



ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΊΔΡΥΜΑ ΑΘΗΝΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΟΡΓΑΝΩΝ

**Φορητό σύστημα παρακολούθησης καρδιακού ρυθμού με
χρήση τεχνολογιών RF και GSM/GPRS**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

ΠΑΝΤΕΛΗ ΚΟΥΔΟΥΝΑ

**Επιβλέπων: Π. Ασβεστάς,
Καθηγητής Εφαρμογών**

Αθήνα, Ιούλιος 2012



ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΊΔΡΥΜΑ ΑΘΗΝΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΟΡΓΑΝΩΝ

**Φορητό σύστημα παρακολούθησης καρδιακού ρυθμού με
χρήση τεχνολογιών RF και GSM/GPRS**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

του

ΠΑΝΤΕΛΗ ΚΟΥΔΟΥΝΑ

Επιβλέπων: Π. Ασβεστάς,
Καθηγητής Εφαρμογών ΤΕΙ Αθήνας

Αθήνα, Ιούλιος 2012

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.



ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΑΘΗΝΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΟΡΓΑΝΩΝ

**Φορητό σύστημα παρακολούθησης καρδιακού ρυθμού με
χρήση τεχνολογιών RF και GSM/GPRS**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

του

ΠΑΝΤΕΛΗ ΚΟΥΔΟΥΝΑ

Επιβλέπων : Παντελής Ασβεστάς
Καθηγητής Εφαρμογών ΤΕΙ Αθήνας

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 20η Ιουλίου 2012.

.....
Παντελής Ασβεστάς
Καθηγητής Εφαρμογών
ΤΕΙ Αθήνας

.....
Διονύσης Κάβουρας
Καθηγητής ΤΕΙ Αθήνας

.....
Δημήτρης Γκλώτσος
Καθηγητής Εφαρμογών
ΤΕΙ Αθήνας

Αθήνα, Ιούλιος 2012

.....

ΠΑΝΤΕΛΗΣ ΚΟΥΔΟΥΝΑΣ

Μηχανικός Τεχνολογίας Ιατρικών Οργάνων

© 2012 – All rights reserved

Αφιερώνεται
στην Ελένη, στην Μαρία και στον Μιχάλη

Περίληψη

Αντικείμενο της παρούσας πτυχιακής είναι η κατασκευή ενός αναλογοψηφιακού συστήματος παρακολούθησης του καρδιακού ρυθμού και ανίχνευσης διαταραχών της καρδιακής λειτουργίας (ταχυκαρδία, βραδυκαρδία). Το σύστημα αποτελείται από μια βαθμίδα ενίσχυσης των δυναμικών της καρδιάς και μια βαθμίδα ζωνοπερατού φιλτραρίσματος. Οι δύο βαθμίδες έχουν υλοποιηθεί σε πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος (Printed Circuit Board - PCB) με χρήση τεχνολογίας επιφανειακής στήριξης (Surface Mount Technology - SMT). Το ενισχυμένο και φιλτραρισμένο σήμα οδηγείται, αφού πρώτα ψηφιοποιηθεί, σ' έναν μικροελεγκτή, ο οποίος υπολογίζει τον καρδιακό ρυθμό σε σφυγμούς ανά λεπτό (beats/minute), χρησιμοποιώντας τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας σήματος. Με βάση την υπολογισμένη τιμή του καρδιακού ρυθμού, εξάγεται απόφαση αν ο καρδιακός ρυθμός είναι εντός ή εκτός φυσιολογικών ορίων. Σε περίπτωση, ανίχνευσης διαταραχής στην καρδιακή λειτουργία ο μικροελεγκτής στέλνει ειδοποίηση (SMS) σε ένα ή περισσότερα κινητά τηλέφωνα. Τέλος, υπάρχει η δυνατότητα ασύρματης μετάδοσης των δεδομένων από το μικροελεγκτή σε προσωπικό υπολογιστή για περαιτέρω οπτικοποίηση, επεξεργασία και αποθήκευση των δεδομένων.

Λέξεις Κλειδιά: καρδιακός ρυθμός, σύμπλεγμα QRS, ενίσχυση, αναλογικό φιλτράρισμα, ψηφιακό φιλτράρισμα, Netduino, ασύρματη μετάδοση, πρότυπο Zigbee, GSM, .Net Micro Framework

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.

Abstract

The purpose of this thesis is to construct an analog/digital system for recording of heart rate and detecting specific disorders (tachycardia, bradycardia). The system consists of successive stages of amplifiers and analog filters, which are implemented in printed circuit board (PCB) using surface mount technology (SMT). The amplified and filtered signal is digitized and is driven to a microcontroller, which calculates the heart rate in beats / minute, using digital signal processing techniques. Based on the calculated value of heart rate, it is determined whether the heart rate is normal or not. In case of detection a cardiac disorder the microcontroller sends a SMS to one or more mobile phones. Finally there is the capability for wireless transmission of data from the microcontroller to a personal computer for further visualization, processing and storage of data.

Keywords: heart rate, QRS complex, amplification, analog filtering, digital filtering, Netduino, wireless transmission, Zigbee standard, GSM, .Net Micro Framework

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.

Ευχαριστίες

Οι ευχαριστίες που παρατίθενται στη σελίδα αυτή μπορούν να θεωρηθούν ως μια ελάχιστη αναγνώριση προς τα πρόσωπα που με στήριξαν επιστημονικά και ηθικά κατά τη διάρκεια της πτυχιακής μου εργασίας. Δίχως τη στήριξη αυτή, είναι βέβαιο ότι η εκπλήρωση των στόχων της πτυχιακής αλλά και η ολοκλήρωσή της θα ήταν αδύνατη.

Θα ήθελα να εκφράσω τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες προς τον Καθηγητή Εφαρμογών Παντελή Ασβεστά για την επιστημονική καθοδήγηση και ηθική συμπαράσταση. Οι ευρείες γνώσεις του στα ηλεκτρονικά και στην πληροφορική διαμόρφωσαν γόνιμο έδαφος για την επίτευξη του επιδιωκόμενου στόχου της πτυχιακής εργασίας. Οι δυσκολίες που ανέκυψαν κατά τη διάρκεια της εργασίας αλλά και ο τρόπος επίλυσης διαφόρων προβλημάτων, η συνεχής και απaráμιλλη συνεργασία με τον επιβλέποντα διαμόρφωσαν πρότυπο τρόπο σκέψης στη μελλοντική μου πορεία ως Μηχανικός Ιατρικών Οργάνων. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω το διευθυντή του Εργαστηρίου Επεξεργασίας Ιατρικού Σήματος & Εικόνας, Καθηγητή Διονύση Κάβουρα, για τις πολύτιμες συμβουλές του, καθώς και την αμέτρητη στήριξη που απλόχερα μου έχει προσφέρει. Ένα μεγάλο ευχαριστώ και προς τα μέλη του Εργαστηρίου για τη συμπαράσταση που μου παρείχαν.

Θα ήταν μεγάλη παράλειψη αν δεν εξέφραζα τις θερμές μου ευχαριστίες προς το Διοικητικό Συμβούλιο του Ψ.Ν.Α "ΔΡΟΜΟΚΑΪΤΕΙΟ" και ιδιαίτερα στον πρόεδρο κ. Νικόλαο Τσική, στο διοικητικό διευθυντή κ. Σπύρο Μακρή και στη διευθύντρια τεχνικής υπηρεσίας κα Αικατερίνη Ξενάκη για την υποστήριξη που μου προσέφεραν.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για την πολύπλευρη στήριξη και συμπαράσταση που μου προσέφεραν και τη υπομονή που επέδειξαν στη διάρκεια των σπουδών μου.

Πίνακας Περιεχομένων

Πρόλογος	i
1 Εισαγωγή	1
1.1 Ανατομία της καρδιάς	1
1.2 Λειτουργία καρδιάς	3
1.2.1 Δεξιός κόλπος	3
1.2.2 Δεξιά κοιλία	4
1.2.3 Αριστερός κόλπος	4
1.2.4 Αριστερή κοιλία	5
1.3 Σύστημα αγωγιμότητας καρδιάς	5
1.4 Ηλεκτροκαρδιογράφημα	6
1.4.1 Έπαρμα P	7
1.4.2 Διάστημα P-R	7
1.4.3 Σύμπλεγμα QRS	7
1.4.4 Διάστημα S-T	7
1.4.5 Έπαρμα T	8
1.4.6 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων	8
1.5 Γενική δομή συστήματος καταγραφής	8
2 Σχεδίαση Συστήματος	10
2.1 Υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών	11
2.1.1 Ενισχυτής Οργανολογίας	12
2.1.2 Υψιπερατό φίλτρο	13
2.1.3 Βαθυπερατό φίλτρο	17
2.1.4 Κύκλωμα μετατόπισης dc στάθμης	23
2.1.5 Επιβεβαίωση λειτουργίας κυκλώματος	28
2.2 Υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας	31
2.2.1 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό	31
2.2.2 Αλγόριθμος επεξεργασίας	32
2.3 Υποσύστημα ασύρματης επικοινωνίας	39
2.3.1 Το πρότυπο ZigBee	39
2.3.2 Σχεδίαση	42
2.4 Υποσύστημα Καταγραφής και Οπτικοποίησης	43
3 Υλοποίηση συστήματος	46
3.1 Υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών	46
3.2 Υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας	48
3.2.1 Η πλατφόρμα Netduino	48
3.2.2 NET Micro Framework	50
3.2.3 Η γλώσσα C#	51
3.2.4 Netduino SDK	52
3.2.5 Υλοποίηση αλγορίθμου	52
3.3 Υποσύστημα ασύρματης επικοινωνίας	55
3.3.1 Επικοινωνία με σταθμό εργασίας	55
3.3.2 Αποστολή μηνύματος SMS	59
3.4 Υποσύστημα Καταγραφής και Οπτικοποίησης	63
3.4.1 Γραφική διεπιφάνεια	63
3.4.2 Λειτουργία	65
4 Αποτελέσματα	68
4.1 Υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών	68

4.1.1	Απόκριση συχνότητας.....	68
4.1.2	Δεδομένα χωρίς θόρυβο.....	70
4.1.3	Δεδομένα με θόρυβο γραμμής.....	72
4.1.4	Δεδομένα με τυχαίο θόρυβο.....	74
4.1.5	Δεδομένα με μυϊκό θόρυβο.....	76
4.2	Υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας.....	78
4.2.1	Βραδυκαρδία 40bpm.....	78
4.2.2	Κανονικός καρδιακός ρυθμός 70bpm.....	78
4.2.3	Ταχυκαρδία 120bpm.....	79
5	Συμπεράσματα – Μελλοντικές επεκτάσεις.....	80
	Βιβλιογραφία.....	82
	Παράρτημα Α – Σχηματικό Πλατφόρμας NETDUINO.....	85
	Παράρτημα Β – Σχηματικό XBee Shield.....	86
	Παράρτημα Γ – Σχηματικό XBee Explorer.....	87
	Παράρτημα Δ – Σχηματικό GSM/GPRS Shield.....	88

Πρόλογος

Τα τελευταία χρόνια έχουν αναπτυχθεί τεχνολογίες τόσο στον τομέα των ηλεκτρονικών όσο και στον τομέα των τηλεπικοινωνιών, οι οποίες επιτρέπουν την κατ' οίκον παρακολούθηση της υγείας ατόμων με χρόνια προβλήματα. Αυτό επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας ένα σύνολο αισθητήρων, οι οποίοι έχουν πολύ μικρό μέγεθος, που παρέχουν πληροφορίες για βασικούς δείκτες της υγείας ενός ασθενή (για παράδειγμα καρδιακός ρυθμός, κορεσμός οξυγόνου κ.λπ.). Στη συνέχεια, οι πληροφορίες από τους αισθητήρες μεταφέρονται ασύρματα σε κάποιο απομακρυσμένο σημείο, όπου ο ειδικός ιατρός ενημερώνεται για την εξέλιξη της υγείας και μπορεί να παρεμβαίνει αν χρειαστεί ανάγκη.

Η παρούσα πτυχιακή εργασία πραγματεύεται τη σχεδίαση και υλοποίηση ενός συστήματος καταγραφής καρδιακού ρυθμού. Το σύστημα αυτό έχει τη δυνατότητα μέτρησης του καρδιακού ρυθμού, της ασύρματης μετάδοσης των δεδομένων σε κάποιο σταθμό εργασίας καθώς και της αποστολής ενημερωτικών μηνυμάτων μέσω του δικτύου κινητής τηλεφωνίας.

Βασική επιδίωξη ήταν να χρησιμοποιηθούν όλες οι διαθέσιμες τεχνολογίες για τη δημιουργία ενός ολοκληρωμένου συστήματος. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκαν τεχνολογίες i) από το χώρο των αναλογικών ηλεκτρονικών για την κατασκευή ενισχυτικών βαθμίδων και βαθμίδων φιλτραρίσματος, ii) από το χώρο της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος για την ανάπτυξη του αλγορίθμου υπολογισμού του καρδιακού ρυθμού, iii) από το χώρο των τηλεπικοινωνιών για την ασύρματη μετάδοση δεδομένων και iv) από το χώρο της πληροφορικής για την ανάπτυξη λογισμικού για την καταγραφή και οπτικοποίηση δεδομένων.

Η δομή της πτυχιακής εργασίας έχει ως ακολούθως:

Στο κεφάλαιο 1, γίνεται μια εισαγωγή στην ανατομία και στον τρόπο λειτουργίας της καρδιάς. Παρουσιάζονται επίσης οι βασικές αρχές παραγωγής των δυναμικών της καρδιάς καθώς και η γενική δομή ενός συστήματος καταγραφής τους.

Στο κεφάλαιο 2, παρουσιάζεται αναλυτικά η σχεδίαση του προτεινόμενου συστήματος. Συγκεκριμένα, δίνονται οι λεπτομέρειες σχεδίασης του υποσυστήματος αναλογικών ηλεκτρονικών, του υποσυστήματος ψηφιακής επεξεργασίας, του υποσυστήματος ασύρματης μετάδοσης και υποσυστήματος καταγραφής και οπτικοποίησης των δεδομένων.

Το κεφάλαιο 3 περιγράφει την υλοποίηση του συστήματος τόσο από πλευράς υλικού (hardware) όσο και από την πλευρά του λογισμικού (software). Παρουσιάζονται βήμα προς βήμα η διαδικασία παραγωγής του τυπωμένου κυκλώματος για το υποσύστημα των αναλογικών ηλεκτρονικών, ο προγραμματισμός του μικροελεγκτή για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού, η λειτουργία των πομποδεκτών για την ασύρματη μετάδοση και το λογισμικό για την οπτικοποίηση των δεδομένων.

Στο κεφάλαιο 4 δίνονται τα αποτελέσματα από τη δοκιμή του συστήματος σε συνθετικά δεδομένα με γνωστό καρδιακό ρυθμό και με διάφορα είδη θορύβου.

Η πτυχιακή εργασία κλείνει με το κεφάλαιο 5, όπου συνοψίζονται τα συμπεράσματα και γίνεται αναφορά σε μελλοντικές επεκτάσεις-βελτιώσεις.

1

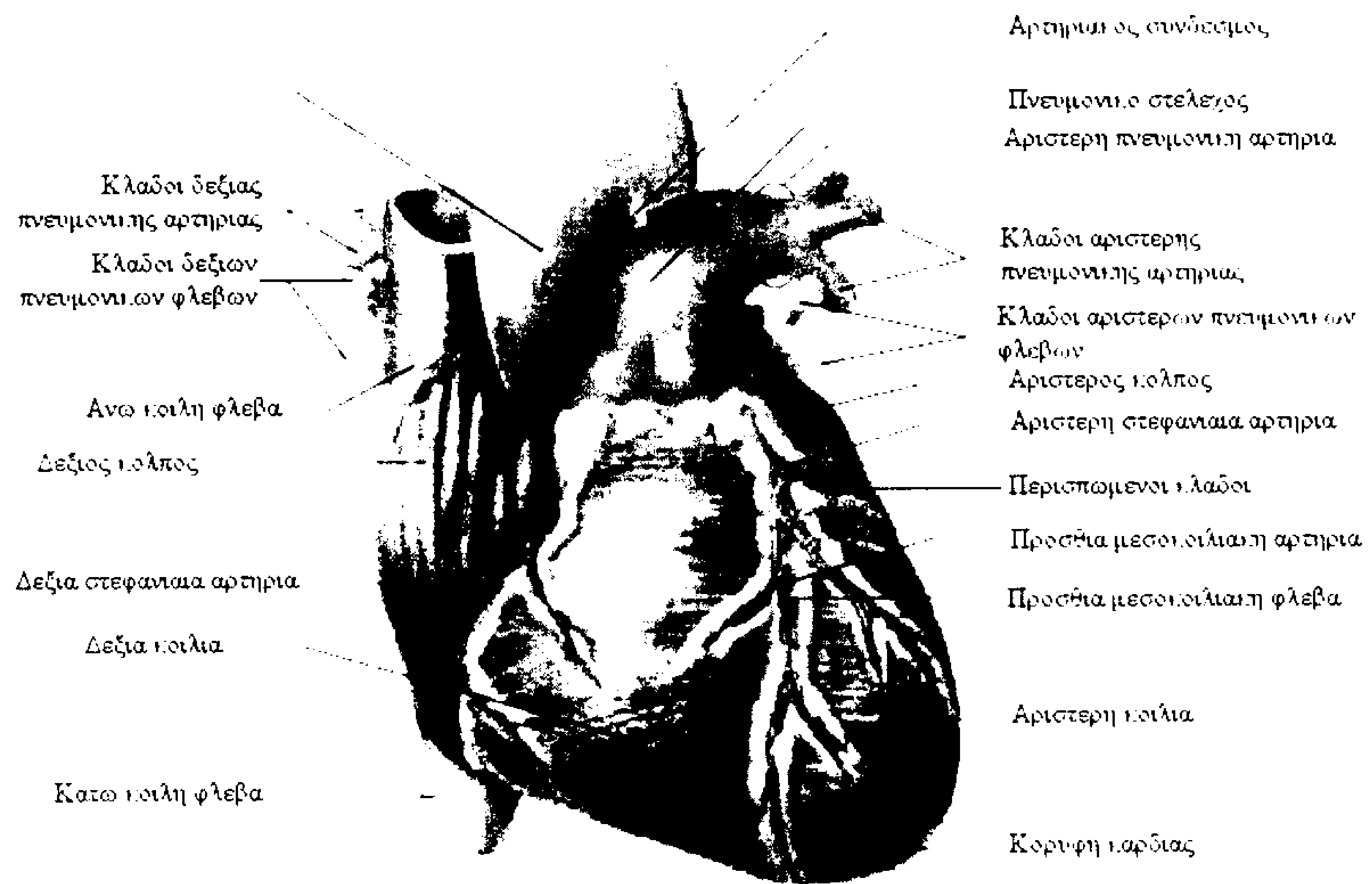
Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μία εισαγωγή στην ανατομία και λειτουργία της καρδιάς. Ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στα δυναμικά που παράγει η καρδιά. Επίσης παρουσιάζονται η γενική δομή ενός συστήματος καταγραφής των δυναμικών που παράγονται λόγω της καρδιακής λειτουργίας (ηλεκτροκαρδιογράφος).

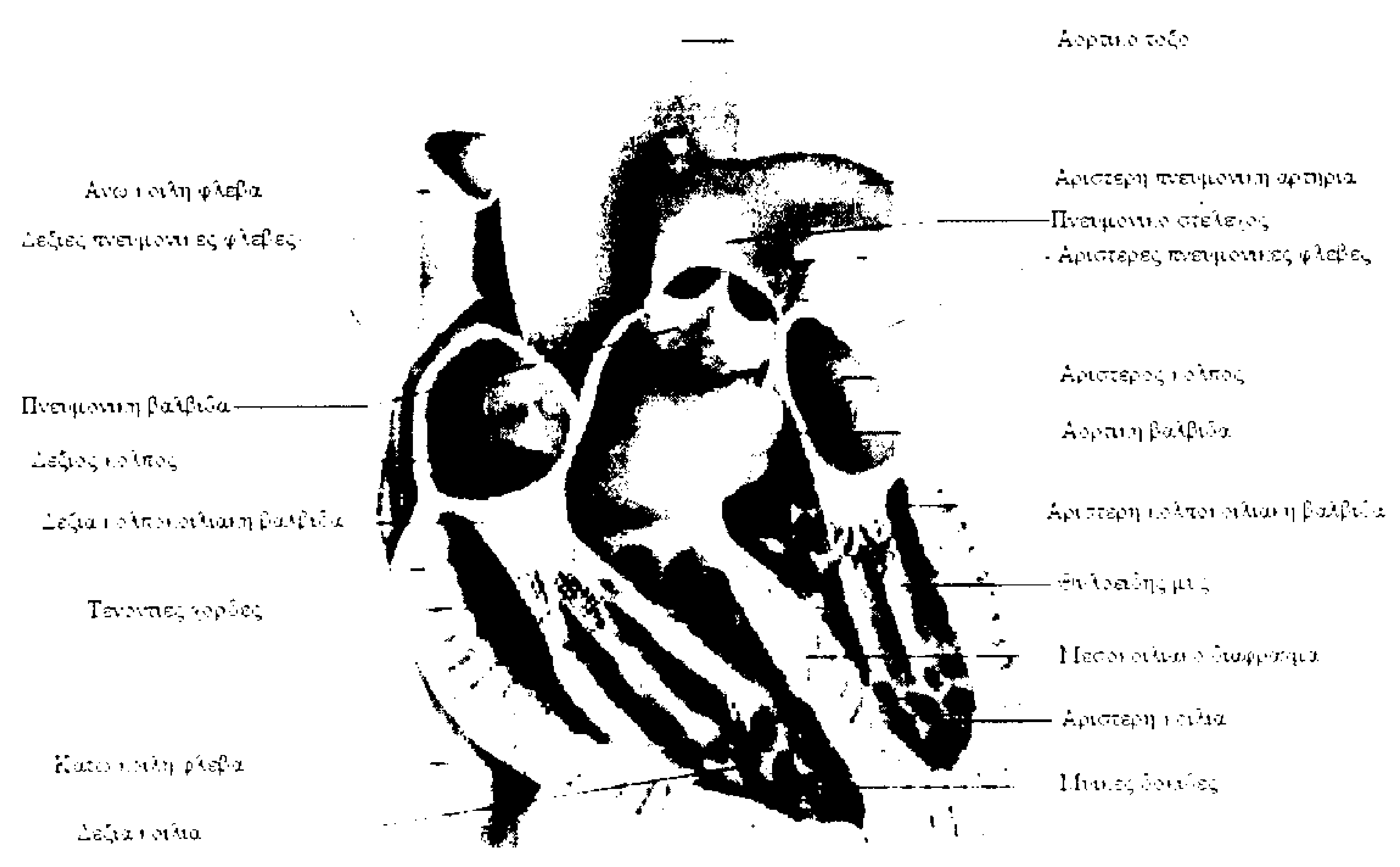
1.1 Ανατομία της καρδιάς

Η καρδιά είναι ένας μυώδες όργανο το οποίο βρίσκεται στη θωρακική κοιλότητα ανάμεσα στους πνεύμονες, στο μεσοθωράκιο. Έχει μέσο βάρος 255 γραμμάρια στις γυναίκες και 310 γραμμάρια στους άνδρες. Η καρδιά συστέλλεται περίπου 42 εκατομμύρια φορές το χρόνο, αντλώντας 2.500.000 λίτρα αίματος [1]. Το εσωτερικό της καρδιάς χωρίζεται σε τέσσερις θαλάμους: άνω δεξιός και αριστερός κόλπος και κάτω δεξιά και αριστερή κοιλία (Εικόνα 1). Οι κόλποι συστέλλονται και αδειάζουν ταυτόχρονα στις κοιλίες, οι οποίες επίσης συστέλλονται σε συγχρονισμό. Οι κόλποι διαχωρίζονται μεταξύ τους από το λεπτό μυώδες μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Αντίστοιχα, οι κοιλίες διαχωρίζονται η μία από την άλλη από το παχύ μυώδες μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Ανάμεσα στους κόλπους και στις κοιλίες βρίσκονται οι κοιλιοκοιλιακές βαλβίδες. Στις βάσεις των δύο μεγάλων αγγείων που εξέρχονται από

την καρδιά βρίσκονται οι *μηνοειδείς βαλβίδες*. Οι καρδιακές βαλβίδες εξασφαλίζουν τη ροή του αίματος μόνο προς μία κατεύθυνση.



(α)



(β)

Εικόνα 1. Δομή της καρδιάς ([1]) (α) Πρόσθια όψη. (β) Εσωτερική όψη.

Οι καρδιακοί θάλαμοι διαχωρίζονται από αυλακοειδή εντυπώματα, τα οποία περιέχουν αγγεία που τροφοδοτούν με αίμα το μυώδες τοίχωμα της καρδιάς. Η πιο χαρακτηριστική αύλακα είναι η στεφανιαία αύλακα που περικλείει την καρδιά και διαχωρίζει τους κόλπους από τις κοιλίες. Ο διαχωρισμός μεταξύ αριστερή και δεξιάς κοιλίας γίνεται μέσω δύο μεσοκοιλιακών αυλάκων.

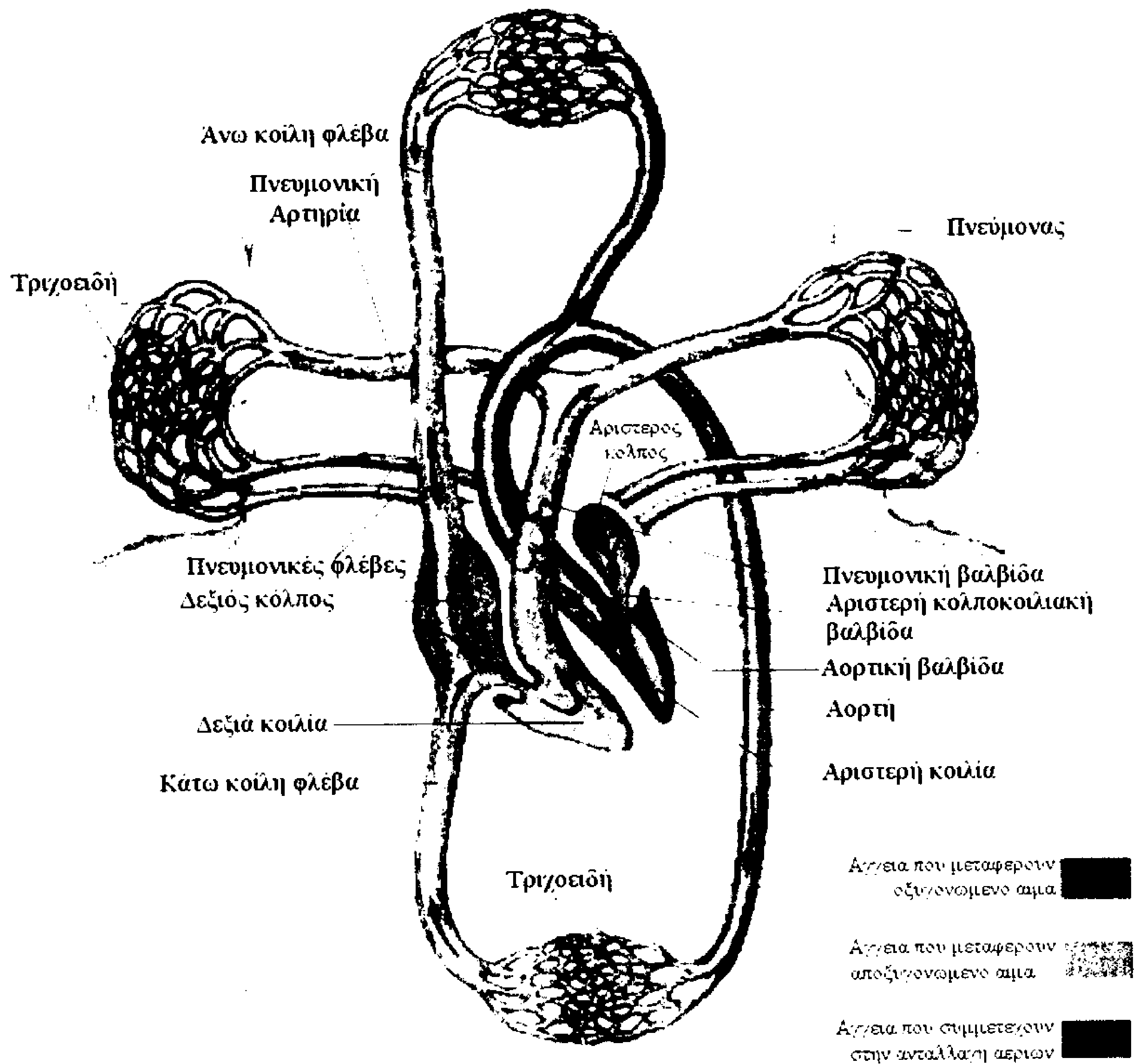
Το τοίχωμα της καρδιάς αποτελείται από τρεις διακριτές στοιβάδες. Η εξωτερική στοιβάδα είναι το επικάρδιο. Είναι μία ορώδης μεμβράνη, η οποία περιλαμβάνει αιμοφόρα τριχοειδή, λεμφικά τριχοειδή και νευρικές ίνες. Λειτουργεί ως λιπαντικό, εξωτερικό προστατευτικό στρώμα. Στη συνέχεια, είναι το μυοκάρδιο, το οποίο είναι ο καρδιακός μυϊκός ιστός. Περιλαμβάνει επίσης αιμοφόρα τριχοειδή, λεμφικά τριχοειδή και νευρικές ίνες. Το μυοκάρδιο εκτελεί τις μυϊκές συστολές που εξωθούν το αίμα από τους θαλάμους της καρδιάς. Η βαθύτερη στοιβάδα είναι το ενδοκάρδιο, το οποίο είναι ενδοθηλιακός ιστός και περιλαμβάνει ένα στρώμα από ελαστικές και κολλαγονώδεις ίνες. Το ενδοκάρδιο λειτουργεί ως μία προστατευτική, εσωτερική επιφάνεια των θαλάμων και βαλβίδων.

1.2 Λειτουργία καρδιάς

Η καρδιά αντλεί αίμα μέσω των αιμοφόρων αγγείων με επαναλαμβανόμενες ρυθμικές συστολές. Η δεξιά πλευρά της καρδιάς (δεξιός κόλπος και δεξιά κοιλία) λαμβάνει δεοξυγονωμένο αίμα (αίμα με λίγο οξυγόνο) και το μεταφέρει στους πνεύμονες. Η αριστερή πλευρά της καρδιάς (αριστερός κόλπος και αριστερή κοιλία) λαμβάνει οξυγονωμένο αίμα (αίμα πλούσιο σε οξυγόνο) από τους πνεύμονες και το μεταφέρει σε ολόκληρο το σώμα. Το σχηματικό διάγραμμα της κυκλοφορίας του αίματος παρουσιάζεται στην Εικόνα 2. Στη συνέχεια, παρουσιάζεται η λειτουργία που επιτελεί κάθε θάλαμος της καρδιάς.

1.2.1 Δεξιός κόλπος

Ο δεξιός κόλπος λαμβάνει συστηματικό φλεβικό αίμα από το άνω τμήμα του σώματος μέσω της άνω κοίλης φλέβας και από το κάτω τμήμα του σώματος μέσω της κάτω κοίλης φλέβας. Ο στεφανιαίος κόλπος είναι ένα επιπρόσθετο άνοιγμα μέσω στο δεξιό κόλπο που λαμβάνει φλεβικό αίμα από το μυοκάρδιο.



Εικόνα 2. Σχηματικό διάγραμμα του κυκλοφορικού συστήματος ([1]).

1.2.2 Δεξιά κοιλία

Αίμα από το δεξιό κόλπο περνάει μέσω της δεξιάς κολλοκοιλιακής βαλβίδας στη δεξιά κοιλία. Η κοιλιακή συστολή προκαλεί τη φραγή της δεξιάς κολλοκοιλιακής βαλβίδας και το αίμα εξέρχεται της δεξιάς κοιλίας μέσω του πνευμονικού στελέχους και εισέρχεται στα τριχοειδή αγγεία του πνεύμονα μέσω της δεξιάς και της αριστερής πνευμονικής αρτηρίας. Η πνευμονική αρτηρία, η οποία βρίσκεται στη βάση του πνευμονικού στελέχους, εμποδίζει τη ροή του αίματος πίσω στη δεξιά κοιλία.

1.2.3 Αριστερός κόλπος

Μέσα στα τριχοειδή αγγεία του πνεύμονα λαμβάνει χώρα ανταλλαγή αερίων και το οξυγονωμένο αίμα μεταφέρεται στον αριστερό κόλπο μέσω δύο δεξιών και δύο αριστερών πνευμονικών φλεβών.

1.2.4 Αριστερή κοιλία

Η αριστερή κοιλία λαμβάνει αίμα από τον αριστερό κόλπο. Αυτοί οι δύο θάλαμοι διαχωρίζονται από την αριστερή κολποκοιλιακή βαλβίδα. Όταν η αριστερή κοιλία είναι σε θέση χαλάρωσης, η βαλβίδα επιτρέπει τη ροή αίματος από τον κόλπο στην κοιλία. Όταν η αριστερή κοιλία συστέλλεται η βαλβίδα κλείνει, εμποδίζοντας τη ροή αίματος πίσω στον κόλπο.

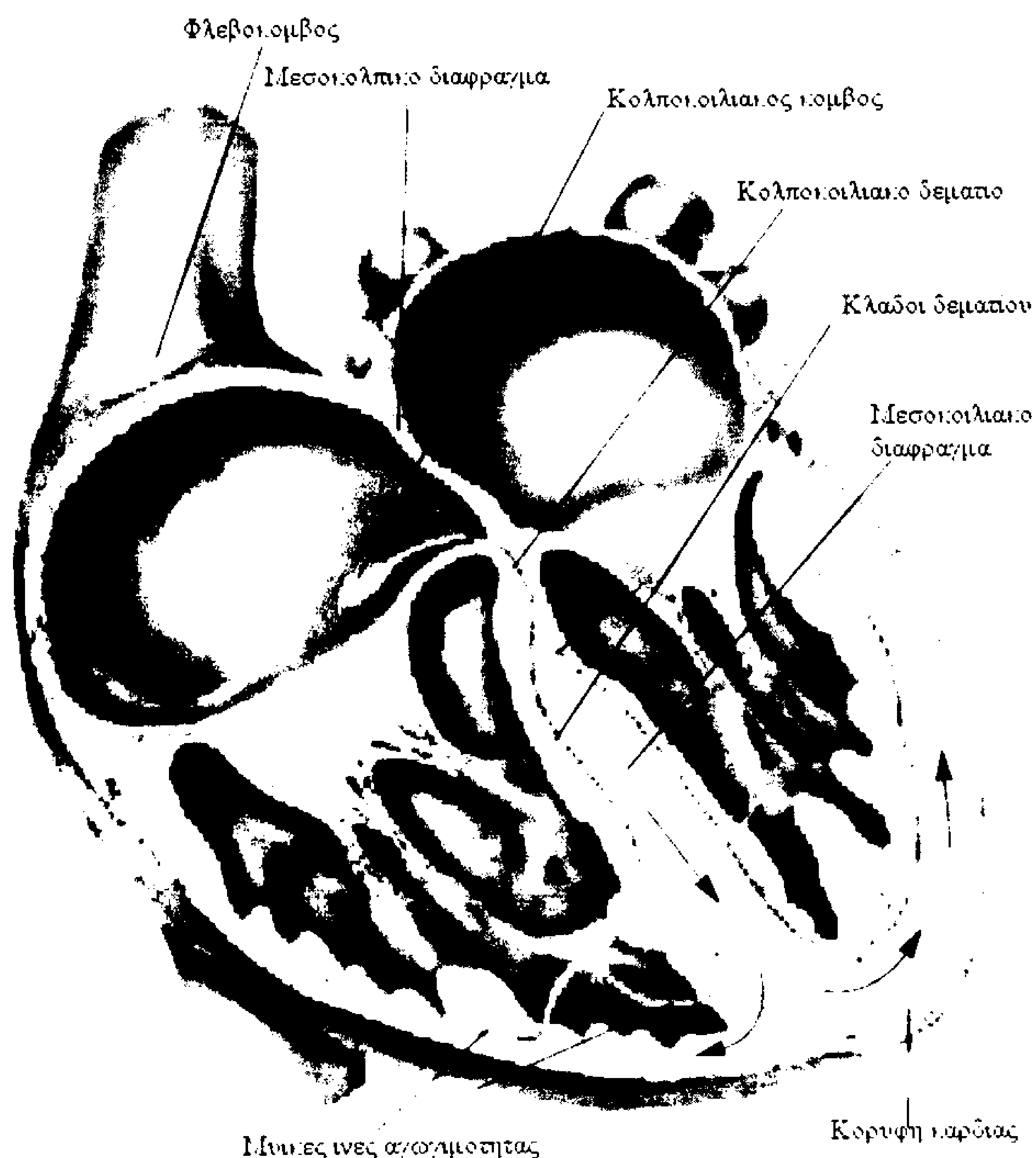
Από τα παραπάνω, προκύπτει ότι υπάρχουν δύο βασικά είδη αιματικής κυκλοφορίας: η πνευμονική και η συστηματική κυκλοφορία. Η πνευμονική κυκλοφορία περιλαμβάνει αγγεία που μεταφέρουν αίμα στους πνεύμονες για ανταλλαγή αερίων και στη συνέχεια πάλι πίσω στην καρδιά. Περιλαμβάνει τη δεξιά κοιλία που εξωθεί το αίμα, το πνευμονικό στέλεχος με την πνευμονική βαλβίδα του, τις πνευμονικές αρτηρίες που μεταφέρουν δεοξυγονωμένο αίμα στους πνεύμονες, τα πνευμονικά τριχοειδή σε κάθε πνεύμονα, τις πνευμονικές φλέβες που μεταφέρουν το οξυγονωμένο αίμα πίσω στην καρδιά και τον αριστερό κόλπο που λαμβάνει το αίμα από τις πνευμονικές φλέβες.

Η συστηματική κυκλοφορία περιλαμβάνει όλα τα αγγεία του σώματος που δεν αποτελούν τμήμα της πνευμονικής κυκλοφορίας. Περιλαμβάνει το δεξιό κόλπο, την αριστερή κοιλία, την αορτή με την αορτική βαλβίδα της και όλους τους κλάδους της αορτής, όλα τα τριχοειδή εκτός από αυτά του πνεύμονα που συμμετέχουν στην ανταλλαγή αερίων και όλες τις φλέβες εκτός από τις πνευμονικές φλέβες. Ο δεξιός κόλπος λαμβάνει τη φλεβική επιστροφή του απεμπλουτισμένου από οξυγόνο αίμα από τις συστηματικές φλέβες.

1.3 Σύστημα αγωγιμότητας καρδιάς

Το σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς είναι ένα σύνολο εξειδικευμένων ιστών που παράγουν και διανέμουν ηλεκτρικούς παλμούς στην καρδιά με στόχο να διευκολύνουν τον καρδιακό κύκλο, δηλαδή την αλληλουχία των συμβάντων που αφορούν στην πλήρωση και στο άδειασμα των θαλάμων της καρδιάς. Το σύστημα αγωγιμότητας περιλαμβάνει το φλεβόκομβο, τον κολποκοιλιακό κόμβο, το κολποκοιλιακό δεμάτιο και τις μυϊκές ίνες αγωγιμότητας (Εικόνα 3). Ο φλεβόκομβος εκκινεί τον καρδιακό κύκλο παράγοντας έναν ηλεκτρικό παλμό που εξαπλώνεται και στους δύο κόλπους, προκαλώντας την ταυτόχρονη συστολή τους εξωθώντας την

είσοδο του αίματος στις κοιλίες. Ο βασικός ρυθμός αποπόλωσης του φλεβόκομβου είναι 70 με 80 φορές το λεπτό.

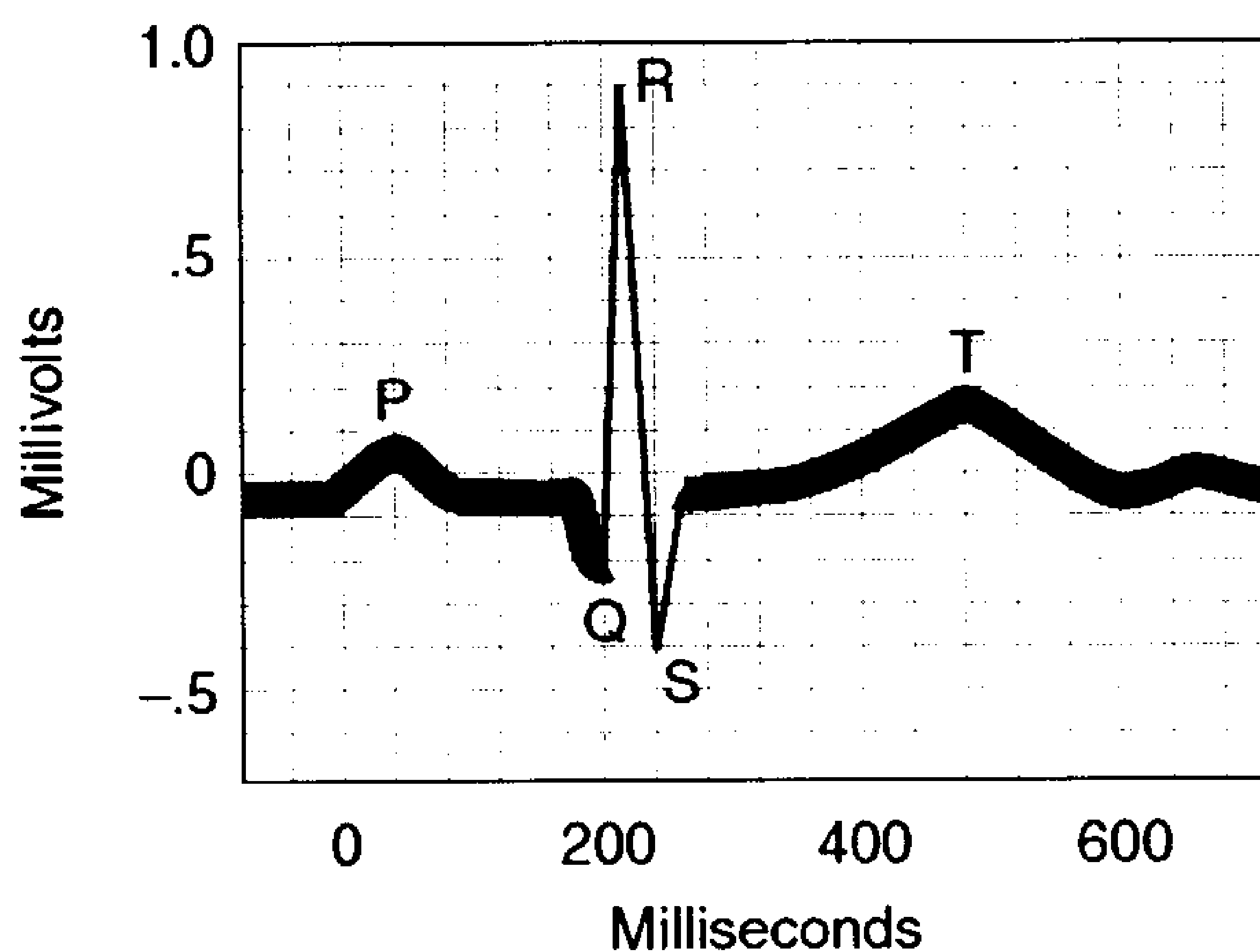


Εικόνα 3. Το σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς [1].

Ο παλμός περνάει στον κολποκοιλιακό κόμβο και από εκεί συνεχίζει στο κολποκοιλιακό δεμάτιο. Το κολποκοιλιακό δεμάτιο διαχωρίζεται στο δεξιό και αριστερό κλάδο. Οι επεκτάσεις των κλάδων αυτών είναι μυϊκές ίνες αγωγιμότητας στα κοιλιακά τοιχώματα. Η διέγερση των ινών αυτών προκαλούν τη ταυτόχρονη συστολή των κοιλιών.

1.4 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Οι ηλεκτρικοί παλμοί που διέρχονται από το σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου μπορούν να καταγραφούν ως ηλεκτροκαρδιογράφημα (Εικόνα 4). Ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα περιλαμβάνει τις ακόλουθες συνιστώσες.



Εικόνα 4. Ηλεκτροκαρδιογράφημα.

1.4.1 Έπαρμα P

Το έπαρμα P παράγεται κατά την αποπόλωση των κοιλιακών ινών του φλεβόκομβου. Η πραγματική συστολή των κόλπων λαμβάνει χώρα περίπου κατά ένα κλάσμα του δευτερολέπτου μετά το έπαρμα P. Όσο διαρκεί το έπαρμα P οι κοιλίες της καρδιάς είναι σε διαστολή.

1.4.2 Διάστημα P-R

Το διάστημα αυτό είναι η χρονική περίοδος από την έναρξη του επάρματος P μέχρι την έναρξη του συμπλέγματος QRS. Αυτό το χρονικό διάστημα αντιστοιχεί στο χρόνο που χρειάζεται για να φθάσει η αποπόλωση του φλεβόκομβου στις κοιλίες.

1.4.3 Σύμπλεγμα QRS

Το σύμπλεγμα QRS ξεκινά με μία σύντομη καθοδική εκτροπή (Q), συνεχίζει με μία απότομη ανοδική αιχμή (R) και τερματίζει με μια καθοδική εκτροπή (S). Το σύμπλεγμα QRS σχετίζεται με την αποπόλωση των κοιλιών. Κατά τη διάρκεια του συμπλέγματος, οι κοιλίες είναι σε συστολή και εξωθούν το αίμα από την καρδιά.

1.4.4 Διάστημα S-T

Αυτό το χρονικό διάστημα αντιπροσωπεύει την περίοδο ανάμεσα στην ολοκλήρωση της κοιλιακής αποπόλωσης και στην έναρξη της επαναπόλωσης

1.4.5 Έπαρμα T

Το έπαρμα T παράγεται κατά την κοιλιακή επαναπόλωση.

1.4.6 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων

Η καταγραφή των δυναμικών που παράγει η καρδιά γίνεται με χρήση ενός συστήματος 10 ηλεκτροδίων

Πίνακας 1. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων

Ηλεκτρόδιο	Θέση
RA	Δεξί χέρι
LA	Αριστερό χέρι (στην αντίστοιχη θέση που τοποθετήθηκε το RA)
RL	Δεξί πόδι
LL	Αριστερό πόδι (στην αντίστοιχη θέση που τοποθετήθηκε το RL)
V1	Στον τέταρτο μεσοπλεύριο χώρο (μεταξύ 4 ^{ου} και 5 ^{ου} πλευρού), δεξιά από το στήρνο
V2	Στον τέταρτο μεσοπλεύριο χώρο (μεταξύ 4 ^{ου} και 5 ^{ου} πλευρού), αριστερά από το στήρνο
V3	Μεταξύ V2 και V4
V4	Στον πέμπτο μεσοπλεύριο χώρο (μεταξύ 5 ^{ου} και 6 ^{ου} πλευρού)
V5	Οριζόντια, αριστερά από το V4 στην πρόσθια μασχαλιαία γραμμή
V6	Οριζόντια, αριστερά από το V4, στην μέση μασχαλιαία γραμμή

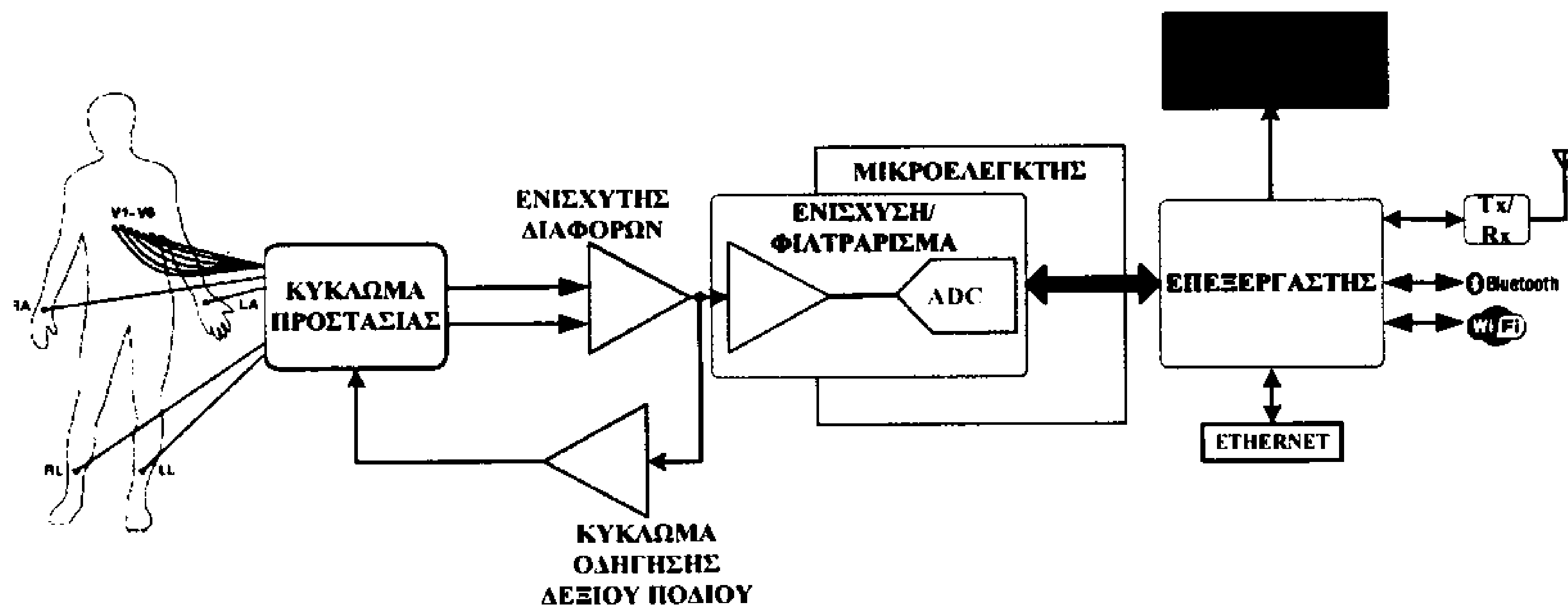
Τα ηλεκτρόδια που είναι τοποθετημένα στα άκρα παρέχουν τις ακόλουθες απαγωγές:

- Απαγωγή I = LA – RA
- Απαγωγή II = LL – RA
- Απαγωγή III = LL - LA

1.5 Γενική δομή συστήματος καταγραφής

Η γενική δομή ενός συστήματος καταγραφής των ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς (ηλεκτροκαρδιογράφος) δίνεται στην Εικόνα 5. Συγκεκριμένα, υπάρχει ένα κύκλωμα που προστατεύει τον ηλεκτροκαρδιογράφο από υψηλές τάσεις που πιθανόν εμφανίζονται στην είσοδό του/ Οι τάσεις αυτές δημιουργούνται για παράδειγμα κατά την απινίδωση. Στη συνέχεια, υπάρχει ένα ενισχυτής διαφορών, ο οποίος είναι συνήθως ένας ενισχυτής οργανολογίας, με πολύ μεγάλη αντίσταση εισόδου και υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος. Για να επιτευχθεί ακόμα υψηλότερος λόγος απόρριψης κοινού σήματος υπάρχει το κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού [2], [3]. Ακολουθούν επιπλέον ενισχυτικές βαθμίδες καθώς και φίλτρα, τα οποία απορρίπτουν τυχόν θόρυβο που έχει αλλοιώσει το σήμα (για παράδειγμα, ο θόρυβος γραμμής 50Hz). Το φιλτραρισμένο σήμα οδηγείται σε έναν μικροελεγκτή, όπου ψηφιοποιείται και υφίσταται ψηφιακή επεξεργασία. Στη συνέχεια, τα αποτελέσματα εμφανίζονται

σε οθόνη ή/και αποστέλλονται σε κάποιο άλλη συσκευή (υπολογιστής, κινητό κ.λπ.) ενσύρματα ή ασύρματα.



