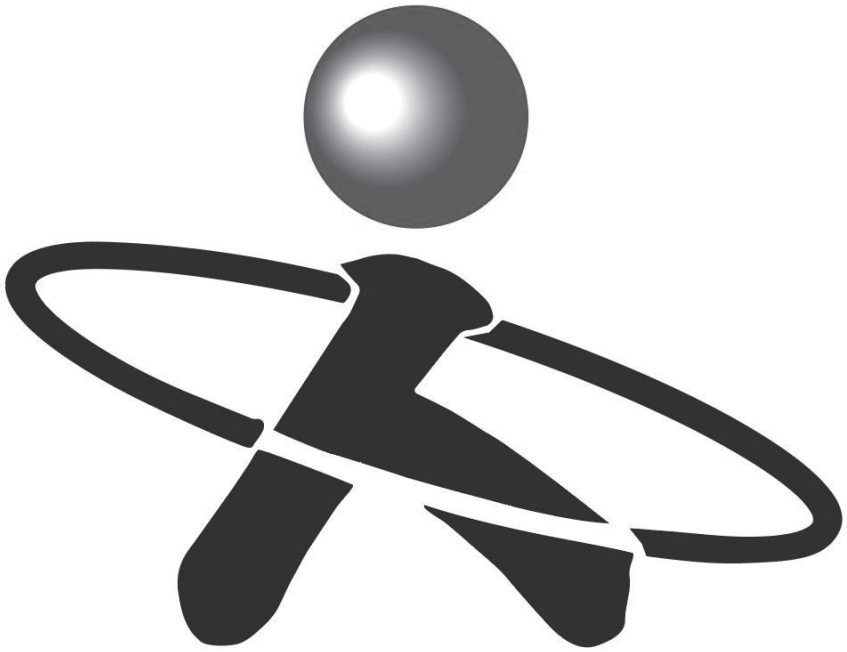
２０２４年度

日本人間工学会 関西支部大会

Japan Human Factors and Ergonomic Society

Kansai Branch

講 演 論 文 集



日時：2024 年 11 月 30 日（土）

場所：摂南大学 寝屋川キャンパス

主催：一般社団法人 日本人間工学会 関西支部

大会スケジュール

2024年11月30日（土）

時間	A会場（321教室）	B会場（324教室）	C会場（325教室）	D会場（326教室）
9:30-	受付 ※1階にて参加受付を行います			
10:00-12:05		OS1 企画セッション **実場面で利用できるウエアラブル・ウエアレス生体計測手法への期待** **～様々なデバイス・サービスを試用して活用法を考えるデジタルヘルステクノロジーの正しい活用に向けて～**	GS1 一般セッション **運動解析**	GS2 一般セッション **心理・生体計測（1）**
12:05-13:20	昼　食 ※ 評議員会・役員会合同会議は327教室で開催（12:10-13:10）			
13:20-13:40	OS2 企画セッション **活かそう！人間工学専門家**			
13:40-15:10	SS 特別講演（A会場 321） SS-1　**人間工学における「見える化」の研究あれこれ** 川野常夫 氏（摂南大学 副学長 客員教授） SS-2　**視覚障がい者と健常者が共に遊戯できるテーブルゲームの開発** 新川拓也 氏（大阪電気通信大学 医療健康科学部 教授）			
15:20-17:25		GS3 一般セッション **ヒューマンインターフェース・視覚**	GS4 一般セッション **医療・介護・福祉**	GS5 一般セッション **心理・生体計測（2）**

17:40-19:40	懇親会（会場：スカイラウンジ 11号館11階）

※ 発表時間（一般セッション）は１つの演題あたり１５分（発表１２分，質疑応答３分）です．

特別講演・企画セッション　プログラム

13:40 ～ 15:10

■ SS　特別講演　（A 会場： 321 室）

司会　奥野竜平（摂南大学）

SS-1　人間工学における「見える化」の研究あれこれ

○川野常夫　（摂南大学 副学長 客員教授）

SS-2　視覚障がい者と健常者が共に遊戯できるテーブルゲームの開発

○新川拓也　（大阪電気通信大学 医療健康科学部 医療科学科 教授）

10:00 ～ 12:05

■ OS1　企画セッション　実場面で利用できるウエアラブル・ウエアレス生体計測手法への期待
～様々なデバイス・サービスを試用して活用法を考える
デジタルヘルステクノロジーの正しい活用に向けて～（B 会場：324 室）

オーガナイザー／座長　大須賀美恵子（大阪工業大学）

ワークショップ形式

ワークショップ進行
大須賀美恵子（大阪工業大学），
栗谷川幸代（日本大学），
鎌倉快之（大阪工業大学）

OS1-1　実場面で利用できるウエアラブル・ウエアレス生体計測手法への期待
～様々なデバイス・サービスを試用して活用法を考える
○大須賀美恵子（大阪工業大学），中川千鶴（鉄道総合技術研究所），栗谷川幸代（日本大学），
鎌倉快之（大阪工業大学）

13:20 ～ 13:40

■ OS2　企画セッション　活かそう！人間工学専門家　（A 会場： 321 室）

オーガナイザー／座長　佃五月（人間工学専門家認定機構，シャープ）

OS2-1　人間工学専門家資格制度と取得のメリットについて
○佃五月（人間工学専門家認定機構，シャープ），
榎原毅，仲谷尚郁，松岡敏生（人間工学専門家認定機構）

午前の部（10:00 ～ 12:05）

■ GS1　一般セッション　運動解析　（C 会場：325 教室）　　座長　朝尾隆文（関西大学）

GS1-1　人体の 2 次元剛体リンクモデルを用いた作業動作の最適化に関する研究
○黒川勝永（近畿大学大学院），廣川敬康（近畿大学）

GS1-2　筋骨格モデリングシミュレータを用いた筋活動量の推定に関する研究
○新澤理央（近畿大学大学院），廣川敬康（近畿大学）

GS1-3　モーションキャプチャシステムを用いた歯磨き動作の計測と歯ブラシの把持方法の検討
○大下紗穂（近畿大学大学院），廣川敬康（近畿大学）才木常正（兵庫県立工業技術センター），
荒木望（兵庫県立大学大学院），池澤慎哉，寺西宏悦（医療法人社団 咲生会）

GS1-4　単独の 3 軸加速度センサによるひとの姿勢と動作の推定手法について
○長尾岳澄，有馬正和（大阪公立大学大学院）

休憩（5 分間）

GS1-5　追従動作の機序と必要とされる運動能力
○屋京典（京都工芸繊維大学），甲斐義浩（京都橘大学），幸田仁志（関西福祉科学大学），
権野めぐみ（名古屋女子大学），田中真紀（京都橘大学），
松井知之（丸太町リハビリテーションクリニック），渡邊裕也（びわこ成蹊スポーツ大学），
勝見康平（京都工芸繊維大学），森原徹（丸太町リハビリテーションクリニック），
来田宣幸（京都工芸繊維大学）

GS1-6　協同作業における 2 人の作業者間の同調に関する研究
○田河琴音，川野常夫（摂南大学），松尾英治（松尾電機エンジニアリング）

GS1-7　走幅跳の体育学習におけるストロボ画像の利用が導く能動学習
○東章弘（福井工業高等専門学校）

GS1-8　有酸素運動による環境配慮行動促進の試み：バランスボール運動の設計と試行実験
○尾籠航，尾崎遼太郎，上田樹美，石井裕剛，下田宏（京都大学大学院）

■ GS2　一般セッション　心理・生体計測（1）　（D 会場：326 教室）　　座長　小谷賢太郎（関西大学）

GS2-1　制御焦点理論によるユーザタイプの分類とゲーミフィケーションデザイン要素の関係性
○黒田俊希（大阪市立大学），土井俊央（大阪公立大学大学院）

GS2-2　パッケージデザインが喚起する予期的 UX の分析
○永田蒼衣（大阪市立大学），土井俊央（大阪公立大学大学院）

GS2-3　パジャマ素材の違いが入眠に及ぼす影響
○久保博子，杉浦綾（奈良女子大学），古川ゆめ（元奈良女子大学）

GS2-4　踏切における触覚誘導表示の識別特性に関する予備評価
○豊田航，上山璃稔（近畿大学），尾形真樹（杏林大学）

休憩（5 分間）

GS2-5　アクティブチェア利用時の座位姿勢が VDT 作業時のユーザの心身に与える影響

○野田彩加（大阪市立大学），土井俊央，山下久仁子（大阪公立大学）

GS2-6　皮膚電位計測によるヒトメンタル定量評価方法の開発

○吉兼匠馬，北村健一（鳥羽商船高等専門学校），瀬田広明（東海大学），岡田恭侍（海技教育機構）

GS2-7　船内睡眠環境の改善に向けた船内騒音の追究

○西川斗唯，北村健一，谷水聖奈，藤井陽士，服部仁（鳥羽商船高等専門学校）

GS2-8　ChatGPT により心拍解析手法をまとめたフローチャート開発

○加藤怜，北村健一，吉兼匠馬（鳥羽商船高等専門学校），岡田恭侍（海技教育機構），
瀬田広明（東海大学）

午後の部（15:20 ～ 17:25）

■ GS3　一般セッション　ヒューマンインターフェース・視覚　（B 会場：324 教室）
座長　鎌倉快之（大阪工業大学）

GS3-1　視覚刺激位置による視覚誘発電位の位相の空間的変化と注視点推定への応用
○尾﨑大晟（兵庫県立大学），中谷真太朗（鳥取大学），荒木望，小西康夫（兵庫県立大学）

GS3-2　HMD を用いた仮想空間における奥行き知覚に関する検討
○辻本恵祐（甲南大学大学院），山中仁寛（甲南大学）

GS3-3　視野制限がタッチスクリーンのタップ操作に及ぼす影響に関する基礎的検討
―晴眼と視野狭窄の比較―
○小川詩織，上山璃稔（近畿大学），尾形真樹（杏林大学），豊田航（近畿大学）

GS3-4　VR 空間における坂道歩行時の疑似ステップによる昇降感覚への影響の評価
○庄司匠杜（関西大学），加藤翔大（関西大学大学院），小谷賢太郎，朝尾隆文，鈴木哲（関西大学）

休憩（5 分間）

GS3-5　誤嚥事故体験のレベルと介護経験値の差異にみられる見守り介助の注視点解析
○藤田杏純実（大阪産業大学），伊藤美加子（東大阪大学），後藤彰彦（大阪産業大学）

GS3-6　重心位置算出アプリケーションを用いた学習前後における注視箇所の変化に関する検討
○上田秀治（US デジタルラボ），林亜遊（大阪医療福祉専門学校），西恵理（摂南大学）

GS3-7　対面・ビデオ会議・VR を併用した環境におけるコミュニケーションに関する検討
○中島諒太，石亀篤司（大阪公立大学），片桐眞子（大阪産業技術研究所）

■ GS4　一般セッション　医療・介護・福祉　（C 会場：325 教室）　座長　新家敦（株式会社島津製作所）

GS4-1　旅行困難者が本当に海や山に旅行できるの?を実現するフィールド検証 3
－旅行困難者の海岸・高原遊び検証－
○久保雅義（芸術文化観光専門職大学）

GS4-2　高齢者寝室における温熱環境と主観的睡眠感の経年的変化について
－冬期調査結果からの検討－
○杉浦綾，久保博子，城戸千晶（奈良女子大学）

GS4-3　意思伝達支援のための音声合成手法について
○大島悠人（大阪府立大学），有馬正和（大阪公立大学大学院）

GS4-4　タッチ端末操作における動作特性の加齢変化　―実験方法の検討－
○畠中順子，高橋美和子（人間生活工学研究センター），安久絵里子（筑波大学），
下村義弘（千葉大学），原田悦子（筑波大学）

休憩（5 分間）

GS4-5　筋電位を用いたワイヤ駆動型アシストグローブの開発

○上田海斗，井上剛（大阪工業大学大学院）

GS4-6　調理時における調味料使用量の Wi-Fi 通信機能を用いた無線送信システムの構築

○吉田涼真，西恵理（摂南大学）

GS4-7　舌-硬口蓋接触力計測デバイスを用いた同音発話時における接触位置の比較

○飛鳥倫秀（摂南大学大学院），西恵理（摂南大学）

■ GS5　一般セッション　心理・生体計測（2）　（D 会場：326 教室）　座長　廣川敬康（近畿大学）

GS5-1　乳児の吸啜時における舌運動を模擬した搾乳器の有効性の評価

○逢坂凌（摂南大学大学院），西恵理（摂南大学）

GS5-2　哺乳時における口腔内機構を模擬した乳児モデルを用いた力学的パターンの再現

○真門拓海（摂南大学大学院），西恵理（摂南大学）

GS5-3　リラクセーションを助ける呼吸誘導チェアの開発

○田中一護，大須賀美恵子（大阪工業大学）

GS5-4　効率のよい休憩をとるための呼吸誘導クッションの開発

○浜吉遥斗，大須賀美恵子（大阪工業大学）

休憩（5 分間）

GS5-5　スマートグラスを使用した航海補助システムの開発

○小新琉依，北村健一（鳥羽商船高等専門学校），瀬田広明（東海大学），大﨑脩仁（東北大学）

GS5-6　触覚刺激に痛覚情報を付加することで刺激知覚位置の正確さは向上するか

○永原恵太（関西大学），奥田啓斗（関西大学大学院），小谷賢太郎，朝尾隆文，鈴木哲（関西大学）

GS5-7　ペンの三次元座標を用いた書字動作における個人特性：個人内変動と個人間変動の観点から

○杉山聡一，吉尾陸汰，丸山花音，安井亮太，来田宣幸（京都工芸繊維大学）

GS5-8　血管撮影システムの操作における身体負荷の比較

○市岡聖菜，吉見邦子，水本徹（株式会社島津製作所）

参加者へのご案内

2024 年度日本人間工学会関西支部大会は，摂南大学 寝屋川キャンパス 3 号館において対面形式で開催いたします．

■ 受付は 3 号館 1 階で行います。受付開始時間は午前 9 時 30 分頃を予定しています．
■ 昼食は食堂（2 号館 1 階）およびキャンパス近辺の飲食店，コンビニエンスストアをご利用ください．昼食をお持ちいただいても結構です．飲食が可能な場所につきましては大会当日にご案内いたします．
■ 大会当日は会場内で eduroam による Wi-Fi 利用が可能です．

発表者へのご案内

■ 発表は会場に設置したプロジェクタでパソコンを用いて行います．パソコンは各自ご持参ください．
■ プロジェクタとパソコンを接続するケーブル端子は HDMI です．その他の接続端子を有するパソコンをご使用される方は接続アダプタをお持ちください．
■ 一般発表セッションの発表時間は発表準備を含めて 15 分（発表 12 分、質疑応答 3 分）です．発表時間の厳守をお願い致します．また，スムーズな入れ替えのため，次の発表者はパソコンを立ち上げる等の準備をお願いします．
■ 発表中には、第 1 鈴 11 分（1 回）、第 2 鈴 12 分（2 回）、第 3 鈴 15 分（3 回）を運営側で鳴らします．
■ 持参されるパソコンのトラブルに備え，念のため，発表用スライドのバックアップデータを USB メモリに保存の上，ご持参ください．
■ 人間工学会会員の 35 歳未満，または学生・大学院生の筆頭発表者は，2024 年度日本人間工学会関西支部大会の優秀発表賞の対象となります．なお，優秀発表賞は，研究の独創性，発展性，妥当性，プレゼンテーションの適切さ等を考慮して，座長および評価者の計 3 名で審査します．

座長へのご案内

■ セッション開始前に若干の時間の余裕がありますので、事前に発表者の参加を確認してください．
■ 進行については一切を座長にお任せしますが，大会スケジュールの管理上、セッション終了時間が延長されないよう時間管理にご配慮ください．
■ 発表者が現れない場合、次の発表者を繰り上げてください．また、PC の不具合等で発表が始められない場合には，司会者のご判断で発表順を入れ替えてください．
■ 発表時間のタイムキーパーは，運営側の計時係が行います．

SEGs 課題番号について

日本人間工学会では SEGs（Sustainable Ergonomics Goals）2040 とし 9 目標，41 の解決すべき課題，105 の取り組むべきアクション項目で構成された提言書を 2022 年 5 月に作成しました（詳細は https://www.ergonomics.jp/usertype/company/14120.html）.

これを受けて日本人間工学会関西支部では 2022 年度の支部大会より，企画セッションと一般セッションでの講演について，講演内容と SEGs 目標（持続可能な人間工学目標）との関連性を検討いただいております．また，各講演論文の内容に関連する SEGs 目標のシンボルをタイトル右上に記載しております.

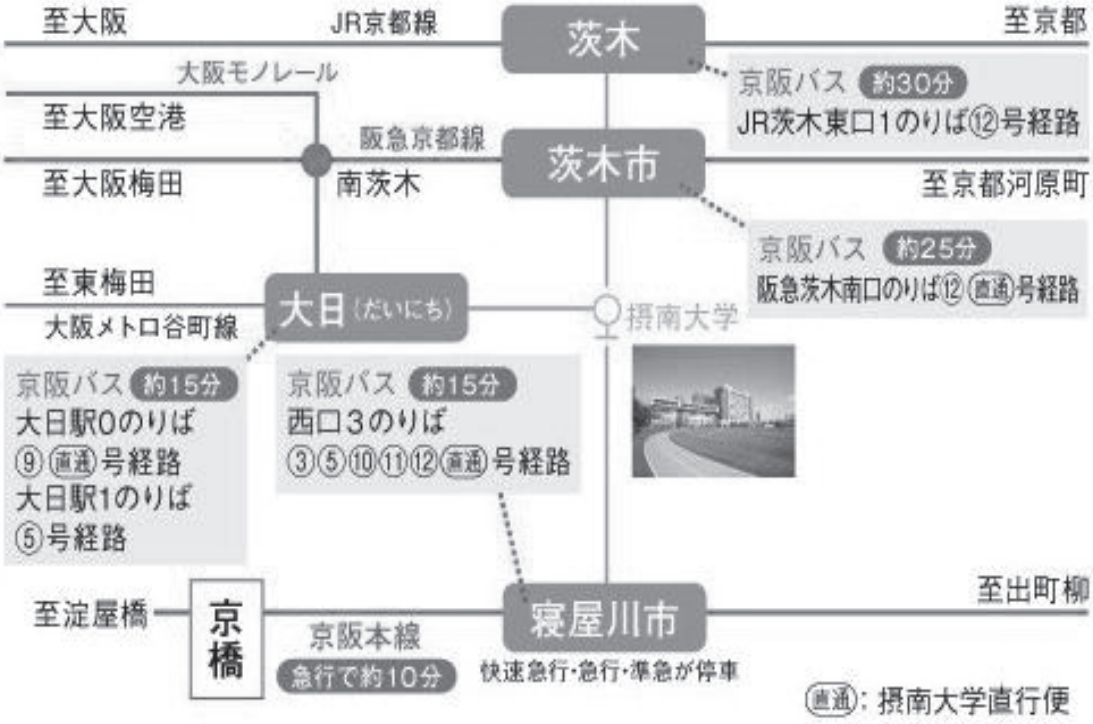
なお，SEGs 2040 によって設定された 9 つの持続可能な人間工学目標と，国連が掲げる SDGs（Sustainable Development Goals）との関連は以下となります.

SDGs	SEGs	SEGsの目標
		システムズアプローチですべての人の健康・福祉増進の仕組みを作る
		人間工学教育の裾野を広げ複雑な社会生態システムの課題を解決する
		ジェンダー平等に資する人間工学応用を社会常識にする
		システムズアプローチを活用して全方位調和型の持続可能な社会基盤をつくる
		人間工学で新たな働きがい・新たな社会経済価値を創造する
		人間工学で産業・技術革新×人々の調和を図る
		人間工学で住み続けられるまちをつくる
		循環型社会システムを人間工学で実装する
		ステークホルダーの相互作用をデザインしSDGs課題を解決する

会場への交通アクセス

会場：摂南大学 寝屋川キャンパス ３号館

〒572-8508 大阪府寝屋川市池田中町 17-8

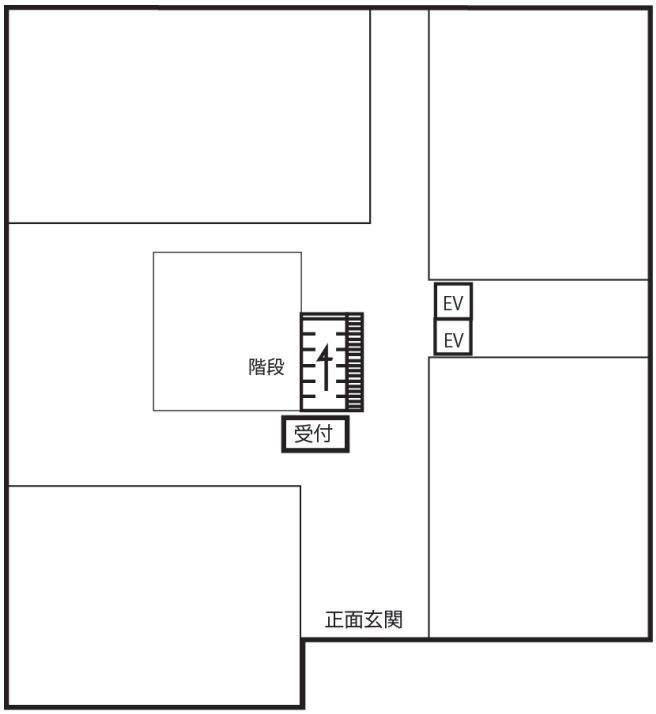


●京阪本線「寝屋川市」駅（南出口）から京阪バスに乗車し「摂南大学」下車。
●大阪メトロ谷町線・大阪モノレール「大日」駅から京阪バスに乗車し「摂南大学」下車。
●JR京都線「茨木」・阪急京都線「茨木市」駅から京阪バスに乗車し「摂南大学」下車。

会場平面図

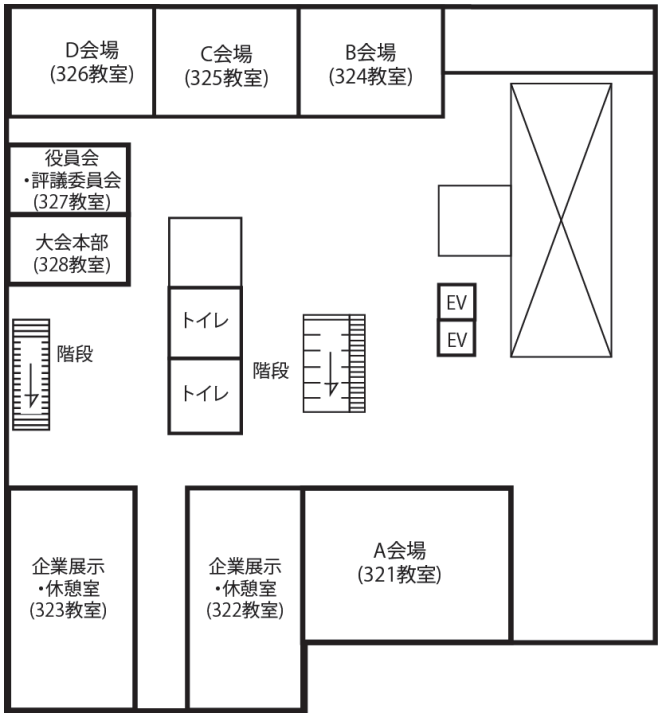
摂南大学 寝屋川キャンパス　３号館

【１階】



バス停

【２階】



基調講演 SS-1（A 会場：321 教室）

人間工学における「見える化」の研究あれこれ

川野常夫　（摂南大学 副学長 客員教授）

川野常夫教授のご略歴

1977 年 神戸商科大学 商経学部管理科学科 卒業（経営学士），1979 年 神戸大学大学院 工学研究科 システム工学専攻 修士課程修了（工学修士），1982 年 神戸大学大学院 自然科学研究科 生産科学専攻 博士課程修了（学術博士），同年，神戸大学助手，1984 年 大阪府立工業技術研究所 研究員，1991 年 摂南大学工学部経営工学科助教授，2001 年 摂南大学教授，2010 年 同大理工学部機械工学科へ移籍，2016 年 理工学部長， 2019 年 副学長 現在に至る．研究は，人間工学，バイオメカニクス，デジタルヒューマン，生体計測などに従事．日本人間工学会 会員（2014～15 年 関西支部長），精密工学会 会員（フェロー，名誉会員），スマートライフ学会 理事，日本機械学会 永年会員，関西工学教育協会　監事，日本工学アカデミー　会員．

2024 年度 日本人間工学会関西支部大会

人間工学における「見える化」の研究あれこれ

Various Studies on "Visualization" in Human Factors / Ergonomics

川野常夫
摂南大学
KAWANO Tsuneo
Setsunan University

1. はじめに

筆者がこれまでに取り組んできた 40 余年間にわたる人間工学研究を「見える化」を軸にまとめてみた.「見える化」を意識するしないにかかわらず，振り返ってみれば，ほとんどの研究に「見える化」が関わっていたことに今更ながら気づいた次第である. 当然のことながら，研究は新しい知見を生み出すことであり，工学は役に立つものを創造することであるので，人間工学における研究において，新しい知見を役に立つものにする過程で「見える化」という手段を用いてきたように思う．本稿では断片的ではあるが，人間工学における「見える化」の研究を過去の研究も含めて紹介する．各研究における「見える化」の部分の羅列になるきらいがあるが，詳細は参考文献を参照されたい.

2. 見える化とは

「見える化」はトヨタの製造現場で生まれた用語であり，近年では経営管理全般に拡大適用される問題解決ツールとなっている. 村田ら[1] は,「見える化」は手段・方法論で，その先に達成すべき「目的」，すなわち「意識付け」,「情報の共有化」,「創造性や生産効率の向上」などがある．また，社会全体へ普及するにつれて，様々な「気づき」を得るための手段に進化していったと述べている. そのほか李ら[2] は,「見える化」の定義を，基本になる情報，データを示すことで，現場の人が自ら気づき，問題意識を高め，自ら改善する努力をする現場環境をつくることであると定義している. さまざまな事実や問題が「目に飛び込んでくれば人間は行動を起こす」というのが「見える化」のポイントであると述べている.

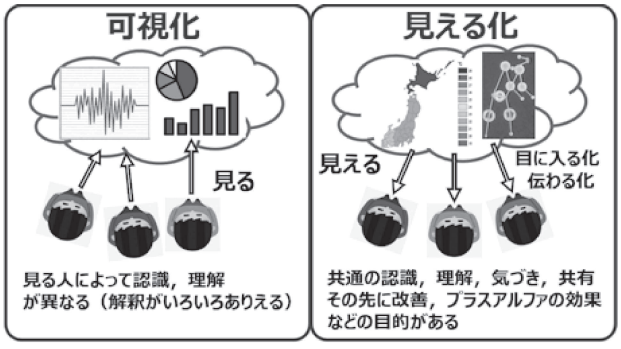


図 1　可視化と見える化

「可視化」との違いを含めて，以上をまとめると図 1 に示すように,「可視化」と「見える化」は見えないものを見えるようにする点で共通しているが,「可視化」は意志をもって見る行為を伴い，見る人によって認識や理解が異なる意味合いを含む. 一方,「見える化」は特に見る意志がなくても見えるもので，目に入ったり伝わったりすることで，人々に共通の認識，理解，気づき，共有があり，その先に改善やプラスアルファの効果などの目的がある.

「見える化」の効果には次のようなものがある.

① 現実世界では見えないものが見える
② それまで知られていない特性を発見する
③ 良し悪しの判断や改善指針が明確になる
④ スキルの伝承・活用の一助となる
⑤ 未然の事象を体験できる

表 1 に本稿で紹介する「見える化」の対象と研究事例を示す．次章以降にそれぞれについて述べる.

表 1　人間工学における「見える化」研究

	見える化の対象	研究事例
1	身体機能	作業姿勢安定性，作業場の視認性
2	身体内部	前腕骨，脳の機能
3	身体負荷	人体ダイナモグラフィ，サーモグラフィ，AIカメラ
4	腰痛警告	腰痛判定カメラ
5	身体スキル	ダンス同調度
6	仮想被験者	ARベッド，AR車いす，リーチゾーン
7	災害リスク	災害AR
8	アバター	メタバース

3. 身体機能

3-1. 作業姿勢安定性

図２に作業姿勢の安定性評価法を開発した例を示す．これはデジタルヒューマンを用いて床の支持基底面と重心着力点(COP)を見える化し，不安定度を求めるものである．これによって作業環境の改善が可能となる．

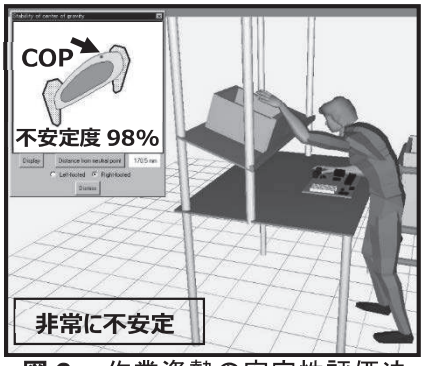


図２　作業姿勢の安定性評価法の開発 [3)]

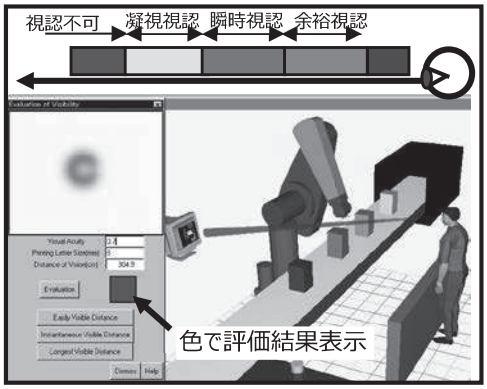


図３　作業場の視認性評価法の開発 [4)]

3-2. 作業場の視認性

図３に作業場の視認性評価法を開発した例を示す．これは作業中に目で確認すべき情報が正しく視認できるかどうかを事前にチェックするためのシステムである．余裕視認距離や凝視視認距離などと視力との関係を実験によって導出し，その結果をデジタルヒューマン Jack に組み込んだ．

4. 身体内部

4-1. 前腕ひねりの内部機構

橈骨と尺骨からなる前腕のひねり動作の機構を明らかにするため，ひねりの角度ごとに CT 撮影を行って，3 次元画像で再構成した結果を図４に示す．結果として，手首側の尺骨の周りを橈骨が旋回することで「ひねり」が行われることがわかった．

4-2. ケータイによる会話と脳活動

ケータイの会話が電波状況によってブツブツ途切れても，人間は補間をして会話を続けることができる．そのときの脳の活動を MEG により測定を行った結果，会話音声の途切れ時のみに現れる信号源を発見した（図５A）．その分，脳の負担は増加する．

5. 身体負荷

5-1. 人体ダイナモグラフィとサーモグラフィ

人体の各部に作用する力（負荷）は目には見えない．図６は，運動方程式を解くことによって求めた関節トルクを関節まわりにリングと色で表示したもので，人体ダイナモグラフィと名付けた．図７は図６と同じ運動をしたときのサーモグラフィを示しており，両者はほぼ同様に身体負荷を見える化できている．

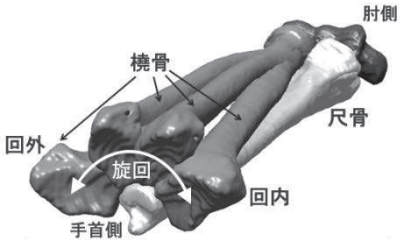


図４　前腕ひねり動作における橈骨と尺骨 [5)]

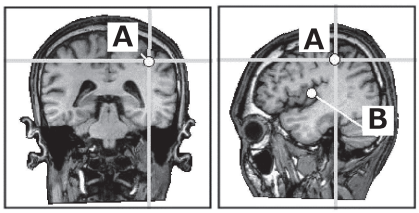


図５　ケータイの会話音声が途切れた際の脳活動の信号源の位置 [6)]
（A:会話音声途切れ時のみ，B:ピュアトーン途切れ時も見られる）

5-2. AI カメラによる身体負荷の見える化

昨今，AI の力を借り，身体の映像だけから姿勢推定をする技術が普及してきている．図８は独自に開発した AI カメラで関節点の座標を取得し，関節まわりのトルクを見える化した例である．このカメラは被験者を何ら拘束することなく，狭い現場でもありのままの作業負荷を評価することができる．

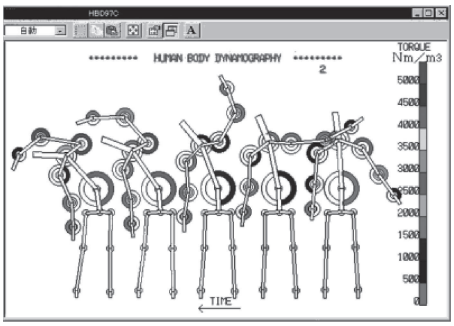


図６　人体ダイナモグラフィによる関節トルク [7)]
（体を横に曲げるラジオ体操）

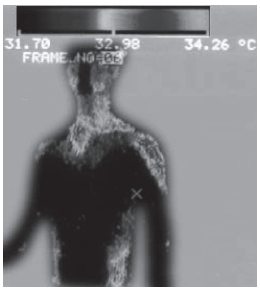


図７　サーモグラフィによる体表面の温度分布 [7)]
（体を横に曲げる体操後）

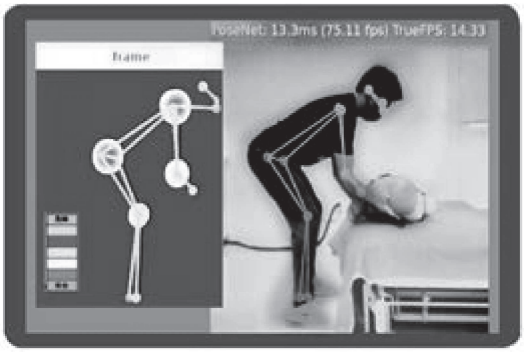
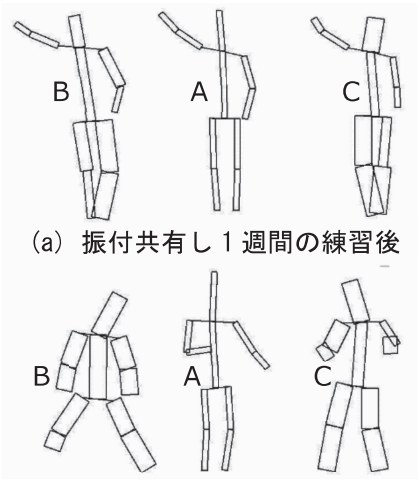


図８　AI カメラによる身体負荷のリアルタイム表示 [8)]

6. 腰痛警告

図９はある作業姿勢によって腰痛を発症する危険性があるか否かを判定し，危険性がある場合に腰痛を防止するための改善姿勢をアドバイスする例を示す．これはタブレット PC 内蔵のカメラで姿勢を撮影することによって，腰痛を判定するため，このシステムを腰痛判定カメラと名付けた．このシステムでは，人体の骨格モデルを作成するために，指で関節点をタップする必要があるが，得られたモデルから椎間板圧迫力を自動で推定する．

図９　腰痛判定カメラによる姿勢改善アドバイス [9]



(a) 振付共有し１週間の練習後

(b) 振付共有・練習なし，即興

図１０　グループダンスの同調度の見える化 [10]**（ダンス中の１シーン）（各パーツの幅が太いほど非同調）**

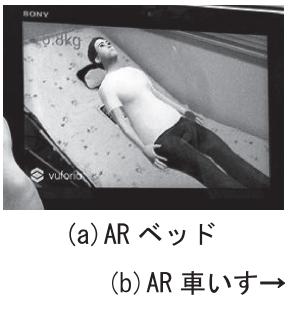
7. 身体スキル

図１０にグループダンスにおける同調度を見える化した例を示す．同調度は 5-2 節で述べた AI カメラを用いて 3 名によるダンスを撮影し，身体各パーツの時々刻々の水平軸とのなす角度を求め，対応するパーツ間の相関係数から求めた．ここでは 3 人が同じ振付で踊り，ダンサーA をリーダーとして，ダンサーB, C がフォローすることとし，図(a)はあらかじめ振付を共有し 1 週間の練習後の１シーンを，図(b)は振付の共有も練習もなく，即興でダンサーA に従う 1 シーンを示している．図では同調度を見える化するために，各パーツの幅が太いほど同調していないことを示すようにしている．図(b)のほうが同調度が低いことがわかる．

8. 仮想被験者

8-1. AR ベッド，AR 車いす

AR（Augmented Reality）は現実の映像に仮想の情報を付加することによって現実が拡張される技術である．ここでは人間の周りの現実の映像（ベッドや車いすなど）に仮想の被験者を付加し，現実と仮想人間の適合性評価を行う．これらを行うために，AR マーカーを用いている．図１１(a)では現実のギャッチベッドに仮想の高齢者を寝かせ，背上げをするときの腰の負担を推定している．図(b)では，車いすに仮想の高齢者を座らせ，ハンドリムの大きさや座面の高さ，転倒のリスクなどを評価している．



(a) AR ベッド

(b) AR 車いす→

図１１　仮想被験者によるギャッチベッドと車いすの評価 [11]

8-2. AR リーチゾーン

図 12 は，現実の作業テーブルに仮想のデジタルヒューマンを付加し，手の届く範囲（リーチゾーン）を表示している．これによって，実際の作業者が作業をする前に，仮想の作業者で位置合わせをするなど作業環境を整備することができる．

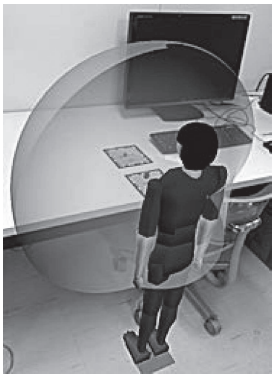


図１２　AR リーチゾーン [12]

9. 災害リスク

現実に生活する空間に火災や地震などの災害が発生するとどうなるかを体感する目的で，図１３に示すような災害 AR を開発した．図(a)は日々生活する部屋に仮想の火炎を表示した例である．図(b)は地震発生時に部屋の壁の剥離を表示した例である．図に示す AR マーカーを貼り付ける際に，壁に垂直な軸まわりに回転させることで，剥離のサイズを自在に変更することができるようにしており，これによって，壁のサイズに合わせたり，被害の大きさを変更したりできる．

10. アバター

アバターは自身の分身となるキャラクター像のことで，主に

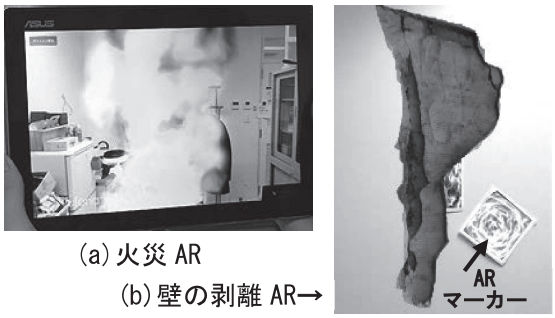


図１３　災害 AR[13)]

インターネット上の仮想空間であるメタバースにおけるコミュニケーションで用いられる．このアバターは現実の自身から開放され，潜在的な自身を見える化するものと捉えることができる．図１４に独自に開発したメタバースにおける会話の様子を示す．自在に創作できる仮想世界で実験を行った結果，会話相手や会話内容の個々に最適な環境が構築できることが示唆された．

11. おわりに

筆者がこれまでに取り組んできた研究を,「見える化」という観点でまとめた．それぞれ「見える化」することによって, 新たな気づきや効果につながり, 次のステップへの手掛かりとなることが確認された．人間工学研究における「見える化」は，五感やヒューマンエラーの見える化など，まだ多くの課題が残されている．今後の展開に期待したい．

参考文献

1) 村田康一, 近藤修司 :「見える化」 の対象・方法の動向に関する調査研究: 今, 何故 「見える化」なのか?, 研究・技術計画学会年次学術大会講演要旨集，21,pp.181-184(2006).
2) 李萌, 佐藤建吉, 小高文博 : 風力エネルギー利用の見える化・分かる化・出来る化 (第 2 報), 風力エネルギー利用シンポジウム, 35,pp.309-312 (2013).
3) 川野常夫，西田修三ほか 3 名 : 重心着力点と脚部筋負担の計測に基づいた作業姿勢不安定度の定量化, 精密工学会 2006 年度関西支部講演論文集, pp.45-46(2006).
4) 川野常夫 : コンピュータマネキンにおける視認性評価機能の開発，人間工学，第 38 巻特別号，pp.492-493(2002).
5) 川野常夫，福井　裕，杉村延広 : ＣＴ画像に基づいた前腕回内回外運動のための 3 次元骨格モデルの構築，日本機械学会 2006 年度年次大会講演論文集(5)，No.06-1,pp.95-96(2006).
6) Takashi Hamada, Sunao Iwaki, Tsuneo Kawano: Speech offsets activate the right pariental cortex, Hearing Reseach, Vol.195,Issues 1-2, pp.75-78(2004).
7) 川野常夫，橋本正治ほか 3 名 : 人体ダイナモグラフィによる関節トルクの可視化に関する研究, 精密工学会誌，Vol.60,No.3，pp.436-440(1994).
8) 田河琴音，川野常夫，松尾英治 : 身体負荷可視化用 AI カメラの開発，日本人間工学会第 63 回大会，2D2-06,pp.1-2(2022).
9) 川野常夫，福井　裕 : タブレット PC によりゲーム感覚で学べる腰痛誘発姿勢の学習支援ツール, 教育システム情報学会研究報告，Vol.30,No.1, pp.37-40(2015).
10) 田河琴音，川野常夫，松尾英治 : 高速度 AI カメラによるグループ競技ダンスの同調評価, スマートライフ学会 2024 大会論文集, pp.102-107(2024).
11) 川野常夫，福井　裕，西尾　大 : AR 技術を応用した仮想ユーザによる実体物のユーザビリティ評価，人間工学，第 54 巻 特別号, pp.1-2(2018).
12) 福井裕，川野常夫，杉村延広 : 実オブジェクトとのインタラクションが可能なデジタルヒューマンの提案（第２報），人間工学，第 50 巻，特別号，pp.410-411(2014).
13) 川野常夫，福井　裕，池内淳子 : AR による疑似体験を応用した災害避難訓練法の開発，人間工学, 第 52 巻，特別号，pp.358-359(2016).
14) 岩永岳浩，喜納大輝，小林智，川野常夫 : メタバースの開発とアバター間の最適なコミュニケーション環境の模索，スマートライフ学会 2023 年大会論文集，pp.38-40(2023).

図１４　メタバースにおける会話 [14)]

基調講演 SS-2（A 会場：321 教室）

視覚障がい者と健常者が共に遊戯できるテーブルゲームの開発

新川拓也　（大阪電気通信大学 医療健康科学部 医療科学科 教授）

新川拓也教授のご略歴

1970 年生まれ. 1993 年 大阪電気通信大学工学部応用電子工学科卒業, 1999 年同大大学院 博士課程満期退学. 2001 年 大阪電気通信大学講師, 2006 年 同助教授. 2011 年 同教授. 医療福祉工学分野において生体計測と信号解析の研究を基本としながら, エンターテインメント分野にも関心を広げ, 障がい者と健常者が共に遊戯できる環境の構築に従事. 2008 年 ESEM(European Society of Engineering and Medicine) Award, 2020 年一般社団法人ライフサポート学会フロンティア講演会論文賞など受賞. IEEE, 電気学会, 電子情報通信学会, 日本生体医工学会などの各会員. 博士（工学）.

視覚障がい者と健常者が共に遊戯できるテーブルゲームの開発

Development of a Table Game for Inclusive Play Between Visually Impaired and Sighted Individuals

〇新川拓也*
*大阪電気通信大学 医療健康科学部
NIIKAWA Takuya*
*Faculty of Medical Science and Health-Promotion, Osaka Electro-Communication University.

1. はじめに

日本において，視覚障がい者の数は 2022 年時点で約 27.3 万人とされており [1]，その多くが中途視覚障がい者である．視覚障がい者は日常生活において多くの困難を抱えているが，その一つとして娯楽やレクリエーション活動へのアクセスの制限が挙げられる．特に，「遊び」や「ゲーム」は，健常者との共生を促進する社会的な場として，交流やコミュニケーションの機会を提供し，相互理解を深めるために重要な役割を果たすものである．

しかし，現状の多くのゲームは視覚的要素に大きく依存しているため，視覚障がい者にとって参加が難しいものが多い．このため，視覚障がい者は健常者と共にゲームを楽しむ機会が限られ，結果として孤立感を抱く要因となっている．視覚障がい者が健常者と共に平等に遊戯を楽しめる機会を創出することは，単なるエンターテイメントの範疇を超え，障がい者と健常者の交流を促進し，インクルーシブな社会の形成に寄与するものである．

本研究では，視覚障がい者と健常者が共に楽しむことができるテーブルゲームの開発を目的としている．本稿では特に，著者の現在までの取り組みを具体的に示す．

2. 音声ゲームシステム“kikimimi”

本研究の開始時において，まず市販のトランプカードに RFID タグを貼付し，カードを RFID リーダにかざすことで音声によってスートと数字が読み上げられるシステムを構築した．一般的なカードゲームでは，はじめに配られる手札と場に出す札によってゲームを進行させるケースが多くみられ，トランプも同様である．そこで自身の手札はイヤホンが装着された RFID リーダを用い，場に出された札はスピーカを通じて全プレーヤに情報伝達できるようにして，多くのトランプゲームを実現させるようにした．

その後，視覚障がい者と健常者の情報授受手段の平等性を担保するために，視覚情報を遮断する目的でトランプの絵柄を消去した“白いトランプ”の実現，さらには，札よりも持ちやすい立体コマの設計を行った．最終的には RFID リーダと音声出力装置を一体にして小型化し，ゲームシステムの名称を“kikimimi”として公表し [2]，本体に備えた SD カードを入れ替えることによってトランプ以外の様々なカードゲームが遊戯できるようにした．“kikimimi”遊戯中の概観を図 1 に示す．

図 1　“kikimimi”

3. “touch the sky”の開発とゲームの分析

“kikimimi”は，手札（手コマ）など自身でのみ情報を得る必要がある場合においては，１つ１つイヤホンから聞き取る必要がある．一度聞いた情報を忘れてしまい，何度も繰り返し聞くケースも多く，ゲームの遂行に時間がかかるケースが散見された．

このようなことから，ゲームルールについては限定されるものの，コマ自体に彫塑を施して触覚でコマの判別を可能にした新しいゲームシステムの構築に着手した．具体的には，コマの形状，触覚テクス

チャを異にして，触るだけでコマの持つ情報を判別できるようにし，加えて RFID タグを貼付して他のプレーヤにその情報を音声で伝えるしくみを有す，“touch the sky”を新たに開発した．本ゲームは，プレーヤが 3 名で，星，月，太陽の彫塑が施されたコマで遊戯し，場に提示されたものと同じコマを手元から出して，最も早く手コマがなくなったものが勝ちとなる．コマの種類には，場のコマを変更させるものの他，相手に余分なコマを取らせるような攻撃コマなどがあり，戦略性を付加するようにしている．“touch the sky”のコマの例と遊戯中の様子を図 2 に示す．

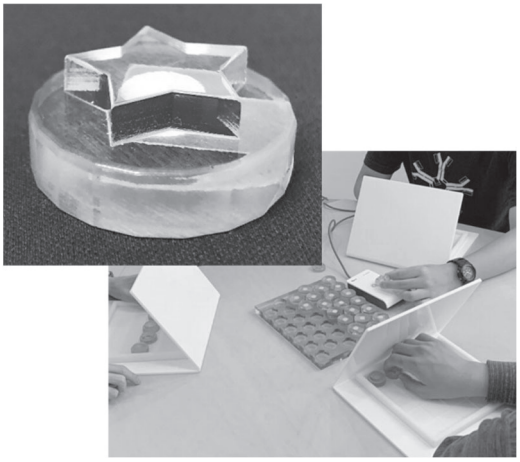


図 2　“touch the sky”のコマの例と遊戯中の様子

4. “touch the sky”における戦略性の検証

中途視覚障がい者は人生の途上において視機能を失うため，無力感を感じる場合も少なくない．本研究では，“touch the sky”が視覚障がい者に対してエンパワメントを促す環境となり得るか，そのためにはどのような要素が必要なのかを明らかにするために，本ゲームの戦略性について分析を行っている．本ゲームを用いて視覚障がい者に対してエンパワメントを促すためには，ゲーム遂行のために視覚を必要としないこと，自身が有する機能で戦略を立て，適用することが可能でそれが勝率に反映されること（偶然性のみで勝敗が決まらないこと）が重要である．本研究では，戦略を持つプレーヤと持たないプレーヤのモデルを構築し，コンピュータシミュレーションによって対戦して勝率を求めることで戦略性の有無を調べた [3]．戦略を持つプレーヤはゲーム中に得られるデータを基に過去の対戦記憶から最適なコマを出す．一方，持たないプレーヤはルールのみを守り，出せるコマはランダムに出す．これらのモデルを構築し，10 万回のシミュレーションを行った際の勝率を図 3 に示す．なお，戦略を持たないプレーヤにおいて，検証 1 については出すコマはランダム，検証 2 においては可能ならば他者の上り阻止のみ行うようにした．その結果，戦略を持つプレーヤのほうが勝率が高く，“touch the sky”において勝利するためには戦略の適用が効果的であることが示された．

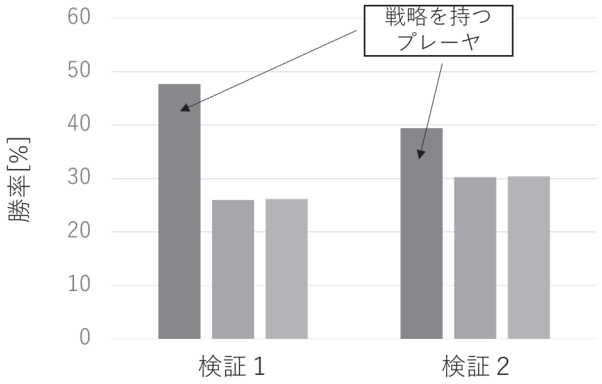


図 3　シミュレーションの結果
※検証 2 の戦略を持たないプレーヤは，自身が攻撃コマを持っている場合，他者の手コマが 1 個の時にそれを出す

5. まとめ

本稿では，視覚障がい者，健常者共にゲームを楽しむ環境を構築することを目的として，それぞれが同一のルールの下に平等に遊戯できるテーブルゲームの開発について述べた．今後はそのゲームが持つ戦略性の性質について，より詳細な分析を進める予定である．

参考文献

1)　厚労省: 令和 4 年生活のしづらさなどに関する調査（全国在宅障害児・者等実態調査）

2)　新川拓也: 新感覚を提供する音声ゲームシステム”，電子情報通信学会誌, Vol.93, No.9, pp.792-796 (2010).

3)　米倉寛稀, 河内了輔, 前田義信, 新川拓也:触覚を用いて遊戯を行うテーブルゲームの開発，ライフサポート学会第 27 回フロンティア講演会, G9-2, p.126 (2018)

企画セッション 1（B 会場：324 教室）

OS1　実場面で利用できるウエアラブル・ウエアレス生体計測手法への期待

～様々なデバイス・サービスを試用して活用法を考える

デジタルヘルステクノロジーの正しい活用に向けて～

OS1-1　実場面で利用できるウエアラブル・ウエアレス生体計測手法への期待

～様々なデバイス・サービスを試用して活用法を考える

PIE 研究部会企画ワークショップ
実場面で利用できるウエアラブル・ウエアレス生体計測手法への期待
～様々なデバイス・サービスを試用して活用法を考える

Expectations for wearable and wear-les bio-signal measurements in real-world situations
～Discussion on how to utilize various devices and services through trial use

○大須賀美恵子*，中川千鶴**，栗谷川幸代***，鎌倉快之*
*大阪工業大学　**鉄道総合技術研究所　***日本大学
OHSUGA Mieko*, NAKAGARA Chizuru**, KURIYAGA Yukiyo***, KAMAKURA Yoshiyuki*
*Osaka Institute of Technology, **Railway Technical Research Institute, ***Nihon Univ.

1. はじめに

日本人間工学会 PIE 研究部会（以降，JES_PIE）[1]は，IEA（International Ergonomics Association）の Technical Committee（TC）であった Psychophysiology in Ergonomics（PIE）の日本支部として，2015 年 4 月に設立された．設立当時，活動が低下していた PIE を日本発で盛り上げるとともに，従来の生理心理計測手法とこれを人間工学分野に適用する際の方法を議論し，新しい生理計測手法や装置に関する情報交換や課題抽出を行う活動を始めた．その後，IEA での TC である PIE は発展的に解消され，生理心理計測に関する議論は Neuro Ergonomics を経て，Affective Design や分野に特化した TC で継承されている．

JES_PIE はこれまでに，人間工学分野の目標である well-being の実現に向けて，PIE 研究応用のグッドプラクティス事例から実社会への活用方法を思索し，倫理的な側面についても議論を進め，啓蒙活動を行ってきた．第 1 期 5 年（初代部会長の三宅晋司（元産業医大）の活動を継承し，2021 年からの第 2 期（部会長大須賀美恵子（大阪工大））は，実場面への活用に重きを置き，「いつでもどこでもあなただけ」というキャッチフレーズを掲げ，個人の特性，その時の状態と反応を多面的に捉え，「あなた」のためにカスタマイズされた評価手法を検討している[2]．

2. 実場面計測に向けて

生理心理計測の活用には，実験室内での実験・研究と実場面でのデータ蓄積の 2 つのアプローチが必要である．統制された実験条件下での精度の高い計測手法の開発と評価は新しい手法や生理メカニズムの解明に欠かせない．一方，実験室で得られた知見を実場面に活用するには，現場に受け入れられ，被測定者に受容される計測手法に置き換える必要がある．実場面での被測定者に測定を意識させない連続的なデータ取得により，被測定者の自然な反応を捉えられる反面，身体活動やセンサ装着状況，環境（温熱，光，音，対人）が取得データに与える様々影響を考慮した評価を行わなければ誤った解釈をする可能性がある．そこで，誰のどんな状態・変化をどこで測りたいのかによって計測・解析手法を選択する必要がある．また必要な評価精度は，その結果をどのように活用するのかによって変わる．また，個人差や個人内変動への対応は，実験室実験では実験デザインと統計処理によって対処しているが実場面では対処が難しい課題である．

実験室における評価結果をそのまま実場面に適用するのではなく，ある程度大規模なデータ蓄積を伴うフィールド実験・研究の段階が必要だと考えている．この段階では，実場面でのノイズ混入の要因を見極めた上で，評価結果の誤解釈が生じる可能性を抽出し対策を講じるが，これには計測された生の波形を確認する必要が生じることが多い．市販されているウエアラブル機器やサービスは，この段階をすでに経て市場に投入されていると期待したいところだが，この検証プロセスの方法や結果が開示されていないことが多く，この場合，活用する前に研究者自ら確認・検証しなければならない．しかし，この検証に必要な要求仕様（生波形が取得できる，計測不備への対処や指標の定量化アルゴリズムが開示されている）を満たすデバイスは希少である．これには市場原理と企業秘密の壁によるところも大きく，企業が独自の研究チームを要することにも限界がある．精度検証がなされていないデバイスの不適切な活用は，得たい効果が得られないばかりでなく，生理心理計測への信頼にも関わる．デバイス・サービスの提供者，IoT 技術者・データサイエンティストなど多様なステイクフォルダとの議論の場を提供し，解決策を探りたいと考えている[3][4]．

3. WS の概要（計画中）

今回の WS も前述のような思いから企画した．時間と場所が限られるため提供できる/されるデバイスは多くないが，デモと試用を通して，各デバイスの特性（含，限界や課題）を見極めた活用法を議論できればと考えている．デモとしては，著者らが被計測者となって実際に各デバイスで測定しながら計測状況（波形や定量化した指標値の変化）を見せ，ノイズの乗り方や指標間の関係性，デバイス間のデータの比較などをできればと考えている．また，来場者自身が興味のあるデバイスを自ら被計測者となって試用しいろいろと計測状況を試してもらえればと考えている．

具体的な実施内容の例を下記に示す．

1) リストバンド系の脈拍・活動量計の比較

複数のリストバンド型デバイス（普及/研究用/試作版）を用意する予定である．これらは光電式脈波センサを用いているため，得られるのは脈拍数である．胸部に貼り付けて心電図を計測するデバイスも用意する．これらのデバイスの出力を比較することで，どんなときに差異が生じるか，そのときに各デバイスはどのような出力を出すかを確認する．一部のデバイスで計測できる皮膚電気活動についても計測回路と部位の違いによる波形の違いを確認する．

2) 呼吸計測デバイス・手法

これまでの PIE 企画セッションで，呼吸計測の必要性や意義，計測方法について説明してきた[2)5)]が，呼吸を測るのはハードルが高いという意見を多くいただいた．このためこの WS では，センサ装着型，シャツ型，クッション組込み型（ウエアレス）など様々な呼吸計測デバイス・手法を持ち寄り，場面・状況・要求精度に応じて活用できそうな手法を，デモ・試用しながら議論したい．

3) 心拍変動への呼吸の影響の体験

同じく，これまでの企画セッションなどで，心拍変動には呼吸や呼吸が変容する発話の影響が大きく，これを加味した解釈をしないと間違った評価をしてしまうという説明を繰り返してきた[5)]．ここでは，実際に，自身の呼吸を変えたり発話したりして，瞬時心拍の変化と心拍変動指標がどのように変化するかを体験していただければと考えている．

4) RGB カメラを用いた非接触計測の体験

ウエアレス計測の代表的かつ簡便な例として，web カメラ（RGB カメラ）1 台だけで計測（推定）できる生体反応・指標を紹介する．視野からはずれると計測できないのは当然であるが，頭部の動きや向きの変化，手や手に持っているものによる遮蔽などが計測不備，精度低下につながる[7)]．体の動きや顔向きの変化の影響とその対処方法の効果などについて，自ら試していただく．

4. 倫理的配慮

一部の試作装置は展示会などのイベントにおけるデータ収集に関する倫理審査を受審し承認を受けている．口頭による説明をして承認（簡略化インフォームド・コンセント）が得られた場合は，取得したデータを保存し匿名化して PIE 研究部会が作成する報告書などに掲載することがある．それ以外の場合には，取得したデータは保存しないか，ワークショップ終了時点で削除する．ただし，試用中のデータはその場の参加者に開示される．開示されるデータの種類と意味を説明して参加に同意した人のみに試用してもらう．

5. おわりに

今回の WS で取り上げる生理反応やデバイスはごくわずかである．今後もこのような活動を継続していきたいと考えているが，PIE 研究部会は 2 期の最終年度を迎えており，今後の活動の在り方を議論しているところである．

参考文献

1) PIE 研究部会: https://www.ergonomics.jp/TG/PIE/ (最終閲覧 2024.10.18)

2) 大須賀美恵子, 栗谷川幸代: 日常・産業場面における ウエアラブル生体計測デバイスの活用と課題 ～いつで もどこでもあなただけをめざして～(2), 人間工学, Vol.59, No.5, pp.232-233 (2023).

3) 大須賀美恵子, 栗谷川幸代, 中川千鶴, 黒坂知絵: デジタルテクノロジーを活用したメンタルヘルスケアと人間工学-生理心理計測の応用可能性と技術課題. 人間工学, Vol. 59, No.6, pp.285-287 (2023).

4) 中川千鶴: 特集: 現場主体の改善活動をデータで支える, 人間工学, Vol.60, No.4, pp.199-200 (2024).

5) 大須賀美恵子, 栗谷川幸代, 中川千鶴, 黒坂知絵: 心拍変動指標を用いたストレス評価の妥当性について－LF/HF はストレス指標 と言えるのか？－, 人間工学, Vol.59, No.1, pp.37-38 (2023).

6) Y Kamakura, H Takeuchi, M Ohsuga: Contactless and low-burden measurement of physiological signals and comparison of obtained indices, Proceetings of 21 st Congress of the International Ergonomics Association, pp.615-619 (2021).

企画セッション 2 (A 会場：321 教室)

OS2　活かそう！人間工学専門家

OS2-1　人間工学専門家資格制度と資格取得のメリットについて

人間工学専門家資格制度と資格取得のメリットについて

Introduction of the JES Certification Program for Professional Ergonomists

○佃五月*, **，榎原毅*，仲谷尚郁*，松岡敏生*
*人間工学専門家認定機構　**シャープ株式会社
Satsuki TSUKUDA*, **, Takeshi EBARA*, Takafumi NAKATANI*, Toshio MATSUOKA*
*The Board of Certification of Professional Ergonomists, **Sharp Corporation

1. 人間工学専門家資格制度とは

本制度では，『人間工学の知識，技術，問題解決能力を充分に持ち，それを実践できる人材』に対し，人間工学専門家認定機構(BCPE-J)が試験等を実施し、(一社)日本人間工学会(JES)が資格を認定している. 2003 年 8 月に発足した後，本資格は，2007 年 5 月に国際人間工学連合(International Ergonomics Association：IEA)の認証も取得しており，米国の BCPE(Board of Certification in Professional Ergonomics)や欧州の CREE(Centre for Registration of European Ergonomists)とともに国際的な人間工学の専門家として通用する資格となっている．日本では，この他に段階的に資格を取得できるように，また国際基準に満たなくても世の中で活躍している人のために独自の資格区分がある．

2. 認定人間工学専門家の資格区分

認定人間工学専門家の資格区分を表 1 に示す．専門家資格は専門教育経験年数や実務経験レベルに応じて 3 段階に資格を区分している．2024 年 7 月に資格名称の変更があり，認定人間工学アシスタントを認定人間工学プラクティショナーと改称して同 8 月 1 日より試験への応募を受け付けている．

表 1　認定人間工学専門家資格区分

	主に取得される人	受験資格	試験形式
認定人間工学専門家（IEA 認証ライセンス）	企業内などでの人間工学エキスパート	大卒＋ ①教育歴＋業務歴2年 or ②業務歴 7 年	筆記・小論文・面接
認定人間工学準専門家	大卒または大学院在籍者	大卒＊＋ ①専門教育12単位 or ②業務歴 5 年	書類審査のみ
認定人間工学プラクティショナー	実務をしている方	専門教育 2 単位＋実務経験 2 年	書類審査のみ

＊大学学部に在学中でも受験可能

また，2024 年 10 月 15 日現在の認定者数は認定人間工学専門家 209 名，認定人間工学準専門家 193 名，認定人間工学プラクティショナー 17 名，シニア認定人間工学専門家 17 名である．これらの地域別の内訳を表 2 に示す．表 2 より，関西支部は，会員数に対する CPE 保有率が，全国平均で約 15. 6%のところ, 18. 3%と支部の中でトップとなっていることがわかる．準専門家が多いため，今後の専門家へのステップアップを期待する．

3. 人間工学専門家資格の認定基準

※詳細はホームページ参照
https://www.ergonomics.jp/cpe/

3-1. 認定人間工学専門家

専門家の受験資格の基準は表 1 のとおりである．

3-2. 認定人間工学準専門家

大学で人間工学関連の専門教育を受け，これから認定人間工学専門家の資格取得を目指している人，または大学を卒業後，人間工学関連の仕事に携わり，将来認定人間工学専門家の資格取得を目指している人を対象とした資格である．表 1 に示す受験資格のいずれかの基準を満たし，書類

表 2　各支部人数に対する専門家人数（全区分合計）の構成比（2024. 10. 15 時点）

	JES	BCPE-J 全体						
	支部総数	BCPE-J 総数	内訳				JES 数	支部人数に対する構成比
			専門家	準専門家	プラクティショナー	シニア※		
北海道支部	26	19	2	16	0	1	3	11.5%
東北支部	41	5	3	2	0	0	3	7.3%
関東支部	699	250	133	96	9	12	114	16.3%
東海支部	111	36	16	14	4	2	17	15.3%
関西支部	213	92	40	49	2	1	39	18.3%
中国・四国支部	87	20	10	10	0	0	11	12.6%
九州・沖縄支部	57	14	5	6	2	1	6	10.5%
合計	1234	436	209	193	17	17	193	15.6%

※シニア： 2018年11月1日よりシニア会員制度を実施．年齢70歳以上，CPE継続15年以上などの条件を満たし希望される方を，書類審査により「シニア認定人間工学専門家」として認定している．

審査によって認定される.

