

視覚情報が引き起こす身体への影響に関する研究

杉浦 明弘

目 次

用語集

第 1 章 序論	1
1.1 研究背景	2
1.2 研究目的	4
1.3 情報科学における本研究の位置付け	5
1.4 本論文の構成と研究概要	6
参考文献	8
第 2 章 視機能および姿勢維持の解剖生理学的特徴	11
2.1 緒言	12
2.2 視機能	12
2.2.1 解剖	
2.2.2 生理	
2.3 平衡機能	18
2.3.1 解剖	
2.3.2 生理	
2.4 視機能と平衡機能の関連性	20
参考文献	22
第 3 章 視覚誘導性姿勢変化の特徴解析	25
3.1 緒言	26
3.2 検証 1 (両眼立体視・観視時間の影響)	27
3.2.1 方法	
3.2.2 結果	
3.2.3 考察	
3.3 検証 2 (内的要因の影響)	39
3.3.1 方法	
3.3.2 結果	
3.3.3 考察	
3.4 検証 3 (予測不可成分の影響)	51
3.4.1 方法	
3.4.2 結果	
3.4.3 考察	
3.5 結語	60
参考文献	62

第4章 視覚誘導性姿勢変化による映像酔いと臨場感の関連性の検証	65
4.1 緒言	66
4.2 方法	67
4.3 結果	69
4.4 考察	77
4.5 結語	80
参考文献	81
第5章 立体映像観視の焦点調節機能の統計的解析と視機能への影響調査	83
5.1 緒言	84
5.2 立体映像観視の調節機能の統計的解析	87
5.2.1 方法	
5.2.2 結果	
5.2.3 考察	
5.3 立体映像観視における焦点調節運動が視機能へ及ぼす影響	92
5.3.1 方法	
5.3.2 結果	
5.3.3 考察	
5.4 結語	102
参考文献	104
第6章 総括	105
6.1 本研究のまとめ	106
6.2 今後の展望	109
謝辞	110
本論文に関わる業績	111

用語集

専門用語および略語を冒頭にまとめる。

- **CFF (Critical flicker frequency)**

臨界融像周波数の略語。周波数が可変な点滅する光源を注視し、低い点滅頻度(周波数)ではちらつきを感じるが、ある周波数より高いと平均化された輝度の連続光に感じられる。このときの周波数を指す。精神疲労に関連する知覚情報処理能の程度が測定され、疲労の一尺度として用いられる。

- **COP (Center of pressure)**

足圧中心の略語。身体を支持する支点を表す。足圧中心が支持基底面の外側に出ると姿勢維持が困難になる。

- **SPH (Spherical)**

球面屈折度の略語。正視に戻すために必要なレンズの度数を示す。0が正視を表し、正の値は遠視(矯正には凸レンズ装用する)の度数を示し、負の値は近視(矯正には凹レンズ装用する)の度数を示す。

- **SSQ (Simulator sickness questionnaire)**

シミュレータ酔いアンケートの略語。映像酔いや乗り物酔い症状の主観的評価法の一つである。

- **VAS (Visual analog scale)**

ビジュアルアナログスケールの略語。連続値を用いた主観的尺度。感覚などを連続値として表現できるため、自由な聞き取り調査を行うよりも解析が容易な利点を有する。

- **VDI (Visual display terminal)**

コンピュータ等の画像表示端末の略語。

- **VE (Virtual environment)**

仮想環境の略語。人の感覚を刺激することで人工的に作られた環境を表す。

- **Vection (Sensation of self-motion)**

視覚誘導性自己運動感と訳され、視覚情報に起因して発生する自己運動感覚を表す。

- **VEPRs (Visual evoked postural resource(s))**

視覚誘導性姿勢変化の略語。視覚情報に起因して発生する姿勢変化を表す。

- **VIMS (Visually induced motion sickness)**

視覚酔いや映像酔いの略語。視覚情報に起因した酔い症状全般を表す。

- **VR (Virtual reality)**

仮想現実，人工現実感の略語。理工学的に人の感覚を刺激することで作られた，いま目の前に事実として現れているものを表す。

- **遠見視力 (Distance acuity)**

5 m視力とも呼ばれ，5 mの位置に提示された視力表を用いて測定される視力を表す。

- **遠視 (Hyperopia)**

近くのものが見えにくい状態を表す。

- **外周面積 (Area)**

足圧中心の最外縁で囲む面積を表す。重心動揺指標の一つで，外的(大局的)不安定性の影響を特に表現している。

- **近視 (Myopia)**

遠くのものが見えにくい状態を表す。

- **支持基底面 (Base of support)**

両足の足底とその間を含む面を示す。この面が大きいほど姿勢の安定性が高くなる。

- **総軌跡長 (Total locus length: TLL)**

足圧中心の総移動距離を示す。重心動揺指標の一つで，内的(局所的)不安定性の影響を特に表現している。

- **ロンベルグ姿勢 (Romberg's posture)**

重心動揺検査姿勢の一つである。手掌を側面に添え，足を左右にそろえて立つ姿勢を示す。

第 1 章 序 論

第1章 序論

1.1 研究背景

視覚とは、光のエネルギーを網膜上の視細胞が受容することで、情報として認識する機能を示す。視覚で認識される1次情報は、明暗、色、形状など、入力される光のエネルギー量に直接関連した情報である。一方、大脳後頭部に位置する視覚野および視覚連合野に代表される関連処理機構により、1次情報は相互に関連付けられ、より高次の情報を形成し、情報認知(運動認知、空間認識、文字認識など)や他の感覚の発現に繋がっていく。このように、人は得られる視覚情報が多様なほど、複雑で高次の情報を形成し、人が受ける影響も多様となっていく。

昨今、コンピュータグラフィックス技術や視聴覚技術の発達により、より高次の情報を含む映像の視聴が可能となった。また、一般家庭への液晶テレビの普及と、その後続くディスプレイの大型化や高精細化、さらに、家庭用テレビに安価に立体(3D)映像技術が組み込まれたことで、多次元の情報を含む映像を家庭で手軽に得られるようになった。また、この状況に合わせてインターネット映像共有サービス、カメラ付き携帯電話、さらにスマートフォンやウェアラブル端末の普及も進み、望めばいつでもどこでも映像を楽しむことができる社会基盤が整いつつある(ユビキタス社会の実現)。このような状況を鑑みると、人が映像より受ける影響は今後さらに増加すると予想される。

人が映像より受ける影響のうち身体的なものに限定すれば、表1-1に示すように、大きく2つに分類可能である。1つ目は、直接的影響であり、1次情報の取得に合わせて現れる影響である。この影響は主に視機能に対する影響であり、例えば、許容を超えた過度な入力が行われることで、視機能に関連する組織の変性を招いたり、長時間視機能を酷使した場合には機能性眼疲労が発生する。また、両眼立体視を用いて3D映像を観視した場合には、自然視とは異なる機構で立体感を得ることになるため、両眼立体視に起因した眼疲労がさらに付加されることになる。2つ目は、間接的影響であり、2次情報に起因して現れる各種感覚があげられる。例えば、錯覚を利用したビックリハウスが例としてあげられる。ビックリハウス内では、実際に床が傾いていないものの、床が傾いているような情報を人に与えている状況を想定する。その際、人は身体が傾いているような錯覚(傾斜感)を起こし、斜面高側に重心を移動させてしまうことが知られている。この例は、錯覚を娯楽の一環として提供しているため、好意的

な影響（ここでいう好意的とは、その影響を受けた人が好意的に捉えるか、もしくは人にとって良好な影響を受けることを意味する）として扱うことが可能である。しかし、同様の現象が不要な時に出現する場合には、悪影響として扱われることになる。さらに、視刺激後も継続する錯覚や、身体への副作用が発症している場合には、これらの現象は好意的な現象として受け入れられず、悪影響として取り扱われることになる。このように、視覚より与えられる間接的影響は、期待されている感覚をジャスト・イン・タイム[1]で発現させることが最も重要となる。ゆえに、映像提供者は映像から与えられる人への影響を十分に見積もり、好意的な影響が悪影響を常に大きく上回るような(悪影響を可能な限り低く抑えたうえで)映像を提供することが重要であり、そのために評価検証は必須であるといえる。

表1-1 映像から受ける身体的影響の分類

影響の種類	対象	影響の例
直接的影響	視機能	組織変性・眼疲労
間接的影響	自己感覚	傾斜感

人が映像より受ける影響については、主に快適に視聴可能な映像提供のための評価項目として取り扱われてきた。すなわち、人が受ける影響を測定評価することで、安全な映像提供を目指してきたことを意味する。先行研究では、直接的影響と間接的影響についてそれぞれ検討が行われており、直接的影響に関しては、映像に起因する眼疲労の発現因子の探索[2-4]や疲労感の程度の評価[2,3,5-9]などが重点的に行われてきた。一方、間接的影響に関しては、映像条件や視聴条件と酔い症状の関連性について盛んに研究が行われてきた[10-12]。また、近年では、3D映画の鑑賞時に発生した映像酔い症状に関する消費生活センタへの健康相談[13,14]、さらに、映像コンテンツの有する特定のフラッシュパターンにより、てんかん発作が誘発される事例も報告されており[15]、その原因と対策を検討するような研究も行われてきた。

映像から受ける影響は悪影響ばかりではなく、期待される内容を、必要な時に、必要な量を与えることではじめて好意的な影響をもたらす。直接的影響については、前述したように映像から受ける悪影響は、社会問題として取り扱われてきた歴史があるため[16,17]、視機能に悪影響を与える対象や因子の評価が重点的に行われているが、好意的な影響に関する研究は殆ど行われていないのが現状である。一方、間接的影響の状況は異なり、その一例として臨場感をあげることができる。臨場感とは、実際に

そこにいる(ある)ような感覚と定義される感覚[18]であり、仮想環境(Virtual environment: VE)や仮想現実 (Virtual reality: VR)は、この感覚を与えるための技術であるといえる。VE技術やVR技術は臨場感を与えるアミューズメント施設では必須であるが、訓練や教育など多くの非アミューズメント分野においても頻繁に利用されている[19,20]。特に、VEを利用した医療リハビリテーションや治療は良い効果が期待されるとの報告もあり、今後これらの技術は他分野にますます応用されると考えられる[21,22]。

臨場感や映像酔いを正しく評価することは、映像視聴の安全性の確保や効果的な映像提供のために非常に重要である。これら感覚現象の評価では、先行研究により主観的評価(主にアンケートや聞き取り調査)と客観的評価(主に身体信号計測)のそれぞれが提案されている。このうち、侵襲性の少ない客観的評価法の1つに、視覚誘導性姿勢変化(Visual evoked postural responses: VEPRs)と呼ばれる身体反応の計測が提案されている[23]。VEPRsとは、映像の特徴(主に映像の傾きや動き)に関連した特異的に発生する姿勢変化を示すもので、姿勢制御に視覚が関わることを示す重要な反応である。先行研究では、このVEPRsを測定することで臨場感および映像酔いのどちらについても検出可能であると報告されている[24-27]。しかし、VEPRsの発生メカニズムは現時点では不明瞭な部分が多く、現象の十分な解明には至っていない。さらに、VEPRsが臨場感および映像酔いのどちらの感覚を正確に反映しているかは、同時計測が行われた先行例が殆どないため、明らかにされていないのが現状である。そこで、先行研究において取り扱われてこなかったこれらの問題を解決することは、効果的で安全な映像制作に寄与し、さらに、この問題に対する答えは、産業界や医療界に有益な知見の提供が見込まれる。

1.2 研究目的

本研究では映像が引き起こす人への身体的影響に関して、先行研究で明らかにされていない、次に示す直接的影響および間接的影響のそれぞれについて検証を行い、視覚情報が身体に及ぼす影響の体系化ならびに安全で効果的な映像提供の一助となる見知を示すことを目的とする。

- A) 間接的影響の1つである視覚誘導性姿勢変化(VEPRs)の新たな特徴の解析とVEPRsが表す感覚量についての検証。(3章, 4章)
- B) 悪影響のみが取り扱われてきた直接的影響に関して、視機能への便益の獲得を目的とした両眼立体視を用いた映像コンテンツの視機能への影響の検証。(5章)

1.3 情報科学における本研究の位置付け

本研究の情報科学における位置付けを以下に示す。またその概念を図1-1に示す。

本研究は、基本的にVE技術、VR技術、映像技術などの人間工学的発展への寄与を目指し実施されるものである。人間工学とは、人間に直接関わりを持つシステムを、人間の種々の特性を基にして設計あるいは改善するための工学と定義され[28]、人間配慮を主軸とした工学と理解される。本研究では、視覚より得られる情報が、人にどのような影響を与えるか(人がどのように反応するか)について、現時点で不明瞭な影響を医工学、心理学、数学、光学、映像技術などの多分野の情報を統合して多角的に検証を行う。これらの成果は既知の影響を補間し、人が映像より受ける影響の体系化に役立つと考える。そして最終的に、映像システム構築やコンテンツ制作に合わせて、この体系化された情報を元にした人間工学的評価を行うことで、人間中心の最適化されたシステム構築および関連技術の人間工学的発展を成し遂げるであろう。

一方、情報科学では、工学、自然科学、計算機科学、人文科学、社会科学、認知科学、生命科学など様々な視点から「情報」を捉え、「情報」を学問として体系付けると共に、領域の融合による新分野の創出を目指すと言われている[29]。この情報科学の基本的概念を要約すると、「ある領域において解決困難な事例もしくは定説の存在を前提とし、複数の関連領域より得られた学際的に融合された情報から得られる新たな見知が、問題の解決さらには既存分野以外への技術応用を導く。」と捉えることができる。本研究では人の反応を多角的に取得し、情報の融合を行うことで、VEPRsによる感覚現象の重複評価の問題を解決に導いている(4章)。さらに、両眼立体視の視機能について定説の誤りを統計的に指摘し、また新たな見知を応用した視機能への便益の獲得を目的とした両眼立体視を用いた映像コンテンツの視機能への検証、すなわち両眼立体視技術のヘルスケアへの応用を行っている(5章)。

以上の理由から、本研究は情報科学分野の範疇で取り扱われる研究課題と考えている。

情報科学の一般概念

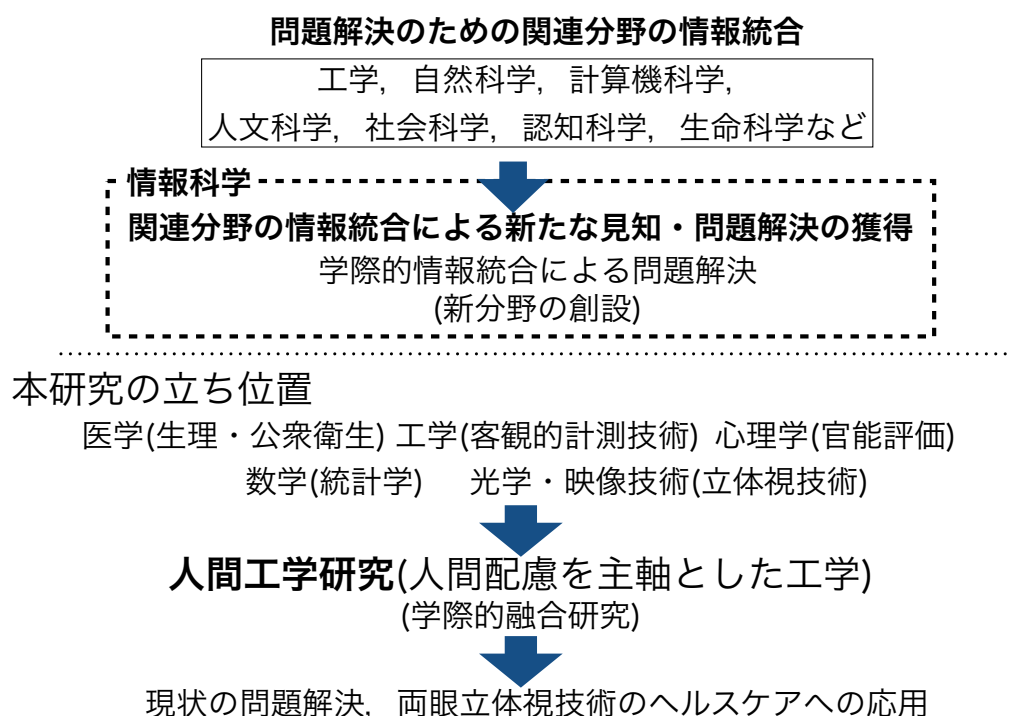


図1-1 情報科学における本研究の位置付け

1.4 本論文の構成と研究概要

本論文の各章の構成と研究概要を以下に示す。

第1章では、本研究の背景、目的、情報科学における本研究の位置付けおよび研究の概要を示す。

第2章では、本研究で対象となる視機能および平衡機能に関して解剖および基本的な生理機能についてまとめる。視機能については、眼球周囲の基本構造、視神経伝導路について説明する。また視機能の生理については、視機能の最も基本的な機能である、水晶体調節および輻輳調節、そして、各章に関連する空間情報知覚要因および両眼視差による立体視についてまとめる。次に、平衡機能については、平衡機能の中心的器官である前庭迷路の基本構造を説明する。平衡機能の生理では、運動と前庭迷路の働きの関係について説明する。最後に、視機能と平衡機能はそれぞれ独立性を持たず運動や姿勢制御において深く関連することが先行研究により明らかにされている。そこで、視機能と平衡機能の関連性を示す先行研究を参照しつつ基本的事項についてまとめる。

第3章では、VEPRsの特徴解析として、先行研究の再検証となる、外的要因としての両眼立体視の影響および先行研究で明らかにされていない長時間暴露の影響、内的要因として乗り物酔い感受性の影響、さらに観察者が予測できない運動成分が視刺激に付加された場合の影響について、それぞれ検証を行った結果について示す。

第4章では、VEPRsは臨場感および映像酔いのどちらの評価にも重複して用いられている現状がある。しかし、これらの感覚評価を同時計測した報告は殆どない。そこで、3章と同等の映像を観視した状況のVEPRsおよび、臨場感および映像酔いの同時計測を行い、VEPRsがどちらの感覚をより正確に表すか検証した結果について示す。

第5章では、両眼立体視時における眼疲労や不快感の原因は、水晶体調節焦点と輻輳焦点の乖離が原因とされ、すでに定説化しているのが現状である。しかし、宮尾らの行った検証実験より、両眼立体視時の水晶体調節焦点はディスプレイ上に固定されておらず、注視対象物を追従するように移動していることを明らかにした。一方、これら先行研究は主に典型的測定例を示すに留まり、統計的な検証は十分に行われていない。そこで、注視対象物が前後運動する映像を両眼立体視で観察した場合の水晶体調節焦点、前後運動する注視対象物を表示したディスプレイを観視した場合の水晶体調節焦点および、映像の運動と同等の前後運動する実物体を観視した場合の水晶体調節焦点に対して統計的検証を行った結果について示す。次に、前項で前後運動する物体を含む映像を両眼立体視で観視した場合、水晶体調節はディスプレイ面に固定されず、注視対象物の運動に同期して移動することが統計的に示されたことから、この反応を応用した水晶体調節トレーニングコンテンツが視機能へ与える影響について検証した結果を示す。

第6章では、研究の総括として本研究で得られた成果についてまとめ、今後の展望を示す。

なお本研究で行われた実験は岐阜医療科学大学倫理委員会および名古屋大学倫理委員会の承認を得た上で、被検者には本研究の目的、意義、測定内容、測定により起こり得る危険性などを口頭および書面にて説明し、実験参加への同意を書面にて得た上で、ヘルシンキ宣言に則り実験を行っている。

参考文献

1. 門田安弘, 新トヨタシステム, 講談社, 東京, 1996.
2. 中村芳子, 眼精疲労の診断と対策., あたらしい眼科 14 (1997) 1319–1326.
3. 田原昭彦, 眼精疲労., 医学と薬学 67 (2012) 13–18.
4. 渥美一成, 眼精疲労とストレス., あたらしい眼科 16 (1999) 633–638.
5. 岩崎常人, 眼精疲労の測定方法と評価: CFFとAA-1., 眼科 51 (2009) 387–395.
6. C. Chase, C. Tosha, E. Borsting, W.H. Ridder, Visual discomfort and objective measures of static accommodation., *Optom. Vis. Sci.* 86 (2009) 883–889.
7. 斉藤進, 視覚疲労測定法., *VISION* 5 (1993) 27–31.
8. 神谷達夫, 赤阪健一, 松田稔, ビデオゲームにおける疲労と習熟., *日本生理人類学会誌* 10 (2005) 61–66.
9. S. Gur, S. Ron, A. Heicklen-Klein, Objective evaluation of visual fatigue in VDU workers., *Occup. Med. (Lond)*. 44 (1994) 201–204.
10. H. Takada, M. Miyao, Visual Fatigue and Motion Sickness Induced by 3D Video Clip., *Forma* 27 (2012) S67–S76.
11. A.G. Solimini, A. Mannocci, D. Di Thiene, G. La Torre, A survey of visually induced symptoms and associated factors in spectators of three dimensional stereoscopic movies., *BMC Public Health*. 12 (2012) 779.
12. C. Diels, P. a. Howarth, Frequency characteristics of visually induced motion sickness., *Hum. Factors*. 55 (2013) 595–604.
13. 3D映画見て体調不良訴え, 朝日新聞, 2010年8月5日
14. 3D映画見て「体調不良」, 朝日新聞, 2010年8月30日
15. アニメ「ポケモン」見てけいれん 子供ら500人病院へ, 朝日新聞, 1997年12月17日
16. 子どもの視力, 急低下1.0未満が高校で6割超す 学校保健調査, 朝日新聞, 1994年01月05日
17. 子どもの身長頭打ち体重減少, 視力は悪化続く 文科省保健調査, 朝日新聞, 2010年12月10日
18. F. Philippe, G. Moreau, G. Pascal, P. Fuchs, P. Guitton, G. Moreau, *Virtual Reality: Concepts and Technologies*, CRC Press, Boca Raton, 2011.
19. J.G. Tichon, Using presence to improve a virtual training environment., *Cyberpsychol. Behav.* 10 (2007) 781–787.
20. S. Sylaiou, K. Mania, A. Karoulis, M. White, Exploring the relationship between presence and enjoyment in a virtual museum., *Int. J. Hum. Comput. Stud.* 68 (2010) 243–253.
21. M.K. Holden, Virtual environments for motor rehabilitation: review., *Cyberpsychol. Behav.* 8 (2005) 187–211.
22. M.R. de Carvalho, R.C. Freire, A.E. Nardi, Virtual reality as a mechanism for exposure therapy., *World J. Biol. Psychiatry*. 11 (2010) 220–230.
23. A.M. Bronstein, Suppression of visually evoked postural responses., *Exp. Brain Res.* 63 (1986) 655–658.
24. M. Ohmi, Sensation of self-motion induced by real-world stimuli., *Proc. Int. Work. Adv. Res. Vis. Cogn. Sel. Integr. Vis. Inf.* (1998) 175–181.

25. J. Freeman, S.E. Avons, R. Meddis, D.E. Pearson, W. IJsselsteijn, Using Behavioral Realism to Estimate Presence: A Study of the Utility of Postural Responses to Motion Stimuli., *Presence Teleoperators Virtual Environ.* 9 (2000) 149–164.
26. L.J. Smart, T.A. Stoffregen, B.G. Bardy, Visually induced motion sickness predicted by postural instability., *Hum. Factors.* 44 (2002) 451–465.
27. S.J. Villard, M.B. Flanagan, G.M. Albanese, T.A. Stoffregen, Postural instability and motion sickness in a virtual moving room., *Hum. Factors.* 50 (2008) 332–345.
28. 浅居喜代治, 現代人間工学概論, オーム社, 東京, 1980.
29. 名古屋大学大学院情報科学研究科ホームページ(<http://www.is.nagoya-u.ac.jp/intro/index.html>)

第 2 章

視機能と平衡機能の解剖生理学的特徴

第2章 視機能と平衡機能の解剖生理学的特徴

2.1 緒言

本章では、本研究で対象となる視機能および平衡機能に関して解剖および基本的な生理機能についてまとめておく。視機能については、眼球周囲の基本構造、視神経伝導路について説明する。また、視機能の生理については、最も基本的な機能である、水晶体調節および輻輳調節、そして、各章に関連する空間情報知覚要因および両眼視差による立体視についてまとめる。次に、平衡機能については、中心的器官である前庭迷路の基本構造を説明する。平衡機能の生理では、運動と前庭迷路の働きについて説明する。最後に、視機能と平衡機能はそれぞれ独立性を持たず運動や姿勢制御において深く関連することが先行研究により明らかにされている。そこで、視機能と平衡機能の関連性を示す先行研究を参照しつつ基本的事項についてまとめる。

2.2 視機能

2.2.1 解剖

図2-1に眼球および眼球周囲の断面図を示す。眼球は、頭蓋骨内の眼窩と呼ばれるくぼみに対称に収められている。眼窩の奥には脂肪組織があり、前方からの衝撃に対して力を吸収できるように眼を保護している。眼球の壁は外層、中層、および内層の3層から成り立っており、外層の後ろ5/6は不透明な強膜で、前面1/6は透明な角膜となっている。角膜は屈折率が最も大きく、眼における光の屈折の2/3は角膜に光が入射する際に起こる。

虹彩は中央の瞳孔を囲み、絞りを担当している。瞳孔を取り囲んで瞳孔括約筋(副交感神経支配)と瞳孔散大筋(交感神経支配)があり、眼に入る光の量を調節する。明るい場所や近くのものを見るときは瞳孔は縮小するが、暗い場所や遠くのものを見るとき、痛み驚きなどの精神的興奮でも散大する。

眼球壁の中層は脈絡膜、毛様体および虹彩の3つより構成されている。脈絡膜は血管と黒褐色の色素を多く含み網膜の栄養を担当しており、さらに、角膜以外から光の侵入を防止する役目を担う。脈絡膜の前方には毛様体があり、毛様体の内側から中心に向かい多数の突起が出ており、さらに無数の細かい繊維(チン帯)が延びて水晶体と連結している。毛様体の中には毛様体筋という平滑筋(副交感神経支配)

があり、収縮、弛緩によりチン小帯を緊張あるいは弛緩させ、水晶体の厚みを変えることで水晶体調節を制御している。

水晶体は虹彩の後ろにある両凸レンズで、外周はチン小帯により毛様体突起とつながる。角膜と水晶体の間の隙間は、虹彩により前方は前房に、後方は後房に分けられ、どちらも眼房水(リンパ様の液体)で満たされてる。

硝子体は水晶体の後ろの部分占めるゼリー状の液体であり、眼球容積の80%を占める。

網膜は、眼球の最内層を覆っている厚さ0.1～0.5 mmの透明な膜である。網膜の最外層は色素上皮層で、その内側には光受容細胞となる視細胞が並ぶ。視細胞は受容した光を電気刺激に変換して、中枢神経系へ情報として送る。視細胞については、2種類の受容器(錐状体と杆状体)を持つものに分類できる。錐状体は網膜の中心部に多く周辺部では少なく、明所における視感覚と色覚を担当する。一方、杆状体は網膜周辺部に多く中心部では非常に少なく、暗所における明暗の視覚を担当している。

網膜の中心の直径2 mmくらいの部分は黄斑と呼ばれ、少しくぼんだ中央の部分を中心窩という。中心窩には錐状体のみが存在し、最も視力が高く優れたところになる。光により起こった視細胞の興奮は、視神経線維を流れる電気信号となって、視神経乳頭に集められ、視神経を通して中枢神経系に送られる。視神経乳頭に網膜がないため盲点と呼ばれる。

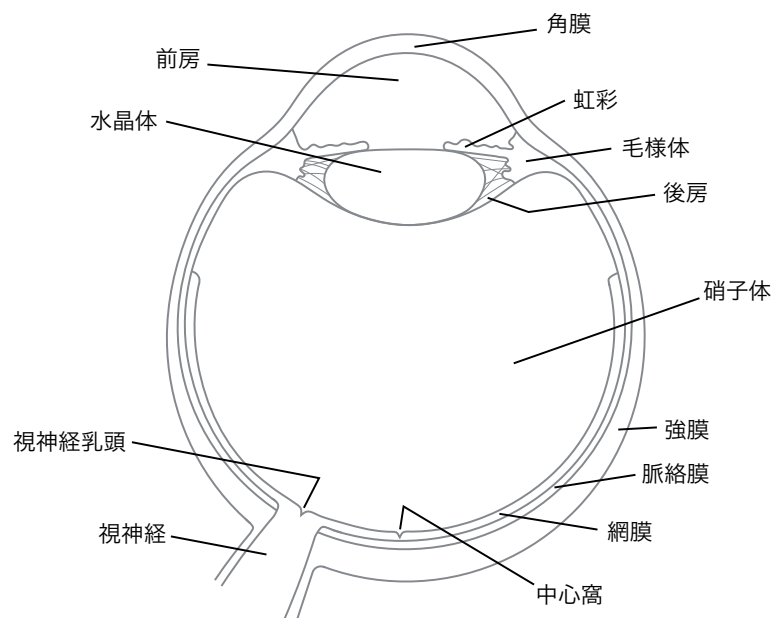


図2-1 眼球の横断図

次に眼周囲筋について図2-2(a-b)に示す。眼球には7つの筋肉があり、そのうち4つは直筋(上, 下, 内, 外), 2つは斜筋(上, 下), 1つは瞼を釣り上げている筋肉である。上眼瞼挙筋を除いて、これらの筋の作用で眼球はあらゆる方に回転することが可能である。左右の筋は常に共同して動作しているので、2つの眼球は正常であるならば同時に同じ方向に働く。後に記述する輻輳調節は特に眼球の内旋・開散運動に深く関与する。

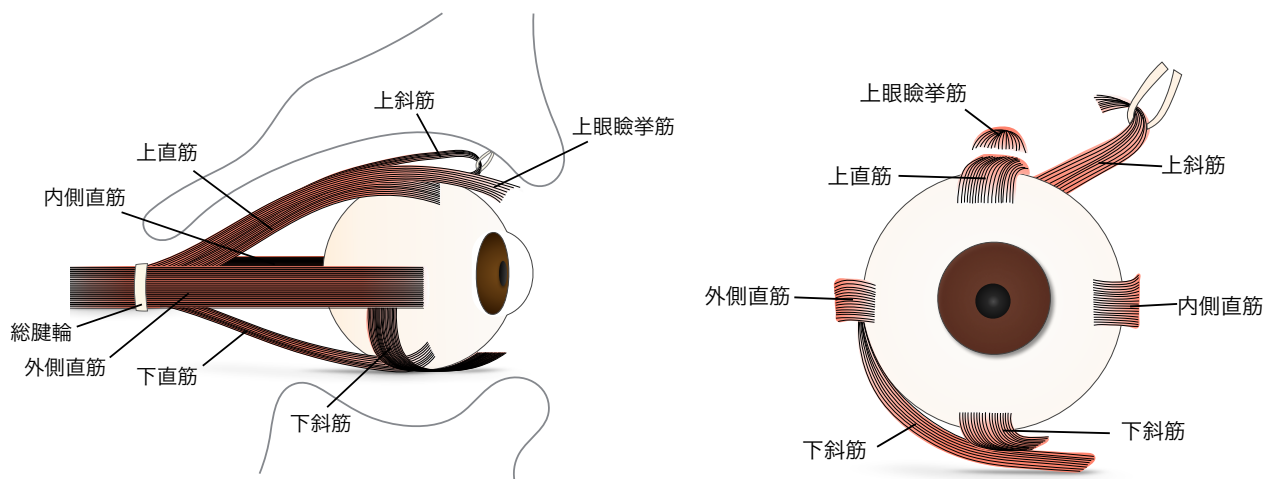


図2-2 眼周囲筋の様子

(a): 側面からの様子, (b): 正面からの様子

最後に眼神経伝導路を図2-3に示す。この図は眼球および脳の横断像を示したものであり、右側が右眼にて観察可能な視野と、右眼、右視神経、大脳右半球を表しており、左側が左眼にて観察可能な視野と左眼、左視神経、大脳左半球を表している。右眼と左眼のそれぞれの視覚情報は、水晶体の像逆転作用のために対称性を持ち、右半分の視野は両眼の網膜の左半分に投影され、左半分の視野は両眼の網膜の右半分に投影される。眼球内の視細胞から伸びた軸索は、視神経の中を後方に向かって走行する。視神経交叉のところでは鼻側半網膜からの軸索が交叉し、耳側半網膜からの軸索（非交叉性）と合流して視索を形成する。次に外側膝状体に左右視神経は達し、ここで次のニューロンへの信号伝達がシナプスを介し行われる。そして最終的に右視野情報は左後頭葉大脳皮質に伝達され、一方、左視野情報は右後頭葉大脳皮質に伝達され、情報の解釈が行われる。

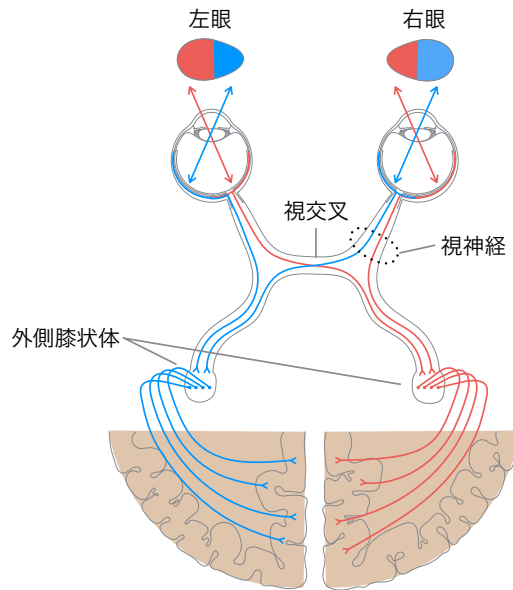


図2-3 視神経伝導路

2.2.2 生理

視機能の基本は焦点調節と輻輳調節であり，無意識に対象から最も情報量が多くなるようにこれらの機能調節が行われ，視覚情報の獲得を行っている．そこで，視機能の生理として，はじめに焦点調節と輻輳調節についてまとめ，その後，空間知覚についてまとめる．

1) 焦点調節

眼の焦点調節の様子を図2-4に示す．焦点調節は毛様体筋の収縮・弛緩と水晶体の弾力により行われる．副交感神経の刺激により毛様体筋の収縮が起これると毛様体が内側に突出する．水晶体は自身の弾力により，前後の厚さを増し球形に近づくことで水晶体の屈折度が上昇し視点が近方に移動する．一方，交感神経の刺激により，毛様体筋の弛緩が起これると毛様体は外側に移行する．水晶体は毛様体から外側に引っ張られる力が働き，前後の厚みを失い扁平に近づくことで水晶体の屈折度が低下し，視点が遠方に移動することになる．

