

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

白水 重憲¹⁾, 成澤 元²⁾, 片山 宗哲¹⁾, 八木 朝子³⁾, 高橋 敏治²⁾, 佐々木三男³⁾

要旨 超小型軽量の心電・加速度・温度測定装置 (M-BIT) による測定結果に基づく睡眠解析結果を検証する為に, ポリグラフと M-BIT の比較測定を行い, ポリグラフデータの Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準での判定結果と M-BIT の睡眠解析結果とを比較した。

睡眠開始時刻のずれは平均で9分, 最大で19分, 終了時刻のずれは平均で2分45秒, 最大で6分と良好な一致を示した。睡眠時は RR 間隔変動より求めた呼吸周波数の変動幅 (VRFRE) が小さくなり, この変動幅が最初に 0.05 Hz 以下になる点として睡眠開始時刻を検出できる可能性が示された。更に, VRFRE の併用により, 従来の微小体動法に判定ミスがある場合に補正できる事も示された。一方, 睡眠期間中に VRFRE が大きくなる領域は, REM 睡眠領域或いは覚醒領域である可能性も見出された。

キーワード: 国際睡眠判定基準, 体動, 睡眠・覚醒判定, RR 間隔変動, 呼吸周波数

1. はじめに

白水らは超小型軽量の加速度・温度測定装置を開発し, 世界で初めて5歳児の集団の7日間までの日常生活行動の連続測定結果を報告した¹⁾。更に, 同年齢の幼稚園児²⁾と保育所児³⁾の活動挙動を測定し, 保育所児の日中の活動量が幼稚園児に比較して小さい事を見出し, この日中の活動量が小さい事が, 彼らが夜遅くまで活動する傾向にある事の原因では無いかと議論している。白水らは更に超小型軽量の心電・加速度・温度測定装置 (M-BIT) を開発し, 幼稚園児の集団の24時間の測定結果⁴⁾や高校生の1週間の測定結果⁵⁾を報告している。

これらの報告の中で, 白水らは加速度センサーで測定した微小体動の有無で睡眠と覚醒を判定するアルゴリズムを開発し, これを使用して睡眠開始・覚醒時刻

の推定を行っている。しかしながら, 睡眠・覚醒判定のゴールドスタンダードであるポリグラフによる測定結果に基づく Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準⁶⁾による判定結果との対比は未だ報告されていない。本研究では, M-BIT とポリグラフで同時測定した睡眠の評価結果を報告し, 白水らのアルゴリズムによる微小体動による睡眠・覚醒の推定精度や, ポリグラフによる睡眠ステージ判定結果と微小体動や心電の RR 間隔から導出した自律神経活動及び呼吸周波数の変動挙動との関係を議論する。

2. 測定と解析

2-1 被験者

被験者は法政大学の学生及び大田睡眠科学センター (神奈川県川崎市) の職員のボランティアであった。被験者の性別, 年齢, 身長, 体重, BMI を表1に示した。11名の被験者での測定を予定したが, ポリグラフと M-BIT 両方の結果が比較可能であったのは, 表1に示す8例であった。被験者には, 実験参加に際し,

1) NPO 法人セルフケア総合研究所

2) 法政大学

3) 太田睡眠科学センター

受付日: 2012年8月28日

採択日: 2012年9月7日

表1 被験者のプロパティ

Subject ID	sex	age (y.o.)	height (cm)	weight (kg)	B.M.I.
ST2	male	26	170.0	70.0	24.2
ST3	female	22	154.0	57.0	24.0
ST4	male	20	160.0	50.0	19.5
ST7	male	20	174.0	72.0	23.8
ST8	male	22	170.0	65.0	22.5
ST9	female	21	155.0	53.0	22.1
ST10	male	24	171.0	58.5	20.0
ST11	female	22	155.0	75.0	31.2

実験参加の自由意志の確認や実験内容の説明の上、書面による同意書を記入してもらった。

2-2 睡眠ステージ判定

脳波 (C3, C4, O1, O2), おとがい筋筋電図, 左右眼球運動を測定した後, 30秒を1エポックとして, Rechtschaffen & Kales の国際判定基準⁶⁾に基づいて, 睡眠ステージを視察判定した。

2-3 M-BIT

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。おおよそ被験者の心臓の位置に貼り付ける事で, 品質の良い ECG 信号が得られる。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。

M-BIT の詳細に関しては既に報告した⁴⁾。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 14 g 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。

2-4 微小体動による睡眠・覚醒推定

加速度センサーの 3 軸の加速度検出軸での変化を基にして, 全測定時間領域を対象に, 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。各測定毎に得られる 3 つの変化量のうち最大のものを選択し, さらに着目する 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。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。全測定領域でのこの値の平均値を

算出してその 1/10 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。

この「体動のない 1 分間」の連続した領域群 (非活動領域) を探し, 更に, この非活動領域が集まっている領域を睡眠候補領域とし, 姿勢や皮膚温度の値も吟味して「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⁴⁾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。このアルゴリズムでは, 心電波形を QRS ピークの成分の大半が存在する周波数帯域である 5~11 Hz のバンドパスフィルターを通し, 微分し, 絶対値を求め, 80 m 秒の窓に渡って平均するという手順でこぶ状の波形に変形し, ある閾値を超えた時点を「R 波」の位置とした⁴⁾。

このアルゴリズムによれば, QRS 群との混同が問題になる「T 波」は通常はより小さいこぶになる為に, 前報で記した判定ルールにより除去できるとされているが⁴⁾, 幼稚園児や本研究の被験者の様に 20 代前半の若年者では T 波が非常に大きくなる場合があり, R 波の位置が正確に定められない場合が多かった⁴⁾。

我々は, 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。

2-6 自律神経活動, 時間周波数解析と呼吸周波数

隣接する R 波と R 波の時間間隔である RR 間隔の時系列データの周波数解析を行い, 周波数 0.04 Hz 以上 0.15 Hz より小の領域を「低周波領域」, 0.15 Hz 以上 0.40 Hz 以下の領域を「高周波領域」として, 低周波成分 (LF), 高周波成分 (HF) をそれぞれの領域の面積として求め, HF を副交感神経活動の指標, LF/HF

