Virtual realityの健康リスク評価技術の開発とリハビリテーションへの応用

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2023-05-31 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 章, 斯楠 メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/10291/00023161

明治大学大学院　理工学研究科

2022 年度

博士学位請求論文

（要約）

Virtual reality の健康リスク評価技術の開発とリハビリテーションへの応用

Objective health-risk evaluation and medical application of virtual reality technology

学位請求者　電気工学専攻

章　斯楠

目次

第 1 章 緒論 4
1.1. はじめに 4
1.2. 研究背景 5
1.2.1. VR とは 5
1.2.2. VR の歴史 6
1.2.3. VR が人間に及ぼす健康リスクとその評価 10
1.2.4. VR の医療応用 12
1.3. 研究目的 13
1.4. 本論文の構成 14
第 2 章 VR 視聴時の主観的不快感に関連する自律神経指標の検討 17
2.1. 目的 17
2.2. 方法 17
2.2.1. 被験者 17
2.2.2. 実験システム 17
2.2.3. 実験手順 19
2.2.4. 解析方法 20
2.3. 結果 21
2.4. 考察 27
2.5. 結論 28
第 3 章 脳波・心臓自律神経活動を指標とした VR Sickness の定量的検出手法の検討 30
3.1. 目的 30
3.2. 方法 30
3.2.1. 被験者 30
3.2.2. 実験装置 31
3.2.3. 実験方法 31
3.3. 結果 31
3.4. 考察 31
3.5. 結論 32
第 4 章 脳卒中患者の歩行速度向上を目的とした VR リハビリテーション手法の開発 34
4.1. 目的 34
4.2. 方法 35
4.2.1. 被験者 35
4.2.2. VR Optic Flow シミュレーションシステム 36
4.2.3. 10 メートル歩行テスト 37
4.2.4. 実験プロトコル 38
4.2.5. データ解析 39
4.3. 結果 39
4.4. 考察 43
4.5. 結論 46
第 5 章 総括 48
謝辞 50

研究業績 51
付録 53
A） SSQ スコアと VAS の相関 53
参考文献 56

第1章

緒論

第1章 緒論

1.1. はじめに

近年、仮想現実（Virtual Reality : VR）技術は計算機と映像の技術の進歩と共に大きく発展し、その世界市場規模は 2018 年の 73 億米ドルから 2026 年には 1205 億米ドルに増加すると推定されている[1]。映画やゲーム、教育などさまざまな分野への応用が進むなか、特に社会的意義の大きな VR の応用分野として，医療技術への利用があげられる。しかし、VR 技術の医療応用、特に患者が VR ユーザーとなるリハビリテーション技術へと応用するためには VR の安全性が担保されているということが大きな前提となる。

実際、VR 産業がその市場規模を拡大するにつれて、VR の運用に伴う健康問題が散見されるようになってきている。そのうち一番重大な問題は、VR の体験中に乗り物酔いに似た不快症状が発生することである。McCauley らはこの現象を VR sickness と呼んだ[2]。VR sickness の主な症状は、吐き気、眼精疲労、方向感覚の喪失などである[3]。これらの不快感はユーザーの将来の VR 体験を阻害する可能性があるため、特に VR のリハビリテーション医学への応用のために解決すべき喫緊の課題とされている。

これらの背景から、VR sickness の有害症状の実態を調査する為の評価方法がさかんに研究されるようになった。VR sickness 症状の評価方法として最も広く使われている指標は、1990 年にフライトシミュレーターを対象とした研究から考案された主観的評価法 simulator sickness questionnaire（SSQ）である[4]。しかし、SSQ は吐き気や方向感覚失調などの多様な症状を考慮した 16 項目にわたる質問票であり、取得に時間がかかるという欠点があった。最近ではより簡潔な VR sickness 症状の質問票として、Fast Motion sickness Scale (FMS)[5,6,7]や misery scale (MISC)[8,9,10]などが開発されている。この 2 つの測定法を基に、ユーザーの全体的な不快感のレベルを測定するためのさらに多様なシックネススケールも提案されてきている[11]。しかしこうした質問法による主観的不快感の評価は、VR 体験中の限られた時点や体験終了時点での取得といった時間分解能の低い方法にとどまっており、映像内のどの要素が VR sickness を引き起こしたのかという詳細な検討は十分に行えていないのが現状である。また不快感を引き起こす刺激強度の閾値にも個人差があるため[12]、VR sickness の発生に関わる使用者の感覚受容状態を詳細に検討するには、高い時間分解能をもつ主観的不快感の評価が必要である[13]。近年では VR 環境使用中の循環機能や視機能といった生体指標の連続的測定も試みられており[14,15]、VR sickness という主観的な感覚の発生過程を定量的・連続的に検出可能とする医工学技術のさらなる発展が望まれている。

以上のことから、本論文では主に 2 つの研究を行った。まず 1 つ目は、VR sickness の発生に関わる生体指標の解明と VR sickness の自動検出システムの開発である。この研究では、主観的不快感を連続的に報告可能とするスライダー入力装置を新たに導入することで従来の質問票による主観的不快感計測の低時間分解能の欠点を打開し、連続的な主観的不快感の評価データを取得することに成功した。また VR 刺激として様々な視点動揺の条件を時間的に分割して組み入れた 3DCG(三次元コンピュータグラフィックス)映像を独自に作成して提示し、回転方向等の移動要素ごとに主観的不快感の分析を行うことで、VR sickness を誘発しやすい映像の要素について検討した。生体指標として心電図と脳波を計測し、心電図は心拍変動解析により心臓自律神経活動を、脳波は視覚や前庭感覚刺激に対して変化する自発脳波のスペクトル強度変化を特徴量として用いた。VR sickness の自動検出アルゴリズムについては、正常状態（VR sickness を呈さない状態）のみの特徴量分布推定から通常の

パターンと異なる状態を検出する異常検知(anomaly detection)手法を用いた。本研究で行った被験者実験では、VR sickness を呈する状態が VR sickness を呈さない状態に比べて非常に少ないという性質があり、上述した VR 刺激に対する許容性の個人差から、被験者によっては刺激映像を視聴しても不快感が全く発生しない場合も散見された。このことから、判定すべき全てのクラスにおける特徴量の統計的分布推定が必要とされる統計的パターン認識手法ではなく、正常状態のデータのみを用いて異常状態を検出する Autoencoder 法を用いることでこの技術的問題を解決した。2 つ目の研究は、1 つ目の研究で明らかとなった安全な刺激範囲での VR の医療応用として行った、脳卒中患者の歩行機能改善を目的とした VR リハビリテーションシステムの開発とその臨床効果の検証である。この研究では、トレッドミル歩行中に実際の歩行速度よりも速い移動風景を VR で被験者に提示することにより、視覚的運動感覚の錯覚を誘発して歩行スピードを向上させる効果があることを健常者並びに脳卒中回復期患者で示すことができた。市販のスタンドアローン型 VR と民生品のトレッドミルのみの簡易な構成で下肢麻痺患者の歩行を促進できるという、VR の特性を生かした臨床上有用な結果が得られている。本論文はこれらの成果をまとめたものである。

1.2. 研究背景

本節では、本研究が対象とした VR 技術の概要と歴史について概説したのち、VR の健康リスクとその評価、ならびに VR の医療応用に関するこれまでの先行研究の結果についてまとめる。

1.2.1. VR とは

Virtual Reality (VR)は、日本語では「仮想現実」又は「人工現実感」と呼ばれる技術である。「3DCG や立体音響、さらにはウェアラブル等の入力デバイスから構成された人工の空間を、あたかも実際の空間であるかのように知覚される技術の総称」と定義される[16]。一方、多くの研究者は VR を「(遠隔) 臨場感」「相互作用」「没入感」の三つの特性で定義している[17]。臨場感 (Presence) とは、実在する場所とは別の場所に物理的に存在する感覚を指す[18]。相互作用 (Interactivity) は、Presence に影響を与え、ユーザーがリアルタイムで仮想環境を操作可能な程度を意味する[19]。研究者の臨場感と相互作用の理解はほぼ一致しているが、没入感 (Immersion) のコンセプトは研究ごとに異なる表現がなされている[20]。これらの特性を総合的に解釈すると、存在とは自分の物理的環境の経験と考えることができ、普通の物理的な世界に存在する周囲の環境ではなく、自動および制御された心理過程の両方によって取り成される環境に対する認知を指す[21]。日本 VR 学会においても、VR は人間に提供する人工空間を虚構や擬似とみなすことではなく人間が仮想したものの認識であると定義されている。

しかし、Augmented Reality (AR)、Augmented Virtuality (AV), Mixed Reality (MR)など、研究と実践で使い分けられる用語[22]が、時として VR と混同されることもある。Augmented Reality 通称 AR は、日本語では「拡張現実」と訳される。AR について最も広く受け入れられている定義は 1997 年 Azuma によって提案されたもので、「現実と仮想の組み合わせである」、「実時間で動作する応答性を備えている」、「三次元的に整合性が取れているものである」という三つの特徴を備えていなければならないものとされる[23]。AV は"現実世界の画像や映像を仮想オブジェクトにマッピングして拡張した仮想世界"[24]を指すものである。AR も AV

も程度の差はあれ、物理的現実と仮想的現実の間に位置するため、”現実世界と仮想世界の融合を伴う仮想現実（VR）関連技術の特定のサブセット”[25]である Mixed Reality (MR)とも呼ばれる。MR は日本語では「複合現実」と訳され、仮想世界を現実世界に重ね合わせて体験できる技術である。MR の主体は仮想世界であり、現実世界の情報はカメラを通して仮想世界に反映され、MR 空間を生成する。MR 空間は多人数で共有することができ、同時に他のユーザーが変更した仮想世界の情報を得たり、同じ体験をしたりすることができる。一方、Rauschnabel らの観点では、AR/AV の区別は、仮想コンテンツが現実世界に拡張されるか、現実世界がデジタルコンテンツにマッピングされるかに基づいているとする考え方もあるが、ユーザーはこの 2 つのアプローチの違いを感じないかもしれない。従って、物理環境がユーザー体験の一部であれば、ある種の AR であり、そうでなければ VR であると主張する考えもある[26]（図 1-1）。

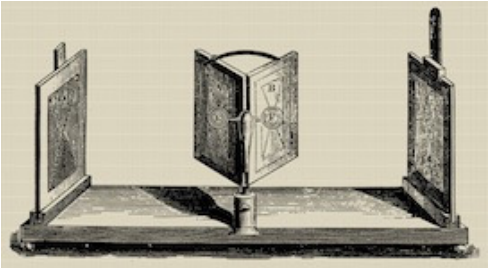
近年では extended reality (XR)という概念も提唱してきた。XR は、"コンピュータ技術やウェアラブルによって生成されるすべての現実と仮想の複合環境と人間と機械の相互作用"[27]を指し、これらのアプローチすべてを包括する用語として、あるいはそれらの複合利用について言及するためにしばしば使用されている。一方、XR は拡張された現実を意味するのではなく、X が未知の変数である xReality を意味する、よりオープンなアプローチとして使用されるべきという観点もある[26]。

図 1-1 AR・MR と VR の違い[28]

1.2.2. VR の歴史

VR を提供するためのハードウェアの変遷を図 1-2, 1-3 に示す。人間が初めて VR に触れたのは 1838 年とされる。Charles Wheatstone の研究により、脳は両目からの異なる 2 次元の画像を 3 次元の 1 つの物体に変換することが実証され、ステレオスコープで 2 つの立体映像や写真を並べて見ることで、奥行き感や没入感を得ることができた[29]（図 1-2a)。「Link Trainer」[30]（図 1-2b）は 1929 年にリンク氏によって開発された最初の飛行機シミュレータ

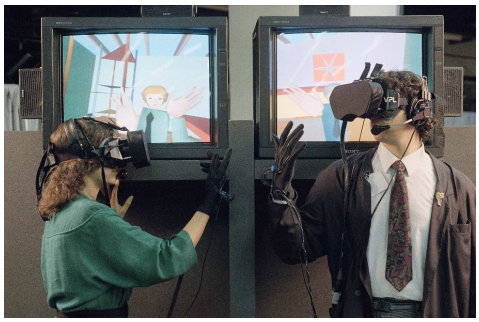
であり、初期の仮想現実装置の一つである。1930 年代、SF 作家 Stanley G. Weinbaum の小説「Pygmalion's Spectacles」には、ホログラフィック、匂い、味、触覚を通して架空の世界を体験できるゴーグルのアイデアが盛り込まれている。彼らは現代の仮想現実の原型を構築した VR の先駆者であるといえる。1940 年代には、「Sawyer's」社の「View-Master」が普及した（図 1-2c）。これは「リール」を装填し、Charles Wheatstone の研究成果をもとに両眼立体視を利用することで 3D 画像が見られる装置であった。そして 1957 年、Morton Heling 監督によって Sensorama という大型 VR 機器が開発された（図 1-2d）。ステレオスピーカー、立体 3D ディスプレイ、扇風機、匂い発生装置、振動する椅子を備えてより真実に近い映画体験を可能とした。1960 年、Morton Heling が次に発明した Telesphere Mask[31] は、最初のヘッドマウントディスプレイ（head mounted display : HMD）とも称される。この装置は両眼立体視を行うことは可能だが、頭部の動きを検知して視覚刺激を追随させるシステムはなかった。1961 年、Philco 社の 2 人のエンジニア（Comeau & Bryan）が、現在の HMD の最初の前身となる「Headsight」を開発した。両目用のビデオスクリーンと磁気モーショントラッキングシステムを内蔵し、閉回路カメラにリンクしていた。このヘッドサイトは頭の動きで遠隔地のカメラを動かし、ユーザーは自然に周囲を見渡すことができるようになった。その後、1965 年に I. Sutherland が Ultimate Display という概念を提唱し、頭部の回転によって 3 次元世界を様々な角度で体験できる HMD を開発した[32]。1968 年、I. Sutherland と彼の学生 Bob Sproull は、カメラではなくコンピュータに接続された最初の VR/AR HMD（Sword of Damocles）を作った（図 1-2e）。1980 年代には、VRL Research 社が開発した The Eyephone という HMD と The Data Glove というグローブ型の入力デバイスをリリースした（図 1-2f）。The Eyephone はカラーLCD ディスプレイを用いて鮮やかなバーチャル世界の体験を可能とした。The Data Glove は手の動きを光ファイバーとセンサーで記録し、バーチャル世界内部の物体を操作できる装置であった。The Eyephone システムは現在の HMD の要素を全て備えていたが、システムの高価格と当時の技術力の制限によって普及には至らなかった。1987 年、Eyephone を生み出した VPL の創設者 Jaron Lanier が「virtual reality」という言葉を生み出し、この研究分野に名前がついた。1990 年代には、低価格の任天堂バーチャル・ボーイ（VB）がリリースされた（図 1-2g）。VB は単色・224 個の赤色 LED を並べた 2 本のバーと鏡を配置して、LED の高速点滅と鏡の振動によって画像を映し出す。このシステムは両目に異なる映像を呈示することで、立体的な映像を作り出すことができた。2000 年代にはアーケード用に大型の筐体を使用する VR ゲームが登場し始めた。2010 年、マイクロソフトのモーショントラッキングセンサーである Kinect がリリースされた。Kinect はカメラと深度センサーを用いてプレイヤーのセンサー別しゲームに運用している。同じく 2010 年、Palmer Lucky が「Oculus Rift」という VR セットを制作した。2014 年、Google Cardboard がリリースされた。Cardboard はレンズ入りの折りたたみボール紙である。Cardboard 本体とスマートフォンを組み合わせて簡易 HMD にすることができる。Google のサポートにより、安価で手軽な VR 体験ができるようになった。2016 年 HTC 社は SteamVR[33]対応の HTC VIVE を発売し、 Sony PlayStation4 用の HMD デバイス PlayStation VR も登場し、Oculus Rift の製品版もリリースされた。マイクロソフト社の MR デバイス HoloLens も 2016 年に出荷開始した。様々な HMD 製品が発表・リリースされ、故に 2016 年は VR 元年といわれている[16]。2018 年に Oculus 社が発表した Oculus Quest は、今まではハイスペック PC を必要としていたハイレベルな没入感を低価格でスタンドアローン型の HMD 内に実現したことで話題を呼んだ（図 1-3）。



(a) 1838年

(b) 1929年

(c) 1939年



(f) 1980年代

(d) 1950年代

(e) 1968年

(g)1995年

図 1-2 近代 VR の発展

(a) Stereoscopic photos、(b) Link Trainer、(c) View-Master、(d) Sensorama、(e) Sword of Damocles、(f) The Eyephone、(g) バーチャル・ボーイ (VB)

(a) HTC社のVIVE

(b) マイクロソフト社のHoloLens

(c) Oculus 社のOculus Quest

図 1-3 現代 VR HMD の例

1.2.3. VR が人間に及ぼす健康リスクとその評価

VR 元年を越えた現在、様々な低価格、高品質デバイスが提供されはじめた。また、ハードウェアだけではなく、映画、ゲーム、教育などの様々の産業用のソフトウェアも開発され、人々が日常生活の中で VR 技術に触れる機会が飛躍的に増加している。しかし、VR 技術を使用する人口が増加するにつれて、VR 技術が人体にもたらす潜在的な健康リスクも無視できなくなりつつある。

人間は様々な感覚器を通して姿勢や自己の動きを認識している。特に、人間は前庭感覚、視覚、体性感覚からの情報を用いて、3 次元空間における自己運動の一貫した知覚を獲得している。しかし、この知覚システムが現代の交通システムによって乱される場合があることは、「乗り物酔い」としてよく知られてきた [2]。車、船、飛行機などの乗り物に乗る際には、前庭器官を通じて自分の体の動きを感じることができるが、視覚情報からは自分の体が静止している感覚が入力されるため、視覚情報と動的な前庭入力が矛盾する。人は自分の予期とは異なる感覚情報を繰り返し受け取るとき、乗り物酔いを経験することになる[34]。また、運動視覚刺激も乗り物酔いを誘発する[35,36]。視覚刺激が主因となって乗り物酔いを引き起こす場合、その症状は視覚性動揺病（visually induced motion sickness : VIMS）と名付けられた[37]。そのほかにも、VR sickness、virtual environment 酔い（VE 酔い）、cybersickness（サイバー酔い）、gaming sickness（ゲーム酔い）、simulator sickness（シミュレータ酔い）, cinerama sickness（シネラマ酔い）とも呼ばれる。しかし、VR sickness は VIMS の亜種に限定されるものではない。VR sickness は完全に矛盾した視覚と前庭感覚の入力だけでなく、視覚情報と時間的・空間的に一致しない非同期な前庭情報が提供された場合でも誘発される可能性がある。従って、現在の VR システムでは、視覚刺激だけでなく、視覚と前庭の非同期的な感覚入力の状態が VR sickness を引き起こしうる [11]。

VR sickness は仮想現実の研究において検討されるべき不可欠の問題である。先行研究によると仮想現実システムを使用したユーザーに VR sickness の症状が発生する範囲は 30%[38] から 80%[39]を超えることもあるとされる。

VR sickness の初期の研究では、シミュレーションの内容のほとんどがナビゲーションや運転であったため、シミュレータ酔いを引き起こす原因はシーンの速度や回転運動、遅延、追跡精度、およびちらつきと考えられていた[40,41,42]。だが技術の進歩によって映像提示装置のちらつきや追跡精度が改善されても、シミュレータ酔いの事例が少なくなっているわけではない。一つの理由は、VR を使用するユーザーが軍人など訓練された人々から一般民衆に移行しているためであると考えられている[43]。研究と技術が進歩するにつれて、ハードウェアや個人の特性要因についての調査も進み始めている。

VR sickness を引き起こす要因として様々な映像要素があげられているが、このうち画面の種類[44]、視野（FOV）[45]、遅延[46]などの影響が大きいと考えられている。さらに、研究者は個人差が VR sickness の重症度に影響を与えることを発見している[47,48]。同じデバイスを通じて同じ VR コンテンツを体験しているにもかかわらず、個人の特性によって不快感のレベルは異なる。VR sickness の程度は被験者の年齢[49]、性別[50]、乗り物酔いの経験[51]に左右しているという報告もなされている。

一方、VR sickness の程度を定量化する手法も広く研究されている。症状を診断し軽減するためには、重症度を確実に測定することが重要である。VR sickness の研究では、ユーザーは主観的または客観的な測定によって自分の体の状態を報告することがある。乗り物酔い質問票[52]（motion sickness questionnaire : MSQ）は、もともとさまざまな交通機関（自動

