

眠気の変化に伴う脳波トポグラフィの変動

林 光緒・森川 俊雄・堀 忠雄

広島大学総合科学部人間行動研究講座
(1989年10月31日受理)

Topographic mapping of EEG with the variation of sleepiness

Mitsuo HAYASHI, Toshio MORIKAWA and Tadao HORI

Abstract

The relationship between the EEG topography and sleepiness was investigated in 5 normal students (aged 21–26 yrs). They were assessed their sleepiness for 12 hours (19:00 to 07:00) at 20 min intervals via Kwansai-Gakuin sleepiness scale (KSS), visual analog scale (VAS) and the multiple sleep latency test (MSLT). The power spectra derived from 16 EEG leads were topographically displayed for every 1 Hz from 8 to 13 Hz, based on the initial 30 s EEG recordings of each MSLT period. With increasing sleepiness, the slow alpha band activities (8–9 Hz) developed around the occipital area, while the fast alpha band activities (12–13 Hz) tended to obscure at the parietal area. The topographic pattern for the activities of intermediate alpha band (10–11 Hz) were unchanged over the experimental period. These data suggest that the increase or decrease of the amplitude of the slow alpha activity and the fast alpha activity reflect the variation of sleepiness. The present study supplied the new perspectives for the study of sleepiness in terms of topographic mapping of the waking EEG.

近年、睡眠研究の中で眠気に関する関心が高まっており、特にナルコレプシー患者や睡眠時無呼吸症患者の主訴とする過度の日中の眠気 (excessive daytime sleepiness) の診断やその治療効果 (Mitler, Gujavarty, Sampson & Browman, 1982) 等の臨床的側面ばかりでなく、夜勤時の事故防止対策 (Torsvall & Akerstedt, 1987) といった実証的な側面や、また、断眠 (Carskadon & Dement, 1979; 石原・齋藤・宮田, 1982) や睡眠短縮 (Carskadon & Dement, 1981; Horne & Wilkinson, 1985) の効果を検討する際にも、眠気を測定することは重要な課題となっている。

これまで眠気を測定する方法としては、自己評定尺度 (Hoddes, Dement & Zarcone, 1972; 石原ら, 1982; Monk, 1987) と入眠潜時テスト (Carskadon & Dement, 1979) が信頼ある指標として頻繁に用いられてきた。それに対して、入眠に伴い脳波の α 帯域のパワが減少、 δ , θ 帯域のパワが増大する (堀, 1979; Hori, 1985) ことから、脳波のパワスペクトルから眠気を推定する方法も考案されている (Gevins, Zeitlin, Ancoli & Yeager, 1977; Matousek & Petersén, 1983; Torsvall & Akerstedt, 1987)。

前著 (林・堀・杉本, 1987) で我々は、自己評定尺度、入眠潜時テスト、脳波のパワスペクトルを用いて眠気を連続的に測定し、日中の眠気はウルトラディアン・リズムに従って変動することを明らかにした。さらに、眠気と脳波活動の間には、ウルトラディアン性の共変動成分が存在することを確かめた (Hayashi, Hori & Sugimoto, 1987)。しかし、眠気の変化に対応した脳波の周波数構造の変化や、部位間関係の詳細については明らかではない。そこで、今回、

脳波の頭皮上分布を2次的に表示するトポグラフィの手法を用いて脳波活動の空間分布を調べ、眠気との対応関係について検討した。前著(林ら, 1987; Hayashi et al., 1987)では、脳波のパワスペクトルを δ , θ , α の3帯域に分けて分析したが、今回は α 帯域に注目し、8~13 Hzの α 帯域を1 Hz毎に分けてトポグラフィを作成した。さらに、眠気が比較的弱い状態から比較的強い状態までのデータを連続的に得るために、夜間(19:00~07:00)の断眠中の眠気を測定した。

方 法

1. 被験者 大学生及び大学院生5名(21~26歳, 平均23.2歳)を被験者として用いた。うち男性が3名(22~26歳), 女性が2名(ともに21歳)であった。

2. 眠気の指標 質問紙として、関西学院版眠気尺度(KSS: 石原ら, 1982)とvisual analog scale(VAS: Monk, 1987)を用いた。また、行動的測定法として、Multiple Sleep Latency Test(MSLT: Carskadon & Dement, 1979)を用いた。KSSとMSLTの実施法については、前著(林ら, 1987)に詳しいので詳細は省く。VASは100 mmの水平線で、左端を「非常に眠い」、右端を「はっきりと目が覚めている」という言葉で表示した。被験者には、自分の眠気の程度に合わせて、水平線上に垂直の線を引くようにと教示を与えた。右端から被験者が引いた印までの距離をmm単位で測定し、これを眠気の尺度とした。したがって、VASの得点は0~100に分布し、得点が高いほど眠気が強くなることになる。

3. ポリグラフ測定 脳波及び眼球運動を18チャンネル万能型脳波計(三栄製1A97型)に紙送り速度1.0 cm/sで紙記録した。脳波は、Fp₁, Fp₂, F_z, F₃, F₄, F₇, F₈, C₃, C₄, P_z, P₃, P₄, T₅, T₆, O₁, O₂の16部位を左右耳垂を基準部位として記録した。また、水平眼球運動を両眼角外1 cmの位置においた電極から左右耳垂を基準部位として記録した。

