

Επίδραση Συνθηκών Εξομοιωμένου Θορύβου στην Απόδοση Συστήματος Αναγνώρισης Μορφών Ηλεκτροεγκεφαλογραφικού Σήματος

Καλατζής Ι., Δ. Γκλώτσος, Ε. Αθανασιάδης, Γεωργιάδης Π., Νίνος Κ., Βεντούρας Ε., Κάβουρας Δ.

*Εργαστήριο Επεξεργασίας Ιατρικού Σήματος και Εικόνας,
Τμήμα Τεχνολογίας Ιατρικών Οργάνων, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα (Τ.Ε.Ι.) Αθήνας*

Λέξεις κλειδιά: Προκλητά Δυναμικά, Πιθανοκρατικό Νευρωνικό Δίκτυο, Αναγνώριση Μορφών, Ανάλυση Σήματος

Περίληψη: Σκοπός: Η μελέτη της ευρωστίας ενός συστήματος αναγνώρισης μορφών για τη διάκριση υγιών από ασθενείς υπό την επίδραση θορύβου σε ηλεκτροεγκεφαλικά σήματα Προκλητών Δυναμικών (ΠΔ). Μεθοδολογία: Καταγραφές σημάτων ΠΔ προσομοιώθηκαν δημιουργώντας δύο σειρές σημάτων, βασισμένων σε πρότυπα πραγματικών σημάτων από υγιείς και ασθενείς, με διάφορα επίπεδα προστιθέμενου Γκαουσιανού θορύβου. Από τα σήματα που προέκυψαν, υπολογίστηκαν ένας αριθμός χαρακτηριστικών ποσοτήτων ποσότητες των κυματομορφών και χρησιμοποιήθηκαν ως είσοδος σε ένα σύστημα ταξινόμησης με ομαδοποίηση βασισμένη σε κανόνα πλειοψηφίας τριών ταξινομητών, του Μπαεζιανού ταξινομητή, του ταξινομητή k -Πλησιέστερων Γειτόνων (k -NN) και του ταξινομητή Πιθανοκρατικού Νευρωνικού Δικτύου (PNN). Αποτελέσματα: Οι ακρίβεια ταξινόμησης των μεμονωμένων ταξινομητών ήταν άνω του 80% για τον PNN και πάνω από 75% για τον k -NN και τον Μπαεζιανό. Η δομή ομαδοποίησης βελτίωσε την ακρίβεια της ταξινόμησης σε πάνω από 87% για όλα τα επίπεδα θορύβου που ελέγχθησαν. Συμπέρασμα: Τα αποτελέσματα παρέχουν μια εκτίμηση της ευστάθειας του συστήματος ομαδοποίησης που αναπτύχθηκε, που μπορεί να είναι σημαντική για τον κλινικό ιατρό δεδομένου ότι τα πραγματικά σήματα ΠΔ είναι πάντοτε αλλοιωμένα από Η/Μ θόρυβο.

1. Εισαγωγή

Τα ηλεκτροεγκεφαλογραφικά σήματα Προκλητών Δυναμικών (ΠΔ) είναι ηλεκτρικά δυναμικά, συνήθως μετρημένα στο κρανίο, και διακρίνονται για την υψηλή τους χρονική διακριτική ικανότητα, επιτρέποντας τη μη επεμβατική παρατήρηση σε πραγματικό χρόνο της μεταβολών της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια επεξεργασίας πληροφοριών σχετιζόμενων με την παρουσίαση ερεθισμάτων (γεγονότων) στο υποκείμενο

