# 呼吸周波数変動幅による NREM 睡眠領域検出

白水 重憲",近藤 英明",森 佳織",片山 宗哲"

要旨 ポリグラフと超小型軽量の心電・加速度・温度測定装置(M-BIT)による同時測定 を行い、前報で見出した RR 間隔変動から求めた呼吸周波数変動幅(VRFRE)が NREM 睡 眠時に減少する事を利用した NREM 睡眠領域検出法を提唱した。Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準による判定結果を基に、一致率を最大にする閾値を探した。閾値 0.053 Hz で、一致率 0.792,感度 0.872,特異値 0.469 であった。REM 睡眠時の VRFRE に は、性差が存在する可能性も見出した。

キーワード:呼吸周波数,呼吸周波数変動幅,NREM 睡眠, RR 間隔変動,ポリグラフ

#### 1. はじめに

前報で<sup>1)</sup>, 我々は, ポリグラフと超小型軽量の心電・ 加速度・温度測定装置(M-BIT)による同時測定を行 い, Rechtschaffen & Kalesによる国際睡眠判定基準<sup>2)</sup> による判定結果と微小体動による睡眠・覚醒判定結果 を対比し, 副交感神経活動(PSNS)・交感神経活動 の指標(SNS), 呼吸周波数(RFRE)とその変動幅 (VRFRE)及び平均心拍数(HR)の睡眠の深さによる 変化を求めた。この中で, VRFRE は睡眠の深さと共 に変化し, 浅睡眠と深睡眠で小さく, 覚醒と REM 睡 眠で大きく, その変化は顕著であり, この変化に基づ く NREM 睡眠領域の推定の可能性が示唆された<sup>1)</sup>。

微小体動による睡眠・覚醒判定は現在広く使用され ているが、体動の少ない被験者や動けない被験者では 覚醒を睡眠と判定する。一方、被験者の鼾や外部から の振動により睡眠を覚醒と判定する等の問題点の存在 も周知である。VRFRE による NREM 睡眠領域の推定 法の確立は、先に述べた微小体動法の問題点の補完の みならず、微小体動法との併用により、REM 睡眠の 領域の推定の可能性も期待できる<sup>10</sup>。

NPO法人セルフケア総合研究所
済生会長崎病院睡眠医療センター
森医院
受付日:平成25年3月5日
採択日:平成25年3月15日

本研究では、ポリグラフと M-BIT による同時測定 を行い、それぞれの測定結果から、睡眠ステージと VRFREを求めて、VRFRE による NREM 睡眠領域推定 方法を考察した。更に、比較の為にポリグラフで測定 した心電データからも VRFRE を求め、推定結果を比 較した。

#### 2. 測定と解析

#### 2-1 被験者

被験者は医学部学生の自主研究のために polysomnography を行った 17 人,男性 12 人,女性 5 人で平均 年齢は 21.4 ± 2.6 歳,習慣性飲酒者,喫煙者および内 科的・精神科的疾患を有する者は除外した。表 1 に示 すように,7名はポリグラフと M-BIT の同時測定を行 い,残りの 9 名はポリグラフの測定のみを行った。自覚 的な睡眠状態は Pittsburgh Sleep Quality Index (PSQI) を用いて評価した。PSQI の global score の平均は 3.5 ± 1.5 (2 人が 6 で,15 人が 5 以下)で日本人健常者と ほぼ同じ結果であった。Polysomnographyでは睡眠呼 吸障害や周期性下肢運動は認めず,睡眠効率は 93.7 ± 3.7%であった。本研究は済生会長崎病院の倫理審査 委員会の承認を得て公表する。

### 2-2 Polysomnography

脳波電極は睡眠覚醒段階を判定するための F3-M2,

84

表1	被験者
- I	

被験者	年齢(歳)	性別	ポリグラフ測定	M-BIT 測定
1	21	М	0	0
2	21	F	$\bigcirc$	$\bigcirc$
3	21	F	$\bigcirc$	$\bigcirc$
4	22	F	$\bigcirc$	$\bigcirc$
5	22	М	$\bigcirc$	$\bigcirc$
6	20	F	$\bigcirc$	$\bigcirc$
7	21	F	$\bigcirc$	$\bigcirc$
8	23	М	$\bigcirc$	
9	19	М	$\bigcirc$	
10	19	М	$\bigcirc$	
11	21	М	$\bigcirc$	
12	21	М	$\bigcirc$	
13	21	М	$\bigcirc$	
14	18	М	$\bigcirc$	
15	21	М	$\bigcirc$	
16	23	М	$\bigcirc$	
17	30	М	$\bigcirc$	