申請する「人間工学に関する専門教育」は,「人間工学の原理」,「人間の特性」,「人間の特性の測定・評価」のいずれかに関する専門課程を 2 単位以上含む必要がある．大学学部に在学中でも受験でき，審査に合格した場合,認定されるのは卒業後となるが,合格時に「認定人間工学準専門家取得見込証明書」が発行される.

3-3. 認定人間工学プラクティショナー

大学・専門学校・企業研修等で人間工学に関する専門教育を受講し，実務で人間工学を活用している人を対象とした資格である．表 1 に示す受験資格を満たし，書類審査を経て認定される.

4. 準専門家資格

本制度の最上位資格の専門家は IEA に認証されている資格だが，段階的にステップアップができるという他国にない特徴を持っている.

準専門家資格は，大学卒業と同時もしくは修士在学中に取得が可能であり，自身が社会に役立つ人間工学を専門に学習した経歴を周囲に理解してもらうことを可能としている．また，準専門家資格を所有者は，専門家へのステップアップに対しての優遇を受けられる．将来の目標となる専門家を見据え，継続的に学び，そして自らの知識を活用していくモチベーションにもつながっている.

5. 資格取得のメリット

本資格を有することにより，1)コミュニティの形成，2)専門性の明示や活用，3)仕事の獲得，の 3 つのメリットがあると考えられる.

5-1. コミュニティの形成

・BCPE-J 講演会/セミナー/サロン/見学会

昨今，多くの情報はネット上に溢れており，資格の有無や学会員かどうかに関わらず，興味関心のある情報は手軽に入手可能である．しかし，人間工学の専門家がどのようにして専門性を発揮したのか，どのような苦労があったのかなどの CPE としての活動に有効な情報は，直接話をすることで得ることができる．本機構では，人間工学の実践に関わっている現場に依頼し，そこでの見学と意見交換の場を設けている．さまざまな領域の専門家の視点で意見交換を行い，新たな発見や交流が生まれている.

講演会やセミナーのテーマは，人間工学専門家としての会員の活動紹介に加えて,日本人間工学会 の研究部会等との共催で「パラスポーツと義肢装具」などで，ハイブリッド開催も行っている.また，日本人間工学会若手支援委員会のコラボ企画として，学生・若手がつながるセミナー、『オールジャパン学生交流カフェ』を開催して若手人材の発掘、育成にも努めている.これらは，随時，会報で報告するとともに web にも掲載している.

5-2. 専門性の明示や活用

CPE 活用の具体例として，以下に示す.

・社内での人間工学関連プロジェクトの立ち上げ提案時に，必要性や有効性を説明し，周りを納得させる必要がある．その際,「有資格者の提案と説得」で実現できる.

・社内外を対象としている人間工学関連業務の遂行の際，プロジェクトとしては認知されていても，個人として資格を有しているかどうかで，顧客からの信頼が違う．そのため，有資格者であることで，個人の成果（業績評価）がアピールできる.

・元々の専攻は違うが，途中から人間工学関連業務に従事するようになった場合，学位等ではなく自分の専門性を客観的に示すことができる.

5-3. 仕事の獲得

CPE を活用して仕事を獲得する例を以下に示す.

・就職（転職）の際，最近多くのビジネスで求められる「顧客視点」について，自己主張だけでなく，客観的に「顧客視点」を有していると認められ，転職に成功した.

・アジア諸国で，人間工学専門家資格を持っていることが国のプロジェクト参加の条件としているところもある．これは CPE にとっては大きなビジネスチャンスとなる.

6. さいごに

本制度は，人間工学実践者が自身の人間工学活動の更なるレベルアップの機会を提供するだけでなく，有資格者が業務上のメリットを享受できる仕組みも提供している．今後，より一層有資格者が増え，本専門家のメンバーが中心となり，様々な分野で人間工学を活用したより良い社会づくりに貢献していくこと願っている．人間工学専門家認定機構は今後も有資格者の活躍のための活動をしていきたい.

（付記：本発表は JES 各支部にて紹介するものであり，発表内容は共通のものである）

一般セッション 1（C 会場：325 教室）

GS1　運動解析

GS1-1　人体の 2 次元剛体リンクモデルを用いた作業動作の最適化に関する研究

GS1-2　筋骨格モデリングシミュレータを用いた筋活動量の推定に関する研究

GS1-3　モーションキャプチャシステムを用いた歯磨き動作の計測と歯ブラシの把持方法の検討

GS1-4　単独の 3 軸加速度センサによるひとの姿勢と動作の推定手法について

GS1-5　追従動作の機序と必要とされる運動能力

GS1-6　協同作業における 2 人の作業者間の同調に関する研究

GS1-7　走幅跳の体育学習におけるストロボ画像の利用が導く能動学習

GS1-8　有酸素運動による環境配慮行動促進の試み：バランスボール運動の設計と試行実験

人体の２次元剛体リンクモデルを用いた作業動作の最適化に関する研究

Motion Optimization of Working Posture using 2D Rigid Link Model of Human Body

○黒川 勝永*，廣川 敬康**

*近畿大学大学院 生物理工学研究科　**近畿大学 生物理工学部

KUROKAWA Katsuhisa*, HIROKAWA Noriyasu**

* Graduate School of Biology-oriented Science and Technology, Kindai University,

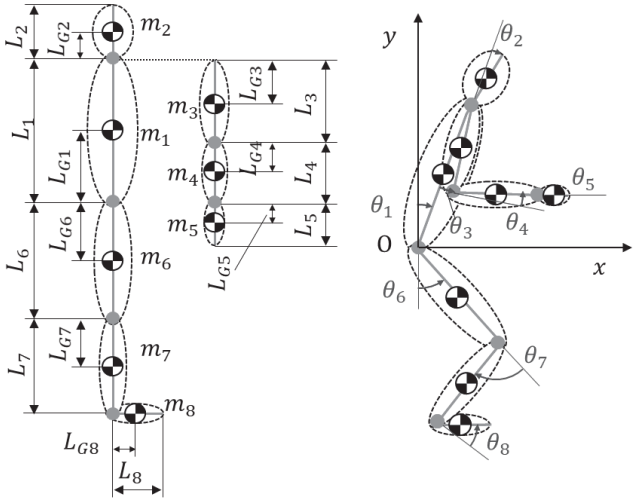
** Faculty of Biology-oriented Science and Technology, Kindai University

1. 緒言

1-1. 研究の背景と目的

作業中に作業者にかかる身体的な負荷は，作業者に身体的および精神的な疲労を与える一因となり，作業パフォーマンスを低下させる可能性がある．そこで，身体的負荷を低減するために，身体的負荷が小さな動作で作業を行ったり，作業を補助する器具や道具を用いたりすることが有効となる．

本研究では，人体の 2 次元剛体リンクモデルを用いて作業姿勢の再現，身体的負荷の解析，作業動作の最適化を軽負荷で行うための方法を提案する．本稿では，適用事例の一例として，椅子からの立ち上がり動作に適用してその有効性を検証する．なお，本稿では，後出の 2 章で取り上げる椅子からの立ち上がり動作のように，研究の対象動作を左右対称の動作とする．



(a) 2 次元剛体リンクモデル　　(b) 人体モデルの姿勢

図１　人体モデルの構成

1-2. 作業中の身体的負荷と改善

人は荷物の運ぶときや自身の身体を動かすときに関節トルクを発生させて仕事を行う．一方で，関節トルクは人体に対する負荷となることから，身体的な負担を小さくするために，関節トルクの低減を図る必要がある．人体は複数の関節を連係させて動作を行っており，各関節の角度を適切に変化させることができれば，関節トルクを低減し，かつ，必要最低限の仕事で動作を行うことが可能となる．このような課題に対し，著者らは，所定の動作を行う際の初期姿勢から最終姿勢までの各姿勢における関節トルク比[1)-4)]の最小化を行って動作を決定する方法を提案している[3),4)]．本稿では，その過程で構成する最適化問題における目的関数の設定について検討する．

2. 作業動作の力学負荷解析と最適化

2-1. 人体の 2 次元剛体リンクモデル

図 1(a) に，本研究で使用する 2 次元剛体リンクモデルを示す（図中，上肢は体幹との重なりを避けるために右方にずらして表示している）このモデルは人体の各部位を棒状の物体で表現し，矢状面上に投影したものである．各部位の質量はそれぞれの重心に集中し，上肢と下肢は各部位の質量であり，頭部と胴部は実際の質量の$1/2$ である．各部位i $(i = 1,2,\cdots,M)$ の質量をm_i (kg)，長さを L_i (m)，根元側の関節から重心までの距離を L_{Gi} (m) とする．

2-2. 動作の生成

T 秒間の一連の動作をN 分割し，$N+1$ ステップにおける 2 次元剛体リンクモデルの姿勢を用いて動作を再現する．各時刻ステップ $k = 0,1,\cdots,N$ における時刻 $t = t_0, t_1, \cdots, t_N$ $(t_0 = 0, t_N = T)$ において，

各部位は隣接する部位と関節周りで回転しており，図 1(b) に示すように，角度 $\theta_i(t)$ を設定することで身体の姿勢を設定する．第 1 ステップの時刻 $t = t_0$ と最終ステップの時刻 $t = t_N$ では姿勢を固定し，その間の $t = t_1, \cdots, t_{N-1}$ の姿勢を設計対象とする．

2-3. 身体負荷解析

人体の剛体リンクモデルを用いることにより，人体の動作や関節トルクを簡易な計算で求めることができる．本研究では，準静的な動作を想定して身体動作における加速度は無視し，関節トルクの計算には，対象とする関節よりも末端側にある部位に作用する重力と人体外部から手足に作用する力によるトルクの和を用いる．足に作用する力は地面からの反力であり，全身の重心から地面に下した鉛直線と地面との交点において，全重量に相当する力が上向きに作用するものとする．

本研究では，身体的負荷評価には，関節トルクと最大関節トルクとの比である関節トルク比[1)-3)]を用いる．最大関節トルクは各関節の角度により変化するため，動作ステップごとの関節角度から最大関節トルクを求めて関節トルク比を算出する．

2-4. 最適化問題の構成

作業動作に所定の動作を行う際には，身体的負荷を低減することが求められる．また，動作中には複数の関節を協調して動かす必要があり，多数の関節角度を決定する必要がある．本研究では，このような問題を最適化問題として構成し，最適化手法を適用して解を求める．以下に，本最適化問題の構成を示す．

$$
\begin{aligned}
&decide && \boldsymbol{x} = \left[\theta_{i_1}(t_1), \cdots, \theta_{i_1}(t_{N-1}), \cdots, \theta_{i_n}(t_1), \cdots, \theta_{i_n}(t_{N-1})\right]^T \\
&max. && f(\boldsymbol{x}) \\
& && x_{8,S}(t_k) \leqq x_g(t_k) \leqq x_{8,L}(t_k)\ (k = 1, \cdot, N) \\
&sub.to && \left|\theta_{i_j}(t_{k-1}) - \theta_{i_j}(t_k)\right| \leq \Delta\theta_{i_j}(t_k)^u\ (j = 1, \cdots, n), (k = 1, \cdot, N)
\end{aligned}
$$

ここで，設計変数 $\boldsymbol{x} = [\theta_{i_1}(t_1), \cdots, \theta_{i_1}(t_{N-1}), \cdots, \theta_{i_n}(t_1), \cdots, \theta_{i_n}(t_{N-1})]^T$ は対象とする n 個の関節 $i\ (i = i_1, i_2, \cdots, i_n)$ の時刻 $t = t_1, t_2, \cdots, t_{N-1}$ における関節角度である．目的関数 $f(\boldsymbol{x})$ は，(a) 作業動作中における各関節の所定の動作に対する仕事と関節トルク比との比の最大化，(b) 仕事の最小化，(c) 関節トルク比の最小化に関する 3 個の目的関数を，後述の方法で 1 個の関数に統合したものである．ここで，(a) は時刻ステップごとに関節トルク比が小さい姿勢で大きな仕事をすることで効率的に動作を行うため，(b) は (a) に対して無駄な動作の発生を防ぐため，(c) は全体的な負担を最小限に抑えるための目的関数である．制約条件としては，動作中に剛体リンクモデルがバランスを保つように，身体の重心の反力が支持基底面上に存在するための不等式制約条件と，仕事の計算の精度を保つために，1 ステップあたりに関節角度の変化量が大きくなり過ぎないための関節角度に対する上限に関する不等式制約条件を設定する．

以下に，動作中の仕事とトルク比の計算方法を示す．関節 i における時刻 $t_k\ (k = 0,1, \cdots, N)$ での関節トルクを$T_i(t_k)$，関節角度を $\theta_i(t_k)$ とする．時刻 t_{k-1} から t_k における関節トルクの平均を$\bar{T}_{i,k} = \{T_i(t_{k-1}) + T_i(t_k)\}/2$ (N)，関節角度の変化量を $\Delta\theta_{i,k} = \theta_i(t_k) - \theta_i(t_{k-1})$ (rad) として，仕事を $\Delta W_{i,k} = \bar{T}_{i,k}\Delta\theta_{i,k}$ で近似する．また，関節トルク比は，その符号により関節トルクの向き（屈曲／伸展，底屈／背屈など）を表すものとしており，時刻 t_{k-1} から t_k 間の関節トルク比の平均 $|\bar{\tau}_i(t_k)| = |\{\bar{\tau}_i(t_{k-1}) + \bar{\tau}_i(t_k)\}/2|$ により評価する．

3. 適用事例

3-1. 最適化問題の定式化

以下に，椅子からの立ち上がり動作の最適化問題の構成を示す．

1. 設計変数

   腰関節 $(i = 1)$，股関節 $(i = 6)$，膝関節 $(i = 7)$ の関節角度を設計変数とする．動作の過程で股関節角度，膝関節角度が変化することに伴い，足が水平になるように足関節角度を調整する．

2. 目的関数

2-5 項で示した 3 個の目的関数 (a), (b), (c) を，それぞれ以下の目的関数 $f_1(\boldsymbol{x}), f_2(\boldsymbol{x}), f_3(\boldsymbol{x})$ とする．

$$
\begin{aligned}
&max. && f_1(\boldsymbol{x}) = \left(\sum_{k=1}^{N}\frac{|\Delta W_{1,k}|}{|\bar{\tau}_{1,k}|} + \sum_{k=1}^{N}\frac{|\Delta W_{6,k}|}{|\bar{\tau}_{6,k}|} + \sum_{k=1}^{N}\frac{|\Delta W_{7,k}|}{|\bar{\tau}_{7,k}|} + \sum_{k=1}^{N}\frac{|\Delta W_{8,k}|}{|\bar{\tau}_{8,k}|}\right) \\
&min. && f_2(\boldsymbol{x}) = \sum_{i=1}^{1,3,4,6,7,8}\left(\sum_{k=1}^{N}|\Delta W_{i,k}|\right) \\
&min. && f_3(\boldsymbol{x}) = \sum_{i=1}^{1,6,7,8}\left(\sum_{k=1}^{N}|\bar{\tau}_{i,k}|\right)
\end{aligned}
$$

ここで，対象とする関節は，$f_1(\boldsymbol{x})$ では腰関節 $(i = 1)$，股関節 $(i = 6)$，膝関節 $(i = 7)$，足関節 $(i = 8)$ とし，$f_2(\boldsymbol{x})$ では腰関節 $(i = 1)$，肩関節 $(i = 3)$，肘

関節 $(i=4)$，股関節 $(i=6)$，膝関節 $(i=7)$，足関節 $(i=8)$，$f_3(\boldsymbol{x})$ では腰関節 $(i=1)$，股関節 $(i=6)$，膝関節 $(i=7)$，足関節 $(i=8)$ とする．本研究では，これらの目的関数に対して，k_1, k_2 を重み付け係数とする新たな目的関数 $f(x)=f_1(\boldsymbol{x})+k_1\left(-f_2(\boldsymbol{x})\right)+k_2\left(-f_3(\boldsymbol{x})\right)$ を構成し，その最大化問題とする．

3-2. Excel による実装

本研究では，人体の 2 次元剛体リンクモデルを用いた動作姿勢の設定や，その姿勢における関節トルク比等の計算に Microsoft Excel を用いる．椅子からの立ち上がり動作の最適化問題は制約条件付きの非線形最適化問題となるため，Microsoft Excel のソルバーアドインに含まれる「GRG 非線形」を使用して最適解を求める．このとき，GRG 非線形のオプションに実装されているマルチスタートを使用する．母集団サイズを 10 に設定し，解決するための最大制限時間は 1200 秒とする．

3-3. 最適化計算結果

1.　動作や力学負荷の比較

図 2，図 3(a) に，重み付け係数を $k_1=50, k_2=100$ としたときの初期解と最適解の動作，腰関節における関節角度の推移を示す．これらの図より，最適解では初期解と比べ，全ての関節において最初の 2〜6 ステップ付近で早い伸展動作を行っていることが確認できる．また，図 2 より，最適解の各時刻において，重力の反力が支持基底面内に存在しており，バランスが取れていることが確認できる．図 3 に，最適化の過程における関節角度（同図(a)），|仕事|/|トルク比|（同図(b)），|仕事|（同図(c)），|トルク比|（同図(d)）の推移を示す．ここで，関節角度以外は，それぞれ目的関数 $f_1(\boldsymbol{x})$, $f_2(\boldsymbol{x})$, $f_3(\boldsymbol{x})$ に対応する．図 2，図 3(a), (d) より腰関節が前半ステップで伸展していることに対応して，前半のステップで大きな仕事をしていることがわかる．このように，前半ステップでの仕事により上半身を伸展することで，上半身の重心と腰関節の距離を短くして関節トルク比を軽減できていることが確認できる．

2. パレート最適化

$k_1=0, 50, 100$，$k_2=0, 100, 200$ を組み合わせた 9 通りの重み付けに対してパレート最適解集合を求めた．表 1 に初期解と 9 個のパレート最適解を示し，図 4 に 9 個のうち 6 個のパレート最適解の分布を示す．これは，表 1 中の②〜④の $k_1=0$ の場合は下肢の関節の屈曲と伸展を繰り返しながら立ち上がり動作を行うことで目的関数を大きくする傾向がみられたが，この立ち上がり動作は非現実的な動作であるためである．また，図中の赤い範囲に近いほど最適な値を示している．表 1，図 4 より，$k_1=0$ を除いた 9 個のパレート最適解を比較すると，得られた最適解の仕事と関節トルク比の値は，重み係数 k_1, k_2 の大小に対応して変化するという傾向が確認できた．

表 1 パレート最適解集合

		$f_1(\boldsymbol{x})$	$f_2(\boldsymbol{x})$	$f_3(\boldsymbol{x})$
1	初期解	843.83	89.44	4.27
2	$k_1=0, k_2=0$	2209.97	244.25	5.03
3	$k_1=0, k_2=100$	2074.32	209.47	4.46
4	$k_1=0, k_2=200$	1958.10	194.05	4.27
5	$k_1=50, k_2=0$	870.01	89.40	4.43
6	$k_1=50, k_2=100$	882.88	89.67	3.92
7	$k_1=50, k_2=200$	910.04	90.82	3.87
8	$k_1=100, k_2=0$	860.38	89.14	4.48
9	$k_1=100, k_2=100$	867.24	89.29	4.03
10	$k_1=100, k_2=200$	882.96	89.31	4.13

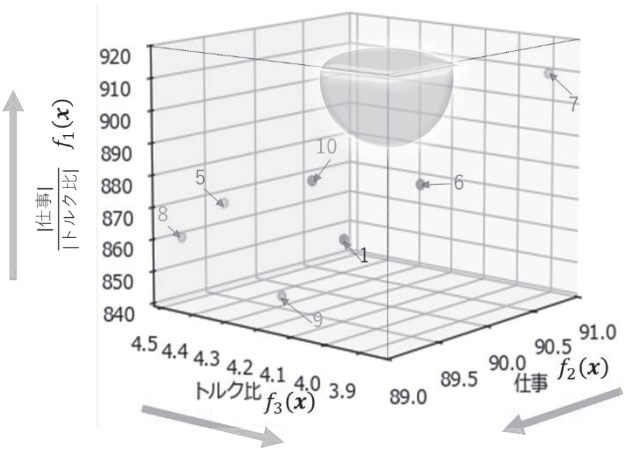


図 4　パレート最適解集合の分布

4. 結言

本研究では，人体の 2 次元剛体リンクモデルを用いた作業動作の最適化を行う際の目的関数の設定方法について検討した．多目的最適化問題を加重和により単一目的最適化問題として構成し，重み係数を変更しながら椅子からの立ち上がり動作に適用して，パレート最適化を行った．今後は，目的関数につい

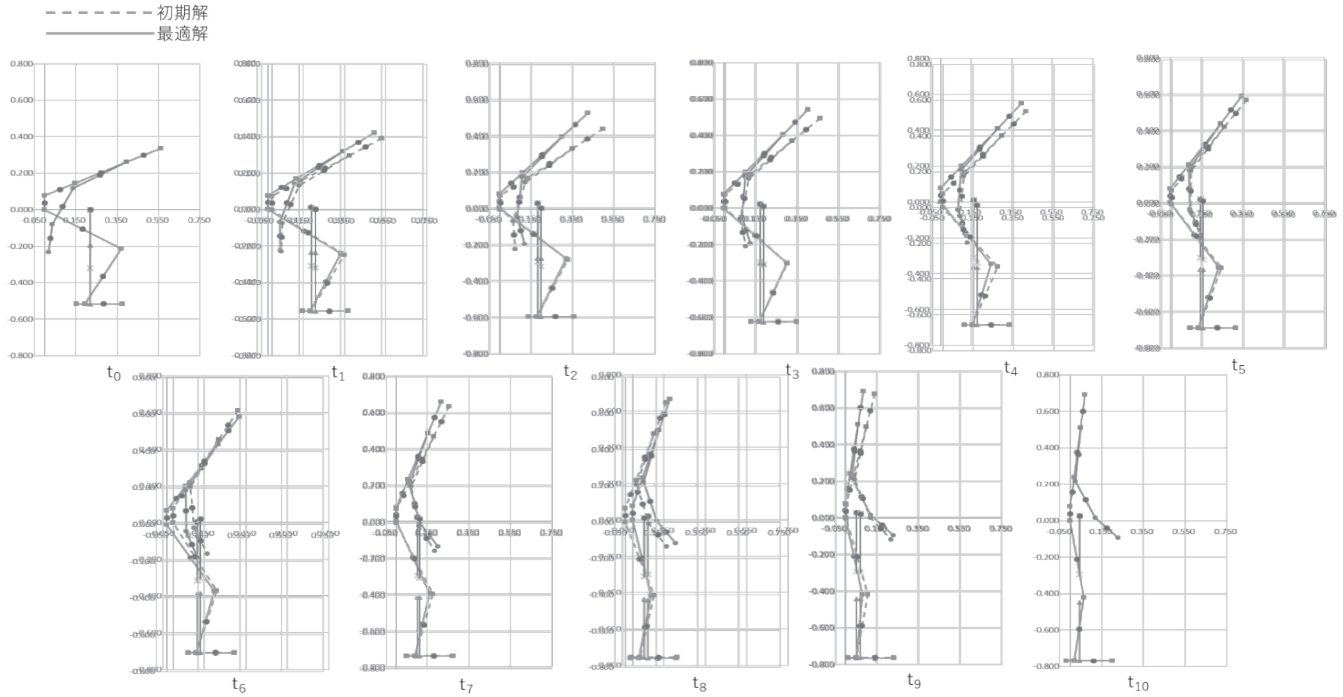
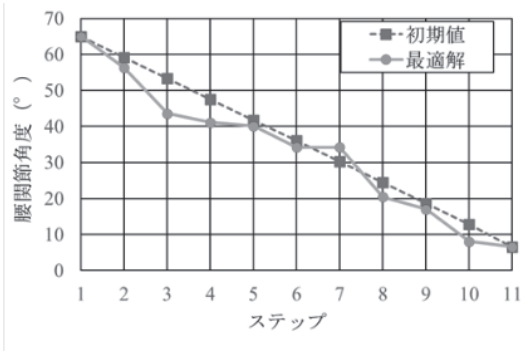
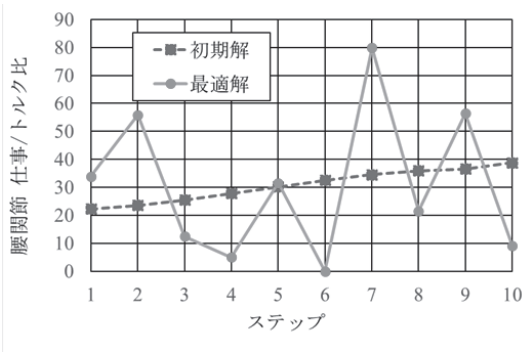


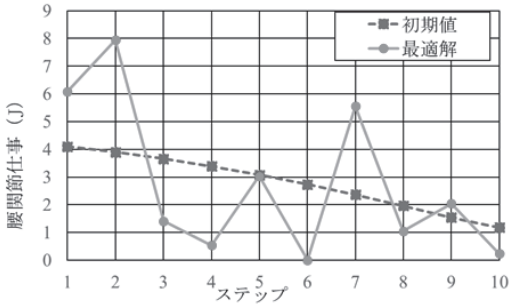
図 2　最適化動作



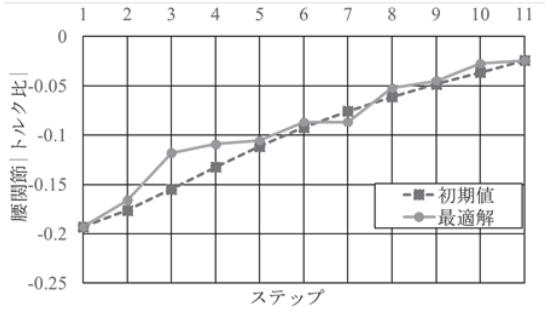
(a)　腰関節角度の推移



(b) 腰関節の$|\Delta W_{l,k}|/|\bar{\tau}_{ik}|$の推移



(c)　腰関節の仕事の推移



(d) 腰関節の関節トルク比の推移

図 3　最適化計算結果

てさらに検討するとともに，様々な動作に対して検証を行うことを計画している．

参考文献

1)　茅原，福地，瀬尾：日本機械学会第 26 回設計工学・システム部門講演会(2016)，講演番号 2506

2)　瀬尾，平内：日本人間工学会第 62 回大会講演論文集，(2021)，講演番号 2D4-5.

3)　黒川，廣川：日本人間工学会第 65 回大会講演論文集，(2024)，講演番号 1D1-3.

4)　黒川，廣川：2023 年度日本人間工学会関西支部大会講演論文集，(2023)，pp. 95-98.

筋骨格モデリングシミュレータを用いた筋活動量の推定に関する研究

Muscle Activity Estimation using Musculoskeletal Modeling Simulator

○新澤 理央*，廣川 敬康**
*近畿大学大学院 生物理工学研究科 **近畿大学 生物理工学部
NIIZAWA Rio*, HIROKAWA Noriyasu**
*Graduate School of Biology-oriented Science and Technology, Kindai University,
**Faculty of Biology-oriented Science and Technology, Kindai University.

1. 緒言

人が製品を使用する際には身体的負荷を低減することが求められる．身体的負荷を計測するための代表的な方法の 1 つに筋電図計測実験があるが，実験の際に被験者に負担がかかることや，被験者が指定された姿勢を常に再現できるとは限らないことなどに課題がある．本研究では，デジタルヒューマンと筋骨格モデリングシミュレータ [1)]を用いて筋張力を推定することにより，筋電図計測実験を行わずに筋活動量を評価する方法について検討する．

2. デジタルヒューマンと筋骨格モデリングシミュレータ

2-1. デジタルヒューマン DhaibaWorks

デジタルヒューマン DhaibaWorks（産業技術総合研究所）は，日本人の体型の計測データに基づいてあらかじめ用意された男女別の 9 体型から体型を選択したり，性別・身長・体重を指定したりして人体モデルを生成する（図 1）．さらに，関節の回転角度を指定したり，モーションキャプチャシステムと連携したりして人体の姿勢や動作を作成し，関節における力と関節トルクを計算することが可能である．

2-2. 筋骨格モデリングシミュレータ DhaibaMSAnalysis

筋骨格モデリングシミュレータ DhaibaMSAnalysis（産業技術総合研究所）は DhaibaWorks の拡張パッケージの 1 つであり，筋 354 本と骨 53 個がモデリングされている（図 2）．人体モデルの身長・体重，モデルに設定されているマーカ（図 2 中の白球）の位置を指定することにより，筋骨格モデルの姿勢や動作を作成し，関節間に働く力と筋張力を推定することが可能である．

図 1 DhaibaWorks

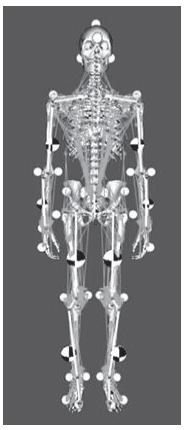


図 2 DhaibaMSAnalysis

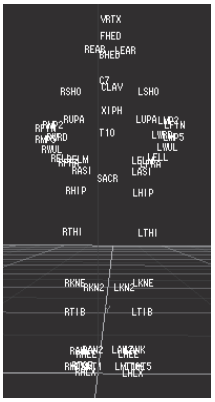


図 3 フィーチャーポイント

3. 研究の構成

本研究では，DhaibaWorks を使用して人体の姿勢と人体にかかる力を求め，DhaibaMSAnalysis に入力することにより，筋骨格モデルの姿勢と外力を設定して筋張力を推定する．以下に，本研究の全体構成を示す．

① DhaibaWorks を用いて姿勢を作成し，静的力学負荷解析を行って床から人体にかかる力，トルク，荷重点を求める．

② DhaibaWorks の人体モデルに設定されているフィーチャーポイントのうち，DhaibaMSAnalysis に設定されているマーカを選択し，両者の位置の誤差が最小となるように DhaibaMSAnalysis の筋骨格モデルを作成する．本研究で使用するフィーチャーポイントは 40 個とする．（図 3）

③ ②で選択したフィーチャーポイントをモーションキャプチャシステム VENUS3D（ノビテック）に入力して c3d ファイルを作成する．

④ ③で作成した c3d ファイルを DhaibaWorks に入力して姿勢を作成し，逆動力学解析を行って，関節にはたらく力と関節トルクを計算する．

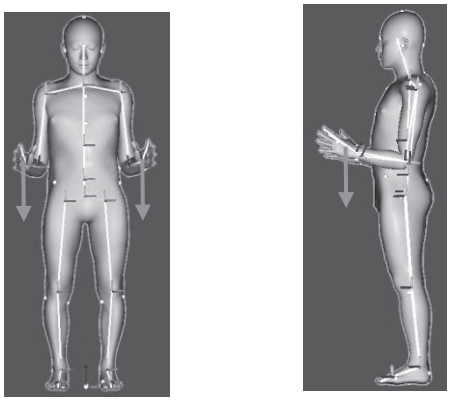
⑤ ④と同様に，③で作成した c3d ファイルを DhaibaMSAnalysis に入力して姿勢を作成し，筋張力を計算する．

⑥ ④，⑤の結果をもとに筋活動量を推定する．

3. 解析結果

3-1. 解析条件

図 4 に示すように，直立した状態で左右の前腕が水平になるように肘関節を直角に屈曲した姿勢を作成し，両手それぞれに下向きに 0N, 25N, 50N, 75N, 100N の外力をかけたときの筋張力を比較する．DhaibaMSAnalysis の人体モデルの身長は 168cm，体重は 68kg とする．



（a） 正面図　　（b） 右側面図

図 4　腕曲げ姿勢

3-2. 解析結果

図 5 に，前項の解析条件において，両手それぞれにかける力を下向きに 50N とした場合の左肘関節の屈曲に関連する筋の筋張力の解析結果を示す．同図より，約 7〜8 ステップの計算により静止姿勢での筋張力が求められていることがわかる．また，同図より，肘関節の屈曲に関わる 11 種の筋のうち 6 種の筋が働いており，特に，上腕二頭筋長頭・短頭，腕橈骨筋の筋張力が大きく，その他の筋（円回内筋，方回内筋，回外筋）の筋張力は微小であることが確認できる．なお，DhaibaMSAnalysis では筋張力は負の値として計算される．

図 6 に，片手にかける荷重と筋張力の関係を示す．図中，横軸は片手にかける外力の大きさ（0N, 25N, 50N，75N，100N），縦軸は肘関節にかかる上腕二頭筋長頭・短頭，腕橈骨筋の筋張力の和を表す．同図より，片手にかける外力と筋張力の関係は 1 次関数で近似できると推測される．

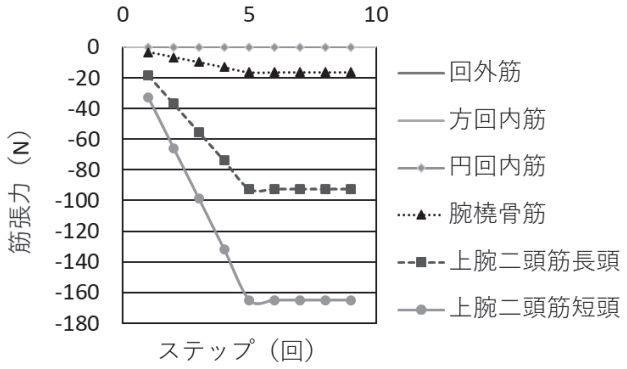


図 5　肘関節の筋の筋張力の解析例（下向き 50N）

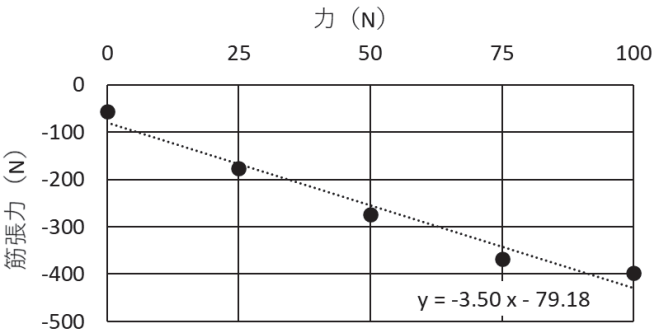


図 6　手にかける荷重と肘関節の筋の筋張力の関係

4. 結言

本研究では，身体的負荷の小さな製品を効率的に設計するための方法として，デジタルヒューマンと筋骨格モデリングシミュレータを用いる方法を示し，肘関節の屈曲に関わる筋について検討した．筋骨格モデリングシミュレータを用いて筋張力を推定することにより，身体的負荷が小さな姿勢を求めることが期待できる．

参考文献

1) 鈴木，山根ら：日本ロボット学会創立 20 周年記念学術講演会講演論文集，(2002)，講演番号：3C14.

モーションキャプチャシステムを用いた歯磨き動作の計測と歯ブラシの把持方法の検討

Measurement of Toothbrushing Motion using Motion Capture Systems and Examination of Toothbrush Grasping

○大下 紗穂*，廣川 敬康**，才木 常正***，荒木 望****，池澤 慎哉*****，寺西 宏悦*****
*近畿大学大学院 生物理工学研究科 **近畿大学 生物理工学部
***兵庫県立工業技術センター ****兵庫県立大学大学院 工学研究科
*****医療法人社団 咲生会

OSHITA Saho*, HIROKAWA Noriyasu**, SAIKI Tsunemasa***, ARAKI Nozomu****,
IKEZAWA Shinya*****, TERANISHI Hiroyoshi*****
*Graduate School of Biology-oriented Science and Technology, Kindai University,
**Faculty of Biology-oriented Science and Technology, Kindai University,
*** Hyogo Prefectural Institute of Technology, **** Graduate School of Engineering, University of Hyogo,
*****Medical Corporation Association Sakuokai.

1. 緒言

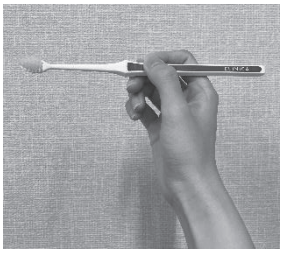
歯は健康を維持するための重要な器官の 1 つである．一方，永久歯の抜歯原因調査によると，歯を失う主な原因の 2/3 は歯周病と虫歯であり [1]，歯磨きはこれらの疾患を予防するための重要な健康習慣である．歯磨き時の歯ブラシの把持方法としてはペングリップが推奨されているが，歯ブラシ使用者の約半数は必ずしもペングリップで歯磨きをしていない．ペングリップで全ての歯を磨こうとすると，**図 1** のように上肢の関節を大きく回転させる必要があり磨きにくいと感じる箇所がある．本研究では，ペングリップで磨きにくい箇所に対して，身体的負荷の少ない歯ブラシの把持方法を検討する．

図 1　ペングリップでは磨きにくい姿勢

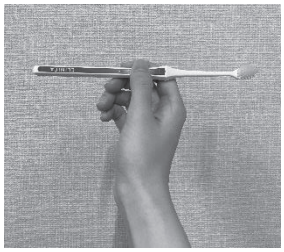
2. 研究の構成

2-1. 歯ブラシの把持方法

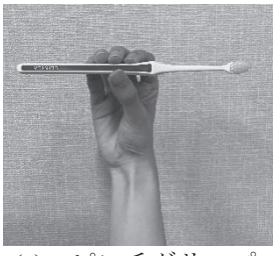
本研究では，**図 2** に示す 3 種の把持方法で実験を行う．同図(a) は鉛筆を持つように歯ブラシを持つ「ペングリップ」，同図(b) はペングリップと歯ブラシのヘッドの向きを180° 入れ替えて持つ「逆ペングリップ」，同図(c) は逆ペングリップと同じ向きでハンドルの側部を 5 本の指でつまむように持つ「ピンチグリップ」である．



(a)　ペングリップ



(b)　逆ペングリップ



(c)　ピンチグリップ

図 2　歯ブラシの把持方法

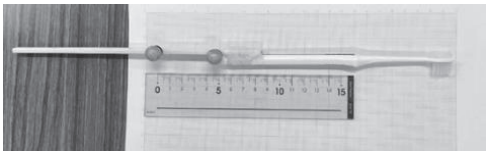
2-2. モーションキャプチャによる歯磨き動作計測

2-2-1. 実験システムの構成

本研究では，歯磨きを行っている被験者の周囲に 9 台の赤外線カメラ（ノビテック，FLEX3）を配置して反射マーカの位置座標を計測することにより歯磨

き動作を計測する[2]．**図 3**(a) に示すように，被験者には，上半身の関節に計 10 個の反射マーカを貼付する[3]．また，同図(b) に示すように，歯ブラシには，歯磨きの動作を妨げないように，グリップを延長した棒に 2 個のマーカを約 5cm 間隔で貼付する．計測周波数は 100Hz とし，計測したマーカの位置から歯磨き時の歯ブラシの移動量と関節角度の変化を求める．評価する関節角度は，前腕の回内／回外，手関節の掌屈／背屈，撓屈／尺屈，肘関節の屈曲／伸展とする．

(a) 被験者



(b) 歯ブラシ

図 3　マーカ貼付位置

2-3. 評価箇所

本研究では，図 4 に示すように歯を 17 箇所に分け，右手で歯ブラシを持つとき，ペングリップで磨きにくいと考えられる右上の⑦（奥歯表面），⑧（奥歯咬合面），⑨（奥歯裏面），⑰（犬歯付近表面）について実験を行う．磨き方としては，⑦，⑧，⑨，⑰のそれぞれの範囲を 2 秒間で一往復のペースで大きく磨く場合（実験 1）と，それぞれの範囲の中で一番奥の歯を細かく磨く場合（実験 2）の 2 種類の磨き方について計測する．

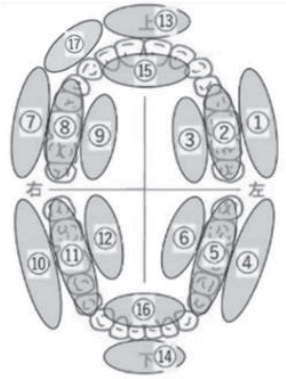
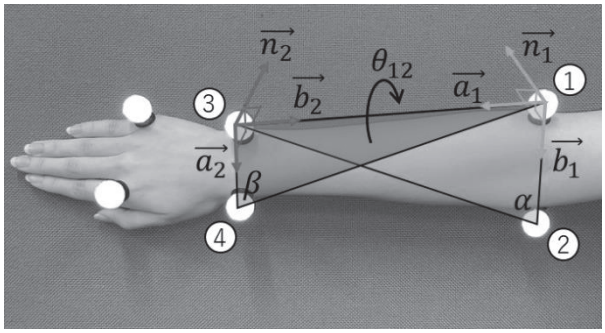
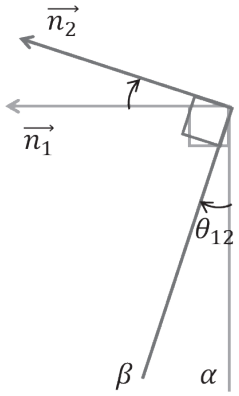


図 4　評価箇所



(a) 前腕でのベクトル



(b)　2 平面の法線ベクトルの回転角

図 5　回転角度の計算（回内／回外の例）

2-4. 関節角度の評価

前腕の回内／回外角度について求める場合，**図 5**(a) に示すマーカ①，②を結んだ肘関節に対し，マーカ③，④を結んだ手関節の回転角度を求める．このとき，回転角度は肘関節を含むマーカ①，②，③の平面 α と手関節を含むマーカ③，④，①の平面 β とのなす角で求める．このように，平面のなす角を用いて回転角度を求めることで，関節が複数の向きに同時に回転する影響を避けることが可能となる．同図(a) に示すようにベクトルを設定し，$\overrightarrow{n_1}=$

$\overrightarrow{a_1} \times \overrightarrow{b_1}$，$\overrightarrow{n_2} = \overrightarrow{a_2} \times \overrightarrow{b_2}$ をそれぞれ平面 α と平面 β の法線ベクトルとする．同図(b) は 2 平面の法線ベクトルの回転角を示しており，$\overrightarrow{n_1}$ と $\overrightarrow{n_2}$ のなす角 θ_{12} を $\overrightarrow{n_1}$，$\overrightarrow{n_2}$ の内積から求め，$\overrightarrow{n_1} \times \overrightarrow{n_2}$ の向きから θ_{12} の向きを判別する．

$$\overrightarrow{n_1} \cdot \overrightarrow{n_2} = |\overrightarrow{n_1}| \cdot |\overrightarrow{n_2}| \cos\theta_{12}$$

$$\theta_{12} = \cos^{-1} \frac{\overrightarrow{n_1} \cdot \overrightarrow{n_2}}{|\overrightarrow{n_1}||\overrightarrow{n_2}|}$$

このようにして求めた θ_{12} から腕を自然に下した状態の関節角度を引くことで回内／回外角度を算出する．手関節の掌屈／背屈，撓屈／尺屈，肘関節の屈曲／伸展についても，マーカで作られた平面の法線ベクトルのなす角によって同様に算出する．

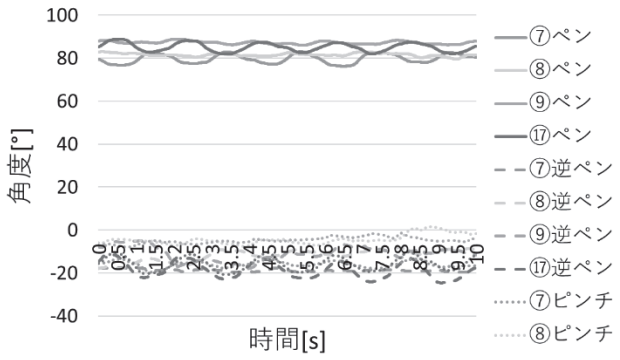
次節の実験では，歯磨きについて高度な技術を有する歯科医が被験者として参加した．

3. 結果と考察

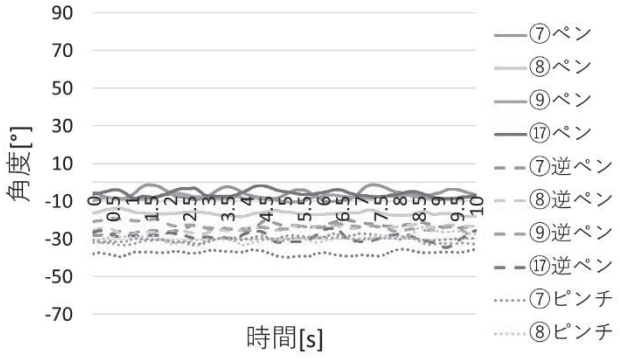
3-1. 実験 1

図 6 に，関節の回転角度の解析結果を示す．横軸は時間，縦軸は回転角度である．モーションキャプチャで計測した関節角度に対し，±0.1 秒間ずつ，計 0.2 秒間の移動平均を計算して解析を行った．

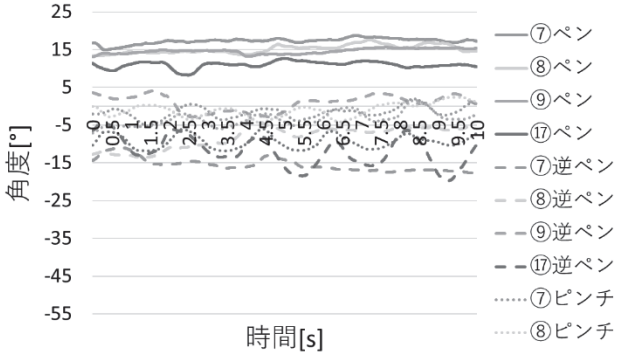
同図(a) に前腕の回内（−）／回外（＋）角度を示す．逆ペングリップとピンチグリップは腕を同程度回内させており，ペングリップでは大きく腕を回外させている. 同図(b) に手関節の掌屈（＋）／背屈（−）角度を示す．ペングリップ，逆ペングリップ，ピンチグリップの順で背屈角度が大きくなっている．同図(c) に手関節の撓屈（＋）／尺屈（−）角度を示す．ペングリップでは撓屈しており，逆ペングリップでは尺屈している．ピンチグリップでは全体的に角度が小さい. 同図(d) に肘関節の屈曲（−）／伸展（＋）角度を示す．どの把持方法においても，肘関節を屈曲させた状態で屈曲／伸展を繰り返しており，肘関節の屈曲／伸展を利用して歯ブラシを動かしていることがわかる．



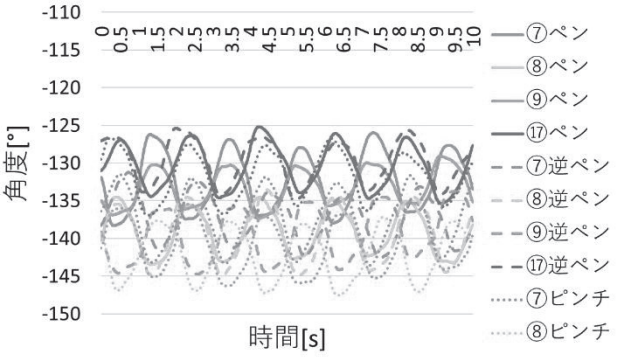
(a) 前腕の回内（−）／回外（＋）



(b) 手関節の掌屈（＋）／背屈（−）



(c) 手関節の撓屈（＋）／尺屈（−）



(d) 肘関節の屈曲（−）／伸展（＋）

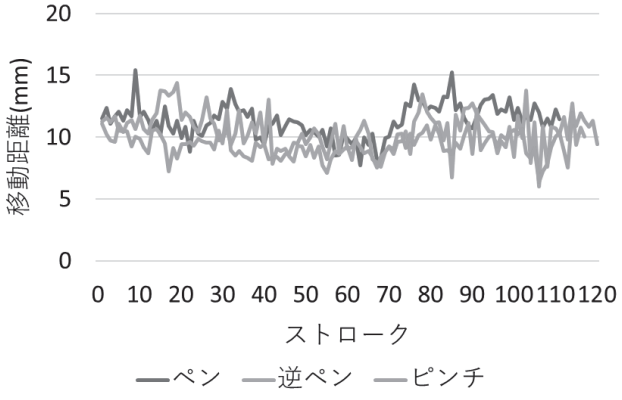
図 6　関節の回転角度

3-2. 実験 2

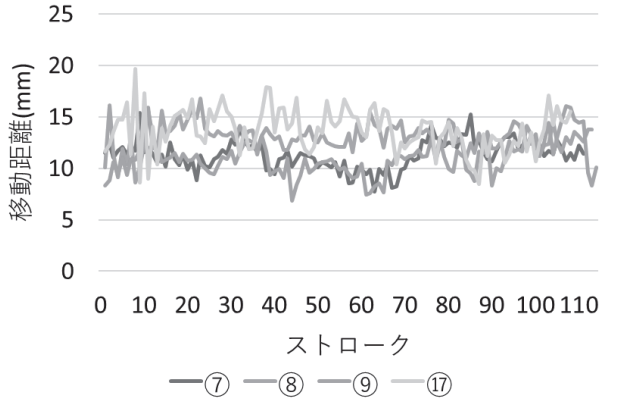
一例として，**図 7(a)** に⑦の位置を細かく磨いた場合におけるペングリップ，逆ペングリップ，ピンチグリップの各ストロークにおける歯ブラシのグリップ方向への移動距離の変化を示す．また，同図(b) にペングリップで⑦，⑧，⑨，⑰の位置を磨いたときの各ストロークにおける歯ブラシのグリップ方向への移動距離の変化を示す．同図(a) より，⑦の位置を磨いた場合，ペングリップ，逆ペングリップ，ピンチグリップの順に移動距離が小さくなっており，同図(b) より，⑰，⑧，⑦，⑨の順に移動距離が小さくなっていることがわかる．

その他の場合についても同様に歯ブラシの移動距離の変化を求め，図 8 の分布を得た．ペングリップの移動距離が 1 番小さく，細かく磨くことが可能であること，⑨や⑰を逆ペングリップで磨く場合の移動距離は，ペングリップやピンチグリップで磨く場合に比べて大きいことがわかる．

以上の結果から，ペングリップを使用した場合には腕の回外角度が大きくなっており，逆ペングリップやピンチグリップと比べて身体的負荷が大きいと考えられる．さらに，逆ペングリップとピンチグリップを比べた場合，ピンチグリップの方が細かく磨くことが可能であることからピンチグリップをもとにした新しい持ち方を考案することが有効であると考えられる．



(a) ⑦を磨く場合



(b) ペングリップの場合

図 7　歯ブラシの移動距離の変化

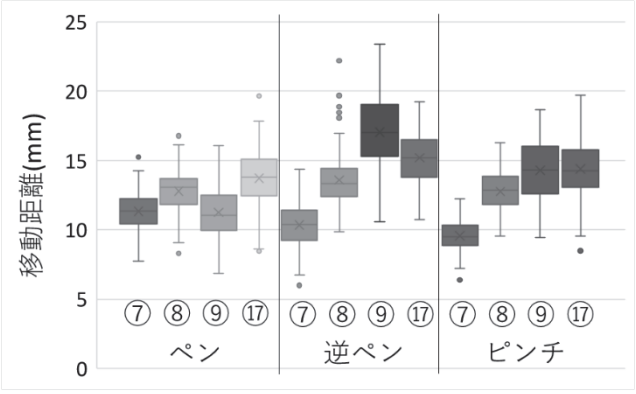


図 8　歯ブラシの移動距離の分布

4. 結言

本研究では，モーションキャプチャシステムを用いて歯ブラシ動作を解析することにより，歯ブラシの把持方法について腕の身体的負荷と動かしやすさの検証を行った．3 種類の把持方法についての実験結果から，ピンチグリップを参考に磨きやすさを改善するための新しい持ち方を提案することが有効であると考えられる．

参考文献

1) 公益財団法人 8020 推進財団：第 2 回 永久歯の抜歯原因調査報告書，(2018)，p. 25.

2) 余　永ほか：高精度モーションキャプチャシステムを用いた刷掃動作の解析―第 3 報：ペングリップとパームグリップの上肢動作の解析と比較―，小児歯科学雑誌，52(4)，(2014)，pp. 501-508.

3) 余　永ほか：高精度モーションキャプチャシステムを用いた刷掃動作の解析―第 2 報：上肢動作の定量的評価方法―，小児歯科学雑誌，50(3)，(2012)，pp. 202-209.

単独の3軸加速度センサによる ひとの姿勢と動作の推定手法について

Estimation of human posture and motion using a single 3-axis accelerometer

○長尾岳澄*，有馬正和*

*大阪公立大学大学院工学研究科

NAGAO Gakuto*, ARIMA Masakazu*

* Graduate School of Engineering, Osaka Metropolitan University

1. 緒言

近年,スポーツや VR,医療,介護などのさまざまな分野で身体運動の計測が盛んに行われている.中でも姿勢はどのような身体運動が行われているかを理解するうえで重要な情報であり,医療や介護分野では,看護師や介護士の負担軽減 [1],スポーツ分野では運動の解析 [2]などに応用されている.

現在,姿勢推定は動画を用いる DLT 法と慣性センサを用いる方法が実用化されているが,MEMS 技術の進歩により慣性センサを用いる方法は DLT 法と比較して低コストかつ多様な環境下での計測が可能である.慣性センサを用いる場合,ジャイロセンサと加速度センサや地磁気センサをカルマンフィルタによって組み合わせる方法が一般的である.しかし,既存の方法では複数のセンサを用いることによりコストやシステムの複雑性が増加する.

そこで,本研究ではより低コストかつ簡便な姿勢推定手法の確立を目標として,信号分離手法である NMF (非負値化行列因子分解) を用いて動的環境下で単独の加速度センサからロール角とピッチ角を推定する手法を提案する.

2. 姿勢推定手法

3 軸加速度センサの x, y, z 軸の計測値それぞれに NMF を適用し，姿勢情報を取り出すことを考える.推定の流れは大きく前処理,姿勢情報の分離,姿勢角の計算に分けられる.

2-1. 前処理

計測した加速度はセンサの特性や計測装置や計測環境から発生したノイズなどが含まれる.そこではじめにセンサのキャリブレーションとノイズのフィルタリングを行う.

キャリブレーションでは,事前に水準器を用いてセンサに重力加速度のみがはたらく状態で-1, 0, 1[G]の３パターンを計測し,近似直線を求めることでオフセットとスケールファクタ誤差を補正した.ノイズのフィルタリングでは,重力加速度や動作からの加速度が強調されるようにローパスフィルタで高周波ノイズを取り除く.本研究では Python で Scipy ライブラリの Signal 関数を用いてカットオフ周波数 40[Hz]のベッセル型ローパスフィルタを適用した.

2-2. 姿勢情報の分離

2-2-1. NMF とは

NMF はデータ行列を非負の行列に分解する手法であり,画像処理の分野で顔画像から顔パーツを抽出する目的で開発され [3],現在は音声分離や自動採譜などのブラインド信号分離(BSS)の分野で発展してきた信号分離の手法である.

NMF の基本的な目的は,$\omega \times t$ サイズの観測信号 X を $\omega \times k$ サイズの非負行列 W と $k \times t$ サイズの非負行列 H に分解することである.K は基底数(分割数)を示す.

$$X \approx WH$$

ここで，W は観測信号の特徴を表す規定行列で，H は基底の重み付けを表す係数行列である.時系列信号においては，短時間フーリエ変換により信号を時間周波数領域に変換し,スペクトログラムを非負の行列に分解する.図 1 に分離イメージを示す.

行列の分解は X と WH の距離 $D_KL\ (X|WH)$ を最小化する問題として考える.一般的に広く用いられている距離は，ユークリッド距離(EU),一般化カルバック・ライブラー散逸(KL),板倉斎藤擬距離(IS)の 3 種類であり,下記にカルバック・ライブラー散逸を用いた最小化問題およびその解法を述べる.

初めにカルバック・ライブラー散逸を以下に示す.

$$D_{KL}(X|WH) = \sum_{\omega,t} \left(X_{\omega,t} \log \frac{X_{\omega,t}}{\sum_k W_{\omega,k} H_{k,t}} - X_{\omega,t} + \sum_k W_{\omega,k} H_{k,t} \right)$$

カルバック・ライブラー散逸に Jensen の不等式を適用すると補助関数 G は以下で表される.

$$G_{KL}(W, H, \lambda) = \sum_{\omega,t} \left(X_{\omega,t} \log X_{\omega,t} - X_{\omega,t} \sum_k \lambda_{k,\omega,t} \log \frac{W_{\omega,k} H_{k,t}}{\lambda_{k,\omega,t}} - X_{\omega,t} + \sum_k W_{\omega,k} H_{k,t} \right)$$

$$\lambda_{k,\omega,t} = \frac{W_{\omega,k} H_{k,t}}{\sum_{\omega,t} W_{\omega,k} H_{k,t}}$$

補助関数 G は任意の W, H において D 以上の値を持つ関数であるため,補助関数 G を最小化すれば D を最小化することになる.よって最小化問題は以下のように定式化される.

$$\min G_{KL}(X|WH)$$

$$subject\ to\ W, H \geq 0$$

NMF では W, H が非負であるため, 乗算更新法を用いて以下のように変数の更新を行う.

$$W_{\omega,k} \leftarrow W_{\omega,k} \frac{\sum_t \frac{X_{\omega,t} H_{k,t}}{\sum_{k'} W_{\omega,k'} H_{k',t}}}{\sum_t H_{k,t}}$$

$$H_{k,t} \leftarrow H_{k,t} \frac{\sum_\omega \frac{X_{\omega,t} W_{\omega,k}}{\sum_{k'} W_{\omega,k'} H_{k',t}}}{\sum_\omega W_{\omega,k}}$$

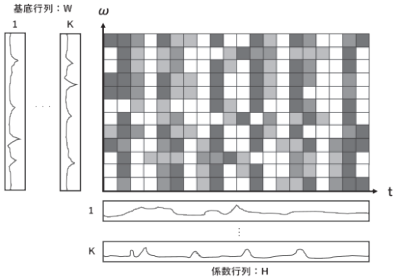


図 1　NMF の信号分離イメージ

2-2-2. 提案手法

3 軸加速度センサの x, y, z 軸の各計測値から NMF で姿勢情報を取り出すことを考えた際に, 大きく以下の 2 つの問題がある.

- 信号によって姿勢情報が分離される基底番号が異なる.
- 歩行などの動作を行った際に, 姿勢が分離された信号のノルムが 1[G]から外れる.

そこで, これらの問題を解決するために制約条件を設けて, 3 軸それぞれに独立して適用している NMF を結合する 3 軸結合 NMF を提案する.

制約条件は姿勢からの信号は二乗和が常に 1[G]であることを用いる. 各軸の計測値を ax, ay, az, 時間を s, 短時間フーリエ変換後の信号を X, Y, Z とし, 各窓の時間インデックスを t, 周波数ビンを ω, 窓長を seg, 窓関数を w とすると以下のように表される.

$$X(t,\omega) = \sum_{m=0}^{M-1} ax[t+m]w[m]e^{-i\frac{2\pi\omega m}{seg}}$$

パーセバルの等式より,信号のエネルギーは以下のように計算される.

$$\frac{1}{seg}\sum_t\sum_\omega |X(t,\omega)|^2 = \sum_t \sum_{m=0}^{seg-1} |ax[t+m]w[m]|^2$$

3 軸を合計すると x, y, z 軸の二乗和が 1 であることを利用して, 時間周波数領域に変換した信号の 1 サンプル当たりのエネルギーが 1 に等しいことが導かれる.

$$\frac{1}{seg \cdot \sum_t \sum_{m=0}^{seg-1} |w[m]|^2} \sum_t \sum_\omega |X|^2 + |Y|^2 + |Z|^2 = 1$$

この条件を用いてペナルティ項 P を以下の式で定義する.

$$P(Wx_{\omega,1}, Wy_{\omega,1}, Wz_{\omega,1}, Hx_{1,t}, Hy_{1,t}, Hz_{1,t})$$
$$= \alpha\left(\frac{1}{seg \cdot \sum_t \sum_{m=0}^{seg-1} |w[m]|^2} \sum_i^{x,y,z} \sum_\omega \sum_t \left|Wi_{\omega,1} Hi_{1,t}\right|^2 - 1\right)^2$$

x, y, z 軸それぞれの NMF の補助関数を Gx, Gy, Gz, 基底行列と係数行列を Wx, Wy, Wz, Hx, Hy, Hz とし, 基底 1 に姿勢からの信号を得ることを考えると, 3 軸を結合した NMF の最小化問題は以下のように定式化される.

$$\min Gx(Wx, Hx, \lambda_x) + Gy(Wy, Hy, \lambda_y) + Gz(Wz, Hz, \lambda_z) + P(Wx_{\omega,1}, Wy_{\omega,1}, Wz_{\omega,1}, Hx_{1,t}, Hy_{1,t}, Hz_{1,t})$$
$$subject\ to\ Wx, Wy, Wz, Hx, Hy, Hz \geq 0$$

この最小化問題に対しても一般的な NMF と同様に乗算更新法を用いる. 姿勢からの信号を示す基底 1 以外は通常の更新式でよいため, x 軸, 基底 1 の基底行列について, 提案手法の変数の更新式を導く. x, y, z 軸の分離信号から計算される 1 サンプルあたりのエネルギーの合計を E とすると更新式は以下で表される. また, y, z 軸も同様に更新を行う. 図 2 に提案手法のイメージを示す.

$$Wx_{\omega,1}{}^{i+1} \leftarrow Wx_{\omega,1}{}^{i} \frac{\frac{1}{Wx_{\omega,1}{}^{i}} \sum_t X_{\omega,t} \lambda x_{\omega,1,t}{}^{i} + 4\alpha Wx_{\omega,1}{}^{i} \sum_t \left|Hx_{1,t}{}^{i}\right|^2}{\sum_t Hx_{1,t}{}^{i} + 4\alpha E Wx_{\omega,1}{}^{i} \sum_t \left|Hx_{1,t}{}^{i}\right|^2}$$

$$Hx_{1,t}{}^{i+1} \leftarrow Hx_{1,t}{}^{i} \frac{\frac{1}{Hx_{1,t}{}^{i}} \sum_\omega X_{\omega,t} \lambda x_{\omega,1,t}{}^{i} + 4\alpha Hx_{1,t}{}^{i} \sum_\omega \left|Wx_{\omega,1}{}^{i}\right|^2}{\sum_\omega Wx_{\omega,1}{}^{i} + 4\alpha E Hx_{1,t}{}^{i} \sum_\omega \left|Wx_{\omega,1}{}^{i}\right|^2}$$

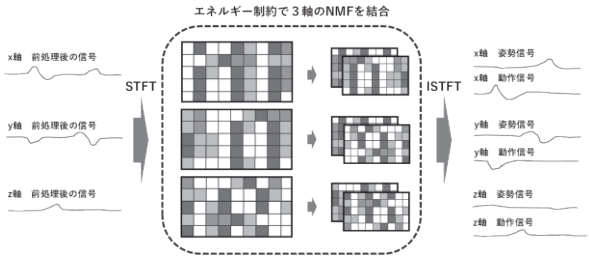


図 2　提案手法のイメージ

2-3. 姿勢角の計算

重力加速度を基準として回転座標行列を用いてグローバル座標系に対するセンサ座標系の姿勢角を求める. x, y, z 軸の回転角度をそれぞれロール角 $\varnothing$, ピッチ角 θ, ヨー角 ψ とするとそれぞれの軸周りでの回転行列は以下の式で表される.

$$R_x(\emptyset) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\emptyset & -\sin\emptyset \\ 0 & \sin\emptyset & \cos\emptyset \end{bmatrix}$$

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix}$$

$$R_z(\psi) = \begin{bmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

姿勢情報として分離された3軸加速度を(*ax, ay, az*)とするとグローバル座標系で重力加速度ベクトルは(*0, 0, -g*)と表され,以下の式が成り立つ.

$$\begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} = R_x^{-1}(\emptyset) R_y^{-1}(\theta) R_z^{-1}(\psi) \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -g \end{bmatrix}$$

よって各時点でのロール角とピッチ角は以下のように計算できる.

$$\emptyset = \arctan\left(\frac{a_y}{a_z}\right)$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{a_x}{\sqrt{{a_y}^2 + {a_z}^2}}\right)$$

3. 実験

3-1. 計測装置

本研究では, 3軸加速度センサ (ROHM Semiconductor社KNX94-2050) および加速度センサとジャイロセンサからカルマンフィルタを用いて姿勢を計算し出力する姿勢角センサ (Wit Motion社WT61P) を1つずつ用いて,100[Hz]で計測を行う. データはArduinoDueを用いて100[Hz]で計測し,SPI通信によりデータをmicroSDカードへcsv形式で保存した.また,外部電源としてモバイルバッテリーを用いた.センサはヘアバンドに固定し頭部に装着して計測を行った.

