

通常および高フレームレート映像刺激が脳波に及ぼす効果

Effects of Motion Image Stimuli with Normal and High Frame Rates on Electroencephalographic Spectra

正会員 黒木義彦^{†1}, 高橋春男^{†2}, 日下部正宏^{†3}, 山越憲一^{†4}
Yoshihiko Kuroki^{†1}, Haruo Takahashi^{†2}, Masahiro Kusakabe^{†3} and Ken-ichi Yamakoshi^{†4}

Abstract The human electroencephalographic (EEG) spectra when looking at the stimuli of a real motion image and motion images at 60- and 240-fps were investigated. The EEG spectra in response to the 240fps stimuli showed a greater level of similarity to those of the real motion image stimuli than to those in response to the 60fps stimuli. This high frame rate image is considered to provide perceptions of motion image quality which are close to the impression gained when looking at real world scenes.

キーワード: 60 & 240fps (frames per second), 映像, 移動刺激, 動画品質, 脳波解析

1. ま え が き

最近の映像技術において、ハイビジョン映像、いわゆるHD (High Definition) 映像 (高精細映像) (1920 × 1080 画素) に対して、その縦横の画素数をそれぞれ2倍、あるいは4倍にする¹⁾といった、さらなる高精細化を目指した開発が進んでいる。これらの開発動機として、ヒトの映像に対する高臨場感への要求がある。すなわち、高精細化により、静止画における解像度としての高画質を保ったままで、大画面の鑑賞が可能となる。また、大画面を広い視野角で見ることにより、没入感も増加するという知見も得られている²⁾。一方、動画における動きの面での画質、すなわち動画画質においては、従来のフレームレート (60fps, 50fps, 24fps等) では、動画ボヤケやジャーキネスと呼ばれる劣化を生じることがあり、そのために臨場感が損なわれることが多いが、こうした劣化は、240fps等の高フレームレートにより改善されることが、最近の研究によって明らかに

なってきた^{3)~6)}。したがって、高フレームレートは高臨場感の実現に対して一つの有効な方策と考えられる。

しかし、映像の品質とフレームレートの関係は心理物理的評価手法、すなわち主観的評価手法を中心に進められてきており³⁾⁴⁾、ヒトの視覚と映像の関係をさらに詳細に、また客観的な裏付けを行う研究の必要性が、最近の画像技術の急速な発展とともに、非常に高くなっている。一方、フレームレート以外の映像情報における生体計測では、脳波 (EEG) を指標として映像方式の違いに対応した実験的研究がある¹⁰⁾。この研究によれば、 α 波帯域のEEGパワースペクトルの積分平均値に有意な違いが得られたと報告¹⁰⁾されており、脳波を用いることの有効性が示唆されている。しかし、フレームレートに関する映像の違いについて、脳波計測の観点から言及した研究報告は現在まで皆無である。

そこで、高フレームレート映像方式の今後の実用段階に備え、その効果をより詳しく、定量的に把握することを目的に、ヒトの脳波に着目し、新たに考案した実移動映像刺激の提示方法を基準として、通常および高フレームレート映像刺激が脳波に及ぼす影響について、客観的評価実験を行った。

2. 高フレームレート映像提示に関するこれまでの研究背景

これまでの著者らの研究によれば、動きボヤケやジャーキネスといった動画質の劣化の問題に対し、高フレームレートがその対策として効果があることを報告してきた³⁾。さらに、フレームレートと画質の関係について、他研究者による実験的検討⁴⁾、空間周波数レスポンスの解析⁵⁾など、興味ある研究も進んでおり、次世代の映像機器の開発目標となる仕様に重要な指針を与えている。

2012年12月25日受付, 2013年2月13日再受付, 2013年5月10日採録

†1 金沢大学 大学院自然科学研究科

(〒920-1192 石川県金沢市角間町)

†2 昭和大学 医学部

(〒142-8555 品川区旗の台1-5-8)

†3 福井大学 高エネルギー医学研究センター

(〒910-1193 福井県吉田郡永平寺町松岡下台月23-3)

†4 金沢大学 理工研究域

(〒920-1192 石川県金沢市角間町)

†1 Graduate School of Natural Science & Technology, Kanazawa University

(Kakuma-machi, Kanazawa-shi, Ishikawa, 920-1192, Japan)

†2 School of Medicine, Showa University

(1-5-8 Hatanodai, Shinagawa-ku, Tokyo, 142-8555, Japan)

†3 Biomedical Imaging Research Center, University of Fukui

(23-3 Matsuokashimoizuki, Eiheiji-cho, Yoshida-gun, Fukui, 910-1193, Japan)

†4 College of Science and Engineering, Kanazawa University

(Kakuma-machi, Kanazawa-shi, Ishikawa, 920-1192, Japan)

