

Quantification de la qualité du sommeil par entropies de Shannon

D. Bounoiare^{1,2}, A. Portmann¹, R. Naeck^{1,2}, U. S. Freitas^{1,3}, A. Cuvelier¹, J.-F. Muir¹, & C. Letellier²

¹ GRHV UPRES EA 3830, CHU de Rouen — Université de Rouen, France

² CORIA UMR 6614 — Université de Rouen, BP. 12, 76801 Saint-Etienne du Rouvray cedex

³ ADIR Association, Hôpital de Bois-Guillaume, CHU de Rouen, France

bounoiare@coria.fr

Résumé. L'estimation de la qualité du sommeil demeure un problème délicat à appréhender en raison des multiples facteurs susceptibles de l'affecter comme l'âge. A cela s'ajoute l'absence de normes claires. Des indicateurs comme l'indice (pondéré ou non) de fragmentation du sommeil ont été introduits mais ils présentent des limitations dans leurs applications ou leur construction. Aussi, nous introduisons ici deux entropies de Shannon construites sur deux diagrammes de proches retours, eux-mêmes basés sur les hypnogrammes. Ces deux entropies sont respectivement corrélées à la fragmentation et à l'efficacité du sommeil, deux indicateurs importants dans l'estimation de la qualité du sommeil. L'apport de nos deux entropies est qu'elles prennent en compte, par définition, la distribution avec laquelle les événements surviennent durant la nuit.

Abstract. Estimating sleep quality remains a difficult problem due to the multiplicity of factors which may affect it. Moreover, there is a lack of standard indicators to assess sleep quality. Indicators like the (weighted or not) sleep fragmentation index have been introduced but they have their own limitations in their applications or by construction. Thus, we propose two new indicators, namely two Shannon entropies, built from close returns diagrams, themselves based on classic hypnograms. These two entropies are respectively correlated to the sleep fragmentation and the sleep efficiency, two relevant indicators for assessing the sleep quality. The point is that our two entropies, by definition, take into account the way according which the events are distributed during the night.

1 Introduction

La somnolence diurne excessive est le symptôme cardinal de désordres du sommeil conduisant notamment à une détérioration de la « continuité » de ce sommeil et de sa capacité récupérative. La quantification de la « fragmentation du sommeil » est donc un enjeu majeur pour l'estimation de la qualité du sommeil, mais il n'est pas le seul. L'un des premiers quantificateurs proposés fut le taux de transitions au stade 1 du sommeil [2]. Puis, il fut montré que les micro-éveils avaient une corrélation significative avec les scores de tests de latence multiples du sommeil [3]. Ce n'est qu'une fois que les micro-éveils furent bien définis [4], qu'ils furent régulièrement utilisés comme un indicateur de la fragmentation du sommeil [5]. Il reste que la corrélation avec la somnolence diurne excessive n'est pas toujours acquise [5,6] ; pourtant lorsque des quantificateurs du sommeil sont introduits, c'est toujours par rapport à l'indice de micro-éveils qu'ils sont évalués [7,8].

Puisque la corrélation entre le taux de fragmentation du sommeil [7] et le taux de micro-éveils obtenu lors de polysomnographies d'insuffisants respiratoires chroniques sous assistance ventilatoire non invasive était plus faible qu'annoncée [7], nous proposons ici un nouvel indicateur de fragmentation du sommeil : il repose sur une entropie de Shannon estimée à partir d'un diagramme de proches retours [9]. L'avantage d'une entropie de Shannon par rapport à l'indice de fragmentation du sommeil (IFS) [7] ou de l'indice pondéré de fragmentation du sommeil (IPFS) [8] est qu'elle tient compte de la durée de chaque fenêtre sur laquelle le stade de sommeil demeure inchangé. De manière à ne tenir compte que des phases de sommeil, comme c'est le cas pour le calcul du taux de micro-éveils, la construction du diagramme de proches retours a également été modifiée de manière à optimiser la corrélation entre l'entropie et le taux de micro-éveils qui est maintenant de $r = 0,60$. Par ailleurs, une seconde entropie de Shannon est construite à partir du diagramme de proches retours pour estimer l'efficacité du sommeil.