(Fabiani et al. 2000). Τα καθυστερημένα θετικά συστατικά της κυματομορφής των ΠΔ, όπως τα P300 και P600, έτυχαν ειδικής προσοχής στην έρευνα των ΠΔ. Και τα δύο προαναφερόμενα συστατικά σχετίζονται με διαδικασίες της δρώσας μνήμης (ΔΜ), με το P300 να σχετίζεται περισσότερο με την επιτόπου και πραγματικού χρόνου ενημέρωση της ΔΜ ή και με λειτουργίες προσοχής εμπλεκόμενες στη συγκεκριμένη υπηρεσία (Polich 1998). Το P600 πιστεύεται ότι αντικατοπτρίζει το στάδιο αντίδρασης σε επιλογή της επεξεργασίας της πληροφορίας (Falkenstein et al. 1994) και έχει σχετιστεί με τη λειτουργία της ΔΜ (Guillem et al. 1988, Garcia-Larrea and Cezanne-Bert 1998, Grunwald et al. 1999, Guillem et al 1999, Frisch et al 2003).

Η έρευνα σχετικά με τα μακράς καθυστέρησης συστατικά ΠΔ όπως τα N100, P200, N200, P300, N400 και P600 κερδίζει ευρύ ενδιαφέρον στην Ψυχιατρική, διότι αυτά τα συστατικά παρέχουν πληροφορίες για τη φύση, το χρονισμό και την έκταση της εγκεφαλικής ενεργοποίησης που βρίσκεται υποκρύπτεται κάτω από τις γνωστικές διαδικασίες (Boutros et al. 1977, Fabiani et al. 2000).

Για την κατανόηση της φύσης και της πορείας των νευρολογικών ή των ψυχολογικών ανωμαλιών είναι σημαντικό να διασαφηνιστούν ζητήματα σχετικά με τις διαγνωστικές απαιτήσεις και την αποτίμηση της θεραπείας. Τα σήματα Προκλητών Δυναμικών (ΠΔ), μετρούμενα στο κρανίο, αποτελούν μέθοδο επιλογής για το σκοπό αυτό καθώς, λόγω της υψηλής τους χρονικής διακριτικής ικανότητας, επιτρέπουν μη επεμβατική και σε πραγματικό χρόνο παρατήρηση των μεταβολών της ηλεκτρικής δραστηριότητας του νευρωνικών κυκλωμάτων κατά τη διάρκεια της επεξεργασίας της πληροφορίας που σχετίζεται με την παρουσία ερεθισμάτων (γεγονότων) (Johnson 1995).

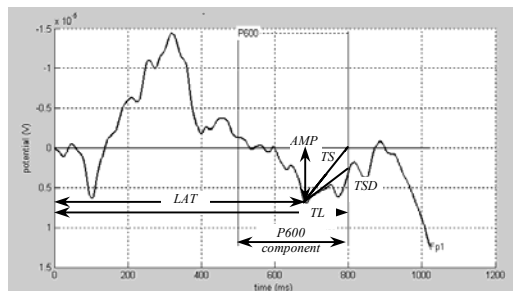
Ο σκοπός της παρούσης εργασίας είναι να ελεγχθεί η ευρωστία ενός συστήματος ομαδοποιημένης ταξινόμησης, κάτω από διάφορα ε-

πίεδα Γκαουσιανού θορύβου, χρησιμοποιώντας προσομοιωμένη δραστηριότητα ΠΔ αντιπροσωπευτική για τις κατηγορίες πληθυσμού υγιών και ασθενών υποκειμένων.

II. Μεθοδολογία

Δραστηριότητα ΠΔ προσομοιώθηκε σε 15 ηλεκτρόδια, δημιουργώντας δύο ομάδες προτύπων που αντιπροσώπευαν υγιείς και ασθενείς. Λευκός Γκαουσιανός θόρυβος διαφόρων επιπέδων (1%, 2%, 5%, 10%, 15% and 20%) προστέθηκε στα πρότυπα σήματα, δημιουργώντας δύο κατηγορίες (υγιείς και ασθενείς) με έξι σειρές (μία για κάθε επίπεδο θορύβου) προσομοιωμένων ΠΔ (πΠΔ).