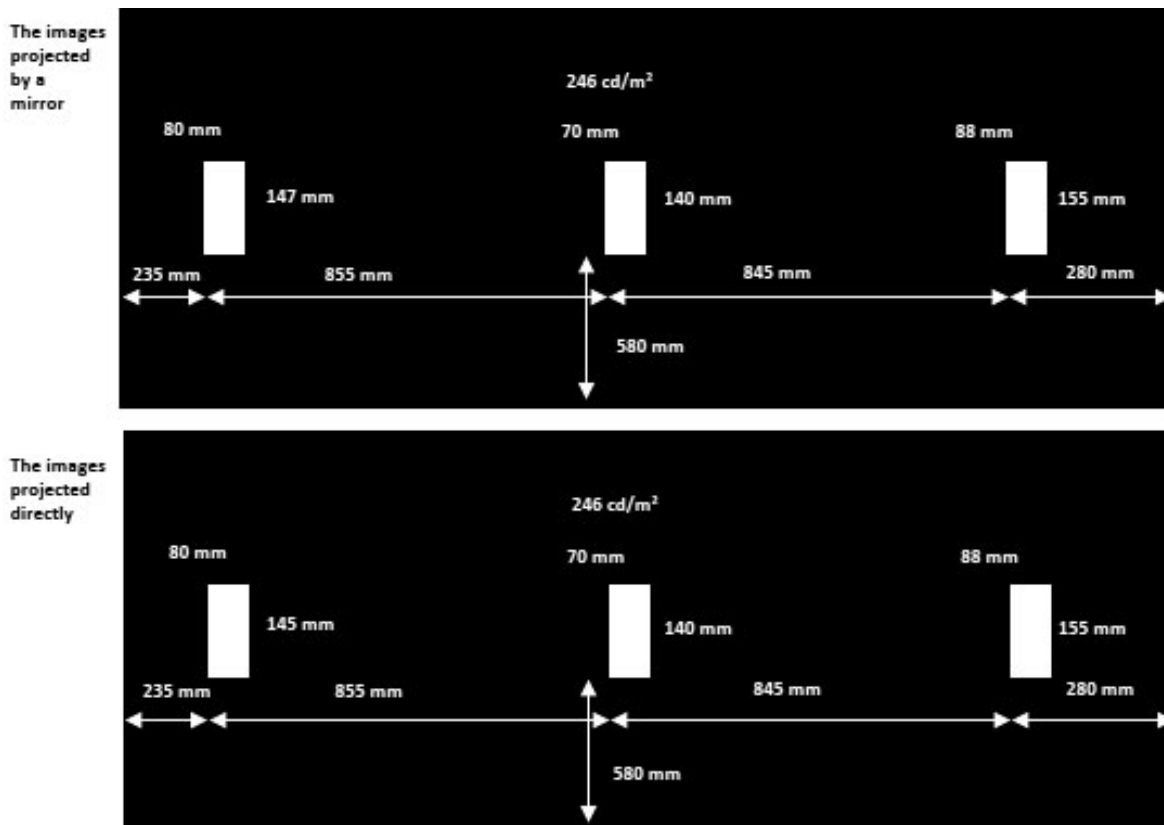


図1 実移動刺激提示 (刺激-N) (上段)と60/240fps刺激提示 (刺激60-FPS/刺激-240FPS) (下段)における、スクリーン画面左右・中央部の矩形画像の大きさと中央部の輝度値

Rectangle-shaped dimensions for real motion image (Stimuli-N: upper part) and 60/240fps motion image stimuli (Stimuli-60FPS/Stimuli-240FPS: lower part) at the positions of center, left- and right-end of the screen and the luminance values at the central position.

HD画像を標準観視条件、すなわち画面高さの3倍の視距離で見るときには、水平1画素はおよそ視角1分となり、視力1.0の人の眼の解像限界に達する。しかし、その画像を24fpsや60fpsの動画として追従視する観視条件では、解像度は大きく低下する³⁾。これは、従来のフィルムやビデオの映像は、動きのある被写体に対して、表現力が大きく不足していることを示している。これらの所見に基づき、ヒトの視覚刺激の観点から、至適フレームレートを見出すための実験的検討を行った結果、250fps近辺に動画質劣化の違いが判らなくなる、いわゆる知覚限界が存在することが判明した³⁾。そこでさらに、24fpsの映画や60fpsのビデオを考慮し、それらのフレームレートの整数倍数である240fpsを、映像機器開発の実用的な観点と知覚限界の側面から、至適フレームレートと考えた³⁾。

3. 実験方法と装置

以上のフレームレートに関するこれまでの知見から、本研究では、映像提示刺激に用いるフレームレートは60および240fpsとし、それらの提示刺激に対する脳波の変化を調べた。以下に実験に使用した装置と実験方法について述べる。

3.1 映像刺激提示法と実験装置の概要

(1) 映像刺激提示法

映像による視覚刺激には絵画的要因を極力排除し、刺激

のフレームレートの違いの要因を明確化するために、画像提示図形は単純な矩形とし、これを後述するスクリーン上に水平等速往復移動させた(矩形の大きさ等の概略は図1に示すが、その詳細は後述する)。移動速度は追従視できる速度の範囲とした。