車、バス、船、飛行機など）における乗り物酔いを評価するために用いられたものである。Gianaros らはシミュレータ酔いの症状は乗り物酔いの症状とよく似ているが、程度はかなり低いため、MSQ によるシミュレータ酔いの評価には限界があるとしている[53]。Kennedy らは、MSQ28 項目の一部を SSQ として提案した[54]。シミュレータ酔い測定において、他の質問項目と重複する質問項目を削除し、16 項目を SSQ として残した。因子分析の結果、SSQ は吐き気、眼精疲労、ふらつき感の 3 つのカテゴリーに分類された。SSQ は現在でも最も使われているシミュレータ酔いや VE 酔いの程度を評価する指標である（図 1-4）。しかし、SSQ は多様な症状の検出のために質問数が多いという欠点があるため、比較的簡潔で素早く報告できる質問票が後に開発されている。Bos らが開発した MISC は、被験者の酔いの程度に応じて 0 点から 10 点の間で点数を報告する方法である[8]。また、Keshavarz と Hecht によって開発された FMS は、参加者は不快感のレベルを 1 分ごとに口頭で報告する（0：全く体調不良がない、20：体調不良がひどい）。Kim らは SSQ を改訂し、VR 環境下での測定指標となる VR sickness 質問票 Virtual reality sickness questionnaire (VRSQ)を開発した[55]。ほかにも Motion Sickness Assessment Questionnaire（MSAQ）[53]、Virtual Environment Performance Assessment Battery (VEPAB)[56]などのさまざまなシックネススケールが考案されている。

質問形式による主観的な不快感測定の限界を克服するために、研究者らは主観的評価と相関の高い客観的な測定法を見出そうとした。多くは、姿勢の揺れや電気生理的な変化を測定したものである。Chang らの調査では 77 件の実験研究のうち、客観的な測定値を採用した研究は 42 件のみであった。そのうち 9 つの研究では、2 つ以上の測定値を同時に使用している。したがって、客観的測定の総量は 72 であった。姿勢動揺が最も多く、次いで胃電図、眼球関連計測、心電図、その他の生理信号（脳波、皮膚伝導度、呼吸など）の変化が生理的指標として用いられている（図 1-5）[11]。

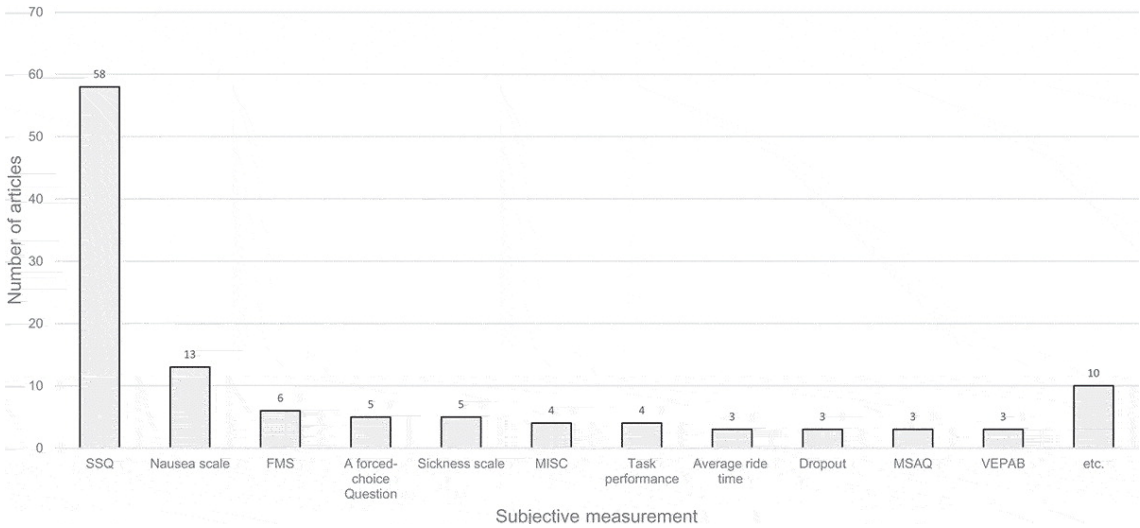


図 1-4 VR sickness の主観的測定指標の使用頻度[11]

SSQ：simulator sickness questionnaire、FMS：Fast Motion sickness Scale、MISC：misery scale、MSAQ：Motion Sickness Assessment Questionnaire、VEPAB：Virtual Environment Performance Assessment Battery

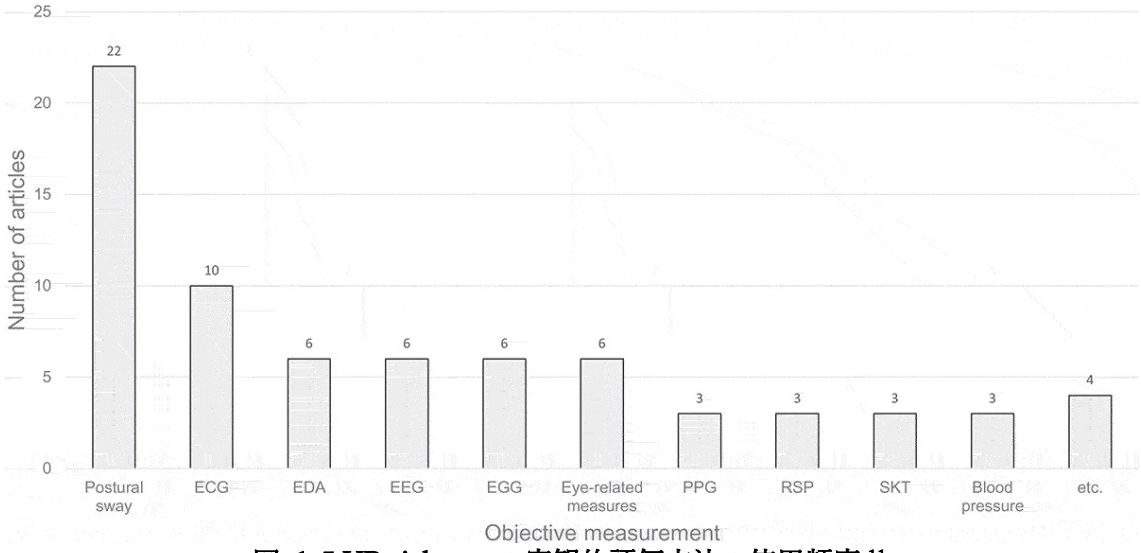


図 1-5 VR sickness の客観的評価方法の使用頻度 [11]

ECG :Electrocardiogram、EDA :Electrodermal activity、EEG :Electroencephalogram、EGG：Electrogastrogram、PPG：Photoplethysmogram、RSP：Respiration pneumogram、SKT：Skin temperature

1.2.4. VR の医療応用

医療分野は VR の発展が見込まれる応用分野の一つである。医療関係者に対する教育手段として、医師や学生が VR を用いてホログラフィック画像を使用することで手術手技などの経験を身に付けたり[57]、ICU のスタッフが手技を練習したりすることや、患者の治療におけるさまざまな神経心理学的問題の解決のためのシミュレーションなどへの応用が提案されている[58,59,60]。VR 技術により提供されるバーチャル手術は、医師が手術のスキルを向上させ、複雑な症例の経験を積むためのより良い方法として期待されている[61]。また、がんの切除部位や整形外科における骨折箇所の確認、指や腕の適切な動きの指導への活用も提案されている[62]。

医療関係者が使用するだけでなく、患者が治療や支援のために VR 技術を活用する場面も増加してきている。VR は、特に脳卒中[63]、脳性麻痺[64]、重度の火傷[65]、パーキンソン病[66]、ギランバレー症候群[67]、および多発性硬化症[68]で苦しむ個人に対する支援リハビリテーション技術として提案および利用されてきた。特に脳卒中は、脳への血液供給が絶たれ脳細胞が死滅する一般的な疾患であり、世界的に見ても身体障害の主要な原因となっている[69]。脳卒中の後遺症には、感覚障害、運動障害、認知障害のほか、セルフケアや社会・地域活動への参加能力の低下が含まれる[70]。脳卒中は短期から長期的に影響を及ぼす可能性があり、患者の約 35%に認知能力と身体能力の悪化が見られる[71]。脳卒中後の後遺症も重篤であり、患者の 55%～75%が上肢と下肢の機能制限を有すると推定されている[72]。しかし、多くの脳卒中患者は、治療期間中に運動機能を修復し、再学習することが可能であり、リハビリテーション治療の有効性が示されている[73]。

脳卒中患者の上肢機能回復における VR リハビリテーションの有用性については、すでに多くの報告がある。Zhang ら[74]と Kiper ら[75]は、一般的なリハビリテーション（conventional therapy：CT）とともに VR 訓練を受けた脳卒中患者と、CT のみを受けた脳卒中患者を比

較し、前者の実験群で運動機能の有意に大きな改善を報告している。Ain ら[76]の最近の研究でも、Xbox Kinect を用いたトレーニングと CT を同じ期間行った実験で、Kinect トレーニング群の上肢機能が対象群よりも有意に改善されることを示している。

脳卒中患者の下肢のリハビリテーションにおいても VR の利用が進んでいる。歩行機能のリハビリテーションではトレッドミル歩行訓練が多用されるが、これは下肢の反復運動が中枢パターン発生器を刺激して歩行機能を改善するという仮説に基づいている[77,78,79]。さらに近年では、トレッドミルの周囲にモニター、プロジェクター、CAVE 等の VR 装置を設置し、歩行者に対して任意の速度で移動しているような一人称の移動視覚感覚を与えるオプティックフロー（optic flow: OF）刺激を与えながら行う歩行機能訓練が提案され、その効率性の高さが報告されている[80]。また、没入型 VR 技術の進歩は、脳卒中患者のバランスと歩行機能訓練のための患者指向のリハビリテーションプログラムの開発をさらに促進した[81,82,83]。HMD により提供される OF 刺激は、脳卒中後の患者のリハビリテーションに適用されており[84]、そのほとんどが介入後の機能的転帰に有意な改善を認めている。Kang らと Jung らは、VR を用いた OF 刺激とトレッドミルを組み合わせたトレーニングを数週間実施し、対照群に比べ有意に高いバランスと歩行機能の回復がみられたことを報告している[85,86]。Winter らは、HMD を用いた VR、モニターを用いた VR、VR なしの 3 つの条件でトレッドミル訓練中の異なる視覚モダリティを比較し、HMD を用いた VR は他の提示モダリティよりも歩行速度が速くなり、モチベーションが向上することを確認した。これらの結果は、歩行リハビリテーションにおける没入型 HMD を利用した VR リハビリテーションの有用性を示している[87]。

1.3. 研究目的

本研究の最終的な目標は、客観的な評価方法による VR sickness の早期発見手法の確立と、健康リスクの低い安全な VR コンテンツを活用したリハビリテーションアプリケーションの開発である。現在、VR sickness の程度を調べるためには VR 視聴後の不快感などについてアンケート調査を行う必要がある。しかし同じ映像であっても引き起こされる不快感には個人差があるため、VR sickness を引き起こす原因やその程度を、アンケート調査を用いて定量的かつ即時に評価することは難しい。そこで本研究では、VR sickness の発生とともに生じる生体反応の変化を生体機能計測により検出することで VR sickness の客観的な評価と即時的な検出を実現することを計画した。VR sickness に関わる生体反応の変化として、これまでに行われた運転シミュレータを用いた動揺病（乗り物酔い）の研究では、交感神経活動が不快感の程度と継続時間との間に相関関係があることや[88]、ECG の基線変動と不快感の程度の間に相関が得られる[89]ことが報告されている。また視覚的に誘発された動揺病の不快感と脳波を同時計測した先行研究では、左右の運動野，頭頂葉，後頭葉に動揺病に関連する脳活動が発生することが報告されている[90,91,92]。これらの先行研究を踏まえて、本研究では脳波と心電図を同時に計測し、脳活動と心臓自律神経活動を生体指標として計測することとした。さらにリハビリテーションアプリケーションの開発研究として、不快感を生じさせにくい VR 映像の特徴を考慮して作成した没入型 OF 刺激を用い、脳卒中下肢麻痺患者の歩行機能リハビリテーションにおける VR の有用性について検討することも目的とした。

本研究では、VR sickness の定量的評価システムと VR の医療応用を目的としたアプリケーションの開発を目的に、3 つの研究を行った。まず 1 つ目の研究では、近年ウェアラブルデバイスなどの民生品を用いて簡易な計測が容易となった心電図に着目し、VR sickness を

引き起こしやすいジェットコースターCG を視聴した際の主観的な不快感と心電図の同時計測を行った。心電図の解析により、自律神経活動と主観的な不快感との関連性について調査した。2 つ目の研究では、心電図による自律神経活動の特徴に加え、脳活動計測による脳波スペクトル強度の特徴を追加して VR sickness 状態の検出を試みた。解析方法として 2 つの方法を検討し、(1)抽出された脳波と心臓自律神経活動の特徴量に対して機械学習手法の Support vector machine (SVM)を用いて VR sickness の有無を識別する手法と、(2)異常検知に用いられる深層学習手法の Autoencoder を用いて脳波と心臓自律神経活動の平常状態の活動を学習させ、平常状態と異なる異常状態（VR sickness）の検出を行う方法についてその有用性の検討を行った。 3 つ目の研究では、VR sickness を誘発する視覚的要素を考慮して開発した安全性の高い OF 視覚刺激 VR を用い、異なる視覚的移動速度を提供する VR アプリケーション下でトレッドミル歩行訓練を行うリハビリテーションシステムを構築し、異なる OF 刺激条件下で歩行訓練を行った後の歩行機能測定の結果から開発した歩行訓練システムの有効性を検証した。これらの結果から、VR 映像やゲームを視聴中に発生しやすい VR sickness の発生を客観的に評価する基礎方法の確立と、より効果の高い VR リハビリテーションシステムを開発することを本研究の目的とした。

1.4. 本論文の構成

本論文の構成は以下のとおりである。

第 1 章 緒論

本研究の研究背景と目的について述べた。また論文各章の構成の概要を記した。

第 2 章 VR 視聴時の主観的不快感に関連する自律神経指標の検討

VR sickness を引き起こしやすいジェットコースターCG の視聴時に発生する主観的な不快感を連続的に評価する心理物理実験を行い、VR sickness の程度と相関する自律神経活動の要素を調査した。

第 3 章 脳波・心臓自律神経活動を指標とした VR sickness の定量的検出手法の検討

前章の研究で得られた知見を元に、自律神経指標に加えて脳波指標を導入した追加実験を行った。一般的な機械学習手法と深層学習を用いた異常検知手法を用いて、VR sickness 検出システムを構築し、その検出精度について検討を行った。

第 4 章 脳卒中患者の歩行速度向上を目的とした VR リハビリテーション手法の開発

第 2 章と第 3 章の結果を踏まえ、安心安全な状態で OF 刺激を提供する VR 歩行訓練システムの構築を行った。健常者と脳卒中患者を対象とした歩行訓練実験を実施し、歩行機能の変容効果について調査した。

第 5 章 総括

本研究のまとめと今後の展望について述べた。

第２章

VR 視聴時の主観的不快感に関連する自律神経指標の検討

第2章 VR 視聴時の主観的不快感に関連する自律神経指標の検討

2.1. 目的

近年の VR 技術は急速に発展し、様々な産業への応用が始まっている。これに伴い、VR デバイスと VR コンテンツの数も爆発的に増加し、利用者数も大幅に増加している[93]。しかし VR コンテンツの使用には眼精疲労や不快感の発生が伴うこともわかってきており、VR デバイスの安全性に関する懸念がある。VR デバイスを使用している間に生じる不快感や吐き気、眼精疲労、ふらつきなどの症状は、VR sickness、サイバー酔い、仮想シミュレーション酔い(visually induced motion sickness: VIMS)、仮想現実誘発症状と呼ばれ、視覚映像からの移動感覚と、前庭器官から知覚される姿勢の固有感覚にミスマッチが生じることで引き起こされる。VR 環境下における酔い症状に関する研究は、Kennedy らのグループがフライトシミュレーターを用いて報告した 1990 年代の論文から始まったと考えられている。現在でも、進歩する映像技術に伴って映像酔いに関する国際的なガイドラインならびに技術報告（ISO/TC159）[94,95]の更新が活発に行われているが、現時点では VR デバイス，特に近年利用が急速に進んでいる head mounted display (HMD)に特化した安全性の基準はまだ存在していない。VR sickness の評価方法は現状ではユーザーの主観的な評価に委ねられており，映像内のどの要素が VR sickness を引き起こしたのかという詳細な検討は十分に行えていないのが現状である。また不快感を訴えるまでの閾値にも個人差があるため[96]、客観的な不快感の評価方法が求められている。これらの経緯から、本研究では心電図により計測される心臓自律神経活動を指標として、VR による主観的不快感との関係性を調査した。心電図は近年、Apple watch などの民生品のウェアラブルデバイスでも計測が可能となってきている。VR sickness の発生に関連する自律神経活動の変化を解明することで、将来的にウェアラブルデバイスを介した VR sickness の検出システムの開発に有用な知見を与えることを本研究の目的とした。

2.2. 方法

2.2.1. 被験者

視覚・平衡感覚・聴覚に自覚する異常のない若年成人 16 名（平均年齢 22.3 ± 1.3 歳，男性 9 名）を対象とした。被験者は実験の目的について事前に説明を受け書面によるインフォームドコンセントを得て実験に参加した。すべての実験は，明治大学理工学部ヒトを対象とした実験研究に関する倫理委員会の承認（承認番号 19-539）を経て行われた。

2.2.2. 実験システム

本実験では VR 提示装置として HTC 社の VIVE を用いた。VR 提示装置は，HMD と頭部位置トラッキングのためのベースステーション，VR コンテンツ提示用 PC から構成され

る。心電図計測には g.tec 社製生体アンプ（g.BCIsys32SUSB）を用い，ディスポ電極を胸部に配置して第 II 誘導心電図を計測した。心電図のサンプリング周波数は 256 Hz、バンドパスフィルタは 0.5-100 Hz とした。

本研究では Unity を用いてジェットコースター環境と主観的不快感の記録を行う VR sickness 計測システムの構築を行った。Unity とは Unity Technologies 社が開発した多機能ゲームエンジンである。Unity は統合開発環境を内蔵し、3D ゲーム、建築構造の可視化や 3 DCG 動画を簡便かつ高速に開発できる総合的開発ツールである。

作成した VR 環境において、ユーザーは CG で作成されたジェットコースターへの搭乗を体験する。ジェットコースターのコース中には、回転運動や往復運動を含む 9 種類の運動視覚刺激条件を作成した（図 2-1）。各条件間は視覚刺激の変化が少ない直進条件をレスト区間として設け、各条件間の影響を分離して評価できるようにした。ジェットコースターの搭乗感覚を最大限に模擬するため、視点は第一車両中央部に設定し、身長に合わせて視点を自動的に調整した。ジェットコースターCG を視聴する間の VR 空間における視聴者の視点（HMD の現実空間内における XYZ 軸座標データ）、roll, pitch, yaw 軸の角度データに加え、時間データ、主観的不快感、各条件の開始時と終了時を記録するトリガーデータを CSV ファイルとして記録した。

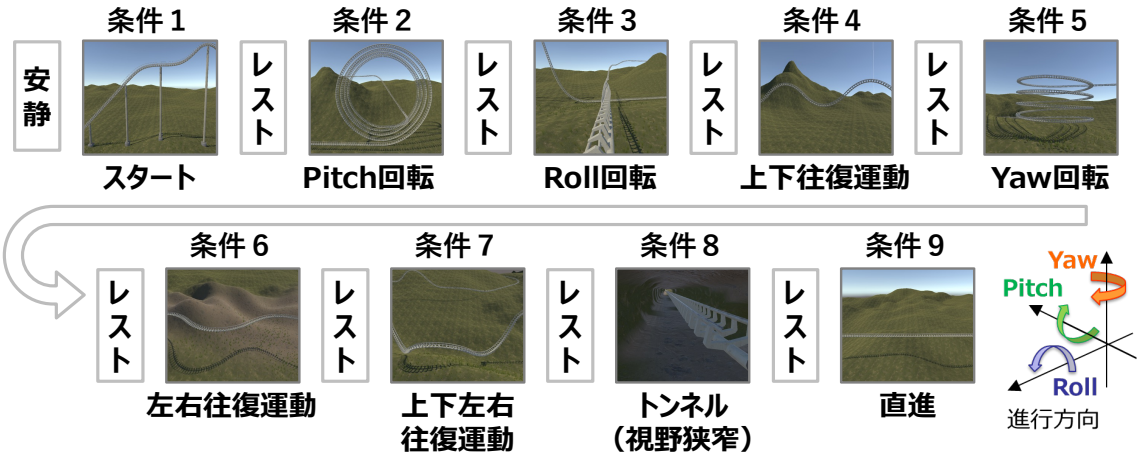


図 2-1 ジェットコースターCG の各視覚刺激条件

VR 視聴中の主観的不快感（VAS）の計測には，UNIQUE MEDICAL 社製 visual analogue scale（VAS）測定装置（UPG-200）を使用した（図 2-2）。VAS 測定装置は水平方向へ 10 cm の範囲で自由に移動可能なスライダー入力装置である。内部に可変抵抗を搭載し、スライダーの位置により 0 ～ 5 V の電圧を出力する。本装置は、被験者が VR の体験中につまみを移動させることで不快感を報告することに用いた。主観的不快感は 0（まったく不快感がない）から 100（耐えがたい不快感：頭痛、めまい、嘔吐欲求など）の範囲で被験者に報告させた。なお計測装置中央部の 50 の位置には微小な溝を設けてあり、被験者は装置の表面パネルを見ることなく中央部を把握できる。実験中の被験者は HMD を装着しているため、実際に目視で VAS 値を確認することが困難である。本実験では VAS 値をリアルタイムで HMD 内にフィードバックすることで，被験者が VR コンテンツを体験しながら入力した VAS 値を確認できるようにした（図 2-3）。なお，VAS 値は VR コンテンツの視野を妨げないよう画面上部に表示した。

