハンドル部の運動の向きに対して逆向きの力を発生することができる。一方、図7-66 b)に示すリンク姿勢のように、 $\theta_2 - \theta_1$ が鋭角となる場合($\phi_a = \theta_2 - \theta_1$)には、その余角が鈍角となる。つまり $\phi_o = \pi - (\theta_2 - \theta_1)$ となるので、これを二等分するようなブレーキ力 $F_R = F_4$ を追加すればいい。

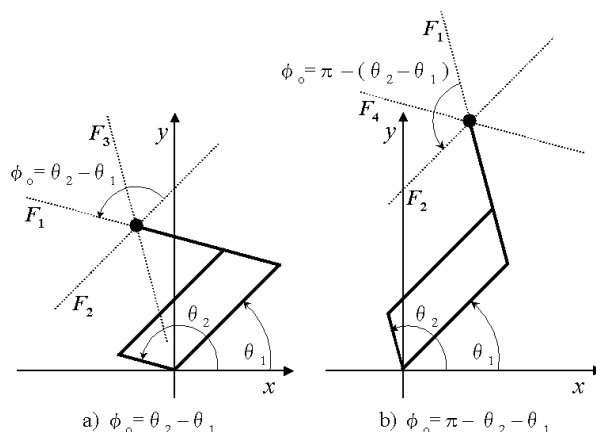


図 7-66 Direction of the Force

つまり、必要な冗長ブレーキの取り付け方はリンク姿勢によって異なり、合計4つのブレーキがあれば、すべてのリンク姿勢において $-V$ の向きの力を発生することができる。

以上からわかるように、 F_1 , F_2 のなす角度($\theta_2 - \theta_1$)によって、必要なブレーキの取り付け方は異なってくる。 F_1 , F_2 のなす角度はリンク姿勢に依存して変化するので、ハンドル部の操作範囲を一定の範囲に限定した場合、 $-V$ の向きの力を発生するのに必要なブレーキは以下ようになる。

- a) $0 < \theta_2 - \theta_1 < \frac{\pi}{2}$ のとき ブレーキ 1・2・4 (図 7-66 b))
- b) $\theta_2 - \theta_1 = \frac{\pi}{2}$ のとき ブレーキ 1・2 (図 7-64)
- c) $\frac{\pi}{2} < \theta_2 - \theta_1 < \pi$ のとき ブレーキ 1・2・3 (図 7-66 a))

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よい。必要な力覚提示性能や操作範囲に応じて追加するブレーキを検討することが望ましい。

7.3.4 F_3 , F_4 を発生させるためのブレーキ機構

図 7-66 a) からわかるように、回転角度 $\theta_2 - \theta_1$ を拘束すると、 F_3 方向の運動が拘束される。すなわち、回転角度 $\theta_2 - \theta_1$ に対してブレーキトルクをかけることで、 F_3 方向に力を発生することができる。同様に図 7-66 b) より、回転角度 $\theta_1 + \theta_2$ を拘束すると、 F_4 方向の運動が拘束されるので、回転角度 $\theta_1 + \theta_2$ にブレーキトルクをかければ、 F_4 方向の力を発生可能である。

7.4 上肢リハビリテーション支援システムのデザイン

7.4.1 既存のシステムの問題点

冗長個数のブレーキを有するパッシブ型の力覚提示システムとしては、例えば Davis らの P-TER[15] では、平面 2 自由度の力覚の提示に 4 個の電磁ブレーキを用いて、上記のシステムを実現している。回転角度 $\theta_1 - \theta_2$ に対するブレーキ(ブレーキ 3)は、リンク 1 とリンク 2 の間にクラッチとして導入することで実現している。回転角度 $\theta_1 + \theta_2$ (ブレーキ 4)は、 θ_2 の回転をかさ歯車 3 つを使用して逆転し、その回転と回転角度 θ_1 のクラッチとして実現している。しかし、P-TER は電磁ブレーキを使っているため、制御性が悪く、力覚提示性能がよくないという問題点が存在する。また、かさ歯車の導入により、バックラッシュ等の問題がある。

この問題に対して、古荘らは制御性に優れ、応答速度が高速な ER 流体ブレーキ[19]を導入したシステムを開発した[14, 16, 22]。このシステムでは、ブレーキ 3 は Davis らのシステムと同様にリンク 1 とリンク 2 の間のクラッチとして、ブレーキ 4 はベルトプーリーを使った機構で実現している。このシステムではベルトプーリーを介してブレーキがとりつけられているため、バックラッシュは少ないものの摩擦が大きいという問題があった。

7.4.2 リハビリテーション性能と冗長ブレーキの関係

上肢リハビリテーション支援システムにこのような力覚提示システムを応用することを考えると、7.4.1 で述べたシステムは、装置の構造が複雑でコストもかかる。そこで、上肢リハビリテーションの観点から、システムの単純化を考える。

図 7-67 に、常に $-V$ の向きの力を提示できる領域を 7.3.3 の場合分けに従って示す。ここでは、平行リンク機構が全方向に対して操作性のよい範囲に対する解析結果を図示している。

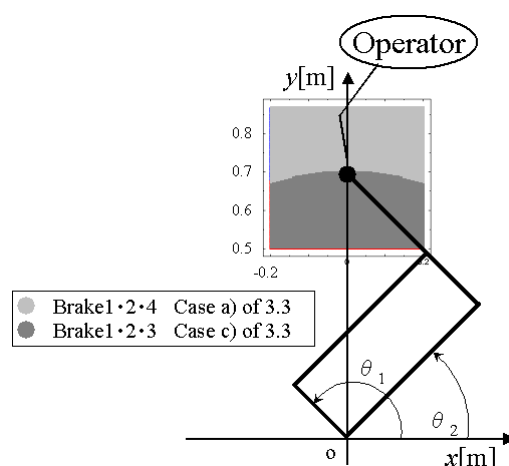


図 7-67 Area enable to Display the inverse Resistance Force

一般に、脳卒中などでみられる中枢性麻痺の患者は、肘関節の屈曲は容易だが伸展が困難な傾向にある[20]。そのため、腕全体をうまく伸ばすことができない場合が多い。故に図 7-67 において、操作者からみてより遠位になる (y がより小さい) 領域の運動が困難である。そのような領域で力覚の提示性能を向上させるには、冗長なブレーキとして、ブレーキ 3 を導入するのが効果的であると考えられる。

ブレーキ 3 の導入が効果的であることをわかりやすくするため、図 7-68 のようなリーチング訓練[21]を考える。リーチング訓練とは、手先をあるターゲットへと移動させる Spacing を目的とした訓練である。図 7-68 の座標系は図 7-67 と同じもので、上方が操作者の立ち位置になる。図 7-68 の黒丸がリーチングのスタート座標 (0.0, 0.82)，白丸がターゲット座標であり、操作者には、スタート座標からターゲット座標へとハンドル部を移動させる。訓練は図 7-68 に示すような複数の軌道で行う。このとき、パッシブ型力覚提示デバイスを用いて逆向きの抵抗力を発生させることを考える。

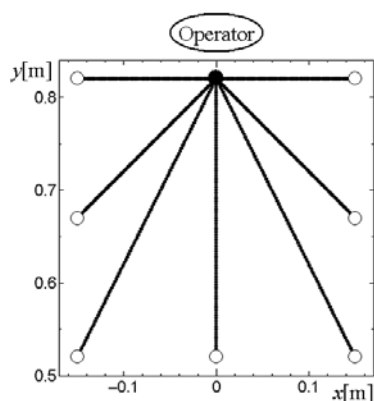


図 7-68 Trajectory of Reaching Training

この軌道から外れることなく運動することが理想だが、実際には健常者であっても、この直線軌道からずれながら運動してしまうことが考えられる。そこで、軌道から多少ずれても軌道上に復帰できるような向きに力を発生できることが望まれる。

そこで、図 7-69 にリーチング軌道上で、 $-V$ の向き(図 7-69 a))および $V \pm 10^\circ$ の向き(図 7-69 b))に力を発生可能かどうかを計算したものを図示する。太い実線部は冗長なブレーキなしでも、求める角度範囲の力が提示できる領域である。破線部は冗長ブレーキとしてブレーキ 3 を、点線部は冗長ブレーキとしてブレーキ 4 を加えることで力が提示可能となる領域を表している。

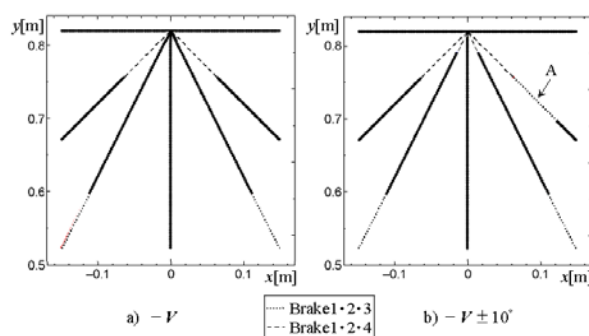


図 7-69 Area enable to Display the Force of Reaching Training

図 7-69 a) から明らかなように、冗長なブレーキとしてブレーキ 3 を選んだ場合には操作者から見て手前で、ブレーキ 4 を選んだ場合には奥で、求める力を提示できない。

さらに b) からわかるように、ブレーキ 4 を選んだ場合には、右から 2 番目の軌道の中腹(図 7-69 b) 中に A で示す部分)でも、要求される力を出せないことがわかる。また、両方のブレーキを導入することで、a), b) 両方の場

合について、軌道上の全ての位置で、要求される力を提示可能となる。

先ほど述べたように、本章の目的においては、操作者から見て、より奥側で抵抗力を発生可能であることが望ましいので、冗長なブレーキとして、ブレーキ 3 のみを導入すれば十分であるといえる。ブレーキ 3 はクラッチとしてとりつけることで、容易に実現できるので、ブレーキ 4 と比べて非常に機構を単純化できることも利点である。7.4.1 で例に挙げた既存のシステムはともに、ブレーキ 4 をとりつけるために回転角度の反転を行っていることが、装置の複雑化と肥大化を招いている。

