

博士学位論文

バーチャルリアリティ映像視聴による  
体性痛緩和と生理学的神経活動の評価

2021年3月

兵庫県立大学大学院 応用情報科学研究科

応用情報科学専攻

笠井 亮佑



## 要約

厚生労働省の報告では、医療現場において痛みに対する新たな対策が社会的課題であると示している。現在、痛みに対する治療には主に鎮痛薬が用いられるが、病状による疼痛や術後痛、医療行為による注射や内視鏡等の処置において痛みを伴う場面が多く存在し、副作用やコストが問題である。痛みの生体反応評価としては、身体的反応と心理的反応の両方を統合的に検討する必要がある、心理主観的体性痛知覚反応と生理学的神経反応の統合的相互関連性について評価することが重要となる。そのような背景のなか、近年では仮想現実（Virtual reality：VR）の医療応用に関する研究がなされている。しかし、VR 環境下における生体への影響に関する研究が注目されているが、体性痛感度との関係性については明らかになっていない。さらに、VR 環境下での体性痛感度の変化に伴う脳中枢神経・自律神経活動の影響については国内外において系統的に行われた研究は例がない。そこで、本研究では、VR 映像を用いることで体性痛軽減を行うことが可能であるかを定量的に評価することを目的とした。

第1章では、研究全体の緒言、痛み機構、脳波及び脈波の機序について述べる。

第2章では、視聴覚刺激及び動作を伴う精神作業負荷時の情動ストレスを、指尖容積脈波を用いて定量的に評価することを目的に、PC 操作機器のユーザビリティの違いを指尖容積脈波を用いて自律神経活動を抽出した研究成果について述べる。対象は、健常成人 10 名とした。作業負荷項目は、マウスポインタ移動速度を、3 段階に変更し、Trail Making Test（TMT）を実行している操作時の指尖容積脈波を計測し、解析を行った。タスク①として、マウスポインタ移動速度を標準速度、タスク②は最も速い速度、タスク③は最も遅い速度に設定した。タスク①は「操作性が良い」を目的としたタスクであり、タスク②・③は「操作性が悪い」を目的とした作業負荷とした。主観的評価として、操作性評価質問紙にて操作性評価得点を算出した。指尖容積脈波は脈波最大振幅値、脈波長を算出した。その結果、マウスポインタ移動速度が遅いタスク③では、操作性評価得点が低値を示し、末梢及び中枢体幹部領域における交感神経活動が亢進することを認めた。操作者は、マウスポインタ移動速度が遅い場合に、情動ストレスが負荷されたことにより、自律神経活動に変動が生じたと推測される。一方、主観的評価と自律神経機能の活動に、有意な差は認められなかった。操作性評価に関連した精神作業負荷を行う際の一種の競争課題的要素は、被験者によって心理的ストレスの負荷認識の違いが発生し、自律神経機能の活動に影響する可能性が示唆された。本研究により、情動ストレスの負荷に伴う自律神経活動の変動は、指尖容積脈波解析により抽出することが可能であることが示唆された。

第3章では、視聴覚刺激及び動作を伴う精神作業負荷時の情動ストレスを、脳波を用いて定量的に評価することを目的に、PC 操作機器のユーザビリティの違いを脳波を用いて脳中枢神経活動を抽出した研究成果について述べる。対象は、健常成人 10 名とした。作業負荷項目は、マウスポインタ移動速度を、3 段階に変更し、TMT を実行している操作時の脳波を計測し、解析を行った。作業負荷タスクは第2章と同様に、タスク①

として、マウスポインタ移動速度を標準速度、タスク②は最も速い速度、タスク③は最も遅い速度に設定した。主観的評価として、操作性評価質問紙にて操作性評価平均点を算出した。脳波は $\theta$ 波出現率、 $\alpha$ 波出現率、 $\beta$ 波出現率、 $\beta/\alpha$ を算出した。その結果、マウスポインタ移動速度が遅いタスク③では、操作性評価平均点が低値を示し、脳活動として、 $\theta$ 波出現率及び $\beta$ 波出現率は増大し、 $\alpha$ 波出現率は減少傾向を認めた。操作者は、マウスポインタ移動速度が遅い場合に、情動ストレスが負荷されたことにより、脳中枢神経活動及びに変動が生じたと推測される。本研究により、情動ストレスの負荷に伴う脳中枢神経の変動は、脳波解析により抽出することが可能であることが示唆された。

第4章では、VR環境下における選択的体性神経電流刺激による体表面知覚電流値への影響と、それに伴う自律神経活動を指尖容積脈波解析により抽出した研究成果について述べる。対象は、被験者は健常成人22名とした。VRデバイスはHTC VIVE（HTC社製）を用いた。VR映像は、安静映像、不快映像、快映像を各3種類、計9映像選定した。本研究では、VR映像非視聴時と各VR映像視聴中の指尖容積脈波を測定した。選択的体性神経電流刺激は、知覚・痛覚定量分析装置 Pain Vision PS-2100®（NIPRO社製）を用い、最小感知電流値及び痛み対応電流値を測定し、痛み度を算出した。痛み度は、無痛時に0となる無次元数であり、痛みに伴う電流感覚が最小感知電流値に対してどれだけ増加したかを規格化したものである。主観的評価として痛み主観評価質問紙及びVR映像主観評価質問紙にて、痛み主観評価得点とVR映像主観評価得点を算出した。測定した指尖容積脈波は、脈波最大振幅相対値及び脈波長相対値を算出した。本研究の結果、不快映像、快映像視聴により、痛み度、痛み主観評価得点が低値を示した。また、不快映像、快映像視聴時には、末梢（遠位）血管における交感神経活動が優位に反応し、安静映像時では、中枢（体幹部）領域における交感神経活動が減弱した。不快映像、快映像視聴時は、VR映像没入感覚による痛みへの注意散漫効果及び、不快情動負荷または快情動負荷が生じ情動ストレスを認識したことによる下行性疼痛抑制効果が発生し、痛み度及び痛み主観評価得点が低値を示したと考えられる。VR映像視聴による没入感覚及び不快情動ストレス、快情動ストレス負荷は、体表面に起因する体性痛の軽減に有用である可能性が示唆された。

第5章では、VR環境下における選択的体性神経電流刺激による体表面知覚電流値への影響と、それに伴う脳中枢神経活動を脳波解析により抽出した研究成果について述べる。対象は、被験者は健常成人22名とした。VRデバイスはHTC VIVE（HTC社製）を用いた。VR映像は、第4章と同様の映像とし、安静映像、不快映像、快映像を各3種類、計9映像選定した。本研究では、VR映像非視聴時と各VR映像視聴中の脳波を測定した。選択的体性神経電流刺激は、知覚・痛覚定量分析装置 Pain Vision PS-2100®（NIPRO社製）を用い、最小感知電流値及び痛み対応電流値を測定し、痛み指数を算出した。痛み指数は、痛みに対応する電流値を電流感覚の閾値で除して規格化した値である。主観的評価として痛み主観評価質問紙及び情動評価質問紙にて、痛み主観評価相対値と情動評価得点を算出した。測定した脳波は $\theta$ 波出現率、 $\alpha$ 波出現率、 $\beta$ 波出現率

を算出した。本研究の結果、不快映像、快映像視聴により、痛み指数、痛み主観評価相対値が低値を示した。 $\theta$  波出現率は各タスクにおいて有意な差は認められなかった。 $\alpha$  波出現率は不快映像視聴時に低値を示し、 $\beta$  波出現率は不快映像・快映像視聴時に高値を示した。不快映像、快映像視聴時は、VR 映像没入感覚による痛みへの注意散漫効果及び、不快情動負荷または快情動負荷が生じ情動ストレスを認識したことによる下行性疼痛抑制効果が発生し、痛み指数及び痛み主観評価相対値が低値を示したと考えられる。VR 映像視聴による没入感覚及び不快情動ストレス、快情動ストレス負荷は、体表面に起因する体性痛の軽減に有用である可能性が示唆された。

第6章では、総括と今後の展望を述べる。本研究により、VR 映像視聴により体性痛を軽減できることが客観的に示唆された。しかし、VR 映像の種類により、体性痛の軽減効果に差異が生じることを認めた。本研究では、不快感情に関連した映像、快感情に関連した映像により、体性痛が軽減することを認めた。今後は、体性痛軽減に適した VR 映像の選定を行い、ユーザーの性格調査、気分状態、ストレス状態等のユーザー背景を含めた追加検討を行うことで、体性痛軽減に適した VR 映像の特徴点を抽出する。

本博士論文の成果は、VR 映像を用いることで体性痛軽減を行うことが可能であることを、脳中枢神経活動及び自律神経活動に基づいて、客観的に評価したことである。

## ***Virtual Reality Environments Reduce Somatic Pain and Affect Neurophysiological Activity***

***Ryosuke Kasai***

The Ministry of Health, Labour, and Welfare has highlighted the need for new measures to reduce the pain experienced by patients in hospitals and other medical settings. At present, the common palliative care method involves prescribing pain medications. However, painkillers are costly and produce side effects. When assessing physiological responses to pain, it is necessary to consider both physical and psychological responses. It is also necessary to consider how the subjective perception of somatic pain interacts with neurophysiological responses to pain.

Scholarly attention on the medical applications of virtual reality (VR) technology is increasing. Several studies have examined the body's response to VR environments. However, little is known about how VR environments affect somatic pain sensitivity, or how VR-induced changes in somatic pain sensitivity are mirrored in the changes in the activity of the central or autonomic nervous system.

Therefore, to gain insight into these matters, we quantitatively assessed whether VR imagery could reduce somatic pain.

The first section provides a general introduction of the study, including a description of the pain mechanism and the mechanisms of brainwave and pulse wave.

The second section concerns our experiment to see whether photoplethysmographic (PPG) pulse form can provide a quantitative measure of emotional stress under mental workload induced by audiovisual stimuli and motion. In this experiment, we examined how differences in the usability of a computer input device affect the level of autonomic nervous activity as measured by PPG. The experiment was conducted on 10 healthy individuals. Different levels of mental workload were induced using the trail making test, with three cursor speed settings. The participants' PPG was measured while they undertook the test. The test included three tasks. Task 1 required the participants to connect the targets with the cursor set at normal speed, while Tasks 2 and 3 required them to connect the targets with the cursor set at the fastest and slowest speeds, respectively. Task 1 was designed to represent good usability, while Tasks 2 and 3 were designed to represent poor usability. Participants then completed a questionnaire to rate their perceived usability. The items measured in the PPG analysis were maximum amplitude and wavelength. The results of the questionnaire indicated that the participants' perceived usability was low in Task 3 (slowest cursor speed). The results of the PPG analysis indicated that Task 3 triggered a high level of peripheral and central sympathetic nervous activity (activity in the torso). We

concluded that slower cursor speeds induced more emotional stress in the participants, which was mirrored in the changes in the autonomic nervous activity. Thus, the results imply that PPG analysis can capture changes in the autonomic nervous activity that accompanies emotional stress.

The third section concerns our experiment to see whether brainwave activity can provide a quantitative measure of emotional stress under mental workload induced by audiovisual stimuli and motion. The experiment was the same (we examined how differences in the usability of a computer input device affect the level of autonomic nervous activity in an experiment conducted on 10 healthy individuals), except that we used brainwave analysis. The mental workload was induced using the same trail making test as before, and brainwaves were measured while the participants undertook the test. The tasks in the test and the questionnaire for measuring perceived usability were the same as before. The items measured in the brainwave analysis included the rate of theta, alpha, and beta brainwaves, and the ratio of beta to alpha brainwaves. The results of the questionnaire indicated that the participants' perceived usability was low in Task 3 (slowest cursor speed). The results of the brainwave analysis indicated that Task 3 was associated with higher rates of theta and beta brainwaves and a lower rate of alpha brainwaves. We concluded that slower cursor speeds induced greater emotional stress in the participants, which was mirrored in the changes in the central nervous system activity. Thus, the results imply that PPG analysis can capture changes in central nervous system activity that accompanies emotional stress.

Section four describes an experiment wherein we examined how selective electrical stimulation of the somatic nervous system in VR environments affect the perception of electrical charges on the surface of the body, and how this is mirrored in the autonomic nervous activity, as measured using PPG. The experiment was conducted on 22 healthy individuals. An HTC Vive system was used as the VR device. A total of nine VR environments were used: three static environments, three unpleasant environments, and three pleasant environments. Participants' PPG was measured at baseline and in each VR environment. Selective electrical stimulation of the somatic nervous system was measured using Pain Vision®PS-2100, a device for quantitatively analyzing perception and pain level. Two pain items were measured: minimum perceived current and pain-equivalent current. The pain threshold was standardized as the amount of increase in pain-induced current perception against the minimum perceived current, with a painless state scaled at zero. The participants completed a questionnaire on their experienced pain and VR environments. From the results, we calculated the scores for subjective pain and subjective experience of VR environments. The results indicated that pain threshold and subjective pain scores were lower (less favorable) in unpleasant and pleasant VR environments than they were in static VR environments. When the participants experienced unpleasant or pleasant VR environments, sympathetic activity prevailed in peripheral (distal) arteries. When they experienced tranquil VR environments, central sympathetic activity (activity in the torso) was weak. The results suggest that VR immersion distracted the participants from pain and that the emotional stress triggered by



the workload associated with the unpleasant or pleasant environments facilitated the participants' descending pain inhibitory system, resulting in a lower pain threshold and less subjective pain. These findings, therefore, imply that immersion in VR environments and the accompanying unpleasant or pleasant emotional arousal may be effective in reducing somatic pain on the surface of the body.

Section five concerns the same experiment wherein we examined how selective electrical stimulation of the somatic nervous system in VR environments affect the perception of electric charges on the surface of the body, except that we used brainwave analysis to measure the resulting activity in the central nervous system. The experiment was conducted on 22 healthy individuals. We used the same VR device and VR environments as before. Participants' brainwaves were measured at baseline and in each VR environment. As before, selective electrical stimulation of the somatic nervous system was measured using Pain Vision®PS-2100, and two pain items were measured: minimum perceived current and pain-equivalent current. In this experiment, the pain threshold was standardized as pain-equivalent current divided by the current perception threshold. To assess subjective pain, we asked participants to complete a questionnaire on their experienced pain and a survey on their experienced emotional arousal. From the results, we calculated the scores for subjective relative pain and emotional arousal. In the brainwave analysis, we measured the rate of theta, alpha, and beta brainwaves. The results indicated that quantitative and subjective pain was lower (less favorable) in unpleasant and pleasant VR environments than they were in static VR environments. The rate of theta brainwaves did not differ significantly between each VR environment. The rate of alpha brainwaves was lower in unpleasant VR environments, while the rate of beta brainwaves was higher in unpleasant and pleasant VR environments. Similar to before, these results suggest that VR immersion distracted the participants from pain and that the emotional stress triggered by the workload associated with the unpleasant or pleasant environments facilitated the participants' descending pain inhibitory system, resulting in a lower pain threshold and less subjective relative pain. Again, these findings imply that immersion in VR environments and the accompanying unpleasant or pleasant emotional arousal may be effective in reducing somatic pain on the surface of the body.

The sixth section presents a summary and describes the research outlook. Our findings provide objective evidence that VR environments can mitigate somatic pain. However, we also observed that this pain-relieving effect depends on the type of VR environment. In summary, we found that unpleasant and pleasant VR environments can reduce somatic pain.

This thesis is valuable in that it demonstrated the pain-reducing effects of VR environments using objective evidence, specifically, the activity in the autonomic and central nervous system.



## 目次

<b>第1章 序論</b> .....	1
1.1 緒言.....	1
1.2 痛み機構 .....	1
1.2.1 痛みとは .....	1
1.2.2 痛み発生機序 .....	2
1.2.3 脳内の痛み伝導路.....	2
1.2.4 侵害刺激に反応する受容器.....	3
1.2.5 刺激反応のリセプター .....	3
1.2.6 体性痛 .....	5
1.2.7 内臓痛 .....	6
1.2.8 神経障害性疼痛 .....	6
1.2.9 鎮痛機構 .....	8
1.2.10 鎮痛補助薬.....	10
1.2.11 オピオイド鎮痛薬.....	11
1.3 脳波.....	12
1.3.1 脳波の発生機序 .....	12
1.3.2 脳波の分類と周波数帯域.....	14
1.3.3 正常成人脳波 .....	15
1.4 脈波.....	15
1.5 自律神経系.....	17
1.5.1 自律神経系の概要.....	17
1.5.2 交感神経系と副交感神経系 .....	17
1.5.3 自律神経と心拍変動性 .....	21
1.6 VR と痛み緩和と生理学的神経活動.....	22
<b>第2章 PC 操作機器のユーザビリティに関連する指尖容積脈波解析を用いた自律神経機能評価</b> .....	24

2.1 背景.....	2 4
2.2 ユーザビリティと人間中心設計 .....	2 5
2.2.1 ユーザビリティの定義 .....	2 5
2.2.2 人間中心設計 .....	2 7
2.2.3 ユーザビリティ評価 .....	2 8
2.3 方法.....	3 0
2.3.1 被験者 .....	3 0
2.3.2 主観的指標.....	3 0
2.3.3 自律神経機能の評価 .....	3 1
2.3.4 作業負荷項目 .....	3 1
2.3.5 実験環境 .....	3 2
2.3.6 実験プロトコール.....	3 3
2.3.7 脈波解析方法 .....	3 4
2.3.7.1 脈波解析.....	3 4
2.3.7.2 脈波の正規化 .....	3 5
2.3.7.3 脈波と主観的評価.....	3 5
2.3.7.4 統計解析.....	3 5
2.4 結果.....	3 7
2.4.1 操作性評価 .....	3 7
2.4.2 各タスクの脈波.....	3 8
2.4.3 脈波と主観的評価 .....	3 8
2.5 考察.....	4 0
2.5.1 操作性評価 .....	4 0
2.5.2 タスクと脈波 .....	4 0
2.5.3 主観的評価と脈波 .....	4 2
2.6 結語.....	4 3
第3章 脳波周波数解析を用いた PC 操作機器のユーザビリティ評価の検討 .....	4 4

3.1 背景.....	4 4
3.2 方法.....	4 5
3.2.1 被験者 .....	4 5
3.2.2 測定項目 .....	4 5
3.2.3 主観的指標.....	4 6
3.2.4 脳波測定 .....	4 6
3.2.5 作業負荷項目 .....	4 7
3.2.6 実験環境 .....	4 7
3.2.7 実験プロトコール.....	4 7
3.2.8 解析方法 .....	4 8
3.3 結果.....	4 9
3.3.1 操作性評価平均点.....	4 9
3.3.2 タスク時の脳波 .....	4 9
3.3.3 脳波と主観的評価.....	5 1
3.4 考察.....	5 4
3.4.1 操作性評価平均点.....	5 4
3.4.2 各タスクと脳波 .....	5 4
3.4.3 主観的評価と脳波.....	5 5
3.5 結語.....	5 6
<b>第4章 VR を用いた体性痛緩和に向けた体表面知覚電流と自律神経活動の評価.....</b>	<b>5 7</b>
4.1 背景.....	5 7
4.2 VR 技術の現状 .....	5 8
4.2.1 VR の活用.....	5 8
4.2.2 VR 酔い .....	5 9
4.2.3 VR 技術の医療応用 .....	6 0
4.3 痛み評価の現状 .....	6 1
4.3.1 痛みの評価スケール .....	6 1

4.3.2 電流刺激を用いた痛み評価 .....	6 2
4.4 方法 .....	6 4
4.4.1 被験者 .....	6 4
4.4.2 VR デバイス .....	6 4
4.4.3 VR 映像 .....	6 6
4.4.4 選択的体性神経電流刺激 .....	6 7
4.4.5 主観的評価 .....	6 8
4.4.7 脈波計 .....	7 0
4.4.8 実験環境 .....	7 0
4.4.9 実験プロトコール .....	7 1
4.4.10 脈波解析 .....	7 2
4.5 結果 .....	7 3
4.5.1 選択的体性神経電流刺激 .....	7 3
4.5.1.1 最小感知電流値 .....	7 3
4.5.1.2 痛み対応電流値 .....	7 3
4.5.1.3 痛み度 .....	7 4
4.5.2 主観的評価 .....	7 4
4.5.2.1 痛み主観的評価得点 .....	7 4
4.5.2.2 VR 映像主観的評価得点 .....	7 5
4.5.3 脈波 .....	7 6
4.5.3.1 脈波最大振幅値 .....	7 6
4.5.3.2 脈波長 .....	7 6
4.6 考察 .....	7 7
4.6.1 痛み評価 .....	7 7
4.6.2 主観的評価 .....	7 7
4.6.2.1 痛み主観評価得点 .....	7 7
4.6.2.2 VR 映像主観評価得点 .....	7 8

4.6.3 指尖容積脈波 .....	7 8
4.6.3.1 脈波最大振幅値 .....	7 8
4.6.3.2 脈波長 .....	7 9
4.6.4 痛みと自律神経 .....	7 9
4.7 結語 .....	8 0
<b>第5章 体表面知覚神経電流刺激を用いた VR 環境における体表面知覚感度の評価と脳波成分の比較 .....</b>	<b>8 1</b>
5.1 背景 .....	8 1
5.2 方法 .....	8 2
5.2.1 被験者 .....	8 2
5.2.2 VR デバイス .....	8 2
5.2.3 VR 映像 .....	8 2
5.2.4 選択的体性神経電流刺激 .....	8 3
5.2.5 主観的評価 .....	8 4
5.2.6 脳波計 .....	8 4
5.2.7 実験環境 .....	8 5
5.2.8 実験プロトコール .....	8 6
5.2.9 脳波解析 .....	8 7
5.3 結果 .....	8 8
5.3.1 痛み指数 .....	8 8
5.3.2 痛み主観評価相対値 .....	8 8
5.3.3 情動項目評価得点 .....	8 9
5.3.4 脳波 .....	8 9
5.3.4.1 $\theta$ 波出現率 .....	8 9
5.3.4.2 $\alpha$ 波出現率 .....	9 0
5.3.4.3 $\beta$ 波出現率 .....	9 0
5.4 考察 .....	9 1

5.4.1 痛み指数評価 .....	9 1
5.4.2 主観的評価 .....	9 1
5.4.2.1 痛み主観評価相対値 .....	9 1
5.4.2.2 情動項目評価得点 .....	9 1
5.4.3 脳波 .....	9 2
5.4.3.1 $\theta$ 波出現率 .....	9 2
5.4.3.2 $\alpha$ 波出現率 .....	9 2
5.4.3.3 $\beta$ 波出現率 .....	9 3
5.4.4 痛みと脳中枢神経 .....	9 3
5.5 結語 .....	9 4
<b>第6章 総論と今後の展望</b> .....	9 5
6.1 総論 .....	9 5
6.2 本研究の成果 .....	9 6
6.3 医療現場への応用 .....	9 6
6.4 本研究の限界 .....	9 7
6.5 今後の展望 .....	9 7
<b>謝辞</b> .....	9 8
<b>参考文献</b> .....	9 9
<b>研究業績目録</b> .....	1 0 9
学位論文に関連する学術論文目録 .....	1 0 9
その他の学術論文目録 .....	1 1 0

## 第1章 序論

### 1.1 緒言

厚生労働省の報告では多くの国民が痛みにより生活の質低下を来す一因となり、就労困難を招く等社会的損失が大きく、医療現場においても痛みに対する新たな対策が社会的課題であると示している[1]。

現在、痛みに対する治療には主に鎮痛薬が用いられるが、病状による疼痛や術後痛、医療行為による注射や内視鏡等の処置において痛みを伴う場面が多く存在し、副作用やコストが問題である。また、重要な点として、痛みを苦しむ患者には、痛みの消失を目的とするのではなく、症状の軽快と不安の緩和が求められる。特に、体表面に惹起される痛みである体性痛は、医療現場において、検査を含む治療行為や術後疼痛等の様々な場面で問題となっている。

国際疼痛学会では、痛みとは「実際に何らかの組織損傷が起こった時、あるいは組織損傷が起こりそうな時、あるいはそのような損傷の際に表現されるような、不快な感覚及び情動体験」と定義され、身体的・心理的に作用を及ぼす[2]。身体的影響では、知覚神経線維を介して皮膚や内臓感覚に痛覚情報を運ぶ。心理的影響では、情動ストレスにより、脳中枢神経・自律神経活動が連動して影響を及ぼす。つまり、痛みの生体反応評価として、身体的反応と心理的反応の両方を統合的に検討する必要があり、心理学的主観的体性痛知覚反応と生理学的神経反応の統合的相互関連性について評価することが重要となる。

そのような背景の中、近年では仮想現実（Virtual reality : VR）の医療応用に関する研究がなされている。しかし、VR 環境下における生体への影響に関する研究が注目されているが、体性痛感度との関係性については明らかになっていない。さらに、VR 環境下での体性痛感度の変化に伴う脳中枢神経・自律神経活動の影響については国内外において系統的に行われた研究は例がない。

### 1.2 痛み機構

#### 1.2.1 痛みとは

痛みは「感覚と感情の不快な経験であり、組織の障害が実際にある場合と関係しているか、あるいはそのような障害があるとして訴えられる」と定義されている [3]。痛みは傷害を受けた部位に局限しており、痛みの強さは組織損傷の程度に影響される。体性痛は皮膚や筋肉、関節などに生じる痛みであり、内臓痛は胸痛、腹痛などに生じ



る痛みのことである[3]。さらに、痛みの持続時間により、急性痛と慢性痛に分類される。急性痛は急に始まり、組織を損傷、あるいは破壊する可能性のある侵害刺激によって局所に分布する侵害受容線維が興奮することで引き起こされ、治癒過程の間に消退する[4]。また、急性痛は重要な防御機構であり、バイタルサインとされている[5][6]。さらに、急性痛から慢性痛に生じる可能性があるため、急性痛は早期の治療が必要である[6]。

慢性痛においては、長期間にわたり再発するため、組織の損傷の程度と痛みの強さの間に明確な相関の認められないことが多い[4]。主な原因は、末梢組織の損傷、炎症、神経損傷が原因で、痛覚が過敏に反応することであり、アロディニア（接触した際に痛みが生じる）と定義されている[6]。慢性痛では、痛みの系路の切断や通常の鎮痛剤では治療は期待できないため、病因に基づいた治療方法の選択が重要である。

### 1.2.2 痛み発生機序

図 1-1 に痛み発生機序及び伝達路を示す。末梢の侵害受容器が外因性や内因性から発せられる有害な温熱性、化学性、機械的刺激を受けて反応することで、活動電位を発生させ、末梢神経から求心性神経経路を伝わり、脊髄後角へと伝達する[7]。つまり、侵害受容器から末梢神経に沿って脊髄後角、視床、大脳皮質などの中枢神経系に伝達され、最終的に大脳皮質の感覚野で痛みとして認識される[7]。痛み刺激の伝達路は、一次ニューロンが皮膚、内臓、骨膜、筋膜などに存在する侵害受容器から脊髄後角までである。二次ニューロンは脊髄後角から対側の脊髄視床路を通り視床までである。三次ニューロンは視床から大脳皮質まで伝達し最終的に痛みを感知する[8][9]。

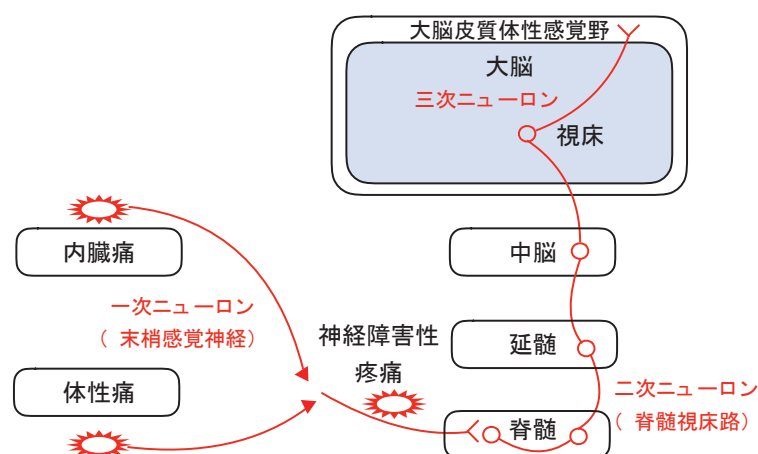


図 1-1 痛みの発生と伝達[8 改変]

### 1.2.3 脳内の痛み伝導路

図 1-2 に脳への痛みの伝達路を示す。痛み刺激の入力により痛覚受容器が興奮し、

脊髄内でシナプスを変えて対側に伝わり、脳へ伝達される[10]。脳では、脊髄からの痛み刺激のシナプスが脊髄視床路を上行し、視床を経由して大脳辺縁系や大脳皮質へ伝達される。その際に、伝達する経路として、脊髄視床路がある。脊髄視床路は外側と内側の2つの経路を有する。外側脊髄視床路は大脳皮質感覚野に伝達し、痛みの局在や質など識別、認識に関係する[10]。内側脊髄視床路は、視床から前帯状回、島、大脳前頭葉皮質などに投射し、痛みに伴う情動や自律、内分泌、運動機能への反応に関与する。また痛覚に関する経路は、脊髄網様体路、脊髄中脳路、脊髄橋扁桃体路などがあり、自律神経系や情動に関係している[10]。つまり、痛みの発生部位や強度の感覚や識別は、情動的、意識の集中に影響される[11]。

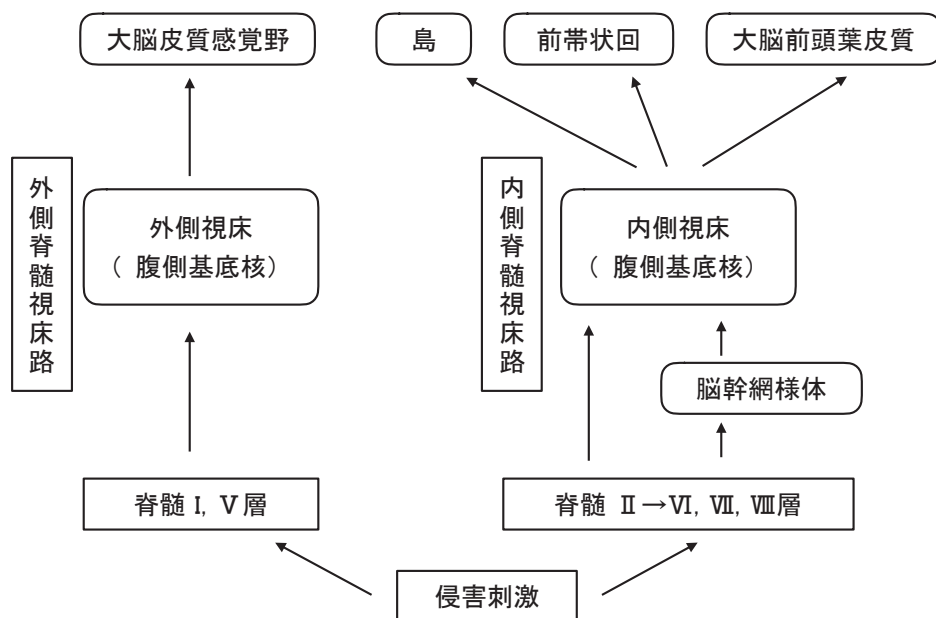


図 1-2 脊髄から脳における痛みの伝導路[10 改変]

#### 1.2.4 侵害刺激に反応する受容器

皮膚の侵害受容器には、機械的侵害受容器、熱侵害受容器、冷侵害受容器の他、ポリモーダル侵害受容器がある[6]。骨格筋や内臓の侵害受容器の大部分は、ポリモーダル侵害受容器であるといわれている。ポリモーダル侵害受容器は、機械的刺激、温度刺激、化学的刺激のいずれにも反応し、さらに非侵害性の刺激にも応じる[6]。

#### 1.2.5 刺激反応のリセプター

痛みを発生させる引きがねとなるのは、組織を傷害するまたはその可能性のある刺激、すなわち侵害刺激である。この侵害刺激を感知し、侵害刺激を電気的興奮に変換して中枢に伝えるのが侵害受容器である[12]。侵害受容器は A $\delta$  線維や C 線維の自由

結末であり[13]、侵害受容器に侵害刺激が加わると  $\text{Na}^+$ に対する透過性が上昇し活動電位が発生する。この活動電位が一次侵害受容線維(一次求心線維)を伝導し侵害情報を脊髄に伝える[12]。明らかな痛み刺激が加わった場合の伝達経路としては、一次求心性ニューロンが皮膚・内臓・骨膜・筋膜などに存在する侵害受容器から脊髄後角まで、二次求心性ニューロンが脊髄後角から対側の脊髄視床路を通り視床まで、三次求心性ニューロンが視床から大脳皮質まで伝達し最終的に大脳が痛みを感知する[14]。痛み刺激により活性化する前帯状回、島皮質、前頭前皮質などの領域はストレスによる情動の反応にも関わっている[15][16]。A $\delta$ 線維、C線維の伝達を図1-3に示す。また、A $\alpha$ 、A $\beta$ 、A $\gamma$ 、A $\delta$ 、B、C線維について表1-1に示す。さらに、A $\delta$ 線維とC線維の違いを表1-2に示す。

侵害刺激に生じる痛みは侵害受容器を介して引き起こされる[4]。その際、伝達経路は、細い有髄のA $\delta$ 線維と無髄のC線維に支配される[4]。

一次侵害受容線維にはA $\delta$ 線維とC線維がある。A $\delta$ 線維は有髄線維のなかでもっとも細く、伝導速度は12-30m/秒である。A $\delta$ 線維は刺さるような鋭い痛みを伝達する。C線維は無髄線維でA $\delta$ 線維より細く、伝導速度は0.5-2m/秒と遅い。C線維は灼けつくような鈍い痛みを伝達する。表1-1にErlanger/Gasserによる神経線維の分類を示す。侵害受容器には、特定の侵害刺激に反応する高閾値受容器と、機械刺激、化学的刺激、熱刺激のいずれの刺激にも反応するポリモダル受容器がある。A $\delta$ 線維は高閾値受容器を、C線維はポリモダル受容器を有することが多い。また、A $\delta$ 線維の伝達物質はグルタミン酸であり、A $\delta$ 線維は鋭痛を外側脊髄視床路には、直接視床に伝達し、急性痛や一次痛に関わる細径有髄線維である[3][17]。C線維の伝達物質はグルタミン酸とニューロンペプチドである。C線維は、脳に刺激が達すると、前脊髄視床路では、脳幹で視床下部系と網様体を経由して視床へ伝達する経路と中脳水道灰白質を経由する経路に分かれる[3]。この伝達路は持続的な痛みに関与し、亜急性痛や2次痛に関わる無髄線維である。通常触覚に関与するA $\beta$ 線維は神経因性疼痛などの慢性痛に関与する太径有髄線維である[3]。

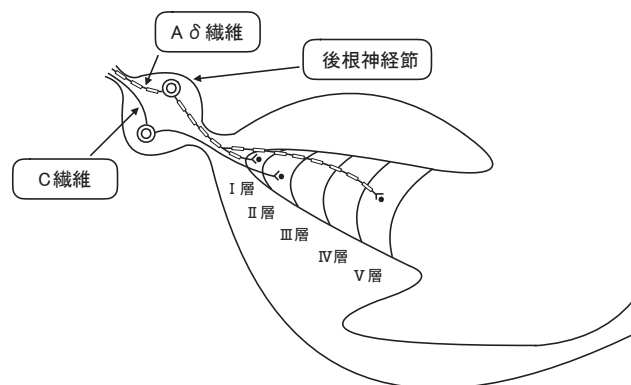


図1-3 痛み刺激の脊髄入力[10 改変]

表 1-1 神経線維の分類[8 改変]

線維タイプ	機能	群	機能	平均線維直径 ( $\mu\text{m}$ )	平均伝導速度 (m/s)
A $\alpha$	筋紡錘からの一次求心性線維、運動神経線維	I	筋紡錘からの一次求心性線維	15	95
A $\beta$	皮膚における触覚、圧覚の求心性線維	II	腱器官、皮膚の機械受容器からの求心性線維	8	50
A $\gamma$	筋紡錘への運動神経線維	—	—	6	20
A $\delta$	皮膚における温度覚、痛覚の求心性線維	III	筋における深部圧受容器からの求心性線維	3	15
B	交感神経節前線維	—	—	3	7
C	皮膚における痛覚の求心性線維（無髄）、交感神経節後線維	IV	無髄神経線維	0.5	1

表 1-2 侵害性受容器[8 改変]

特性	高閾値機械受容器 (HTM)	ポリモーダル受容器
線維の太さ	A $\delta$	C
刺激	圧刺激	圧刺激、ピンチ刺激、温度刺激、化学的刺激 (Kイオン、ヒスタミン)
神経伝達物質	L-グルタミン酸	サヌスタンスP、CGRP
感覚	一次痛 (first pain)、局在が明瞭、鋭い、刺すような感覚	二次痛 (second pain)、局在が不明瞭、鈍い、うずくような、灼けるような感覚

### 1.2.6 体性痛

体性痛とは、皮膚や骨、関節、筋肉、結合組織といった体性組織への、切る、刺すなどの機械的刺激が原因で発生する痛みを指す[18]。痛みの特徴として、骨転移の痛み、術後早期の創部痛、筋膜や筋骨格の炎症や攣縮に伴う痛みなどが挙げられる。組織への損傷あるいは損傷の可能性が原因で発生し、ほとんどの人が急性あるいは慢性に経験する痛みである。損傷部位に痛みが限局しており、圧痛を伴う。一定の強さに加えて、時に拍動性の痛みやうずくような痛みが起こる。さらに体動に随伴して痛みが増強する。骨・関節などの深部体性組織に病巣がある場合は、病巣から離れた部位に痛みを認めることがある[18]。

体性痛は A $\delta$  線維、C 線維の 2 種類の感覚神経で脊髄に伝えられる。伝導速度の速い A $\delta$  線維は鋭い針で刺すような局在の明瞭な痛みを、伝導速度が遅い C 線維は局在の不明瞭な鈍い痛みを伝える。これらの神経の自由終末に侵害受容器が存在するが、

がんが増殖すると、がん自体あるいはがんによって局所に誘導された免疫細胞、破壊された正常組織から侵害受容器を刺激する化学物質が放出される。また増大したがんが直接に侵害受容器を刺激するようになる。A $\delta$ 線維、C線維は脊髄後角に入力し、主に脊髄視床路ニューロンに痛みの情報を伝達する。この刺激が視床から大脳知覚領野に伝えられることで痛みと認識される。A $\delta$ 線維は体動などの機械的な刺激に伴う鋭い痛みの発生に、C線維はうずくような持続痛の発生に関与する[18]。

### 1.2.7 内臓痛

食道、胃、小腸、大腸などの管腔臓器の炎症や閉塞、肝臓や腎臓、膵臓などの炎症や腫瘍による圧迫、臓器被膜の急激な伸展が原因で発生する痛みを指す[18]。痛みの特徴として、胸部・腹部内臓へのがんの浸潤、圧迫が原因で発生する。内臓は体性組織と異なり、切る、刺すなどの刺激では痛みを起こさない。固形臓器（肝や腎など）の場合は被膜の急激な伸展、管腔臓器の場合は消化管内圧の上昇を起こすような圧迫や伸展、内腔狭窄が原因で痛みが発生する。「深く絞られるような」あるいは「押されるような」などと表現される痛みで、局在が不明瞭である。嘔気・嘔吐、発汗などの随伴症状を認める場合がある。肝臓がんで肩が痛くなるなど、病巣から離れた部位に痛みが発生することがある[18]。

内臓の痛みもA $\delta$ 線維、C線維といった末梢神経で脊髄に伝えられるが、体性組織よりも線維の数が少なく、C線維の割合が多いという特徴をもつ。また複数の脊髄レベルに分散して入力されることから、痛みが広い範囲に漠然と感じられるものと考えられる。その一方で内臓周囲に炎症が発生すると、神経の興奮閾値が低下してより興奮しやすくなる、いわゆる感作が発生する。また生理的状态では機能していないC線維（silent nociceptor）が活性化され、痛みを伝えるようになる。こうした状況下では痛みの程度も非常に強くなり、関連痛と呼ばれる病巣から離れた部位に痛みが発生する原因にもなると考えられる[18]。

### 1.2.8 神経障害性疼痛

末梢、中枢神経の直接的損傷に伴って発生する痛みを指す[18]。痛みの特徴として、障害された神経の支配領域にさまざまな痛みや感覚異常が発生する。通常、疼痛領域の感覚は低下しており、しばしば運動障害や自律神経系の異常（発汗異常、皮膚色調の変化）を伴う。

