

# Extraction des rythmes cardiaque et respiratoire par démodulation AMFM

Stéphane BRUNO<sup>1</sup>, Pascal SCALART<sup>2</sup>

<sup>1</sup>APHYCARE Technologies  
12 rue Fulgence Bienvenüe, 22300 Lannion, France

<sup>2</sup>Laboratoire d'Analyse des Systèmes de Traitement de l'Information  
ENSSAT, 6 rue de Kérampont, 22300 Lannion, France  
stephane.bruno@aphycare.com, pascal.scalart@enssat.fr

**Résumé** – Nous décrivons dans cet article une application d'un bracelet multicapteur, développé par l'ENSSAT, et qui intègre un capteur fournissant les variations de pression de l'artère radiale. Ce signal, sur lequel sont lisibles les battements cardiaques, est modulé en amplitude et en fréquence par la respiration. On opère sur celui-ci une démodulation AMFM en utilisant l'opérateur de Teager afin d'en extraire les rythmes cardiaque et respiratoire. Cependant, l'utilisation de l'opérateur de Teager est conditionnée à la satisfaction de conditions théoriques, qui ne sont pas remplies par le signal de pression artérielle. C'est pourquoi nous avons, dans un premier temps, étudié le comportement de la méthode d'extraction des paramètres afin de nous assurer de sa pertinence au delà du cadre défini par la théorie. Les premiers résultats montrent une erreur relative d'estimation de l'ordre de 1% sur les rythmes cardiaque et respiratoire.

**Abstract** – In this paper we describe an application of a smart multisensor wristwatch developed by the laboratories of the ENSSAT. More specifically, a sensor gives the variations of radial arterial pressure. This signal, on which can be read heart beats, is amplitude and frequency modulated by respiration. A demodulation using Teager operator is performed on this signal so as to get cardiac and respiratory mean frequencies. However, Teager-based demodulation needs some constraints to be fulfilled. As the arterial signal doesn't fulfil them, a behavioural study of the method of parameter measurement is previously performed so as to be assured of the pertinence of the method employed beyond the frame defined by theory. First results show a relative error of about 1% on cardiac and respiratory rhythm estimation.

## 1 Introduction

Les laboratoires de recherche de l'ENSSAT ont développé, avec l'aide de la société APHYCARE Technologies, un bracelet montre intégrant plusieurs capteurs, un microcontrôleur et un lien radio. Une des applications de ce produit est la reconnaissance de groupes de stades de sommeil. Pour cela, il nous faut accéder aux variables cardiorespiratoires que sont le pouls (fréquence cardiaque) et la fréquence respiratoire. Or, le bracelet permet d'accéder, entre autres, à un signal donnant les variations de la pression artérielle radiale sur lesquelles sont présentes ces informations. Nous présentons ici une exploitation de ce signal par des techniques à base de démodulation AMFM afin d'en extraire les rythmes cardiaque et respiratoire.

## 2 Description du signal

Le capteur de pression dynamique du bracelet fournit le signal de variations de pression artérielle. Une fois filtré passe-bas, celui-ci se présente à peu près sous la forme d'une sinusoïde modulée en amplitude et en fréquence. Un exemple du signal est donné figure 1.

La variation d'amplitude est due à la variation de volume des poumons, en lien avec la respiration, qui influence le retour veineux du sang. Mais la respiration vient aussi moduler le rythme de sortie des battements cardiaques. En effet, les

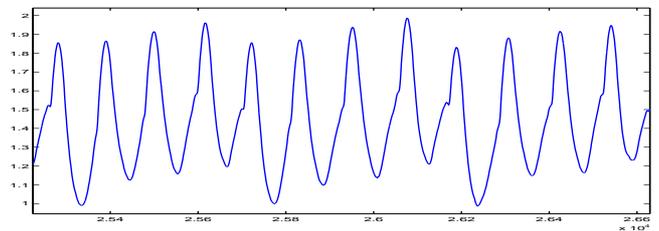


FIG. 1: Signal de variations de pression artérielle

contraintes mécaniques que subit le coeur de la part des poumons vient accélérer ou ralentir la sortie de ces battements. Le signal artériel est donc porteur d'informations cardiaque et respiratoire par l'intermédiaire des modulations d'amplitude et de fréquence dont il fait l'objet [3, 4]: une porteuse sinusoïdale de fréquence la fréquence cardiaque est modulée en amplitude et en fréquence par le volume pulmonaire. Nous appellerons ce dernier *signal respiratoire* dans la suite de l'article.