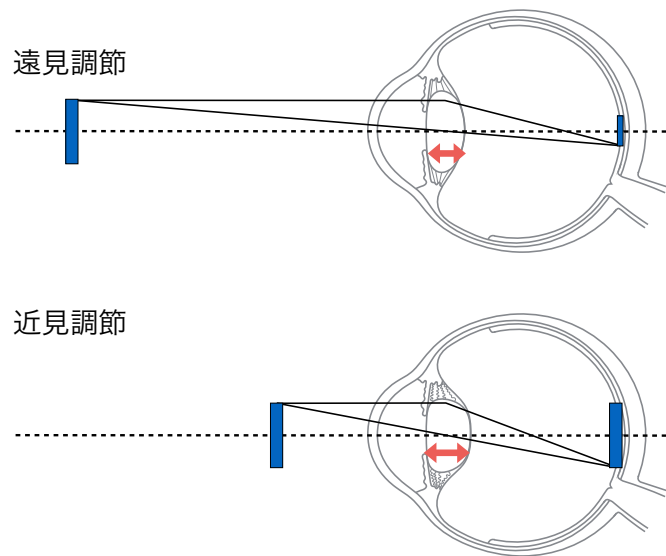


図2-4 焦点調節の様子

2) 輻輳調節

輻輳調節とは、図2-5に示すように眼前の一点に両眼の視線を集中させる運動であり、両眼離反運動(両眼が左右対象に運動する)の1つとされる。輻輳運動は内旋を輻輳、外旋を開散といい、対象物体までの絶対距離に応じて両眼の内旋角が図2-5に示すように変化する。輻輳の発生原因には、刺激提示と共に生じる緊張性、焦点調節と連動するような調節性、さらに両眼網膜像を融合させる融像性があげられる。

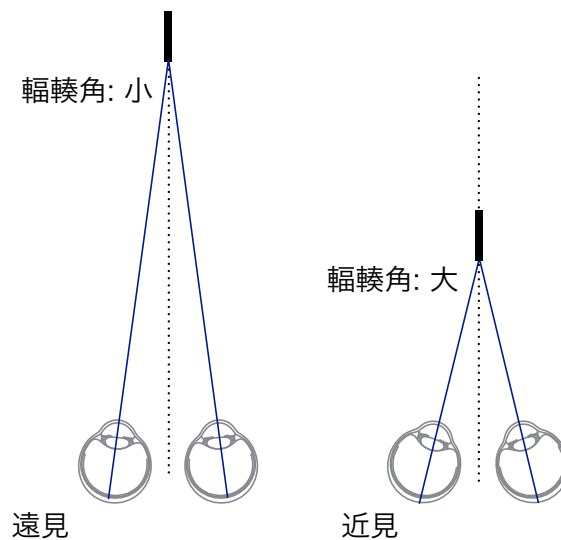


図2-5 輻輳調節の様子

3) 空間情報知覚

視覚系に入力される3次元情報はまず網膜上に2次元像として投影される。人の視覚系では、網膜上に投影された2次元像から3次元空間モデルを中枢神経系にて再構築している。この3次元空間モデル構築に際して、網膜上の2次元像に表2-1に示すような奥行き手がかりが補われる。奥行き手がかりには、両眼性のものと単眼性のものがあげられる。

表2-1 奥行き手がかりの分類

		輻輳
奥行き手がかり	両眼性	両眼視差
		調節
		大きさ
	静的	陰影
		像の重なり
	単眼性	遠近法
		模様勾配
		運動視差
	動的	流れ勾配

輻輳は前項で説明したように、両眼の視線を内外に調節することで物体の奥行き位置を計量する機能である。両眼視差については、ある対象物を両眼で観察するとき、両眼位置の違いにより対象物体を見る向きが異なり、左右の網膜上にできる物体像に微妙な差が生じている。この差を両眼視差といい、両眼視差は両眼性の奥行き知覚の中で最も高度で強力なうえに、両眼視差から形成される奥行き情報は定量的に扱いやすいため、古くからステレオグラム、VRそして映像など多くの分野で利用されてきた。両眼視差を用いた立体視の原理を図2-6に示す。通常の2次元画像を観察する場合、輻輳位置は画像が表示されているディスプレイ面上にある。しかし、画像に人工的な視差を付け、視差がついたそれぞれの映像を、片眼ごとに独立して入力することで立体視が実現する。すなわち、両眼視差を与えることにより、像をディスプレイの前後自由な位置に移動させることが可能となる。ディスプレイよりも前方に像を形成する場合では、視線がディスプレイ前方で交差するようにディスプレイ面に像を配置する。すなわち、右眼用画像を観察者の左側(視差左側)、左眼用画像を観察者の右側(視差右側)に配置することで視差を作り出す。一方、ディスプレイよりも後方に像を作り出す場合では、前方への飛び出し

の場合とは異なり、視線がディスプレイ前方で交差しないようにディスプレイ面に像を配置する。すなわち右眼用画像を観察者の右側(視差右側)、左眼用画像を観察者の左側(視差左側)に配置することで視差を作り出す。

輻輳角は有限であり適切な可動域が存在している。飛び出し立体視において、輻輳角があまりにも大きすぎる場合、物理的に眼の内旋方向に強い力がかかり、さらにそれを維持する必要があるため融像の難易度が上がる。また過度な筋疲労を強いられることになり眼疲労の原因となりうる。一方、引き込み立体の場合では、瞳孔間距離以上の視差を設定することで日常生活中では起こらない過度な開散運動を強いられることになり[1]、同様に眼疲労の原因となりうる。特に成人よりも瞳孔間距離が狭い小児は注意が必要である。

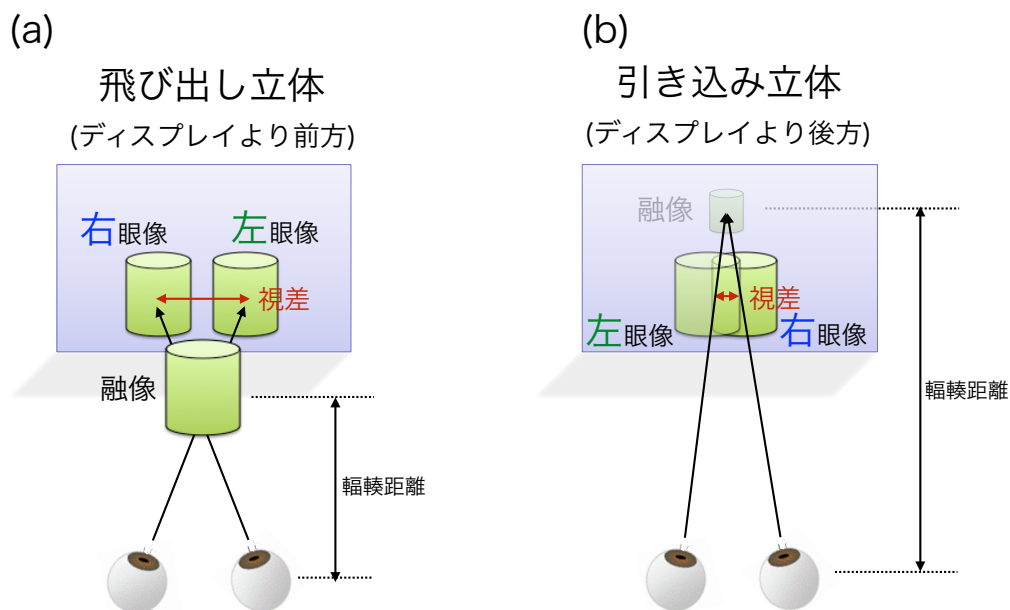


図2-6 両眼立体視の原理

(a): 飛び出し立体観視, (b): 引き込み立体観視

2.3 平衡機能

平衡機能とは、重力の方向変化と運動を感知する機能を示す。この機能は、視機能とは異なり複数の感覚器の情報を融合することで成立している(平衡機能における感覚の融合は2章4節に後述)。平衡

機能に関連する感覚器のうち内耳(前庭迷路)がもっとも基本となる。そこで本項では、前庭迷路を中心にまとめる。

2.3.1 解剖

図2-7に内耳の構造を示す。内耳は、耳の最も奥に位置し、主に音の伝導と平衡感覚を担う器官で構成されている。内耳の内部構造は骨迷路と呼ばれる複雑な形状をした骨構造の内部に膜迷路という管状の器官が収まっている。内耳は構造上、迷路、前庭、蝸牛の3つに分類することができる。迷路は半規管ともよばれ3本の環状ループで構成しており、外側、前、後半規管が互いに直角な3平面上にある。半規管と蝸牛をつなぐ中央部は前庭と呼ばれ、2つの膜迷路の袋(球形嚢と卵形嚢:合わせて耳石器と言う。)がある。2つの袋の内側には平衡斑という感覚装置が互いに直角に配置されている。また前庭の前方下にある蝸牛は巻き貝のような形をしており、音の振動を感知している。

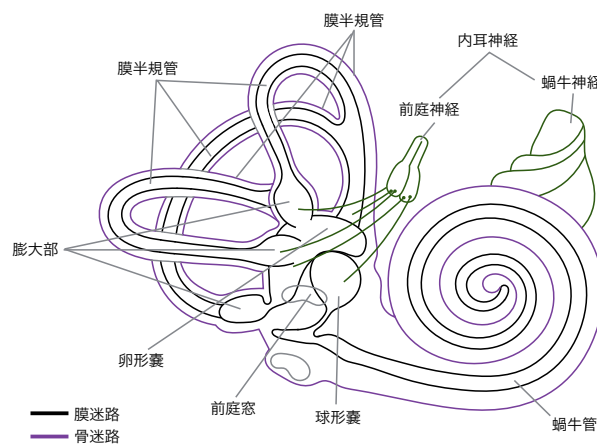


図2-7 内耳の構造

黒線は膜迷路を表し、紫線は骨迷路を表す。

2.3.2 生理

前庭に属する卵形嚢と球形嚢という2つの耳石器は、互いに直行な2つの面内の直線加速度をそれぞれ感知する。この部位には有毛細胞と呼ばれる感覚細胞があり、その上を耳石膜と呼ばれる耳石(砂粒)を乗せたゼラチン様の膜が覆っている。加速度が加わることで、耳石膜は有毛細胞に対してズレを生じ、有毛細胞の感覚毛が傾くことで興奮し、加速度感覚を中枢神経系に送っている。

また半規管膨大部稜の有毛細胞の感覚毛が回転による内リンパの動きにより興奮し、その面内での回転加速度を3次元的に感知し、加速度感覚を中枢神経系に送っている。

前庭、半規管はいわゆる加速度センサーであり、頭部に加速度がかかることで感覚細胞が興奮する。よって、運動における開始、停止時の過渡的变化を感知しており、加速度が一定の運動については感知されない[2]。また、前庭と半規管の感覚情報は、内耳神経を通じて中枢に伝えられる。これらの情報は反射的に姿勢や運動の調整を行うが、明確に意識されることは少ない。

2.4 視機能と平衡機能の関連性

平衡機能において、内耳(前庭迷路)が最も重要であることは前述したとおりであるが、人の姿勢制御に関しては、図2-8に示すとおり視覚系・平衡感覚系・体性感覚系それぞれの情報を大脳皮質や中脳などの中枢神経系で統合・処理し、姿勢制御に関わる運動器官へフィードバック情報が伝達されることで姿勢制御が行われている[3-6]。姿勢制御時に起こる反応は姿勢反射と呼ばれ、その殆どが無意識な運動であり、さらに、姿勢制御には立ち直り反射と呼ばれる体位の恒常性を維持(ねじりや傾きを修正)するような反応が確認されるが、この反応は生後6ヶ月ごろまでに確認される非常に原始的な反応である。

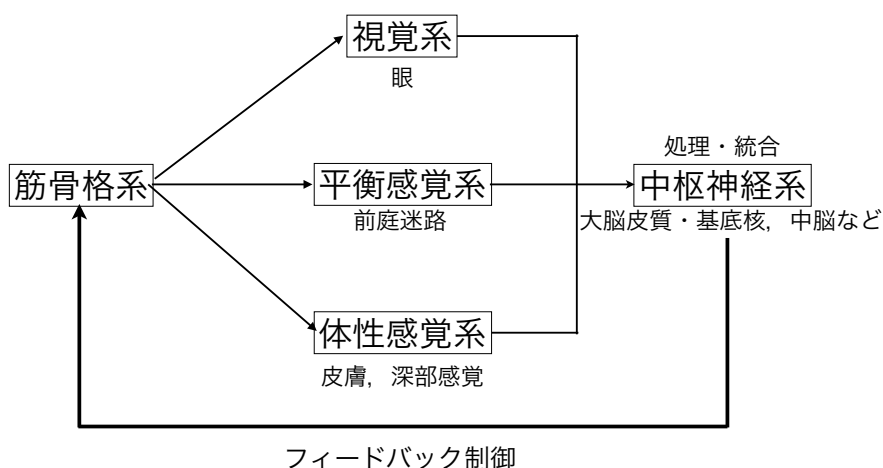


図2-8 姿勢制御の簡略図

姿勢制御に関連する感覚情報のうち、視覚が与える情報は重要な役割を果たしているとされる。Edwards[7]の報告によると、姿勢制御に関わる情報のうち、視覚系情報は50%程度を占めると報告して

いる。また、視覚情報が欠落した状態での姿勢安定性は、静止した視覚情報の入力がある場合と比較して、20-50%程度低下することが知られている[8,9]。このように姿勢制御において視覚は大きな影響を与えるとされ、視覚情報に起因する姿勢変化は視覚誘導性姿勢変化(Visual evoked postural responses VEPRs)と呼ばれる。

上記の例は、主に静的視覚情報と姿勢制御の関連性を示すものであったが、動的視覚情報と姿勢の関連性を示す現象に、Fischer et al.[10]により初めて報告された視覚誘導性自己運動感(Vection)があげられる。この現象は、人が運動している状態と同じ運動性の視覚入力があった場合に、相応の運動感覚が生じる現象であるが、広義の意味においては、視覚情報に起因する自己運動感覚全般(動揺感覚を含む)として用いられる場合も多い。先に取り上げた平衡感覚系(前庭迷路系)は加速度の感知を担う系であり、自己運動において開始・終了のように速度や向きの変化といった運動の過渡的な変化を検出している[2]。しかし、視覚情報に起因した自己運動感覚や姿勢変化に関しては、前庭迷路系起因の場合と異なり一定速度の運動を観察している場合においても発現することが知られている。VectionとVEPRsは互いに関連性の高い現象であり、Vectionに関連する検証の中でVEPRsが測定されることも少なくない。例えば、同一の検証対象で、実験心理学分野では主に主観的な感覚測定(Vection測定)が用いられることが多く、一方、メディア・工学系では自己運動感に起因としてVEPRsが発現するという前提を元に客観的計測(VEPRs測定)が行われている。先行研究では主に現象の理解を目的として、VectionやVEPRsと映像の運動方向の関連性[11]、映像の運動速度との関連性[12-16]、周辺視および中心視での差異[17-21]、映像内に前景と背景を設置した場合における差異[21,22-26]、両眼立体視の影響[27-28]、教唆の影響[29]などが行われてきた。また、Britten[30]やLappe et al.[31]や中村[32]は、映像運動の速度、前景と背景の関連性、周辺視と中心視の関連性などの検討項目について検証実験や先行研究の総括を行い、Vectionに関連する被験者外因子の体系化を図っている。しかし、先行研究では現時点においても今だ議論の余地は残されているものの、概ね自己運動の方向や中心視・周辺視のように視覚刺激の網膜上の部位にかかわらず、背景として知覚される視刺激により、これらの現象は発現すると結論付けられている。すなわち、背景として取り扱われる視刺激が静止していれば、VectionやVEPRsは発現せず、一方、背景刺激が運動していれば、それに応じたVectionやVEPRsが発現する。さらに背景の認知を補助するような刺激がある場合では、VectionやVEPRsは強く発現し、認知を妨げるような刺激が付加された場合には、これらの現象は抑制されるということである。

参考文献

1. 宮島英豪, よくわかるS3D映像制作 -実例から学ぶ立体視の作り方-, ワークスコーポレーション, 東京, 2011.
2. 日本視覚学会, 視覚情報処理ハンドブック, 朝倉書店, 東京, 2000.
3. M. Kouzaki, K. Masani, Reduced postural sway during quiet standing by light touch is due to finger tactile feedback but not mechanical support., *Exp. Brain Res.* 188 (2008) 153–158.
4. H.C. Diener, J. Dichgans, W. Bruzek, H. Selinka, Stabilization of human posture during induced oscillations of the body., *Exp. Brain Res.* 45 (1982) 126–132.
5. M. Kouzaki, K. Masani, H. Akima, H. Shirasawa, H. Fukuoka, H. Kanehisa, et al., Effects of 20-day bed rest with and without strength training on postural sway during quiet standing., *Acta Physiol. (Oxf)*. 189 (2007) 279–292.
6. R.C. Fitzpatrick, R.B. Gorman, D. Burke, S.C. Gandevia, Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: bandwidth of response and transmission characteristics., *J. Physiol.* 458 (1992) 69–83.
7. A.S. Edwards, Body sway and vision., *J. Exp. Psychol.* 36 (1946) 526–535.
8. W.M. Paulus, A. Straube, T. Brandt, Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects., *Brain*. 107 (Pt 4 (1984) 1143–1163.
9. H.C. Diener, J. Dichgans, M. Bacher, B. Gompf, Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases., *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 57 (1984) 134–142.
10. M. Fischer, A. Kornmüller, Optokinetisch ausgelöste bewegungswahrnehmung und optokinetischer Nystagmus, *J. Für Psychol. Und Neurol.* 41 (1930) 273–308.
11. G.J. Andersen, Perception of self-motion: psychophysical and computational approaches., *Psychol. Bull.* 99 (1986) 52–65.
12. A. Berthoz, B. Pavard, L.R. Young, Perception of linear horizontal self-motion induced by peripheral vision (linearvection) basic characteristics and visual-vestibular interactions., *Exp. Brain Res.* 23 (1975) 471–489.
13. R. Held, J. Dichgans, J. Dichgans, J. Bauer, Characteristics of moving visual scenes influencing spatial orientation., *Vision Res.* 15 (1975) 357–365.
14. G.A. Melcher, V. Henn, The latency of circular vection during different accelerations of the optokinetic stimulus., *Percept. Psychophys.* 30 (1981) 552–556.
15. S. Palmisano, R.S. Allison, F. Pekin, Accelerating self-motion displays produce more compelling vection in depth., *Perception*. 37 (2008) 22–33.
16. B. De Graaf, A.H. Wertheim, W. Bles, J. Kremers, Angular velocity, not temporal frequency determines circular vection., *Vision Res.* 30 (1990) 637–646.
17. B.S. Cheung, I.P. Howard, K.E. Money, Visually-induced tilt during parabolic flights., *Exp. Brain Res.* 81 (1990) 391–397.
18. G.J. Andersen, M.L. Braunstein, Induced self-motion in central vision., *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.* 11 (1985) 122–132.
19. T. Brandt, J. Dichgans, E. Koenig, Differential effects of central versus peripheral vision on egocentric and exocentric motion perception., *Exp. Brain Res.* 16 (1973) 476–491.
20. R.B. Post, Circular vection is independent of stimulus eccentricity., *Perception*. 17 (1988) 737–744.

21. I.P. Howard, T. Heckmann, Circular vection as a function of the relative sizes, distances, and positions of two competing visual displays., *Perception*. 18 (1989) 657–665.
22. T. Brandt, E.R. Wist, J. Dichgans, Foreground and background in dynamic spatial orientation, *Percept. Psychophys.* 17 (1975) 497–503.
23. M. Ohmi, I.P. Howard, J.P. Landolt, Circular vection as a function of foreground-background relationships., *Perception*. 16 (1987) 17–22.
24. I.P. Howard, A. Howard, Vection: the contributions of absolute and relative visual motion., *Perception*. 23 (1994) 745–751.
25. M. Ohmi, I.P. Howard, Effect of stationary objects on illusory forward self-motion induced by a looming display., *Perception*. 17 (1988) 5–11.
26. A. Delorme, C. Martin, Roles of retinal periphery and depth periphery in linear vection and visual control of standing in humans., *Can. J. Psychol.* 40 (1986) 176–187.
27. S. Palmisano, Consistent stereoscopic information increases the perceived speed of vection in depth., *Perception*. 31 (2002) 463–480.
28. S. Palmisano, Perceiving self-motion in depth: the role of stereoscopic motion and changing-size cues., *Percept. Psychophys.* 58 (1996) 1168–1176.
29. M. Kitazaki, T. Sato, Attentional modulation of self-motion perception., *Perception*. 32 (2003) 475–484
30. K.H. Britten, Mechanisms of self-motion perception., *Annu. Rev. Neurosci.* 31 (2008) 389–410.
31. M. Lappe, F. Bremmer, A.V. van den Berg, Perception of self-motion from visual flow, *Trends Cogn. Sci.* 3 (1999) 329–336.
32. 中村信次, 視覚誘導性自己運動知覚の実験心理学(初版), 北大路書房, 京都, 2006.

第 3 章

視覚誘導性姿勢変化の特徴解析

第3章 視覚誘導性姿勢変化の特徴解析

本章では、VEPRsの特徴解析として、先行研究の再検証となる、外的要因としての両眼立体視の影響および先行研究で明らかにされていない長時間暴露の影響、内的要因として乗り物酔い感受性の影響、さらに観察者が予測できない運動成分が映像に付加された場合の影響についてそれぞれ検証を行う。

3.1 緒言

2章で示したようにvectionとVEPRsは非常に関連が深く、これらの現象は区別なく取り扱われてきた。また、多くの先行研究では、多様な外的因子の検証が行われ、現象の基本的な特徴の体系化が図られてきた(詳しくは2章4節を参照のこと)。一方、これらの先行研究では、人の運動映像への暴露時間はおよそ60秒程度に設定されており、それ以上に暴露された場合の時間的变化であったり、経時的変化を捉えるような研究は殆ど行われていない。また、近年、映像投稿サイトやスマートフォン、スマートグラスなどのウェアラブル端末の普及により、視聴者が予想できない動き成分を含む映像への暴露の機会が増えつつあるが、このような視聴者が予想できない動き成分が及ぼす影響についても同様にあまり報告が行われておらず未解明な部分は多い。

次に、人の感覚や生理学的な変化を対象とした研究において、常に問題となるのは被験者間に存在する測定値の個人差であり、映像観視時の自己運動感覚や姿勢変化に関する研究でも例外ではない。個人差の存在は、暗黙的に被験者内部に影響の感受性を示す要因の存在を示唆しており、その被験者内要因の傾向を把握することは、映像観視時の運動感覚や姿勢変化に関する研究を推進する上で大きな意義を持つ。また、映像観視時の運動感覚の発現や姿勢変化の詳細なメカニズムの解明にも繋がる可能性が高い。しかし、確定的要因については殆ど報告されていないのが現状である。

そこで本章では、はじめに、先行研究の再検証となる両眼立体視の影響、そして先行研究において明らかにされていない観視時間の影響、被験者が予測できない運動成分が映像に付加された場合の影響、さらに被験者内要因に関しては酔いやすきの自覚の影響のそれぞれについて、運動映像観視時のVEPRsの測定を通じて検証を行った。なお、ここで対象とする「酔い」とは、乗り物酔いや映像酔いなどの視覚と平衡感覚の感覚不一致説[1,2]を主因として発症する酔いであり、アルコール摂取を主因とした脳機能麻痺に起因する酔いの自覚については本研究では取り扱わない。

3.2 検証 1 (両眼立体視・観視時間の影響)

3.2.1 方法

1) 観視映像

研究で用いる観視映像は、コンピュータグラフィックソフト3dsMax 2015 (AUTODESK)[3]を用いて図3-1(a,b)のように作成した。作成した映像は、多数の球がランダムな位置に存在するランダム球パターン映像を基本とした。映像の運動については、図3-2に示すように、奥行き方向(Z方向)および横方向(X方向)に0.3 Hzで正弦往復運動とし、球自体は動かさず、眼球を模擬したカメラを映像空間中で動かすことで実現した。往復運動の振幅設定については、各方向ともソフトウェア設定150(映像サイズ：縦横155 cm×横274 cmの場合、62.2 cm移動)に設定した。2次元画像(2D)と両眼視差を用いる立体映像(3D)の計4パターン of 映像を作成した。3D映像における飛び出し量および引き込み量については、観視距離200 cmの場合において、最大飛び出し量は眼前より0.85 m (視差角 2.5度)、最大引き込み量は眼前より2.961 m (視差角 1.8度)とした。

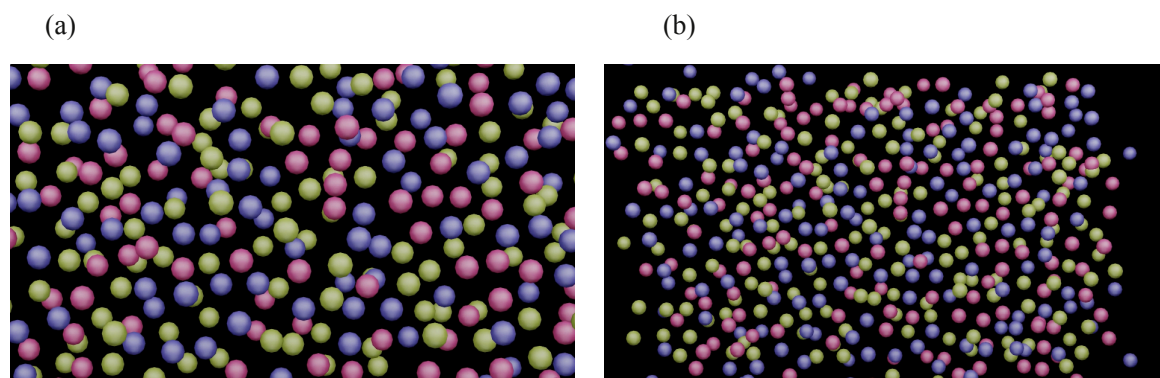


図3-1 観視映像2D版 奥行き方向(Z方向)

(a): 最大飛び出し時, (b): 最大引き込み時

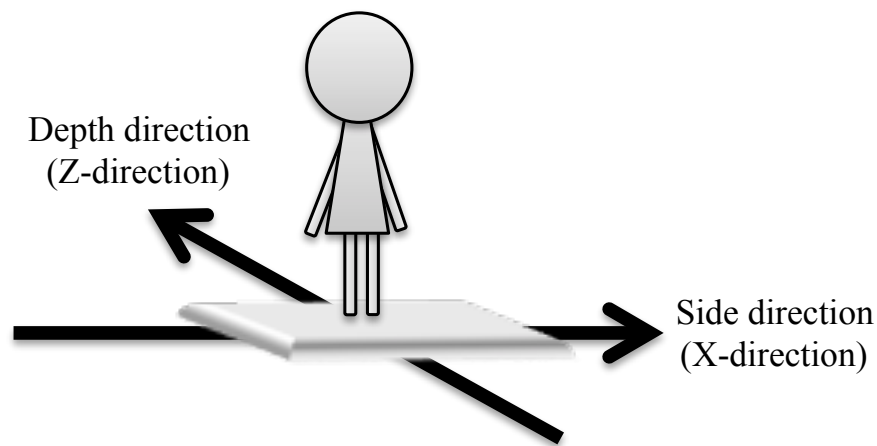


図3-2 方向の定義

人に対して前後方向をZ方向，横方向をX方向として定義している。

2) 被験者および実験手続き

被験者については，21-24歳の平衡機能および目の疾患を有しないボランティア学生，男性12名，女性7名の計19名(身長： 167.9 ± 9.6 cm (平均 \pm 標準偏差)，体重： 60 ± 9.2 kg (平均 \pm 標準偏差))とした。

実験の様子を図3-3に示す。照度約13 lx，室温29.5 °Cに環境を保ち，家庭用3D対応プロジェクタ(EH-TW5100 EPSON)から白い壁に映像を映し出し，映像サイズ：縦155 cm×横274 cm，観視距離を200 cmとして被験者に観視させた。(縦方向視野角：38度，横方向視野角：67度)。3D映像観視には，時分割方式の液晶シャッターメガネ(ELPGS03 EPSON)を装着させ，両眼立体視を実現させた。

次に，実験プロトコルを図3-4に示す。はじめに，事前検査として球が止まっている映像(静止映像)を60秒間観視させた。次に，球が正弦往復運動している映像(運動映像)を180秒間観視させ，その後，運動が停止した映像(静止映像)を同様に60秒間観視させた。運動映像およびその後の静止映像観視の計240秒間を1試行とし，被験者には順序効果を取り除くため，各映像をランダムに4試行(2D-X, 2D-Z, 3D-X, 3D-Z)行った。それぞれの試行間は5分以上の休憩を設けた。



図3-3 実験中の被験者の様子

写真撮影のため蛍光灯点灯時の写真であるが、実際には消灯にて実験を行っている。被験者はバランスWiiボードの上に立ちながら、白い壁に映し出された映像を観視し続ける。本研究では、足部は約18度開いた状態で実験を行っている。

※ 実験前に静止映像観視にて60秒間重心動揺測定（pre test）

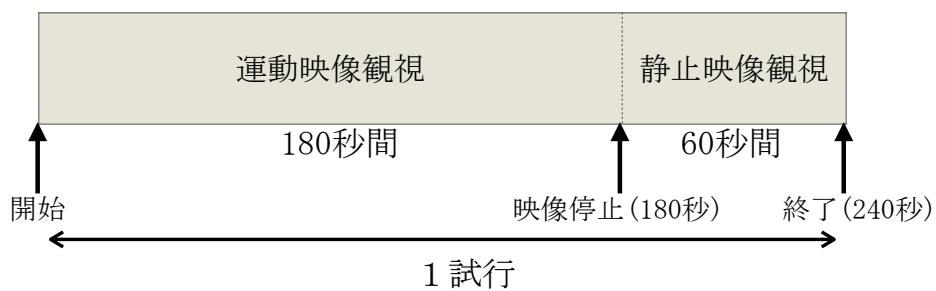


図3-4 実験プロトコル

被験者は、はじめに事前検査として60秒間の静止映像を観視する。次に、運動映像を180秒間観視する。その後、運動が停止した映像(静止映像)を同様に60秒間観視する。運動映像およびその後の静止映像観視の計240秒間を1試行とし、被験者には順序効果を取り除くため、各映像をランダムに4試行(2D-X, 2D-Z, 3D-X, 3D-Z)行った。

3) データ取得と解析

重心動揺の測定については、図3-3に示したように、両足長軸が約18度開いた静的立位姿勢にて映像観視を行いながら、バランスWiiボード(任天堂)を用いて測定した。次に、図3-5に示すようなバランスWiiボードの四隅に設置してある4カ所のひずみゲージセンサから電圧変化を制御基板より直接有線接続し、サンプリング周波数200 Hzにてデータ収集システム(DC-300H 日本光電)に出力し、本機とUSB接続されているPCのデータ収集ソフトLab Chart 7(AD INSTRUMENTS)において記録した。次に、記録した各センサ電圧を事前に求めておいた電圧-位置換算式により足圧中心(Center of pressure: COP)データに変換した。さらに、臨床で用いられている重心動揺検査では元来20 Hzで収集が行われており[4]、それを踏襲するためエリアシングエラーの抑制を目的として10 Hzのローパスフィルタで処理した後、20 Hzにダウンサンプリングした。

重心動揺の周波数解析については、観視時間をそれぞれ60秒ごとに区切り、窓関数(Hamming window)を用いて高速フーリエ変換処理を行い、各映像条件における時間区域ごとに周波数解析を行った。また、大局的な不安定性の検証を行うことを目的として重心動揺検査の指標の一つである外周面積[4]についても同様にそれぞれの時間区域ごとに算出した。

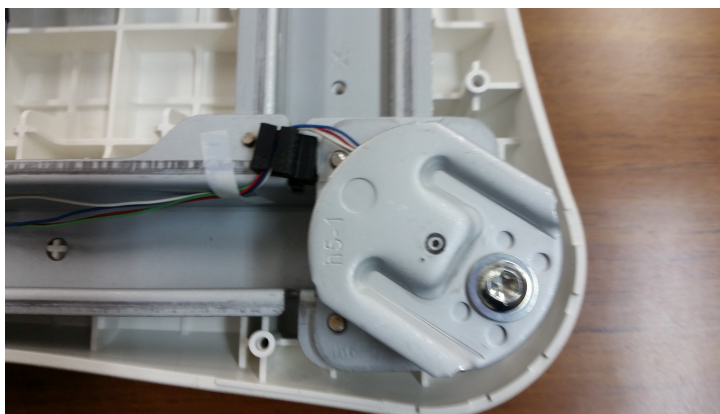


図3-5 バランスWiiボード内のひずみゲージセンサ

3.2.2 結果

図3-6(a-e)に、重心動揺図の典型例として、24歳女性の3D-Z方向運動映像観視の結果を示す。また、図3-7(a-e)には、同被験者の2D-X方向運動映像観視の重心動揺図を示す。静止映像観視の動揺(図3-6(a))と運動映像観視(図3-6(b-d))を比較すると、映像運動方向へ連続的にCOPの位置が広がっていることが確認できる。さらに、観視時間が長くなるに従いCOPの位置の変化範囲が大きくなっていることも確認できる。次に、図3-6(d)と図3-6(e)を比較すると、運動映像観視(120-180秒)に運動方向へ大きく変化してる動揺が、映像が静止(180-240秒)することで、変化が減少し、初期状態に戻りつつあることが確認できる。これは3D-Z方向に限らず、図3-7に示した2D-X方向運動映像観視、さらには他の映像条件においても確認された。

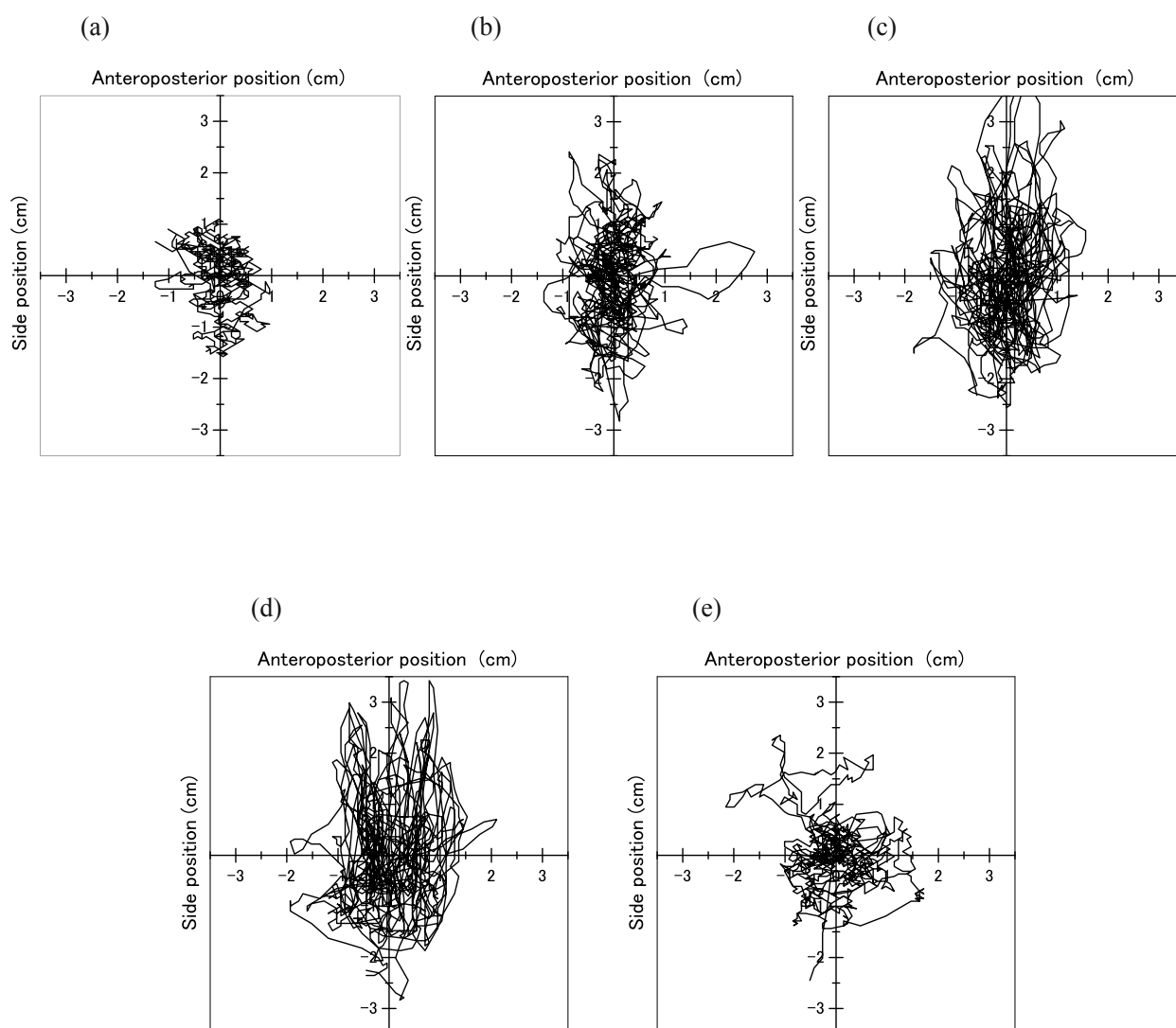


図3-6 3D-Z映像観視の重心動揺図(24歳女性)

