法政大学学術機関リポジトリ
HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-04

Motion-Less VRの提案と基礎評価

望月, 典樹 / MOCHIZUKI, Noriki

(開始ページ / Start Page)
1
(終了ページ / End Page)
87
(発行年 / Year)
2022-09-15
(学位授与番号 / Degree Number)
32675乙第253号
(学位授与年月日 / Date of Granted)
2022-09-15
(学位名 / Degree Name)
博士 (工学)
(学位授与機関 / Degree Grantor)
法政大学 (Hosei University)
(URL)
https://doi.org/10.15002/00025870

法政大学審査学位論文

Motion-Less VRの提案と基礎評価

Proposal and evaluation of Motion-Less VR

望月典樹

要旨

VR（Virtual Reality）は「見かけは現実ではないが，実質的には，現実であること」であり，近年VR技術は様々な場面での応用が期待されている．本論文では，VRの理想形として「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を設定し，この実現に向けた検討を行った．

はじめに，「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という点に着目し，現行のVRシステムの方式において，身体定位に関与する脳内モデルである身体図式をリアル身体から自身と形状の異なるバーチャル身体のものへと更新可能であるかを確認した．具体的には，身体図式の更新に関して，その有効性の確認，基礎特性の導出とその評価，運動時における評価，触力覚提示による影響の評価を行った．結果として，リアル身体での運動の結果をバーチャル身体の運動に反映する現行のVRシステムの方式では，任意の身体図式へ完全に更新することはできず，さらに更新後の身体形状によっては特定の運動が実行できなくなるという問題も生じることから，「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすことは困難であるという結論に至った．

他方，「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件に関しては，歩行に伴う移動を打ち消すロコモーションインタフェースに外骨格型の力覚提示装置を組み合わせることで，現行のVRシステムの方式においてもある程度までは実現可能である．しかしながら，バーチャル環境とのインタラクション時の反力を受けつつ，身体の位置移動が生じないようにするためには，反力を身体の別部位で受ける必要がある．その場合，身体の一部は装置に固定されることとなるため，ユーザの実行できる運動が制限されるといった問題が生じる．

これらを受けて，本論文ではVRの理想形を実現し得るVRシステムの方式を提案し，検討を行った．提案方式はリアル身体での運動を必要としないことから「Motion-Less VR」と命名した．提案方式はリアル身体の運動の抑制，ユーザからの運動意図の取得，バーチャル身体の運動の生成，ユーザへの運動感覚の提示の機能から構成される．モーションキャプチャを用いた現行のVRシステムでは，運動出力と感覚入力の際にリアル環境での身体運動を必要とするため，前述の通りリアル環境による空間的・物理的な制約を受けることとなる．一方，提案システムはリアル環境を介さずにユーザとシステムの間で情報の入出力が可能であるため，VRの理想形を実現し得ると考えられる．

これらを踏まえた本論文の構成は以下の通りである．

第1章では，初めにVRの定義を行い，VRの成立に必要な要素を挙げた上で，VRを実現するシステムの構成について述べた．続いて，これまでのVRシステムの変遷を説明した後，応用例を以ってVRの社会的なニーズを提示した．次に，SF作品で登場するVRシステムを取り上げ，VRの理想形には「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たす必

要があることを示した．最後に，この要件の実現を目指すことを研究目的として述べた．

第 2 章では，「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件について実現可能性の検討を行った．具体的には，様々な体格のバーチャル身体での運動を実現するためには，身体定位に関与する脳内モデルである身体図式を変更する必要があるということから，現行の VR システムの方式において身体図式を更新する手法に着目し，要件を真に満たしうるかを各種実験により精査した．結果として，身体図式の更新には限界があり，現行の VR システムの方式では「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすことが困難であるという結論に至った．

第 3 章では，まず「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件に関して，既存技術での限界を述べた．その上で，第 2 章の結論と併せて，現行の VR システムの方式では VR の理想形を満たすことが困難であることを説明した．これを受けて，VR の理想形を究極的には実現し得るシステムの方式を提案した．具体的に，提案方式はリアル身体の運動の抑制，ユーザからの運動意図の取得，バーチャル身体の運動の生成，ユーザへの運動感覚の提示の機能から構成されることを説明し，その基礎的なシステム構成についても述べた．なお，基礎的なシステムの構成は，リアル身体を機械的に固定した状態で，ユーザが運動を行おうとして生じた関節トルクを運動意図として取得し，力学計算によってバーチャル身体の運動の生成を行い，その結果を視覚や深部感覚に提示するというものである．

第 4 章では，示指三関節の屈伸運動，（深部感覚提示を含む）手首関節での二軸性運動，上肢での水平 2 自由度運動に関して，第 3 章で述べた基礎的なシステムの実装と評価を行い，各身体部位における提案方式の実現可能性の確認をそれぞれ行った．

第 5 章では，結論として，本研究のまとめを述べ，さらに提案方式の今後の課題と展望を，リアル身体の運動の抑制，ユーザからの運動意図の取得，バーチャル身体の運動の生成，ユーザへの運動感覚の提示といった機能別に示した．

目 次

要旨 **i**

第 1 章　序論 **1**

1.1　研究背景 1

1.1.1　VR（Virtual Reality）の定義 1

1.1.2　VR システムの構成 1

1.1.3　VR の変遷 3

1.1.4　VR の応用例 4

1.1.5　SF 作品で描かれる VR 5

1.1.6　VR の理想形 5

1.2　研究目的 6

1.3　論文構成 7

第 2 章　バーチャル身体の操作における身体図式の更新とその限界 **8**

2.1　はじめに 8

2.2　リアル身体と形状の異なるバーチャル身体の操作 8

2.2.1　必要性 8

2.2.2　関連研究と目的 9

2.3　身体図式の更新 10

2.3.1　バーチャル身体の操作性と身体図式の更新 10

2.3.2　身体図式更新の現状 10

2.3.3　身体図式の更新手法 11

2.4　有効性の評価 12

2.4.1　実験システム 12

2.4.2　評価方法 14

2.4.3　実験手順 15

2.4.4　実験結果 15

2.5　基礎特性の導出とその評価 16

2.5.1　実験システム・評価方法・実験手順 17

2.5.2　実験結果 17

2.6　運動時における評価 18

2.6.1　身体図式と運動軌道の関係 19

2.6.2　実験システム・評価方法 19

2.6.3　実験手順 20

2.6.4　実験結果 21

2.7　触力覚提示による影響の評価 22

2.7.1 実験システム・評価方法・実験手順 22
2.7.2 実験結果 23
2.8 考察 25
2.9 おわりに 26

第 3 章 Motion-Less VR の提案 28
3.1 はじめに 28
3.2 随意運動と自己投射性 28
3.3 VR システムの入出力装置 29
3.4 現行の VR システムの方式とその問題 31
3.5 提案する VR システムの方式 33
3.6 基礎的なシステムの構成 34
3.7 おわりに 35

第 4 章 Motion-Less VR の実装と評価 36
4.1 はじめに 36
4.2 示指三関節での屈伸運動 36
4.2.1 システム 36
4.2.2 実験 39
4.2.3 考察 45
4.3 手首関節での二軸性運動 48
4.3.1 システム 48
4.3.2 実験 51
4.4 上肢での水平 2 自由度運動 53
4.4.1 システム 53
4.4.2 実験 54
4.4.3 考察 56
4.5 おわりに 57

第 5 章 結論 58
5.1 研究のまとめ 58
5.2 今後の課題と展望 58
5.2.1 提案方式全体に関して 59
5.2.2 リアル身体の運動の抑制に関して 59
5.2.3 ユーザからの運動意図の取得に関して 59
5.2.4 バーチャル身体の運動の生成に関して 59
5.2.5 ユーザへの運動感覚の提示に関して 59

付 録 A 運動意図出力によって誘発される表面筋電の身体固定下および非固定下における比較評価 61
A.1 はじめに 61
A.2 関連研究 63
A.3 実験 63
A.3.1 タスク 64
A.3.2 条件 64

A.3.3 測定とデータ処理 65
A.3.4 結果 65
A.4 考察 66
A.5 おわりに 68

付 録 B バーチャル身体肘関節の粘弾性変化に対するユーザの適応能力の調査 69
B.1 はじめに 69
B.2 関節 69
B.3 実験 70
B.3.1 システム 70
B.3.2 タスクと結果 71
B.4 おわりに 73

参考文献 74

発表文献 83

謝辞 87

第1章　序論

本章では，序論として研究背景，研究目的，論文構成について述べる．

まず，バーチャルリアリティ（Virtual Reality：以降，VR）の定義を行い，VR を実現するシステムの構成について述べる．続いて，これまでの VR の変遷を説明した上で，現在の VR の応用例を紹介する．さらに，サイエンス・フィクション（Science Fiction：以降，SF）作品で描かれる VR を挙げ，VR の理想形に求められる要件を定義する．次に，VR の理想形を踏まえた本研究の目的を述べる．最後に，本論文の構成を述べる．

1.1　研究背景

1.1.1　VR（Virtual Reality）の定義

一般に，Virtual Reality は日本語で仮想現実と訳される．しかし，日本バーチャルリアリティ学会 [1] によるとこれは誤訳のようである．その理由は以下とされている．

> 「仮想」という言葉は「仮に考えること、仮に想定すること」という意味であり，「virtual」本来の意味である「ある部分の本質を示す」または「実質的な」とは同義ではない．さらには，「virtual」の反対語は「nominal」であり，「nominal」の反対語は「real」であるため，「virtual」は「real」と同義とさえ言える．

この誤訳は「virtual」という概念が日本に存在しなかったために生じていると言われている．そこで，同学会では「virtual」の英語の意味「Existing in essence or effect though not in actual fact or form」を引用する形で，VR を「みかけや形は原物そのものではないが，本質的あるいは効果としては現実であり原物であること」と定義している．本論文においても VR を同様の意味で扱う．

これを踏まえ，本論文では「仮想」という言葉は使わずに，カタカナ表記の「バーチャル」を用いる．また，バーチャルではない原物そのもの（例として X）を明示的に指し示す際には，日本語では「実 X」や「物理 X」と表現することが多い．しかしながら，カタカナ表記のバーチャルに対して，「実」や「物理」といった単語は対比として捉えにくい．そこで，本論文ではあえて「リアル」という単語を用いて「リアル X」のように表現する．

1.1.2　VR システムの構成

VR は以下の 3 つの要素で成立するとされている [1].

(1) 3 次元の空間性

(2) 実時間の相互作用性

(3) 自己投射性

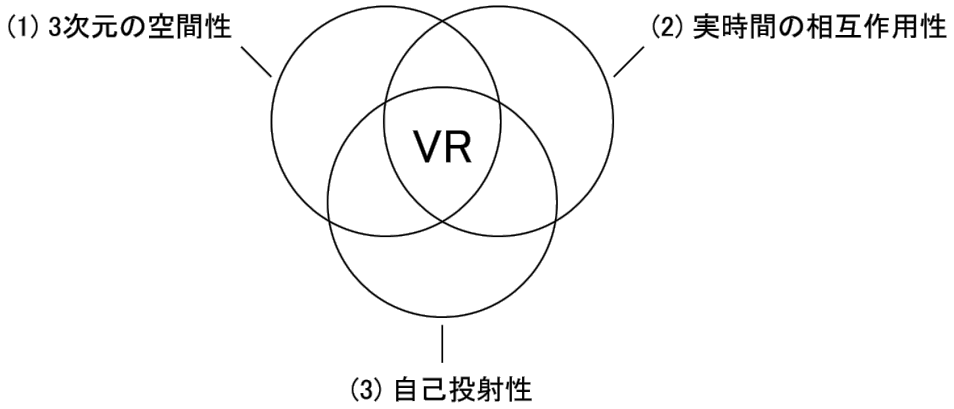


図 1.1 VR 成立の 3 要素

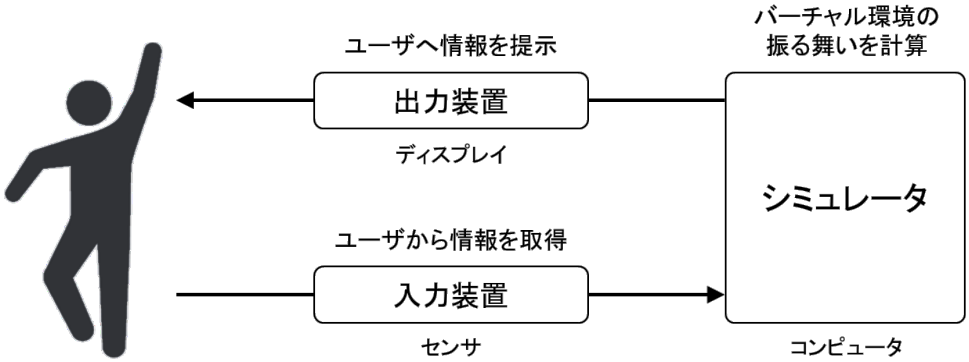


図 1.2 VR システムを構成する装置

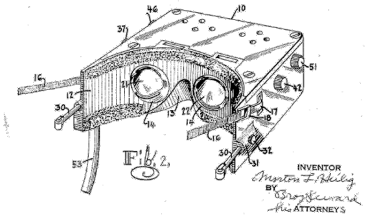
それぞれ，(1) 人間にとって自然な 3 次元空間を構成しており，(2) 人間がその中で環境との実時間の相互作用をしながら自由に行動でき，(3) その環境と使用している人間とがシームレスになっていて環境に入り込んだ状態が作られているというものである．3 要素の概念図を図 1.1 に示す．なお，自己投射性の向上には，バーチャル身体に対して身体所有感と運動主体感が生起された上で，その操作性が高いことが理想である．身体所有感は「観察された物体が自分に備わっているものだという感覚」であり，運動主体感は「観察された物体の運動が自分によって引き起こされたものだという感覚」である．

また，VR を実現するシステム（以降，VR システム）は，以下の 3 種類の装置で構成される．

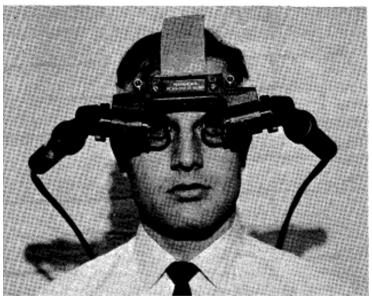
- 入力装置
- シミュレータ
- 出力装置

入力装置はユーザから情報を取得するものであり，センサと言い換えることができる．シミュレータはバーチャル環境の振る舞いを計算する装置であり，コンピュータと言い換えることができる．出力装置はユーザへ情報を提示するものであり，ディスプレイと言い換えることができる．入力装置を用いてユーザから取得した情報を，シミュレータ内のバーチャル環境に反映し，その結果を出力装置を用いてユーザに提示するという流れでシステムは動作する．各装置の関係を図 1.2 に示す．

(a) Sensorama [3]



(b) Telesphere Mask [4]



(c) The Sword of Damocles [5]

(d) Scott Fisher らの開発したシステム [7]

(e) 1000 SERIES，Virtuality Group 社

(f) バーチャルボーイ，任天堂社

図 1.3 VR 黎明期から第 1 次 VR ブームまでの VR 装置

1.1.3 VR の変遷

VR という言葉が使われ始めたのは 1989 年からである．一方で，VR の考え方自体の起源はさらに古く，1935 年に発刊された Stanley G. Weinbaum の SF 小説「Pygmalion's Spectacles」[2] にまで遡る．小説ではゴーグル型の VR 装置が登場し，VR のコンセプトの先駆けとなった．

実際に VR 装置の開発が進められたのは 1960 年代に入ってからである．まず，1962 年に映像技師の Morton Heilig が「Sensorama」（図 1.3a）という VR 体験装置の試作機を開発し，その特許を 1962 年に取得した [3]．Sensorama は立体映像ディスプレイ，ステレオサウンドシステム，香り噴出装置，ファン，可動椅子が搭載されたアーケードゲーム機のような装置であった．Morton Heilig は 1960 年に「Telesphere Mask」（図 1.3b）というヘッド・マウンテッド・ディスプレイ（Head Mounted Display：以降，HMD）に似た装置の特許も取得した [4]．

1968 年には，Ivan Edward Sutherland がブラウン管式ディスプレイを 2 つ搭載した HMD「The Sword of Damocles」（図 1.3c）を開発した [5]．これは天井から吊るされた透過型の HMD であり，装着すると空中に立方体が立体的に表示され，頭の動きに応じて立方体が動くというものである．初のウェアラブル型の VR 装置と言われており，この方式が現行の VR システムでも採用されている．

1981 年には，Nicholas Negroponte によって「Media Room」という VR システムが開発された [6]．このシステムでは HMD は用いられず，壁面に表示された情報を音声やジェ

(a) Oculus Rift DK1，Oculus VR 社

(b) Leap Motion Controller，Ultraleap 社

(c) Omni One，Virtuix 社

図 1.4 第 2 次 VR ブームの VR 装置

スチャ，ジョイスティックなどのインタフェースを用いて操作するものであった．

1985 年には，Scott Fisher らが HMD にデータグローブ（手の位置や動きをリアルタイムに計測する手袋）を組み合わせたシステム（図 1.3d）を開発した [7]．その後，VPL Research 社が HMD やデータグローブなどを市販化し，1989 年より VR という言葉が使われるようになった．

1990 年代に入ると，VR はアーケードゲーム（図 1.3e）や家庭用ゲーム（図 1.3f）など，ゲーム機を主に VR 装置の開発が行われ，第 1 次 VR ブームが起きた．しかし，当時は装置が高価であった上にソフトも粗雑であったことから商業的な成功まで至らず，ブームは一過性のものとなった．以降，VR はパソコンやインターネット，World Wide Web といった技術の陰に隠れ，日の目を見ない時期が続いた．

再び VR が注目されるようになったのは，2010 年代に入ってからである．2012 年に Palmer Luckey 率いる Oculus VR 社が低価格の HMD「Oculus Rift」（図 1.4a）を発表し，開発者キットを販売した．Oculus Rift は高性能な上に，一般消費者でも手が出せる価格であった．この背景にはスマートフォンの普及によりコンピュータやディスプレイ，センサなど HMD を構成する部品の価格が下がったことがあると言われている．

2016 年には，消費者向けの Oculus Rift を初めとした，低価格で実用的な性能を持つ HMD が数社から市場投入されたことで，第二次 VR ブームが巻き起こった．メディアでは 2016 年を「VR 元年」と呼ぶようになった．また，Oculus Rift の登場を受けて，HMD の他にも Ultraleap 社のジェスチャ入力装置「Leap Motion Controller」（図 1.4b）[8] や，Virtuix 社の歩行型 VR 装置「Omni One」（図 1.4c）[9] といった装置が発表されている．

以降，HMD を初めとした VR 装置の普及は進み，VR を用いたサービスも提供されるようになった．また，2020 年代に入ってからはインターネット上に構築されたバーチャル空間をメタバースとも呼ぶようにもなり，そのアクセスに VR 装置が用いられるなど，VR の領域はさらなる広がりを見せている．

1.1.4 VR の応用例

VR 装置が登場してから，様々な分野において応用が進められている．

医療分野では，手術トレーニングやリハビリテーション，遠隔医療や介護といった用途で VR が活用されている．例えば，Johnson & Johnson 社は VR を用いて整形外科手術の

トレーニングを行うシステムを発表している [10]．また，mediVR 社は，HMD を装着してペダルをこいで景色を見て回る高齢者向けの VR リハビリテーションツール「mediVR カグラ」を提供している [11]．

スポーツやエンタテイメントの領域でも活用が進んでいる．Intel 社は，世界最大規模の e スポーツイベント「Intel Extreme Masters」において，VR ゲーム「The Unspoken」でのトーナメント大会を開催した [12]．また，クラスター社 [13] や VARK 社 [14] は，バーチャル空間でライブイベントを楽しめるアプリケーションを開発し，運営を行っている．

コミュニケーションや Web 会議の用途でも使われ始めている．Meta Platforms 社は，バーチャル会議室でアバターを使ってミーティングができるサービス「Horizon Workrooms」を提供している [15]．VRChat 社は，バーチャル空間にアバターで入り込み，多人数でコミュニケーションができる VR プラットフォームを提供している [16]．

製造業の領域でも活用され始めている．サイバネットシステム社は，CAD（Computer Aided Design）や CAE(Computer Aided Engineering) の情報を HMD を用いて視覚的に提示するバーチャルデザインレビューなどの VR ソリューションを提供している [17]．ラティス・テクノロジー社は，VR を用いて生産設備や建設機械、輸送機械などの作業性を確認するシステムを開発し，販売している [18]．

なお，2020 年の VR の市場規模は 18 億ドルにまで上っており，2025 年には 69 億ドルまで拡大すると予測されている [19]．

1.1.5 SF 作品で描かれる VR

このように，1935 年の SF 小説で描かれた VR の概念は数十年かけて具現化が進み，実社会において応用されつつある．そこで，将来的な VR の方向性を見定めるために，昨今の SF 作品で描かれる VR を俯瞰する．

まず，1999 年に公開された映画「マトリックス」（図 1.5a）[20] では，脳へ接続する形の VR 装置が登場する．装置では，リアル身体の首後ろにケーブルが接続され，そのケーブルを介して脳とシステムとで信号のやり取りが行われている．作中では，リアル世界と見紛うほどリアリティの高いバーチャル世界へ入り込み，バーチャル身体を自在に動かして戦闘を行うシーンが描かれている．

2009 年にライトノベルの第 1 巻が出版され，2012 年にアニメの第 1 話が放映された作品「ソードアート・オンライン」（図 1.5b）[21] では，ヘルメット型の VR 装置が登場する．この装置を，ベッドに寝ころぶもしくは椅子に座った状態で頭からかぶることにより，様々なバーチャル空間へ入り込むことが可能となる．また，バーチャル空間では自身とは異なる体格のバーチャル身体を使って自由に動き回ることができている．

2018 年に公開された映画「レディ・プレイヤー 1」（図 1.5c）[22] では，現在の VR 技術とも似た装置が登場する．視覚情報はゴーグルより提示され，さらに触覚はスーツ，力覚は身体に取り付けられたワイヤーから提示されている．装置を使うことでバーチャル世界に入り込み，様々なキャラクターのバーチャル身体を操作している描写がある．

1.1.6 VR の理想形

ここで，1.1.5 に挙げた作品で描かれている VR を，VR の理想形とする．その上で，この VR の理想形が有する機能を見てみると，その本質は以下にあると考えられる．

(a) 映画 マトリックス [20]

(b) アニメ ソードアート・オンライン [21]

(c) 映画 レディ・プレイヤー 1 [22]

図 1.5 VR を題材とした昨今の SF 作品

(A) 様々なバーチャル環境において

(B) 様々な体格のバーチャル身体を用いて

(C) リアル環境と同様の運動が実行できる

具体的には，まずシミュレータ内において様々なバーチャル環境の振る舞いを計算でき，その環境をユーザに提示できるという点である．何かしらの目的に特化した限定的な機能が実装された環境ではなく，リアル環境のように複雑に入り組んでいてかつ自由度の高いバーチャル環境が構築されており，その環境に関する様々な情報をユーザに提示できることが理想である．また，バーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を，自身のリアル身体と同様の運動自由度および運動性能で扱うことができるという点もある．これは，コントローラのようなものを使って指先でバーチャル身体を動かすといったことではなく，通常のリアル身体を動かす場合と同様の運動指令の出力により，バーチャル身体を意図通りに動かせるということである．

なお，SF 作品の中には，この要件を実現するために脳とシステムを接続するブレイン・コンピュータ・インタフェース（Brain-Computer Interface：以降，BCI）技術を採用しているものがある．その理由としては，リアル身体の状態を考慮せずにバーチャル環境を自由に表現することが可能であるためだと考えられる．しかしながら，現時点の BCI 技術は一部の信号のやり取りができる程度のものであり，SF 作品で描かれるような VR 装置を BCI 技術によって実現するには長い期間を要するものと思われる．

1.2 研究目的

研究背景を受けて，「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という VR の理想形に求められる要件を満たす VR システムの実現を本研究の目的に設定する．

これを踏まえて，本論文ではまず初めに「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」に関して着目し，自身と形状の異なるバーチャル身体を操作する際に操作性が低下するという問題について解決の可否を確認する．具体的には，身体定位に関与する脳内モデルである身体図式を，リアル身体からバーチャル身体のものへと更新する手法を用いて，実験により検証する．その結果として，リアル身体からバーチャル身体のものへと身体図式を完全に更新することができなかったことから，現行の VR システムの方式では，「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすことは困難であるということを示す．

次に，「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件に関して，関連する研究や技術を挙げて，現行の VR システムの方式ではその実現が困難であることを示す．

これらを受けて，「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という VR の理想形に求められる要件を満たし得る VR システムの方式の提案を行う．なお，提案方式はリアル身体での運動を必要としないという特徴を有することから「Motion-Less VR」と命名する．続いて，提案方式に関して，特定の身体部位を対象として主要機能を実装した基礎的なシステムを構築し，その性能の評価を行うことで潜在的な実現可能性を示す．最後に，主要機能以外も含めて今後の課題を洗い出し，VR の理想形の実現に向けた道筋を明確化する．

1.3 論文構成

本論文は全 5 章で構成される．第 1 章では，「序論」として研究背景，研究目的，論文構成を述べる．第 2 章では，「バーチャル身体の操作における身体図式の更新とその限界」について述べる．第 3 章では，「Motion-Less VR の提案」について述べる．第 4 章では，「Motion-Less VR の実装と評価」について述べる．第 5 章では，「結論」として本研究のまとめ，今後の課題と展望を述べる．

第2章　バーチャル身体の操作における身体図式の更新とその限界

2.1　はじめに

本章では，「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」ためには，「自身と形状の異なるバーチャル身体を自在に操作できる」ことが必要条件であると考え，その実現の可否について確認を行う．

はじめに，自身のリアル身体と形状の異なるバーチャル身体を操作することについて，その必要性を改めて述べる．また，その場合にバーチャル身体の操作性が低下するという問題が生じることについて説明する．次に，操作性を高めるためには身体定位に関与する脳内モデルである身体図式を，バーチャル環境下においてリアル身体からバーチャル身体のものへと更新する必要があることについて述べる．続いて，現行のVRシステムの方式を用いた身体図式の更新に関して，有効性の評価，基礎特性の導出とその評価，運動時における評価，触力覚提示による影響の評価を行う．最後に，各評価の結果から，現行のVRシステムの方式では「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすことは困難であることを示す．

2.2　リアル身体と形状の異なるバーチャル身体の操作

2.2.1　必要性

A. プライバシー

近年，情報通信技術の進展によって，ソーシャル・ネットワーキング・サービス（SNS）やオンラインゲームなどにみられるようなインターネット上でのコミュニケーションが一般的になった．最近では文字や音声のやり取りだけでなく，Webカメラを使用して非言語情報を交えたコミュニケーションも盛んに行われている．このような非言語情報を交えたコミュニケーションにおいては，全身でコミュニケーション空間に入り込むVRは特に有用と考えられる．

ここで，コミュニケーションにVRを用いる際には，リアリティを高めるためにユーザの外見（顔や体格）を基に生成したバーチャル身体を用いることが有効と考えられる．一方で，表情を計測するカメラや，身体運動を計測するモーションセンサにより取得した情報をそのままバーチャル身体に反映する場合，ユーザの意図しない個人情報を伝送してしまう可能性がある．これは，プライバシー保護の観点では最善とは言えない．

これに対するアプローチとして，ユーザ自身のリアル身体とは異なるバーチャル身体を用いるという方法が考えられる．実際に，バーチャル身体の形状のカスタマイズ方法に着目した研究も存在している [31]．また，これまでにプライバシーの保護と非言語情報の伝

達という相反関係に近い目的に関して検討がなされている [32,33].

これらの研究では，非言語情報を比較的多く含む頭部をカスタマイズする場合の検討がなされている．一方で，全身でバーチャル身体を操作する VR においては，頭部以外の身体部位に関しても同様に形状をカスタマイズすることが想定される．例えば，身長やウエストサイズといった他者に知られたくない身体的特徴が考えられる．

B. プロテウス効果

バーチャル空間内での行動がバーチャル身体の特性によって変化するプロテウス効果と呼ばれる現象が存在する．これは，自身と異なる外見のバーチャル身体を使用することにより，ユーザの心理や身体に影響が現れるというものであり，2007 年にニック・イーらにより報告された [34].

これまでプロテウス効果の研究として，筋肉質な人型のバーチャル身体を使用することで身体パフォーマンスが上がることを示唆した報告 [35] や，ドラゴンの外見をしたバーチャル身体を操作することで高所恐怖症の抑制を試みた事例 [36] などが存在する．

このように，プロテウス効果にはリアルの身体では成し得なかった行動が実行できるようになるといった利点がある．また，VR 装置が手軽に使用できるようになったこともあり，プロテウス効果の研究は昨今活発に行われている．したがって，バーチャル身体を自身のリアル身体と異なる外見に変更し，VR システムを使用するといった場面は今後一層起こり得るものと考えられる．

2.2.2 関連研究と目的

VR システムにおいて，リアル身体と形状の異なるバーチャル身体を操作することには 2.2.1 に挙げた利点がある．

これまで，自身と形状の異なる身体を対象とした研究は，認知科学の分野を中心に取り組まれてきた．また，それらの研究の多くはラバーハンド錯覚（Rubber Hand Illusion : 以降，RHI）と呼ばれる錯覚現象に根ざしたものとなっている．RHI は，ラバーハンド（ゴム製の義手）と自分の手を並べて置き，衝立によって自分の手は視覚的に遮蔽された状態で，両方の手をブラシなどで同期して撫で続けると，手が撫でられている感触がラバーハンドから感じられるようになるという現象である [23]．RHI の研究は，1998 年に Botvinick らにより報告されて以降，これまで活発に研究が行われてきた [24–26]．同時に，ラバーハンドの代わりにモニターでバーチャル身体を視覚提示する研究も行われてきた [28–30]．そこから派生する形で，現在では VR システムを用いてバーチャル身体の形状を変形させる研究が行われるようになった．しかしながら，これらの研究はバーチャル身体の操作性能に関するものではなく，バーチャル身体へ抱く身体所有感や運動主体感といった主観的な印象にのみ焦点を当てたものとなっている．これは，モデルを構築して性能を高める工学の視点ではなく，仮説を基に知見を導く科学の視点で研究が行われているためだと推察される．

これに対して，自身と形状の異なるバーチャル身体の操作性能について言及した研究としては，渡邊らの行った研究がある [37]．渡邊らは，リアル身体とは異なる形状のバーチャル身体を使用する場合，バーチャル身体をリアル身体と同等の操作性で操作することが難しいことを報告した．これは，ユーザの入力した運動意図に対して，システムから出力される感覚情報がユーザの想定したものと異なるためであると考えられる．例えば，視覚と

図 2.1 体性感覚入力により身体像が想起される

体性感覚で情報の不一致が生じると姿勢制御などの身体機能に影響が及ぶ [38] という報告も存在している．

そこで，実際にこの問題に関して解決の可否を検討した．ここでは，操作性低下の要因が身体定位に関与する脳内モデルである身体図式の乖離にあるとし，リアル身体に適合している身体図式をバーチャル身体のものへ合致させることが可能であるか検証した．

2.3 身体図式の更新

2.3.1 バーチャル身体の操作性と身体図式の更新

身体図式とは，視覚・聴覚・体性感覚などの感覚情報の入力により，身体の状態に関する情報（形状，寸法，位置，姿勢など）を出力する脳機能であり，意識に上った身体の状態は身体像と呼ばれる．図 2.1 に示すように，身体図式に基づき皮膚感覚や固有受容感覚などの体性感覚入力から身体像が想起されるため，視覚入力を断っても身体各部の位置姿勢を把握することができる [39]．なお，身体図式は行為に伴う感覚情報の脳内統合を通して学習・構築されると考えられている．

自身のリアル身体と形状の異なるバーチャル身体を操作する場合，リアル身体の身体図式を転用できないことにより，バーチャル身体の操作性が低下すると考えられる．これは，バーチャル身体と自分のリアル身体とを切り離して別物として認識している状況である．したがって，何らかの方法で，バーチャル身体の形状に適合するように身体図式を更新できれば，バーチャル身体をあたかも自分の身体であるように操作できることとなり，操作性の向上が期待できる．

2.3.2 身体図式更新の現状

一般に身体図式は，自己身体に関する視覚や聴覚の情報が身体像の教師信号として体性感覚と紐づけられることで学習されると考えられている [40–42]．学習によって身体図式が更新される例としては，自然発生的なものと能動的なものが報告されている．

自然発生的な更新の例としては，身体の成長 [43] や欠損 [44]，道具使用 [40,45] がある．自然発生的な更新には精度は高いが長時間を要するという特徴がある．

能動的な更新の例としては，音刺激を用いた錯覚によるものがある [46]．これは，指先

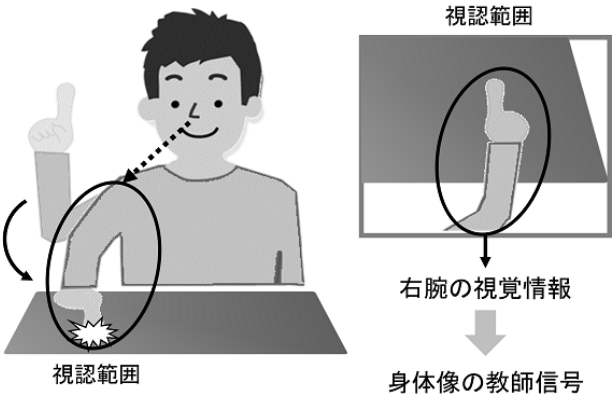


図 2.2 自然発生的な身体図式の更新

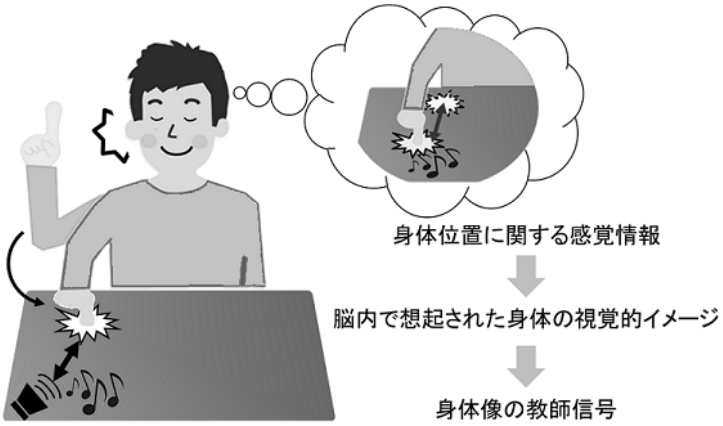


図 2.3 能動的な身体図式の更新

で床などを叩打する際に打音の発生位置を恣意的に遠方に変えることで，腕が伸びたように感じるといった現象である．能動的な更新には短時間ではあるが効果が限定的といった特徴がある．