## 3 Démodulation AMFM du signal

Nous avons choisi d'utiliser l'opérateur de Teager-Kaiser pour démoduler le signal. Sa définition, appliquée à un signal continu nommé  $x(t)$  est [2]:

$$\psi[x(t)] = \left( \frac{dx(t)}{dt} \right)^2 - x(t) \left( \frac{d^2x(t)}{dt^2} \right) \quad (1)$$

$$= [\dot{x}(t)]^2 - x(t)\ddot{x}(t) \quad (2)$$

Cet opérateur permet de réaliser, sous certaines conditions, une démodulation en amplitude et/ou en fréquence. Pour être plus précis, cet opérateur extrait le modulant d'amplitude ainsi que la fréquence instantanée du signal modulé. Or (cf équation 11), la fréquence instantanée est la somme de la fréquence cardiaque (que l'on peut considérer comme constante à court terme) et d'une image du signal respiratoire. D'autre part, le modulant d'amplitude est composé d'une image du signal respiratoire. De fait, il est possible d'extraire le signal respiratoire à partir de la démodulation en amplitude ou en fréquence, et la fréquence cardiaque à partir de la démodulation en fréquence. Ces démodulations sont réalisées par l'opérateur de Teager dont on précise les fondements théoriques ci-après.

### 3.1 Extraction du produit des modulants

L'expression d'un signal modulé AM-FM est donnée par l'équation 3:

$$a(t) \cos[\phi(t)] = a(t) \cos\left(\omega_c t + \omega_m \int_0^t q(\tau) d\tau + \theta\right) \quad (3)$$

L'application de l'opérateur de Teager à ce signal donne (on élimine les dépendances au temps pour plus de lisibilité)[2]:

$$\psi[a \cos(\phi)] = \underbrace{(a\dot{\phi})^2}_{D(t)} + \underbrace{0.5a^2\ddot{\phi}\sin(2\phi) + \cos^2(\phi)\psi[a]}_{E(t)} \quad (4)$$

Avec les définitions suivantes:

$$\begin{aligned} \dot{\phi} &= \frac{d\phi(t)}{dt} \\ \ddot{\phi} &= \frac{d^2\phi(t)}{dt^2} \end{aligned}$$

comme  $\ddot{\phi} = \omega_m \dot{q}(t)$ , l'erreur moyenne,  $|E_x(t)|_{ave}$ , qui est la moyenne de l'erreur d'approximation de  $\psi[a \cos(\phi)]$  par  $D(t)$ , peut être bornée supérieurement par [2]:

$$|E_x|_{ave} \leq 2(\omega_a a_{rms})^2 + 0.5 a_{rms}^2 \omega_m \omega_f \mu_q \quad (5)$$

Où  $\omega_a$  est la fréquence maximale du spectre du modulant d'amplitude  $a(t)$  et  $\omega_f$ , la fréquence maximale du spectre du modulant de fréquence.  $a_{rms}$  et  $\mu_q$  sont définis par 6 et 7:

$$a_{rms} = \sqrt{(a^2(t))_{ave}} \quad (6)$$

$$\mu_q = \frac{1}{\pi} \int_0^\infty \omega^n |X(\omega)| d\omega \quad (7)$$

Une observation attentive de  $D(t)$  donne:

$$D(t) = [a(t)\dot{\phi}(t)]^2 \quad (8)$$

$$\Rightarrow D_{ave} \geq (\omega_c - \omega_m)^2 a_{rms}^2 \quad (9)$$

Donc, si la condition  $2\omega_a^2 + 0.5 \omega_m \omega_f \mu_q \ll (\omega_c - \omega_m)^2$  est satisfaite, on peut écrire:

$$\sqrt{\psi\left[a(t) \cos\left(\int_0^t \omega_i(\tau) d\tau\right)\right]} \approx_{ave} |a(t)| \omega_i(t) \quad (10)$$

Où:

$$\omega_i(t) = \dot{\phi}(t) = \omega_c + \omega_m q(t) \quad (11)$$

Cependant, appliquer la fonction racine carrée à l'équation 10 ne fournit qu'un produit de la fréquence angulaire instantanée par le modulant d'amplitude. Comme nous ne connaissons ni l'un ni l'autre, nous ne pouvons, à ce moment, séparer ces deux signaux.

