



Contribution au développement d'un système portable d'évaluation de l'état de gravité d'un blessé polytraumatisé

Guillaume Jean-Paul Claude Becq, Sylvie Charbonnier, Philippe d'Aléo,
Pierre Baconnier, Lionel Bourdon

► To cite this version:

Guillaume Jean-Paul Claude Becq, Sylvie Charbonnier, Philippe d'Aléo, Pierre Baconnier, Lionel Bourdon. Contribution au développement d'un système portable d'évaluation de l'état de gravité d'un blessé polytraumatisé. *Médecine et Armées*, 2006, 34 (1), pp.5-9. hal-00343589

HAL Id: hal-00343589

<https://hal.science/hal-00343589>

Submitted on 2 Dec 2008

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

CONTRIBUTION AU DÉVELOPPEMENT D'UN SYSTÈME PORTABLE D'ÉVALUATION DE L'ÉTAT DE GRAVITÉ D'UN BLESSÉ POLYTRAUMATISÉ

G. BECQ, S. CHARBONNIER, PH. D'ALÉO, P. BACONNIER, L. BOURDON

RÉSUMÉ

L'une des missions prioritaires du Service de santé des armées est le soutien médical précoce des blessés sur le terrain. Un système portable autonome pourrait permettre d'apporter une aide à la décision pour la récupération des blessés et permettre un triage plus facile. Pour évaluer l'intérêt d'un tel système, un modèle de perte de sang continue à débit contrôlé sur de jeunes porcs (19 animaux d'environ 20 kg) a été élaboré de façon à mimer la perte de sang occasionnée par une lésion balistique au niveau d'un membre. La base de données obtenue au cours des expérimentations a servi de référence pour la mise au point d'un système de classification automatique supervisée (fondée sur l'avis d'un expert) en quatre classes : pas de choc, choc compensé, choc décompensé, choc irréversible. L'estimation de la performance du diagnostic quand il est obtenu sur des données nouvelles acquises uniquement avec des capteurs portables, est présentée ; elle indique un taux d'erreur inférieur à 40 % par rapport à la classification de l'expert. Les variables pertinentes retenues par le système sont la saturation pulsée en oxygène, la fréquence cardiaque et la température cutanée.

Mots-clés : Apprentissage supervisé. Choc hémorragique. Capteurs non-invasifs. Classification. Polytraumatisés. Porcs. Reconnaissance de formes. Scores. Triage.

ABSTRACT

CONTRIBUTION TO AN AUTOMATED REMOTE SCORING DEVICE FOR POLYTRAUMATISM.

One of the main missions of the French Military Medical Service is to assist wounded soldiers in the field. Confronted to mass casualties, a triage process is necessary to give priorities in the treatment among them. A wearable system could be an asset to help for this decision making process. In order to test such a system, a model of controlled continuous blood loss, simulating a ballistic lesion of a member, was evaluated on 19 young (about 20 kg) swines. The database obtained from these experiments was used to generate a system based on pattern recognition by a supervised learning of an expert classification into four classes of hemorrhagic shock (no shock, compensated shock, uncompensated shock, irreversal shock). The estimation of the performance when new data are presented while using only data from wearable sensors leads to an average error rate less than 40 %. Features retained by the systems are the blood oxygen saturation from a pulse oximeter, the heart rate, and the skin temperature.

Keywords : Classification. Hemorrhagic shock. Non invasive sensors. Pattern recognition (system). Persons with multiple traumas. Pigs. Scores. Supervised learning. Triage.