以上のように，何れの報告も所要時間あるいは精度（効果）に課題を抱えている．ゆえに，バーチャル身体へ身体図式を適合させる機能を VR システムへ組み込むにあたっては，これらの課題を解決した実用的な手法を用いる必要がある．具体的に手法には，自己身体に関する（道具ではない）身体図式の更新を能動的にかつ短時間で行うことができ，さらにその効果が高いことが求められる．

2.3.3 身体図式の更新手法

自然発生的な身体図式の更新では，視覚から得られるリアル身体の情報が身体像の教師信号となり（図 2.2），能動的な身体図式の更新では，感覚提示により脳内で想起された身体の情報が身体像の教師信号となる（図 2.3）． そこで，身体図式の自然発生的な更新と能動的な更新について以下の仮説を立てた．

まず，自然発生的な場合には，リアル身体の視覚情報が教師信号として利用されるため更新精度は高い．しかし，視覚優位の性質 [47] により体性感覚に意識が向かず，意識的学習の確率が低下することで更新に時間を要する．

一方，能動的な場合には，感覚提示により脳内で想起された身体の情報が教師信号とし

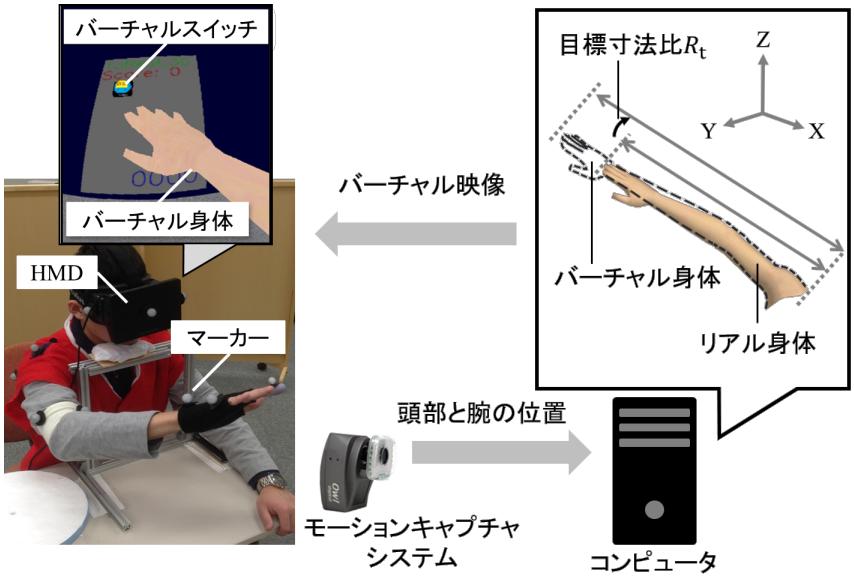


図 2.4 身体図式更新システムの構成

て利用されるため，提示情報の曖昧度が増すほど身体像が一意に定まらず，更新精度は低くなる（例えば，[46] のように叩打点のみが提示された場合，腕の姿勢としては何通りもあり得る）．しかし，視覚情報が提示されないことにより，体性感覚を用いた意識的な学習が促されるため，更新の速度は速い．

これらを踏まえ，双方の特長を取り入れた身体図式更新手法として，ここでは以下の二つの学習過程をバーチャル環境下で行う方法を用いる．

（i）更新目標の身体像に合致したバーチャル身体が視覚提示された状態において運動を行う学習過程

（ii）バーチャル身体は非表示とした状態において，更新目標の身体像に合致した指先位置のみを間接的に視覚提示し，そこから想起される身体像を教師信号として，体性感覚主導の運動を行う学習過程

なお，更新の対象部位は右前腕とする．

この身体図式更新手法は，バーチャル環境下で能動的に身体図式を更新できることに加え，学習時間が短く，さらに効果の向上も期待できる．

2.4 有効性の評価

はじめに，身体図式更新手法の有効性を評価するために基礎的な実験を行った．

2.4.1 実験システム

実験システムは，リアル身体の位置姿勢を取得するためのモーションキャプチャシステム（MAC3D System，Motion Analysis 社），バーチャル環境およびバーチャル身体を生成するためのコンピュータ，バーチャル環境およびバーチャル身体を視覚提示する HMD（Oculus Rift DK1，Meta Platforms 社）からなる．システム構成を図 2.4 に示す．なお，

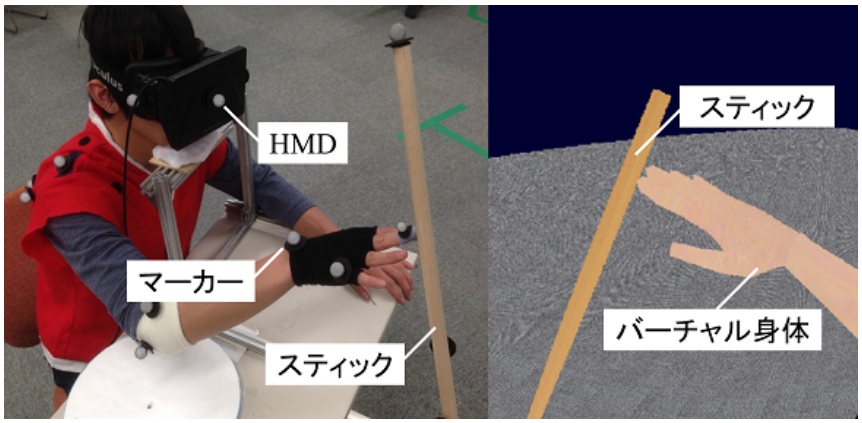


図 2.5 スティック接触過程

ソフトウェアとしては 3D グラフィックライブラリ OpenGL を用いてプログラミング言語 C++で開発した自作のプログラムを用いた．

システムでは，リアル身体に重畳する形でバーチャル身体の右腕を配置し，右前腕に限りその形状と位置関係をリアル身体に対する相対的な比率で伸縮可能としてある．これにより，更新目標とする寸法比（以降，目標寸法比）R_{t} に対応したバーチャル身体の視覚情報を提示できる．なお，バーチャル身体の表示・非表示は切り替え可能となっている．

体性感覚入力を伴う運動としては，バーチャル空間にランダムで出現するバーチャルスイッチをバーチャル身体の右手指先で押す課題（ポインティングタスク）を設定した．ポインティングの成功は，バーチャル身体の指先と接触した際にバーチャルスイッチの形状を変化させることにより視認可能とした．

バーチャル身体を表示した状態でポインティングを行うことにより学習過程（i）が実現され，バーチャル身体を非表示とした状態でポインティングを行うことにより学習過程（ii）が実現される．

さらに，これらの学習過程による効果は，バーチャル身体が自身の身体であると錯覚していることが前提となる．そこで，バーチャル身体への身体所有感を高めるために以下二つの工夫を行っている．

- 工夫 1
  図 2.5 のように，リアル空間とバーチャル空間において同位置に存在するスティックを用意し，指先，手首，肘などをスティックで撫でる過程（スティック接触過程）をポインティングタスクの前に実施する．これは外部物体に身体所有感が転移される現象である RHI を参考とした．2.2.2 でも述べたが，RHI とは，視覚遮蔽された自身の腕と，視野内に置かれたラバーハンド（手の形状をしたゴム製の物体）に対して，同期した触刺激を絵筆などで一定時間与え続けると，ラバーハンド上に触刺激を知覚し，さらにラバーハンドへの身体所有感が増すという錯覚現象である．

- 工夫 2
  バーチャル身体とリアル身体の寸法の差異が意識に上らないよう，バーチャル身体の伸縮量は最初から目標寸法とはせず，ポインティングタスク中に徐々に変化させる．なお，目標寸法での学習機会を十分に確保するために，目標寸法到達後も十分な回数のポインティングを行わせる．

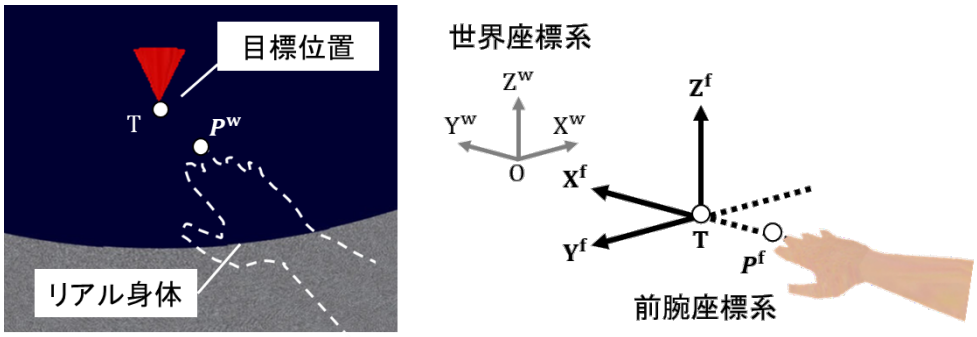


図 2.6 前腕座標系におけるリーチング位置の導出過程

2.4.2 評価方法

身体図式は脳内モデルであるため，その状態を直接測定するのは困難である．そこで，体性感覚入力に伴い身体図式より出力される位置姿勢情報が確実に利用される動作において，その位置関係から間接的に身体図式の変化を捉える．

具体的には，バーチャル身体を非表示とした状態において，バーチャル空間に設置した視認可能な目標位置へ指先が一致するよう誘導するリーチングタスクを設けた．このタスクをポインティングタスクの前後に実施する．なお，ポインティングタスク前に測定した世界座標系における指先位置をリーチング位置 $\boldsymbol{P}^{\mathrm{w}}_{\mathrm{pre}}$，ポインティングタスク後に測定した指先位置をリーチング位置 $\boldsymbol{P}^{\mathrm{w}}_{\mathrm{post}}$ とする．本評価手法は [48, 49] から着想を得たものである．

身体図式が更新された場合，リーチング位置は更新対象部位である右前腕の軸方向に対して更新寸法分だけ変化すると考えられる．例えば，更新後の右前腕の寸法感が実際の寸法以上となるならば，リーチング位置 $\boldsymbol{P}^{\mathrm{w}}_{\mathrm{post}}$ はリーチング位置 $\boldsymbol{P}^{\mathrm{w}}_{\mathrm{pre}}$ に対して，右前腕の手首から肘に向かう方向にずれると考えられる．

そこで，右前腕の軸方向におけるリーチング位置の変化量を明確化するため，右前腕の肘関節から手首に向かうベクトルを X 軸正方向，手のひらから手の甲へ向かうベクトルを Z 軸正方向，目標位置を原点とした前腕座標系を定義した．そして，モーションキャプチャ座標系における各リーチング位置と，右手首および右肘の位置より，前腕座標系でのリーチング位置 $\boldsymbol{P}^{\mathrm{f}}_{\mathrm{pre}}$，$\boldsymbol{P}^{\mathrm{f}}_{\mathrm{post}}$ を導出した．導出過程のイメージを図 2.6 に示す．また，リーチング位置 $\boldsymbol{P}^{\mathrm{f}}_{\mathrm{post}}$ から $\boldsymbol{P}^{\mathrm{f}}_{\mathrm{pre}}$ を引き，リーチング位置の変化量ベクトル $\boldsymbol{V}$ を求めた（式 2.1）．そして，変化量ベクトル $\boldsymbol{V}$ の各軸成分を前腕長 L で正規化し，これを正負反転した変化率ベクトル $\boldsymbol{V}^{\mathrm{r}}$ を求めた（式 2.2）．さらに，変化率ベクトル $\boldsymbol{V}^{\mathrm{r}}$ の X 軸成分 $V^{\mathrm{r}}_{\mathrm{x}}$ に 1 を足した結果を実測寸法比 R_{m} として導出した（式 2.3）．なお，正規化は個人差の吸収，正負反転は寸法比の増大方向を正とするために施した．

$$\boldsymbol{V} = \boldsymbol{P}'_{\mathrm{post}} - \boldsymbol{P}'_{\mathrm{pre}} \tag{2.1}$$

$$\boldsymbol{V}^{\mathrm{r}} = -\frac{\boldsymbol{V}}{L} \tag{2.2}$$

$$R_{\mathrm{m}} = V^{\mathrm{r}}_{\mathrm{x}} + 1 \tag{2.3}$$

表 2.1 変化率ベクトルの各軸における目標寸法比を因子とした一元配置分散分析の結果

被験者	P		
	$V_{\mathrm{x}}^{\mathrm{r}}$	$V_{\mathrm{y}}^{\mathrm{r}}$	$V_{\mathrm{z}}^{\mathrm{r}}$
1	2.18×10^{-2}	0.863	0.709
2	2.26×10^{-3}	0.741	7.90×10^{-2}
3	1.85×10^{-3}	0.183	0.875
4	1.19×10^{-2}	0.296	0.467
5	1.07×10^{-4}	7.04×10^{-2}	0.693
6	1.01×10^{-4}	1.93×10^{-2}	3.41×10^{-2}
7	1.28×10^{-4}	0.459	0.874
8	2.75×10^{-2}	0.493	0.236
9	2.35×10^{-5}	0.391	5.01×10^{-2}
全体	6.41×10^{-2}	2.21×10^{-20}	0.316

2.4.3 実験手順

実験の流れは以下とした．

(1) 身体図式更新前のリーチングタスクを行う

(2) スティック接触過程により，バーチャル身体に対する身体所有感を高める

(3) 身体図式を更新するためのポインティングを実施する

(4) 身体図式更新後のリーチングタスクを行う

ポインティングタスクにおけるポインティング回数は 200 回とし，30 回ごとに 15 秒の休憩を取らせた．休憩時には肘のみを机につくよう指示することで，意図せぬ物体との接触によって皮膚感覚から実際の右前腕長が推測されてしまうことを防いだ．また，バーチャル身体を表示したポインティング 4 回と非表示としたポインティング 1 回が交互に繰り返されるよう，表示・非表示の切り替えを行った．非表示としたポインティングにおいて，10 秒以内にスイッチが押されなかった場合は，自動的にバーチャル身体を表示させて実験を続行した．さらに上述の通り，バーチャル身体に対する身体所有感が維持されるよう，バーチャル身体の寸法は腕の実寸法から徐々に目標寸法比の寸法へと変化させた．ここでは，ポインティング回数が 100 回に至った際に目標寸法となるよう，1 回ごとの寸法の変化を全変化量の 1/100 として線形的に変化させた．実行回数が 100 回を超えた後は，目標寸法に固定してポインティングを続行させた．

2.4.4 実験結果

実験に関する事前知識を持たない被験者 9 名（21–23 歳，男性 8 名，女性 1 名，右利き）に対し，目標寸法比 1.0・1.2・1.5 の 3 通り，それぞれ繰り返し 4 回の実験を行った．

まず，リーチング位置の変化率ベクトルの各成分に対して，目標寸法比を因子とした一元配置分散分析を行った．結果を表 2.1 に示す．表 2.1 より，全被験者および各被験者の何れにおいても，目標寸法比の影響はリーチング位置の変化量ベクトルの X 軸成分に対してのみ有意であった（$P < 0.05$）．また，リーチング位置の変化量ベクトルの各成分に関して，全被験者での平均を表 2.2 に示す．表 2.2 を見ると，確かに X 軸成分のみ実測寸法

表 2.2 目標寸法比に対する変化率ベクトルの各軸の全被験者の平均値

目標寸法比 R_t	平均		
	V_x^r	V_y^r	V_z^r
1.0	0.0141	0.00613	0.0110
1.2	0.113	-0.0344	-1.40×10^{-5}
1.5	0.226	-0.047	-0.0217

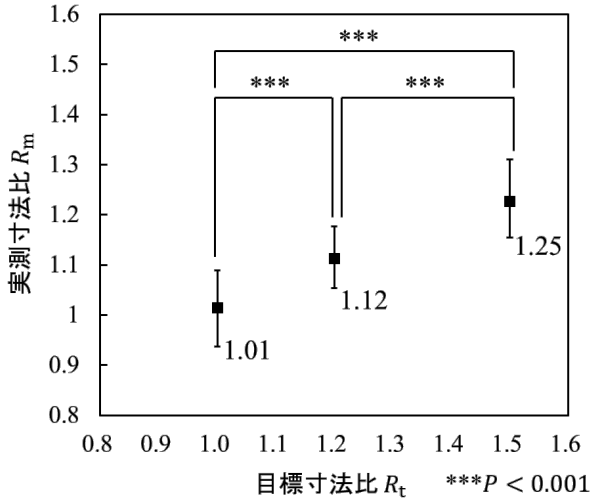


図 2.7 各目標寸法比に対する実測寸法比（有効性の評価）

比が変化していることが分かる．このことから，身体図式更新の効果が所望の軸に対してのみ現れていることが確認できる．

次に，目標寸法比と実測寸法比の関係性の評価を行った．各目標寸法比に対する実測寸法比に関して，全被験者の平均・標準偏差を図 2.7 に示す．図 2.7 より，目標寸法比の増加に伴い，実測寸法比が増加していることが分かる．さらに，各目標寸法比間で t 検定を行った結果を表 2.3 に示す．表 2.3 より，1.0 と 1.2，1.0 と 1.5，1.2 と 1.5 の何れの目標寸法比間においても，実測寸法比に有意差が認められた（$P < 0.001$）．また，代表的な被験者 1 名における，各目標寸法比に対する実測寸法比（繰り返し 4 個ずつ）を図 2.8 に示す．図 2.8 より，個人の結果においても全被験者の結果と同様の傾向が確認できる．

これらのことから，目標寸法比の増加とともに実測寸法比が有意に増加しており，身体図式更新手法の有効性が示唆された．しかしながら，図 2.7 より，目標寸法比と実測寸法比は完全には一致しておらず，さらに目標寸法比が大きいほどその乖離が顕著であることが読み取れる．これらの傾向が如何なる目標寸法比においても同様に生じるものであるか確認する必要があると考えられる．

2.5 基礎特性の導出とその評価

2.4 より，2.3.3 の身体図式更新手法の有効性が示された．しかし，目標寸法比と実測寸法比は完全には一致せず，さらに目標寸法比が大きいほどその乖離が顕著であった．そこで，これらの傾向が如何なる目標寸法比においても同様に生じるものであるか確認するために，目標寸法比を伸長と収縮の両方向において広範囲かつ細かく設定して実験を行い，基礎特性の導出とその評価を行った．

表 2.3 全被験者の実測寸法比における各目標寸法比間での t 検定の結果

目標寸法比 R_t	1.0	1.2
平均	1.01	1.11
分散	5.68×10^{-3}	4.09×10^{-3}
データ数	36	36
自由度	70	
P（両側）	7.26×10^{-8}	

目標寸法比 R_t	1.0	1.5
平均	1.01	1.23
分散	5.68×10^{-3}	7.13×10^{-3}
データ数	36	36
自由度	70	
P（両側）	2.56×10^{-17}	

目標寸法比 R_t	1.2	1.5
平均	1.11	1.23
分散	4.09×10^{-3}	7.13×10^{-3}
データ数	36	36
自由度	70	
P（両側）	1.61×10^{-8}	

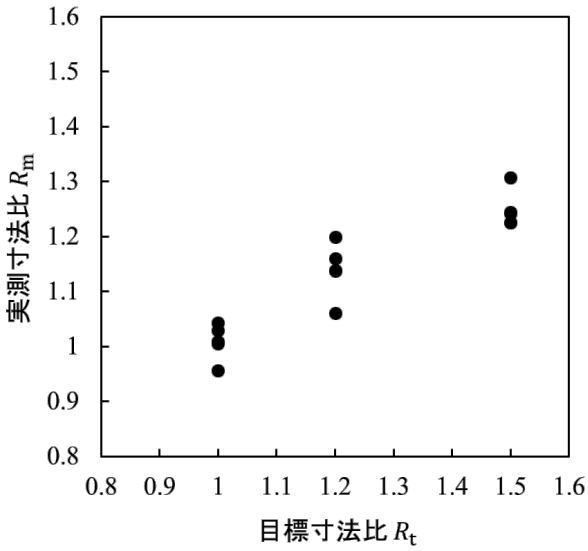


図 2.8 代表的な被験者における目標寸法比に対する実測寸法比

2.5.1 実験システム・評価方法・実験手順

実験システムは 2.4.1，評価方法は 2.4.2，実験手順は 2.4.3 と概ね同様である．ただし，モーションキャプチャには NaturalPoint 社の OptiTrack，HMD には Meta Platforms 社の Oculus Rift CV1，ソフトウェアの開発には 3D ゲームエンジン Unity をそれぞれ使用した．また，ポインティング 30 回ごとに設けた休憩時間は 30 秒とした．

2.5.2 実験結果

実験に関する事前知識を持たない被験者 7 名（22–23 歳，男性，右利き）に対して，目標寸法比 0.6–1.4（0.1 刻み）に 0.4・1.6・1.8 を加えた計 12 通りの実験を行った．

まず，各目標寸法比に対する実測寸法比の結果を図 2.9 に示す．2.4.4 と同様に，概ね目標寸法比の増加に伴い実測寸法比も増加していることが確認できる．しかし，何れの目標寸法比においても実測寸法比は目標寸法比と一致しておらず，さらに目標寸法比 1.8 では身体図式更新の効果が飽和しているように見える．

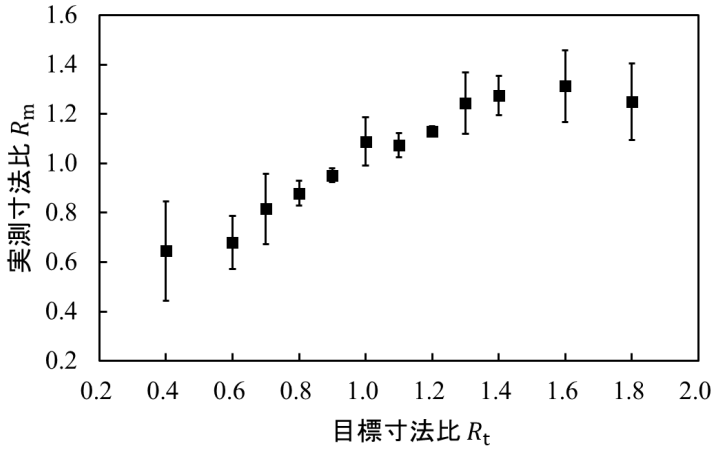


図 2.9 各目標寸法比に対する実測寸法比（基礎特性の導出とその評価）

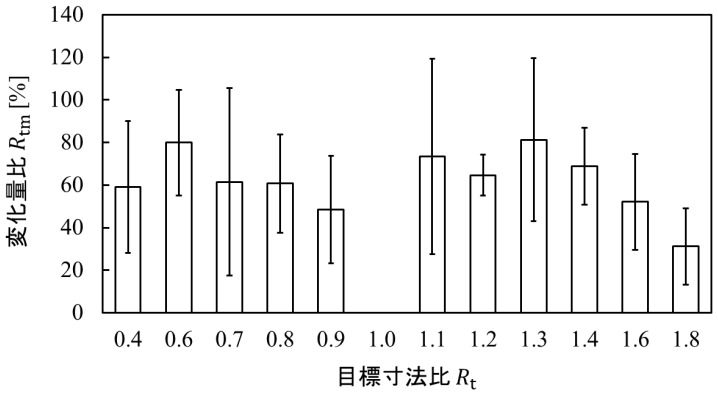


図 2.10 各目標寸法比に対する変化量比

ここで，目標寸法比の変化量 ΔR_{t}（提示寸法比 $R_{\mathrm{t}} - 1.0$）と実測寸法比の変化量 ΔR_{m}（実測寸法比 $R_{\mathrm{m}} - 1.0$）を用いて，式 2.4 の通り変化量比 R_{tm} [%] を百分率で求め，その平均と標準偏差を表した結果を図 2.10 に示す．ただし，目標寸法比 1.0 は除外してある．

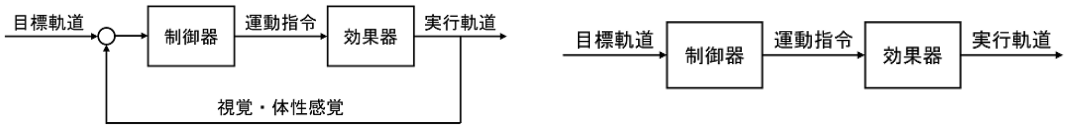
$$R_{\mathrm{tm}} = \frac{\Delta R_{\mathrm{t}}}{\Delta R_{\mathrm{m}}} \times 100 \tag{2.4}$$

図 2.10 より，多くの場合において，伸長方向・収縮方向ともに目標寸法比の約 60 %前後まで変化していることが分かる．しかしながら，目標寸法比 1.8 では約 30 %までの変化に留まっている．

以上より，2.4.4 と同様に，何れの目標寸法比においても実測寸法比は目標寸法比と一致せず，さらに一定の範囲を超えると身体図式更新の効果が頭打ちすることが確認された．

2.6 運動時における評価

2.4・2.5 より，2.3.3 の身体図式更新手法には一定の効果はあるものの，目標寸法比と実測寸法比は完全には一致せず，さらに目標寸法比が一定の範囲を超えると効果が減少する傾向にあることが分かった．ここで，この結果が静止した目標に自身の指先を合わせるという評価方法によってもたらされている可能性が考えられる．そこで，身体図式更新手法に関して，運動時における効果を評価する実験を行った．



(a) フィードバック制御モデル　　(b) フィードフォワード制御モデル

図 2.11 運動制御モデル

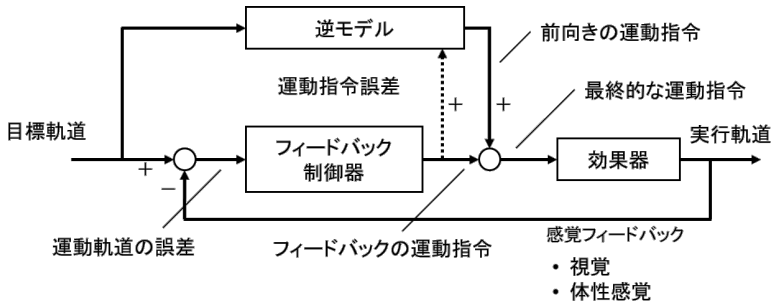


図 2.12 フィードバック誤差学習

2.6.1　身体図式と運動軌道の関係

人間の遅い運動は，図 2.11a のように，視覚や体性感覚などの感覚器から得られる身体の位置情報を用いたフィードバック制御によって実現される．しかし，感覚フィードバックには体性感覚で 50 ms 程度，視覚では 200 ms 程度の遅延があるため，高速かつ滑らかな運動はフィードバック制御では対応することができない [50]．そのため，高速な運動の場合には，図 2.11b のように，フィードフォワード的に運動指令が決定される必要がある [51]．

フィードフォワード的な運動指令の決定は内部モデルによって行われる．内部モデルは順モデルと逆モデルからなる．順モデルは運動指令から運動軌道を予測するモデルであり，どのような運動指令を与えると目標の運動軌道になるか，脳内でシミュレーション（イメージトレーニング）する形で運動指令を計算する．一方，逆モデルは目標とする運動軌道からそれを実現するために必要な運動指令を計算するモデルである [52–54]．なお，内部モデルの更新は，図 2.12 のように実行軌道（運動が実行された結果の軌道）と目標軌道が比較されて行われる [50]．これはフィードバック誤差学習 [55,56] と呼ばれている．

身体図式は，これらの内部モデルによる運動指令の生成や，実行した運動軌道の認知において利用されている．したがって，身体図式更新手法による効果は運動軌道へも顕著に現れるものと推測される．

2.6.2　実験システム・評価方法

まず，実験システムは 2.4.1 と同様である．

評価方法としては，バーチャル空間内で提示される目標軌道上を動く目標位置を右手中指の先端でなぞるトレーシングタスクを新たに設けた．目標軌道はバーチャルの線，目標位置はバーチャルの球体でそれぞれ表現され，HMD を通して視覚提示される．

タスク中は右中指先端および右腕各部の座標を記録した．それぞれ右中指先端の座標をトレーシング位置，右中指先端の軌道をトレーシング軌道と呼ぶこととする．ここで，モーションキャプチャにより測定したトレーシング軌道は離散的なトレーシング位置の集合で

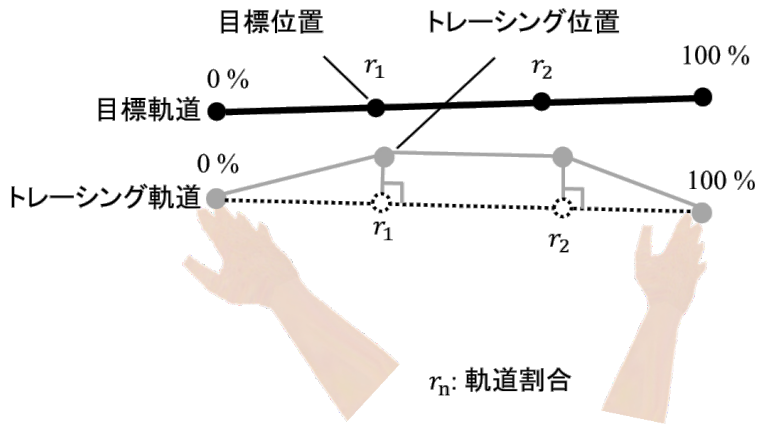


図 2.13 目標軌道とトレーシング位置から目標位置を導出する過程

あり，目標軌道と単純比較できない．そこで，図 2.13 に示すようにトレーシング軌道の始点と終点を通る直線を生成し，各トレーシング位置から下した垂線により分割された点の軌道割合（r_n に対応）を求め，目標軌道上における軌道割合に応じた分割点を目標位置とした．また，目標位置を原点とした上で，各トレーシング位置において 2.4.2 と同様の処理を施し，変化量ベクトル $\boldsymbol{V}$ および実測寸法比 R_m の時系列データを算出した．

ここで，2.6.1 より，低速運動時は感覚フィードバック情報を用いたフィードバック制御が行われ，高速運動時では内部モデルによりフィードフォワード的に運動指令が決定されている．そこで，これらの異なる運動指令決定プロセスにおける身体図式の状態を調べるため，運動速度が異なる 2 種類のトレーシングタスクを導入した．

- 高速トレーシングタスク
  トレーシング速度を 1m/s としたタスクである．体性感覚フィードバックの遅延はおよそ 50 ms 程度であるため，トレーシング速度 1 m/s では，体性感覚フィードバックを利用した場合の位置遅れは 5 cm にも達する．このため，内部モデル使用によるフィードフォワード制御が選択されると考えられる [50]．なお，ここでは内部モデルによる運動指令の事前決定を可能とするため，動作の直前においてイメージトレーニングの時間を与える．

- 低速トレーシングタスク
  トレーシング速度を 0.05 m/s としたタスクである．トレーシング速度 0.05 m/s では，体性感覚フィードバックを利用した場合の位置遅れは 0.25 cm 程度と小さいため，内部モデルを用いたフィードフォワード制御ではなく，感覚フィードバックを用いたリアルタイムでのフィードバック制御が選択されると考えられる．

2.6.3 実験手順

実験手順は 2.4.3 と概ね同様である．ただし，リーチングタスクの後にトレーシングタスクを行う．また，ポインティングタスクでは，バーチャル身体を表示させたポインティング 3 回と，非表示とした 2 回が交互に繰り返されるものとした．なお，ポインティング 30 回ごとに設けた休憩時間は 30 秒とした．高速・低速トレーシングの順序は，ポインティングタスクの前後で同じ順序で行い，実験ごとに順序を入れ替えて行った．また，高速ト

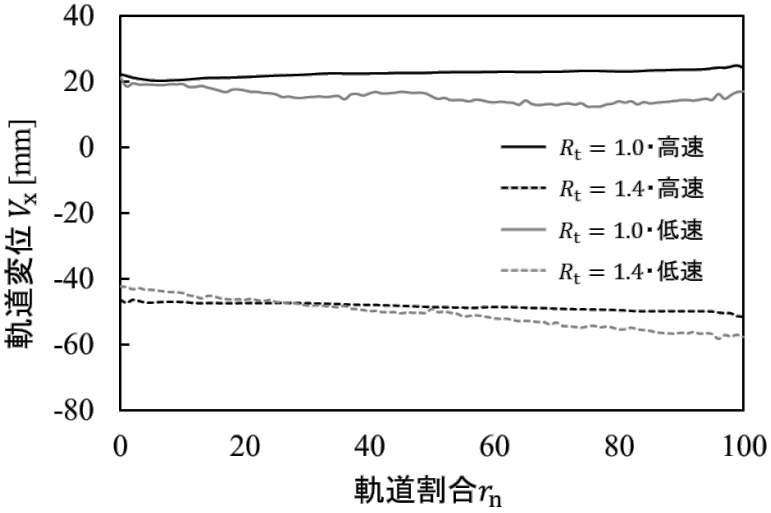


図 2.14 高速・低速トレーシングにおける軌道割合に対する軌道変位

レーシング前には目標位置が移動する様子を複数回見させ，内部モデルによる運動指令の事前決定を行うイメージトレーニング時間を与えた．ここでは，トレーシング軌道は右腕全体での動作となるように，また無理のない体勢で行えるよう 40 cm の直線軌道とした．