F4-M1, C3-M2, C4-M1, O1-M2, O2-M1の単極誘導で の記録を行った。電気眼球図,両側側頭筋筋電図,両 側咬筋筋電図,オトガイ筋筋電図,心電図,前脛骨筋 筋電図のための電極に加えて,サーモカップル法によ る鼻・口のエアーフローセンサーと,圧電法による胸 部,腹部バンドセンサーで呼吸運動を記録し,また, 体位センサー,いびきセンサー,パルスオキシメー ターを装着した。デジタル脳波計は Neurofax EEG-1200<sup>®</sup>(日本光電),および Polymate AP1532<sup>®</sup>(デジ テックス研究所)を使用し,各チャンネルのサンプリ ング周波数は 500 Hz とした。睡眠段階の解析には NightOwl Professional<sup>®</sup>(のるぷろライトシステムズ) を用いて 30 sec を1エポックとし,2007 年 American Academy of Sleep Medi ci neのスコアリングルール<sup>3)</sup> にもとづき視察判定を行った。

日本睡眠学会の国際判定基準の補足<sup>4</sup>に従い,睡眠ステージのどれかと判断された最初のエポックを睡眠開始点とした。最初のエポックのステージが睡眠ステージ1の場合は,ステージ1,或いは他のステージが3分以上続いたときに限って,このエポックを睡眠開始点とした。

2-3 心電測定

M-BITの詳細に関しては既に報告した<sup>1)</sup>。心電測定 回路・加速度センサー・温度センサー,32 Mバイト のメモリ,USB 接続プラグ,電極との接続金具,電 源までのスタンドアローンで24 時間の測定を行い, メモリに保存し,外部とUSB 通信する為の全ての機 能を40×39×8 mmの中に詰め込み,重量14gとして いる。各信号のサンプリング周波数は ECG が 128 Hz, 温度と加速度は 1 Hz である<sup>1)</sup>。

全面発達の展開 2巻2号

M-BIT の ECG 測定に関する電極配置はモニター誘 導である。II 誘導に類似しているといわれている。回 路技術の工夫により,ボディアースは必要としないと いう特徴がある。M-BIT は超小型軽量である為,2つ の電極を使用して被験者の胸部に貼り付ける形で装着 する。電極と増幅回路の入力が近接している為に,交 流ノイズの重畳がほとんどない品質の良い信号が得ら れる<sup>1)</sup>。測定開始時の時刻としては,ポリグラフのコ ントロールシステムの時刻を記録した。

ポリグラフにおける ECG 測定の誘導はI 誘導或いは II 誘導であり、サンプリング周波数は 500 Hz 或いは 1000 Hz であった。DAT ファイルに記録されていた ECG 信号には交流ノイズが重畳していたので、ノッ チフィルタを使用してノイズを除去した。

# 2-4 微小体動による睡眠・覚醒推定

まず,加速度測定結果を基に,1分間毎に体動の あった1分間か体動のない1分間かを判定した。この 判定では,できるだけ敏感に体動挙動を評価する為 に,各加速度成分の値の変化を使用した。また,ノイ ズの影響を取り除く為に,実験的に定めたある閾値以 下の変動は0とした。各サンプリング毎に得られる 3つの加速度の成分の変化量のうち最大のものを選択 し,さらに1分間中のそれらの中の最大のものをその 1分間を代表する値とした。全解析範囲でのこの値の 平均値を算出して,その1/5を閾値とし,これ以上の 場合を「体動のある1分間」,これより小さい場合を 「体動のない1分間」とした。

次に、この「体動のない1分間」が連続した領域群 (非活動領域)を探し、隣り合う非活動領域の間隔が1 分間或いはその間の活動レベルの平均が先に決めた閾 値の4倍以下ならば連結して1つの非活動領域とし た。

最終的には,これらの非活動領域を時間順に探索 し,「睡眠領域」を求めた。

睡眠領域の先頭の決定に当たっては,

 20分間以下の長さの非活動領域で、その後21分間 以上の活動領域が続く場合は睡眠領域の先頭では無い。
2)15分間以下の長さの非活動領域で、その後16分間 以上の活動領域が続く場合は睡眠領域の先頭では無い。
3)10分間以下の長さの非活動領域で、その後11分間 以上の活動領域が続く場合は睡眠領域の先頭では無い。