#### （1）刺激に依存しない自発痛

「灼けるような」持続痛（灼熱痛）や、「槍で突きぬかれるような」、「ビーンと走るような」電撃痛が混じることが多い。

#### （2）刺激に誘発される痛み

通常では痛みを感じない程度の痛み刺激に対しても痛みを感じる痛覚過敏や、刺激に対する感受性が亢進している感覚過敏、通常では痛みを起こさない刺激によって引き起こされる痛みであるアロディニアが特徴的である。

### (3) 異常感覚

自発的、または、誘発性に生じる痛みではない異常な感覚がみられる。不快を伴わない場合（不快を伴わない異常感覚）と、不快を伴う場合（不快を伴う異常感覚）とがある[18]。

図 1-4 に神経障害性疼痛と中枢性感作の発生機序を示す。神経障害性疼痛の発生には主に末梢性感作、中枢性感作、脱抑制の 3 つの機序が関与している。末梢感覚神経が障害を受けると、障害局所や脊髄後根神経節に  $\text{Na}^+$  チャンネルが過剰に発現し、自然発火を繰り返すことにより持続的に障害された神経を刺激するようになり、興奮閾値が低下する（末梢性感作）。末梢感覚神経からは脊髄神経を興奮させるグルタミン酸（Glu）が放出されるが、通常は  $\text{Na}^+$  の細胞内流入を起こす  $\alpha$ -amino-3-hydroxy-5-methyl-4-isoxazole（AMPA）受容体のみが活性化され、強い  $\text{Ca}^{2+}$  の細胞内流入を起こす N-methyl-D-aspartate（NMDA）受容体の活性化は  $\text{Mg}^{2+}$  によって遮断されている。しかし、いったん末梢性感作が形成されると、Glu に加えてサブスタンス P（SP）やニューロキニン A といったタキキニンも放出され、NMDA 受容体に結合することにより受容体が活性化し、 $\text{Mg}^{2+}$  がはずれ、脊髄神経細胞内に  $\text{Ca}^{2+}$  が流入するようになる。その結果、脊髄神経が通常より強く興奮するため、痛覚過敏やアロディニアが発生する（中枢性感作）と考えられている。さらに、内因性の下行性抑制系の機能低下や、末梢神経障害による抑制性介在ニューロンの消失によって抑制系が機能低下（脱抑制）することも痛みを増幅する原因となる[18]。



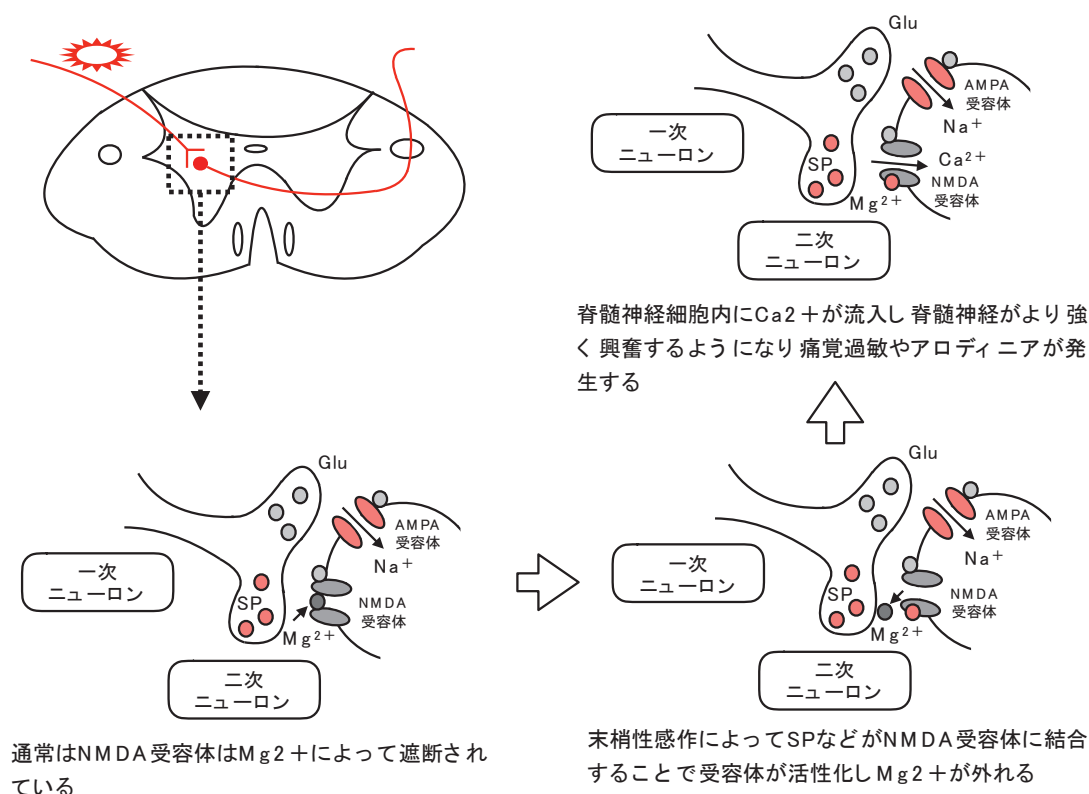


図 1-4 神経障害性疼痛と中枢性感作の発生機序[18 改変]

### 1.2.9 鎮痛機構

興奮・緊張・精神集中度の高い場合に痛みを感じないことがあるのは、生体にさまざまな疼痛抑制系が存在するからである[14]。まず、セロトニンやノルアドレナリンを神経伝達物質とする上位脳から脊髄を抑制する下行性抑制系がある。他に脳幹から視床などの知覚中継核や大脳皮質を抑制する上行性鎮痛系、同一脊髄髄節内での抑制系である髄節性鎮痛系がある。また、鎮痛系にかかわる神経伝達物質という面からみると、オピオイドペプチド系とモノアミン（セロトニン、ノルアドレナリン）やアセチルコリンなどの非オピオイド系がある[14][16]。代表的な制御機構としては下行性抑制系が挙げられる。これは、上位脳から脊髄後角に下行して、末梢神経から脊髄後角への侵害刺激の情報入力を抑制する神経系である。現在、視床下部から中脳水道周囲灰白質、延髄縫線核、大細胞性網様核を経由して脊髄に下行する系と青班核から脊髄に下行する2つの系が考えられている。また、この系にはセロトニン神経系とノルアドレナリン神経系が存在する[16][19]。ノルアドレナリンやセロトニンの他に抑制性伝達物質と呼ばれる、神経の伝達を調整し痛みを抑制する鎮痛物質が存在する[20]。抑制性伝達物質の代表はGABAであり、GABAは中枢神経系に広く分布する抑制系の神経伝達物質で、脊髄後角の介在ニューロンなどに存在し、シナプスにはたらきかけ抑制する[20]。



## 1) 下行性疼痛抑制

下行性疼痛抑制経路を図 1-5、1-6 に示す。下行性疼痛抑制に関わる経路は、中脳中心灰質-延髄腹内側部 - 脊髓系、中脳中心灰質-青斑-延髄系、尾側延髄系、前脳系の計 4 つの経路がある[21]。計 4 つの経路の中で、中脳中心灰質-青斑-延髄系の抑制経路がノルアドレナリンと関連性を示す[21]。

## 2) 内因性オピオイド系

痛み、鎮痛に関わる伝達物質を表 1-3 に示す。内因性オピオイドは、 $\beta$ -エンドルフィン、ダイノルフィン、エンケファリンがある[22]。 $\beta$ -エンドルフィン、下垂体前葉より産生され、血中に分泌され、主に中枢神経系に作用する神経伝達物質の一種である[22]。モルヒネと似た作用を持ち、鎮痛作用や気分の高揚感、幸福感が得られるため、脳内麻薬（内因性麻薬様物質）とも呼ばれる[22]。 $\beta$ -エンドルフィン、脳波の $\alpha$ 波が増加することで、血中 $\beta$ -エンドルフィンも上昇する。よって、正の相関関係があり、血中 $\beta$ -エンドルフィンの上昇率が高い者ほど、 $\alpha$ 波の増加率も高い傾向であると報告されている[23]。

## 3) 非オピオイド系

セロトニン系やノルアドレナリン系は、大縫線核や青斑核が起始核とされている[24]。ノルアドレナリン系は脳幹からシナプスを介さずに直接脊髓に投射することで下行性疼痛抑制系として機能している[25]。また、恐怖刺激などの有害ストレス刺激を受けると延髄ノルアドレナリンが活性化すると報告されている[26]。

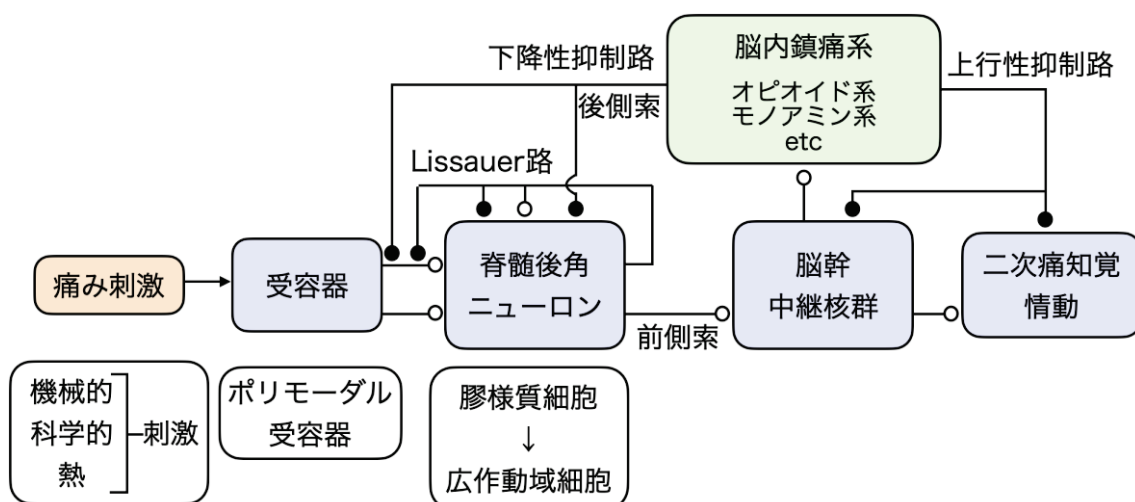


図 1-5 抑制機序[22 改変]

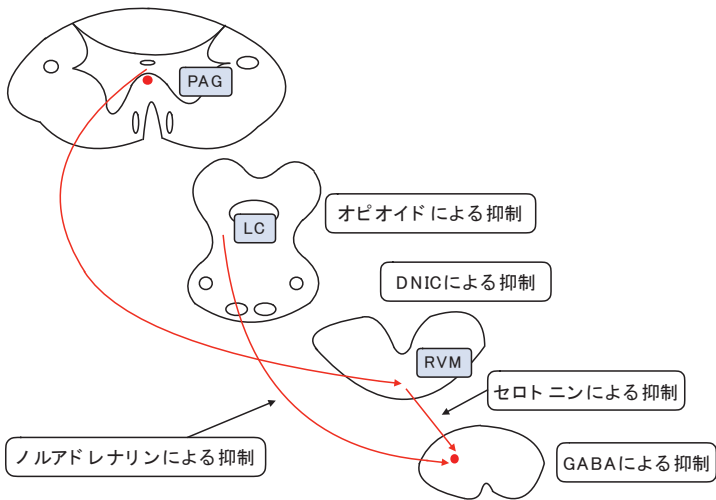


図 1-6 疼痛抑制機序[8 改変]

表 1-3 伝達物質の受容体[27]改変

伝達物質		受容体
興奮性A	グルタミン酸	AMPA受容体
		NMDA受容体
	サブスタンスP	NK-1受容体
	CGRP	CGRP受容体
鎮痛性	$\beta$ -エンドルフィン	$\mu$ 受容体
	ダイノルフィン	$\kappa$ 受容体
	エンケファリン	$\delta$ 受容体
	GABA	GABA受容体
	ノルアドレナリン	$\alpha 2$ 受容体
	セロトニン	5-HT <sub>3</sub> 受容体
興奮性B	アセチルコリン	ニコチン受容体
	アデノシン	P2X受容体

1.2.10 鎮痛補助薬

疼痛に対する鎮痛補助薬として有用な薬物は、ステロイド、抗けいれん薬、抗不安薬、抗うつ薬、抗不整脈薬、 $\alpha 2$  アドレナリン受容体作動薬などがある。

1) ステロイド

ステロイドは組織の炎症や浮腫による圧迫が近接する神経に及んだ際に生じる鈍い疼痛に対して使用される。基本的にステロイドの鎮痛作用は非ステロイド系消炎鎮痛薬と同様に炎症性反応物質産生を阻害する抗炎症作用によるものとされている。また、神経の異所性過興奮を長時間抑制することも証明されている[28]。

2) 抗けいれん薬

抗けいれん薬は体動で誘発されない発作性の鋭い放散痛、電撃様疼痛や刺すような痛みに対して有効であり、アロディニア、しびれ、知覚鈍麻など様々な知覚異常を伴

った神経障害性疼痛の緩和に用いられる[29]。

### 3) 抗不安薬

慢性疼痛に対する治療薬としてベンゾジアゼピン系薬物であるジアゼパムやクロナゼパム、エチゾラムなどが使用されている。GABA<sub>A</sub> 作動薬と GABA<sub>B</sub> 作動薬が両者共抗侵害作用を有することが主な機序と考えられている[30]。

### 4) 抗不整脈薬

抗不整脈薬は損傷を受けた神経軸索末端からの異所性発火による神経細胞の異常興奮を抑制する作用を有することが考えられており、Na チャネル阻害作用により神経細胞膜を安定させるメキシレチンやリドカインが異常感覚や糖尿病性神経障害にみられる難治性の痺れ感を軽快させるのに有効である[31]。

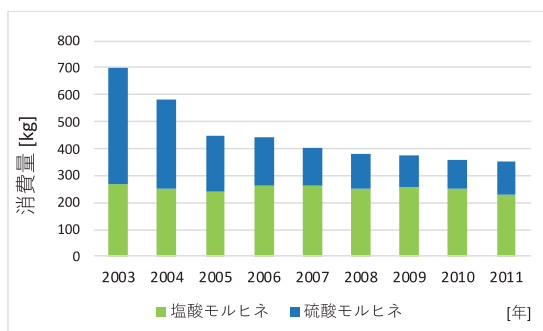
## 1.2.11 オピオイド鎮痛薬

オピオイド鎮痛薬は中枢神経や末梢神経に存在するオピオイド受容体への結合を介してモルヒネに類似する鎮痛効果を発揮する物質の総称である[32]。オピオイドの作用機序は脊髄後角浅層部が鎮痛作用に関する主な作用点と考えられている。また、中脳や延髄でオピオイド受容体が活性化すると脊髄後角で痛みの伝達を抑制する下行性疼痛抑制系が賦活化するといわれている[32]。

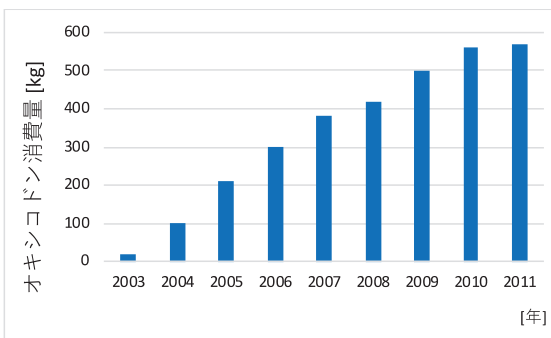
オピオイド鎮痛薬による薬物療法は、がん性疼痛に限らず非がん性疼痛に対してもその有用性が報告されている。しかしながら、米国では慢性非がん性疼痛患者に対するオピオイド鎮痛薬の使用量が急増するとともに精神依存をきたす患者も増えていることが問題となっている[33]。

オピオイド鎮痛薬の精神依存は、脳内報酬系(腹側被蓋野から側坐核に投射している中脳辺縁ドパミン神経系)の賦活化により発現すると考えられている[34]。腹側被蓋野には抑制性 GABA 神経系が投射しており、こ GABA 神経系の細胞体に  $\mu$  オピオイド受容体が豊富に分布している。モルヒネはこの  $\mu$  オピオイド受容体を活性化して抑制性 GABA 神経系を抑制するため、中脳辺縁ドパミン神経系は脱抑制機構により興奮し、側坐核におけるドパミン遊離が促進され精神依存を形成すると想定されている[34]。

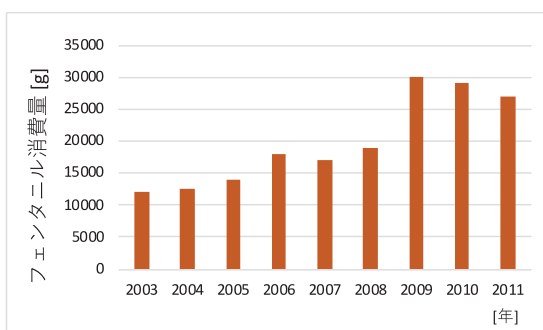
図 1-7 に各種オピオイド鎮痛薬の消費量比較を示す[33]。日本におけるオピオイド消費量は他の先進諸国と比べて圧倒的に低く、近年やや減少傾向にある。緩和医療が全国的に普及し、一部のオピオイド鎮痛薬は慢性非がん性疼痛にも適応が拡大されたものの、その使用量は低迷したままである。また、オピオイド鎮痛薬の使用量が増加するとともに、過量投与による死亡者数が年々増加しており、社会問題化している[35]。



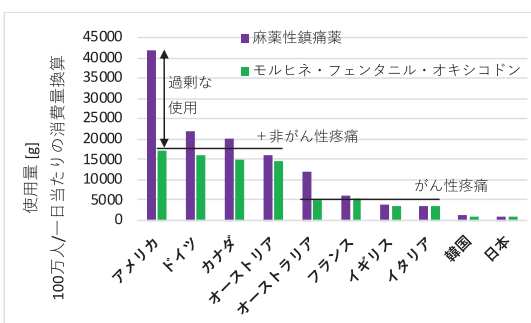
(1) 本邦における塩酸モルヒネおよび硫酸モルヒネの消費量



(2) 本邦における塩酸モルヒネおよび硫酸モルヒネの消費量



(3) 本邦におけるフェンタニルの消費量



(4) 各国のオピオイド鎮痛薬の使用量比較

図 1-7 各種オピオイド鎮痛薬の消費量比較[33]改変

## 1.3 脳波

### 1.3.1 脳波の発生機序

脳波 (Electroencephalogram : EEG) とは、脳の電気変動を導体の媒介によって導出し、脳波計にて増幅記録したものである。また、脳の電気活動は定常電位、緩電位変動、そして脳波からなる。定常電位と緩電位変動を合わせて直流電位と呼び、このような直流成分を除いた律動波が脳波である[36]。

単一の神経細胞内記録と細胞外のフィールド電位 (脳波) 記録を同時に行うと、脳波は神経細胞の活動電位は反映せず、比較的短い時間で変動する後シナプス膜の電位変動が反映される[37]。後シナプス膜の変動電位は、興奮性神経細胞からの入力刺激によって生じる脱分極電位 (excitatory post-synaptic potential : EPSP) と、抑制性神経細胞からの入力刺激によって生じる過分極電位 (inhibitory post-synaptic potential : IPSP) との総和である。

大脳皮質の大型の神経細胞である錐体細胞は、細胞体と先端樹状突起がそれぞれプラスあるいはマイナスの電位をもち、小さな電流双極子と考えることができる[38]。この錐体細胞が規則的に配列しているため、集団として大きな電流双極子を形成する。皮質内に小さな電極を挿入すると、数千～数万の錐体細胞の活動を反映するフィールド電位を記録することが可能である。硬膜下に比較的大きな電極を挿入すれば、およそ数百万の錐体細胞の集合電位を反映する局所皮質脳波を記録することが可能である。

頭皮上から記録する脳波はさらに広い範囲の神経細胞の集合電位であり、その電位分布は活動している錐体細胞群の位置によって異なる[39]。脳回に錐体細胞が配列していれば、その神経活動は上方向の双極子を形成し、直上の電極で最大の電位変動を示す。脳溝に配列していれば、その神経活動部位から離れた電極で最大の電位変動を示す。

脳波は規則的な律動波形を示すが、その形成には皮質視床回路が関与している[40]。代表的な律動波である睡眠紡錘波は、視床網様核の抑制性神経細胞と興奮性の視床皮質細胞との相互作用による漸増漸減律動が皮質神経細胞に作用することで生じる。一般に、律動波形の周波数は周期して活動する神経細胞の広がりやを反映しており、少し離れた2つの電極から記録した皮質律動波形をみると、周波数の速い速波は局所の神経細胞が同期することで生じ、周波数の遅い徐波は比較的大きな範囲の神経細胞が同期することで生じる。

脳波は、正常者の場合でも年齢、意識状態、開眼、閉眼、精神状態、生理学的環境の変化、個体差、薬物によって大きな変動を示す[41]。脳波変動の要因について表 1-4 に示す。

表 1-4 脳波変動の要因[41 改変]

年齢	新生児の脳波は、平坦な波に近く、幼小児では徐波が多い。
	成人に近づくにつれ周波数が増し、10Hz前後に近づく。
意識状態	覚醒から深睡眠に至る種々の意識水準に対応して、脳波は覚醒時とは異なった特徴的な波を示す。
開眼、閉眼	脳波は身体内外からの知覚刺激の有無により影響を受けるが、特に、開眼、閉眼により著しく異なった波を示す。
精神状態	被験者が安静、緊張、興奮等の状態、あるいは、注意集中、精神活動を行っているかによって脳波は大きく影響を受ける。
生理学的環境の変化	呼吸中の酸素分圧の変化、血糖値、血液循環障害、発熱、基礎代謝の変動などによって脳波は変化する。
個体差	正常人でも、 $\alpha$ 波の出現率の高い者もいれば、ほとんど見られない者もいる。また、 $\alpha$ 波の振幅の大小にも個体差がある。
薬物	脳波は、種々の薬物によって影響を受ける。

### 1.3.2 脳波の分類と周波数帯域

脳波を記録するためには、周波数、振幅、波形、位相などいくつかの事項を記載することが必要であるが、そのなかでも臨床脳波学上もっとも重要となるのは周波数である[42]。周波数は1秒間の振動回数のことで、単位はヘルツ（Hz）である。周波数の遅い順に、デルタ波（ $\delta$ 波）、シータ波（ $\theta$ 波）、アルファ波（ $\alpha$ 波）、ベータ波（ $\beta$ 波）、ガンマ波（ $\gamma$ 波）と分類される。脳波の基礎波は $\alpha$ 波であり、 $\alpha$ 波よりも周波数が遅い波を徐波、 $\alpha$ 波よりも周波数が速い波は速波と分けられる。周波数6帯域を表1-5と図1-8に示す。徐波は覚醒状態にある正常成人の安静閉眼時には、ほとんど出現しない。徐波は生理的には、幼小児の脳波、睡眠時の脳波にみられ、病的状態としては、てんかん、脳腫瘍、脳血管障害、などの器質脳疾患、意識障害、低酸素状態、低血糖状態など種々の脳機能障害の際に出現する。速波は、徐波とは異なり正常脳波にも $\alpha$ 波とともに出現するが振幅が小さいのが普通であり（ $10\text{--}20\mu\text{V}$ ）、振幅が $50\mu\text{V}$ 以上と大きい場合には異常と見なされる。正常成人の覚醒時に見られるほか入眠時、薬物使用時、にもみられ、病的な場合としては、精神遅滞、頭部外傷、脳手術後などに見られる。

表 1-5 主な周波数 6 帯域

波の種類	帯域名	周波数範囲
徐波	$\delta$ 波帯域	0.5–3 Hz
	$\theta$ 波帯域（中間徐波）	4–7 Hz
	$\alpha$ 波帯域	8–13 Hz
速波	中間速波（ $\beta$ 波帯域）	14–17 Hz
	$\beta$ 波帯域	18–30 Hz
	$\gamma$ 波帯域	30 Hz以上

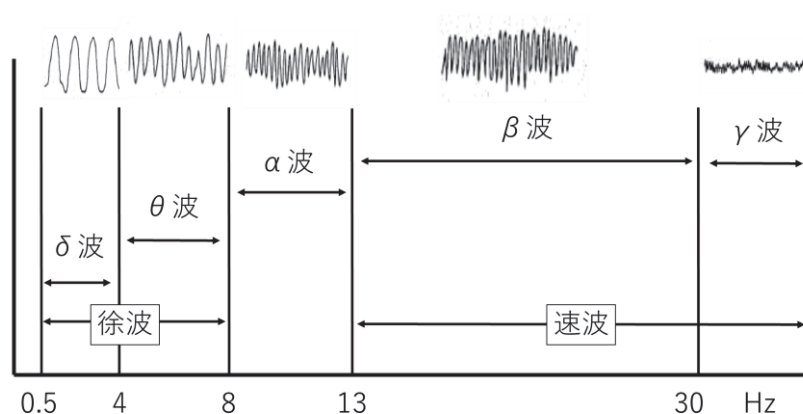


図 1-8 各脳波の周波数レンジ



### 1.3.3 正常成人脳波

#### 1) 正常成人脳波の基礎活動

安静覚醒閉眼状態の脳波を構成する波形を基礎活動という。健常成人では、9-11 Hz、30-60  $\mu$  V 程度の  $\alpha$  律動が後頭部優位に左右同期して出現し、15-20 Hz、10-20  $\mu$  V 程度の  $\beta$  波が前頭部優位に少し混在する。5-7 Hz、10-30  $\mu$  V の  $\theta$  波も少し混在することがある[44]。緊張状態では、 $\alpha$  律動の出現量が低くなる。眠気のためにぼんやりした覚醒状態では、 $\alpha$  律動が広汎性に出現する。

#### 2) $\alpha$ 波の特徴

周波数は 8-13 Hz、振幅は 100  $\mu$  V 以下である。波形は正弦波で、後頭部・頭頂部優位に左右対称性に出現する。特に後頭部においては振幅も大きく、出現頻度も高い。 $\alpha$  波が頭頂部、後頭部において振幅が大きく、また頭頂部、後頭部付近で位相を逆転することから、 $\alpha$  波の発生源が後頭部にあるものと推定されている。また、正常者でも脳波に左右差を示す場合があり、 $\alpha$  波については右側の振幅が大きいとの報告が多い[44]。通常は振幅に漸増漸減現象（waxing and waning）がみられる。開眼で抑制され、閉眼直後には本来の周波数より早くなる squeak 現象がみられる。また、痛覚などの感覚刺激では抑制される、入眠すると消失する、光刺激で駆動される（光駆動性反応 photic driving）等の特徴をもつ。

#### 3) 低電位脳波

低電位脳波とは、閉眼安静時の脳波振幅が全導出部位で 20  $\mu$  V 以下の脳波をいう。通常は、 $\beta$  波と  $\theta$  波からなり、 $\alpha$  波は後頭領域に少し認めるのみである。明らかな徐波の混入や突発波を認めなければ正常範囲とされる[44]。

## 1.4 脈波

脈波とは、心臓の拍動に応じて伝わる末梢血管の圧変化または容積変化を時間軸に記録したものを指す。動脈脈波には多数の生体情報が含まれており、古くから健康把握や診断に用いられてきた[44]。脈波には圧変化を捉えた圧脈波と、容積変化を捉えた容積脈波がある。圧脈波は、動脈内に挿入した圧トランスデューサにより圧変化を記録したものである。容積脈波は、動脈内圧の変化による血管容積の変化を記録したものである。動脈の脈波や圧波は中枢から末梢へ伝播するに従って形が変わるため、脈波波形も部位によって異なる[44]。また、心臓の収縮によって、血液が左心室から大動脈基始部へ駆出されると、血管の弾性管的特性から縦波が発生する。これが脈波として末梢方向へ波及する。このとき末梢血管の容積変化に着目したのが、容積脈波である。容積脈波信号には、被験部位の動脈血容積、静脈血容積、および組織容積など様々な生体情報が含まれている [45]。容積脈波は、血管容積の変化であり、血液量と血管交感神経に影響されるものである [46]。



## 1) 前波 (pre-ejection wave)

前波は動脈脈波上昇脚立ち上がりの前にみられるいくつかの小波であり、上昇脚の直前にある。一般に心房収縮による波と左室昇圧期による波の2つが存在する。

## 2) 上昇脚 (anacrotic limb)

上昇脚とは脈波の立ち上がりから頂点までの部分を示す。立ち上がりから頂点までの時間は正常で0.07から0.11秒であり、高年齢者、高血圧症、大動脈狭窄で増大する。

## 3) 脈波頂上

頸動脈脈波では多くの場合、頂上付近に2つの隆起があり、前半部分を主峰、後半部分を収縮後期隆起という。主峰は主として左室の血液駆出に基づく大動脈の圧上昇を示す波である。主峰の頂点は駆出期の前半1/2以内にあり、正常値は $88.1 \pm 17.5 \text{ msec}$ である[47]。一般に、若年健康者ではこの頂点が脈波の最高点を占める。これに対し高齢者や高血圧症患者では主峰が収縮後期隆起より低くなり、ときに減弱して認めにくくなる。頂上付近の後半成分である収縮後隆起の成分は主として動脈内の反射波によると考えられている[48]。主峰の頂点は駆出期の後半1/2の部分にあり、正常値は $266.2 \pm 23.5 \text{ msec}$ である。主峰の波高と収縮後期隆起の波高の比は、Elastic IndexやAugmentation Index (AI) と呼ばれ、血管弾性や動脈硬化の指標として用いられている[49][50]。一方、ショックや拡張型心筋症など、著しい低心拍出量状態の場合には収縮後期隆起は小さくなり、ときに消失する。また、大動脈弁閉鎖不全、肥大型閉塞性心筋症では2峰脈を呈する。

## 4) 切痕 (dicrotic notch)

切痕とは脈波の収縮期と拡張期の間にある切れ込みを示す。切痕は、大動脈弁の閉鎖によって生じ、大動脈弁正常例では明瞭に出現するが、大動脈弁狭窄では切痕の不明瞭化または消失が起こる。また、このような高周波成分の波はさらに末梢へ脈波が進行するにつれ急激に減少してしまうため、より末梢の脈波では拡張早期隆起の前の不明瞭な陥凹となる。切痕は大動脈弁閉鎖時に生じるものであり、II音の大動脈成分と同時に形成される。II音大動脈成分と頸動脈脈波切痕までの時間は、大動脈弁基部から頸動脈まで脈波が伝播する時間に相当し、正常値は20から30msである。脈波進行速度のより速い高血圧症や動脈硬化症ではこの時間が短縮する[47]。

## 5) 拡張早期隆起

拡張早期隆起は収縮後期隆起と同様に血管内の圧波の反射に起因する。反射波の到着が早まることで収縮後期隆起の増大が生じ、逆に到着の遅延が拡張早期隆起の増大が生じる。つまり、波の進行速度の速い動脈硬化症や高血圧症では収縮後期隆起が増大し、拡張早期隆起は減少する。また、若年例の拡張型心筋症では収縮後期隆起が増大する[47]。

脈波は、一周期の波形成分から取得される各特長点の最大振幅値及び脈波長の変動により、自律神経評価を行うことが可能である。脈波成分には心血管系の状態を表し、更に自律神経活動を反映している。ストレス負荷による自律神経活動を脈波で解析した研究では、ストレス負荷により最大振幅値の相対的現象、及び脈波長の減少等の反応が見られると示している[51]。指尖容積脈波は、容積脈波の心拍変動によって生じる動脈系圧波動の伝達による動脈内圧の高低によって生じた容積変動を増幅して記録したものである。容積脈波は光電式容積脈波形で計測することが可能である。原理として、近赤外線を用いてヘモグロビン変動量を測定している。赤外線は生体組織を通過しやすく、血液中のヘモグロビンには吸収されやすい。指尖部に近赤外線の透過光、反射光を、近赤外線に対し感度の高い光電管で受光し、増幅記録する。構造は、一定光量の光源から一定の距離に光電管の受光セルが配置する。受光セルは光電素子として、ヘモグロビンの吸光波長である 6000–8000 Å に対する感受性の強いセレン化カドミウム (CdSe) を用いる。披検部の血管床が大きいとヘモグロビン変動量も大きくなるため、脈波波高は高くなる。これを補正するため、健常若年者の指の組織厚 1.0cm が波高で 1.0cm、電気的には 1.0V に相当するように校正される。これを 2 段校正方式と呼び、感度校正ともいえる。

## 1.5 自律神経系

### 1.5.1 自律神経系の概要

自律神経系の作用は主として、心臓や呼吸器、消化器、腎臓、汗腺などの運動や分泌を意思とは関係なく制御しているものであり、生体のホメオスターシス維持機能として重要なものである[52]。つまり、四肢に分布する骨格筋を収縮させ、歩行などの機能を司る体性運動神経系とは異なり、心臓、消化管、血管、腺などに分布する心筋、平滑筋、筋上皮細胞などに不随意的に作用して心筋収縮、内臓運動、血管収縮、腺分泌などを行い、身体の恒常性を維持し、内的外的環境変化に対応する神経系である[53]。自律神経系は、交感神経系と副交感神経系の二つの部分から構成される。双方がひとつの臓器を支配することも多く（二重支配）、またひとつの臓器に及ぼす両者の作用は一般に拮抗的に働く。

### 1.5.2 交感神経系と副交感神経系

自律神経の遠心路を図 1-9 に示す[54]。自律神経系の遠心路は胸腰髄から起始する交感神経系と脳幹および仙髄から起始する副交感神経系に大別される。

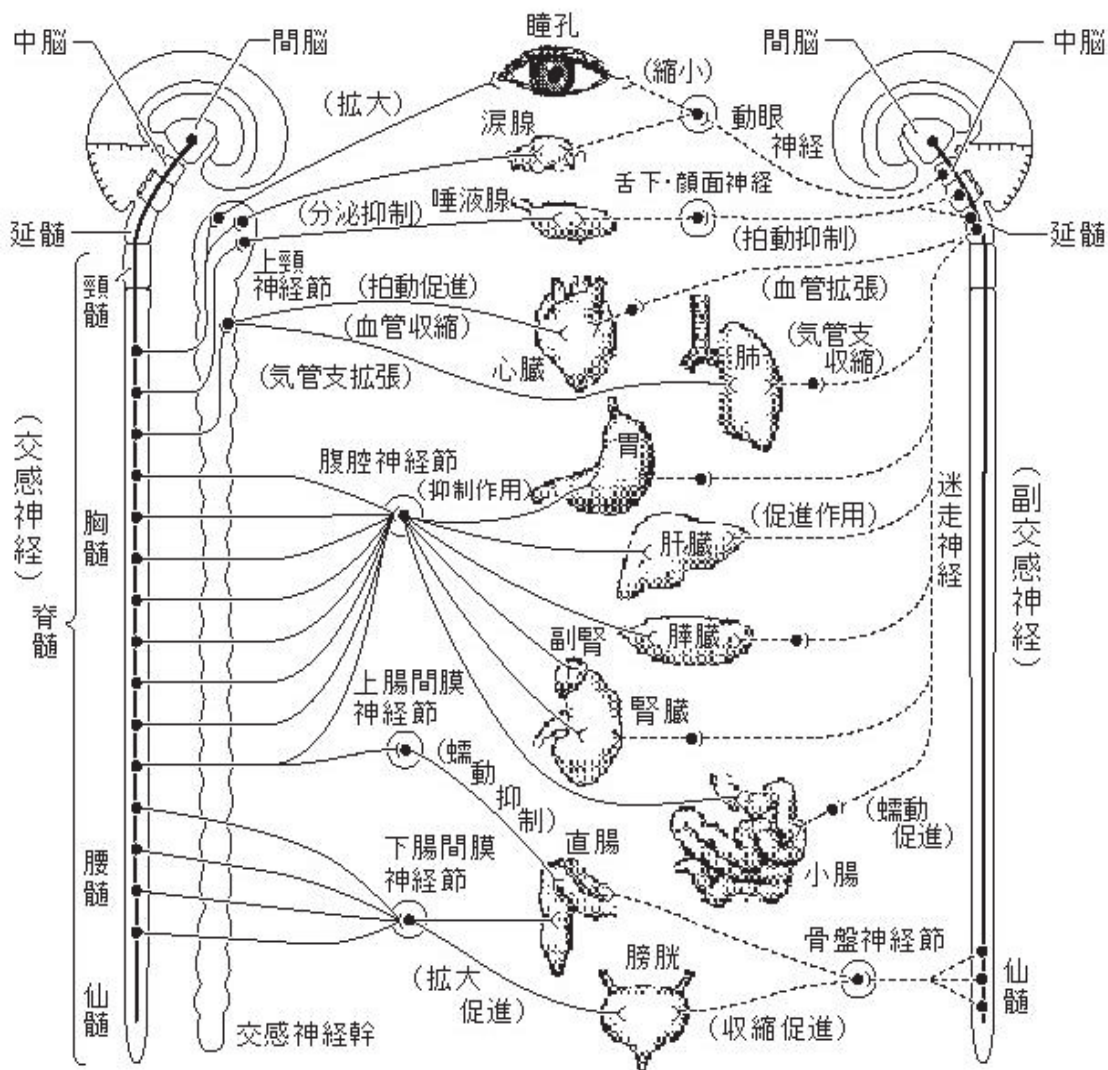


図 1-9 自律神経系統図[54 一部改変]（—：交感神経、…：副交感神経）

交感神経系の機能は、闘争か逃走かと総称されるような、身体的活動や侵害刺激、恐怖といった広義のストレスの多い状況において重要となる。交感神経系の亢進により血管が収縮し、心拍数が増加する。この結果、血圧が上昇し末梢組織の還流量が増加する。このような作用の結果、消化管、皮膚への血液量が減少するが、一方で骨格筋への血液供給量が増加する。これは骨格筋の運動に伴う局所因子の影響に加えて、筋血管では血管拡張に関与する  $\beta$  受容体が豊富なことも一因である。気管支平滑筋は弛緩するが、これは気管径の増加をもたらし、一回換気量の増加つまりガス交換効率を向上させることとなる[54]。

運動時には骨格筋において多量のエネルギー基質（グルコース）を消費するため血糖維持が重要であり、肝臓からのグルコース放出は重要である。交感神経は肝臓でのグリコーゲン分解と脂肪組織での脂肪分解を促し血液中に必要なエネルギーを与える。加えて、交感神経が骨格筋のグルコース取り込みを直接的に促進する。交感神経は内

分泌器官にも作用し副腎髄質ホルモン分泌、グルカゴン分泌を刺激し、末梢組織へのエネルギー供給に促進的に作用する。結果として、骨格筋を中心とした組織において豊富な酸素とグルコースが供給される。一方で、皮膚や消化管へは供給が乏しくなる。このように、自律神経系は各臓器の機能を統合的に調節することで、結果として個体の内部環境を合目的にする。心機能亢進、気管支の拡張、肝グリコーゲン分解、脂肪分解等が交感神経系の支配下にある一方で、主に安静時に重要となる消化管機能（消化管運動、消化液分泌）、排尿機能の亢進は副交感神経系のコントロール下にある[54]。

副交感神経系は安静の神経系である。副交感神経系の興奮により、心拍数の減少、血圧の低下、瞳孔と細気管支を収縮、唾液腺分泌の刺激、内臓は消化吸收のため運動が活発となり、消化腺からの分泌は増加し、腎臓は腎血流量を増やして尿生産を促す。膀胱は膀胱内壁が収縮、括約筋が弛緩して排尿を促す。副交感神経系は代謝においては同化傾向に働く[52]。交感神経と副交感神経の刺激に対する効果器の反応について表 1-6 に示す。

表 1-6 交感神経と副交感神経の刺激に対する効果器の反応[52 改変]

		交感神経刺激	副交感神経刺激
眼	散瞳筋	収縮	—
	縮瞳筋	—	収縮
	毛様体筋	—	収縮
肺	気管・気管支	弛緩	収縮
心筋		心拍数増加	心拍数減少
		心収縮力増加	心収縮力減少
消化管	輪状筋・縦走筋	活動低下	活動亢進
	括約筋	収縮	弛緩
外分泌腺	唾液腺	粘液性分泌	漿液性分泌
	涙腺	—	分泌
	鼻・咽頭腺	—	分泌
	気管支腺	—	分泌
	汗腺	分泌	—
	消化器腺	分泌低下	分泌
	腸粘膜腺	分泌低下	分泌
肝臓		グリコーゲン分解	—
		糖新生	—
膵内分泌		分泌低下	分泌
膀胱	膀胱壁筋	弛緩	収縮
	内括約筋	収縮	弛緩
生殖器	精囊・前立腺	収縮	—
	精管	収縮	—
	子宮	収縮	—
末梢血管	四肢体幹皮膚	血管収縮	—
	顔面皮膚粘膜	血管収縮	血管拡張
	骨格筋	血管収縮	—
	冠動脈	血管収縮	—
	静脈	血管収縮	—
立毛筋		収縮	—
褐色細胞		熱生産	—
脂肪細胞		脂肪分解	—
副腎髄質		ノルアドレナリン分泌	—
		アドレナリン分泌	—
松果体		メラトニン産生	—
リンパ節		免疫抑制	—