(Médecine et armées, 2006, 34, 1, 5-9)

I. INTRODUCTION.

Le triage en situation de catastrophe consiste à désigner les blessés devant être traités en priorité parmi un nombre qui dépasse la capacité de prise en charge des moyens de secours disponibles (mobilisés). Pour le faciliter, des scores permettant de quantifier la gravité des

traumatismes ont été développés : soit en évaluant les lésions traumatiques, soit en évaluant les atteintes physiologiques ou fonctionnelles, ou bien en considérant ces deux types d'évaluations. (1, 2). Les scores fonctionnels prennent en compte les trois grandes fonctions vitales : respiratoire, cardio-circulatoire et neurologique. Cette dernière est au centre du score « de Glasgow » (*Glasgow Coma Scale, GCS*) (3) qui synthétise en un index unique des éléments de réponse verbale, motrice et visuelle. Les fonctions respiratoires, circulatoires et neurologiques ont été initialement évaluées par le « trauma score » proposé par Champion en 1981 (4). Cet

G. BECQ, ingénieur ENSIEG. S. CHARBONNIER, docteur-ingénieur. PH. D'ALÉO, TPCSSA surveillant au CRSSA. P. BACONNIER, praticien hospitalier. L. BOURDON, médecin en chef, praticien professeur agrégé du SSA.

Correspondance : L. BOURDON, CRSSA/DFH/NPS, BP 87, F-38702 La Tronche Cedex.

index a été simplifié puis affiné quelques années plus tard dans le « *prehospital index* » qui comporte un facteur pronostic (5, 6).

L'un des scores anatomiques le plus employé est le Injury and Severity Score (ISS) (7, 8) qui prend en compte pour chaque blessure sa nature, sa localisation et sa gravité. L'association de l'âge à ce score permet d'apprécier le risque de mortalité. Il a récemment été mis à jour dans la classification internationale des maladies pour évoluer en ICISS (*International Classification of Disease-9 based Injury Severity Score*) (9). Enfin, la combinaison de plusieurs scores a été proposée pour élaborer des scores mixtes, dont le TRISS (*Trauma Score Injury and Severity Score*) (10) et l'ASCOT (*A Severity Characterization of Trauma*) (11) qui permettent de faire un pronostic de survie plus fin, au plan statistique, mais au prix d'une détermination plus complexe.

L'objet de nos travaux est de réaliser un système automatique portable capable de donner un score reflétant le degré d'urgence avant d'effectuer le relevage d'un blessé. Cela exclut l'appréciation de l'état neurologique, trop difficile à faire sans la participation d'un observateur, de même que celle de l'état de gravité des blessures. L'un des éléments déterminants dans le temps de survie d'un blessé polytraumatisé est la perte de sang (12) particulièrement sur les théâtres d'opération militaire où elle représente la première cause de décès des blessés qui auraient pu être sauvés (13). L'objectif de ce travail a donc été d'analyser les techniques d'apprentissage automatique (14) permettant de réaliser une classification de l'état de gravité d'un blessé, liée à la perte de sang (15), en se fondant uniquement sur des mesures non-invasives susceptibles d'être réalisées de façon automatique sur le terrain.

Pour générer les données nécessaires à l'étude, nous avons réalisé des hémorragies contrôlées sur un modèle expérimental biologique. Un expert a analysé en temps différé les données pour déterminer l'état de gravité du choc de chacun des animaux et ainsi créer la « cible » d'apprentissage des automates. Plusieurs techniques d'apprentissage ont été utilisées prenant en compte soit les données utilisées par l'expert soit uniquement des données obtenues par des techniques non-invasives ; leurs résultats ont été évalués ensuite par une technique statistique réaliste.

II. MATÉRIELS ET MÉTHODES.

A) MODÈLE EXPÉRIMENTAL.

