HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	3次元立体視とクラウドサービスを活用したVirtual Reality遠隔リハビリテーションシステムの開発
Author(s)	加藤, 士雄
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(情報科学)
Dissertation Number	甲第12363号
Issue Date	2016-06-30
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k12363
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/62459
Type	doctoral thesis
File Information	Norio_Kato.pdf

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

博士論文

3 次元立体視とクラウドサービスを活用した Virtual Reality 遠隔リハビリテーションシステムの開発

北海道大学大学院情報科学研究科

生命人間情報科学専攻人間情報工学研究室

加藤　士雄

2016 年 6 月

目次

第一章	序論	1
1.1	社会的背景	1
1.2	本研究の目的	7
第二章	VR 遠隔リハビリテーションの現状と課題	10
2.1	従来の脳卒中リハビリテーション	11
2.2	コンピュータを用いた脳卒中リハビリテーション － バーチャルリアリティの応用 －	14
2.2.1	VR リハビリテーション	14
2.2.2	遠隔リハビリテーションに関する過去の研究と課題	19
2.3	本研究の位置づけ	23
第三章	VR 遠隔リハビリテーションシステムの開発	25
3.1	システム概要	26
3.2	ネットワーク通信端末：LTE	29
3.3	動作計測機器：Kinect v1	31
3.4	VR 遠隔リハビリテーション用ソフトウェア	37
3.5	3D 画像の生成と呈示：3D ディスプレイ，TriDef 3D	40
3.6	クラウドサービスの利用：PubNub，Dropbox	42
3.7	ビデオ通話：Skype	46

3.8	感覚フィードバック：振動デバイス	48
3.9	第三章のまとめ	50
第四章	仮想空間において奥行き情報が上肢運動の滑らかさに与える影響	52
4.1	目的	52
4.2	実験方法	54
4.3	結果	60
4.4	考察	69
4.5	第四章のまとめ	71
第五章	VR 遠隔リハビリテーションシステムの効果検証	73
5.1	目的	73
5.2	実験方法	75
5.3	結果	85
5.4	考察	96
5.5	第五章のまとめ	100
第六章	総括	101
6.1	本研究のまとめ	101
6.2	今後の展望	105

参考文献 108

謝辞

第一章　序論

1.1　　社会的背景

日本は世界的に例がないほどの速度で高齢化が進行している．内閣府の調査によると，平成26年度の総人口が1億2,708万人，そのうち65歳以上の高齢者人口は過去最高の3,300万人であった．高齢化率も 26.0%と過去最高となった [1]．今後の人口推移は，総人口数の減少，出生率の減少，65 歳以上の高齢者数の増加が予測されている（図 1.1）．これらの予測から日本は高齢化率の上昇を止められない状況にある．

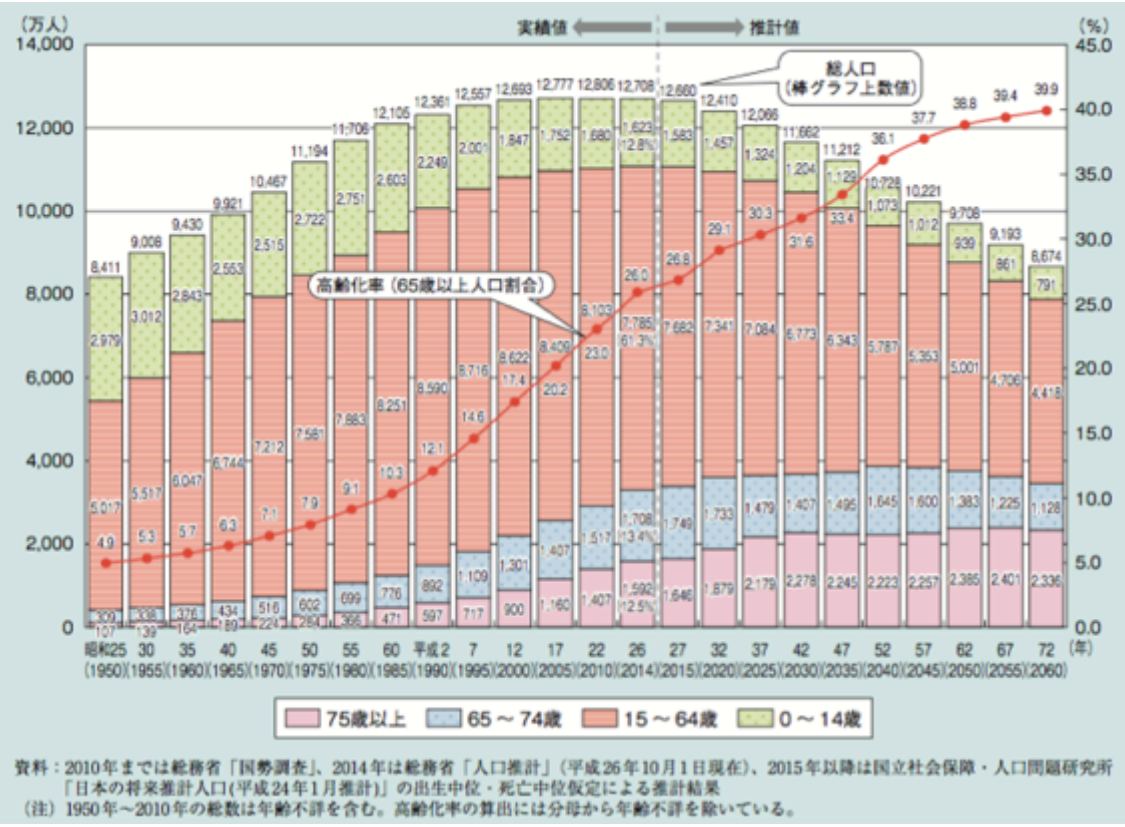


図 1.1　高齢化率の推移[1]

高齢者数の増加に伴い，社会保障給付費も急増している．平成 24 年度には 108 兆円を超える額となり，過去最高の水準となった [1]．社会保障給付費の増加は国家予算を圧迫する原因の一つであり，その対策が求められている．

他の先進諸国をみると，日本ほどの速度ではないが高齢化は着実に進行している（図 1.2）．今後，世界各国でも日本と同様の課題を抱えることになるため，日本はモデルケースとして対策に取り組まなければならない．

高齢化を進めている原因の一つとして，平均寿命の延伸が挙げられる．この要因としては，栄養状態の改善や医療技術の進歩が大きく関係している．65 歳以上の高齢者の主要な死因別死亡率の推移をみると，悪性新生物（がん）に関しては横ばい傾向にあるが，心疾患，肺炎，脳血管疾患による死亡率は年々低下，老衰による死亡率は増加している（図 1.3）．

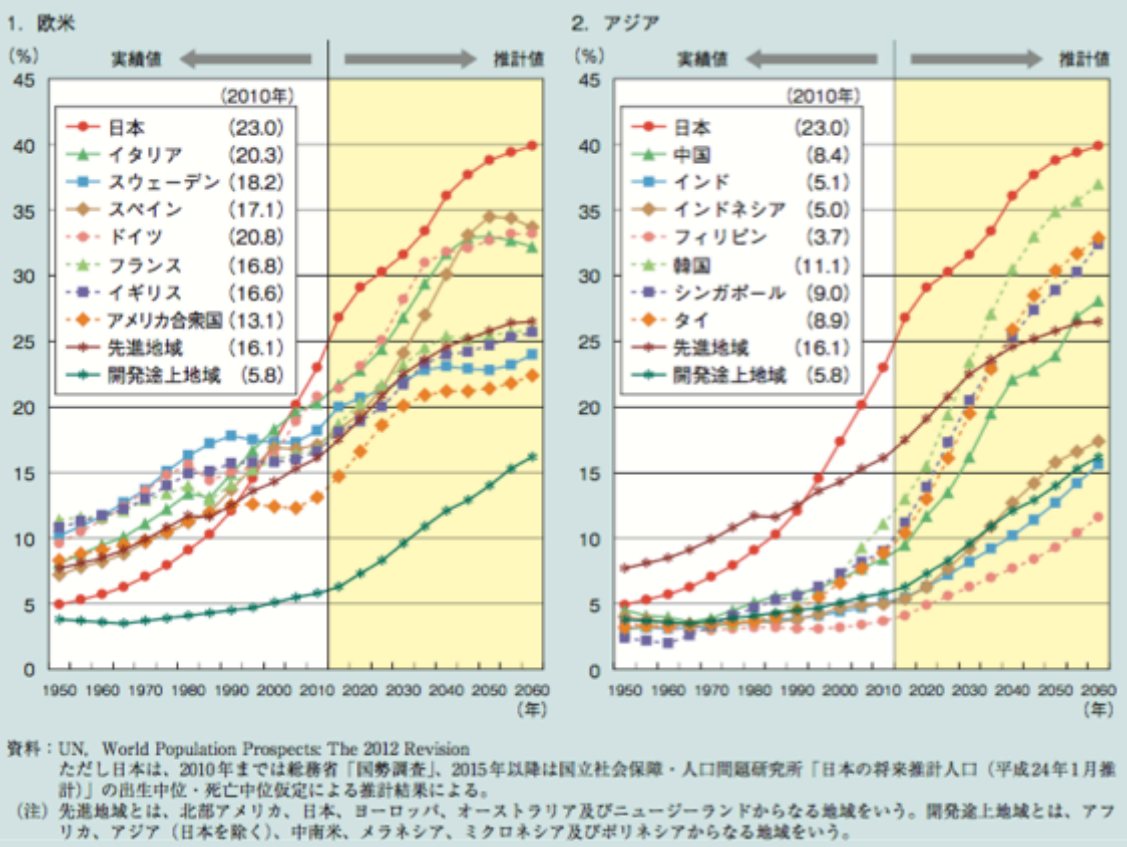


図 1.2　世界の高齢化の推移[1]

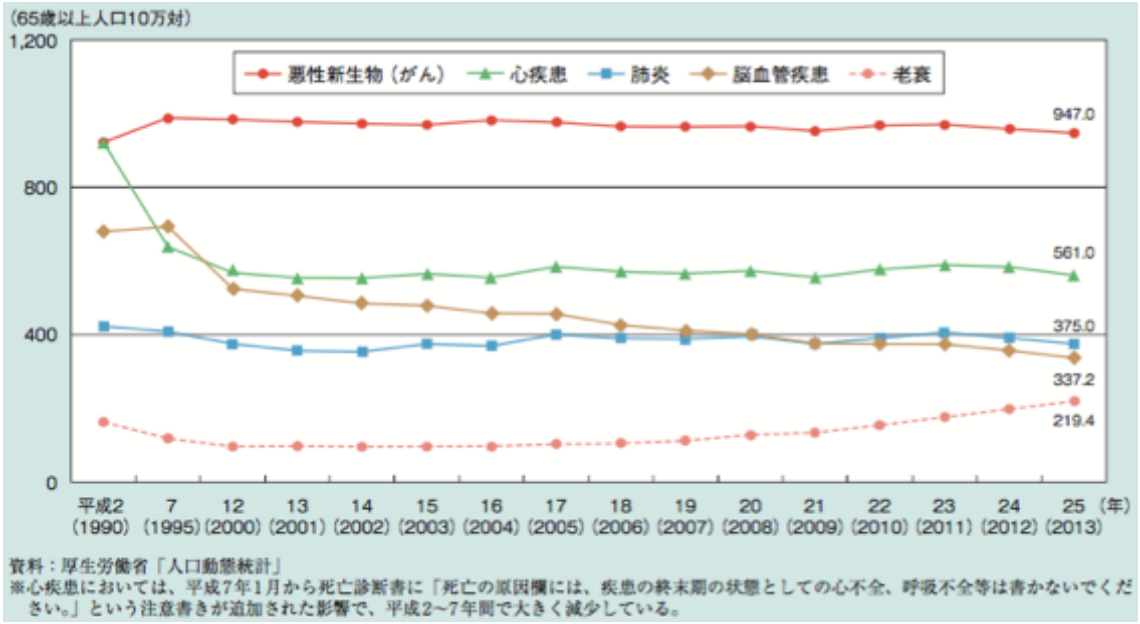


図 1.3　65 歳以上の高齢者の主な死因別死亡率の推移 [1]

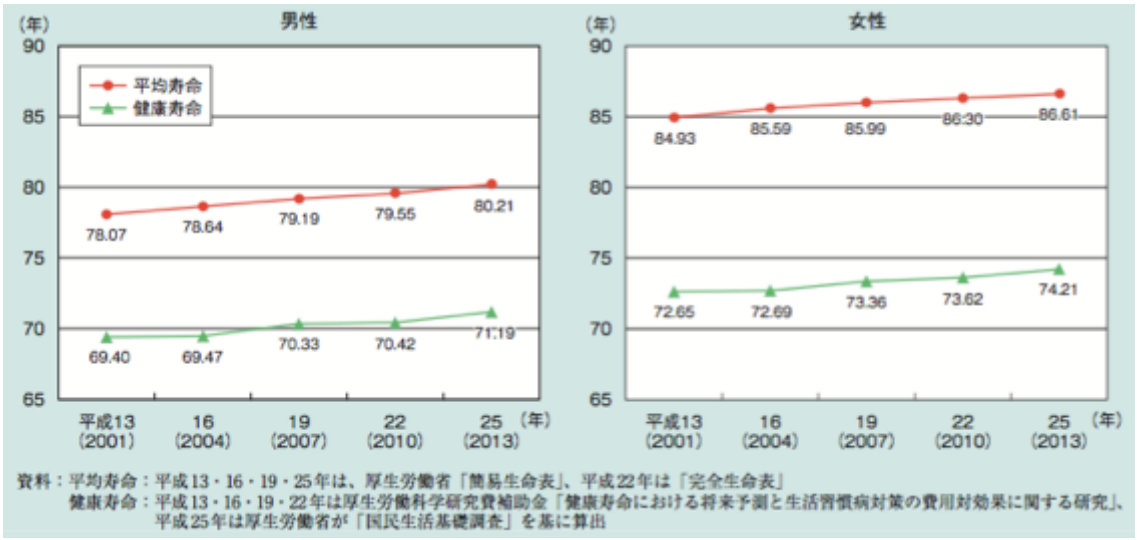


図 1.4　健康寿命と平均寿命の推移 [1]

しかし，『平均寿命の延伸』は『高齢者が健康な状態が長く続いている』ことと同義ではない．健康寿命を見てみると，平均寿命に比べて低い状態となっている（図 1.4）．このことから，高齢者は何らかの身体的不調や疾患を有している状態で生活していることが読み取れる．

罹患後の生活に支障が残る代表疾患は脳血管疾患である．世界的に脳卒中による死亡率

は減少傾向にある．一方で，罹患率や障害調整生存年数（DALY : Disability Adjusted Life Year）は増加を続けている [2]. 脳血管疾患では, その障害部位により身体に麻痺が生じる．多くの脳卒中生存者には上肢の麻痺が起こり，その機能は完全に回復しないことが多い [3-5]．上肢麻痺が原因で，脳卒中生存者は日常生活活動（Activities of Daily Living : ADL）に制限が生じ，生活の質（Quality of Life : QOL）も低下することが報告されている [6, 7].

脳卒中により麻痺が生じた場合，運動機能の回復を目的として，理学療法士，作業療法士がリハビリテーションを実施する．脳卒中患者の状態（麻痺の程度，損傷部位，高次脳機能障害の併発など）により程度の違いはあるが，運動機能の改善が得られる．一般的に脳卒中後の機能回復は発症後から 3 ヶ月がピークとされ，それ以降は緩やかな回復となることが知られている [8]．重症度でみると，中等度の麻痺では発症後 3 ヶ月までは大きな回復が見込まれ，重度の麻痺では発症後 6 ヶ月まで緩慢な回復が認められる [9]（図 1.5）．一方で，ピークを過ぎた後に継続してリハビリテーションを行わなければ，身体機能が低下して ADL への支障が生じることが明らかにされている [10].

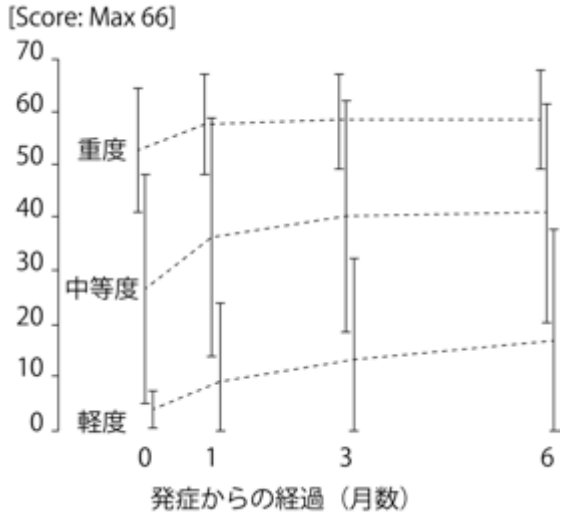


図 1.5　脳卒中重症度と機能回復過程（文献 9 の図を一部改変）

Fugl-Meyer Assessment を用いて上肢の運動機能を評価し点数化した結果.

表 1.1　リハビリテーションの種類と算定日数上限

リハビリテーションの種類	対象疾患	日数上限
脳血管疾患等リハビリテーション	脳血管疾患，脳外傷，脳腫瘍など	180日
運動器リハビリテーション	上肢・下肢の複合損傷，上肢・下肢の外傷・骨折の術後など	150日
呼吸器リハビリテーション	肺炎・無気肺，肺梗塞など	90日
心大血管疾患リハビリテーション	急性心筋梗塞，狭心症など	150日

日本では平成 24 年度の診療報酬改定の際，リハビリテーションを集中的に実施できる期間に制限が設けられた（表 1.1）．脳血管疾患の場合，上限は 180 日である．この上限を超えてリハビリテーションを継続して行う場合，1 ヶ月につき一部の例外を除き 13 単位まで（1 単位：20 分のリハビリテーションを受けられる）という制限がかせられた．さらに維持期のリハビリテーションでは，要介護被保険者については医療保険での算定が不可能となった．このため，介護保険の受給者については病院でのリハビリテーションを受けることができない状況にある．このようなケースで引き続きリハビリテーションを行う場合，在宅へ戻り通所リハビリテーション（デイケア）やデイサービス，訪問リハビリテーションを利用する，または介護老人保健施設や特別養護老人ホームなど入所施設でリハビリテーションを受けるという選択肢になる．

日本ではデイケアやデイサービス施設は各 7,000 施設（平成 26 年度），訪問リハビリテーション施設は約 3,000 施設（平成 25 年度）ある [11]．要支援以上の高齢者は全国に 600 万人いることから，各リハビリテーション施設は充足していない．さらに訪問リハビリテーション施設の分布状況 [12]（図 1.6）をみると，都市圏は比較的多く集まっていることがわかる．同時に北海道，東北の山村，過疎地域はもちろん，本州・四国・九州の山岳地帯においては施設数が不足していることが伺える．このような地域に住む高齢者・障がい者

には理学療法士・作業療法士によるリハビリテーションの実施が困難な状態にある．実際，2006 年以降，リハビリテーションが打ち切りとなり，在宅に戻った後もリハビリテーションを受けられない『リハビリ難民』が 200 万人以上いるとされている．今後もリハビリ難民の増加が予測されており，在宅リハビリテーション充実へ向けた早急な対策・対応が必要である．

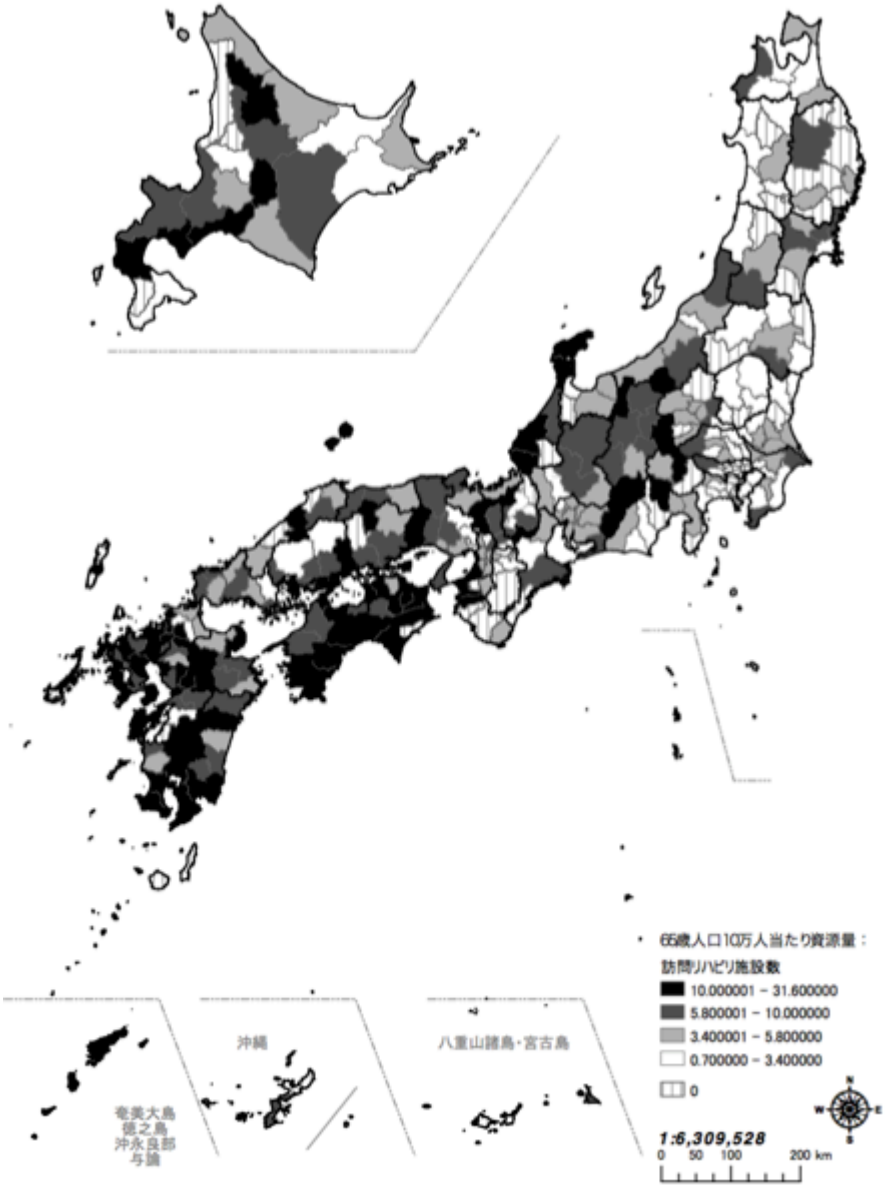


図 1.6　各都道府県における訪問リハビリテーション施設数 [12]

1.2　本研究の目的

上記の課題に対処するため，本研究ではコンピュータを用いた遠隔リハビリテーションに着目した．欧米では遠隔リハビリテーションシステムの研究が進められているが，課題も多く残されている．

遠隔リハビリテーションの利点として，以下の項目が挙げられる．

① 物理的な制約（距離，施設数など）によらず，リハビリテーションを実施できる．

② 理学療法士，作業療法士といったリハビリテーションの専門家が患者を直接指導・評価を行うことができる．

③ コンピュータを用いることで，理学療法士・作業療法士は利用者の運動状況に関する詳細なデータを入手することが可能となる．詳細なデータを定量的に分析することで，より適切なリハビリテーション（課題，試行回数，難易度など）を行うことが可能となる．

一方で，コンピュータを用いた遠隔リハビリテーションシステムを構築する上の課題としては以下の項目が挙げられる．

① システムは患者・障害者の自宅や病院・施設に設置する．このため，運用時のセッティングや，メンテナンスといった負担が懸念される．コンピュータに関する専門知識が無くとも取り扱えるよう配慮する必要がある．

② 適切な運動を促せるように，運動に関する情報を感覚器へ効果的に呈示する方法を検討する必要がある．

③ システム構成により価格が変動する．経済的負担を軽減することが必要である．

そこで，本研究ではこれらの課題に対処した遠隔リハビリテーションシステムの開発を目的とした．目標とする遠隔リハビリテーションシステムの概要は，以下の通りである．

1) 運用者・利用者の負担を軽減するため，シンプルなシステム構成にする．

2) 感覚への情報呈示を最適にすることで，効果的なリハビリテーションを実施する．特に視覚への奥行き方向に関する情報に着目し，動作にどのような影響があるかを定量的に解析し，設計指針に活かす．

現状の日本の医療保険・介護保険制度では，遠隔リハビリテーションの費用に関する規定はない．しかし，遠隔リハビリテーションの必要性は上述の通り明らかであり，その有効性を事前に検証することは重要と考える．

1.3 各章の構成

本論文は全 6 章から構成される．以下に，その概要を示す．

第一章「序論」では，社会的背景と本研究の目的を述べた．

第二章「VR 遠隔リハビリテーションの現状と課題」では，遠隔リハビリテーションシステムに関するこれまでに行われてきた研究と現時点での課題について述べる．

第三章「VR 遠隔リハビリテーションシステムの開発」では，本研究で作製した遠隔リハビリテーションの構成について述べる．

第四章「仮想空間において奥行き情報が上肢運動の滑らかさに与える影響」では，感覚器，特に視覚へ呈示する奥行き情報が上肢運動に与える影響，特に動作の滑らかさに与える影響を定量的に解析し，その特性について述べる．

第五章「VR 遠隔リハビリテーションシステムの効果検証」では，Pilot Study として運動麻痺の症状を呈する脳卒中患者に対して，試作した遠隔リハビリテーションシステムを適用した結果について述べる．

第六章「総括」として，本研究の成果と課題，今後の展望を述べる．

第二章　VR 遠隔リハビリテーションの現状と課題

リハビリテーション（Rehabilitation）はラテン語で rehabilitare と記載する．この語源は，“Re [再び]”‐“Habilitas[能力]”である．つまり，「能力を再び獲得する」ということを指し示している．この「能力の再獲得」とは，古くから「機能」だけではなく，社会性（「地位復帰」，「権限復活」，「資格復活」）も含まれている [13]．現在行われているリハビリテーションの理念も，この概念に基づいており，その目的を患者・障がい者の「身体機能の維持・改善」と「社会性の維持・改善」に置いている（以後，リハビリテーションという言葉は医療分野に関するものとする）．これらの目的を達成するために，理学療法士や作業療法士，言語聴覚士といったセラピストが中心となり，リハビリテーションプログラムが構築される．通常，リハビリテーションは疾患発症直後の「急性期（発症から 1 ヶ月ほど）」から行われ，「回復期（3〜6 ヶ月ほど）」，「維持期（その後）」と続けられることになる [14]（図 2.1）．各時期により，患者・障がい者の状態は変化していくため，セラピストは個人に最適なプログラムをその都度再構築していくことが重要となる．

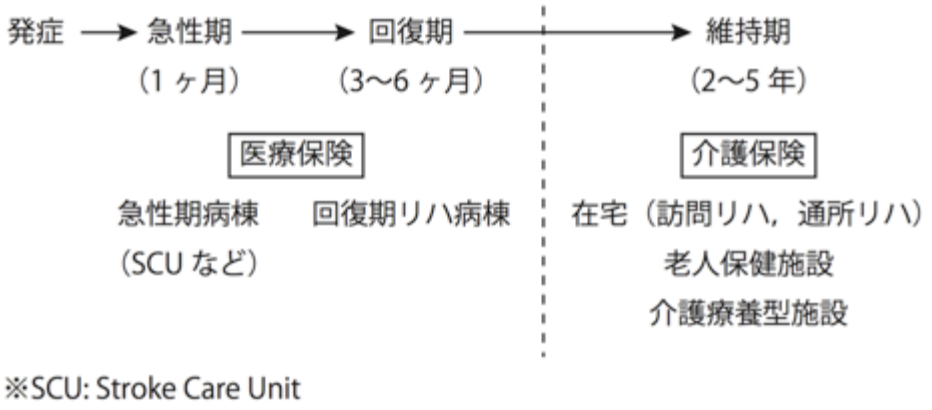


図 2.1　脳卒中リハビリテーションの流れ

2.1　　従来の脳卒中リハビリテーション

脳卒中（apoplexy, stroke）は片麻痺，頭痛，意識障害が突然生じる症候をいう[15]．現在では脳血管障害（CVA: Cardiovascular Accidents）と同義であり，脳血管が障害された状態を意味する．脳卒中はその病型から脳出血，くも膜下出血，脳梗塞に大別できる（表2.1）．脳卒中による障害の原因は，血腫による脳神経の圧迫や脳血管の閉塞による脳神経・神経細胞の壊死である．血腫による圧迫や神経細胞の壊死が生じた部位により，様々な障害が現れる．

表 2.1　脳血管障害の臨床病型（NINDS-III, 1990）

(NINDS; National Institute of Neurological Disorders and Stroke)

- A. 無症候性 (asymptomatic)
- B. 局所性脳機能障害 (focal brain dysfunction)
  - 1. 一過性脳虚血発作 (transient ischemic attack; TIA)
  - 2. 脳卒中発作
    - a. 臨床的側面から ・・・ 1) 改善型
      - 2) 増悪型
      - 3) 安定持続型
    - b. 脳卒中の病型 ・・・ 1) 脳出血
      - 2) くも膜下出血
      - 3) 脳動静脈奇形からの頭蓋内出血
      - 4) 脳梗塞
        - a) 機序から ・・・ (1) 血栓性 (thrombotic)
          - (2) 塞栓性 (embolic)
          - (3) 血行力学性
        - b) 臨床病型から ・・・ (1) アテローム血栓性脳梗塞 (atherothrombotic)
          - (2) 心原性脳塞栓症 (cardioembolic)
          - (3) ラクナ梗塞 (lacunar)
          - (4) その他の脳梗塞 (others)
        - c) 病変部位から ・・・ (1) 内頸動脈 (internal cartotid artery)
          - (2) 中大脳動脈 (middle cerebral artery)
          - (3) 前大脳動脈 (anterior cerebral artery)
          - (4) 椎骨脳底動脈 (vertebrobasilar systems)
            - (a) 椎骨動脈(vertebral artery)
            - (b) 脳底動脈 (basilar artery)
            - (c) 後大脳動脈 (posterior cerebral artery)
- C. 血管性認知症 (vascular dementia)
- D. 高血圧性脳症 (hypertensive encephalopathy)

脳卒中により生じる障害の代表例は運動麻痺である．特に上肢の麻痺が生じ，その機能は完全に回復しないことが多い．過去に行われた脳卒中患者の上肢機能改善に関する縦断的研究では，Heller et al. は発症から 3 ヶ月が経過した後に 69%に麻痺が残ることを報告している [16]. 同様に, 発症から 6 ヶ月が経過した後でも Wade et al. は 56%に, Sunderland et al. は 65%に上肢に機能不全が残ることを示している [17, 18]．さらに上肢麻痺は脳卒中生存者の ADL（日常生活動作 : Activities of Daily Livng）を制限し，QOL（生活の質 : Quality of Life）の低下へ繋がることが明らかとなっている [19, 20]．そのため，上肢運動機能の改善は脳卒中リハビリテーションの主要なテーマの一つである．

脳卒中リハビリテーションでは，脳神経の可塑性（neuroplasticity）に着目した「ニューロリハビリテーション」が行われている．脳神経は成長に伴う発達時期を超えても，構造的な変化が生じることが明らかになっている．このような変化は，脳神経を損傷した場合でも生じる [21]．脳神経の可塑性は，局所的変化と中枢神経系の再組織化に分けられる．局所的変化には脳浮腫，ペナンブラ，遠隔性機能障害（diaschisis）の改善が含まれる．いずれも脳虚血の中心となっている組織の周辺ないし遠位で生じている一時的な機能不全である．その回復は急性期中に生じるとされる．一方，中枢神経系の再組織化は，神経伝達物質の変化，抑制経路の顕在化，シナプス形成が含まれる．その過程には数ヶ月から数年の期間を要するため，回復期以降の機能改善に関連していると考えられている [22]．リハビリテーションでは，この脳神経の可塑性，特に中枢神経系の再組織化を促進することが目的となる．そのためには課題指向型のトレーニングを集中的に行い，トレーニング中の運動に関する情報をフィードバックすることが重要とされている [23 - 25]．現在では，これらの要素を含む様々な治療方法が提案・実践されている（表 2.2）．

現在, 日本の病院でも行われている代表的な治療法の一つが CI 療法（Constraint-Induced

表 2.2　ニューロリハビリテーション手法

CI療法 (CIT: Constrained Induced Movement Therapy)
経頭蓋磁気刺激 (TMS: Transcranial Magnetic Stimulation)
機能的電気刺激 (FES: Functional Electrical Stimulation)
治療的電気刺激 (TES: Therapeutic Electrical Stimulation)
経頭蓋直流電気刺激 (tDCS: transcranial Drect Current Stimulation)
ボツリヌス毒素療法 (BOTOX)
ロボット訓練
反復促通法（川平法）
Brain Machine Interface (BMI)
ミラーセラピー

表 2.3　日本における CIT プロトコル（文献 11 を基に著者が作製）

練習期間
・原則，平日5日間×2セット．前後に半日〜1日の評価を挟む.

練習時間
・初日は午前・午後各2時間.
・以降は午前2時間，午後3時間.