Εικόνα 5. Γενική δομή ηλεκτροκαρδιογράφου.

2

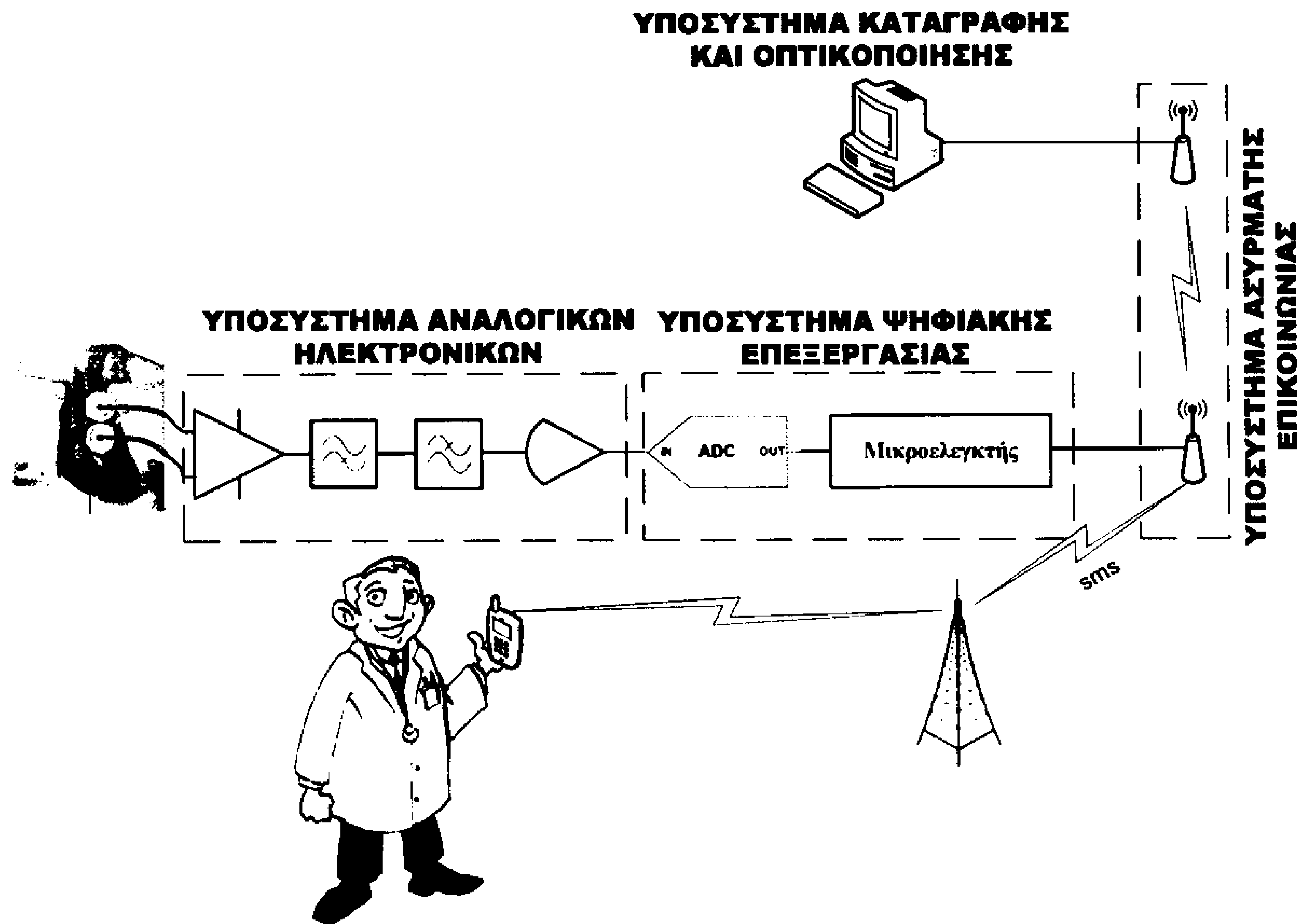
Σχεδίαση Συστήματος

Στο παρόν κεφάλαιο αναλύεται διεξοδικά, η διαδικασία σχεδίασης του προτεινόμενου συστήματος καταγραφής καρδιακού ρυθμού. Το σύστημα αποτελείται από τα ακόλουθα υποσυστήματα (Εικόνα 6):

- Υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών
- Υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας
- Υποσύστημα ασύρματης επικοινωνίας
- Υποσύστημα καταγραφής και οπτικοποίησης

Το υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών αποσκοπεί στην ενίσχυση και στο φιλτράρισμα των πρωτογενών δεδομένων. Σχεδιάζεται με τέτοιο τρόπο ώστε να παρέχει ένα ενισχυμένο αναλογικό σήμα, απαλλαγμένο από τυχόν θόρυβο. Το υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας περιλαμβάνει έναν μικροελεγκτή, ο οποίος ψηφιοποιεί το αναλογικό σήμα και εφαρμόζει κατάλληλα ψηφιακά φίλτρα για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού. Το υποσύστημα ασύρματης επικοινωνίας περιλαμβάνει πομποδέκτες για την ασύρματη μετάδοση πληροφοριών από τον μικροελεγκτή σε κάποιο σταθμό εργασίας. Επίσης το υποσύστημα αυτό παρέχει τη δυνατότητα για αποστολή ενημερωτικού μηνύματος (SMS) μέσω του δικτύου κινητής τηλεφωνίας. Τέλος, το υποσύστημα καταγραφής και οπτικοποίησης είναι ένα

λογισμικό το οποίο εκτελείται στο σταθμό εργασίας με τον οποίο επικοινωνεί ο μικροελεγκτής.

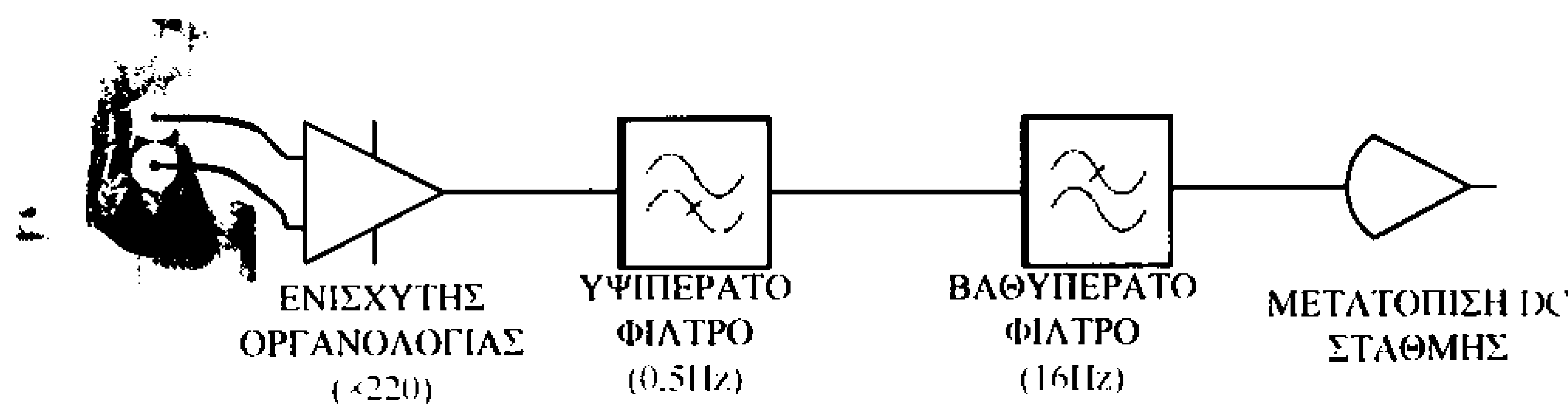


Εικόνα 6. Αρχιτεκτονική συστήματος.

2.1 Υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών

Σκοπός του υποσυστήματος αναλογικών ηλεκτρονικών είναι να ενισχύσει και να φιλτράρει το πρωτογενές σήμα. Αποτελείται από τα ακόλουθα κυκλώματα (Εικόνα 7):

- Ενισχυτής οργανολογίας με διαφορικό κέρδος 220 V/V
- Υψηπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 0,5Hz και κέρδος ζώνης διέλευσης 1 V/V
- Βαθυπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 16Hz και κέρδος ζώνης διέλευσης 1 V/V
- Κύκλωμα μετατόπισης dc στάθμης



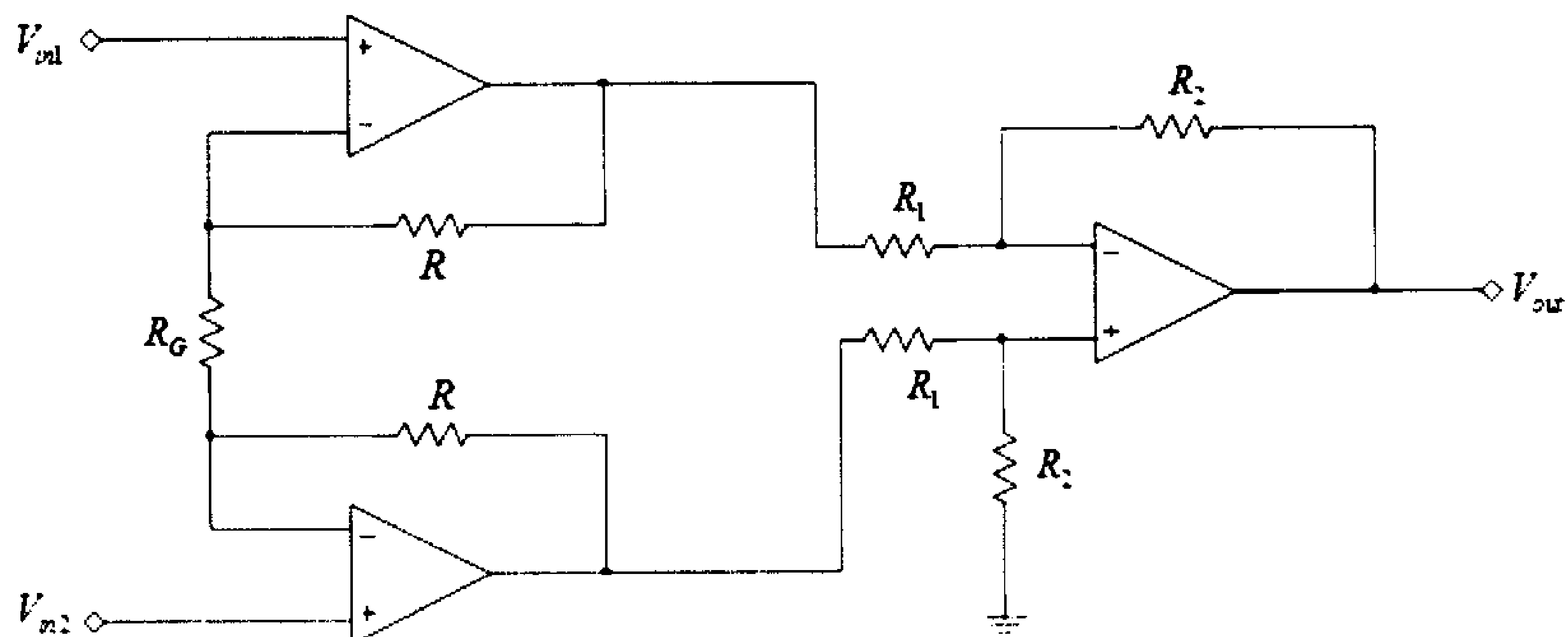
Εικόνα 7. Δομικό διάγραμμα υποσυστήματος αναλογικών ηλεκτρονικών

2.1.1 Ενισχυτής Οργανολογίας

Ο ενισχυτής οργανολογίας είναι ένα κύκλωμα ενίσχυσης διαφορών με τα ακόλουθα χαρακτηριστικά [4]:

- Υψηλή αντίσταση εισόδου
- Υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR)
- Εύκολη ρύθμιση του διαφορικού κέρδους με χρήση μίας μόνο εξωτερικής αντίστασης

Η γενική μορφή ενός ενισχυτή οργανολογίας παρουσιάζεται στην Εικόνα 8.



Εικόνα 8. Γενική μορφή ενισχυτή οργανολογίας.

Το διαφορικό κέρδος δίνεται από την ακόλουθη εξίσωση [4]:

$$A_d \equiv \frac{V_{out}}{V_{in2} - V_{in1}} = \frac{R_2}{R_1} \left(1 + \frac{2R}{R_G} \right) \quad (2.1)$$

Το διαφορικό κέρδος, A_d , μπορεί να ρυθμιστεί μέσω της αντίστασης R_G . Για να επιτευχθεί υψηλός λόγος απόρριψης κοινού σήματος πρέπει οι αντιστάσεις να είναι ταιριασμένες μεταξύ τους, δηλαδή να έχουν ανοχή 1% ή μικρότερη. Στην πράξη, ένας ενισχυτής οργανολογίας δεν υλοποιείται με διακριτά στοιχεία αλλά με χρήση ενός ολοκληρωμένου. Στην παρούσα διπλωματική χρησιμοποιήθηκε το ολοκληρωμένο AD620 της Analog Devices [5]. Το συγκεκριμένο ολοκληρωμένο παρουσιάζει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά [6]:

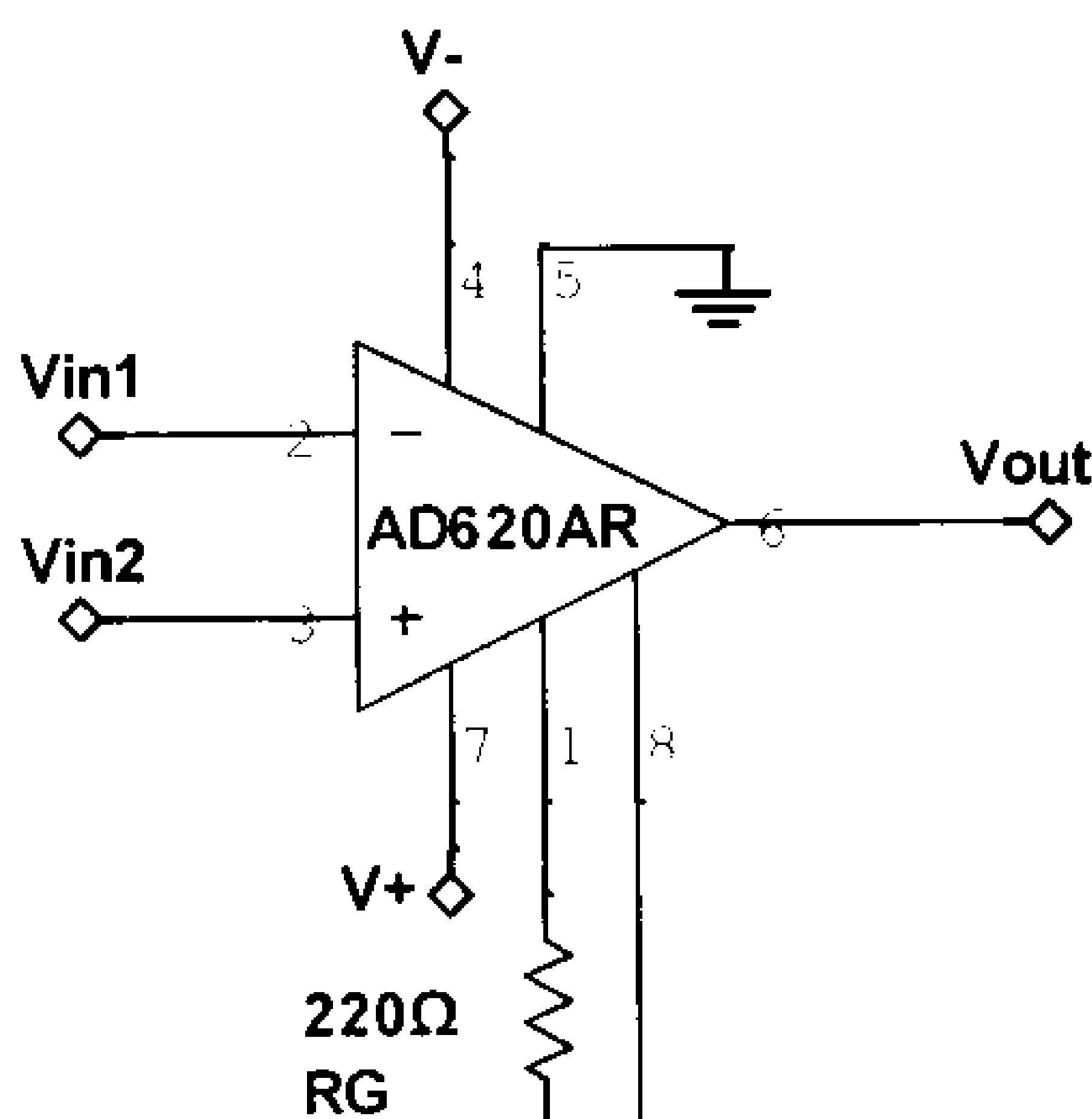
- Το κέρδος ρυθμίζεται, μέσω μίας εξωτερικής αντίστασης, στο εύρος 1 έως 1000.
- Υποστηρίζει μεγάλο εύρος τάσεων τροφοδοσίας (από $\pm 2,3V$ έως $\pm 18V$)
- Έχει χαμηλή κατανάλωση (μέγιστο ρεύμα 1,3mA)

- Μέγιστη τιμή της τάσης εκτροπής εισόδου 50μV
- Μέγιστη τιμή του ρεύματος πόλωσης εισόδου 1,0nA
- Ελάχιστη τιμή του λόγου απόρριψης κοινού σήματος 100dB (για διαφορικό κέρδος 10)
- Χαμηλός θόρυβος (9nV/√Hz @ 1kHz)
- Υψηλό εύρος ζώνης (120kHz για διαφορικό κέρδος 100)

Το διαφορικό κέρδος του AD620 ρυθμίζεται με μία εξωτερική αντίσταση, σύμφωνα με τη σχέση [6]:

$$A_d = 1 + \frac{49,4k\Omega}{R_G} \quad (2.2)$$

Συνεπώς, για να επιτευχθεί διαφορικό κέρδος 220, η αντίσταση R_G πρέπει να ισούται με 220Ω. Το σχηματικό του κυκλώματος παρουσιάζεται στην Εικόνα 9.



Εικόνα 9. Σχηματικό διάγραμμα ενισχυτή οργανολογίας.

2.1.2 Υψιπερατό φίλτρο

Το υψιπερατό φίλτρο χρησιμοποιείται για να αποκόψει τη dc συνιστώσα του σήματος, αφού αυτή δεν αποτελεί τμήμα του σήματος, αλλά είναι αποτέλεσμα της διαφοράς δυναμικού που δημιουργείται ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο και στο δέρμα. Επειδή η dc συνιστώσα είναι σχετικά μεγάλη (μεγαλύτερη από 300mV) μπορεί να οδηγήσει σε κορεσμό τους ενισχυτές που ακολουθούν [2]. Στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας, επιλέχθηκε ως συχνότητα αποκοπής του φίλτρου $f_{p(III)} = 0,5\text{Hz}$. Επιπλέον, επιλέχθηκε ένα φίλτρο δεύτερης τάξης, $N = 2$, το οποίο έχει ρυθμό πτώσης του κέρδους 40dB/δεκάδα, ώστε να είναι σχετικά απλή η υλοποίηση και ταυτόχρονα να έχει σχετικά μεγάλη αποκοπή για πολύ χαμηλές συχνότητες. Τέλος, ως συνήθως, επιλέχθηκε η μέγιστη εξασθένιση στη ζώνη διέλευσης του φίλτρου να είναι 3dB.

Το πρώτο βήμα είναι να βρεθεί η συνάρτηση μεταφοράς, η οποία ικανοποιεί τις παραπάνω προδιαγραφές. Υπάρχουν διάφορες προσεγγίσεις που μπορούν να εφαρμοστούν, όπως για παράδειγμα προσέγγιση Butterworth, προσέγγιση Chebyshev, προσέγγιση Bessel κ.λπ [7]. Για λόγους απλότητας επιλέχθηκε η προσέγγιση Butterworth, η οποία δίνει φίλτρα με επίπεδη ζώνη διέλευσης. Το μέτρο της συνάρτησης μεταφοράς, $|T_{HP}(f)|$, στην προσέγγιση Butterworth για υπερβατό φίλτρο δίνεται από την ακόλουθη σχέση [8]:

$$|T_{HP}(f)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \varepsilon^2 \left(\frac{f_{p(HP)}}{f}\right)^{2N}}} \quad (2.3)$$

όπου $N=2$ και η παράμετρος ε σχετίζεται με τη μέγιστη εξασθένιση στη ζώνη διέλευσης του φίλτρου.

Η συνάρτηση κέρδους του φίλτρου, $G_{HP}(f)$, σε dB είναι:

$$G_{HP}(f) \equiv 20 \log_{10} |T_{HP}(f)| = -10 \log_{10} \left[1 + \varepsilon^2 \left(\frac{f_{p(HP)}}{f}\right)^{2N} \right] \quad (2.4)$$

Ισοδύναμα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί η συνάρτηση εξασθένισης, $A_{HP}(f)$:

$$A_{HP}(f) \equiv -G_{HP}(f) = 10 \log_{10} \left[1 + \varepsilon^2 \left(\frac{f_{p(HP)}}{f}\right)^{2N} \right] \quad (2.5)$$

Επειδή η (2.3) περιγράφει μία φθίνουσα συνάρτηση ως προς f , η απαίτηση η μέγιστη εξασθένιση στη ζώνη διέλευσης να μην υπερβαίνει τα 3dB, ικανοποιείται αν:

$$A_{HP}(f_{p(HP)}) = 3$$

Συνεπώς, $10 \log_{10} [1 + \varepsilon^2] = 3 \Rightarrow \varepsilon = \sqrt{10^{0.3} - 1} \Rightarrow \varepsilon = 1$.

Από πίνακες που δίνουν τα πολυώνυμα Butterworth $\varepsilon = 1$ και $\omega_p = 2\pi f_p = 1 \text{ rad/s}$, η κανονικοποιημένη συνάρτηση μεταφοράς είναι [7]:

$$T_n(s) = \frac{1}{s^2 + \sqrt{2}s + 1}$$

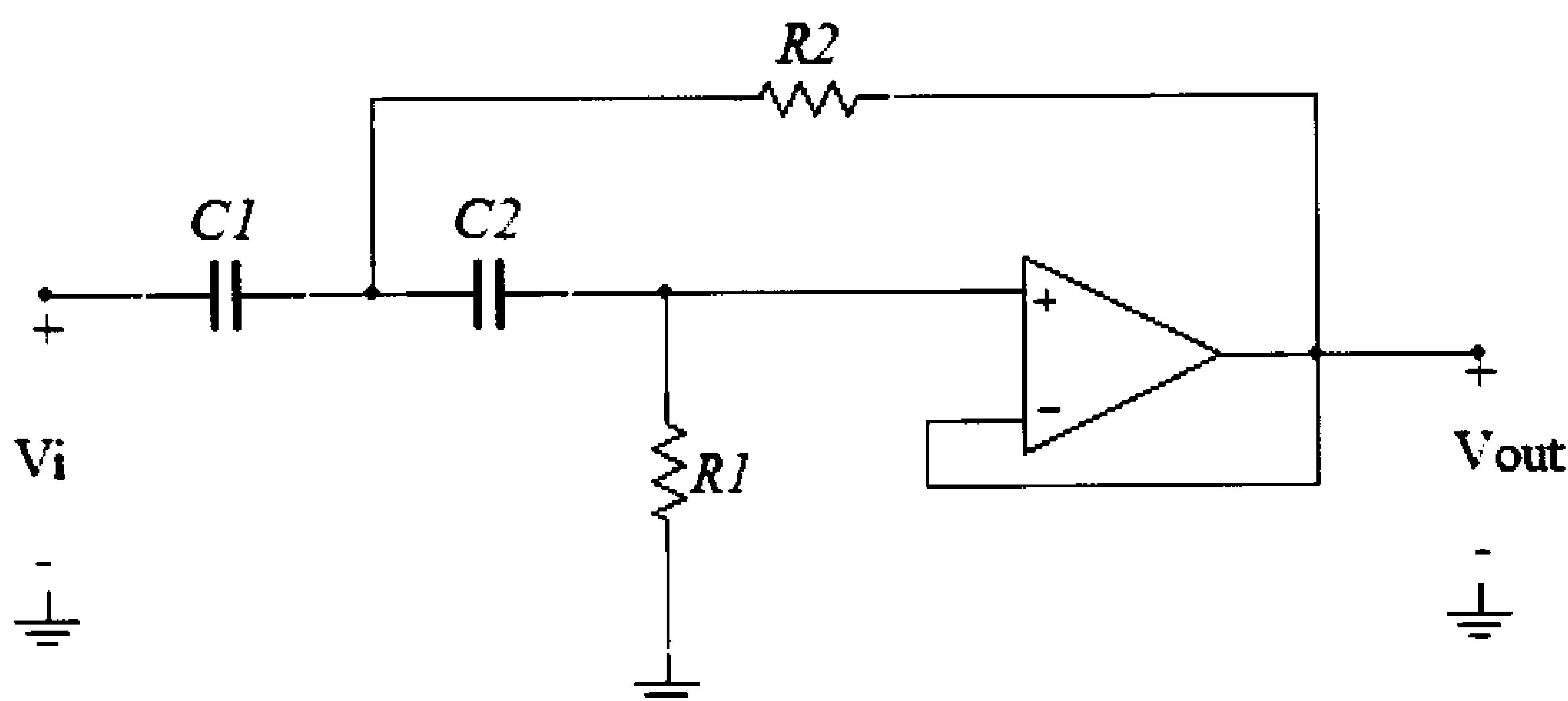
όπου $s = j2\pi f$.

Η συνάρτηση μεταφοράς του παρόντος φίλτρου προκύπτει από την κανονικοποιημένη συνάρτηση μεταφοράς, $T_n(s)$, αντικαθιστώντας το s με ω_0/s

όπου $\omega_0 = \frac{\omega_{p(HF)}}{\varepsilon^{1/N}} = \omega_{p(HF)} = 2\pi f_{p(HF)} = 3,14 \text{ rad/s}$. Επομένως:

$$T_{HP}(s) = T_n(\omega_0/s) = \frac{1}{\frac{\omega_0^2}{s^2} + \sqrt{2} \frac{\omega_0}{s} + 1} \quad (2.6)$$

Η συνάρτηση μεταφοράς που περιγράφεται από την (2.6), μπορεί να υλοποιηθεί με το κύκλωμα Sallen-Key [9], που φαίνεται στην Εικόνα 10.



Εικόνα 10. Υψηλεπατό φίλτρο 2^{ου} βαθμού Sallen – Key.

Αποδεικνύεται ότι η συνάρτηση μεταφοράς του κυκλώματος αυτού είναι [10]:

$$T_{SK(HF)}(s) = \frac{1}{\frac{1}{s^2} \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2} + \frac{1}{s} \frac{C_1 + C_2}{R_1 C_1 C_2} + 1} \quad (2.7)$$

Συγκρίνοντας τις εξισώσεις (2.6) και (2.7) προκύπτει ότι για να ταυτίζονται οι δύο συναρτήσεις μεταφοράς πρέπει να ισχύει:

$$R_1 R_2 C_1 C_2 = \frac{1}{\omega_0^2} = 0,1 (\text{rad/s})^{-2}$$

$$R_1 \frac{C_1 C_2}{C_1 + C_2} = \frac{1}{\sqrt{2} \omega_0} = 0,22 (\text{rad/s})^{-1}$$

Πρόκειται για ένα σύστημα δύο εξισώσεων με τέσσερις αγνώστους. Η επίλυση του συστήματος απαιτεί να προσδιοριστούν οι δύο από τους τέσσερις αγνώστους, Έστω ότι $C_1 = C_2 = C = 470 \text{ nF}$, τότε οι προηγούμενες σχέσεις γράφονται:

$$R_1 R_2 C^2 = \frac{1}{\omega_0^2} = 0,1 (\text{rad/s})^{-2}$$

$$R_1 C = \frac{1}{\sqrt{2}\omega_0} = 0,22 (\text{rad/s})^{-1}$$

Η επίλυση του συστήματος αυτού δίνει:

$$R_1 = 468\text{k}\Omega$$

$$R_2 = 968\text{k}\Omega$$

Οι πλησιέστερες εμπορικά διαθέσιμες τιμές αντιστάσεων είναι:

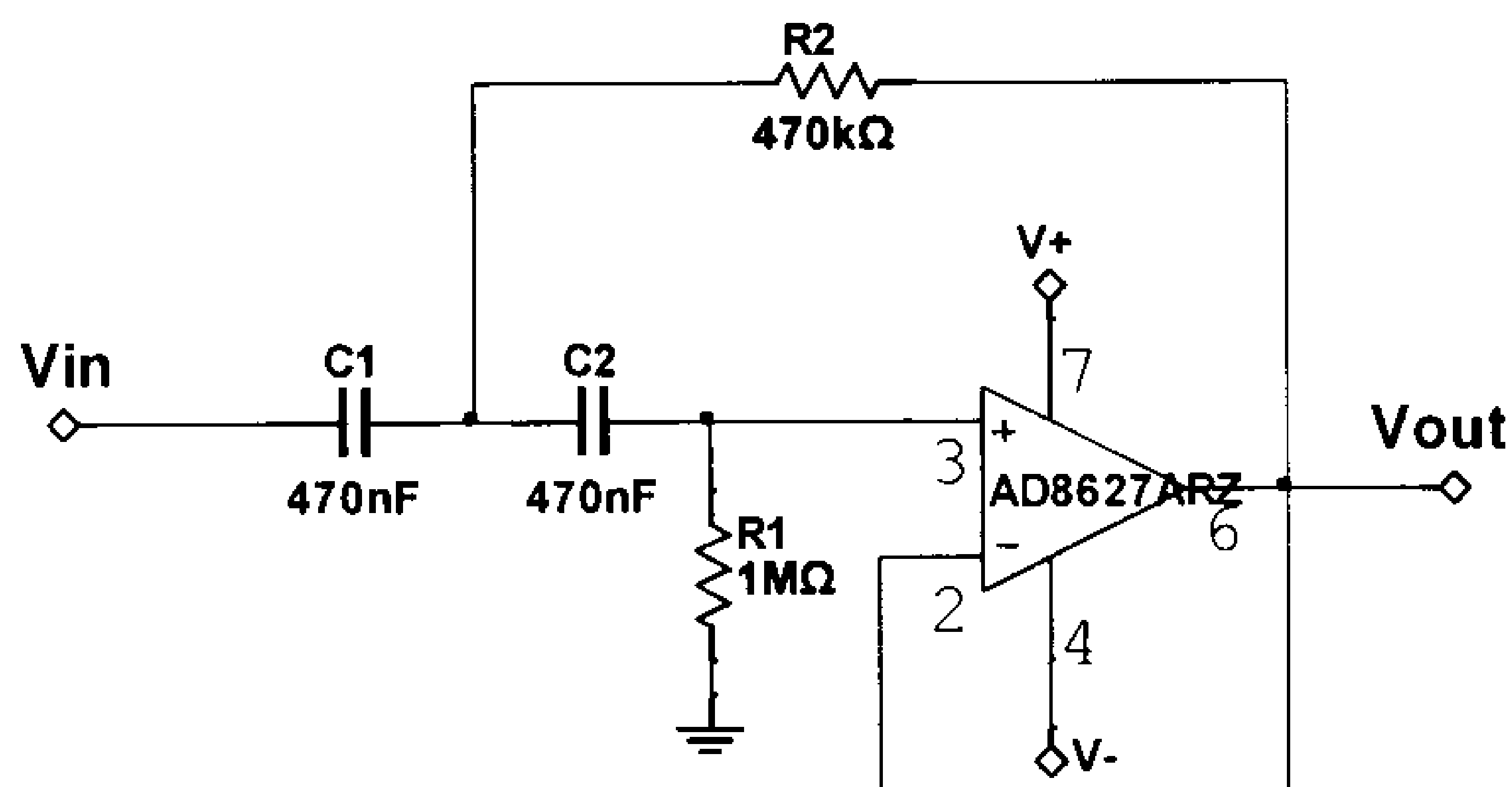
$$R_1 = 470\text{k}\Omega$$

$$R_2 = 1\text{M}\Omega$$

Ως τελεστικός ενισχυτής επιλέχθηκε ο AD8627 [11], ο οποίος έχει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά (για τάση τροφοδοσίας $\pm 13\text{V}$) [12]:

Παράμετρος	Τυπική τιμή	Μέγιστη τιμή	Μονάδα
Τάσης εκτροπής εισόδου	0,35	0,75	mV
Ρεύμα πόλωσης εισόδου	0,25	1	pA
Ρεύμα εκτροπής εισόδου		0,5	pA
Ρεύμα τροφοδοσίας	710	850	μA
Ρυθμός ανταπόκρισης	5		V/ μs
Γινόμενο κέρδους εύρους ζώνης	5		MHz
Θόρυβος	16		nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$

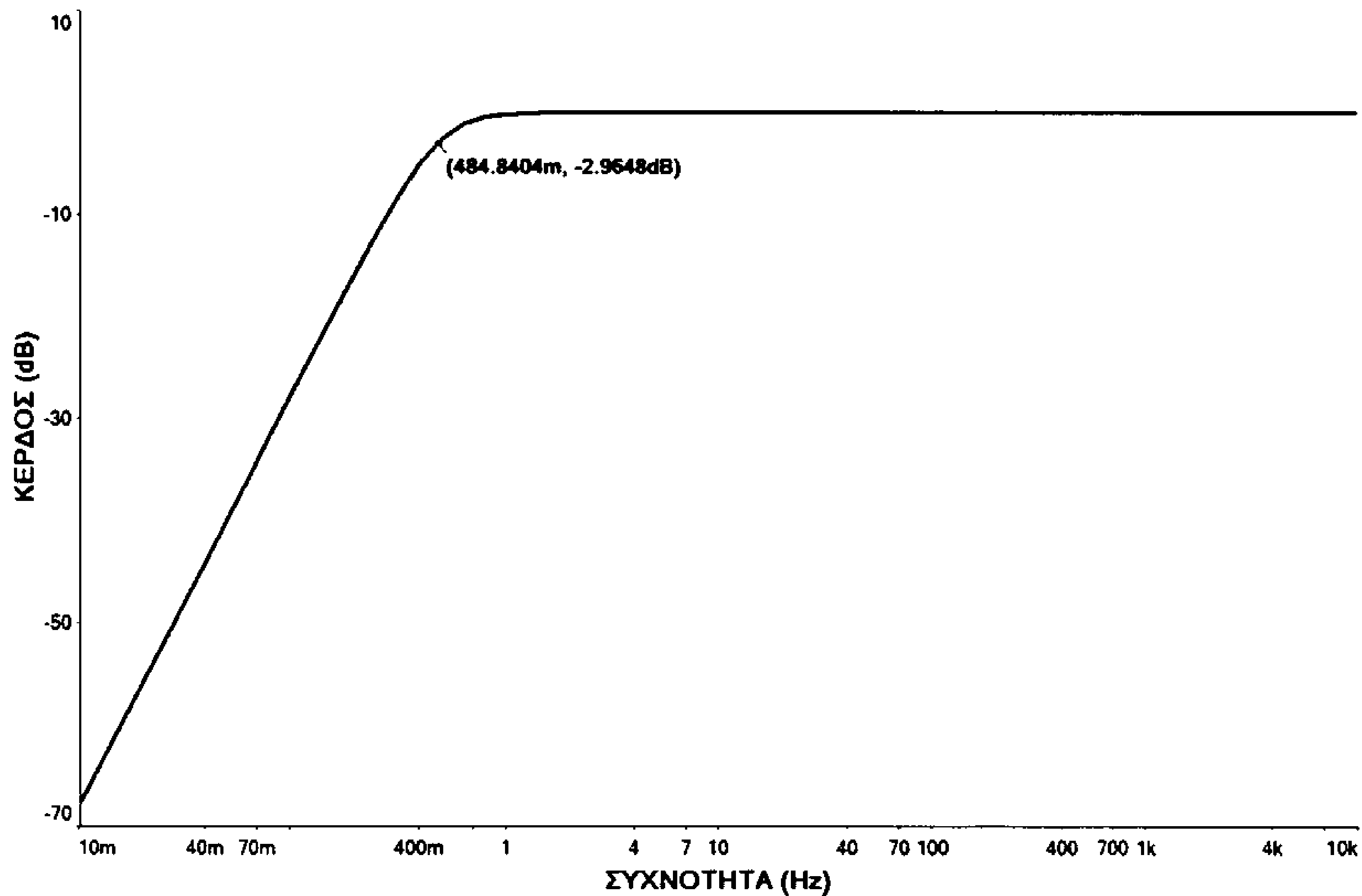
Το σχηματικό διάγραμμα για το υπερβατό φίλτρο παρουσιάζεται στην Εικόνα 11.



Εικόνα 11. Σχηματικό διάγραμμα υπερβατού φίλτρου.

Το διάγραμμα του κέρδους ως προς τη συχνότητα δίνεται στην Εικόνα 12. Το διάγραμμα αυτό προέκυψε εκτελώντας AC Analysis στο λογισμικό Multisim της National Instruments [13]. Όπως φαίνεται από το διάγραμμα, η συχνότητα αποκοπής,

δηλαδή η συχνότητα στην οποία το κέρδος έχει πέσει κατά 3dB είναι 0,48Hz, που είναι παρά πολύ κοντά στην τιμή που ζητείται από τις προδιαγραφές.



Εικόνα 12. Διάγραμμα κέρδους ως προς τη συχνότητα για το υψιπερατό φίλτρο.

2.1.3 Βαθυπερατό φίλτρο

Το βαθυπερατό φίλτρο χρησιμοποιείται για να αποκόψει τυχόν υψίσυχο θόρυβο που συνοδεύει το μετρούμενο σήμα. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα έχει φασματικό περιεχόμενο που δεν ξεπερνάει συνήθως τα 200Hz, αλλά συνήθως το φασματικό περιεχόμενο είναι συγκεντρωμένο στις χαμηλές συχνότητες. Στην παρούσα εργασία, επιλέχθηκε η συχνότητα αποκοπής, $f_{p(LP)}$, να είναι:

$$f_{p(LP)} = 16\text{Hz} \quad (2.8)$$

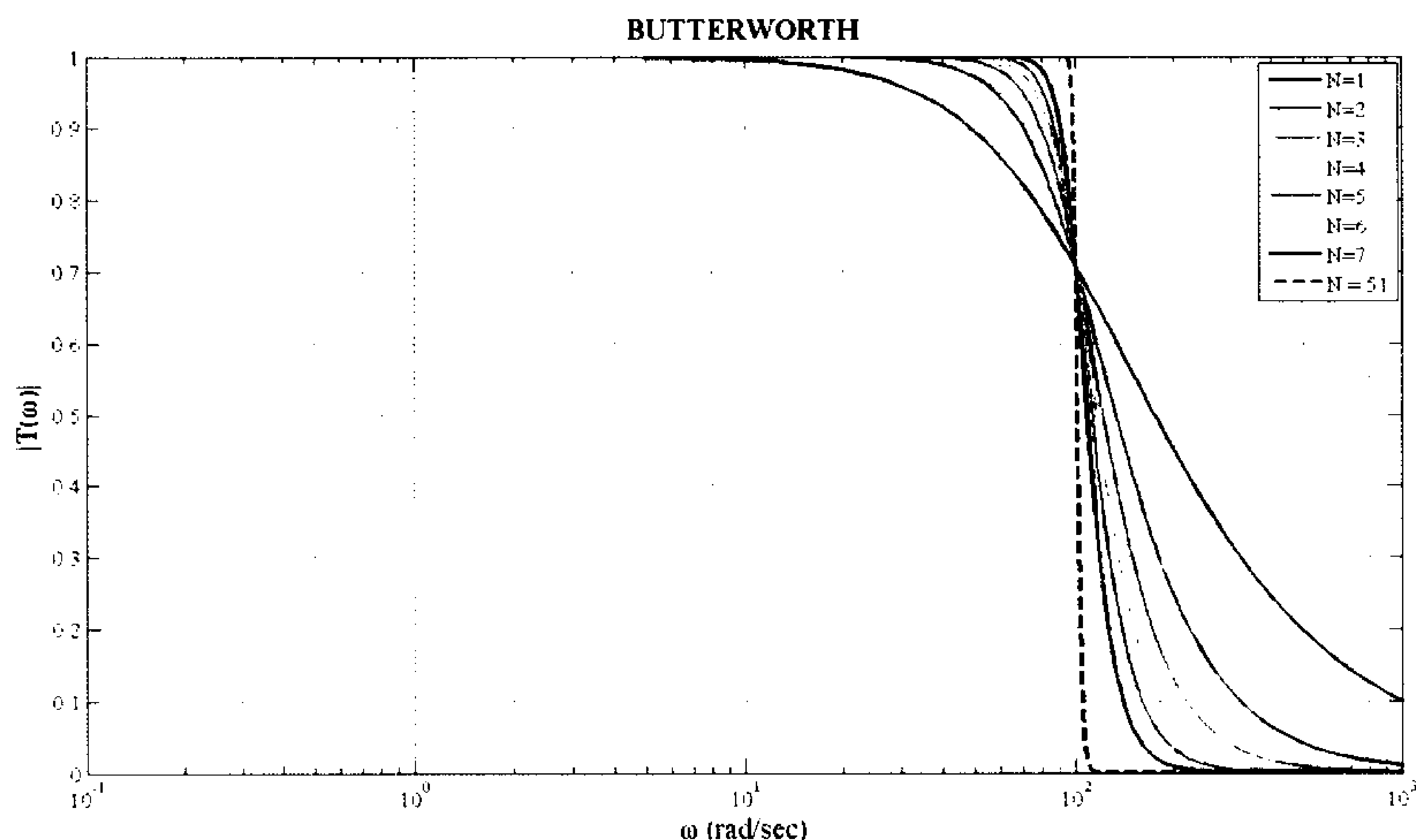
Η τιμή αυτή επιλέχθηκε έτσι ώστε να μην αλλοιώνονται τα χαρακτηριστικά του σήματος και ταυτόχρονα να μην χρειαστεί να υλοποιηθεί ένα επιπλέον κύκλωμα για να αποκόπει το θόρυβο γραμμής των 50Hz.

Όπως και πριν, επιλέχθηκε η μέγιστη εξασθένιση στη ζώνη διέλευσης, A_{\max} , να μην ξεπερνάει τα 3dB και στη συχνότητα $f_c = 50\text{Hz}$ η εξασθένιση του φίλτρου να είναι τουλάχιστον 35dB. Τέλος, για την εύρεση της συνάρτησης μεταφοράς του φίλτρου ακολουθείται η προσέγγιση Butterworth. Η διαδικασία για την εύρεση της συνάρτησης μεταφοράς που ικανοποιεί τις παραπάνω προδιαγραφές είναι παρόμοια με την περίπτωση του υψιπερατού φίλτρου. Συγκεκριμένα, το μέτρο της συνάρτησης

μεταφοράς, $|T_{LP}(f)|$, στην προσέγγιση Butterworth για βαθυπερατό φίλτρο δίνεται από την ακόλουθη σχέση [8]:

$$|T_{LP}(f)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \varepsilon^2 \left(\frac{f}{f_p}\right)^{2N}}} \quad (2.9)$$

όπου η παράμετρος ε σχετίζεται με τη μέγιστη εξασθένιση στη ζώνη διέλευσης του φίλτρου και N είναι η τάξη του φίλτρου (Εικόνα 13).



Εικόνα 13. Παραδείγματα φίλτρων τύπου Butterworth.

Η συνάρτηση κέρδους του φίλτρου, $G_{LP}(f)$, σε dB είναι:

$$G_{LP}(f) \equiv 20 \log_{10} |T_{LP}(f)| = -10 \log_{10} \left[1 + \varepsilon^2 \left(\frac{f}{f_{p(LP)}}\right)^{2N} \right] \quad (2.10)$$

Ισοδύναμα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί η συνάρτηση εξασθένισης, $A_{LP}(f)$:

$$A_{LP}(f) \equiv -G_{LP}(f) = 10 \log_{10} \left[1 + \varepsilon^2 \left(\frac{f}{f_{p(LP)}}\right)^{2N} \right] \quad (2.11)$$

Επειδή η (2.9) περιγράφει μία φθίνουσα συνάρτηση ως προς f , η απαίτηση η μέγιστη εξασθένιση στη ζώνη διέλευσης να μην υπερβαίνει τα 3dB, ικανοποιείται αν

$$A(f_p) = 3$$

Συνεπώς, $10 \log_{10} [1 + \varepsilon^2] = 3 \Rightarrow \varepsilon = \sqrt{10^{0.3} - 1} \Rightarrow \varepsilon = 1$.

Η απαίτηση η εξασθένιση του φίλτρου να είναι τουλάχιστον 35dB στη συχνότητα $f_s = 50\text{Hz}$ δίνει:

$$A_{LP}(f_s) \geq 35 \Rightarrow 10 \log_{10} \left[1 + \left(\frac{50}{16} \right)^{2N} \right] \geq 35 \Rightarrow N \geq 3,5$$

Συνεπώς, η μικρότερη τάξη φίλτρου που ικανοποιεί τις προδιαγραφές είναι $N = 4$. Από πίνακες που δίνουν τα πολυώνυμα Butterworth $\varepsilon = 1$ και $\omega_p = 2\pi f_p = 1\text{rad/s}$, η κανονικοποιημένη συνάρτηση μεταφοράς είναι [7]:

$$T_n(s) = \frac{1}{(s^2 + 1,8478s + 1)} \frac{1}{(s^2 + 0,7654s + 1)}$$

όπου $s = j2\pi f$.

Η συνάρτηση μεταφοράς του παρόντος φίλτρου προκύπτει από την κανονικοποιημένη συνάρτηση μεταφοράς, $T_n(s)$, αντικαθιστώντας το s με s/ω_0 ,

όπου $\omega_{0(LP)} = \frac{\omega_{p(LP)}}{\varepsilon^{1/N}} = \omega_{p(LP)} = 2\pi f_{p(LP)} = 100,5\text{rad/s}$. Επομένως:

$$\begin{aligned} T_{LP}(s) &= T_n\left(\frac{s}{\omega_{0(LP)}}\right) \\ &= \frac{1}{\left[\left(\frac{s}{\omega_{0(LP)}}\right)^2 + 1,8478 \frac{s}{\omega_{0(LP)}} + 1\right]} \cdot \frac{1}{\left[\left(\frac{s}{\omega_{0(LP)}}\right)^2 + 0,7654 \frac{s}{\omega_{0(LP)}} + 1\right]} \quad (2.12) \\ &= \frac{\omega_{0(LP)}^2}{s^2 + 1,8478\omega_{0(LP)}s + \omega_{0(LP)}^2} \cdot \frac{\omega_{0(LP)}^2}{s^2 + 0,7654\omega_{0(LP)}s + \omega_{0(LP)}^2} \\ &= T_{1(LP)}(s) \cdot T_{2(LP)}(s) \end{aligned}$$

όπου

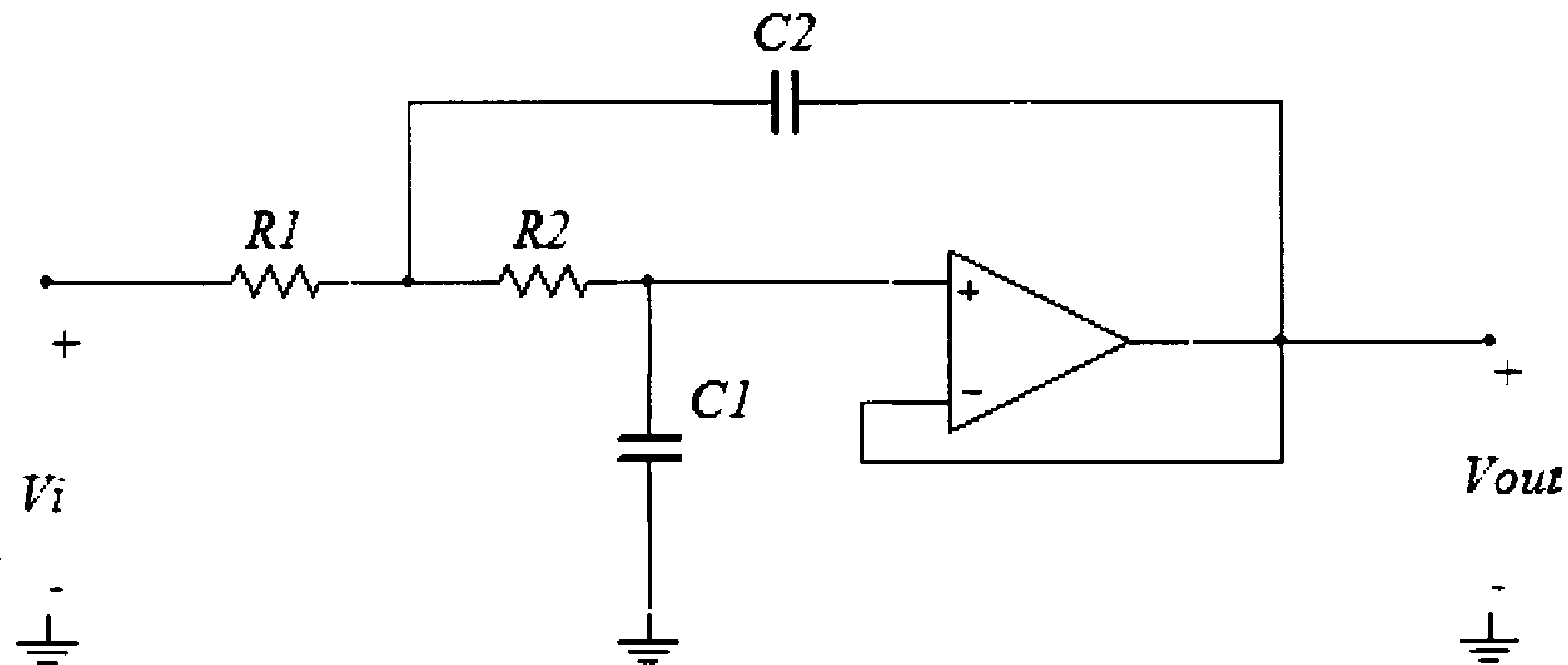
$$T_{1(LP)}(s) = \frac{\omega_{0(LP)}^2}{s^2 + 1,8478\omega_{0(LP)}s + \omega_{0(LP)}^2} = \frac{100,5^2}{s^2 + 185,7s + 100,5^2} \quad (2.13)$$

και

$$T_{2(LP)}(s) = \frac{\omega_{0(LP)}^2}{s^2 + 0,7654\omega_{0(LP)}s + \omega_{0(LP)}^2} = \frac{100,5^2}{s^2 + 76,9s + 100,5^2} \quad (2.14)$$

Η συνάρτηση μεταφοράς έχει εκφραστεί ως γινόμενο δύο επιμέρους συναρτήσεων μεταφοράς δευτέρου βαθμού, $T_{1(LP)}(s)$ και $T_{2(LP)}(s)$, όπου η κάθε μία από αυτές μπορεί να υλοποιηθεί ξεχωριστά και να συνδεθούν εν σειρά τα δύο επιμέρους κυκλώματα για να προκύψει το τελικό κύκλωμα.

Η συνάρτηση μεταφοράς ενός βαθυπερατού φίλτρου 2^{ου} βαθμού μπορεί να υλοποιηθεί με το κύκλωμα Sallen-Key [9], που φαίνεται στην Εικόνα 14.



Εικόνα 14. Βαθυπερατό φίλτρο Sallen-Key δευτέρου βαθμού.