### 1.5.3 自律神経と心拍変動性

心拍変動性（Heart Rate Variability: HRV）とは、心臓の拍動感覚に観察される生理的かつ自発的な揺らぎである。心拍変動は多くの分野で自律神経機能指標として用いられ、その有用性を示す多くの報告がある[55]。HRV を用いた臨床研究としては、糖尿病性自律神経障害の評価[56][57]や、睡眠時無呼吸の評価[58]などがある。HRV を用いた応用的研究は、これらの臨床分野のみならず、広範な分野で利用されている。物理的環境要因に対する生体への影響の評価[59][60][61]や、運動療法の評価[62][63]、自動車運転時の生体負担の評価[64][65]などが挙げられる。

HRV による自律神経活動の評価は、心臓に対する自律神経の活動を反映する心拍数の変動を評価する。自律神経系はその機能的、形態的分類により交感神経系と副交感神経系に分けられる。心臓はペースメーカー機能を持つ洞房結節から刺激伝導系に沿った活動電位によって律動的に拍動する自動能を備える。それに加え、延髄の迷走神経背側核・疑核からの迷走神経（副交感）神経により抑制的に支配され、脊髄交感神経節からの交感神経節後繊維によって促進的に支配されている[66]。内臓器官の多くは交感神経と副交感神経の二重支配を受けており、心臓も自動能が変調をうける形で2つの神経に制御されている。心臓を支配する自律神経は心臓交感神経、心臓副交感神経と呼ばれ、それぞれ心臓の興奮や収縮に対して促進性、抑制性に働く。つまり、心臓交感神経の活動によってノルアドレナリンが神経伝達物質として分泌され、心臓側の $\beta$ アドレナリン作動性受容体に作用して心収縮率を上昇させ。心筋収縮性や弛緩速度を増加させる。一方、心臓迷走神経が活動する場合は、アセチルコリンが分泌され。コリン作動性受容体に作用して心収縮率を減少させる。血管も心臓と同様に自律神経の支配を受けている。血管を構成する平滑筋は血管運動神経支配や液性調整を受け、ある程度の緊張状態を保っている。血管運動神経には交感神経性血管収縮線維、交感神経性血管拡張線維、副交感神経性血管拡張線維がある。このうち、交感神経性血管収縮線維は最も広範囲に分布しており、常に調節活動を行なっている。この様に、自律神経系による調節は交感神経系と副交感神経系のバランスによって成り立っているが、このバランスが崩れると自律神経失調状態となる。

自律神経活動と心拍数の関係は、古典的モデルとして以下の式1-1で表される[67]。

$$HR = m \cdot n \cdot HR_0 \quad (1-1)$$

HR は心拍数を表す。HR<sub>0</sub> は自律神経の活動に左右されない心臓固有の心拍数である。m は交感神経系の活動を表し、n は副交感神経系の活動を表す。m は1を超える値であり、n は1未満の値となる。

延髄の迷走神経背側核・孤側核・疑核を含む領域は、血圧・心拍調節に関与している。大動脈弓の圧受容体で血圧上昇を感知すると、求心性刺激は孤側核や疑核を経て、副交感神経を刺激して心拍を下げる。代表的な心拍のゆらぎは呼吸性洞性不整脈である。呼吸数が12回/分とすると、5秒周期の呼吸刺激が心臓血管中枢を介して心臓迷走神経を抑制するので、心拍は0.2 Hzの周期でゆらぎを生じる。この0.2 Hz前後の周波数成分が副交感神経機能を反映し、高周波数（HF: 0.15–0.40 Hz）とされている。一方、低周波数（LF: 0.04–0.15 Hz）の起源は、収縮期血圧のMayer波と呼ばれる約10秒周期（0.1Hz）の変動とされる。このMayer波は圧受容体からの求心性に洞結節の脈波を調整する（圧受容体反射弓）。したがって、低周波（0.04–0.15 Hz）は、圧受容体反射を反映すると考えられている。

## 1.6 VR と痛み緩和と生理学的神経活動

VR映像視聴は2Dモニター映像視聴と比較して、高い没入感や臨場感を得ることができるため、集中しやすい利点があり、生理心理的反応の影響が大きいことが知られている[68][69]。また、VR映像視聴はビデオゲームと比較して、疼痛を軽減するための有効な手段であるとの臨床的有用性の報告がある[70]。さらに、VR環境下では、被験者は没入感覚が生じることで、痛みに対する注意散漫が生じる。痛みを認知する際には、痛みに対する注意が必要であり[71]、人間の注意力は限られている[72]。そのため、VR環境下における没入感覚によって痛みに対する注意が別の方向に向くことで、痛み受容体からの脳内への信号伝達を軽減することが可能であると考えられている[73]。これらのことから、疼痛緩和に向けた非侵襲的な治療法として、VR技術を用いることは有効であると考えられる。

痛みが軽減する機序としては、注意散漫効果と情動ストレスによる効果が考えられている。しかし、VR映像を用いた疼痛緩和の先行研究では、臨床的有用性を主観的評価を用いて検討している。その場合、痛み軽減の程度や、原因や機序を評価することは難しく、発展的な知見を得ることができないと考えられる。痛みを客観的に評価することは、VR映像を用いた疼痛緩和における痛み緩和の程度や、原因及び機序を把握することが可能となり、より最適なVRコンテンツの開発や、質の向上に繋がると考えられる。

そこで本研究では、選択的体性神経電流刺激により、痛み軽減の程度を把握し、さらに、生理学的神経活動を評価することで、痛み軽減の原因や機序を把握することが可能であると仮定した。生理学的神経では、自律神経と脳中枢神経が挙げられる。自律神経及び脳中枢神経は、情動ストレスと密接に関連しており、精神作業負荷に伴って神経活動が亢進する。自律神経は、交感神経と副交感神経を反映しており、指尖容積脈波を用いることで、末梢及び中枢体幹部領域の交感神経活動を抽出することが可



能である。また、脳中枢神経活動は、脳波周波数解析を行うことで、各種周波数帯域におけるパワースペクトルの特徴を抽出することで、脳中枢神経活動を抽出することが可能である。

そのため、第一段階として、ユーザーインターフェース違いによる情動ストレスに伴う生理学的神経活動を評価し、それらの知見を元に、第2段階として VR 映像の種類の違いによる情動ストレスに伴う生理学的神経活動及び、選択的体性神経電流刺激により、客観的に痛み緩和について評価を行うこととした。

## 第2章 PC 操作機器のユーザビリティに関連する 指尖容積脈波解析を用いた自律神経機能評価

第2章では、視聴覚刺激及び動作を伴う精神作業負荷時における自律神経活動を、指尖容積脈波解析を用いて定量的に評価することを目的に、PC 操作機器のユーザビリティに関連した自律神経活動の抽出をした研究成果について述べる。

### 2.1 背景

従来、対象となるシステムのユーザビリティ評価方法は、「ユーザビリティテスト(ユーザーテスト)」と「ユーザビリティインスペクション法」が挙げられる。ユーザビリティテストは、ユーザーがタスクを実行する過程を観察し、利用している際の施行状況をリアルタイムに発話するインタビュー法や質問紙によるアンケート調査等を行うことで、ユーザビリティの問題点を発見する評価方法である。ユーザビリティインスペクション法は、専門家が対象のシステムを観察または操作し、その洞察に基づいてユーザビリティの問題点を発見する評価方法である。しかし、これらの評価方法は、得られたデータの分析や評価に多大な時間やコストがかかることや、再現性が低く、定性的かつ主観的な評価になってしまうといった欠点がある[74]。つまり、評価者によって心理的状況や対象システムへの考え方、ユーザビリティ評価能力の違いが影響するため、記憶や経験則による曖昧な評価となってしまうことが考えられる。

また、ユーザビリティの評価要素は、機器の操作による出力系に関連した「操作性」、機器の認識による入力系に関連した「認知性」、機器操作に伴う人間の感性系に関連した「快適性」の3つに分類されることが考えられる。これらのうち、特に「快適性」の評価においてはインタビュー法や発話プロトコル法、質問紙によるアンケート調査等の主観的指標のみで評価してしまうと、評価結果の信頼性が不安定になってしまう可能性がある。

そこで近年では、ユーザビリティ評価の信頼性の向上や公正性の確立、定量的で客観的に評価できるといった観点から、主観的評価を補うことを目的に、人間の生理的指標を用いたユーザビリティ評価の研究がなされている[75]。

生体反応は人間の心理状態と密接な関係があると言われており[76]、生理学的指標による生体機能活動の評価により、対象のシステムを利用している際の心理状況を定量的に評価することが可能となる。生体反応には、大きく中枢神経系(central nervous system: CNS)と、末梢神経系(peripheral nervous system: PNS)の活動(末梢反応)と二分され[76]、さらに末梢神経系(末梢反応)は体性と自律性(自律神経系)に二分される。

近年、自律神経活動の変動は、心拍変動解析を用いて簡便かつ高精度に計測が可能となっている[77]。自律神経は交感神経と副交感神経に大別される。ストレス負荷や精神的作業負荷、メンタルワークロードにより交感神経及び副交感神経が生体反応として活動し、心拍変動が生じる[78][79]。心拍変動解析には心電図や容積脈波が用いられる。中でも容積脈波は、内外環境の変化に対して極めて鋭敏な測度であり、皮膚電気反応をも凌ぐ。また、あらゆる年齢層で測定可能であり、身体のような部位で測定が可能である。さらに、簡便に測定することが可能であり、時間の経過や刺激の繰り返しに対して順応や消去が極めて生じにくく、交感神経活動ほぼ純粋に反映するといった特徴が挙げられる[45]。

容積脈波による自律神経活動の評価では、簡便な方法として指尖容積脈波が勧められている[80][81]。指尖容積脈波の特徴としては、他の一般体表面に比べて血管がよく発達しているため、容積脈波が大きく記録できることが挙げられる[45]。また、自律神経活動は、大脳辺縁系や大脳皮質から視床下部に情報が伝達され、視床下部からの指令により交感神経及び副交感神経活動が調節される[82]。生理学的指標を用いたユーザビリティ評価は、ウェブでのソフトウェアインターフェースの評価を行った研究が多く、動作を伴った操作機器に対するユーザビリティ評価の研究は少ない。

そこで本研究では、PC 操作機器のユーザビリティの違いによる自律神経活動を、指尖容積脈波を用いて抽出し、自律神経活動の評価を行うことを目的とした。

## 2.2 ユーザビリティと人間中心設計

### 2.2.1 ユーザビリティの定義

一般に、対象装置やシステムの使い勝手を表す指標として、「ユーティリティ」と「ユーザビリティ」の二つの側面から構成される。ユーティリティとは、機能や性能のことを指す。ユーザビリティは、操作性や使いやすさ、わかりやすさ等を指す。新製品開発ではいかに高いユーティリティを持つかに注目が集まりやすい。しかし、近年では様々な分野においてユーティリティの高さと共に、ユーザビリティの高い装置やシステムが求められている。一般に、ユーザビリティはウェブのホームページやサイト、アプリ等の分野で用いられることが多い。

ユーザビリティは 1998 年に ISO（国際標準化機構）及び 1999 年に JIS（日本工業規格）により制定されている。ISO 9241-11 は、ユーザビリティの定義を行い、ユーザーの行動と満足度の尺度によって、ユーザビリティの規定や評価をする場合に、考慮しなければならない情報を、どのように認識するかを定めた国際規格である。下記に ISO 9241-11/ JIS Z 8521 を示す[83]。またユーザビリティの枠組みを図 2-1 に示す。

## 1) Usability (使用性)

Extent to which a product can be used by specified users to achieve specified goals with effectiveness, efficiency and satisfaction in a specified context of use.

ある製品が、指定された利用者によって、指定された利用の状況下で、指定された目的を達成するために用いられる際の、有効さ、効率及び利用者の満足度の度合い

## 2) Effectiveness (有効さ)

Accuracy and completeness with which users achieve specified goals.

利用者が、指定された目標を達成する上での正確さ及び完全さ

## 3) Efficiency (効率)

Resources expended in relation to the accuracy and completeness with which users achieve goals.

利用者が、目標を達成する際に正確さと完全さに関連して費やした資源

## 4) Satisfaction (満足度)

Freedom from discomfort, and positive attitudes towards the use of the product.

不快さのないこと、及び製品使用に対しての肯定的な態度

## 5) Context of use (利用の状況)

Users, tasks, equipment (hardware, software and materials), and the physical and social environments in which a product is used.

利用者、仕事、装置（ハードウェア、ソフトウェア及び資材）、並びに製品が使用される物理的及び社会的環境

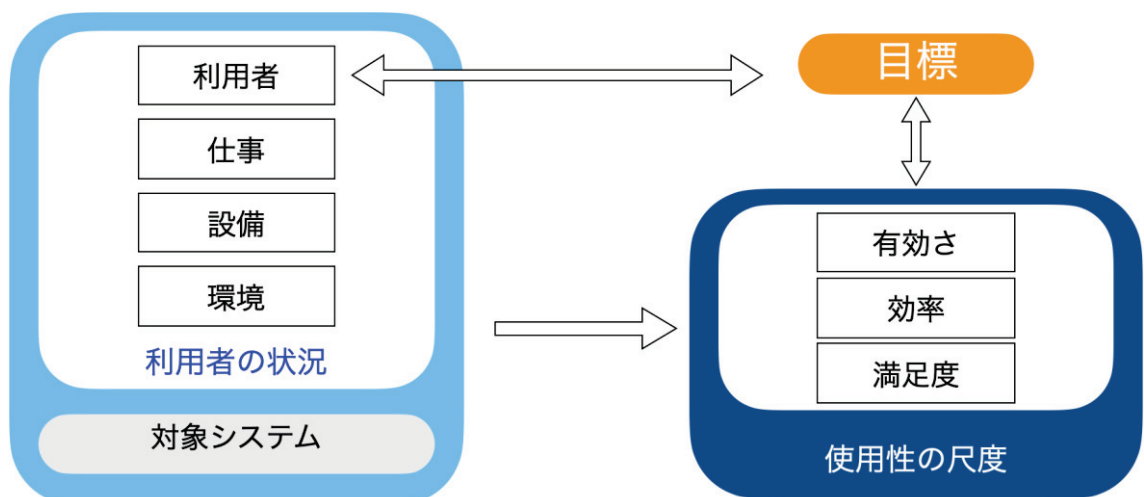


図 2-1 ユーザビリティの枠組み[83 改変]

### 2.2.2 人間中心設計

人間中心設計（Human Centered Design: HCD）は1999年にISO 13407 Human-centered design processes for interactive systemsとして制定されている。これは2000年に、JIS Z 8530「人間工学—インタラクティブシステムの人間中心設計プロセス」として翻訳された[84]。「人間中心設計は、システムを使いやすくすることに特に主眼をおいたインタラクティブシステム開発の一つのアプローチである。それは、ヒューマンファクタ及び人間工学の知識、更に技術を組み合わせた多様な職種に基づいた活動である。ヒューマンファクタ及び人間工学をインタラクティブシステムの設計に適用することによって、効果と効率を向上させ、人間の作業条件を改善し、更には人の健康、安全及び達成度に与える仕様上の悪い影響を緩和することができる。システムの設計に人間工学を適用することは、人の能力、技能、限界及びニーズを考慮することも含んでいる。」と定義されている。その後、2010年にISO 9241-210に改訂された。そこで定義された人間中心設計活動の関係性を図2-2に示す[85]。HCDのプロセスは4つの段階から構成されている。最初の「人間中心設計プロセスの計画」は始点であり、最後の「設計した解決策がユーザーの要求事項を満足」が終点となる。間にある4段階がHCDとして重要な項目となる。「利用の状況の把握と明示」は、利用者の特性、利用環境や利用状況を明確にすることを意味しており、ユーザー調査を行うことに対応する。「ユーザーの要求事項の明示」は実態にもとづいて何が必要であり、どのようにして設計すべきかを明確にすることである。「ユーザーの要求事項を満足させる設計による解決策の作成」は、機器やシステムのイメージを具体化することである。「要求事項に対する設計の評価」は、ユーザビリティテストやヒューリスティック評価などが用いられる。また、評価からのフィードバックを適宜行うことで、段階的に完成度を上げていくことになる。

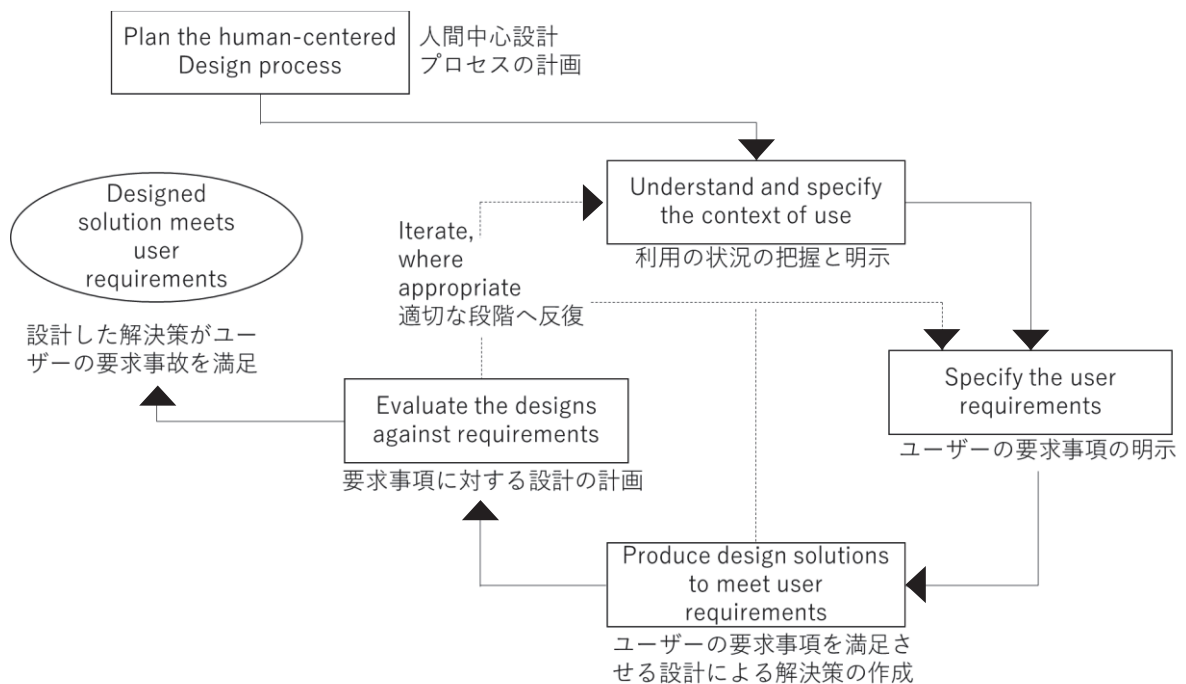


図 2-2 ISO9241-210 における HCD プロセス[85 改編]

### 2.2.3 ユーザビリティ評価

ユーザビリティ評価の方法は、定性的評価と定量的評価に大きく分けることができる。定量的評価は主にアンケート調査や操作性質問紙を用いて評価を行う[86]。代表的な手法として、WAMMI (Web site Analysis and Measure Ment Inventory SCALES) やウェブユーザビリティ評価スケール等がある。WAMMI は 5 つの尺度でウェブサイトのユーザビリティを測定し、その尺度にウェイトを負荷し、総合ユーザビリティを算出する。WUS はウェブユーザビリティに関する 21 項目の 5 段階評価質問を行い、その 21 項目の質問から生成される 7 つの評価因子でウェブサイトのユーザビリティを評価する手法である。定性的な評価の代表として、ユーザビリティテスト（ユーザーテスト）とユーザビリティインスペクション法が挙げられる[86]。

#### 1) ユーザビリティテスト（ユーザーテスト）

ユーザビリティテストとは、ユーザーがタスク（課題）を実行する過程を観察し、ユーザーの行動、発話から User interface (UI) 上の問題点を発見する評価手法である。ユーザビリティテストを実施するには、ユーザビリティラボ、モニター、ユーザビリティエンジニアが必要となる。ユーザビリティラボは、マジックミラーで仕切られ、防音を施された専用室のことであり、マジックミラーを通してユーザーの行動や発言を観察することができる。また、ユーザーの行動や発言を撮影・記録するためのビデオ設備も完備する必要がある。モニターとは、ユーザビリティテストに被験者として協力するユーザーである。ユーザビリティテストでは、想定ユーザーと同じ属性



(性・年代・パソコン習熟度など)を持ったユーザーに協力してもらうことが重要となる。ユーザビリティエンジニアはテストを設計し、インタビューを行い、データを分析する。ユーザビリティエンジニアは単にユーザビリティテストを担当するだけでなく、他の技術者やデザイナーと協力して、UI の改良にあたる。図 2-3 にユーザビリティテストの基本フローを示す。

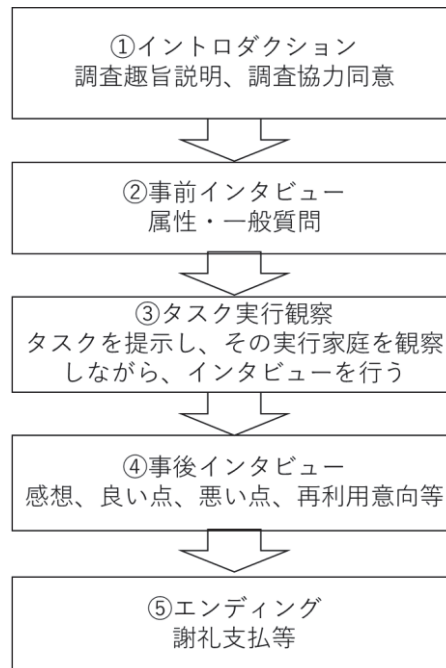


図 2-3 ユーザビリティテスト (ユーザーテスト) の基本フロー

## 2) ユーザビリティインスペクション法

ユーザビリティの専門家が、対象となる機器やシステムを見て、その洞察に基づいてユーザビリティ上の問題を発見する手法である。その中で代表的な手法として、ヒューリスティック評価が挙げられる。ヒューリスティックとは「経験則」という意味であり、ユーザビリティエンジニアやユーザビリティインターフェースデザイナーが、既知の経験則に照らし合わせてユーザビリティインターフェースを評価し、ユーザビリティ問題を明らかにする評価手法である。メリットとして、被験者を必要としないため、短時間で評価を行うことが可能であり、初期のプロトタイプや、仕様書レベルでの評価が可能であるため、多くの場面で活用されている。ヒューリスティック法ではユーザビリティ 10 原則として、下記の項目が重要と考えられている。また、図 2-4 に評価手順を示す。

- ① システム状態の視認性を高める (Visibility of system status)
- ② 実環境に合ったシステムを構築する (Match between system and the real world)



- ③ ユーザーにコントロールの主導権と自由度を与える (User control and freedom)
- ④ 一貫性と標準化を保持する (Consistency and standards)
- ⑤ エラーの発生を事前に防止する (Error prevention)
- ⑥ 記憶しなくても、見ればわかるようなデザインを行う (Recognition rather than recall)
- ⑦ 柔軟性と効率性を持たせる (Flexibility and efficiency of use)
- ⑧ 最小限で美しいデザインを施す (Aesthetic and minimalist design)
- ⑨ ユーザーによるエラー認識、診断、回復をサポートする (Help users recognize, diagnose, and recover from errors)
- ⑩ ヘルプとマニュアルを用意する (Help and documentation)

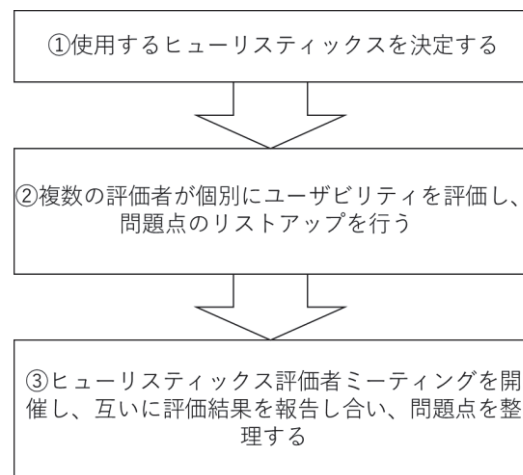


図 2-4 ヒューリスティックス法の評価手順

## 2.3 方法

### 2.3.1 被験者

被験者は、本研究に同意が得られた健常成人 10 名（男性 5 名、女性 5 名、全員右利き）とした。実験を行うにあたり、被験者に対して事前に実験の趣旨を説明し、書面により実験参加の同意を得た。また、兵庫県立大学大学院応用情報科学研究科研究倫理委員会の承認を得た。

### 2.3.2 主観的指標

主観的指標として、リッカート法を用いた操作性評価質問紙を作成した。評価項目は「作業効率が良い (efficiency)」、「使いやすい (simplicity)」、「すぐに適応できる (adjustability)」、「満足感 (satisfaction)」、「楽しさ・幸福感 (enjoyment)」、「不安・

嫌悪感 (anxiety)」の 6 項目とした。評価指数は、「全く当てはまらない」から「非常によく当てはまる」までの 7 段階とし、各項目における操作性評価得点を算出した。7 点が最高得点であり得点が高いほど「非常によく当てはまる」を示す。図 2-5 に作成した操作性評価質問紙を示す。

テスト① (標準)										
・	作業効率がよい	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	使いやすい	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	すぐに適応できる	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	満足感	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	楽しさ・幸福感	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	不安・嫌悪感	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
テスト② (速い)										
・	作業効率がよい	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	使いやすい	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	すぐに適応できる	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	満足感	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	楽しさ・幸福感	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	不安・嫌悪感	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
テスト③ (遅い)										
・	作業効率がよい	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	使いやすい	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	すぐに適応できる	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	満足感	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	楽しさ・幸福感	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う
・	不安・嫌悪感	まったく思わない	1	2	3	4	5	6	7	強くそう思う

図 2-5 操作性評価質問紙

### 2.3.3 自律神経機能の評価

脈波は、一周期の波形成分から取得される各特長点の最大振幅値及び脈波長の変動により、自律神経評価を行った。本研究では、光電式指尖容積脈波計バックスディクスター（CCI 社製）を用いた。測定方法は、指尖部は心臓の高さとし、専用のトランスデューサを右または左の第 2 指に装着し、赤外光の放出側に爪先が当たるように固定した。

### 2.3.4 作業負荷項目

マウスポインタ移動速度を、3段階に変更し、Trail Making Test (TMT) を実行している操作時の指尖容積脈波を計測し、解析を行った。各タスクでのマウスポインタ移動速度 (Mouse point movement speed) の設定による作業負荷を表 2-1 に示す。マ

ウスは光学式ワイヤレスマウス（解像度 1000dpi）、モニターは 25 インチワイド液晶モニター（解像度 1920×1080px）を使用した。Windows 8 によるマウス移動速度設定可能範囲（11 段階）のうち、タスク①は標準速度の「設定 6」、タスク②は最も速い速度の「設定 11」、タスク③は最も遅い速度の「設定 1」とした。タスク①は「操作性が良い」を目的としたタスクであり、タスク②・③は「操作性が悪い」を目的とした作業負荷とした。

表 2-1 作業負荷の各タスク

	マウスポインタ移動速度	操作性
タスク①	標準（初期設定）	良い
タスク②	速い（最速速度）	悪い
タスク③	遅い（最遅速度）	悪い

TMT は、本来は脳卒中や脳損傷の患者に対して、注意の持続と選択、視覚的な探索、視覚的運動協調性等の検査に用いられることが多い机上評価指標である。1 から 25 の数字がランダムに配置され、できる限り早く、かつ正確に順に選択していくテストである。通常検査では専用シートを用い、鉛筆で記入を行う。しかし、本研究では、デスクトップアプリケーションを使用した[87]。TMT 実施中の画面の例を図 2-6 に示す。

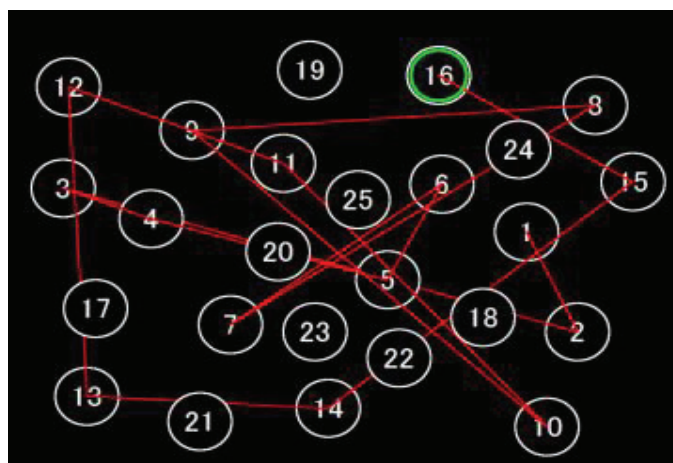


図 2-6 TMT 実施中画面の例

### 2.3.5 実験環境

環境条件として、食事の影響を避ける為、実験前 2 時間は飲食を避けた。物理的ストレスを避ける為、室温 18-20 ℃、湿度 40-60 %に設定した。

被験者は、背もたれ付きの椅子に座り、実験開始前に体の負担にならない態勢と配置の調整を行った。図 2-7 に実験環境を示し、図 2-8 に測定器具の装着の様子を示す。



図 2-7 実験環境

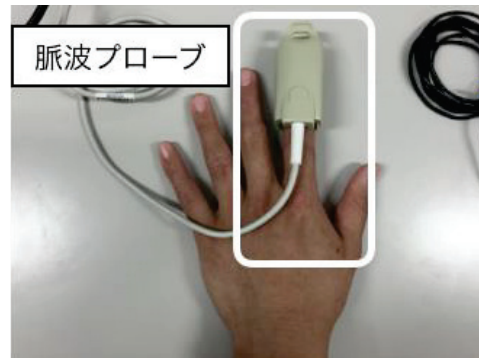


図 2-8 脈波プローブ装着の様子

### 2.3.6 実験プロトコル

実験プロトコルを図 2-9 に示す。指尖容積脈波を測定開始し、1 分間は慣れるために安静開眼状態とした。十字マーク注視を 3 分間、安静閉眼を 3 分間行い、コントロールとした。その後、各タスクを実施し、安静閉眼を 3 分間行った。タスクの順番は、操作性に関連した情動ストレスの影響性が低いと考えられるタスク①、タスク②、タスク③の順に実施した。これを 1 セッションとし、計 2 セッション行った。各タスク間における安静閉眼の時間を 3 分間とした。これは、類似する情動に関する先行研究と本研究におけるタスクは完全に一致するタスクとは異なるが、精神作業負荷時間が同等であり、先行研究の結果において、3 分間の安静時間を設けることで、後のタスクの結果は前のタスクの影響が重畳しなかったことが確認できているためである [88][89]。各タスクにおける作業時間は、マウスポインタ移動速度の違い及び被験者の作業速度によって異なるが、約 1 分間の作業時間となる。この間、継続的に脈波を測定した。その後、作成した操作性評価質問紙に回答してもらい、実験終了とした。

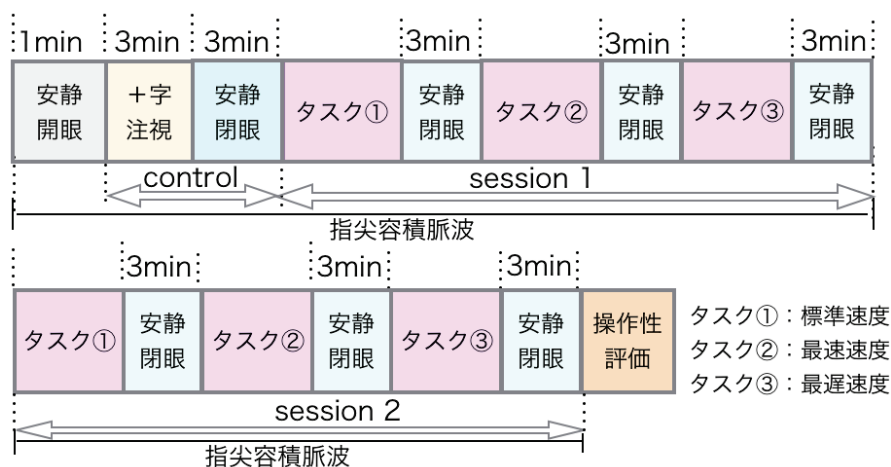


図 2-9 実験プロトコル

### 2.3.7 脈波解析方法

#### 2.3.7.1 脈波解析

脈波は、各タスク実施時の1周期の波形成分から取得した各特徴点の最大振幅値及び脈波長の変動を解析対象とし、自律神経評価を行った。

左手第2指に、脈波測定器のクリップセンサを装着した。サンプリング周波数は200 Hzとし、測定データから体動による脈波信号の揺らぎ成分を取り除くため、0.8–12.0 HzのFinite Impulse Response (FIR) 帯域通過フィルタを使用した。

脈波形成分を図2-10に示す。心室の収縮により波高が上昇し始める点(始点:a点)から、次の収縮による上昇(終点:e点)までを1周期とした。この1周期の波形成分から、始点(a点)から最大点(b点)の差を「最大振幅値( $Y_b$ )」とした。更に、1周期の始点(a点)から終点(e点)の差を「脈波長( $X_e$ )」とした。

波形成分である各特徴点の検出には、本研究室でMATLAB ver. R2013a (Math Works 社製)を用いて作成した、頂点自動検出ソフトを使用し解析を行った。ソフトウェアのフローチャートを図2-11に示す。

得られた脈波データの正規化を行うため、各タスク実施前の十字マーク注視時と各タスク実施時の最大振幅値( $Y_b$ )及び脈波長( $X_e$ )の相対値を求め、正規化を行った。

統計解析には、SPSS ver.18を用いた。算出した最大振幅値及び脈波長の相対値について、各タスク間の比較には、一元配置分散分析、多重比較にBonferroniを用いた。

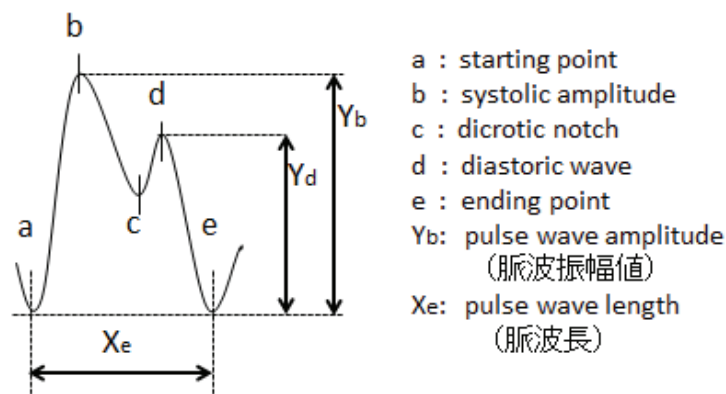


図 2-10 脈波成分の各名称

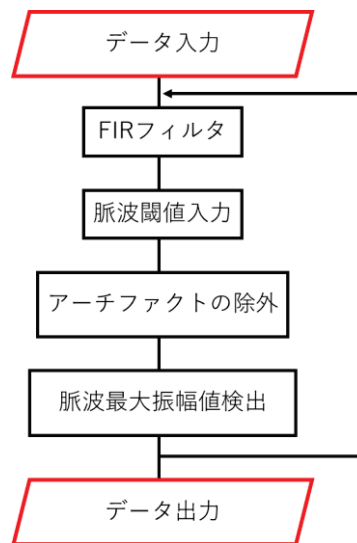


図 2-11 解析ソフトウェアのフローチャート

### 2.3.7.2 脈波の正規化

光電式容積脈波計は、プローブの単位体積あたりの血流量を測定しているため、指の太さ、皮膚の厚さ、血管の大きさ等によって個人差を生じる。そのため、最大振幅値と脈波長における被検者毎に生じる個人差をなくす目的で正規化を行った。正規化の方法は、各タスク実施前である十字マーク注視時の最大振幅値と脈波長の平均値を基準として、相対値（ratio）を求めた。式（2-1）に相対値最大振幅値を、式（2-2）に相対値脈波長を示す。

$$\text{正規化最大振幅値相対値} = \frac{\text{各タスク実施時の最大振幅値平均値}}{\text{タスク実施前の最大振幅値平均値}} \quad (2-1)$$

$$\text{正規化脈波長相対値} = \frac{\text{各タスク実施時の脈波長平均値}}{\text{タスク実施前の脈波長平均値}} \quad (2-2)$$

### 2.3.7.3 脈波と主観的評価

脈波最大振幅値、脈波長の測定結果と、各項目における操作性評価得点の平均値（不安・嫌悪感のみ逆数）を回帰分析にて解析を行った。

### 2.3.7.4 統計解析

#### 1) t 検定

t 検定は、2 組の標本の平均の有意性を検定する際に用いられる[90]。正規分布した 2 つの母集団がある時、その 2 つの母集団の平均値の差に有意な差がないという仮説（帰無仮説）を立て、母集団の平均値が偶然誤差の範囲に含まれているかいないかを判定し、その結果から帰無仮説を棄却するか採択するのにかよって、平均値の有意性



を判定する統計解析の方法である。2つの母集団から算出されたt分布という自由度、つまりその2つの母集団が取りうる値の分布からどの程度外れているかで判定を行う。この際、どの程度外れているかを有意水準と呼び、一般的には5%以下であった場合、有意であるとする。この検定はデータの個数によって有意となる範囲が変動し、データの個数が少なければ、有意差の範囲に入りづらくなる。t検定の計算は、まず分散を式2-3で計算する。

$$S^* = \sqrt{\frac{(N_A - 1)S_A^2 + (N_B - 1)S_B^2}{N_A + N_B - 2}} \quad (2-3)$$

$N_A$ 、 $N_B$ が母集団のデータ数、 $S_A$ 、 $S_B$ はそれぞれの標準偏差を示している。次に検定統計量tを式2-4で求める。

$$t = \frac{\bar{x}_A - \bar{x}_B}{S^* \sqrt{\frac{1}{n_A} + \frac{1}{n_B}}} \quad (2-4)$$

$\bar{x}_A$ 、 $\bar{x}_B$ は標本平均を示す。

## 2) 一元配置分散分析

分散分析は、3群以上の平均の差を検定する分析である[90]。その中でも、一元配置分散分析は、対象のデータを識別する要素が1つの場合に利用される。対象データの母集団の平均に差がないと仮説をたて、対象集団の全ての平均からの分散を算出し、全体からのズレがどの程度あるのかを計算する。この対象データのズレが対象集団全体での誤差範囲内であれば、帰無仮説を採択し、対象データのズレは誤差であり有意ではないとする。逆に対象データのズレが対象集団全体での誤差範囲から逸脱していれば、これは帰無仮説が棄却となり対象データのズレは誤差ではなく有意な差であると判断される。これにより1つの要素により識別された対象データ集団間での差が、有意であるのかどうかを判断する統計解析方法である。

## 3) 回帰分析

( $x$ 、 $y$ )の2つのデータをプロットしたとき、 $x$ 、 $y$ に比例関係が成り立ちそうな場合がある。このデータに当てはまる直線の式  $y=ax+b$  を決定するのに最小二乗法が適用できる。このような、2つの変数の間の関係式を求める分析を回帰分析と呼ぶ。求める直線の式を  $y = ax+b$  とし、 $n$ 個のデータを( $x_1$ ,  $y_1$ )、( $x_2$ ,  $y_2$ )、 $\dots$ 、( $x_n$ ,  $y_n$ )とすると、各計測値の残差は  $ax_i+b - y_i$  と表すことができる。最小二乗法を適用するには、この残差の二乗和が最小となる  $a$ 、 $b$  を求めることである。残差の二乗和の関数  $\Phi$  は、以下の式(2-5)で表すことができる。



$$\Phi = \sum_{i=1}^n (ax_i + b - y_i)^2 \quad (2-5)$$

$\Phi$  の最小値を求め、このときの変数が  $x$ 、 $y$  の 2 個あるため偏微分により最小値を求める。 $\Phi$  を  $x$  と  $y$  とでそれぞれ偏微分し、0 となる  $x$ 、 $y$  を計算する。

$$\frac{\partial \Phi}{\partial a} = 2 \sum_{i=1}^n \{x_i(ax_i + b - y_i)\} = 0 \quad (2-6)$$

$$\frac{\partial \Phi}{\partial b} = 2 \sum_{i=1}^n (ax_i + b - y_i) = 0 \quad (2-7)$$

