

Proposition d'un indice de synchronisation pour la validation de modèles de réponses neuronales à des stimuli périodiques

J. HUILLERY, R. LE BOUQUIN-JEANNÈS, G. FAUCON, P. DUGUÉ, A. GUÉRIN

LTSI, Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, INSERM U642, Université de Rennes 1, Campus de Beaulieu, Rennes, France

regine.le-bouquin-jeannes@univ-rennes1.fr

Résumé – Il est courant d'évaluer le degré de synchronisation d'une réponse neuronale à un stimulus périodique pour la caractériser. En neurophysiologie et par conséquent en modélisation, la mesure du vecteur dominant de Goldberg et Brown (1969) est très répandue. Les défauts de cet indice sont explicités et un nouvel indice les corrigeant est proposé. Une base de tests est construite pour évaluer le comportement de ceux-ci dans différentes situations. Il apparaît d'une part que l'interprétation en termes de synchronisation de l'indice vecteur dominant doit être faite avec précaution, et d'autre part que le nouvel indice est une mesure qui, à elle seule, permet de mieux rendre compte de la synchronisation d'une réponse neuronale. Cet indice est paramétrable, ce qui offre un certain éventail de comportements.

Abstract – In neurophysiology and therefore in modeling, synchronisation of a neuron response to a given periodic stimulus is usually measured by Goldberg and Brown's vector strength metric (1969). Poor feature of this index is shown and a new index correcting this behaviour is proposed. A testing set is built and allows us to compare the two indexes in various situations. It is shown that vector strength index should be interpreted with great care. The corrected vector strength metric proposed here is a better synchrony relevant measure. Moreover this new index is tunable and offers a large array of behaviours.

1. Contexte

Ce travail s'inscrit dans le contexte de la modélisation du système auditif humain et plus particulièrement de la chaîne précorticale, de l'oreille externe au colliculus inférieur, l'idée étant d'appréhender le traitement de l'enveloppe temporelle en réponse à des stimuli sonores, de type bruit blanc ou sinusoïde de fréquence élevée, modulés en amplitude par une sinusoïde basse fréquence. Au niveau du colliculus inférieur, le codage de cette information est réalisé sous forme de trains de potentiels d'action dont la fréquence d'émission correspond à la fréquence de modulation f_m . C'est de cette correspondance et de sa mesure dont il est question ici.

Dans la littérature, les modèles de noyaux neuronaux sont évalués par comparaison avec des données physiologiques. Cette comparaison nécessite l'utilisation de mesures communes, révélatrices du comportement de l'appareil physiologique. Dans le cadre de la détection de modulation d'amplitude, une mesure fréquemment utilisée consiste à évaluer la synchronisation des réponses neuronales avec les modulations des signaux acoustiques présentés à l'oreille. Plus spécifiquement, il s'agit d'évaluer avec quelle précision les potentiels d'action (PA) en sortie du colliculus inférieur (modèle ou physiologique) sont synchronisés aux excitations sonores.

2. La mesure du vecteur dominant

Une mesure de synchronisation largement utilisée dans la littérature ([1], [2] et [3] entre autres) pour évaluer et comparer les données physiologiques et les réponses de modèles de noyaux neuronaux (noyau cochléaire et colliculus

inférieur) est le « vecteur dominant » proposé par Goldberg et Brown [4]. Ce paragraphe rappelle le principe de cet indice de synchronisation ainsi que ses faiblesses à rendre compte de certains phénomènes, le but de notre étude étant de proposer un nouvel indice de synchronisation plus pertinent. Celui-ci sera testé sur une base de signaux simulés et les résultats seront comparés avec ceux du vecteur dominant de la littérature.

