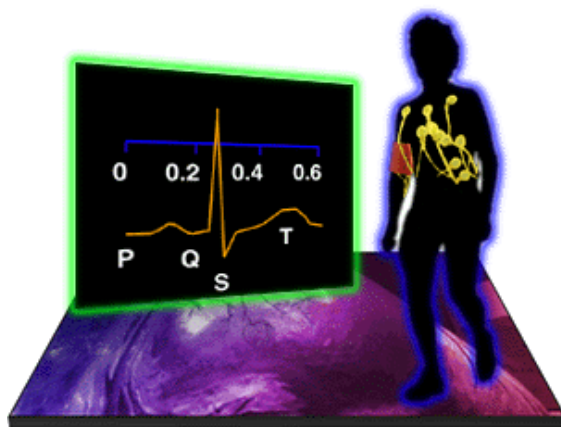




ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ

«Υλοποίηση φορητής μονάδας αυτόματου
Ηλεκτροκαρδιογράφου»



ΛΟΥΚΑΣ ΧΡΗΣΤΟΣ

Διπλωματική εργασία που εκπονήθηκε για την απόκτηση διπλώματος στο
τμήμα Ηλεκτρονικών Μηχανικών και Μηχανικών Ηλεκτρονικών
Υπολογιστών

Εξεταστική Επιτροπή :

Χριστοδούλου Εμμανουήλ (Επιβλέπων)

Ζερβάκης Μιχαήλ

Μπάλας Κωνσταντίνος

Χανιά, Σεπτέμβριος 2003

Αφιερωμένη

Στην οικογένειά μου,
τους καθηγητές μου,
τους φίλους μου
και γενικότερα σε όλους όσους μου συμπαραστάθηκαν καθόλη τη διάρκεια
των προπτυχιακών σπουδών μου.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή κ. Χριστοδούλου Εμμανουήλ, για την εποικοδομητική συνεργασία που είχαμε κατά τη διάρκεια της διπλωματικής μου εργασίας. Επίσης, τους καθηγητές κ. Ζερβάκη Μιχαήλ και κ. Μπάλα Κωνσταντίνο για την ανάγνωση της εργασίας. Τέλος, το μεταπτυχιακό φοιτητή Lucchetti Stefano, για την πολύτιμη βοήθειά του.

Περίληψη της διπλωματικής εργασίας

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η υλοποίηση μιας φορητής μονάδας Ηλεκτροκαρδιογράφου σε διασύνδεση με Η/Υ. Η υλοποίηση χωρίζεται σε 2 μέρη : αναλογικό και ψηφιακό. Στο αναλογικό μέρος, το Ηλεκτροκαρδιογραφικό σήμα (ΗΚΓ) λαμβάνεται από τον ασθενή, με ηλεκτρόδια, ενισχύεται, απαλλάσσεται από μεγάλο μέρος του θορύβου και διαμορφώνεται κατάλληλα, με τη χρήση διατάξεων ενισχυτών και φίλτρων, έτσι ώστε να αποκτήσει αναλογική μορφή, ικανή για απεικόνιση σε παλμογράφο. Επίσης, εκτελείται διαμόρφωση των ορίων του αναλογικού ΗΚΓ, για την πλήρη εισαγωγή του στον A/D converter. Στο ψηφιακό μέρος, πραγματοποιείται η ψηφιοποίηση του ΗΚΓ σήματος και η μεταφορά του στον Υπολογιστή.