これを行列を用いて整理し、以下の式を算出する。また、総和記号  $\sum$  は、ガウスの総和記号  $\mathbf{1}$  で代用した。

$$\begin{pmatrix} \begin{bmatrix} x_i^2 \\ x_i \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} x_i \\ n \end{bmatrix} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a \\ b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \begin{bmatrix} x_i y_i \\ y_i \end{bmatrix} \end{pmatrix} \quad (2-8)$$

式 (2-8) の連立方程式を解き、最確値  $a$ 、 $b$  が求まる。

## 2.4 結果

### 2.4.1 操作性評価

図 2-12 に操作性評価の結果を示す。「不安・嫌悪感」以外の項目では、数値が高いほどユーザビリティ評価が高いことを示す。「作業効率がよい」、「使いやすい」、「満足感」の項目では、タスク①の評価点は、タスク② ( $p<0.05$ ) およびタスク③ ( $p<0.05$ ) の評価点と比較して有意に高値を示した。「すぐに適応できる」、「楽しさ・幸福感」の項目ではタスク①の評価点は、タスク③の評価点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。「不安・嫌悪感」の項目ではタスク①の評価点は、タスク② ( $p<0.05$ ) およびタスク③ ( $p<0.05$ ) の評価点と比較して有意に高値を示した。

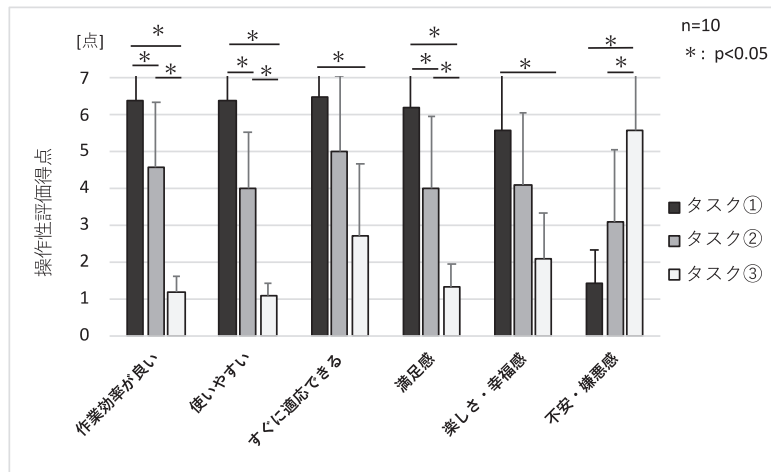


図 2-12 操作性評価得点

### 2.4.2 各タスクの脈波

図 2-13 に、各タスクの脈波最大振幅相対値の平均値を示す。縦軸に脈波最大振幅相対値を示し、横軸に各タスクを示す。タスク①とタスク②の脈波最大振幅相対値はタスク③の最大振幅相対値と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

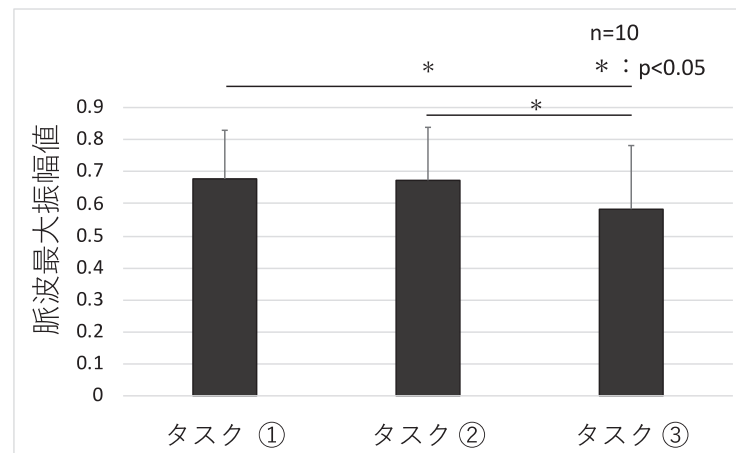


図 2-13 各タスクにおける脈波最大振幅値

図 2-14 に、各タスクの脈波長の平均値を示す。縦軸に脈波長を示し、横軸に各タスクを示す。タスク①とタスク②の脈波長はタスク③の脈波長と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

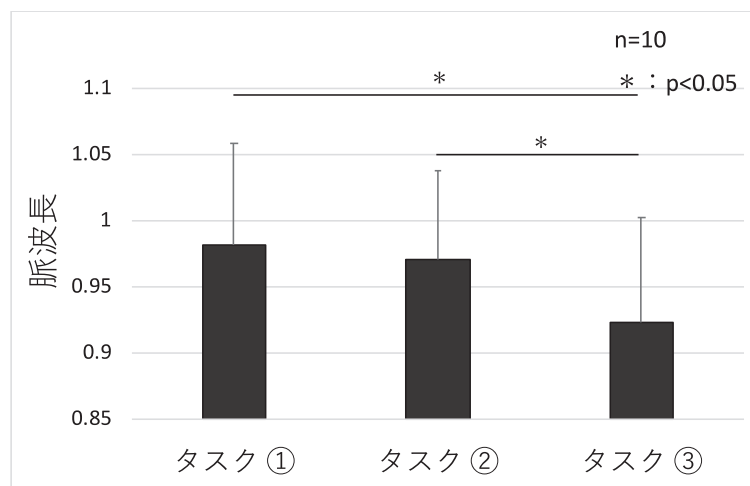


図 2-14 各タスク脈波長

### 2.4.3 脈波と主観的評価

図 2-15 及び表 2-2 に脈波最大振幅相対値と操作性評価得点の散布図及び相関分析の結果を示す。縦軸に脈波最大振幅相対値を示し、横軸に操作性評価を示す。全タスクで操作性評価得点が高いほど脈波最大振幅相対値が高値を示した。相関係数は、タスク①は  $r=0.56$ 、タスク②は  $r=0.45$ 、タスク③は  $r=0.15$  であった。全ての項目で有

意な差は認められなかった。

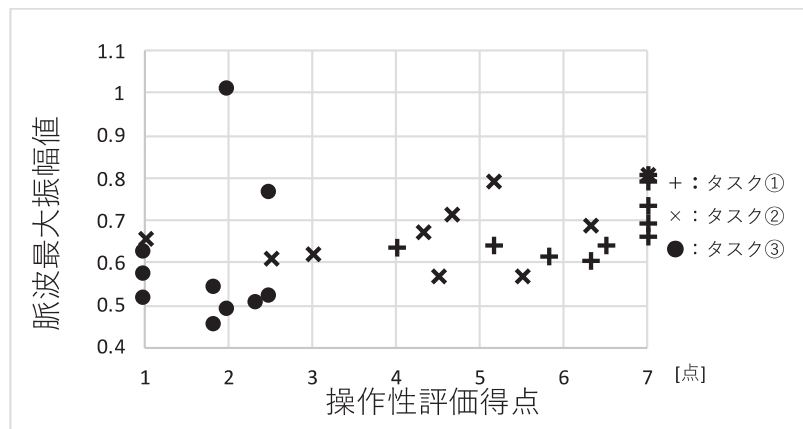


図 2-15 最大振幅値と操作性評価

表 2-2 脈波最大振幅値と操作性評価の相関分析

		操作性評価得点		
		タスク ①	タスク ②	タスク ③
脈波最大振幅値	Pearson's correlation coefficient [ r ]	0.56	0.45	0.15
	p<0.05	n.s.	n.s.	n.s.

図 2-16 及び表 2-3 に脈波長相対値と操作性評価得点の散布図及び相関分析の結果を示す。縦軸に脈波長相対値の平均値を示し、横軸に操作性評価を示す。タスク①とタスク②では、操作性評価得点が高いほど脈波長相対値が低値を示した。相関係数は、タスク①が  $r=-0.54$ 、タスク②が  $r=-0.57$  であった。タスク③では操作性評価得点が高いほど脈波長相対値が高値を示した。タスク③の相関係数は  $r=-0.29$  であった。全ての項目で有意な差は認められなかった。

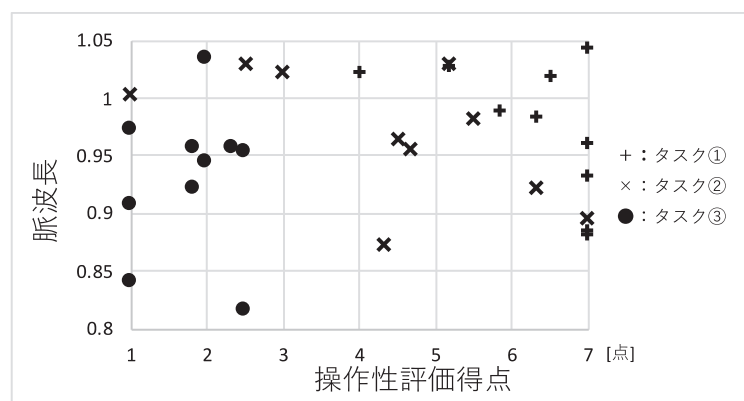


図 2-16 脈波長と操作性評価

表 2-3 脈波長と操作性評価の相関分析

		操作性評価得点		
		task ①	task ②	task ③
脈波長	Pearson's correlation coefficient [ r ]	-0.54	-0.57	0.29
	p<0.05	n.s.	n.s.	n.s.

## 2.5 考察

### 2.5.1 操作性評価

主観的評価では、「操作性がよい」、「使いやすい」、「満足感」の項目では、マウスポインタ移動速度が標準速度、最速速度、最遅速度の順に有意に高値を示し、「すぐに適応できる」、「楽しさ・幸福感」の項目では標準速度が最遅速度と比較して有意に高値を示した。「不安・嫌悪感」の項目では最遅速度が標準速度と最速速度と比較して有意に高値を示した。これらの結果より、マウスポインタ移動速度が標準速度であると、被験者はユーザビリティが良いと判断し、マウスポインタ移動速度が最遅速度であると、ユーザビリティが悪いと判断したことが考えられる。

### 2.5.2 タスクと脈波

脈波は心臓のポンプ作用によって生じる動脈系圧波の伝播である[91]。脈波は、生理学的には心血管系の循環の状態を表していると同時に、自律神経系活動を反映している。

#### (1) 自律神経と血行力学的反応

自律神経系は、交感神経系と副交感神経系の二つから構成される[52]。心臓を支配する自律神経は心臓交感神経、心臓副交感神経と呼ばれ、それぞれ心臓の興奮や収縮に対して促進性、抑制性に働く。つまり、心臓交感神経の活動によってノルアドレナリン（ノルエピネフリン）が神経伝達物質として分泌され、心臓側の $\beta$ アドレナリン作動性受容体に作用して心収縮率を上昇させ、心筋収縮性や弛緩速度を増加させる。一方、心臓副交感神経（心臓迷走神経）が活動する場合は、アセチルコリンが分泌され、コリン作動性受容体に作用して心収縮率を減少させる[92]。これらに対し、（末梢）血管は細動脈及び細静脈を中心に、交感神経の支配が大きいと考えられている[76]。血管交感神経が活動することで、神経伝達物質は同様にノルアドレナリンが分泌され、血管壁の $\alpha$ アドレナリン作動性受容体に作用することにより、血管の収縮をもたらす[76]。一方、交感神経系活動の反応が低下することで相対的に副交感神経活動の反応が上昇し、血管の拡張をもたらす。

本研究で得られた、脈波最大振幅値及び脈波長の変動の結果は、PC 操作機器の操

作性の違いによる自律神経機能の反応の違いが現れていたと考えられる。

### （2）脈波最大振幅値

一般に、脈波振幅値は末梢（遠位）血管における交感神経系活動が反応すると脈波振幅値は低下し、交感神経系活動の反応が低下することで相対的に副交感神経活動の反応が上昇した場合に脈波振幅値は増加する。これは、自律神経機能の反応による末梢（遠位）血管の拡張と収縮に関連している [93]。またポジティブ及びネガティブ映像の視聴による情動ストレス刺激時における指尖容積脈波による自律神経機能活動の変化を定量的に捉えることが可能であることが報告されている [78]。

本研究では、脈波最大振幅値では、マウスポインタ移動速度が標準速度であり操作性が良いタスク①は、マウスポインタ移動速度が遅く操作性が悪いタスク③に比べ有意に高値を示し、マウスポインタ移動速度が速く操作性が悪いタスク②は、タスク③に比べ有意に高値を示した。これらの結果は、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③では、標準速度のタスク①及び最速速度のタスク②に比べて、末梢（遠位）血管における交感神経活動が優位に反応したことが考えられる。この結果より、作業項目を実行する上で、PC 操作機器のマウスポインタ移動速度が遅い操作性は、早い操作性と比べて、より快適性に欠け、情動ストレスの負荷が生じやすいため、末梢（遠位）血管における交感神経活動が優位に反応し、細動脈血管壁の  $\alpha$  アドレナリン作動性受容体に作用したことにより、末梢（遠位）血管の収縮が発現したと考えられる。

### （3）脈波長

脈波長は心拍周期とほぼ同義であり、脈波長が大きくなると心拍数が低下していることを示し、中枢体幹部領域の自律神経活動を反映していると考えられている [94]。一般に、心拍数は中枢体幹部領域で交感神経系が作用すると上昇し、交感神経系の作用が減少すると低下する [95] ことが知られており、さらに、心拍数に表される収縮率の変調は、洞房結節に対する交感神経及び迷走神経の支配が、概して拮抗的になされた結果であると知られている [45]。

また、心理的ストレスによって心拍数は上昇する。ストレスは、情報として様々な感覚器を介して脳に入力される。自律神経機能は、ストレスに対する即効性の反応を示し、交感神経副腎髄質系機能は循環系を興奮させることにより急速に心拍数と血圧を上昇させる [96]。

本研究においては、脈波長では、マウスポインタ移動速度が標準速度であるタスク①と、マウスポインタ移動速度が最速速度であるタスク②は、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③と比べて、有意に高値を示した。これらの結果より、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③では、標準速度のタスク①及び最速速度のタスク②に比べて、中枢体幹部領域における交感神経活動が優位に反応したこ

とが考えられる。この結果より、作業項目を実行する上で PC 操作機器のマウスポインタ移動速度が遅い操作性では早い操作性と比べて、より快適性に欠け、情動ストレスの負荷が生じやすいため、中枢体幹部領域の交感神経活動が優位に反応し、心臓交感神経の活動によってノルアドレナリン（ノルエピネフリン）が神経伝達物質として分泌され、心臓側の  $\beta$  アドレナリン作動性受容体に作用したことにより、心拍数が上昇したと考えられる。

### 2.5.3 主観的評価と脈波

#### （1）脈波最大振幅値

脈波最大振幅相対値の同一タスク内の比較では、操作性評価得点が低く、操作性が悪いと感じる程、全てのタスクで脈波最大振幅相対値は低値を示した。

指尖容積脈波における最大振幅値の減少は、主として末梢（遠位）血管における  $\alpha$  アドレナリン作動性交感神経活動の亢進を意味する[45]。本研究の結果では、被験者が PC 操作機器操作性が悪いと感じる場合に、末梢（遠位）血管における交感神経活動が優位に反応し、細動脈血管壁の  $\alpha$  アドレナリン作動性受容体に作用したことにより、末梢（遠位）血管の収縮が発現したと考えられる。

一方、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③の相関係数では、タスク①及びタスク②の相関係数と比較して著しく低値を示した。指尖容積脈波では、精神作業負荷や心理的ストレスにより、顕著な減少を示すことが知られている。しかし、タスク③における作業負荷としては、主観的評価においても操作性が悪く、心理的ストレスがかかりやすい環境にも関わらず、自律神経機能活動における相関が著しく低値であった。この結果は、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③では、操作性が最も悪く、TMT 実行に対して、被験者が集中して取り組むことができなくなったため、タスク①及びタスク②で実施した TMT に比べて、被験者の取り組み意欲が減少し、被験者によって心理的ストレスの負荷認識の程度にばらつきが認められたため、無相関であったことが推測される。

#### （2）脈波長

脈波長相対値の同一タスク内での比較では、マウスポインタ移動速度が標準速度であるタスク①とマウスポインタ移動速度が最速速度であるタスク②では、操作性評価得点が高く、操作性が良いと感じる程、脈波長相対値が低値であり、心拍数が高値を示した。この結果は、作業負荷項目である TMT の影響があったと考えられる。TMT は、1 から 25 の数字がランダムに配置され、できる限り早く、かつ正確に順に選択していくテストであり、被験者には競争意欲が影響したと推測される。競争という事態が心臓血管系の反応を増大させることは古くから知られており[97]、競争課題による研究では、心拍数の増大を認めている[98]。つまり、課題に対する競争意欲は、心拍数



に影響を及ぼすと考えられる。

本研究の結果は、マウスポインタ移動速度が標準速度であるタスク①と最速速度であるタスク②では、被験者が操作性が良いと感じた場合に、**TMT** 実行に対しての集中力が増し、中枢体幹部領域の交感神経活動が優位に反応し、心臓交感神経の活動によってノルアドレナリン（ノルエピネフリン）が神経伝達物質として分泌され、心臓側の $\beta$ アドレナリン作動性受容体に作用したことにより、心拍数が上昇したと考えられる。

一方、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③では、操作性評価得点が高い程、心拍数が少ない結果であった。この結果は、最遅速度であるタスク③では、操作性が最も悪く、**TMT** 実行に対する取り組み意欲が減少したことにより、**TMT** 実行による競争意欲の影響が少なく、操作性が悪いと感じる程、中枢体幹部領域の交感神経系活動が優位に反応したと考えられる。

また、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③では、タスク③の相関係数が、タスク①及びタスク②の相関係数と比較して著しく低値を示した。この結果は、タスク①及びタスク②で実施した **TMT** に比べて、被験者によって競争意欲にばらつきが認められたため、無相関であったと推測される。

## 2.6 結語

本研究では、PC 操作機器のユーザビリティの違いによる自律神経活動を、指尖容積脈波を用いて抽出し、自律神経活動の評価を行った。本研究の結果、マウスポインタ移動速度が遅い場合に、末梢及び中枢体幹部領域における交感神経活動が亢進することを認めた。情動ストレスの負荷に伴う自律神経活動の変動は、指尖容積脈波解析により抽出することが可能であることが示唆された。

## 第3章 脳波周波数解析を用いた PC 操作機器のユーザビリティ評価の検討

第3章では、視聴覚刺激及び動作を伴う精神作業負荷時における脳中枢神経活動を、脳波周波数解析を用いて定量的に評価することを目的に、PC 操作機器のユーザビリティに関連した脳中枢神経活動の抽出をした研究成果について述べる。

### 3.1 背景

近年は高度情報化社会であり、パーソナルコンピュータ（PC）は生活・教育・労働等を通して、若年者から高齢者において日常的に用いられる環境手段となっている。また、PC は産業における生産・作業手段として用いられるだけでなく、コミュニケーションや社会全体を機能させる手段として必要不可欠なものとなっている。一方、PC 作業による精神的・身体的障害である Visual Display Terminals（VDT）作業ストレスが問題となっている[99]。厚生労働省の調査では、VDT 作業に従事する労働者の割合は増加傾向にあり、長時間化が進んでいると報告されている[100]。VDT 作業による障害としては、筋骨格系や視機能、精神・心理的によるものが挙げられる[100]。VDT 作業では、同じ座位姿勢を保ち続けるために筋肉が一定の状態を保持しなければならず、筋疲労や精神的ストレス、頭痛等の多様な影響をもたらす。そのため、若年者から高齢者まで幅広い領域で懸念される VDT 作業の負担改善や工夫によりこれらを軽減する対策が必要と考えられる。作業環境管理における人間工学的対策では、入力機器の工夫が重要でありキーボードやマウス等のハードウェア、ウェブインターフェース等のソフトウェアなどのユーザビリティの向上が必須であり、適切なユーザビリティ評価が求められる。一方、従来のユーザビリティ評価方法は、インタビュー法や発話プロトコール法、アンケート調査等の主観的指標のため、評価結果の信頼性が不安定となる。つまり、評価者による心理的状況や対象システムへの考え方、ユーザビリティ評価能力の違いが影響するため、記憶や経験則による曖昧な評価となってしまうことが考えられる。そこで、近年ではより客観的かつ定量的なユーザビリティ評価を行うため、情動変化に伴う生体情報解析を用いたユーザビリティ評価の研究がなされている[74]。

ヒトの脳は思考や行動を支配しているばかりでなく、その情動や自律機能をも統御する[76]。情動とは高等動物で観察される特異的な動機付けの状態と考えることができ「動因」つまり生体を何らかの行動に駆り立てる力を持っており、表情変化、交感神経系の興奮、闘争逃走反応（Fight or Flight response）などを引き起こす[101]。これらの情動反応の一部は非侵襲的に計測が可能であり、それらを計測することにより

情動興奮状態にあるかどうかの判定が試みられている[102]。情動変化に伴う生体情報解析に用いる非侵襲的計測法としては、心電図、脈波、脳波等が挙げられる。これらの測定方法は情動変化を捉えうるものであり、対象システムのユーザビリティ評価方法として、定量的に評価することが可能である。先行研究では、ソフトウェアのユーザビリティの評価指標として、脳波データによる感性を導き出すスペクトル解析法を用いたユーザビリティ評価の有効性を示している[75]。また、精神作業負荷に伴う脳活動の評価及び経時的变化を、脳波解析によって抽出することは、情動的ストレスの定量化に有用であると示している[88][89]。しかし、生体情報を用いたユーザビリティ評価は、ウェブ上のソフトウェアインターフェースの評価を行った研究が多く[74][75]、動作を伴う操作機器に対する生体情報の解析を用いたユーザビリティ評価の研究は少ない。

第2章では、指尖容積脈波解析を用いて PC 操作機器の操作性の違いによる自律神経活動を抽出し、操作性が悪いと感じる場合に、末梢及び中枢体幹部領域の交感神経活動が亢進することを認めた。自律神経活動は、大脳辺縁系や大脳皮質から視床下部に情報が伝達され、視床下部からの指令により交感神経及び副交感神経活動が調節される[82]。そのため、脳活動の評価を行うことにより、より直接的に被験者の情動変化に伴う神経活動を捉えることが可能であると考えられる。また、大脳が処理する情報のうち視覚情報が圧倒的に多く、その処理に多くのエネルギーを消費する視覚野が後頭部にあることが知られている[103]。

そこで、本章では、脳波測定のための多数の電極装着による物理的ストレスの影響を少なくし、さらに簡便かつ選択的に脳波を計測するため、後頭部1チャンネル脳波計を用いて、PC 操作機器の操作性の違いがもたらす脳活動を脳波周波数解析により抽出することを目的とした。

## 3.2 方法

### 3.2.1 被験者

被験者は、本研究に同意が得られた健常成人 10 名（男性 5 名、女性 5 名、全員右利き）とした。実験を行うにあたり、被験者に対して事前に実験の趣旨を説明し、書面により実験参加の同意を得た。また、兵庫県立大学大学院応用情報科学研究科研究倫理委員会の承認を得た。

### 3.2.2 測定項目

測定機器は、脳波計（MUSE BRAIN SYSTEM®、デジタルメディック社製）を使用した。

### 3.2.3 主観的指標

主観的指標として、リッカート法を用いた操作性評価質問紙を作成した。評価項目は「作業効率が良い (efficiency)」、「使いやすい (simplicity)」、「すぐに適応できる (adjustability)」、「満足感 (satisfaction)」、「楽しさ・幸福感 (enjoyment)」、「不安・嫌悪感 (anxiety)」の 6 項目とした。評価指数は、「全く当てはまらない」から「非常によく当てはまる」までの 7 段階とし、各項目における操作性評価得点を算出し、操作性評価平均点を算出した。操作性評価平均点は、「不安・嫌悪感」のみ逆数とし、各項目の操作性評価得点の平均値を算出した。操作性評価平均点が高いほど、被験者は操作性が良いと判断したことを示す。

### 3.2.4 脳波測定

脳波は、身体的及び精神的の両方の観点から、ストレス状態における脳機能及び中枢神経機能調整反応の評価が可能であり、健常な精神生理学的様相から病理学的な様相を区別するために有用である。また、ソフトウェアインターフェースのユーザビリティ評価では、脳波による精神的負荷作業の定量的評価の有用性を示している[75]。また、本研究は対象機器を操作している際の脳波変化を捉えることで、ユーザビリティの評価を行うため、測定機器や環境による被験者のストレスをできる限り減らす必要がある。そこで本研究では、MUSE BRAIN SYSTEM® (デジタルメディック社) を用いた[104]。MUSE BRAIN SYSTEM は、20 本の電極を頭部に装着する医用脳波測定器と違い、専用のヘッドセットを装着し、後頭部からのみ脳波測定を行う。大腦が処理する情報のうち視覚情報が圧倒的に多く、その処理に多くのエネルギーを消費する視覚野が後頭部にあることが知られている[103]。また、脳波測定のための多数の電極装着による物理的ストレスの影響を少なくし、さらに簡便かつ選択的に脳波を計測するため、後頭部 1 チャンネルを用いた。電極位置は国際 10-20 法の後頭部 Oz (Occipital vertex) とし、基準電極は左耳朶で脳波測定を行った。脳波の測定環境を図 3-1 に示す。

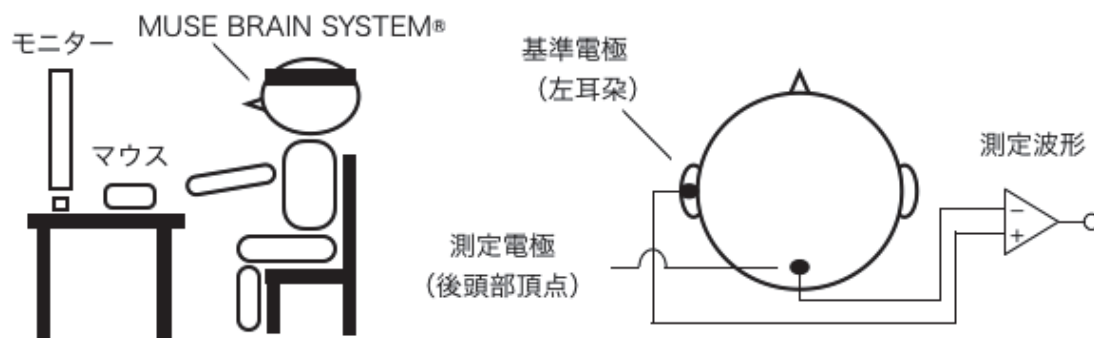


図 3-1 脳波測定環境

### 3.2.5 作業負荷項目

第2章と同様とし、マウスポインタ移動速度を、3段階に変更し、Trail Making Test (TMT) を実行している操作時の脳波を計測し、解析を行った。タスク①として、マウスポインタ移動速度を標準速度（初期設定）、タスク②は最も速い速度、タスク③は最も遅い速度に設定し、TMT を実施する。タスク①は「操作性が良い」を目的としたタスクであり、タスク②・③は「操作性が悪い」を目的とした作業負荷とした。

### 3.2.6 実験環境

環境条件として、食事の影響を避ける為、実験前 2 時間は飲食を避けた。物理的ストレスを避ける為、室温 18-20 °C、湿度 40-60 %に設定した。

被験者は、背もたれ付きの椅子に座り、実験開始前に体の負担にならない態勢と配置の調整を行った。図 3-2 に実験環境、図 3-3 に測定器具の装着の様子を示す。



図 3-2 実験環境

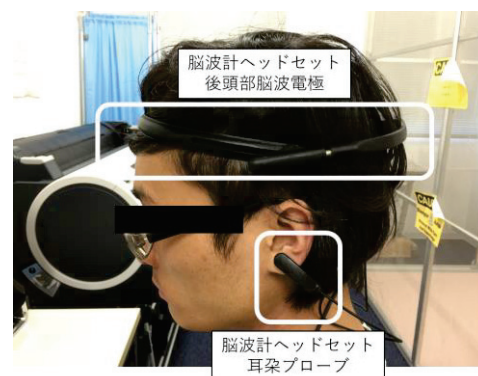


図 3-3 脳波計装着の様子

### 3.2.7 実験プロトコル

実験プロトコルを図 3-4 に示す。脳波を測定開始し、1 分間は慣れるために安静開眼状態とした。十字マーク注視を 3 分間、安静閉眼を 3 分間行い、コントロールとした。その後、各タスクを実施し、安静閉眼を 3 分間行った。タスクの順番は、操作性に関連した情動ストレスの影響性が低いと考えられるタスク①、タスク②、タスク③の順に実施した。これを 1 セッションとし、計 2 セッション行った。各タスク間における安静閉眼の時間を 3 分間とした。各タスクにおける作業時間は、マウスポインタ移動速度の違い及び被験者の作業速度によって異なるが、約 1 分間の作業時間となる。この間、継続的に脳波を測定した。その後、作成した操作性評価質問紙に回答してもらい、実験終了とした。



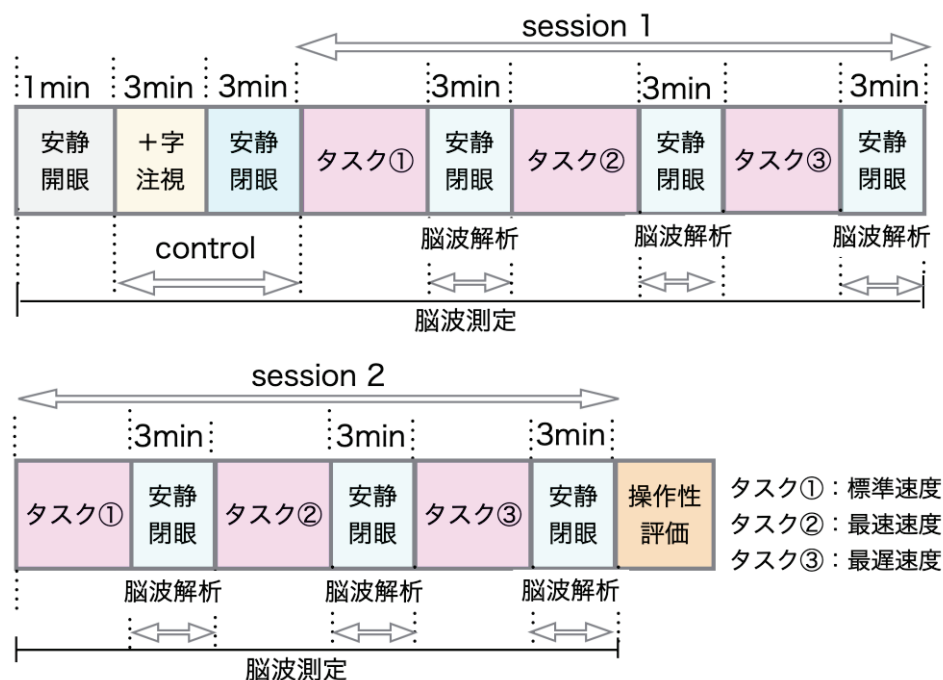


図 3-4 実験プロトコール

### 3.2.8 解析方法

脳波の解析対象データは、各タスク実施後の安静閉眼時とした。各タスク実施時では、瞬きや体動に伴うアーチファクトが混入すること、 $\alpha$ 波は開眼状態においては減衰し、閉眼状態において増加することが理由として挙げられる。

脳波データの解析区間を安静閉眼開始 10 秒後から 90 秒までの 80 秒間とした。これは、安静閉眼直後は、姿勢が変化し筋電位の影響を受けやすいことが考えられるため、安静閉眼開始 10 秒後からとした。また、タスクによって変化した脳波が 60–100 秒の間持続する報告があるため[74]、本研究では安静閉眼開始後 90 秒までを解析対象区間とした。

サンプリング周波数 200 Hz で脳波を測定し、測定した脳波は FFT 解析し、各周波数帯域（ $\theta$ 波：4–7 Hz、 $\alpha$ 波：8–13 Hz、 $\beta$ 波：14–19 Hz）におけるパワースペクトル値を求め、脳波全体を分母として  $\theta$ 波出現率、 $\alpha$ 波出現率、 $\beta$ 波出現率を算出した。また、 $\alpha$ 波と  $\beta$ 波の比率である  $\beta/\alpha$  を求めた。これらの指標は、人間の心理状況を観察するための指標としてよく用いられている[105][106]。統計解析には、SPSS ver. 18 を用いた。算出した  $\theta$ 波出現率、 $\alpha$ 波出現率、 $\beta$ 波出現率、 $\beta/\alpha$  について、各タスク間の比較には、一元配置分散分析、多重比較に Bonferroni を用いた。

$\theta$ 波出現率、 $\alpha$ 波出現率、 $\beta$ 波出現率、 $\beta/\alpha$  と、各項目における操作性評価平均点を回帰分析にて解析を行った。



### 3.3 結果

#### 3.3.1 操作性評価平均点

図 3-5 に、各タスクの操作性評価平均点を示す。縦軸に操作性評価平均点を示し、横軸に各タスクを示す。タスク①の操作性評価平均点は、タスク②及びタスク③の操作性評価平均点と比較して、有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。また、タスク②の操作性評価平均点は、タスク③の操作性評価平均点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

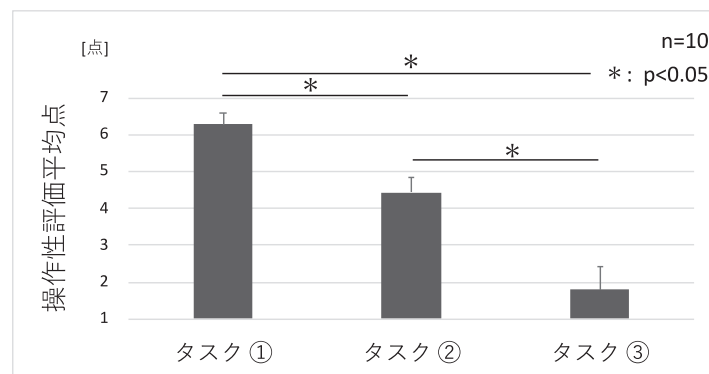


図 3-5 操作性評価平均点

#### 3.3.2 タスク時の脳波

図 3-6 に、各タスクの  $\theta$  波出現率の平均値を示す。縦軸に  $\theta$  波出現率を示し、横軸に各タスクを示す。タスク③の  $\theta$  波出現率は、タスク①の  $\theta$  波出現率と比較して、有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

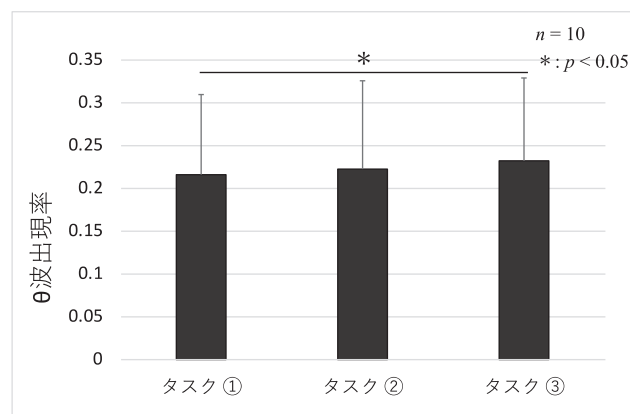


図 3-6 各タスクにおける  $\theta$  波出現率

図 3-7 に、各タスクの  $\alpha$  波出現率の平均値を示す。縦軸に  $\alpha$  波出現率を示し、横軸に各タスクを示す。タスク③の  $\alpha$  波出現率は、タスク①及びタスク②の  $\alpha$  波出現率と比較して、有意に低値を示した ( $p<0.05$ )。

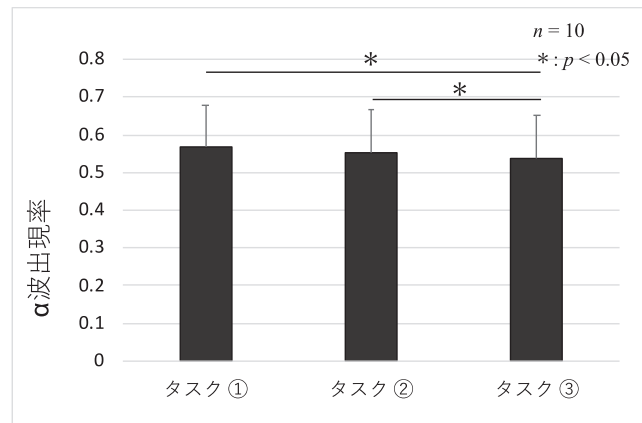
図 3-7 各タスクにおける  $\alpha$  波出現率

図 3-8 に、各タスクの  $\beta$  波出現率の平均値を示す。縦軸に  $\beta$  波出現率を示し、横軸に各タスクを示す。タスク③の  $\beta$  波出現率は、タスク①の  $\beta$  波出現率と比較して、有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。

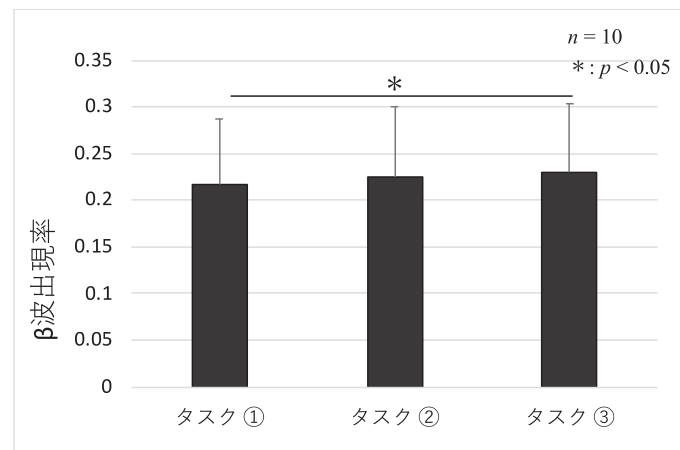
図 3-8 各タスクにおける  $\beta$  波出現率

図 3-9 に、各タスクの  $\beta/\alpha$  の平均値を示す。縦軸に  $\beta/\alpha$  を示し、横軸に各タスクを示す。タスク③の  $\beta/\alpha$  は、タスク①及びタスク②の  $\beta/\alpha$  と比較して、有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。

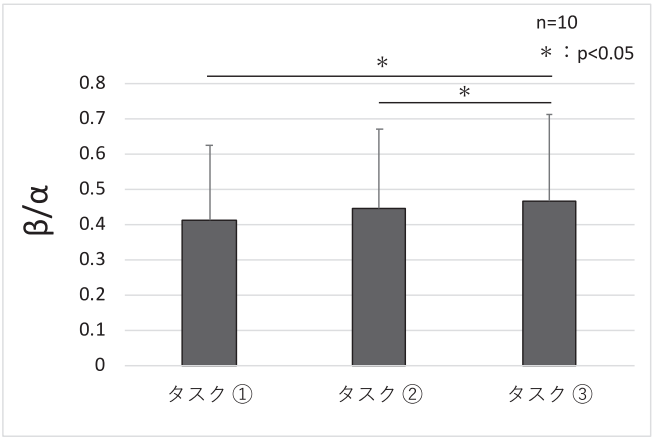


図 3-9 各タスクにおける  $\beta/\alpha$

3.3.3 脳波と主観的評価

図 3-10 及び表 3-1 に、 $\theta$  波出現率と操作性評価平均点の散布図及び相関分析の結果を示す。縦軸に  $\theta$  波出現率を示し、横軸に操作性評価平均点を示す。全てのタスクで操作性評価平均点が高いほど  $\theta$  波出現率が高値を示した。相関係数は、タスク①が  $r=0.09$ 、タスク②が  $r=0.10$ 、タスク③が  $r=0.09$  であった。全ての項目で有意な差は認められなかった。

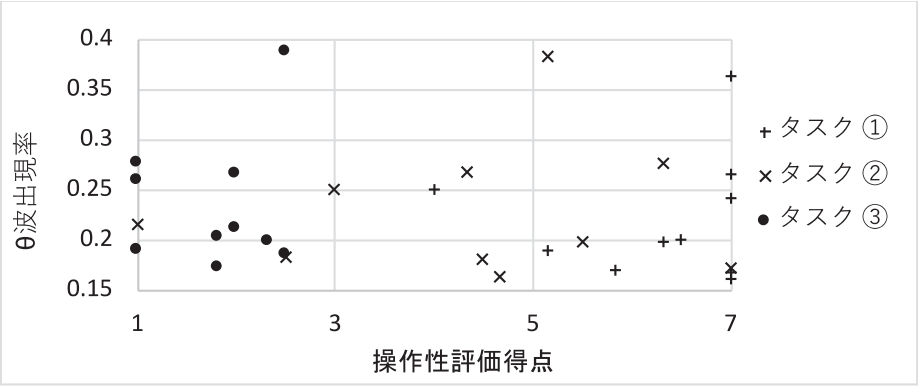
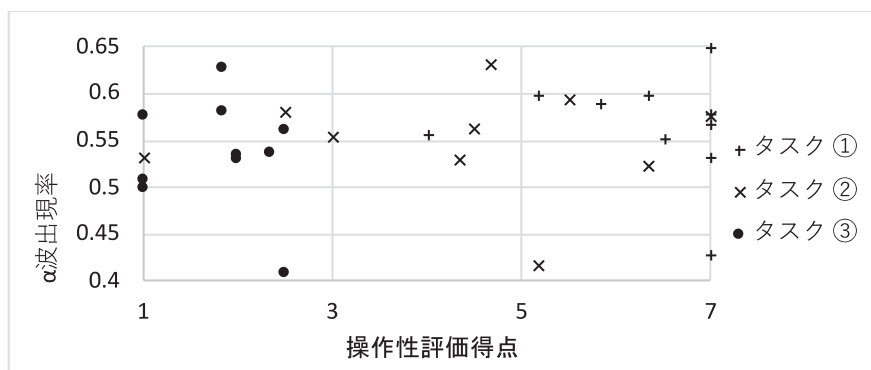


図 3-10  $\theta$  波出現率と操作性評価

表 3-1  $\theta$  波出現率と操作性評価の相関分析

		操作性評価得点		
		Task ①	Task ②	Task ③
θ 波出現率	Pearson's correlation coefficient [ r ]	0.09	0.10	0.09
	p<0.05	n.s.	n.s.	n.s.

