ビーブ音刺激の音圧が覚醒効果に及ぼす影響

—サッカードと脳波の解析に基づく定量評価—

國分志郎*・植野彰規*・内川義則*

Influence of Sound Pressure Level of Beep Stimulation on Arousal Effect
—Quantitative Evaluation Based on Analysis of Saccade and Electroencephalogram—

Shiro KOKUBUN*, Akinori UENO* and Yoshinori UCHIKAWA*

Influence of sound pressure level of beep stimulation was quantitatively analyzed and discussed for 8 subjects in terms of ability for raising vigilance level and for keeping the subjects awake. An acceleration characteristic of saccadic eye movement was used as a vigilance index, and calculated in real time to impose the stimulation of 70, 80 or 90 dB when the vigilance index dropped below a predetermined threshold. The results showed following; (1) increasing rate of the vigilance index caused by the 90 dB stimulation was significantly higher than that by the 70 dB stimulation, (2) the increasing rate immediately after the simulation was the highest in the 90 dB condition, however no significance was confirmed among the conditions, (3) although the 90 dB stimulation showed longest duration of arousal effect, it was not longer than that of the 80 dB stimulation. Since significant drops of the vigilance index were observed 7 s (or longer) after the 90 dB stimulation in two subjects, further investigation seemed necessary for the rebound phenomenon against the 90 dB beep stimulation.

Key Words: vigilance level, active safety, traffic accident prevention, time-frequency analysis

1. はじめに

近年、国内における交通事故死者数は、衝突安全技術の普及などにより漸減傾向にある。一方、事故発件数および負傷者数は依然として高い水準にあり¹⁾、高い安全性を確保するために、事故の予防安全技術の重要性が高まっている²⁾。自動車の運転行動は認知、判断、操作の反復と考えられており³⁾、運転者の覚醒度が低下するとこれらの能力が低下し、大きな事故を引き起こす危険性がある。このような事態を回避するには、第一に運転者の覚醒度を実時間で推定する技術、第二に覚醒度が低下した際に刺激などにより注意喚起などを行なう技術を、それぞれ確立する必要がある。

現在、覚醒度の推定方法については、国際的あるいは国内の基準や規格が存在しない。推定のための指標は、主観量と生理量、行動量に大別される。主観量としては、Kwansei-gakuin sleepiness scale (KSS)⁴⁾や visual analogue scale (VAS)⁵⁾などがある。これらは測定が容易で拘束性が低い反面、計測時に作業を中断する必要がある、実作業下での連続計測には

向かない。生理量としては、脳波⁶⁾や皮膚電位水準⁷⁾などがある。生理量は指標抽出のための解析法が確立されていないが、ヒトの覚醒変動を敏感に反映することが見込める。ただし、一般的に外乱に弱く、実車への適用は現状では難しい。また、計測の際に電極を装着する必要がある、運転者を拘束するため問題点がある。行動量としては、反応時間⁸⁾や車線位置⁹⁾などがある。行動量は、適切に指標を選べば無拘束な計測が可能となる。ただし、個人内でのバラツキが大きく、早期の状態変化を捉えることが難しいのが現状である。

筆者らは覚醒度の指標として、サッカード (saccade: SC) と呼ばれる高速な眼球運動に注目している。SCはある視対象から別の視対象に視線を移す際に生じる運動で、運転中に高頻度で自発発生する。フィードフォワード系で制御され¹⁰⁾、運動の発現に脳幹の各種部位が深く関与しており¹¹⁾、眠気との関与が生理学分野で報告されている¹²⁾。また、高速度カメラを用いた検出が試みられており^{13), 14)}、非接触計測の実現が期待できる。筆者のグループは、過去の研究において脳波との同時計測を行ない、SCの速度・加速度特性が脳波のパワーや視覚機能のパフォーマンス量と相関を有することを定量的に示してきた^{15)~18)}。さらに、眼球運動信号からSCを弁別し覚醒度指標を算出する実時間システムの構築にも成功し¹⁹⁾、閾値処理に基づく外部トリガ出力とビーブ音刺激システムとの結合も実現している。

運転者への注意喚起法としては、音⁷⁾以外にも振動刺激²⁰⁾

* 東京電機大学大学院理工学研究科
埼玉県比企郡鳩山町大字石坂

* Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Denki University, Ishizaka, Hatoyama-machi, Hiki-gun, Saitama
(Received February 5, 2008)
(Revised August 6, 2008)