(a): 静止映像観視(pre test), (b): 運動映像観視(0-60 秒), (c): 運動映像観視(60-120 秒),
 (d): 運動映像観視(120-180 秒), (e): 静止映像観視(180-240 秒)

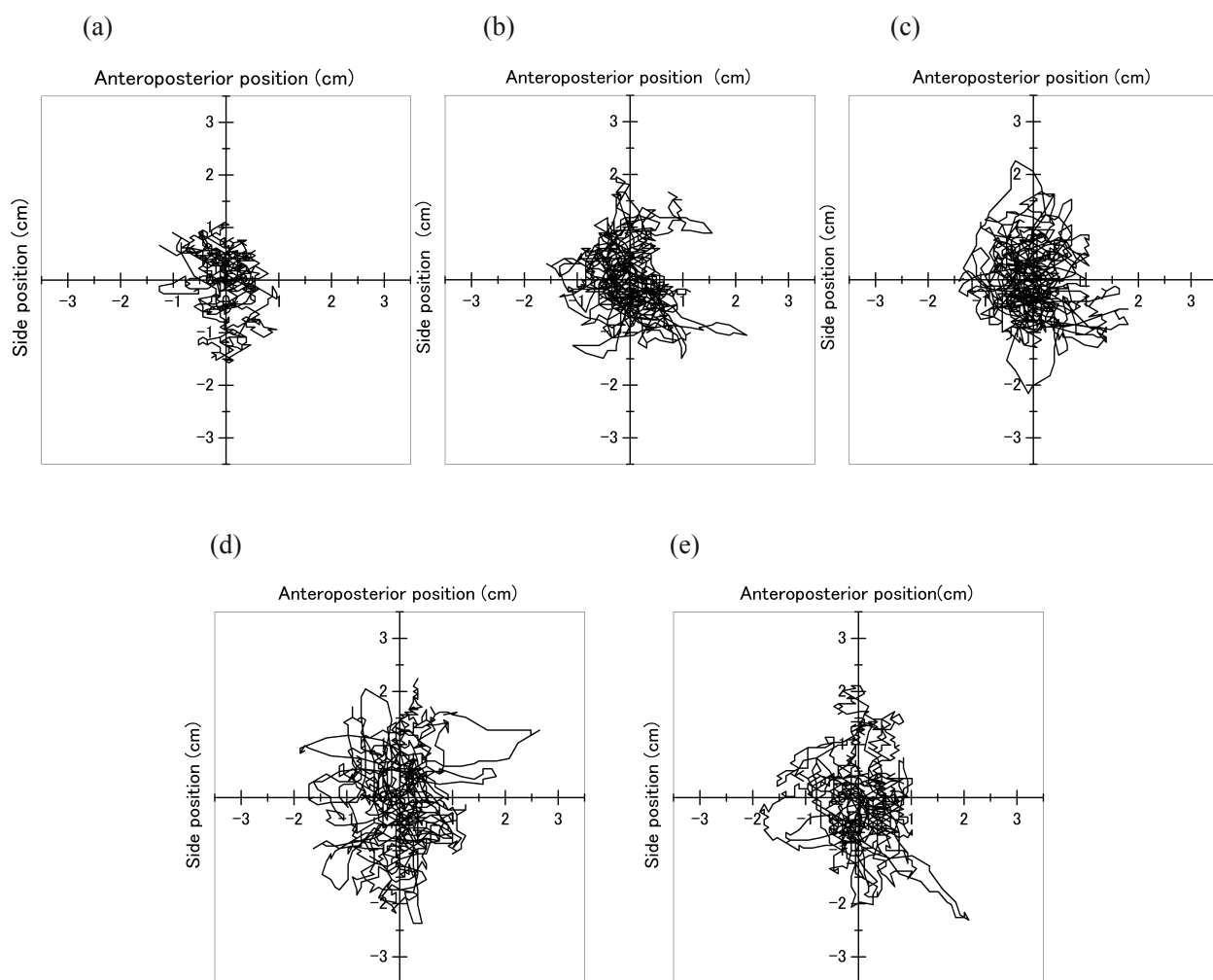


図3-7 2D-X映像観視の重心動揺図 (24歳女性)

(a): 静止映像観視(pre test), (b): 運動映像観視(0-60 秒), (c): 運動映像観視(60-120 秒),
(d): 運動映像観視(120-180 秒), (e): 静止映像観視(180-240 秒)

次に、図3-8(a,b)に被検者19名の静止映像観視と3D映像観視(120-180秒)の重心動揺の周波数解析結果の一例を示す。縦軸は平均強度を表し、横軸は周波数を表している。ここでいう強度については、パワーの平方を表現している。図3-8(a,b)の両運動方向運動映像観視共に、超低周波と0.3 Hzにそれぞれピーク形成が認められる。しかし、0.3 Hzのピークは静止映像観視においては観察されなかった。すなわち、運動映像観視のみ0.3 Hz成分の強度が選択的に増加したといえる。図3-8(a,b)の結果は観視中120秒から180秒の周波数解析の結果であるが、0秒から60秒、60秒から120秒の他の時間区域の周波数解析の結果でも同様に0.3 Hzにピークが観察された。さらに、両運動方向における2D映像観視においても同様の傾向が示された。ゆえに運動映像観視にのみ0.3 Hzにピークが観察され、さらに映像の運動成分もこの成

分と同一の0.3 Hzであることを考慮すると、この周波数成分の強度増加は人が映像の影響を受けている様子を表現していると推測される。

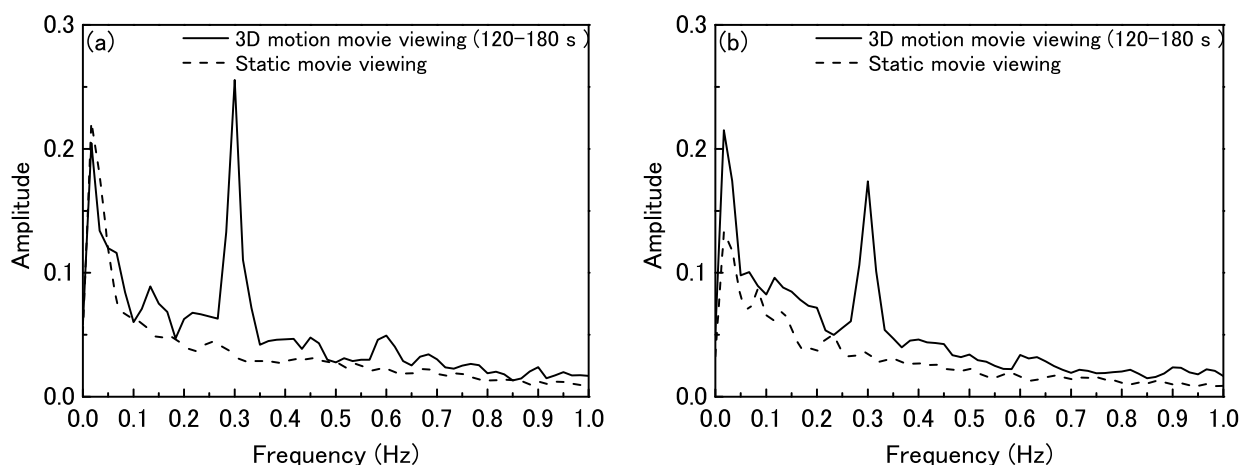


図3-8 重心動揺の周波数解析の結果の一例 (静止映像, 3D運動映像(120-180 秒)観視の結果)

(a): Z方向運動映像観視, (b): X方向運動映像観視

次に、図3-9と図3-10は図3-8で着目した0.3 Hz成分の強度変化を表している。図3-9(a,b)はZ方向運動映像観視の結果を表し、図3-10(a,b)はX方向運動映像観視の結果を表している。図の(a)と(b)の差異については、周波数解析の方向が異なり、(a)は映像運動方向と同じ方向の周波数解析を示しており(順方向)、(b)は映像運動方向に対して、垂直方向の周波数解析を示している(垂直方向)。

映像運動方向と同じ方向の周波数解析(a)について、0.3 Hz成分の強度は、静止映像観視(pre test)と比較してZおよびXの両方向の運動映像観視において高値を示した。さらに、観視時間の増加に従い、0.3 Hz成分の強度の増加も確認された。一方、運動映像観視を中断することで、大幅な強度の減少が認められた。次に、2D運動映像観視と比較して3D運動映像観視では、0.3 Hz成分の強度はすべての時間区域において高値を示した。これらの結果に対して統計的有意差を確認するために、映像の種類(2D,3D)と映像観視時間(5群)をそれぞれ要因として、繰返しありの二元配置分散分析を行った。その結果、映像運動方向に関わらず交互作用なしで、それぞれの主効果に有意差($p < 0.01$)が認められた。さらに、Turkey-Karmarの多重比較を行ったところ、図3-9(a)および図3-10(a)に示す有意差が認められた。ゆえに、運動映像観視により、映像運動方向の0.3 Hz成分の強度を有意に増加させたといえる。また、2D映像観視よりも3D映像観視の方が有意に0.3 Hz成分の強度が高いといえる。

次に、映像運動方向に対して垂直方向の周波数解析(b)については、Z方向運動映像観視のX方向の結果において、映像の種類にかかわらず統計的有意な変化は確認されなかった。一方、X方向運動映像観

視のZ方向の解析結果では、0.3 Hz成分の強度の増加傾向が確認された。また、2D映像観視と3D映像観視を比較したところ、2D映像観視よりも3D映像観視の方が強度は高値を示した。これらの結果に対して、同様に映像の種類(2D,3D)と映像観視時間(5群)をそれぞれ要因として、繰返しありの二元配置分散分析を行った。その結果、映像運動方向に関わらず交互作用なしで、それぞれの主効果に有意差($p < 0.01$)が認められた。さらに、Turkey-Karmarの多重比較を行ったところ、図3-10(b)に示すような有意差が認められた。

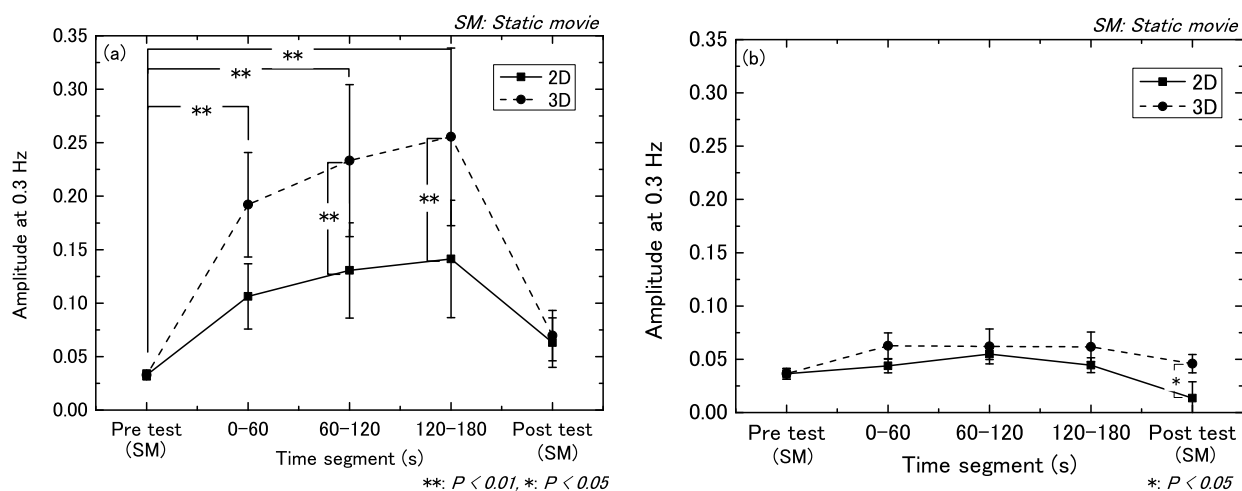


図3-9 周波数解析から算出された0.3 Hz成分の強度変化 (Z方向運動映像観視)

(a): Z方向への周波数解析(順方向), (b): X方向への周波数解析(垂直方向)

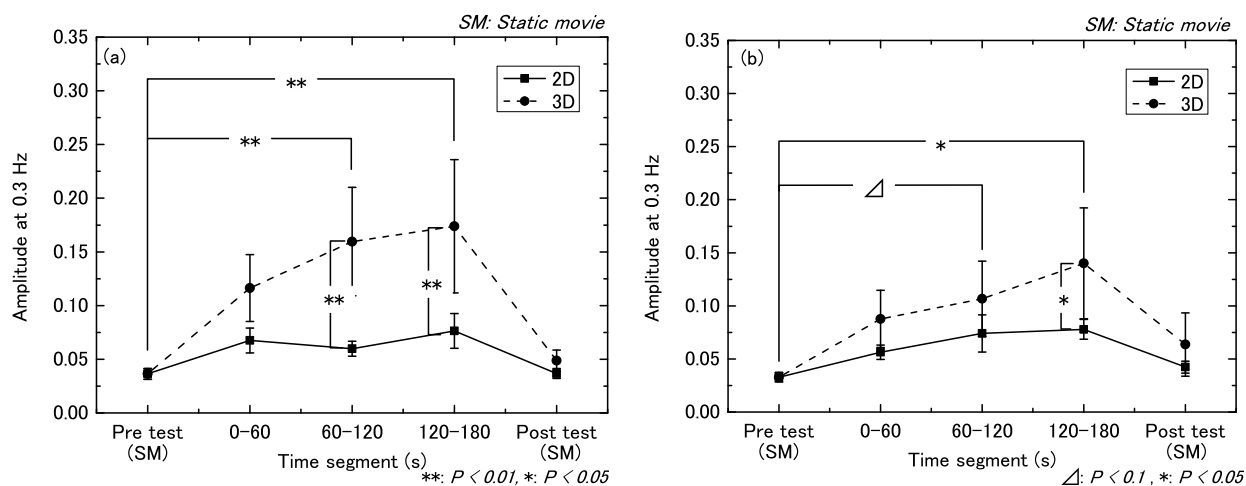


図3-10 周波数解析から算出された0.3 Hz成分の強度変化 (X方向運動映像観視)

(a): X方向への周波数解析(順方向), (b): Z方向への周波数解析(垂直方向)

最後に、図3-11(a,b)に各運動方向映像観視の外周面積の時間変化を示す。縦軸は重心動揺図から算出された外周面積を表し、横軸は時間区域を表している。周波数解析で示した傾向とほぼ同様の傾向を示し、時間経過に従い外周面積は増加傾向を示した。また、2D運動映像観視と比較して3D運動映像観視では相対的に高値を示した。しかし、運動映像観視を中断した後の外周面積の変化については、周波数解析の結果とは異なり、初期値に戻るような大きな減少傾向は確認されなかった。一方、これらの結果についても同様に、映像の種類(2D,3D)と映像観視時間(5群)をそれぞれ要因として、繰り返しありの二元配置分散分析を行った。その結果、映像運動方向に関わらず交互作用なしで、それぞれの主効果に有意差($p < 0.01$)が認められた。さらに、Turkey-Kamarの多重比較を行ったところ、図3-11(a,b)に示すような有意差が認められた。

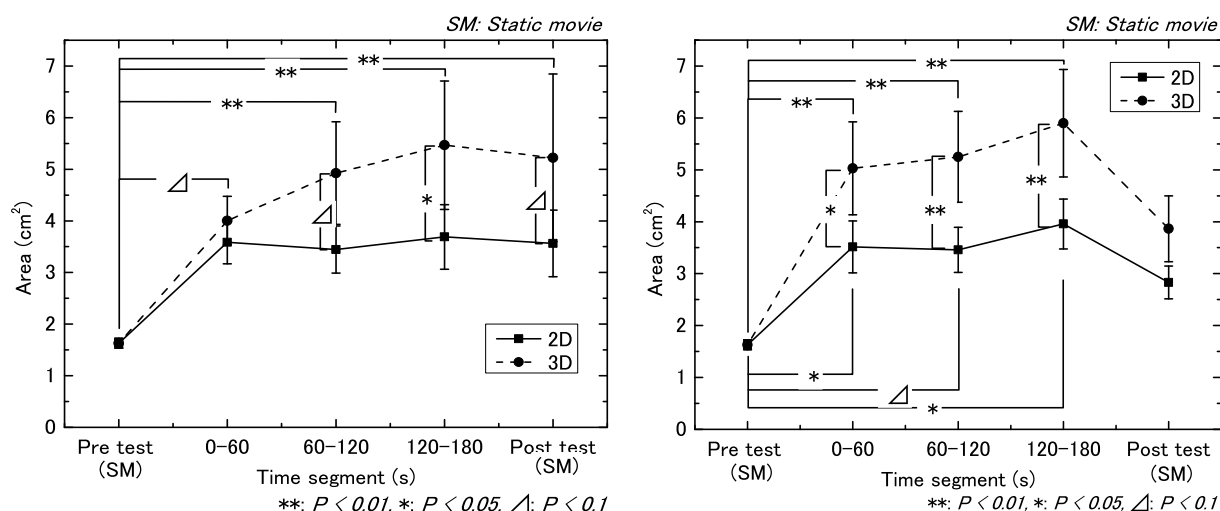


図3-11 外周面積の時間変化

(a): Z方向運動映像観視, (b): X方向運動映像観視

3.2.3 考察

本検証では、被験者に映像全体が0.3 Hzで正弦往復運動する映像を提示した。この周波数を選択した理由は、先行研究において0.5 Hz以下の帯域成分は身体への影響が大きいという複数の報告を本研究に採用したためである[5,6]。

この0.5 Hz以下の帯域に関しては、開眼立位重心動揺の主要な成分とされている。田口ら[7]は、開眼立位重心動揺について、0.3-0.6 Hz帯域にピークを有するタイプ、0.2-0.3 Hz帯域にピークを有するタイプ、そして0.1-1.0 Hz帯域に複数のピークを有するタイプ、またその混合に分類できると報告してい

る。さらに、米田ら[8]や熊谷ら[9]は、明確なピーク形成には言及していないものの、0.5 Hz以下の成分が他の周波数帯域と比較して最も多くなると報告している。また、時田ら[10]は、10人の被験者データの平均値について、0.24 Hzにピークが認められると報告している。これらの先行研究から、ピーク形成の選択性については議論の余地を残すものの、少なくとも0.5 Hz以下の帯域成分は他の周波数帯域よりも多くなるということはいえる。本検証の結果はこれら先行研究の結果と類似しており、ピークについては認められないものの、0.5 Hz以下の帯域成分は他の周波数帯域より多くなっている。一方、運動映像観視には、選択的に0.3 Hzにピークが出現していた(図3-8)。さらに、映像観視時間が長くなるに従いピーク値の増加が認められた。羽柴ら[11]は、3分間連続して測定された開眼時の立位重心動揺の初期と3分経過後の周波数スペクトルに変化は認められないと報告している。これは、運動映像観視を伴わない開眼時における立位制御系については、少なくとも3分間は大きな変化がないことを示唆している。本検証での一例として、図3-12に本検証に参加した、22歳女性の運動映像観視を伴わない開眼立位姿勢における、5分間の前後方向重心動揺の周波数解析の結果を示す。姿勢保持時間経過に伴う選択的なピーク形成、またその成分の顕著な増加および減少などは認められなかった。他の被験者においても同様の傾向が認められるため、運動映像観視に選択的に形成された0.3 Hzの顕著なピークについては、姿勢保持時間経過に伴うものではなく、他の要因、すなわち運動映像観視による影響であると考えられる。

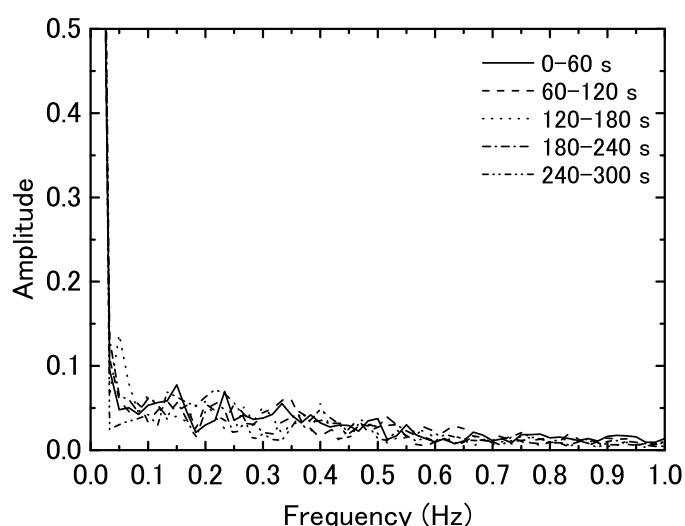


図3-12 開眼立位姿勢における前後方向重心動揺の周波数解析の一例 (22歳女性:5分測定)

3D運動映像観視の0.3 Hz成分の強度は、2D運動映像観視と比較して有意な高値を示した(図3-9,3-10)。この傾向は、両方向の運動映像観視のどちらからも認められた。両眼視差を用いた両眼立体視は人に擬似的な奥行き感を与える技術であり、加えて、VectionやVEPRsは空間認知(厳密には奥行き感)に関連した現象であることを考慮すると、本検証の結果は、映像観視時の自己運動感や姿勢変化に関する先行研究および理論的メカニズムと一致する。しかし、X方向運動映像観視においても、Z方向への有意な0.3 Hzの周期運動が観測された。この周期運動については、人の足底の形と関連があると考えられる。人が起立姿勢を維持できている時、COPの位置(重心線)は支持基底面内に止まっている[12,13]。足裏の形状より起立姿勢時の支持基底面は縦方向に長くなることから、転倒へのマージンは横方向よりも縦方向の方が大きい。よって、X方向よりもZ方向の方が重心がより変化しやすいものと考えられる。ゆえに、転倒を防止するために横方向(X方向)の動揺が強制的に前後方向(Z方向)に自己運動感覚も合わせて変化していると考えている。この発見は先行研究では報告されておらず、本検証の新たな見知となる。

外周面積は姿勢の大局的不安定性を示す指標の一つであり、今回の実験では、0.3 Hz成分の強度とほぼ同様の時間変化が示された(図3-11)。この結果は、映像への同調精度を向上させながら、さらにCOPの振幅が大きくなっていることを示唆している。一方、運動映像観視後(180-240秒)の外周面積については、周波数解析の結果とは異なり、初期状態に戻るような顕著な低下は認められなかった(図3-11)。この状況については、映像観視を中断したことで映像への同調性は急激に収束するのに対し、姿勢変化の不安定性は残存していると解釈できる。この様子は、図3-6(e)、3-7(e)のそれぞれより確認できる。映像による先導を失ったことで、映像方向とは無関係な方向にCOPの軌跡が広がり、外周面積を大きくしている。しかし、同様に図3-6(e)、3-7(e)からCOPの軌跡が中心部に集中していることも確認できる。この様子から、遅延して不安定状態も徐々に改善されることが確認できる。

3.3 検証 2 (内的要因の影響)

3.3.1 方法

1) 観視映像

検証で用いる観視映像は、3章2節で使用したものを基本として、奥行き方向(Z方向)に0.3 Hzで正弦往復運動する2Dと両眼視差を用いた3Dの計2パターンの映像とした。

2) 被験者および実験手続き

実験環境およびプロトコルについては、3章2節を踏襲する。各映像をランダムに2試行(2D,3D)行った。

3) データ取得と解析

重心動揺データの取得には、3章2節で用いた装置を使用する。さらに、解析方法についても3章2節を踏襲する。

酔いやすさの自覚による被験者のグループ化については、乗り物酔い、映像酔いの体験を踏まえた上で、実験時点において自身が酔いやすいか否かの二択強制選択を全てのタスク終了後に被験者に行わせた。その回答の結果により、「酔いやすい自覚あり（以下：自覚あり）」と「酔いやすい自覚なし（以下：自覚なし）」の2つのグループに被験者データは分けられた。

3.3.2 結果

酔いやすさの自覚の有無に関するヒアリングの結果、被験者19名のうち、自覚ありグループは7名（男性4名、女性3名、年齢：21-24歳、身長： 165.1 ± 10.2 cm (平均 \pm 標準偏差)、体重： 58.3 ± 11.6 kg (平均 \pm 標準偏差))、自覚なしグループは12名（男性8名、女性4名、年齢21-22歳、身長： 169.6 ± 9.2 cm (平均 \pm 標準偏差)、体重： 61.8 ± 7.6 kg (平均 \pm 標準偏差))となった。両グループ間で身長 ($p = 0.34$)および体重($p = 0.80$)に有意差は認められなかった。

1) 重心動揺図

はじめに、結果の一例として、図3-13(a-e)に自覚ありグループに属する22歳男性の3D運動映像観視の重心動揺図を示す。図3-13(a)は、事前に実施した静止映像観視の重心動揺図を表しており、図3-13(b-d)は、各時間区域の運動映像観視の重心動揺図を表している。また図3-13(e)は、運動映像観視後の静止映像観視の重心動揺図である。図3-13(a)と図3-13(b-d)を比較すると、静止映像観視に比べ運動映像観視の方が映像運動方向に大きく連続的にCOPの位置が変化している。さらに、観視時間が長くなるに従い、COPの位置が運動方向に大きく変化している。次に、図3-13(d)と図3-13(e)を比較すると、運動映像観視(120-180秒)に運動方向へ大きく変化していたCOPの位置が、映像が静止することで(180-240秒)変動が減少し、初期状態に戻りつつあることが確認できる。さらに、この現象は3D運動映像観視に限らず、2D運動映像観視でも同様の現象が確認できた。

次に自覚なしグループに属する20歳女性の3D運動映像観視の重心動揺図を図3-13と同様に図3-14(a-e)に示す。図3-14(a)と図3-14(b-e)を比較すると、各重心動揺図の間に大きなCOPの位置変化は認められない。すなわち初期状態から殆ど変動していない様子が示されている。

図3-15(a,b)には運動映像とCOPの位置の変化の関連を示す結果の一例として、3D映像観視における120-150秒間の映像の運動の様子とCOPの平均位置を示す。縦軸は、COPの位置および球群の相対位置を示しており、COPの位置は、数値が大きくなるほど前方への移動を示している。一方、映像の運動は、1から-1で規格化しており、数値が大きくなるほど奥方向(引っ込み)へ移動し、逆に小さくなるほど前方向(飛び出し)へ移動している。また(a)は自覚ありグループの結果、(b)は自覚なしグループの結果を示している。(a)のグラフからは映像の動きに合わせてCOPの位置が正確に移動している様子が確認できる。しかし、(b)のグラフでは自覚ありのグループと比較して、運動映像への同調精度は低く、さらにCOPの運動振幅も非常に小さくなっている。

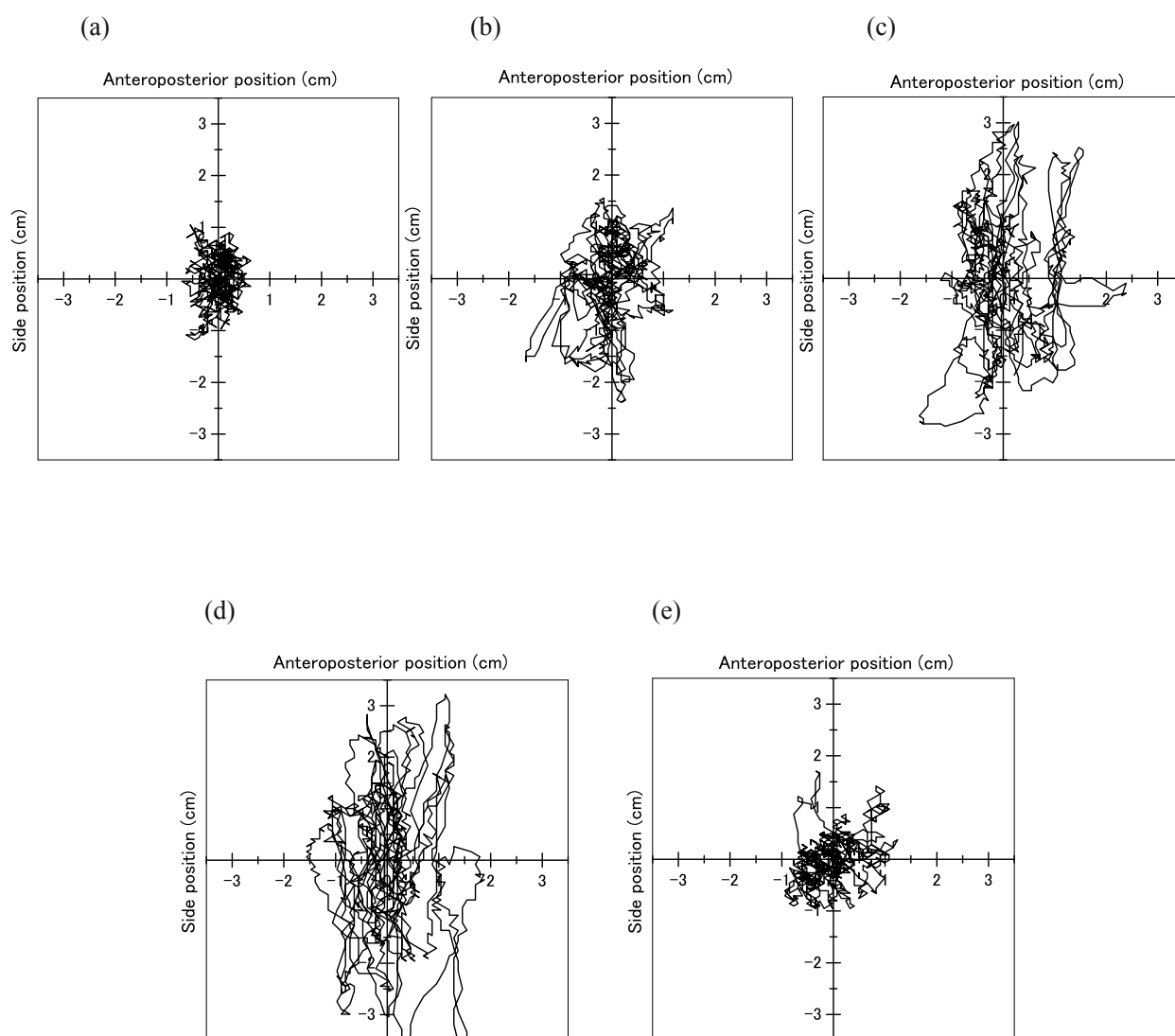


図3-13 3D映像観視の重心動揺図 (酔い自覚あり, 22歳男性)

(a): 静止映像観視(pre test), (b): 運動映像観視(0-60 秒), (c): 運動映像観視(60-120 秒),
(d): 運動映像観視(120-180 秒), (e): 静止映像観視(180-240 秒)

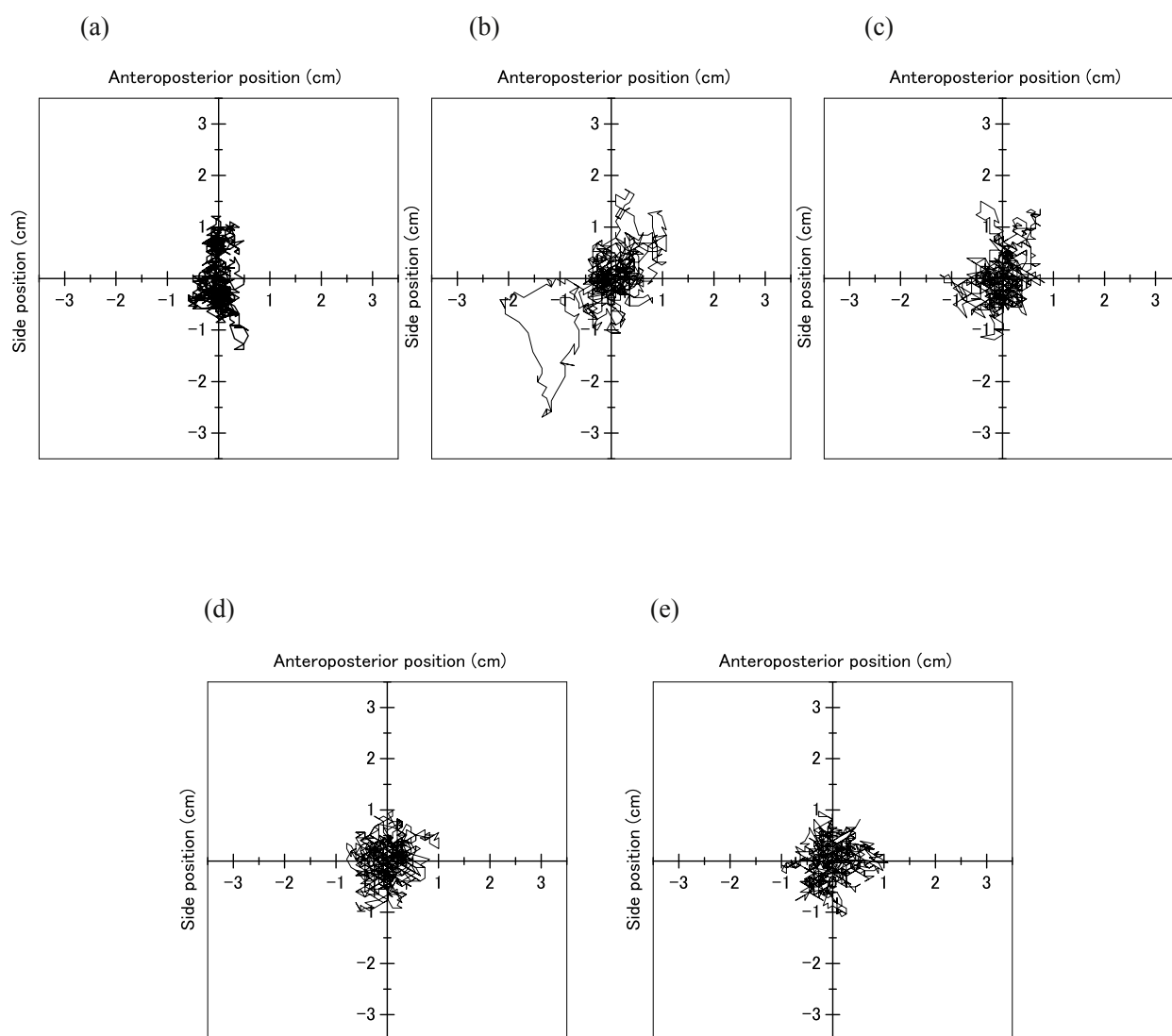


図3-14 3D映像観視の重心動揺図 (酔い自覚なし, 20歳女性)