図 3-12 及び表 3-2 に、 $\alpha$  波出現率と操作性評価平均点の散布図及び相関分析の結果を示す。縦軸に  $\alpha$  波出現率を示し、横軸に操作性評価平均点を示す。全てのタスクで操作性評価平均点が高いほど  $\alpha$  波出現率が低値を示した。相関係数は、タスク①が  $r=-0.15$ 、タスク②が  $r=-0.02$ 、タスク③が  $r=-0.15$  であった。全ての項目で有意な差は認められなかった。

図 3-12  $\alpha$  波出現率と操作性評価表 3-2  $\alpha$  波出現率と操作性評価の相関分析

		操作性評価得点		
		Task ①	Task ②	Task ③
$\alpha$ 波出現率	Pearson's correlation coefficient [ r ]	-0.15	-0.02	-0.15
	p<0.05	n.s.	n.s.	n.s.

図 3-13 及び表 3-3 に、 $\beta$  波出現率と操作性評価平均点の散布図及び相関分析の結果を示す。縦軸に  $\beta$  波出現率を示し、横軸に操作性評価平均点を示す。操作性評価平均点が高いほどタスク①及びタスク③では、 $\beta$  波出現率が高値を示し、タスク②では  $\beta$  波出現率が低値を示した。相関係数は、タスク①が  $r=0.11$ 、タスク②が  $r=-0.21$ 、タスク③が  $r=0.13$  であった。全ての項目で有意な差は認められなかった。

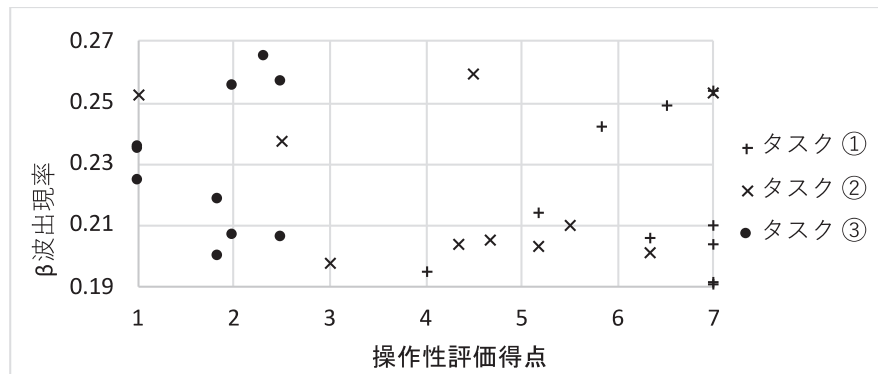


図 3-13 β波出現率と操作性評価

表 3-3 β波出現率と操作性評価の相関分析

		操作性評価得点		
		Task ①	Task ②	Task ③
β波出現率	Pearson's correlation coefficient [ r ]	0.11	-0.21	0.13
	p<0.05	n.s.	n.s.	n.s.

図 3-14 及び表 3-4 に、 $\beta/\alpha$  と操作性評価平均点の散布図及び相関分析の結果を示す。縦軸に  $\beta/\alpha$  を示し、横軸に操作性評価平均点を示す。操作性評価平均点が高いほどタスク①及びタスク③では、 $\beta$  波出現率が高値を示し、タスク②では  $\beta$  波出現率が低値を示した。相関係数は、タスク①が  $r=0.12$ 、タスク②が  $r=-0.25$ 、タスク③が  $r=0.32$  であった。全ての項目で有意な差は認められなかった。

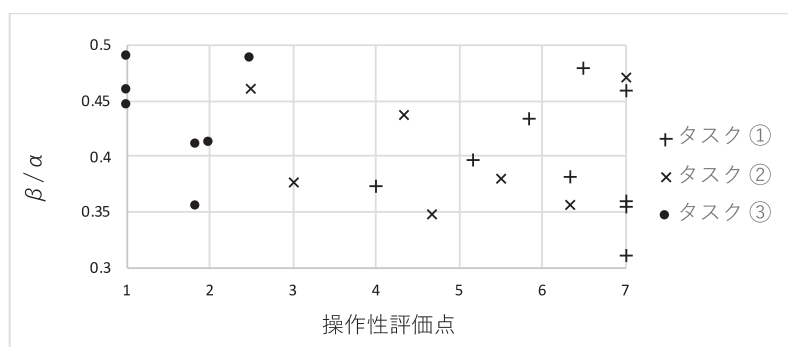
図 3-14  $\beta/\alpha$  と操作性評価

表 3-4  $\beta/\alpha$  と操作性評価の相関分析

		操作性評価得点		
		Task ①	Task ②	Task ③
$\beta/\alpha$	Pearson's correlation coefficient [r]	0.12	-0.25	0.32
	p<0.05	n.s.	n.s.	n.s.

### 3.4 考察

#### 3.4.1 操作性評価平均点

操作性評価平均点は、マウスポインタ移動速度が標準速度、最速速度、最遅速度の順に有意に高値を示した。これらの結果より、被験者はマウスポインタ移動速度が遅い場合に、ユーザビリティが悪いと判断したことが考えられる。

#### 3.4.2 各タスクと脳波

脳波は、身体的及び精神的の両方の観点から、ストレス状態における脳機能及び中枢神経機能調整反応の評価が可能であり、健常な精神生理学的様相から病理学的な様相を区別するために有用である[75]。また、ソフトウェアインターフェースのユーザビリティ評価では、脳波による精神的負荷作業の定量的評価の有用性を示している[75]。 $\theta$ 波は、記銘と想起に関係しており、特に新規情報の符号化に関係していることが知られている[107]。また、 $\theta$ 波活動は、行動、認知、情動変化に関係していることが知られているが、最も重要な働きとして、記憶や情動の調節であると報告がある[108]。ほ乳類では、記憶は情動と密接に関係しており、統一の見解としては、情動的に強い刺激を受けた時に扁桃体の神経細胞が $\theta$ 波を発生することがわかっている[108]。本研究では、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③の $\theta$ 波出現率が、標準速度であるタスク①の $\theta$ 波出現率と比較して、有意に高値を示した。この結果は、タスク③では、タスク①と比較して、被験者が TMT をより素早く達成する意識とは相反して、マウスポインタの反応が追従しないため、精神作業負荷による心身への影響により、情動調節活動が大きく反映され、タスク実施時の想起や情動の調節活動が行われたと考えられる。

$\alpha$ 波は、安静閉眼状態で出現し、リラックスした覚醒状態で生じることが知られている。また、暗算・短期記憶、ワーキングメモリなどの内的作業時や瞑想時に $\alpha$ 波帯域のパワースペクトルは高値を示す[109][110]。一方、警戒や刺激への注意、激しい精神活動、不安により $\alpha$ 波帯域のパワースペクトルは低値を示す。

本研究では、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③の $\alpha$ 波出現率が、標準速度であるタスク①及び最速速度であるタスク②の $\alpha$ 波出現率と比較して、有意



に低値を示した。この結果は、単純なタスク作業と比較して、複数の複雑で予測の難しい変化に対する注意や精神活動及び外的刺激により、 $\alpha$ 波帯域のパワースペクトルは低下することを示していると考えられる。マウスポインタ移動速度が標準速度であるタスク①及び最速速度であるタスク②では、最遅速度であるタスク③と比較して、精神作業負荷を快適に行うことができたため、作業負荷後にリラックス状態となり、 $\alpha$ 波帯域のパワースペクトルが増加したと考えられる。一方、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③では、マウスポインタ移動速度が遅く、TMT をスムーズに実施することが難しいため、警戒反応やタスクによる外的刺激への注意が増強したと考えられる。

$\beta$ 波は、一般に精神的障害が認められる人や、情動的に不安定な人に多く出現する。また、リラックス状態では減少し、精神的負荷が多いことや興奮状態、ストレス環境下で増加することが知られている[110]。つまり、 $\beta$ 波出現は、内的に情動不安定であり、外的要因に注意が向けられ、興奮状態に出現しやすいことを表す。本研究では、マウスポインタ移動速度が最遅速度であるタスク③の $\beta$ 波出現率は、標準速度であるタスク①の $\beta$ 波出現率と比較して、有意に高値を示した。この結果は、操作性が遅い場合に、 $\beta$ 波出現率が高値を示しており、マウスポインタ移動速度が遅く、操作性の悪い精神作業負荷により、被験者は興奮やストレス状態となっていたと考えられる。

### 3.4.3 主観的評価と脳波

$\theta$ 波出現率における同一タスクでの主観的評価の比較では、全てのタスクにおいて、操作性評価平均点が高い場合に、 $\theta$ 波出現率が増加した。 $\theta$ 波は、情動的に快適な感情刺激に反応して、 $\theta$ 波は増強し、被験者の注意力がより高くなることがわかっている[111]。一方、不快な感情経験では、注意力が低下し、 $\theta$ 波は減少することが報告されている[111]。また、TMT は 1-25 までの数字がランダムに配置され、できるだけ早く、かつ正確に選択していくため、瞬時に数字の配置に関する視覚情報を記憶する必要がある。そのため、操作性が良いと感じる場合に、マウスポインタ移動速度に対する作業負荷意識が少なくなるが、TMT をよりすばやく正確に実施するために、記銘や想起の記憶活動を繰り返し、 $\theta$ 波出現率が増加したと考えられる。

$\alpha$ 波出現率における同一タスクでの主観的評価との比較では、全てのタスクで、操作性評価平均点が高い場合に、 $\alpha$ 波出現率が低下した。この結果は、操作性が良いと感じる場合に、マウスポインタ移動速度への注意や警戒反応が低くなり、TMT 実施に対する集中力が増し、闘争逃走反応 (Fight or Flight response) に伴う競争課題ストレスが被験者に負荷されたと考えられる。闘争逃走反応は、生物が危機に曝された場合、生体内の反応として交感神経系-副腎髄質ホルモン分泌が関連することを示しており、情動変化に伴い末梢血流、心臓活動、内臓活動が変化する[112]。そのため、闘争

逃走反応に伴う精神的作業負荷により、相対的に  $\alpha$  波出現率の低下が起きたと推測される。

$\beta$  波出現率における同一タスク内での比較では、マウスポインタ移動速度が標準速度であるタスク①及び最遅速度であるタスク③は、操作性評価平均点が高い場合に、 $\beta$  波出現率が増加した。 $\beta$  波はリラックス反応で減少し、外的刺激に対して注意を向ける行為で増加し、抑制性神経機能への作用で増加することがわかっている[113][114]。本研究では、被験者が操作性が良いと感じる場合に、マウスポインタ移動速度への注意や警戒反応が低くなり、外的刺激である TMT 実施に対する精神作業負荷として、抑制性神経機能が作用し、 $\beta$  波出現率が増加したと考えられる。一方、マウスポインタ移動速度が最速速度であるタスク②では、PC 操作機器の操作性による影響と、TMT 実施に対する精神作業負荷の影響による相互反応のバランスにより、PC 操作機器の操作性に対する影響が優位に反応したため、操作性が良いと感じる場合に  $\beta$  波出現率は低値を示したと考えられる。

### 3.5 結語

本研究では、PC 操作機器のユーザビリティの違いによる脳中枢神経活動を、脳波を用いて抽出し、脳中枢神経活動の評価を行った。本研究の結果、マウスポインタ移動速度が遅い場合に、脳活動として、 $\theta$  波出現率及び  $\beta$  波出現率は増大し、 $\alpha$  波出現率は減少傾向を認めた。情動ストレスの負荷に伴う脳中枢神経の変動は、脳波周波数解析により抽出することが可能であることが示唆された。

## 第4章 VRを用いた体性痛緩和に向けた体表面知覚電流と自律神経活動の評価

第4章では、VR環境下における選択的体性神経電流刺激による体表面知覚電流値への影響と、それに伴う自律神経活動を指尖容積脈波解析により抽出した研究成果について述べる。

### 4.1 背景

Virtual reality (VR: 仮想現実) 技術は医療分野において様々な応用がなされている[115]。VRとは、ユーザー没入型の映像コンテンツであり、ヘッドマウントディスプレイを装着し、360度3D映像を投影する。そして視覚的、聴覚的、触覚的な感覚情報を通じて、ユーザーが仮想空間に没入した錯覚を認知する。

厚生労働省の報告では医療現場では痛みに対する新たな対策が社会的課題であると示している[1]。また、痛みに対する治療には主に鎮痛薬が用いられるが、副作用やコストが問題となっている。特に、体性感覚神経に関連した体表面に惹起される痛みである体性痛等は、医療現場において、検査を含む治療行為や術後疼痛等の様々な場面で問題となる。近年、仮想現実 (Virtual reality: VR) 技術は医療分野への応用が期待されており、VR環境下における生体への影響に関する研究が注目されているが、体性感覚神経に関連した痛み感度との関係性については明らかになっていない。痛みの生体反応評価として、身体的影響に伴う痛みに関連する知覚感度の評価と、心理的影響に伴う生理学的神経活動の評価を統合的に評価する必要がある。

生体反応は人間の心理状態と密接な関係があると言われており[76]、生理学的指標による生体機能活動の評価により、対象のシステムを利用している際の心理状況を定量的に評価することが可能となる。生体反応には、大きく中枢神経系 (central nervous system: CNS) と、末梢神経系 (peripheral nervous system: PNS) の活動 (末梢反応) と二分され[76]、さらに末梢神経系 (末梢反応) は体性と自律性 (自律神経系) に二分される。中枢神経系の評価では、脳波や脳磁気図、機能的核磁気共鳴画像等が用いられ、末梢神経系の評価では、心電図、脈波、皮膚表面温度、眼球運動、筋電図等が挙げられる。

近年、自律神経活動の変動は、心拍変動解析を用いて簡便かつ高精度に計測が可能となっている[77]。自律神経は交感神経と副交感神経に大別される。ストレス負荷や精神的作業負荷、メンタルワークロードにより交感神経及び副交感神経が生体反応として活動し、心拍変動が生じる[78][79]。心拍変動解析には心電図や容積脈波が用いられる。中でも容積脈波は、内外環境の変化に対して極めて鋭敏な測度であり、皮膚電気

反応をも凌ぐ。また、あらゆる年齢層で測定可能であり、身体のような部位で測定が可能である。さらに、簡便に測定することが可能であり、時間の経過や刺激の繰り返しに対して順応や消去が極めて生じにくく、交感神経活動ほぼ純粋に反映するといった特徴が挙げられる[49]。

容積脈波による自律神経活動の評価では、簡便な方法として指尖容積脈波が勧められている[84][85]。指尖容積脈波の特徴としては、他の一般体表面に比べて血管がよく発達しているため、容積脈波が大きく記録できることが挙げられる[45]。

これまでの VR 技術の疼痛緩和への応用の研究では、主観的評価による臨床的有効性の観点から評価されている。しかし、これらの方法では、再現性が低く、定性的かつ主観的な評価になってしまうといった欠点がある。そのため、客観的な VR 映像を用いた疼痛緩和の効果を提言することは、より適切な映像コンテンツの選定、及び質の向上に繋がることが考えられる。

そこで本研究では、VR 映像を用いることで体性痛軽減を行うことが可能であることを定量的に評価することを目的に、VR 環境下における選択的体性神経電流刺激による体表面知覚電流値への影響と、それに伴う自律神経活動を、指尖容積脈波解析により抽出した。

## 4.2 VR 技術の現状

### 4.2.1 VR の活用

「仮想現実」、「人工現実感」などと訳されるバーチャルリアリティ (Virtual Reality: VR)は、視覚や聴覚などの感覚器官に働き掛け、コンピュータによって作り出された人工環境を実質的・現実的 (virtually) に本物・現実のように知覚させる技術である[115]。情報提示は、ディスプレイ装置、スピーカーやヘッドフォン等のように主に視聴覚に対して行われるが、触覚、味覚、嗅覚のような視聴覚以外の感覚器官へ提示して、より強い現実感の創出を目指した研究も行われている[116]。

最初の VR システムは、アイバン・サザランド (ユタ大学) により 1968 年に提案されたヘッドマウントディスプレイ (Head Mounted Display: HMD) であると言われている。当時は、頭部に装着してすっぽりと視界を覆うタイプであったが、2012 年後半くらいから、小型、軽量、廉価でありながら、没入感や臨場感の高い HMD が市場に提供されるようになった[116]。コンピュータグラフィックスは、コンピュータ内に記憶された 3 次元空間のデータを 2 次元のスクリーン上に画像を表示するのに対し、VR はコンピュータ内に構築された 3 次元空間内に、自分が入り込んで自由に動き回って観察することや空間内の物体を自分の手で持ったり、移動させたりすることを可能にする技術である[117]。具体的な装置としては以下のようなものが開発されている。

### (1) ヘッドマウンテッドディスプレイ

ヘッドマウンテッドディスプレイは、頭にかぶるヘルメットに小さい液晶ディスプレイ装置をとりつけ人間の目に立体映像を表示する装置である[117]。ヘルメットには、頭の位置と動きを測定する3次元センサーが組み込まれており刻々の装置値がコンピュータに送られ、即時に視点を変えた映像を計算して表示装置に与える。この結果、体験者はCGデータで与えられた仮想的な空間の中を自分が移動し頭を動かすことでその方向のシーンが見える。

### (2) データグローブ（コントローラ）

データグローブ（コントローラ）は、人間の手の動きを測定するセンサーが組み込まれた手袋状（リモコン型）の装置である[117]。体験者が手（リモコン）を動かすと、その測定値がコンピュータに伝えられコンピュータはCGのシーンのデータ内に測定された手（リモコン）のイメージを合成して表示する。他にも、全身がシーンに入り込むデータスーツや力感覚や触覚を与える装置がある。

VR技術を活用している分野の例としては、医療、健康福祉、教育、ゲーム、航空宇宙、自動車、ツーリズム、商業などがある[116]。VRの医療応用には大別して2つの流れがある。1つは人間の三次元画像データを用いて手術シミュレーション・訓練・患者への説明等に利用しようとするものであり、もう1つは患者に精神的なアメニティ・ウェルネスを提供することを目指すものである[118]。

その一方、VRシステムの普及に伴い、酔いの原因解明と予防対策が必要である[119]。VRは通常の映像とは異なり、臨場感を感じる映像であるため、人体にどのような影響を与えるのか把握しきれていない。すなわち、VRを健全な方向に活かすには、VR技術の安全性が欠かせないものである[120]。

## 4.2.2 VR酔い

VR酔いの発生機序を図4-1に示す。VRの利用によっては、不快感や疲労感を与える可能性がある。これはVR酔いに繋がり、症状が強い場合は、頭痛、めまい、吐き気を生じる。VR酔いは、視覚、前庭覚及び固有覚の各空間情報の不一致により生じると考えられている[121]。つまり、身体運動についての視覚情報と視覚以外からの情報の不一致により、中枢神経系において予想されるものとは異なる状態となるため、VR酔いが発症すると考えられている。また、この感覚の不一致をベクシオン（視覚誘導性自己運動感覚）と呼ぶ[121]。



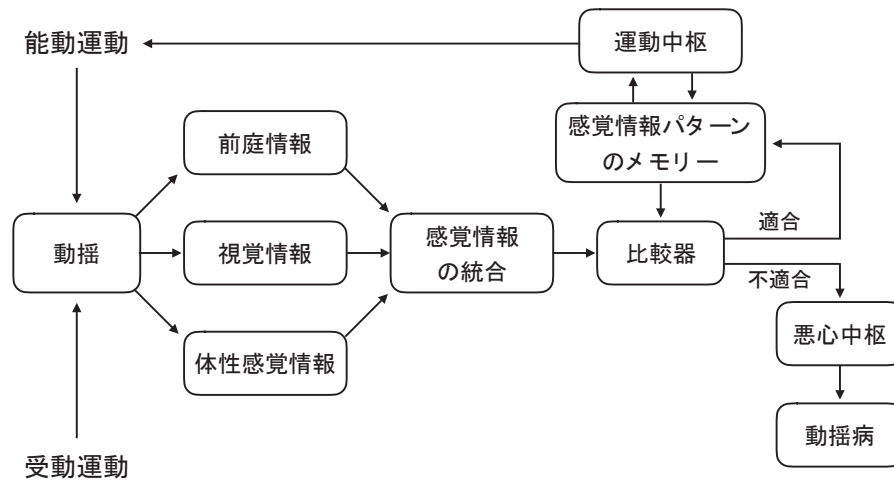


図 4-1 VR酔いの発生機序[121 改変]

### 4.2.3 VR 技術の医療応用

近年では、医療分野への応用も試みられている。VR の医療応用には、手術のシミュレーション・訓練・患者への説明に利用しようとするもの、もう一方では、患者の QOL の向上を目指したものがある[122]。癌患者のストレス緩和の研究や健常者を用いた基礎検討において VR が疼痛、ストレスに有効である可能性が示されている。したがって、VR の利用は、患者の QOL の向上につながると期待されている。また、VR の医学応用の将来性は高く研究は活発化しており、以下の診断・治療への応用がある。

#### 1) 患者の体内の透視

ビデオカメラをヘッドマウンテッドディスプレイに装着することにより、超音波画像の内部透視画像をヘッドマウンテッドディスプレイの動きにつれて表示し、それと人体表面の実画像をオーバーラップさせ観察できるようになっている[117]。この結果、ヘッドマウンテッドディスプレイを装着した人間は患者のまわりを動き回って観察すると患者の腹部から内部を自由な角度で透視して見る事が可能となる。

#### 2) 手術シミュレーション

X 線や CT や MRI などのイメージング装置により 3 次元画像（連続断面像）を計測でき、これをコンピュータ処理してスクリーン上で手術シミュレーションを行うシステムである。ヘッドマウンテッドディスプレイを使用した VR システムではないが、ワークステーションの画面を通して 3 次元空間の物体を実物が存在するように移動や切断の操作が行えるシステムの開発も進められている。データグローブが高度化することで、装着し実際の手術に近い感覚で手術シミュレーションが行える可能性があると考えられている[117]。

#### 3) カフィードバックシミュレータ

人間の脊椎に針を挿入する手術において、針を挿入するときに受ける力抵抗を模し



で与えるシミュレータである[111]。他にも、内部の解剖構造をシミュレートして、挿入している組織に応じて手に力フィードバックを与える。メスによる切開の感覚、臓器を触ったり押したりする感触をシミュレーションで得られるようになれば、術前の体験レベルが極めて高いものになると期待されている[117]。

#### 4) マイクロサージェリーの遠隔操作（テレグジステンス）

医学目的ではないが、電子顕微鏡の画像を観察しながら対象試料の表面を遠隔操作により外のマニピレータから自分の手で直接操作できる。

### 4.3 痛み評価の現状

#### 4.3.1 痛みの評価スケール

痛み研究に関する学際的な研究組織である国際疼痛学会は、痛み研究に関する評価法に関してのコンセンサスである Initiative on Method、Measurement and Pain Assessment in Clinical Trials II（IMMPACTII）を2005年に提唱した[123]。IMMPACT IIは、痛み治療の際に多面的な評価軸を国際的なコンセンサスとしている。様々な痛みの強さ評価スケールを表4-1に示す。痛みの評価法を多面的に行うことは望ましいが、実際の医療現場では、治療経過中に複数回の検査を行うことを考えると効率的な痛みの評価表が必要になると考えられる。痛みを感じて認識することは、患者の脳において様々な影響を及ぼし、多くの脳領域でその疼痛情報が処理される。これまで痛みの評価は主観的評価のみが臨床で頻繁に使用されてきた。これまで痛みの強さの測定・評価は visual analogue scale（VAS）や faces pain rating scaleで行われてきた[124]。VASとは、痛みのない状態を0mmまたは0cmとし、想像しうる最も強い痛みを100mmまたは10cmとして、痛みを伝えるのに最も適した目盛上の部位を選ばせる「視覚的アナログ目盛」を用いた評価法である[125]。faces pain rating scaleとは、4~7枚の顔の絵を使用して現在の痛みと表情を一致させる方法であり、小児や数字を理解できない患者に用いる。各種の痛みの評価スケールを図4-2に示す。

しかし、従来の単なる主観的評価のみの方法では、疼痛評価が難しく、生理学的神経反応を用いて、疼痛の病態を把握し、新たな評価法を考え作成する必要がある。これまでの主観的評価と、客観的な指標である生理学的神経反応の評価との関連に注目することが、疼痛の評価をする際に、適切な痛みの評価につながると考えられる。

表 4-1 様々な痛みの強さ評価スケール

痛みの強さの評価	名称	方法	精度	限界
	視覚的アナログスケール Visual Analogue Scale (VAS)	長さ10cmの横線を被験者に見せ、左端は疼痛なし、右端はこれまでに感じた最悪の痛みとして、現在感じている痛みの程度を線上に示してもらう。	非常に簡単で、主観的評価の中では精度は高く、使いやすい評価である。	高齢者はVASの理解が困難な場合も多く、VASのような言語によらない評価より、言語での評価が適している。術後のような心理的に不安定な場合は、精度が不安定になる。
	数値的評価スケール Numeric rating scale (NRS)	痛みの強さを0から10までの11段階として現在感じている痛みの程度を伝えてもらう方法である。	VASと高い相関が見られる。	小児や意識錯乱のみられる患者では、痛みを数値に置き換える作業が適切に行えない。数字に対する好みや傾向がある。
	口頭式評価スケール Verbal rating scale (VRS)	あらかじめ設定した痛みの強さをスコアリングする。現在の痛みの強さを示す数字を口頭で回答する方法である。		
	フェイススケール Face rating scale (FRS)	VASをイラスト化したものであり、感じている痛みの強さを、痛みを示している顔の絵で選ぶ方法である。	小児や高齢者でもわかりやすい評価である。VASと併用することで全体的に相関性を認める。	3-7歳ではナンバースケールと相関が低く、FRSのみで痛みを判断するのは困難である。表情の数が大きければ良いというわけではなく、多ければ表情の違いが分かりづらくなる。
	McGill pain questionnaire (MPQ)	疼痛の量的評価尺度で20グループ78項目からなる疼痛の表現から最も当てはまっている項目を被験者が選択する。	心理的要素の高い患者では信頼性がある。	英語版と日本語との特性が合っていないこともあり、実用的ではない。

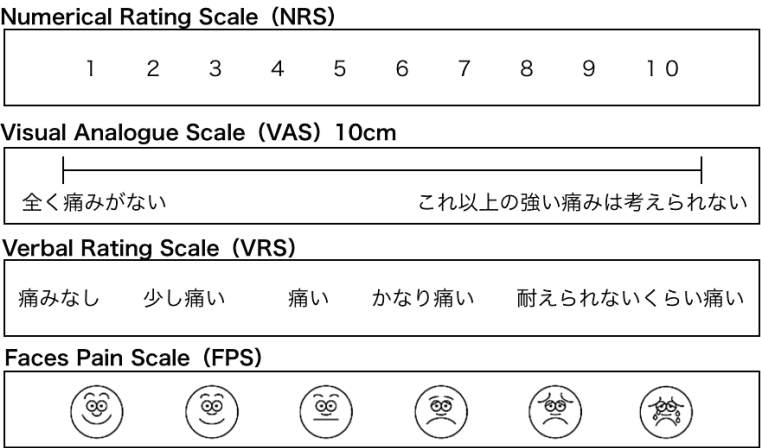


図 4-2 痛みの評価スケール各種

4.3.2 電流刺激を用いた痛み評価

痛み評価は主観的な手法による評価が主であり、客観的な痛みの評価が必要とされている。そこで、痛みの大きさを数値化して客観的に評価することができる医療機器として知覚・痛覚定量分析装置(PainVision PS-2100、ニプロ)が開発された[126]。Pain

vision PS-2100 の写真を図 4-3 に、仕様を表 4-2 に示す。皮膚に痛みを発生させないパルス状電流波を与え、刺激量を漸増させながら痛みと刺激感覚の大きさを比較し痛みに対応する感覚の大きさを刺激電流値(痛み対応電流値)として痛みを定量化する[124]。



図 4-3 知覚・痛覚定量分析装置(PainVision PS-2100,ニプロ)

知覚・痛覚定量分析装置(PainVision PS-2100,ニプロ)を示す。「電流知覚閾値」と「痛みの大きさ」を測定し、装置が痛みの大きさを表す「痛み度」を計算することで、患者の状態や治療の効果をみることができる。

表 4-2 PainVision の仕様[118 改変]

型式	PS-2100
医療機器分類	管理医療機器、特定保守管理医療機器
内部電池	ニッケル水素二次電池
充電時間	約 4 時間
動作時間	約 8 時間 (連続測定)
消費電力	充電 3.3VA、使用時 9VDC (内部電源機器)
外形寸法	本体 幅 290×奥 250×高 80mm
重量	約 2.5kg (本体)
出力電流範囲	0 – 256 $\mu$ A
測定分析能	0.1 $\mu$ A

電気刺激の感覚は皮下神経で感知される。神経線維には表 4-3 のような 3 つのタイプがある[124][127]。これらの神経線維は、それぞれの不応期の違いから最適刺激周波数が異なる[128]。このため、50Hz、パルス幅 0.3ms の先端の尖った刺激波形にすることにより、A $\beta$  線維の 2KHz、A $\delta$  線維の 200Hz に反応する線維の刺激はできる。しかし、痛み神経と呼ばれる C 線維の 5Hz の低い周波数に刺激される線維は刺激されず、痛みを与えずに知覚の神経線維を刺激することが可能となっている[126][127]。また、矩形波を先端のとがった微分波状の波形にすることで、効率よく A $\beta$  線維を刺激することができ、痛みを与えずに異種感覚を与えることに成功している[124]。刺激電

流波形の特徴を図 4-4 に示す。

表 4-3 知覚神経線維 [124 改変]

線維	感覚の種類	神経種	反応する周波数
A $\beta$	触覚・圧覚	有髄神経	2[kHz]
A $\delta$	温痛覚	有髄神経	200[Hz]
C	温痛覚	無髄神経	5[Hz]

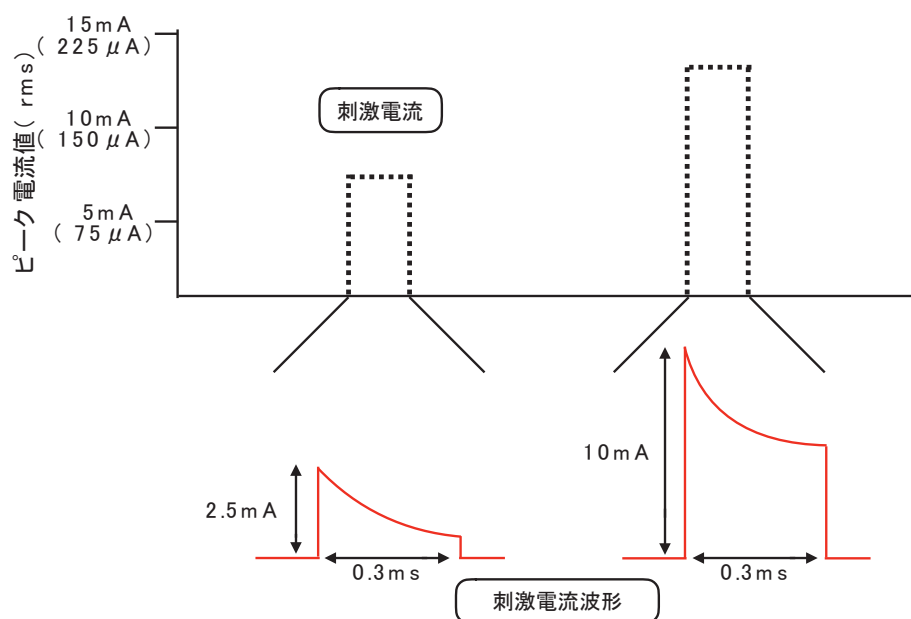


図 4-4 刺激電流波形の特徴 [124 改変]

与える刺激電流の波形を示す。先端のとがった微分波状の波形にし、パルス状電流(50Hz、0~150  $\mu$  Arms、パルス幅 0.3ms)を与えることで、A $\beta$  繊維と A $\delta$  線維を効率よく刺激することが可能である。

## 4.4 方法

### 4.4.1 被験者

被験者は、健常成人 22 名(平均年齢  $21.2 \pm 0.85$  歳、男性 11 名、女性 11 名)とした。被験者に対して事前に実験の趣旨を説明し、書面により参加の同意を得た。東京工科大学研究倫理委員会の承認を得た(承認番号: 第 E18HS-015 号)。

### 4.4.2 VR デバイス

本研究では、VR デバイスとして HTC VIVE (株式会社 HTC 社製)を用いた。本 VR システムで使用した PC 仕様を表 4-4 に示す。グラフィックボードは NVIDIA の GeForce GTX1070 8GB、CPU はインテルの i7-7700 を用いた。また、メモリは 8GB、ストレージ 500GB SSD+2TBHDD を使用した。VR デバイス本体の写真を図 4-5 に示し、HTC VIVE の仕様を表 4-5 に示す[129]。HTC VIVE は解像度が  $2160 \times 1200$

pixel で、110 度まで画面を正常に見ることができる視野角を持つ。また、眼鏡を着用しながらの使用ができることが特徴である。

表 4-4 本研究で用いた PC 仕様

名称	GALLERIA XF
製造会社	サードウェーブデジノス
グラフィックボード	NVIDIA GeForce GTX1070 8GB
CPU	インテル Corei7-7700
メモリ	8GB
ストレージ	500GB SSD + 2TB HDD



図 4-5 HTC VIVE

表 4-4 HTC VIVE の仕様

名称	HTC VIVE
プラットフォーム	Steam VR
ディスプレイ	有機ELディスプレイ
視野角	110度
リフレッシュレート	90Hz
解像度	2160×1200pixel
音声出力	イヤホン
重さ（ヘッドマウンドディスプレイ）	486g
同梱物	HTC VIVE ヘッドセット
	ベースステーション
	VIVE コントローラー
備考	眼鏡着用可

### 4.4.3 VR 映像

VR 映像は、The International Affective Picture System (IAPS) における快・不快の感情を引き起こすと予想できる画像を参考に VR 映像を 30 種類選定した[130]。さらに、被験者 22 名に 30 種類の映像をモニター視聴してもらい、映像に対する主観的評価を実施した。各映像について、「楽しさ」「幸福」「興味」「満足」「驚き」「恐怖」「嫌悪」「怒り」「悲しみ」「不安」と感じた程度を、「そう感じた（4点）」から「そう感じなかった（1点）」までの4段階で回答してもらい点数化した。全ての項目の平均点が低い3種類の映像を、安静映像とした。安静映像は風景動画であり、沈静効果や静的リラクセス効果を引き起こすことを目的とした。「驚き」「恐怖」「嫌悪」「怒り」「悲しみ」「不安」の平均点が高い3種類の映像を、不快映像とした。不快映像は、ホラー映画のようなものであり、一般的に恐怖や不安感などの不快感情を引き起こすことを目的とした。「楽しさ」「幸福」「興味」「満足」の平均点が高い3種類の映像を、快映像とした。快映像は、宇宙遊泳や動物との戯れなどであり、一般的に楽しさやワクワク感などの動的リラクセス効果を引き起こすことを目的とした。

採用した各種 VR 映像を図 4-6 に示す。本研究では、VR 映像非視聴を「非視聴 (Non-viewing: NV)」、VR 安静映像視聴を「安静セッション (Resting session: RS)」、VR 不快映像視聴を「不快セッション (Unpleasant session: US)」、VR 快映像視聴を「快セッション (Pleasant session: PS)」とした。





図 4-6 各種 VR 映像

(A) 安静映像は風景動画とし、沈静効果や静的リラックス効果を引き起こすことを目的とした。(B) 不快映像は、ホラー映画のようなものとし、一般的に恐怖や不安感などの不快感情を引き起こすことを目的とした。(C) 快映像は、宇宙遊泳や動物との戯れなど、一般的に楽しさやワクワク感などの動的リラックス効果を引き起こすことを目的とした。

#### 4.4.4 選択的体性神経電流刺激

選択的体性神経電流刺激は、Pain Vision PS-2100® (NIPRO 社製) を用いた。電気刺激の感覚は皮下の神経で感知される。神経線維には3つのタイプがあり、接触や圧迫感覚を伝える A $\delta$  線維、圧迫・温度・瞬間的な痛み（一次痛）・機械的な刺激を伝える A $\sigma$  線維、刺激より少し遅れて生じる長い痛み感覚（二次痛）を伝える C 線維がある[131]。Pain Vision PS-2100®の刺激電流は、パルス状電流（50Hz、0-246 $\mu$ Arms、パルス幅 0.3ms）であり[124]、主として A $\delta$  線維・A $\sigma$  線維を選択的に刺激する。また、先端の尖った微分波状の矩形波により、効率的に A $\delta$  線維・A $\sigma$  線維を刺激することができ、被験者に異種感覚を与えることができる[127]。

ディスポ電極 EL-BAND を被験者の左前腕内側に装着し、刺激部位とした。前腕部は、体毛が少なく、平坦であり電気刺激による筋収縮が起きにくい[128]。また、汗腺が少ないことから電極接触インピーダンスの不均一が起きにくいいため、ジュール熱による刺激が少ない[128]。そのため、通電電流の分布を一定に保つことから刺激部位を前腕内部側とした。

本研究では、各タスクにおける最小感知電流値 (Minimum perceived current: MPC) 及び痛み対応電流値 (Pain equivalent current : PEC) を測定した。図 4-7 に痛み対応電流値と最小感知電流値の刺激グラフを示す。最小感知電流値とは、被験者が電流刺激をはじめて感知した電流値とした。痛み対応電流値は、被験者がこれ以上は耐えることができない電流値とした。最小感知電流値及び痛み対応電流値の検出には押しボタン式のハンドスイッチを用い、被験者が操作した。ペインビジョンによる電流刺激の増加速度は、時間経過につれ二次関数的に上昇し、被験者の皮膚抵抗により変化する。また、一回の測定時間は約 60-100 秒である。

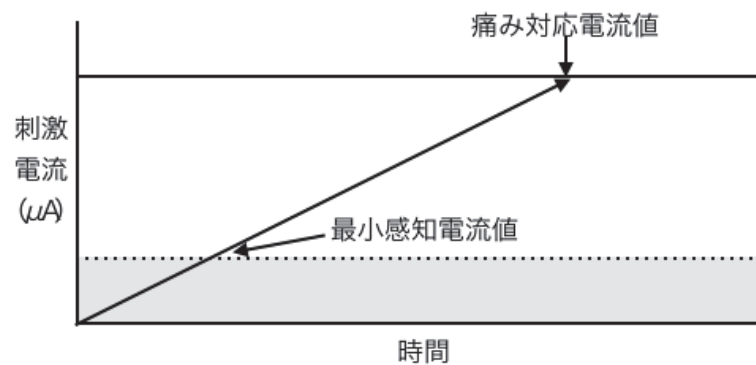


図 4-7 痛み対応電流値と最小感知電流値 [124 改変]