85

表 2	微小体動法に。	こる睡眠開始		終	了時刻
-----	---------	--------	--	---	-----

the foot to the FI	PSG		微小作	本動法	ź	差	
放駅有宙方	睡眠開始時刻	睡眠終了時刻	睡眠開始時刻	睡眠終了時刻	睡眠開始時刻	睡眠終了時刻	
1	23:25:24	6:47:24	0:27:24	6:18:54	1:02:00	0:28:30	
2	0:15:14	7:16:14	0:06:14	7:27:14	0:09:00	0:11:00	
3	0:13:55	6:47:25	0:14:25	6:51:25	0:00:30	0:04:00	
4	23:57:20	6:44:20	23:41:00	6:47:50	0:34:30	0:03:30	
5	23:28:25	6:53:25	23:28:25	7:14:25	0:00:00	0:21:00	
6	23:17:33	7:08:03	3:51:03	3:55:03	4:33:30	3:13:00	
7	23:49:45	7:00:15	23:15:15	7:00:15	0:34:30	0:00:00	
平均					0:59:09	0:37:17	

4) 6分間以下の長さの非活動領域で、その後6分間以上の活動領域が続く場合は睡眠領域の先頭では無い。 以上の4つのルールに基づき、全非活動領域を探索する事で行った。その後、こうして得られた睡眠領域の 先頭と後続の非活動領域の間隔が30分以内で、かつ この間の活動レベルの平均が先に決めた閾値の2倍以 下の場合は、この非活動領域を睡眠領域に連結するという手順を繰り返して、「睡眠領域」を求めた。

#### 2-5 RR 間隔の抽出

我々は世界中で幅広く使用されている頑健なリアル タイム QRS ピーク抽出アルゴリズムをベースにした 方法で、心電図波形上で R 波の時間位置を求めた<sup>10</sup>。 T 波と R 波の鋭さの違いに着目する事で、T 波が非常 に大きい幼児の場合でも、正確に R 波のピークの時間 位置が検出できるようにアルゴリズムに改良を施し た<sup>10</sup>。RR 間隔データの分布挙動に着目する事によ り、真の RR 間隔データとアーティファクトを分別 し、また、全解析範囲の RR 間隔データと心電波形を 同時に視察判定し、アーティファクトは全て棄却し た<sup>10</sup>。

# 2-6 呼吸周波数 RFRE 及び呼吸周波数変動幅 VRFRE

我々は、RR間隔信号を周波数4Hzでリサンプリング して等間隔時系列とし、睡眠・覚醒判定と同様に1分 間を解析時間単位として、1分間毎にSPWV (Smoothed Pseudo Wigner-Ville) 法を使用して時間周波数解析を 行い、時間周波数 MAPを得た<sup>1)</sup>。時間周波数解析で は、時間分解能と周波数分解能の両方を大きくする事 はできない。本研究では周波数の挙動が重要であるの で、周波数分解能を大きくなるように調節した。

高周波成分の下限の 0.15 Hz 以上の周波数の RR 間 隔変動は呼吸性洞性不整脈<sup>5.6)</sup> である事を基にした Jasson 等の方式<sup>7)</sup> を拡張して, 0.15 Hz から平均心

表3 微小体動法による睡眠覚醒推定:感度・特異値・一致率

被験者	感度	特異値	一致率
1	0.475	0.111	0.472
2	0.808	0.682	0.805
3	0.971	0.438	0.961
4	0.970	0.000	0.966
5	0.850	0.727	0.849
6	0.009	1.000	0.044
7	0.881	0.444	0.877
平均	0.709	0.486	0.711

拍数の半分の周波数<sup>8)</sup> までの範囲の瞬時中心周波数 (CFR)を求め<sup>9)</sup>,更に,10秒間毎の平均値を求め,呼 吸周波数 RFRE とした。更に,その1分間の変動を呼 吸周波数変動幅 VRFRE とした。

尚,ポリグラフ測定の結果に基づくステージ判定の 解析エポック長は30秒であるので,1分間毎に求めた 微小体動からの睡眠覚醒推定結果,及び VRFRE は

前半の 30 秒の値=後半の 30 秒の値=1 分間の値 という方法で 30 秒エポックのものに変換し,ステー ジ判定結果と比較した。

#### 3. 結果

# 3-1 微小体動による睡眠・覚醒推定

表2に、「ポリグラフ睡眠ステージ(PSG)」により 得られた睡眠開始時刻及び睡眠終了時刻」と、「M-BIT 推定結果(微小体動法)から求めた睡眠開始時刻 及び睡眠終了時刻」とを比較した。表3に、ポリグラ フ睡眠ステージにより得られた睡眠開始時刻及び睡眠 終了時刻の間の時間範囲に対する両方の方法の感度、 特異値、一致率をまとめた。