2 Méthode

Les données cliniques ont été enregistrées au laboratoire de sommeil du service de pneumologie de l'hôpital de Bois-Guillaume du CHU de Rouen. Les patients étaient insuffisants respiratoires chroniques et étaient sous assistance ventilatoire non invasive. Les patients de cette étude souffrent de deux types d'insuffisance respiratoire chronique. Le premier type est lié au syndrome obésité-hypoventilation (SOH) qui se définit par l'existence d'une insuffisance respiratoire hypercapnique ($\text{PaO}_2 < 70$ mmHg, $\text{PaCO}_2 \geq 45$ mmHg) chez un sujet obèse ($\text{IMC} > 30$ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$) qui ne présente par ailleurs aucune autre cause d'insuffisance respiratoire [10] : cette affection ne touche toutefois qu'environ 10% des obèses sévères. Le second type se désigne comme la Broncho-Pneumopathie Chronique Obstructive (BPCO). Il se réfère à une obstruction des petites voies aériennes et un emphysème, deux atteintes qui conduisent à une limitation du débit entraînant une augmentation de la fréquence ventilatoire. Les principales caractéristiques de nos patients sont reportées Tab. 1. 19 patients étaient hypercapniques.

TAB.1. Principales caractéristiques cliniques des patients ($n = 35$).

Paramètres	Moyenne	(SD)
Age (années)	64,1	(11,8)
Homme :Femme	22 :11	
IMC ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$)	42,0	(10,8)
PaO_2 (kPa)	9,5	1,2
PaCO_2 (kPa)	5,8	(0,9)
Cause d'IRC	n	(%)
BPCO	14	(42)
SOH	19	(58)

Valeurs normales : ($10,7 < \text{PaO}_2 < 12,0$) cmH_2O , $\text{PaCO}_2 \approx 5,3$ cmH_2O , ($18,5 < \text{IMC} < 25$) $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$ et l'obésité se définit par un $\text{IMC} > 30$ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$. IRC = Insuffisance Respiratoire Chronique. IMC = Indice de Masse Corporelle.

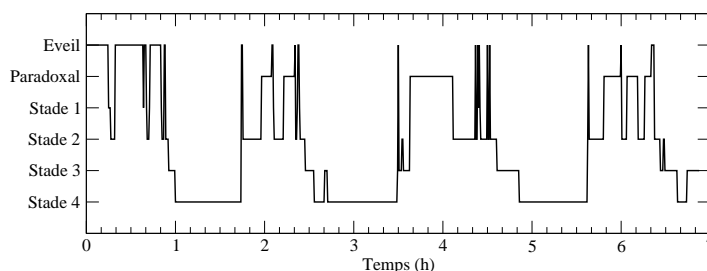


FIG. 1. Exemple d'hypnogramme obtenu après codage de la polysomnographie par la neurologue experte. Cas du patient #35.

Deux enregistrements ont été retirés en raison d'artéfacts (par le signal cardiaque par exemple). Les patients étaient à l'hôpital pour une polysomnographie de routine, une technique standard d'évaluation du sommeil. Les enregistrements ont été effectués avec un polysomnographe de la société CIDELEC (France) : ils étaient constitués de deux voies électroencéphalographiques pour lesquelles les électrodes étaient dans les positions C_4-A_1 , C_3-A_2 , deux électrodes pour électro-oculogrammes, un électro-myogramme au niveau du menton, la mesure de l'évolution du débit et de la pression au sein du circuit de ventilation. Comme dans toute analyse polysomnographique, les enregistrements ont été codés manuellement par une neurologue experte en sommeil. Le codage a été réalisé selon les critères de Rechtschaffen et Kales [11]. Les six stades codés sont l'éveil, le sommeil lent léger (stades 1 et 2), le sommeil lent profond (stades 3 et 4), et le sommeil paradoxal (stade 5). Dans une deuxième lecture, les micro-éveils ont également été codés selon les indications de l'American Sleep Disorders Association. Un exemple d'hypnogramme est présenté Fig. 1.