2.6.4 実験結果

実験に関する事前知識を持たない被験者 4 名（22–25 歳，男性）に対して，目標寸法比 1.0・1.4 の 2 通り，それぞれ繰り返し 4 回の実験を行った．

まず，傾向を俯瞰的に捉えるため，図 2.14 に各トレーシング速度（高速・低速トレーシングに対応）における軌道割合に対する軌道変位の結果を示す．ここで，軌道変位とは変化量ベクトル $\boldsymbol{V}$ の X 軸成分 V_x（寸法変化方向の変位）を指し，図 2.14 は全データの平均を示している．結果から，目標寸法比 1.4 の時の V_x は，目標寸法比 1.0 と比べて負方向に移動しており，これは運動軌道が目標軌道よりも前腕軸の負方向に移動していることを意味している．つまり，身体が伸びる方向に身体図式が更新されていると言える．

次に，被験者ごとに目標寸法比とトレーシング速度を独立変数，変化量ベクトルの各要素を従属変数として二元配置分散分析を行った結果を表 2.4 に示す．なお，表中の交互作用は独立変数である目標寸法比とトレーシング速度の組み合わせによる影響の効果を表している．表 2.4 より，何れの被験者においても目標寸法比による V_x への影響のみ有意（$P < 0.01$）であった．また，交互作用が見られなかったことは，同一の目標寸法比ではトレーシング速度によらず同程度の V_x であったことを示している．したがって，運動軌道の変位は目標寸法比によってもたらされており，何れのトレーシング速度でも同様の軌道となっていると言える．

続いて，目標寸法比と実測寸法比の関係性の評価を行った．目標寸法比に対する軌道内での平均実測寸法比に関して，全被験者での平均とその標準偏差を図 2.15 に示す．図 2.15 より，目標寸法比の増加に伴い実測寸法比が増加することが分かる．同時に，図 2.15a と図 2.15b の比較より，トレーシング速度の間において差異はみられないことが分かる．すなわち，身体図式更新の効果はフィードバックの有無の影響を受けないことが分かる．また，低速運動時（図 2.15a）と高速運動時（図 2.15b）に対する静止時（図 2.15c）より，身体図式の更新度合いは運動時と静止時とで同程度であると読み取れる．なお，静止時の身

表 2.4 目標寸法比とトレーシング速度を独立変数，変化率ベクトルの各軸成分を従属変数とした二元元配置分散分析の結果

被験者	統計量	P		
		V_{x}	V_{y}	V_{z}
1	目標寸法比 R_{t}	3.30×10^{-6}	4.99×10^{-2}	0.928
	トレーシング速度	0.135	0.794	0.466
	交互作用	0.462	0.393	0.908
2	目標寸法比 R_{t}	4.41×10^{-5}	0.124	0.968
	トレーシング速度	0.899	0.695	0.979
	交互作用	0.933	0.900	0.192
3	目標寸法比 R_{t}	1.06×10^{-6}	0.142	0.104
	トレーシング速度	0.820	0.720	0.912
	交互作用	0.213	0.548	0.621
4	目標寸法比 R_{t}	7.27×10^{-3}	0.233	0.969
	トレーシング速度	0.483	0.609	0.880
	交互作用	0.136	0.455	0.515

体図式は静止点へのリーチングタスクから導出している．

以上より，身体図式更新の効果は静止状態と運動状態で同程度であり，評価方法による差異はないことが確認された．

2.7 触力覚提示による影響の評価

2.4・2.5・2.6 より，2.3.3 の身体図式更新手法において，目標寸法比と実測寸法比は完全には一致せず，さらに目標寸法比が一定の範囲を超えると効果が減少する傾向にあり，その効果は静止時と運動時で同様であることが分かった．

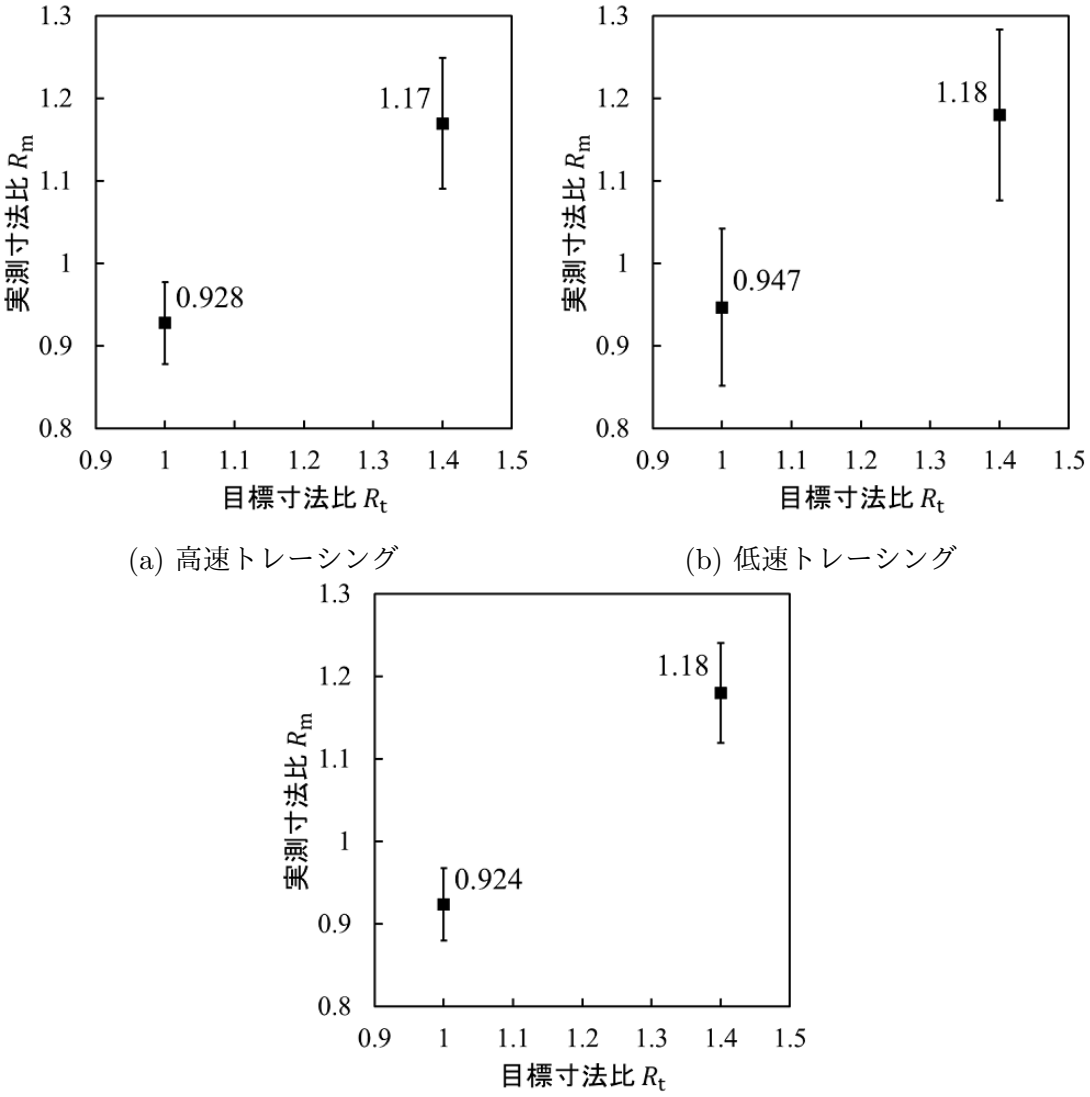
ここで，2.3.2 で述べた通り，身体図式の学習過程では視覚と体性感覚情報の紐付けが行われる．したがって，身体図式を更新する際に体性感覚に属する触力覚を提示することにより，身体図式更新の効果が向上する可能性がある．そこで，身体図式更新手法において触力覚提示を行った際の効果を評価する実験を行った．

2.7.1 実験システム・評価方法・実験手順

実験では，触力覚を提示する場合としない場合の 2 パターンのシステムを使用した．後者については，2.4.1 と同様のシステムを用いた．前者については，2.4.1 に触力覚提示機能を追加したシステムを構築した．

身体図式更新手法に触力覚を追加するための方法として，図 2.16 に示す装置を用意した．図 2.16 はポインティングタスク中に出現するバーチャルスイッチと同形状のリアルスイッチを，3 次元で位置決めが可能な装置に取り付けたものである．装置は電動アクチュエータ（YAMAHA 社）3 台で組み上げられている．

これを，バーチャル身体でバーチャルスイッチに触れた際に，リアル身体でもリアルスイッチに接触するよう位置制御することで，再現度の高い触力覚提示が可能となる．構築したシステムの構成を図 2.17 に示す．ただし，図 2.16 の装置において，単純にバーチャルスイッチとリアルスイッチの位置合わせを行った場合，バーチャル身体右前腕の伸長に



(a) 高速トレーシング　(b) 低速トレーシング

(c) 静止時

図 2.15 各条件での目標寸法比に対する軌道内での平均実測寸法比

伴い，視覚と触力覚の知覚位置に不整合が生じることに注意する必要がある．そのため，バーチャル身体右前腕の伸長量をベクトル $\boldsymbol{V}_{\mathrm{p}}$ と定義し，図 2.18 のように $\boldsymbol{V}_{\mathrm{p}}$ の分だけリアルスイッチの位置を反対方向に並進移動させることとした．また，リアルスイッチ移動時の軌道は，リアル身体との不用意な接触やスイッチ押下時の位置誤差などのノイズが発生しないよう，ポインティングタスクのモーションを考慮して制御した．

評価方法は 2.4.2 と，実験手順は 2.4.3 と概ね同様である．ただし，目標寸法比は 1.0・1.4 の 2 通りとした．また，ポインティングタスクでは，バーチャル身体を表示させた状態でのポインティングを 3 回，非表示とした状態でのポインティングを 2 回交互に行わせた．

2.7.2　実験結果

実験に関する事前知識を持たない被験者 4 名（21–22 歳，男性，右利き）に対して，触力覚提示有りと無し，それぞれ繰り返し 4 回の実験を行った．また，同じ条件内で得られた実測寸法比は被験者ごとに平均を取り，これを分析用のデータとした．なお，順序効果

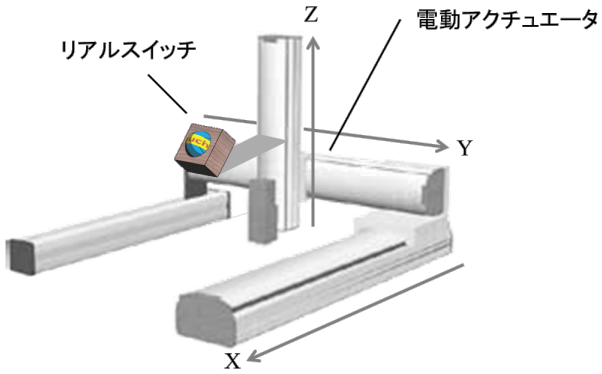


図 2.16 触力覚提示装置

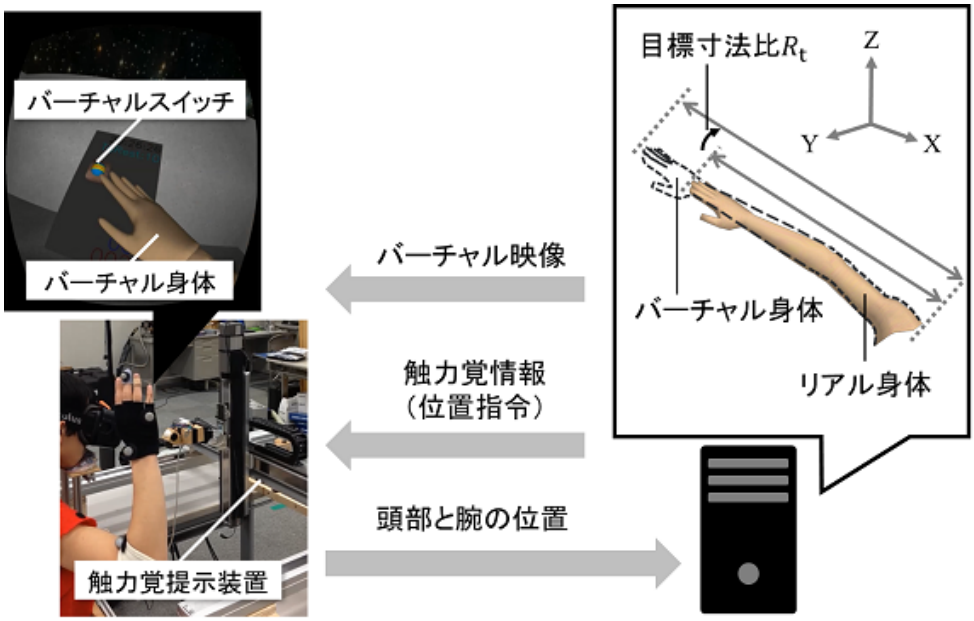


図 2.17 触力覚提示機能を追加した身体図式更新システムの構成

の影響を排除するため，各実験は別日にランダムで実施した．

まず，実験結果として触力覚提示有りと無しにおける目標寸法比に対する実測寸法比をそれぞれ図 2.19a・図 2.19b に示す．どちらの場合においても，目標寸法比に応じて実測寸法比が変化していることが確認でき，目標寸法比 1.4 における身体図式の変化率は，何れも約 50 %という結果になった．

続いて，触力覚提示の有無と目標寸法比をそれぞれ独立変数に，実測寸法比を従属変数として，Two-Way Repeated Measures ANOVA（二元配置反復測定分散分析）を行った．その結果，目標寸法比では有意差が認められたが（$P = 1.03 \times 10^{-4} < 0.001$），触力覚提示の有無による有意差は認められなかった（$P = 0.517 > 0.05$）．なお，各条件のデータは何れも正規分布に従っており（Shapiro-Wilk 検定： $P > 0.05$），各条件間の等分散性は Bartlett 検定により確認している（$P = 0.224 > 0.05$）．

以上のことから，身体図式更新手法において触力覚提示を行ったとしても効果の向上は期待できないことが示唆された．

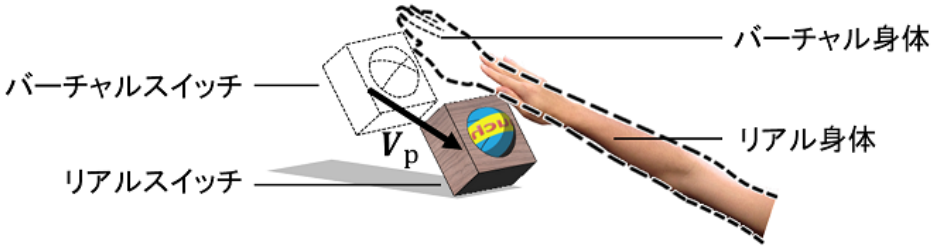
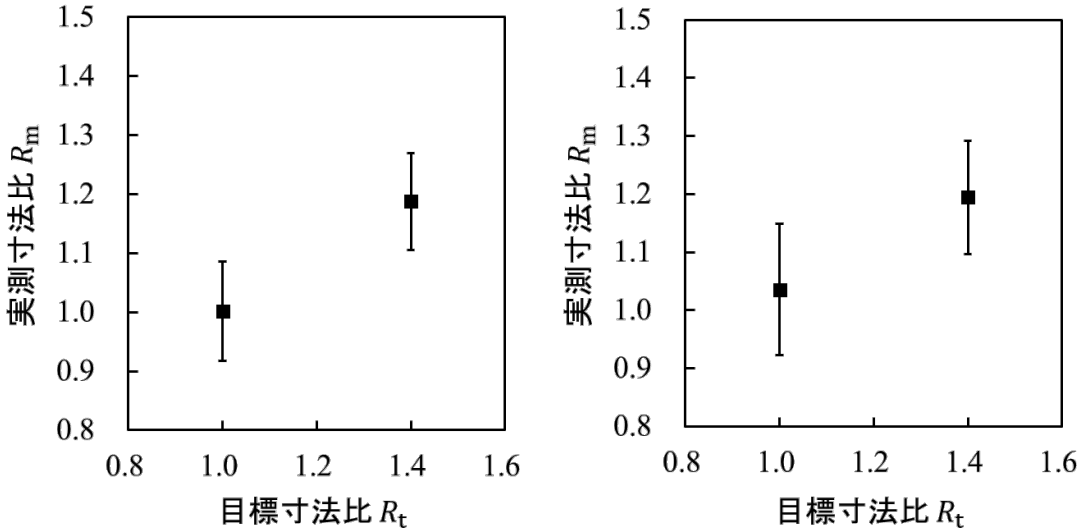


図 2.18 バーチャルスイッチに対するリアルスイッチの位置



(a) 触力覚提示なし　　(b) 触力覚提示あり

図 2.19 触力覚提示有りと無しにおける目標寸法比に対する実測寸法比

2.8 考察

2.4・2.6 より，静止時・運動時ともに身体図式更新手法の有効性は確認されたものの，目標とする身体図式に対して実際の身体図式が完全に一致するまでは至らなかった．また，2.5 より，身体を伸長させる方向および収縮させる方向ともに，一定の伸縮率を超えると効果が頭打ちする傾向があることが確認された．さらに，2.7 より，身体図式を更新する過程で触力覚を提示したとしても，効果の改善は見られなかった．

このような結果となった要因として，まずバーチャル身体の見た目から推定される質量が実際と異なっている点が考えられる．例えば，リアル身体の前腕の寸法が 1.6 倍に伸長したとすると，腕自体の質量も 1.6 倍に増加すると予想される．しかし，実際に伸長しているのはバーチャル身体のみで，リアル身体の質量に変化はない．これにより，視覚情報から予測される質量と，実際の知覚との間のミスマッチによる大きさ重さ錯覚（Size-Weight Illusion）[57] と似た現象が生じ，身体図式の更新に影響を及ぼしている可能性がある．

また，腕を動かす場合において発生する慣性モーメントの知覚情報による影響も考えられる．例えば，棒を振ることで棒の長さを知覚しているといった報告がある [58]．さらに，同じ長さの棒であっても，付けた錘が手から遠いほど棒が長く感じられるといったことも確認されている [59]．したがって，慣性モーメントがリアル身体のものから変化していなかったため，寸法知覚において視覚と体性感覚とで矛盾が生じ，これが身体図式の更新に影響を及ぼしている可能性が考えられる．

図 2.20 バーチャル身体を収縮させた場合に特定の動作が実行できなくなる例

以上のように，質量や慣性モーメントといった寸法以外の身体パラメータがリアル身体と変わらずに提示されていたため，身体図式が完全には更新されなかったと考えられる．しかしながら，リアル身体での運動の結果をバーチャル身体の運動に反映する現行の VR システムを使用する以上，質量や慣性モーメントを含めた全ての身体パラメータを自由に変更するといったことは難しい．例えば，装置により重心位置を移動させて慣性モーメントを変化させる方法 [60] も存在するが，表現可能な慣性モーメントは限定的であり，また質量については動的に変更することができない．従って，現行の VR システムの方式では身体図式を完全には更新することができないことから，自身と形状の異なるバーチャル身体を操作する際の操作性の低下は免れないと考えられる．

さらに，本章の研究を進める過程で，リアル身体での運動を伴うことに起因して，バーチャル身体で実行可能な運動が一部制限されるといった問題が生じることも発覚した．

具体的には，現行の VR システムにおいて身体図式を更新したとしても，バーチャル空間内のバーチャル身体の寸法は変化しているものの，リアル空間にあるリアル身体の寸法は変化していないという状態となる．そのため，例えば図 2.20 に示すように，バーチャル身体の上肢を収縮させた状態において，両手の指先を合わせるといった動作を行った際には，バーチャル身体の両手の指先が合わさる前にリアル身体で指先が接触することとなる．ゆえに，バーチャル身体で指先を合わせる動作は実行できなくなる．

これらのことから，現行の VR システムの方式では「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすことは困難であると結論付けられる．なお，これらの問題は何れもバーチャル身体がリアル身体に依存していることで生じていると考えられる．

2.9 おわりに

本章では，「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件に着目し，自身と形状の異なるバーチャル身体を操作する際に操作性が低下するという問題の解決の可否を確認した．具体的には，まず操作性が低下する要因が身体図式の乖離にあるとし，身体図式をバーチャル環境下においてリアル身体からバーチャル身体のものへと更新する手法に関して，2.4 で有効性の評価，2.5 で基礎特性の導出とその評価，2.6 で運動時における評価，2.7 で触力覚提示による影響の評価をそれぞれ行った．

評価の結果，現行の VR システムの方式では，身体図式を完全には更新することはできず，ゆえに自身と形状の異なるバーチャル身体を操作する際の操作性の低下は免れないことが示された．また，たとえ身体図式を完全に更新できたとしても，バーチャル身体の形状に応じて物理的に実行できない動作が発生することも問題として発覚した．これらより，

現行の VR システムの方式では「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすことは困難であると結論付けられた．

そこで，本章で得られた問題を踏まえて，次章では「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という機能を実現し得る VR システムの方式を提案する．

第3章　Motion-Less VRの提案

3.1　はじめに

前章において，現行のVRシステムの方式では「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすことは困難であるという結論に至った．また，これはリアル身体での運動の結果をバーチャル身体の運動に反映することに起因するものであった．一方で，「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件については，現行のVRシステムの方式においても，これまで様々な取り組みがなされている．

そこで本章では，まず前提知識として随意運動と自己投射性について説明したうえで，現行のVRシステムで使用されている，あるいは使用され得る入出力装置を紹介する．続いて，既存技術を用いた「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を最も満たし得るVRシステムの構成を定めたうえで，リアル身体での運動の結果をバーチャル身体の運動に反映する現行のVRシステムの方式ではそれが困難であることを述べる．最後に，これを踏まえて「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」というVRの理想形に求められる要件を満たし得るVRシステムの方式の提案を行う．

3.2　随意運動と自己投射性

随意運動は，脳から発せられた運動指令が脊髄を下行し，運動神経を経由して筋まで伝達された結果，筋収縮が起こることで実行される．筋収縮に伴い生じた筋張力により，関節にはトルクが発生し，角加速度や角速度，角度といった物理量が現れる．このとき，運動に伴い深部圧覚，運動覚，位置覚には信号が入力される．入力された信号は，感覚神経から脊髄を伝って脳へと運ばれ，視覚や前庭感覚といった感覚器からの信号と統合されて身体状態の把握に用いられる．運動実行時の信号の流れを図3.1に示す．

また，2.6.1においても述べたが，脳内には現在の身体状態と運動指令から次の身体状態を予測する順モデルが存在していると考えられている．運動実行時には遠心性コピーと呼ばれる運動指令のコピーがこの順モデルに送られ，現在の身体状態から次の身体状態の予測が行われている [50]．ここで，先述した感覚器から得られた身体状態と，順モデルにより予測された身体状態の一致は，運動主体感の生起に重要であると言われている [61]．さらに，視覚と触覚の同期入力に加え，運動に同期した視覚入力により身体所有感が生起されることが確認されている [62]．つまり，運動の中で運動主体感と身体所有感が生起されることで，人間は自己の身体を認識している．

ここで，VRを成立させる要素の一つである自己投射性は「人間と環境がシームレスに接続され，その環境に人間が入り込める性質」である．従って，自己投射性の観点では，バーチャル身体に対して身体所有感と運動主体感が生起されており，さらにその操作性が

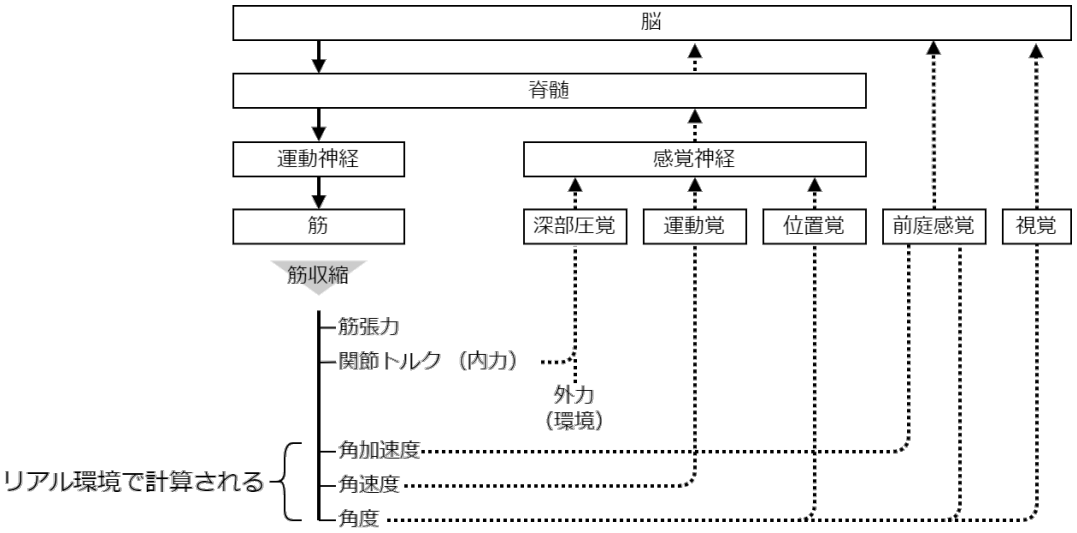


図 3.1 運動時の信号の流れ

高いことが重要である．これを実現するためには，バーチャル身体を用いて意図通りの運動が実行でき，意図通りの感覚が得られる必要がある．これはすなわちバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できるということである．ここで，意図通りの運動が実行できることを運動の再現度が高い，意図通りの感覚が得られることを感覚の再現度が高いと表現する．VR システムにおいて，運動と感覚の再現度を究極まで高めた暁には「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件が満たされるものと推察される．

3.3 VR システムの入出力装置

1.1.2 で述べた通り，VR システムは入力装置，シミュレータ，出力装置で構成される．そこで，バーチャル身体への自己投射を実現するために VR システムで使用されている，もしくは使用され得る入出力装置を紹介する．なお，ここでは運動に関与する装置のみ取り上げる．

まず，入力装置としては，リアル身体各部の位置や関節角を計測するモーションセンサ（光学式・機械式・磁気式），リアル身体の運動に伴い生じる筋電位を測定する筋電計がある．なお，筋電位は運動の発生源である筋収縮に対応した信号であり，単位は電圧である．そのため，バーチャル身体の動作へ反映する際には何かしらの変換を要する．また，手元のコントローラに配置されたボタンやジョイスティックへの入力をバーチャル身体の動作に割り当てる方式も存在する．しかしながら，それらは自己投射性の観点において VR システムには適していない．

次に，出力装置としては，感覚に応じた様々なディスプレイが考案されている．感覚は特殊感覚，体性感覚，内臓感覚の 3 種類に大別される [63]．感覚の分類一覧を 3.2 に示す．運動には特殊感覚と体性感覚が関与する．

特殊感覚には視覚，聴覚，嗅覚，味覚，前庭感覚が含まれ，運動には視覚，聴覚，前庭感覚が関与する．視覚に関しては，HMD や大型スクリーンに映し出すもの [64,65] がある．聴覚に関しては，ヘッドホンや空間設置型のスピーカーアレイを用いたものがある [66]．前庭感覚に関しては，座面を動かすことで加速感や傾斜感を与えるモーションベース [67]

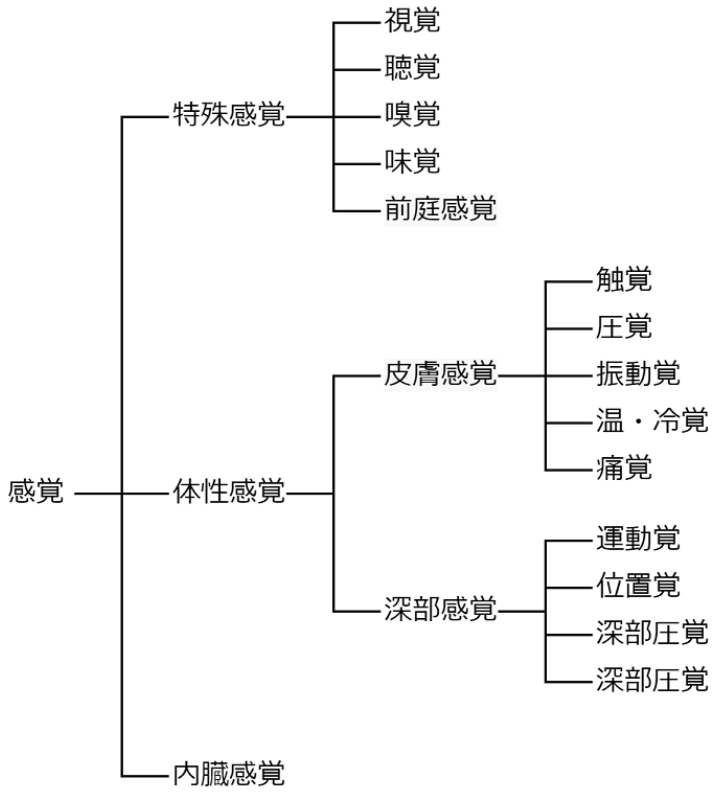


図 3.2 感覚の分類一覧

や，左右外耳道と左右眼窩付近に配置された 4 電極を用いた電気刺激により前後・左右の加速度と 3 自由度の姿勢角度を提示するもの [68] がある．

体性感覚は皮膚感覚（表在感覚）と深部感覚に分けれる．皮膚感覚は，皮膚表面にある受容器で検出され，触・圧・振動覚や温・冷感覚，痛覚からなる．深部感覚は，筋や腱にある受容器により検出され，運動覚，位置覚，深部圧覚，深部痛覚を指す．運動覚は手足がどのくらいの速度で動いているか知るための感覚，位置覚は自身の手足の位置を把握するための感覚，深部圧覚は物体を掴んだ際の硬さや重さといった手応えを把握するための感覚である．なお，ここでは温・冷感覚，痛覚，深部痛覚については言及しない．

触・圧・振動覚に関しては，機械的な振動および圧力，電気刺激によって皮膚上から刺激を与えるもの [70]，空間接地型の超音波フェーズドアレイ [71] などによる空気的な振動および圧力によるものがある．

深部感覚の提示に関しては，リアル身体の移動を許容するか否かでシステムの構成が二分される．リアル身体の移動を許容する VR システムであれば，ユーザは通常と同様の運動を行うことが可能であるため，運動覚や位置覚は自然に提示される．従って，バーチャル空間内の物体と接触した際の深部圧覚を提示するディスプレイのみを考えれば良い．一方で，リアル身体の移動を許容しない VR システムであれば，運動覚と位置覚，深部圧覚の全てを提示することを考えなければならない．

深部圧覚を提示する装置では機械的な力を人体に与えることが基本となる．まず，地面に接地された力提示装置から外力という形で人体に力提示する接地型と，地面に接地されていないウェアラブルな力提示装置から内力という形で人体に力提示する非接地型に分けられる．接地型は，外骨格型，把持型，対象型の三つに分類される．外骨格型は，身体に沿ってアクチュエータつきのリンク機構を配したものである [72]．把持型は，ペン状の把持部などを介して接触する一点での力などを提示するものである [73]．対象型は，外骨格

型や把持型のようにバーチャル物体との接触を点または複数の点で起こるとして設計されたものとは設計思想が異なり，指の腹や手のひらなどの面で接触が起こるとして設計されたものである．対象型では，深部力覚だけでなく皮膚感覚の提示も可能である．対象型は近似的な曲面を生成するものであり，アクチュエータアレイによってゴム膜を変形させるもの [74] や，マニピュレータで動かされるプリミティブな曲面形状の組み合わせで表現されるもの [75] がある．非接地型は，バーチャル物体にかかる重力や壁から受ける抗力などの表現は原理的に困難であるが，移動しながら使えるという利点がある．小型で軽量な把持型のインタフェースをウェアラブルにしたもの [76,77] や，ジャイロ効果を用いて撃力提示などを行うもの [78]，物体を往復運動させた際の行き帰りの加速度を調節することで疑似的に一方向の力を提示するもの [79] などがある．

運動覚や位置覚を提示する装置では，移動を打ち消すことが基本とされている．このような装置はロコモーションインタフェースと呼ばれている．移動を打ち消す方式は，歩行者が自ら滑り運動を行う「パッシブ式」と，外部からの動力で打ち消し運動を加える「アクティブ式」に大別される．前者は，歩行者の体をハーネスで固定し特殊なローラースケートを履くことで滑り運動を実現する Virtual Perambulator [80] や，その原理に基づいて開発された市販品である Omni One（Virtuix 社）[9] などがある．後者に関しては，歩行面が全方位に循環するトーラストレッドミル [81]，両足の下に小さな動く床を形成することで地面の凹凸まで再現する GaitMaster [82] などがある．

リアル身体の移動を許容しない VR システムにおいて，運動覚，位置覚，深部圧覚を提示する装置としては，外骨格型スーツ [83] がある．これはロコモーションインタフェースの構造で運動覚，位置覚を与え，外骨格型の力提示装置により深部圧覚を与えるというものである．

3.4 現行の VR システムの方式とその問題

実際の VR システムは，3.3 に挙げた入出力装置を用途に応じて統合して構築される．例えば，リアル環境から発生する音を遮断する必要がない場合は空間設置型のスピーカーアレイも採用できるが，遮断する場合はヘッドホンを使用する必要がある．

一方で，「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすためには，バーチャル環境がリアル環境の状態に依存せず，さらに運動と感覚の再現度が高い必要がある．そこで，既存技術の組み合わせにより，この要件を最も満たす可能性の高い VR システムの構成を以下に定める．

- 視覚：HMD
- 聴覚：ヘッドホン
- 前庭感覚：電気刺激
- 皮膚感覚：機械刺激・電気刺激
- 深部感覚：外骨格型スーツ

大型スクリーンではリアル身体を視認できてしまうため，視覚提示は HMD で行う．空間設置型のスピーカーアレイではリアル環境から発生する音が遮断されないため，聴覚提示はヘッドホンで行う．モーションベースでは連続提示可能な加速感はリアル環境や装置