などがあり、香りもヒトの心的状態に影響を及ぼすと報告されている²¹⁾。これらと比較して、音刺激は車載スピーカを用いて容易に導入でき、音圧や周波数、刺激時間などの刺激パラメータを制御しやすいという利点をもつ。また、古くから目覚まし時計などでは使用されており、覚醒刺激としての実効性と安全性が期待できる。

しかしながら、音刺激条件の違いが覚醒効果にどのように影響を及ぼすのかについての定量的な検討はこれまでに行われていない。刺激は、運転者の覚醒度を確実に上昇できるような条件を選定することが望ましく、刺激条件の影響について検討することは非常に重要である。本研究では、ピーブ音刺激の音圧に焦点を絞り、SCの加速度特性が低下したときに音圧の異なる3種類の刺激を与え、各刺激による覚醒効果をSC解析に基づき定量的に評価した。また、SCの解析結果と脳波スペクトルの時間的変動に同様の傾向がみられるかについて検討した。

2. 実験

2.1 被験者

実験にはインフォームド・コンセントが得られた21~24歳の健康な成人男性8名が参加した。被験者はすべて、裸眼での視力が0.7以上あり、眼球に関する異常や疾病は認められなかった。また、予備実験と主実験の前日には睡眠を十分にとり、当日は、カフェインを含む飲料やその他の刺激物を摂取しないよう指示した。

2.2 実験システム

覚醒度の実時間推定システム¹⁹⁾を用いた実験システムをFig. 1に示す。眼球運動の計測には市販の眼球運動モニタ(竹井機器工業, 2930C)を使用した。A/D変換器では眼球運動信号を4kHz, 12bitでデジタル化した。DSP(digital signal processor: Texas Instruments, TMDS-32006711)では角度換算, 速度変換, SCの弁別, SCの加速度特性(最高速度と継続時間の比, PV/D)の算出および閾値処理を行なった。算出したPV/Dを覚醒度の指標とし、閾値(Th_{pvd})を下回った場合には、1kHzの正弦波によりピーブ音を300ms出力した。閾値は、予備実験の結果に基づき、被験者ごとに決定した。算出には平均値(μ)と標準偏差(σ)を使用し、(1)式を用いた。値は正規分布の下側確率5%に相当する。

$$Th_{pvd} = \mu - 1.64 \times \sigma \quad (1)$$

DSP用のA/D変換器とは別に、データ収集解析システム(Biopac Systems, MP-150 system)を用いて、眼球運動と脳波、眼電位を同時に記録した。サンプリング周波数は、眼球運動で4kHz、脳波および眼電位で1kHzとした。脳波の計測点は国際式10-20法のFz, Cz, Pz, Ozの4点とした。脳波の帯域通過フィルタは0.1~35Hzとした。眼電位は両眼の水平成分と右眼の垂直成分の2chを取得し、帯域通過フィルタを0.05~35Hzとした。また、脳波と眼電位の計測には50Hzの帯域除去フィルタを用いた。

Fig. 1 Schematic diagram of the experimental system

Fig. 2 Experimental protocol and visual targets for the eye tracking task

2.3 実験手順

予備実験および主実験は、ディスプレイと被験者の周りを遮光カーテンで囲み、暗視野で実施した。被験者に視標呈示用ディスプレイの正面に座ってもらい、頭と顎を固定器で固定した。実験プロトコルと呈示した視標をFig. 2に示す。休憩15s、準備2s、視標追跡課題60sを4度繰り返し、これを1セットとした。休憩と準備、課題の切り替わりは画面中央の視標により教示した。休憩では白色円図形、準備では赤色円図形を呈示し、課題中は図形を中央に呈示しなかった。休憩の間は被験者に瞬きや閉眼を許可し、準備および課題の間はできるだけ瞬きをしないよう指示した。また、課題中は、ディスプレイの左右7.5degの位置に常時呈示される2つの赤色円図形を、2s間隔で左右交互に注視するよう指示した。