電流刺激感覚は電極と皮下の神経系との相対的な位置や、それを感覚として脳内で認知する際の個人差を有する。そのため、個体差や測定条件のばらつきを消去する目的で、最小感知電流値及び痛み対応電流値から、痛み度を算出した。痛み度の算出式を式 4-1 に示す。

$$\text{痛み度} = 100 \times (\text{痛み対応電流値} - \text{最小感知電流値}) / \text{最小感知電流値} \quad (4-1)$$

痛み度は、無痛時に 0 となる無次元数であり、痛みに伴う電流感覚が最小感知電流値に対してどれだけ増加したかを規格化したものである[126]。

算出した最小感知電流値、痛み対応電流値、痛み度について、各タスクにおける比較に一元配置分散分析、多重比較に Bonferroni 法を用いた。

#### 4.4.5 主観的評価

##### (1) 痛み主観評価得点

主観的評価としてリッカート法を用いた痛み主観評価質問紙を作成した。図 4-8 に痛み主観評価質問紙を示す。痛み主観評価質問紙の評価項目は「痛みを感じやすかった」から「痛みを感じにくかった」までの 7 段階とした。タスク実施時に、痛みに対

する集中の度合いが高いと感じ、VR映像の視聴と比較して痛みを意識していた場合には「痛みを感じやすかった」、また、VR映像視聴に対する集中度合いが高いと感じ、痛みと比較してVR映像の視聴を意識していた場合には、「痛みを感じにくかった」と定義した。痛み主観評価質問紙の結果から痛み主観評価得点 (Pain score) を算出した。7点が最高得点であり、得点が高いほど「痛みを感じやすかった」を示す。算出した痛み主観評価得点について、各タスクにおける比較に一元配置分散分析、多重比較に Bonferroni 法を用いた。

痛み主観評価									
安静映像	痛みを感じやすかった	1	2	3	4	5	6	7	痛みを感じにくかった
不快映像	痛みを感じやすかった	1	2	3	4	5	6	7	痛みを感じにくかった
快映像	痛みを感じやすかった	1	2	3	4	5	6	7	痛みを感じにくかった

図 4-8 痛み主観評価質問紙

## (2) VR映像主観評価得点

主観的評価としてリッカート法を用いた VR映像主観評価質問紙を作成した。図 4-9 に VR映像主観評価質問紙を示す。VR映像主観評価質問紙の評価項目は、快情動項目として、「楽しさ (Amusement : AM)」「幸福 (Happiness : HP)」「興味 (Interest : IT)」「満足 (Satisfaction : SF)」とし、不快情動項目として、「驚き (Surprise : SP)」「恐怖 (Fear : FE)」「嫌悪 (Disgust : DG)」「怒り (Anger : AG)」「悲しみ (Sadness : SD)」「不安 (Anxiety : AX)」とした[132]。評価指標は、「全くそう思わない」から「非常にそう思う」まで7段階とした。VR映像主観評価質問紙の結果から各評価項目における VR映像主観評価得点 (Video score) を算出した。7点が最高得点であり、得点が高いほど「非常にそう思う」を示す。算出した VR映像主観評価得点について、各種 VR映像における比較に一元配置分散分析、多重比較に Bonferroni 法を用いた。

VR映像主観評価質問紙												
安静映像	快情動項目	楽しさ	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		幸福	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		興味	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		満足	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
	不快情動項目	驚き	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		恐怖	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		嫌悪	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		怒り	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		悲しみ	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		不安	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
不快映像	快情動項目	楽しさ	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		幸福	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		興味	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		満足	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
	不快情動項目	驚き	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		恐怖	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		嫌悪	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		怒り	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		悲しみ	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		不安	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
快適映像	快情動項目	楽しさ	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		幸福	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		興味	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		満足	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
	不快情動項目	驚き	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		恐怖	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		嫌悪	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		怒り	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		悲しみ	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	
		不安	全くそう思わない	1	2	3	4	5	6	7	非常にそう思う	

図 4-9 VR 映像主観評価質問紙

#### 4.4.7 脈波計

脈波計測には光電式指尖容積脈波計ボックス・ディテクター(CCI 社製)を用いた。測定方法は、指尖部は心臓の高さとし、専用のトランスデューサを右または左の第2指に装着し、赤外光の放出側に爪先が当たるように固定した。また、脈波波形が安定してから計測を実施した。

#### 4.4.8 実験環境

東京工科大学臨床工学科実習室で実験を実施した。被験者の物理的な影響を避けるため、室温 22-26℃、湿度が 20-40%に統一し、騒音の少ない環境下で実験を行った。また、被験者は背もたれ付きの椅子に座り、体に負担にならない姿勢を取り、物理的

なストレスの軽減を図った。図 4-10 に VR デバイス装着時の様子を示し、図 4-11 に脈波計の装着の様子を示す。



図 4-10 VR デバイス装着の様子



図 4-11 脈波プローブ装着の様子

#### 4.4.9 実験プロトコル

図 4-12 に実験プロトコルを示す。はじめに実験環境に慣れるために無負荷状態を 1 分間行い、次に十字マーク注視及び安静閉眼を 3 分間実施した。次に、非視聴セッションとして十字マーク注視を 3 分間、安静閉眼を 1 分間実施した。非視聴セッションの最小感知電流値及び痛み対応電流値を測定し、コントロールとした。その後、安静セッション、不快セッション、快セッションをランダムに実施した。各 VR 映像視聴時間は 3 分間とし、映像提示開始から 60 秒後に電流刺激を開始し、各 VR 映像視聴時における最小感知電流及び痛み対応電流値を測定した。各 VR 映像視聴後には 3 分間の安静閉眼を実施した。これを 1 セッションとし、計 3 セッション実施した。また、実験中は継続的に指尖容積脈波を測定した。測定終了後に痛み主観評価質問紙及び VR 映像主観評価質問紙に回答してもらい実験終了とした。



図 4-12 実験プロトコル

4.4.10 脈波解析

脈波は、各タスク実施時の1周期の波形成分から取得した各特徴点の最大振幅値及び脈波長の変動を解析対象とし、自律神経評価を行った。

左手第2指に、脈波測定器のクリップセンサを装着した。サンプリング周波数は200 Hzとし、測定データから体動による脈波信号の揺らぎ成分を取り除くため、0.8-12.0 HzのFinite Impulse Response (FIR) 帯域通過フィルタを使用した。

第2章の2.3.7節と同様に最大振幅値と脈波長を測定し、また、脈波最大振幅相対値と脈波長相対値を算出した。

統計解析には、SPSS ver.18を用いた。算出した最大振幅値及び脈波長の相対値について、各タスク間の比較には、一元配置分散分析、多重比較にBonferroniを用いた。



## 4.5 結果

### 4.5.1 選択的体性神経電流刺激

#### 4.5.1.1 最小感知電流値

図 4-13 に各タスクにおける最小感知電流値の平均値を示す。縦軸に刺激電流値 ( $\mu\text{A}$ ) を示し、横軸に各タスクを示す。安静セッション、不快セッション、快セッション時の最小感知電流値は、非視聴時の最小感知電流値と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

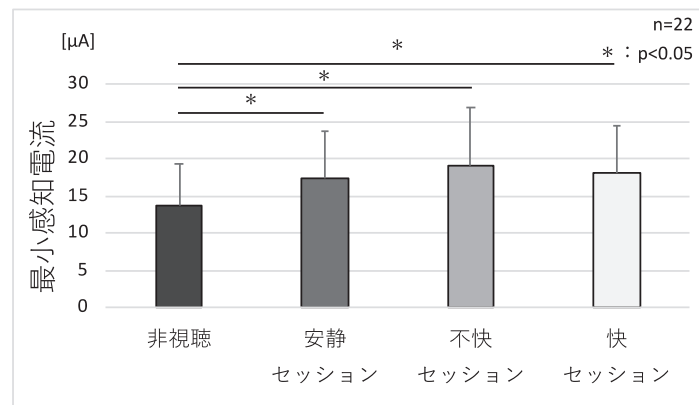


図 4-13 各タスクにおける最小感知電流値

#### 4.5.1.2 痛み対応電流値

図 4-14 に各タスクにおける痛み対応電流値の平均値を示す。縦軸に刺激電流値 ( $\mu\text{A}$ ) を示し、横軸に各タスクを示す。安静セッション、不快セッション、快セッション時の痛み対応電流値は、非視聴時の痛み対応電流値と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

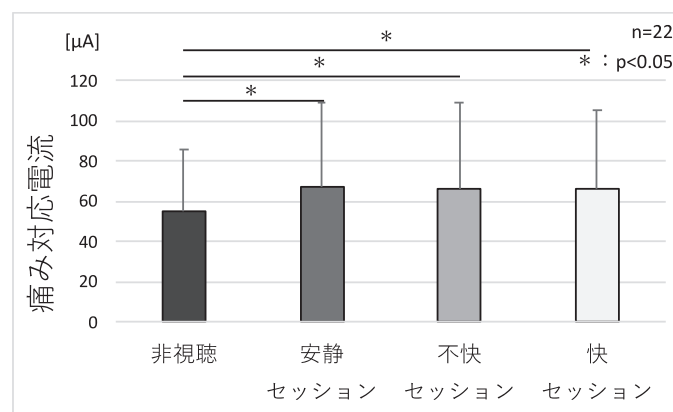


図 4-14 各タスクにおける痛み対応電流値

### 4.5.1.3 痛み度

図 4-15 に各タスクにおける痛み度の平均値を示す。縦軸に痛み度を示し、横軸に各タスクを示す。不快セッション、快セッション時の痛み度は、非視聴時の痛み度と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

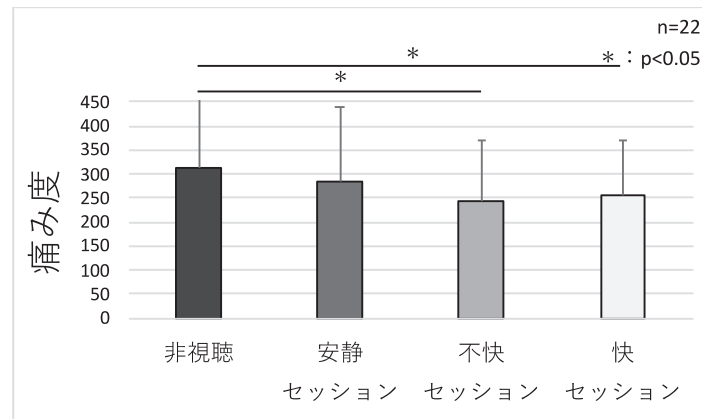


図 4-15 各タスクにおける痛み度

## 4.5.2 主観的評価

### 4.5.2.1 痛み主観的評価得点

図 4-16 に痛み主観評価得点の平均値を示す。縦軸に痛み主観評価得点を示し、横軸に各タスクを示す。安静セッション、不快セッション、快セッション時の痛み主観評価得点は、非視聴時の痛み主観評価得点と比較して、有意に低値を示した ( $p<0.05$ )。不快セッション、快セッション時の痛み主観評価得点は、安静セッション時の痛み主観評価得点と比較して、有意に低値を示した ( $p<0.05$ )。

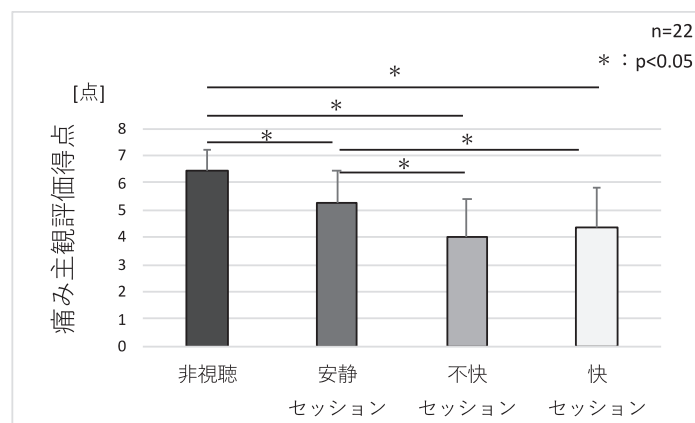


図 4-16 各タスクにおける痛み主観評価得点

#### 4.5.2.2 VR 映像主観的評価得点

図 4-17 に VR 映像主観評価における各評価得点の平均値を示す。縦軸に評価得点を示し、横軸に各評価項目を示す。快セッション時の「楽しさ」評価得点は、安静セッション、不快セッション時の「楽しさ」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。快セッション時の「幸福」評価得点は、安静セッション、不快セッション時の「幸福」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。また、安静セッション時の「幸福」評価得点は、不快セッション時の「幸福」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。快セッション時の「興味」「満足」評価得点は、安静セッション、不快セッション時の「興味」「満足」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。また、不快セッション時の「興味」「満足」評価得点は、安静セッション時の「興味」「満足」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。不快セッション時の「驚き」評価得点は、安静セッション、快セッション時の「驚き」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。不快セッション時の「嫌悪」評価得点は、安静セッション、快セッション時の「嫌悪」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。また、安静セッション時の「嫌悪」評価得点は、快セッション時の「嫌悪」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。不快セッション時の「恐怖」評価得点は、安静セッション、快セッション時の「恐怖」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。不快セッション時の「怒り」評価得点は、安静セッション、快セッション時の「怒り」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。また、安静セッション時の「怒り」評価得点は、快セッション時の「怒り」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

安静セッション時の「悲しみ」評価得点は、安静セッション、快セッション時の「悲しみ」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。不快セッション時の「不安」評価得点は、安静セッション、快セッション時の「不安」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。また、安静セッション時の「不安」評価得点は、快セッション時の「不安」評価得点と比較して有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

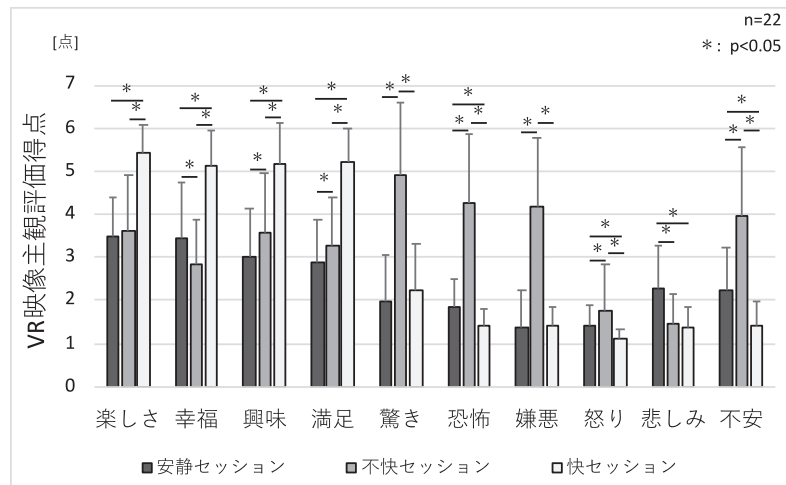


図 4-17 各 VR 映像における VR 主観評価得点

### 4.5.3 脈波

#### 4.5.3.1 脈波最大振幅値

図 4-21 に各タスクにおける脈波最大振幅相対値の平均値を示す。縦軸に脈波最大振幅相対値を示し、横軸に各タスクを示す。不快セッション時の脈波最大振幅相対値は、非視聴、安静セッション、快セッション時の脈波最大振幅相対値と比較して、有意に低値を示した ( $p < 0.05$ )。また、快セッション時の脈波最大振幅相対値は、安静セッション時の脈波最大振幅相対値と比較して有意に低値を示した ( $p < 0.05$ )。

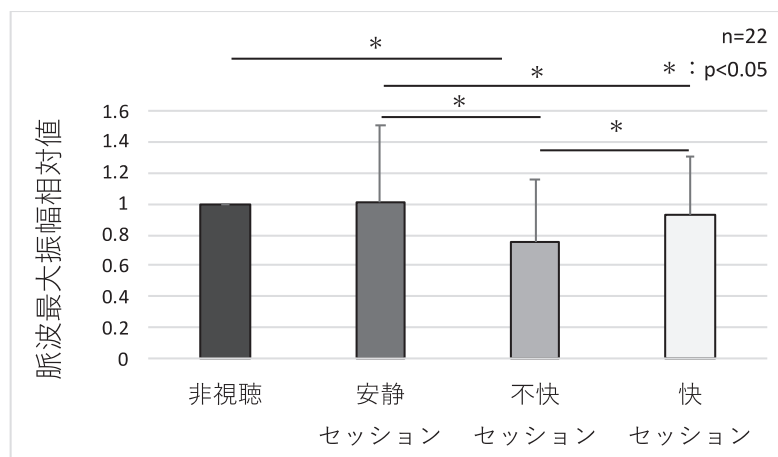


図 4-21 各タスクにおける脈波最大振幅相対値

#### 4.5.3.2 脈波長

図 4-22 に各タスクにおける脈波長相対値の平均値を示す。縦軸に脈波長相対値を示し、横軸に各タスクを示す。安静セッション時の脈波長相対値は、非視聴時の脈波長相対値と比較して有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。

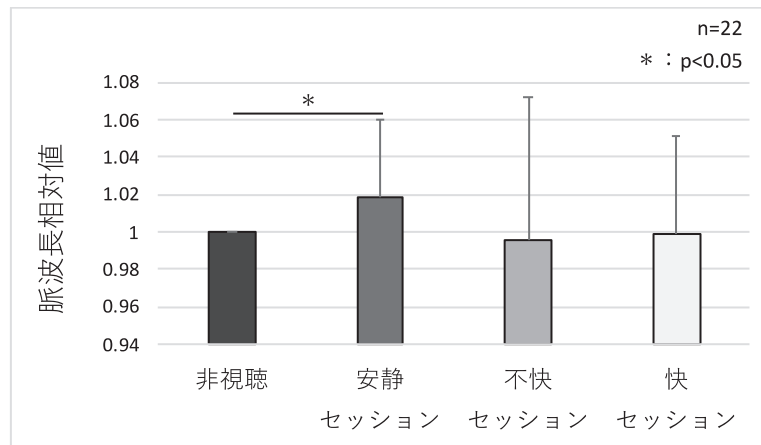


図 4-22 各タスクにおける脈波長相対値

## 4.6 考察

### 4.6.1 痛み評価

痛みを感じるのは精神的なものであり、他の事に精神が集中して精神の興奮が大きい場合、痛みを感じないことが度々ある[133]。VR 環境下では、被験者は没入感覚が生じることで、痛みに対する注意散漫が生じる。痛みを認知する際には、痛みに対する注意が必要であり[71]、人間の注意力は限られている[72]。そのため、VR 環境下における没入感覚によって痛みに対する注意が別の方向に向くことで、痛み受容体からの脳内への信号伝達を軽減することが可能であると考えられている[73]。さらに、意識的に注意を痛みからそらすと、前部帯状回の活動が抑制されることで、鎮痛効果が生じることが知られている[134]。また、痛みとストレスの中枢回路が互いにオーバーラップしているため、痛みとストレスは密接に関連しており[15]、急性ストレスは疼痛閾値の上昇(痛覚鈍麻)を引き起こす[135]。

本研究では、不快セッション、快セッション時の痛み度は、非視聴時の痛み度と比較して低値を示した。この結果は、不快セッション、快セッションにより、没入感覚や情動ストレス負荷が生じたことで、選択的体性神経電流刺激による痛みに対する注意が意識的に逸れ、最小感知電流値及び痛み対応電流値が上昇したことにより、痛み度が低値を示したと考えられる。

### 4.6.2 主観的評価

#### 4.6.2.1 痛み主観評価得点

痛み軽減作用には、主に VR 映像視聴に起因した注意散漫効果[73][134]と、情動ストレスに起因した疼痛閾値の上昇[135]が考えられる。本研究では、安静セッション、不快セッション、快セッション時の痛み主観評価得点は、非視聴時の痛み主観評価得点と比較して低値を示した。痛み度の結果では、安静セッション時の痛み度は、非視

聴時の痛み度と比較して有意な差は認められなかった。この結果は、安静セッション時はVR映像に対する没入感覚により、選択的体性神経電流刺激に対する注意が意識的に逸れたため、痛み主観評価得点が低値を示したと考えられる。一方、不快セッション、快セッションでは、VR映像に対する没入感覚及び、VR映像視聴による情動ストレス負荷が生じ、選択的体性神経電流刺激に対する注意が意識的に逸れ、痛み主観評価得点が低値を示したと考えられる。

#### 4.6.2.2 VR映像主観評価得点

不快セッションでは、不快映像を視聴したことにより、不快情動項目である「驚き」「恐怖」「嫌悪」「怒り」「不安」評価得点が高値を示しており、被験者は不快情動ストレス負荷を認識したと考えられる。また、快セッションにでは、快映像を視聴したことにより、快情動項目である「楽しさ」「幸福」「興味」「満足」評価得点が高値を示しており、被験者は快情動ストレス負荷を認識したと考えられる。

#### 4.6.3 指尖容積脈波

脈波は、自律神経系活動を反映しており、自律神経系は交感神経系と副交感神経系の二つから構成される[52]。心臓交感神経の活動によってノルアドレナリン（ノルエピネフリン）が神経伝達物質として分泌され、心臓側の $\beta$ アドレナリン作動性受容体に作用して心収縮率を上昇させ、心筋収縮性や弛緩速度を増加させる。一方、心臓副交感神経（心臓迷走神経）が活動する場合は、アセチルコリンが分泌され、コリン作動性受容体に作用して心収縮率を減少させる[66]。また、血管交感神経が活動することで、神経伝達物質は同様にノルアドレナリンが分泌され、血管壁の $\alpha$ アドレナリン作動性受容体に作用することにより、血管の収縮をもたらす[76]。一方、交感神経系活動の反応が低下することで相対的に副交感神経活動の反応が上昇し、血管の拡張をもたらす。

##### 4.6.3.1 脈波最大振幅値

脈波振幅値は末梢（遠位）血管における交感神経系活動が反応すると脈波振幅値は低下し、交感神経系活動の反応が低下することで相対的に副交感神経活動の反応が上昇した場合に脈波振幅値は増加する。これは、自律神経機能の反応による末梢（遠位）血管の拡張と収縮に関連している[93]。またポジティブ及びネガティブ映像の視聴による情動ストレス刺激時における指尖容積脈波による自律神経機能活動の変化を定量的に捉えることが可能であることが報告されている[78]。

本研究では、不快セッション時の脈波最大振幅相対値は、非視聴、安静セッション、快セッション時の脈波最大振幅相対値と比較して有意に低値を示した。この結果は、



不快映像を視聴したことにより、被験者は不快情動負荷が生じたため自律神経活動が反応したと考えられる。VR映像主観評価得点では、不快セッションにおける「驚き」「恐怖」「嫌悪」「怒り」「不安」評価得点が高値を示しており、不快情動ストレス負荷を被験者は認識したことにより、末梢（遠位）血管における交感神経活動が優位に反応し、細動脈血管壁の $\alpha$ アドレナリン作動性受容体に作用したことにより、末梢（遠位）血管の収縮が発現したと考えられる。

#### 4.6.3.2 脈波長

心拍数は中枢体幹部領域で交感神経系が作用すると上昇し、交感神経系の作用が減少すると低下する[95]。また、心理的ストレスによって心拍数は上昇する。ストレスは、情報として様々な感覚器を介して脳に入力される。自律神経機能は、ストレスに対する即効性の反応を示し、交感神経副腎髄質系機能は循環系を興奮させることにより急速に心拍数と血圧を上昇させる[96]。

本研究では、安静セッション時の脈波長相対値は、非視聴時の脈波長相対値と比較して有意に高値を示した。この結果は、安静映像を視聴したことにより、被験者は一種の沈静効果や静的リラックス効果が生じたため、中枢体幹部領域の交感神経活動が减弱し、心臓交感神経の活動による神経伝達物質であるノルアドレナリン（ノルエピネフリン）の分泌によって生じる心臓側の $\beta$ アドレナリン作動性受容体への作用が减弱し、心拍数が減少したと考えられる。

#### 4.6.4 痛みと自律神経

交感神経終末から放出されたノルアドレナリンを感知するアドレナリン受容体は、 $\alpha$ 受容体と $\beta$ 受容体に分類され、 $\alpha$ 受容体はさらに $\alpha 1$ 受容体と $\alpha 2$ 受容体に分類される。 $\alpha 1$ 受容体は、主に血管収縮に働き、 $\alpha 2$ 受容体は鎮痛、循環等に影響する[137][138]。 $\alpha 2$ 受容体による鎮痛作用機序は以下のことが知られている。生体には様々な疼痛抑制機構が存在し、代表的な痛みの鎮痛機構としては、下行性疼痛抑制系が挙げられる。下行性疼痛抑制系は、脳内鎮痛の中心的な部位である中脳中心灰白質から青斑核を下行経路としてその周辺を走行し、脊髄後角の侵害受容ニューロンにノルアドレナリンを放出することで脊髄後角の $\alpha 2$ 受容体と結合し、痛みを抑制している[138]。

本研究では、不快セッション、快セッションにおいて、痛み度、痛み指数、痛み主観評価得点が低値を示し、脈波最大振幅値は低値を示した。この結果は、不快セッション、快セッション時の交感神経活動変動による下行性疼痛抑制系の影響が反映されたと推測される。不快セッション、快セッションでは、VR映像主観評価得点の結果から、不快情動ストレスまたは快情動ストレス負荷を認識したことがわかる。被験者は情動ストレス負荷により、末梢（遠位）血管における交感神経活動が優位に反応し、細動

脈血管壁の $\alpha$ アドレナリン作動性受容体に作用した。そのため、 $\alpha$ アドレナリン作動性受容体への作用が活発化したことにより、 $\alpha 1$ 受容体作用により血管収縮が生じ、 $\alpha 2$ 受容体作用により下行疼痛抑制系を介した鎮痛効果が生じたと考えられる。

## 4.7 結語

本研究では、VR環境下における選択的知覚神経電流刺激による体表面知覚電流値への影響と、それに伴う自律神経活動を抽出した。本研究の結果、不快映像、快映像視聴により、痛み度、痛み主観評価得点が低値を示した。また、不快映像、快映像視聴時には、末梢（遠位）血管における交感神経活動が優位に反応し、安静映像時では、中枢（体幹部）領域における交感神経活動が減弱した。不快映像、快映像視聴時は、VR映像没入感覚による痛みへの注意散漫効果及び、不快情動負荷または快情動負荷が生じ情動ストレスを認識したことによる下行性疼痛抑制効果が発生し、痛み度、痛み主観評価得点が低値を示したと考えられる。VR映像視聴による没入感覚及び不快情動ストレス、快情動ストレス負荷は、体表面に起因する体性痛の軽減に有用である可能性が示唆された。

## 第5章 体表面知覚神経電流刺激を用いた VR 環境

### における体表面知覚感度の評価と脳波成分の比較

第5章では、VR 環境下における選択的体性神経電流刺激による体表面知覚電流値への影響と、それに伴う脳中枢神経を脳波周波数解析により抽出した研究成果について述べる。

#### 5.1 背景

近年、VR の没入感覚を利用した疼痛管理への応用が期待されている。現在、疼痛に対する治療には、主に局所ステロイド麻酔薬やオピオイド等の鎮痛薬が用いられるが、副作用や乱用、中毒、誤用、またコストの面で様々な問題がある[139]。VR 技術を疼痛管理に応用することにより、鎮痛薬の減量、医療費の削減、優れた疼痛管理、患者の身体活動の改善に繋がると考えられる。VR による疼痛管理の分野では、理学療法[140]、歯痛[141]、火傷[142]、虚血性疼痛[143][144]等の医療現場における幅広い状況下における疼痛管理の研究がなされている。しかし、これらの研究における疼痛評価は、質問紙やインタビュー法、感覚的評価スケール等の主観的な評価であり、客観的評価を用いた研究は少ない。また、体性感覚神経に関連した体表面に惹起される痛みである体性痛等は、医療現場において、検査を含む治療行為や術後疼痛等の様々な場面で問題となる。しかし、体性感覚神経に関連した体性痛感度との関係性については明らかになっていない。

国際疼痛学会では、痛みとは「実際に何らかの組織損傷が起こった時、あるいは組織損傷が起こりそうな時、あるいはそのような損傷の際に表現されるような、不快な感覚及び情動体験」と定義され、身体的、心理的に作用を及ぼす[2]。身体的影響では、体性感覚神経線維を介して皮膚や内臓感覚に痛覚情報を運ぶ。心理的影響では、情動ストレスにより、中枢神経や自律神経活動等が連動して影響を及ぼす。そのため、痛みの生体反応評価として、身体的影響に伴う痛みに関連する知覚感度の評価と、心理的影響に伴う生理学的神経活動の評価を統合的に評価する必要がある。しかし、VR を用いた疼痛管理における研究では、臨床的有効性の評価は行われているが、生理学的神経活動については評価されておらず、体性痛感度との関係性については明らかになっていない。さらに、VR 環境下での体性痛感度の変化に伴う脳中枢神経・自律神経活動の影響については国内外において系統的に行われた研究は例がない。

生体反応には、大きく中枢神経系（central nervous system: CNS）と、末梢神経系（peripheral nervous system: PNS）の活動（末梢反応）と二分され[76]、さらに末梢

神経系（末梢反応）は体性と自律性（自律神経系）に二分される。中枢神経系の評価では、脳波や脳磁気図、機能的核磁気共鳴画像等が用いられ、末梢神経系の評価では、心電図、脈波、皮膚表面温度、眼球運動、筋電図等が挙げられる。

自律神経活動は、大脳辺縁系や大脳皮質から視床下部に情報が伝達され、視床下部からの指令により交感神経及び副交感神経活動が調節される[82]。そのため、脳活動の評価を行うことにより、より直接的に被験者の情動変化に伴う神経活動を捉えることが可能であると考えられる。

そこで本研究では、VR 映像を用いることで体性痛軽減を行うことが可能であるかを定量的に評価することを目的に、VR 環境下における選択的体性神経電流刺激による体表面知覚電流値への影響と、それに伴う脳中枢神経活動を、脳波周波数解析により抽出した。

## 5.2 方法

### 5.2.1 被験者

被験者は、健康成人 22 名(平均年齢  $21.2 \pm 0.85$  歳、男性 11 名、女性 11 名)とした。被験者に対して事前に実験の趣旨を説明し、書面により参加の同意を得た。東京工科大学研究倫理委員会の承認を得た（承認番号：第 E18HS-015 号）。

### 5.2.2 VR デバイス

VR デバイスとして HTC VIVE（株式会社 HTC 社製）を用いた。HTC VIVE は解像度が  $2160 \times 1200$ pixel で、110 度まで画面を正常に見ることができる視野角を持つ。また、眼鏡を着用しながらの使用ができることが特徴である。グラフィックボリュームは NVIDIA の GeForce GTX1070 8GB、CPU はインテルの i7-7700 を用いた。また、メモリは 8GB、ストレージ 500GB SSD+2TBHDD を使用した。

### 5.2.3 VR 映像

VR 映像は、第 4 章と同様に、The International Affective Picture System (IAPS) における快・不快の感情を引き起こすと予想できる画像を参考に VR 映像を 30 種類選定した[130]。さらに、被験者 22 名に 30 種類の映像をモニター視聴してもらい、映像に対する主観的評価を実施した。各映像について、「楽しさ」「幸福」「興味」「満足」「驚き」「恐怖」「嫌悪」「怒り」「悲しみ」「不安」と感じた程度を、「そう感じた（4 点）」から「そう感じなかった（1 点）」までの 4 段階で回答してもらい点数化した。全ての項目の平均点が低い 3 種類の映像を、安静映像とした。安静映像は風景動画であり、沈静効果や静的リラックス効果を引き起こすことを目的とした。「驚き」「恐怖」「嫌悪」「怒り」「悲しみ」「不安」の平均点が高い 3 種類の映像を、不快映像とした。

不快映像は、ホラー映画のようなものであり、一般的に恐怖や不安感などの不快感情を引き起こすことを目的とした。「楽しさ」「幸福」「興味」「満足」の平均点が高い3種類の映像を、快映像とした。快映像は、宇宙遊泳や動物との戯れなどであり、一般的に楽しさやワクワク感などの動的リラックス効果を引き起こすことを目的とした。

本研究では、VR 映像非視聴を「非視聴 (Non-viewing: NV)」、VR 安静映像視聴を「安静セッション (Resting session: RS)」、VR 不快映像視聴を「不快セッション (Unpleasant session: US)」、VR 快映像視聴を「快セッション (Pleasant session: PS)」とした。

#### 5.2.4 選択的体性神経電流刺激

選択的体性神経電流刺激は、Pain Vision PS-2100® (NIPRO 社製) を用いた。ディスポ電極 EL-BAND を被験者の左前腕内側に装着し、刺激部位とした。前腕部は、体毛が少なく、平坦であり電気刺激による筋収縮が起きにくい[128]。また、汗腺が少ないことから電極接触インピーダンスの不均一が起きにくいため、ジュール熱による刺激が少ない[128]。そのため、通電電流の分布を一定に保つことから刺激部位を前腕内部側とした。

本研究では、各タスクにおける最小感知電流値及び痛み対応電流値を測定した。最小感知電流値とは、被験者が電流刺激をはじめて感知した電流値とした。痛み対応電流値は、被験者がこれ以上は耐えることができない電流値とした。最小感知電流値及び痛み対応電流値の検出には押しボタン式のハンドスイッチを用い、被験者が操作した。ペインビジョンによる電流刺激の増加速度は、時間経過につれ二次関数的に上昇し、被験者の皮膚抵抗により変化する。また、一回の測定時間は約 60-100 秒である。

電流刺激感覚は電極と皮下の神経系との相対的な位置や、それを感覚として脳内で認知する際の個人差を有する。そのため、個体差や測定条件のばらつきを消去する目的で、最小感知電流値及び痛み対応電流値から、痛み指数を算出した。痛み指数の算出式を式 5-1 に示す。

$$\text{痛み指数} = \text{痛み対応電流値} / \text{最小感知電流値} \quad (5-1)$$

痛み指数は、痛みに対応する電流値を電流感覚の閾値で除して規格化した値である[124]。算出した痛み指数について、各タスクにおける比較に一元配置分散分析、多重比較に Bonferroni 法を用いた。



### 5.2.5 主観的評価

#### (1) 痛み主観評価相対値

第4章と同様に、主観的評価としてリッカート法を用いた痛み主観評価質問紙を作成した。痛み主観評価質問紙の評価項目は「痛みを感じやすかった」から「痛みを感じにくかった」までの7段階とした。タスク実施時に、痛みに対する集中の度合いが高いと感じ、VR映像の視聴と比較して痛みを意識していた場合には「痛みを感じやすかった」、また、VR映像視聴に対する集中度合いが高いと感じ、痛みと比較してVR映像の視聴を意識していた場合には、「痛みを感じにくかった」と定義した。痛み主観評価質問紙の結果から痛み主観評価相対値を算出した。非視聴タスクにおける得点を分母として、痛み主観評価相対値を算出した。算出した痛み主観評価相対値について、各タスクにおける比較に一元配置分散分析、多重比較に Bonferroni 法を用いた。

#### (2) 情動項目評価得点

第4章と同様に、主観的評価としてリッカート法を用いた VR 映像主観評価質問紙を作成した。VR 映像主観評価質問紙の評価項目は、快情動項目として、「楽しさ (Amusement : AM)」「幸福 (Happiness : HP)」「興味 (Interest : IT)」「満足 (Satisfaction : SF)」とし、不快情動項目として、「驚き (Surprise : SP)」「恐怖 (Fear : FE)」「嫌悪 (Disgust : DG)」「怒り (Anger : AG)」「悲しみ (Sadness : SD)」「不安 (Anxiety : AX)」とした[132]。評価指標は、「全くそう思わない」から「非常にそう思う」まで7段階とした。「楽しさ」「幸福」「興味」「満足」の情動項目主観評価得点の平均値を算出し、快情動項目主観評価得点 (Pleasant emotion score : PES) とした。また、「驚き」「恐怖」「嫌悪」「怒り」「悲しみ」「不安」の情動項目主観評価得点の平均値を算出し、不快情動項目主観評価得点 (Unpleasant emotion score : UES) とした。7点が最高得点であり、得点が高いほど「非常にそう思う」を示す。算出した情動項目主観評価得点について、各種 VR 映像における比較に一元配置分散分析、多重比較に Bonferroni 法を用いた。

### 5.2.6 脳波計

図5-1に使用した脳波計を示す。脳波計は MUSE BRAIN SYSTEM® (デジタルメディアック社製) を用いた。20本の電極を頭部に装着する医用脳波測定器と異なり、専用のヘッドセットを装着することで、後頭部から脳波測定を行うことが可能である。本研究では、国際 10/20 法の後頭部 (Occipital) の1チャンネル、基準電極右耳朶で測定した。大腦が処理する情報のうち視覚情報が圧倒的に多く、その処理に多くのエネルギーを消費する視覚野が後頭部にあることが知られている[103]。また、脳波測定のための多数の電極装着による物理的ストレスの影響を少なくし、さらに簡便かつ選択的に脳波を計測するため、後頭部1チャンネルを用いた。





(a) MUSE BRAIN SYSTEM®専用ヘッドセット



(b) MUSE BRAIN SYSTEM®本体

図 5-1 MUSE BRAIN SYSTEM®専用ヘッドセット

ノイズ除去を考慮するため、電極および電極接触部をアルコールにて清拭し、VR デバイス作動用 PC 及び脳波計作動用 PC をバッテリー駆動にて実施し、安静閉眼時には VR 映像を投影せず停止状態とした。安静閉眼時は体動、嚙締めを行わないように求め、眼球運動は故意に行わないように被験者に注意を促した。耳朶の電位を平均した平均電位を基準電極として導出し、電極インピーダンスは  $10\text{k}\Omega$  とした。ノイズフィルタはハイカットフィルタ ( $45\text{Hz}$ ) 及びローカットフィルタ ( $1\text{Hz}$ ) を通し AD 変換した。安静閉眼時における脳波測定の固定には、背もたれ付きの椅子にて安静を促し、眼球や体動運動のアーチファクトが混入した場合には、混入区間は除外することとした。体動等のアーチファクトが入らないように確認しながら脳波測定を行った。

### 5.2.7 実験環境

東京工科大学臨床工学科実習室で実験を実施した。被験者の物理的な影響を避けるため、室温  $22\text{--}26^{\circ}\text{C}$ 、湿度が  $20\text{--}40\%$  に統一し、騒音の少ない環境下で実験を行った。また、被験者は背もたれ付きの椅子に座り、体に負担にならない姿勢を取り、物理的なストレスの軽減を図った。図 5-2 に VR デバイス及び脳波計の装着の様子を示す。

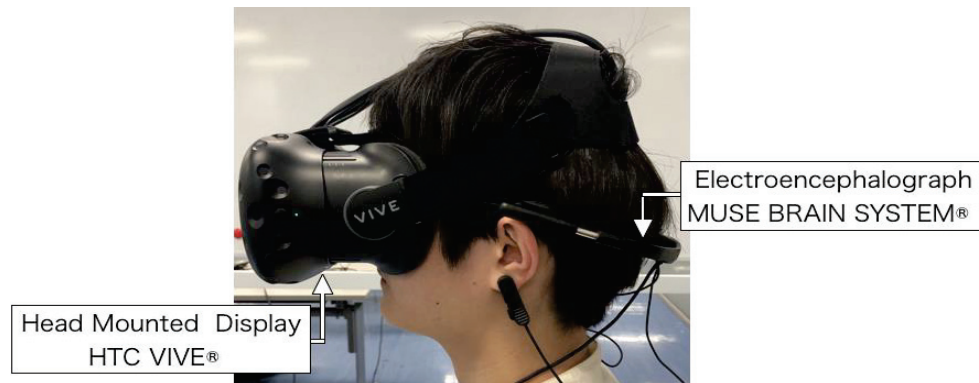


図 5-2 VR デバイス及び脳波計の装着の様子

### 5.2.8 実験プロトコール

図 5-3 に実験プロトコールを示す。実験プロトコールは第4章と同様とした。環境条件として、食事の影響を避ける為、実験前2時間は飲食を避けた。物理的ストレスを避ける為、室温 18-20℃、湿度 40-60%に設定した。被験者は、背もたれ付きの椅子に座り、実験開始前に体の負担にならない態勢と配置の調整を行った。

はじめに実験環境に慣れるために無負荷状態を1分間行い、次に十字マーク注視及び安静閉眼を3分間実施した。次に、非視聴セッションとして十字マーク注視を3分間、安静閉眼を3分間実施した。非視聴セッションの最小感知電流値及び痛み対応電流値を測定し、コントロールとした。その後、安静セッション、不快セッション、快セッションをランダムに実施した。各 VR 映像視聴時間は3分間とし、映像提示開始から60秒後に電流刺激を開始し、各 VR 映像視聴時における最小感知電流及び痛み対応電流値を測定した。各 VR 映像視聴後には3分間の安静閉眼を実施した。これを1セッションとし、計3セッション実施した。また、実験中は継続的に脳波を測定した。測定終了後に痛み主観評価質問紙及び VR 映像主観評価質問紙に回答してもらい実験終了とした。