3 Estimation de la fragmentation du sommeil

3.1 Indice de Fragmentation du Sommeil

Le taux de micro-éveils est utilisé dans la pratique médicale de routine comme une première mesure de la fragmentation du sommeil. D'autres indicateurs sont également utilisés pour estimer la qualité du

sommeil. Mentionnons le temps de sommeil total T_{ST} qui se définit comme la durée totale passée en sommeil (stades 1 à 5), l'efficacité du sommeil qui est définie comme le rapport du T_{ST} sur le temps total au lit T_{TL} . Un indice de fragmentation du sommeil (IFS) a été introduit comme le nombre total d'éveils et de transitions au stade 1 divisé par le temps de sommeil total T_{ST} [12]. Le coefficient de corrélation entre l'IFS et le taux de micro-éveils obtenu avec la population de patients de cette étude était de 0,54 ($p = 0,005$). Ensuite, cet indicateur fut modifié de manière à inclure l'ensemble des transitions entre stades différents de sommeil, pour conduire à l'Indice de Fragmentation du Sommeil [7]

$$\text{IFS} = \frac{N_{\text{éveils intra-sommeil}} + N_{\text{transition entre stades}}}{T_{ST}}. \quad (1)$$

La corrélation était légèrement plus faible ($r = 0,52$, $p = 0,001$) mais sur une population différente.

Lorsqu'il est calculé sur notre population de patients, l'IFS présente un coefficient de corrélation de 0,50 ($p = 0,003$) avec le taux de micro-éveils, ce qui est inférieur à celui obtenu avec la population initialement ayant permis la validation de cet indice, population de patients qui présentait divers troubles du sommeil comme la parasomnie, l'insomnie, des troubles respiratoires du sommeil, des troubles du rythme circadien, des syndrômes de mouvements périodiques des jambes, etc.

Il est important de noter que cet indice ne tient pas en compte de la manière avec laquelle les différentes transitions d'un stade à l'autre se répartissent au cours de la nuit : ainsi, il n'est pas fait de différence si ces transitions interviennent avec une distribution relativement homogène au cours de la nuit ou par bouffées, l'impact sur la qualité globale du sommeil pouvant être fortement différente. Cet aspect est particulièrement important dans la mesure où les intervalles de sommeil doivent être au moins de 5 à 10 minutes pour permettre un repos efficace et éliminer la somnolence diurne [1,13,14].

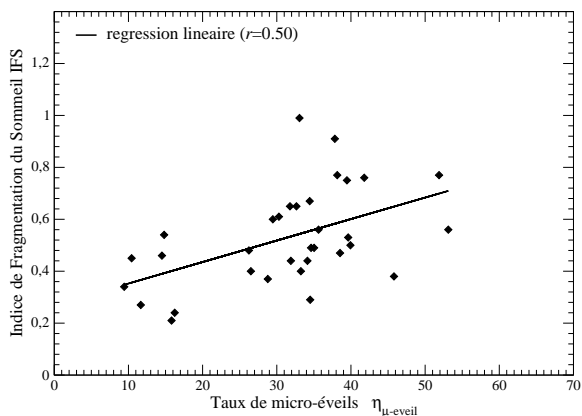


FIG. 2. Indice de Fragmentation du Sommeil (IFS) en fonction du taux de micro-éveils pour notre population de patients ($r = 0,50$, $p = 0,003$).