4. 手続き 被験者が17:00に実験室に入室した後、脳波及び眼球運動測定用の電極を装着した。19:00から翌07:00まで12時間の間、20分毎にKSS, VAS, MSLTを実施し、計37回眠気を測定した。毎回の眠気の測定は、前著(林ら, 1987; Hayashi et al., 1987)とほぼ同様であった。被験者はKSS, VASに回答した後、ベッドにはいった。消灯と同時に閉眼させ、MSLTを開始した。段階1が出現してから3分以内か、あるいは開始後15分経過した時点でMSLTを終了した。MSLT終了後、次の測定時までは、被験者は読書やテレビ、間食など、自由に過ごすことができた。ただし、カフェイン飲料の摂取と喫煙、体操や過度の運動は禁止した。また、MSLT開始直後の30秒間の脳波をオンラインでパワスペクトル分析し、トポグラフィを作成した。

5. 脳波の分析 トポグラフィの作成には、三栄製トポグラフィシステム(211A型)を用いた。まず、毎回のMSLT開始直後の30秒間の16部位の脳波をパワスペクトル分析した。サンプリング間隔4.88 msで1024点をA/D変換した後、高速フーリエ変換(FFT)し、5.0 s間のパワスペクトルを求めた。これを6回単純加算平均して30 s間の平均パワを得た。スペクトルの平滑化処理としてハミングウィンドウを用いた。周波数分解能は0.2 Hzとした。得られたスペクトルデータを1 Hz毎に8 Hz(7.6~8.4 Hz), 9 Hz(8.6~9.4 Hz), 10 Hz(9.6~10.4 Hz), 11 Hz(10.6~11.4 Hz), 12 Hz(11.6~12.4 Hz), 13 Hz(12.6~13.4 Hz)の6帯域に分けて16部位毎に平均振幅値(μ V)を求め、これをトポグラフィ表示した。

結 果

1. 眠気の変動

Fig. 1 は、眠気の変動の個人例 (Sub. 4) である。実験の前半から後半にかけて、KSS, VAS 得点の増加, 入眠潜時の短縮化が認められ、眠気が徐々に増加していることがわかる。KSS, VAS では、ほぼ同様の変動を示しているが、KSS では、20:40, 23:40, 02:20 での落込みが激しく、2~3 時間周期のウルトラディアン・リズムが認められる。MSLT では、KSS に認められたような 2~3 時間周期の明瞭なウルトラディアン・リズムは認められない。むしろ、単調に減少していく傾向が認められる。各々の指標間の相関係数を算出すると、KSS と VAS では、有意な正の相関が認められた ($r=.797, p<.001$)。それに対して MSLT は、KSS, VAS と有意な負の相関を示し (KSS: $r=-.338, p<.05$; VAS: $r=-.472, p<.01$)、眠気の増加に

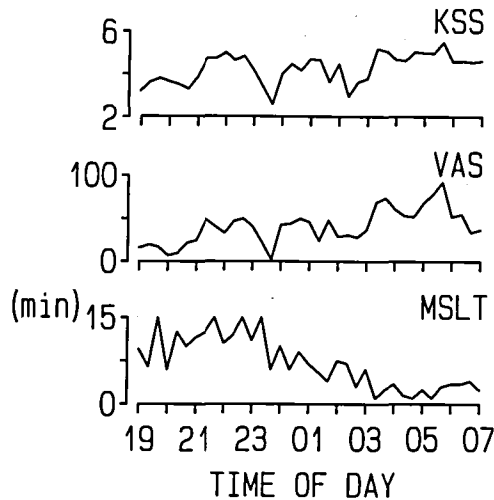


Fig. 1. Fluctuations of sleepiness (Subject No. 4).
KSS: Kwansei-Gakuin sleepiness scale;
VAS: visual analog scale;
MSLT: Multiple sleep latency test.

Table 1. Within-subject product moment correlations between sleepiness measures. KSS: Kwansei-Gakuin sleepiness scale; VAS: Visual analog scale; MSLT: Multiple sleep latency test.

Subject No.	KSS × VAS		KSS × MSLT		VAS × MSLT	
	r	n	r	n	r	n
1	.793***	35	-.560***	35	-.572***	35
2	.946***	37	-.874***	36	-.783***	36
3	.876***	37	-.297	37	-.308	37
4	.797***	37	-.338*	37	-.472**	37
5	.933***	37	-.892***	37	-.849***	37
all	.850***	183	-.541***	182	-.514***	182