3-2. 実験方法

提案する姿勢推定手法および動作検出の精度や適用範囲を検証する実験を行った.動作検出手法は,村尾ら[4]が提案している変動性検出と自己相関関数を用いた周期性検出によって,3軸結合NMFの分離信号のうち,動作として分離された信号から歩行や走行などの周期的な動作が行われている区間の検出を行う.村尾らはウィンドウサイズを3.2秒,周期性の判定に用いる係数を0.8としているが,本研究ではそれぞれ2.0秒と0.6とした.

計測は前述の計測装置に加えてスマートフォン (Apple社iPhone)で動画撮影を行った.計測開始後は事前に決めた動作を行った.動作の種類は以下の7通りであり,頭部動作と走行・走行の方向や速度を変化させている.実験は屋内で行い,被験者は24歳の男子学生1名である.

1. いすに座り,正面,下,上,右,左の順に頭部動作を行う
2. 正面を向いて15歩の歩行を行う
3. 正面を向いて15歩のジョギングを行う
4. 5歩ごとに正面,下,上の順に頭部姿勢を変えながら15歩の歩行を行う
5. 5歩ごとに正面,左,右の順に頭部姿勢を変えながら15歩の歩行を行う
6. 5歩ごとに正面,下,上の順に頭部姿勢を変えながら15歩のジョギングを行う
7. 5歩ごとに正面,左,右の順に頭部姿勢を変えながら15歩のジョギングを行う
8. 静止状態で計測を行う

3-3. 実験結果

はじめに5歩ごとに正面,下,上の順に頭部姿勢を変えながら15歩のジョギングを行った際の, *x, y, z* 軸それぞれの分離信号と姿勢情報として分離された信号のノルムおよび観測信号のノルムを図3に示す.3軸すべてでComponent1に低周波の信号が分離されており,そのノルムが動作区間においてもほぼ1[G]であることがわかる.また,他の動作も同様に分離ができており,提案手法によって選択的に姿勢情報を分離することが可能であることが確認できる.

次に,図3に示した分離信号から算出した姿勢角および姿勢角センサで計測した姿勢角を図4に示す.取り付け誤差の影響を軽減するために実験開始後の静止状態で推定された姿勢角の1秒間の平均値をそれぞれ差し引くことで姿勢角センサと加速度センサの取り付け誤差を考慮した.

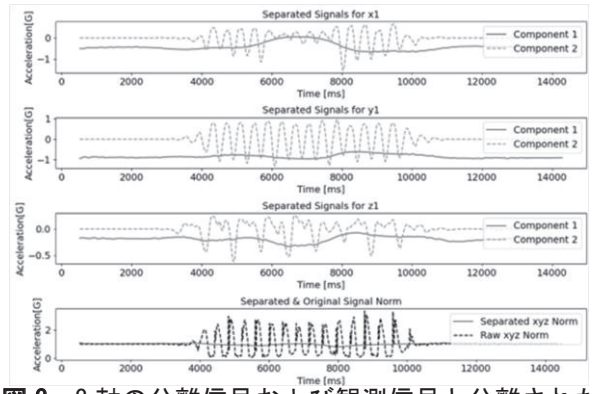


図3　3軸の分離信号および観測信号と分離された姿勢信号のノルム

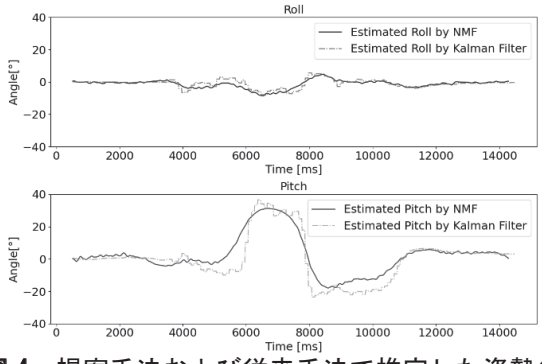


図4　提案手法および従来手法で推定した姿勢角

動画との比較を行うと,動作を開始して 5 歩目と 6 歩目の間,10 歩目と 11 歩目の間で事前に決めた頭部の動きを行っていることが確認できた.また,図 3,4 からも同じように 5 歩目と 10 歩目の直後である 6000[ms],7500[ms]付近で推定姿勢の変化が確認できる.

加えて,定量的に精度を検証するために,1〜6 の動作を行った信号では,動作を行っている区間における提案手法と姿勢角センサで計測した従来手法の推定姿勢角から RMSE,ピアソンの相関関数,誤差の平均と分散を算出した.静止状態の信号は計測した加速度から高周波ノイズを取り除き,NMF での分離は行わずに計算した姿勢角と姿勢角センサで計測した姿勢角で各数値を計算した.結果を表 1 に示す.

表 1　提案手法と従来手法の誤差分析結果

		RMSE	ピアソンの相関関数	誤差平均	誤差分散
1. 頭部運動のみ	ロール	2.31	0.99	1.40	3.39
	ピッチ	5.58	0.99	0.59	30.74
2. 歩行のみ	ロール	0.67	0.73	0.11	0.44
	ピッチ	5.55	0.53	−5.33	2.42
3. ジョギングのみ	ロール	1.68	0.24	−0.01	2.83
	ピッチ	3.31	0.67	0.68	10.47
4. 歩行＋屈曲・伸展	ロール	1.55	0.89	0.36	2.26
	ピッチ	5.80	0.97	−1.17	32.29
5. 歩行＋回旋	ロール	1.03	0.82	−0.03	1.06
	ピッチ	2.15	0.44	0.59	4.28
6. ジョギング＋屈曲・伸展	ロール	1.79	0.81	0.40	3.04
	ピッチ	6.44	0.93	−2.42	35.58
7. ジョギング＋回旋	ロール	2.25	0.57	−0.37	4.92
	ピッチ	3.44	0.51	1.88	8.31
8. 静止状態	ロール	0.22	0.23	0.10	0.04
	ピッチ	0.23	0.22	−0.03	0.05

動作を行った場合でのロール角の RMSE は最小値が 0.67[°]で最大値が 2.31[°],ピッチ角は最小値が 2.15[°],最大値が 6.44[°]である.ピアソンの相関係数は静止状態でロール角,ピッチ角ともに最小である.また,動作を行った信号では頭部を上下に動かすような大きな姿勢角の変化が伴う動作で相関係数がより大きい値となっている.誤差分散についても,大きな姿勢角の変化を伴う動作において大きい値であることがわかる.

図 5 に歩行・走行区間の検出結果を示す.NMF の分離信号から,ジョギングの開始,終了時を含め歩行・走行区間が検出できていることが確認できる.

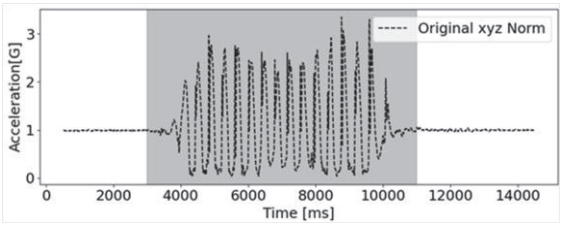


図 5　歩行・走行区間検出

4. 考察

歩行やジョギングと頭部の左右の動きを単独もしくは同時に行った場合には,RMSE がロール角で約 3[°],ピッチ角で約 6[°]以内で収まっており,静止状態よりも高い相関係数であることから,全く異なる手法で同様の姿勢を計測できていると考えられる.WT61P は公式サイト [5] では動的環境下で 0.2[°]以内の精度であることが示されている.ジャイロセンサを使用しているため振動によって誤差が蓄積することやカルマンフィルタが仮定しているノイズモデルによって精度が変化することが考えられるが,これらの誤差を加味しても真値に対する精度が前述の RMSE と近しいのではないかと考えられる.また,図 4 を見ると急激な姿勢変化が起こっている際に提案手法ではエッジを再現できていないことが確認できる.そのため,大きな姿勢角変化を伴う場合に RMSE や誤差分散が大きい値となっている原因ついては,提案手法は短時間フーリエ変換をしているためにエッジの損失が生じると考えられる.以上より,日常生活において人間の行動をモニタリングするような目的で計測する際には十分実用可能な精度であると考えられる.

5. 結言

複数の慣性センサを用いて姿勢を推定する従来手法より,低コストかつ簡便なシステムでの姿勢推定手法の確立を目標として,単独の加速度センサで動的環境下での姿勢推定手法を開発し,従来手法との比較によって精度の検証を行った.その結果,提案手法と従来手法間の RMSE はロール角が約 3[°]以内,ピッチ角は約 6[°]以内であり,提案手法は日常生活のモニタリングなどの分野では実用可能な精度であると考えられる.精度の個人差の検証,ノイズフィルタリング方法の検討による精度の向上,リアルタイムでの姿勢推定アルゴリズムの開発が今後の課題である.

参考文献

1) 伊丹琢, 大塚奎佑, 米山淳, 関恵子, 千田美紀子, 伊丹君和 : 看護動作時における腰部負担軽減を目的とした 危険前傾・ひねり姿勢を警告可能な 携帯型スマートデバイスの開発, バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌, Vol. 25, No.1, pp 9-19 (2023).
2) 廣瀬圭, 土岐仁, 小田紳介, 永作清 : 拡張カルマンフィルタを用いたスキー・ターンの運動計測と力学解析に関する研究, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.77, No.774, pp.470-480 (2011).
3) Lee, D., Seung, H. : Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization, Nature, Vol.401, pp.788–791 (1999).
4) 村尾和哉, 寺田努:加速度センサの定常性判定による動作認識手法, 情報処理学会 論文誌ジャーナル, Vol. 52 , No. 6, pp 1968-1979 (2011).
5) WitMotion : WT61P 6-axis Attitude Accelerometer Angle Sensor, https://www.wit-motion.com/proztmz/37.html (Accessed on 2024-10-18).

追従動作の機序と必要とされる運動能力

Mechanisms of chase Movements and the Required Motor Abilities

屋京典[1]，甲斐義浩[2]，幸田仁志[3]，権野めぐみ[4]，田中真紀[2]，松井知之[5]，渡邊裕也[6]，勝見康平[1]，森原徹[5]，来田宣幸[1]

[1]京都工芸繊維大学　[2]京都橘大学　[3]関西福祉科学大学　[4]名古屋女子大学　[5]丸太町リハビリテーションクリニック　[6]びわこ成蹊スポーツ大学

OKU Kyosuke[1], KAI Yoshihiro[2], KODA Hitoshi[3], GONNO Megumi[4], TANAKA Maki[2], MATSUI Tomoyuki[5], WATANABE Yuya[6], KATSUMI Kohei[1], MORIHARA Toru[5], KIDA Noriyuki[1]

[1] Kyoto Institute of Technology, [2] Kyoto Tachibana University, [3] Kansai University of Welfare Sciences, [4] Nagoya Women's University, [5] Marutamachi Rehabilitation Clinic, [6] Biwako Seikei Sport College

1. 目的

日常生活において他者と同調して歩く場面で、うまく合わせることができなければ衝突の可能性があり、怪我や転倒を引き起こす危険がある。このような状況では、進行方向の「駆け引き」が重要となり、巧みに対処することが自らを守ることにつながる。さらに、対人スポーツにおいても、この「駆け引き」が勝敗を左右する場面となることが多い。特に追従動作では、相手の進行方向に素早く反応し、適切な判断を下す必要がある。本研究ではこの追従動作がうまくいくときの機序と、その時に必要とされる運動能力を検討することを目的とした。

2. 方法

2-1. 実験参加者

運動習慣のあるジュニア期の 45 名（11.48±1.59 歳）を対象とし、実験者 2 名が実施した。

2-2. 測定環境

実験の概要図を図 1 に示す。横幅 4m の直線上をランダムに動く実験者に対し、6 秒間ついていく課題を実施した。なお、対面距離は 1m であった。

図 1　実験概要図

2-3. 手続き

実験者はできるだけ参加者とのギャップを大きく保てるように横方向にランダムにサイドステップし続けた。参加者にはその実験者の動きに、できるだけついていくように教示をした。1 名の参加者に対し、同じ実験者が 3 回試技した。2 名の実験者が交互に実施し、参加者一人当たり 6 回ずつ試技した。45 名の参加者に対し、6 回ずつ試技したため、合計 270 回の試技を分析対象とした。

2-4. 三次元空間座標測定方法

頭頂部に赤外マーカーを貼付した帽子をかぶってもらい、その赤外マーカーを 2 台の赤外線カメラで撮影した（Opti Track duo）。また、120Hz の時間解像度で赤外マーカーの三次元空間座標を取得した。

2-5.　柔軟性・筋力・体力テストの測定項目

2-5-1　柔軟性

身体の柔軟性を評価するために、体幹の回旋角度、体幹の側屈角度、股関節内旋、股関節外旋、股関節外転、股関節内転、股関節屈曲、SLR（Straight Leg Raise）、HBD（Heel-Buttock Distance）を測定した。

2-5-3　筋力

下肢の筋力を評価するために、等尺性膝伸展、等尺性膝屈曲、等速性膝伸展、等速性膝屈曲、股関節内転筋力、股関節外転筋力を測定した。

2-5-4　体力テスト

運動能力を評価するために、長座体前屈、垂直跳び、カウンタームーブメントジャンプ、反復横跳び、上体起こし、立ち幅跳び、全身反応時間、キー押し反応時間を測定した。

2-6　算出変数

2-6-1　実験者の動きの特徴量

まず、target 刺激としての実験者の動きを評価するために、実験者の 1 試技における最大速度を算出した。また、python のピーク抽出関数を用いて、1 試技における切り返しの回数を算出した。また target 刺激としての不安定性を算出するために、近似エントロピー（ApEn: Approximate Entropy）を算出した。

2-6-2　追従動作のパフォーマンス指標

参加者がどれだけ追従できているかを評価するために、1 試技における平均的な差を算出した。また反応の遅れを評価するために、相互相関分析の r が最も高い時の τ を反応の遅れとした。

3. 結果

3-1. 実験者の動きについて

2 名の実験者の最大速度について分析したところ、実験者 1 の最大速度が 2.64±0.27 m/sec で、実験者 2 の 2.51±0.26m/sec であった。t 検定を実施した結果、実験者 1 が有意に速かった（$t = 4.29$, $p = 3.35\times10^{-5}$）。切り返しの回数について分析したところ、実験者 1 が 10.69±2.06 回、実験者 2 が 7.61±1.42 回であった。t 検定を実施した結果、実験者 1 の方が有意に切り返す回数が多かった（$t = 14.52$, $p = 1.93\times10^{-29}$）。また、不安定性を表す ApEn を算出したところ、実験者 1 が 0.15±0.02 で、実験者 2 が 0.12±0.02 であった。同じく t 検定を実施したところ、実験者 1 が有意に不安定であった（$t = 9.77$, $p = 2.02\times10^{-17}$）。

3-2. 追従動作のパフォーマンスについて

実験者の ApEn とその試技における平均差と反応の遅れについて、相関分析を実施した。その結果、ApEn が高いほど平均差・反応の遅れがともに小さくなる傾向が確認された（平均差: $r = -0.15$, $p = 0.013$; 反応の遅れ: $r = -0.15$, $p = 0.013$）。最高速度に関しては、平均差では相関関係は確認されず（平均差, $r = -0.06$, $p = 0.310$）、最高速度が速いと反応の遅れが小さくなった（$r = -0.22$, $p = 2.74\times10^{-4}$）。切り返しの回数に関しては、切り返しの回数が多いと平均差が小さく、反応の遅れも小さかった（平均差: $r = -0.24$, $p = 8.46\times10^{-5}$; 反応の遅れ: $r = -0.26$, $p = 1.39\times10^{-5}$）。

3-3. 柔軟性・筋力・体力テストとの関係

柔軟性に関して平均差・反応の遅れとの関係性を分析した。その結果、股関節の内旋可動域が大きいと平均差と反応の遅れが大きくなった（平均差: $r = 0.404$, $p = 0.006$; 反応の遅れ: $r = 0.431$, $p = 0.003$）。

筋力に関しては等尺性膝伸展（平均差: $r = -0.340$, $p = 0.022$; 反応の遅れ: $r = -0.409$, $p = 0.005$）、等尺性膝屈曲（平均差: $r = -0.302$, $p = 0.044$; 反応の遅れ: $r = -0.349$, $p = 0.019$）で相関関係が確認された。

体力テストに関しては、垂直跳び（平均差: $r = -0.406$, $p = 0.006$; 反応の遅れ: $r = -0.373$, $p = 0.012$）、反復横跳び（平均差: $r = -0.352$, $p = 0.018$; 反応の遅れ: $r = -0.439$, $p = 0.003$）、全身反応時間（平均差: $r = 0.466$, $p = 0.001$; 反応の遅れ: $r = 0.516$, $p = 0.000$）、で相関関係が確認された。

4. 考察

実験者の動きについては、二人の実験者で最大速度、切り返しの数、不安定性（ApEn）の 3 つの項目全てで実験者 2 の方が有意に大きかった。これらの結果から、質の違う target 刺激を与えることができたと考えられる。

またこの target 刺激の特徴量と追従動作のパフォーマンスを分析したところ、不安定性・最大速度・切り返しの回数が多いと反応の遅れが小さくなることがわかった。これは横幅 4m の追従動作では、target の動く幅が限定的であり、戻ってくることを予測して最後まで追従せず、効率的に反応していたと考えられる。

柔軟性に関しては股関節の内旋が大きいほど、追従行動が困難になる傾向があった。これは、柔軟性が高いと動きの制御が難しくなり、反応が遅れる可能性があることを示している。下肢の筋力に関しては、等尺性の膝伸展・屈曲の筋力が高いほど、追従精度が向上することが確認された。この柔軟性と筋力の関係を踏まえると、追従動作では関節をある程度固めた方がパフォーマンスが良くなる可能性が示された。

垂直跳びや反復横跳び、全身反応時間などの体力要素と追従行動の関連も明らかになった。これらの体力要素は、全身を使った動作の迅速さや機敏さを反映しており、追従行動においても重要な役割を果たしていると考えられる。特に、全身反応時間の相関係数が高く、反応時間が短い参加者は、実験者の動きに素早く適応でき、追従の精度が良くなる傾向が確認できた。

協同作業における 2 人の作業者間の同調に関する研究

Study on Synchrony between Two Workers in Collaborative Work

○田河琴音*，川野常夫*，松尾英治**
*摂南大学　**松尾電機エンジニアリング
TAGAWA Kotone*, KAWANO Tsuneo*, MATSUO Eiji**
*Setsunan University, **MATSUO Electric Engineering Co. Ltd.

1. はじめに

介護現場での移乗作業や荷物の運搬作業を複数人で行う場合，かけ声を掛けて息を合わせることは自然な行動である．著者らはこれまでに，被介護者や患者を移動させる移乗動作において，寝たきり，あるいはそれに近い人を 2 人で介助する場合の身体負荷に着目した研究を行ってきた [1]．この研究では，介助者間の筋活動が同調するほど，介助者間の身体負荷が減少するという結果が得られた．しかし，一般に作業において筋活動は結果であって，制御することはできないため，協同作業における動作改善の指針が得られないという問題があった．

本研究では，作業者の意志で制御可能な「動作」に着目し，実験を行って作業中の 2 人の動きの同調度と筋負担の関係を明らかにする．その両者の関係がわかれば，介護現場などにおける動きの同調度を作業改善の指針とすることができる．なお，本研究は摂南大学の人を対象とする研究倫理審査委員会の承認を得て実施した（承認番号 2023-077）．また実験においては，被験者からインフォームド・コンセントを得て実施した．

2. 作業動作の測定と同調度の算出

作業動作の測定には著者らがこれまでに開発してきた骨格線認識用 AI カメラ（以下，AI カメラと呼ぶ）を用いた [2]．これは大掛かりな装置やマーカーなどを必要とせず，ビデオ映像だけから身体各部の座標を取得できるため，介護や作業の現場での改善に応用することができる。AI モデルとして PoseNet を用い，首，肩，股関節など身体の 18 箇所の 2 次元座標を 30fps で取得することが可能となっている．

本研究では 2 人の動きの同調を，胴体のセグメント角度の 2 者間の相関で評価する．AI カメラによって得られた関節点座標から，1 コマごとに身体のセグメント角度を計算し，30 コマ分の作業者 A と B の角度変化の相関係数r_fを求める．次に 1 コマずつずらして同様に動作全体にわたって相関係数を算出し，それらの平均値を動作全体の相関係数rとした．ここで同調度を式（1）のように定義する．式は中程度の相関係数で点数に差が出るようロジスティック関数を用いている．図 1 に同調度のグラフを示す．本研究では協同作業において，かけ声ありなしや開眼閉眼などの条件を設ける．r_Aは全ての条件で求められたrの平均値であり，平均的な同調が 50 点となるように設定した．

$$S = \frac{100}{1 + e^{-A(r - r_A)}} \qquad (1)$$

3. 協同作業実験

3-1. 実験概要

介助作業は，被介助者の姿勢や支え方，支える場所などが複雑に変化するため，同調度と筋負担の本質的な関係が見えなくなるという問題がある。本研究では複雑な要因を排除するため，2 人による介助作業のモデルとして担架やストレッチャーによる協同作業を取り上げる．

図 2 に協同作業実験の様子を示す．ここでは移乗作業として，被験者 2 人に担架の持ち上げ作業を行ってもらった．2 人 1 組のペアを 8 組つくり，2 人のうち 1 人は作業を先導するリーダー，もう 1 人はリ

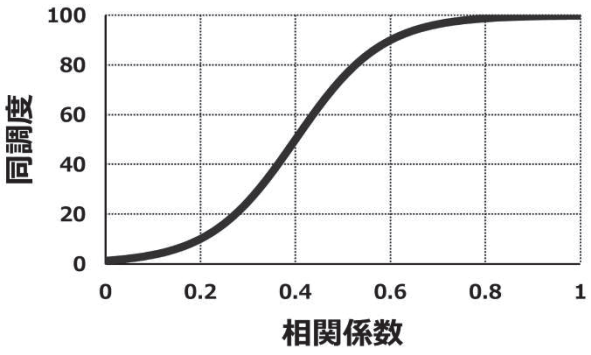


図 1　同調度のグラフ

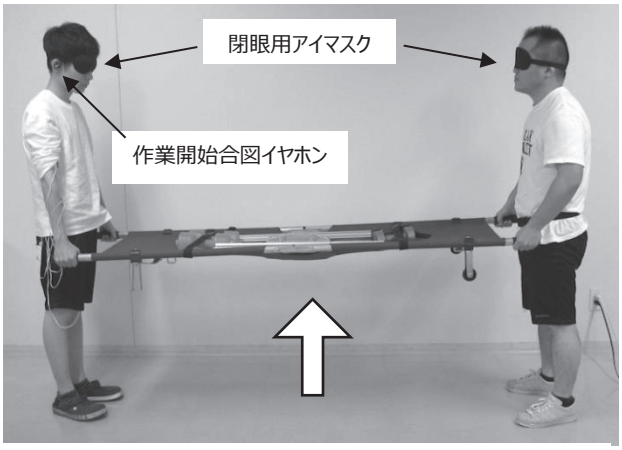


図 2　協同作業実験の様子（閉眼条件）

ーダーに追従するフォロワーとして役割を設けた．担架におもりを固定して，総重量 20.4kg の担架を 2 人で息を合わせて持ち上げる．作業条件は以下に示す 5 条件とした．

条件 1：開眼・かけ声あり
条件 2：開眼・かけ声なし
条件 3：閉眼・かけ声あり
条件 4：閉眼・かけ声なし
条件 5：閉眼・かけ声なし・3 段階

かけ声はリーダーが行い，フォロワーはリーダーのかけ声を聞くことで動作を行う．かけ声は「1, 2, 3」とし，「3」のタイミングで動き始めることとした．リーダーにはイヤホンを着用してもらい，リーダーだけに聞こえるように作業開始の合図を送った．また，自然な動きで動作を行ってもらうため，持ち上げる速度や時間については指示を行わなかった．

3-2. 測定項目

測定項目は，AI カメラによる関節点の二次元座標，動作時の 4 か所の筋電図（大腿直筋，脊柱起立筋，撓側手根屈筋，上腕二頭筋），被験者の主観による主観的同調度の 3 種類とした．筋電図は，インタークロス社製の DAQ Intercross 413 を使用した．筋肉量には個人差があるため，個人の最大値で基準化を行い，2 人の合計値を求めた．主観的同調度は，動作時に作業者が主観的に感じた同調度を視覚的アナログスケール（VAS）によって測定した．

4. 実験結果

各条件で 2 回ずつ測定を行い，2 回の平均値をその組のその条件での測定結果とした．図 3（a）は同調度と筋負担の関係を表しており，両者に負の相関があることが示された．図の近似直線を用いることで同調度の値から身体負荷の推定が可能であると考えられ，AI カメラで同調度を求めるだけで作業者の身体負荷を推定でき，作業改善に役立てることができる．

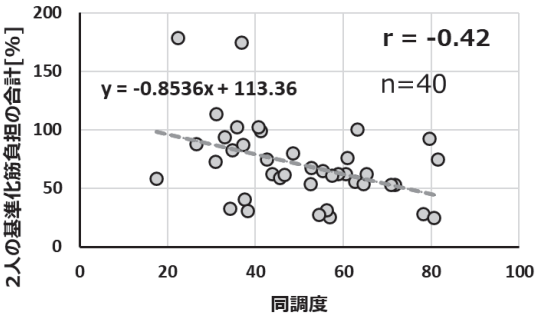
図 3（b）は，同調度と主観的同調度の関係を表している．両者には正の相関がみられ，身体の動きが同調したとき，被験者自身も同調したことを主観的に感じ取っていることがわかる．

5. おわりに

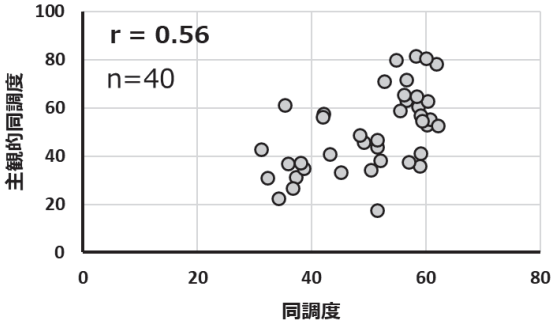
本研究では，介護現場で行われる移乗作業をモデル化し，2 人の作業者による担架の持ち上げ作業時における同調の度合いを定量化する手法を確立した．

参考文献

1) 田河琴音，大石和真，川野常夫:移乗作業における 2 人の介助者間の同調に関する研究，2020 年度日本人間工学会関西支部大会，pp.66-67(2020).
2) 田河琴音，川野常夫，松尾英治 : 身体負荷可視化用 AI カメラの開発，日本人間工学会第 63 回大会，2D2-06,pp.1-2(2022).



(a)　同調度と筋負担



(b)　同調度と主観的同調度

図 3　同調度・筋負担・主観的同調度の関係

走幅跳の体育学習におけるストロボ画像の利用が導く能動学習

Active Learning Led by Use of a Strobe Image of Running Long Jump in Physical Education Class

○東　章弘

福井工業高等専門学校一般科目教室（自然科学系）

AZUMA Akihiro

Course of General Education (Natural Science), National Institute of Technology, Fukui College

1. 緒言

走幅跳は走と跳が組み合わされたユニークな陸上競技の跳躍種目であるとともに，スプリント/パワー系のクローズドスキル型種目であり，助走，踏切，空中動作，着地といったいろいろな局面の動きを統合したパフォーマンスが求められる．助走から着地までの一連の動きは互いに関連し，パフォーマンスの結果である跳躍距離に影響を与えるため，それぞれの局面の動作の改善に対する学習者の関心は高いが，学習単元に対して用意される授業時間は必ずしも十分とは言えない．

一方，学習者がパフォーマンスを改善するためには自らの課題を的確に発見し，問題解決のための効果的な練習課題を導く必要がある [1]．そのため，動きの客観的理解を助ける教材の提供や自己の動作の有効なフィードバックが求められるところである．とりわけ，クローズドスキル型のスポーツにおいては，自己の動作を撮影した動画の活用が有効であることが知られ [2]，近年では体育授業において動画の撮影にカメラ付きタブレット型端末も多用される [3,4,5]．動画の再生は動きのフィードバックとして有用であるが，そのフィードバックには再生機器が不可欠であり，特定の局面や瞬間における姿勢を注視するには一定の操作が伴われる．これに対し，連続写真やストロボ画像はそれらを印刷媒体として学習者に提供することが可能であり，場所を問わずフィードバックを与え得る．

とりわけ，ストロボ画像は一定の時間間隔で動きの残像が描かれた画像であり，連続写真のように複数の画像を別々に見比べることなく，同一背景の一枚の画像の中で連続する姿勢（残像）を動きの経過として観察することができる [6,7]．また，特定の局面や瞬間における姿勢だけでなく，その前後のつながりを認識できるため，連続写真に比べて動作の流れを直感的にイメージしやすい．さらに，ストロボ画像を作成するための民生用ソフトウェアが市場に広く提供されている [8]．クローズドスキル型種目の一つであるハードル走の体育授業においては，ストロボ画像の利用が学習者の合理的な練習課題を導き，パフォーマンスの改善（走タイムの短縮）がもたらされたことが著者らによって報告されている [7]．この研究と同様の手法で，Azuma & Diaz[9] は走幅跳の体育学習におけるストロボ画像の利用が学習者の力強い踏切に関連する合理的な練習課題を導き，パフォーマンスを改善（跳躍距離の延伸）させたことを報告した．これらの研究において，ストロボ画像は体育授業における学習ツールの一つとして機能し，学習者の有効な練習課題の設定や動きの改善に役立つことが示されたといえる．本研究では，Azuma & Diaz の研究 [9] における走幅跳学習者の活動ログ（内省）を定性的に分析し，ストロボ画像を利用する学習者の練習や跳躍に関する視点や意識を調べ，能動学習のプロセスを読み取ることを試みた．

したがって，本研究の目的は，走幅跳の体育学習におけるストロボ画像の利用がもたらす学習者の能動学習の態様について明らかにすることであった．

2. 方法

2-1. 被検者

本研究では Azuma & Diaz の研究 [9]において取得した体育学習者の活動ログを研究資料とした．したがって，本研究の被検者（体育学習者）はその研究 [9]と同一であり，国立高専で体育の授業を受講する 17 歳から 18 歳の男子学生 52 名であった．

本研究の目的および手順は被検者に事前に説明され，被検者全員から書面による同意を得た [9]．本研究は，福井工業高等専門学校の「ヒトを対象とする研究倫理審査委員会」の承認を得ている（承認番号: R5-1）．

2-2. 手順

Azuma & Diaz の研究[9]において，ストロボ画像のフィードバックを与え，練習課題を設けさせ，最大跳躍を行わせたグループ（SL 群，n＝29）が記述した活動ログ（後述）が本研究で分析対象とする資料である．この研究では，比較対象として，グループで互いの動作を観察してフィードバックを与え合うグループ学習グループ（GL 群, n＝23）が設けられ，その活動ログ（後述）も入手された．SL 群と GL 群が受講した走幅跳の授業は全 5 回（週 1 回, 90 分）であり（Day 1～Day 5），被検者はすべて同じ学年の 2 つの異なるクラスに所属し，同じ体育教員による授業を受講したが，Day 4 の後，与えられたフィードバックの違いによって，片方のクラスが SL 群，もう一方のクラスが GL 群と位置付けられた[9]．

5 回の走幅跳の授業において，Day 1 から Day 3 の間に空中動作を除く走幅跳の基本的なスキルが段階的に指導された．走幅跳には空中局面における姿勢の指導も含まれるべきところ，限られた授業時間数の中では限界があることから，跳躍距離に対して（斜方投射として）物理学的に大きな影響を与える変数として踏切時初速，踏切角，着地に重点を置き[10]，6 つのスキル（S1～S6）が指導された（S1: 踏切時に減速しない, S2: 踏切時は接地時間を短くする・膝を曲げない, S3: 踏切時にリード脚を水平まで引き上げる, S4: 踏切時に高く跳び上がる・角度を大きくする, S5: 踏切時に背筋を伸ばす, S6: 着地時に足を前に出す）．S1 ～S6 は日本陸上競技連盟の Web 教材[11]や学習者が使用する高等学校用副読本[12]にしたがう基本的な技術である．

Day 4 では，最初に 6 つの技術（S1～S6）を被検者自身が復習し（約 30 分間），その後に最大跳躍距離が測定された．SL 群に対しては，この最大跳躍時にストロボ画像作成用ソフトウェア（Cripstro, SPLYZA Inc., Ver. 3.1）がインストールされた iPad®（Apple, A1701 model）を用いてストロボ画像（残像の間隔は 8/30 秒）が作成された．また，Day 4 の授業直後にグループウェア（Microsoft Teams）を通じて各被検者に彼らのストロボ画像が提供された[9]．一方，GL 群では，Day 4 の最大跳躍の際，対象となる学習者（被検者）の走幅跳の動作を 3～4 人の他の学習者が観察し，S1～S6 の観点から観察対象者が練習すべきと考えられる課題（技術）を各々2 つずつ提案した．この他者からの提案は Day 4 の授業時に各被検者に与えられ，それを GL 群におけるフィードバックとした[9]．Day 5 の前半は，各群の被検者は，フィードバックを踏まえて設定した練習課題にしたがって練習し（約 30 分），その後，最大跳躍距離の再測定が行われた．Day 5 の授業の後，入力フォーム（Microsoft Forms）を利用して SL 群，GL 群の両方から活動ログ（自由記述）を取得した．

2-3. 分析方法

両群の活動ログから，①スキル（S1～S6），②身体部位，③局面（助走/跳躍動作）の 3 つの観点で読みとられた記述件数を調べ，且つ，その内容を定性的に分析した．

4. 結果

4-1. スキル（①）に関する記述

S1～S6 に関するいずれかの記述が活動ログに観察されたのは，SL 群では 24.1%，GL 群では 17.4% であった．

4-2. 身体部位（②）に関する記述

身体部位に関する記述が活動ログに観察されたのは，SL 群では 44.8%，GL 群では 34.8%であった．

4-3. 局面（③）に関する記述

局面（助走/跳躍動作）に関するいずれかの記述が活動ログに観察されたのは，SL 群では 89.7%（助走: 27.6%，跳躍動作: 62.1%），GL 群では 82.6%（助走: 39.1%，跳躍動作: 43.5%）であった．

5. 考察

グループ学習は視覚メディアのない環境下でも有効な学習活動を導く一般的な教育方法のひとつであり，GL 群は本研究における統制群として位置付けられたものではない．換言すれば，GL 群もまた一定の有効な能動学習が営まれていると考えられる．本研究はそれと対比した視覚メディア（ストロボ画像）のフィードバックがもたらす能動学習の特徴を調べたにすぎない．

活動ログにみられるスキル（①）に関する記述では，ストロボ画像のフィードバックがグループ学習のフィードバックに比べて多くの学習者に何らかの（S1～S6 の）スキル要素を見出させたことを示した．すなわち，ストロボ画像はスキルに関連する動きの特徴を振り返ることに役立ったと考えられた．また，身体部位（②）に関する記述においては，ストロボ画像が学習者に特定の身体部位の動きやフォームを

注視させ，関心を導かせたことが示された．すなわち，ストロボ画像によって，身体部位を具体的に意識した練習課題が設定できる可能性があると考えられた．さらに，局面（③）に関する記述では，ストロボ画像のフィードバックがグループ学習のフィードバックに比べて助走（running）よりも非日常な動きとしての跳躍動作（jumping）に関する意識を高めたといえる．GL 群では（SL 群に比べて）助走の割合が大きく，このことは個々人が自分の実際の動きは観察できないことや助走時の空間イメージが視覚の中で支配的であることに起因するかもしれない．

Azuma & Diaz[9]によれば，SL 群は GL 群に比して顕著に S2（踏切時は接地時間を短くする・膝を曲げない）を練習課題として設定したと報告し（SL 群: 20.7% vs GL 群: 4.3%），自己の動作の残像観察（SL 群）が踏切時の筋感覚を学習者に想起させ，力強い踏切（力発揮）を意識した練習を行わせた可能性を示唆した．GL 群にとっては，視覚情報である空間イメージと筋感覚はいずれも瞬間的な印象でしかないが，SL 群ではストロボ画像によってその瞬間が残像として学習者に提示され，踏切時の筋感覚が kinematics 的な動きと関連して捉えられたかもしれない．すなわち，ストロボ画像は（他者の観察には伴われない）自分自身の動きの残像であるが故に自己の筋感覚と動作が意識内で融合した可能性がある．

走幅跳の跳躍距離には Azuma & Matsui[13], Azuma & Matsui [14]が報告するように身体資源（除脂肪量）の貢献が認められ，効果的な筋パワーの発揮がパフォーマンスを左右する．そのため，パフォーマンス改善のための練習課題はパワー発揮に関連したもの（例えば S2）であることが合理的であり，Azuma & Diaz の報告 [9]にもあるようにストロボ画像がそれを導くと考えられた．Azuma & Matsui[7]はまたハードル走においてもストロボ画像がパフォーマンス（走タイム）を改善したことを報告した．本研究と同様に SL 群と GL 群を設けて実施されたこの研究では，SL 群が GL 群よりも身体の上下動を小さくする練習課題を多く設定したことが示された．進行方向に対する無駄な動きを少なくし，スピードを向上させるといったバイオメカニクス的にも合理的なこの練習課題がハードル走のストロボ画像によって導かれた．これらのことから，学習者がどのような練習課題をストロボ画像によって設定するのかは対象となる種目によって異なるといえるが，ストロボ画像はその種目の本質を捉えた視点を学習者にもたらすと考えられよう．すなわち，ストロボ画像は瞬間的な姿勢（残像）の描写が具体的な動きに連動する筋感覚を呼び起こし，パフォーマンスの改善に必要な課題を自らが導き出し（課題発見），それに対する効果的な練習がなされるような能動学習を促進する可能性がある．

6. 結論

本研究は走幅跳の体育学習においてストロボ画像を用いたフィードバックが与える能動学習の態様をグループ学習と比較した．分析にはフィードバックを踏まえた練習や跳躍後に学習者が記載した活動ログを資料として用い，資料から①スキル，②身体部位，③局面（助走/跳躍動作）に関する記述を読み取り，定性的に分析した．その結果，ストロボ画像によるフィードバックは学習者に多くのスキルを認識させ，且つ，多くの身体部位に着目させ，さらに，助走よりも跳躍動作の局面についての意識を高めることが明らかとなった．すなわち，ストロボ画像はパフォーマンスの改善に必要な課題発見と，それに対する効果的な練習を導く能動学習が促される可能性が示唆された．

参考文献

1) 文部科学省: 高等学校学習指導要領保健体育編 体育編, pp. 77-94, 文部科学省 (2018).
2) Cooper, L.K., Rothstein, A.L.: Videotape replay and the learning of skills in open and closed environments, Research Quarterly for Exercise and Sport, Vol.52, No.2, pp.191-199 (1981).
3) Sinelnikov, O.A.: Using the iPad in a sport education season, Journal of Physical Education Recreation and Dance, Vol.83, No.1, pp.39-45 (2012).
4) Franklin, R., Smith, J.: Practical assessment on the run – iPads as an effective mobile and paperless tool in physical education and teaching, Research in Learning Technology, Vol.23, 27986 (2015).
5) Lee, J.E., Gao, Z.: Effects of the iPad and mobile application-integrated physical education on children's physical activity and psychosocial beliefs, Physical Education and Sport Pedagogy, Vol.25, No. 6, pp.567-584, (2020).
6) 松井一洋, 東 章弘: 体育授業におけるストロボ画像を用いた動きの自己分析の試み：高専男子

学生の走幅跳パフォーマンスに及ぼす効用，福井工業高等専門学校研究紀要 自然科学・工学, No. 53, pp. 29-34 (2019).
7) Azuma, A., Matsui, K.: Effects of strobe-image feedback on hurdle sprint times in physical education classes, International Journal of Human Movement and Sports Sciences, Vol.11, No.2, pp.299-305 (2023).
8) SPLYZA Inc.: https://products.splyza.com/clipstro/, 最終閲覧2024年10月18日.
9) Azuma A, Diaz FCB: Effects of strobe image feedback on running long jump performance in physical education classes, The 14th Asia Conference on Kinesiology and Sport Science, Oral Presentation (OP-PE024), Kuala Lumpur, Malaysia, (2024).
10) 深代千之: 走幅跳と三段跳の Biomechanics. Japanese Journal of Sports Sciences, Vol.2, No.8, pp.600-613 (1983).
11) 日本陸上競技連盟: 中学校部活動における陸上競技指導の手引き, https://www.jaaf.or.jp/development/jhs/, 最終閲覧2024年10月18日.
12) 大修館書店編集部: ステップアップ高校スポーツ2021, pp. 64-67. 大修館書店 (2021)
13) Azuma A, Matsui K.: Relationship between jump distance for running long jump and physical characteristics of male students in PE class, Advances in Physical Education, Vol.11, No.2, pp.232-238 (2021).
14) Azuma A, Matsui K.: Individual differences of jump distance for running long jump in relation to the physical characteristics of female students in PE class, 福井工業高等専門学校研究紀要 自然科学・工学, No. 54, pp.43-46 (2021).

有酸素運動による環境配慮行動促進の試み：バランスボール運動の設計と試行実験

An attempt to promote pro-environmental behaviour through aerobic exercise : Design and trial experiment of balance ball exercise

○尾籠航，尾崎遼太郎，上田樹美，石井裕剛，下田宏
京都大学大学院エネルギー科学研究科

OGOMORI Wataru, OZAKI Ryotaro, UEDA Kimi, ISHII Hirotake, SHIMODA Hiroshi
Graduate School of Energy Science, Kyoto University

1. 研究の背景と目的

環境配慮行動（Pro-Environmental Behavior; 以下 PEB）は，持続可能な社会を実現するための重要な行動である．これまでの研究では，PEB の実施に影響を与える要因として，個人の性質や心理的要因が大きく関与していることが指摘されてきた．また近年，ストレスの軽減や精神的なリフレッシュが PEB の実施に好影響を与える可能性が示唆されている [1]．リフレッシュやストレス解消は，意思決定や行動選択における余裕を生み出し，環境に優しい選択肢を選ぶ際の負担感を軽減すると考えられる．そこで、リフレッシュを促す介入として有酸素運動に着目した。本稿では、具体的な有酸素運動の設計と、実際にリフレッシュ感と PEB 実施度合いに及ぼす影響を評価するための試行実験の結果を報告する．

2. 有酸素運動の設計

本研究では，PEB を促すための介入として，バランスボールを使用した有酸素運動（Balance Ball Exercise; 以下 BBE）を設計する．バランスボールは手軽に使用でき，全身運動でエネルギー消費を促進すると同時に，リフレッシュ効果をもたらす運動道具として注目されている．心理的なリフレッシュやストレス軽減に有効であることや，特に上下のリズム運動がその効果を増幅させるという報告もある [2]．

本実験における BBE では，「バランスボール上に座り，上下運動のみを行う」運動と，「バランスボール上に座り，上下運動に加えて手を上げ下げする」運動を，16 カウントずつ交互に行った．これを 1 セットとし，連続して計 4 セット実施した．

また，PEB を効果的に促すため，BBE を開始する前に，参加者に対して BBE の環境意識への影響に関する情報を教示することとした．

試行実験では「BBE が環境意識に及ぼす影響に関する示唆」と「BBE」の２つの要素からなるタスクを「BBE タスク」とし，これを実施する．この BBE タスクをユーザに実行してもらうために以下の内容を含む動画を作成した．

1. BBE が環境意識に及ぼす影響に関する示唆
2. BBE の説明と指示

それぞれの例を，図 1，図 2 に示す．

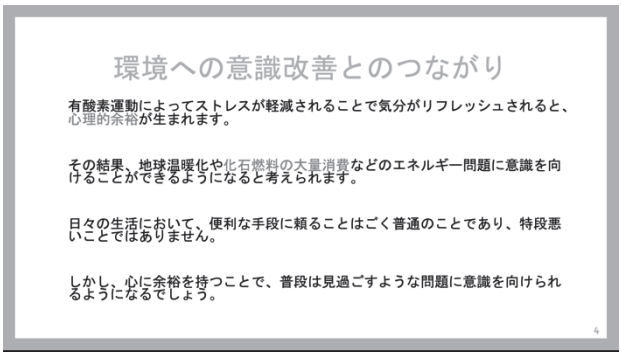


図 1　環境意識に及ぼす影響に関する示唆

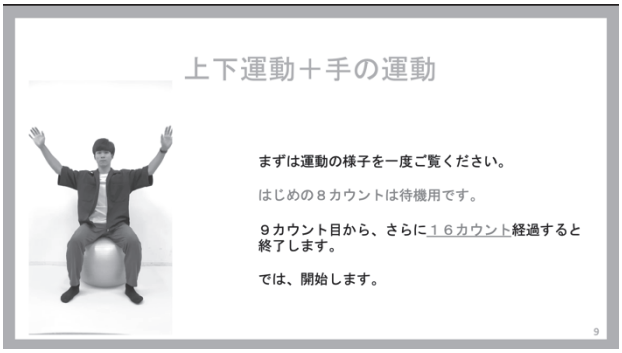


図 2　BBE の説明と指示

3. 実験方法

BBE が PEB に及ぼす影響を検証するため，群間比較を用いた実験デザインを採用した．参加者は BBE を実施する BBE 群と，運動を行わない統制群に分けられ，各群における主観評価及び PEB 実施度合いを評価した．

PEB 実施度合いの測定には Lange が開発した PEBT[3]を使用し，24 回の選択を通じて評価する．選択肢は「環境負荷が小さいが待ち時間が長い」もの

と「環境負荷が大きいが待ち時間が短い」もので構成されており，環境に優しい選択肢である「環境負荷が小さいが待ち時間が長い」を選んだ回数を PEB 実施度合いとした．また，気分状態を把握するために寺崎らが開発した MMS[4]を用いた．MMS は活動的快，非活動的快，抑鬱・不安，倦怠の 4 つの感情状態因子で構成され, 各因子に対して 10 項目の質問が設定されている．参加者は各質問に対し「全く感じていない」から「はっきり感じている」の 4 段階（1〜4）で回答し，運動前後の気分状態の変化を測定した．

実験は,「説明・練習」,「PEBT（タスク前）」,「MMS（タスク前）」,「BBE タスク」,「MMS（タスク後）」,「PEBT（タスク後）」の順で進行した．BBE タスクは，BBE 群は実際に運動を行い，統制群は運動を行わずに運動をしている様子の映像を視聴した．

4. 結果

実験には 16 名が参加し，BBE 群・統制群それぞれ 8 名の結果を得た．PEBT の測定結果を表 1 に示す．表 1 から BBE 群はタスク前後での「環境負荷が小さいが待ち時間が長い」選択肢を選んだ回数が, タスク前の 12.8 回からタスク後には 16.5 回へと増加していた．一方で, 統制群ではタスク前後でほとんど差が見られなかった．この結果から，BBE 群では環境配慮行動が有酸素運動によって促進された可能性が示唆される．

次に，MMS による気分状態の測定結果を表 2 に示す．表 2 から，BBE 群では，運動後に「活動的快」が大幅に上昇していることがわかる．このことから, 有酸素運動によりリフレッシュ感に近しいポジティブな感情が喚起されたと推測される．また，両群において「抑鬱・不安」および「倦怠」のスコアがタスク後に減少しており, これらの負の感情が運動や運動をしている様子の映像の視聴を通じて軽減されたことが示された．BBE 群では，運動による心理的なリフレッシュ効果が現れており, このリフレッシュ効果が環境配慮行動の促進に関連している可能性がある．

5. 考察と今後の展望

本研究では，BBE を設計し PEB に与える影響を評価する試行実験を行った．その結果，BBE 群の参加者は統制群と比較して, PEB 実施度合いが BBE 後に高まる傾向が見られた. さらに, MMS の結果では, BBE 群において「活動的快」のスコアが上昇しており，運動がポジティブな感情を高めることが確認された．このように，運動によってポジティブな感情が高まることで，PEB が促進される可能性が示唆された．

今後は，今回得られた結果をもとに実験方法等を改善し，より多くの参加者を対象とした実験による評価を行う予定である．運動習慣の有無による影響や，実験内容や BBE と PEB の関係性に関する教示の納得感が及ぼす効果についても，より詳細な調査が必要である．

表 1　PEB 実施度合いの結果（平均±標準偏差）

	BBE 群	統制群
タスク前	12.8±5.1	15.8±5.8
タスク後	16.5±6.3	15.6±5.8

表 2　MMS の結果（平均±標準偏差）

	BBE 群	統制群
活動的快(前)	8.6±2.0	9.0±2.8
活動的快(後)	14.4±3.7	11.0±2.3
非活動的快(前)	12.8±2.2	13.5±2.0
非活動的快(後)	11.5±3.7	11.6±2.6
不安・抑鬱 (前)	9.1±2.9	10.5±4.0
不安・抑鬱(後)	7.0±2.6	9.1±4.7
倦怠(前)	10.1±2.5	11.4±1.9
倦怠(後)	7.9±1.9	8.6±2.0

参考文献

1) Leanne Martin, Mathew P.White, Anne Hunt, Miles Richardson, Sabine Pahl, Jim Burt: Nature contact, nature connectedness and associations with health, wellbeing and pro-environmental behaviours, Journal of Environmental Psychology, Vol.68, 101389 (2020)
2) 脇本敏裕, 久米大祐, 赤星照護, 長尾憲樹: バランスボールを用いた有酸素運動では遅いテンポの運動でエネルギー消費が増加する, 川崎医療福祉学会誌, Vol.22, No.1,pp.111-115 (2012)
3) Florian Lange, Alexander Steinke, Siegfried Dewitte: The Pro-Environmental Behavior Task: A laboratory measure of actual pro-environmental behavior; Journal of Environmental Psychology, Vol.56, pp.46-54 (2018)
4) 寺崎正治, 岸本陽一, 古賀愛人: 多面的感情状態尺度の作成; The Japanese Journal of Psychology, Vol. 62, No. 6, pp.350-356 (1992)

一般セッション 2（D 会場：326 教室）

GS2　心理・生体計測（1）

GS2-1　制御焦点理論によるユーザタイプの分類とゲーミフィケーションデザイン要素の関係性

GS2-2　パッケージデザインが喚起する予期的 UX の分析

GS2-3　パジャマ素材の違いが入眠に及ぼす影響

GS2-4　踏切における触覚誘導表示の識別特性に関する予備評価

GS2-5　アクティブチェア利用時の座位姿勢が VDT 作業時のユーザの心身に与える影響

GS2-6　皮膚電位計測によるヒトメンタル定量評価方法の開発

GS2-7　船内睡眠環境の改善に向けた船内騒音の追究

GS2-8　ChatGPT により心拍解析手法をまとめたフローチャート開発

制御焦点理論によるユーザタイプの分類とゲーミフィケーションデザイン要素の関係性

Relationship between user types based on control focus theory and gamification design elements

○黒田俊希*，土井俊央**

*大阪市立大学生活科学部　**大阪公立大学大学院生活科学研究科

Kuroda Toshiki*, Doi Toshihisa**

* School of Human Life and Ecology, Osaka City University,

** Graduate School of Human Life and Ecology, Osaka Metropolitan University

1. はじめに

ゲーミフィケーションというゲームの要素をゲーム以外のものに取り入れる考えがある．この考えはマーケティングや学習意欲の支援などにおいて注目され用いられているが，有効性が示されている一方で期待していた結果にならなかった例[1)]も存在する．原因としては知見が少なく，正しい利用法に関する理解が進んでいないことが挙げられ，多くの文献でユーザの特性に合致したゲーミフィケーションのデザインを行うことが重要であるとされている．[2)]

本研究では，ゲーミフィケーションが製品やサービス利用の動機付けにおいて有効であると考え，制御焦点理論[3)]という人の動機付けに関する視点に着目した．制御焦点理論は，利得の存在に接近し，利得の不在を回避する「促進焦点」と，損失の存在に接近し，損失の不在を回避する「予防焦点」の２つの制御焦点の観点から，どのように目標を達成しようとするかが異なるというものである．それぞれのタイプにおいて，どのようなゲーミフィケーションデザイン要素がサービスや製品の利用意欲の向上に寄与するのかを調査することを目的とした．この研究から得られる知見は，ゲーミフィケーションデザインを検討する際に，ユーザ特性に合わせた方略を考案するための基礎的知見となり得る．

2. 方法

ユーザが持つ制御焦点と，利用意欲の向上に寄与するゲーミフィケーション要素に関するオンラインアンケート調査を行った．調査参加者は 350 名（男性 : 175 名，女性 175 名，平均 : 52.6 歳，SD : 8.51）であった．ゲーミフィケーションに関する質問項目は Marczewski の Gamification Elements and Mechanics[4)]に示された 52 のゲームデザイン要素を，質問項目に変換し利用した．製品やサービスの利用対して，それぞれの要素がどの程度利用意欲向上につながるかを 7 段階のリッカート尺度で問うた．また，この要素は属性によって，General, Schedules, Socialiser, Free Spirit, Achiever, Philanthropist, Disruptor, Player の８つの下位グループに分けられており，各グループに属する質問項目の評点の合計得点を算出した．

制御焦点に関しては尾崎ら[5)]の促進予防焦点尺度（PPFS-J）のうち今回の調査の状況に沿わない項目を一項目ずつ省いて実施した．各制御焦点 7 項目ずつの計 14 項目について，同様に 7 段階のリッカート尺度で問い，こちらもそれぞれの制御焦点の合計得点を算出した．

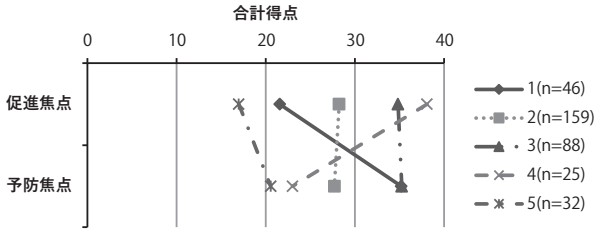


図１　クラスタ分析結果

3. 結果と考察

まず，各ゲーミフィケーション要素の得点と 2 つの制御焦点の得点についての相関係数を算出した．Free Spirit, Achiever, Philanthropist, Disruptor, Player が促進焦点と 0.5 以上の正の相関を示した．促進焦点の傾向が大きいユーザは自由度や達成感，慈善的な活動，混乱的な活動，単純なゲーム要素によって利

表１　分散分析結果

ゲーミフィケーション要素の属性グループ	Mean (SD) 1	3	4	5	F		多重比較結果
General	59.22(5.69)	64.51(8.78)	63.88(10.78)	46.75(13.65)	$F(3, 187)=29.13$	**	1>5, 3>5, 4>5, 3>1
Schedules	13.48(2.20)	14.73(2.58)	14.72(2.88)	10.63(3.36)	$F(3, 187)=19.65$	**	1>5, 3>5, 4>5
Socialiser	16.20(5.86)	24.97(6.95)	22.08(8.15)	15.66(5.97)	$F(3, 187)=25.03$	**	3>1, 4>1, 3>5, 4>5
Free Spirit	25.35(3.39)	29.30(4.58)	30.24(6.65)	20.31(5.94)	$F(3, 187)=31.64$	**	3>1, 4>1, 1>5, 3>5, 4>5
Achiever	25.70(5.22)	29.50(5.33)	30.36(6.78)	19.56(6.98)	$F(3, 187)=26.48$	**	3>1, 4>1, 1>5, 3>5, 4>5
Philanthropists	18.89(5.79)	27.03(6.23)	23.76(7.73)	15.69(10.42)	$F(3, 187)=34.05$	**	3>1, 4>1, 3>5, 4>5
Disruputor	26.04(3.57)	28.76(4.36)	27.28(5.63)	20.31(6.37)	$F(3, 187)=24.93$	**	1>5, 3>5, 4>5, 3>1
Player	27.63(5.09)	30.68(4.19)	31.16(5.38)	21.63(7.29)	$F(3, 187)=26.54$	**	3>1, 1>5, 3>5, 4>5, 4>1

**: $p<0.01$, *: $p<0.05$

用意欲が増すと思われる.

次に, 制御焦点によるユーザタイプの分類のため, k-means 法によるクラスタ分析を行い，各クラスタでゲーミフィケーション要素についての回答結果を比較した．図１に示す５クラスタへ分類し，それぞれ特徴の異なる群間の比較を試みた．この際，クラスタ２はいずれの得点も平均値付近の多くのサンプルを含んでおり，他のクラスタとの差異が必ずしも明確ではなく, サンプル数も突出していたことから, クラスタ２を除く４群間を対象にゲーミフィケーション要素の評点を比較した．各ゲーミフィケーション要素について一元配置分散分析および多重比較（Tukey-Kramer）を行った結果を表 1 に示す.

多重比較の結果より General, Schedules, Disruptor は合計得点の平均値に関してクラスタ 1,3,4 が大きく 5 のみが小さい傾向にあった．そのため，2 つの制御焦点が影響を与え，どちらか一方または両方が大きいユーザほど General, Schedules, Disruptor の項目によって利用意欲が向上すると考えられる．Socialiser, Philanthropists は合計得点の平均値に関してクラスタ 3,4 が大きく 1,5 が小さい傾向にあることが分かった. このことから促進焦点の影響が強く，促進焦点の傾向が大きいユーザほど Socialiser, Philanthropists の項目によって，利用意欲が向上すると考えられる．Free Spirit,　Achiever, Player は合計得点の平均値に関してクラスタ 3,4 が大きく, 1 が中程度，5 が最も小さい傾向にあることが分かった．このことから促進焦点の影響が大きく，促進焦点の傾向が大きいユーザほど Free Spirit, Achiever, Player の項目によって利用意欲が向上すると考えられる．また Socialiser などとの違いとしては 3 段階に分かれたことが挙げられる.

4. まとめ

ゲーミフィケーション要素のうち，Socialiser, Free Spirit, Achiever, Philanthropist, Player の５つでは，促進焦点の得点との関係が示唆され，General, Schedules, Disruptor においては両方の制御焦点の得点との関連示唆された．また相関係数を見ても制御焦点の違いはゲーミフィケーション要素の効果に影響を及ぼす可能性がある.

参考文献

1) Lasse Hakulinen, Tapio Auvinen, Ari Korhonen: Empirical Study on the Effect of Achievement Badges in TRAKLA2 Online Learning Environment, Learning and Teaching in Computing and Engineering(LaTiCE) , pp.47-54 (2013).
2) Ana Carolina Tomé Klock, Isabela Gasparini, Aline Nunes Ogawa, Marcelo Soares Pimenta: Does gamification matter?: a systematic mapping about the evaluation of gamification in educational environments, Publication History, SAC '18: Proceedings of the 33rd Annual ACM Symposium on Applied Computing, pp.2006 – 2012 (2018).
3) Higgins, E. T.: Beyond pleasure and pain, American Psychologist, 52, pp.1280-1300 (1997).
4) Gamified UK（2023）52 Gamification Mechanics and Elements, https://www.gamified.uk/user-types/gamification-mechanics-elements/, (2024/10/6 閲覧).
5) 尾崎由佳，唐沢かおり: 自己に対する評価と接近回避志向の関係性 −制御焦点理論に基づく検討 −, 心理学研究, 82 (5), pp.450‐458 (2011).