非麻痺側の拘束
・三角巾，アームスリングなどを用いて訓練中は拘束.

movement Therapy : CIT）である．CIT は一定期間，抑制帯などで麻痺のない上肢の利用を制限し，麻痺側上肢のみを集中的に使用させる状況にしてトレーニングを行うようデザインされている（表 2.3）．CIT による治療効果は報告されているが [26 - 28]，セラピストや患者は CIT について懐疑的態度を示しているという報告もある．Page et al. は 208 名の脳卒中患者と 85 名の理学療法士・作業療法士を対象に，CIT に関するアンケート調査を実施

した[29]．その結果，68%の患者が CIT を受けることに抵抗を示した．患者は治療プロトコルや非麻痺側上肢の使用を抑制される期間について否定的な意見を述べた．セラピストは，CIT を行っている間に患者が指示に従っているか，患者の安全性の確保という点に不安を呈した．また，CIT を行う環境が整っている施設が少ないという意見もセラピストから示されていた．このことから，麻痺側上肢を繰り返し，集中的に運動させる上で，患者やセラピストに対する負担・制限が少ない方法が必要とされている．

2.2 コンピュータを用いた脳卒中リハビリテーション － バーチャルリアリティの応用 －

2.2.1 VR リハビリテーション

近年のコンピュータテクノロジーの進歩に伴い，コンピュータを用いたリハビリテーションシステムの開発研究，および効果性の検証が進められている．コンピュータを用いたシステムの多くは，バーチャルリアリティ（Virtual Reality: VR）の技術を応用している．バーチャルとは，「みかけや形はそのものではないが，本質あるいは効果としてはそのものであること」である．つまり，VR とは，「みかけは現実ではないが，実質的には現実であること」と定義される[30]．現実世界のあらゆる要素を持たせるのではなく，目的に応じて重要な要素を抽出したものが VR となる．

VR を用いたリハビリテーションシステムでは，主にコンピュータグラフィックス（Computer Graphics: CG）により作り出された環境がディスプレイに表示される（VR 空間）．さらに，VR 空間内に利用者の手部や上肢，または身体全体を模した CG が表示される．様々な計測機器を用いて利用者の動作と同期をとり，ディスプレイ上に動作が再現さ



図 2-2　Virtual Reality を用いたリハビリテーション

コンピュータ内で作製される VR 空間内で運動課題を実施．麻痺側上肢の動きを計測するため磁気センサを使用（写真左）．この例では，リングの中央を通過するように麻痺側上肢を動かす訓練を実施（写真右）．

れる．患者や障がい者は，このような環境内で呈示された運動課題を実施する（図 2-2）．

コンピュータを用いたリハビリテーションは，脳神経の可塑性を促す上で有効な手法と考えられている [31 - 34]．前述したように脳神経の可塑性，特に再構築を促進させるには，試行回数（1 回のリハビリテーション中に反復する回数），頻度（1 週間に行うリハビリテーションの回数），期間が重要となる．VR リハビリテーションは，機能的訓練の試行回数という点において，従来のリハビリテーションよりも優れているという調査結果が報告されている [35 - 38]．Lang et al. は外来患者に対する従来のリハビリテーション時に行われる機能訓練の試行回数を計測した．その結果，1 回のリハビリテーション中に繰り返される機能訓練は平均 27 回という結果になった．それに対し，Housman et al. や Krebs et al. は，VR リハビリテーションを 1 時間あたり 600～800 回試行している．Peters et al. は上下肢のトレーニングを目的としたコンピュータゲームによるリハビリテーションと従来法との

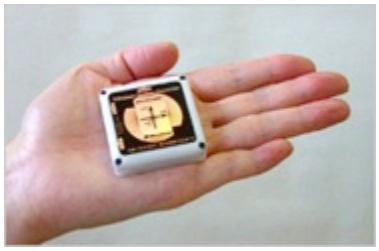
試行回数を比較した．その結果，コンピュータゲームを用いたリハビリテーションの試行回数に関する優位性を報告している． 一般的にリハビリテーションはマンパワーや時間が制限されているため，十分な訓練回数を行うことは困難である．このことからコンピュータを導入し，目的とする動作を集中的に回数多く反復させることで，限られた資源（セラピスト, 時間など）を効率的に活用し, 脳神経の再構築をさらに促せると考えられている [39]. また，予め難易度や訓練回数，トレーニング内容を設定した状態にしておくことで，患者や障がい者個人が自主的にトレーニングを行うことも可能となる．CI 療法とは異なり，非麻痺側上肢の拘束や時間的な制約も必要ないため，患者・障がい者やセラピストにとって負担・制限の少ない方法と言える．

コンピュータを用いたリハビリテーションでは，定量的な分析を行うことが可能なことも利点の一つである．臨床では，理学療法士・作業療法士らは運動課題実施中の患者・障がい者の運動を観察（動作観察）することにより，定性的な評価を行っている．それに基づき，アドバイスの提供や訓練内容の見直しなどを行っている．定性的な動作分析に用いられるデバイスとしては，動作を撮影する目的でデジタルカメラやデジタルビデオが用いられる．一方，コンピュータを用いたリハビリテーションでは，前述したように患者・障がい者の動作を計測し，VR 空間内で動作を同期するために各種センサ（磁気センサ，光学式センサ，加速度センサなど）が用いられる（図 2.3）．センサにより計測されたデータを用いることで，定量的な動作分析（課題試行時間，関節角度，速度，加速度，重心移動の計測など）ができる．定量的な動作分析は，患者・障がい者の能力をより正確に把握し，適切なリハビリテーションプログラムを構築することを可能にする．

また，VR をリハビリテーションに応用する利点として，CG による訓練環境の構築に関し，制限がないことが挙げられる．臨床で様々な環境を設定していくことは，物理的・空







http://www.solidray.co.jp　　http://www.microstone.co.jp/

図 2.3　動作計測機器

左）光学式センサ：VICON　中央）磁気センサ：Fastrak　右）加速度・角速度センサ

間的な制限がある．このため訓練が単調となり，リハビリテーションの成功に係わる患者のモチベーションに影響を与えることが懸念される [40]．しかし，CG による環境構築ではこれらの制約が除かれるため，多様な条件設定が可能となる．この自由度の高さが，訓練課題として現実環境に即した課題を設定することを可能とする．また，訓練課題の難易度を容易に調整可能なことも運動学習に有利に働く．運動学習を行う上で，個人の能力に即した難易度の設定が運動学習に影響を与えることが報告されている [41]．

さらに運動学習効果を高めるために，専用のデバイス（図 2.4）を用いて視覚や体性感覚などの感覚器官へ情報をフィードバックすることが可能なことも利点の一つに挙げられる．VR では感覚器官へのフィードバックを増強することが可能であり，それが運動機能の回復に繋がることが示されている [42]．同様に，脳卒中後の患者に対して，フィードバックを伴った課題指向型訓練を集中的に反復して行った結果，上肢機能の回復を促進できたとする報告もある [31]．また，運動機能だけではなく，フィードバックを加えることで利用者のモチベーションにプラスに作用することも報告されている [43]．一方で使用するフィードバックデバイスにより，コストが大きくなることが課題と考えられる．視覚に対するフィード



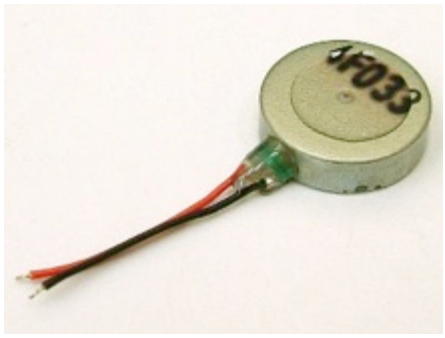
https://www.asus.com/



http://www.geomagic.com/



http://www.geomagic.com



http://akizukidenshi.com

図 2.4　感覚フィードバックデバイス

左上）視覚フィードバック：3 次元ディスプレイ　右上）視覚フィードバック：HMD

右上）力覚フィードバック：Phantom　右下）深部感覚フィードバック：振動子

バックデバイスとしては，通常のコンピュータディスプレイに加えて，HMD，3D ディスプレイなどが用いられる．これらのデバイスについては商用でも売り出されているため，比較的安価に抑えることができる．しかし，Phantom やロボットアームなどに代表される力覚フィードバックデバイスに関しては，その仕様からコストは高くなる．さらに取り扱いや安全性にも課題が残されている [44]．近年では感覚器へのフィードバックとして，振動刺激を用いた深部感覚へのフィードバックの有効性が示されている [45, 46]．用いている振動

子は携帯電話にも利用されているもので，低コストでの開発が可能となる．

2.2.2　遠隔リハビリテーションシステムに関する過去の研究と課題

遠隔リハビリテーションの研究は 1990 年代後半から行われている．欧米などでも，入院費用や入院期間などの理由から，患者が早期退院した後にリハビリテーションを引き続き受けられる環境を整えることの重要性が訴えられてきた [47]．その一つの対策として，遠隔リハビリテーションが注目されている．遠隔リハビリテーションシステムは，障がい者が在宅でリハビリテーションプログラムを実施しているのを，病院にいるセラピストが監視しアドバイスを行うためのものである．古くは，ビデオ通話システムのみを用いた手法 [48-53]が考案・検討されていたが，近年では遠隔リハビリテーション用のプログラムソフトを開発した研究が多い [54 - 64]．以下では，遠隔リハビリテーションシステムを実施する上で重要な 5 つの要素，「ネットワーク回線」，「端末間通信」，「動作計測機器」，「リハビリテーションコンテンツ」，「感覚フィードバック」，「コミュニケーションツール」について，さらに「遠隔リハビリテーションの効果」に関する現状と課題について述べる．

【課題 1：ネットワーク回線】

これまでの研究ではネットワーク回線としては，POTS（Plain Old Telephone Service）を用いたものや [49, 51, 53]，専用の回線を用いたもの [52]，既存のインターネット回線が利用されている[48, 50, 52, 54, 56 - 66]．インフラ設備が整備されていない時代では，電話回線（ISDN; 128Kbps）を用いていたため，通信速度は低く抑えられていた．このため，遠隔リハビリテーションシステム運用時の通信トラブル（データロス，データ遅延など）の報告や通信速度がボトルネックとなる可能性が指摘されている [52, 54, 65]．近年では，高速通信を可能と

する光ファイバや第四世代移動通信システムの普及により高速通信が可能となり，遠隔リハビリテーションの実施環境は整っていると考えられている [66].

【課題 2：端末間通信】

一方，ネットワーク上で端末間を接続する際に用いる手法については課題が残っている．遠隔リハビリテーションソフトウェアを用いて患者・障がい者の自宅端末と病院側の端末を接続する際，一般的な手法として Peer to Peer（P2P）による方法とサーバ・クライアントシステムによる方法がある．P2P による接続は，直接端末間で通信を行うため，間に介在するコンピュータを必要としない利点がある．しかし，P2P による接続はグローバル IP アドレスが必要なことや，ネットワークセキュリティによる監視を回避するためにセキュリティ変更を要するなど，実現する上でのハードルは高い．もう一つのサーバ・クライアントシステムによる接続では，端末間の通信をサーバが仲介することで通信を実現する．この手法では，セキュリティ変更などを要することは回避できるが，サーバの運営・管理するためのコストや専門家が必要となることが課題として残されている．

【課題 3：動作計測機器】

障がい者の動作を計測する目的は, 後述する VR リハビリテーションコンテンツ内で障がい者の動作をコンピュータ上で同期させることと，セラピストが詳細な動作分析を行うことである．これまでの研究では，磁気センサ（Fastrak; Polhemus, Inc., Colchester, VT, USA）やフレキシブル・センサを搭載したグローブ [54, 59, 63]，モーターを搭載した外骨格型のデバイス [57, 60]，非接触型の動作記録センサ（Kinect; Microsoft, Redmond, WA, USA）[56]が用いられている．磁気センサやフレキシブル・センサ，外骨格型デバイスは高い精度

で動作を計測することが可能であるがシステム全体のコストが高くなる [64]. 外骨格型のデバイスに関しては動作計測の他に，障がい者の運動機能の一部をアシストすることも可能なため, 脳卒中患者に重度の麻痺が残っている場合には有効な手段と考えられる. 一方で，メンテナンスの問題やデバイスを使用する上でのリスク管理が課題となる [44]. Kinect に代表される非接触型センサは，センサを設置するだけで，キャリブレーションを行うことなく対象者の運動（空間座標）を計測することが可能となる. VICON [67]や MAC3D [68]などの一般的な動作分析機器では，赤外線反射マーカーを対象者の身体に付着し，高精度の座標データを計測することが可能である. しかし，使用前に特殊なキャリブレーションを行う必要があること，価格が高額なことから，利用者に強いる負担も大きく，遠隔リハビリテーションでの使用は現実的ではない [69].

【課題 4 : リハビリテーションコンテンツ】

リハビリテーションコンテンツとしては，VR を用いた研究が多数を占める. VR が用いられる理由としては前述したように，脳の可塑性を促す上で有用な要素を含んでいること，利用者のモチベーションを高く保持することができることなどが挙げられる. リハビリテーションプログラムとしては，対象部位（上肢，手指，下肢）に特化した内容となっている. 上肢・下肢運動の場合は肩関節や肘関節，股関節や膝関節，足関節の可動域拡大や筋力，バランスの改善を目的としたコンテンツとなっている [48, 55, 57, 59, 63]. 手指の場合は，可動域や協調性の改善に加え，巧緻性の改善も目的とした内容で構成されている [54]. 病院側の端末でも，障がい者の運動状況が再生され観察が可能となっている. 一方で，上肢，下肢，体幹の全てをサポートできるシステムはない.

【課題 5：感覚フィードバック】

遠隔リハビリテーションにおける課題は，障がい者の運動部位をセラピストが保持して，運動を導くことはできないため，動作をどのように促すかという点にある．その手法としては，感覚フィードバックを用いるという方法がある．しかし，外骨格型のロボットアームを用いた過去の研究では，麻痺の残る上肢のサポートを目的として設計されており，上肢の運動を誘導するという機能は併せ持っていない．Piron et al. は運動の軌跡パターンをリハビリテーション課題試行中に同時に表示して，患者・障がい者に追跡させるという視覚フィードバックの方法で対応している [63]． しかし，通常のディスプレイを用いて仮想環境を呈示した場合，奥行き方向の動作の追従にずれが生じることや，実環境において動作の改善が得られにくいことが報告されている [70].

過去の研究においては, 2 次元画像と 3 次元画像を用いた場合に動作にどのような影響を与えるかは比較検証されていない．近年では 3 次元表示が可能な 3 次元ディスプレイも市販されていることから，両眼視差による奥行き情報を持った環境を構築することは比較的容易である．このため，3 次元画像を用いた場合の動作への影響を明らかにし，運動を促す手法を検討する必要がある．

【課題 6：コミュニケーションツール】

障がい者とセラピストのコミュニケーションツールとしては，いずれの研究においてもビデオ通話が用いられている．コミュニケーションツールの目的としては，セラピストによる監視・定性的分析（ビデオ映像による動作分析），運動に関するアドバイスが挙げられる．ビデオ通話に求められる機能としては，運動中の障がい者のリスク管理を行う上で，リアルタイム通信が重要となる．

【遠隔リハビリテーションの効果】

遠隔リハビリテーションシステムの効果に関して，Pilot Study として実際の障がい者にシステムを適用した検証が行われている．検証の結果，利用した障がい者の関節可動域や筋力，バランス能力，日常生活動作に関する臨床評価（FIM，Barthel Index など），リハビリテーション課題の遂行時間などの維持・改善が示されている [48, 54, 55, 57, 59, 62, 63]．また，身体機能だけではなく，モチベーションの維持・向上，および Self-Efficacy（自己効力感）が高まるという報告もある [53, 59]．遠隔リハビリテーション実施中の利用者の負傷に関する報告は挙げられていない．また，現状では長期間に渡り遠隔リハビリテーションを実施した結果についての報告はないため，今後の研究が必要である．

2.3 本研究の位置づけ

遠隔リハビリテーションシステムの研究は主に欧米で行われている．しかし，現在の進行状況としては，Pilot Study として障がい者に対しての検証が実施されているが，実用段階のものはない．遠隔リハビリテーションシステムは，在宅リハビリテーションの充実化を行う上で有効な手段となり得る．しかし，現状の日本の医療制度では保険点数の加算対象とならない．そのため，日本の政策に働きかける上でも，実用的な遠隔リハビリテーションシステムを開発して臨床試験を行い，有効性を示していくことは重要と考える．

そこで本研究は，前述した遠隔リハビリテーションシステムの課題を踏まえ，実用的なシステムを構築することを目的とした．システムを構築する上で，下記の課題に対応する．

課題 1：ネットワーク速度によるトラブルの回避

対策）高速データ通信網を活用し，リアルタイム性を確保する．

課題 2：Peer to Peer 方式とサーバ・クライアント方式の特徴を併せ持つ，端末間データ通信方法の確立

対策）両者の特性を併せ持つクラウド・サービス「BaaS（Backend as a Service)」を活用する．

課題 3：全身をリハビリテーションすることが可能なソフトウェア

対策）VR を用いた上肢・下肢・バランスのリハビリテーションを可能なシステムを構成する．

課題 4：奥行き方向の運動を促す感覚フィードバックの検討

対策）仮想空間内において，奥行き情報が動作に与える影響を 2 次元ディスプレイと 3 次元ディスプレイを用いて検証し，最適な視覚情報呈示を行う．

課題 5：システム構成による利用者への負担（身体・経済的）

対策）サーバレスな端末間通信，非接触型モーションセンサなどを用い，利用者への負担を軽減する．

本研究では，上記課題に対応した遠隔リハビリテーションシステムを構築し，Pilot Study として数名の障がい者に対する検証実験まで行った．

第三章　VR 遠隔リハビリテーションシステムの開発

遠隔リハビリテーションシステムは，欧米を中心に研究が行われている．効果性についても報告されており，在宅リハビリテーションへの実用が期待されている．一方，下記の課題が残されている．

1)　ネットワーク速度

遠隔リハビリテーション実施中のデータ送受信，およびコミュニケーションを行うためのビデオ通話はネットワーク速度に影響される要素が大きい．ネットワーク速度の遅延によるトラブルの報告や懸念がされている [52, 54, 65]．また，地域によっては通信インフラが整っていない場合もあり，対応が必要である．

2)　端末間通信の確立

遠隔リハビリテーションプログラムを実施時に，医療機関と患者の自宅をインターネット上で接続する必要がある．接続のための手法には，Peer to Peer（P2P）方式とサーバ・クライアント方式がある．容易性とコストでは P2P 方式だが，セキュリティはサーバ・クライアント方式が優れている．両方の特徴を併せ持つ方法が望ましい．

3)　ユーザビリティ：簡便性と安全性の追求，および経済的負担の軽減

患者や介護者にはコンピュータに精通しているものが少なく，取り扱いが簡便なことが望まれる [52]．また，遠隔地での利用を想定した場合，トラブルが発生した際に患者へのリスクがないように考慮する必要がある．さらに，使用する機器（動作

分析機器，感覚フィードバック用デバイス）により，患者の金銭的負担が大きくなるため，経済的負担を小さくしたシステム構成が望ましい．

4) 感覚フィードバック：視覚情報量による運動への影響

現実に近い環境でリハビリテーションを行うために，様々な感覚フィードバックを用いる研究は行われている．特に，脳卒中患者の場合，運動を行う際に視覚情報に大きく依存することが報告されている [71]．近年では，両眼視差による立体視を可能にした 3 次元ディスプレイが安価で市販されている．しかし，通常のディスプレイで表示される 2 次元画像と 3 次元ディスプレイを用いて表示される 3 次元画像が運動にどのような影響を与えるかについて報告している研究は少ない．このことから，両眼視差による奥行き情報を伴う 3 次元画像が運動に与える影響について検証し，最適な環境を構築することが重要となる．

本研究は上記の課題に対応した実用的な遠隔リハビリテーションシステムの構築を目的とした．さらに，視覚情報（特に奥行き情報）に着目し，視覚情報の違いが運動に与える影響を検証し，今回構築したシステムにその結果を反映した．本章では，試作した VR（Virtual Reality）遠隔リハビリテーションシステムについて述べる．

3.1 脳血管疾患患者の特徴

本研究で作製するシステムは，脳血管疾患（CVA: Cardiovascular Accidents）により脳機能を損傷し，運動麻痺や感覚麻痺などの症状を持つ障がい者をターゲットとしている．CVA による症状の特徴として以下の症状が生じる．

① 随意性・円滑性の低下：思うように手足を動かせない.

② 連合運動・共同運動の出現：体節を分離して動かすことができない（例 肩を上げようとすると，肘も同時に曲がる）.

③ 代償動作の出現：低下した運動機能を補うために，他の部位を動かす.

④ 不安定性：バランス能力の低下.

⑤ 深部感覚低下：どの程度体を動かしているかわからない.

これらの症状のため，遠隔でリハビリテーションを実施するにあたり，下記の機能を持たせることが臨床的には必要となる（表 3.1）.

表 3.1 遠隔リハビリテーションシステムに求められる機能

目的	機能
障がい者に対するリスク管理	・ 健康状態の把握 ・ 訓練中の動作状況の把握
動作状況の把握	・ 映像によるモニタリング ・ リハビリテーション後の定量的解析
障がい者への安心感	・ Face to Faceのコミュニケーション
個別的リハビリテーション	・ 身体機能評価
プログラム	・ 身体機能に合わせたプログラム構成
適切な運動を促す	・ 感覚フィードバック

3.1　　システム概要

図 3.1 は本システムの概要を表している．患者の自宅には，以下の構成のシステムを設置する．

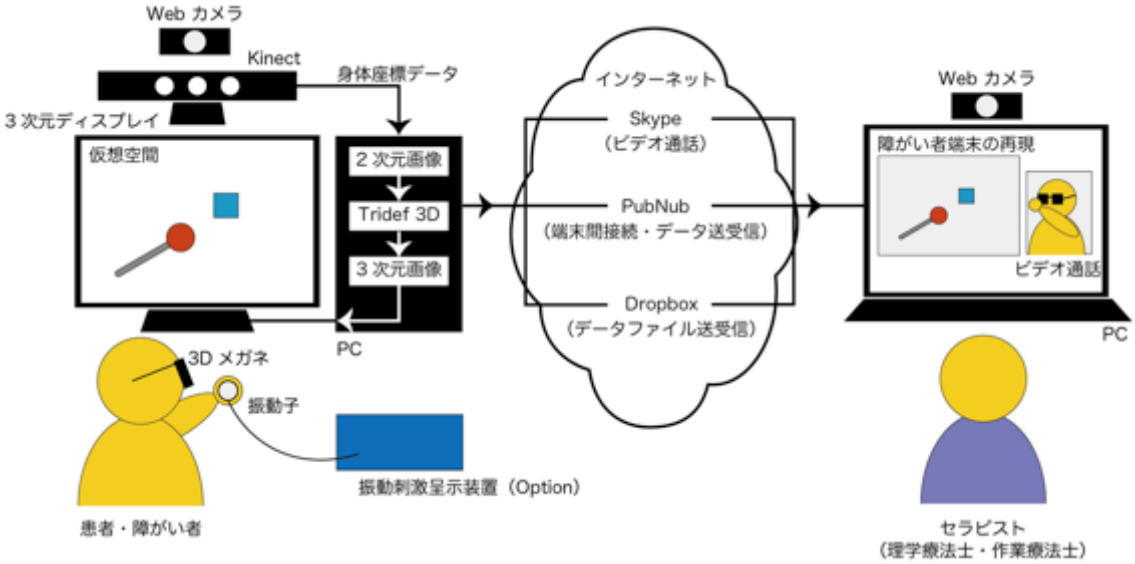


図 3.1　VR 遠隔リハビリテーションシステム概要

1)　ネットワーク通信端末：　Pocket WiFi LTE GL04p（HUAWEI, Y! mobile）

2)　動作計測用デバイス：Kinect v1（Microsoft, Redmond, WA, USA）

3)　以下のソフトウェアをインストールしたコンピュータ

　A)　VR 遠隔リハビリテーション用のソフトウェア

　B)　ビデオ通話用の Skype（Skype Communications SARL, Luxembourg）

　C)　3 次元画像生成用ソフトウェア：TriDef 3D（Dynamic Digital Depth USA Inc., Los Angeles, CA, USA）

　D)　データ送受信用 SDK（PubNub, San Francisco, CA, USA）

E) Law データ送受信用アプリケーション：Dropbox（Dropbox Inc., San Francisco, CA, USA）

4) 3 次元ディスプレイ（Mitsubishi RDT234WX−3D，Tokyo，Japan），偏光グラス

5) 体性感覚フィードバック用振動装置

同様に，医療機関側には以下の構成のシステムを設置する．

1) ネットワーク通信端末：Pocket WiFi LTE GP04（HUAWEI, Y! mobile）

2) 以下のソフトウェアをインストールしたコンピュータ（ノートパソコン）

A) VR 遠隔リハビリテーション用のソフトウェア

B) ビデオ通話用の Skype（Skype Communications SARL, Luxembourg）

C) 3 次元画像生成用ソフトウェア：TriDef 3D middleware（Dynamic Digital Depth USA Inc., Los Angeles, CA, USA）

D) データ送受信用 SDK（PubNub, San Francisco, CA, USA）

E) Law データ送受信用アプリケーション：Dropbox（Dropbox Inc., San Francisco, CA, USA）

なお，本システムで用いる PC の推奨スペックを表 3.2 に示す．

表 3.2　VR 遠隔リハビリテーションシステムのシステム要件

必要な環境		詳　細
本体		Microsoft Windows 7(32bit版)が動作するパーソナルコンピューター
CPU	病院側端末）	1 GHz 以上の 32 ビット (x86) プロセッサー
	障がい者側端末）	2.6 GHz 以上の 32 ビット (x86) プロセッサー
メモリ	病院側端末）	1G以上 推奨
	障がい者側端末）	2G以上 推奨
HDD		16 GB 以上の空き容量のあるディスク領域
OS		Microsoft Windows 7(32bit / 64bit)（日本語） ※本システムは32bitとして動作します
その他	障がい者側端末）	USB2.0ポートを使用

3.2　ネットワーク通信端末：LTE

ネットワークパフォーマンスは，遠隔リハビリテーションを円滑にかつ安全に実施する上でも重要な指標となる．過去の研究では，ISDN や ADSL 回線を用いていたために，ネットワークパフォーマンスがボトルネックとなったトラブルの発生や，その可能性について懸念されている[52, 54, 65]．また，医療機関側にシステムを設置する際，安全性確保のため院内ネットワークから独立した運用を求められることも想定される．そこで本研究では，院内ネットワークでの運用と独立したネットワークでの運用の両方に対応できるシステムを構築した．

独立したネットワーク運用で利用する通信方式として Long Term Evolution（LTE）を用いた．仕様上の通信速度および通信方式を表 3.2 に示す．LTE データ通信端末では，データの暗号化（WPA2™-PSK(AES)）が行われているため，セキュアな通信が可能となる．一方で，表 3.3 に示される通信速度は理想上の最大値である．そこで，使用する LTE 端末の実測通信速度が，本システムで求める要件を満たしているか検証をおこなった．

表 3.3　LTE データ通信端末の仕様

通信	最大通信速度	下り最大75Mbps/上り最大25Mbps
	対応周波数帯	1.7GHz
	通信方式	LTE
通信方式	無線LAN規格	IEEE802.11b/g/n準拠，ARIB STD-T66準拠
	無線LAN設定	WPS（Wi-Fi Protected Setup ™)
	セキュリティ	WPA2 ™ -PSK (TKIP/AES)
		WPA ™ -PSK (TKIP/AES)
		WEP 128/64bit

3.2.1　検証実験：データ通信速度

本研究で選定したデータ通信端末の通信速度の実測値を計測し，パフォーマンスの評価を行った．計測にはネットワーク通信速度システム「Radish Network Speed Testing」を用いた [72]. ネットワークパフォーマンスは, 遠隔リハビリテーションを行う時間を想定し, 午前（10:00-12:00），午後（13:00-16:00）の時間帯で計測した．2 日間に渡り，上記の時間体内のランダムなタイミングで上り/下りの通信総度を計 30 回計測した．統計処理には PASW Statistics 18（SPSS Inc., Chicago, USA）を用いて，Mann-Whitney の U 検定を実施した（$p<0.05$）.

3.2.2　結果・考察

各時間帯における平均実測値を図 3.2 に示す. 各時間帯のネットワークパフォーマンスは午前帯で下りが中央値 9.3 Mbps（IQR: 9.9 – 8.2, Average±SE: 9.3±0.2），上りが中央値 10.5 Mbps（IQR: 11.3 – 9.3, Average±SE: 10.3±0.3），午後帯で下りが中央値 8.6Mbps（IQR: 9.5 – 8.1, Average±SE: 8.6±0.2），上りが中央値 11.3 Mbps（IQR: 12.7 – 10.1,

Average±SE: 11.3±0.4）の範囲内であった．また，時間帯における有意差は認められなかった．

今回のシステムで帯域幅を最も求められるのはビデオ通話システムである．本システムでは，Skype をビデオ通話に用いた．Skype の推奨する帯域幅は，下り/上り速度ともに 500Kbps となっている．今回計測したスループット値は，これらの要件を十分に満たしており，データの送受信を並行して行った場合でもネットワーク遅延などのトラブルを回避できることが予測される．また，近年では第四世代移動通信システム（4G; 4th Generation）が普及し始めている．4G のネットワークパフォーマンス（WiMAX 2+の場合）は下り最大 220 Mbps，上り最大 10 Mbps であることから，現状より高速な通信が期待できる．

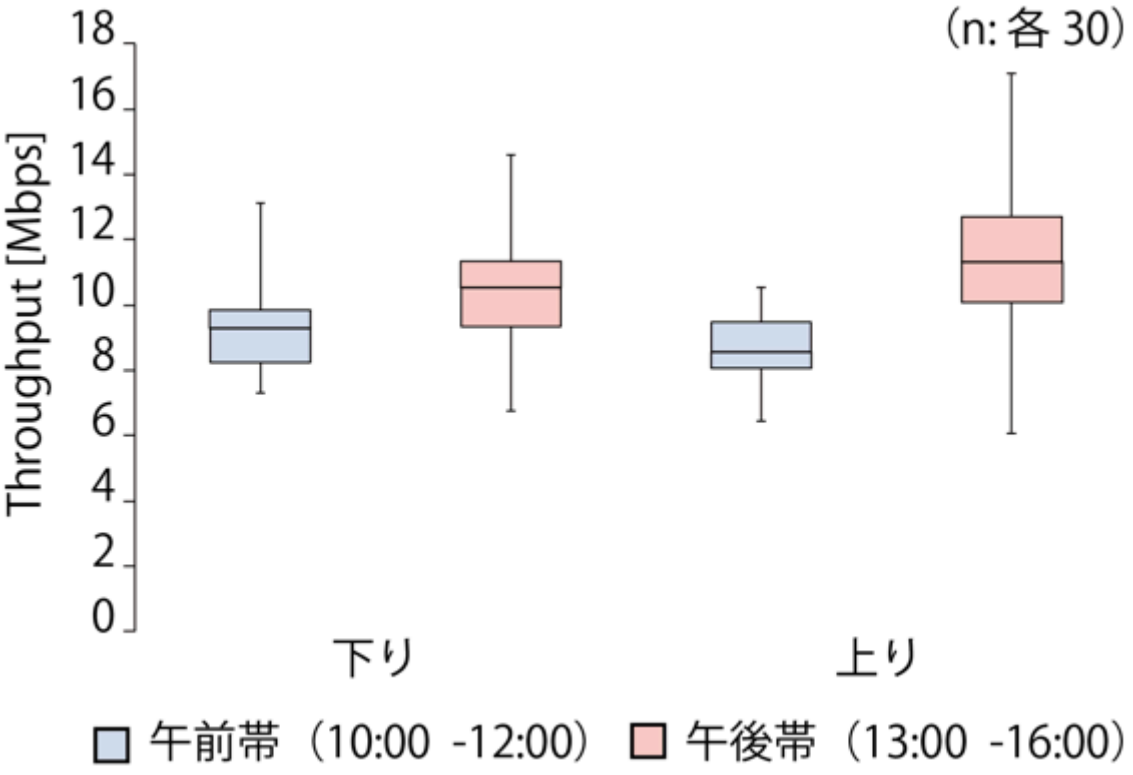


図 3.2　LTE の通信速度（実測値）

3.3　　動作計測機器：Kinect v1

本研究では，Kinect v1（以降，Kinect）を用いて遠隔リハビリテーション実施中の患者の動作を計測する．Kinect（図 3.3）は，非接触型のモーションセンサである．Kinect は内蔵されている赤外線プロジェクター（IR プロジェクタ）から対象者へ向けて赤外線パターンを投光し，パターンの歪みを専用のカメラ（IR カメラ）で検出することで，身体各部位の 3 次元空間座標を計測する．Kinect により計測される身体に関する 3 次元空間座標は，肩，肘，手首など全 20 ポイントに及ぶ（図 3.3）．Kinect の仕様を表 3.4 に示す．

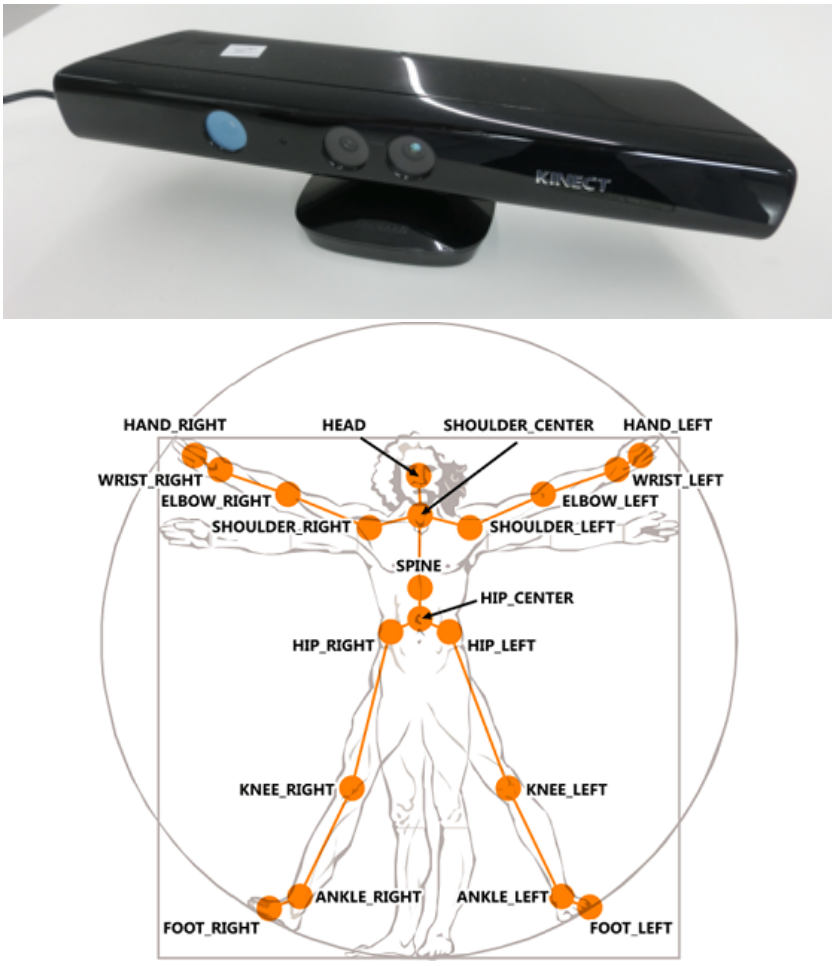


図 3.3　Kinect の外観（上）と計測可能な身体ポイント（下）

表 3.4　Kinect の仕様

RGBカメラ解像度	解像度	640×480
	fps	30 fps
深度カメラ解像度	解像度	320×240
	fps	30 fps
深度計測方式		TOF (Time of Flight)
骨格関節数		20
深度の範囲		0.8～4.0 m
画角	水平	57 度
	垂直	43 度

リハビリテーションの領域で用いられる動作分析機器として，VICON [67]や MAC3D [68]などがある．これらのデバイスを用いる場合，赤外線反射マーカを身体の所定ポイントへ貼り付け，特殊なキャリブレーションを行う必要があるため，利用者への負担が大きい．また，機器自体も高額で自宅での運用には適していない．一方で計測精度の高いというメリットがある．一方，Kinect はマーカを使用することなく，キャリブレーションを行わずに計測が可能となるため，利用者の負担が軽くなる．また，ゲーム機のコントローラとしても利用されており，低コストでの導入が可能というメリットもある．そこで，本研究で導入するにあたり，Kinect の精度を検証した．