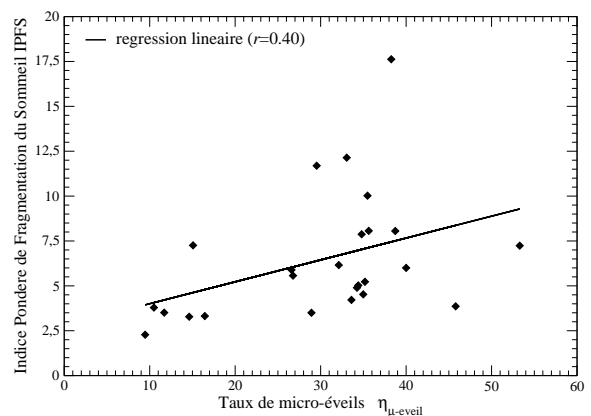


FIG. 3. Indice Pondéré de Fragmentation du Sommeil (IPFS) en fonction du taux de micro-éveils pour notre population de patients. ($r = 0,40$, $p = 0,02$).

3.2 L'Indice Pondéré de la Fragmentation du Sommeil

L'Indice Pondéré de la Fragmentation du Sommeil (IPFS) a été introduit pour tenir compte du fait que les différents stades du sommeil contribuent de manière différente à la qualité du sommeil [8]. Des transitions d'un stade à l'autre sont souhaitées comme celles du stade 1 au stade 2, tandis que d'autres sont néfastes à un sommeil de qualité comme les transitions du stade 3 à l'éveil. L'IPFS consiste à assigner un coût à toutes les transitions possibles. Pour ce faire, chaque époque k , codée en stade, se voit attribuer une pondération E_k représentative de sa contribution relative à la qualité du sommeil selon la correspondance suivante [8] :

Etat	Eveil	Stade 1	Stade 2	Stade 3	Stade 4	Stade 5
E_k	0	3	4	5	7	3

La $k^{\text{ème}}$ transition est alors pondérée selon la quantité $\omega_k = E_k - E_{k+1}$. Le taux de transitions pondérées de sommeil est alors défini comme

$$R = \frac{\sum_{k=1}^{N-1} \omega_k}{T_{\text{ST}}} \quad \forall \omega_k > 0 \quad (2)$$

où T_{ST} désigne le temps de sommeil total. Seules les transitions pondérées positives sont prises en comptes, car ce sont elles seules qui dégradent la qualité du sommeil. La mesure de la fragmentation du sommeil se fait alors par l'IPFS défini comme

$$\text{IPFS} = \frac{R}{M} \quad (3)$$

où M est la médiane des poids affectés à chaque époque de sommeil de l'hypnogramme.

La population de patients sur laquelle cet indice a été évalué comprend des patients pouvant présenter des signes de fatigue et somnolence diurne et lors de la nuit des apnées obstructives du sommeil, des périodes d'hypoventilation, un syndrome de mouvement périodique des jambes. Tous ces facteurs peuvent générer une fragmentation de la macro et microstructure du sommeil. La corrélation obtenue entre l'IPFS et le taux de micro-éveils était alors de 0,72. Nous avons appliqué cet indice à notre population (Fig. 3). Il apparaît que pour huit de nos patients, la médiane est nulle en raison d'une efficacité de sommeil trop faible : l'IPFS n'est alors pas défini puisque conduisant à une division par zéro. Le coefficient de corrélation entre l'IPFS et le taux de micro-éveils est de 0,41 ($p = 0,02$), ce qui est finalement plus faible que à celui obtenu avec l'IFS. De ce fait, non seulement il ne semble y avoir aucun avantage à introduire l'IPFS puisqu'il n'y a pas d'amélioration du coefficient de corrélation, mais encore, l'IPFS n'est pas défini pour les 8 patients de notre protocole qui dorment le moins.