### 3.2 Séparation des modulants

Soit  $x(t)$  le signal modulé AMFM donné dans l'équation 3. Le spectre du modulant d'amplitude (respectivement fréquence) est contenu dans  $[-\omega_a, \omega_a]$  (respectivement  $[-\omega_f, \omega_f]$ ). Sa dérivée est donnée par l'expression suivante:

$$\dot{x}(t) = \underbrace{\dot{a}(t) \cos[\phi(t)]}_{y_1} - \underbrace{a(t) \omega_i(t) \sin[\phi(t)]}_{y_2} \quad (12)$$

L'opérateur de Teager, appliqué à  $\dot{x}(t)$  donne:

$$\begin{aligned} \psi[\dot{x}(t)] &= \psi[y_1 - y_2] \\ &= \psi[y_2] + y_1^2 - y_1 \dot{y}_1 - 2\dot{y}_1 y_2 + y_1 \ddot{y}_2 \\ &\quad + \dot{y}_1 y_2 \end{aligned} \quad (13)$$

Le développement des termes de cette expression nous permet de ré-écrire l'équation de la façon suivante (les détails peuvent être trouvés dans [2]):

$$\psi[\dot{x}] = a^2 \omega_i^4 + E_{\dot{x}} \quad (14)$$

Avec  $E_{\dot{x}}$  valant:

$$\begin{aligned} E_{\dot{x}} &= y_1^2 - y_1 \dot{y}_1 - 2\dot{y}_1 y_2 + y_1 \ddot{y}_2 + \dot{y}_1 y_2 - 0.5a^2 \dot{\phi}^2 \ddot{\phi} \sin(2\phi) \\ &\quad + \sin^2(\phi)(a^2 \psi[\dot{\phi}] + \dot{\phi}^2 \psi[a]) \end{aligned} \quad (15)$$

Une étude de ces différents termes nous apprend que  $E_{\dot{x}}$  peut être approximée par un terme nul si les contraintes suivantes sont satisfaites:

$$\mathcal{O}(\omega_a \omega_i^3) \ll \mathcal{O}(\omega_i^4) \quad (16)$$

$$\mathcal{O}(\omega_m \omega_f \omega_i^2) \ll \mathcal{O}(\omega_i^4) \quad (17)$$

$$\mathcal{O}(\omega_f^2 \omega_i^2) \ll \mathcal{O}(\omega_i^4) \quad (18)$$

Ainsi, lorsque ces conditions sont remplies,  $\psi[\dot{x}(t)]$  peut être approximé par la quantité  $a^2(t) \omega_i^4(t)$ . On établit alors les relations:

$$\psi[x(t)] \simeq a^2(t) \omega_i^2(t) \quad (19)$$

$$\psi[\dot{x}(t)] \simeq a^2(t) \omega_i^4(t) \quad (20)$$

Et la fréquence instantanée peut être séparée de l'amplitude instantanée en utilisant les relations suivantes, basées sur les relations 19 et 20:

$$\omega_i(t) \simeq \sqrt{\frac{\psi[\dot{x}(t)]}{\psi[x(t)]}} \quad (21)$$

$$|a(t)| \simeq \frac{\psi[x(t)]}{\sqrt{\psi[\dot{x}(t)]}} \quad (22)$$

### 3.3 Algorithmes discrets

Les considérations théoriques mentionnées ci-dessus traitent de temps continu. Cependant, elles sont extensibles au cas discret. Plusieurs algorithmes ont été développés pour traiter du cas discret. Nous avons choisi d'utiliser l'algorithme DESA-1a [1] pour réaliser la démodulation AMFM. Dans cet algorithme,  $x(t)$  et sa dérivée  $\dot{x}(t)$  sont estimés en temps discret par:

$$x(t) \mapsto x(n) \quad (23)$$

$$\dot{x}(t) \mapsto (x(n) - x(n-1))/T_s \quad (24)$$

Où  $T_s$  est la fréquence d'échantillonnage. Dans cette configuration,  $\psi[x(t)]$  devient  $\psi[x(n)]$ :

$$\psi[x(n)] = (x^2(n-1) - x(n)x(n-2))/T_s^2 \quad (25)$$

## 4 Chaîne de traitement

A partir des considérations théoriques données au paragraphe 3, nous avons défini la chaîne de traitement du signal réalisant l'extraction des paramètres recherchés à savoir les rythmes cardiaque et respiratoire. Celle-ci est donnée sur la figure 2 :