3.3.1　検証実験：Kinect の精度

検証では肩関節の屈曲角度を 2 つの方法で計測した．一つは，角度計（図 3.4）を用いた理学療法士による計測である．もう一つは Kinect による計測を行った．被験者（成人男性 1 名）は Kinect から 1.8 m の距離においた椅子に座り，右上肢を任意の角度で挙げた（肩

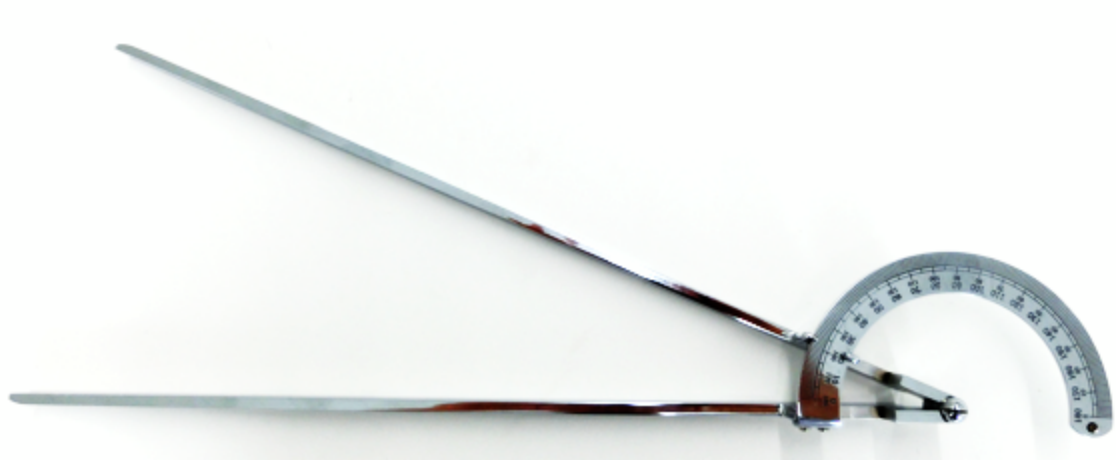


図 3.4　ゴニオメータ

関節屈曲）．なお，Kinect の撮像範囲を超えないように肩関節の屈曲角度は 45～135 度までと限定した．右上肢を挙げた状態で保持し，理学療法士（経験年数 15 年）がゴニオメータを用いて肩関節屈曲角度を 1 度刻みで計測した．なお，肩関節屈曲角度の計測は，臨床でも用いられている「日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会」が制定した手法で行った [73]．その後，Kinect により身体座標を計測した．肩関節の屈曲角度を計算する際に用いた座標は「RightElbow」，「RightShoulder」，「Head」である．これらの座標を用いて，以下の式を用いて肩関節の屈曲角度を求めた．なお，肩関節屈曲角度の計測は 30 回行った．統計分析では PASW Statistics 18 を用い，Pearson の相関係数を求めた．

肩関節屈曲角度計算式

$$AB = (頭部X - 肩X, 頭部Y - 肩Y, 頭部Z - 肩Z)$$

$$AC = (肩X - 肘X, 肩Y - 肘Y, 肩Z - 肘Z)$$

$$|AB| = \sqrt{(頭部X - 肩X)^2 + (頭部Y - 肩Y)^2 + (頭部Z - 肩Z)^2}$$

$$|AC| = \sqrt{(肩X - 肘X)^2 + (肩Y - 肘Y)^2 + (肩Z - 肘Z)^2}$$

$$AB \cdot AC = (頭部X - 肩X) \times (肩X - 肘X) + (頭部Y - 肩Y) \times (肩Y - 肘Y) + (頭部Z - 肩Z) \times (肩Z - 肘Z)$$

$$cos\theta = (AB \cdot AC)/(|AB| \times |AC|)$$

$$\theta\ [rad] = \cos^{-1}\{(AB \cdot AC)/(|AB| \times |AC|)\}$$

$$\angle BAC\ [degree] = \theta \times 180/\pi$$

$$肩関節屈曲角度[degree] = 180° - \angle BAC$$

3.3.2 結果・考察

結果を図 3.5 に示す．Pearson の相関係数は 0.981（$p<0.01$）となり，かなり強い相関があるという結果になった．理学療法士による計測との差をみると，0.2～8.9 度の範囲で誤差が確認できた．

一般的に，理学療法士はゴニオメータを用いて関節角度（関節可動域：Range of Motion, ROM）を計測する．ROM を計測する際，対象となる関節を形成する骨を 2 つの軸（基準軸，可動軸）とする．一般的に湾曲のある骨を軸とするため，1 つの軸について 2 つの指標（ランドマーク．骨の突出部など）を触診により同定する．その後，適切にゴニオメータを当てて角度を測る．ROM をゴニオメータで計測することは妥当性が高いことが報告されている [74]．また，ROM 計測に関して，検者内信頼性は検者間信頼性よりも高いことが明らかとなっている [75]．これは使用するゴニオメータの種類や計測肢位の違い，ランドマークのずれなどが影響するといわれている．今回の検証では臨床での経験も豊富な理学療法士が一人で計測しているため，信頼性は高いと考えられる．

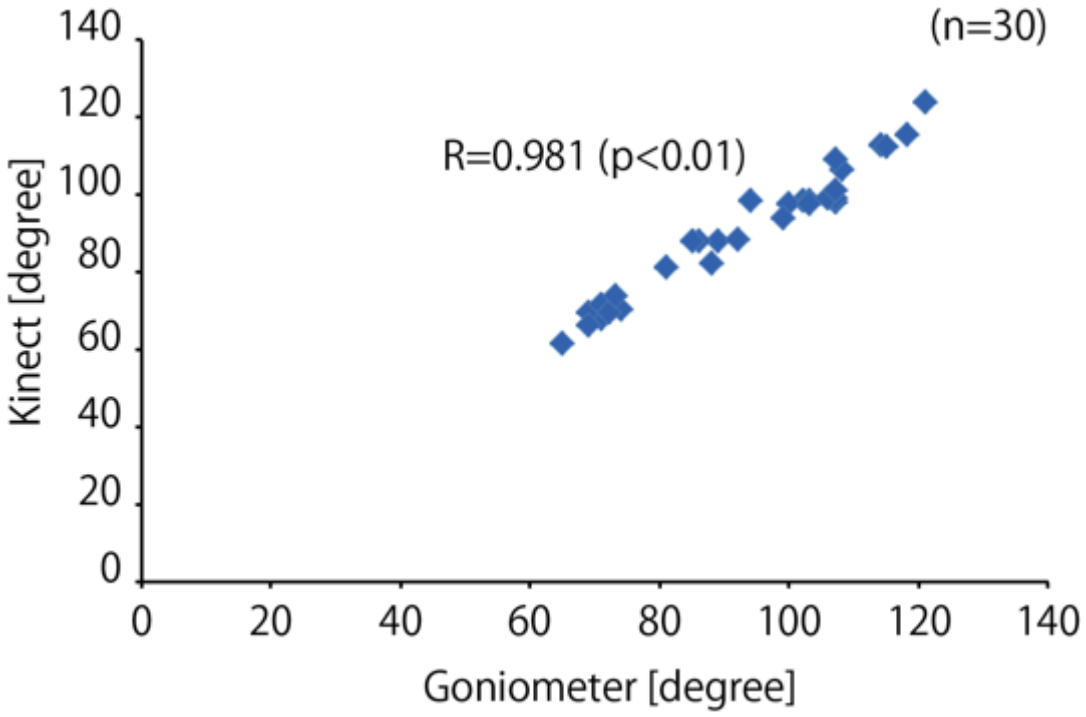


図 3.5　理学療法士による計測と Kinect による計測の比較

今回の計測で，強い相関関係が認められたことから，Kinect の精度は比較的高いものと考えられる．Fernandez-Baena et al. は VICON と Kinect で同時計測して精度の検証を行った [76]．その結果，肩関節に関しては，7.1～13.2 度のずれがあった．しかし，差が大きいのは 150 度を超えて屈曲させているときであった．今回の検証では，Kinect の視野角を考慮して 135 度を最大としたため，その精度に差が生じたものと考えられる．また，Fernandez-Baena et al. は，VICON に比較すると精度は落ちるが，Kinect のコスト，マーカを使用せずに計測可能な利便性により得られるメリットは大きいと述べている．本研究では遠隔リハビリテーションを実施するにあたり，患者や介護者への負担が少なく，扱いやすいことに重点を置いている．このため，Kinect の計測精度に関するデメリットよりもユーザビリティに関するメリットが多いと判断し Kinect を導入した．

3.4　VR 遠隔リハビリテーション用ソフトウェア

VR 遠隔リハビリテーションソフトウェアは Visual Studio 2012（Microsoft, Redmond, WA, USA）を用いて，プログラミング言語 C#により作製した． VR 遠隔リハビリテーション用ソフトウェアには以下の特徴を持たせた．

① 理学療法士により，トレーニング内容を自由に設定できる．

② 通常のリハビリテーション時間以外でも自主的なトレーニングが可能．

③ ビデオ通話アプリケーション「Skype」との連動．

④ 患者のリハビリテーション中の身体運動に関するデータファイルを自動的に転送する（Dropbox の活用（後述））．

VR 遠隔リハビリテーションソフトウェアを起動すると，メイン画面が表示される（図 3.6）．この画面で Kinect の動作チェック，リハビリテーションの開始，Skype の起動などができる．患者がリハビリテーションを実施する際は，条件ファイル（トレーニングを設定したもの）を指定するだけでよい．条件ファイルは理学療法士などが患者の運動機能に応じて作製する．条件ファイル作成画面を図 3.7 に示す．本システムでは「上肢」,「下肢」,「バランス」のリハビリテーションが可能である．トレーニング内容は仮想空間上に配置した物体に上肢または下肢を伸ばす運動で構成される（図 3.8）．ターゲットとなる物体の配置位置や数，大きさ，色，表示順，時間（物体に触れるまでの時間や，物体に触れた状態を保持する時間）を調整することが可能である．また，物体に触れた際に体性感覚に対して，振動刺激によるフィードバックを加えることも可能となっている．条件ファイルは遠隔リハビリテーション時に転送され，患者側のコンピュータに保存される．

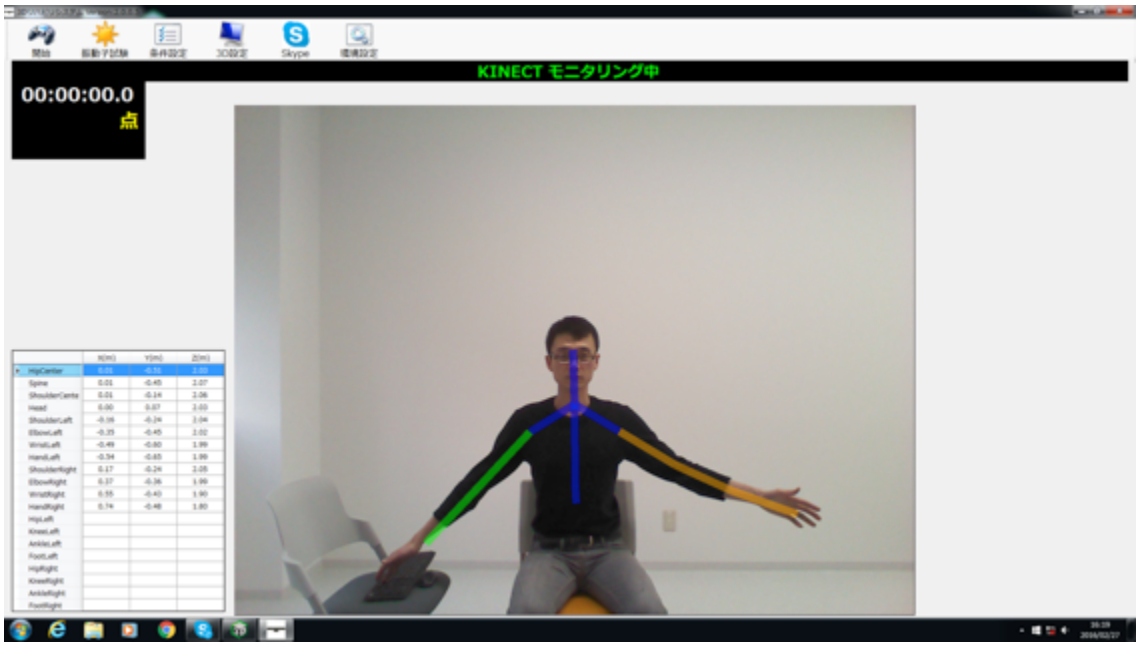


図 3.6　VR 遠隔リハビリテーションソフトのメイン画面



図 3.7　条件ファイル作成画面

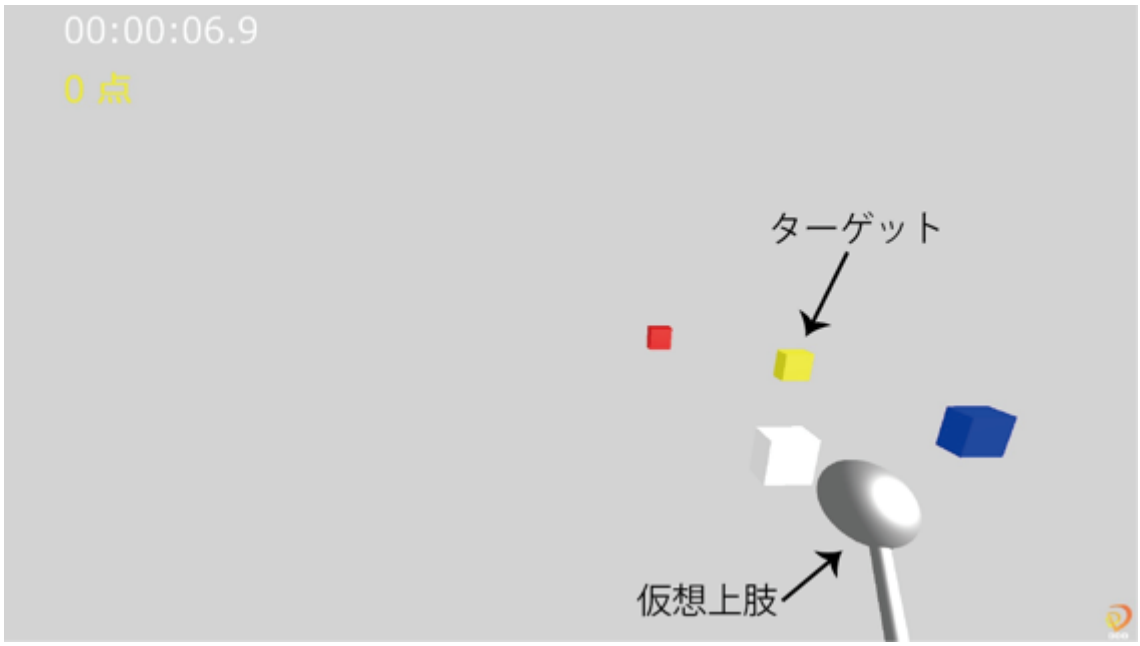


図 3.8　リハビリテーション画面

仮想上肢とターゲットが画面に表示される．（注：説明のため 2 次元画像表示とした）

遠隔リハビリテーション運用時は，患者側と病院側の遠隔リハビリテーションソフトウェアを起動して，互いの端末に接続することでデータの送受信が可能となる．遠隔運用時はリモート制御が可能となっており，セラピストがソフトウェアのコントロールを行う．リハビリテーション実施中のデータは，病院側端末へストリーミングされ，病院側の端末ディスプレイに仮想空間内での運動の様子が表示される．仮想空間内での運動と Skype によるビデオ映像を用いて，理学療法士・作業療法士は定性的な動作分析（観察による動作分析）を行い，必要に応じてトレーニング内容の見直しや運動に関する助言をする．リハビリテーション終了後に，Kinect で計測された身体座標ファイルはクラウドストレージ「Dropbox」へアップロードされ，セラピストはデータを入手する．

3.5　　3D 画像生成および呈示：3D ディスプレイ，TriDef 3D

「ものをとる」という行為は，日常生活でよく行われる動作の一つである．ヒトが空間上にある物体に対して動作（触れる，把持するなど）を行おうとする場合，物体と自分の身体との間の距離を把握することが重要となる [77]．ヒトは物体の奥行きに関する情報を心理的な要因と生理的な要因から得る．心理的要因には，物体の相対的な大きさ，重なり，陰影，遠近法，きめの勾配などがある．心理的な要因は特に単眼視により物体の奥行きを把握する上では重要な手がかりとなる．生理的な要因は，水晶体の調整（厚みを変化させる），眼球の輻湊（眼球の内向きの運動），両眼視差（左右の眼球が離れているため，網膜上の映像に差が生じる）といった視機能がベースとなる．通常，これらの要素が組み合わさり，奥行きに関する情報が得られる．

CG（Computer Graphics）を用いて 3 次元空間を作製する場合，表示するディスプレイにより奥行き情報に関する質が異なる．通常のディスプレイ（以後，2 次元ディスプレイ）を用いる場合，奥行きに関する情報は心理的要因によるものとなる．一方，偏光フィルタやレンチキュラレンズなどを用いたディスプレイ（以後，3 次元ディスプレイ）では，左右の眼球に異なる映像を呈示することが可能で，生理的要因による奥行き情報を得ることができる．VR により現実空間を完全に再現することは不可能であるが，3 次元ディスプレイは現実に近い情報を呈示できると考えられる．

これまでの VR 遠隔リハビリテーションに関する研究は，いずれも 2 次元ディスプレイを使用している．このためシステムを利用する患者は，陰影法や遠近法などの心理的な要因から奥行きに関する手がかりを得ていた．しかし，脳卒中による麻痺が生じている患者の場合，感覚機能の麻痺も伴っているため，健常者よりも視覚情報に依存しやすいという報告がある [71]．このことから，奥行きに関する情報を現実に近い環境は，運動に良い影響

を与えることが予測された．そこで，2 次元画像と 3 次元画像が運動に与える影響を定量的に分析した．結果として， 3 次元画像を呈示したときの動作が速く，より滑らかな動作が行われるということが明らかになった（本検証実験については，第 4 章で述べた）．この結果から，より現実に近い形で情報を呈示し，速く滑らかな動作を促すことを目的として，本研究では 3 次元ディスプレイを用いた．

本研究は偏光方式の 3 次元ディスプレイ（Mitsubishi RDT234WX−3D）を用いている．付属の偏光めがねを着用することで，視差を考慮して作成された画像が左右の眼球に投影される．市場ではフレームシーケンシャル方式を採用している 3 次元ディスプレイも販売されている．しかし，偏光方式はフレームシーケンシャル方式に比べフリッカー（ちらつき）が少なく映像が明るいという特徴がある．一方で水平 1 ライン毎に左右の映像を交互に呈示しているため，垂直方向の解像度が半分になるという課題がある [78]．本システムを試作する段階で，高齢者を対象に偏光ディスプレイを用いた 3 次元画像を試験的に見てもらったが，本研究で採用したディスプレイに関しては，解像度の低さが気になるという意見は得られなかった．

本研究で用いた 3 次元 CG 画像は TriDef 3D middleware を用いて作成した．TriDef 3D は 2 次元映像コンテンツを 3 次元ディスプレイの表示方式（本研究では偏光方式）に対応して 3 次元映像コンテンツへリアルタイムに変換することが可能である．また，視差の調整も可能なため，個人に適した 3 次元画像を呈示できる．本システムでは，DirectX で作成した 2 次元 CG を，TriDef 3D で変換処理したものを 3 次元ディスプレイに表示した．

3.6　クラウドサービスの利用：PubNub，Dropbox

3.6.1　クラウドサービスを活用した端末間通信の実現：PubNub

遠隔リハビリテーションを実施する際，患者側のコンピュータと病院側のコンピュータの間を相互に接続し，データを送受信する必要がある．ネットワークを介して端末間を接続する方法は，直接的な接続をする方式と間接的に接続する方式がある．

直接的な接続として代表的なのが，Peer to Peer（P2P）と呼ばれる方式である．P2P 方式は互いの端末がデータの送受信を行う上で，相手の端末を特定できなければならない．インターネット上で相手を一意に特定できるのはグローバル IP アドレスである．しかし，一般家庭で契約しているプロバイダーから動的に IP アドレスが割り振られるため，常時同一の IP アドレスを使用できるわけではない．また，P2P 接続はファイヤウォールを構築しているネットワーク上では，監視対象となっていることが多い．このため，P2P 接続を行う場合には必要に応じてネットワークセキュリティ設定を変更する必要が生じる．しかし，ネットワークセキュリティの変更は，セキュリティリスクを高める可能性がある．これらのことから，P2P 方式による接続は遠隔リハビリテーションに適していない．

間接的な接続方法として代表的なのが，クライアント・サーバ方式である．互いに通信を行う端末（クライアント）がサーバと接続することで，サーバが接続先とのデータ通信中継の役割を果たす．サーバ・クライアント方式は，クライアント側で接続先を特定する必要がないため，遠隔リハビリテーション向きのシステム構成と考えられる．しかし，サーバを構築する場合，運営・管理を要するためのコスト，マンパワーが必要となる．さらに，高度な専門知識を要することが導入する上での障壁となる．

これまでの遠隔リハビリテーションシステムでは， P2P 方式，クライアント・サーバ方式のいずれかを用いたものが大多数を占めている [48, 50, 52, 54, 56 - 66]．いずれの研究について

も，双方向通信やサーバに関する運用面での課題は指摘されていない．しかし，上記の理由から運営側（病院や施設）の負担が大きく，実用段階には遠いと考える．日本の病院・施設での運用を想定すると，①相互接続の容易性，②病院・施設の負担軽減（コスト，マンパワー，セキュリティ変更），が要件として求められる．

そこで本研究では，近年注目されている BaaS（Backend as a Service）を導入した．バックエンドとは，サーバ側のシステムおよび機能（インフラストラクチャ，OS，ライブラリ，サーバサイドアプリケーションなど）を指す．これに対し，利用者（今回の場合は患者）側の端末で動くソフトウェアをフロントエンドという．BaaS ではサーバ側の担う役割を全てクラウド上でサービス展開している（図 3.9）．開発者はフロントエンドの開発時に BaaS が提供する API を用い，クラウド上で稼働しているサーバシステムを利用することが可能である．このため，開発にかかるコストや期間，運営について多くのメリットが得られる．本研究では BaaS の一つ「PubNub」を用いた．

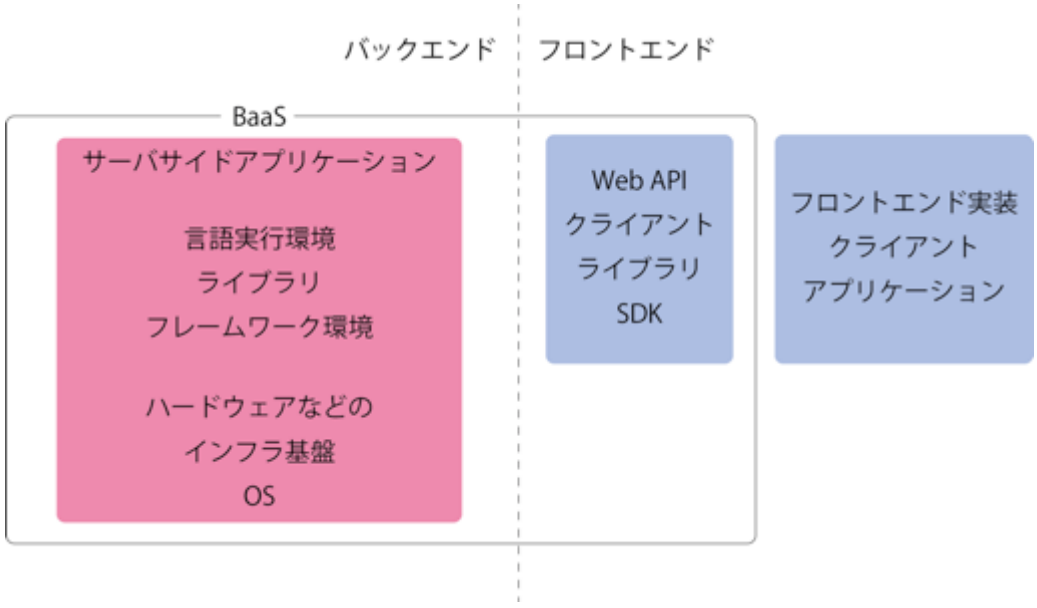


図 3.9　BaaS の概要

端末間のコネクションの確立や遠隔リハビリテーションアプリケーション使用中のデータストリーミングは全て PubNub 上で行われる．遠隔リハビリテーションでは，リアルタイム性が求められることから，PubNub 上でデータストリーミングする際の Latency について計測した．

3.6.1.1　検証実験：PubNub を用いた通信時の Latency について

検証方法はテスト端末（LTE 使用）から送信したメッセージを，PubNub 経由で同じ端末が受信するまでに要する時間を計測した．計測は遠隔リハビリテーションを行う時間を想定し，午前（10:00-12:00），午後（13:00-16:00）の時間帯で計測した．2 日間に渡り，上記の時間体内のランダムなタイミングで計 30 回計測した．統計処理には PASW Statistics 18 を用いて，Mann-Whitney の U 検定を実施した（$p<0.05$）．

3.6.1.2　結果・考察

計測の結果を図 3.10 に示す．Latency は午前帯で中央値 70.5 msec（IQR: 78 – 64.3, Average±SE: 73.9±2.8），午後帯で中央値 74 msec（IQR: 81.3 – 65.5, Average±SE: 76.6 ±3.2）であり，午前帯と午後帯の間に有意差は認められなかった．

本研究で PubNub を経由して行われるデータ通信は，①リハビリテーション課題実施中の各身体座標データ，②ソフトウェア制御に関するコマンド，③リハビリテーション課題に関する条件ファイル，の 3 つである．特にリアルタイム性が求められるのが①の項目である．今回の検証結果から，遅延時間は 0.1 秒前後であり，運動状況を把握する上では問題がない範囲と考える．

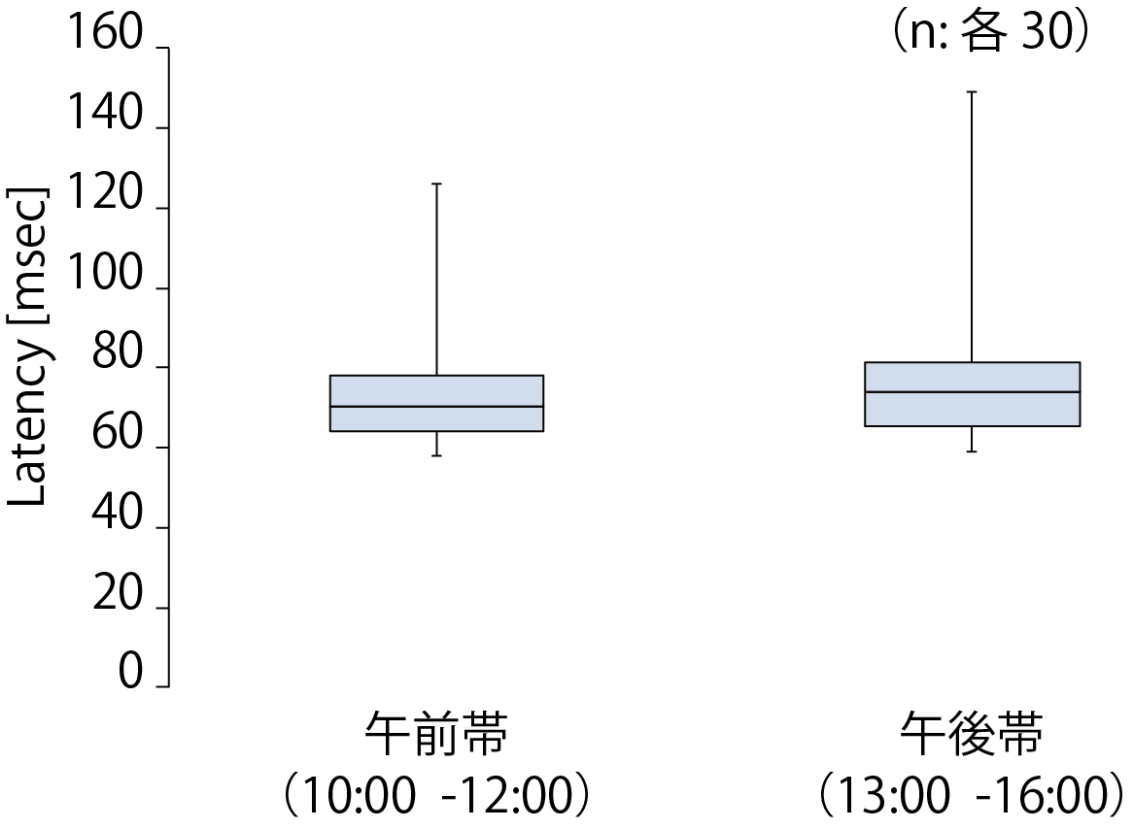


図 3.10　PubNub の Latency

3.6.2　　クラウドサービスを活用したデータファイル送信：Dropbox

計測中に得られた身体座標の全データは，患者側の端末に保存される．このデータを用いることで，理学療法士・作業療法士が定量的な分析が可能となる．本システムでは，ファイルを転送する目的で，クラウドストレージ「Dropbox」を活用した．クラウドストレージを用いる利点は，双方の端末がネットワークに接続されていない状況でも，ファイルの送受信が可能なことにある．本システムは，患者が自主トレーニング時に行った身体座標データをクラウドストレージ上に自動で保存する．病院側の端末は，患者側端末がオフラインの状態でもクラウドストレージにアクセス可能で，データファイルを入手することが可能となる．

3.7 ビデオ通話：Skype

本システムでは，ビデオ通話アプリケーションとして Skype を活用した．Skype はビデオ通話アプリケーションとして広く普及している．また，Skype は Web サイトの閲覧でも使用する http ポート， https ポートを用いて通信することが可能なため，ファイヤウォール透過性が高い．本システムでは，遠隔リハビリテーションシステム上から接続する相手を選択し，Skype を起動できるように実装した．

ビデオ通話の目的はコミュニケーションとリスク管理にある．いずれの目的においてもリアルタイム性が重要である. このため, Skype のリアルタイム性を検証するために, Skype の Latency を計測した．

3.7.1 検証実験：Skype の Latency

Web カメラを接続した 2 台の端末とストップウォッチ（1/100 秒計測が可能）を用いて計測した．端末 A と端末 B を Skype で繋いた後，端末 A の Web カメラでストップウォッチを撮影した映像を端末 B に送った．端末 B では Web カメラでディスプレイを撮影し，端末 A に映像を送信した．これにより，端末 A のディスプレイには，自身の Web カメラで撮影したストップウォッチの映像と端末 B の Web カメラで撮影したストップウォッチの映像が表示される．両者のストップウォッチの時間差を Latency として計測した．なお，端末 A，B は LTE 端末によりネットワークに接続した．計測は遠隔リハビリテーションを行う時間を想定し，午前（10:00-12:00），午後（13:00-16:00）の時間帯で計測した．2 日間に渡り，上記の時間体内のランダムなタイミングで計 30 回計測した．統計処理には PSAW Statistics 18 を用いて，Mann-Whitney の U 検定を実施した（$p<0.05$）．

3.7.2　　結果・考察

計測の結果を図 3.11 に示す．Latency は午前帯で中央値 0.3sec（IQR: 0.41 – 0.23），午後帯で中央値 0.29sec（IQR: 0.38 – 0.19）であり，午前帯と午後帯の間に有意差は認められなかった．

遠隔リハビリテーションでは，患者の近くにセラピストが不在のため，ビデオ通話から危険性を察知し，必要に応じて指示する必要がある．今回の計測で得られた Latency の値は，リスク管理を行う上で十分なリアルタイム性を有していると考える．

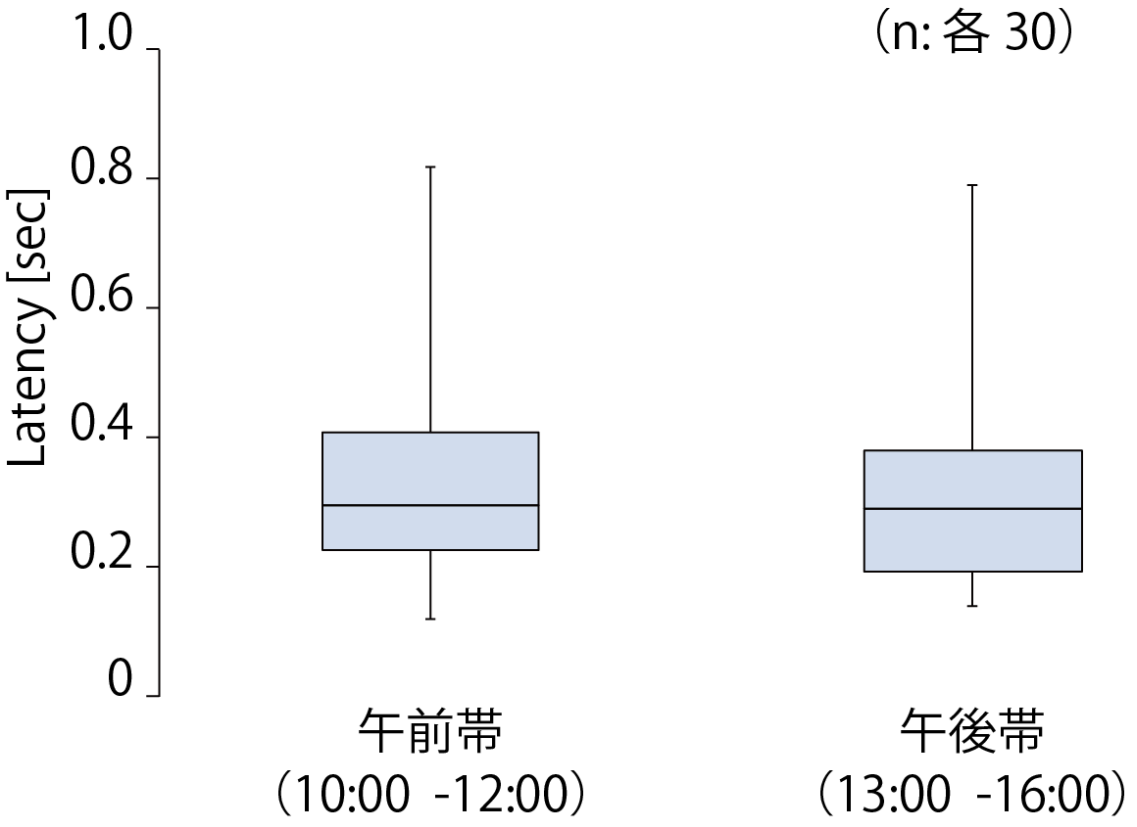


図 3.11　Skype の Latency

3.8　感覚フィードバック：振動デバイス

感覚フィードバックはVRの臨場感を高めるだけではなく,効率的な運動学習を促すことが可能となる．Tanaka et al.は振動刺激を用いたバランストレーニング機器の開発を行った[45, 46]．このデバイスでは，静止立位時の重心最大移動量を計測し，それをわずかに超えたところで身体に装着した振動子を駆動させて振動刺激を呈示する．患者にトレーニング機器を用いた検証実験では重心の移動範囲が広がり，効率的なバランストレーニングが可能とし，バランス能力が改善したことが示されている．本研究においても効率的な動作訓練を行うために，物体に接触した際に振動刺激を呈示するデバイスを組み込んだ.