(a): 静止映像観視(pre test), (b): 運動映像観視(0-60 秒), (c): 運動映像観視(60-120 秒),
(d): 運動映像観視(120-180 秒), (e): 静止映像観視(180-240 秒)

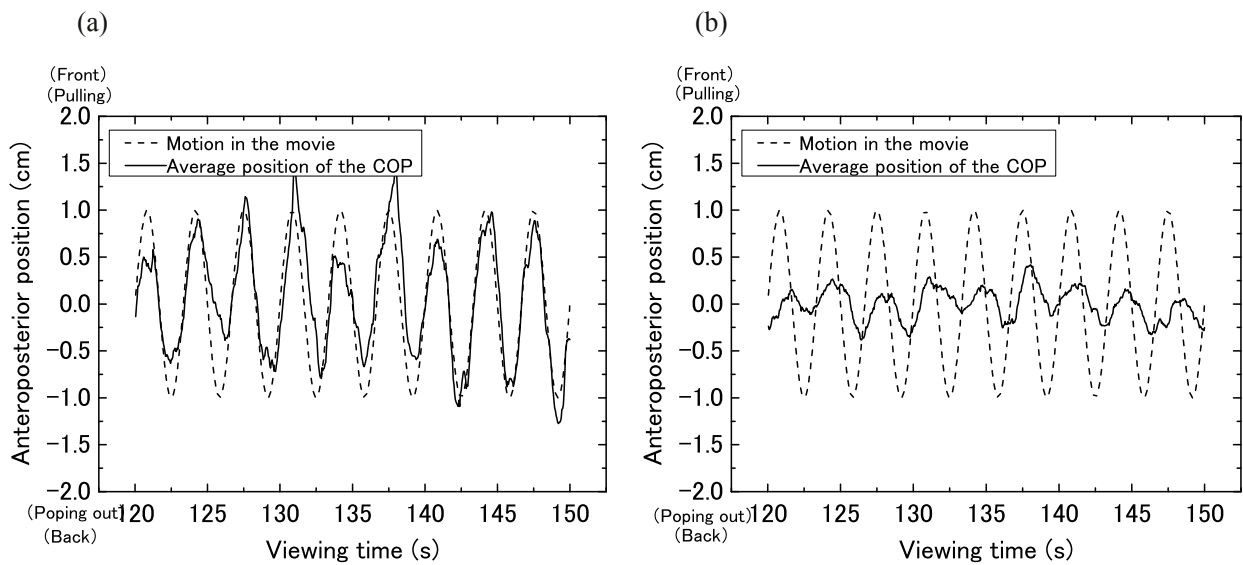


図3-15 映像運動とCOP位置の時間変化の一例 (3D映像観視)

(a) 自覚ありグループ, (b) 自覚なしグループ

観視時間120秒～150秒の区域を抽出している。映像の運動については振幅1の正弦波として表現されている。

2) 周波数解析

図3-16(a,b)に重心動揺に対する周波数解析の結果の一例として、3D運動映像観視の映像運動方向(前後方向)への周波数解析の結果を示す。縦軸は各周波数成分の強度を表し、横軸は周波数を表している。(a)は自覚ありグループの結果、(b)は自覚なしグループの結果を示している。ここでいう強度については、パワーの平方を表している。(a)の自覚ありグループの結果において、静止映像観視では主に低周波数帯域において複数のピークを形成しながら、周波数の増加と共に強度は徐々に低下している。一方、運動映像観視ではいずれの時間区域でも0.3 Hzに顕著なピークが認められる。さらに0.3 Hzのピークは、観視時間が長くなるに従い強度の増加傾向が認められる。次に、(b)の自覚なしグループの結果でも、(a)と同様に0.3 Hzのピークの形成が認められる。しかし、自覚ありグループと比較して相対的に低値を示し、さらに観視時間経過に伴う強度の上昇傾向は認められなかった。これらの結果を踏まえると、重心動揺における運動映像の周波数と同一成分(0.3 Hz成分)は酔いの自覚の有無に関連して異なる特徴を示すと推測される。そこで、各映像条件の時間変化に関して、3章2節と同様に0.3 Hz成分の変化に着目して解析を進める。

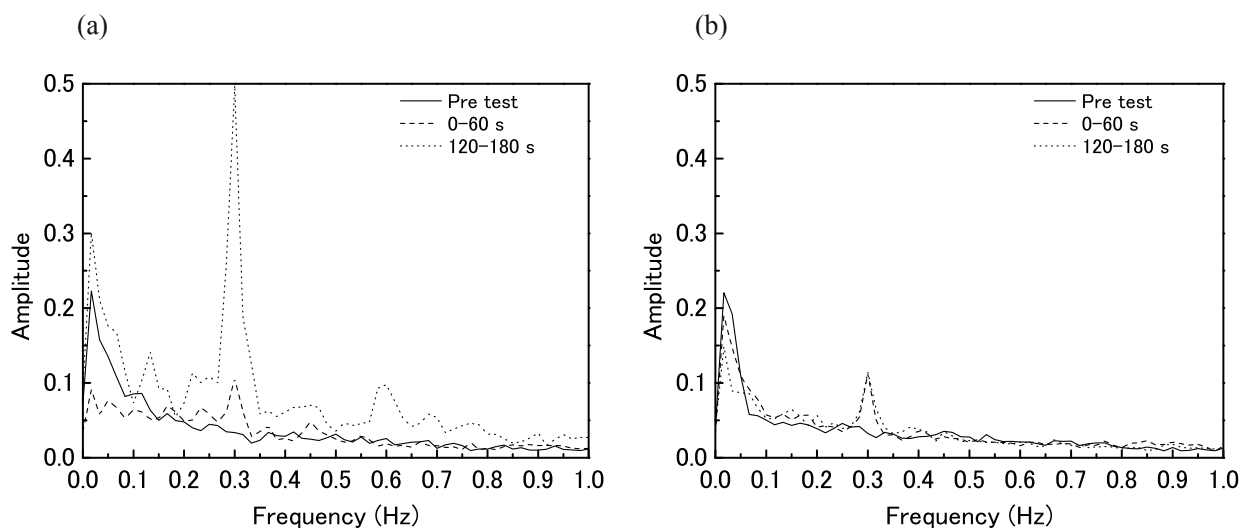


図3-16 重心動揺に対する前後方向成分の周波数解析結果の一例

(a): 自覚ありグループ, (b): 自覚なしグループ

図3-17(a)に自覚ありグループの各映像条件における0.3 Hz成分の強度変化を示す。縦軸は周波数解析より算出した0.3 Hz成分における強度を表し、横軸は時間区域を表している。3D運動映像観視では、静止映像観視と比較して0.3 Hz成分の強度が大きく変化している。さらに観視時間が長くなるに従い0.3 Hzの強度増加傾向が認められる。また、運動映像観視を中断することで、0.3 Hz成分の強度の著しい減少が認められる。一方、2D運動映像観視では、3D運動映像観視よりも相対的に強度は低いものの、同様の傾向が確認できる。

図3-17(b)に自覚なしグループの各映像条件における0.3 Hz成分の強度変化を示す。映像条件については、図3-17(a)に準じている。図3-17(b)からは自覚ありグループの結果で確認された時間区域に対する0.3Hz成分の強度の顕著な増加は認められない。また、図3-17(a)で認められた、2D運動映像観視と3D運動映像観視での顕著な強度の差異も確認されない。図3-17(a,b)に示す結果に対して、映像の種類(2D, 3D)と時間区域(5群)を要因として、繰り返しありの二元配置分散分析を行った。その結果、自覚ありグループでは交互作用なしで、それぞれの主効果に有意差が認められた($p < 0.05$)。一方、自覚なしグループについては有意差は認められなかった。さらに、各結果に対してTurkey-Kramer法による多重比較を行ったところ、それぞれの図3-17(a,b)に示すような有意差が認められた。

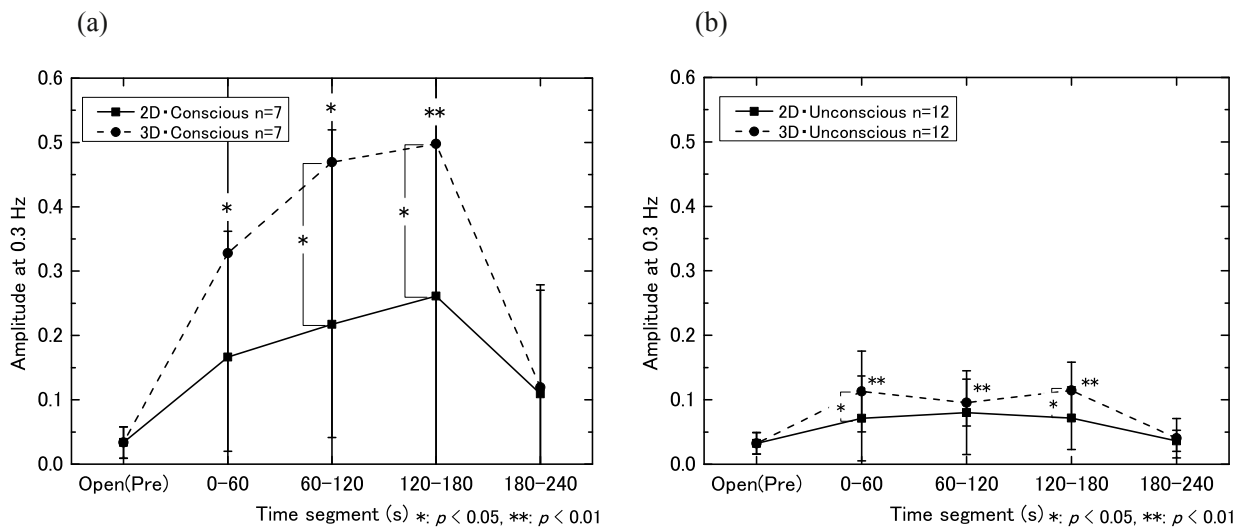


図3-17 周波数解析から算出された 0.3 Hz 成分の強度時間変化

(a): 自覚ありグループ, (b): 自覚なしグループ

次に映像条件ごとに自覚の有無の影響を比較するため、初期(pre test)強度からの変化についてまとめたものを図3-18(a,b)に示す。縦軸は静止映像観視(pre test)からの0.3 Hz成分の強度の変化量を表しており、横軸は時間区域を表している。それぞれのグラフは、(a)が3D運動映像観視、(b)が2D運動映像観視の結果を表している。3D運動映像観視での自覚ありグループでは、運動映像観視で大きく0.3 Hz成分の強度が増加している。しかし、自覚なしグループでは、低値を示しながらほぼ横ばいに推移しており、初期値から殆ど変化してない様子がわかる。一方、2D運動映像観視での自覚ありグループでは、映像観視時間の増加に伴い、3D運動映像観視と比較して低値ではあるものの0.3 Hz成分の強度増加傾向が確認できる。しかし、自覚なしグループでは、3D運動映像観視と同様に低値を示しながらほぼ横ばいに推移している。また時間区域ごとに、自覚有無のグループ間の有意差を確認するためにペアのt検定を行ったところ、図3-18(a,b)に示すような有意差が認められた。

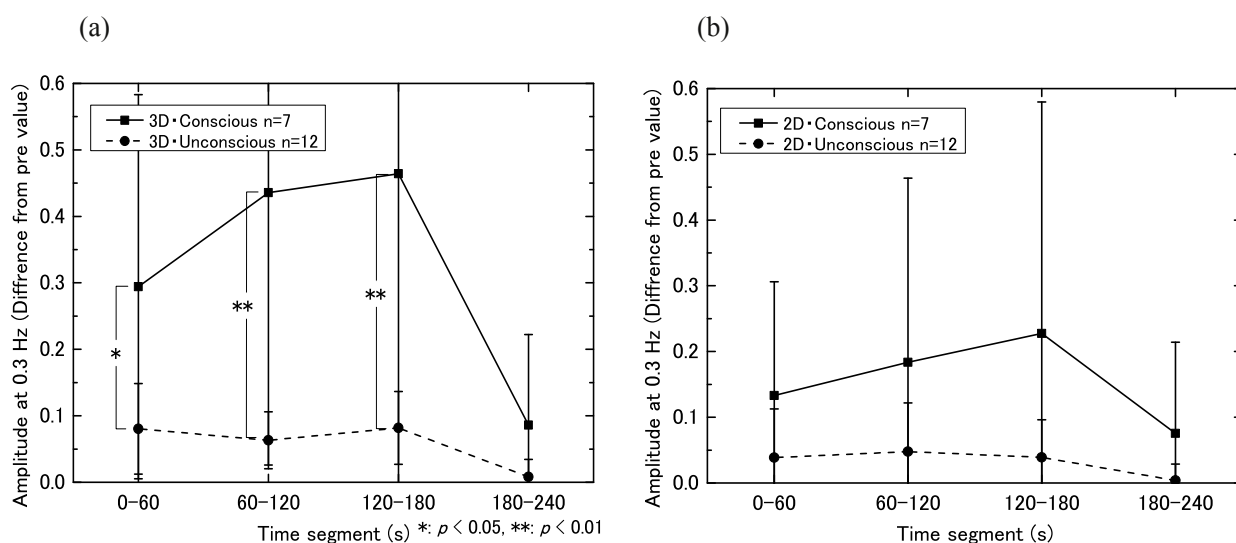


図3-18 周波数解析から算出された 0.3 Hz 成分の強度時間変化

(a): 3D映像観視, (b): 2D映像観視

3) 外周面積

図3-19(a)には、自覚ありグループの各映像条件での外周面積の時間変化を示す。縦軸は重心動揺図から算出された外周面積を表し、横軸は時間区域を表している。3D運動映像観視では、周波数解析で示した傾向とほぼ同様の傾向を示した。しかし、運動映像観視を中断した後の外周面積については、周波数解析の結果とは異なり、初期値に戻るような大きな減少傾向は確認されなかった。一方、2D運動映像観視では、3D運動映像観視と比較して相対的に低値となった。また、運動映像観視を中断した後の外周面積については、3D運動映像観視と同様に大きな減少は認められない。

図3-19(b)には、自覚なしグループの各映像条件での外周面積の時間変化を示す。映像の条件等については図3-19(a)に準じている。図3-19(b)からは自覚ありグループの結果で確認されたような時間区域に対する外周面積の顕著な増加および減少は認められない。さらに、図3-19(a)で確認された2D運動映像観視と3D運動映像観視での外周面積の差異についても確認されない。図3-19(a)および図3-19(b)に示す結果に対して、映像の種類(2Dと3D)と時間区域(5群)を要因として、繰り返しありの二元配置分散分析を行ったところ、自覚ありグループの結果ではそれぞれの主効果に交互作用なしで、有意差が認められた($p < 0.05$)。一方、自覚なしグループの結果では有意差は認められなかった。さらに各結果に対して、Turkey-Kramer法による多重比較を行ったところ、それぞれ図3-19(a,b)に示すような有意差が認められた。

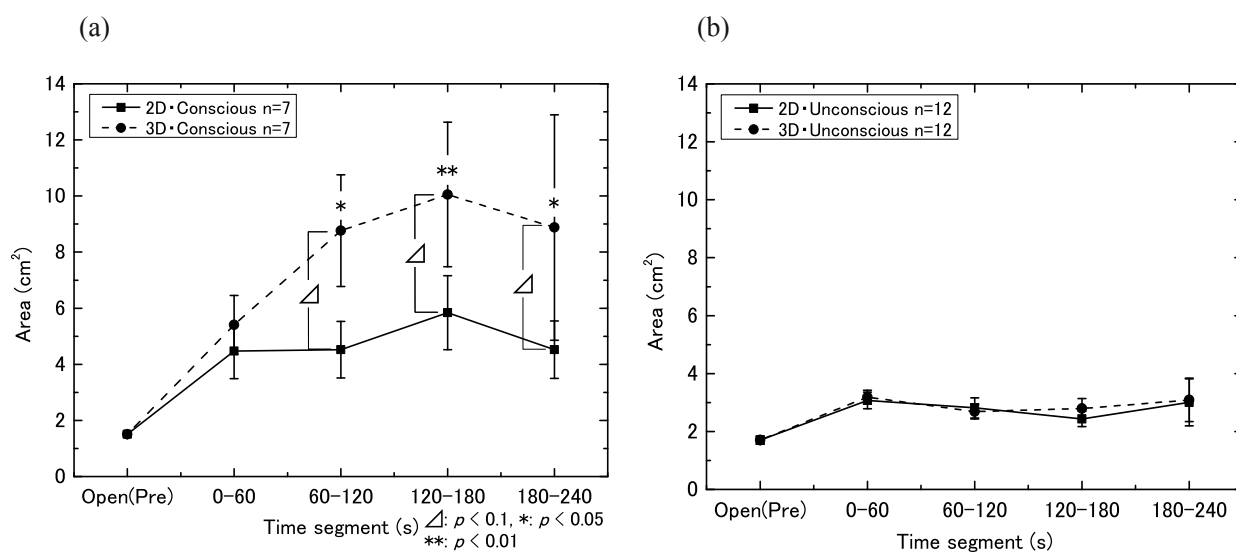


図3-19 外周面積の時間変化

(a): 自覚ありグループ, (b): 自覚なしグループ

最後に映像条件ごとに酔いの自覚の有無の影響を比較するため、初期(pre test)強度からの変化についてまとめたものを図3-20(a,b)に示す。縦軸は静止映像観視(pre test)からの外周面積の増加量を表しており、横軸は時間区域を表している。それぞれのグラフの条件は図3-18に準じている。図3-20(a)に示される3D運動映像観視では、自覚ありグループの方が相対的に高値を示しており、加えて時間経過に従い大きく増加した。しかし、運動映像観視後の外周面積については、顕著な減少傾向は認められない。一方、自覚なしグループでは、グラフは低値を示しながらほぼ横ばいに推移しており、初期値からの変化は殆ど認められない。しかし、図3-20(b)に示される2D映像観視では、自覚ありグループの方が相対的に高値を示した。時間変動については、どちらのグループにおいてもほぼ横ばいに推移しており、一貫した増加および減少どちらの傾向も認められない。時間区域ごとに自覚有無のグループ間の有意差を確認するためにペアのt検定を行ったところ、図3-20(a,b)に示す有意差が認められた。

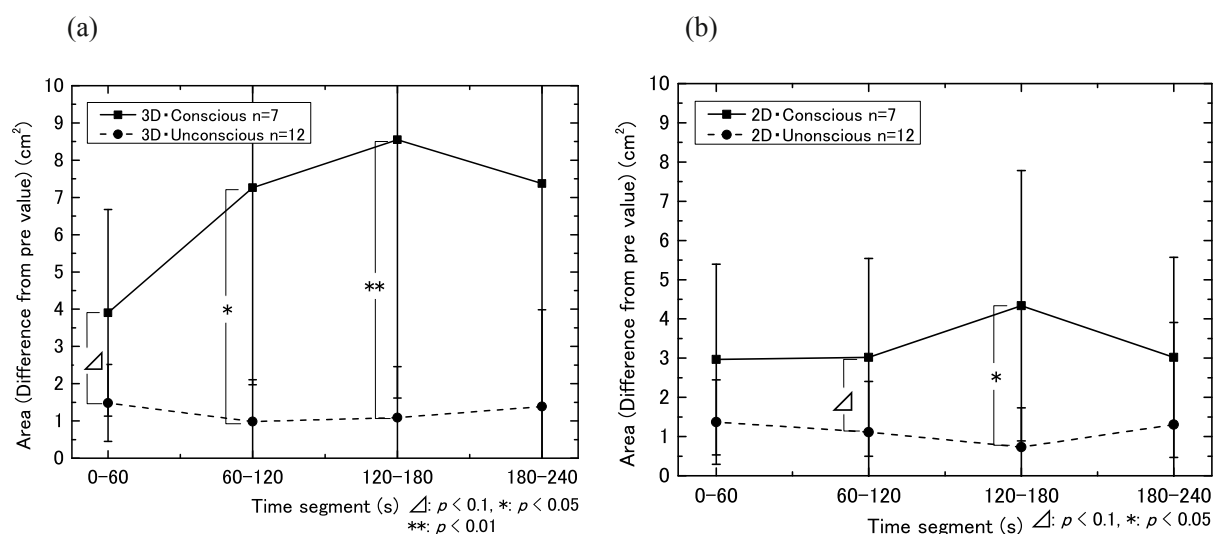


図3-20 初期(pre test)からの外周面積の時間変化

(a): 3D映像観視, (b): 2D映像観視

3.3.3 考察

身体が映像より影響を受けている場合、映像の運動成分と一致するCOPの位置の変化が確認された(図3-15)。この結果は、同様の運動映像を用いた竹田ら[14]が行った実験結果と一致している。彼らはこの身体現象に対してVectionに起因するものと報告しているが、Vection研究の第一人者であるFischer et al.は、視覚刺激の入力となるオプティカルフローに対して逆方向に発生する運動知覚に対してVectionと定義しており[15]、狭義の意味におけるVection起因のVEPRsであるならばCOPの位置は映像運動方向とは逆に変位することは容易に想像可能である。しかし、実際に発生している運動方向はVection起因の場合とは逆であったことから(図3-15)、狭義の意味においてVectionとは異なる現象でVEPRsが発現していると考えられる。さらに、被験者の内省報告によれば、運動映像観視直後に自己がゆれ動いていると感じた被験者はおらず、映像中盤から後半にかけて身体動揺を感じたと報告を受けている。よって、本検証におけるVEPRsは狭義の意味におけるVectionに起因して発現している可能性は低く、他の要因によりVEPRsが発現していると考えられる。そこで、本研究が示す結果の範囲内において、この現象のメカニズムについて言及していく。

はじめに、Berthoz et al.[16]はVection発現までには潜時が存在し、この潜時は約1~2秒程度と報告している。また、Wong et al.[17]は、この潜時中に視覚情報と平衡感覚情報の矛盾の解消が進められ、その結果として自己運動と判断されると報告している。本研究では、0.3 Hzで運動する映像を観視させているため、一方向への運動継続時間は約1.67秒であり、潜時中に運動の方向が反転し、さらに、反復的

に刺激が加えられていることから、Vectionのメカニズムにあたる自己運動(能動的運動)により視覚情報が変化しているとは判断されず、自己周辺環境の運動により視覚情報が変化していると捉えられたと推測される。

次に、酔いやすさの自覚の有無に関して、自覚ありグループでは、運動映像観視初期から同調精度の急激な向上が認められ、時間経過に従い同調精度の変化が緩やかに増加する傾向が認められた(図3-18(a))。一方、自覚なしグループでは、運動映像観視時に同調精度の向上傾向が認められたものの、自覚ありグループと比較して相対的に低い結果となった(図3-18(b))。ゆえに、酔いやすさの自覚の有無により、運動映像から人が受ける影響が異なることを示唆している。これについては、映像観視により入力される自己周辺環境の運動と解釈される視覚情報と、平衡情報(静止)の矛盾状態に対して、酔いやすい自覚がある人では、積極的に矛盾を解消するための自衛的反応(受動的運動)が働いたものと考えられる。この理由については、視覚と平衡感覚の感覚不一致説[1,2]の関与が有力であり、酔いやすい自覚がある人は、この感覚不一致に対する身体的感度が比較的高いと考えられる。映像酔い時に発生する身体的影響は、頭痛、吐気、悪寒など不快なものが殆どである[18]。そのため、酔いやすい自覚がある人は、この不快症状を予防する目的で、感覚不一致を解消するように無意識に映像運動周期に合わせて姿勢を変化させていると考えられる。一方、酔いやすい自覚がない人については、観視映像および観視姿勢、さらに実験環境までもが同じであるため、感覚矛盾に関しては、酔いやすい自覚がある人と同様に発生していると考えられる。しかし、身体的な感度が低いため、積極的な感覚矛盾の解消が実行されなかったものと考えられる。

最後に、映像の違い(2D,3D)については、特に酔いやすい自覚があるグループにおいて、2D運動映像観視と比較して3D運動映像観視では相対的に運動映像への同調精度は高くなった(図3-17(a))。Keshavarz et al.[19]の報告によると、映像酔いについても同様に2D映像観視と比較して3D映像観視の方が発現しやすいと報告している。また、高橋[20]や清水ら[21]は、映像酔いには人の空間知覚が関与すると報告している。さらに、両眼立体視は擬似的に映像内に空間を形成する技術であることを考慮すると、視覚情報に空間的情報が付加されることで感覚矛盾が増強し、自衛的反応が強く発生し、その結果として、姿勢変化に強い影響を及ぼしたものと考えられる。一方、2D映像においても、運動映像観視に伴い、映像への同調精度の向上が認められた。この理由については、映像内の空間認知には上記した両眼立体視のみが関与しているわけではなく、空気陰影、網膜像の大きさの変化など単眼においても奥行き感を発現する要因も関与している[22]。よって、本検証に用いた運動映像においても、奥行き

方向に往復運動していることから、網膜像のサイズの時間変化が、空間認知に関与したものと考えられる。

外周面積に関しては、3章2節で説明したように姿勢の大局的不安定性を示す指標の一つである。今回の検証では、自覚ありグループにおいて、3章2節(図3-11)と同じ傾向が示された。すなわち、映像観視時間経過と共に外周面積が増加し、そして運動映像観視後(180-240秒)の初期では、不安定性が残存するが、後期には安定状態に戻っていると推測される。この状態については、運動映像観察中には自己周辺環境の運動と解釈される視覚情報の入力となされ、その一方で平衡感覚からは静止情報が入力される。さらに、運動映像停止後には、視覚から静止情報の入力となされ、平衡感覚からは、身体が運動映像観視中に映像の運動成分に起因して動揺していたのであれば、動的情報の影響が残存していると考えられ、それぞれの状態で感覚矛盾が発生しているものと推測される。映像停止後の様子については、図3-13(e)より確認できる。映像による先導を失ったことで、映像方向とは無関係な方向にCOPの軌跡が広がり、外周面積を大きくしている。しかし、同様に図3-13(e)にはCOPの軌跡が中心部に集中していることも確認できる。この様子から遅延して平衡感覚も徐々に情報修正されていることが推測される。一方、自覚なしグループについては、静止映像観視と比較して、運動映像に起因する動揺変化は認められなかった。

以上の考察より、本研究で発現した姿勢の連続的な変化については、狭義の意味としてのVection(能動的運動感覚：自身の運動により視覚情報が変化している)に起因する可能性は低く、自己周辺環境の運動と解釈される視覚情報(地震や川の流れといった、人の存在する空間が運動している状態)と平衡情報(静止)の不一致解消を目的とする単純な自衛的姿勢変化(受動的運動)である可能性が高いといえる。

3.4 検証 3 (予測不可成分の影響)

3.4.1 方法

1) 観視映像

検証で用いる観視映像は、3章2節、3章3節と同様にコンピュータグラフィックソフト3dsMax 2015 (AUTODESK)を用いて作成した。作成した映像は、映像全体が多数の球で埋め尽くされているような空間を基本として、映像中央に注視点となる緑色のクロスが存在する映像を基本とした。

映像の運動成分については、奥行き方向(Z方向)および横方向(X方向)それぞれに、ソフトウェア上で振幅: 150(映像サイズ: 縦157.5 cm×横280 cmの場合、65 cm移動)、運動周期: 0.25 Hzの正弦往復運動を基本とし、それぞれの映像に正弦往復運動の振幅の±3%, ±6%, ±9%をそれぞれ最大値・最小値とする一様乱数を正弦波の振幅成分に加算したものを作成した。映像の運動を式(1)示す。

$$F(t) = A \sin(2\pi ft) + \varepsilon, \quad (1)$$

ここで、 $F(t)$ は、各映像中の時間 t における位置を表し、 ε は予測不可成分、 A は振幅(本検証では150)、 f は周波数(本検証では0.25)、 t は時間(秒)をそれぞれ表している。図3-21に各予測不可成分を付加した運動の様子を示す。

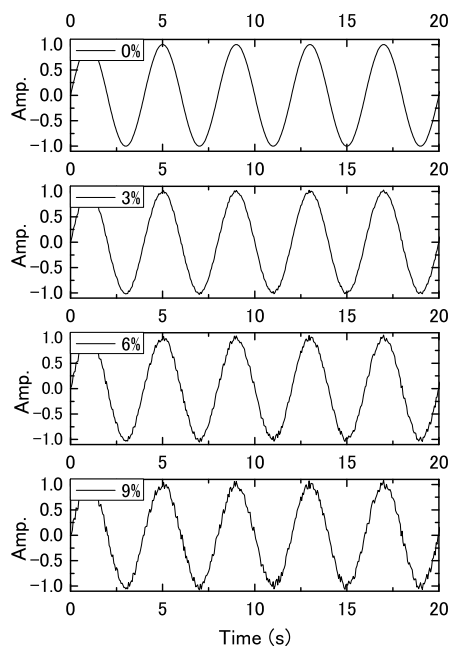


図3-21 映像の予測不可成分との運動の様子

映像中の往復運動の振幅は1から-1で規格化されている

映像の提示方法については、3章2節、3章3節とほぼ同様であり、映像サイズ：縦157.5 cm×横280 cm、解像度(1,920 × 1,080)、観視距離を200 cmとして、家庭用3D対応プロジェクタ(EH-TW5100 EPSON)から白い壁に映像を映し出した。さらに、被験者には時分割方式の液晶シャッターメガネ(ELPGS03 EPSON)を装着させ3D映像として運動映像を観視させた(縦方向視野角：38度、横方向視野角：70度)。

2) 被験者および実験手続き

平衡機能および目の疾患を有しないボランティア学生(男性5名、女性6名、年齢21-22歳、身長：163 ± 7.7 cm (平均±標準偏差)、体重：52.2 ± 6.2 kg (平均±標準偏差)) 計11名を対象とし、実験環境は照度約13 lx、室温21 °Cに保った環境で実験を行った。実験手順については、はじめに、事前検査として球が止まっている映像(静止映像)を60秒間観視させた。次に、球が正弦往復運動している映像(運動映像)を180秒間観視させた。運動映像観視の計180秒間を1試行とし、被験者には順序効果を取り除くため、各映像をランダムに試行させた(±0%付加, ±3%付加, ±6%付加, ±9%付加)。それぞれの試行間は5分以上の休憩を設けた。被験者には映像観視中、重心動揺測定の基本姿勢の一つとなるロンベルグ姿勢を保つように指示した。

3) データ取得と解析

重心動揺の測定については、バランスWiiボード(任天堂)と吉村氏作成のバランスWiiボード専用重心動揺測定ソフトWiiTriVer1.1cとWiimoteLib [23]を用いてCOPの位置データを100 Hzにて連続的に取得した。本検証の解析方法については、基本的に3章2節を踏襲するが、重心動揺指標に関しては、付加された予測不可成分が及ぼす影響については、大局的(大きさ)な影響よりも、予測不可成分への動揺の追従、すなわち局所的不安定性の影響が観測しやすいことが推測されるため、そこで前項にて算出していた外周面積の代わりに総軌跡長[4]を算出した。

3.4.2 結果

1) 周波数解析

図3-22(a,b)に重心動揺に対する周波数解析の結果の一例として、Pre test(静止映像観視)の60秒間、0%付加(120-180 秒)、9%付加(120-180 秒)、それぞれの映像運動方向の時間周波数解析の結果を示す。(a)は

Z方向運動映像観視の結果を示しており、(b)はX方向運動映像観視の結果を示している。各グラフの縦軸は周波数成分の強度(パワーの平方)を表し、横軸は周波数を表している。静止映像観視には、(a,b)共に低周波数帯域において相対的に強度が高くなり、周波数の増加に従い強度は徐々に低下している。一方、運動映像観視には、静止映像観視には確認されなかった0.25 Hzにピークが認められる。これらの結果は、3章2節、3章3節の結果とも一致しており、映像の運動成分と同一の0.25 Hzであることを考慮すると、この周波数帯域の変化は、人が映像の影響を受けている様子を表現していると推測できる。そこで、0.25 Hz成分の強度変化に着目して解析を進める。

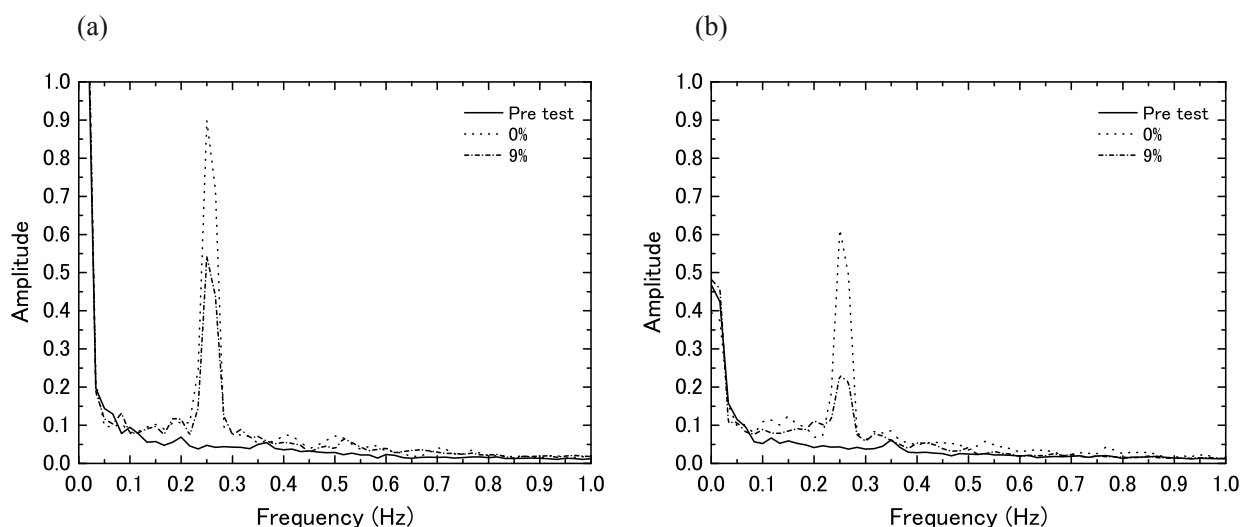


図3-22 重心動揺に対する映像運動方向成分の周波数解析結果の一例

(a): Z方向運動映像観視, (b): X方向運動映像観視

2) 測定データの除外

3章3節でも触れたが、酔いなどの諸影響は均一ではなく感受性は人の特性に依存している。本検証の目的は、予測可能な運動に予測不可な成分が付加された場合の影響を検証することである。この目標を正確に達成するためには、運動映像への感受性が著しく低い被験者データは予め取り除かれるべきである。この理由は、VEPRsがまったく発現しない被験者データは、もともと映像への感受性が低いことから、なんら変化が認められない可能性が高く、誤った結論を導く可能性があると考えられるためである。そこで、次に示す方法によりデータの選別を行った。

1. 静止映像観視の各方向の0.25 Hz成分の強度から標本分布を作成する(標本数は11)。

2. 予測不可成分0%付加運動映像観視0秒から60秒の0.25 Hzの強度値を加え、標本分布を形成する。標本数は12となる。
3. 標本分布に外れ値を含むか否か有意水準を5%に設定して、Smirnov-Grubbsテストを行う。ここで、帰無仮説はすべての標本は標本分布に従うとなる。
4. Smirnov-Grubbsテストの結果が有意でなければ、標本分布に加えられたデータは解析対象より除外する。
5. 手順2～4までの作業を実験参加者の人数分(11名)繰り返す。

表3-1, 3-2は上記処理手順に従った選別結果である。Z方向運動映像観視では、No.6の実験参加者のデータを解析対象から除外した。そして、X方向運動映像観視では、No.5,6,11の結果を解析対象から除外した。

表3-1 有意水準5%でのSmirnov-Grubbsテストを用いた被験者データ選別の結果
Z方向運動映像観視

Subject No.	Amplitude at 0.25 Hz of body sway		Test for outliers
	Open eyes without watching motion movie	Open eyes with watching motion movie from 0 to 60 s	
1	0.04401	1.82551	$P < 0.05$
2	0.08965	0.22626	$P < 0.05$
3	0.04744	0.1144	$P < 0.05$
4	0.06143	0.17953	$P < 0.05$
5	0.02724	0.20224	$P < 0.05$
6	0.0616	0.02785	n.s.
7	0.05878	0.31204	$P < 0.05$
8	0.04435	0.60125	$P < 0.05$
9	0.01222	0.12502	$P < 0.05$
10	0.03623	1.93987	$P < 0.05$
11	0.03819	0.34879	$P < 0.05$

表3-2 有意水準5%でのSmirnov-Grubbsテストを用いた被験者データ選別の結果
X方向運動映像観視

Subject No.	Amplitude at 0.25 Hz of body sway		Test for outliers
	Open eyes without watching motion movie	Open eyes with watching motion movie from 0 to 60 s	
1	0.01	1.45761	$P < 0.05$
2	0.05663	0.45284	$P < 0.05$
3	0.02538	0.17415	$P < 0.05$
4	0.05311	0.1804	$P < 0.05$
5	0.03954	0.04632	n.s.
6	0.08922	0.03598	n.s.
7	0.04815	0.12394	$P < 0.05$
8	0.04233	0.81462	$P < 0.05$
9	0.02536	0.19244	$P < 0.05$
10	0.04323	0.44733	$P < 0.05$
11	0.04383	0.08547	n.s.