を交感神経活動の指標とするのが解析の定法である。

この際、体動や電極の接触状態の悪化により心電データの品質が悪い領域や高周波ノイズが重なった領域が存在すると偽 RR 間隔を生成してしまい、RR 間隔の周波数解析の結果を全く違うものにする。我々は、RR 間隔データの分布挙動に着目する事により、真の RR 間隔データと偽物を分別し除去してきた。本研究では、更に、疑わしい時間域の RR 間隔データと心電波形を同時に視察判定し、偽 RR 間隔が存在する時間領域の解析結果は全て棄却した。

さて、我々がここで「RR 間隔の高周波成分」と呼んでいるのは、呼吸性洞性不整脈 (RSA) と呼ばれるものである。吸気時には副交感神経活動が遮断され、呼気時にのみ働く事に起因した RR 間隔変動であるから、その周波数は「呼吸の周波数」である。RSA の研究の初期の頃は同時に呼吸の測定がされる事も多かった⁷⁾。近年、Novak らは同時測定した RR 間隔変動と呼吸の時間周波数 MAP が全く同様である事を示した^{8,9)}。

RR 間隔は不等間隔時系列であるので、周波数解析を行う為には等間隔時系列に変換しなければならない。この変換方法で解析の上限周波数が決まる。Jasson らは、RR 時系列データを 2 Hz でリサンプリングして 1 Hz までの周波数範囲の時間周波数解析を行い、高周波成分、低周波成分及び全周波数帯域の瞬時中心周波数¹¹⁾を求め、高周波成分の瞬時中心周波数が呼吸周波数に対応する事を見出した¹⁰⁾。一方、Bailón らは、呼吸を検討する為には、5 Hz でリサンプリングし、平均心拍数の半分の周波数までを解析範囲とすべきと主張している¹²⁾。

我々は Bailón ら¹²⁾を参考にしたが、心拍数が 180 の場合でも解析上限であるその半分の周波数は 1.5 Hz であるので、リサンプリングの周波数は 4 Hz とした。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。詳細は、前報に記した¹³⁾。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。尚、前報では時間分解能を大きくするように調整していたが、本研究では呼吸周波数の挙動が重要であるので、周波数分解能が大きくなるように調節した。Jasson らの方式を拡張して¹⁰⁾、高周波成分の下限の 0.15 Hz から平均心拍数の半分の周

波数までの範囲の瞬時中心周波数 (CFR) を求め、更に、10 秒間毎の平均値を求め「呼吸周波数」とした。

我々は、前報で睡眠時の呼吸周波数の挙動に関する興味ある可能性¹³⁾を報告した。この延長として、本研究では呼吸周波数の挙動に着目した。

自律神経活動の指標としては、得られた 1 分間毎の時間周波数 MAP より、LF、HF をそれぞれの周波数軸に沿っての領域の絶対値の総和の 1 分間の平均として求め、HF を副交感神経活動の指標、LF/HF を交感神経活動の指標として、平均心拍数とともに、この 1 分間を代表する値とした。

3. 結果と考察

ケースごとに、M-BIT データの解析結果を睡眠ポリグラフ検査の結果と照合して比較検討した。

3-1 被験者 ST2 の解析結果

図 1 に、被験者 ST2 の解析結果を示した。

最上段のグラフはポリグラフによる測定結果より Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準に従い求めた睡眠ステージである。STG1~4 は睡眠ステージ 1~4 を、REM は REM 睡眠を示す。

2 段目から 7 段目のグラフは、対応する M-BIT データの解析結果である。2 段目は加速度データを基に微小体動による睡眠・覚醒推定アルゴリズムで求めた睡眠・覚醒領域である。表 2 には 1 段目の睡眠ステージ判定結果に基づく睡眠開始と終了時刻 (ポリグラフ) と、2 段目の睡眠領域から求めた睡眠開始と終了時刻 (M-BIT) の比較を示した。

図の 3 段目は RR 間隔である。単位は秒であり、表示範囲は 0.2 秒から 2.0 秒である。

4 段目は 1 分間毎に求めた副交感神経活動の指標 (PSNS Act.) である。単位は $m \text{ 秒}^2$ であるが、この指標の大きさは個人差が大きい為に表示範囲の上限を被験者毎に適宜変更して示している。この被験者の場合、上限値は 20000 $m \text{ 秒}^2$ である。

5 段目は副交感神経活動の指標と同様に 1 分間毎に求めた交感神経活動の指標 (SNS Act.) である。交感神経活動の指標は面積比であるので単位は無く (n.u.=no unit)、表示範囲は 0~15 である。