まず，リニアアクチュエータとして，電気式人工喉頭に用いられているボイスコイルモータの利用可能性を検討した．しかし，重量（約100g)，押力の弱さ（身体への装着方法に工夫が必要となる)，発熱性（1 分程度の連続駆動で熱くなる）から，現時点では利用が難しいと判断した．次に振動子の利用可能性を検討した．振動子として易制御性，小型軽量，大振幅，安価である偏心モータを利用した．ボイスコイルモータに比べると振動刺激は面状に広がるものの，大きな振動を得られ，多少の負荷が加わっても刺激を容易に知覚できる．さらに予備実験から偏心モータを硬軟二種のゲルで包むことで，体重のような大きな負荷が加わっても振動を知覚できる可能性が示唆された.

そこで，偏心モータを用いた振動装置を企業と試作した．図3.12に開発した振動子の装着例を示す．振動子は専用の制御ボックスを介し，コンピュータからの矩形波信号で制御される．本システムでは物体に接触した際，振動刺激を呈示することが可能である．振動刺激装置はオプションとして組み込むことが可能で，患者に求められる経済的負担を考慮して選択的に取り付けることが可能となっている.

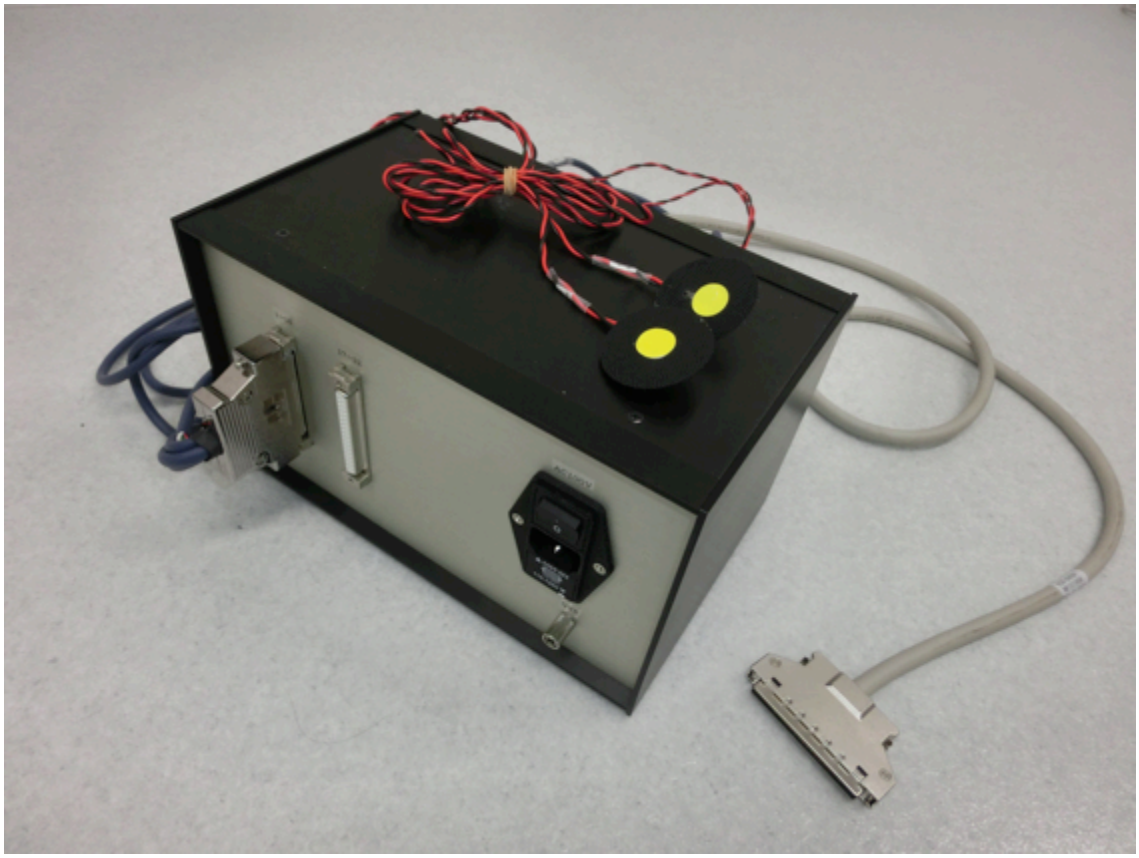


図 3.12　開発した振動刺激呈示装置

最大 32 個の振動子を制御可能．ベルクロバンドを用いて，身体に固定する．

3.9　　第三章のまとめ

本章では，試作した VR 遠隔リハビリテーションシステムの概要について述べた．本システムの特徴は以下の通りである．

① 高速通信網の利用：病院内のネットワークから独立した運用を想定し，移動高速通信端末 LTE を用いた．

② クラウドサービスの活用：BaaS やクラウドストレージを活用することで，容易な端末間データ痛心を可能とした．

③　上肢・下肢・バランストレーニング可能なソフトウェア：VR を用いた全身を対象としたリハビリテーションを可能とするソフトウェアを作成した.

④　奥行き方向の運動を促す感覚フィードバック：3 次元ディスプレイによる両眼立体視と，振動子による体性感覚フィードバックを可能なシステム構成.

⑤　利用者負担を軽減：コストパフォーマンス・ユーザビリティに優れる Kinect を動作計測機器として用いたこと，さらにクラウドサービスを活用しサーバを用いない通信手段を確立したことから，利用者への負担を軽減した.

次章では，本システムで 3 次元画像を採用した根拠について述べる．なお，本システムを CVA 患者に用いた臨床試験については第五章で述べる.

第四章　仮想空間において奥行き情報が上肢運動の滑らかさに与える影響

4.1　　目的

世界的に脳卒中による死亡率は減少傾向にある．一方で発症数や罹患数は増加を続けている [2]．多くの脳卒中生存者が上肢の麻痺が生じ，その機能は完全に回復しないことが多い [3 - 5]. 上肢麻痺が原因で, 脳卒中生存者は ADL（日常生活活動 : Activities of Daily Living）に制限が生じ，QOL（生活の質 : Quality of Life）も低下する [6, 7]．そのため，上肢麻痺の改善はリハビリテーションの主要なテーマの一つである．

上肢麻痺を改善するための治療法として，近年ではコンピュータを用いたリハビリテーションが行われている．代表的なものに，VR (Virtual Reality) を用いたリハビリテーションがある．多くの研究で VR が上肢リハビリテーションに有効であると報告されている [42, 79 - 87]．また，脳卒中患者が VR リハビリテーションを行うことで，脳の可塑性に基づいた効果があると報告されている [31 - 34]．Internet を活用し，VR を遠隔リハビリテーションや在宅リハビリテーションに活用する研究もおこなわれている [88, 89]．今後，コンピュータを用いたリハビリテーションが広く普及すると考えられる．

VR を活用するメリットは患者のモチベーションの維持，訓練頻度や期間，反復回数の増加，フィードバックの増強である [70, 90]．VR リハビリテーションにおけるフィードバックは視覚や聴覚，深部感覚，力覚に対して与えられる．深部感覚や力覚に対するフィードバックは, バイブレータやロボットアームなどの特別な機器が必要となる [80, 91 - 93]．これらの機器はコスト面やユーザビリティ面（装置の取り扱い，装着，メンテナンスなど）で課題もある．これに対し，視覚へのフィードバックデバイスはディスプレイや HMD（Head

Mounted Display）を用いる [94 - 96]．これらは比較的安価でユーザにも扱いやすい．

脳卒中患者に対するリハビリテーションの研究において，視覚情報の果たす役割について触れている．Bonan et al.は，脳卒中患者は運動に関する情報を視覚に依存しやすいと報告している [71, 97]．感覚低下のある脳卒中患者の場合，視覚による代償作用が働くため，運動学習効果に影響を与えていると考えられる．このことから，視覚フィードバックは VR リハビリテーションの効果を高める上で重要な要因である．

人が空間を，特に深度を認知する場合，両眼視差による情報が重要である．コンピュータ上で仮想空間を作成する場合，2 次元画像と 3 次元画像を用いる 2 つの方法がある（以下，2 次元画像を 2D 画像，3 次元画像を 3D 画像とする）．2D 画像は深度情報を遠近法や陰影法などの手法で擬似的に表現する．一方，3D 画像は両眼へ異なる画像を提示することで，両眼視差による深度を実現している．このため，3D 画像は 2D 画像に比べ，現実空間に近い環境を作成できると言える．

3D 画像を用いたリハビリテーションの効果について検証した研究がある．効果検証は臨床的なテストバッテリーを用いて運動機能の改善を評価していた [94, 95, 98]．また，Lee et al.は半球状のディスプレイ用いた 3D 環境で健常者の指さし動作のパフォーマンスを検証した [99]．彼らは前方に配置されたターゲットへの指さし動作には時間を要すると報告した．しかし，これまでに 2D 画像と 3D 画像がそれぞれ動作へ与える影響を定量的に計測し，比較・検証した研究はない．また，視覚心理学の分野においても，奥行き情報の違いが奥行き認知に与える影響は調べられているが，動作への影響は明らかにされていない．そこで，本研究は 2D 画像と 3D 画像が動作に与える影響をリーチ動作の滑らかさを用いて健常者を対象に調べた．さらに，Pilot Study として脳血管疾患患者（以下，CVA 患者．CVA; Cardiovascular accidents）に対しても同様の手法で検証した．動作の滑らかさは Jerk Cost

を用いて定量化した．リーチ動作では，手の位置と目標物との位置関係の把握が必要である [38]．2D 画像と 3D 画像の深度情報の違いが距離の把握に影響を与えるのではないか．その影響が動作の滑らかさにみられると考えた．仮説は，奥行き情報が提示される 3D 画像で動作がより滑らかになっているとした．

4.2 実験方法

4.2.1 被験者

10 名の健常成人（年齢：21.8±4.0，男性：5 名，女性：5 名）が実験に参加した．健常者の参加条件は，既往歴には視空間認知，上肢運動に影響を及ぼす疾患はないものとした（表 4.1）．脳卒中患者は 2 名（年齢：67.5±5.0，男性：2 名）が参加した．脳血管疾患患者（以下，CVA 患者．CVA: Cardiovascular accidents）の参加条件は視空間認知障がいやリーチへ影響となる重度の麻痺，失調症状，実験の手順や検者の指示などの理解に影響を及ぼす認知機能の低下はないものとした（表 4.2）．実験を行う前に，各被験者の上肢長（肩峰～第 3 指先端）を計測した．本研究は北海道大学の倫理委員会で承認が得られている研究の一部である．参加者は本研究の内容と方法を口頭と書面により説明を受け，署名により同意を示した．

4.2.2 方法

本研究では，仮想空間内において対象物に手を伸ばす動作（リーチ動作）を運動課題として採用し，2D 画像と 3D 画像が動作へ与える影響を検証した．実験システムは，仮想空間を作り出す PC と表示ディスプレイ，モーションセンサー「Kinect (Microsoft, Redmond,

表 4.1　健常者データ

被験者	年齢	性別	利き手	実験順序
A	23	女性	右	2D → 3D
B	21	女性	右	2D → 3D
C	26	男性	右	2D → 3D
D	22	男性	右	2D → 3D
E	31	男性	右	2D → 3D
F	18	女性	右	3D → 2D
G	18	女性	右	3D → 2D
H	19	男性	右	3D → 2D
I	20	女性	右	3D → 2D
J	20	男性	右	3D → 2D

2D: 2次元画像,　3D: 3次元画像

表 4.2　CVA 患者データ

被験者	性別	年齢	診断名	麻痺測	発症から訓練開始までの期間（日）	臨床評価結果	実験順序
K	男性	64	脳梗塞	右	35	Br-Stage V/VI FIM 75/35	2D → 3D
L	男性	71	脳出血	右	16	Br-Stage: V/V FIM 57/33	3D → 2D

Br-Stage: Brunnstrom stage, upper extremity/lower extremity

FIM: Functional Independence Measure, motor score/cognition score

2D: 2次元画像,　3D: 3次元画像

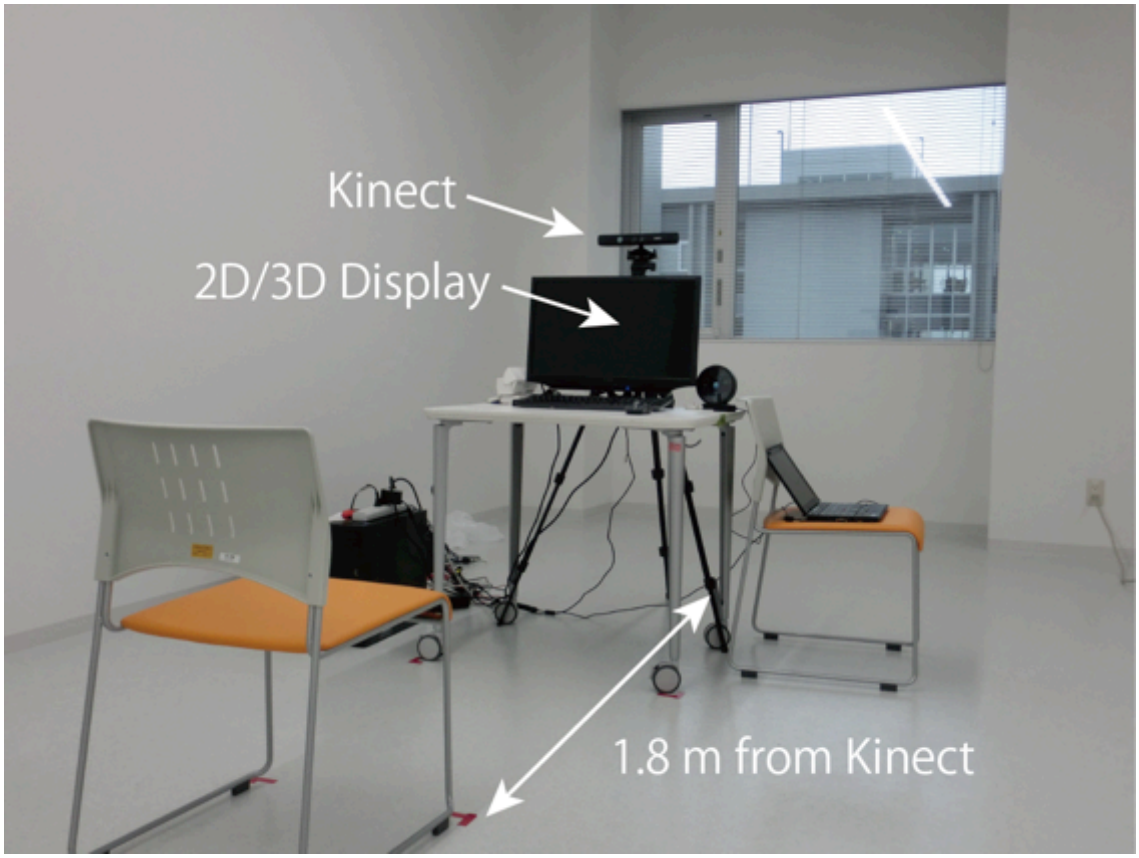


図 4.1　実験システム

WA, USA)」で構成される（図 4.1）．仮想空間は DirectX を用いて PC で作製した．CG（Computer Graphics）で描かれる仮想空間内には，リーチ動作のターゲット，および被験者の仮想上肢を表示した．Kinect を用いて被験者のリーチ動作を計測し，仮想上肢の動きと同期した. 被験者は Kinect から 1.8m の距離にある椅子に座った状態で課題を行った.

仮想空間を表示するディスプレイには，偏光ディスプレイ（Mitsubishi RDT234WX-3D）を用いた. 3D 画像を呈示する場合は, CG を Tridef 3D middleware（Dynamic Digital Depth USA Inc., Los Angeles, CA, USA）により変更方式でも表示可能な形式へ変換した．被験者は偏光めがねを着用することで，両眼視差による奥行き情報を伴った 3 次元画像を見ることが可能となる．なお，2D 画像については Tridef 3D middleware を介さないことで同ディスプレイ



a) 2D 画像条件　　b) 3D 画像条件

図 4.2　リーチ動作課題

3D 画像条件では，Tridef 3D middleware にて 2D 画像データを 3D 画像形式へ変換する．偏光メガネを着用してディスプレイに表示された画像を通して見ると，両眼視差による立体視が可能となる．

での表示が可能である．

被験者が仮想空間内で手を伸ばすターゲットとして， 4 つの立方体（以後，Box）を同時に呈示した（図 4.2）．Box は 50×50×50mm の大きさである．各ターゲットの色は白，青，黄，赤とした．ターゲットは次に示す 3 本の直線上に配置した．

① 水平外転 0 度の直線上

② 水平外転 22.5 度の直線上

③ 水平外転 45 度の直線上

白 Box は開始位置として水平外転 0 度の直線上に一定の距離においた（各被験者の上肢長×30%）．青，黄，赤 Box は各々が同一直線上に並ばないように上記 3 つの直線上にランダ

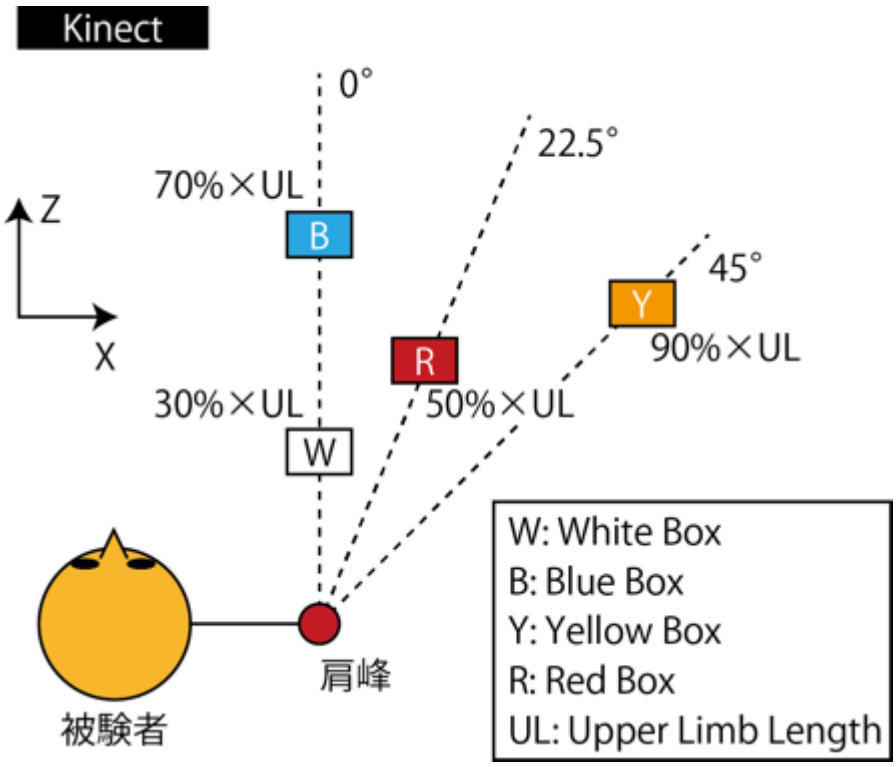


図 4.3　ターゲット配置

ムに配置した．これら 3 つの Box の奥行き距離は上肢長の 50%，70%，90%の 3 種類から，各々が異なる比率となるようランダムに決定した（図 4.3）．

被験者には決められた順番（白→青→黄→赤）で各 Box に手を伸ばすよう指示した．仮想上肢が Box に接触した場合，被験者はディスプレイ上に表示される「HIT」という文字で状態を認識した．各 Box は被験者が一定時間触れ続けると画面から消失するよう設定した．接触を維持する時間は白 Box を 5 秒，その他の Box を 2 秒とした．ターゲットが消失した後，被験者は次のターゲットへ手を伸ばすよう指示した．リーチ動作に関しては，速度は被験者の快適な速度，また移動軌跡はターゲット間を可能な限り最短距離で移動することを意識するように指示した．なお，ターゲットと仮想上肢との接触判定は，Kinect で計測されたリーチ動作側上肢の手関節を中心に±50mm の範囲にターゲットがあれば接触

とした.

4 つの Box に対するリーチ動作を 1 試行とした．被験者は 2D 画像，3D 画像条件で各 15 試行を実施した．各条件での最初の 5 試行は練習とした．残り 10 試行のデータを分析対象とした．なお，各 15 回のターゲット配置設定は 2D 画像条件と 3D 画像条件で全被験者共通とした．リーチ動作を行う上肢は，健常者は利き手，CVA 患者は麻痺側上肢とした．計測を 2 日間に分けて行った. 健常者 5 名, CVA 患者 1 名は初日に 2D 画像で課題を行った．残りの健常者 5 名，CVA 患者 1 名は初日に 3D 画像で課題を行った．2 日目はもう一方の条件で行った.

4.2.3　　分析手法

本研究では，2D 画像と 3D 画像を呈示した際の上肢動作への影響を定量的に分析するために，リーチ動作時間，リーチ動作距離，および動作の滑らかさをパラメータとした．各パラメータの分析する際，リーチ動作開始のタイミングを「5 秒間の静止時間の平均速度±2SD を超えたとき」と規定し，全てのパラメータで同じデータを使用した．なお，上肢のトラッキングが失敗した動作は分析から除外した.

リーチ動作時間は，動作開始の時刻から課題終了までの時刻を計測した．また，リーチ動作距離については, Kinect で計測されるリーチ動作側の手の空間座標「Hand」を用いて，動作の開始から終了までの距離を求めた.

動作の滑らかさは Jerk Cost を求めることで定量的に示すことができる．Jerk（躍度）は加速度の時間変化率と定義される．Jerk Cost の減少は動作の滑らかさが増したことを意味する. 本研究では, Kitazawa et al.の研究で示された Normalized Jerk Cost（以下, NJC）を用いた [100]．NJC は以下の式で求めることができる.

$$NJC = \sqrt{\frac{1}{2} \times \int_{t1}^{t2} \left(\frac{d^3x}{dt^3}\right)^2 + \left(\frac{d^3y}{dt^3}\right)^2 + \left(\frac{d^3z}{dt^3}\right)^2 dt \times \frac{(t2-t1)^5}{(length)^2}}$$

$t1$: 動作開始

$t2$: 動作終了

$\frac{d^3x}{dt^3}$, $\frac{d^3y}{dt^3}$, $\frac{d^3z}{dt^3}$: 位置座標の 3 回微分

$length$: リーチ動作距離

本実験では，Kinect により計測されるリーチ動作側の「Hand」座標を用いて NJC を算出した．なお，各 Box 間のリーチ動作（「白 Box→青 Box」，「青 Box→黄 Box」，「黄 Box→赤 Box」）における NJC を求め，3 つの NJC を合算して 1 試行における NJC とした．

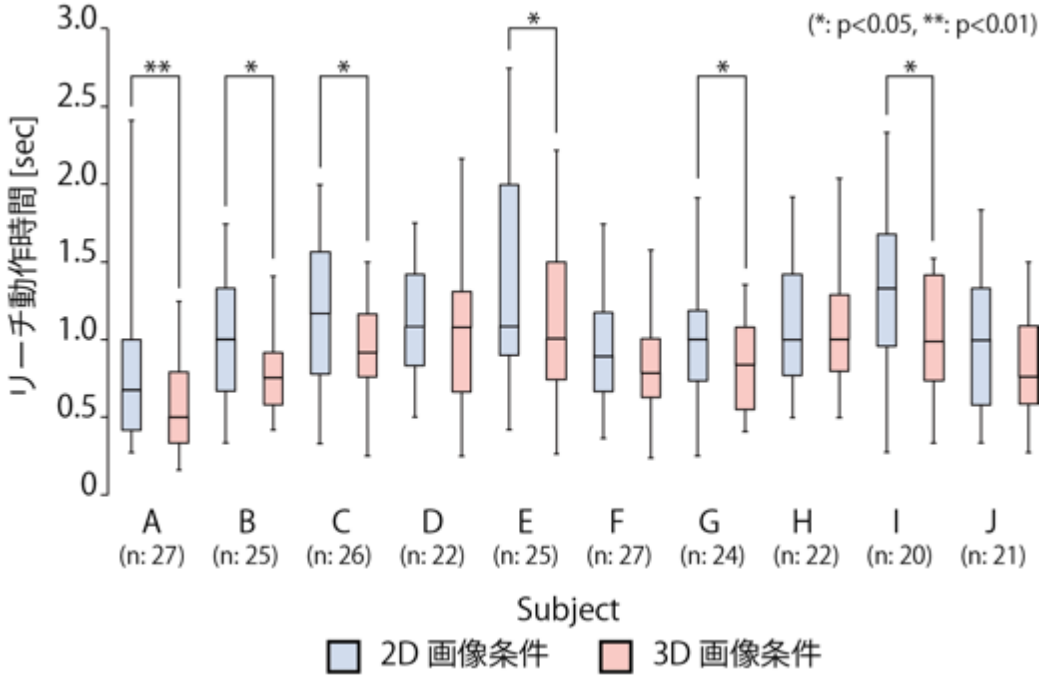
被験者内の 2D 画像，3D 画像による NJC，リーチ動作時間，リーチ動作距離の違いを評価するため Wilcoxon signed rank test（$p<0.05$） を用いた．また，健常者の NJC，リーチ動作時間，リーチ動作距離の平均値を 2D 画像，3D 画像条件間で同様の手法により比較した．統計処理には PASW Statistics 18（SPSS Inc., Chicago, USA）を用いた．

4.3 結果

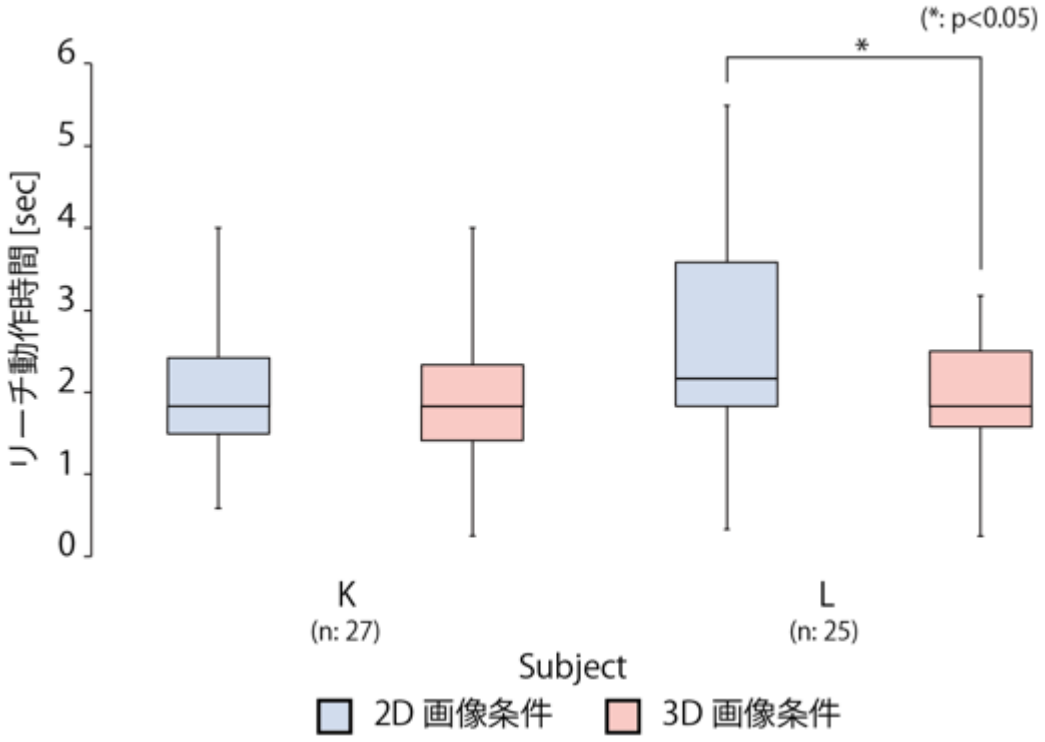
図 4.4～図 4.6，および表 4.3 は健常者，CVA 患者の NJC，リーチ動作時間，リーチ動作距離を示す．健常者では，10 名中 6 名が 3D 画像条件で有意により滑らかにリーチした．

全 CVA 患者は同じ傾向を示した．図 4.7 は 2D 画像と 3D 画像における，リーチ動作時の速度変化である．NJC で違いのある被験者は，2D 画像条件で加速・減速を頻回に繰り返していた．リーチ動作時間では，健常者の 5 名，CVA 患者の 1 名が 2D 画像条件で有意により長い時間を要した．リーチ動作距離では，健常者の 1 名，CVA 患者の 1 名が 2D 画像条件で有意により長い距離を動いた．