睡眠ステージ1~4,及びREM 睡眠と判定されたエ ポックを「睡眠エポック」とし、このエポックが M-BIT 推定結果でも睡眠エポックと判定された割合を 「感度」、ポリグラフ睡眠ステージが覚醒と判定したエ ポックを M-BIT 推定結果でも覚醒と判定した割合を 「特異値」, 判定が一致した M-BIT 推定結果のエポッ ク数の総和の全エポック数に対する割合を「一致率」 とした。

我々の微小体動法に関しては、前報では、感度、特 異値,一致率の平均値は0.939,0.377,0.895であり、 睡眠開始時刻の相違は最小で0分、最大で18分30秒 であり、平均では8分、睡眠終了時刻の相違の最小は 0分、最大は3分で、平均は53秒と比較的良好な結果 が得られていた。これ以外にも、これまでの多くの測 定例で、妥当な結果が得られている。

一方,本研究では,被験者6や被験者1のように外 乱或いは鼾等の影響により,実際には睡眠であるエ ポックの殆ど全てや半数が覚醒と判定されてしまい, 感度・一致率が非常に低い値を示し,睡眠開始・終了 時刻の相違が1時間以上の場合も存在した。それ以外 にも,被験者4や被験者7のように睡眠開始・終了時 刻の相違が30分以上のものも存在した。このような 場合には,VRFREによるNREM 睡眠領域推定方法に よるクロスチェックが必要と思われる。

#### 3-2 NREM 睡眠領域の探索

我々は、VRFREの仮の閾値からスタートした。こ の閾値を利用して、各エポック毎にNREM 睡眠であ るか否かを仮に判定し、NREM 睡眠のエポックが連 続する領域群を探した。この NREM 睡眠領域群のう ち、長さが 30 エポック以上の領域群のみに着目し て、VRFREの最大値を求め、これに 0.9を乗じたもの を「閾値」とした。

こうして得られた VRFRE に関する閾値を使用して 各エポックの判定を行い,NREM 睡眠の領域群を求 め,更に,長さが10エポック以下の領域群は NREM 睡眠では無いと判定して,NREM 睡眠領域を求めた。

# 3-3 仮の閾値の最適化

ポリグラフ睡眠ステージを対象とした睡眠・覚醒判

定法の評価に一般に使用される感度・特異値・一致率 を、「感度」は睡眠全般でなく NREM 睡眠のみを対象 にし、「特異値」の対象は覚醒のみでなく REM 睡眠も 対象とする事にして使用した。仮の閾値が小さけれ ば、真の閾値も小さくなり、特異値は大きくなるが、 感度は小さくなる。逆に、仮の閾値が大きければ、真 の閾値も大きくなり、感度は大きくなるが、特異値が 小さくなる。

我々は、VRFREの仮の閾値を0.0 Hz から0.08 Hz ま で0.001 Hz 刻みで増加させて判定を行い、一致率が最 大になる「仮の閾値」を探索した。表4に各被験者に 対して、一致率が最大になった「仮の閾値」、及びそ の時の真の「閾値」、「感度・特異値・一致率」を示す。

「仮の閾値」は 0.049 Hz から 0.065 Hz に分布し、平 均値は 0.061 Hz である。「感度」は 0.877 から 0.962 ま で分布し、平均は 0.916、「特異値」は 0.059 から 0.683 まで分布し、平均は 0.455、「一致率」は 0.783 から 0.904 まで分布し、平均は 0.829 であった。微小体動法 を補完する方法として十分な可能性があると思われる。

### 3-4 VRFRE法

VRFRE による NREM 領域推定を実際的に使用する 場合には、ポリグラフ睡眠ステージの情報が存在しな いので、一致率を最大化する「仮の閾値」を探索する 事ができない。「仮の閾値」の値はある値に固定して

表 5 VRFRE 法による NREM 睡眠領域の推測:真の閾値、 感度・特異値・一致率(共通の仮閾値 0.061 Hz 使用)

被験者	閾値 (Hz) VRFRE	感度	特異値	一致率
1	0.053	0.943	0.168	0.786
2	0.052	0.837	0.728	0.818
3	0.053	0.854	0.599	0.804
4	0.054	0.929	0.701	0.881
5	0.054	0.891	0.269	0.767
6	0.054	0.901	0.505	0.811
7	0.054	0.747	0.311	0.678
平均	0.053	0.872	0.469	0.792