Χρησιμοποιείται ένας A/D converter, συνδεδεμένος με το PC μέσω της παράλληλης θύρας (LPT1). Ο προγραμματισμός του A/D converter και η μεταφορά των δεδομένων ελέγχεται με λογισμικό. Τελικά, το ΗΚΓ απεικονίζεται στην οθόνη του υπολογιστή, σε ψηφιακή μορφή, και τα αποτελέσματα αποθηκεύονται. Ανακτώντας, ανά πάσα στιγμή, τα δεδομένα και παρατηρώντας τα ειδικά χαρακτηριστικά του εξεταζόμενου ΗΚΓ, συγκρινόμενα με τα αντίστοιχα χαρακτηριστικά που εμφανίζονται σε περιπτώσεις καρδιακών δυσλειτουργιών και βλαβών καθίσταται δυνατή η διάγνωση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - Εισαγωγή στην Ηλεκτροκαρδιογραφία

Πρόλογος.....	7
1.1 Ηλεκτροκαρδιογραφία.....	9
1.2 Ανατομία και φυσιολογία της ανθρώπινης καρδιάς.....	9
1.3 Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ).....	11
1.3.1 Καταγραφή του ΗΚΓ – Περιγραφή Απαγωγών.....	13
1.3.2 Κλινική Ηλεκτροκαρδιογραφία – Είδη Κλινικών ΗΚΓ.....	20
1.3.3 Χρησιμότητα του ΗΚΓ – Αναφορά για διαγνωστικά συμπεράσματα.....	21
1.3.4 Αυτόματη Ηλεκτροκαρδιογραφία – Οφέλη.....	21
1.4 Αυτόματη ανάλυση του ΗΚΓ.....	23
1.4.1 Λήψη του ΗΚΓ.....	23
1.4.2 Ποιοτική διαμόρφωση του ΗΚΓ.....	24
1.5 Αναγνώριση μορφών του ΗΚΓ.....	26

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – Ανάλυση του κυκλώματος υλοποίησης

2.1 Περιγραφή του κυκλώματος.....	28
2.1.1 Εισαγωγικά.....	28
2.2 Ηλεκτρόδια μέτρησης.....	31
2.2.1 Γενικά.....	31
2.2.2 Ανάλυση.....	32
2.2.3 Μοντέλο κυκλώματος ηλεκτροδίων.....	35
2.2.4 Τα δυναμικά ηλεκτροδίων προκαλούν προβλήματα καταγραφής.....	35
2.2.5 Ιατρικά επιφανειακά ηλεκτρόδια.....	37
2.2.5.1 Τυπικά ιατρικά επιφανειακά ηλεκτρόδια.....	38
2.2.5.2 Προβλήματα με τα επιφανειακά ηλεκτρόδια.....	39
2.3 Καλώδια σύνδεσης - Πηγές του εμφανιζόμενου θορύβου.....	41
2.4 Βιοηλεκτρικοί Ενισχυτές.....	43
2.4.1 Τελεστικοί ενισχυτές.....	45
2.4.1.1 Ιδιότητες των ιδανικών τελεστικών ενισχυτών.....	48
2.4.1.2 Ανάδραση.....	50
2.5 Ο ενισχυτής οργάνου μέτρησης (instrumentation amplifier).....	51

2.5.1 INA118 instrumentation amplifier.....	51
2.5.1.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά.....	51
2.5.1.2 Λειτουργία.....	53
2.5.1.2.1 Μείωση θορύβου – Τεχνική right leg drive.....	53
2.5.1.2.2 Ενίσχυση σήματος.....	54
2.6 Υψιπερατό φίλτρο (high-pass filter).....	56
2.7 Ο τελεστικός ενισχυτής LMC6484.....	57
2.7.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά.....	57
2.7.2 Λειτουργία.....	58
2.8 Βαθυπερατό φίλτρο (Low-pass filter).....	61
2.9 Ο τελεστικός ενισχυτής OP470.....	62
2.9.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά.....	62
2.10 Ανασκόπηση των βημάτων 1-5.....	63
2.10.1 Παρατηρήσεις.....	66
2.11 Διαμόρφωση ορίων του ΗΚΓ σήματος.....	67
2.11.1 Αναφορά τάσης (voltage reference) – MAX873.....	68
2.11.2 Ο απομονωτής (buffer).....	69
2.11.3 Ο αθροιστής (adder).....	71
2.11.4 Αναστροφέας σήματος (signal inverter).....	72
2.12 Η διάταξη τροφοδοσίας.....	75
2.12.1 TEN 3-0521 dc-dc converter.....	76
2.12.1.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά.....	76
2.12.1.2 Λειτουργία.....	78
2.13 Τελικές κυματομορφές του αναλογικού ΗΚΓ, πριν την ψηφιοποίηση.....	79
2.13.1 Παρατηρήσεις.....	80