以上の議論より、冗長なブレーキとしてブレーキ 3 のみを導入したシステムの設計を行う。

7.5 Redundant-PEM0-Prototype の機構概要

7.5.1 Redundant-PEM0-Prototype

以上をもとに設計された、2自由度上肢リハビリテーション支援システム Redundant-PEM0-Prototype を図 7-70 に示す。運動には平行リンク機構を採用しており、リンク長はリンク 1・リンク 2 とともに 500[mm] である。

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、平行リンク機構を介して、ER 流体ブレーキ 1、ER 流体ブレーキ 2 が取り付けられている。ER 流体ブレーキ 3 (ER クラッチ) は、リンク 1 とリンク 2 のクラッチとなるように取り付けられており、その相対角度 ($\theta_3 = \theta_2 - \theta_1$) に対してはたらく。摩擦の少ない平行リンク機構の採用によるダイレクトドライブに近い機構および、応答性のよい ER 流体ブレーキの採用により、優れた力覚提示性能を有している。また、ブレーキ 4 を採用しなかったことで、コンパクトで安価なシステムを実現可能としている。

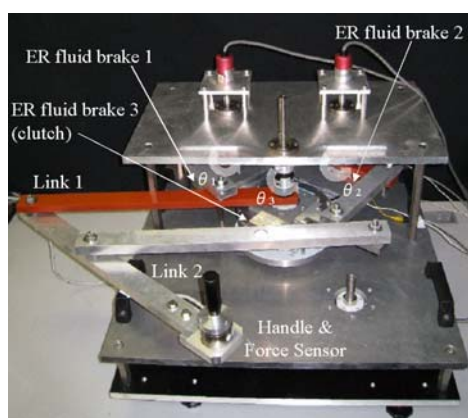


図 7-70 Rehabilitation system for Upper Limbs
with redundant ER fluid Brake : Redundant-PEM0-Prototype

図 7-62 の座標系において，関節角度ベクトル $\theta = [\theta_1, \theta_2]^T$ ，ハンドル部の位置ベクトル $r = [x, y]^T$ とする．このとき δr と $\delta \theta$ の関係は，ヤコビ行列 J を用いて次のように表すことができる．

$$\delta r = J \delta \theta \quad (1)$$

このときブレーキトルクベクトル $\tau = [\tau_1, \tau_2]^T$ とハンドル部発生力ベクトル $F = [F_x, F_y]^T$ の関係は次のように表される．

$$\tau = J^T F \quad (2)$$

よってハンドル部発生力は以下ようになる．

$$F = (J^T)^{-1} \tau \quad (3)$$

F_1 および F_2 は式 (3) から求められる． F_3 も同様の手順で求められる．各ブレーキ力ベクトル F_1, F_2, F_3 は以下ようになる．

$$F_1 = \frac{\tau_1}{L \sin(\theta_2 - \theta_1)} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 \end{pmatrix} \quad (4)$$

$$F_2 = \frac{-\tau_2}{L \sin(\theta_2 - \theta_1)} \begin{pmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

$$F_3 = \frac{-\tau_3}{L \sin(\frac{\theta_2 - \theta_1}{2})} \begin{pmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{pmatrix} \quad (6)$$

7.5.2 ER 流体ブレーキ

Redundant-PEMO-Prototypeでは，ER流体ブレーキ[19]を力の発生に用いている．ER流体ブレーキは電極部とその間に封入されたER流体(Electrorheological fluid)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，時定数2～3[ms]と非常に応答が速い．

図7-71に示すPLEMO-P1[13, 14]で使用しているER流体ブレーキは、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、古荘研究室では同程度のサイズで、特性の優れたER流体ブレーキを新しく開発した。図7-72に新規に設計したER流体ブレーキの図を示す。図7-72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、基底粘度を抑えることに成功している。図7-73 a)にPLEMO-P1で使用しているER流体ブレーキ、図7-73 b)に本研究で使用するER流体ブレーキの特性試験の結果を示す。特性曲線はそれぞれ次式で与えられる。

$$a) \quad \tau = 4.1 \times 10^{-7} E + 5.9 \times 10^{-4} E + 0.11 \quad (7)$$

$$b) \quad \tau = 1.4 \times 10^{-5} E + 3.3 \times 10^{-3} E + 0.063 \quad (8)$$

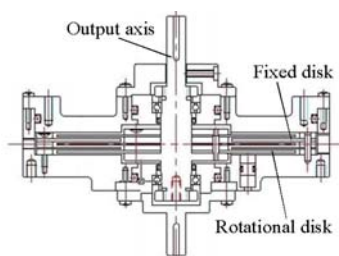


図 7-71 Structure of Previous ER fluid Brake

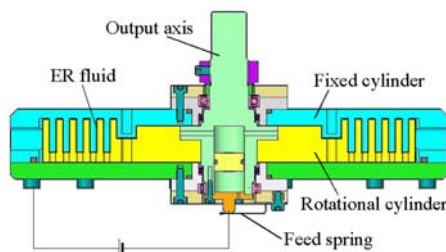


図 7-72 Structure of Novel ER fluid Brake

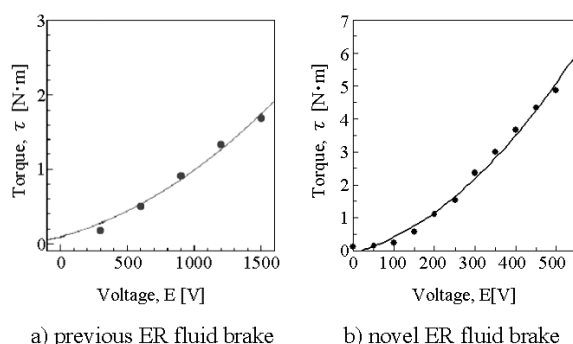


図 7-73 Characteristics of ER fluid Brake

式(8)からわかるように、新規に開発した ER 流体ブレーキでは、低い印加電圧で大きなトルクが発生できている。式(7)のブレーキを使用していた PLEM0-P1 ではベルトプーリーシステムを用いてブレーキトルクを増大させているのに対して、本システムでは減速の必要がなく、優れた力覚の提示が可能である。

また図 7-71 で示すように、PLEM0-P1 のブレーキは多重円盤構造となっており、円盤の変形による電極間ギャップの変化が生じ、ブレーキトルクが安定しない。一方、図 7-72 で示すように、本システムのブレーキは、一体の材料から削り出した多重円筒構造をとっており、電極間ギャップはほとんど変化しないので、ブレーキトルクが安定している。

7.6 Redundant-PLEM0-Prototype の性能評価

ハンドル部の速度ベクトル V の向きが変化すると、抵抗力の発生可能範囲と大きさが変化する。パッシブ型力覚提示システムにおいては、ある V の向きに対して、表現できる抵抗力の種類が豊富であるほど、そのシステムは優秀であるといえる。

そこで、システムの性能を評価するにあたり、図 7-74 のように、 $-V$ の向きからの角度 α を定義する。上限角度 α_1 と下限角度 α_2 の間の領域が、抵抗力を提示できる範囲である。そしてあるハンドル座標において、 α_1 と α_2 を図 7-75 の太い実線のように表し、 V の向きへ運動したときこの範囲に抵抗力を発生可能と表現する。図 7-75 中の実線の円は抵抗力が $-V$ の向きを向いていることを示し、点線の円はそれぞれ、 $\alpha = \pm \pi/2$ の方向である。

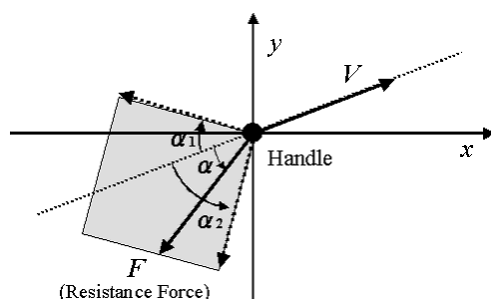


図 7-74 Definition of angle α_1 , α_2

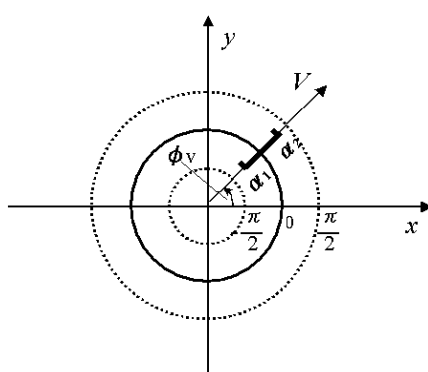


図 7-75 Angle graph of α_1 , α_2

古荘らでは、この表現方法を用いて、パッシブ型力覚提示システムの抵抗力の発生可能範囲を評価した[22]。しかし、この評価方法は力の範囲のみを表し、大きさについては考慮されていなかった。力覚提示においては、力の発生可能範囲とともに大きさについても重要となる。そこで Redundant-PEMO-Prototype において、一定の大きさの抵抗力を発生可能な角度範囲について計算した結果を、図 7-76～7-79 に示す。なお各円の中心点のハンドル座標における力覚提示可能範囲を図示しており、それぞれの点の座標は、 $(-0.2, 0.483)$ 、 $(0.2, 0.483)$ 、 $(0, 0.683)$ 、 $(-0.2, 0.883)$ 、 $(0.2, 0.883)$ である。使用した ER 流体ブレーキの定格トルクより、入力トルクは最大 $10[\text{N}\cdot\text{m}]$ とした。

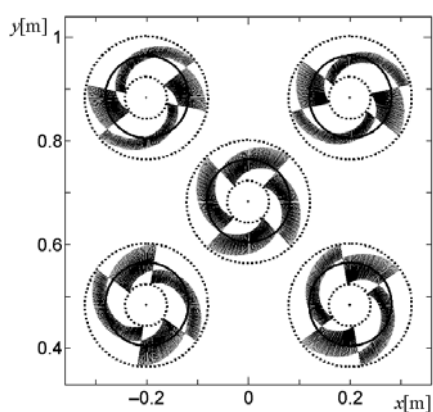


図 7-76 Angle graph (15[N], no redundant brake)

