耳垂間導出を用いた入眠時意識レベルの自動検出及びモニターとしての有用性

Detection of the half drowsiness using inter-ear lobe derivation.

川名ふさ江(正会員)、白井康之(正会員)、石山陽事(正会員)、

Fusae Kawana, Yasuyuki Shirai, Yoji Ishiyama,

Abstract

This paper reports analysis of physiological parameters for detection of awake and half drowsiness state during car driving or night duty. We simultaneously recorded EEG, EMG, ECG(heart rate), and EOG by inter-ear lobe derivation. Pulse rate was also monitored by photo pulse sensor placed on the same ear site. We studied the usefulness of these monitored parameters as indices for half drowsiness. The power spectrum analysis of EEG and EMC was conducted to distinguish awake and drowsy states of subjects. In half drowsy state, power spectrum of the EEG's alpha band increased and that of EMC decreased. The ratio of these power spectrum (alpha/EMG) was more than 1.5 in half drowsy state. Decrease of both eye movement and heart rate were also observed in half drowsy state. We concluded that analysis of these physiological parameters is useful not only for detection of half drowsy state and but also for monitoring patients with sleep disorders.

Key Words

inter-ear lobe derivation, half drowsiness, power spectrum, EEG, EGG

1. 緒言

自動車運転中や夜間警備員の居眠り防止を目的として、覚醒レベルから入眠時(以下半覚醒)への意識レベルの変化を捉えるために耳垂から記録される生体情報を用いたモニタリングについて検討した。このモニタリングは医療機関で実施するいわゆる患者モニタとは異なり、広く一般の人々が運転中あるいは職場で自分で装着し施行するものであるため装着が容易で簡便かつ確実であり、安全性が要求される。

従来自動車運転中の居眠りを検知する方法には、筋力、筋電図、眼球運動、瞳孔、脳波などをパラメータとした方法が試みられており、特に脳波の変化をモニタすることが有効とされている¹⁾。しかし一般のドライバーや警備員が、頭髮を分けて頭皮上に検出用電極を装着することは煩雑であり、実際には技術的にも困難である。

そこで一般の人でも簡便に電極を装着し脳波を導出記録する方法として、イヤリング感覚または眼鏡を掛ける感覚で電極装着

が可能である部位、即ち耳垂と眼鏡の鼻掛け部分に着目した。耳垂は通常脳波導出に対する基準電極部位として使用されるが、日常臨床脳波記録において耳垂の脳波活性はしばしば問題となるところである²⁾。

そこで本研究では、最初に耳垂に波及する脳波の検出感度について検討した。次にこの脳波活性を利用して左右の両耳垂間双極導出(以下耳垂間導出)による脳波記録とその記録に混入する筋電図を用いて、居眠り検知のモニタとしての覚醒・半覚醒の判定法について検討した。

また耳垂から導出される脳波や筋電図の他に、同時に心電図(心拍数)、眼球運動も混入することから、これらも覚醒・睡眠等の意識レベルの判定に応用できることにも着目した。そして脳波導出用耳垂電極と一体化した脈波センサと眼鏡型眼球運動検出用センサを試作し、その有効性について検討した。

2. 方法および対象

1) 耳垂間導出脳波の記録

耳垂の脳波活性を調べるため、平衡型非頭部基準電極(以下BNE)³⁾を用いて頭皮上の各部位と耳垂の電位を同時記録した。また覚醒時の左右の耳垂間導出には、筋電図等の高周波成分が強いため、低域フィルタによる筋電図除去効果と脳波記録の違いについても検討した。次に通常脳波記録時に耳垂間導出を同時記録し、通常の単極導出の脳波記録パターンと耳垂間導出記録がどのように変化するのか、その出現様式の違いを検討した。対象は成人の男性 17 名、女性 18 名の計 35 名で年齢は 19 才～67 才である。

2) 覚醒・半覚醒の判定と分析法

運転中の居眠りを模擬して眠気の強い被験者 10 名に、白黒が反転するチェッカーボードを凝視させて、その反転に合わせてボタン押しの課題を与えながら耳垂間導出記録を行った。**habituation** をさけるため反転は 0.5Hz を中心周波数とする **rundom** 刺激とした。眠気のためにボタン押しが途切れた瞬間を半覚醒と判定して、その前後の意識レベルにおける脳波と筋電図に関して FFT による周波数分析を行った。それぞれの帯域は α 帯域: 7.8~13.2Hz、 β 帯域: 13.2~30.1Hz、EMG 帯域: 61~125Hz とした。30.2~61Hz の帯域については原波形と全パワースペクトラム(1.5~125Hz)との比較から β 波と EMG の区別が困難なため、今回は分析より除外した。覚醒と半覚醒の意識レベルの変化をそれぞれのパワー比として算出し、これを居眠りの検知用パラメータとして検討した。