3) 周波数解析における0.25 Hz成分

各映像条件における、周波数解析での0.25 Hz成分の強度の時間変化を図3-23(a,b)に示す。(a)はZ方向運動映像観視の結果を示し、(b)はX方向運動映像観視の結果を示している。縦軸は周波数解析より算出した0.25 Hz成分の強度を表し、横軸は時間区域、誤差棒は標準偏差を表している。はじめに、両方向共に、0%運動映像観視では、時間経過に伴う強度の増加傾向が確認できる。一方、予測不可成分を付加した場合では、時間経過に伴う強度の増加傾向は確認できない。次に、各時間区域とも3%付加の結果は、6%付加、9%付加と比較すると高値を示した。しかし、予測不可成分量に従った一貫した増加減少傾向は認められなかった。最後に、予測不可成分を付加した(3%-9%)結果と0%運動映像観視の強度値の差異は、Z方向運動映像観視よりもX方向運動映像観視の方が大きくなった。これらの差は時間経過に伴い徐々に増大していた。この差分量の経時的増加は、0%運動映像観視の0.25 Hz成分の強度は増加しているにも関わらず、予測不可成分を含む映像観視では経時的に0.25 Hz成分の強度が増加していないことを意味する。これらの結果について、時間区域3群、予測不可成分4群(0-9%)として各群に対して、Turkey-Kramer法による多重比較を行ったところ、図3-23(a,b)に示す有意差が認められた。

次に、図3-24にSmirnov-Grubbsテストにより両方向運動映像観視時の測定データが共に解析対象から除外された被験者番号6番の周波数解析での0.25 Hz成分の強度の時間変化を示す。図3-23と比較して、両運動方向共に予測不可成分の付加量に関わらず顕著な低値を示しており、さらに、時間経過に伴う強度の増加傾向は認められなかった。

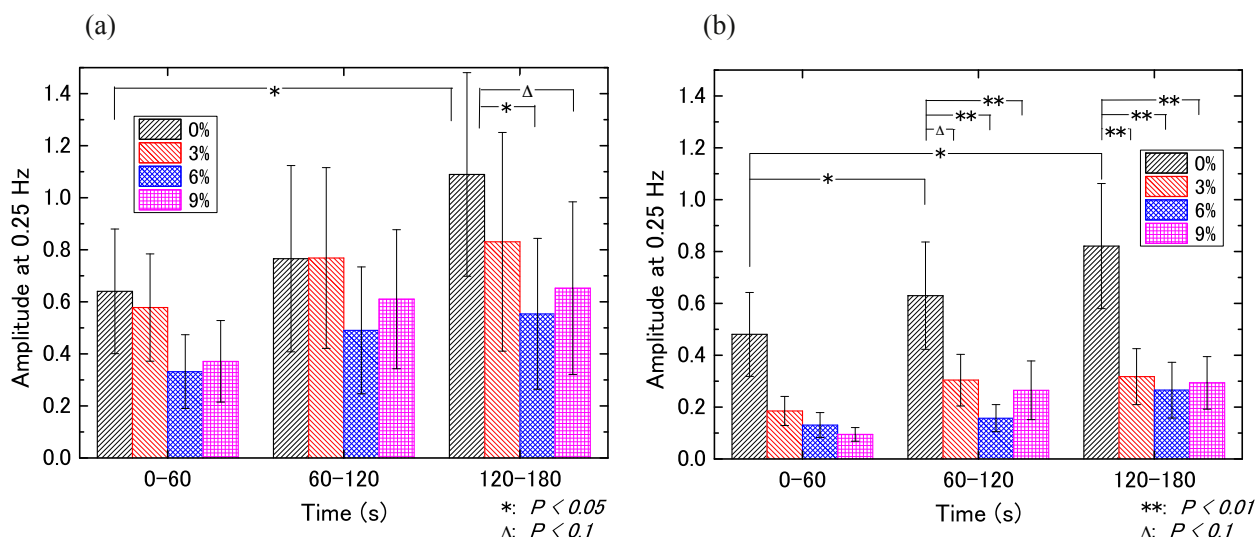


図3-23 周波数解析での0.25Hz成分の強度の時間変化

(a): Z方向運動映像観視, (b): X方向運動映像観視

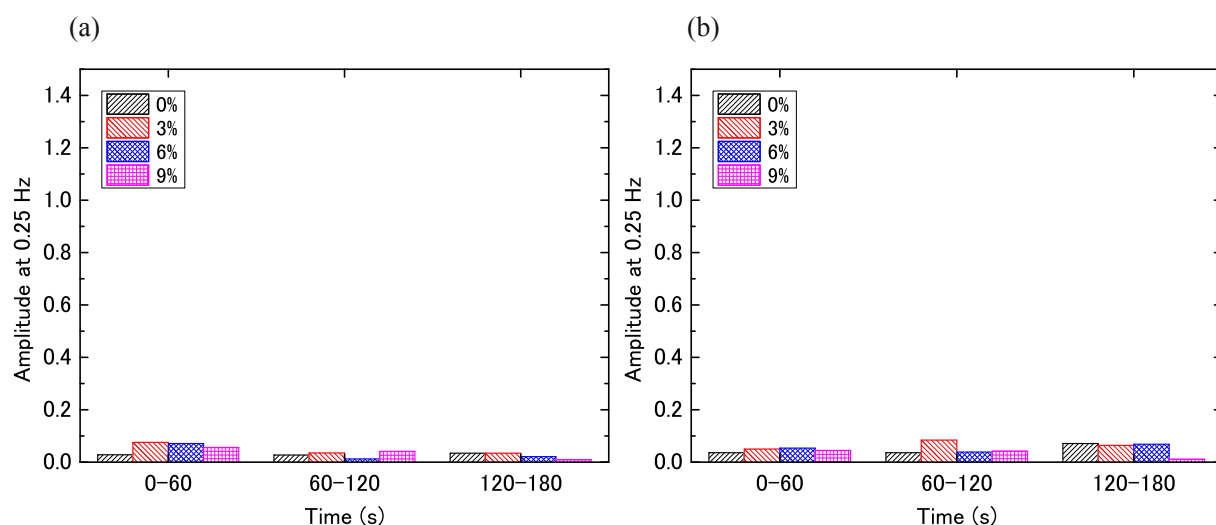


図3-24 周波数解析での0.25Hz成分の強度の時間変化 (除外された被験者6番のみ)

(a): Z方向運動映像観視, (b): X方向運動映像観視

4) 総軌跡長

各映像条件における総軌跡長の時間変化を図3-25(a,b)に示す。図3-23と同様に(a)はZ方向運動映像観視, (b)はX方向運動映像観視の結果を示している。縦軸は総軌跡長を表し、横軸は時間区域を表す。総軌跡長の示す結果は周波数解析の0.25 Hz成分の強度と同傾向であった。はじめに、両方向共に0%付加運動映像観視で時間経過に伴う総軌跡長の増加傾向が確認できる。次に、予測不可成分量の違いに関しては、各時間区域とも3%付加の結果は、6%付加および9%付加と比較すると高値を示した。しかし、この関係性に有意差は認められなかった。さらに、予測不可成分量に対する一貫した増加減少傾向は認められなかった。最後に、予測不可成分を付加した(3%-9%)結果と0%運動映像観視の総軌跡長の差異はX方向運動映像観視の方が大きくなった。そして、時間経過に伴いその差は大きくなった。図3-25(a,b)に示す結果について、時間区域3群、予測不可成分4群(0-9%)として各群に対してTurkey-Kramer法による多重比較を行ったところ、図3-25(a,b)に示す有意差が認められた。

次に、図3-26にSmirnov-Grubbsテストにより両方向運動映像観視時の測定データが共に解析対象から除外された被験者番号6番の総軌跡長の時間変化を示す。図3-25と比較して、両運動方向共に予測不可成分の付加量に関わらず顕著な低値を示しており、さらに、時間経過に伴う強度の増加傾向は認められなかった。

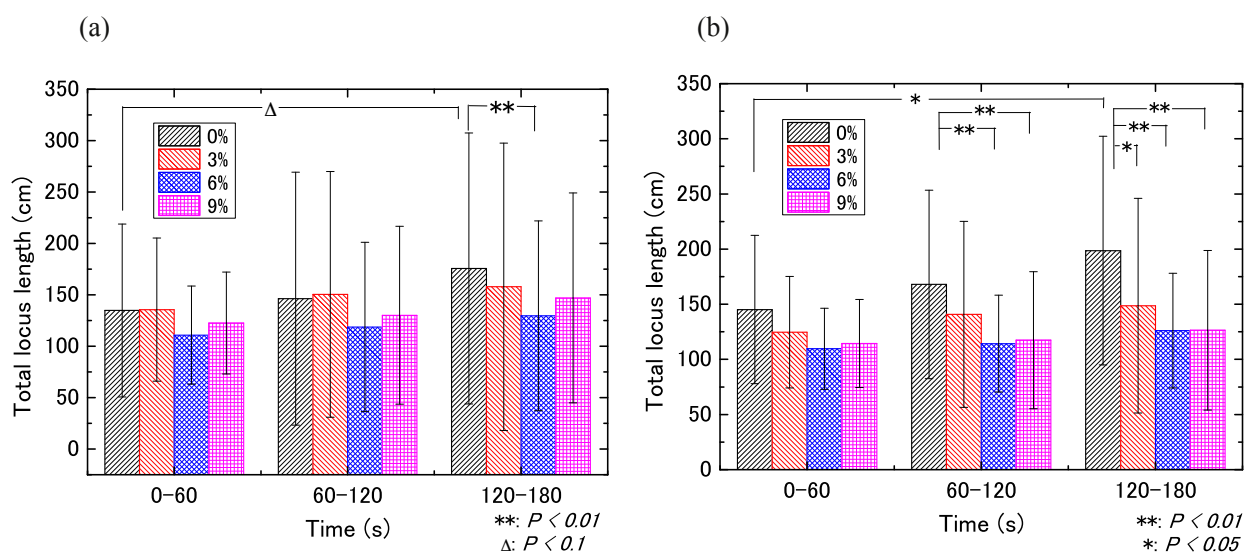


図3-25 総軌跡長の時間変化

(a): Z方向運動映像観視, (b): X方向運動映像観視

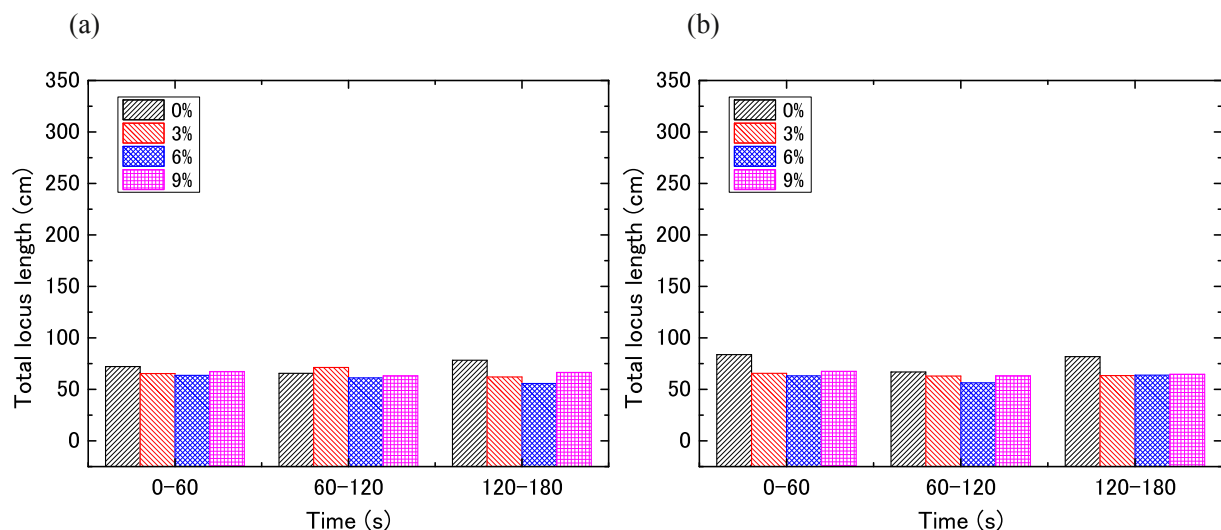


図3-26 総軌跡長の時間変化 (除外された被験者 6 番のみ)

(a): Z方向運動映像観視, (b): X方向運動映像観視

3.4.3 考察

周波数解析の結果(図3-23)と総軌跡長の結果(図3-25)は同傾向を示した。この傾向については、図3-22に示す0%付加および9%付加運動映像観視の周波数解析の結果より説明することができる。周波数解析のグラフの面積は、運動方向に関わらず0.25 Hz付近のピーク形成を主因として、0%付加、9%付加、

静止映像の順に小さくなっている。グラフの面積は、パワー値の平方で構成されているため、面積の増大は重心動揺の運動エネルギーの増加と解釈できる。一方、総軌跡長は、単位時間当たりの移動距離の和であることから、速度の増加は総軌跡長の増加を意味している。運動エネルギーは速度の二乗に比例することから、どちらも速度の増加と解釈することが可能である。ゆえに、結果が類似したと考えられる。

予測不可成分が加えられた場合は、運動方向に限らず0.25 Hzの強度値は3%運動映像観視の場合が最も0%運動映像観視の結果に近い値となった。一方、予測不可成分の付加量に関連した一貫した傾向は示されなかった(図3-23, 図3-25)。時間経過に伴う0.25 Hz成分の強度変化については、Z方向運動映像観視の3%, 6%, 9%付加では、0%の場合とは異なり有意ではない増加傾向が示された。一方、X方向運動映像観視では、0%運動映像観視の場合とは大きく異なり、観察時間に応じた変化は認められなかった。さらに各時間区域における、3%, 6%, 9%の間に有意差は認められなかった。これらの結果より2つの結論が導き出せる。1つ目は、X方向運動映像観視と比較して、Z方向運動映像観視では、運動映像への同調精度が高い(予想不可成分への影響が低い)。2つ目は、付加量と映像への同調精度は、検証の範囲内で言及するならば関連性は低い。これら特徴の原因については、図3-27に示す予測不可成分を付加した運動映像観視中の実際のCOPの動揺例を参考にしながら考察する。(a)にはZ方向運動映像観視の様子を示し、(b)にはX方向運動映像観視の様子を示す。

はじめに、結論1に関して、3章1節で報告したようにZ方向運動映像観視の方がX方向映像観視よりも同調精度(感度)が高いことを報告している。さらに同節で、この原因を人の空間認知が関連することも示している。よって、予測不可成分の影響に関しても、予測可能成分と同様にX方向運動映像観視よりもZ方向運動映像観視の方が影響(周期運動を乱しやすい)が強く現れると推測される。しかし、実際の結果は異なっており、予測可能な大局的な運動成分については、空間認知と関連しているものの、予測不可な微小な運動成分については、空間認知との関連性は低いと考えられる。ゆえに、平面的な認知が(単純な)関連している可能性について言及することで、被験者の観察方向、映像の運動方向、さらに予測不可成分が加えられた方向との位置関係から考察が可能となる。X方向運動映像では、球が左右に動いているため、予測不可成分を十分に認識し大きな影響を受けていたと考えられる。一方、Z方向は奥行き方向への移動であり、さらに同方向に予測不可成分が加えられていることから、予測不可成分の動きは相対的に小さく認知されるため、強く影響が現れなかったと考えられる。この様子は図3-

27(a,b)の比較から確認できる。図3-27(a)と比較して、図3-27(b)では正弦波形の部分的破綻(周期的動揺の中断)が広範囲に認められ、X方向運動映像観視において影響が大きいことが確認できる。

次に、結論2に関して、予測不可成分の付加割合が増えることを、周期的動揺の阻害成分の増加と考えるのであれば、0.25 Hz成分の強度は、その付加割合に応じて減少すると考えるのが自然である。しかし、実際の結果では、各時間区域において付加割合の違いによる有意な変化は認められなかった。さらに、0%運動映像観視に認められた時間経過に伴う上昇傾向は、予測不可成分付加映像観視では確認されなかった。よって、少なくとも予測不可成分の影響は認められるものの、今回の検証における付加割合の差異による影響については有意な変化は認められないといえる。この状況は、図3-27(a)および図3-27(b)の部分的に正弦波形が破綻(すなわち周期的動揺の中断)している様子により確認できる。さらに、中断された周期的な重心動揺は短時間で復旧されていないことから、図3-27に示される連続正弦波状運動モードの存在を仮定すると、予測不可成分は周期的なこのモードの強制的中断および再開の妨げる要素であると推測される。さらに詳細について言及すると、予測不可成分は常に関与するものではなく、周期運動中には、確率的に発生する中断のトリガーとなり、さらに、非周期運動中には、開始・再開を妨げるものと考えられる。

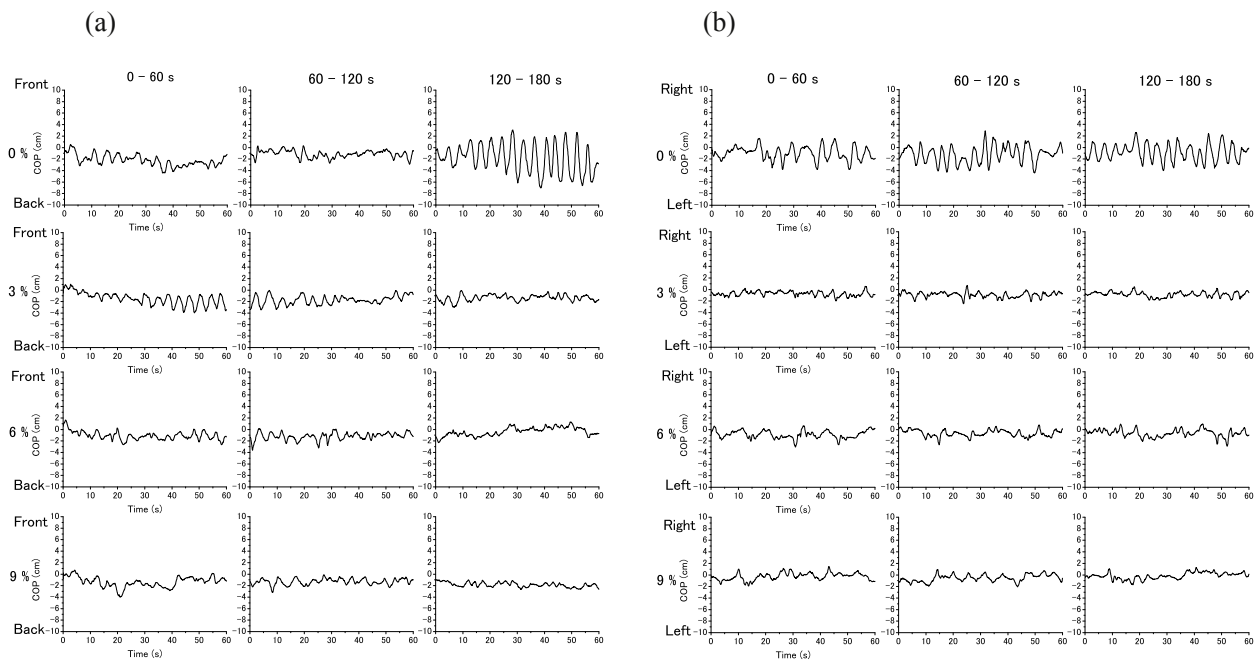


図3-27 COP位置の時間変化の一例 (21歳女性)

(a): Z方向運動映像観視, (b): X方向運動映像観視

3.5 結語

本章では、VEPRsの特徴解析として、先行研究の再検証となる、外的要因として両眼立体視の影響、先行研究で明らかにされていない、長時間暴露の影響、内的要因として乗り物酔い感受性の影響、さらに観察者が予測できない運動成分が映像に付加された場合の影響についてそれぞれ検証を行った。その結果、以下に示す見知を得ることができた。

1. 往復運動する映像を観視した場合、映像の運動方向に関わらず映像運動と同調する形でVEPRsが発現した。運動映像への同調精度については、観視時間が長いほど精度が向上した。また横方向(X方向)運動映像観視よりも奥行き方向(Z方向)運動映像観視の方が相対的に同調精度は高くなった。この傾向については、酔いやすい自覚がある人に対して、2D映像よりも3D運動映像観視の方が高くなった。
2. 横方向(X方向)運動映像観視に映像の運動方向のみならず、運動方向に対して垂直方向にもVEPRsが発現する。この現象の基本的な特徴については、映像運動方向への身体動揺の特徴に準ずる。

3. 姿勢変化の大局的不安定性は、観視時間の長さに応じて増大している。すなわち、映像との同期精度を向上させながら、姿勢変化の揺れ幅も拡大している。一方、運動映像観視を中断すると映像への同調精度は急激に低下するが、姿勢の不安定性は一定時間残存する。
4. 予想不可成分の影響はZ方向運動映像観視よりもX方向運動映像観視の方が強く出現した。そして、予測不可成分の付加量と映像への同調精度は、本研究の範囲内(予測可能成分の振幅の3%-9%)で言及するならば関連性は低い。

参考文献

1. J. Reason, J. Brand, Motion sickness, Academic press. London, 1975.
2. J.E. Bos, W. Bles, E.L. Groen, A theory on visually induced motion sickness, Displays. 29 (2008) 47–57.
3. 3dsMAX (<http://www.autodesk.com/products/3ds-max/overview>)
4. 鈴木淳一, 松永喬, 徳増厚二, 田口喜一郎, 渡辺行雄, 重心動揺の Q&A, 手引き (1995)., Equilibrium research. 55 (1996) 64–77.
5. M. Turner, M.J. Griffin, Motion sickness in public road transport: the effect of driver, route and vehicle., Ergonomics. 42 (1999) 1646–1664.
6. J.F. O’Hanlon, M.E. McCauley, Motion sickness incidence as a function of the frequency and acceleration of vertical sinusoidal motion., Aerosp. Med. 45 (1974) 366–369.
7. 田口喜一郎, 飯島美千穂, 滝沢正臣, 重心動揺の周波数分析: 周波数スペクトルと平均周波数., 耳鼻咽喉科臨床. 70 (1977) 825–831.
8. 米田敏, 徳増厚二, 常人の直立時重心動揺の周波数分析(1): 視覚・足底支持面の影響., Equilibrium research. 41 (1982) 55–60.
9. 熊谷雅彦, 松島純一, 原田千洋, 佐藤公輝, 間口四郎, 重心動揺における面積, 軌跡長, 周波数の分析., 耳鼻と臨床. 34 (1988) 604–608.
10. 時田喬, 宮田英雄, 青木光広, 重心動揺の周波数解析: ピーク面積一周波数スペクトル検査の提唱., Equilibrium research. 72 (2013) 238–246.
11. 羽柴基之, 向井研, 三宅彰英, 林良一, 渡辺悟, 人の立位重心動揺のパワースペクトルの定常性についての検討., Equilibrium research. 41 (1982) 83–89.
12. M.B. King, J.O. Judge, L. Wolfson, Functional base of support decreases with age., J. Gerontol. 49 (1994) M258–M263.
13. D.E. Krebs, D. Goldvasser, J.D. Lockert, L.G. Portney, K.M. Gill-Body, Is base of support greater in unsteady gait?, Phys. Ther. 82 (2002) 138–147.
14. 竹田仰, 金子照之. 生体計測応用 広視野映像が重心動揺に及ぼす影響., テレビジョン学会誌. 50 (1996) 1935–1940.
15. M. Fischer, A. Kornmüller, Optokinetisch ausgelöste Bewegungswahrnehmung und optokinetischer Nystagmus., J. Für Psychol. Und Neurol. (1930) 273–308.
16. A. Berthoz, B. Pavard, L.R. Young, Perception of linear horizontal self-motion induced by peripheral vision (linearvection) basic characteristics and visual-vestibular interactions., Exp. Brain Res. 23 (1975) 471–489.
17. S.C. Wong, B.J. Frost, The effect of visual-vestibular conflict on the latency of steady-state visually induced subjective rotation., Percept. Psychophys. 30 (1981) 228–236.
18. R.C.S. Kennedy, J. Drexler, R.C.S. Kennedy, Research in visually induced motion sickness., Appl. Ergon. 41 (2010) 494–503.
19. B. Keshavarz, H. Hecht, Stereoscopic viewing enhances visually induced motion sickness but sound does not., Presence 21 (2012) 213–228.
20. 高橋正紘, 動揺病(初版), 築地書店, 東京, 1997.
21. 清水俊宏, 矢野澄男, 広視野動画像によって生じる動揺病的感覚の自律神経系指標による評価., 映像情報メディア学会技術報告 24 (2000) 41–46.

22. 三浦佳世, 絵画の知覚・認知, 電子情報通信学会 (編), 現代電子情報通信選書「知識の森」感覚・知覚・認知の基礎, オーム社, 東京, 153-164 2012.
23. Managed library for Nintendo's Wiimote (<http://wiimotelib.codeplex.com/>)

第4章

視覚誘導性姿勢変化による 映像酔いと臨場感の関連性の検証

第4章 視覚誘導性姿勢変化による 映像酔いと臨場感の関連性の検証

本章では、VEPRsは臨場感および映像酔いのどちらの評価にも重複して用いられている現状がある。しかし、これらの感覚評価を同時計測した報告は殆どない。そこで、3章と同等の映像を観視した状況におけるVEPRs、臨場感および映像酔いの同時計測を行い、VEPRsがどちらの感覚をより正確に表すか検証を行う。

4.1 緒言

VE技術の目標の1つは、より高精度の臨場感(「そこに存在する感覚」として定義される[1])を与えることであり、評価検証は目標達成のために欠かすことはできない。VEの評価では、臨場感そのものの言葉や、さらに「そこに存在する」などの直接的な表現、臨場感を構成する要素で分類された複数の印象に関する事後アンケートや聞き取り調査などの主観的評価が一般的に利用されている[2-5]。一方、Freeman et al.[6]は、臨場感という言葉は、多くの素人にとっては比較的に馴染みのない構成概念(言葉)という理由から、臨場感という言葉そのものを用いた主観的評価は、VE内の被験者の状況を十分に評価できないことを示唆している。また、彼らは被験者が自分の過去の経験を参照して臨場感を評価しているため、臨場感の主観的評価には不安定性が含まれると指摘している[7]。臨場感評価の信頼性を向上させるためには、一般的な経験に基づいていて、さらに臨場感について理解しやすい質問で構成される主観的評価を利用する必要がある。さらに、臨場感評価の確立には、臨場感発現の現象の解釈、主観的評価および客観的評価の一致性を示すことが重要である。Ohmi et al.[8]やFreeman et al.[9]は臨場感の客観的評価にVEPRsの測定を含めることができると提案しており、また彼らはこの報告の中で、種々の観視条件において、主観的評価およびVEPRsでの客観的評価が同一傾向を示すことを報告している。

次に映像を中心としたVEは、良好な影響として臨場感を与えることができる。しかし、副作用として一般的に映像酔い(VIMS)、またはサイバーシックネス[10]と呼ばれる乗り物酔いに似た複雑な症状を引き起こす可能性がある。Stanney et al.[11]は、VR映像を1時間見たとき、参加者の88%がVIMSを発症したことを報告している。VIMSの評価についても臨場感と同様に、主観的評価と客観的評価がそれぞれ提案されており、代表的な主観的評価には吐き気プロフィール[12]、シミュレータ酔いアンケート

(SSQ) [13], および高速の乗り物酔い尺度[14]などがあげられる。VIMSの客観的評価に関しては、発汗、血圧、呼吸などの生理的要因の測定を通じて自律神経活動の変化を検出する試みが行われている。一方, Smart et al.[15]やVillard et al.[16]は、映像観視中の重心動揺の測定(VEPRs)によりVIMS検出の報告を行っている。

このようにVEPRsは、臨場感およびVIMSのどちらの評価にも用いられているのが現状である。しかし、どちらの感覚をより正確に表しているかは明らかにされていない。この検証を行うことは、効果的で安全なVE開発（高い臨場感と低映像酔い）のために有用である。そこで本検証では、VEPRsが臨場感とVIMSのどちらをより正確に表現するかについて、臨場感およびVIMSの客観的評価としての重心動揺と、それぞれの主観的評価を同時計測することにより検証を行った。

4.2 方法

1) 観視映像

視覚刺激は、3章と同様にコンピュータグラフィックソフト3dsMax 2015 (AUTODESK)を用いて作成した。作成した映像は、映像全体が多数の球で埋め尽くされているような空間を基本として、映像中央に注視点となる緑色のクロスが存在する映像を基本とした。映像の運動成分については、奥行き方向(Z方向)および横方向(X方向)それぞれに、ソフトウェア上での振幅設定：150(映像サイズ：縦157.5 cm×横280 cmの場合、65 cm移動)、運動周期：0.25 Hzの正弦往復運動とした。映像観視については、観視距離（視野角）の効果を検証するために映像は被験者から150, 200, 300 cm離れた白い壁に、家庭用3D対応プロジェクタ(EH-TW5100 EPSON)を用いて投影した。投影された映像のサイズは157.5 cm×280 cm、画素サイズは1,080 × 1,920 pixel、観視距離は150, 200, 300 cmに設定した。ゆえに、視野角は55°×86°（150 cm）、43°×70°（200 cm）、29°×50°（300 cm）となる。被験者は、実験映像を3D映像として観視するために、時分割方式の液晶シャッターメガネ (ELPGS03 EPSON)を実験中装着した。

2) 被験者および実験手続き

平衡機能および目の疾患を有しないボランティア学生(男性5名、女性6名、年齢範囲：21-22歳、短縮版乗り物酔い感受性アンケート(MSSQ-short [17]) 成人スコア： 7.19 ± 6.06 (平均 ± 標準偏差)、合計スコア： 15.019 ± 10.5 (平均 ± 標準偏差))計11名(21-22歳)を対象とし、実験環境は照度約13 lx、室温21 °C

に保った環境で実験を行った。事前に実施したMSSQ-shortを通じて、被験者群に感覚矛盾感度のバイアスが存在しないことを確認した。また、被験者の状態を統制するために、実験前日に十分な睡眠と目を酷使しないように被験者に指示した。

実験手順については、はじめに、事前検査として球が止まっている映像(静止映像)を60秒間観視させた。次に、球が正弦往復運動している映像(運動映像)を180秒間観視させ、その後、運動が停止した映像(静止映像)を同様に60秒間観視させた。運動映像およびその後の静止映像観視の計240秒間を1試行とし、被験者には順序効果を取り除くため、各映像をランダムに6試行(観視距離：150, 200, 300 cm, 映像方向：Z方向, X方向)させた。被験者には映像観視中、重心動揺測定の基本姿勢の一つであるロンベルグ姿勢を保つように指示し、重心動揺は観視中連続的に記録された。それぞれの試行間は5分以上の休憩を設けた。

3) データ取得と解析

客観的評価としてのVEPRsの測定については、3章3節と同様にバランスWiiボード(任天堂)と吉村氏作成のバランスWiiボード専用重心動揺測定ソフトWiiTriVer1.1cとWiimoteLibを用いてCOPの位置データを100 Hzにて連続的に取得した。

COPの位置データはバランスWiiボードの基本設定である100 Hzにてサンプリングされている。しかし、臨床における重心動揺計を用いた重心動揺検査は20 Hzでサンプリングが行われている。そこで、測定されたCOPの位置データを臨床基準に合わせるために、10 Hzのローパスフィルタを適応後、20 Hzにダウンサンプリングした。

主観的評価の測定に関して、臨場感の評価では、臨場感という言葉自身は多くの素人に馴染みのない概念[6]という指摘を考慮して、正確に臨場感を表現する言葉を使用した。2章で示したように、画面全体が運動するような映像観視はVectionを観察者に与えることが期待できる。また臨場感についても映像の特徴に起因した感覚ということを考慮すると、広義の意味におけるVectionの程度(動揺感覚)は、臨場感評価として扱うことが可能であると考えられる(ただし、運動成分を含む映像観視に限られる)。そこで、本研究では、被験者に0-100 (0:止まっている, 100:転倒しそう)の範囲を持ったビジュアルアナログスケール(VAS)を説明の後、観視30秒ごとに口頭にて身体の揺れの程度を報告させた。VIMS評価に関しては、被験者に実験の前後にSSQを実施させた。