* $p<.05$, ** $p<.01$, *** $p<.001$

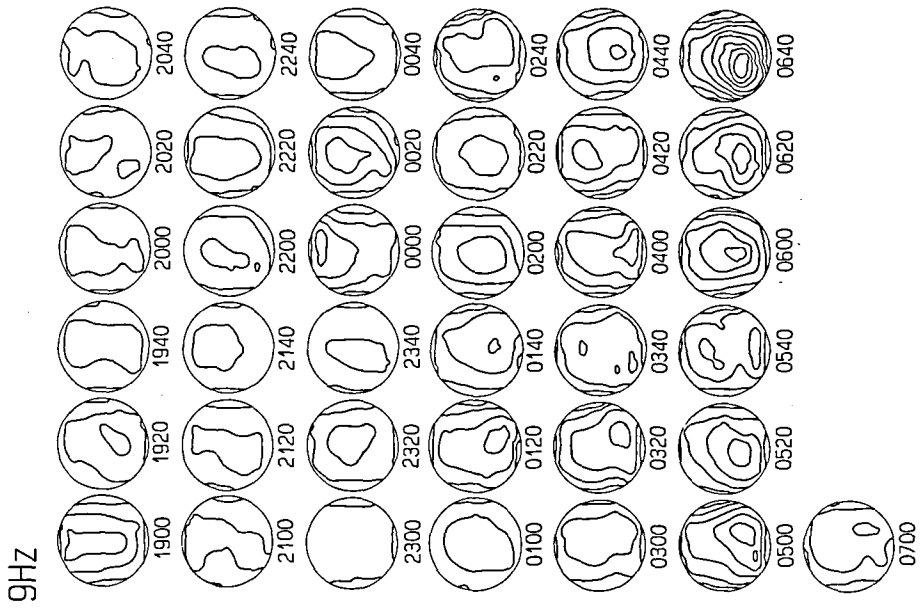


Fig. 2B. Topographic maps (up: nasion) of the EEG 9 Hz (8.6-9.4 Hz) band activities in the same subject as Fig. 1. Field lines in 1.72 μ V steps.

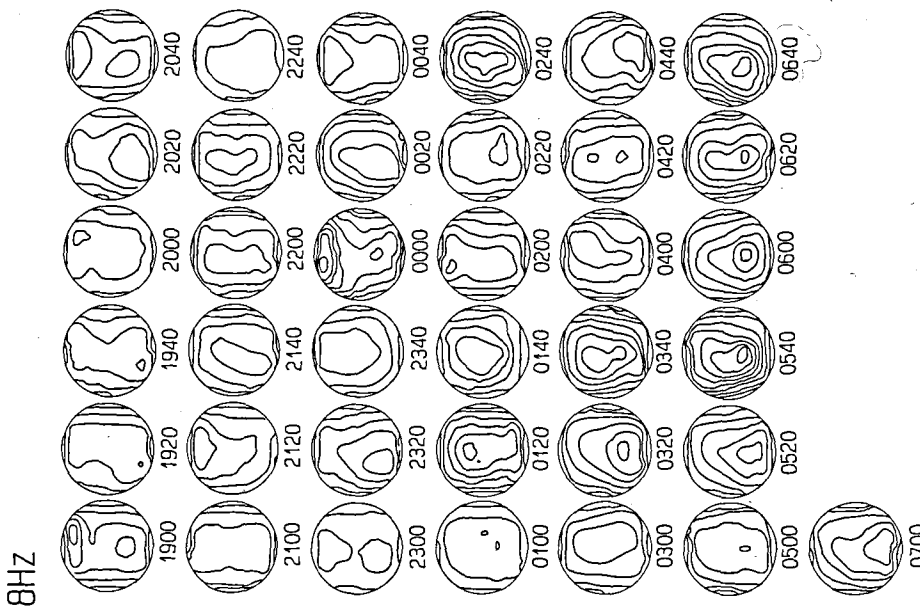


Fig. 2A. Topographic maps (up: nasion) of the EEG 8 Hz (7.6-8.4 Hz) band activities in the same subject as Fig. 1. Field lines in 0.77 μ V steps. The numerals represents the time of day.