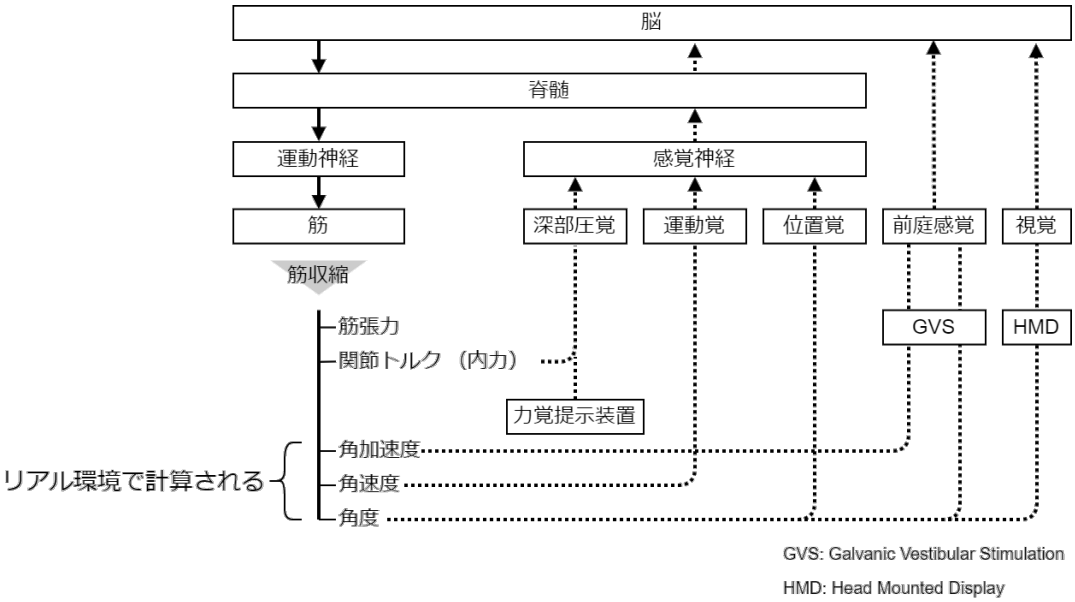


図 3.3 現行方式の VR システムにおける運動時の信号の流れ

の大きさに依存し，提示可能な傾斜角も限定的（180 度以上傾けるといったことが不可能）であるため，前庭感覚の提示は電気刺激で行う．空間接地型の超音波フェーズドアレイではリアル身体の一部にしか刺激を与えることができないため，触・圧・振動覚提示は機械刺激・電気刺激で行う．リアル身体の移動を許容すると移動可能なバーチャル環境の範囲がリアル環境に依存するため，運動覚・位置覚の提示はロコモーションインタフェースで行う．非接地型，および接地型の把持型や対象型では提示可能な力が限定的であるため，深部圧覚の提示は外骨格型の装置で行う．すなわち深部感覚は外骨格型スーツで行う．

ここで，現行方式の VR システムにおける運動時の信号の流れは図 3.3 のように表すことができる．現行方式では，図 3.1 の通常運動時と同様にリアル身体での運動が生じ，その結果がバーチャル身体の運動に反映され，各感覚器に対して信号が入力される．なお，外骨格型スーツは移動の打ち消しによる運動覚と位置覚の提示，さらに深部圧覚への力提示を行う位置付けにある．しかしながら，外骨格型スーツを用いる現行方式では以下の点に課題がある．

- 提示される深部圧覚が疑似的なものとなる
- 姿勢を自由に変更することができなくなる

まず，移動の打ち消しと深部圧覚の提示はトレードオフの関係にある．具体的には，深部圧覚を完璧に提示する場合はリアル環境で同様の運動を行った際に生じる力を完全に再現する必要があるため，リアル身体は移動することとなる．リアル身体が移動しないようにするためには，深部圧覚を提示する際の力は実際より小さい疑似的なものとする必要がある．また，疑似的な力とした場合においても，身体の位置移動をさせないためには，提示した力とは別の場所で力を受ける必要がある．つまり，身体の何れかの部位は装置に固定されることとなる．ゆえに，例えば腰が固定された場合に，バーチャル身体の腰の位置姿勢も固定され，座るや寝転ぶなど，姿勢を変えることができなくなる．この様子を図 3.4 に示す．これらのことから，運動の再現度，感覚の再現度はともに低いと考える．

以上のことから，現行の VR システムの方式では「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすことは困難であると言える．

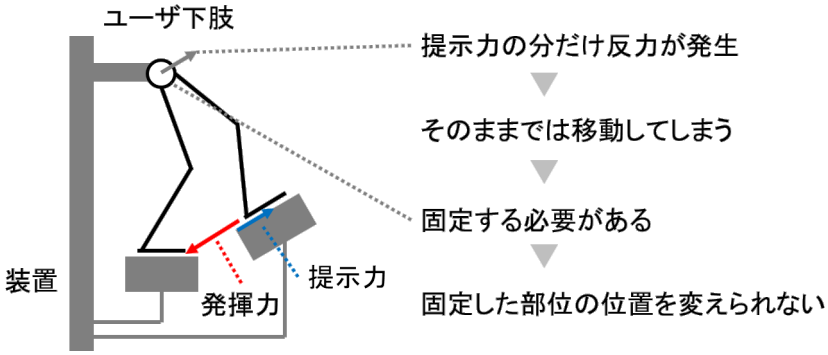


図 3.4 外骨格型スーツを用いた深部圧覚提示における問題

3.5 提案する VR システムの方式

2.8 と 3.4 を踏まえ，「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という VR の理想形に求められる要件を満たし得る VR システムの方式を提案する．提案方式はリアル身体での運動を必要としないという特徴を有することから「Motion-Less VR」と命名する．Motion-Less VR は大きく以下の機能で構成される．

- リアル身体の運動の抑制
  機械的な固定などによりリアル身体の運動を抑制する
- ユーザからの運動意図の取得
  リアル身体で運動を行おうとして生じた関節トルクや筋電位からユーザの運動意図を取得する
- バーチャル身体の運動の生成
  運動意図を基に人体を模擬した動力学モデルでのシミュレーションによりバーチャル身体の運動を生成する
- ユーザへの運動感覚の提示
  バーチャル身体の運動の結果をリアル身体の感覚器へ提示する

まず，リアル身体の運動を抑制することで，リアル身体およびリアル環境の状態にバーチャル身体およびバーチャル環境が依存しないことを実現する．そのうえで，ユーザがリアル身体で運動を行おうとして出力された関節トルクや筋電を測定し，これを基に人体を模擬した動力学モデルでのシミュレーションによりバーチャル身体の運動を生成する．これにより，通常運動時と類似した筋出力でのバーチャル身体の操作を可能とする．さらに，バーチャル身体の運動に応じた刺激を感覚器へ提示する．具体的には，視覚に関しては，運動意図を反映したバーチャル身体の映像を HMD で提示する．運動覚，位置覚，深部圧覚に関しては，腱への振動刺激や電気刺激により運動感覚が生起される現象である運動錯覚 [84, 85] を用いる．前庭感覚については，電気刺激により加速度感や傾斜感の提示を行う [68]．これらにより，通常運動時と類似した感覚入力を実現する．提案方式の VR システムにおける運動時の信号の流れを図 3.5 に示す．

提案方式はリアル身体での運動を必要としないため，リアル環境の状態はもとよりリアル身体の状態にも依存しない．ゆえに，バーチャル身体の質量や慣性モーメントなどの物

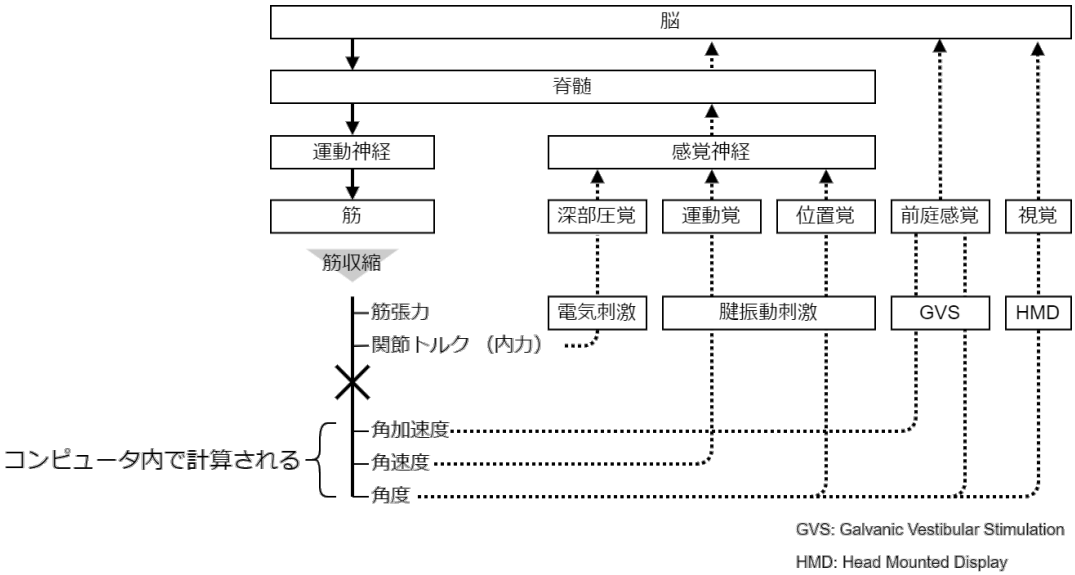


図 3.5 提案方式の VR システムにおける運動時の信号の流れ

理パラメータを自由に変更でき，さらにリアル身体の状態によりバーチャル身体で特定の動作が実行できないといったことは生じない．すなわち，2.8 で挙がった問題の解決が可能となる．また，原理的に全身への展開が可能であり，運動意図の取得，運動の生成，運動感覚の提示の性能次第で，究極的には外骨格型スーツと同等もしくはそれ以上の運動の再現度，および感覚の再現度を有する VR システムの実現が期待できる．以上より，提案方式は「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という VR の理想形に求められる要件を満たし得る．

3.6 基礎的なシステムの構成

提案方式を用いた基礎的な VR システムの構成は以下である．

まず，リアル身体を機械的に固定し，その状態で運動を行おうとして生じた関節トルクを運動意図として計測する．続いて，関節トルクを入力として，骨と関節で構成された剛体リンクモデルでの動力学シミュレーションを行い，バーチャル身体の運動を生成する．このとき，剛体リンクモデルの関節には粘弾性を付与する．これは人体の関節には筋や腱，靱帯といった組織による弾性，軟骨や関節包に含まれる関節液などによる粘性が存在するためである [86]．弾性は運動の効率化や関節可動域の制限の役割を担っており，粘性には運動を安定させる働きがある．弾性を付与しない場合，同一方向へ関節トルクを発揮し続けた際に，バーチャル身体の関節が可動域を超えてしまう．粘性を付与しない場合，脱力時（関節トルクの発揮を止めた状態）においても自然に運動が停止せず，さらには弾性によって振動し続けることとなる．

例として，2 自由度の剛体リンクモデルにおいてバーチャル身体の運動を生成する順動力学の計算式を式 3.1–3.3 に示す．

$$\boldsymbol{M}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \boldsymbol{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = \boldsymbol{\tau_i} - (\boldsymbol{\tau_K} + \boldsymbol{\tau_C}) \tag{3.1}$$

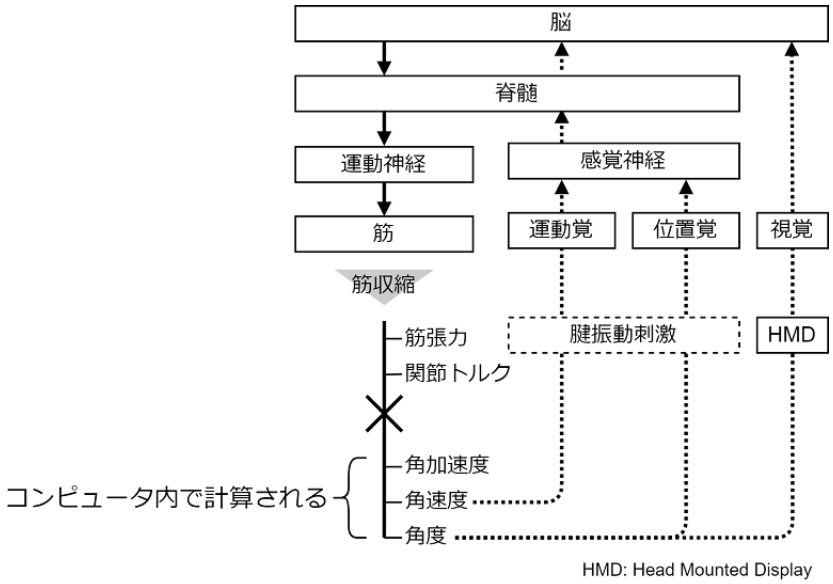


図 3.6 基礎的なシステムの構成における運動時の信号の流れ

$$\boldsymbol{M}(\boldsymbol{\theta}) = \begin{bmatrix} m_0 s_0^2 + m_1 l_0^2 + m_1 s_1^2 + I_0 + I_1 + 2m_1 l_0 s_1 \cos\theta_1 & m_1 s_1^2 + I_1 + m_1 l_0 s_1 \cos\theta_1 \\ m_1 s_1^2 + I_1 + m_1 l_0 s_1 \cos\theta_1 & m_1 s_1^2 + I_1 \end{bmatrix} \tag{3.2}$$

$$\boldsymbol{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = \begin{bmatrix} -m_1 l_0 s_1 (2\dot{\theta}_0 + \dot{\theta}_1)\dot{\theta}_1 \sin\theta_1 \\ m_1 l_0 s_1 \dot{\theta}_0{}^2 \sin\theta_1 \end{bmatrix} \tag{3.3}$$

$\boldsymbol{M}(\boldsymbol{\theta})$ は慣性項，$\boldsymbol{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})$ は遠心力・コリオリ力項である．ただし，ここでは平面での運動を想定し，重力項は無視している．$\boldsymbol{\tau_i}$ は計測された関節トルク，$\boldsymbol{\tau_K}$ は弾性トルク，$\boldsymbol{\tau_C}$ は粘性トルクである．m は質量，l は長さ，s は重心位置，θ は姿勢であり，添え字はリンクを表している．

なお，バーチャル身体の運動の結果は，HMD を用いて視覚提示する．また，バーチャル身体の運動に応じた運動覚や位置覚は，腱振動刺激を用いた運動錯覚による提示手法を適宜用いる．基礎的なシステムの構成における運動時の信号の流れを図 3.6 に示す．

3.7 おわりに

本章では，現行の VR システムの方式では「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を実現することが困難であることを示した．その上で，「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という VR の理想形に求められる要件を満たし得る VR システムの方式の提案を行った．

次章では，提案方式を用いた基礎的なシステムを構築し，提案した VR システムの方式について実現可能性の評価を行う．

第4章　Motion-Less VRの実装と評価

4.1　はじめに

前章において，「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」というVRの理想形に求められる要件を満たし得るVRシステムの方式を提案した．

本章では，提案方式を用いた基礎的なシステムを構築し，提案したVRシステムの方式の実現可能性について評価を行う．まず，示指三関節での屈伸運動における評価を行う．次に，手首関節での二軸性運動における評価を行う．最後に，上肢での水平2自由度運動における評価を行う．

4.2　示指三関節での屈伸運動

示指三関節での屈伸運動に関して提案方式を用いた基礎的なシステムを構築し，システム使用時のバーチャル身体への自己投射性について実験による評価を行う．

4.2.1　システム

システムは筐体，力センサ，増幅回路，AD変換ボード，コンピュータ，HMDで構成される．システムの構成を図4.1に示す．

筐体はリアル身体を固定するものであり，手指を乗せる半球状のアクリル材，示指の固定と力センサ（FSR400，INTERLINK ELECTRONICS社）を配置するためのブラケット，その他の手指各部を固定するマジックバンドからなる．ブラケットは示指各部を上下から挟みこむ形でアクリル材に取り付けられており，示指の太さに応じた上下間の距離の調整が可能となっている．

力センサは示指各部の腹と背に接触するようブラケットの内側に取り付けられている．力センサの表面には固定時の不快感を軽減するために厚さ1 mm程度の緩衝材が貼り付けられている．力センサの値は増幅回路とAD変換ボード（TUSB-1612ADSM-S2Z，Turtle社）を経由してコンピュータに取り込まれる．筐体固定時の示指とその静力学モデルを図4.2に示す．

運動意図の出力に伴い示指の各関節周りに生じたトルク（発揮トルク）$T_{\mathrm{j}}^{\mathrm{r}}$ [Nm]は，図4.2より導出した力のつり合いの式（式4.1–4.3）に基づき，力センサの値 $F_{\mathrm{j}}^{\mathrm{r}}$ [N]から算出する．ただし，関節角度 $\theta_{\mathrm{j}}^{\mathrm{r}}$ は，指を真っすぐに伸ばした状態を0 deg，屈曲方向への回転を負，伸展方向への回転を正とする．また，各変数の添え字jは示指の部位（p: proximal，

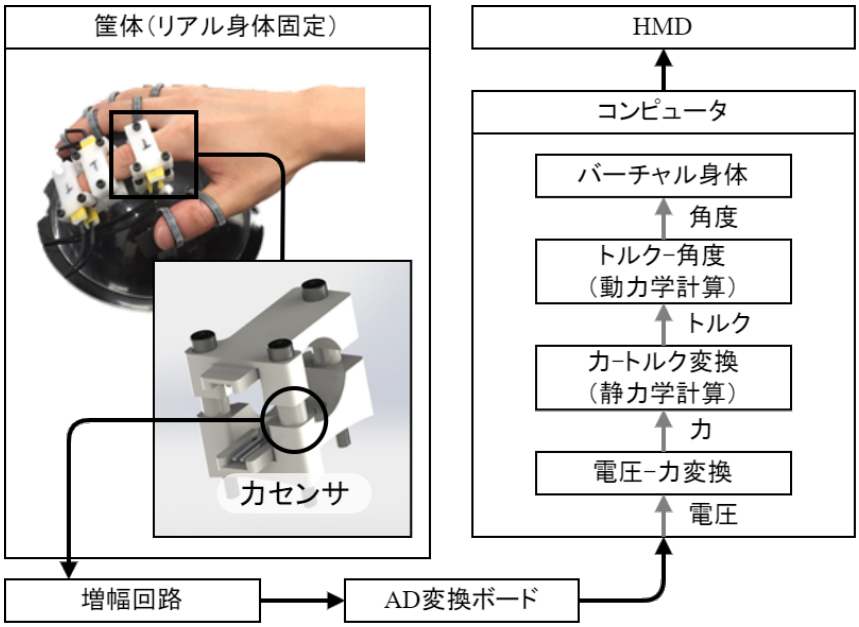


図 4.1 システム構成

i: intermediate，d: distal）を表している．以降，これらは共通とする．

$$T_{\mathrm{p}}^{\mathrm{r}} = F_{\mathrm{p}} s_{\mathrm{p}} + F_{\mathrm{i}} \cos\theta_{\mathrm{i}}^{\mathrm{r}} (l_{\mathrm{p}}^{\mathrm{r}} + s_{\mathrm{i}} \cos\theta_{\mathrm{i}}^{\mathrm{r}}) + F_{\mathrm{d}} \cos(\theta_{\mathrm{i}}^{\mathrm{r}} + \theta_{\mathrm{d}}^{\mathrm{r}}) \{ l_{\mathrm{p}}^{\mathrm{r}} + l_{\mathrm{i}}^{\mathrm{r}} \cos\theta_{\mathrm{i}}^{\mathrm{r}} + s_{\mathrm{d}} \cos(\theta_{\mathrm{i}}^{\mathrm{r}} + \theta_{\mathrm{d}}^{\mathrm{r}}) \} \tag{4.1}$$

$$T_{\mathrm{i}}^{\mathrm{r}} = F_{\mathrm{i}} s_{\mathrm{i}} + F_{\mathrm{d}} \cos\theta_{\mathrm{d}}^{\mathrm{r}} (l_{\mathrm{i}}^{\mathrm{r}} + s_{\mathrm{d}} \cos\theta_{\mathrm{d}}^{\mathrm{r}}) \tag{4.2}$$

$$T_{\mathrm{d}}^{\mathrm{r}} = F_{\mathrm{d}} s_{\mathrm{d}} \tag{4.3}$$

$l_{\mathrm{j}}^{\mathrm{r}}$ ：リアル身体の示指各部の長さ
$s_{\mathrm{j}}^{\mathrm{r}}$ ：リアル身体の示指各部の関節とセンサの距離
$\theta_{\mathrm{j}}^{\mathrm{r}}$ ：リアル身体の示指各部の関節角度

バーチャル身体の運動を生成するための動力学シミュレーション（順動力学計算）は，示指の構造を表現した図 4.3 の剛体リンクモデルにおいて行う．このとき，モデルの各関節には人体の示指 MP 関節の弾性と粘性を測定した研究 [87] を参考に，式 4.4–4.6 の粘弾性を付与する．式 4.4 は弾性である．式 4.5 は伸展時の粘性，式 4.6 は屈曲時の粘性であり，式 4.7 のように角速度の符号に応じて切り替わる．a_{j}，b_{j}，c_{j}，$g_{0\text{–}2,\mathrm{j}}^{l}$，$g_{0\text{–}2,\mathrm{j}}^{\mathrm{u}}$，$\Theta_{\mathrm{j}}$，$n_{\mathrm{j}}$ は何れも定数である．Θ_{j} は弾性の値が 0 Nm となる関節角度であり，これは無重力状態での脱力時の関節角度にあたる．最終的にモデルの各関節へは，発揮トルク $T_{\mathrm{j}}^{\mathrm{r}}$ [Nm] に対して粘弾性 $T_{\mathrm{K,j}}$，$T_{\mathrm{C,j}}$ [Ncm] を 4.8 の通り差し引いた印加トルク $T_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}}$ [Nm] を与え，その結果をバーチャル身体の自身の動きに反映する．なお，順動力学計算には 3D ゲームエンジン Unity 搭載の物理エンジンを用いる．

$$T_{\mathrm{K,j}} = a_{\mathrm{j}} \{ \exp^{b_{\mathrm{j}}(\theta_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}} - \Theta_{\mathrm{j}})} - \exp^{c_{\mathrm{j}}(\theta_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}} - \Theta_{\mathrm{j}})} \} \tag{4.4}$$

$$T_{\mathrm{C,j}}^{\mathrm{u}} = \{ g_{0,\mathrm{j}}^{\mathrm{u}} + g_{1,\mathrm{j}}^{\mathrm{u}} (\theta_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}} - \Theta_{\mathrm{j}}) + g_{2,\mathrm{j}}^{\mathrm{u}} (\theta_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}} - \Theta_{\mathrm{j}})^2 \} (\dot{\theta}_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}})^{n_{\mathrm{j}}} \tag{4.5}$$

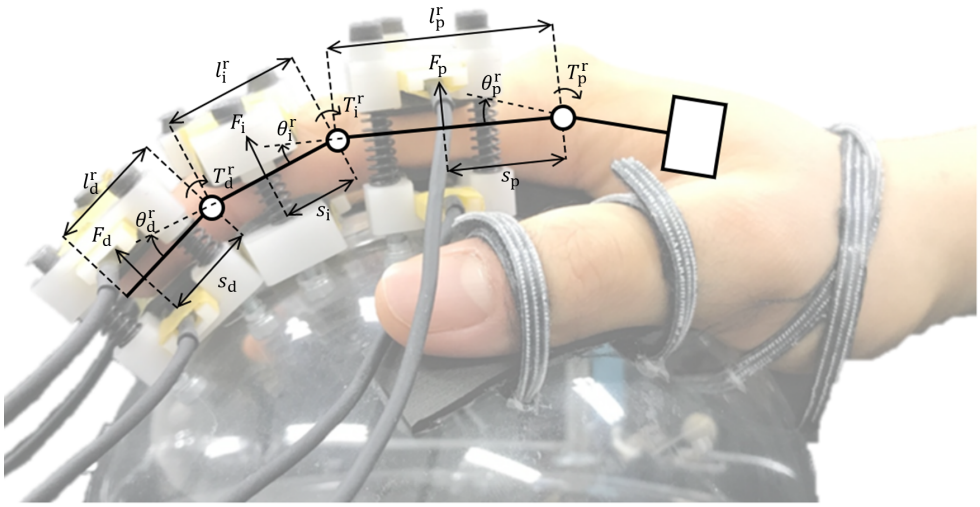


図 4.2 筐体に固定された示指とその力学モデル

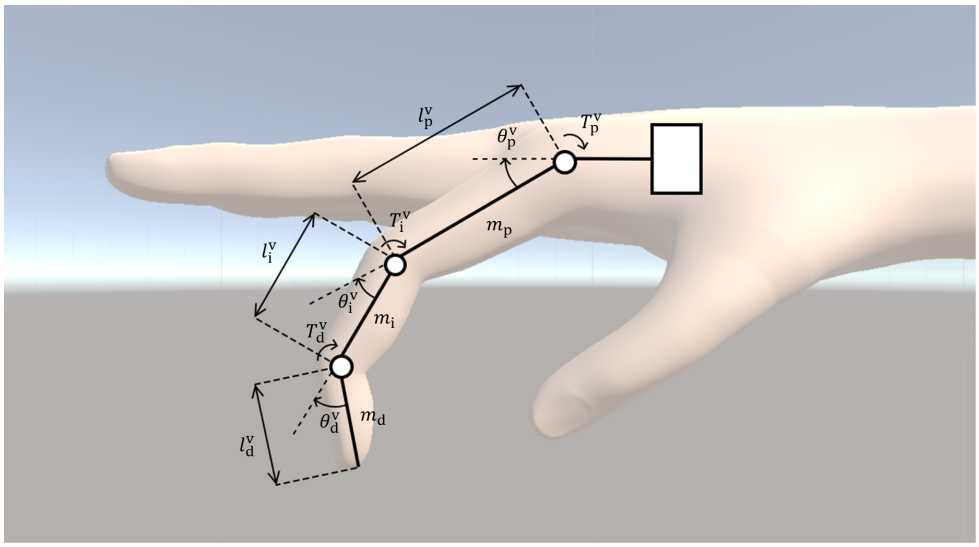


図 4.3 順動力学計算に用いる剛体リンクモデル

$$T_{\mathrm{C,j}}^{\mathrm{l}} = \{g_{0,\mathrm{j}}^{\mathrm{l}} + g_{1,\mathrm{j}}^{\mathrm{l}}(\theta_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}} - \Theta_{\mathrm{j}}) + g_{2,\mathrm{j}}^{\mathrm{l}}(\theta_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}} - \Theta_{\mathrm{j}})^2\}(\dot{\theta}_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}})^{n_{\mathrm{j}}} \tag{4.6}$$

$$T_{\mathrm{C,j}} = \begin{cases} T_{\mathrm{C,j}}^{\mathrm{u}} & (0 \leqq \dot{\theta}_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}}) \\ T_{\mathrm{C,j}}^{\mathrm{l}} & (\text{otherwise}) \end{cases} \tag{4.7}$$

$$T_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}} = T_{\mathrm{j}}^{\mathrm{r}} - \frac{(T_{\mathrm{K,j}} + T_{\mathrm{C,j}})}{100} \tag{4.8}$$

Θ_{j} ：バーチャル身体の脱力時の関節角度 [rad]
$\theta_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}}$ ：バーチャル身体の関節角度 [rad]
$\dot{\theta}_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}}$ ：バーチャル身体の関節角速度 [rad/s]

生成したバーチャル身体の運動は HMD（Oculus Rift CV1，Meta Platforms 社）より視覚提示する．このとき，手指と視点の位置合わせは筐体と HMD に取り付けた反射マー

図 4.4 システム使用時の様子

カーを光学式モーションキャプチャ（OptiTrack, NaturalPoint 社）で計測することで実現する．システム使用時の様子を図 4.4 に示す．

4.2.2 実験

提案方式を用いたシステム（以降，提案システム）が従来システム（後述）に対してどの程度の自己投射性（身体所有感・運動所有感・操作性）を有しているか確認する比較実験[1]を行った．なお，本論文における操作性は，バーチャル身体を視認下で操作し，課せられたタスクを実行した際の運動性能を指すものとする．

A. 提案システムの条件設定

発揮トルクの計算式（式 4.1–4.3）において，筐体形状に関係したパラメータ（表 4.1 を参照）は，本来であれば個人の身体形状に合わせることが望ましい．しかしそのためには，筐体に身体形状の個人差を吸収するための調整機構を組み込む必要があり，実装の複雑性が増す．そこで簡単のために，複数人に対して指が入る様，試作を繰り返して決定した筐体形状で固定とした．

また，関節粘弾性の計算式（式 4.4–4.6）における係数（表 4.2 を参照）についても，関節可動域や筋力などに応じて個人ごとに異なる．しかし，粘弾性の測定には別途専用の装

[1]本実験は，法政大学理工学部「生体を対象とする研究に関する倫理委員会」の承認を受け，被験者の同意のもとに実施した

表 4.1 発揮トルクの計算に用いる筐体形状パラメータ

部位 j	$l_{\mathrm{j}}^{\mathrm{r}}$ [mm]	s_{j} [mm]	$\theta_{\mathrm{j}}^{\mathrm{r}}$ [deg]
p	30.8	15.4	-
i	23.1	11.6	10.0
d	-	8.67	13.3

表 4.2 モデルの関節粘弾性パラメータ

	MP 関節 (j = p)	PIP 関節 (j = i)	DIP 関節 (j = d)
a_{j} [Ncm]	0.654	0.981	0.818
b_{j} [1/rad]	-2.41	-5.43	-12.1
c_{j} [1/rad]	4.52	1.81	1.36
$g_{0,\mathrm{j}}^{\mathrm{u}}$ [Ncm]	2.25	2.25	1.58
$g_{1,\mathrm{j}}^{\mathrm{u}}$ [Ncm/rad]	1.74	0.698	0.183
$g_{2,\mathrm{j}}^{\mathrm{u}}$ [Ncm/rad^2]	5.05	2.02	0.531
$g_{0,\mathrm{j}}^{\mathrm{l}}$ [Ncm]	-2.78	-2.78	-1.95
$g_{1,\mathrm{j}}^{\mathrm{l}}$ [Ncm/rad]	-3.03	-1.21	-0.318
$g_{2,\mathrm{j}}^{\mathrm{l}}$ [Ncm/rad^2]	-3.30	-1.32	-0.347
Θ_{j} [rad]	0.710	0.465	0.221
n_{j}	1.00	1.00	1.00

置が必要となるため，本実験では複数人に対して操作時の違和感が少なくなるよう実験的に調整した値を用いることとした．

バーチャル身体の回転は図 4.3 に示した関節周りに限定し，さらに MP 関節と手首関節の位置関係が変化しないよう制限を設けた．このとき，示指各部の慣性モーメントは何れも微小であることから，計算誤差による影響を受けない程度の値に設定した．その他，設定したバーチャル身体の力学パラメータを表 4.3 に示す．なお，ユーザの出力した運動意図と提示される視覚情報の間の相違を可能な限り減らすために，順動力学計算において重力の影響を受けるよう設定した．また，実験前には示指を脱力した状態において力センサのオフセット調整を行った．コンピュータは Core i7-6700K（Intel 社），GeForce GTX 980Ti（NVIDIA 社）を搭載したものを使用し，物理演算の時間刻み幅は 2.5 ms とした．

B. 比較する従来システムとその条件設定

VR システムにおける手指のトラッキング用途として，多くの研究 [88, 89] で採用されているモーションキャプチャデバイス「Leap Motion Controller」（Ultraleap 社）を比較対象に選定した．Leap Motion Controller は手指の位置姿勢の推定が可能なデバイスであり，その精度は 4–5 [mm] 程度と言われている [90, 91]．Leap Motion Controller を用いることで，リアル身体での実際の運動によってバーチャル身体の操作が可能である．これはリアル身体が固定されていないという点で提案システムとは対照的である．なお，提案システムと条件を合わせるために，Leap Motion Controller から得られる情報のうち関節角度のみをバーチャル身体に反映し，指の長さに関しては提案システムと同様の値を用いる

表 4.3 バーチャル身体の力学パラメータ

部位 j	質量 $m_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}}$ [kg]	リンクの長さ $l_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}}$ [mm]	慣性モーメント $I_{\mathrm{j}}^{\mathrm{v}}$ [kgm^2]
p	0.241	51.3	
i	0.141	33.3	1.00×10^{-4}
d	0.170	28.1	

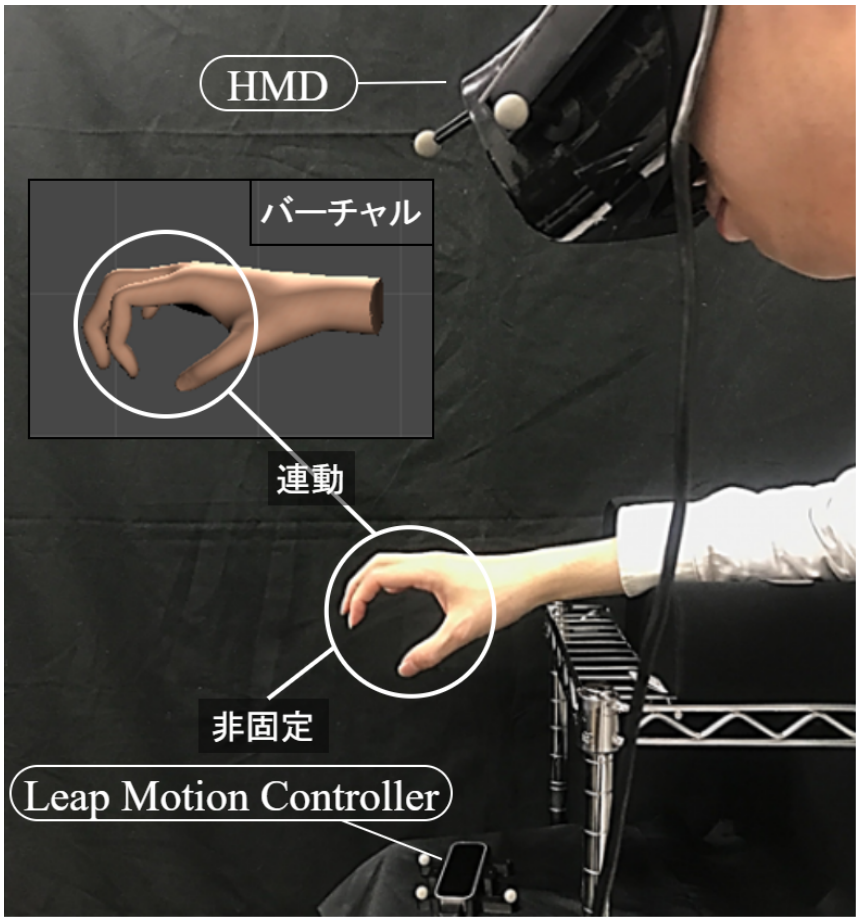


図 4.5 Leap Motion Controller 使用時の様子

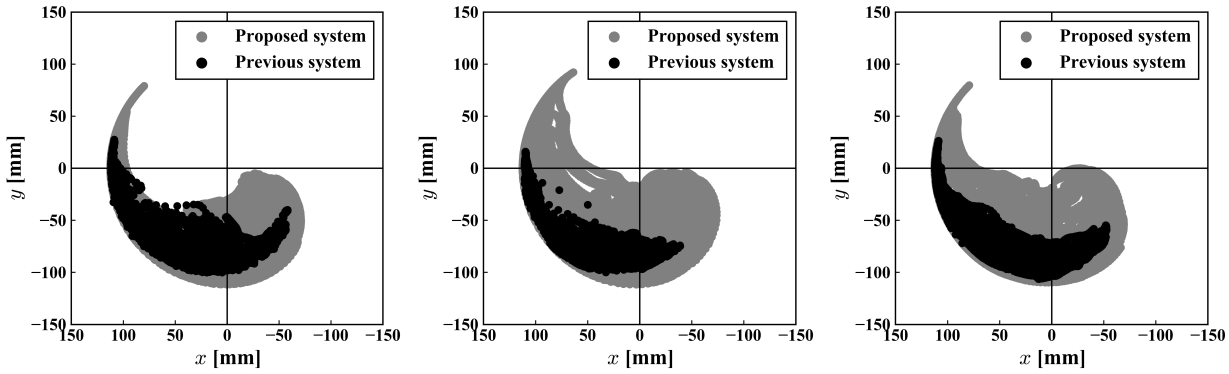
こととした．Leap Motion Controller 使用時の様子を図 4.5 に示す．以降，Leap Motion Controller を用いた構成を従来システムと称する．