COPの位置データは、それぞれの時間領域ごとに解析を行うため、各映像条件で60秒ごとに分割した。3章で被験者が画面全体で低周波の運動をするような映像を観視した時、COPの位置は運動映像の位相に同期して移動することを報告した。ゆえに、映像観視時の同調精度を評価するために、窓関数(Hamming window)を用いて高速フーリエ変換処理を行い、各映像条件における時間区域ごとに周波数解析を行った。さらに、重心動揺の一般的な指標である総軌跡長、外周面積、映像運動方向のCOPの位置の標準偏差について、分割したCOPの位置データごとに算出した。さらに、それぞれの重心動揺指標と臨場感のVAS値の関連性を検証するために、すべての時間区域の結果を対象にピアソンの積率相関係数を算出した。

SSQに関しては、トータルスコア(TS)と3つのサブスコア(眼疲労(OD), めまい(D), 吐き気(N))をそれぞれの条件において算出した(SSQの計算方法は文献[13]を参照)。さらに、時間区域2群(実験前後)と観視距離3群(150, 200, 300 cm)としてScheffeの多重比較を実施した。

4.3 結果

図4-1に映像観視時の重心動揺指標と臨場感のVAS値の時間変化を示す。(a)はX方向運動映像観視の結果を示し、(b)はZ方向運動映像観視の結果を示す。すべての重心動揺指標は類似した結果を示した。さらに、臨場感のVAS値と周波数解析の結果より得られた0.25 Hz成分の強度も同じ傾向を示した。詳細については、はじめに、映像観視時間の増加に伴い、各指標値は同様に増加した。次に、観視距離の増加に伴い、各指標値の変化は減少した。そして、これらの傾向はX方向運動映像観視と比較して、Z方向運動映像観視の方が大きな変化を示した。

表4-1(a-c)と表4-2(a-c)それぞれに、重心動揺指標と臨場感のVAS値のすべての相関係数をまとめる。それぞれの重心動揺指標は非常に高い相関関係を示した($0.77 > r > 0.99, p < 0.01$)。観視距離や映像の種類に応じた相関係数の変化は認められなかった。図4-2(a)と図4-2(b)には、臨場感のVAS値と重心動揺指標の相関係数のみを示す。(a)はX方向運動映像観視の結果を示し、(b)はZ方向運動映像観視の結果を示す。臨場感のVAS値と重心動揺指標の関連性については、重心動揺指標同士の関係とは異なっていた。X方向運動映像観視については、観視距離に応じて相関係数が減少する傾向を示した。しかし、Z方向運動映像観視については、150 cmの観視距離では相対的に高値を示したが、観視距離200 cmと300 cmでは距離の増加に伴う相関係数の減少傾向は示されなかった。

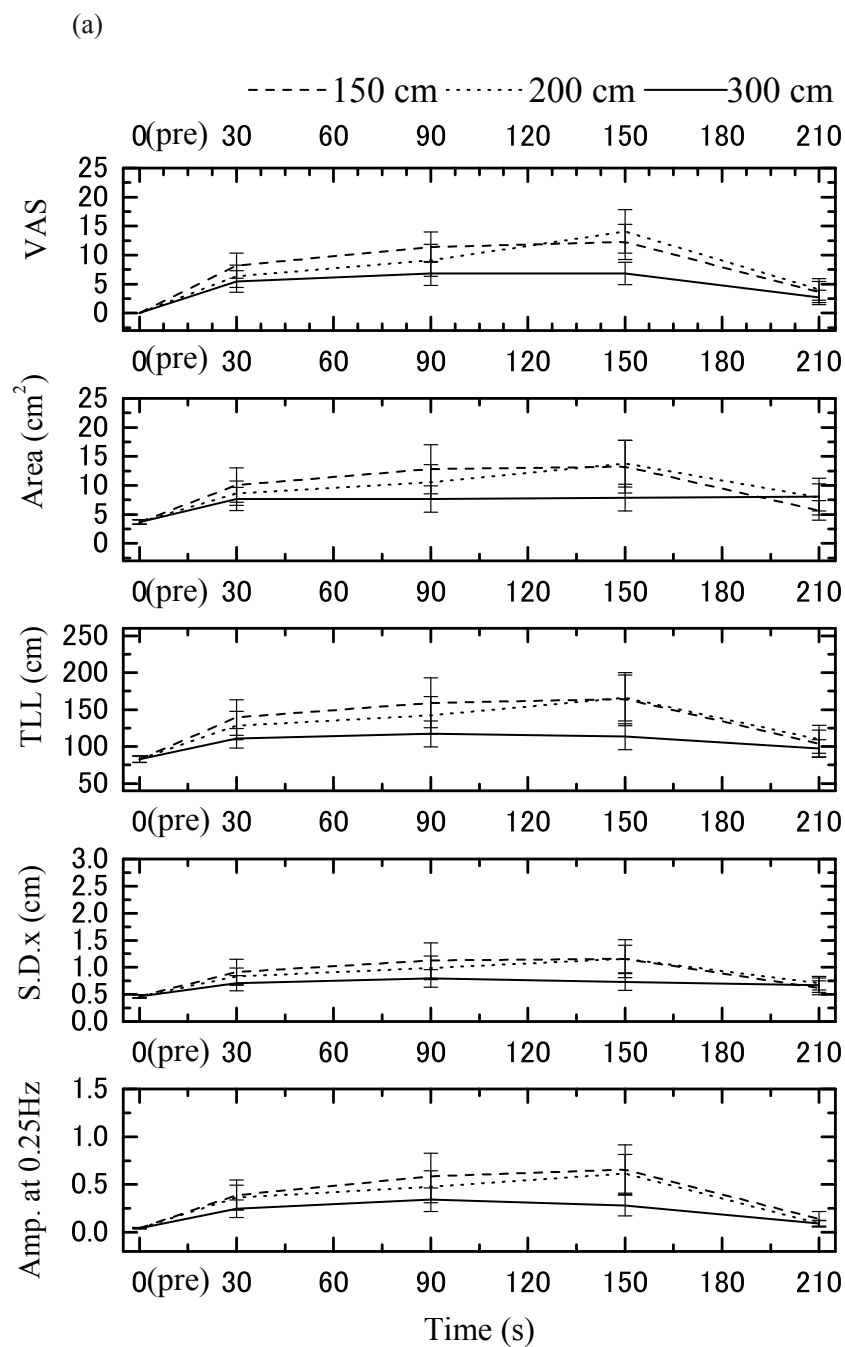


図4-1(a) 重心動揺指標と臨場感のVAS値の時間変化(X方向運動映像観視)

各グラフの線は平均値を表し、誤差棒は標準誤差を表す。VASは身体動揺の主観評価、TLLは総軌跡長、Areaは外周面積、S.D.xはX方向のCOP位置の標準偏差、Amp. at 0.25 Hzは周波数解析の結果より得られた0.25 Hz成分の強度をそれぞれ表す。

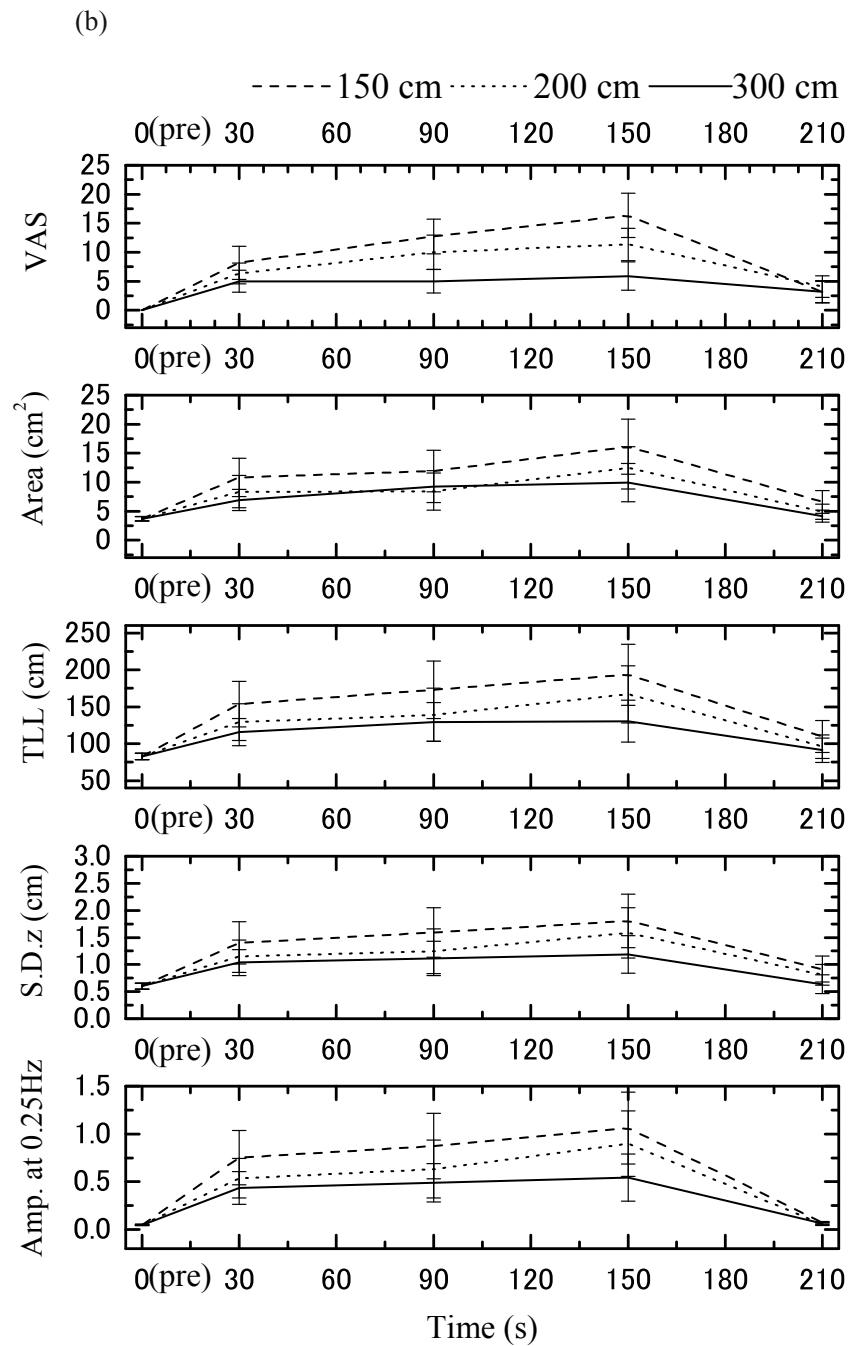


図4-1(b) 重心動揺指標と臨場感のVAS値の時間変化(Z方向運動映像観視)

各グラフの線は平均値を表し、誤差棒は標準誤差を表す。VASは身体動揺の主観評価、TLLは総軌跡長、Areaは外周面積、S.D.zはZ方向のCOP位置の標準偏差、Amp. at 0.25 Hzは周波数解析の結果より得られた0.25 Hz成分の強度をそれぞれ表す。

表4-1 各重心同様指標と臨場感のVAS値のピアソンの積率相関係数の一覧 (X方向運動映像観視)

(a): 観視距離 150 cm, (b): 観視距離, 200 cm, (c): 観視距離 300 cm

Amp. at 0.25 Hzは周波数解析の結果より得られた0.25 Hz成分の強度,
Areaは外周面積, TLLは総軌跡長, S.D.xはX方向のCOP位置の標準偏差をそれぞれ表す.

(a)

Viewing distance 150 cm

Item	VAS	Amp. at 0.25 Hz	Area	TLL
VAS				
Amp. at 0.25Hz	0.68 **			
Area	0.76 **	0.92 **		
TLL	0.75 **	0.88 **	0.96 **	
S.D.x	0.66 **	0.98 **	0.93 **	0.87 **

**: $P < 0.01$

(b)

Viewing distance 200 cm

Item	VAS	Amp. at 0.25 Hz	Area	TLL
VAS				
Amp. at 0.25Hz	0.59 **			
Area	0.61 **	0.82 **		
TLL	0.60 **	0.80 **	0.96 **	
S.D.x	0.54 **	0.94 **	0.86 **	0.78 **

**: $P < 0.01$

(c)

Viewing distance 300 cm

Item	VAS	Amp. at 0.25 Hz	Area	TLL
VAS				
Amp. at 0.25Hz	0.35 **			
Area	0.25	0.75 **		
TLL	0.30 *	0.85 **	0.85 **	
S.D.x	0.31 *	0.87 **	0.92 **	0.88 **

**: $P < 0.01$, *: $P < 0.05$

VAS: Visual analog scale, Amp. at 0.25 Hz: Amplitude at 0.25 Hz

TLL: Total locus length, S.D.x: Standard deviation at X-direction

表4-2 各重心同様指標と臨場感のVAS値のピアソンの積率相関係数の一覧 (Z方向運動映像観視)

(a): 観視距離 150 cm, (b): 観視距離, 200 cm, (c): 観視距離 300 cm

Amp. at 0.25 Hzは周波数解析の結果より得られた0.25 Hz成分の強度,
Areaは外周面積, TLLは総軌跡長, S.D.zはX方向のCOP位置の標準偏差をそれぞれ表す.

(a)

Viewing distance 150 cm

Item	VAS	Amp. at 0.25 Hz	Area	TLL
VAS				
Amp. at 0.25Hz	0.70 **			
Area	0.63 **	0.88 **		
TLL	0.70 **	0.95 **	0.96 **	
S.D.z	0.70 **	0.95 **	0.93 **	0.99 **

**: $P < 0.01$

(b)

Viewing distance 200 cm

Item	VAS	Amp. at 0.25 Hz	Area	TLL
VAS				
Amp. at 0.25Hz	0.62 **			
Area	0.54 **	0.87 **		
TLL	0.53 **	0.85 **	0.94 **	
S.D.z	0.52 **	0.83 **	0.94 **	0.98 **

**: $P < 0.01$

(c)

Viewing distance 300 cm

Item	VAS	Amp. at 0.25 Hz	Area	TLL
VAS				
Amp. at 0.25Hz	0.51 **			
Area	0.55 **	0.92 **		
TLL	0.58 **	0.92 **	0.94 **	
S.D.z	0.59 **	0.93 **	0.95 **	0.98 **

**: $P < 0.01$

VAS: Visual analog scale, Amp. at 0.25 Hz: Amplitude at 0.25 Hz

TLL: Total locus length, S.D.z: Standard deviation at Z-direction

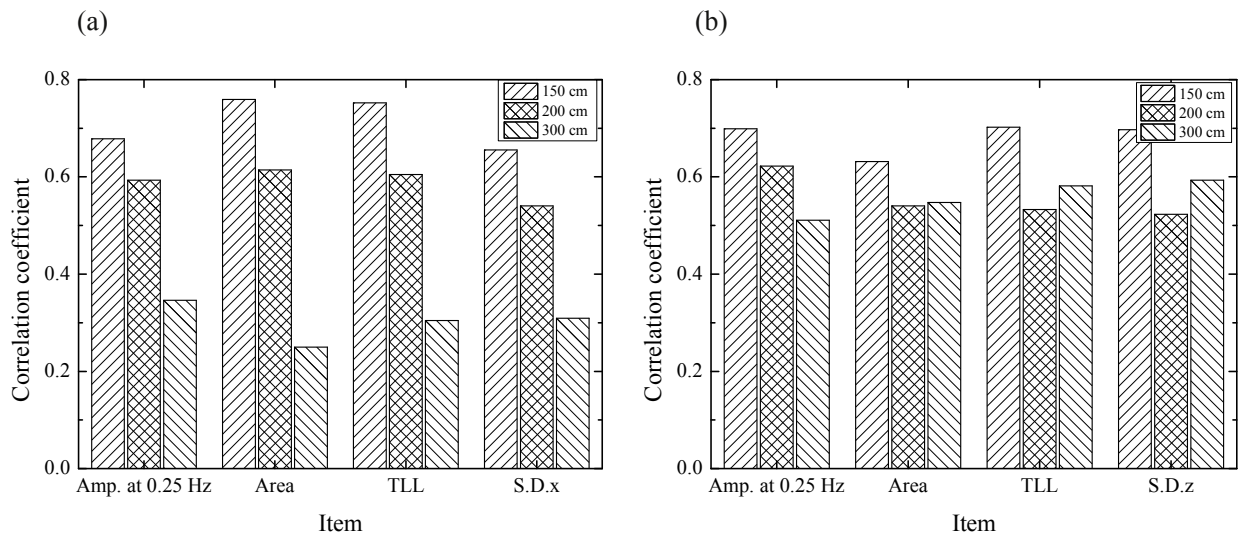


図4-2 各種重心動揺指標と臨場感のVAS値の相関係数

(a) X方向運動映像観視, (b) Z方向運動映像観視

Amp. at 0.25 Hzは周波数解析の結果より得られた0.25 Hz成分の強度,
Areaは外周面積, TLLは総軌跡長, S.D.は各方向のCOP位置の標準偏差をそれぞれ表す.

SSQの結果(トータルスコアと3つのサブスコア)に関して, 表4-3(a,b)に時間区域2群(実験前後)と観視距離3群(150, 200, 300 cm)としてScheffeの多重比較を行った結果を示す. (a)はX方向運動映像観視の結果を示し, (b)はZ方向運動映像観視の結果を示す. すべての観視条件において運動映像観視後の平均SSQスコアは観視前のSSQスコアよりも高値を示し, 表4-3(a)および表4-3(b)に示すような有意な増加が認められた. 一方, 観視距離300 cmでのX方向運動映像観視におけるSSQスコアは, 他の条件と比較して顕著に低値を示した. しかし, 映像の種類や観視距離に従った一貫した増加および減少傾向は認められなかった.

表4-3 SSQに対する多重比較検定の結果

(a): X方向運動映像観視, (b): Z方向運動映像観視

(a)

Distance	SSQ category	Mean deffrence (Post-Pre)	Std. error	t-value	Sig.	95% Confidence interval	
						Lower bound	Upper bound
150 cm	Total (Main)	10.88**	3.27	3.32	0.003	4.05	17.71
	OD (Sub)	10.34**	3.62	4.04	0.01	2.78	17.89
	N (Sub)	5.2	2.71	1.92	0.069	-0.44	10.85
	D (Sub)	13.92*	5.59	2.49	0.022	2.25	25.59
200 cm	Total (Main)	10.54**	3.27	3.28	0.004	3.71	17.37
	OD (Sub)	11.03**	3.62	4.31	0.006	3.47	18.58
	N (Sub)	5.2	2.71	1.92	0.069	-0.44	10.85
	D (Sub)	11.39	5.59	2.04	0.055	-0.28	23.06
300 cm	Total (Main)	5.1	3.27	1.56	0.135	-1.73	11.93
	OD (Sub)	6.2	3.62	2.42	0.102	1.35	13.75
	N (Sub)	1.73	2.71	0.64	0.529	-3.91	7.38
	D (Sub)	5.06	5.59	0.91	0.376	-6.6	16.73

*, $P < 0.05$, **, $P < 0.01$ $n=11$

OD: Oculomotor Discomfort (Sub score), N: Nausea (Sub score), D: Disorientation (Sub score)

Multiple comparison: Scheffe method

(b)

Distance	SSQ category	Mean deffrence (Post-Pre)	Std. error	t-value	Sig.	95% Confidence interval	
						Lower bound	Upper bound
150 cm	Total (Main)	7.82*	3.37	2.32	0.03	0.8	14.84
	OD (Sub)	10.34*	4.7	2.2	0.04	0.53	20.14
	N (Sub)	1.73	2.01	0.86	0.398	-2.46	5.93
	D (Sub)	7.59	5.12	1.48	0.154	-3.08	18.27
200 cm	Total (Main)	10.2**	3.37	3.03	0.007	3.18	17.22
	OD (Sub)	11.71*	4.7	2.49	0.022	1.91	21.52
	N (Sub)	1.73	2.01	0.86	0.398	-2.46	5.93
	D (Sub)	13.92*	5.12	2.72	0.013	3.24	24.6
300 cm	Total (Main)	8.5*	3.37	2.52	0.02	1.48	15.5
	OD (Sub)	9.65	4.7	2.05	0.053	-0.16	19.45
	N (Sub)	0.87	2.01	0.43	0.671	-3.33	5.06
	D (Sub)	12.65*	5.12	2.47	0.023	1.98	23.33

*, $P < 0.05$, **, $P < 0.01$ $n=11$

OD: Oculomotor Discomfort (Sub score), N: Nausea (Sub score), D: Disorientation (Sub score)

Multiple comparison: Scheffe method

それぞれの重心動揺指標とVIMSの主観的評価の関係性を検証するために、表4-4(a,b)にSSQスコアの観視前後の差分値と重心動揺指標値の120秒から180秒の時間区域の値から事前検査の指標値の差分値を用いてピアソンの積率相関係数を算出した結果を示す。(a)はX方向運動映像観視の結果を示し、(b)はZ方向運動映像観視の結果を示す。これらの結果から映像の種類、観視距離、重心動揺指標もしくはSSQスコアの種類に応じた変化は認められなかった。

表4-4 各重心同様指標とSSQ値のピアソンの積率相関係数の一覧

(a): X方向運動映像観視, (b): Z方向運動映像観視

(a)

Distance	SSQ category	Item ((180 s - 120 s) time segment - Pre test)			
		Amp. at 0.25Hz	Area	TLL	S.D.x
150 cm	Total (Main)	0.41	0.09	0.13	0.38
	OD (Sub)	-0.19	-0.24	-0.31	-0.17
	N (Sub)	0.43	0.2	0.2	0.43
	D (Sub)	0.63*	0.28	0.4	0.58
200 cm	Total (Main)	0.4	0.12	0.12	0.38
	OD (Sub)	0.21	0.04	-0.02	0.17
	N (Sub)	0.47	0.21	0.19	0.45
	D (Sub)	0.44	0.1	0.21	0.46
300 cm	Total (Main)	0.1	-0.12	-0.19	-0.12
	OD (Sub)	-0.09	-0.15	-0.19	-0.25
	N (Sub)	-0.31	-0.41	-0.42	-0.42
	D (Sub)	0.53	0.26	0.19	0.43

*: $P < 0.05$ $n = 11$

OD: Oculomotor Discomfort (Sub score), N: Nausea (Sub score), D: Disorientation (Sub score)

Amp. at 0.25 Hz: Amplitude at 0.25 Hz, TLL: Total locus length,

S.D.x: Standard deviation at X-direction

(b)

Distance	SSQ category	Item ((180 s - 120 s) time segment - Pre test)			
		Amp. at 0.25Hz	Area	TLL	S.D.z
150 cm	Total (Main)	-0.28	-0.31	-0.29	-0.2
	OD (Sub)	-0.27	-0.3	-0.29	-0.19
	N (Sub)	-0.04	-0.06	0.03	0.04
	D (Sub)	-0.26	-0.28	-0.29	-0.25
200 cm	Total (Main)	-0.08	-0.16	-0.16	-0.11
	OD (Sub)	-0.23	-0.26	-0.29	-0.22
	N (Sub)	-0.33	-0.4	-0.37	-0.35
	D (Sub)	0.32	0.2	0.26	0.23
300 cm	Total (Main)	-0.05	-0.05	-0.1	-0.01
	OD (Sub)	-0.18	-0.21	-0.21	-0.1
	N (Sub)	-0.18	-0.19	-0.23	-0.12
	D (Sub)	0.22	0.27	0.19	0.17

*: $P < 0.05$ $n = 11$

OD: Oculomotor Discomfort (Sub score), N: Nausea (Sub score), D: Disorientation (Sub score)

Amp. at 0.25 Hz: Amplitude at 0.25 Hz, TLL: Total locus length,

S.D.z: Standard deviation at Z-direction

4.4 考察

運動映像観視時の重心動揺指標に関して、面積、総軌跡長、運動方向への標準偏差(不安定性指標)と周波数解析における0.25 Hz成分の強度(映像の運動周期位相に対する同調精度の指標として周波数解析より算出)を算出した。本研究の結果は、3章までで示された結果と同傾向を示しており、観視時間の増加に伴う不安定性の増加(指標値の増加)と映像観視を中断したときの安定性の増加(指標値の減少)が認められた。さらに、これらの傾向は、X方向運動映像観視よりもZ方向運動映像観視に顕著に現れた。

重心動揺指標は周波数解析の結果を除いて互いに高い相関を有していた(表4-1, 表4-2)。この理由は、これら指標が共通して重心動揺の不安定性を検出するために設計されているためと考えられる。一方、周波数解析結果とそれぞれの重心動揺指標間の相関は、重心動揺指標間の相関よりも低値を示した。これは、周波数解析の結果が、映像の運動周期と重心動揺の時間的变化の同調精度を評価しているためと考えられる。しかし、少なくとも r 値は有意な正の相関 $r = 0.75$ (面積 VS 0.25 Hz成分の強度)を

示しており、ゆえに、不安定性の増大(単位時間当たりの動揺量の増加)と同期精度向上は同時に発生していると推測される。

運動映像観視時の臨場感に関して、被験者は直接的な主観的回答(広義の意味における Vection)により評価し、さらに客観的評価として重心動揺が測定された。緒言で述べているが、Freeman et al.[6]は臨場感評価において実際の臨場感という言葉は避けるべきと指摘している。この理由については、臨場感という言葉そのものは、多くの素人に馴染みが薄いためである。さらに、これらの著者らは、被験者自身が過去の体験を参照して臨場感評価を行っているため、臨場感の主観的評価には潜在的に不安定性を含んでいることを指摘している[7]。先行研究では臨場感の評価において多くの提案が行われているが、本研究においても直接的な言葉や多様な定義を基にした臨場感の主観的評価は、回答の困難さの促進し、さらに評価の不安定性を引き起こす可能性が高いと考えている。ゆえに、本研究では画面全体が運動する映像を観視した場合に生じる Vection を臨場感測定の代替として使用した。Kuno et al.[18]は Vection と VEPRs には高い相関があると報告している。さらに、Ijsselstein et al.[19]は VR システムを Vection 測定、臨場感、VEPRs 測定により評価を行っている。これらの著者らは、視野角の増加に伴い、臨場感の主観的評価と重心動揺の不安定性が増大することを示している。図4-2(a)および図4-2(b)に示される本研究での臨場感評価(Vection)の結果は、これらの先行研究の結果(VEPRsによる臨場感の代用と視野角と臨場感の関連性)と一致するものである。しかし、繰り返し刺激(往復運動映像)を用いた継続的暴露と臨場感の程度との関連性については、先行研究では報告はされておらず、本研究により初めて報告される特徴となる。

臨場感のVAS値と重心動揺指標との関係は、映像の運動方向に依存して異なる傾向を示した。X方向運動映像観視には、相関係数は観視距離の増加に応じて減少した(図4-2(a)、表4-1)。一方、Z方向運動映像観視、観視距離150 cmの場合には、臨場感のVAS値と重心動揺指標の間の相関係数は、他の観視距離の場合よりも高値を示した。しかし、観視距離200 cmと300 cmの場合には、観視距離の増加に応じた相関係数の減少傾向は確認されなかった(図4-2(b)、表4-2)。各重心動揺指標と周波数解析の0.25 Hz成分の強度は、図4-1(a)および図4-1(b)に示されるように観視距離および映像運動方向に従いそれぞれの値が条件に応じて変化していた。特に、最大変化を示したのは観視距離150 cmでZ方向運動映像観視であり、また最小変化を示したのは、観視距離300 cmでX方向運動映像観視であった。理想的には中間設定も含めて、すべての観視状況、映像の種類において、各指標値の値は条件に応じて変化しつつも相関係数は同じであることが望ましい。しかし、本研究の結果では、主観的評価と客観的評価間の相関係

数は、映像の影響が少ない観視条件で減少した。Previc et al.[20,21]は、Vectionの発現がない状況でも映像の運動に同期したVEPRsが観察されることがあると報告しており、同様の結果は、3章3節で行った検証においても内省報告ではあるが確認されている。これは、映像の影響が低い時に特に発生すると考えられる(仮に被験者が大きな影響を受けていれば、それに伴い、自身の体は大きく揺れるため自身の揺れに気づくことができる)。本検証では、観視距離300 cmのX方向運動映像観視がこの状況に該当すると考えられる。

臨場感のVAS値と最も安定した相関を示した重心動揺指標は総軌跡長であった($r = 0.75$: X方向運動映像, $r = 0.7$: Z方向運動映像観視距離: 150 cm)。一方、観視距離300 cmのX方向運動映像観視が他の観視条件と比較して最も低くなった($r_{max} = 0.35$, $r_{min} = 0.25$)。X方向運動映像観視、観視距離300 cmにおいて最も高値を示したのは0.25 Hz成分の強度であった($r = 0.35$, $p < 0.01$)。これらの結果を踏まえると、周波数解析より算出された映像運動成分と同成分の重心動揺量は多様な条件に適応可能であるため、臨場感の最良の客観指標になりえると考えられる。

映像観視時のVIMSに関連した症状については、被験者は主観的評価としてSSQ、客観的評価としてVEPEsの測定を行った。SSQは現時点において、VIMSに関する主観的評価のゴールドスタンダードとして考えられており、例えばSolimini[22]やNaqvi et al.[23]はVIMSへの両眼立体視の影響についてSSQを用いて調査を行っている。さらに、SSQは先行研究において最もVIMSの主観的評価に用いられている。ゆえに、私たちはSSQを十分に信頼出来るVIMS評価のアンケートとして考えている。

映像の観視前後に実施されたSSQ評価の結果に関しては、殆どの映像観視条件にて、SSQトータルスコアとサブスコアは映像観視後に有意に増加する傾向が確認された(表4-3(a), 表4-3(b))。しかし、映像観視前後のSSQの差分値と映像観視条件の間に一貫した関係は認められなかった。ゆえに、SSQが示す結果からは、少なくとも検証で使用した映像により、酔い症状を被験者に与えることはできていたといえる。

VIMSの主観的評価(観視前後のSSQスコアの差分)と客観的評価(120秒から180秒の時間区域の重心動揺指標値から事前検査の重心動揺指標値の差分)の相関に関して、それぞれの観視条件において有意な相関は認められなかった(表4-4(a), 4-4(b))。これらの結果は、それぞれのSSQスコアと重心動揺指標の相関性が低いこと示しており、ゆえに、VIMSに起因した症状の程度と重心動揺指標の関連性は低いといえる。言い換えれば、VIMSに起因した症状の程度は、VEPRsの特徴変化に付随しないといえる。一方、3章3節においてVEPRsは視覚と平衡感覚の矛盾状態修正反応であると述べており、さらに、感

覚不一致説を基にした乗り物酔いを起こしやすい人は身体も動揺しやすいことも報告している。ゆえに、これらの見知からは、VEPRsをVIMS発現の検出器として取り扱えることを示唆している。しかし、本質的には、VEPRsは単なる矛盾修正反応であって、VEPRsは主観的症状の程度を直接は表してはいないことは理解しておかなければならない。そのため、VEPRsを用いてVIMSの検出を行うには注意が必要である。この理由については、VIMSに起因した主観的症状がVEPRsを伴わずに発現する可能性があるためである。

4.5 結語

本章では、VEPRsが臨場感またはVIMSの主観症状のどちらをより正確に表現しているか検証を行った。臨場感の主観的評価にはVectionを用い、VIMSの主観的評価にはSSQを用いた。また、臨場感とVIMSの客観的評価として連続的に重心動揺計測を実施した。その結果、以下に示す見知を得ることができた。

1. 重心動揺指標と臨場感のVAS値の間に有意な正の相関が認められた。特に、周波数解析より計算された映像中の往復運動と同じ周期成分の強度は、最良の臨場感客観的評価法であった。この理由は、多様な条件に適応可能であったためである(運動映像方向および観視距離)。しかし、運動映像の影響が低い場合において、主観および客観的評価間の相関係数は減少した。
2. 重心動揺指標とSSQスコア間に有意な正負の相関は認められなかった。ゆえに、VIMSに起因した主観的症状についてVEPRs測定による客観的評価は困難であることが示唆される。一方、VEPRsの測定からVIMS検出自体には利用できると考えられる。この理由は、VEPRsは恐らくVIMS発現兆候の可能性が高いためである(防衛的反応)。しかし、VEPRsを用いたVIMS検出には注意が必要である。これは、VIMSに起因した主観的症状はVEPRsを伴わずに発現することが稀にあるためである。

参考文献

1. F. Philippe, G. Moreau, G. Pascal, P. Fuchs, P. Guitton, G. Moreau, *Virtual Reality: Concepts and Technologies*, CRC Press, Boca Raton, 2011.
2. C. Hendrix, W. Barfield, Presence within virtual environments as a function of visual display parameters., *Presence Teleoperators Virtual Environ.* 5 (1996) 274–289.
3. T. Sheridan, Musings on telepresence and virtual presence., *Presence Teleoperators Virtual Environ.* 1 (1992) 120–126.
4. M. Slater, M. Usoh, Representations systems, perceptual position, and presence in immersive virtual environments., *Presence Teleoperators Virtual Environ.* 2 (1993) 221–233.
5. J. Lessiter, J. Freeman, E. Keogh, J. Davidoff, A Cross-Media Presence Questionnaire: The ITC-Sense of Presence Inventory., *Presence Teleoperators Virtual Environ.* 10 (2001) 282–297.
6. Freeman, S.E. Avons, Focus group exploration of presence through advanced broadcast services., *Proceedings of SPIE, Human Vision and Electronic Imaging V.* (2000) 530–539.
7. J. Freeman, S.E. Avons, D.E. Pearson, W.A. IJsselsteijn, Effects of sensory information and prior experience on direct subjective ratings of presence., *Presence Teleoperators Virtual Environ.* 8 (1999) 1–13.
8. M. Ohmi, Sensation of self-motion induced by real-world stimuli., *Proceedings of the international workshop on advances in research on visual cognition: Selection and integration of visual information.* (1998)175–181.
9. J. Freeman, S.E. Avons, R. Meddis, D.E. Pearson, W. IJsselsteijn, Using behavioral realism to estimate presence: A Study of the utility of postural responses to motion stimuli., *Presence Teleoperators Virtual Environ.* 9 (2000) 149–164.
10. R.S. Kennedy, L.I. Hettinger, M.G. Lilienthal, *Simulator sickness. Motion and space sickness.*, CRC Press, Boca Raton, (1990) 317–341.
11. K.M. Stanney, K.S. Kingdon, R.S. Kennedy, Dropouts and aftereffects: Examining general accessibility to virtual environment technology., *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting.* 46 (2002) 2114–2118.
12. E.R. Muth, R.M. Stern, J.F. Thayer, K.L. Koch, Assessment of the multiple dimensions of nausea: The nausea profile (NP)., *J. Psychosom. Res.* 40 (1996) 511–520.
13. R.S. Kennedy, N.E. Lane, K.S. Berbaum, M.G. Lilienthal, Simulator sickness questionnaire: An enhanced method for quantifying simulator sickness., *Int. J. Aviat. Psychol.* 3 (1993) 203–220.
14. B. Keshavarz, H. Hecht, Validating an efficient method to quantify motion sickness., *Hum. Factors.* 53 (2011) 415–426.
15. L.J. Smart, T.A. Stoffregen, B.G. Bardy, Visually induced motion sickness predicted by postural instability., *Hum. Factors.* 44 (2002) 451–465.
16. S.J. Villard, M.B. Flanagan, G.M. Albanese, T.A. Stoffregen, Postural instability and motion sickness in a virtual moving room., *Hum. Factors.* 50 (2008) 332–345.
17. J.F. Golding, Predicting individual differences in motion sickness susceptibility by questionnaire, *Pers. Individ. Dif.* 41 (2006) 237–248.
18. S. Kuno, T. Kawakita, O. Kawakami, Y. Miyake, S. Watanabe, Postural adjustment response to depth direction moving patterns produced by virtual reality graphics., *Jpn. J. Physiol.* 49 (1999) 417–424.