Στη συνέχεια, πέντε (5) μορφολογικά χαρακτηριστικά υπολογίστηκαν από το συστατικό P600 (500-800ms) των τελικών σημάτων πΠΔ και συγκεκριμένα (i) το πλάτος (AMP) και (ii) και ο λανθάνων χρόνος (LAT) του μεγίστου του σήματος εντός του P600, (iii) ο χρόνος περάτωσης του σήματος (TL), που ορίστηκε ως η χρονική στιγμή του πρώτου μηδενισμού του σήματος μετά από το χρόνο LAT ή, σε περίπτωση απουσίας μηδενισμού, η χρονική στιγμή με την ελάχιστη τιμή του σήματος μετά από το χρόνο LAT, (iv) η κλίση της ευθείας που συνδέει το μέγιστο του σήματος (σημείο [LAT, AMP]) με το σημείο μηδενικού δυναμικού στα 800ms (σημείο [800ms, 0]) (TS), και (v) με την τιμή του σήματος στο χρόνο TL (TSD) (βλ. Εικόνα 1). Στη συνέχεια, υπολογίστηκαν τέσσερα (4) στατιστικά χαρακτηριστικά πρώτης τάξεως (μέση τιμή, τυπική απόκλιση, λοξότητα και κυρτότητα) κάθε μορφολογικού χαρακτηριστικού στα 15 ηλεκτρόδια, και χρησιμοποιήθηκαν για το σχηματισμό προτύπων εκπαίδευσης που χρησιμοποιήθηκαν ως διανύσματα εισόδου σε ένα αποπευδόμενο σύστημα αναγνώρισης προτύπων.



Εικόνα 1: Παρουσίαση των μορφολογικών χαρακτηριστικών που υπολογίστηκαν για κάθε προσομοιωμένο σήμα ΠΔ (ως TS and TSD εννοούνται οι κλίσεις των αντίστοιχων ευθυγράμμων τμημάτων). Ο άξονας των δυναμικών (V) είναι αντεστραμμένος, όπως στην οργανολογία που χρησιμοποιείται για τις καταγραφές ΠΔ στη συνήθη κλινική πράξη.

Το στάδιο της επιλογής χαρακτηριστικών περιελάμβανε τη μέθοδο της εξαντλητικής έ-

ρευνας για συνδυασμούς έως 6 χαρακτηριστικών, ακολουθούμενη από τη μέθοδο της διαδοχικής εμπρόσθιας επιλογής για συνδυασμούς μέχρι το σύνολο των 20 χαρακτηριστικών (Theodoridis and Koutroumbas 2003).

Για τους σκοπούς της παρούσης εργασίας αναπτύχθηκε σύστημα ταξινόμησης δύο διαδοχικών φάσεων. Αρχικά, τρεις διαφορετικοί ταξινομητές (συγκεκριμένα ο Μπαεζιανός ταξινομητής, ο k -Πλησιέστερων Γειτόνων και το Πιθανοκρατικό Νευρωνικό Δίκτυο) εφαρμόστηκαν ανεξάρτητα στα δεδομένα εκπαίδευσης. Στη συνέχεια, οι αποφάσεις των ταξινομητών των μεμονωμένων ταξινομητών συνδυάστηκαν σε ένα σχήμα ομαδοποιημένης ταξινόμησης που ακολουθούσε κανόνα πλειοψηφίας (Kuncheva 2004) για κάθε πρότυπο ξεχωριστά, για τη λήψη του τελικού αποτελέσματος της ταξινόμησης.