#### 表4 VRFREによる NREM 睡眠領域の推測:「仮の閾値」の最適値、閾値、感度・特異値・一致率

被験者	仮閾値 (Hz) VRFRE	閾値 (Hz) VRFRE	感度	特異値	一致率
1	0.065	0.058	0.877	0.497	0.800
2	0.065	0.058	0.916	0.585	0.859
3	0.049	0.044	0.877	0.579	0.820
4	0.057	0.050	0.962	0.683	0.904
5	0.053	0.047	0.919	0.234	0.783
6	0.054	0.048	0.901	0.547	0.820
7	0.057	0.050	0.959	0.059	0.818
平均	0.061	0.054	0.916	0.455	0.829

		表 6 VRFI	RE 法による睡眠	開始・終了時刻
H. E.A. 17 . 17 . 17	PSG		VRFRE 法 (PSG)	
被験者番号	睡眠開始時刻	睡眠終了時刻	睡眠開始時刻	睡眠終了時刻
1	23:25:24	6:47:24	23:23:24	6:44:54
2	0.15.14	7.16.14	0.13.14	7.11:14

6:47:25

6:44:20

6:53:25

7:08:03

7:00:15

おく必要がある。今後,「仮の閾値」の値は, ここに 示した7例の「仮の閾値」の平均値である 0.061 Hz を

0:13::55

23:57:20

23:28:25

23:17:33

23:49:45

「仮閾値」0.061 Hz を使用して判定した7例の結果を 表5に示す。感度は0.747 から0.943まで分布し,平均 は0.872,特異値は0.168 から0.728 まで分布し,平均 値は0.469,一致率は0.678 から0.881 まで分布し,平 均は0.792 であった。仮閾値として各被験者に対する 最適値を使用した場合に比べて,感度・特異値・一致 率の低下は僅かであり,VRFREの仮閾値としての 0.061 Hz の使用の妥当性が示された。以下,「VRFRE 法」と呼称する。

表6に「VRFRE法による睡眠開始・終了時刻」をポ リグラフ睡眠ステージによるものと比較する。睡眠開 始時がNREM 睡眠と仮定するのは妥当であるが,睡 眠の終了時がNREM 睡眠とは限らない。その意味 で,睡眠開始時刻のほうが2つの方法の相違が小さい 事が期待されたが,最大の時間の相違は睡眠時間の方 で観察された。最大は37分30秒,次位は9分0秒で, 最少は1分30秒,平均は7分24秒であった。睡眠終 了時刻の相違の最大値は18分30秒,次位は17分30 秒,最少は30秒,平均は6分56秒であった。

なお、興味深い事に、睡眠開始時刻が最も遅い午前 0時37分30秒を示した被験者では、微小体動法もポ リグラフ睡眠ステージとの相違が34分30秒と大き く、VRFRE法と微小体動法の睡眠開始時刻は近かっ た。

3-5 同時測定したポリグラフ ECG による検討

VRFRE 法の妥当性をより広く確認する為に、ポリ グラフ測定のみが行われたデータでの検討を試みた。 その第一歩として、まず、この被験者群の M-BIT と 同時測定したポリグラフの中の ECG を使用した推定 を試みた。



差

睡眠終了時刻

0:02:30

0:05:00

0:00:00

0:00:30

0:05:30

0:01:30

0:04:30

0:02:47

睡眠開始時刻

0:02::0

0:02:00

0:01:30

0:03:00

0:03:20

0:02:30

0:37:30

0:07:24

6.47.25

6:43:50

6:47:55

7:06:33

6:55:45

1.2

0:12:25

0:00:20

23:25:05

23:15:03

23:12:15

図 1 PSG と M-BIT による ECG 信号から永めた RR 面隔 データの比較 PSG:灰色の実線, M-BIT:黒の破線

図1に M-BIT\_ECG とポリグラフ ECG から求めた RR 間隔データを比較して示す。この両者は元の ECG 信号のサンプリング周波数が異なるし、それぞれ、別 個に電極の接触状態の悪化による信号品質の劣化 (M-BIT) や交流ノイズの重畳(ポリグラフ)等のアー チファクトが混入し、フィルタリングやソフトウェア で除去する。このような背景の為に、図1に示した2 つの方法で求めた RR 間隔は完全に一致しているとは いえないが、少なくとも、目視が識別できるような 相違は存在せず、実用的な目的の為には十分一致して いる。

検討結果を表7に示す。感度は0.686から0.919まで 分布し、平均は0.838、特異値は0.280から0.904まで 分布し、平均値は0.576、一致率は0.655から0.898ま で分布し、平均は0.785であった。図1に示したRR間 隔の一致性を反映して、これらの値はM-BIT\_ECGの ものと比較的良い一致を示し、一致率の大きさの被験 者間の順位も一致した。

**3-5** その他ポリグラフ ECG による検討

表8にポリグラフのみの測定を行った被験者8から 被験者17までの結果をまとめる。感度は0.851から

87

2013.