全健常者の NJC の平均値，リーチ時間の平均値は 3D 画像条件を用いた場合に有意な改善を示した（図 4.8～4.10，表 4.4）．

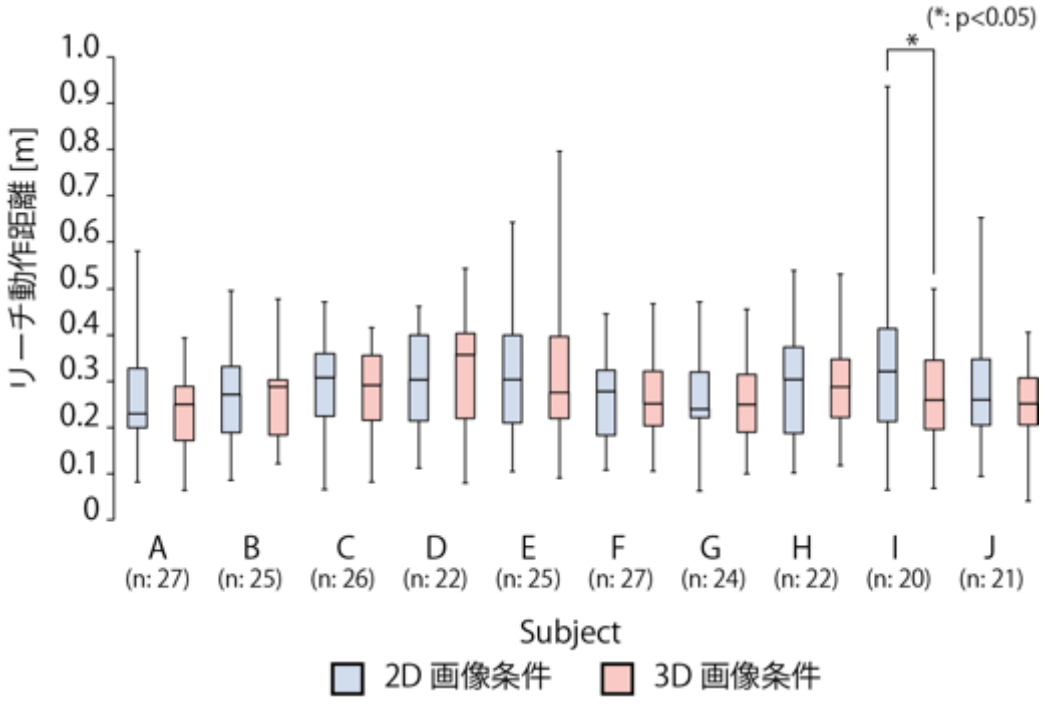


a) 健常者

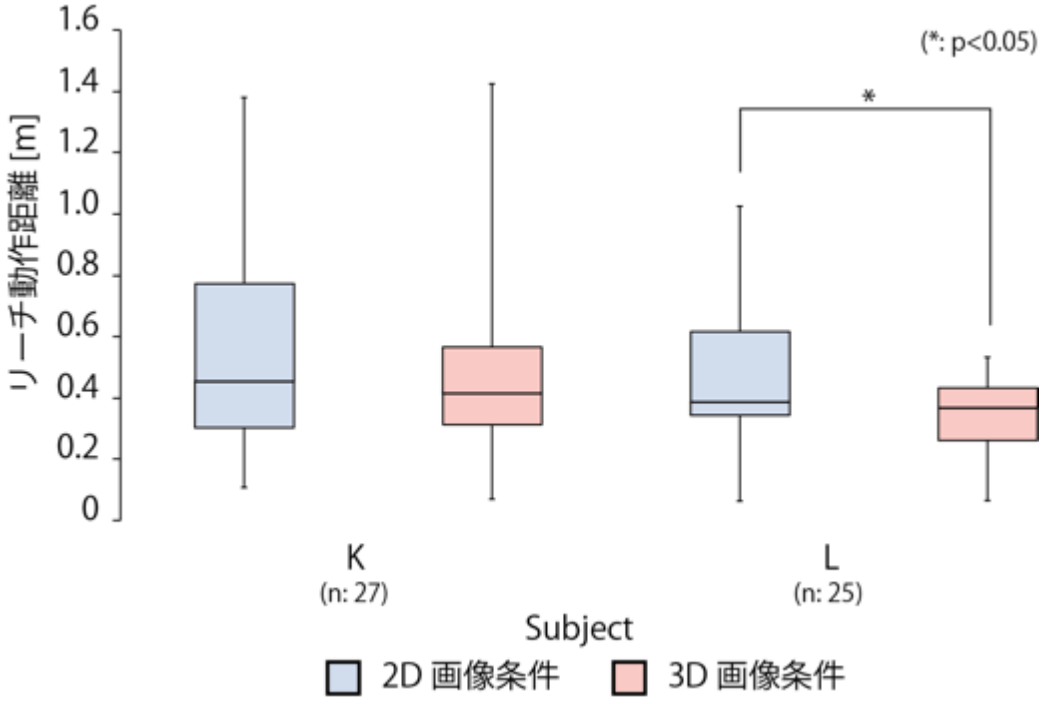


b) CVA 患者

図 4.4　実験結果：リーチ動作時間

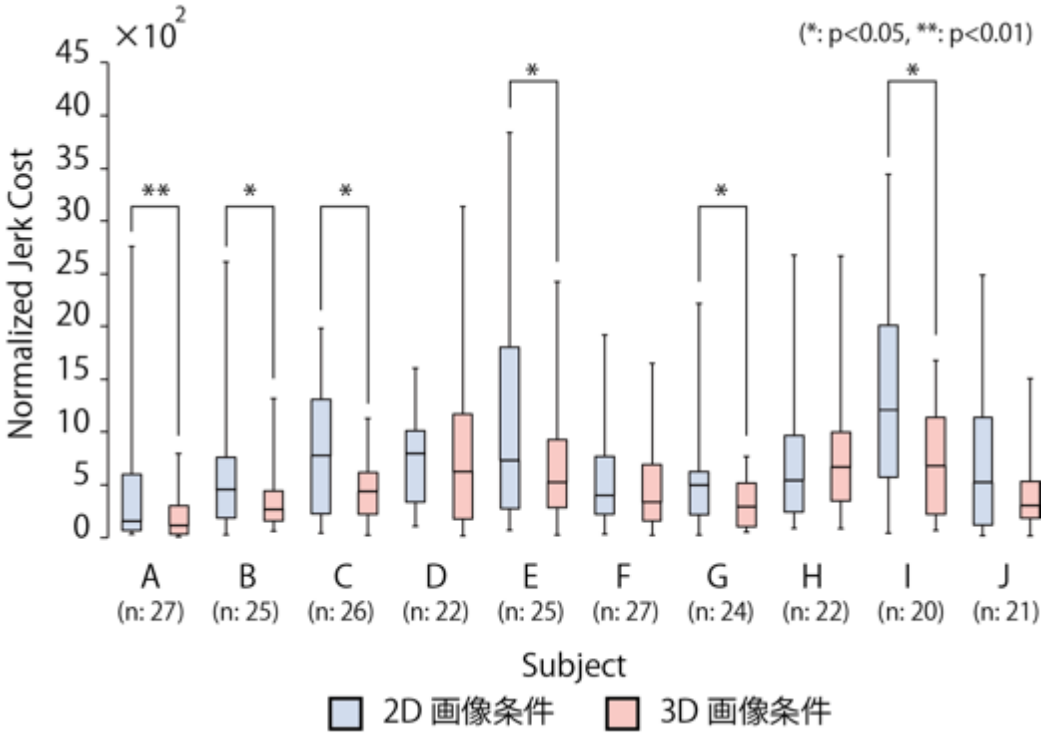


a) 健常者

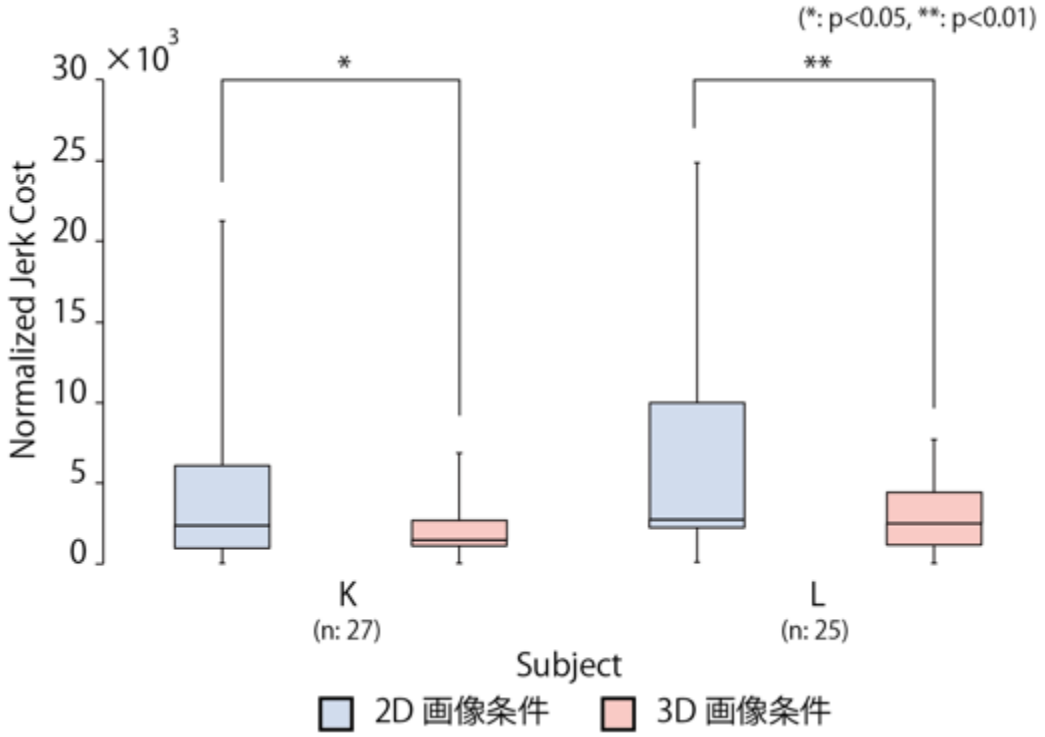


b) CVA 患者

図 4.5　実験結果：リーチ動作距離



a) 健常者



b) CVA 患者

図 4.6　実験結果：NJC

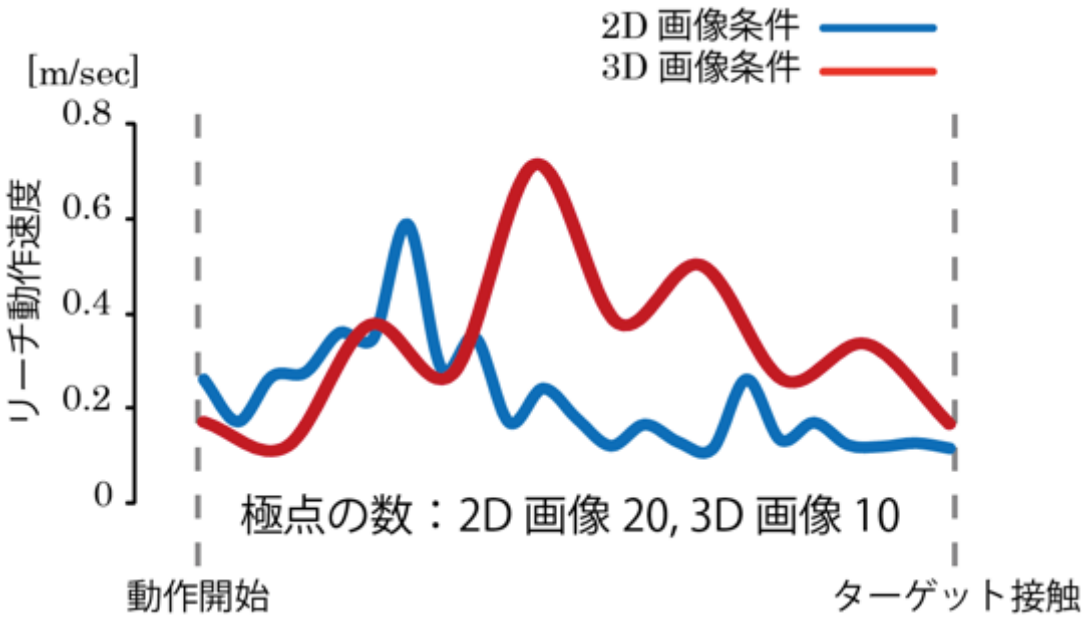
表 4.3　全被験者のデータ一覧（四分位数）

Subject		n	リーチ動作時間 (sec) (Median [IQR])			リーチ動作距離 (m) (Median [IQR])			Normalized Jerk Cost (Median [IQR])		
			2D	3D		2D	3D		2D	3D	
健常者	A	27	0.67 [0.42 - 1.08]	0.50 [0.33 - 0.83]	**	0.23 [0.20 - 0.35]	0.25 [0.16 - 0.29]		154.9 [66.5 - 605.0]	117.0 [31.3 - 330.1]	**
	B	25	1.00 [0.67 - 1.33]	0.75 [0.58 - 0.92]	*	0.27 [0.19 - 0.34]	0.29 [0.18 - 0.31]		459.1 [184.6 - 790.1]	268.8 [150.4 - 470.6]	*
	C	26	1.17 [0.76 - 1.6]	0.92 [0.72 - 1.16]	*	0.31 [0.22 - 0.37]	0.29 [0.21 - 0.36]		777.5 [214.2 - 1354.0]	441.6 [216.5 - 634.1]	*
	D	22	1.08 [0.81 - 1.46]	1.08 [0.66 - 1.35]		0.31 [0.21 - 0.40]	0.36 [0.21 - 0.41]		799.1 [299.9 - 1053.9]	625.6 [170.7 - 1260.4]	
	E	25	1.08 [0.87 - 2.00]	1.01 [0.74 - 1.54]	*	0.30 [0.19 - 0.41]	0.27 [0.22 - 0.40]		731.6 [275.7 - 1934.2]	524.1 [275.6 - 1212.6]	*
	F	27	0.90 [0.60 - 1.02]	0.79 [0.60 - 1.02]		0.28 [0.18 - 0.34]	0.24 [0.19 - 0.33]		399.7 [2-1.4 - 778.7]	336.0 [152.4 - 753.5]	
	G	24	1.01 [0.71 - 1.23]	0.84 [0.52 - 1.08]	*	0.24 [0.22 - 0.33]	0.25 [0.18 - 0.34]		498.7 [211.4 - 681.4]	295.0 [96.3 - 527.6]	*
	H	22	1.00 [0.74 - 1.44]	1.00 [0.75 - 1.31]		0.30 [0.19 - 0.37]	0.29 [0.22 - 0.37]		541.3 [242.4 - 1003.7]	668.9 [332.8 - 1066.2]	
	I	20	1.33 [0.87 - 1.72]	0.99 [0.70 - 1.42]	*	0.32 [0.21 - 0.42]	0.26 [0.19 - 0.35]	*	1210.6 [471.1 - 2160.8]	680.6 [212.9 - 1194.5]	*
	J	21	1.00 [0.55 - 1.42]	0.76 [0.58 - 1.09]		0.26 [0.19 - 0.36]	0.25 [0.20 - 0.32]		522.9 [101.9 - 1172.1]	306.3 [160.7 - 550.3]	
CVA患者	K	27	1.83 [1.50 - 2.50]	1.83 [1.41 - 2.50]		0.45 [0.28 - 0.80]	0.41 [0.31 - 0.58]		2395.6 [878.0 - 6971.1]	1484.8 [1077.8 - 3011.9]	*
	L	25	2.17 [1.79 - 3.63]	1.83 [1.46 - 2.54]	*	0.39 [0.33 - 0.63]	0.37 [0.24 - 0.44]	*	2764.3 [2231.9 - 10379.6]	2517.4 [1001.3 - 4719.5]	**

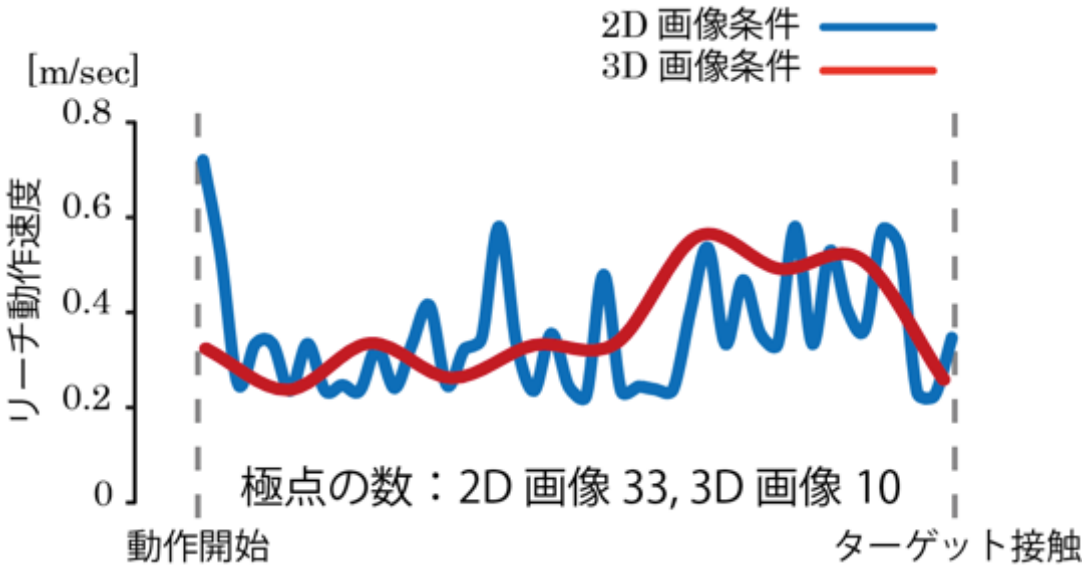
統計処理: Wilcoxon signed rank test.

* $p<0.05$

** $p<0.01$



a）健常者（代表）



b) CVA 患者（代表）

図 4.7　リーチ動作時の速度変化パターン

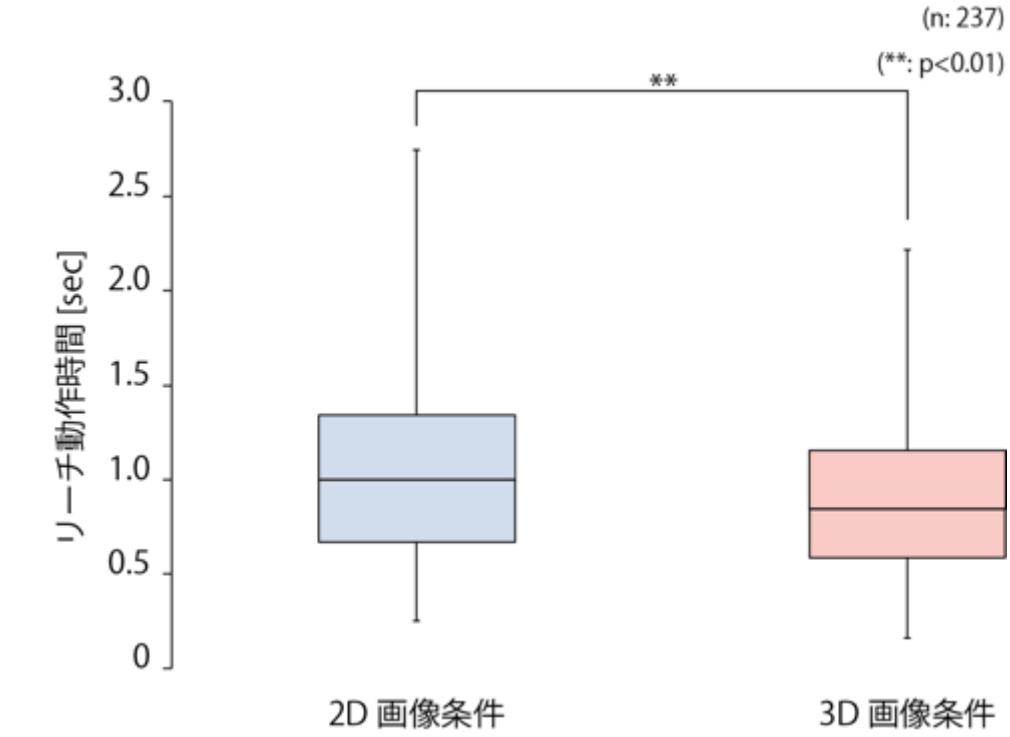


図 4.8　全健常者の実験結果：リーチ動作時間

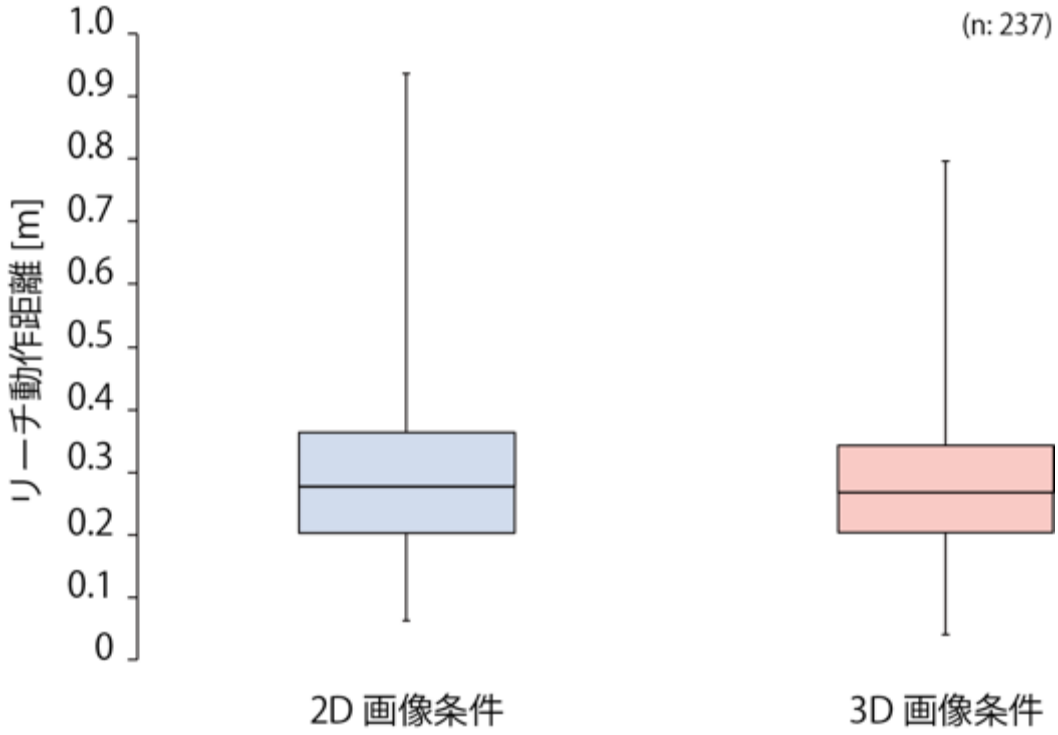


図 4.9　全健常者の実験結果：リーチ動作距離

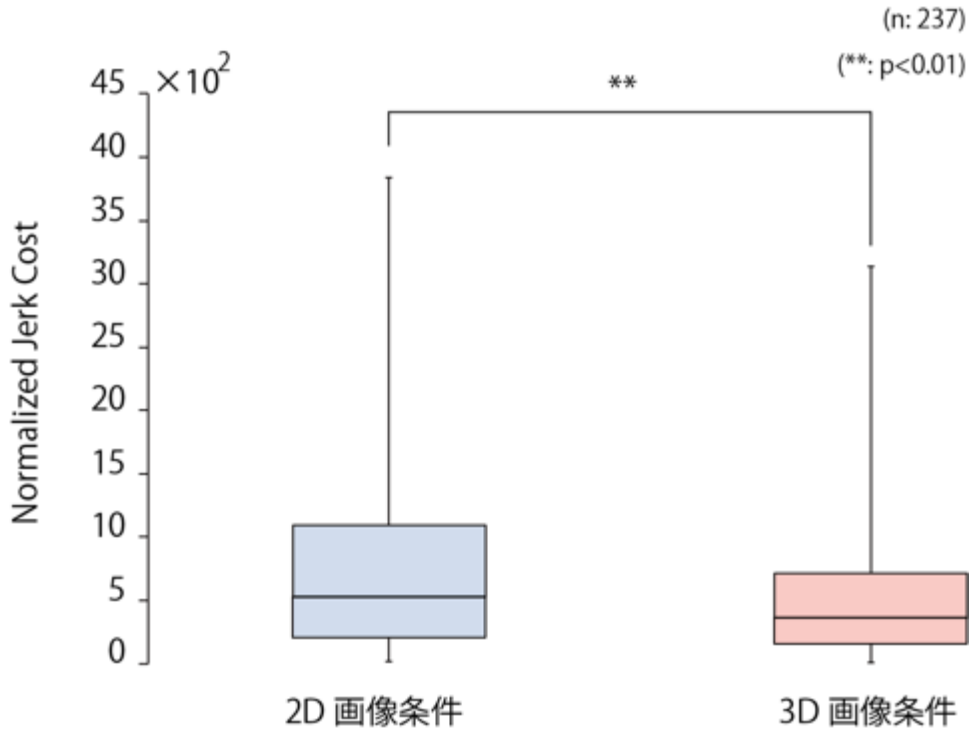


図 4.10　全健常者の実験結果：NJC

表 4.3　健常者および CVA 患者の実験結果（四分位数）

	試行回数	リーチ動作時間（sec） (Median [IQR])			リーチ動作距離 (m) (Median [IQR])		Normalized Jerk Cost (Median [IQR])		
		2D	3D		2D	3D	2D	3D	
健常者	238	1.00 [0.67 - 1.35]	0.85 [0.58 - 1.16]	**	0.28 [0.20 - 0.36]	0.27 [0.20 - 0.34]	526.5 [202.0 - 1093.2]	356.7 [158.4 - 711.7]	**

統計処理: Wilcoxon signed rank test.
** p<0.01

4.4 考察

本研究の目的は 2D 画像と 3D 画像を用いた VR 環境で運動を行うときに，各条件が動作に与える影響を定量的に検証し，その影響の特性を明らかにすることであった．検証課題は仮想環境内に呈示された物体へのリーチ動作とした．定量的な分析を行うためにリーチ動作時間，リーチ動作距離，リーチ動作の滑らかさ（NJC）をパラメータとして求めた．本研究の結果，リーチ動作距離については 2D 画像と 3D 画像で有意な違いは認めらなかった．一方，リーチ動作時間および NJC については 3D 画像条件で半数以上の被験者がパフォーマンスの有意な改善を示した．

2D 画像条件，3D 画像条件でリーチ動作距離に変化はみられなかった．Viau et al.は，現実空間と仮想空間において，上肢によるリーチ動作の戦略に差はないと報告している [101]．一方で，複雑な運動課題で一定の運動を行わせようとすると視覚的なガイドが必要と考えられている [70, 93, 102]．本研究ではターゲットが直線状に並んでおり，近くに配置されていることから，運動としては単純なものであったと考えられる．さらに仮想上肢を同時に提示しているので，被験者は仮想空間内の上肢の位置とターゲットへの運動方向を認識しやすかったのではないか．このため，条件にかかわらずリーチ動作距離に変化が見られなかったと考える．

リーチ動作時間，NJC は 3D 画像条件でパフォーマンスが改善した．また，複数の被験者が 3D 画像でより奥行きを感じることができ，動作が行いやすかったと報告した．これら結果は 3D 画像条件で被験者がより容易に，より滑らかにターゲットへリーチしたことを示している．CG を用いたリーチ動作について，過去に研究が行われている． Lee et al. は半球ディスプレイを用いた 3D 環境で健常者のリーチ動作を検証した [99]． 研究の結果，奥行き方向のリーチ動作が最も時間を要したと報告している．彼らは奥行きに関する情報

をどの程度知覚できるかが，奥行き方向の運動に影響を与えている可能性があると報告した．また，Van Erp et al. は陰影法や遠近法を用いた VR 環境でのポインティングについて検証した [103]．その結果，奥行き方向のパフォーマンスが縦・横の方向に比べて悪かったとしている．彼らも，Lee 同様，奥行き方向への運動パフォーマンスには視覚情報が重要と述べている．これらの研究と本研究の違いは画像呈示手法にある．過去の研究では単眼立体視による手法（運動視差，遮蔽，相対的な大きさ，陰影など）を用いて空間内の位置関係を認識させている．これらの手法は 2D 画像呈示で用いられる．一方，両眼立体視は両眼視差や輻湊といった手法を用いて奥行きに関する情報が追加できる. 本研究で用いた 3D ディスプレイは両眼視差を用いている．単眼立体視による情報に加え，両眼視差による奥行き方向の情報量が増し，動作パフォーマンスの改善に繋がったと考える．

図 4.7 も奥行き方向の情報量が，動作の滑らかさに影響を与えたことを表している．2D 画像条件では多くの被験者がリーチ動作中の加速，減速を頻回に行っていた．しかし，3D 画像条件ではリーチ動作時の加速・減速の回数は減っていた．これらの原因も奥行き知覚にあると考える．2D 画像条件では単眼立体視により奥行きを知覚したため，仮想上肢とターゲットの距離を把握できなかったと推定される．このため，ターゲット接触時にディスプレイ上に「HIT」が表示されるまで，被験者は上肢運動の加速・減速を繰り返し，慎重にリーチを行っていたと解釈できる．一方で 3D 画像条件では，両眼立体視による奥行き知覚により, 被験者は仮想上肢とターゲット間の距離を 2D 画像条件よりも正確に把握していたと推定される. それにより, ディスプレイに表示される「HIT」に大きく依存することなく，被験者はより滑らかにリーチ動作が行えたのではないか．リーチ動作の理想的な速度変化パターンはベル型とされる[104]．今回の実験の結果から 3 次元画像のほうがベル型に近い形状を示していた．この結果から，奥行き方向の滑らかな運動を促す上で，奥行き方向の視

覚情報量が重要な影響を与えている可能性が示唆された.

CVA 患者においても，奥行き情報の違いによる影響が動作の滑らかさに現れていた．CVA 患者では，視覚以外の感覚器からの求心性情報が減少し，その代償作用として視覚への依存が大きくなるとされている [71, 97]．このため，視覚へ奥行き方向の情報量が付与されたことは，CVA 患者にとって利点があったと考える．しかし，症例数が少ないため，今後さらなる検証が必要である．リーチ動作は離れた物体に触れる，把持するなどの目的でも行われる．このため，動作のなめらかさは重要な要素である．脳卒中患者の症状として，動作の滑らかさが低下すると報告されている [105]．しかし，リハビリテーションを行うことにより，その症状は改善する．本研究の結果から，両眼視差による 3D 画像を用いた VR リハビリテーションを行うことで，症状の改善を促進する可能性があると考えられる．

本研究には 2 つの制限事項がある．1 つは，CVA 患者数が少ないことであった．健常者と同じターゲット配置条件で行ったため，参加条件を麻痺の程度を軽い患者としたことが原因である．今後，麻痺の程度に併せてターゲットを配置し，視覚情報提示方法による違いが動作に与える影響を中等度の麻痺を有する患者で検証する．また，CVA 患者だけではなく，失調症状を有する患者でも検証する．もう 1 つの制限事項は，Kinect のトラッキングエラーである．リーチ側上肢の手（「Hand」）のトラッキングが一連の動作の中で，大きくずれることがあった．Kinect の計測に関する特性を把握し，今後改善を行っていく必要がある．

4.5 第 4 章のまとめ

本研究では健常者を対象として奥行き情報が上肢動作に与える影響を動作の滑らかさを

用いて定量的な解析を行った．さらに CVA 患者で計測したデータに対しても同様の分析を行った．その結果，奥行き情報による動作への影響を動作の滑らかさを用いることで定量的に解析できることがわかった．さらに適切な奥行き情報の提示がリハビリテーションに重要な影響を与える可能性が示唆された．

コンピュータを用いたリハビリテーションは，患者のモチベーション向上や訓練回数・訓練時間の増加といったメリットがある．また，VR は脳卒中患者に限らず，高齢者の歩行やバランスなどのリハビリテーションやトレーニングにも活用されている [106 - 109]．さらに，コンピュータ・リハビリテーションは病院や施設での利用に限らず，在宅や遠隔リハビリテーションにも活用できるため，今後広く普及していくと想定される．画像の提示方法により動作の質が変わることから，システムを開発・利用する際に，適切なデバイスを用いる必要がある．それにより，より効果的なリハビリテーションを行えると考える．

以上の理由から，本研究で作製する VR 遠隔リハビリテーションシステムでは，3D 画像表示が可能な 3 次元ディスプレイを採用することとした．

第五章　VR 遠隔リハビリテーションシステムの効果検証

5.1　　目的

高齢化率の増加を続ける日本にとって，在宅医療の拡充は必要不可欠な課題である．リハビリテーション領域においても，地域に暮らす患者・高齢者のリハビリテーションの必要性について議論が行われ，如何に充実していくか検討されている [110-115]．欧米などでは在宅リハビリテーションの充実化を目的として，コンピュータを用いた遠隔リハビリテーションに関する研究が行われている [48 - 64]．

遠隔リハビリテーションは，日本においても有効な在宅医療手段となりえる．しかし，日本で遠隔リハビリテーションを実施するに当たり，その障害となりえる要因が 2 点挙げられる．

1）医療機関側への負担

遠隔リハビリテーションシステムの構成により，サーバの設置や管理，院内ネットワーク環境の見直しなどが必要となる．

2）利用者（患者・介護者）への負担

遠隔リハビリテーションを実施する際の準備や機材のメンテナンスといった負担が生じる．ターゲットとなる患者の大半が高齢であること，およびコンピュータに関する高度な専門知識を有していないことから，可能な限り負担を軽減する必要がある．

このため，遠隔リハビリテーションを実現させるためには，利用者となる患者・医療機関側の負担を可能な限り取り除いたシステム構成にすることが不可欠である．

また，遠隔リハビリテーションを実施中の動作をどのように促すかということがもう一つの課題である．力覚フィードバックを用いる手法や，外骨格型デバイスを用いた運動制御手法などが検証されている．しかし，これらのデバイスを用いる場合，利用者への身体的・経済的負担が増してしまうことが問題となる．このため本研究では，視覚への情報提示手法に着目した．VR（Virtual Reality）環境でのリハビリテーションを脳卒中患者が行った際，運動に関する情報を視覚に依存していたことが明らかとなっている [71]．そこで本研究では，3 次元画像が上肢運動に与える影響について定量的な解析を行い検証した．その結果，陰影法や遠近法といった単眼立体視による情報に加え，両眼視差による奥行き情報を提示した条件で動作がより滑らかに，かつ素早く行えることを明らかにした（第四章参照）．

これらを踏まえ，本研究では以下の特徴を持つ VR 遠隔リハビリテーションシステムを構築した．

① クラウドサービスを積極的に活用することで，サーバを設置することなく，かつ医療機関側のネットワーク環境を変更せずに利用できる．

② マーカレスな動作計測装置 Kinect を用いることで，利用者（患者・介護者）の負担を軽減．

③ 偏光ディスプレイを用いて両眼視差による奥行き情報を患者へ呈示することで，円滑な動作を促す．

これらの特徴を併せ持つ遠隔リハビリテーションシステムは存在しない．そこで，本章では作成した遠隔リハビリテーションシステムの効果を検証するために，脳血管疾患患者（以下，脳血管疾患患者（以下，CVA 患者．CVA: Cardiovascular accidents）に対してシステムを適用した Pilot Study の結果について述べる．本実験における目的は以下の 2 項目である．

I. 作製した VR 遠隔リハビリテーションシステムで提供するプログラムの有効性を検証すること．
II. VR 遠隔リハビリテーションシステムの遠隔運用の実用性を検証すること．

5.2 方法

5.2.1 被験者

3 名の CVA 患者（年齢：66.7±16.5，男性：2 名，女性：1 名）が Pilot Study に参加した．表 5.1 は CVA 患者の医学情報である．いずれの CVA 患者も視空間認知障がいやリーチへ影響となる重度の麻痺，失調症状はなかった．3 名のうち 2 名は病院内に設置されたシステムを用いて，VR リハビリテーションを継続的に実施した．残り 1 名は CVA 患者の自宅と同一市内にある脳神経外科病院をネットワークで接続した環境で，継続的に遠隔リハビリテーションを実施した．本研究は北海道大学の倫理委員会で承認が得られている研究の一部である．参加者は本研究の内容と方法を口頭と書面により説明を受け，署名により同意を示した．

表 5.1　CVA 患者データ

被験者	性別	年齢	診断名	麻痺測	発症から訓練開始までの期間（日）	臨床評価結果
A	女性	50	脳梗塞	右	17	Br-Stage: V/IV STEF 32 (100) FIM 81/35 (合計126)
B	男性	83	脳梗塞	右	32	Br-Stage: V/IV STEF 83 (100) FIM 89/33 (合計126)
C	男性	67	脳出血	右	2230	Br-Stage: III/IV

STEF: Simple Test for Evaluating Hand Function
FIM: Functional Independence Measure, motor score/cognition score
Br-Stage: Brunnstrom stage, upper extremity/lower extremity

5.2.2　VR 遠隔リハビリテーションシステム

本研究で使用した VR 遠隔リハビリテーションシステムの概要について述べる（図 5.1）．なお，詳細については第三章に記載している．本システムは VR 環境下で上肢・下肢・バランストレーニングを目的としたリハビリテーションを利用者へ提供する．VR リハビリテーションの内容（難易度，試行回数，時間制限など）は，セラピストが個人の状態に合わせて適切に調整することが可能となっている．

VR 上で患者の運動状況をリアルタイム同期するために，本システムではマーカレスな動作計測装置 Kinect を用いた．Kinect により，計測した各関節の空間座標を基に，VR 内での利用者の上肢・下肢・体幹の動きを CG（Computer Graphics）で再現した．本システムは作製した CG を TriDef 3D middleware を用いて 3 次元画像に変換し，偏光ディスプレイ，偏光めがねを用いて両眼視差による立体視が可能である．感覚への情報呈示として，振動刺激を用いた体性感覚フィードバックも可能となっている．

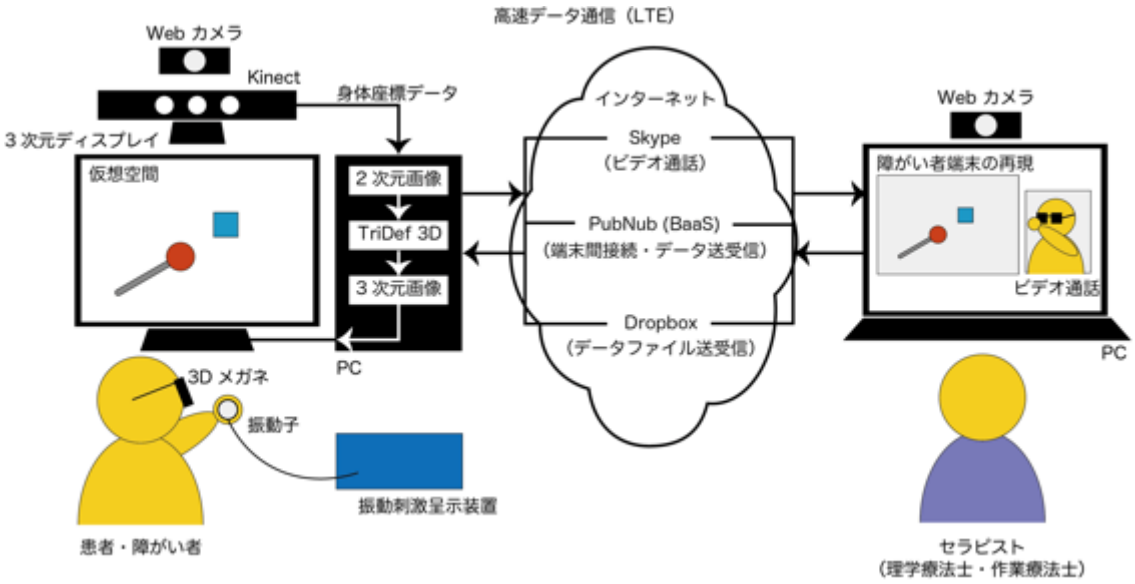


図 5.1　VR 遠隔リハビリテーションシステム概要

ユーザの認証，および遠隔運用時の端末間のコネクション，データ通信，制御コマンドの送受信を行うために，クラウドサービスの一種である BaaS（Backend as a Service）を用いた．利用した BaaS は PubNub である．BaaS を用いたメリットとして，サーバを必要としないこと，Firewall を始めとするネットワークセキュリティの存在を気にすることなく，データ通信などが可能なことが挙げられる．遠隔リハビリテーション実施中は，患者側の端末で行われている VR リハビリテーションデータがリアルタイムで病院側の端末に送られ，再現することが可能である．