Ο Μπαεζιανός είναι ένας στατιστικός ταξινομητής που σχεδιάστηκε έτσι ώστε να δίνει το ελάχιστο πιθανοκρατικό σφάλμα για δεδομένα εκπαίδευσης που ακολουθούν την κανονική (Γκαουσιανή) κατανομή. Η συνάρτηση διάκρισης για τον Μπαεζιανό ταξινομητή για την κλάση i δίνεται από τη σχέση (Gonzalez and Woods 1992):

$$g_i(\mathbf{x}) = \ln(P_i) - \frac{1}{2} \ln|C_i| - \frac{1}{2} \left((\mathbf{x} - m_i)^T C_i^{-1} (\mathbf{x} - m_i) \right) \quad (1)$$

όπου \mathbf{x} είναι το προς ταξινόμηση άγνωστο πρότυπο, $P(\omega_i)$ είναι η πιθανότητα εμφάνισης της κλάσης i , C_i είναι ο πίνακας συνδιακύμανσης και m_i είναι η μέση τιμή της κλάσης i . Το άγνωστο πρότυπο \mathbf{x} ταξινομείται στην κλάση με τη μέγιστη τιμή της αντίστοιχης συνάρτησης διάκρισης.

Ο ταξινομητής k -Πλησιέστερων Γειτόνων (k -NN) είναι ένας μη παραμετρικός ταξινομητής. Το άγνωστο πρότυπο ταξινομείται στην κλάση στην οποία ανήκει η πλειοψηφία των k εγγύτερων (με την έννοια της μικρότερης Ευκλείδειας απόστασης) προτύπων (Gose et al. 1996)^[13].

Το Πιθανοκρατικό Νευρωνικό Δίκτυο (PNN) είναι ένας μη παραμετρικός ταξινομητής που ενθυλακώνει τον Μπαεζιανό κανόνα απόφασης μαζί με τη χρήση των εκτιμητών Parzen (Specht 1990). Ο PNN μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε δεδομένα χωρίς εκ των προτέρων υπόθεση της συνάρτησης πυκνότητας πιθανότητάς τους. Η συνάρτηση διάκρισης για τον ταξινομητή PNN, εφοδιασμένη με τη Γκαουσιανή συνάρτηση ενεργοποίησης για την κλάση i δίνεται από τη σχέση (Hajmeer and Basheer 2002):

$$g_i(\mathbf{x}) = \frac{1}{(2\pi)^{d/2} \sigma^d N_i} \sum_{j=1}^{N_i} e^{-\frac{\|\mathbf{x} - \mathbf{x}_j\|^2}{2\sigma^2}} \quad (2)$$

όπου x είναι το προς ταξινόμηση άγνωστο πρότυπο, x_j είναι το j -οστό πρότυπο εκπαίδευσης, N_i είναι το πλήθος των προτύπων στην κλάση i , σ είναι μια παράμετρος «λείανσης» που περιγράφει την αιχμηρότητα ή ομαλότητα της κατανομής γύρω από κάθε πρότυπο εκπαίδευσης, και d είναι η διαστατικότητα των διανυσμάτων χαρακτηριστικών. Το άγνωστο πρότυπο x ταξινομείται στην κλάση με τη μέγιστη τιμή της αντίστοιχης συνάρτησης διάκρισης.

Για την εκτίμηση της ακρίβειας του συστήματος χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος Διαδοχικής Παράλειψης Ενός Προτύπου, σύμφωνα με την οποία το σύστημα εκπαιδεύτηκε με όλα τα πρότυπα εκπαίδευσης πλην ενός, το οποίο στη συνέχεια ταξινομήθηκε θεωρούμενο από το σύστημα ως άγνωστο (Theodoridis and Koutroumbas 2003). Η διαδικασία επαναλήφθηκε για όλα τα πρότυπα, και τα αποτελέσματα παρουσιάστηκαν σε πίνακες αληθείας.