Il s'agit d'évaluer la synchronisation entre les instants auxquels un PA est déclenché et les instants séparant deux périodes de modulation successives du signal d'excitation. L'indice du vecteur dominant (IVD) est défini ainsi :

$$\text{IVD} = \frac{\sqrt{\left[\sum_{k=0}^{K-1} R_k \cos 2\pi(k/K) \right]^2 + \left[\sum_{k=0}^{K-1} R_k \sin 2\pi(k/K) \right]^2}}{\sum_{k=0}^{K-1} R_k}$$

où K est le nombre d'échantillons par période de modulation. R_k est défini de la façon suivante :

$$R_k = \sum_{m=0}^{N-1} s(k + m.T_r), \quad k \in [0, K-1]$$

où $s(k)$ est un signal qui vaut 1 lorsque le neurone mesuré (ou modélisé) émet une décharge et 0 sinon ; T_r est la période de modulation du stimulus et N le nombre de périodes dans l'enregistrement.

Lorsque la réponse neuronale est constituée d'un PA par période de modulation du stimulus et que les PA sont toujours émis au même instant de la période, on a synchronisation « parfaite », l'IVD vaut 1. Au contraire, pour

un stimulus périodique et une réponse aléatoire uniformément répartie sur la période de modulation, l'indice vaut 0.

Un aspect limitatif de cet indice de synchronisation est qu'il ne prend pas en compte la différence entre le nombre de modulations détectées et le nombre de modulations présentes dans le signal d'excitation. Plus précisément, il ne tient pas compte du nombre de modulations oubliées (non-détections). Ainsi, par exemple, une réponse dans laquelle une modulation sur deux aura été détectée recevra le même indice de synchronisation qu'une réponse contenant un PA sur chaque modulation, et celui-ci sera égal à 1 si la synchronisation est parfaite. De même, pour une réponse ne comprenant qu'un seul instant de détection, bien que l'on ne puisse plus parler de synchronisation, l'IVD sera égal à 1. Ces 3 situations sont représentées Figure 1.

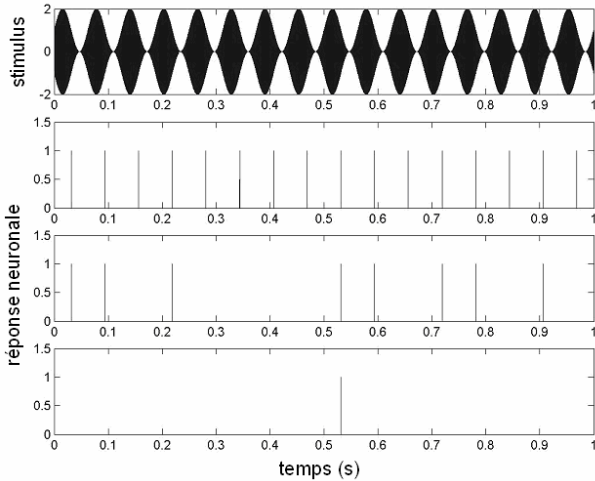


FIG. 1 : simulations de réponses neuronales à un signal modulé en amplitude à 16 Hz (en haut). Pour chacune des trois réponses (correspondant aux trois signaux du bas), l'IVD vaut 1.

Dans chacun des trois cas évoqués ci-dessus, le périodogramme résultant ne contient qu'une seule composante non nulle d'amplitude égale au nombre n de modulations détectées. La normalisation ramène l'indice de synchronisation à 1.

Cette mesure de synchronisation ne permet donc pas de différencier un aspect du comportement des réponses neuronales physiologiques d'une part et des modèles auditifs d'autre part, aspect qui semble toutefois un critère important pour leur caractérisation et leur évaluation. De la même façon, cette mesure seule ne permet pas la validation des modèles par rapport aux mesures physiologiques.

3. Proposition d'un nouvel indice

Dans le but de pallier la limitation de la mesure du vecteur dominant, nous proposons un nouvel indice, basé sur le principe du vecteur dominant mais présentant une normalisation différente qui prend en compte la différence entre le nombre de modulations détectées et le nombre de modulations présentes dans le signal d'excitation.

La stratégie consiste à pénaliser les réponses neuronales ne comprenant pas le bon nombre de potentiels d'action en normalisant l'indice par une valeur toujours supérieure ou égale au nombre de modulations détectées.

