博　士　論　文

Virtual Reality 技術を基礎とした鏡療法による上肢慢性疼痛治療システムに関する研究

平成 27 年 3 月

福森　聡

岡山大学大学院
自然科学研究科

Virtual Reality 技術を基礎とした鏡療法による上肢慢性疼痛治療システムに関する研究

福森 聡

論文要旨：

慢性的な疼痛は患者の社会生活に支障をきたすだけでなく，就労困難や介護費用などによる社会経済の損失も引き起こす．鏡療法と呼ばれる治療手法による，四肢の慢性疼痛に伴う運動機能の回復や鎮痛が報告されている．このような治療手法へVirtual Reality (VR) 技術を取り入れることは，運動データに基づいた診断や，患者の症状に合わせた治療タスクの設計を可能にする．従って，工学的アプローチはこのような諸問題の解決を導く一つの有効な手段である．本論文ではVR技術を基礎とした鏡療法による慢性疼痛治療システムに関する研究に取り組んだ．まず，上肢慢性疼痛のためのVR鏡療法(Virtual Reality based Mirror Visual Feedback: VR-MVF system)を構築した．結果，慢性疼痛患者に対して継続的な鎮痛効果が確認された．さらに，VR-MVFの発展のために2つのアプローチを取った．1つ目は3Dディスプレイを用いて物体へのリーチング動作を容易にし，かつ臨場感の増加を目指すものである．そこで，偏光眼鏡と3Dディスプレイによる立体視システムを導入した．拡張したシステムは臨場感を測定するPQテストによって，操作性が向上したことを確認した．2つ目は家庭向けの治療システムというアプローチである．そのために，カメラを使った上肢動作の計測による家庭向けへVR-MVFの発展可能性を検証し，新たな治療システムを構築した．家庭向けのVR-MVFに必要な動作に関する要件に加えて，医療従事者や病院に通院する患者から得た必要要件を基に，モーションキャプチャ装置のKinectとマウスを用いてシステムを実装した．そして，計測から仮想表示までの遅延時間の計測や，健常者に対するいくつかの操作実験により良好な結果を得た．また，患者1名の疼痛の変化から鎮痛効果が得られる可能性が示唆された．さらに，本研究では，治療メカニズムの解明にも取り組んだ．

目 次

1 緒言 1

1.1 慢性疼痛 3

1.1.1 複合性局所疼痛症候群 3

1.1.2 幻肢痛 4

1.1.3 知覚-運動ループの破綻 4

1.1.4 慢性疼痛に対する治療 5

1.1.5 慢性疼痛治療の課題 6

2 Virtual Reality 技術を導入した鏡療法システム 8

2.1 緒言 8

2.2 目的 9

2.3 治療システム 9

2.3.1 システムの構成 9

2.3.2 仮想環境 10

2.3.3 治療タスク 11

2.4 方法 12

2.5 結果 12

2.6 考察 15

2.7 結論 18

3 3D ディスプレイを用いた没入型治療システム 19

3.1 緒言 19

3.2 没入型治療システム 20

3.2.1 立体視型システムの導入 20

3.3 没入型治療システムの評価方法 22

3.4 結果 26

3.5 考察 28

3.6 結言 28

4 簡易型治療システム 30
4.1 緒言 30
4.2 治療システムの構成 31
4.3 治療アプリケーションと治療での利用法 33
4.4 簡易版治療装置の評価 34
4.5 結果 35
4.6 考察 36
4.7 結論 37

5 カメラ画像による身体動作認識デバイスを利用したＶＲ鏡療法システム 38
5.1 緒言 38
5.2 慢性疼痛 39
5.2.1 慢性疼痛治療 39
5.2.2 VR鏡療法 39
5.3 在宅治療用システム 40
5.3.1 システム開発の目的 40
5.3.2 簡易型治療システムの必要要件 40
5.3.3 評価項目の検討 42
5.4 開発した簡易型治療システム 43
5.4.1 システム構成 43
5.4.2 仮想上肢の操作方法 44
5.4.3 デジタルフィルタ 45
5.5 システムの評価 47
5.5.1 遅延時間の計測 47
5.5.2 健常者に対する知覚検証実験 48
5.5.3 健常者に対する操作性検証実験 50
5.5.4 考察 52
5.6 患者を対象とした運動試験と疼痛変化の検討 52

6 運動イメージによる予測と視覚情報の不一致に関わる認知機能の解明 57
6.1 緒言 57
6.2 鏡療法における比較 59
6.2.1 MVF 59

6.2.2 VR技術を応用した鏡療法(VR-MVF) 60
6.2.3 運動イメージによる視覚的変化の予測と視覚情報への着目 . . . 61
6.3 目的 61
6.4 実験 62
6.4.1 参加者 62
6.4.2 実験装置 63
6.4.3 実験タスクと手順 64
6.4.4 実験結果の分析方法 68
6.5 結果 69
6.5.1 fMRIデータ 69
6.5.2 ジェスチャによるタスク達成の報告 70
6.5.3 質問紙の回答 71
6.6 考察 71
6.7 結論 77

7 総括 78

謝辞 80

付録 95

図 目 次

1.1 Somatotopy of primary somatosensory area[3] 5
1.2 Sensorimotor loop[94] 6
1.3 Mirror Visual Feedback therapy 7

2.1 システム構成 10
2.2 遅延ありに比べて遅延なしの条件でBOLD信号の高かった皮質領域 . . 11
2.3 治療結果 14

3.1 治療装置の外観 20
3.2 両眼視差の設計 21
3.3 視野角の設計 22
3.4 立体視導入後の画面 23
3.5 各質問項目におけるPQスコア 26
3.6 Group1での各質問項目におけるPQスコア 27
3.7 Group2での各質問項目におけるPQスコア 27

4.1 簡易版治療装置の構成 33
4.2 赤外線LEDのレイアウト 33
4.3 治療の様子 35
4.4 アンケート結果 36

5.1 簡易型VR鏡療法システムの構成 44
5.2 簡易型VR鏡療法システムの画面例 45
5.3 簡易型VR鏡療法における仮想の腕と手の操作方法 46
5.4 腕の速度による平滑化効果の変化 47
5.5 測定環境 48
5.6 Kinectと磁気センサの遅延量 49
5.7 知覚検証実験環境 50
5.8 質問1,2,3,5,7,9の結果 52

5.9 操作性検証実験の画面例 53
5.10 ターゲットの掴みタスク成功時と失敗時での距離の標準偏差 54
5.11 前半5分間と後半5分間での距離の標準偏差 54
5.12 患者の治療状況 55
5.13 疼痛の変化 56

6.1 MVFの鏡に映る仮想の手の様子 57
6.2 左手に疼痛がある患者の場合のVR-MVFによる治療の様子 60
6.3 ディスプレイに映る仮想の肢とコントロール時の左右の関係 61
6.4 fMRI計測中の実験環境 64
6.5 実験タスクでの仮想の手と実際の手の関係 65
6.6 fMRI計測中の条件の順序 66
6.7 遅延ありに比べて遅延なしの条件でBOLD信号の高かった皮質領域 . . 70
6.8 遅延なしに比べて遅延ありの条件でBOLD信号の高かった皮質領域 . . 71
6.9 質問紙の結果 73
6.10 (遅延なし，成功)より(遅延あり，失敗)でBOLD信号が高かった皮質領域 75

表 目 次

3.1 アンケート項目 24

5.1 アンケート項目 51
5.2 質問4,6,8の結果 51

6.1 質問項目 67
6.2 遅延なしと遅延ありのBOLD信号の比較結果 p<.001(unc.) 69
6.3 タスク達成の回数と比率 72
6.4 (遅延なし，成功)と(遅延あり，失敗)のBOLD信号の比較結果 p<.001(unc.) 76

第1章

緒言

幻肢と呼ばれる四肢切断患者のいわゆる麻痺した幻肢を動かすことを目的として，Ramachandranらは鏡療法を考案した[38, 27, 37]．この鏡療法により麻痺した幻肢が動くようになったことに加え，幻肢に伴う痛みが改善したことが報告された．この鏡療法による運動機能の回復が注目され，鏡療法が身体のリハビリテーションのために使われてきた．脳卒中後の運動機能障害の回復は，中枢神経損傷後の運動機能の回復の典型的な例である．さらに，鏡療法は明確な中枢神経の損傷がない症状に対しても有効なことが報告されている．複合性局所疼痛症候群(Complex Regional Pain Syndrome: CRPS)と呼ばれる慢性疼痛の運動機能の回復の報告はその一つである．CRPSは様々な疼痛の症状が見られるだけでなく，運動機能の障害を伴うようなケースも見られる．さらに，その発症機序はまだ十分明らかにされていない．そのため，有効な手段が確立されておらず治療にも困難がつきまとう．例えば，薬剤の使用はCRPSの鎮痛のための最も有効な手段の一つであるが，薬剤への耐性が進むことでその効果が減退するケースがある．この治療の困難さは鏡療法の場合も例外ではなく，使用の中断に伴って疼痛が再発したり，疼痛が高まったりすることが報告されている．疼痛は患者の社会生活に支障をきたすだけでなく，就労困難や介護費用などによる社会経済の損失が大きい．この自体を憂慮したアメリカ国議会は「痛みの10年」(Decade of Pain Control and Research)宣言を2000年に採択した．これによりアメリカは痛みに対して国家規模の取り組みを行うこととなった．また，日本でも厚生労働省「慢性の痛みに関する検討会」が発足したように日本でも取り組みが始まっている．このように痛みへの取り組みは患者の社会生活の改善のみならず，社会経済にも大きく関わる重要なテーマである．

鏡療法による治療効果の報告は，重要な事実を私達に気づかせる．それは直接身体を動かすことなしに，運動機能の回復が起こるという点である．しかも，障害を受けた部位を動かす必要がない点も見逃せない．現在では，鏡療法特有の視覚的なフィードバックがこのような回復に重要な役割を担っていると考えられている．工学の発展により生まれたVirtual Reality (VR) 技術は，Computer Graphics(CG)やセンシング技術によって人工的な現実感を作り出すもので，鏡療法のもたらす錯覚を再

現できる可能性がある．さらに，VR技術を取り入れることにより患者に合わせた柔軟なタスクの設計が可能なことや，計測された定量的なデータに基づいた，患者の状態の把握が可能な点は非常に将来性が高い．

複合性局所疼痛症候群(Complex regional pain syndrome: CRPS)　と呼ばれる慢性疼痛はその疼痛により非常に苦痛を患者に与え，患者の日常生活での行動に支障をきたすこともしばしば見受けられる. CRPSは怪我が治癒した後も治癒した個所に慢性的な痛みを感じたり，治癒の過程で癒えるはずの痛みが初期の怪我の程度を超えた痛みを持つ. そして，CRPSは骨折や外傷を発端として生じる事が多い患者らは痛みがあるためにうまく動かせず,日常に使用をきたすケースがある. 例えば手が腫れ上がり慢性的、突発的に痛みが生じるため全く手を使うことができないことや、足の痛みがひどいため松葉杖を使って移動しなければならない患者がいる. これらの疼痛は疼痛個所の違いや痛みの程度だけでなく，患者により痛みの感じ方も異なり,慢性的に痛みが続いたり時折激しい痛みを生じるなど痛みの周期も様々である. ペインクリニックを始めとする疼痛の治療現場では，多くの場面でCRPS患者に対して投薬による治療が行われている. しかしながら，繰り返し同様の薬を処方することによってに身体がその薬への耐性を獲得する。これによって薬の治療効果の減少や，投薬よって症状が悪化するケースさえ見られる. そのため，一般的にCRPSの治療は難しいとされている. CRPSの発症メカニズムは解明されていない. しかしながら，CRPSの原因の1つとして脳内での痛みの認識そのもののの変化が考えられている. つまり，通常は身体の一部が外傷を負い，痛みを感じるが，CRPSは学習された痛みを感じていると考えられる. そのような脳内の可塑性の一例として，一次体性感覚野の再構築が知られている. 一次体性感覚野の再構築現象として良く知られているものには幻肢と呼ばれる症状がある. 幻肢は先天的または，事故等によって四肢の一部を喪失した際に，その喪失個所に四肢の一部の強い存在感を感じるという症状である. この幻の四肢の一部を幻肢と呼ぶ. そして幻肢を感じる人の中にはその幻肢を自分の意思で動かすことができていると感じるケースもある. このようなケースで幻肢を持つ人その幻肢の存在をありありと感じるにも関わらず実際には存在しないことに戸惑いを感じる[2].

幻肢を持つ人の中にはその幻肢が痛みを持つと感じる人がいる. これは一般的に幻肢痛と呼ばれている症状である. この幻肢痛は典型的なCRPSの症状の1つで，CRPSの症状と同様に痛みの症状は様々である. 幻肢の特徴的な痛みとして幻の手の一部の指が手のひらに食い込んでいるため，幻の手のひらに痛みが生じていると訴える患者もいる. この幻肢痛の改善手法としてRamachandranはMirror Visual

Feedback (MVF) therapyを提案した[27, 37]．MVFは箱と鏡を使って視覚的な錯覚を生み出し，使用者に仮想的な運動をしているかのように感じさせる事ができ，MVFは幻肢痛に対して治療効果をあげていることが報告されている．さらにこのMVFは幻肢のみならず，他の身体の喪失を伴わないCRPS患者への治療にも用いられている．MVF therapyはCRPSへの有効な治療法の一つであるが限られた空間で治療を行うために治療に飽きやすいことや，箱を使うことによって生じる空間的な制限によってMVFに必要な上肢の運動に制限を生じる問題がある．

現在Computer Graphics (CG)を中心としたVirtual Reality (VR)技術は一般に広く普及し，様々な分野で使われている．特にEntertainment分野でのCG技術の発展はめざましくなくてはならないものとなっている．CG技術は製作者が自由な空想で空間を演出できたり，物体を作ることができる．そして，彼らはその物体を自由に動かすことも出来るため，非常に自由度の高い表現できることとがCG技術の普及を後押ししていると考えられる．さらにCG技術を中心としたVisualisation関連の研究もん盛んに行われており，

1.1　慢性疼痛

1.1.1　複合性局所疼痛症候群

慢性疼痛は身体に慢性的な痛みを経験する症状である．その慢性疼痛の1つとしてCRPSや幻肢痛が知られている．CRPSは骨折や打撲などの外傷をきっかけとして，慢性的および突発的な痛みが生じ，筋肉けいれんなどの運動障害が生じる慢性疼痛症候群である[35]．このCRPSは過去の外傷が医学的観点からみて完治したと判断可能であるものの，痛みが継続して発生する．例えば，骨折が完治したと診断されたにもかかわらず，同部分に激しい痛みが生じて全く動かせなくなってしまったり，逆に同部分を運動させようとすると痛みが生じてしまう．そして，その痛みは進行性で，時間が経過するについれて痛みが増加する．

その痛みは火であぶられ，焼かれたような激しい痛みである灼熱痛やズキズキ疼く痛みが生じることもある[6]．このような痛みが原因となり，CRPS患者は痛みのある四肢を動かせなくなり[92]，日常生活に支障をきたす場合もある．このような運動障害を抱えた患者の中には，痛みのある四肢を全く動かすことができない人もいる．このようにCRPSの特徴的な症状である運動障害には，筋収縮，筋力低下，不随意運動，さらに関節可動域の制限がある[5]．運動障害以外にもCRPSには多彩な症状があり，皮膚温の上昇と低下，発汗過剰あるいは過少等の感覚障害も確

認されている[5]. このような痛みや運動障害の症状がおこる原因には，交感神経の異常興奮が指摘されている[3]. 外傷を追った際に，運動機能を司る抹消神経に損傷が起こることで，その損傷部分近辺にある交感神経のショートにより，何らかの原因で異常な興奮を起こす. この交感神経の異常興奮が四肢の痛みや感覚障害につながる[3].

1.1.2 幻肢痛

先天的，あるいは事故により四肢の一部を失った場合に，幻肢は発生する．この幻肢とは失った身体部位にあるはずのない身体部位の存在を感じる症状である．さらに四肢切断後の患者の50〜80％以上が痛み(幻肢痛)を経験する[4].「じりじり」や「ピリピリ」といったしびれ感や刺痛が報告されている[7]. この幻肢痛は四肢切断以外に，脳卒中，脊髄損傷や末梢神経損傷などの運動麻痺や感覚遮断によっても発症することが知られている[4].

幻肢痛の発症は，中枢神経系レベルでの機能再構築が原因の1つであると考えられている[4]. Fig.1.1に示すように，一次体性感覚野には，体部位再現地図と呼ばれる身体部位に応じた脳領域が存在する．身体部位が切断等により損傷が起きると，体部位再現地図で対応する部位の領域が失われる．すると，損傷部分の局在部位に隣接する他の部位が補うように，局在部位の拡大が起こる．例えば上腕を切断した患者の場合，一次体性感覚野の体部位再現地図で上腕の領域の機能が失われる．失われた皮質領域に隣接する顔面や口の皮質領域が，上腕の機能領域を補うようになる．結果として，患者が顔の表面に触れると，上肢を触られているように感じる．

1.1.3 知覚-運動ループの破綻

慢性疼痛症状の痛みの原因として，知覚-運動ループの破綻がある． McCabeは健常な上肢の視覚的な運動知覚と体性感覚的な運動知覚を解離させて上肢の知覚-運動ループを破綻させると，病的疼痛や手の喪失感をはじめとする異常感覚が生じる事を報告している[94]. この知覚-運動ループは，自身の運動を知覚し，意思通りに運動を行う為の運動系と感覚系のメカニズムである．Fig.1.2に示すように，人が自分の四肢を運動させる際に，四肢を動かそうとする運動の指令の後に続き，四肢の位置や姿勢の変更といった運動の後に知覚される感覚情報のフィードバックの予測が行われる．この知覚予測にはefference copyが使われている[94]. その知覚の

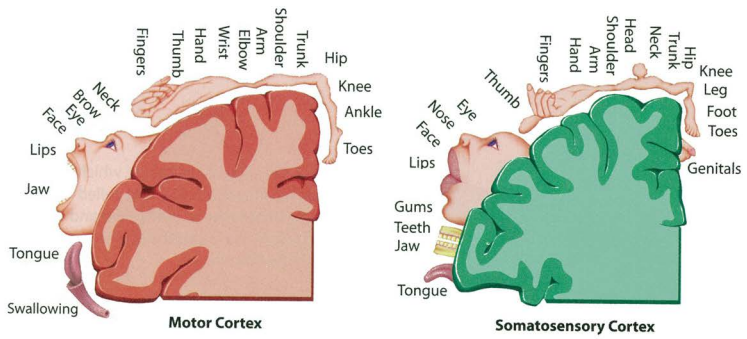

Fig. 1.1:Somatotopy of primary somatosensory area[3]

予測と実際の運動によって得られた知覚との比較が行われ，その差分に基づいて次の新たな運動指令の準備が行われる．この知覚-運動ループが整合されている場合は，操作者は運動させた四肢を自分の身体の一部と知覚するようになる．

幻肢痛の知覚-運動ループでは，運動の指令は常に出されている．しかしながら，切断された四肢からの感覚情報フィードバックが欠損しているために運動指令と運動予測の間に乖離が起きて，結果的に知覚-運動ループが破綻してしまう．その破綻が異常事態となり，警告として痛みが発生する．McCabeらの報告[94]より，この疼痛はCRPSでも起こりうる．CRPSでは関節可動域の制限や拘縮，不随意運動によって感覚情報のフィードバックが正確に得られず，運動指令と運動予測との乖離が起きると考えられる．

1.1.4　慢性疼痛に対する治療

CRPSや幻肢痛に対する治療法は，投薬による治療が知られている．また，電極による脊髄刺激やモルヒネポンプ埋め込み手術，星状神経節ブロックや腰部硬膜外ブロック，三叉神経ブロックなどの神経ブロックのような，外科的手術を要する治療もある．さらに，運動療法による治療も行われている．

CRPSや幻肢痛に対する運動療法には，RamachandranによるMirror Visual Feedback(MVF) Therapy[37, 38]がある．MVF療法は，Fig.1.3に示すように，鏡を利用した錯覚非侵襲な運動療法である．この治療法によって，幻肢痛患者に鎮痛効果は報告されている[37]．さらに，McCabeらによってCRPS患者に対しても応用されている[93][47]．

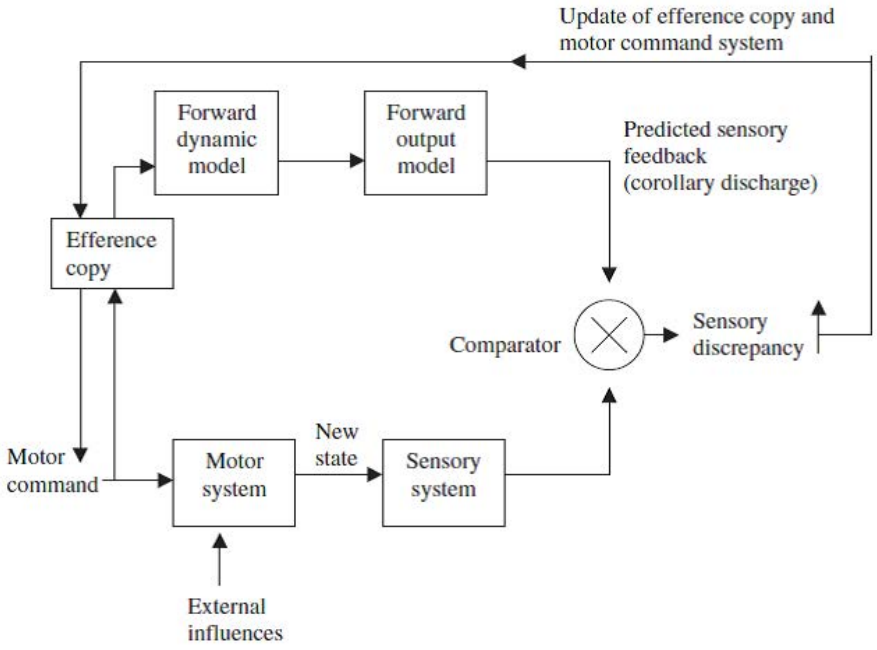

Fig. 1.2:Sensorimotor loop[94]

MVFによる治療では，患者の身体の正中に鏡を設置され，その両側に患者の健側肢と患側肢を置く．そして，患者が健側肢側から鏡をのぞくと，自身の患側肢の位置に健側肢の鏡像が重なり，患側肢が存在しているように感じる．この状態で患者は，健側の手指を自由に動かして，患者は鏡内の健側肢の動きを観察する．このように鏡に写る健側肢の動作を観察する事で，患者は自分の患側肢が自分の意思通りに動作していると感じるようになる．住谷らはCRPS患者や幻肢痛患者に対してMVF治療を行い，ねじれるような痛みの減少や幻肢の随意運動の獲得によって幻肢の不快感や疼痛を自己管理できるようになったことを報告している[4].

1.1.5　慢性疼痛治療の課題

慢性疼痛に対する治療法において，投薬治療は，薬に対する耐性によって，継続した服用に対しては効果が薄れる場合がある．また，外科的手術による治療については，侵襲による治療という事が患者にとって抵抗になることが，課題になっている．慢性疼痛への投薬治療や交感神経ブロックなどの侵襲治療について，Forouzanfar[8]やKarmarkar[9]は，薬理学的なアプローチや神経ブロックに対して抵抗性を持つことからCRPSは治療が難しいと指摘している．また，慢性疼痛は心理的要因が痛みを強めることに関与している場合があると考えられている．そのため，神経ブロッ

Fig. 1.3:Mirror Visual Feedback therapy

クは単独で治療を継続しても十分な効果が得られないという報告もある[10].

慢性疼痛の運動療法において重要な事は継続した治療を行う事である．慢性疼痛は継続した治療を行わないと鎮痛効果が軽減してしまう．そのため，鏡治療は動きが単調になり，患者が治療に飽きてしまい，治療を続ける事をやめてしまう場合がある．MVFは鏡治療を箱の中で行うような場合は，箱の中という限定された空間内での運動しかできないため，多彩な動きを行いにくくなってしまう．運動療法では日常的な動作を治療に取り入れたりするので，動きが限定されるような状況は，運動療法には避けるべきだと考えられる．こういった事からも鏡療法は，CRPSや幻肢痛で鎮痛効果が確認されているが，いくつか課題が残っていると考えられる．

さらに，慢性疼痛治療には解決すべき課題がある．それは治療における鎮痛メカニズムの解明である．投薬治療や神経ブロック，または鏡治療で鎮痛効果は確認されているものの，慢性疼痛治療の鎮痛の正確なメカニズムは未だに解明されていない．この鎮痛メカニズムが十分解明されることで，より効果的な治療法が開発される可能性がある．しかしながら，未だにこのメカニズムが解明されていない．その理由として，CRPSが非常に発症例の少ない症状だという点にあると考えられる．発症例が他の症状に比べて少ないので，その分治療に関するデータも収集しにくくなり，鎮痛メカニズムの解明が行われていないと考えられる．

第2章

Virtual Reality 技術を導入した鏡療法システム

2.1 緒言

前章で述べたとおり，CRPSは運動機能や自律神経の兆候を伴う痛みの状態を含む[35]. そして，この発症機序は十分に明らかにされていないことは，その処置を難しくする一つの要因となっている．

近年の脳機能イメージング技術によって，慢性疼痛の状態と脳皮質といった中枢神経系の可塑性に関連があることが明らかにされている[12] このような正常でない脳皮質の可塑性を修正するという考え方に基づいた，新たな治療手法が知られている．RamachandranとRoger-Ramachandranは，ミラーボックスと呼ばれる道具を使ったMirror Visual Feedback (MVF) を脳皮質に可塑的変化が見られる幻肢痛患者に対して適用し，鎮痛効果を報告している[27]. CRPS type 1と幻肢痛の特徴が多くの部分で共通していることから，McCabeはCRPS type 1に対してMVFを適用し，すべての患者に対して治療効果が得られたわけではないものの，鎮痛効果が得られたことを報告している[93, 47]. Florらは一次体性感覚野再構築と幻肢痛が関連していることを示し[16]，この再構築を戻すことで幻肢痛が減少することを報告している[16]. このように，MVFはCRPS type 1の鎮痛獲得に非常に有効である．

CRPSや幻肢の患者と，脳卒中患者の可塑性の間には共通の部分がある[15, 16, 17]. 脳卒中のリハビリテーションは脳活動の変化を元に戻すことを目的としており，このリハビリテーションがCRPSや幻肢痛にも同様に有効性であることが示唆されている[13]. この脳卒中のリハビリテーションにおいて，タスク指向型の訓練は，脳皮質の可塑性を元に戻すために欠かせない訓練の一つとされている[14] タスク指向型の訓練は，日常生活に関わる運動を繰り返し集中的に行うことによって，動作を獲得し，運動機能の再獲得を測るものである．そして，これは患者自身が積極的に取り組むことも重要である．特に，タスク指向型の訓練によりもたらされる達成感のような報酬は，患者が治療タスクへ積極的に取り組むことを促進すると考え

られる．

VR技術はこのようなタスク指向型の訓練の構築に適している．特に，Computer Graphics ベースのシステムはソフトウェアによって仮想空間が構築されるため，患者の状態に合わせた柔軟タスクの設定が可能な点は高い利点を持つ．すなわち，VR技術をMVFに導入することで，MVFにタスク指向型の訓練を取り入れることができ，より有効性の高い治療が見込まれる．

VR技術を取り入れたMVFは，運動の意図と自己受容感覚のフィードバックの不一致を調整によって一次体性感覚野に作用するだけでなく，さらなる脳領域にも関与する可能性がある．それは，タスク指向型の訓練に基づいた運動制御タスクは，運動の計画や運動の調整含むと考えられ，CRPS患者において脳皮質の活動の変化が見られる一次運動野，補足運動野といった領域に関わると考えられる[18, 103, 92].