Αποδεικνύεται ότι η συνάρτηση μεταφοράς του κυκλώματος αυτού είναι [14]:

$$T_{SK(LP)}(s) = \frac{1/(R_1 R_2 C_1 C_2)}{s^2 + \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 C_2} s + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2.15)$$

Κάθε μία από τις συναρτήσεις μεταφοράς $T_{1(LP)}(s)$ και $T_{2(LP)}(s)$ είναι στη μορφή:

$$T(s) = \frac{b}{s^2 + as + b} \quad (2.16)$$

όπου a , b πραγματικοί αριθμοί. Συγκρίνοντας τις εξισώσεις (2.15) και (2.16) προκύπτει ότι για να ταυτίζονται οι δύο συναρτήσεις μεταφοράς πρέπει να ισχύει:

$$R_1 R_2 C_1 C_2 = \frac{1}{b}$$

$$\frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 C_2} = a$$

Πρόκειται για ένα σύστημα δύο εξισώσεων με τέσσερις αγνώστους. Η επίλυση του απαιτεί να προσδιοριστούν οι δύο από τους τέσσερις αγνώστους. Έστω ότι έχουν

προσδιοριστεί τιμές για τους πυκνωτές C_1 και C_2 , τότε το προηγούμενο σύστημα εξισώσεων μπορεί ως ακολούθως:

$$\begin{aligned} R_1 R_2 &= \frac{1}{bC_1 C_2} \\ R_1 + R_2 &= \frac{a}{bC_1} \end{aligned} \quad (2.17)$$

Επιλύοντας τη δεύτερη εξίσωση ως προς R_1 , δηλ.

$$R_1 = \frac{a}{bC_1} - R_2$$

και αντικαθιστώντας στην πρώτη εξίσωση προκύπτει ότι:

$$R_2^2 - \frac{a}{bC_1} R_2 + \frac{1}{bC_1 C_2} = 0 \quad (2.18)$$

Η (2.18) είναι εξίσωση δευτέρου βαθμού, με διακρίνουσα:

$$\Delta = \frac{a^2}{b^2 C_1^2} \left(1 - \frac{4bC_1}{a^2 C_2} \right)$$

Η (2.18) έχει πραγματικές ρίζες όταν $\Delta \geq 0$, δηλαδή:

$$C_2 \geq \frac{4b}{a^2} C_1 \quad (2.19)$$

Συνεπώς, οι τιμές για τους δύο πυκνωτές δεν μπορούν να επιλεγθούν εντελώς αυθαίρετα. Οι ρίζες της (2.18) είναι:

$$r_{1,2} = \frac{a}{2bC_1} \left(1 \pm \sqrt{1 - \frac{4bC_1}{a^2 C_2}} \right)$$

Επιλέγοντας μία από τις ρίζες ως τιμή για τη R_2 , η άλλη ρίζα θα είναι η τιμή για τη R_1 .

Όσον αφορά στην $T_{(LP)}(s)$, από την (2.13) προκύπτει ότι $a = 185.7 \text{ rad/s}$ και $b = 100.5^2 (\text{rad/s})^2$. Σύμφωνα με τη (2.19), οι πυκνωτές πρέπει να ικανοποιούν τη σχέση $C_2 \geq 1.2C_1$. Επιλέγοντας:

$$C_1 = 100 \text{ nF}$$

$$C_2 = 1 \mu\text{F}$$

προκύπτουν οι ακόλουθες τιμές για τις αντιστάσεις:

$$R_1 = 180\text{k}\Omega$$

$$R_2 = 5,6\text{k}\Omega$$

όπου έχουν χρησιμοποιηθεί οι πλησιέστερα εμπορικές τιμές.

Αντίστοιχα, για $T_{2(LP)}(s)$ πρέπει να ισχύει ότι $C_2 \geq 6,8C_1$. Επιλέγοντας πάλι:

$$C_1 = 100\text{nF}$$

$$C_2 = 1\mu\text{F}$$

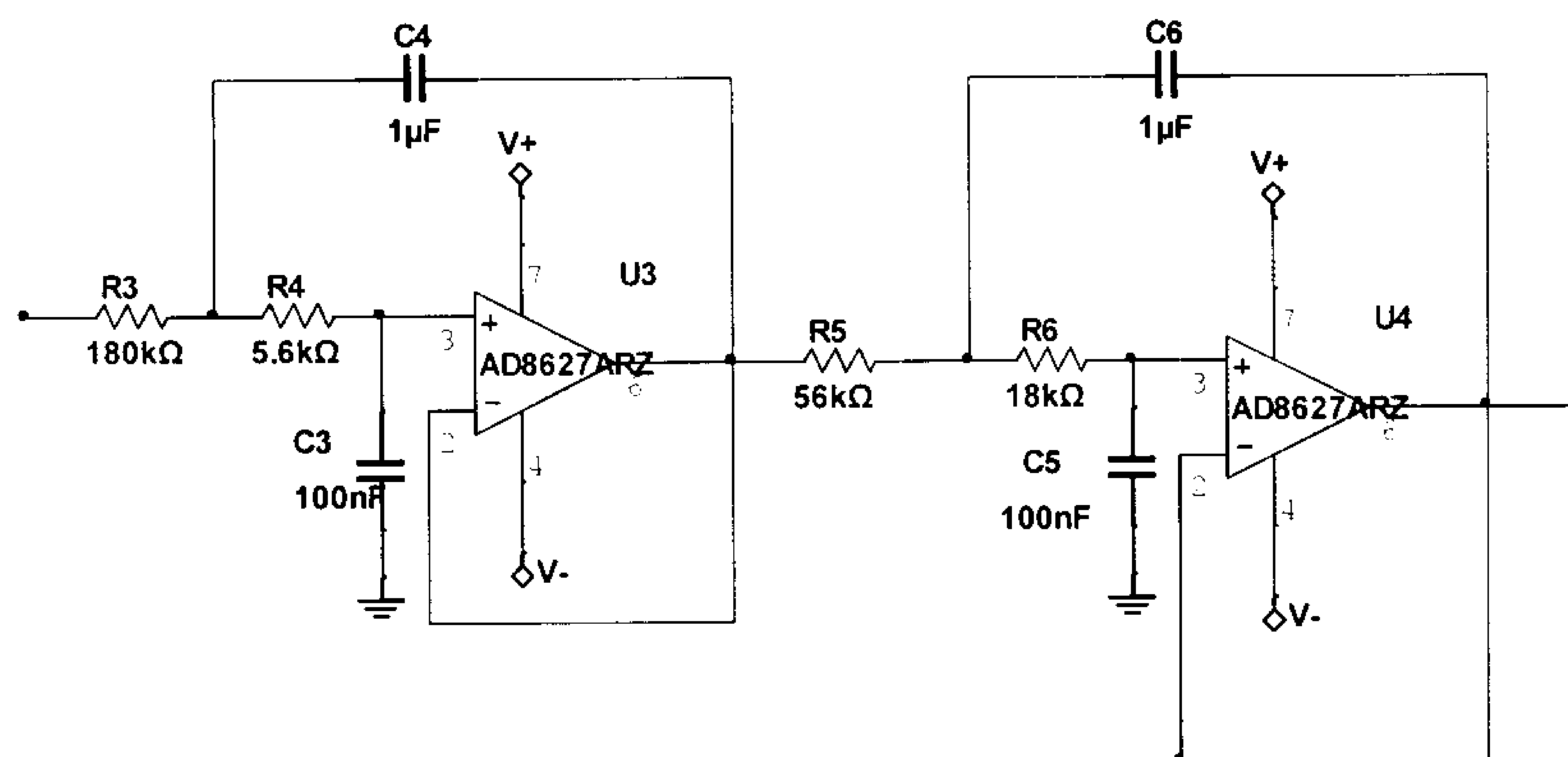
προκύπτουν οι ακόλουθες τιμές για τις αντιστάσεις:

$$R_1 = 56\text{k}\Omega$$

$$R_2 = 18\text{k}\Omega$$

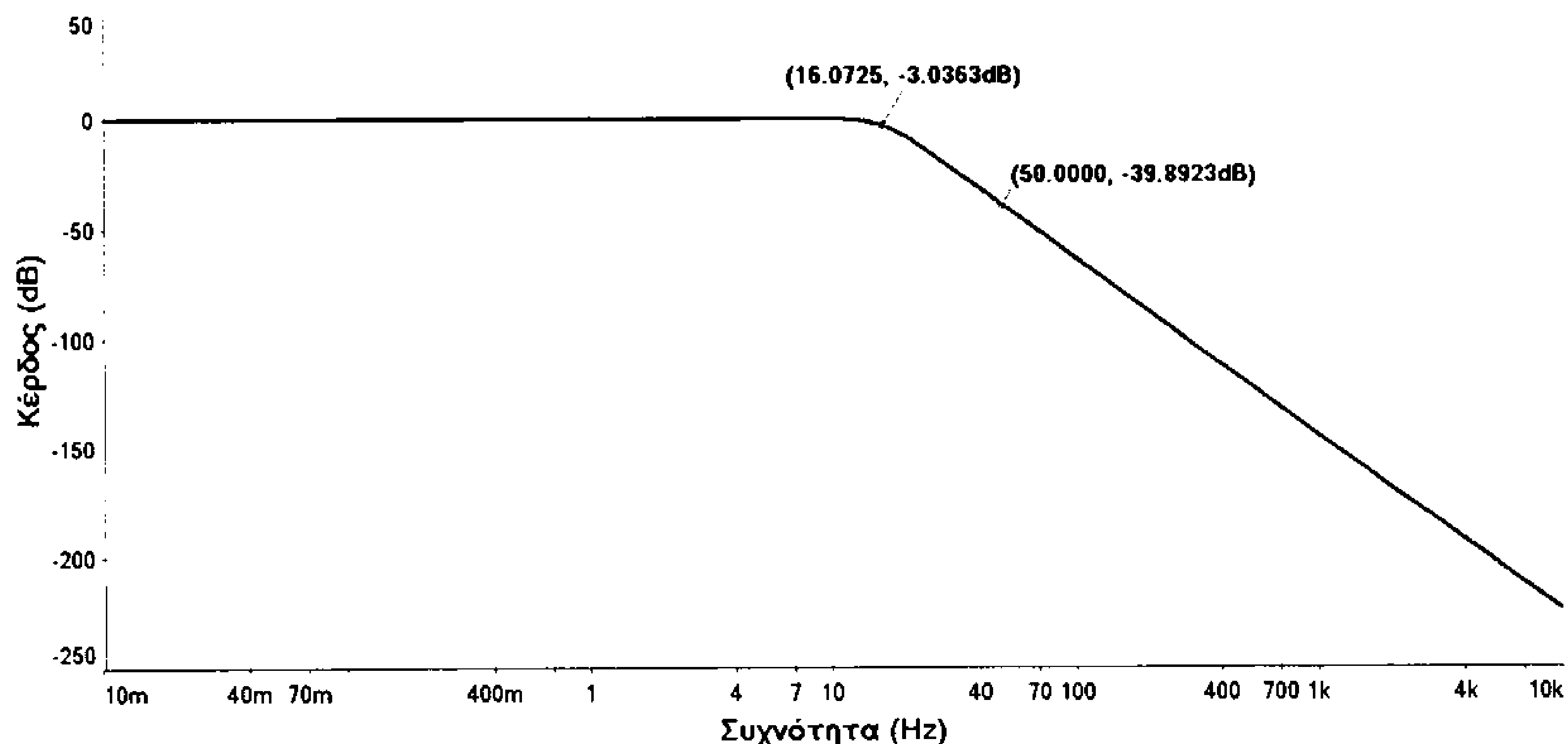
όπου έχουν χρησιμοποιηθεί οι πλησιέστερα εμπορικές τιμές.

Χρησιμοποιώντας ως τελεστικό ενισχυτή τον AD8627, το σχηματικό διάγραμμα για το βαθυπερατό φίλτρο φαίνεται στη συνέχεια.



Εικόνα 15. Σχηματικό διάγραμμα βαθυπερατού φίλτρου.

Το διάγραμμα του κέρδους ως προς τη συχνότητα δίνεται στην Εικόνα 16. Όπως φαίνεται από το διάγραμμα, η συχνότητα αποκοπής, δηλαδή η συχνότητα στην οποία το κέρδος έχει πέσει κατά 3dB, είναι 16,1Hz, ενώ στα 50Hz, το κέρδος είναι -39,9dB. Συνεπώς, οι προδιαγραφές ικανοποιούνται πλήρως.



Εικόνα 16. Διάγραμμα κέρδους ως προς τη συχνότητα για το βαθυπερατό φίλτρο.

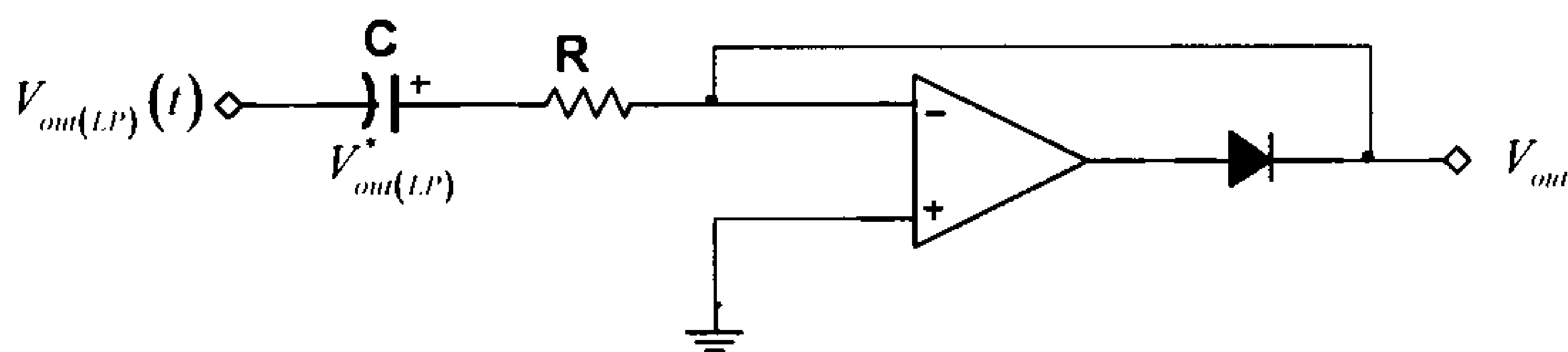
2.1.4 Κύκλωμα μετατόπισης dc στάθμης

Η μετατόπιση της dc στάθμης ισοδυναμεί με την υπέρθεση ενός dc σήματος στο σήμα εισόδου του κυκλώματος. Αυτό είναι αναγκαίο, καθώς το τελικό σήμα θα τροφοδοτήσει ένα κύκλωμα μετατροπής αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (Analog to Digital Conversion - ADC), το οποίο θα χρησιμοποιηθεί από το μικροελεγκτή για τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού. Το κύκλωμα μετατροπής αναλογικού σε ψηφιακό σήμα έχει συγκεκριμένο εύρος επιτρεπτών του αναλογικού σήματος εισόδου, συγκεκριμένα από 0V έως 3,3V. Αν το αναλογικό σήμα είναι εκτός των συγκεκριμένων ορίων, θα γίνει ψαλιδισμός του σήματος, ο οποίος θα οδηγήσει στην παραμόρφωσή του. Το πρόβλημα αφορά κυρίως στις αρνητικές τιμές του αναλογικού σήματος, καθώς ρυθμίζοντας σωστά το κέρδος είμαστε σε θέση να εξασφαλίσουμε ότι το τελικό σήμα δεν θα ξεπερνάει την άνω επιτρεπτή τάση (3,3V). Συνεπώς, αν η τάση εξόδου του βαθυπερατού φίλτρου είναι $V_{out(LP)}(t)$, με ελάχιστη (αρνητική) τιμή

$-V_{out(LP)}^*$ ($V_{out(LP)}^* > 0$), τότε το τελικό σήμα εξόδου, $V_{out}(t)$, θα είναι:

$$V_{out}(t) = V_{out(LP)}(t) + V_{out(LP)}^* \quad (2.20)$$

Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με το κύκλωμα που φαίνεται, όπως φαίνεται στην Εικόνα 17.



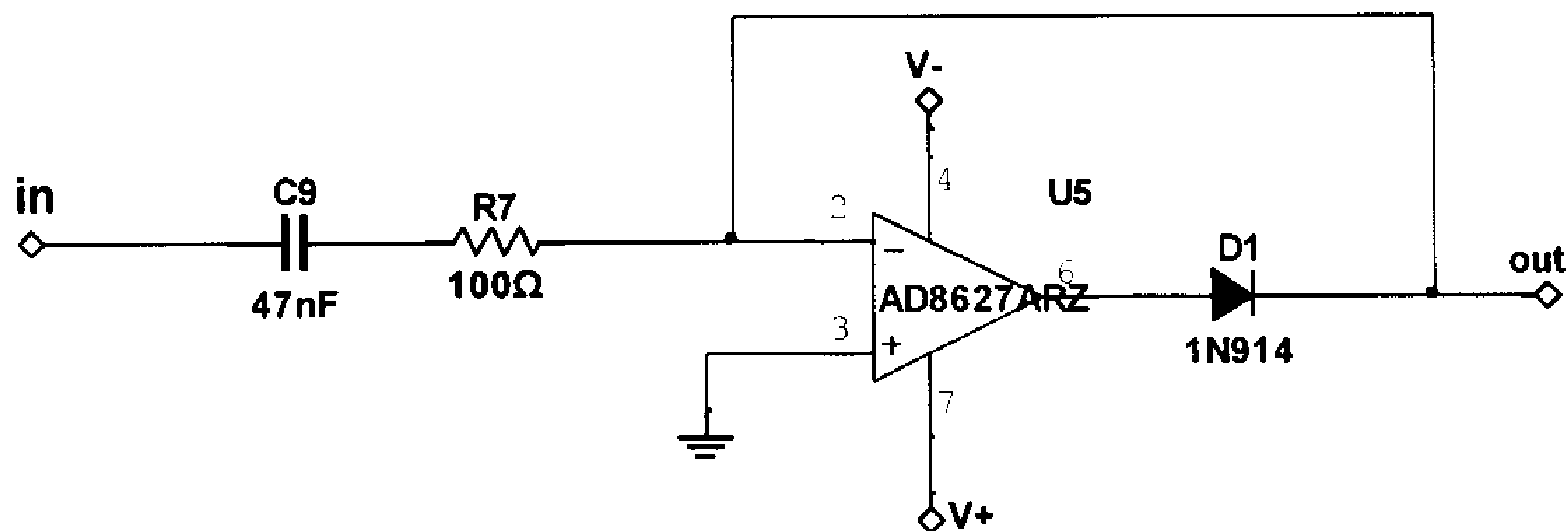
Εικόνα 17. Κύκλωμα μετατόπισης dc στάθμης.

Το κύκλωμα λειτουργεί ως ακολούθως. Όταν η τάση εισόδου φθάσει στην αρνητική κορυφή της ($-V_{out(LP)}^*$), η τάση στην έξοδο του τελεστικού ενισχυτή έχει θετική τιμή με αποτέλεσμα να πολώνεται ορθά η διάδος, κλείνοντας το βρόχο μεταξύ της αναστρέφουσας εισόδου και της εξόδου του τελεστικού ενισχυτή. Στην περίπτωση αυτή το κύκλωμα λειτουργεί ως ακόλουθος τάσης (απομονωτής) και η αναστρέφουσα είσοδος έχει την ίδια τάση με τη μη αναστρέφουσα είσοδο, δηλ. 0V. Ο πυκνωτής φορτίζεται στην τάση εισόδου $V_{out(LP)}^*$. Επιλέγοντας κατάλληλες τιμές για τον πυκνωτή και την αντίσταση, μπορούμε να εξασφαλίσουμε ότι ο πυκνωτής εκφορτίζεται πολύ αργά, διατηρώντας στην ουσία μία σταθερή τάση στα άκρα του. Συνεπώς, είναι σαν να έχει συνδεθεί μία dc πηγή τάσης σε σειρά με την τάση εισόδου. Επειδή η συνολική τάση (τάση πυκνωτή συν τάση εισόδου) είναι θετική, η έξοδος του τελεστικού ενισχυτή θα είναι αρνητική πολώνοντας τη διάοδο ανάστροφα, ανοίγοντας το βρόχο μεταξύ εξόδου και μη αναστρέφουσας εισόδου. Στην ουσία μπορεί να θεωρηθεί ότι αποσυνδέεται ο τελεστικός ενισχυτής από το κύκλωμα. Συνεπώς, η τάση εξόδου θα είναι το άθροισμα της τάσης εισόδου συν της τάσης στα άκρα του πυκνωτή, δηλ. η εξίσωση (2.20).

Όσον αφορά στην επιλογή των στοιχείων του κυκλώματος, ισχύουν τα ακόλουθα: ο τελεστικός ενισχυτής για τους λόγους που έχουν ήδη εξηγηθεί είναι ο AD8627. Η διάδος πρέπει να έχει αντίστροφη τάση διάσπασης τουλάχιστον δύο φορές η τάση τροφοδοσίας, δηλ. 18V. Μια συνηθισμένη διάδος όπως η 1N914 [15] αρκεί για τις ανάγκες του κυκλώματος. Η τιμή του πυκνωτή εξαρτάται από τη μικρότερη συχνότητα λειτουργίας του κυκλώματος, f_l , που στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι 0,5Hz. Αποδεικνύεται ότι [16]:

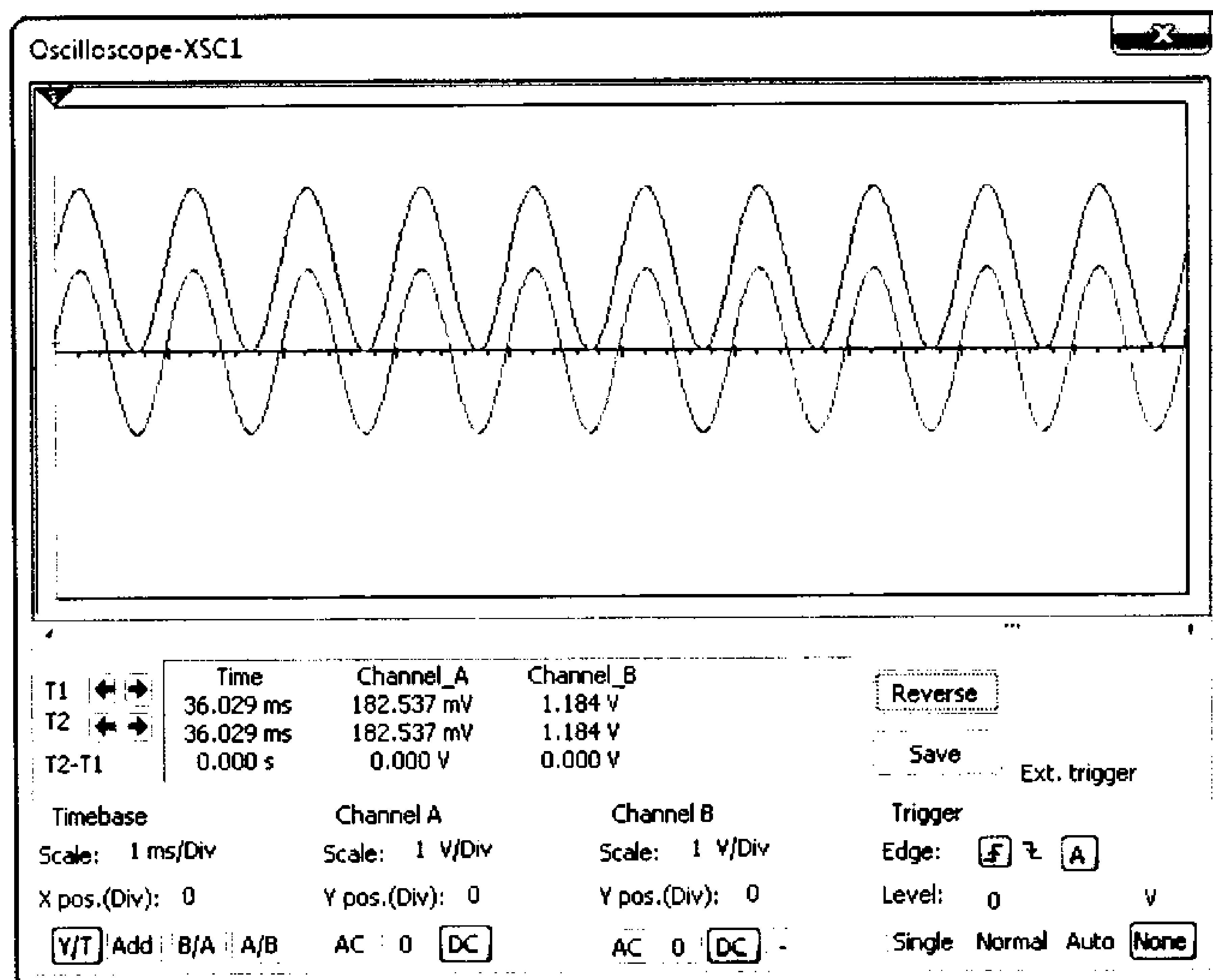
$$f_l = \frac{16.7}{R_c C} \quad (2.21)$$

όπου R_x είναι η ενεργός αντίσταση μέσω της οποίας αποφορτίζεται ο πυκνωτής. Ακολουθώντας τη διαδικασία που περιγράφεται στη [16], προκύπτει ότι η τιμή του πυκνωτή πρέπει να είναι $C = 47\text{nF}$. Η αντίσταση R πρέπει να έχει μια σχετικά μικρή τιμή, γιατί διαφορετικά θα πρόσδιε μια μεγάλη αντίσταση εξόδου στο κύκλωμα. Στην παρούσα εργασία επιλέχθηκε $R = 100\Omega$. Το τελικό κύκλωμα μετατόπισης dc στάθμης παρουσιάζεται στην Εικόνα 18.



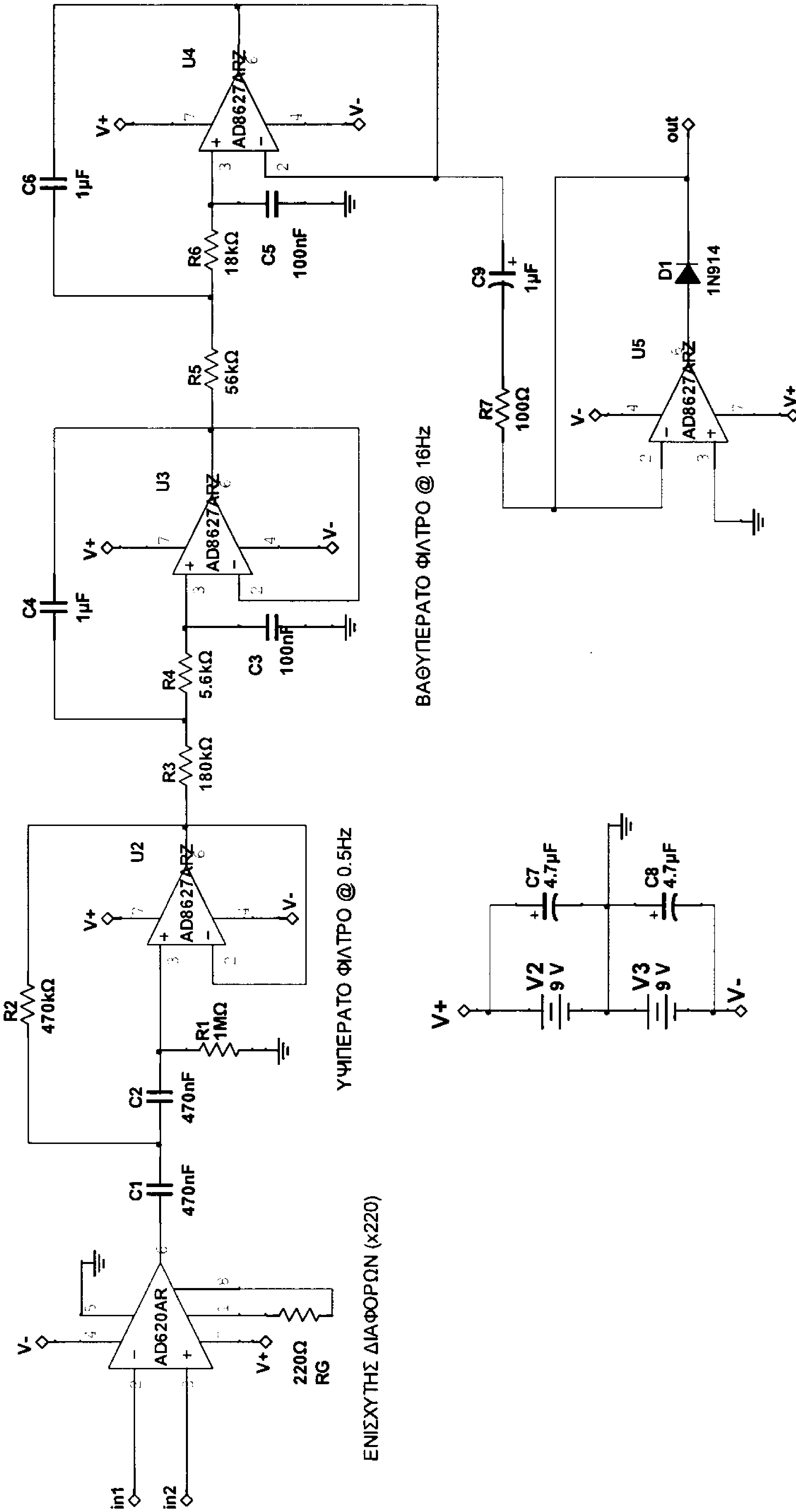
Εικόνα 18. Σχηματικό διάγραμμα κυκλώματος τελικής ενίσχυσης και μετατόπισης dc στάθμης.

Στην Εικόνα 19 παρουσιάζεται το αποτέλεσμα της προσομοίωσης στο Multisim όταν η είσοδος είναι ημιτονοειδής.

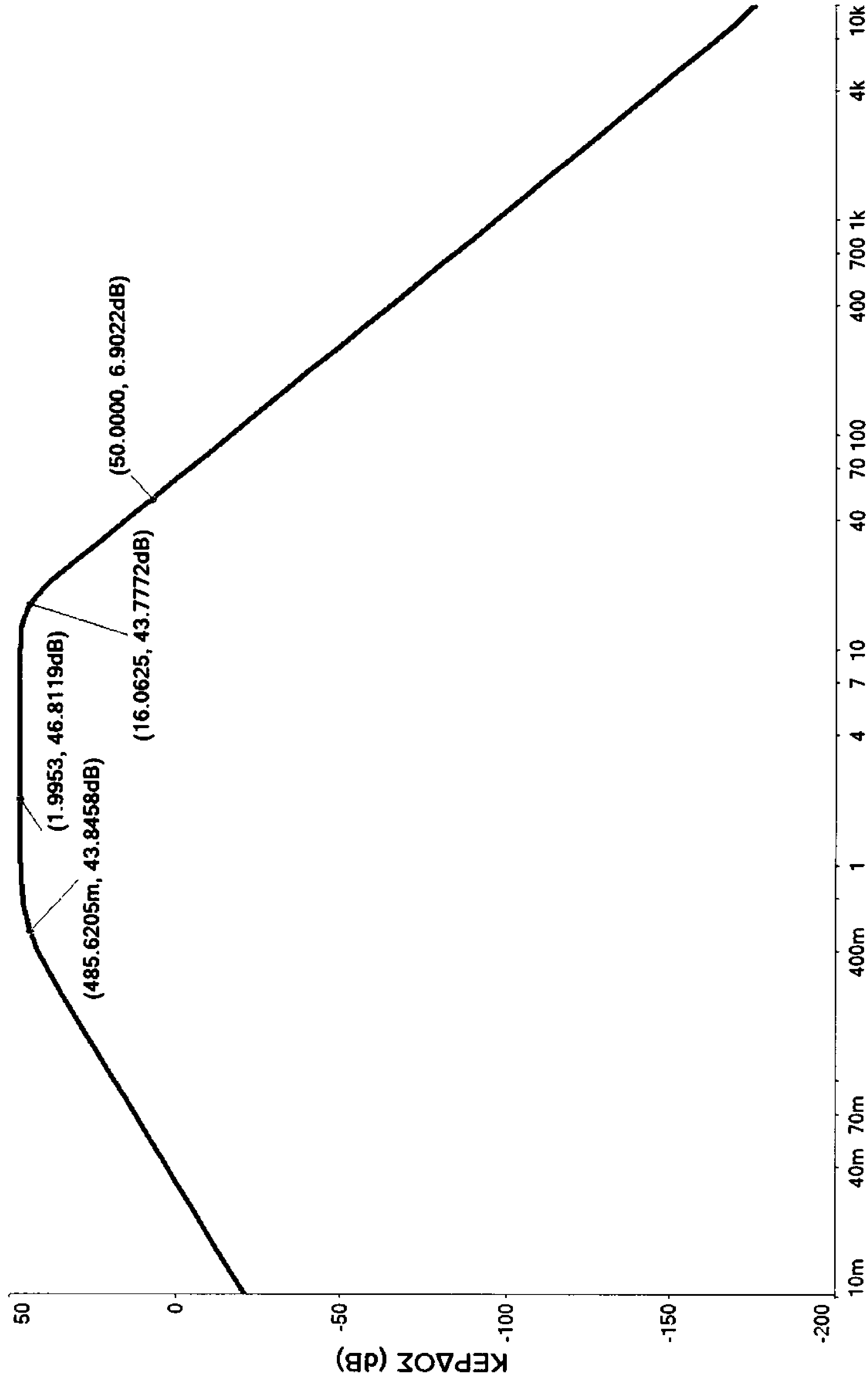


Εικόνα 19. Αποτέλεσμα προσομοίωσης της λειτουργίας του κυκλώματος μετατόπισης dc στάθμης. Με κόκκινο χρώμα είναι η τάση εισόδου και με μπλε χρώμα είναι η τάση εξόδου.

Το πλήρες κύκλωμα απεικονίζεται στην Εικόνα 20. Στην Εικόνα 21 παρουσιάζεται το διάγραμμα κέρδους ως προς τη συχνότητα, όπου έχουν σημειωθεί οι τιμές του κέρδους σε χαρακτηριστικές συχνότητες.



Εικόνα 20. Σχηματικό διάγραμμα συνολικού κυκλώματος.

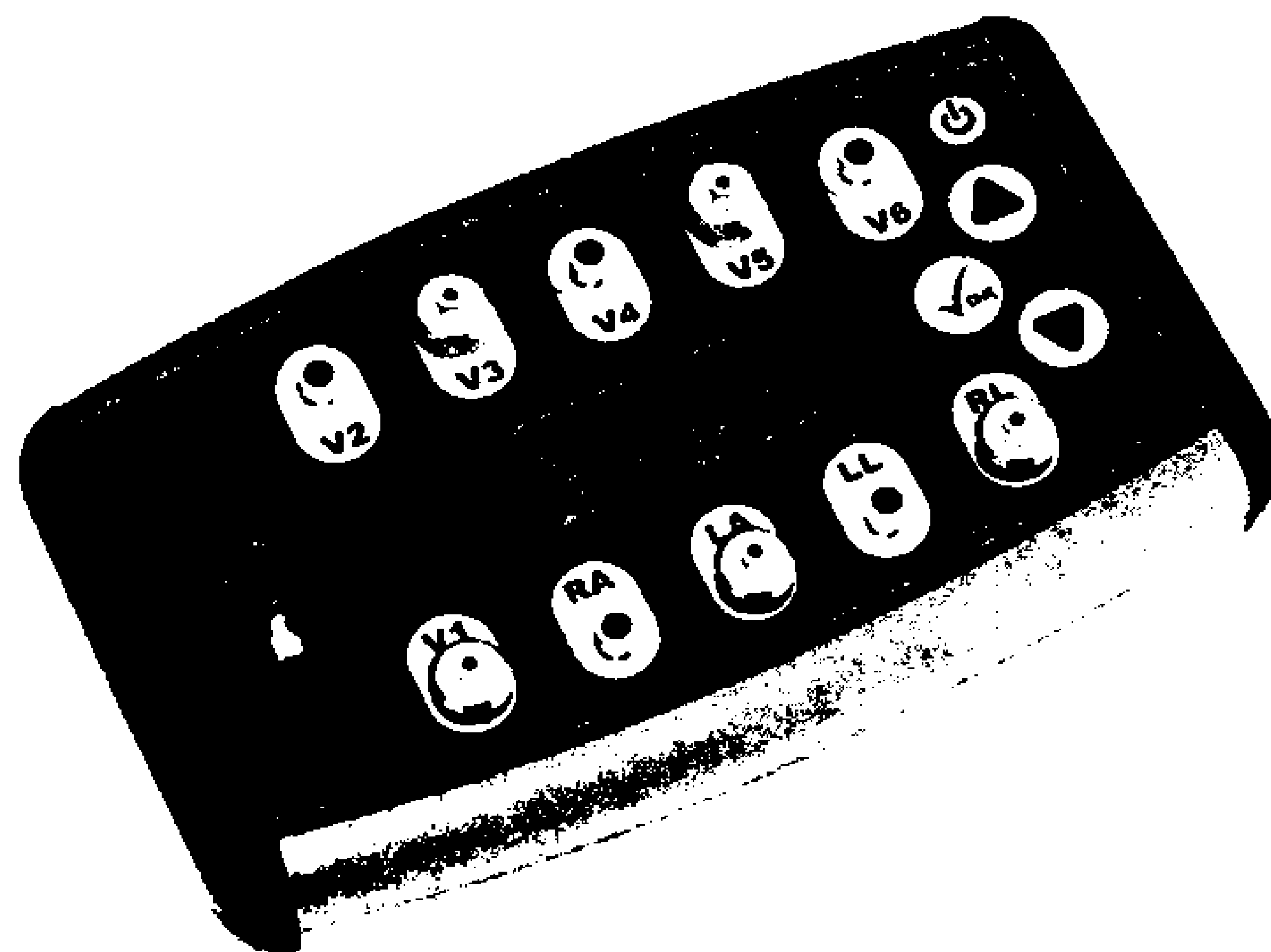


ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ (Hz)

Εικόνα 21. Διάγραμμα κέρδους ως προς τη συχνότητα για το συνολικό κύκλωμα

2.1.5 Επιβεβαίωση λειτουργίας κυκλώματος

Η ορθή λειτουργία του κυκλώματος επιβεβαιώθηκε μέσω προσομοίωσης στο Multisim χρησιμοποιώντας συνθετικά δεδομένα που προέκυψαν από την ψηφιοποίηση της εξόδου του προσομοιωτή καρδιακής λειτουργίας TechPatient CARDIO [17] (Εικόνα 22).



Εικόνα 22. Προσομοιωτής καρδιακής λειτουργίας TechPatient CARDIO.

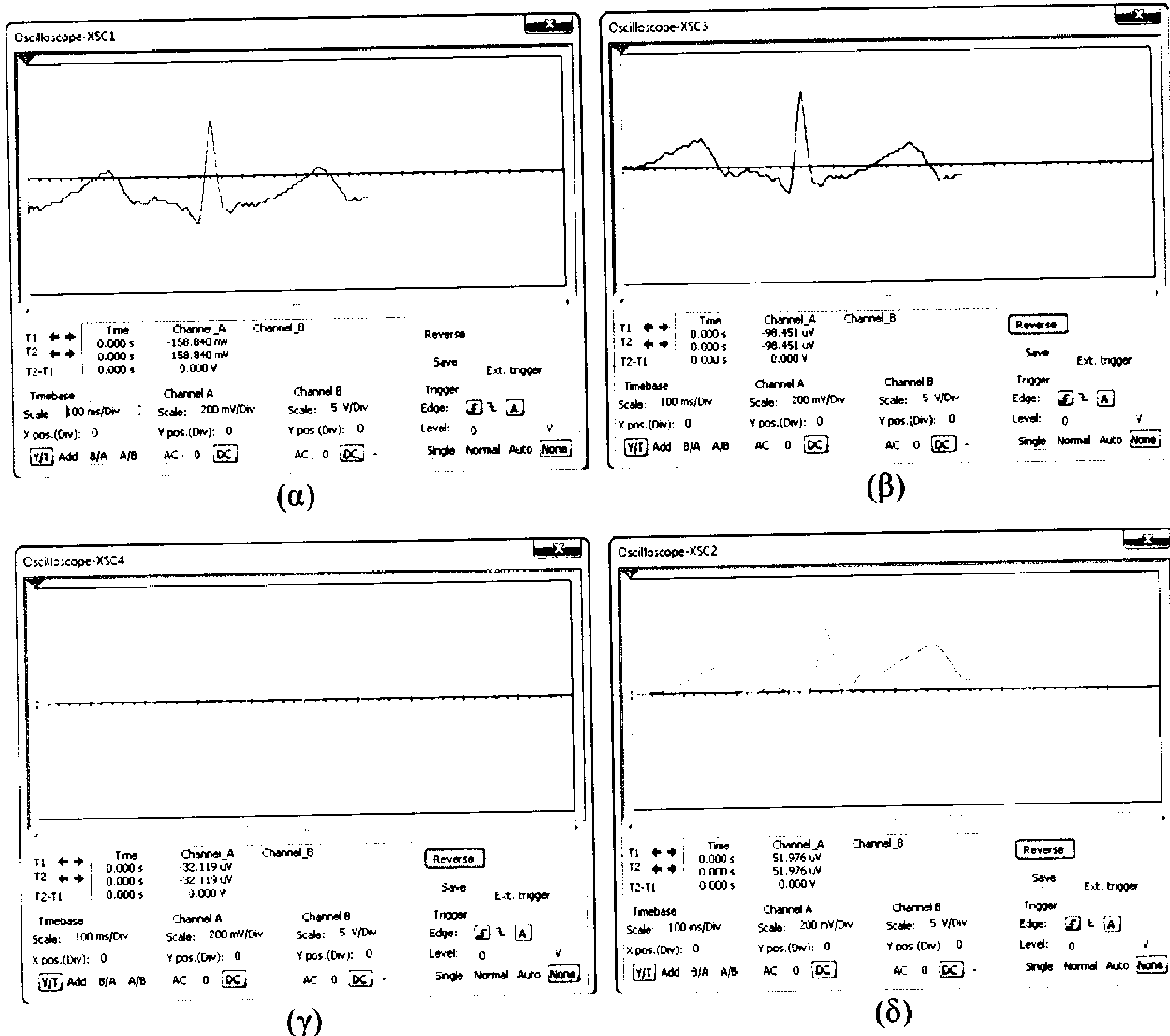
Συγκεκριμένα, το σήμα από τον ακροδέκτη RA (Right Arm) του προσομοιωτή αποτέλεσε την είσοδο ενός μη αναστρέφοντος ενισχυτή με κέρδος τάσης 100. Η έξοδος του ενισχυτή συνδέθηκε στο κανάλι 1 του ψηφιακού παλμογράφου OWON PDS7102T [18]. Αντίστοιχα, ο ακροδέκτης LA (Left Arm) αποτέλεσε την είσοδο ενός άλλου μη αναστρέφοντος ενισχυτή με κέρδος τάσης 100, του οποίου η έξοδος συνδέθηκε στο κανάλι 2 του παλμογράφου. Η χρήση ενισχυτή ήταν αναγκαία, εξαιτίας του γεγονότος ότι το πλάτος τους σήματος που προκύπτει από τον προσομοιωτή είναι περίπου 4mV, το οποίο όμως είναι στα όρια της διακριτικής ανάλυσης του παλμογράφου.

Χρησιμοποιώντας το λογισμικό που συνοδεύει τον παλμογράφο, τα δεδομένα από τον προσομοιωτή ψηφιοποιήθηκαν και αποθηκεύτηκαν ως αρχεία κειμένου. Τα δεδομένα αυτά μεταφέρθηκαν στο Multisim, χρησιμοποιώντας τα ως τιμές για την τμηματικά γραμμική γεννήτρια (Piecewise Linear Voltage). Το κύκλωμα δοκιμάστηκε στις εξής περιπτώσεις:

- i. Δεδομένα χωρίς θόρυβο
- ii. Δεδομένα με θόρυβο γραμμής 50Hz
- iii. Δεδομένα με τυχαίο θόρυβο

2.1.5.1 Δεδομένα χωρίς θόρυβο

Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης φαίνονται στην Εικόνα 23. Η Εικόνα 23(α) παρουσιάζει το σήμα που προκύπτει στην έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας. Η Εικόνα 23(β) παρουσιάζει την έξοδο του υπερβατικού φίλτρου, το οποίο όπως αναμενόταν έχει αποκόψει τη dc συνιστώσα του αρχικού σήματος. Η Εικόνα 23(γ) παρουσιάζει την έξοδο του βαθυπερατού φίλτρου, το οποίο προκαλεί μια εξομάλυνση στο αρχικό σήμα. Τέλος, το σήμα που προκύπτει στην έξοδο του κυκλώματος (Εικόνα 23(δ)) έχει μετατοπισμένη dc στάθμη, ώστε να μην υπάρχουν αρνητικές κορυφές.

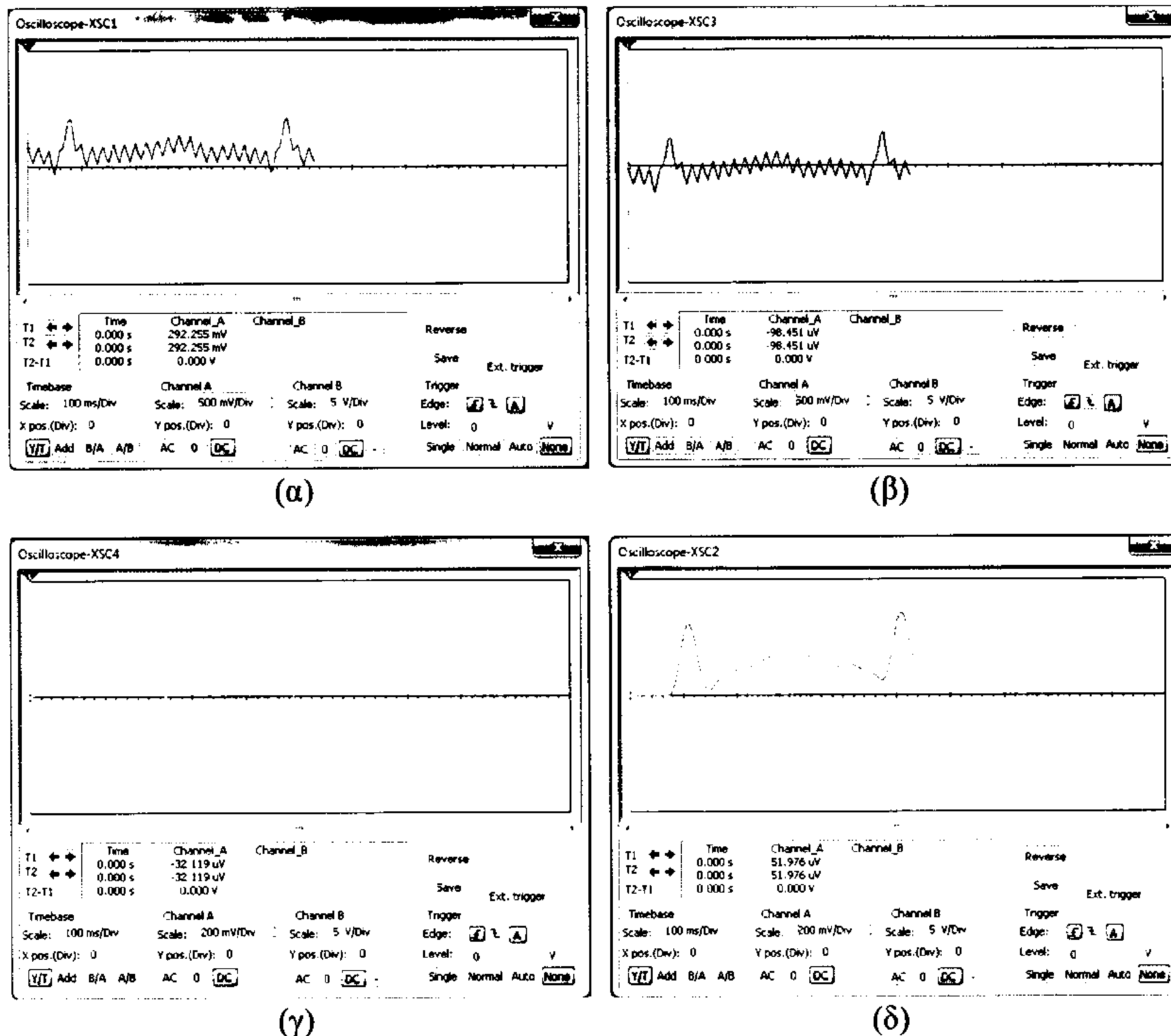


Εικόνα 23. Αποτελέσματα προσομοίωσης λειτουργίας του κυκλώματος σε συνθετικά δεδομένα χωρίς θόρυβο. (α) Έξοδος ενισχυτή οργανολογίας. (β) Έξοδος υπερβατικού φίλτρου. (γ) Έξοδος βαθυπερατού φίλτρου. (δ) Έξοδος κυκλώματος.

2.1.5.2 Δεδομένα με θόρυβο γραμμής 50Hz

Η έξοδος κάθε βαθμίδας του κυκλώματος παρουσιάζεται στην Εικόνα 24. Είναι εμφανής η παραμόρφωση που έχει υποστεί το αρχικό σήμα από την προσθήκη του

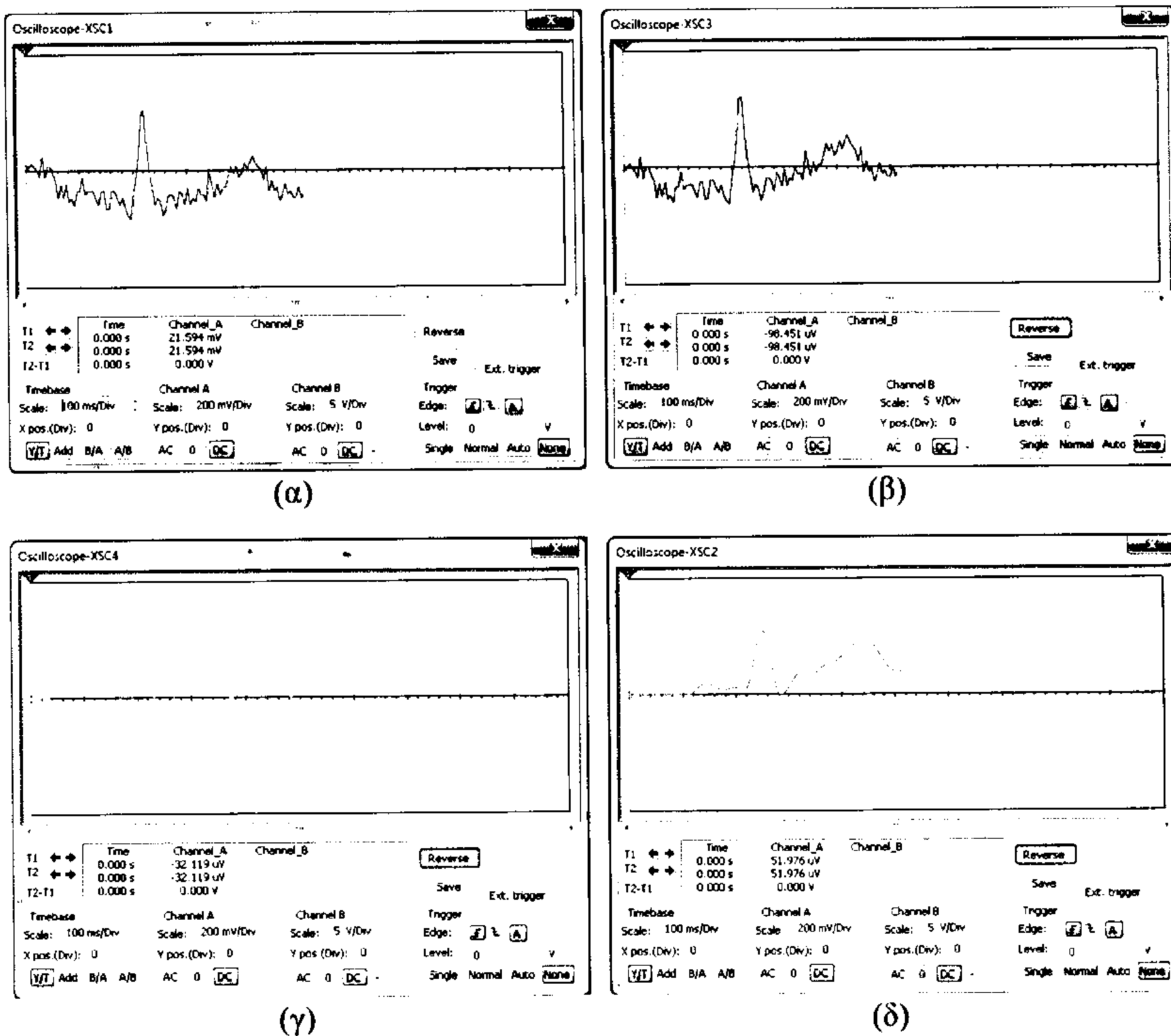
θορύβου γραμμής (Εικόνα 24 (α)). Το τελικό σήμα όμως (Εικόνα 24 (δ)) είναι εντελώς απαλλαγμένο από το θόρυβο, λόγω της ύπαρξης του βαθυπερατού φίλτρου.