6 段目は呼吸周波数と 7 段目は各 1 分間内でのその変動幅である。単位は両方とも Hz であり、表示範囲は 0~0.5 Hz と 0~0.2 Hz である。

図 1 に示された被験者 ST2 の場合、ポリグラフによ

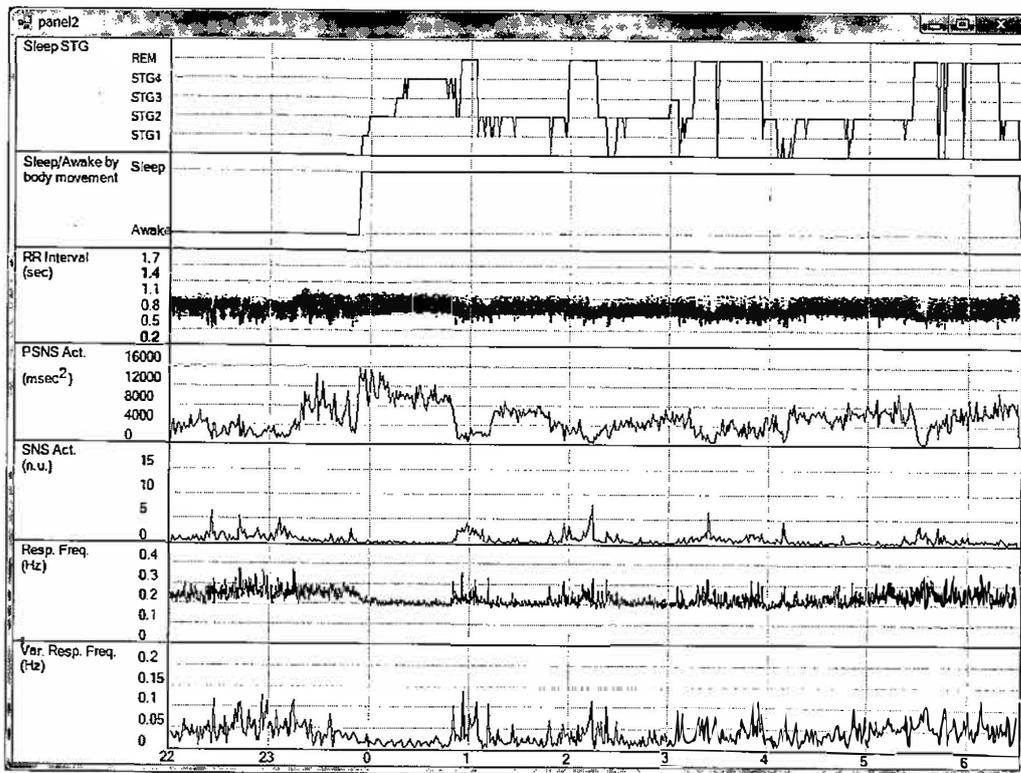


図1 被験者 ST2 の解析結果

最上段：ポリグラフ結果に基づく Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準による睡眠ステージ判定，2 段目：加速度データによる微小体動の有無に基づく睡眠・覚醒推定，3 段目：RR 間隔，4 段目：副交感神経活動の指標，5 段目：交感神経活動の指標，6 段目：RR 間隔変動に基づく呼吸周波数，7 段目：呼吸周波数の変動幅，最下段の数字は全グラフ共通の時刻。

表2 M-BIT により測定された加速度データを基に微小体動による睡眠・覚醒推定アルゴリズムで求めた睡眠開始終了時刻とポリグラフの測定結果を基に Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準に従い判定された睡眠開始終了時刻の比較

	Sleep Start Time			Sleep End Time		
	M-BIT	Polygraph	difference	M-BIT	Polygraph	difference
ST2	23:53	23:55	0:02	6:29	6:30	0:01
ST3	23:53	23:59	0:06	6:32	6:34	0:02
ST4	23:49	23:58	0:09	6:37	6:39	0:02
ST7	23:37	23:39	0:02	6:34	6:36	0:02
ST8	23:47	23:53	0:06	6:26	6:30	0:04
ST9	23:31	23:50	0:19	6:48	6:50	0:02
ST10	22:45	22:55	0:10	6:13	6:16	0:03
ST11	22:57	23:15	0:18	6:23	6:17	0:06
			0:09			0:02:45

る睡眠開始時刻は 23 : 55 (差は 2 分間) であった。副交感神経活動は、プロットを開始した 22 時の時点ですでに大きな値であるが、23 : 15 頃から副交感神経活動 (PSNS) は更に大きくなり、交感神経活動 (SNS) は減少を始め、皮膚温度も上昇を始める。睡眠を開始する頃、副交感神経活動は更に増加し、交感神経活動は殆ど 0 になり、呼吸周波数の変動幅 (VRFRE) が 0.05 Hz 以下と小さくなり、呼吸周波数 (RFRE) その

ものも 0.2 Hz まで低下した。

これらの挙動から判断すると、PSNS や SNS の大きさや RR 間隔そのものの分布挙動では睡眠開始時刻は推定できないが、RFRE の値と VRFRE の減少に着目すれば、睡眠開始時刻の新たな推定方法が確立できる可能性がある。

また、睡眠が続く間、PSNS, SNS, PFRE 及び VRFRE の値はほぼ一定している訳ではない。PSNS がフルス

ケール 20000 m 秒² の半分あるいはそれ以上と大きいのは睡眠開始後 1 時間程度のみであり、その間 SNS は殆ど 0, VRFRE は 0.05 Hz 以下と小さい (タイプ 2A 領域)。この間、睡眠ステージはこの睡眠例の場合唯一の STG4 まで進み、それが続いていた。

その後 20 分間程度, SNS が大きく, PSNS が小さく, FREQ の分布が大きな領域 (タイプ 2B 領域) が存在した。その後再び, PSNS が 25% 程度まで増大し, SNS は低下し, VRFRE も 0.05% 以下が多い領域 (タイプ 2C 領域) が 40 分程度存在した。その後, 再びタイプ 2B 領域が 30 分程度存在した後に, タイプ 2C 領域が 1 時間強存在し, その後, またタイプ 2B 領域が 1 時間程度存在した。その後, PSNS が 25% と大きく SNS は小さいが VRFRE が若干大きいタイプ 2D 領域が存在し, その後, PSNS は小さかったり大きかったりするが, SNS と VRFRE 及び RFRE が大きいタイプ 2E 領域が存在した。

タイプ 2B 領域とタイプ 2E 領域は, REM 領域とその前後に対応する。この被験者の場合は, REM 領域の後に覚醒する事も多い。一方タイプ 2C と 2D 領域は主に STG2 に対応する。以上を総合すると,

仮説 1) VRFRE が 0.05 Hz 以下に最初に低下する時点が「睡眠開始時刻」である。

仮説 2) 「REM 睡眠が存在する領域」は, 1 睡眠の中で VRFRE が大きい方の領域である。

という仮説を考える事ができる。以下, 残りのデータで, これらの仮説の妥当性を確認する。

3-2 被験者 ST3 の解析結果

図 2 に, 被験者 ST3 の解析結果を示した。睡眠開始時刻は 23:59 (差は 6 分間) であった。この被験者も 22 時のプロット開始時より PSNS は大きい。しかしながら, VRFRE で睡眠開始時刻を推定する仮説 1 は支持された。また SNS が大きく VRFRE が大きい領域は, 1 時台の中間, 2 時台の後半, 3 時 20 分頃, 4 時台の後半, 6 時過ぎの 5 か所であり, REM 睡眠の 3 つの領域と 2 つの覚醒した領域であった。覚醒した領域は RR 間隔の短縮で検出できるので, REM 睡眠に関する仮説 2 も支持されたと言える。ここで示された結果により, 仮説 2 の表現を以下の様に修正する。