2.2 目的

本論文では，VR技術を用いたMVFとしてVirtual Reality base Mirror Visual Feedback(以降，VR-MVFと呼ぶ)治療システムを構築する．幻肢痛，腕神経叢の引き抜き損傷，そしてCRPS type 1のような上肢に様々な痛みを持つ患者にたいして，VR-MVFによる治療を適用することを目的とする．そして，本論文ではまず，これらの患者に対する治療効果について検証する．

2.3 治療システム

2.3.1 システムの構成

VR技術を取り入れたMVFを構築するためにPersonal Computer(PC)を用いる．Operating SystemはWindows XP Professional SP2を用い，CPUはIntel Core2 Duo 3.16 GHzを用いた．また，Computer Graphicsを表示するために，AMD Radeon HD 4679のグラフィックボードを採用した．CGを表示するためのディスプレイは，20インチの液晶ディスプレイであるFlexScan SX2761W(EIZO Nanao MS社)を使用した．動きを計測するため，2種類のセンサを用いた．指の動きといった手の動きを計測するためのデータグローブには，CyberGlove (Immersion社)を採用し，モーショントラッカーであるFASTRAK (Polhems社)は，腕の動きを計測するために用いた．これらの機器は図2.1に示すように接続された．20インチの液晶ディスプレイはPCに接続され，データグローブも同様にPCに接続された．Fastrakのコントロールユニットも同様

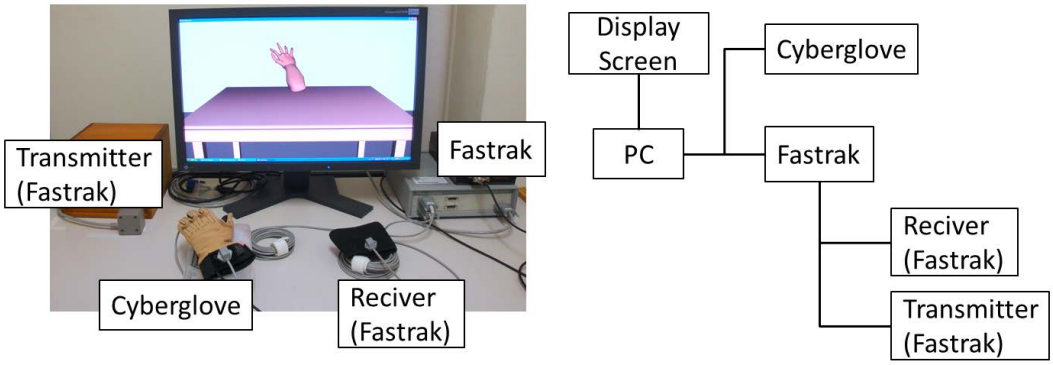

Fig. 2.1:システム構成

にPCに接続された．磁界を発生させるトランスミッターと測定ユニットのレシーバはFastrakのコントロールユニットへ繋がれた．

2.3.2 仮想環境

図2.2は，システム使用中の様子である．ディスプレイに映しだされている仮想環境は，Autodesk社の3DS Maxにより構築された．治療用のアプリケーションが起動すると，仮想環境内には，仮想の机が置かれ，その奥側に棚のような仮想物体が現れる．同時に，大きさの異なる4つの物体が，机の中央に並んで置かれるように現れた．さらに，人の肘から指先までを模したCGのモデルが，仮想の上肢として仮想環境内に現れた．この仮想の上肢は，患側の上肢に見えるように仮想空間内に表示される．例えば，患者の右側が患側であれば，右側の仮想の上肢のモデルが現れる．

仮想の手の制御方法は基本的にMVFに準じており，痛みのある身体部位は動かさない．従って，仮想の手の動きは，健常な手(図2.2中では右手)の動きにより生成される．そのため，患者は健常な手にCyberGloveを装着した．このCyberGloveは，5本の指の曲げ動作と手首の曲げを計測した．一方で，対象患者は上腕に痛みを持たないため，患側の上腕の外側にFastrackのレシーバが装着された．そして，このレシーバにより，実空間におけるこの上腕の3軸の回転と3軸の平行移動の合計6軸の動作が計測された．これら計測された動きがPC内のアプリケーションにより統合され，実際の動作に対して遅れなく，かつ滑らかに仮想の手で再現された．

仮想の手の親指とその他のいづれかの指が一つでも仮想の物体内へ進入すると，仮想の手は物体を掴むことができる．この指が物体内に侵入した状態にある時，患者が腕を動かすことと，仮想の腕が動き，それに合わせて仮想の物体を移動させ

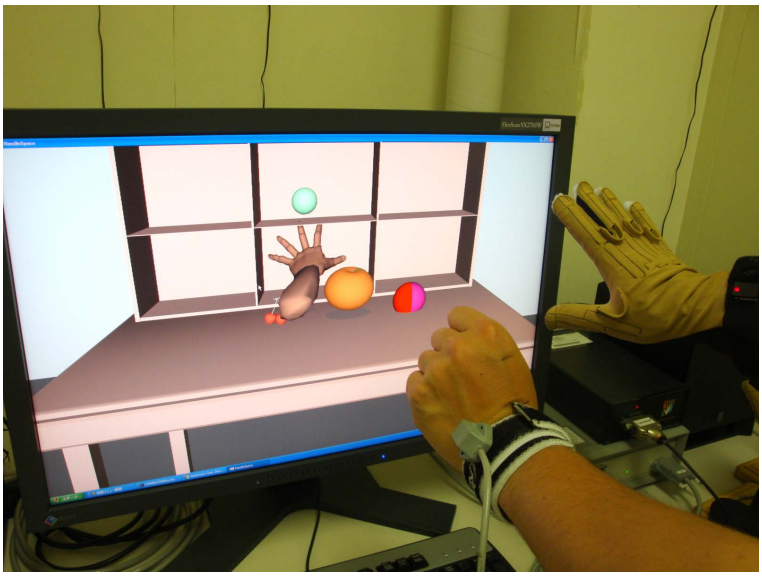

Fig. 2.2:遅延ありに比べて遅延なしの条件でBOLD信号の高かった皮質領域

ることが可能である．結果的に，患者は仮想の手であたかも物体を掴んで移動させているようにみえる．そして，仮想の物体は，仮想空間内のあらゆる場所へ配置できる．

この仮想の上肢と仮想の手のインタラクションは，目標試行的な運動制御タスクを実現する．具体的には，物体へリーチングして，それを掴み，移動させ，離し，そして配置するとい運動タスクである．物体はそれぞれ大きさが異なるため，物体が大きくなるほど仮想の物体を掴むのは簡単になる．

2.3.3　治療タスク

本節ではVR-MVFで患者が行うべき治療タスクについて説明する．初めに，患者はディスプレイに表示されている仮想の手の動きを集中して見るよう，指示された．次に，仮想の手が仮想の物体に対して適切な位置をとるように，患者はFASTRAKのレシーバを装着した上腕を動かす．その後，仮想の手で仮想の物体を掴み，その物体を移動させる．この時，指を閉じるという運動指令を両方の手に対して同期して行うように指示された．ただし，指を閉じる際に，患者はが患側の実際の手を動かすことは許可されない．

患者は，同じ，または，他の仮想物体に対してこの治療タスクを任意に繰り返すことができる．患者は仮想物体同士を一列に並べ直したり，棚に仮想物体を置くことが出来る．そのため，VR-MVFはMVFより飽きないように治療タスクを続けら

れる．そして，患者は，可能な限り集中しながらこの治療タスクを続けなければならない．

2.4 方法

事前に実験について説明を行い，全ての参加者から参加の同意を得た．また，実験は著者所属大学の倫理委員会の許可を得て行われた．合わせて，患者は治療タスクについての説明を受けた．

5人のCRPSを持つ患者がVR-MVFによる治療に参加した．それぞれの患者の特徴を表2.4に示す．すべての患者はInternational Association for the Study of Pain(IASP)のCRPSの診断基準[28]を満たした．

週一度の外来時に，VR-MVFが設置してある岡山大学病院にて治療が行われた．なお，VR-MVFによる治療の前に表右端に示す鎮痛剤による処置を患者に対して行った．この処置の後，患者はVR-MVFによる治療に取り組んだ．このとき，治療時間に関して，制限は設けなかった．そのため，患者が任意に治療時間を調整し，任意のタイミングで治療を終了した．ただし，患者が痛みの増加を訴えた場合やVR-MVFによるものと考えられる副作用が見られた場合，治療は直ちに中断され，追加の投薬を実施した．治療前後の痛みはVisual Analog Scale (VAS)を用いて，0(全く痛みがない)から100(最もひどい痛み)の101段階の範囲で評価された．

2.5 結果

全ての患者は動作に伴った自発的な痛みの増加があったことを確認した．これらの患者の処置前のVASのスコアは，(64 ± 14)(mean $\pm$ SD)であった．治療後のVASのスコアは(31 ± 26)へと減少した事を確認した．それぞれのケースにおける痛みの変化を図2.3に示す．グラフの横軸はVR-MVFによる治療回数を示す縦軸はVASにより取得された痛みの程度を表す．赤色の棒グラフは治療前，青色の棒グラフは治療後の痛みの程度を表す．

4人(80%))の患者が，治療前から痛みが50%の減少した．効果的な痛みの減少(50%の減少)が達成されたのは，Cases 1とCases 2であり，第3回目以降に見れた．Case 3は第4回目に見られ，Case 5は第8回目に見られた．

Case 1において，手首の骨折，さらに，中指と小指に骨折の後にCRPSが進行した．わずかな触覚が，麻痺に付随して起こる激しい痛みを誘発した． また，患側

Case	Affected hand	Age [years]	Sex	Duration [years]	Cause	Dominat hand	Prescribed Medications
1	L	46	F	2	Radius & finger fracture	R	AMP:20[mg], CBZ:300[mg]
2	Both	65	F	2	Distal radius fracture	R	AMP:20[mg]
3	L	46	M	3	Hand fracture	R	AMP:25[mg], GBP:600[mg], NT*:16[unit]
4	R	48	F	3	Post excision of tendon sheath	R	AMP:20[mg], GBP:1200[mg]
5	R	74	F	1	Distal radius fracture	R	AMP:10[mg]

R: Right, L: Left

AMP: Amitriptyline, GBP: Gabapentin, CBZ: Carbamazepine, NT: Neurotropin

*: An extract from inflammatory rabbit skin inoculated with vaccinia virus.

の指の皮膚や骨の衰えが見られ，特に薬指の痙攣が顕著であった．

顕著な痛みの減少が見られたCase 1の患者は，VR-MVFを用いた治療によって，患側の手に自然な感覚が戻ってきたと感じた．この所感は，患者の手首と指の可動域の改善と整合している．結果として，5回の連続した治療の後に，アミトリプチリン(amitriptyline)とカルバマゼピン(carbamazepine)による投薬の処置を終了した．そのため，この患者は通院を終了した．また，VR-MVFによる治療の1年後に電話による聞き取りを行ったところ，患者は投薬を必要とせずCRPSへ十分対処できるようになったと答えている．

Case 2は，浮腫や振戦のうような動作を伴った発汗異常が顕著に見られた．また，仮想物体と仮想の手の位置調整がうまく出来ていなかったことから，手の位置調整能力の顕著な衰えが見られた．

毎回のVR-MVFによる治療の後，振戦のような動作が解消されていた．一方で，位置調整能力には十分な改善が見られなかった．

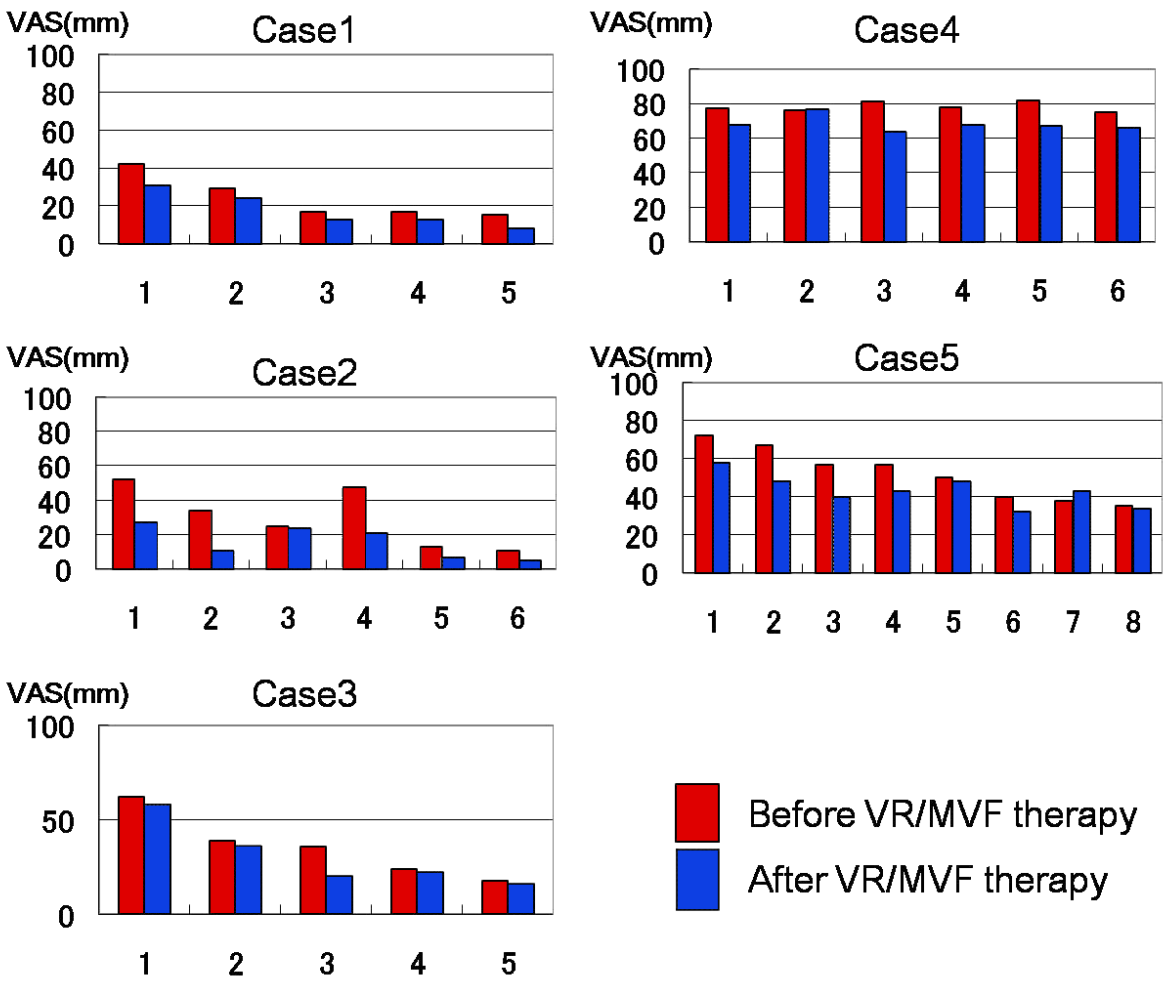

Fig. 2.3:治療結果

Case 3 は手の骨折後に，CRPS が進行した．手の運動に伴って痛みが誘発され，中指，小指，そして親指にこの痛みが見られた．親指の関節の可動域に問題は見られなかったが，骨の萎縮が見られた．治療開始時，患者の位置調整の能力が制限されていた．

治療が進むに連れてリーチング動作が早くなり，正確さが著しく改善した．第 5 回目の治療が終了する頃には，アミトリプチリン (amitriptyline) は必要でなくなり，治療は終了した．痛みの再発は見られず，この患者の通院は終了した．

Case 4 は，腱鞘炎の一種 (狭窄性腱鞘炎) と診断され，腱鞘の切除処置が行われた．この処置の後に，痛みが増加した．とうこつ神経の神経剥離による対処が行われたが，手首や指に痛みが残った．

治療初期，この患者は運動のパフォーマンスが高く，位置調整も十分な能力を有していた．治療時，この患者は，腕を動かしたことに伴って患側に一時的な痛みを

感じたと報告した．しかしながら，治療後のVASによる痛みの程度の結果は，痛みの上昇を示していなかった．この患者は，数回の治療後も痛みの改善が見られなかったために，最終的にVR-MVFの使用を中断した．

Case 5はギプス中に手首の骨折が固定化した．ギプス後，上腕と手に激しい痛み，熱感覚，ならびに筋萎縮が見られた．自発的な痛みや筋機械痛覚過敏が患者によって報告され，サーモグラフィにより患側の手の皮膚に高い温度が確認された．浮腫は確認されず，異常発汗が見られた．さらに，運動麻痺や関節の硬化，そして，骨以外の軟組織に変化が目立った．治療によって指の痛みは減少したが，腕の痛みは改善しなかった．

処置により改善が見られた4つのケースの内，Case2の患者には，鎮痛によるものと思われる浮腫の改善が見られた．また，VR-MVFにおける目標指向的な運動の訓練によって，全ての患者に対して器用さの改善が見られた．また，アロディニアの改善と痛みの改善も関連していた．特定の運動の改善には貢献しなかったものの，改善が見られた全ての患者は，患側の指や手を使えるようになった．これは，激しい痛み，または，アロディニアや痛覚過敏による異常感覚が，運動に伴って引き起こされなくなった．痛みが減少した4人の内3人が投薬量が減少し，治療期間中これは継続した．なお，3D酔いや疲れなどの副作用を訴えた患者は見られなかった．また疼痛強度の増加や浮腫，ゆらぎ，といった症状の悪化は，見られなかった．

2.6 考察

80%の患者が，VR-MVFを3から5回使った後に50%の痛みの減少が報告されたことから，VR-MVFは鎮痛効果をもたらすことを確認した．MVFでは長期化したCRPSの治療は難しいことが知られていることから，これは特筆すべき効果である．また，2人の患者は，VR-MVF使用を中断した後も鎮痛効果が継続した．さらに，本研究における5名の患者のいずれも副作用を報告しなかった．これらの結果は，VR-MVFがCRPSの治療に対する新たな選択肢の一つとなることを意味する．

VR技術の医療分野への適用可能性は，広く強い関心を集めている．例えば，ワールドトレードセンターへの攻撃後の心的外傷後ストレス障害の処置[19]，脳卒中後のリハビリテーション[20]，他にも恐怖症[23]の克服などにおいて将来性の高い報告が，2000年初期から見られている．

このようなVR技術の医療分野への応用の中でも特に，ある種の鎮痛剤としての利用方法は特に興味深い．HoffmanらはVR技術を取り入れたシステムを開発し，火

傷患者の処置においてこのシステムを用いている[21]. 彼らはCGによって作られた仮想空間を集中して見ることで，処置中の患者の注意を痛みからそらすことを目的として用いられた．結果として，一時的に痛みの減少をもたらしていることから，VR技術は鎮痛剤としての役割も果すことが可能である．

McCabeらは早くからMVFをCRPSの処置に用いたものの，その有効性が見られたのは，初期のCRPSの患者に限られていた[93]. この解決手段として，Moseleyは段階的運動イメージプログラムと呼ぶ段階的なMVF治療を提案した．結果，段階的運動イメージプログラムは長期化したCRPSの患者に対してでさえ，鎮痛効果をもたらしている[97]. この段階的運動イメージプログラムは，3つのトレーニングステージにより構成される．それぞれのステージのクリアすると次のステージ進むというように段階的に治療が進む．この手法では，連続して数日間同じステージのタスクが行われ，最終的に数週間もの日数をかけた治療が行われた．そのため，比較的短期間で治療可能な代替手段が求められていた．従って，本研究が提案するVR-MVFは一週間に一度で，しかも短い時間の使用で鎮痛高価がもたらされたことは特筆すべき点である．

特に，Case 1では，一週間に一度の治療回数であったにもかかわらず，疼痛の程度の特筆すべき減少が見られ，運動機能の改善も見られている．また，Case 3も高い鎮痛効果が見られている．これらの結果は，VR-MVFの治療頻度の基準を示唆するものと考える．

毎回の治療時間については制限を設けなかった．それは，タスク指向的な動作を集中的に繰り返すことがリハビリテーションにおいて重要だからである．そして，VRで作られた仮想感はこの集中を補助したと考えられる．その理由の一つとして仮想空間の作り出す没入感による，画面への集中の度合いの高さが挙げられる．実際，Hoffmanらの報告のように仮想空間は，やけどの処置中の痛みから気がそれるほど，患者を仮想空間へ集中させている[21]. このように画面への集中できることは，タスク指向的な訓練への集中を促し，運動の繰り返しを促す. 脳卒中患者の治療例においてこの運動の繰り返しが脳皮質の再構成に重要であるとの報告[14]より，この繰り返しはVR-MVFにおいても同様に重要だと考えられる.

VR-MVFは，CRPS患者の治療を目的とした最初の治療システムであり，CRPSへ鎮痛をもたらすことが示された．Hoffmanらも同様に，VRベースのシステムを提案しており[21, 22]，痛みから一時的気をそらすことで痛みを感じさせない仕組みを構築している．VR-MVFの鎮痛とHoffmanの報告から，痛みの軽減には2つの方向性が見えてくる. それは，ある時点における即効性の一時的なの痛みの軽減と，例

えば，本研究結果のような一週間続くような長く継続する痛みの軽減である．そして，Hoffmanらの手法は前者であり，我々の提案するVR-MVFは後者だといえる．MVFによる鎮痛効果は，後者であると考えられ，慢性的な痛みに取って重要と考えられる．

MVFによる痛みの軽減については十分に明らかにされていないものの，運動の結果とフィードバックとしての視覚情報の整合によって鎮痛が得られているとされている[27]．その視覚的なフィードバックには，少なくとも外観の自然さは関連がない．それは，本研究の提案するシステムの仮想の手の形状や肢の表面の質感や外観は，実際の手の表面とはかけ離れているにもかかわらず，VR-MVFが治療効果をもたらしているためである．したがって，患者が仮想の手を実際の自分の手だと見なすことは，VR-MVFのもたらす鎮痛効果に直接影響しないということを意味する．

初期の脳機能イメージングによる痛みの調査によれば，慢性的な一次体性感覚野の変化が注目されてきた[92, 16]．この変化は運動に関連した領域でも見られ，慢性的な痛みの状況が，一次運動野，補足運動野や後頭頂葉などのような運動に関連した領域での変化と関連していることが示唆されている[18, 103, 92]．そして，これらの変化はCRPSを持つ患者における運動障害と密接に関連することが示唆されている[18, 103, 92]．VR-MVFで行われる目標指向的なタスクの繰り返しは，上述の運動に関連した領域を活性化させることができる予想できる．他人の運動の観察や手の運動を想起することによって運動野や補足運動野といった運動に関連した領域における活動の増加が見られている[77, 24]ことはこの予想を支持する．運動野の刺激によって鎮痛がもたらされること[25, 26]，ことは運動野の活動と鎮痛効果の関連を示唆する．

一人のCRPSの患者はVR-MVFによって治療効果が得られなかった．これはVR-MVFの治療効果が運動機能の回復と結びついていることを説明しうる．この理由は、この患者の発症の原因が，とうこつ神経の剥離による処置を行ったことがあげられる．つまり，この患者の慢性的な痛みは，CRPSのもう一つのタイプ(CRPS type 2)の神経損傷に起因する部分が大きく，CRPS type 1にみられるような運動機能の不全とは状況が異なるということである．実際，残りの4人ついては，CRPS type 1の診断基準が当てはまっている．本論文では，VR-MVFのプロトタイプを1台構築し，病院内に設置し，治療を実施した．そのため，患者は週に一度の外来の時だけしか，VR-MVFに依る治療が行えなかった．これは，VR-MVFの1つの限界点である．

本論文では，VR-MVFのプロトタイプを1台構築し，病院内に設置し，治療を実施した． そのため，患者は週に一度の外来の時だけしか，VR-MVFに依る治療が

行えなかった．こ　これは，VR-MVFの1つの限界点である．　また，本研究は，コントロール群のない非盲検的デザインであった．　本研究では神経ネットワークの変化に着目してVR-MVFを構築した．神経ネットワークの変化の調査の前に，本論文の提案する治療システムの有効性の確認が必要であった．そのため，functional Magnetic Resonance Image(fMRI) 等の脳活動のイメージング技術を用いた患者の脳活動の変化についての調査を行わなかった．今後は．このような脳機能イメージング技術を用いた調査を実施すべきであろう.

2.7 結論

我々の結果は，VR-MVFによる治療が，CRPSのための新たな治療の選択肢となることを示した．加えて副作用が見られることなく，繰り返しMVFに準じた運動を行えたことも本研究の興味深い特徴である．CRPSにおいて痛みの知覚の脳のネットワークが変化している．そのため，痛みの知覚における基本的な変化についてさらなる研究が必要である．

第3章

3Dディスプレイを用いた没入型治療システム

3.1 緒言

前章にて，CRPS患者に対するVR-MVFの有効性が示された．3回目のVR-MVF治療の際に使用の際に，50%程度の痛みの減少がみられたが，鎮痛効果はより早期に表れることが望まれる．本節では，立体視技術をVR-MVFに対して適用し，治療に重要と考えれる臨場感と操作性の向上に取り組んだ研究ついて述べる．

CRPS患者は運動野の機能が低下しており，物体へのアプローチと握り動作が苦手であると報告されている[92]．そのため，物体へアプローチして，物体を掴む動作が治療効果を得られている重要な要因の1つとなっていると考えられる．しかしながら，VR-MVF治療システムを使う時，患者は物体を含む奥行き感の把握が難しく，仮想空間にある物体へのアプローチが難しい事象が見られた．この事象には患者の運動機能の障害によるものと思われるケースも含まれるが，システムそのものの問題も含んでいる．それは，ディスプレイに表示される仮想空間はあくまでも2次元の画像であるため，奥行きの把握の手がかりが必要となるためである．さらに，VR-MVFは単に治療タスクを行うだけでなく，患者が画面に集中し仮想の手の動きをつぶさに観察し無くてはならない．それは，VR-MVFだけでなくMVFでも同様に視覚的なフィードバックが，治療効果に貢献しているためである[37][101]．以上のことより，患者がより画面へ没入する事が望ましい．

そこで，本研究では立体視によって奥行き把握をサポートし，臨場感と操作性の向上を目指した．そのために，偏光眼鏡を利用した3Dディスプレイを用いた．その際，瞳孔間距離と視距離を考慮することにより，現実空間での距離感覚に一致したVR表示とした．これによって，患者が直接的に画面内の位置関係を把握でき，没入感を増加させることができる．そのため，長期間治療を続けることができるようになり，さらなる治療効果の向上が期待できる．

本研究では，上記のように奥行きの把握をしやすくするための手段として3Dの

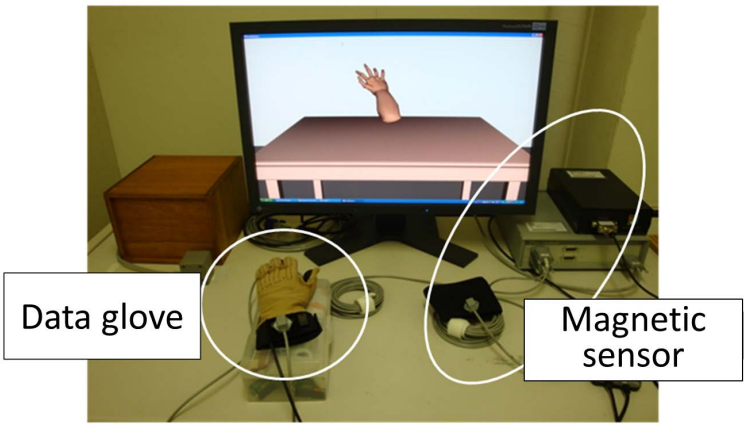

Fig. 3.1:治療装置の外観

ディスプレイを用いた．その理由として3Dディスプレイの一般家庭への普及がある．また，次章でのべる家庭向けの治療システムの導入も可能であろう．在宅でできる治療システムと3Dディスプレイとを組み合わせることで将来的に3Dディスプレイを使ったVR-MVFが家庭で可能となると考えられる．

3.2 没入型治療システム

バーチャルリアリティを利用した治療装置6)を図1に示す．この治療装置では痛みのない方の手の動きを検出するためにデータグローブを用いている．腕の動作は腕に磁気センサを装着することで姿勢や動きを計測している．磁気センサの装着は患者の状態に合わせて，痛みのある側につける場合と痛みのない側につけるモードがある．痛みのある側の腕を動かすモードでは痛みのある側を動かすことで，物体へのアプローチがしやすくなっている．そして，治療では，2つの計測装置で指や腕の動きを細かく検出することができる．これにより，バーチャル空間で物体を掴み移動させるタスクを行うことで治療を行う．しかしながら，この装置では，奥行き感がうまく把握できないため，自分の思い通りに物体へアプローチすることが困難であった．そこで，本研究では，物体へのアプローチを容易にするため立体視ができるシステムを導入する．

3.2.1 立体視型システムの導入

ある対象を見た時，対象と左右との目の位置関係は異なるため，左右の網膜に映る映像に違いが発生する．その視差を利用して奥行きを知覚できる．これをコン

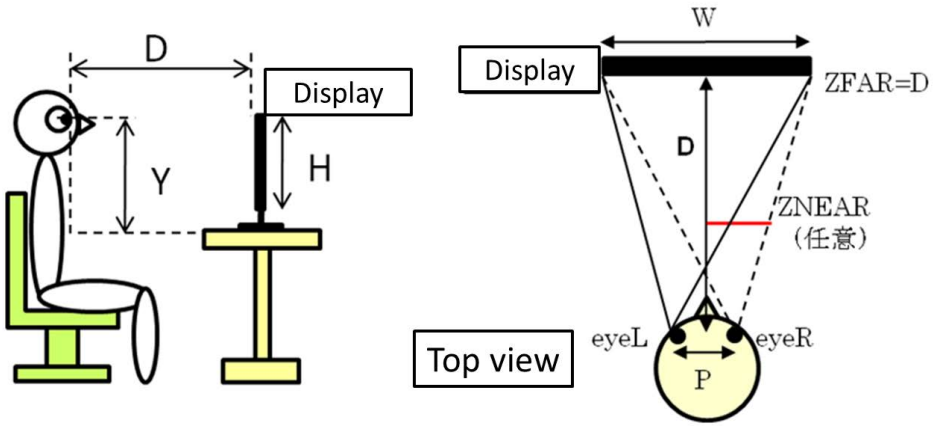

Fig. 3.2:両眼視差の設計

ピュータのディスプレイで再現するには，右目と左目に別々の映像を見せる仕組みが必要となる．

本研究では，ディスプレイとして，ZALMAN社のZM-M220Wを用いた．このディスプレイには2種類の映像が表示される．その映像とは右目と左目の映像であり，この２つの映像が走査線毎に交互に表示される．その光がディスプレイ表面に貼られたフィルムを通ると，左円偏光と右円偏光が出力される．この時，使用者が左右異なる偏光を通すフィルターを装着した眼鏡を装着することで映像を立体的に感じられる．

その仕組みは，ディスプレイから出力された左円偏光のみが，眼鏡の左目のレンズを通過し，右円偏光のみが右目のレンズのみを通過するものである．このため，使用社の左目には左目用の映像が，右目には右目用の映像が見える．結果としてこの２つの映像が同時に認識されることで，立体映像として見える．

VR-MVFへ適用するにあたり，現実世界での距離感覚に整合したVR表示を行い，物体を操作するタスクが手の届く範囲内で行われることが望ましい．映像に立体感を感じさせるためには，右目用と左目用の2枚の画像を適切にずらして表示する必要がある．そこで本研究では，その映像のズレの調整を瞳孔間距離と視距離を考慮することとした．

その原理の概略図3.2に示す．ディスプレイから距離Dだけ離れた場所で人が画像を見ているとする．その場合，上面図のeyeLとeyeRそれぞれの位置から見える画像をディスプレイに同時に表示すると，その2枚の画像はズレを生じる．そこで，eyeLとeyeRの位置に画像を映し出す左目用と右目用のカメラが設定できれば，両カメラの開き具合がそのまま人の瞳孔間距離と一致する．そのため，ディスプレイ

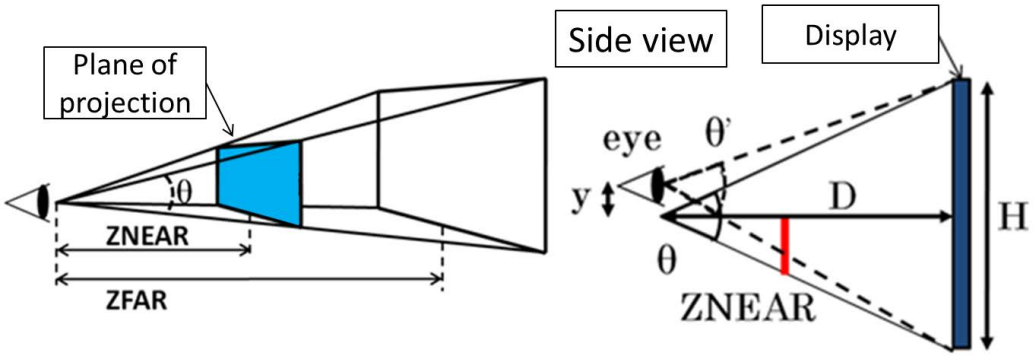

Fig. 3.3:視野角の設計

に表示される2つの画像はその人にとって自然な見え方になるはずである．そのため今回開発した立体視を行うプログラムでは，人の眉間の位置を基準にして左目用カメラを$\left(\frac{-P}{2}, Y, D\right)$，右目用カメラを$\left(\frac{P}{2}, Y, D\right)$にそれぞれ設定することで2枚の画像のずれを生じさせる．

さらに，視体積(見える領域)の定義を行い，バーチャル空間に配置した図形を仮想空間内にあるスクリーンに投影する．視体積を決めるためには視野角を設定する必要があり，これは人がディスプレイを見る距離とディスプレイの高さによって決定される．その原理図を図3.3に示す．図3.3から視野角θは3.1式によって求められる．そして，このθが人の視野角と同じであれば距離感が自然なVR表示となる．

$$\theta = 2\tan^{-1}\left(\frac{H}{2D}\right) \approx \theta' \tag{3.1}$$

立体映像の表示の様子を図3.4に示す．図3.4では画像が二重に見える．これは前述したように，一度に左右の画像を1つの画面に表示しているためである．

3.3　没入型治療システムの評価方法

立体視を導入したことによる臨場感と操作性への効果を，PQテスト（Presence Questionnaire Item Stems (Version 2.0)[30]をもとに評価した(表5.1)．PQテストは，VRでの臨場感を測定するためのアンケートである．各質問項目に対して「1.全く当てはまらない」から「7.すごくよく当てはまる」の6段階で評価を行う．このテストでは，臨場感を感じる要因を以下の4つの要素に分けている

① Control Factors(操作の良好性に関わる要因).