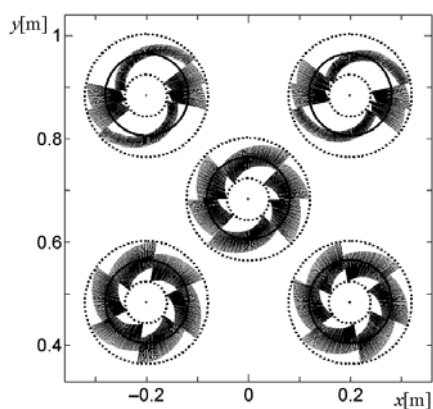


図 7-77 Angle graph (15[N], with redundant brake)

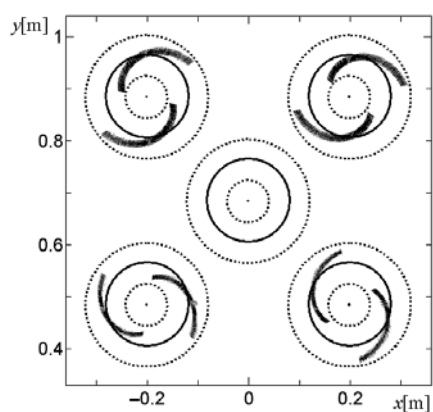


図 7-78 Angle graph (30[N], no redundant brake)

1) 提示可能な抵抗力の範囲

図 7-76・77 の比較からわかるように、ER 流体クラッチを用いることで、操作者から見て遠位の領域において、 $-V$ の向きを含む広い範囲に力を提示

可能となっている。

2) 提示可能な抵抗力の大きさ

ER 流体クラッチを用いない図 7-78 では、30[N]の力を提示できないハンドル位置・運動の向きが多く存在する。しかし ER 流体クラッチを用いた図 7-79 では、すべてのハンドル位置・運動の向きで 30[N]の力を提示可能である。このように、冗長性を導入することで、力覚提示性能が大きく改善されていることがわかる。

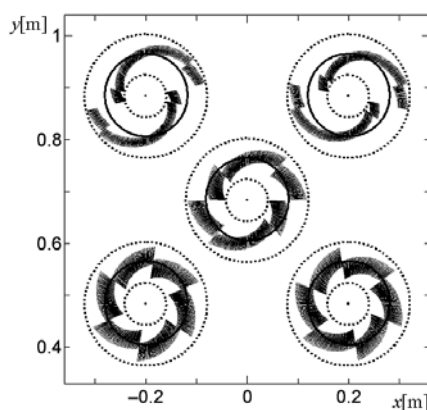


図 7-79 Angle graph (30[N], with redundant brake)

7.7 基礎特性実験

冗長ブレーキの効果を確かめるため、Redundant-PEM0 -Prototype の基礎特性実験を行った。図 7-63 に示したようなリンク姿勢・運動の向きのとき、 $-V$ の向きに 20[N]の力を提示することを考える。図 7-63 のように、冗長性のないパッシブ型力覚提示システムは、 $-V$ の向きの力を提示することはできない。このとき制御系は、近似として提示力の $-V$ の向き成分が 20[N]となるように、 $-V$ の向きにもっとも近い向き(この場合は $F2$ の向き)に力を提示することが最適と考えられる。一方、Redundant-PEM0-Prototype は ER 流体クラッチを用いることで、図 7-80 に示すように $-V$ の向きに 20[N]の力を提示可能である。

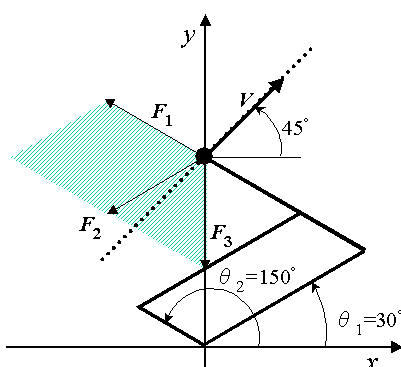


図 7-80 Example of effect by Additional Brake

式(4)～(6)および(8)より，ハンドル部に 20[N]の力を発生可能な入力電圧を各ブレーキに与え， 45° の向きにハンドルを運動させる．実験結果を図7-81，図7-82に示す．図7-81より，いずれも目標どおりの抵抗力が提示できていることがわかる．また図7-82から，冗長性がないときはa)のように F_2 の向き(210°)にしか力が発生しないが，ER流体クラッチを用いることで，b)のように $-V$ の向き(225°)に力を発生できていることがわかる．

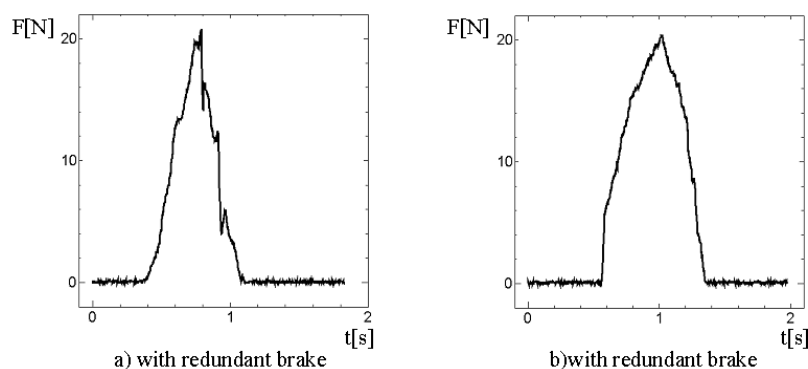


図 7-81 Results of Experiment; Magnitude of Force

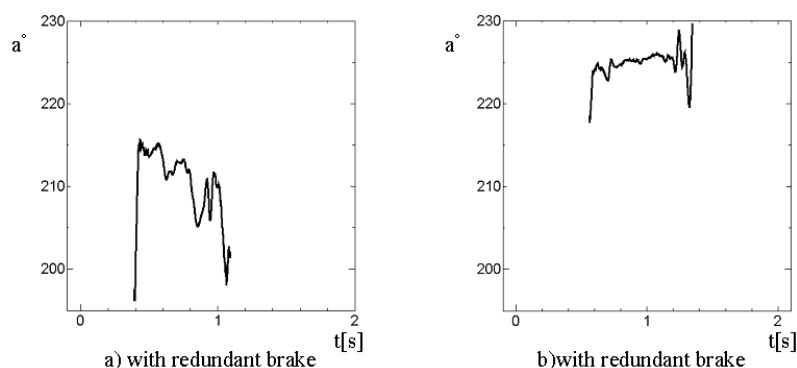


図 7-82 Results of Experiment; Direction of Force

7.8 結言

本稿では、まず上肢リハビリテーション支援システムを、力覚提示デバイスを応用して構成する手法について、上肢運動の協調性および筋出力の改善を支援できるような機能が必要であることを述べた。それを達成するためにはパッシブ型力覚提示システムは、7.3.4で述べたような条件に従って、自由度の数に対して冗長なブレーキを導入する必要がある。

次に上肢リハビリテーションの対象として想定する、中枢性麻痺患者の運動の特徴から、冗長なブレーキとして、相対角度に対してはたらくER流体クラッチのみを導入し、計3個のER流体ブレーキおよびクラッチからなる、2自由度上肢リハビリテーション支援システム Redundant-PEMO-Prototypeを開発した。さらに、2自由度力覚提示システムの新たな評価方法について提案し、本システムの性能を解析した。

最後に、本システムの力覚提示実験を行った。適切なブレーキを選択してそのブレーキ力を制御することで、要求する抵抗力の大きさと向きを表現できることを示した。

今後は、本システムを用いた上肢リハビリテーションのためのアプリケーションを開発し、その評価を行っていく。

参考文献

- [1]厚生労働省大臣官房統計情報部“平成 17 年患者調査の概要”，5，2006.
- [2]里宇明元，才藤栄一，出江紳一：リハビリテーション医学の新しい流れ．先端医療技術研究所：94-99，2005.
- [3]Miyai, I., Yagura, H., Oda, I., Konishi, I., Eda, H., Suzuki, T. and Kubota, T.: Premotor cortex is involved in restoration of gait in stroke. *Annals of Neurology*. 52(2): 188-194, 2002.
- [4] Krebs, H.I., Volpe, B.T., Aisen, M.L. and Horgan, N.: “Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(6): 639-652, 2000.
- [5] Krebs, H.I., Dipietro, L., Levy-Tzedek, S., Fasoli, S.E., Rykman-Berland, A., Zipse, J., Fawcett, J.A., Stein, J., Poizner, H., Albert, C.L.O., Volpe, V.T. and Hogan, N.: A Paradigm Shift for Rehabilitation Robotics. *IEEE In Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 27(4): 61-70, 2008.
- [6] Takahashi, Y., Terade, T., Andy. Ito, K. I., Lee, H., and Komeda, T.: Upper-Limbs Rehabilitation Exercises Using Haptic Device System. *International Journal of Human-friendly Welfare Robotics Systems*. 4(2): 18-22, 2003.
- [7] Zhang, Y., Wang, Z., Ji, L. and Bi, S.: The clinical application of the upper extremity compound movements rehabilitation training robot. *Proc. of the IEEE 9th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics (ICORR)*: 91-94, 2005.
- [8] Furusho, J. and Sakaguchi, M.: New actuators using ER fluid and their applications to force display devices in virtual reality and medical treatments, *International Journal of Modern Physics B*, 13(14-16): 2151-2159, 1999.
- [9] Amirabdollahian, F., Harwin, W. S., and Loureiro, R.C.V.: Analysis of the Fugl-Meyer Outcome Measures Assessing the Effectiveness of Robot-Mediated Stroke Therapy. *Proc. of the IEEE 10th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics*: 729-735, 2007.
- [10]古荘純次，小柳健一，片岡次郎，笠潮，井上昭夫，竹中重和：三次元上肢リハビリ訓練システムの開発（第 1 報：ER アクチュエータを用いた機構およびシステム全体の開発）．*日本ロボット学会誌*, 23(5): 629-636, 2005.
- [11] Furusho, J., Sakaguchi, M., Takesue, N. and Koyanagi, N.: Development of ER Brake and its Application to Passive Force Display. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 13(7-8): 425-429, 2002.
- [12]古荘純次，小柳健一，董立誠：機能性流体ブレーキを用いたリハビリテーション訓練システムに関する基礎研究．*機械学会第 15 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集*, 103-104, 2003.
- [13]菊池武士，古荘純次，金英，胡星皓，福島一樹，井上昭夫：準 3 次元リハビリテーション訓練支援システム「PLEMO（プレモ）」の開発に関する基礎研究．*日本VR医学会誌*, 5(1): 24-31, 2007.
- [14]Furusho, J. and Haraguchi, M.: Training aided by Rehabilitation robot for upper limbs using robotics, VR and physical therapy technology, and