遠隔リハビリテーション実施中, および自主的なトレーニングとして VR リハビリテーションを行った際の運動学的データ（Kinect により計測した各関節の空間座標データ）は，クラウドストレージサービスの一つである Dropbox 上に保存される仕組みとした．クラウドサービスを利用することで，病院側では任意のタイミングでこれらのデータを入手することが可能となること，データストリーミングと分けてファイルをアップロードすること

が可能となるといったメリットがある．

遠隔リハビリテーション実施中の動作観察やコミュニケーションを行うためのビデオ通話ツールとして Skype を用いた．Skype は PubNub 同様に Firewall 透過性が高いのが特徴である．

5.2.3　実験方法

本実験では，VR リハビリテーションプログラムの有効性と遠隔リハビリテーションシステムの実用性を検証するために，3 名の CVA 患者に対して上肢の運動機能維持・改善を目的とした VR リハビリテーションを実施した．2 名の CVA 患者は脳神経外科病院に入院中の患者で，院内に設置された VR リハビリテーションシステムを理学療法士・作業療法士が立ち会いのもと使用した．1 名の CVA 患者はすでに在宅復帰されており，週一回の訪問リハビリテーションを受けていた．この患者に対しては，訪問リハビリテーション時に患者宅と同一市内の脳神経外科病院とをインターネットを介して接続し，遠隔リハビリテーションプログラムを行った．遠隔リハビリテーション実施中は，訪問リハビリテーションスタッフは特別な支援を行わなかった．なお，いずれの症例も理学療法士・作業療法士による通常のリハビリテーションプログラムを並行して行っている．

CVA 患者は偏光めがねを着用し，Kinect から 1.8m 離れた位置にある椅子に座った．この際，膝の上に手掌を置いた状態を開始姿位とした．リハビリテーション課題は，仮想空間上に設置されたターゲットに対して運動麻痺のある上肢を伸ばす（リーチ動作）というものである．この際，麻痺側上肢の運動を補う目的で体幹の屈曲や側屈，回旋といった代償動作を可能な限り生じさせないよう口頭で指示した．また，ターゲットに上肢を伸ばす際は，本人が快適な速度で可能な限り最短経路で実施するように指示した．なお，使用

した CG は Tridef 3D middleware を介して，3 次元立体視が可能な状態で表示した．

ターゲットの配置を図 5.2 に示す．坐位での上肢訓練は，麻痺側上肢による上下方向へのリーチ動作（肩関節屈曲・伸展を促す），奥行き方向へのリーチ動作（肘関節伸展を促す），左右方向へのリーチ動作（肩関節水平屈曲・水平伸展を促す）の 3 項目で構成されている．上下方向へのリーチ動作では，CVA 患者の肩関節屈曲 45 度，90 度，135 度となる直線上に目標ターゲットを各 1 つ配置した．ターゲットの距離は CVA 患者の上肢長（肩峰～第 3 指先端）の 85%と規定した（図 5.2-(a)）．奥行き方向へのリーチ動作では，CVA 患者の肩関節屈曲 90 度となる直線上に目標ターゲットを 3 つ配置した．ターゲットの距離は，肩峰から計測して 300mm，500mm，700mm とした（図 5.2-(b)）．左右方向へのリーチ動作では，CVA 患者の肩関節水平屈曲 45 度，水平屈曲 0 度，水平伸展 45 度となる直線上に目標ターゲットを各 1 つ配置した．ターゲットの距離は CVA 患者の上肢長（肩峰～第 3 指先端）の 85%と規定した（図 5.2-(c)）．全ての訓練課題において，3 つのターゲットは開始時に呈示した．ターゲットと仮想上肢が接触した際に，ターゲットは画面上から消失する．なお，ターゲットと仮想上肢との接触判定は，Kinect で計測された手関節を中心に±50mm の範囲にターゲットがあれば接触とした．ターゲット接触時には，麻痺側の手掌に装着した振動子が振動する．なお，在宅で検証実験を行った症例に関しては，上肢麻痺の程度が他の 2 名よりも重度であったことから，訓練課題を上方向へのリーチ動作のみとした．ターゲットの配置は，CVA 患者の肩関節屈曲 45 度となる直線上に目標ターゲットを 1 つ配置した．ターゲットの距離は CVA 患者の上肢長（肩峰～第 3 指先端）の 85%と規定した．

訓練回数は，通常のリハビリテーション後に VR リハビリテーションの 3 つの課題を各 10 試行実施した．入院している CVA 患者に関しては，患者 A は 21 日間，患者 B は 11 日

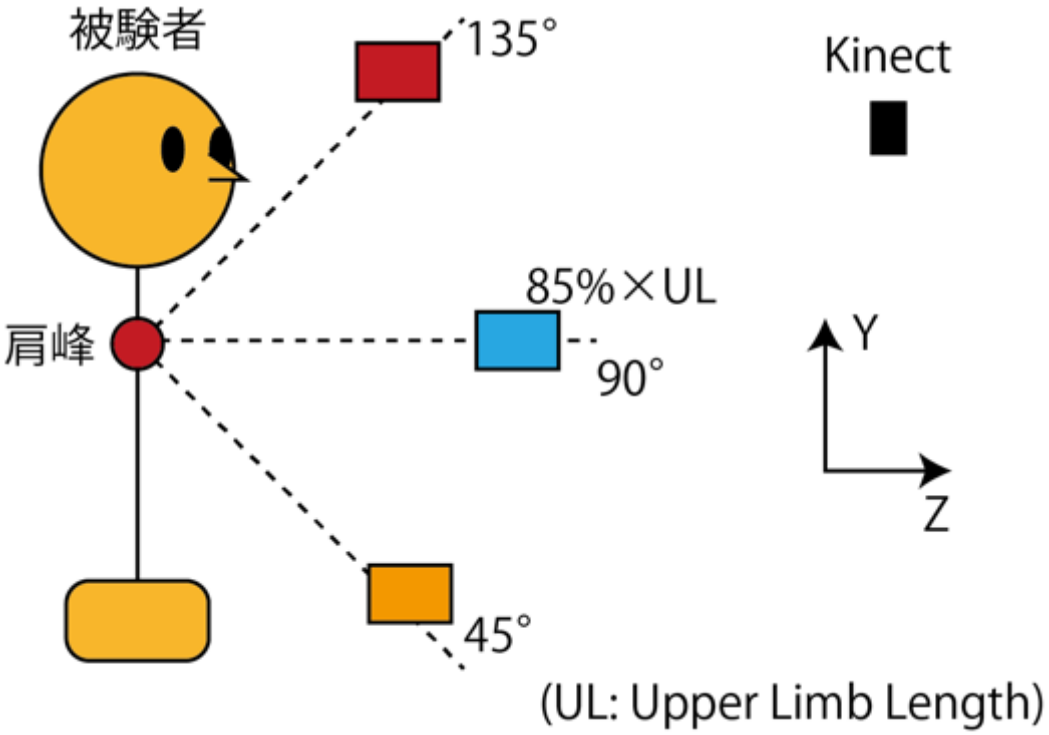


図 5.2-(a)　ターゲット配置：上下方向課題

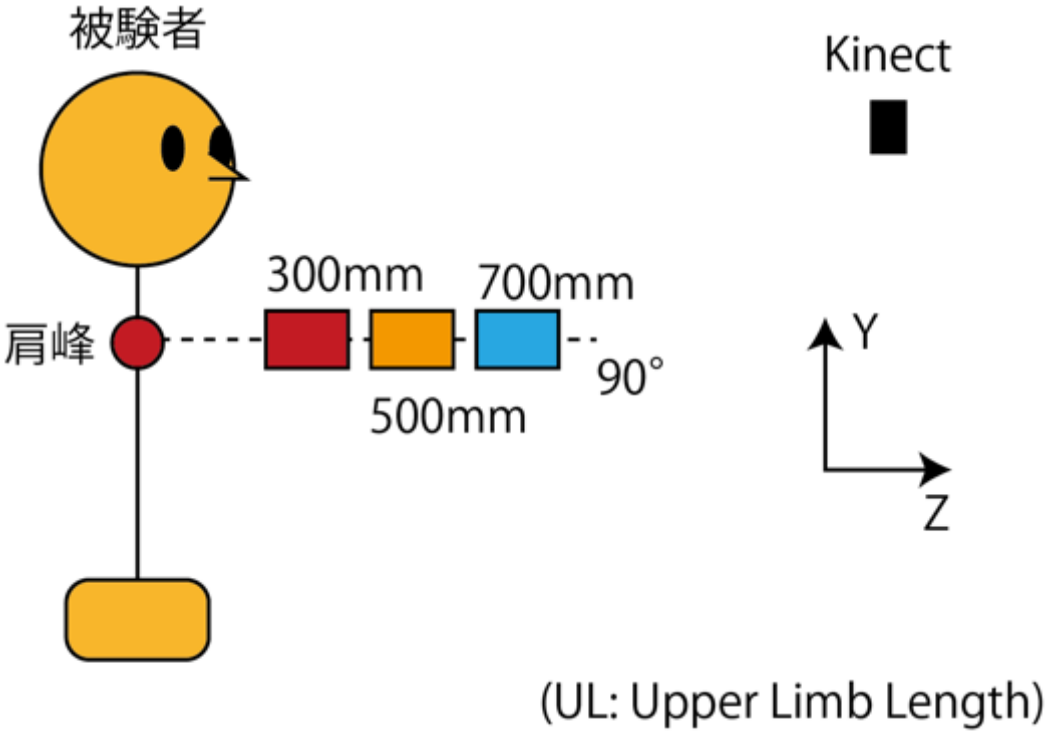


図 5.2-(b)　ターゲット配置：奥行き方向課題

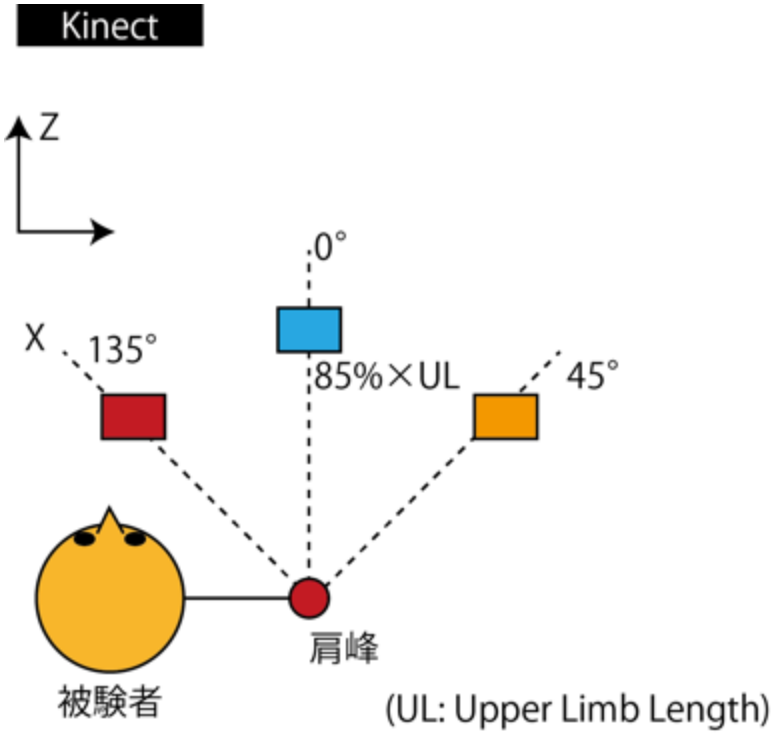


図 5.2-(c)　ターゲット配置：左右方向課題

間実施した．在宅リハビリテーションを受けている CVA 患者 C については，3 ヶ月間，週 1 回の訪問リハビリテーション時に行った．

5.2.4　　データ分析

VR リハビリテーションの効果に関しては，VR リハビリテーションの課題遂行時間，および関節角度，動作の滑らかさを用いて検証した．課題開始のタイミングは，課題実施中の上肢最高速度の 10%を超えたときとした [116].

課題遂行時間は，課題開始から全てのターゲットに接触するまでに要した時間とした．関節角度は, Kinect より得られた身体空間座標を基に計算した. 肩関節の屈曲角度は Kinect

で得られる「Head」,「ShoulderRight，または ShoulderLeft（麻痺のある上肢側）」,「ElbowRight，または ElbowLeft（麻痺のある上肢側）」の座標値を用いた．同様に肘関節の屈曲角度は,「ShoulderRight, または ShoulderLeft（麻痺のある上肢側）」,「ElbowRight，または ElbowLeft（麻痺のある上肢側）」,「WristRight，または WristLeft（麻痺のある上肢側）」を用いた．肩関節水平屈曲は,「ShoulderRight」,「ShoulderLeft」,「ElbowRight，または ElbowLeft（麻痺のある上肢側）」を用いた．各関節角度は以下の式により求めた．なお,「Head」を「頭部」,「ShoulderRight/ShoulderLeft」を「肩」,「ElbowRight/ElbowLeft」を「肘」,「WristRight/WristLeft」を「手首」とする．

1)　肩関節屈曲角度（図 5.3-(a)）

$AB = (頭部X - 肩X, 頭部Y - 肩Y, 頭部Z - 肩Z)$

$AC = (肘X - 肩X, 肘Y - 肩Y, 肘Z - 肩Z)$

$|AB| = \sqrt{(頭部X - 肩X)^2 + (頭部Y - 肩Y)^2 + (頭部Z - 肩Z)^2}$

$|AC| = \sqrt{(肘X - 肩X)^2 + (肘Y - 肩Y)^2 + (肘Z - 肩Z)^2}$

$AB \cdot AC = (頭部X - 肩X) \times (肘X - 肩X) + (頭部Y - 肩Y) \times (肘Y - 肩Y) + (頭部Z - 肩Z) \times (肘Z - 肩Z)$

$cos\theta = (AB \cdot AC)/(|AB| \times |AC|)$

$\theta\ [rad] = \cos^{-1}\{(AB \cdot AC)/(|AB| \times |AC|)\}$

$\angle BAC\ [degree] = \theta \times 180/\pi$

$肩関節屈曲角度[degree] = 180° - \angle BAC$

2)　肘関節屈曲角度（図 5.3-(b)）

$AB = (肩X - 肘X, 肩Y - 肘Y, 肩Z - 肘Z)$

$AC = (手首X - 肘X, 手首Y - 肘Y, 手首Z - 肘Z)$

$|AB| = \sqrt{(肩X - 肘X)^2 + (肩Y - 肘Y)^2 + (肩Z - 肘Z)^2}$

$|AC| = \sqrt{(手首X - 肘X)^2 + (手首Y - 肘Y)^2 + (手首Z - 肘Z)^2}$

$AB \cdot AC = (肩X - 肘X) \times (手首X - 肘X) + (肩Y - 肘Y) \times (手首Y - 肘Y) + (肩Z - 肘Z) \times (手首Z - 肘Z)$

$cos\theta = (AB \cdot AC)/(|AB| \times |AC|)$

$\theta\ [rad] = \cos^{-1}\{(AB \cdot AC)/(|AB| \times |AC|)\}$

$\angle BAC\ [degree] = \theta \times 180/\pi$

$肘関節屈曲角度[degree] = 180° - \angle BAC$

3)　肩関節水平屈曲角度（図 5.3-(c)）　※右肩関節の場合. 右肩=肩 R, 左肩=肩 L とする.

$AB = (肩RX - 肩LX, 肩RY - 肩LY, 肩RZ - 肩LZ)$

$AC = (肘X - 肩RX, 肘Y - 肩RY, 肘Z - 肩RZ)$

$|AB| = \sqrt{(肩RX - 肩LX)^2 + (肩RY - 肩LY)^2 + (肩RZ - 肩LZ)^2}$

$|AC| = \sqrt{(肘X - 肩RX)^2 + (肘Y - 肘肩RY)^2 + (肘Z - 肩RZ)^2}$

$AB \cdot AC = (肩RX - 肩LX) \times (肘X - 肩RX) + (肩RY - 肩LY) \times (肘Y - 肩RY) + (肩RZ - 肩LZ) \times (肘Z - 肩RZ)$

$cos\theta = (AB \cdot AC)/(|AB| \times |AC|)$

$$\theta\ [rad] = \cos^{-1}\{(AB \cdot AC)/(|AB| \times |AC|)\}$$

$$\angle BAC\ [degree] = \theta \times 180/\pi$$

$$肩関節水平屈曲角度[degree] = 180° - \angle BAC$$

動作の滑らかさは Jerk Cost により定量的に求めた．本研究では，Kitazawa et al.の研究で示された Normalized Jerk Cost（以下，NJC）を用いた [100]．NJC は以下の式で求めることができる．

$$NJC = \sqrt{\frac{1}{2} \times \int_{t1}^{t2} \left(\frac{d^3x}{dt^3}\right)^2 + \left(\frac{d^3y}{dt^3}\right)^2 + \left(\frac{d^3z}{dt^3}\right)^2 dt \times \frac{(t2 - t1)^5}{(length)^2}}$$

$t1$: 動作開始

$t2$: 動作終了

$\frac{d^3x}{dt^3}$, $\frac{d^3y}{dt^3}$, $\frac{d^3z}{dt^3}$: 位置座標の 3 回積分

$length$: リーチ動作の軌跡長

本実験では，Kinect により計測されるリーチ動作側の「Hand」座標を用いて NJC を算出した．なお，NJC は動作開始時から課題終了時の区間で求めた．

上記手順で求めた課題遂行時間と各関節角度，NJC を訓練初回時と最終時の間で比較した. 統計処理には PAWS Statistics 18（SPSS Inc., Chicago, USA）を用い, Wilcoxon signed rank test（$p<0.05$）を行った.

5.3　　結果

各課題の結果を図 5.4～5.15，表 5.2 に示す．課題遂行時間に関しては，症例 A が奥行き方向，左右方向の訓練課題で有意にパフォーマンスが改善した．症例 B は上下方向，および左右方向の訓練課題でパフォーマンスの有意な改善を示した(図 5.4, 5.8, 5.12，表 5.2)．

NJC に関しては，症例 A が奥行き方向，および左右方向課題時に有意な改善を示した．症例 B は 3 つの課題全てにおいて有意な改善を示した．症例 C に関しては，上方向課題時の動作の滑らかさが有意に改善した（図 5.5, 5.9, 5.13，表 5.3)．また，訓練初回と最終日のリーチ動作中の速度変化をみると，最終日においてベル型の形状に近づく傾向がみられた（図 5.16)．

関節角度に関しては，症例 A が奥行き方向，および左右方向課題時の肘関節伸展が有意に改善した．症例 B は奥行き方向課題時の肩関節屈曲，肘関節伸展が有意に改善した．症例 C に関しては，上方向課題時の肘関節伸展が有意な改善を示した（図 5.6, 5.7, 5.10, 5.11, 5.14, 5.15，表 5.4)．

なお，遠隔リハビリテーション実施中は，ビデオ通話，端末間のデータ送受信，ファイル転送のいずれも速やかに通信が確立された．データ送受信に関しても状況把握や制御に支障を来すような遅滞は発生しなかった．患者側で測定されたデータはリアルタイムで病院側に転送され，病院側で患者動作を確認できた（図 5.17)．また，遠隔リハビリテーション運用時に間引いて送信した姿勢データは，測定終了後にクラウドストレージ「Dropbox」を通して，数十秒以内に病院側へ完全なデータファイルを転送可能であった．