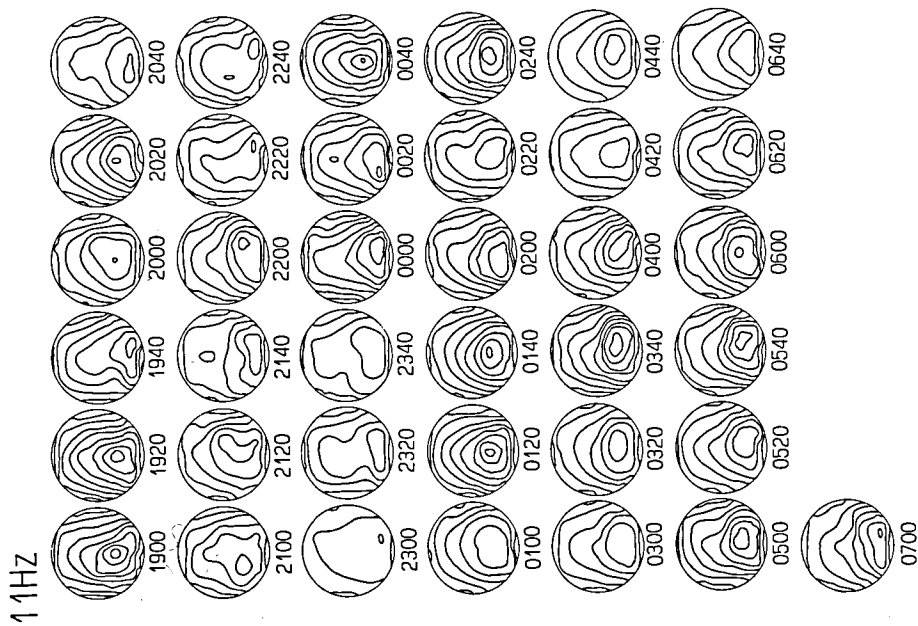


Fig. 3B. Topographic maps (up: nasion) of the EEG 11 Hz (10.6–11.4 Hz) band activities in the same subject as Fig. 1. Field lines in 2.01 μV steps.

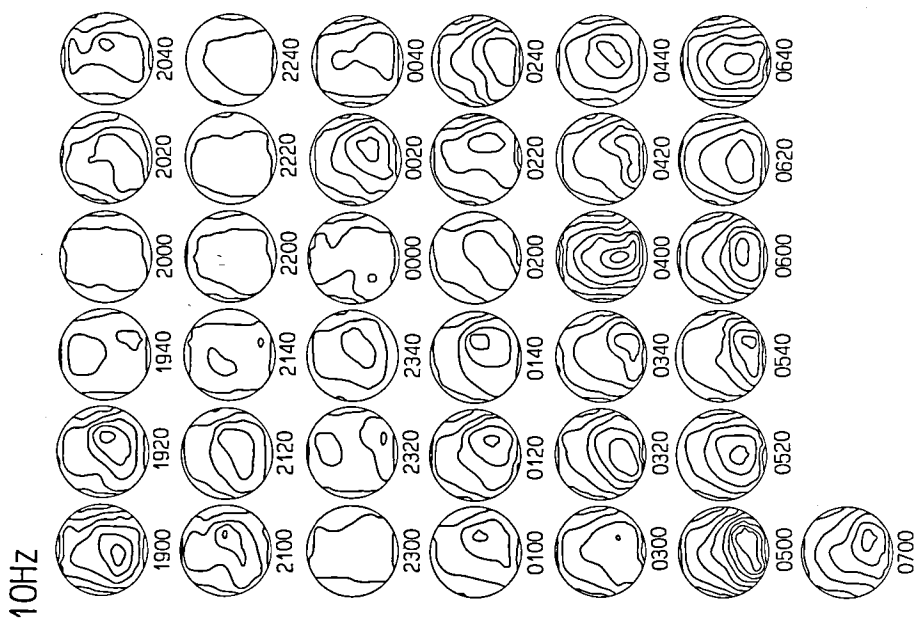


Fig. 3A. Topographic maps (up: nasion) of the EEG 10 Hz (9.6–10.4 Hz) band activities in the same subject as Fig. 1. Field lines in 2.32 μV steps.

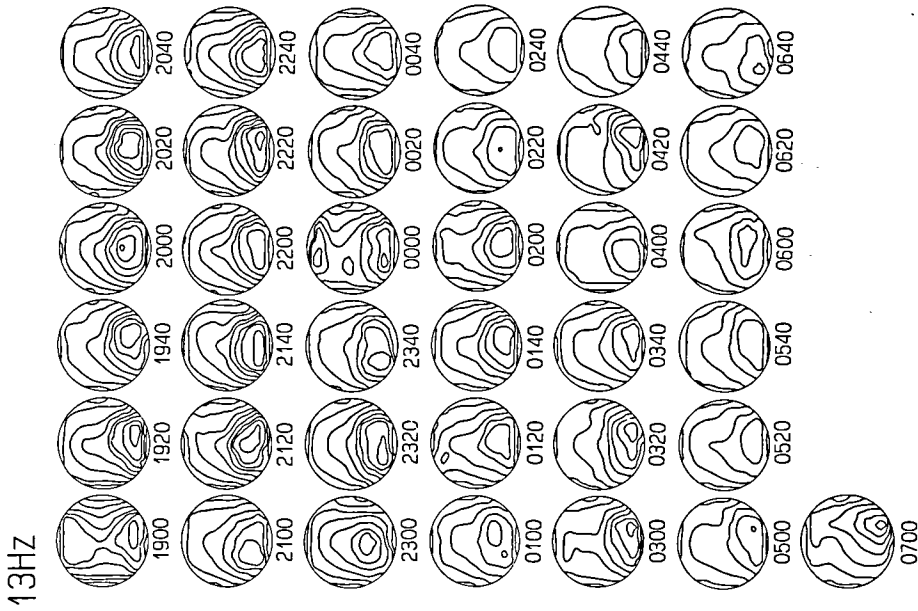


Fig. 4B. Topographic maps (up: nasion) of the EEG 13 Hz (12.6-13.4 Hz) band activities in the same subject as Fig. 1. Field lines in 0.91 μ V steps.