IV. Αποτελέσματα – Συμπεράσματα.

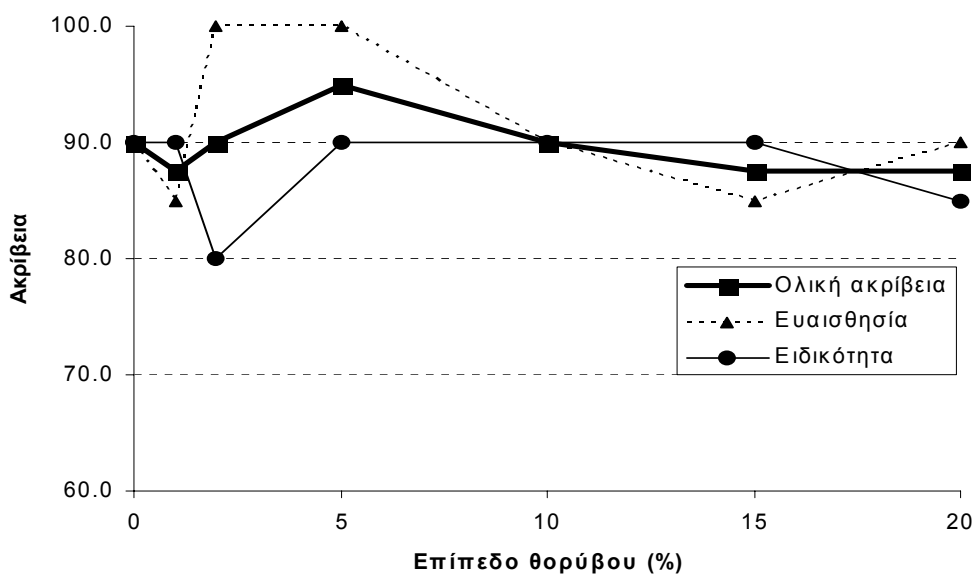
Τα αποτελέσματα της ταξινόμησης (ολική ακρίβεια, ευαισθησία, ειδικότητα) για τη διάκριση μεταξύ προσομοιωμένων δεδομένων υγιών και ασθενών, χρησιμοποιώντας το σύστημα ταξινόμησης δύο σταδίων και για κάθε επίπεδο θορύβου που προστέθηκε, παρουσιάζονται στον Πίνακα 1 και στην Εικόνα 2. Η ακρίβεια ταξινόμησης των μεμονωμένων ταξινομητών σε σύγκριση με αυτήν της ομαδοποιημένης ταξινόμησης παρουσιάζεται στον Πίνακα 2, για κάθε επίπεδο θορύβου που ελέγχθηκε και για το βέλτιστο συνδυασμό χαρακτηριστικών κάθε ταξινομητή.

Πίνακας 1: Ακρίβεια ταξινόμησης του ομαδοποιημένου συστήματος ταξινόμησης για το βέλτιστο συνδυασμό χαρακτηριστικών ανά επίπεδο θορύβου.

Επίπεδο θορύβου (%)	Ολική ακρίβεια (%)	Ευαισθησία (%)	Ειδικότητα (%)
0	90.0	90.0	90.0
1	87.5	85.0	90.0
2	90.0	100.0	80.0
5	95.0	100.0	90.0
10	90.0	90.0	90.0
15	87.5	85.0	90.0
20	87.5	90.0	85.0

Πίνακας 2: Ακρίβεια ταξινόμησης των μεμονωμένων ταξινομητών σε σύγκριση με το ομαδοποιημένο σύστημα ταξινόμησης.

Επίπεδο θορύβου (%)	Ολική ακρίβεια ταξινομητών (%)			
	Μπαεζιανός	k -NN	PNN	Ομαδοποίηση
0	75.0	80.0	80.0	90.0
1	77.5	75.0	80.0	87.5
2	80.0	75.0	90.0	90.0
5	75.0	77.5	92.5	95.0
10	75.0	80.0	85.0	90.0
15	77.5	75.0	87.5	87.5
20	75.0	75.0	80.0	87.5



Εικόνα 2. Ακρίβεια του ομαδοποιημένου συστήματος ταξινόμησης χρησιμοποιώντας τη μέθοδο διαδοχικής παράλειψης ενός προτύπου για τα διάφορα επίπεδα θορύβου που δοκιμάστηκαν και για το βέλτιστο συνδυασμό χαρακτηριστικών ανά επίπεδο θορύβου.