3

4

5

6

7

平均

使用する事にする。

表 7 VRFRE 法による NREM 睡眠領域の推測:真の閾 値、感度・特異値・一致率(共通の仮閾値 0.061Hz、 ポリグラフ ECG 使用)

被験者	閾値(Hz)VRFRE	感度	特異値	一致率
1	0.049	0.799	0.570	0.752
2	0.054	0.824	0.857	0.830
3	0.054	0.843	0.566	0.789
4	0.052	0.896	0.904	0.898
5	0.054	0.902	0.280	0.778
6	0.054	0.919	0.369	0.794
7	0.054	0.686	0.489	0.655
平均	0.053	0.838	0.576	0.785

表8 VRFRE 法による真の閾値、感度・特異値・一致率

被験者	閾値(Hz) VRFRE	感度	特異値	一致率
8	0.054	0.958	0.072	0.723
9	0.054	0.879	0.206	0.706
10	0.054	0.917	0.221	0.792
11	0.053	0.926	0.258	0.729
12	0.053	0.961	0.094	0.746
13	0.053	0.964	0.167	0.772
14	0.054	0.851	0.410	0.762
15	0.054	0.890	0.215	0.750
16	0.053	0.914	0.369	0.785
17	0.053	0.917	0.451	0.836
平均	0.054	0.918	0.246	0.760



テージ 黒い太い実線:VRFRE 法の結果 (睡眠:1, 覚醒:0) 灰色の細い実線:睡眠ステージ(0は覚醒,5は REM 睡眠)

0.964 まで分布し,平均は 0.918,特異値は 0.072 から 0.451 まで分布し,平均値は 0.246,一致率は 0.706 か ら 0.836 まで分布し,平均は 0.760 であった。表5 及び 表7の結果に比べて,感度が大きく,特異値が小さ

く、一致率は同程度である。
図2にポリグラフ ECG を使用した VRFRE 法による
NREM 睡眠領域推定結果と睡眠ステージの関係を示

す。残念ながら、ここで行われたポリグラフ測定で は、睡眠開始時刻前に ECG が測定された時間範囲が 短く、VRFRE 法による睡眠開始時刻決定が不可能で あった。従って、ポリグラフ ECG からの結果に関し て、睡眠開始と終了の議論は行わなかった。

特異値が小さいという事は,この被験者群の NREM 睡眠の VRFRE 閾値は,被験者1から7に比して小さめ であるという事である。表1に記されているように, この相違の原因の一つとして被験者の性別が考えられ る。被験者1から7は女性が主であり,男性は被験者 1及び5のみである。一方,8から17はすべて男性で ある。更に,表5の結果では,被験者1の特異値が一 番小さく,被験者5が次に小さい。表7の結果では, 被験者5の特異値が一番小さい。これらの結果より, 男性被験者は NREM 睡眠の VRFRE 閾値が小さめであ る事が示唆される。

#### 3-6 睡眠と VRFRE 及び RFRE

表9及び10に全ての被験者の浅睡眠,深睡眠, REM 睡眠のVRFRE及びRFREの値を示す。REM 睡眠 時の値が小さい順に並べている。

表9に示したVRFREの場合, 殆どの女性被験者の 値が,表の最下段付近に集中する。男性と女性に分 けて平均値を求め,有意差の有無を5%水準で確認<sup>10)</sup> すると,浅睡眠では0.027 Hz と 0.030 Hz であるが,有 意差はなく(p=0.372),深睡眠では 0.022 Hz と 0.029 Hz で値の分布の相違は明瞭になり(p=0.056), REM 睡眠では 0.037 Hz と 0.046 Hz で有意差が存在する

表9 睡眠の深さと VRFRE の値

林路老天早			VRFRE (Hz)	)
10次代白 首 5	性別	浅睡眠	深睡眠	REM 睡眠
8	М	0.024	0.019	0.030
13	М	0.026	0.024	0.033
9	М	0.030	0.026	0.033
1	М	0.020	0.013	0.034
12	М	0.025	0.016	0.035
6	F	0.022	0.022	0.038
5	M	0.030	0.026	0.038
15	М	0.031	0.028	0.038
14	М	0.033	0.028	0.038
16	М	0.022	0.021	0.039
10	М	0.028	0.023	0.039
11	M	0.028	0.022	0.040
7	F	0.037	0.034	0.040
17	M	0.026	0.018	0.045
3	F	0.032	0.033	0.045
2	F	0.033	0.033	0.052
4	F	0.025	0.023	0.053

2013.

