ANALYSE DES SIGNAUX DE RONFLEMENT⁽¹⁾

Y. AUREGAN, C. DEPOLLIÉ, J.L. RACINEUX* et N. MESLIER*

Laboratoire d'Acoustique de l'Université du Maine, CNRS URA 1101,
Université du Maine, BP. 535, F-72017 Le Mans Cedex, France

*Clinique de Pneumologie, C.H.U. d'Angers, F-49000 Angers, France

Résumé - Le ronflement est un phénomène dont les conséquences portent à la fois sur le confort de l'entourage et sur la santé du patient. L'analyse du signal acoustique du ronflement peut révéler certains troubles cliniques. Une étude de ce signal et quelques résultats préliminaires sont présentés.

Abstract - Snoring is a phenomenon which may disturb both the social life and health of a patient. Acoustical analysis of snoring can be used to identify some clinical problems and we present a study of this and some preliminary results.

1 - INTRODUCTION

Il est communément admis que les ronflements sont produits par les vibrations des tissus mous des voies respiratoires supérieures, notamment le voile du palais /1/ et que les cavités nasale et buccale, qui jouent le rôle de résonateurs, en amplifient les effets. Outre la gêne occasionnée à l'entourage, le ronflement est considéré par certains médecins comme un signe précurseur du syndrome d'apnées du sommeil (SAS). (Les apnées sont des pauses respiratoires nocturnes dont la durée dépasse 10 s et peut être supérieure à une minute. Elles sont la cause de divers troubles : somnolence, risques cardiovasculaires, ...). Le but de ce travail est de déterminer les paramètres pertinents pour un monitoring non invasif.

2 - ANALYSE DES CARACTÉRISTIQUES DU RONFLEMENT

Les caractéristiques énergétiques et fréquentielles du ronflement sont liées à la méthode d'acquisition du signal acoustique. On distingue en effet deux types d'acquisition : soit avec un micro d'ambiance tenu devant le patient, soit, dans notre cas, avec un capteur en contact avec la peau au niveau de la trachée dans le creux sus-sternal /2/. Cette seconde méthode, couramment utilisée en milieu médical, présente l'avantage d'être peu sensible aux bruits extérieurs et aux variations de position du patient. En revanche, le signal enregistré est modifié par la traversée de la peau qui joue le rôle de filtre.

Les signaux de ronflement sont, en général, périodiques, stables à court terme mais non stables sur la totalité d'un ronflement. L'énergie est principalement concentrée aux basses fréquences (< 2 kHz). Le spectre présente une structure de fondamental plus harmoniques modulés par des formants (cf Fig.1).

⁽¹⁾ : Ce travail a été subventionné par l'ADERET des Pays de Loire
(Génie Biologique et Médical)

Fig.1 (a) - Signal de ronflement, (b) FFT du signal

3 - ETUDE DES PARAMETRES

Parmi les paramètres caractéristiques du ronflement, nous nous sommes intéressés particulièrement à l'étude de la fréquence fondamentale et à la position des formants. Dans le cadre d'un modèle de ronflement proche de celui de la production de la parole voisée, ces deux paramètres présentent l'intérêt d'être directement associé à des paramètres physiques :

- La fréquence fondamentale est liée à la vibration des tissus excitateurs du conduit vocal. On peut donc en extraire des renseignements sur les parties vibrantes et sur le couplage entre ces structures vibrantes et le flux d'air en circulation.

- Les formants qui modulent le spectre sont dus aux résonances des conduits et cavités. On peut attendre de leur étude une estimation de la géométrie des voies respiratoires.

3-1 - Fréquence fondamentale

Plusieurs méthodes de détermination de la fréquence fondamentale ont été testées (Autocorrélation, Produit spectral harmonique, ...). Parmi elles, celle qui s'avère la plus robuste est la méthode du cepstre [3] qui permet de déconvoluer la réponse impulsionnelle du conduit de l'excitation du ronflement. Le cepstre réel du signal échantillonné $\{x(n)\}$ est la séquence $\{\hat{x}(n)\}$ de terme général :

$$\hat{x}(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \ln \left| \sum_k x(k) e^{-jk\omega} \right| e^{jn\omega} d\omega \quad (1)$$

La fréquence fondamentale est alors donnée par la position du premier maximum de la séquence $\{\hat{x}(n)\}$ hors des premiers échantillons.

On peut résumer ainsi les principaux résultats obtenus par cette méthode :

- La fréquence fondamentale est comprise dans la gamme 25 Hz-110 Hz.
- La fréquence fondamentale n'est en général pas stable au cours d'un ronflement et présente des variations importantes (La figure 2 montre un ronflement où la fréquence varie de 40 Hz à 70 Hz).