19. W. Ijsselstein, H. de Ridder, J. Freeman, S. Avons, D. Bouwhuis, Effects of stereoscopic presentation, image motion, and screen size on subjective and objective corroborative measures of presence., *Presence Teleoperators Virtual Environ.* 10 (2001) 298–312.
20. F.H. Previc, T.J. Mullen, A comparison of the latencies of visually induced postural change and self-motion perception., *J. Vestib. Res.* 1 (1991) 317–323.
21. F.H. Previc, The effects of dynamic visual stimulation on perception and motor control., *J. Vestib. Res.* 2 (1992) 285–295.
22. A.G. Solimini, Are There Side Effects to Watching 3D Movies? A prospective crossover observational study on visually induced motion sickness., *PLoS One.* 8 (2013) e56160.
23. S.A.A. Naqvi, N. Badruddin, A.S. Malik, W. Hazabbah, B. Abdullah, Does 3D produce more symptoms of visually induced motion sickness?, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE, 2013* (2013) 6405–6408.

第 5 章

立体映像観視の焦点調節機能の統計的解析と 視機能への影響調査

第5章 立体映像観視の焦点調節機能の統計的解析と視機能への影響調査

立体映像観視における眼疲労や不快感の原因は、水晶体調節焦点と輻輳焦点の乖離が主因と考えられており、すでに定説化されているのが現状である。しかし、宮尾らのグループで行った複数の検証実験により、両眼立体視時の調節焦点はディスプレイ面に固定されておらず、注視対象物を追従するような反応がみられることを明らかにした。一方、これらの先行研究は主に測定例を示すに留まり、統計的な検証は十分に行われていない。そこで、本章では、注視対象物が前後運動する映像を両眼立体視で観察した場合の水晶体調節焦点、注視対象物を表示した前後運動するディスプレイを観視した場合の水晶体調節焦点および映像の運動と同等の前後運動する実物体を観視した場合の水晶体調節焦点について統計的検証を行った。

次に、前項で前後運動する注視対象物を含む映像を両眼立体視で観視した場合、従来の定説とは異なり、水晶体調節焦点はディスプレイ面に固定されず、注視対象物の運動に同調して変化することが統計的に検証された。そこで、悪影響のみが取り扱われてきた直接的影響に関して、この反応を応用した両眼立体視を用いた水晶体調節トレーニングコンテンツが視機能へ与える影響について検証を行った。

5.1 緒言

両眼視差を用いた立体映像観視では、立体感を有する映像を手軽に得ることができる。しかし、その一方で眼疲労や映像酔い症状が副作用として伴う場合がある。映像酔いの原因については、感覚不一致説の関与が有力とされ、各感覚器への入力情報の不一致および人の過去の体験との相違が原因とされている。一方、視覚疲労や不快感については、自然視との相違が原因とされている。具体的な原因について言及すると、図5-1(a)に示すように水晶体調節焦点と輻輳焦点の相違があげられ、輻輳焦点は立体融像位置に調節される一方で、水晶体調節焦点については表示ディスプレイ面に固定するとされてきた[1,2]。

これに対し、Miyao et al.[3,4]は、立体映像観視における水晶体調節焦点と輻輳焦点の同時計測法を考案し、図5-1(b)に示すように若年および壮年者(44歳以下)の立体映像観視においては、水晶体調節焦点および輻輳焦点が立体融像の動きに追従して変化することを示し、両者の不整合は想定よりも小さい

ことを報告している。すなわち、水晶体調節焦点はディスプレイ面に固定されている可能性が低いことを示している。また、立体映像観視の水晶体調節との比較を目的として、実物体観視および2D映像観視の水晶体調節などの測定も合わせて行ってきたが、立体映像観視も含めこれらの報告[3-7]では測定例報告にとどまっている。

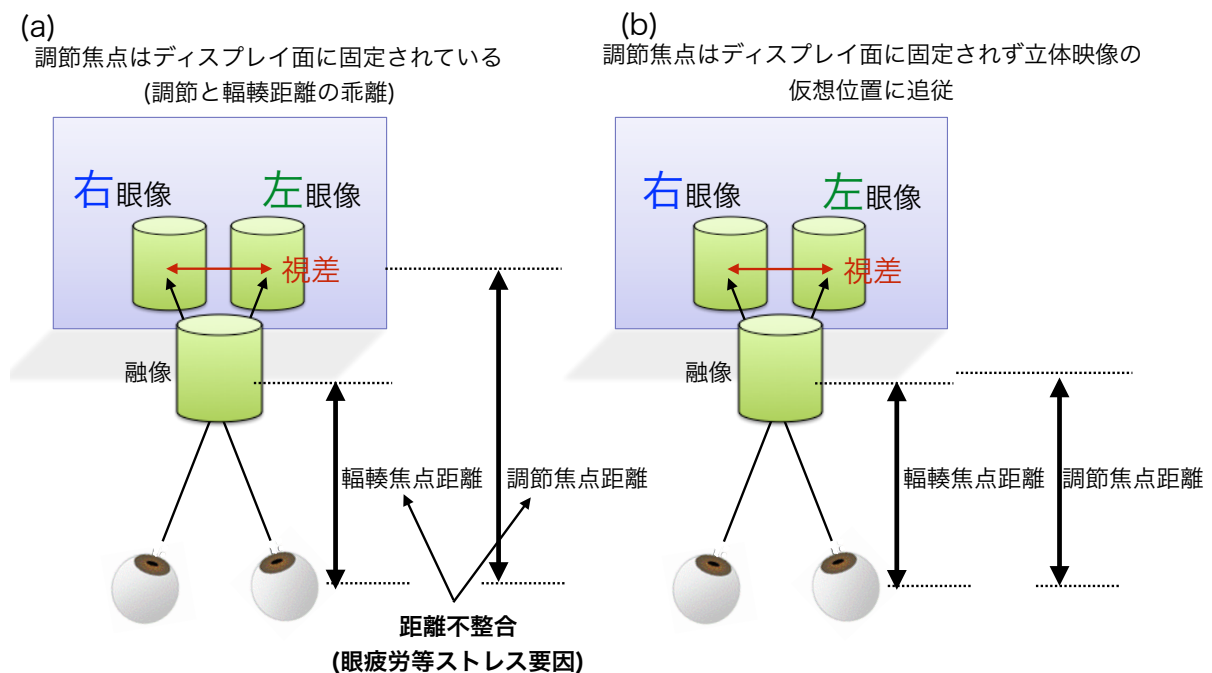


図5-1 両眼視差を用いた立体映像観視の水晶体調節焦点と輻輳焦点の関係

(a) 先行研究で考えられていた状況[1,2], (b) 同時計測で明らかになった状況[3,4]

次に、VDT(Visual display terminals)作業など非立体映像の長時間観視を行うことで、毛様体筋や眼球周囲筋などの焦点調節や眼球運動に関連する筋肉の継続した緊張が引き起こされる。水晶体調節および眼球運動に関連する筋肉のこのような異常緊張は、眼精疲労や仮性近視とよばれる視力低下症状を引き起こす可能性が高い。さらに、この状態が慢性的に継続することで首腕痛症候群や精神異常を引き起こすとも報告されている[7,8]。一方、これら症状の根本的な原因は先述したように視機能に関連する眼球周囲筋の異常緊張であり、これら筋肉の異常緊張を取り除くことで各種症状を改善できる見込みが高い。その改善方法の一つとして、図5-2に示すような、近見調節と遠見調節を繰り返すことで、水晶体調節および眼球運動に関連する筋肉を活性化させることで改善する方法があげられる。この作業を我々は焦点調節トレーニングと呼んでいる。本邦には、小林により開発されたMD-SS[9]と呼ばれ

る観察者に近見調節と遠見調節を繰り返す視運動を促すための装置がある。この装置は200 cmの距離を黒いランドルト環が描かれた白い板が前後運動し、観察者は連続的にそれを注視することで焦点調節トレーニングを行うことができる。しかし、注視対象物距離が短いという欠点を有し、被験者の視機能に大きな効果を与えることは難しいと考えられる。

この問題を解決するために、我々は、一般的なコンピュータと液晶ディスプレイを用いて、前後に動く物体を含む立体映像を観視させることで、焦点調節トレーニングを行うことを提案している。一方、立体映像観視では、先述したとおり両眼立体視に伴う機能性負荷により、自然視よりも眼疲労を起こしやすい状況にあるとされる。そのため、本提案において、眼疲労の発現状況も合わせて検証する必要がある。

そこで本章では、はじめに、我々の研究グループが過去に測定した水晶体調節データを改めて精査・統合し、統計的処理を施した上で、観視方法の違いが水晶体調節に及ぼす影響について統計的な検証を行った。

次に、若年近視者を対象として計画的に立体映像を観視させる焦点調節トレーニングの効果の検証を遠見裸眼視力、他覚的屈折度、VASを用いた主観的眼疲労、SSQおよび精神疲労(眼疲労を含む)の測定に有効とされるフリッカー値測定により総合的な検証を行った。

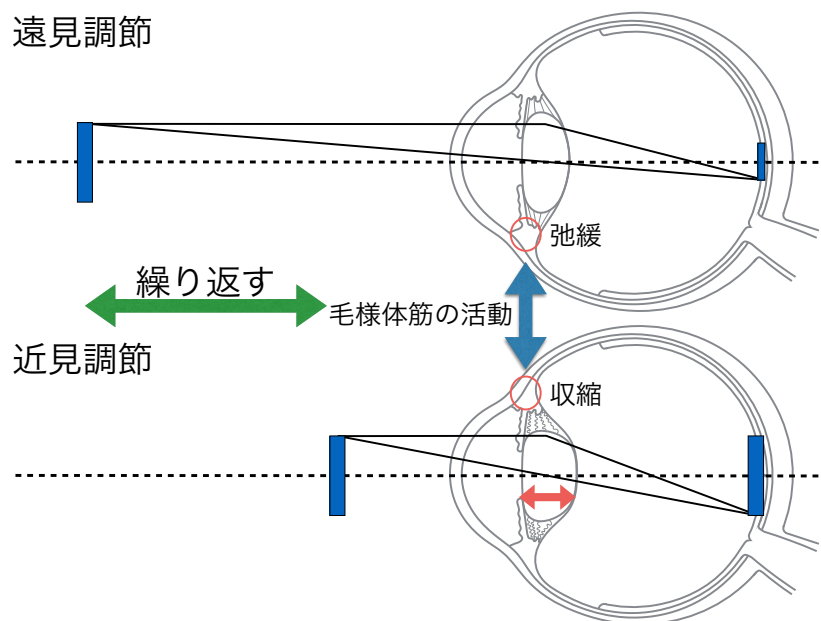


図5-2 焦点調節トレーニングの概要

5.2 立体映像観視の調節機能の統計的解析

5.2.1 方法

1) 実験手続き

奥行き方向に正弦往復運動する映像(3D, 2D)および実物体を注視対象物とした場合の水晶体調節機能を測定した実験結果[4-6]に対して検証(後ろ向き研究)を行う。ここでいう正弦往復運動する2D映像とは、2D映像を表示させたディスプレイを前後方向に運動させることを意味している。

各実験では注視対象物を除いて同一の測定系を用いて水晶体調節の経時的測定を行っている。図5-3に共通で使用された測定系を示す。水晶体調節の測定にはオートレフ/ケラトメーター(WAM-5500: シギヤ精機製作所)を用いた。本装置は両眼開放式であるため観察者にとって、より自然な状態での測定が可能である。さらに連続測定用のダイナミックモードを有しており、サンプリング間隔0.2 秒(5 Hz)で他覚的屈折度 Diopter ($1/\text{焦点距離(m)}$)の測定が可能である。

注視対象物の運動に関しては、0.1 Hzの正弦往復運動とした。被験者の眼前1.5 D (67 cm)から開始し、1.0 D (100 cm)から2.0 D (50 cm)の間を最大3往復(30秒間)させ、その間、連続的に水晶体調節を測定した。注視対象物は各実験で異なり、2Dおよび3D映像については銀色の球が注視対象物であり、実物体についてはルービックキューブが注視対象物であった。

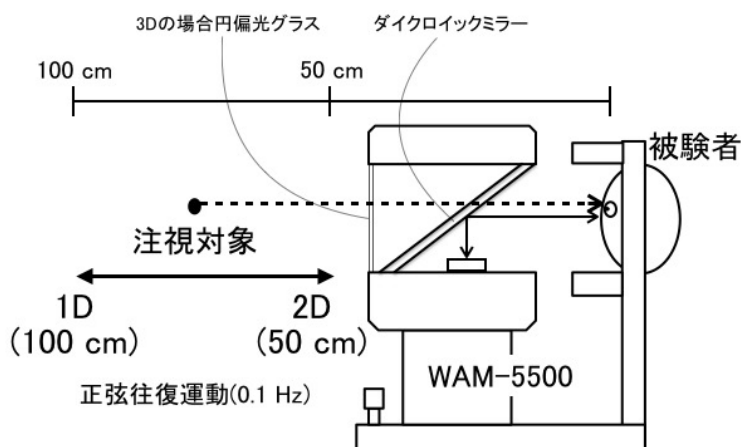


図5-3 測定系の概要

被験者は顎台で頭部を安定させ、注視対象物を連続的に観視し続ける。
注視対象物は1 D (100 cm)から2 D (50 cm)の間を0.1 Hzにて正弦往復運動している。

2) 対象

各実験では、幅広い年齢層(10代後半–80代前半)に対して測定を行っているが、Kojima et al.[10]の報告によると、水晶体調節力は加齢に伴い減少傾向が認められ、さらに40代中盤以降では大幅な調節力の減少が認められると報告している。そこで本検証では水晶体調節能力に明確な低下が認められないとされる44歳以下の被験者を対象とした。また、各実験において瞬きや無意識に注視対象物から焦点を外すなどを原因としたデータ欠損が散見されるデータは解析対象から除外し、最終的に、3D映像観視：24例、実物体観視：18例、2D映像観視：33例を解析対象とした。

3) 解析方法

正確な統計的解析を行うために、測定データに含まれるエラー値は補正される必要があり、そのために測定データに対する前処理は重要である。本研究では統計的解析の前処理として、測定されたオリジナルデータに対して、0.08–0.1 Hzのバンドパスフィルタを適用した。この理由については、注視対象物の動きに追従して水晶体調節が行われるならば、水晶体調節焦点の時間変化成分のうち、注視対象物の運動周期と同じ成分のみを選択的に抽出することで、注視対象物に起因する水晶体調節成分のみを外乱なく解析できるからである。一方、Heron et al.[11]は、調節反応の遅延が約0.3–0.4秒程度存在すると報告している。これは、本検証において必ずしも調節周期が10秒とはならないことを示唆しており、遅延を含むバンド幅を設定して前処理を行う必要がある。そこで遅延成分を考慮して、0.08–0.1 Hzのバンド幅を持たせて処理を行った。前処理結果の一例を図5-4に示す。実線は元データを表し、破線はバンドパスフィルタによる前処理後のデータを表す。図5-4のグラフを確認すると実線の時間的变化に合わせて、破線も追従して変化している様子が確認できる。さらに、高周波の揺れ成分なども除去されて波形が単純化できていることが確認できる。

最後に、バンドパスフィルタで処理されたデータから、水晶体調節振幅の範囲(最大値–最小値)、最大値、中央値、最小値をそれぞれ算出した。そして観視方法の違い(3D、実物体および2D)を要因として、一元配置分散分析と共に多重比較(Tukey-Kramer法)を行った。

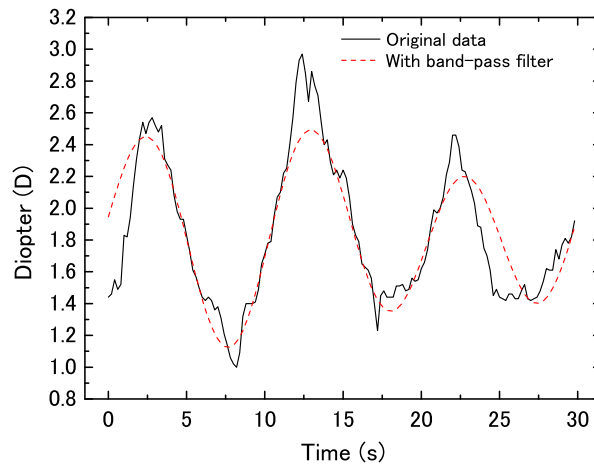


図5-4 バンドパスフィルタを用いた前処理結果の一例

5.2.2 結果

はじめに、図5-5(a-d)に観視方法の違いによる水晶体調節振幅の範囲(最大-最小), 最大値, 中央値, 最小値をそれぞれ示す。各指標において観視方法の違いによる一貫した傾向は認められなかった。

次に、表5-1(a-d)に各指標における多重比較の結果をまとめる。いずれの組み合わせについても有意差は認められなかった。以上の結果より、すべての指標において観視方法の違いによる有意な変化は認められなかった。

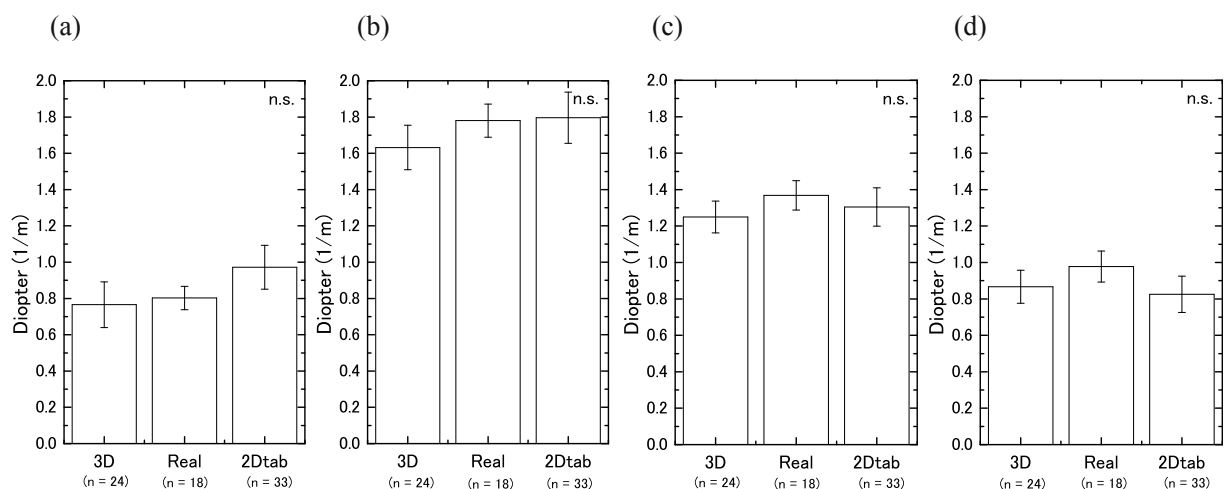


図5-5 観視方法の違いによる水晶体調節指標の変化

(a): 範囲(最大-最小), (b):最大値, (c):中央値, (d): 最小値

3Dは両眼立体, Realは実物体, 2Dtabは2次元注視物体映像が表示されたディスプレイが前後運動をそれぞれ表す

表5-1 観視方法の違いによる水晶体調節の指標の変化(多重比較の結果)

(a): 範囲(最大-最小), (b): 最大値, (c): 中央値, (d): 最小値

(a) Band value

Combination	Mean deffrence	Std. error	q-value	Sig.	95% Confidence interval	
					Lower bound	Upper bound
Real vs. 3D	0.0369	0.1853	0.2814	0.9784	-0.4066	0.4803
2Dtab vs. 3D	0.2061	0.1594	1.828	0.404	-0.1755	0.5876
2Dtab vs. Real	0.1692	0.1741	1.374	0.597	-0.2475	0.5859

multiple comparison: Turkey-Kramer method

(b) Maximum value

Combination	Mean deffrence	Std. error	q-value	Sig.	95% Confidence interval	
					Lower bound	Upper bound
Real vs. 3D	0.1482	0.2071	1.01164	0.7553	-0.3475	0.6439
2Dtab vs. 3D	0.1646	0.1782	1.3059	0.6274	-0.2619	0.591
2Dtab vs. Real	0.0164	0.1947	0.11912	0.9961	-0.4494	0.4822

Multiple comparison: Turkey-Kramer method

(c) Median value

Combination	Mean deffrence	Std. error	q-value	Sig.	95% Confidence interval	
					Lower bound	Upper bound
Real vs. 3D	0.1185	0.1559	1.07474	0.7286	-0.2546	0.4916
2Dtab vs. 3D	0.0551	0.1342	0.58071	0.9114	-0.266	0.3761
2Dtab vs. Real	-0.0634	0.1465	0.61198	0.9021	-0.4141	0.2873

Multiple comparison: Turkey-Kramer method

(d) Minimum value

Combination	Mean deffrence	Std. error	q-value	Sig.	95% Confidence interval	
					Lower bound	Upper bound
Real vs. 3D	0.1113	0.1526	1.0314	0.747	-0.2539	0.4765
2Dtab vs. 3D	-0.0415	0.1313	0.44708	0.9464	-0.3557	0.2727
2Dtab vs. Real	-0.1528	0.1434	1.50686	0.5384	-0.496	0.1904

Multiple comparison: Turkey-Kramer method

5.2.3 考察

本検証では、奥行き方向に正弦往復運動する映像(3D, 2D)および実物体を注視対象物した場合における水晶体調節機能の測定を行った結果に対して、処理方法を再検討し、観視方法の違いが水晶体調節に及ぼす影響について統計的検証(後ろ向き研究)を行った。その結果、観視方法の違いによる各指標の有意差は認められなかった。すなわち、両眼視差を用いた立体映像観視における水晶体調節は、自然視との間に有意な機能差は認められないといえる。

今回の検証で用いた注視対象物は、1.0 D (100 cm)から2.0 D (50 cm)の間 (振幅中心:1.5 D (75 cm))を移動しているが、観視方法の違いに関わらず、被験者の水晶体調節の平均値は最大値、最小値、中央値の全てで、基準値(D)よりも下回る(遠方)結果となった。これは調節ラグの影響と考えられる。調節ラグとは、注視対象物に焦点を合わせるために必要な調節量と、実際に行われた水晶体調節量の差を意味する。一般的に近点調節では、被写界深度内に焦点位置が収まるように調節が行われるため、焦点位置は目標位置よりも遠方に調節される場合が多く、この影響が本結果に現れたものと考えられる。一方、範囲についても同様に基準範囲1.0 Dを下回った。これについては、調節ラグの影響ではなく前処理に起因するものと考えられ、微小変動を含んでいるオリジナルデータと比較して成分選別のために過小評価となっていると考えられる。

本検証では、注視対象物が3D、2Dと実物体で異なった。本来ならばこれらの注視対象物は同一もしくは類似物であることが望ましい。しかし、今回の結果から、注視対象物の種類に起因する有意な影響は認められなかった。よって、本検証の範囲内に限定すれば注視対象物の影響はないといえる。

最後に、測定、データ処理および検定についてそれぞれ考察する。はじめに、我々の研究グループにおける物体注視時の水晶体調節測定法では、前述したように開放型のオートレフ/ケラトメーター (WAM-5500: シギヤ精機製作所)を用いて測定している。本装置のサンプリング間隔は0.2秒 (5 Hz)であるため、ナイキストの定理を考慮すると0.4秒周期(2.5 Hz)以上の入力であれば、問題なく測定可能である。我々の行っている実験では、10秒周期(0.1 Hz)の正弦運動する対象注視時の測定を行っており、エリアシングの影響は生じず測定系に問題はないと考えられる。次に、データ処理については、前処理としてバンドパスフィルタを適用した。本手法の利点は、注視対象物の運動周期と同じ成分のみを選択的に抽出でき、対象注視に起因する水晶体調節成分のみを外乱なく解析できることである。しかし、水晶体調節では調節反応に遅延が発生する可能性があり、フィルタのバンド幅の設定については、今後十分に検討することで測定精度のさらなる向上が見込まれる。最後に、本節では仮説検定により最終的な結論を導いている。仮説検定は基本的に対立仮説の採用/非採用を目的とし、帰無仮説が採用されることはない。よって、両眼立体視時の水晶体調節が自然視と全く同じというのは現行の仮説検定では難しい。ゆえに本節では、有意な機能差は認められないという表現に止める。

5.3 立体映像観視における焦点調節運動が視機能へ及ぼす影響

5.3.1 方法

1) 装置概要

立体映像を用いた焦点調節トレーニング装置には、コンピュータ、液晶シャッターメガネ、液晶ディスプレイおよび立体映像コンテンツから構成されている。図5-6に観察者が本装置を使用している様子を示す。本装置では、両眼立体視を実現するために液晶シャッターメガネを使用しており、右眼と左眼の液晶シャッターは開閉を繰り返し、同様に右眼用映像と左眼用映像が液晶シャッターメガネの開閉に同期して交互に表示され、左右眼にそれぞれ独立した情報を与えている。また観察者は交互に表示される画像を60 Hzもしくは75 Hzのなめらかな立体映像として認識している。



図5-6 観察者の様子

観察者は両眼立体視の液晶シャッターメガネを掛けて検証を行う。
近視・遠視用メガネ常用者は通常使用しているメガネの上に両眼立体視用液晶シャッターメガネを着用する。

2) 観視映像

映像コンテンツに関しては、Power3D法と呼ばれる立体映像構成手法を用いて、映像コンテンツの制作した。Power3D法は従来の一般的な立体映像構成法(2D画像を単純にずらして視差を与える方法)とは異なり、人の視機能にとってより自然な状態が維持できる方法である。一般的な飛び出し方向への両眼立体視の場合、観察者は映像全体に同一視差が設定されることにより、映像内の注視物体以外

の背景についても、近見視の状態で観察することが強いられる。すなわち、自然視で無限遠にある背景(輻輳角を限りなく小さくして視認)に対して、輻輳角を大きくして(眼外筋を緊張させて)確認しなければならないということである。一方、Power3D法については図5-7に示すとおり、前方の注視対象物と背景の構造物に対してそれぞれ輻輳設定が可能となっており、背景に対しては小さな輻輳角で観視することができ、前方の注視対象物については大きな輻輳角で観察できるように構成されている。さらに映像中に2つの視線(クロスと平行)が考慮されていることから、飛び出し方向と引き込み方向の両方同時に立体空間を形成することが可能である。先行研究において、Power3D法で構成された立体映像は、従来法で構成された立体映像よりもVIMSの程度が低いと報告されている[12,13]。

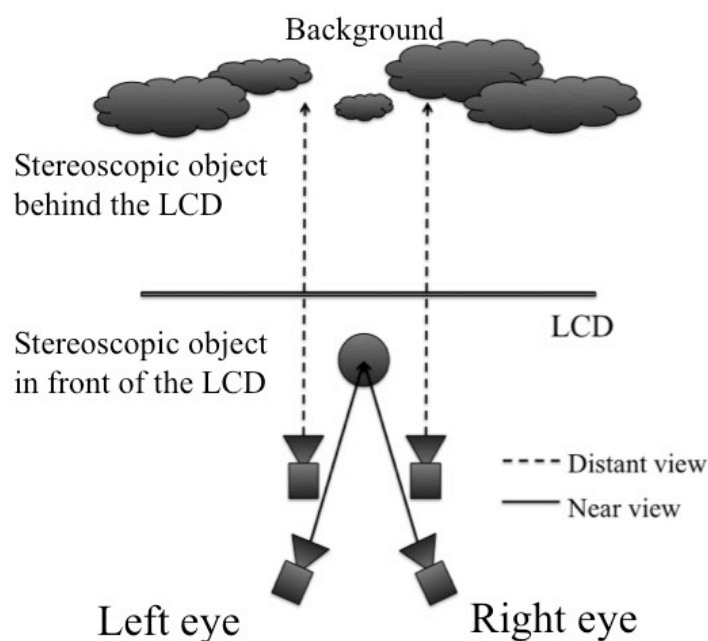


図5-7 Power3Dの概要

本検証では、スカイビジョンプログラムと呼ばれるPower3D法を用いた焦点調節トレーニングのための映像を準備した。図5-8(a-d)にスカイビジョンプログラムの映像概要を示す。映像の長さは180秒間で、1-5個の前後運動する球と空の背景で構成される。視距離が60 cmの時、眼前約30 cmから無限遠まで球は移動し、3分間で25往復するように構成されている。Miyao et al.[14,15]は、CRTディスプレイや液晶ディスプレイに本映像を表示させた時に、映像の動き(すなわち球の前後運動に同期して)に合わせて水晶体調節が行われていることを報告している。すなわち、本映像で焦点調節トレーニングは原理的に可能である。

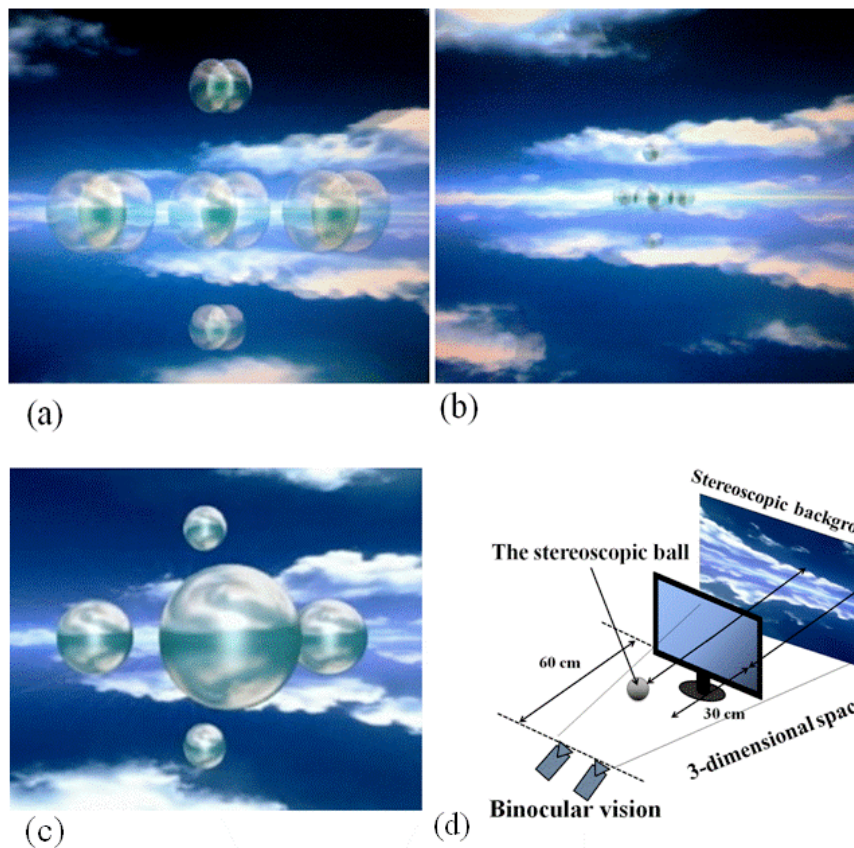


図5-8 検証映像の概要

(a): 飛び出し立体時の両眼立体視用画像, (b): 引き込み立体時の両眼立体視用画像,
(c): 立体認知される場合の実際の映像, (d): スカイビジョンプログラムを用いた焦点調節トレーニングの概要

3) 被験者および実験手続き

実験の被験者は、事前の裸眼視力検査および他覚的屈折度検査により近視傾向が認められるボランティア学生(男性16名, 女性16名)の計32名(年齢19-21歳)とした。32名の被験者のうち, 18名は遠見視力が0.1以下である。本研究では前向きクロスオーバー試験を実施するために, 被験者は男女同数の2グループに分けられた。平均照度240 lx, 室温24 °Cの統制された環境下で, 1つのグループは両眼立体視を用いた焦点調節トレーニングを毎日夕方に6分間実施した。もう一方のグループはコントロール群として同時刻帯に同時間, 図5-9に示すソフトを用いて近業作業を行わせた。両グループは, それぞれの作業を連続して11日間実施し, 表5-2に示す項目について作業後直ちに測定を行った。ここで, 自動視力計で測定された遠見裸眼視力が0.1未満の場合には, 壁にかけたランドルト環チャートを用いて再度測定を行った。

11日後、それぞれの作業効果を取り除くことを目的として2週間の休息期間を設けた。その後、順序効果を取り除くために、それぞれ行っていた作業を入れ替え同様の手順にて再度11日間作業を実施した。

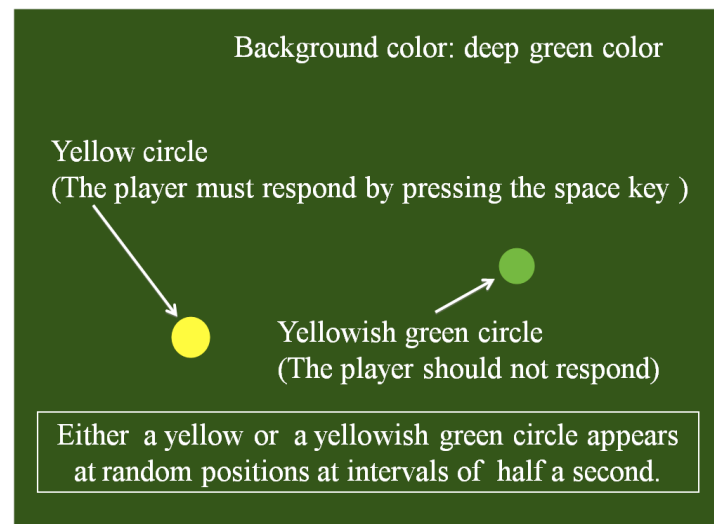


図5-9 近業作業の詳細

被験者は、近業作業としてコンピュータでゲームソフトを同時行なった。このソフトは眼球運動と呼ばれており、背景と円模様は同類色で構成される。観察者は、色彩感覚を司る錐状体細胞が少ない周辺視では球の色の違いを区別することが困難であり中心視で必ず捉えることが必要となる。観察者は、ソフトウェアにて連続して視線追従運動することで、焦点および輻輳を画面上に固定し続ける。

表5-2 検証項目

Test order	Test item
1	Simulator sickness questionnaire (SSQ) (only day 5 and 11, before and after task)
2	Subjective index of asthenopia (VAS^(a) and CFF^(b)) (every day, only after task)
3	Objective refraction (SPH^(c)) (only day 5 and 11, only after task)
4	Uncorrected visual acuity^(d) (distant vision) ((every day, only after task))

(a : VAS (Visual analog scale, ビジュアルアナログスケール)は95mmの直線スケールを用いる。右に行くほど眼疲労度が高いことを表す。