C. タスク

実験タスクは，開始位置から目標位置へバーチャル身体示指の指先を誘導するポインティング動作とした．

ここで，開始位置と目標位置は，提案システムと従来システムの双方で到達可能である必要がある．しかし，従来システムは光学式であるため，計測不可能な示指指先の位置が存在する．そこで，開始位置と目標位置を決めるにあたり，事前に提案システムと従来システムの双方において，被験者 3 名（22–23 歳）に対する示指指先の到達可能領域を調査した．

調査ではバーチャル身体の示指を 120 秒間自由に動かしてもらった．このとき各関節の角度の限界を意識させ，可能な限り様々な姿勢を取るよう指示した．各被験者の到達可能



(a) 被験者 I　　(b) 被験者 II　　(c) 被験者 III

図 4.6 提案システムと従来システムにおける到達可能領域

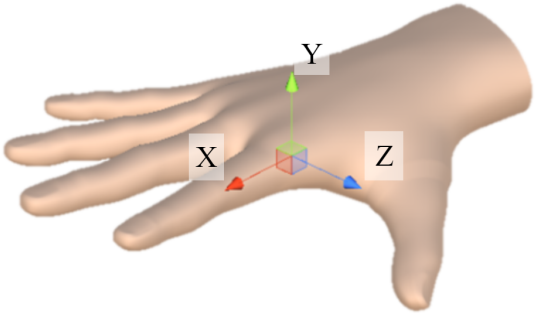


図 4.7 指座標系の定義

領域を図 4.6 に示す．

図 4.6 はバーチャル身体の MP 関節を原点，中手骨の手首から指先に向かう方向を X 軸正方向，MP 関節の回転軸を Z 軸，XZ 平面の手のひらから手の甲に向かう法線方向を Y 軸正方向とした指座標系を右手系で定義し（図 4.7 を参照），その座標系における指先位置を記録したものである．指各部は Z 軸周りの回転でのみ運動可能なため，指先位置は XY 平面上にプロットできる．図 4.6 より，Leap Motion Controller で計測可能な指先位置は，リアル身体の場合 [92] と比較して狭いことが確認された．

図 4.6 より，提案システムと従来システムの両者で到達可能な地点 P_1-P_4 を決定した．地点 P_1 –P_4 を図 4.8 に示す．また，開始位置と目標位置は地点 P_1 –P_4 の中から選び，両者が同一地点とならない組み合わせの全 12 通りのタスクを用意した．

D. 方法

実験では 12 通りのタスクを被験者につき 1 回実施した．何れのシステムを用いた場合においても，最初のタスクを行う前には事前練習として 1 分間示指を自由に動かしてもらった．開始位置と目標位置は，バーチャル空間内に直径 5 mm の球体オブジェクトを配置して視覚提示した．また同様に，バーチャル身体指先へも球体を付与し，現在の位置が明確に分かるようにした．

タスクを始める前には指先を開始位置に合わせてもらい，その位置を初期位置として，合図とともに目標位置へと誘導させた．このとき，被験者へは「目標位置へ人差し指の先端を素早く合わせ，その状態を維持してください.」とだけ指示した．被験者に提示した

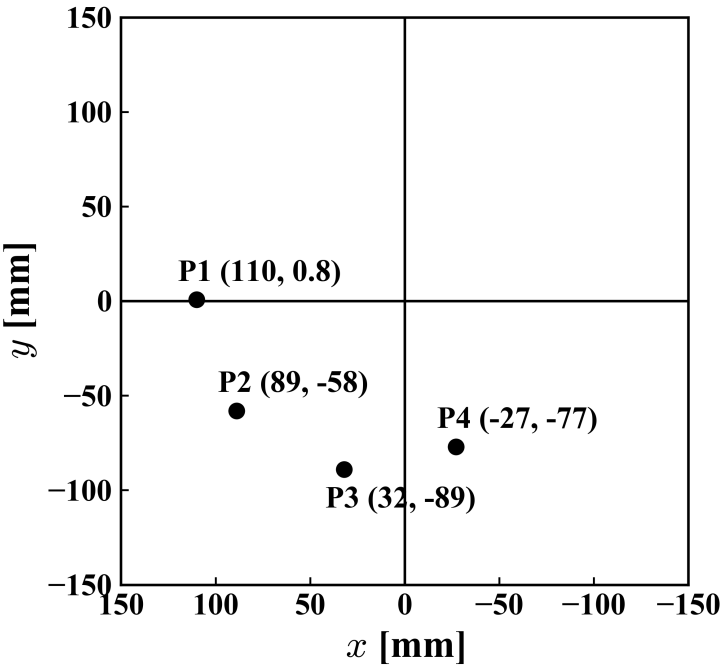


図 4.8 指座標系における地点 P_1–P_4 の位置

表 4.4 質問項目

質問番号	質問内容
Q1	思い通りに動かせた
Q2	自分の指のように感じた
Q3	自分で動かしているように感じた

視覚映像の一例として，開始位置を P_1，目標位置を P_3 とした際のタスク中の様子を図 4.9 に示す．

タスク中は指先位置と目標位置の距離を記録するとともに，初期位置と目標位置の距離を 100 %として目標到達率を導出した．また目標到達率が初めて 10 %以上となる時刻 t_1 および 90 %以上となる時刻 t_2 を求めた．t_2 は目標位置到達の判断基準として用い，時間内に目標位置に到達できなかった場合は，同条件でのタスクを再度実施させた．一回の試行時間は 20 秒とし，目標位置へ到達した後もその状態を維持させた．参考までに指先位置と目標位置の距離を記録した一例（初期位置 P_4，目標位置 P_1）を図 4.10 に示す．

実験終了後には，主観的な評価指標を得るために表 4.4 の内容が書かれた Visual Analogue Scale（VAS）質問紙によるアンケートを実施した．表 4.4 の Q1 は操作性，Q2 は身体所有感，Q3 は運動主体感に関連する項目である．また操作性に関する客観的な評価指標として，到達時間（t_1 から t_2 に至るまでの時間）と，到達後からタスク終了までの平均誤差（指先位置と目標位置の距離の平均）を求めた．ここで，到達時間は到達運動の速応性，平均誤差は到達運動の正確性を表す指標である．

E. 結果

実験は 7 名の被験者（21–23 歳）に対して実施した．

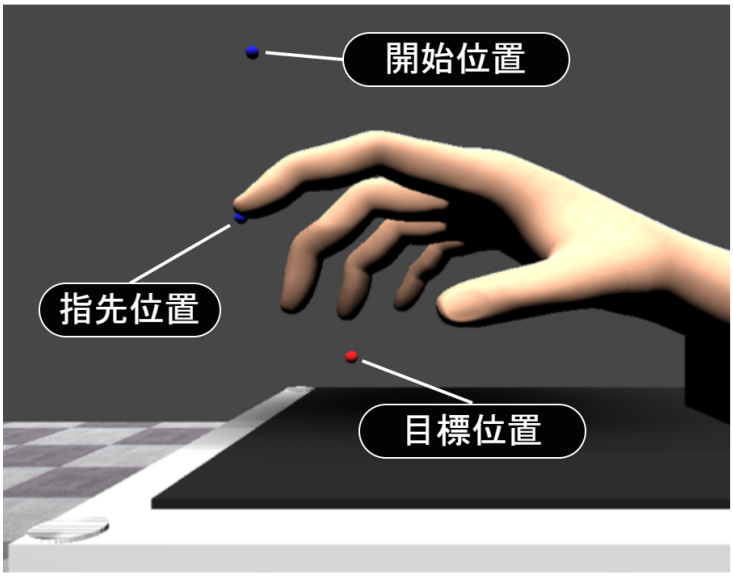
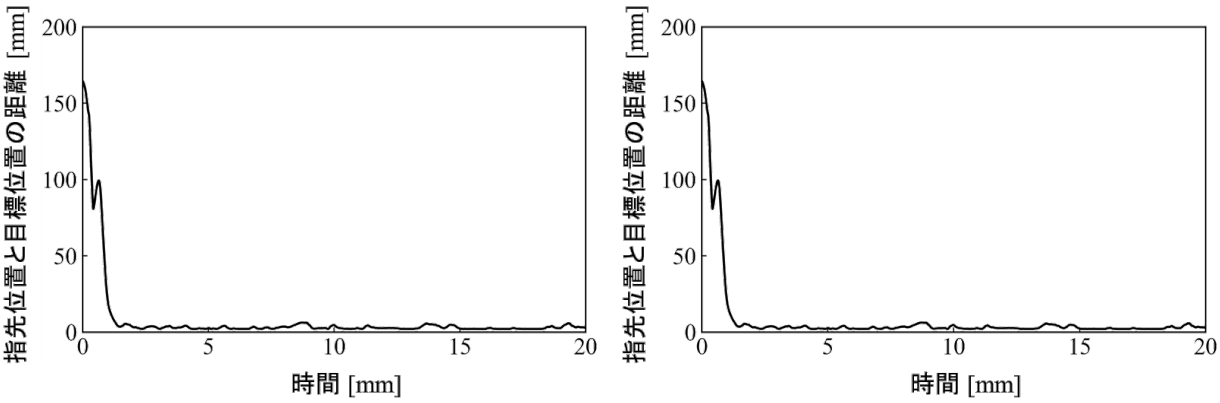


図 4.9 ポインティングタスクの様子



(a) 提案システム　　(b) 従来システム

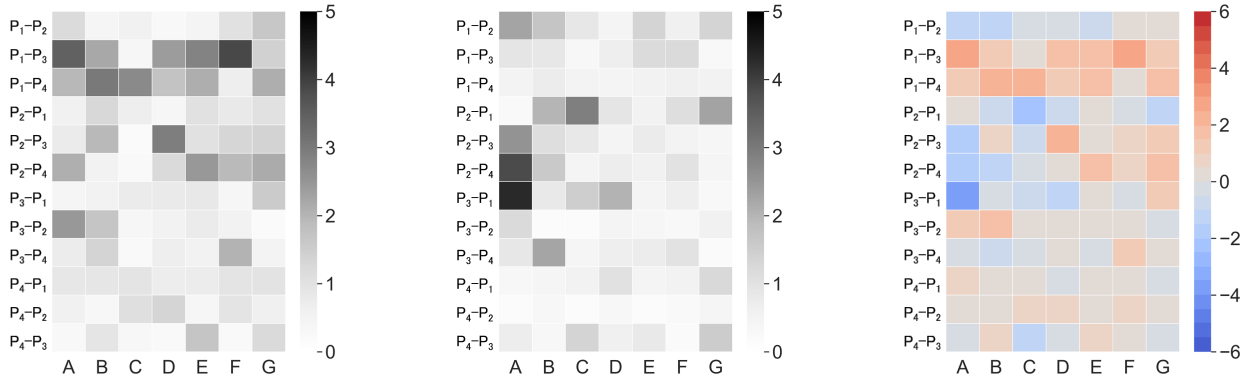
図 4.10 計測データの一例

客観指標の実験結果として，到達時間および平均誤差をそれぞれ図 4.11，4.12 に示す．図 4.11，4.12 の (a)–(c) は縦軸をタスク，横軸を被験者としてそれぞれ結果をヒートマップで表したものであり，(a) は提案システム，(b) は従来システム，(c) は (a) から (b) を差し引いたものである．なお，(a) と (b) では白色に近いほど性能が良い．また，(c) では青色が濃いほど提案システムの方が性能が良く，反対に赤色が濃いほど従来システムの方が性能が良い．

図 4.11 の (a)・(b) を見ると，タスク間でばらつきがみられるが，何れのシステム使用時においても 5 秒以内にはタスクが完了できていることが確認できる．また，図 4.12 を見ると，提案システムと従来システムともに被験者間で差がみられ，提案システムに関してはタスク間でも差があることが見て取れる．

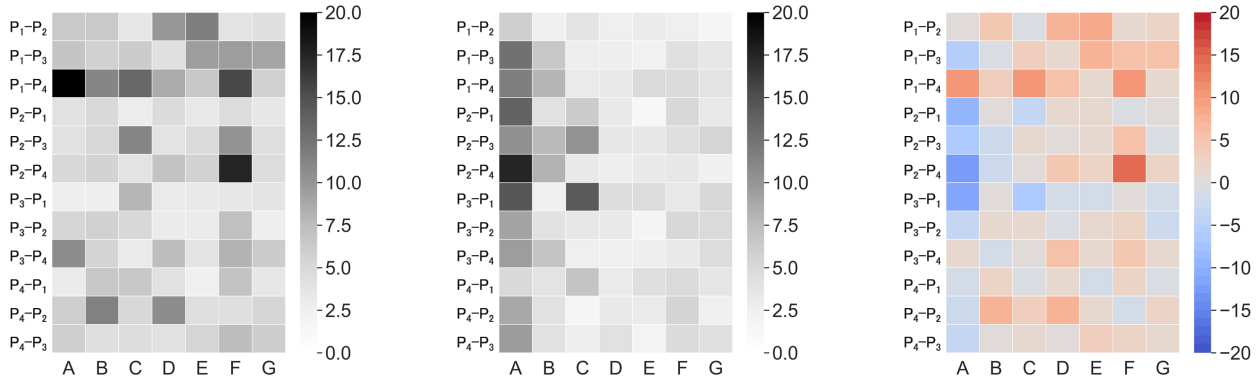
ここで，到達時間（図 4.11）と平均誤差（図 4.12）に関して使用システム，タスク，被験者を因子としてそれぞれ三元配置分散分析を行った結果を表 4.5 に示す．表 4.5 より，到達時間では使用システム，タスクにおいて，平均誤差では使用システム，タスク，被験者において有意差が認められた．

また，具体的に各指標の平均値は提案システムで到達時間 1.16 sec，平均誤差 6.26 mm，



(a) 提案システム　(b) 従来システム　(c) システム間の差

図 4.11 到達時間 [sec]



(a) 提案システム　(b) 従来システム　(c) システム間の差

図 4.12 平均誤差 [mm]

従来システムで到達時間 0.896 sec，平均誤差 5.08 mm であった．

最後に，全被験者のアンケート結果を平均と標準偏差で表したグラフを図 4.13 に示す．また，図 4.13 のアンケート結果に対して質問項目ごとに対応のある t 検定を行った結果を表 4.6 に示す．表 4.6 より何れの主観指標においても有意差は認められなかった．

4.2.3 考察

運動意図が適切に取得できていないと操作性が低下し，客観指標の到達時間や平均誤差は大きくなると予想される．これについて有意差は認められたものの，従来システムに対して提案システムの到達時間は 1.3 倍，平均誤差は 1.2 倍程度の性能劣化に留まっており，提案システムにおいても一定の操作性が実現されていることが確認された．

ここで，平均誤差では被験者間において有意差が認められた．その要因としては，事前練習として 1 分間自由に運動させた際の習熟速度や，日頃の指を意識した運動の実施頻度，手先の器用さ，癖といった個人差による影響が挙げられる．また，提案システムに限っては関節粘弾性の個人差 [87] の影響も考えられる．特に弾性の大小は，目標軌道の追従や，目標姿勢の維持の際に必要となる発揮トルクそのものに影響する．具体的に例えば，リアル身体の弾性が小さい人が，弾性が大きい人に調整されたバーチャル身体を動かすためには，通常時よりも大きい関節トルクを発揮する必要がある．これは内部モデルによる予測に対して実際が乖離している状態を意味しており，設定した係数が操作性へ影響する可能

表 4.5 客観評価指標の三元配置分散分析の結果

客観指標	因子	P	
到達時間	使用システム	1.06×10^{-2}	*
	タスク	1.20×10^{-3}	**
	被験者	5.24×10^{-2}	n.s.
平均誤差	使用システム	2.04×10^{-3}	**
	タスク	7.76×10^{-4}	***
	被験者	2.67×10^{-8}	***

$*P < 0.05, **P < 0.01, ***P < 0.001$

表 4.6 主観評価指標の t 検定の結果

主観指標	P	
Q1 操作性	0.291	n.s.
Q2 身体所有感	0.841	n.s.
Q3 運動主体感	0.504	n.s.

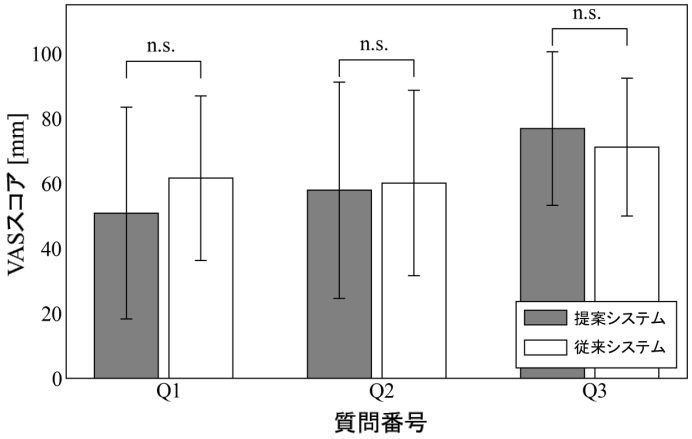


図 4.13 全被験者のアンケート結果

性は十分に考えられる．なお，同様の理由から質量などの力学パラメータの相違も要因に挙げられる．以後，関節粘弾性や力学パラメータをリアル身体に近づけた際の影響について調査する必要があると思われる．

また，主観評価（図 4.13）では何れの指標も中間の値となっており，リアル身体とまではいかないがある程度の操作性・身体所有感・運動主体感が得られている．加えて使用システム間での有意差は認められなかった．このことから，提案システムが従来システムと同程度の自己投射性を有している可能性が示唆された．なお，従来システムの身体所有感が中間値に留まった理由としては，バーチャル身体示指とリアル身体示指の寸法不一致による違和感や，姿勢情報の計測誤差によりリアル身体示指から得られる体性感覚情報とバーチャル身体示指映像から得られる視覚情報との間で感覚矛盾が生じていたことが考えられる．以後，より精度の高いセンサを用いたシステムとの比較が望まれる．

一方で，提案システムにおいて提示される感覚情報は視覚に限定されており，体性感覚は正しく入力されていない状態であった．それにもかかわらず，従来システムと比較して

操作性の著しい低下がみられなかったのは，視認下の運動に限定していたため運動感覚における視覚優位の性質 [47] が働いたことや，運動意図が適切に反映されたことが功を奏した可能性が考えられる．今後は視覚提示や体性感覚提示の有無，関節粘弾性の係数変更などにより，要因の切り分けを進めていく必要があると思われる．

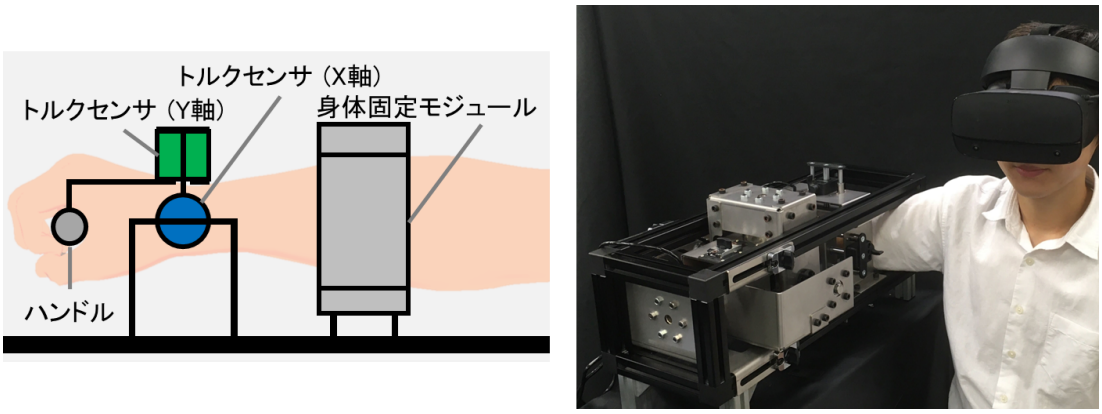


図 4.14 開発した装置の構造と外観

表 4.7 剛体リンクモデルのパラメータ

パラメータ	値
球体の半径 [mm]	40.0
質量 [kg]	0.345
慣性モーメント (Y 軸・Z 軸) [kgm^2]	6.71×10^4

4.3 手首関節での二軸性運動

本節では，手首関節での二軸性運動に関して提案方式を用いた基礎的なシステムを構築し，システム使用時のバーチャル身体の操作性について実験による評価を行う．

4.3.1 システム

A. 運動の抑制および運動意図の取得

まず，掌背屈・撓尺屈運動に関して，機械的な固定によるリアル身体の運動の抑制，および運動意図として関節トルクを計測する装置を開発した．装置はハンドル，非回転式トルクセンサ，身体固定モジュールからなる．装置の構造と外観を図 4.14 に示す．

ユーザは，装置後部から腕を通し，装置先端部にあるハンドルを把持する．このとき，手首の回転軸がトルクセンサの計測軸と同軸となるよう，ハンドルの位置調整を行う．その後，前腕の上下左右より身体固定モジュールを押し当てる．これにより，手首と前腕の運動の抑制が実現される．また，その状態でユーザが発揮した掌背屈方向および撓尺屈方向の関節トルク（発揮トルク）は，非回転式トルクセンサ 1・2 にそれぞれ伝達され，ブリッジ回路モジュール（PhidgetBridge 4-Input，Phidgets 社）を介してコンピュータに取り込まれる．

B. 運動のシミュレーション

計測した発揮トルクは，剛体リンクモデルでの順動力学による運動のシミュレーションに用いる．モデルの形状は，図 4.15 の通り手首以降を球体で近似した簡易的なものとする．モデルの各パラメータを表 4.7 に示す．なお，回転座標系は，手首の中心を原点として，指先を水平に延ばした状態で手首から指先に向かう方向を X 軸正方向，掌から手の甲

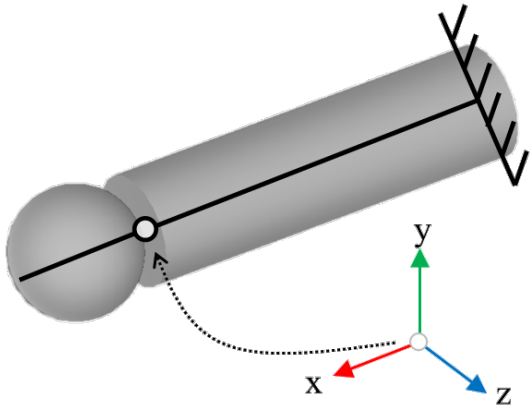


図 4.15 剛体リンクモデル

表 4.8 モデルの関節粘弾性パラメータ

係数	掌屈／背屈	橈屈／尺屈
k_1	2.8	3.9
k_2 [rad]	1.1	-0.10
k_3	3.7	4.2
k_4 [rad]	-1.2	-0.50
c [Nm · s/rad]	0.50	0.50

に向かう方向を Y 軸正方向，XY 平面の法線方向（左手系）を Z 軸正方向とする．

剛体リンクモデルの関節へは粘弾性特性を付与する．弾性は式 4.9 に示す非線形関数 [93]，粘性は式 4.10 に示す線形関数とする [94]．なお，式 4.9 の係数 k_1–k_4 は手首の弾性を実測した研究 [95] より，掌背屈および撓尺屈に対してそれぞれ設定する．また，式 4.10 の係数 c は，筋骨格モデルに基づく上肢の動作生成を試みた研究 [94] を参考に設定する．各係数の設定値を表 4.8 に示す．

$$T_{\mathrm{K}} = \exp^{k_1(\theta - k_2)} - \exp^{k_3(k_4 - \theta)} \tag{4.9}$$

$$T_{\mathrm{C}} = c\dot{\theta} \tag{4.10}$$

θ ：関節角度 [rad]
$\dot{\theta}$ ：関節角速度 [rad/s]

C. 感覚提示

運動シミュレーションの結果はバーチャル身体手首にリアルタイムで反映し，その映像を HMD（Oculus Rift CV1, Meta Platforms 社）を用いて視覚提示する．また同時に，手首の運動に関与する腱に対して振動刺激を与え，深部感覚への情報提示を試みる．

一般に，腱に対して振動刺激を提示することで，深部感覚にあたる筋紡錘の神経発火が促され，伸長方向への筋長変化にあたる信号が神経に入力されることが分かっている [84]．

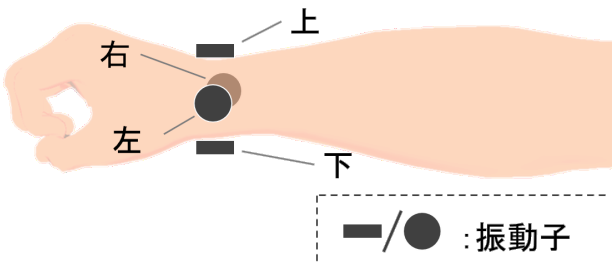


図 4.16 振動子の取り付け位置

この現象に基づき，主導筋とは反対の筋に付随する腱に対して振動刺激を与え，運動感覚の提示を試みた事例がこれまでに多数報告されている [96, 97]．また，提示する振動の周波数と知覚される運動の角速度には，ある範囲において対応関係があることも知られている [98, 99]．

そこで，手首の上下左右に振動子（バイブロトランスデューサ Vp210, Acouve Laboratory 社）を取り付け，運動意図に応じた振動刺激を提示する．振動子の取り付け位置を図 4.16 に示す．また振動周波数は，尺屈運動について振動周波数と知覚角速度の関係を記録した研究 [99] を参考に，運動角速度に応じて式 4.11, 4.12 の関係でリアルタイムに切り替える．なお，式 4.11，4.12 の係数 a は何れも 11.5 とし，最大周波数 f_{max} は 100 Hz に制限する．

$$f_{\mathrm{p}},\ f_{\mathrm{d}} = \begin{cases} f_{\mathrm{max}},\ 0 & (a\dot{\theta}_{\mathrm{z}} \leqq -f_{\mathrm{max}}) \\ a\dot{\theta}_{\mathrm{z}},\ 0 & (-f_{\mathrm{max}} < a\dot{\theta}_{\mathrm{z}} < 0) \\ 0,\ 0 & (a\dot{\theta}_{\mathrm{z}} = 0) \\ 0,\ a\dot{\theta}_{\mathrm{z}} & (0 < a\dot{\theta}_{\mathrm{z}} < f_{\mathrm{max}}) \\ 0,\ f_{\mathrm{max}} & (f_{\mathrm{max}} \leqq a\dot{\theta}_{\mathrm{z}}) \end{cases} \tag{4.11}$$

$$f_{\mathrm{r}},\ f_{\mathrm{u}} = \begin{cases} f_{\mathrm{max}},\ 0 & (a\dot{\theta}_{\mathrm{y}} \leqq -f_{\mathrm{max}}) \\ a\dot{\theta}_{\mathrm{y}},\ 0 & (-f_{\mathrm{max}} < a\dot{\theta}_{\mathrm{y}} < 0) \\ 0,\ 0 & (a\dot{\theta}_{\mathrm{y}} = 0) \\ 0,\ a\dot{\theta}_{\mathrm{y}} & (0 < a\dot{\theta}_{\mathrm{y}} < f_{\mathrm{max}}) \\ 0,\ f_{\mathrm{max}} & (f_{\mathrm{max}} \leqq a\dot{\theta}_{\mathrm{y}}) \end{cases} \tag{4.12}$$

$\dot{\theta}_{\mathrm{z}}$ ：バーチャル身体手首の掌背屈運動の角速度 [rad/s]
$\dot{\theta}_{\mathrm{y}}$ ：バーチャル身体手首の撓尺屈運動の角速度 [rad/s]
f_{p} ：手首上部の振動子の周波数 [Hz]
f_{d} ：手首下部の振動子の周波数 [Hz]
f_{r} ：手首右部の振動子の周波数 [Hz]
f_{u} ：手首左部の振動子の周波数 [Hz]

表 4.9 目標線の姿勢 [deg]

姿勢	掌屈／背屈	橈屈／尺屈
p_0	-5.0	-15
p_1	50	-25
p_2	-55	-25
p_3	-55	10
p_4	50	10

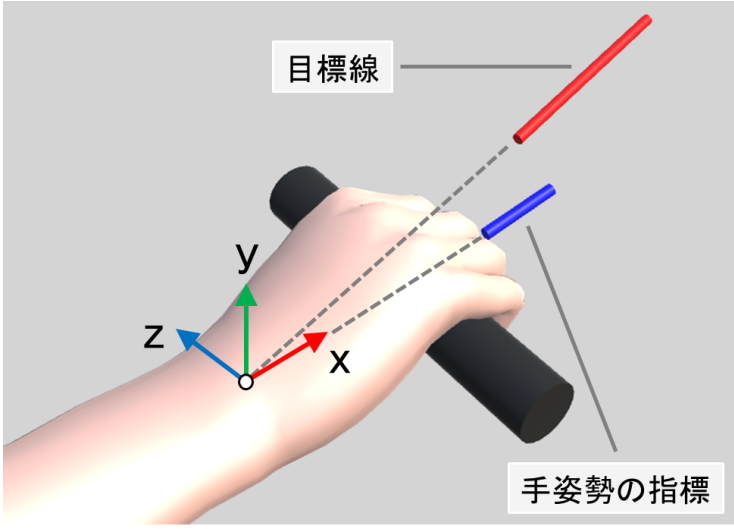


図 4.17 実験タスクのイメージ

4.3.2 実験

手首における Motion-Less VR の実現可能性を検証するために，開発したシステムを用いて操作性に関する基礎的な実験を行った．

A. タスク

実験では，HMD を介して視覚提示される目標線に，手の姿勢を追従させるタスクを課した．目標線は，関節可動域の中間姿勢 p_0 を開始姿勢として，掌背屈と撓尺屈を組み合わせた四種類の姿勢（p_1，p_2，p_3，p_4）にそれぞれ 3 秒間かけて到達するよう，手首を中心に回転させた．各姿勢の詳細を表 4.9 に示す．なお，到達順は p_1，p_2，p_3，p_4 とし，p_4 へ到達した後は p_0 へ戻るものとした．また，実験ではバーチャル身体手首の姿勢を示す目印を表示した．実験タスクのイメージを図 4.17 に示す．

B. 結果・考察

初期検討として，被験者 1 名に対して 1 回実験を行った．操作性の指標として，目標線とバーチャル身体手首それぞれの単位方向ベクトルを記録した結果を図 4.18 に示す．図 4.18 より，目標線に対してバーチャル身体手首の姿勢をある程度追従させることができていることが確認できる．このことから，システムが一定の操作性を有していることが確認された．一方で，バーチャル身体の姿勢変化は，目標線の動きと比較して振動を含んでい

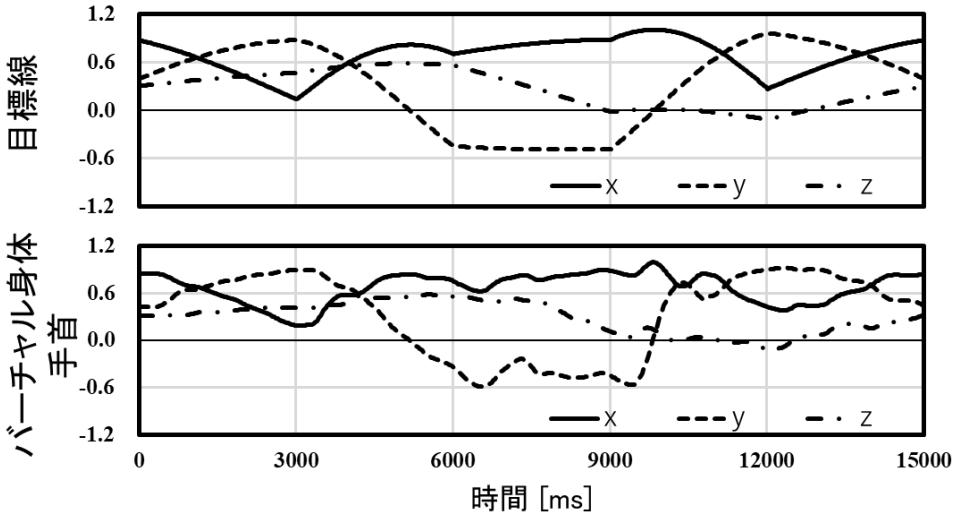


図 4.18 追従タスクの実験結果

ることも見て取れる．この原因として，運動シミュレーションにおいて，関節に付与した粘弾性のパラメータが適切でないことが考えられる．

なお，実験終了後に被験者に感想を聞いたところ，「概ね意図通りに動かすことができた」「自分の身体が動いている感覚がした」との回答があった．これらについては，実験タスクや評価指標の精査をしたのち，被験者を増やした実験を行い，検証していく必要がある．