仮説 2) 睡眠期間中で, VRFRE が大きくなる領域は, REM 睡眠の領域か覚醒した領域である。

この修正は, すでに述べたケースにも適応でき, 問

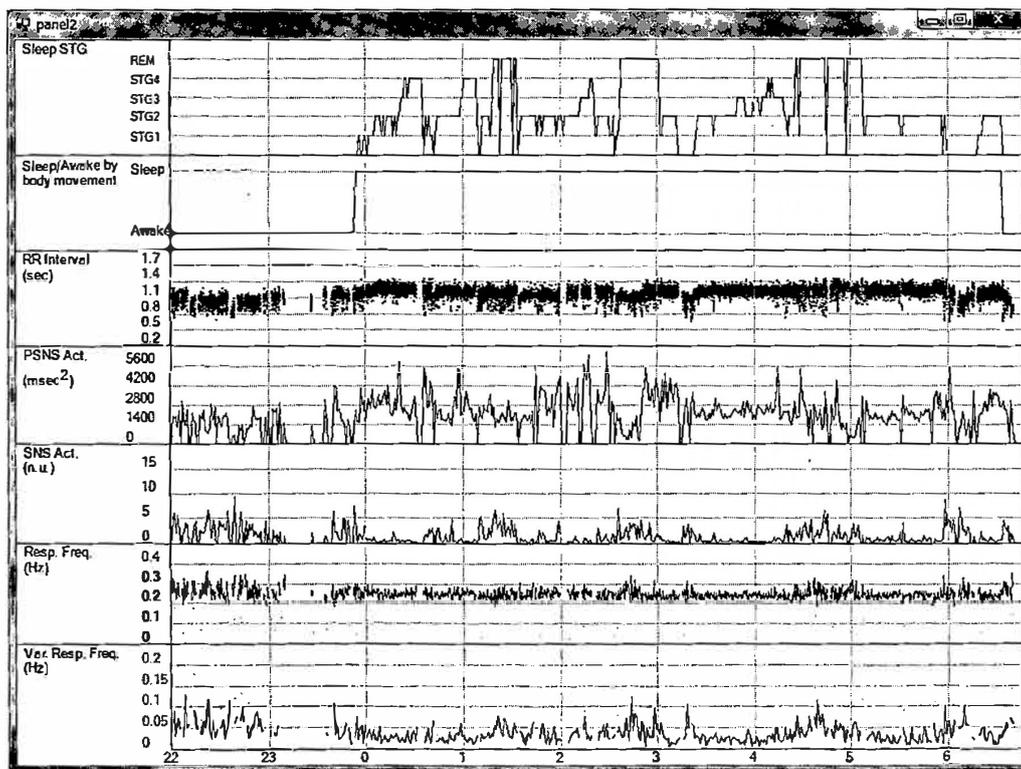


図 2 被験者 ST3 の解析結果

最上段: ポリグラフ結果に基づく Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準による睡眠ステージ判定, 2 段目: 加速度データによる微小体動の有無に基づく睡眠・覚醒推定, 3 段目: RR 間隔, 4 段目: 副交感神経活動の指標, 5 段目: 交感神経活動の指標, 6 段目: RR 間隔変動に基づく呼吸周波数, 7 段目: 呼吸周波数の変動幅, 最下段の数字は全グラフ共通の時刻。

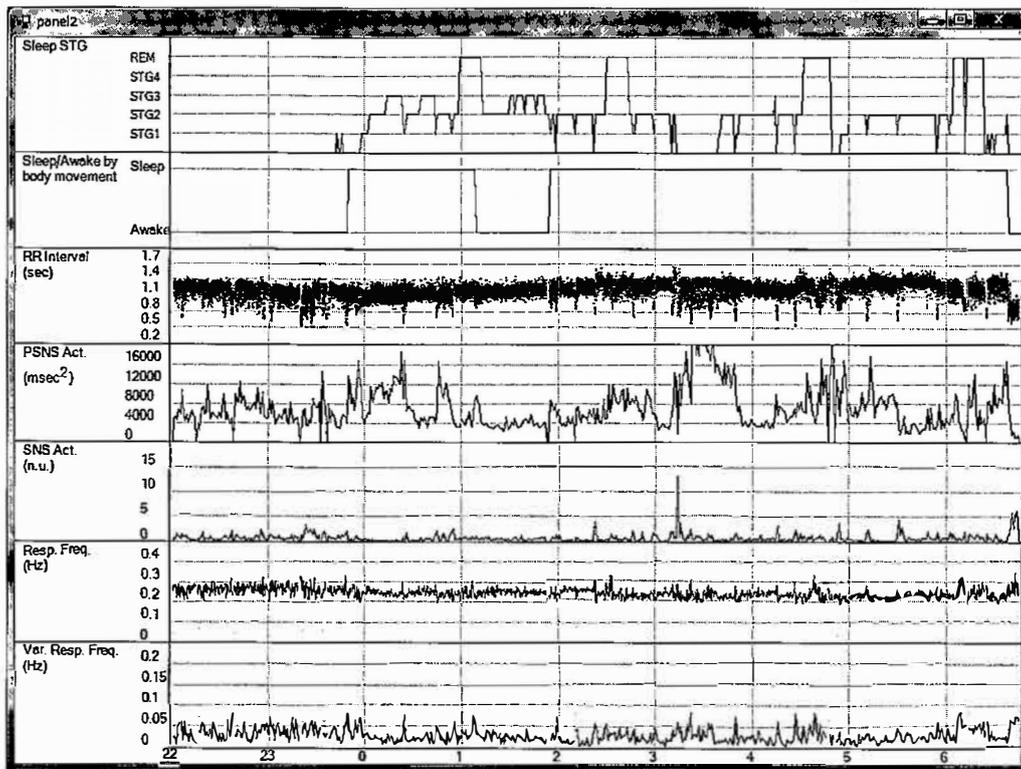


図3 被験者 ST4 の解析結果

最上段：ポリグラフ結果に基づく Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準による睡眠ステージ判定，2 段目：加速度データによる微小体動の有無に基づく睡眠・覚醒推定，3 段目：RR 間隔，4 段目：副交感神経活動の指標，5 段目：交感神経活動の指標，6 段目：RR 間隔変動に基づく呼吸周波数，7 段目：呼吸周波数の変動幅，最下段の数字は全グラフ共通の時刻。