Le choix du modèle animal (16) a porté sur le porc juvénile (environ 20 kg) femelle. Après acceptation du protocole par le comité consultatif d'éthique de l'établissement, 19 animaux ont subi le même protocole comportant deux phases : instrumentation puis spoliation sanguine, sous anesthésie adaptée. Brièvement, les animaux reçoivent avant l'expérimentation une injection IM de neuroleptique spécifique (azapérone, 2 mg. kg⁻¹) puis une demi-heure plus tard une injection IM d'un

mélange kétamine/xylazine (15 et 2 mg. kg⁻¹ respectivement). L'induction anesthésique est réalisée au masque (isoflurane à 4 % en mélange hyperoxique à 50 %), et après intubation endotrachéale, l'animal est placé en ventilation mécanique (F_IO₂ 50 % ; VE environ 3 l. min⁻¹) sous isoflurane à environ 1 % jusqu'à la fin de l'instrumentation. L'analgésie est obtenue par une injection SC de buprénorphine (0,3 mg). L'instrumentation consiste en la pose des capteurs permettant le monitoring de l'ECG, de l'oxymétrie de pouls, des températures profondes et cutanées et après dénudation, d'un cathéter deux voies (pression, gazométrie) dans la carotide commune gauche et d'un cathéter trois voies (pression, prélèvement, injection) dans la jugulaire interne gauche. Les animaux sont enfin équipés de sangles de pléthysmographie thoracique et abdominale qui permettent le recueil des mouvements ventilatoires.

Après l'instrumentation, les animaux sont placés dans la position qui permet la meilleure ventilation spontanée et la ventilation mécanique est arrêtée. L'anesthésie est alors maintenue par perfusion de propofol à la plus petite dose possible (1 mg. min⁻¹ en moyenne).

Après une demi-heure d'état stable dans ces conditions, la spoliation sanguine est commencée. Elle est obtenue par prélèvement à la pompe en secteur veineux au débit de 50 % du volume sanguin total théorique en 90 min (5 à 8 ml. min⁻¹ en moyenne) ; elle est arrêtée aux premiers signes d'agonie. L'euthanasie est alors réalisée par surdosage massif d'anesthésique IV (pentobarbital, 20 ml).

B) TRAITEMENT DES DONNÉES.

L'acquisition des données est réalisée à la fréquence maximale de 500 Hz par une centrale Biopac MP150 contrôlée par le logiciel AcqKnowledge. Les données enregistrées ainsi en continu pendant toute la durée de l'expérimentation sont l'ECG (une voie), la pression artérielle (PA), la pression veineuse centrale (PVC), les signaux d'oxymétrie (tracés et valeur de SpO₂ sur deux systèmes), les températures corporelles profonde (T_{co}) et cutanée (T_{sk}), les mouvements thoraciques et abdominaux et la fraction finale en CO₂ de l'air expiré (F_{ET}CO₂). De plus, la quantité de sang prélevé est notée environ toutes les 3 minutes.

L'analyse des données brutes a été réalisée en temps différé avec le logiciel de calcul technique Matlab (MathWork Inc.) et a comporté principalement l'application de filtres passe-bande adaptés puis l'extraction des variables souhaitées, dont les valeurs moyennes sur des fenêtres glissantes sans recouvrement de 1 min. ont été retenues. Par exemple, le potentiel cutané thoracique est une donnée brute (ECG) dont le traitement permet d'obtenir la fréquence cardiaque (valeur moyenne sur une minute) mais aussi la séquence des accidents RR dont le traitement secondaire (sur-échantillonnage, intégration de la transformée de Fourier rapide, etc.) aboutit à la détermination du rapport « hautes fréquences/basses fréquences », usuellement compris comme un index de la balance sympatho-vagale. Au total, 22 variables différentes ont été extraites des données brutes ; elles