この水平移動する矩形画像を60fps、240fpsの動画映像視覚刺激として用意し、一方、その一コマに相当する静止画像を、サーボ制御により鏡を回転運動させる(後述の図4参照)ことによって反射光として連続的に水平往復運動する刺激映像(自然映像に近い実移動刺激とした)を用意して、この実移動刺激(刺激-Nとする)を基準として、60fps刺激(刺激-60FPSとする)と240fps刺激(刺激-240FPSとする)に対する視覚影響を脳波解析で比較検討した。

図2に、ミラーおよびフレーム表示方式による画像提示の動きの類似性を確認するために、フレームカウントに対するそれらの位置を測定した結果(図中では、前者をMirror motion、後者をProjected motionと表記)のグラフを示す。フレーム表示方式提示については、刺激-60FPSと刺激-240FPSの動きはほぼ同一となるので、測定は刺激-240FPSについてのみ行った。測定方法は、刺激-Nと刺激-240FPSの移動表示を家庭用HD録画カメラで撮影し、その画像から自作した画像解析ソフトウェアにより水平方向位置を求める方法を用いた。その結果、同図に示したように、

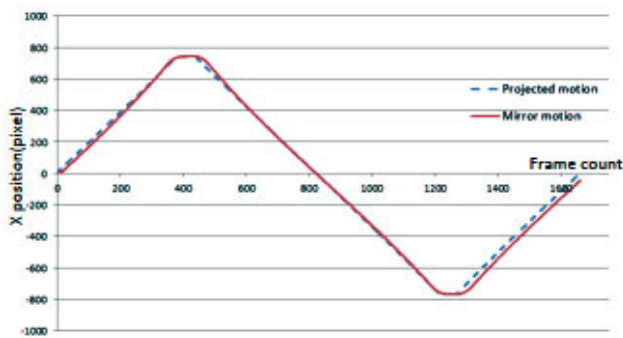


図2 ミラー/フレーム表示方式による画像提示の水平方向に対する追従精度結果(説明本文参照)

Tracking accuracy between the mirror and the frame- image presentation. See text for further explanation.

縦軸(水平位置, X position)の0の位置, すなわち実験においてスクリーン中央の固視位置(後述する)近傍において, ミラーおよびフレーム表示方式による画像提示の移動速度を十分に追従一致できていることが確認された。

(2) 実験装置の概要

図3は, 本実験に供したシステムの全体概要図である。ここで, 図中央の濃いグレーで示した縦1.25m×横2.22mの領域が, 表示用の透過型スクリーン(リヤプロジェクションスクリーン)である。このスクリーンに, その中央を中心として水平往復移動する前述の刺激-N, 刺激-60FPS, 刺激-240FPSが提示される。また, 本スクリーンの上下方

向の位置は, 床からスクリーン底辺までを0.71mとし, スクリーンの周囲は被験者に不要な光による妨害を排除するため, 左右に1.5mずつ, かつ上方に1m, 下方に0.71mの黒い布製の暗幕(同図の薄いグレー領域)を設置した。暗幕背後には, 4096×2160画素240fpsのプロジェクタ(4K×2K 240fps Projector), およびサーボ制御により回転運動する鏡が設置されている。プロジェクタには, 再生装置であるHD(1920×1080画素)解像度のディスクレコーダ(HD 240fps Disc Recorder)により映像データが供給される。被験者は, スクリーン正面に座位姿勢で椅子に座り, スクリーン面から被験者の目までの距離は3.75m, 目の高さはスクリーン中央と等しく(床から1.335m)なるように椅子の高さと前後位置を調整した。

図4は, 映像提示の基本構成を示し, プロジェクタ, サーボ制御機構付き回転ミラーシステム, 透過型スクリーンの配置図である。使用したプロジェクタはソニー製SXRD SRX-R110を改造し, 刺激-60FPSと刺激-240FPSの両用可能とした。このプロジェクタは, HD画像を縦横2倍ずつ補間により拡大表示する機能を有する, 4096×2160画素の完全ホールド型線順次反射型液晶プロジェクタである。すなわち, 240fps駆動における1フレームの開口時間は, 1/240秒である。また, 60fpsの映像表示は同一画像を4回連続して描画することで実現した。その表示の駆動は, スクリーンを田の字状に4象限分割する方式である。その

