

Prévention de la syncope chez l'homme

D. SCHANG¹, G. PLANTIER¹, E. BELLARD², G. LEFTHERIOTIS²

¹ESEO, Ecole Supérieure d'Electronique de l'Ouest,
4, rue Merlet de la Boulaye, BP 30926, 49009 Angers Cedex 1

²Laboratoire de Physiologie, UPRES-EA 2170,
rue haute de Reculée, 49035 Angers

daniel.schang@eseo.fr, guy.plantier@eseo.fr, exploVasc@chu-angers.fr, geleftheriotis@chu-angers.fr

Résumé – Cette étude propose d'améliorer les valeurs de sensibilité et de spécificité d'un test médical de diagnostic de la syncope chez l'homme. Cette amélioration repose notamment sur l'utilisation d'un réseau de neurones.

Abstract – This paper gives a promising technique to predict the outcome of a syncope human test. The use of an artificial neural network allows to predict the issue of the test.

1. Introduction

Dans le domaine de la cardiologie, les syncopes représentent 3% des admissions des services d'urgence et 1 à 6% des hospitalisations. Elles sont fréquemment responsables de traumatismes, parfois graves, aussi bien chez le sujet âgé que le sujet jeune. Malheureusement, malgré un bilan complet comprenant un examen clinique neurologique et cardiaque approfondi, des enregistrements de longue durée de l'électrocardiogramme (*ECG*) et une exploration électrophysiologique, la cause précise de perte de connaissance n'est retrouvée que dans 60% des cas. Le test d'inclinaison ou TILT-test permet d'apporter des premiers éléments de réponse pour ce type de pathologie et surtout d'identifier le mécanisme des malaises afin d'adapter le traitement médical. Ce test est effectué à jeun : le malade doit rester allongé sur la table d'examen pendant 10 minutes en position horizontale, puis la table, mue par un moteur électrique est ensuite inclinée à 60°, 70° ou 80° pendant au maximum 45 minutes. La fréquence cardiaque, la pression artérielle et un *ECG* sont enregistrés de façon synchrone.

De nombreuses études ont tenté de réduire la durée du TILT-test qui peut atteindre 45 minutes si le patient ne fait pas de syncope. Ainsi, [7] se sont intéressés aux 6 premières minutes de ce test qui coïncident avec le début du basculement du patient. Ils obtiennent rétrospectivement sur un groupe de 110 patients, pour un TILT-test à 60°, une spécificité de 100% (la spécificité définit le pourcentage de patients parmi les non syncopés qui sont effectivement classés comme non syncopés) et une sensibilité de 88,6% (la sensibilité définit le pourcentage de patients parmi les syncopés qui sont effectivement classés comme syncopés). Un accroissement de la fréquence cardiaque inférieur à 18 battements par minute conduit les auteurs à prédire l'absence de syncope. Testé prospectivement sur un groupe de 109 patients, ce seuil permet d'obtenir une spécificité de 96,4% et une sensibilité de 87,3%. Pour des raisons évidentes de coût, de récents travaux tentent de réduire encore la durée du TILT-test. Ainsi, [1] ont proposé

de prédire l'apparition d'une syncope pour un TILT-test à 70° en utilisant un signal d'impédancemétrie thoracique. Ce signal varie en fonction de l'éjection cardiaque (voir Figure 1, courbe *Z*), et ce battement par battement. Un seuillage de la moyenne des intervalles de temps *T2* (Figure 1, courbe *dZ/dt*) recueillis durant la période couchée leur permet d'atteindre une sensibilité de 68% et une spécificité de 63% sur un groupe de 68 patients.