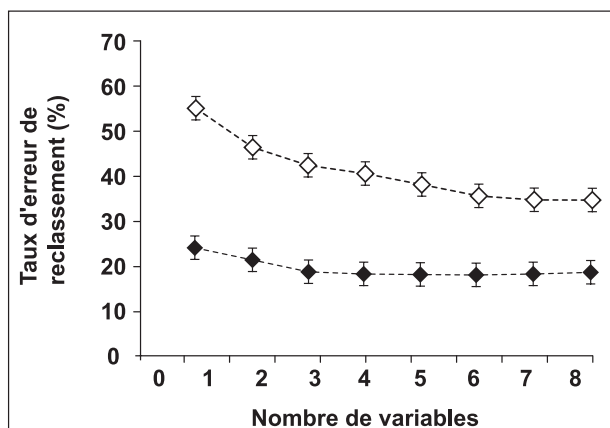


Figure 1. Le taux d'erreur des classifieurs (le classifieur Bayésien quadratique pour cet exemple) dépend de la nature des variables analysées et de leur nombre. Les symboles clairs représentent les résultats obtenus avec les variables portables exclusivement, dans l'ordre : SpO₂, FC, T_{sk}, PulsO₂, sECG, FR_{tho}, LFHFSpO₂, pVT_{tho} ; les symboles sombres représentent les résultats obtenus quand toutes les variables portables et non-portables peuvent être intégrées, dans l'ordre : PAM, FC, T_{sk}, PP, FR_{tho}, T_{co}, LFHFSpO₂, Perte de sang. Dans ce cas, la performance est améliorée.

peuvent être classées en variables « portables », *i.e.* obtenues à partir de capteurs utilisables sur le terrain, et « invasives » (au sens de « non-portables ») pour les autres.

Les variables invasives étudiées ont été : le temps (t_0 = début de la spoliation), la perte de sang (mL), la pression artérielle moyenne (PAM), l'écart type de la pression artérielle (σ_{PA} , calcul basé sur une statistique du signal, reflet de l'activité du signal) ; la pression artérielle diastolique (PAD) ; systolique (PAS) ; pulsée (PP = PAS – PAD) ; la pression veineuse centrale (PVC) ; le rapport des basses sur les hautes fréquences de la PVC (LF/HF_{PVC}) ; la fraction de CO₂ de fin d'expiration (F_{ET}CO₂) ; la température corporelle profonde (T_{co}). Les variables portables retenues ont été l'écart type de l'ECG (σ_{ECG}) ; la fréquence cardiaque (FC) ; les fréquences respiratoires thoraciques et abdominales (FR_{tho} et FR_{abd}), et les pseudo-volumes courants thoraciques et abdominaux (pVT_{tho} et pVT_{abd} , calculés à partir des signaux thoraciques et abdominaux) ; la valeur de la saturation en oxygène du sang artériel (SpO₂), le signal correspondant (PulsO₂), son écart type (σ_{SpO_2}) et le rapport de sa puissance spectrale dans les bandes de fréquence haute et basse (LF/HF_{SpO_2}) ; enfin la température cutanée (T_{sk}).

L'expert a eu accès à toutes les variables pour établir le degré de gravité du choc, minute par minute, en quatre classes : ω_1 à ω_4 correspondants aux stades usuellement admis : absence de choc, choc compensé, choc décompensé, choc irréversible (15).

Différents types d'apprentissage automatique (pour générer des « classifieurs ») ont été étudiés se référant tous au diagnostic de l'expert (apprentissage supervisé) et toujours en deux temps :

- une phase d'apprentissage construite à partir d'une seule variable puis incrémentation d'une variable par cycle d'analyse (sélection [de la variable] par adjonction

sélective) (17, 18), à chaque étape la variable donnant le meilleur résultat est retenue ce qui permet de déterminer le nombre minimal de variables donnant la performance optimale ;

- puis une phase d'évaluation. L'évaluation rigoureuse des apprentissages automatiques est complexe puisqu'elle doit prendre en compte la performance (taux de concordance) mais aussi son potentiel de généralisation, c'est-à-dire la performance réelle attendue sur des données nouvelles. En effet, évaluer les performances d'un classifieur à partir des données d'apprentissage augmente artificiellement les performances de ceux effectuant un apprentissage par-cœur tandis que réserver des données pour l'évaluation revient à renoncer à leur utilisation pour l'amélioration des performances des classifieurs. Nous avons utilisé une technique de validation croisée en utilisant 10 % des données pour l'apprentissage et 10 % des données pour le test (300 échantillons). Une moyenne des résultats obtenus en test sur 30 tirages aléatoires comme décrits précédemment, nous a permis d'obtenir une estimation du taux d'erreur de reclassement (estimation de l'erreur réelle) (19-21). Les données utilisées pour alimenter les classifieurs ont été les variables centrées réduites portables ou complètes (invasives et portables).