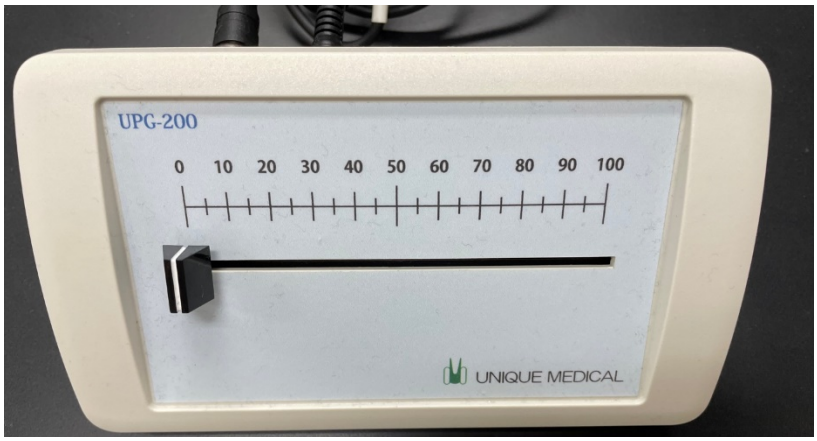


図 2-2　不快感計測装置

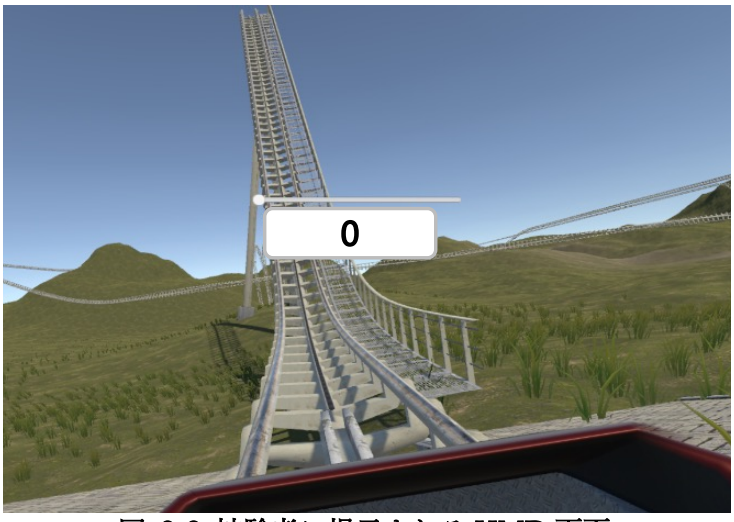


図 2-3 被験者に提示される HMD 画面

VAS 計測装置のデータ処理転送とシステムのタイミング合わせにはマイコン（Arduino Uno R3: ARDUINO-A000066）を使用した。VAS 計測装置の電圧を AD 変換し Unity へ送信した。同時に Unity から送信される映像条件のトリガーも認識し、生体アンプに転送することで、心電図データにもトリガーのタイミングを入力し、計測データ間の同期を取るようにした。

2.2.3. 実験手順

被験者は実験の実施前に (1)乗り物酔い経験の有無、(2)過去の VR 体験の有無、についての質問に答えた。これらの質問は VR sickness を誘発しやすい被験者の性質を調べる別の目的[97]で使用したものであり、本研究における解析には使用しなかった。被験者は事前に実験の内容の説明を受け、VR 装置の操作と VAS 入力の訓練を行った。

被験者は心電図電極および HMD 装置を装着し、静かな部屋で椅子に座った状態で実験を行った（図 2-4）。HMD のケーブルは滑車に通し、背側に配置した錘とバランスを取ることにより頭部への重量感を軽減した。錘による重量の分散については、先行研究で SSQ ア

ンケートを用いて不快感を計測した際に「頭の重さ」の項目があり、HMD の重さと VR sickness による頭の重さが区別できなかったため、今回の研究では HMD の重さによる不快感を軽減するために行った。被験者の負担を考慮し、VR コンテンツ全体の視聴時間は 5 分に設定し、roll, pitch, yaw 方向の回転または往復運動の組み合わせを伴う 9 種類の視覚刺激条件を設けた（図 2-1）。これらの視覚刺激条件は 15～25 秒持続し、各視覚刺激条件の間には前進運動のみで回転や往復運動を伴わない移動期間（レスト）が 5～20 秒の範囲で設けられている。被験者に対し各視覚刺激条件の映像を全員同じ順序で提示した。

被験者は HMD を装着したまま、VAS 測定装置のスライダーつまみを把持した状態で VR コンテンツを視聴した。現在の VAS 値を確認しながら、不快感の増減をリアルタイムでスライドし報告させ、心電図と同時計測した。VR システムによるログの記録頻度は約 10 Hz であったが、PC の負荷によって等間隔の記録とはならない場合があったため、タイムスタンプを元にリサンプリング処理を行って解析に用いた。VR 視聴による不快感の発生は個人差が大きいため[98]，被験者には任意の時点で実験を中断できることを十分に説明した。実験中、被験者から実験中止の申し出があった場合にはその時点で実験を終了した。

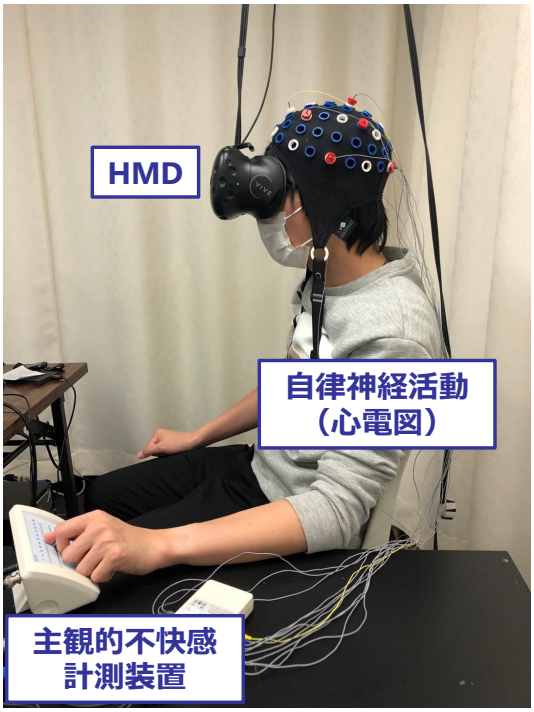


図 2-4 被験者実験時の様子

2.2.4. 解析方法

VR システムで記録した頭部座標の変化データ、roll, pitch, yaw の角度変化データ、主観的不快感データについて、タイムスタンプ情報をもとに 100 Hz のサンプリング周波数でリサンプリングした。さらにダウンサンプリング処理を行って 10 Hz のデータとした。XYZ 軸の座標変化データ、roll, pitch, yaw の角度変化データを用いて頭部の移動速度、角速度、加

速度と角加速度を算出した。

心電図信号は R 波ピークを検出して RR 間隔を求め，リサンプリングを行って 10 Hz の RR 間隔ならびに瞬時心拍数の時系列データを作成した。RR 間隔のデータに Morlet ウェーブレット変換を適用することにより低周波成分（low frequency component: LF, 0.04～0.15 Hz）と高周波成分（high frequency component: HF, 0.15～0.4 Hz）を算出し，normalized HF（nHF）と LF/HF の指標を算出した[99, 100]。nHF とは高周波成分と 0.04 Hz 以上の全周波数帯のパワーの比率であり，副交感神経活動を表すものである[101]。LF/HF とは LF と HF のパワーの比率であり，交感神経と副交感神経の全体のバランスを表している。数値が高いと交感神経優位を，低い場合は副交感神経優位を示唆する[102]。自律神経データは被験者間の比較を行うため、実験開始前後 10 秒間の安静状態の平均値を基準とし、心拍数、nHF、LF/HF の測定値を正規化した。以降、これらの再正規化したデータを normalized HR、normalized nHF と normalized LF/HF とする。

VR sickness の発生が心拍数と心臓自律神経活動に与える影響を調査するため，不快感の発生程度により全被験者を 3 群に分割した。すなわち、VR sickness が発生しなかった S-群、VR sickness が発生したが映像視聴が最後まで可能であった S+群、強い VR sickness が発生し途中でリタイアした R 群、の 3 群である。従来、VR sickness 発生の判定には VR 体験後に行うアンケート形式の SSQ スコアが用いられる。我々の先行研究では、仮想シミュレーション酔いの先行研究[103, 104, 105]で得られた知見を参考に、SSQ 総計値が 60 以上となった場合に VR sickness が発生したと定義していた。しかし今回の実験では 1 次元の指標である主観的不快感をリアルタイムに記録するため、SSQ の指標をそのまま使用することができない。そこで VR 視聴中の VAS 値と視聴後の SSQ 取得を両方行う予備実験（付録 A）を行い、得られた VAS 値と SSQ 総計値の線形回帰分析から、SSQ 総計値 60 が VAS 値の 40 に対応することを確認した。よって本実験では VAS 値が 40 を超えた場合に、VR sickness が発生したと判定した。すなわち、S-群には視聴時間全体を通して VAS 値が 40 未満であった被験者、S+群には視聴中に VAS 値が 40 を超える時間があったが中断しなかった被験者、R 群には視聴中に VAS 値が 40 を超え，かつ途中で視聴を中断した被験者、が含まれている。

VR sickness が発生した時間帯における心拍数と自律神経指標変化の特徴を検討するために、VR sickness (VAS ≥ 40) を示した S+, R 群の被験者に対して、VAS ≥ 40 を記録した区間ごとの最大 normalized HR，最大 normalized LF/HF，最小 normalized nHF を算出し、被験者ごとに平均値を求めた。ウィルコクソン符号順位検定により、各群の被験者においてこれらの自律神経指標が安静時と比較して統計的に有意に変化したかどうかについて検討した。なお、R 群に該当する被験者は 2 名のみであったため、S+群と R 群を合わせた All VR sickness 群(All)も設けて統計解析を行った。危険率 5%以下を有意とした。さらに、これらの心拍数・心臓自律神経指標から VR sickness を呈した被験者を検出可能であるかどうかを調べるために、S-, S+, R 群の各被験者について、VR コンテンツ視聴時間内における最大正規化心拍数、最大正規化 LF/HF，最小正規化 nHF を抽出し比較を行った。

2.3. 結果

全被験者 16 名のうち 7 名（男性 3 名、女性 4 名）が VAS 値 40 以上を示し、VR sickness の発生が確認された。そのうち 2 名は不快感が強く途中で視聴を中止した。したがって S-群が 9 名（男性 6 名）、S+群が 5 名（男性 2 名）、R 群を 2 名（男性 1 名）として解析を行った。

図 2-5 は各映像条件における VAS 値の全被験者平均と、VR コンテンツ内における視点の速度、回転速度とジェットコースターの加速度、角加速度の平均値を示したものである。Pitch 方向または Yaw 方向の角速度、角加速度と x, y, z 軸の速度と加速度が大きいとき、またこれらが複合した運動のときに主観的不快感が増加した（条件 2, 4-7）。Roll 方向の角速度が大きい条件 3 においても主観的不快感が増加した、すなわちオプティックフローの変化が激しい時に主観的不快感が増加した。一方で回転運動を伴わない直進運動（条件 1, 8, 9）では VAS 値は低く、不快感をおぼえにくい映像条件であることが示された。

図 2-6 に S－、S+、R 群の平均 VAS 値、心拍数、交感神経指標と副交感神経指標の時間変化を示す。S－群では、視聴中の心拍数、交感神経と副交感神経指標は安定しており大きな変化は認められない。S+群では、主観的不快感が各映像条件開始後に増加し、条件終了後に短時間で減少する傾向が確認された。またこの際、交感神経と副交感神経指標はそれぞれ VAS 値の増加につれて徐々に増加、減少していた。VAS 値が安静状態に戻るともに自律神経活動も徐々に安静状態に戻っていった。一方、R 群では条件 3 から VAS 値が急増し始め、条件終了後でも不快感が回復せず、段々と累積していったことが確認された。不快感が増加するにつれて心拍数と交感神経指標がともに増加し、副交感神経指標は低下した。交感神経指標と副交感神経指標に関しては、視聴を中断する直前で急激な上昇および低下が確認された。

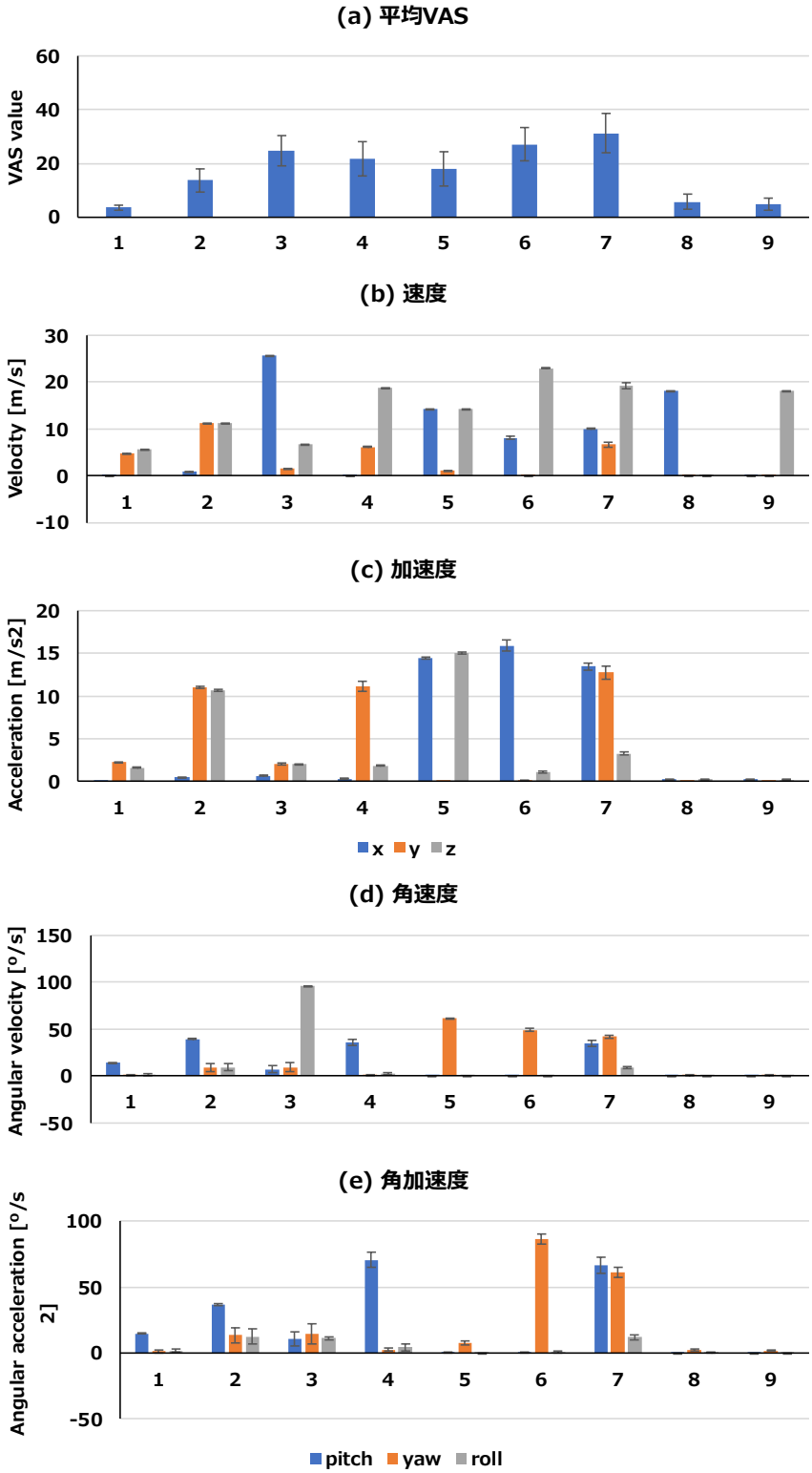


図 2-5　VR コンテンツの情報

全被験者の VR コンテンツ内の各条件における(a)VAS 平均値、(b) HMD 視点の移動速度の平均値、(c) HMD 視点の移動加速度の平均値、(d) HMD 視点の回転角速度の平均値、(e) HMD 視点の回転角加速度の平均値。横軸の番号 1-9 は図 2-1 で示した視覚刺激条件を表している。

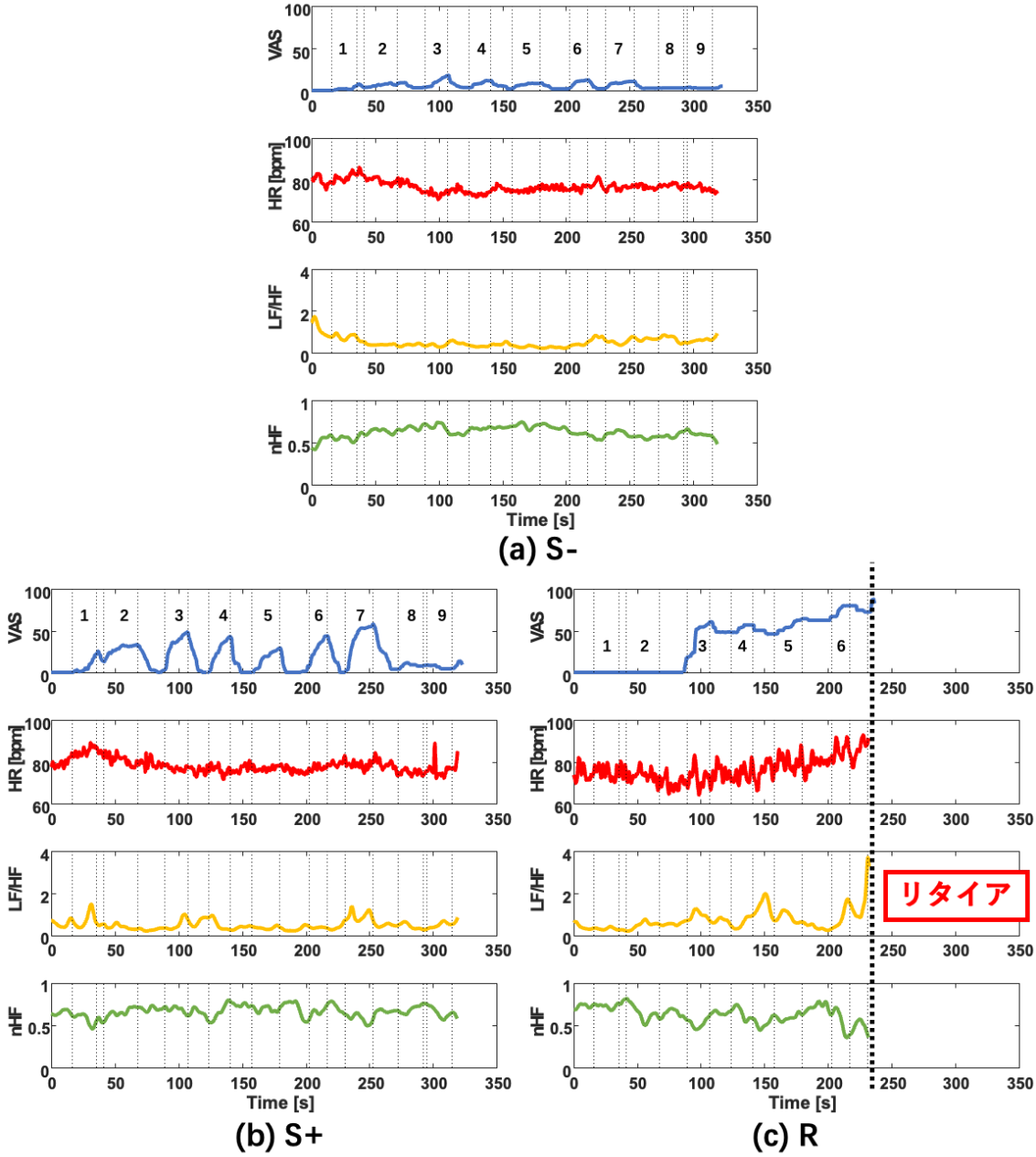


図 2-6　VR sickness 程度別の VAS、心拍変動、自律神経活動変化

(a)VR sickness 未発生群(VAS<40)、(b)VR sickness 発生群(VAS≧40)、(c)VR sickness 発生に加え、強い不快感により実験途中にリタイアした群、の被験者平均波形を示す。章ら[106]から一部改変。

