

# Ηλεκτροκαρδιογράφημα μέσω της κάρτας ήχου

Από τον Martin Klaper

## Επεξεργασία ιατρικών σημάτων στον υπολογιστή

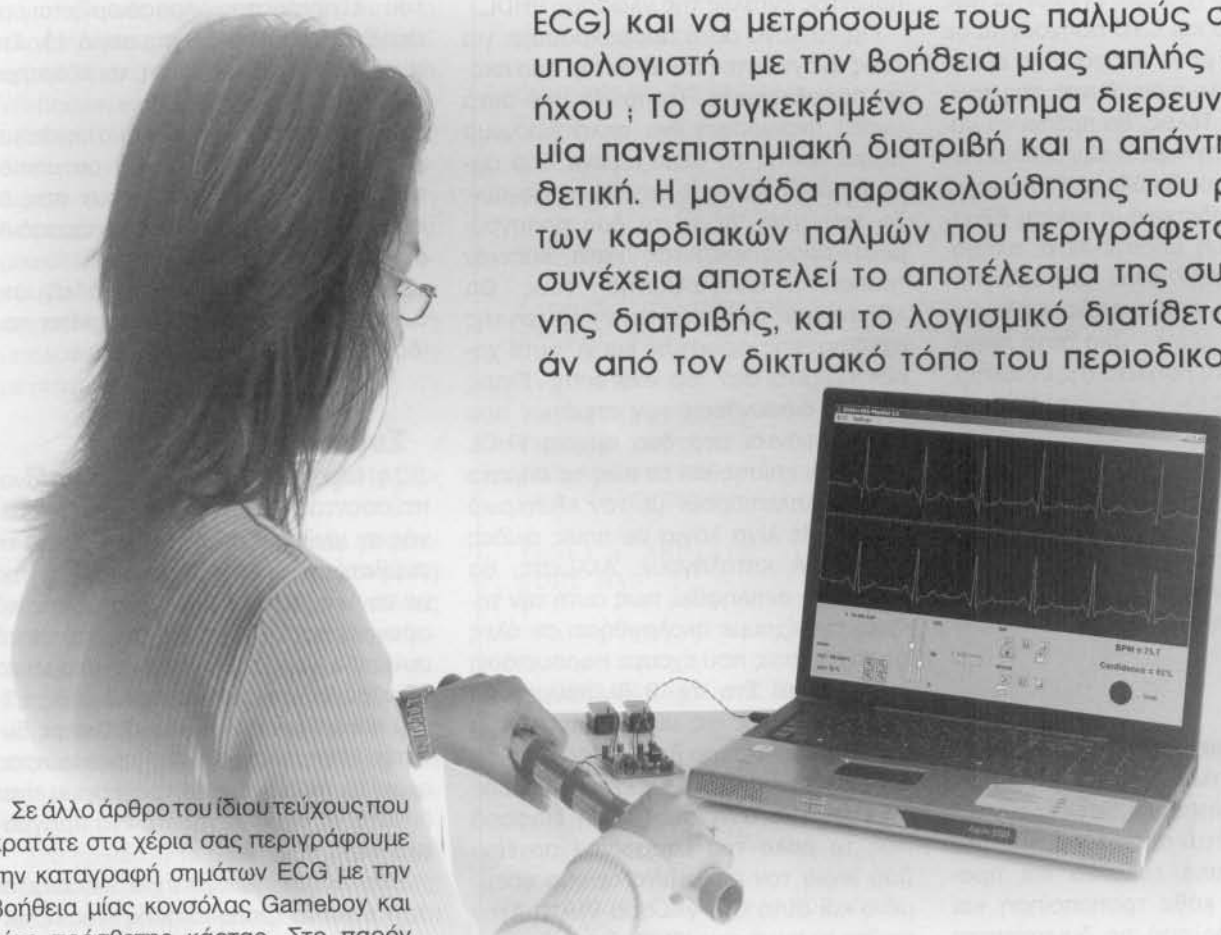
Είναι άραγε εφικτό να κάνουμε καταγραφή των σημάτων που μεταφέρουν τους παλμούς της καρδιάς (ηλεκτροκαρδιογράφημα, electrocardiogram, ECG) και να μετρήσουμε τους παλμούς στον υπολογιστή με την βοήθεια μίας απλής κάρτας ήχου ; Το συγκεκριμένο ερώτημα διερευνήθηκε σε μία πανεπιστημιακή διατριβή και η απάντηση ήταν θετική. Η μονάδα παρακολούθησης του ρυθμού των καρδιακών παλμών που περιγράφεται στην συνέχεια αποτελεί το αποτέλεσμα της συγκεκριμένης διατριβής, και το λογισμικό διατίθεται δωρεάν από τον δικτυακό τόπο του περιοδικού

Σε άλλο άρθρο του ίδιου τεύχους που κρατάτε στα χέρια σας περιγράφουμε την καταγραφή σημάτων ECG με την βοήθεια μίας κονσόλας Gameboy και μίας πρόσθετης κάρτας. Στο παρόν άρθρο περιγράφουμε την υλοποίηση της ίδιας εφαρμογής μέσω μίας περισσότερο πειραματικής διάταξης, όπου χρησιμοποιούμε μία συνηθισμένη κάρτα ήχου ή την είσοδο ήχου του φορητού υπολογιστή. Για τον σκοπό αυτό χρειαζόμαστε ένα αισθητήρα (δείτε το Σχήμα 1), ο οποίος στην απλούστερη περίπτωση μπορεί να είναι ένας σωλήνας με αγώγιμες επιφάνειες στα δύο άκρα του, τις οποίες κρατάμε όπως ακριβώς το τιμόνι του ποδηλάτου. Το

ασθενές σήμα που προκύπτει ενισχύεται με ένα συντελεστή της τάξης του 1.000 και οδηγείται στην είσοδο ήχου του υπολογιστή.