Εικόνα 24. Αποτελέσματα προσομοίωσης λειτουργίας του κυκλώματος σε συνθετικά δεδομένα με θόρυβο γραμμής 50Hz. (α) Έξοδος ενισχυτή οργανολογίας. (β) Έξοδος υψιπερατού φίλτρου. (γ) Έξοδος βαθυπερατού φίλτρου. (δ) Έξοδος κυκλώματος.

2.1.5.3 Δεδομένα με τυχαίο θόρυβο

Η έξοδος κάθε βαθμίδας του κυκλώματος παρουσιάζεται στην Εικόνα 25. Όπως και πριν, η παραμόρφωση που έχει υποστεί το αρχικό σήμα από την προσθήκη του τυχαίου θορύβου είναι εμφανής (Εικόνα 25(α)). Πάλι όμως, το τελικό σήμα (Εικόνα 25(δ)) είναι εντελώς απαλλαγμένο από το θόρυβο.



Εικόνα 25. Αποτελέσματα προσομοίωσης λειτουργίας του κυκλώματος σε συνθετικά δεδομένα με τυχαίο θόρυβο. (α) Έξοδος ενισχυτή οργανολογίας. (β) Έξοδος υπερειρατού φίλτρου. (γ) Έξοδος βαθυπειρατού φίλτρου. (δ) Έξοδος κυκλώματος.

2.2 Υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας

2.2.1 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό

Στο υποσύστημα αυτό γίνεται η ψηφιακή επεξεργασία των δεδομένων που προκύπτουν μετά την ενίσχυση και το φιλτράρισμα των πρωτογενών δεδομένων. Το πρώτο βήμα είναι να μετατραπεί το αναλογικό σήμα σε ψηφιακό. Συγκριμένα, έστω ότι $V_{out}(t)$ είναι το σήμα που προκύπτει από το υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών. Το σήμα αυτό έχει μέγιστη συχνότητα 16Hz, συνεπώς σύμφωνα με το θεώρημα δειγματοληψίας [19] χρειάζονται τουλάχιστον 32 δείγματα το δευτερόλεπτο. Στην παρούσα εργασία ο ρυθμός δειγματοληψίας που χρησιμοποιήθηκε ήταν 1000 δείγματα το δευτερόλεπτο. Αν το κύκλωμα έχει διακριτική ανάλυση N bits και το επιτρεπτό εύρος μεταβολής της αναλογικής τάσης

εισόδου είναι από 0V έως μία μέγιστη τιμή V_{\max} , τότε η διακριτική ανάλυση σε Volts, Q , θα είναι:

$$Q = \frac{V_{\max}}{2^N} \quad (2.22)$$

Θεωρώντας ότι πρωτογενές σήμα εισόδου έχει μέγιστο πλάτος 4mV, τότε η μέγιστη τιμή που θα προκύψει μετά την ενίσχυση θα είναι $4\text{mV} \times 220 = 880\text{mV}$. Συνεπώς, η V_{\max} θα πρέπει να υπερβαίνει την τιμή αυτή. Το γεγονός αυτό δεν αποτελεί πρόβλημα, γιατί όλα τα κυκλώματα μετατροπής αναλογικού σήματος σε ψηφιακό παρέχουν τη δυνατότητα εξωτερική ρύθμισης της V_{\max} . Αν επιλεγεί η V_{\max} ίση με 1V και απαιτώντας διακριτική ανάλυση 1mV ή καλύτερη, τότε από τη (2.22) προκύπτει ότι πρέπει $N \geq 10$.

2.2.2 Αλγόριθμος επεξεργασίας

Ο αλγόριθμος επεξεργασίας σχεδιάζεται ώστε να επιτελεί τις ακόλουθες λειτουργίες:

- Υπολογισμός καρδιακού ρυθμού
- Έλεγχος αν ο καρδιακός ρυθμός είναι στα φυσιολογικά όρια
- Αποστολή κατάλληλου μηνύματος SMS σε περίπτωση μη φυσιολογικού ρυθμού
- Αποστολή δεδομένων σε σταθμό εργασίας.

Υπάρχουν διάφοροι αλγόριθμοι υπολογισμού του καρδιακού ρυθμού [20]. Ένας από τους αλγόριθμους που χρησιμοποιείται ευρέως είναι ο αλγόριθμος των Pan και Tompkins [21]. Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος περιλαμβάνει τα ακόλουθα βήματα.

2.2.2.1 Ζωνοπερατό φιλτράρισμα

Το συγκεκριμένο ψηφιακό φίλτρο αποτελείται από την εν σειρά σύνδεση ενός υπεραποκοπτικού και ενός βαθυπεραποκοπτικού φίλτρο και αποσκοπεί στο να μειώσει το θόρυβο που τυχόν υπάρχει στα δεδομένα. Το συγκεκριμένο φίλτρο εμπεριέχεται στο υποσύστημα των αναλογικών ηλεκτρονικών και δεν υλοποιείται στην παρούσα πτυχιακή.

2.2.2.2 Διαφόριση

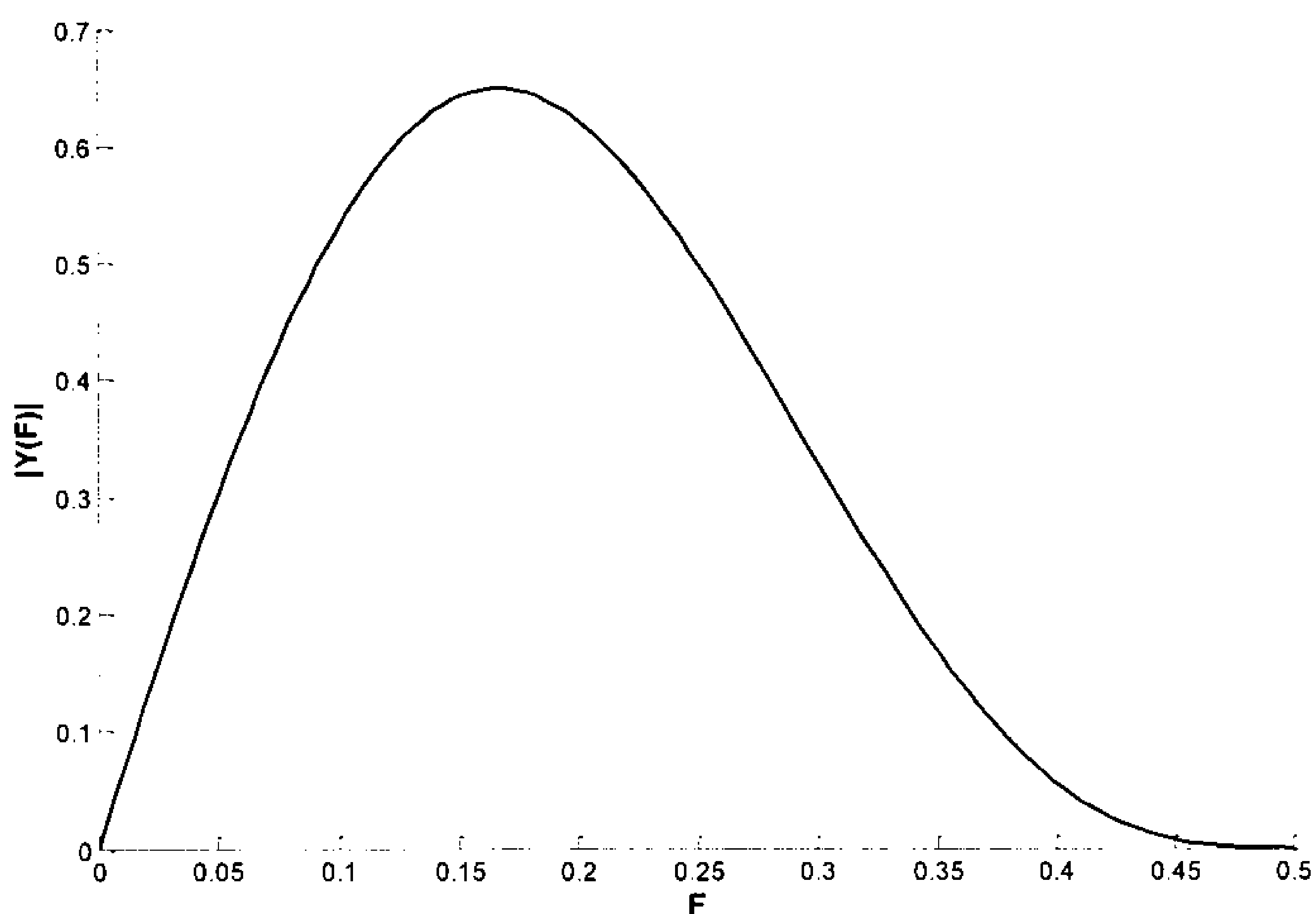
Στο βήμα αυτό υπολογίζεται ψηφιακά η παράγωγος του σήματος με σκοπό να εκτιμηθεί η κλίση του συμπλέγματος QRS. Ο υπολογισμός της παραγώγου επιτυγχάνεται με χρήση του ακόλουθου φίλτρου:

$$y(n) = \frac{1}{8}[-x(n-2) - 2x(n-1) + 2x(n+1) + x(n+2)] \quad (2.23)$$

όπου $x(n)$ συμβολίζει το σήμα εξόδου. Η απόκριση πλάτους, $|Y(F)|$, του συγκεκριμένου φίλτρου είναι [21] (Εικόνα 26):

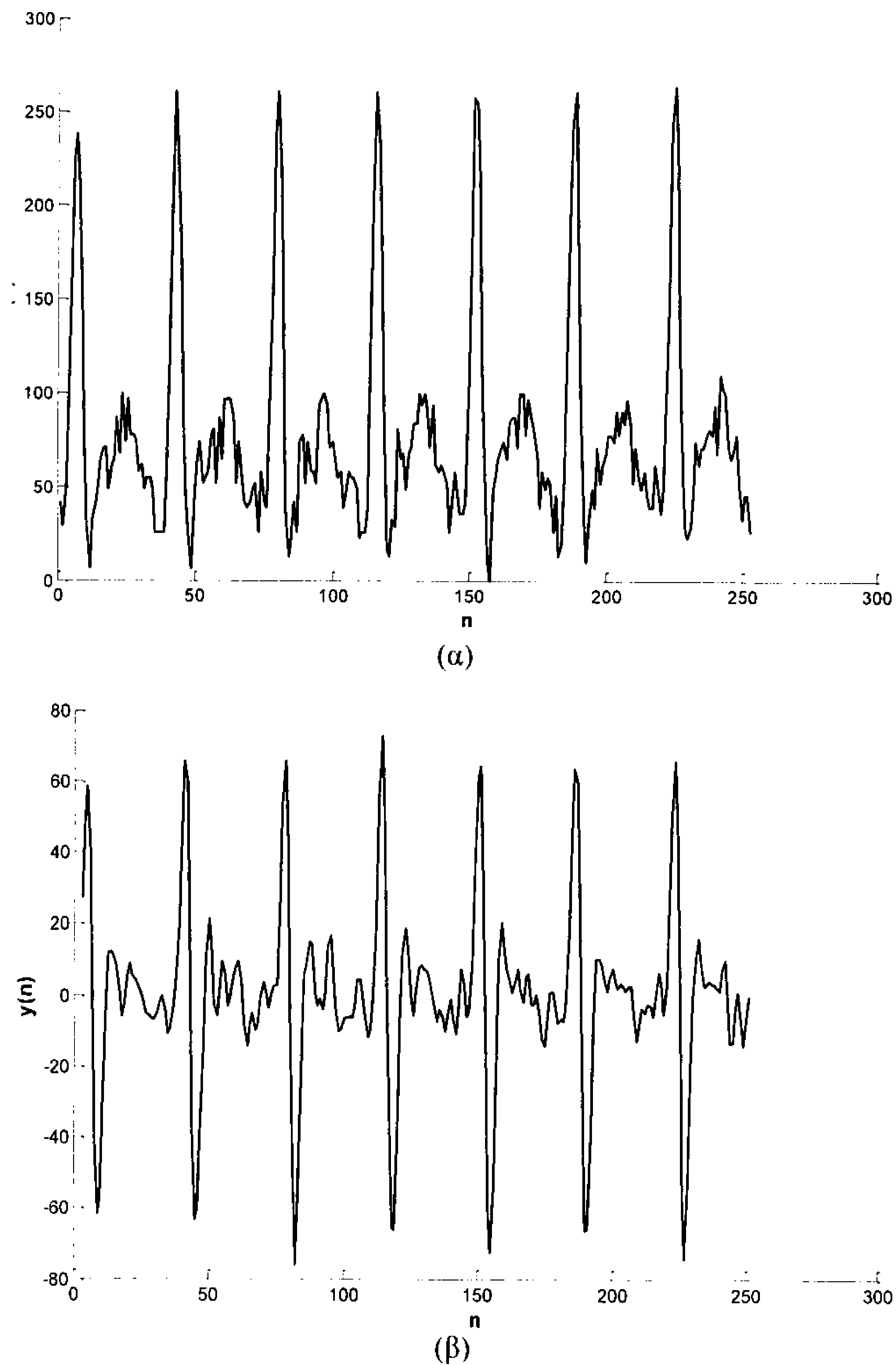
$$|Y(F)| = \frac{1}{4}[\sin(2F) + 2\sin(F)] \quad (2.24)$$

όπου $F \in [0, 0.5]$ συμβολίζει την κανονικοποιημένη συχνότητα.



Εικόνα 26. Απόκρισης πλάτους φίλτρου διαφοράς.

Στην Εικόνα 27 παρουσιάζεται ένα παράδειγμα εφαρμογής του φίλτρου διαφοράς σε ένα σήμα ηλεκτροκαρδιογραφήματος.



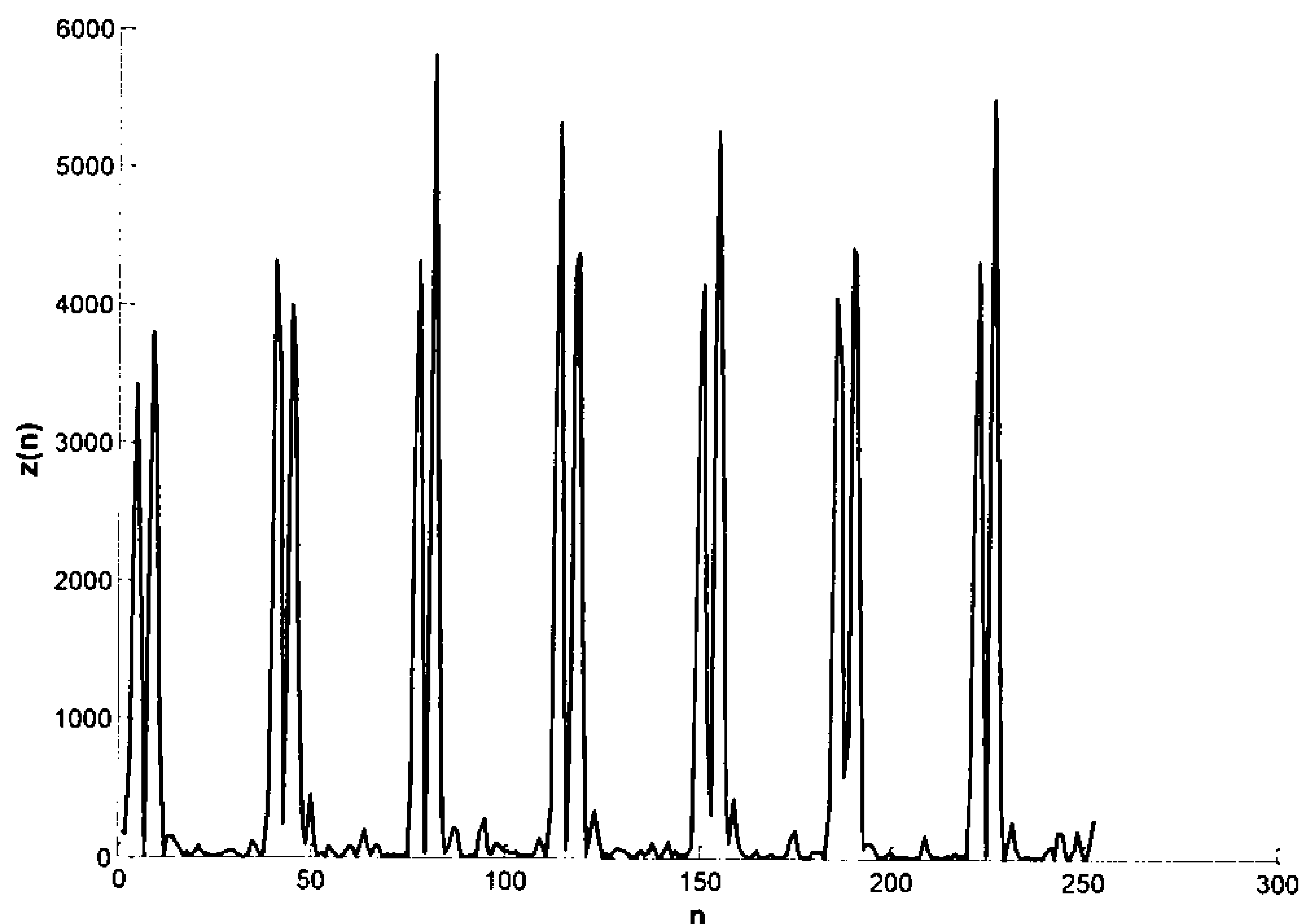
Εικόνα 27. (α) Πρωτογενές σήμα. (β) Έξοδος φίλτρου διαφόρισης.

2.2.2.3 Τετραγωνισμός

Μετά τη διαφόριση, υπολογίζεται το τετράγωνο κάθε δείγματος του σήματος:

$$z(n) = y^2(n) \quad (2.25)$$

Οι τιμές του σήματος γίνονται πλέον θετικές και επιτυγχάνεται μη γραμμική ενίσχυση της εξόδου από το φίλτρο διαφόρισης, τονίζοντας τις υψηλότερες συχνότητες. Η έξοδος του φίλτρου για το προηγούμενο σήμα φαίνεται στην Εικόνα 28.



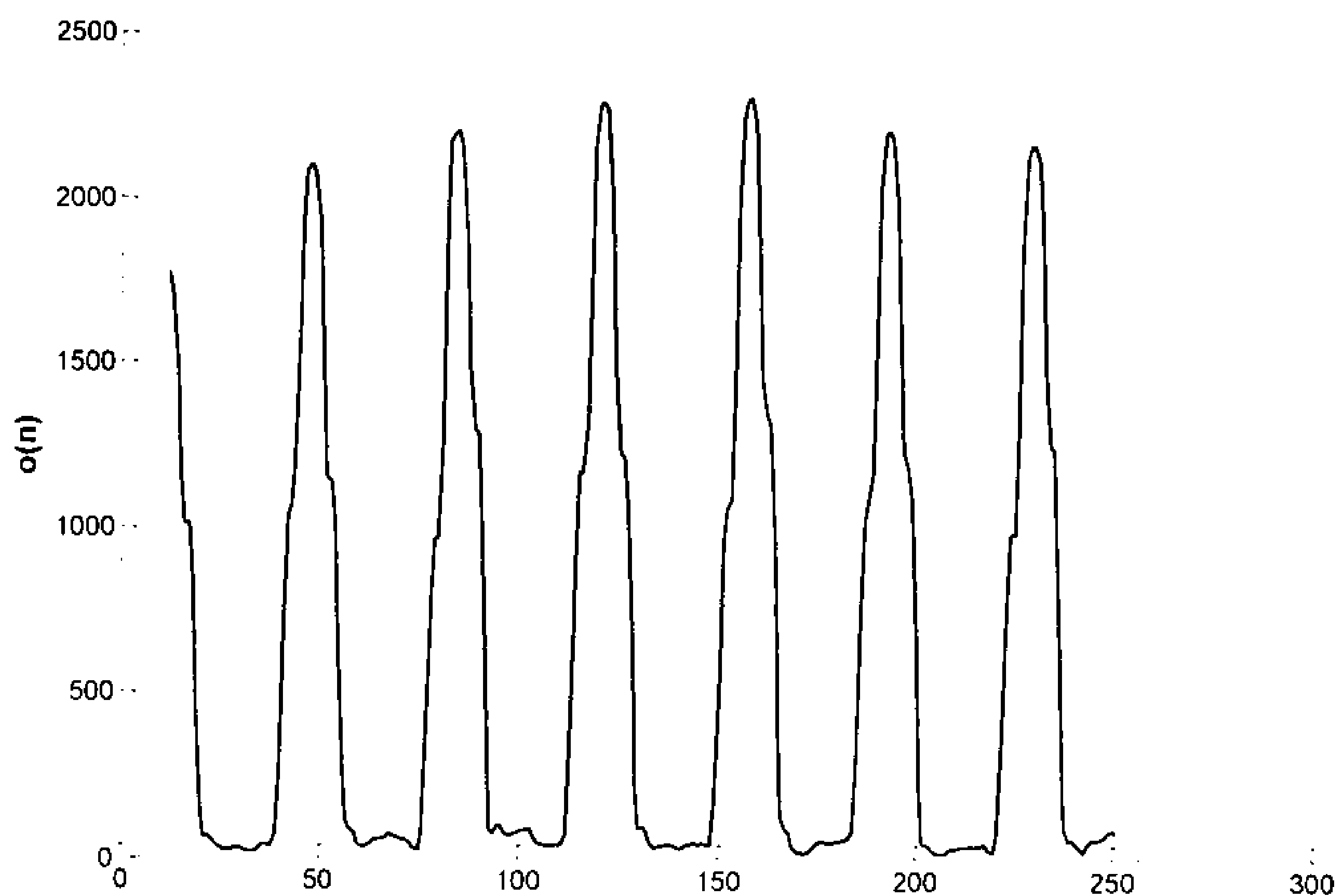
Εικόνα 28. Έξοδος φίλτρου τετραγωνισμού.

2.2.2.4 Μέσος όρος

Στο σήμα που προκύπτει από το φίλτρο τετραγωνισμού εφαρμόζεται το ακόλουθο φίλτρο:

$$o(n) = \frac{1}{N} [z(n-(N-1)) + z(n-(N-2)) + \dots + z(n)] \quad (2.26)$$

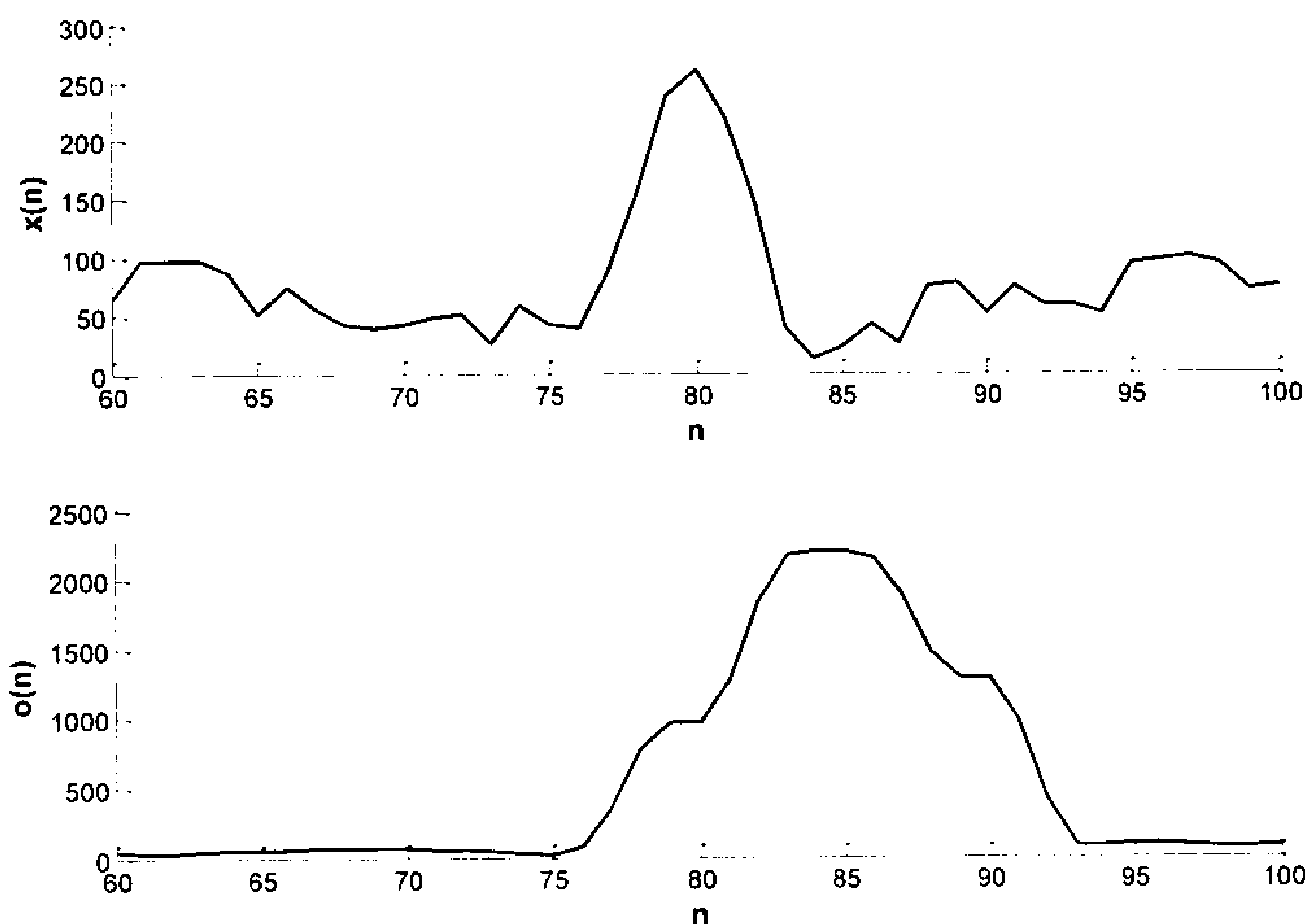
όπου N είναι το πλήθος των δειγμάτων που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του μέσου όρου. Στην Εικόνα 29 παρουσιάζεται το σήμα που προκύπτει από το φίλτρο μέσου όρου για $N = 10$.



Εικόνα 29. Έξοδος φίλτρου μέσου όρου.

Το πλήθος των δειγμάτων, N , που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του μέσου όρου αποτελεί μία σημαντική παράμετρο του αλγορίθμου. Γενικά, η τιμή του N θα πρέπει να είναι περίπου ίση με το προσδοκώμενο πλάτος (σε δείγματα) του μεγαλύτερου συμπλέγματος QRS που μπορεί να εμφανιστεί [21]. Εάν η τιμή είναι πολύ μεγάλη θα συγχωνευτούν το σύμπλεγμα QRS και το έπαρμα T. Εάν είναι πολύ μικρή θα προκύψουν πολλές κορυφές στο σήμα εξόδου του φίλτρου μέσου όρου. Στην παρούσα πτυχιακή, ύστερα από δοκιμές, βρέθηκε ότι η βέλτιστη τιμή είναι $N = 10$.

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 30, το σύμπλεγμα QRS αντιστοιχεί στην ακμή ανόδου (rising edge). Η χρονική διάρκεια της ακμής ανόδου ισούται με το πλάτος του συμπλέγματος QRS. Συνεπώς, η ακμή ανόδου μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εύρεση της χρονικής θέσης ενός συμπλέγματος QRS. Με αυτό τον τρόπο μπορούν να υπολογιστεί η χρονική απόσταση μεταξύ διαδοχικών συμπλεγμάτων QRS και να ανιχνευθούν τυχόν αρρυθμίες.



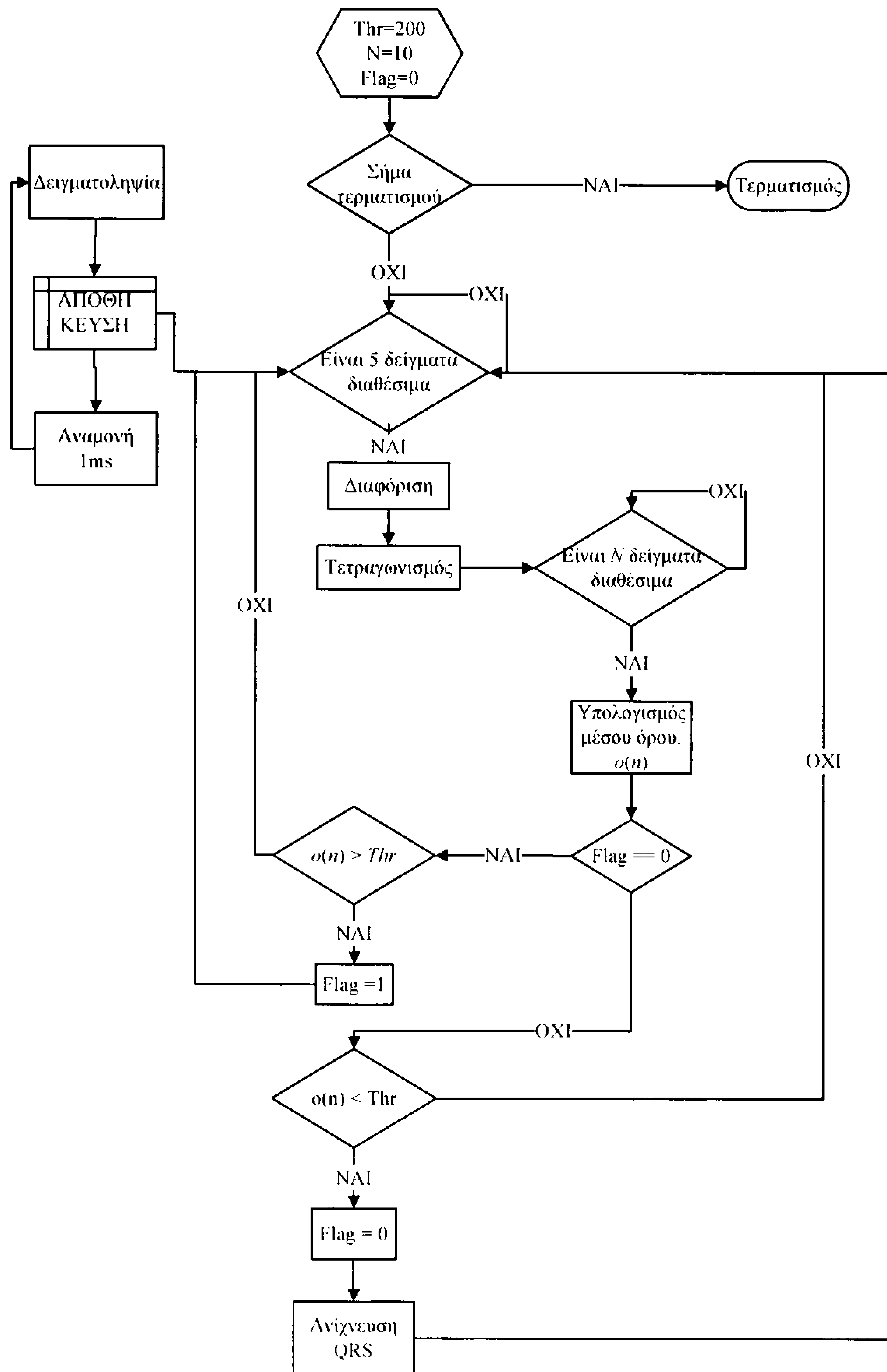
Εικόνα 30. Η σχέση συμπλέγματος QRS με το σήμα που προκύπτει από φίλτρο μέσου όρου.

2.2.2.5 Κατωφλίωση

Στην εργασία των Pan και Tompkins [21], προτείνεται ένας πολύπλοκος αλγόριθμος αυτόματης εύρεσης κατωφλίου για την ανίχνευση των συμπλεγμάτων QRS, χρησιμοποιώντας το αρχικό σήμα και το σήμα που προκύπτει από το φίλτρο μέσου όρου. Στην παρούσα εργασία, ακολουθείται μια ελαφρώς διαφορετική διαδικασία για την ανίχνευση των συμπλεγμάτων QRS. Ορίζεται ένα κατώφλι, Thr , με σταθερή

τιμή (100). Όταν το σήμα από το φίλτρο μέσου όρου ξεπεράσει την τιμή αυτή, τότε σημειώνεται ότι βρέθηκε μία ακμή ανόδου. Όταν το σήμα από το φίλτρο μέσου όρου γίνει μικρότερο από το κατώφλι σημαίνει ότι βρέθηκε η αντίστοιχη ακμή καθόδου, οπότε έχει ανιχνευτεί ένα σύμπλεγμα QRS.

Το διάγραμμα ροής του αλγορίθμου φαίνεται στην Εικόνα 31. Ο αλγόριθμος αποτελείται από δύο διεργασίες οι οποίες εκτελούνται παράλληλα. Η μία διεργασία λαμβάνει δείγματα του σήματος εισόδου κάθε 1ms και τα αποθηκεύει στη μνήμη. Η άλλη διεργασία εκτελεί το βασικό κομμάτι του αλγορίθμου. Όπως φαίνεται από το διάγραμμα ροής, η ανίχνευση συμπλεγμάτων QRS γίνεται συνεχώς μέχρι να ληφθεί ένα σήμα τερματισμού από το σταθμό εργασίας με τον οποίο επικοινωνεί ο μικροελεγκτής.



Εικόνα 31. Λιάγραμμα ροής αλγορίθμου ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS.

Εφόσον ανιχνευθούν τα συμπλέγματα QRS, προσμετρείται το πλήθος των συμπλεγμάτων για να υπολογιστούν οι παλμοί να λεπτό.

2.3 Υποσύστημα ασύρματης επικοινωνίας

Το υποσύστημα αυτό είναι υπεύθυνο για την ασύρματη μετάδοση δεδομένων από το μικροελεγκτή σε σταθμό εργασίας και την αποστολή σύντομου μηνύματος (SMS) σε περίπτωση μη φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού.

Τα δεδομένα που αποστέλλονται στο σταθμός εργασίας είναι η τιμή του καρδιακού ρυθμού, καθώς και τα πρωτογενή δεδομένα. Στην ουσία, ο μικροελεγκτής και ο προσωπικός υπολογιστής σχηματίζουν ένα προσωπικό δίκτυο (Personal Area Network - PAN). Η ασύρματη μετάδοση βασίζεται στη χρήση του προτύπου Zigbee, το οποίο περιγράφεται στη συνέχεια.

2.3.1 Το πρότυπο ZigBee

, το οποίο είναι κατάλληλο για τη δημιουργία ενός ασύρματου προσωπικού δικτύου (Wireless Personal Area Network - WPAN). Το ZigBee είναι ένα πρότυπο που ορίζει ένα σύνολο πρωτοκόλλων επικοινωνίας για τη δημιουργία ασύρματων δικτύων μικρής εμβέλειας και χαμηλού ρυθμού μετάδοσης [22]. Οι ασύρματες συσκευές που χρησιμοποιούν το πρότυπο Zigbee λειτουργούν στις ακόλουθες ζώνες συχνοτήτων [23]:

- 868–868.6 MHz (ζώνη 868MHz), η οποία χρησιμοποιείται στην Ευρώπη για συγκεκριμένες εφαρμογές
- 902–928 MHz (ζώνη 915MHz)
- 2400–2483.5 MHz (ζώνη 2,4GHz)

Η ζώνη των 868MHz χρησιμοποιείται στην Ευρώπη για ένα πλήθος εφαρμογών, συμπεριλαμβανόμενης της δικτύωσης μικρής εμβέλειας. Οι άλλες δύο ζώνες συχνοτήτων (915MHz και 2,4GHz) αποτελούν τμήμα των βιομηχανικών, επιστημονικών και ιατρικών (Industrial, Scientific and Medical - ISM) ζωνών συχνοτήτων [24]. Η ζώνη συχνοτήτων των 915MHz χρησιμοποιείται κυρίως στη Βόρεια Αμερική, ενώ η ζώνη συχνοτήτων των 2,4GHz χρησιμοποιείται στον υπόλοιπο κόσμο.

Ο μέγιστος ρυθμός μετάδοσης είναι 250 Kbits/ second. Το πρότυπο ZigBee αφορά κυρίως σε εφαρμογές που χρησιμοποιούν μπαταρίες, όπου ο χαμηλός ρυθμός μετάδοσης, το χαμηλό κόστος και η μεγάλη διάρκεια ζωής της μπαταρίας αποτελούν βασικές προδιαγραφές. Σε πολλές εφαρμογές αυτού του είδους, ο συνολικός χρόνος που μια ασύρματη συσκευή συμμετέχει σε οποιαδήποτε δραστηριότητα είναι πολύ

περιορισμένος, δηλαδή η συσκευή βρίσκεται σε κατάσταση εξοικονόμησης ενέργειας. Επομένως, μια συσκευή που είναι συμβατή με το πρότυπο ZigBee είναι σε θέση να λειτουργεί για πολλά χρόνια πριν γίνει αντικατάσταση των μπαταριών της. Εφαρμογές του προτύπου Zigbee είναι στην κατ' οίκον παρακολούθηση ασθενή [25], στην παρακολούθηση της κατάστασης της δομής κτιρίων [26] κ.λπ.

Το πρότυπο ZigBee αναπτύσσεται από τη ZigBee Alliance [27], η οποία δημιουργήθηκε το 2002 ως ένας μη κερδοσκοπικός οργανισμός, ανοιχτός προς οποιονδήποτε θέλει να συμμετάσχει. Το πρότυπο ZigBee έχει υιοθετήσει το πρότυπο IEEE 802.15.4 για τα πρωτόκολλα φυσικού δικτύου (Physical Layer - PHY) και ελέγχου προσπέλασης μέσου (Medium Access Control - MAC) [28]. Συνεπώς, μία συσκευή που είναι συμβατή με το πρότυπο ZigBee είναι επίσης συμβατή με το πρότυπο IEEE 802.15.4. Παρόλο που υπάρχουν ήδη αρκετά πρότυπα για ασύρματη μετάδοση (IEEE 802.11, Bluetooth κ.λπ.), το πρότυπο Zigbee συνδράμει στη μείωση του κόστους υλοποίησης ασύρματων πομποδεκτών, απλοποιώντας τα πρωτόκολλα επικοινωνίας και ελαττώνοντας το ρυθμό μετάδοσης.

Συγκρίνοντας το πρότυπο Zigbee με τα άλλα γνωστά πρότυπα ασύρματης μετάδοσης, δηλαδή το IEEE 802.11b και το Bluetooth, μπορούμε να παρατηρήσουμε τα ακόλουθα (Πίνακας 2): όλα τα πρότυπα υιοθετούν ως συχνότητα λειτουργίας τα 2,4GHz. Το πρότυπο IEEE 802.11b έχει υψηλό ρυθμό μετάδοσης (μέχρι 11Mbps) και χρησιμοποιείται συνήθως για ασύρματη σύνδεση με το Διαδίκτυο (Internet). Η τυπική εμβέλεια ενός δικτύου που χρησιμοποιεί το πρότυπο IEEE 802.11b είναι μεταξύ 30 και 100 μέτρων. Το πρότυπο Bluetooth έχει χαμηλότερο ρυθμό μετάδοσης (λιγότερο από 3Mbps), η εμβέλεια του είναι μεταξύ 2 και 10 μέτρων και χρησιμοποιείται για την επικοινωνία μίας κεντρικής συσκευής (π.χ. υπολογιστής ή κινητό τηλέφωνο) με κάποια περιφερειακή συσκευή (πληκτρολόγιο, ακουστικά κ.λπ.). Το πρότυπο Zigbee έχει το χαμηλότερο ρυθμό μετάδοσης από τα τρία πρότυπα, αλλά μικρότερη πολυπλοκότητα και χαμηλότερη κατανάλωση ισχύος.

Πίνακας 2. Σύγκριση διαφόρων προτύπων ασύρματης μετάδοσης

	Συχνότητα λειτουργίας (GHz)	Ρυθμός μετάδοσης (kbps)	Εμβέλεια (m)	Εφαρμογές
Zigbee	2,4	20 έως 250	10 έως 100	Ασύρματα δίκτυα αισθητήρων
Bluetooth	2,4	1000 έως 3000	2 έως 10	Ασύρματα ακουστικά
IEEE	2,4	1000 έως 11000	3 έως 100	Ασύρματη σύνδεση

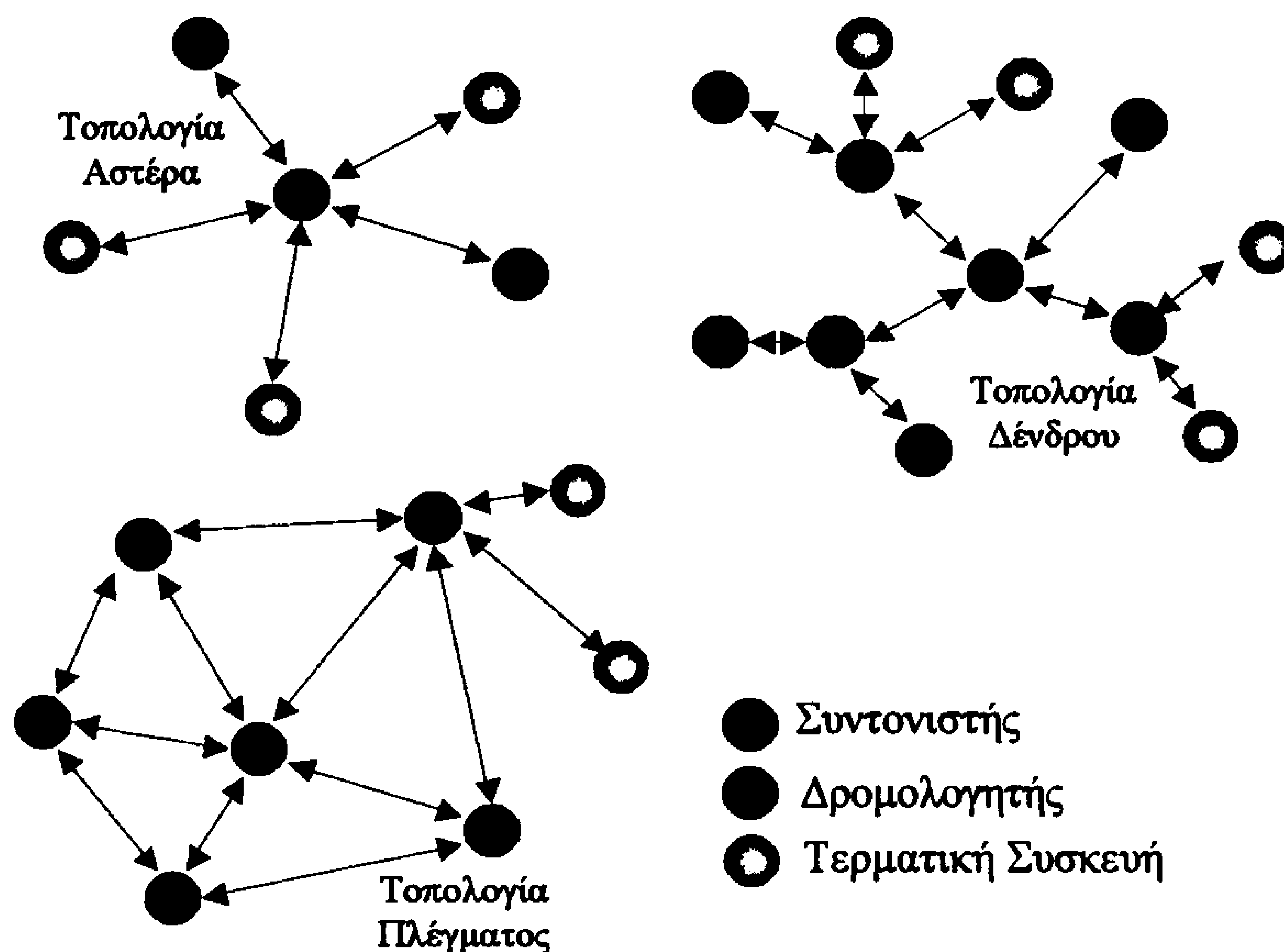
802.11				υπολογιστών
--------	--	--	--	-------------

Το πρότυπο ZigBee υποστηρίζει τρεις κατηγορίες συσκευών:

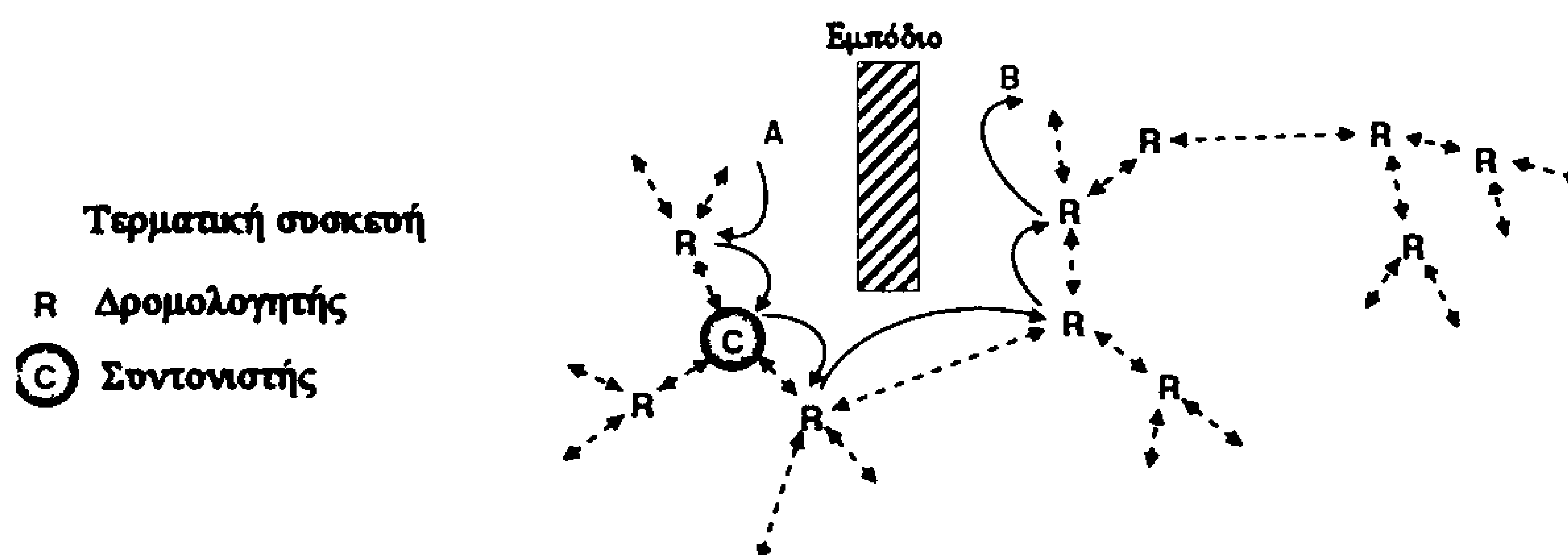
- Συντονιστής ZigBee (ZigBee coordinator - ZC)
- Δρομολογητής ZigBee (router - ZR)
- Τερματική συσκευή ZigBee (end device - ZED)

Μία συσκευή που έχει το ρόλο του συντονιστή Zigbee είναι υπεύθυνη για τη δημιουργία ενός ZigBee δικτύου. Συγκεκριμένα, ο συντονιστής είναι υπεύθυνος για το καθορισμό του καναλιού λειτουργίας καθώς και του αναγνωριστικού αριθμού του δικτύου (PAN ID). Όταν καθοριστούν αυτές οι δύο παράμετροι, σχηματίζεται το δίκτυο επιτρέποντας τη σύνδεση σε αυτό δρομολογητών και τερματικών συσκευών. Μία συσκευή που λειτουργεί ως δρομολογητής ZigBee παρέχει τη δυνατότητα για την αναμετάδοση (δρομολόγηση) μηνυμάτων και δεδομένων σε άλλες συσκευές. Τέλος μία τερματική συσκευή ZigBee έχει περιορισμένη λειτουργικότητα. Μπορεί μόνο να επικοινωνήσει με ένα συντονιστή ή ένα δρομολογητή χωρίς τη δυνατότητα δρομολόγησης μηνυμάτων.

Στην Εικόνα 32 παρουσιάζονται διάφορες τοπολογίες ενός δικτύου Zigbee καθώς και οι διάφοροι τύποι συσκευών. Υπάρχουν δύο βασικές τοπολογίες: η τοπολογία αστέρα και η ομότιμη τοπολογία (peer to peer – P2P). Στην τοπολογία αστέρα, κάθε συσκευή του δικτύου μπορεί να επικοινωνήσει μόνο με το συντονιστή Zigbee. Στην ομότιμη τοπολογία, κάθε συσκευή μπορεί να επικοινωνήσει με όλες τις άλλες συσκευές ή με αρκετές από αυτές. Στην πρώτη περίπτωση, δηλαδή όλες οι συσκευές επικοινωνούν μεταξύ τους, η τοπολογία λέγεται τοπολογία πλέγματος, ενώ στη δεύτερη περίπτωση είναι η τοπολογία δένδρου. Στην τοπολογία δένδρου, ο συντονιστής Zigbee αποτελεί τον “κορμό” του δέντρου, οι δρομολογητές Zigbee αποτελούν τα “κλαδιά” και αναμεταδίδουν τα μηνύματα. Τέλος, οι τερματικές συσκευές είναι τα “φύλλα” του δένδρου. Η τοπολογία δένδρου είναι η τοπολογία που προτιμάται όταν πρόκειται να δημιουργηθεί ένα ασύρματο δίκτυο Zigbee το οποίο εκτείνεται σε μεγάλη απόσταση και με πιθανή ύπαρξη εμποδίων (Εικόνα 33). Στην περίπτωση αυτή, οι δρομολογητές επεκτείνουν την εμβέλεια του δικτύου και αν είναι τοποθετημένοι σε κατάλληλα σημεία είναι εφικτή η παράκαμψη των εμποδίων.



Εικόνα 32. Τοπολογίες δικτύου Zigbee.



Εικόνα 33. Δίκτυο Zigbee για μεγάλες αποστάσεις.