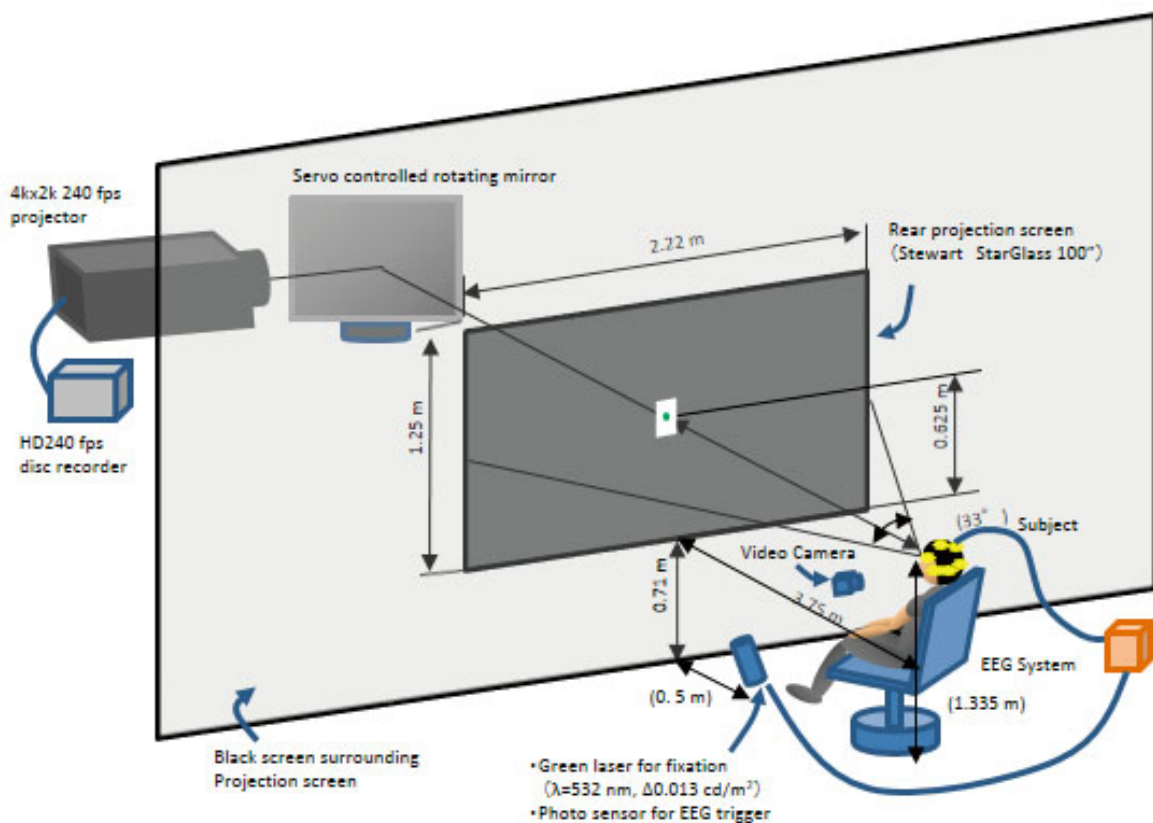


図3 実験セットアップシステムの全体概要図
Outline of experimental setup system for the investigation of motion image stimuli.

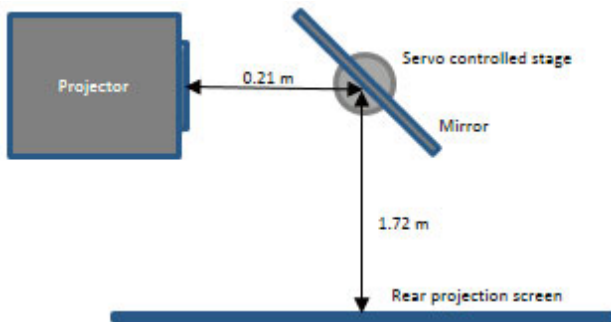


図4 プロジェクタ，サーボ制御機構付き回転ミラー，および透過型スクリーンの配置図

Outline alignment of the projector, the rotating mirror with a servo-controlled stage and the rear projection screen used in the experiment.



図5 プロジェクタとサーボ制御機構付き回転ミラー部の外観写真
A photograph of the projector and the rotating mirror with a servo-controlled stage.

線順次表示すなわち1水平ラインずつ表示内容を書換えるタイミングと方向は，それぞれの象限において同時にスクリーン中央から上下に広がる方向である．この書換え動作において，スクリーン中央から上下端までの書換え時間は1/240秒である．また，ディスプレイデバイスへの書込みと投光面（スクリーン面）への反映は同一のタイミングである．また，回転ミラーシステムは自作したものである．なお，図5はプロジェクタとサーボ制御機構付き回転ミラー部の外観写真である．

実験に際し，被験者はスクリーン中央の固視点を常に注視するように依頼した．この固視点はレーザー光を用い，そのレーザー光が直接反射して目に入らないように，スクリーン手前下部からスクリーンに向けて，斜め上方に照射した．また，レーザー光強度は，被験者への視覚影響を最小限にするために，NDフィルタを用いて充分減光した．実験に用いたレーザーと輝度測定値は以下の通りである：

- ・レーザー：グリーンレーザー（JPM-1-3（A4）APC，3V，0.6mW）
- ・NDフィルタ：光学濃度1.0×2枚
- ・観視位置における輝度：点灯時の消灯時に対する差の

輝度として0.013cdm-2

なお，暗室中で被験者の実験中の眼球運動を確認するため，赤外線撮影機能のついた家庭用HD録画カメラをスクリーン下部に設置した（図3参照）．さらに，後述する脳波記録において，刺激が提示されたタイミングを知るために，フォトランジスタを基本回路とする光センサ装置（自作）を用いて，刺激画像が注視点（固視点）を通過する時点を検出して，脳波記録上に自動マーキングするようにした．

