

睡眠ポリグラフ自動解析のための記録・解析条件の検討

岡本 基 井上真紀子 中島麻紀子 伊藤昔子

要 約

自動解析装置を用いて終夜睡眠ポリグラフを解析する際の記録条件と解析条件を検討した。対象は若年成人女性10名で、解析にはOxford社製睡眠ポリグラフ記録・解析装置 Medilog SAC 847 System を用い、第3夜の記録を視察判定と比較した。徐波睡眠の指標となる δ 波の最小振幅基準を初期設定の基線から $\pm 31\mu V$ と、これより低い $\pm 25\mu V$ に設定すると、徐波睡眠量、徐波睡眠率とも視察による判定とほぼ同じ解析結果が得られた。眼球運動の入力感度はREM睡眠量、REM睡眠率に影響しなかったが、オトガイ筋電図の入力感度を初期設定の1.5VにするとREM睡眠がほとんどみなくなる例が多く、1.0VではREM睡眠量がこれまでの報告より少ないものの、視察判定に近い結果が得られた。以上の研究結果から、我々が用いた自動解析装置では、オトガイ筋電図の入力感度を1.0V、 δ 波の最小振幅基準を $\pm 25\sim 31\mu V$ に設定すれば、視察判定とほぼ同じ解析結果が得られると考えられた。

キーワード：睡眠, 終夜ポリグラフ, 自動解析, 記録条件, 解析条件

はじめに

睡眠に関する研究は、近年徐々に増加している。睡眠時無呼吸症候群をはじめ、これまであまり関心が向けられなかった睡眠障害の医学的重要性が認識されはじめたことや、睡眠の神経機構、生物時計、あるいは光同調のしくみが分子レベルで解明可能になったことがその要因であるが¹⁾、睡眠ポリグラフ自動解析装置が開発され、解析の労力とデータ保存のスペースが大幅に軽減したことも、睡眠の研究促進の大きな要因である。

脳波の自動解析が、心電図のそれに大きく遅れた理由は、てんかんにみられるスパイクと筋電図との識別、睡眠紡錘波の認識、あるいは丘波に代表される δ 波と眼球運動等によるアーチファクトとの識別が困難なことであった。コンピュータ解析の基本となる高速フーリエ変換の限界を克服し、脳波の周波数成分だけでなく、振幅や波形パターンを認識する技術が開発され、約10年前睡眠ポリグラフの自動解析装置が紹介されるや、数年

のうちにすべての関連機器メーカーがこれを商業ベース化した。しかし、各機種で独自の波形認識や判定アルゴリズムが用いられているため、機種間の判定結果や自動判定と視察判定の結果が必ずしも一致せず、睡眠研究を手がけている機関でも、いまだ視察によって睡眠段階を判定している施設が多いのが現状である^{2,3)}。

そこで、医学部附属病院に導入された睡眠ポリグラフ自動解析装置を用いて、記録・解析条件の違いによる睡眠段階判定の差を検討し、自動判定のための記録条件と解析条件の標準化を試みた。この装置は、睡眠ポリグラフをコンピュータに取り込みながらリアルタイムで睡眠段階や睡眠段階の指標となる波形の出現量を解析し、8時間分の解析結果を5分で要約、表示できる⁴⁾。また、無呼吸の検出、末梢血酸素飽和度のモニターも可能であり、睡眠時無呼吸の診断やその身体的影響の評価、脳死判定の一助としても活用でき、記録条件、解析条件が標準化されれば、医学検査への利用が

促進されると思われる。

対象と方法

対象は、20～22歳の若年成人女性10名で、前もって検査の目的と方法を説明し、同意を得た。被検者に、半遮音シールドルームで3夜連続で寝てもらい、1夜目は眠るだけとし、2、3夜目にポリグラフを記録して、3夜目の記録を比較した。