題がないことが確認できた。

3-3 被験者 ST4 の解析結果

図 3 に，被験者 ST4 の解析結果を示した。睡眠開始時刻は 23:58 (差は 9 分間) である。この被験者の場合，VRFRE は概して小さいが，それでも VRFRE に関する仮説 1 は支持された。

1 時から 2 時にかけては非常に小さな体動が続いている為に，微小体動による推定プログラムは 50 分弱の途中覚醒が存在するとしているが，ポリグラフによれば STG2 或いは 3 の睡眠が続いていた。この間も VRFRE は 0.05 Hz 以下であり，VRFRE で判定すれば睡眠となる。

一方，3 時から 4 時の間に 30 分弱ほどの覚醒領域の存在を示しているが，体動による推定では睡眠となっている。RR 間隔も大きい。しかしながら，この領域では VRFRE は大きく 0.05 Hz を超える場合もある。SNS も大きい方であるが，PSNS が大きく，REM 睡眠を含む領域とは考えられず，覚醒と判断すべきであろう。

このように，VRFRE, PSNS, SNS を活用した睡眠覚醒推定をこれまでの微小体動によるものと組み合わせ

せれば，より良い睡眠覚醒推定を行う事ができる。

仮説 2 も支持された。

3-4 被験者 ST7 の解析結果

図 4 に，被験者 ST7 の解析結果を示した。睡眠開始時刻は 23:39 (差は 2 分間) であった。仮説 1 と 2 は支持されていたと思われる。

3-5 被験者 ST8 の解析結果

図 5 に，被験者 ST8 の解析結果を示した。睡眠開始時刻は 23:53 (差は 6 分間) であった。この被験者は図 5 の最上段に示すように RR 間隔の変動が大きい。この為に RR 間隔の分布の幅が広くなり，副交感神経活動が大きくなった。仮説 1 と 2 は満足されていた。途中覚醒が多いが，REM 領域と覚醒領域では VRFRE が大きい。

3-6 被験者 ST9 の解析結果

図 6 に，被験者 ST9 の解析結果を示した。睡眠開始時刻は 23:50 (差は 19 分間) であった。仮説 1 も 2 も支持されていた。

3-7 被験者 ST10 の解析結果

図 7 に，被験者 ST10 の解析結果を示した。睡眠開始時刻は 22:55 (差は 10 分間) であった。仮説 1 も 2

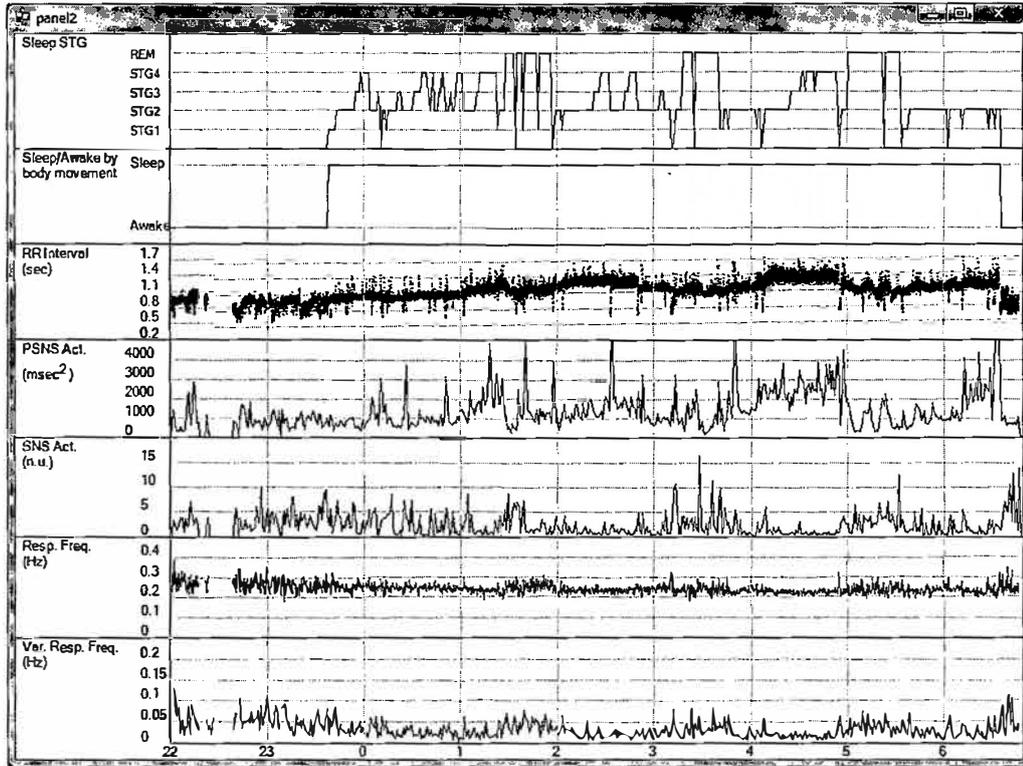


図 4 被験者 ST7 の解析結果

最上段：ポリグラフ結果に基づく Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準による睡眠ステージ判定，2 段目：加速度データによる微小体動の有無に基づく睡眠・覚醒推定，3 段目：RR 間隔，4 段目：副交感神経活動の指標，5 段目：交感神経活動の指標，6 段目：RR 間隔変動に基づく呼吸周波数，7 段目：呼吸周波数の変動幅，最下段の数字は全グラフ共通の時刻。