主実験として、各被験者に対して12セット/日を2日間(計24セット)実施した。実験では、PV/Dが閾値を下回ったときに音刺激を行なう課題(トライアル課題)と、刺激を行わない課題(コントロール課題)の2種類を設けた。これらの条件課題は、各セット内に2回ずつ混在させた。刺激の音圧は70, 80または90dBに設定し、各8セットとした。眠気の低下を促すため、眠気が強くなることが知られる午後1時30分頃²²⁾から実験を開始した。また、実験開始1時間前に摂食してもらった。なお、予備実験では、1セット分の視標追跡課題(音刺激なし)を課した。予備実験は、被験者が眠

Fig. 3 A record from the eye movement monitor and calculated parameters associated with SC discrimination in the DSP

すぎず、かつ目覚めすぎでない状態になるよう、夕方5時頃に実施した。典型的な概日眠気リズム波形によると²²⁾、この時間帯は、眠気が日内変動範囲の中間的な値に分布することが期待される。

3. 解 析

3.1 SCの解析

3.1.1 PV/Dの算出

眼球運動の記録波形の一例と算出パラメータをFig. 3に示す。まず、計測した眼球運動信号を眼球回転角度に換算し、移動平均後に差分法 (two-point central difference algorithm²³⁾) を用いて眼球回転速度を求めた。次いで、眼球回転速度が $\pm 25 \text{ deg/s}$ を超えた部分をSC候補として検出した²⁴⁾。また、瞬き除去のためにつぎのSC候補までの間隔が70ms以下の場合は解析から除外した²⁵⁾。弁別したSCについて最高速度 (peak velocity: PV) と継続時間 (duration: D) を求め、さらに最高速度と継続時間の比 (PV/D) を算出した。過去の研究において、PV/Dは覚醒度の低下に伴い、値が小さくなることを確認している^{17), 18)}。なお、SCの性質上、回転角度が小さいとPVとDが非線形に小さくなることが知られている²⁶⁾。つまり、回転角度がPV/D値に及ぼす影響を低減するには、解析対象とする回転角度の範囲を限定することが望ましい。視標追跡課題では左右7.5degに視標が呈示されており、15deg前後の回転角度をもつSCが生じることから、その半分程度の8deg以上を解析の対象とした。

3.1.2 課題間でのPV/Dの比較

ビープ音刺激の導入による覚醒効果の有無を調べるため、トライアル課題とコントロール課題中におけるPV/D値を音圧別に集めて、平均値を算出した。また、課題間でその平均値に対して2標本t検定を行なった。

3.1.3 音刺激前後におけるPV/Dの比較

ビープ音刺激前後の覚醒変化を調べるため、トライアル課題中に発生したSCについて、刺激が発生する直前のPV/D値を“音刺激直前群”、直後の値を“音刺激直後群”として集め

た。また、コントロール課題では閾値を下回ったPV/D値を“音刺激直前群”とみなし、そのつぎに発生したSCのPV/D値を“無刺激直後群”として集めた。トライアル課題とコントロール課題の“音刺激直前群”を1群にまとめ、各群の平均値を求めた。なお、上記の群分けは音圧別の実施した。また、各群の平均値を多重比較 (Games-Howell) により検定した。

3.1.4 刺激後のPV/Dの経時変化

ビープ音刺激による覚醒効果の持続特性を調べるため、刺激後のPV/Dの経時変化を解析した。トライアル課題では、刺激の開始時刻を0sとして基準にとり、刺激開始からつぎの刺激までのPV/Dをすべて集めて時刻を振り直した。つぎに、ある時刻の前後1sの区間にあるすべてのPV/Dを集め、区間を1sずつシフトさせながら区間内平均値を順次算出した。コントロール課題では、音刺激開始時刻相当を0sとして基準にとり、トライアル課題と同様に解析した。なお、刺激直前の (閾値を下回った) PV/Dは、0sより70ms前に発生しているが、本解析では時刻0sのデータとして扱った。また、経時変化は音圧別に解析した。さらに課題間の対応する区間内平均値について、2標本t検定を実施した。

3.2 脳波の解析

3.2.1 独立成分分析による眼電位アーティファクトの除去

計測した脳波には、瞬きや眼球運動に起因するアーティファクトが混在し、解析結果に悪影響を及ぼす。そこで、独立成分分析 (independent component analysis: ICA) を適用して脳波中に混在する眼電位成分を除去した。ICAは、いくつかの信号源の信号が互いに独立であるという仮定を用いて、その線形な混合である観測信号から分離行列を推定し、互いに独立な信号を推定する手法である²⁷⁾。