Η περαιτέρω επεξεργασία γίνεται μέσω ενός προγράμματος γραμμένου σε γλώσσα Java, το οποίο προετοιμάζει το σήμα μέσω ενός ψηφιακού φίλτρου, το αποθηκεύει και το οδηγεί στην οθόνη. Το ίδιο πρόγραμμα παρακολουθεί

τους παλμούς και υπολογίζει αυτόματα τον ρυθμό τους, τον οποίο απεικονίζει στην οθόνη και τον κάνει αισθητό ηχητικά. Οι επί μέρους μετρήσεις είναι δυνατόν να αποθηκευτούν σε αρχείο για να τις επεξεργαστούμε αργότερα. Κάποια δειγματοληπτικά πακέτα καταγραφών διατίθενται επίσης και σε ορισμένες ιατρικές βάσεις δεδομένων στο διαδίκτυο [1], τα οποία μπορούμε επίσης να επε-



Ξεργαστούμε με την βοήθεια του προγράμματος.

## Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Όπως περιγράφεται με λεπτομέρεια και στο άρθρο που αναφέραμε νωρίτερα σχετικά με το Gameboy - ηλεκτροκαρδιογράφο, ο μυς της καρδιάς ελέγχεται από ηλεκτρικά σήματα. Αυτή η ηλεκτρική δραστηριότητα είναι δυνατόν να ανιχνευθεί στην επιφάνεια του δέρματος μέσω των κατάλληλων ηλεκτροδίων. Το αποτέλεσμα της καταγραφής μπορεί να μετατραπεί σε μία κυματομορφή η οποία περιγράφει το πλάτος των σημάτων σε σχέση με τον χρόνο, και την οποία καλούμε ηλεκτροκαρδιογράφημα (electrocardiogram ή ECG). Στο Σχήμα 2 έχουμε ένα τυπικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, η ακριβής μορφή του οποίου αποτελεί ένα σημαντικό διαγνωστικό βοήθημα για τους καρδιολόγους. Το έργο όμως της διάγνωσης θα το αφήσουμε για τους ειδικούς και εμείς θα συγκεντρωθούμε στην λήψη των μετρήσεων.

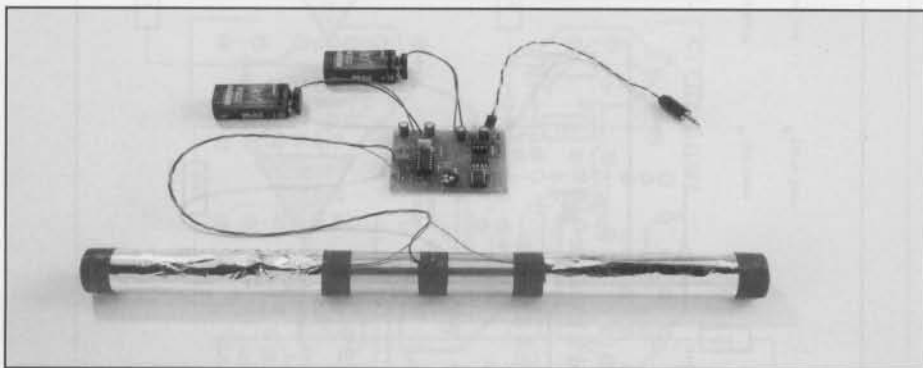
Ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα απεικονίζεται συνήθως σε ένα σύστημα αξόνων όπου το ένα δευτερόλεπτο καταλαμβάνει 25 mm στον οριζόντιο άξονα ή 40 ms ανά mm, ενώ ο κατακόρυφος άξονας είναι 10 mm ανά mV. Αυτό σημαίνει ότι ένα τετραγωνικό χιλιοστό του γραφήματος αντιστοιχεί σε 0,04 s στον χρόνο και 0,1 mV σε τάση, ενώ υπάρχουν κάποια χαρακτηριστικά σημεία του καρδιογραφήματος τα οποία σημαίνονται από συγκεκριμένους χαρακτήρες [2]. Η χαρακτηριστική απόσταση μεταξύ των δύο διαδοχικών "R" αντιστοιχεί ακριβώς σε ένα παλμό της καρδιάς, και με τον τρόπο αυτό μπορούμε να υπολογίσουμε απ' ευθείας τον ρυθμό των καρδιακών παλμών. Ο ρυθμός αυτός εκφράζεται από το πλήθος των παλμών στο λεπτό (beats per minute, ή BPM) και απεικονίζεται στην οθόνη του υπολογιστή, ενώ προαιρετικά μπορούμε να μετατρέψουμε τον κάθε παλμό και σε ένα ηχητικό σήμα. Μία ενδιαφέρουσα περίπτωση είναι να συγκρίνουμε τον ρυθμό αυτό με κάποια προκαθορισμένη τιμή, για να ελέγξουμε την καρδιακή καταπόνηση όταν ασκούμε σε ένα στατικό ποδήλατο με σκοπό να διατηρούμε ένα σταθερό ρυθμό καρδιακών παλμών στην διαδικασία της άσκησης.