2.3.2 Σχεδίαση

Όπως αναφέρθηκε, το υποσύστημα αυτό θα μεταδίδει ασύρματα δεδομένα από το μικροελεγκτή σε κάποιο σταθμό εργασίας. Επειδή πρόκειται για ένα φορητό σύστημα το οποίο προβλέπεται να λειτουργεί στο εσωτερικό οικίας, πρέπει να υπολογιστούν τα χαρακτηριστικά των πομποδεκτών που θα χρησιμοποιηθούν. Συγκεκριμένα,

- η συχνότητα λειτουργίας, θα είναι στη ζώνη ISM 2.4GHz.
- η τάση τροφοδοσίας θα είναι 3.3V ώστε να λειτουργεί με χρήση μπαταρίας
- το ρεύμα λειτουργίας να είναι μικρότερο από 50mA

- η εμβέλεια να είναι τουλάχιστον 30m

Με βάση τις παραπάνω προδιαγραφές, μπορεί να υπολογιστεί η ευαισθησία του δέκτη, P_r (dBm), με χρήση της επόμενης εξίσωσης [23]:

$$P_r = P_o - 10n \log_{10}(f) - 10n \log_{10}(d) + 30n - 32,44 \quad (2.27)$$

όπου P_o η εκπεμπόμενη ισχύς σε dBm, $f = 2400\text{MHz}$ η συχνότητα λειτουργίας, d η απόσταση σε m και n ο εκθέτης απώλειας διαδρομής. Ο εκθέτης απώλειας διαδρομής υπολογίζεται εμπειρικά και για το εσωτερικό οικίας είναι 2,8 [29]. Συνεπώς, για εμβέλεια 30m και επιλέγοντας διάφορα επίπεδα εκπεμπόμενης ισχύος, μπορεί να υπολογιστεί η χειρότερη τιμή της ευαισθησίας που πρέπει να έχει ο δέκτης (Πίνακας 3). Πρέπει να σημειωθεί ότι στην τιμή που θα προκύψει πρέπει να ληφθεί υπόψη και το περιθώριο διαλείψεων (fade margin), F_m , για το οποίο μία τυπική τιμή για μετάδοση σε εσωτερικούς χώρους είναι τα 8dBm [23].

Πίνακας 3. Ευαισθησία δέκτη για διάφορα επίπεδα εκπεμπόμενης ισχύος.

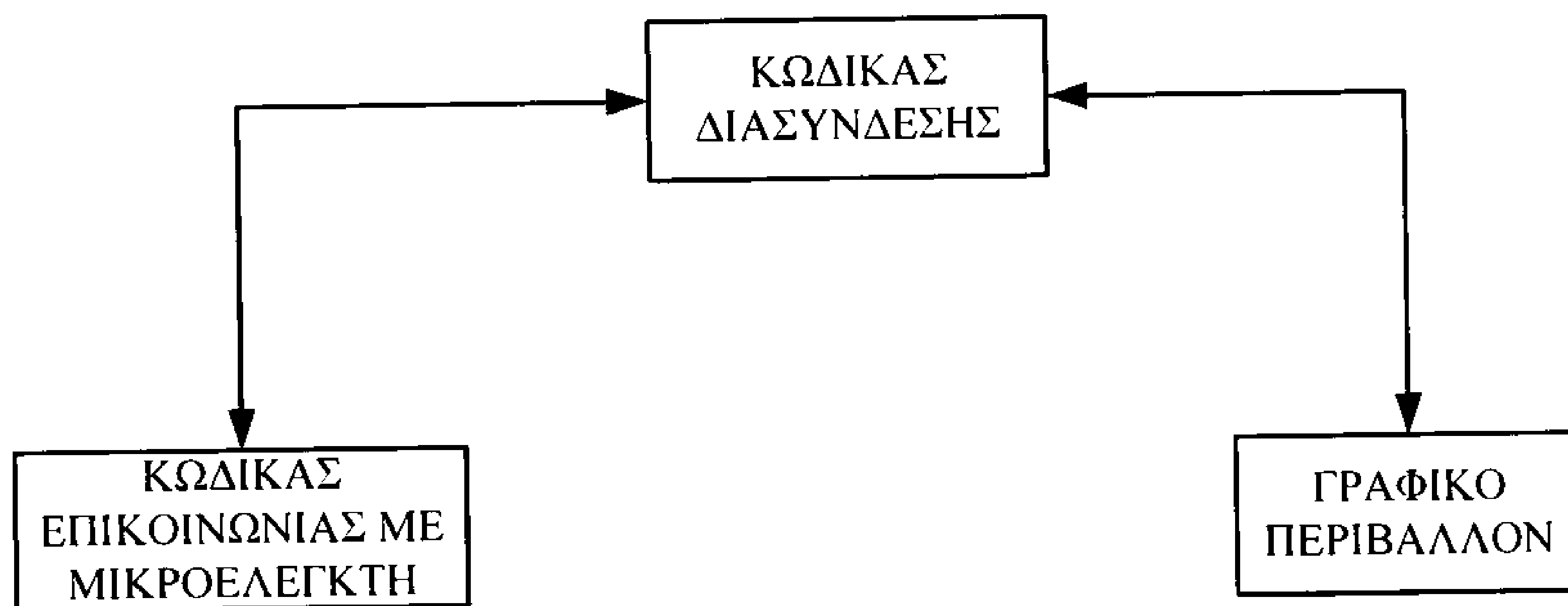
P_o (dBm)	P_r (dBm)	$P_r - F_m$ (dBm)
0	-84,4	-92,4
1	-83,4	-91,4
2	-82,4	-90,4
3	-81,4	-89,4
4	-80,4	-88,4
5	-79,4	-87,4
6	-78,4	-86,4
7	-77,4	-85,4
8	-76,4	-84,4
9	-75,4	-83,4
10	-74,4	-82,4

2.4 Υποσύστημα Καταγραφής και Οπτικοποίησης

Το συγκεκριμένο υποσύστημα αφορά στο λογισμικό που εκτελείται στο σταθμό εργασίας. Το λογισμικό σχεδιάζεται ώστε να ικανοποιεί τις εξής προδιαγραφές:

- Δυνατότητα επικοινωνίας και ανταλλαγής δεδομένων με τον μικροελεγκτή
 Το λογισμικό πρέπει να είναι σε θέση να ανταλλάσει δεδομένα με τον μικροελεγκτή. Συγκεκριμένα, το λογισμικό λαμβάνει μετρήσεις καρδιακού ρυθμού ή/και τα πρωτογενείς καταγραφές. Από την άλλη μεριά, το λογισμικό στέλνει τα ακόλουθα μηνύματα/εντολές στο μικροελεγκτή:
 - Εντολή για επιβεβαίωση επικοινωνίας

- Εντολή για έναρξη/διακοπή καταγραφής και επεξεργασίας στο μικροελεγκτή
- Καθορισμός τιμής για την παράμετρο *Thr*
- Καθορισμός αριθμού κινητού τηλεφώνου προορισμού
- Εντολή για αποστολή ή όχι από τον μικροελεγκτή των πρωτογενών δεδομένων
- Δυνατότητα απεικόνισης των δεδομένων που λαμβάνει από τον μικροελεγκτή
Το λογισμικό πρέπει να απεικονίζει την τιμή του καρδιακού ρυθμού που αποστέλλεται από τον μικροελεγκτή, καθώς και τα πρωτογενή δεδομένα για κάθε χρονική στιγμή
- Δυνατότητα ρύθμισης βασικών παραμέτρων της σύνδεσης
Ο χρήστης δια μέσου του λογισμικού πρέπει να είναι σε θέση βασικές παραμέτρους της σύνδεσης, όπως για παράδειγμα τη θύρα επικοινωνίας, την ταχύτητα μετάδοσης κ.λπ.
- Φιλικό γραφικό περιβάλλον διασύνδεσης (Graphical User Interface - GUI)
Το περιβάλλον διασύνδεσης πρέπει να είναι απλό, φιλικό προς το χρήστη και παραμετροποιήσιμο.
- Η βασική λειτουργικότητα του λογισμικού να είναι διαχωρίσιμη από το γραφικό περιβάλλον διασύνδεσης (Graphical User Interface - GUI)
Η βασική λειτουργία που επιτελεί το λογισμικό είναι η επικοινωνία με μικροελεγκτή. Η λειτουργία αυτή πρέπει να είναι διαχωρισμένη από γραφικό περιβάλλον διασύνδεσης, ώστε τροποποιήσεις στο γραφικό περιβάλλον να μην επηρεάζουν τον κώδικα για την επικοινωνία με τον μικροελεγκτή. Για το σκοπό αυτό, πρέπει να υπάρχει ένας μηχανισμός που να επιτρέπει τη διασύνδεση του κώδικα που αφορά στην επικοινωνία με τον μικροελεγκτή με τον κώδικα για το γραφικό περιβάλλον (Εικόνα 34). Με τον τρόπο, αυτό οι κώδικες για το γραφικό περιβάλλον και την επικοινωνία παραμένουν διαχωρίσιμοι.



Εικόνα 34. Λειτουργικό διάγραμμα λογισμικού.

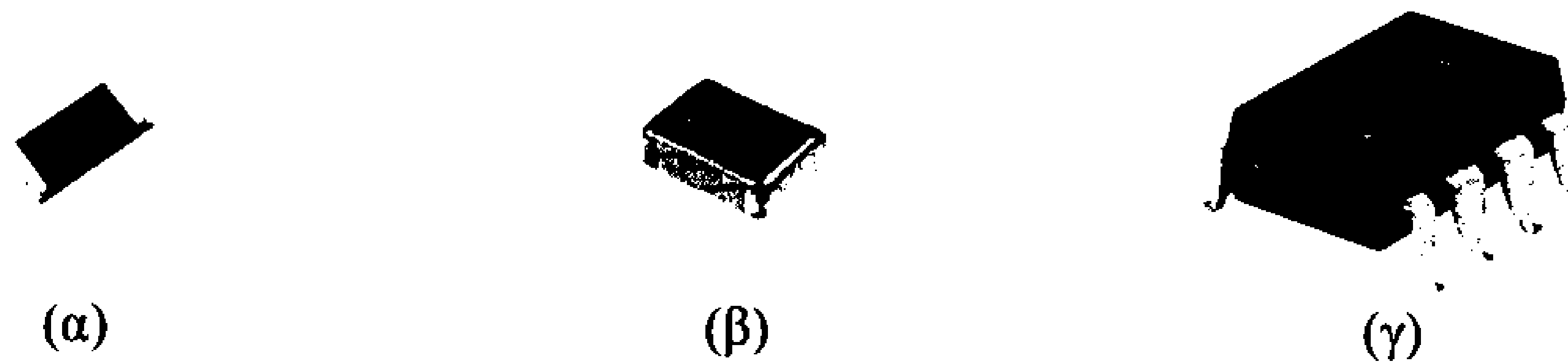
3

Υλοποίηση συστήματος

Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφεται αναλυτικά η υλοποίηση του πλήρους συστήματος τόσο σε επίπεδο υλικού όσο και σε επίπεδο λογισμικού.

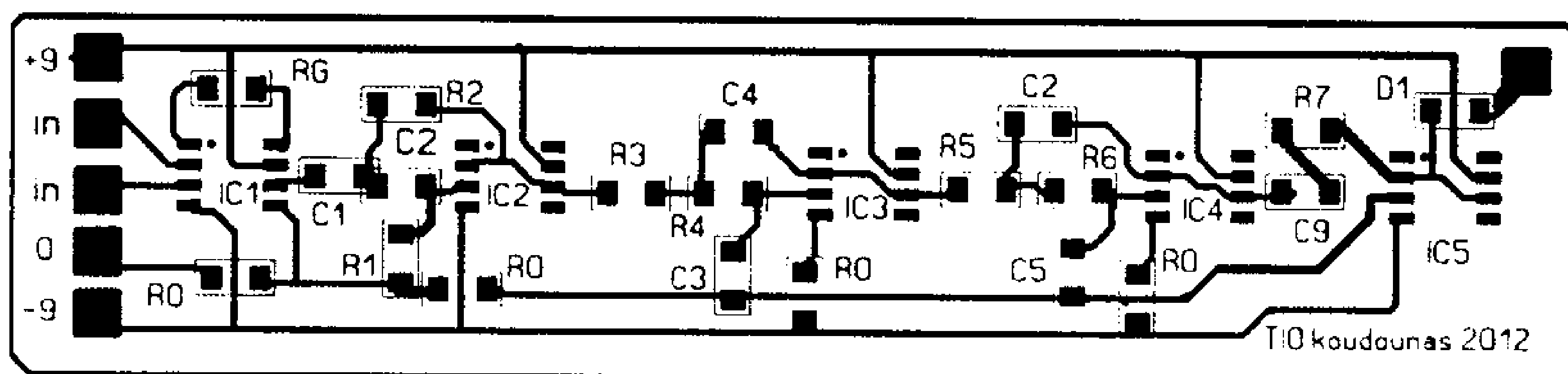
3.1 Υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών

Το υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών, που παρουσιάζεται στην Εικόνα 20, υλοποιήθηκε σε πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος (Printed Circuit Board - PCB) με χρήση τεχνολογίας επιφανειακής στήριξης (Surface Mount Technology - SMT). Μια πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος αποτελείται από το υπόστρωμα που είναι βακελίτης, από ένα ή περισσότερα στρώματα χαλκού και ένα στρώμα φωτοευαίσθητου υλικού. Με κατάλληλη επεξεργασία, που θα περιγραφεί στη συνέχεια, προκύπτουν οι δρόμοι χαλκού που συνδέουν τα διάφορα εξαρτήματα και ακολούθως στην επιφάνεια της πλακέτας στερεώνονται τα εξαρτήματα. Η επιφανειακή τοποθέτηση των εξαρτημάτων είναι που έδωσε το όνομα στην τεχνολογία αυτή. Για να επιτευχθεί, αυτό θα πρέπει να χρησιμοποιηθούν εξαρτήματα (αντιστάσεις, πυκνωτές, ολοκληρωμένα) που μπορούν να στηριχθούν στην επιφάνεια της πλακέτα. Τα εξαρτήματα αυτά ονομάζονται εξαρτήματα επιφανειακής στήριξης (Surface Mount Device - SMD) (Εικόνα 35).



Εικόνα 35. Παραδείγματα εξαρτημάτων επιφανειακής στήριξης (SMD). (α) Αντίσταση. (β) Πυκνωτής. (γ) Ολοκληρωμένο.

Το πρώτο βήμα της υλοποίησης του τυπωμένου κυκλώματος αφορά στη δημιουργία στον υπολογιστή του σχεδίου που παρουσιάζει τη θέση των εξαρτημάτων και τις γραμμές χαλκού. Για το σκοπό αυτό, χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Sprint Layout [30]. Στην Εικόνα 36 παρουσιάζεται σε μεγέθυνση το σχέδιο του υποσυστήματος αναλογικών ηλεκτρονικών, όπως προέκυψε από το Sprint Layout.



Εικόνα 36. Το τυπωμένο κύκλωμα αναλογικών ηλεκτρονικών.

Στη συνέχεια εκτελούνται τα ακόλουθα βήματα:

- Το σχέδιο εκτυπώνεται σε διαφάνεια
- Η πλακέτα κόβεται στο μέγεθος της διαφάνειας
- Η διαφάνεια τοποθετείται στη φωτοευαίσθητη επιφάνεια της πλακέτας
- Η πλακέτα φωτίζεται με υπεριώδες φως σε σκοτεινό θάλαμο για 5 λεπτά. Υπεριώδες φως λαμβάνουν οι περιοχές της πλακέτας που δε θα έχουν χαλκό, δηλαδή περιοχές που δεν υπάρχει γραμμή χαλκού ή εξάρτημα
- Η πλακέτα βυθίζεται σε διάλυμα καυστικής σόδας και νερού μέχρι να εμφανιστούν οι γραμμές χαλκού για περίπου 2 λεπτά. Οι γραμμές χαλκού που θα παραμείνουν στο τέλος λαμβάνουν μαύρο χρώμα
- Η πλακέτα ξεπλένεται με νερό
- Η πλακέτα βυθίζεται για 5 λεπτά σε διάλυμα υπεροξειδίου του υδρογόνου (Peridrol) και υδροχλωρικού οξέος, όπου γίνεται η αποχάλκωση του υλικού που δεν είναι τμήμα του κυκλώματος.
- Ξεπλένεται εκ νέου η πλακέτα.
- Λειαίνεται η επιφάνεια του χαλκού

- Η επιφάνεια της πλακέτας καλύπτεται με καθαριστική αλοιφή χαλκού (σολντερίνη)
- Τοποθετείται στη επιφάνεια πάστα κόλλησης
- Η επιφάνεια θερμαίνεται στους 300°C και η κόλληση απλώνεται
- Η πλακέτα ξεπλένεται
- Τοποθετούνται τα εξαρτήματα

Η πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος του υποσυστήματος αναλογικών ηλεκτρονικών παρουσιάζεται στην Εικόνα 37.



Εικόνα 37. Η πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος του υποσυστήματος αναλογικών ηλεκτρονικών.

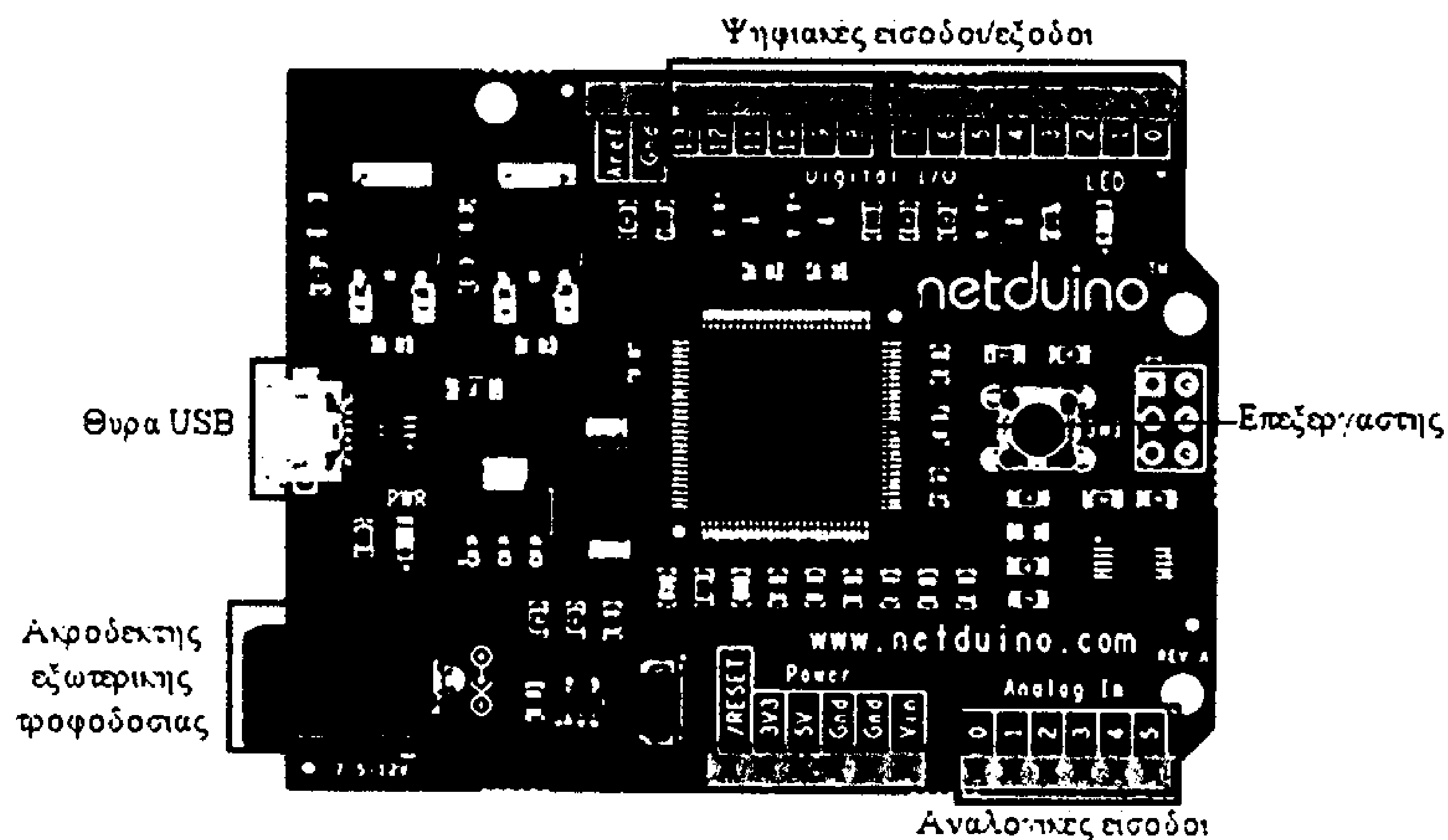
3.2 Υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας

3.2.1 Η πλατφόρμα Netduino

Το υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας έχει ως σκοπό τον υπολογισμό του καρδιακού ρυθμού από τα δεδομένα που προκύπτουν από το υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών. Η υλοποίηση του πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας την πλατφόρμα NETDUINO (Εικόνα 38) [31]. Το NETDUINO είναι μια πλατφόρμα ηλεκτρονικών ανοιχτής πηγής (open-source), η οποία χρησιμοποιεί το .NET Micro Framework [32]. Ο όρος ανοιχτή πηγή σημαίνει ότι είναι διαθέσιμη στο χρήστη οποιαδήποτε πληροφορία αφορά στο υλικό (hardware). Συγκεκριμένα, είναι διαθέσιμα τα μηχανολογικά διαγράμματα, το σχηματικό (schematics) του υλικού, η λίστα των εξαρτημάτων (bill of materials), η διάταξη της πλακέτας (PCB layout) κ.λπ.

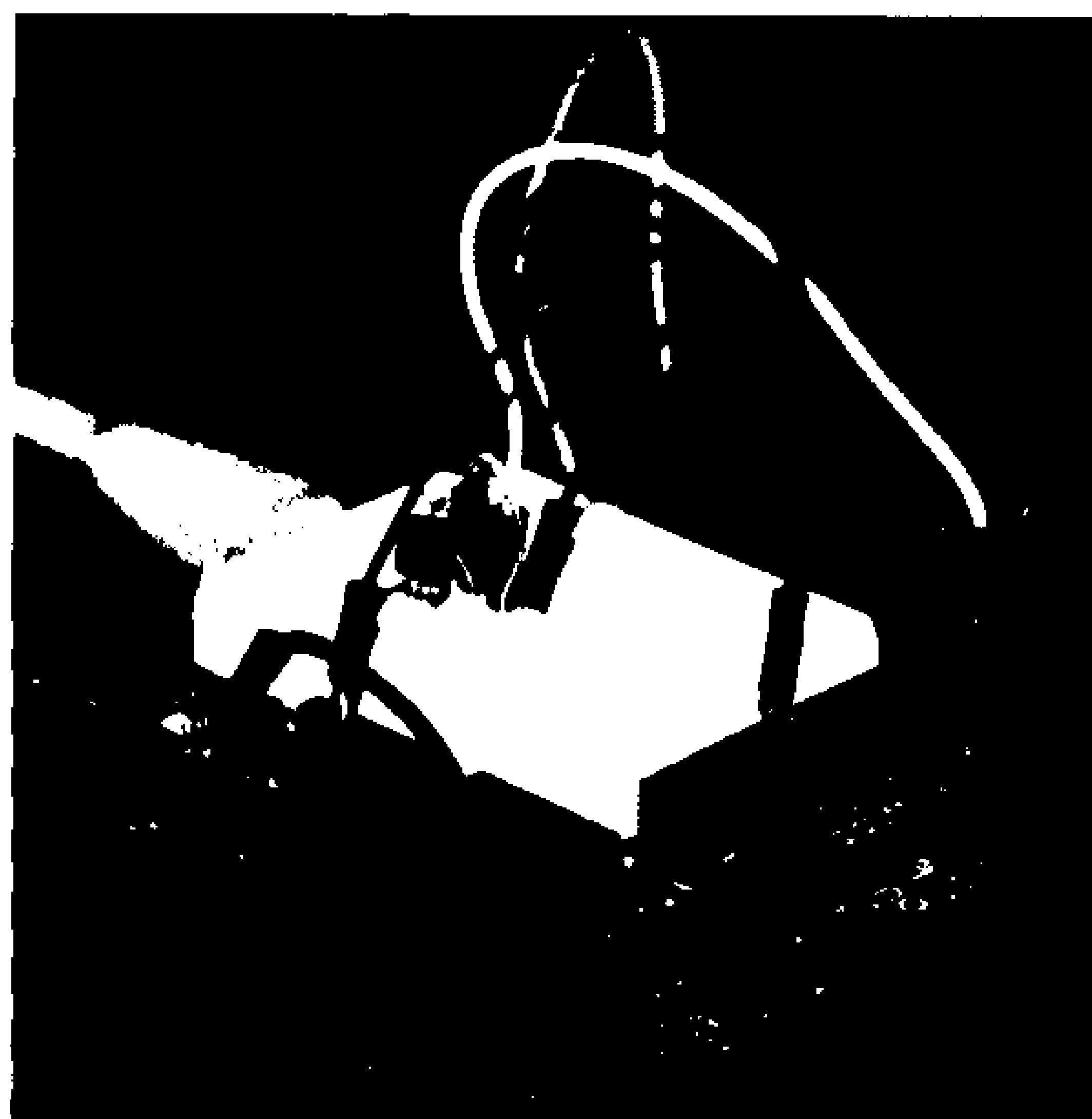
Η πλατφόρμα NETDUINO αποτελείται από έναν μικροελεγκτή 32 bit (Atmel-ARM7) με συχνότητα ρολογιού 48MHz, 128KB για αποθήκευση κώδικα και 60KB RAM. Επιπρόσθετα, η πλατφόρμα περιλαμβάνει 14 ψηφιακές εισόδους/εξόδους (D0 – D13) και 6 αναλογικές εισόδους (A0 – A5). Οι ψηφιακές εισοδοί/έξοδοι

λειτουργούν με τάσεις 0V (λογικό 0) και 3,3V (λογικό 1). Επίσης, παρέχονται δύο σειριακές θύρες μέσω των D0, D1 (COM1) και D2, D3 (COM2). Τέλος, υπάρχει η δυνατότητα σύνδεσης εξωτερικής τάσης τροφοδοσίας (7,5 – 12V). Εναλλακτικά, μπορεί να τροφοδοτηθεί με ρεύμα μέσω σύνδεσης USB. Το πλήρες σχηματικό του NETDUINO παρουσιάζεται στο Παράρτημα Α.



Εικόνα 38. Η πλατφόρμα NETDUINO.

Ένα από τα πλεονεκτήματα της πλατφόρμας NETDUINO είναι ότι μπορεί να επεκταθεί εύκολα, τοποθετώντας πάνω της κατάλληλες κάρτες επέκτασης (Εικόνα 39).



Εικόνα 39. Παράδειγμα χρήσης κάρτας επέκτασης.

Στην παρούσα εργασία, η έξοδος του υποσυστήματος αναλογικών ηλεκτρονικών συνδέεται στην αναλογική είσοδο AI. Η αναλογική τιμή γίνεται ψηφιακή με χρήση

του ενσωματωμένου μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό (ADC). Ο μετατροπέας έχει διακριτική ανάλυση 10bits και μετατρέπει τάσεις που είναι στο εύρος 0V έως 3,3V. Συνεπώς, ο ADC παράγει μία ακέραια τιμή στο εύρος 0 - 1023. Η ψηφιακή τιμή, D , προκύπτει από την αναλογική τάση εισόδου V_m με χρήση της ακόλουθης εξίσωσης:

$$D = \begin{cases} 0, & V_m < 0V \\ \left[0,5 + 1023 \frac{V_m}{3,3V} \right], & 0 \leq V_m \leq 3,3V \\ 1023, & V_m > 3,3V \end{cases} \quad (3.1)$$

όπου $[x]$ συμβολίζει το ακέραιος μέρος του x .

Ο αλγόριθμος που παρουσιάστηκε στο εδάφιο 2.2.2 υλοποιήθηκε σε γλώσσα C#, χρησιμοποιώντας το .NET Micro Framework [32] και το Netduino SDK [33] στο περιβάλλον ανάπτυξης Microsoft Visual Studio. Στη συνέχεια περιγράφονται τα εργαλεία ανάπτυξης λογισμικού που χρησιμοποιήθηκαν.

3.2.2 NET Micro Framework

Το .NET Micro Framework είναι μια πλατφόρμα λογισμικού, η οποία αποτελείται από ένα σύνολο κλάσεων (classes) που επιτρέπουν τη γρήγορη ανάπτυξη εφαρμογών για ενσωματωμένες συσκευές (embedded devices). Ο όρος ενσωματωμένη συσκευή προσδιορίζει ένα υπολογιστικό σύστημα το οποίο παρέχει συγκεκριμένες λειτουργίες ελέγχου μέσα σε ένα μεγαλύτερο σύστημα. Ο συμβατικός τρόπος ανάπτυξης εφαρμογών για ενσωματωμένες συσκευές απαιτεί τη δημιουργία κατάλληλου προγράμματος, συνήθως σε C ή σε C++, το οποίο διαχειρίζεται όλο το διαθέσιμο υλικό (hardware) της συσκευής. Το πρόβλημα που υπάρχει είναι ότι αν ένα πρόγραμμα, που είναι γραμμένο για μια ενσωματωμένη συσκευή, εκτελεστεί σε κάποια άλλη συσκευή, κατά πόσα πιθανότητα δε θα λειτουργήσει ακόμα και αν ο επεξεργαστής είναι ο ίδιος. Αυτό συμβαίνει διότι κάθε συσκευή έχει τους δικούς της διαύλους, ελεγκτές διακοπών, μνήμη και διασυνδέσεις εισόδου εξόδου.

Το .NET Micro Framework προσφέρει ένα αφαιρετικό επίπεδο μεταξύ του χρήστη και του υλικού. Τα διάφορα εξαρτήματα του υλικού (hardware components) αντιμετωπίζονται ως αντικείμενα (objects), στα οποία ο χρήστης έχει πρόσβαση με αντικειμενοστραφή (object-oriented) τρόπο. Με άλλα λόγια, αντί να ασχολείται ο χρήστης με λεπτομέρειες των εξαρτημάτων υλικού σε χαμηλό επίπεδο (για παράδειγμα να φτιάχνει κατάλληλες μάσκες από bits για τη ρύθμιση κάποιου

περιφερειακού εξαρτήματος), μπορεί να ρυθμίζει τη συμπεριφορά τους σε υψηλό επίπεδο αλληλεπιδρώντας με τις ιδιότητες του αντικειμένου που περιγράφει το συγκεκριμένο υλικό.

Το .NET Micro Framework έχει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά

- Διαχείριση μνήμης με αυτόματη απελευθέρωση της δεσμευμένης μνήμης μετά το τέλος του προγράμματος (αυτό σημαίνει ότι ο χρήστης δε χρειάζεται να ασχοληθεί με την αποδέσμευση της μνήμης που έχει δεσμεύσει)
- Διαχείριση νημάτων (threads) και συγχρονισμό
- Διαχείριση εξαιρέσεων (exception handling)
- Αποσφαλμάτωση (debugging)

3.2.3 Η γλώσσα C#

Η C# είναι μία γενικού σκοπού γλώσσα αντικειμενοστραφούς (object-oriented) προγραμματισμού. Ως γλώσσα αντικειμενοστραφούς προγραμματισμού, η C# χρησιμοποιεί κλάσεις (classes) για την περιγραφή των διαφόρων αντικειμένων και υποστηρίζει την ενθυλάκωση (encapsulation), κληρονομικότητα (inheritance) και πολυμορφισμό (polymorphism). Η ενθυλάκωση παρέχει τη δυνατότητα δημιουργίας ενός "συνόρου" γύρω από ένα αντικείμενο, το οποίο διαχωρίζει την εξωτερική συμπεριφορά του αντικειμένου από τις λεπτομέρειες της εσωτερικής υλοποίησής του. Η κληρονομικότητα είναι ένας τρόπος για να επαναχρησιμοποιηθεί ο κώδικας υπάρχοντων αντικειμένων ή να δημιουργηθεί ένας νέος τύπος από ένα υπάρχον αντικείμενο. Ο πολυμορφισμός αναφέρεται στη δυνατότητα δημιουργίας μιας μεταβλητής συνάρτησης ή αντικειμένου το οποίο έχει περισσότερες από μία μορφές.

Τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά της C# είναι τα ακόλουθα [34]:

Ενοποιημένο σύστημα τύπων

η θεμελιώδης δομική μονάδα στη C# ονομάζεται *τύπος (type)*. Η C# έχει ένα ενοποιημένο σύστημα τύπων, όπου όλοι οι τύποι σε τελική ανάλυση προέρχονται από έναν κοινό βασικό τύπο. Αυτό σημαίνει ότι όλοι οι τύποι, είτε αντιπροσωπεύουν σύνθετα αντικείμενα ή είναι βασικοί τύπου, όπως αριθμοί, χρησιμοποιούν το ίδιο βασικό σύνολο λειτουργικότητας. Για παράδειγμα, οποιοσδήποτε τύπος μπορεί να μετατραπεί σε μία συμβολοσειρά (string) χρησιμοποιώντας τη μέθοδο ToString.

Κλάσεις και διασυνδέσεις

Στις περισσότερες γλώσσες αντικειμενοστραφούς προγραμματισμού το μόνο είδος τύπου είναι η κλάση. Στη C#, υπάρχουν αρκετά άλλα είδη τύπων, ένα από τα οποία είναι η διασύνδεση (interface). Μία διασύνδεση είναι παρόμοια με μια κλάση, με τη διάφορα ότι πρόκειται μόνο για τον ορισμό και όχι την υλοποίηση ενός τύπου. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε περιπτώσεις όπου απαιτείται πολλαπλή κληρονομικότητα.

Ιδιότητες, μέθοδοι και συμβάντα

Η C# σε αντίθεση με άλλες γλώσσες αντικειμενοστραφούς προγραμματισμού υποστηρίζει εκτός από συναρτήσεις, οι οποίες ονομάζονται μέθοδοι, ιδιότητες και συμβάντα. Οι ιδιότητες είναι ειδική μορφή συναρτήσεων που ενσωματώνουν ένα τμήμα της κατάστασης του αντικειμένου, όπως για παράδειγμα το χρώμα ενός κουμπιού ή το κείμενο ενός πεδίου. Τα συμβάντα είναι συναρτήσεις που απλοποιούν την αντιμετώπιση των αλλαγών της κατάστασης ενός αντικειμένου.

3.2.4 Netduino SDK

Το Netduino SDK είναι ένα σύνολο κλάσεων που προσθέτει ένα επιπλέον αφαιρετικό επίπεδο στην επικοινωνία του προγράμματος με το υλικό. Συγκεκριμένα, περιλαμβάνει κλάσεις, οι οποίες περιγράφουν και καθιστούν πιο διαισθητικό το χειρισμό, μεταξύ άλλων, των αναλογικών εισόδων, των ακροδεκτών ψηφιακής εισόδου/εξόδου, των σειριακών θυρών. Για παράδειγμα, αν επιθυμείται ο χειρισμός της αναλογικής εισόδου A1, αυτό μπορεί να γίνει ως ακολούθως:

Εντολή	Ερμηνεία
<code>AnalogInput _voltagePort = new AnalogInput(Pins.GPIO_PIN_A1);</code>	Δημιουργείται μία μεταβλητή με το όνομα <code>_voltagePort</code> , τύπου <code>AnalogInput</code> . Η μεταβλητή αρχικοποιείται ώστε να αναφέρεται στην αναλογική είσοδο A1
<code>int rawValue = _voltagePort.Read();</code>	Διαβάζεται μια τιμή από την αναλογική είσοδο A1, και αφού ψηφιοποιηθεί, αποθηκεύεται στην ακέραια μεταβλητή με το όνομα <code>rawValue</code> .

3.2.5 Υλοποίηση αλγορίθμου

Ο αλγόριθμος ανίχνευσης συμπλεγμάτων QRS και υπολογισμού καρδιακού ρυθμού υλοποιήθηκε με χρήση μιας βασικής κλάσης, η οποία ονομάζεται `Program`. Η κλάση `Program` περιλαμβάνει τη μέθοδο `public static void Main()`, η οποία εκτελείται στη

βασική διεργασία (thread) του προγράμματος. Δηλαδή, ο επεξεργαστής του NETDUINO εκτελεί τις εντολές που περιλαμβάνονται στη μέθοδο αυτή. Στη μέθοδο **Main()** γίνονται όλες οι αναγκαίες αρχικοποιήσεις:

- ορισμός της αναλογικής εισόδου από όπου θα γίνεται η ανάγνωση των δεδομένων
- αρχικοποίηση της σειριακής θύρας που χρησιμοποιείται για την ασύρματη μετάδοση δεδομένων στο σταθμό εργασίας
- αρχικοποίηση της σειριακής θύρας που χρησιμοποιείται για την αποστολή SMS
- αρχικοποίηση της δομής δεδομένων στην οποία θα αποθηκευθούν τα δεδομένα

Πρέπει να σημειωθεί ότι όταν εκτελεστούν οι εντολές που περιέχει η μέθοδος αυτή, θα τερματιστεί η βασική διεργασία και συνεπώς θα τερματιστεί και η εκτέλεση του αλγορίθμου, το οποίο δεν είναι επιθυμητό. Για το σκοπό αυτό, η τελευταία εντολή στη μέθοδο **Main()** είναι:

```
Thread.Sleep(Timeout.Infinite);
```

Η εντολή αυτή “παγώνει” τη βασική διεργασία επ’ άπειρο, επιτρέποντας τη συνέχιση εκτέλεσης του αλγορίθμου.

Στην κλάση **Program**, εκτός από τη βασική διεργασία, δημιουργούνται δύο διεργασίες (threads) οι οποίες εκτελούνται παράλληλα:

- η διεργασία για τη συλλογή δεδομένων
- η διεργασία για την επεξεργασία των δεδομένων

Οι διεργασίες αυτές ενεργοποιούνται μόλις ληφθεί η εντολή έναρξης καταγραφής από το σταθμό εργασίας, όπως θα εξηγηθεί παρακάτω. Η διεργασία για τη συλλογή των δεδομένων, εκτελεί τη συνάρτηση `private static void DataAcquisition()`, η οποία διαβάζει από την αναλογική είσοδο A1 την ψηφιακή τιμή που αντιστοιχεί στην αναλογική τάση εισόδου. Η δειγματοληψία αυτή του αναλογικού σήματος γίνεται κάθε 1ms. Η ψηφιακή τιμή αποθηκεύεται σε μία λίστα τύπου FIFO (First In First Out). Η διεργασία που εκτελεί την επεξεργασία των δεδομένων εκτελεί τη συνάρτηση `private static void DataProcessing()`, η οποία αφαιρεί από τη λίστα τα προς επεξεργασία δεδομένα με τη σειρά με την οποία εισήχθησαν σε αυτή και εκτελεί τον αλγόριθμο ανίχνευσης των συμπλεγμάτων QRS και μέτρησης του καρδιακού ρυθμού σε σφυγμούς ανά λεπτό (beats per minute - bpm).

Τέλος, η κλάση **Program** έχει 3 βοηθητικές μεθόδους, οι οποίες εκτελούνται όταν λάβουν χώρα συγκεκριμένα συμβάντα:

private static void OnTimer(object state)

Η μέθοδος αυτή εκτελείται περιοδικά, σε τακτά χρονικά διαστήματα. Στη μέθοδο αυτή λαμβάνει χώρα ο υπολογισμός του καρδιακού ρυθμού (σε bpm) και η αποστολή του στο σταθμό εργασίας

static void SerialPortDataReceived(object sender, SerialDataReceivedEventArgs e)

Η μέθοδος αυτή εκτελείται όταν δεδομένα φτάσουν σε κάποια από τις σειριακές θύρες του Netduino.

static void PortOnInterrupt(uint data1, uint data2, DateTime time)

Η μέθοδος αυτή εκτελείται όταν ο χρήστης πατήσει το ενσωματωμένο κουμπί που περιλαμβάνει το Netduino. Με κάθε πάτημα του κουμπιού, η μέθοδος αυτή παύει / επανεκκινεί τις διεργασίες συλλογής και επεξεργασίας δεδομένων.

Στην Εικόνα 40 παρουσιάζονται αναλυτικά οι μεταβλητές, ιδιότητες και μέθοδοι που απαρτίζουν την κλάση Program.



Εικόνα 40. Η κλάση Program.

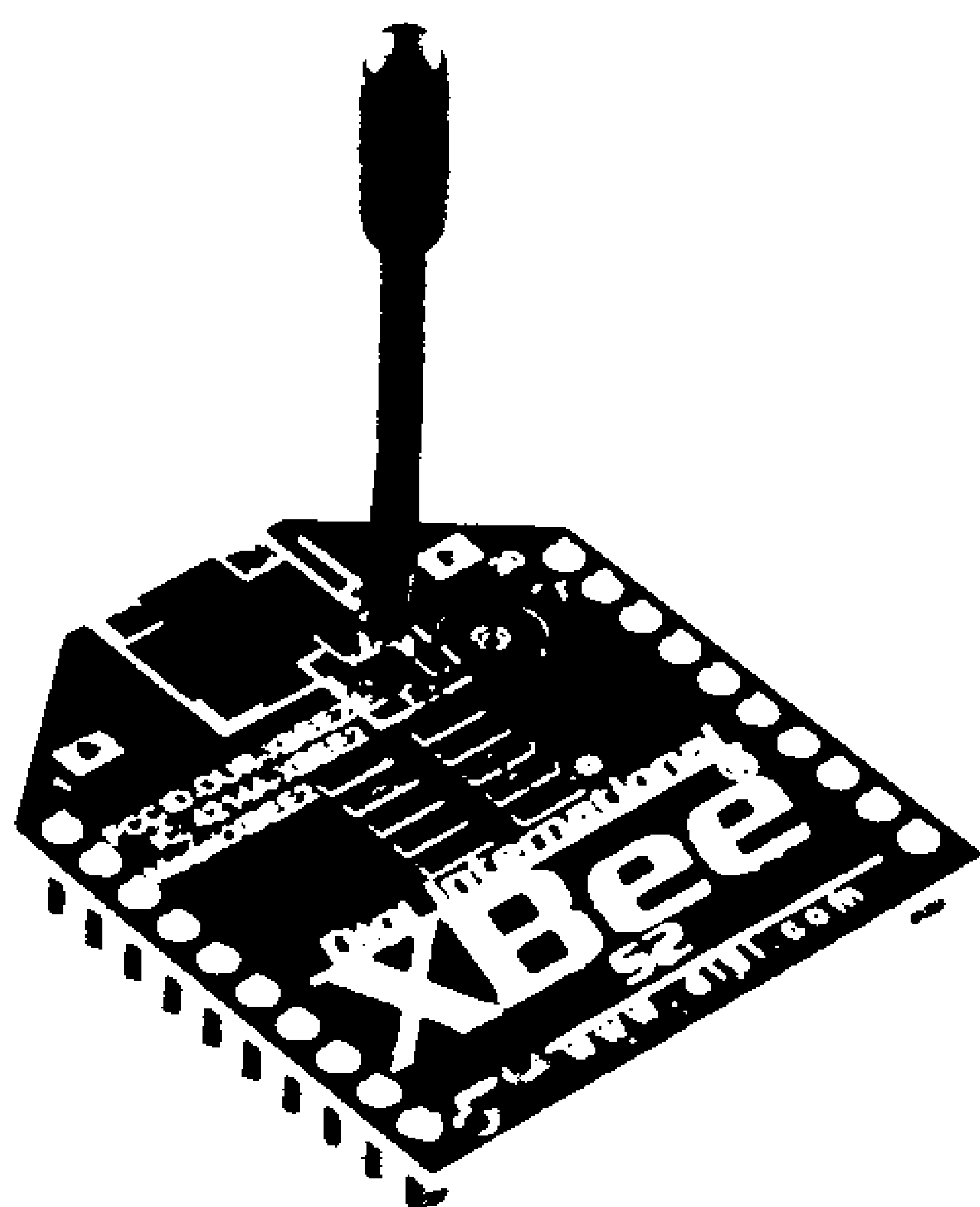
3.3 Υποσύστημα ασύρματης επικοινωνίας

3.3.1 Επικοινωνία με σταθμό εργασίας

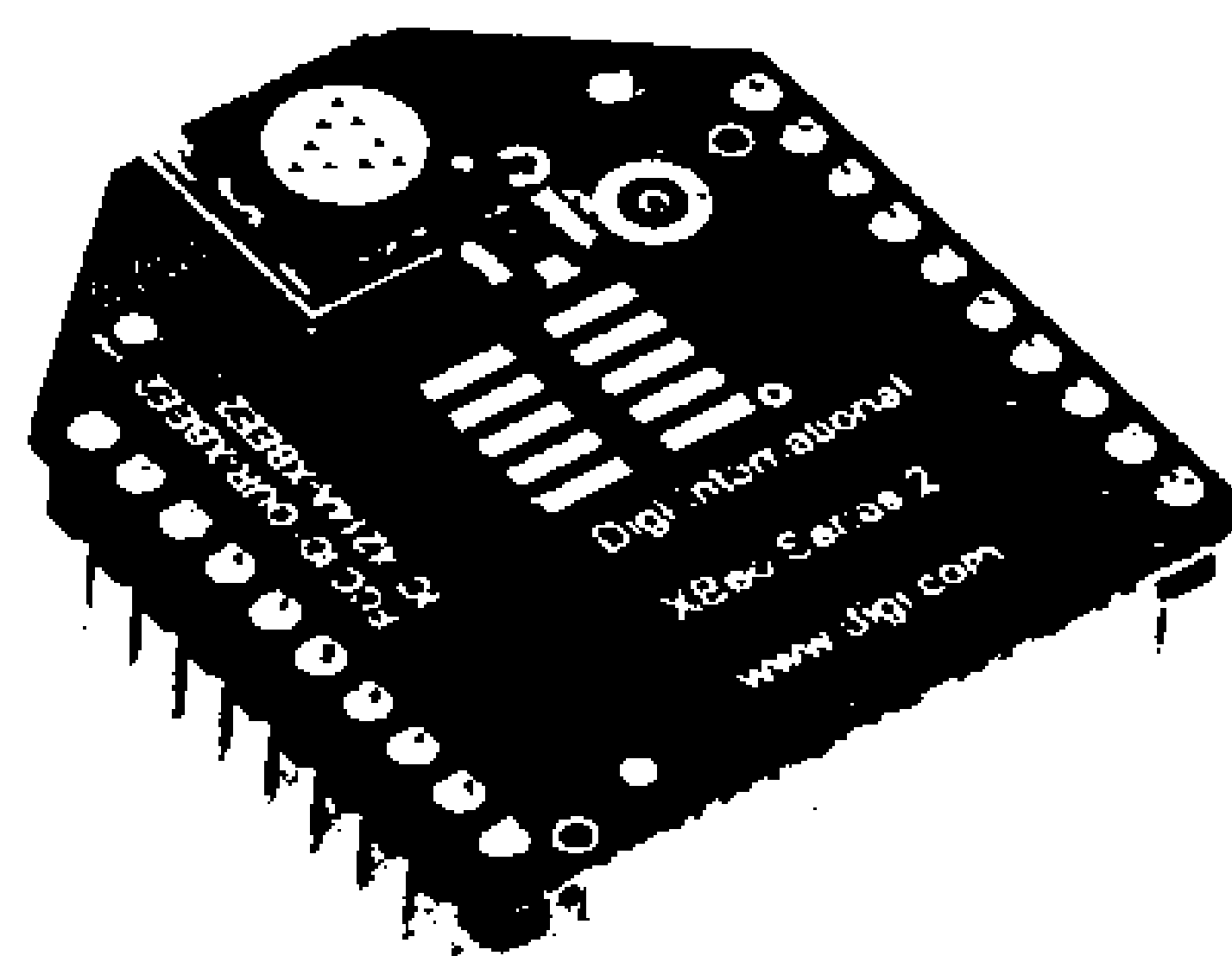
Η υλοποίηση του υποσυστήματος ασύρματης μετάδοσης βασίζεται στη χρήση των πομποδεκτών XBee S2 (Εικόνα 41) της εταιρείας Digi International. Οι πομποδέκτες αυτοί έχουν τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

Πίνακας 4. Χαρακτηριστικά πομποδέκτη XBee S2.

Χαρακτηριστικό	Τιμή	Προδιαγραφές (εδάφιο 2.3)
Πρότυπο	Zigbee	Zigbee
Τάση τροφοδοσίας (V)	3,3	3,3
Ρεύμα λειτουργίας (mA)	40	< 50
Συχνότητα (GHz)	2,4	2,4
Εκπεμπόμενη ισχύς (dBm)	3	
Ευαισθησία (dBm)	-95	< -89,4
Εμβέλεια (m)	40	>30



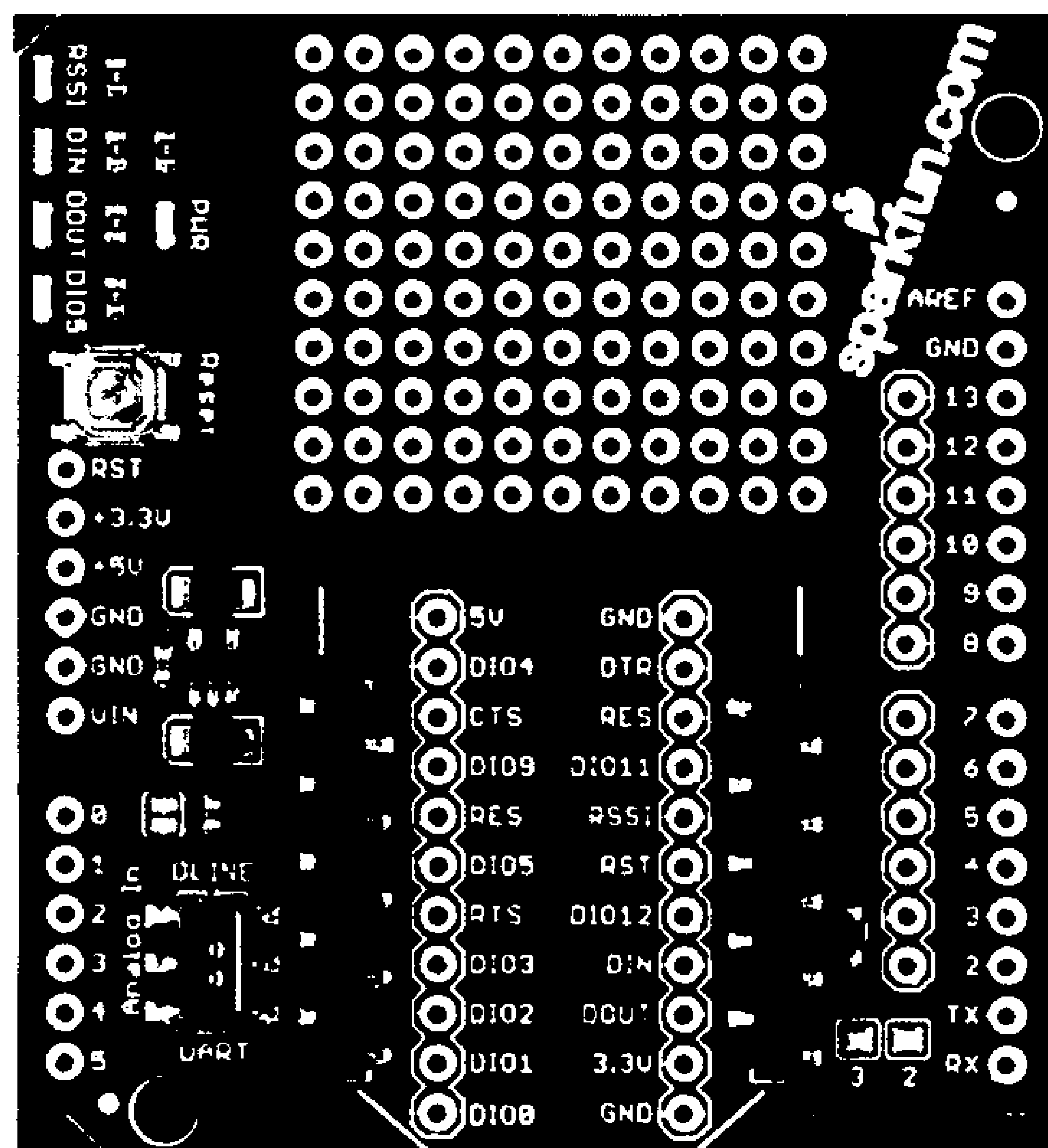
(α)



(β)

Εικόνα 41. Πομποδέκτες XBee S2. (α) Κεραία σύρματος. (β) Κεραία τύπου chip.