眼電位アーティファクト除去の手順として、まず脳波と眼電位に、低域遮断周波数0.5Hzのデジタルフィルタを施した。つぎに、課題中の脳波4chと眼電位2chを5sごとに分割し、主成分分析による前処理を行なった。主成分分析では、固有値の累積寄与率が80%を超える信号までを採用し、計算の簡単化のため、各信号が無相関で分散が1になるよう処理した。ただし、ICAは多変量のデータを必要とするため、最低でも2chの信号を採用することとした。前処理後の信号に対してICAを適用し、独立成分を算出した。さらに、推定した独立成分のうち、水平もしくは垂直の眼電位との相互相関係数が0.7以上のものを眼電位独立成分とした²⁸⁾。最後に、眼電位独立成分から再構成により、各チャンネルで計測した信号 (脳波) に含まれる眼電位成分を算出し、計測した脳波から減じることで眼電位アーティファクトを除去した。

3.2.2 短時間FFTによる脳波の時間-周波数解析

ビープ音刺激後における脳波スペクトルの変動を確認するため、短時間FFTによりICA処理後の脳波に時間-周波数解析を適用した。トライアル課題については、刺激の開始時刻を0sとして基準にとり、刺激2s前からつぎの刺激までのCzの脳波を切り出した。コントロール課題については、PV/Dが閾値以下になった後の刺激開始時刻相当を0sとした。こ

Fig. 4 Comparison of mean PV/Ds between trial task and control task (subject F)

のとき、刺激前 2s 分の脳波が取得できない場合や、刺激後 1s 分の脳波が取得できない場合は解析から除外した。切り出した脳波に、1s (1000 点) の窓を設け、0.2s ずつ移動させながら高速フーリエ変換 (fast Fourier transform: FFT) により各窓の脳波パワースペクトルを求めた。FFT では、1s 分のデータの末尾に 24 点の 0 を付加し、ハニング窓を適用した。続いて、窓の開始時刻が等しいパワースペクトルを集め、課題別に平均パワースペクトルを算出した。ただし、トライアル課題中の平均パワースペクトルには、聴覚誘発反応に起因するスペクトル成分も含まれており、これを除去する必要がある。そこで、窓の開始時刻の等しい脳波を加算平均し、加算平均後の脳波に対して FFT を適用し、誘発反応スペクトルを求めた。さらに、平均パワースペクトルから誘発反応スペクトルを減じた。最後に、覚醒度と関係が深い θ 波成分 (4~8 Hz) と α 波成分 (8~13 Hz) を包括する 3~13 Hz の帯域について、トライアル課題とコントロール課題の平均パワースペクトルの差をとり、グラフ化した。なお、誘発反応スペクトルは、同期加算の回数が 50 回以上得られた窓に対してのみ算出した。

4. 結果および考察

4.1 課題間での PV/D の比較

被験者 F の課題間での PV/D の比較結果を Fig. 4 に示す。また、被験者 8 名分についての比較結果を、トライアル課題の PV/D 平均値をコントロール課題の平均値で割り、増加率として Table 1 にまとめた。表中の*印は検定の結果であり、*は危険率 $p < 0.05$ で、**は危険率 $p < 0.01$ でそれぞれ有意差が得られたことを意味する。Fig. 4 の PV/D の値に注目すると、すべての音圧でトライアル課題のほうが有意に大きかった。また、Table 1 では 8 名中 6 名の被験者が、すべての音圧条件で正の増加率を得ており、同様な傾向が確認できる。PV/D の増加は覚醒度の上昇を反映していると考えられることから¹⁹⁾、被験者にピープ音刺激を与えたことによって、トライアル課題では覚醒度が平均的に増加していたものと推察される。ただし、検定の結果、有意な増加が認められたのは

Table 1 Increasing rate of mean PV/D in trial task compared with control task at each sound pressure level

Subject	Increasing Rate (%)		
	70dB	80dB	90dB
A	11.2 **	12.3 **	20.2 **
B	-6.5	0.3	-10.2
C	27.1 **	4.2	23.1 **
D	9.2	22.8 **	16.1 *
E	-15.2 **	13.2 **	18.5 **
F	14.9 **	18.1 **	45.1 **
G	19.3 **	13.8 **	41.1 **
H	22.2 **	19.7 **	34.2 **
Mean	10.3	13.0	23.5