3) 耳垂からの心拍数の検出

心電図 R-R 間隔が眠気の自覚とともに覚醒時に比して長くなることはすでに報告されている⁴⁾。これを応用して、居眠り検知のパラメータとするために、耳垂間導出で心電図を記録する方法を検討した。しかし通常的心電図が左軸偏位を呈したり、**high voltage pattern** であれば、耳垂間の双極導出でも十分に心電図を記録することができるが、全ての例で確実に心電図 R-R 間隔を認識することは難しい。そこで今回心電図の R-R 間隔だけでなく耳垂に装着した光電式脈波センサによって脈波のパルス間隔を計測する方法を検討した。

4) 眼鏡を用いた眼球運動の検出

一方眼球運動は佐藤ら⁵⁾の報告にもあるように居眠り検知の重要なパラメータの一つである。耳垂間双極導出でも、大きな水平

の動きは捉えることができるが、運転中の微細な眼球運動を記録することは困難である。そこで、居眠り防止器としての簡便性を第一に考え、多くの人が通常使用している眼鏡を利用して、眼球運動が記録できるかどうかを検討した。眼球運動記録の標準的位置である目を上下に挟む A の電極に対して、B は眼鏡の鼻掛けと耳垂の間、C は鼻掛けと眼鏡のつが前側頭部で接する点の間、D は左右の鼻掛けの間で各 4 点で記録される眼球運動の振幅を比較した(図 9)。対象は成人男女 12 名で、A~D の 4 点で上下左右斜め等の指示した動き及び任意の動きを同時記録し、振幅の平均と標準偏差を求めた。

3. 結果

1) 耳垂間双極導出の基礎的検討

平衡型非頭部基準電極(BNE)による脳波および耳垂電位を観察すると、耳垂間で導出する脳波は頭頂部、後頭部、側頭部からの脳波の波及電位を導出していることがわかる。

また左右別々に導出した脳波電位より左右耳垂間のいわゆる双極誘導としての脳波電位のほうが高振幅であり、さらに、感度を 2 倍にすると、通常の頭皮上での脳波とほぼ同じ振幅で記録されることがわかった(図 1) 図 2 は低域フィルタをどの程度にすれば明瞭な脳波を記録できるか調べたものである。覚醒時では耳垂そのものに、後耳介筋や側頭筋、頸部周囲の筋より波及する筋電図の混入が多いため、70Hz ではまだ筋電図の混入が大きいが 30Hz の低域フィルタでは筋電図成分はかなり除去されていることがわかる。

図 3 はそれぞれ異なった脳波パターンを示す被験者 4 名の単極導出による通常脳波記録(F_p1-A_1 、 F_p2-A_2 、 F_3-A_1 、 F_4-A_2 、1 例のみ、 O_1-A_1 、 O_2-A_2)と心電図(ECG)及び耳垂間導出脳波(A_1-A_2)の同時記録例である。 (A_1-A_2) は、脳波を強調するため、時定数 0.1 秒、30Hz の低域フィルタを使用し、感度は $50 \mu V/10mm$ (通常の 2 倍)で同時記録した脳波である。いずれの被験者でも α 波、 β 波、時に ECG、EOG が (A_1-A_2) 導出脳波でもよく記録されている。筋電図(EMG)、ECG、EOG 等の生体現象が雑音として混入している被検者では、 $(A1-A2)$ のみの導出から、適当なフィルタ処理によって脳波以外の生体現象も検出することが可能である。

図 1 平衡型非頭部基準電極(BNE)による記録と耳垂間(A1-A2)の導出記録(H. F 30Hz T.CO.3 秒で記録)

Fig.1 EEG record used balanced noncephalic electrode (BNE) EEG amplitude by inter-ear lobe derivation (A1-A2) is higher than that by separate individual ear lobe (A1-BNE or A2-BNE), and is almost the same as the conventional EEG if the sensitivity is twice.

図 2 耳垂間導出脳波の高域遮断フィルタによる違い(T.CO.3 秒)

Fig.2 Changes of EEG by inter-ear lobe derivation using different high cut filter values EEG record with EMG during awake state was improved more clear EEG record with high cut filter of 30 Hz, but the distortion of EEG waves is looked using 15 Hz filter.