表 10 睡眠の深さと RFRE の値 RFRE (Hz) 被験者番号 性別 深睡眠 REM 睡眠 浅睡眠 0.208 8 0.199 0.195 Μ 0.211 1 0.197 0.192 Μ 0.229 15 0.214 0219 Μ 13 0.233 0.232 Μ 0.226 6 F 0.209 0.217 0.232 9 0.237 Μ 0.239 0.253 16 0.218 0.232 0.237 Μ 5 0.255 0.240 Μ 0.243 12 0.227 0.242 Μ 0.227 7 0.255 0.242 F 0.247 10 0.234 0.244 0.243 M 0.253 14 0.253 0.271 Μ 0.257 11 0.245 0.254 Μ 4 0.257 F 0.235 0.227 17 0.233 0.264 Μ 0.235 3 F 0.255 0.261 0.290 F 2 0.293 0.306 0.275

(p=0.041)<sup>10)</sup>。今後,男女を区別し,共通の仮閾値 0.061 Hz ではなく,別々の仮閾値を用いて判定する必 要があるものと思われる。

一方,表10に示すRFREの場合も、女性被験者の 値が表の最下段付近にあつまる傾向にあるが、顕著で はない。男性と女性の平均値も、0.227 Hz と 0.243 Hz (浅睡眠, p=0.265), 0.234 Hz と 0.252 Hz (深睡眠, p=0.262), 0.238 Hz と 0.265 Hz (REM 睡 眠, p= 0.124)と、女性の方が多い傾向があるが、有意差は ない。

睡眠時の呼吸数(bpm)の報告例は多い<sup>11-14)</sup>。表11 に,呼吸数として報告された値を 60 で割って呼吸周 波数(Hz)に換算した形で示す。睡眠前の覚醒時の呼 吸周波数の値には 0.198 Hz という値も見られるが,そ の他は 0.228 Hz から 0.290 Hz に分布する。

NREM 睡眠時の呼吸周波数には 0.205 Hz という値も みられるが,主には 0.233 Hz から 0.267 Hz に分布す る。NREM 睡眠時のこれらの値は,我々のものと良 く一致する。表 10 にまとめた結果は定法に従った呼

表 11 睡眠時の呼吸周波数の報告値(Hz, bpm での呼吸数より換算)

	必要	NREM				DEM	யக	
見胜		ステージー	ステージ2	ステージ3	ステージ4	REM	0 央	
	0.228	0.240	0.237				11	
	0.233		0.258	0.263	0.263	0.263	12	
	0.265	0.250	0.247	0.250	0.250	0.265	13a	
	0.245	0.252	0.252	0.252	0.252	0.277	13b	
	0.243		0.2	52			14a	
			0.2	63			14b	
	0.260		0.2	61			14c	
			0.2	63			14d	
	0.290		0.2	67				
			0.2	55				
	0.198		0.2	05				
	0.235		0.2	58				
			0.2	63				
	0.242		0.2	52				
	0.270		0.2	63				
			0.2	62			14e	
	0.272		0.2	62				
	0.240		0.2	47				
	0.273		0.2	48				
			0.2	53				
	0.250		0.2	50				
	0.240		0.2	33				
			0.2	38				

各出典の被験者群情報

11) 男性 8 名, 女性 4 名, 年齢 21 ~ 37 歳 (平均 28)

12) 男性 8 名 (平均 32.4 歳), 女性 11 名 (平均 26.5 歳)

13) a 高齡群:男性 5 名, 女性 6 名, 60 歲以上 b 統制群:男性 6 名, 女性 6 名, 30 ~ 40 歲

14) a, b 男性 20 名年齢 30 ~ 55 歳 c, d 女性 20 名年齢 30 ~ 55 歳 e 文献値

吸測定によるものであり,我々のものは RR 間隔変動 の周波数位置によるものである。NREM 睡眠で示さ れた一致性は,我々の呼吸周波数推測方法の妥当性を 示す。