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

Fig. 5 Comparison of mean PV/Ds among three groups of "before stimulation", "no stimulation", and "after stimulation" (subject G)

音圧 70 dB で 5 名、80 dB で 6 名、90 dB で 7 名であり、音圧により差が生じた。平均増加率を比較すると、70 dB では 10.3%、80 dB で 13.0%、90 dB で 23.5% となっており、分散分析により増加率を音圧間で比較した結果、70 dB と 90 dB の間には危険率 $p < 0.05$ で有意差が認められた。したがって、少なくとも 70 dB の音刺激よりも 90 dB のほうが、平均的に覚醒効果が高かったといえる。

なお、被験者 B は 70 dB と 90 dB の 2 条件において負の増加率 (つまり減少) を示しているが、この被験者は SC 終了間際に瞬きを発生する傾向があり、解析可能なデータ数が他の被験者の半分以下であった。増加率はいずれも有意差が得られておらず、データ数が十分でなかったことが伺える。少ないデータ数は、解析データを抽出した時間帯に偏りを生じさせ、偶然、トライアル課題の PV/D 平均値がコントロール課題よりも小さかったものと推察される。他方、被験者 E の 70 dB での負の増加率については有意差が得られている。データ数も他の被験者と比較し同等以上であったことから、「音圧の低いピープ音が眠気を誘発する恐れがあるのか?」という疑問が残る。この点については、今後、さらに調査・検討する必要がある。

4.2 刺激前後における PV/D の比較

被験者 G のトライアル課題における音刺激直前群 (Before

Table 2 Increasing rate of PV/D after the beep stimulation at each sound pressure level

Subject	Increasing Rate (%)								
	70 dB			80 dB			90 dB		
	BS→NS	BS→AS	NS→AS	BS→NS	BS→AS	NS→AS	BS→NS	BS→AS	NS→AS
A	22.6**	56.7**	27.7**	12.5*	54.5**	37.3**	37.4**	50.4**	9.5
B	81.2**	88.8**	4.2	83.2**	114.5**	17.1	110.0**	110.1**	0.0
C	-6.6	14.8**	22.9**	3.5	13.2**	9.3	-7.0	14.9**	23.5**
D	8.3	32.0**	21.9	-7.2	46.5**	57.9**	-1.2	26.0**	27.5*
E	14.0	39.5**	22.4*	31.8**	83.7**	39.4**	31.5**	106.4**	56.9**
F	11.1	31.6**	18.1*	23.0**	39.9**	13.7	8.3	52.8**	41.2**
G	19.7**	55.5**	29.9**	13.9	67.0**	46.6**	6.7	84.8**	73.2**
H	2.7	33.7**	30.2**	-2.1	31.3**	34.1**	8.0	31.9**	22.0*
Mean	19.1	44.1	22.2	19.8	56.3	31.9	24.2	59.7	31.7

BS: before stimulation, NS: no stimulation, AS: after stimulation, ** $p < 0.01$, * $p < 0.05$ **Fig. 6** Time-course variation in PV/D (top) and in EEG spectrum (bottom) after the beep stimulation (subject F)

Stimulation: BS)と音刺激直後群 (After Stimulation: AS)のPV/D平均値と、コントロール課題における無刺激直後群 (No Stimulation: NS)のPV/D平均値を**Fig. 5**に示す。図中のP値は、検定結果の危険率を表わしている。また、**Table 2**は被験者8名分の各群における平均値の比較を、増加率としてまとめたものである。表中の*印は危険率に相当する。

まず、**Fig. 5**のBSとASを比較すると、すべての音圧においてASで有意な増加が得られた。この結果は8名全員に共通しており(**Table 2**)、どの音圧でもビーブ音刺激直後に被験者は覚醒したものと推察される。

つぎに**Fig. 5**のBSとNSを比較すると、70 dBにおいては刺激を与えていないにもかかわらず、NSで有意な上昇が得られた。これは、被験者Gの覚醒度が自発的に上昇したものと考えることができる。PV/D値を他の音圧のBSの値と比較すると、最も高い値となっている。これは、覚醒度の低

下が僅かであれば、自助努力により覚醒度を回復する見込みがあることを示唆しており、生体恒常性の観点からも理解できる。このような自発的な上昇は、各音圧で3~4名にみられた(**Table 2**)。