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - Ψηφιοποίηση του Ηλεκτροκαρδιογραφικού Σήματος	
3.1 Εισαγωγή.....	83
3.2 Ο μετατροπέας αναλογικού-σε-ψηφιακό (A/D converter).....	84
3.2.1 Θεωρία – Βασικές έννοιες.....	84
3.2.2 ADC12034 A/D converter.....	86
3.2.2.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά.....	86
3.2.2.2 Λειτουργία.....	88
3.3 Η παράλληλη θύρα του υπολογιστή.....	92
3.3.1 Ορισμοί.....	92
3.3.2 Τύποι παράλληλων θυρών.....	93
3.3.3 Διευθυνσιοδότηση (addressing).....	96
3.3.4 Pins παράλληλης θύρας και λειτουργία τους.....	97
3.4 Συνδεσμολογία ADC-παράλληλης θύρας	99
3.5 Ανάλυση λογισμικού προγραμματισμού του ADC και επικοινωνίας με την παράλληλη θύρα.....	100
3.5.1 Εισαγωγικά.....	100
3.5.2 Ερμηνεία του κώδικα.....	101
 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 - Παρουσίαση Ψηφιακών Αποτελεσμάτων	
4.1 Το περιβάλλον απεικόνισης (interface).....	118
4.2 Τελικές ψηφιακές κυματομορφές.....	119
4.3 Δυνατότητες επεξεργασίας του ψηφιοποιημένου ΗΚΓ σήματος.....	122
4.4 Τελικά συμπεράσματα.....	122
 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 – Προτάσεις για εναλλακτικές υλοποιήσεις και επεκτάσεις	124
 ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ - Φωτογραφίες υλικών και τμημάτων της υλοποίησης	126
 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ – ΑΝΑΦΟΡΕΣ	129

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Εισαγωγή στην Ηλεκτροκαρδιογραφία

Πρόλογος

Η χρήση των ψηφιακών υπολογιστών (digital computers) στην ιατρική άρχισε ήδη από τη δεκαετία του 50, και σήμερα είναι μια πραγματικότητα. Ο κύριος λόγος που υιοθετήθηκε η χρήση των υπολογιστών στην ιατρική οφείλεται στον τεράστιο όγκο πληροφοριών που συλλέγονται και επεξεργάζονται τόσο στην ιατρική έρευνα όσο και στην κλινική πράξη. Το αποτέλεσμα της εισαγωγής των υπολογιστών στην ιατρική ήταν η αυτοματοποίηση (μερική ή ολική) πολλών ιατρικών διεργασιών που σχετίζονται με τη συλλογή και την επεξεργασία πληροφοριών. Οι διεργασίες αυτές μπορούν να χωρισθούν σε δύο γενικές κατηγορίες.

Στην πρώτη κατηγορία κατατάσσονται οι διεργασίες που αφορούν οργανωτικά θέματα όπως διακίνηση ασθενών (patient administration), χρέωση (billing) και απογραφή (inventory), μηχανογράφηση ιατρικών βιβλιοθηκών (medical library computerization), καθώς και εκπαιδευτικά θέματα ιατρικής (medical education). Όλες βέβαια οι διεργασίες αυτές είναι παρόμοιες με διεργασίες σε πολλές άλλες περιοχές και έτσι δε χαρακτηρίζονται σαν καθαρά ιατρικές διεργασίες.