1min	3min	3min	3min	3min	3min	3min	3min	3min
無負荷	十字マーク 注視 「非視聴」	安静閉眼	*VR映像視 聴	安静閉眼	*VR映像視 聴	安静閉眼	*VR映像視 聴	安静閉眼
	最小感知電流 痛み対応電流		最小感知電流 痛み対応電流		最小感知電流 痛み対応電流		最小感知電流 痛み対応電流	

\*「安静映像」「不快映像」「快映像」  
の内 1 つを視聴し、順番は各セッション  
ごとにランダム

3min	3min	3min	3min	3min	3min
*VR映像視 聴	安静閉眼	*VR映像視 聴	安静閉眼	*VR映像視 聴	安静閉眼
最小感知電流 痛み対応電流		最小感知電流 痛み対応電流		最小感知電流 痛み対応電流	

3min	3min	3min	3min	3min	3min	質問紙
*VR映像視 聴	安静閉眼	*VR映像視 聴	安静閉眼	*VR映像視 聴	安静閉眼	
最小感知電流 痛み対応電流		最小感知電流 痛み対応電流		最小感知電流 痛み対応電流		

図 2 実験プロトコール

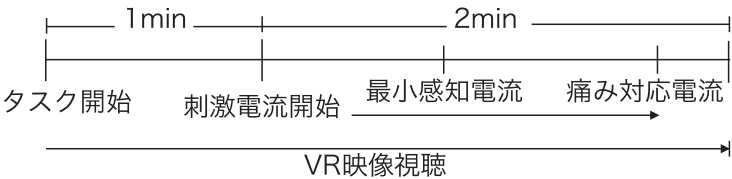


図 5-3 刺激電流プロトコール

5.2.9 脳波解析

脳波の解析対象データは、各タスク実施後の安静閉眼時とした。各タスク実施時では、瞬きや体動に伴うアーチファクトが混入すること、 $\alpha$  波は開眼状態においては減衰し、閉眼状態において増加することが理由として挙げられる。

脳波データの解析区間を安静閉眼開始 10 秒後から 90 秒までの 80 秒間とした。これは、安静閉眼直後は、姿勢が変化し筋電位の影響を受けやすいことが考えられるため、安静閉眼開始 10 秒後からとした。また、タスクによって変化した脳波が 60-100 秒の間持続する報告があるため[74]、本研究では安静閉眼開始後 90 秒までを解析対象区間とした。サンプリング周波数は 200 Hz とした。脳波はフーリエ解析を行い、バンドパスフィルタ（1-45Hz）に対して、各周波数帯域（ $\theta$  波: 4-7Hz、 $\alpha$  波: 8-13 Hz、 $\beta$  波: 20-25 Hz）におけるパワースペクトル値を求めた。各周波数帯域のパワースペクトルの総和（4-25Hz）を分母として、各周波数帯域のパワースペクトルを分子として各周波数帯域の出現率とした。統計解析には、SPSS ver. 18 を用いた。算出した  $\theta$  波出現率、 $\alpha$  波出現率、 $\beta$  波出現率について、各タスク間の比較には、一元配置分散

分析、多重比較に Bonferroni を用いた。

## 5.3 結果

### 5.3.1 痛み指数

図 5-4 に各タスクにおける痛み指数の平均値を示す。縦軸に痛み指数を示し、横軸に各タスクを示す。不快セッション、快セッション時の痛み指数は、非視聴時の痛み指数と比較して、有意に低値を示した ( $p<0.05$ )。

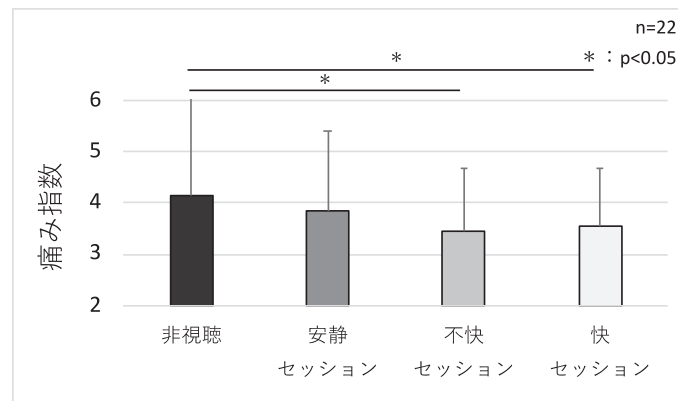


図 5-4 各タスクにおける痛み指数

### 5.3.2 痛み主観評価相対値

図 5-5 に痛み主観評価得点の平均値を示す。縦軸に痛み主観評価相対値を示し、横軸に各タスクを示す。不快セッション、快セッション時の痛み主観評価相対値は、安静セッション時の痛み主観評価相対値と比較して、有意に低値を示した ( $p<0.05$ )。

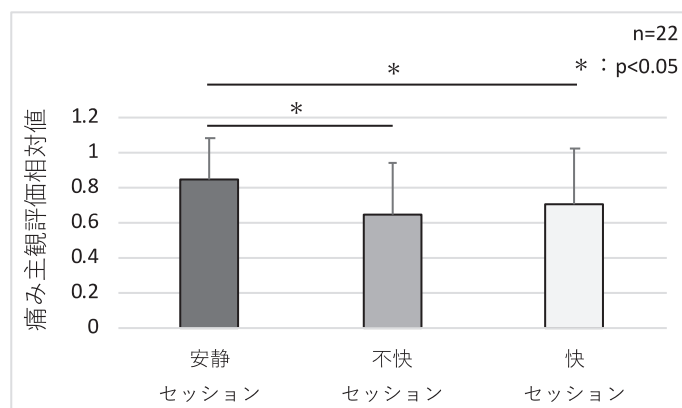


図 5-5 各タスクにおける痛み主観評価相対値

### 5.3.3 情動項目評価得点

図 5-6 に情動項目評価得点の平均値を示す。縦軸に評価得点を示し、横軸に左側は快情動項目評価得点を示し、右側には不快情動項目評価得点を示す。快セッション時の快情動項目評価得点は、安静セッション、不快セッション時の快情動項目評価得点と比較して、有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。不快セッション時の不快情動項目評価得点は、安静セッション、快セッション時の不快情動項目評価得点と比較して、有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。また、安静セッション、快セッション時の快情動項目評価得点は、安静セッション、快セッション時の不快情動項目評価得点と比較して、有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

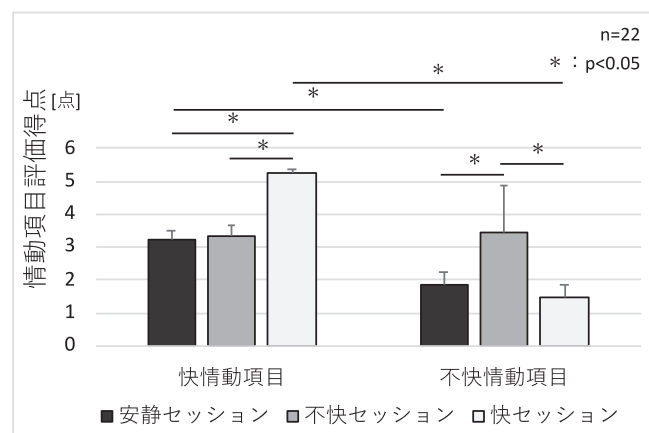


図 5-6 各 VR 映像における情動項目主観評価得点

### 5.3.4 脳波

#### 5.3.4.1 $\theta$ 波出現率

図 5-7 に各タスクにおける  $\theta$  波出現率の平均値を示す。縦軸に  $\theta$  波出現率を示し、横軸に各タスクを示す。各タスクにおける  $\theta$  波出現率に有意な差は認められなかった ( $p=n.s.$ )。

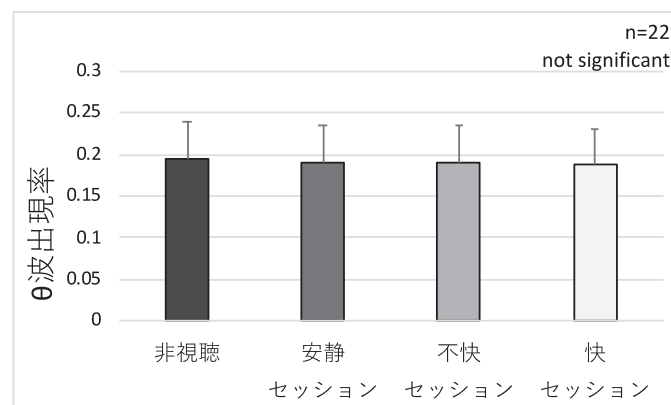


図 5-7 各タスクにおける  $\theta$  波出現率

#### 5.3.4.2 $\alpha$ 波出現率

図 5-8 に各タスクにおける  $\alpha$  波出現率の平均値を示す。縦軸に  $\alpha$  波出現率を示し、横軸に各タスクを示す。不快セッション時の  $\alpha$  波出現率は、非視聴、安静セッション、快セッション時の  $\alpha$  波出現率と比較して、有意に低値を示した ( $p<0.05$ )。

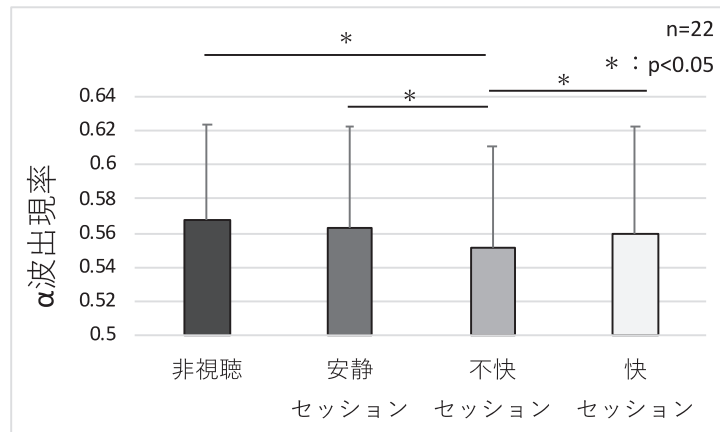


図 5-8 各タスクにおける  $\alpha$  波出現率

#### 5.3.4.3 $\beta$ 波出現率

図 5-9 に各タスクにおける  $\beta$  波出現率の平均値を示す。縦軸に  $\beta$  波出現率を示し、横軸に各タスクを示す。不快セッション、快セッション時の  $\beta$  波出現率は、非視聴、安静セッション時の  $\beta$  波出現率と比較して、有意に高値を示した ( $p<0.05$ )。

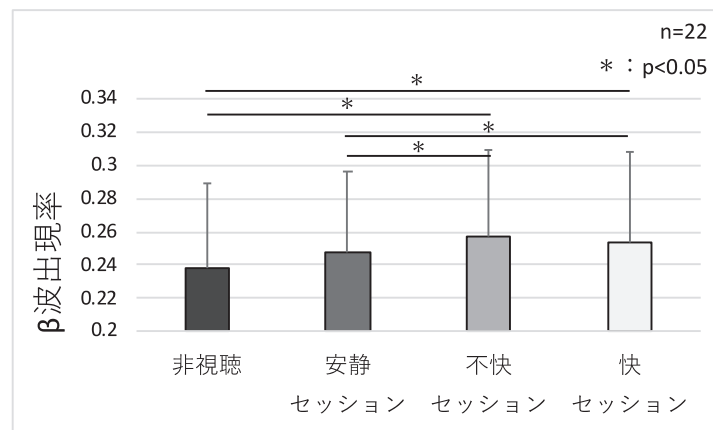


図 5-9 各タスクにおける  $\beta$  波出現率



## 5.4 考察

### 5.4.1 痛み指数評価

VR 映像視聴は 2D モニター映像視聴と比較して、高い没入感や臨場感を得ることができるため、集中しやすい利点があり、生理心理的反応の影響が大きいことが知られている[68][69]。また、VR 映像視聴はビデオゲームと比較して、疼痛を軽減するための有効な手段であるとの臨床的有用性の報告がある[70]。

さらに、VR 環境下では、被験者は没入感覚が生じることで、痛みに対する注意散漫が生じる。痛みを認知する際には、痛みに対する注意が必要であり[71]、人間の注意力は限られている[72]。そのため、VR 環境下における没入感覚によって痛みに対する注意が別の方向に向くことで、痛み受容体からの脳内への信号伝達を軽減することが可能であると考えられている[73]。

本研究では、不快セッション、快セッション時の痛み指数は、非視聴時の痛み指数と比較して低値を示した。この結果は、不快セッション、快セッションにより、没入感覚や情動ストレス負荷が生じたことで、選択的体性神経電流刺激による痛みに対する注意が意識的に逸れ、最小感知電流値及び痛み対応電流値が上昇したことにより、痛み指数が低値を示したと考えられる。

### 5.4.2 主観的評価

#### 5.4.2.1 痛み主観評価相対値

痛み軽減作用には、主に VR 映像視聴に起因した注意散漫効果[73][134]と、情動ストレスに起因した疼痛閾値の上昇[135]が考えられる。本研究では、不快セッション、快セッション時の痛み主観評価相対値は、安静セッション時の痛み主観評価相対値と比較して低値を示した。痛み指数の結果では、安静セッション時の痛み指数は、非視聴時の痛み指数と比較して有意な差は認められなかった。この結果は、安静セッション時は、VR 映像に対する没入感覚により、選択的体性神経電流刺激に対する注意が意識的に逸れたため、痛み主観評価相対値が低値を示したと考えられる。一方、不快セッション、快セッションでは、VR 映像に対する没入感覚及び、VR 映像視聴による情動ストレス負荷が生じ、選択的体性神経電流刺激に対する注意が意識的に逸れ、痛み主観評価相対値が低値を示したと考えられる。

#### 5.4.2.2 情動項目評価得点

不快セッションでは、不快映像を視聴したことにより、不快情動項目得点が高値を示しており、被験者は不快情動ストレス負荷を認識したと考えられる。また、快セッションには、快映像を視聴したことにより、快情動項目得点が高値を示しており、被験者は快情動ストレス負荷を認識したと考えられる。

### 5.4.3 脳波

脳波は、身体的及び精神的の両方の観点から、ストレス状態における脳機能及び中枢神経機能調整反応の評価が可能であり、健常な精神生理学的様相から病理学的な様相を区別するために有用である[75]。また、情動負荷に伴う脳波分析による研究では、脳波による精神的負荷作業の定量的評価の有用性を示している[75] [88][89]。さらに、情動刺激負荷時の脳波解析に関する先行研究では、情動刺激によるストレスを脳波により抽出することが可能であることが示されている[145]。

#### 5.4.3.1 $\theta$ 波出現率

$\theta$  波は、記銘と想起に関係しており、特に新規情報の符号化に関係していることが知られている[107]。また、 $\theta$  波活動は、行動、認知、情動変化に関係していることが知られているが、最も重要な働きとして、記憶や情動の調節であると報告がある[107]。ほ乳類では、記憶は情動と密接に関係しており、統一的見解としては、情動的に強い刺激を受けた時に扁桃体の神経細胞が $\theta$  波を発生することがわかっている[107]。本研究では、各タスク間において $\theta$  波出現率に有意な差は認められなかった。この結果は、被験者は安静セッション、不快セッション、快セッション時において、視覚情報に対する記銘や想起活動が大きく生じなかったため、非視聴時を含めた各タスク間において、 $\theta$  波出現率は非有意であったと考えられる。また、 $\theta$  波は、記銘や想起活動によって生じるが、前頭及び側頭葉に影響が強く出ることが知られている。そのため、後頭部 Oz において $\theta$  波含有率は非有意の結果であったと推測される。

#### 5.4.3.2 $\alpha$ 波出現率

$\alpha$  波は、安静閉眼状態で出現し、リラックスした覚醒状態で生じることが知られている。また、暗算・短期記憶、ワーキングメモリなどの内的作業時や瞑想時に $\alpha$  波帯域のパワースペクトルは高値を示す[108][109]。一方、警戒や刺激への注意、激しい精神活動、不安感情により $\alpha$  波帯域のパワースペクトルは低値を示す。

本研究では、不快セッション時の $\alpha$  波出現率は、非視聴、安静セッション、快セッション時の $\alpha$  波出現率と比較して、有意に低値を示した。この結果は、不快セッションにおける不快情動項目得点が高値を示しており、被験者は不快映像を視聴したことにより、不快情動ストレス負荷を認識したためと考えられる。被験者は、不快映像を視聴したことにより、不快情動ストレス負荷が生じ、不快映像に対する警戒や刺激への注意、激しい精神活動、不安感情により $\alpha$  波帯域のパワースペクトルが低値を示し、 $\alpha$  波出現率が低値を示したと推測される。

### 5.4.3.3 $\beta$ 波出現率

$\beta$  波は、一般に精神的障害が認められる人や、情動的に不安定な人に多く出現する。また、リラックス状態では減少し、精神的負荷が多いことや興奮状態、ストレス環境下で増加することが知られている[110]。つまり、 $\beta$  波出現は、内的に情動不安定であり、外的要因に注意が向けられ、興奮状態に出現しやすいことを表す、また、 $\beta$  波はリラックス反応で減少し、外的刺激に対して注意を向ける行為で増加し、抑制性神経機能への作用で増加することがわかっている[113][114]。本研究では、不快セッション、快セッション時の  $\beta$  波出現率は、非視聴、安静セッション時の  $\beta$  波出現率と比較して、有意に高値を示した。この結果は、不快セッションにおける不快情動項目得点が高値を示し、快セッションにおける快情動項目得点が高値を示していることから、被験者は不快映像を視聴したことにより、不快情動ストレス負荷を認識し、快映像を視聴したことにより、快情動ストレス負荷を認識したためと考えられる。被験者は、不快映像、快映像を視聴したことにより、不快または快情動ストレス負荷を認識し、内的に興奮や精神負荷が生じたことにより、 $\beta$  波帯域のパワースペクトルが高値を示し、 $\beta$  波出現率が高値を示したと推測される。

### 5.4.4 痛みと脳中枢神経

情動的にストレスとして、生体が認識することで、下行性疼痛抑制系のノルアドレナリン系が分泌されることが知られている[15][26]。下行性疼痛抑制系は、脳内鎮痛の中心的な部位である中脳中心灰白質から青斑核を下行経路としてその周辺を走行し、脊髄後角の侵害受容ニューロンにノルアドレナリンを放出することで脊髄後角の  $\alpha 2$  受容体と結合し、痛みを抑制している[137]。また、一般的にノルアドレナリン系は脳幹からシナプスを介さずに直接脊髄に投射することで下行性疼痛抑制系として機能している[25]。

また、ストレスによって鎮痛効果が発現することが知られており[146]、一般的にストレス誘発鎮痛（Stress induced analgesia : SIA）と呼ばれる。また、SIA の発現には内因性オピオイドが関与している報告が多くみられている[147][148]。脊髄よりも上位にある脳幹部から脊髄後角に下行し、痛覚情報の中枢神経系への入り口である脊髄後角で痛みの伝達を抑制する下行性疼痛抑制系がヒトの神経系には存在しており、中脳や延髄のオピオイド受容体が活性化されると、この下行性疼痛抑制系が作動する。

本研究では、不快セッション、快セッションにおいて、痛み指数、痛み主観評価得点が低値を示した。また、不快セッション時の  $\alpha$  波出現率は低値を示し、不快セッション、快セッション時の  $\beta$  波出現率は高値を示した。この結果は、不快セッション、快セッション時の情動ストレス負荷による下行性疼痛抑制系の影響が反映されたと推測される。不快セッション、快セッションでは、情動項目主観評価の結果から、不快

情動ストレスまたは快情動ストレス負荷を認識したことがわかる。さらに、 $\alpha$ 波出現率、 $\beta$ 波出現率の結果から、被験者は不快映像、快映像を視聴したことにより、警戒や刺激への注意、激しい精神活動、不安感情等の精神負荷が生じたことがわかる。そのため、被験者は不快映像、快映像視聴により情動ストレスを認識したことで、脳幹から直接的にノルアドレナリンが投射され下行性疼痛抑制が発生し、痛み指数及び痛み主観評価得点が低値を示したと考えられる。

## 5.5 結語

本研究では、VR 環境下における選択的知覚神経電流刺激による体表面知覚電流値への影響と、それに伴う脳中枢神経活動を抽出した。本研究の結果、不快映像、快映像視聴により、痛み指数、痛み主観評価相対値が低値を示した。 $\theta$ 波出現率は各タスクにおいて有意な差は認められなかった。 $\alpha$ 波出現率は不快映像視聴時に低値を示し、 $\beta$ 波出現率は不快映像・快映像視聴時に高値を示した。不快映像、快映像視聴時は、VR 映像没入感覚による痛みへの注意散漫効果及び、不快情動負荷または快情動負荷が生じ情動ストレスを認識したことによる下行性疼痛抑制効果が発生し、痛み指数及び痛み主観評価相対値が低値を示したと考えられる。VR 映像視聴による没入感覚及び不快情動ストレス、快情動ストレス負荷は、体表面に起因する体性痛の軽減に有用である可能性が示唆された。

## 第6章 総論と今後の展望

### 6.1 総論

第6章では、第1章の痛み治療の問題点及び、第2章から第5章の研究成果から、本論文の総論と展望について述べる。本研究は、VR映像を用いることで体性痛軽減を行うことが可能であるかを定量的に評価することを目的とした。さらに、自律神経活動と脳中枢神経活動の評価を行うことで、生理学的神経活動に基づいた体性痛軽減の客観的評価を行うことを目的とした。

第1章では、現在の痛みに対する緩和や治療の現場と問題から、痛みの機序および評価法について述べた。さらに生理学的神経活動の機序について述べた。生体に侵害侵襲が負荷されると、刺激情報は、中枢神経系を介して認識、処理され、さらに対処反応として種々の生体反応を誘発する。これらの中で疼痛は、元来生体に備わっている防御機能の一つとして認識されている[149]。現在、疼痛管理に使用されている手法および薬物などは、末梢的に疼痛を遮断するものが主流である。中枢的に疼痛を管理する薬物療法としては、中枢性鎮痛薬であるモルヒネに代表されるオピオイドとオピオイド受容体に対する拮抗性鎮痛薬およびモノアミンに関連した鎮痛補助薬が挙げられるが、いずれも所有する副作用が問題となっている[150]。

第2章及び第3章では、視聴覚刺激及び動作を伴う精神作業負荷時の情動ストレスを、脳波・指尖容積脈波を用いて定量的に評価が可能であるか評価することを目的に、PC操作機器のユーザビリティの違いを脳波・指尖容積脈波を用いて脳中枢神経活動・自律神経活動を抽出した研究成果について述べた。マウスポインタ移動速度を、3段階に変更し、TMTを実行している操作時の脳波・指尖容積脈波を計測し、解析を行った。その結果、マウスポインタ移動速度が遅いタスクでは、脳活動として、 $\theta$ 波出現率及び $\beta$ 波出現率は増大し、 $\alpha$ 波出現率は減少傾向を認めた。また、末梢及び中枢体幹部領域における交感神経活動が亢進することを認めた。操作者は、マウスポインタ移動速度が遅い場合に、情動ストレスが負荷されたことにより、脳中枢神経活動及び自律神経活動に変動が生じたと推測される。本研究により、情動ストレスの負荷を認識した場合に、脳活動として、 $\theta$ 波出現率及び $\beta$ 波出現率は増大し、 $\alpha$ 波出現率は減少傾向を認め、末梢及び中枢体幹部領域における交感神経活動が亢進することを認めた。情動ストレスの負荷に伴う脳中枢神経および自律神経活動の変動は、脳波及び指尖容積脈波解析により抽出することが可能であることが示唆された。

第4章及び第5章では、VR環境下における選択的体性神経電流刺激による体表面知覚電流値への影響と、それに伴う自律神経活動・脳中枢神経を指尖容積脈波・脳波解析により抽出した研究成果について述べた。VR映像は3種類の異なる情動刺激映像により構成した。VR映像は、安静映像、不快映像、快映像を各3種類、計9映像選



定した。痛みの評価には、知覚・痛覚定量分析装置 Pain Vision PS-2100®を用い、最小感知電流値及び痛み対応電流値を測定し、痛み度及び痛み指数を算出した。VR 映像非視聴時と各 VR 映像視聴中の最小感知電流値及び痛み対応電流値、指尖容積脈波及び脳波を測定した。また、主観的評価として痛み主観評価質問紙及び VR 映像主観評価質問紙にて、操作性評価得点と VR 映像主観評価得点を算出した。指尖容積脈波は脈波最大振幅値、脈波長を算出した。脳波は  $\theta$  波出現率、 $\alpha$  波出現率、 $\beta$  波出現率を算出した。本研究の結果、不快映像、快映像視聴により、痛み度、痛み指数、痛み主観評価得点が低値を示した。また、不快映像、快映像視聴時には、末梢（遠位）血管における交感神経活動が優位に反応し、安静映像時では、中枢（体幹部）領域における交感神経活動が減弱した。 $\theta$  波出現率は各タスクにおいて有意な差は認められなかった。 $\alpha$  波出現率は不快映像視聴時に低値を示し、 $\beta$  波出現率は不快映像・快映像視聴時に高値を示した。不快映像、快映像視聴時は、VR 映像没入感覚による痛みへの注意散漫効果及び、不快情動負荷または快情動負荷が生じ情動ストレスを認識したことによる下行性疼痛抑制効果が発生し、痛み度、痛み指数及び痛み主観評価得点が低値を示したと考えられる。本研究により、VR 映像視聴による没入感覚及び不快情動ストレス、快情動ストレス負荷は、体表面に起因する体性痛の軽減に有用である可能性が示唆された。

## 6.2 本研究の成果

本研究の結果として、VR 映像視聴により体性痛が軽減することが客観的に示された。VR 映像視聴による体性痛軽減の理由は、痛みに対する注意散漫効果と情動ストレスによる疼痛閾値の上昇効果が考えられる。本研究により、生理学的神経活動を抽出したことで、VR 映像視聴による痛み緩和に対する注意散漫効果と情動ストレスによる疼痛閾値の上昇効果の影響を把握することが可能となった。つまり、選択的体性神経電流刺激によって痛み軽減の程度を把握し、さらに、生理学的神経活動を評価することで、痛み軽減の原因や機序を把握することが可能であることが示唆された。

本論文の成果は、VR 映像を用いることで体性痛軽減を行うことが可能であることを、脳中枢神経活動及び自律神経活動に基づいて、客観的に評価したことである。

## 6.3 医療現場への応用

本研究では、不快及び快映像を視聴することにより、痛み度及び痛み主観評価得点が低値を示した。医療現場では、検査や治療行為、術後疼痛等による体性痛がある場合、患者の多くは精神的に不安感を抱いていると考えられる。そのため、不快映像の視聴により、不安感情を助長する可能性が考えられる。一方、楽しさを喚起する快動画を視聴することで、ポジティブな感情を喚起し、精神的不安感情が緩和することが知ら



れている[151]。そのため、快映像に関連した VR 映像を視聴することで、体性痛の緩和及び精神的・不安感情の軽減につながり、身体的・心理的にも有用となる可能性が示唆される。しかし、統合失調症等の精神疾患患者の場合、不快及び快映像の視聴により妄想や幻聴を助長する可能性も考えられるため、今後の検討が必要である。

## 6.4 本研究の限界

### 1) 痛みの種類による限界

本研究で用いた痛みの客観的評価は、選択的体性神経電流刺激によって  $A\beta$  線維と  $A\delta$  線維に対して選択的に刺激し、急性痛を対象として評価した。そのため、 $C$  線維等に起因する痛みや、継続的に痛みが伴う慢性痛は、本研究の対象とはならない。

### 2) 被験者の心理的状況による限界

本研究では、実験開始前の被験者の心理的状況については検討していない。人間は日常生活において心理状態は常に変化しており、自律神経や中枢神経などの生理学的神経活動に影響することが考えられる。そのため、実験開始前の被験者の心理的状況は、本研究の対象とはならない。

### 3) VR コンテンツの種類による限界

本研究で使用した VR コンテンツは、視聴型の VR 映像コンテンツを用いた。VR 映像コンテンツには、視聴型や思考型、操作型等に分類される。そのため、思考型、操作型等の VR 映像コンテンツは、本研究の対象とはならない。

## 6.5 今後の展望

本研究により、VR 映像視聴により体性痛を軽減できる可能性が示唆された。しかし、VR 映像の種類により、体性痛の軽減効果に差異が生じることを認めた。本研究では、不快感情に関連した映像、快感情に関連した映像により、体性痛が軽減することを認めた。今後は、体性痛軽減に適した VR 映像の選定を行い、ユーザーの性格調査、気分状態、ストレス状態等のユーザー背景を含めた追加検討を行うことで、体性痛軽減に適した VR 映像の特徴点を抽出していく。VR を疼痛緩和治療に用いることにより、鎮痛薬と比較してより低侵襲で副作用の少ない疼痛管理を行うことが可能となり、医療費の削減にも繋がる。また、疼痛が軽減されることにより、活動量が増え、QOL の向上が見込まれる。さらに、疼痛緩和による患者の生活の質向上のみならず、疼痛緩和用 VR 映像アプリケーションの開発等の医療技術の進歩につながると考えられる。具体的な活用事例としては、小児に対する予防注射や、内視鏡・胃カメラ等の内臓検査、がんに伴う疼痛緩和、医療従事者の処置効率化などが考えられ、社会的課題である痛みに対する新たな治療法を提言することが期待される。

## 謝辞

本博士論文は著者が兵庫県立大学大学院 応用情報科学研究科 応用情報科学専攻ヘルスケア情報科学コース 医療福祉情報学領域 博士後期課程に在学中の研究成果をまとめたものである。本研究にあたり、直接ご指導を頂いた兵庫県立大学大学院応用情報科学研究科 水野（松本）由子教授に深く感謝する。また、報告会や勉強会において、有意義な助言とご指導を頂いた兵庫県立大学大学院応用情報科学研究科の先生方に心より感謝する。最後に、同研究室生として共に研究活動を行なった、佐久間俊氏、山口梢氏、飯尾祐加氏、奥谷研氏、村松歩氏、喜多ひとみ氏、関谷まり氏、林怜馬氏、Mr. Steven M. A. Carpels、高畠裕也氏、猪口祐次氏、安井隼人氏、山本祐輔氏、磯村健二氏、小林昌平氏、大久保さやか氏に感謝の意を表す。

今日まで研究活動に対する理解と協力をいただいた妻理沙、息子律に感謝の意を表す。

なお、本博士論文の一部は、JSPS 科研費 19K20085 の助成を受けて行われた。本研究の一部は、立石科学技術振興財団研究助成(C) 2197002 の助成を受けて行われた。ここに感謝の意を表す。

## 参考文献

- [1] 平成 22 年今後の痛み対策について, 厚生労働省
- [2] Pain terms: A list with definitions and notes on usage; International Association for the study of pain (IASP). 6(3) , p. 249, 1979.
- [3] 砥出勝雄: 疼痛治療の基礎 - 痛みの基礎および新規疼痛ターゲット, 日薬理誌, 治療薬シリーズ(9)疼痛①, Vol. 128, p321-325, 2006.
- [4] 山村秀夫: 急性痛と慢性痛, 日良自律 2 号, 第 40 回日本良導絡自律神経学会・第 1 回国際大会特別講演宮崎県医師会館, 1988.
- [5] 岡田泰伸, 池田和博: ギャノン生理学原書 24 版, 丸善出版株式会社, 第 2 刷発行, 2014.
- [6] 小川節郎: 「難治性疼痛の診断と最新の治療」各種疼痛についての総論: 日大医誌, Vol. 69, No. 3, pp. 154-158, 2010.
- [7] 小山なつ: 痛みと鎮痛の基礎知識 - 痛みの学説と電気刺激治療の歴史 - 、理学療法学, Vol. 40, No. 8, pp. 726-731、2013
- [8] 熊澤孝朗, 石井三記: 痛み学, 名古屋大学出版会, 初版第 1 刷, 2010.
- [9] 熊澤孝朗: 生体の防御機構と鍼灸医学ー生体の警告信号・防御系としてのポリモーダル受容器の働き, 全日本鍼灸学会雑誌, Vol. 42, No. 3, pp. 220-227.
- [10] 肥田朋子, 松原貴子, 田崎洋光: 痛みのメカニズムと理学療法～痛みについて理解を深めよう～, 愛知県理学療法士会誌, Vol. 18, No. 2, 2006.
- [11] 柿木隆介: 疼痛の脳内認知機構[2018.10 現在]  
<https://www.tyojyu.or.jp/kankoubutsu/gyoseki/pdf/5h27gyosekisyu.pdf>
- [12] 小立鉦彦: ペインハンドブック-ペインクリニック・疼痛緩和 Q&A199, 南江堂, pp. 3-5, 2009.
- [13] 黒澤美枝子: 痛みの生理学、理学療法科学, Vol. 15, No. 3, p. 74, 2000.
- [14] 金井誠, 是澤光彦, 春日義生: 痛みの基礎と対応の基本, 日産婦誌, Vol. 58, No. 9, pp. 386-387, 2006.
- [15] 仙波恵美子: ストレスにより痛みが増強する脳メカニズム, 日本緩和医療薬学雑誌, Vol. 3, p. 73, 2010.
- [16] 高橋修一: 痛みのケア慢性痛がん性疼痛へのアプローチ, 照林社, pp. 15-18, 2006.
- [17] 横田敏勝: 急性痛のメカニズム, 日本臨床麻酔学会誌, Vol. 14, No. 3, 1994.
- [18] 日本緩和医療学会: がん疼痛の薬物療法に関するガイドライン, 2010.
- [19] 坂倉良一: はじめての痛み学, 株式会社 おうふう, pp120-121, 2011.
- [20] 伊藤和憲: 図解入門よくわかる痛み・鎮痛の基本としくみ, 秀和システム.

- [21] 鈴木和夫: 痛みの伝達神経路と痛覚変調, *The Bulletin of School of High-Technology for Human Welfare Tokai Univ.*, Vol. 19, 2009.
- [22] 村上正人, 鴨下一郎, 沢田磁正, 桂載作: ストレスの生体防御に対する影響について - 当教室における研究をもとに -, *日本心身医学会*, Vol. 29, No. 2, 1989.
- [23] 見正富美子, 林達也, 柴田真志, 吉武康栄, 西嶋泰史, 森谷敏夫: 有酸素運動における脳波・血中 $\beta$ -エンドルフィンの動態, *体力科学*, Vol. 45, pp. 519-526, 1996.
- [24] 岡井恒, 古江秀昌, 吉村恵: ノイトロピンによるセロトニン下行性抑制系の賦活化と鎮痛作用, *PAIN RESEARCH*, Vol. 23, No. 1, 2008.
- [25] 熊本栄一, 藤田亜美: 末梢から脊髄後角へ入力する痛み情報の制御 - シナプス伝達と神経伝導の修飾, *PAIN RESEARCH*, Vol. 26, pp. 197-214, 2011.
- [26] 尾仲達史: ストレス反応とその脳内機構, *日薬理誌*, 特集ストレスと脳, Vol. 1, No. 126, pp. 170-173, 2005.
- [27] 相田純久: 硬膜外鎮痛法を $\kappa$ 作動薬とNMDA拮抗薬から考える - 鎮痛機序の考察と仮設 -, *日臨麻会誌*, Vol. 28, No. 2, 2008.
- [28] Devor M, Govrin-Lippmann R, Raber P: Corticosteroids suppress ectopic neural discharge originating in experimental neuromas, *Pain*, Vol. 22, pp. 127-137, 1985.
- [29] Swerdlow M, Cundill JG: Anticonvulsant drugs used in the treatment of lancinating pain, *Anaesthesia*, Vol. 36, pp. 1129-1132, 1981.
- [30] Malcangio M, Bowery NG: GABA and its receptors in the spinal cord, *Trends pharmacol society*, Vol. 17, pp. 457-462, 1996.
- [31] Devor M, Wall PD, Catalan N: Systemic lidocaine silences ectopic neuroma and DRG discharge without blocking nerve conduction, *Pain*, Vol. 48, pp. 261-268, 1992.
- [32] 木村嘉之, 濱口眞輔: 疼痛の機序解明と疼痛治療の最前線 疼痛治療・ペインクリニック, *獨協医科学雑誌*, Vol. 38, No. 3, pp. 319-326, 2011.
- [33] 吉澤一巳, 成田年, 鈴木勉: 医療用麻薬の適正使用のために, *日本薬理雑誌*, Vol. 142, pp. 22-27, 2013.
- [34] Nestler E. J.: Historical review molecular and cellular mechanisms of opiate and cocaine addiction, *Trends pharmacol society*, Vol. 25, pp. 210-218, 2004.
- [35] Okie S: A flood of opioids, arising tide of deaths, *N Engl J Med.*, Vol. 363, pp. 1981-1985, 2010.
- [36] 末永和榮, 松浦雅人: デジタル臨床脳波学, 医歯薬出版, 東京, 2011.

- [37] Creutzfeldt O.D., Watanabe S., Lux H.D.: Relations between EEG phenomena and potentials of single cortical cells, II . Spontaneous and convulsoid activity. *Electroenceph. Clin. Neurophysiology*, Vol. 20, pp. 19-37, 1966.
- [38] Olejniczak P.: Neurophysiologic Basis of EEG, *J. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 23, pp. 186-189, 2006.
- [39] Wyllie E.: *The Treatment of Epilepsy, Principles and Practice*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2001.
- [40] Steriade M., McCormick D. A., Sejnowski T.: Thalamocortical oscillations in the sleeping and aroused brain. *Science*, Vol. 262, pp. 679-685, 1993.
- [41] 大熊輝雄: 臨床脳波学, 第5版, 医学書院, 東京, 1999.
- [42] Steriade M., McCormick D. A., Sejnowski T.: Thalamocortical oscillations in the sleeping and aroused brain, *Science*, Vol. 262, pp. 679-685, 1993.
- [43] 末永和榮, 松浦雅人: デジタル臨床脳波学, 医歯薬出版, 東京, 2011.
- [44] 増田義昭, 金井寛: 動脈脈波の基礎と臨床, 井立出版, 東京, 2000.
- [45] 澤田幸展: 指尖容積脈波再訪 生理心理学と精神生理学, Vol. 17, pp. 33-46, 1999.
- [46] 澤田幸展: 心臓迷走神経活動 生理心理学と精神生理学, Vol. 14, No. 2, pp. 77-88, 1997.
- [47] 斎藤利隆: 頸動脈脈波曲線における Spatsystolischer Buckel の診断意義, 千葉医会誌, Vol. 41, pp. 586-611, 1966.
- [48] Nichols W.W, O'Rourke M.F: McDonald's blood flow in arteries: Theoretical, experimental and clinical principles, IV Ed. Edward Arnold, London, 1998.
- [49] Chlebus H: Value of examination of carotid pulse by means of resonance electrospigmographs in relation to intra-arterial pressure tracings, *Am Heart J*, Vol. 64, pp. 22-32, 1962.
- [50] 高沢謙二: 大動脈硬化と末梢循環について-Augmentation on Index (AI) - *Cardiac Practice*, Vol. 7, pp. 21-26, 1996.
- [51] 宮川大毅, 浅川徹也, 多屋優人, 横山浩之, 岡島恵子, 林拓世, 水野(松本)由子: 携帯端末上での情動ストレス刺激時の脈波振幅値解析による自律神経機能評価, *臨床神経生理学*, Vol. 40, No. 6, pp. 540-546, 2012.
- [52] 後藤由夫, 本郷道夫: 自律神経の基礎と臨床, 第3版, 医薬ジャーナル社, 東京, 2006.
- [53] 宇尾野公義, 入来正躬: 最新自律神経学, 新興医学出版社, 東京, 2007.
- [54] 本郷利憲, 廣重力, 豊田順一: 標準生理学 第6版, 医学書院, 2006

- [55] Burns AJ, Pasricha PJ, Young HM: Enteric neural crest-derived cells and neural stem cells: biology and therapeutic potential, *Neurogastroenterol Motil*, Vol. 16, pp. 3-7, 2004.
- [56] 影山茂、谷口郁夫、田嶋尚子、斉藤宣彦、池田義雄、阿部正和: 糖尿病性自律神経障害における critical level 心電図 R-R 間隔の変動係数による、自律神経、Vol. 20、pp. 76-80、1983
- [57] 谷口郁夫、影山茂、櫻井達也、相原一夫、横田邦信、加藤總男、望月正武: 呼吸同期性心拍変動解析による糖尿病性自律神経障害の評価ー心拍変動係数 (CV<sub>R-R</sub>) との比較ー, 自律神経, Vol. 33, pp. 540-545, 1996.
- [58] Bauer T, Ewig S, Schafer H, Jelen E, Omran H, Luderitz B: Heart rate variability in patients with sleep-related breathing disorders. *Cardiology*, Vol. 87, No. 6, pp. 492-496, 1996.
- [59] 西川向一, 平澤由美, 長町三生: 温熱環境が心拍変動に与える影響, 人間工学会, Vol. 33, No. 2, pp. 105-112, 1997.
- [60] 三宅晋司, 神代雅晴: 1/f ゆらぎの快適性に関する実験的検討ー1/f ゆらぎの音圧変動をもつ疑似エアコンノイズの生体影響ー, 人間工学学会, Vol. 27, No. 1, pp. 1-8, 1991.
- [61] Mukae H, Sato M: The effect of color temperature of lighting sources on the autonomic nervous functions. *Ann Physiol Anthropol*, Vol. 11, No. 5, pp. 533-538, 1992.
- [62] Casadei B, Moon J, Johnston J, Caiazza A, Sleight P: Is respiratory sinus arrhythmia a good index of cardiac vagal tone in exercise, *J Appl Physiol.*, Vol. 81, No. 2, pp. 556-564, 1996.
- [63] Hayashi N, Nakamura Y, Muraoka I: Little effect of endurance training on heart rate and heart rate variability at sitting rest, *Adv Exerc Sports Physiol.*, Vol. 3, No. 1, pp. 17-22, 1997.
- [64] 水野康文, 横山清子, 向井誠時, 早野順一郎, 高田和之: ロジスティック回帰モデルによる心電図 R-R 間隔に関する指標の解析に基づく二輪車運転時生体負担度の評価, 医用電子と生体工学, Vol. 36, No. 1, pp. 1-6, 1998.
- [65] Noguchi Y: Vehicle evaluation by measuring physiological reactions: using the HRV index. *Heavy Vehicle Systems、Special Series、Int J of Vehicle Design*, Vol. 4, pp. 323-339, 1997.
- [66] La Rovere MT, Bigger JT Jr, Marcus FI: Baroreflex sensitivity and heart-rate variability in prediction of total cardiac after myocardial infarction, *Circulation*, Vol 351, pp. 478-484, 1998.