## Επεξεργασία σήματος

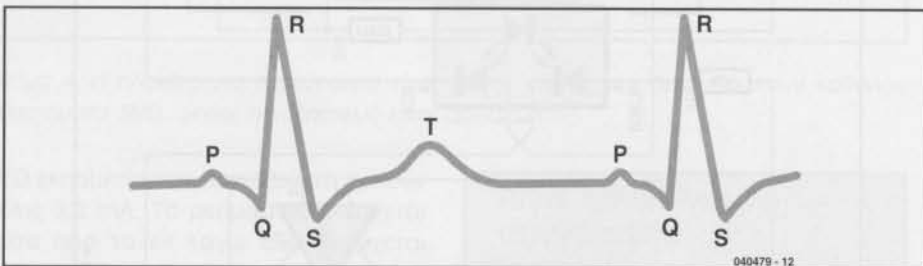
Η μέτρηση ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος στον υπολογιστή απαιτεί ση-

## Προδιαγραφές

Εμπέδηση εισόδου:	>1 MΩ
Δυναμικό εύρος εισόδου:	5 mVpp
Κατανάλωση ρεύματος ενισχυτή:	περίπου 11 mA
Κατανάλωση ρεύματος οπτοζεύκτη:	περίπου 2,2 mA
Λόγος απόρριψης κοινού σήματος:	> 70 dB
Απολαβή:	περίπου 1.000 (60 dB)
Εύρος ζώνης συχνοτήτων:	περίπου 0,4 Hz έως 35 Hz (ανάλογα με την κάρτα ήχου)
Ρυθμός καταγραφής:	στην πράξη απεριορίστος, τυπική τιμή 60 KB το λεπτό



Σχήμα 1. Ο απλός αισθητήρας ανίχνευσης καρδιακών σημάτων αποτελείται από ένα σωλήνα με δύο αγώγιμες επιφάνειες στα άκρα του.



Σχήμα 2. Το χρονικό διάστημα μεταξύ των δύο διαδοχικών σημείων που σημαίνονται με το "R" στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, αποτελεί την περίοδο των καρδιακών παλμών.

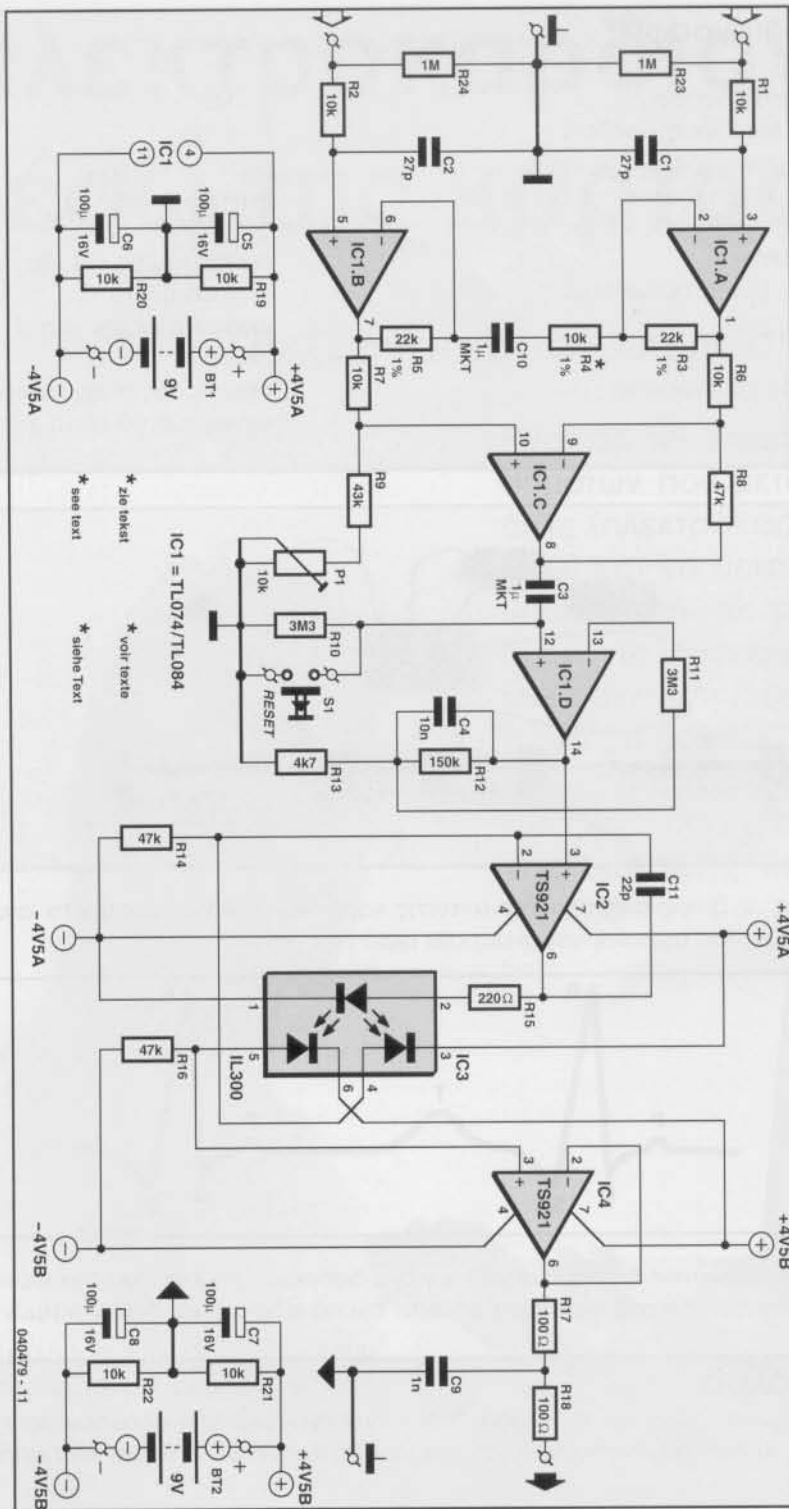
## Ασφάλεια

Το κύκλωμα καθώς και το λογισμικό δεν είναι εγκεκριμένα ή αδειοδοτημένα για ιατρική χρήση. Αποσκοπούν μόνον για ιδιωτική χρήση, για επίδειξη και πειραματισμό.

Το κύκλωμα θα πρέπει να χρησιμοποιείται μόνον με τροφοδοσία από μπαταρία. Το ίδιο ισχύει και για τον υπολογιστή ο οποίος φέρει την κάρτα ήχου που χρησιμοποιούμε: ο υπολογιστής δεν θα πρέπει να τροφοδοτείται από το δίκτυο. Στην πράξη αυτό σημαίνει ότι το μόνο που μπορεί να χρησιμοποιηθεί είναι κάποιος φορητός υπολογιστής, του οποίου η εξωτερική τροφοδοσία θα πρέπει να είναι αποσυνδεδεμένη!