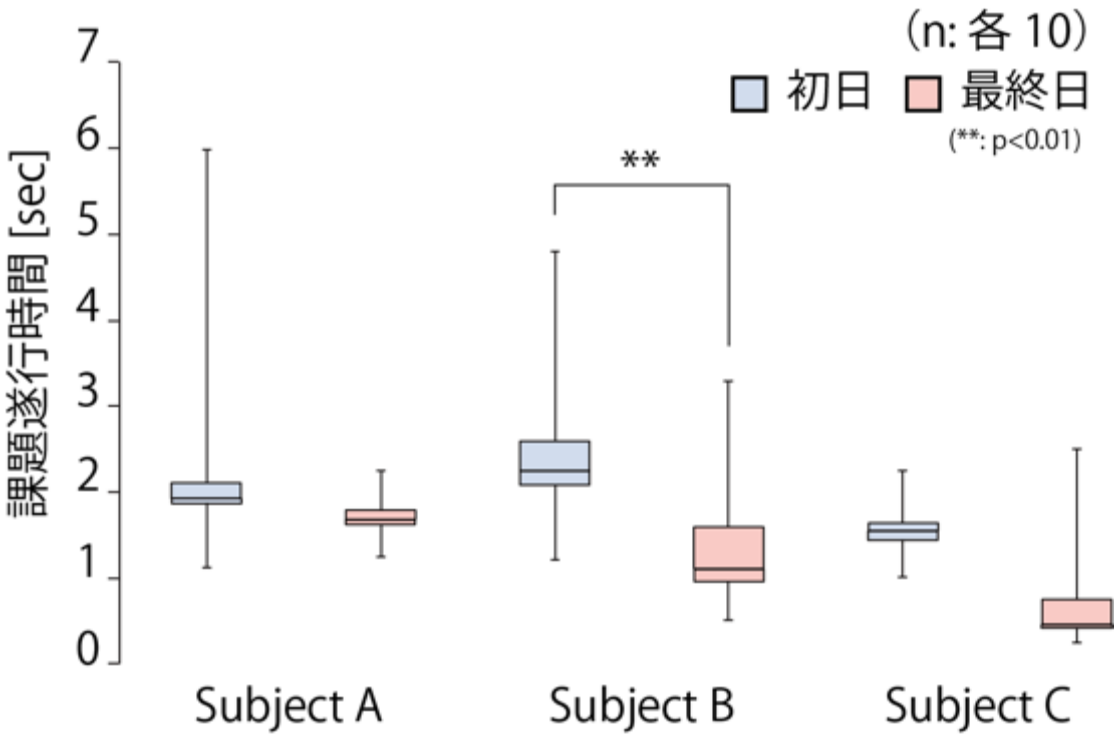


図 5.4　上下方向課題実験結果：課題遂行時間

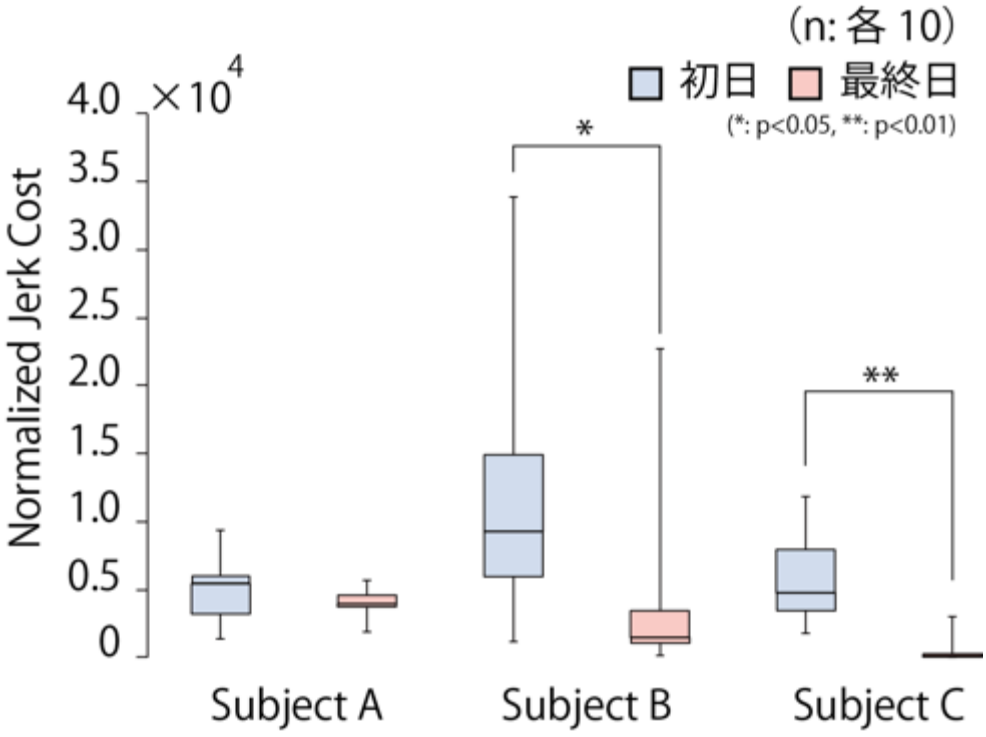


図 5.5　上下方向課題実験結果：NJC

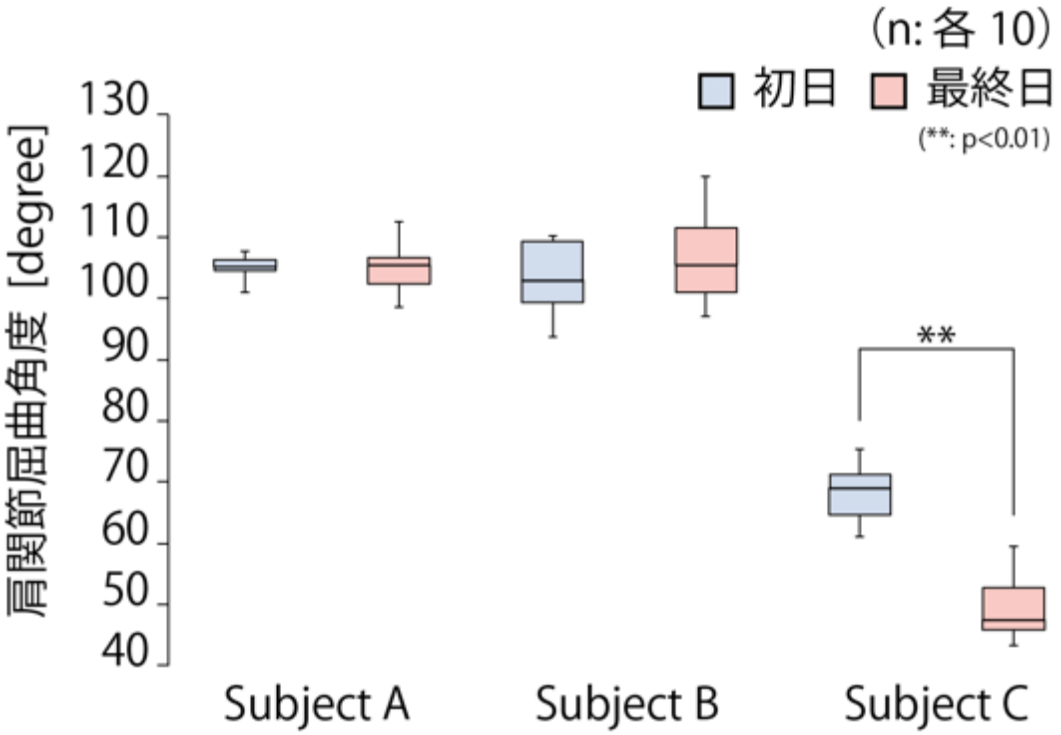


図 5.6　上下方向課題実験結果：肩関節屈曲角度

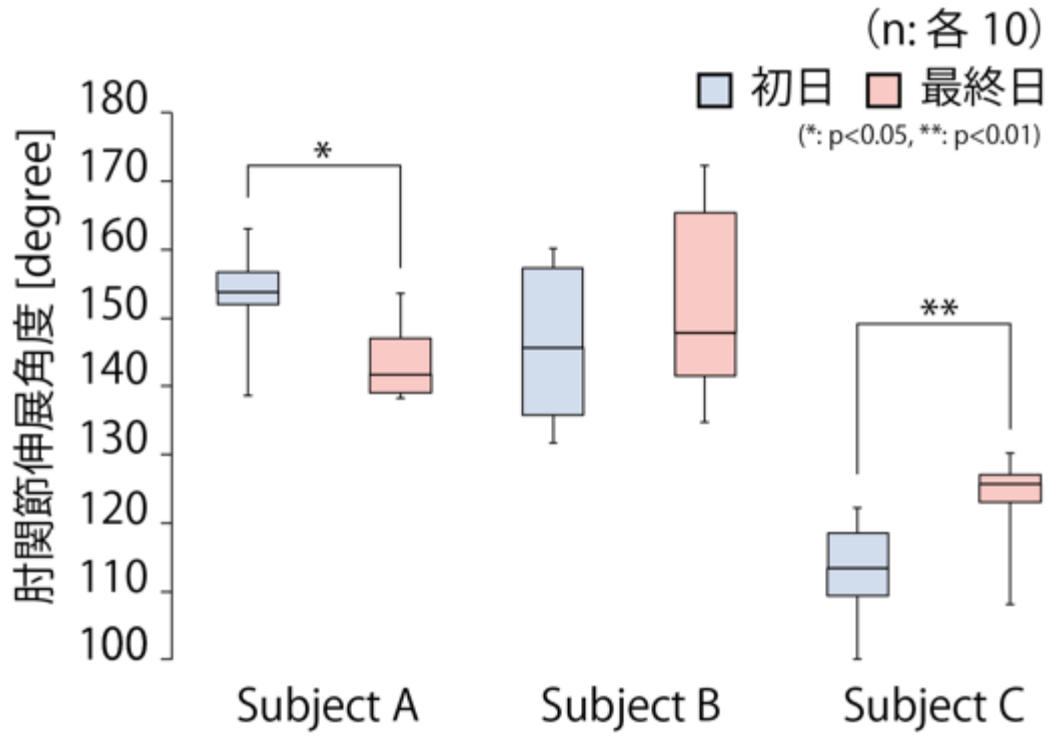


図 5.7　上下方向実験結果：肘関節伸展角度

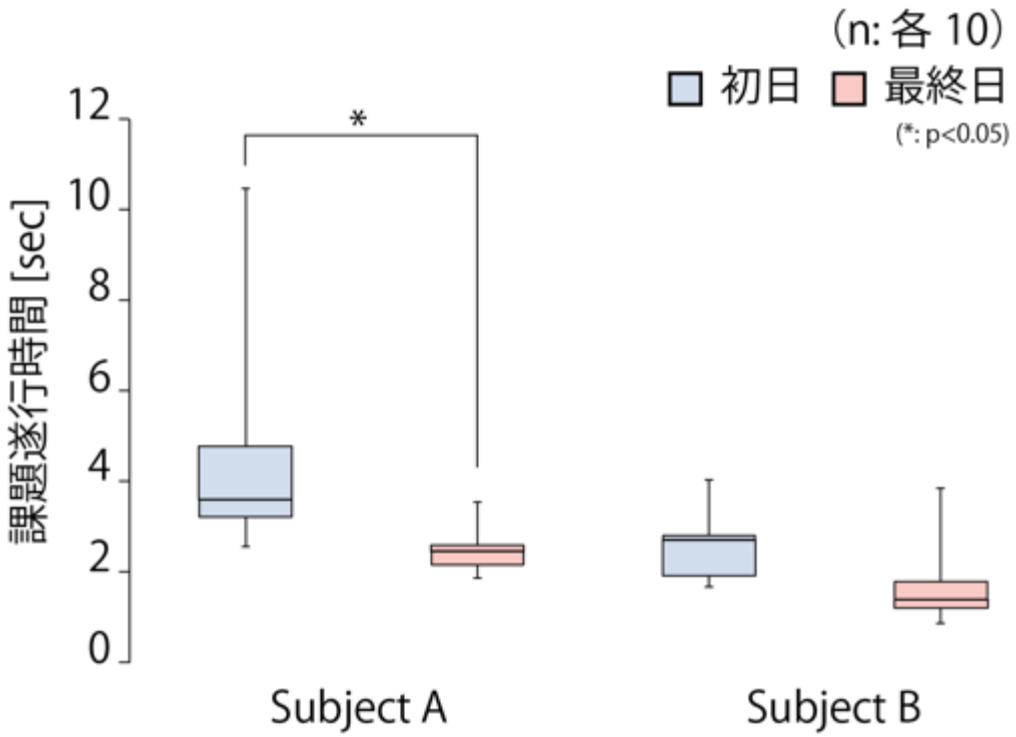


図 5.8　奥行き方向課題実験結果：課題遂行時間

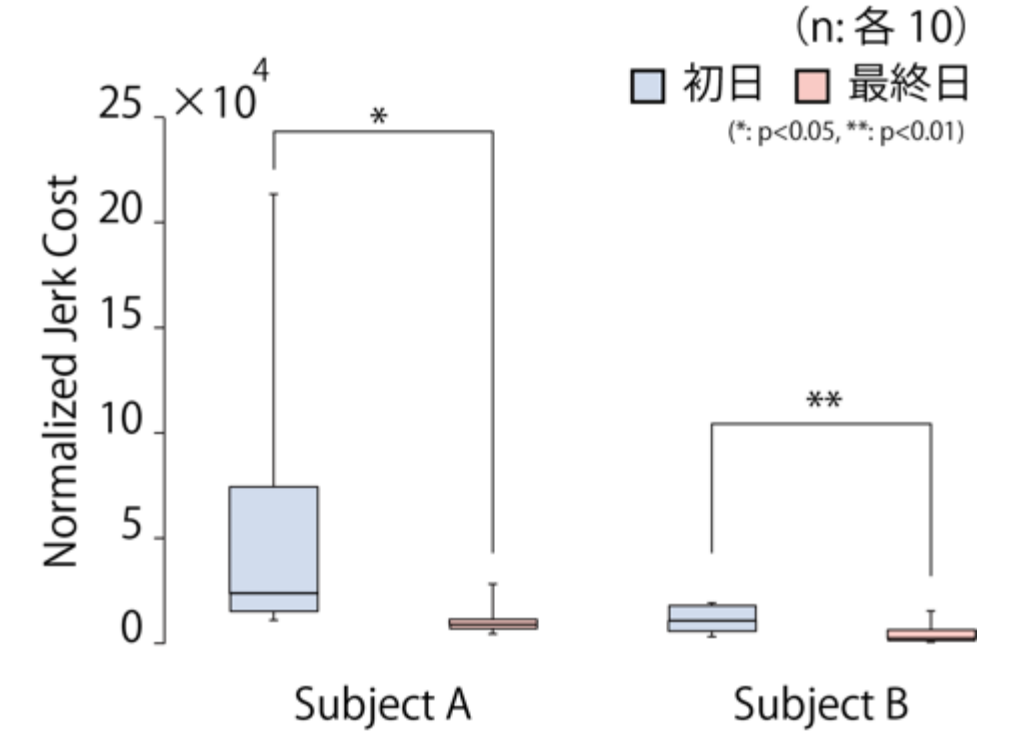


図 5.9　奥行き方向課題実験結果：NJC

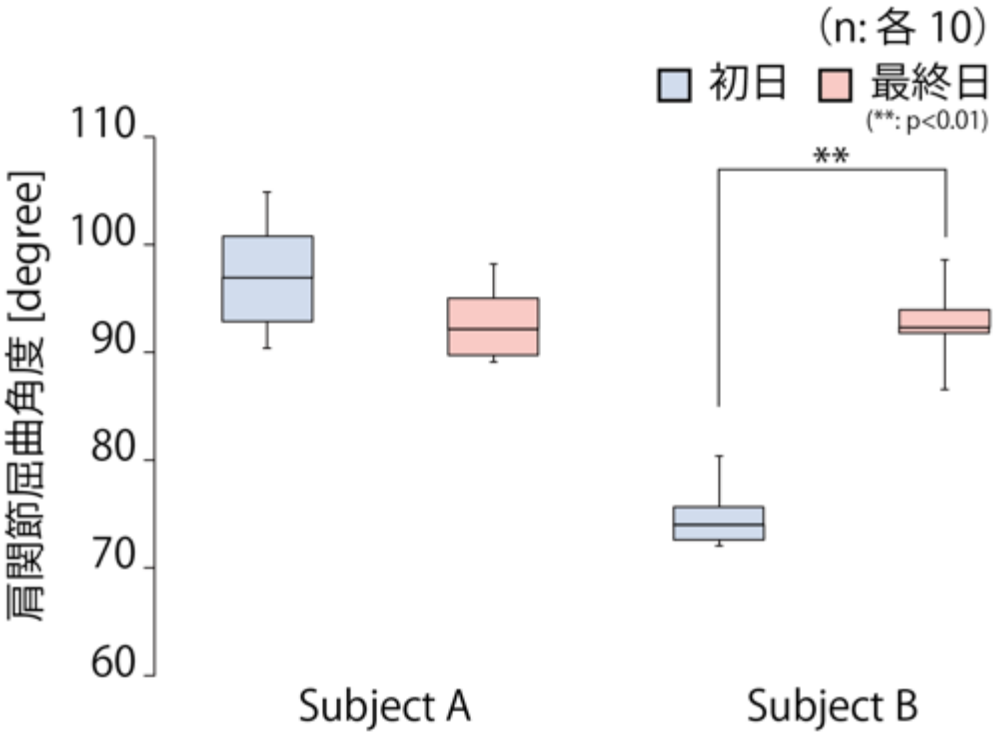


図 5.10　奥行き方向課題実験結果：肩関節屈曲角度

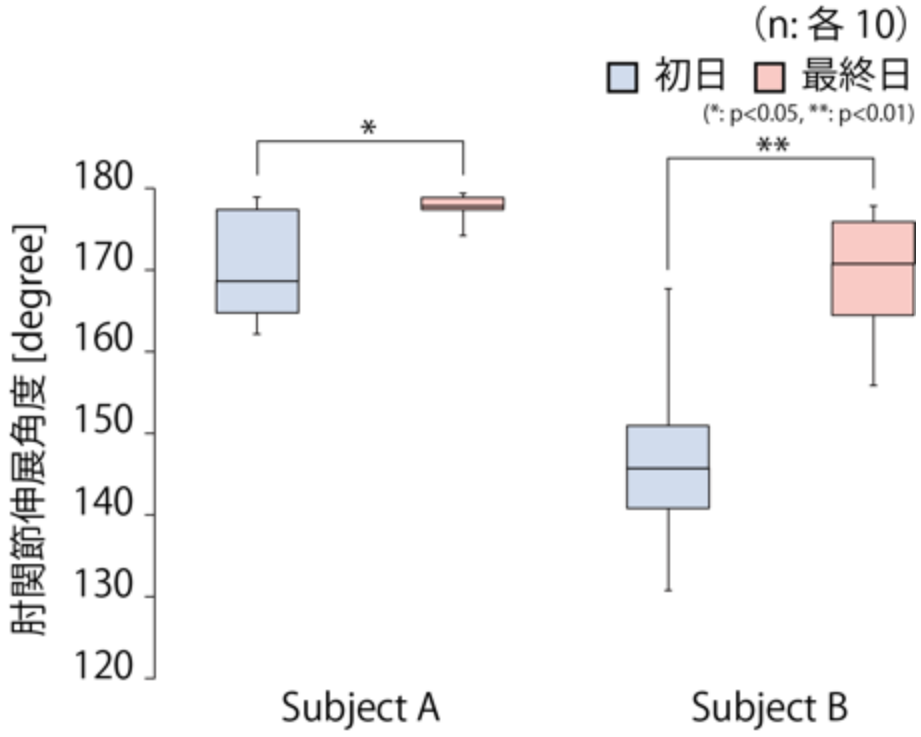


図 5.11　奥行き方向課題実験結果：肘関節伸展角度

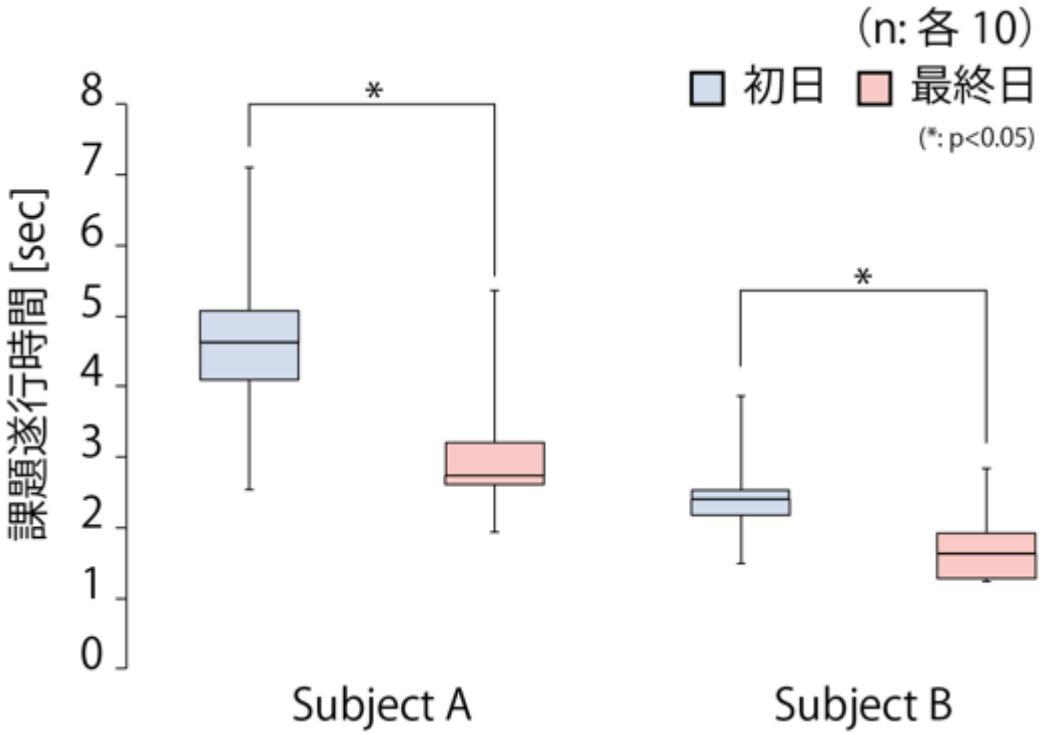


図 5.12　左右方向課題実験結果：課題遂行時間

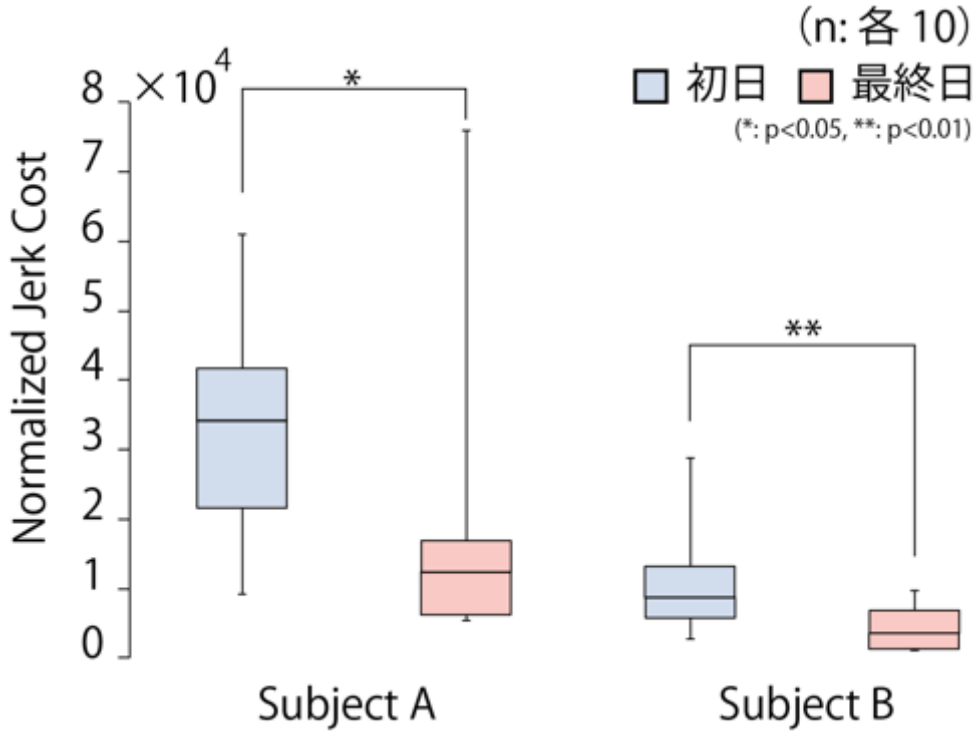


図 5.13　左右方向課題実験結果：NJC

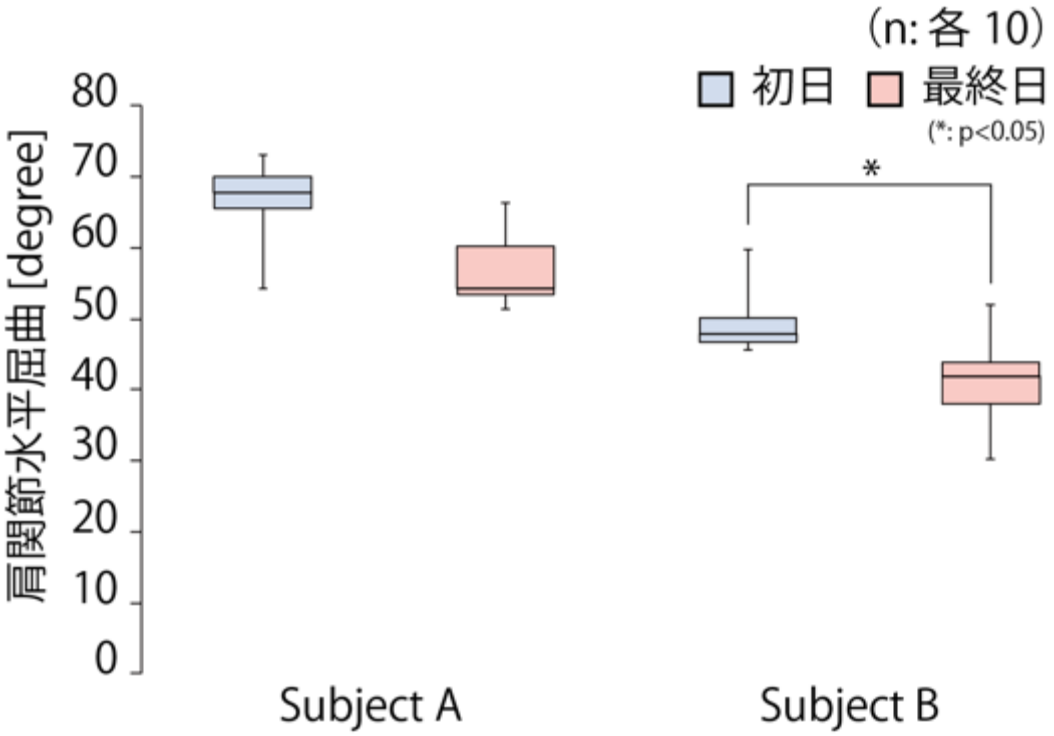


図 5.14　左右方向課題実験結果：肩関節水平屈曲角度

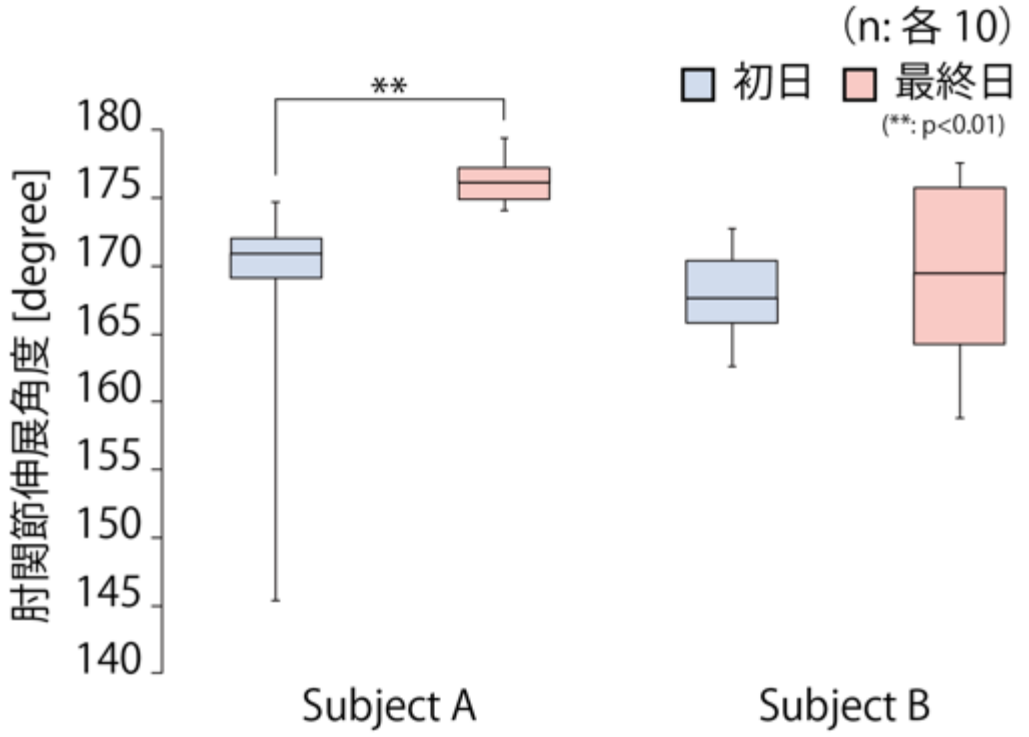
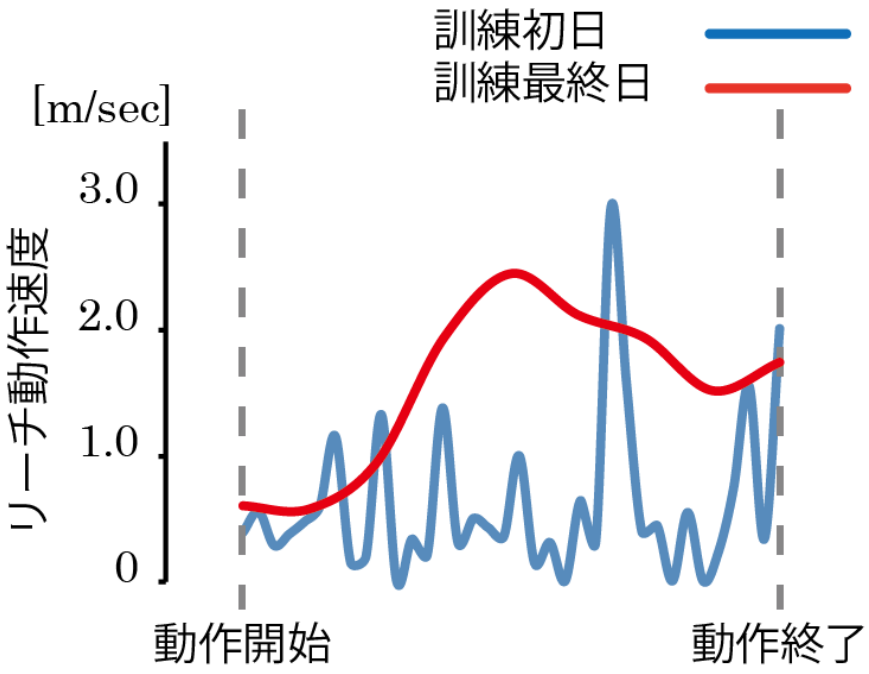
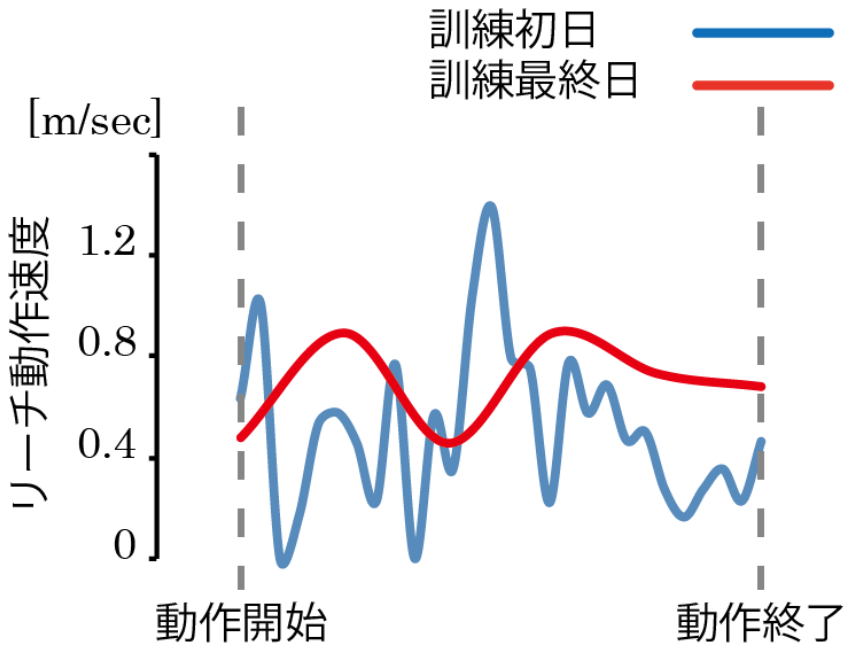


図 5.15　左右方向課題実験結果：肘関節伸展角度



a）被験者 B（上下方向課題）



b）被験者 C（上下方向課題）

図 5.16　運動課題実施時の手の動作変化

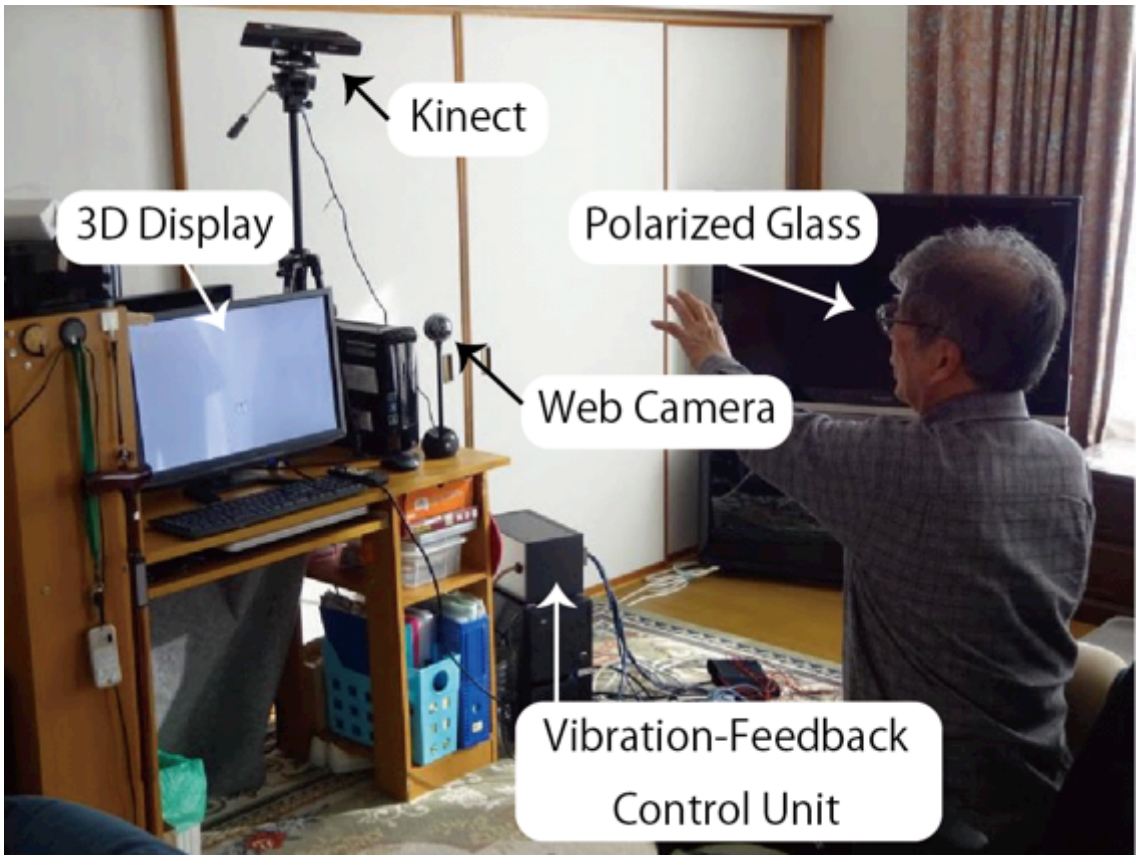


図 5.17　遠隔リハビリテーション時の様子

表 5.2　実験結果（四分位数）：上下方向課題

Subject	n	課題遂行時間(sec) (Median [IQR])			Normalized Jerk Cost (Median [IQR])			肩関節屈曲 (deg) (Median [IQR])			肘関節伸展角度 (deg) (Median [IQR])		
		初日	最終日		初日	最終日		初日	最終日		初日	最終日	
A	10	1.93 [1.80 - 2.15]	1.68 [1.59 - 1.81]		5565.6 [3165.2 - 6899.4]	3946.2 [3517.5 - 4711.2]		105.2 [103.8 - 106.6]	117.0 [101.6 - 107.9]		153.8 [151.2 - 158.4]	141.7 [138.9 - 149.3]	*
B	10	2.25 [2.00 - 3.07]	1.11 [0.93 - 1.68]	**	9253.6 [5332.4 - 1993.0]	1456.4 [999.0 - 4675.2]	*	103.0 [98.6 - 109.6]	105.5 [100.2 - 112.7]		145.7 [135.5 - 157.7]	147.8 [140.4 - 167.9]	
C	10	1.55 [1.39 - 1.77]	0.46 [0.40 - 0.79]		44755.5 [3018.8 - 8754.4]	69.0 [46.9 - 288.3]	**	69.0 [63.1 - 72.2]	47.4 [45.0 - 54.7]	**	113.4 [108.2 - 119.4]	125.7 [122.4 - 127.5]	*

統計処理: Wilcoxon signed rank test.

* p<0.05

** p<0.01

表 5.3　実験結果（四分位数）：奥行き方向課題

Subject	n	課題遂行時間(sec) (Median [IQR])			Normalized Jerk Cost (Median [IQR])			肩関節屈曲 (deg) (Median [IQR])			肘関節伸展角度 (deg) (Median [IQR])		
		初日	最終日		初日	最終日		初日	最終日		初日	最終日	
A	10	3.60 [3.14 - 5.12]	2.46 [2.15 - 2.68]	**	24180.80 [15426.1 - 80832.5]	9184.70 [6925.0 - 12463.9]	*	97.0 [92.3 - 102.3]	92.2 [89.4 - 95.5]		168.7 [164.2 - 177.7]	177.9 [177.4 - 179.2]	*
B	10	2.71 [1.75 - 2.94]	1.40 [1.19 - 2.18]		10953.10 [5490.2 - 18771.4]	2554.70 [1215.9 - 8057.4]	**	74.1 [72.5 - 76.8]	92.4 [91.5 - 94.4]	**	145.8 [139.0 - 153.0]	170.8 [162.6 - 177.0]	**

統計処理: Wilcoxon signed rank test.

* p<0.05

** p<0.01

表 5.2　実験結果（四分位数）：左右方向課題

Subject	n	課題遂行時間(sec) (Median [IQR])			Normalized Jerk Cost (Median [IQR])			肩関節水平屈曲 (deg) (Median [IQR])			肘関節伸展角度 (deg) (Median [IQR])		
		初日	最終日		初日	最終日		初日	最終日		初日	最終日	
A	10	4.63 [3.73 - 5.40]	2.74 [2.53 - 3.47]	*	34224.7 [16951.8 - 47423.5]	12357.9 [5727.1 - 17650.2]	*	67.8 [64.3 - 70.8]	55.1 [53.3 - 64.0]		170.9 [168.7 - 172.3]	176.2 [174.6 - 177.6]	**
B	10	2.40 [2.08 - 2.83]	1.64 [1.26 - 2.16]	*	8735.7 [4824.1 - 13478.7]	3565.6 [1316.5 - 7913.6]	**	47.9 [46.6 - 50.6]	41.8 [37.1 - 45.0]	*	167.6 [165.4 - 171.4]	169.5 [162.7 - 177.2]	

統計処理: Wilcoxon signed rank test.

* $p<0.05$

** $p<0.01$

5.4 考察

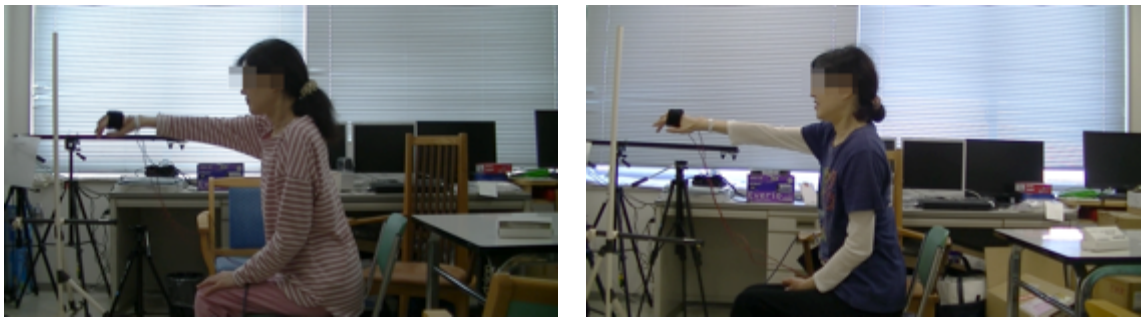
本実験ではVRリハビリテーションプログラムの有効性と,遠隔リハビリテーションシステムの実用性の検証を目的として， CVA患者に対して上肢の運動機能維持・改善を目的としたVRリハビリテーションを実施した．その結果，各症例で課題遂行時間，関節角度，動作の滑らかさにパフォーマンスの改善が認められた．また，遠隔リハビリテーション運用時にはトラブルなく円滑なリハビリテーションを行うことが可能であった．

課題遂行時間，NJCに関しては，3症例全員が一部の訓練課題で有意な改善を示した．有意差が認められなかった課題に関しても，全症例で時間が短縮，NJCの低下（滑らかさの改善）する傾向にあった．課題遂行時間およびNJCの改善は，上肢機能を客観的に評価する上で有効な指標である[117]．これらの改善は，運動に関係する各関節の協調性が高まったためと考えられる[118]．ヒトが動作を行う場合において，多くの場合は複数の関節運動が関与している．各関節が協調した動きを行うことで，その動作のパフォーマンスが決定される．CVAなどの疾患により神経系由来の運動機能障害がある場合，協調性が低下することが知られている[77]．Levin et al.は脳卒中患者の上肢運動に関して，関節間の協調性が低下していることを報告している[119]． 今回の訓練課題はターゲットに対するリーチ動作であった．リーチ動作を行う場合，肩関節や肘関節はもちろん，体幹の動きを伴う場合は脊柱の動きも関係してくる．今回，NJCが低下したことは，これらの関節運動に携わる筋群の随意性の改善に伴い，新たな協調運動戦略を再学習したことによるものと考える．コンピュータを用いたリーチ動作訓練で,協調性が改善されたという報告もある.Ustinova et al.は，3Dビデオゲームを TBI患者に用いたところ，上肢および体幹の協調性が改善したという結果を示している[98]． 彼らもまた，上肢・体幹協調戦略パターンをリハビリテーションの中で新たに習得したことに起因する結果と考えている．

NJC の変化に有意差が認められた症例に関しては，運動課題実施時の手の速度変化がベル型に近づく傾向が見られた（図 5.16）．この結果は 3 次元画像を用いたことにより，両眼視差による奥行き方向の視覚情報が増えたことが影響を与えたと考える．今回の検証では症例数が少ないことから，今後も症例数を増やし，奥行き情報が運動にもたらす訓練効果の検証を継続していく．

関節運動に関しては，3 症例で有意な改善が認められた．症例 A に関しては，奥行き方向，および左右方向の運動課題において，肘関節伸展の動きが有意に大きくなった．動画による定性的な動作分析においても，体幹の代償動作が小さくなっているのが確認された（図 5.18）. 奥行き方向, 左右方向のリーチ動作においては肘関節の伸展が改善したことで, 代償動作が減少したものと考えられる．一方，上下方向の課題において，肘関節の伸展角度が有意な減少を示した．しかし，定性的な動作分析からは訓練初期で見られていた肩関節屈曲に伴う屈筋群の共同運動パターン（肩関節屈曲に伴い，肘関節が屈曲する運動）が減少していることが確認できた（図 5.19）．また，訓練最終日において体幹の代償動作が減少していることも確認できた．この原因として，Kinect のトラッキングエラーが生じていることが考えられる．Tao et al. は肘関節における Kinect のエラーについて，モデリングの限界であると考えている [120]． 本検証においても，Kinect 1 台を患者の正面に配置したことから，肩関節，肘関節，手関節が直線上に並び，トラッキングにエラーが生じたと考えられる．今後，トラッキングエラーの課題については，ソフトウェア上でエラーが生じたと思われるデータを削除し補完する，もしくは複数の Kinect を用いるなどの対策を検討する．

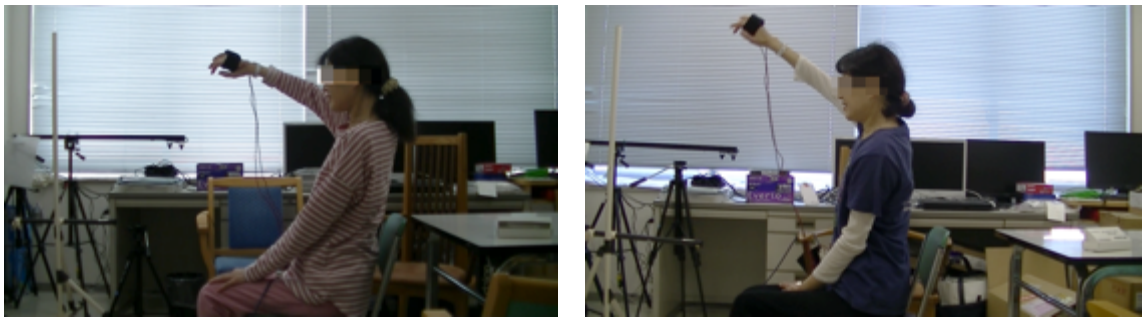
症例 B に関しては，奥行き課題の肩関節屈曲と肘関節伸展，左右課題の肩関節屈曲と肘関節屈曲で有意な完全が認められた．左右課題の肩関節屈曲角度の減少は，上肢が外側に



a）初日　　b）最終日

図 5.18　Subject A の奥行き方向課題時における体幹の代償動作の変化

訓練初日に関しては，最大リーチ動作時に共同運動による肘関節屈曲，および体幹の前傾による代償動作がみられる．最終日では共同運動は改善され，体幹の代償動作も見られなくなった．



a）初日　　b）最終日

図 5.19　Subject A の上下方向課題時における体幹の代償動作の変化

訓練初日では，肩関節屈曲に伴い，体幹の左側屈，後傾による代償動作がみられた．訓練最終日では，体幹の代償動作なしに肩関節の屈曲が可能となっていた．



a）初日　　b）最終日

図 5.20　Subject B の上下方向課題時における体幹の代償動作の変化

訓練初日では，体幹の左側屈，および左回旋による代償動作が見られた．訓練最終日では体幹の代償動作無しに肩関節の屈曲が可能であった．

大きく広げられることを意味する．上下方向に関しては，関節角度に有意な違いは認められなかった．しかし，定性的な動作分析からは訓練初期に確認された体幹の代償動作，および肩関節と肘関節の協調性の低下が訓練最終日に改善されていることが確認できた（図 5.20）．この結果は NJC の改善結果とも一致する．

症例 C に関しては，上方向課題の肩関節屈曲角度，および肘関節伸展角度に有意な違いが確認された．肩関節屈曲角度については，訓練最終日に値が小さくなっている．本症例に関しては，在宅でのビデオ撮影ができず定性的な動作分析ができてはいない．しかし，データを考慮すると，訓練最終日における肩関節屈曲の減少は肘関節伸展の増大に伴い，リーチ距離を大きくすることが可能となったため，肩関節および体幹の代償作用を伴わなくても上方向へのリーチ動作を遂行できるようになったためと考える．

遠隔リハビリテーションシステムの運用については，実施時にトラブルなくリハビリテーションを行えたことから，本システムで用いたデバイス，ソフトウェア，クラウドサー

ビスの高い運用性が確認できた．いずれの症例からも，コンピュータを用いたリハビリテーションに関して，好意的な印象を持たれていた．また，遠隔リハビリテーションを行った症例からも,「もっと行ってみたい」という意欲的な発言が得られた. 過去の研究からも，コンピュータリハビリテーションに関しては，結果を点数化してフィードバック可能なことから，ゲーム性が強く，利用者のモチベーションを高く保てることが報告されている [43, 121]. 本システムでは, ターゲットに接触した場合に点数化することが可能である. 一方で, 時間や滑らかさ，関節角度などの運動学的指標からのスコアリングができていないため, これらのパフォーマンスに関するフィードバックはセラピストからのみ得られるのが現状である．今後はパフォーマンスに関するフィードバックもソフトウェアで自動的に判定して行えるよう改良を行っていく．また，VR リハビリテーションコンテンツの充実化を併せて行い，利用者のモチベーション維持・向上を図っていく．

5.5 第五章のまとめ

本章では, 試作した VR 遠隔リハビリテーションシステムの効果性と運用性について検証した．3 名の CVA 患者に対してシステムを適用したところ， VR リハビリテーションの効果を示す結果が得られた．また，遠隔リハビリテーション運用に関して，ネットワーク遅延，データ送受信に関するトラブルもなく，円滑な運用が可能であった.