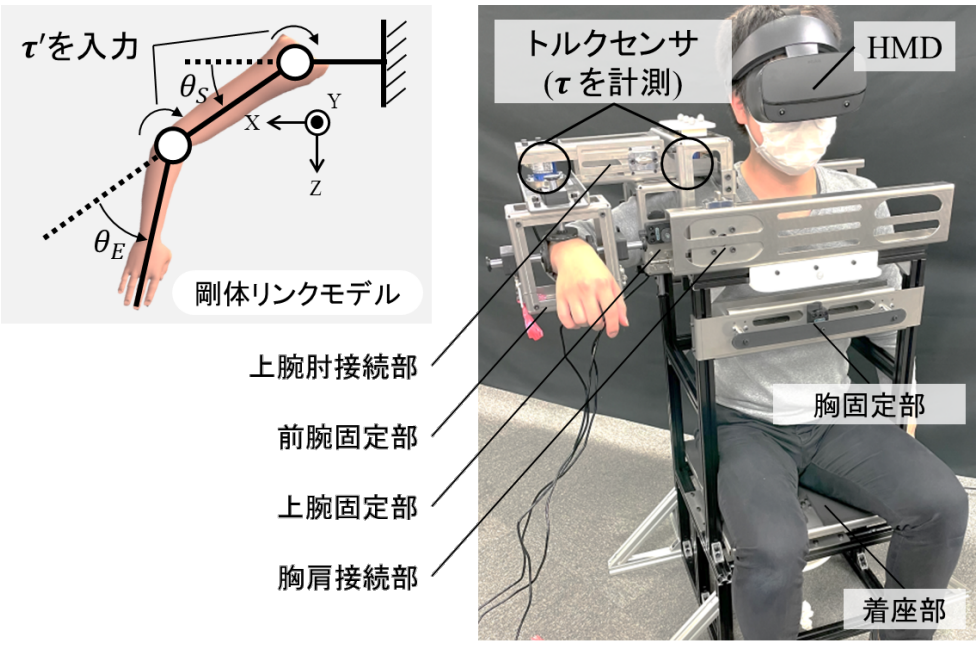


図 4.19 開発した装置の外観と動力学シミュレーションに用いる剛体リンクモデル

4.4 上肢での水平 2 自由度運動

本節では，上肢での水平 2 自由度運動（肩水平屈伸・肘屈伸）に関して提案方式を用いた基礎的なシステムを構築し，システム使用時のバーチャル身体の操作性について実験による評価を行う．

4.4.1 システム

A. 運動の抑制および運動意図の取得

まず，肩水平屈伸・肘屈伸運動に関して，機械的な固定によるリアル身体の運動の抑制，および運動意図として関節トルクを計測する装置を開発した．装置の外観を図 4.19 に示す．装置は大きく着座部，胸固定部，胸肩接続部，上腕固定部，上腕肘接続部，前腕固定部からなる．胸肩接続部と上腕肘接続部には非回転式トルクセンサ（DYJN-101，定格容量 100 Nm）が配置されている．また，着座部，胸肩接続部，上腕肘接続部では長さが，胸固定部，上腕固定部，前腕固定部では太さがそれぞれ可変かつ固定可能な構造となっている．

ユーザは装置に着座し，上腕固定部から前腕固定部にかけて右腕を通す．その状態で身体の長さに応じて着座部，胸肩接続部，上腕肘接続部を調節する．このとき，各関節とトルクセンサの軸を一致させる．続いて，身体の太さに合わせて胸固定部，上腕固定部，前腕固定部を調節する．最後に，調節した各箇所を固定する．これにより，運動しようとしたとしてもリアル身体は動かず，運動意図である関節トルクがトルクセンサに入力される．なお，各トルクセンサの値はブリッジ回路モジュール（PhidgetBridge 4-Input，Phidgets 社）を経由してコンピュータに取り込まれる．

表 4.10 剛体リンクモデルのパラメータ

	上腕	前腕	手
寸法 [m]	0.301	0.224	0.184
質量 [kg]	2.29	1.16	0.451
重心 [m]	0.147	0.101	0.0918
慣性モーメント [$\mathrm{Nm \cdot s^2}$]	0.0671	0.0172	0.00797

表 4.11 モデルの関節粘弾性パラメータ

	k_1	k_2 [rad]	k_3	k_4 [rad]	c [$\mathrm{Nm \cdot s/rad}$]
肩	1.55	-0.720	1.48	-0.660	1.60
肘	3.96	-0.700	3.14	-1.73	0.800

B. 運動のシミュレーションと感覚提示

計測された関節トルク $\boldsymbol{\tau}$ は図 4.19 の剛体リンクモデルにおける順動力学計算に用いられる．モデルの形状は上腕と前腕を円錐台，手首以降を楕円柱で近似し，力学パラメータはそれぞれ表 4.10 の通りに設定する．長さや太さは日本人の平均値 [100] を用い，質量は筋，骨格，脂肪の一般的な比率から求めた近似値とした．

ここで，関節の弾性は式 4.13，粘性は式 4.14 とする [93,94]．$k_{1\text{–}4}$ は弾性トルク係数，c は粘性トルク係数，θ は関節角度 [rad]，$\dot{\theta}$ は関節角速度 [rad/s] である．ゆえに，実際には式 4.15 のように肩および肘で計測された関節トルク $\boldsymbol{\tau}$ から粘弾性トルク $\boldsymbol{\tau}_\mathbf{e}$，$\boldsymbol{\tau}_\mathbf{v}$ を差し引いた $\boldsymbol{\tau}'$ を計算に用いる．これにより，人体の関節の挙動が模擬される．なお，各係数は文献 [94] より表 4.11 の通りに設定する．

$$\text{弾性} \quad \tau_\mathrm{e} = \exp^{k_1(\theta - k_2)} - \exp^{k_3(k_4 - \theta)} \tag{4.13}$$

$$\text{粘性} \quad \tau_\mathrm{v} = c\dot{\theta} \tag{4.14}$$

$$\boldsymbol{\tau}' = \boldsymbol{\tau} - (\boldsymbol{\tau}_\mathbf{e} + \boldsymbol{\tau}_\mathbf{v}) \tag{4.15}$$

順動力学計算は Core i7-6700K（Intel 社），GeForce GTX 980Ti（NVIDIA 社）を搭載したコンピュータにおいて，3D ゲームエンジン Unity の物理エンジンにより処理され，その結果としてバーチャル身体の運動映像が HMD（Oculud Rift S，Meta Platforms 社）で視覚提示される．HMD のリフレッシュレートとトルクセンサのサンプリングレートは何れも 80 Hz 程度とし，物理演算の時間刻み幅は 2.5 ms に設定した．

4.4.2 実験

開発システムの操作性を確認するために実験を行った．

A. タスク

実験タスクは，バーチャル空間に配置された球体にバーチャル身体の指先（中指）を合わせるポインティング動作とした．球体は，表 4.12 に従いバーチャル身体の肩関節角度 θ_S

表 4.12 球体の地点のパラメータ

	P_0	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	P_6	P_7	P_8
θ_S [deg]	20	20	20	50	50	50	80	80	80
θ_E [deg]	30	60	90	30	60	90	30	60	90

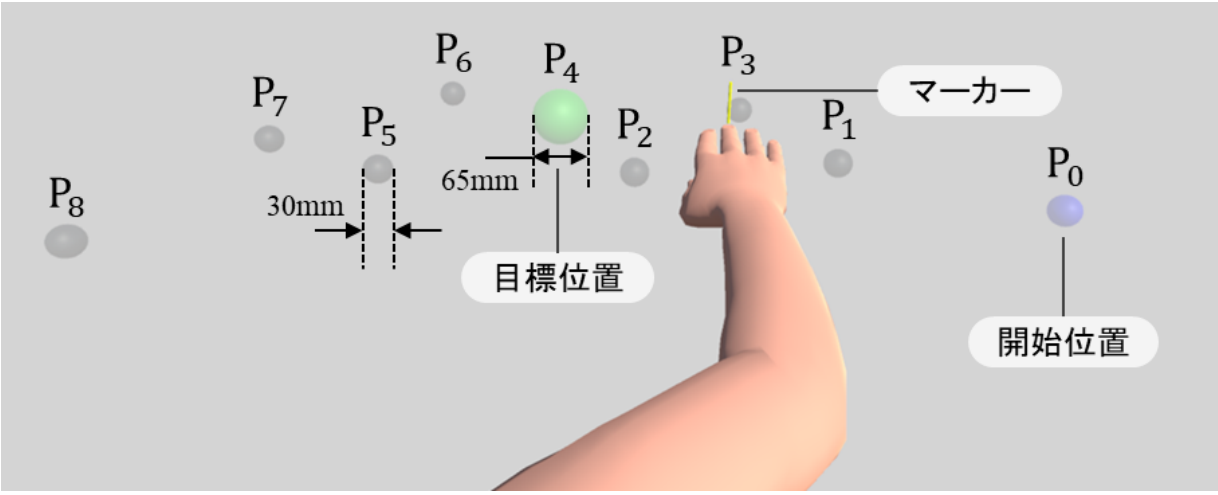


図 4.20 実験タスク

と肘関節角度 θ_E を指定した際に指先が到達するとされる地点 $P_{0\text{–}8}$ に配置し，図 4.20 の通り半透明状態で常に表示させた． タスクでは地点 P_0 を毎回開始位置として，地点 $P_{1\text{–}8}$ から選ばれる目標位置に指先（目印を付与）を合わせる動作を行う．初期状態では開始位置の球体は青色，それ以外は黒色とし，タスク中は開始位置の球体を赤色，目標位置として選ばれた球体を緑色に変化させた．球体内への指先の進入は透明度を下げることで認知させ，その状態での左手によるキーボード入力をもって位置合わせ完了を判定した．開始位置の球体の直径は 30 mm で固定とし，目標位置に配置する球体の直径は 30，65，150 mm の 3 パターン用意した．したがって，タスクは目標位置 8 箇所 × 直径 3 パターンの全 24 通りである．タスクの実施順はランダムとした．被験者へは「腕に力を入れてバーチャル身体を操作し，可能な限りに高速かつ正確にタスクを完了してください」と指示した．

B. 結果

実験は 3 名の被験者に対してそれぞれ 1 回実施した．一例として，典型的な被験者のバーチャル身体指先の軌跡（目標位置の球体の直径 65 mm）を図 4.21 に示す．図 4.21 より，各目標位置へ到達できていることが確認できる．

ここで，Fitts の法則 [101] を適用し，困難度 ID と移動時間 MT の関係を求めた．ID は移動距離 D とターゲットサイズ W より式 4.16 のように定義される．

$$ID[\text{bit}] = \log_2\left(\frac{D}{W} + 1\right) \tag{4.16}$$

今回，D はタスク開始時のバーチャル身体指先から目標位置までの距離とし，W は球体の直径とした．全被験者の結果をまとめたグラフを図 4.22 に示す．なお，外れ値は回帰直線の残差に対してスミルノフ・グラブス検定を行い除外した．

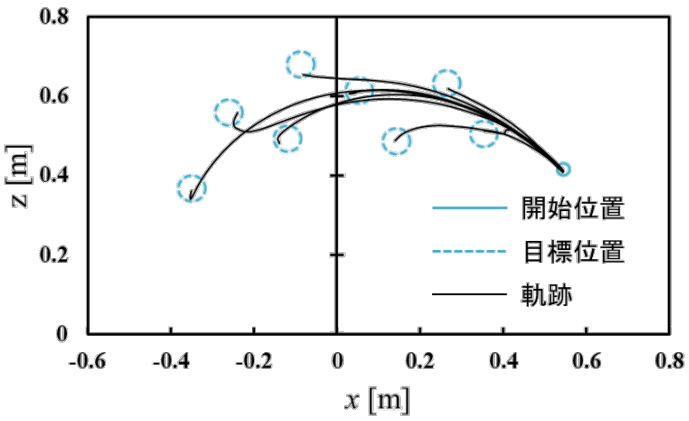


図 4.21 バーチャル身体示指の軌道の例

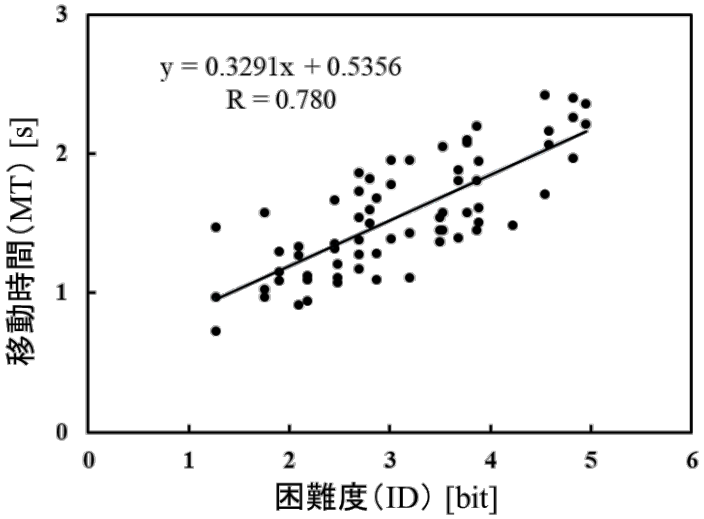


図 4.22 困難度 ID [bit] と移動時間 MT [sec] の関係

4.4.3 考察

図 4.22 より相関係数は 0.780 となり，ID と MT の間には強い正の相関が認められた（$P < 0.01$）．したがって，開発システムは Fitts の法則に従うものと考えられる．

ここで，例えば図 4.22 において ID を 4 bit とした場合，MT は 1.85 sec と予測される．これに対して，通常のリアル身体での運動によるポインティング動作を評価した研究 [102] では $MT = 1$ sec 程度，リアル身体の運動を 2D 画面のカーソル動作に対応させた研究 [103] では $MT = 2.30$ sec となっている．このことから，開発システムはリアル身体と同等とまでは至らずとも一定の操作性を有している可能性が示唆された．

一方，実験後に被験者へ感想を聞いたところ「肘だけを動かそうとした際に肩も動いてしまう」との回答があった．この要因としては，上腕二頭筋と上腕三頭筋が二関節筋であることによる影響が考えられる．以後，二関節筋を含めた筋骨格構造に基づいた厳密な運動意図の取得手法の考案が求められる．

4.5 おわりに

本章では，提案方式を用いた基礎的なシステムを身体部位ごとに構築し，実験による評価を行った．

まず，示指三関節での屈伸運動に関して運動意図の取得と視覚提示を行うシステムを構築した．また，システム使用時のバーチャル身体への自己投射性について，ポインティング動作による評価実験を行った．その結果，提案システムと従来システムとでバーチャル身体への自己投射性は同程度であることが確認された．

次に，手首関節での二軸性運動に関して運動意図の取得，視覚提示，腱振動刺激提示を行うシステムを構築した．また，システム使用時のバーチャル身体の操作性について，追従動作による評価実験を行った．その結果，システムが一定の操作性を有していることが確認された．

最後に，上肢での水平 2 自由度運動に関して運動意図の取得と視覚提示を行うシステムを構築した．また，システム使用時のバーチャル身体の操作性について，ポインティング動作による評価実験を行った．その結果，システムが一定の操作性を有していることが確認された．

以上より，提案した VR システムの方式の実現可能性が示唆された．

次章では，本研究についてまとめるとともに，提案方式について今後の課題と展望を述べる．

第5章　結論

5.1　研究のまとめ

本研究の目的は，「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という VR の理想形の実現に向けた検討を行うことであった．

はじめに，「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という点に着目し，現行の VR システムの方式において，身体定位に関与する脳内モデルである身体図式をリアル身体から自身と形状の異なるバーチャル身体のものへと更新可能であるかを確認した．結果として，リアル身体での運動の結果をバーチャル身体の運動に反映する現行の VR システムの方式では，任意の身体図式へ完全に更新することはできず，さらに更新後の身体形状によっては特定の運動が実行できなくなるという問題も生じることから，「様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすことは困難であるという結論に至った．

次に，「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を現行の VR システムの方式で満たすことが可能であるか検討した．ここでは，既存技術の組み合わせにより当該要件を最も満たし得る VR システムの構成を定めた上で，リアル身体での運動の結果をバーチャル身体の運動に反映する現行の VR システムの方式では「様々なバーチャル環境において，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たすことが困難であることを示した．

これらを受けて，「様々なバーチャル環境において，様々な体格のバーチャル身体を用いて，リアル環境と同様の運動が実行できる」という要件を満たし得る VR システムの方式「Motion-Less VR」の提案を行った．提案方式はリアル身体の運動の抑制，ユーザからの運動意図の取得，バーチャル身体の運動の生成，ユーザへの運動感覚の提示の機能から構成されることを説明し，さらに基礎的なシステムの構成について言及した．

最後に，特定の身体部位を対象として提案方式を用いた基礎的なシステムを構築し，その性能の評価を行った．ここでは，示指三関節の屈伸運動，手首関節の二軸性運動，上肢の水平 2 自由度運動を取り上げ，自己投射性および操作性を評価した．結果として，提案した VR システムの方式の潜在的な実現可能性が示された．

5.2　今後の課題と展望

本研究において提案した VR システムの方式「Motion-Less VR」について，今後の課題と展望を以下に述べる．

5.2.1 提案方式全体に関して

提案方式は動力学計算によりバーチャル身体の運動を生成するため，身体各部の関節トルクを計測することにより，示指関節 3 自由度，手首関節 2 自由度，上肢 2 自由度に限らず，全身への適用が可能と考えられる．そこで，人体の上肢や下肢と同等の自由度を有するシステムを構築し，実現可能性の検証を行う．

また，提案方式による VR システムを長時間使用した際の疲労や血流悪化，むくみなどの発生が懸念される．これらについて定量的な評価を行い，問題となる場合は対策を施す．

5.2.2 リアル身体の運動の抑制に関して

提案方式を用いた基礎的なシステムの装置的な課題として，取り付けに手間がかかることが挙げられる．これは提案方式を全身に展開するにあたり障壁となるため，将来的には自動化，もしくは別の手段で運動の抑制を試みる．

5.2.3 ユーザからの運動意図の取得に関して

筋骨格構造に基づくと，同一の筋張力を発揮したとしても，発生する関節トルクは姿勢に応じて異なることとなる [104]．そこで，様々な姿勢において操作性の厳密な評価を行い，問題となる場合は固定姿勢の状態を考慮する形で運動意図を取得する方法を検討する．例えば，二関節筋を含めた筋骨格の構造に基づく形での運動意図の取得手法などが考えられる．

5.2.4 バーチャル身体の運動の生成に関して

提案方式を用いた基礎的なシステムでは，バーチャル身体の関節に粘弾性を付与したが，本来関節粘弾性は個人ごとに異なる．そこで，本人の関節粘弾性を実測して用いた場合と，本人とは異なる関節粘弾性を用いた場合において，操作性への影響を検証する．同様に，形状や質量，慣性モーメントなどの身体パラメータに対しても，ユーザのリアル身体との差異による影響の検証を行う．

さらに，提案方式を用いた基礎的なシステムでは，運動意図の出力によって生じた関節トルクがトルクセンサに入力されるまでに遅延が生じ得る．その要因としては，装置内の通信や計算処理，固定箇所の皮膚の弾性によるものがあると考えらえる．そこで，実測した遅延時間と人間の許容範囲を照らし合わせた上で，問題となる場合は入力された関節トルクの時系列情報や，関節トルクの発生前に生じる筋電などの情報を用いた運動予測などの手法も検討する．

5.2.5 ユーザへの運動感覚の提示に関して

提案方式を用いた基礎的なシステムでは，身体を機械的に固定する性質上，装置との接触箇所において皮膚感覚が常時入力されることとなる．これは拘束感の誘発に繋がるため，経皮電気刺激により触知覚の閾値を上昇させた研究報告 [105] などを参考に，拘束感の抑制方法についても検討する．

また，提案方式を用いた基礎的なシステムでは，運動に伴い本来発生する体性感覚が提示されていない，もしくは完全には提示されていない．この場合，非視認下での正確な運動は困難であると考えらえる．そこで，腱振動刺激により運動感覚を与えた研究 [106]，皮膚伸縮により運動感覚を与えた研究 [107]，腱電気刺激により運動感覚を与えた研究 [85] などを参考に運動時の体性感覚入力を再現する．

さらに，提案方式を頭部に適用した際には前庭感覚とその他の感覚とで不整合が生じることとなる．これは，感覚矛盾による VR 酔いの発生に繋がる可能性がある．そこで，電気刺激による前庭感覚提示 [68] についても検討を行う．

付 録A　運動意図出力によって誘発される表面筋電の身体固定下および非固定下における比較評価

A.1　はじめに

VR（Virtual Reality）は，コンピュータで生成した情報をあたかも現実であるかのように感じさせる技術であり，近年，HMD（Head Mounted Display）のコモディティ化に伴い，その一般への普及が進みつつある．

VR を実現するシステムは，ユーザから情報を取得する入力装置，バーチャル空間を生成するシミュレータ，ユーザに情報を提示する出力装置で構成される．特に，システムの現実感を高めるためには，ユーザがバーチャル身体を自然かつ自由自在に動かせることが望ましい．そのためには，ユーザが出力する運動の意図を適切に取得し，その運動を実行した結果として，本来ユーザに入力されるべき感覚情報を十分に提示する必要がある．そこで，多くの VR システムでは，入力装置にモーションキャプチャを用いてリアル身体での運動の結果を取得し，運動に伴い体内で自然と生じる体性感覚や前庭感覚に加えて，出力装置に HMD を用いて運動に応じたバーチャルな視覚情報を提示するといった方式が採用されている．

しかしかしながら，入力装置にモーションキャプチャを用いる場合，リアル身体とバーチャル身体の位置や姿勢が一致することとなるため，バーチャル身体の運動はリアル身体で実行可能なものに制限される．例えば，リアル空間が狭い場合，広大なバーチャル空間を歩行動作だけで移動し続けることはできない．また，バーチャル空間内で椅子に座るといった動作を行う際には，リアル空間側においても実際に椅子を用意する必要がある．

これに対して，リアル身体での運動を伴わない形でバーチャル身体の操作を実現する身体没入型 VR システム「Motion-Less VR」を提案している．Motion-Less VR は，機械的な身体固定によりリアル空間での運動を抑制しつつ，その状態で運動を行おうとして生じた関節トルクを計測し，人体を模擬した剛体リンクモデルでの順動力学シミュレーションによりバーチャル身体の運動の生成を行い，その結果を HMD を用いて視覚提示するというものである．Motion-Less VR の概念図を図 A.1 に示す．

先行研究では，肩と肘の水平 2 自由度運動を実現するシステムの開発を行い，バーチャル身体での到達運動に関して基礎的な評価を行った．しかしながら，結果として一定の操作性能は確認できたものの，通常のリアル身体での運動と同等とまでは至らなかった．これは，ユーザの運動意図を完全に正確には取得できていないために生じていると考えられる．その要因の一つとして，リアル身体とバーチャル身体の姿勢相違による影響を考えている．

Motion-Less VR では，運動意図の出力に伴い固定されたリアル身体で生じた関節トルクを用いて運動データを生成している．通常，関節トルクは脳からの運動指令が筋へ到達

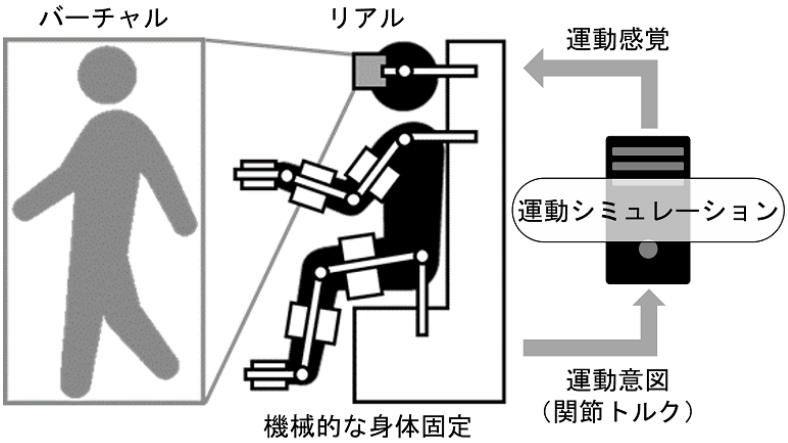


図 A.1 Motion-Less VR の概念図

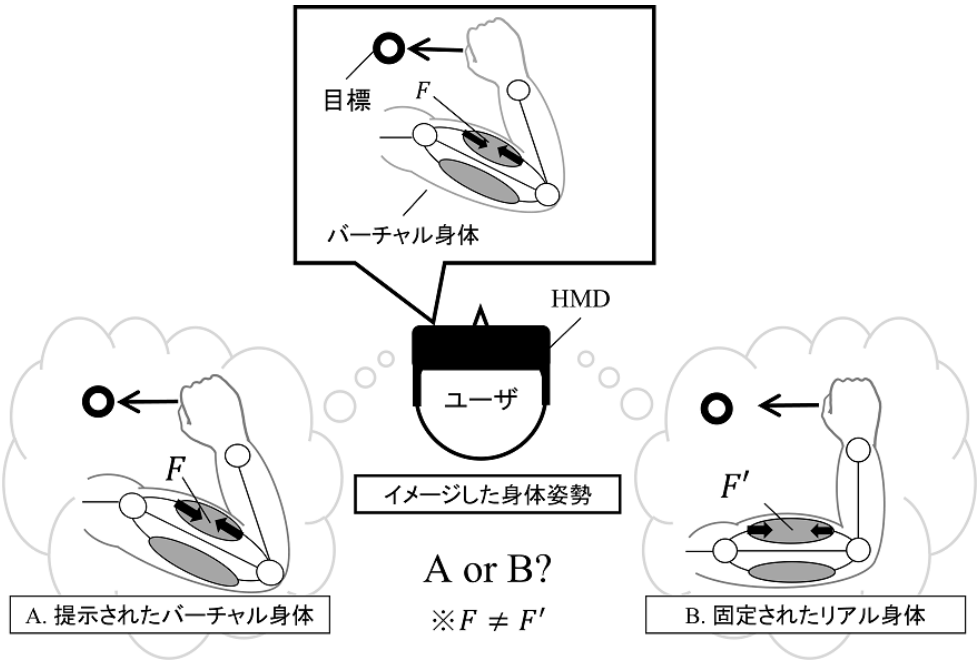


図 A.2 ある方向に力を出そうとした際の筋収縮力は姿勢によって異なる

し，筋収縮が起こることで生じる．このとき，運動指令は現在位置と目標位置から計算される [55]．したがって，ユーザが，固定されたリアル身体の位置を自身の身体位置と認識している場合と，バーチャル身体の位置を自身の身体位置と認識している場合とでは，図 A.2 に示すように筋出力は異なる．これは，身体姿勢に対する筋出力と関節トルクの関係を実測した研究 [108] からも支持される．なお，後者は身体非固定下で運動を行う場合（通常のリアル身体での運動）と同じ状況である．

そこで本付録では，身体固定下においてユーザが，リアル身体とバーチャル身体のどちらの位置に基づき筋出力を行っているのか，表面筋電位を測定して身体非固定下と比較することで評価を行う．

A.2 関連研究

一般に，身体固定下で運動を行おうとした際に生じる筋収縮は等尺性収縮と呼ばれる．この等尺性収縮に関して表面筋電位を測定した研究はこれまで多数報告されている．

Vredenbregt らは，等尺性収縮時の上腕二頭筋と上腕筋の表面筋電位を測定すると同時に，手首に加わる力も計測することで，これらの対応関係を調査した [109]．Carvalho らは，等尺性収縮時の表面筋電位について，大気中と水中，および電極の保護具（耐水テープ）の有無においてそれぞれ振幅レベルを評価した [110]．Lloyd は，等尺性収縮に伴い生じる痛みについて，筋出力レベルごとに主観的尺度での評価を行った [111]．Radhakrishnan らは，右腕の各筋を等尺性収縮させた際の表面筋電位をモニター上のカーソルの動きに対応させ，目標位置へのカーソル制御が可能であることを確認した [112]．

同様に，身体非固定下で筋収縮を行った際の表面筋電位を測定した研究はリハビリテーションへの応用などを目的として活発に行われている．

Cesqui らは，水平面内で到達運動を行った際の肩と肘の筋活動パターンを計測し，サポートベクターマシンを用いて動作方向の推定を行った [113]．Cheron らは，Dynamic Recurrent Neural Network（DRNN）を用いることで，表面筋電位から上肢の動きを推定するシステムを提案した [114]．Ai らは，身体運動時の表面筋電位を測定し，被験者の身体的特徴を模擬した筋骨格モデルに反映することで関節トルクの推定を行った [115]．

このように，身体固定下と非固定下の表面筋電位を個別に測定した研究は多く存在する．しかしながら，身体固定の有無において表面筋電位を比較した事例は少ない．

なお，近いものとしては運動時と静止時で表面筋電位を比較した Masuda らの研究 [116] や Nussbaum の研究 [117] がある．

Masuda らは，膝関節の姿勢を維持させた場合と膝関節を反復運動させた場合の表面筋電位を測定し，筋線維伝導速度（MFCV），中間周波数（MDF）および平均振幅（AMP）を比較した [116]．また，Nussbaum らは同様に運動時と静止時で表面筋電位を測定し筋疲労について比較を行った [117]．しかしながら，何れの研究も与えられた課題が身体固定下と非固定下で異なっており，身体固定の有無と筋出力の関係についての評価は行われていない．

A.3 実験

身体固定下（IM：Immobilized）と非固定下（FR：Free）での運動意図出力を比較するために，両条件において同一の運動意図出力タスクを課した際の表面筋電位を測定する実験を行った．

なお，筋電位は筋収縮の発生源となる神経信号であり，筋収縮力との対応付けが可能である．また，運動意図が反映される物理量としては，筋電位の他に関節角度や関節トルクといったものも存在するが，関節角度はリアル身体が固定される IM では計測することができず，関節トルクはリアル身体が運動する FR 条件では正確に測定することができないことから不採用とした．

表 A.1 球体位置のパラメータ

姿勢	θ_S [deg]（肩）	θ_E [deg]（肘）
P_1	0	90
P_2	45	75

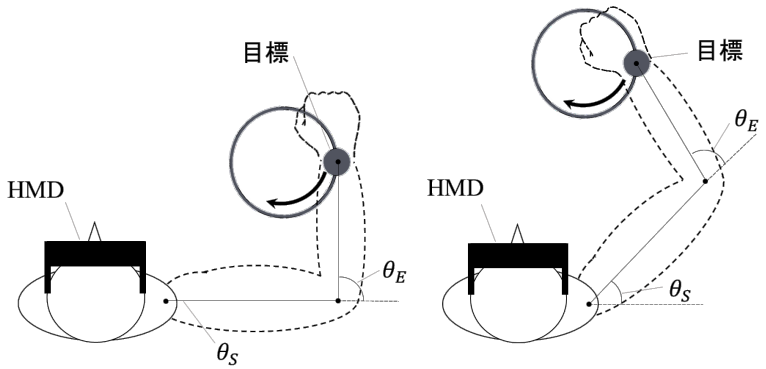


図 A.3 タスクの様子（左：P_1，右：P_2）

A.3.1　タスク

被験者には，HMD（Oculus Rift S，Meta Platforms 社）を介して視覚提示されるバーチャル空間内の目標に対して，自身の右手首での追従を試みる運動意図出力タスクを課した．このとき，運動意図は右上腕と右前腕のそれぞれ水平屈伸（2 自由度）で出力するよう指示した．

目標（青色の球体）は図 A.3 に示すよう，肩と肘をある姿勢に設定した際に手首が到達する地点を開始位置，そこから胴体方向に水平に 0.1 m 移動させた地点を中心として，半径 0.1 m で時計回りに回転する．肩と肘の姿勢は表 A.1 の 2 パターンとした．また，最大角速度は 50 deg/sec，角加減速度は 10 deg/sec^2 として回転終了時には静止状態に戻るものとした．実験タスクのイメージを図 A.3 に示す．

FR では実際にリアル身体を動かしてもらい，IM ではリアル身体は動かないが目標の位置に自身の手首がある前提で力を出してもらう．具体的に，両条件とも被験者へは「自分の手首が目標位置にあると思って，動く目標に手首を追従させるように力を出してください」とだけ伝えた．また，測定を始める前には何れも練習過程を設けた．

ここで，バーチャル身体の視覚情報は，手首が開始位置にある状態をタスク前に与えるのみとし，タスク中は提示しないものとした．また，タスク前に視覚提示するバーチャル身体の各部位の長さは，メジャーで実測してリアル身体に合わせた．実験用のソフトウェアの作成には 3D ゲームエンジン Unity を用いた．

A.3.2　条件

IM では独自に開発した装置を使用する．装置の外観を図 A.4 に示す．装置は大きく着座部，胸固定部，胸肩接続部，上腕固定部，上腕肘接続部，前腕固定部からなる．被験者は装置に着座し，上腕固定部から前腕固定部にかけて右腕を通す．その状態で身体の長さに応じて着座部，胸肩接続部，上腕肘接続部を調節する．続いて身体の太さに合わせて胸固定部，上腕固定部，前腕固定部を調節する．最後に調節した各箇所を固定する．これにより，運動しようとしたとしてもリアル身体が動かない状況が実現される．なお，タスク開