μαντική επεξεργασία σε πραγματικό χρόνο, το μεγαλύτερο μέρος της οποίας πραγματοποιείται από το λογισμικό. Το υλικό μέρος της κατασκευής έχει την μορφή ενός ενισχυτή για όργανα (Σχήμα

3), ο οποίος αναλαμβάνει να ενισχύσει το ασθενές σήμα του αισθητήρα (στον οποίο το σήμα έχει πλάτος μόλις 1 mV) κατά 1.000, και να αποσβέσει τυχόν συνιστώσες DC και υψηλών συχνοτήτων.



Σχήμα 3. Το κύκλωμα του ενισχυτή οργάνου με γαλβανική μόνωση μεταξύ εισόδου και εξόδου, η οποία εξασφαλίζεται από ένα οπτοζεύκτη.

Για να έχουμε μία (σχετικά τουλάχιστον) καθαρή μορφή καρδιακού σήματος, είναι απαραίτητο να φιλτράρουμε προσεκτικά τις οποιεσδήποτε παρεμβολές. Αυτό επιτυγχάνεται σε επίπεδο λογισμικού με την χρήση ενός φίλτρου παλμών (biquad infinite impulse

response). Το συγκεκριμένο φίλτρο είναι δυνατόν να διαμορφωθεί σε οποιαδήποτε απόκριση επιθυμούμε: βαθυπερατό, υπερπερατό, ζώνδιαβατό ή σε σχήμα V. Ένα φίλτρο απόρριψης στα 50 Hz απομακρύνει παρεμβολές προερχόμενες από την τάση δικτύου. Οι υπόλοιπες

παρεμβολές αποσβένονται με την βοήθεια ενός ακόμη υπερπερατού φίλτρου. Δεδομένου τώρα ότι το σήμα προκύπτει από ηλεκτρόδια τα οποία είναι σε επαφή με το δέρμα, υπάρχει το ενδεχόμενο να παρουσιάζεται μία αργά μεταβαλλόμενη τάση μετατόπισης: αυτή απορρίπτεται μέσω ενός φίλτρου φραγής DC. Το κυρίως σήμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι δυνατόν να ανακúψει με την βοήθεια ενός ζωνοδιαβατού φίλτρου, από το οποίο θα πάρουμε ένα καθαρό σήμα για να μετρήσουμε τους καρδιακούς παλμούς. Το λογισμικό που είναι γραμμένο σε Java μας δίνει την δυνατότητα να απεικονίσουμε τόσο το αρχικό, όσο και το φιλτραρισμένο σήμα. Ο χρήστης έχει την δυνατότητα να καθορίσει τις διάφορες λειτουργίες του φίλτρου κατ' επιλογή, και το αποτέλεσμα στην επεξεργασία είναι ανά πάσα στιγμή ορατό στην οθόνη. Ο ρυθμός των καρδιακών παλμών προκύπτει μέσω μίας συνάρτησης αυτο-συσχετισμού, στην οποία η περίοδος προσδιορίζεται μέσω σύγκρισης του σήματος με τον εαυτό του μετατοπισμένο στον χρόνο.

## Ο ενισχυτής

Το κύκλωμα (Σχήμα 3) είναι δυνατόν να διαιρεθεί σε δύο μέρη: τον ίδιο τον ενισχυτή σήματος στην είσοδο και τον ενισχυτή με απομόνωση οπτοζεύκτη στην έξοδο.

Το αρχικό σήμα ενισχύεται από τον τετραπλό τελεστικό ενισχυτή IC1, τύπου TL084 (ή τον αντίστοιχο χαμηλού θορύβου TL074). Τα IC1.A και IC1.B είναι μη αναστρέφοντες ενισχυτές οι οποίοι τροφοδοτούν τις εισόδους του διαφορικού ενισχυτή IC1.C. Η συγκεκριμένη διάταξη είναι γνωστή ως "ενισχυτής για όργανο" (instrumentation amplifier). Το P1 μας δίνει την δυνατότητα να επιτύχουμε την μέγιστη απόρριψη του κοινού σήματος. Ο πυκνωτής σύζευξης C3 στην είσοδο της επόμενης βαθμίδας η οποία αναπτύσσεται γύρω από το IC1.D, απορρίπτει τις συνιστώσες DC που εμφανίζονται στην έξοδο του ενισχυτή. Για να ελαχιστοποιηθεί η επίδραση στα σήματα χαμηλών συχνοτήτων, η σταθερά χρόνου του δικτυώματος RC που σχηματίζεται από τα C3 και R10 είναι μεγαλύτερη από 10 δευτερόλεπτα. Αυτό σημαίνει ότι για να σταθεροποιηθεί η τάση στα άκρα του πυκνωτή κατά την αρχική εφαρμογή τάσης, θα χρειαστεί ένα χρονικό διάστημα της ίδιας τάξης. Την καθυστέρηση αυτή μπορούμε να



## Κατάλογος εξαρτημάτων

### Αντιστάσεις:

R1, R2, R4, R6, R7, R19 ... 22 = 10 ΚΩ  
R3, R5 = 22 ΚΩ 1%  
R8 = 47 ΚΩ  
R9 = 43 ΚΩ  
R10, R11 = 3,3 ΜΩ  
R12 = 150 ΚΩ  
R13 = 4 ΚΩ7  
R14, R16 = 47 ΚΩ  
R17, R18 = 100 Ω  
R23, R24 = 1 ΜΩ  
P1 = 10 ΚΩ τριμέρ προρύθμισης