② Sensory Factors(感覚に関わる要因).

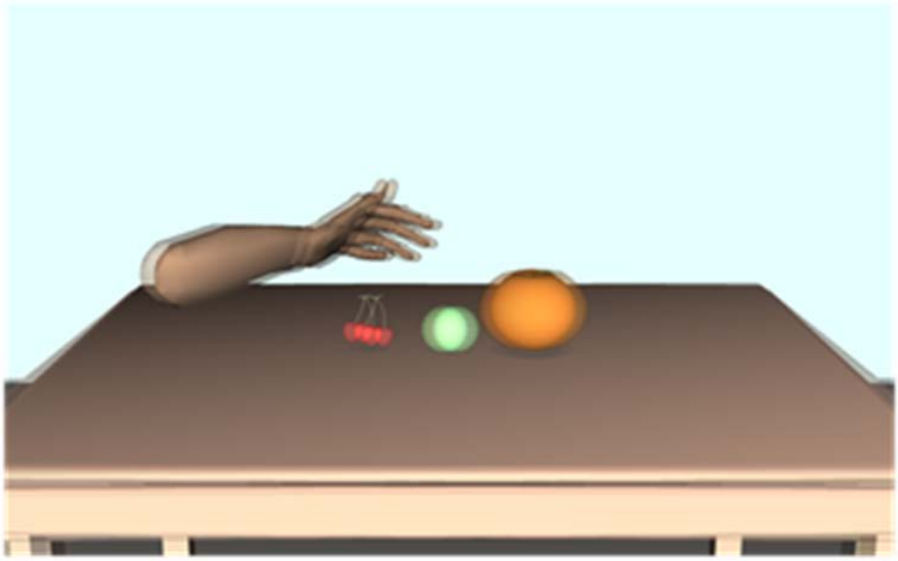

Fig. 3.4:立体視導入後の画面

③ Distraction Factors(集中をを阻害する要因).

④ Realism Factors(現実的であると感じる要因).

そして，表3.1のFactorsはPQテストの各質問項目が，分類した4つの要因のうちどの要因と関係があるかを示している．なお, この治療システム1では音は関係がないことから，PQテストにある音に関する項目(項目6，15，16)は未回答となっている．

参加者は，理工系学部の健常者の学生(21歳から25歳)10名，男性7名，女性3名(健常者)である．10人を2つのグループに分け，グループ1，グループ2とする．以下に実験の手順を示す. 実験はVR-MVFで用いることのできる2つのモードの内，痛みのある側に磁気センサを装着して，痛みのない側にデータグローブを装着するモードで行った．また，各表示方法で実験前に，治療装置に慣れてもらうための時間を30秒間設けている．まず, 被験者の瞳孔間距離，ディスプレイを設置してある机から目線の高さまでの距離，作業しやすい位置の目線からディスプレイまでの距離を計測し，自然なVR表示となるようにしてシステムパラメータを設定する．

実験では毎回装置を5分間使用した後に，PQテストをもとにしたアンケートに答えてもらうこととした．その際，立体視導入前と後のどちらかの装置を先に使用することによる結果の偏りを考慮するために，実験を行うグループを2つに分けた．グループ1は立体視導入前の装置を先に使用した．次に立体視導入後の装置を使用してもらう. グループ2はグループ1とはシステムを使用する順序が逆で立体

視導入後の装置を先に使用した．次に立体視導入前の装置を使用してもらう．そして，どちらのグループに対しても最後に立体視を導入したシステムについて自由記述の形式で立体視を導入した治療システムの使用感を回答してもらった．

Table 3.1:アンケート項目

Number	Question	Factor
1	仮想現実のなかの出来事をどの程度コントロールできましたか?	CF
2	貴方の手の動きに対する画面上の手の動きの反応はどうですか?	CF
3	映像上の世界とどの程度自然に関われましたか?	CF
4	あなたの全ての感覚を映像の中の世界に集中できましたか?	SF
5	画面上の仮想現実世界の映像はどの程度あなたを熱中させましたか?	SF
6	画面上の仮想現実世界の音響はどの程度あなたを熱中させましたか？	SF
7	仮想現実世界の動きはどの程度自然にコントロールされていましたか?	CF
8	(治療中)貴方の周りの現実世界の出来事をどの程度意識しましたか?	DF
9	テレビ画面をみていることや手袋をつけた手を動かしていることをどの程度意識しましたか?	DF
10	空間を動く物体にどの程度貴方の意識は引き付けられましたか?	SF
11	仮想現実世界はあなたの様々な感覚から生まれる情報とどの程度一致せずかけ離れていましたか?	RF
12	仮想現実世界でのあなたの経験は現実世界とどの程度一致(似たような）ものでしたか?	RF, CF
13	貴方が起こした行動(例えば手を動かす）に対する反応として次に起こることを予測できましたか?	CF

CF:Control Factors, SF:Sensory Factors, DF:Distraction Factors, RF:Realism Factors

Number	Question	Factor
14	仮想現実世界で何が起こっているかを目で見て積極的に調べたり確かめることがどの程度完全にできましたか?	RF, CF, SF
15	治療中どの程度うまく音響に気がつきましたか?	RF, SF
16	音がどこから聴こえるかをどの程度うまく識別できましたか???	RF, SF
17	仮想現実世界で起こっていることを手で触れることで積極的に調べたり確かめることがどの程度できましたか?	RF, SF
18	仮想現実世界の中を動き回ることにどのぐらい貴方の意識はひきつけられましたか?	SF
19	仮想現実世界の物体をどの程度身近に調べることができましたか?	SF
20	様々な角度から見ることで，仮想現実世界の物体をどの程度うまく調べることができましたか?	SF
21	仮想現実世界の物体をどの程度うまく動かしたり操作したりできましたか?	CF
22	仮想現実世界で手を動かす治療が終了したときにどの程度現実世界との間で混乱しましたか?	RF
23	仮想現実世界の経験に貴方はどの程度熱中できましたか?	
24	手袋をつけた手を動かす方法はどの程度あなたの気をそらしましたか?	DF
25	手袋をつけた手を動かした後，どの程度遅れて画面上の手は反応しましたか?	CF
26	どれ位すばやく，仮想現実世界で起こっている事を調整できましたか?	CF
27	治療セッション終了時に仮想現実世界で動き回ったりいろいろ操作することにどの程度熟練したと感じましたか?	CF
28	解像度などテレビ画面の質の良し悪しは，あなたの仮想現実世界での腕前にどの程度影響を及ぼしますか?	DF

CF:Control Factors, SF:Sensory Factors, DF:Distraction Factors, RF:Realism Factors

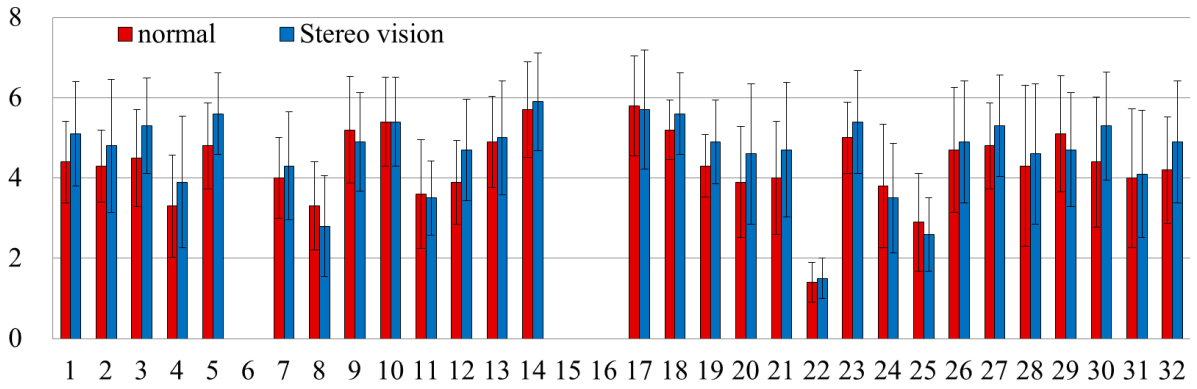

Fig. 3.5:各質問項目におけるPQスコア

Number	Question	Factor
29	仮想現実世界での手の動きをコントロールする手袋は，作業課題の出来にどの程度影響しますか？	DF, CF
30	手袋をつけた手を動かすという現実よりも，どの程度うまく作業課題に集中することができましたか？	DF
31	あなたのパフォーマンスをより上達させる新しい技術を習得しましたか？	CF
32	時間が経つのを忘れるぐらい，仮想現実世界の経験に熱中できましたか？	

CF:Control Factors, SF:Sensory Factors, DF:Distraction Factors, RF:Realism Factors

3.4　結果

全体のアンケートの結果を図3.5，グループ1の結果を図3.6，グループ2の結果を図73.7示す．横軸はPQテストの質問項目番号である．縦軸は被験者10人の各質問項目の評価の平均値である．濃い色が従来，薄い色が立体視の治療システムの治療装置に関する評価である．グラフのバーは評価の標準偏差を表す．

立体視を導入することで全体の没入感に関する評価は増加している．各質問項目に対して，立体視導入前と導入後のスコアの平均値に有意差があるのかについてt検定を行った．

特に，全体(図3.5)でのCFが関係している項目に注目する．この項目で1，2，21が

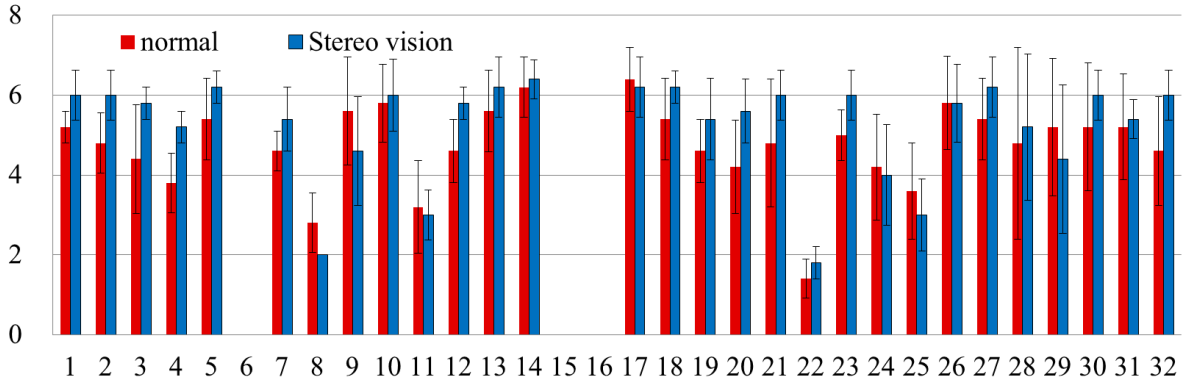

Fig. 3.6:Group1での各質問項目におけるPQスコア

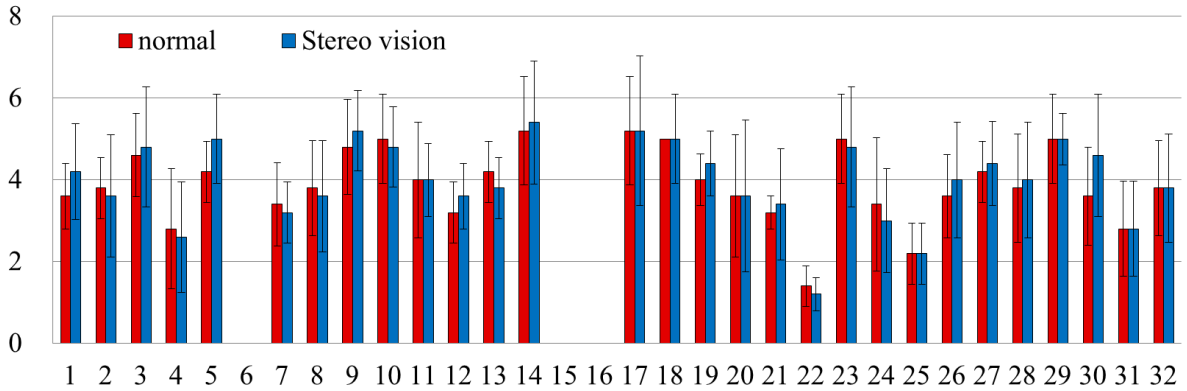

Fig. 3.7:Group2での各質問項目におけるPQスコア

操作性に関して直接的に質問している項目である．これらの項目で従来型と立体視型との間に有意差は認められなかった．しかしながら,平均値に着目すると，この3項目のスコアはいずれも立体視導入後に上昇している．

RFが関係している項目も同様に有意差は認められなかったものの14を除いてスコアが増加している．グループ1(図3.6)は2，4，12の項目で有意差が見られた(p¡0.05). さらに，1，3，20，23，32の項目で有意傾向が見られている(p¡0.10). グループ2では有意差は認められなかった．また，24，25項目を除いてグループ1はグループ2よりスコアが高い．

自由記述の治療システムの使用感を以下に示す.

① 従来型より立体視型の方が奥行きに関して物体を動かしやすかった.

② 眼鏡ををかけてから画像が立体に見えるようになるまでの間，少し違和感がある．

3.5 考察

全体のスコアは増加し，しかも，2つのグループのスコアも増加している．このことから，立体視の導入によって臨場感と操作性の向上が見込める．しかし，グループ2のスコアの増加はグループ1に比べて少ない．しかしながら,グループ1の従来型の表示方法を使った後に立体視型に移行した場合には臨場感と操作感の向上が得られている．さらに自由記述で立体視を導入することで物体を動かしやすかったとのコメントもこれを支持している．

仮想空間における奥行き把握の他の手段としてHead Mounted Displayがある[31, 32]. ArmbrÜsterらは，HMDよりも立体視のほうが，奥行き把握のパフォーマンスが高くなることを示しており[33]. しかも，それはサイズが異なる物体同士の位置関係の把握において，パフォーマンスの差が顕著になると報告している．このことはサイズのことなる物体が仮想空間に置かれる，VR-MVFに適した奥行き把握のための手段だと言える．従って，立体視の有効性を支持している．PlumertらはHMDよりも大きなデスクトップ型のディスプレイが奥行き把握に有効だと指摘している[34]. このことは，デスクトップ型の立体視を組み込んだVR-MVFの有効性を示唆する．

グループ1の2，4，12で有意差が見られ，これらの項目はCF，SF，RFに関係している．特に,「12. 現実世界と一致している」は立体視が導入されたことで奥行きを視覚情報からのみで奥行きが把握できるようになったことが関係していると考えられる.「4. 現実の感覚と似ている」は奥行きの把握がしやすくなったことにより，バーチャル空間内を動く物体の挙動がや主体的に物体を動かした時の様子が分かりやすくなった．その結果，直感的に現実と似ていると感じやすくなったのではないかと考えられる. しかしながら，今回個人の瞳孔間距離の違いを考慮することで不快感がなくなると考えたが，自由記述に見られる通り3Dディスプレイを使うことで気持ち悪さや疲労感が見られている．長時間治療装置を利用してもらうためには，3Dディスプレイの導入による酔いの軽減が必要と考えられる．

3.6 結言

本章では，VR-MVFを患者が使用している時に見られた，奥行きの把握が困難な事象の解決に取り組んだ．この事象の解決に取り組むことで，患者が目標指向的なタスクである物体へアプローチして掴むというタスクに集中して取り組める．そこで，本研究では個人で異なる視差を考慮した立体視を導入をしてこの問題の

解決に取り組んだ．そして，臨場感と操作性の向上が見込める事がPQテストを用いてシステムを評価された．

近年の3Dのコンテンツの普及に伴う3Dディスプレイやテレビの普及は，今回導入した立体視型のCRPSのための治療装置の自宅に導入をしやすくするものであり，病院外でも治療が見込める装置となると考える．

第4章

簡易型治療システム

4.1 緒言

前章で，立体視を用いた没入感や操作性の向上を目指した取り組みについて述べた．本章では，簡易的なVR-MVFによって治療機会を増やすことでVR-MVFの有用性を高めるアプローチについて述べる．

VR-MVFによって鎮痛効果を得るためには基本的に通院が必要がある．それは，VR-MVFによる治療効果が数回のトライアルの後に現れたことも示唆している．そのため，患者が個人で使えるVR-MVFによって治療回数が増えることは，患者に取って望ましい．しかしながら，VR-MVFの導入には，専門の知識が必要であることや定期的な保守が必要であることが，患者個人での導入の障壁となっていた．本研究ではこのような問題に取り組むために，簡易的なVR-MVFの開発に取り組む．

これまで述べてきたように，CRPSや幻肢痛の疼痛発生メカニズムやMVFによる鎮痛のメカニズムは，現在でもはっきりわかっていない．本研究では，近年盛んに行われてきた脳機能イメージング技術の成果をもとに，CRPS患者の大脳皮質の可塑性に着目してきた．しかしながら，これは脳の可塑性以外の事象有用性を否定するものではなく，CRPSの診断で用いられる要素も同様に重要と考える．なぜならば，基本的に医師は問診や観察により診断を行っているためである． このことは，このような診断に対して工学的なアプローチを適用し観察可能な事象を数値化することで，患者の状態が評価できることを示唆する．

その数値化の有力な候補として，CRPS患者の運動機能の変化があげられる．実際，CRPS患者が障害を受けている側(以下，患側と呼ぶ)の肢で運動をした時，軌跡や速度のばらつきが大きいことや，位置の調整の障害が示唆されている[103, 92, 102]．このように運動に関するデータは数値化が比較的容易なため，運動時の身体動作の変化と鎮痛との関係を明らかにできることが期待される．そして，身体動作を計測しているVR-MVFは，このような運動のデータの収集に適している．

CRPSは様々な症状を持ち，患者ごとの違いもあるためデータの評価は容易ではない．近年の計算機技術の発展やインターネット環境の充実により，大量のデータ

の収集や取り扱いが容易になってきた．このような特徴は，CRPSのメカニズム解明においても重要な意味をもつ． つまり，世界中のCRPS患者の大量のデータをネットワークを通じて収集するということである． このような収集が可能となると，大量の患者の治療に関するデータに基づいた分析が可能となる．

そこで，本章では個人で使えるVR-MVFの構築を目指して，簡便なシステムを構築し，簡易的なVR-MVFの実現可能性について検証する．今回開発した治療システム(以下，本文では簡易版治療装置)では片手にCRPSを発症している患者を対象とし，現在岡山大学病院で行われているCRPS患者への治療装置7)(以下，本文ではオリジナル治療装置)との併用により治療を行うことを想定している．オリジナル治療装置では痛みのない側の手の指の動きをデータグローブで計測する．そして，腕の動きを検出するための磁気センサを上肢が動かない場合は痛みのある方の腕につける．そうでなければ痛みのない側につける．仮想環境の表示はディスプレィで表示を行っている．このように，オリジナル治療装置では痛みのない側と痛みのある側の腕の動きを検出する2つのモードがある．本研究では，痛みのない側の手の動きと腕の動きを検出するモードを対象とする．自宅での治療を行うためには，導入をしやすくするのために治療に必要な装置が入手がしやすく，安価であることが必要である．また，コンピューター等の機械の扱いが苦手である患者も考えられるため，治療システムの設置や使用のための各種の設定がある程度簡単であることが必要である．さらに，手のCRPS患者の多くは，痛みのある方の手を物体にアプローチさせるとき，特に手のその物体に対する動きを減速させて物体を掴む動作をうまく行えない場合が多く，治療時にはこのタスクが重要となる．そのため，治療で行うタスクは手を移動させ，物体を掴む動作に限定した．そこで，開発した治療システムではカメラとマーカーを使い手の動きを検出し，その動きをデータ処理と仮想現実映像を生成するPCへ出力するものとした．

4.2 治療システムの構成

MVFでの重要な点は，痛みのある手を痛みを生じることなく動かせると錯覚させることにある．この点をバーチャルリアリティで実現するためには痛みのない方の手の動きを検出することと，その動きをMVFのように痛みのある手があたかも動いているように見せるため，鏡像として腕を画面に出力する必要がある．そのためにオリジナル治療装置では図1左図のような構成となっている．それに対し，簡易版治療装置は図1右図のような構成とした．

オリジナル治療装置では痛みのない方の手の動きを検出するためにデータグローブを使用している．腕の動きは腕に磁気センサを装着することで姿勢や動きを計測している．磁気センサの装着は患者の状態に合わせて，痛みのある側につける場合と痛みのない側につけるモードがある．痛みのある側の腕を動かすモードでは痛みのある側を動かすことで，物体へのアプローチがしやすくなっている．そして，治療では，2つの計測装置で指や腕の動きを細かく検出することができる．これにより，バーチャル空間で物体を掴み移動させるタスクを行うことで治療を行う．

それに対し，簡易版治療装置では，手や腕の動きはカメラと赤外線LEDマーカーを使い計測する．指を動かすことは治療において重要な要素であると考えられる．そのため，指先の動きを再現することは重要である．物体を掴む動作を考えたとき，手で物を掴む場合は親指と人差し指でつまむ動作もあるが，開発した装置ではバーチャルリアリティで再現する指の動きは手全体による掴み動作のみに限定した．オリジナル治療装置の腕の姿勢や動きの計測部分は，赤外線LEDマーカーを持った手の移動を計測することで対応させた．一方，患者が行うタスクはオリジナル治療装置と同様に物体を掴み移動させるものとした．

簡易版治療装置は図4.1のような構成とした．すなわち，PCとディスプレイ，1台のカメラ，赤外線LEDマーカーから構成される．まず，赤外線LEDマーカーをカメラで認識する．カメラに内蔵されているBluetoothを使用して，PCへデータを送信する．そして，送られたデータをもとにバーチャルリアリティ映像を構成してディスプレイに表示する．バーチャルリアリティ映像の描画にはグラフィックライブラリOpenGLを使用している．

カメラには家庭用ゲーム機のインターフェイス[29]を使用している．この家庭用ゲーム機のインターフェイスは安価でかつ入手が容易である．そして，先端にCMOSカメラを搭載しており，赤外線以外の光を遮断するフィルタをかけることで960[nm]の赤外線を認識している．赤外線を用いて手の動きを検出することで，蛍光灯やテレビのなどの家庭内の光の影響を受けることを減らすことができる．このカメラは動画の撮影を行いながら画像解析を行うことができる[29]．画像解析により，カメラ画像での各点光源の座標を求めている．簡易版治療装置で使用するカメラは1台とした．一般的な，カメラを使用したモーションキャプチャーでは1つのマーカーに対して2台以上のカメラを使い3次元の動きを検出する．しかし，2台以上のカメラを使った計測ではカメラ間の位置を正確に設定する必要がある．すなわち患者はカメラの配置調整等をする必要があり，簡便に治療を行えない．そこで，本システムでは手の動きを検出するためのマーカーの赤外線LEDを複数個用いること

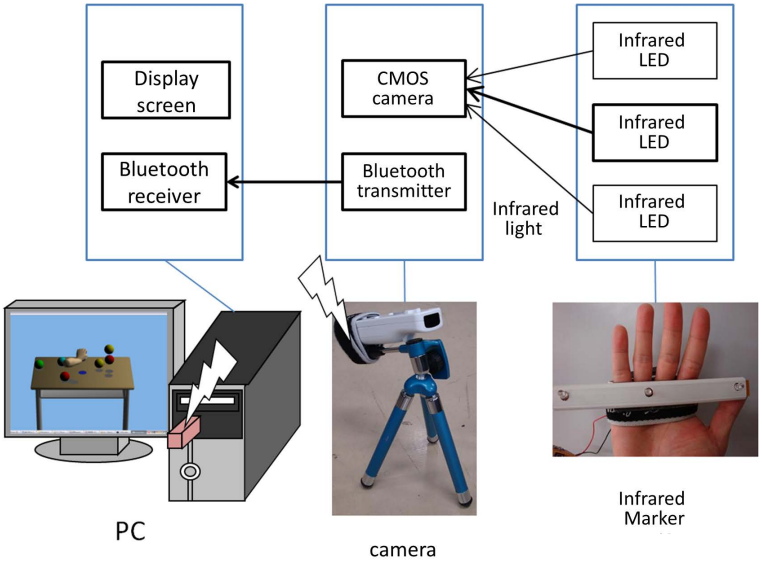

Fig. 4.1:簡易版治療装置の構成

でカメラの台数を1台とした．

赤外線LEDマーカーは手に対して図4.2のように赤外線LEDを直列に等間隔で3個配置している．両端の2つの赤外線LEDは手の移動を計測するために使用している．また，中央の赤外線は手の掴み動作の検出のために使用している．

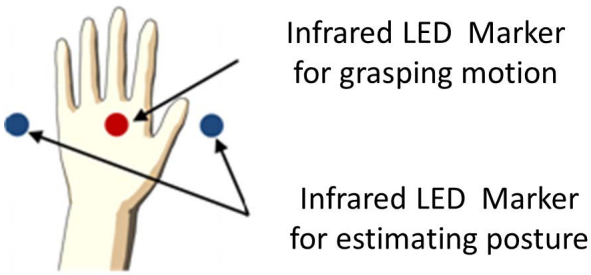

Fig. 4.2:赤外線LEDのレイアウト

4.3　治療アプリケーションと治療での利用法

簡易版治療装置はオリジナル治療装置との併用を想定している．治療では，まずオリジナル治療装置でVR-MVFによる治療を行う．そして，オリジナル治療装置で掴む動作を行うことができるようになった後，自宅での治療へ移行する．これはオ

リジナルの方が没入感は高いと思われるため，この治療法によって，痛みが軽減するということを経験しておく(思い込ませる)ことが望ましいと考えられるからである．治療アプリケーションの画面例を図4.3に示す．このアプリケーションではバーチャル空間内のボールが自由落下し，ボール同士が衝突して机の上をはね回る．治療においては，この動く物体を仮想の手で掴む．物体に動きをつけることは，オリジナル治療装置による治療中に患者から出てきた要望である．オリジナル治療装置では掴む対象物は動かず静止していた．ところが，患者がそのタスクに慣れ簡単に掴むことができるようになると，治療に飽きが生じ，さらなるタスクの追加や物体に動きをつける要望が出てきた．そこで，物体が落下し，物体同士が衝突する機能をアプリケーションに組み込んだ．

オリジナル治療装置では，データグローブを用いて手の動きを検出している．これによって，個々の指の動きをバーチャルリアリティで詳細に再現することができる．それに対して，簡易版治療装置では，手を閉じ中央の赤外線LEDがカメラから見えなくなった場合を手を握ったと判定させている．判定結果に従って簡易版治療装置の手の掴み動作描画へ反映させる方法を述べる．あらかじめ，3Dモデルで手を握る動作のアニメーションを用意しておく．そして，手を握ったと判定されたとき，あらかじめ用意しておいたアニメーションを再生することで，手の握る動作を表現する．一方，手を開ける動作のアニメーションは手を握るアニメーションを逆再生することで実現している．