パッケージデザインが喚起する予期的 UX の分析

Analysis of anticipated UX evoked by packaging designs

○永田蒼衣*，土井俊央**

*大阪市立大学生活科学部　**大阪公立大学大学院生活科学研究科

Nagata Aoi*, Doi Toshihisa**

*School of Human Life and Ecology, Osaka City University,
**Graduate School of Human Life and Ecology, Osaka Metropolitan University

1. はじめに

本研究では，パッケージデザインの印象や情報伝達のしやすさを単に評価するのではなく，製品の利用前，利用中・利用直後，利用体験の振り返りという一連の製品利用体験全体のユーザエクスペリエンス（UX）を考えた時にパッケージデザインがどうあるべきかを検討する[1]. UX デザインは近年の製品開発において，ユーザにとっての製品体験の魅力を高め，他社と差別化し，より高い競争力を得るために重要視されている観点である．パッケージから得られる利用前の予期的 UX も含めて考えることで，より良い製品体験の実現につながる．本研究では評価グリッド法を応用し，ユーザがパッケージから想起する期待感の評価構造を明らかにし，パッケージから得られる予期的 UX の概念や階層構造についての基礎的知見を得ることを目的とした．

予期的 UX の観点を踏まえたパッケージデザインの知見を得ることで，よりユーザの満足度が高く，新しい観点でユーザの総合的な利用体験に基づいたパッケージデザインの開発に貢献すること期待される．

2. 研究方法

評価グリッド法[2]を用いて対象の製品群のパッケージから想起される期待感の評価構造を調査した．調査参加者は，各製品 10 名ずつ(20～26 歳の男性 5 名，女性 5 名）とした．

調査対象製品は，製品の UX に関する分析[3]での製品分類を参考にし，実用的属性の強い製品として日焼け止め，快楽的属性の強い製品として焼き菓子（図 1）を中心とした箱詰めの洋菓子をそれぞれ 20 個ずつ選定した．このとき，パッケージの形や色味に偏りがないようにした．日焼け止めは，ミルクタイプかつ SPF や PA 等の性能が同等と思われるものとした．

図 1　箱詰め洋菓子の一部

それぞれの対象製品群について，選定した 20 製品を調査参加者に実物を提示し，開封はせずに自由に手にとってもらいながら，「総合的な魅力を感じるか」を基準に製品を評価してもらい，その理由を抽出した．ラダリングインタビューの際には，随時評価構造図を作成しながら，調査参加者にその内容を確認してもらいながら行った．なお，評価構造図の作成にあたっては関西学院大学感性価値創造インスティテュートが開発した評価構造可視化システム（Evaluation Structure Visualization: ESV）を使用した．

3. 結果と考察

本稿では得られた結果の一部として，箱詰め菓子について作成した評価構造図を示す（図 2）．10 人すべての調査参加者の結果をそのまま表示すると膨大なものになるためここでは Katz centrality = 0. 7 を閾値とした評価構造図を示す．

最上位概念には，「購入したいと感じる」「人にあげたいと思う」いう 2 つの概念があった．「購入したいと感じる」という概念には，高級感がある」がつながっているが，この二つの間に「親しみやすさ」の概念が階級的に存在していることから，親しみやすさと高級感が両立していると，若者が自分自身に購入しやすいのではないかと推測した．次に，「人に

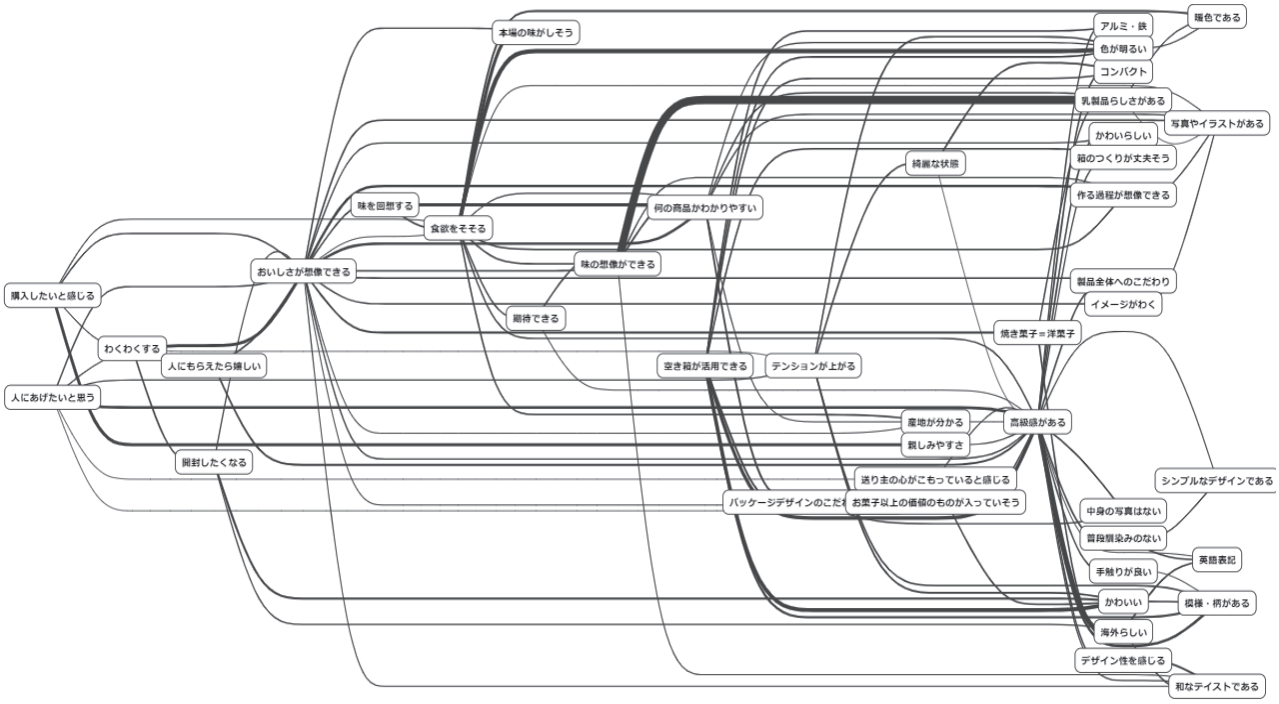


図２　箱詰め洋菓子のパッケージデザインの評価構造図(Katzcentrality= 0.70)

あげたいと思う」は同じ「高級感がある」と「わくわくする」という概念につながっていた．その下位概念には，「おいしさが想像できる」とあった．これは，パッケージデザインにおいて高級感のあるものやパッケージからお菓子の美味しさへ胸を躍らせる想像ができるものを人に贈りたくなることが考えられる．「高級感のある」パッケージについては，筆文字や和柄が施された和のテイストであることや，パッケージデザインにおいて色数の少ないもの，海外らしさのあるデザインのことを指すものが多かった．

また最も重複数があり，他の評価項目とのつながりが多い項目として構造図の線が最も太く表現されている「味の想像ができる」と「乳製品らしさがある」の強い概念のつながりがある．インタビューにおいて，パッケージに乳牛，チーズのイラストやロゴのあるデザイン，青色や黄色が使用されたデザインから乳製品らしさを感じた調査参加者が多かった．そこから商品の味の想像ができるため，パッケージから中身に期待をしたり，食欲を増進したりする影響を与えていることが考えられる．

4. まとめ

本研究では，箱詰め洋菓子と日焼け止めのパッケージを対象として，これらのパッケージデザインから得られる具体的な予期的 UX を検討することを目的とした．そのために，評価グリッド法によってパッケージデザインから得られる期待感に関するユーザの評価構造を調査した．そして，箱詰め洋菓子，日焼け止めそれぞれについての評価構造図に基づいて，どのようなデザインがユーザにとってどんな期待感を生み出しているかを明らかにすることができた．

参考文献

1) Roto, V., et al.: User experience White Paper - bringing clarity to the concept of user experience, https://experienceresearchsociety.org/wp-content/uploads/2023/01/UX-WhitePaper.pdf, (2011)
2) 讃井純一郎, 乾正雄：レパートリー・グリッド法発 展手法による住環境評価構造の抽出：認知心 理学に基づく住環境評価に関する研究(1), 367, pp.15-22, (1988).
3) Yoon, et al.：Positive User Experience over Product Usage Life Cycle and the Influence of Demographic Factors , International Journal of Design, 14(2), pp. 85-102, (2007).

パジャマ素材の違いが入眠に及ぼす影響

The effects of different pajama material properties on sleep during the sleep onset period

○久保博子*，杉浦綾*，古川ゆめ**
* 奈良女子大学、**元奈良女子大学

KUBO Hiroko*, SUGIURA Aya*, FURUKAWA Yume**
* Nara Women's University

1. はじめに

睡眠負債という概念が一般的になるなど、睡眠の充足に関しては社会的に話題となっている。しかし、日本人はOECD諸国の中でもっとも睡眠時間が短く[1)]、睡眠に不満を持っている人も多い[2)]。睡眠は身体、認知、感情面の健康に必要不可欠であり[3)]、社会的に睡眠の重要性が訴えられており、さまざまな睡眠のニュースが溢れ、グッズが開発されている。快眠は入眠時に短時間で深い睡眠となり,就寝時に深部体温が下がると速やかに入眠することが知られている。体温が下がるとき、放熱を促進されるように、手足の皮膚温が上がる[4)]。また、入眠時は、交感神経活動が低下し、副交感神経系活動が活性化するとことが報告されている[4)]。衣服内温度が高くて暖かく,風合いよい寝衣では副交感神経系活動が活性化されて快眠に導かれることも報告[5)]されている。

そこで、身近な睡眠グッズともいえる身近なパジャマに注目し、パジャマ素材による入眠への影響を検討するために素材の異なる 3 種類のパジャマを用いて昼寝の状況での入眠実験を実施した。

2. 方法

2. 1 実験室及び寝具

温湿度を調整できる奈良女子大学人工気候室 2 室（エスペック株式会社製、A 室：W4.5m×D5.14m×H2.9m)、B 室：W3.2m×D3.2m×H2.9m)で、居室用のベッドの通常サイズ（幅 98×奥行 198×高さ、26cm）のベッドを設置して入眠実験を行った。実験時の寝具は、敷き寝具としてベッドパットを、掛け寝具として羽毛布団（100%）を使用した。

2.2. 被験者及び実験条件

20-23歳の女子大学生10名を対象に本学E棟2階の人工気候室を室温20℃、相対湿度50%に設定し昼寝実験を実施した。着衣はA-Cの3条件とし、1人あたり順応日と3条件の計4回、いつも同じ時間帯で参加してもらった。３条件の実験順序はランダムになるように配慮し順応日の着衣は通常の市販品を着用してもらった。Aはストレッチ性、保温性が高い、Bは保温性が高くなめらか、Cは吸放湿性が高くふんわりしているという特徴の生地を用いて、ゆとりのある設計で縫製されたものとし、４着とも同じ型紙で縫製された。

表 1 実験概要

期間・時間帯		2022年7月4日-7月23日 (10:40-12:10/13:00-14:30/14:40-16:10/16:20-17:50)
場所		奈良女子大学E棟2階生活環境シュミレータ・人工気候室（E212）
被験者		健康な女子大学生10名(20-23歳)
条件	温熱環境	室温20℃ RH50%、不感気流（0.1m/s以下）
	着衣	長袖長ズボンパジャマ 条件A,B,C 下着（約0.5clo）
	活動	仰臥位安静5分 仮眠40分
測定項目	環境	室内温度（床上0.1m、0.6m、1.1m）、相対湿度（床上0.6m）
	生理反応	寝床内温湿度（背中）、衣服内温湿度（胸） 皮膚温（2点：足背、足先）、脳波、心拍数、血圧、舌下温
	心理反応	温冷感、着用感、快適感、眠気感申告（睡眠前、起床時）
	作業	入眠スイッチ
	その他	体重、体組成

表 2 生地の物性値

	摩擦係数 MIU	摩擦係数の平均偏差MMD	圧縮率 EMC	圧縮線形性 LC	生地裏の表面温度	保温率	衣服内湿度	KES（引っ張り）伸長・回復
A	0.19	0.009	41	0.38	24.6	22	33.2	34
B	0.21	0.006	44	0.40	24.8	20	31.7	24
C	0.18	0.025	48.4	0.29	22.6	18.5	27	2.08

表 3 実験手順

時間（分）	-25	-5	0		40	50
タイムスケジュール	入室		消灯		起床	退室
	着替え・機器装着	安静	睡眠			機器外す・着替え
環境温		←30秒間隔→				
皮膚温		←30秒間隔→				
衣服内・寝床内温湿度		←30秒間隔→				
脳波		←30秒間隔→				
心拍数、体動量		←30秒間隔→				
入眠スイッチ		←30秒間隔→				
血圧		●			●	
舌下温		●			●	
申告		●			●	

睡眠時間は40分とし、睡眠中は皮膚温を足部で計測した。心拍数は、胸部３点誘導法により携帯用心拍計（株式会社GMS製、アクティブトレーサーAC-301）で測定し、脳波、眼電図、おとがい筋筋電図は簡易脳波計（株式会社プロアシスト製、脳波センサZA）を用いて測定し、睡眠ステージの判定には、睡眠解析研究用プログラムSleep Sign（キッセイコムテック株式会社製）を用い、30秒ごとに、最終的に目視により国際的に使用されているRechtschaffen＆Kales[4]の睡眠段階判定基準に基づき判定した。睡眠前後にはパジャマの着用感や眠気感などに関する申告をさせた。

3. 結果及び考察

3-1. 皮膚温

図１に条件別の足先と足背の皮膚温の経時変動を示す。どの条件においても足先は安静開始から睡眠開始後 10 分まで上昇し、その後わずかに下降した。一方で、足背は安静開始後の上昇の仕方は足先に比べて緩やかであるものの上昇した皮膚温は起床時まで下がることはなくそのまま保たれた。条件 C で足先、足背ともに最も高くなったが、有意差は認められなかった。同様に寝床内温湿度や衣服内温室度にも、条件間で差が認められず、暖かさに関してはパジャマの違いで大きな差が認められなかった。

3-2. 脳波的睡眠深度

睡眠深度の経時変動の例を条件別に図２に示す。被験者１はどの条件においても睡眠開始 12 分以内に Stage2 に達しおり、条件 B と C で StageD がみられた。被験者２においては、どの条件においても一度も StageD に達することがなく、条件 B と C では睡眠開始 10 分以内に眠っていたものの、全体的に浅い眠りで、条件 A ではほとんど覚醒状態であった。図３に条件ごとに睡眠深度出現割合を示す。A,B,C の順に StageWake の割合が大きかったが、条件による有意な差は認められなかった。また、条件 B において、深い眠りを示す StageD の割合が大きかった。入眠潜時は、平均で、条件 A：10.1 分、条件 B と C では、7.2 分であったが、有意な差は、認められなかった。StageWake の出現割合と足背の安静開始時から睡眠 0 分目までの変化量、Stage1 の出現割合と足先の安静開始時から睡眠 0 分目までの変化量においてそれぞれ有意な負の相関が認められた。入床後速やかに皮膚温が上昇し、その幅が大きかった人ほどよく眠れたのではないかと考えられる。しかし、睡眠の深さとの関係は認められなかった。被験者には、前日の睡眠時間と、睡眠深度の関連はみられなかった。また、被験者は順応日と合わせて計 4 回実験に参加したが、回数を重ねたことによる睡眠深度出現割合や入眠潜時への影響はなかった。

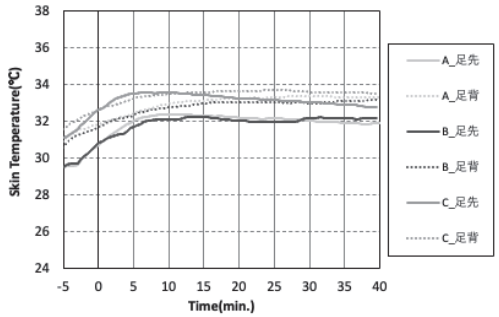
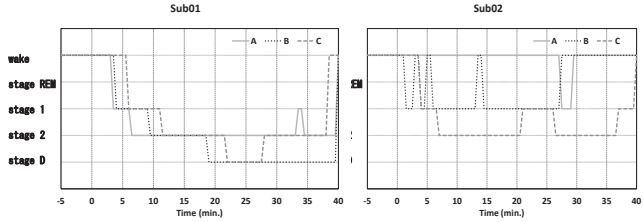


図１　足部皮膚温の経時変動　全被験者平均



（１）被験者１　　（２）被験者２

図２　睡眠深度の経時変動

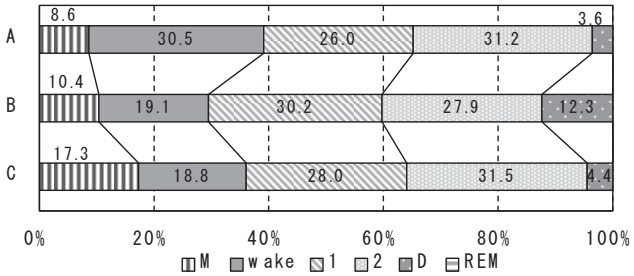


図３　睡眠深度出現割合　全被験者平均

3.3. 心拍数

図４に心拍数、図５に体動量の条件別の全被験者平均値を、実験時間全体と安静５分、睡眠前半20分、後半 20 分に分けて示す。心拍数は睡眠中に安静時よりも 5-10 拍ほど低くなった。条件 B で条件 A,C より全体的にやや低くなっていたが、個人差が大きく、有意な差は認められなかった。体動量は安静時に多

くなっていたものの、睡眠開始後はほぼ見られず、条件による違いもみられなかった。機器の記録を開始すると同時に安静状態を開始したため、記録開始時に少し動いたことで安静時の体動量が多くなったと考える。

心拍の R-R 間隔から MemCalc 法により周波数分析を行い、自律神経系の変化を検討した。図 6 に交感神経指標となる LF/HF、図 7 に副交感神経指標となる%HF について示す。一般に、起床時は交感神経が有意になり、睡眠時は副交感神経が有意になることが明らかになっている [4]。睡眠中は安静時よりも LF/HF がやや小さく、%HF はやや大きかったが、個人差が大きく条件による有意な差は認められなかった。

3-4. 申告

温冷感や室内環境、体調と眠気感に関する申告では、睡眠前と起床時の差はほぼ無く、条件による違いもみられなかった。

図 8 に睡眠前の、図 9 に起床時の着用感申告の結果を条件ごとに示す。「しっとりしたーさらっとした」「高級なー低級な」「繊細なー粗野な」「しなやかなーごわごわした」「すべすべしたーざらざらした」などの項目で条件 C がもっともさらっとしており、ざらざら、ごわごわと評価され、B と C の間に有意な差がみられた。また、条件 B と C の中間に条件 A が評価されており、「冷たいー暖かい」「しなやかなーごわごわ」の項目で条件 A と C の間に有意な差が認められた。睡眠前と起床時で比較すると起床時のほうが条件による差が小さい項目が多かった。睡眠中にパジャマの上から布団をかぶっていたため起床時は違いが分かりにくくなったと考えられる。生地の物性値に見合う評価が寝具内でのパジャマの評価でも認められ、条件 B が肌触りが良かったと考えられる。しかし、評価には影響があった素材の物性値が交感神経や副交感神経に影響を与えるほどの影響がなかったと考えられる。

図 10 に摩擦係数 MIU や圧縮線形性 LC など生地の物性値と睡眠前と起床時の「しっとりしたーさらさらした」「すべすべしたーざらざらした」などの評価項目との関連を示す。生地の滑らかさを表すと言われる摩擦係数の平均偏差 MMD が小さいほど「すべすべした」側の評価が多くなり、負の相関関係が認められた。

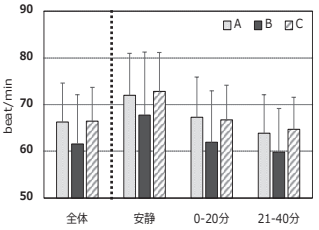


図 4　心拍数

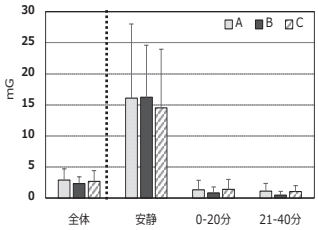


図 5　体動量

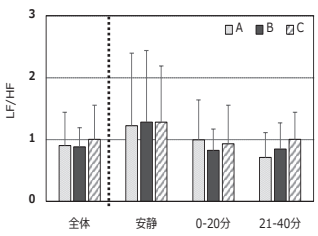


図 6　LF/HF

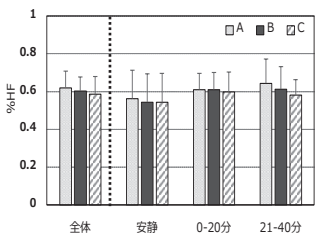


図 7　%HF

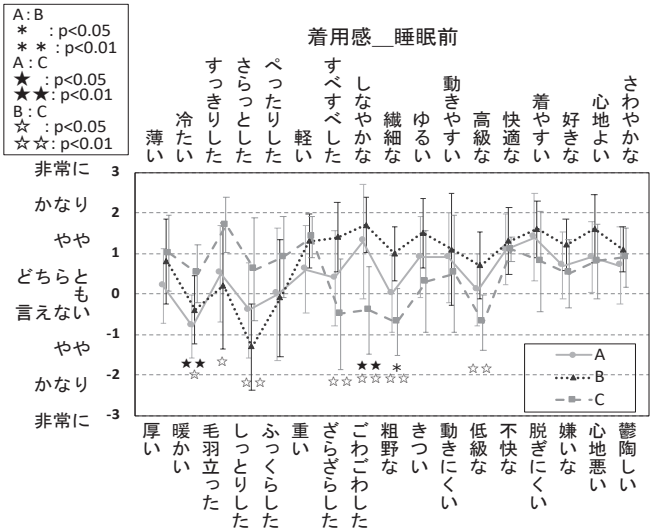


図 8　睡眠前の寝衣の着用感

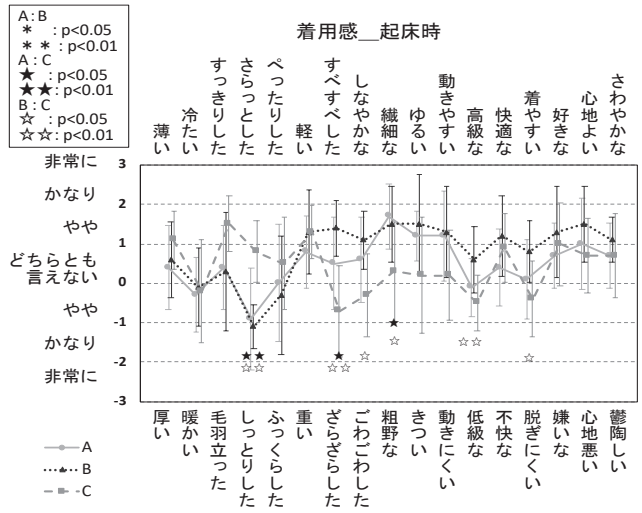


図 9　起床時の寝衣の着用感

同様に、摩擦係数の平均偏差 MMD と「しなやかなーごわごわした」でも負の相関関係が認められた。また、摩擦係数 MIU と「しっとりしたーさらさらした」、ふんわり感を表す考えられる圧縮線形性 LC と「高級なー低級な」の間には、正の相関関係が認められた。

表４に同様の睡眠前と起床時に回答してもらった着用感申告とパジャマの生地の物性値との相関係数を示す。生地の物性値と滑らかさやふんわり感、保温性能を示す評価値の間には、相関が認められる項目が多く、寝具内でのパジャマとして着用している状態でも感じられていた。しかし、総合評価である「快適な不快な」「好きなー嫌いな」などでは、関連の認められる物性値が認められず、生地の違いだけで評価できなかった。

4. まとめ

素材の異なるパジャマによる入眠への影響を検討した結果、生理的な影響は個人によるばらつきが大きく、条件による明確な違いはみられなかった。心理的に関しては、睡眠感や快適感などとの関連は認められず、交感神経や副交感神経の活動レベルには影響が認められなかった。一方、睡眠前後のパジャマの着用感には違いが認められ、生地の物性値の違いが着用感に認められ、肌触りの良さは知覚されたと考えられる。

本研究は奈良女子大学「人を対象とする研究に関する倫理審査委員会」の審査を経て、奈良女子大学長より承認を得て実施した。

謝辞：本研究の生地試料は東洋紡、東洋紡せんいに提供頂き、イオンリテール（株）によりパジャマとして縫製いただいた。ここに深謝を表する。

参考文献

1) Hirshkowitz M, Whiton K, Albert SM, Alessi C, Bruni O, DonCarlos L et al. National Sleep Foundation Recommended Sleep Hours: An Overview of Methodology and Results. Sleep Health,1(2015) 40-43.
2) 厚生労働省健康局「健康づくりのための睡眠指針 2014」
3) 厚生労働省「令和３年度健康実態調査結果の報告」
4) 日本睡眠学会編集「睡眠学ハンドブック」朝倉書店(1994)
5) 鳥居鎮夫編「睡眠環境学」朝倉書店、「10.2.3 寝衣の要求性能とその研究事例」(1999) 178-184

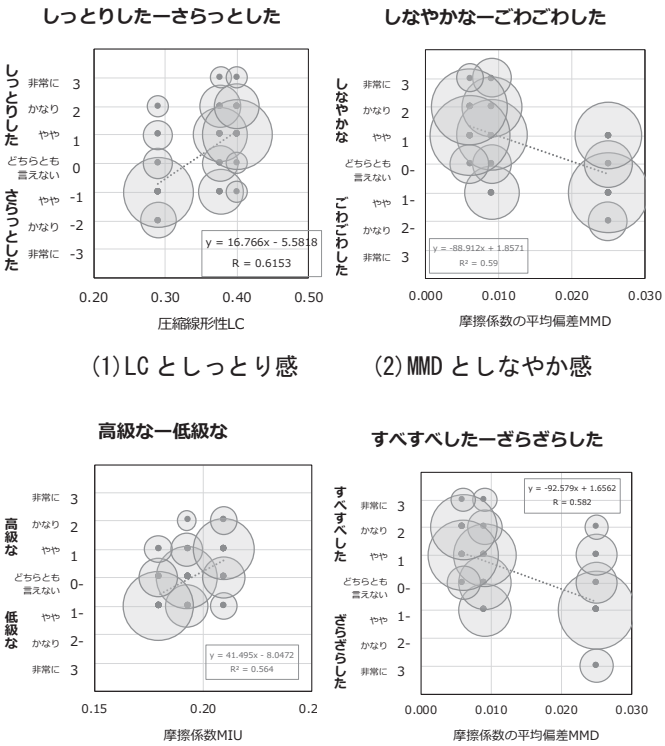


図 10　生地の物性値と着用感申告の関係

表４　生地の物性値と着用感申告の相関係数

	摩擦係数 MIU	摩擦係数の平均偏差 MMD	圧縮率 EMC(%)	圧縮線形性 LC	生地裏の表面温度(℃)	保温率(%)	衣服内湿度(%)	イオン法準用	KES(引っ張り)伸長・回復
薄い ― 厚い	-0.127	0.242	0.318*	-0.232	-0.256*	-0.320*	-0.303*	-0.317*	-0.309*
冷たい ― 暖かい	-0.147	0.242	0.291*	-0.234	-0.252	-0.290*	-0.285*	-0.291*	-0.288*
すっきりした ― 毛羽立った	-0.424**	0.473**	0.397**	-0.473**	-0.473**	-0.371**	-0.441**	-0.398**	-0.428**
さらっとした ― しっとりした	-0.587**	0.612**	0.462**	-0.615**	-0.605**	-0.422**	-0.536**	-0.465**	-0.514**
べったりした ― ふっくらした	-0.259*	0.279*	0.222	-0.279*	-0.277*	-0.205	-0.252	-0.223	-0.243
軽い ― 重い	0.003	0.148	0.296*	-0.133	-0.168	-0.311*	-0.253	-0.294*	-0.269*
すべすべした ― ざらざらした	0.615**	-0.582**	-0.368**	0.591**	0.567**	0.319*	0.462**	0.371**	0.432**
しなやかな ― ごわごわした	0.553**	-0.586**	-0.454**	0.588**	0.580**	0.417**	0.521**	0.456**	0.501**
繊細な ― 粗野な	0.472**	-0.496**	-0.379**	0.498**	0.491**	0.346**	0.437**	0.381**	0.420**
ゆるい ― きつい	0.425**	-0.428**	-0.304*	0.432**	0.420**	0.273*	0.362**	0.306*	0.344**
動きやすい ― 動きにくい	0.273*	-0.301*	-0.247	0.301*	0.300*	0.230	0.277*	0.248	0.268*
高級な ― 低級な	0.564**	-0.521**	-0.312*	0.531**	0.505**	0.266*	0.401**	0.315*	0.373**
快適な ― 不快な	0.135	-0.036	0.102	0.047	0.020	-0.121	-0.055	-0.100	-0.071
着やすい ― 脱ぎにくい	0.351**	-0.336**	-0.218	0.341**	0.328*	0.191	0.271*	0.220	0.254*
好きな ― 嫌いな	0.236	-0.152	0.000	0.163	0.137	-0.025	0.056	0.002	0.038
心地よい ― 心地悪い	0.343**	-0.278*	-0.112	0.287*	0.263*	0.081	0.178	0.114	0.157
さわやかな ― 鬱陶しい	0.167	-0.090	0.034	0.100	0.077	-0.054	0.010	-0.033	-0.005

*： p<0.05,　**：p<0.01

踏切における触覚誘導表示の識別特性に関する予備評価

Abstract Format of Japan Human Factors and Ergonomics Society *Kansai* Branch

○豊田　航*，上山　璃稔*，尾形　真樹**
*近畿大学生物理工学部　**杏林大学医学部付属病院アイセンター
TOYODA Wataru*, UEYAMA Rinen*, OGATA MASAKI**
*Faculty of Biology-Oriented Science and Technology, Kindai University,
** Eye Center, Kyorin University Hospital

1. 背景

2022 年 4 月に奈良県大和郡山市で視覚障害者が踏切内に取り残され列車と接触し死亡する事故が発生した．これを受け，2022 年 6 月および 2024 年 1 月に国土交通省は「道路の移動等円滑化に関するガイドライン」[1]を改定し，視覚障害者の誘導を目的とした凹凸のある床材（以下，触覚誘導表示）を踏切に設置することが標準とされた．最新のガイドラインでは全く新しい触覚誘導表示が提案されている．

国内全体で触覚誘導表示が設置された踏切の数は少なく，設置された触覚誘導表示には幾つかの種類がある．その中でも「エスコートゾーン」と呼ばれる触覚誘導表示が踏切内部に設置された事例は相対的に多い．元来，エスコートゾーンは視覚障害者が横断歩道を安全に渡れるように横断歩道の中央部に設置されるものであるが，上述の踏切事故後にエスコートゾーンが注目を浴び，一時期一部の踏切で設置が進められた．こうした踏切では，踏切内にはエスコートゾーンが，踏切の境界部付近に視覚障害者誘導用ブロックの点状突起パターン（以下，注意パターン）が，踏切外部に視覚障害者誘導用ブロックの線状突起パターン（以下，誘導パターン）が設置されている．このような設置分けは，視覚障害者がエスコートゾーン，注意及び誘導パターンの凸部の形状，寸法，配列の違いを識別することで，自分が踏切全体のどの位置にいるのかを正しく推測できるであろうことが期待されているからである．

他方，人間の足裏の触覚特性上，エスコートゾーンと視覚障害者誘導用ブロックは正確には識別できない [2]．この結果はエスコートゾーンの有効性を否定するものではないものの，エスコートゾーンが持つ潜在的リスクと，人間が識別可能な触覚誘導表示を設計することがそもそも容易ではないことを示している．さらなる研究としては，エスコートゾーンと視覚障害者誘導用ブロックを併用する状況において，これらの識別性を設置方法の工夫によって向上可能などうかを確かめる必要がある．

そこで本研究は，エスコートゾーン，注意及び誘導パターンが設置された歩行路を直進するシナリオにおいて，これらが識別しやすい設置条件を予備的に評価することを目的とした．

2. 方法

アイマスクで視覚情報を遮断した晴眼者 4 人（男女各 2 人，全員 22 歳）が参加した．本実験は近畿大学生物理工学部生命倫理審査委員会の承認を得て行われた（承認番号：R4-2-010）．すべての参加者は実験前にインフォームドコンセントを提供した．

実験条件は，第一に注意パターンとエスコートゾーンの間の離隔の有無（2 条件:なし, あり（0.3 m））, 第二に注意パターンの長さ（2 条件 : 0.6，0.9 m），第三に歩行方向（2 条件：エスコートゾーンを出発して誘導パターンへ，誘導パターンを出発してエスコートゾーンへ）を組み合わせた計 8 条件とした．

本実験では視覚障害者が踏切に設置された触覚誘導表示の上を歩きながら，触覚誘導表示の種類を足底で識別する状況を想定した．そのため実環境の設置方法に即して，実験コースは触覚誘導表示を以下の順に直線状に繋げた歩行路とした:誘導パターン，注意パターン，離隔（「離隔あり」条件のみ），エスコートゾーン, 離隔, 注意パターン, 誘導パターン．

参加者は歩行開始地点のエスコートゾーンあるいは誘導パターンの上に実験者によって誘導され，注意パターンがある方向に身体を向けさせられた．初めに参加者は自分が踏んでいる触覚誘導表示を自由に足底で触り，その種類をエスコートゾーンと誘導パターンの強制 2 肢選択で回答した. 次に参加者は，触覚誘導表示の上を直進し，注意パターンの上に到着または通過したと判断した時点で停止した．最後

に，停止位置の触覚誘導表示を足底で自由に触り，その種類をエスコートゾーン，誘導パターン，注意パターン，離隔の強制 4 肢選択で回答した．なお，歩行停止後に再び歩くことと引き返すことは禁止された．以上の手続きで，実験条件 8 条件をランダムの順で 2 サイクル実施した．

評価指標は，注意パターンを通り過ぎた割合（通過率(%)），歩行の開始地点及び停止地点における触覚誘導表示の識別エラー率(%)とした．

3. 結果

注意パターンの通過率は，エスコートゾーン出発における離隔なし条件では，注意パターンの長さに関わらず 100%だった．離隔あり条件では注意パターン 0.6 m は平均約 88%，0.9 m は約 50%であり，総じて高い値であった（図 1(a)）．誘導パターン出発では，離隔の違いによる顕著な差は観察されなかったが，注意パターン 0.6 m は 0.9 m より通過率が高かった（約 63%以上; 図 1(b)）．

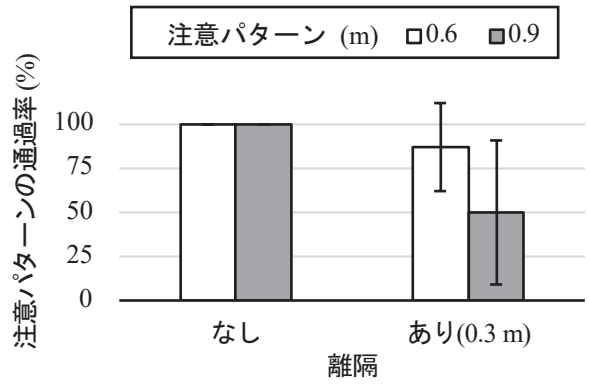
開始地点における識別エラー率(%)は，すべての実験条件において 0 %であり，参加者全員が完全に正確に識別できた．

停止地点における識別エラー率(%)は，エスコートゾーン出発の場合は，離隔及び注意パターンの条件に関わらず 0 %であり，参加者全員が完全に正確に識別できた（図 2）．一方，誘導パターンから出発する場合，注意パターン 0.9 m では離隔の条件に関わらず識別エラー率は 0 %だったが，注意パターン 0.6 m では離隔なしの条件は平均約 38%，離隔ありの条件は約 13%だった．なおこの識別エラーの全ては，参加者が実際にはエスコートゾーンの上で停止したにも関わらず注意パターンの上にいると誤って識別したエラーであった．

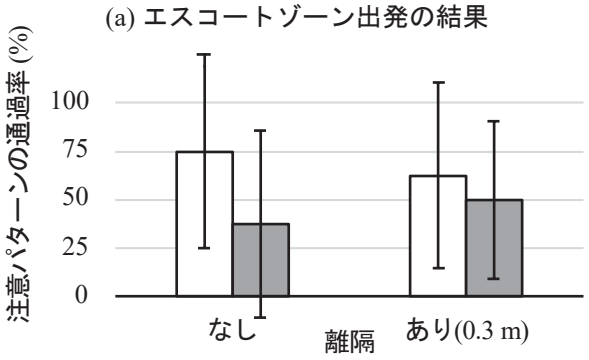
4. 考察

結果は，エスコートゾーン出発（実環境では踏切内から外への移動）と誘導パターン出発（踏切外から内への移動）のいずれにおいても，エスコートゾーンと注意パターンの離隔が 0.3 m 以下では注意パターンが正確に検出できないことを示唆している．

また，注意パターン 0.6 m は踏切のみならずその他の状況でも一般的に使用される長さであるが，これを伸長した 0.9 m でさえも，注意パターンを平均 50%の通過率で検出できなかった点は非常に興味深い．さらに誘導パターン出発の場合（即ち踏切に進入する場合），エスコートゾーンを注意パターンと誤って識別したという結果は，少なくとも本実験で検討した実験条件では，視覚障害者が踏切内に自ら止まろうとするリスクがあることを示唆している．今後，注意パターンの検出に必要な離隔及び注意パターンの長さの条件をさらに詳細に調べる予定である．



(a) エスコートゾーン出発の結果



(b) 誘導パターン出発の結果

図 1　注意パターンの通過率

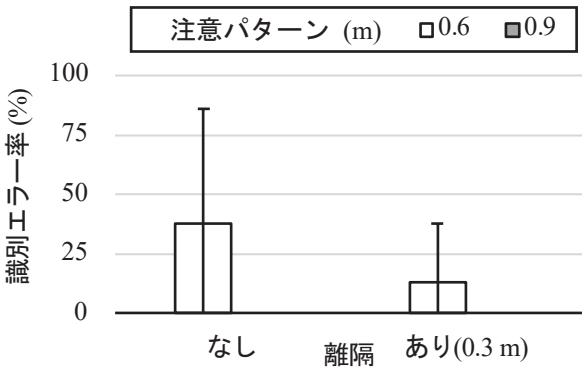


図 2　誘導パターン出発での停止地点の識別エラー

参考文献

1) 国土交通省，”道路の移動等円滑化に関するガイドライン”,https://www.mlit.go.jp/road/road/traffic/bf/kijun/pdf/all.pdf, 2024 年 1 月.

2) Toyoda, W., & Ogata, M. (2023). Difficulty of Identification of Official Tactile Walking Surface Indicators Using the Foot in Japan. Transportation Research Record, https://doi.org/10.1177/03611981231209036

アクティブチェア利用時の座位姿勢が VDT 作業時のユーザの心身に与える影響

Effects of Sitting Posture Using Active Chair on Users During VDT Task

○野田彩加*，土井俊央**，山下久仁子**
*大阪市立大学　**大阪公立大学

NODA Sayaka*, DOI Toshihisa**, YAMASHITA Kuniko**
*Osaka City University, **Osaka Metropolitan University

1. はじめに

オフィス環境において問題となっている座りすぎによる心身への健康被害を低減させるためにアクティブチェアが使用されている. アクティブチェアは，座る人が椅子を動かす動作を提供し，椅子のメカニズムがその動作に対応するように設計されている椅子であり，座位でも身体を動かすことができ，健康促進に繋がるとされている.

著者らの既報 [1]において，アクティブチェアの一種である座面が 360 度揺れる椅子における身体負担とその座り心地評価を一般的な事務用椅子と比較した．アクティブチェアでは作業中に座面の前傾が観察され，内腹斜筋の活動量が増加していたことが報告された．また主観的な座り心地の評価も他の条件よりも高かった．体幹の筋肉の活性化は椎間板圧の減少に寄与し [2]，それに伴い腰痛が軽減すると言われている [3]．また胴体の角度（体幹と大腿の間）が大きいと，腰椎が自然と前弯し，椎間板への負荷は軽減されるが，座面の前傾はこうした姿勢につながる．こうしたことから座面の前傾がアクティブチェアの座り心地に影響している可能性が示唆された.

そこで本研究では, VDT 作業中にアクティブチェアの座面が前傾することの効果を明らかにすることを目的とし，筋電図，動作解析，座面圧力，主観評価の各観点から，ユーザの座り心地評価や身体負担への影響を調査した.

2．研究方法

実験参加者は健常な女子大学生４名とし，年齢（平均±標準偏差）は 21.0±0.8 歳, 身長は 159.9±7.1cm, 体重は 47.8±5.5kg であった. 本実験では，アクティブチェア（コクヨ ing LIFE）と一般的な事務用椅子（コクヨ CRS-G287N）を評価対象とした. また，筋電計測装置（NEC メディカルシステムズ多用途テレメータシステム サイナアクト MT11），シート式座面圧力計（ニッタ　体圧分布測定システム BPMS），三次元動作解析装置（ノビテック　３次元リアルタイムモーション計測システム VENUS3D）を用いて計測した.

アクティブチェアにおいて，座面を前傾させずに座る姿勢（以下，「AC 前傾でない」と記述），座面の角度を前傾にさせ両足を前に置く姿勢（以下,「AC 前傾足前」と記述），座面の角度を前傾にさせ両足を後ろに置く姿勢（以下，「AC 前傾足後ろ」と記述）の３条件と比較対象の一般的な事務用椅子（以下，「OC」と記述）に座る４条件で実験を行った．実験参加者には，ノートパソコンの画面半分に表示されたワープロ検定１級程度の文書を反対半分の MS word の画面に５分間入力するという作業をさせた．また主観評価として，総合的な座り心地や椅子に接する身体の各部位における快適さに関する評価を「１：全く好ましくない」～「５：非常に好ましい」の５段階で椅子に座った状態で文字入力作業後に回答させた．最後に徒手筋力検査法により測定箇所の各筋における最大随意収縮時の筋活動を測定した．なお，各作業条件の順番はランダマイズした.

表面筋電図のサンプリングレートは１ kHz とし，脊柱起立筋腰部（腰椎Ｌ３―Ｌ４の位置），脊柱起立筋背部（胸椎Ｔ４―Ｔ５の位置），腹直筋（腰椎Ｌ３―Ｌ４の高さ），内腹斜筋（腰椎Ｌ４―Ｌ５の高さ）を対象とした．指標としては，RMS（root mean square）

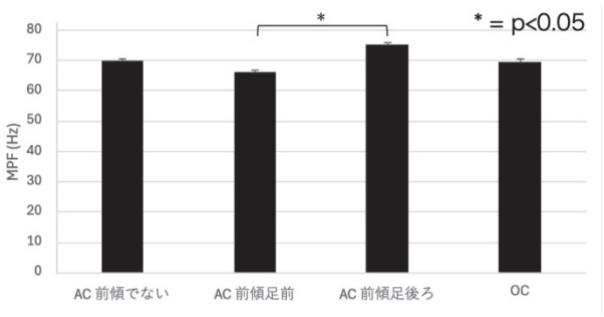


図１　脊柱起立筋（腰部）の平均周波数

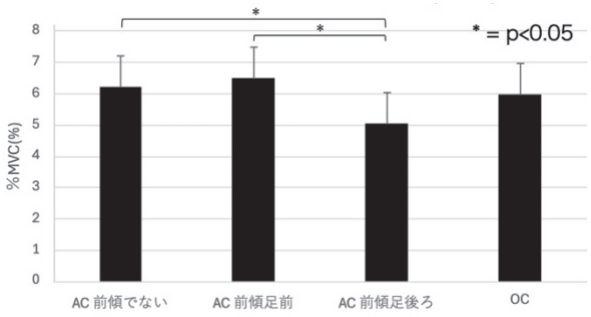


図２　脊柱起立筋（背部）の RMS

の平均値を算出した．RMS の算出に当たっては，最大随意収縮時の筋活動時の値（100%MVC 値）よって正規化した．RMS 値は 0.1 秒ごとに算出し，５分間の平均値を求めた．

座面圧力分布においては，椅子の座面に圧力計測センサーを敷き，座面の荷重値や荷重中心を測定した．動作解析においては，耳珠点，頸椎点，腸骨稜点，転子点，膝関節点，外果点，椅子にマーカーを付け，実験参加者の身体各部および椅子の傾き（座面と水平線のなす角）を矢状面上の各測定点から算出した．

３．結果

それぞれの条件での胴体の平均角度（頸椎点－転子点－膝関節点のなす角）を以下の表１に示す．

表１　各条件における平均胴体角度

条件	角度（°）
AC 前傾でない	113.51
AC 前傾足前	120.72
AC 前傾足後ろ	124.17
OC	110.89

図１に各条件における脊柱起立筋（腰部）の平均周波数（MPF）を示す．反復測定一元配置分散分析において有意差が見られたので（$F(3, 9) = 4.55, p < 0.05$），Bonferroni による多重比較を行ったところ，AC 前傾足前と AC 前傾足後ろに有意な差が見られた（$p < 0.05$）．

図２に各条件における脊柱起立筋（背部）の平均筋活動量の RMS を示す．反復測定一元配置分散分析において有意差が見られたので（$F(3, 9) = 6.87, p < 0.05$），Bonferroni による多重比較を行ったところ，AC 前傾でないと AC 前傾足後ろ，AC 前傾足前と AC 前傾足後ろにそれぞれ有意な差が見られた（$p < 0.05$）．

４．考察

矢状面の平均胴体角度より，AC 前傾の条件は胴体角度が大きくなる傾向にあり，特に足が後ろにある場合により顕著になると考えられる．図１および図２に示す筋活動の結果を見ると，この AC 前傾足後ろの条件は,他の条件と比べて脊柱起立筋(腰部)の平均周波数が有意に大きく，脊柱起立筋（背部）の RMS が有意に小さかった．このことから，AC 前傾足後ろの条件は他の条件よりも腰部・背部の筋肉への負担が小さいと考えられる．この座り方により胴体角度が大きくなったことが，腰部や背中の負担軽減に関連する可能性が示唆される．

参考文献

1) 野田彩加，土井俊央：アウトドアチェアや 360 度揺れる椅子をオフィス作業に用いた際の身体的負担とその座り心地の評価，日本人間工学会第 65 回大会，1C1-4，2024

2) McGill, S.M., McDermott, A. and Fenwick, C.M.J. Comparison of Different Strongman Events: Trunk Muscle Activation and Lumbar Spine Motion, Load, and Stiffness, Journal of Strength & Conditioning Research, 23(4), 1148-1161, 2009.

3) Dieen, J.H., Looze, M.P. and Hermans, V., Effects of dynamic office chairs on trunk kinematics, trunk extensor EMG and spinal shrinkage, Ergonomics, 44, 739-750, 2001.

皮膚電位計測によるヒトメンタル定量評価方法の開発

Development of the Quantitative Human Mental Evaluation Method Using the Skin Electric Potential

○吉兼匠馬*，北村健一*，瀬田広明**，岡田恭侍***

*鳥羽商船高等専門学校商船学科　**東海大学航海工学科　***海技教育機構

YOSHIKANE Shoma*, KITAMURA Kenichi*, HIROAKI Seta**, OKADA Kyoji***

*Maritime Technology Department, National Institute of Technology, Toba College, **Department of Navigation and Ocean Engineering, Tokai University, *** Japan Agency of Maritime Education and Training for Seafarers

1. はじめに

将来航海士を目指す高専生が操船訓練下における特定の航行場面での操船に対して苦手意識を払拭することを目的に，その意識を持つ瞬間を把握するべく生理指標を活用する．本研究で採用する生理指標は皮膚電位とした．本研究開発が実現すれば，船舶運行の経験の差によって生まれる航海中の各個人が緊張する場面を割り出すことは可能であることから現職の船舶運航者についても，通常と比較した訓練時間の短縮と能力の向上につながる効果的な訓練を世に提供できると考えた．

先行研究では，皮膚電位が生理指標として使用された例があるもののデータに解析を施してはおらず，その変動よりヒトの精神を直接的に評価するものが主流となっている．ヒトメンタル解析の定量評価方法を提唱しているものもあるが，多用されてはおらず有用性は証明されていない．そこで本研究は，体系的な皮膚電位によるヒト精神評価を研究テーマに掲げた．先行研究と比較した本研究の新規性については，そもそも皮膚電位計測値が精神との相関性の検証が十分でなく測定箇所の検証すらなされていないことから十分あると考えており，本研究はこれらを目的とした．

本実験で採用する皮膚電位計測器は小型で持ち運びが容易であり非侵襲的に計測が可能である．本研究に関する実験協力者は船舶運航者を想定するが実験環境は操船を執る船橋であることを鑑みると，当該計測器は理に適っており採用にいたった．この計測器は，Bluetooth により作業中でも船舶運航中のヒトの皮膚電位の計測データをリアルタイムで確認することができる．

精神活動状態を示す指標は様々ある．本研究でピックアップした皮膚電位は，一般的に皮膚電気活動と呼ばれる．皮膚電気活動は，皮膚電位（SPA: Skin Potential Activity）と皮膚コンダクタンス（SCA: Skin Conductance Activity）に分けられ，皮膚電位活動(SPA）は皮膚電位水準（skin potential level :SPL）と皮膚電位反射（skin potential reflex :SPR）に区別される [1]．本研究では，実験器具が計測することができる SPL・SPR を取り上げる．SPL とは，興奮・覚醒状態のときに陰性に高い値を示し，眠気を催す，あるいはリラックスした状態では SPL が陽性方向に傾く．SPR とは，聴覚，視覚など外部環境の変化による刺激や深呼吸や暗算などの考え事をしているときに頻発する [1]．

先行研究では，皮膚電位を用いて生徒や教師の授業中における認知負荷や運転中の運転者の認知負荷[2]が計測されており，緊張するような場面などで認知負荷がみられることがわかっている．

皮膚電位計測は精神的発汗が発生しやすいエクリン汗腺が多く集まっている手のひらや指先での計測が良いとされている [3]．皮膚電位の計測のほとんどが手のひらあるいは指先と手首を計測対象として計測が行われている．汗腺にはエクリン汗腺とアポクリン汗腺の二種類があり，エクリン汗腺からは，精神的発汗が行われ，アポクリン汗腺からは，温熱的発汗が行われている．エクリン汗腺は，全身に分布しているため，アポクリン汗腺による温熱的発汗を抑えることにより，手のひらと指先以外の部位でも精神的発汗による皮膚電位反応を計測することが可能であると考えた．

2. 目的

本研究は，皮膚電位計測によるヒトメンタル定量評価方法の開発を最終目標としている．これまで皮膚電位を用いたメンタル評価は，電位の変動のグラフを見るだけで行っており解析が施されていなかった．そこで既存の解析方法を使用することで新たなメンタル評価の開発を目指す.

本研究における実験目的は，第一段階として，一般的に皮膚電位測定に推奨されている部位とその他部位との相関性を検証する．また，操船シミュレータを使用し，航海中に発生する可能性がある 3 場面のシナリオを作成し，本校学生を対象とした実験協力者の皮膚電位計測を行い，苦手意識のある操船場面の割り出しを行う.

3. 実験方法

本実験では，図 1 の示す株式会社スキノスの spn-03 を使用する．小型・軽量かつ，データは無線で PC やスマートフォンに転送されるため，簡便な計測が可能である．また，SPL と SPR の同時計測をすることができる. ディスポーザブル電極, 電極リード線, 送信機で構成されている．皮膚電位の計測には，通電法と電位法の二種類がある．通電法は，手掌と手首などの 2 か所に電流を流す方法であり，発汗による皮膚抵抗の変化を測定するものである. 電位法は, 電流を流さず 2 か所に張り付けた電極で計測した電位の差を測定するものである.

HP に掲載されている実験の測定項目は, ハンドグリップ・閉眼・フラッシュ暗算であった．実験器具の正常な動作を確認するために，同様の測定項目で計測を行った．公式が出している結果と同様の結果が得られたのちに，一般的に推奨されている部位とその他部位との相関性を確認する．また，船舶運航者の皮膚電位を計測しようと考えているため，4 時間の当直業務を終了時まで計測できるのかを検証する．加えて，動きや外部のものが電極にあたることでノイズ等が発生の有無を検証する．椅子に座った姿勢で計測し，熱源から離れ，比較的涼しい環境で行った．(23，24℃程度)

表 1 が示す従来の方法と A・B の方法を用いて計測を行い相関性があるか検証する.

操船シミュレータを使用した実験は，航海中遭遇すると考えられる行き会い船，左からの横切り船，右からの横切り船の 3 つの場面に絞り，実験シナリオを作成した．シナリオは，000° へ北上し，その途中で 3 つの場面に遭遇するものとなっており，約 9 分で終了する．実験開始前と実験区間，実験終了後の皮膚電位データを記録し，皮膚電位がどのような変化をしているか比較を行った．そのため，合計の計測時間は約 10 分となっている.

表 1　計測部位

	電位差の基準	測定対象
従来	手首	手のひら
方法 A	肩・胸	手のひら
方法 B	手首	肩・胸

実験協力者は本校学生五年生 3 名で，操船指揮役を担った．また，そのほかに舵，撮影，記録係を各 1 名ずつ配置し，実験を行った．計測は，腕を基点とし，手のひらとの電位差を計測した．また，実験終了後には，緊張した場面としなかった場面の聞き取り調査を行った．計測時の注意事項として，左手を計測部位としたため，計測中の姿勢はなるべく左手を動かさないよう指示をし，ノイズが発生しないようにした．また，海上衝突予防法を順守するように伝えた．1 つ船舶を避航したら一度針路を 000° に戻し，次の船舶への対応を取ることとした.

本研究では操船シミュレータを使用した実験を行ったが，最終的には船舶運航者に装着し，なるべく動きの少ない場所でかつ，汗をかきやすく，相関性がみられた部位で認知負荷の計測を行う．船橋は，計測に適する温度への調節が可能である.

4. 評価方法

操船シミュレータを使用して得た皮膚電位データを，移動平均を用いてノイズを少なくする．その

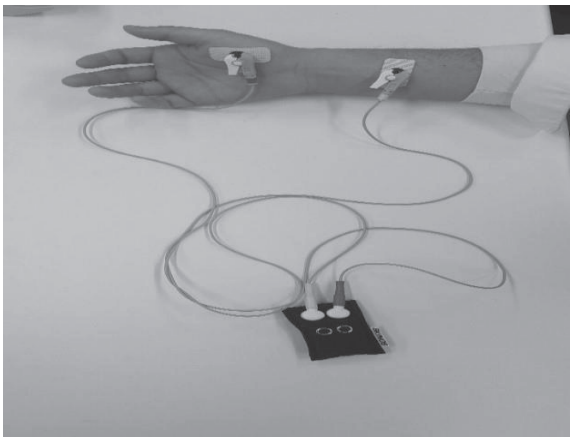


図 1　実験器具

後データを標準化 [4]し，平均を取る．その平均よりも高い値と低い値に分け評価する．評価は，実験開始前，実験中，実験終了後の 3 つに分けて行う．

5. 実験結果・考察

図 2 に示す一般的に推奨されている部位での計測である従来の方法は，ハンドグリップ・フラッシュ暗算をしたとき SPL は陰性に高い値を示した．また，閉眼時には，陽性方向へ変動した．SPR は，ハンドグリップ・フラッシュ暗算をしているとき頻発していた．そのため，HP に記載されている通りの反応を得ることができた．電極部に接触した際のノイズの発生検証では，SPL・SPR ともに反応があったため，ノイズが発生することがわかった．図 3・図 4 に示す方法 A では，手のひらほど頻発に反応を見ることはできなかったが，反応を見ることはできた．図 5・図 6 に示す方法 B では，SPL と SPR の値が逆転し，グラフの動き方に変化があり，こちらも SPL・SPR の反応を見ることができた．しかし，手首を基準とした胸部の計測はノイズが入り，反応を見ることができなかった．手のひらと手首の計測とその他の部位での計測では相関性があることが分かった．どちらも SPL は，リラックスしたときに 0 の方向へ変動することがわかった．どちらも SPL は電位差が各部で異なっていた．基点の位置は，胸部を避けるべきであることがわかった．

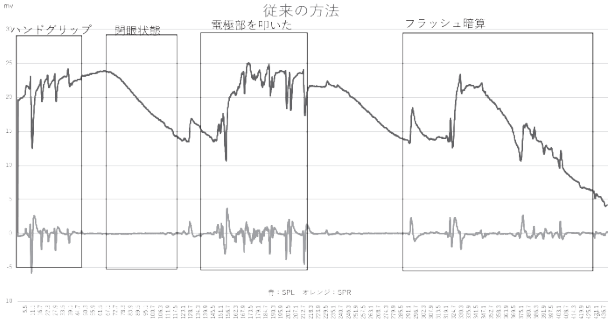


図２　従来の方法

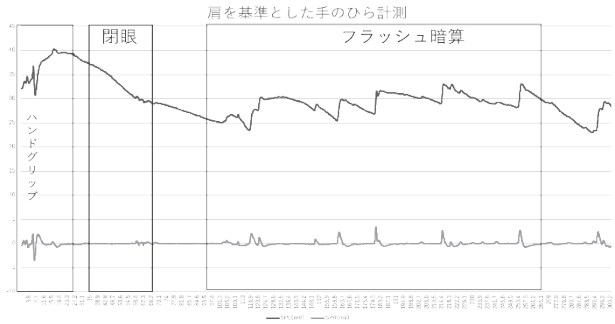


図３　肩を基準とした手のひら計測

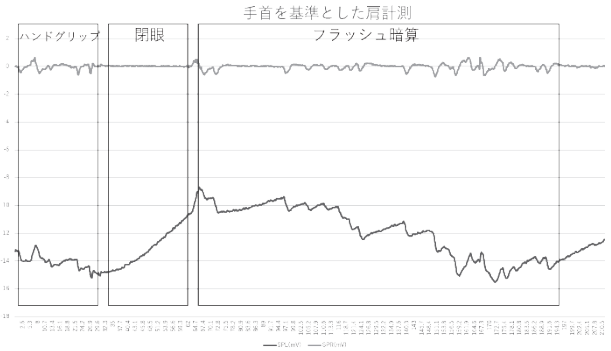


図４　胸部を基準とした手のひら計測

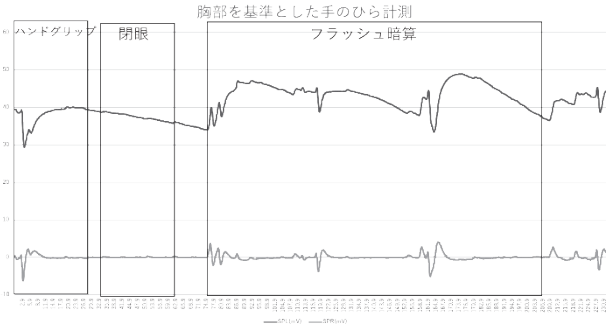


図５　手首を基準とした肩計測

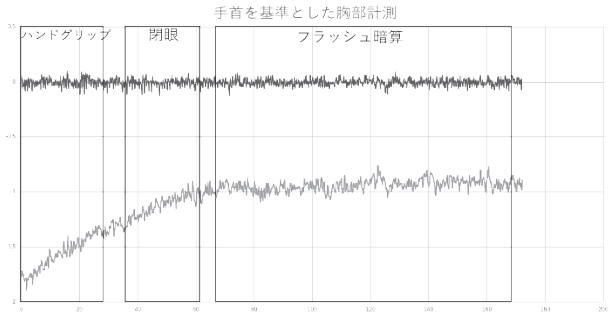


図６　手首を基準とした胸部計測

操船シミュレータを使用した実験中の皮膚電位データを標準化したものを図 7・8・9 に示す．図 7 の実験協力者 1 の SPL は，横切り船を視認した場面と

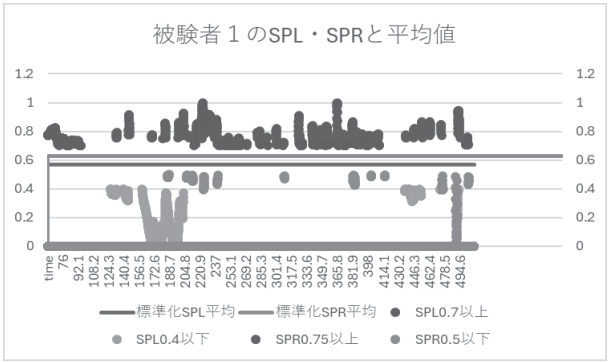


図７　実験協力者 1 の SPL・SPR と平均値

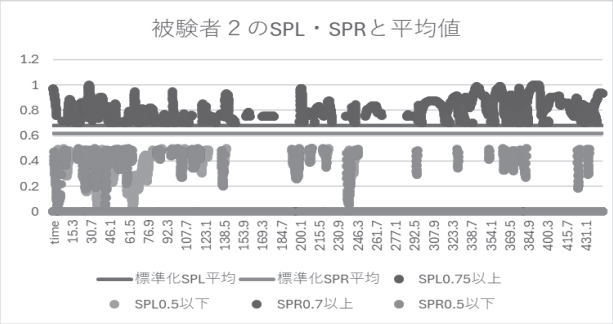


図８　実験協力者２の SPL・SPR の平均値

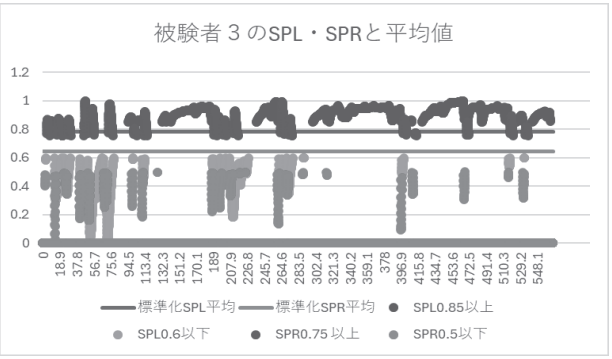


図９　実験協力者３の SPL・SPR の平均値

右から左への横切り船の場面で多く反応がみられた．また，図 8 の実験協力者 2 の SPL は，行き会い船と左から右への横切り船を避航する場面で多く反応がみられた．図 9 の実験協力者 3 の SPL は，行き会い船，左から右への横切り船で多く反応がみられた．3 人の実験協力者の結果を比較すると，行き会い船が全員反応していた．また，その次に左から右への横切り船であった．上記データから，個人の苦手な操船場面の割り出しに成功した．SPL が反応する前に SPR が来ることがわかった．

次に実験開始前と実験終了後では，実験協力者 1 と実験協力者 3 は，実験開始前は SPL・SPR が一定で変動がなかった．実験終了後も実験開始前と同程度の値であった．また，実験協力者 2 の実験開始前は，SPL・SPR の変動がみられ，緊張状態であった．実験終了後では，SPL が陽性方向へ変動し，SPR が 0 付近を維持していることから，リラックス状態になっていた．

実験後の聞き取り調査では，「実験開始時にレーダーが回っていなくて焦った」や「行き会い船が船首と重なっていて気付いたときにびっくりした」「法律を思い出すのに時間がかかった」「そこまで難しくはなかった」などが挙げられた．実験データと比較してみると，行き会い船では全員に反応がみられているため，主観的な評価を客観的に表すことができていると考える．また，そこまで難しくなかったといっても多くの場面で SPL・SPR の反応がみられたことから自身で認識できていない不安も皮膚電位を用いることで計測することができるとわかった．

６．今後の課題

様々な年齢の航海士を対象として以下を目的に計測を行う予定である．

- 年齢（経験）負荷認知の度合いを調べる．
- 一般的に推奨されている以外の部位との相関性を見ることで，皮膚電位が推奨部位以外でも計測できるものだと提案する．
- 計測したデータの解析方法を考え提案する．
- 今回の操船シミュレータを使用した実験では，手首を基準として手のひらとの電位差を計測したため，相関性のあるその他の部位でも検証する．

7. おわりに

本研究で実施した実験は JSPS 科研費 JP22K13775 の助成を受けたものである．本実験はヒトを対象とするため，鳥羽商船高等専門学校生命倫理委員会規則にのっとり同委員会より審議を受け，ヒトを対象とする研究を行うことに対して既に承認を得ている．本実験協力者にはインフォームド・コンセントを書面で行った．

参考文献

1) 株式会社スキノス 長野県公安委員会 : 皮膚電位について　第 481101900032 号
2) 山森光陽・長野祐一郎 : 生理心理学的指標を用いた授業中の教師の認知負荷の把握，日本教育工学会論文誌，Vol.47，No.1，pp.127-139 (2023).
3) 若林直哉・島川博光・原田史子 : ストレス識別のためのウェアラブルセンサで計測可能な生体信号の評価, システム制御情報学会論文誌, Vol.35, No.9，pp.217-227 (2022).
4) 陳紹華・横山ゆりか : 心理的負荷のある状況と作業中の場所移動効果に関する研究－空間への馴化現象とストレスの関係について－, MERA, 第 41 号，pp19, (2018).