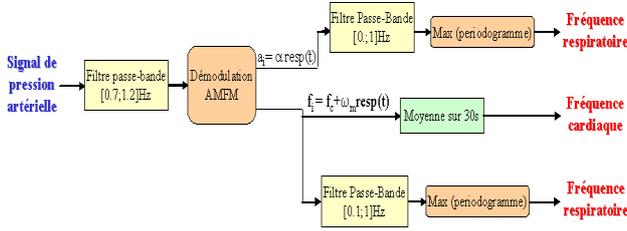


FIG. 2: Chaîne de traitement pour l'extraction des paramètres

Le signal de pression artérielle est d'abord filtré par un Tchebyshev passe bande d'ordre 2 et de gabarit [0.7; 1.2] Hz. Puis, la démodulation AMFM du signal est opérée de sorte à obtenir d'une part la fréquence instantanée composée de la fréquence cardiaque et d'une image du signal respiratoire (appelé  $resp(t)$  sur la figure) et d'autre part le modulant d'amplitude qui est image du signal respiratoire. Ces deux signaux sont filtrés et leur périodogramme est calculé. La fréquence d'amplitude maximale est attribuée au rythme respiratoire. De plus, une moyenne menée sur trente secondes du signal de fréquence instantanée donne le rythme cardiaque.

## 5 Application au signal de variations de pression artérielle

Cependant, une étude des paramètres du signal montre que les contraintes définies par les équations 16 et 18 ne sont pas satisfaites. En conséquence, il ne nous sera pas possible d'obtenir par cette méthode une démodulation AMFM du signal de pression artérielle sans erreur. Mais l'emploi de l'opérateur de Teager ne nous est pas proscrit pour autant. En effet, l'importance quantitative de l'erreur de démodulation n'est pas le seul paramètre à prendre en compte. Il faut aussi tenir compte de la forme que prend celle-ci en regard de la méthode utilisée pour l'extraction des paramètres car, rappelons-le, nous ne cherchons pas ici à réaliser une démodulation parfaite mais à extraire des paramètres contenus dans les modulations.

Pour illustrer l'importance de la forme que prend l'erreur de démodulation, on produit un signal modulé en amplitude et en fréquence, proche du signal de variations de pression artérielle. Celui-ci est donné figure 3 et son expression théorique est :

$$s(t) = (1 + 0.1 \cos(2\pi f_a t)) \cos \left( 2\pi f_p t + \int_0^t 0.1 \cos(2\pi f_f \tau) d\tau + \theta \right) \quad (26)$$

Avec  $\theta$  nul,  $f_a = f_f = 0.25 \text{ Hz}$  et  $f_p = 0.5 \text{ Hz}$ . La fréquence instantanée du signal, obtenue par démodulation AMFM, est donnée sur la figure 4. Dans cet exemple, le signal de fréquence instantanée devrait être la somme d'une sinusoïde de fréquence

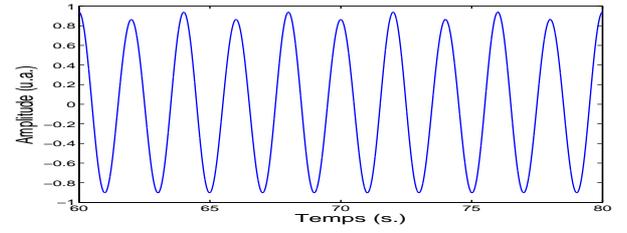


FIG. 3: Sinusoïde modulée AMFM (cf. équation 26)

$f_a = f_f$  et d'une valeur continue,  $f_p = 0.5 \text{ Hz} \equiv 30 \text{ bpm}$ . On peut voir que la valeur continue est bien  $f_p$ , ce qui confirme la bonne estimation de la fréquence cardiaque. Quant à la variation alternative du signal, elle n'est pas sinusoïdale. La différence entre la composante alternative observée et la composante alternative théorique correspond à l'erreur de démodulation prévue par la non satisfaction des relations 16, 17 et 18.