Le dénominateur proposé, que nous noterons $Den(n,N)$, est une fonction du nombre n de modulations détectées et du nombre N de périodes de modulations présentées en excitation. Il s'exprime de la manière suivante :

$$Den(n,N) = \begin{cases} p_o \cdot n + (1 - p_o)N & \text{pour } n \leq N \\ p_a \cdot n + (1 - p_a)N & \text{pour } n > N \end{cases}$$

où p_o et p_a sont respectivement les coefficients de pénalisation des oublis (non-détections) et des ajouts (détections fausses). Il est à noter que quelles que soient les pondérations p_o et p_a , on a : $Den(N,N) = N$.

Les paramètres p_o et p_a permettent de modifier le comportement de la normalisation proposée et donc de l'indice de synchronisation qui en résulte. Ils permettent une certaine liberté quant à la pénalisation à appliquer pour les deux types d'erreurs, non-détections et détections fausses, et le rapport souhaité entre les deux. Selon la stratégie définie précédemment, on cherche à avoir $Den(n,N) \geq n$, ce qui nous donne un nouveau dénominateur plus grand que l'ancien¹. Or :

$$p_o \cdot n + (1 - p_o) \cdot N \geq n \text{ avec } n \leq N \Rightarrow p_o \leq 1.$$

D'une façon similaire, on montre que $p_a \geq 1$.

Le nouvel indice, appelé indice du vecteur dominant corrigé (IVDC), est alors donné par :

$$IVDC = \frac{\sqrt{\left[\sum_{k=0}^{K-1} R_k \cos 2\pi(k/K) \right]^2 + \left[\sum_{k=0}^{K-1} R_k \sin 2\pi(k/K) \right]^2}}{Den(n,N)}$$

4. Évaluation et comparaison des indices

Nous comparons ici la capacité des deux indices à rendre compte de différents aspects des réponses neuronales, relatifs à leur synchronisation avec un signal d'excitation modulé en amplitude. En vue d'une meilleure maîtrise des caractéristiques des réponses neuronales évaluées par les indices de synchronisation, une base de réponses tests est utilisée. Cette base de tests doit permettre d'isoler certains types de réponses neuronales sur lesquels les indices seront évalués et comparés.

Nous évaluerons les performances des deux indices en tenant compte des trois défauts suivants :

- non-détection de modulations
- détection de modulations non existantes
- non-régularité dans la fréquence d'émission des potentiels d'action.

La base de réponses tests est alors construite à partir d'un signal de référence donné par un peigne de Dirac de période $T_r = 1/f_r$ et de durée T , où f_r est la fréquence de modulation. Ce signal contient N ($N = T/T_r$) potentiels d'action (idéalisés ici par un simple pic) correspondant aux instants t_{oi} de détections des modulations.

Les non-détections de modulations correspondent à des potentiels d'action non émis. Cette caractéristique est prise en

¹ Pour le dénominateur de l'IVD, on a : $\sum_{k=0}^{K-1} R_k = n$

compte en supprimant aléatoirement du signal de référence le nombre souhaité de potentiels d'action. Pour reproduire N_o non-détections, un tirage aléatoire de N_o instants parmi les N instants t_{oi} est réalisé, et les PA à ces instants de détection sont supprimés du signal de référence pour obtenir la réponse neuronale souhaitée. Une détection fautive correspond à l'émission d'un potentiel d'action malgré l'absence de frontière de modulation dans le signal d'excitation. Ce comportement est reproduit par l'introduction aléatoire de N_a potentiels d'action sur l'ensemble de la réponse test. La non-régularité dans la fréquence d'émission des potentiels d'action est reproduite en introduisant une durée d'incertitude T_v dans les instants d'émission, durée centrée autour de chaque instant d'émission idéal t_{oi} (issu du signal de référence). Chaque potentiel d'action consiste alors en une réalisation t_i d'une variable aléatoire uniformément répartie sur l'intervalle $[t_{oi} - T_v, t_{oi} + T_v]$.

La comparaison des deux indices de synchronisation a été réalisée sur les signaux de la base de réponses tests. Dans ce qui suit, les paramètres de pénalisation de la normalisation utilisée pour le calcul de L'IVDC sont fixés à $p_o = 0,5$ pour les oublis et $p_a = 2$ pour les ajouts.