ポリグラフ記録には NEC メディカル社製多用途脳波計を用い、これを Oxford 社製睡眠ポリグラフ記録・解析装置 Medilog SAC 847 System に取り込んで解析した。記録項目は、脳波(C 3-A 2, C 4-A 1, O 2-A 1), 筋電図(オトガイ筋-A 1), 眼球運動 (EOG, 両側外眼角-A 2, A 1), 心電図, 下腿筋電図とした。用いた自動解析装置は、脳波 (C 3-A 2), 筋電図 (オトガイ筋-A 1), および EOG (両側外眼角-A 2, A 1) をもとに、国際分類にしたがって、30秒ごとに睡眠段階を判定するように設定されているので、視察による睡眠段階もこれらをもとに判定した。

睡眠段階判定の基準となるパラメーターのうち、自動解析装置の解析条件が変更可能な項目は、徐波睡眠 (第 3, 4 睡眠段階) の指標となる丘波の振幅判定基準だけであった。国際分類では振幅 $75 \mu\text{V}$ 以上の δ 波を丘波と判定するよう決められているが^{5,6)}、本自動解析装置ではベースラインから $\pm 5 \sim 249 \mu\text{V}$ 以上の電位変化を丘波と判定するよう設定でき、 $\pm 31 \mu\text{V}$ に初期設定されている。そこで、同じ睡眠ポリグラフ記録で、丘波判定の最小振幅を $\pm 25 \mu\text{V}$ と $\pm 31 \mu\text{V}$ に設定して徐波睡眠量、徐波睡眠率を比較した。記録条件はどの項目も変更可能であるが、脳波の記録条件は国際的に統一されているので、筋電図と EOG の記録条件を変えて自動解析による判定と視察判定を比較した。この場合、同一記録での比較は不可能なので、同じ被検者で別個に記録した第 3 夜のポリグラフを比較した。本装置では、 $50 \mu\text{V}$ の校正電圧を筋電図は 1.5V 、筋電図以外はすべて 0.5V でコンピュータに取り込むよう推奨している⁴⁾。そこで、筋電図は取り込み感度 1.0V と 1.5V 、EOG は 0.5V と 1.0V で行い、各条件での自動解析と視察判定

による結果を比較した。

結 果

徐波睡眠の指標である丘波の判定基準を、 $\pm 25 \mu\text{V}$ 以上または $\pm 31 \mu\text{V}$ 以上に設定して自動解析を行った場合と、視察判定の結果を比較したところ、いずれに設定しても徐波睡眠量、徐波睡眠率に差がなく、どちらも視察判定の結果とほぼ同じであった(表 1)。したがって、丘波の判定基準を $\pm 25 \sim 31 \mu\text{V}$ の範囲に設定すれば、徐波睡眠の判定は正しく行われると考えられた。丘波の判定基準をこれ以下に下げるのは、国際分類の判定基準が $75 \mu\text{V}$ 以上となっていることから好ましくないと考えたので行わなかった。また、視察では 4Hz 未満の波のピーク間振幅を見ることになるが、用いた解析コンピュータでは $0.5 \sim 2\text{Hz}$ の波のみが睡眠段階判定に使われるので⁴⁾、 $32 \mu\text{V}$ 以上では徐波睡眠が少なく判定されるを考え、行わなかった。

表 1 丘波判定基準が徐波睡眠率におよぼす影響

stage analysis	delta default	stage 3, 4 (%)
SAC sleep stage	$31.0 \mu\text{V}$	22.9
	$25.0 \mu\text{V}$	23.9
human sleep stage		23.6

同一ポリグラフ記録で、丘波判定基準 (delta default) を $\pm 25 \mu\text{V}$ 以上と $\pm 31 \mu\text{V}$ 以上に設定して自動解析し、視察判定と比較した。どちらの場合も視察判定とほぼ一致した解析結果がえられた。SAC sleep stage: 自動解析装置による判定。human sleep stage: 視察による判定。