### Πυκνωτές:

C1, C2 = 27 pF  
C3, C10 = 1 μF 63V, βήμα ακροδεκτών 5 mm (όχι ηλεκτρολυτικός)  
C4 = 10 nF  
C5 ... C8 = 100 pF 16V ηλεκτρολυτικός  
C9 = 1 nF  
C11 = 22 pF

### Ημιαγωγοί:

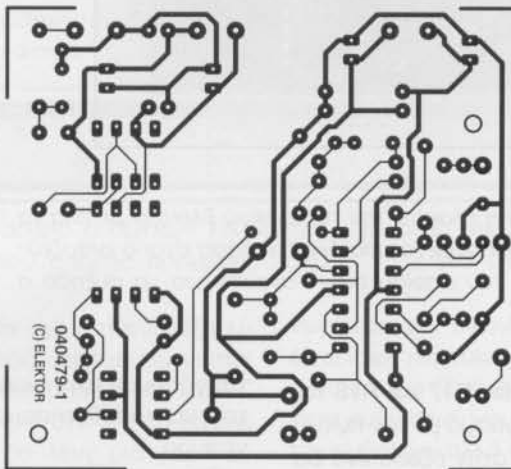
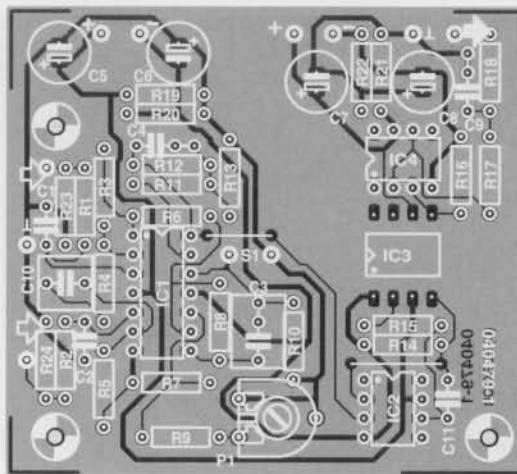
IC1 = TL074 DIP14  
IC2, IC4 = TS921 ή TL071 DIPS  
IC3 = IL300

### Διάφορα:

Δύο συρμάτινες γέφυρες  
Δύο μπαταρίες 9-V τύπου PP3 με τα αντίστοιχα κλιπ σύνδεσης  
Δύο υποδοχές ολοκληρωμένου τύπου DIL8  
Μία υποδοχή ολοκληρωμένου DIL14  
Πλακέτα κωδικός παραγγελίας 040479-1  
CD-ROM, το οποίο περιλαμβάνει λογισμικό για τον υπολογιστή και ηχογραφημένο κώδικα, κωδικός παραγγελίας 040479-81, ή δωρεάν μεταφόρτωση από τον δικτυακό τόπο του περιοδικού [www.elektor.gr](http://www.elektor.gr).

την αποφύγουμε εάν πιέσουμε το πλήκτρο επανατοποθέτησης S1.

Ο οπτοζεύκτης IC3 οδηγείται από το IC2. Το ολοκληρωμένο τύπου TS921 που χρησιμοποιούμε είναι ένα τελεστικός ενισχυτής με διακύμανση εισόδου σε όλο το εύρος της τάσης τροφοδοσίας (rail to rail), το οποίον σημαίνει ότι είναι δυνατόν να οδηγηθεί στα άκρα του εύρους της τροφοδοσίας του. Η έξοδος του είναι σε θέση να παράσχει ρεύμα μέχρι 80 mA, αν και για την οδήγηση του



Σχήμα 4. Η πλακέτα για το κύκλωμα είναι μονής όψευς και δεν υπάρχουν καθόλου εξαρτήματα SMD, οπότε η κατασκευή είναι αρκετά απλή.

LED εκπομπής στον οπτοζεύκτη αρκούει μόλις 2,2 mA. Το ρεύμα που διέρχεται μέσα από το εν λόγω LED ελέγχεται μέσω ανάδρασης, όπου το σήμα λαμβανόμενο από μία από τις διόδους στην λήψη οδηγείται στην αναστρέφουσα είσοδο του τελεστικού ενισχυτή. Το αποτέλεσμα είναι η τάση στα άκρα της R16 (η αντίσταση πόλωσης της δεύτερης διόδου στην λήψη) να είναι ίση με αυτή στα άκρα της R14 και κατά συνέπεια με την τάση στην μη αναστρέφουσα είσοδο του ενισχυτή. Με απλά λόγια, η τάση στην έξοδο του IC1.D εμφανίζεται ίδια στα άκρα της R16, αλλά με γαλβανική μόνωση. Ο πυκνωτής C11 αποτρέπει τυχόν ταλάντωση της βαθμίδας σε υψηλές συχνότητες.

Ο τελικός τελεστικός ενισχυτής στην έξοδο του κυκλώματος λειτουργεί σαν ενισχυτής-απομονωτής. Με τον τρόπο αυτό έχουμε μία βαθμίδα εξόδου χαμηλής εμπέδησης, η οποία είναι επίσης προστατευμένη από βραχυκύκλωμα

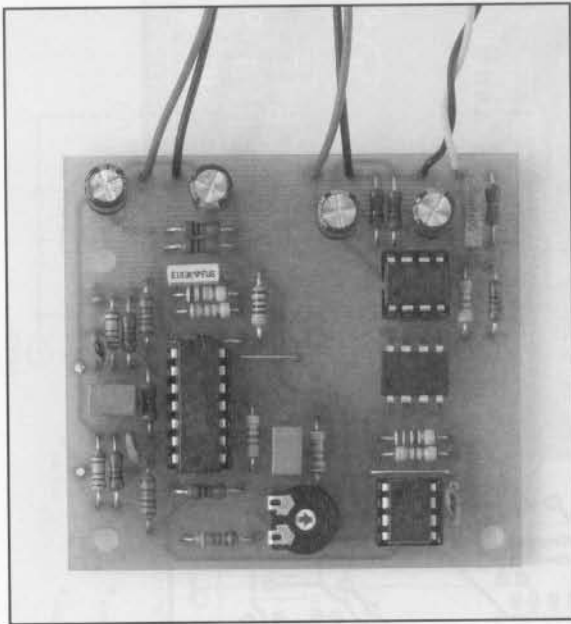
## Λίγα λόγια για το συγγραφέα



Ο Martin Klaper σπούδασε ηλεκτρονικός μηχανικός στο Ομοσπονδιακό Ελβετικό Ινστιτούτο Τεχνολογίας της Ζυρίχης (Swiss Federal Institute of Technology) και για περισσότερο από