図 3 耳垂間導出脳波(A1-A2)と同時記録した 4 人の被検者の通常脳波と心電図記録

Fig.3 Conventional scalp EEG and ECG recorded simultaneously with EEG of inter-ear lobe derivation (A1-A2) used four subjects (No.1-No.4)

2) 覚醒、半覚醒時の周波数変化

AWAKE(以下覚醒時)と DROWSY(以下半覚醒時)の脳波及び心電図の同時記録の一例を図4に示す。上からFp1-A1、C3-A1、ECG、A1-A2の原波形で、左側が覚醒、右側が半覚醒である。覚醒時のFp1-A1には瞬目による artifacts が混入している。ECGではR-R間隔が、覚醒時より半覚醒時に延長していることがわかる。さらにそれぞれのパワースペクトル(1.5~125Hz)を表示したのが図4(b)であり、覚醒時の脳波には高周波成分が多く混入している。

図4 覚醒時と半覚醒時の脳波及び心拍数の変化(a)とそれぞれのパワースペクトルの変化(b)

Fig.4 Changes of EEG record and ECG rate during awake and drowsy state (a), and each power spectrum changes (b)

図5は覚醒時と半覚醒時に対する原波形の変化を α 波、 β 波、EMGの各帯域幅ごとに逆フーリエ変換によって抽出した瞬間周波数成分波形である。(b)の α 帯域(7.8~13.2Hz)では、C3-A1、A1-A2各導出とも半覚醒時に覚醒時よりそのパワーが増大している。(c)の β 波帯域(13.2~30.1Hz)ではあまり変化が見られず、(d)のEMG帯域(61~125Hz)では半覚醒時に各導出とも明らかに減少が認められた。

以上の結果より覚醒時と半覚醒時の α 帯域とEMG帯域の変

化は、C3-A1、A1-A2導出でほぼ同じ変化を示すことが示唆され、意識レベルの変化の検出にA1-A2導出で十分代用できることが示された。

眠気の強い被検者10名の耳垂間導出による脳波および筋電図帯域の周波数分析の結果を表1に示す。(No.10の被検者は半覚醒を3回記録、各々D1、D2、D3とする)覚醒時に対する半覚醒時のパワーを比較すると、 α 波の場合は、*のついているNo.1、No.5とNo.8を除いて7人で半覚醒時にパワーが増大しており、筋電図の場合もやはり*のついているNo.3とNo.10を除いて8人でパワーが減少している。EMGでは個人差があるものの、2倍から20倍の比をもって居眠りの検知が可能であることを示している。しかし α 波パワーおよび筋電図パワーの単独の変化のみでは、それぞれ*のついた例のように、半覚醒時検知パラメータとしては不十分である。そこで α 波パワーを分子に、EMGパワーを分母とした、 α 波/EMGについて、さらにDrowsy/Awake(以下D/A)比を求めると、右端に示す様に全ての被検者でほぼ1.5倍以上の比によって検出が可能となる。

3) 耳垂間導出用電極と一体化した心拍検出用センサによる記録

居眠り検知には耳垂間導出による α 波/EMGのパワー比が有効なパラメータとなることがわかったが、心拍数の変化(減少)も大きなパラメータであり、両者を同時に記録できるセンサーが必要である。耳垂間導出で脳波に混入する心電図から適当なフィルタを用い心拍数を検出する方法もあるが、前述したように被検者によって必ずしもS/Nのよい方法ではない。そこで図6に示すように、光電式脈波検出センサと耳垂間脳波導出用電極が一体化した、Buffer増幅器内蔵型のイヤリング式耳垂センサを試作した。

図7は、その両耳垂センサとブロック図(a)と増幅器及びフィルタ回路を内蔵した小型処理装置(8cm×12cm)の外観(b)である。内蔵されている差動増幅器の周波数特性は0.9~205Hz(-3dB)であり、EMG成分として本研究で分析した61~125Hzは十分カバーされている。本増幅器の同相雑音除去比(CMRR)は92dB、さらに一般の人が装着した電極の接触抵抗が通常よりかなり高いことを想定し、Buffer増幅器の入力抵抗は1000M Ω としている。図8に一体化したセンサによって記録された耳垂間導出脳波と脈波の一例を示す。両者ともS/Nよく記録されておりこの脈波記録から心拍数を計測することは、十分可能と思われる。

図 5 覚醒時と半覚醒時に対する原波形の変化を α 波、 β 波、EMGの各帯域幅ごとに抽出した瞬時周波数成分

(a)原波形 (b) α 波帯域(7.8-13.2Hz)

(c) β 波帯域(13.2-30.1Hz) (d)EMG帯域(61-125Hz)

Fig.5 The change of each original wave and frequency components of EEG and ECG record by using each band pass filter.