Ο πομποδέκτης με χρήση κεραίας τύπου chip συνδέεται στη πλατφόρμα NETDUINO με χρήση κατάλληλης βάσης (XBee shield) (Εικόνα 42(α)) [35]. Συγκεκριμένα, στη βάση επικολλούνται κατάλληλοι ακροδέκτες (Εικόνα 42(β)) και η βάση προσαρμόζεται στην πλατφόρμα NETDUINO. Το σχηματικό του XBee shield παρατίθεται στο Παράρτημα Β.



(α)



(β)

Εικόνα 42. (α) Βάση σύνδεσης (XBee shield) στην πλατφόρμα Netduino. (β) Ακροδέκτες για τη σύνδεση της βάσης στην πλατφόρμα NETDUINO.

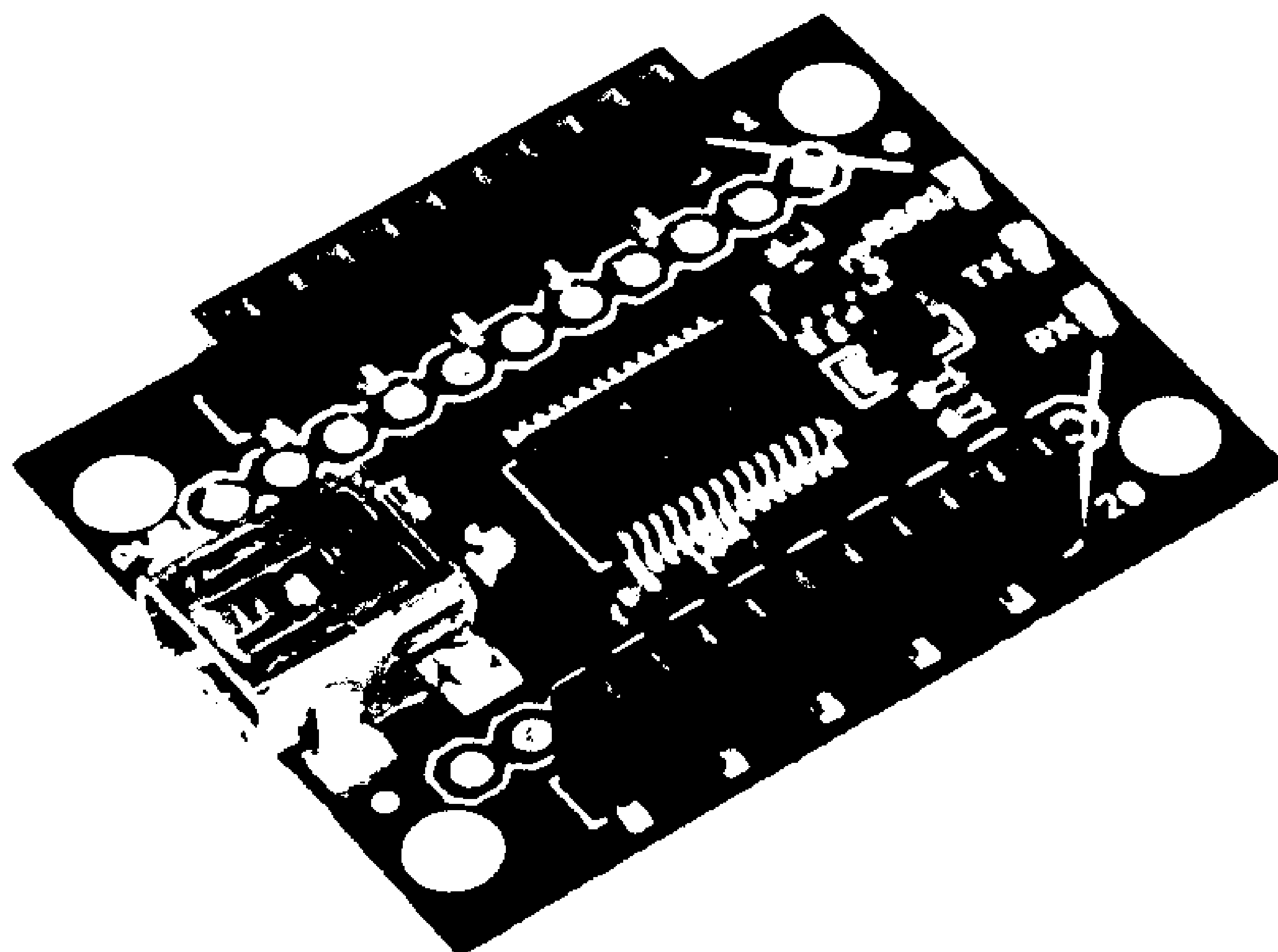
Ο πομποδέκτης τροφοδοτείται με σταθερή τάση από το NETDUINO. Η επικοινωνία του πομποδέκτη, μέσω της βάσης σύνδεσης, με το NETDUINO γίνεται με σειριακό τρόπο με χρήση του πρωτοκόλλου RS232 [36]. Συγκεκριμένα, όπως έχει ήδη αναφερθεί το NETDUINO έχει δύο σειριακές θύρες, με ονόματα COM1 και COM2, οι οποίες είναι διαθέσιμες μέσω των ακροδεκτών D0 (λήψη - Rx), D1 (αποστολή - Tx) για τη COM1 και D2 (λήψη - Rx), D3 (μετάδοση - Tx) για τη COM2. Ο πομποδέκτης συνδέεται ώστε να επικοινωνεί με το NETDUINO μέσω της σειριακής θύρας COM2. Για να επιτευχθεί αυτό συνδέεται ο ακροδέκτης Rx (Tx) της βάσης σύνδεσης με τον ακροδέκτη D2 (D3) του NETDUINO. Αφού γίνουν οι συνδέσεις, η προσπέλαση της σειριακής θύρας, και κατ' επέκταση η επικοινωνία με τον πομποδέκτη, μπορεί να γίνει προγραμματιστικά χρησιμοποιώντας τις μεθόδους που παρέχει η κλάση SerialPort το .NET Micro Framework [37]. Για παράδειγμα:

Εντολή	Ερμηνεία
<code>SerialPort _serialPort = new SerialPort(SerialPorts.COM2, 9600);</code>	Δημιουργία μιας μεταβλητής τύπου SerialPort, η οποία διαχειρίζεται τη σειριακή θύρα COM2. Η επικοινωνία μέσω της σειριακής θύρας γίνεται με baud rate 9600.
<code>_serialPort.Open();</code>	Ενεργοποίηση της σειριακής θύρας. Η θύρα είναι πλέον έτοιμη να δεχτεί ή να αποστείλει

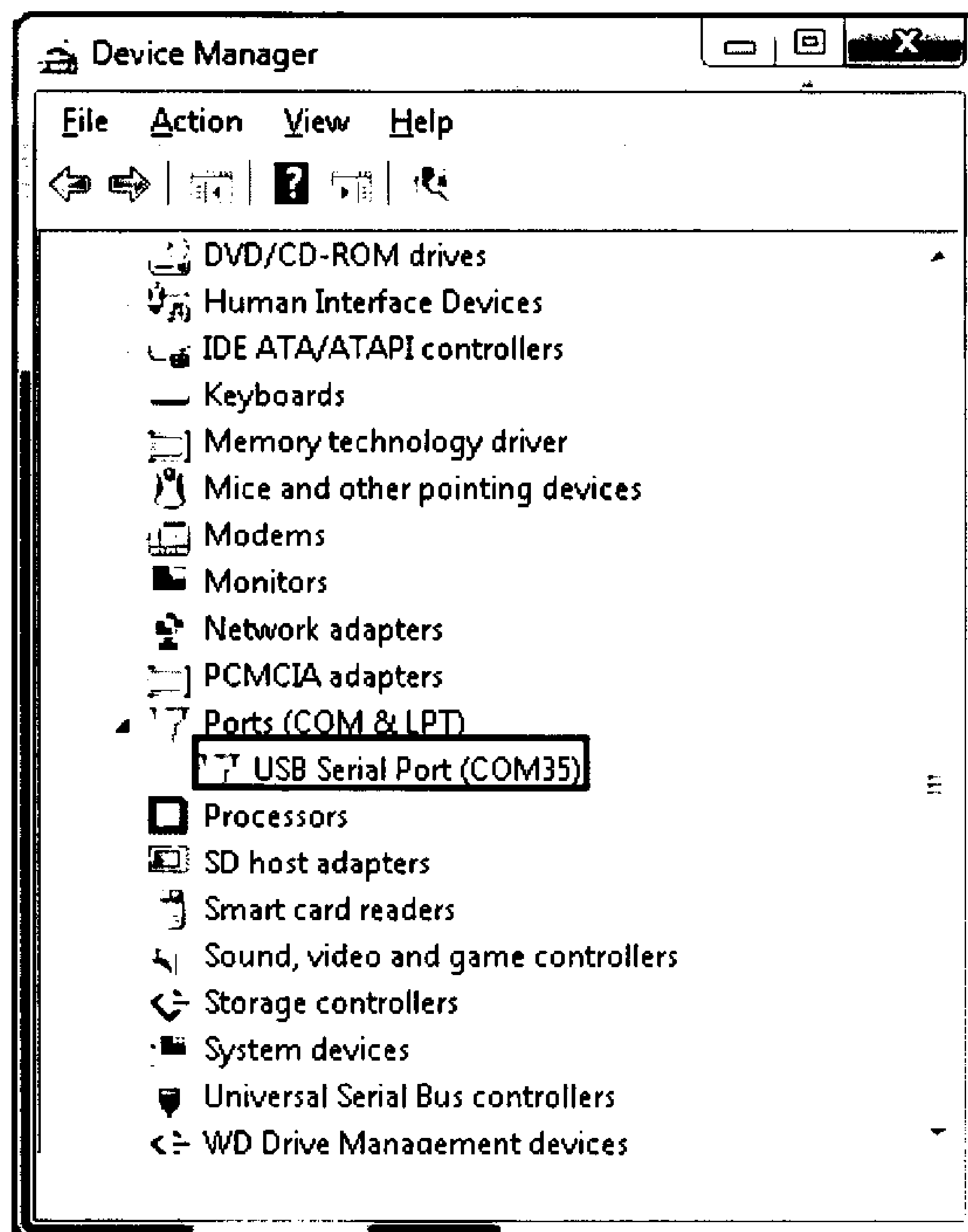
	δεδομένα
<code>_serialPort.DataReceived += SerialPortDataReceived;</code>	Ορίζεται ότι μόλις ληφθούν δεδομένα στη σειριακή θύρα θα εκτελεστεί η μέθοδος με το όνομα <code>SerialPortDataReceived</code> .
<code>byte[] outBuffer = Encoding.UTF8.GetBytes("d" + rawValue + "\n");</code>	Ορίζεται ο πίνακας ο οποίος περιέχει τα δεδομένα προς αποστολή.
<code>_serialPort.Write(outBuffer, 0, outBuffer.Length);</code>	Τα δεδομένα μεταφέρονται στη σειριακή θύρα, και κατ' επέκταση στον πομποδέκτη, ο οποίος τα μεταδίδει ασύρματα.

Αντίστοιχα, ο πομποδέκτης με κεραία σύρματος συνδέεται μέσω USB σε προσωπικό υπολογιστή με χρήση κατάλληλου προσαρμογέα (XBee Explorer USB) (Εικόνα 43) [38]. Το σχηματικό του παρατίθεται στο Παράρτημα Γ.

Πρέπει να σημειωθεί ότι παρόλο που η σύνδεση είναι μέσω USB, η νέα σύνδεση φαίνεται στον υπολογιστή ως μια νέα σειριακή θύρα (Εικόνα 44).

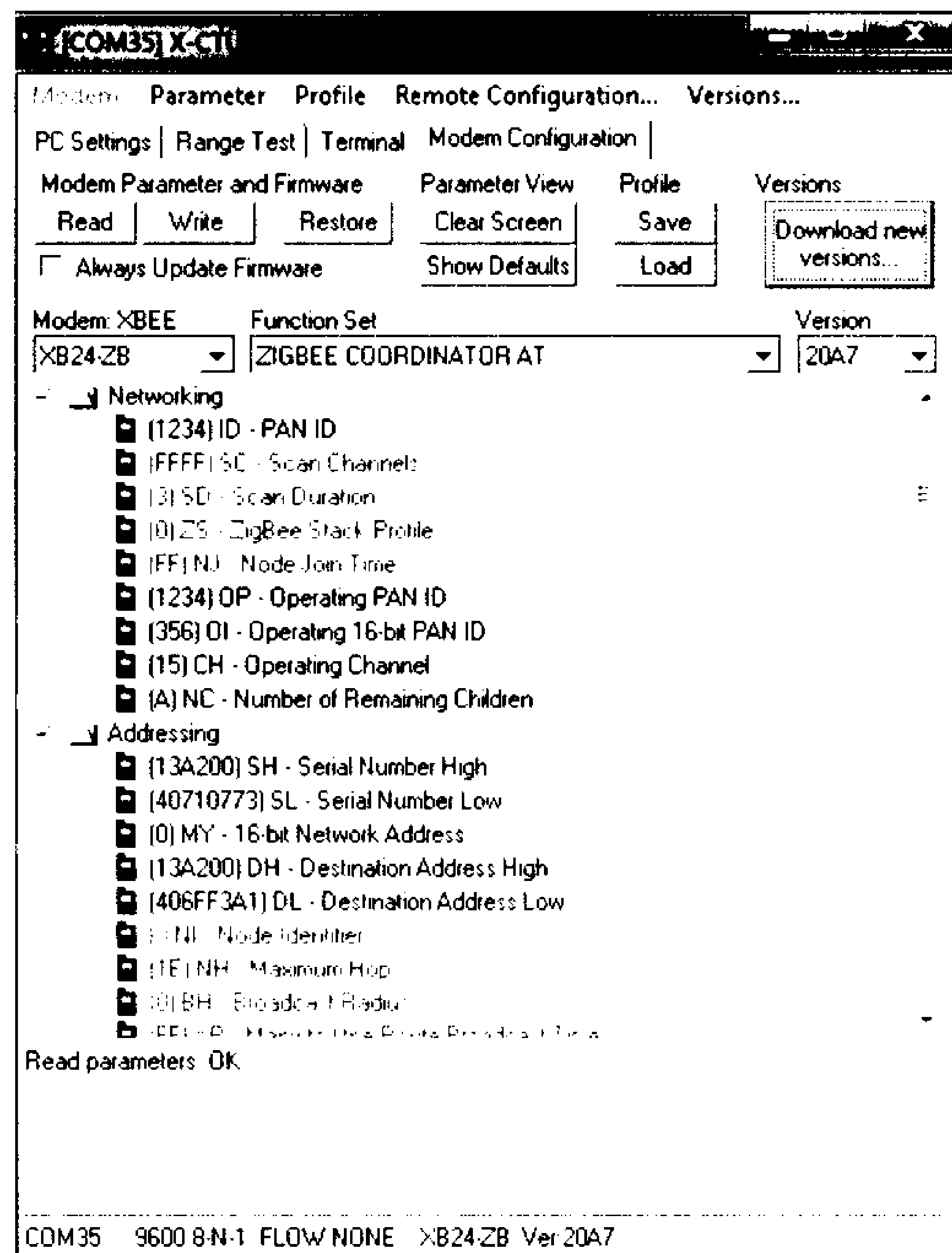


Εικόνα 43. Προσαρμογέας σύνδεσης σε υπολογιστή.



Εικόνα 44. Όταν συνδεθεί ο προσαρμογέας, η σύνδεση εμφανίζεται ως μια νέα σειριακή θύρα στη Διαχείριση Συσκευών (Device Manager).

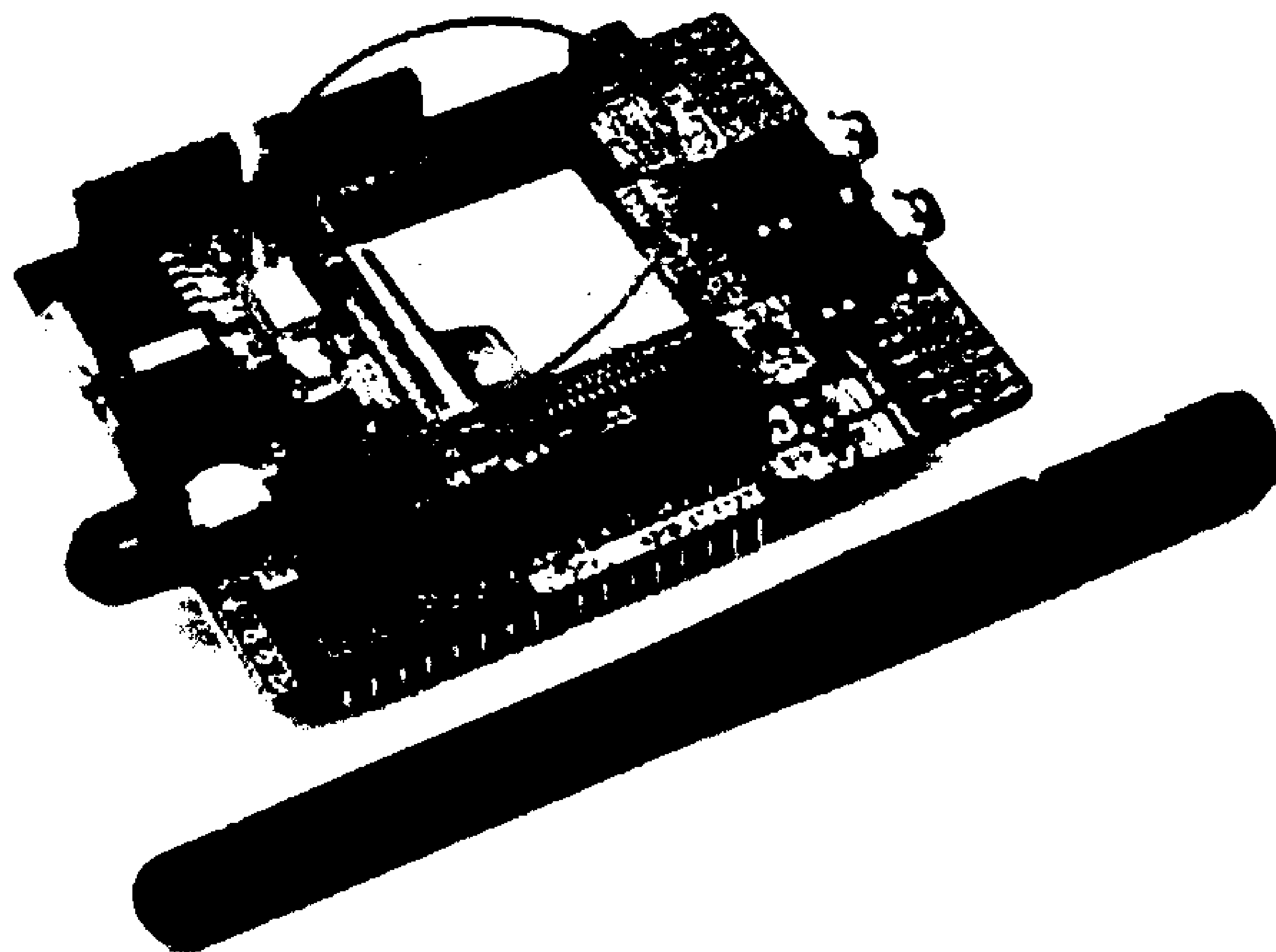
Η επικοινωνία των δύο πομποδεκτών επιβάλλει τη ρύθμιση κάποιων παραμέτρων. Αυτό επιτυγχάνεται με χρήση του προγράμματος X-CTU (Εικόνα 45) [39]. Συγκεκριμένα, ο πομποδέκτης που συνδέεται στον υπολογιστή παίζει το ρόλο του συντονιστή. Αυτό καθορίζεται επιλέγοντας ZIGBEE COORDINATOR AT στην επιλογή Function Set του X-CTU. Το αναγνωριστικό του δικτύου (PAN ID) τίθεται σε μία τιμή μεταξύ 0 και 1234. Στην παρούσα εργασία το αναγνωριστικό δικτύου είναι 1234. Τέλος, η διεύθυνση του άλλου πομποδέκτη τίθεται στα πεδία DH (Destination Address High) και DL (Destination Address Low). Η διεύθυνση κάθε πομποδέκτη δίνεται από τον κατασκευαστή και είναι τυπωμένη στην πίσω πλευρά του. Αντίστοιχα, ο άλλος πομποδέκτης ρυθμίζεται ως δρομολογητής (ZIGBEE ROUTER AT), τίθεται το αναγνωριστικό δικτύου σε 1234 και τίθεται η διεύθυνση του συντονιστή στα πεδία DH και DL.



Εικόνα 45. Η εφαρμογή X-CTU για τη ρύθμιση των παραμέτρων ενός XBee.

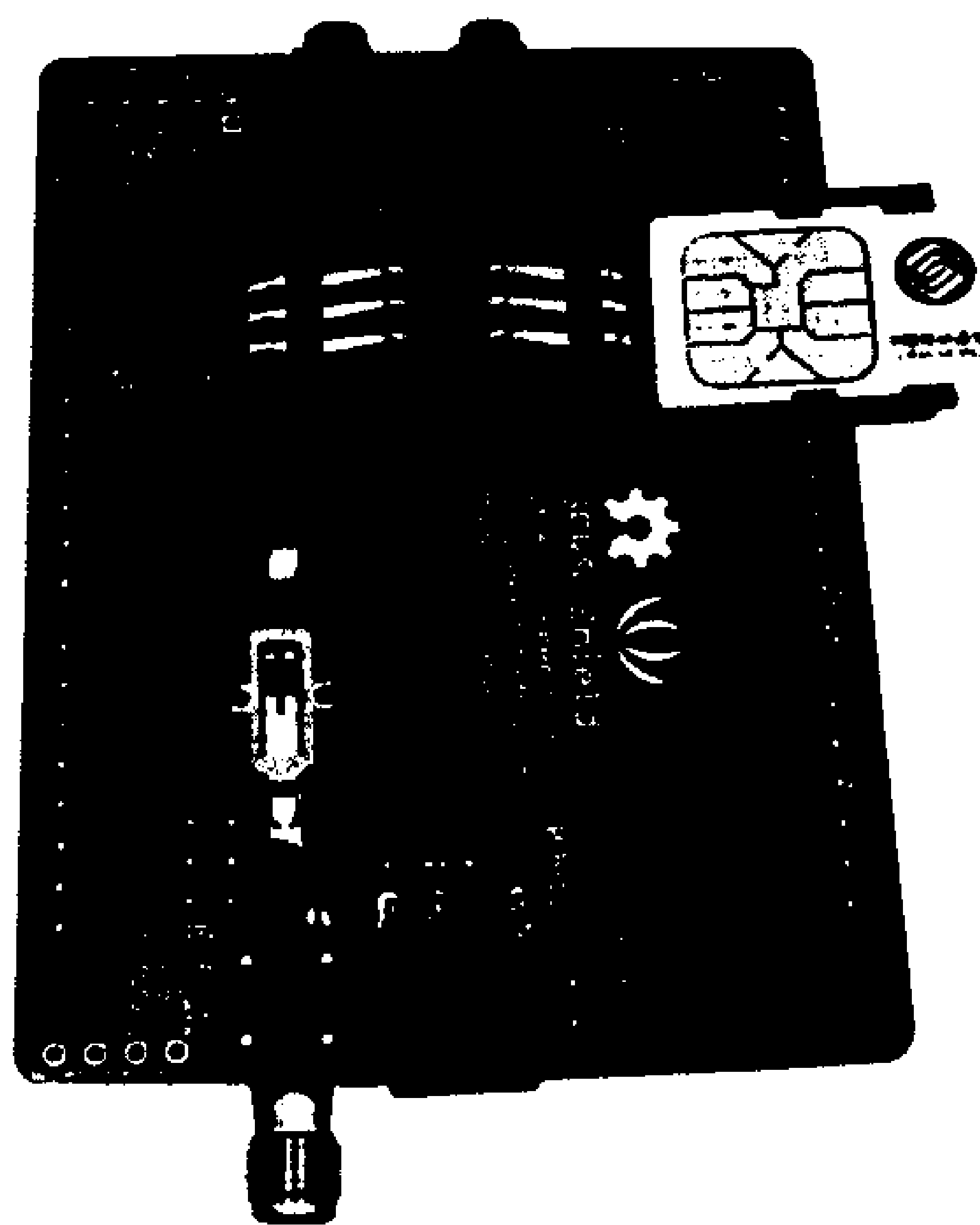
3.3.2 Αποστολή μηνύματος SMS

Σε περίπτωση που ο καρδιακός ρυθμός είναι εκτός φυσιολογικών ορίων δηλαδή είναι μεγαλύτερος από 100 σφυγμούς ανά λεπτό (ταχυκαρδία) ή μικρότερος από 50 σφυγμούς ανά λεπτό (βραδυκαρδία) [40], το NETDUINO αποστέλλει προειδοποιητικό μήνυμα SMS σε ένα ή περισσότερα κινητά τηλέφωνα. Επίσης, μήνυμα SMS αποστέλλεται όταν ο καρδιακός ρυθμός επανέρχεται εντός φυσιολογικών ορίων. Η αποστολής SMS γίνεται εφικτή χρησιμοποιώντας την κάρτα επέκτασης GPRS shield της Seeed Technology Inc [41] (Εικόνα 46).



Εικόνα 46. Κάρτα επέκτασης (GPRS shield) για αποστολή μηνύματος SMS.

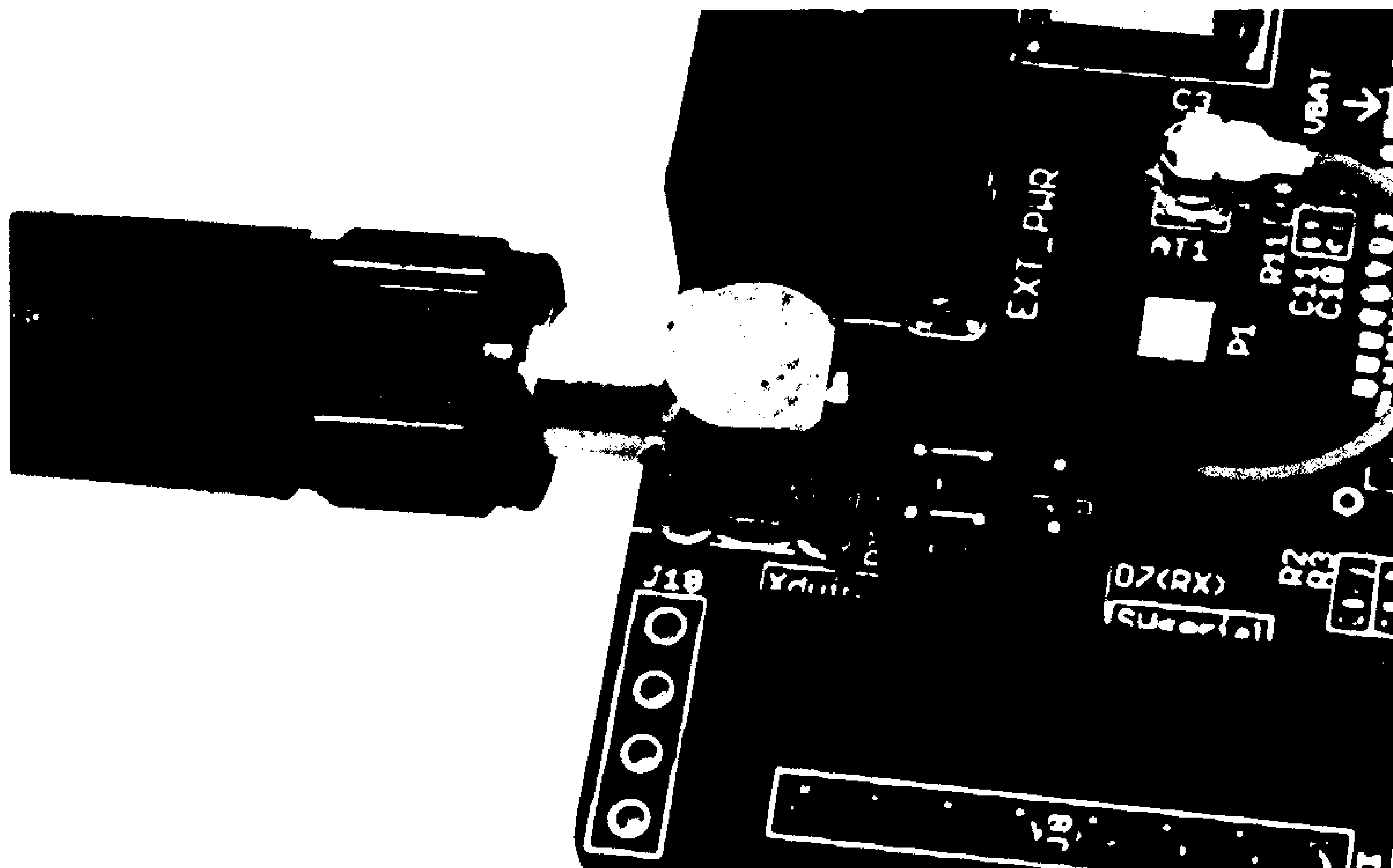
Η συγκεκριμένη κάρτα επέκτασης τοποθετείται με παρόμοιο τρόπο, όπως η βάση σύνδεσης για το πομποδέκτη XBee. Για την ακρίβεια, λόγω της ύπαρξης της κεραίας, πρώτα τοποθετείται η κάρτα επέκτασης για την αποστολή SMS και στη συνέχεια η βάση σύνδεσης για τον πομποδέκτη. Η κάρτα επέκτασης δέχεται μία κάρτα αναγνώρισης συνδρομητή (Subscriber Identification Module – SIM), όπως φαίνεται στην Εικόνα 47.



Εικόνα 47. Τοποθέτηση κάρτας SIM.

Η κάρτα επέκτασης επικοινωνεί με το NETDUINO μέσω της σειριακής θύρας COM1 (D0, D1). Για να επιτευχθεί αυτό πρέπει να μπει ένας βραχυκυκλωτήρας (jumper)

όπως φαίνεται στην Εικόνα 48. Στη συνέχεια αρκεί να τοποθετηθεί η κάρτα πάνω στο NETDUINO.

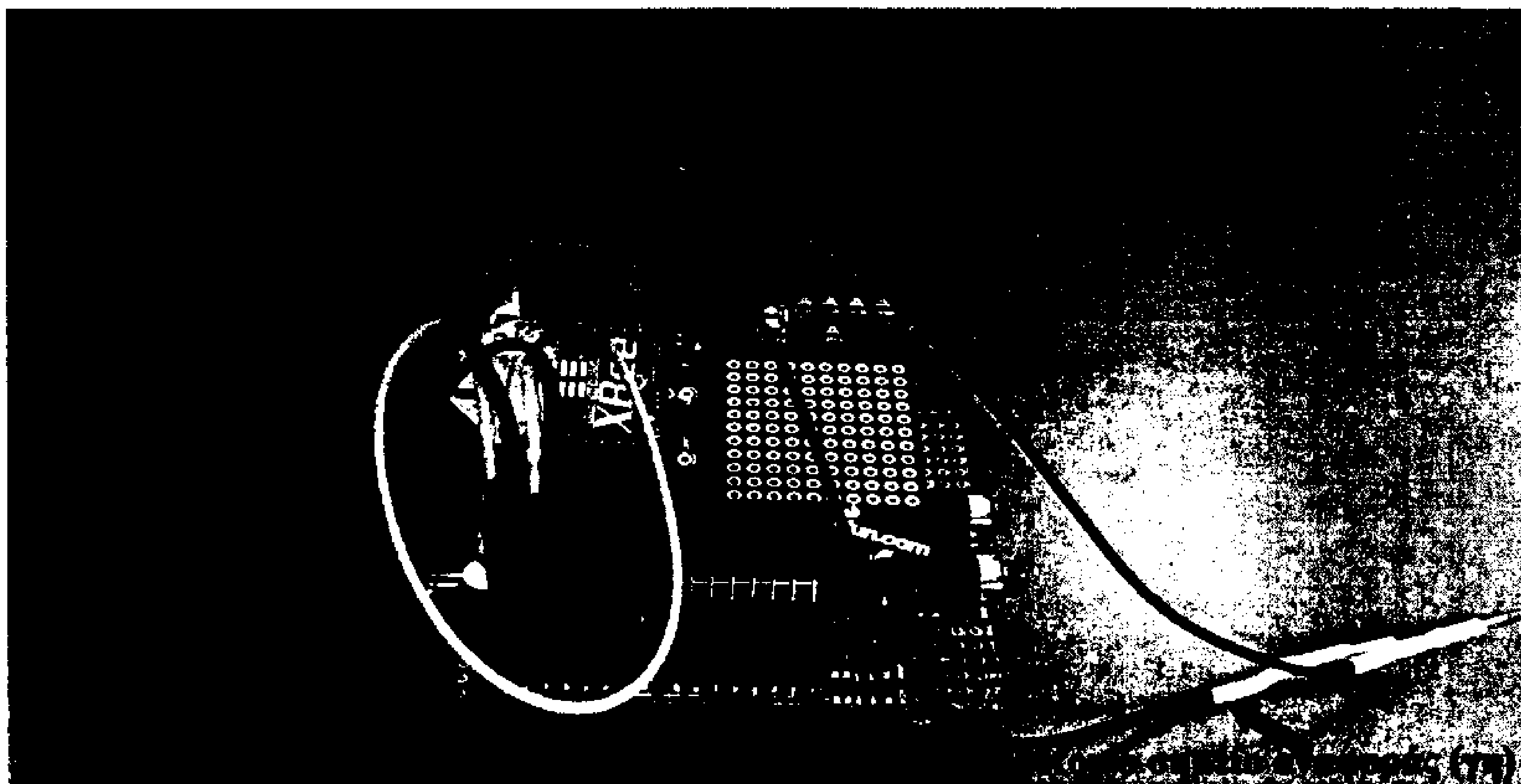


Εικόνα 48. Θέση βραχυκυκλωτήρα για επικοινωνία με τη θύρα COM1 του NETDUINO.

Για την αποστολή SMS, χρησιμοποιήθηκε η βιβλιοθήκη που είναι διαθέσιμη στο [42]. Η βιβλιοθήκη αυτή παρέχει ένα επιπλέον αφαιρετικό επίπεδο όσον αφορά στο χειρισμό της κάρτας επέκτασης. Συγκεκριμένα, η αποστολή SMS γίνεται ως ακολούθως:

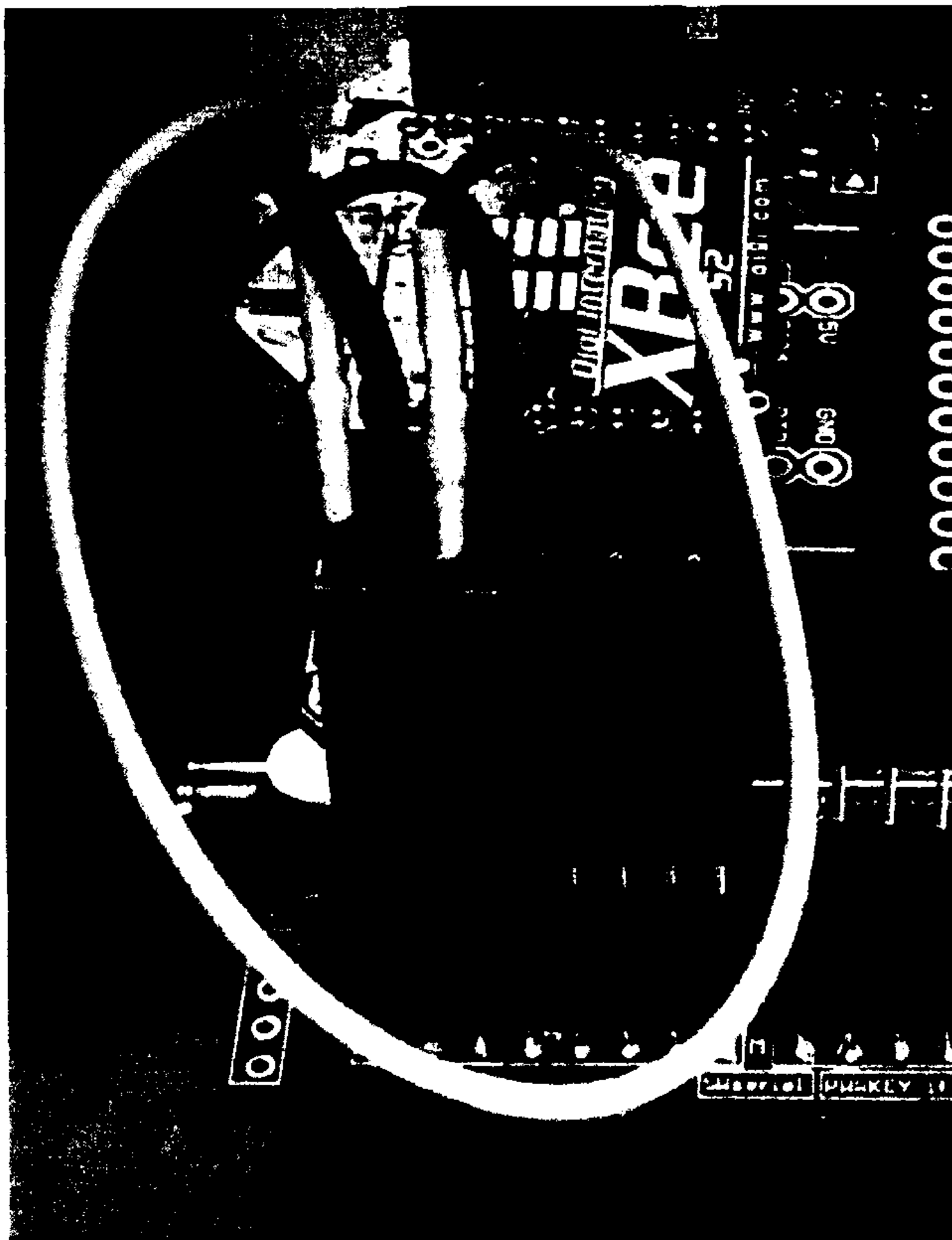
Εντολή	Ερμηνεία
<code>SeedStudioGSM SeedStudioGsm = new SeedStudioGSM();</code>	Δημιουργία μιας μεταβλητής τύπου SeedStudioGSM για το χειρισμό της κάρτας επέκτασης.
<code>string PhoneNumber = "+306948726775";</code>	Ο αριθμός στον οποίο θα αποσταλεί το SMS αποθηκεύεται στη μεταβλητή PhoneNumber ως συμβολοσειρά
<code>SeedStudioGsm.SendSMS(PhoneNumber, "NORMAL RATE");</code>	Αποστολή SMS

Στην Εικόνα 50(α), παρουσιάζεται η συνδεσμολογία του υποσυστήματος ψηφιακής επεξεργασίας και το υποσυστήματος ασύρματης επικοινωνίας. Όπως φαίνεται, οι δύο κάρτες επέκτασης έχουν τοποθετηθεί η μία πάνω στην άλλη. Υπάρχει ένα καλώδιο που συνδέει το αναλογικό σήμα που προκύπτει από το υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών στον ακροδέκτη AI του NETDUINO. Επίσης, ένα άλλο καλώδιο συνδέεται στο κοινό σημείο αναφοράς (γη).



Εικόνα 49. Συνδεσμολογία για το υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας και ασύρματης μετάδοσης

Όπως αναφέρθηκε, η κάρτα επέκτασης GPRS shield επικοινωνεί με το NETDUINO μέσω της θύρας COM1, ενώ η κάρτα επέκτασης για τον πομποδέκτη XBee (XBee shield) χρησιμοποιεί τη θύρα COM2. Η συνδεσμολογία για να επιτευχθεί αυτό απεικονίζεται στην Εικόνα 50. Όπως φαίνεται, το κίτρινο καλώδιο συνδέει τον ακροδέκτη Rx του XBee shield με την υποδοχή D2 του NETDUINO και το πράσινο καλώδιο συνδέει τον ακροδέκτη Tx του XBee shield με το D3 του NETDUINO. Επιπλέον, έχουν απομακρυνθεί οι δύο ακροδέκτες που συνδέουν το XBee shield με το GPRS shield και κατ' επέκταση με τις υποδοχές D0 και D1 του NETDUINO, που είναι για τη θύρα COM1.



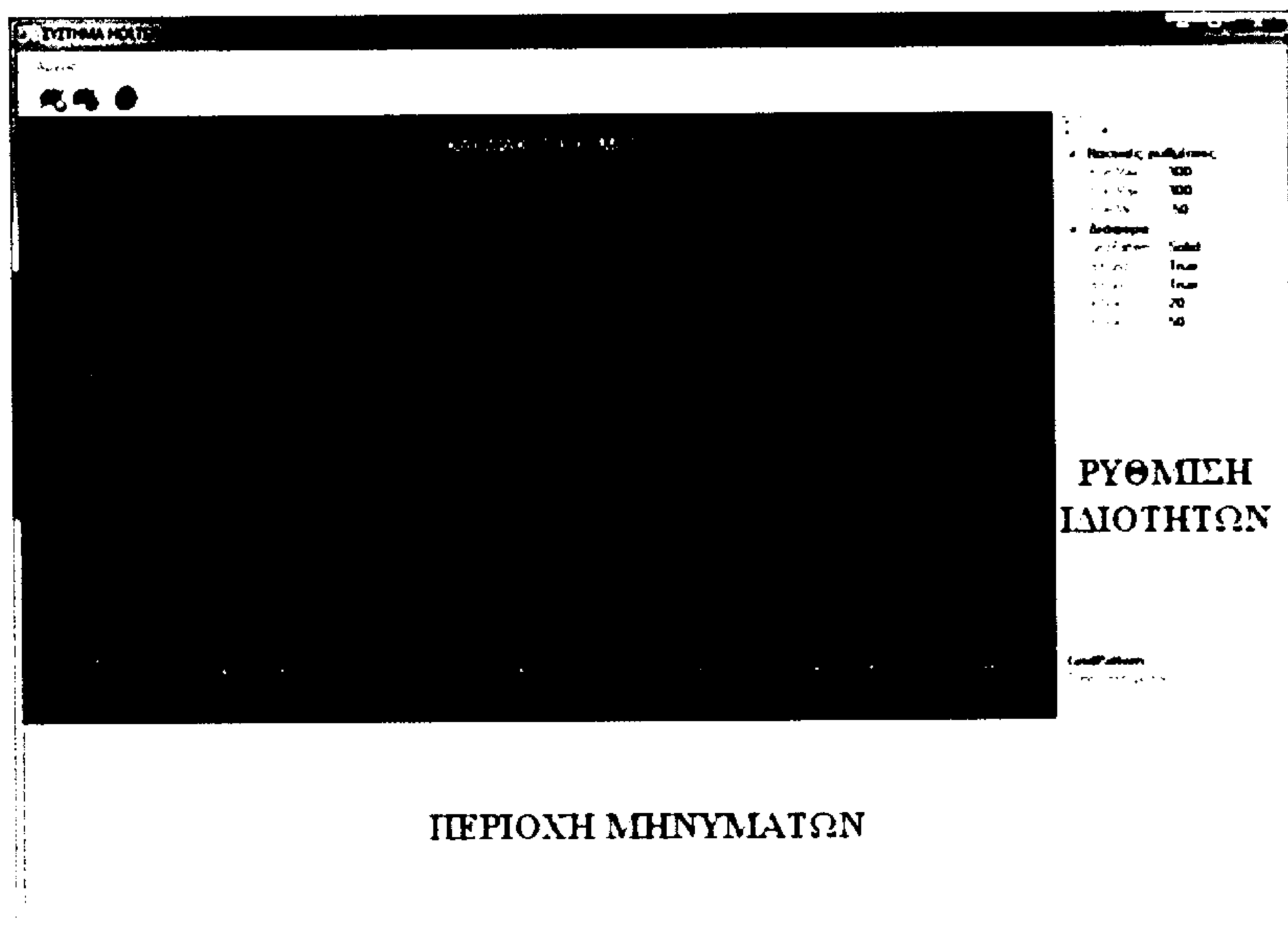
Εικόνα 50. Συνδεσμολογία για σύνδεση του Xbee shield με τη θύρα COM2 του NETDUINO.

3.4 Υποσύστημα Καταγραφής και Οπτικοποίησης

3.4.1 Γραφική διπροσωπία

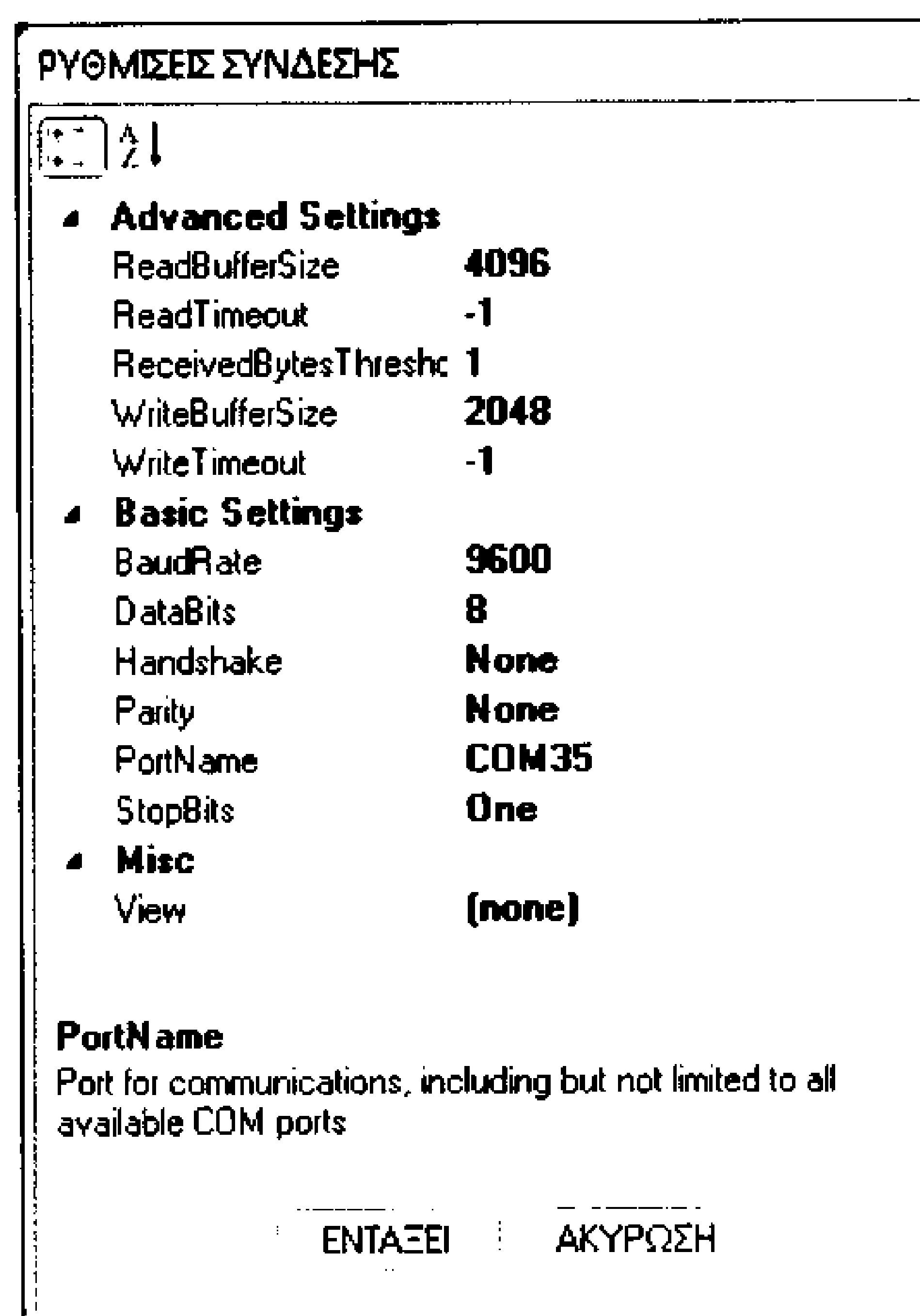
Η βασική οθόνη του λογισμικού καταγραφής και οπτικοποίησης φαίνεται στην Εικόνα 51. Αποτελείται από 3 περιοχές:

- Την περιοχή απεικόνισης δεδομένων: εμφανίζονται ο καρδιακός ρυθμός, όπως αποστέλλεται από NETDUINO, καθώς και τα πρωτογενή δεδομένα
- Την περιοχή ρύθμισης ιδιοτήτων: καθορίζονται ιδιότητες της περιοχής απεικόνισης δεδομένων (κατακόρυφη ανάλυση, οριζόντια ανάλυση κ.λπ.)
- Την περιοχή εμφάνισης πληροφοριακών μηνυμάτων: εμφανίζονται διάφορα μηνύματα



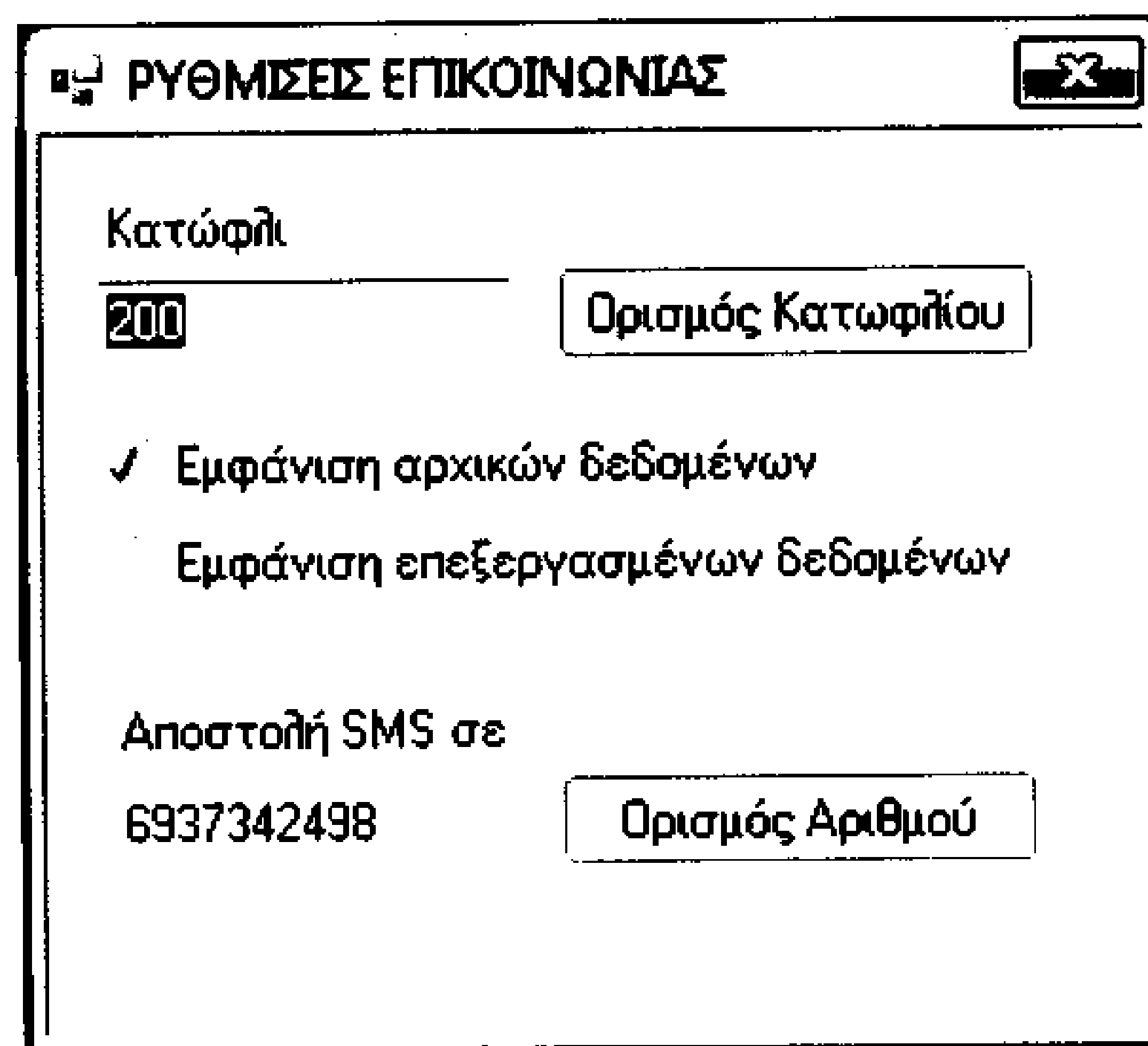
Εικόνα 51. Βασική οθόνη του λογισμικού.