Στη δεύτερη κατηγορία ανήκουν οι διεργασίες που έχουν σχέση με διάγνωση (diagnosis), παρακολούθηση (monitoring) και θεραπεία (cure) ασθενών, δηλαδή οι καθαρά ιατρικές διεργασίες. Το φάσμα των διεργασιών αυτών είναι πολύ μεγάλο. Ενδεικτικά αναφέρουμε τη χρήση του υπολογιστή σε περιοχές όπως λήψη ιατρικού ιστορικού (medical history), ανάλυση βιοϊατρικών σημάτων (biomedical signals), ανάλυση ιατρικών εικόνων (medical imaging), αυτοματοποίηση οπτικών παρατηρήσεων (visual observations) και λήψη ιατρικών αποφάσεων (medical decisions).

Η περιοχή της ανάλυσης των βιοϊατρικών σημάτων είναι πολύ σημαντική. Αυτό οφείλεται στη μεγάλη διαγνωστική αξία που έχουν τα σήματα αυτά. Σήματα όπως το ηλεκτρομυογράφημα (electromyogram - EMG), το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (electroencephalogram - EEG), η πίεση του αίματος (blood pressure) και το ηλεκτροκαρδιογράφημα (electrocardiogram – ECG) ανήκουν στα βιοϊατρικά σήματα. Τελευταία, προστέθηκαν στην κατηγορία αυτή και τα ουροδυναμικά (urodynamic) σήματα. Όλα τα βιοϊατρικά σήματα καταγράφονται με τη βοήθεια κάποιας εργαστηριακής συσκευής.

Με τον όρο **ανάλυση των βιοϊατρικών** σημάτων εννοούμε τη διεργασία που απαιτείται για την επεξεργασία των πληροφοριών που φέρουν τα σήματα αυτά με σκοπό κυρίως τη διάγνωση. Προσπάθειες για την αυτοματοποίηση της διεργασίας αυτής (αυτόματη ανάλυση) άρχισαν από πολύ παλιά. Σαν αποτέλεσμα αναπτύχθηκαν διάφορες μέθοδοι γι' αυτό το σκοπό καθώς και αυτόματα συστήματα βασισμένα σ' αυτές τις μεθόδους. Η αυτόματη ανάλυση των βιοϊατρικών σημάτων είναι πολύ δύσκολη και γι' αυτό η έρευνα στην περιοχή αυτή συνεχίζεται, με σκοπό την εξεύρεση νέων μεθόδων για την κατασκευή αυτόματων συστημάτων μεγαλύτερης αξιοπιστίας.

Το **ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)** είναι ένα από τα βασικότερα βιοϊατρικά σήματα και χρησιμοποιείται πολύ συχνά για κλινική διάγνωση (clinical diagnosis) ή σε μονάδες εντατικής παρακολούθησης (intensive care units). Ανάλογα με τη χρήση του το ΗΚΓ χωρίζεται σε τρεις μεγάλες κατηγορίες: **ανάπαυσης**, **κόπωσης** και **επιτήρησης**. Η ανάλυση του ΗΚΓ από το γιατρό γίνεται σε δύο φάσεις. Στην πρώτη φάση αναγνωρίζονται ορισμένα καρδιακά κύματα και μετρούνται οι παράμετροι τους. Στη δεύτερη φάση γίνεται χρήση ενός συνόλου από εμπειρικό κριτήρια, μαζί με τα αποτελέσματα της πρώτης φάσης, και εξάγεται η διάγνωση. Στην αυτόματη ανάλυση του ΗΚΓ οι δύο αυτές φάσεις παραμένουν οι ίδιες. Πριν από αυτές όμως προηγούνται δύο άλλες φάσεις: (α) η φάση της λήψης του ΗΚΓ (ECG acquisition) στην οποία το αναλογικό σήμα ψηφιοποιείται και αποθηκεύεται στη μνήμη του υπολογιστή και (β) η φάση της ποιοτικής διαμόρφωσης του σήματος (signal conditioning).