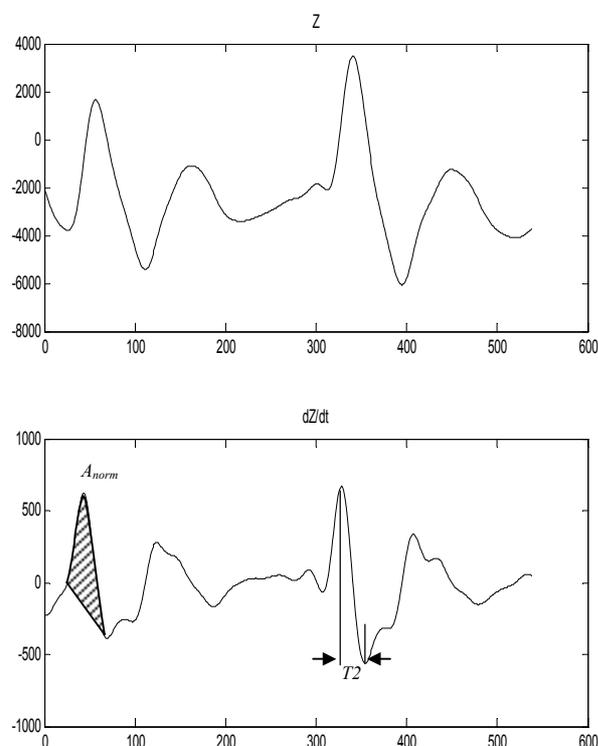


FIG. 1 : indices calculés sur la dérivée de la courbe d'impédancemétrie

Malheureusement, cette étude n'a été réalisée que de manière rétrospective. La méthode proposée vise à améliorer la sensibilité et la spécificité pour un TILT-test à 70° en se fondant sur des index impédancemétriques mesurés pendant la période de repos. Ces index ont été validés rétrospectivement et prospectivement.

2. Acquisition des signaux

2.1 Patients

La base de données de patients a été fournie par le service de cardiologie du CHU d'Angers. Elle contient 129 patients ayant réalisé au moins une syncope durant les 3 derniers mois avant le TILT-test. Des examens médicaux ont permis d'écartier tout type de pathologie lourde. Ces patients ont ensuite été divisés en deux groupes. Le premier groupe de 70 patients a servi à affiner la méthode de prédiction de la syncope (âge moyen : 42±15 ans, extrêmes 18-73 ans, 35 hommes, 37 TILT-test positifs). Le second groupe a permis de valider l'algorithme (59 patients, âge moyen : 42±13 ans, extrêmes 18-69 ans, 28 hommes, 26 TILT-test positifs).

2.2 Mesure de l'impédancemétrie thoracique

Deux types de signaux ont été recueillis pour chaque patient durant le TILT-test : l'ECG et le signal d'impédance (Z). Ces deux signaux ont été mesurés par un impédancemètre (Physioflow, brevet déposé en 1994, Manatec, Biomedical, France [2]). La courbe Z est obtenue par l'injection à haute fréquence (75Khz) et à basse intensité (1.8 mA) d'un courant alternatif entre le cou et la base du thorax. L'ECG et Z sont échantillonnés à 250 Hz et stockés au fur et à mesure sur le disque dur d'un PC raccordé au Physioflow. Deux électrodes sont utilisées pour capter l'ECG; les quatre autres électrodes servent à récupérer le signal d'impédancemétrie. La position des électrodes pour l'impédance n'est pas critique, pourvu qu'au moins une paire soit à la base du cou et l'autre à la base du thorax.

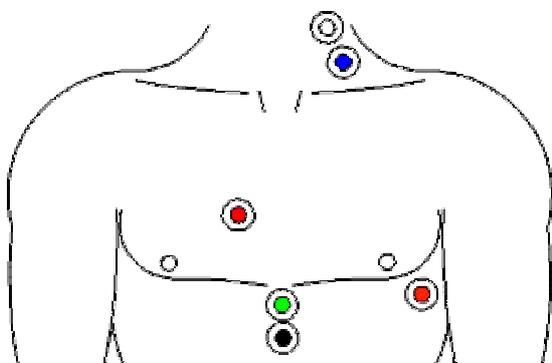


FIG. 2 : positionnement des électrodes

Par ailleurs, cet appareil permet également de calculer en temps réel, tous les 12 battements cardiaques le débit cardiaque du cœur ainsi que les pressions artérielles systoliques et diastoliques et ce, sans comprimer le bras. Ces trois derniers paramètres permettent notamment de prédire les risques d'infarctus [4]. Enfin, l'un des principaux avantages de cet appareil réside dans son caractère non invasif.

2.3 Protocole

Pour chacun des 129 patients, un TILT-test a été réalisé. Tous les tests ont eu lieu entre 14 heures et 17 heures dans une chambre à lumière tamisée et à une température comprise entre 24° et 25°. Après une période de repos de 10 minutes, les patients étaient verticalisés à 70° pour une durée de 45 minutes. En cas d'apparition de syncope ou pré-syncope (pâleur excessive, sueurs), le patient était ramené dans la position horizontale mettant fin au test. Le patient était alors classé comme syncopeur, dans le cas contraire, le patient était considéré comme non syncopeur.