オトガイ筋電図と EOG は、REM 睡眠判定の重要な指標である。EOG の記録感度は、日本脳波・筋電図学会の基準では脳波と同じとされ⁶⁾、本研究のように基準電極誘導で記録する場合は $7 \sim 10 \mu\text{V}/\text{mm}$ 、両外眼角の記録電極間の電位差を記録する場合は $50 \mu\text{V}/\text{mm}$ が推奨されているが、記録者によってまちまちである。筋電図の感度は $20 \sim 50 \mu\text{V}/\text{mm}$ が適当とされているが、これも記録者によってまちまちで、実際には覚醒時の振幅が十分大きくなる条件に設定して記録されている。本研究で用いた自動解析装置に添付されたマニュアルでは、 $50 \mu\text{V}$ の校正電圧がオトガイ筋電図は 1.5V 、EOG は 0.5V になるよう入力感度を調節すること

を奨めているので⁴⁾、オトガイ筋電図の感度1.5Vと1.0V、EOGの感度0.5Vと1.0VでREM睡眠の出現率を比較してみた。

筋電図の入力感度を1.5Vにすると自動解析装置による判定ではまったくREM睡眠が無くなり、1.0Vに下げても視察判定のREM睡眠率より明らかに低かった(表2)。EOGの入力感度はREM睡眠率には影響がなく、0.5V、1.0Vのいずれの場合も視察判定と差がなかった。実際のポリグラフ記録を図1に示したが、筋電図感度1.5V(図1A)と1.0V(図1B)で視覚的には筋電図(EMG)の振幅にそれほど差はない。図1のAはREM睡眠と判断されるが、自動解析装置は睡眠第1段階

表2 筋電図の入力感度がREM段階出現率におよぼす影響

EMG sensitivity	stage analysis	stage REM(%)
1.5V	SAC sleep stage	0
	human sleep stage	9.7
1.0V	SAC sleep stage	5.7
	human sleep stage	11.3

同一被検者で、オトガイ筋電図の入力感度を1.5V、または1.0Vに設定してポリグラフを記録した。感度1.5Vで記録すると、視察判定ではREM睡眠率9.7%なのに、自動解析ではREM睡眠がまったくないと判定された。感度1.0Vで記録すると、それぞれ5.7%と11.3%であった。