船内睡眠環境の改善に向けた船内騒音の追究

Investigation of the Inboard Noise for Improving the Sleep Environment in Ship

○西川斗唯*，北村健一*，谷水聖奈*，藤井陽士*，服部仁*
*鳥羽商船高等専門学校商船学科

NISHIKAWA To-y*, KITAMURA Kenichi*, TANIMIZU Seina*, HUJI Haruto*, HATTORI Jin*
*Maritime Technology Department, National Institute of Technology, Toba College

1. はじめに

船員は，船舶といった就業環境下で生活するが，不規則な就業時間から起こる生活リズムの乱れや船体の動揺・エンジンの稼働音といった外的要因により睡眠が妨げられて常時睡眠不足な状態であることが問題視されている．2019 年 6 月に広島県三原市で起きた貨物船と掃海船の衝突事故 [1]，2021 年 9 月に高知県四万十市で起きた漁船の乗揚げ事故 [2] は，船長が睡眠不足を原因とする居眠り状態にあり適切な操船判断が不可能であったと結論づけられている．

したがって，睡眠不足の一要因である船内における睡眠環境の向上によって居眠りが誘発する海難事故の発生を防げると考えた．本研究は，船内における睡眠を阻害する船内騒音に焦点を当てて追究しそれに対する対策案を提言することを最終目標に掲げるが，本紙においては騒音の追究にかかる睡眠時間の計測を船員に向けた基礎実験を紹介する．なお，基礎実験結果と騒音との相関性解析結果は学会で発表する．

2. 睡眠時間計測基礎実験

2-1. 睡眠時間計測機器

動揺の発生が考えられる船内での睡眠の状態を計測するため，実験協力者の睡眠の妨げにならないよう寝具の下に敷くだけで最も自然な形での睡眠データを自動的に記録することができるマット型の睡眠計タニタスリープスキャン SL-504[3]を採用した（図 1）．

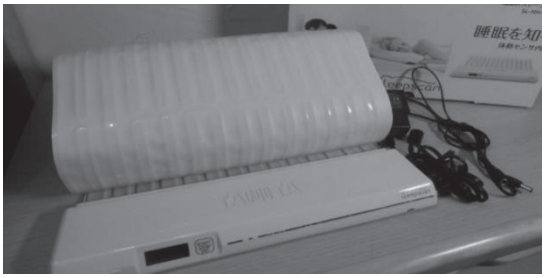


図 1　睡眠計スリープスキャン

睡眠と覚醒状態の判別に使用されたこの睡眠計による解析結果は 1880 年に発見された圧電効果 [4]に基づくが，脳波・眼球運動・心電図・筋電図・呼吸曲線・いびき・動脈血酸素飽和度などの生体活動を一晩にわたり測定する終夜睡眠ポリグラフ検査と 83% 以上の一致率があり日々の睡眠状態を把握する十分な信頼性と有用性があると睡眠学会や専門誌で示されている [5]．

2-2. 実験結果および考察

鳥羽商船高専での練習船実習中に，乗組員 4 名と学生 1 名の計 5 名を対象に本校所有の練習船鳥羽丸において海上で実施した．実験協力者の内訳は，学生が 10 代，甲半員が 20 代，一等航海士が 30 代，機関長が 40 代，船長が 50 代であった．睡眠を計測した結果は表 1-5 に示す．

40-50 代の方が 10-30 代と比べて覚醒時間が短かった．またどの実験協力者も浅睡眠の割合が他の項目と比べて最も高く全体の 6 割を占めていた．そして，30，40 代は深睡眠の時間が長く全体の約 2 割を占めていた．これらの結果は，年齢のためか環境の

表 1　学生の結果

睡眠状態	時間	割合
覚醒	5 分 30 秒	1.3%
REM	1 時間 15 分 30 秒	17.4%
浅睡眠	5 時間 00 分 30 秒	69.3%
深睡眠	52 分 00 秒	12%

表 2　甲板員の結果

睡眠状態	時間	割合
覚醒	2 分 30 秒	0.9%
REM	1 時間 04 分 00 秒	20.7%
浅睡眠	3 時間 07 分 00 秒	60.6%
深睡眠	55 分 00 秒	17.8%

表 3　一等航海士の結果

睡眠状態	時間	割合
覚醒	4 分 30 秒	1.4%
REM	39 分 00 秒	11.9%
浅睡眠	3 時間 27 分 00 秒	63.4%
深睡眠	1 時間 16 分 00 秒	23.3%

表 4　機関長の結果

睡眠状態	時間	割合
覚醒	2 分 00 秒	0.8%
REM	58 分 00 秒	11.9%
浅睡眠	1 時間 55 分 30 秒	63.4%
深睡眠	1 時間 02 分 30 秒	23.3%

表 5　船長の結果

睡眠状態	時間	割合
覚醒	0 分 00 秒	0%
REM	1 時間 31 分 00 秒	22%
浅睡眠	4 時間 35 分 30 秒	66.7%
深睡眠	46 分 30 秒	11.3%

ためかを陸上就業者の睡眠と比較する余地があることがわかった.

3. 騒音計による騒音評価方法

周波数重み付け特性 [6]とは，音の大きさを測定する際に，人間の聴覚特性を補正して音の大きさを表示する特性である．周波数重み付け特性には，A 特性，C 特性，Z 特性などがある．A 特性は，人間が聴覚可能な範囲の周波数に重みづけした特性で，騒音測定では一般的に使用されるものである．C 特性は，ピークレベルを評価する際に使用される．航空機騒音や砲撃音に対する教育施設等の防音助成の判定指標や，演習場周辺の民家の防音や移転の判定指標などに用いられる．Z 特性は，広帯域で音圧レベルの測定を行う場合や，測定音の周波数分析などを行う場合に利用される．穂研究における騒音計での計測にあたり，周波数重み付け特性は人間が感じる聴覚に近い A 特性に設定して計測を実施した.

また，時間重み付け特性は人間の聴覚の反応時間に近い応答速度の FAST でおこなった．時間重み付け特性とは騒音計やレベルレコーダなどで音圧実効値を求める際に用いられる特性である．音源から発生する音圧レベルは，音楽や会話，環境騒音など，短時間で変化するため，リアルタイムで読み取ることは困難である．時間重み付け特性は，これらの変動を緩やかに見せる表示を行うことで，音圧実効値を求めることができる.

4. 今後の課題

今回は海上における船員を対象に睡眠を計測したが，陸上就労者についても同様に計測し，データ比較をする．その際には騒音計により睡眠環境を阻害するものを特定するとともに，それが睡眠におよぼす影響を考察する．最終的には海上と陸上の睡眠環境を比較し違いを見出したうえで，睡眠時に騒音の影響を受けないようにするためのアイテムの考案および居住区の防音性の向上を目指したシステム開発に臨む.

5. おわりに

本研究で実施した実験は JSPS 科研費 JP22K13775 の助成を受けたものである. 予定する実験はヒトを対象とするため，鳥羽商船高等専門学校生命倫理委員会規則にのっとり同委員会より審議を受け，ヒトを対象とする研究を行うことに対して既に承認を得ている．本実験協力者にはインフォームド・コンセントを書面で行った.

参考文献

1) 運輸安全委員会：https://jtsb.mlit.go.jp/jtsb/ship/detail.php?id=11616（2024.10.20 アクセス）.
2) 運輸安全委員会：船舶事故調査報告書，keibi2022-5-28_2021kb0098.pdf（2024.10.20 アクセス）.
3) TANITA：SL-504，https://www.tanita.co.jp/product/sleepmonitor/3948/（2024.10.20 アクセス）.
4) 山本学・伊賀富栄・清水美衣：マット型睡眠計の有用性に関する検討, 睡眠医療: 睡眠医学・医療専門誌，Vol. 6，No.3，pp.473-480 (2012).
5) TDK：テクノ雑学　身の回りにある圧電効果 – 力で電気を生み出す仕掛け，https://www.tdk.com/ja/tech-mag/knowledge/089（2024.10.20 アクセス）.
6) 株式会社静科：騒音測定時のキーワード~周波数の重み付け特性（A 特性・C 特性・Z 特性），https://www.hitori-shizuka.jp/archives/13882（2024.10.20 アクセス）.

ChatGPT により心拍解析手法をまとめたフローチャート開発

Develop the Flowchart Summarizing Heart Rate Analysis Methods Using ChatGPT

○加藤怜*，北村健一*，吉兼匠馬*，岡田恭侍**，瀬田広明***
*鳥羽商船高等専門学校商船学科　**海技教育機構　***東海大学
KATO Rei*, KITAMURA Kenichi**, YOSHIKANE Shoma*, OKADA Kyoji**, SETA Hiroaki***
*Maritime Technology Department, National Institute of Technology, Toba College, **Japan Agency of Maritime Education and Training for Seafarers, *** Department of Navigation and Ocean Engineering, Tokai University

1. はじめに

航行区域における船舶の密度は，衝突事故の発生に大きな影響を与えると考えられている．特に，多数の船舶が航行する環境では，操船者は他船との接近や衝突の危険性を強く意識し，これが恐怖心や不安感を引き起こす可能性がある．こうした主観的な恐怖心は，冷静な判断を妨げ，結果として操船ミスや事故発生のリスクを高める要因となる可能性がある．そのため，操船中に操船者が抱く他船に対する恐怖心を的確に把握し，これを客観的に評価することは，事故防止や安全対策を考えるうえで重要である．

本研究では，操船者の恐怖心を評価するための指標として「心拍」に着目し，その変動を解析することで主観的な恐怖心の客観的評価を試みる．心拍を指標として使用する研究は数多く行われており，「心拍変動（HRV）」は，自律神経機能の評価において高い信頼性と再現性を持つ．また，測定およびデータ処理が比較的容易であることから，心理的な反応を評価する手法として広く利用されている．

しかしながら，心拍解析手法には非常に多くの種類が存在している．これらの手法を適切に選定し，活用するためには体系的な整理が不可欠であるが，現状では心拍解析手法をフローチャートとしてまとめた研究は限られている．心拍変動を含む解析手法は，主に自律神経活動の評価に用いられる一方で，恐怖心やストレスなどの心理的反応を捉えるためにどの手法が最適であるかについては，明確な基準が存在しないのが現状である．

そこで本研究は，既存の心拍解析手法を整理し，その分類および使用頻度を調査する．特に，先行研究で多用されている手法を中心に，それらの有用性を検討し，効率的かつ標準化された心拍解析手法をまとめることを試みる．このフローチャートを作成することにより，心拍データを用いた心理的評価や操船時の恐怖心の客観的評価を提供し，船舶の事故防止や安全対策に向けた新たな知見を提供することを目指す．

2. 研究目的

本研究は，心拍解析手法に関するフローチャートを完成させ，多く使用されている解析方法を特定することである．これらの解析方法を主軸に据え，他の解析手法と組み合わせることによって，従来の方法では得られなかった新たな最適解析手法を開発することを最終目的とする．

3. 調査研究概要

本研究では，心拍解析に関する 138 の参照文献[1-3]を調査し，図 1 に示すフローチャートの作成を行った．フローチャートを作成する理由として，本研究を行う上で，先行研究で使用されている心拍解析方法が多くある中，解析方法ごとの使用頻度を示すことにより，有用性のある解析方法を見つけることができると考えたためである．活用方法としては，心拍解析方法の種類が一目でわかることに加え，頻繁に使用されている解析方法を知ることができる．

本研究では，4 名で，10 日間の調査し，各自が 1 日 5 件の文献を調べる目標を設定した．文献の検索には，主に Google Scholar を使用した．文献の検索結果は Microsoft Teams 上で共有され，各自が検索した文献情報を PowerPoint スライドに書き足す方法を行った．フローチャートの作成手順としては，(1)心拍解析に関する先行研究を検索し，各文献に番号をつける．(2)先行研究に用いられた解析方法を分類し，ツリーを作成する．(3)作成したツリーに基づ

き，各文献を適切なカテゴリに分け，文献の番号を付ける．

4. 結果

本研究の実験結果により，心拍解析方法は図１のように大きく４つのカテゴリに分類され，それぞれの使用割合が明らかとなった．最も頻繁に使用されたのは周波数解析で，全体の 57%を占めていた．その中でも，LF/HF（低周波/高周波）解析が広く採用され，心拍解析手法として重要な位置を占めている

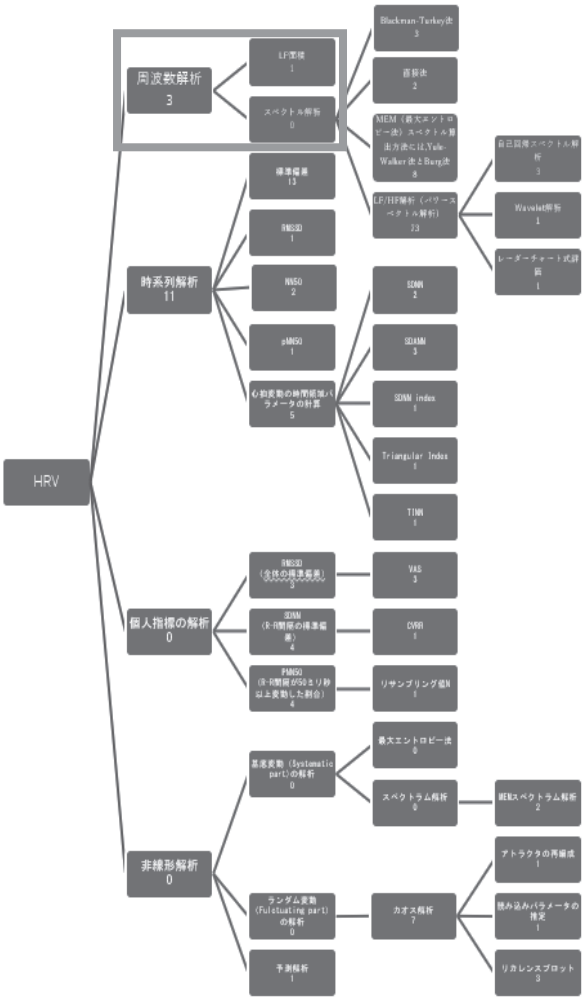


図１　フローチャート

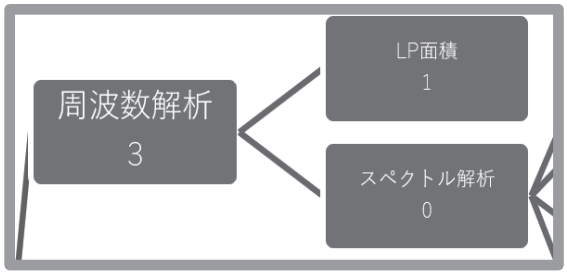


図２　図１のフローチャートの一部拡大

ことがわかった．次に多く使用されたのは時系列解析で，全体の 25%を占めていた．その他，個人指標による解析が 10%, 非線形解析が 9%と, 割合としては，少数ながらもこれらの手法が一部で使用されていることが確認された．これらの結果から，周波数解析が心拍解析において中心的な役割を果たしていることが示唆された．

5. 今後の課題

本研究では，心拍解析手法のフローチャートを完成させたことで新たな最適解析手法を開発した．開発したチャートを基に抽出した心拍解析手法を Polar H10 で取得した心拍データを使用し ChatGPT により作成したプログラミングコードを基に Google Colaboratory 上で解析を実施する. その後は，この手法の有用性をさらに検証することで異なる解析手法との比較や統合を進め，解析精度や効率性の向上が期待される．

6. おわりに

本研究で実施した研究調査は JSPS 科研費 JP22K13775 の助成を受けたものである. 本実験はヒトを対象とするため，鳥羽商船高等専門学校生命倫理委員会規則にのっとり同委員会より審議を受け，ヒトを対象とする研究を行うことに対して既に承認を得ている．本実験協力者にはインフォームド・コンセントを書面で行った．

参考文献

1) Anita Ahmad, Fernando Soares Schlindwein, Ghulam André Ng： Comparison of computation time for estimation of dominant frequency of atrial electrograms: Fast fourier transform, blackman tukey, autoregressive and multiple signal classification, J. Biomedical Science and Engineering, Vol.3, pp.843-847(2010).
2) 後山 尚久・堤 英雄・向坂 直哉・藤原 祥子・佐久間 航 : 心拍変動パワースペクトル解析からみた更年期障害女性の症状と自律神経活動動態−気逆病態の関連性を含めて−, 日本東洋医学雑誌, Vol.62，No.2，pp.113-119 (2011).
3) 柳平雅俊・安士光男：運転状態推定技術の開発-心拍解析による眠気状態の検出, PIONEER R&D, Vol.14，No.3，pp.17-27 (2003).

一般セッション 3（B 会場：324 教室）

GS3　ヒューマンインターフェース・視覚

GS3-1　視覚刺激位置による視覚誘発電位の位相の空間的変化と注視点推定への応用

GS3-2　HMD を用いた仮想空間における奥行き知覚に関する検討

GS3-3　視野制限がタッチスクリーンのタップ操作に及ぼす影響に関する基礎的検討　―晴眼と視野狭窄の比較―

GS3-4　VR 空間における坂道歩行時の疑似ステップによる昇降感覚への影響の評価

GS3-5　誤嚥事故体験のレベルと介護経験値の差異にみられる見守り介助の注視点解析

GS3-6　重心位置算出アプリケーションを用いた学習前後における注視箇所の変化に関する検討

GS3-7　対面・ビデオ会議・VR を併用した環境におけるコミュニケーションに関する検討

視覚刺激位置による視覚誘発電位の位相の空間的変化と注視点推定への応用

Spatial Changes in Phase of Steady State Visual Evoked Potentials According to Position of Visual Stimuli and Its Application to Estimating Gaze Position

○尾﨑大晟*，中谷真太朗**，荒木望*，小西康夫*
*兵庫県立大学　**鳥取大学

OZAKI Tsisei*, NAKATANI Shintaro**, ARAKI Nozomu*, KONISHI Yasuo*
*Graduate School of Engineering, University of Hyogo, **Tottori University.

1. はじめに

近年，脳波の特性を利用してコンピュータを操作するブレイン・コンピュータ・インタフェース（BCI）の研究が行われており，医療から娯楽まで幅広い分野での利用が期待されている．本研究では，BCI に利用される代表的な脳波である定常状態視覚誘発電位（SSVEP）を使用する．SSVEP とは一定周期の点滅刺激を注視することで発生する脳波であり，後頭部（視覚野）においてその点滅刺激と同じ周波数の波形が現れる．この特性により，複数のメニューに異なる周波数の点滅を割り当てることで脳波から非接触でどのメニューを注視しているのかを判別することが可能となり，メニュー選択やコマンド入力への利用が期待できる．しかし，使用できる周波数には制限があるため，限られた数の刺激でより多くのメニューを識別することが課題となっている．

本研究ではこの課題の解決手法として，刺激パターンに対する注視位置を変化させたときの SSVEP の空間的変化を利用する手法を提案している [1]．本手法は，視交叉とよばれるヒトの視覚伝達路の特性に基づき，注視点に対する刺激位置と同側の脳における SSVEP 強度が大きくなる現象を利用しており，空間的な強度変化を利用することで刺激パターンのどこを注視しているのかを推定するインタフェースを構築できる可能性がある．しかし，強度分布に傾向がみられない使用者の存在も確認されており，より多くの使用者に適用するためには強度以外の SSVEP の特徴と併せて利用することが有効であると考えられる．

そこで本稿では，視交叉に基づいた強度分布の傾向と同様に位相情報にも有意な傾向が現れると仮定し，刺激位置の変化による SSVEP の位相情報の空間的変化について調査を行ったため報告する．

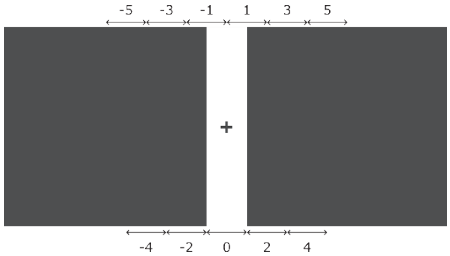


図 1　視覚刺激の概要

2. 実験概要

視覚刺激位置の変化による SSVEP の空間的変化の調査を目的とし，9 名の参加者で実験を行った．まず，実験に使用した視覚刺激の概要を図 1 に示す．本実験ではモニタ中央の注視点を注視している参加者に対し，16 Hz の点滅刺激を位置を変えながら提示することで SSVEP を誘発した．ここで，刺激位置はモニタ中央を 0 とし，刺激パターンを半幅ずつずらして位置を変化させた右側を 1 ~ 5，左側を-1 ~ -5 とした．

実験の構成として，刺激時間 6 秒間，無刺激時間 3 秒間で，激位置-5 ~ 5 の計 11 回刺激を提示したものを 1 試行とし，試行間休憩を 45 秒として計 5 試行行った．また，各刺激中は視線追跡装置で参加者の視点を取得し，注視点を注視していない場合は再び同じ位置に刺激を提示した．

脳波計測において，電極位置は国際 10-20 法に基づいた後頭部左脳側の O1, PO7, 後頭部右脳側の O2, PO8，後頭部中央の Oz とし，サンプリング周波数 1000 Hz で計測を行った．

3. SSVEP の空間的変化の評価方法

実験で計測した 6 秒間（6000 点）のデータは窓幅 2000 点，オーバーラップ 1800 点で分割し，離散フーリエ変換（DFT）にて周波数強度と位相を求めた．位相の空間的変化の評価のため，右脳側（O2, PO8）

と左脳側（O1，PO7）のそれぞれで位相の平均をとり，右脳側から左脳側を引いた値を位相差と定義した．これにより，右脳側が左脳側より進んでいる場合は正の位相差，逆の場合は負の位相差となる．また，位相差との比較のために同様に右脳側と左脳側の平均強度の差をとったものを強度差と定義した．これらを用いて，刺激位置の変化に対する位相差の傾向について調査と Support Vector Machine（SVM）による刺激位置の分類を行った．

4. 実験結果

4-1 刺激位置の変化による位相の空間的変化

参加者のうち，位相に明瞭な傾向が現れた参加者の代表を参加者 1 として実験結果を述べる．

参加者 1 における刺激位置（-5～5）と位相差および強度差の関係をまとめた箱ひげ図を図 2，3 に示す．ここで，図中の横軸は刺激位置，縦軸は位相差および強度差を表す．また，アスタリスクは Tukey-Kramer 法により有意水準 5 %で有意差が認められた刺激位置の組み合わせを示す．図 2 より，強度差では左側刺激と右側刺激の間に有意差が認められている．また、図 3 では右側刺激 1 では位相差が正，左側刺激-1 では位相差が負となっており，有意差も認められている．そして，位相差に同様の傾向が現れたのは参加者 9 名のうち 5 名であった．このことから，片側刺激に対して刺激同側の脳における SSVEP の位相が進む傾向があり，強度分布を用いた手法と同様に，位相情報を用いることで注視点を推定できる可能性があると考える．

4-2 刺激位置の分類精度

刺激位置-1，0，1 について特徴量を強度のみ，強度と位相の両方として SVM を用いて分類を行った．ここで学習条件として，5 試行のうち 3 試行を学習用, 2 試行を検証用として交差検証を行った．また，カーネルを RBF カーネル，パラメータを C = 5.0, γ = 0.1 として，scikit-learn を用いて行った．

参加者のうち 5 名の分類精度と，参加者全員の平均と標準偏差を表 1 に示す．結果より，強度と位相を特徴量とした場合，強度のみを特徴量とした場合より分類精度の平均が向上している．また参加者 2 の結果より，強度と位相を特徴量とした場合に分類精度の大幅な向上が確認できる．これより，参加者 2 のような強度での分類精度が高くない参加者に対

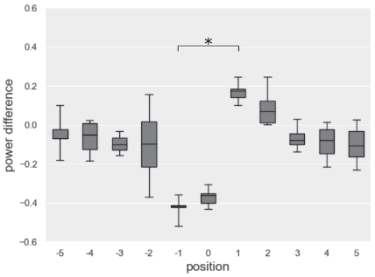


図 2　参加者 1 における刺激位置と強度差の関係

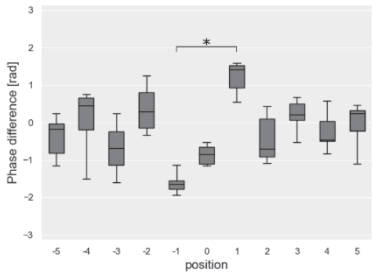


図 3　参加者 1 における刺激位置と位相差の関係

表 1　SVM による分類精度

	強度のみ	強度と位相
参加者 1	94.6 %	94.4 %
参加者 2	70.9 %	83.3 %
参加者 3	74.5 %	81.1 %
参加者 4	63.2 %	62.0 %
参加者 5	46.4 %	49.9 %
平均±標準偏差	66.4 %±12.2	70.3 %±12.7

しても，位相を用いることで分類精度を向上できる可能性を示した．

5. まとめ

本研究は，刺激位置の変化に対する位相情報の空間的変化について調査を行い，BCI に利用可能であるか検討した．その結果，片側視野への刺激に対して, 刺激同側の脳における SSVEP の位相が進む傾向が確認された．また，SVM による分類精度も特徴量を適切に選択することで向上することが確認された．

今後は，周波数強度と位相の両方の情報を用いて注視点の関数化を行うことで，注視点の連続的な推定を試みる予定である。

参考文献

1） 宮崎康佑 ほか：“視覚誘発電位に基づく空間情報利用型インタフェースの検討”，2021 年度日本人間工学会関西支部大会講演論文集，A1-1，pp. 35-38（2021）

HMD を用いた仮想空間における奥行き知覚に関する検討

An Examination of depth perception in virtual space using HMDs.

○辻本恵祐*，山中仁寛**

*甲南大学大学院自然科学研究科　**甲南大学知能情報学部

TSUJIMOTO Keisuke*, YAMANAKA Kimihiro**

*Graduate School of Natural Science, Konan University,

**Faculty of Intelligence and Informatics, Konan University

1. はじめに

近年, ヘッドマウントディスプレイ（Head Mounted Display: HMD）を用いた研究が交通，建築，医療など多くの分野で行われている．しかしながら，HMD を用いた仮想空間においては視対象の大きさや奥行き感を過小評価するため [1), 2)]，視対象を正確に知覚できず，現実空間と仮想空間における空間知覚や行動特性は異なる可能性がある．そのため，仮想空間での実験や検証により提案された手法などを現実のシステムに適用する際に危険を伴う可能性がある．仮想空間と現実空間での人間の知覚・行動特性について理解するために，村上ら [3)]は，HMD を用いて仮想空間での物体の高さに対しての人間の知覚特性は現実空間と異なることを明らかにしている．また，鳥海ら [4)]は，仮想空間において自己から対象物までの距離が 600(mm)のときは距離感が圧縮され，200(mm)のときには距離感が伸長される可能性を示唆している．このように，仮想空間での大きさ知覚や奥行き知覚の研究においては現実空間との比較実験ならびに検討が必要である．

上記背景に鑑み，本研究では，現実空間と仮想空間それぞれにおける人間の奥行き知覚特性についての比較実験を行い，両空間における奥行き知覚特性の違いを明らかにすることを目的とする．

2. 研究概要

2-1. 被験者

被験者としては，裸眼もしくは矯正視力で実験環境において視覚刺激を十分認識できる視力を有する 20～22 歳の男子大学生をそれぞれの環境で 3 名ずつ採用した．被験者には，あらかじめ実験内容を説明した上で実験参加への了承を得た．

2-2. 方法

実験環境は, 甲南大学岡本キャンパス 13 号館 1 階の廊下とし，仮想空間での環境構築には Unity 2021.3.15f1 を使用し廊下を再現した．現実空間と仮想空間における奥行き知覚の比較実験として，両空間において被験者の前方に設置した 2 つのモニタにそれぞれ異なる視標（注視視標，課題視標）を表示した．2 つのモニタは，図 1 に示すようにモニタの中央と地面との高さが 1.0(m)，2 つのモニタの中央の水平方向の距離が 1.0(m)になるよう設置した．また，図 2 に示すように被験者から 1.0(m)の距離に設置したものをモニタ A（仮想空間では A′），被験者から 4，7，10，13，16，19(m)の距離のいずれかに設置したものをモニタ B（仮想空間では B′）とした．注視視標については，背景を黒色とし，直径 0.1(m)の白色の円型とした．また，課題視標は数字の縦幅が 0.16(m)，横幅が 0.35(m)で「123」，「132」，「213」，「231」，「312」，「321」のいずれかの数字とし，書体を「Arial」，背景を黒色，数字を白色でランダムに表示した．

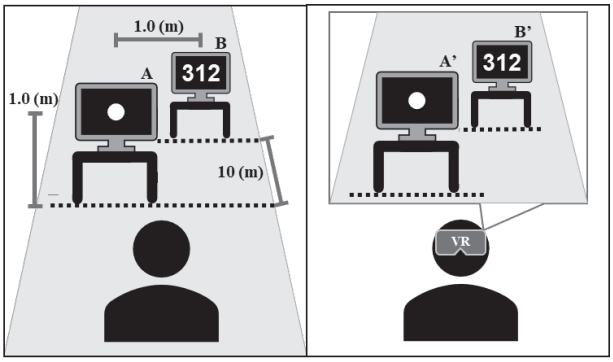


図 1　実験条件（左：現実空間　右：仮想空間）

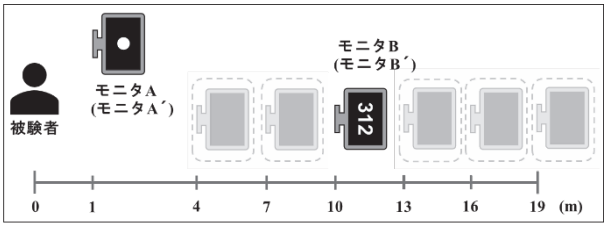


図 2　被験者と視標の位置関係

被験者は，眼球運動計測のためのキャリブレーションを行い，以下の実験手順に従ったタスクを遂行する．

1) モニタ A(または A′)に表示された注視視標を注視する．
2) 通知音と同時にモニタ B（または B′）に表示される課題視標を認知し，キーボードの Enter キーを押下したのち数字を読み上げる．
3) モニタ B（または B′）に表示された注視視標を注視する．
4) 通知音と同時にモニタ A（または A′）に表示される課題視標を認知し，キーボードの Enter キーを押下したのち数字を読み上げる．

上記の手順を 1 試行とし，モニタ B（または B′）の 6 つの距離それぞれにおいて 5 試行を行う．また，距離条件の実施順は被験者毎にランダムとした．なお，実験では被験者の眼球データと課題視標認識時間（通知音から Enter キー押下までの時間）を計測した．

2-3. 実験装置

現実空間での実験では，視標を表示するために Princeton 社の 19 インチのモニタを 2 台使用した．一方，仮想空間での実験では，視標を表示するためのモニタとして Unity Asset Store にて入手した「TV / arm mount」を使用した．本研究で用いた眼球運動計測装置は，現実空間ではトビーテクノロジー社の Tobii Pro Nano, 仮想空間では HTC 社の VIVE Pro Eye をそれぞれ使用した．

3. 結果と考察

奥行き知覚については，両空間において各距離のモニタに表示された注視視標を注視している間の眼球データ（注視点座標）を分析に用いた．なお，被験者との距離が 1(m)でのデータは計測に不備があったため除外した．実験で得られた水平方向における左右眼のデータの差分を「両眼視差」とした．図 3 に，両空間それぞれの 4(m)での両眼視差を基準とした各距離における比率を示す．図の値は，全被験者の平均値とした．

図 3 より，現実空間での両眼視差は視距離が長くなるにつれて大きくなるが，仮想空間では視距離による変化が見られない．ここで，両眼視差は眼球の輻輳角と関係があることから，現実空間では視対象の距離に応じて輻輳角の変化がみられる．一方，仮想空間では視対象の距離に関わらず輻輳角の変化がみられなかったと考えられる．これにより，仮想空間では視対象を奥行き方向ではなく平面的に知覚している可能性がある．

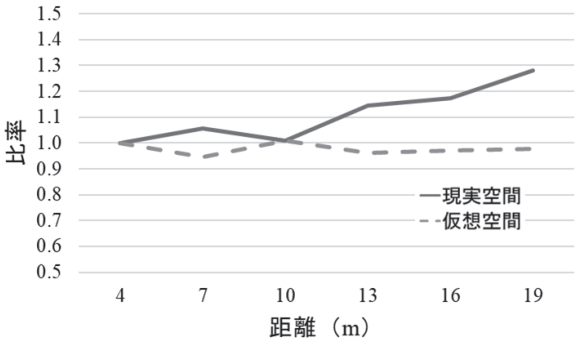


図 3　両空間での両眼視差の比率

以上のように，現実空間と仮想空間それぞれの実験で得られた両眼視差を比較することにより，現実空間と仮想空間における奥行きに対する知覚特性は傾向が異なることが示唆された．

4. おわりに

本研究では，現実空間と仮想空間での人間の奥行き知覚特性についての比較実験を行った．その結果，現実空間と仮想空間での人間の奥行き知覚特性は傾向が異なる可能性を示唆した．

今後の課題としては，課題視標認識時間の分析，被験者の増加を行い，現実空間と仮想空間の奥行き知覚特性に統計的な差があるかを検証することである．

参考文献

1) Robert V. Kenyon et al: Accommodation and Size-Constancy of Virtual Objects， Annals of Biomedical Engineering，Vol.36，pp.342-348 (2008).

2) Peter Willemsen et al: Perceived Egocentric Distances in Real, Image-Based, and Traditional Virtual Environments，In Proceeding of IEEE Virtual Reality，pp.275-276 (2002).

3) 村上雅也 他: 現実と VR 空間における高さに対する知覚・印象の比較検証に基づく VR デザイン，第 42 回情報・システム・利用・技術シンポジウム論文集，pp.36-39 (2019).

4) 鳥海青真 他: 把持可能範囲において人間がバーチャルリアリティ空間で知覚する距離の変化の研究, 第 29 回日本バーチャルリアリティ学会大会論文集，1D1-06 (2024).

視野制限がタッチスクリーンのタップ操作に及ぼす影響に関する基礎的検討 —晴眼と視野狭窄の比較—

A Pilot Study on the Effects of Visual Field Restriction on Touchscreen Tapping: Normal Vision Versus Tunnel Vision

〇小川詩織*，上山璃稔*，尾形真樹**，豊田航*

*近畿大学生物理工学部　**杏林大学医学部付属病院アイセンター

OGAWA Shiori*, UEYAMA Rinen*, OGATA Masaki**, TOYODA Wataru*

* Faculty of Biology-Oriented Science and Technology, Kindai University,

** Kyorin University Hospital, Eye Center

1. 背景

タッチパネルを備えたタブレット PC は，視覚障害者の生活支援機器として普及しており，既存の多くの支援機器の代替品として利用されている [1]．こうした状況に反して視覚障害者を対象としたタッチスクリーンの操作性を調べた研究は限られている．筆者らの先行研究では，視野制限下のタッチスクリーンの操作時間は Fitts の法則により予測できる可能性が示唆されている [2]．視野制限がタッチ操作に及ぼす影響をより詳細に理解するためには，正常視野と視野制限下の操作特性を比較する必要がある．加えて，晴眼者のための操作デバイスとして普及しているスタイラスペンが視野制限下でも有効であるかを調べることは，視覚障害者のための操作支援デバイスの開発に繋がる有意義な課題である．

そこで本研究は，視野制限がタッチスクリーンの指及びペンのタップ操作に及ぼす影響を，正常視野と視野狭窄の比較の観点から予備的に評価することを目的とした．

2. 方法

2-1. 参加者

矯正視力 1.0 以上の 21 歳の晴眼者 4 人（男 2 人，女 2 人）がインフォームドコンセントを提供した上で実験に参加した．全ての参加者はタッチスクリーン端末を日常利用しており，運動機能障害がなかった．本実験は近畿大学生物理工学部生命倫理審査委員会の承認を得て行われた（承認番号:R6-2-005）．

2-2. 実験装置

実験装置として iPad Pro 第 5 世代 12.9 インチ（表示画面のサイズ:縦 197 mm×横 262 mm, Apple Inc.）を使用した．この実験装置には自作の実験用アプリケーションがインストールされており，実験中の参加者のタップ操作の時刻，座標，操作エラーのデータが自動で記録された．実験装置は，表示画面の中央が座位の参加者の目線の高さと一致するように横向きかつ垂直に固定された．実験装置の前には姿勢支持台が設置され，参加者の眼球から表示画面までの距離が常に 400 mm となるように固定された．操作デバイスとして Apple Pencil 第 2 世代（長さ 166 mm×直径 8.96 mm，Apple Inc.）を使用した．

参加者の頭部，操作する指先，ペン先の座標データを光学式 3 次元計測装置（OptiTrackFlex13，Acuity inc.）により記録した．

2-3. 実験条件

本実験は参加者内 4 要因計画であった．第一要因はターゲットアイコンの幅（2 条件：5 mm 及び 23 mm），第二要因はスタートアイコンからターゲットアイコンまでの水平方向の中心間距離（以下：水平距離，4 条件：76，114，152，190 mm），第三要因は操作方法（2 条件：指，ペン），第四要因は視野（2 条件：晴眼，視野狭窄（中心視野直径 3 度））であった．

2-4. 手続き

参加者は，裸眼状態あるいは視野制限ゴーグルを着用した状態で実験装置の前に着座した．実験開始の合図後，参加者は画面の水平中央の左端から 36 mm 離れた位置に表示されたスタートアイコン（黄色円形）をタップした．その直後にターゲットアイコンがスタートアイコンの水平右方向の規定位置に表示され，参加者はこれをできるだけ早く正確にタップした．同様の手続きで，距離が異なるターゲットアイコンをタップする課題を繰り返した．

順序効果の排除のため，ターゲットアイコンの幅 2 条件×操作方法 2 条件×視野 2 条件を組み合わせた 8 セッションをランダム順に実施した．各セッションではスタートからターゲットまでの水平距離 4 条件(ランダム順)を 4 サイクル連続して実施した．

2-5. データ分析

参加者及び実験条件ごとに算出したエラー率（エラータップ回数／総タップ数）の参加者全体の平均値を算出した．また Fitts の法則における困難さの指標 ID（Index of Difficulty）を説明変数とする，操作時間の単回帰分析を行った．ここではターゲットアイコンの幅を固定し，水平距離を変化させた時の ID を用いた．動作解析では参加者全体で共通する傾向が観察できたが，本稿では典型的な結果を産出した参加者 1 名に着目し，指先あるいはペン先がターゲットの正面に到達した時点からターゲットをタップするまでの時間(以下アプローチ時間)を分析した．

3. 結果

エラー率は，ターゲット幅 5 mm では指操作では約 25 %，ペン操作では約 17 %であり，さらに晴眼条件は視野狭窄と比べて約 2 %程度高かった(図 1)．しかしターゲット幅 23 mm では，視野条件及び操作方法に関わらずエラー率はほぼゼロだった．

操作時間は，すべての条件で ID の増加に伴い線形増加する傾向であり（図 2），総じて大きな相関係数が観察された（Rs > 0.80）．ターゲット幅 5 mm と 23 mm のいずれも視野狭窄条件は晴眼条件より操作時間が顕著に長かった．また参加者 1 名のアプローチ時間は，すべての実験条件で晴眼条件よりも視野狭窄条件の方が長かった．またターゲットの幅に関わらず, 指操作よりペン操作の方が早く操作できた．

4. 考察

結果は，ターゲット幅が小さい場合に晴眼と視野狭窄の間に差が生じることを示唆する．その差はエラー率ではわずかだったものの，操作時間では顕著に大きかった．視野狭窄条件では，指先及びペン先がターゲットの正面で位置決めされた後のアプローチ時間が長かったことから，ターゲットに対する精密なタップ操作の困難さが操作時間の増大を招いた可能性がある．視野狭窄下では，限られた視野内にターゲットと指先あるいはペン先を同時に収めながらアプローチする必要があるため，操作効率が低かったと考えられる．ペン操作が視野狭窄下でも全体的に操作パフォーマンスが良好だった理由は，ペン先が指先よりも細いために視野全体を覆うことがなく，ターゲットを遮蔽することもなかったからだと考えられる．

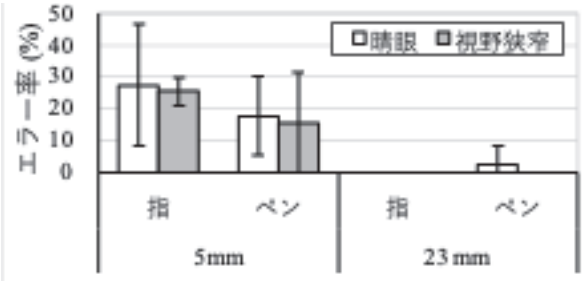


図 1　エラー率の結果

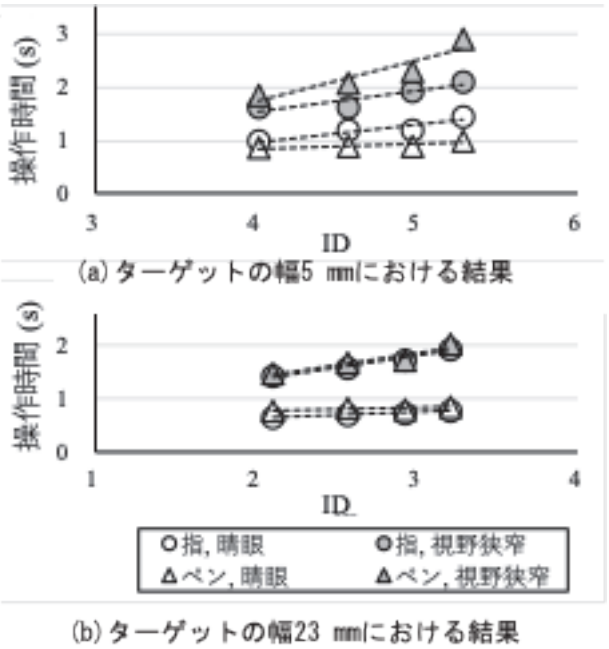


図 2　操作時間と ID の関係

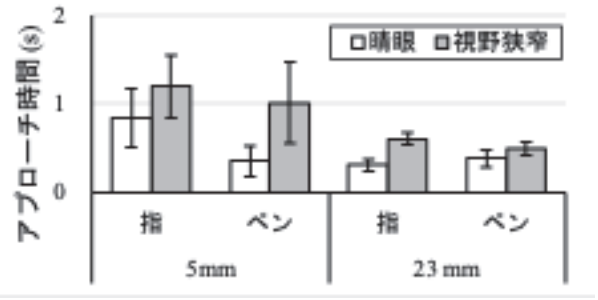


図 3　参加者 1 名におけるアプローチ時間の結果

参考文献

1) Martiniello N,et al., Exploring the use of smartphones and tablets among people with visual impairments: Are mainstream devices replacing the use of traditional visual aids? Assist Technol. 2019: 1-12.

2) 豊田航, 尾形真樹, 視野制限下のタッチ操作に適したアイコン設計の評価に関するパイロットスタディ, 日本人間工学会第 65 回大会予稿集, 2F2-1, 2024.

VR 空間における坂道歩行時の疑似ステップによる昇降感覚への影響の評価

Evaluation of the effect of pseudo-steps on the sensation of ascending and descending when walking uphill in VR space

○庄司匠杜*，加藤翔大**，小谷賢太郎*，朝尾隆文*，鈴木哲*
*関西大学　システム理工学部　**関西大学大学院　理工学研究科

SHOJI Takuto*, KATO Shota**, KOTANI Kentaro*, ASAO Takafumi*, SUZUKI Satoshi*
*Faculty of Engineering Science, Kansai University **Graduate School of Science and Engineering, Kansai University.

1. はじめに

VR 空間の歩行に関する研究は様々に行われている．特に，水平面上での移動に関する研究は盛んに行われているが，鉛直方向の運動に関する VR 研究は少ない．日常的な坂道や階段歩行に関する研究例として，Elevate[1]とよばれるピンアレイフロアや，Circula Floor[2]とよばれるロコモーションインタフェース，Level-Ups[3]のような靴デバイスが挙げられる．しかし，これらは制御システムが複雑であることや，靴デバイスの場合，その装置自体の質量による歩行時の安定性への問題点が挙げられる．

これらの解決のために，視覚情報に加えて，床面から伝わる触覚情報を与えることで空間知覚を操作する手法に着目した．この視覚と触覚との間には相互作用があり，これを利用して限られた現実空間で広大な VR 空間を移動するための技術としてリダイレクテッドウォーキング（RDW＝Redirected Walking）がある [4]．この RDW を用いた研究例として，壁に沿って直進する VR 環境を歩行する際に，現実空間では曲率をもった壁面を触りながら，それに沿って歩くことで空間知覚を操作し，曲率半径が 6 m の壁面に沿ってそれを触りながら移動することで長距離直進を可能にした [5]．これは壁を触れば直進歩行であると錯覚を起こせたが，坂道歩行時には手による触覚情報ではなく，傾いた面を踏むことによって生じる膝へのモーメントや，足首角度の変化等による坂道に関する意識が強く，触覚情報が重要と捉えるのではと考え，それを確かめることにした．

そこで，より自由な歩行が可能かつ簡潔なシステムとして，図 1 のようなリダイレクテッド・クライミングシステムを提案した．図中左側でユーザが乗っている台を「疑似ステップ（または，単にステップ）」と呼び，ユーザはステップ 1 段につき 1 歩進む．このシステムでは，トレッドミルを用いる場合に起こり得る歩行速度に対する拘束がなくなり，ユーザが任意の歩行速度で歩くことができるようになる．

我々の先行研究 [6]では，この提示システムを用いて，VR 上に坂道が提示されている際，疑似ステップを用いたときに，用いなかったときよりも昇降感覚が有意に増加したことを示した．そこで，本研究は疑似ステップだけでも昇降感覚が得られるかを確認し，VR 空間で坂道を歩行する際に，視覚，触覚のどちらが昇降感覚の提示に優位にはたらくのかを調べることを目的とする．

図 1　リダイレクテッド・クライミング

2. 実験

2-1. 実験参加者

今回は 10 名の実験参加者に実験に参加してもらい，実験前には実験内容の説明をし，書面でインフォームド・コンセントを得たうえで実験を実施した．

2-2. 実験装置

図 2 に詳細な実験環境を示す．図中上側が現実空間，下側が VR 空間である．θ は疑似ステップの傾き角度，φ は VR 空間で設定する坂道の勾配，*s.l.*（= Step Length）は，歩幅であり，またステップの間隔でもある．

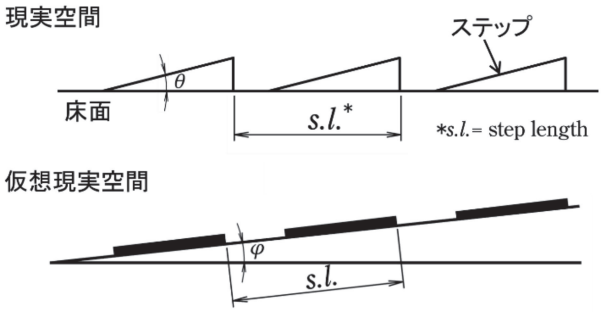


図 2　実験環境詳細図

図 3 に疑似ステップを横から見た図を示す．今回は，先行研究 [7]を参考にして 3.5°の傾きを，L 字部材を利用して設定した．この疑似ステップはレール上にストッパによって固定されており，このストッパを緩めてレール上をスライドさせることによって，疑似ステップ同士の間隔 *s.l.*を実験参加者の歩幅に合わせて可変に設定できる．図 4 に実験風景および装置名を示す．疑似ステップを 6 段配置してその上をユーザが歩行する．VR 空間を提示するための装置として，HMD（Head Mounted Display，Meta Quest 3）を用いた．本研究では一般的な歩幅の平均値に対して VR を用いることによる歩幅の減少を考慮して 58 cm とした．VR 空間は，図 5 のような（a）3.5°の勾配を有する坂道の環境と，（b）足の踏む場所を指定するオブジェクトのみを配置した暗環境の空間の 2 種類を開発エンジン Unity で作成し，(a) を提示して平坦路を歩行する条件を「視覚のみ条件」，(b) を提示し，疑似ステップを歩行する条件を「触覚のみ条件」とした．VR 空間について，図 5（a）は，先行研究 [7]で用いられていた環境を参考にして建物を配置し，街をイメージして作成した．(b) は，本来は視覚を遮った条件にするため目隠しをすることが最適であるが，安全性の観点から，踏む地点のガイドのみを表示させることにした．また，図 5（a）では写真下部中央にある金属板のテクスチャをもつオブジェクトが，同図 (b) ではフットプリントマークのあるオブジェクトがそれぞれ実験参加者の歩幅に合わせて HMD に付属しているコントローラによって変更可能である．

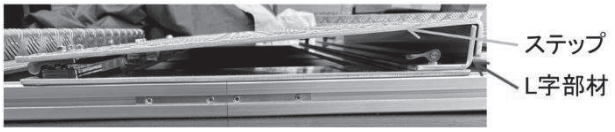


図 3　疑似ステップ側面視点

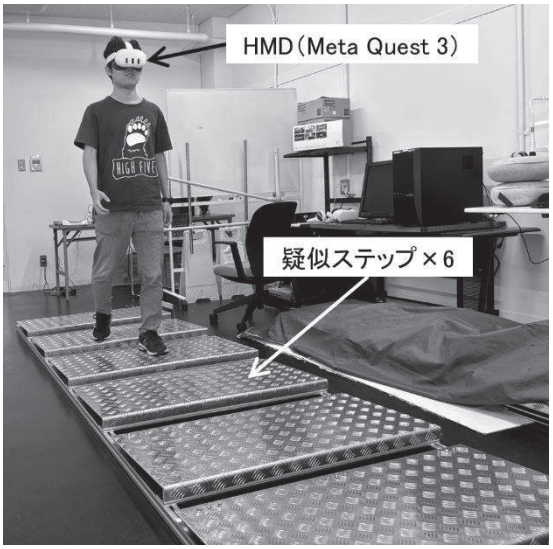
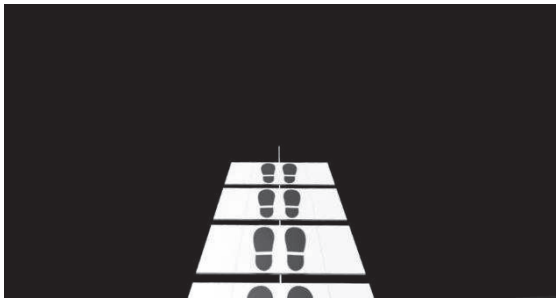


図 4　実験風景

（a）3.5°の坂道



（b）踏む場所のガイドのみ描画した暗空間

図 5　提示した VR 環境

2-3. 実験手順

実験参加者は，実験内容の説明を受け，その後に疑似ステップ上の歩行および，HMD 装着状態での歩行に関して十分に練習を行った．実験では，視覚のみと触覚のみの条件を参加者内計画とし，カウンタバランスを考慮して視覚のみ条件を先に行った参加者数と触覚のみ条件を先に行った参加者数はそれぞれ 5 人と均等にした．実験参加者は，視覚のみ条件あるいは触覚のみ条件のどちらか一方で，踏み出し足の指定はせず，上り方向から歩行開始し，5 往復した後，アンケートにてどれくらいスロープ歩行

に感じたかを 1 から 5 の 5 段階（1：明らかに平坦に感じた，2：どちらかというと平坦に感じた，3：どちらでもない，4：どちらかというとスロープに感じた，5：明らかにスロープに感じた）で回答してもらい，これを坂道再現度とした．その後，他方の条件でも同様に実施し，アンケートに回答してもらった．一連の実験後に視覚のみ条件と触覚のみ条件のどちらがよりスロープ歩行に感じたかを比較する質問にも答えてもらった．この質問の回答方法は，-2 から 2 の 5 段階としており，負の値では視覚が優位，0 では中立，正の値では触覚が優位という指標とした．最後に，各条件での感想も回答してもらった．

2-4. データ解析

実験で得られたアンケート結果について，両条件間に対して，ノンパラメトリック検定であるウィルコクソンの符号付順位検定を統計ソフトの R 4.4.1 を用いて行った．また，視覚のみ条件と触覚のみ条件を比較する回答（-2 から 2 の 5 段階）に関しては，全実験参加者の平均値を求め，その値によってどちらの条件が昇降感覚提示に優位かを確認した．

3. 実験結果

図 6 にアンケートによって得られた坂道再現度の平均値のグラフを示す．視覚のみ条件と触覚のみ条件において両者に有意差はみられなかった（$p = 0.344$）．また，視覚のみと触覚のみを比較してもらった場合のどちらがスロープ歩行に感じたかについての点数の平均値は 0.3 点触覚に寄っていた．

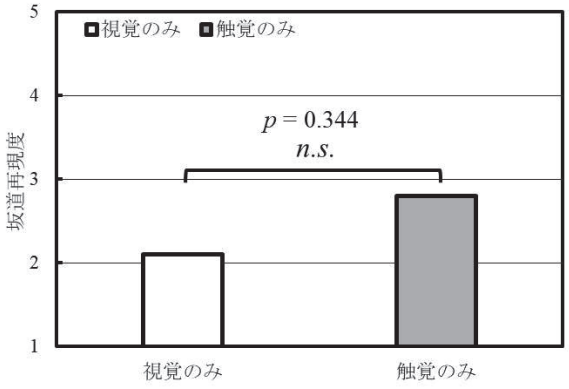


図 6　各条件の坂道再現度の平均値

4. 考察

結果から，視覚のみ条件と触覚のみ条件では有意差がなかった．視覚と触覚に関連した先行研究を調べたところ，T. Koritnik et al. [8]が行った，ステッピング動作を行い，視覚的手がかり（モニタ上で教師映像を提示し，その動きをまねる）または視覚フィードバック（教師映像と自分の体の動きも表示される）と，触覚フィードバックを与えたときにトレーニングの成果（教師映像と自身の体の位置との誤差が小さいほどよい）がどうなるかを調べた研究があった．この研究では，「視覚的手がかり」のみと比べて「視覚的手がかり＋視覚フィードバック」の方が，さらに，それよりも触覚フィードバックのみの方が，トレーニング成果が向上したと報告されている（図 7 参照）．また，「触覚フィードバック」のみと 3 種類すべての情報を与えた条件との比較においては，有意差が得られ，すべてを提示した場合の方がトレーニング成果が向上した．つまり，下肢トレーニングに関して，触覚フィードバックが支配的であり，視覚情報と触覚情報の組合せが有効的であることが示唆されている．

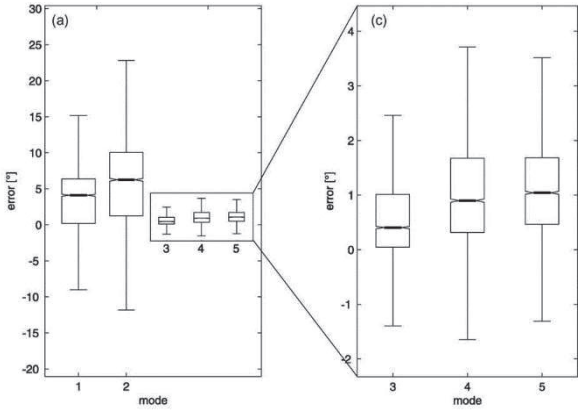


図 7　触覚情報と視覚情報を与えたときの股関節角度のずれ量 [8]（Mode 1，2 が視覚のみ，Mode 3 がすべてを提示したとき，Mode 5 が触覚のみ）

本研究では視覚のみ条件と触覚のみ条件を比べても坂道再現度について有意差は得られなかったが，これに関して，T. Koritnik et al.の報告では rokomat システムと呼ばれる装置により，連続的に実験参加者に対して触覚フィードバックが与えられていた．一方で，本報告で用いた疑似ステップでは，実験参加者が傾いた面を踏んでいる間にのみ触覚フィードバックを与えていた．このように，触覚刺激の与え方に違いがあり，それによって本研究では触覚のほう

が優位であるといった結果が得られなかった可能性がある．さらに疑似ステップの角度が 3.5°で実験を行ったがその角度では充分な坂道感覚を提示できなかった可能性もあり，傾斜角をより大きくすることで疑似ステップの効果がどう変わるかも検証していく必要があると考えている．

また，我々の先行研究 [6]においては視覚のみ条件と「視覚＋触覚」を比べたときに昇降感覚の違いに有意差があり，視覚＋触覚条件の方が，昇降感覚が強かった（図 8）ため，本研究の目的である，疑似ステップのみで昇降感覚を提示しても，その効果は限定的であることがわかった．つまり，本研究との比較をすると，両者を併用しなければ坂道再現度を維持することが困難であるとわかった．

また，感想で下りの方が坂道に感じたと答えた人が 4 名おり，そのうち 1 名は下り時に疑似ステップ上を速く歩いたときに，より坂道に感じたという報告があった．これに関しては，被験者内要因として今回は用いなかった上り・下りの水準も追加する必要があると考えている．また，この検証には客観的な計測手法を検討する必要があり，具体的にはモーションキャプチャを用い，歩行速度や膝にはたらくモーメントなどを計測する手法が挙げられる．

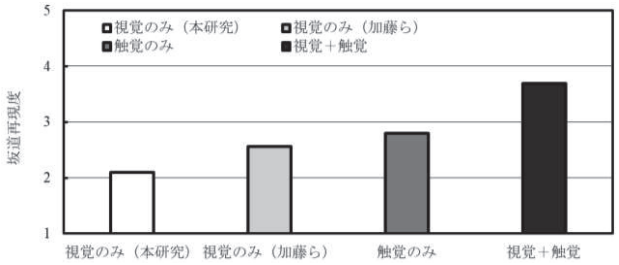


図 8　坂道再現度の比較

5. おわりに

今回，VR で坂道を歩行する際に疑似ステップを用いて，視覚と触覚のどちらが坂道歩行時には昇降感覚の提示に優位であるかを確かめた．その結果として，視覚と触覚どちらかが支配的であるかは結論付けることができなかった．今後は，疑似ステップの角度条件を増やし，また，疑似ステップの効果についてより客観的に計測して膝モーメントや足首角度など各種パラメータが昇降感覚にどう影響しているかなどを調べる予定である．

参考文献

1) Seungwoo Je, Hyunseung Lim, Kongpyung Moon, Shan-Yuan Teng, Jas Brooks, Pedro Lopes, and Andrea Bianchi : Elevate: A Walkable Pin-Array for Large Shape-Changing Terrains, *Proceedings of the 2021 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '21)*, Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, Article127, pp. 1–11 (2021).

2) 福島 寛之, 矢野 博明, 野間 春生, 岩田 洋夫 : 全方位移動ロボットを用いた歩行感覚呈示装置 CirculaFloor(「人と相互作用するロボット」特集), 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 11, No. 2, pp. 237-244（2006）.

3) Dominik Schmidt, Rob Kovacs, Vikram Mehta, Udayan Umapathi : Level-Ups: Motorized Stilts that Simulate Stair Steps in Virtual Reality, *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '15)*, Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, pp. 2157–2160 (2015).

4) Frank Steinicke, Gerd Bruder, Jason Jerald, Harald Frenz, and Markus Lappe : Analyses of human sensitivity to redirected walking, *In Proceedings of the 2008 ACM symposium on Virtual reality software and technology (VRST '08)*, Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, pp. 149–156 (2008).

5) 松本 啓吾, 鳴海 拓志, 伴 祐樹, 谷川 智洋, 廣瀬 通孝 : 視触覚間相互作用を用いた曲率操作型リダイレクテッドウォーキング，日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.23, No.3, pp.129-138 (2018).

6) 加藤 翔大, 庄司 匠杜, 小谷 賢太郎, 朝尾 隆文, 鈴木 哲 : 疑似ステップを用いた Redirected Climbing, ヒューマンインタフェースシンポジウム 2024 予稿集，pp. 622-625（2024）.

7) 石河竜太, 井上亮文, 星徹 : 仮想空間の登坂動作における視触覚間相互作用の検証，情報処理学会研究報告，Vol.2017-EC-46，No.7，pp.1-5（2017）.

8) Koritnik T, Koenig A, Bajd T, Riener R, Munih M. : Comparison of visual and haptic feedback during training of lower extremities, *Gait Posture*, 2010 Oct;32(4), pp. 540-546 (2010).

誤嚥事故体験のレベルと介護経験値の差異にみられる見守り介助の注視点解析

〇藤田杏純実*，伊藤美加子**，後藤彰彦*
*大阪産業大学, **東大阪大学
FUJITA Azumi*, ITO Mikako**, GOTO Akihiko*
*Osaka Sangyo University, **Higashiosaka University

1. 目的

本研究では多くの介護現場で経験値のうえに習得される「見る技術」に注目し，特に食事介助の場面で利用者の表情を見ること，咀嚼や飲み込みの確認に口元やのどを見ることを意識することが一つの重要な指導ポイントであると考えた．[1] 介護福祉職員が食事介助中に見ている箇所は自身が経験した事故の体験レベルや介護経験年数により違いが見られるのか,「見る」という介護技術の新たな指導方法の提案に向けて注視点解析を行った.

2. 実験方法 [2]

2-1 実験用動画

実験用動画として高齢者介護福祉施設に入居される 88 歳女性，左被殻出血後遺症で右上下肢麻痺，要介護認定 5 で食事は全粥とペースト状の超刻み食を全介助で摂取される．体調に問題のない夕食時に施設の介護職員より食事介助を受ける様子を正面から撮影した．動画では 45 秒間に 2 回，スプーンによる食事介助，咀嚼，嚥下する様子が見られた.

2-2 被験者

被験者は実験用動画の女性と別施設の高齢者介護福祉施設に勤務する 20 名の介護職員(経験年数 3 年以上)とした．今回の被験者は事故体験ありが 4 名，ヒヤリハット体験が 4 名，事故体験なしが 1 名の計 9 名である． 表 1 に各被験者の経験年数と事故体験レベルを示す．また，実験用動画で行われた 2 回の咀嚼,嚥下において咀嚼嚥下 1 回目を全粥の結果.咀嚼嚥下 2 回目を刻み食の結果とし,注視した時間を確認した.

2-3 実験装置

眼球運動の計測にはキャリブレーションフリー視線計測装置(nac 社製,EMR-ACTUS)を使用した.