図4.3は左手に疼痛がある場合の治療の様子である．疼痛患者は治療を行うための準備を行う．まず，患者は手を検出するためのカメラを設置する(例：机の上に置き，ディスプレイと同じ向きにカメラを向ける)．次に，痛みのない右手に図4のようにマーカーを装着する．そして，Bluetooth接続を行うアプリケーションによりカメラをPCに接続する．そして，治療タスクを行うためのアプリケーションを立ち上げる．治療では，患者はそのマーカーをカメラに見えるようにかざしながら，痛みのない方の手を動かす．すると，その動きがMVFのように痛みのある方の手として画面に出力される．そして，患者は画面内を衝突し合って飛び跳ねるボールを掴む動作を行う．

4.4 簡易版治療装置の評価

治療装置の使用感の調査を，健常者で利き手は右手の6人に対して行った．まず，オリジナル治療装置を5分間使用してもらった．その後アンケートに回答してもらっ

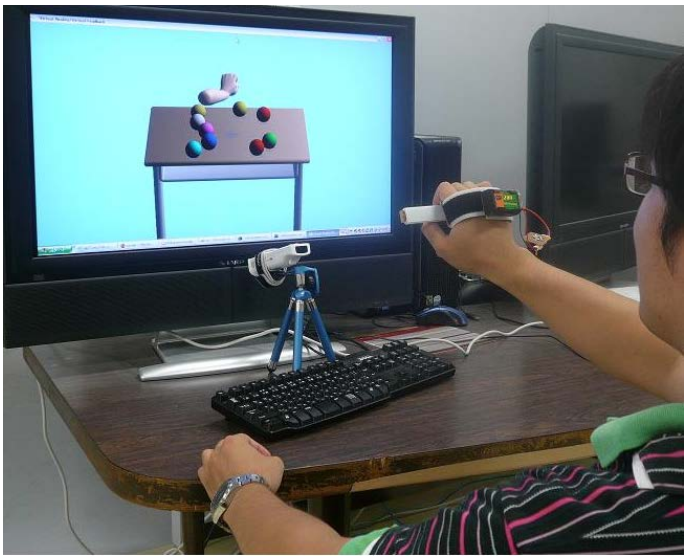

Fig. 4.3:治療の様子

た．次に簡易治療版装置を使って同様に5分間使用してもらい，再びアンケートに回答してもらった．最後に使用感について自由に意見を述べてもらった．アンケートは文献[30]のPresence Questionnaire Item Stems (Version 2.0)(PQ)をもとに表3.1のアンケート項目設定した．PQでは音に関する質問項目があるが，治療システムには音は組み込まれていないため，質問項目から除外した．アンケートは各項目について0〜6の7段階で評価してもらった．

4.5 結果

アンケートの結果を図4.4に示す．横軸はPQテストの質問項目番号である．縦軸は被験者6人の各質問項目の評価の平均値である．赤色がオリジナル，青色が簡易版の治療装置に関する評価である．バーは評価の標準偏差を表す．アンケートの結果，質問項目26以外の項目でオリジナル装置が高い数値を示している．また，使用感に関する自由意見を以下に列挙する．

① 手の握り動作がより視覚的に自然に感じられた．

② オリジナルと比較して奥行きが把握しやすかった．

③ カメラを意識して実際の手を動かす必要があり難い．

④ 思ったように動かすことができなかった．

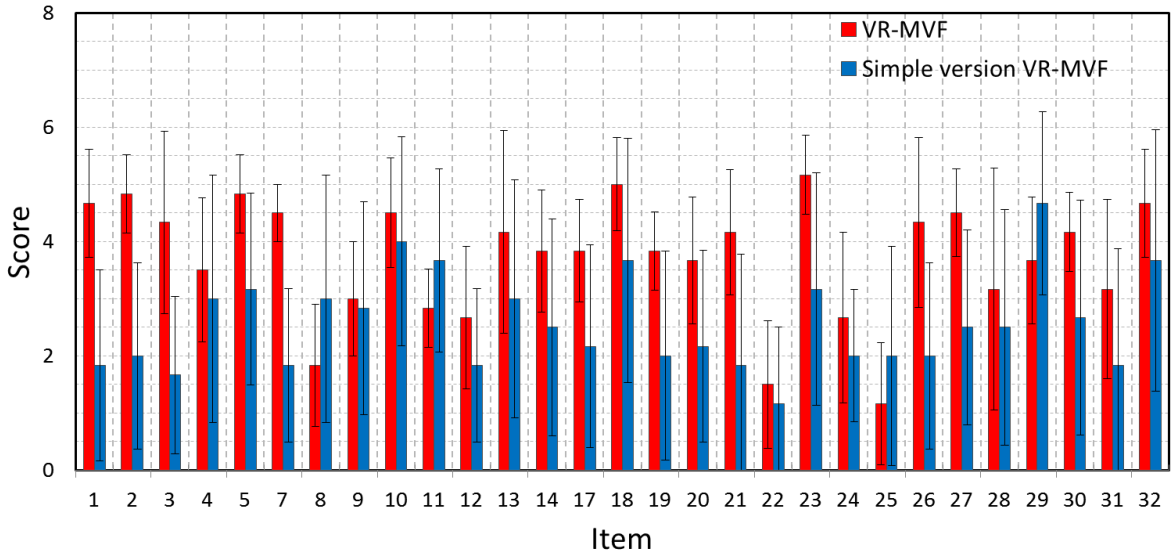

Fig. 4.4:アンケート結果

⑤ オリジナルから簡易版へ移ったとき動きの違いに戸惑う.

⑥ 高齢の患者には難しいのではないか.

4.6　考察

アンケート項目の中で，8と24の項目は没入の妨げになる項目である．オリジナルと簡易版ともに評価が中程度で，評価に大きな差は見られなかった．これは共に装置で手の動きを計測するため，装置を意識する必要があるためだと考えられる．項目4，10，32は没入感に関する項目である．これらの項目では簡易版では標準偏差が大きいがオリジナルと簡易版の間で評価の差が少ない．在宅で行える簡易的な治療装置でありながら，オリジナルに近い没入感が得られている可能性がある．バーチャルリアリティによって，動きにバリエーションが出てくるためではないかと考えられる．それに対して1,2,3,21の操作に関する項目では，評価が低くなっている．これは，簡易版治療装置では赤外線LEDの指向性とカメラの視野角の制限からマーカーを装着している手をカメラに向けるように意識し続ける必要があるために操作が難しいと感じられているのではないかと考えられる．この項目に対しては，自由意見の中でも操作性の難しさが挙げられていた．しかしながら，自由意見のなかで，奥行きが把握しやすいという意見があった．これは物体へのアプロー

チが不得意なCRPS患者にとって，装置を使って治療する際アプローチのしやすさにつながる可能性がある．

4.7 結論

MVFは鏡を用いることで，実際には動かすと痛みを生じる四肢の一部をあたかも痛みのないように動かせるという錯覚を起こさせる視覚的疑似運動である．そのため，この治療法は神経ブロック等の薬物治療と違い副作用がないという利点がある．しかしながら，この治療方法は治療装置の制約によって単調な動きしかできない．そのために，治療を長く続けることができないという問題があった．そこで，本研究では，手を対象としたCRPS患者の在宅での治療を可能とするため，安価で簡易的なVR-MVF治療装置を開発した．この装置は治療においてオリジナル治療装置との併用を想定して開発した．オリジナルの治療装置がデータグローブと磁気センサにより，手や腕の動きを検出する．それに対して，この装置はカメラと，赤外線LEDを直列に3つ配置したマーカーを使用するにことによって，手の掴み動作の動き，手の移動を検出している．そして，その動きをバーチャル空間上に表示するアプリケーションを開発した．健常者による使用感の評価により簡易的な治療装置で，オリジナルに近い没入感が得られることが示唆された．在宅での治療を考えると，オリジナル治療装置から簡易版治療装置への移行の際，違和感が少なくスムーズに移行できる必要がある．また使用感の評価結果から今後は，簡易版の治療装置の操作性の向上についての検討を行う必要がある．さらに今後の発展として，アプリケーションのタスクの増加がある．また，現在は手だけを対象としているが，他の身体部位への応用も考えられる．

第5章

カメラ画像による身体動作認識デバイスを利用したＶＲ鏡療法システム

5.1 緒言

前節で，非常に簡単な計測装置によって実現された簡易的なシステムであっても，VR-MVFで行われるべき治療タスクが実現可能であることが示唆された．この結果は，自宅での治療にとどまらず，鎮痛のメカニズムの解明のための新たなアプローチが可能であることを示唆する．

三宅らは患者が治療を継続的に行うことを促すため，患者の治療意欲に着目しVR鏡治療のための操作インタフェースを含む仕組みについて検討している[41]．彼らはコンピュータの利点を活用し，カプトロジの概念に基づいて患者の治療意欲を高めることにより治療を促進できる仕組みを検討している[41]．継続治療のための他のアプローチとして，簡易型の治療システムを開発し，これを用いて治療システムを病院外，例えば，患者の自宅で治療ができれば患者がそのシステムを利用するために頻繁に通院する必要はなくなる．

前章では，赤外線LEDを用いたデバイスを利用して手の動きを認識している．参加者の自由記述で，カメラを意識して実際の手を動かす必要があり難いとの報告や高齢の患者には難しいとの報告が見られた．　また，疼痛側の上肢の動作が困難な患者にとっては，装着時に痛みを感じることが課題となっていた．

そこで本研究では，病院と同様の治療を患者宅や様々な医療施設でも行えるようにするために，治療システムとしての要件を医療従事者や患者から得て，それを満たす簡易型の治療システムを開発する．

5.2 慢性疼痛

5.2.1 慢性疼痛治療

CRPSや幻肢痛に対して現在，投薬による治療や，交感神経切除術のような外科的手術による治療，そして，運動療法が行われている．これらの治療法の中で，投薬治療は，継続的に服用すると患者に薬への耐性ができるため，鎮痛効果が薄れるという課題がある．また，外科的手術による治療については，侵襲による治療という事が患者にとって抵抗になる[74][84]. 鏡療法は，鏡に映した健常側の四肢の動きを観察して治療を行う運動療法の一つであり，幻肢痛患者に対する治療効果が実証され[37][38], さらに，CRPSや幻肢痛治療の一つとして鏡療法による治療が行われている[47].

慢性疼痛の運動障害は，患部を動かすと痛みが生じるために動かさないという意識が，脳に患部の運動機能の抑制を学習させるために起こると考えられている．鏡療法は，この脳の学習を逆に利用して，自分の患部は痛みを感じることなしに意思通りに動くという事を再度学習させる事で痛み軽減させると考えられる．その為，発症に精神的な要素のある慢性疼痛に対して行われている認知科学的アプローチによる運動療法となっている．しかしながら，鏡療法には大きな課題がある．それは，鏡を身体正中面に設置する為，限られた範囲でしか四肢を動かせず，動きが制限されてしまうことである．この為，動きが単調になり，治療に飽きてしまい，長時間続けることができないといった問題がある．

5.2.2 VR鏡療法

上肢のCRPS患者に対してVR鏡療法システムが適応され，鎮痛効果を得たことが報告されている[104]. 上肢のVR鏡療法のコンセプトは患部である手を動かさずに痛みを取り除くことである．患者の疼痛側の腕の動きをセンサで計測し，もう一方の健常側の手または指の動きを計測して，疼痛側の仮想の腕の位置と姿勢や仮想の手の握り動作を画面上のVR空間に再現する．そのため，VR鏡療法は鏡療法と比較して治療中の姿勢の拘束が少ないため疼痛側の腕や手をほとんど動かすことができない患者でも治療できる利点を持つ．

コンピュータを使用するVR鏡療法では，治療中の身体動作のデータを治療と平行してリアルタイムで計測して保存できる．さらに，患者の疼痛に関するデータと身体データとを関連付けしてデータを管理しやすくなる．この特徴は慢性疼痛

の治療メカニズムを運動学的な観点から解明に取り組むことを可能にし，非常に有用であると考えられる．

5.3 在宅治療用システム

5.3.1 システム開発の目的

患者の治療機会を増やすことや患者の疼痛状態を把握し治療メカニズムの解明に繋がるデータを記録するための装置の開発が必要である．これらを実現するためには，患者が自宅や近隣の医療施設で病院と同様の治療を行えることが最も都合が良いと考えられる．文献[42]は自宅での使用を目指してMicrosoft社のKinectのVR鏡治療へ適応するため計測精度について検討を行い治療システムの開発を行っている．彼らは身体動作の計測における誤差低減のためのフィルタを導入しその計測精度について簡易的に検証を行い，治療タスクを実行出来るだけの再現性を有していると報告している．仮想空間に実際の動作を再現する上で計測精度は重要であるが，治療効果を見込む上でもVR鏡療法特有の評価方法について考察する必要がある．さらに，自宅でのVR鏡療法を想定して患者自身が治療の準備をし，治療や身体動作のデータ収集を行う上で必要な要件を考察する必要がある．そこで，本研究では，慢性疼痛患者が在宅時もしくは近隣の医療施設で医師の指導の下でVR鏡療法による治療ができることと，治療時のデータを記録できる簡易型のシステムの必要要件について考察を行い，治療システムを構築する．

5.3.2 簡易型治療システムの必要要件

まず，病院の医療従事者に意見を聞き，また，病院に通院する患者に話を伺い，簡易型の治療システムに関する要件を得た．その結果，在宅で行う治療システムとしての要件は以下のように分類される．

① 病院でのVR鏡療法と同等の治療ができる，

② 治療時の身体動作データを記録できる，

③ 患者でも負担できる程安価である，

④ 楽な姿勢での治療が行え，長時間使用できる．

上記の要件の中の④について，患者が長時間治療できる楽な姿勢とは，座った姿勢と上肢に装着させるものが軽い状態で行えることを意味している．上肢を対象とした理由は病院のVR鏡療法システムが上肢のCRPSを対象にしているためである．文献[104]のVR鏡療法システムで使用しているデータグローブ(5DT Data Glove [5DT社])や磁気センサ(Fastrak [POLHEMUS社])は接触型であり高価である．このため，患者が自己負担できる程度に安価なモーションキャプチャ装置が必要と考えられる．

次に，在宅で使用できる治療システムを実装するにあたり，インタフェース面に関する以下の必要要件を考慮する必要がある．

① PCの設定が容易で，患者自身が治療アプリケーションを起動できる，

② 身体へ非接触な状態で計測できる，

③ 身体動作が正確に計測できる．

患者への治療システムの設置を医師等の医療従事者が毎回行うことは難しいため，患者が自分自身で治療システムを設置出来る必要がある．本研究で対象となる患者は片手に痛みを持っているため，可能な限り片手で設置できる程度のサイズと重さでなければならない．前節ではサイズと重さは十分に考慮していたが，治療開始時に疼痛を伴う可能性がある点や計測デバイスを治療の度に適切に設置する必要がある．そのため患者一人で治療を開始することが難しいケースが考えられる．さらに，患者のコンピュータ等の機器に対する知識的背景も様々であることが予想される．そのため，コンピュータに不慣れであっても治療システムを自宅に設置可能なことが必要である．2つ目の要件のように，在宅用治療システムは，身体へ非接触な状態で身体動作を計測して治療を行えることが必要である．患者が在宅時に治療を行う際には単独で治療システムの準備から起動まで行う事が想定されるため，患部に触れるだけで痛みが生じるような慢性疼痛患者にとっては，疼痛側にデバイスを装着しないシステムが望ましいと考えられる．

もう一つの要件は身体計測の観点から，身体の動作を正確に計測できることである．本システムはVR鏡療法であるため，仮想上肢が自分の意図通りに動く意識を利用して痛みを軽減している．そのため，身体動作を計測する時に，意図通りに動く意識を低下させる要因が少ないシステムが必要になる．金川らは，仮想物体の操作において操作性を左右する要因として以下の2つの整合性を挙げている[48].

① 計測装置の精度や提示パラメータの正確さに依存する視覚・位置覚の幾何学的整合性，

② 計測，計算処理及び描画などによって起こる遅延の量に依存する視覚･位置覚の時間的整合性．

また，金川らやMacKenzieらは，遅延が存在する環境下では人間の動作は全般的に遅くなることを確認しており，インタフェースの操作性を左右する要因に遅延の影響の強さを指摘している[48][49]．これより，意図通りに動く意識の低下の原因となるのは計測誤差と遅延だと考えられる．VR鏡療法システムではVR空間に仮想上肢を表示するので，計測誤差は計測の絶対値よりも計測値のばらつきが少ない事が重要である．また，簡易型治療システムでの遅延とは，患者が動作した時からモーションキャプチャ装置が身体動作を計測し，画面内の仮想上肢の動きに反映されるまでの時間である．以上の事から，簡易型治療システムで使用するモーションキャプチャ装置では計測値のばらつきや遅延が少ないことが必要である．

5.3.3　評価項目の検討

CRPSの鎮痛メカニズムはまだ十分に解明されていない．一方で，鏡療法やVR鏡療法が鎮痛をもたらすことと，これら治療法が錯覚を利用した運動療法であることを考えると，治療効果を考える上で少なくとも運動について考えることは重要であることが推測される．

鏡治療やVR鏡治療中に患者は疼痛側の仮想の像が自分の意図通りに動く様を見る事ができる．この自分の意図通りに仮想の手を動かす感覚とはSense of Agency (以下SA) に関わると考えられる．SAはGallagherによって提唱された人の運動と知覚の関係性における，自分が操作しているという感覚である[50]．このSAに関して，Gallagher[50]，Synofzik[51]やCameron[52]は自分の運動に関する知覚の予測と実際の知覚の結果が一致する事で，SAをより感じるようになると報告している．また，操作性の学習に関して，Cameronは操作者が繰り返しその操作を行う事で動きのメカニズムを学習することで，知覚が変化して，操作性が増すと報告している[52]．このことから，患者が本治療システムの操作性を学習できることが必要だと考えられる．計測の幾何学的整合性が必要な理由は，計測のゆらぎにより操作者の意図しない動きを画面内の仮想上肢が行うと，操作性が減少するとともに仮想上肢を自分が動かす感覚が低下すると考えられるためである．

身体計測に関する必要要件の第1項目に示す視覚･位置覚の幾何学的整合性は重要であるものの，仮想空間と実際の動作の動きを完全に一致させることはできない．何故ならば，ディスプレイの大きさや患者毎に上肢や手の大きさが異なるから

である．しかしながら，仮想空間であっても我々は幾何的な整合性を感じることはできる．また，VR鏡療法はもともと錯覚を利用する治療手法であり痛む手を動かすことなく痛む手を意図通り動かす感覚を得るものである．このことから幾何学的な整合性の評価として主観を用いて評価を用いる．

身体計測に関する必要要件の第2項目の物体の操作性の時間的整合性に関して，MacKenzieらは，実世界での動作計測入力から仮想空間内の操作対象への出力までの遅延量が0.225[s]遅れると，その操作能力に影響し，パフォーマンスが低下することをと示している[49]．同様に，Farrerは遅延時間が0.334[s]を超えるとSA知覚が低下し始めると報告している[54]．

上記考察に基づき，本研究では，治療システムの身体計測における幾何的な整合性の評価として計測による仮想上肢のブレをどの程度操作者が知覚するかで行う．また，運動の学習性という観点から使用者が操作感を学習できたか確認する．時間的整合性については，最大遅延時間を0.3[s]として評価を行う．

5.4 開発した簡易型治療システム

5.4.1 システム構成

図5.1は開発した簡易型治療システムの構成図を示す．使用する装置は，パソコン，ディスプレイ，Kinect for windows(Microsoft社)，マウスである．Kinectのレンズ部分をディスプレイの表示面と同じ方向へ向けてディスプレイの上へ設置するだけであり，片手で設置が可能でありかつ非常に容易である．また，動作計測における空間的な制限が少なくなり，より自由度の高い身体動作が可能な環境で動作計測ができる．そして，VR鏡療法のタスクとして採用している物を掴むといった日常的な動作を行いやすくなり，治療に集中しやすくなる．Kinectでは疼痛側上肢の位置と姿勢を計測できるが，指を曲げる動作までは計測ができない．

VR鏡療法タスクを行うには，指の動作計測も必要になる．そこで本研究では健常側にマウスを保持して，手の握り動作を計測する．マウスを採用した理由は，クリック動作が握り動作に近い動作であり，PCに標準的に使われ，入手が容易だからである．

患者はKinectからおよそ2[m]離れて椅子に座った状態で，図5.2のようなディスプレイを見ながら治療を行う．このようにKinectとマウスを使用する事で，疼痛側にはデバイスを装着しない身体への接触を必要最小限に抑えたシステムとなっている．そのため，患者宅だけでなく様々な病院での運用も容易である．このように治

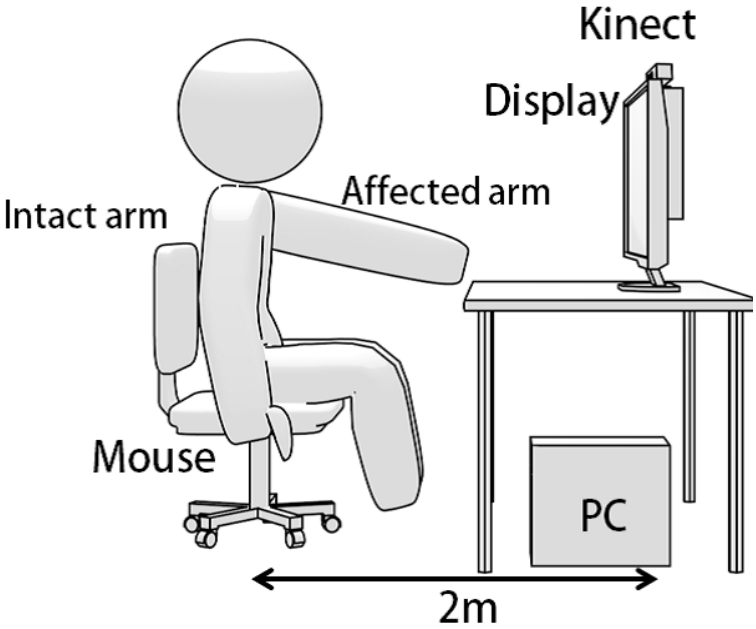

Fig. 5.1:簡易型VR鏡療法システムの構成

療が行える環境を増やすことで，VR鏡療法を行う慢性疼痛患者の数も増加し，治療データが多く収集できる．集めた治療に関するデータはそれぞれの治療場所から回収して，医師は鎮痛のメカニズムなどの解明の為の分析を行う事ができる．収集するデータの種類には様々なものが考えられるが，本システムでは治療中のデータとして，治療日時，肘や手などの疼痛側上肢の3軸座標の動作データ等を記録している．

5.4.2　仮想上肢の操作方法

本節では本研究で開発した治療システムの仮想の上肢の操作方法について説明する．VR鏡療法のコンセプトに従い痛のある部位以外は積極的に動かすこととした．仮想の腕はKinectで計測された疼痛側の実際の腕の動きに追従する．これは対象患者が腕に痛みを持たないためである．一方で，患者は手が痛むため，仮想の手をコントロールするために反対側の健常側の手にマウスを持つ．仮想の手の開閉のため患者は健常側のマウスの左のボタンをクリックし，それを押した状態を維持し続ける．すると開かれていた仮想の手の指が直ちに曲がり始め，最終的に握りこぶしを握った状態へと移行する．ボタンを押していた指を話すと握りこぶしを握った状態から開いた状態へともどる．

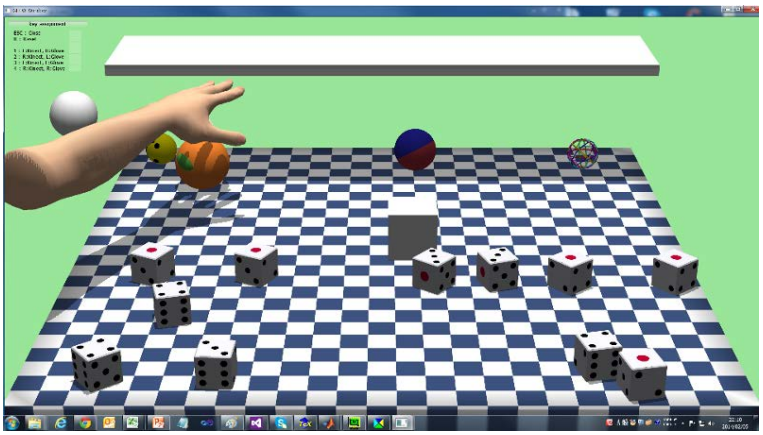

Fig. 5.2:簡易型VR鏡療法システムの画面例

鏡治療を含むVR鏡治療では疼痛側を動かしていることを意識する必要がある．患者は可能な限り健常側よりも疼痛側を意識するよう指示される．特に，健常側に持ったマウスをクリックした時に，疼痛側の仮想の手の握りこむ映像に合わせて自分自身が指を曲げることを意識することを求められる．例として右側の手に疼痛を持つ患者の場合の操作方法について図5.3に示す．患者は健常な左手にマウスで仮想の右手の握り動作を，右側の腕を動かすことで，仮想の右腕の姿勢を操作できる．左手に疼痛を持つ患者の場合は左右の対応が反転されることになる．

5.4.3　デジタルフィルタ

患者が画面内の上肢を自分の上肢が操作していると認識するためには計測誤差によるブレや遅延時間は小さい方が望ましい．計測誤差に関して，患者の上肢が静止しているにもかかわらず，計測値のばらつきのために画面内の上肢が動いてしまう可能性がある．このブレによる揺らぎによって画面内の上肢が自分の上肢の反映とは認識しないこととなり，その結果，鎮痛効果が得られない事が予想される．

Kinectの計測値のばらつきを軽減するために，本システムでは以下のような腕の動きの速さにより特性が変化するデジタルフィルタを実装した．デジタルフィルタの計算式を(5.1)式に示す．(5.1)式中の$\mathbf{H}_{\mathrm{i}}$はタイムステップiでのKinectにより計測した手の座標，$\mathbf{F}_{\mathrm{i}}$は手の座標にフィルタ処理を行った値，$\mathbf{F}_{\mathrm{i-1}}$は1つ前のタイムステップの処理で出力したフィルタ処理データ値である．また，wは重みを表しており，0.0と1.0の間の値である．重みwは，(5.2)式に示されるように，患者の手が移動する速度$\mathbf{V}$によって重みの値を変化させる．最大速さV_{max}については，画面内の上

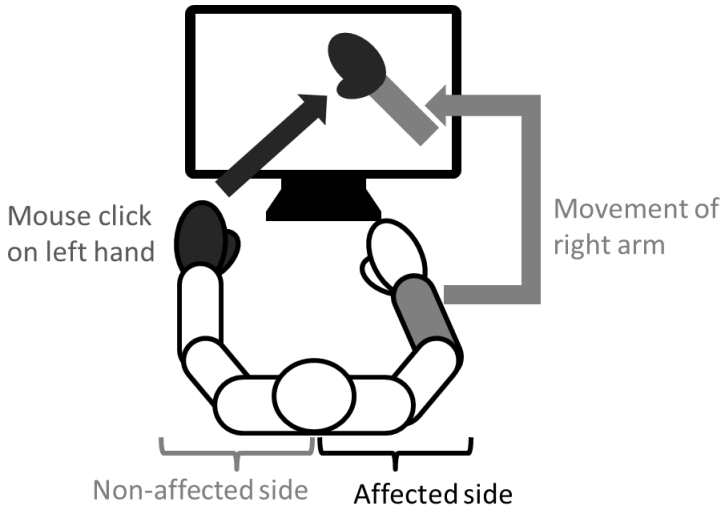

Fig. 5.3:簡易型VR鏡療法における仮想の腕と手の操作方法

肢の移動速さに関係するため，調整パラメータである．しかしながら，本システムでは，後述する予備実験から，最大速さを500[mm/s]に設定した．

$$\mathbf{F}_{\mathrm{i}} = \mathrm{w}\mathbf{H}_{\mathrm{i}} + (1-\mathrm{w})\mathbf{F}_{\mathrm{i}-1} \tag{5.1}$$

$$\mathrm{w} = \frac{|\mathbf{V}|}{V_{\max}} \tag{5.2}$$

このフィルタ処理は，過去の出力値と変化量を考慮してリアルタイムで平滑化を行っている．固定値の重みを用いた平滑化処理では急に移動の速さが大きくなった時，実際の移動量に追従せず，実空間での手の位置に対応した画面内の位置に手が移動するまでに，遅延時間が生じる．この遅延時間が大きくなると，自身の運動と認識せずにVR鏡療法における鎮痛効果が減少する可能性がある[53]．そこで，本システムで実装したフィルタ処理では患者の腕の移動速さに応じて，(5.2)式の重みwの値を変化させることにより平滑化の強弱を変更している．すなわち，腕の移動速さが速い時はブレの影響を操作者が感じにくいが，遅延時間の影響が大きく左右するため重みwを大きくすることで遅延時間を減らすようにした．これに対して，腕の移動速さが低い時は計測値のばらつきによる画面内の仮想上肢のブレが大きくなると考えられるため，重みwを小さくして平滑化を行う．腕がゆっくり移動している間は位置の変化が少なく遅延時間による患者の認識に影響を与えにくいことも，平滑化を強めにできる要因となっている．

このフィルタ処理による手の移動する速さとフィルタ処理の効果を確認するための予備実験の結果例を図5.4に示す．図5.4はV_{max}を変化させた場合に，手を静止し