と判定している。筋電図の感度を1.0Vに下げた図1Bでは、どちらの判定もREM睡眠となってい

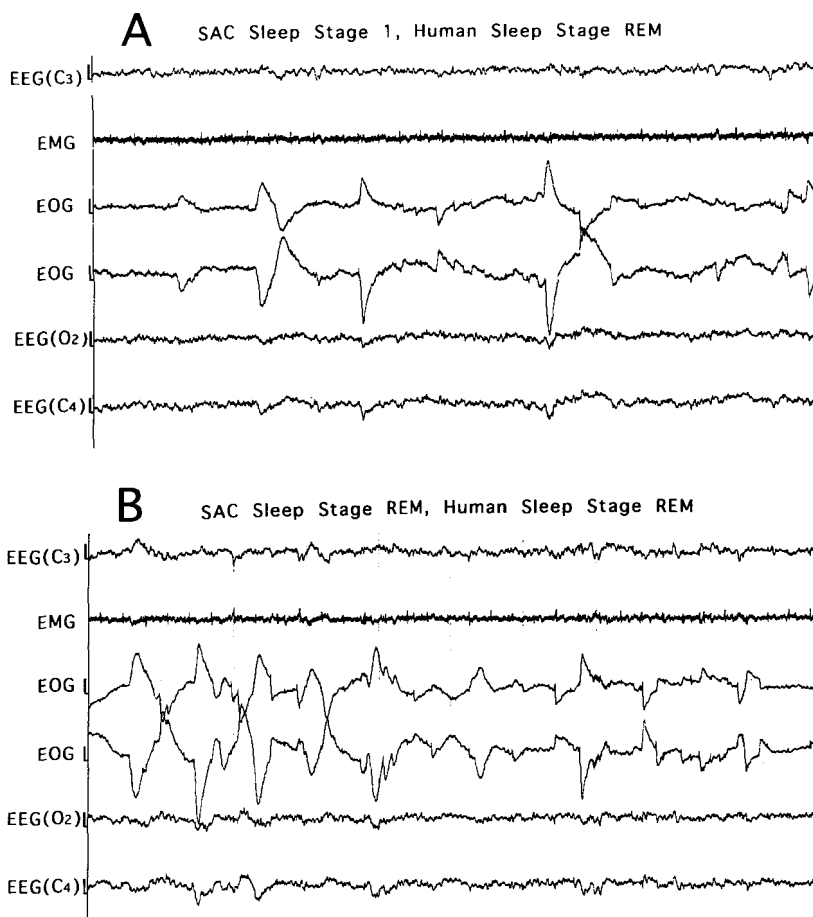


図1 筋電図の入力感度1.5Vと1.0Vで記録したポリグラフの比較A、Bは別の日に記録した同一被検者のポリグラフ。Aは感度1.5Vで記録したもの。視察ではREM段階と判定されるが、自動解析では睡眠第1段階と判定された。Bは感度1.0Vで記録したもの。自動解析でも視察判定と同様REM段階と判定された。EEG：脳波、EMG：オトガイ筋電図、EOG：眼球運動

る。この結果から、筋電図振幅のわずかな違いが判定を左右すると考えられた。

自動解析と視察判定による睡眠図を比較してみると(図2)、筋電図の入力感度1.5Vでは、視察判定でのREM睡眠率が9.7%であるのに対し、自動解析ではまったくREM睡眠がみられなかった。同一被検者で1.0Vで記録すると、やはり自動解析による判定のほうがREM睡眠が少なかったものの、かなりREM睡眠と判定される部分が見られた(図3)。睡眠1、2相では自動解析によるほうがREM睡眠が多くなっているが、一晩のうちでREM睡眠が多くなる朝方の時間帯にほとんどみられない(図3)。実際の記録をみると、やはり筋電図振幅がやや高いために睡眠第1段階、または覚醒と判定されていた。いっぽう、EOGの入力感

度は0.5V、1.0Vのいずれに設定してもREM睡眠量は変わらなかった。

以上の結果から、我々が用いた睡眠ポリグラフ自動解析装置では、丘波の判定基準は±25~31V、EOGの入力感度は添付のマニュアルどおり0.5Vでよいが、筋電図の入力感度は1.0Vに設定したほうがよいと考えられた。表3にこの条件で記録した10名の被検者の終夜ポリグラフの解析結果を示した。総睡眠時間、各睡眠段階の出現率とも自動解析と視覚判定の結果がよく一致している。従来報告されている若年成人の睡眠パターンと比較してREM睡眠の割合が低い⁸⁾、これは主にREM睡眠のほとんど無い被検者が含まれているためである。