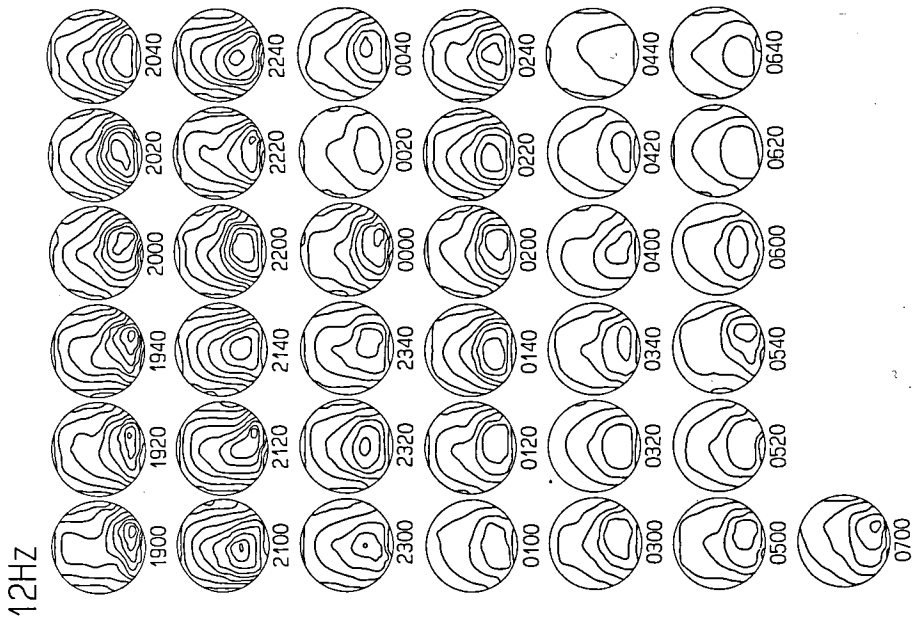


Fig. 4A. Topographic maps (up: nasion) of the EEG 12 Hz (11.6-12.4 Hz) band activities in the same subject as Fig. 1. Field lines in 1.86 μ V steps.

ともなって、入眠潜時が短縮化していることがわかる。このような傾向は、いずれの被験者においても認められた。

Table 1 は、全被験者の指標間の相関を示したものである。Sub. 3 では、MSLT と KSS 及び VAS 間に有意な相関は認められなかったが、他の被験者ではいずれの指標間にも高い相関関係が認められた。

一方、Fig. 1 の各指標の変動曲線を細かくみると、KSS, VAS による眠気の自己評定のデータと、MSLT による入眠潜時のデータとに不一致点がいくつか存在することがわかる。19:00 から 21:00 は、KSS, VAS 得点が低く、入眠潜時も比較的長い。つまり、この時刻では、この被験者はさほど眠気を感じず、実際に眠るにも時間がかかる。しかし、21:00 から 23:00 にかけては、KSS, VAS の得点は高いのに、入眠潜時は10.5分から15分と長い。すなわち、この時刻では、被験者は眠いのには眠れない状態にあったことになる。さらに、23:40 では、KSS, VAS の得点が極端に低いのに、入眠潜時は6分と比較的短い。この時刻では、被験者は眠くないのに眠ってしまう状態にあったことになる。このように、実験の前半では、指標間で不一致点が存在したが、実験の後半、特に03:00以降では、指標間で一貫性が認められた。この時間帯では、KSS, VAS 得点が高く、すなわち被験者の眠気は強く、入眠潜時も短い。いずれの被験者においても、実験の後半では被験者の眠気が強く、入眠潜時も短いというように指標間で一貫性が認められたが、実験の前半では、Fig. 1 に示した被験者のように不一致点がいくつか認められた。

2. トポグラフィの変動

Fig. 2~4 は、Fig. 1 に示した被験者の脳波トポグラフィを時間軸に沿って書き並べたものである。いずれの周波数帯域でも実験の進行とともにトポグラフィ像が変動しているが、特にスペクトルのピーク周波数 (11.2 Hz) の前後の帯域でその変動パターンは異なっていた。ピーク周波数より周波数の低い 8 Hz (Fig. 2A) のトポグラフィ・パターンを見ると、実験の前半では明瞭な優勢部位は認められない。しかし、実験の後半では、頭頂部の振幅が大きくなり、05:00 以降では頭頂部優位のパターンが持続している。このような傾向は、9 Hz (Fig. 2B), 10 Hz (Fig. 3A) の帯域にも認められ、いずれも実験の進行とともに頭頂部に優勢部位を形成していく様子が見えてくる。それに対してこの被験者のピーク周波数に相当する 11 Hz (Fig. 3B) の帯域では、実験の経過による差はほとんどみられない。実験の初期でも後半でも、明瞭な頭頂部優位のパターンが連続しているのが観察できる。ピーク周波数より周波数の高い 12 Hz (Fig. 4A), 13 Hz (Fig. 4B) の帯域では、実験の前半において明瞭な後頭部優位のパターンが認められる。しかし、このパターンは、実験の経過とともに不明瞭になっている。以上のように、ピーク周波数より周波数の低い 8~10 Hz の帯域のトポグラフィ変動と、ピーク周波数より周波数の高い 12~13 Hz の帯域の変動は、相反するパターンを示しており、互いに拮抗した関係にあることがうかがえる。さらに、周波数帯域によって優勢部位が異なっており、相対的に遅い帯域では頭頂部に、速い帯域では後頭部にそれぞれ優勢部位を形成していた。