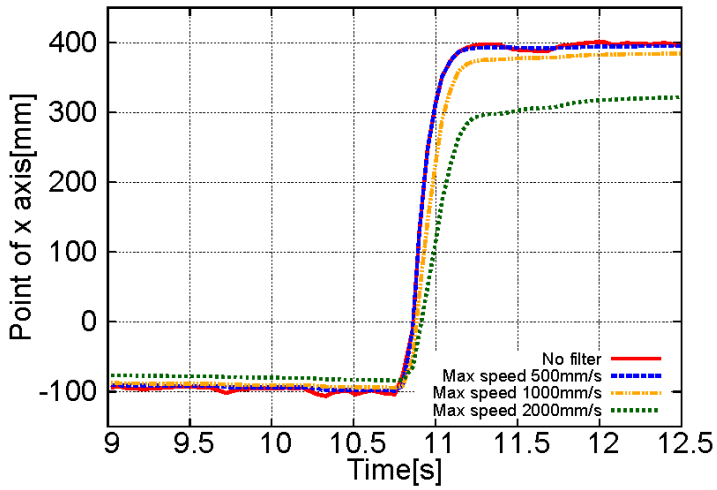

Fig. 5.4:腕の速度による平滑化効果の変化

た状態から左右の水平方向(x方向)に急に移動させた場合のフィルタ処理後の手のx座標を示している．本システムで設定した最大速さV_{max}が500[mm/s]の場合は，静止した状態ではフィルタ処理がかかって平滑化が行われている．一方で，速さが急に大きくなるとフィルタ処理はほとんどかからず，Kinectが計測した値をそのまま出力していることが確認できる．これに対して，フィルタ処理がない場合には，静止時の手の位置の揺らぎが大きく，逆にV_{max}が大きすぎると，手の急な動きに追従していない結果となっている．

5.5　システムの評価

5.5.1　遅延時間の計測

図5.5にシステムの遅延時間を計測する計測環境を示す．50[cm]間隔に同じ長さの2本の棒を立て，棒の頂点から25[cm]下がった部分に点をとり，図5.5に示すようにA，B，C，Dとする．これをKinectと操作者の間のKinectから正面に1[m]離れた位置に設置する．そして，操作者はABCDAの順番に直線的に手を移動させ，この時のxyzの3軸座標をKinectで計測する．

Kinectでの計測値の遅延時間を計測する為の比較対象として，病院のVR鏡療法システムで使用している磁気センサでも同時に手の移動を計測した．計測実験では，動作を追跡する手に磁気センサを持ち，Kinectと磁気センサを同時に起動させて計測した．そして，4つの点に到達した時間差を計算した．なお，磁気センサを

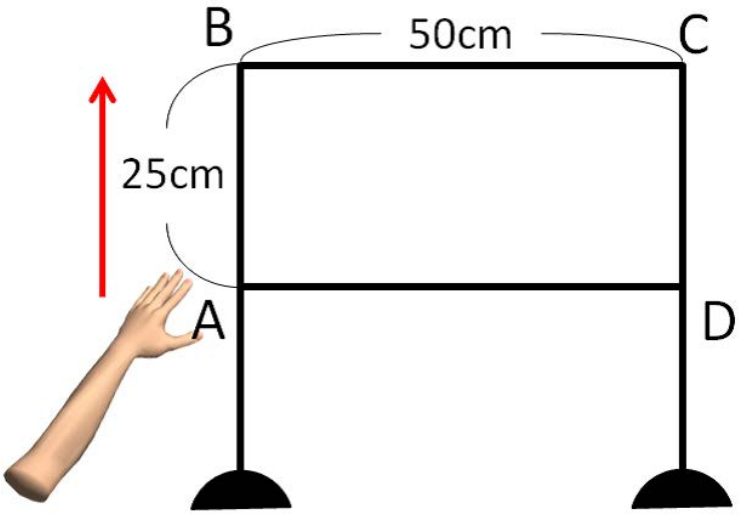

Fig. 5.5:測定環境

用いたシステムによる計測の時間遅れは0.06[s]以下である．測定は5試行行った．図5.6に5試行でのKinectによる計測の遅延時間の平均値と標準偏差を示す．横軸は図5.5のB，C，D，A地点を表している．各地点に手を移動させたときのKinectと磁気センサの到達時間の差を遅延時間として縦軸に示している．平均遅延時間はB地点到達時が0.18[s]，C地点到達時が0.18[s]，D地点到達時が0.24[s]，A地点到達時が0.20[s]となった．そして，全体の平均遅延時間は0.20[s]となった．また，図において下側の黒線は平均遅延時間の最大値(0.24[s])を表し，上側の黒線はこれにFASTRAKの計測最大遅延時間を加えた最大遅延時間(0.30[s])を示している．従って，磁気センサシステムでの計測最大遅延時間0.06[s]を考慮しても，Kinectによる動作の平均計測遅延時間はFarrerの示した0.334[s]より小さいため，本システムは患者が遅延を感じることなく操作できると考えられる．

5.5.2　健常者に対する知覚検証実験

治療システムの評価として，操作者の感覚も重要である．つまり，操作者が本治療システムを操作した際に，時間的遅延を感じないこと，仮想上肢の動きが予測できること，仮想上肢の静止時のブレを感じずに使用できることが重要だと考えられる．これらの3つの要素について，本システムを使用した操作者が実際にどのように感じるかを調査するため，本治療システムの評価として健常者に対して仮想空間に対する知覚の検証実験を行った．実験は21歳から24歳までの健常な男性

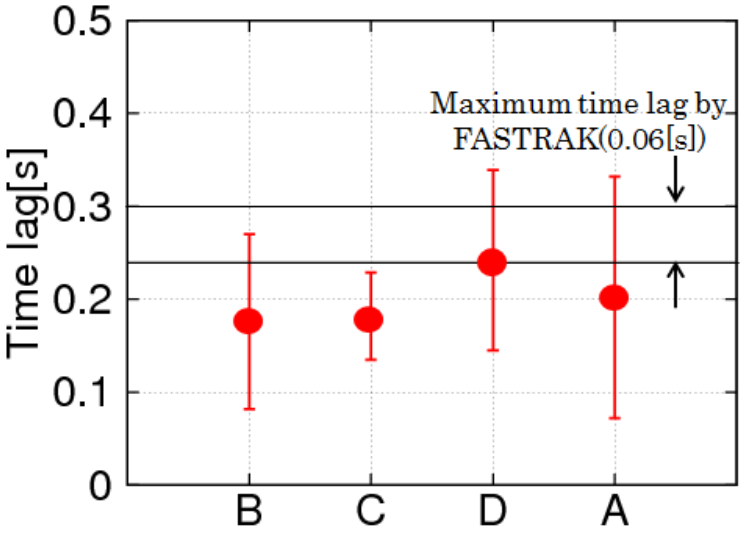

Fig. 5.6:Kinect と磁気センサの遅延量

10名の協力者に対して行った．実験では遅延時間，操作者の意図した動作方向に対する仮想上肢の動きのズレと，上肢静止時の仮想上肢のブレについてアンケートを用いて評価を行ってもらった．なお，今回は協力者には全員に左手に疼痛を抱えた患者を想定して実験を行った．つまり，画面内には仮想的な左手が表示され，協力者は自分の左手で仮想的な左手を操作する．右手にはマウスを持って，仮想上肢の手の握り動作を操作させた．以上のような環境で実験を行った．実験環境を図5.7に示す.

実験では，まず5分間の練習を行い，その後10分間で実際に治療システムを操作する実験を行った．その後協力者に対してアンケートに答えてもらった．実験中は患者に対して行っている治療と同様に，特定のタスクは行わせず，自由に操作するように指示した．アンケートは表5.1に示すように全9項目で，始めの3項目は自分の意思通りできたかの操作感，集中度，操作の自然さに関する項目となっている．次の2項目は仮想上肢動作の遅延時間に関する項目であり，遅延知覚度と遅延の操作への影響度を聞いている．追従性についても2項目質問し，意図した方向に仮想上肢が動いていたかの知覚度とその操作への影響度を質問している．静止時の仮想上肢のブレに関する質問も2項目で，計測誤差によるブレの知覚度とそのブレの操作への影響度を質問している．なお，質問4，6，8の遅延時間，追従性，静止時のブレを知覚度に関する項目はyes，noの2者択一で聞いており，それ以外は4段階評価で回答してもらった．4段階で回答する質問1，2，3，5，7，9はスコアが高いほど，

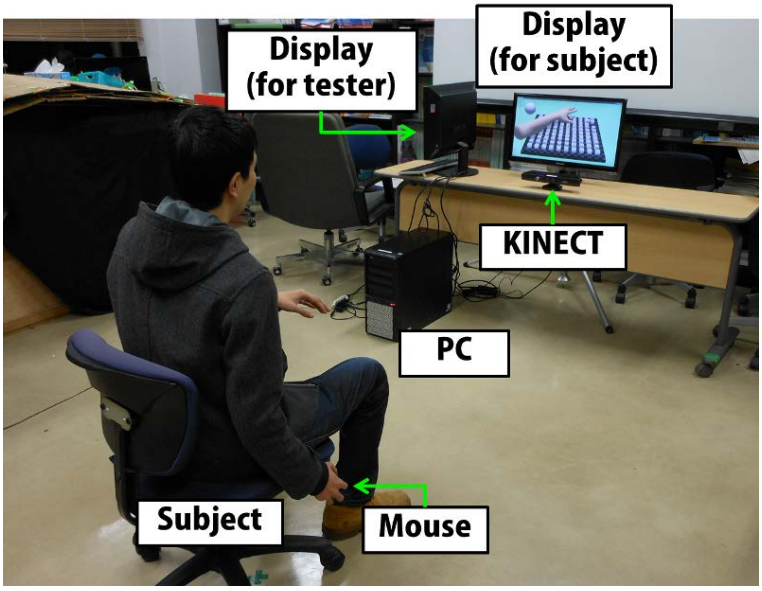

Fig. 5.7:知覚検証実験環境

意図通り操作できたり，遅延時間や計測誤差を知覚しなかったなど，ポジティブな結果であることを表している．

結果を図5.8と表5.2に示す．遅延時間に関しては協力者全員が自分の腕の動きと時間的に一致していたと回答している．また，追従性に関しては協力者の90[%]が意図した方向に動いていたと知覚し，遅延時間は操作に影響がないと回答している．静止時のブレに関しては，協力者の半分がブレを知覚したが，操作には影響がないと回答している．

5.5.3　健常者に対する操作性検証実験

この実験では治療システムの操作性と操作を容易に学習できるかについて検証した．実験は知覚検証実験と同じ協力者に対して行った．協力者には図5.9に示すようなターゲットである赤いサイコロを掴むように指示した．うまく掴めた場合は別の場所にターゲットを出現させ，次のターゲットを掴ませるタスクを10分間行った．この実験中に協力者が操作する仮想上肢の手の座標とターゲットの座標を計測し，協力者が掴もうとしてマウスをクリックしたときのターゲットとの間の距離を求める．そして，距離の標準偏差から，協力者が常に同じ距離感でターゲットの位置に安定して仮想上肢をアプローチできているかを評価する．

図5.10に協力者毎のターゲットをうまく掴んだ時と掴めなかった時の，仮想上肢の

Table 5.1:アンケート項目

Number	Question
1	画面内の腕の操作をどの程度コントロールできましたか?
2	どの程度画面に集中できましたか?
3	どの程度自然に画面内の仮想的な腕を操作できましたか?
4	画面内の腕の動きが自分の腕の動きと時間的に一致していましたか?
5	画面内の腕の時間の遅れが操作にどの程度影響しましたか?
6	自分の意図した方向に画面内の腕が動いていましたか?
7	自分の腕と画面の腕を動かす方向のズレが操作にどの程度影響しましたか?
8	自分の腕を静止しているときに，画面内の腕のブレを感じましたか?
9	自分の腕を止めている時の仮想的な腕のブレが操作にどの程度影響しましたか?

Table 5.2:質問4,6,8の結果

Number	Rate of participants who answered ”yes”
4	100[%]
6	90[%]
8	50[%]

手の計測位置とターゲットの位置との距離の標準偏差を示す．これらの結果に，不等分散のウェルチの検定を行ったところ，タスク失敗時と比べて達成時に手とターゲットとの距離の標準偏差の全体平均が5%水準で有意に少なくなった($p = 3.58 \times 10^{-4}$)．これより，ターゲットをうまく掴めたとき，参加者は安定した距離感でターゲットにアプローチできていることがわかる．

次に，図5.11に協力者毎の実験中の前半5分間と後半5分間の仮想上肢の手の計測位置とターゲット位置との距離の標準偏差を示す．この結果にも不等分散のウェルチの検定を行ったところ，後半5分間で手とターゲットとの距離の標準偏差の全体平均が5%水準で有意に少なくなった($p = 3.60 \times 10^{-2}$)．これより，操作を長く経験した後半になると安定した距離感でターゲットにアプローチできていることが確

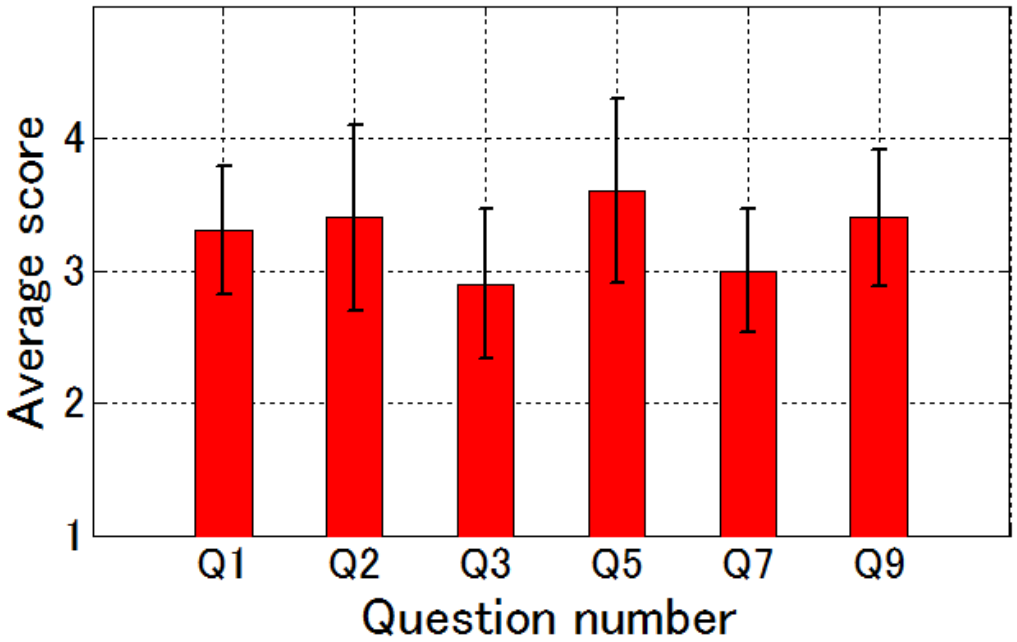

Fig. 5.8:質問1,2,3,5,7,9の結果

認された．

5.5.4　考察

遅延時間の評価から仮想空間に対するSA知覚に必要な程度に小さい遅延時間である事が確認された．また，知覚検証実験により，遅延時間や静止時の仮想上肢のブレは本システムを使用する操作者には知覚されない，または知覚しても操作には影響しない事が示された．また，操作性検証実験の結果から，本システムを長く使用する事でターゲットへの距離感に慣れて，ターゲットまで安定してうまく仮想上肢をアプローチできるという事が確認された．すなわち，本システムを使用したことで操作を学習したと考えられる．これはCameron[52]の指摘しているSAの誘発が学習性を高めるという点が本論文で開発したVR鏡療法でも寄与している可能性がある．

5.6　患者を対象とした運動試験と疼痛変化の検討

製作した治療システムは，通院するCRPS患者1名の自宅に医師の指導の下，試験的に設置され運用を行った．患者（43歳女性）は交通事故後左上肢の運動障害と

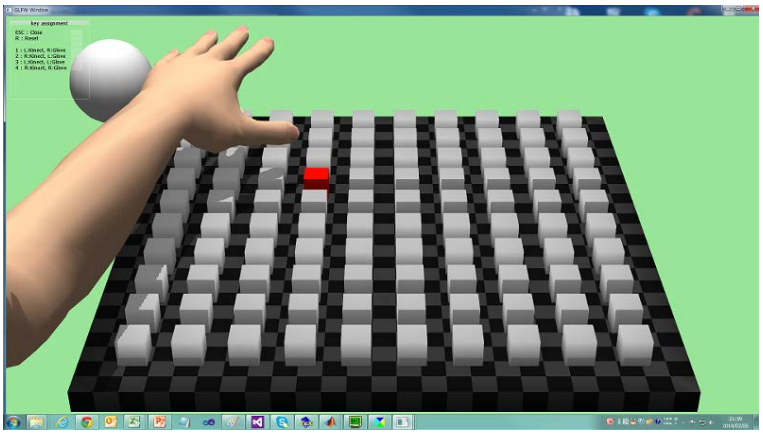

Fig. 5.9:操作性検証実験の画面例

手掌側に異常な疼痛を伴う自発痛が見られた．リハビリテーションや投薬等により運動機能の回復と異常な疼痛の軽減を認め，更なる疼痛緩和を目的に受傷2年後にVR鏡治療の導入となった．また本実験は患者の通院する病院の倫理委員会の承諾を得るとともに被験者に対して事前に十分な説明を行い，自発的な協力同意を得て検証を実施した．この運用で確認する事は，患者が治療をどの程度の期間行っているかという事と患者の日々の治療に関するデータを記録できるかである．患者が都合のいい時間帯で治療に取り組んでもらい，患者の疼痛状態と治療中の患者の身体動作に関するデータを記録した．

図5.12は本システムを設置した患者の設置日から治療データを回収するまでの86日間のシステムの使用状況を表しており，縦軸は使用時間を表し，横軸はシステム導入からの経過日を示している．図中の18日目から39日目までの3週間については，疼痛状態の悪化のため，医師により治療を中止していた．それ以外の期間については，ほとんど毎日数十分以上の治療を行っていることがわかる．統計的に言及できないものの，本システムを使用することで，週に1回程度の通院時に行う場合に比べて治療時間が増える可能性があることを示唆する．治療中には身体の動作に関するデータとともに，治療した日付と治療開始時刻，そして治療を行っていた時間が同時に記録できていることを確認した．この治療動作の記録により，治療を行う日ごとの治療中の動作の変化を，医師が確認することができる．

Visual Analog Scale(VAS)を用いて疼痛を0(痛みはない)から100(これ以上の痛みはないくらい痛い)の100段階で記録した．患者は治療タスク実施前と終了後にVASにより回答した．患者の試用期間中の疼痛の結果を図5.13に示す．図5.13は使用期間における患者の訴える疼痛の変化を示す．縦軸は患者の痛みを表し，横軸は日数

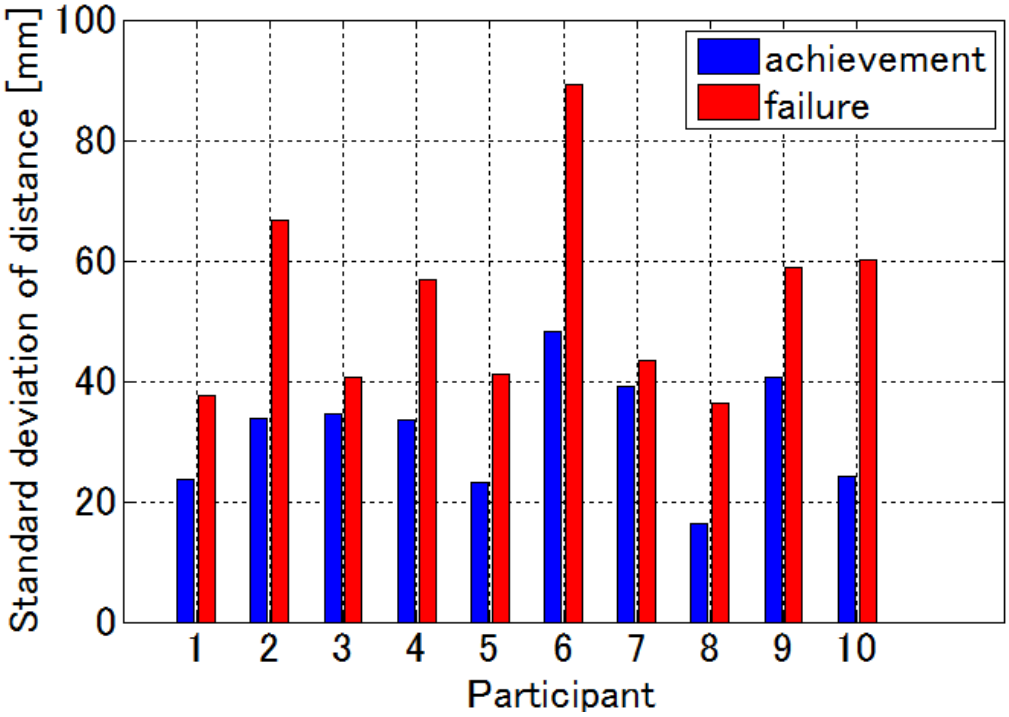

Fig. 5.10:ターゲットの掴みタスク成功時と失敗時での距離の標準偏差

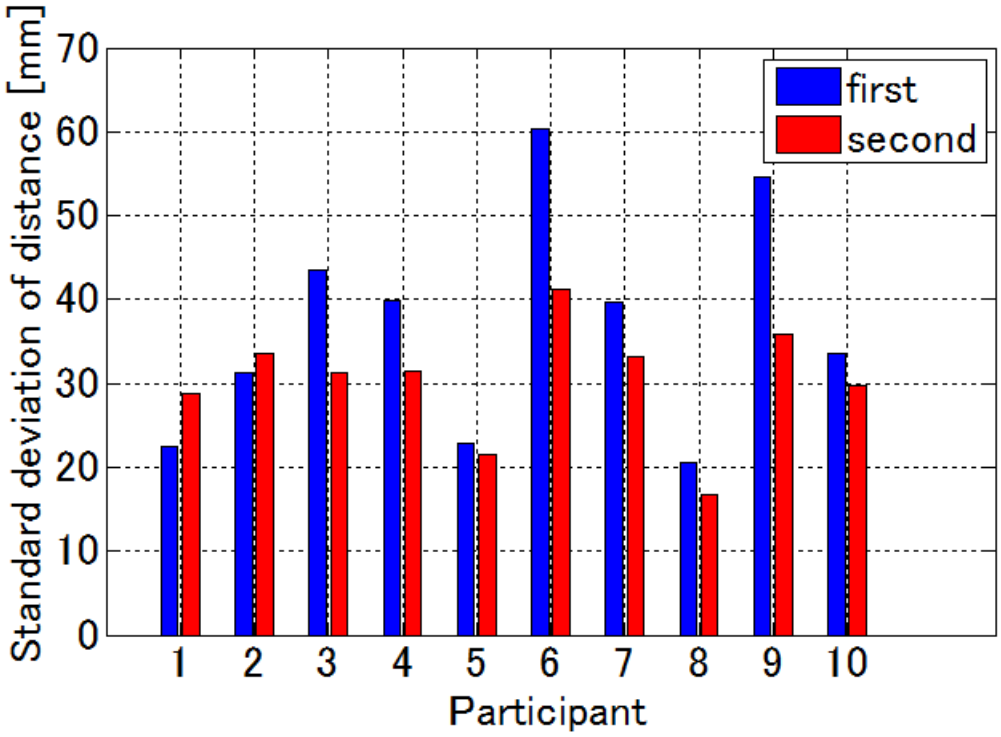

Fig. 5.11:前半5分間と後半5分間での距離の標準偏差

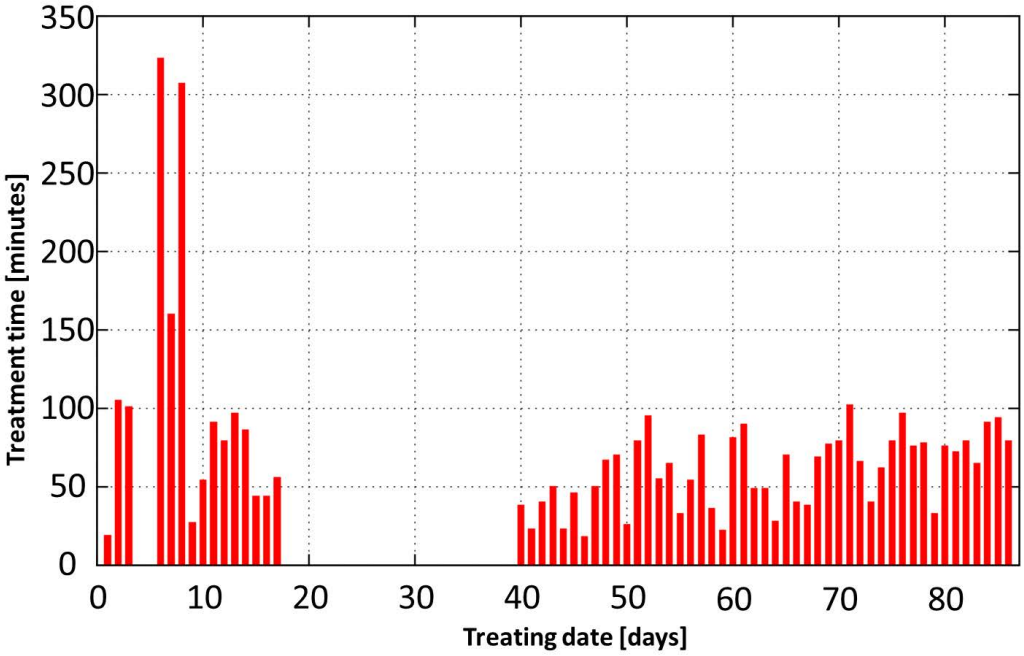

Fig. 5.12:患者の治療状況

を示す.

試用期間中，医師が患者の主観的な痛みについて診断した．その結果，患者は試用期間を通して痛みが減ったことを実感できないことを述べている．一方で，医師は診察を通して，患者の疼痛の状態の安定や疼痛側の上肢の筋力の回復を主観的であるが実感している．次に図5.13の結果に目を向ける．すると，治療システムを使用した際に記録された疼痛の変化を見ると，使用直後に比べて使用期間の後期は疼痛が減少し安定しているように見て取れる．

痛みの慢性化を解釈するためのモデルとしてFear-Avoidance (FA) model[44][45]が知られている．FA modelによれば人は痛みを経験した時，恐怖や破滅的な解釈により痛みを強く感じて，そのような行為を避けるようなる．そして，それらが繰り返されることで痛みが慢性化するとされている。図5.13をみると，初期と比べて痛みは減少しているものの治療期間後半でも患者は依然として痛みを実感していることが見て取れる．つまり，FA modelによれば治療初期に患者は本来想定される痛みより強く感じ，治療期間後半になると患者は治療初期ほど強く痛みを感じなくなったと解釈できる．患者が本治療システムを使うとき，疼痛側の仮想の上肢を見て動かしているとの感覚を持つ．恐怖や破局的な解釈が緩和され，結果として患者の強い痛みの感覚が弱まったと考えられる．

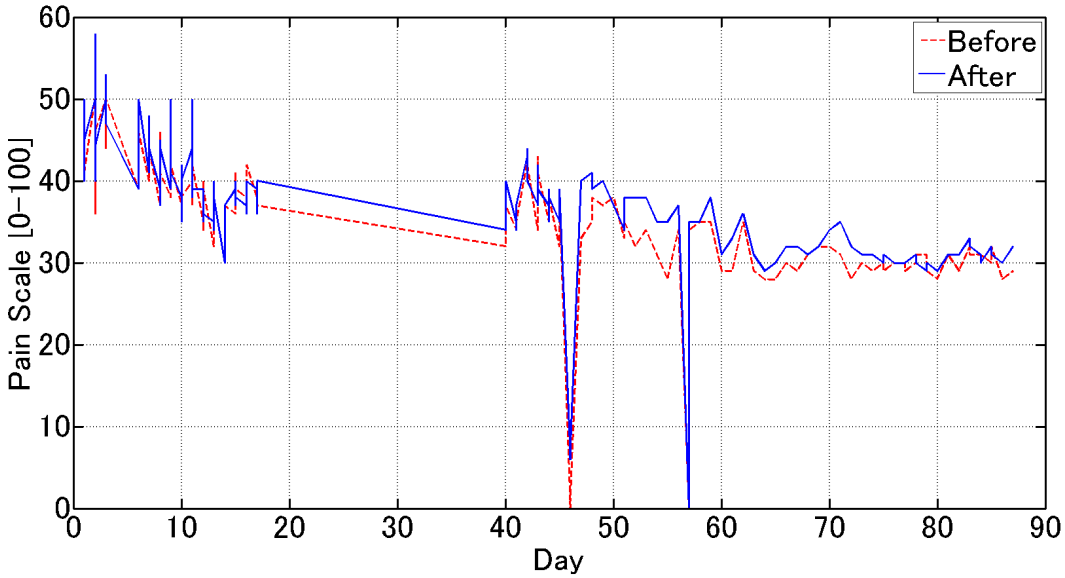

Fig. 5.13:疼痛の変化

次に，治療の前後に着目すると治療後の方が痛みが増加する傾向にあることが見て取れる．実際，患者はVR鏡治療を自宅で行った時，疼痛の部位が熱かったり，重かったりだるくなるような感覚があることを話している．このことから，治療の前後での変化は患者の発言と一致することがわかった．痛みは極めて主観的感覚であるため，情動に左右されやすくその変化を捉えることは難しい．しかしながら，治療の前後の時間は数十分，長くとも1時間程度であるため，患者は痛みを前後で比較しやすいため主観と記録された痛みのスコアが一致しているのかもしれない．対象患者は１名のみであるため統計的に言及でない．しかしならが，本研究で得られた患者の疼痛の変化は本研究の治療システムが鎮痛をもたらす可能性を示唆していると考えられる．また，我々が開発した治療システムは運動データも取得している．今後，疼痛と運動データの関連を解析することで明らかとされていない慢性疼痛の鎮痛メカニズム解明に寄与できる可能性がある．

また，日々の痛みの変化も確認しながら，運動機能障害の回復状況を評価して表示するインタフェースを実装すれば，患者の治療意欲を高めることができると考えられる．

第6章

運動イメージによる予測と視覚情報の不一致に関わる認知機能の解明

6.1 緒言

結果，病院向けと家庭向けの2つの治療システムによって，鎮痛効果が得られることが示唆された．MVFやVR-MVFのさらなる発展や治療手法確立のために，これのリハビリテーション手法の治療メカニズムを明らかにすることは重要である．本節では，治療メカニズムの解明に向けて，鏡療法使用時の認知機能の解明に取り組む．そこで改めて，CRPS患者の運動機能の回復に基づき，MVFやVR-MVFについて考察する

四肢の切断患者に生じるいわゆる麻痺した幻肢の姿勢を変えるために，Ramachandranはミラーボックスを用いたMVFを考案した．ミラーボックスとは，図6.1に示す箱の内側中央に垂直に鏡が置かれた箱である．幻肢を持つ患者は健常肢を鏡面側に，幻肢をその反対側に置く．この姿勢で，患者が健常な肢を動かしながら鏡面に映る肢の像を見ると，まるで失われた肢が存在して動いているような錯覚が引き起こされる．結果として，麻痺した幻肢が動いたことに加えて，幻肢痛に対する鎮痛が多数報告されている [27, 111, 101].