-
- its evaluation including brain activity. Society of Biomechanisms Japan, 33(2): 109–116, 2009.
- [15] Davis, H. and Book, W.: Torque control of a redundantly actuated passive type force manipulator, Procc. of the American Control Conference (1997), 959–963.
- [16] 古莊純次, 小柳健一, 董立誠: 機能性流体ブレーキを冗長個数用いた力覚提示システム. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2003 講演論文集 (CD-ROM): 1P1-2F-E4, 2003.
- [17] 望月久: 脳卒中における機能障害と評価. 理学療法科学, 22 (1): 33–38, 2007.
- [18] 福意武史, 井上桂子, 常久謙太郎: 上肢協調性評価機器の開発—Spacing, Timing, Grading の 3 要素の同時検出—. 川崎医療福祉学会誌, 11(1): 205–209, 2001.
- [19] 古莊純次: (解説) ER 流体を用いたメカトロニクスシステム. 日本油空圧学会誌, 32(6): 390–395, 2001.
- [20] 上田敏: 目で見るリハビリテーション医学, 東京大学出版会, 1981.
- [21] 藤原俊之: 上肢機能障害へのアプローチ 脳卒中片麻痺. 総合リハビリテーション, 35(11): 1303–1308, 2007.
- [21] Furusho, J., Jin, Y., Oda, K., Haraguchi, M., Kikichi, T. and Akai, H.: A Performance evaluation method of a passive type force display and rehabilitation system with redundant brakes, Proc. of the 2009 IEEE 11th international conference on Rehabilitation Robotics: 950–955, 2009.
-

第 8 章 身体重心制御機構を搭載した 体重免荷型トレッドミルの開発

8.1 緒言

近年、高齢化や脳卒中等により、歩行機能に障害を持つ患者が増加している。そのため、医療現場では介助者の負担が増加するなどの問題があり、患者が安全に歩行訓練を行える歩行支援が求められている。

リハビリテーションの現場では、歩行機能の再獲得は重要な課題であり、従来の歩行訓練では下肢への負担を軽減するためにプールや平行棒が利用されている。しかし、プール等を使用した方法では患者一人で訓練を行うことが困難であり、また水の衛生管理も問題となりやすい。最も安価な平行棒による方法は、体幹の支持性低下や平衡機能障害のある人にはリスクが高い上に、患者の客観的な評価が難しいなどの問題が生じている。

歩行は、重力下での動作であることからその訓練においては、患者自身の体重が大きな負担となり、介助者にとってもその負担が大きいという問題がある。そこで患者が安全に歩行訓練を行える体重免荷装置を用いたトレッドミル歩行訓練 (Body Weight Supported Treadmill Training: BWSTT) が注目されている。BWSTT は、脊髄不全損傷患者や脳卒中片麻痺患者の歩行機能改善を目的に開発された歩行訓練法であり、上方からハーネスを用いて身体を持ち上げ、下肢にかかる荷重量を減少させた状態でトレッドミル上を歩行させるもので、通常の歩行訓練より低負荷で歩行を実施できる[1, 2]ものである。

Hesseらは片麻痺患者を対象にBWSTTを行った結果、歩行能力が改善したことを報告している[3]。また、Visintinらは片麻痺患者50名に対して、BWTSSの無作為対照試験を行い、バランス機能や運動機能の回復、歩行のスピードや耐久性の改善が得られたと報告している[4]。その他、パーキンソン病患者[5]や脊髄損傷患者[6]についても同様にBWSTTの効果が報告されている。

現在、スイスのHocoma工学社のLOKOMAT[7]、インターリハ株式会社 (IRC) のニューウェイト、(株)ファテックの歩行器式フローラ等が体重免荷型歩行支援装置として商品化されている。しかし、これらの体重免荷装置は、(1)患者を上から一点で吊っているので、前後左右の移動はその一点に拘束され、重心の水平移動が妨げられる、(2)免荷については、力センサを見ながらウインチで患者を吊り上げ、指定された免荷量でワイヤーを固定する方法が取られている。しかし、この方法では、免荷量は体重心の上下移動を伴う歩行中には保持できない(図 8-83参照)。また、錘を使って免荷する方法もあるが、錘の慣性力が大きく、歩行訓練の邪魔になるという問題がある。

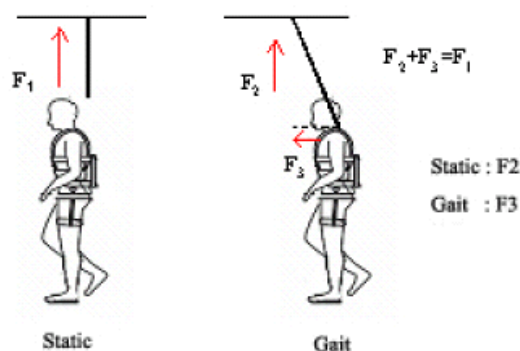


図 8-83 Problem in canventional BWSTT System

二足歩行の本質は重力場において、倒立振り子としての前方へ倒れこむ運動を続々と継続的に行っていくところにあり[8]，患者を固定した一点で吊り下げると二足歩行の本質が失われてしまう可能性が高い．現行の歩行支援システムが脳卒中片麻痺患者，不全脊髄損傷患者に対して，一定の効果が得られるという報告がある一方，大畑らは筋電図を用いて健常者による上記システムの評価を行い，免荷量が増すにつれて，半膜様筋の筋活動がかえって増加するという問題点を指摘している[9]．

我々は，これらの問題を解決するために，MR流体アクチュエータおよびロボットアームの開発により，定常的な体重免荷量を保ち，水平面運動については，自由に移動可能な機構を搭載したBWSTTシステムを開発した．このシステムは一定の懸垂状態を保った状態での正常歩行を再現でき，また自由に重心移動が可能であるという，従来より高度な歩行制御機能をもった体重免荷型歩行リハビリテーション支援システムといえる．

8.2 MR 流体アクチュエータと支持点制御を有した

WBSTT システムの設計

8.2.1 MR 流体アクチュエータ

MR流体は油系の溶媒に直径数 $[\mu\text{m}]$ オーダーの磁性金属粒子を混ぜた非コロイド溶液で，磁場の変化に対して見かけの粘性を数 $[\text{ms}]$ と非常に速く変化させる機能性流体の一種である[10-13]．このMR流体はダンパやブレーキ，ヒューマンマシンインタフェースに用いる安全性の高いアクチュエータへの応用が期待されている．

MR流体は無磁場状態ではニュートン流動特性を示すが，磁場印加時には，ビンガム流動特性を示す．すなわち，印加した磁場強度（もしくは磁束密度）に応じて降伏応力が急激に変化する．通常，せん断応力のせん断速度依存性

は、磁場強度依存性に比べて非常に小さいため、MR流体のせん断応力は磁場強度によって制御することができる。MR流体の粘性変化は非常に早く、応答時定数で2~3ミリ秒である。また、その変性変化率も非常に大きいので、高速・高トルクなクラッチ・ブレーキを構築することができる。

MR流体アクチュエータはMRクラッチと、駆動モーター、減速機からなる（図8-84）。モーターは一定速度で運転され、駆動トルクはMRクラッチを介して伝達される。伝達された駆動トルクは制御PCからの電流指令値によって制御される。加えて、出力軸の速度は入力軸の速度によって機構的に制限される。したがって、制御PCから誤った電流指令値が出力された場合であっても、出力軸の速度は入力軸の速度を超えることはない。

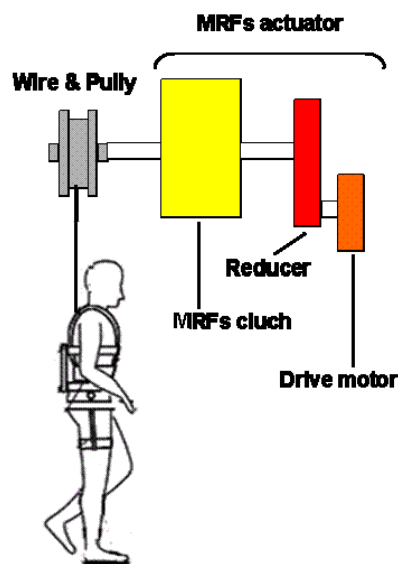


図 8-84 BWS Mechanism with MRFs actuator

8.2.2 体重免荷機構の設計

本研究では、MR流体を組み込んだMRアクチュエータを用いて訓練者の定常的な体重免荷を実現する。MRアクチュエータは多層MRクラッチ（図8-84）とその駆動部からなる。MR流体に印加する磁場を変化させることでMRアクチュエータの出力トルクを高速かつ正確に制御できる。このMR流体アクチュエータを訓練者体重心の上下運動にあわせて制御PCを用いてコントロールする。MRアクチュエータによって免荷量制御の精度が上昇し、後述する国際安全規格を満たすことも可能となる。