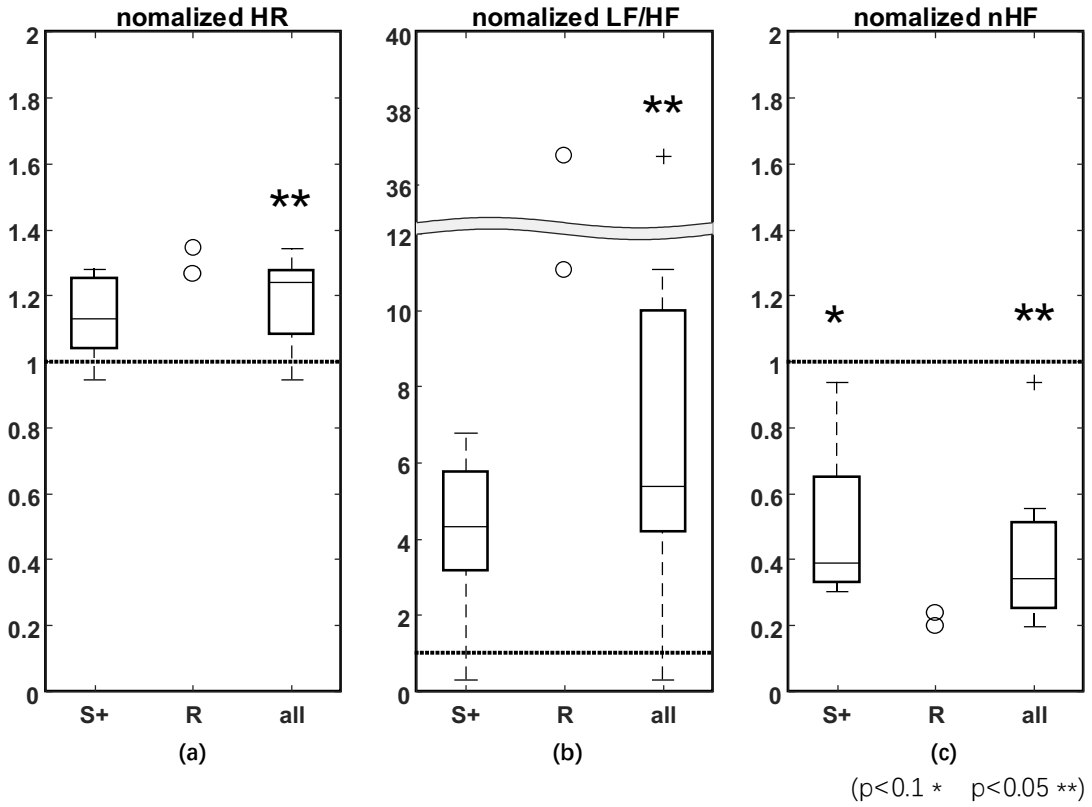


図 2-7　VR sickness 発生時の正規化最大平均心拍数、交感神経、副交感神経指標の比較
(a)正規化平均心拍数(normalized HR)、(b)正規化交感神経指標(normalized LF/HF)、(c)正規化副交感神経指標(normalized nHF)を示す。章ら[106]から一部改変。

図 2-7 は S＋群、R 群と両者を合わせた all 群において、VR sickness が発生した各区間内で記録された正規化心拍数、交感神経指標、副交感神経指標の最大値の分布を示した図である。all 群では,心拍数と交感神経指標が安静時に比べ有意に増加し(ともに $p = 0.031$)、副交感神経指標が安静時に比べ有意に減少していた($p=0.016$)。S＋のみを解析した場合では、all 群と同じ変化の有意傾向にとどまった(心拍数：$p = 0.125$, 交感神経指標：$p = 0.125$, 副交感神経指標：$p = 0.063$)。R 群は 2 名のみであり統計的検定は行わなかったが、両被験者とも心拍数と交感神経指標が安静時より高値を、副交感神経指標が安静時より低値を示していた。

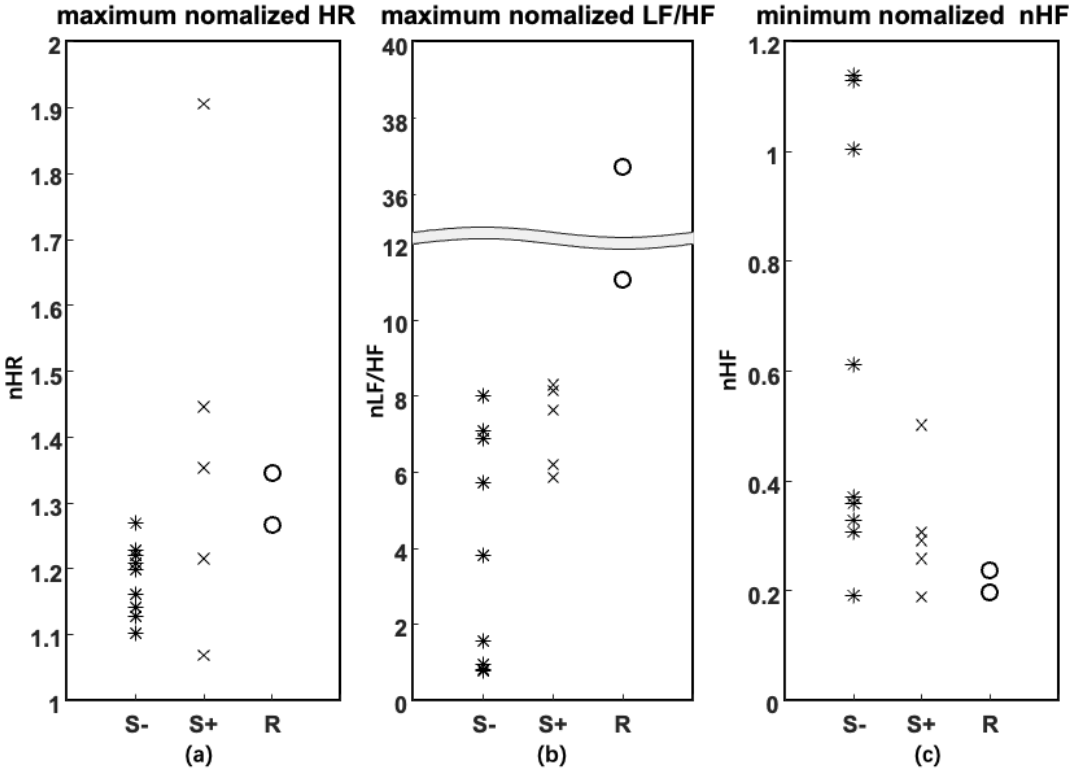


図 2-8　VR コンテンツ視聴全時間中の最大正規化心拍数・交感神経指標ならびに最小正規化副交感神経指標の比較

(a)正規化心拍数の最大値(maximum normalized HR)、(b)正規化交感神経指標の最大値(maximum normalized LF/HF)、(c)正規化副交感神経指標の最小値(minimum normalized nHF)。S- は VR sickness 未発生群、S+は許容可能な VR sickness 発生群、R は許容できない VR sickness 発生群。章ら[106]から引用。

図 2-8 は、心拍数および心臓自律神経指標が VR sickness 発生の有無を識別できるかを調べるために、全被験者の VR コンテンツ視聴時間における正規化心拍数と正規化交感神経指標の最大値、ならびに正規化副交感神経指標の最小値を群別に比較した結果を示す。心拍数の最大値と副交感神経指標の最小値の分布は 3 群で重なりを示していたが，交感神経指標では，R 群は S+群・S-群の分布よりも高値を示していた、全体の傾向では不快感が高いほど、交感神経指標の最大値も増えていた。S-群の正規化心拍数の最大値のみについて、安静時と比較した有意な増大($p = 0.004$)を認めたが, S+群と S-群のその他の指標については, 正規化心拍数・交感神経指標の最大値は有意な増大傾向($p < 0.07$)、正規化副交感神経指標の最小値は有意な減少傾向($p < 0.07$)にとどまった。

2.4. 考察

本実験では VR sickness の検出と早期発見に有用な心臓自律神経活動の指標について検討した。スライダー入力装置を採用してリアルタイムかつ高時間分解能で不快感を評価させることにより、従来のアンケート形式の評価では得られない、映像コンテンツの特徴ごとの不快感の変化が評価可能となった。さらに，不快感の時系列変化の解析により、強烈な VR sickness を訴える被験者では刺激映像条件が終了し、レスト条件に移行しても不快感が累積し続け、最終的に頻脈や自律神経活動の大きな変化を呈することも明らかになった。VR sickness が発生した被験者では、心拍数と交感神経指標は不快感が発生している時間において安静状態より増加し、副交感神経指標は減少することが確認された。これらの知見は，VR 映像視聴中の VR sickness の発生をリアルタイムで検出するシステムの礎石になると考えられる。

船酔い[107,108]や視覚誘発性の乗り物酔い[109]を対象とした Motion sickness の先行研究では、その発症率は男性より女性で有意に高いとされる。一方、Lawson は VR sickness を対象とした 46 件の先行研究のうち女性の発症率の高さを報告していたものは 26 件（56.5%）にとどまっていたことから、VR sickness の性差は明確に結論付けられないとしている。また、Saredakis ら [105] によるメタ分析では、性別と不快感の重症度との間に有意な相関は認められなかった。本件は VR sickness を示した 7 名（うちリタイアしたもの 2 名）のうち男性の比率が 3 名（1 名）であり明確な性差は確認できず、後者を支持する結果といえる。

本研究では不快感を引き起こす運動感覚刺激として、直進運動（条件 1, 8, 9)、回転運動（条件 2, 3, 5)、往復運動（条件 4, 6, 7）を設けた。このうち最も不快感の高かったものは条件 7 の上下左右方向の往復運動である。Pitch，Yaw，Roll 方向の振動が不快感を増加させたという本研究の結果は、Lo and So[110]の報告とも一致する。また、VAS 値が高い条件では速い速度、回転速度や回転加速度が確認されていた、これらの運動によるオプティックフローの変化が激しいため、視覚野は運動するときと同様の感覚を受けるが、前庭器官によって感知される姿勢情報は静止のままであるため、感覚の不一致が発生する。この感覚の対立がシミュレータ（または VR）酔いの最も顕著な原因と考えられている[111]。直進運動時には速度が変化しても不快感は生じ難かった一方で、回転方向運動は高い不快感を伴うことが明らかとなった。これは、回転運動は直進運動に比べ日常生活で生じにくい運動であるため、より視覚と平衡感覚のミスマッチが増加し[112]、不快感が高まったと考えられる。また、条件 2-6 の Pitch, Yaw, Roll のいずれかの単一な方向での回転と回転加速度を与えた条件に対し、条件 7 の Pitch と Yaw 両方向の回転速度と回転加速度を与えた条件の方は VAS 値が高くなっていた。これは、単一軸の回転運動より軸を増やすほど motion sickness が増加することを報告した Keshavarz ら[113]と Bonato ら[114]の知見と一致している。

不快感に耐えきれず途中で視聴を中止した R 群では、不快感がレスト条件の間に回復せず累積し、交感神経指標と心拍数が徐々に上昇していった。この点は、S+群において各条件で増加する不快感が直後のレスト時には回復していく現象と全く異なる点であった。R 群の VR sickness の累積については先行研究と一致しており、スタンドアローン型 VR ヘッドセットの連続使用（最大 15 分）による VR sickness の誘発[115]や、CAVE スクリーン型 VR の使用時間が増加するごとに不快感が増加した[116]という事例が報告されている。視覚と前庭感覚の不一致状態が累積していくことにより、強い不快感が誘発されるといえる。

VR sickness 発生中の最大平均心拍数と自律神経活動の比較では、R 群と S+群を合わせた all 群では有意な心拍数の上昇、交感神経指標の増加、副交感神経指標の減少を認めた。更

に R 群の方は心拍数と交感神経活動の変化が顕著であり、S＋群のみでは有意傾向だけを示していることから、VR sickness の重症度は心拍数や交感神経指標に関連し、VR sickness の発生・増悪につれて交感神経優位の状態に変化していくことが示唆される。仮想環境（VE）の先行研究では、1 時間の視聴中、段階的に交感神経活動が増加した[117]。また、フライトシミュレーターによる研究では、motion sickness の増加につれて交感神経活動が増加し、副交感神経活動が低下した[118]ことが今回の結果と一致した。一方で、心拍数の影響については相違する観点がある。篠原ら[119]と塩見ら[120]の研究では optokinetic drum による視覚刺激中には心拍数の有意な変化がみられなかった。しかし、Himi らは振動画像の映像刺激によって吐き気を報告した被験者では心拍数が有意に上昇していたことを報告している[121]。本研究は後者を支持する結果となった。本研究では VAS の高時間分解能のデータを取得することにより、被験者が不快感を報告した時間帯のみを選択して不快症状発生時の最大平均心拍数を算出することができた。VR sickness と心拍数に関係性がないとする報告 [119,120] においては、実験時間の中で不快感が強く現れた時間帯と不快感が少ない時間帯を分離できなかったために、心拍数の変化が過小評価されている可能性がある。

VR コンテンツ視聴中の心拍数・交感神経指標の最大値、副交感神経指標の最小値を比較すると、S＋群では有意な安静時との差は確認できなかった。R 群の交感神経指標の最大値のみ他の 2 群の分布と離れた高値を示していたことから、少なくとも途中で視聴を続けられないほどの強い VR sickness を呈する被験者は，心臓交感神経指標を基準としてリアルタイムの検出が可能であることが示唆される。また、心拍数の変動も VR sickness の重症度の判別に役立つ可能性がある。しかし、S－群においても心拍数の最大値が安静時より有意に増加しており、これは VR コンテンツ（ジェットコースター）の内容による精神的な興奮感を反映したもので VR sickness との関係性は薄いと考えられる。心拍数を VR sickness の検出に使用する場合は、最大値ではなくその時間変化が指標として有用であると考えられる。また，今回の研究では R 群に相当する被験者数が 2 名と少ないため，R 群に関する統計的解析は行うことができなかった。今後より多くのデータを集積することで VR sickness の検出に有用な生体指標をさらに正確に検討したいと考えている。

2.5. 結論

リアルタイムの主観的不快感計測装置により高時間分解能で取得した不快感変化データを用い、VR sickness と心臓自律神経活動との詳細な比較解析を行った。心拍数と交感神経活動の増加、副交感神経活動の減少は、VR sickness の程度の客観的な評価に貢献する重要な生体指標である。

第 3 章

脳波・心臓自律神経活動を指標とした VR sickness の定量的検出手法の検討

第3章 脳波・心臓自律神経活動を指標とした VR sickness の定量的検出手法の検討

本研究は未発表であるため，本章の要約を述べる．

3.1. 目的

第二章では VR sickness の発生に関わる自律神経活動について詳細な検討を行ったが、考察に述べた通り、VR コンテンツの内容による精神的な興奮と、不快感の両方が自律神経活動に影響する可能性があり、自律神経活動のみで VR sickness を評価することが困難である可能性が示された。従って、VR sickness の検出に有用であるとされる他の生体信号指標として脳波を追加することとした。視覚的に誘発された動揺病の不快感と脳波を同時計測した先行研究では、左右の運動野，頭頂葉，後頭葉に動揺病に関連する脳活動が発生することが報告されている [90,91,92]。しかし、過去の VR sickness の研究で用いられてきた脳活動の指標には文献によってばらつきがあるため、本研究では機械学習と深層学習を用いた VR sickness 識別器を作成することで、バイオマーカーの探索を網羅的に行うこととした。脳波と心電図の二つの生体信号を基に、VR 視聴中に主観的不快感が発生した際の生体信号の特徴を学習させ、VR sickness 状態の自動検出を行うシステムの作成を目的とした。

本研究では、第二章で開発したジェットコースターCG を視覚刺激として、脳波・心電図計測を行いながら、若年成人被験者に対して VR 視聴実験を行った。被験者は、VR 体験中に主観的不快感計測装置を用いて映像刺激に対する不快感を連続的に報告した。脳波ならびに心電図心拍変動（RR 間隔）の時間周波数解析を行い、脳波の各周波数帯のスペクトルパワーならびに交感神経・副交感神経活動の経時的変化を算出して特徴量とした。これらの生体信号に対し、機械学習手法の SVM を用いた VR sickness の有無を 2 クラス判別する方法、ならびに深層学習手法の Autoencoder を用いて平常状態と異なる異常状態（VR sickness）を検出する方法のそれぞれについて、有用性の検討を行った。

3.2. 方法

3.2.1. 被験者

視覚・平衡感覚・聴覚に自覚する異常のない若年成人に協力を得た。被験者は実験の目的について事前に説明を受け書面によるインフォームドコンセントを得て実験に参加した。すべての実験は，明治大学理工学部ヒトを対象とした実験研究に関する倫理委員会の承認（承認番号 19-539）を経て行われた。

3.2.2. 実験装置

本実験で用いた VR 提示装置、主観的不快感計測装置と心電計測装置は第二章と同様である。脳波を加え、心電図と同時に計測した。HMD の上部は第二章で使用した滑車システムで固定し、重量感の軽減に努めた。

3.2.3. 実験方法

VR システムと実験のプロトコルは第二章と同様である。脳波計測と心電図に加え、VAS 計測装置による主観的不快感を計測した。主観的不快感の程度を利用することで平常状態（VR sickness なし）と異常状態（VR sickness）のデータを分類し、SVM と Autoencoder の 2 種類の機械学習方法による評価を行った。

3.3. 結果

Support vector machine を用いた 2 クラス判別の結果では、平常状態の判別精度は良いものの、異常状態の検出精度（再現率）が最も高くても 80%程度であり，正答率や精度・F1 score は 70%未満の値に留まった。一方、深層学習の Autoencoder では、VR sickness 発生とみなす不快感閾値を 50~60（最小 0，最大 100）と定義した場合、異常状態を良好に検出することができた。特に左頭頂部のシータ波活動と後頭葉、左側頭葉のアルファ波活動を用いた場合、正答率・再現率・精度・F1 score の全てが 100%となった。

3.4. 考察

本章では客観的指標に基づく VR sickness の判別システムの構築を目的として、VR 映像視聴中の自律神経活動と脳波、主観的不快感を同時計測する実験を行った。測定されたデータに機械学習または異常検出による判別法を適用することにより、生体データから主観的不快感の発生を識別する手法の検討を行った。

SVM を用いた 2 クラス判別と Autoencoder による異常検出の性能検証の比較では Autoencoder の方が優れていたから、Autoencoder による異常検出は VR sickness 判別に有用な方法である可能性を示した。また、Autoencoder による異常検出の左頭頂部のシータ波活動と後頭葉、左側頭葉のアルファ波活動を用いた場合、正答率・再現率・精度・F1 score の全てが 100%であることから、異常検出手法である Autoencoder は、単一の脳波電極・周波数帯の平常状態のデータから VR sickness 発生の有無を十分な精度で検出できる可能性を示した。

3.5. 結論

VR 映像視聴中の脳波・心電図信号に対して機械学習手法と異常検出手法を用いた VR sickness 検出器を作成し、その精度比較を行った。Autoencoder を用いた異常検出は、複数チャンネルの測定が必要ないという点と異常検出手法はユーザーの平常状態における VR 視聴時の生体データのみを学習させれば VR sickness 状態の検出が可能となるため、ユーザーへの負担も少ないという利点がある。これらの成果は、VR sickness を生体信号から客観的に検出し、快適な VR 体験を実現するという本研究の目的に大きく貢献できたものと考える。

第４章

脳卒中患者の歩行速度向上を目的としたVR リハビリテーション手法の開発

第4章 脳卒中患者の歩行速度向上を目的としたVRリハビリテーション手法の開発

4.1. 目的

第 2 章・第 3 章の研究を通じて、VR の医療応用に際しての健康リスク評価を行い、VR sickness を引き起こすコンテンツの特性や VR sickness 状態を早期に検出する生体指標についての知見を得ることができた。本章では、こうした VR 刺激に対する安全対策を施した上で行う VR の医療応用の一例として、下肢に麻痺をもつ脳卒中患者の歩行機能向上を目的としたリハビリテーションプログラムの開発を行った研究について報告する。

歩行機能は脳卒中患者の自立した移動、社会参加、QOL に大きく影響するため、歩行機能の回復は脳卒中リハビリテーションの主要な目的である[122]。トレッドミル歩行は、下肢の反復運動が中枢のパターンジェネレータを刺激して歩行機能を改善するという仮説に基づき、歩行リハビリテーションのための有効な治療法として認識されている[77,78,79,123,124,125]。最近の研究では、トレッドミル訓練にオプティックフロー（OF）刺激[126,127,128]を併用した、より効率的な歩行機能訓練が提案されている。