Fig. 6.1:MVFの鏡に映る仮想の手の様子

この幻肢が動いたとの報告が注目され，現在では幻肢以外の症状に対してもMVFが適用されている．脳卒中のような明確な中枢神経の損傷後の運動障害や疼痛の回復[110, 55, 96, 114]はよく知られた例である．他にも，複合性局所疼痛症候群(Complex Regional Pain Syndrome: CRPS) [35, 108, 76, 74, 84, 81, 64]と呼ばれる慢性疼痛の治療に用いられている．CRPS患者が障害を受けている側(以下，患側と呼ぶ)の肢で運動をした時，軌跡や速度のばらつきが大きいことや，位置の調整の障害が示唆されている[103, 92, 102]．MVFをCRPS患者に適用することで，運動機能の改善や鎮痛効果が見られている[93, 47]．このCRPSは，脳を含む明確な中枢神経系の損傷を伴わないような外傷後にも起こることが知られている．このことから，MVFは，四肢の切断や明確な中枢神経系の損傷を伴わないケースに対しても有効である．

このようにMVFによって運動機能回復や鎮痛が報告されているが，そのメカニズムは十分明らかにされていない．MVFによる運動機能回復のメカニズムの一つとして，身体の運動におけるフィードフォワードモデルの更新が指摘されている[60]．運動制御理論[116, 85]に基づけば，運動の実行や運動の予測と，運動の結果をフィードバック情報として比較すると，運動モデルが更新されると考えられる．ただし，MVFにおいて患側の肢で運動は実行されないため，患側の運動の予測とフィードバック情報としての鏡像が比較されていると考えられる．

それでは，患側の運動の予測とはどのような行為であろうか? MVFで行われていると考えられる運動イメージと呼ばれる行為が[110, 83]，この運動の予測にあたると考えられる．なぜならば，広義の運動イメージは，実際の運動の実行を伴わない自分自身の身体の運動の心的シミュレーションとされ[69, 91]，運動の予測を含むと考えられているからである[80]．ただし，MVFにおいて運動イメージは単なる心的シミューレーションではなく，鏡に映る運動の変化を捉えながら行われるものであろう．このことから，本研究では，鏡療法における運動イメージを患側の運動の視覚的変化の予測としての心的シミュレーションと定義する．

このように，動きをコントロールしている健常側の肢ではなく，反対側の患側のためのフィードバック情報として鏡像を利用することは，鏡療法の特徴的な点である．さらに，健常側で運動の実行，患側で運動イメージのように，左右で異なることが行われることも鏡療法の特徴的な点の一つである．それは，リハビリテーションでは，患側で1つの行為が行われるためである．具体的には，患側の肢での，運動の実行や運動イメージがある．他にも，両手運動も知られているが，その運動は左右対称である[63]．

鏡療法はミラーボックス以外に，Virtual Reality(VR)技術を用いたVR-MVF(Virtual

Reality based Mirror Visual Feedback: VR-MVF) もあり，鎮痛効果が報告されている [100, 104]. 複数種類の鏡療法による治療効果が報告されている点を考えれば，共通の要素がある可能性がある．そして，本論文では患側の運動イメージと視覚像の比較が，VR-MVF とMVF で共通して行われていると考えた．

そこで，次節にて患側の運動イメージと視覚像の比較が，複数のMVF に共通している根拠について述べ，6.3 節で研究の目的について述べる．6.4 節では実験環境と手順について述べ，6.5 節で実験結果を，6.6 節では考察を述べる．そして，本研究の成果を6.7 節でまとめ，今後の課題にも言及する．

6.2 鏡療法における比較

6.2.1 MVF

図6.1 は右手が患側のCRPS 患者が見る光景である．このとき，患者は自分の感じる手の姿勢と鏡に映る仮想の手の姿勢を比べて，できるだけ一致させる．すると患者は，その仮想の手があたかも患側の肢であるかのように感じられる．このような錯覚は，自己受容性感覚より感じる肢の姿勢と視覚情報の違いが大きいほど弱まると報告されている [56, 67]. 逆説的に，視覚情報と自己受容性感覚の違いが小さいほど，仮想の肢が自分の肢であるように感じられると解釈できる．そして，この視覚情報と自己受容性感覚の一致が治療効果に重要な役割を果たすと指摘されている [93, 101].

次に，鏡像と運動イメージの関係に目を向ける．[60] は比較的速い運動が実行される時，遠心性コピーを利用したフィードフォワードモデルに基づく予測的運動が行われていることを指摘している．また，[68] は，身体の運動予測と視覚的な情報が時間的に一致する時，たとえその運動が他人によって引き起こされたとしても，自分自身がその運動を起こしたり制御していると理解できると報告している．MVF では予測的運動が行われていて，かつ運動イメージによって視覚的変化が予測されている．そして，運動イメージと鏡像が比較され時間的に一致したとき，患側の肢の運動を制御しているよう理解出来ると考えられる．従って，鏡像と患側の運動イメージを一致させることが，MVF におけるもう一つの比較行為であるといえる．以上のことから，MVF には2つの比較行為が含まれていると考えられる．

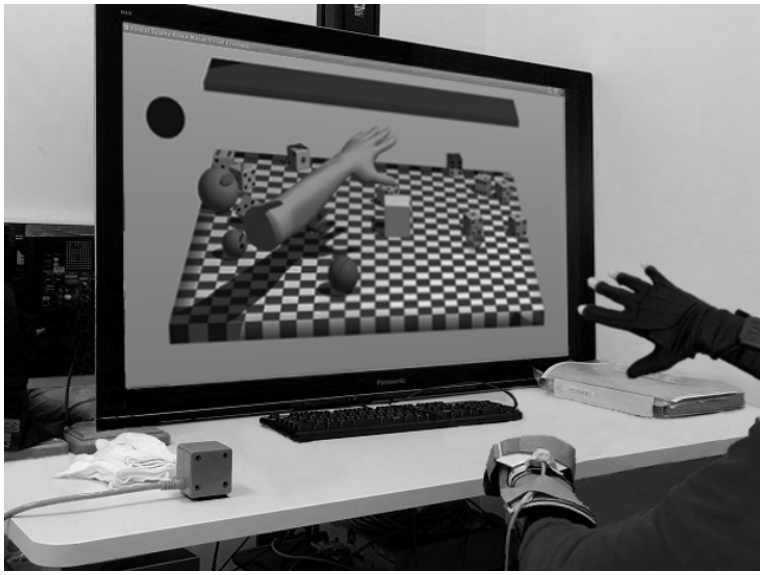

Fig. 6.2:左手に疼痛がある患者の場合のVR-MVFによる治療の様子

6.2.2 VR技術を応用した鏡療法(VR-MVF)

[104]はVR-MVFを手のCRPS患者に適用し，治療効果を報告している．このVR-MVFは仮想空間の中で鏡療法を行う治療手法である．このシステムはデータグローブと呼ばれるセンサで指の動きを，磁気センサで腕の動きを計測している．この計測された動きに基づいて仮想の肢の動きが生成され，その様子がディスプレイに表示されている[104, 78]．図6.2は左手に痛みがある患者を対象としたVR療法による治療の様子である．この患者の場合の仮想の左上肢のコントロール方法を，図6.3に模式的に示す．図の手前側の色の異なる2つの図形は実際の上肢を表し，右側下方の黒色の図形が健常側の上肢を，左側下方の灰色の図形が患側の上肢を表す．その上部にある四角形の図形はディスプレイを表し，その中に仮想の上肢を表す図形が描かれている．

このVR-MVFにおいて，自己受容性感覚と視覚情報の比較によって生じるあたかも自分の肢であるような感覚は弱い．なぜならば，仮想の上肢の姿勢はセンサで再現されているものの，患者が感じる実際の上肢の位置とディスプレイに映る仮想の上肢は空間的な位置が異なるためである．[56, 67]は，この2つの不一致により，自分自身の身体であるような感覚が弱まると報告していることも我々の考察を支持している．一方で，運動イメージによる視覚的変化としての予測と視覚情報の比較は可能である．それは，手の運動に着目すると(図6.3)，仮想の手のコントロール方法はMVFと同じであり，かつ運動の変化を視覚的に観察できるからである．

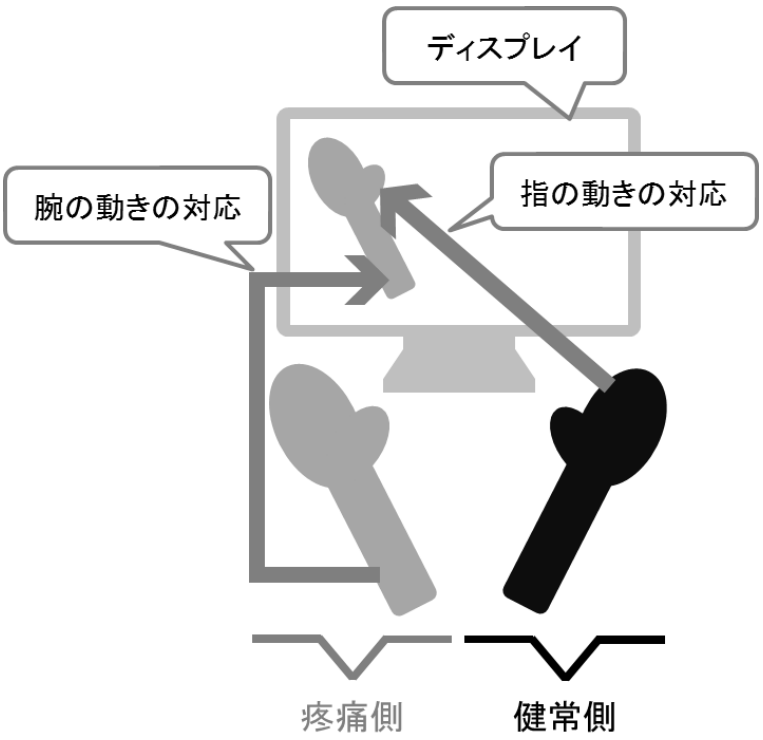

Fig. 6.3:ディスプレイに映る仮想の肢とコントロール時の左右の関係

6.2.3 運動イメージによる視覚的変化の予測と視覚情報への着目

これまで自己受容性感覚と視覚情報の比較行為が着目され，その神経基盤や認知活動の調査されてきた[72, 82, 94]．一方で，鏡療法で行われていると考えられる運動イメージと視覚情報の比較はあまり検討されていない．また，患側の運動イメージと視覚情報の比較は，治療効果の報告がある2つの鏡療法の手法に共通していると考えられる．このことは，患側の運動イメージによる視覚的変化の予測と，視覚情報の比較について調査することの重要性を示唆するものである．

6.3 目的

健常者とCRPS患者の同側における運動の実行の達成度を比較した時，患側でのみ差が見られている[77]．そして，運動の心的シミュレーションと実行とは，脳の活動領域が重複する傾向がある[109, 80]．さらに，手の心的回転課題[105]や手の左右を判別する課題[97]において，片手のCRPS患者は健常側より患側を判別するときに反応時間が長くなると，報告されている．これらの報告より，CRPS患者は患側の心的なシミュレーションにも障害を持つと考えられる．

このように心的なシミュレーションに障害を持つCRPS患者が鏡療法を使う時，運動イメージによる視覚的変化の予測が視覚像と一致しない状況が起こり得る．一方で，健常者はこの2つを一致させることができるはずである．このような健常者と患者に起こり得る違いを調査することは鏡療法の治療メカニズムの解明につながると考えられる．そこで本研究では，仮想の手側の運動イメージによる視覚的変化の予測と，視覚情報の一致･不一致に関する認知活動を解明することを目的とする．

上述の目的を達成するために，健常者を対象にfMRIと質問紙を用いて認知活動を明らかにする．これは，運動の実行時のCRPS患者の皮質の活動量は健常者と異なる[92]が，CRPS患者の運動に関わる活動領域は健常者と類似的な傾向を示すことが示唆されている[92]ことによる．

本研究では時間的整合性[68, 59]に着目し，視覚情報に遅延を加えることで，運動イメージによる視覚的変化の予測と視覚情報が不一致となる状況を作り出す．また，目的達成のためには，運動イメージと視覚情報の比較による影響を大きく，自己受容性感覚と視覚の比較による影響を小さくすることが望ましい．そこで，時間の操作が可能で，かつ視覚情報と実際の肢の姿勢が一致しない状況を作り出しやすいVR技術を適用した鏡療法を用いる．

マカクザルや人を対象とした調査により，運動野と頭頂葉が視覚運動に関与していることが示唆され[57, 58]，予測と結果の不一致に頭頂葉が関わることも示唆されている[73, 61]．このことから，運動イメージと視覚情報の一致と不一致の条件の間で比較した時，頭頂葉での活動に差が見られることが予想される．また，この2つが一致しない時，運動イメージを持つことができない可能性がある．それは，不一致時に参加者が運動を実行している健常側へ注意を向けて，運動イメージを持つことに集中できない可能性があるからである．もし運動イメージが持てなければ，運動野で活動に差が見られることが予想される．また質問紙において，運動イメージと視覚像を一致できた時ほど，仮想の手を自由に動かしていると感じたとの回答が得られると予想される．

6.4 実験

6.4.1 参加者

実験は正常な認知機能と運動機能を持ち，映像を見るために十分な視力を有する健常な参加者を対象とした．22人(男性:21人，女性1人；平均年齢23.7歳；年齢層：

22-28歳)の右利きの参加者が調査に参加した．事前に実験について説明を行い，全ての参加者から参加の同意を得た．また，実験は著者所属大学の倫理委員会の許可を得て行われた．

6.4.2 実験装置

実験で使用するMagnetic Resonance(MR)装置には標準的なヘッドコイルを持つ3 TeslaのMagnetic Resonance Image (MRI) (GE healthcare Signa Excite 3.0T)を用いた．fMRIによる計測のパラメータはrepetition time = 3 second; flip angle = 90 degree; field of view = 240 mm; in-plane resolution = 64 x 64; 42 axial slices; slice thickness = 4 mm without gap (interleaved slice order)とした．MR環境下で指の動きを計測するために5DT Data Glove 14 MRI (Fifth Dimension Technologies Inc.)のデータグローブを採用した．そして，仮想の手の映像を生成するためにPCを使用し，その映像を映し出すためにプロジェクタと背面透過型のプロジェクタスクリーンを用いた．

実験環境の簡略図を図6.4に示す．左手のデータグローブで計測された運動のデータはリアルタイムにPCへ送られ，仮想の右手の動きの映像が生成される．そして，その映像がPCに接続されたプロジェクタで出力された．出力された映像を参加者へ提示するために，プロジェクタはMR環境内に置かれ，映像は寝台からおよそ2 m離れた位置にあるスクリーンに投影された．

まず，参加者は寝台の上に仰向けで横になり左手にデータグローブを装着した．次に，皮質の活動を計測するためにヘッドコイルを頭部に設置した．そして，参加者が横になった姿勢で映像を見るために，参加者の目の前に鏡が取り付けられた．最後に，参加者が十分に仮想の手の動きを観測できるように，鏡の角度とプロジェクタやスクリーンの位置が，実験前に参加者ごとに調整された．

本実験では仮想の手の映像を提示するために，Computer Graphicsを用いた．仮想の手として人の右手を模した3Dモデルがあらかじめ作成され，図6.4の右端の画像のように表示された．この仮想の手は，参加者から見て指先が上向きで，かつ手のひらが見えるように位置が調整され，手首から指の先端までが画面に映し出された．なお，手のひらが見える姿勢としたのは，指を曲げた状態を観察しやすくするためである．そして，仮想の手の動きは計測された手の指の角度に追従し，時間の遅れなく(最大遅れ時間33[ms])かつ滑らかに再現された．

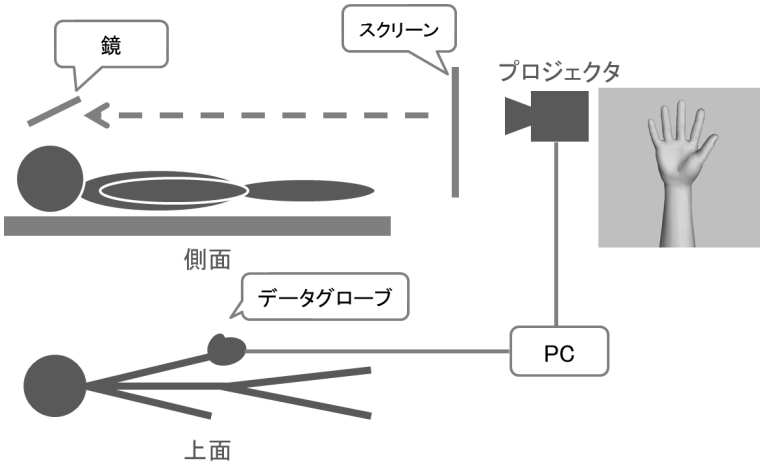

Fig. 6.4:fMRI計測中の実験環境

6.4.3 実験タスクと手順

参加者は事前の説明により，実験の流れやタスクを理解している．実験の開始にあたり，データグローブのキャリブレーションが参加者毎に行われた．その後，MR環境で仮想の手をコントロールする練習を10分から15分行った．そして，参加者はfMRI計測中に実験タスクを行い，終了後に質問紙に回答した．

図6.5に本実験のタスク内容を模式的に表す. 図6.5の四角の図形は映像が映し出される鏡であり，その鏡に仮想の手が写しだされ, 参加者はこの仮想の手を観察した．

実験タスクは，仮想の手を動かすという運動イメージを持ち，この運動イメージを仮想の手の動きに重ねて一致させることである．ただし，参加者は仮想の手を左手でコントロールし，かつ実際の右手は動かさない．

参加者が左手の指を動かすタイミングや動きは任意とした．これは，鏡療法では，任意のタイミングで運動が行われるためである．また，特定の動きを指定することで，参加者がデータグローブを着けた左手に感じる違和感が強調されることを，避けるためでもある．

運動イメージによる視覚的変化の予測と視覚情報の一致・不一致に関わる認知活動を調査するために，本実験では2つの条件を設定した． 1つ目の条件は運動イメージと視覚情報が一致する条件(以下，遅延なしと呼ぶ)，2つ目は一致しない条件(以下，遅延ありと呼ぶ)とした．遅延なしでは仮想の手が実際の左手の動きに遅れなく追従する．Blakemoreらは遅延によって不一致の感覚が増加し[59]，Shimadaらは300 [ms]の遅れによってほとんどの遅延が知覚される[106]ことを示している．そ

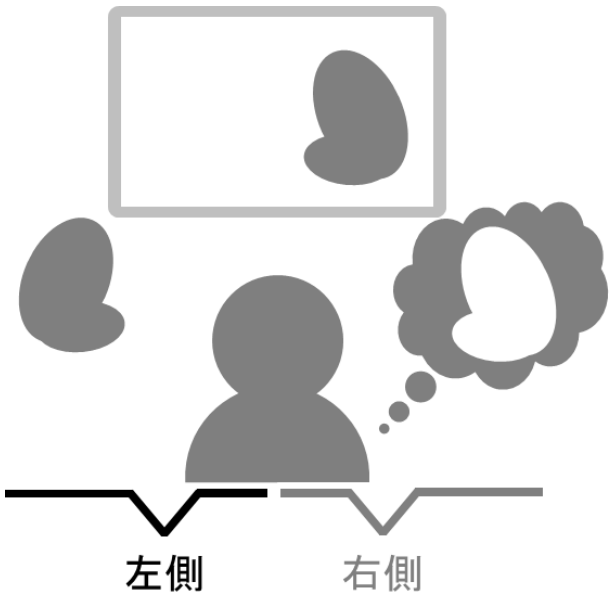

Fig. 6.5:実験タスクでの仮想の手と実際の手の関係

こで，遅延ありでは，仮想の手が実際の左手の動きに対して300 [ms]遅れて追従する．ただし，実験者は遅延ありの存在を参加者に対して実験終了まで伝えなかった．それは，実際の鏡療法において，使用者は運動イメージと視覚像を積極的に一致させるからである．

図6.6に計測の流れを示す．実験タスク中，参加者は連続的に指を動かすため，一連の動作を繰り返せるブロックデザインを用いた．安静(Rest)と実験タスクの実行(Task)の期間が30秒ごとに交互に配置された．遅延なしか遅延ありかのいずれかの条件がTaskに配置された．実験時間はコンピュータにより正確に管理され，参加者は提示される映像を見ることでRestとTaskの開始時間を把握できた．

順序効果を考慮して，参加者は2つのグループPattern AとPattern Bに分けられた．図6.6に示すようにPattern Aは遅延なし，遅延あり，遅延あり，遅延なしの順序とした．Pattern Bは遅延あり，遅延なし，遅延なし，遅延ありとした．そして，同一の参加者に対して同じパターンが3回繰り返された．従って，1人の参加者のスキャン時間は，遅延なしが6回で3分，遅延ありも同様に6回で3分，Restが12回で6分であり，総スキャン時間は12分となる．

Taskの後のRestにおいて，参加者は実験タスクを達成できたかどうか意思表示した．参加者は，あらかじめ指定された手の形を，データグローブを付けた左手で取ることで回答した．この報告は，データグローブを通じて直ちにコンピュータに記録された．

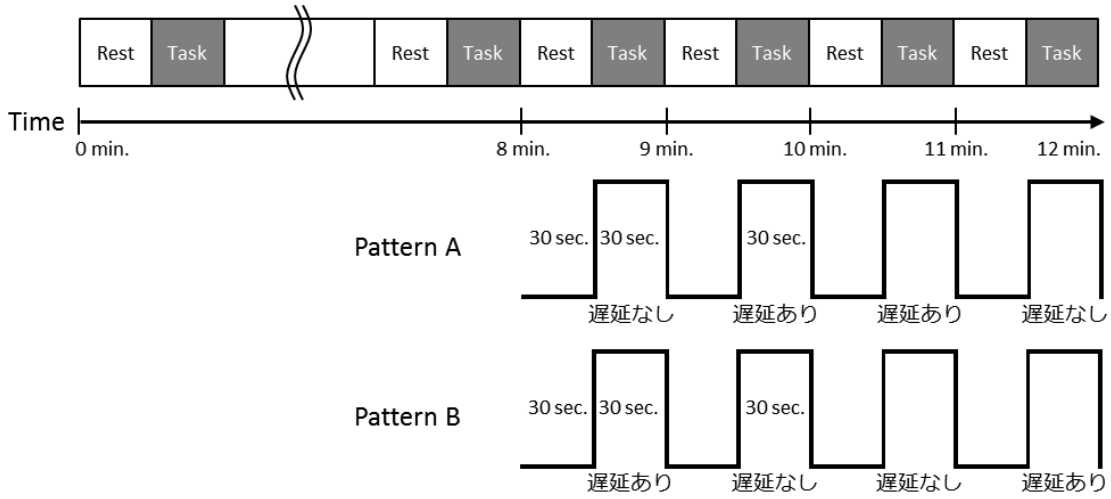

Fig. 6.6:fMRI計測中の条件の順序

参加者がタスクを達成出来たと感じた時とそうでない時とでは，参加者の内観に違いが生じると考えられる．そこで，参加者は同じ内容の質問紙に，実験タスクを達成できた時と，達成できなかった時の2回，それぞれの印象に基づいて答えた．なお，参加者が2回目に同じ内容の質問に答える時，1回目の自分の回答内容を見ることは出来ない．Pattern Aグループ場合の回答手順を以下に説明する．初めに，実験者は，実験タスクを達成できた時の印象に照らしあわせて質問に回答するように，参加者に対して指示した．その後，参加者は表1の全ての質問項目に対して回答した．1回目の回答の終了後に，実験者は，実験タスクを達成できなかった時の印象に照らしあわせて回答するよう，参加者に対して指示した．新たな質問紙を受け取った参加者は，指示に従い同じ質問項目に再び回答した．なお，順序効果を考慮して，2つのグループの回答手順は逆にした．

質問項目を表6.1に示す．質問紙は15項目の質問からなる．質問は，実際の手への意識，仮想の手側への意識，集中力，そして，その他の要因についての項目から構成される．1，7，13項は患側と設定された実際の右手への意識に関連している(Real hand)．3，4，9，10，そして14項は仮想の手に関わる要因である(Virtual hand)．6と12項はコントロールに関連している(Control)．2，5，8，そして，11項は実験への集中の度合いである(Concentration)．そして，参加者は各質問項目に対して0(最も当てはまらない)から100(最も当てはまる)の101段階の範囲で答えた．

Table 6.1:質問項目

No.	Item	Factor
1.	右手が自分の手だと感じた	Real hand
2.	仮想の手を動かすことに集中できた	Concentration
3.	ディスプレイに表示されている右手の動きに対して右手のイメージを重ねることができた	Virtual hand
4.	仮想の右手を思い通りに動かしているように感じた	Virtual hand
5.	実験中音によって気がそらされた	Concentration
6.	仮想の手を自由に動かせた	Control
7.	右手を動かすことができた	Real hand
8.	実験に集中できた	Concentration
9.	患側の運動イメージをディスプレイに表示されている患側の仮想の上肢の運動を重ねることができた	Virtual hand
10.	仮想の右側の手を動かしているイメージを持つことを意識できた	Virtual hand
11.	画面に集中できた	Concentration
12.	右手を思い通り動かせた	Control
13.	ディスプレイに表示されている右側の仮想の手を実際の私の手だと感じた	Real hand
14.	患側の仮想の手を動かしている気がした	Virtual hand
15.	今日は体調がいい	Other

6.4.4 実験結果の分析方法

fMRIで取得したデータはMATLAB (Mathworks, Sherborn, Massachusetts, version 7.10.0.499, R2010b) で動作するソフトウェアパッケージ，SPM5 (Wellcome Trust Centre for Neuroimaging, London, UK) で処理された．ジェスチャの分析と質問紙の統計分析には統計処理ソフトウェアパッケージ(SPSS, IBM Corp. version 10) を用いた．

fMRIデータの統計的分析

統計処理の前処理としてスキャン中の頭部の動きを補正するために位置補正(realignment) を行った．このとき，頭部の平行移動の動きをもとに参加者の除外基準を設定し，本研究では1 mmと設定した．処理された画像を標準脳と呼ばれるMontreal Neurological Institute (MNI) テンプレートへ合わせるために，空間的標準化(Normalize) を行った．その後，正規化された画像が，ガウシアンフィルタにより8 mmで平滑化処理(smoothing) された．この前処理後，統計的処理のために実験タスクの時系列変化とfMRI信号との回帰解析を一般線形モデルで行った．

遅延なしと遅延あり条件の間に差がないと帰無仮説を立て，t検定を用いて$p<0.001$(uncorrected), Extent threshold=5で検定を行った．解析に用いたMNI座標系からTalairach座標系へicbm2talと呼ばれる変換式 [90, 87] を用いて変換した．そして，ソフトウェアTalairach Daemon [88, 89] と文献 [113] により皮質領域を特定した．

タスク達成の報告の分析

遅延なしと遅延ありにおけるタスク達成の回数をぞれぞれ求め，その割合も求めた．そして，遅延なしにおいてタスクを達成できた回数と，遅延ありにおいて達成できた回数に差がないと帰無仮説を立て，t検定により$p<0.01$で検定を行った．

質問紙の回答の分析

質問紙の回答の分析には，タスクを達成できたと感じた時(以下，成功と呼ぶ)の回答と，達成できなかったと感じた時(以下，失敗と呼ぶ)の回答の間に差がないと帰無仮説を立て，質問項目ごとにt検定により$p<0.01$で検定を行った．

6.5 結果

頭部の動きに基づいた除外基準に従い4人の参加者が除外された．さらに，2人の参加者が以下の理由により除外された．1人は，チタン製の歯科インプラントによるものと考えられるアーチファクトにより処理可能なfMRIのデータが取得出来なかった．もう1人は，練習の時，データグローブが手に合わなかったために仮想の手をコントロールできず，実験に参加できなかった．最終的に，6人の参加者が除外され，合計16人(Pattern A:8人，Pattern B:8人)のデータを分析に用いた．

6.5.1 fMRIデータ

Table 6.2:遅延なしと遅延ありのBOLD信号の比較結果 p<.001(unc.)