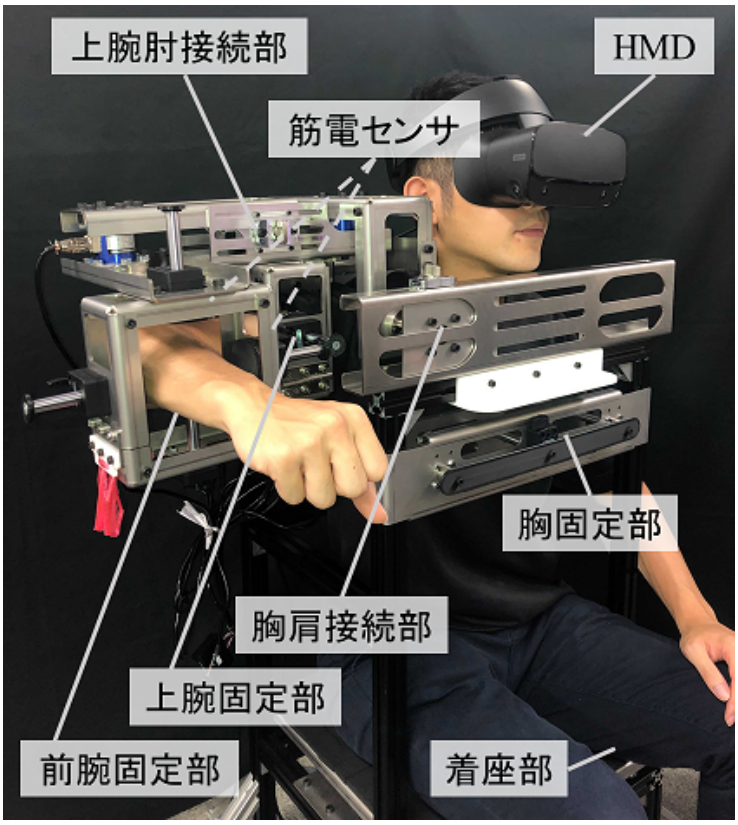


図 A.4 IM での身体固定に使用する装置の外観

始前には自身の腕がバーチャル身体の姿勢となっていることを意識してくださいと伝えた．

FR では，IM と可能な限り条件を統一するために，課題遂行に要する筋発揮以外が生じぬよう注意する必要がある．そこで，FR は図 A.5 に示す環境で実施するものとした．被験者には右上腕と右前腕に装具を取り付けてもらう．装具の底面には 360°旋回可能なボール構造のキャスタが取り付けられている．この状態でテーブルの上で腕を動かしてもらう．これにより，被験者は腕の自重を支える必要がないうえ，テーブルから受ける摩擦力の影響を極力排除した状況で運動を行うことが可能となる．なお，タスク開始前にはリアル身体をバーチャル身体の姿勢に合わせてもらい，さらにタスク中は胴体は動かさないよう指示した．

A.3.3　測定とデータ処理

タスク中は筋電計 FreeEMG1000（BTS Bioengineering 社）を用いて表面筋電位をサンプリングレート 1 kHz で測定した．測定部位は比較的測定が容易な上腕二頭筋と上腕三頭筋とした．測定データには全波整流，ローパスフィルター（遮断周波数 2.6 Hz），正規化（各筋ごとに最大電位を 100 %とする）の順で処理を施した．なお，測定システムの都合上，実験開始から 25 ms の間は筋電データが得られなかったため，各処理はその期間を取り除いたデータに対して行った．

A.3.4　結果

実験は健常者 1 名（男性，25 歳）に対して実施した．

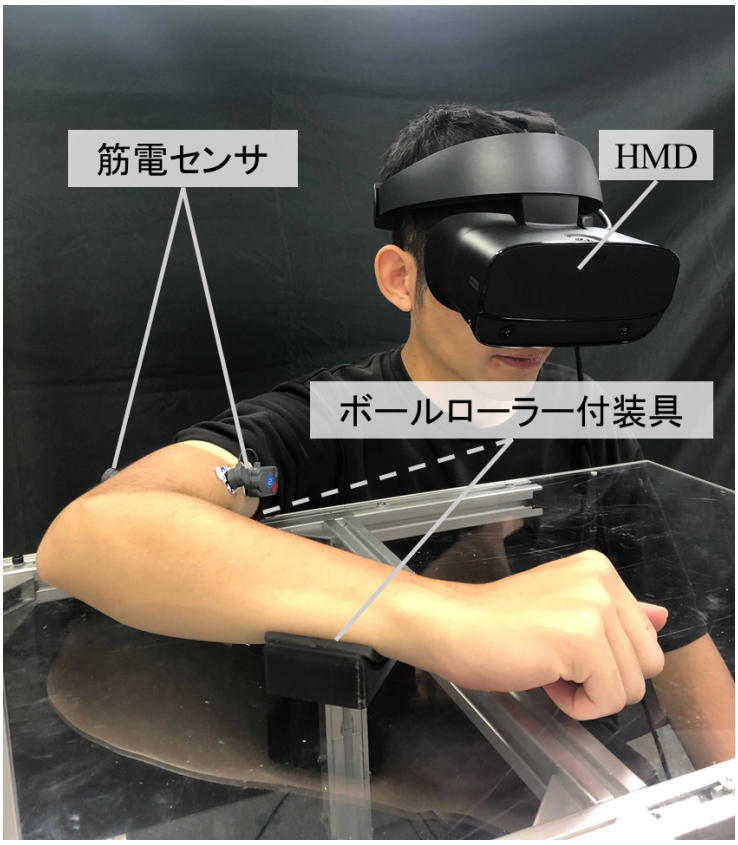


図 A.5 FR 条件において上肢の水平運動を行う環境

まず，再現性を確認するために P_1 において，IM・FR ともに繰り返し 3 回のタスクを行った．各条件で測定された上腕二頭筋の筋電位を図 A.6 に示す．

続いて，各条件および各姿勢においてタスクを 1 回ずつ行った．測定された上腕二頭筋と上腕三頭筋の表面筋電位を図 A.7 に示す．

A.4 考察

はじめに，図 A.6 を見ると同一条件では何れも近い傾向の筋電波形が得られている．このことから，実験そのものに一定の再現性があることが確認できる．

続いて図 A.7 の結果を見ると，FR-P_1 では上腕二頭筋と上腕三頭筋が何れもタスク開始直後から出力されており，さらに上腕二頭筋は上腕三頭筋より若干ピークが遅れた波形となっている．一方，IM-P_1 では上腕三頭筋はタスクの前半と後半とも出力される傾向にあり，上腕二頭筋の出力は上腕三頭筋よりも明らかに遅れた中盤において大きく出力されている．また，FR-P_2 では上腕二頭筋はタスクの早い段階で，上腕三頭筋はタスク中盤以降から出力されている．これに対して，IM-P_2 では IM-P_1 と同様に上腕三頭筋はタスクの中盤を除いたタイミングで出力される傾向にあり，上腕二頭筋は上腕三頭筋よりも遅れた中盤において出力されている．

以上より，FR-P_1 と IM-P_1，FR-P_2 と IM-P_2 を比較すると，何れの姿勢においても身体固定と非固定では筋電波形が異なっていることが分かる．したがって，身体固定により生じるリアル身体とバーチャル身体の姿勢相違が，出力される筋収縮パターンに何かしらの影響を及ぼしていることが示唆される．

例えば，IM-P_1 と IM-P_2 では傾向が似ていることから，身体固定された状態では目標の

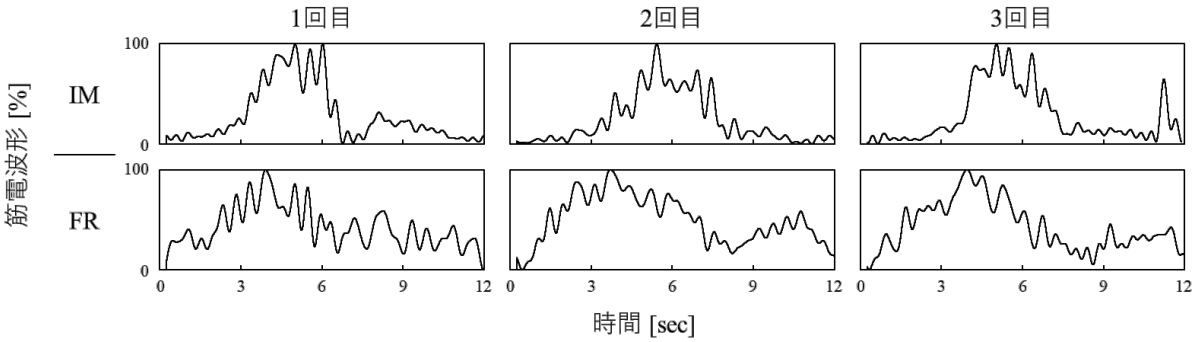


図 A.6 P_1 において各条件下でそれぞれ 3 回のタスクを行った際の上腕二頭筋の筋電位波形

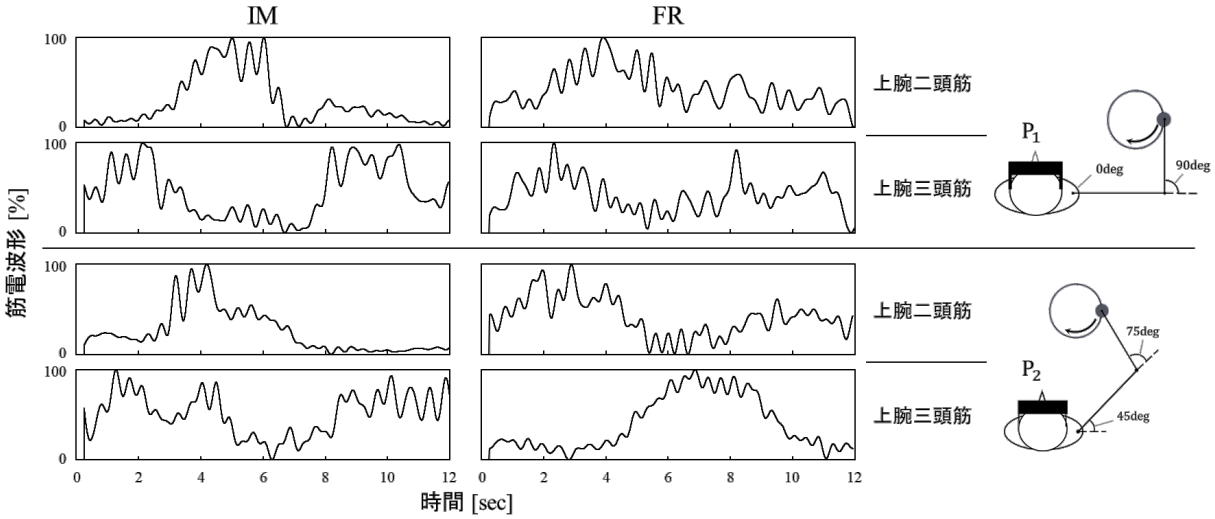


図 A.7 各条件および各姿勢における筋電位波形の測定結果

位置に限らず，リアル身体の姿勢において目標が運動する方向へ手首から力（以降，手首力ベクトルと呼称する）が出力されるよう筋収縮を行っている可能性が考えられる．これについてより厳密に評価するためには以下の方法で検証を行う必要があると思われる．

1. バーチャル身体で目標軌道を描くために必要な手首力ベクトル $\boldsymbol{V}_{\mathrm{v}}$ を求める
2. $\boldsymbol{V}_{\mathrm{v}}$ をバーチャル身体の姿勢で出力するために必要な筋収縮力 $\boldsymbol{F}$ を求める
3. その $\boldsymbol{F}$ をリアル身体の姿勢で出力した際に生じる手首力ベクトル $\boldsymbol{V}_{\mathrm{r}}$ を求める
4. $\boldsymbol{V}_{\mathrm{v}}$ と $\boldsymbol{V}_{\mathrm{r}}$ に対して，実際にユーザが出力した手首力ベクトル $\boldsymbol{V}_{\mathrm{r}}'$ を比較する

上記において，$\boldsymbol{V}_{\mathrm{r}}'$ が $\boldsymbol{V}_{\mathrm{v}}$ と一致する場合はリアル身体の姿勢と認識して筋収縮を行ってしまっている．一方，$\boldsymbol{V}_{\mathrm{r}}'$ が $\boldsymbol{V}_{\mathrm{r}}$ に近づくほど，タスク前に視覚提示されたバーチャル身体や，タスク中に提示されるターゲットの位置に，自身の身体姿勢の認識が引き込まれていると言える．なお，もし $\boldsymbol{V}_{\mathrm{r}}'$ が $\boldsymbol{V}_{\mathrm{r}}$ と同一とならない場合，その理由としては，リアル身体から入力される体性感覚の影響を受けていると考えられる．これらの検証は今後の課題である．

またさらに，固定されたリアル身体の肩から肘への方向を X 軸正方向，肘から手首への方向を Y 軸正方向，手首の位置を原点と定義する．このとき，もし被験者がリアル身体の

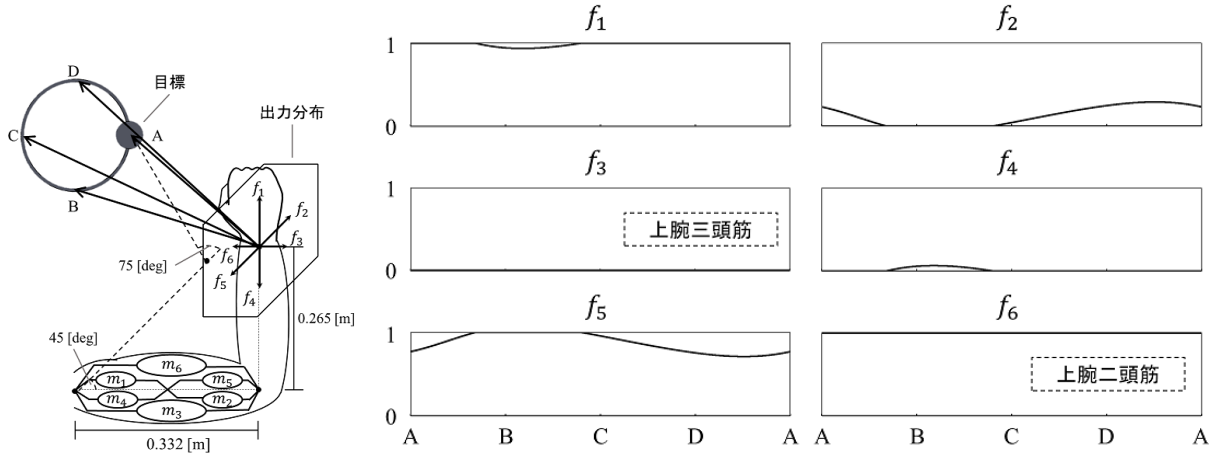


図 A.8 3 対 6 筋モデルにおける出力分布に基づく筋力発揮パターン（参加者が実際の体勢を目標に合わせようとした場合）

位置を目標に合わせようとしていた場合，IM-P_2 では図 A.8a のように常に第 2 象限の方向に力を出し続けることとなる．この状況を 3 対 6 筋モデル [118] での出力分布に基づく筋発揮パターンに照らし合わせると図 A.8b となり，上腕三頭筋の出力は現れない．しかしながら，実験結果 IM-P_2 では上腕三頭筋の出力が確認できる．これは，タスク指示内容をユーザが目標の移動方向に力を出すと解釈したためであると思われる．例えば，「リアル身体の位置を目標に合わせてください」と伝えた場合は，IM-P_2 における上腕三頭筋は図 A.8b の f3 ように出力されない可能性も考えられる．なお，図 A.8 はある姿勢での出力分布を実測した研究 [119] より各筋の最大収縮力を求め，肩 0 deg・肘 90 deg の姿勢に変換したものである．以上より，指示内容によっても筋出力パターンが異なる可能性が考えられ，以降その影響の評価も行っていく必要がある．

A.5 おわりに

本付録では，身体固定下の関節トルクを用いてバーチャル身体の操作を実現する VR システム「Motion-Less VR」に関して，身体固定による筋出力への影響を確認するために実験を行った．実験では，身体固定下と非固定下（リアル身体での運動を伴う通常の運動時）において同一の運動意図出力タスクを課した際の表面筋電位を測定した．結果として，身体固定下では非固定時とは異なる筋電位パターンが観測された．今後は，身体固定によりユーザが非固定下と異なる筋電位パターンを出力した理由について詳細に調査を行っていく．

付 録B　バーチャル身体肘関節の粘弾性変化に対するユーザの適応能力の調査

B.1　はじめに

従来のVRシステムでは，リアル身体における運動をそのままバーチャル身体の運動に反映させるため，バーチャル身体の動作はリアル身体で実行可能なものに限定されてしまう．これに対してリアル身体を運動させることなく，バーチャル身体での自由な運動を実現する身体没入型VRシステムとして「Motion-Less VR」という概念を提案している．

Motion-Less VRでは，リアル身体の固定状態において，運動を実行しようとした際に生じる関節発揮トルクを入力とし，順動力学に基づく計算によって関節角度を導出している．そして導出された関節角度をバーチャル身体に反映することによって，バーチャル身体における運動を実現している．

このとき，使用した動力学モデルの関節に対して，運動の安定性，効率化，および関節可動域の表現のために，人体を模擬する形で粘弾性特性が付与されている．粘弾性特性は関節周りの筋や腱，靭帯および関節包といった組織に起因しており，これらの組織は個人によって異なるため，粘弾性特性についても一人一人異なっている．

ここで先行研究では，粘弾性特性をユーザではない第三者のものに設定していたにもかかわらず，ユーザは意図通りにバーチャル身体を運動させることが可能であった．また，現在のVRにおいて，ユーザ自身と異なる骨格や体形のアバターを用いることが一般であり，Motion-Less VRにおいても同様となることが期待される．このことから，本付録では粘弾性特性を多様に変更した場合においても，その動力学モデルに対してユーザは適応可能であるかについて調査を行う．

B.2　関節

生物は関節発揮トルクにより，身体の屈曲および伸展といった運動を行っている．また，脱力した際には関節周りに発生している弾性力がつり合う姿勢（つり合いの姿勢）へと推移する．

リアル身体の関節における弾性特性は，筋や腱，靭帯などの弾性特性の総合であり，運動の効率化や関節可動域の制限を行っている．また粘性特性は，軟骨や関節包に含まれる関節液などによる粘性特性の総合であり，運動を安定させる働きを持っている [86]．一般的にこれらの特性は，筋肉量や身体の柔らかさによって個人差があり，さらには加齢による軟骨の摩耗や関節液の減少によっても変化する．

関節における運動方程式は慣性トルク T_{J} [Nm]，粘性トルク T_{C} [Nm]，弾性トルク T_{K}

[Nm]，および出力トルク T [Nm] を用いて次式のように表される．

$$T_{\mathrm{J}} + T_{\mathrm{C}} + T_{\mathrm{K}} = T \tag{B.1}$$

慣性トルク T_{J} は可動部位である前腕を円錐台に近似し，前腕長 L [m]，肘周りの半径 r_{e} [m]，手首周りの半径 r_{w} [m] および関節の角加速度 $\ddot{\theta}$ [rad/s^2] を用いて次式により導出される．

$$T_{\mathrm{J}} = \frac{L}{4}\frac{{r_{\mathrm{e}}}^2 + 2r_{\mathrm{e}}r_{\mathrm{w}} + 3{r_{\mathrm{w}}}^2}{{r_{\mathrm{e}}}^2 + r_{\mathrm{e}}r_{\mathrm{w}} + {r_{\mathrm{w}}}^2}\ddot{\theta} \tag{B.2}$$

また，人体関節における粘弾性特性は関節角度 θ [rad] および角速度 $\dot{\theta}$ [rad/s] を用いて，一般に次式のように表される [93].

$$T_{\mathrm{K}} = k_1 \exp^{-k_2(\theta - k_3)} - k_4 \exp^{-k_5(k_6 - \theta)} \tag{B.3}$$

$$T_{\mathrm{C}} = c\dot{\theta} \tag{B.4}$$

粘性トルクは係数 c の大きさによって強さが決定する．k_{1-6} は弾性トルク係数であり，k_3 および k_6 は弾性トルクが急激に大きくなる関節角度を表しており，関節可動域に直結する係数である．また，k_1 および k_4 は k_3 と k_6 によって決まった関節可動域付近での弾性特性の大きさを表す．そして，k_2 および k_5 は弾性特性の非線形性を表す係数である [86].

ここで式 B.3 より，弾性トルクが 0 Nm となるつり合いの姿勢における θ_{n} [rad] を導出すると式 B.5 のようになるため，弾性トルクの各係数はつり合いの姿勢に影響を与えることが分かる．

$$\theta_{\mathrm{n}} = \frac{k_2k_3 + k_5k_6 - \ln(k_5k_6)}{k_2 + k_5} \tag{B.5}$$

B.3 実験

異なる粘弾性特性を反映させた動力学モデルに対するユーザの適応能力を調査するため，基礎的な実験として関節可動域に関する弾性トルクの係数を変更し，その動力学モデルにおいて屈曲方向に対する目標追従タスクを行った．

B.3.1 システム

本調査の基礎実験のために図 B.1 に示す装置を用いた．右上腕および右前腕を挟みこみ，右肘関節の角度を本実験のバーチャル身体におけるつり合いの姿勢 θ_{n}=1.16 rad において固定した．そして，この右上肢固定状態で右肘関節周りの関節発揮トルクをトルクセンサを用いて取得し，バーチャル身体の運動へ反映した．また，Roll ら [120] による研究を参考にリアル身体のゴルジ腱器官への振動刺激によって，バーチャル身体の運動に合わせた運動感覚の提示も行った．ここで，上腕二頭筋および上腕三頭筋の肘関節周りの腱に対するそれぞれの振動周波数 f_{B} [Hz]，f_{T} [Hz] は，バーチャル身体上腕の角速度 ω [deg/s] に応じて次式の通りに設定した．

$$f_{\mathrm{B}} = \begin{cases} 0 & (0 < \omega) \\ 29.6\sqrt{|\omega|} & (-11.4 \leq \omega \leq 0) \\ 100 & (\omega < -11.4) \end{cases} \tag{B.6}$$

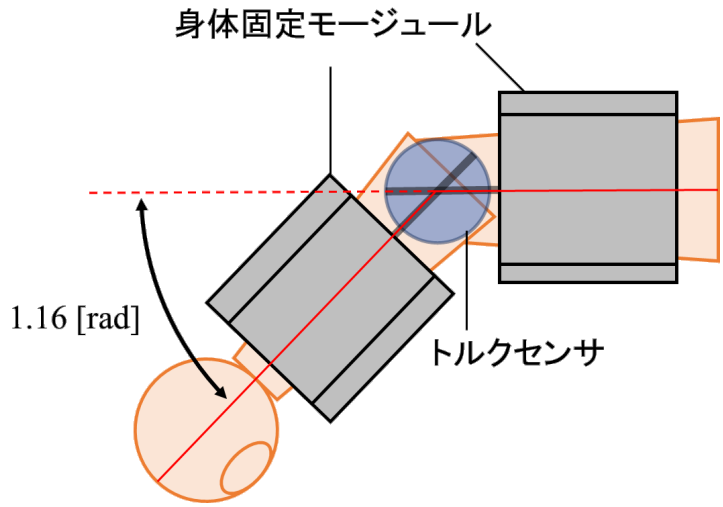


図 B.1 実験システム

表 B.1 ベースとなる粘弾性トルクの係数

係数	k_1	k_2	k_3	k_4	k_5	k_6	c
値	1.00	3.96	0.700	1.00	3.14	1.73	0.800

$$f_{\mathrm{T}} = \begin{cases} 0 & (\omega < 0) \\ 4.8\omega & (0 \leq \omega \leq 20.8) \\ 100 & (20.8 < \omega) \end{cases} \tag{B.7}$$

映像の生成はゲームエンジンである Unity を用い，HMD を用いてユーザに視覚提示を行った．

本実験におけるベースとなる弾性および粘性トルクの係数は，荻原ら [94] が測定により導出，および定めた値を用いた（表 B.1）．これらの係数のうち，本実験では関節可動域を表す k_6 の変更を行った．また，式 B.5 より，k_6 のみの変更を行った場合はつり合いの姿勢に対しても変化が生じることが分かる．そこで，つり合いの姿勢の変化による適応能力への影響を取り払うため，k_3 の変更も同時に行った．変更後の係数 $k_6^{'}$，および $k_3^{'}$ は変化量 α を用いて次式のように導出された．

$$k_6^{'} = k_6 + \alpha \tag{B.8}$$

$$k_3^{'} = k_3 - \frac{k_5}{k_2}\alpha \tag{B.9}$$

変化量 α が負に大きいほど関節の可動域が狭くなり，正に大きいほど関節の可動域が広くなる．

B.3.2 タスクと結果

バーチャル身体の前腕を，バーチャル空間上に表示した目標に追従させるタスクにおいて，弾性特性を変更した動力学モデルに対するユーザの適合能力の調査を行った．このと

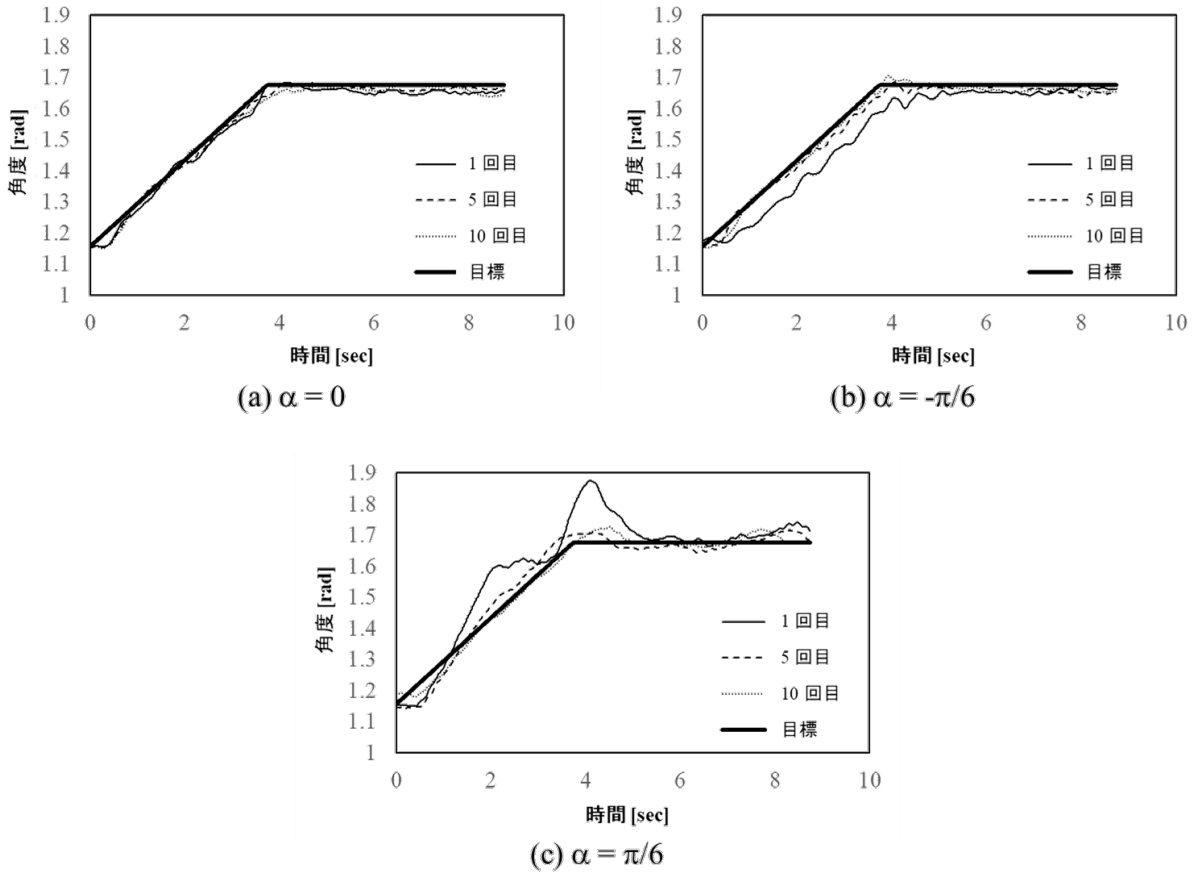


図 B.2 測定データの例

きの目標は肘関節を伸ばした姿勢を 0 rad とし，つり合いの姿勢（初期位置，1.16 rad）から 1.68 rad まで 0.14 rad/s の角速度で肘関節を中心に回転させた．また，目標が 1.68 rad まで達した後，その姿勢において 5 秒間静止させた．そして，係数 k_6 の変化量 α を $-\pi/6$ rad から $\pi/6$ rad まで $\pi/18$ rad 間隔で用意し，肘関節の可動域を変化させる形で弾性特性の変化変更を行った．ここで，各変化量 α はランダムで 1 回ずつ用い，1 つの変化量に対する目標追従タスクの試行回数は 10 回とした．

各変化量 α に対する目標追従タスクの結果の一例を図 B.2 に示す．図 B.2 より，変化量が 0 rad であった場合は 1 回目から目標追従ができており，試行回数による変化は見られなかった．これに対し，変化量が $-\pi/6$ rad および $\pi/6$ rad の場合は 1 回目では目標追従が不十分であったが，5 回目および 10 回目では目標追従ができていることが分かる．また，各変化量に対する目標追従タスクの結果より，変化量が大きくなるに従って 1 回目における目標からのずれが大きくなっていたが，いずれの変化量においても 5 回目以降では目標追従ができていた．このことから，粘弾性の異なる動力学モデルに対してユーザが適応能力を有している可能性が示唆された．

ここで，図 B.3 に各タスクでの目標と前腕との平均絶対誤差を示す．同様に，変化量が大きくなるにつれて 1 回目のタスクにおける目標との差が大きくなっていることが確認できる．しかしながら，人間の肘関節の関節可動域として取り得る範囲内の変更である赤枠の部分に関しては，タスクごとの変化が見られない．このことから，特定の人間，もしくは平均のパラメータを用いたとしても，ユーザは即座に適応することができる可能性がある．また，パラメータが大きく外れていたとしても，運動の回数を重ねることで慣れることができると考えられる．

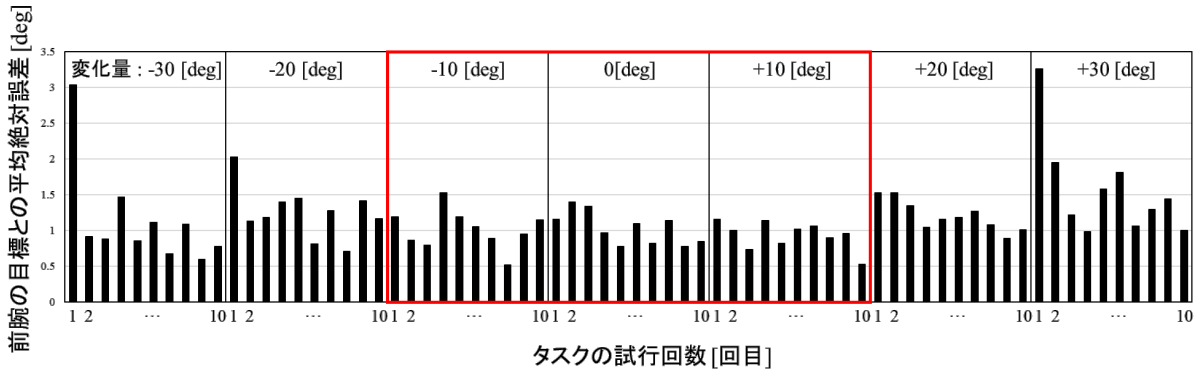


図 B.3 測定データの例

B.4 おわりに

本付録では Motion-Less VR における粘弾性特性の異なる動力学モデルに対するユーザの適応能力を調べるために，関節可動域に影響を与える弾性パラメータを様々な値に変更し，それぞれにおける実験タスクの学習速度を測定することで，適応能力の基礎的な調査を行った．異なる粘弾性特性における目標追従タスクを用いた動力学モデルの学習の結果，学習による目標追従の改善が見られたことにより，粘弾性の異なる動力学モデルに対してユーザが適応能力を有している可能性が示唆された．

今後は残りの粘弾性トルクの係数も変更した際の動力学モデルに対する，ユーザの適応能力に関する調査を行うとともに，学習後の被験者に対して視覚提示をなくした状態における目標追従タスクを行い，学習効果を評価する必要がある．また，厳密な調査を行うためにタスク等の精査，および統計学的な調査も行う必要がある．

参考文献

[1] 舘暲, 佐藤誠, 廣瀬通孝, 日本バーチャルリアリティ学会編, “バーチャルリアリティ学,” コロナ社, 2011.

[2] S. G. Weinbaum, “Pygmalion’s Spectacles,” Wonder Stories, p. 28, 1935.

[3] M. L. Heilig, “Sensorama Simulator,” US3050870A, 1962-08-28.

[4] M. L. Heilig, “Stereoscopic-Television Apparatus for Individual Use,” US2955156A, 1960-10-4.

[5] I. E. Sutherland, “A Head-Mounted Three Dimensional Display,” Proceedings of the AFIPS Fall Joint Computer Conference, Washington, D.C., Vol. 33, pp. 757–764, 1968.

[6] N. Negroponte, “Media Room,” Proceedings of Society for Information Display Vol. 22, No. 2, pp. 109–113, 1981.

[7] S. S. Fisher, “Virtual Environment Display System,” ACM 1986 Workshop on Interactive 3D Graphics, Chapel Hill, North Carolina, pp. 1–11, 1986.

[8] Ultraleap 社, “Leap Motion Controller,” `https://www.ultraleap.com/product/leap-motion-controller/` (参照 2022-03-29).

[9] Virtuix 社, “Omni One,” `https://omni.virtuix.com/` (参照 2022-03-29).

[10] ジョンソン・エンド・ジョンソン社, “ジョンソン・エンド・ジョンソンとジョリーグッド 医療研修向けバーチャル・リアリティサービスを共同開発,” `https://www.jnj.co.jp/jjmkk/press/20181105/` (参照 2022-03-29).

[11] mediVR 社, “mediVR カグラ,”`https://www.medivr.jp/product/` (参照 2022-03-29).

[12] Intel 社, “インテル、驚嘆の PC ゲーム体験と VR 体験を E3 で披露,” `https://newsroom.intel.co.jp/news-releases/intel-showcases-extraordinary-pc-gaming-vr-experiences-e3-announces-1-million-intel-grand-slam-esports/` (参照 2022-03-29).

[13] cluster 社, “cluster,” `https://cluster.mu/` (参照 2022-03-29).