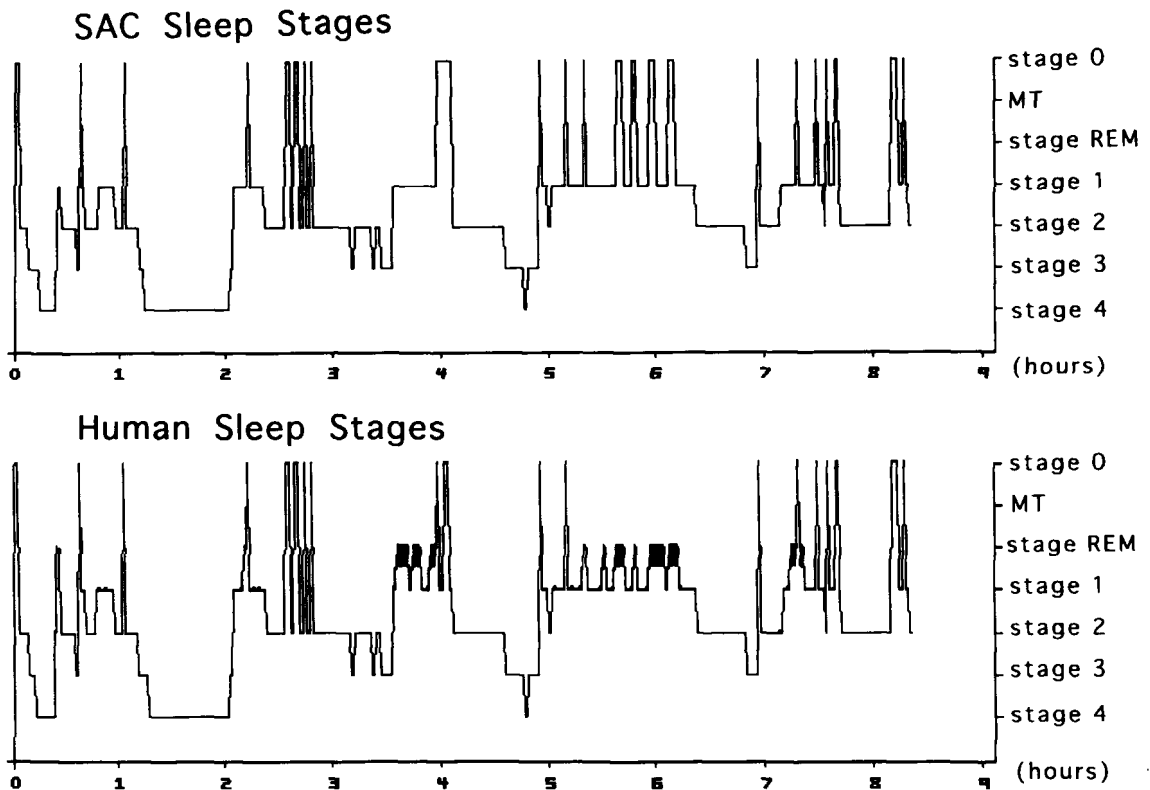


図2 自動解析と視察判定による睡眠図の比較(1)

筋電図の入力感度1.5Vで記録したポリグラフ(表2とAと同じ記録)で、自動解析(上段)と視察判定(下段)による睡眠図を比較した。黒く塗つぶした部分がREM睡眠。視察判定(Human Sleep Stages)でもREM睡眠が少なく、睡眠周期の乱れがあるが、自動解析(SAC Sleep Stages)ではまったくREM睡眠がない。

表3 自動解析と視察判定による睡眠解析の比較

sleep analysis	SAC sleep stages	human sleep stages
sleep period	474min	475min
stage 0	8.6%	7.3%
stage 1	16.9%	16.0%
stage 2	45.0%	43.2%
stage 3	9.8%	10.4%
stage 4	13.4%	13.5%
stage REM	5.9%	9.1%

数値は、被検者10人の平均値を示す。Sleep period は総睡眠時間、stage 0~stage 4、および stage REM は総睡眠時間に対する各睡眠段階の割合を示す。自動判定と視察判定の結果がほぼ一致している。また、REM 睡眠がやや少ない点を除けば、これまで報告されている正常若年成人の平均値とはほぼ同じ数値になっている。

考 察

睡眠の国際分類では、丘波と呼ばれる δ 波が記録の20~50%であれば睡眠第3段階、50%をこえると睡眠第4段階と判定することになっており、この2つの睡眠段階を狭義の徐波睡眠と呼ぶ。徐波睡眠は、鳥類以上の動物で観察され、体温調節機能の発達と平行して出現率が増え、ヒトでは加齢とともに減少する。したがって、脳の成熟と老化を反映する現象のひとつと言える。国際分類では丘波を振幅 $75\mu V$ 以上の δ 波と規定しているが⁴⁾、本研究で用いた自動解析装置では最小振幅基準を $\pm 25\sim 31\mu V$ に設定すれば、視察による判定と一致した結果が得られると考えられた。