Επίσης, υπάρχει η δυνατότητα να ρυθμιστούν όλες οι δυνατότητες της θύρας που χρησιμοποιείται για την επικοινωνία με τον πομποδέκτη (Εικόνα 52).




Εικόνα 52. Φόρμα για τις ρυθμίσεις της θύρας επικοινωνίας με τον πομποδέκτη.


Επιπλέον, το λογισμικό παρέχει τη δυνατότητα να ρυθμιστούν παράμετροι του υποσυστήματος ψηφιακής επεξεργασίας (Εικόνα 53). Συγκεκριμένα, μπορούν να οριστούν το κατώφλι για την ανίχνευση των συμπλεγμάτων QRS, το αν θα εμφανιστούν ή όχι τα πρωτογενή δεδομένα, το αν θα εμφανιστούν ή όχι τα δεδομένα μετά την ψηφιακή επεξεργασία, ο αριθμός κινητού τηλεφώνου στον οποίο θα αποστέλλονται τα μηνύματα SMS.



Εικόνα 53. Φόρμα ρύθμισης παραμέτρων επικοινωνίας.

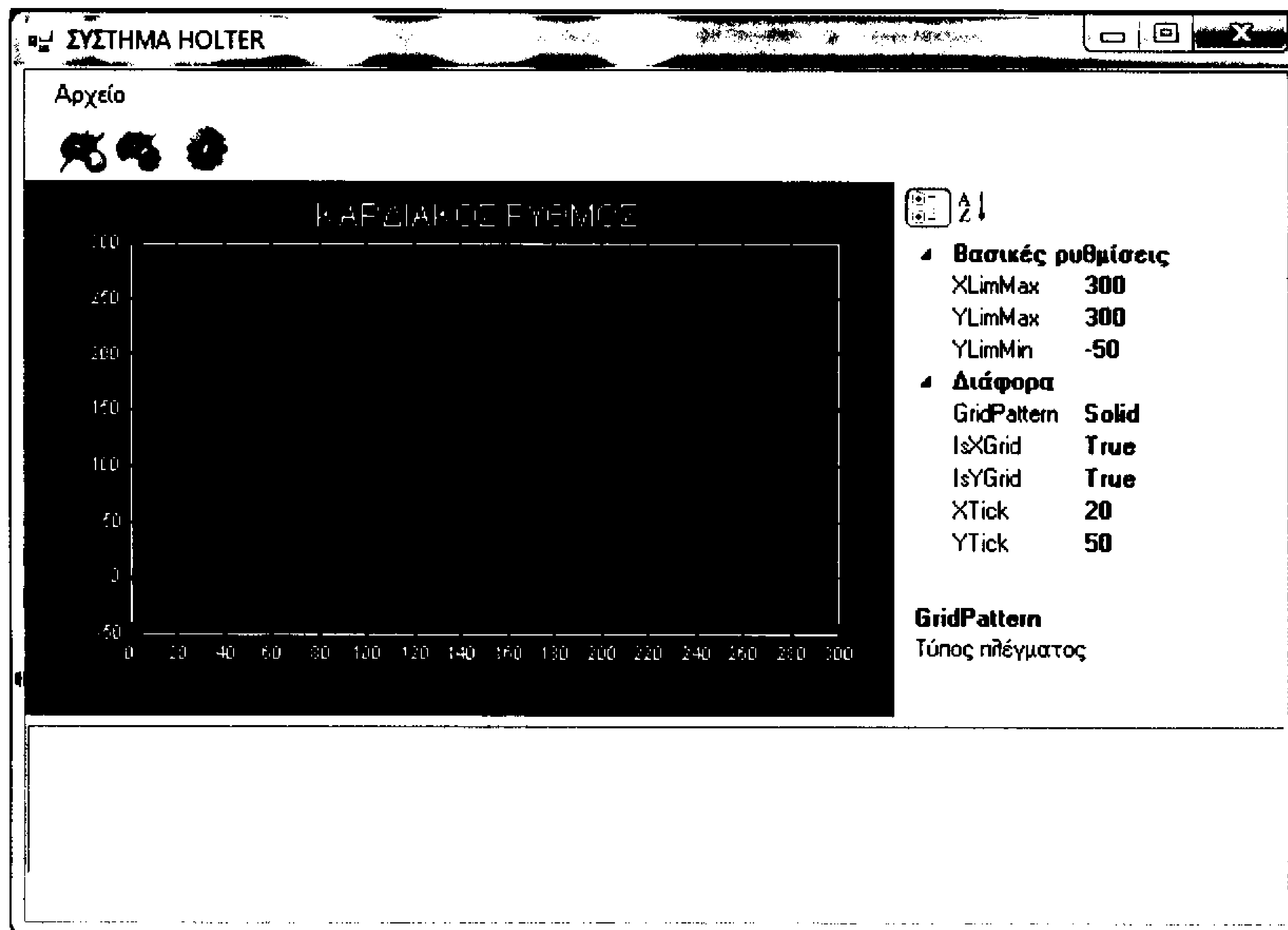
Τέλος με το κουμπί  δίνεται η εντολή για έναρξη/παύση της επεξεργασίας στο NETDUINO.

3.4.2 Λειτουργία

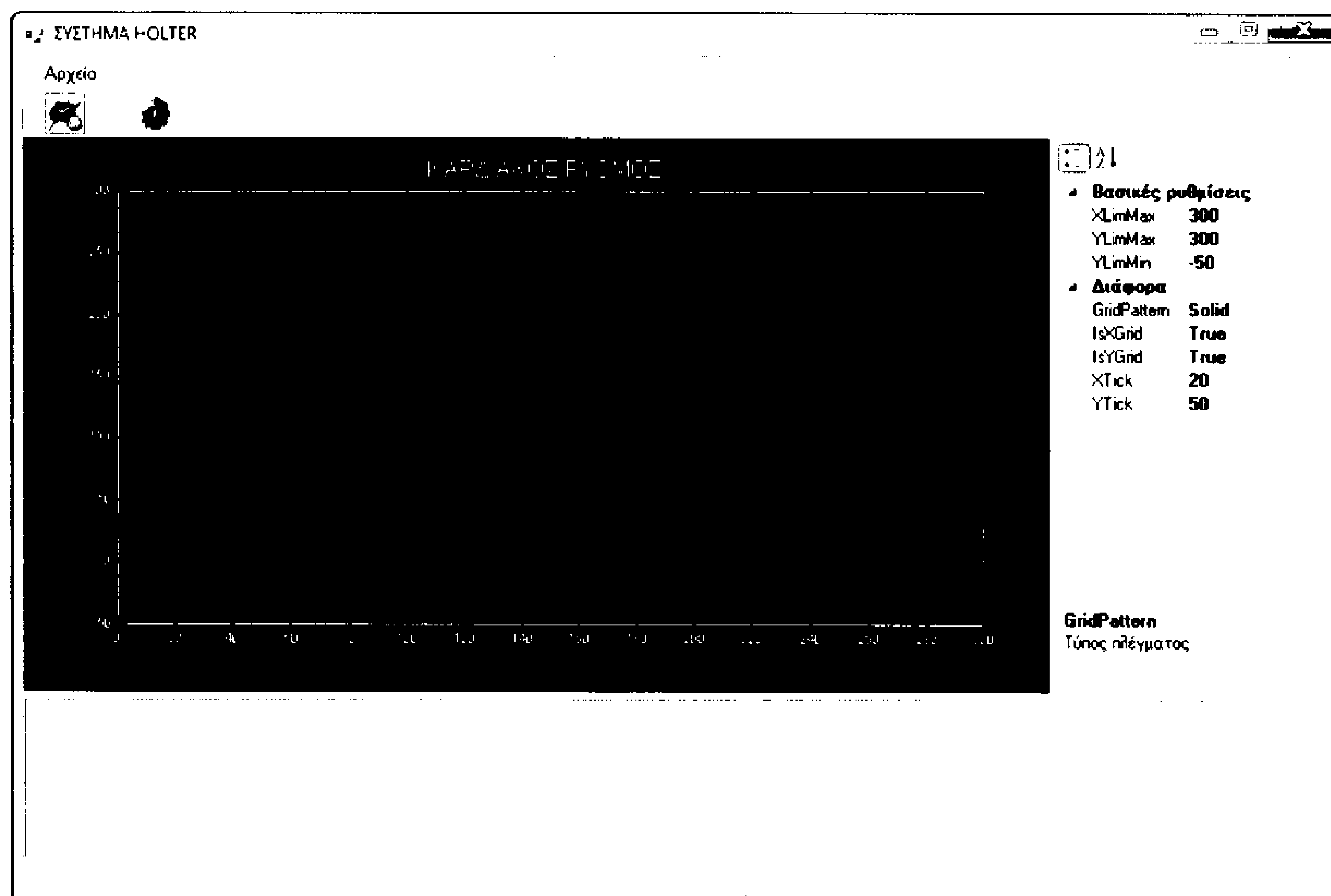
Αρχικά, το κουμπί  για την έναρξη/παύση επεξεργασίας είναι απενεργοποιημένο. Το λογισμικό αποστέλλει κατάλληλο μήνυμα στο NETDUINO για να επιβεβαιώσει ότι υπάρχει επικοινωνία. Όταν ληφθεί απάντηση τότε ενεργοποιείται το κουμπί έναρξη/παύση επεξεργασίας και ο χρήστης είναι σε θέση να δώσει εντολή για έναρξη της επεξεργασίας. Μόλις γίνει αυτό, στέλνεται στο NETDUINO η τιμή του κατωφλίου, το αν θα αποσταλούν ή όχι τα πρωτογενή δεδομένα και ο αριθμός του κινητού στον οποίο θα αποσταλούν τα μηνύματα SMS. Το μήνυμα επιβεβαίωσης της σύνδεσης αποστέλλεται συνεχώς κάθε 10 δευτερόλεπτα και η κατάσταση της σύνδεσης παρουσιάζεται με κατάλληλο μήνυμα στην περιοχή μηνυμάτων. Με αυτόν τον τρόπο ο χρήστης είναι πάντα ενήμερος για την κατάσταση της σύνδεσης. Στη συνέχεια, παρατίθενται ενδεικτικές εικόνες καταγραφής από τις τρεις καταστάσεις ενδιαφέροντος:

- Φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός (Εικόνα 54)

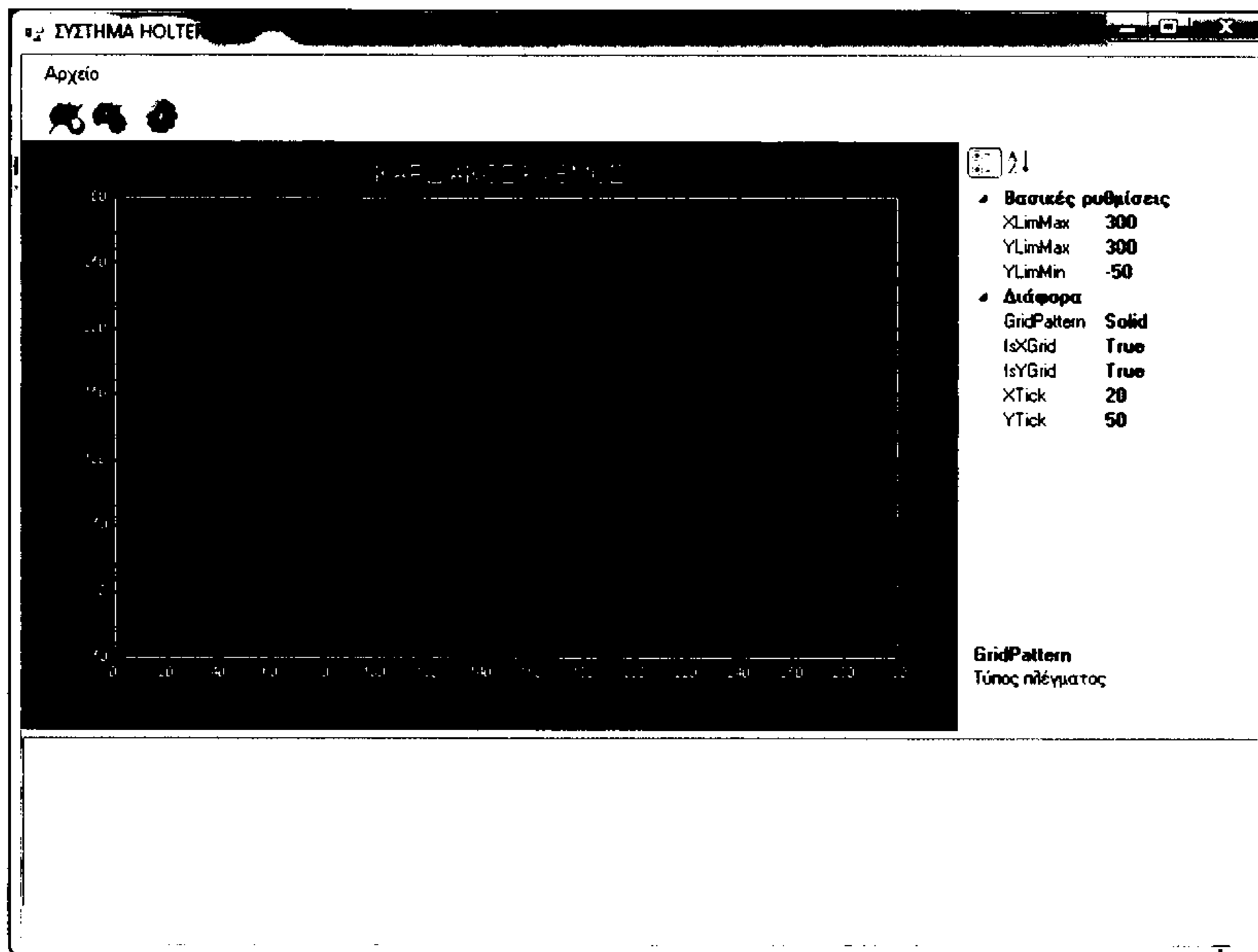
- Ταχυκαρδία (Εικόνα 55)
- Βραδυκαρδία (Εικόνα 56)



Εικόνα 54. Παράδειγμα καταγραφής φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού.



Εικόνα 55. Παράδειγμα καταγραφής ταχυκαρδίας.



Εικόνα 56. Παράδειγμα καταγραφής βραδυκαρδίας.

4

Αποτελέσματα

Στο κεφάλαιο αυτό, παρουσιάζονται αποτελέσματα από δοκιμές που έγιναν στα διάφορα υποσυστήματα.

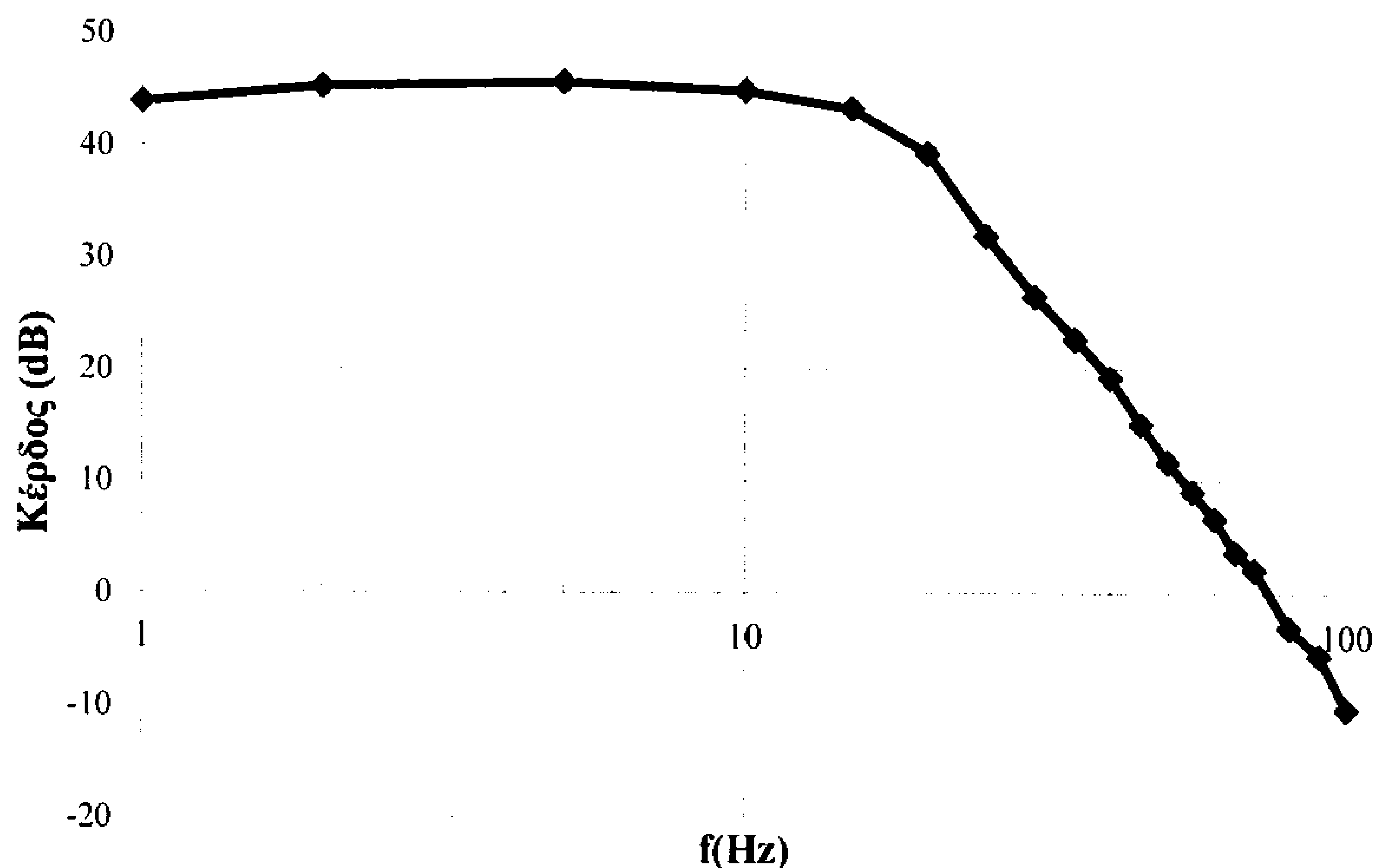
4.1 Υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών

4.1.1 Απόκριση συχνότητας

Το κέρδος του κυκλώματος (σε dB) για ημιτονοειδή είσοδο πλάτους 1mV μετρήθηκε για συχνότητες από 1Hz έως 100Hz. Με βάση τις μετρήσεις, δημιουργήθηκε η απόκριση πλάτους, η οποία φαίνεται στην Εικόνα 57. Συγκρίνοντας το διάγραμμα αυτό με το διάγραμμα που δίνεται στην Εικόνα 21, μπορεί να παρατηρηθεί ότι:

- Σύμφωνα με τη σχεδίαση, το μέγιστο κέρδος είναι 46.8dB. Κατά την υλοποίηση το μέγιστο κέρδος είναι 45,7dB.
- Σύμφωνα με τη σχεδίαση, στα 50Hz το κέρδος είναι 6.9dB. Κατά την υλοποίηση το κέρδος στα 50Hz μετρήθηκε 11,7dB

Οι διαφοροποιήσεις αυτές οφείλονται στην ανοχή των τιμών των παθητικών στοιχείων (αντιστάσεις και πυκνωτές).



Εικόνα 57. Απόκριση πλάτους συστήματος.

Στη συνέχεια, το σύστημα δοκιμάστηκε στις ακόλουθες περιπτώσεις:

- Δεδομένα χωρίς θόρυβο
- Δεδομένα με θόρυβο γραμμής 50Hz
- Δεδομένα με τυχαίο θόρυβο
- Δεδομένα με μυϊκό θόρυβο

Για τη δημιουργία των δεδομένων χρησιμοποιήθηκε, ο προσομοιωτής καρδιακής λειτουργίας TechPatient Cardio [17]. Συγκεκριμένα, ο ακροδέκτης RA συνδέθηκε στη μία είσοδο του ενισχυτή οργανολογίας, ο ακροδέκτης LA συνδέθηκε στην άλλη είσοδο και ο ακροδέκτης RL συνδέθηκε στο κοινό σημείο αναφοράς (γη) του κυκλώματος. Σε κάθε περίπτωση, εμφανίστηκαν στον παλμογράφο η κυματομορφή από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας (κόκκινο χρώμα) και η κυματομορφή από την τελική έξοδο του κυκλώματος (κίτρινο χρώμα). Οι κυματομορφές αποθηκεύτηκαν σε υπολογιστή. Επιπρόσθετα, επειδή ο παλμογράφος παρέχει τη δυνατότητα για εκτέλεση μετασχηματισμού Fourier, αποθηκεύτηκαν και τα φάσματα των δύο κυματομορφών. Στις εικόνες που ακολουθούν, η χρονική ανάλυση ήταν 500ms/div και η ανάλυση και στα δύο κανάλια ήταν 200mV/div. Όσον αφορά στα φάσματα η οριζόντια ανάλυση ήταν 10Hz/div.

4.1.2 Δεδομένα χωρίς θόρυβο

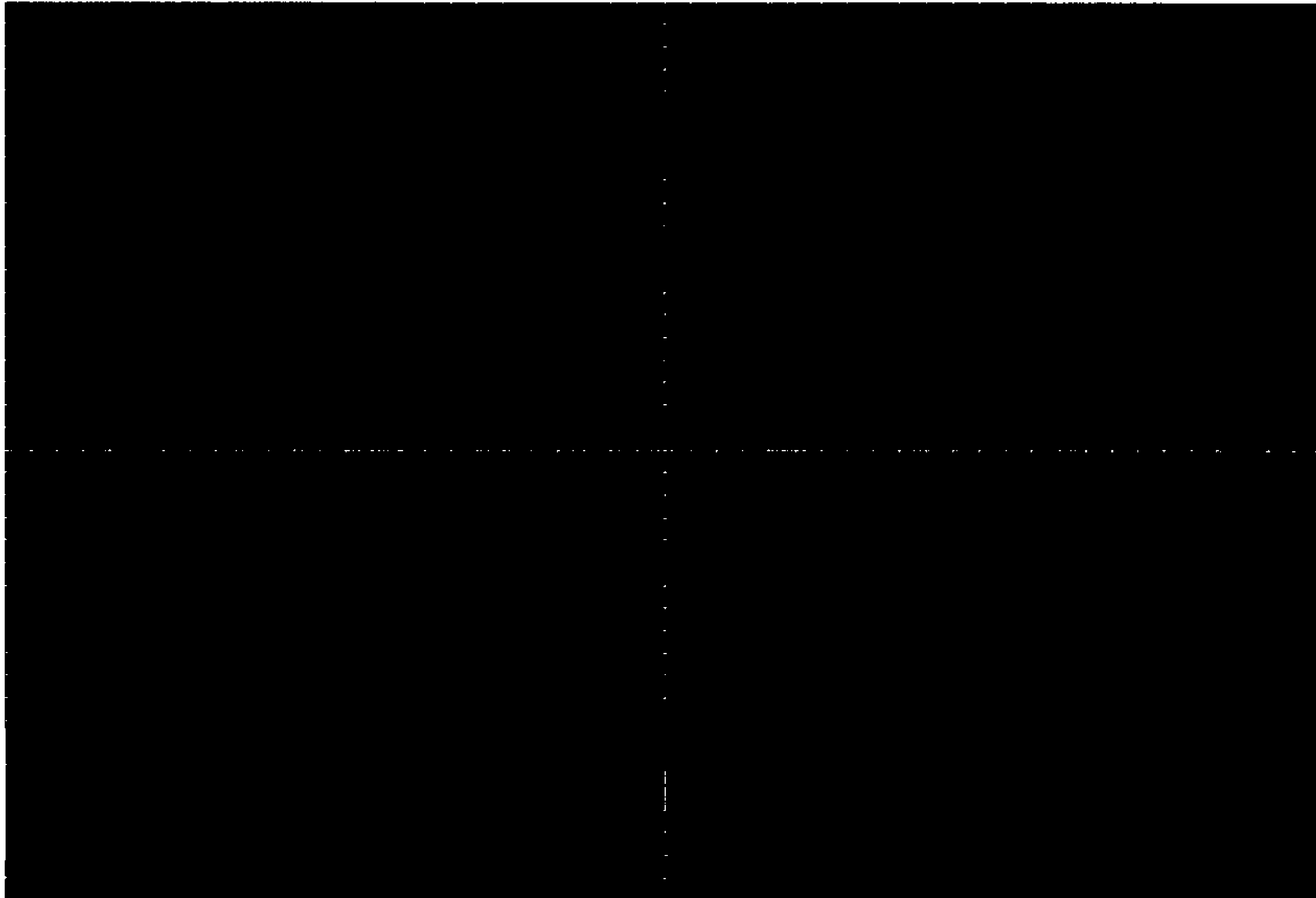
Οι κυματομορφές εμφανίζονται στην Εικόνα 58. Το φάσμα για την κυματομορφή από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας και την τελική έξοδο του κυκλώματος είναι στην Εικόνα 59 και Εικόνα 60, αντίστοιχα.



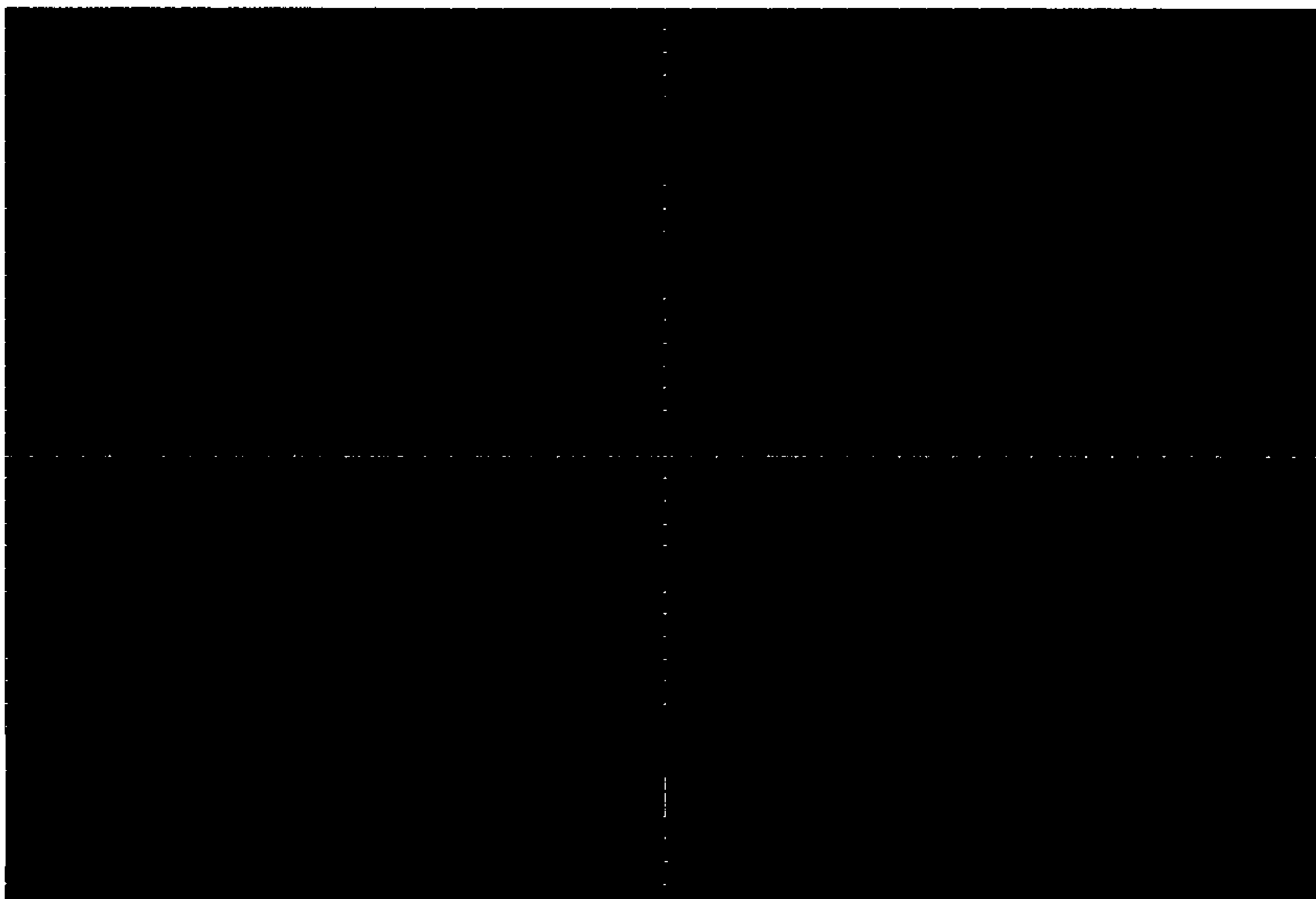
Εικόνα 58. Κυματομορφές στην περίπτωση δεδομένων χωρίς θόρυβο.

Όπως φαίνεται στην εικόνα Εικόνα 58, οι κορυφές του σήματος στην κυματομορφή από την τελική έξοδο του κυκλώματος είναι πιο εξασθενημένες σε σχέση με τις αντίστοιχες κορυφές στην κυματομορφή από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας. Αυτό οφείλεται στο ότι οι κορυφές αυτές αντιστοιχούν σε σχετικά υψηλές συχνότητες, οι οποίες όμως αποκόπτονται από το βαθυπερατό φίλτρο.

Οι δύο εικόνες των φασμάτων επιβεβαιώνουν ότι υπάρχει μεγάλη εξασθένιση των συχνοτήτων μετά τα 16 Hz. Πρέπει να σημειωθεί ότι παρόλο που δεν έχει προστεθεί θόρυβος από τον προσομοιωτή, το φάσμα της κυματομορφής από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας παρουσιάζει μία σημαντική κορυφή στα 50Hz, η οποία οφείλεται στις γραμμές ρεύματος του χώρου όπου έγιναν οι μετρήσεις. Όπως είναι αναμενόμενο, η κορυφή αυτή έχει εξασθενήσει σημαντικά στο φάσμα της κυματομορφής από την έξοδο του κυκλώματος.



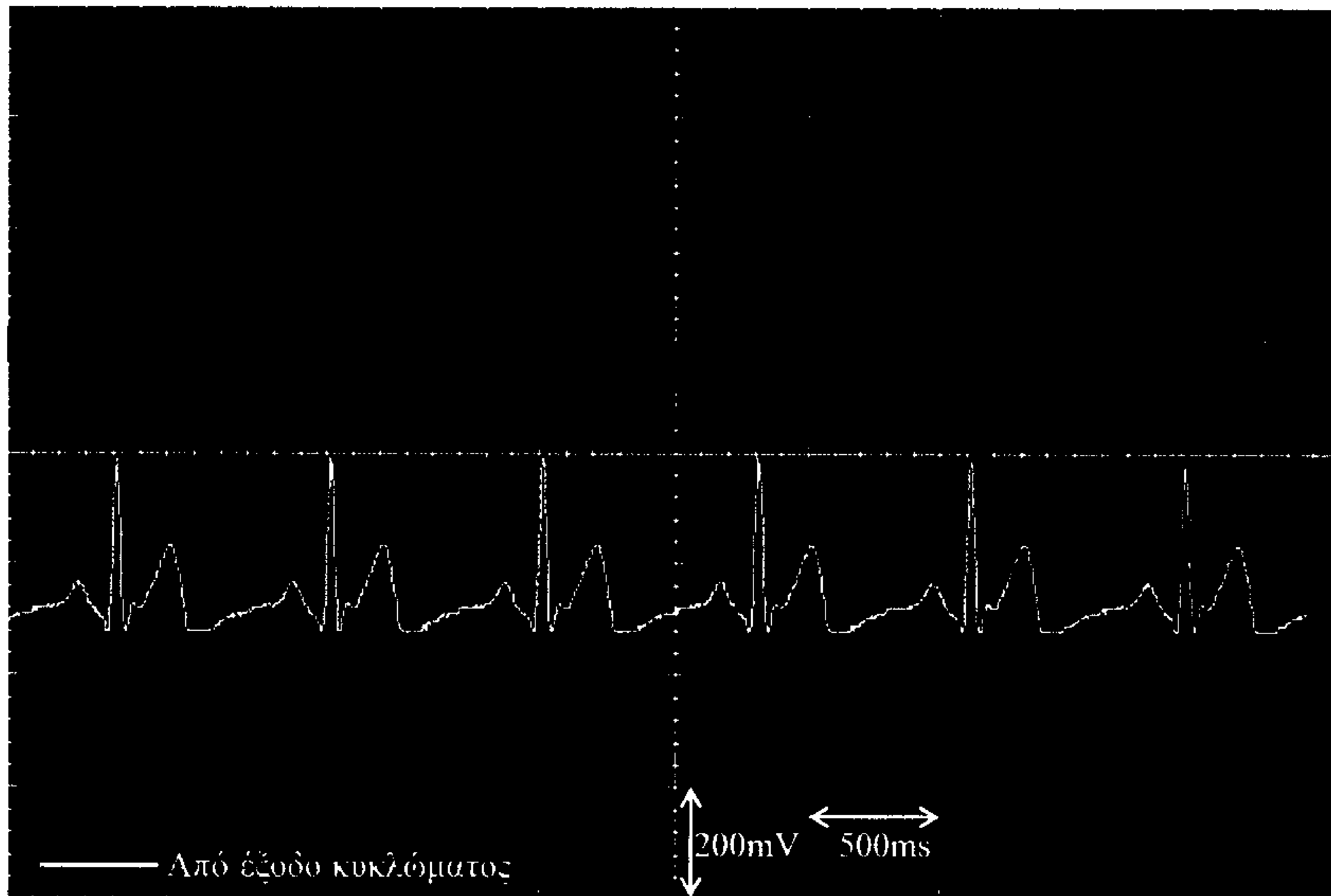
Εικόνα 59. Φάσμα κυματομορφής από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας όταν δεν υπάρχει θόρυβος.



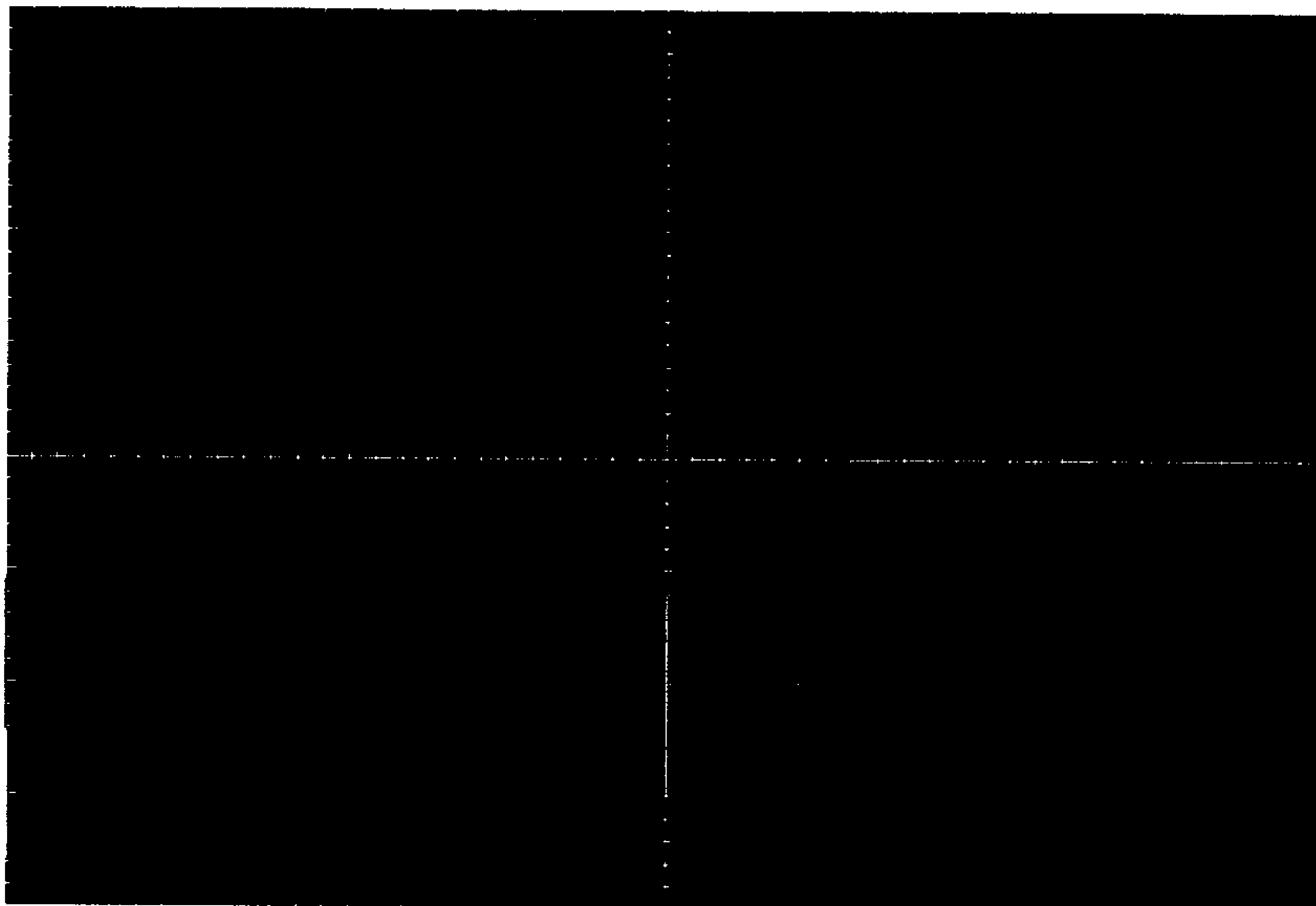
Εικόνα 60. Φάσμα κυματομορφής από την έξοδο του κυκλώματος όταν δεν υπάρχει θόρυβος.

4.1.3 Δεδομένα με θόρυβο γραμμής

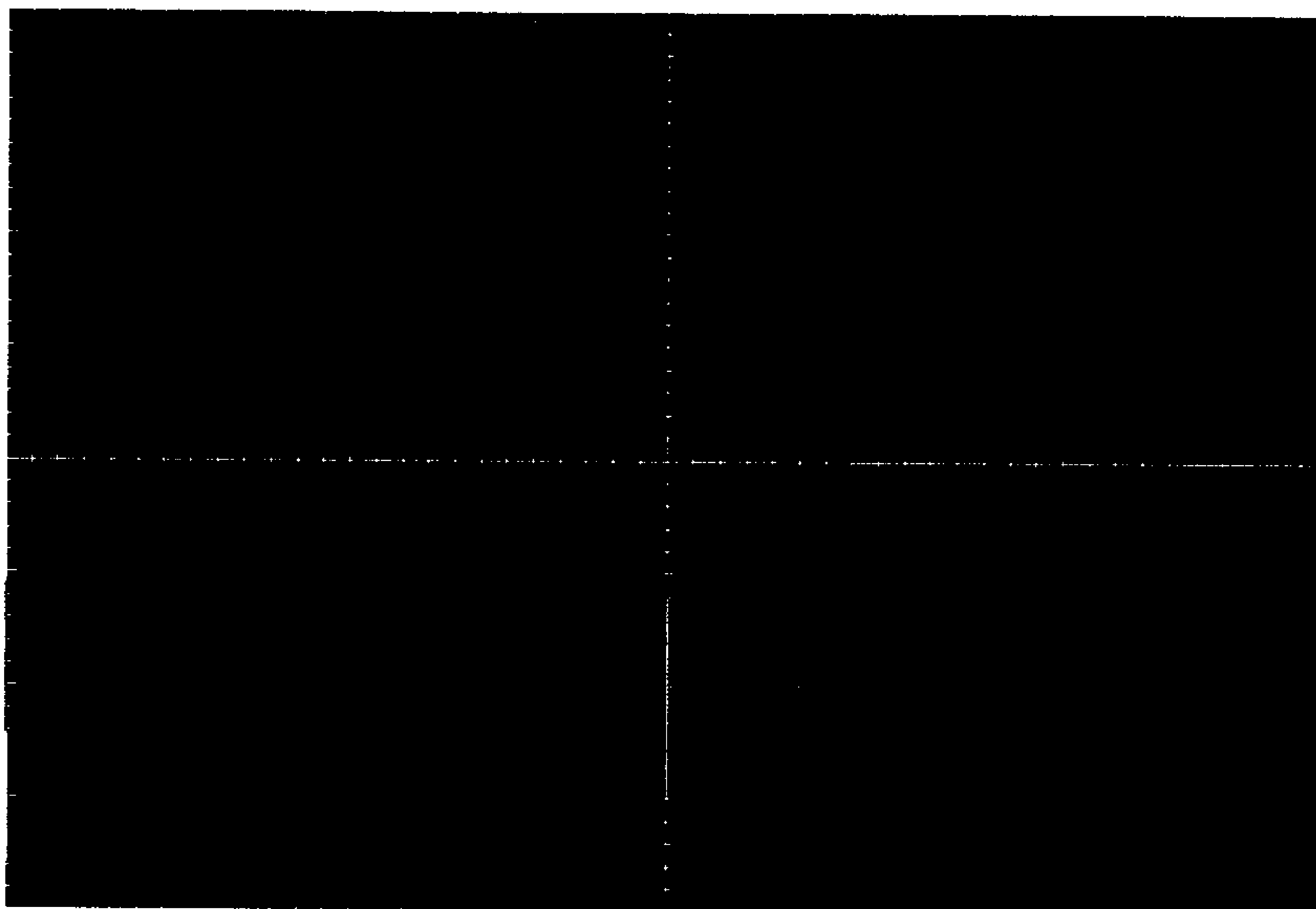
Οι κυματομορφές εμφανίζονται στην Εικόνα 61. Το φάσμα για την κυματομορφή από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας και την τελική έξοδο του κυκλώματος είναι στην Εικόνα 62 και στην Εικόνα 63, αντίστοιχα. Ο θόρυβος στο σήμα είναι έντονος, αλλά ελαττώνεται σημαντικά στην έξοδο του κυκλώματος, λόγω του φιλτραρίσματος.



Εικόνα 61. Κυματομορφές στην περίπτωση δεδομένων με θόρυβο γραμμής.



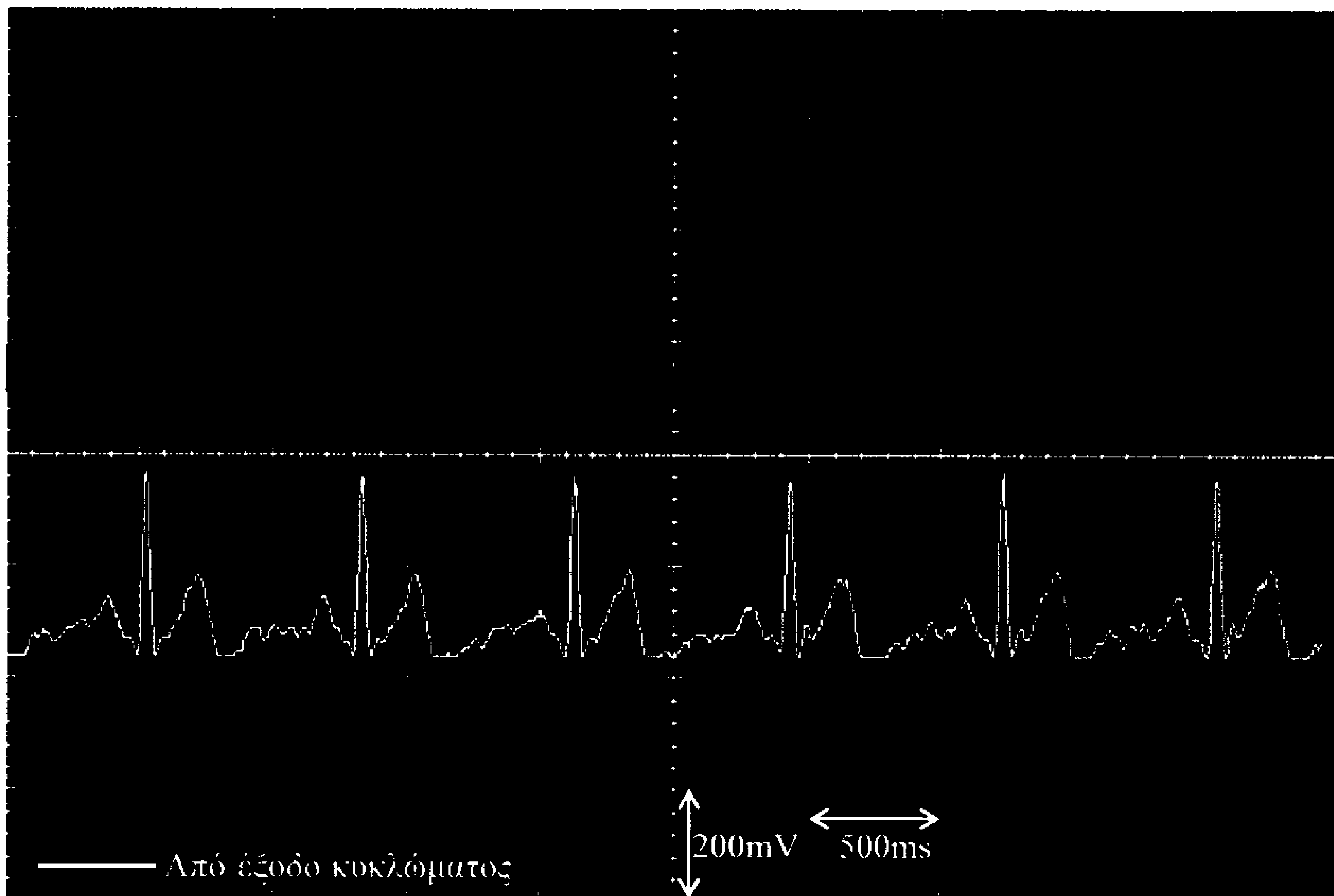
Εικόνα 62. Φάσμα κυματομορφής από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας στην περίπτωση που υπάρχει θόρυβος γραμμής.



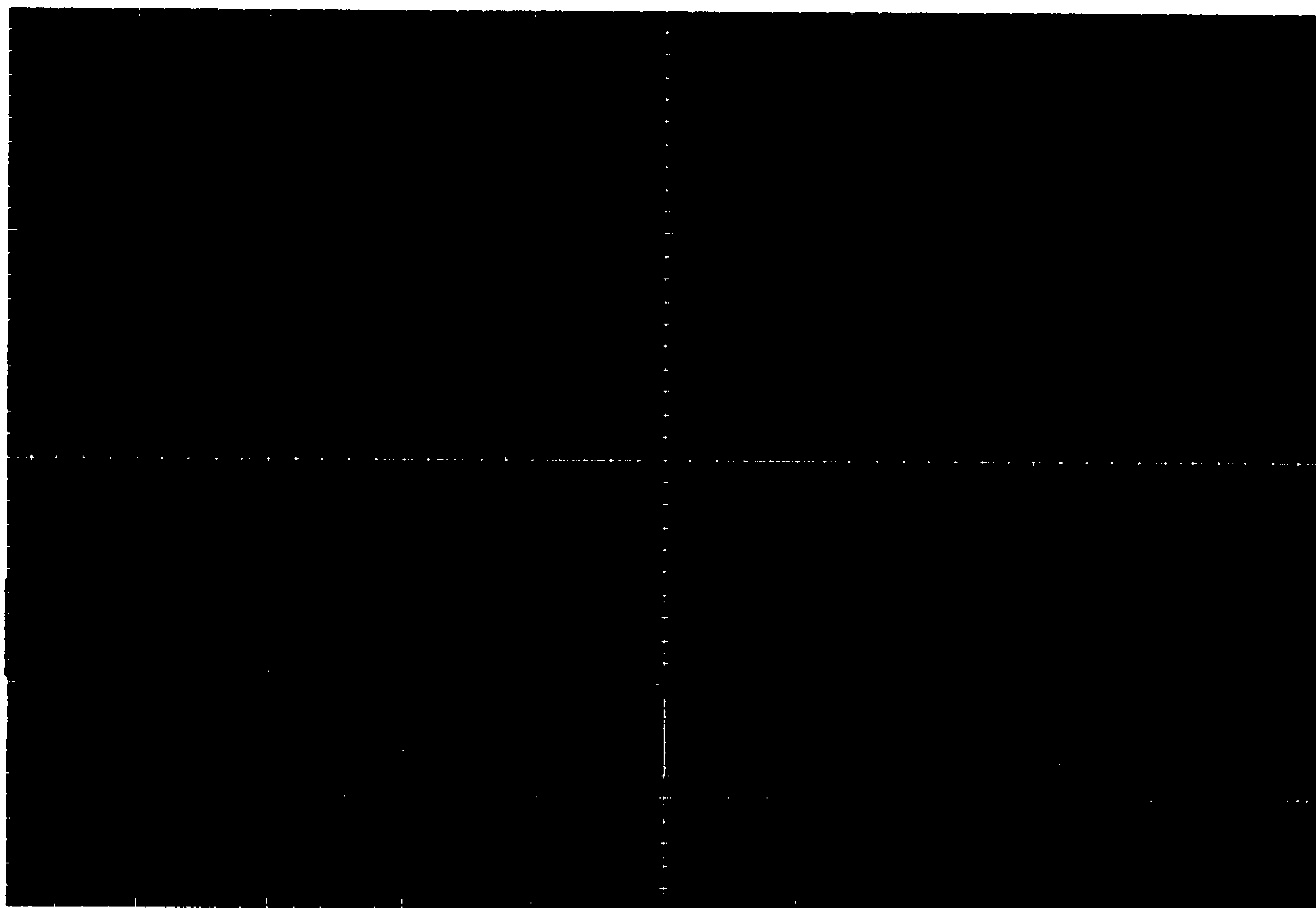
Εικόνα 63. Φάσμα κυματομορφής από την έξοδο του κυκλώματος στην περίπτωση που υπάρχει θόρυβος γραμμής.