表 1 被験者リスト

事故体験レベル	被験者番号	経験年数
事故体験あり	被験者20	18年
	被験者13	9年
	被験者12	8年
	被験者9	5年
ヒヤリハット体験	被験者19	18年
	被験者16	10年
	被験者14	9年
	被験者7	5年
事故体験なし	被験者5	5年

2-4 実験手順

全被験者に「介護技術に関するアンケート」を実施，その後食事介助の 45 秒の動画視聴について 1 回目は被介護者の情報収集を目的に目線のみを動かして視聴,その後 60 秒座位で閉眼して休息, 2 回目は自身が動画内の被介護者の食事介助時の見守りをしているつもりで目線のみを動かすよう説明を行った．実験は遮光した約 30 平方メートルの部屋の一角にて 23 インチディスプレイに座って対面．分析対象は動画開始から終了時までとし，得られた視線情報を動画上に重複させ, 1 フレーム約 0.016 秒ごとに視線が重複している場所をあらかじめ設定した 11 種類（胸・のど・口・ほほ・鼻・目・額と耳・頭・肩・スプーン・その他）に分けて確認した.また計測中に視線がディスプレイから外れている場合はエラーとした.

3. 結果

図 1 に全粥における被験者 5，被験者 7，被験者 9 の注視時間におけるヒートマップを示す.

図 1　注視時間におけるヒートマップ（経験年数５年）

これらの被験者は経験年数がいずれも 5 年と等しく，事故体験のレベルがそれぞれ異なる．事故体験なしである被験者 5 は，鼻や目元付近など顔の中心部分を注視している時間が多い．しかし，ヒヤリハット体験者である被験者 7 は中心である鼻よりも鼻の周りを注視する時間が多かった．さらに，事故体験者である被験者 9 になると，鼻の周りからほほ，額などを見ており，視野が広がることが明らかになった．

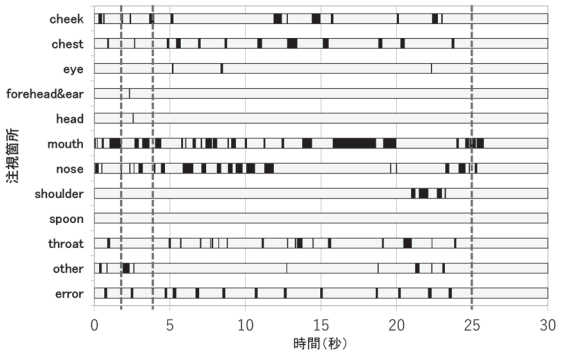
図 2 に事故体験ありの被験者の全粥における視線移動の結果を示す．図内の破線は実験用動画内で要介助者の口が動いた瞬間である．両者の経験年数は 8 年と 18 年である．両者の視線は，全体を通して口，鼻を一様に見ている．さらに，要介護者の口が動いた時に視線が口に移動することが明らかとなった．また，両者ともに最後に注視した場所は口であった．

4. まとめ

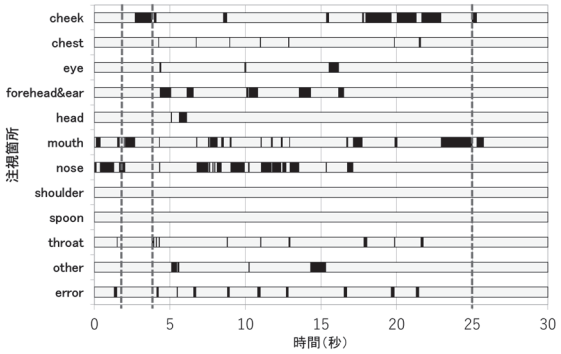
全粥の食事介助において，事故体験者とヒヤリハット体験者では、介助しているときの視線移動が異なる．前者は要介助者の口が動くとその前後で視線が口元に移動している．後者は口以外に視線が集中している傾向にある．また，経験年数が増すにしたがい，前者は，経験年数 8 年以上で，この傾向がより強く現れる．後者は，経験年数が増しても同様の傾向が見られる．ただし，後者で経験年数 18 年の被験者は、喉に終始視線が集中していた．

5. 倫理的配慮

本研究は東大阪大学短期大学部倫理審査委員会の承認を得た（短 R4-07，短 R5-06）



（a）被験者 12　経験年数 8 年



（b）被験者 20　経験年数 18 年

図 2 事故体験ありの被験者の視線移動（全粥）

参考文献

1)　伊藤美加子：“高齢者の食事介助場面を対象とした介護福祉職員の注視点解析”，日本介護福祉学会大会抄録集，Vol．31，　p.37，　2023.

2)　佐藤敬太，伊藤美加子，後藤彰彦：“誤嚥事故等の経験を有する介護職員を対象とした見守り介助の注視点解析”，日本人間工学会関西支部大会講演論文集，pp.55-56，　2023.

付記：本研究は JSPS 科研費（22K21318）の助成を受けた研究結果の一部である．

重心位置算出アプリケーションを用いた学習前後における注視箇所の変化に関する検討

Study of changes in gazing point before and after learning using center-of-gravity calculation application

○上田秀治*，林亜遊**，西恵理***
*US デジタルラボ　**大阪医療福祉専門学校　***摂南大学
Shuji Ueda, Ayu Hayashi**, Eri Nishi***
* US Digital Lab., ** Osaka College of Medical & Welfare., *** Setsunan University.

1. はじめに

近年，被介護者数は増加傾向にあり，家族の介護を行う介護者の数も2022年度には約650万人と年々増加している．多く行われる介護動作の 1 つである移乗介助において，介護者と被介護者の身体を近づけることでお互いの重心が近づき介助動作が安定することが知られている．そのため，介助動作において介護者は被介護者の身体の重心を把握することが双方の負担軽減につながると考えられる．しかし，重心位置を推定するための学習機会は少なく，現場で経験を重ねて習得するには時間を要する. そこで，著者らは撮影した任意の体位の写真に対して身体の各部位をタップすることで身体全体の重心位置を算出するアプリケーションを開発した．本アプリケーションを用いて学習することで学習経験の有無に関わらず重心の推定位置が学習前と比較してより正解に近づくことが示された [1]．しかし，学習の過程で学習者が身体のどこに注視して重心位置を推定していたのか明らかになっていなかった．本稿では，開発した重心位置算出アプリケーションを用いて，学習前後に注視箇所がどのように変化したか，検討を行ったので報告する．

2. 開発した重心位置算出アプリケーション

2-1. 作図法を用いた重心位置の算出方法

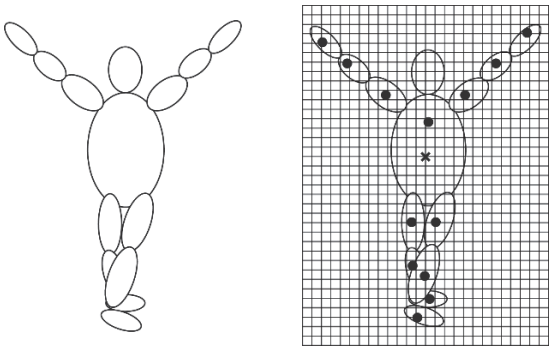
図 1 に作図法による各部位および身体の重心位置の座標化を示す. 作図法とは身体を頭部を含む体幹，両上腕部，両前腕部，両手部，両大腿部，両下腿部，両足部の 13 個の部位に分割し，各部位の重心位置（図中丸印で示す）の座標および各部位の重量に基づく加重平均を用いて身体全体の重心位置（図中バツ印で示す）を算出する方法である．本アプリケーションでは作図法を基に簡略化し，各部位の中心位置の座標から身体全体の重心位置を算出するようにした．本手法で算出した重心位置は作図法によって算出された重心位置と概ね一致することを確認した.

2-2. 本アプリケーションでの重心位置算出方法

本アプリケーションでは端末内に保存された任意の画像を選択し，画面左下の指示に従って各部位の中心位置にそれぞれタップ操作を行う．図 2(a)に各部位の中心位置選択時の画面の一例を示す．全ての部位の中心位置をタップ後，おおよその身体全体の重心位置が算出される．図 2(b)に算出された身体全体における重心位置の表示画面の一例を示す. また，本アプリケーションは同時に異なる 2 つの画像を表示してそれぞれの重心位置を表示することができる. 図 2(c)に 2 画像の表示画面の一例を示す．画面の左右に異なる体位の画像を表示することで，体位の変化に伴う重心位置の移動が確認できる他に，同体位の前面と側面を表示することで立体的に重心位置を確認することも可能である.

3. 本アプリケーションを用いた学習前後における注視箇所の変化に関する検討

本アプリケーションを用いた学習前後における注視箇所の変化を検討するために，重心位置に関する授業等の学習経験のない大学生 3 名を対象に実験を行った．被験者には本アプリケーションを用いて



(a) 座標化前　　(b) 座標化後

図 1　作図法による重心位置算出例

20 分程度学習を行わせた．学習の前後において，野球の投球フォーム，高く蹴り上げた瞬間等の 10 種類の体位の図および写真をテスト問題として提示し，重心位置および注視箇所について回答させた．

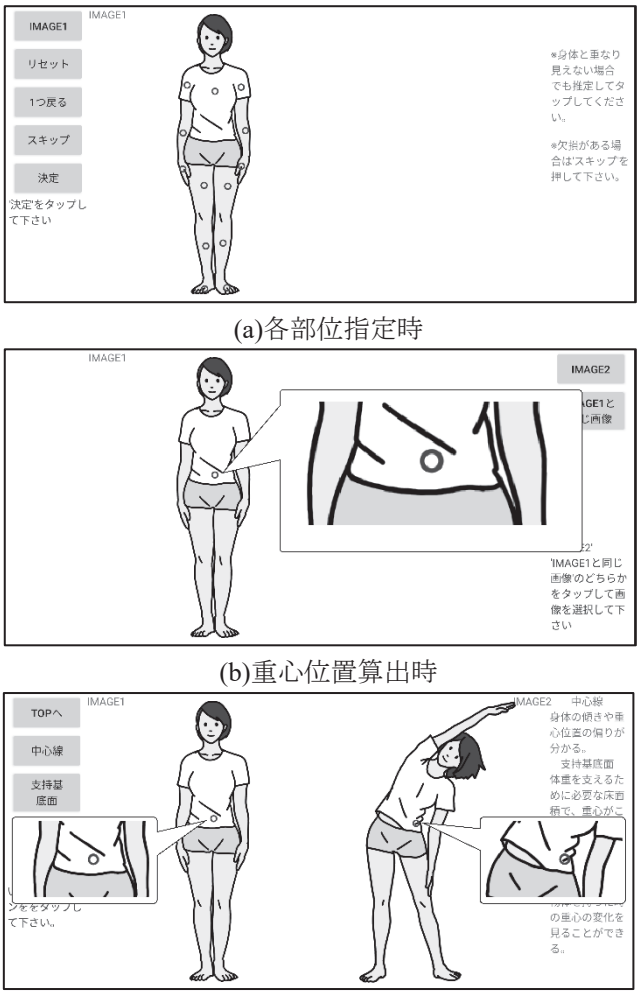
各被験者における学習前後のテスト回答結果を二次元動作解析ソフト「Kinovea」を用いて生成した人体モデル「Human model」上にプロットした一例を図 3 に示す．被験者 A において，重心位置を学習前は地面に接している左足部に回答していたが，学習後は Kinovea によって算出された重心（正解重心）に近い体幹側に回答が変化した．被験者 B および C においては，学習前は左大腿部に回答したのに対して，学習後は被験者 A と同様により正解重心に近い体幹側に回答が変化した．重心位置を推定する際に注視した部位については，学習前の被験者 A は「強く踏ん張っている足部に重心があると思った」，被験者 B と C は「軸足に荷重がかかっているので重心が偏ると思った」と回答が得られた．学習後においては，被験者 A は「体位の形状や体幹の位置が大事だと思った」，被験者 B と C は「下部体幹やへその位置に近い位置に重心があると思った」と回答が得られた．

また，学習後の被験者の感想として，「体位の変化に関わらず重心位置が体幹に近い位置にあることに気が付いた」，「力を加えている等は関係なく身体の形状のバランスで重心位置が決定されることに気が付いた」と意見をいただいた

4. 考察とまとめ

本研究では，開発した重心位置算出アプリケーションを用いた学習前後において，重心位置の推定時に注視箇所がどのように変化したか，検討を行った．その結果，学習前に回答した重心位置において，図 3 のように身体の特定の部位に力が加わるような体位においてはその部位に重心位置を推定する傾向が見られた．回答理由からも，学習前の被験者は力が加わっていると想定される部位と重心位置が等しいという誤った認識を持っていたことが明らかとなった．また，学習を通して重心位置に対する気付きが得られたことから，本アプリケーションを用いた短時間の学習を通して重心を推定する能力が向上したと考えられる．

本研究における実験は，摂南大学「人を対象とする研究倫理委員会」の承認（承認番号：2024-044）を得て行われた．



(a)各部位指定時

(b)重心位置算出時

(c)異なる体位における重心位置算出時

図 2　重心位置算出機能の表示例

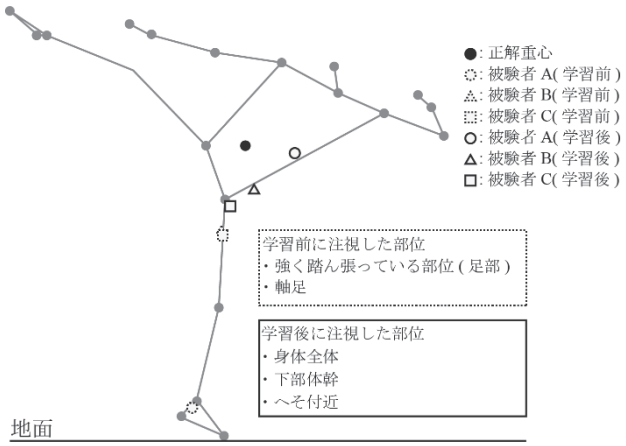


図 3　学習前後における推定重心位置と注視箇所

参考文献

1)　上田秀治，有吉航基，林亜遊，西恵理: 任意の体位に対応可能な重心位置算出アプリケーションの開発，第 33 回ライフサポート学会フロンティア講演会，p.1B07 (2024)

対面・ビデオ会議・VR を併用した環境におけるコミュニケーションに関する検討

Study on communication in a combined fact-to-face, videoconference and VR environment

○中島諒太*，石亀篤司*，片桐眞子**
*大阪公立大学工学研究科　**地方独立行政法人大阪産業技術研究所和泉センター
NAKAJIMA Ryota*, ISHIGAME Atsushi*, KATAGIRI Mako**
*Graduate School of Engineering, Osaka Metropolitan University,
**Osaka Research Institute of Industrial Science and Technology

1. はじめに

新型コロナウイルスの流行を受け，オンライン環境でのコミュニケーションが社会で急速に普及した．特に近年は zoom のような従来のビデオ会議に加え，VR 空間でアバターを活用したコミュニケーション環境も開発されており，今後もさらに普及が進むことが期待される．

しかしオンラインコミュニケーションはその場の空気感や話の意図などが伝わりにくく，対面でのコミュニケーションに比べ円滑な意思疎通が難しい．故により効果的なコミュニケーションを実現するために様々な研究[1)2)]が実施されている．対面とビデオ会議，VR の 3 つの環境でグループディスカッションを行い比較した研究では，ビデオ会議では疲労感は少ないが創造性は低くなった一方，VR ではオープンなコミュニケーションを取れるが疲労感が強まったという報告がある[2)]．しかしながら対面とビデオ会議の併用やビデオ会議と VR の併用といった，これから更に増えると考えられる併用された環境をターゲットにした研究は少ない．また共感を把握する手法として心拍の同期現象などが注目されているが，そういった観点から分析したものも少ない．

そこで本研究では対面，ビデオ会議といった単独の環境に加え，対面と VR，ビデオ会議と VR といった併用された環境下でグループディスカッションを実施し，それぞれの環境の特性や併用した際の特徴を明らかにすることで，場面ごとに推奨されるコミュニケーション環境を提案することを目的とする．この一端として 3 人 1 組のグループを作り，6 つの環境下での心拍データと議論の中で生まれたアイディア数をもとに検討した．加えて心拍変動における相関係数の正相関が現れる割合を共感の度合いとして定義し解析した[1)4)]．

2. 実験方法

各グループは環境を変えて図 1 に示した実験手順を繰り返した．まず安静閉眼を実施した後，提示されたテーマに対して約 9 分間アイディア出しを行った．その後，出されたアイディアについて，施策として優れている順に順位付けを行った．なおテーマは，被験者に予め 7 段階で話しやすさを評価してもらった中で評価が上位のものを採用した．

図 1　実験の流れ

テーマの例：日本でキャッシュレス決済を普及させるための施策を考える

実験は「対面 3 人」「対面 2 人とビデオ会議 1 人」「対面 2 人と VR1 人」「ビデオ会議 3 人」「ビデオ会議 2 人と VR1 人」「VR2 人とビデオ会議 1 人」の計 6 つの環境で実施した．図 2 に「対面 2 人と VR1 人」の環境における実験イメージを示す．

「対面 2 人と VR1 人」のように多数派 2 人と少数派 1 人に分かれる場面では，常に同じ組み合わせで分けるようにした．また対面とビデオ会議，対面と VR の組み合わせの際は対面環境の被験者もパソコンを利用し．全員の顔を見て話せるようにした．

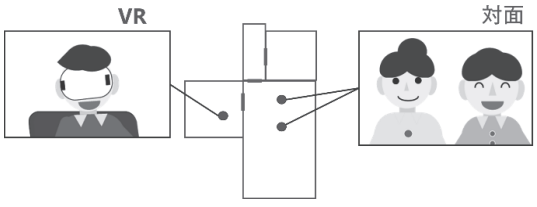


図 2　「対面 2 人と VR1 人」部屋と人の配置

3. 評価手法について

人の心拍は不随意反応で常にリズムが変動しており，これを心拍変動という．本実験ではその中でも心拍のリズムが揃う同期現象に着目し，共感の指標として採用した．具体的には心拍の間隔(R-R 間隔)のデータを 30 秒ごとに区切り, グループ内それぞれのペアについて相関係数を算出した. その中でも 0.4 以上の正の相関が得られた区間を同期していると判定し，測定時間全体における同期した区間の割合を共感の度合いとした [1)3)4)]．またそれぞれの環境下での参加者個人の創造性及びグループ全体の創造性の評価には生まれたアイディア数を採用し，数が多いほど創造性が高いと判断した.

4. 実験結果

図 3 に「対面 3 人」「対面 2 人と VR1 人」「ビデオ会議 2 人と VR1 人」の 3 つの環境下で，常に多数派として参加した人と少数派で参加した人のペアについて同期した区間の割合を 2 組示す.

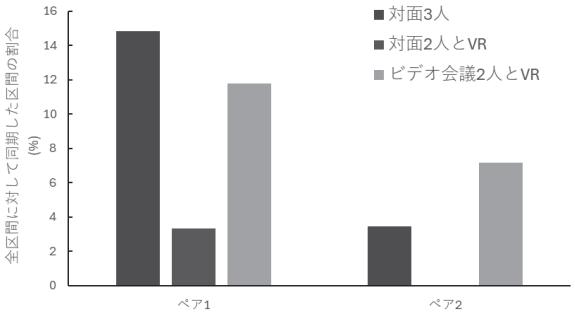


図 3　各環境下での同期した区間の割合

結果,「対面 3 人」に比べて「対面 2 人と VR1 人」の場合，対面環境の人と VR 環境の人の間で同期が生じにくくなった．一方,「ビデオ会議 2 人と VR1 人」の場合は,「対面 2 人と VR1 人」の場合に比べて同期する区間の割合が大きくなる傾向が見られた. このことから対面と VR の併用の場合に比べて，ビデオ会議と VR を併用した場合の方が VR 側との共感が生じやすい可能性がある.

また図 4 に同じグループが「対面 3 人」「ビデオ会議 3 人」「VR2 人とビデオ会議 1 人」という 3 つの環境下で作成したアイディア数を示す．結果としてビデオ会議はグループ全体のアイディア数が少なくなる一方，対面や VR を含む環境では多くなるという結果が得られた．加えて個人のアイディア数も対面環境や VR 環境で高まる傾向が見られた．このことから利用している環境に影響を受けて，被験者の創造性が変化している可能性がある.

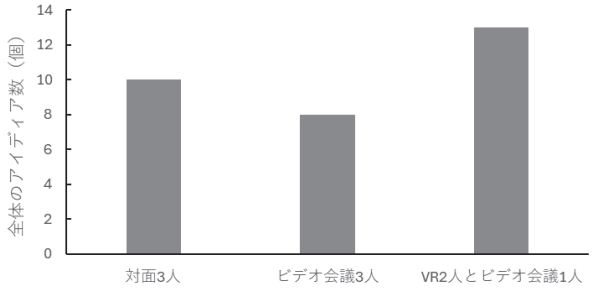


図 4　グループ全体のアイディア数の変化

5. おわりに

本実験ではそれぞれの環境の特性や併用した際の特徴を明らかにし，場面ごとに推奨されるコミュニケーションの形を提案するために実験を行った．結果，現在取得可能なデータの中ではあるものの，対面は共感と創造性の両方に良い影響がある， VR は創造性が向上する一方対面と併用した場合に共感が生まれにくい，ビデオ会議は VR 相手との共感が生じやすいが創造性が低くなるといった傾向が見られた．しかしながらデータ数が少なく，また選んだテーマの差による影響など他の要因も検討する必要がある. 今後はさらなる被験者数を確保するとともに，交感神経や副交感神経の評価ができる心拍の指標や主観評価を組み合わせることで，共感や疲労感，創造性などを考慮に入れたコミュニケーションにおける手法の最適化を実現することにつなげていく.

参考文献

1) 島村，菅谷: 生体情報を用いたオンラインでの共感の評価手法, 日本情報処理学会第 83 回全国大会，2020.

2) Gregorio Macchi，Nicola De Pisapia: Virtual reality, face-to-face, and 2D video conferencing differently impact fatigue, creativity, flow, and decision-making in workplace dynamics, Sci Rep 14, 10260 (2024).

3) 小野:「MATLAB で学ぶ生体信号処理」, コロナ社, pp.154, 2022.

4) 中田，石亀，片桐:随意呼吸における心拍変動解析を用いた快適性の個別最適化に関する研究，人間工学会関西支部大会，2023

一般セッション 4（C 会場：325 教室）

GS4　医療・介護・福祉

GS4-1　旅行困難者が本当に海や山に旅行できるの?を実現するフィールド検証 3
－旅行困難者の海岸・高原遊び検証－

GS4-2　高齢者寝室における温熱環境と主観的睡眠感の経年的変化について
－冬期調査結果からの検討－

GS4-3　意思伝達支援のための音声合成手法について

GS4-4　タッチ端末操作における動作特性の加齢変化　―実験方法の検討－

GS4-5　筋電位を用いたワイヤ駆動型アシストグローブの開発

GS4-6　調理時における調味料使用量の Wi-Fi 通信機能を用いた無線送信システム
の構築

GS4-7　舌-硬口蓋接触力計測デバイスを用いた同音発話時における接触位置の比較

旅行困難者が本当に海や山に旅行できるの? を実現するフィールド検証 3
ー旅行困難者の海岸・高原遊び検証ー

○久保　雅義（芸術文化観光専門職大学)）

Persons with difficulty traveling can really travel to the sea or mountains ?
ーField verification to realize seaside and highland activities.ー

Masayoshi KUBO (Professional College of Arts & Tourism),

1. はじめに

(1) 旅行困難者がのぞむこと

旅行困難者の望むこと（兵庫県実施のUT意向調査（2022.5.9-7.11）（障害者N=463, 高齢者N=634, 支援学校保護者N=828)）が判明.

①これまで、障害があることを理由に旅行を諦めたことがあるか？（障害者N=463）車椅子利用肢体不自由者の 73.9% が旅行を諦めていた.

②旅行をあきらめないために必要な要素は?（N=463）車椅子利用肢体不自由者（N=92）は、

・施設のバリアフリー 81.5%
・具体的な情報 48.9%
・旅行中のサポート 48.9%　と答えた.

③必要な要素が満たされた場合旅行で楽しみたいこと？（N =463)

・自然の中で家族や友人と過ごすこと 45.4%、

④自然の中でどのようなことをして楽しみたいか？(N=344)

・キャンプ50.6%
・トレッキング・登山・森林高原散策35.8%

(2) これまでの研究推移と研究目的

本研究目的は, UT支援ツールの最適デザインを行うために, 当事者検証による有効な知を得ることである. 多様な当事者（障害の違いがある旅行困難者）に有効なUT支援ツール（UT車椅子）の開発のための実証検証を行う.

(2) -①これまでの研究推移

アウトドア車椅子“ヒッポキャンプ”の臨地実証で判明したこと, 海・高原共に当事者は愉しめた. 課題として, a移乗のしやすさ、座位保持、荒路の快適走行に難, b. 坂道などでの電動アシスト機能の必要性と複数介助者の必要性などが判明した.

(2) -② 本研究の目的

本研究は、旅行困難者が、快適に海・山を愉しめるために, 可能なら自力で, 少ない介助工数・介助負担軽減で車椅子移動が実現できることを目指す. そのために以下の課題を検証する.

①介助工数の削減. 旅行困難者と介助者一人で海岸・高原走行ができる.（“ヒッポキャンプ”は介助が3人必要とした)

②介助負担の軽減. 電動アシスト車椅子により介助サポート負担が軽減, もしくは軽度障害者は自走で海岸・高原走行ができる.

③快適走行. 移乗のしやすさ確保. 座姿勢が保てる, 悪路走行でも快適な乗り心地が可能など.

2．方法

◆期日：2023年7月27日～10月26日（図1参照）

調査内容（被験者の種類)	期日	場所	概要
プレ調査	2024/7/27	竹野海岸	学生を模擬被験者, 日本アビィリテーズ “マジック360”を使用.
	2024/7/28	たじま高原植物園	
被験者調査	2024/9/28	竹野海岸	機能障害の異なる車椅子使用者、研究試作を使用
	2024/10/26	たじま高原植物園	

図1. 検証実施の経緯

◆被験者：車椅子使用者3人（図2参照）

被験者	年齢	コミュニケーション	身体機能状況
A	男性10歳代	表情で判断	両上肢下肢機能全廃
B	男性50歳代	単純会話可能	右上肢機能全廃右下肢著しい機能障害
C	男性50歳代	普通会話可能	脛腓骨神経麻痺右足関節機能の著しい障害

図2. 被験者の概要

◆実験機材（図3参照）

	巾×長さ, 重量	モータ出力	電池
【マジック360】日本アビィリティーズ	660(巾), 983(長さ), 175kg(重さ)	800W×2	70Ah
介助電動車いす研究試作(ユーダ製)	620(巾), 900（長さ), 57kg(重さ)	200W×2	36Ah

図3. 実験機材の概要

◆実験フロー：自分の車椅子から介助型電動車いす（研究試作）に移乗. 出発地点→海岸・高原の実験コース走行→終了地点→自分の車椅子に移乗.

◆調査方式：介助者, 被験者双方調査票記入. 海

岸・高原走行時感じたことを5段階判定した.
◆調査項目：介助者に関しては,①介助のしやすさ4項目,②介助型電動アシスト車椅子の使いやすさ5項目,UT車椅子に関して求める性能5項目とした.被験者に関して,高原散策体験に関して自然を愉しめたかの3項目,リフレッシュ体験4項目,介助に関して4項目, 介助型電動アシスト車椅子機能に関して5項目,UT車椅子に関して5項目とした.

3．結果

(1) 車椅子利用者にとって介助型電動アシスト車椅子による海岸走行・高原散策体験は,自然を体感でき,愉しめた.
(2) 介助者にとって海岸走行・高原散策に適した介助型電動アシスト車椅子機能は,不安定な地形での安定・安全走行・快適走行,移乗のしやすさなどは確保された.軽度・中度の障害者は、自走が可能であった.電動アシスト機能により、介助工数削減,坂道などの介助負担軽減は実現できている. (図4参照)

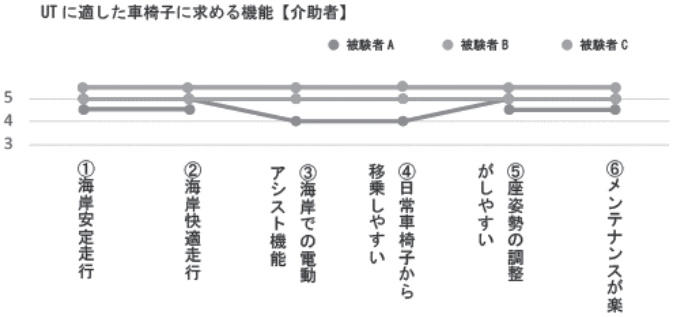


図4. 介助者が求めるUT車椅子（竹野海岸での評価）

(3) 被験者にとって海岸走行・高原散策に適した介助型電動アシスト車椅子機能は,性能,不安定な地形での安定・安全走行,不安定な地形での快適走行であり,実現できている.日常の車椅子などから移乗がしやすいこと,車椅子座姿勢の調整がしやすいこと等も満たしている.車椅子運転を希望した被験者には,操作部を各自操作できる位置に取り付けたため,自走体験ができた.
(4) 課題として、介助型電動アシスト車椅子の海岸走行の際、砂が湿っていて駆動タイヤにまとわりつきスタックしたケースがあった.砂が乾くとスタックはしなかった.このように走行面の状況に応じて不備が発生することも発見できた.(図5参照)

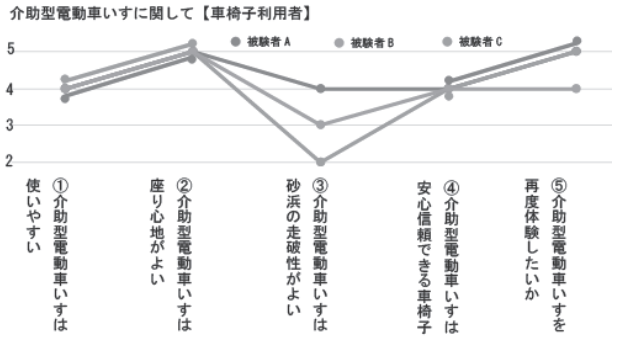


図5. 介助者が求めるUT車椅子（竹野海岸での評価）

図6. 研究試作電動車いすでの臨地評価の様子

4．考察

(1)海岸・高原散策を車椅子で行う介助は,勾配や不安定な地形での電動アシスト機能の有効性が認められた（図6).また,使用者にとって電動アシスト機能は自走が可能となり,利用満足度が高い.
(2)砂浜の砂の状況など微妙な影響でも走行不能に陥ることが認められた.
今後電動アシスト機能車椅子での臨地評価を重ね走行阻害の条件を排除していく.

文献

1) 小林剛,近藤健雄　海洋性レクリエーション施設に関するユニバーサルデザインの基礎的研究～地象要因から見た砂浜での車椅子の移動性に関する研究～日本建築学会計画系論文集第517号,321-327,1999年3月
2) 久保雅義,中村敏　旅行困難者が本当に海や山に旅行できるの? を実現するフィールド検証 2 日本人間工学会 第65回大会講演論文集 B204　2頁 2024年6月

高齢者寝室における温熱環境と主観的睡眠感の経年的変化について
−冬期調査結果からの検討−

Changes in the Bedroom Thermal Environment and Subjective Sleep Evaluated over time in the Elderly

○杉浦綾*，久保博子*，城戸千晶*
*奈良女子大学
SUGIURA Aya*, KUBO Hiroko*, KIDO Chiaki*
* Nara Women's University

1. 目的・背景

高齢化率が上昇し続けている日本[1)]ではこれまで以上に高齢者の健康や QOL の維持が重要な課題となっている。昨今の研究で寒冷な室内環境が起床時収縮期血圧の上昇[2)]や夜間頻尿の増加へ影響[3)]すること明らかになっており住宅内の適切な温度調整が必要であることが明らかになってきた。一方で高齢者の寝室環境は夏暑く冬寒い傾向があるとの報告もある。[4)]しかし長期的な追跡調査を行った研究は少ない。本研究では長期での実測調査の結果から高齢者の寝室温熱環境と睡眠感の経年変化を明らかにすることを目的とした。

2. 方法

奈良市在住の健康な高齢者を対象に住宅温熱環境と睡眠に関する実測調査を行った。夏期調査[5)]と同じ被験者に調査を依頼し同様な手法で調査を行った。冬期調査は2014、17、19、21年の計4回実施した。計測概要を表1に示し、計測スケジュールを表2に示す。今回は主観的睡眠評価と睡眠時の寝室温熱環境に着目し比較検討した。調査参加者は 48 名、延べ 96 名、寝室温熱環境の計測と OSA 睡眠調査による睡眠感の申告を行った 331 夜分のデータを解析した。

温熱環境の測定には小型温湿度計（エスペックミック株式会社製 ThermoRecorder）を用いた。寝室の温湿度計は枕元に設置させた。参加者にはセンサーがふとんに触れないようにすること、調査終了まで動かさないよう置いておくことを指示した。外気温には気象庁の公開する奈良気象台の気象データを用いた。活動量は腰部装着型活動量計（株式会社アコーズ製無線通信活動量計 FS-750）を用いた。活動量計は入浴中を除き睡眠中も計測期間中は常に装着させた。活動量は専用の解析ソフト Sleep sign ACT ver2.0(キッセイコムテック社)を用いて解析を行った。主観的な睡眠評価として OSA 睡眠調査票 MA 版を用いた。OSA 睡眠調査票は起床時の睡眠内省を評価できる心理尺度であり 16 の質問項目で構成され 5 因子（第 1 因子：起床時眠気、第 2 因子：入眠と睡眠維持、第 3 因子：夢み、第 4 因子：疲労回復、第 5 因子：睡眠時間）を得点化できる。平均値 50 点となる標準化された標準化得点を用いることが推奨されており本研究においても標準化得点を用いた。その他アンケートは暖房機器の使用や住環境、睡眠などについて聞いており、各年の調査期間中に一度回答させた。

就床時刻から起床時刻までの時間を睡眠時とし、参加者の多くが活動している 9:00-21:00 を日中とした。

統計解析には IBM SPSS Statistics(ver28.0)を用いて群ごとの比較には一元配置分散分析及 Turkey-Kramer 法による多重比較、項目間の相関分析には Peason の相関係数、アンケート調査のクロス集計にはカイ二乗検定を用い、有意水準は 5%とした。

表 1　実験概要

		2014年	2017年	2019年	2021年
計測期間		2/13~3/2	2/2~2/11	1/29~2/8	1/21~2/7
参加者人数	男	11	10	18	16
	女	12	8	12	8
住宅温熱環境（温湿度）		寝室 居間 寝床内	寝室 居間 寝床内 トイレ	寝室 居間 トイレ	寝室 居間 トイレ
生理量		腋下温 血圧	腋下温 血圧	腋下温 血圧	血圧
心理量		就寝時申告（生活行動記録表） 起床時申告（OSA睡眠調査票）			
		住まい、睡眠・寝室環境に関するアンケート期間中1回			
その他		活動量			

表 2　計測スケジュール

	1日目		2日目		3日目		4日		5日		6日		7日	
	朝	夜	朝	夜	朝	夜	朝	夜	朝	夜	朝	夜	朝	夜
生活行動記録表		●		●		●		○		○				
OSA睡眠調査票			●		●		●		○		○	※ 2014年のみ		
活動量・寝室温湿度	2014年													
	2017,19,21年													
その他アンケート	期間中に1度回答													

3. 結果

3-1. 寝室温熱環境の変化

測定年毎の睡眠時の寝室、及び外気の気温と湿度の平均値を図 1 に示す。上段に寝室室温と外気温、下段に寝室湿度と外気湿度を示している。寝室室温及び相対湿度は 2014 年から順に 12.7℃・54.8%、11.7℃・62.6%、12.4℃・62.3%、14.5℃・56.7%で室温は 2021 年が最も高い結果となった。外気温も 2021 年が最も高く 4.8℃であった。外気温、室温共に 2021 年が他の年と比較して有意に高い結果となった。高齢者に配慮した住宅熱環境評価基準値[6]では高齢者の冬期寝室の推奨範囲は室温 20±2℃、相対湿度 30-50%とされている。室温は基準よりも下回っており寒冷な寝室環境であると言える。これは既往研究[0]の結果と同様の傾向を示している。夏期の調査では最も低い 2021 年の平均が 26.6℃、最も高い 2017 年が 28.7℃だった。

図 2 に睡眠時の一晩の平均外気温を横軸、寝室室温を縦軸にプロット表したグラフを示す。睡眠時の室温は外気温と相関がみられ、夏期と同様に外気温の影響を受けて変化していると推測される。

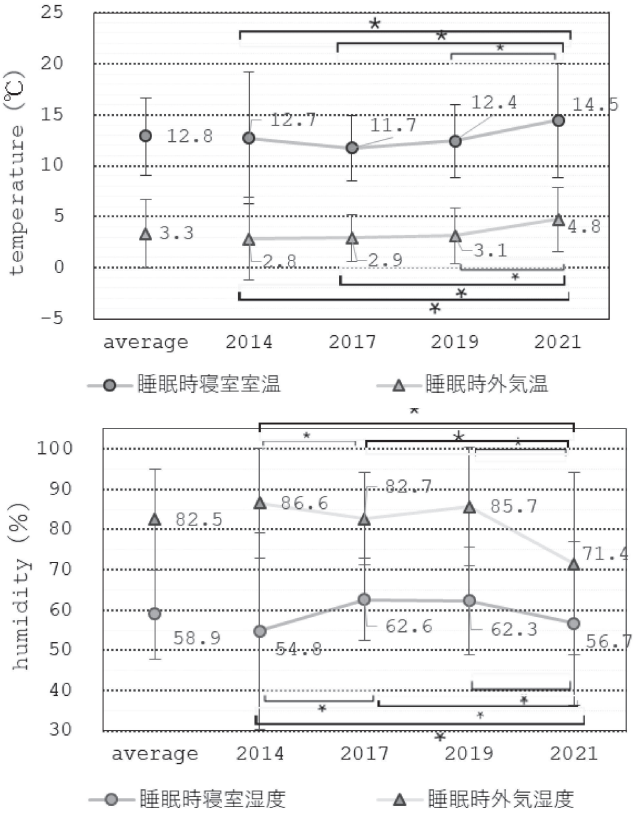


図 1　睡眠時寝室室温・外気温
寝室湿度・外気湿度

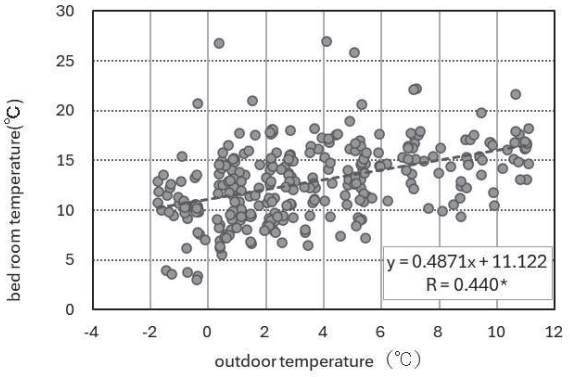


図 2　睡眠時平均外気温と室温

3-2. 睡眠の変化

就床時刻、起床時刻、布団に入っていた時間の年毎平均を図 3 に示す。上段が冬期、下段が夏期の結果である。冬期の平均値は就床時刻が 22:38、起床時刻が 6:19、布団に入っていた時間が 7:41 だった。年による有意な差は見られず睡眠リズムに大きな変化なかったことが分かる。

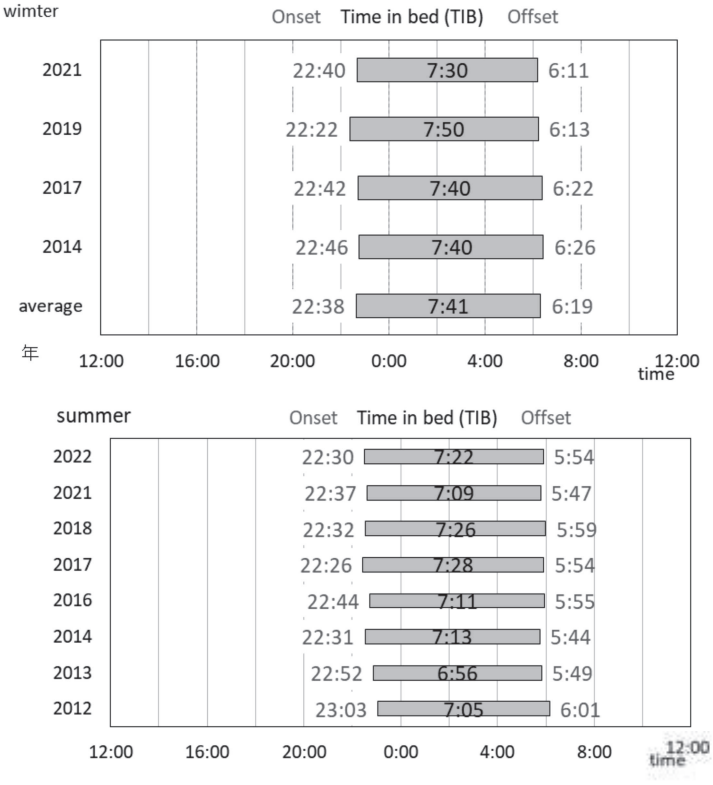


図 3　就床起床時刻、睡眠時間（TIB）

夏期調査でも同様に年による入眠や覚醒の時刻に変化は少なかったが、夏期は冬期よりも目覚めが早く睡眠時間が短い傾向にあった。布団に入った後実際に眠りについた時刻(冬期平均 22:59)や目が覚めた時刻（冬期平均 6:08）も同様の傾向がみられ年による変化が小さく夏期の方が早い目覚めであった。

次に OSA 睡眠調査票の結果を図 4 に示す。夢みの項目では 2014 年が 53.5 点、2021 年が 49.4 点となり 2014 年と比較し、2021 年で有意に低い結果となった。その他の項目では有意差はないものの入眠と睡眠維持、睡眠時間の項目で評価が悪くなる傾向がみられた。経年的に悪くなる傾向は夏期調査でもみられた。加齢による変化だけでなくコロナ禍などによる生活行動の変化など要因についてはさらなる検討が必要である。

次に図 5 に OSA 標準化得点の結果を冬期と夏期で比較したグラフを示す。夢み以外のすべての因子で夏より冬の方が高い結果となった。

図 6 は横軸に睡眠時の寝室室温、縦軸に OSA 標準化得点（第 I 因子：起床時眠気）を表したグラフである。寝室室温と OSA 得点の間には相関関係は見られないことが分かる。起床時眠気だけでなく 5 つの全ての因子で相関関係はみられず、今回の冬期調査の結果から寝室室温が主観的な睡眠感に与える直接的な影響は少なかったと考えられる。夏期には寝室が 29℃以上の暑熱環境下では主観的睡眠評価が低下するとの報告[7]もあるが夏期と比較しても冬期の睡眠は寝室温熱環境による影響が小さいと考えられる。

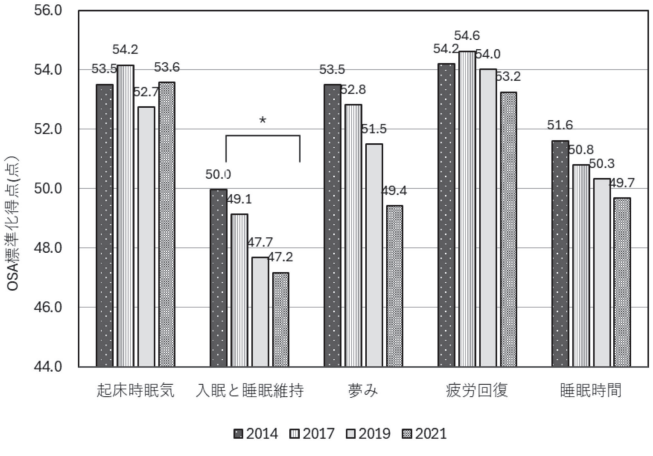


図 4　OSA 睡眠調査結果

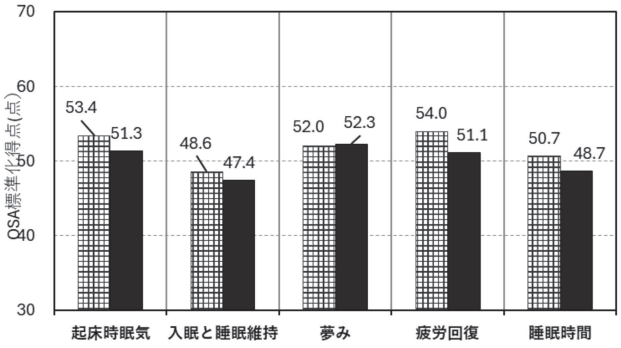


図 5　OSA 睡眠調査夏期冬期比較

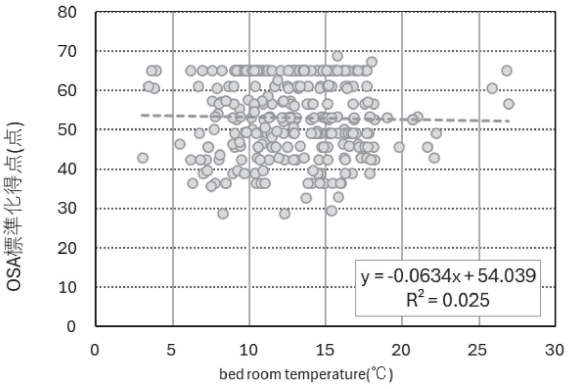


図 6　睡眠時寝室室温と OSA 得点

3-4. アンケート調査

寝室で暖房機器使用についてのアンケート結果を表 3 に示す。全ての年の回答の集計結果である。ここではエアコン、石油ストーブ、ガスファンヒーターといった部屋全体を暖める暖房機器を全体暖房、こたつやホットカーペットといった部分的に暖める機器を部分暖房、電気あんかや電気毛布といった布団の中を暖める機器を寝床内暖房として分類した。

表 3　暖房機器の使用状況

	全体暖房	内 エアコン	部分暖房	寝床内暖房
終夜使用する	2.1%	2.1%	4.2%	30.5%
つけたり消したりする	3.2%	1.1%	1.1%	0.0%
タイマーで利用	4.2%	4.2%	0.0%	0.0%
就寝時に切る	21.1%	13.7%	9.5%	3.2%
ほとんど使用しない	28.4%	24.2%	12.6%	1.1%
使用方法不明	15.8%	12.6%	5.3%	13.7%
所持者合計	74.7%	57.9%	32.6%	48.4%

回答者割合　※複数回答可　　n=95

寝室に“暖房器具がない”と答えた人は4.2%だったが、どの暖房機器もほとんど使用しない人は22.1%。“就寝時に切る”回答も合わせると40.0%もの人が睡眠中は暖房機器を使わないと回答した。睡眠中に最も使用されていたのは寝床内暖房で30.5%もの人が終夜使用していた。

図7に最も所有されていたエアコンと最も使われていた電気毛布及びあんかの使用状況を年ごとに集計した人数を示した。上段がエアコン、下段が電気毛布、あんかの使用状況を表している。※2017年は所持状況のみを聞いており使用方法が不明のためグラフからは除外した。

エアコン、電気毛布・あんかともに年ごとの使用状況や所持状況にばらつきはあるものの有意な差は見られなかった。エアコンは寝室にはあっても冬期に使用している人は少なく終夜使用している人は冬期調査全体で2名のみであった。一方、電気毛布や電気あんかは所有している人のほとんどが終夜使用している結果となった。　寝室室温が低い理由の1つに寝床内のみを暖めていることも考えられそうだ。

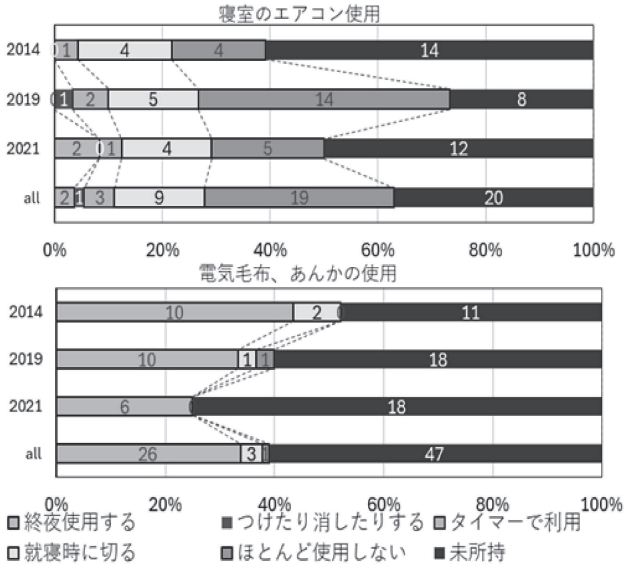


図7　エアコン、電気毛布・あんかの使用状況

4. まとめ

今回の調査では高齢者の寝室室温は外気温の上昇に伴ってやや上昇したものの依然として推奨範囲から大きく外れていることが分かった。一方、睡眠の時刻や時間には大きな変化は見られないものの主観的な睡眠感は年々悪くなる傾向が見られた。夏期の調査でも同様の傾向が見られ、加齢など寝室環境以外の要因についてもさらなる検討が必要である。冬期の睡眠時の温度調整は寝床内の加温で行う人が多く夏期と比較して寝室室温が主観的な睡眠感へ与える影響は小さいと推測できる。しかしながら直接的な影響が少ないからこそ寒冷な住宅環境への問題意識を持ちにくいのかもしれない。

5. 倫理面への配慮

本研究は奈良女子大学研究倫理審査委員会の承認を得ている

6. 参考文献

1) 内閣府：令和6年度版高齢社会白書(2024)
2) 仁部佳央里，宮崎笑里，安藤真太朗，伊香賀俊治，藤野善久，久保達彦:季節感変動を考慮したマルチレベル分析戸建住宅の室内温熱環境が夜間頻尿症状に及ぼす影響検証（その 2），空気調和・衛生工学会大会学術講演論文集 pp125-128（2019）
3) 長谷川兼一，吉野博士，後藤伴延:脳卒中死亡に関連する住環境要因に関する調査研究-山形県郡部の住宅における冬季の温熱環境の実態と高齢者の家庭内血圧-，日本建築学会環境系論文集，86 巻，785 号 pp692-700(2021)
4) 久保博子，城戸千晶，東実千代，佐々尚美，磯田憲生：高齢者における生活環境と健康関連 QOL の季節的変化に関する研究　第1報：室内温熱環境と血圧の季節変化　日本建築学会 2020 年度大会(関東)学術講演梗概集-環境工学-p. 1033-1034，(2020)，
5)杉浦綾,久保博子,城戸千晶: 高齢者寝室における温熱環境と環境調整行動の経年的変化について,人間工学会関西支部大会論文集 pp57-60(2023)
6)日本建築学会編：コンパクト設計資料修正バリアフリー,丸善,pp. 13,(2002)
7) 城戸千晶，久保博子，東実千代，佐々尚美:夏期における寝室温熱環境が高齢者の睡眠に及ぼす影響日常生活における経年実測調査，日本建築学会環境系論文集，87 巻，800 号，pp657-667(2022)

意思伝達支援のための音声合成手法について

A Speech Synthesis Method for Verbal Communication Support System

○大島悠人*，有馬正和**

*大阪府立大学工学域　**大阪公立大学大学院工学研究科

OHSHIMA Yuto*, ARIMA Masakazu**

*School of Engineering, Osaka Prefecture University

**Graduate School of Engineering, Osaka Metropolitan University

1. 緒言

医学の進歩した現代において，さまざまな疾病の原因が解明され，それに伴い治療法も確立されてきた．しかし，その一方で原因や治療法が十分にわかっておらず国によって難病に指定されている病気もあり，その一つに筋萎縮性側索硬化症（ALS）がある．ALS とは，意識や五感は正常なまま，手足やのど・舌の筋肉や呼吸に必要な筋肉がだんだん痩せて力がなくなっていく病気であり，日本ではおよそ 1 万人の患者がいるとされている．ALS は原因がわかっておらず，治療法も見つかっていないため，病気の進行を遅らせる作用のある薬や対症療法が用いられている．ALS が進行すると，のどの筋肉に力が入らなくなり，発話が困難になるという問題が起こる．そのため，他者とのコミュニケーションにおいて非常に重要な，自分の声で会話をするということが難しくなる．このような ALS の患者を想定し，1 時間以上かけて 200 以上の文章を読み上げてもらうことで音声の特徴を取得し，これを元に人工知能関連技術を用いて音声を生成するというサービスが提供されるようになってきた．しかし，このサービスには，たくさんの文章を読むため患者の体に大きな負担がかかり，また，音声をいちから生成するため患者の声と全く同じにはならないという問題点がある．

そこで本研究では，仮名一文字ずつの音声データ，つまり一音節ごとの単音声データを用いて，それらをつなぎ合わせることで自然に聞こえるようにする音声合成手法を提案する．仮名一文字ずつであれば，３分ほどで録音することができるため，患者への負担はかなり軽くなり，また，患者の声をそのまま使用できるというメリットがある．

2. 音声データ

本研究では，実際の ALS 患者から提供していただいた清音 44 音（「を」は「お」と同じ音となるため除外），濁音 20 音，半濁音 5 音，拗音 36 音，撥音 1 音の音声データを用いて音声合成を行った．

2-1. 使用ソフトウェア

Adobe 社の提供する音声編集ソフトウェアである，Adobe Audition を使用して音声合成を行った．Adobe Audition には，オーディオコンテンツの作成やミキシング，編集，復元をおこなうためのマルチトラックや波形表示，スペクトル表示などの機能が備わっている．ALS 患者から提供していただいた音声データを表示させたときの Adobe Audition の操作画面を図 1 に示す．

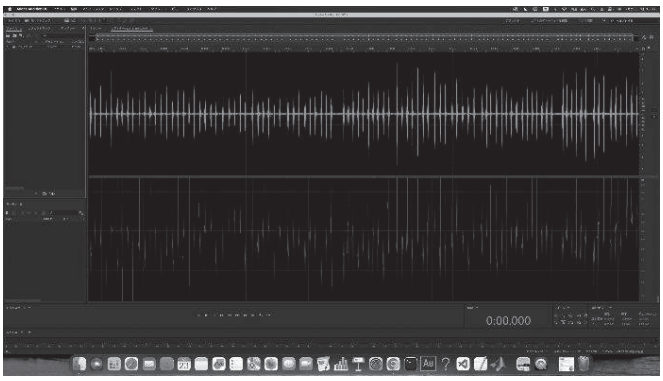


図 1　Adobe Audition の画面

2-2. 波形の特徴

一音節の前半と後半で波形は変化しており，一つの音節において，子音部分と母音部分が存在していることがわかった．また，発音している仮名が変化したとき，ある時点で急に変化するのではなく，連続的に変化していくという特徴があった．

2-3. スペクトルピッチの特徴

高い音は周波数が高くなり，低い音は周波数が低くなっており，言葉の音程がスペクトルピッチに現れるということが確認できた．

3.「こんにちは」の合成

一音節ごとの音声データをつなぎ合わせることで，自然な「こんにちは」という音声を再現することを試みた．このとき，筆者が自分で録音した「こんにちは」の音声データを手本とした．

3-1. 波形の合成方法

それぞれの音の長さが，手本の音声と同じになるように各音節をカットしたものをつなぎ合わせた．音節をカットするときには，子音部分や母音部分のどちらかだけが長くならないようにするために，それぞれの音の中間あたりを使用した．

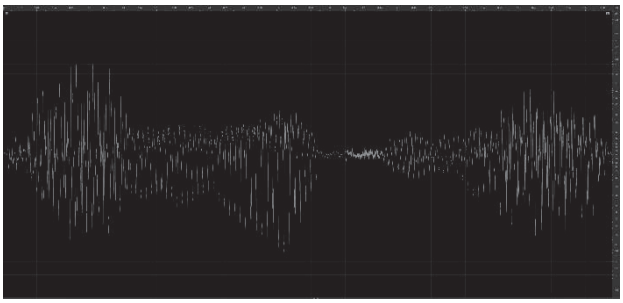
また，波形の包絡線がなめらかになるように音圧レベルを調整した．これは，音圧レベルの変化が大きかったり，音圧レベルの差が大きく急激に変化したりしていると，それぞれの音節が独立しているように聴こえてしまうからである．

3-2. ピッチの調整方法

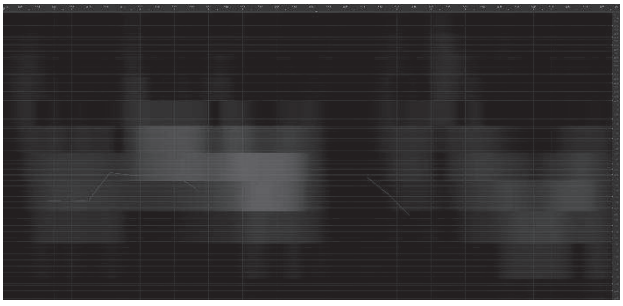
ピッチについては，手本のピッチの上下を絶対的に再現するのではなく，音節ごとのピッチをそれぞれの原点であるとし，そこから相対的にピッチの上下を調整した．

3-3. 合成結果

以上の操作を行った「こんにちは」の合成音声の波形とスペクトルピッチを図２に示す．音声を実際に聴いてみたところ，ある程度自然な音声を合成することができた．



(a) 波形



(b) スペクトルピッチ

図２　「こんにちは」の合成音声

4. 関西弁の「こんにちは」

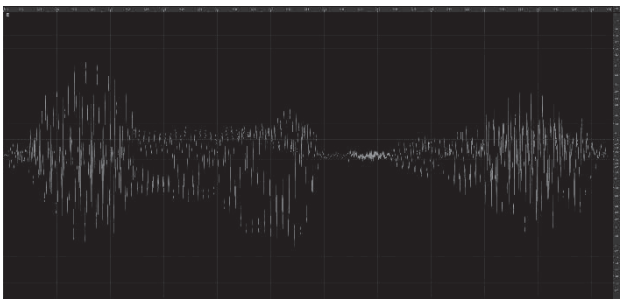
合成した「こんにちは」という音声は標準語のアクセントだったので，より自然な関西弁に聴こえることを目指した．

4-1. 調整方法

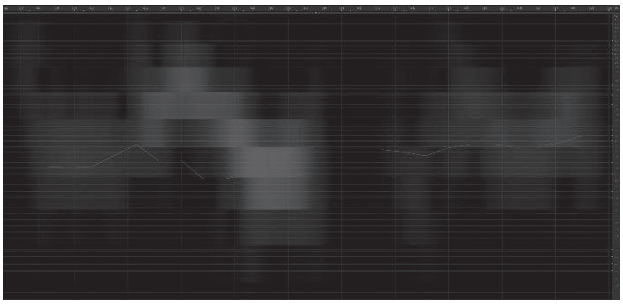
波形は変更せず，ピッチの調整のみを行った．ピッチについては，インターネット上にある関西弁の「こんにちは」の音声データをもとに調整した．

4-2. 調整結果

以上の操作を行い，関西弁に聞こえることを目指したときの「こんにちは」の合成音声の波形とスペクトルピッチを図３に示す．音声を実際に聴いてみたところ，アクセントが変わっており，関西弁で話しているように聴こえた．



(a) 波形



(b) スペクトルピッチ

図３　関西弁の「こんにちは」の合成音声

5. 結言

本研究では，ALS 患者に録音していただいた一音節ごとの音声データから，言葉を合成するということを試みた．「こんにちは」という１フレーズの言葉については，不自然ではない音声を合成することができた．さらに，音声を関西弁にすることができた．今後は，1 フレーズだけでなく，より長い文章についても自然な音声合成を目指す．さらに，円滑な意思伝達を支援することのできるシステムの構築に向けて自動化を検討していきたい．

最後に，貴重な音声データをご提供いただいた MK 氏に心より感謝申し上げる．

タッチ端末操作における動作特性の加齢変化　ー実験方法の検討ー

Age-related changes on the motion characteristics when operating touch devices: methodological examination

〇畠中順子*，高橋美和子*，安久絵里子**，下村義弘***，原田悦子**

*一般社団法人人間生活工学研究センター　**筑波大学　***千葉大学

HATAKENAKA Nobuko*, TAKAHASHI Miwako*, ANKYU Eriko**, SHIMOMURA Yoshihiro***, HARADA Etsuko, T.**

*Research Institute of Human Engineering for Quality Life, **University of Tsukuba, ***Chiba University

1. はじめに

スマートフォンやタブレットなど手指で直接触れて操作する，いわゆるタッチ操作機器が増えている．タッチ操作は，直感的な操作が行えるため，ユーザにとって分かりやすく身体負担も少ない操作方法であり，またシステムで操作部の変更が容易に行えるため機器を提供する側にもメリットが大きく，今後こうした操作機器はさらに拡大すると見込まれる．しかし特に高齢者においては「タッチしたのに反応しない」「思った通りに操作ができない」といった課題が指摘されている [1]．

そこで，高齢者のスマートフォンやタブレット操作に必要とされる身体的特性に着目し，各年齢群においてどのくらいタッチ操作ができているのか，利用に困難がある場合にはどのような要因があるのかについて基礎データを収集することとした．

データ収集にあたり，このようなデータを大規模に収集するための方法に前例がないことから，まず，実験方法の確立を目的にパイロット実験を行った．

2. パイロット実験

2-1. 方法

タッチ操作に関連する身体特性として，①視力（近距離視力），②指の状態（水分量，触知覚），③指のタッチ力を想定し，表 1 に示す項目を計測した．またスマートフォンやタブレットを使って課題を行うタッチ操作については表 2 に示す項目を計測した．

タッチ操作では認知機能や運動計画といった高次の脳機能も使われることから，それらも含むタッチ操作に関わるヒト機能の全体を網羅するような計測が理想であるが前例がなく現実的でない．そのため，ここでは感覚と運動機能に限定した計測とした．

操作課題は，単純化した内容とし，シングルタップ，ダブルタップ，長押し，ピンチイン・ピンチアウト，スワイプ，フリクションなど一般的な操作を一通り行うための課題を作成し使用した（図 1）．

表 1　基礎属性計測項目と計測器

計測項目	計測器
視力（近点 50cm 視力）	自動視力計 (NV-350 （株）ﾆﾃﾞｯｸ)
指先の水分	皮表角層水分量測定装置 (SKICON-200EX-USB （株）ﾔﾖｲ)
指先の触覚	ｾﾒｽﾜｲﾝｽﾀｲﾝﾓﾉﾌｨﾗﾒﾝﾄ (SOT-DMO5A 酒井医療（株）)
端末を持ちながらのﾀｯﾁ力	ｳｪｱﾗﾌﾞﾙ接触力ｾﾝｻ (HapLog （株）ﾃｯｸ技販)

表 2　タッチ操作計測項目と計測器 [2]

計測項目	計測器
手指の動き，移動距離，接触時間など	3 次元ﾘｱﾙﾀｲﾑﾓｰｼｮﾝ計測ｼｽﾃﾑ (VENUS 3D （株）ﾉﾋﾞﾃｯｸ)
タッチ力	触覚ﾌｫｰｽﾌﾟﾚｰﾄ（ｻｲｽﾞ特注） (TF-2020 （株）ﾃｯｸ技販)

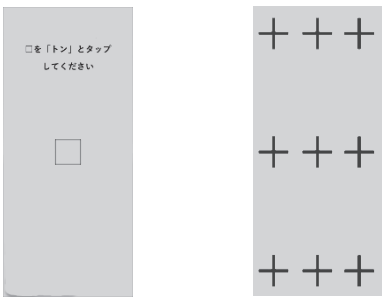


図 1　操作画面の例

2-2. 実験参加者

高齢者群は 65-74 歳 12 名，75-84 歳 12 名，85 歳以上 9 名，若年者群は 20-24 歳 8 名，40-49 歳 7 名，計 48 人の参加を得た．高齢者群はシルバー人材センター，若年者群は人材派遣を通して募集を行った．

2-3. 実施場所，実施時期

千葉大学工学部人間生活工学実験室にて 2024 年 7 月 29 日～8 月 8 日に実施した．

2-4. 倫理面への配慮

人間生活工学研究センターの人間生活工学実験倫理審査の承認を受けて実施した（No.E24-9-1）．

3. 結果と考察

すべての項目で意図した測定が可能であった．以下に，実験方法に関して実施中に変更した点も含めて考察する．

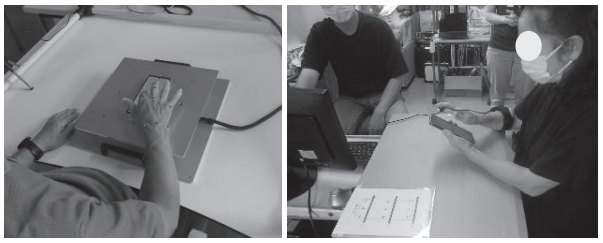


図 2　実験風景

①　自動視力計による視力計測

計測条件を「普段スマートフォンを操作する状態」としたところ，高齢者は画面の状態に応じて，その都度，眼鏡をかけたり外したりする人が複数いた．パイロット実験では「小さな文字を読む課題がない」ことを伝えて選んでもらったが，この計測結果は日常の高齢者のスマートフォン操作時の視力を十分に反映していない可能性がある．タッチパネル利用の状況には「かけたくても眼鏡をかけられない」シーン（浴室リモコンなど）もあるため，裸眼状態と補正状態の両者を測定すべきかと考えられた．評価指標，手順において，さらに検討が必要である．

②　皮表角層水分量測定装置による水分量計測

実査時に，少しの感情変化で計測値が大きく変動することが明らかになったため，計測員はできるだけ実験参加者に触れないこと，実験参加者には計測前に深呼吸をするよう求めた．

③　ｾﾒｽﾀｲﾝﾓﾉﾌｨﾗﾒﾝﾄによる触覚計測

静的触覚の評価マニュアル [3]に沿って計測したが，指先は平らでなく当て方が難しく，安定した計測が困難であった．またかがんだ姿勢は計測員の負担になるため，手枕を用いた．

④　ウェアラブル接触力センサによるタッチ力

指圧センサを指に装着する際のサイズ合わせに工夫を要した．とりわけ日本人女性の指は薄く，適した指圧センサが存在せず，医療用パッドで厚みを加えた．その場合，操作時に外れる確率が高かった．コスト，手順の効率化において検討が必要である．

⑤　3 次元ﾘｱﾙﾀｲﾑﾓｰｼｮﾝ計測ｼｽﾃﾑと触覚ﾌｫｰｽﾌﾟﾚｰﾄによる手指の動き，タッチ力

操作時にモーション用のマーカーが隠れる，フォースプレート上でスマートフォンが動くといった課題があった．タスクデザイン，手順の効率化において検討が必要である．

5. まとめ

本稿では，高齢者のスマートフォンやタブレット操作の基礎データの収集にあたり，実験方法の確立のために実施したパイロット実験を通して明らかとなった課題等について検討を行った．

取得したデータについては，現在，分析を進めているところである．分析結果も合わせて，今後，本計測に向け，さらに実験方法を精査していきたい．

6. 謝辞

本研究を進めるにあたりご協力いただいた実験参加者の方々に感謝申し上げます．本研究の遂行にご協力いただいた千葉大学大学院生の Li Yuanli 氏および Wei Kaiqi 氏に厚く謝意を申し述べます．

なお，本研究は，内閣府戦略的イノベーション創造プログラム（SIP）第 3 期課題「ポストコロナ時代の学び方・働き方を実現するプラットフォームの構築」における研究開発テーマ「誰もがいつまでも happy work 可能なバーチャル空間構築」（研究開発責任者 : 筑波大学原田悦子名誉教授）の個別テーマ「情報 virtual 空間利用のためのユーザインタフェイス基盤研究」として行われました．

参考文献

1)　永井正太郎，福本梨乃，山下久仁子，岡田明 : タッチパネル使用時における手指操作特性の世代間比較，ヒューマンインタフェース学会論文誌, Vol. 20, No.4, pp.469-477 (2018).