OF 刺激とは、一方向に連続した動きを知覚させる視覚刺激のことである。先行研究では、実際の運動速度に対する OF 速度の変化が、視覚と視覚以外の前庭感覚、運動感覚、固有感覚との不調和を誘発し、その不調和を解消するために歩行パターンが無意識的に変調されることが報告されている。例えば、後退しているように感じる OF を視聴しながら歩行すると歩行速度は遅くなり、前方へ高速に移動するような OF を視聴しながら行う歩行では歩行速度が速くなる[129]。このような視覚的に誘導される歩行速度の調節効果は、脳卒中患者でも観察することができる[130,131]。

没入型 VR 技術の進歩は、脳卒中患者のバランスと歩行機能を訓練するための、患者指向のリハビリテーションプログラムの開発を促進した[81,82,83] HMD による VR ベースの OF 刺激が脳卒中後の患者のリハビリテーションに適用されており[84]、そのほとんどが介入後の機能的転帰に有意な改善を見出している。Kang et al[85] と Jung et al[86] は、VR を用いた OF 刺激とトレッドミルのトレーニングを数週間組み合わせ、通常のリハビリテーションのみを行う対照群と比較してバランス・歩行機能の回復が良好であったと報告している。Winter ら[87] は、HMD を用いた VR、モニターを用いた VR、VR なしの 3 つの条件でトレッドミル歩行訓練中の異なる視覚モダリティを比較し、HMD を用いた VR が他の提示方法よりも速い歩行速度を誘発しやすく、モチベーションを高めることを報告している。これらの結果は、没入型 HMD を用いた VR が歩行リハビリテーションに有用であることを示している。

これらの先行研究では、歩行機能回復に OF 刺激とトレッドミル訓練を組み合わせることで高効率のリハビリテーション手法を提案した。しかし、これらの研究はほとんどがトレッドミル歩行中の歩行速度の適応的変化[129,132]または長期的な訓練を行ったあとの歩行機能の改善[130]を報告したものであり、トレーニング直後の地上歩行中の歩行パターンの変調効果や、その持続時間についてはほとんど調べられていない。また、従来のトレッドミル歩行中の OF の影響を調べた研究では、使用者の歩行速度に合わせてトレッドミル速度が変化する適応型トレッドミルを用いており、リハビリテーションやデイサービスなどで一般的に使用される固定速度のトレッドミル歩行条件における OF の効果は十分に解明されてい

ない[129]。高見ら[138]は、脳卒中患者に対して通常の歩行速度より速い速度の OF 刺激状態で視聴させ、視聴直後の歩行速度が向上したことを報告している。このことから、患者の通常の歩行速度でトレッドミル歩行訓練を行っている際に実際の歩行速度より速い OF 刺激を与えると、視覚と非視覚の歩行速度のミスマッチが強くなり、訓練後の歩行速度が速くなることが期待できる。適応型トレッドミルを使わずに歩行促進効果が認められれば、患者の安全な歩行速度で歩行を行いながら、現存の施設でより効果の高い歩行訓練を実施することが可能となる。

そこで本研究では，脳卒中患者と健常対照者を対象として、様々な移動速度感覚を引き起こす OF 刺激とトレッドミル歩行の併用訓練を行った後の歩容変化について検討することを目的とした。作業仮説は以下の通りである。(1)脳卒中患者および健常者において、歩行速度よりも速い速度で OF 刺激を行うと、OF 刺激によって視覚的に認識される歩行速度が無意識的に補償されるため、訓練後の地上歩行速度が促進される、(2)歩行速度の促進効果は訓練後一定時間持続し、これは OF 刺激とトレッドミルによる長期反復訓練による歩行改善を支持するものとなる。

4.2. 方法

4.2.1. 被験者

脳卒中による片麻痺患者 10 名（年齢 77.6±1.5 歳，表 4-1）と健常対照者 12 名（年齢 28.8±1.2 歳，男性 3 名）を対象とした。脳卒中患者の脳卒中発症から本研究への参加までの平均日数は 59.1±33.7 日である。全ての患者の参加条件として、手すりまたはセラピストによる腰の保持、あるいはその両方を使用してのトレッドミルでの歩行が可能で、半盲症や半側空間無視の併発など視覚機能障害がない者とした。参加者には事前に実験の趣旨を説明し、書面によるインフォームドコンセントを得た。すべての実験はヘルシンキ宣言に則って行われ、明治大学理工学部倫理委員会（承認番号 19-539)、穂翔会村田病院の承認を得て行った。

表 4-1　脳卒中患者情報

脳卒中患者	性別	年齢	診断名	発症経過日	BRS-L
S1	男性	80	脳梗塞(左内包後脚ラクナ)	74	V
S2	男性	67	脳梗塞(右橋 BAD)	75	V
S3	男性	78	脳梗塞(左橋)	36	V
S4	女性	79	脳梗塞(右放線冠ラクナ)	140	V
S5	男性	72	脳出血(右被殻)	51	V
S6	女性	80	脳梗塞(右放線冠 BAD)	66	V
S7	男性	79	脳梗塞(右放線冠ラクナ)	17	V
S8	男性	84	脳梗塞(右大脳散在性)	41	V
S9	男性	82	脳梗塞(左視床ラクナ)	21	V
S10	女性	75	脳梗塞(右放線冠ラクナ)	70	V
平均 標準偏差		77.6 4.8		59.1 33.7	V

BRS-L: Brunnstrom recovery stage for the leg

4.2.2. VR Optic Flow シミュレーションシステム

VR Optic Flow (OF)シミュレーションシステムはソフトウェア部分とハードウェア部分からなる。ソフトウェア部分はゲームエンジン Unity (Unity Technologies)を用いて開発した。ハードウェア部分はスタンドアローン型 HMD(Lenovo Mirage Solo)とトレッドミル(HORIZON TT 5.0, Johnson Health Tech Japan)により構成された。

ソフトウェアは患者に VR 環境内での歩行を促す一人称視点の映像を提示する。普段の病院内での訓練における単調な空間刺激を避け、訓練への意欲を高めるため、青空が見える屋外の背景を提供した。運動の種類としては、前章までの健常者研究より得られた VR sickness を惹起しやすい映像条件に関する知見をもとに、回転運動を避け直線運動のみとした。また、トレッドミル上での歩行と一致する視覚環境を提供するため、HMD の鉛直方向高さに対してトレッドミルの歩行面の高さを補正した。歩道の区別がつきやすいよう、模様が複雑な木の壁と煉瓦道を設置し (図 4-1)、OF 刺激を生成する時に画面の大部分の画素を動かすことで移動感覚をわかりやすくした。また、単調な歩行路が続くと移動している感覚が鈍くなり距離感を掴めなくなるため、左の木の壁には 10 メートルおきにランプを 1 つ設置した。

コントローラーの使用方法を図 4-2 に示した。設定できる速度の範囲は 0 ~10 km/h であり、対応するボタンを押すと 0.1 km/h ずつ変更できる。この仕様は今回使用したトレッドミルの速度変更可能な最小刻みと一致させた。また、速度変更時はコントローラーが体の右手側に現れ、現在の歩行速度の数字表示とスライダー形式の位置表示が提示され、調整終了時にアプリボタンを押すと映像が開始し前進する。歩行開始後は、OF 刺激に集中させるためにコントローラーは自動的に消える仕様とした。本実験では、コントローラーの操作は実験者により行った。

ハードウェア部分では、セラピストと患者の負担を最小化するため、トラッカーやベースステーションの設置が不要で、HMD とコントローラーだけから構成されるスタンドアロー

ン型 VR システムを使用した。トレッドミル部分は脳卒中患者の使用を考慮し、手すり付きのタイプを選択した。

図 4-1 開発した OF 刺激提示用 VR 歩行環境

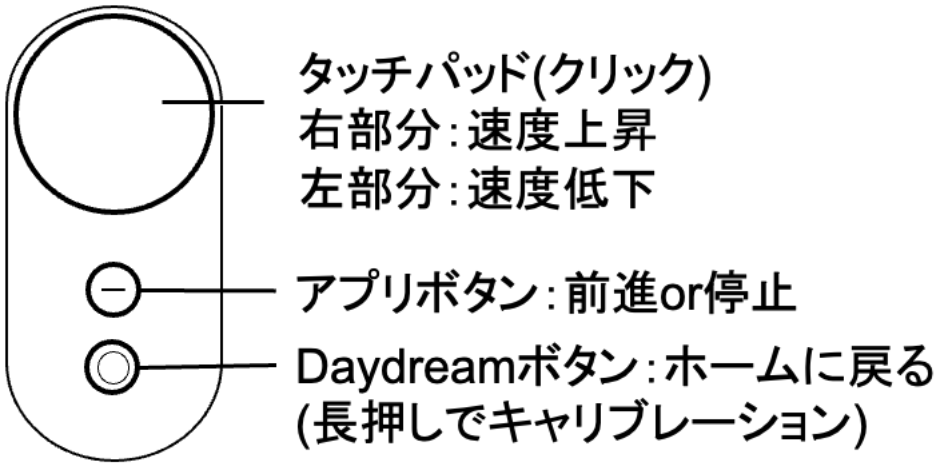


図 4-2 コントローラーと操作方法

4.2.3. 10 メートル歩行テスト

10 メートル歩行テスト（ten-meter walking test：10MWT; 図 4-3）は歩行能力（主に速度）を簡便に評価する指標である。10MWT は、アルツハイマー病、脳腫瘍、神経筋疾患の子ども[133]、高齢者 [135]、股関節骨折、下肢切断、多発性硬化症、パーキンソン病[134]、脊髄損傷、脳卒中[135]、外傷性脳損傷および前庭障害などの患者を対象に、リハビリテーション現場で幅広く用いられている。歩行距離は 10 m が一般的だが、6 m、8 m および 12 m で評価することもある。いずれの歩行距離であっても、距離から歩行にかかった時間を割って歩行速度を求める。今回使用した 10MWT は計測距離が 10 m、静止から最適速度まで加速と停止

までの減速を考慮し、計測前後に 3 m の距離を設けた。

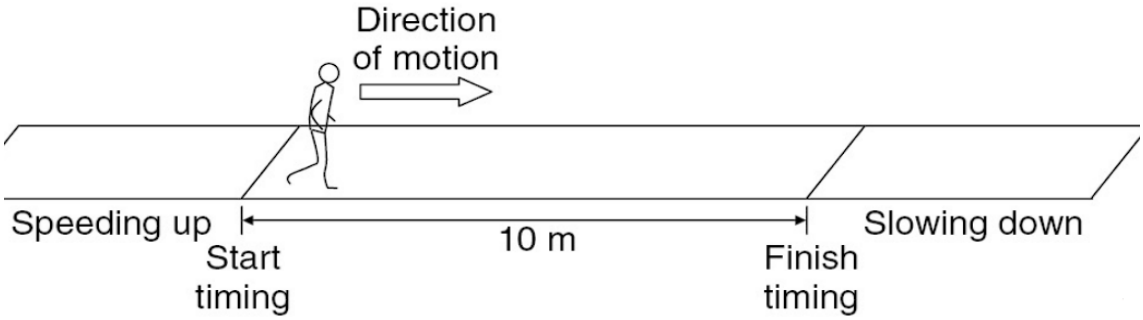


図 4-4 10 メートル歩行テストの方法[136]

4.2.4. 実験プロトコル

実験の詳細プロトコルを図 4-5 に示した。全ての被験者は、実験開始前に 10MWT を行い、歩行距離を歩行時間で除することで被験者ごとの基準歩行速度を算出した。被験者は以下に述べる 4 条件でのトレッドミル歩行訓練のうちいずれか 1 条件を行った後、歩行訓練後の地上歩行の変化とその持続効果を計測するため、訓練直後と訓練後 5 分、10 分、20 分に 10MWT を実施した。歩行訓練の繰り返しによる被験者の疲労の影響を避けるため、4 つのトレッドミル歩行条件は異なる日に無作為な順序で実施した。基準歩行速度は実験日ごとに 10MWT を行い設定した。

図 4-6 に示すように、被験者は条件に応じて HMD を装着し、手すりを掴んだ状態で 5 分間のトレッドミル歩行訓練を行った。脳卒中患者の麻痺の度合いに応じ、転倒防止のためセラピストが背後から腰部をサポートした。健常者の実験時にはセラピストのサポートは行わなかった。

実際のトレッドミル速度は、条件に関わらず被験者ごとに設定した基準歩行速度で歩行させた。すなわちどの条件でも実際の歩行速度は被験者の快適歩行速度で一定である。4 種類のトレッドミル歩行条件の違いは、歩行中に与える視覚刺激の違いである。条件 A（OF 刺激なし）は HMD を装着せずにトレッドミル歩行する条件である。条件 B（OF 刺激あり）は HMD を装着してトレッドミル歩行を行うが、OF 刺激の移動スピードはトレッドミル上の歩行速度と同等とした条件である。条件 C と D はそれぞれ、OF の移動速度を被験者の基準歩行速度の 125%と 75%に設定した。

視覚刺激による歩行速度と OF 刺激に対する主観的速度感の変化を調査するため、トレッドミル歩行開始 30 秒後と終了 30 秒前(4 分 30 秒時点)の 2 回の時点で、それぞれ 10 秒間の歩数と主観的速度感を計測した。歩数は実験者が目視でカウントを行い、主観的速度感はトレッドミル速度(実際に歩いている速さの感覚)に対して VR 映像の速度をどう感じるかを 5 段階評価させ（1＝速い、2＝やや速い、3＝同じ速度、4＝やや遅い、5＝遅い)、口頭で聴取した。

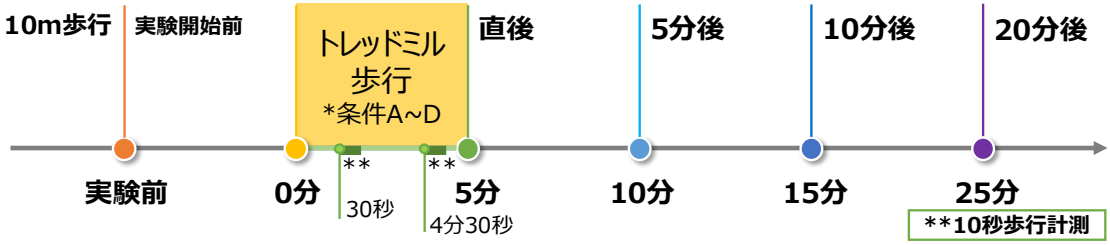


図 4-5 実験プロトコル

図 4-6 実験風景

脳卒中患者が HMD を装着してトレッドミル歩行訓練を行う様子を示す。

4.2.5. データ解析

データ解析には MATLAB9.12.0 を使用した。トレッドミル歩行時の歩数およびトレッドミル速度に対する主観的な OF 速度の変化を調べるため、Wilcoxon signed-rank 検定を使用した。歩行機能指標として、Friedman test と多重比較により、異なる時間における歩行時間の中央値、歩数、歩行率（1 分あたりの歩数，ケイデンス）を比較した。

4.3. 結果

HMD の重さによる頭痛や刺激映像による VR sickness など、VR システムの使用に関連する有害事象を報告した参加者はいなかった。また理学療法士の国家資格を持つ実験者が健常者ならびに脳卒中患者の実験中の歩容を確認し、HMD の装着が歩行パターンに観察可能な影響を及ぼさないことを確認した。参加した脳卒中患者への実験後のインタビューで

は、被験者は VR 環境での歩行に集中したため、自らの体や足が見えないトレッドミルでの歩行に対する不安は非常に少なかったことが確認された。

図 4-7 は OF 刺激を与えた B, C, D 条件の開始 30 秒後と終了 30 秒前の時点で聴取した歩行速度感覚に対する OF 刺激の速度感覚の主観的評価をまとめた結果である。両群ともすべての時点において条件間で有意な差は認められなかったが、全条件に共通して OF 刺激が実際の歩行速度よりも遅く感じられる傾向があり、主観的評価では条件 C の 4 分半経過後のみ OF 刺激と歩行速度のバランスが取れたという結果となった。しかし条件 C では、OF 速度は実際のトレッドミル速度より 25% 速い状態であった。トレッドミル歩行初期および後期に 10 秒間カウントした歩数は、条件によらず同程度であった（図 4-8）。

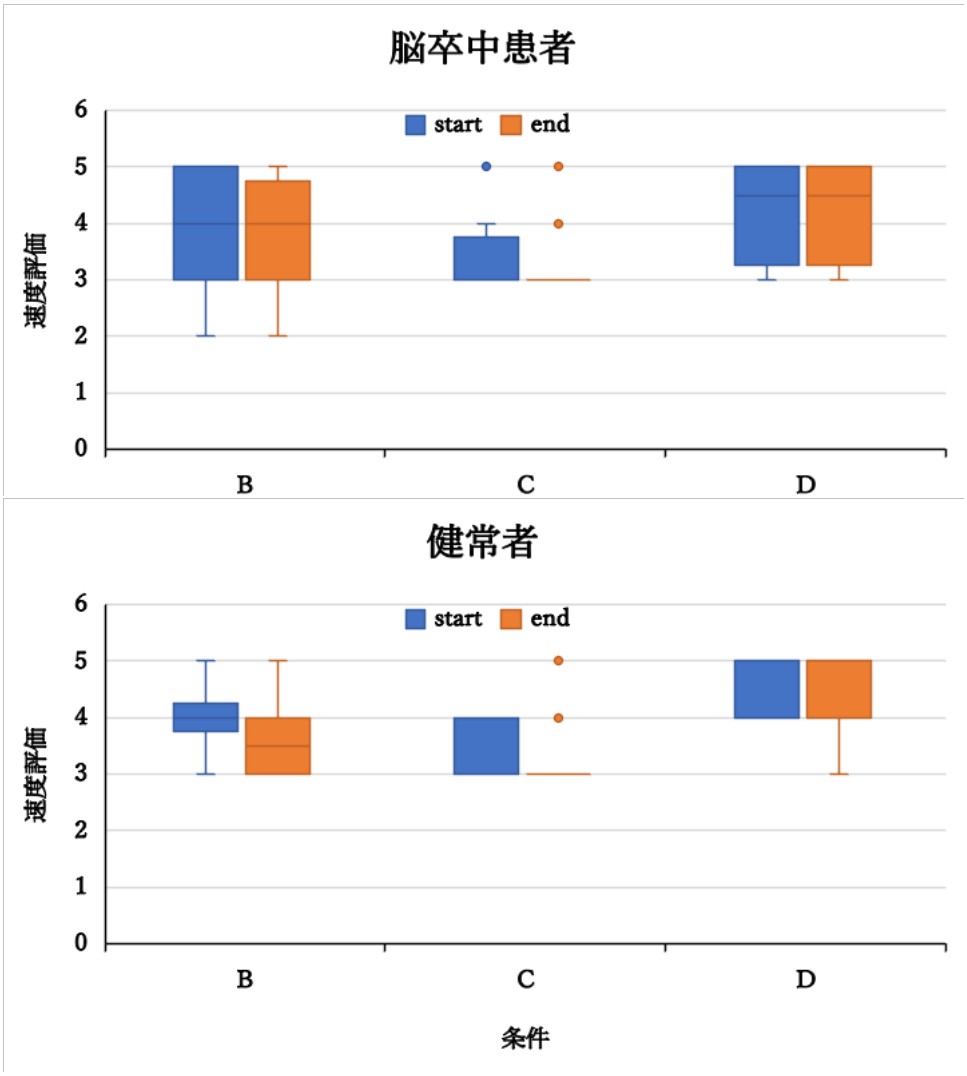


図 4-7 脳卒中患者と健常者の OF 刺激に対する速度の評価

歩行訓練開始 30 秒後(start)、歩行訓練終了 30 秒前(end)における主観的評価値を示す。
（1＝速い、2＝やや速い、3＝同じ速度、4＝やや遅い、5＝遅い）