4.1.4 Δεδομένα με τυχαίο θόρυβο

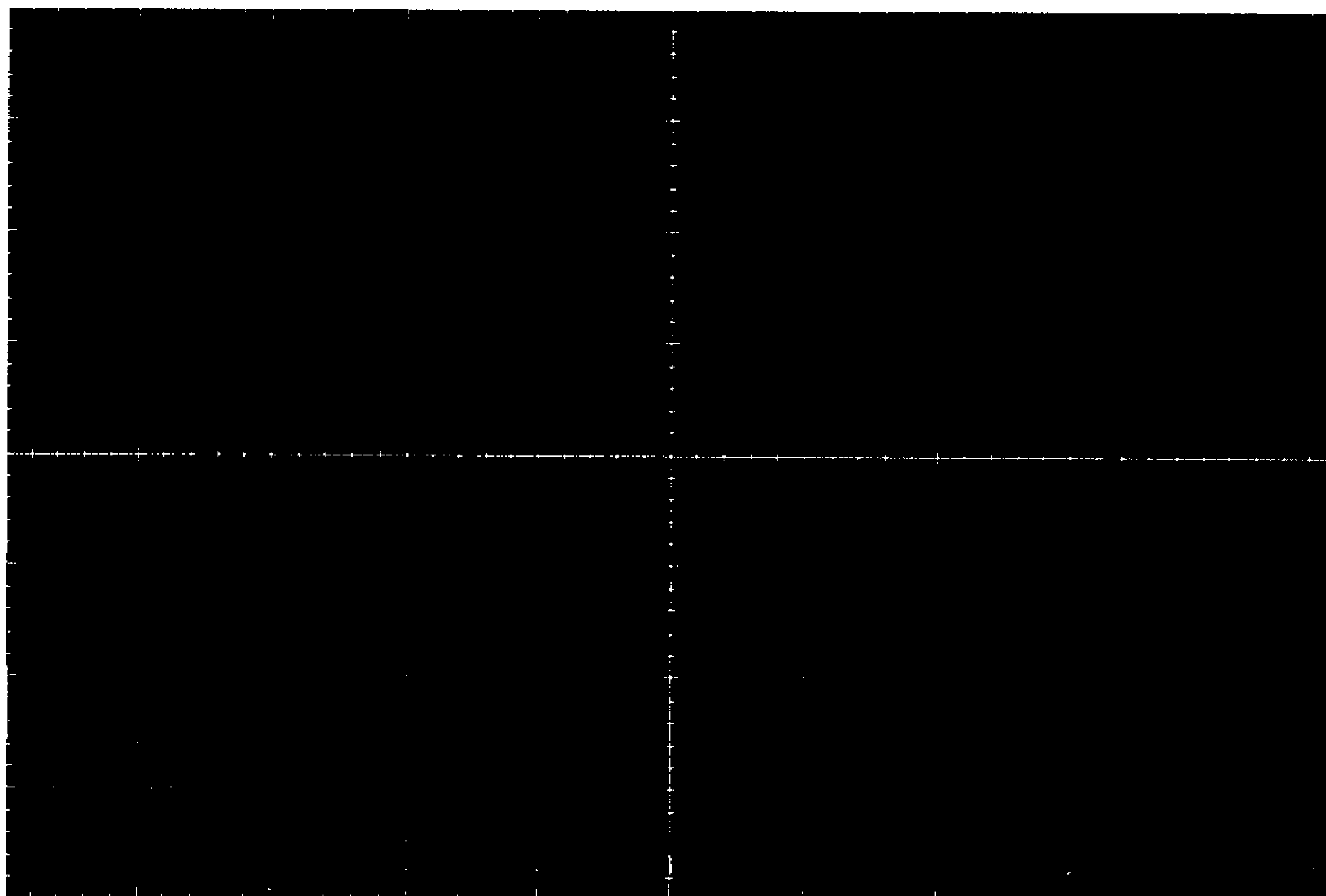
Οι κυματομορφές εμφανίζονται στην Εικόνα 64. Το φάσμα για την κυματομορφή από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας και την τελική έξοδο του κυκλώματος είναι στην Εικόνα 65 και στην Εικόνα 66, αντίστοιχα. Ο θόρυβος διατρέχει όλο το φάσμα του σήματος, αλλά ελαττώνεται σημαντικά στην έξοδο του κυκλώματος, λόγω του φιλτραρίσματος. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 64, η τελική κυματομορφή έχει μία μικρή παραμόρφωση, η οποία όμως δεν είναι σημαντική για τα επόμενα βήματα της επεξεργασίας.



Εικόνα 64. Κυματομορφές στην περίπτωση δεδομένων με τυχαίο θόρυβο.



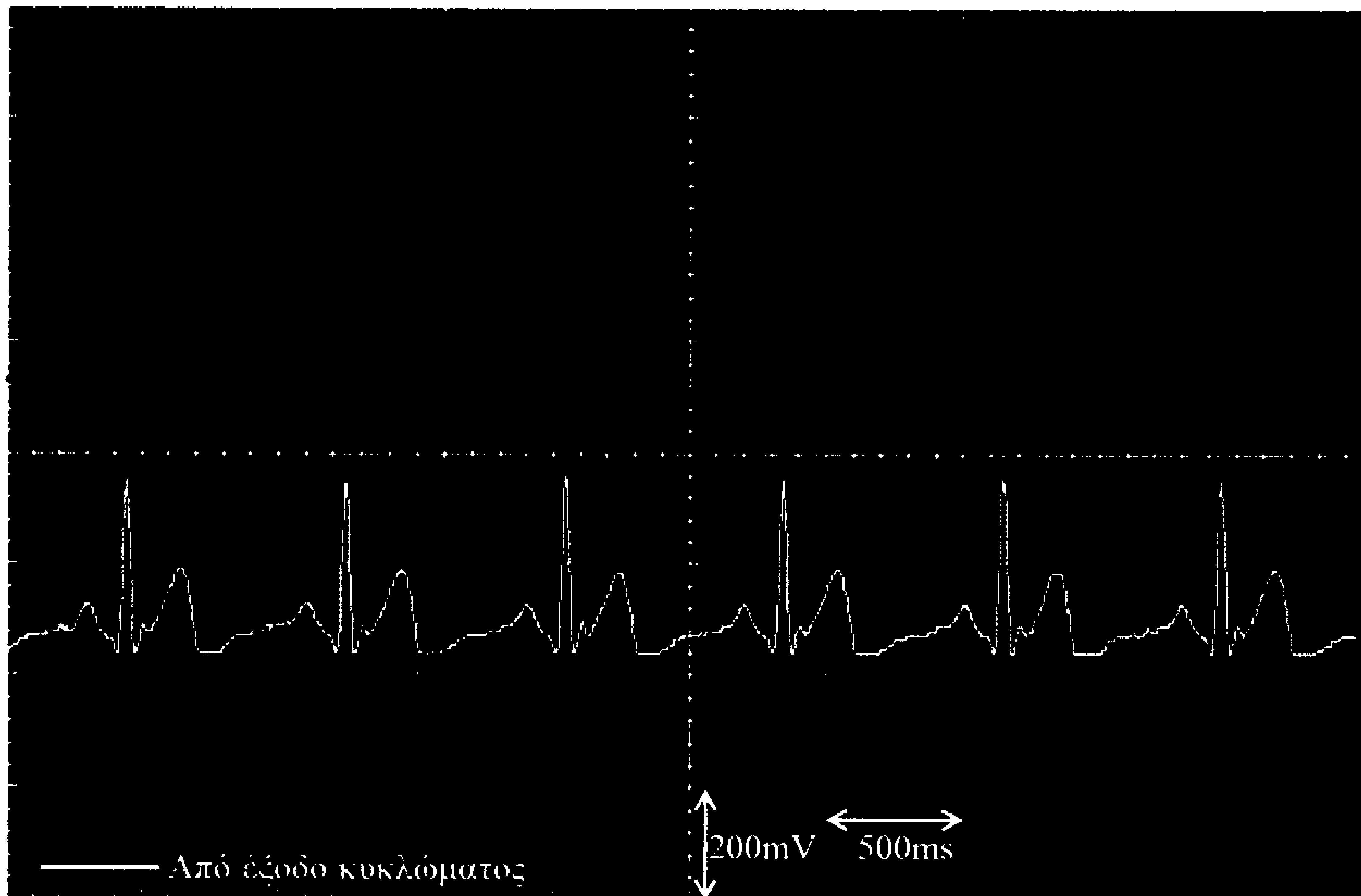
Εικόνα 65. Φάσμα κυματομορφής από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας στην περίπτωση που υπάρχει τυχαίος θόρυβος.



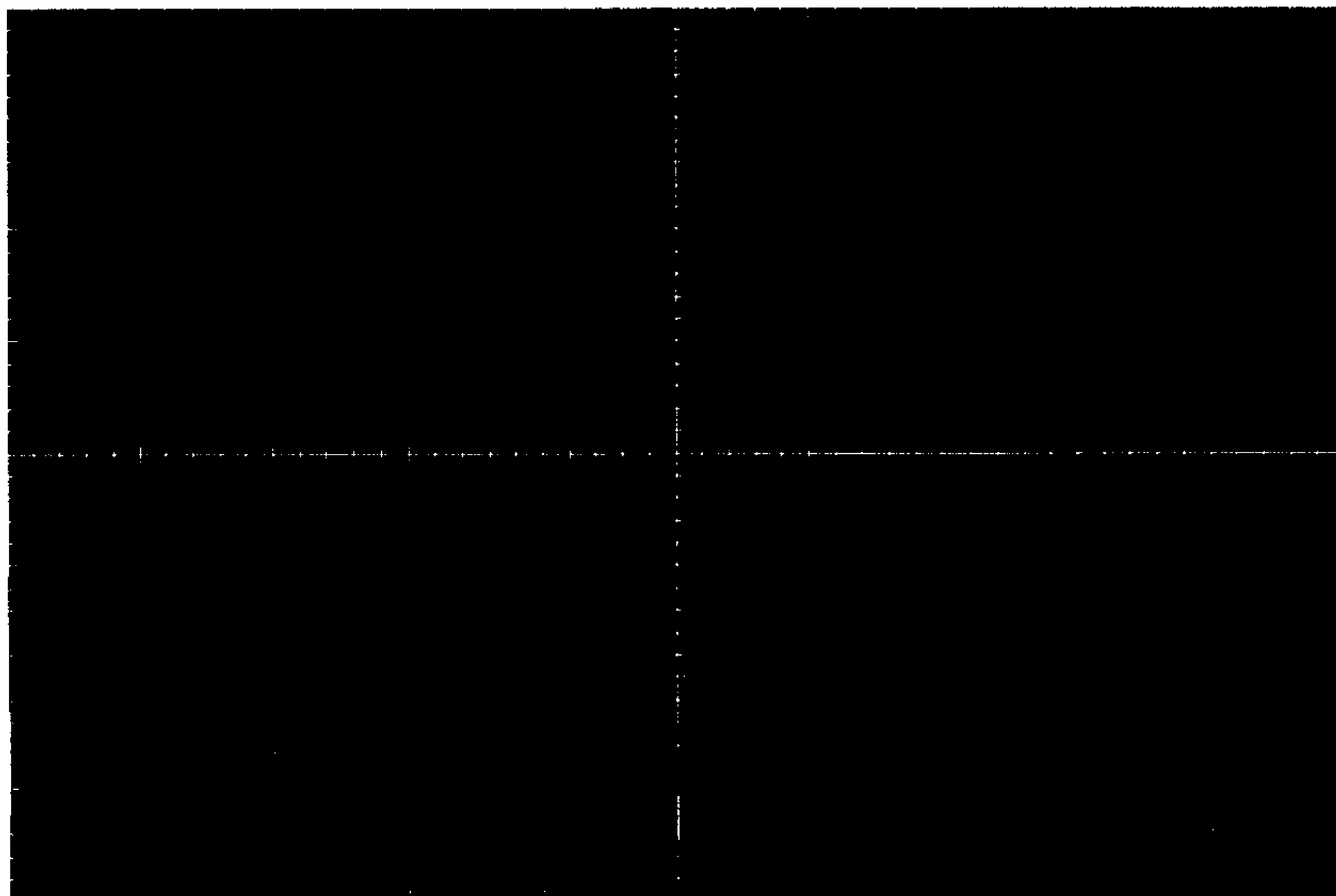
Εικόνα 66. Φάσμα κυματομορφής από την έξοδο του κυκλώματος στην περίπτωση που υπάρχει τυχαίος θόρυβος.

4.1.5 Δεδομένα με μυϊκό θόρυβο

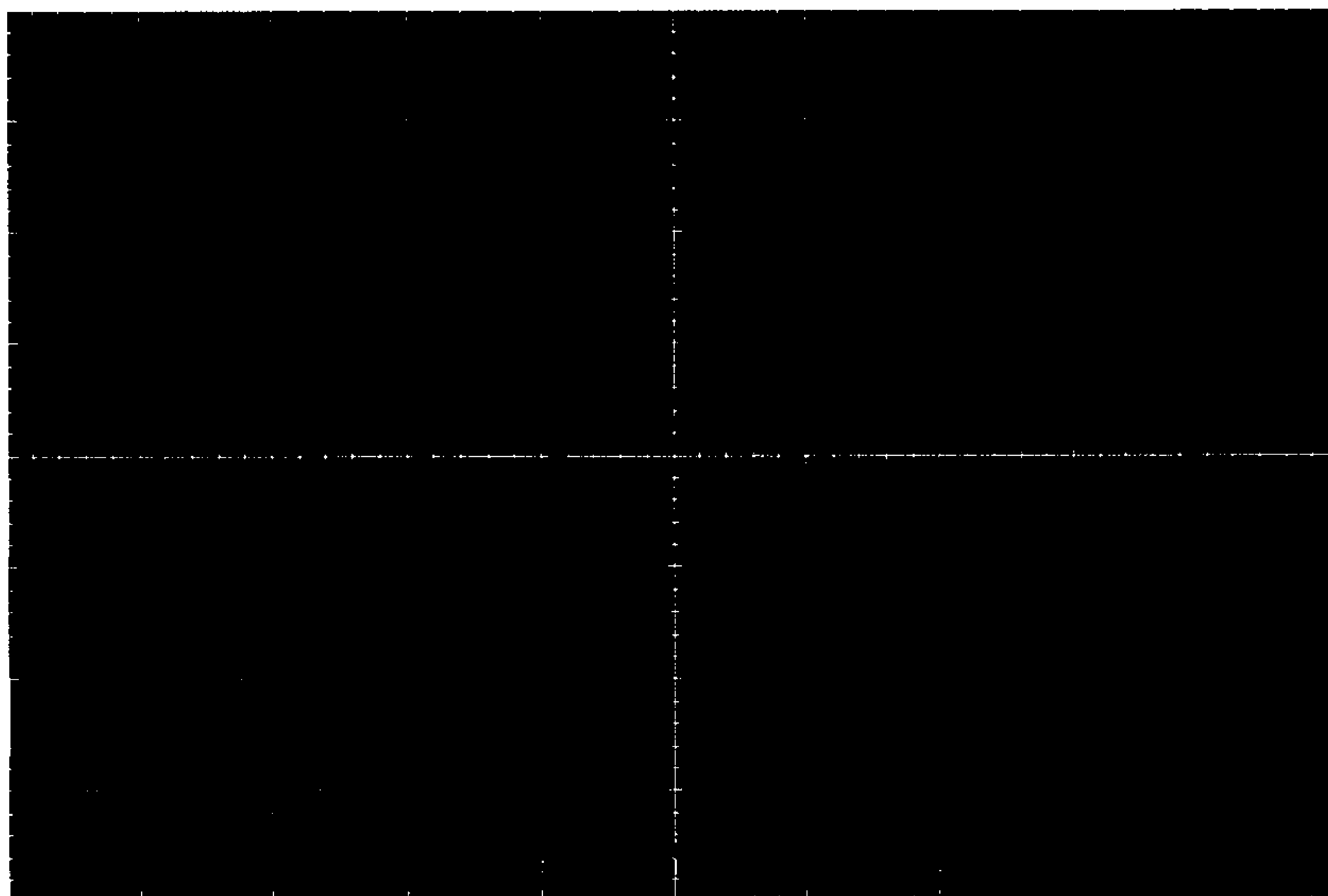
Οι κυματομορφές εμφανίζονται στην Εικόνα 67. Το φάσμα για την κυματομορφή από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας και την τελική έξοδο του κυκλώματος είναι στην Εικόνα 68 και στην Εικόνα 69, αντίστοιχα. Ο θόρυβος αυτός επηρεάζει κυρίως τις υψηλές συχνότητες του σήματος, αλλά και πάλι γίνεται ανάσχεσή του.



Εικόνα 67. Κυματομορφές στην περίπτωση δεδομένων με μυϊκό θόρυβο.



Εικόνα 68. Φάσμα κυματομορφής από την έξοδο του ενισχυτή οργανολογίας στην περίπτωση που υπάρχει μυσικός θόρυβος.



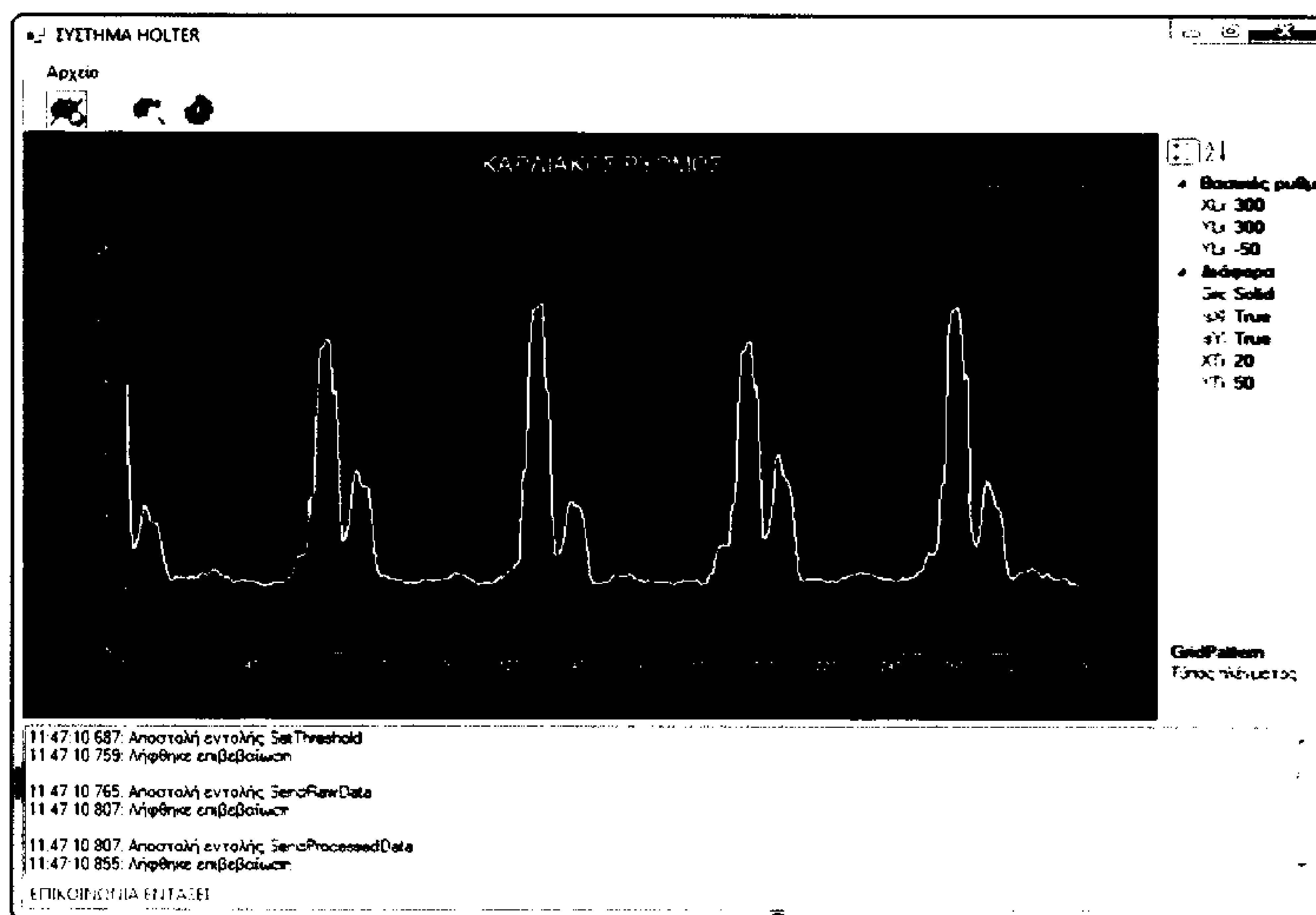
Εικόνα 69. Απόκριση πλάτους κυματομορφής από την έξοδο του κυκλώματος στην περίπτωση που υπάρχει μυσικός θόρυβος.

4.2 Υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται αποτελέσματα από το υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας. Συγκεκριμένα, εμφανίζονται οι υπολογισμένες τιμές του καρδιακού ρυθμού για τρεις ονομαστικές τιμές καρδιακού ρυθμού (40bpm, 70bpm, 120bpm). Επίσης φαίνονται το αρχικό σήμα και το σήμα που προκύπτει μετά την ψηφιακή επεξεργασία.

4.2.1 Βραδυκαρδία 40bpm

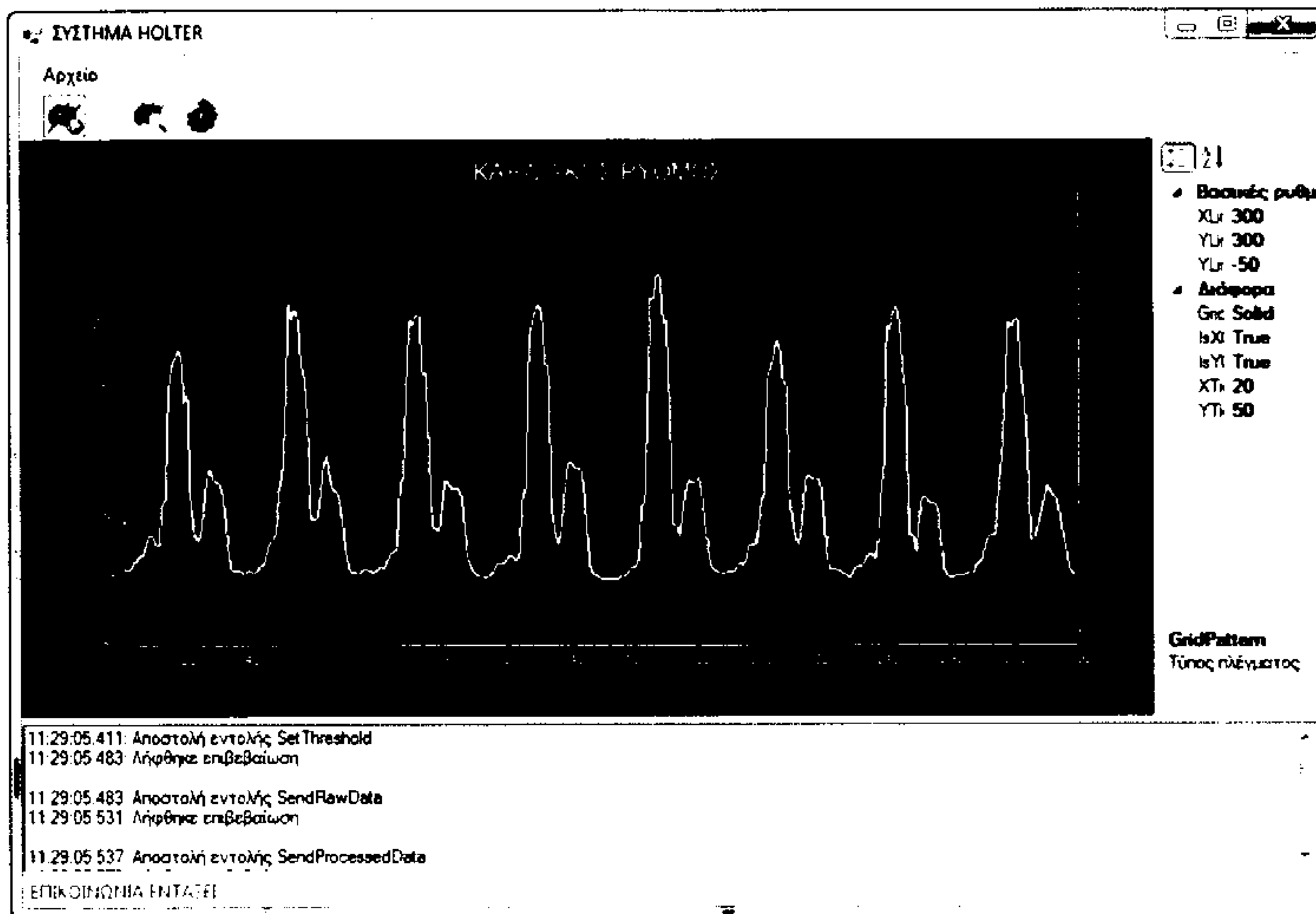
Όπως φαίνεται στην Εικόνα 70, για ονομαστική τιμή καρδιακού ρυθμού 40bpm, το σύστημα δίνει την ίδια τιμή και εμφανίζει την προειδοποίηση για βραδυκαρδία.



Εικόνα 70. Αποτέλεσμα ψηφιακής επεξεργασίας δεδομένων με ονομαστική τιμή καρδιακού ρυθμού 40bpm. Με κόκκινο (κίτρινο) χρώμα είναι το πρωτογενές (επεξεργασμένο) σήμα.

4.2.2 Κανονικός καρδιακός ρυθμός 70bpm

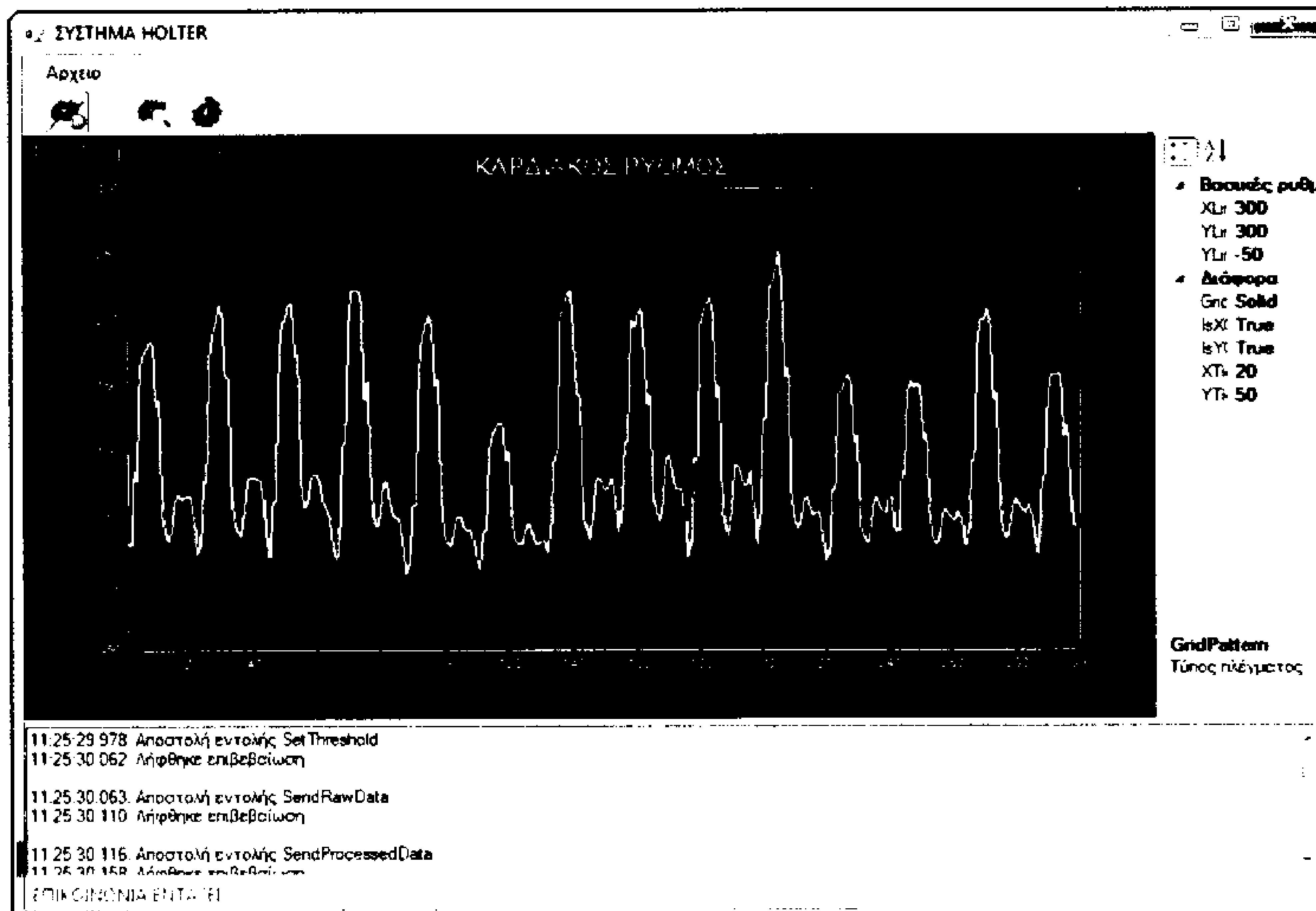
Όπως φαίνεται στην Εικόνα 71, για ονομαστική τιμή καρδιακού ρυθμού 70bpm, το σύστημα δίνει τιμή 71bpm.



Εικόνα 71. Αποτέλεσμα ψηφιακής επεξεργασίας δεδομένων με ονομαστική τιμή καρδιακού ρυθμού 70bpm. Με κόκκινο (κίτρινο) χρώμα είναι το πρωτογενές (επεξεργασμένο) σήμα.

4.2.3 Ταχυκαρδία 120bpm

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 72, για ονομαστική τιμή καρδιακού ρυθμού 120bpm, το σύστημα δίνει την ίδια τιμή και εμφανίζει την προειδοποίηση για ταχυκαρδία.



Εικόνα 72. Αποτέλεσμα ψηφιακής επεξεργασίας δεδομένων με ονομαστική τιμή καρδιακού ρυθμού 120bpm. Με κόκκινο (κίτρινο) χρώμα είναι το πρωτογενές (επεξεργασμένο) σήμα.

5

Συμπεράσματα – Μελλοντικές επεκτάσεις

Στην παρούσα πτυχιακή σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε ένα φορητό σύστημα καταγραφής του καρδιακού ρυθμού. Το σύστημα αποτελείται από τέσσερα επιμέρους υποσυστήματα: i) το υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών, ii) το υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας, iii) το υποσύστημα ασύρματης επικοινωνίας και το iv) υποσύστημα καταγραφής και οπτικοποίησης. Το σύστημα σχεδιάστηκε ώστε να προσφέρει τη μέγιστη προστασία από τον ηλεκτρονικό θόρυβο. Προς την κατεύθυνση αυτή, το υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών περιλαμβάνει φίλτρα που αποκόπτουν τα ανεπιθύμητα σήματα. Το τελικό σήμα είναι ενισχυμένο και σχεδόν απαλλαγμένο από το θόρυβο. Η λέξη «σχεδόν» έχει να κάνει με το γεγονός ότι όσο καλά και αν είναι σχεδιασμένο το κύκλωμα που εκτελεί το φιλτράρισμα, πάντα θα υπάρχουν κατάλοιπα θορύβου στο τελικό σήμα. Το υποσύστημα αναλογικών ηλεκτρονικών θα μπορούσε να βελτιωθεί χρησιμοποιώντας μια μεταβλητή αντίσταση για να ρυθμίζεται το κέρδος του συστήματος κατά βούληση. Η αντίσταση αυτή θα μπορούσε να είναι ένα κλασσικό ποτενσιόμετρο, το οποίο θα ρυθμιζόταν μηχανικά ή ένα ψηφιακό ποτενσιόμετρο το οποίο θα ελεγχόταν από το μικροελεγκτή του συστήματος. Επίσης, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί βαθυπερατό φίλτρο με μεγαλύτερη συχνότητα αποκοπής για να υπάρχει πιο ακριβής αναπαράσταση του σήματος, αλλά αυτό θα απαιτούσε την υλοποίηση ειδικού φίλτρου απόρριψης του

θορύβου γραμμής 50Hz. Τέλος, για να προκύψει ακόμα μεγαλύτερη απόδοση όσον αφορά στο λόγο απόρριψης κοινού σήματος θα έπρεπε να ενσωματωθεί το κύκλωμα οδήγησης δεξιού ποδιού.

Το υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας βασίζεται στη χρήση της πλατφόρμας NETDUINO. Η πλατφόρμα αυτή είναι ανοιχτού υλικού, εύκολα να προγραμματιστεί και μπορεί να επεκταθεί με διάφορες κάρτες επέκτασης που είναι διαθέσιμες. Πρέπει να τονιστεί ότι η πλατφόρμα NETDUINO δεν είναι κατάλληλη για απαιτητικές εφαρμογές επεξεργασίας σήματος. Στην περίπτωση αυτή, θα έπρεπε να χρησιμοποιηθεί κάποιος εξειδικευμένος επεξεργαστής ψηφιακής επεξεργασίας σήματος (DSP). Το υποσύστημα ψηφιακής επεξεργασίας θα μπορούσε να επεκταθεί με τη χρήση κάποιας οθόνης τύπου LCD, η οποία θα απεικόνιζε την υπολογισμένη τιμή του καρδιακού ρυθμού.

Η μετάδοση των δεδομένων γίνεται ασύρματα με χρήση του προτύπου ZigBee, το οποίο είναι το καθιερωμένο πρότυπο ασύρματης μετάδοσης σε εφαρμογές που απαιτούν χαμηλούς ρυθμούς μετάδοσης με χαμηλή κατανάλωση ισχύος. Η επικοινωνία με τον μικροελεγκτή (NETDUINO) θα μπορούσε να γίνει και ενσύρματα μέσω Ethernet, αφού είναι εμπορικά διαθέσιμες αντίστοιχες πλακέτες επέκτασης. Στην περίπτωση αυτή θα ήταν εφικτός ο χειρισμός του μικροελεγκτή εξ αποστάσεως μέσω διαδικτύου.

Όσον αφορά στην καταγραφή και οπτικοποίηση των δεδομένων αναπτύχθηκε κατάλληλο λογισμικό. Το λογισμικό δέχεται δεδομένα ασύρματα από τον μικροελεγκτή, αλλά επίσης αποστέλλει εντολές για χειρισμού του μικροελεγκτή. Το λογισμικό θα μπορούσε να επεκταθεί χρησιμοποιώντας μια βάση δεδομένων για την αποθήκευση των δεδομένων του ασθενή.

Τελειώνοντας, το προτεινόμενο σύστημα θα μπορούσε να αποτελέσει μέρος ενός μεγαλύτερου συστήματος για την κατ' οίκον παρακολούθηση ασθενών, το οποίο θα κατέγραφε μεταξύ άλλων τον καρδιακό ρυθμό, τον κορεσμό του οξυγόνου και την αιματικής πίεσης.

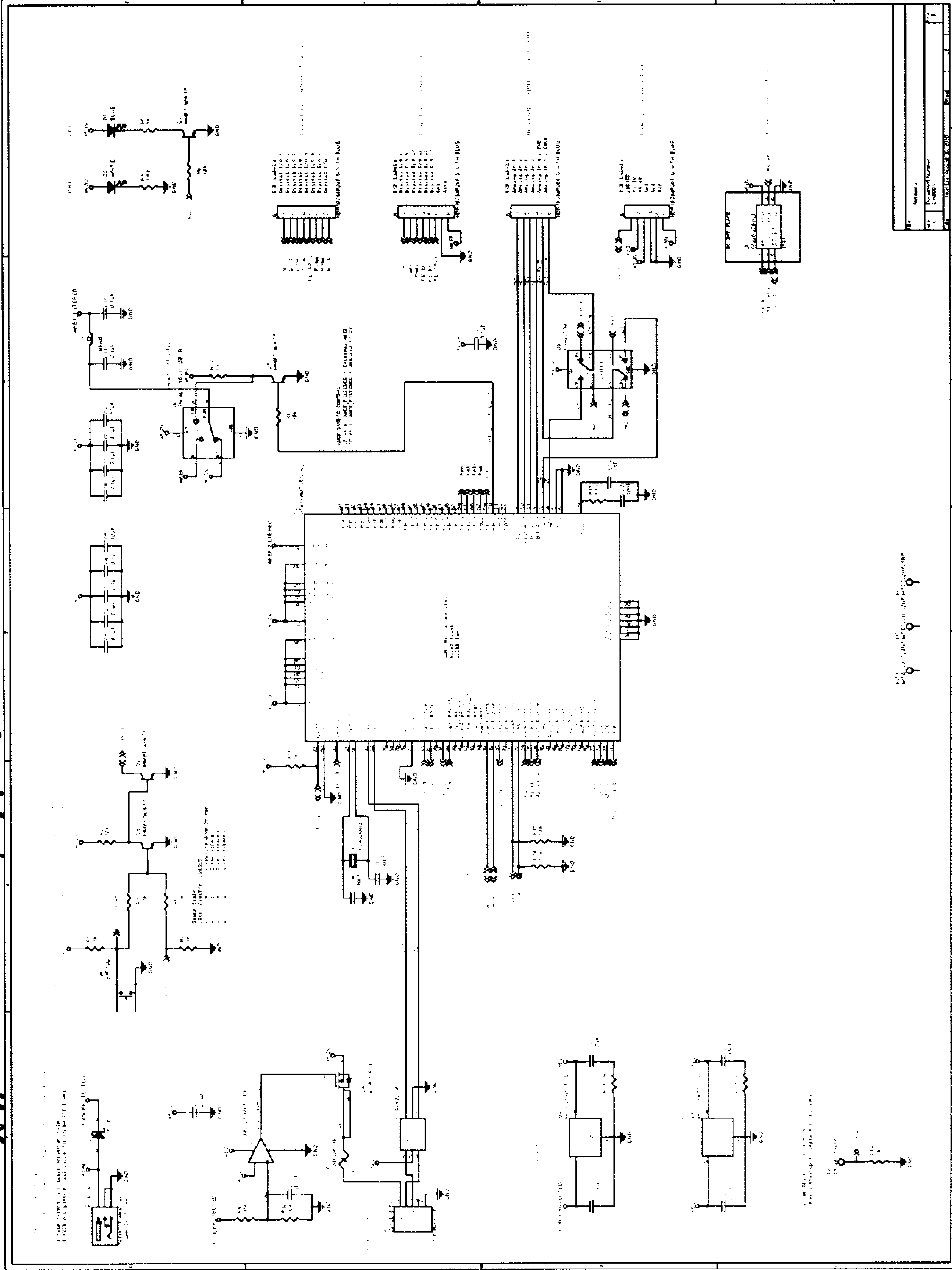
Βιβλιογραφία

- [1] K. M. van de Graaff, *Human Anatomy*, 6th ed.: McGraw-Hill, 2001.
- [2] M. R. Neuman, "Biopotential Amplifiers," in *Medical Instrumentation Application and Design*, 4th ed., J. G. Webster, Ed.: John Wiley & Sons Inc., 2010, ch. 6.
- [3] C. L. Levkov, "Amplification of biosignals by body potential driving. Analysis of the circuit performanc," *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, vol. 26, pp. 389-396, 1988.
- [4] A. S. Sedra and K. C. Smith, *Μικροηλεκτρονικά Κυκλώματα.*: Παπασωτηρίου, 2009.
- [5] Analog Devices. AD620: Low Drift, Low Power Instrumentation Amp with Set Gains of 1 to 10000. [Online]. <http://www.analog.com/en/specialty-amplifiers/instrumentation-amplifiers/ad620/products/product.html>
- [6] Analog Devices. Datasheet AD620 Rev. H. [Online]. http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD620.pdf
- [7] Γ. Παπανάνος and Χ. Χαλκιάς, *Σχεδίαση Αναλογικών Φίλτρων*. Αθήνα, 1987.
- [8] S. Butterworth, "On the Theory of Filter Amplifiers," *Experimental Wireless and the Wireless Engineer*, vol. 7, pp. 536-541.
- [9] R. P. Sallen and E. L. Key, "A Practical Method of Designing RC Active Filters," *IRE Transactions on Circuit Theory*, vol. 2, no. 1, pp. 74-85, 1955.
- [10] Π. Ασβεστάς. Ιατρικά Ηλεκτρονικά - Διάλεξη 7. [Online]. http://medisp.bme.teiath.gr/eclass/modules/document/file.php/TIO127/%CE%94%CE%99%CE%91%CE%9B%CE%95%CE%9E%CE%95%CE%99%CE%A3/IATRICA_HLEKTRONIKA_ASVESTAS_DIALEXH_7.pdf
- [11] Analog Devices. AD8627: Precision, Low Power, Single Supply JFET Amplifier in 5-Lead SC70. [Online]. <http://www.analog.com/en/all-operational-amplifiers-op-amps/operational-amplifiers-op-amps/ad8627/products/product.html>
- [12] Analog Devices. AD8627 Data Sheet Rev E. [Online]. http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD8625_8626_8627.pdf
- [13] National Instruments. NI Multisim. [Online]. <http://www.ni.com/multisim/>
- [14] Π. Ασβεστάς. Ιατρικά Ηλεκτρονικά - Διάλεξη 6. [Online]. http://medisp.bme.teiath.gr/eclass/modules/document/file.php/TIO127/%CE%94%CE%99%CE%91%CE%9B%CE%95%CE%9E%CE%95%CE%99%CE%A3/IATRICA_HLEKTRONIKA_ASVESTAS_DIALEXH_6.pdf
- [15] FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. 1N914 High Conductance Fast Diode. [Online]. <http://www.fairchildsemi.com/pf/1N/1N914.html>
- [16] D. L. Terrell, *Op Amps Design Application and Troubleshooting*, 2nd ed.

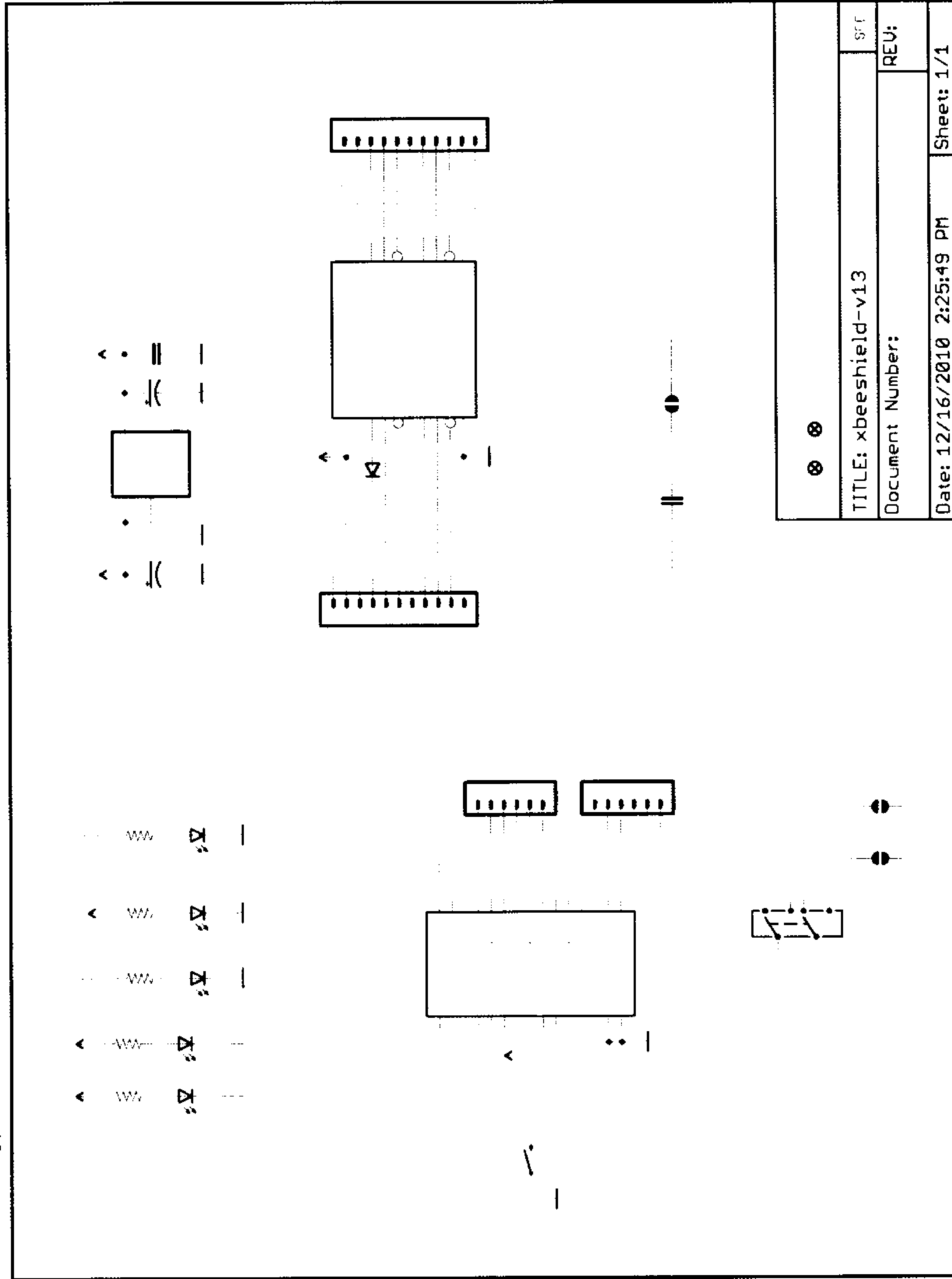
- Oxford, UK: Butterworth-Heinemann, 1996.
- [17] HE Instruments. TechPatient CARDIO EKG/ECG Simulator. [Online]. <http://www.heinstruments.com/>
- [18] OWON. PDS Series - Portable Digital Storage Oscilloscope. [Online]. <http://www.owon.com.cn/eng/pds.asp>
- [19] C. E. Shannon, "Communication in the presence of noise," *Proc. Institute of Radio Engineers*, vol. 37, no. 1, pp. 10-21, Jan 1949.
- [20] B. U. Köhler, C. Hennig, and R. Orglmeister, "The principles of software QRS detection," *IEEE Eng Med Biol Mag*, vol. 21, no. 1, pp. 42-57, Jan-Feb 2002.
- [21] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, Mar 1985.
- [22] (2008, January) ZigBee Specification. [Online]. <http://www.zigbee.org>
- [23] S Farahani, *ZigBee Wireless Networks and Transceivers*. Oxford: Elsevier, 2008.
- [24] International Telecommunication Union. (2009, October) ARTICLE 1 - Terms and Definitions. [Online]. <http://life.itu.ch/radioclub/rr/art01.htm>
- [25] S Dagtas, G Pekheryev, and Z Sahinglu, "Multi-stage Real Time Health Monitoring via ZigBee in Smart," in *IEEE International Conference on Advanced Information Networking and Applications Workshops (AINAW)*, 2007.
- [26] J. P. Lynch, "An overview of wireless structural health monitoring for civil structures," *Phil. Trans. R. Soc. A*, pp. 345 – 372, 2007.
- [27] Alliance, ZigBee. [Online]. www.zigbee.org
- [28] IEEE, "IEEE 802.15.4: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs)," 2006.
- [29] ITU Recommendations, "Propagation Data and Prediction Methods for the Planning of Indoor Radio-Communication Systems and Radio Local Area Networks in Frequency Range 900 MHz to 100 GHz," 2005.
- [30] Abacom. Sprint-Layout. [Online]. <http://www.abacom-online.de/uk/html/sprint-layout.html>
- [31] Secret Labs LLC. Netduino. [Online]. <http://netduino.com/>
- [32] Microsoft..NET Micro Framework. [Online]. <http://www.microsoft.com/en-us/netmf/default.aspx>
- [33] Secret Labs LLC. Netduino SDK v4.1.0 (32-bit). [Online]. http://www.netduino.com/downloads/netduinosdk_32bit.exe
- [34] J. Albahari and B. Albahari, *C# 4.0 in a nutshell*, 4th ed., L. R.T. Ruma, Ed. Sebastopol, USA: O'Reilly Media, Inc., 2010.

- [35] Sparkfun Electronics. XBee Shield. [Online].
<http://www.sparkfun.com/products/9976>
- [36] "EIA standard RS-232-C: Interface between Data Terminal Equipment and Data Communication Equipment Employing Serial Binary Data Interchange," Electronic Industries Association, Washington, 1969.
- [37] J. Kuhner., *NET Micro Framework*, 2nd ed.: Apress, 2009.
- [38] Sparkfun Electronics. XBee Explorer USB. [Online].
<http://www.sparkfun.com/products/8687>
- [39] Digi International. X-CTU Software. [Online].
<http://www.digi.com/support/productdetail?pid=3352>
- [40] J. W. Custer and R. E. Rau, *The Harriet Lane Handbook*, 18th ed., Johns Hopkins, Ed. Philadelphia: Mosby Elsevier Inc, 2008.
- [41] Seeed Technology Inc. GPRS shield. [Online].
http://www.seeedstudio.com/depot/gprs-shield-p-779.html?pages=7&cPath=132_134&r_q=q
- [42] CodePLex. Netduino driver for Seeduino GSM shield. [Online].
<http://netduino2seedgsm.codeplex.com/downloads/get/343659>
- [43] P. Ammann and J. Offutt, *Introduction to software testing*. New York, USA: Cambridge University Press, 2008.

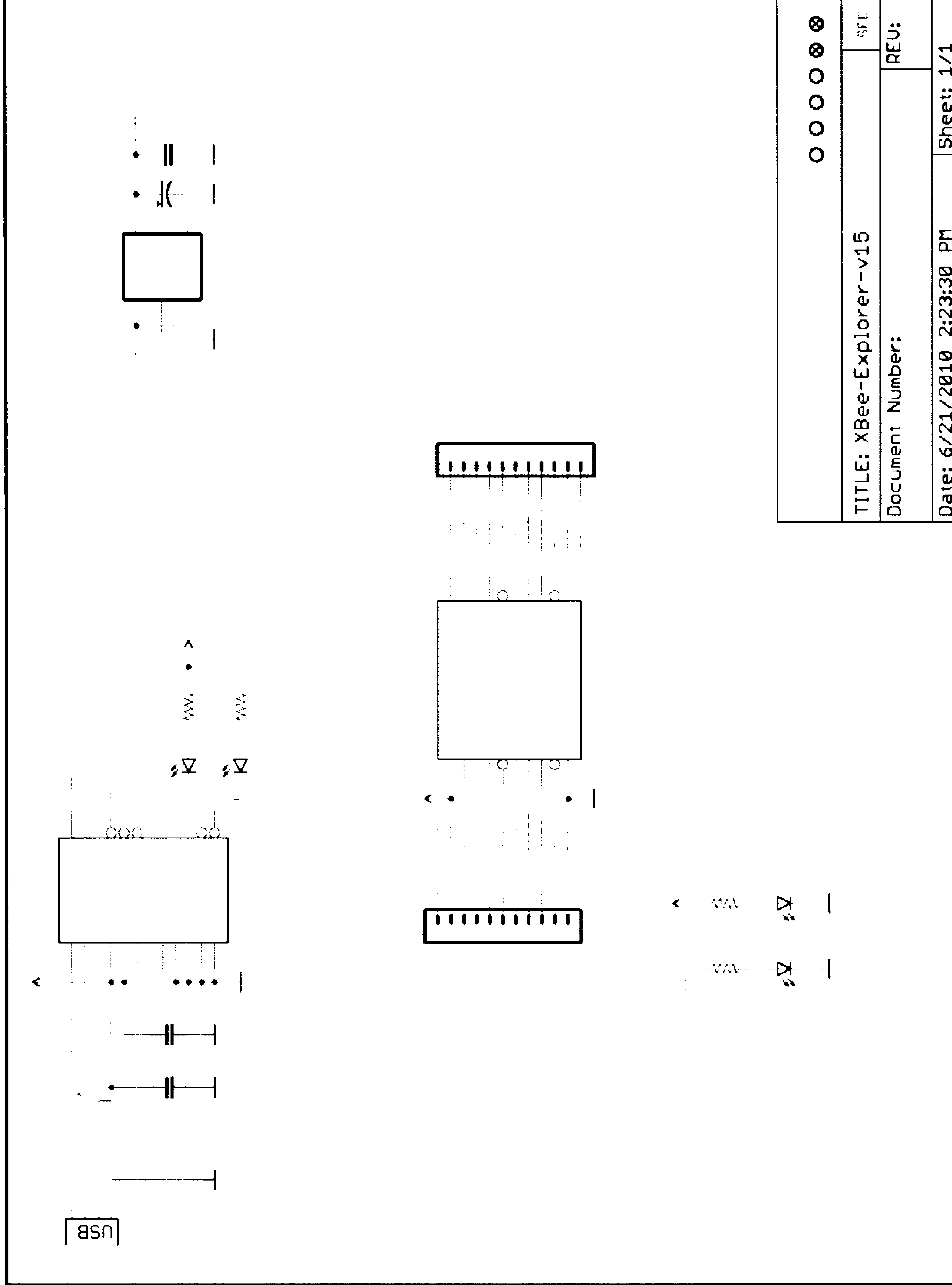
Παράρτημα Α - Σχηματικό Πλατφόρμας NETDUINO



Παράρτημα Β – Σχηματικό XBee Shield



Παράρτημα Γ - Σχηματικό XBee Explorer



O O O O O O	
TITLE: XBee-Explorer-v15	SFF
Document Number:	REU:
Date: 6/21/2010 2:23:30 PM	Sheet: 1/1

Παράρτημα Δ – Σχηματικό GSM/GPRS Shield