			MNI Coordinates [mm]			
Side	Region	BA	x	y	z	t value
遅延なし > 遅延あり						
Left	Precuneus	7	-24	-56	60	3.93
Right	Postcentral Gyrus	3	36	-28	60	3.79
Right	Precentral Gyrus	4	36	-16	72	3.66
Right	Precentral Gyrus	4	40	-16	56	3.43
遅延あり > 遅延なし						
Left	V2	18	-16	-80	0	3.62
Left	Thalamus		-8	-32	0	3.60
Left	Thalamus		-8	-36	8	3.41
Left	Posterior Cingulate	29	-12	-44	20	3.33
Left	Supramarginal Gyrus	40	-52	-48	28	3.57

有意差が見られた皮質領域と座標を表6.2に示す．表の左端には半球(side)を示し，その右隣に，皮質(Region)，そして，ブロードマン野(BA)が示されている．表のx，y，zの3次元座標はMNI座標系におけるクラスタのピークの位置を示す．そして，表の右端はt値を表す．遅延なし>遅延ありは，遅延ありに比べて遅延なしでBlood Oxygenation Level-Dependent Signal(BOLD)信号が高かったことを示す．一方，遅延あり>遅延なしは，遅延なしに比べて遅延ありでBOLD信号が高かったことを示す．図6.7は遅延なし>遅延ありの皮質の活動マップである．左半球では楔前部

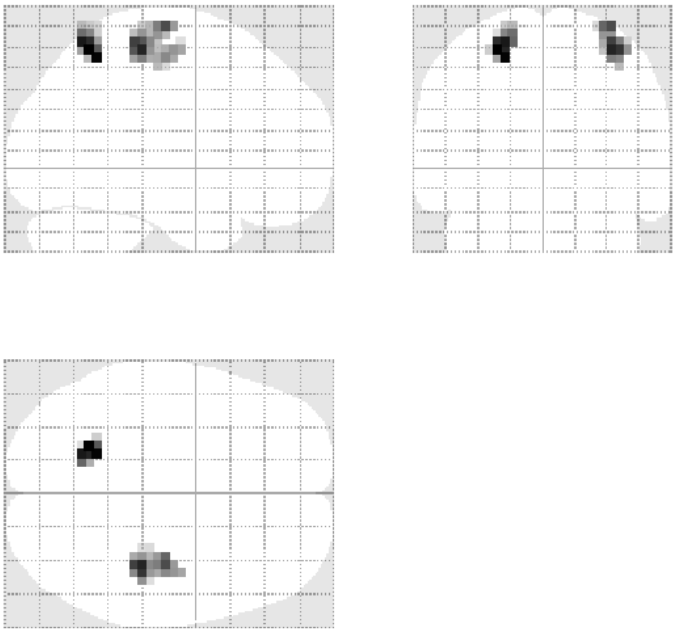

Fig. 6.7:遅延ありに比べて遅延なしの条件でBOLD信号の高かった皮質領域

(Precuneus:BA 7)で有意差が見られた．右半球では中心後回(Postcentral Gyrus:BA 3)と中心前回(Precentral Gyrus:BA 4)で有意差が見られた.

図6.8は遅延あり>遅延なしの皮質の活動マップである．左半球の視覚野(V2:BA 18)，後帯状皮質(Posterior Cingulate:BA 29)，ならびに，縁上回(Supramarginal Gyrus:BA40)で有意差が見られた．

6.5.2 ジェスチャによるタスク達成の報告

表6.3にタスク達成の報告の分析結果を示す．12回の全てのタスクについて，16人全員が成功か失敗か回答したことを確認した．表中(遅延なし，成功)は遅延なしでタスク成功と報告したことを表し，(遅延あり，成功)は遅延ありでタスク成功と報告したことを表す．Countはタスク達成回数を，Rateはタスク達成の割合を示す．表の最後の行は達成回数と割合の平均を表す．左端の列の番号は説明のために便宜的に参加者に対して割り振ったものである．

(遅延なし，成功)と(遅延あり，成功)の割合の間に差が見られた．参加者4，8，9，そして，15は条件とタスク達成の報告が全て整合している．8人が全ての遅延なしで成功と回答した．また，7人は全ての遅延ありで失敗と回答した．参加者1，11，13は遅延なしで半分以上失敗と報告している．参加者1，7，12は遅延ありで半分以

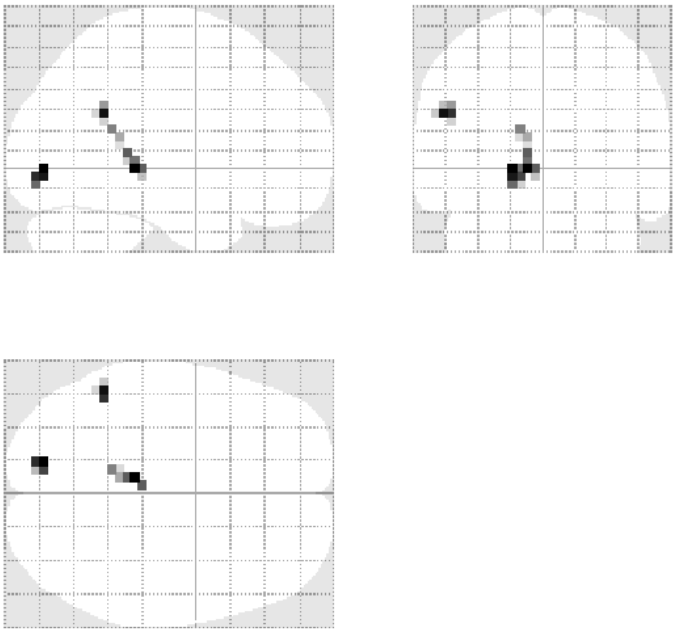

Fig. 6.8:遅延なしに比べて遅延ありの条件でBOLD信号の高かった皮質領域

上成功と報告している.

6.5.3 質問紙の回答

質問紙の結果を図6.9に示す.

図6.9の横軸の数値は質問項目を表し，縦軸は質問者全員の平均スコアを表す. 赤色の棒グラフはタスク成功の時の平均値を示し，青色の棒グラフはタスク失敗の時の平均値を表す. バーはそれぞれの項目の標準偏差を示す. そして，図中の記号は有意差が見られた項目を示している.

検定の結果，9つの項目(1，3，4，6，9，10，12，13，14 ($p<0.01$))で有意差が見られた. 具体的には，実際の右手の2つの項目，仮想の手の5つの項目，コントロールの2つの項目で有意差が見られた. 集中とその他の6つの項目(2，5，7，8，11，15 ($p<0.01$))では，有意差が見られなかった.

6.6 考察

鏡療法における，患側の運動イメージによる視覚的変化の予測と，視覚情報の一致・不一致に関する認知活動の解明を目指した. 質問紙の結果より，遅延がない時ほど運動イメージと視覚情報を一致できることが確認された. ただし，仮想の手

Table 6.3:タスク達成の回数と比率

	(遅延なし，成功)		(遅延あり，成功)	
No.	Count	Rate	Count	Rate
1	2	0.33	3	0.50
2	6	1.00	2	0.33
3	5	0.83	0	0.00
4	6	1.00	0	0.00
5	4	0.67	1	0.16
6	4	0.67	0	0.00
7	5	0.83	3	0.50
8	6	1.00	0	0.00
9	6	1.00	0	0.00
10	6	1.00	2	0.33
11	1	0.17	0	0.00
12	6	1.00	4	0.66
13	2	0.33	1	0.16
14	6	1.00	1	0.16
15	6	1.00	0	0.00
16	5	0.83	2	0.33
	4.75	0.79	1.19	0.20

側の運動イメージと視覚情報の一致は，必ずしも達成されるわけではないことが，実験タスク達成の分析結果より明らかとなった．しかも，そのタスクの達成には個人毎に偏りがあることが示唆された．そして，仮想の手側の運動イメージによる視覚的変化の予測と視覚情報が一致しない時，参加者はこの2つの差分を予測誤差として認識していることが明らかとなった．

初めに，集中力に関する質問項目(2，8，11)の回答をみると，参加者がタスク成功と感じた時のスコアはいずれも80以上と高い．また，成功時と失敗時で実験の集中力に差はみられなかった．従って，参加者は遅延に関わらず実験タスクに集中できたといえる．次に，(遅延なし，成功)と(遅延あり，成功)の割合の間に差が見られたことから，遅延によって参加者のタスク達成に差が生じたことを確認した．加えて，成功と感じた時ほど，質問項目(3，4，9，10，14)のスコアが高い．このことか

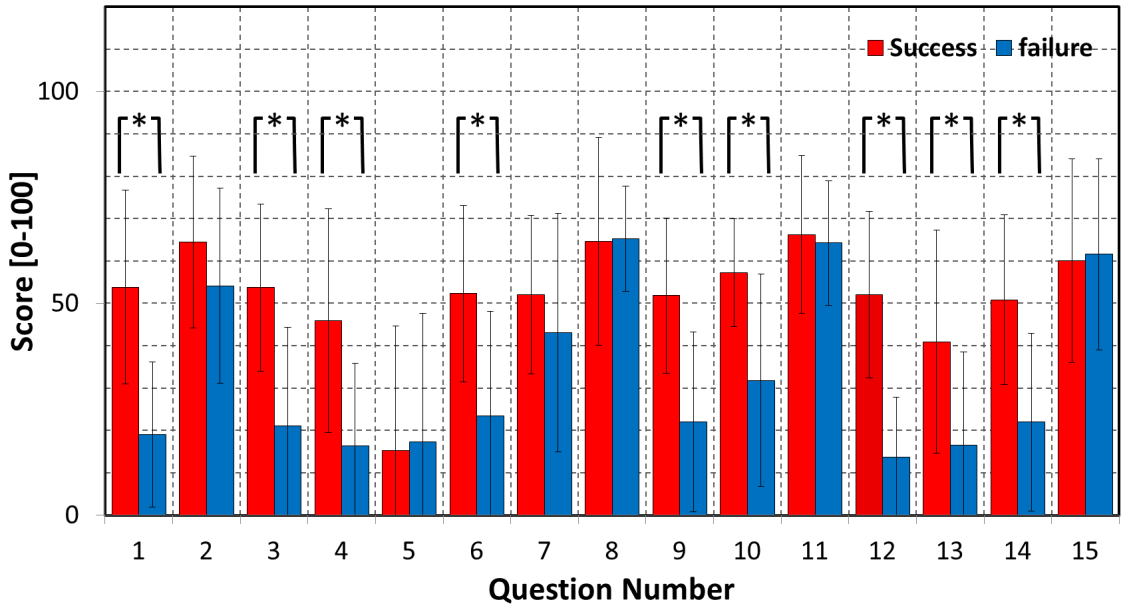

Fig. 6.9:質問紙の結果

ら，遅延がない時ほど，参加者はより運動イメージと視覚情報を一致できたことを確認した．

表6.3の結果を見ると，遅延条件と参加者の主観的な認識が整合しなかったケースが見られている．具体的な不整合の割合は，(遅延なし，失敗) が21%で，(遅延あり，成功) が20%であった．参加者は仮想の手の運動を自分自身でコントロールしながら，しかも，視覚情報と運動イメージを積極的に一致させるよう指示されている．このため，我々は，特に遅延なしにおいて参加者が実験タスクを達成できたと報告すると予想した．しかしながら，実際には遅延なしでさえ実験タスクが達成されないケースが起こることが，本実験により確認された．

次に，fMRIの計測データの分析結果を基に，実験タスク中の認知的活動について検討する．遅延なしと遅延ありの間で比較したところ，遅延なしにおいて左側楔前部 (BA7) で，遅延ありにおいて左側縁上回 (BA40) でBOLD信号の増加が見られた．楔前部や縁上回が含まれる下小頭頂葉は，自己の運動の認識や運動や視覚情報の処理に関与していることが知られ [107, 57, 79, 95]，運動の予測と実際の結果の差分である予測誤差に関連している事が示唆されている [73, 61].

本実験における運動の予測は仮想の手側の運動イメージによる視覚的変化の予測にあたり，実際の結果とは仮想の手の運動の像にあたる．このことから，遅延なしの時，この2つの間の差分が認識されず，遅延ありの条件の時，差分が認識されると予想される．なぜならば，参加者は仮想の手が遅れなく動くという予測に基

づいて，運動イメージと視覚像を一致させているからである．

Fukushimaらは，予測と視覚情報が時間的に一致する条件で，左側楔前部(BA7)でBOLD信号が増加したことを報告している[75]．加えて，Coullが，時間的に一致しない条件で左側縁上回(BA40)でBOLD信号が増加したことを報告している[65]ことは我々の予想を支持する．さらに，上述したように，遅延なしの時ほど参加者は運動イメージと視覚情報を一致出来ていたことも，この予想を裏付けている．これらのことから，参加者は患側の視覚的変化の予測と視覚情報の差分を予測誤差として認識していることが示された.

ここで再び表6.3を見ると，条件とタスク達成の報告が整合しない事象には偏りがあるように見える．そこで，参加者毎に表6.3の結果を考察する．まず，4，8，9，ならびに，15の参加者は条件とタスク達成の報告が全て整合している．次に，1，11，13の参加者は，遅延なしにもかかわらず，半分以上の場合でタスク達成を報告していない．参加者11は遅延なしでさえ，6回中1回しか一致を報告していない．参加者11は，もとより鏡像を仮想の手側のフィードバック情報とみなせていない可能性がある．以上より，運動イメージによる視覚的変化の予測と視覚情報の一致というタスク達成には，個人毎に偏りがあることが推察される．

本研究で提案する治療システムでは，5例中1例で鎮痛効果が得られなかった．さらに，Moseleyらは，歩行映像を見ながら自分自身が歩いているようにイメージするVirtual walkingで，5例中1例で痛みが増加したと報告している[98]．この割合と，遅延なしで失敗と報告した割合，および，遅延なしで半分以上失敗と報告した参加者の割合はほぼ同じである．このことから，治療効果が得られない事象は，本研究におけるタスク失敗と関連している可能性がある．

楔前部はself-processingに関わることが知られており[86]，楔前部や縁上回の運動主体感への関与が示唆されている[71, 62, 75]．近年，運動主体感について2段階モデル[112]が提起されており，この2段階モデルは下層の感覚としての主体感と，上層に位置づけられる概念的で内省的な判断としての主体感に区別されている．まず，感覚レベルで不一致が検出されなければ感覚としての主体感が得られる．もし感覚レベルで不一致が検出されれば，次の上層の判断レベルでの処理がなされ，文脈や意図などに基づいて主体感が判断されるとされている．

本実験では遅延による知覚操作が感覚レベルでの誤差の認識にあたり，実験タスクの報告が判断レベルでの誤差の認識にあたると考えられる．この2段階モデルに基づけば，遅延条件に整合したタスク達成の報告が得られない場合がある．そして，実際にこの2つの間には整合しないケースがみられている．鏡療法は治療が目

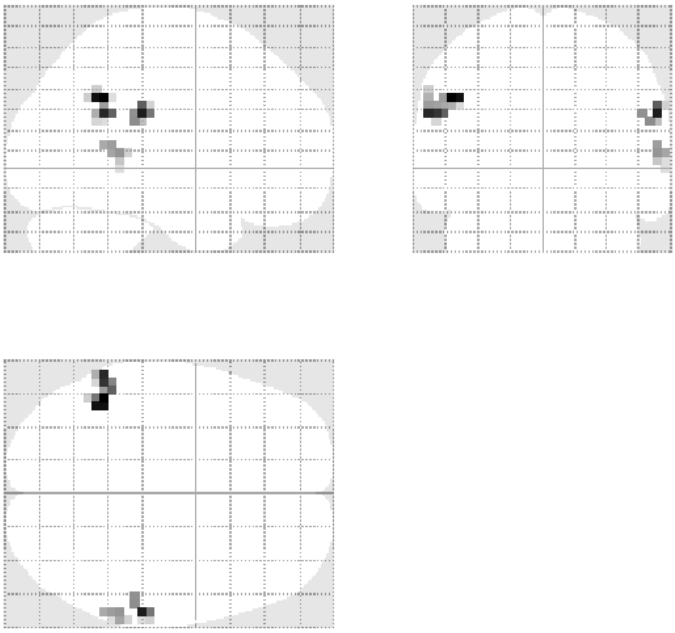

Fig. 6.10:(遅延なし，成功) より (遅延あり，失敗) でBOLD信号が高かった皮質領域

的であり，運動モデルの修正という観点に立てば，鏡像と運動イメージの一致を正しく判断できることが望ましい．これらのことから，遅延についての条件とタスク達成の報告が整合した時の脳活動を調査し，正しい一致の判断に関わる認知活動について探索的に検討する．

そこで，第6.4.4節の解析手法と同様の手順で前処理を行った．そして，遅延なしでタスクが達成できたとき(遅延なし，成功)と，遅延ありでタスクが達成できなかったとき(遅延あり，失敗)の間の脳活動に差がないと帰無仮説を立てt検定を用いて $p<0.001$(uncorrected), Extent threshold=5で検定を行った．そして，第6.4.4と同様の方法で，有意差が見られた座標から皮質領域を特定した．

表6.4の(遅延あり，失敗)>(遅延なし，成功)は，(遅延なし，成功)に比べて(遅延あり，失敗)でBOLD信号が増加したことを示す. (遅延あり，失敗)>(遅延なし，成功)で差が見られた皮質は，左半球の縁上回(Supramarginal Gyrus:BA 40)と上側頭回(Superior Temporal Gyrus:BA21)であった．右半球では下頭頂小葉 (Inferior Parietal Lobule:IPL)(BA40)であった．このときの，活動マップは図6.10である．なお，(遅延あり，失敗)に比べて(遅延なし，成功)でBOLD信号の有意な増加が認められた皮質領域はなかった．

遅延なしと遅延ありの比較結果と，(遅延なし，成功)と(遅延あり，失敗)の比較結果に共通する皮質領域は，左半球の縁上回(BA40)であった．[66, 115]は，事前の教示

Table 6.4:(遅延なし，成功) と (遅延あり，失敗) の BOLD 信号の比較結果 p<.001(unc.)

			MNI Coordinates[mm]			
Side	Region	BA	x	y	z	t value
(遅延あり，失敗)>(遅延なし，成功)						
Left	Supramarginal Gyrus	40	-48	-48	36	3.75
Left	Supramarginal Gyrus	40	-60	-48	28	3.63
Right	Inferior Parietal Lobule	40	60	-28	28	3.66
Left	Superior Temporal Gyrus	21	60	-40	8	3.33

ではなく感覚運動情報に基づいてタイミングを予測することに，左側縁上回が関わっていると指摘している．このことから，運動が実行されている健常側より生じた感覚運動情報が，仮想の手側の運動イメージによる視覚的変化の予測を補助している可能性がある．これは，運動イメージと運動の実行が同時に行われることで成立するものであり，鏡療法特有の事象と考えられる．

最後に予測誤差が運動機能の回復にどのように貢献するのか考察する．片手のCRPS患者は，運動機能の点で左右差があり，患側だけが正常でない状態にある[97]．このCRPSの患者が鏡療法を使うとき，健常の肢の動きに追従する仮想の手は正常な運動を表し，患側の運動イメージは正常に想起されないと考えられる．この時，患側の運動イメージによる視覚的変化の予測と，仮想の手の運動の視覚像の間には誤差が認識される．そして，この誤差が小さくなるように運動イメージが修正されれば，正しい運動イメージに更新される．その結果，活動領域が重複する傾向のある運動の実行に関する脳活動[109, 80]も修正され，最終的に患側の運動機能が回復すると推測できる．

使用者のタイミングで教示となる正常な運動の像を作り出すことは，予測誤差の認識を容易にしていると考えられ，鏡療法特有の事象だといえる．今後，CRPS患者の予測誤差に関わる脳活動と治療効果の関連を調査することが，鏡療法の治療メカニズムの解明に繋がる可能性がある．また，実験タスクの達成度と治療効果の関係を解明することで，鏡療法が効果のある患者をスクリーニングできることが期待される．

6.7 結論

本研究では鏡療法における，仮想の手側の運動イメージによる視覚的変化の予測と，視覚情報の一致・不一致の認知活動の解明を目的とした．そこで，健常者がVR-MVFを使用している時の脳活動をfMRIにより計測し，質問紙を用いてその時の認知活動を明らかにした．

運動イメージという行為と視覚像が一致しない時，仮想の手側の運動イメージによる視覚的変化の予測と視覚情報の差分を予測誤差として認識されていることが明らかとなった．ただし，この仮想の手側の運動イメージと視覚情報を一致させるというタスクは，必ずしも達成されないことが示され，しかも，16人の内の3人の参加者だけが達成できない傾向にあった．さらに，健常側からの感覚運動情報が，反対の仮想の手側の運動イメージによる視覚的変化の予測を補助している可能性が示された．

第7章

総括

本論文では，Computer Graphicsを中心としたVirtual Reality技術のリハビリテーション分野への応用を目指した．本論文では疼痛の改善を主眼においた研究に取り組んだ．それは，疼痛が人の生活に非常に重大な影響を及ぼし，また，社会的，経済的損失をも生む非常に重大な問題であるからである．

疼痛の処置は，現在最も効果的な投薬による対処が伝統的に行われてきた．一方で，このような処置が効果的でないケースもあることも知られていた．現在ではComplex Regional Pain Syndrom(CRPS)と命名されている難治性の疼痛はそのようなケースの典型的な1つの症状である．これら，伝統的な投薬による治療が効果を示さないだけでなく，運動障害や，異常な発汗や体温上昇，腫れなと様々な症状が複合的に起こる．このような対処の困難さは，その症状の多様性だけでなく，その発症機序が十分明らかとなっていないことも起因している．

20世紀後半になって，工学の発展に伴って生まれた計測機器や計算機の急激な進歩によって認知科学や神経認知科学は特筆すべき科学的成果を上げてきた．このような知見に端を発した治療が生まれ，その内のいくつかの手法は現在では典型的なリハビリテーションの1つとなっている．鏡療法はその中の1つとして極めて有名である．医療分野においては，鏡療法は大脳の可塑性へ着目することの重要性を示唆し，此の鏡療法はリハビリテーションの発展に多大な貢献をしている．初期は患者が動かないと訴えるいわゆる麻痺した幻肢の姿勢を変えるために使われ，その症状の改善に伴って幻肢によって引き起こされる痛みの軽減も見られた．21世紀に入ると鏡療法は幻肢以外の慢性的な疼痛にも適用されはじめ，CRPSに対しても治療効果を上げてきた．

Computer Graphics(CG)は映画やゲームといったエンターテイメント分野で目覚ましい発展をとげ，今や生活に欠かせない工学の成果の1つとなっている．CGや計測機器のデータを複合して作られる仮想空間は，現実感を与えたり，実際には存在しないものをあたかも存在しているように見せたり出来る点で非常に興味深い．これは計算機技術の発展にともない，私達の生活により身近なものとなっていった．しかしながら，このようなCGを中心としたVR技術の医療分野への適用はまだ発

展途上である．CGはソフトウェアをベースとして仮想空間を構築するため，比較的柔軟に仮想空間を構築できるアドバンテージもある．このような利点より，鏡療法のように視覚情報が重要な役割を担うリハビリテーションに対して高い将来性が見込まれる．

本論文ではCGを中心としたVR技術の医療分野への応用として，鏡療法に着目した．そこで，これまでの神経認知科学や認知科学の成果に基づいてVirtual Reality based Mirror Visual Feedbackを構築し，CRPS患者に適用した．結果，非常に効果的な鎮痛が得られたことを確認しその高い将来性を示した．また治療効果を高めるために2つのアプローチに取り組んだ．1つ目は立体視を用いた没入感の増加によるアプローチを行い，高い没入感が得られたことを確認した．2つ目は簡易的なVR-MVFを構築することによって治療機械を増やすとともに，患者の身体動作や疼痛のデータを収集する仕組みを構築した．まず，簡易的なVR-MVFを構築し，その有効性について探索し，有効性が見込まれたことから，本格的な主に個人向けのVR-MVFを開発した．結果，データの収集が可能な仕組みが構築され，また身体動作の収集も行えたことが確認された．さらに，1名の患者を対象とした試験運用によって治療効果が見込まれることを確認した．

さらに，本研究では未だに十分に明らかにされていない鏡療法の治療メカニズム解明を目指した．そこで，本研究では鏡療法における，仮想の手側の運動イメージによる視覚的変化の予測と，視覚情報の一致・不一致の認知活動に着目した．健常者がVR-MVFを使用している時の脳活動をfMRIにより計測し，質問紙を用いてその時の認知活動を明らかにした．結果，運動イメージという行為と視覚像が一致しない時，仮想の手側の運動イメージによる視覚的変化の予測と視覚情報の差分を予測誤差として認識されていることが明らかとなった．ただし，この仮想の手側の運動イメージと視覚情報を一致させるというタスクは，必ずしも達成されないことが示され，しかも，16人の内の3人の参加者だけが達成できない傾向にあった．さらに，健常側からの感覚運動情報が，反対の仮想の手側の運動イメージによる視覚的変化の予測を補助している可能性が示された．

本論文ではCGを中心としたVR技術による疼痛患者へのリハビリテーションに関して特筆すべき成果を上げた．また，個人向けのVR-MVFシステムは，近年のモーションキャプチャー技術の発達に伴い今後さらなる飛躍が見込まれる．また，本論文で取り組んだ，鏡療法中の認知活動に関する研究は新たな知見を明らかにした．これらの知見は，CRPS患者の治療メカニズムに大きく貢献すると考えられる．

謝　辞

本論文は筆者が岡山大学大学院 自然科学研究科 産業創成工学専攻 博士課程在籍中の研究成果をまとめたものである．新たなテーマとして研究を始めるに当たり，多大なるご支援とご教授，的確なアドバイスを頂きました五福明夫先生に心より感謝申し上げます．また，治療システムの開発にあたり，システムの構成等に対する的確なアドバイス頂いたいた亀川哲志講師に深く感謝致します．新たに研究室に着任された杉原太郎助教には，新たな視点からアドバイス頂き，日々力不足を痛感させられました．このことは今後の私に取って非常に大きな財産となりました．そして，医療という分野に関わるにあたって，医療に関する知識の教授や，患者様へ対応頂いた岡山大学病院の佐藤健治先生に深く感謝いたします．fMRIの実験にご協力頂いた，独立行政法人自動車事故対策機構岡山療護センター様に深く感謝致します．また，日々のご多忙の中，長時間に渡るfMRIの実験にご協力くださった岡山療護センター丸尾智子先生に深く感謝いたします．京都大学の水原啓暁様には公私ともにお世話になり，暑く御礼申し上げます．最も長い時間共に研究し，堅実に支えてくれた三宅貫太郎様には，感謝の念に堪えません．そして，最初に共に研究に取り組んでくれた河上紗有美様，他大学にもかかわらず私の研究に興味を持ち，大学院から研究に参加してくれた諫武賢志様に感謝いたします．また，明るく，積極的，そして全力で研究に取り組んでくれた坂本美優様は私をとても励してくれました．西岡美紗様とのやりとりは，いつも非常に有意義でかつ楽しく，研究生活に潤いを与えてくれました．北原亮宏様には十分な援助が出来ませんでしたが，堅実に研究に取り組んでくれたことに感謝します．ご意見，ご指導，ご協力してくださった，機械インターフェイス学研究室の同僚たちに感謝致します．最後に，辛抱強く応援してくれた家族に心より，感謝し，本論文を締めくくります．

参考文献

[1] Mitchell, S. W. :“Injuries of Nerves and Their Consequences.”, J.B. Lippincott, 1872.

[2] Vilayanur S. Ramachandran, Sandra Blakeslee, 山下篤子,“脳の中の幽霊.”(1998) 角川書店

[3] Bear,M., Connors,B., Paradiso,M., 加藤, 後藤, et al.: 神経科学一脳の探求; 西村書店, (2007).

[4] 住谷，宮内，前田，四津，大竹，山田: 幻肢痛の脳内メカニズム; 日本ペインクリニック学会誌, Vol.17, No.1, pp.1-10 (2010).

[5] 住谷，柴田，眞下，山田: 本邦におけるCRPSの判定指標; 日臨麻会誌, Vol.30, No.3, pp.420-429 (2010).

[6] Swart,C., et al.: Cortical changes in complex regional pain syndrome (CRPS); European Journal of Pain, Vol.11, No.10,(2008).

[7] 大塚: 幻肢痛; 日本リハビリテーション医学会誌, Vol.1, No.2, pp.93-108 (1964).

[8] Forouzanfar,T., Koke,A.J., Kleef,M., Weber,W.E.: Treatment of complex regional pain syndrome type I; European Journal of Pain, Vol.6, No.2, pp.105-122 (2002).

[9] Karmarkar,A., Lieberman,I.: Management of complex regional pain syndrome type II using lidoderm 5British journal of anaesthesia, Vol.98, No.2, pp.261-262 (2007).

[10] 佐伯: 光線療法機器(¡特集¿慢性疼痛治療における医療機器の現状と展望); 医科器械学, Vol.75, No.3, pp.95-102 (2005).

[11] The International Research Foundation for RSD / CRPS,“Clinical Practice Guidelines - Third Edition.”(2003)

[12] May, A. :“Chronic pain may change the structure of the brain.”, Pain, Vol.137, No.1, pp.7-15, 2008.

[13] Acerra, N. E., Souvlis, T., & Moseley, G. L. : “Stroke, complex regional pain syndrome and phantom limb pain: Can commonalities direct future management?”, Journal of Rehabilitation Medicine, Vol.39, No.2, pp.109-114, 2007.

[14] Kopp, B., Kunkel, A., M?nickel, W., Villringer, K., Taub, E., & Flor, H. : “Plasticity in the motor system related to therapy-induced improvement of movement after stroke: NeuroReport”, Sample, Vol.10, No.4, pp.807-810, 1999.

[15] Swart, C. M. A. K., Stins, J. F., & Beek, P. J. : “Cortical changes in complex regional pain syndrome (CRPS).”, European Journal of Pain, Vol.13, No.0, pp.902-907, 2009.

[16] Flor, H., Elbert, T., Knecht, S., Wienbruch, C., Pantev, C., Birbaumers, N., … Taub, E. : “Phantom-limb pain as a perceptual correlate of cortical reorganization following arm amputation.”, Nature, Vol.375, No.6531, pp.482-484, 1995.

[17] MaihÖfner, C., Handwerker, H. O., NeundÖrfer, B., & Birklein, F. : “Patterns of cortical reorganization in complex regional pain syndrome.”, Neurology, Vol.61, No.12, pp.1707-1715, 2003.

[18] Verdugo, R. J., & Ochoa, J. L. : “Abnormal movements in complex regional pain syndrome: Assessment of their nature.”, Muscle & Nerve,, Vol.23, No.2x, pp.198-205, 2000.