一方、このようなトポグラフィの変動パターンと、各々の眠気指標の測定値の変化とを比較すると、実験の経過とともにピーク周波数よりも速い帯域の優勢部位が不明瞭になること (Fig. 4A, B), 逆にピーク周波数より遅い帯域の優勢部位が明瞭化すること (Fig. 2A~3A) は、入眠潜時が単調減少する傾向 (Fig. 1) とよく一致している。それに対して、KSS, VAS では、実験の後半ではトポグラフィ・パターンとよく一致しているが、実験の前半では必ずしも一致していない。Fig. 1 を見ると、19:00~21:00, 21:00~23:00 の区間では、ともに入眠潜時が長い

が、19:00～21:00 では眠気が強くなっている。しかし、いずれの周波数帯域のトポグラフィ・パターンを見ても、これらの時刻による差は明確ではない。このような傾向はいずれの被験者においても認められ、トポグラフィの変動は眠気の変化とは必ずしも一致していなかった。

3. 眠気の変動と脳波スペクトル

8～13 Hz のいずれの周波数帯域においても、その優勢部位は、頭頂—後頭部に認められたが、これらの優勢部位のパワが眠気の変動とどのような関連性を示すのかを検討するために、Pz 脳波の振幅値と、各々の眠気尺度との相関係数を算出した。その結果を示したのが Table 2～4 である。いずれの被験者においても、各帯域の振幅値との相関は、KSS (Table 2) 及び VAS (Table 3) と、MSLT (Table 4) とでは、正負が反転していることがわかる。また、どの

Table 2. Within-subjects product moment correlations between the scores of Kwansai-Gakuin sleepiness scale (KSS) and Pz EEG amplitudes of each frequency band.

Subject No.	No. of set	Frequency					
		8 Hz	9 Hz	10 Hz	11 Hz	12 Hz	13 Hz
1	35	.163	-.065	-.450**	-.398*	-.154	-.090
2	35	-.065	-.217	-.415*	-.647***	-.826***	-.651***
3	36	.513**	.259	-.397*	-.381*	-.102	.084
4	37	.391*	.382*	.303	.070	-.331*	-.272
5	37	.572***	.645***	.498**	-.220	-.493**	-.452**

* p<.05, ** p<.01, *** p<.001

Table 3. Within-subjects product moment correlations between the scores of visual analog scale (VAS) and Pz EEG amplitudes of each frequency band.

Subject No.	No. of set	Frequency					
		8 Hz	9 Hz	10 Hz	11 Hz	12 Hz	13 Hz
1	35	.051	-.145	-.661***	-.490**	-.282	-.321
2	35	-.166	-.340*	-.496**	-.668***	-.780***	-.622***
3	36	.598***	.167	-.407*	-.268	-.099	.059
4	37	.514**	.398*	.393*	.154	-.451**	-.400*
5	37	.617***	.705***	.466**	-.250	-.530**	-.407*

* p<.05, ** p<.01, *** p<.001

Table 4. Within-subjects product moment correlations between the scores of the multiple sleep latency test (MSLT) and Pz EEG amplitudes of each frequency band.

Subject No.	No. of set	Frequency					
		8 Hz	9 Hz	10 Hz	11 Hz	12 Hz	13 Hz
1	35	-.226	.120	.408*	.311	.084	.165
2	34	.134	.217	.446**	.722***	.784***	.586***
3	36	-.270	-.187	.097	.015	.029	-.093
4	37	-.630***	-.660***	-.687***	-.332*	.787***	.750***
5	37	-.638***	-.626***	-.505**	.249	.425**	.363*

* p<.05, ** p<.01, *** p<.001

周波数帯域が各々の眠気尺度と正、または負の相関をもつかは被験者によって異なっているが、Sub. 2を除いた4名の被験者では、8~9 Hzのslow α 帯域の振幅は眠気の強さと正の相関を示し、12~13 Hzのfast α 帯域では負の相関を示した。

一方、 α 帯域内で最大のパワーをもつ周波数をピーク周波数と定義すると (Osaka, 1984), ピーク周波数は9.3 Hzから11.2 Hzと、被験

者によって大きな差が認められた (Table 5)。このピーク周波数に注目すると、Pz脳波の振幅値と各々の眠気尺度との相関 (Table 2~4)の正負は、ピーク周波数の前後で逆転していることがわかる。すなわち、KSSとVASでは、ピーク周波数より遅い帯域では眠気の強さと正の相関を示した。このことは、眠気が強くなるとslow α 帯域の振幅値が増加することを示している。また、ピーク周波数より速い帯域では、眠気の強さと負の相関関係にあった。このことは、眠気が強くなるとfast α 帯域の振幅値が減少することを示している。MSLTの場合には、得点 (潜時) と眠気の強さがKSSやVASとちょうど逆になっているので、相関関係は上述の2指標とは逆になっているが同様の関係が成り立っているのがわかる。これらの結果は、Fig. 2~4で見られたトポグラフィ・パターンと一致している。

Table 5. Peak alpha frequency of Pz EEG.