Le point faible de la mesure du vecteur dominant ayant conduit à cette étude est qu'il ne rend pas compte de la présence de non-détections dans les réponses neuronales. Cette particularité est illustrée sur la Figure 2 présentant le comportement des deux indices face au seul défaut de non-détections. L'IVD reste égal à 1 quel que soit le pourcentage de modulations non détectées, avant de chuter à zéro lorsqu'aucun potentiel d'action n'est émis. Par opposition, le nouvel indice permet de rendre compte des non-détections, il décroît ainsi continûment en parabole inverse vers zéro lorsque le nombre de non-détections augmente. Le choix $p_o = 0,5$ correspond à un comportement dont la sévérité face aux non-détections augmente exponentiellement. Quelques modulations non détectées ne seront pas pénalisées trop fortement. D'autres comportements sont possibles en pénalisant plus fortement la réponse neuronale dès les premiers oublis.

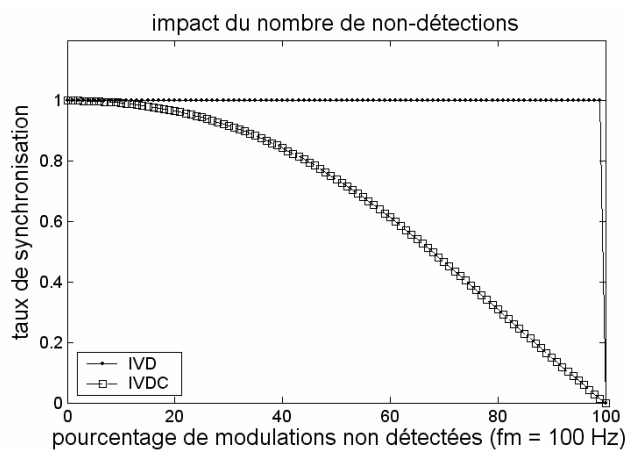


FIG. 2 : comportement des deux indices de synchronisation face à la quantité de non-détections.

Pénalisation des oublis $p_o = 0,5$.

Le comportement des indices face au nombre de détections fausses contenues dans les réponses neuronales est donné Figure 3 pour $p_a = 2$. Les comportements sont identiques dans la forme : la valeur des indices décroît exponentiellement lorsque le nombre de détections fausses

augmente. Le comportement du nouvel indice peut être modifié avec le paramètre de pénalisation des ajouts p_a . Donner une valeur plus élevée à ce paramètre entraîne une augmentation de la sévérité des indices, les petits nombres d'ajouts étant alors plus fortement pénalisés.

Nous avons ensuite étudié le comportement des deux indices face à la seule évolution du niveau d'incertitude dans les instants d'émission de potentiels d'action. Les deux indices, non représentés ici, donnent les mêmes résultats. Ceci est dû à la présence dans les réponses neuronales du nombre exact de potentiels d'action, la normalisation étant alors la même ($Den(N, N) = N$).

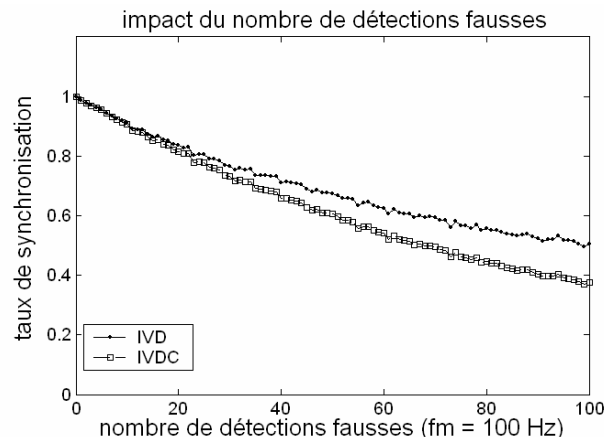


FIG. 3 : comportement des deux indices de synchronisation face à la quantité de détections fausses.