NSとASの比較は、被験者の自発的な覚醒度の上昇を含まない、音刺激のみによる増分とみなせる。**Fig. 5**では、すべての音圧で有意差が得られ、増加率は90, 80, 70 dBの順に大きかった。**Table 2**では、70 dBで6名、80 dBで5名、90 dBで6名に有意な増加が得られた。平均増加率は、それぞれ22.2%, 31.9%, 31.7%であった。しかし、分散分析を用いて増加率を音圧間で比較した結果、どの組み合わせにおいても有意差は認められなかった。したがって、音刺激直後の覚醒度の上昇については、音圧による統計的な違いはなかったものと考えられる。一方、**Table 1**では70 dBよりも90 dBのほうが有意な増加率が得られ、課題を通じての平均的な覚

醒効果は 90 dB のほうが高かったことが示された。これより、音圧の違いは刺激効果の持続性能に影響を与えることが予想される。この点については、4.3 節にて議論する。

4.3 刺激後の PV/D および脳波スペクトルの経時変化

被験者 F について、トライアル課題における刺激後の PV/D 平均値の経時変化と、コントロール課題における PV/D 平均値の経時変化を Fig. 6 上段に示す。また、Fig. 6 下段に刺激後の脳波平均スペクトルの時間的変動を示す。Fig. 6 (a) は音圧 70 dB, (b) は 80 dB, (c) は 90 dB の結果である。上段の図中の*印は、検定結果である。脳波スペクトルの変動は、暗いほどトライアル課題のスペクトルパワーが、コントロール課題よりも小さかったことを意味する。図中の矢印は、誘発反応スペクトルを差分した区間を示している。

Fig. 6 上段をみると、70 dB のときは刺激後 1~2s で、80 dB のときは 1~4s, 90 dB のときは 0~6s, 8s において、トライアル課題の PV/D が有意に増加した。よって被験者 F では、90 dB において刺激後の覚醒効果が最も持続していた。下段の脳波スペクトルの変動をみると、いずれの音圧においても音刺激直後 0~1s で 6~10 Hz 付近のパワーが、コントロール課題に比べて減少している（暗くなっている）。脳波は、一般的に、覚醒度が上昇すると低振幅速波化するといわれている。したがって、音刺激直後については、脳波スペクトルの変動からも覚醒度の上昇が認められた。また、0~3s においてパワーが減少した（暗くなった）領域を音圧間で比較すると、90 dB で時間軸方向への広がりも最大になっており、90 dB の覚醒効果が最も持続したことが推察される。ただし、4s 以降においては、PV/D の経時変化と脳波スペクトルの変動が必ずしも一致しない区間もみられた。要因の一つとしては、トライアル課題の性質上、音刺激の発生間隔を制御できないため、結果的に 4s 以内につぎの刺激が生じる場合が多く、4s 以降では加算平均処理できる数（本論文では 50 以上と設定）の脳波を切り出せず、誘発脳波スペクトルを除去できなかった点が挙げられる。

PV/D の 0~10s の経時変化においてトライアル課題（音刺激）で有意な増加が得られた区間数について、被験者 8 名分をまとめた結果を Table 3 に示す。表中の括弧内の数字は、トライアル課題のほうが PV/D 値が有意に低かった区間数を示している。Table 3 より有意差数の合計では、90, 80, 70 dB の順に多かった。ただし、括弧内の数字を合計数から引くと、90 dB と 80 dB は同数となる。したがって、覚醒効果の持続については 90 dB が最も長い、80 dB と大きな違いはなかったものと考えられる。また、90 dB ではトライアル課題で PV/D 値が有意に低かったデータが 7s 以降で 2 名（各 1 区間）に得られた。つまり、90 dB の刺激は覚醒効果が切れた後に反動で覚醒度が低下する恐れもある。刺激音圧が高い場合の反動現象の有無や、反動現象が存在する場合の詳細などについては、今度さらに詳しく調べる必要がある。

Table 3 The number of significant time segments where the increase in PV/D was observed after the beep stimulation

Subject	The number of significant segments		
	70 dB	80 dB	90 dB
A	3/11	3/11	1/11(1)
B	1/11	1/11	0/11
C	8/11	4/11	7/11
D	4/11	9/11	3/11
E	2/11	4/11	6/11
F	2/11	4/11	8/11
G	3/11	4/11	7/11(1)
H	3/11(1)	5/11	4/11
Total	26/88(1)	34/88(0)	36/88(2)