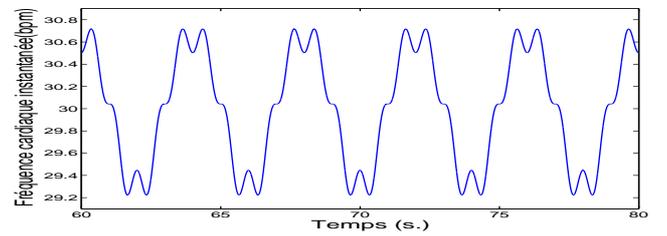


FIG. 4: Signal de fréquence instantanée de l'expression 26

Cependant, cette erreur n'est pas gênante vis à vis de la méthode utilisée pour l'extraction du rythme respiratoire. En effet, celle-ci est basée sur le pic maximum du périodogramme. Or, comme le montre la figure 5, la raie 0.25 Hz, qui correspond à la fréquence du modulant FM, représente le maximum du périodogramme du signal de fréquence instantanée.

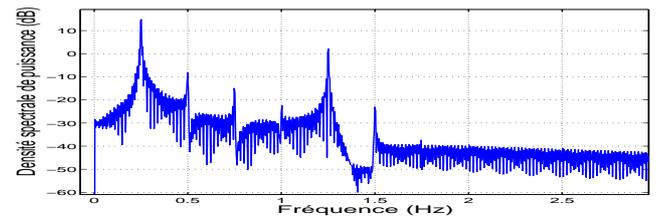


FIG. 5: Périodogramme du signal de fréquence instantanée de la figure 4

Ainsi, de par les méthodes utilisées pour l'extraction des paramètres, nous pouvons utiliser la démodulation AMFM au-delà du cadre défini par les contraintes théoriques 16, 17 et 18.

Ce point étant connu, nous avons mené plusieurs tests dans le but de définir les configurations de porteuse et de modulateurs pour lesquelles l'estimation des paramètres est bonne. Les paramètres considérés étaient au nombre de trois. D'abord, la fréquence porteuse, obtenue par une moyenne de trente secondes du signal de fréquence instantanée. La fréquence du modulateur de fréquence ensuite. Cette dernière est donnée par la fréquence des variations alternatives du signal de fréquence instantanée. Enfin, la fréquence du modulateur d'amplitude, donnée par la fréquence du signal d'amplitude instantanée.

Nous avons employé deux types de filtres. Des filtres *glissants* de gabarits respectifs  $[2/3f_p; 4/3f_p]$  pour le filtre d'entrée et  $[f_a/3; 4f_a]$  pour le filtre associé au signal respiratoire, et des filtres *fixes* de gabarits respectifs  $[0.7; 1.2]Hz$  et  $[0.1; 1]Hz$ . Les filtres glissants avaient pour but de tester la capacité de la méthode à extraire les amplitude et fréquence instantanées du signal modulé, et ce, quelles que soient les fréquences de la porteuse et des modulants. Les filtres fixes, quant à eux, ont été utilisés pour déterminer les limites du système en conditions d'utilisation réelles.

Ainsi, nous avons délimité de nouveaux domaine de validité, plus importants que ceux définis par les contraintes 16, 17 et 18. Précisons-le encore une fois, ces domaines couvrent des configurations de signaux où l'erreur de démodulation existe, mais où celle-ci n'est pas gênante pour l'estimation des paramètres physiologiques. Ainsi, nous avons vérifié que la démodulation AMFM est utilisable pour des fréquences cardiaques inférieures à 1.1Hz et des fréquences respiratoires inférieures à 0.6Hz.

## 6 Résultats

Nous avons ensuite testé cette méthode d'extraction de paramètres sur des enregistrements satisfaisant les contraintes que nous venons de définir.