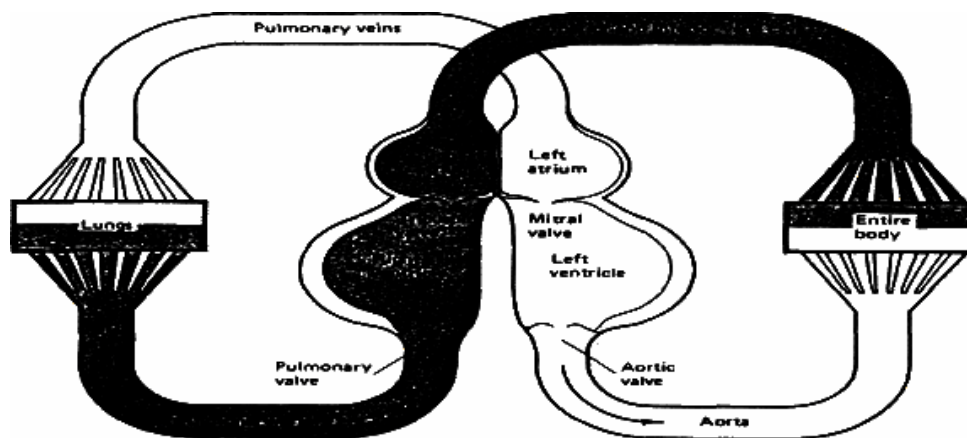
1.1 Ηλεκτροκαρδιογραφία

Για να αναπτυχθούν μέθοδοι αυτόματης ανάλυσης του ΗΚΓ, είναι απαραίτητη μια βασική γνώση των φαινομένων που συμβαίνουν στην καρδιά, καθώς και των σχέσεων μεταξύ αυτών των φαινομένων και των δυναμικών που μετρούνται στην επιφάνεια του σώματος. Εδώ θα δώσουμε μια σύντομη περιγραφή των βασικότερων στοιχείων καθώς επίσης και μια ανασκόπηση των λόγων που οδήγησαν στην αυτοματοποίηση της ανάλυσης του ΗΚΓ και του βαθμού υιοθέτησης της αυτοματοποίησης αυτής.

1.2 Ανατομία και φυσιολογία της ανθρώπινης καρδιάς

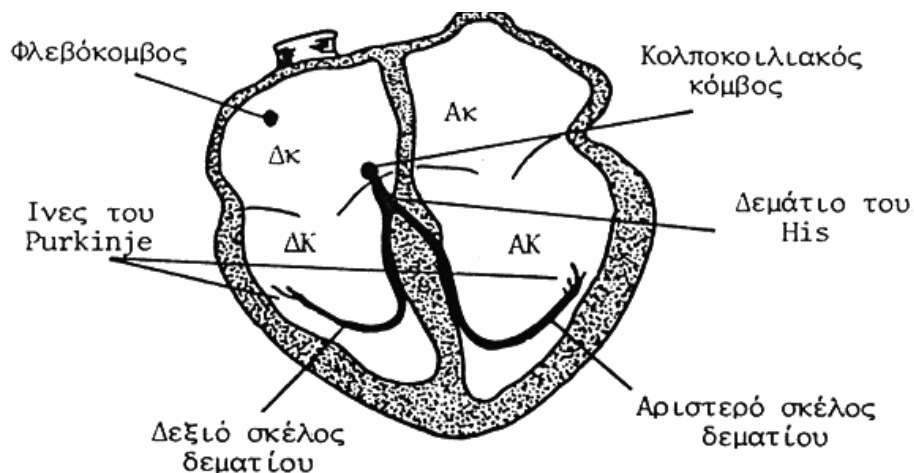
Η καρδιά είναι ένας κοίλος μυς που διατηρεί την κυκλοφορία του αίματος με ρυθμικές συσπάσεις. Η καρδιά χωρίζεται σε δύο μέρη, το αριστερό και το δεξιό. Κάθε μέρος αποτελείται από δύο χώρους, τον κόλπο (atrium or atria) και την κοιλία (ventricle).