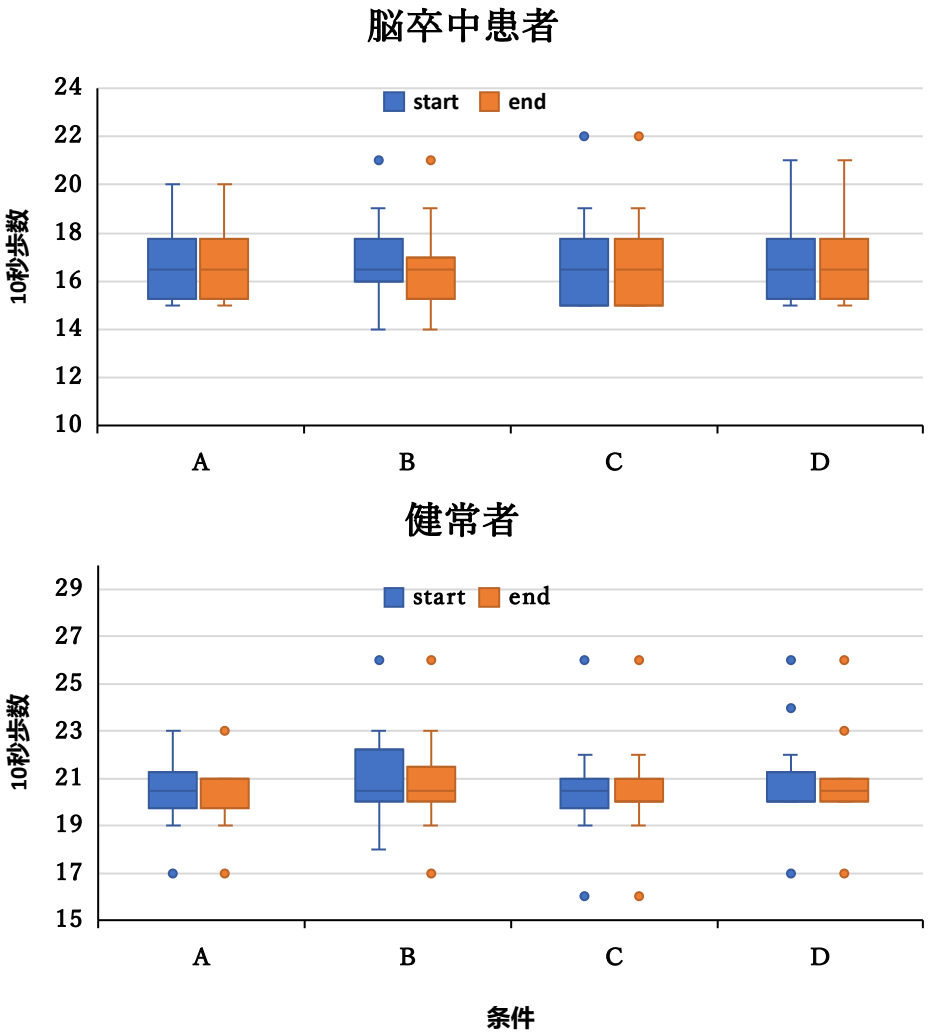


図 4-8 脳卒中患者と健常者の OF 刺激中の歩数変化

歩行訓練開始後 30～40 秒(start)、終了前 20～30 秒(end)における歩数を示す。

図 4-9 は脳卒中患者と健常者の 10MWT の結果をまとめたものである。脳卒中患者群では、まず歩行時間に着目すると、C 条件でトレッドミル歩行訓練前より訓練直後、5 分後、10 分後の歩行時間が有意に減少した。並びに、D 条件で訓練直後に対して、訓練 20 分後で歩行時間の有意な延長が認められた。歩数では C 条件において、歩行訓練前より訓練直後、5 分後と 10 分後に有意に減少した。歩行率では、C 条件のみ歩行訓練前に対して訓練 10 分後が有意に増加した。

健常者群では、条件 C において、歩行訓練後 10 分までの歩行時間が歩行訓練前と比較して有意に短縮し、同条件において、歩行訓練直後の歩数も歩行訓練前と比較して有意に減少した。歩行率は、いずれの条件においても有意な変化は認められなかった。条件 D において、患者群と同様に、歩行訓練直後と比較して歩行訓練後 20 分での歩行時間が有意に延長した。

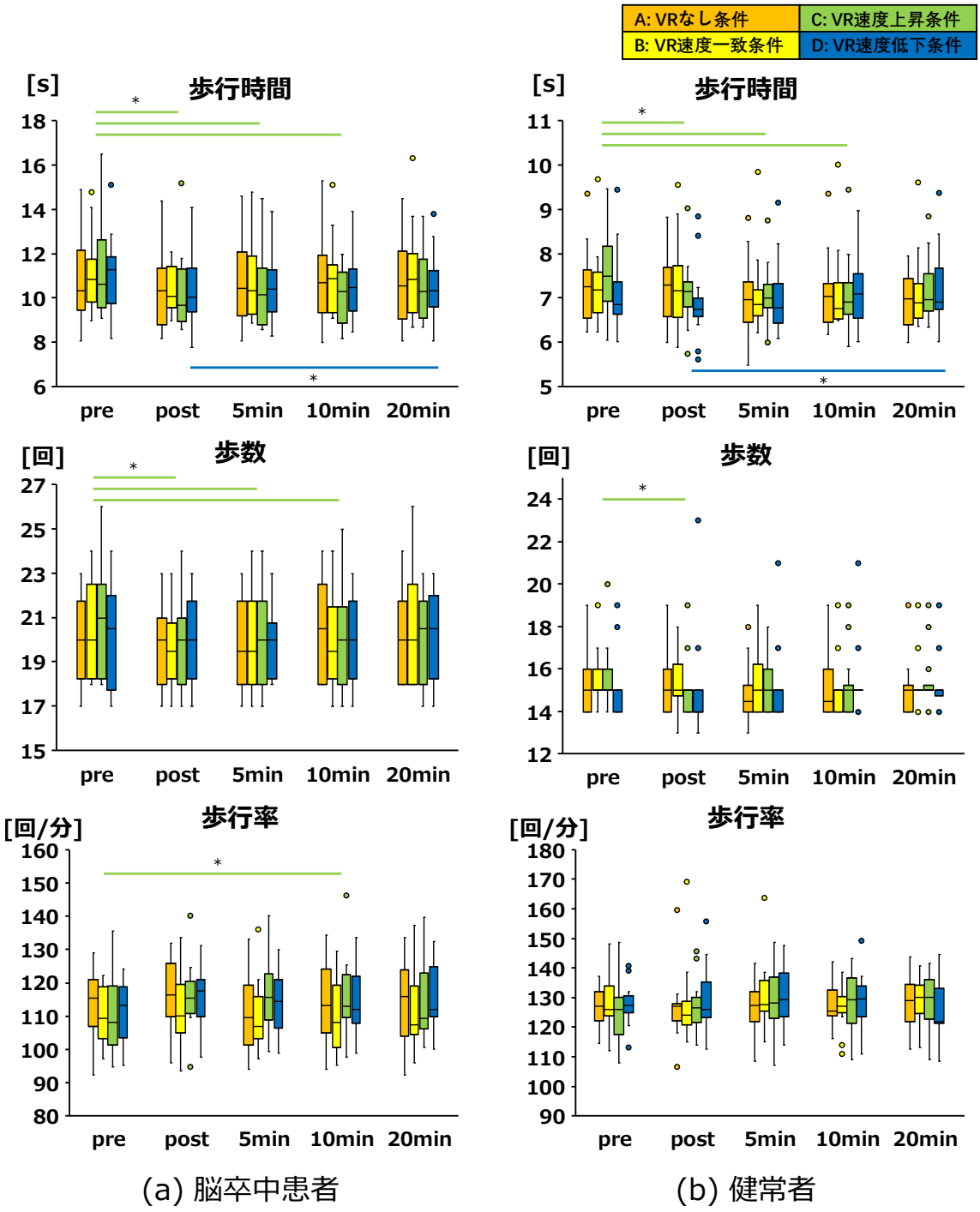


図 4-9 脳卒中患者と健常者の 10MWT 結果

歩行訓練前後における全被験者の歩行時間、歩数、歩行率変化の箱ひげ図。オレンジ色：OF 刺激なし条件、黄色：OF 刺激あり条件、緑色：OF 刺激上昇条件、青色：OF 刺激低下条件。アスタリスクは、同一条件下での各時点間の統計的有意差を示す。横棒の色は、対応する条件を示している。Zhang et al.[137]から一部改変。

4.4. 考察

本研究では、トレッドミル訓練と OF の併用が訓練後の歩行パターンに及ぼす急性効果を明らかにすることを目的とした。その結果、実歩行速度よりも高速な OF 刺激を与えた場合に、安定した歩行促進効果が患者および対照群で確認された。これは、以前に報告された歩行速度に対する OF 刺激の調節効果を部分的に支持するものである [129, 138]。本研究で得られた新規な知見は、健常対照者と脳卒中患者の両方において、OF 刺激により視覚的に与えられた歩行知覚の変調が、OF 刺激後も一定時間持続したことである。短時間ではあるものの、市販の HMD とトレッドミルを組み合わせるだけの単純な装置で脳卒中患者の低下した歩行機能を改善し、患者に発症前の適切な歩行感覚を誘発し体験させられるという点で、本研究の臨床的な意義は高い。本研究は、これまでに報告されてきた OF 刺激中の適応的な歩行調節効果 [129] と、脳卒中患者における OF とトレッドミル歩行の併用による長期歩行訓練の治療効果 [130,139] とを接続するための重要な知見を示している。

今回の OF 刺激ありのトレッドミル歩行訓練において、OF 刺激による視覚的速度感と、歩行中の運動器の固有感覚刺激・運動感覚刺激によって惹起される非視覚的歩行速度の主観的評価の間には乖離がみられた。参加者グループ・OF 条件に関係なく、被験者の主観的 OF 刺激速度は HMD 内に提示された OF 刺激速度よりも遅く、OF 刺激速度がトレッドミル速度より 25%高い条件のみにおいて主観的な視覚的速度感と非視覚的速度感が一致する評価となった。VR 空間における運動課題において、主観的視覚速度が運動速度感覚に対して過小評価されることについては多数の先行研究がある。Caramenti らは OF 刺激による視覚速度とトレッドミル歩行による運動速度の利得（視覚速度：トレッドミル速度）を調査し、時速 8km で 1.23：1 であった利得が時速 12km では 1.43：1 に上昇し、運動速度が上がるにつれて視覚的速度感と非視覚的速度感が乖離していくことを示した[140]。他のグループによる研究でもこの視覚-運動速度の利得が 1.15:1 から 2.41:1 の間で変化することが報告されている[141,142,143]。これらの先行研究は、OF 刺激における視覚的速度感と運動による非視覚的速度感を一致させるには視覚刺激速度が物理的な運動速度よりも高速である必要性を示しており、今回の結果を支持する。OF 刺激の速度が過小評価される原因としては、仮想環境内における距離の誤認識による速度判断誤差 [140] があげられる。人は仮想環境において egocentric な距離（自身を中心とした空間内の一点との距離）を過小評価する傾向があり、物体やランドマークは通常、実際よりも視聴者に近いと認識されることが示されている[144,145,146]。速度は一定時間に移動する距離のため、距離の過小評価は速度認知の過小評価を招く。また、トレッドミルでの運動と地上での運動における速度感覚の違い [138] も原因の一つである。このような OF とトレッドミルを組み合わせたトレーニングの特性は、脳卒中患者の歩行リハビリテーションのために提案されたトレーニング方法の実用化において考慮されるべきものである。また、いずれの条件においても、運動速度よりも速い OF の速度が知覚されなかったため、運動速度よりも速いと知覚された OF 刺激の下でのトレッドミル歩行訓練が歩行機能をさらに向上させることができるかどうかは不明であった。このことは、本研究の限界であり、さらなる検討が必要である。

10MWT の結果、実際の運動速度より速い OF 刺激と遅い OF 刺激は、それぞれ参加者の歩行機能を促進、抑制することが示された。興味深いことに、この視覚刺激による歩行速度の調節効果は、知覚された速度ではなく、絶対的な速度に関連したものであった。このことは、歩行速度の調節には、上述した視覚的速度感覚と非視覚的速度感覚の両者が相互的に関係することを示している。OF 刺激中の歩行速度を適応的に調節可能な自走式のトレッドミ

ルを使用した研究では、視覚的に検出された歩行速度情報が固有感覚または他の求心性情報から検出される非視覚的速度情報と一致しない場合、歩行運動の速度は視覚的に知覚された運動速度情報に従って変化する傾向がある[147]。しかし、今回の歩行訓練は OF 速度とトレッドミル速度を両方固定したことから、トレッドミル訓練中に歩行速度を変化させることは難しく、実際に訓練中の前半と後半における歩数変化も確認されなかった。よって本実験では、知覚される視覚的運動情報と非視覚的速度情報に不一致が生じたまま一定時間の訓練を行ったことにより視覚的運動情報の受容に可塑的変化が生じ、通常速度で歩行しても風景の移動が思ったより遅い、という視覚的速度感覚が短期的に記憶された可能性がある。この仮説に基づくと、トレッドミル訓練直後の平地歩行では、遅く感じられていた視覚的歩行速度に物理的な歩行速度を一致させるために歩行速度が改善（健常者の場合は亢進）したという結果を説明することができる。一方で HMD を外した現実世界での歩行では視覚的歩行速度と非視覚的歩行速度の不一致が解消するため、訓練後は徐々に訓練前の固有の歩行速度へ再調節されて戻っていったと考えられる。つまり、訓練時にユーザーによって知覚された OF 刺激の視覚的速度感覚と実際の歩行速度（非視覚的速度感覚）との差に対してネガティブフィードバックが働くことで、その後の平地歩行速度が増減すると予測できる。脳卒中患者群においてもこうした視覚的・非視覚的速度感覚の調節機構が残存している理由として、脳卒中患者の多くが片側麻痺であり、健常側は感覚運動機能が保たれていることがあげられる。今回の研究対象となった、自律歩行が可能な程度の軽度麻痺患者においては、健側を含む両側下肢を用いる歩行運動では、その非視覚的速度感覚を正常に知覚できているといえる。

また、健常者群と患者群では、歩行速度を増加させるための戦略が異なることが示唆された。健常者群は歩行時間が短縮した時間帯において歩数の減少が確認されたが、歩行率は不変であった。このことから、歩幅を長くすることが歩行速度の増加に寄与していることを示唆している。Prolop らの研究[148]では、健常者は視覚刺激の変化に対して歩行速度を調整する場合に歩行率と歩幅を同時に調整するのではなく、歩行率を保持して歩幅を調整することで歩行速度を変化させることが報告されている。また、Zijlstra らの研究 [126,127] においても、空間的な手がかりに従って自発的に歩幅を選択しなければならない課題において歩行率が一定に保たれていることを示している。今回の実験では健常者だけではなく、患者も同様に歩数を減少させ、歩幅を増加することで歩行速度を増加させていた。しかし、患者においては歩行率の増加も確認され、この結果は Takami らの報告 [138] とも一致した。これらの結果は、患者が視覚的に経験した遅い歩行速度を補償するには歩幅の増加だけでは十分ではなく、歩行率も合わせて増加させる必要があったことを示している。歩行速度を上げるために歩幅を大きくすると、両足で着地している両脚支持期（図 4-10）の時間よりも片足で姿勢を保持している時間が長くなり、バランスを崩して転倒する危険性が高くなる。したがって患者では、より長い両脚支持期を得るために、歩幅に加えて歩行率の増加を選択した可能性がある[149]。従って、歩行戦略に関して、健常者と患者の具体的な違いは、健常者は歩幅のみを大きくして歩行速度を維持したのに対し [148]、患者は歩幅と歩行速度の両方を増加させた [149] ということである。

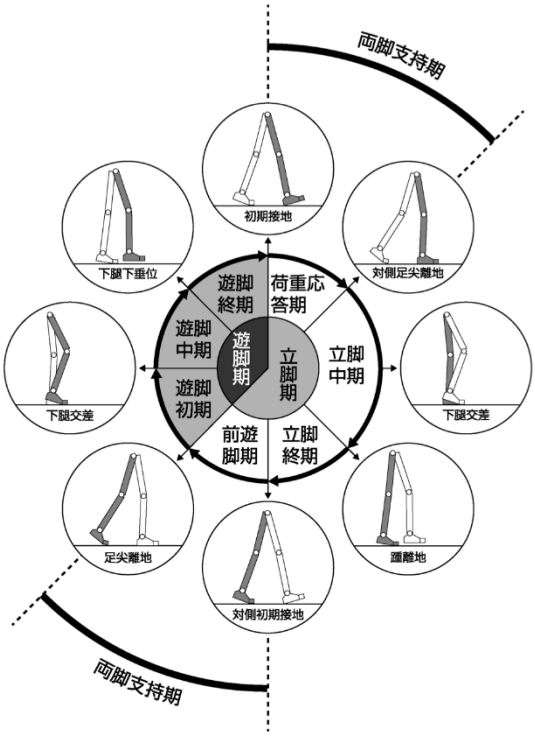


図 4-10 歩行周期の表記[150]

本実験において、健常者群は 20 代の若年健常者を実験対象とし、脳卒中患者群は多発年齢である 70 代の高齢者を中心に計測したため、結果の解釈において高齢患者群と若年対照群との年齢差についても考慮する必要がある。先行研究では、OF 刺激を認知可能な閾値が年齢につれて増加する、すなわち、OF 刺激を認識する能力が加齢とともに低下することが報告されている[151]。しかし、今回の患者集団で観察された歩行パターンの有意な変化は、脳卒中をもつ高齢患者の歩行リハビリテーションにおいても、提案する OF 刺激が有用であることを示唆するものである。提案法を用いて患者の歩行速度を増加させ、その時間帯に集中的あるいは実践的な歩行訓練を行うことで、改善した歩行能力の定着を伴う効率の高いリハビリテーションが実現できると考えられる。例えば集中的な歩行訓練を行うと、従来よりも速い歩行速度で中枢パターンジェネレータ（central pattern generators : CPG）を刺激することができるため、通常の歩行速度が速いパターンに切り替わり、歩行速度を徐々に回復させるという利用方法があげられる。また、狭い廊下や障害物のある環境など、家庭での状況を想定した歩行訓練も有望である[82,83]。さらに、歩行機能が向上している時間を延長させるための方策についても今後検討が必要である。視覚と他感覚とのミスマッチによる補償効果とする仮説に基づくと、OF とトレッドミル歩行を組み合わせた長時間の訓練（例えば、10-15 分）や反復訓練は、訓練後の効果を長くすることに貢献する可能性がある。今回の実験では現実速度より 25%速い OF 刺激が訓練後の歩行機能の促進を示したが、OF 刺激強度の最適解はまだ調査していない。様々な速度刺激を用いて歩行機能の促進に最適な OF 刺激速度を発見することも今後の課題である。

4.5. 結論

高速の OF 刺激による歩行運動の急性促進効果は、健常者と脳卒中回復期患者の両方で少なくとも 10 分間は持続した。今後は年齢層を一致させた対照群、急性期・亜急性期の患者を加えて、結果の一般化について検証する必要がある。これらの結果を積み重ねることにより、OF 刺激の急性期効果と身体バランスおよび歩行機能に対する長期的な治療効果との間の橋渡し役として、歩行リハビリテーションにおける OF の適切な使用法を明らかにすることができる。

第５章

総括

第5章 総括

本研究では没入型VR技術と生体機能計測をキーワードに、VR技術を活用するためのVR sickness の定量的評価システムの開発ならびに VR の医療応用を目的としたアプリケーションの開発研究を行った。

従来、VR sickness の評価は主観的なアンケート式評価に頼っており、生体信号計測において得られる連続時間信号とはその時間分解能に大きな差が発生するため、生体信号の特徴を精度良く判別することが困難であった。本研究では不快感のリアルタイム計測装置を用いて同じ時間解像度で同時記録した主観的評価と生体信号のデータに対し、機械学習と深層学習を適用して VR sickness 発生時の生体活動の特徴を識別させ、VR sickness の判別システムの構築を試みた。また、VR sickness を誘発する視覚的要素を考慮した安全性の高い OF 刺激コンテンツを開発し、VR リハビリテーションに応用することで、実際の脳卒中リハビリテーションに利用しやすく、臨床的にも効果の高い歩行訓練システムの開発を行った。

本研究の新規性と独自性として以下の点があげられる。(1)独自に開発した VAS 計測装置を用いて主観的不快感の時間変化を脳波・心電図と同時計測したことにより、不快感の発生に伴う生体信号のリアルタイムな変化を調べることが可能となった。(2) 深層学習技術の一つである Autoencoder を生体信号の異常検出手法として応用することで、学習データ取得のための VR sickness の誘発を必要とせず、平常状態における脳波の単一チャンネル活動のみを学習するだけで VR sickness の識別器を作成可能であることを示した。(3)異なる OF 刺激を用いた脳卒中患者と健常者の歩行訓練の効果を詳細に検討し、これまで知られていなかった OF 刺激による歩容変化の持続効果を明らかにし、長期的な OF 刺激下歩行訓練における歩行機能改善効果の解明に貢献した。