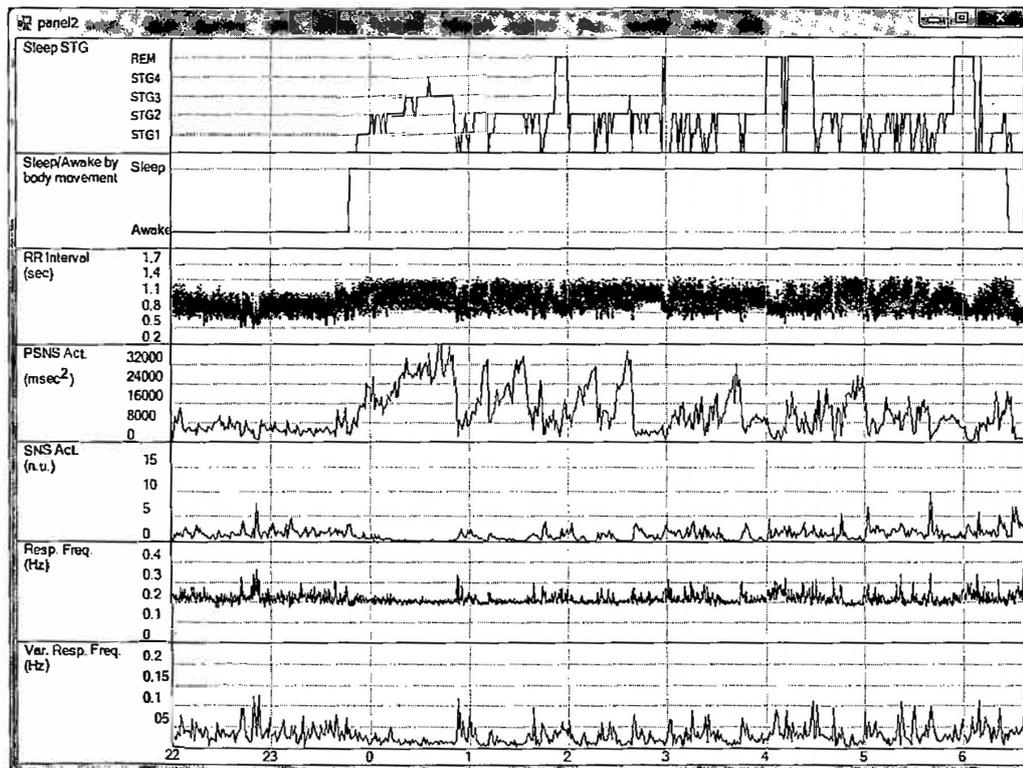


図 5 被験者 ST8 の解析結果

最上段：ポリグラフ結果に基づく Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準による睡眠ステージ判定，2 段目：加速度データによる微小体動の有無に基づく睡眠・覚醒推定，3 段目：RR 間隔，4 段目：副交感神経活動の指標，5 段目：交感神経活動の指標，6 段目：RR 間隔変動に基づく呼吸周波数，7 段目：呼吸周波数の変動幅，最下段の数字は全グラフ共通の時刻。

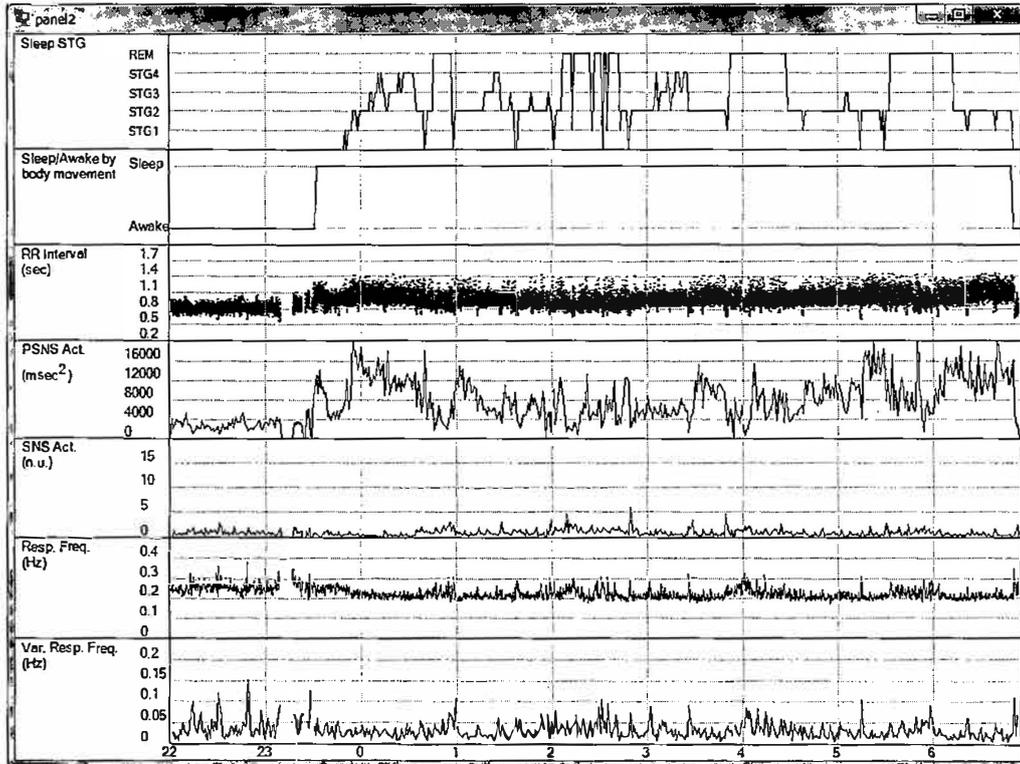


図6 被験者 ST9 の解析結果

最上段：ポリグラフ結果に基づく Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準による睡眠ステージ判定，2 段目：加速度データによる微小体動の有無に基づく睡眠・覚醒推定，3 段目：RR 間隔，4 段目：副交感神経活動の指標，5 段目：交感神経活動の指標，6 段目：RR 間隔変動に基づく呼吸周波数，7 段目：呼吸周波数の変動幅，最下段の数字は全グラフ共通の時刻。