- [67] Rosenblueth A, Simeone FA: The interrelations of vagal and accelerator effects on the cardiac rate, *Am J Physiol.*, Vol. 110, pp. 42-55, 1934.
- [68] 林雅樹, 宮田章裕, 山本翔太, 岡田謙一: 生体情報を利用した VR 空間にける個人作業への没頭支援手法, *情報処理学会グループウェアとネットワークサービス研究会*, Vol. 11, pp. 25-30, 2007.
- [69] 河合隆史, 鈴木真司, 坂野雄二, 野呂影勇: 仮想現実映像の与える情動効果に関する研究, *日本人間工学会*, Vol. 29, pp. 152-153, 1993.
- [70] Hoffman HG, Doctor JN, Peterson DR, Carrougher GJ, Furness TA: Virtual reality as an adjunctive pain control during burn wound care in adolescent patients, *Pain*, Vol. 85, pp. 305-309, 2000.
- [71] Eccleston C: Role of psychology in pain management, *Br J. Anaesth*, Vol. 87, pp. 144-152, 2001.
- [72] Kahneman D: *Attention and effort*, Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall, 1973.
- [73] Hoffman HG, Chambers GT, Meyer WJ, Arceneaux LL, Russell WJ, Seibel EJ, Richards TL, Sharar SR, Patterson DR: Virtual Reality as an Adjunctive Non-pharmacologic Analgesic for Acute Burn Pain During Medical Procedures, *Ann Behav Med.*, Vol. 41, No. 2, pp. 183-191, 2011.
- [74] 上野秀剛, 石田響子, 松田侑子, 福嶋祥太, 中道上, 大平雅雄, 松本健一, 岡田保紀: 脳波を利用したソフトウェアユーザビリティの評価—異なるバージョン間における周波数成分の比較, *ヒューマンインターフェース学会*, Vol. 10, No. 2, pp. 232-242, 2008.
- [75] 田垣内博一: 感性によるソフトウェアのユーザビリティ評価, *Unisys Technology Review*, Vol. 64, pp. 103-114, 2000.
- [76] 澤田幸展: 血行力学的反応; 新生理心理学-生理心理学の基礎(宮田洋, 藤澤清, 柿木昇治, 山崎勝男編), 第1出版, 北大路書房, 第10章, 東京, 1998.
- [77] 早野順一郎: 心拍変動による自律神経機能解析, *医学書院*, 東京, 1996.
- [78] 吉田直浩, 浅川徹也, 林拓也, 水野(松本)由子: 指尖容積脈波解析を用いた情動ストレス刺激時における自律神経機能評価, *日本生体医工学会*, Vol.49, No.1, pp.91-99, 2011.
- [79] 大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海: 自律系生理指標を用いたメンタルワークロードの評価に向けて, *計測自動制御学会*, Vol.29, No.8, pp.979-986, 1993.
- [80] 田中喜秀, 脇田慎一: ストレスと疲労のバイオマーカー, *日本薬理学雑誌*, Vol.137, No.4, pp.185-188, 2011.
- [81] 佐藤望, 三宅晋司, 久米靖文: 指尖容積脈波波高変動係数による精神作業負荷

- 時の自律神経機能変動評価, 近畿大学理工学部研究報告, Vol.38, No.1, pp.33-38, 2012.
- [82] 西条寿夫: ストレス反応の身体表出における大脳辺縁系—視床下部の役割, 日本薬理学雑誌, Vol. 126, No. 3, pp.184-188, 2005.
- [83] ISO9241-11: Ergonomics-Office Work with Visual Display Terminals (VDTs) -Guidance on Usability, 1998.
- [84] ISO13407: Ergonomics Humans-Centered Design Processes for Interactive Systems, 1999.
- [85] ISO9241-210: Ergonomics of Human System Interaction Part 210, Human Centered Design for Interactive Systems, 2010.
- [86] “U-Site ユーザビリティの評価方法” <https://u-site.jp/usability/methods/>, [2017年1月4日現在]
- [87] “比治山大学現代文化学部社会臨床心理学科ホームページ”, <http://maruhi.heteml.jp/programs/programs.html>. [2017年1月4日現在]
- [88] 水野(松本)由子, 田中康仁, 林拓世, 岡本永佳, 西村治彦, 稲田紘: 精神作業負荷時における作業環境と関連した脳波・脈波の定量解析, 日本生体医工学会, Vol. 48, No. 1, pp. 11-24, 2010.
- [89] 林拓世, 水野(松本)由子, 岡本永佳, 石井良平, 鵜飼聡, 篠崎和弘: 情動ストレス負荷に伴う脳機能の経時的変化, 電子情報通信学会論文誌 D, 情報・システム, Vol. 91, No. 7, pp. 1874-1885, 2008.
- [90] 山口和範: 図解入門よくわかる統計解析の基本と仕組み改訂版, 秀和システム, 東京, 2004.
- [91] Murray WB, Foster PA: The peripheral pulse wave, Journal of Clinical Monitoring, Vol. 12, pp. 365-377, 1996.
- [92] La Rovere MT, Bigger JT Jr, Marcus FI: Baroreflex sensitivity and heart-rate variability in prediction of total cardiac after myocardial infarction. Circulation, Vol. 351, pp. 478-484, 1998.
- [93] 二宮石雄, 安藤啓司, 彼末一之, 松川寛二: スタンダード生理学, 文光堂, 東京, 2005.
- [94] Dutch J, Redman S: Psychological stress and arterial pulse transit time, NZ Med J., Vol. 96, pp. 607-609, 1983.
- [95] Ahlund C, Pettersson K, Lind L: Pulse wave analysis on fingertip arterial pressure: effects of age, gender and stressors on reflected waves and their relation to brachial and femoral artery blood flow, Clin Physiol Functional Imaging, Vol. 28, No. 2, pp. 86-95, 2007.

- [96] Iversen S, Iversen L, Saper CB: The autonomic nervous system and the hypothalamus, *Principles of Neural Science*, New York, Vol. 4, pp. 960-981, 2000.
- [97] Krantz D. S., Ratliff-Crain J, In N. Schneiderman, S. M. Weiss, P. G. Kaufmann: The social context of stress and behavioral medicine research, *Plenum series in behavioral psychophysiology and medicine, Handbook of research methods in cardiovascular behavioral medicine*, New York, pp. 383-392, 1989.
- [98] 長野祐一郎: 競争型鏡映描写課題における心臓血管反応, *生理心理学と精神生理学*, Vol. 22, No. 3, pp. 237-246, 2004.
- [99] 市川博, 本多薫, 大橋正和: ICT の進展による VDT 作業の増加と疲労やストレスとの関係-テレワークや e-learning を例として-, *情報社会学会誌*, Vol. 1, No. 1, pp. 64-72, 2006.
- [100] 厚生労働省: 技術革新と労働に関する実態調査, 1990.
- [101] 田代学: ヒトの情動メカニズムにせまる脳イメージング研究の進歩, *日本薬理学雑誌*, Vol. 125, No. 2, pp. 88-96, 2005.
- [102] 三宅晋司: 商品開発・評価のための生理計測とデータ解析ノウハウ, *エヌ・ティ・エス*, pp. 5-15, 2017.
- [103] 加藤誠: ヒトの脳皮質における視覚情報と眼球運動制御, *情報通信研究機構研究関西先端研究センター特集*, Vol. 50, No. 3, pp. 37-43, 2003.
- [104] “株式会社 デジタル メディック 製品 情報”, <http://www.digital-medic.com/products>, [2017 年 1 月 4 日現在]
- [105] 宮田洋, 藤澤清, 柿木昇治, 山崎勝男: 新生理心理学—生理心理学の基礎—, 北大書房路, 1998.
- [106] 松永久, 中沢弘: 満足感計測のための基礎的研究—主観的な満足感と前頭部双極誘導による脳波の関係, *日本人間工学会*, Vol. 34, No. 4, pp. 191-201, 1998.
- [107] Knyazev GG., Motivation, emotion, and their inhibitory control mirrored in brain oscillations, *Neurosci Biobehav.*, Vol. 31, pp. 377-395, 2007.
- [108] Mirosław W.: Subjective mood estimation covaries with spectral power EEG characteristics, *Acta Neurobiol.*, Vol. 68, No. 2, pp. 180-192, 2008.
- [109] Palva S.: New vistas for  $\alpha$ -frequency band oscillations, *Trends Neuroscience*, Vol. 30, No. 4, pp.150-158, 2007.
- [110] Marrufo MV.: Temporal evolution of  $\alpha$  and  $\beta$  bands during visual spatial attention, *Cognitive Brain Res.*, Vol. 12, pp. 314-320, 2001.
- [111] Aftanas LI.: Non-linear dynamic complexity of the human EEG during evoked emotions, *Int J. Psychophysiol.*, Vol. 28, pp. 63-76, 1998.

- [112] ハンス・セリエ（著），杉靖三郎（翻訳）：現代社会とストレス，法政大学出版局，1998.
- [113] Jacobs GD.: Topographic EEG mapping of the relaxation response, Biofeedback and Self-Regulation, Vol. 21, No. 2, pp. 121-129, 1996.
- [114] Whittington MA.: Inhibition-based rhythms, experimental and mathematical observations on network dynamics, Int J. Psychophysiol, Vol. 38, pp. 315-336, 2000.
- [115] 杉本真樹: VR/AR 医療の衝撃 ヘルスケアから医療の現場，教育，コンテンツビジネスへ，ボーンデジタル，東京，2017.
- [116] 星野聖: 最新のバーチャル・リアリティ技術とその臨床応用可能性について，バイオフィードバック研究, Vol. 44, No. 1, pp. 11-12, 2017.
- [117] 横井茂樹: バーチャルリアリティの医学応用の動向と展望, Trend and Future of Medical Applications of Virtual Reality, Vol. 12, No. 5, 1994.
- [118] 木村真弘, 大須賀美恵子, 岡村仁, 小山博史: バーチャルリアリティのストレス緩和応用に向けた基礎的検討，テレビジョン学会技術報告，Vol. 20, No. 31, p. 89, 1996.
- [119] 假谷明弘, 和田隆広, 塚本一義: バーチャルリアリティスノーボードにおけるVR酔いに関する考察, TVRSJ., Vol. 11, No. 2, 2006.
- [120] 田中信壽: VR酔い対策の設計に求められる知見の現状, TVRSJ., Vol. 10, No. 1, pp. 129-138, 2005.
- [121] 中川千鶴, 大須賀美恵子: VE（仮想環境: Virtual Environments）酔い研究および関連分野における研究の現状, TVRSJ., Vol. 3, No. 2, 1998.
- [122] 大須賀美恵子, 達野陽子, 下野太海, 平澤宏祐, 小山博史, 岡村仁: 病床の患者のメンタルヘルスケアめざした - ベットサイドウェルネスシステム - の開発, TVRSJ., Vol. 3, No. 4, pp. 213-220, 1998.
- [123] Dworkin RH.: Core outcome measures for chronic pain clinical trials, IMMPACT recommendations, Pain, Vol. 113, pp. 9-19, 2005.
- [124] 有田英子, 小川節郎, 花岡一雄: 痛みの強さの客観的評価, 日臨麻会誌, Vol. 29, No. 1, pp. 35-38, 2009.
- [125] 濱口眞輔: 痛みの評価法, 日臨麻会誌, Vol. 31, No. 4, p. 561, 2011.
- [126] 三木俊: 痛みと知覚を診るペインビジョン, Medical Technology, Vol. 45, No.9, p. 982, 2017.
- [127] 湯浅薫: 新しい簡易感覚知覚閾値検査機器の原理と運用, 検査と技術, Vol. 44, No. 4, pp. 285-288, 2016.
- [128] 嶋津秀昭, 瀬野晋一郎, 加藤幸子, 小林博子, 秋元恵実: 電気刺激を利用した

- 痛み定量計測法の開発と実験的痛みによる評価, 日本生体医工学, Vol. 43, No. 1, pp. 117-123, 2005.
- [129] HTC 社: HP <https://www.vive.com/jp/product/> [2018. 9. 27 現在]
- [130] Lang PJ, Bradley MM, Cuthbert BN: International affective picture system(IAPS); Affective ratings of pictures and instruction manual, Technical Report A-6, University of Florida, Gainesville, 2005.
- [131] 後藤文夫, 小川節朗, 宮崎東洋: ペインマネジメント-痛みの評価と診療手順-, 南江堂, pp. 32-35, 2004.
- [132] 水野 (松本) 由子, 小室寛子, 小縣拓也, 浅川徹也, 林拓世: 情動ストレス刺激による脳波の時空間的变化, 臨床神経生理学, Vol. 40, No. 2, pp. 61-72, 2012.
- [133] 中谷義雄: 痛みについて, 日良導絡自律神経学会, Vol. 152, p. 90, 1968.
- [134] 仁井田りち, 三村將: 悲しみと痛みと認知の中枢, BRAIN and NERVE, Vol. 69, No. 4, pp. 417-426, 2017.
- [135] 本多健治, 高野行雄: 疼痛試験法の実際, 日薬理誌, Vol. 130, p43, 2007.
- [136] 笠井亮佑, 伊藤奈々, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦, 水野 (松本) 由子: PC 操作機器のユーザビリティに関連する指尖容積脈波解析を用いた自律神経機能評価, 電気学会論文誌 C, Vol. 138, No. 8, pp. 1036-1044, 2018.
- [137] 舟井優介, 西川精宣, 浅田章, 井本敬二, 古江秀昌: アドレナリン  $\alpha 2$  作動薬全身投与による脊髄  $\alpha 1$  受容体を介した抑制性シナプス伝達の促進, Pain Research, Vol. 28, pp. 145-153, 2013.
- [138] 坂井建雄: 系統看護学講座 専門基礎分野 人体の構造と機能 解剖生理学, 医学書院, pp. 264-272, 2018.
- [139] Vowles KE, McEntee ML, Julnes PS, Frohe T, Ney JP, Goes DN: Rates of opioid misuse, abuse, and addiction in chronic pain, A systematic review and data synthesis, Pain, Vol. 156, pp. 569-576, 2015.
- [140] Carrougheer GJ, Hoffman HG, Nakamura D, Lezotte D, Soltani M, Leahy L, Engrav LH, Patterson DR: The effect of virtual reality on pain and range of motion in adult with burn injuries, J Burn Care Res., Vol. 30, pp. 785-791, 2009.
- [141] Furman E, Jasinevicius TR, Bissada NF, Victoroff KZ, Skillicorn R, Buchner M: Virtual reality distraction for pain control during periodontal scaling and root planning procedures, J Am Dent Assoc., Vol. 140, pp. 1508-1516, 2009.
- [142] Kipping B, Rodger S, Miller K, Kimble RM: Virtual reality for acute pain reduction in adolescents undergoing burn wound care, A prospective randomized controlled trial, Burns. Vol. 38, pp. 650-657, 2012.

- [143] Magora F, Cohen S, Shochina M, Dayan E: Virtual reality immersion method of distraction to control experimental ischemic pain, *Isr Med Assoc J.*, Vol. 8, pp. 261-265, 2006.
- [144] Hoffman H. G., Garcia-Palacios A., Kapa V., Beecher J., Sharar S. R.: Immersive virtual reality for reducing experimental ischemic pain, *International Journal of Human-Computer Interaction*, Vol. 15, pp. 469-486, 2003.
- [145] 浅川徹也, 林拓世, 水野(松本)由子: 精神状態に関連した情動刺激負荷時の脳波コヒーレンス解析, *電気学会論文誌 C*, Vol. 32, No.11, pp. 1741-1748, 2012.
- [146] 高橋正克: ストレス誘発鎮痛, *Jpn. J. Psychopharmacol.*, Vol. 11, pp. 279-295, 1991.
- [147] Lewis JW., Cannon JT., Liebeskind JC.: Opioid and nonopioid mechanisms of stress analgesia, *science*, Vol. 208, pp. 623-625, 1980.
- [148] Grau JW., Hyson RL., Maier SF.: Long term stress induced analgesia and activation of the opiate system, *science*, Vol. 213, pp. 1409-1411, 1981.
- [149] 高木博司: 痛みおよび不安の制御物質・総論, *脳の生態警告系・不安・不快・痛みの機構*, 東京大学出版, pp. 141-159, 1987.
- [150] 今井公子, 有田英子, 花岡一雄: ペインクリニックにおける薬物療法の意義, *ペインクリニック*, Vol. 21, pp. 1-4, 2000.
- [151] Fredrikson BL., Mancuso RA., Brangan C., Tugade MM.: The undoing effect of positive emotions, *Motivation and Emotion* Vol. 24, pp. 237-258, 2000.



## 研究業績目録

### 学位論文に関連する学術論文目録

#### ・学術論文誌（査読あり）

1. **笠井亮佑**, 伊藤奈々, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦, 水野（松本）由子: PC 操作機器のユーザビリティに関連する指尖容積脈波解析を用いた自律神経機能評価, 電気学会論文誌 C, Vol. 138, No. 8, pp. 1036-1044, 2018.
2. **笠井亮佑**, 伊藤奈々, 上條史記, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦, 水野（松本）由子: 脳波周波数解析を用いた PC 操作機器のユーザビリティ評価の検討, 日本福祉工学会論文誌, Vol. 22, No. 1, pp. 54-59, 2019.
3. **笠井亮佑**, 伊藤奈々, 上條史記, 加納敬, 島峰徹也, 荻野稔, 日向奈恵, 田仲浩平, 篠原一彦, 水野（松本）由子: 体表面知覚神経電流刺激を用いた VR 環境における体性知覚感度の評価と脳波成分の比較, 電気学会論文誌 C, Vol. 140, No. 8, pp. 979-989, 2020.
4. **笠井亮佑**, 伊藤奈々, 島峰徹也, 上條史記, 加納敬, 荻野稔, 日向奈恵, 田仲浩平, 篠原一彦, 水野（松本）由子: バーチャルリアリティを用いた体性痛緩和に向けた体表面知覚電流と自律神経活動の評価, 日本医工学治療学会論文誌, Vol. 32, No. 3, pp. 139-147, 2020.
5. **Ryosuke Kasai**, Nana Itoh, Fuminori Kamijo, Takashi Kano, Tetsuya Shimamine, Minoru Ogino, Nae Hinata, Kohei Tanaka, Kazuhiko Shinohara, Yuko Mizuno-Matsumoto: Assessment of Somatosensory Sensitivity and Activity of the Electroencephalogram using Body Surface Electrical Stimulation in Virtual Reality Environments, Electronics and Communications in Japan, Vol. 103, No. 11, pp. 71-82, 2020.
6. **笠井亮佑**, 上條史記, 島峰徹也, 加納敬, 荻野稔, 日向奈恵, 田仲浩平, 篠原一彦, 水野（松本）由子: 心理的気分状態評価の違いによる VR 環境における脳波活動と体表面知覚電流感度の評価, 日本 VR 学会論文誌, Vol. 26, No. 1, 2021. (in press)

#### ・国際会議論文（査読あり）

1. **Ryosuke Kasai**, Nana Itoh, Minoru Ogino, Kohei Tanaka, Kazuhiko Shinohara, Yuko Mizuno-Matsumoto: Evaluation of autonomic nervous function associated with usability based on different mood states, IEEE Systems, Man, and Cybernetics, pp. 1418-1419, 2018.

#### ・学会、研究会発表（査読あり）

1. **笠井亮佑**, 水野（松本）由子: 指尖容積脈波解析を用いたユーザビリティに関連する自律神経機能評価, 第12回日本感性工学会春季大会, 大阪, 上田安子服飾専門学

校, 2017 年 3 月 29-30 日

2. 笠井亮佑, 水野（松本）由子: PC 操作機器の操作性に関する脳波解析を用いた生理学的評価, 第 47 回日本臨床神経生理学会学術大会, 横浜, 2017 年 11 月 29 日-12 月 1 日
3. 笠井亮佑, 水野（松本）由子: 脳波  $\beta/\alpha$  による操作性に関連した脳機能活動の評価, 第 13 回日本感性工学会春季大会, 名古屋大学, 2018 年 3 月 27 日
4. 笠井亮佑, 伊藤奈々, 上條史記, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦: 生理心理学的観点から見た医療機器のユーザビリティ評価に向けた基礎研究, 第 8 回中四国臨床工学会, 徳島, 2018 年 9 月 29 日 (BPA 最優秀演題賞受賞)
5. Ryosuke kasai, Nana Itoh, Minoru Ogino, Kohei Tanaka, Kazuhiko Shinohara, Yuko Mizuno-Matsumoto: Evaluation of autonomic nervous function associated with usability based on different mood states, IEEE Systems, Man, and Cybernetics 2019, 宮崎, 2018 年 10 月 7 日
6. 笠井亮佑, 水野（松本）由子: 気分状態の違いによる PC 操作性に関連した脳波周波数解析, 第 48 回日本臨床神経生理学会, 東京ファッションタワービル, 2018 年 11 月 8-10 日
7. 笠井亮佑, 伊藤奈々, 上條史記, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦, 水野（松本）由子: 低周波電流刺激を用いた VR 環境での体表面知覚電流閾値と指尖容積脈波の評価, 第 63 回システム制御情報学会研究発表講演会, 大阪, 中央電気倶楽部, 2019 年 5 月 22-24 日
8. 笠井亮佑, 伊藤奈々, 上條史記, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦, 水野（松本）由子: Pain Vision を用いた VR 環境における体表面感知電流閾値の影響, 第 58 回日本生体医工学会大会, 沖縄, コンベンションセンター, 2019 年 6 月 6-8 日
9. 笠井亮佑, 伊藤奈々, 島峰徹也, 上條史記, 加納敬, 荻野稔, 日向奈恵, 武田朴, 篠原一彦, 田仲浩平, 水野（松本）由子: 体表面知覚神経電流刺激を用いたバーチャルリアリティ環境における体性知覚感度と脳中枢神経活動の評価, 生体医工学シンポジウム 2019, 徳島, 2019 年 9 月 6 日

#### その他の学術論文目録

・学術論文誌（査読あり）

1. 伊藤奈々, 武田朴, 日向奈恵, 笠井亮佑, 荻野稔, 篠原一彦, 田仲浩平: Augmented Reality による医療技術の習得効果及びその考察, 日本医療機器学会誌, Vol. 88, No. 4, pp. 458-467, 2018.
2. Minoru Ogino, Kiyoshi Naemura, Nana Ito, Ryosuke Kasai, Takashi Kano, Fuminori Kamijyo, Naoki Kusumoto, Kazuya Akimoto, Kiichi Ishikawa, Ami Owaki, Natsuko Nishizawa, Kohei Tanaka, Kazuhiko Shinohara, Kenji Yokoyama: Preservation of hydrogen dissolved in hemofiltration replacement

fluid and hydrogen permeability of hemofiltration membranes, 日本血液浄化技術学会論文誌, Vol. 26, No. 2, pp. 151-160, 2018.

3. Minoru Ogino, Kiyoshi Naemura, Satoshi Sasaki, Junko Minami, Takashi Kano, Nana Ito, **Ryosuke Kasai**, Fuminori Kamijo, Naoki Kusumoto, Kazuya Akimoto, Kohei Tanaka, Kazuhiko Shinohara, Kenji Yokoyama: Triboelectric Charging of Polytetrafluoroethylene Antithrombotic Catheters, Journal of Artificial Organs, Vol. 22, No. 4, pp. 300-306, 2019.

・国内学会、研究会発表（査読あり）

1. 島峰徹也, **笠井亮佑**, 飯塚涼子, 佐々木亜弓, 今成秀則, 土橋克彦, 山下武史: 体外式ペースメーカー新規導入時の際に生じた問題に対する原因調査と対策, 第 29 回日本医療工学会治療学会学術大会, 神奈川, 2013 年 4 月 20 日
2. 鶴本雅信, **笠井亮佑**, 加藤航平, 武市和真, 川久保芳文: 活動期感染性心内膜炎に対し体外循環中に PMX-DHP を施行した一例, 第 26 回日本体外循環技術医学会四国地方会大会, 高知, 2014 年 7 月 26 日
3. 加藤航平, **笠井亮佑**, 鶴本雅信, 武市和真, 川久保芳文: 輸液ポンプ・シリンジポンプのヒヤリハットの起こる割合, 第 4 回中四国臨床工学会, 愛媛, 2016 年 12 月 3 日
4. **笠井亮佑**, 野口耕太, 岩田佳奈, 中井美幸, 佐尾山裕生, 三村誠治: 熊本地震における DMAT 活動報告と業務調整員としての今後の課題, 第 6 回中四国臨床工学会, 徳島, 2016 年 12 月 3 日
5. 鶴本雅信, **笠井亮佑**, 川久保芳文: 血液透析を施行したエチレングリコール中毒の 1 例, 第 6 回中四国臨床工学会, 徳島, 2016 年 12 月 3 日
6. 竹内教貴, 豊田英治, 鶴本雅信, **笠井亮佑**, 鳩成亮介, 近藤航: 臨床工学技士の認知度向上のためのオリジナルリーフレットを作成して, 第 6 回中四国臨床工学会, 徳島, 2016 年 12 月 3 日
7. 鶴本雅信, **笠井亮佑**, 武市和真, 川久保芳文: 人工心肺離脱時に僧房弁収縮期前方運動を認めた大動脈弁置換術の 1 例, 第 6 回中四国臨床工学会, 徳島, 2016 年 12 月 3 日
8. 加藤正太, **笠井亮佑**, 伊藤奈々, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平: 小児補助循環とローラーポンプの最適圧閉度, 第 33 回日本医工学治療学会学術大会, 島根, 2017 年 4 月 9 日
9. 伊藤奈々, **笠井亮佑**, 秋本和哉, 加納敬, 荻野稔, 南順子, 篠原一彦, 梅田勝, 田仲浩平: AR (Augmented Reality: 拡張現実) 技術を用いた医療機器点検の効果, 第 27 回日本臨床工学会, 青森, 2017 年 5 月 20 日
10. 黒沼翔, 淵上彩香, 河野昇平, 岡野天都, 大熊大貴, 風間匠, 中村和彦, **笠井亮佑**, 伊藤奈々, 田仲浩平: 医学教育における最適な情報提供方法の検討, 第 16 回群馬県

臨床工学技士会学術大会, 群馬, 2017 年 7 月 9 日

11. 河野昇平, 草間舜平, 黒沼翔, 三関悠太, 酒井一成, 高澤佳希, 今田壮一郎, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 田仲浩平: スマートグラスを用いた医療技術における学習効果の検討, 第 16 回群馬県臨床工学技士会学術大会, 群馬, 2017 年 7 月 9 日
12. 笠原勇太, 吉澤祐貴, 阿部光希, 近藤絢音, 山下涼, 熊藤優太, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 田仲浩平: AR 技術を活用した ECMO (PCPS) に関連する医療技術支援システムの検討, 第 16 回群馬県臨床工学技士会学術大会, 群馬, 2017 年 7 月 9 日
13. 伊藤奈々, 笠井亮佑, 南順子, 日向奈恵, 荻野稔, 篠原一彦, 田仲浩平: スマートグラスの医療教育への応用, 第 55 回日本人工臓器学会学術大会, 東京, 2017 年 9 月 1 日
14. 荻野稔, 石川貴一, 大脇杏実, 西澤菜津子, 伊藤奈々, 加納敬, 笠井亮佑, 宮地寛登, 田仲浩平, 篠原一彦: 溶存水素透析濾過補液用補充液を想定した基礎研究, 第 23 回日本 HDF 研究会学術集会, 岩手, 2017 年 10 月 1 日
15. 篠原一彦, 伊藤奈々, 加納敬, 笠井亮佑, 荻野稔, 苗村潔, 田仲浩平: 冷凍果実と寒天を用いた簡便安価な手術手技トレーニングの検討, 第 26 回日本コンピュータ外科学会大会, 名古屋, 2017 年 10 月 30 日
16. 加納敬, 上條史記, 伊藤奈々, 笠井亮佑, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦, 松下宗一郎: 手首装着型モーショントラッキング機器を用いた穿刺技術の定量的評価の試み, 第 26 回日本コンピュータ外科学会大会, 名古屋, 2017 年 10 月 30 日
17. 伊藤奈々, 笠井亮佑, 篠原一彦, 田仲浩平: 医療教育における医療 AR の応用に向けて-医療機器操作方法習得における効果的な学習方法の検討-, 第 26 回日本コンピュータ外科学会大会, 名古屋, 2017 年 10 月 30 日
18. 瀧上彩香, 河野昇平, 大熊大貴, 草間舜平, 黒沼翔, 吉澤祐貴, 笠原勇太, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 田仲浩平: 医療教育における最適な情報提供方法の検討, 第 8 回関東臨床工学会, 埼玉, 2017 年 11 月 5 日
19. 吉澤祐貴, 笠原勇太, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平: AR スマートグラスを活用した人工心肺装置セットアップ支援システムの試作報告, 第 8 回関東臨床工学会, 埼玉, 2017 年 11 月 5 日
20. 笠井亮佑, 伊藤奈々, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦: Augmented Reality 技術を活用した体外循環装置セットアップに関する医療技術支援システムの教育効果の検討, 第 45 回日本集中治療医学会学術集会, 千葉, 2018 年 2 月 23 日
21. 田仲浩平, 伊藤奈々, 笠井亮佑, 日向奈恵, 荻野稔, 加納敬, 楠元直樹, 秋本和哉, 上條史記, 篠原一彦: 医療安全における医療従事者支援を目指した医療 AR システムの開発, 第 34 回日本医工学治療学会大会, 埼玉, 2018 年 3 月 16 日
22. 伊藤奈々, 瀧上彩香, 黒沼翔, 草間舜平, 河野昇平, 大熊大貴, 笠井亮佑, 上條史紀, 加納敬, 荻野稔, 南順子, 日向奈恵, 篠原一彦, 田仲浩平: スマートグラスと眼疲労, 第 28 回日本臨床工学会, 横浜, 2018 年 5 月 26 日

23. 田仲浩平, 伊藤奈々, 笠井亮佑, 上條史記, 秋本和哉, 楠元直樹, 加納敬, 荻野稔, 篠原一彦: 医工連携による医療用作業支援システムの開発～開発の経緯と課題, 第8回中四国臨床工学会, 徳島, 2018年9月29日
24. 石倉春樹, 笠井亮佑, 稲積悠, 葛原舞, 中渡瀬京加, 宮田潤弥, 本澤達也, 上條史記, 伊藤奈々, 加納敬, 荻野稔, 篠原一彦, 田仲浩平: 人工肺交換を想定したトラブルシューティングAR支援システムの試作, 第9回関東臨床工学会, 千葉, 2018年10月27日
25. 富永裕真, 津田章亜, 吉永瑛智, 石川恭寛, 荒木孝文, 有賀大翔, 板倉梨貢, 上條史記, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 田仲浩平: 医療教育におけるスマートグラスの活用～新しい医療教育に向けて～, 第9回関東臨床工学会, 千葉, 2018年10月27日
26. 吉田大貴, 岩村悠真, 岩田治親, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 上條史記, 田仲浩平, 篠原一彦: モーショントラッキングデバイスを用いた透析業務における気泡抜き業務の定量化, 第9回関東臨床工学会, 千葉, 2018年10月27日
27. 中渡瀬京加, 津田章亜, 石川恭寛, 吉永瑛智, 石倉春樹, 荒木孝文, 富永祐真, 宮田潤弥, 上條史記, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 篠原一彦, 田仲浩平: 補助人工心臓在宅患者の問題点とその解決法～ARを用いた緊急対処法の提案～, 第56回日本人工臓器学会, 東京, 2018年11月2日
28. 伊藤奈々, 笠井亮佑, 上條史記, 加納敬, 篠原一彦, 田仲浩平: 眼鏡型ウェアラブル端末と眼疲労の関係, 第27回日本コンピュータ外科学会, 奈良, 2018年11月9日
29. 上條史記, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦, 松下宗一郎: モーショントラッキングデバイスを用いた血液回路内気泡除去の評価, 第27回日本コンピュータ外科学会, 奈良, 2018年11月9日
30. 篠原一彦, 伊藤奈々, 上條史記, 加納敬, 笠井亮佑, 荻野稔, 苗村潔, 伊東雅之, 田仲浩平: 外科臨床へのオントロジー適用に関する一考察, 第27回日本コンピュータ外科学会, 奈良, 2018年11月9日
31. 石川恭寛, 伊藤奈々, 吉永瑛智, 津田章亜, 石倉春樹, 稲積悠, 葛原舞, 岩田治親, 岩村悠真, 吉田大貴, 荒木孝文, 有賀大翔, 板倉梨貢, 富永裕真, 中渡瀬京加, 宮田潤弥, 本澤達也, 上條史記, 笠井亮佑, 田仲浩平: スマートグラスに投影される画面のレイアウトの検討, 日本生体医工学会, 関東若手研究者発表会, 東京, 2018年12月1日
32. 伊藤奈々, 笠井亮佑, 上條史記, 篠原一彦, 田仲浩平: Augmented Reality技術を用いた新しい医療マニュアル, 第3回メディカルイラストレーション学会学術集会, 東京, 2018年12月3日
33. 笠井亮佑, 伊藤奈々, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦: Augmented Reality技術を活用した体外循環装置セットアップに関する医療技術支援システムの教育効果の検討, 第45回日本集中治療医学会学術集会, 千葉, 2019年2月23日
34. 田仲浩平, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 加納敬, 荻野稔, 上條史記, 日向奈恵, 篠原一彦:



- 医療 VR による医療機器操作シミュレータの目的と可能性, 第 35 回日本生体医工学治療学術大会, 東京, 2019 年 2 月 24 日
35. 笠井亮佑, 伊藤奈々, 島峰徹也, 上條史記, 加納敬, 荻野稔, 篠原一彦, 田仲浩平: 医療 AR・VR 技術による医療支援システム開発の現状と課題, 第 22 回日本臨床救急医学会学術大会, 和歌山, 2019 年 5 月 31 日
36. 荻野稔, 苗村潔, 伊藤奈々, 笠井亮佑, 上條史記, 楠元直樹, 秋本和哉, 田仲浩平, 篠原一彦, 横山憲二: 臨床工学からのアプローチ～水素を用いた血液濾過法の検討, 第 58 回日本生体医工学会大会, 沖縄, 2019 年 6 月 6-8 日
37. 伊藤奈々, 武田朴, 日向奈恵, 笠井亮佑, 上條史記, 荻野稔, 篠原一彦, 田仲浩平: Augmented Reality マニュアルを利用した分散学習と集中学習の効果比較, 第 58 回日本生体医工学会大会, 沖縄, 2019 年 6 月 6-8 日
38. 加納敬, 秋本和哉, 楠元直樹, 伊藤奈々, 上條史記, 笠井亮佑, 島峰徹也, 荻野稔, 苗村潔, 田仲浩平, 松下宗一郎, 篠原一彦: 手首装着型運動センサを用いた気管内吸引手技の定量的評価, 第 58 回日本生体医工学会大会, 沖縄, 2019 年 6 月 6-8 日
39. 上條史記, 吉田大貴, 岩村悠真, 岩田治親, 島峰徹也, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 加納敬, 荻野稔, 田仲浩平, 篠原一彦, 藤巻美穂, 太田理恵, 横路秀之, 及川陽平, 高木政雄: ウェアラブルデバイスを用いた透析緊急離脱への応用, 第 58 回日本生体医工学会大会, 沖縄, 2019 年 6 月 6-8 日
40. 伊藤奈々, 武田朴, 日向奈恵, 笠井亮佑, 上條史記, 荻野稔, 篠原一彦, 田仲浩平: Augmented Reality マニュアルの評価一実装法と落差法一, 第 94 回日本医療機器学会大会, 大阪, 2019 年 6 月 14 日
41. 伊藤奈々, 笠井亮佑, 島峰徹也, 上條史記, 加納敬, 荻野稔, 日向奈恵, 武田朴, 篠原一彦, 田仲浩平: Assessment of eye fatigue caused by reading a smartglasses based hands-free manual, 生体医工学シンポジウム 2019, 徳島, 2019 年 9 月 7 日
42. 荻野稔, 苗村潔, 秋本和哉, 楠元直樹, 上條史記, 笠井亮佑, 伊藤奈々, 加納敬, 南順子, 田仲浩平, 篠原一彦, 横山憲二: Antithrombotic catheter using the friction electrostatic charge electret, 生体医工学シンポジウム 2019, 徳島, 2019 年 9 月 7 日
43. 荻野稔, 苗村潔, 伊藤奈々, 笠井亮佑, 加納敬, 上條史記, 北川愛, 山田実季, 渡辺優里香, 島峰徹也, 田仲浩平, 篠原一彦: 水素溶存血液濾過補液開発を想定した有用性の検討, 第 25 回日本 HDF 研究会学術集会, 東京, 2019 年 10 月 13 日
44. 加納敬, 島峰徹也, 上條史記, 伊藤奈々, 笠井亮佑, 荻野稔, 日向奈恵, 武田朴, 田仲浩平, 松下宗一郎, 篠原一彦: 気管内吸引操作の定量的評価の試み—手首装着型 3 軸加速度センサの応用—, 第 28 回日本コンピュータ外科学会, 東京, 2019 年 11 月 23 日
45. 島峰徹也, 武田朴, 西野けやき, 伊藤奈々, 荻野稔, 笠井亮佑, 加納敬, 上條史記, 日向奈恵, 篠原一彦, 和多田雅哉, 田仲浩平: HF (Hands-Free) ペースメーカープロ



グラマ操作マニュアルの開発～AR（Augmented Reality）を応用して～，第 28 回  
日本コンピュータ外科学会，東京，2019 年 11 月 23 日

46. 笠井亮佑，井上瑠菜，羽生田萌花，島峰徹也，上條史記，伊藤奈々，加納敬，荻野稔，篠原一彦，田仲浩平：人工心肺開始離脱操作に関連した医療 AR 操作支援システムの学習効率評価，第 30 回日本臨床工学会，名古屋，2020 年 9 月 29 日
47. 島峰徹也，武田朴，西野けやき，伊藤奈々，荻野稔，笠井亮佑，加納敬，上條史記，日向奈恵，篠原一彦，和多田雅哉，田仲浩平：スマートグラスを用いたペースメーカープログラマ操作マニュアルの学習効果，第 30 回日本臨床工学会，名古屋，2020 年 9 月 29 日