3.2 被験者と実験・解析方法

本実験は，昭和大学医学部倫理委員会の承認（承認年月日：2012年9月27日，受付番号1298，課題名：高フレームレート映像の生体影響に関する評価研究）を得て実施した．また，実験主旨・手順等を詳細に記述した被験者募集を行い，同意が得られた健常成人10名（男性8名（年齢21～30歳），女性2名（年齢19，24歳）；全体平均年齢 23.3 ± 2.9 （標準偏差：SD）歳の参加者を得た．

実験に参加した被験者は，昭和大学医学部付属病院眼科学教室にて，屈折度/角膜曲率半径測定装置（NIDEK ARK530A）による検査，および目視検査を行い，全員が眼位や視力等，眼に異常がないことを確認した．また，血圧については，実験の前後で測定し，異常がないことを確認した．なお，被験者の実験中における眼球運動を，前述の家庭用HD録画カメラにより観測し，固定視が正しく行われていることを確かめた．

各被験者において，脳波測定前に暗室視環境の下で，以下の視認予備試験を行った．すなわち，240fps立体映像，オープンシャッター撮影によるボヤケの多い60fps立体映像，1/240秒シャッター撮影によるジャーキネスの多い60fps立体映像を8分間提示し，動画質の違いが認識可能であること，ならびに両眼視および立体視が可能であることを確かめた．

脳波計は米国Astro-Med社のCM-E（デジタル信号出力のサンプリング周波数は400Hz）を用いた．測定箇所は，第1次視覚野近傍の反応を想定し，10-20電極配置法⁷⁾における後頭部左右：O1，O2とした．基準電極として，同様に左右耳朶：A1，A2，中心部正中：Cz，前頭極部正中：Fpzを用い，取り扱うデータは，同側すなわち，A1に対するO1およびA2に対するO2（以降，それぞれA1-O1，A2-O2と表記する）を用いた．

前述の刺激-N，刺激-60FPS，刺激-240FPSがそれぞれ3回ずつ提示されるよう全被験者に共通するランダムな提示順序を設定して提示した．提示期間中連続して脳波全データを取得した．

脳波信号（EEG）の記録に際して，前述したように，固視点の位置に設置した光センサを用いて，画像刺激が固視点を通過するタイミングを検出し，脳波記録上にマーキングした．これらの脳波データおよび刺激提示用タイミング信号は，脳波計に接続された汎用PC（パーソナルコンピュータ）に収録され，測定終了後オフラインにてFFT解析を行った．FFTおよびパワースペクトルの計算には汎用計算

ソフトウェア (Mathematica) を用いた。

解析に用いた EEG は、移動画像が固視点を通過する時点を中央として、前後合計 512 サンプリングカウントとした。すなわち、その範囲の時間は $512/400=1.28\text{s}$ であり、その間の刺激の平均速度は、前述の図 2 に示した結果より 452.9 pixel/s であり、視角は ± 290 画素相当、すなわち、 $\pm 5.1^\circ$ となる。

4. 結 果

10 名の参加被験者のうち、測定データにバースト状の乱れが見られた被験者 2 名のデータを解析から除外した。

図 6～図 8 は、1 被験者の A1-O1 における画像刺激前後の EEG 計測結果例であり、それぞれ刺激-N、刺激-60FPS、および刺激-240FPS の場合の脳波時系列記録である。また、図 9～図 11 は、それらの測定を 3 回行い、それぞれのデータに対して FFT 解析 (標本化 (サンプリング) 定理に従い、200Hz の帯域までを解析対象とした) を行ってパワースペクトルを求め、それらを平均した結果を示している。なお、図 6～8 の横軸は時間対応軸 (表示はサンプリングカウントで示す) であり、縦軸は EEG 信号レベル (μV)、図 9～11 の横軸は周波数 [Hz]、縦軸はパワー値 [μV^2] である。

ここで示した EEG パワースペクトルは、映像刺激の違いによる要因が特に強く表れた可能性が高いと思われる 1 例である。しかし、個人差によるばらつきも大きいため、EEG パワースペクトルを対象の 8 名に対して、すべての周波数領域について統計的に扱うこととした。すなわち、刺激-N に対する EEG パワースペクトルパターンを基準に、刺激-60FPS と刺激-240FPS に対する EEG パワースペクトルパターンとの相関距離 (1 - 相関係数) をそれぞれ求めた結果が図 12 である。左側の棒グラフは刺激-60FPS と刺激-N のパターン間、右側のそれが刺激-240FPS と刺激-N のパターン間の相関距離を示している。

本結果について、5% の有意水準における t 検定を行ったところ、刺激-60FPS と刺激-N 間の相関距離は、平均値 $0.215 (\pm 0.138\text{ (SD)})$ 、刺激-240FPS と刺激-N 間のそれは、 $0.154 (\pm 0.100)$ となり、自由度 57、 $t=2.133$ 、 $P=0.0372$ 、t 値の境界は両側で 2.002 であった。すなわち、両者の平均値には 95% の信頼度で有意差があると判断された。