Pénalisation des ajouts : $p_a = 2$.

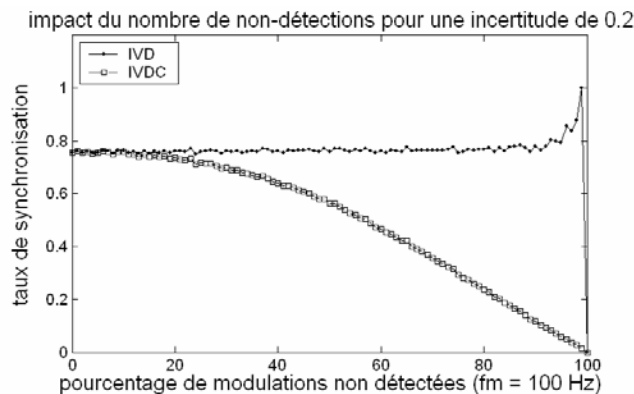


FIG. 4 : comportement des deux indices de synchronisation face à la variation du nombre de non-détections, pour une incertitude dans les instants d'émission $T_v = 0.2T_m$

(avec $T_m = 1 / f_m$).

Il est également intéressant d'observer le comportement des indices pour des réponses neuronales comportant deux types de défauts de synchronisation. Par exemple, la Figure 4 illustre l'évaluation de réponses neuronales contenant une incertitude sur les instants d'émission et dont on fait varier le nombre de non-détections. Cette situation révèle un comportement peu adapté de l'IVD dont la valeur tend à augmenter lorsque le nombre de non-détections augmente. Cependant, le comportement des indices en fonction du nombre de détections fausses en présence d'incertitude est similaire à celui de la Figure 3. La valeur des indices à l'origine (aucune détection fautive) est plus faible à cause de

l'incertitude sur les instants d'émission. La courbure du tracé de l'IVDC dépend de la valeur de p_a .

5. Discussion

Comme nous l'avons vu, l'indice proposé ici est paramétrable (p_o et p_a). Le choix des facteurs de pénalité dépend de l'idée que l'on a de la synchronisation. La Figure 5 présente les résultats du nouvel indice avec plusieurs paramètres du nouveau dénominateur comparés à ceux de l'IVD. Dans certaines situations, on peut considérer que l'oubli et l'ajout de PA ne posent pas de problème pourvu que ceux-ci soient proches de l'instant d'émission idéal. Dans ce cas, on choisira des valeurs de pénalité proches de 1 (Fig. 5-b), la mesure du vecteur dominant corrigé apportant la correction pour les très faibles taux de décharge. Pour d'autres, c'est la régularité d'émission qui va être importante pourvu que l'instant d'émission des PA soit en moyenne correct. Dans ce cas, on prendra des valeurs éloignées de 1 (Fig. 5-c).

La mesure du vecteur dominant est souvent utilisée en complément du taux de décharge moyen (TDM) d'un neurone (en PA/s). On montre simplement que pour une combinaison donnée de TDM et d'IVD, il ne peut y avoir, à p_o et p_a fixés, qu'une seule valeur pour la mesure d'IVDC. Étant donné les qualités du nouvel indice, ce résultat permet d'apporter la preuve que cette mesure conjointe est nécessaire pour rendre compte de la synchronisation d'une réponse neuronale. Ceci montre qu'il faut être prudent quant à l'interprétation des résultats donnés par la mesure du vecteur dominant en termes de synchronisation, en particulier pour les faibles taux de décharge (relativement à la fréquence de la composante périodique du stimulus). Ce résultat permet de mettre en avant un autre intérêt du nouvel indice puisqu'il regroupe en une seule mesure toute la partie d'information concernant la synchronisation. L'IVDC donne à la fois une meilleure quantification et par la même une visualisation plus aisée de cette information. Bien entendu la mesure de TDM reste indispensable pour caractériser une réponse neuronale pour certains types de codage.