[14] VARK 社, “VARK,” `https://corp.vark.co.jp/` (参照 2022-03-29).

[15] Meta Platforms 社, “Horizon Workrooms,” https://www.oculus.com/workrooms/ (参照 2022-03-29).

[16] VRChat 社, “VRChat,” https://hello.vrchat.com/ (参照 2022-03-29).

[17] サイバネットシステム社, “AR/VR ソリューション,” https://www.cybernet.co.jp/ar-vr/ (参照 2022-03-29).

[18] ラティス・テクノロジー社, “XVL Studio VR オプション,” https://www.lattice.co.jp/products/lineup/xvl-studio/xvl-vr/ (参照 2022-03-29).

[19] PwC グループ社, “グローバル エンタテイメント & メディア アウトルック 2021-2025,” https://www.pwc.com/jp/ja/knowledge/thoughtleadership/2021/assets/pdf/outlook.pdf (参照 2022-07-15).

[20] Warner Bros. Entertainment Inc., “The Matrix,” https://www.warnerbros.com/movies/matrix (参照 2022-08-05).

[21] 川原礫, “ソードアート・オンライン,” https://www.swordart-online.net/ (参照 2022-08-05).

[22] Warner Bros. Entertainment Inc., “READY PLAYER ONE,” https://www.warnerbros.com/movies/ready-player-one (参照 2022-08-05).

[23] M. Botvinick and J. Cohen, “Rubber Hands ‘feel’ Touch That Wyes See,” Nature, Vol. 391, p. 756, 1998.

[24] M. Tsakiris, L. Carpenter, D. James, and A. Fotopoulou, “Hands Only Illusion: Multisensory Integration Elicits Sense of Ownership for Body Parts but Not for Non-corporeal Objects,” Experimental Brain Research, Vol. 204, No. 3, pp. 343–352, 2010.

[25] K. C. Armel and V. S. Ramachandran, “Projecting Sensations to External Objects: Evidence From Skin Conductance Response,” Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences, Vol. 270, pp. 1499–1506, 2003.

[26] H. Ehrsson, C. Henrik, R. Spence, and E. Passingham, “That’s My Hand! Activity in Premotor Cortex Reflects Feeling of Ownership of a Limb,” Science, Vol. 305, No. 5685, pp. 875–877, 2004.

[27] S. Shimada, K. Fukuda, and K. Hiraki, “Rubber Hand Illusion Under Delayed Visual Feedback,” PLoS ONE, Vol. 4, No. 7, e6185, pp. 1–5, 2009.

[28] M. Slater, D. Perez-Marcos, H. H. Ehrsson, and M. V. Sanchez-Vives, “Towards a Digital Body: The Virtual Arm Illusion,” Front Hum Neurosci, Vol. 2, No. 6, 2008.

[29] M. V. Sanchez-Vives, B. Spanlang, A. Frisoli, M. Bergamasco, M. Slater, “Virtual Hand Illusion Induced by Visuomotor Correlations,” PLoS One, Vol. 5, No. 4, e10381, 2010.

[30] Y. Yuan and A. Steed, “Is the Rubber Hand Illusion Induced by Immersive Virtual Reality?,” IEEE Virtual Reality Conference, pp. 95–102, 2010.

[31] 平家雅之, 川崎裕達, 田中貴紘, 藤田欣也, “類似度と好感度を両立する個人化アバタのデフォルメ法の検討,” ヒューマンインタフェース学会論文誌, Vol. 13, No. 3, pp. 243–254, 2011.

[32] 尾上聡, 山本健太, 中西英之, “身体動作再現アバタによる存在感共有,” 情報処理学会インタラクション, 4CR3-17, 2011.

[33] 浜野雄一朗, 西内信之, 朴美卿, “プライバシーと情報公開を考慮したアバター作成に関する研究,” 日本人間工学会大会講演集, 日本人間工学会第 53 回大会, 1D1-2, pp. 168–169, 2012.

[34] N. Yee and J. Bailenson, “The Proteus Effect: The Effect of Transformed Self-Representation on Behavior,” Human Communication Research, Vol 33, No. 3, pp. 271—290, 2007.

[35] M. Kocur, M. Kloss, V. Schwind, C. Wolff, and N. Henze, “Flexing Muscles in Virtual Reality: Effects of Avatars’ Muscular Appearance on Physical Performance,” Proceedings of the Annual Symposium on Computer-Human Interaction, pp. 193—205, 2020.

[36] 小柳陽光, 鳴海拓志, J. L. Lugrin, 安藤英由樹, 大村廉, “ドラゴンアバタを用いたプロテウス効果の生起による高所に対する恐怖の抑制,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 25, No. 1, pp. 2–11, 2020.

[37] 渡邊孝一, 川上直樹, 舘暲, “テレイグジスタンス・マスタスレーブシステムにおける操縦者とスレーブロボットとの間の寸法不一致の影響,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 14, No. 3, pp. 391–394, 2009.

[38] 竹林秀晃, 弘井鈴乃, 滝本幸治, 宮本謙三, 宅間豊, 井上佳和, 宮本祥子, 岡部孝生, “自己身体における視覚情報と身体感覚情報との不一致が姿勢制御に及ぼす影響,” 日本理学療法学術大会, Vol. 40, No. 2, A-P-23, p. 48100757, 2013.

[39] H. Head and G. Holmes, “Sensory Disturbances From Cerebral Lesions,” Brain, Vol. 34, pp. 102–245, 1911.

[40] A. Maravita and A. Iriki, “Tools for the Body (Schema),” Trends in Cognitive Sciences, Vol. 8, No. 2, pp. 79—86, 2004.

[41] V. Y. Roschin, A. A. Frolov, Y. Burnod and M. A. Maier, “A Neural Network Model for the Acquisition of a Spatial Body Scheme Through Sensorimotor Interaction,” Neural Computation, Vol. 23, No. 7, pp. 1821–1834, 2011.

[42] V. Y. Roschin, A. A. Frolov, Y. Burnod and M. A. Maier, “A Neural Network Model for the Acquisition of a Spatial Body Scheme Through Sensorimotor Interaction,” Neural Computation, Vol. 23, No. 7, pp. 1821–1834, 2011.

[43] E. Bushnell and J. Boudreau, “Motor Development and the Mind: The Potential Role of Motor Abilities as a Determinant of Aspects of Perceptual Development,” Child Develop, Vol. 64, No. 4, pp. 1005–1021, 1993.

[44] R. P. Bromage and R. Melzack, “Phantom Limbs and the Body Schema,” Canadian Anaesthetists Society Journal, Vol. 21, No. 3, pp. 267–274, 1974.

[45] L. Cardinali, C. Brozzoli, C. Urquizar, R. Salemme, A. C. Roy, and A. Farne, “When Action Is Not Enough Tool-Use Reveals Tactile-Dependent Access to Body Schema,” Neuropsychologia, Vol. 49, No. 13, pp. 3750–3757, 2011.

[46] A. Tajadura-Jimenez, A. Valjamae, I. Toshima, T. Kimura, M. Tsakiris, and N. Kitagawa, “Action Sounds Recalibrate Perceived Tactile Distance,” Current Biology, Vol. 22, pp. 516–517, 2012.

[47] 工藤孝幾, “運動感覚に対する視覚の優位性とその定量化,” 体育学研究, Vol. 25, No. 1, pp. 13–20, 1980.

[48] E. Oyama, T. Maeda, S. Tachi, K. F. MacDorman, and A. Agah, “On the Use of Forward Kinematics Models in Visually Guided Hand Position Control - Analysis Based on Isles Model,” Neurocomputing, Vol. 44, pp. 965–972, 2002.

[49] C. Prablanc, J. F. Echallier, E. Komilis, and M. Jeannerod, “Optimal Response of Eye and Hand Motor Systems in Pointing at a Visual Target,” Biological Cybernetics, Vol. 35, No. 2, pp. 113–124, 1979.

[50] 川人光男, “脳の運動学習,” 日本ロボット学会誌, Vol. 13, No. 1, pp. 11–19, 1995.

[51] 小堀聡, “人間の知覚と運動相互作用,” 龍谷理工ジャーナル, Vol. 23, No. 1, pp. 24–31, 2011.

[52] M. I. Jordan and D. E. Rumelhart, “Forward Models: Supervised Learning With a Distal Teacher,” Cognitive Science: A Multidisciplinary Journal, Vol. 16, No. 3, pp. 307–354, 1992.

[53] D. M. Wolpert and M. Kawato, “Multiple Paired Forward and Inverse Models for Motor Control,” Neural Networks, Vol. 11, pp. 1317–1329, 1998.

[54] D. M. Wolpert, R. C. Miall, and M. Kawato, “Internal Models in the Cerebellum,” Trends in Cognitive Sciences, Vol. 2, pp. 338–347, 1998.

[55] M. Kawato, K. Furukawa, and R. Suzuki, “A Hierarchical Neural Network Model for Control and Learning of Voluntary Movement,” Biological Cybernetics, Vol. 57, pp. 169–185, 1987.

[56] M. Kawato and H. Gomi, “A Computational Model of Four Regions of the Cerebellum Based on Feedback-Error-Learning,” Biological Cybernetics, Vol. 68, pp. 95–103, 1992.

[57] A. Charpentier, “Experimental Study of Some Aspects of Weight Perception,” Archives de Physiologie Normales et Pathologiques, Vol. 3, pp. 122–135, 1891.

[58] M. T. Turvey, “Dynamic Touch,” American Psycologist, Vol. 51, No. 11, pp. 1134–1152, 1996.

[59] H. Y. Solomon and M. T. Turvey, “Haptically Perceiving the Distances Reachable With Hand-Held Objects,” Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance, Vol. 14, No. 3, pp. 404–427, 1988.

[60] C. Swindells, A. Unden, and T. Sang, “TorqueBAR: An Ungrounded Haptic Feedback Device,” Proceedings of the 5th International Conference on Multimodal Interfaces, pp. 52-–59, 2003.

[61] P. Haggard and V. Chambon, “Sense of Agency,” Current Biology, Vol. 22, No. 10, pp. R390–R392, 2012.

[62] M. Gonzalez-Franco, D. Perez-Marcos, B. Spanlang, and M. Slater, “The Contribution of Real-Time Mirror Reflections of Motor Actions on Virtual Body Ownership in an Immersive Virtual Environment,” IEEE Virtual Reality Conference, pp. 111–114, 2010.

[63] 後藤淳, “中枢神経系の機能解剖,” 関西理学療法, Vol. 5, pp. 11–21, 2005.

[64] C. Cruz-Neira, D. J. Sandin, and T. A. DeFanti, “Surround-Screen Projection-Based Virtual Reality: The Design and Implementation of the CAVE,” Proceedings of The 20th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, pp. 135–142, 1993.

[65] 林隆伯, 中泉文孝, 矢野博明, 岩田洋夫, “複数プロジェクタを用いた立体視可能な全周球面没入型ディスプレイの開発,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 10, No. 2, pp. 163–171, 2005.

[66] J. Y. Hong, B. Lam, Z. T. Ong, K. Ooi, W. S. Gan, J. Kang, J. Feng, and S. T. Tan, “Quality Assessment of Acoustic Environment Reproduction Methods for Cinematic Virtual Reality in Soundscape Applications,” Building and Environment, Vol. 149, pp. 1–14, 2019.

[67] M. A. Nahon and L. D. Reid, “Simulator Motion-Drive Algorithms-a Designer’s Perspective,” Journal of Guidance, Control, and Dynamics, Vol. 13, No. 2, pp. 356–362, 1990.

[68] K. Aoyama, H. Iizuka, H. Ando, and T. Maeda, “Four-Pole Galvanic Vestibular Stimulation Causes Body Sway About Three Axes,” Scientific Reports, Vol. 5, No. 1, pp. 1–8, 2015.

[69] 岩田洋夫, “体性感覚呈示技術,” IEEE Transactions on Haptics, Vol. 10, No. 1, pp. 130–134, 2017.

[70] V. Yem and H. Kajimoto, “Comparative Evaluation of Tactile Sensation by Electrical and Mechanical Stimulation,” IEEE Transactions on Haptics, Vol. 10, No. 1, pp. 130-134, 2017.

[71] T. Iwamoto, M. Tatezono, and H. Shinoda, “Non-contact Method for Producing Tactile Sensation Using Airborne Ultrasound,” EuroHaptics, pp. 504–513, 2008.

[72] C. Carignan, J. Tang, and S. Roderick, “Development of an Exoskeleton Haptic Interface for Virtual Task Training,” IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2009), pp. 3697–3702, 2009.

[73] H. Iwata, “Pen-Based Haptic Virtual Environment,” Proceedings of IEEE Virtual Reality Annual International Symposium, pp. 287–292, 1993.

[74] H. Iwata, H. Yano, F. Nakaizumi, and R. Kawamura, “Project FEELEX: Adding Haptic Surface to Graphics,” Proceedings of ACM SIGGRAPH 2001, pp. 469–476, 2001.

[75] 平田亮吉, 星野洋, 前田太郎, 舘暲, “人工現実感システムにおける物体形状を提示する力触覚ディスプレイ,” 日本バーチャルリアリティ学会論文集, Vol. 1, No. 1, pp. 23–32, 1996.

[76] 岩田洋夫, 中川博憲, “着用型力覚帰還ジョイスティック,” Human Interface N&R, Vol. 13, pp. 135–138, 1998.

[77] 筧直之, 矢野博明, 齊藤允, 小木哲朗, 廣瀬通孝, “没入型仮想空間における力覚呈示デバイス HapticGEAR の開発とその評価,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 5, No. 4, pp. 1113–1120, 2000.

[78] M. Sakai, Y. Fukui, and N. Nakamura, “Effective Output Patterns for Torque Display ‘GyroCube’,” ICAT 2003, pp. 1–6, 2003.

[79] T. Amemiya, H. Ando, and T. Maeda, “Virtual Force Display: Direction Guidance Using Asymmetric Acceleration via Periodic Translational Motion,” World Haptics Conference 2005, pp. 619–622, 2005.

[80] H. Iwata and T. Fujii, “Virtual Perambulator: A Novel Interface Device for Locomotion in Virtual Environment,” Proceedings of the IEEE 1996 Virtual Reality Annual International Symposium, pp. 60–65, 1996.

[81] 岩田洋夫, “全方向無限平面を用いたロコモーションインタフェース,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 5, No. 2, pp. 853–862, 2000.

[82] 岩田洋夫, 中泉文孝, “凹凸面を呈示するロコモーションインタフェース GaitMaster,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 5, No. 2, pp. 863–866, 2000.

[83] J. A. Rubin and R. S. Crockett, “Whole-Body Human-Computer Interface,” US20160139666A1, 2016-05-19.

[84] G. M. Goodwin, D. I. McCloskey, and P. B. C. Matthews, “Proprioceptive Illusions Induced by Muscle Vibration: Contribution by Muscle Spindles to Perception?,” Science, Vol. 175, No. 4028, pp. 1382-–1384, 1972.

[85] H. Kajimoto: “Illusion of Motion Induced by Tendon Electrical Stimulation,” World Haptics Conference 2013, pp. 555–558, 2013.

[86] 青木慶, 山崎信寿, “直立 2 足歩行における関節受動抵抗の意義,” バイオメカニズム, Vol. 14, pp. 59–68, 1998.

[87] A. Esteki and J. M. Mansour, “An Experimentally Based Nonlinear Viscoelastic Model of Joint Passive Moment,” Journal of Biomechanics, Vol. 29, No. 4, pp. 443–450, 1996.

[88] M. Kim, C. Jeon, and J. Kim, “A Study on Immersion and Presence of a Portable Hand Haptic System for Immersive Virtual Reality,” Sensors, Vol. 17, No. 5, p. 1141, 2017.

[89] M. Chessa, G. Maiello, L. Klein, V. Paulun, and F. Solari, “Grasping Objects in Immersive Virtual Reality,” IEEE Virtual Reality Conference, pp. 1749–1754, 2019.

[90] P. P. Valentini and E. Pezzuti, “Accuracy in Fingertip Tracking Using Leap Motion Controller for Interactive Virtual Applications,” International Journal on Interactive Design and Manufacturing, Vol. 11, No. 3, pp. 641-–650, 2017.

[91] A. Vysocky, S. Grushko, P. Oščádal, T. Kot, J. Babjak, R. Jánoš, M. Sukop, and Z. Bobovský, “Analysis of Precision and Stability of Hand Tracking With Leap Motion Sensor,” Sensors, Vol. 20, No. 15, p. 4088, 2020.

[92] S. Leitkam and T. Bush, “Modeling Finger Capabilities for Use in Assessment and Monitoring of Hand Rehabilitation,” Proceedings of the ASME 2013 Summer Bioengineering Conference, 2013.

[93] D. T. Davy and M. L. Audu, “A Dynamic Optimization Technique for Predicting Muscle Forces in the Swing Phase of Gait,” Journal of Biomechanics, Vol. 20, No. 2, pp. 187–201, 1987.

[94] 荻原 直道, 山崎 信寿, “身体の構造制約に基づく自然な上肢リーチング動作の生成,” 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 67, No. 659, pp. 2314–2320, 2001.

[95] 山崎 信寿, 田中 隆之, “関節の抵抗特性を模擬したダミー骨格,” バイオメカニズム, Vol. 18, pp. 175–185, 2006.

[96] E. Tidoni, G. Fusco, and D. Leonardis, A. Frisoli, M. Bergamasco and S M. Aglioti, “Illusory Movements Induced by Tendon Vibration in Right- And Left-Handed People,” Experimental Brain Research, Vol. 233, No. 2, pp. 375-–383, 2015.

[97] D. Hagimori, S. Yoshimoto, N. Sakata, and K. Kiyokawa, “Tendon Vibration Increases Vision-Induced Kinesthetic Illusions in a Virtual Environment,” 2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR), pp. 952–953, 2019.

[98] J. P. Roll, J. P. Vedel, and E. Ribot, “Alteration of Proprioceptive Messages Induced by Tendon Vibration in Man: A Microneurographic Study,” Experimental Brain Research, Vol. 76, No. 1, pp. 213-–222, Jun., 1989.

[99] C. Blanchard, R, Roll, J. P. Roll, and A. Kavounoudias, “Differential Contributions of Vision, Touch and Muscle Proprioception to the Coding of Hand Movements,” PLoS One, Vol. 8, No. 4, pp. 1–11, 2013.

[100] AIST, 人体寸法データベース 1991-92, `https://www.airc.aist.go.jp/dhrt/91-92/data/list.html` (参照 2022-07-15).

[101] I. S. MacKenzie, “Fitts’ Law as a Research and Design Tool in Human-Computer Interaction,” Human-Computer Interaction, Vol. 7, No. 1, pp. 91–139, 1992.

[102] A. Murata and H. Iwase, “Extending Fitts’ Law to a Three-Dimensional Pointing Task,” Human Movement Science, Vol. 20, No. 6, pp. 791–805, 2001.

[103] S. Matsuyama and M. Karashima, “A Study on Characteristics of Hand Gesture Pointing Operation Versus Mouse Pointing Operation,” International Conference on Human-Computer Interaction, pp. 170–176, 2017.

[104] 内山孝憲, 別所知之, 吉田正樹, 赤澤堅造, “ヒト上肢の関節角度と等尺性トルクの関係”, バイオメカニズム学会編,” バイオメカニズム, Vol. 13, pp. 77–88, 1996.

[105] Y. Kim, H. S. Cho, and H. Park, “Technical Development of Transcutaneous Electrical Nerve Inhibition Using Medium-Frequency Alternating Current,” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, Vol. 15, No. 80, pp. 1–12, 2018.

[106] 梅沢侑実, 土井幸輝, 藤本浩志, “振動刺激による人差し指屈曲錯覚の生起と錯覚特性,” 人間工学, Vol. 52, No. 2, pp. 88–95, 2016.

[107] D. F. Collins and A. Prochazka, “Movement Illusions Evoked by Ensemble Cutaneous Input From the Dorsum of the Human Hand,” Journal of Physiology, Vol. 496, No. 3, pp. 857–871, 1996.

[108] S. Leedham and J. Dowling, “Force-Length, Torque-Angle and EMG-Joint Angle Relationships of the Human in Vivo Biceps Brachii,” European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, Vol. 70, No. 5, pp. 421—426, 1995.

[109] J. Vredenbregt and G. Rau, “Surface Electromyography in Relation to Force, Muscle Length, and Endurance,” New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology, Vol. 1, pp. 607–622, 1973.

[110] R. G. Carvalho, C. F. Amorim, L. H. Perácio, H. F. Coelho, A. C. Vieira, H. J. Karl Menzel, and L. A. Szmuchrowski, “Analysis of Various Conditions in Order to Measure Electromyography of Isometric Contractions in Water and on Air,” Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 20, No. 5, pp. 988-–993, 2010.

[111] A. J. Lloyd, “Surface Electromyography During Sustained Isometric Contractions,” Journal of Applied Physiology, Vol. 30, No. 5, pp. 713–719, 1971.

[112] S. M. Radhakrishnan, S. N. Baker, and A. Jackson, “Learning a Novel Myoelectric-Controlled Interface Task,” Journal of Neurophysiology, Vol. 100, No. 4, pp. 2397–2408, Aug. 2008.

[113] B. Cesqui, P. Tropea, S. Micera, and H. I. Krebs, “EMG-Based Pattern Recognition Approach in Post Stroke Robot-Aided Rehabilitation: A Feasibility Study,” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, Vol. 10, No. 1, p. 75, 2013.

[114] G. Cheron, J. P. Draye, M. Bourgeios, and G. Libert, “A Dynamic Neural Network Identification of Electromyography and Arm Trajectory Relationship During Complex Movements,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 43, No. 5, pp. 552—558, 1996.

[115] Q. Ai, B. Ding, Q. Liu, and W. Meng, “A Subject-Specific EMG-Driven Musculoskeletal Model for Applications in Lower-Limb Rehabilitation Robotics,” International Journal of Humanoid Robotics, Vol. 13, No. 3, pp. 1—22, 2016.

[116] K. Masuda, T. Masuda, T. Sadoyama, M. Inaki, and S. Katsuta, “Changes in Surface EMG Parameters During Static and Dynamic Fatiguing Contractions,” Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 9, No. 1, pp. 39-–46, 1999.

[117] M. A. Nussbaum, “Static and Dynamic Myoelectric Measures of Shoulder Muscle Fatigue During Intermittent Dynamic Exertions of Low to Moderate Intensity,” European Journal of Applied Physiology, Vol. 85, No. 3-4, pp 299-309, 2001.

[118] T. Oshima, T. Fujikawa, and M. Kumamoto, “Functional Evaluation of Effective Muscle Strength Based on a Muscle Coordinate System Consisted of Bi-articular and Mono-Articular Muscles - Contractile Forces and Output Forces of Human Limbs -,” Journal of the Japan Society for Precision Engineering, Vol. 65, No. 12, pp. 1772–1777, 1999 (in Japanese).

[119] T. Fujikawa, “Mechanical Properties of Bi-articular Muscles With Movement of the Extremities,” Japanese Journal of Physical Therapy Fundamentals, Vol.19, No.2, pp. 8–16, 2016 (in Japanese).

[120] J. P. Roll and J. P. Vedel, “Kinaesthetic Role of Muscle Afferents in Man, Studied by Tendon Vibration and Microneurography,” Experimental Brain Research, Vol. 47, No. 2, pp. 177–190, 1982.

発表文献

学術論文

[1] S. Nakamura, N. Mochizuki, T. Konno, J. Yoda, H. Hashimoto, “Research on Updating of Body Schema using AR Limb and Measurement of the Updated Value,” IEEE Systems Journal, Vol. 10, No. 3, pp. 903–911, 2014.

[2] 依田淳也, 中村壮亮, 昆野友樹, 望月典樹, 橋本秀紀, “AR 肢体を用いた身体位置感覚更新が運動軌道に与える影響の評価,” 日本機械学会論文集, Vol. 81, No. 829, pp. 1–12, 2015.

[3] 望月典樹, 中村壮亮, 橋本秀紀, “バーチャルリアリティにおける身体図式キャリブレーションに触力覚フィードバックが及ぼす影響,” 日本機械学会論文集, Vol. 83, No. 851, pp. 17–22, 2017.

[4] 望月典樹, 中村壮亮, “リアル身体での運動を伴わない身体没入型 VR インタフェース「Motion-Less VR」の提案と基礎検討,” 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 26, No. 1, pp. 76–85, 2021.

[5] 鈴木涼, 望月典樹, 大山英明, 中村壮亮, “VR における身体図式キャリブレーション～前腕における収縮方向も含む広範囲での特性調査～,” 日本知能情報ファジィ学会誌, Vol. 33, No. 3, pp. 663–670, 2021.

[6] 望月典樹, 今永尚志, 中村壮亮, “Motion-Less VR の研究：上肢 2 自由度運動を可能とするシステムの開発と基礎評価,” 計測自動制御学会論文集, Vol. 9, No. 57, pp. 418–420, 2021.

国際会議

[1] N. Mochizuki, S. Nakamura, “Development of Immersive VR Interface of Finger Motion without Restriction of Real Environment,” The 2019 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2019), WePS2.69, p. 1, 2019.

[2] T. Imanaga, N. Mochizuki, S. Nakamura, “Research on Motion-Less VR: Comparison of Muscle Outputs Between Motion Using Developed System and Natural Motion,” 2022 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII), pp. 1078–1079, 2022.

[3] N. Mochizuki, S. Nakamura, “Research on Motion-Less VR: Comparative Evaluation of Surface EMG Signals Induced by Motion Intention Output under Body

Immobilized and Normal Conditions," 2022 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII), pp. 1052–1057, 2022.

国内会議

[1] 依田淳也, 中村壮亮, 昆野友樹, 望月典樹, 橋本秀紀, "AR 肢体を用いた身体寸法感覚更新の運動軌跡への影響度評価 〜評価方法の提案〜," 第 15 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2014), 3I1-3, 2014.12.

[2] 依田淳也, 望月典樹, 昆野友樹, 中村壮亮, 橋本秀紀, "前腕隠蔽状態でのターゲット視認リーチングを可能とする新しい身体像測定手法の提案," ロボティクスメカトロニクス講演会 2014, 3P1-T05, 2014.5.

[3] 中村壮亮, 望月典樹, 昆野友樹, 依田淳也, 橋本秀紀, "AR 肢体を用いた寸法感覚の更新に関する基礎検討," 第 32 回日本ロボット学会学術講演会 (RSJ2014), 3C3-05, 2014.9.

[4] 中村壮亮, 佐藤 謙太, 望月典樹, 橋本秀紀, "身体位置感覚更新における部位選択性の基礎調査," 第 33 回日本ロボット学会学術講演会 (RSJ2015), 2L2-06, 2015.9.

[5] 佐藤謙太, 中村壮亮, 望月典樹, 加藤拓光, 橋本秀紀, "身体位置感覚更新の触力覚提示による影響," 第 33 回日本ロボット学会学術講演会 (RSJ2015), 2L2-04, 2015.9.

[6] 鈴木涼, 望月典樹, 大山英明, 中村壮亮, "バーチャルリアリティにおける身体図式キャリブレーション〜伸長及び収縮方向における基礎特性の比較〜," 第 19 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 3B3_03, 2018.12.

[7] 望月典樹, 鈴木涼, 大山英明, 中村壮亮, "バーチャルリアリティにおける身体図式キャリブレーション〜収縮方向に関する基礎特性の評価〜," 第 23 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 13C-4, 2018.9.

[8] 稲垣圭介, 望月典樹, 大山英明, 泉重樹, 中村壮亮, "模倣学習における学習者の身体寸法に適合した教示者運動の記録・再生システムの必要性の確認," 第 23 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 12C-3, 2018.9.

[9] 稲生太一, 望月典樹, 中村壮亮, "電極アレイを用いた選択的電気刺激による屈曲感覚提示," 第 23 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 32A-4, 2018.9.

[10] 望月典樹, 鈴木涼, 大山英明, 中村壮亮, "バーチャルリアリティにおける身体図式キャリブレーション〜伸長・収縮方向における回帰モデルでの評価〜," 2019 年度 人工知能学会全国大会（第 33 回）, 2J5-OS-19b-03, 2019.6.

[11] 望月典樹, 中村壮亮, "Motion-Less VR: リアル身体の運動を必要としない全身没入型 VR インタフェース," 第 24 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 6B-09, 2019.9.

[12] 神山直樹, 望月典樹, 稲生太一, 中村壮亮, "湾曲型アレイ電極を用いた刺激面積変化による硬軟感提示に関する検討," 第 24 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 2A-05, 2019.9.

[13] 望月典樹, 中村壮亮, “Motion-Less VR の研究：上肢多関節運動の実現に向けた基礎開発,” 第 21 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 2D1-04, 2020.12.

[14] 今永尚志, 望月典樹, 大谷拓也, 中村壮亮, “Motion-Less VR の研究：リアル身体とバーチャル身体の姿勢相違を考慮した運動意図取得手法に関する基礎検討,” 第 25 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 3C1-3, 2020.9.

[15] 望月典樹, 中村壮亮, “Motion-Less VR の研究：二軸性関節における運動意図の取得に向けた基礎開発,” 第 25 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 3C1-2, 2020.9.

[16] 中井凜太郎, 望月典樹, 中村壮亮, “Motion-Less VR の研究：頭部の設計と VR 酔いに関する事前検討,” 第 25 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 2C1-5, 2020.9.

[17] 小山千皓, 望月典樹, 中村壮亮, “Motion-Less VR の研究:バーチャル腕における肘関節の粘弾性変化に対するユーザの適応能力の調査,” 第 25 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 1D3-7, 2020.9.

[18] 岡本夏葵, 望月典樹, 中村壮亮, “Motion-Less VR の研究：身体固定状態での運動意図出力による筋活動に関する分析,” 第 22 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 2F5-12, 2021.12.

[19] 井口純志, 望月典樹, 今永尚志, 大谷拓也, 中村壮亮, “経皮電気刺激による足裏への摩擦感提示の基礎検討,” ロボティクスメカトロニクス講演会 2021, 1P3-I12, 2021.6.

研究会

[1] 望月典樹, 今永尚志, 小山千皓, 中村壮亮, “Motion-Less VR: リアル身体の運動を必要としない身体没入型 VR インタフェースに関する基礎検討,” 第 22 回サイバースペースと仮想都市研究会シンポジウム, Vol. 24, No. CS-4, pp. 13–14, 2019.12.

[2] 谷地友樹也, 望月典樹, 大山英明, 中村壮亮, “VR における身体図式キャリブレーション：非接地状態での下腿部の伸長に関する特性調査,” 第 70 回サイバースペースと仮想都市研究会, Vol. 25, No. CS-2, pp. 127–131, 2020.1.

[3] 望月典樹, 中村壮亮, “リアル身体の運動を伴わない身体没入型 VR インタフェース「Motion-Less VR」の実現に向けて,” 第 70 回サイバースペースと仮想都市研究会, Vol. 25, No. CS-2, pp. 133–135, 2020.1.

受賞

[1] 第 22 回サイバースペースと仮想都市研究会シンポジウム 優秀発表賞
望月典樹, 今永尚志, 小山千皓, 中村壮亮, “Motion-Less VR: リアル身体の運動を必要としない身体没入型 VR インタフェースに関する基礎検討,” 第 22 回サイバースペースと仮想都市研究会シンポジウム, Vol. 24, No. CS-4, pp. 13–14, 2019.12.

[2] サイバースペースと仮想都市研究委員会 2019 年サイバースペース研究賞
望月典樹, 今永尚志, 小山千皓, 中村壮亮, “Motion-Less VR: リアル身体の運動を必要としない身体没入型 VR インタフェースに関する基礎検討,” 第 22 回サイバースペースと仮想都市研究会シンポジウム, Vol. 24, No. CS-4, pp. 13–14, 2019.12.

[3] 第 21 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 優秀講演賞
望月典樹, 中村壮亮, “Motion-Less VR の研究：上肢多関節運動の実現に向けた基礎開発,” 第 21 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 2D1-04, 2020.12. に対して

[4] 第 22 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 優秀講演賞
岡本夏葵, 望月典樹, 中村壮亮, “Motion-Less VR の研究：身体固定状態での運動意図出力による筋活動に関する分析,” 第 22 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 2F5-12, 2021.12.

謝辞

本研究を進めるにあたり，中村壮亮先生には研究テーマの立ち上げから論文執筆まで，お忙しいところ多大なご指導を賜りました．自身の研究の哲学が何であるかを考え，その哲学に沿って研究に着手することが重要であることをご教示いただいたことで，道中迷わずに取り組むことができました．また，研究活動に限らず物事への取り組み方や，人生といった大きな観点からも大変勉強になるご助言をいただきました．ここに深く感謝し，心より御礼申し上げます．

伊藤一之先生には近い分野ということもあり，様々な形で面倒を見ていただきました．特に，ロボット分野特有の研究スタイルに沿ったご助言をいただけたことは，研究を進める上で大変参考になりました．心より感謝申し上げます．また，本論文の副査もお引き受けいただき，的確なご指摘を賜りました．重ねて御礼申し上げます．

早稲田大学の大谷拓也先生には共同研究という形で本研究へのご助言を賜りました．機械系のロボット分野の専門家の視点から本研究を見ていただけたことは心強い限りでした．心より御礼申し上げます．

産業技術総合研究所の大山英明先生には同じ人間を扱う研究に取り組む立場として，本研究に対して様々なご助言を賜りました．心より御礼申し上げます．

本論文の副査をお引き受けいただいた，法政大学理工学部創生科学科の小林一行先生，同学部機械工学科のチャピ・ゲンツィ先生には，大変貴重なご指摘を頂戴いたしました．心より御礼申し上げます．

教育技術員の皆様には，教務助手として業務の傍ら博士取得を目指す私をサポートいただきました．また，人生の先輩として現場の仕事や社会情勢など，様々なことを教えていただきました．心より御礼申し上げます．

最後に，中村壮亮研究室の皆様には居心地の良い環境を提供していただきました．部品の管理から IT ツールの整備までご協力いただけたことで，研究を円滑に進めることができました．特に，同研究室卒業生の今永尚志君には，本研究の初期メンバーとして様々なことにご助力いただきました．心より深く御礼申し上げます．