8.2.3 重心移動機構の設計

前述のように、従来のBWSTT装置では被験者の体重心が前後左右に動くために、水平面内に抵抗力が発生し、正しい歩行訓練の妨げとなっていた。本研

究では、メカトロニクス技術を導入することにより移動可能な機構を設計し、モーター・センサを用いて支持点が常に訓練者の頭上にくるようにコントロールする。

重心移動機構は図 8-85のようにプレート4枚からなる閉リンクアームと2つのリンク駆動機構で構成されている。閉リンクアームは体重を指示する機能を持ち、滑らかな関節を有する蝶番で接続されているため水辺面内で移動することが可能である。図 8-85の第1リンク駆動機構、第2リンク駆動機構は減速機を介してモーターと接続されており、これらのリンク駆動機構により閉リンクアームを動かし吊り下げ点の位置をコントロールする。

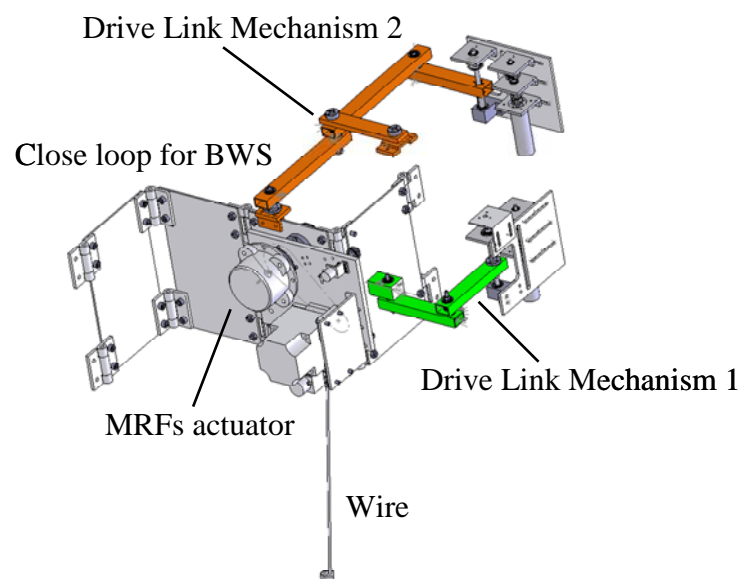


図 8-85 Movable Mechanism

制御は、プレートに接続されたセンサで読み取った支持点位置と、ワイヤーに接続されたセンサで読み取った訓練者の位置を制御PC内で処理し、算出された電流指令値を各モーターへ出力する。

8.2.4 全体設計と安全性

以上の機構を設計・組み立て、トレッドミル (Greenmaster, PowerTreadmill832), セーフティーハーネス (Inter Reha, PM-1013M), 制御用デスクトップPCと組み合わせてBWSTTシステムを構築した (図8-86)。

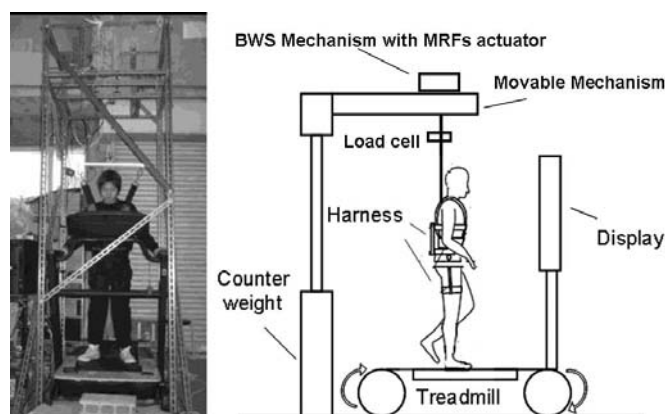


図 8-86 BWSTT System

(a) Appearance (b) Conceptual sketch

人間共存型システムでは安全確保が最重要である。機構的な安全装置として、ワイヤー巻き込み防止機構、落下防止用ワイヤーを設置し、免荷用ワイヤーに張力センサ（共和産業 引張圧縮両用型小型ロードセル LUR-A-SA1）を取り付ける。センサは免荷効果と安全装置の判定に用いる。MRアクチュエータを免荷に用いることにより、下記の国際安全規格を満たすことができる。

- ・ 機構的に安全を確保する必要性：ISO12100
- ・ 暴走時の低運動エネルギー特性：ISO14121

8.3 基礎試験

8.3.1 測定条件

被験者は健常成人1名（22歳男性）とした。使用したセーフティーハーネスはベスト型の構造で、被験者の体幹と両側大腿を両側下肢のステップ運動を妨げることがないようにベルトで固定し、開発した体重免荷装置のワイヤーに取り付けた。体重の免荷量は、片麻痺患者[14]やParkinson病患者[5]に対するBWSTTの先行研究で行われている免荷量を参考にし、被験者の体重の30%を免荷量の上限とした。

トレッドミルの速度は安全に歩行可能な3.5km/hと2.4km/hの速度で計測を行なった。免荷（Weight Support：以下WS）状態については全荷重（Full Weight Bearing：以下FWB）、重心コントロールを行わない状態で10%、20%、30%のWS、そして重心コントロールを行った状態（Center of Gravity Control：以下C）で10%、20%、30%のWSの計7種類の計測を行なった。装置性能の評価は訓練中のワイヤーのテンション（免荷量）、吊り下げ点位置の測定により行った。訓練の評価は、筋電図（Electromyography：以下EMG）を用いて実施した。

8.3.2 測定結果

8.3.2.1 免荷機構の評価

開発した免荷機構の有効性を検証するために、従来の BWSTT システムの免荷方式の 1 つである、ワイヤーを固定する方法を用いたトレーニング時の免荷量を測定し、我々の方法と比較した。免荷量測定はロードセル (Kyowa Industrial, LUR-A-SA1) を体重支持用ワイヤーに取り付け測定した。

図 8-87は免荷量を2kgfに設定した場合の測定結果であり、左がMR流体アクチュエータを使用した場合、右がワイヤーを固定した場合である。MR流体アクチュエータを用いた場合、免荷量はほぼ 2 ± 0.5 kgfに保たれており、非常に安定している。一方、ワイヤーを固定する方法では身体重心が下降する際におよそ0~5kgfの振れ幅で免荷量が増減している。また、身体重心が上昇する際にはワイヤーの張力がなくなり測定値は0kgf付近の値を示している。

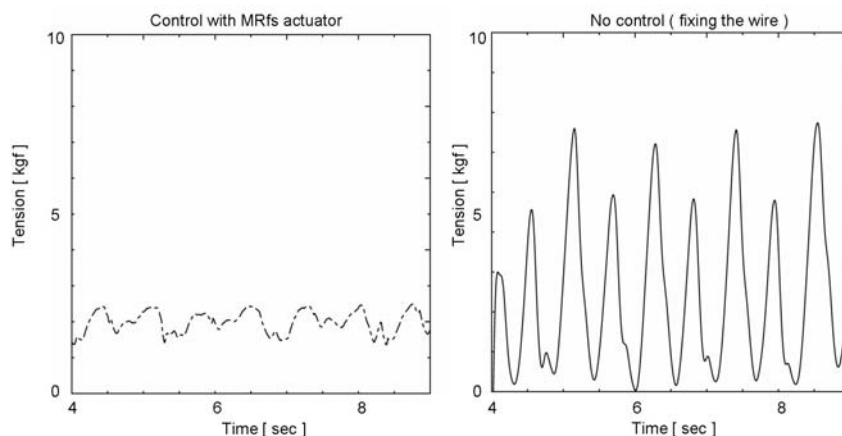


図 8-87 Result of Measurement with Body-Weight Support

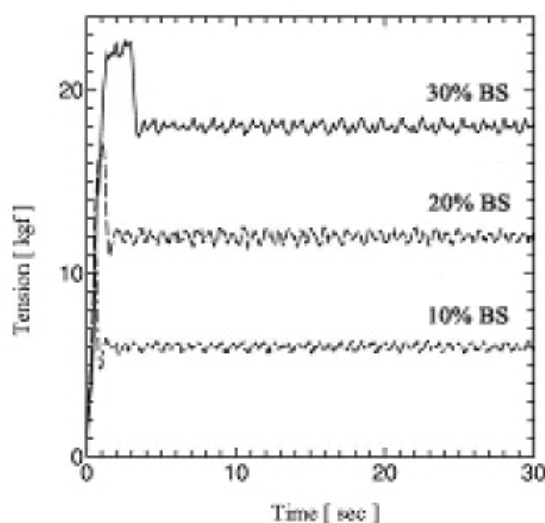


図 8-88 Result of Control of Movable Mechanism

図 8-88に免荷量の定常性について、免荷量が異なる場合の結果を示す。免荷量が最大の30%BSの場合においても免荷量の変化誤差は $\pm 0.5\text{kgf}$ 程度であり、非常に安定した免荷を実現できていることがわかる。

8.3.2.2 重心移動機構の評価

歩行訓練中の訓練者の位置と支持点位置の軌跡を測定した。支持点位置は駆動リンク機構に取り付けたエンコーダーで、訓練者の位置はワイヤーに取り付けたエンコーダーで測定し算出した。

結果の一例を図8-89に示す。制御の遅れは $0.05\sim 0.15\text{sec}$ であり、健常人の歩行周期(約 1.3sec)と比較すると4~12%程度の遅れとなっている。また、免荷量が大きくなるにつれて制御の遅れは増加している。これは、免荷量の増加により水平面内移動機構の慣性が大きくなった影響であると考えられる。