[19] Difede, J., & Hoffman, H. G. : “Virtual reality exposure therapy for World Trade Center Post-traumatic Stress Disorder: a case report.”, Cyberpsychology & Behavior: The Impact of the Internet, Multimedia and Virtual Reality on Behavior and Society, Vol.5, No.6, pp.529-535, 2002.

[20] Jack, D., Boian, R., Merians, A. S., Tremaine, M., Burdea, G. C., Adamovich, S. V., … Poizner, H. : “Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation.”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol.9, No.3, pp.308-318, 2001.

[21] Hoffman, H. G., Doctor, J. N., Patterson, D. R., Carrougher, G. J., & Furness III, T. A. : “Virtual reality as an adjunctive pain control during burn wound care in adolescent patients.”, Sample, Vol.85, No.1-2, pp.305-309, 2000.

[22] Hoffman, H. G., Richards, T. L., Oostrom, T. V., Coda, B. A., Jensen, M. P., Blough, D. K., & Sharar, S. R. : “The Analgesic Effects of Opioids and Immersive Virtual Reality Distraction: Evidence from Subjective and Functional Brain Imaging Assessments.”, Anesthesia & Analgesia, Vol.105, No.6, pp.1776-1783, 2007.

[23] Garcia-Palacios, A., Hoffman, H., Carlin, A., Furness III, T. A., & Botella, C. : “Virtual reality in the treatment of spider phobia: a controlled study.”, Behaviour Research and Therapy, Vol.40, No.9, pp.983-993, 2002.

[24] Ehrsson, H. H., Geyer, S., & Naito, E. :“Imagery of Voluntary Movement of Fingers, Toes, and Tongue Activates Corresponding Body-Part-Specific Motor Representations.”, Journal of Neurophysiology, Vol.90, No.5, pp.3304-3316, 2003.

[25] Pleger, B., Janssen, F., Schwenkreis, P., V?lker, B., Maier, C., & Tegenthoff, M.:“Repetitive transcranial magnetic stimulation of the motor cortex attenuates pain perception in complex regional pain syndrome type I.”, Neuroscience Letters, Vol.356, No.2, pp.87-90, 2004.

[26] Maarrawi, J., Peyron, R., Mertens, P., Costes, N., Magnin, M., Sindou, M., … Garcia-Larrea, L. : “Motor cortex stimulation for pain control induces changes in the endogenous opioid system.”, Neurology, Vol.69, No.9, pp.827-834, 2007.

[27] V. S. Ramachandran and D. Rogers-Ramachandran, “Synaesthesia in Phantom Limbs Induced with Mirrors,” Proc. R. Soc. Lond. B, vol. 263, no. 1369, pp. 377–386, Apr. 1996.

[28] Wilson P., Michael Stanton-Hicks, R. Norman Harden. : “Progress in Pain Research and Management.”, IASP Press, 2005.

[29] 伊藤邦朗、福田隆宏:“wiiリモコン”, 日本機械学会誌, Vol.110, No.1069, pp.6-7, 2007.

[30] Witmer, B. G., & Singer, M. J.:“Measuring Presence in Virtual Environments: A Presence Questionnaire. Presence: Teleoperators and Virtual Environments.”, Sample, Vol.7, No.3, pp.225-240, 1998.

[31] Knapp, J. M., & Loomis, J. M. : “Limited Field of View of Head-Mounted Displays Is Not the Cause of Distance Underestimation in Virtual Environments.”, Presence: Teleoperators and Virtual Environments, Vol.13, No.5, pp.572-577, 2004.

[32] Thompson, W. B., Willemsen, P., Gooch, A. A., Creem-Regehr, S. H., Loomis, J. M., & Beall, A. C. : “Does the Quality of the Computer Graphics Matter when Judging Distances in Visually Immersive Environments?”, Presence: Teleoperators and Virtual Environments, Vol.13, No.5, pp.560-571, 2004.

[33] ArmbrÜster, C., Wolter, M., Kuhlen, T., Spijkers, W., & Fimm, B.：“Depth Perception in Virtual Reality: Distance Estimations in Peri- and Extrapersonal Space.”，CyberPsychology & Behavior，Vol.11，No.1，pp.9–15，2008.

[34] Plumert, J. M., Kearney, J. K., Cremer, J. F., & Recker, K.：“Distance Perception in Real and Virtual Environments.”，ACM Trans. Appl. Percept.，Vol.2，No.3，pp.216-233，2005.

[35] Veldman, P., Reynen, H., Arntz, I., Goris, R.: Signs and symptoms of reflex sympathetic dystrophy; prospective study of 829 patients; Lancet, Vol.342, No.8878, pp.1012-1016, 1993.

[36] Maihofner, C.: The motor system shows adaptive changes in complex regional pain syndrome; Brain, Vol.130, No.10, pp.2671-2687, 2007.

[37] Ramachandran, V.: The perception of phantom limbs; Brain, Vol.121, No.9, pp.1603-1630 ,1998.

[38] Ramachandran, V., Ramachandran, D., Cobb, S.: Touching the phantom limb; Nature, Vol.377, pp.489-490 ,1995.

[39] Sato, K., Fukumori, S., et al.: Nonimmersive Virtual Reality Mirror Visual Feedback Therapy and Its Application for the Treatment of Complex Regional Pain Syndrome: An Open-Label Pilot Study; Pain Medicine, Vol.11, No.4, pp.622-629 ,2010.

[40] 福森, 五福, 佐藤: WEBカメラとバーチャルリアリティによる慢性疼痛のための治療システム開発; 日本機械学会バイオエンジニアリング講演会講演論文集, Vol.2009(22), pp.296 ,2009.

[41] 三宅貫太郎，杉原太郎，五福明夫，佐藤健治: VR鏡療法における患者の治療意欲を維持するための仕掛けの検討, The 28th Annual Conference of the Japanese Society for Artificial Intelligence, 2014.

[42] 諫武賢志, 五福明夫, 福森聡: モーションキャプチャ装置とマウスを組み合わせた在宅用VR/MVF治療システム, ヒューマンインタフェースシンポジウム2013, pp. 67-74 ,2013.

[43] Forouzanfar, T., Koke, A. J., Kleef, M., Weber, W. E.: Treatment of complex regional pain syndrome type I; European Journal of Pain, Vol.6, No.2, pp.105-122 ,2002.

[44] Vlaeyen W. S. J. and Linton J. S., : Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art.; Pain, vol. 85, No. 3, pp.317-332, 2000.

[45] M. Leeuw, Goossens E. J. B. M., Linton J. S., Crombez G. , Boersma K. and Vlaeyen W. S. J.; The Fear-Avoidance Model of Musculoskeletal Pain: Current State of Scientific Evidence; Journal of Behavioral Medicine, vol. 30, No. 1, pp. 77-94, 2007.

[46] Karmarkar, A., Lieberman, I.: Management of complex regional pain syndrome type II using lidoderm 5British journal of anaesthesia, Vol.98, No.2, pp.261-262 (2007).

[47] McCabe, C., et al. : Mirror Visual Feedback for the Treatment of Complex Regional Pain Syndrome (Type 1); Current Pain and Headache Reports, Vol.12, No.2, pp.103-107 (2008).

[48] 金川, 清川, 竹村: 手の動作計測遅延が仮想物体の操作性に与える影響; 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.4, No.3, pp.563-572, 1999.

[49] MacKenzie, I. S., Ware, C.: Lag as a Determinant of Human Performance in Interactive Systems; Proc. ACM Conf. on Human Factors in Computing Systems (INTERCHI'93), pp.488-493 (1993).

[50] Gallagher, S.: Philosophical conceptions of the self: implications for cognitive science; Trends in cognitive sciences, Vol.4, No.1, pp.14-21, 2000.

[51] Synofzik, M., Thier, P., Lindner, A.: Internalizing Agency of Self-Action: Perception of One's Own Hand Movements Depends on an Adaptable Prediction About the Sensory Action Outcome; J Neurophysiol, Vol.96, No.3, pp.1592-1601, 2006.

[52] Cameron, B. D., Franks, I. M., Inglis, J. T., Chua, R.: The adaptability of self-action perception and movement control when the limb is passively versus actively moved; Consciousness and Cognition, Vol.21, No.1, pp. 4-17, 2012.

[53] Daprati, E.,Sirigu, A., et al. : Recognition of self-produced movement in a case of severe neglect.; Neurocase, Vol.6, pp.477-486, 2000.

[54] Farrer, C., Valentin, J., Hupe. J. M.: The time windows of the sense of agency; Consciousness and Cognition, Vol.22, No.4, pp.1431-1441, 2013.

[55] Altschuler, E. L., Wisdom, S. B., Stone, L., Foster, C., Galasko, D., Llewellyn, D. M. E., & Ramachandran, V.:“Rehabilitation of hemiparesis after stroke with a mirror.”，The Lancet，Vol.353，No.9169，pp.2035-2036，1999.

[56] Armel, K. C., & Ramachandran, V. S.:“Projecting sensations to external objects: evidence from skin conductance response. Proceedings of the Royal Society of London.”, Series B: Biological Sciences, Vol.270, No.1523, pp.1499-1506, 2003.

[57] Bakola, S., Gamberini, M., Passarelli, L., Fattori, P., & Galletti, C.:“Cortical Connections of Parietal Field PEc in the Macaque: Linking Vision and Somatic Sensation for the Control of Limb Action.”, Cerebral Cortex, Vol.20, No.11, pp.2592-2604, 2010.

[58] Battaglia-Mayer, A., Ferraina, S., Genovesio, A., Marconi, B., Squatrito, S., Molinari, M., … Caminiti, R.:“Eye-Hand Coordination during Reaching. II. An Analysis of the Relationships between Visuomanual Signals in Parietal Cortex and Parieto-frontal Association Projections.”, Cerebral Cortex, Vol.11, No.6, pp.528-544, 2001.

[59] Blakemore, S.J., Frith, C. D., & , D. M.:“Spatio-Temporal Prediction Modulates the Perception of Self-Produced Stimuli.”, Journal of Cognitive Neuroscience, Vol.11, No.5, pp.551-559, 1999.

[60] Blakemore, S.-J., Wolpert, D. M., & Frith, C. D.:“Abnormalities in the awareness of action.”, Trends in Cognitive Sciences, Vol.6, No.6, pp.237-242, 2002.

[61] Blakemore, S.-J., & Sirigu, A.:“Action prediction in the cerebellum and in the parietal lobe.”, Experimental Brain Research, Vol.153, No.2, pp.239-245, 2003.

[62] Cavanna, A. E., & Trimble, M. R.:“The precuneus: a review of its functional anatomy and behavioural correlates.”, Brain, Vol.129, No.3, pp.564-583, 2006.

[63] Cauraugh, J. H., Lodha, N., Naik, S. K., & Summers, J. J.e:“Bilateral movement training and stroke motor recovery progress: A structured review and meta-analysis.”, Human Movement Science, Vol.29, No.5, pp.853-870, 2010.

[64] Coderre, T. J.:“Complex Regional Pain Syndrome: What's in a Name?”, The Journal of Pain, Vol.12, No.1, pp.2-12, 2011.

[65] Coull, J. T., Frith, C. D., BBüchel, C., & Nobre, A. C.:“Orienting attention in time: behavioural and neuroanatomical distinction between exogenous and endogenous shifts.”, Neuropsychologia, Vol.38, No.6, pp.808-819, 2000.

[66] Coull, J., & Nobre, A.:“Dissociating explicit timing from temporal expectation with fMRI.”, Current Opinion in Neurobiology, Vol.18, No.2, pp.137-144, 2008.

[67] Costantini, M., & Haggard, P. :“The rubber hand illusion: Sensitivity and reference frame for body ownership.”, Sample, Vol.16, No.2, pp.229-240, 2007.

[68] Daprati, E., Franck, N., Georgieff, N., Proust, J., Pacherie, E., Dalery, J., & Jeannerod, M.: “Looking for the agent: an investigation into consciousness of action and self-consciousness in schizophrenic patients.”, Cognition, Vol.65, No.1, pp.71-86, 1997.

[69] Decety, J.:“The neurophysiological basis of motor imagery.”, Behavioural Brain Research, Vol.77, No.1-2, pp.45-52, 1996.

[70] Dickstein, R., Dunsky, A., & Marcovitz, E. : “Motor Imagery for Gait Rehabilitation in Post-Stroke Hemiparesis.”, Physical Therapy, Vol.84, No.12, pp.1167-1177, 2004.

[71] Farrer, C., Frey, S. H., Horn, J. D. V., Tunik, E., Turk, D., Inati, S., & Grafton, S. T.: “The Angular Gyrus Computes Action Awareness Representations.”, Cerebral Cortex, Vol.18, No.2, pp.254-261, 2008.

[72] Fink, G. R., Marshall, J. C., Halligan, P. W., Frith, C. D., Driver, J., Frackowiak, R. S. J., & Dolan, R. J. : “ The neural consequences of conflict between intention and the senses.”, Brain, Vol.122, No.3, pp.497-512, 1999.

[73] Fogassi, L., Ferrari, P. F., Gesierich, B., Rozzi, S., Chersi, F., & Rizzolatti, G. : “Parietal Lobe: From Action Organization to Intention Understanding.”, Scienceple, Vol.308, No.5722, pp.662-667, 2005.

[74] Forouzanfar, T., Koke, A. J. A., & Weber, W. E. J.: “Treatment of complex regional pain syndrome type I.”, European Journal of Pain, Vol.6, No.2, pp.105-122, 2002.

[75] Fukushima, H., Goto, Y., Maeda, T., Kato, M., & Umeda, S. : “ Neural Substrates for Judgment of Self-Agency in Ambiguous Situations.”, PLoS ONE, Vol.8, No.8, e72267, 2013.

[76] Geertzen, J. H., Dijkstra, P. U., Sonderen, E. L. van, Groothoff, J. W., Duis, H. J. ten, & Eisma, W. H. : “Relationship between impairments, disability and handicap in reflex sympathetic dystrophy patients: a long-term follow-up study.”, Clinical Rehabilitation, Vol.12, No.5, pp.402-412, 1998.

[77] Gieteling, E. W., Rijn, M. A., Jong, B. M., Hoogduin, J. M., Renken, R., van Hilten, J. J., & Leenders, K. L. : “Cerebral activation during motor imagery in complex regional pain syndrome type 1 with dystonia.”, PAIN, Vol.134, No.3, pp.302-309, 2008.

[78] Gofuku A., Fukumori S., Sato K., Edited by Wu J (Ed). : “Biomedical Engineering and Cognitive Neuroscience for Healthcare: Interdisciplinary Applications”, IGI Global, pp.73-80, 2012.

[79] Goodale, M. A., & Milner, A. D. : “Separate visual pathways for perception and action.”, Trends in Neurosciences, Vol.15, No.1, pp.20-25, 1992.

[80] Hanakawa, T., Immisch, I., Toma, K., Dimyan, M. A., Gelderen, P. V., & Hallett, M. : “Functional Properties of Brain Areas Associated With Motor Execution and Imagery.”, Journal of Neurophysiology, Vol.89, No.2, pp.989-1002, 2003.

[81] Harden, R. N., Bruehl, S., Perez, R. S. G. M., Birklein, F., Marinus, J., Maihofner, C., … Vatine, J.-J. : “Validation of proposed diagnostic criteria (the “Budapest Criteria”) for Complex Regional Pain Syndrome.”, PAIN, Vol.150, No.2, pp.268-274, 2010xx.

[82] Holmes, N. P., Crozier, G., & Spence, C. : “When mirrors lie: “Visual capture” of arm position impairs reaching performance.”, Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience, Vol.4, No.2, pp.193-200, 2004.

[83] Ietswaart, M., Johnston, M., Dijkerman, H. C., Joice, S., Scott, C. L., MacWalter, R. S., & Hamilton, S. J. C. : “Mental practice with motor imagery in stroke recovery: randomized controlled trial of efficacy.”, Brain, Vol.134, No.5, pp.1373-1386, 2011.

[84] Karmarkar, A., & Lieberman, I. : “Management of complex regional pain syndrome type II using lidoderm 5% patches.”, British Journal of Anaesthesia, Vol.98, No.2, pp.261-262, 2007.

[85] Kawato, M. : “ Internal models for motor control and trajectory planning.”, Current Opinion in Neurobiology, Vol.9, No.6, pp.718-727, 1999.

[86] Kircher, T. T. J., Brammer, M., Bullmore, E., Simmons, A., Bartels, M., & David, A. S. : “The neural correlates of intentional and incidental self processing.”, Neuropsychologia, Vol.40, No.6, pp.683-692, 2002.

[87] Laird, A. R., Robinson, J. L., McMillan, K. M., Tordesillas-Gutierrez, D., Moran, S. T., Gonzales, S. M., … Lancaster, J. L. : “Comparison of the disparity between Talairach and MNI coordinates in functional neuroimaging data: Validation of the Lancaster transform.”, NeuroImage, Vol.51, No.2, pp.677-683, 2010.

[88] Lancaster, J. l., Rainey, L. h., Summerlin, J. l., Freitas, C. s., Fox, P. t., Evans, A. c., ... Mazziotta, J. c. : " Automated labeling of the human brain: A preliminary report on the development and evaluation of a forward-transform method. ", Human Brain Mapping, Vol.5, No.4, pp.238-242, 1997.

[89] Lancaster, J. L., Woldorff, M. G., Parsons, L. M., Liotti, M., Freitas, C. S., Rainey, L., ... Fox, P. T. : " Automated Talairach atlas labels for functional brain mapping. ", Human brain mapping, Vol.10, No.3, pp.120-131x, 2000.

[90] Lancaster, J. L., Tordesillas-Gutierrez, D., Martinez, M., Salinas, F., Evans, A., Zilles, K., ... Fox, P. T. : " Bias between MNI and Talairach coordinates analyzed using the ICBM-152 brain template. ", Human Brain Mapping, Vol.28, No.11, pp.1194-1205, 2007.

[91] Lotze, M., & Halsband, U.:"Motor imagery.", Journal of Physiology-Paris, Vol.99, No.4–6, pp.386-395, 2006.

[92] Maihöfner, C., Baron, R., DeCol, R., Binder, A., Birklein, F., Deuschl, G., ... Schattschneider, J. : " The motor system shows adaptive changes in complex regional pain syndrome. ", Brain, Vol.130, No.10, pp.2671-2687, 2007.

[93] McCabe, C. S., Haigh, R. C., Ring, E. F. J., Halligan, P. W., Wall, P. D., & Blake, D. R. : " A controlled pilot study of the utility of mirror visual feedback in the treatment of complex regional pain syndrome (type 1). ", Rheumatology, Vol.42, No.1, pp.97-101, 2003.

[94] McCabe, C. S., Haigh, R. C., Halligan, P. W., & Blake, D. R. : " Simulating sensory–motor incongruence in healthy volunteers: implications for a cortical model of pain. ", Sample, Vol.44, No.4, pp.509-516, 2005.

[95] Milner, A. D., & Goodale, M. A. : " Two visual systems re-viewed. ", Neuropsychologia, Vol.46, No.3, pp.774-785, 2008.

[96] Michielsen, M. E., Selles, R. W., Geest, J. N. van der, Eckhardt, M., Yavuzer, G., Stam, H. J., ⋯ Bussmann, J. B. J.:"Motor Recovery and Cortical Reorganization After Mirror Therapy in Chronic Stroke Patients A Phase II Randomized Controlled Trial. ", Neurorehabilitation and Neural Repair, Vol.25, No.3, pp.223-233, 2011.

[97] Moseley, G. L. : " Why do people with complex regional pain syndrome take longer to recognize their affected hand? ", Neurology, Vol.62, No.12, pp.2182-2186, 2004.

[98] Moseley, G. L. : “Using visual illusion to reduce at-level neuropathic pain in paraplegia.”, PAIN, Vol.130, No.3, pp.294-298, 2007.

[99] Mulder, T. : “ Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation.”, Journal of Neural Transmission, Vol.114, No.10, pp.1265-1278, 2007.

[100] Murray, C. D., Pettifer, S., Howard, T., Patchick, E. L., Caillette, F., Kulkarni, J., & Bamford, C. : “The treatment of phantom limb pain using immersive virtual reality: Three case studies.”, Disability & Rehabilitation, Vol.29, No.18, pp.1465-1469, 2007.

[101] Ramachandran, V. S., & Altschuler, E. L. : “The use of visual feedback, in particular mirror visual feedback, in restoring brain function.”, Brain, Vol.132, No.7, pp.1693-1710, 2009.

[102] Reinersmann, A., Landwehrt, J., Krumova, E. K., Ocklenburg, S., Güntürkün, O., & Maier, C. : “ Impaired spatial body representation in complex regional pain syndrome type 1 (CRPS I).”, PAIN, Vol.153, No.11, pp.2174-2181, 2012.

[103] Ribbers, G. M., Mulder, T., Geurts, A. C., & den Otter, R. A. : “Reflex sympathetic dystrophy of the left hand and motor impairments of the unaffected right hand: Impaired central motor processing?”, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol.83, No.1, pp.81-85, 2002.

[104] Sato, K., Fukumori, S., Matsusaki, T., Maruo, T., Ishikawa, S., Nishie, H., … Morita, K. : “Nonimmersive Virtual Reality Mirror Visual Feedback Therapy and Its Application for the Treatment of Complex Regional Pain Syndrome: An Open-Label Pilot Study.”, Pain Medicine, Vol.11, No.4, pp.622-629, 20xx.

[105] Schwoebel, J., Friedman, R., Duda, N., & Coslett, H. B. : “Pain and the body schema: evidence for peripheral effects on mental representations of movement.”, Brain: A Journal of Neurology, Vol.124, No.10, pp.2098-2104, 2001.

[106] Shimada, S., Qi, Y., : “Detection of visual feedback delay in active and passive self-body movements. ”, Experimental Brain Research, Vol.201, No.2, pp.359-364, 2010.

[107] Sirigu, A., Daprati, E., Pradat-Diehl, P., Franck, N., & Jeannerod, M. : “Perception of self-generated movement following left parietal lesion.”, Brain, Vol.122, No.10, pp.1867-1874, 1999.

[108] Stanton-Hicks, M., Janig, W., Hassenbusch, S., Haddox, J. D., Boas, R., & Wilson, P. : “Reflex sympathetic dystrophy: changing concepts and taxonomy.”, Pain, Vol.63, No.1, pp.127-133, 1995.

[109] Stephan, K. M., Fink, G. R., Passingham, R. E., Silbersweig, D., Ceballos-Baumann, A. O., Frith, C. D., & Frackowiak, R. S. : “Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects.”, Journal of Neurophysiology, Vol.73, No.1, pp.373-386, 1995.

[110] Stevens, J. A., & Stoykov, M. E. P. : “ Using Motor Imagery in the Rehabilitation of Hemiparesis.”, Sample, Vol.84, No.7, pp.1090-1092, 2003.

[111] Sumitani, M., Miyauchi, S., McCabe, C. S., Shibata, M., Maeda, L., Saitoh, Y., ...& Mashimo, T.:“Mirror visual feedback alleviates deafferentation pain, depending on qualitative aspects of the pain: a preliminary report.”, Rheumatology, Vol.47, No.7, pp.1038-1043, 2008.

[112] Synofzik, M., Vosgerau, G., & Newen, A.:“Beyond the comparator model: A multifactorial two-step account of agency.”, Consciousness and Cognition, Vol.17, No.1, pp.219-239, 2008.

[113] Talairach, J., & Tournoux, P. : “Co-planar stereotaxic atlas of the human brain. 3-Dimensional proportional system: an approach to cerebral imaging”, Thieme, 1988.

[114] Thieme, H., Mehrholz, J., Pohl, M., Behrens, J., & Dohle, C. : “Mirror Therapy for Improving Motor Function After.”, Stroke, Vol.44, No.1, pp.e1-e2, 2013.

[115] Wiener, M., Turkeltaub, P. E., & Coslett, H. B.:“Implicit timing activates the left inferior parietal cortex.”, Neuropsychologia, Vol.48, No.13, pp.3967-3971, 2010.

[116] Wolpert, D. M., & Kawato, M. : “ Multiple paired forward and inverse models for motor control.”, Neural Networks, Vol.11, pp.7-8, 1998.

[117] Peter Wilson, Michael Stanton-Hicks, R. Norman Harden, “Progress in Pain Research and Management.”IASP Press, Vol 32, 2005.

業績リスト

[1] 福森聡, 五福明夫, 佐藤健治: ”バーチャルリアリティを利用した在宅CRPS治療システム”, 遠隔医療学会雑誌, Vol. 5, No. 2, pp.248-251,2009.

[2] 福森聡, 五福明夫, 佐藤健治: ”CRPSのための没入型治療システムの研究開発”, 遠隔医療学会雑誌, Vol. 6, No. 2, pp.203-206,2010.

[3] K. Sato, S. Fukumori, T. Matsusaki, T. Maruo, S. Ishikawa, H. Nishie, K. Takata, H. Mizuhara, S. Mizobuchi, H. Nakatsuka, M. Matsumi, A. Gofuku, M. Yokoyama & K. Morita: ”Nonimmersive Virtual Reality Mirror Visual Feedback Therapy and Its Application for the Treatment of Complex Regional Pain Syndrome: An Open-Label Pilot Study”, Pain Medicine, Vol. 11, No. 4, pp. 622-629, 2010.

[4] 諫武賢志, 福森聡, 五福明夫, 佐藤健治: ”慢性疼痛患者のためのカメラ画像による身体動作認識デバイスを利用した簡易型VR鏡療法システムの開発”, ヒューマンインタフェース学会誌, 2015.

[5] K. Sato, S. Fukumori, K. Miyake, D. Obata, A. GofukuとK. Morit,:”A Novel Application of Virtual Reality for Pain Control: Virtual Reality-Mirror Visual Feedback Therapy”, Pain in Perspective, S. Ghosh, InTech, 2012.

[6] A Gofuku, S Fukumori, and K Sato: ”A Mirror Visual Feedback Therapy System Applying Virtual Reality Technology” Biomedical Engineering and Cognitive Neuroscience for Healthcare: Interdisciplinary Applications, pp.73-80, 2013.

[7] Satoshi Fukumori, Kenji Isatake, Akio Gofuku, Kenji Sato:”Mirror thrapy system based virtual reality for chronic pain in home use”, Proc. of the 40th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, p.175,2014.

[8] 三宅貫太郎，福森聡，杉原太郎，五福明夫，佐藤健治:”Captology諸原理を応用した慢性疼痛患者の治療意欲を維持するための外装的機能の検討”，人工知能学会誌，Vol. 29, No.6, pp.148-151,2015.

[9] 河上紗有美, 福森聡, 五福明夫と佐藤健治: ”幻肢痛・慢性疼痛のための没入型治療システムの開発と評価”, バイオエンジニアリング講演会講演論文集 Vol.22, p.297,2009.

[10] 三宅貫太郎，福森聡，諫武賢志，佐藤健治，杉原太郎，五福明夫: ”VR/MVF 治療システムにおける患者に配慮したユーザインタフェース” ヒューマンインタフェースシンポジウム 2013, 1211S，pp.63-66,2013.

[11] 福森聡, 五福明夫と佐藤健治:” WEB カメラとバーチャルリアリティによる慢性疼痛のための治療システム開発”, バイオエンジニアリング講演会講演論文集, no. 22, p. 296, 2009.

[12] 福森聡, 河上紗有美, 五福明夫: ”CRPS 治療システムの臨場感と操作性改善効果の個人的特性を考慮した評価手法”, システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集 (CD-ROM), vol.55,W27-4, 2010

[13] 福森聡, 五福明夫, 佐藤健治, 河上紗有美 :”幻肢痛・慢性疼痛のための治療システムの開発と評価” ヒューマンインタフェースシンポジウム 2010, 2124,2010

[14] 福森聡, 河上紗有美, 五福明夫: ”CRPS 治療システムにおける個人的特性を考慮した臨場感と操作性の改善効果の評価手法”, ヒューマンインタフェースシンポジウム 2011, 3112S,2011.

[15] Satoshi Fukumori, Akio Gofuku: ”Virtual Reality based Mirror Visaul Feedback Therapy for the Treatment of Chronic Pain”, Proceedings of First International Seminar on Information for Mechatronics Systems, pp.16-20, 2011

[16] 福森聡, 坂本美優, 五福明夫, 佐藤健治 :”手の運動映像に仮想音を付加した慢性悪痛治療システムの開発”，ヒューマンインタフェースシンポジウム 2013,1213L, 2013

[17] 三宅貫太郎, 福森聡, 諫武賢志, 佐藤健治, 杉原太郎, 五福明夫 :”VR/MVF 治療システムにおける患者に配慮したユーザインタフェース”，ヒューマンインタフェースシンポジウム 2013,1211S, 2013.

[18] 諫武賢志, 五福明夫, 福森聡:”モーションキャプチャ装置とマウスを組み合わせた在宅用 VR/MVF 治療システム”，ヒューマンインタフェースシンポジウム 2013, 1212L, 2013

[19] 坂本実優, 福森聡, 五福明夫：”慢性疼痛治療のための手の運動に関連する音を付加した拡張VRシステム”, 知能システムシンポジウム資料 Vol.40, pp.169-174, 2013.

[20] 福森　聡, 五福明夫, 諫武　賢志, 佐藤　健治：”慢性疼痛のためのVirtual Realityを利用した鏡療法における慢性疼痛改善度の患者動作分析に基づく評価指標の検討”, 知能システムシンポジウム講演資料(CD-ROM) Vol. 41, C12-2,2014 .

[21] 西岡　美紗, 福森　聡, 五福　明夫: ”リーチング運動と音楽の関連付けによる慢性疼痛のプロトタイプ治療システムの開発” 知能システムシンポジウム講演資料(CD-ROM) Vol. 41, C12-1,2014.

[22] 三宅貫太郎，福森聡，杉原太郎，五福明夫，佐藤健治：”慢性疼痛患者の行動変容に向けたCaptologyにおける諸原理の応用可能性の検討”，第4回ARG Webインテリジェンスとインタラクション研究会予稿集，pp.1-6，2014.