3.3 Entropie de Shannon

L'indice pondéré n'apparaît donc pas comme très fiable. Par ailleurs, l'IFS ne tient compte que des transitions, mais pas de leur distribution au cours de la nuit, c'est-à-dire si elles surviennent de manière homogène durant la nuit ou si elles surviennent en salves. Il apparaît alors nécessaire de vérifier si la prise en compte de la distribution des transitions d'un stade à l'autre ne pourrait améliorer la corrélation avec le taux de micro-éveils. Une mesure qui naturellement prend en compte cette distribution repose sur la notion d'entropie définie comme

$$S_h = -\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_i \log P_i \quad (4)$$

où P_i est une probabilité à définir. De manière à consolider la statistique sur laquelle l'entropie va être calculée, un diagramme de proches retours [15] est construit à partir de l'hypnogramme $\{\sigma_k\}_{k=1}^N$ selon la matrice

$$C_{ij} = \begin{cases} 0 & \text{si } \sigma_i \neq \sigma_{i-j} \\ 1 & \text{si } \sigma_i = \sigma_{i-j} \end{cases} \quad (5)$$

où $j \in [0, 50]$ est le décalage temporel. Le diagramme de proches retours construit à partir de l'hypnogramme du patient 35 est représenté Fig. 4a. Toutefois, pour tenir compte du fait que les micro-éveils ne peuvent survenir que lors de stades de sommeil et non d'éveil, un diagramme de proches retours faisant abstraction des épisodes d'éveils est utilisé (Fig. 4b). L'entropie est alors calculée à partir des probabilités P_i d'observer un segment horizontal de points non-récurrents — codés 0 — de longueur i [9]. L'entropie ainsi obtenue est alors corrélée avec le taux de micro-éveils avec un coefficient $r = 0,60$ ($p = 0,0002$) (Fig. 5). Si la corrélation est meilleure que celles obtenues avec les deux indices précédemment discutés, cela reste non significatif ($p < 0,58$) : il faudrait une population plus de dix fois supérieure pour que l'amélioration soit significative.

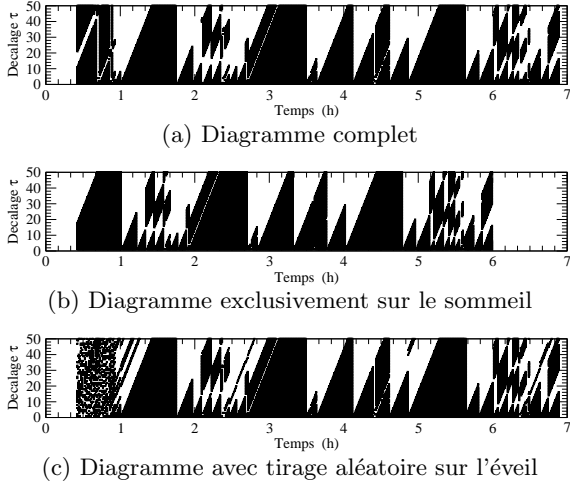


FIG. 4. Diagrammes de proches retours construits à partir de l'hypnogramme du patient #35 (Fig. 1).

4 Estimation de l'efficacité du sommeil

L'efficacité du sommeil se définit comme le rapport du temps de sommeil total sur le temps passé au lit. Une efficacité normale est supérieure à 85%. Toutefois, celle-ci décroît avec l'âge, passant de plus de 95% vers 15 ans à moins de 80% vers 70 ans [6]. A priori, le taux de micro-éveils est nettement moins corrélé à l'efficacité que ne l'est la fragmentation [16]. Aussi, nous avons construit une seconde entropie, S_e , reposant sur un diagramme de proches retours construit selon la matrice C_{ij} mais à partir de l'hypnogramme $\{\sigma'_k\}_{k=1}^N$ tel que

$$\begin{cases} \sigma'_k = \epsilon \in [0, 5] & \text{si } \sigma_k = 0 \text{ (éveil)} \\ \sigma'_k = \sigma_k & \text{si } \sigma_k \neq 0. \end{cases} \quad (6)$$