いっぽう、REM 睡眠は筋緊張の低下と急速眼球運動によって特徴づけられる睡眠状態であり、

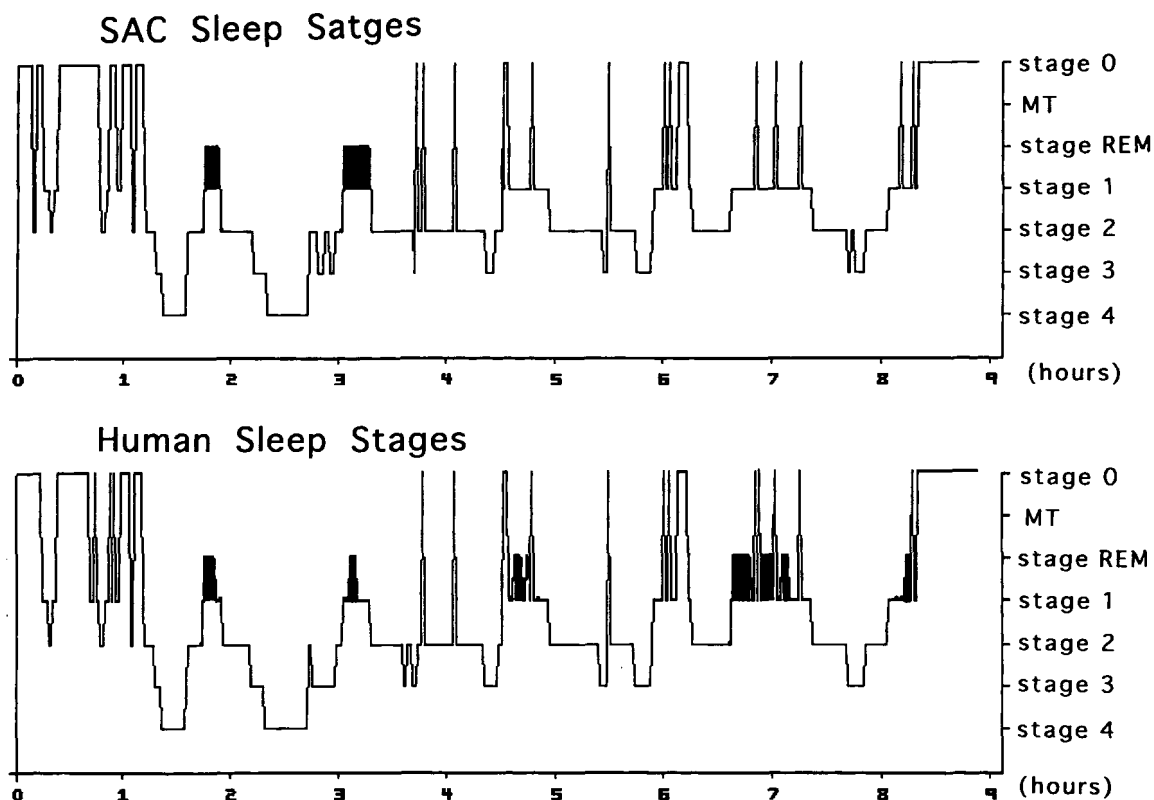


図3 自動解析と視察判定による睡眠図の比較(2)

筋電図の入力感度 $1.0V$ で記録したポリグラフ(表2とBと同じ記録)で、自動解析(上段)と視察判定(下段)による睡眠図を比較した。自動解析では、明け方の時間帯にはほとんどREM睡眠がみられないが、REM睡眠と判定された部分がかなりみられる。