本システムでは，医療機関側でサーバを設置・運営する必要がないこと，患者側へ市販されているデバイスを用いることで低コストのシステム構成とすることができた．一方で, ソフトウェアの改良を要する項目も明らかとなった. 今後, システムの改善を行った上で, さらなる臨床試験を実施していく.

第六章　総括

6.1　　本研究のまとめ

高齢化率の上昇を続ける日本では，在宅医療の充実化が必要不可欠である．しかし，リハビリテーションの分野では，在宅リハビリテーションを行える施設数に地域差があり，全ての地域をカバーできる状況にはない．こういった現状に対し，通信インフラ整備が整っている日本においては，コンピュータを用いた遠隔リハビリテーションが在宅リハビリテーションの代替手段となりえる．

遠隔リハビリテーションに関する研究は主に欧米で行われている．多くの研究が遠隔リハビリテーションの有効性を報告している．しかし，システム運用の実用性という観点からとらえると，課題は利用者（患者・介護者，医療関係者）の負担（経済的負担，身体的負担）が大きいことである．そこで本研究では，利用する患者・介護者，運用する医療関係者の負担が少ない，シンプルなシステム構成を目指した．なおかつ，効果的なリハビリテーションが可能となるように視覚に対するフィードバックに着目して，新たな遠隔リハビリテーションシステムの開発を行った．

1）　　遠隔リハビリテーションシステムの開発

本研究では，VR（Virtual Reality）空間内でハビリテーションが可能な遠隔リハビリテーションシステムを開発した．過去の研究では，ネットワーク遅延によるトラブルが複数報告されている．遠隔リハビリテーションにおいて，ネットワーク遅延はリスク管理とい

う点でも問題と考えられる．本研究で作成したシステムでは光ファイバ通信だけではなく，データ通信端末（LTE）でも十分なリアルタイム性を確保した．

インターネットに接続した端末間のコネクション確立，およびデータストリーミングには BaaS（Backend as a Service）の一つ「PubNub」を用いた．BaaS はクラウド上でサーバシステムおよび機能（インフラストラクチャ，OS，ライブラリ，サーバサイドアプリケーションなど)を提供している. BaaS を用いることで, 端末間の接続は P2P（Peer to Peer）方式よりも容易となった．また，実際にサーバを設置して運用する場合に比べ，コストおよびマンパワーを要することが無くなった．さらに，医療機関側のネットワークセキュリティ設定を変更することもなく運用が可能なため，実用性はより高まった．また，データファイルの送信に関しては, クラウドストレージサービスの「Dropbox」を用いた. Dropbox を用いることで，双方の端末がオンラインとなっていなくても，データの送受信が可能となる．患者が自主的に行ったリハビリテーションのデータを，セラピストはいつでも入手し，その状況を把握することができる．

身体運動の定量的な動作解析機器には Kinect を用いた. Kinect は非接触型の動作計測機器で，マーカを装着することなく，また特別なキャリブレーションを行うことなく利用が可能である．さらに，低コストでの導入が可能というメリットもある．一方で計測精度についてはマーカを使用するタイプの動作計測機器（VICON など）に比べると低くなるというデメリットもある．本研究においては利用者の負担を少なくすること，またシンプルなシステム構成を目標としたため，Kinect を動作分析機器に選定した．システム導入に当たり，Kinect の計測精度に関する検証を行った．その結果，画角を考慮に入れた範囲の運動に関しては，計測精度が高いことを確認した．

VR リハビリテーションソフトウェアでは，セラピストが患者の身体機能に併せて，課題を設定することができる．また難易度の調整なども容易となっている．遠隔リハビリテーション運用中は，本ソフトウェアを介して仮想空間内での運動がリアルタイムで再現される．本システムにおいては，患者は両眼視差を用いた 3 次元画像を用いてリハビリテーションを行う．3 次元画像の作成には TriDef 3D middleware を用い，2 次元画像データを偏光ディスプレイでの投影が可能な状態に変換した．両眼視差による奥行き情報を与えることで，より素早く滑らかな運動を促すことが可能となった（後述）．

コミュニケーションツールとしては，Skype を用いた．Skype は Firewall 透過性が高いという特徴を持つ．また，ビデオ通話中の遅延時間について検証を行ったところ，リアルタイム性が高いことがわかった．利用者のリスク管理という観点からもリアルタイム性は重要な要因である．このため，Skype は本システムの運用に適していると判断した．

運動学習効果を高める感覚フィードバックデバイスとして，振動刺激を呈示可能な装置を開発した．本システムでは振動子として偏心モータを採用した．振動刺激の有無は VR リハビリテーションソフトで選択することが可能となっている．

2）　仮想空間における両眼視差による奥行き情報が運動に与える影響の検証

脳卒中患者に対する VR リハビリテーション時の視覚フィードバックの有効性について研究されている．これらの研究の中で，脳卒中患者は VR 空間内での運動時に視覚情報に依存して運動に関する情報を入手していることが報告されており，運動学効果が視覚情報の正確性に依存していると考えられる．近年，3 次元立体視が可能なディスプレイが市販されていることから，3 次元立体視がより身近なものとなった．しかし，VR を 2 次元画像と 3

次元画像で呈示した場合，運動にどのような影響が生じるかを検証している研究はない．そこで本研究では，通常のディスプレイに表示した 2 次元画像と両眼視差による立体視が可能な偏光ディスプレイに表示した３次元画像を用いて，上肢運動に与える影響を検証した．その結果，運動の速度および滑らかさについて，３次元画像を用いたほうがよりパフォーマンスが高いという定量的な結果が得られた．このような結果が得られた理由として，３次元画像は両眼視差による立体視が可能という，より現実に近い条件で運動課題を表示できるということが考えられる．

脳卒中患者に関しては，運動の滑らかさが低下することも指摘されている．このようなことからも，本システムで行う VR リハビリテーションは両眼立体視による３次元画像を用いることとした．

３）　VR 遠隔リハビリテーションシステムの検証

本システムを用いて，遠隔リハビリテーションシステムを用いた Pilot Study を実施した．CVA（脳血管疾患：Cardiovascular Accidents）患者３名に対し，本システムを用いた VR リハビリテーションを行った．リハビリテーションの内容は，麻痺則上肢の運動機能改善を目的としたリーチ動作で構成されている．なお，2 名は病院に入院されている患者で，システムが設置された病院内で VR リハビリテーションの効果性について検証を行った．残り１名は在宅リハビリテーションを利用しており，VR リハビリテーションの効果性と併せて，遠隔リハビリテーションの運用試験を行った．

その結果，VR リハビリテーション課題の遂行時間，運動の滑らかさ，関節可動域（肩関節屈曲/水平屈曲，肘関節伸展）の改善が定量的に認められた．ビデオ映像による定性的な動作分析から体幹の代償動作も軽減している様子が確認された．遠隔リハビリテーション

運用時には，ネットワーク遅延，ハード・ソフトウェアトラブルもなく，円滑なリハビリテーションを行うことが可能であった．いずれの症例についても，リハビリテーションに対するモチベーションを高く保つことができた．

以上, 本研究では 3 次元立体視とクラウドサービスを活用した VR 遠隔リハビリテーションシステムを開発し，CVA 患者に対する Pilot Study を行った．その結果，システムの実用性・運用性が確認でき，VR リハビリテーションの効果性を示す結果が得られた．

6.2 今後の展望

本研究では，クラウドサービスと 3 次元画像を用いた VR 遠隔リハビリテーションシステムを開発し，その実用性・効果性に関する検証を行った．実用性・効果性については示されたが，課題も残されている．

課題の一つは，リハビリテーションコンテンツの拡充である．今回作成したシステムでは，リハビリテーションを行える空間が Kinect センサの範囲内という極めて限定的なものであった．病院で行われるリハビリテーションでは，歩行や階段昇降など，より動的な運動課題も行われる．このような動的な訓練に対応するために，システムの改良を行っていく必要がある．現在，IMU（Inertial Measurement Unit）テクノロジーが進歩し，精度の高い加速度・角速度・地磁気センサが組み込まれた小型無線式の 9 軸センサモジュールが低価格で市販されている．これらのセンサとスマートフォンなどのモバイル端末やスマートグラスを組み合わせて活用することで，動的な運動を計測し，オンライン上でモニタリングやフィードバックを行うことが可能となる．今後，可能な限り少ないセンサ数でヒト

の動作を効率的に計測可能な手法を検討し，遠隔リハビリテーションシステムとの連携を実現していく．

第二の課題として，感覚フィードバックデバイスの検証が挙げられる．本研究では奥行き方向の運動を促す目的で，3 次元ディスプレイと振動刺激デバイスを用いた．今回の検証では，3 次元ディスプレイの有効性については確認された．一方で，本システムを用いた振動刺激フィードバックの有効性に関しては精査できていない．このため，引き続き健常者・脳血管疾患患者に対して振動刺激フィードバックの有効性を検証していく．また，試作した振動刺激呈示機器は有線式であること，さらに利用する際にはそのコストが課題であった．今後は無線化，小型化，そして低コスト化を図っていく．そして，振動刺激のさらなる展開として，運動をガイドすることを目的とした運用も検討していく．

本システムの運用に関する展開としては，遠隔リハビリテーション適応例を増やし，治療効果や安全性に関するエビデンスを継続的に増やしていく．これにより，医療制度上で遠隔リハビリテーションの運用が認められるように，政府に対する働きかけを行っていく．

また，本システムを患者・患者のみではなく，地域に暮らす高齢者の疾患予防を目的とした利用を検討している．地域に暮らす高齢者が運動する場として，地域の健康教室がある．ある一定の運動を行うことは可能であるが，それが本人にとって適しているかの評価を行う運動・動作の専門家が不在な場合が多い．そこで，本システムを活用して理学療法士や作業療法士が高齢者の身体能力を評価し，最適な運動課題を VR リハビリテーションとして提供できるようにシステムを改善していく．平成 27 年度の介護保険改正により，今後は『要支援 1・2』に該当する場合はデイケア，デイサービス，訪問リハビリテーションを介護保険で受けることができなくなる．このような制度上の制約によりリハビリテーショ

ンを受けることができない高齢者・患者を救済する対策が必要となる．その上でも，本システムのような遠隔リハビリテーションシステムは活用できると考える．

さらなる展望としては，本システムを患者・障がい者・高齢者に適応することで身体機能に関するデータを経時的に蓄積し，分析を進めることで疾患予防や病態の予後予測が実現可能になると考える．また，経時的な身体機能の変化を分析することで，治療プログラムの効果性についても検証が可能となり，臨床現場においても得られるメリットは大きなものになると予測される．

参考文献

[1] 内閣府：平成 27 年度高齢社会白書,
http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2015/zenbun/27pdf_index.html

[2] Krishnamurthi RV, Feigin VL, Forouzanfar MH, et al.: Global and regional burden of first-ever ischaemic and haemorrhagic stroke during 1990-2010: findings from the Global Burden of Disease Study 2010. Lancet Glob HealthJ. Natl. Inst. Public Health, 2013, 1(5): e259-81.

[3] Kwakkel G, Kollen B: Predicting improvement in the upper paretic limb after stroke: a longitudinal prospective study. Restor Neurol Neurosci., 2007, 25(5-6): 453-60.

[4] Broeks JG, Lankhorst GJ, Rumping K, et al.: The long-term outcome of arm function and stroke: results of a follow-up study. Dissabil Rehabil., 1999, 21(8): 357-64.

[5] Kwakkel G, Kollen BJ, van der Grond J, et al.: Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb: impact of severity of paresis and time since on set in acute stroke. Stroke, 2003, 34(9): 2181-6.

[6] Nichols-Larsen DS, Clark PC, Zeringue A, et al.: Factors influencing stroke survivors' quality of life during subacute recovery. Stroke, 2005, 36(7): 1480-4.

[7] M Vestiling, B Tufvesson, S Iwarsson: Indicators for return to work after stroke and the importance of work for subjective well-being and life satisfaction. J

Rehabil Med., 2003, 35: 127-131.

[8] Calautti C, Baron JC: Functional neuroimaging studies of motor recovery after stroke in adults: a review, Stroke, 2003, 34: 1553-1566.

[9] Duncan PW, Lai SM, Keighley J: Defining post-stroke recovery: implications for design and interpretation of drug trials. Neurophamacology, 2000, 39(5): 835-841.

[10] L Legg, P Langhorne: Rehabilitation therapy services for stroke patients living at home: systematic review of randomized trials, Lancet, 2004, 363: 352-356.

[11] 厚生労働省：平成 26 年介護サービス施設・事業所調査, http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kaigo/service14/

[12] 京都大学大学院医学研究科医療経済学分野：全国二次医療圏地域医療・介護資源マップ，http://med-econ.umin.ac.jp/Health_Policy/

[13] 中村隆一，佐直信彦：入門リハビリテーション概論（第 7 版増補），医歯薬出版株式会社，2014.

[14] 福井圀彦，藤田勉，宮坂元麿：脳卒中最前線（第 4 版），医歯薬出版株式会社，2013.

[15] 米本恭三，石神重信，石田暉他：リハビリテーション医学（第 2 版），医歯薬出版株式会社，2007.

[16] Heller A, Wade DT, Wood VA, et al.: Arm function after stroke: measurement and recovery over the first three months. J Neurol Neurosurg Psychiatry., 1987, 50(6): 714-719.

[17] Wade DT, Langton-Hewer, Wood VA, et al.: The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery. J Neurol Neurosurg Psychiatry., 1983, 46(6): 521-524.

[18] Sunderrand A, Tinson D, Bradley L, et al.: Arm function after stroke. An

evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator. J Neurol Neurosurg Psychiatry., 1989, 52(11): 1267-1272.

[19] Nichols-Larsen DS, Clark PC, Zeringue A, et al.: Factors influencing stroke survivors' quality of life during subacute recovery. Stroke, 2005, 36(7): 1480-4.

[20] M Vestiling, B Tufvesson, S Iwarsson: Indicators for return to work after stroke and the importance of work for subjective well-being and life satisfaction. J Rehabil Med., 2003, 35: 127-131.

[21] Nudo RJ: Plasticity. NeuroRx, 2006, 3(4): 420-427.

[22] 原寛美，吉尾雅春：脳卒中理学療法の理論と技術，MEDICAL VIEW，2014.

[23] Oujamma L, Relave I, Froger J, et al.: Rehabilitation of arm function after stroke. Literature review. Ann Phys Rehabil Med, 2009, 52(3):269-293.

[24] Dobkin BH: Strategies for stroke rehabilitation. Lancet Neurol, 2004 , 3(9): 528-536.

[25] Van Peppen RP, Kwakkel G, Wood-Dauphinee S, et al.: The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence? Clin Rehabil, 2004, 18(8): 833-862.

[26] Wolf SL, LeCraw DE, Barton LA, et al.: Forced use of hemiplecgic upper extermities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients. Exp Neurol 1989, 104: 125-132.

[27] Taub E, Crago JE, Uswatte G: Constraint induced movement therapy: a new approach to treatment in physical rehabilitation. Rehabil Psychol, 1998, 43: 152-170.

[28] Kunkel A, Kopp B, Müller G, et al.: Constraint-induced movement therapy for motor recovery in chronic stroke patients. Arch Phys Med Rehabil., 1999, 80(6): 624-628.

[29] Page SJ, Levine P, Sisto S, et al.: Stroke patients' and therapists' opinions of constraint-induced movement therapy. Clin Rehabil., 2002, 16(1): 55-60.

[30] 舘暲，佐藤誠，広瀬　通孝：バーチャルリアリティ学．日本バーチャルリアリティ学会，2014.

[31] Langhorne P, Coupar F, Pollock A: Motor recovery after stroke: a systematic review. Lancet Neurol., 2009, 8(8): 741-754.

[32] Saposnik G, Teasell R, Mamdani M, et al.: Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in stroke rehabilitation: a pilot randomized clinical trial and proof of principle. Stroke, 41(7): 1477-1484.

[33] Jang SH, You SH, Hallett M, et al.: Cortical reorganization and associated functional motor recovery after virtual reality in patients with chronic stroke: an experimentar-blind preliminary study. Arch Phys Med Rehabil., 2005, 86(11): 2218-2223.

[34] A Henderson, N Korner-Bitensky, M Levin: Virtual reality in stroke rehabilitation: a systematic review of its effectiveness for upper limb motor recovery. Top Stroke Rehabil., 2007, 14: 52-61.

[35] Lang CE, MacDonald JR, Gnip C: Counting repetitions: an observational study of outpatient therapy for people with hemiparesis post-stroke. J Neurol Phys Ther., 2007, 31(1): 3-10.

[36] Housman SJ, Scott KM, Reinkensmeyer DJ: A randomized controlled trial of gravity-supported, computer-enhanced arm exercise for individuals with severe hemiparesis. Neurorehabil Neural Repair., 2009, 23(5): 505-514.

[37] Krebs HI, Mernoff S, Fasoli SE, et al.: A comparison of functional and impairment-based robotic training in severe to moderate chronic stroke: a pilot study. NeuroRehabilitation., 2008, 23(1):81-87.

[38] Peters DM, McPherson AK, Fletcher B, et al.: Counting repetitions: an observational study of video game play in people with chronic poststroke hemiparesis. J Neurol Phys Ther., 2013, 37(3): 105-111.

[39] Adamovich SV, Fluet GG, Tunik E, et al.: Sensorimotor training in virtual reality: a review. NeuroRehabilitation, 2009, 25(1): 29-44.

[40] Finley M, Combs S: User perceptions of gaming interventions for improving upper extremity motor function in persons with chronic stroke. Physiother Theory Pract,. 2013, 29(3): 195-201.

[41] Guadagnoli MA, Lee TD: Challenge point; a framework for conceptualizing the effects of various practice conditions in motor learning. J Mot Behav., 2004, 36(2): 212-224.

[42] Sposnik G, Levin M: Virtual reality in stroke Rehabilitation: a meta-analysis and implications for clinicians. Stroke, 2011, 42(5): 1380-1386.

[43] Sweetser PM, Wyeth P: GameFlow: A model for evaluating player enjoyment in games. ACM Computers in Entertainment. 2005, 3(3): 1-24.

[44] Carignan CR, Krebs HI: Telerehabilitation robotics: bright lights, big future ? J

Rehabil Res Dev., 2006, 43(5): 695-710.

[45] Tanaka T, Shirogane S, Maeda Y, et al.: Effectiveness of a new combined system, using a force plate and vibratory stimulation device for balance trainig in patients with stroke. Proceedings of 1st International Conference on Applied Bionics and Biomechanics, 2010.

[46] Tanaka T, Shirogane S, Maeda Y, et al.: Effectiveness of a new combined system, using a force plate and vibratory stimulation device for balance trainig in the elderly. Proceedings of 2009 IEEE/SICE International Symposium on system Integration, 2009, 89-94.

[47] M Rogante, S Silvestri, M Bufano, et al.: Integration of monitoring and motor-training units for a tele-rehabilitation service. Journal of Telemedicine and Telecare, 2006, 12: 43-45.

[48] Lai JC, Woo J, Hui E, et al.: Telerehabilitation – a new model for community-based stroke rehabilitation. J Telemed Telecare., 2004, 10(4): 199-205.

[49] Hoenig H, Sanford JA, Butterfield T, et al.: Development of a teletechnology protocol for in-home rehabilitation. J Rehabil Res Dev., 2006, 43(2): 287-298.

[50] Man DW, Soong WY, Tam SF, et al.: A randomized clinical trial study on the effectiveness of a tele-analogy-based problem-solving programme for people with acquired brain injury (ABI). NeuroRehabilitation., 2006, 21(3): 205-217.

[51] Egner A, Phillips VL, Vora R, et al.: Depression, fatigue, and health-related quality of life among people with advanced multiple sclerosis: Results from an exploratory telerehabilitation study. NeuroRehabilitation. 2003, 18(2): 125-133.

[52] Tam SF, Man WK, Hui-Chan CW, et al.: Evaluating the efficacy of tele-cognitive rehabilitation for functional performance in three case studies., Occup Ther Int., 2003, 10(1): 20-38.

[53] Sanford JA, Griffiths PC, Richardson P, et al.: The effects of in-home rehabilitation on task self-efficacy in mobility-impaired adults: a randomized clinical trial. J Am Geriatr Soc., 2006, 54(11): 1641-1648.

[54] Burdea GC, Jain A, Rabin B, et al.: Long-Term Hand Tele-Rehabilitation on the PlayStation 3: Benefits and Challenges. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc., 2011, 2011: 1835-1838.

[55] Lum PS, Uswatte G, Taub E, et al.: A telerehabilitation approach to delivery of constraint-induced movement therapy. J Rehabil Res Dev., 2006, 43(3): 391-400.

[56] Ponte S, Gabrielli S, Jonsdottir J, et al.: Monitoring Game-based motor rehabilitation of patients at home for better plans of care and quality of life. Conf IEEE Eng Med Biol Soc., 2015, 2015: 3941-3944.

[57] Chen K, Ren Y, Gaebler-Spira, et al.: Home-based tele-assisted robotic rehabilitation of joint impairments in children with cerebral palsy. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc., 2014, 2014: 5288-5291.

[58] Cascado D, Romero SJ, Hors S, et al.: Virtual worlds to enhance Ambient-Assisted Living. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc., 2010, 2010: 212-215.

[59] Kuttuva M, Boian R, Merians A, et al.: The Rutgers arm, a rehabilitation system in virtual reality: a pilot study. Cyberpsychol Behav., 2006, 9(2): 148-151.

[60] Jung JH, Valencia DB, Rodriguez-de-Pablo C, et al.: Development of a powered

mobile module for the ArmAssist home-based telerehabilitation platform. IEEE Int Conf Rehabil Robot., 2013, 2013: 6650424.

[61] Lockery D, Peters JF, Ramanna S, et al.: Store-and-Feedforward Adaptive Gaming system for hand-finger motion tracking in telerehabilitation. IEEE Trans Inf Technol Biomed., 2011, 15(3): 467-473.

[62] Finkelstein J, Wood J, Cha E: Impact of physical telerehabilitation on functional outcomes in seniors with mobility limitations. Conf Proc IEEE Med Biol Soc., 2012, 2012: 5827-5832.

[63] Holden MK, Dyar TA, Dayan-Cimadoro L: Telerehabilitation using a virtual environment improves upper extremity function in patients with stroke. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng., 2007, 15(1): 36-42.

[64] Huber M, Rabin B, Docan C, et al.: Feasibility of modified remotely monitored in-home gaming technology for improving hand function in adolescents with cerebral palsy. IEEE Trans Inf Technol Biomed., 2010, 14(2): 526-534.

[65] L Piron, P Tonin, E Trivello, et al.: Motor tele-rehabilitation in post-stroke patients. Med. Inform., 2004, 24(2): 119-125.

[66] Rovert V. Kenyon, Jason Leigh: Networked Virtual Environments and Rehabilitation. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004, 4832-4835.

[67] VICON: http://www.vicon.com

[68] MAC3D: http://www.motionanalysis.com

[69] Yang CC, Hsu YL: A review of accelerometry-based wearable motion detectors for

physical activity monitoring., Sensors (Basel), 2010, 10(8): 7772-7778.

[70] Todorov E, Shadmehr R, Bizzi E: Augmented feedback presented in a virtual environment accelerates learning of a difficult motor task. J Mot Behav., 1997, 29(2): 147-158.

[71] Bonan IV, Yeinik AP, Colle FM, et al.: Reliance on visual information after stroke. Part II: Effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: a randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil., 2004, 85(2): 274-8.

[72] Radish Network Speed Testing: http://netspeed.studio-radish.com/index.html

[73] 日本整形外科学会身体障害者委員会, 日本リハビリテーション医学会評価基準委員会：関節可動域表示ならびに測定法. リハビリテーション医学会誌, 1974, 11(2): 127-132.

[74] Gogia PP, Braatz JH, Rose SJ, et al.: Reliability and validity of goniometric measurements at the knee. Phys Ther., 1987, 67(2): 192-195.

[75] Riddle DL, Rothstein JM, Lamb RL: Goniometric reliability in a clinical setting. Shoulder measurements. Phys Ther., 1987, 67(5): 668-673.

[76] Fernandez-Baena A, Susin A, Lligadas X: Biomechanical Validation of Upper-body and lower-body joint movements of Kinect motion capture data for rehabilitation treatments. 2012 Fourth International Conference on Intelligent Networking and Collaborative Systems, 2012, 656-661.

[77] Shumway-Coook A, Woollacott MH: Motor Control –Translating research into clinical practice, Lippincott Wiliams & Wilkins, 2007.

[78] 河合　隆史，盛川　浩志，太田　啓路，他：3D 立体映像表現の基礎-基本原理から製作技術まで-，オーム社，2010.

[79] Laver K, George S, Thomas S, et al.: Cochrane review: virtual reality for stroke rehabilitation. Eur J Phys Rehabil Med., 2012, 48(3): 523-530.

[80] Shin JH, Ryu H, Jang SH: A task-specific interactive game-based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke: a usability test and two clinical experiments. J Neuroeng Rehabil., 2014, 11:32.

[81] Jordan K, Sampsom M, King M: Gravity-supported exercise with computer gaming improves arm function in chronic stroke. Arch Phys Med Rehabil., 2014, 95(8): 1484-1489.

[82] M Gövercin, IM Missala, M Marschollek, et al.: Virtual Rehabilitation and Telerehabilitation for the Upper Limb -A Geriatric Review-. GeroPsych., 2010, 23: 79-90.

[83] TS In, KS Jung, SW Lee, et al.: Virtual Reality Reflection Therapy Improves Motor Recovery and Motor Function in the Upper Extremities of People with Chronic Stroke. J Phys Ther Sci., 2012, 24(4): 339-343.

[84] Saposnik G, Levin M: Virtual reality in stroke rehabilitation: a meta-analysis and implications for clinicians. Stroke, 2011, 42(5): 1380-1386.

[85] Lee KH: Effects of a virtual reality-based exercise program on functional recovery in stroke patients: part 1. J Phys Ther Sci., 2015, 27(6): 1637-1640.

[86] Lee SH, Kim YM, Lee BH: Effects of virtual reality-based bilateral upper-extremity training on brain activity in post-stroke patients. J Phys Ther Sci.,

2015, 27(7): 2285-2287.

[87] Jo K, Yu J, Jung J: Effects of virtual reality-based rehabilitation on upper extremity function and visual perception in storke patients: a Randomized Control Trial. J Phys Ther Sci., 2012, 24(11): 1205-1208.

[88] Lloréns R, Noé E, Colomer C, et al.: Effectiveness, usability, and cost-benefit of a virtual reality-based telerehabilitation program for balance recovery after stroke: a randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil., 2015, 96(3): 418-425.

[89] Krpič A, Savanović A, Cikajlo I: Telerehabilitation: remote multimedia-supported assistance and mobile monitoring of balance training outcomes can facilitate the clinical staff's effort. Int J Rehabil Res. 2013, 36(2): 162-171.

[90] Sisto SA, Forrest GF, Glendinning D: Virtual reality applications for motor rehabilitation after stroke. Top Stroke Rehabil., 2002, 8(4): 11-23.

[91] Steinish M, Tana MG, Comani S: A post-stroke rehabilitation system integrating robotics, VR and high-resolution EEG imaging. IEE Trans Neural Syst Rehabil Eng., 2013, 21(5): 849-859.

[92] R Chemuturi, F Amirabdollahian, K Dautenhahn: Adaptive training algorithm for robot-assisted upper-arm rehabilitation, applicable to individualized and therapeutic human-robot interaction. J Neuroeng Rehabil., 2013, 10: 102.

[93] Tanaka T, Kudo A, Sugihara A, et al.: A Study of Upper Extremity Training for Patients with Stroke Using a Virtual Environment System. J Phys Ther Sci., 2013, 25(5): 575-580.

[94] Subramanian SK, Knaut LA, Beaudoin C, et al.: Virtual reality environments for

post-stroke arm rehabilitation. J Neuroeng Rehabil., 2007, 4: 20.

[95] Subramanian SK, Lourenco CB, Chilingaryan G, et al.: Arm motor recovery using a virtual reality intervention in chronic stroke: randomized control trial. Neurorehabil Neural Repair., 2013, 27(1): 13-23.

[96] Trojan J, Diers M, Fuchs X, et al.: An augmented reality home-training system based on the mirror training and imagery approach. Behav Res Methods., 2014, 46(3): 634-40.

[97] Bonan IV, Colle FM, Guichard JP, et al.: Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic posturography. Arch Phys Med Rehabil., 2004, 85(2): 268-73.

[98] Ustinova KI, Leonard WA, Cassavaugh ND, et al.: Development of a 3D immersive videogame to improve arm-postural coordination in patients with TBI. J Neuroeng Rehabil., 2011, 8: 61.

[99] Lee YH, Wu SK, Liu YP: Performance of remote target pointing hand movements in a 3D environment. Hum Mov Sci., 2013, 32(3): 511-526.

[100] S Kitazawa, T Goto, Y Urushihara: Quantitative evaluation of reaching movements in cats with and without cerebellar lesions using normalized integral of jerk: Role of the cerebellum and basal ganglia in voluntary movement. Elsevier, 1993: 11-19.

[101] A Viau, AG Feldman, BJ McFadyen, et al.: Reaching in reality and virtual reality: a comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis. J Neuroeng Rehabil., 2004, 1: 111.

[102] Marchal-Crespo L, van Raai M, Rauter G, et al.: The effect of haptic guidance and visual feedback on learning a complex tennis task. Exp Brain Res., 2013, 231(3): 277-291.

[103] Van Erp JB, Oving AB: Control performance with three translational degrees of freedom. Human Factors. 2002, 44(1): 144-155.

[104] Abend W, Bizzi E, Morraso P: Human arm trajectory formation. Brain, 1982, 105(2): 331-348.

[105] Rohrer B, Fasoli S, Kerbs HI, et al.: Movmenet smoothness changes during stroke recovery. J Neurosci., 2002, 22(18): 8297-8304.

[106] Kim N, Park Y, Lee BH: Effects of community-based virtual reality treadmill training on balance ability in patients with chronic stroke. J Phys Ther Sci., 2015, 27(3): 655-8.

[107] Park EC, Kim SG, Lee CW: The effects of virtual reality game exercise on balance and gait of the elderly. J Phys Ther Sci., 2015, 27(4): 1157-9.

[108] Lee HY, Kim YL, Lee SM: Effects of virtual reality-based training and task-oriented training on balance performance in stroke patients. J Phys Ther Sci., 2015, 27(6): 1883-8.

[109] Song GB, Park EC: Effect of virtual reality games on stroke patients' balance, gait, depression, and interpersonal relationships. J Phys Ther Sci., 2015, 27(7): 2057-60.

[110] Legg L, Langhorme P: Rehabilitation therapy services for stroke patients living at home: systematic review of randomized trials. Lancet, 2004, 363(9406):

352-356.

[111] Backlund P, Taylor AA, Engstrom H, et al.: Evaluation of usefulness of the Elinor console for home based rehabilitation. 2011 Third International Conference on Games and Virtual Worlds for Serious Applications (VS-GAMES), 2011, 98-103.

[112] Singh DK, Mohd Nordin NA, Abd Aziz NA, et al.: Effects of substituting a portion of standard physiotherapy time with virtual reality games among community-dwelling stroke survivors. BMC Neurol., 2013, 13: 199.

[113] Kawagoe M, Kajiya S, Mizushima K, et al.: Effect of continuous home-visit rehabilitation on functioning of discharged frail elderly. Journal of Physical Therapy Science, 2009, 21(4): 343-348.

[114] Hatano E: Long-term care insurance in Japan: How physicians are involved in providing rehabilitation for the elderly. JMAJ., 2012, 55(3): 231-239.

[115] Thorsen AM, Holmgvist LW, de Pedro-Cuesta J, et al.: A randomized controlled trial of early supported discharge and continued rehabilitation at home after stroke: five-year follow-up of patient outcome. Stroke, 2005, 36(2): 297-303.

[116] Lee MH, Ranganathan R, Newell KM: Changes in object-oriented arm movements that precede the transition to goal-directed reaching in infancy. Dev Psychobiol., 2011, 53(7): 685-693.

[117] Caimmi M, Carda S, Giovanzana C, et al.: Using kinematic analysis to evaluate constraint-induced movement therapy in chronic stroke patients. Neurorehabil Neural Repair., 2008, 22(1): 31-39.

[118] Rohrer B, Fasoli S, Krebs HI, et al.: Movement Smoothness Changes during stroke recovery. J Neurosci., 2002, 22(18): 8279-8304.

[119] Levin MF: Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. Brain, 1996, 119(Pt1): 281-293.

[120] Tao G, Archambault PS, Levin MF: Evaluation of Kinect skeletal tracking in a Virtual Reality rehabilitation system for upper limb. 2013 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR). 2013, 164-165.

[121] Holden MK: Virtual Environments for Motor Rehabilitation: review. Cyberpsychol Behav., 2005, 8(3): 187-211.

謝　辞

本研究は，筆者が北海道大学大学院情報科学研究科生命人間情報科学専攻の博士後期課程在学中（平成 23 年 10 月から平成 28 年 3 月）に行ったものである．

本課程において，暖かい御指導，御鞭撻を始終賜りました，北海道大学大学院情報科学研究科生命人間情報科学専攻　工藤　信樹　准教授に心より厚く御礼申し上げます．

また，　入学来，多大な御指導，御鞭撻を賜りました，早稲田大学大学院情報生産システム研究科　清水　孝一　教授に心より厚く御礼申し上げます．

そして，理学療法士・研究者としての道を常日頃より御指導頂き，本研究においても御指導，御助言を頂いた，北海道科学大学保健医療学部理学療法学科，兼東京大学高齢社会総合研究機構　田中　敏明　教授に深く感謝申し上げます．

ご多忙な中，副査をお引き受けいただき，貴重な御指導，御助言を頂いた，北海道大学情報科学研究科生命人間情報科学専攻　平田　拓　教授，舘野　高　教授に深く感謝申し上げます．

本研究を遂行するにあたり，臨床家の視点から御指導，御助言を頂き，データ収集でもご協力いただいた医療法人秀友会　札幌秀友会病院リハビリテーション科　杉原　俊一　先生，工藤　章　先生に深く感謝申し上げます．

また，本研究において開発したシステムの運用にあたり，多大なる御協力を頂いた皆様に心よりの感謝を申し上げます．

最後に，博士課程を終えるまで常日頃からサポートしてくれた妻　祐子と二人の子供たち，両親，そして親友に感謝いたします．

2016 年　6 月