Changes of original wave at awake and drowsy state (a), frequency components of each leads increase at drowsy state more than at awake state on alpha band (7.8-13.2Hz)(b), and no change on beta band(13.2-30Hz)(c), and decrease at drowsy state on EMG band(61-125 Hz)(d)

図 6 耳垂間双極導出用電極と光電式脈波検出センサを一体化したイヤリング式耳垂センサ

Fig.6 Ear lobe sensor of earring type with the electrode for EEG inter-ear lobe derivation and the electrophoto plethysmogram.

図 7 イヤリング式耳垂センサ及びそのブロック図(a)と増幅器及びフィルタ回路を内蔵した小型装置(b)

Fig.7 Ear lobe sensor of earring type and the block diagram (a) and processing circuit case included the differential amplifier and filtering circuit (b)

図8 光電式脈波センサと一体化した脳波導出用耳垂センサによって記録した脳波及び脈波

Fig.8 EEG and plethysmogram recorded by ear lobe sensor.

4)眼鏡にセットした電極による眼球運動の検出

電極位置による眼球運動の検出電位を比較すると、上下、左右、斜めの眼球運動とも眼球に最も近いAの組合せの電極位置で大きな電位を示しているが、眼鏡に装着できる実用的な電極位置ではない(図9)。Aを除くとCが最も検出電位が高くなっている。図10に各電極位置ごとの眼球運動の記録例を示す。Aの動きは他のB、C、Dとは位相が異なっており、Aが上下の動きを大きく捉えているのに対しB、C、Dは左右の動きを捉えており、なかでもCが最も大きな振幅で記録されている。自動車運転中ではサイドミラーを見るなど、水平方向の眼球運動が主体と考えられ、Cが最も有効な電極位置と判断される。従って眼鏡の鼻掛けとつるに眼球運動記録用の表面電極をセットすれば、その眼鏡をかけるだけで微細な眼球運動の検出が可能であり、さらに上下の動きを除けば、Dの鼻掛け部分のみでも眼球運動の検出が可能と考えられる。

図9 電極装着位置と導出部位間(A, B, C, D)による眼球運動の比較
Fig.9 Amplitude difference of electrooculogram due to electrode position.

Electrode position of type A has high amplitude, but that position cannot fit glasses, therefore that of type C may be effective.

図10 導出部位間による眼球運動の記録例

A は上下の動き, B, C, D は左右の動きを捉えており, C がもっとも大きな振幅で記録されている。

Fig.10 Example of spontaneous electrooculogram on each electrodes lead.

Lead A shows dominance for vertical movement, lead B, C and D show dominance of horizontal movement. But lead C is derivation site of most high amplitude, since both vertical and horizontal ocular movements may be recorded.

4. 考察

耳垂間導出で得られる生体情報の中で、覚醒から半覚醒への意識レベルの変動を捉えるパラメータとして、脳波のα波と筋電図のパワー比が、最も有効であることがわかった。眠気とともに筋の緊張がとれて筋電図が減少することは、常識的に考えられることでありまた眠気とともに脳波のα波バーストが出現することもすでに報告されている¹⁾。しかしすべての被検者が必ずしも眠気とともにα波バーストが出現するとは限らず、また筋電図についても眠気を自覚すると、そのまま入眠できる状況でない限り、運転中や警備作業中では、まず眠気をはらおうと逆に筋電図が増加することも十分考えられる。実際我々の行った10名の被検者でも、α波パワーは3名で眠気に伴い減少し、2名で筋電図の増加を観察しており、表1に示したように単独のパラメータで評価することは困難であることが分かった。

一方心拍数が眠気とともに減少することも図4(a)のように確実な変化として認められたが、心拍数を計測すること自体ある単位時間を必要とするため、瞬間的な眠気に対していかにそれを眠気防止のパラメータとして応用するかが今後の問題である。また呼吸性の心拍数の変動を鑑別することも重要な課題である。

すなわち予備的に安静覚醒時の心拍数を定量し、それに呼吸

表 1 覚醒レベルと耳垂間導出法による脳波及び筋電図のパワースペクトル解析とパワー比

(DATA No.10 の D1, D2, D3 は半覚醒を 3 回記録。*印は予想に反して半覚醒で α 波が減少したり、EMG が増加している例)

Table.1 Compalison of the each power spectrum of EEG by inter-ear lobe derivation between awake and drowsy D/A ratio of alpha wave indicate the ratio of alpha wave power at drowsy state to awake state.