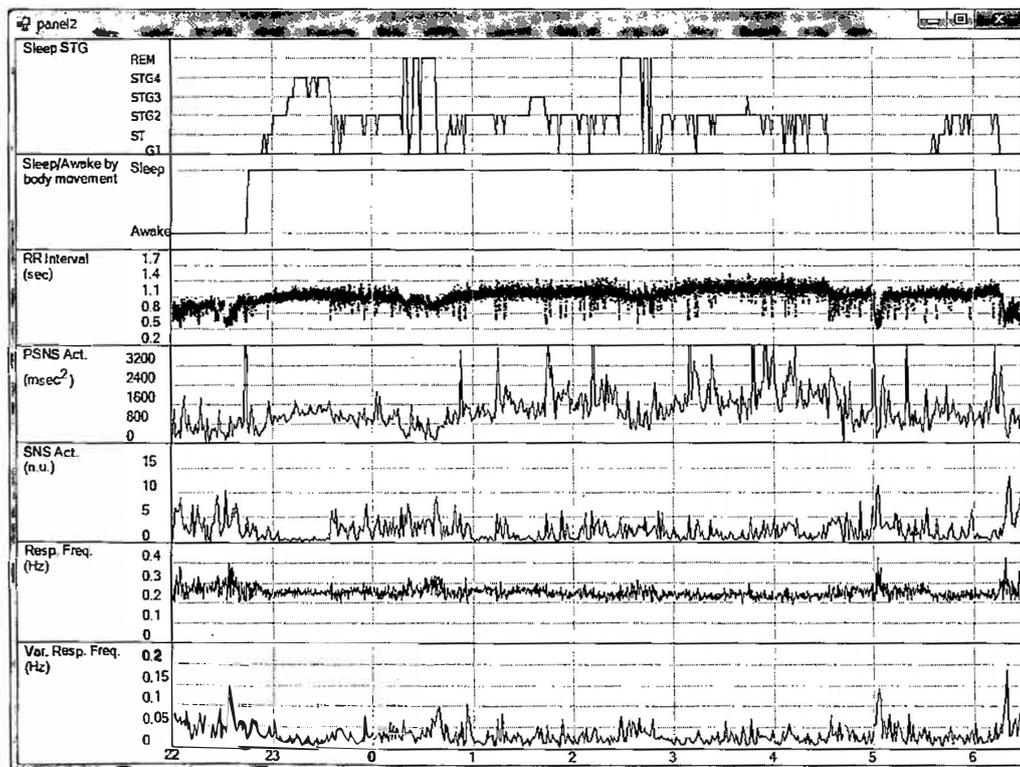


図7 被験者 ST10 の解析結果

最上段：ポリグラフ結果に基づく Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準による睡眠ステージ判定，2 段目：加速度データによる微小体動の有無に基づく睡眠・覚醒推定，3 段目：RR 間隔，4 段目：副交感神経活動の指標，5 段目：交感神経活動の指標，6 段目：RR 間隔変動に基づく呼吸周波数，7 段目：呼吸周波数の変動幅，最下段の数字は全グラフ共通の時刻。

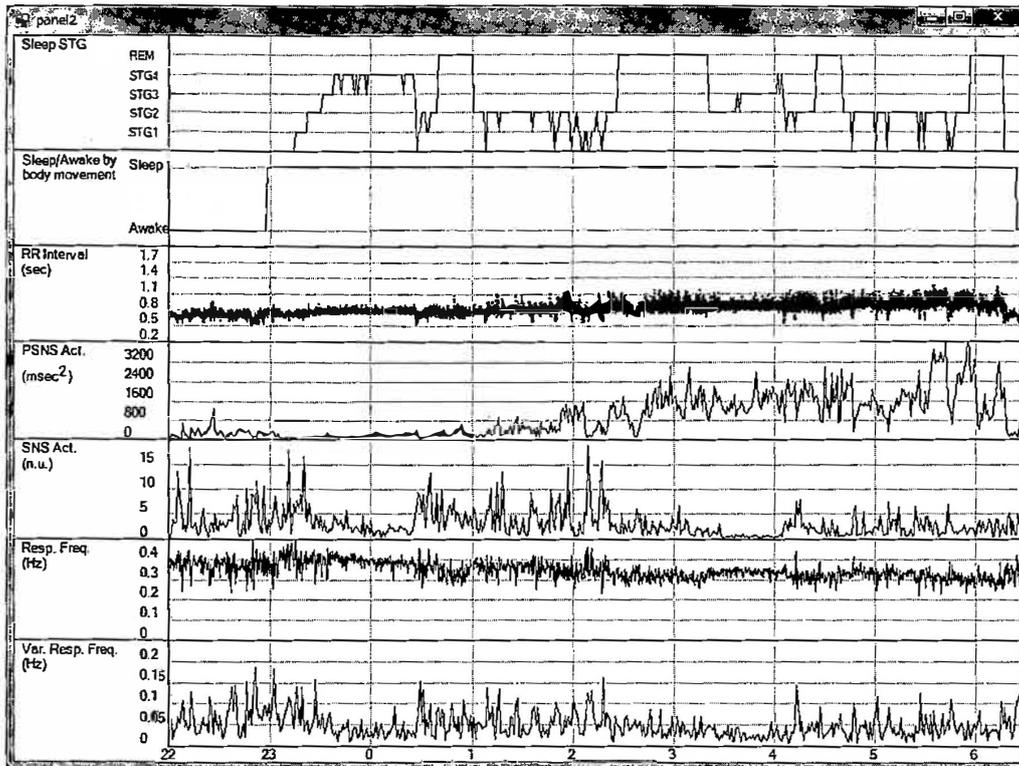


図8 被験者 ST11 の解析結果

最上段：ポリグラフ結果に基づく Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準による睡眠ステージ判定，2 段目：加速度データによる微小体動の有無に基づく睡眠・覚醒推定，3 段目：RR 間隔，4 段目：副交感神経活動の指標，5 段目：交感神経活動の指標，6 段目：RR 間隔変動に基づく呼吸周波数，7 段目：呼吸周波数の変動幅，最下段の数字は全グラフ共通の時刻。

も満足されていた。ポリグラフによる睡眠ステージ判定では、4時半から5時半にかけての1時間くらいの覚醒領域の存在が示されていた。従来の M-BIT 加速度を基にした微小体動法では検出できていないが、VRFRE の大きい領域の存在と RR 間隔の短縮より覚醒領域の存在を推定する事ができると考えられる。

3-8 被験者 ST11 の解析結果

図8に、被験者 ST11 の解析結果を示した。睡眠開始時刻は23:15 (差は18分間)であった。この被験者の場合、RFRE が全般的に大きい。睡眠開始前及び開始時は0.4 Hz であり、睡眠期間中徐々に低下するが、それでも0.3 Hz までしか低下しなかった。また、2時過ぎまで SNS が非常に大きく、PSNS が小さい。これらの結果は、元来の RSA の周波数が大きく、HF の範囲を0.15 Hz ~ 0.4 Hz に定めている現行の手順では、RSA の強度を十分にとらえる事ができていない事を示していた。この被験者は、現行の自律神経活動・呼吸周波数関連の解析法の適用範囲外であると考えられる。