3. Traitement des signaux

3.1 Extraction du $\overline{TEV_{norm}}$ (Temps d'éjection ventriculaire normalisé) et de l'aire A_{norm}

Tous les traitements ont été effectués sous MatLab® (The Mathworks Inc., South Natic, MA, USA). Les prévisions de la syncope reposent sur 4 paramètres qui sont ensuite injectés dans un réseau de neurones. Ces paramètres sont : l'âge du patient, le sexe, le $\overline{TEV_{norm}}$ et l'aire A_{norm} (Figure 1). Tandis que le TEV désigne le temps d'éjection ventriculaire c'est-à-dire l'intervalle de temps entre l'ouverture de la valve aortique et la fermeture de cette valve, le TEV_{norm} désigne la proportion qui est occupée par le TEV durant la totalité d'un battement cardiaque. Ainsi un TEV_{norm} à 25% indique que le temps TEV se déroule pendant $\frac{1}{4}$ du battement cardiaque. L'intérêt de cette normalisation est de s'affranchir de la fréquence cardiaque qui pourrait allonger ou rétrécir artificiellement le TEV . La variable $\overline{TEV_{norm}}$ désignera la moyenne de certains TEV_{norm} ainsi qu'on le verra par la suite. L'aire A_{norm} dont le calcul se justifie par sa corrélation avec le débit cardiaque du patient [6] matérialise l'aire sous la courbe dZ/dt durant le TEV (Figure 1). A l'identique du calcul de $\overline{TEV_{norm}}$, la variable A_{norm} désignera la moyenne de certains A_{norm} . Le $\overline{TEV_{norm}}$ a été déterminé à l'aide des 4 étapes suivantes :

1°) filtrage de la totalité de la courbe d'impédance Z afin d'améliorer le rapport signal sur bruit et de diminuer en particulier les perturbations du 50 Hz. Nous avons utilisé un filtre à réponse impulsionnelle finie passe-bas d'ordre 128 avec une fréquence de coupure égale à 30 Hz. Le filtre synthétisé possède un déphasage linéaire dans la bande passante ce qui réduit au maximum les distorsions du signal utile.

2°) calcul des dérivées $dECG/dt$ et dZ/dt par dérivée centrale à partir des courbes ECG et Z .

3°) extraction de tous les complexes cardiaques à partir de la courbe dZ/dt . Une méthode de seuillage classique fondée sur $dECG/dt$ a été utilisée [5].

4°) réaliser une interpolation linéaire de tous les complexes cardiaques afin qu'ils occupent la même longueur. Arbitrairement, tous les complexes cardiaques ont été normés à une longueur de 1000 ms. Ainsi, un TEV valant 200 ms indiquera que le TEV_{norm} vaut 20%.

5°) durant les 10 minutes de la période couchée :

5.a) calculer 12 TEV_{norm} instantanés $TEV_{norm}^{inst}(1)$, $TEV_{norm}^{inst}(2)$, ..., $TEV_{norm}^{inst}(12)$.

5.b) rejeter parmi les $TEV_{norm}^{inst}(i)$ ($i \in [1;12]$) les 3 plus petites valeurs,

5.c) rejeter parmi les $TEV_{norm}^{inst}(i)$ ($i \in [1;12]$) les 3 plus grandes valeurs,

5.d) répéter les étapes 5.a) à 5.c) jusqu'à la fin de la période allongée et faire la moyenne de toutes les valeurs restantes pour obtenir la valeur $\overline{TEV_{norm}}$.

Ce procédé de moyennage roulant qui ne conserve à chaque fois que 6 valeurs sur 12 a été emprunté à l'appareil Physioflow [2] qui utilise cette méthode pour calculer le débit cardiaque. Un filtrage souple des valeurs aberrantes a ainsi pu être réalisé. La valeur $\overline{A_{norm}}$ a été déterminée de la même manière que le $\overline{TEV_{norm}}$ (moyenne roulante de 6 valeurs sur 12 valeurs, ...).

3.2 Réseau de neurones

Après de très nombreux essais, l'architecture qui a conduit aux meilleurs résultats fut un réseau de neurones avec 6 neurones en couche cachée et 2 neurones en couche de sortie (Figure 2). Les données en entrée du réseau, âge, sexe, $\overline{TEV_{norm}}$ et $\overline{A_{norm}}$, ont été prétraitées afin d'obtenir pour chacune d'elles une moyenne nulle et un écart type de 1. La sortie du réseau de neurone valait (1,0) pour un patient syncopeur tandis qu'elle valait (0,1) pour un patient non syncopeur. Toutes les fonctions d'activation sont du type sigmoïde.

L'apprentissage a été réalisé sur le corpus de 70 patients. Pour chaque série de 1000 apprentissages, une division aléatoire des 70 patients en un groupe de 45 patients pour l'apprentissage et un groupe de 25 patients pour la validation a été réalisée. Le corpus de 59 patients servait ensuite de test. Tous les apprentissages ont été réalisés sur la base de l'algorithme de Levenberg-Marquardt. Afin d'éviter le surapprentissage, la phase d'apprentissage était stoppée dès que l'erreur quadratique remontait au dessus de $1.05 \times$ minimum de l'erreur quadratique obtenue lors de la phase de descente de l'erreur sur le corpus de 25 patients.