Similarly D/A ratio of EMG indicate the ratio of EMG power at drowsy state to awake state. Alpha/EMG show the ratio of alpha wave power to EMG power at the same state. D/A ratio of alpha /E MG indicate compalison the ratio of alpha/EMG at drowsy state with awake state.

DATA No.	覚醒レベル	ALL POWER	α POWER	β POWER	EMG POWER	D/A比 α 波	D/A比 EMG	α /EMG	D/A比 α /EMG
1	閉眼覚醒:A	20.8	2.31	4.73	4.78	* 0.641	0.278	0.483	2.30
	半覚醒:D	10.1	* 1.48	4.08	1.33			1.11	
	入 眠:S	7.95	0.951	5.72	0.271			3.52	
2	閉眼覚醒:A	19.1	1.65	2.58	5.88	1.88	0.170	0.281	11.5
	半覚醒:D	8.52	3.10	2.18	0.962			3.23	
	入 眠:S	14.3	4.90	2.57	0.580			8.45	
3	閉眼覚醒:A	3.92	0.502	1.13	0.384	3.33	*1.11	1.32	2.94
	半覚醒:D	8.13	1.67	1.03	* 0.426			3.88	
4	閉眼覚醒:A	31.0	6.30	3.08	7.73	1.71	0.0131	0.815	164
	半覚醒:D	27.5	10.8	2.33	0.101			134	
5	閉眼覚醒:A	29.5	1.18	3.70	6.19	* 0.99	0.017	0.191	9.90
	半覚醒:D	11.7	* 1.17	1.88	0.662			1.89	
6	閉眼覚醒:A	27.6	1.96	5.25	11.5	1.72	0.0583	0.170	29.6
	半覚醒:D	10.7	3.38	2.69	0.671			5.04	
7	閉眼覚醒:A	37.3	1.43	5.76	16.8	1.53	0.311	0.0851	4.49
	半覚醒:D	15.4	2.19	4.11	5.22			0.420	
8	閉眼覚醒:A	19.6	3.23	7.72	5.14	* 0.783	0.525	0.628	1.49
	半覚醒:D	9.64	* 2.53	3.31	2.70			0.937	
9	閉眼覚醒:A	20.2	0.364	11.7	3.43	1.49	0.359	0.106	4.16
	半覚醒:D	11.5	0.543	6.54	1.23			0.441	
10	閉眼覚醒:A	13.0	0.125	3.76	4.70	1.94	* 1.20	0.0266	1.62
	半覚醒:D ₁	12.8	0.243	3.42	* 5.63	1.22	0.808	0.0432	1.51
	半覚醒:D ₂	12.4	0.296	3.82	4.55	1.18	0.811	0.0651	1.46
	半覚醒:D ₃	10.8	0.350	3.67	3.69			0.0949	

性変動を加味して覚醒時の閾値を求めたうえでR-R間隔の変動をモニタするのも一法であるが、これについても今後の検討課題である。

眠気とともに眼球運動の頻度が低下したり停止することは個人差に関係なく、筋電図や脳波と比較してもかなり有効な居眠り検知のパラメータといえる。図3 (NO.3) の例のように、大きな水平方向の眼球運動であれば、耳垂間導出で十分記録できる。しかし自動車運転中の眼球の動きは、フロントガラスを基準とする枠内及びサイドミラー、バックミラー等の確認が主であり、前方を中心としたかなり微細な動きである。この動きを捉えるには、耳垂間導出では眼球からの距離が離れ過ぎていて S/N の良い記録が期待できない。そこで眼球のそばに電極を置く方法が必要となる。この場合、一般の人々が自分で電極を装着することは難しい。そこで眼鏡をかけることで電極が皮膚に装着できるよう眼球運動の効率的な検出部位を検討した。図9より皮膚と接触する眼鏡の鼻掛けとつるの部分に電極を置く「C」の組合わせで良好な記録が

得られることがわかった。これによりイヤリング感覚、またはイヤホン感覚で装着できる耳垂間導出電極と眼鏡電極により、一般人でも容易に入眠期のパラメータを検出できる可能性があると推察された。