2)　西村崇宏，土井幸輝，藤本浩志 : タッチパネルタブレット端末における人差し指の接触角度を考慮したボタンのサイズ及び間隔の評価，日本感性工学会論文誌, Vol. 14, No.3, pp.343-350 (2015).

3)一般社団法人 日本ハンドセラピィ学会 : 精密知覚機能検査 Semmes Weinstein monofilament set による静的触覚の評価マニュアル改訂ダウンロード版（2019 年 5 月 1 日）

筋電位を用いたワイヤ駆動型アシストグローブの開発

Development of Wire-Driven Assistive Glove Using Myoelectric Potentials

○上田海斗，井上剛
大阪工業大学大学院ロボティクス＆デザイン工学研究科
UEDA Kaito，INOUE Tsuyoshi
Graduate School of Robotics and Design Engineering，Osaka Institute of Technology

1. はじめに

ユーザの指の屈曲や伸展動作に合わせて動作し，握力が弱くなった高齢者や障碍者，または長時間の握力維持が必要な作業者の把持の補助を行うアシストグローブが研究開発されている [1) - 3)]．アシストグローブの駆動方法はいくつかあり，グローブに空気を送り込むことで指の屈曲・伸展を支援する空気圧駆動型 [1)]，指先をワイヤで引くことにより指の屈曲を支援するワイヤ駆動型 [2)]，特殊な構造により指の屈曲・伸展を支援する構造駆動型 [3)] などがある．

空気圧駆動型は制御が容易でアシスト力は強いという特長があるが，動作が遅くグローブが大きくなってしまうことや，動力源にコンプレッサが必要になるため重くなってしまうといった問題点がある．一方，ワイヤ駆動型は，アシスト力は空気圧駆動型に比べてアシスト力は弱いものの，構造が単純でありグローブを小さく軽量にすることができ，動力源のモータもコンプレッサと比較して軽量であるという特長を持つ．

このような特長からワイヤ駆動型のアシストグローブである BIOSERVO 社製の SEM グローブは製品化されており，日本でも，株式会社エスケーエレクトロニクス社により代理販売やレンタルサービスが行われていた [4)]．しかしながら，SEM グローブはその制御に指先の圧センサを用いているため，把持動作の開始および終了タイミングで反応速度が遅く，また，圧力センサの位置によって把持の対象物に制限が生じてしまう．

そこで本研究では，ワイヤ駆動型アシストグローブの制御に，圧力センサに比べてユーザの動作意図をより早く検出できると考えられる筋電位を用い，ユーザの意図に合った制御を実現することを目的とする．本稿では，そのプラットフォームとして開発したワイヤ駆動型アシストグローブおよび，その評価結果について述べる．

2. アシストグローブの開発

2-1. アシストグローブの全体概要

開発したアシストグローブの全体を図 1 に示す．筋電計測部で計測された筋電位信号は制御部にアナログ信号として入力される．制御部では筋電位信号が所定値を上回ると，ワイヤ巻取り部のサーボモータを回転させることで指先に装着されたワイヤを引く．ワイヤが引かれることによりグローブの指が屈曲されることでユーザの指の屈曲動作が支援される．

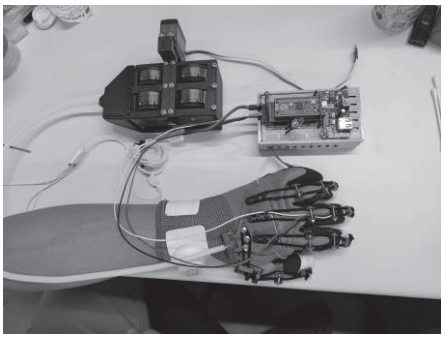


図 1　開発したアシストグローブ全体

2-2. グローブ部

グローブ部を図 2 に示す. グローブは母指, 示指, 中指，薬指の四本の指先にあるパーツを引くことで指の屈曲をアシストする．指先のパーツを引くワイヤは腱の役割をし，指の関節に位置するリング状パーツは腱鞘の役割を果たす．各指のワイヤは手のひらにあるパーツに集められる．このパーツは各指からのワイヤをまとめて 1 本のチューブに通す役割をもつ．このまとまったワイヤを一度に引くことですべての指の屈曲を同時にアシストすることができる．

しかし，このように指の前に張られたワイヤの張力により指の屈曲のアシストが行われた後はワイヤが引かれた状態となる．モータによる張力は発生していないが，自然な手の形に戻すにはユーザが意図的に指を伸ばす必要がある．そこで，グローブの指

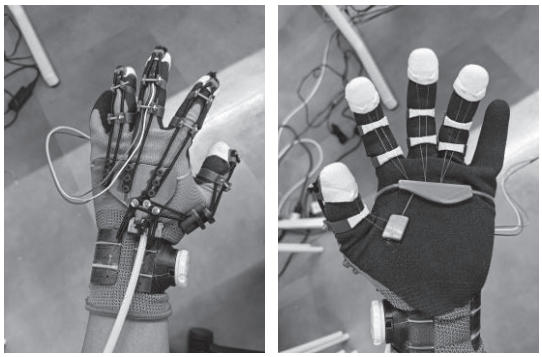


図 2　グローブ部

の背面にゴムを配置することで，アシストが終わるとゴムの張力で手が自然な形に戻るようにした．

手のひらのパーツで集められたワイヤは手のひらから手の甲に回し，手の甲のパーツを経由してワイヤ巻取り部へ接続した．このようにワイヤを配置することで，ワイヤが手首の動きを妨げることがなくない．また，本グローブは市販の手袋に機構部を装着する構造になっているため，ユーザに合ったサイズの手袋に装着しアシストを行うことができる．これにより，グローブが手にフィットするため，より高いアシスト効果が期待できる．ユーザの手のサイズにより，装着状態のワイヤが緩むことがあるが，後述のワイヤ巻取り部に実装したワイヤのゆるみを手動で調整できる機構により，ユーザにあったワイヤの張り具合にユーザ自身で調整できる．

2-2. 制御部

制御部として，入力された筋電位信号に基づいてワイヤの張力を制御する制御ユニットを開発した．本ユニットは，処理部である Raspberry Pi Pico とバッテリのセットであり，Raspberry Pi Pico には A/D 変換用シールド基板を取り付け最大８チャンネルのアナログ値を読み取ることができるよう拡張した．また，バッテリはサーボモータ用 6.6V・2000mAh のバッテリと Raspberry Pi Pico 用 9V・1000mAh のバッテリの計２個を用いた．これは，サーボモータが電力を大きく消費し電圧降下が発生して Raspberry Pi Pico に十分な電圧が供給されなくなり不安定とならないためである．また，サーボモータが動作することによりノイズが発生しそのノイズにより計測する筋電位に影響が出ないようにするためでもある．

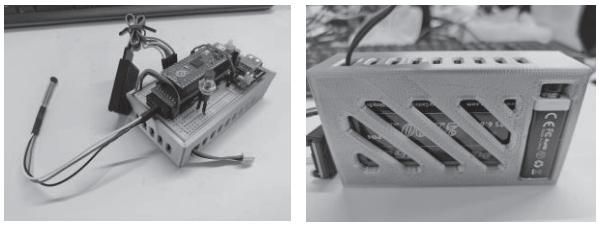


図 3　制御ユニット

2-3. ワイヤ巻取り部

ワイヤ巻取り部は 1 つのサーボモータ（最大トルク 25kg/cm）と 4 つのラチェット付きプーリで構成されている．モータが回転すると 4 つのプーリが同時に各指のワイヤを引くことで全ての指の屈曲をアシストする．プーリにラチェット機構を付与することでワイヤのゆるみを手動で解消することができる．上部の真ん中にあるつまみを 90°左回転させることでロックが解除されラチェットが浮きワイヤを緩めることができる．このラチェット機構があることにより手の大きさに関係なく，ユーザに合った手袋にアシストグローブの機構を装着することができる．

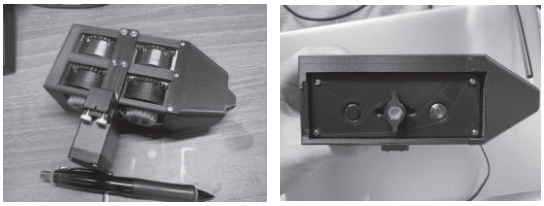


図 4　ワイヤ巻取り部

2-4. 筋電計測部

筋電位の計測には EMG センサ（Plux 社製）を用い，3 極の電極線を接続し使用した．センサの出力はアナログ信号として出力され，制御部のアナログ入力に接続する．計測時の電極はディスポーザブル電極を用いる．アシストグローブは把持力の補助を行うため，指を屈曲させる際に活動する筋を計測する．

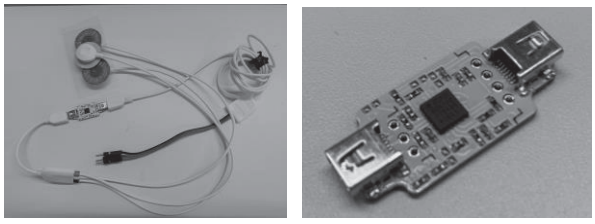


図 5　Plux 社製 EMG センサ

3. 筋電計測位置決定用実験

3-1. 実験仕様

アシストグローブを駆動させるための筋電位計測位置を決定するための実験を行った．本アシストグ

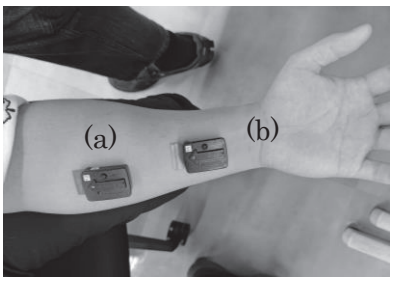


図 6　浅指屈筋計測位置

ローブでは，握力を補助するため，指を屈曲させる際の主動筋を計測するのがよいと考え，浅指屈筋を計測した．浅指屈筋の計測位置は図 6 の(a)の位置で計測するが [5]，予備実験の結果よりこの計測位置では手首の屈曲時に大きな筋電位が計測された．アシストグローブの制御では，把持動作の際のみ支援され，手首の曲げ運動で支援が開始するのは望ましくない．そこで，予備実験においてより手首の屈曲時に筋電信号が小さかった手首に近い図(6)の位置も含めて計測実験を行うこととした．

実験では，1 名の実験協力者（20 代男性）に対して図 6 のように，(a)と(b)の位置にワイヤレス筋電計測センサ(Delsys 製 Trigno)を装着し，10kg のハンドグリップを握る動作と手首の屈曲動作を 10 秒間隔で繰り返した際の筋電位を計測した．実験時の様子を図 7 に示す．

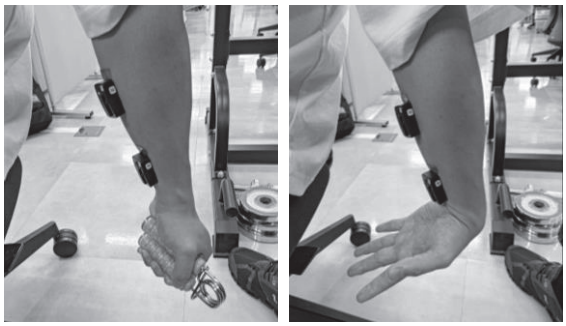


図 7　実験時の様子

3-2. 計測結果・考察

握る動作と手首の屈曲動作で得られた計測結果の一例をそれぞれ図 8 および図 9 に示す．図 8 より，ハンドグリップを握る際に発生する筋電位は位置(a)と位置(b)で大きな差はなく，5 回の計測結果の各位置における筋電位の平均 RMS はそれぞれ，0.063mV と 0.043mV であった．一方，図 9 より，手首の屈曲際に発生する筋電位は位置(a)に比べて位置(b)の方が小さくなっていることがわかる．5 回の計測結果の各位置における筋電位の平均 RMS はそれぞれ，0.015mV と 0.0066mV であり，位置(b)は位置(a)の半分以下の値となった．これらの計測結果より，把持動作の検出には位置(b)の筋電位を用いた方が，手首の動きの影響が少なく，誤動作を減らせると考えられる．

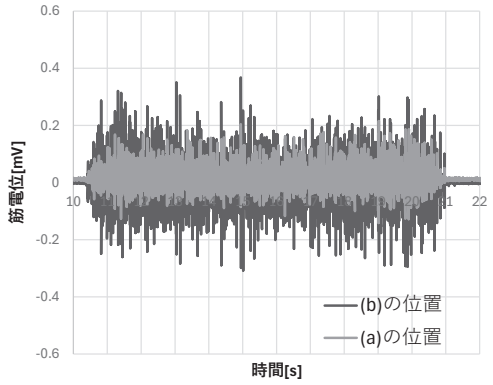


図 8　グリップ把持時の計測結果の一例

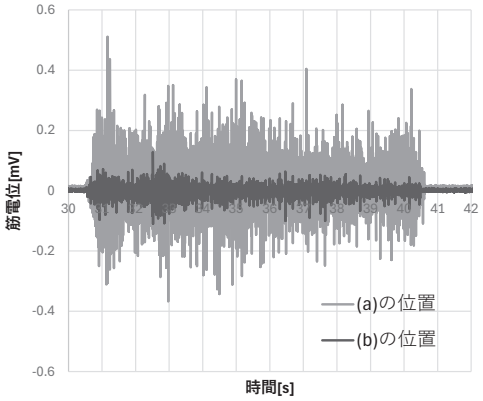


図 9　手首屈曲時の計測結果の一例

4. アシストグローブの評価実験

4-1. 実験仕様

開発したグローブの有効性を確認するため，2 つの実験を行った．1 つは，ほとんど力を入れていない状態でアシストグローブを駆動させた際の握力をデジタル握力計（竹井機器工業製）で計測した．もう 1 つは，アシストグローブを装着した状態で，アシストを行った場合と行わなかった場合において，共に同握力計で 7kgf の値になるように 10 秒間握った際の筋電位を計測した．

評価用筋電位の計測は，表面筋電位計測装置（追坂電子製）で行い，そのアナログ出力を AD 変換機で PC に記録した．実験時の様子を図 10 に示す．なお，実験協力者は先の電極位置決定実験と同じ 20 代男性 1 人である．

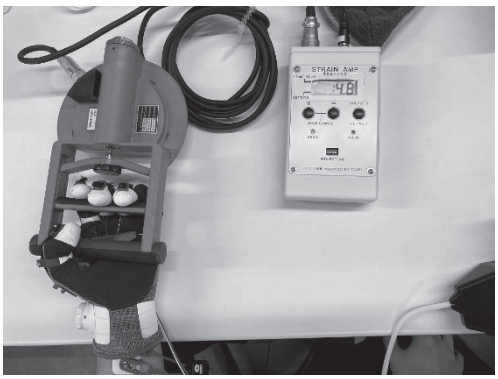


図 10　実験時の様子

4-2. 計測結果・考察

1 つ目の実験の結果，ほとんど手に力を入れていない状態で 4.8kgf の値が計測され，アシストグローブによる握力の支援がしっかり行われていることが確認できた．

2 つめの実験で計測された筋電信号を図 11 に示す．図 11 より，アシストグローブを駆動させることでより小さな筋電位で 7kgf の握力が達成できていることが確認された．アシストがない場合とある場合で握力を発揮していた 10 秒の計測結果に対して，前後の 1 秒を除いた 8 秒のデータに対して RMS を求めた．その結果，それぞれの値は 0.186mV と 0.100mV となり，アシストグローブを利用することで約 47%筋電位信号が小さくなった．以上のことからアシストグローブを用いることでより小さな筋活動，すなわちより小さな力で 7kgf の握力が出せることが確認できた．

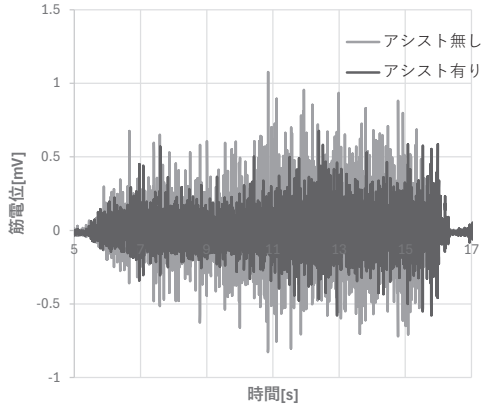


図 10　計測された実験波形の一例

5. おわりに

本研究では，握力が弱くなった方や長時間の握力維持が必要な方の把持力を支援するため，筋電位を用いることでユーザの意図に合った制御が可能なアシストグローブの実現を目的としている．本稿では，その研究を進めるためのプラットフォームとして開発した筋電位で制御可能なワイヤ駆動型アシストグローブについて述べた．

また，アシストグローブで用いる筋電位の計測位置について実験を行い，一般的な浅指屈筋の計測位置ではなく，より手首よりの位置が有効であることを示した．さらに，アシストグローブの把持力支援効果を定量的に示すための実験を行い，その有効性を確認した．

今後は，今回述べた有効な電極位置やアシスト効果についてより多くの実験協力者の計測により検証する予定である．また，筋電位を用いた制御方法についても長所，短所を明らかにし，他のセンサとの組み合わせも含めてよりユーザの意図通りに動作するアシストグローブを開発していく．

なお，本稿に記載した実験でのデータ収集は大阪工業大学ライフサイエンス実験倫理委員会の承認を経て実施した（承認番号 2024-31）．

謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP22K129027 の助成を受けたものである．感謝の意を表する．

参考文献

1) Su H, Hou X, Zhang X, Qi W, Cai S, Xiong X, Guo, J: Pneumatic SoftRobots: Challenges and Benefits. *Actuators*.2022, Vol.11, No.3, 92 (2022)

2) A. Dwivedi, L. Gerez, W. Hasan, C. -H. Yang and M. Liarokapis: A Soft Exoglove Equipped With a Wearable Muscle-Machine Interface Based on Forcemyography and Electromyography, *IEEE Robotics and Automation Letters*, Vol. 4, No. 4, pp. 3240-3246 (2019)

3) Z. Ma, P. Ben-Tzvi, J. Danoff: Hand Rehabilitation Learning System With an Exoskeleton Robotic Glove, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 24, No. 12, pp. 1323-1332(2016)

4) https://www.sk-el.co.jp/en/products/hc/semglove/ (2024 年 10 月 15 日参照)

5) Aldo O.Perotto，西村良二: **筋電図のための解剖ガイド**，pp.52-53，西村書店

調理時における調味料使用量の Wi-Fi 通信機能を用いた無線送信システムの構築

Wireless Transmission System Using Wi-Fi Communication for Seasoning Usage during Cooking

○吉田涼真*，西恵理*
*摂南大学　理工学部
Yoshida Ryoma*, Nishi Eri*
*Faculty of Science and Engineering, Setsunan University

1. はじめに

近年の健康志向の向上に伴って，食生活に対する意識も高まっている．家庭料理においては，調理者の好み等の影響による栄養バランスの偏りが多く見受けられるが，計量器使用率が低く，栄養成分を正確に把握することは難しい[1]. また, 計量器の使用は調理者の自然な調理行動を妨げるため，家庭料理においては避けられる傾向にある．秤量の有無にかかわらず調味料使用量の計測を可能にするシステムとして，天秤上に複数の調味料を載せ，光センサ内蔵の食品台[2]や上面に設置したカメラで識別するシステム[3]等がこれまでに提案されたが，端末や計測デバイスが有線で接続されているため，家庭の調理場での使用は現実的ではなかった．

本研究では，調理の妨げとならずに調味料の秤量及び確認を行うために， Wi-Fi 通信機能を用いて，秤量した計測値の無線送信を可能にしたシステムを構築した．

2. 無線型調味料自動秤量システムの概要

2-1. システム構成

システムの構成を図 1 に示す．本研究では，ロードセルセンサから出力される信号がマイコン(Raspberry Pi Pico W)に入力される．そこから無線通信機能を用いて信号の送信を行うことでスマートフォン上での調味料使用量の確認が可能なシステムを構築した．

2-2. 調味料計測システム

2kg まで計測が可能なロードセルセンサ上にある調味料の取り戻しの際に生じる信号が増幅器及びフィルタ回路を介してマイコンに入力され，マイコン上でサンプリング周波数 5Hz, 量子化分解能 12bit で A/D 変換される．調味料使用時における信号の変化の一例を図 2 に示す．ロードセルセンサ上に調味料がある時(使用前)は(1)，ロードセルセンサ上にない時(使用中)は(2)，調味料をロードセルセンサ上に戻した時(使用後)は(3)となるため，調味料使用量を(1)と(3)の重量の差分とした．

2-3. 無線通信システム

無線通信はマイコンに備わっている Wi-Fi 無線通信機能を利用して行う．マイコンから設定した Wi-Fi ネットワークへ接続を行い，接続後割り当てられた IP アドレスを取得する．その後，スマートフォン等のブラウザから指定された IP アドレスにアクセ

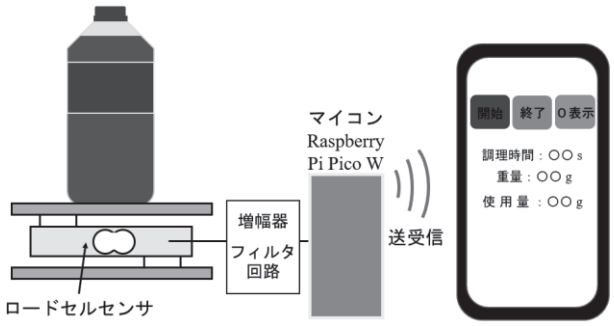


図 1　システム構成

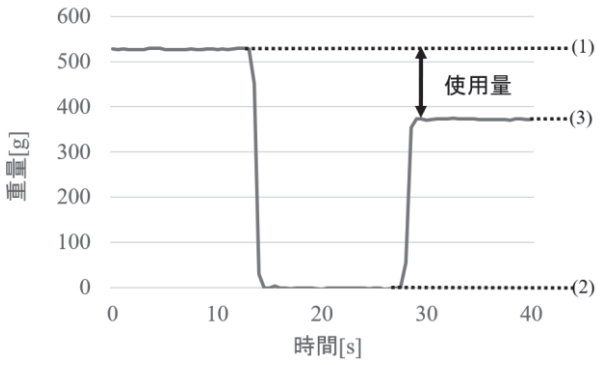


図 2　調味料使用時の信号の変化

スすることによってデータ閲覧およびマイコンの操作が可能になる.

3. 稼働実験の方法

被験者(22 歳，男性)を対象に本システムの稼働実験を行った.「ロードセルセンサ上の調味料を取って目分量で使用し戻す」を 1 回の動作とし，計測は 3 種類の調味料についてそれぞれ 4 回ずつ行った. 調味料は料理酒, みりん, 塩を使用した.

また，使用量の値の精度を計測するために，本研究で開発したシステムと市販の電子天秤(TANITA 社製 KD-320，最小分解能 1g)を用いて調味料使用量の計測を行い，本システムの使用量の精度を確認した.

4. 稼働実験の結果

稼働実験において，無線通信における通信エラー等は確認されず，調味料使用量を調理終了時に表示されることを確認した．使用量計測終了時の表示例を図 3 に示す.

本システム及び電子天秤を用いた使用量の計測結果を表 1 に示す．4 回の計測結果から平均して料理酒 0.5g，みりん 0.5g，塩-0.25g の誤差がそれぞれ確認された．また，使用量の表示やスマートフォンからの操作に最大 2 秒の遅延が生じていた．しかし，データの欠落等はなく，使用を妨げるような遅延時間ではなかったことから，本システムは十分な性能を有していることが確認された.

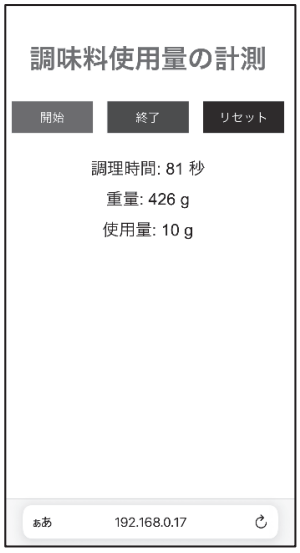


図 3　計測終了後の表示画面

表 1　使用量計測結果

		料理酒	みりん	塩
1回目使用量	本システム[g]	10	6	2
	電子天秤[g]	10	7	1
	重量差[g]	0	-1	1
2回目使用量	本システム[g]	17	11	1
	電子天秤[g]	16	9	2
	重量差[g]	1	2	-1
3回目使用量	本システム[g]	7	7	8
	電子天秤[g]	8	6	8
	重量差[g]	-1	1	0
4回目使用量	本システム[g]	14	8	3
	電子天秤[g]	12	8	4
	重量差[g]	2	0	-1

5. 考察とまとめ

本研究では，調理者自らが調味料使用量を秤量することなく本システムが自動計測し，調理終了後でも調味料使用量の確認を行うことが可能なシステムを開発した．本システムを用いた稼働実験を行った結果，調理中に用いた調味料使用量の計測および Wi-Fi 通信機能を用いた無線通信が可能であることを確認した．また本システムでは，最小分解能を 0.1g とした時に同重量における計測値の変化が大きかったため, 最小分解能を 1g とした．しかし, 重量差を小さくするためには, 0.1g 単位の精度は必要不可欠であるため，静特性評価の見直しや電圧の雑音除去等を検討していく.

今後は調味料使用量の精度を向上させるとともに，複数の調味料使用量の計測を可能にし，加えてそのデータをもとに家庭料理に含まれている栄養素などの算出を可能にすることを目指す.

参考文献

[1] 安藤昭代，赤木啓子: 家庭における呪符の調理用計量器使用の実態-計量器の所持と使用に影響を与えている要因について-, 東海学園女子大学紀要，Vol.21，pp.1-12(1986).

[2] 高林冬華，　西恵理，新川 拓也: 家庭料理の調理時における食品使用量の自動計測システムの構築，平成 30 年電気関係学会関西連合大会，G11-10，pp.338-339(2018).

[3] 中村和晃，船冨卓哉，橋本淳史: 調味料使用量の自動計測システムの開発および評価，信学技報，Vol.112，pp.75-80(2013).

舌–硬口蓋接触力計測デバイスを用いた同音発話時における接触位置の比較

Comparison of contact positions during homophonic speech using a tongue-palate contact force measurement device

○飛鳥倫秀*，西恵理**

*摂南大学大学院　理工学研究科　**摂南大学　理工学部

ASUKA Michihide*, NISHI Eri**

*Graduate School of Science and Engineering, Setsunan University,

** Faculty of Science and Engineering, Setsunan University

1. はじめに

言葉を発する際は母音に沿って口の形を変え，舌を動かしている[(1)]．その中でも最も使用されている音が口蓋に舌を当てて発音する歯茎音である．また，高齢者になると舌力の低下により嚥下障害や誤嚥による肺炎のリスクがあり，70 歳以上の約 70%が誤嚥性肺炎と言われている[(2)]．これまで舌力を評価するために，歯茎音発話時の硬口蓋における舌の接触範囲や接触力が計測されている．しかし，エレクトロパラトグラフィ[(3)]や力センサ一体型人工口蓋プレートを用いた計測において，口蓋プレートの製作が必要であるため，時間を要し，被験者の負担も大きい．そこで，本研究では，口蓋プレートを用いず，誰でも簡単に舌の接触力や接触位置を計測できる汎用的な計測デバイスを開発した．本稿では，開発したデバイスを用いて同音発話時における接触位置を比較した結果について報告する．

2. 舌-硬口蓋接触計測デバイスの構築

(1)計測システム

本研究で使用した舌-硬口蓋接触計測デバイスのセンサ付近を図 1 に示す．口蓋センサは幅 4cm，長さ 36cm に切り出したシリコーンゴムシート(住友ベークライト(株)製，DuraQ®より作製)上に力センサ(アルプスアルパイン(株)製，HSFPAR003A)を 7.5mm，横 10mm 間隔で 6 個配置し，ストレッチャブル導電ペースト(住友ベークライト(株)製，DuraQ®)を用いて，配線形成・実装されている．計測デバイスの裏面に入れ歯安定剤(塩野義製薬(株)製，タッチコレクトⅡ)を貼付後，図 2 のように硬口蓋に固定する．電圧変化を捉えるようにするためにセンサからの信号を約 75 倍に増幅後，出力電圧をサンプリング周波数 100Hz で A/D 変換し PC 上に力を表示した．

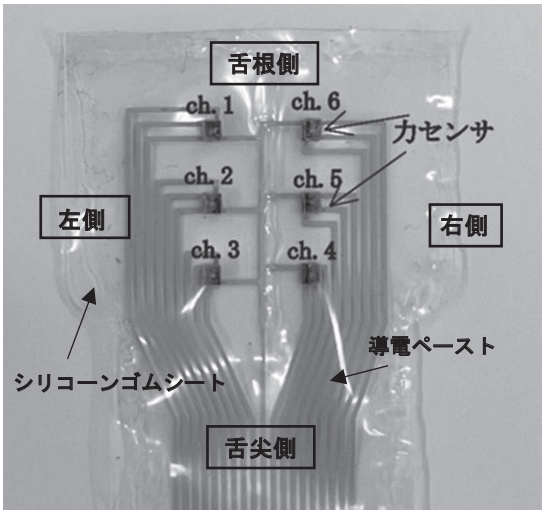


図 1 舌–硬口蓋接触力計測デバイス

図 2 舌–硬口蓋接触力計測デバイスの装着図

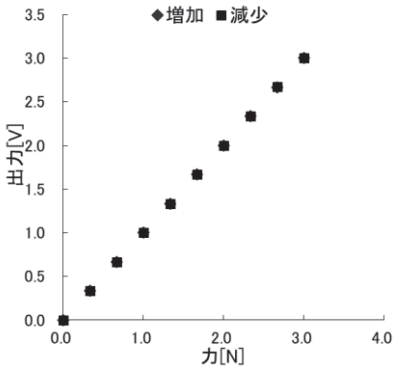


図 3 センサの静特性結果

(2)特性評価

センサの静特性結果を図 3 に示す．0N～3N まで 0.5N ずつ加重後, 0.5N ずつ軽減した際の出力電圧を計測し評価を行った．加重時と軽減時の誤差平均は 0.12%~0.32%であり，ヒステリシスは 0.04%～0.57%であった．すべてのセンサにおいて線形性を有しており，誤差平均およびヒステリシスも小さいため計測に使用可能である．

3. 計測方法

被験者 A(40 代，健常男性)，被験者 B(30 代，健常女性)の 2 名を対象に行った．計測デバイスを図 2 のように硬口蓋に装着後，歯茎音 12 音に対して 3 回ずつ計測を行い，出力を確認した．本計測は，被験者に研究概要の説明後同意を取り，摂南大学「人を対象とする研究倫理委員会」の承認を得て行われた．

4. 計測結果

被験者 A の/ta/発話時における出力波形の一例を図 5 に示す．被験者 A において接触力は舌尖側が約 0.35N~0.45N で舌根側は約 0.05N であった．また，舌尖側から約 0.01s~0.04s の時間を要して舌根側に力が移動していることが明らかになった．図 6 に 3 回の/ta/発話時の力の平均を分布で示す．被験者 A, B を比較すると同音発話時において接触範囲が異なった. 被験者 A は ch.6 を除いて舌尖側から舌根側まで接触していた．接触力も舌尖側から舌根側かけて弱くなっていることが明らかになった．被験者 B においては被験者 A と比較して接触力が小さく，舌根側は接触していなかった． また，他の発話音についても同様の結果が見られた．

5. まとめと考察

口蓋プレートを用いずに誰もが簡単に舌の接触力や接触位置を計測することのできる計測デバイス用いて，同音発話時における接触位置や接触力の比較を行うことができた．同音発話時において被験者毎に接触範囲や接触力差異が確認できた．また同一被験者において左右でも接触範囲や接触力が異なった. 今回の計測結果を通じて発話時において舌が硬口蓋に接触する際, 舌全体が同時に接触するのではなく，舌根側から舌尖側や舌尖側から舌根側のように舌が同一の動きをしていないことが明らかになった．これらの結果から同音発話時であっても舌の力および舌の動かし方に個人差があることが明らかになった. 今後は被験者の人数を増やしていきたいと考えている．

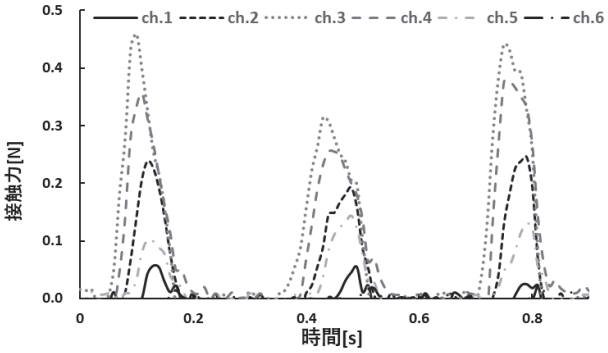
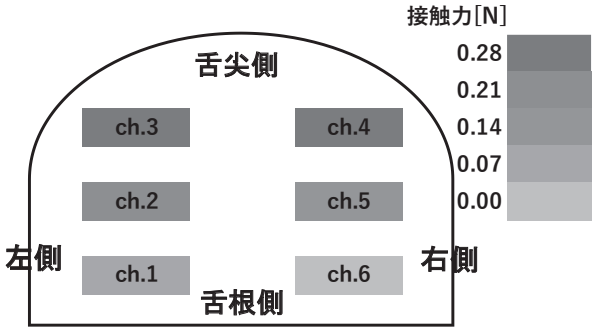
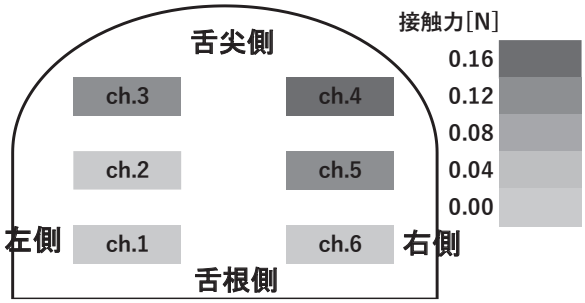


図 5 被験者 A の/ta/発話時の出力波形



(a)被験者 A



(b)被験者 B

図 6 /ta/発話時の力分布

参考文献

(1)西田茂生，宋剛秀，馬島了 : “周波数解析を用いた日本語母音の特性に関する研究”, 奈良工業高等専門学校研究紀要， No.38，pp.29-34 (2002)

(2)高齢者の誤嚥性肺炎　病気のはなし，公立学校共済組合関東中央病院

(3)今井智子，和久本雅彦，丹生かず代 : “パラトグラフィによる構音の評価”, 音声言語医学 Vol.41, No.2, pp159-169 (2000)

一般セッション 5（D 会場：326 教室）

GS5　心理・生体計測（2）

GS5-1　乳児の吸啜時における舌運動を模擬した搾乳器の有効性の評価

GS5-2　哺乳時における口腔内機構を模擬した乳児モデルを用いた力学的パターンの再現

GS5-3　リラクセーションを助ける呼吸誘導チェアの開発

GS5-4　効率のよい休憩をとるための呼吸誘導クッションの開発

GS5-5　スマートグラスを使用した航海補助システムの開発

GS5-6　触覚刺激に痛覚情報を付加することで刺激知覚位置の正確さは向上するか

GS5-7　ペンの三次元座標を用いた書字動作における個人特性：個人内変動と個人間変動の観点から

GS5-8　血管撮影システムの操作における身体負荷の比較

乳児の吸啜時における舌運動を模擬した搾乳器の有効性の評価

Efficacy of a milking device simulating simulates tongue movement during infant sucking

逢坂凌*，西恵理**

*摂南大学大学院　理工学研究科　**摂南大学　理工学部

OSAKA Ryo*, NISHI Eri**

* Graduate School of Science and Engineering, Setsunan University,

** Faculty of Science and Engineering, Setsunan University.

1. はじめに

搾乳器は共働き世帯の増加により母乳育児で育てるには必要なツールと言える．しかし，一般的な搾乳器は強い圧力を加え乳汁を搾出するため，母親に痛みを感じさせ乳腺炎を誘発させる場合がある．一方乳児は哺乳時に波のように舌を動かし（蠕動様運動）乳汁を摂取しており搾乳器のそれとは異なる．小林ら[1]は，乳児の哺乳時における陰圧値に基づき蠕動様運動を有する搾乳器を開発したが，乳児の舌の力を直接計測していない．そこで，本研究では力センサを内蔵した人工乳首型センサデバイスを用いて，乳児の舌運動を計測し，出力波形を再現できる力点部を備えた搾乳器を開発した．本稿では，開発した搾乳器の有効性の評価を行った結果を報告する．

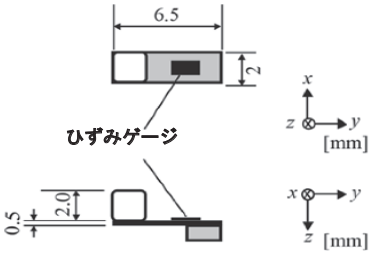
2.　乳児の吸啜時における舌の力計測

2-1　計測時に使用したセンサデバイス

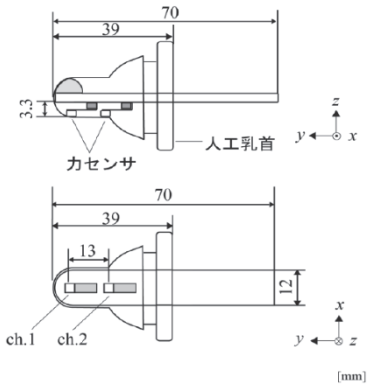
計測時に使用した力センサ及びセンサユニットを図 1(a)，(b)に示す．本システムは片持ち梁構造でありステンレス薄板にひずみゲージを貼付することで，伝達ブロックに力が加わると電圧が出力され，PC にデータが出力される．伝達ブロックは乳児の蠕動様運動を計測するため 2 つのチャンネルを配しており ch.1 を乳首先端側，ch.2 を乳首根本側とした．

2-2　乳児の吸啜時における舌の力計測

乳児の吸啜時における舌運動の力波形を図 2 に示す．我々はこれまで 200 例以上の乳児の舌運動の力計測を行ってきた[2]．その結果，乳児の蠕動様運動には 2 つの特徴が重要であることがわかった．特徴はそれぞれ①ch.1 の最大値に対する ch.2 の力の最大値の割合（以下力の割合とする），②ch.1 の力の最大値に達した後 ch.2 が力の最大値に達するまでの時間差（以下位相差とする）の二つである．直接母乳摂取可能な乳児の①，②の範囲はそれぞれ 50%～90%，0.02s～0.10s である．図 2 は直接母乳摂取可能な乳児の舌の力波形の 1 例であり，力の割合及び位相差はそれぞれ 74%，0.05s であった．



（a）カセンサ



（b）　センサユニット

図 1　カセンサ内蔵型人工乳首デバイス

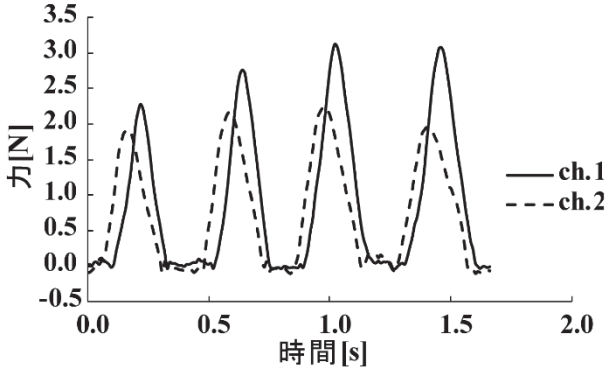


図 2　乳児の吸啜時における舌運動の力波形

3. 本研究で開発した搾乳器

本研究で開発した搾乳器の外観を図 3 に，力点部の外観を図 4 に示す．搾乳器は楕円形であり，長径 140mm である．搾乳器内部に力点部を 2 つ内蔵し，力点部を回転させるために LEGO®MINDSTORMs®-EV3（以下 EV.3 とする）のモータを使用している．力点部は乳児の舌の硬度及び力の加わり方を模擬するため，シリコン材を使用している．我々は[2]これまで乳児の吸啜時における蠕動様運動の二つの特徴を捉えた力波形を出力するため様々な形や硬度を試してきた．その結果，乳児の蠕動様運動の力波形を出力可能な力点部はクローバー型であり最適な硬度を導くことに成功した．先行研究[1]-[3]により，乳児の吸啜周期は 2.0Hz 程度であることが明らかになっている．従って本力点部も 1.0s 間に 2 回接触するよう調節した．衛生を保つとともに乳房との隙間をなくし密着させるため乳房に触れる箇所にはゴムカバーを覆った．搾乳器の内部にチューブを設置し圧力を加えることで乳児の吸啜時のおける口腔内陰圧を模擬している．

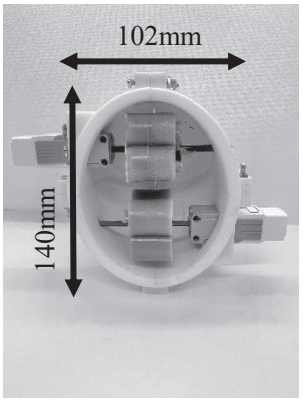


図 3　搾乳器の外観

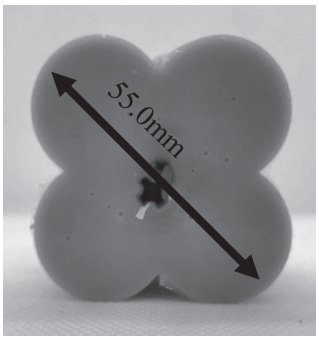


図 4　力点部の外観

4. 計測方法及び計測結果

4-1　計測方法

本研究では力センサを搾乳器内部の力点部の中央に力センサが位置するよう調節し固定したのち，力点部と力点部に接触するゴムカバーの内側に潤滑剤としてワセリンを塗り，EV.3 を起動し力点部を回転させ力計測を行った．また搾乳器内の圧力測定においてはチューブに圧力計を接続し，搾乳器全面を塞ぎ密閉状態にして計測を行った．

4-2　計測結果

本研究で製作した搾乳器の計測結果を図 5 に示す．本研究で開発した搾乳器の計測結果は力の割合，位相差はそれぞれ 58%，0.07s であった．これは直接母乳摂取可能な乳児の特徴の範囲内であり乳児の吸啜時における蠕動様運動の特徴を二つ同時に捉えることに成功したと言える．また，乳児の吸啜時における口腔内陰圧は約 10kpa であると明らかになっており[3]，本搾乳器では 7.5～8.0kpa であり乳児の口腔内陰圧に近い値を出力することに成功した．

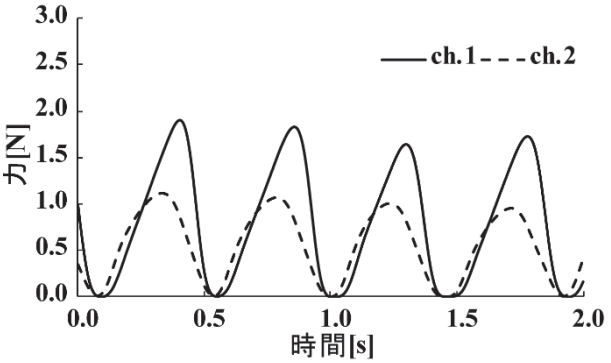


図 5　搾乳器の力波形

5. まとめ・考察

本研究では，搾乳器の内部に力点部を二つ搭載し力計測および圧力の計測を行った．本実験において，乳児の吸啜時における蠕動様運動の 2 つの特徴を再現することに成功し，また搾乳器内の陰圧も乳児のそれと同様の値であった．したがって，これまでの搾乳器のような強い陰圧を与えずとも搾乳できる可能性を見出した．今後，本研究で開発した搾乳器を実際に使用してもらいアンケート調査を行い評価することで今後の発展に期待できる．

本研究は JSPS 科研費 JP20K14756 および JP24K07510 の助成を受けた．

参考文献

1) 小林宏，辻俊明，栗野之也，水野克巳，河村洋，大貫善一，石丸あき：“乳児と同じ舌の蠕動様運動を有する搾乳機の研究開発”，日本機械学会，Vol.73，No.730, pp.1817-1826 (2007)

2) 塩野貴正，平岡勝之，奥田遼友，利光勝久，西恵理：“乳児の吸啜時における蠕動様運動の地器楽的特徴について”，電気関係学会関西連合大会，pp.31-32(2020)

3) 可児佳子，水野克己，河村洋：“新生児の哺乳における舌運動と口腔内圧力変動”，日本未熟児新生児学会雑誌，VoL20，No.2，pp.69-75(2008)

哺乳時における口腔内機構を模擬した乳児モデルを用いた力学的パターンの再現

Reproduction of mechanical patterns using an infant model simulating oral mechanisms during feeding

○真門　拓海*，西　恵理**

*摂南大学大学院　理工学研究科

**摂南大学　理工学部

MAKADO Takumi*, NISHI Eri**

*Graduate School of Science and Engineering, Setsunan University

** Faculty of Science and Engineering, Setsunan University

1. はじめに

乳児は出産直後から母乳を摂取するために必要な吸啜反射を獲得し，蠕動様運動（舌を波状にうねらせて力を加える）によって哺乳が可能になる[1]が，市販されている人工乳首は，蠕動様運動せずともミルクが流出するため，乳児が母乳を摂取するときと異なる．蠕動様運動に対応できる人工乳首の開発が望まれているが，乳児の口腔内動作について力学的な視点で計測されておらず，種々のパラメータの数値化が明らかになっていない現状である．特に，乳児は毎回同じ力で蠕動様運動を行うことは不可能であり，乳児に複数回臨床実験を行うことは乳児の負担から難しいため，乳児モデルの構築が必要である．これまで乳児モデルの構築を試みた研究[2]はあるが，直接力を計測し，蠕動様運動を再現したものはない．そこで，本研究では，乳児の吸啜時における舌運動を直接計測し，乳児の蠕動様運動を実現する舌部，口蓋部，および口唇部を模擬した乳児モデルを構築した．本稿では，構築した乳児モデルを用いて，実計測した乳児の波形の力学的パターンを再現した結果について報告する．

2. 乳児モデルの構成要素及び力センサを配置した人工乳首

本研究では乳児の舌運動（蠕動様運動）を再現することのできる乳児モデルを構築した．乳児モデルの構成要素を図 1 に示す．この乳児モデルは 3 つの要素（舌部，口蓋部，口唇部）から構成されている．

乳児モデルの舌部を図 2 に示す．これまで 100 人以上の乳児の蠕動様運動を計測した結果から，乳児の力波形は正弦波に類似していることが分かった．そこで正弦波を再現できる直径を算出し舌部を構築した．舌部の硬度を再現するためにシリコンを用いた．LEGO®MINDSTORMs®EV3 のモーターを用いて舌部を回転させ蠕動様運動を再現した．また，回転速度は調節可能である．

口蓋部は吸啜時に乳首を固定する役割があるため，乳児モデルでは乳首の形状に添うように 3D プリンターで作製した．

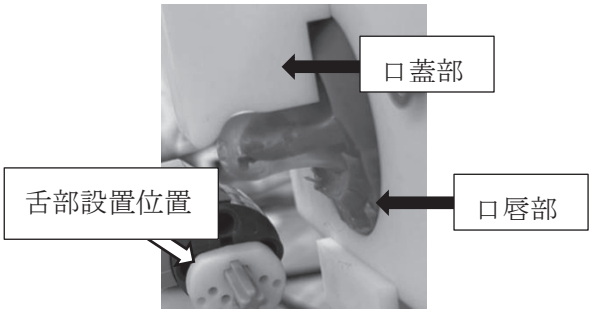


図 1 乳児モデルの構成要素

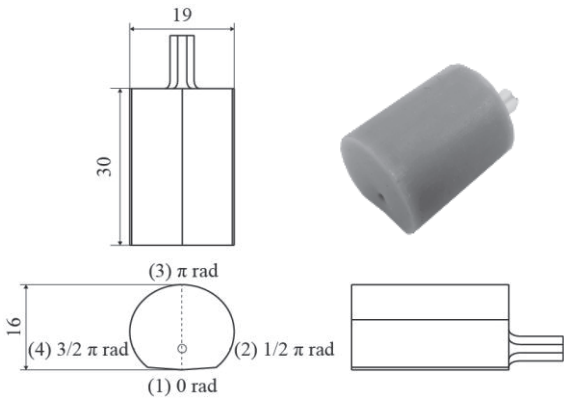


図 2　使用した舌部 A

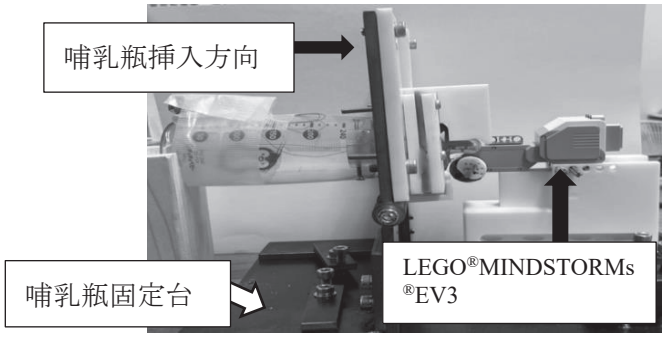


図 3　計測風景

口唇部は密着及び密閉させる役割があるため，乳児モデルでは人工乳首の型を取りシリコンで密着するように作製した．今回力学的パターンを確認するために，力センサを 2 個縦列に配置した人工乳首を用いて舌の力を計測する．

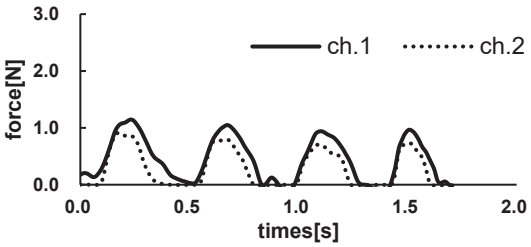
3. 乳児モデルを用いた力学的パターンの再現

(1)　人工乳首に加わる力の計測方法

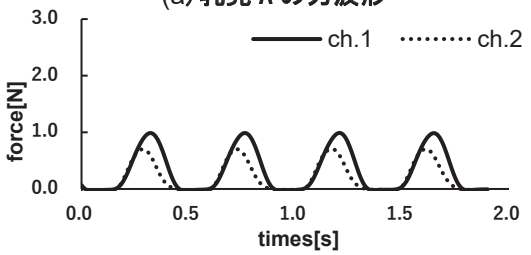
計測風景を図 1 に示す．哺乳瓶固定台を用いて力センサを内蔵した哺乳瓶型デバイスを乳児モデルに挿入し，2 種類の舌部 A，B について計測を行った．舌部 B は舌部 A の内径を 1.2 倍大きくした．

(2) 人工乳首に加わる力の計測結果

図 4，5 に人工乳首に加わる力の波形の結果を示す．哺乳時における力学的パターンの再現性を確認するために ch.1 に対する ch.2 に加わる力の割合についても確認する．舌部 A の ch.1 の最大値は 0.98N，ch.2 は 0.69N であり ch.1 に対する ch.2 の力の割合が 70%程となった．舌部 B の ch.1 の最大値は 1.75N，ch.2 は 1.25N であり ch.1 に対する ch.2 の力の割合が 140%程となった．

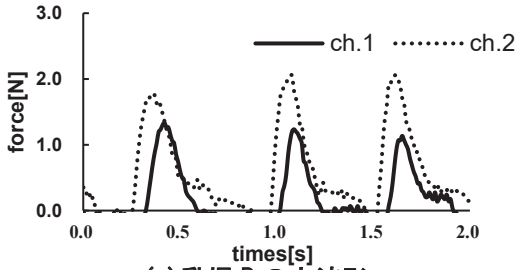


(a) 乳児 A の力波形

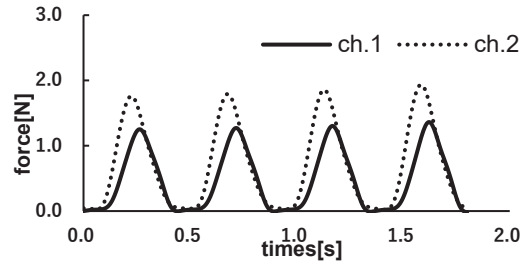


(b) 舌部 A を用いて乳児 A を再現した力波形

図 4　乳児 A についての再現波形



(a) 乳児 B の力波形



(b) 舌部 B を用いて乳児 B を再現した力波形

図 5　乳児 B についての再現波形

4. まとめと考察

本研究では，乳児の蠕動様運動を実現する舌部，口蓋部，および口唇部を模擬した乳児モデルを構築し，実計測した乳児の波形の力学的パターンを再現した．乳児 2 名の力波形及び乳児モデルを用いた再現波形を比較すると，力の大きさおよび力の加わり方が類似しており，乳児の力波形の再現に成功したといえる．また，口唇部に密閉空間を形成するためのシリコーンゴムを設置することで，哺乳瓶内の水が流出することを確認した．本乳児モデルは，実際の乳児に人工乳首を咥えさせることなく，繰り返しの計測および評価が可能となるため，安心安全に人工乳首の開発に貢献できると考えられる．今後は，舌部の大きさによる違い等，種々のパラメータを変更した場合の乳汁流量の関係について明らかにしていく予定である．

本研究は JSPS 科研費 JP20K14756 および JP24K 07510 の助成を受けた

5. 参考文献

(1) 尾本和彦，千木良あき子，向井美恵，金子芳，田角勝：“未熟児における哺乳に関連した原始反射について”, 昭和歯学会雑誌, Vol.9, No.3, pp.267-278(1989)

(2) Lin Jiang, Navid Sadeghi Varnousfanderani, Rami Hallac, Alex Kane, Yonas Tadesse: ”Bio-Inspired Breast-feeding Simulator Integrated With Software Interface and Feedback Controls”, IEEE ROBOTICS AND AUTOMATION LETTERS, VOL.7, NO.2, APRIL 2022

リラクセーションを助ける呼吸誘導チェアの開発

Development of a respiration guide chair to promote relaxation

○田中一護*，大須賀美恵子*
*大阪工業大学ロボティクス＆デザイン工学部
TANAKA Ichigo*, OHSUGA Mieko*
*Faculty of Robotics and Design, Osaka Institute of Technology.