Fig. 2 - (a) Signal de ronflement, (b) Fréquence fondamentale (le décalage correspond à la largeur de la fenêtre d'étude).

- La fréquence fondamentale ne varie de façon significative ni en fonction du stade de sommeil, ni en fonction de la pathologie (présence ou non d'apnées). Par contre, on constate une diminution importante de la fréquence fondamentale lorsque le patient inspire de l'air sous pression (~ 10 cm d'eau).

3-2 - Analyse des formants

L'étude de la géométrie du conduit respiratoire a été faite à l'aide d'une méthode autorégressive donnant les coefficients de corrélation partielle (PARCOR). L'avantage de ce type de méthode tient dans le fait que le signal est représenté économiquement par un nombre fini de paramètres. Cette modélisation fournit une estimation $\tilde{x}(n)$ à l'ordre p du $n^{\text{ème}}$ échantillon $x(n)$ du signal étudié sous la forme /4/:

$$\tilde{x}(n) = -\sum_{k=1}^p a_p(k) x(n-k) \quad (2)$$

où $a_p(k)$ est le $k^{\text{ème}}$ coefficient de prédiction d'ordre p . L'erreur de prédiction avant d'ordre p est alors :

$$f_p(n) = x(n) + \sum_{k=1}^p a_p(k) x(n-k) \quad (3)$$

On définit de la même manière l'erreur de prédiction arrière d'ordre p par :

$$g_p(n) = x(n-p-1) + \sum_{k=1}^p a_p(k) x(n-k) \quad (4)$$

En minimisant l'énergie de ces deux erreurs suivant le critère de Burg /5/, on obtient les coefficients PARCOR, k_i , sous la forme :

$$k_i = - \frac{\sum_{n=0}^{N-2+m} f_{i-1}(n) g_{i-1}(n)}{\sum_{n=0}^{N-2+m} f_{i-1}^2(n) + \sum_{n=0}^{N-2+m} g_{i-1}^2(n)} \quad (5)$$

Les coefficients k_1 sont de bons indicateurs de la géométrie du conduit de ronflement /6/. On constate ainsi que :

- Les coefficients k_1 sont bien corrélés aux ronflements.
- Le coefficient d'ordre 2 est lié à la présence de ventilation.
- Les k_1 varient en fonction des stades de sommeil et changent beaucoup d'un patient à l'autre.

4 - Discussion

L'analyse des résultats concernant la fréquence fondamentale montre que le signal acoustique de ronflement n'est pas produit par un oscillateur simple avec fréquences propres.

Les variations continues de la fréquence fondamentale de l'excitation en dépit d'une raideur constante traduisent un couplage fort entre l'excitateur et le flux d'air. Cette conclusion est confirmée par l'absence de variations liées aux stades de sommeil (donc au changement de tonus musculaire) et par l'influence de la pression de l'air inspiré.

L'analyse autorégressive met en évidence les différences de morphologie des voies respiratoires des patients. Les variations des coefficients PARCOR avec les stades de sommeil peuvent s'interpréter par le relâchement des muscles dans les stades de sommeil les plus profonds et donc par un déplacement plus important des parties molles sous l'action de la dépression inspiratoire.

5 - CONCLUSION

L'étude du mécanisme de production du ronflement est un problème de mécanique complexe. Le couplage fluide structure conduit à des équations non-linéaires dont les solutions ont un comportement non stationnaire. La résolution de ce problème aurait des implications physiologiques et cliniques importantes par l'explication du phénomène de ronflement. L'étude des résonances du conduit respiratoire par une modélisation articulatoire ou paramétrique tenant compte des cavités en parallèle devrait permettre de mieux comprendre l'apparition des apnées et notamment de localiser les obstructions.

REFERENCES

- /1/ Fairbank, D.N.F., Snoring on overview, in snoring and obstructive sleep apnea, Raver Press, New York, (1987).
- /2/ Meslier, N., Racineux, J.L., Use tracheal sound recording to monitor airflow during sleep, in Sleep related disorders and internal diseases, Springer Verlag, (1983).
- /3/ Oppenheim, AV, Schaffer RW, Digital signal processing, Prentice Hall, (1975).
- /4/ Markel, J.D., Gray, A.H., Linear prediction of speech, Springer Verlag, (1986).
- /5/ Burg, J.P., Maximum entropy spectral analysis, PhD dissertation, Stanford, (1975).
- /6/ Leiberman, A., Cohen, A., Computerized analysis of snoring, in Chronic Ronchopathy CH Chouard Ed, Paris, (1988).