5. ま と め

音圧の異なるビーブ音刺激が覚醒効果に及ぼす影響について、SC と脳波の解析に基づき定量的に比較した。その結果、刺激の導入に伴う平均的な覚醒度の上昇率は 90, 80, 70 dB の順番に高い値を示し、90 dB と 70 dB の間に有意な差が認められた。70 dB においては、覚醒度が有意に低下した被験者がいたことから、音圧の低いビーブ音が眠気を誘発する恐れがあるのかについて、今後、調査・検討する必要がある。刺激直後の覚醒度の上昇率については、値としては 90, 80, 70 dB の順番に高かったが、音圧間に有意な差は認められなかった。覚醒効果の持続性については 90 dB が最も長かったが、80 dB との違いは認められなかった。90 dB においては、刺激後 7s 以降に、刺激を与えなかった場合よりも覚醒度が低下した例が得られたことから、刺激に対する反動現象の有無や、その詳細について今度さらに調べる必要がある。

また、本論文では刺激音圧に焦点を絞ったが、使用した実験系および解析方法は、他の音刺激条件が覚醒効果へ及ぼす影響を検討する場合にも適用が可能である。さらに、ビーブ音以外の刺激に対しても適用できることから、各種刺激の覚醒効果の定量評価に有用であると考えられる。

謝辞 追加解析に協力いただいた鄭曙陽君に感謝します。なお、本研究は 21 世紀 COE プログラム「操作能力熟達に適應するメカトロニクス」の一環として実施されたものである。

参 考 文 献

- 1) 内閣府編：平成 19 年度版交通安全白書，5/23，佐伯印刷（2007）
- 2) 藤田，宇佐美，山田，所：衝突危険性のセンシング技術，自動車技術，**61**-2，62/67（2007）
- 3) 稲垣敏之：運転支援とセンシング：進化がもたらす新たな課題，自動車技術，**61**-2，16/21（2007）
- 4) 石原，齋藤，宮田：眠けの尺度とその実験的検討，心理学研究，**52**-6，362/365（1982）
- 5) T.H. Monk: A Visual Analogue Scale Technique to Measure Global Vigor and Affect (GVA), *Psychiatry Res.*, **27**, 88/99（1989）
- 6) 堀 忠雄：入眠時の脳波の主成分分析，脳波と筋電図，**7**-2，140/147（1979）
- 7) C. Nishimura and J. Nagumo: Feedback Control of the Level of Arousal using Skin Potential Level as an Index,

Ergonomics, **28**-6, 905/913 (1985)