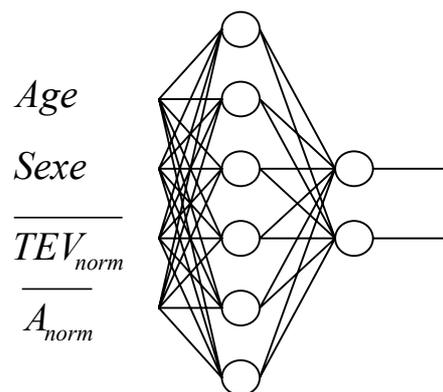


FIG. 3 : architecture du réseau de neurones

4. Performances de la méthode

Les résultats qui figurent dans le tableau ci-dessous démontrent une amélioration sensible des résultats par rapport à l'existant, en particulier dans la phase prospective. La spécificité s'améliore de 10% en prospectif par rapport aux travaux de [1] qui ne sont que rétrospectifs. Par ailleurs, ces valeurs sont à considérer par rapport à la reproductibilité du TILT-test dont plusieurs travaux ont montré qu'elle se situait entre 67% et 85%. Si ces dernières valeurs semblent assez faibles, elles sont relativement satisfaisantes dans le cadre de cette pathologie très fluctuante dans son expression [3]. Enfin l'effectif des groupes étudiés qui peut sembler faible *a priori* est significativement plus grand que celui des études actuelles.

TAB. 1 : performances de Bellard et al., 2003

Type d'approche :	Bellard et al., 2003 :
Nature du groupe :	Groupe rétrospectif
Nombre de patients :	n=68
Spécificité :	63%
Sensibilité :	68%
$\sqrt{(1-\frac{spécificité}{100})^2 + (1-\frac{sensibilité}{100})^2}$	0.48

TAB. 2 : performances rétrospectives de l'approche proposée

Type d'approche :	Approche proposée :	
Nature du groupe :	Groupes rétrospectifs	
Nombre de patients :	n=45	n=25
Spécificité :	100%	82%
Sensibilité :	100%	71%
$\sqrt{(1-\frac{spécificité}{100})^2 + (1-\frac{sensibilité}{100})^2}$	0.00	0.34

TAB. 3 : performances prospectives de l'approche proposée

Type d'approche :	Approche proposée :
Nature du groupe :	Groupe prospectif
Nombre de patients :	n=59
Spécificité :	73%
Sensibilité :	69%
$\sqrt{\frac{(1-\text{spécificité})^2}{100} + \frac{(1-\text{sensibilité})^2}{100}}$	0.41

5. Conclusion

Le principale originalité de cet article réside dans sa tentative de prédiction de la syncope dès la position couchée alors que toutes les études actuelles nécessitent que le patient ait été basculé au préalable.

Les résultats confirment la possibilité de détecter automatiquement l'occurrence de syncope au TILT-test avec une sensibilité de 69% et une spécificité de 73% sur un groupe prospectif de patients. Les résultats sont très encourageants et une poursuite de l'étude (augmentation de la base de données, ajout de nouvelles variables) devrait permettre d'améliorer encore ces résultats, en vue d'une application pratique d'aide au diagnostic et d'intégration future dans l'impédancemètre Physioflow.

Références

- [1] Bellard E, Fortrat JO, Schang D, Dupuis JM, Victor J, Lefthériotis G. Changes in transthoracic impedance signal predict outcome of 70° head-up tilt test. To appear in *Clinical Science*, 2003.
- [2] Bour J, Schang D, Notton P. *Apparatus for measuring and processing physiological signals and automatic method therefor*. Patent PCT/FR94/00930, 1994.
- [3] Buitler M, Grogan EW, Picone MF, and Casteen JA. Immediate reproductibility of the tilt-table test in adults with unexplained syncope. *Am J Cardiol* 1993;71 :304-307.
- [4] Dupuis JM, Prunier F, Abi-Khalil, Pezard Ph, Bour F, Geslin Ph. Best detection of coronary artery disease using a new generation impedance cardiography. Comparison to exercise thallium 201 scintigraphy. *Heart Journal* 2000;83 supplement II.
- [5] Friesen GM, Jannett TC, Jadallah MA, Yates SL, Quint SR, Nagle HT. A comparaison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transactions on biomedical engineering*. Vol 37 : p85-98, 1990.
- [6] Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP, Witsor DA, Matison RH. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med*. Vol 37 : p1208-1212, 1966.
- [7] Mallat Z, Vicaut E, Sangaré A, Verscueren J, Fontaine G, Frank R. Prediction of head-up tilt test result by analysis of early heart rate variations. *Circulation*;96 :581-584, 1997.