### 6.1 Estimation de la fréquence cardiaque

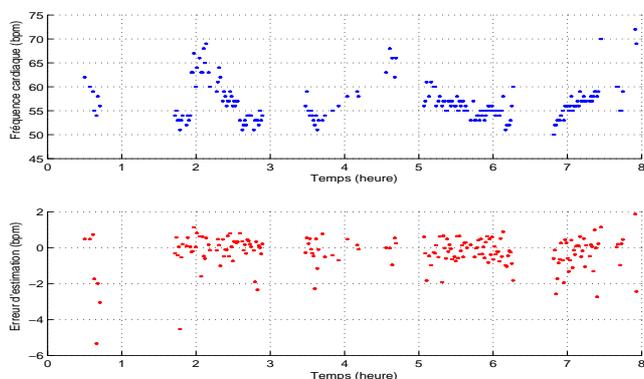


FIG. 6: Rythme cardiaque de référence (a) et erreur d'estimation (b)

Sur la figure 6 sont portés les résultats de l'estimation de la fréquence cardiaque menée sur un enregistrement de nuit. Les valeurs de référence sont obtenues à partir de l'analyse d'un signal électrocardiographique. Certaines parties du signal ne sont pas analysées car perturbées par des mouvements. La figure laisse apparaître une bonne estimation générale. Celle-ci est confirmée par des calculs statistiques qui donnent une erreur relative moyenne de  $\hat{f}_c - f_c/f_c$  de -0.16%, ce qui est inférieur à la précision de la méthode électrocardiographique estimée à 3.3%. L'écart type est de 1%. Mais ce que la figure nous montre aussi, c'est que l'estimation est robuste aux variations de rythme cardiaques. En effet, le signal d'erreur ne présente pas de corrélation avec la valeur de référence du rythme cardiaque.

### 6.2 Estimation de la fréquence respiratoire

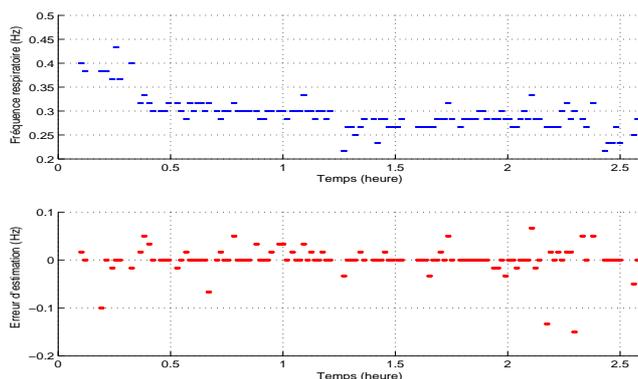


FIG. 7: Rythme respiratoire de référence (a) et erreur d'estimation (b)

La figure 7 donne le résultat de l'estimation du rythme respiratoire basée sur l'analyse du modulant de fréquence. Les données de références sont obtenues à partir d'un signal respiratoire acquis à l'aide d'une sangle respiratoire. Comme la figure le laisse penser, l'erreur moyenne est faible (-0.6%), et l'écart-type raisonnable (10%). Les résultats basés sur l'estimation du modulant d'amplitude donnent globalement les mêmes résultats mais présentent une plus forte sensibilité au bruit.

## 7 Conclusion

Cette méthode présente des résultats tout à fait satisfaisants pour l'estimation des fréquence cardiaque et respiratoire. Mais plus important est le fait que, par définition, la démodulation AMFM fournit une image de la contribution respiratoire instantanée au signal artériel. Si nous nous sommes, pour l'instant, limités à l'estimation de sa fréquence moyenne, cette méthode offre l'avantage de permettre une exploration plus approfondie de celui-ci, par exemple en observant ses variations d'amplitude, offrant ainsi beaucoup plus d'informations. Ces informations seront intégrées à un système de reconnaissance automatique de groupes de stades de sommeil.

## Références

- [1] P. MARAGOS, J. F. KAISER et T. F. QUATIERI. *Energy separation in signal modulations with application to speech analysis*. IEEE Trans. on Sig. Proc., vol. 41, n°10, October 1993, pp. 3024-3051.
- [2] P. MARAGOS, J. F. KAISER et T. F. QUATIERI. *On amplitude and frequency demodulation using energy operators*. IEEE Trans. on Sig. Proc., vol. 41, n°4, April 1993, pp. 1532-1550.
- [3] S. R. SEYDNEJAD et R. KITNEY. *"Time-Varying Threshold Integral Pulse Frequency Modulation"*. IEEE Trans. on Biomed. eng., vol. 48, n°9, Septembre 2001, pp. 949-962.
- [4] S. et al. *"Power Spectrum analysis of heart rate fluctuations : A quantitative probe of beat to beat cardiovascular control"*. Science, vol. 213, 10 July 1981, pp. 220-222.