20 χρόνια εργάστηκε σε διάφορες θέσεις στην βιομηχανία τηλεπικοινωνιών. Από το 2000 έως το 2005 δίδαξε υπολογιστές και τηλεπικοινωνίες στο Πανεπιστήμιο εφαρμοσμένων επιστημών της Βορειοδυτικής Ελβετίας (University of Applied Sciences of Northwestern Switzerland, FHSO), ενώ από τον Οκτώβριο του 2005 διδάσκει στην Σχολή Μηχανικών και Αρχιτεκτονικής (School of Engineering and Architecture, HTA) στο Horw, κοντά στην Λουκέρνη. Η συγκεκριμένη κατασκευή ξεκίνησε στο FHSO και ολοκληρώθηκε στο HTA.

Ο Martin είναι επίσης φανατικός ραδιο-ερασιτέχνης (κωδικός HB9ARK) και τον ενδιαφέρουν οι ιδέες σχετικά με την χρήση λογισμικού στο ραδιόφωνο. Είναι παντρεμένος και έχει δύο παιδιά.



Σχήμα 5. Η πρωτότυπη πλακέτα του περιοδικού *Ελεktor* με όλα τα εξαρτήματα. Το ολοκληρωμένο που δεν έχει βάση είναι ο οπτοζεύκτης, οι ακροδέκτες του οποίου έχουν ανοιχτεί για να αυξηθεί η απόσταση μόνωσης.

χάρη στις αντιστάσεις R17 και R18 των 100 Ω που σε συνδυασμό με τον πυκνωτή C9 σχηματίζουν στην έξοδο ένα βαθυπερατό φίλτρο.

Η πλήρης γαλβανική μόνωση μεταξύ της εισόδου και της εξόδου του κυκλώματος παρέχει επιπρόσθετη ασφάλεια (δείτε το ένθετο πλαίσιο κειμένου σχετικά με την ηλεκτρική ασφάλεια). Η τροφοδοσία του ενισχυτή και της βαθμίδας εξόδου θα πρέπει να γίνεται από διαφορετικές μπαταρίες.

## Εξαρτήματα και κατασκευή

Ας ρίξουμε πρώτα μία ματιά στον τύπο των εξαρτημάτων που θα πρέπει να επιλέξουμε. Όσον αφορά τις R3,

R4 και R5 συνιστάται η χρήση αντιστάσεων χαμηλού θορύβου, μεταλλικού φιλμ. Ο πυκνωτής C10 εξασφαλίζει DC απόζευξη των ενισχυτών εισόδου, η οποία αποτρέπει το "πνίξιμο" των ηλεκτρικών σημάτων της καρδιάς από ασθενή μικά σήματα, στην περίπτωση που χρησιμοποιούμε τον αισθητήρα που εικονίζεται στο Σχήμα 1. Σε αντίθετη περίπτωση και εφ' όσον διαθέτουμε τα ειδικά αυτοκόλλητα ηλεκτρόδια μίας χρήσεως, μπορούμε να κα-

ταργήσουμε τον πυκνωτή και στην θέση του να τοποθετήσουμε μία συμμάτινη γέφυρα.

Εάν υπάρχουν δυσκολίες στην προμήθεια του TS921 η δουλειά μπορεί να γίνει και με το TL071, με κόστος ένα σχετικά μικρότερο δυναμικό εύρος ζώνης. Η αντίσταση των 43 KΩ (η τιμή της οποίας προκύπτει από την σειρά E24) μπορεί επίσης να αντικατασταθεί από μία άλλη με παραπλήσια τιμή και η διαφορά να αντισταθμιστεί από το P1.

Η συναρμολόγηση της πλακέτας του κυκλώματος (Σχήμα 4) καλό είναι να αρχίσει από τις συμμάτινες γέφυρες, τις οποίες εάν τις αφήσουμε για αργότερα ενδέχεται να τις ξεχάσουμε.

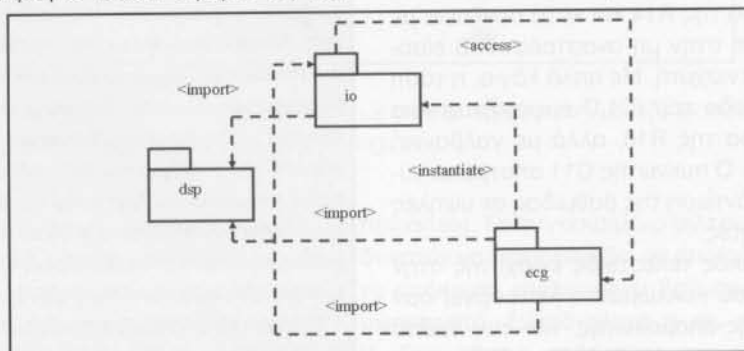
Το IC3 διατίθεται με τους ακροδέκτες

τακισμένους σε ορθή γωνία. Για να μπορέσει να τοποθετηθεί στην πλακέτα θα πρέπει να ανοίξουμε την απόσταση μεταξύ τους (Σχήμα 5), γεγονός το οποίο συντελεί σε καλύτερη απομόνωση.