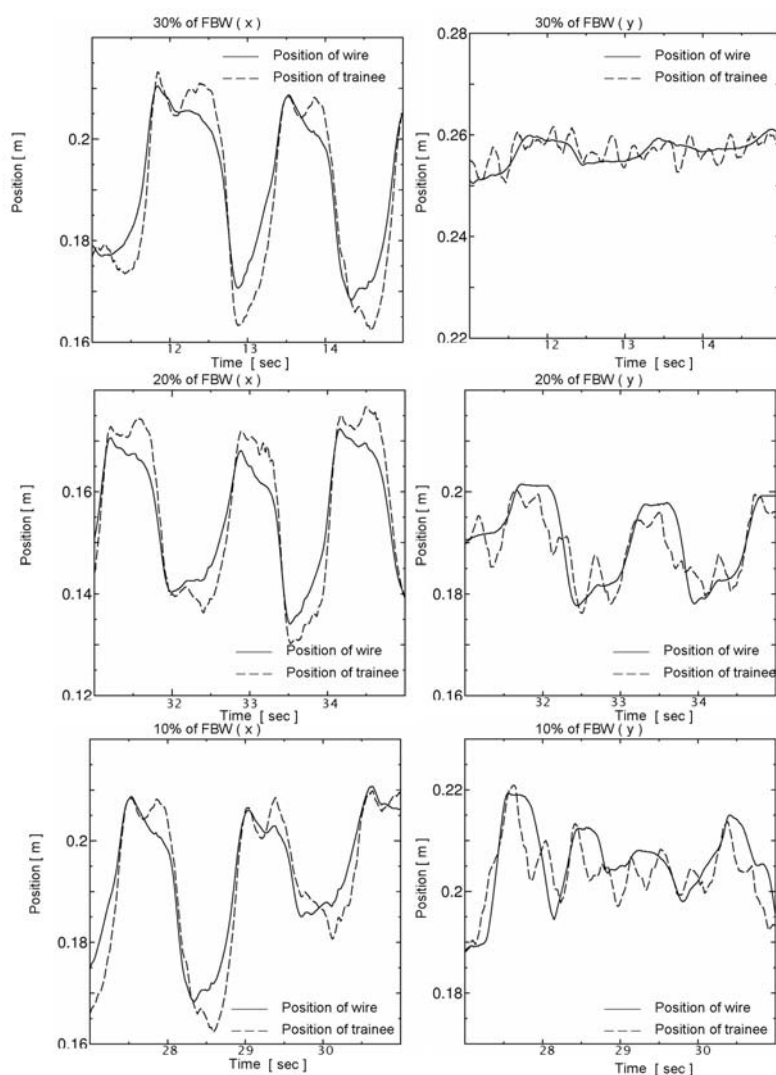


図 8-89 Result of Control of Movable Mechanism

8.3.3 筋電図評価

8.3.3.1 評価方法

EMG の測定には表面筋電計 KISSEI COMTEC, VitalRedorder2 を用いた。測定筋は大腿直筋 (M. Rectus Femoris: 以下 RF), 内側広筋 (M. Vastus Medialis: 以下 VM), 外側広筋 (M. Vastus Lateralis: 以下 VL), 半膜様筋 (M. Semimembranosus: 以下 SM), 大腿二頭筋 (M. Biceps Femoris: 以下 BF), 前脛骨筋 (M. Tibialis Anterior: 以下 TA), 腓腹筋内側頭 (M. Gastrocnemius Medial Head: 以下 GC) とした。表面電極にはディスポーサブル銀塩化銀電極を用い, 電極間距離を 2cm にて貼付した(図 8-90 参照)。

また, 同時にフットスイッチとして圧センサ (KISSEI COMTEC, MQ-ST) を踵部と第一中足骨部に貼付した。得られた EMG データは全波整流積分値として計算を行った。また, 各筋の活動量を比較するために, FWB 時の全波整流積分値を 100% として, 免荷時の各筋の活動比率 (%FWB) を算出した。

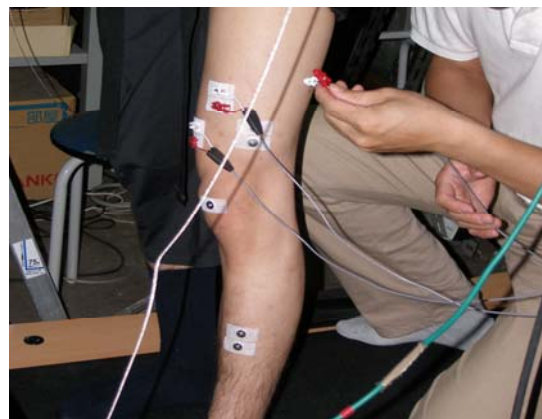


図 8-90 Set up of EMG Measurement

8.3.3.2 EMG 分析結果

8.3.3.2.1 歩行速度 3.5Km, 立脚期 (表 8-30)

①免荷による筋活動量の変化

抗重力筋である VM, RF, VL は免荷によって筋活動量が減少する傾向にある。しかし, SM は免荷によって筋活動量が増加しており, BF はその傾向が安定しない。また, TA, GC についても免荷によって筋活動量が増加する傾向にある。

②重心コントロールによる筋活動量の変化

WS に比して WSC の筋活動量が減少している項目は, VF の 10% と 20%, RF の 20% と 30%, VL の 20%, SM の 10% と 20%, BF の 20% と 30%, TA の 20%, GC の 10% であった。

③まとめ

VM, RF, VL, SM, BF, TA の 20%WS と WSC においては, 筋活動量の減少

が大きく、重心コントロールによる効果がより顕著に現れているものと考えられる。

表 8-30 Result of EMG in stance phase, 3.5km (%FWB)

	VM	RF	VL	SM	BF	TA	GC
FWB	100	100	100	100	100	100	100
10% WS	110	97	92	129	95	94	151
10%WSC	109	100	103	108	103	108	149
20% WS	96	95	83	118	92	110	94
20% WSC	82	81	71	59	78	77	106
30% WS	101	96	92	102	104	119	93
30% WSC	103	96	92	105	95	122	102

8.3.3.2.2 歩行速度 3.5Km, 遊脚期 (表 8-31)

① 免荷による筋活動量の変化

抗重力筋である VM, RF, VL は免荷によって筋活動量が減少する傾向にある。しかし, BF は免荷によって筋活動量が増加しており, SM はその傾向が安定しない。また, TA は免荷によって筋活動量が減少するが, GC は免荷によって筋活動量が増加する傾向にある。

② 重心コントロールによる筋活動量の変化

WS に比して WSC の筋活動量が減少している項目は, VF の 10% と 20%, RF の 10% と 30%, VL の 20% と 30%, SM の 20%, BF の 30%, GC の 10% と 20% であった。

③ まとめ

抗重力筋である VM, RF, VL, GC の 10% において, WS と WSC における筋活動量の減少が確認できた。逆に, 全ての条件における SM, BF, TA については, WS に比して WSC の方が筋活動量が増加している。

表 8-31 Result of EMG in Swing phase, 3.5km (%FWB)

	VM	RF	VL	SM	BF	TA	GC
FWB	100	100	100	100	100	100	100
10% WS	100	98	97	96	122	96	143
10%WSC	90	94	86	99	125	101	130
20% WS	87	84	101	107	134	85	116
20% WSC	75	86	88	106	143	95	103
30% WS	79	99	100	89	107	88	91
30% WSC	110	92	106	111	104	116	108

8.3.3.2.3 歩行速度 2.4Km, 立脚期 (表 8-32)

① 免荷による筋活動量の変化

GC を除く全ての筋において、免荷によって筋活動量が減少する傾向にあり、その傾向は VF と VL で顕著である。しかし、SM, BF, TA は免荷量が 30% の状態で筋活動が増加しており、免荷量の増大による床反力の減少が影響を及ぼしている可能性がある。

② 重心コントロールによる筋活動量の変化

WS に比して WSC の筋活動量が減少している項目は、VF の 10% と 20%、RF の 10% と 30%、VL の 10% と 30%、SM の 10% と 20%、BF の 10% と 20%、TA の 10% と 20% であった。

③ まとめ

VM, RF, VL, SM, BF, TA の 10% において、WS と WSC における筋活動量の減少が確認できた。さらに、VM, SM, BF, TA の 20% において、WS に比して WSC の方が筋活動量が減少している。

表 8-32 Result of EMG in stance phase, 2.4km (%FWB)

	VM	RF	VL	SM	BF	TA	GC
FWB	100	100	100	100	100	100	100
10% WS	92	102	96	96	99	93	101
10% WSC	82	97	83	69	95	86	108
20% WS	80	96	73	107	88	100	104
20% WSC	80	101	80	106	88	87	109
30% WS	74	97	85	76	84	116	82
30% WSC	83	95	75	111	103	120	91

8.3.3.2.4 歩行速度 2.4Km, 遊脚期 (表 8-33)

① 免荷による筋活動量の変化

VM, RF, VF, SM において、免荷によって筋活動量が減少する傾向にあり、その傾向は VF, RF および VL で顕著である。しかし、BF は免荷にかかわらず、筋活動量が一定であり、TA は免荷によって筋活動量が増大している。

② 重心コントロールによる筋活動量の変化

WS に比して WSC の筋活動量が減少している項目は、VF の 10%、SM の 10% と 30%、BF の 10%、TA の全てであった。

③まとめ

抗重力筋では WSC の効果は確認できなかったが、SM と TA においては、WS と WSC における筋活動量の減少が確認できた。

表 8-33 Result of EMG in swing phas, 2.4KM (%FWB)

	VM	RF	VL	SM	BF	TA	GC
FWB	100	100	100	100	100	100	100
10% WS	102	95	92	114	108	125	68
10%WSC	93	95	92	70	102	91	119
20% WS	95	90	83	80	100	145	54
20% WSC	99	92	92	91	104	124	106
30% WS	93	89	78	93	102	126	56
30% WSC	99	91	86	84	105	122	56

8.3.3.2.5 まとめ

BWS においては、その免荷量に応じた EMG の変化に規則性はみられなかった。しかし、3.5 km/h の速度では、20%WSC でその効果が高く、次いで 10%WSC でその効果がみられた。ただし、30%WSC ではその効果がみられなかった。これについては免荷量が大きくなると、下肢を前方へ振り出す際に必要になる床反力が得られなくなるため、下肢の前方推進力を筋活動で補っていることが要因と考えられる。これに関連して、体重心コントロールがない場合は、牽引装置を支点として身体的位置を安定させることができるが、重心コントロールを行うと、その支点が失われるために、筋活動を増加させて身体を安定させたと考えることもできる。