Ainsi, chaque épisode d'éveil, qui réduit l'efficacité du sommeil, est remplacé par une époque de sommeil choisie aléatoirement de manière à augmenter l'entropie : l'entropie S_e est donc construite pour augmenter lorsque l'efficacité du sommeil décroît. Nous trouvons effectivement que l'entropie S_e est anti-corrélée avec l'efficacité ($r = -0,83$, $p < 10^{-7}$) (Fig. 6). Notons que cette entropie est significativement ($p \leq 0,0003$) moins corrélée avec le taux de micro-éveils ($r = 0,38$, $p = 0,029$) qu'avec l'efficacité. Toutefois, lorsque l'entropie d'efficacité S_e est tracée en fonction de l'entropie de fragmentation S_f (Fig. 7), elles sont corrélées l'une avec l'autre ($r = 0,77$, $p \leq 10^{-7}$). Nous avons donc ici une corrélation claire entre l'entropie d'efficacité et celle de fragmentation : plus il y a de micro-éveils, moins l'efficacité est bonne.

5 Conclusion

Nous avons ici étudié la qualité du sommeil à l'aide de deux entropies, l'une évaluant l'efficacité, l'autre la fragmentation. En tenant compte de la distribution des événements au cours de la nuit, ces deux entropies se présentent comme étant fortement corrélées, chacune étant significativement corrélée respectivement à l'efficacité et à la fragmentation du sommeil. De ce point de vue, la fragmentation du sommeil conduit naturellement à la réduction de l'efficacité du sommeil. Nous devons toutefois, élargir notre population pour vérifier la fiabilité de nos conclusions.

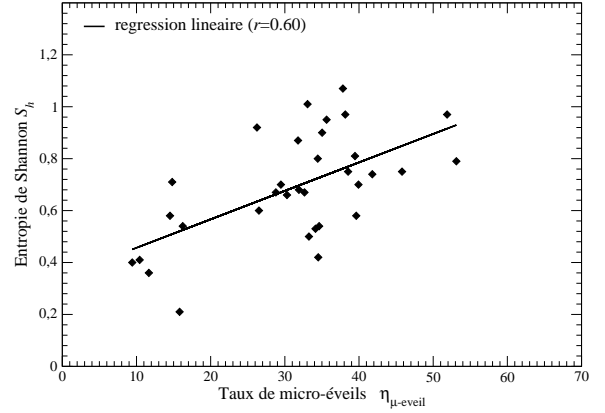


FIG. 5. Entropie de Shannon en fonction du taux de micro-éveils, ($r = 0,60$, $p = 0,0002$).

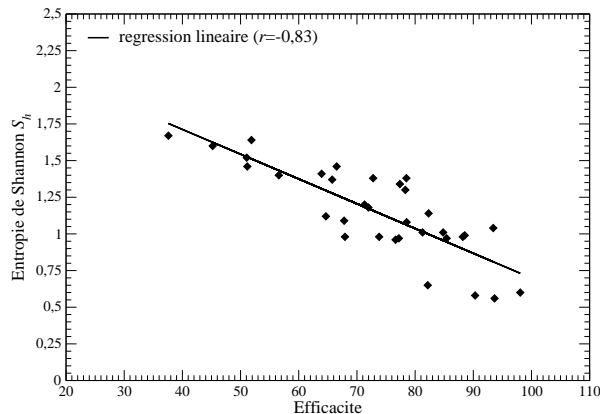


FIG. 6. Entropie de Shannon en fonction de l'efficacité du sommeil. ($r = -0,83$, $p \leq 10^{-7}$).

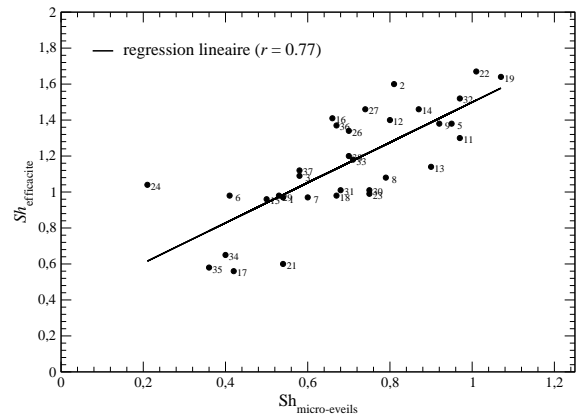


FIG. 7. Carte sur les deux entropies de Shannon.