Το P1 είναι ρυθμιζόμενο για να μπορέσουμε να επιτύχουμε την καλύτερη δυνατή απόρριψη κοινού τρόπου σήματος( εάν έχουμε το ίδιο σήμα στις εισόδους ή γη, δεν πρέπει να υπάρχει καμία τάση εξόδου) . Ξεκινάμε έχοντας θέσει τον δρομέα στην μεσαία θέση· η ρύθμιση δεν είναι ιδιαίτερα κρίσιμη και συχνά η θέση αυτή αρκεί. Εάν θέλουμε να έχουμε το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα βραχυκυκλώνουμε τις εισόδους του ενισχυτή οργάνου και στρέφουμε τον δρομέα του P1 στο σημείο όπου το σήμα των 50 Hz που προέρχεται από το δίκτυο έχει την ελάχιστη τιμή. Η συγκεκριμένη μέτρηση μπορεί να γίνει και με την βοήθεια του προγράμματος σε Java (δείτε το Σχήμα 7).

Ο αισθητήρας των σημάτων της καρδιάς που χρησιμοποίησε ο υπογράφων αποτελείται από δύο κομμάτια αγωγίμου σωλήνα (από ψευδάργυρο ή επιχρωμωμένο μέταλλο, όπως για παράδειγμα ο σωλήνας μίας ηλεκτρικής σκούπας ή ένας σωλήνας νερού), τα οποία συνδέονται μεταξύ τους με την βοήθεια μίας μονωτικής ράβδου. Στο πρωτότυπο που κατασκευάστηκε στα εργαστήρια του περιοδικού *Ελεktor* χρησιμοποιήθηκε ένα μεγαλύτερο κομμάτι αγωγίμου σωλήνα το οποίο ντύθηκε με μονωτική ταινία σε μήκος 10 εκατοστών στο κάθε άκρο, και στην συνέχεια οι αγωγίμες επιφάνειες δημιουργήθηκαν από αλουμινοχαρτο τυλιγμένο στα δύο μονωμένα άκρα. Η σύνδεση των φύλλων αλουμινίου με τις εισόδους του ενισχυτή εξασφαλίζεται από δύο τεμάχια επικασσιτερωμένου χάλκινου καλωδίου τυλιγμένα γύρω από τα φύλλα. Η συγκεκριμένη μέθοδος κατασκευής του αισθητήρα παρουσιάζει το πλεονέκτημα ότι δεν απαιτεί καθόλου κόψιμο ή τρύπημα.

Η σύνδεση της εξόδου του ενισχυτή με την κάρτα ήχου, μπορεί να γίνει με ένα θωρακισμένο καλώδιο μεταφοράς ηχητικών σημάτων, στο άκρο του οποίου υπάρχει το κατάλληλο βύσμα. Στους περισσότερους υπολογιστές, η είσοδος ήχου (ή μικροφώνου) είναι συνήθως στερεοφωνικό καρφί στα 3,5 mm.



Σχήμα 6. Η δομή του προγράμματος Java για την επεξεργασία του σήματος στον υπολογιστή.

## Το λογισμικό

Το λογισμικό εκτελείται σε περιβάλλον

Windows και είναι γραμμένο εξ ολοκλήρου σε Java. Η δομημένη σχεδίαση του προγράμματος εξασφαλίζει τις παρακάτω λειτουργίες:

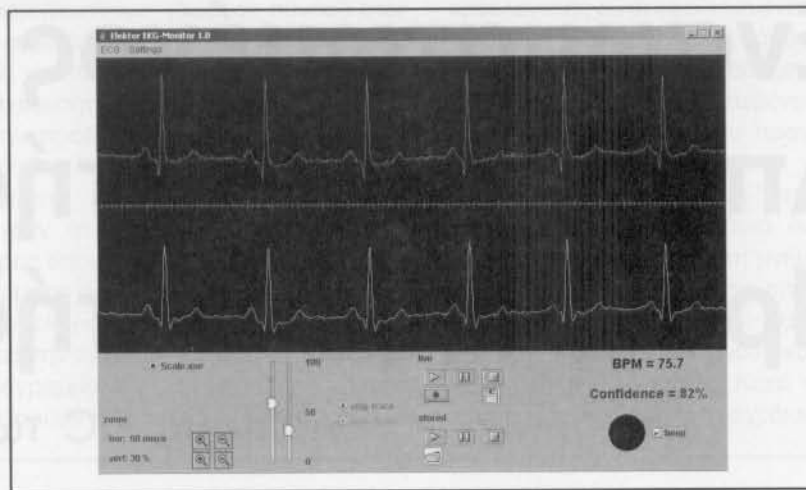
- σύλληψη του σήματος από την κάρτα ήχου (με την σήμανση "io")
- προεργασία του σήματος και φιλτράρισμα για την απόρριψη των παρεμβολών ("dsp")
- επιφάνεια λειτουργίας του χρήστη ("ecg").

Στο Σχήμα 7 παρουσιάζεται η επιφάνεια λειτουργίας του χρήστη, όπου εικονίζεται το κυρίως παράθυρο του προγράμματος με την κυματομορφή του αρχικού σήματος στο επάνω μέρος και την επεξεργασμένη κυματομορφή στο κάτω. Ο άξονας του χρόνου εμφανίζεται μεταξύ των δύο κυματομορφών. Η υπολογιζόμενη τιμή BRM (ρυθμός καρδιακών παλμών) εμφανίζεται στην κάτω δεξιά πλευρά, και μαζί με αυτήν αναφέρεται και το ποσοστό βεβαιότητας για την ακρίβεια της μέτρησης. Στην ίδια περιοχή βρίσκεται και το πλαίσιο ενεργοποίησης του ηχητικού σήματος. Το πρόγραμμα έχει πολλά ακόμη χαρακτηριστικά, τα οποία δεν μπορούμε να αναπτύξουμε εδώ για λόγους οικονομίας χώρου.