また、2.4 km/h の速度では、両脚支持期が増加するため、歩行時の身体位置は安定する。そのために相対的な筋活動が減少したものと考えられる。加えて、荷重時間が増加することで、抗重力筋である GC の筋活動が増加したと考えられる。

以上より、歩行速度ならびに免荷量の変化によってその効果は変動するものの、重心移動機構によって歩行時の下肢筋活動量を制御できる可能性のことが示唆された。

8.4 結言

新規BWSTTシステムを開発した。本システムはMR流体アクチュエータによる免荷機構と、重心移動機構を有するMR流体アクチュエータを用いた免荷量の制御により、安定した免荷状態を実現した。また、歩行速度ならびに免荷量の変化によってその効果は変動するものの、重心移動機構によって歩行時の下肢筋活動量を制御できる可能性のあることが示唆された。しかし、まだ症例数が少なく、重心移動機構の制御精度にも向上が求められる。今後は、重心制御の効果を明確にできるように、機構の改良とデータ採取を重ねていく必要がある。

参考文献

- [1]Winchester, P., Query, R.: Robotic orthoses for body weight-supported treadmill training. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 17(1): 159-172, 2006.
- [2]Moseley, A.M., Stark, A., Cameron, I.D., Pollock, A.: Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*, 19(4): CD002840, 2005.
- [3]Hesse, S., Werner, C., Bardeleben, A., Barbeau, H.: Body weight-supported treadmill training after stroke. *Curr Atheroscler Rep*, 3(4): 287-294, 2001.
- [4]Visintin, M., Barbeau, H., Korner-Bitensky, N., Mayom N.E.: A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*, 29(6): 1122-1128, 1998.
- [5]Miyai, I., Fujimoto, Y., Yamamoto, H., Ueda, Y., Saito, T., Nozaki, S., Kang, J.: Long-term effect of body weight-supported treadmill training in Parkinson's disease: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(10): 1370-1373, 2002.
- [6]Hornby, T.G., Zemon, D.H., Campbell, D.: Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. *Phys Ther*, 85(1): 52-66, 2005.
- [7]Hidler, J.: Robotic-assessment of walking in individuals with gait disorders, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 7: 4829-4831, 2004.
- [8]古莊純次, 武居直行: 2 足歩行のダイナミックスと制御, 日本機械学会(編): 「生物型システムのダイナミックスと制御」第 4 章, 105-154, 養賢堂, 2002.
- [9]大畑光司, 市橋則明: 健常成人における体重免荷歩行の下肢筋電図解析. *理学療法学*, 31 (5) : 283-290, 2004.
- [10] Carlson, J.D., Jolly, M.R.: "MR fluid, foam and elastomer devices" . *Mechatronics*, 10: 555-569, 2000.
- [11] Yamaguchi, Y., Furusho, J., Kimura, S. and Koyanagi, K.: "DEVELOPMENT OF HIGH-PERFORMANCE MR ACTUATOR AND ITS APPLICATION TO 2-D FORCE DISPLAY" . *International Journal of Mordern Physics B*, 19(7-9): 1485-1491, 2005.
- [12] Takesue, N., Furusho, J., Kiyota, Y.: "Fast Response MR-Fluid Actuator" . *JSME International Journal, Series C*, 47(3): 783-791, 2004.
- [13] Kikuchi, T., Furusho, J., Yamaguchi, Y. and Kimura, S.: "Design of the high-performance MR brake and its characteristics" . *Proc of the 10th International Conference on ER Fluids and MR Suspensions*: 132, 2006.
- [14] Hesse, S., Bertelt, C., Jahnke, M.T., Schaffrin, A., Baake, P., Malezic, M., Mauritz, K.H.: Treadmill Training With Partial Body Weight Support Compared With Physiotherapy in Nonambulatory Hemiparetic Patients. *Stroke*, 26(6): 976-981, 1995.

第9章 結言

本論文では、ER 流体、ならびに MR 流体の脳卒中リハビリテーションへのメカトロニクス応用の可能性を検討すべく、いくつかの事例について実験的な検証を行った。具体的な検討内容は、第2章から第8章に記した。下記にそれぞれの結果をまとめる。

第2章では、本研究で使用する装置と工学的な類似点の多い研究ならびに今までの古荘研究室でのリハビリテーション支援システムに関する研究について紹介した。また、障害の分類と各障害に対するリハビリテーションの概要、脳卒中リハビリテーションの特徴を述べた後に、本研究で用いる脳卒中リハビリテーション評価手法について述べた。

第3章では、脳卒中片麻痺の臨床評価に基づく上肢リハビリ支援システム PLEM0-P3 の研究開発として、脳卒中患者の異常運動である共同運動の症候を検出するための、新しいセンサグリップおよびリーチング課題に対応した評価プログラム搭載した PLEM0-P3 を開発した。脳卒中患者と健常者による本システムの臨床評価の結果、共同運動が客観的に検出できることが確認された。

第4章では、PLEM0-P3 による脳卒中片麻痺患者の運動機能評価の有用性と臨床的解釈について、PLEM0-P3 の臨床での実用性を確認するために、脳卒中患者を対象に、PLEM0-P3 における運動機能評価と臨床現場で用いられているリハビリテーション評価との相関性を統計学的に確認した。その結果、PLEM0-P3 における評価とリハビリテーション評価の間には有意な相関関係が確認でき、かつ、この相関関係はリハビリテーション医学においても十分に理解できるものであった。よって、PLEM0-P3 における脳卒中患者の運動機能評価は有効であり、PLEM0-P3 における運動機能評価は、脳卒中患者における定量的指標となり、本システムのリハビリテーション機器としての有用性を確認できた。

第5章においては、PLEM0-P3 の脳卒中片麻痺に対応した訓練ソフトの提案および訓練効果に関する臨床評価を報告した。本章では、脳卒中の運動麻痺の症候学的特徴である、Spacing, Grading, Timing に対応した、PLEM0-P3 用の訓練プログラムを開発した。そして、これらの訓練プログラムを脳卒中患者に実施した結果、上肢運動機能、特に手関節を中心とした運動機能の改善に有効であることが確認できた。

加えて、脳卒中患者の改善度の検証について、PLEM0-P3 における評価とリハビリテーション評価における運動機能の改善項目が共通していたことから、PLEM0-P3 における評価は臨床評価を正確に反映していることが再確

認できた。

第 6 章では、PLEM0-P3 の研究開発から実用化機の開発に向けた検討を行なった。本章では、PLEM0-P3 における脳卒中患者の評価，ならびに訓練を，被検者を増やして追試し，PLEM0-P3 の評価と訓練の有効性を再確認できた。

また，PLEM0-P3 の評価結果における，作業平面押付力と手関節可動域の相関関係から，共同運動の検出が手関節可動域センサのみでできることを確認した。この結果から，実用化機（PLEM0-P4）においては，手関節可動域センサのみを装備することで脳卒中患者の運動機能評価に対応できると考えられた。

第 7 章では，最小限度の冗長個数の ER 流体ブレーキを用いた上肢リハビリテーション支援システムの研究開発を行なった。上肢リハビリテーションシステムの実用性を鑑み，システムの肥大化，高額化を防止し，必要なリハビリテーション訓練機能を実現させる冗長なブレーキとして，相対角度に対してはたらく ER 流体クラッチのみを導入して，計 3 個の ER 流体ブレーキおよびクラッチからなる，Redundant-PLEM0-Prototype を開発した。

さらに，本システムの性能解析，および力覚提示実験を行い，適切なブレーキ選択とブレーキ力制御にて，要求する抵抗力の大きさと向きを表現できることを確認した。

そして，第 8 章では，身体重心制御機構を搭載した体重免荷型トレッドミルの開発について論じた。本章では，MR 流体アクチュエータを用いた体重免荷型トレッドミル訓練システムを開発した。本システムの免荷機構は安定した免荷状態を実現しており，重心移動機構は歩行速度ならびに免荷量の変化によってその効果は変動するものの，歩行時の下肢筋活動量を制御できる可能性のあることが確認された。

関連論文

(1) 学術雑誌論文

第3章に関連

小澤拓也, 菊池武士, 古荘純次, 福島一樹, 福田孝博, 谷田惣亮, 藤川孝満, 加納繁照: 脳卒中片麻痺の臨床評価に基づく上肢リハビリ支援システム PLEMO-P3 の研究開発—Burunnstrom Recovery Stage を用いた評価システムの検討—. 日本実験力学会. (掲載決定)

第4章に関連

Takuya Ozawa, Takehito Kikuchi, Junji Furusho, Kazuki Fukushima, Takahiro Fukuda, Sosuke Tanida, Takamitsu Fujikawa, and Shigeaki Kano: Clinical Tests for Detecting Synergy Movements and Clinical Understanding of Stroke Patients Using PLEMO System with Sensor Grip Device (PLEMO システムによる脳卒中片麻痺患者の運動機能評価の有用性と臨床的解釈について). International Journal of Automation Technology, Vol.3 No.5, 551-560, 2009. (Special Issue on Biomanufacturing).

第5章に関連

小澤拓也, 菊池武士, 古荘純次, 福島一樹, 福田孝博, 谷田惣亮, 藤川孝満, 加納繁照: 上肢リハビリテーション支援システム PLEMO の脳卒中片麻痺に対応した訓練ソフトの提案および訓練効果に関する臨床評価. 日本実験力学会, (投稿中).