Subject No.	Peak Alpha Frequencies (SDs in Parenthesis)
1	9.3 (0.3)
2	10.8 (0.6)
3	9.3 (0.5)
4	11.2 (0.6)
5	10.4 (0.6)

考 察

今回の成績では、KSSとVASの相関は.850であった。これは全分散量の90%以上が説明可能であることを示している。それに対して、同じ眠気を測定しているながら、MSLTとKSS及びVASとの相関は、それぞれ-.541, -.514であり、全分散量のおよそ70%しか説明できなかった。このように自己評定尺度と入眠潜時テスト間で相関が低くなった直接の原因は、Fig. 1に見られたように、眠気を感じても眠れない時刻や、眠気をさほど感じなくても即座に眠ってしまう時刻が存在していたことにあると考えられる。このような時刻が存在していたことは、眠気を訴えなくても短時間のうちに眠り込んでしまう過眠症患者や、眠くても寝つけない不眠症患者のモデルを提供することになり、興味深いと思われる。自己評定尺度と入眠潜時テスト間にみられたこのような不一致点を識別し、定量化することは重要であると思われる。しかし、自己評定尺度と入眠潜時テストだけでは、この不一致点の識別、定量化は困難である。したがって、他の指標の導入が必要であると考えられる。

一方、自己評定尺度、入眠潜時といった指標とは別に、脳波のスペクトルから眠気を推定する方法も考案されてきた。Gevins et al. (1977)は、 δ と α 、及び θ と α のそれぞれの帯域のパワの比を用いて眠気を推定している。また、Matousek & Petersén (1983)は、スペクトル分析によって得られた脳波の22個の変数の重回帰方程式から覚醒水準を計算している。しかし、これらの研究では、脳波のスペクトル以外の指標は用いられていない。それに対して、Torsvall & Akerstedt (1987)は、列車運転中の運転手の脳波と眠気を測定し、眠気の増加に伴って、 δ 、 θ 、 α の各帯域のパワが増加することを報告している。著者ら (林ら, 1987; Hayashi et al., 1987)も、 δ 、 θ 、 α の各帯域のパワと、自己評定尺度及び入眠潜時テストによって測定された眠気との間には、共変動成分が存在することを報告した。これらの結果は、脳波から眠気が予測可能であることを示しており、また、脳波の情報から自己評定尺度と入眠

潜時テスト間にみられた結果の差異を説明することができる可能性を示唆していると考えられる。しかし、脳波のスペクトルからこれら指標間の差異を検討した研究は皆無である。

さて、今回のトポグラフィ・データにおいては、自己評定尺度と入眠潜時テストの間にみられた結果の差異を説明することはできなかった。その原因としては、今回設定した帯域が不適切であった可能性が考えられる。つまり、1 Hz 毎に分けたことがトポグラフィ・パターンを複雑にしたのかもしれない。今回の成績では、トポグラフィの変動パターンは、眠気の増加とともに優勢部位が明瞭化する 8~9 Hz の slow α 帯域、眠気の増加とともに優勢部位が不明瞭になる 12~13 Hz の fast α 帯域、そして、実験中一貫して優勢部位が存在するピーク周波数帯域の3つに分かれた。このことから、自己評定尺度と入眠潜時テスト間にみられた不一致点を検討するためには、 α 帯域内をピーク周波数の前後でわけ、slow α 帯域と fast α 帯域に分けてトポグラフィを作成することも、その対策として有効であるかもしれない。

一方、同じ α 帯域内でも、slow α 帯域と fast α 帯域ではその性質が異なることは、従来より報告されてきた。森川・林・堀 (1989) は、感覚遮断環境下で連続的に脳波を測定し、覚醒中の α は、覚醒水準の程度に応じて 9 Hz 前後の slow α 、10 Hz の middle α 、11 Hz の fast α の3つの帯域に分けることができると報告している。また、Tsuji & Kobayashi (1988) は、主成分分析を用いて脳波のウルトラディアン・リズムを検討し、 α 帯域には100分周期の 8 Hz を中心とした slow α 成分と、約 5 時間周期の 10 Hz を中心とした fast α 成分が存在すると報告している。脳波を用いて大脳半球機能差を検討した Osaka (1984) も、課題が困難になるにつれて α 波のピーク周波数が上昇したことを報告しており、fast α 帯域は覚醒水準の上昇と関連していることを示唆している。今回の成績でも、slow α の帯域は眠気と正の相関を示し、fast α の帯域は眠気と負の相関を示した。この関係は、ピーク周波数の前後で逆転しており、トポグラフィの変動パターンもこれと同様の変化を示した。また、ピーク周波数に相当する帯域では、実験中一貫して頭頂部に優勢部位を認めることができた。これらのことから、眠気も変化してもピーク周波数の振幅値は変化しないが、眠気の増減に応じてピーク周波数の裾野である slow α 帯域と fast α 帯域の活動が互いに拮抗しながら増減すると考えられる。