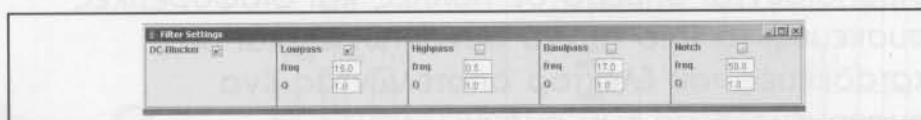
Ο πηγαίος κώδικας διατίθεται προς μεταφόρτωση δωρεάν, από τον δικτυακό τόπο του περιοδικού *Ελεktor*. Μέσα στο πακέτο μεταφόρτωσης βρίσκονται διάφορα αρχεία. Το πρόγραμμα για τον υπολογιστή καλείται "EKG-MonitorVI.0.jar" και είναι δυνατόν να εκτελεστεί με διπλό κλικ του ποντικιού. Η επέκταση ".jar" υποδηλώνει ότι πρόκειται για ένα εκτελέσιμο κώδικα Java και είναι ανάλογη με το γνωστό ".exe" των Windows. Για την εκτέλεση του προγράμματος απαιτείται η παρουσία του περιβάλλοντος εκτέλεσης κώδικα Java, και στην περίπτωση που αυτό δεν είναι εγκατεστημένο θα πρέπει να μεταφορτωθεί (δωρεάν) από τον δικτυακό τόπο της Sun [3]. Πηγαίνοντας στην συγκεκριμένη διεύθυνση ο χρήστης θα πρέπει να επιλέξει την έκδοση JRE (Java Runtime Environment) που είναι κατάλληλη για το λειτουργικό του σύστημα.

## Στην πράξη

Το κύκλωμα είναι κατάλληλο για χρήση μόνον με κάρτες ήχου με απόκριση συχνότητας η οποία εκτείνεται μέχρι τουλάχιστον το 0,1 Hz (στα -3 dB). Στην περίπτωση όπου η είσοδος διαθέτει ζεύξη συνεχούς δεν πρέπει να υπάρ-



Σχήμα 7. Η κύρια οθόνη του προγράμματος περιλαμβάνει το αρχικό σήμα (επάνω) και το επεξεργασμένο (κάτω).



Σχήμα 8. Το παράθυρο ρυθμίσεων του φίλτρου, επιτρέπει την διαμόρφωση του διτετράγωνου φίλτρου άπειρης απόκρισης παλμών, το οποίο υλοποιείται σε επίπεδο

χει πρόβλημα, εάν όμως η σύζευξη είναι AC (εάν δηλαδή υπάρχει πυκνωτής στην είσοδο) αυτός μπορεί να "κόβει" συχνότητες. Το πρωτότυπο που είχαμε στο εργαστήριο δούλεψε μια χαρά με την κάρτα ήχου ενός αρκετά παλιού φορητού υπολογιστή. Στην περίπτωση πάντως που υπάρχουν αμφιβολίες, η απόκριση της κάρτας ήχου είναι δυνατόν να μετρηθεί με την βοήθεια του προγράμματος RMAA [6].

Για καλύτερα αποτελέσματα μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τα ειδικά ηλεκτρόδια καρδιογραφήματος μίας χρήσεως, αλλά αυτά είναι συχνά δύσκολο να τα κολλήσουμε στο δέρμα. Ο αισθητήρας με τον σωλήνα που περιγράψαμε

ωρίτερα και εικονίζεται στο Σχήμα 1 είναι ίσως πιο εύκολος στην χρήση.

Το φίλτρο (Σχήμα 8) έχει την δυνατότητα ρυθμίσεων για ελαχιστοποίηση των παρεμβολών, αλλά υπάρχει ένα μεγάλο πεδίο πειραματισμού, έρευνας και βελτιστοποίησης. Καλούμε τους αναγνώστες να δημοσιεύσουν τις οποιεσδήποτε βελτιώσεις, δεδομένου ότι το λογισμικό Java διατίθεται με άδεια ελεύθερου λογισμικού GNU.

Στον δικτυακό τόπο του περιοδικού *Ελεktor*, εκτός από τον πηγαίο και τον μεταφρασμένο δεκαεξαδικό κώδικα διατίθεται και ένα εγχειρίδιο χρήσης. Στο αντίστοιχο άρθρο αναζητήστε το αρχείο 040479-11.zip. (040479)

### Σύνδεσμοι στο διαδίκτυο

- [1] [www.physionef.org/physiobank/](http://www.physionef.org/physiobank/) :δεδομένα ECG
- [2] <http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiogram>
- [3] <http://java.sun.com/javase/downloads/index.jsp>: Περιβάλλον ανάπτυξης και μετάφρασης κώδικα Java. Για την εκτέλεση του προγράμματος απαιτείται η εγκατάσταση του πακέτου "Java Runtime Environment (JRE)" (έκδοση 5.0), ενώ για την συμβολομετάφραση τυχόν τροποποιήσεων στον κώδικα απαιτείται το "J2SE Development Kit (JDK)" (έκδοση 5.0).
- [4] [www.bluej.org/download/download.html](http://www.bluej.org/download/download.html) :Απλό περιβάλλον ανάπτυξης κώδικα σε Java με παραδείγματα
- [5] [www.eclipse.org/downloads/](http://www.eclipse.org/downloads/) :Το "Eclipse" είναι ένα πλήρες περιβάλλον ανάπτυξης Java,
- [6] <http://audio.rightmark.org/download.shtml> RMAA (RightMark Audio Analyser).
- [7] [www.dspguru.com](http://www.dspguru.com); [www.musicdsp.org/archive.php?classid=0](http://www.musicdsp.org/archive.php?classid=0): Διάφορα θέματα σχετικά με την Ψηφιακή Επεξεργασία Σήματος (DSP).