Références

1. B. LEVINE, T. ROEHR, E. STEPANSKI, F. ZORICH & T. ROTH, Fragmenting sleep diminishes its recuperative value, *Sleep*, **10**, 590-599 (1987).
2. T. ROTH, K. M. HARTSE, F. ZORICK & W. CONWAY, Multiple naps and the evaluation of daytime sleepiness in patients with upper airway sleep apnea, *Sleep*, **3** (3-4), 425-439 (1980).
3. M. A. CARSKADON, E. D. BROWN & W. C. DEMENT, Sleep fragmentation in the elderly : relationship to daytime sleep tendency, *Neurobiology Aging*, **3**, 321-327 (1982).
4. M. BONNET *et al*, EEG arousals : scoring rules and examples : a preliminary report from the Sleep Disorders Atlas Task Force of the American Sleep Disorders Association, *Sleep*, **15**, 172-184 (1992).
5. E. J. STEPANSKI, Improving the utility of interpreting sleep fragmentation, *Journal of Clinical Sleep Medicine*, **3** (3), 275-276 (2007).
6. M. BONNET, D. ARAND, EEG Arousal Norms by Age, *Journal of Clinical Sleep Medicine*, **3** (3), 271-274 (2007).
7. J. HABA-RUBIO, V. IBANEZ, E. SFORZA, An alternative measure of sleep fragmentation in clinical practice : the sleep fragmentation index, *Sleep Medicine*, **5**, 577-581 (2004).
8. V. SWARNKAR, U. R. ABEYRATNE, C. HUKINS & B. DUCE, A state transition-based method for quantifying EEG sleep fragmentation, *Medicine & Biology Engineering Computation*, **47**, 1053-1061 (2007).
9. C. LETELLIER, E. ROULIN & O. E. RÖSSLER, Inequivalent topologies of chaos in simple equations, *Chaos, Solitons & Fractals*, **28**, 337-360 (2006).
10. R. KESSLER, A. CHAOUAT, P. SCHINKEWITZ, M. FALLER, S. CASEL, J. KRIEGER & E. WEITSENBLUM, The obesity-hypoventilation syndrome revisited : a prospective study of 34 consecutive cases, *Chest*, **120n** 369-376 (2001).
11. A. RECHTSCHAFFEN & A. KALES, A manual of standardized terminology and scoring system for sleep stages of human subjects, Bethesda, MD, U.S. National Institute of Neurological Disease and Blindness, Neurological Information Network. *National Institute of Health* (US), p. 204 (1968).
12. M. J. MORRELL, L. FINN, H. KIM, P. E. PEPPARD, M. SAFWAN BADR & T. YOUNG, Sleep fragmentation, awake blood pressure, and sleep-disordered breathing in a population-based study, *American Journal of Respiratory Critical Care Medicine*, **162** (6), 2091-2096 (2000).
13. R. DOWNEY & M. H. BONNET, Performance during frequent sleep disruption, *Sleep*, **10**, 354-363 (1987).
14. R. G. NORMAN, M. A. SCOTT, I. AYAPPA, J. A. WALSLEBEN & D. M. RAPOPORT, Sleep continuity measured by survival curve analysis, *Sleep*, **29**, 1625-1631 (2006).
15. G. B. MINDLIN & R. GILMORE, Topological analysis and synthesis of chaotic time series, *Physica D*, **58**, 229-242 (1992).
16. M. EKSTEDT, T. AKERSTEDT & M. SÖDERSTRÖM, Micro-arousals during sleep are associated with increased levels of lipids, cortisol, and blood pressure, *Psychosomatic Medicine*, **66**, 925-931 (2004).