これまでの RR 間隔変動の解析方法では、被験者 ST11 の2時半までの大きな SNS と小さな PSNS の理由

を探る事はできなかった。我々が Bailón らを参考にして、RR 間隔の周波数解析の上限周波数を2 Hz にし、呼吸周波数を求めるための上限周波数を心拍数の半分までにした事で、RSA の周波数が高すぎて HF の範囲に入らないことが推測できた。今後は、呼吸周波数は0.4 Hz あるいはそれ以上と大きい場合の PSNS の評価を検討する必要がある。

この被験者は、睡眠時の RR 間隔も全般的に小さい。測定日の体調が悪かった可能性や、BMI が31.2 と大きい事等の体質による可能性が考えられる。

4. まとめ

ポリグラフの測定結果を基に Rechtschaffen & Kales による国際睡眠判定基準⁹⁾による判定された睡眠開始時刻と M-BIT により測定された加速度データを基に微小体動による睡眠・覚醒推定アルゴリズムで求めた睡眠開始時刻のまとめを、表2に示した。睡眠開始時刻の相違は最小で2分、最大で19分であり、平均では9分であった。一方、睡眠終了時刻の相違の最小は1分、最大は6分で、平均は2分45秒であった。全般的には良く一致していると言えた。

睡眠時の RR 間隔が大きい事は知られているが、本研究の結果では RR 間隔の最大レベルが 1.4 秒程度のものと 1.1 秒程度のものに大別された。

睡眠時は RR 間隔変動より求めた呼吸周波数の変動幅 (VRFRE) が小さくなり、この変動幅が最初に 0.05 Hz 以下になる点として睡眠開始時刻を検出できる可能性が示された。更に、VRFRE の併用により、従来の微小体動法に判定ミスがある場合に補正できる事も示された。一方、睡眠期間中に VRFRE が大きくなる領域は、REM 睡眠領域或いは覚醒領域である可能性も見出された。

睡眠時であっても呼吸周波数が大きく、現行の RR 間隔変動の高周波領域の定義では扱えない被験者も存在した (ST11)。この被験者は、睡眠時の RR 間隔も全体的に小さかった。

PSNS の値の分布範囲は個人差が顕著に大きく、SNS の値も個人差が大きかった。しかしながら、PSNS の大きなものは SNS が小さく、PSNS が小さなものは SNS が大きいという一般的傾向は存在した。今後、年齢の異なる集団のデータとの比較や、1 個人での日間変動等とあわせ議論して、これらの意義や挙動を明確化したい。

参考文献

- 1) Shirouzu S, Katayama S and Masaki T: One Week's Monitoring of Five Years Old Children, their Sleep Behaviors and Activities: Human Development for All 1: 18-31, 2011.
- 2) Shirouzu S, Katayama S and Masaki T: Activities of kindergarten children, Inter and intra days variation, age dependence and inter kindergarten difference: Human Development for All 1: 164-175, 2011.
- 3) Shirouzu S, Katayama S and Masaki T: Activities of nursery schoolers, A synchronously measurement in four nursery school: Human Development for All 1: 176-187, 2011.
- 4) Shirouzu S, Katayama S and Masaki T: 24 hours Monitoring of Activities of Autonomic Nerves of Four and Five Years Old Children: Human Development for All 1: 32-41, 2011.
- 5) Shirouzu S, Katayama S and Shirouzu A: One Week's continuous monitoring test of activities of autonomic nervous: Human Development for All 1: 197-202, 2011.
- 6) 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.
- 7) Shirouzu S: High Frequency Components of RR Interval Variability and Respiratory Sinus Arrhythmia: Human Development for All 2: 54-60, 2012.
- 8) 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.
- 9) Novak P, Novak V. Time/frequency mapping of the heart rate, blood pressure and respiratory signals: Med Biol Eng Comput. 31: 103-110, 1993.
- 10) 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.
- 11) Boashash B: Estimating and interpreting the instantaneous frequency of a signal, I: fundamentals. Proc IEEE.; 80: 520-538, 1992.
- 12) Bailón 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.
- 13) Sugao H, Shirouzu S and Katayama S: Example of Mental Stress and Physical Load Due to the 2011 Off the Pacific Coast of Tohoku Earthquake and Accompanying Confusions: Human Development for All 1: 1-8, 2011.

A Case Study Comparison of Sleep Stages from Polygraph Data Based on the International Standardized Scoring System, and Sleep Analysis Results from a Small, Lightweight ECG and Acceleration Data Logger (M-BIT)

SHIGENORI SHIROUZU¹⁾, HAJIME NARISAWA²⁾, SOTETSU KATAYAMA¹⁾,
TOMOKO YAGI³⁾, TOSHIHARU TAKAHASHI²⁾ and MITSUO SASAKI³⁾

- 1) Japanese Research Institute of Healthcare and Education
- 2) Hosei University
- 3) Ota Memorial Sleep Center

To certify sleep analysis results of data measured by M-BIT (Bio Information Tracer, Memory —Type), a small, lightweight ECG (Electrocardiograph), accelerometer, and temperature data logger, we compared M-BIT data with measurements from a polygraph. Sleep stage scoring results from polygraph data were computed according to the Rechtschaffen & Kales international standardized scoring system. M-BIT data sleep analysis results were taken in the form of ○hour:△min ± □min.

Differences in sleep start time averaged 9 minutes, with a maximum of 19 minutes, and differences in sleep end time averaged 2 minutes 45 seconds, with a maximum of 6 minutes, showing good agreement between the two methods.

During sleep, respiration frequency, obtained by analyzing RR interval variability, and its variation (VRFRE) become very low. We propose a new method of detecting sleep start time by identifying the point where VRFRE falls below 0.05 Hz for the first time.

Furthermore, misjudgments of sleep/awake states accompanying use of conventional body movement methods can be corrected by the additional use of VRFRE. It was also found that during sleep, areas where VRFRE shows large values are likely REM sleep periods or awake periods.

Key Words: international standardized sleep scoring system, body movement, sleep/awake identification, RR interval variability, respiration frequency