REM 睡眠時の呼吸周波数の報告値は 0.263 Hz, 0.265 Hz, 0.277 Hz である。

本研究は、これまで多数の測定で観察されたVRFRE の挙動を基にNREM 睡眠領域検出法を提唱し、更に、 実験的に得られた結果の統計解析によりVRFREの性 差の可能性を発見した。しかしながら、このVRFRE、 つまり、被験者毎の呼吸周波数変動幅に関する報告は ない。

ここで根拠としている VRFRE の NREM 睡眠時の減 少は次の様に説明される。NREM 睡眠は一番安定し た状態であり, NREM 睡眠時には環境からの刺激の 減少や大脳から延髄への下行性投射の消失などのため に,換気量が減少し,その結果,動脈血の PCO<sub>2</sub> はや や増加する。この為に,換気応答の閾値が上がり, CO<sub>2</sub> 感受性が低下する<sup>15)</sup>。従って,呼吸周波数の変動 が小さくなる。

今後は、一人の被験者で多数日の24時間測定を行 い、VRFRE 及び RFRE の挙動を把握し、生活行動の 影響を検討する必要がある。また、女性の VRFRE の 値が大き目の理由として、まずは、性周期の影響が考 えられる。この解明の第一歩として、まず、性周期の 中での変化挙動を把握する必要がある。多数データの 測定、或いは、24時間データの測定にはポリグラフ との同時測定は難しい。M-BIT 単独で測定したデータ より、微小体動法による判定結果と VRFRE 法を比較 して、NREM 睡眠時の VRFRE 及び RFRE の値を推定 する方法の確立が必要である。

#### 参考文献

- 白水重憲,成澤 元,片山宗哲他:国際基準に基づいた睡眠ポリグラフ判定と超小型生体センサー(M-BIT)の測定 データに基づく睡眠解析結果のケース比較、全面発達の展開2:8-18,2012.
- 2) Rechtschaffen A and Kales A: A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects: Public Health Service, U. S. Government Printing Office. Washington. D. C. 1968.

- 3) Iber C, Ancoli-Israel S, Chesson A, Quan S. for the American Academy of Sleep Medicine. 1st ed. Westchester: IL: American Academy of Sleep Medicine; 2007. The AASM manual for the scoring of sleep and associated events: rules, terminology and technical specifications.
- 4) SLEEP COMPUTING COMMITTEE OF THE JAPANESE SOCIETY OF SLEEP RESEARCH SOCIETY (JSSR): Proposed supplements and amendments to "A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects", the Rechtschaffen & Kales (1968) standard. Psychiatry and Clinical Neurosciences 55: 305–310, 2001.
- Novak P, Novak V, de Champlain J et. al. Influence of respiration on heart rate and blood pressure fluctuations: J Appl Physiol. 74: 617–626, 1993.
- Novak P, Novak V. Time/frequency mapping of the heart rate, blood pressure and respiratory signals: Med Biol Eng Comput.; 31: 103–110, 1993.
- 7) Jasson S, Medigue C, Maison P et. al. Instant Power Spectrum Analysis of Heart Rate Variability During Orthostatic Tilt Using a Time-/Frequency-Domain Method: Circulation 96: 3521-3526, 1997.
- 8) Bailó n R, Laguna P, Mainardi L et. al. Analysis of Heart Rate Variability Using Time-Varying Frequency Bands Based on Respiratory Frequency: Proc. 29th Ann. IEEE EMBS Int. Conf., Lyon, France 6674–6677, 2007.
- Boashash B. Estimating and interpreting the instantaneous frequency of a signal, I: fundamentals: Proc IEEE.; 80: 520– 538, 1992.
- 10) R Development Core Team.: "R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing", Vienna, Austria. ISBN-900051-07-0, URL http: //www.R-project.org/, 2012.
- 11) Naifeh K. H. and Kamiya J.: The Nature Of Respiratory Changes Associated With Sleep Onset: Sleep 4: 49–59, 1981.
- 12) Douglas N. J., White D. P., Pickett C. K. et al.: Respiration during sleep in normal man: Thorax 37: 840–844, 1982.
- 13) Naifeh K. H., Severinghaus J. W. and Kamiya J.: Effect Of Aging On Sleep-Related Changes In Respiratory Variables: Sleep 10: 160–171, 1987.
- Krieger J., Maglasiu N., Sforza E. et al.: Breathing During Sleep In Normal Middle-Aged Subjects: Sleep 13: 143–154, 1990.
- Berne R. M. and Levy M. N. ed.: Physiology Third edition, Mosby-Year Book Inc., 1993.