5. 考 察

本実験で得られた以上の結果は、第 1 次視覚野近傍の脳波において、刺激-240FPS (すなわち、240fps の画像移動刺激) の方が、刺激-60FPS (60fps の移動刺激) より、刺激-N (実移動刺激) に対する反応に近い状態を生じさせていることを示している。すなわち、それは高フレームレート映像の方が通常のフレームレート映像より、自然界を見ているときに近い脳活動をもたらす可能性を示している、と解釈できる。

一般に、脳波はその微弱な電位の性質上ノイズを多く含

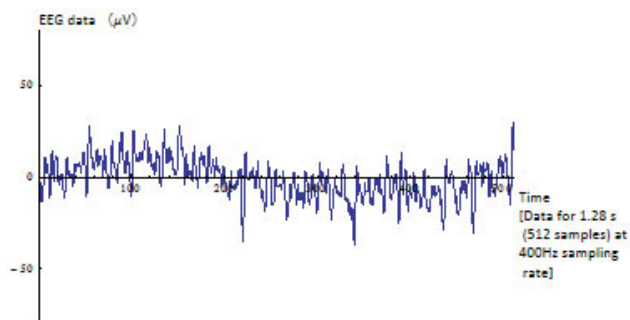


図 6 刺激-N に対する EEG 記録例
An example of EEG signal recording for Stimuli-N.

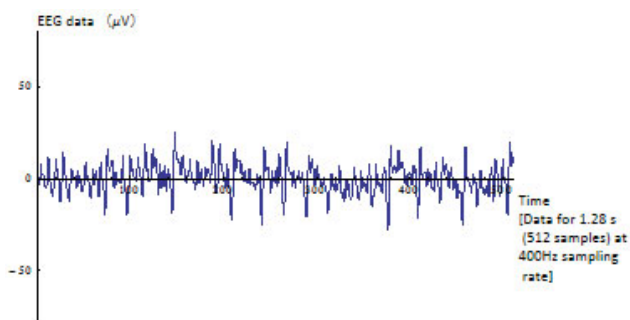


図 7 刺激-60FPS に対する EEG 記録例
An example of EEG signal recording for Stimuli-60FPS.

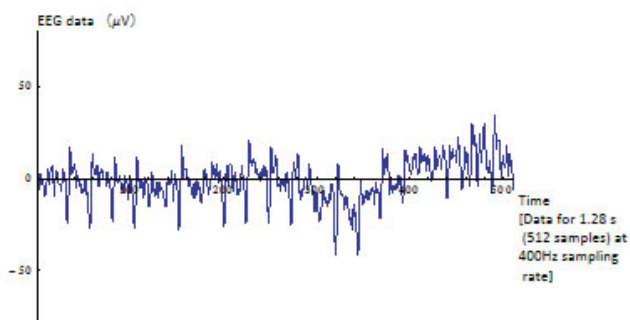


図 8 刺激-240FPS に対する EEG 記録例
An example of EEG signal recording for Stimuli-240FPS.

み、さらに誘発の要因となる刺激の強度や刺激提示時の神経活動の状態によって、提示時刻に対する応答のタイミングも一定ではないと考えられる。したがって、脳波波形データを単純にそのまま平均して評価することは適切ではない。また、そのタイミングを充分注意して合わせたとしても、脳波信号データを直接多数平均化することは、脳波の大局的な性質が得られる可能性はあるものの、刺激に起因した脳波の特徴抽出が高周波数成分に含まれることも考えられる。本研究でもそれらの点に充分に留意し、被験者の脳波信号測定波形を直接加算することはせず、その FFT 解析後のパワースペクトルを求めて解析・評価した。

ここで、対象とした被験者の EEG パワースペクトルの平均を採用したことは、今回の画像刺激のフレームレートに含まれる周波数成分として 60 Hz 成分は、後述するように、

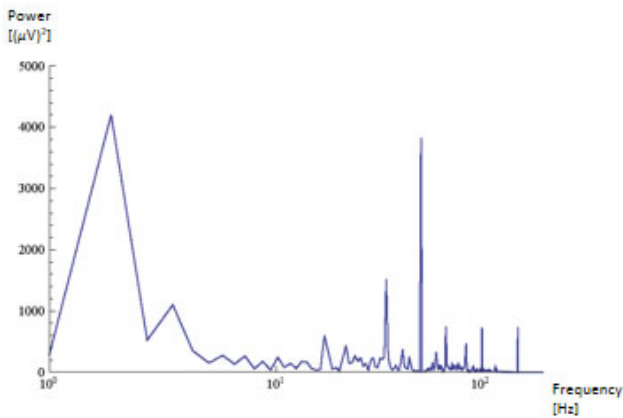


図9 刺激-Nに対するEEG記録データのパワースペクトル例
An example of EEG power spectrum for Stimuli-N.