以上の耳垂間導出でモニタできる項目を再考すると、表面電極の装着により脳波、筋電図、眼球運動が記録でき、耳垂に脈波センサではなく近赤外線を用いた超小型パルスオキシメータのセンサを一体化すれば心拍数と酸素飽和度が同時にモニタできる。心拍数の変動解析から呼吸性変動を抽出できることはすでに報告されており⁹⁾酸素飽和度と合わせて心拍数から無呼吸を検出することも可能と考えられる。したがって本法を用いたこれらのモニタは、自動車運転中や夜間の警備中での居眠りの検知ばかりでなく、今後睡眠時無呼吸症候群等の睡眠障害の患者に対し、在宅型簡易スクリーニング法として臨床応用することも有効であると考えられる。

5. まとめ

自動車運転中などの、開眼時の覚醒レベルから入眠時への意識レベルの変動を捉えることを目的とし、耳垂間双極導出(以下耳垂間導出)より記録される脳波を中心とした生体現象について、そのモニタとしての有用性について検討した。耳垂間導出で得られる生体情報として、脳波、筋電図、心電図(心拍数一脈波)、眼球運動等がある。

脳波と筋電図に関しては通常の単極導出による脳波記録時に耳垂間導出を同時記録し、覚醒から入眠にかけて生じる変化を記録、観察した。また運転中の居眠りを模擬して、白黒が反転する市松模様の画面を見ながらボタン押しの課題を与え、ボタン押しが途切れた瞬間を半覚醒として、その意識レベルの変動に伴う各帯域別パワースペクトル分析を行い、パワー比を算出した。その結果個人差による変動はあるが耳垂間導出では、通常の脳波記録の2倍の感度で脳波が観察できた。周波数帯域別パワースペクトル分析では、入眠傾向に伴い、高周波帯域の筋電図成分(60Hz以上)が減少し低周波帯域の α 波成分(8~13Hz)が増加したことから、 α 波パワーと筋電図パワーの比を求めると、どの被検者でも1.5倍以上の比で意識レベルの変動を捉えうることがわかった。

心拍数に関しては、覚醒レベルの低下に伴い心拍数の低下が観察され、これらも覚醒から入眠への意識レベル変動を検出する有力なパラメータとなることがわかった。この結果から、脳波と心拍数の変化を同時に検出するために、クリップ式の脳波・脈波一体型センサを試作した。この結果脳波及び脈波がS/N良く記録され、耳垂センサにより両者の分析が十分可能であることがわかった。

眼球運動の検出には、眼鏡に電極を装備することを想定し、電極装着部位と眼球運動検出感度について検討した。その結果、皮膚と接触する眼鏡のつもと鼻掛けの部位に電極を装着することで検出できることがわかった。

以上の結果により、本法が正常者の半覚醒反応(入眠)検出に応用されるばかりでなく、特に睡眠障害等の患者において、耳垂間導出法が、脳波、筋電図、心拍数、眼球運動、さらに同時測定可能な酸素飽和度などの検出を追加することによって、簡便な在宅型終夜モニターとして応用が期待される。

(本研究は、平成3年度交通予防医学研究財団助成事業による)

参考文献

- 1) 佐藤謙助: 運転時の動的脳波活動, からだの科学・臨時増刊<交通と人間>: 31-37, 1986.
- 2) 石山陽事: 基準電極部位に波及する脳波, 臨床脳波, 22: 319-327, 1980.
- 3) Ishiyama, Y., Ebe, M., Homma, I. et al.: Elimination of EKG artifacts from EEGs recorded with balanced non-cephalic reference electrode method, Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., 53: 662-665, 1982.
- 4) 横山清子, 渡辺興作, 高田和之他: 心電図 R-R 間隔変動の計測による睡眠状態の解析, 電気学会研究会資料: 29-38, 1990.
- 5) 佐藤謙助: 居眠り防止機器の開発研究, 第10回交通科学総合シンポジウム「居眠り事故と人間・クルマ」別冊: 23-54, 1986.
- 6) 矢永尚士, 西村敏博: 心拍スペクトル解析臨床検査, 35: 585-590, 1991.

1997年8月4日受付

1997年11月15日受理

虎の門病院 臨床生理検査部

東京都港区虎ノ門 2-2-2 (〒105-0001)

Department of clinical physiology, Toranomon hospital

2-2-2, Toranomon, Minatoku, Tokyo 105-0001 Japan