Τα αποτελέσματα δείχνουν την απόδοση του συστήματος για τα επίπεδα θορύβου που ελέγχθησαν στην παρούσα εργασία. Δεδομένου ότι τα συγκεκριμένα επίπεδα είναι υψηλότερα από αυτά που αναμένονται σε πραγματικές καταγραφές ΠΔ σε ελεγχόμενες εργαστηριακές συνθήκες, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι η δομή του συστήματος ταξινόμησης που αναπτύχθηκε στην παρούσα εργασία παρουσιάζει ευρωστία σε επίδραση Γκαουσιανού θορύβου.

Αναφορές

Boutros N., Nasrallah H., Leighty R., Torello M., Tueting P., and Olson S., 1997, "Auditory evoked potentials, clinical vs research applications", *Psychiatry Research*, Vol. 69, pp. 183-195.

Fabiani M., Gratton G., Coles M., 2000, "Event-related potentials: Methods, theory, and applications", in: J. Cacioppo, L. Tassinari, G. Bernston, Eds., *Handbook of Psychophysiology*, Cambridge University Press, New York.

Falkenstein M., Hohnsbein J., and Hoormann J., 1994, "Effects of choice complexity on different subcomponents of the late positive complex of the event-related potential", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 92, pp. 148-160.

Frisch S., Kotz S., von Cramon D., and Friederici A., 2003, "Why the P600 is not just a P300: the role of the basal ganglia", *Clinical Neurophysiology*, Vol. 114, pp. 336-340.

Garcia-Larrea L., Cezanne-Bert G., 1998, "P3, positive slow wave and working memory load: a study on the functional correlates of slow wave activity", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 108, pp. 260-273.

Gonzalez R.C. and Woods R.E., 1992, *Digital Image Processing*, Addison-Wesley, Massachusetts.

Gose E., Johnsonbaugh R., and Jost S., 1996, *Pattern Recognition and Image Analysis*, Prentice Hall PTR, New Jersey.

Grunwald T., Beck H., Lehnertz K., Blumcke I., Pezer N., Kutas M., Kurthen M., Karakas H.M., Van Roost D., Wiestler O.D., and Elger C.E., 1999, "Limbic P300s in temporal lobe epilepsy with and without Ammon's horn sclerosis", *European Journal of Neuroscience*, Vol. 11, pp. 1899-1906.

Guillem F., N'Kaoua B., Rougier A., Claverie B., 1998, "Location of the epileptic zone and its physiopathological effects on memory-related activity of the temporal lobe structures: a study with intracranial event-related potentials", *Epilepsia*, Vol. 39, pp. 928-941.

Guillem F., Rougier A., and Claverie B., 1999, "Short- and long-delay intracranial ERP repetition effects dissociate memory systems in the human brain", *Journal of Cognitive Neuroscience*, Vol. 11, pp. 437-458.

Hajmeer M., Basheer I., 2002, "A Probabilistic Neural Network Approach for Modeling and Classification of Bacterial Growth/No-Growth Data", *Journal of Microbiological Methods*, Vol. 51, pp. 217-226.

Johnson Jr. R., 1995, "Event-Related Brain Potentials and Cognition", *Handbook of Neuropsychology*, Elsevier, Amsterdam.

Kuncheva L. I., 2004, "Combining Pattern Classifiers", John Wiley & Sons, Hoboken, New Jersey.

Polich J., 1998, "P300 clinical utility and control of variability", *Journal of Clinical Neurophysiology* Vol. 15, pp. 14-33.

Specht, D.F., 1990, "Probabilistic Neural Networks", *Neural Networks* Vol. 3, pp. 109-118.

Theodoridis S. and Koutroumbas K., 2003, "System evaluation", in *Pattern Recognition*, Academic Press.