De même, à une combinaison de TDM et de mesure de vecteur dominant corrigé (p_o et p_a fixés) ne peut correspondre qu'une mesure de vecteur dominant. C'est un point important car ceci prouve que l'utilisation du nouvel indice ne fait pas perdre d'information par rapport à l'indice existant. En effet, bien que la banque de signaux tests présente des réponses qui semblent proches des observations, les mécanismes qui engendrent les véritables réponses mesurées sont par nature très différents. En considérant qu'il

n'y a pas de perte d'information et la large utilisation de l'IVD, le bon comportement du nouvel indice ne devrait théoriquement pas poser de problème même si des comparatifs sur données réelles sont indispensables. Enfin, la possibilité de passer de l'IVD à l'IVDC permet de garder une continuité avec les mesures déjà disponibles dans la littérature et d'analyser les signaux plus précisément.

6. Conclusion

Pour résumer le comportement des indices évalués, les résultats obtenus en faisant varier indépendamment les trois caractéristiques de synchronisation sont rappelés ici :

- Impact de l'incertitude : les deux indices présentent un comportement similaire.
- Impact des non-détections : la lacune contenue dans la mesure du vecteur dominant est palliée par la normalisation proposée. Le comportement de l'indice proposé est modifiable avec le paramètre d'oubli p_o .
- Impact des détections fausses : le comportement des deux indices est assez semblable, celui de l'indice proposé est ajustable avec le paramètre d'ajout p_a .

Le nouvel indice permet de prendre en compte le nombre de non-détections et présente pour d'autres défauts de synchronisation un comportement identique ou meilleur que la mesure du vecteur dominant.

Références

- [1] Hewitt M.J. and Meddis R., *A computer model of amplitude-modulation sensitivity of single units in the inferior colliculus*, Journal of Acoustical Society of America, Vol. 95, No. 4, pp. 2145-2159, 1994.
- [2] Wallace M.N., Rutkowski R.G., Shackleton T.M., Palmer A.R., *Phase-locked responses to pure tones in guinea pig auditory cortex*, Neuroreport, 11(18):3989-3993, December, 2000.
- [3] Rosenblum M.G., Pikovsky A.S., Kurths J., Schaefer C., and Tass P.A., *Phase synchronization: from theory to data analysis*, In F. Moss and S. Gielen, editors, Handbook of biological physics, page 297. Elsevier Science, Amsterdam, 2001.
- [4] Goldberg J.M. and Brown P.B., *Responses of binaural neurons of dog superior olivary complex to dichotic tonal stimulation: some physiological mechanisms of sound localization*, J. Neurophysiol, Vol. 32, pp. 940-958, 1969.

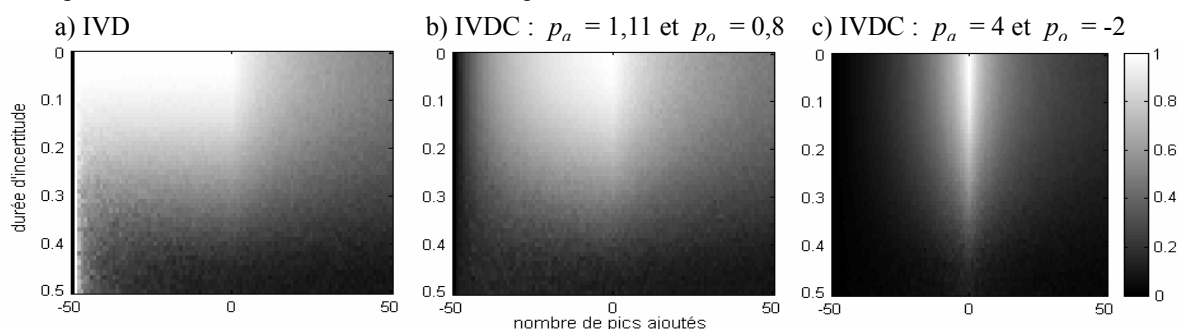


FIG. 5 : valeur des indices en fonction des trois paramètres : oubli (ajout négatif de pics), ajout et incertitude. Moyenne des résultats sur 10 signaux simulés de durée 5 s chacun et de $f_m = 10$ Hz.