Les classifieurs étudiés ont été :

- un classifieur aléatoire qui a valeur de témoin négatif ;
- des classifieurs Bayésiens de type naïf, linéaire, quadratique, k plus proches voisins et à noyau de Parzen (17, 18, 22) ;
- un réseau de neurones à trois couches (23) ;
- un arbre de décision C4.5 (24) ;
- des classifieurs Bayésiens flous de type k plus proches voisins (25).

III. RÉSULTATS.

La spoliation sanguine contrôlée a conduit au décès en 128 ± 20 minutes (min : 90 min ; max. : 180 min) correspondant à une perte de sang de 70 à 90 % du volume sanguin théorique initial (900 à 1 300 ml).

Les résultats obtenus pour un classifieur quadratique sont présentés dans la figure 1 lors de la sélection des variables pertinentes. Quand toutes les variables sont prises en compte, la performance maximale correspond à une erreur de reclassement absolue de 18 ± 2 % (moyenne $\pm$ erreur standard) ; elle est obtenue grâce aux variables PAM, FC et T_{sk}, l'adjonction d'autres variables n'améliorant pas significativement la performance. Quand seules les variables portables sont prises en compte, les variables de plus fort poids sont SpO₂, FC et T_{sk} (par ordre décroissant) qui conduisent à une erreur de 42 ± 3 %. L'erreur la plus basse est de l'ordre de 33 % ; elle est obtenue en prenant en compte neuf variables.

La comparaison des classifieurs a été réalisée sur l'analyse des résultats obtenus en retenant les trois variables portables de plus fort poids. Elle montre (fig. 2) que celui donnant l'erreur la plus faible est le classifieur Bayésien « k plus proches voisins » avec $k=1$. Cependant,

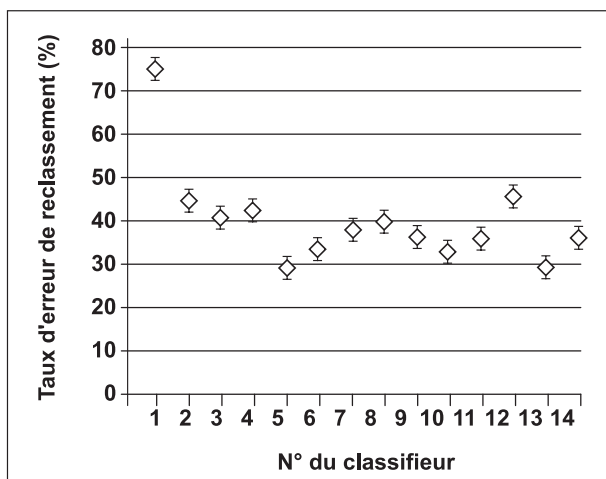


Figure 2. Le taux d'erreur de reclassement dépend de la nature des classifieurs, dans l'ordre: 1) aléatoire; 2) Bayésien naïf, 3) Bayésien linéaire; 4) Bayésien quadratique; 5) Bayésien « plus proche voisin » 6) Bayésien « 4 plus proches voisins »; 7) Bayésien « 15 plus proches voisins »; 8) Bayésien à noyau de Parzen 0,1; 9) Bayésien à noyau de Parzen 0,5; 10) Bayésien à noyau de Parzen 0,99; 11) réseau de neurones multicouches; 12) arbre de décision C4.5; 13) plus proche voisin « flou »; 14) 10 plus proches voisins « flou ».

c'est également l'un de ceux qui est le mieux ajusté aux données d'apprentissage ce qui implique que l'erreur risque d'être considérablement augmentée dans le cadre d'une utilisation sur un nouvel individu. Prenant en compte cette réserve, le classifieur présentant le meilleur compromis est le réseau de neurones qui conduit à une erreur plus réaliste de l'ordre de $37 \pm 2\%$, mais les classifieurs Bayésiens, en particulier quadratique, et les arbres de décisions, présentent des performances très intéressantes.