第6章に関連

小澤拓也, 古荘純次, 小林弘, 原口真: 冗長個数の ER 流体ブレーキを用いた上肢リハビリテーション支援システム Redundant-PEMO-Prototype の研究開発. 日本実験力学会. (掲載決定)

第7章に関連

小澤拓也, 古荘純次, 菊池武士, 赤井 弘樹, 福島一樹, 福田孝博, 谷田惣亮, 藤川孝満, 加納繁照: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢リハビリテーション支援システム PLEMO-P3 の研究開発 (運動機能評価・訓練および実用化機の開発に向けた検討). 日本機械学会論文集. (掲載決定)

第8章に関連

小澤拓也, 西尾大輔, 古荘純次, 谷田惣亮, 菊池武士: 身体重心制御機構を搭載した体重免荷型トレッドミルの開発. 日本実験力学会. (投稿中).

(2) 国際会議論文

Takuya Ozawa, Takehito Kikuchi, Kazuki Fukushima, Fukuda Takahiro, Sosuke Tanida, Takamitsu Fujikawa, Shigeaki Kano, Hiroaki Akai, Junji Furusho : Initial Clinical Tests for Assessment Models of Synergy Movements of Stroke Patients Using PLEMO System with Sensor Grip Device. The 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics: 873-878, 2009.

Takehito Kikuchi, Takuya Ozawa, Hiroaki Akai, Junji Furusho : Hybrid-PEMO, Rehabilitation System for Upper limbs with Active / Passive Force Feedback, and Its Application for Facilitation Techniques. The 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics: 781-786, 2009.

Takuya Ozawa, Junji Furusho : Clinical Tests for Assessment Models of Synergy Movements of Stroke Patients Using PLEMO System to Rehabilitation Assessments. The 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics (Workshops & Lab Sessions): 9-13, 2009.

(3) 参考論文

小澤拓也 : 長寿医療制度（後期高齢者医療制度）の概要. Clinical Physical Therapy, 10 : 35-41, 2007.

小澤拓也, 大野博司 : 中殿筋トレーニングの頻度による股関節の可動性及び骨盤周囲筋への影響に関する研究. 理学療法学 35 (Supplement_2) : 253, 2008.

春名美扶, 白星伸一, 大和洋輔, 柴田奈緒美, 小澤拓也 : 転倒予防を目的とした在宅高齢者に対する足趾把握力訓練の効果～歩行開始時の足圧中心に着目して～. 近畿理学療法学術集会誌, 38 : 75-76, 2008.

河西謙吾, 山下将樹, 河合あづさ, 小澤拓也 : 下肢荷重時の体幹に着目し歩容の改善を目指した症例 - 前額面の動きに着目して -. 近畿理学療法学術集会誌, 38 : 153-154, 2008.

岡山裕美, 松岡雅一, 山内仁, 大工谷新一, 小澤拓也: ダイナミックストレッチングの実施回数について —筋力発揮と筋の柔軟性に及ぼす影響—. 近畿理学療法学術集会誌, 38: 161-162, 2008.

谷田惣亮, 菊池武士, 安田孝志, 古荘純次, 小澤拓也, 藤川孝満, 中井裕之, 砂川勇: コンパクト型 MR 流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具の開発と臨床評価. 理学療法学 36 (Supplement .2) (日本理学療法学術大会抄録集 2009 DVD): P1-066, 2009.

柳沼寛, 小澤拓也: 立位姿勢制御における膝関節の役割に関する実験的研究. 理学療法学 36 (Supplement .2) (日本理学療法学術大会抄録集 2009 DVD): P3-429, 2009.

谷田惣亮, 菊池武士, 梯大悟, 大月喜久子, 小澤拓也, 藤川孝満, 古荘純次, 中井裕之, 森本正治: コンパクト型 MR 流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具での歩行分析. 生体医工学シンポジウム 2008, (CD-ROM): 253-258, 2008.

菊池武士, 小澤拓也, 福島一樹, 赤井弘樹, 谷田惣亮, 藤川孝満, 加納繁照, 古荘純次: 準 3 次元上肢運動訓練支援システム PLEM0 による共同運動パターンを考慮した運動機能評価—訓練に関する基礎的検討—. 電子情報通信学会技術研究報告, 108 (254): 23-26, 2008.

菊池武士, 谷田惣亮, 梯大悟, 大月喜久子, 小澤拓也, 藤川孝満, 古荘純次, 中井裕之: MR 流体ブレーキを用いた制御型短下肢装具 (I-AF0) による歩行制御. 電子情報通信学会技術研究報告, 108 (254): 27-30, 2008.

小澤拓也, 福島一樹, 菊池武士, 赤井弘樹, 谷田惣亮, 藤川孝満, 加納繁照, 古荘純次: 上肢運動訓練支援システム PLEM0-P3-Prototype の臨床評価に関する研究. 生体医工学シンポジウム 2008, (CD-ROM): 247-252, 2008.

小澤拓也, 柳田泰義: 腰背部表在筋に着目した腰痛症の筋電図学的評価. 体育・スポーツ科学, 16: 9-14, 2007.

小西尚之，河西謙吾，島田寿江，松本伊代，中岡孝太，金原高志，小澤拓也，大野博司：ストレッチポール上での他動的体幹回旋運動が体幹柔軟性と立位バランスに与える影響．大阪府理学療法学術大会学会誌，19：50，2007．

河西謙吾，小西尚之，丸山裕次，中岡孝太，金原高志，小澤拓也，大野博司：前額面上での骨盤運動における股関節周囲筋の筋活動変化．大阪府理学療法学術大会学会誌，19：41，2007．

小澤拓也，竹口裕成，柳田泰義，前川聡，加納繁照：姿勢制御における大腰筋の役割に関する実験研究．Clinical Physical Therapy, 9:23-29, 2006．

小澤拓也：平成 18 年度診療報酬改定の概要．Clinical Physical Therapy, 9：45-51，2006．

小澤拓也，大野博司：中殿筋トレーニングの頻度による股関節の可動性及び骨盤周囲筋への影響に関する研究．理学療法学 35 (Supplement_2)：253，2008．

春名美扶，白星伸一，大和洋輔，柴田奈緒美，小澤拓也：転倒予防を目的とした在宅高齢者に対する足趾把握力訓練の効果～歩行開始時の足圧中心に着目して～．近畿理学療法学術集会誌，38：75-76，2008．

河西謙吾，山下将樹，河合あづさ，小澤拓也：下肢荷重時の体幹に着目し歩容の改善を目指した症例 - 前額面の動きに着目して - ．近畿理学療法学術集会誌，38：153-154，2008．

岡山裕美，松岡雅一，山内仁，大工谷新一，小澤拓也：ダイナミックストレッチングの実施回数について - 筋力発揮と筋の柔軟性に及ぼす影響 - ．近畿理学療法学術集会誌，38：161-162，2008．

謝辞

本研究を遂行するにあたり、適切な御指導、御鞭撻を頂いた大阪大学大学院工学研究科 古荘純次教授に心より感謝いたします。また、本学位論文の審査をして頂くとともに丁寧なご指導を賜りました、大阪大学大学院工学研究科 大須賀公一教授、田中敏嗣教授に、心より御礼申し上げます。

機械制御の専門的立場から有益な情報を頂き、研究の推進や論文執筆における適切なご指導を頂いた、大阪大学大学院工学研究科 菊池武士助教に心より感謝いたします。

材料に関する観点から多くのアドバイスを頂き、ER 流体の提供にも快く応じていただいた株式会社 RE テック、井上昭夫様に深く感謝いたします。

研究活動の手本として多くのことを学ばせていただいた古荘研の先輩方、ならびに著者の研究活動を暖かくサポートしていただいた古荘研究室の学生諸子に心より感謝いたします。

臨床実験を実施するにあたり、本研究の趣旨に賛同いただき、研究の実施を快諾いただいた社会医療法人 協和会 加納繁照理事長に心より感謝いたします。また、作業療法士の立場から適切なご意見を頂いた社会医療法人協和会 加納総合病院 福田孝博先生、ならびに本研究の実施に多大なる協力を頂いた社会医療法人協和会 加納総合病院のリハビリテーション科の先生方に深く感謝いたします。そして、臨床研究に参加いただいた社会医療法人協和会 加納総合病院で治療を受けていた患者様方に心より御礼申し上げます。

最後に陰ながら研究活動を支えてくれた妻、娘たちに心から感謝いたします。

平成 22 年 1 月 14 日

小澤拓也

著者略歴

学歴

昭和 61 年 4 月 国際仏教大学 言語文化学科 英語英米文化専攻 入学
 昭和 63 年 8 月 国際仏教大学 言語文化学科
 英語英米文化専攻 中途退学
 平成 1 年 4 月 愛媛十全医療学院 理学療法学科 入学
 平成 4 年 3 月 愛媛十全医療学院 理学療法学科 卒業
 平成 5 年 4 月 佛教大学 社会学部 社会福祉学科 入学
 平成 9 年 9 月 佛教大学 社会学部 社会福祉学科 卒業
 平成 17 年 4 月 神戸大学大学院 総合人間科学研究科
 博士前期過程 入学
 平成 19 年 3 月 神戸大学大学院 総合人間科学研究科
 博士前期過程 修了
 平成 19 年 10 月 大阪大学大学院 工学研究科
 機械工学専攻 博士後期課程入学

現在に至る

職歴

平成 4 年 4 月 近江八幡市民病院 理学診療科 入職
 平成 7 年 3 月 近江八幡市民病院 退職
 平成 7 年 4 月 京都大橋総合病院 理学診療科（主任） 入職
 平成 8 年 12 月 京都大橋総合病院 退職
 平成 9 年 1 月 特定医療法人 協和会 総合加納病院
 リハビリテーション科（主任）入職
 平成 10 年 5 月 特定医療法人 協和会
 老人保健施設ハートフル（科長）異動
 平成 12 年 4 月 特定医療法人協和会 総合加納病院
 リハビリテーション科（科長）異動
 平成 17 年 3 月 特定医療法人協和会 総合加納病院 退職
 平成 17 年 4 月 藍野大学 医療保健学部 理学療法学科（講師） 入職
 平成 20 年 3 月 藍野大学 医療保健学部 理学療法学科 退職
 平成 20 年 4 月 特定・特別医療法人（現・社会医療法人）協和会
 本部 人事企画課（課長）入職

現在に至る