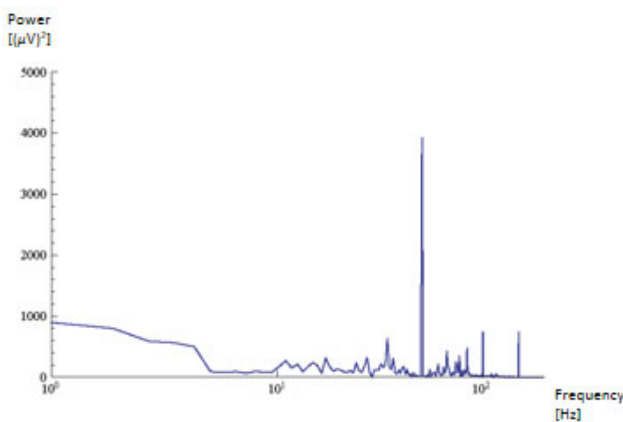


図10 刺激-60FPSに対するEEG記録データのパワースペクトル例
An example of EEG power spectrum for Stimuli-60FPS.

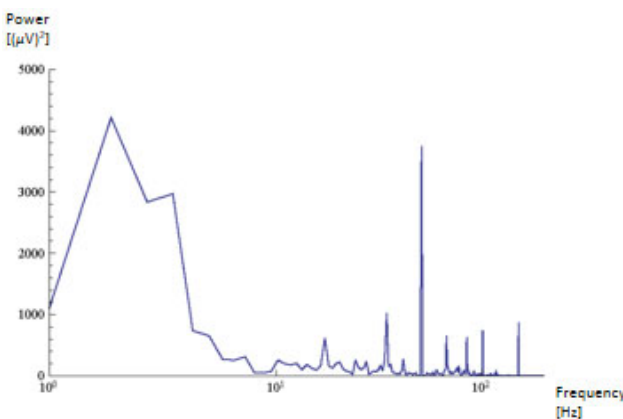


図11 刺激-240FPSに対するEEG記録データのパワースペクトル例
An example of EEG power spectrum for Stimuli-240FPS.

多くのヒトにフリッカとして知覚され得る程強い刺激と考えられることから、その影響が個人差を超えて測定結果に現れるはずである、と作業仮説を立てたことによるものである。前述の結果で示したEEGパワースペクトルの例では、その60Hzの影響が特に低い周波数領域の脳活動を抑制した方向に出現したと推測されるが、前述のように個人差に

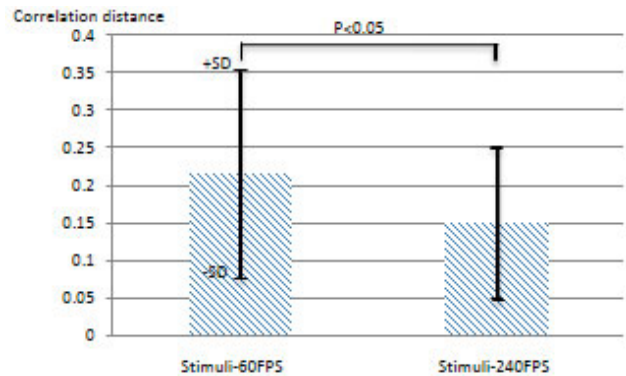


図12 刺激-60FPSと刺激-N、および刺激-240FPSと刺激-Nに対するEEGパワースペクトルパターン間の相関距離

図中のエラーバーは8名のデータ解析で得られた標準偏差(±SD)を示す(説明は本文参照)。

The correlation distances of the EEG power spectra pattern between Stimuli-60FPS and Stimuli-N and between Stimuli-240FPS and Stimuli-N. Error bars in this graph indicate standard deviations (±SD) obtained in 8 subjects. See text for further explanation.

よるばらつきも多く、このことについては今後さらに被験者を増やして、詳細に検討していく必要があると思われる。

またここで、60fps(刺激-60FPS)と240fps(刺激-240FPS)の違いの評価については、それらに対するEEGパワースペクトルを共通の基準とした実移動視覚刺激(刺激-N)に対するEEGパワースペクトルとの距離に着目して比較する手法を用いた。すなわち、実移動刺激に対して、いずれの映像刺激が脳活動の反応において類似しているかについて、本実験では特に注目した点であると言える。

前記の結果を神経活動の面から考察する。脳神経の活動は、発火後1ms程度は刺激を受けても発火しない不応期を有し、最大の発火頻度は1,000Hz程度に達するという特徴がある⁸⁾。また、フリッカ知覚についてCF(Critical Fusion Frequency), すなわちフリッカ融合周波数は、250cd/m²近辺の輝度で70Hzを超えることが知られている⁹⁾。したがって、初段の入力刺激が網膜上の光となる視覚神経系の場合、映像刺激に含まれる60Hz成分が、第1次視覚野近傍の活動電位の変動成分として脳波に含まれる可能性は高いと推測される。また240fpsの映像刺激は、連続フレーム間の画像の移動間隔が60fpsの映像刺激の場合の1/4と短いため、物理的に実移動すなわち連続移動の刺激に近づく方向であるため、刺激に起因する脳波も類似する方向ではあっても、240fpsの映像刺激が何等かの特異な脳活動の状態を生じることは考え難い。これらの考察からも、今回の実験結果において、240fpsと60fpsの映像刺激に対して見られた脳波の違いは、刺激に含まれる60Hzの周波数成分に起因する影響が存在している可能性があると考えられる。すなわち、240fpsの映像刺激に対する脳波は、60fpsの映像刺激に対する脳波と比較して、60Hzの周波数成分が少ない分、実移動の刺激に対する脳波に近い状態となる可能性が推察される。