IV. DISCUSSION.

Il n'existe pas de données disponibles dans la littérature sur la reproductibilité du diagnostic de gravité d'un choc hémorragique par un expert; cela est mieux connu pour le diagnostic du stade de sommeil, qui relève du même processus intellectuel, et dont on sait qu'il varie de 80 à 90 % (26, 27), la principale cause de différence étant liée aux états trop proches pour être bien différenciés. L'utilisation exclusive des variables portables ne permet pas d'espérer descendre en dessous de 30 %. Comme un

nombre important de classifieurs a été testé, le problème réside dans le choix des variables portables utilisées, aucune ne permettant de compenser l'exclusion de la pression artérielle moyenne. Cela amène deux commentaires :

- dans cette expérience, l'expert a effectué la classification en observant *a posteriori* les données et non en examinant le patient, ce qui peut conférer à la pression artérielle un poids qu'elle ne mérite pas ;
- les données portables utilisées ont été fixées *a priori* en fonction des possibilités réalistes de les obtenir sur le terrain avec les moyens actuels (capteurs et calculateurs embarqués) ; les progrès attendus dans ce domaine permettent donc d'envisager des améliorations liées à l'adjonction de variables portables soit corrélées à la PA soit novatrices. C'est vraisemblablement dans l'adjonction de variables dynamiques (tendances) que réside le plus fort gain potentiel de ce type de démarche puisqu'il semble que l'apprentissage supervisé dans un espace d'état ne soit pas suffisamment discriminant pour faire un diagnostic fiable et à plus forte raison un pronostic. Cependant le passage à une analyse dans un espace de phase nécessitera une augmentation sensible des temps de calculs. Ici encore on se heurte aux limites techniques actuelles.

Les apports de cette étude sont cependant importants puisqu'elle montre :

- que la démarche de sélection par adjonction sélective est opérante pour la détermination des variables les plus appropriées et limite très sensiblement leur nombre ;
- que des classifieurs capables de fonctionner en quasi-temps réel, tels que les classifieurs Bayésiens quadratiques, les arbres de décision ou les réseaux de neurones présentent de très bonnes performances ;
- que la procédure d'évaluation sans resubstitution retenue permet d'apprécier la performance d'un classifieur et son potentiel de généralisation.

Remerciements

Cette étude a été initiée par le MC Sarron (DCSSA) et soutenue par la DGA (PEA 98.08.21). Les auteurs remercient vivement MM. A. Roux, D. Maître et H. Chaussard (CRSSA) pour leur soutien important dans la réalisation des expérimentations, ainsi que MM. L. Zoubek et G. Brouillet (LAG-UJF) pour l'exploitation de certains résultats.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Leone M, Antonini F. Scores de Gravité. In: J. Albanèse ed. Le Polytraumatisé. Berlin : Springer-Verlag, 2003 : 9-19.
2. Otteni J. Le polytraumatisé. Collection d'anesthésiologie et de réanimation (vol. 6). Paris: Masson; 1986.
3. Teasdale G, Jennett B. Assessment of coma and impaired consciousness. A practical scale. The Lancet 1974; 2: 81-4.
4. Champion HR, Sacco W, Carnazzo AJ, Copes W, Fouty W. Trauma score. Critical Care Medicine 1981; 9: 672-6.
5. Koehler J, Baer B, Malafa S, Meindersma M, Navitskas N, Huizenga J. Prehospital index: a scoring system for field triage of trauma victims. Annals of Emergency Medicine 1986; 15: 178-82.
6. Koehler J, Malafa S, Hillesland J. A multicenter validation of the prehospital index. Annals of Emergency Medicine 1987; 16: 380-5.
7. Baker S, O'Neill B, Haddon W, Long W. The injury severity score: a method for describing patients with multiple injuries and