昆虫や魚類でも類似の状態が観察されることから、より原始的な睡眠と考えられている。ヒトでは鮮明な夢を見ることが多く、精神疾患や睡眠障害の研究、心理学的研究においても古くから関心がよせられてきた睡眠であり、REM 段階判定の精度は自動解析装置の有用性を左右する大きな要因である。本研究で用いた装置は、主として筋電図の振幅を REM 段階判定の基準としているようで、EOG の入力感度は判定結果に影響しなかった。これは、眼球運動が REM 睡眠時だけでなく、覚醒時や睡眠第 1 段階の初期にもみられ、これらを脳波から識別するのが困難なため、筋電図の振幅を基準に覚醒、睡眠第 1 段階と REM 段階を識別するようプログラムされているためと考えられる。

オトガイ筋電図の入力感度は、添付のマニュアルに指示された 1.5V に設定すると REM 睡眠が極端に少なく判定され、REM 睡眠がまったく認識されない例もあったので、1.0V が適切と思われる。入力感度をさらに下げて 0.5V に設定すると、睡眠第 1 段階で眼球運動が出現した部分をほとんど REM 睡眠と判定するため、逆に入眠期から REM 睡眠がみられる例があり、不適切と考えられた。本研究では、オトガイ筋電図を基準電極導出法で記録したが、一般には双極導出法が推奨さ

れている⁹⁾。例数が少ないため提示しなかったが、双極導出で記録すると、入力感度を 1.5V に設定しても REM 睡眠率が 25% を越え、視察判定よりはるかに高くなってしまいう傾向がみられた。しかし、双極導出での記録条件は、今後例数を増やして検討する必要がある。

参 考 文 献

- 1) 井上昌次郎：睡眠研究の重要性. 臨床精神医学 24 : 773-779, 1995.
- 2) 内村直尚：睡眠ポリグラフィの記録と解析. 臨床精神医学 (増刊号) : 311-316, 1996.
- 3) Roffwarg HP: ASDA position statement: Automatic scoring. Sleep, 13 : 284-285, 1990.
- 4) Oxford Instruments Limited: Operational's manual for Medilog SAC847system. Oxford Instruments Limited, UK, 1994.
- 5) Rechtschaffen A and Kales A: A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. US Government Printing Office, Washington DC, 1968.
- 6) 岡田 保, 太田龍朗, 寺島正義：睡眠時無呼吸とポリグラフィ. 臨床病理 57 : 174-187, 1983.
- 7) 日本脳波・筋電図学会臨床脳波検査基準検討委員会：臨床脳波検査基準. 脳波と筋電図 17 : 81-99, 1989.
- 8) 平沢秀人, 渥美義賢：睡眠の加齢変化-小児から老人までの加齢変化. 臨床精神医学 24 : 781-787, 1995.

A study on recording and analysis conditions of polysomnography for automated computer analysis of sleep stages.

Motoi OKAMOTO, Makiko INOUE, Makiko NAKASHIMA and Sekiko ITO

Abstract

Recording and analysis conditions of polysomnography were examined in 10 young adult female by using sleep analysis computer Medilog SAC 847 system (Oxford). The quantity and percentage of slow wave sleep were consistent with those of visual inspection when the minimum delta amplitude was adjusted at $\pm 25\sim 31\mu V$ from the baseline. The gain amplitude of mandibular electromyogram dramatically affected recognition of REM stage by the computer. Percentage of REM sleep was almost same as that of visual inspection when the gain potentiometer was adjusted to read $50\mu V$ peak-to-peak calibration signal as 1.0V, while REM stage was not recognized when the gain potentiometer was adjusted to 1.5V. In contrast, the gain amplitude of electroophthalmogram did not affect the recognition of REM stage.

Key words : sleep, polysomnography, automated computer analysis,
analysis condition, recording conditions

School of Health Sciences, Okayama University