- 8) 山崎, 岸, 阿部: 反応時間を用いた覚醒維持度合いの評価指標, 人間工学会誌, **30**, 376/377 (1994)
- 9) M. Ingre, T. Åkerstedt, B. Peters, A. Anund and G. Kecklund: Subjective Sleepiness, Simulated Driving Performance and Blink Duration: Examining Individual Differences, *J. Sleep Res.*, **15**, 47/53 (2006)
- 10) D.A. Robinson: Models of the Saccadic Eye Movement Control System, *Kybernetik*, **14**, 71/83 (1973)
- 11) 本郷, 廣重(監修), 豊田, 熊田, 小澤, 福田, 本間(編集): 標準生理学(第5版), 333/338, 医学書院(2000)
- 12) V. Henn, R.W. Baloh and K. Hepp: The Sleep-Wake Transition in the Oculomotor System, *Exp. Brain Res.*, **54**, 166/176 (1984)
- 13) A.O. DiScenna, V. Das, A.Z. Zivotofsky, S.H. Seidman and R.J. Leigh: Evaluation of a Video Tracking Device for Measurement of Horizontal and Vertical Eye Rotations during Locomotion, *J. Neuroscience Methods*, **58**, 89/94 (1995)
- 14) A. Ueno, Y. Otani and Y. Uchikawa: A Noncontact Measurement of Saccadic Eye Movement with Two High-Speed Cameras, *Proc. 28th Ann. Internat. Conf. IEEE EMBS*, 5583/5586 (2006)
- 15) 植野, 笠原, 高瀬, 南谷: 覚醒水準に依存する視覚誘発サッカードの特性解析—脳波の同時計測にもとづく図形弁別課題負荷時と無負荷時の比較—, 計測自動制御学会論文集, **33**-9, 861/868 (1997)
- 16) 植野, 太田, 高瀬, 南谷: 視覚誘発サッカードと内部誘発サッカードにおける覚醒水準依存性, 信学論(DII), **J81DII-6**, 1411/1420 (1998)
- 17) 植野, 立山, 高瀬, 南谷: 持続性覚醒変化に対するサッカード動特性の依存性, 信学論(DII), **J83DII-4**, 1172/1179 (2000)
- 18) 植野, 坂本, 内川: 数列比較課題中におけるサッカード動特性と視覚情報取得量の関係, 信学論(DII), **J87DII-11**, 2062/2070 (2004)
- 19) A. Ueno, S. Kokubun and Y. Uchikawa: A Prototype Real-Time System for Assessing Vigilance Levels and for Alerting the Subject with Sound Stimulation, *International J. Assistive Robotics and Mechatronics*, **8**-1, 19/27 (2007)
- 20) R. Onken and J.P. Feraric: Adaptation to the Driver as Part of a Driver Monitoring and Warning System, *Accident Analysis Prevention*, **29**-4, 507/513 (1997)
- 21) T.S. Lorig: Brain and odor: I. Alteration of Human EEG by Odor Administration, *Psychobiology*, **16**-3, 281/284 (1988)
- 22) 日本睡眠学会編: 睡眠学ハンドブック—生理学的研究法—日中の眠気—, 519/532, 朝倉書店(1994)
- 23) A.T. Bahill, J.S. Kallman and J.E. Lieberman: Frequency Limitation of the Two-Point Central Difference Differentiation Algorithm, *Biol. Cybern.*, **45**, 1/4 (1982)
- 24) 海老澤, 斧: 読書時のサッカード動特性に関する一研究, 信学論(DII), **J78DII-5**, 865/869 (1995)
- 25) 小松, 植野, 星野: 眼球運動モニタ出力におけるサッカードと瞬きの自動弁別とその実時間化, 生活支援工学系学会連合大会講演予稿集, 54 (2003)
- 26) A.T. Bahill, M.R. Clark and L. Stark: The Main Sequence, A Tool for Studying Human Eye Movements, *Mathematical Biosciences*, **24**, 191/204 (1975)
- 27) A. Hyvärinen, J. Karhunen, E. Oja (著), 根本, 川勝(訳): 詳解 独立成分分析—信号解析の新しい世界—, 164/183, 東京電機大学出版局(2001)
- 28) J.J.M. Kierkels, G.J.M. van Boxtel and L.L.M. Vogten: A Model-Based Objective Evaluation of Eye Movement Correction in EEG Recordings, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **53**-2, 246/253 (2006)

[著者紹介]

國分志郎(学生会員)

・2006年東京電機大学理工学部電子情報工学科卒業。08年同大学大学院理工学研究科電子情報工学専攻修士課程修了。同年京セラ(株)入社。在学中, サッカードと脳波の解析に基づく音刺激の覚醒効果に関する研究に従事。計測自動制御学会, 電子情報通信学会各会員。

植野彰規(正会員)

1994年慶應義塾大学理工学部電気工学科卒業。96年同大学大学院理工学研究科生体医工学専攻修士課程修了。99年同専攻博士課程修了。博士(工学)。99年東京電機大学理工学部電子情報工学科助手, 00年講師, 04年助教授を経て07年より同工学部電気電子工学科准教授。96年度計測自動制御学会学術奨励賞。97年度日本ME学会秋季大会若手研究者優秀賞。06年度ライフサポート学会バリアフリーシステム開発財団奨励賞。生体情報計測に基づくインテリジェントインタフェースの構築に関する研究に従事。IEEE, 電気学会, 電子情報通信学会, 日本生体医工学学会各会員。

内川義則(正会員)

1979年東京電機大学大学院工学研究科博士課程満退。工学博士。同年同大学工学部助手。81年東京大学工学部助手。83~85年旧西ドイツ国立物理工学研究所研究員。88年東京電機大学理工学部助教授。93年同教授。微小生体信号の計測と信号処理に関する研究に従事。01年度電気学会学術振興賞・論文賞。IEEE, 日本生体医工学学会評議員, 日本応用磁気学会, 日本生体磁気学会理事, 電気学会会員。