ところで、従来より脳波のトポグラフィは、誘発電位の頭皮上分布を検討する際に頻繁に用いられてきた (Lehmann, 1981)。それに対して、Buchsbaum, Mendelson, Duncan, Coppola, Kelso & Gillin (1982) は、睡眠中の種々の周波数帯域についてパワの頭皮上分布を調べている。しかし、睡眠研究のなかで脳波トポグラフィを検討した研究は少なく、さらに眠気と脳波トポグラフィの変動について検討した研究はない。本研究では、16部位の脳波を用いてトポグラフィを作成した。Fig. 2A~4B で見られたように、トポグラフィを用いると、同一帯域内の優勢部位の振幅変動や、優勢部位の移動が明白になった。今回、8~9 Hz の slow α 帯域では頭頂部に優勢部位が認められ、12~13 Hz の fast α 帯域では後頭部に優勢部位が認められた。このことは、slow α 帯域と fast α 帯域とでは、その活動部位が異なっている可能性を示唆している。また、今回の結果では、MSLT (Fig. 1) とトポグラフィ・パターン (Fig. 2A~4B) とに対応関係が認められた。このことは、就床直後30秒間の脳波を測定すれば、入眠潜時が予測可能である可能性を示している。以上のように、眠気を測定する際に脳波トポグラフィを用いることは、有益な情報を与えることができると考えられる。しかし、眠気との対応関係を検討する場合、このトポグラフィ・パターンをいかに分類し、定量化するかが今後の課題として残されている。

引用文献

- Buchsbaum, M. S., Mendelson, W. B., Duncan, W. C., Coppola, R., Kelsoe, J. & Gillin, J. C. 1982 Topographic cortical mapping of EEG sleep stages during daytime naps in normal subjects. *Sleep*, 5: 248-255.
- Carskadon, M. A. & Dement, W. C. 1979 Effects of total sleep loss on sleep tendency. *Perceptual and Motor Skills*, 48: 495-506.
- Carskadon, M. A. & Dement, W. C. 1981 Cumulative effects of sleep restriction on daytime sleepiness. *Psychophysiology*, 18: 107-113.
- Gevins, A. S., Zeitlin, G. M., Ancoli, S. & Yeager, C. C. 1977 Computer rejection of EEG artifact. II. Contamination by drowsiness. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 42: 31-42.
- 林 光緒・堀 忠雄・杉本助男 1987 日中の眠気におけるウルトラディアン・リズムの検討. 生理心理学と精神生理学, 5: 21-28.
- Hayashi, M., Hori, T. & Sugimoto, S. 1987 Ultradian rhythms in daytime sleepiness. *The Japanese Journal of Psychiatry and Neurology*, 41: 107.
- Hoddes, E., Dement, W. & Zarcone, V. 1972 The development and use of the Stanford Sleepiness Scale (SSS). *Psychophysiology*, 9: 150.
- 堀 忠雄 1979 入眠期の脳波の主成分分析. 脳波と筋電図, 7: 140-147.
- Hori, T. 1985 Spatiotemporal changes of EEG activity during waking-sleeping transition period. *International Journal of Neuroscience*, 27: 101-114.
- Horne, J. A. & Wilkinson, S. 1985 Chronic sleep reduction: Daytime vigilance performance and EEG measures of sleepiness, with particular reference to "practice" effects. *Psychophysiology*, 22: 69-78.
- 石原金由・齋藤 敬・宮田 洋 1982 眠けの尺度とその実験的検討. 心理学研究, 52: 362-365.
- Lehmann, D. 1981 Spatial analysis of evoked and spontaneous EEG potential fields. In: N. Yamaguchi & K. Fujisawa (eds.) *Recent Advances in EEG and EMG Data Processing*. Elsevier, North-Holland Biomedical Press, pp. 117-132.
- Matousek, M. & Petersén, I. 1983 A method for assessing alertness fluctuations from EEG spectra. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55: 108-113.
- Mitler, M. M., Gujavarty, K. S., Sampson, M. G. & Browman, C. P. 1982 Multiple daytime nap approaches to evaluating the sleepy patient. *Sleep*, 5: S119-S127.
- Monk, T. H. 1987 Subjective rating of sleepiness — the underlying circadian mechanisms. *Sleep*, 10: 343-353.
- 森川俊雄・林 光緒・堀 忠雄 1989 恒暗環境下における脳波のアルファ活動の変化. 脳波と筋電図, 17: 144.
- Osaka, M. 1984 Peak alpha frequency of EEG during a mental task: task difficulty and hemispheric differences. *Psychophysiology*, 21: 101-105.
- Torsvall, L. & Akerstedt, T. 1987 Sleepiness on the job: Continuously measured EEG changes in train drivers. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 66: 502-511.
- Tsuji, Y. & Kobayashi, T. 1988 Short and long ultradian EEG components in daytime arousal. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 70: 110-117.