6. む す び

240fpsの移動映像刺激に対する脳波は、60fpsの同様の刺激に対する脳波に比較して、自然映像に近い実移動映像刺激に対する脳波に近い周波数特性(パワースペクトル特性)を示した。高フレームレート映像は、ヒトに対して、自然界を見ている状態に近い脳活動をもたらし、その結果、自然界を直接見る印象に近い動画品質の知覚が得られる可能性がある」と推測された。

今後の映像技術全体における課題として、特に大画面化、高画素数化、高フレームレート化への対応を目的とした映像の大容量高速処理技術が必要になると予測される。そこには圧縮技術などのさまざまな工夫の余地があり、対象となる生体の知覚や認知に基づいた更なる研究がますます重要となると考えられる。

本研究の遂行にあたり、ソニー株式会社システム&ソフトウェアテクノロジープラットフォーム情報技術開発部門映像技術開発部より機材提供等のご協力をいただいた。また、本実験を実施するにあたり、昭和大学の学生の皆さんには被験者としてご協力いただいた。ここに紙面をお借りして、皆様方に感謝いたします。

〔文 献〕

- 1) ITU-R勧告, BT.2020: "Parameter values for UHD TV systems for production and international programme exchange". (2012)
- 2) 菅原正幸: "スーパーハイビジョンの開発における人間科学的側面からの研究", 信学誌A, J91-A, 6, pp.613-621 (2008)
- 3) Y. Kuroki, T. Nishi, S. Kobayashi, H. Oyaizu, S. Yoshimura: "A psychophysical study of improvements in motion-image quality by Using high frame rate", Journal of SID, 15, 1, pp.61-68 (2007)
- 4) 大村幸平, 菅原正幸, 野尻裕司: "撮像のフレーム周波数・開口率をパラメータとしたジャーキネスの主観評価", 映情学技法, 33, 6, 7-11 (2009)
- 5) 栗田泰市郎: "ホールド型ディスプレイを用いる映像システムの動画品質改善に関する一検討", 映情学誌, 64, 7, pp.1054-1061 (2010)
- 6) Y. Kuroki: "Improvement of Motion Image Quality by Using High Frame Rate from Shooting to Displaying", Proceedings of the 16th International Display Workshop, pp.577-580 (2009)

- 7) H.H. Jasper: "The ten twenty electrode system of the International Federation", Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 10, pp.371-375 (1958)
- 8) M.F. Bear, B.W. Connors and M.A. Paradiso: "Neuroscience Exploring the Brain", Williams & Wilkins (1996)
- 9) Barten, P.G.J. Contrast Sensitivity of the Human Eye and its Effects on Image Quality, SPIE Optical Engineering Press (1999)
- 10) 大橋力, 仁科エミ, 不破本義孝, 河合徳枝, 田中基寛, 前川督雄: "脳波を指標とする映像情報の生体計測", テレビ誌, 50, 12, pp.1921-1934 (1996)



黒木 義彦 1979年、慶應義塾大学工学部卒業。同年、ソニー(株)入社。1993～1994年、MIT訪問研究員。2000年、ソニーフロンティアサイエンス研究所視覚認知研究室長。2012年、ソニーシステム&ソフトウェアテクノロジープラットフォーム主任研究員。2013年、金沢大学大学院自然科学研究科博士後期課程修了。2013年、(株)コンフォートビジョン研究所代表取締役。次世代映像の研究開発に従事。博士(工学)。正会員。



高橋 春男 1978年、昭和大学医学部卒業。長野県御代田中央記念病院院長、昭和大学豊洲クリニック院長を歴任後、2012年より、昭和大学眼科学講座主任教授となる。専門は眼科内視鏡手術。医学博士。



日下部正宏 1967年、東京理科大学大学院理学研究科修士課程修了。東京芝浦電気(株)、テルモ(株)、ソニー(株)、福井大学工学部知能システム工学科教授などを経て、現在、福井大学高エネルギー医学研究センター客員教授。医用生体工学、医用画像システムなどの研究開発に従事。理学修士。博士(工学)。



山越 憲一 1970年、早稲田大学理工学部機械工学科卒業。1972年、同大学院修士課程修了。1972年、東京女子医大助手。1974年、東京医科歯科大助手。1980年、同大講師。同年、北海道大学助教授。1987年、オックスフォード大学客員教授。1994年、金沢大学教授。2002年、中国大連大学客員教授。2003年、早稲田大学客員教授。2008年、中国黒竜江大学客員教授。2013年、金沢大学名誉教授。同年、昭和大学客員教授、北海道工業大学客員教授となり、現在に至る。生体計測と制御、バイオメカニクス、健康・福祉工学などの研究開発に従事。工学博士、医学博士。