1. はじめに

日本の医療レベルの高さは医師の長時間労働によって支えられてきたと言っても過言ではない. 過労，自由時間の少なさは医師の身体的・精神的健康を阻害する要因として問題視されてきた．新型コロナウイルス感染症(COVID-19)によりこの問題はさらに拡大した．医師が心身ともに健康で働き続けられるようにすることは，医師だけでなく患者，患者の家族にとっても重要なことである．厚生労働省は 2024 年 4 月に医師の働き方改革の新制度を導入しこの問題の解決に向けて医療現場の指導を始めた [1]．しかしながらまだ過渡期であり，宿当直とみなされた医師の夜間勤務については連続勤務の上限が適用されないなど，医師の過剰労働の実態はまださほど変わっていない．

そこで，我々は，医師が当直室に移動してまとまった休息をとることができないとき（たとえば，患者の検査結果待ち時間，重症患者対応のための待機時）に，病棟の一角の休憩スペースで，短時間の休憩でも質の高い休息をとることが期待できるシステムを提供したいと考えた．具体的には，我々の研究室で試みてきた呼吸誘導によるリラクセーション手法[2)3)4)]とスヌーズレンという癒し空間をつくるための光刺激デバイス [5)]とハンギングチェアを用いて，一人になってリラックスできる空間を演出する．

2. コンセプトとシステム概要

2.1 コンセプト

呼吸誘導システムは，I) 利用者の呼吸の計測と位相の取得機能，II) 呼吸位相に応じた誘導刺激制御機能，III) 呼吸誘導刺激提示機能からなる．本研究では，I は椅子に置いたクッションの座面圧を計測し呼吸に伴う重心移動を呼吸の代用として用いる．II は重心移動波形の位相を求めて刺激提示装置に送る制御信号を決定する．呼吸同期モードでは刺激の位相は呼吸に同期するように決定するが，誘導モードでは呼吸周期が設定した目標に達するまで位相を少し遅らせ（刺激周期を長くし）ていく．この間に利用者の呼吸が誘導刺激と大きくずれた場合には，誘導刺激を利用者の呼吸に同期するように戻しそこからまた徐々に長くしていく．III は今回は視覚刺激のみとしハンギングチェアに暗幕をかぶせて外部から遮断し，内部に光刺激装置を組み込んだ．

2.2 システム構成

図 1 にシステム構成を示す．椅子の座面に 4 つの圧力センサを組み込んだクッションを置いて，腹式呼吸時に前後方向に重心変化することを利用して呼吸を計測する．呼吸波形の位相を求め吸気，呼気のタイミングを検出して制御信号を作成する. ここまでの処理を 1 つ目のマイクロコンピュータ（M5stackCore2 [6)] -A(以降 M5-A)）を用いて行う．制御信号は，誘導刺激に用いる光ファイバーと光のボールの RGB 値である．これを 1 つ目のマイクロコンピュータ（M5stackCore2-B(以降 M5-B)）に送り

この重心移動を呼吸信号に変換し, M5stackCore2-B(以降 M5-B)に送る. この M5-B から光ファイバーとボールに RGB 信号（電圧）を送り，呼吸リズムに合わせて光の色と強度を変化させる．

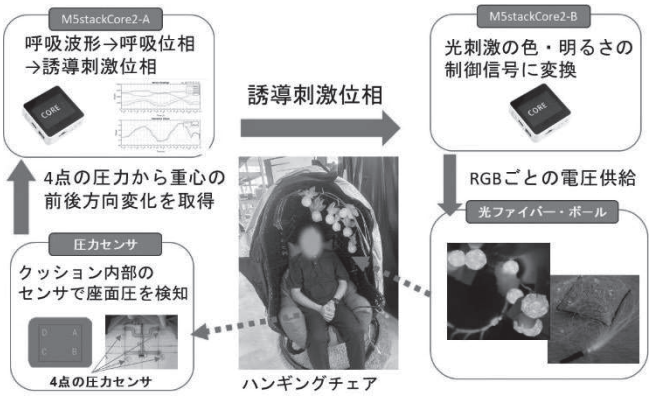


図 1　システム構成

3. 各機能の実装

3.1 呼吸計測と位相の取得

圧力センサ（B~E）を組み込んだクッションと圧力センサを図 2 に示す．このクッションは過去の共同研究成果に基づきテイ・エステック(株)に試作してもらったものである [7]．4 点のセンサの出力をサンプル周波数 5 Hz で M5-A に取り込み，式(1)を用いて前後方向の重心（Gy）を計算し，これにカットオフ周波数 0.05~0.5 Hz のバンドパスフィルタ（2 次の Butterworth フィルタ）をかけた出力（Gy_filtered）を呼吸波形の代用とする．Gy_filtered にヒルベルト変換（64 点の FIR）を区間をずらしながら施し，フィルタ処理による遅れを調整した上で瞬時位相とする．

図 3 に各波形の例を示す．

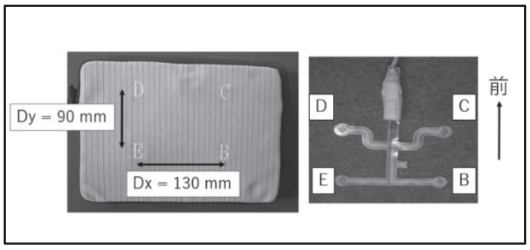


図 2　呼吸計測用の圧力センサ [7]

$$Gy = Dy(\{D + C - (E + B)\}) \,/\, (D + C + E + B) \quad \text{…式(1)}$$

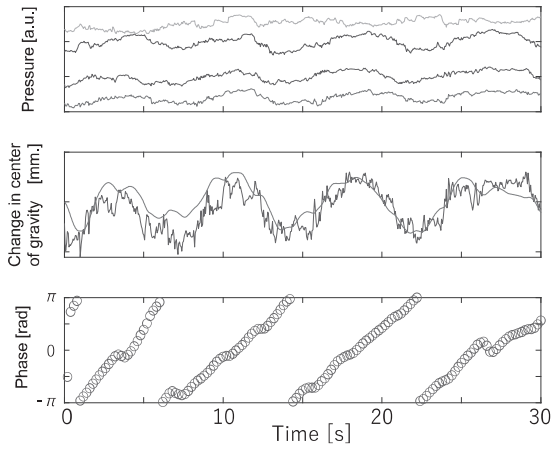


図 3　上段：4 センサの出力，中段：重心前後方向変化（Gy）とフィルタ出力（Gy_filtered），下段：ヒルベルト変換で求めた位相（Phase）

3.2 刺激装置の制御信号の作成

呼吸同期モードでは瞬時位相をそのまま刺激位相とする．誘導モードでは，瞬時位相と過去の刺激位相から刺激位相を求める．この部分は未実装である．刺激位相は M5_A の DAC から出力して M5-B の ADC に入力する．M5-B は M5-A から送られてきた刺激位相の値を受け取り，光ファイバーと光ボールの仕様（供給電圧と RGB 値 0~255 の対応）に合わせた RGB 値に変換し，PWM 出力し，光ファイバーと光ボールに供給する．これにより，光刺激の色と明るさを位相に合わせて変化させることができる．

3.3 呼吸誘導刺激提示

頭上を覆う形状と光刺激装置を容易に取り付けられる網目構造をしているハンギングチェアを選び．耐荷重の大きい（120Kg）機種（Micro Chair - Hanging Chair Grand S）を用いた．光ファイバーと光ボールを利用者の顔の周りにくるようにとりつけ，M5_B に接続した．

4. 動作確認

静かに椅子に座って複式呼吸していると，光の色と明るさが呼吸に同期することを確認した．位相に変換することで，重心変化の大きさの個人差に対処できキャリブレーションは不要である．ハンギングチェアを揺らしたり座り直したりすると一時的に呼吸計測ができなくなる．初期設定では，吸気で水色に，呼気で紫色になるよう設定している．

5. おわりに

誘導アルゴリズムの実装，ハンギングチェアの揺れへの対策，利用者が色や明るさの範囲を調整する機能とインタフェースの実装が今後の課題である．システム完成後，病棟の医療従事者の休憩スペースに設置し，利用状況や感想・コメントのフィードバックをもらい評価・改良につなげる．将来的には，聴覚・触覚・嗅覚刺激も加え，椅子の揺れを誘導刺激とするなど，多感覚刺激空間を実現したい．

参考文献

1) 厚生労働省：医師の働き方改革，https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/kenkou_iryou/iryou/ishi-hatarakikata_34355.htm（最終閲覧　2024.10.18）
2) 浦谷裕樹,大須賀美恵子：エアバッグを用いた子ども向けの呼吸誘導ぬいぐるみの開発,人間工学, Vol.51.No.6, pp.428-434(2015).
3) 山口大輝，大須賀美恵子：リラクセーションを目的とした音楽による呼吸誘導アプリの開発と評価，計測自動制 御学会システム・情報部門学術講演会 2014 講演論文集，　pp.696-697, (2014).
4) 浦部裕行，木場晏也，大須賀美恵子：クッションロボットによる呼吸誘導を用いた入眠装置の提案, HAI シンポジウム (2021).
5) M5Stack Core2: https://docs.m5stack.com/ja/core/ core2（最終閲覧　2024.10.18）
6) Micro Chair - Hanging Chair Grand S, https:// hanging-chair.jp/product/grand-s/（最終閲覧　2024.10.18）

効率のよい休憩をとるための呼吸誘導クッションの開発

Development of a respiration guide cushion for efficient breaks

○浜吉遥斗*，大須賀美恵子*
*大阪工業大学ロボティクス＆デザイン工学部
*Faculty of Robotics and Design, Osaka Institute of Technology

1. はじめに

大学生は講義や課題，プロジェクトやアルバイトと忙しい生活を日々送っている．それにも関わらず，隙間時間や休憩時間をスマートフォン（以下「スマホ」と表記）を利用した動画視聴，SNS，ゲームに費やしている学生が多い．スマホの長時間利用は睡眠不足や睡眠の質の低下の原因となり，講義中の覚醒・集中低下につながりかねない．

浅い睡眠段階（N2）までしか到達しない 10〜15 分の短い昼寝は目が覚めやすく．机でうつ伏せ寝でも昼寝の効果が確認されている [1]．そこで，昼休みの食事後など短い休憩時間に効率よく休憩をとる手段を提供したいと考えた．

一方，我々の研究室では，これまでに呼吸誘導を用いたリラクセーションや緊張緩和に研究をしてきた．子どもがリラクセーションできる呼吸を学ぶための呼吸誘導ぬいぐるみや [2]，呼吸誘導と音楽でリラックスを促す装置 [3]，しっぽロボットのしっぽの動きで呼吸誘導し入眠を促す装置 [4] などの事例がある．

呼吸は，自律神経支配でありながら，自分の意思でも制御できるためさまざまな呼吸法が提案されている．日常生活におけるストレス対処のためのリラクセーション方略を調べた調査においても，呼吸調整が第 1 位に挙げられている [5]．

一方で呼吸誘導は，呼吸法のような呼吸統制とは異なり，利用者の呼吸を計測してそれに合わせた刺激を提示して呼吸を誘導することにより，さほど意識させずに望ましい呼吸に誘導するものである．

本研究では，大学生が講義やデスクワークの合間に，短い時間でリラックスし休憩後に速やかに活動に適した活性レベルに戻るために呼吸誘導を応用することとし，手軽に利用できるクッション型のデバイスを開発した．

2. システムコンセプトとシステム構成

休憩時に，椅子に座ってクッションのポケットにスマホを入れてクッションを抱き，クッションの圧を感じながら呼吸することで，呼吸がゆっくりになってリラックスでき，休憩の最後には速い呼吸に誘導されて速やかに活性化できるようにするクッションを開発する．図 1 に休憩の流れを示す．

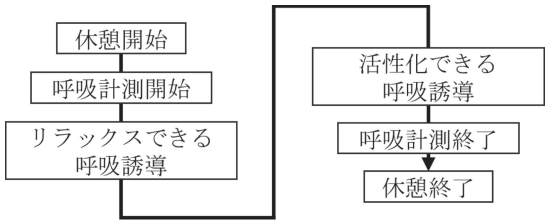


図 1 呼吸誘導による休憩の流れ

呼吸計測にはスマホの 3 軸内蔵加速度センサを用い，誘導刺激にはクッション内蔵のエアバッグの空気圧を用いる．スマホを呼吸計測に用いることで，隙間時間や休憩時間のスマホ利用を抑制するという効用も期待できる．

3. 実装

システムは，市販のクッション，スマートフォン，エアバッグ（Pacific Supply [6]），エアポンプ装置（CS-PROGRAMMABLEAIR-01 [7]），エアバッグを膨張/収縮するためのエアポンプ装置付属の Aruduino Nano から構成されている．

図 2 にシステム構成と作成したクッション型装置を利用している様子を示す．

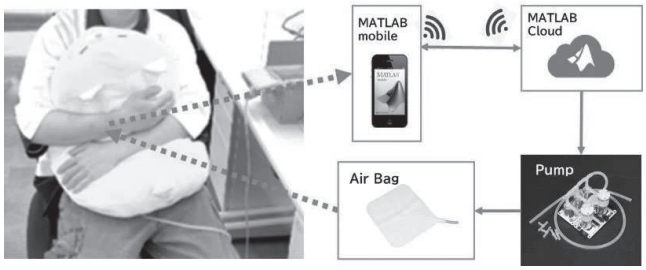


図 2 システム構成

3-2 呼吸計測方法

呼吸計測にはスマホの内蔵加速度センサを使用する．スマホに入れた MATLAB mobile を起動し，加速度センサをオンにしてスマホを腹部に当て計測を開始すると，取得された加速度データが MATLAB Cloud に送信される．それ以降の処理は MATLAB Cloud で行う．サンプル周波数は 100Hz で，呼吸成分を抽出するために Yow 方向を除く 2 軸の加速度のノルムを求め平均値を差し引いたのちにバンドパスフィルター（0.05～0.5Hz，2 次 Butterworth フィルタ）をかる．5Hz でリサンプリングした後にヒルベルト変換により位相を求め，吸気開始，呼気開始タイミングを検出する．図 2 に波形の一例を示す．

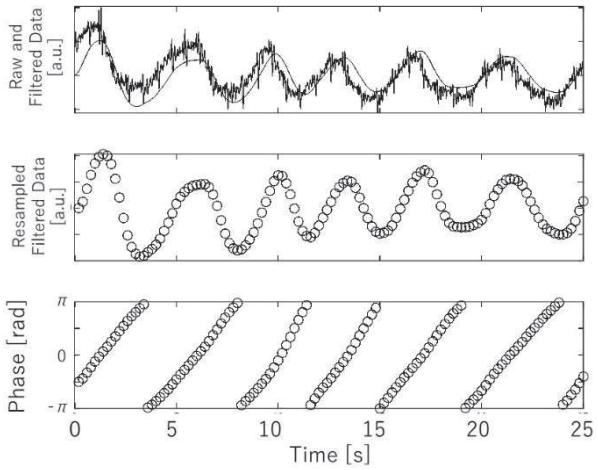


図 2 処理過程の波形の一例（上段：**ノルムとフィルタ出力**，**中段**：**リサンプルデータ**，**下段**：**位相**）

3-3 呼吸誘導刺激提示

MATLAB Cloud で求めた位相が設定値（吸気開始の少し前）になったらエアバッグを収縮させ，別の設定値（呼気開始の少し前）になったらエアバッグを膨らませる信号を Aruduino Nano に送る．リラックス時の呼吸誘導では，設定した呼吸回数ごとに，収縮タイミングを 0.5 秒遅らせ，活性化ではその逆を行う．利用者の呼吸がエアバッグの膨張開始タイミングと設定時間以上ずれた場合は，利用者の吸気開始タイミングで膨張を開始するようにし 2–3 呼吸の間同期を確認した後に誘導を再開する．予め利用者ごとに設定した目標とする呼吸周期（リラックスでは 8～10 秒程度，活性化では 4～5 秒程度）に到達したら誘導をやめて同期モードにする．

4. おわりに

現状できていることはスマホで呼吸を計測しリアルタイムで呼吸波形を表示，位相を計算して吸気・呼気のタイミングを取得, エアポンプ装置を Arduino で制御することである．

今後，クッションの抱き方やスマホの当たる場所の違いによる計測不備への対処と，同期モードと誘導モードのアルゴリズムとパラメータの調整をし，呼吸誘導が行えることを確認する．

クッション完成後は, 大学生を対象に評価実験を行う．評価実験は，主観評価に加え，脈拍数などの生理指標，休憩前後の作業効率の変化などを指標にする予定である．

参考文献

1) 林光緒：昼寝の功罪とパワーナップ，睡眠と環境 Vol.18,No.1, pp.17-24 (2024).
2) 浦谷裕樹,大須賀美恵子：エアバッグを用いた子ども向けの呼吸誘導ぬいぐるみの開発,人間工学, Vol.51.No.6, pp.428-434(2015),
3) 山口大輝，大須賀美恵子：リラクセーションを目的とした音楽による呼吸誘導アプリの開発と評価，計測自動制 御学会システム・情報部門学術講演会 2014 講演論文集， pp.696-697, (2014).
4) 浦部裕行，木場晏也，大須賀美恵子：クッションロボットによる呼吸誘導を用いた入眠 装置の提案, HAI シンポジウム (2021).
5) 梅沢章夫：呼吸活動，宮田洋(監修)，新生理心理学(第 1 巻), pp.196-209,北大路書房 (1998).
6) パシフィックサプライ株式会社: エアバッグセンサ, https://www.p-supply.co.jp/products/index.php?Act =detail&pid=199 (最終閲覧 2014.10.18)
7) Crowd Supply: Programmable-air,https://www.crowdsupply.com/tinkrmind/programmable-air (最終閲覧 2014.10.18)

スマートグラスを使用した航海補助システムの開発

Development of the Assisting Navigation System Using the smart glass

○小新琉依*，北村健一*，瀬田広明**，大﨑脩仁***

*鳥羽商船高等専門学校商船学科　**東海大学航海工学科　**東北大学工学研究科

KOSHIN Rui*, KITAMURA Kenichi*, SETA Hiroaki**, OSAKI Shuto***

*Maritime Technology Department, National Institute of Technology, Toba College, **Department of Navigation and Ocean Engineering, Tokai University, ***Graduate School of Engineering, Tohoku University

1. はじめに

漁船などの小型船，大型船，高速船が混在する海上において船舶が航行中に起こす事故としては遭難，衝突，乗揚げが主に挙がるが，その中でも海難審判で審理される事故としては衝突事故が最も多い．図 1 より海上衝突事故の発生原因全体の 80%は，見張り不十分 49%，航法不遵守 19%，信号不履行 12%の 3 つが占め，見張り不十分が海上衝突事故要因を比較的大きく占めていることがわかる [1]．

一方で，航海当直中の航海士は，航海に関する周囲の情報の把握のために目視での見張りを一時中断して船橋内航海計器から情報の収集にあたるが，その一時中断が断続的に起こるためその際に見張り不十分な状態となる．近年，海運業界において船舶の大型化や高速化が進んでおり，巨大船に定義されるサイズでありながら 40 knots で航走する高速翼船であるジェットフォイルが新造されつつあるが，高速船舶はその速度の増加から単一時間あたりに見張りから得られる情報が増加傾向にあり，これまでとは相対的に航海計器より航海情報を得る際に発生する見張り不十分な時間が発生することが想定される．

したがって，従来より一層の見張り不十分を起因として将来的に発生しうる海上衝突事故防止に向けて見張り不十分な状態を低減するべく，航海計器からリアルタイムで取得する情報を直接スマートグラスに表示させる航海補助システムの開発を目的とする．スマートグラスは，図 1 に示すセイコーエプソン株式会社の BT-30E を採用した．

表 1　海上衝突事故原因の割合

1	見張り不十分			49 %
	1	衝突直前まで相手船を認めなかった		
	2	見張りを行わなかった		
	3	動静監視不十分		
2	航法不遵守			19 %
	1	定型的航法違反		
		1	横切り船の航法	
		2	視界制限状態における船舶の航法	
		3	その他	
	2	船員の常務違反		
	3	その他		
3	信号不履行			12 %

2. スマートグラス表示内容の検証実験

2-1. 実験概要

船舶の航海情報が集約される船舶自動識別装置（AIS: Automatic Identification System）から得る文字データを，緯度・経度，速力，航海時間など各情報に分類しそれらを連続的に表示させるようなプログラミングコードをノートパソコンで作成する．

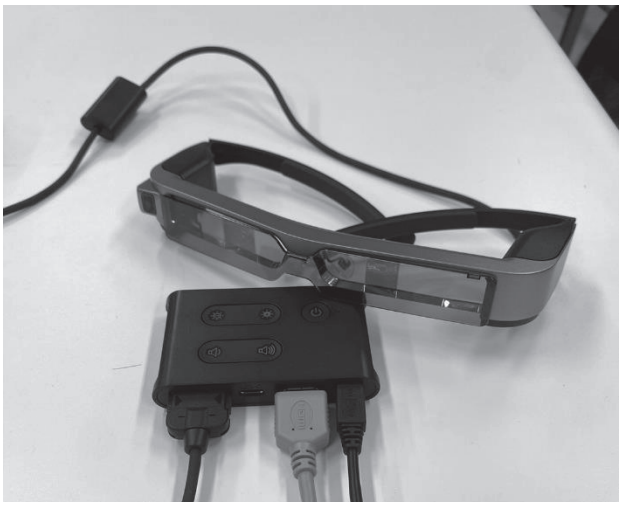


図 1　BT-30E の画像

手順は以下の通りである．

1. ChatGPT に必要な情報を伝えプログラミングコードを作成する．
2. 作成したプログラミングコードが正しく機能するか google Collab にて確認する．エラーコードが出てしまった場合，それを再び ChatGPT に打ち込み再度新たなプログラミングコードを作ってもらい，再度 google collab にて試す．この工程をエラーコードが出なくなるまで繰り返し行う．
3. パソコンの画面上に文字データの情報が連続的に表示できる段階まで進行したらパソコンとスマートグラスを接続し，パソコンの画面がスマートグラスに表示されるか確認する．

2-2. 実験結果

航海記録の文字データを緯度・経度，スピード，時間などの情報に分類し，電子海図情報表示装置（ECDIS: Electronic Chart Dsiplay and Information System）及びレーダーの画面を模した表示を作成しそこへ連続的に当該データを表示させることを実現するプログラミングコードを作成する．スマートグラスの表示内容を図 2 に示す．図 2 の向かって左上の 19:22 は時刻，左下の 10.9kn が速力，真ん中の 177° は針路，右の円がレーダーを反映する．

図 2　スマートグラスの表示内容

また，作成したプログラミングコードの抜粋は図 3 のとおりである．

```
import pandas as pd
import re


# NMEA データを読み込む関数
def read_nmea_file(file_path):
    with      open(file_path,      'r',
encoding='utf-8') as file:
        return file.readlines()


# ファイルパスを指定
file_path = 'teraterm.log.'  # 入力ファイ
```

図 3　作成したプログラミングコードの抜粋

3. 今後の課題

最終的にリアルタイムで送られてくる文字データを連続的にスマートグラス上で表示できる段階に来た場合に，当該航海補助システムが見張りを行う航海士にどの程度の手助けになるのか検証する．検証実験では操船シミュレータを使用し，目視による見張りが常時必要となる船舶が輻輳する海域を航行する場面において実験協力者に本スマートグラスを着用しての操船を執っていただいた後，各場面でスマートグラス着用によりどの程度操船の手助けになったかをアンケート調査にて実施する．

4. おわりに

本研究で実施した実験は JSPS 科研費 JP22K13775 の助成を受けたものである．予定する実験はヒトを対象とするため，鳥羽商船高等専門学校生命倫理委員会規則にのっとり同委員会より審議を受け，ヒトを対象とする研究を行うことに対して既に承認を得ている．本実験協力者にはインフォームド・コンセントを書面で行った．

参考文献

1)　今津 隼馬:船舶衝突事故と安全対策，海の環境と安全特集号, Vol. 45, No.5, pp.364-369 (2006).

触覚刺激に痛覚情報を付加することで刺激知覚位置の正確さは向上するか

Does adding pain information to tactile stimuli improve the accuracy of stimulus perception location.

○永原恵太*，奥田啓斗**，小谷賢太郎*，朝尾隆文*，鈴木哲*

*関西大学　システム理工学部　**関西大学大学院　理工学研究科

NAGAHARA Keita*, OKUDA Keito**, KOTANI Kentaro*, ASAO Takahumi*, SUZUKI Satoshi

* Faculty of Systems Science and Engineering, Kansai University, ** Kansai University Graduate School of Science and Engineering

1. 序論

近年人間の触覚を用いて情報を伝達するデバイスに対する注目が高まっている．例えば，運転をしている際，ハンドルなどを通じて周囲の情報を伝達する．VR などでコントローラから情報を伝達し，臨場感を高めるなど様々な目的，用途に応じた触覚を用いたデバイスの研究，開発が行われている [1)2)3)]．触覚ナビゲーションシステムは実験参加者に与える負荷が高いとき，視覚ディスプレイと比較して作業負荷を軽減するといった効果があることが報告されている [4)]．しかし触覚からその刺激を受けた身体の位置を正確に知覚ができるかどうかを調べた研究 [5)]によると，刺激を受けた位置と認識する位置にはずれがあることが報告されている．新銅ら [6)]は皮膚の速順応型の機械受容器であるマイスナー小体，パチニ小体がそれぞれ最も反応する振動刺激を触刺激に加えることで脳に送る情報量を増加させられないか検討したところ，振動数ごとにずれ量に有意差は確認できなかった．

この先行研究では，触刺激は主として機械受容器により検出され，神経回路については単一の求心性線維を経由して大脳に情報が送られていくと予想される．一般に触覚刺激は Aβ 求心性線維を媒介し脳に情報を伝達されるとされており，それ以外には，刺すような痛みを伝達する Aδ 求心性線維，やけるようなにぶい痛みを伝達する C 線維がある [7)]．そこで我々は触刺激を与える方法に改良を加えることで機械刺激によって発火する Aβ 神経線維に加え，痛み刺激を同時に加えることで Aδ 求心性線維も刺激し手掌から脳に送る情報量を増加させることで提示位置の正確さを高められないかと考えた．本研究では，機械刺激と痛覚情報を同時に提示できる刺激子を設計し，その刺激子を用いて実験参加者が認識した位置と実際の刺激提示位置のずれ量を比較し，提示位置知覚の正確さが増すかどうかの調査を行った．また，痛み感の強さを計測し，痛み感の強さが提示位置知覚の正確さと相関があるか調査を行った．

2. 刺激子の選定

2-1. 痛み刺激の反応

赤松の研究 [7)]では，3 人の実験参加者に直径の異なる円柱型刺激子を前腕に押し当て，痛みを感じた時点でボタンを押す方法で，刺激子の押し込み量を痛み閾値として記録した結果，刺激子直径が小さいほど痛み閾値が小さかったと報告している(図 1)．

そこで，皮膚への押し込み量が同一である場合，刺激子直径が小さいほど痛み受容器の発火頻度が上昇し，脳へ送られる情報量が増加することから，提示位置知覚の正確さは増加すると仮定し刺激子を製作することにした．

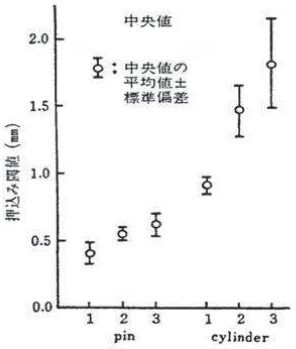


図 1　各刺激針の押し込み閾値の中央値 [7)]

2-2. 刺激子の製作

新銅らの研究 [6)] では，刺激子として Φ10 の軟質パーツ（No.1100，3M 社製）が使用されていたが，本研究では痛みを付与するために直径をより小さくする必要があると考えた．安全性を考慮し，最小径を Φ1 とし，Φ1，Φ3，Φ5 の円柱型刺激子(図 2 参照)を作成して提示位置知覚の正確さを比較した．

3. 実験

3-1. 実験参加者

21―24 歳右利きの男子大学生 5 名を対象に実験を行った. なお, 全ての実験参加者には実験の内容, 特に開始前に口頭で痛み感が強ければ場合実験を中止する権利があることなどを説明し，書面にて同意を得た.

3-2. 実験装置

任意の座標にヘッド部分を移動させる XY プロッタ（DrawBot handwriting machine full kit Acrylic Version, WillBest 社製）を改造し，そのヘッド部にプッシュソレノイド（CBS12400320, タカハ機工社製）を装着し，PC のシリアルポートから Arduino ボード（Me-baseboard, Makeblock 社製）を経由して任意の位置に刺激を提示できる装置を作成した(図 3 参照). XY プロッタの下には被験者の手掌を撮影することができるカメラ（Web カメラ C980GR, ロジクール社製）を設置しておりタブレット端末(Surface Pro Model 1796 i5, Microsoft 社製）に接続されている. プッシュソレノイドの先端には M3 スペーサー（ステンレス 304 スペーサー(六角) / ASU-H, 廣瀬計器社製), M3 六角ボルト(六角ボルト 全ねじ(黄銅/ニッケル), MonotaRO 社製)を接続し, その上にΦ1,3,5 の平行ピン(平行ピン B 種 h7 ステンレス, MonotaRO 社製)を接着したものを取り付ける(図 2 参照). また，刺激提示装置を覆う形で縦 90mm，横 76mm の開口部があるアクリル板を設置し(図 4 参照)，その上に実験参加者の手掌を置いてもらう.

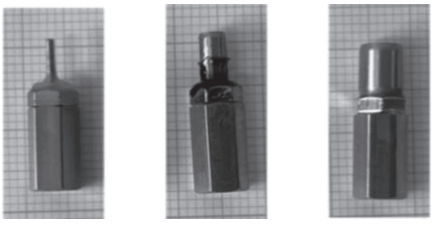


図 2　製作した刺激子

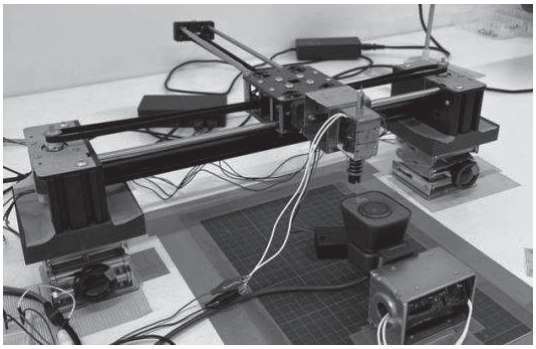


図 3　刺激提示装置

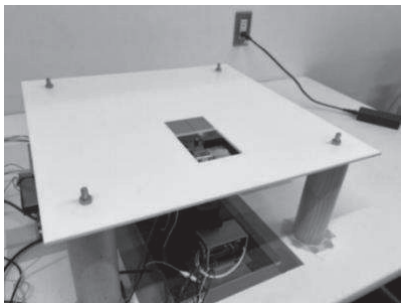


図 4　アクリル板を置いた状態の刺激提示装置

3-3. 実験手順

実験参加者は椅子に座り，左手の掌を作成した刺激提示装置に乗せ，右手側で刺激を感じた点と痛み感の強さを回答してもらう．実験参加者は左手側を見ずに回答してもらうため，装置と回答部分の間に仕切りを設けた．実験環境を図 5 に示す.

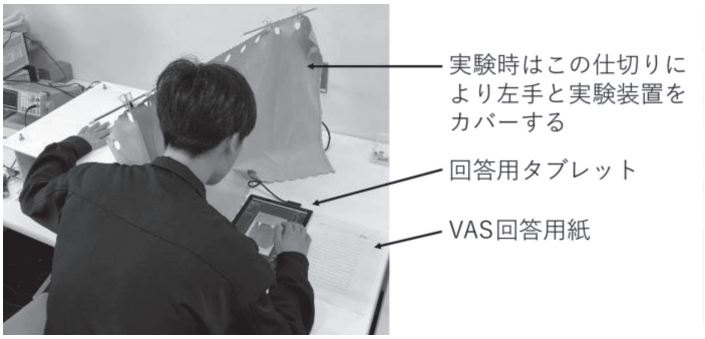


図 5　実験環境

実験開始前に，痛み感の事前評価として，直径Φ1 の刺激子を用いてすべての提示位置を刺激し，痛み感の範囲について口頭で回答を受け，継続可能な範囲であることの同意を得たうえで実験を進めた.

図 4 に示した刺激提示装置開口部を縦，横それぞれ 8 等分，4 等分し，図 6 のように等分線の交点の中から 6 点を提示位置とし，1～6 の番号を割り振った．また，6 点の提示順は 3 パターン用意した．実験は刺激子直径 3 通りと 3 パターンの刺激提示順のセット計 9 セット行った.

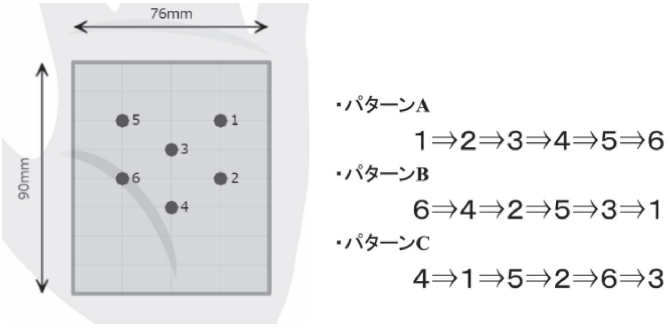


図 6　刺激提示位置と提示順序

計 9 セットの試行を 3 試行毎に分割して 1 ブロックとし，ブロックごとに 3 分間のインターバルを設定した．カウンターバランスを考慮して，ブロック毎に刺激子の順序は変更．刺激の提示は 3 秒，提示と提示の間は 7 秒のインターバルを設け，その間に実験参加者には感じた位置と痛み感の強さを回答してもらった．

刺激を感じた位置はタブレット上に表示した写真にスケッチ機能を用いて回答してもらった．痛み感の強さの計測は左端を「痛みなし」右端を「想像しうる最大の痛み」とアンカーをつけた VAS により回答してもらった．

3-4. データ処理

刺激を提示した位置と実験参加者が回答した位置の距離を計測し，ずれ量を算出した．また，VAS の左端から実験参加者が線を引いた位置までの距離を計測し痛み感の強さを算出し，痛み感の強さとずれ量の相関性を確認した．また，刺激提示位置と刺激子直径を独立変数とする参加者内計画による二元配置分散分析でずれ量と痛み感の強さを評価した．統計処理には R4.4.1 を用いた．

4. 結果

4-1. 痛み感の強さとずれ量の相関

全実験参加者の痛み感の強さとずれ量の相関を図 7 に示す. 全データの相関係数は 0.048 であり両者の相関性は認められなかった．また痛み感の強さは実験参加者間で異なる傾向が認められた．

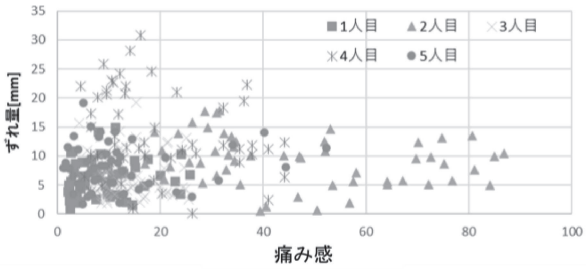


図 7 痛み感の強さとずれ量の関係

4-2. 痛み感の強さ

図 8 に刺激子直径ごとの痛み感の強さを示す．刺激子直径ごとに有意差が見られた（F(2,252)=32.9, p<0.001）．Φ1 が最も大きく(平均 31.8mm)，Φ5 が最も小さかった(平均 13.1mm)．また，刺激提示位置により痛み感に有意差は認められなかった (F(5,252)=0.456, P<0.865) ．

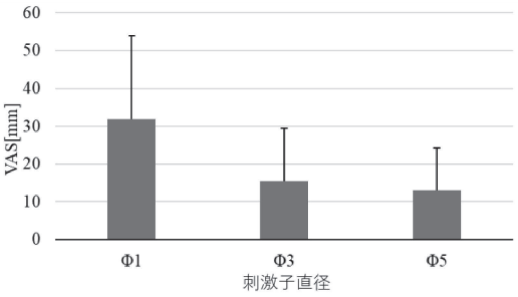


図 8 刺激子直径ごとの痛み感の強さの関係

4-3. 刺激子と刺激提示位置によるずれ量の変化

刺激子直径ごと，刺激提示位置ごとにまとめたずれ量の平均値をそれぞれ図 9，図 10 に示す．なお図 9 の横軸の番号は図 6 の刺激提示位置の番号に対応している．

刺激提示位置ごとにずれ量は有意に変化していた (F(5,252)=3.04, p<0.0109)．しかしながら刺激子直径の違いによりずれ量は変化するとはいえなかった (F(2,252)=2.22, P<0.111)．刺激提示位置に関しては小指付け根に近い点の点 1 が最もずれ量が小さく(平均 6.88mm)，最も手首に近い点の点 4 が最もずれ量が大きくなった(平均 9.99mm).

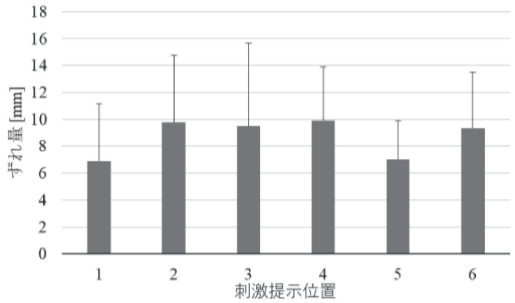


図 9 刺激子直径ごとのずれ量の関係

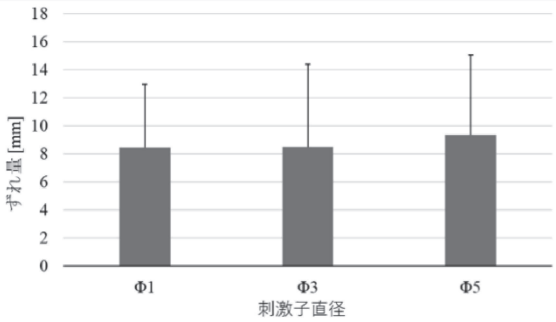


図 10 刺激提示位置ごとのずれ量の関係

5. 考察

本実験では，刺激子の直径を減少させることで，痛み感を与え，痛覚の提示位置に関する情報が刺激子の提示位置の正確さを高めると考え実験を行った．

全体的にはずれ量，すなわち提示位置知覚の正確さは先行研究 [6]と一貫した傾向を示していることが示された．しかし，図 7 より痛み感の強さとずれ量には顕著な相関性は認められなかった．また，図 9,10 より刺激子直径の減少は痛み感の強さに有意な寄与を示したが，刺激提示位置と認識位置のずれ量に改善は見られなかった．

先行研究 [8]によると，痛み刺激は Aδ 神経線維を介し，大脳皮質感覚野に届けられ，どこが痛いか判断されるとされている．このことから，痛み感の付与が位置知覚の正確さの向上に影響を与えないとは考えにくい．しかしながら痛みを感じる位置がどの程度正確に知覚できるかについての先行研究は我々の調べた限りでは見つけることができなかった．したがって，提示位置知覚の改善が見られなかった理由として，いくつかの仮説が考え得るが，特に直径の減少に伴い痛みの付与と同時に位置認識精度を低下させる要因が存在していた可能性について今後検討したいと考えている．

先行研究 [9]によれば，皮膚無毛部の機械受容器はその応答様式に基づき 4 つに分類され，その中には皮膚の変位に応じて神経発射を継続する受容器が存在することが報告されている．刺激子の直径の減少により，手掌部皮膚の変形領域が縮小し，それに伴い発火する機械受容器の数が減少する．結果として，脳に送られる電気信号の量，すなわち情報量も減少していると考えられる．この情報量の減少が，位置認識精度の低下を引き起こす要因となり，痛み刺激が付与されていてもずれ量に改善が見られなかった可能性があると考えている．

受動触の提示位置知覚の正確さを向上させるためには受容器から大脳皮質に渡るヒトの触知覚システムの解明が今後さらに必要になると考えられるが，まずは本研究の結果を踏まえ，実験を重ねて検討していきたいと考えている．

参考文献

1) V.G. Chouvardas, A.N. Miliou, M.K. Hatalis : Tactile displays: Overview and recent advances, Displays, Vol.29, Issue 3, pp.185-194 (2008)
2) 岡本正吾：触覚提示デバイスに何ができるのか？触覚フィードバック機能付きタッチパネルのための価値あるコンテンツ，映像情報メディア学会誌, Vol.72, No.4, pp.515-520(2018)
3) 矢野博明，小木哲朗，廣瀬通孝：振動子を用いた全身触覚提示デバイスの開発，日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.3, No.3, pp.141-147(1998)
4) Jan B.F. Van Erp , Hendrik A.H.C. Van Veen : Vibrotactile in-vehicle navigation system, Transportation Research Part F, Vol.7, Issues 4-5, pp.247–256(2004)
5) Flavia Mancini, Matthew R. Longo, Gian Domenico Iannetti, Patrick Haggard : A supramodal representation of the body surface, Neuropsychologia, Vol.49, Issue5, pp.1194 - 1201(2011)
6) 新銅央行，小谷賢太郎，奥田啓斗，朝尾隆文，鈴木哲：手掌に提示された触情報の位置知覚特性－手掌上の位置と振動による影響－，人間工学, Vol.60, No.5, pp.276-282(2024)
7) 赤松幹之：痛み感覚と皮膚の機械的変形との関係について，バイオメカニズム, Vol.7, pp.59-68 (1984)
8) 久光正：痛みのメカニズムとそのケア，心身健康科学, Vol.4, No.1, pp.1-5(2008)
9) 宮岡徹：ヒト触覚情報処理の基礎，計測と制御 , Vol.47, No.7, pp.554-560(2008)

ペンの三次元座標を用いた書字動作における個人特性：個人内変動と個人間変動の観点から *Individual Characteristics in Writing Movement Using Pen Three-Dimensional Coordinates: Intra- and Inter-individual Variation Perspectives*

○杉山聡一*，吉尾陸汰*，丸山花音*，安井亮太*，来田宣幸**

*京都工芸繊維大学工芸科学部，**京都工芸繊維大学基盤科学系

SUGIYAMA Souichi*，YOSHIO Rikuta*，MARUYAMA Hanane*，YASUI Ryouta*，KIDA Noriyuki**

*Kyoto Institute of Technology

1. 緒言

手はヒトの体の中でも動作させることのできる筋肉、骨、関節が多く存在しており、特に精密に自由自在に動かすことのできる部位である。手で行う動作の中で書く動作は日常生活に深く関わっており、書く動作には個人に恒常性が見られることが知られ、書字中のペンの動きには個人の経験による癖が観察されると考えられる。実際に現在の日本では、筆跡鑑定という技術が社会で活用されている。しかしながら書いた文字から個人特性について研究している論文 [1]は少ない。そこで本研究では書字行動におけるペンの動きに着目し、3 次元モーションキャプチャを用いて座標を収集し、ペンの動作の個人特性について検討する。

2. 実験方法

2-1. 対象者及び実験課題

実験の対象者は右利きの一般成人 3 人(Sub.A, Sub.B, Sub.C)であった。被験者は着座姿勢をとり、机上に書字する字の「西山千明」[2]の見本(各字 5 cm 四方)を置き、その上にトレーシングペーパーを配置し、トレーシングペーパーに書字を行った。

2-2. データ取得

この書字動作を計 5 回行いデータを取得した。ボールペンは通常のものを使用し、ペンの先端と上端の二箇所にマーカーを貼付した。三次元モーションキャプチャ装置(OptitrackV120 DUO)を用いて、撮影を行った。

2-3. データ処理

ペンの先端と上端の座標から xy 平面(矢状面)(図 1)、xz 平面(水平面)(図 2)、yz 平面(前額面)(図 3)と水平面とペンのなす三次元角度を求めた。西、山、千、明の 4 つの各文字の一画目、筆跡鑑定で確認されているトメ、ハネ、ハライに当たる部分(A1-A7)を半径 5 mm の球の範囲について抽出を行った。3 人についてのペン書字動作中のペンの角度を 7 つの抽出した部分(図 4)について計 420 のデータを得た。得られた各部分の角度について個人内の書字動作の再現性、他人との書字動作の違いについて分析した。個人内の書字動作の再現性については各分析対象箇所ごとにの個人の 5 試行の角度の標準偏差を求め、3 人の平均値を個人内変動の指標とした。個人間変動については各文字の個人の平均値を求め、3 人の標準偏差の値で、個人間変動の指標とした。

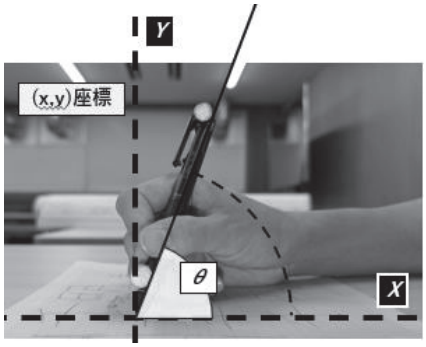


図 1　ペンの角度(矢状面)

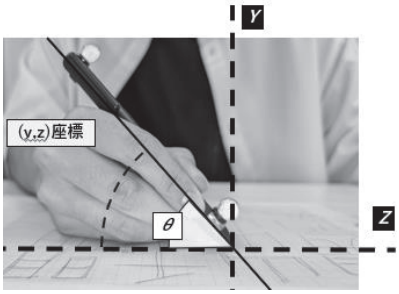


図 2　ペンの角度(前額面)

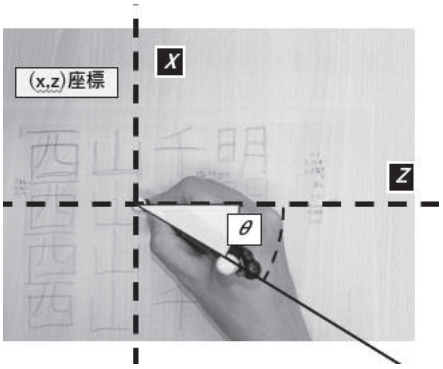


図 3　ペンの角度(水平面)

図 4　書字の分析部分

3. 結果及び考察

3-1. 書字の際の角度

図 5 に矢状面の各分析対象箇所のペン角度を対象者ごとマーカー示した。左から順に西の一画目(A1)、山の一画目(A2)、千の一画目(A3)、明の一画目(A4)、山のトメ(A5)、千のハライ(A6)、明のハネ(A7)を示した。図 6 は前額面から見た角度の値である。図 7 は水平面から見た角度の値である。図 8 は三次元で見たときの角度である。

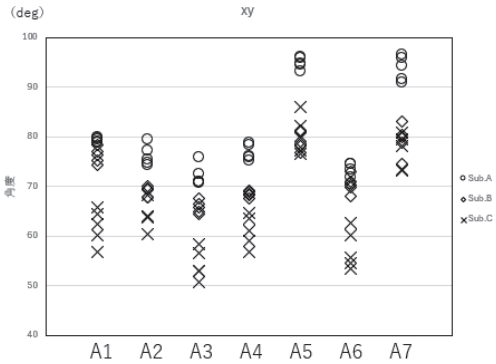


図 5　書字角度(矢状面)

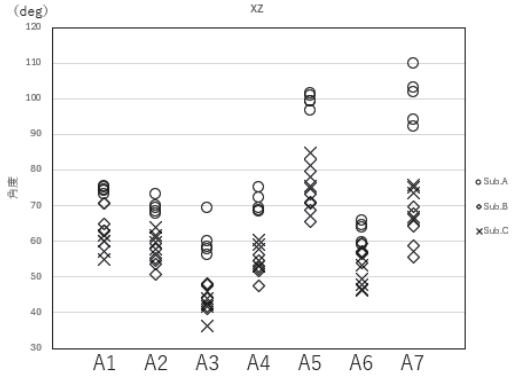


図 6　書字角度(前額面)

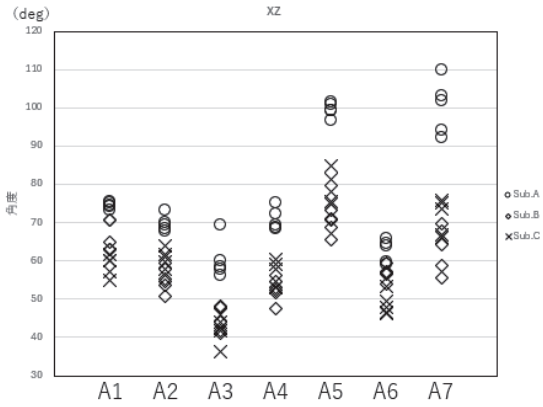


図 7　書字角度(水平面)

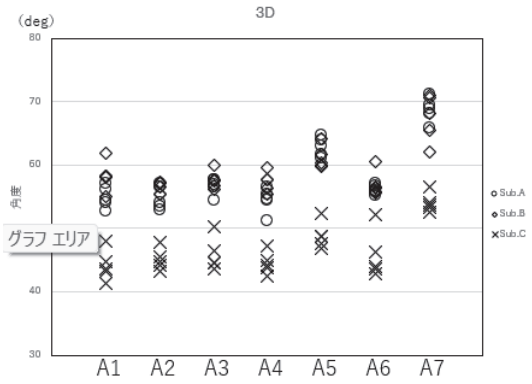


図 8　書字角度(3D 軸)

3-2. 個人内変動

各字の一画目について標準偏差の平均値が矢状面(図 9)、前額面(図 11)、水平面(図 13)、三次元(図 15)の順で示すと、西では 1.15　cm から 2.00

cm、山では 1.27 cm から 2.09 cm、千では 1.73 cm から 3.00 cm 明では 1.33 cm から 2.45 cm と値が低く、分散が小さいようにみえた。特徴部位では標準偏差の平均値が矢状面(図 10)、前額面(図 12)、水平面(図 14)、三次元(図 16)の順で示すと、トメが 1.60 cm から 2.76 cm ハライが 1.94 cm から 2.05cm、ハネが 2.21 cm から 5.39 cm 精度であった。このことから各字の一画目に比べ全体的に高くなっていることが分かる。これは特徴部位を書字する際の複雑な動きによる影響がでていると考えられる。

各平面ごとに見ると矢状面では標準偏差の平均は小さく、前額面は全体的に標準偏差の平均値が他に比べ大きく、水平面は平均の標準偏差は全体的に小さく、三次元では標準偏差の平均は特に変わらない値となった。

3-3. 個人間変動

各部分の平均値の標準偏差について、矢状面(図 9)、前額面(図 11)、水平面(図 13)、三次元(図 15)の順で示すと、西の一画目は、4.88 cm から 7.61 cm、山の一画目は 4.97 cm から 6.30 cm、千の一画目は 3.72 cm から 8.09 cm、明の一画目は 5.52 cm から 8.00 cm、精度であった。

特徴部位は平均値の標準偏差が矢状面(図 10)、前額面(図 12)、水平面(図 14)、三次元(図 16)の順で示すと、トメは 6.26 cm から 12.46 cm、ハライは 3.18 cm から 6.87 cm、ハネは 6.58 cm から 15.88 cm、ハネは 6.66cm から 15.88 cm 精度となった。これより各字の一画目に比べ高く、平均値の標準偏差が一画目のものより大きくなっていることが分かる。これはトメ、ハネ、ハライといった特徴部位では動きに違いが現れていると考えられる。各平面でみると矢状面では平均の標準偏差は他集団に比べ大きい。前額面は平均の標準偏差は他に比べ大きい。水平面は平均の標準偏差は全体的に小さい。三次元では平均の標準偏差は同じ程度の値となった。

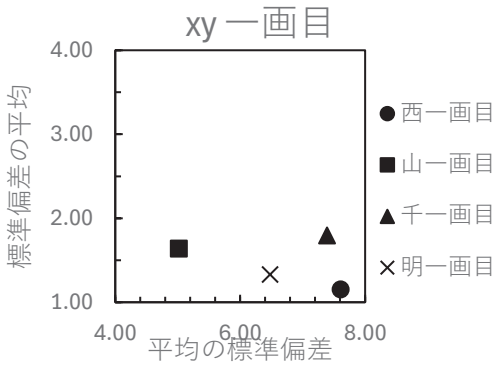


図 9　平均の標準偏差と標準偏差の平均(矢状面)

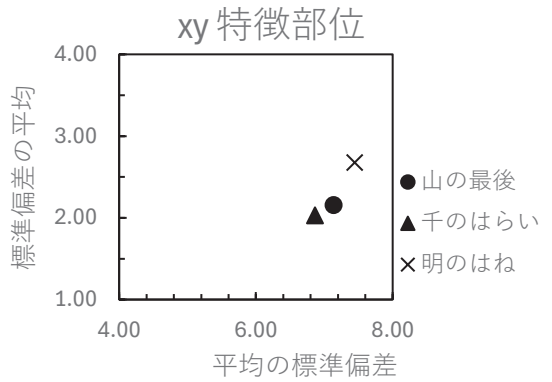


図 10　平均の標準偏差と標準偏差の平均(矢状面)

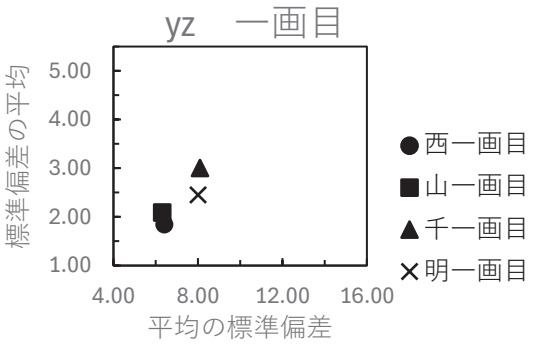


図 11　平均の標準偏差と標準偏差の平均(前額面)

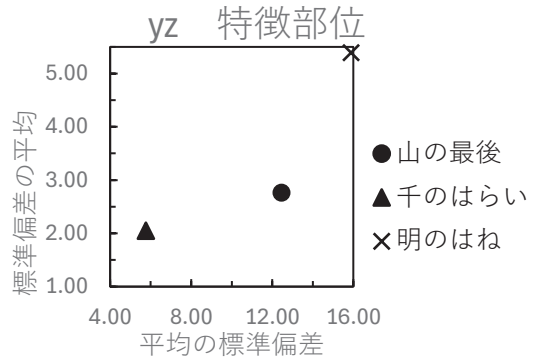


図 12　平均の標準偏差と標準偏差の平均(前額面)

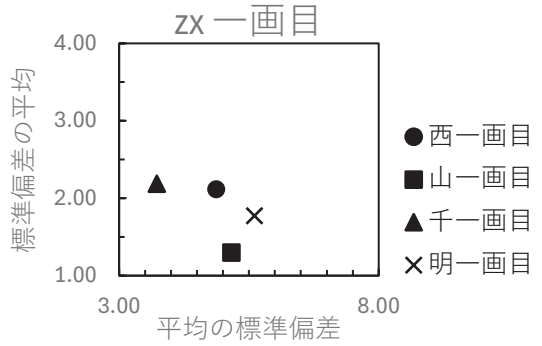


図 13　平均の標準偏差と標準偏差の平均(水平面)

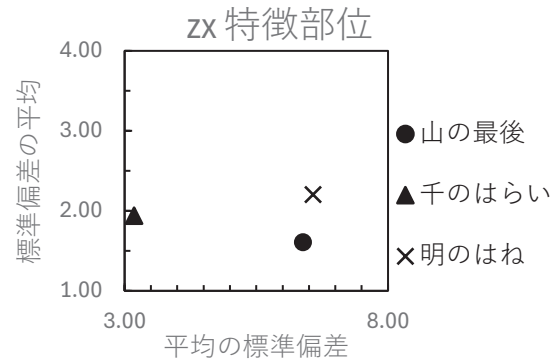


図 14　平均の標準偏差と標準偏差の平均(水平面)

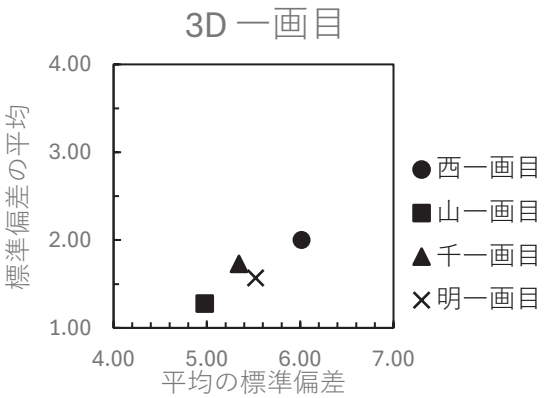


図 15　平均の標準偏差と標準偏差の平均(三次元)

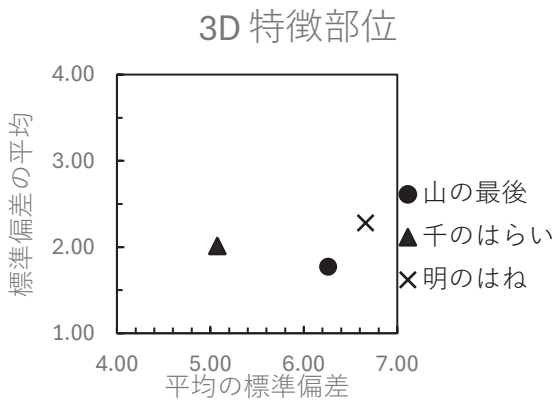


図 16　平均の標準偏差と標準偏差の平均(三次元)

4. 結論

今回の研究を通して、ペンの動きには部首や測定する場所によって、再現性や個人間の差が存在していることが分かった。今後は、実験のデータ数を増やし、個人特性の現れる部位や動きについてさらに調査するとともに、書字動作を動作指示語で指定した際の動かし方の違いやそれに伴う書字動作の違いについて実験を進め、手の運動について研究を進めていく。

5. 文献

1)　関陽子: 書字運動の個人内変動と個人差, 日本教育心理学会, Vol. 60, pp.560 (2018).

2)　関陽子: 筆圧変化パタンにおける個人性, 日本教育心理学会, Vol. 63, pp.493 (2021).

血管撮影システムの操作における身体負荷の比較

Comparison of Physical Loads in Operation of Angiographic Systems

○市岡聖菜，吉見邦子，水本徹
株式会社島津製作所
ICHIOKA Akina, YOSHIMI Kuniko, MIZUMOTO Toru
SHIMADZU CORPORATION

1. はじめに

血管撮影システムは，医師が患者の鼠径部や手首からカテーテルを挿入し，造影剤を注入しながら任意の方向から X 線を照射し，心血管や脳血管など全身の血管の状態やデバイスの状態を観察できるシステムである．施術に関わるスタッフの省力化を図りつつ，検査・治療をスピーディーに実施できることが求められている．

今回，血管撮影システムを利用する医師のワンマンオペレーション実現を目指して，UX 向上・人間中心設計プロセスを実践し，医療従事者がストレスなく操作できるコンソールを搭載した新システムを実現した．新システムは使用感に関する好反応をユーザーから得ており，操作時の身体的な負荷の計測を実施して，裏付けになるようなデータも取得できた．

そこで本稿では，血管撮影システムのコンソール開発における人間工学（人間中心設計）を適用した一事例として，活動経緯を紹介するとともに，新旧システムの操作における身体負荷を計測した結果について報告する．

2. 人間工学（人間中心設計）活動事例紹介 [1)]

2-1. 実施プロセス概要

取り組みの目標を，「検査・治療全体のワークフローを見直し，顧客目線の最適操作を製品要件に反映すること」と定め，UX 向上プロセスの「仮説を立てる」，「正しいものを作る」段階の活動を実施した．

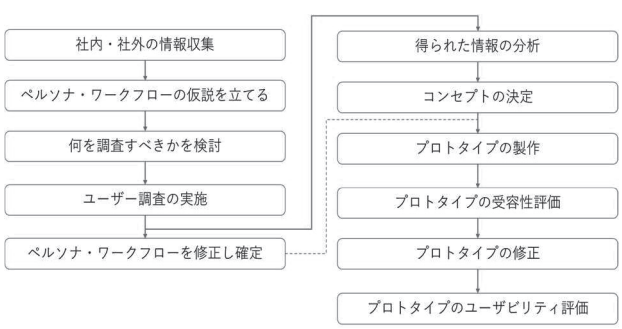


図 1 実施プロセスの概要

2-2. コンセプトの作成・受容性評価

「ユーザー調査」を実施し，医療施設にて観察調査・インタビュー調査を実施した．次に，「要求・データ分析」を実施し，今回実施したユーザー調査結果とこれまでに社内に蓄積されてきた顧客の声を総合的に分析し，コンソールのコンセプトを作成した．

「プロトタイピング」では，ユーザーのワークフローにあわせ，コンソールのボタンやレバーの機能割り当てや位置，形状を一から見直した．発泡スチロールなどで作成したラフな状態から，バーチャルで操作できる状態まで，徐々に詳細度を高めながら仕様を練り上げた．「受容性評価」では，さまざまな段階のプロトタイプのコンソールを医師に模擬操作いただき，コンセプトが正しく仕様に反映されていることを確認した．

2-3. 設計・デザインの詳細化

UX 向上の取り組みの成果として得られた各プロトタイプとそれらの受容性評価結果を用いて「正しく作る」段階に移行した．「正しく作る」段階では，製品化に向けたデザインの詳細化を行った．タッチパネルでは，画面遷移や各機能の呼出・実行方法などの GUI（グラフィカルユーザインタフェース）プロトタイプを作成し，画面デザインの絞り込みを行った．レバーとジョグダイアルに関しては，覆布の上からでも，直感的に操作しやすい形状を検討するために試作を繰り返した．さらに，ジョグダイアル試作の際には，画像送りの模擬操作ができるプロトタイプを作成し目的の画像で停止することができるか検証した．試作の数は 50 個以上に及ぶ．

詳細デザインの検討完了後，実際にユーザーの要求を満たし，使いやすい仕様になっているのかを確認するために，顧客や社内有識者によるユーザビリティ評価を行った．その結果，ユーザーの要求を満

たし，使い勝手にも重篤な問題がないことが明らかになり，デザイン仕様を確定するに至った．デザイン仕様は，最終製品に反映され，医師 1 人でもストレスのない操作を実現したコンソールを搭載した新システムをリリースすることができた．

3. 身体負荷の計測

3-1. 評価タスクの設定・計測対象の選定

人間工学を適用した新システムと，従来製品（旧システム）の操作時の身体負荷を計測し比較することとした．最初に，本装置を利用する状況の整理と新旧システムでの手順詳細を確認し，操作シナリオ（評価タスク）を検討した．今回は「冠動脈造影検査を, 医師がワンマンオペレーションで行うケース」を想定し，新旧システムそれぞれでの操作手順詳細を確認して評価タスクを作成した．本装置において身体的な動きで差が出るのは，操作や手技の合間の左右の移動，手元とディスプレイの視線上下，レバー握り替え等の手元の動きであることが分かったため，これら 3 つの要素を計測することとした．

3-2. 使用したセンサ・計測実施

株式会社ソフトディバイス社の協力のもと，手元や体動全体を計測できる運動量計測システム「アクトラ」を用いて計測を実施した．手元のセンサとして，英国 Ultraleap 社の新型 3D ハンドトラッキングセンサ「リープモーションコントローラー2」を使用し，体動や視線の動きを推定するセンサとして，深度センサ，空間マイク配列とビデオカメラ，および方位センサを備えたオールインワンの小型デバイスとなっている Microsoft 社の Azure Kinect DK を使用した．今回の計測では，本センサで推定された足の位置・動きから「歩数」を，推定された腰の位置・動きから「移動距離」を算出した．また，首の角度から視線を推定し「視線の上下」の動きを検出した．計測時のレイアウトを図 2 に示す．

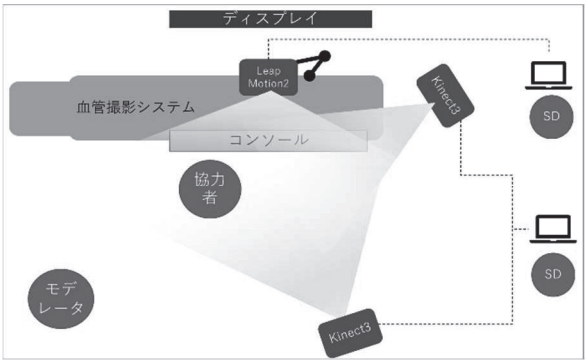


図 2　計測時のレイアウト

図 2 左下のモデレータが，装置前の協力者に対して評価タスクを口頭で指示して操作を行った．

3-3. 結果・考察

新旧システムを比較すると，タスク中の総移動距離，歩数，視線上下の回数について，いずれも新システムにおいて値が小さいことを確認した．

表 1 計測結果

	旧システム	新システム
総移動距離(m)	24.7	15.8
歩数(歩)	80	49
視線の上下1.2m以上(回)	26	8

新旧のコンソールで，これまで主観的であった操作感の向上（身体的負荷の減少）について，客観的に数値で示すことができた．1 度のタスクで操作者が自覚できるような負荷の差ではないかもしれないが，日々似たワークフローを繰り返していく中で，上記の差が蓄積し大きな差となって表れていくと考えられる．

4. おわりに

血管撮影システムのコンソール開発における人間工学（人間中心設計）を適用した一事例として，活動経緯を紹介した．また，新旧システムの操作における身体負荷を計測し，これまで主観的であった操作感の向上（身体的負荷の減少）について，客観的に数値で示すことができた．

今後は，当社における他製品での人間工学（人間中心設計）を適用した開発事例を増やしていき，身体負荷の計測等，客観的な評価も検討・実施していく．

参考文献

1) 髙橋宜子,水本徹: Trinias（Opera）開発における UX（ユーザー体験）向上の取り組み～ストレスのない操作とワークフローの実現～ 島津評論, 島津評論 80〔1・2〕 29～38 (2023)

ISSN 1344-4565

2024 年度 日本人間工学会 関西支部大会

実行委員会（順不同）

大会長	奥野 竜平	（摂南大学 理工学部）
副大会長	才木 常正	（兵庫県立工業技術センター）
プログラム担当		
	篠原 一光	（大阪大学大学院 人間科学研究科）
	石松 一真	（滋慶医療科学大学大学院 医療管理学研究科）
	渕 真輝	（神戸大学大学院 海事科学研究科）
会場担当		
	朝尾　隆文	（関西大学 システム理工学部）
	荒木 望	（兵庫県立大学大学院 工学研究科）
	有馬 正和	（大阪公立大学大学院 工学研究科）
	上田 真由子	（追手門学院大学　経営学部）
	鎌倉 快之	（大阪工業大学 情報科学部）
	廣川 敬康	（近畿大学 生物理工学部）
	山中 仁寛	（甲南大学 知能情報学部）
優秀学生賞担当		
	志子田 繁一	（川崎重工業株式会社）
	来田 宣幸	（京都工芸繊維大学大学院 工芸科学研究科）
	平田 一郎	（兵庫県立工業技術センター）
広報担当		
	新家 敦	（株式会社島津製作所）
	木村 貴彦	（関西福祉科学大学 健康福祉学部）
前大会長	荒木 望	（兵庫県立大学大学院 工学研究科）
支部長	有馬 正和	（大阪公立大学大学院 工学研究科）
前支部長	小谷 賢太郎	（関西大学 システム理工学部）

2024 年度日本人間工学会 関西支部大会 講演論文集
発行日　2024 年 11 月 30 日
発行者　2024 年度日本人間工学会関西支部大会事務局
〒572-8508 大阪府寝屋川市池田中町 17-8
摂南大学 寝屋川キャンパス
理工学部電気電子工学科　医用生体工学研究室内
Tel/Fax 079-267-4990
印刷所　小野高速印刷株式会社