- evaluating emergency care. *J Trauma* 1974; 14: 187-96.
8. Baker S, O'Neill B. The injury severity score: an update. *J Trauma* 1976; 16: 882-5.
 9. Osler T, Rutledge R, Dies J, Bedrick E. ICISS: an international classification of disease-9 based injury severity score. *J Trauma* 1996; 39: 380-6.
 10. Boyd C, Tolson M, Copes W. Evaluating trauma care: the TRISS method. *Journal of Trauma* 1987; 27: 370-8.
 11. Copes W, Champion HR, Sacco W, Lawnick M, Gann D, Gennarelli T et al. Progress in characterizing anatomic injury. *Journal of Trauma* 1990; 30: 1200-7.
 12. Violet R. Aspects hémodynamique de la prise en charge du traumatisé. In: J. Albanèse ed. *Le Polytraumatisé*. Berlin: Springer-Verlag, 2003 : 21-32.
 13. Quintin L. Diagnostic précoce et secours primaire sur le champ de bataille. Rapport technique DGA, 2000.
 14. Becq G, Charbonnier S, Bourdon L, Baconnier P. Evaluation of a device scoring classes of hemorrhagic shock. "IEEE Engineering in Medicine and Biology Society" (EMBS), 26th Annual International Conference, San Francisco, California, 1-5 sept 2004
 15. Guyton AC. Circulatory shock and physiology of its treatment. In Guyton AC ed. *Handbook of Physiology* (8^e ed). Boston: WB Saunders Company, 1991 : 263-71.
 16. Majde JA. Animal models for haemorrhage and resuscitation research. *Journal of Trauma* 2003; 54: 100-5.
 17. Dubuisson B. *Diagnostic et reconnaissance des formes*. Paris: Hermès; 1990.
 18. Fukunaga K. *Introduction to Statistical Pattern Recognition* (2e ed). San Diego: Academic Press; 1990.
 19. Cornuéjols A, Miclet L. *Apprentissage artificiel, concepts et algorithmes*. Paris: Eyrolles; 2002.
 20. Kohavi R. *Wrappers for performance enhancement and oblivious decision graphs*. PhD thesis of Stanford University; 1995 : 187 p.
 21. Therrien CW. *Decision Estimation and Classification : an introduction to pattern classification and related topics*. Boston: John Wiley and Sons; 1989.
 22. Artioli E, Avanzolini G, Barbini P, Cevenini G, Gnudi G. Classification of postoperative cardiac patients: comparative evaluation of four algorithms. *Int J Biomed Comput* 1991; 29: 257-70.
 23. Thiria S, Lechevallier Y, Gascuel O, Canu S. *Statistique et méthodes neuronales*. Paris: Dunod; 1997.
 24. Quinlan J.-R. *C4.5: Programs for Machine Learning*. San Mateo: Morgan Kaufman Publishers; 1993.
 25. Keller JM, Gray MR, Givens JA. A fuzzy k-nearest neighbor algorithm. *IEEE Trans Syst Man Cyber* 1985; 15: 580-5.
 26. Hirshkowitz M. Standing on the shoulders of giants: the standardized sleep manual after 30 years. *Sleep Med Rev* 2000; 4: 169-79.
 27. Becq G, Charbonnier S, Chapotot F, Buguet A, Bourdon L, Baconnier P. Comparaison between five classifiers for automatic scoring of human sleep recordings. In Li Y ed: *Fuzzy Systems and Knowledge Discovery*. Singapore: University Press; 2002.



Centre de recherche du Service de santé des armées (CRSSA).