(b : CFF (Critical flicker frequency, 融像限界周波数)はフリッカー測定器(RDF-1, 日本柴田科学)を用いて測定された。フリッカーテストは、精神疲労に関連する知覚情報処理能の程度を測定し、疲労の一尺度として用いられる。

(c : SPH (Spherical, 球面屈折度(他覚的屈折度))はオートレフラクトメータ(AR-1100, ニデック)を用いて測定された。

(d : 遠見裸眼視力は自動視力測定装置(NV-300, ニデック)を用いて測定された。

5.3.2 結果

1) 遠見裸眼視力および他覚的屈折度

焦点調節トレーニングの効果およびコントロール群である近業作業の影響を検証するために、毎日それぞれの作業終了後、遠見裸眼視力を測定した。図5-10に遠見裸眼視力の幾何平均の時間変化を表す。縦軸は他覚的遠見裸眼視力を表し、横軸は日程を表している。5日目以降に焦点調節トレーニング群の遠見裸眼視力は、コントロール群と比較して高値を示した。どちらの群も全日程において日常的な視力変動の影響を強く受けていると推測される。そこで、日程による変動を確認するために、Friedman testを実施したところ、焦点調節トレーニング群において、主効果に有意差が認められた($p < 0.01$)。しかし、その後に実施した多重比較において有意差は認められなかった。一方、近業作業群においても同様にFriedman testを実施した。しかし、有意な変動は確認されなかった。次に、各日ごとに焦点調節トレーニング群と近業作業群に対してWilcoxonの符号付き順位和検定を用いて比較したところ、11日目に焦点調節トレーニング群において有意な増加が認められた($p < 0.05$)。

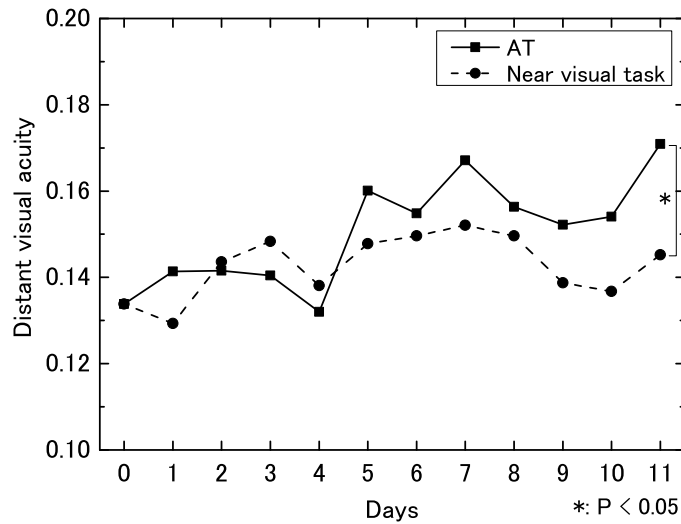


図5-10 遠見裸眼視力の時間変化

次に図5-11に、左右眼それぞれの事前検査、5日目、11日目に測定した平均他覚的屈折度の時間変化を示す。縦軸は他覚的屈折度を表し、横軸は日程を表している。焦点調節トレーニング群の5日目、11日目に測定された他覚的屈折度は事前検査よりも高値を示した。一方、近業作業群は両眼共に事前検査と比較して低値を示した。次に、それぞれの群に対して日程を要因として、一元配置分散分析を行った。しかし、どちらの群についても有意な変化は認められなかった。さらに各日程において、焦点調節トレーニング群と近業作業群を対象としてペアのt検定を行ったが有意な差は認められなかった。

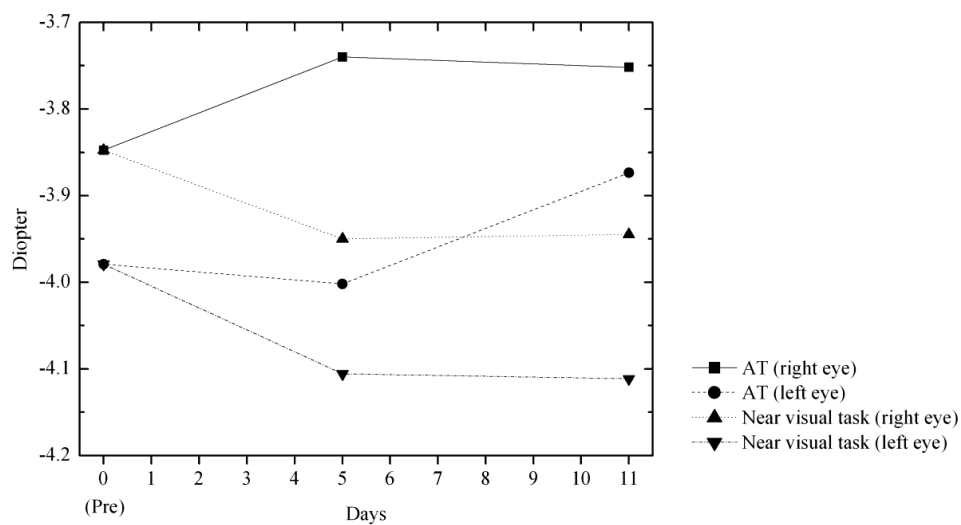


図5-11 他覚的屈折度の時間変化

2) 眼疲労

図5-12に両作業群の眼疲労の平均VAS値の変化を示す。縦軸は眼疲労のVAS値を表し、数値が大きくなるほど眼疲労の程度が大きいことを示している。横軸は日程を表している。両作業群において一貫した時間的変化は認められなかった。加えて、それぞれの作業群に対して日程を要因として、一元配置分散分析を行った。しかし、どちらの作業群も有意な変動は認められなかった。一方、作業後の眼疲労のVAS値は全日程において相対的に近業作業群の方が高値を示したことから、各日程においてペアのt検定を行った。その結果、5日目、6日目、9日目、10日目において焦点調節トレーニング群のVAS値は、近業作業群と比較して有意に低値を示した($p < 0.05$)。

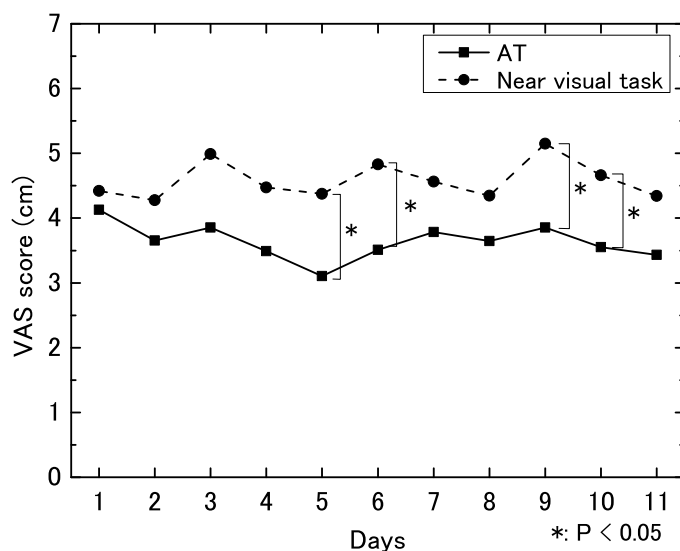


図5-12 眼疲労のVAS値の時間変化

次に、図5-13に事前検査、5日目、11日目に測定した両作業群の臨界融像周波数の平均値の変化を示す。縦軸は臨界融像周波数を表しており、数値が高いほど精神疲労が少ないことを示す。横軸は日程を表す。両作業群とも正常とされる35 Hzを大きく上回っており、さらに有意な時間的変化、またそれぞれの日程において作業群間に有意差は認められなかった。

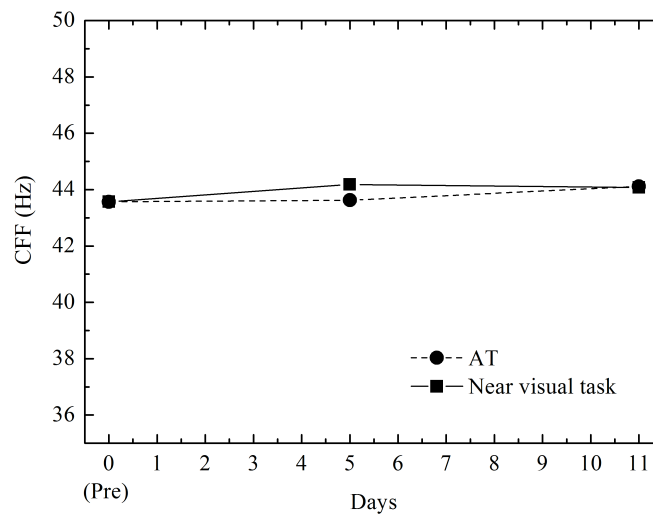


図5-13 臨界融像周波数の時間変化

最後に、表5-3(a-d)に5日目、11日目に実施した作業前後のSSQの結果を示す。それぞれの日程において作業前後でペアのt検定を行ったところ、作業の種類に関わらず、トータルスコア(TS)、吐き気(N)、めまい(D)に関して有意差は認められなかった。一方、眼疲労(OD)については、5日目の近業作業群にのみ有意な上昇が認められた($p < 0.01$)。

表5-3 SSQの各スコアの作業前後の評価

(a): TS (トータルスコア), (b): N (吐き気), (c): OD (眼疲労), (d): D (めまい) をそれぞれ表す

(a) TS

Day	5			11		
	Difference (After-Before)	t-value	Statistics	Difference (After-Before)	t-value	Statistics
AT	21.5	1.36	N.S.	10.4	1.31	N.S.
Near visual task	20.3	2.17	N.S.	17.2	1.4	N.S.

TS: Total score AT: Accommodation training N.S.: No significance

(b) N

Day	5			11		
	Difference (After-Before)	t-value	Statistics	Difference (After-Before)	t-value	Statistics
AT	2.09	0.98	N.S.	0.3	0.57	N.S.
Near visual task	-0.29	-0.57	N.S.	-0.29	0.57	N.S.

N: Nausea AT: Accommodation training N.S.: No significance

(c) OD

Day	5			11		
	Difference (After-Before)	t-value	Statistics	Difference (After-Before)	t-value	Statistics
AT	2.37	1.35	N.S.	1.18	1.71	N.S.
Near visual task	3.55	3.15	< 0.01	1.42	1.44	N.S.

OD: Oculomotor Discomfort AT: Accommodation training N.S.: No significance

(d) D

Day	5			11		
	Difference (After-Before)	t-value	Statistics	Difference (After-Before)	t-value	Statistics
AT	1.31	1.36	N.S.	1.31	0.682	N.S.
Near visual task	2.18	1.31	N.S.	3.48	1.49	N.S.

D: Disorientation AT: Accommodation training N.S.: No significance

5.3.3 考察

1) 遠見裸眼視力および他覚的屈折度

焦点調節トレーニングにより最終的に32人中17人(53.1%)の遠見裸眼視力が改善した。日常生活において視力は日常的变化を有することが図5-10より確認できる。また、Friedman testでは焦点調節トレーニング群において主効果に有意差が認められた($p < 0.01$)。一方、近業作業群においては、有意差は認められなかった。ゆえに、両作業群共に日常変動が同程度含まれていることを考慮すると、焦点調節

トレーニング群のみで有意差が認められたことから、焦点調節トレーニングにより視力の改善が得られたことを示唆している。さらに、各日程ごとに行った、Wilcoxonの符号付き順位和検定の結果からは、11日目に近業作業群(コントロール群)の視力よりも焦点調節トレーニング群の視力の方が有意に高値を示した($p < 0.05$)(図5-10)。ゆえに、焦点調節トレーニングは視力への累積的良効果を有し、視力低下を抑制している可能性が高いと考えられる。

次に他覚的屈折度に関して、焦点調節トレーニング群では事前検査と比較して、両眼とも、5日目、11日目それぞれで改善傾向が確認された(図5-11)。一方、近業作業群では悪化傾向が確認された。しかし、各日程における作業群間の平均に有意差は認められなかった。ゆえに、両眼立体視を用いた焦点調節トレーニングでは、一定の近視改善効果は認められるものの、水晶体の変形や眼球構造に起因する根本的な近視症状の改善は難しいと考えられる。

2) 眼疲労

眼疲労の程度について、焦点調節トレーニングおよび近業作業後に眼疲労に関するVAS、臨界融像周波数(5日目、11日目)およびSSQ(5日目、11日目)を用いて測定した。はじめに、眼疲労のVAS値の経時的变化は両作業群共に認められなかった。一方、両作業群の全体的な傾向として、焦点調節トレーニング群の眼疲労のVAS値は、近業作業群の眼疲労のVAS値と比較して相対的に低値を示した。ゆえに、両作業に対して日程ごとにペアのt検定を行ったところ、5日目、6日目、9日目、10日目にそれぞれ有意な低下が認められた($p < 0.05$)(図5-12)。眼疲労のVAS値の結果より焦点調節トレーニングは眼疲労低減に効果的であると考えている。この理由については、一般的に立体映像構成法は画像融合時のにじみ、ちらつき、ぼけのため自然視よりも眼疲労が増大する。しかし、両眼立体視を用いた焦点調節トレーニング後の眼疲労のVAS値は近業作業後のそれよりも明確に低値を示していた。ゆえに、両眼立体視を用いた焦点調節トレーニングは立体映像を利用しているにもかかわらず、眼疲労を殆ど感じないもしくは、焦点調節トレーニングにより眼疲労感が低減しているものと推測される。

次にSSQの結果(トータルスコア(TS)、めまい(D)、吐き気(N))については、それぞれの作業で有意差は認められなかった。一方、眼疲労に関するサブスコア(OD)に関しては、5日目の近業作業においてのみ有意な上昇が認められた($p < 0.01$)。これらの結果は2つの意味を持つと考えられる。1つ目は、眼疲労(OD)のスコアに関して、眼疲労のVASの結果同様、焦点調節トレーニングに用いた映像が立体映像であるにもかかわらず眼疲労の程度が低いことである。2つ目は、焦点調節トレーニングに用いた映像が立

体映像であるにも関わらず、映像酔いに直結するようなスコア(TS, N, D)のそれぞれが、有意な上昇を示さなかったことである。一方、4章で用いた立体映像では映像酔いに直結するスコアは有意な上昇を示していた。この理由については、映像構成の違いに起因していると考えられる。4章で使用した映像では、映像全体が前後運動するように設計されていたが、本節で用いた焦点調節トレーニング映像では、映像中心部分の球のみが前後運動する仕様となっている。Takada et al.[16]の報告によると映像酔いは主に周辺視野で捉えた動きの影響が強いと報告している。よって、中心視野部のみが前後運動する焦点調節トレーニング映像は立体映像でありながら、映像酔いのリスクが非常に低く好意的な効果のみを有する映像であるといえる。また今回の検証で、立体映像構築法として採用したPower3D法についても、背景と飛び出し注視対象物のそれぞれをより自然視に近い状態にて観視することができ、SSQの各スコアを低く抑えることに寄与していたのではないかと考える。

最後に、臨界融像周波数の結果では、図5-13に示すように有意な変化は認められなかった。臨界融像周波数は、眼球中枢神経系の疲労度の程度を相対的に反映しており、臨界融像周波数の低下は身体および精神疲労に起因する知覚情報処理能の低下を示す。本研究では、各作業において臨界融像周波数の有意な減少傾向は確認されなかった。ゆえに、日常的なレベルを超えるような眼疲労は与えていないと推定される。

5.4 結語

本章では、はじめに、両眼立体視の水晶体調節焦点はディスプレイ面に固定されず、注視対象物を追従するように反応することを統計的に立証するため、注視対象物が前後運動する映像を両眼立体視で観視した場合の水晶体調節焦点、注視対象物を表示した前後運動するディスプレイを観視した場合の水晶体調節焦点および映像の運動と同等の前後運動する実物体を観視した場合の水晶体調節焦点について統計的検証を行った。その結果、水晶体調節に関わる各指標で、観視方法の違いによる有意差は認められなかった。すなわち、両眼視差を用いた立体映像観視と自然視との間に有意な水晶体調節機能差は認められないといえる。

次に、前項で前後運動する注視対象物を含む映像を両眼立体視で観視した場合、従来の定説とは異なり、水晶体調節焦点はディスプレイ面に固定されず、注視対象物の運動に同調して変化することが統計的に検証された。そこで、この反応を応用した両眼立体視を用いた水晶体調節トレーニングコンテンツが視機能へ与える影響について検証を行った。その結果、以下の項目が明らかとなった。

1. 視力改善効果については、本コンテンツの使用により視力を徐々に改善できる。また、焦点調節に関連する眼周囲筋の緊張を両眼立体視を用いた焦点調節トレーニングにより緩和できていると考えられる。しかし、作業を中断した場合に、改善した視力は元に戻る可能性が高く、また、本手法は仮性近視を対象とするため、水晶体および眼球構造に起因するような根本的な近視改善は困難であると推測される。
2. 眼疲労改善効果に関しては、両眼立体視を用いた焦点調節トレーニング後のVAS値は近業作業後のVAS値よりも明確に低値を示したことから、さらに、SSQの結果から両眼立体視を用いた焦点調節トレーニング後の眼疲労の有意な上昇は確認されなかったことから、本トレーニング映像は立体映像でありながら、眼疲労を殆ど感じない、もしくは焦点調節トレーニングにより眼疲労感が低減しているものと考えられる。

以上の理由から、両眼立体視を用いた焦点調節トレーニングは視機能に便益を与えるといえる。

参考文献

1. D.M. Hoffman, A.R. Girshick, K. Akeley, M.S. Banks, Vergence-accommodation conflicts hinder visual performance and cause visual fatigue., *J. Vis.* 8 (2008) 33.1–30.
2. 3Dコンソーシアム, 人に優しい3D普及のための3DC安全ガイドライン, 2010.
3. T. Shiomi, K. Uemoto, T. Kojima, S. Sano, H. Ishio, H. Takada, et al., Simultaneous measurement of lens accommodation and convergence in natural and artificial 3D vision., *J. Soc. Inf. Disp.* 21 (2013) 120–128.
4. Y. Okada, T. Kojima, T. Oohashi, M. Miyao, P.25: The Effect of environmental illumination and screen brightness on accommodation and convergence., *SID Symp. Dig. Tech. Pap.* 44 (2013) 1078–1081.
5. 佐藤夏実, 塩見友樹, 宮尾克, 移動物体注視時の調節焦点., 日本人間工学会東海支部2012年研究大会論文集. (2012) 3A2 38–39.
6. 芳川毅也, 本多悠真, 小嶋健仁, 他, 前後運動する3D映像とタブレット上の2D映像の水晶体調節の比較., *映情学技報.* 38 (2014) 45–48.
7. T. Nakazawa, Y. Okubo, Y. Suwazono, E. Kobayashi, S. Komine, N. Kato, et al., Association between duration of daily VDT use and subjective symptoms., *Am. J. Ind. Med.* 42 (2002) 421–426.
8. M. Gomzi, Work environment and health in VDT use. An ergonomic approach., *Arh. Hig. Rada Toksikol.* 45 (1994) 327–334.
9. S. Kobayashi, Eye sight recovering apparatus, Japan Patent 6-339501 (1994).
10. T. Kojima, T. Shiomi, K. Uemoto, K. Yoshikawa, M. Miyao, Comparison of simultaneous measurement of lens accommodation and convergence in stereoscopic target with sine curve movement., *Int. J. Adv. Int. Sys.* 6 (2013) 318–328.
11. G. Heron, W. N. Charman, C. Schor, Dynamics of the accommodation response to abrupt changes in target vergence as a function of age., *Vision res.* 41 (2001) 507–519.
12. H. Takada, K. Fujikake, M. Omori, S. Hasegawa, T. Watanabe, M. Miyao, Reduction of body sway can be evaluated by sparse density during exposure to movies on liquid crystal displays., *Proceedings of 13th Int. Conf. Biomed. Eng. Springer.* (2009) 987–991.
13. H. Takada, K. Fujikake, T. Watanabe, S. Hasegawa, M. Omori, M. Miyao, A method for evaluating motion sickness induced by watching stereoscopic images on a head-mounted display., *Proceedings of IS&T/SPIE Electron. Imaging, International Society for Optics and Photonics.* (2009) 72371P–72371P.
14. M. Miyao, S.Y. Ishihara, S. Saito, T.A. Kondo, H. Sakakibara, H. Toyoshima, Visual accommodation and subject performance during a stereographic object task using liquid crystal shutters., *Ergonomics.* 39 (1996) 1294–309.
15. M. Omori, T. Watanabe, J. Takai, H. Takada, M. Miyao, An attempt at preventing asthenopia among VDT workers., *Int. J. Occup. Saf. Ergon.* 9 (2003) 453–462.
16. M. Takada, Y. Fukui, Y. Matsuura, M. Sato, H. Takada, Peripheral viewing during exposure to a 2D/3D video clip: effects on the human body., *Environ. Health Prev. Med.* 20 (2015) 79–89.

第 6 章

総 括

第6章 総括

6.1 本研究のまとめ

本研究では、視覚情報が引き起こす身体への影響に関する研究として、映像から人が受ける直接的影響および間接的影響のそれぞれに関して、先行研究で明らかにされていない、(1)視覚誘導性姿勢変化(VEPRs)の新たな特徴の解析とVEPRsが表す感覚量についての検証、さらに(2)悪影響のみが取り扱われてきた直接的影響に関して、視機能への便益の獲得を目的とした両眼立体視を用いた映像コンテンツの視機能への影響の検証を行った。以下に各章のまとめを記す。

第1章では、序論として、本研究の背景、目的、さらに本研究の情報科学における位置付けについて述べた。本研究の背景については、人が映像より受ける身体的影響について直接的影響と間接的影響に分類できることを示し、それぞれの影響に関する事例の紹介を行った。次に、両影響共にさらに好意的影響と悪影響にそれぞれ分類することができ、直接的影響に関しては、眼疲労などの悪影響に関する研究は数多く行われているもの、好意的な影響に関する研究は殆ど行われていない現状を示した。一方、間接的影響については、臨場感などの好意的影響についても、人が望む内容を適切な時に適切な量を与えられなければ悪影響となりうることを示し、これら3要素を見積もるために評価検証が重要であることを示した。最後に、本研究の目的および本研究の情報科学における立ち位置を示した。

第2章では、本研究で対象となる視機能と平衡機能に関連する解剖および基本的な生理機能、さらに視機能と平衡機能の関連性について述べた。視機能については、眼球周囲の基本構造、視神経伝導路の解剖図を示した。また、視機能の生理については、視機能の基本である水晶体調節および輻輳調節、そして、各章に関連することになる空間情報知覚要因および両眼視差による立体視のメカニズムについて述べた。次に、平衡機能では、基本的な機能を司る前庭迷路の解剖図を示し、平衡機能の生理については、運動と前庭迷路の働きについて示した。最後に、視機能と平衡機能の関連性について、視覚に静的情報が与えられている場合と動的情報が与えられている場合のそれぞれに分類し、静的視覚情報の有無により、姿勢の安定性に変化が生じることを示した。動的視覚情報については、視覚誘導性自己運動感覚(Vection)の発現、さらに視覚誘導性姿勢変化(VEPRs)の特徴について述べた。次に、これら現象に関する先行研究の文献的特徴として、背景と認知される映像の運動により、VectionやVEPRsが起こることを示した。

第3章では、VEPRsの特徴解析として、先行研究の再検証となる外的要因として両眼立体視の影響、先行研究で明らかにされていない、長時間暴露の影響、内的要因として乗り物酔い感受性の影響、加えて、観察者が予測できない運動成分が視刺激に付加された場合の影響についてそれぞれ検証した結果について述べた。本検証では、一定周期の往復運動を有する映像を観視した場合の重心動揺計測を連続的に行った。その結果、映像の運動方向に関わらず映像運動と同調する形でVEPRsが発現し、運動映像への同調精度については、観視時間が長いほど精度の向上が認められた。さらに、横方向運動映像観視よりも奥行き方向運動映像観視の方が相対的に同調精度は高くなった。そして、観視時間の長さに応じて動揺の揺れ幅も拡大していた。これらの傾向は、乗り物酔いしやすい自覚がある人に対して、2D映像よりも3D運動映像観視の方が高くなり、乗り物酔いしやすい自覚がない人についてはVEPRsの発現自体がほとんど確認されなかった。一方、運動映像観視を中断した場合、映像への同調精度は急激に低下するが、姿勢の不安定性は一定時間残存していた。また、横方向運動映像観視時に映像の運動方向のみならず、奥行き方向にも身体動揺の発現が認められた。次に、予想不可成分の影響については、奥行き運動映像観視よりも横方向運動映像観視の方が強く周期動揺が抑制された。予想不可成分の付加量と映像への同調精度については、本研究の範囲内(予測可能成分の振幅の3%-9%)であれば関連性が低いことが示唆された。

第4章では、VEPRsによる映像酔いと臨場感の関連性についての検証として、VEPRsが臨場感とVIMSの主観的症状のどちらをより正確に表現しているかについて、3章と同じ映像を用いて検証を行った結果について述べた。検証実験において臨場感の主観的評価として広義の意味におけるVection、VIMSの主観的評価としてSSQを実施した。また、臨場感とVIMSの客観的評価として連続的に重心動揺計測を行った。その結果、重心動揺指標と臨場感のVAS値の間に有意な正の相関が認められた。特に、重心動揺の周波数解析により算出された映像中の往復運動と同じ周期成分の強度は、最良の臨場感の客観的評価法であることを示した。一方、重心動揺指標とSSQスコア間に有意な正負の相関は認められなかった。ゆえに、VEPRsによる臨場感の客観的評価は可能であるが、VIMSに起因した主観的症狀についてVEPRs測定による客観的評価は困難であると結論付けた。

第5章では、立体映像観視における水晶体調節運動が視機能へ及ぼす影響として、2つの検証実験について述べた。はじめに、両眼立体視の水晶体調節焦点がディスプレイ面に固定されず、注視対象物を追従するように反応することを統計的に立証するため、注視対象物が前後運動する映像を両眼立体視で観視した場合の水晶体調節焦点、注視対象物を表示した前後運動するディスプレイを観視した場合の

水晶体調節焦点および映像内の運動と同等の前後運動する実物体をそれぞれ観視した場合の水晶体調節焦点について統計的検証を行った。その結果、水晶体調節に関わる各指標で観視方法の違いによる有意差が確認できなかった。ゆえに、両眼視差を用いた立体映像観視と自然視との間に有意な水晶体調節機能差は認められないと結論付けた。次に、前検証にて、前後運動する注視対象物を含む映像を両眼立体視で観視した場合、水晶体調節焦点はディスプレイ面に固定されず、注視対象物の前後運動に同調した変化を示すことが統計的に立証された。そこで、この反応を応用した両眼立体視を用いた水晶体調節トレーニングコンテンツが視機能へ与える影響について検証を行った。その結果、視力改善効果については、本コンテンツの使用により視力を徐々に改善できることが示された。しかし、作業を中断した場合には、改善した視力は元に戻る可能性が高く、また、水晶体および眼球構造に起因するような根本的な近視傾向の改善は困難であることを示した。眼疲労改善効果に関しては、焦点調節トレーニング後のVAS値は近業作業後のVAS値よりも明確に低値を示したこと、さらに、SSQの結果から焦点調節トレーニング後の眼疲労の有意な上昇は確認されなかった。ゆえに、本トレーニング映像は立体映像でありながら、眼疲労を殆ど感じない、もしくは焦点調節トレーニングにより眼疲労感が低減していることが示唆されたため、両眼立体視を用いた焦点調節トレーニングは視機能に便益を与えると結論付けた。

人が映像より受ける身体的影響は1章で示したとおり、人が望む内容を適切な時に適切な量を与えるることにより好意的な影響として受け入れられる。よって、この内容、時、量の三要素は映像から受ける影響として非常に重要であり、このうちのいずれかが欠けても人にとって悪影響となる可能性が高い。そのため、VE技術などを用いた映像システムや映像コンテンツ制作などでは、この三要素に関する十分な評価検証および改善を行う必要がある。特に、人に対して最適なものにするためには人間工学的評価(官能評価や人の応答反応)を欠かすことはできない。しかし、システムやコンテンツの特徴に対して人がどのように反応するか全て既知であれば問題ないが、現状では未だ不明瞭な部分も多く、さらに、人の反応に対して多様な解釈を持つ場合もありうる。そのため、仮に人の反応を正確に計測しても適切な人間工学的評価が行えない場合も考えられる。本論文では、身体と視覚情報の関わりとして、映像から人が受ける基本的な身体的影響に関して、三要素のうち内容について分類を行い、各項目において現時点で解明されていないそれぞれの課題の結果について報告している。本研究は人が映像から受ける影響の体系化において不明瞭である隙間の補間や、解釈の多重性を解消する一助となるものであ

る。よって、本研究の成果が、今後の人間中心の映像システム構築やコンテンツ制作、並びに映像技術の人間工学的発展に寄与することを期待する。

6.2 今後の展望

本研究で取り組んだ検証は、人が受ける影響の極々一部であり本研究の成果により全てが網羅されている訳ではない。例えば、間接的影響の対象としたVEPRsの特徴についても、未だ未解明な部分は多い。本研究では自然界にはない球パターンの運動を視刺激として与えているが、2章で示したVectionやVEPRsに関する先行研究からは、背景として認知された運動の影響を受けてVectionやVEPRsが生じるとされる。ゆえに、球パターンよりも実際の風景映像を運動させた方がVectionやVEPRsは強く発現すると予想される。しかし、木の葉や雨など、視野全体に動きを有する場合でも更に静止した背景を有する場合、経験上、動揺が発生しない場合も考えられる。また、2D映像よりも3D映像を観視させた方が人に強い影響を与えることを3章で示したが、提示映像を風景に変更した場合と球パターンを2Dから3D映像に変換した場合、どちらの映像が人に強く影響を与えるのかは不明瞭である。視覚情報が人に与える影響の体系化を目指すのであれば、コンテンツの内容、観視方法などの外的要因、さらには内的要因についても、因子内の検証だけではなく因子間の影響の大小関係を明確にしておく必要があると考える。

次に直接的影響に関しては、仮性近視の解消を目的とした水晶体調節トレーニングコンテンツの視機能に及ぼす影響を検証したが、今後、効果改善のためにコンテンツの飛び出し量などの映像設計や実施方法を検討することは、視機能の健康維持に関して非常に大きな意義を持つ。また近年、頭部着用型のシースルーメガネやヘッドマウントディスプレイを装着して作業を行う、いわゆる現実と仮想空間を組み合わせたMixed Realityの普及が進んでいる。この中で、仮想空間の構成に立体視が要求される場合が多く、両眼立体視が不自由な人にとっては、これら機器の使用が制限されてしまうことが予想される。その際、本コンテンツを用いて両眼立体視の遠見近見調節訓練を繰り返し行うことで、近見から遠見まで自由に立体視ができるようになる可能性が十分に考えられる。このように、両影響共に未解明項目の検証や各種分野への技術応用など多くの展開が期待できる。

謝辞

本論文は私が平成22年から平成28年の間実施してきた、映像視聴が人体に及ぼす影響に関する研究をまとめたものです。この間、多くの方々からご指導、ご鞭撻、ご助言を賜りました。

はじめに本研究を進めるにあたり終始暖かいご指導、ご鞭撻、さらに博士後期課程に快く受け入れて頂きました名古屋大学大学院情報科学研究科 宮尾克 教授に深く感謝いたします。

次に主査をお引き受け頂きました名古屋大学大学院情報科学研究科 枝廣正人 教授、また副査をお引き受け頂きました石井克哉 教授、山本修一郎 教授には、ご多忙な中にもかかわらず審査をご承諾頂き、さらに貴重なご助言を多く賜りました。深く感謝いたします。

福井大学大学院工学研究科 高田宗樹 准教授には、後期博士課程進学へのご助言、研究のアドバイス、論文の添削など、多岐にわたり丁寧にご指導頂きました。深く感謝いたします。

岐阜医療科学大学保健科学部 田中邦彦 教授には、研究のアドバイス、機材のご提供など、多岐にわたり丁寧にご指導・ご協力頂きました。深く感謝いたします。

岐阜医療科学大学 間野忠明 学長、山岡一清 副学長、幅浩嗣 放射線技術学科学科長には、社会人大学院生になるにあたりご配慮頂きまして深く感謝いたします。

岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科 教員の皆様には各種業務等ご協力頂きまして深く感謝いたします。

宮尾研究室秘書 長谷川順子様には、研究に関連する事務手続き、また大学院生として必要な事務作業にご協力頂きました。深く感謝いたします。

本研究に関連する実験に参加していただいた、岐阜医療科学大学学生の皆様、また、論文作成時に多数の貴重なアドバイスを頂きました、名古屋大学大学院情報科学研究科 招聘教員の小嶋健仁 先生、博士研究員の森田一三 先生、石尾暢宏 先生に深く感謝いたします。

最後に、私が博士後期課程に進学そして在学中、精神的に支えてくれた両親そして妻に感謝いたします。

本論文に関わる業績

査読付き論文

1. Akihiro Sugiura, Masaru Miyao, Tetsuya Yamamoto, and Hiroki Takada: Effect of strategic accommodation training by wide stereoscopic movie presentation on myopic young people of visual acuity and asthenopia. *Displays*, 32(4), 219–224 2011. 5 章
2. 杉浦明弘, 田中邦彦, 若田部駿, 松本千佳, 宮尾克: 往復運動映像観視における重心動揺の時間特徴解析. 日本衛生学雑誌 (採録決定 2015). 3 章
3. Akihiro Sugiura, Shino Ota, Miho Shimura, Yui Itou, Hiroki Takada, and Kunihiko Tanaka: Interpretation of visually evoked posture responses: Representative of presence or visually induced motion sickness? *Bulletin of Social Medicine* (採録決定 2015). 4 章
4. Akihiro Sugiura, Yui Itou, Shino Ota, Miho Shimura, Kunihiko Tanaka, Hiroki Takada, and Masaru Miyao: Effect of unpredictable motion component in video on body sway. *Forma*, 30(1), 43–50 2015. (Letter) 3 章

査読付き国際会議論文

1. Akihiro Sugiura, Kunihiko Tanaka, Hiroki Takada, Takehito Kojima, Tatsuya Yamakawa, Masaru Miyao and 他1名: A temporal analysis of body sway caused by self-motion during stereoscopic viewing. *Universal Access in Human-Computer Interaction. Access to Interaction, 9th International Conference, UAHCI 2015, Held as Part of HCI International 2015, 9176, Lecture Notes in Computer Science, 246–254 2015.* 3 章

国内学会(研究会)での口頭発表

1. 立体映像視聴時における視覚誘導自己運動感覚に起因する重心動揺の特徴解析. 杉浦明弘, 田中邦彦, 若田部駿, 松本千佳, 宮尾克, 他2名, 映情学技報HI研究会, 38(46), 49–52, 2014年11月.
2. 前後運動する物体注視時の水晶体調節 ～2D/3D映像および実物体注視の比較～. 杉浦明弘, 芳川毅也, 小嶋健仁, 木下史也, 宮尾克, 他4名, 信学技報HIP研究会, 115(232), 19–22, 2015年9月.