VR sickness の評価研究においては、まず VR sickness を引き起こしやすいジェットコースターCG を作成し、VR sickness の発生と心臓自律神経活動の関係を探索する予備実験を行った。VR sickness と運動感覚を与える視覚刺激の特性の関係、ならびに VR sickness の発生と心臓自律神経活動の関係を詳細に検討した。心拍数と交感神経活動の増加、副交感神経活動の減少は、VR sickness の程度の客観的な評価に貢献する重要な生体指標であることが結果として得られた。しかし、視聴するコンテンツの内容による情動由来の自律神経活動の変化は防げないため、心電図以外の生体信号の利用についても検討する必要があった。そこで第 3 章の研究では脳波を取り入れ、脳波と心臓自律神経活動を基に VR 判別システムの構築を行った。VR sickness の判別手法として機械学習の SVM と深層学習の Autoencoder の二つの方法を検討した結果、深層学習の Autoencoder を用いる方法では平常状態の学習のみで VR sickness 状態の検出が可能であることが示された。しかし、今回の検出では被験者個人ごとの脳波チャンネルと各周波数帯域の全ての組み合わせのデータをそれぞれ Autoencoder にかけて解析を行ったが、学習にかかる時間が被験者の人数と調査したチャンネル数、周波数帯域数に依存し、識別器の作成に時間がかかるという問題点があった。今後の方向性として、今回検討を行った中で最も優れた判別結果を得られた特徴量のみを用いることにより、計算コストを軽減し、より効率の良いシステムを構築できると考えている。また、今回は被験者単独の特徴を使用し深層学習による異常検出を行ったが、本手法を実社会で利用するためには、より多くの被験者から取得したデータで識別率が良好な共通の特徴量を選択し、それらの平常状態を混合して Autoencoder に学習させ、被験者全体または VR ユーザー全員に適用できる一般化された識別システムを構築することが望ましい。一方、今

回使用した Autoencoder は MATLAB の関数として提供されたものを用いたため、深層ニューラルネットワークの構造と伝達関数をカスタム化することが困難であった。より効率のよい Autoencoder の作成にあたっては、Deep Learning Toolbox および python を用いて Autoencoder を自身で構築することで、より高効率で一般化された VR sickness 識別器を作成できると考えている。また今回は一定の視聴時間中に VR sickness が生じたかどうかをオフラインで判定する形式としたが、オンラインでの VR sickness 判別や VR sickness 発生を予測する深層学習システムの構築にも本手法が応用できると考えている。

第 4 章では、第 2 章と第 3 章で得られた知見をもとに VR sickness を誘発させる視覚的要素を排除して開発した OF 視覚刺激による VR リハビリテーションシステムを開発し、被験者実験を行ってその有用性の検討を行った。結果として、現実速度より速い OF 刺激はトレッドミル歩行訓練後の歩行パターンに短期間の改善効果を与えることが示された。今後は、最適な OF 刺激速度を検討することと短期間の改善効果期間の活用に注力し、下肢麻痺をもつ脳卒中患者への本システムの長期的なリハビリテーションの効果や、最適な視覚刺激設定による訓練効率の最大化の方法について検討していきたい。

以上のように，本研究の成果は VR 視聴時に生じた VR sickness の判別を、脳活動並びに心臓自律神経活動という客観的な視点から評価する手段を開発したという点と、民生品の HMD とトレッドミルで簡易に実行可能な歩行リハビリテーションソフトウェアを開発し、臨床研究を通じて OF 刺激の急性期効果と身体バランスおよび歩行機能に対する長期的な治療効果との間の橋渡し研究を行った点が本研究の成果である。今後はこれらの手法をもとに、工学者の立場から VR の安全利用と医療分野への応用に寄与することを目標としたい。

謝辞

本研究を行うにあたって、たくさんの方々にお世話になりました。この場をお借りして、お礼を述べていきたいと思います。

まず初めに、本研究を行う機会を与えて下さり、また親身になってご指導ご鞭撻いただいた小野弓絵教授に深く感謝しております。研究方針への助言や学会発表を行うために必要な抄録やポスターの修正・添削をご丁寧にしていただいたおかげで非常に有意義な研究をすることが出来ました。小野弓絵先生から学んだ様々な知識や経験を今後の活動にぜひ活かしてまいります。5年間と短い間でしたが本当にありがとうございました。

そして第四章実験の被験者を提供頂いていた穂翔会村田病院の先生方に深く感謝しております。伊藤先生には毎月のミーティング以外でも研究に関するご相談をさせていただきました。開発環境の整っていなかったVR酔いの調査をここまで進めることができたのは伊藤先生のご助力があったためであると感じます。

さらに、本論文の審査にあたり，明治大学理工学部電気電子生命学科田中幹也教授、嶋田総太郎教授より的確なご指摘や多くのご助言をいだきました。ここに深謝いたします。また、健康医工学研究室の鈴木達也さん、中林実輝絵さんをはじめ、多くの研究室の皆様から沢山のアドバイスやご協力をいただきました。心より御礼申し上げます。最後に、私の博士後期課程への進学を快諾し、研究生活を心身ともに支えてくれた両親に深く感謝の意を表します。

研究業績

論文（査読あり）

[1] **Sinan Zhang**, Daigo Ito, Ryo Ogura, Takanori Tominaga, Yumie Ono, Acute Effect of Treadmill Walking under Optic Flow Stimulation on Gait Function in Individuals with Stroke and Healthy Controls, Advanced Biomedical Engineering, Vol. 11 (2022) p. 179-185

[2] **章斯楠**, 小野弓絵, VR 視聴時の主観的不快感に関連する自律神経指標の検討, 日本自律神経学会誌　59 巻, 2 号, pp.246 – 254

[3] Yasuhiro Matsuda, Mikie Nakabayashi, Tatsuya Suzuki, **Sinan Zhang**, Masashi Ichinose, Yumie Ono, Evaluation of Local Skeletal Muscle Blood Flow in Manipulative Therapy by Diffuse Correlation Spectroscopy, Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 9 (Frontiers Media S.A.), Article ID 800051

[4] **Sinan Zhang**, Akiyoshi Kurogi, Yumie Ono, VR sickness in continuous exposure to live-action 180° Video. 2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR) pp.1269 – 1270

学会発表

[1] 杉山海理，小野弓絵，**章斯楠**，異なる VR 再生デバイスで惹起される運動関連脳活動の特性変化，日本生体医工学会関東支部若手研究者発表会 2022，東京

[2] **章斯楠**，伊藤大剛，小倉亮，富永孝紀，小野弓絵, Acute effect of treadmill walking under optic-flow stimulation on gait function in individuals with stroke and healthy controls，生体医工学シンポジウム 2022，オンライン

[3] **章斯楠,** 笹川真実子，伊藤大剛，小倉亮，富永孝紀，小野弓絵，VR オプティックフロー刺激による脳卒中患者の歩行機能改善効果の検討，第 49 回日本バイオフィードバック学会学術総会，早稲田大学，東京

[4] 笹川真実子，**章斯楠**，伊藤大剛，小倉亮，富永孝紀，小野弓絵，脳卒中麻痺患者を対象とする VR 下肢リハビリテーションゲームの開発，第 49 回日本バイオフィードバック学会学術総会，早稲田大学，東京

[5] **章斯楠**，小野弓絵，VR 視聴時の主観的不快感に関連する自律神経指標の検討，第 73 回日本自律神経学会総会，オンライン

[6] **章斯楠**，小野弓絵，VR 視聴時の主観的不快感に関わる脳活動の検出，第 22 回日本ヒト脳機能マッピング学会，オンライン

[7] **章斯楠**，小野弓絵，VR 視聴時の主観的不快感に関連する生体活動の検出，第 59 回日本生体医工学会大会，オンライン

[8] **章斯楠**， 黒木章吉，小野弓絵，VR sickness in Continuous Exposure to Live-action 180° Video，2019 IEEE VR 学会，大阪

付録

A) SSQ スコアと VAS の相関

若年健常被験者 5 名に対し、HMD (HTC VIVE)を用いて CG で作製された 30 秒間の VR 映像 8 種類（図 A1）を座位にて視聴させた。視聴中の主観的不快感の変化をアナログ圧センサにより取得し、映像の視聴後に simulator sickness questionnaire (SSQ)を取得して VR 酔いの程度を評価した。VAS と SSQ の各項目との相関解析の結果を表 A1 と図 A2 に示す。VAS と四つの SSQ 項目のすべての組み合わせについて、有意な高い相関があった(P<0.05)。

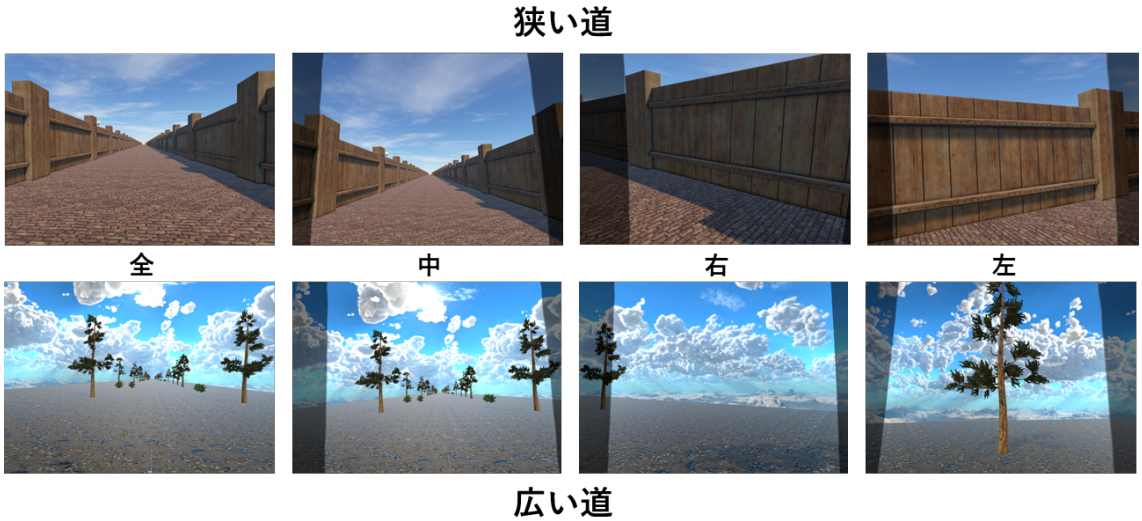


図 A1　狭い道と広い道の CG 映像

表 A1　SSQ と VAS の相関係数（＊: P<0.001）

相関係数	気持ち悪さ	眼精疲労	ふらつき感	総計	VAS
気持ち悪さ	1	＊0.877	＊0.760	＊0.929	＊0.914
眼精疲労	＊0.877	1	＊0.939	＊0.986	＊0.858
ふらつき感	＊0.760	＊0.939	1	＊0.939	＊0.807
総計	＊0.929	＊0.986	＊0.939	1	＊0.905
VAS	＊0.914	＊0.858	＊0.807	＊0.905	1

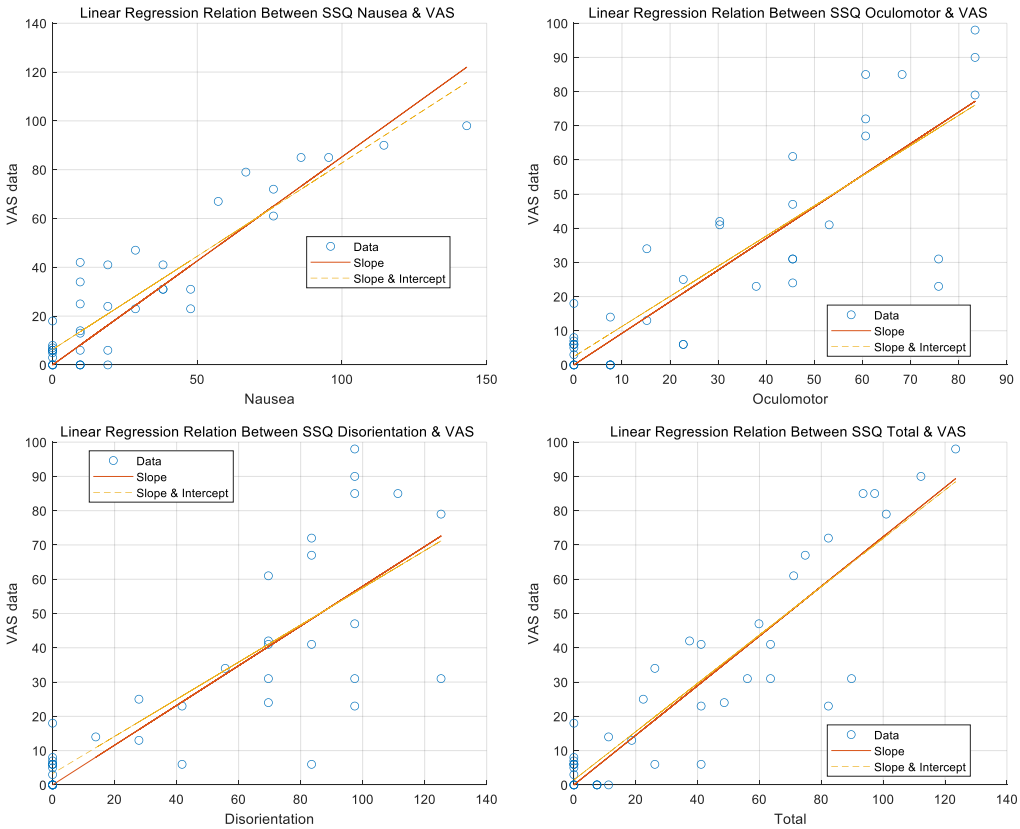


図 A2　SSQ の各得点と VAS との相関

参考文献

[1] Virtual reality [VR] market size & share [Internet]. Fortunebusinessinsights.com. [cited 2022 Dec 1]. Available from: https://www.fortunebusinessinsights.com/industry-reports/virtual-reality-market-101378

[2] McCauley ME, Sharkey TJ. Cybersickness: Perception of self-motion in virtual environments. Presence (Camb) [Internet]. 1992;1(3):311–8.

[3] LaViola JJ Jr. A discussion of cybersickness in virtual environments. SIGCHI bull. 2000;32(1):47–56.

[4] Kennedy RS, Lane NE, Berbaum KS. Simulator s ness questionnaire: An enhanced method for quantifying simulator sickness. Int J Aviat Psychol. 1993;3:203–20.

[5] Keshavarz B, Hecht H. Axis rotation and visually induced motion sickness: the role of combined roll, pitch, and yaw motion. Aviat Space Environ Med. 2011;82(11):1023–9.

[6] Keshavarz B, Hecht H. Validating an efficient method to quantify motion sickness. Hum Factors. 2011;53(4):415–26.

[7] Keshavarz B, Hecht H. Pleasant music as a countermeasure against visually induced motion sickness. Appl Ergon. 2014;45(3):521–7.

[8] Bos JE, de Vries SC, van Emmerik ML, Groen EL. The effect of internal and external fields of view on visually induced motion sickness. Appl Ergon. 2010;41(4):516–21.

[9] Lubeck AJA, Bos JE, Stins JF. Motion in images is essential to cause motion sickness symptoms, but not to increase postural sway. Displays. 2015; 38:55–61.

[10] van Emmerik ML, de Vries SC, Bos JE. Internal and external fields of view affect cybersickness. Displays [Internet]. 2011;32(4):169–74.

[11] Chang E, Kim HT, Yoo B. Virtual reality sickness: A review of causes and measurements. Int J Hum Comput Interact. 2020;36(17):1658–82.

[12] Chang E, Kim HT, Yoo B. Virtual reality sickness: A review of causes and measurements. Int J Hum Comput Interact 2020; 36: 1658-1682.

[13] 章斯楠，小野弓絵. VR 視聴時の主観的不快感に関連する自律神経指標の検討，自律神経, 59:246–254, 2022.

[14] Cobb SVG, Nichols S, Ramsey A, et al. Virtual r duced symptoms and effects（VRISE）. Presence（Camb） 1999; 8: 169-186.

[15] Hasebe H, Oyamada H, Ukai K, et al. Changes in oculomotor functions before and after loading of a 3-D visually-guided task by using a head-mounted display. Ergonomics 1996; 39: 1330-1343.

[16] 大林勇人, VR/AR 技術の開発動向と最新応用事例, 第 1 章 VR の現状とビジネスチャンス, pp.3-12, 技術情報協会, 2018

[17] Walsh KR, Pawlowski SD. Virtual reality: A technology in need of IS research. Commun Assoc Inf Syst. 2002;8.

[18] Sanchez-Vives MV, Slater M. From presence to consciousness through virtual reality. Nat Rev Neurosci. 2005;6(4):332–9.

[19] Steuer J. Defining virtual reality: Dimensions determining telepresence. J Commun. 1992;42(4):73–93.

[20] Nilsson NC, Nordahl R, Serafin S. Immersion Revisited: A review of existing definitions of immersion and their relation to different theories of presence. Hum Technol Interdiscip J Hum ICT Environ. 2016;12(2):108–34.

[21] Gibson, J. J. The ecological approach to visual perception. Boston: Houghton Mifflin, 1979.

[22] Farshid M, Paschen J, Eriksson T, Kietzmann J. Go boldly! Explore augmented reality (AR), virtual reality (VR), and mixed reality (MR) for business. Bus Horiz 61(5):657–663. 2018

[23] Ronald TA, A Survey of Augmented Reality, In Presence: Teleoperators and Virtual Environments 6, 4, pp.355-385, 1997

[24] Valente L, Feijó B, Ribeiro A, Clua E. The concept of pervasive virtuality and its application in digital entertainment systems. In: Entertainment Computing - ICEC 2016. Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 187–98.

[25] Milgram P, Kishino F. A taxonomy of mixed reality visual displays. IEICE Trans Inf Syst E77-D. 1994;(12):1–15.

[26] Rauschnabel PA, Felix R, Hinsch C, Shahab H, Alt F. What is XR? Towards a framework for augmented and virtual reality. Comput Human Behav. 2022;133(107289):107289.

[27] Fast-Berglund Å, Gong L, Li D. Testing and validating Extended Reality (XR) technologies in manufacturing. Procedia Manuf. 2018;25:31–8.

[28] VR・AR・MR・SR の違いとは？それぞれの活用方法を紹介,

〈https://www.elecom.co.jp/pickup/column/vr_column/00003〉2019 年 12 月 27 日　参照

[29] Wheatstone C. XVIII. Contributions to the physiology of vision. —Part the first. On some remarkable, and hitherto unobserved, phenomena of binocular vision. Philos Trans R Soc Lond. 1838;128(0):371–94.

[30] Link Trainer,〈https://en.wikipedia.org/wiki/Link_Trainer〉2019 年 12 月 26 日　参照

[31] Jose HF, Christian AK, Virtual reality: a look into the past to fuel the future, Bulletin of

The Royal College of Surgeons of England, Volume 97, Issue 10, pp.424-426, 2015

[32] Sutherland IE, The ultimate display, Proceeding of the International Federation of Information Processing Congress, Pages 506-508, 1965

[33] SteamVR homepage, 〈https://store.steampowered.com/steamvr〉2019 年 12 月 30 日 参照

[34] Sherman CR. Motion sickness: review of causes and preventive strategies. J Travel Med. 2002;9(5):251–6.

[35] Bonato F, Bubka A, Palmisano S, Phillip D, Moreno G. Vection change exacerbates simulator sickness in virtual environments. Presence (Camb). 2008;17(3):283–92.

[36] Chen W, Chen J, So RHY. Visually induced motion sickness: Effects of translational visual motion along different axes. In: Proceedings of the International Conference on Ergonomics & Human Factors. 2011. p. 281–7.

[37] Keshavarz B, Riecke BE, Hettinger LJ, Campos JL. Vection and visually induced motion sickness: how are they related? Front Psychol. 2015;6:472.

[38] Chen Y-C, Dong X, Hagstrom J, Stoffregen TA (2011). Control of a virtual ambulation influences body movement and motion sickness. In: BIO web of conferences the international conference skills, 1

[39] Kim YY, Kim HJ, Kim EN, Ko HD, Kim HT (2005) Characteristic Changes in the Physiological Components of Cybersickness. Psychophysiology 42(5) , Pages 616–662

[40] So RHY, Lo WT. Cybersickness with virtual reality training applications: A claustrophobia phenomenon with headmounted displays? In: Proceedings of the 1st World Congress on Ergonomics for Global Quality and Productivity. 1998. p. 209–12.

[41] So RHY, Lo WT. Cybersickness: an experimental study to isolate the effects of rotational scene oscillations. In: Proceedings IEEE Virtual Reality (Cat No 99CB36316). IEEE Comput. Soc; 2003.

[42] LaViola JJ, A discussion of cybersickness in virtual environmnts. ACM SIGCHI Bullet 32(1), Pages 47–56, 2000

[43] Stanney KM, Kennedy RS, The psychometrics of cybersickness. Commun ACM 40(8), Pages 66–68, 1997

[44] Kim K, Rosenthal MZ, Zielinski DJ, Brady R. Effects of virtual environment platforms on emotional responses. Comput Methods Programs Biomed. 2014;113(3):882–93.

[45] Kim YY, Kim EN, Park MJ, Park KS, Ko HD, Kim HT. The application of biosignal feedback for reducing cybersickness from exposure to a virtual environment. Presence (Camb). 2008;17(1):1–16.

[46] Rebenitsch L, Owen C. Review on cybersickness in applications and visual displays.

Virtual Real. 2016;20(2):101–25.

[47] Dennison MS, Wisti AZ, D'Zmura M. Use of physiological signals to predict cybersickness. Displays. 2016;44:42–52.

[48] Park GD, Allen RW, Fiorentino D, Rosenthal TJ, Cook ML. Simulator sickness scores according to symptom susceptibility, age, and gender for an older driver assessment study. Proc Hum Factors Ergon Soc Annu Meet. 2006;50(26):2702–6.

[49] Hakkinen J, Vuori T, Paakka M. Postural stability and sickness symptoms after HMD use. In: IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. IEEE; 2005.

[50] Stanney KM, Kennedy RS, Drexler JM, Harm DL. Motion sickness and proprioceptive aftereffects following virtual environment exposure. Appl Ergon. 1999;30(1):27–38.

[51] Freitag S, Weyers B, Kuhlen TW. Examining rotation gain in CAVE-like virtual environments. IEEE Trans Vis Comput Graph. 2016;22(4):1462–71.

[52] Frank, L., Kennedy, R. S., Kellogg, R. S., & McCauley, M. E. Simulator sickness: A reaction to a transformed perceptual world. 1. scope of the problem. ESSEX CORP ORLANDO FL. 1983.

[53] Gianaros PJ, Muth ER, Mordkoff JT, Levine ME, Stern RM. A questionnaire for the assessment of the multiple dimensions of motion sickness. Aviat Space Environ Med. 2001;72(2):115–9.

[54] Kennedy RS, Lane NE, Berbaum KS, Lilienthal MG. Simulator sickness questionnaire: An enhanced method for quantifying simulator sickness. Int J Aviat Psychol. 1993;3(3):203–20.

[55] Kim HK, Park J, Choi Y, Choe M. Virtual reality sickness questionnaire (VRSQ): Motion sickness measurement index in a virtual reality environment. Appl Ergon. 2018;69:66–73.

[56] Lampton DR, Knerr BW, Goldberg SL, Bliss JP, Moshell JM, Blau BS. The virtual environment performance assessment battery (VEPAB): Development and evaluation. Presence: Teleoperators and Virtual Environments. 1994;3(2):145–57.

[57] Bouchard S, Dumoulin S, Robillard G, Guitard T, Klinger É, Forget H, et al. Virtual reality compared with in vivo exposure in the treatment of social anxiety disorder: a three-arm randomised controlled trial. Br J Psychiatry. 2017;210(4):276–83.

[58] Bordnick PS, Carter BL, Traylor AC. What virtual reality research in addictions can tell us about the future of obesity assessment and treatment. J Diabetes Sci Technol. 2011;5(2):265–71.

[59] Ghai S, Ghai I. Virtual reality enhances gait in cerebral palsy: A training dose-response Meta-analysis. Front Neurol. 2019;10:236.

[60] Haleem A, Javaid M. 3D scanning applications in medical field: a literature-based review.

Clin Epidemiol Global Health. 2019; 7: 199-210

[61] Heyselaar E, Hagoort P, Segaert K. How social opinion influences syntactic processing - an investigation using virtual reality. PLoS One. 2017;12-e174405.

[62] Javaid M, Haleem A. Virtual reality applications toward medical field. Clin Epidemiol Glob Health. 2020;8(2):600–5.

[63] Jack D, Boian R, Merians AS, Tremaine M, Burdea GC, Adamovich SV, et al. Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2001;9(3):308–18.

[64] Reid DT. Benefits of a virtual play rehabilitation environment for children with cerebral palsy on perceptions of self-efficacy: a pilot study. Pediatr Rehabil. 2002;5(3):141–8.

[65] Haik J, Tessone A, Nota A, Mendes D, Raz L, Goldan O, et al. The use of video capture virtual reality in burn rehabilitation: the possibilities. J Burn Care Res. 2006;27(2):195–7.

[66] Mirelman A, Maidan I, Herman T, Deutsch JE, Giladi N, Hausdorff JM. Virtual reality for gait training: can it induce motor learning to enhance complex walking and reduce fall risk in patients with Parkinson's disease? J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2011;66(2):234–40.

[67] Albiol-Pérez S, Forcano-García M, Muñoz-Tomás MT, Manzano-Fernández P, Solsona-Hernández S, Mashat MA, et al. A novel Virtual Motor Rehabilitation system for Guillain-Barré syndrome: Two single case studies. Methods Inf Med. 2015;54(2):127–34.

[68] Fulk GD. Locomotor training and virtual reality-based balance training for an individual with multiple sclerosis: a case report. J Neurol Phys Ther. 2005;29(1):34–42.

[69] Stinear CM, Lang CE, Zeiler S, Byblow WD. Advances and challenges in stroke rehabilitation. Lancet Neurol. 2020;19(4):348–60.

[70] Miller EL, Murray L, Richards L, Zorowitz RD, Bakas T, Clark P, et al. Comprehensive overview of nursing and interdisciplinary rehabilitation care of the stroke patient: a scientific statement from the American Heart Association: A scientific statement from the American heart association. Stroke. 2010;41(10):2402–48.

[71] Planton M, Peiffer S, Albucher JF, Barbeau EJ, Tardy J, Pastor J, et al. Neuropsychological outcome after a first symptomatic ischaemic stroke with "good recovery": Assessment of 60 consecutive patients. Eur J Neurol. 2012;19(2):212–9.

[72] Chen Y-J, Huang Y-Z, Chen C-Y, Chen C-L, Chen H-C, Wu C-Y, et al. Intermittent theta burst stimulation enhances upper limb motor function in patients with chronic stroke: a pilot randomized controlled trial. BMC Neurol. 2019;19(1):69.

[73] Dewey HM, Sherry LJ, Collier JM. Stroke rehabilitation 2007: what should it be? Int J Stroke. 2007;2(3):191–200.

[74] Zhang T, Wang Z-R, Wang P, Xing L, Mei L-P, Zhao J. Leap Motion-based virtual reality training for improving motor functional recovery of upper limbs and neural reorganization

in subacute stroke patients. Neural Regen Res. 2017;12(11):1823.

[75] Kiper P, Szczudlik A, Agostini M, Opara J, Nowobilski R, Ventura L, et al. Virtual reality for upper limb rehabilitation in subacute and chronic stroke: A randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil. 2018;99(5):834-842.e4.

[76] Ain QU, Khan S, Ilyas S, Yaseen A, Tariq I, Liu T, et al. Additional effects of Xbox Kinect training on upper limb function in chronic stroke patients: A randomized control trial. Healthcare (Basel). 2021;9(3):242.

[77] Werner C, Bardeleben A, Mauritz K-H, Kirker S, Hesse S: Treadmill training with partial body weight support and physiotherapy in stroke patients: a preliminary comparison. Eur J Neurol. 9(6), 639–644, 2002.

[78] Aagaard P: Training-induced changes in neural function. Exerc Sport Sci Rev. 31(2), 61–67. 2003.

[79] Dietz V: Spinal cord pattern generators for locomotion. Clin Neurophysiol. 114(8), 1379–1389. 2003.

[80] Smet D, Malcolm K, Lenoir P, Segers M, Clercq D. Effects of optic flow on spon-taneous overground walk-to-run transition. Exp Brain Res. 2009;193(4):501–8.

[81] Lee I-W, Kim Y-N, Lee D-K. Lee D-K: Effect of a vir-tual reality exercise program accompanied by cognitive tasks on the balance and gait of stroke patients. J Phys Ther Sci. 2015;27(7):2175–7.

[82] Nagashima Y, Ito D, Ogura R, Tominaga T, Ono Y: Gait training in virtual reality home environment for stroke patients: A case study. Adv Biomed Eng. 10, 150–157. 2021.

[83] Nagashima Y, Ito D, Ogura R, Tominaga T, Ono Y. Development of virtual reality-based gait training system simulating personal home environment. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 2021, pp. 5764–5767. 2021.

[84] Palacios-Navarro G, Hogan N. Head-mounted display-based therapies for adults post-stroke: A systematic review and meta-analysis. Sensors (Basel). 2021;21(4):1111.

[85] Kang H-K, Kim Y, Chung Y, Hwang S: Effects of treadmill training with optic flow on balance and gait in individuals following stroke: randomized controlled trials. Clin Rehabil. 26(3), 246–255. 2012.

[86] Jung J, Yu J, Kang H: Effects of virtual reality treadmill training on balance and balance self-efficacy in stroke patients with a history of falling. J Phys Ther Sci. 24(11), 1133–1136. 2012.

[87] Winter C, Kern F, Gall D, Latoschik ME, Pauli P, Käthner I: Immersive virtual reality during gait rehabilitation increases walking speed and motivation: a usability evaluation with healthy participants and patients with multiple sclero-sis and stroke. J Neuroeng Rehabil. 18(1). 2021.

[88] 野村恵里，木竜 徹，中村亨弥，飯島淳彦，板東武彦，生体信号から推定した映像酔いとそのきっかけとなった映像の動きベクトルの特徴，電子情報通信学会論文誌, D Vol.J89-D No .3 pp.576-583, 2006

[89] 三品誠，石田敏郎，運転シミュレータによる動揺病の主観評価値と生理指標との相関，人間工学, 44 巻（2008）5 号, 2008.

[90] Chen, Y. C., Duann, J. R., Chuang, S. W., Lin, C. L., Ko, L. W., Jung, T. P., & Lin, C. T. (2010). Spatial and temporal EEG dynamics of motion sickness. NeuroImage, 49(3), 2862-2870.

[91] Naqvi, S. A. A., Badruddin, N., Jatoi, M. A., Malik, A. S., Hazabbah, W., & Abdullah, B. (2015). EEG based time and frequency dynamics analysis of visually induced motion sickness (VIMS). Australasian physical & engineering sciences in medicine, 38(4), 721-729.

[92] Classen, S., Bewernitz, M., & Shechtman, O. (2011). Driving simulator sickness: an evidence-based review of the literature. American journal of occupational therapy, 65(2), 179-188.

[93] 総務省　情報通信白書令和 4 年版　第二部　第六節　10　仮想空間市場など

[94] ISO 9241-394: Ergonomics of human-system interaction — Part 394: Ergonomic requirements for reducing undesirable biomedical effects of visually induced motion sickness during watching electronic images. 2020.

[95] ISO/TR 9241-393:2020 Ergonomics of human-system interaction — Part 393: Structured literature review of visually induced motion sickness during watching electronic images. 2020.

[96] Chang E, Kim HT, Yoo B. Virtual reality sickness: A review of causes and measurements. Int J Hum Comput Interact. 2020;36(17):1658–82.

[97] Zhang S, Kurogi A, Ono Y. VR sickness in continuous exposure to live-action 180° Video. In: 2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR). IEEE; 2019.

[98] Chang E, Kim HT, Yoo B. Virtual reality sickness: A review of causes and measurements. Int J Hum Comput Interact. 2020;36(17):1658–82.

[99] Aluwi NI, Ono Y, Hara N. Stress evaluation based on changes in the pupillary diameter of human eye. 自律神経 2015；52(4)：338-343.

[100] S. Akselrod, D. Gordon, F. A. Ubel, D. C. Shannon, A. C. Berger, and R. J. Cohen, “Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control,” Science, vol. 213, no. 4504, pp. 220–222, 1981.

[101] Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Berger AC, Cohen RJ. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. Science. 1981;213(4504):220–2.

[102] Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. Circulation. 1991;84(2):482–92.

[103] Rebenitsch L, Owen C. Review on cybersickness in applications and visual displays. Virtual Real. 2016;20(2):101–25.

[104] Stanney KM, Kennedy RS, Hale KS. Virtual environment usage protocols. In: Hale & K KSM, editor. Handbook of virtual environments: Design, implementation, and applications. CRC Press; 2014. p. 797–809.

[105] Saredakis D, Szpak A, Birckhead B, Keage HAD, Rizzo A, Loetscher T. Factors associated with virtual reality sickness in head-mounted displays: A systematic review and meta-analysis. Front Hum Neurosci. 2020;14:96.

[106] 章斯楠，小野弓絵. VR 視聴時の主観的不快感に関連する自律神経指標の検討，自律神経,59:246–254, 2022.

[107] Lawther A, Griffin MJ (1986) The motion of a ship at sea and the consequent motion sickness amongst passengers. Ergonomics 29:535–552

[108] Lawther A, Griffin MJ (1988) A survey of the occurrence of motion sickness amongst passengers at sea. Aviat Space Environ Med 59:399–406

[109] Koslucher FC, Haaland E, Malsch A, Webeler J, Stoffregen TA (2015) Sex differences in the incidence of motion sickness induced by linear visual oscillation. Aviat Med Hum Perform 86:787–793

[110] Lo WT, So RH. Cybersickness in the presence of scene rotational movements along different axes. Appl Ergon. 2001;32(1):1–14.

[111] Charles M Oman. 1990. Motion sickness: a synthesis and evaluation of the sensory conflict theory. Canadian journal of physiology and pharmacology 68, 2 (1990), 294–303.

[112] J. E. Bos, W. Bles, and E. L. Groen, “A theory on visually induced motion sickness,” Displays, vol. 29, no. 2, pp. 47–57, 2008.

[113] Keshavarz B, Hecht H. Axis rotation and visually induced motion sickness: the role of combined roll, pitch, and yaw motion. Aviat Space Environ Med. 2011;82(11):1023–9.

[114] Bonato F, Bubka A, Palmisano S. Combined pitch and roll and cybersickness in a virtual environment. Aviat Space Environ Med 2009; 80: 941–5.

[115] Munafo J, Diedrick M, Stoffregen TA. The virtual reality head-mounted display Oculus Rift induces motion sickness and is sexist in its effects. Exp Brain Res. 2017;235(3):889–901.

[116] Freitag S, Weyers B, Kuhlen TW. Examining rotation gain in CAVE-like virtual environments. IEEE Trans Vis Comput Graph. 2016;22(4):1462–71.

[117] Malińska M, Zużewicz K, Bugajska J, et al. Heart rate variability （HRV） during virtual reality immersion. Int J Occup Saf Ergon 2015; 21: 47-54.

[118] Chu H, Li MH, Huang YC, et al. Simultaneous transcutaneous electrical nerve

stimulation mitigates simulator sickness symptoms in healthy adults: a crossover study. BMC Complement Altern Med 2013; 13: 84.

[119] 篠原 大侑，岡田 岬，宮崎 彰吾，久島 達也，今井 賢治. Virtual reality（VR）技術を用いた Optokinetic motion sickness の誘発―胃電図および心拍変動解析を用いた検討―. 自律神経，2020 年 57 巻 4 号 p. 217-224

[120] 塩見真由美. Optokinetic motion sickness が自律神経機能におよぼす影響. 明治鍼灸医学 2005；36：9-20.

[121] Himi N, Koga T, Nakamura E, et al. Differences in autonomic responses between subjects with and without nausea while watching an irregularly oscillating video. Autonomic Neuroscience 2004; 116: 46-53.

[122] Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ: Classification of walking handicap in the stroke population. Stroke. 26(6), 982989, 1995.

[123] Lau KWK, Mak MKY. Speed-dependent treadmill training is effective to improve gait and balance performance in patients with sub-acute stroke. J Rehabil Med. 2011;43(8):709–13.

[124] Matjacić Z. Apparatus for dynamic balance training during treadmill walking. J Rehabil Med. 2007;39(1):91–4.

[125] Nascimento LR, Boening A, Galli A, Polese JC, Ada L. Treadmill walking improves walking speed and distance in ambulatory people after stroke and is not inferior to overground walking: a systematic review. J Physiother. 2021;67(2):95–104.

[126] Zijlstra W, Dietz V: Adaptability of the human stride cycle during split-belt walking. Gait Posture. 3(4), 250–257, 1995.

[127] Zijlstra W, Rutgers AWF, Hof AL, Van Weerden TW: Voluntary and involuntary adaptation of walking to temporal and spatial constraints. Gait Posture. 3(1), 13–18, 1995.

[128] De Smet K, Malcolm P, Lenoir M, Segers V, De Clercq D: Effects of optic flow on spontaneous overground walk-to-run transition. Exp Brain Res. 193(4), 501–508, 2009.

[129] Lamontagne A, Fung J, McFadyen BJ, Faubert J: Modulation of walking speed by changing optic flow in persons with stroke. J Neuroeng Rehabil. 4(1), 22, 2007.

[130] Kang H-K, Kim Y, Chung Y, Hwang S: Effects of treadmill training with optic flow on bal-ance and gait in individuals following stroke: randomized controlled trials. Clin Rehabil. 26(3), 246–255. 2012.

[131] Kim S-J, Krebs HI: Effects of implicit visual feedback distortion on human gait. Exp Brain Res. 218(3), 495–502. 2012.

[132] Winter C, Kern F, Gall D, Latoschik ME, Pauli P, Käthner I: Immersive virtual reality during gait rehabilitation increases walking speed and motivation: a usability evaluation with healthy participants and patients with multiple sclerosis and stroke. J Neuroeng Rehabil.

18(1), 68, 2021.

[133] Pirpiris M, Wilkinson AJ, Rodda J, Nguyen TC, Baker RJ, Nattrass GR, et al. Walking speed in children and young adults with neuromuscular disease: comparison between two assessment methods. J Pediatr Orthop. 2003;23(3):302–7.

[134] Steffen T, Seney M. Test-retest reliability and minimal detectable change on balance and ambulation tests, the 36-item short-form health survey, and the unified Parkinson disease rating scale in people with parkinsonism. Phys Ther [Internet]. 2008;88(6):733–46.

[135] Richards CL, Malouin F, Wood-Dauphinee S. Gait velocity as an outcome measure of locomotor recovery after stroke. In: Craik RA, Oatis C, editors. Gait Analysis: Theory and Applications. St Louis, Mo: Mosby; 1995. p. 355–64.

[136] Mikołajewska E, Prokopowicz P, Mikolajewski D. Computational gait analysis using fuzzy logic for everyday clinical purposes – preliminary findings. Bio-Algorithms Med-Syst. 2017;13(1).

[137] Zhang S, Ito D, Ogura R, Tominaga T, Ono Y. Acute effect of treadmill walking under optic flow stimulation on gait function in individuals with stroke and healthy controls. Adv Biomed Eng. 2022;11(0):179–85.

[138] Takami A, Watanabe K, Makino M: Immediate effect of video viewing with an illusion of walking at a faster speed using virtual reality on actual walking of stroke patients. J Phys Ther Sci. 33(8), 560–564, 2021.

[139] Jung J, Yu J, Kang H: Effects of virtual reality treadmill training on balance and balance self-efficacy in stroke patients with a history of falling. J Phys Ther Sci. 24(11), 1133–1136, 2012.

[140] Caramenti M, Lafortuna CL, Mugellini E, Abou Khaled O, Bresciani J-P, Dubois A: Matching optical flow to motor speed in virtual reality while running on a treadmill. PLoS One. 13(4), e0195781. 2018.

[141] Powell W, Stevens B, Hand S, Simmonds M, editors. Blurring the boundaries: The perception of visual gain in treadmill-mediated virtual environments. 3rd IEEE VR 2011 Workshop on Perceptual Illusions in Virtual Environments; 2011.

[142] Durgin FH, Fox LF, Schaffer E, Whitaker R, editors. The perception of linear self-motion. Electronic Imaging 2005; 2005.

[143] Durgin FH, Reed C, Tigue C. Step frequency and perceived self-motion. ACM Transactions on Applied Perception (TAP). 2007;4(1):5.

[144] Loomis JM, Knapp JM. Visual perception of egocentric distance in real and virtual environments. Virtual and adaptive environments. 2003;11:21–46.

[145] Waller D, Richardson AR. Correcting distance estimates by interacting with immersive virtual environments: Effects of task and available sensory information. Journal of

Experimental Psychology: Applied. 2008;14(1):61–72. pmid:18377167

[146] Thompson WB, Willemsen P, Gooch AA, Creem-Regehr SH, Loomis JM, Beall AC. Does the quality of the computer graphics matter when judging distances in visually immersive environments? Presence: Teleoperators and Virtual Environments. 2004;13(5):560–71.

[147] Konczak J: Effects of optic flow on the kin-ematics of human gait: a comparison of young and older adults. J Mot Behav. 26(3), 225–236. 1994.

[148] Prokop T, Schubert M, Berger W: Visual in-fluence on human locomotion. Modulation to changes in optic flow: Modulation to changes in optic flow. Exp Brain Res. 114(1), 63–70. 1997.

[149] Takami A, Wakayama S: Effects of partial body weight support while training acute stroke patients to walk backwards on a treadmill -A controlled clinical trial using randomized allocation. J Phys Ther Sci. 22(2), 177–187. 2010.

[150] 江原義弘. 歩行分析の基礎—正常歩行と異常歩行—. 日本義肢装具学会誌. 2012;28(1):57–61.

[151] Warren WH Jr, Blackwell AW, Morris MW: Age differences in perceiving the direc-tion of self-motion from optical flow. J Gerontol. 44(5), P147-153. 1989.