Το αριστερό μέρος της καρδιάς είναι μεγαλύτερο και πιο χονδρό από το δεξιό και αυτό γιατί εκτελεί περισσότερη εργασία. Η εργασία αυτή συνίσταται στην αποστολή οξυγονωμένου (καθαρού) αίματος μέσα στην αορτή (τη βασική αρτηρία του σώματος), από όπου διοχετεύεται κατόπιν σε ολόκληρο το σώμα. Το λεπτότερο δεξιό μέρος της καρδιάς, στέλνει ακάθαρτο αίμα στους πνεύμονες για καθαρισμό, μέσα από τις πνευμονικές αρτηρίες. Οι κοιλίες έχουν χονδρά τοιχώματα και είναι αυτές που στέλνουν το αίμα στην κυκλοφορία, σε κάθε χτύπο (συστολή ή σύσπαση) της καρδιάς. Οι κόλποι έχουν πιο λεπτά τοιχώματα και λειτουργούν σαν συλλέκτες του αίματος. Μαζεύουν το αίμα που επιστρέφει στην καρδιά στη διάρκεια της κοιλιακής συστολής. Μεταξύ δύο χτύπων οι κοιλίες ηρεμούν (διαστολή). Κατά τη διαστολή το αίμα κυλά από τους κόλπους στις κοιλίες, στην αρχή παθητικά και κατόπιν ωθούμενο από την κολπική συστολή. Η κυκλοφορία του αίματος φαίνεται εποπτικά στο Σχ. 1.1.



Σχ. 1.1 Κυκλοφορία του αίματος στο ανθρώπινο σώμα.

Η λειτουργία της καρδιάς μπορεί να παρασταθεί σαν μια ακολουθία φαινομένων που επαναλαμβάνονται περιοδικά. Μια περίοδος της ακολουθίας αυτής αποτελεί έναν καρδιακό κύκλο. Πριν από κάθε καρδιακό κύκλο, οι μύες του αριστερού και δεξιού κόλπου και της αριστερής και δεξιάς κοιλίας βρίσκονται σε ηρεμία ενώ είναι πολωμένοι σε αρνητικό δυναμικό, 90mV περίπου. Ο κύκλος ξεκινά όταν τα ειδικά κύτταρα που βρίσκονται ψηλά στο δεξιό κόλπο και αποτελούν το φλεβόκομβο (sino-atrial node) αποπολώνονται (depolarize) αυθόρμητα, δημιουργώντας ένα ερέθισμα. Το ηλεκτρικό αυτό ερέθισμα διαδίδεται δια μέσου των δύο κόλπων με αποτέλεσμα τη συστολή των κόλπων και το γέμισμα των κοιλιών με αίμα. Το ερέθισμα αυτό φτάνει στον κολποκοιλιακό κόμβο (atrio-ventricular node) όπου καθυστερείται για 100 msec περίπου πριν περάσει στις κοιλίες. Η καθυστέρηση αυτή, επιτρέπει τη συμπλήρωση της μηχανικής συστολής των κόλπων. Κατόπιν, το ερέθισμα απλώνεται μέσα απ' το δεμάτιο του His και τις ίνες του Purkinje στις μυώδεις κοιλίες. Η άφιξη του ερεθίσματος στις κοιλίες δημιουργεί ένα κύμα κυτταρικών αποπολώσεων που προκαλεί τη συστολή των κοιλιών και την αποστολή αίματος στην κυκλοφορία του σώματος και την πνευμονική κυκλοφορία. Η καρδιά, μαζί με το σύστημα αγωγής (conduction system) - φλεβόκομβος, κολποκοιλιακός κόμβος, δεμάτιο του His, δεξιό και αριστερό σκέλος του δεματίου και ίνες του Purkinje φαίνονται στο Σχ. 1.2.

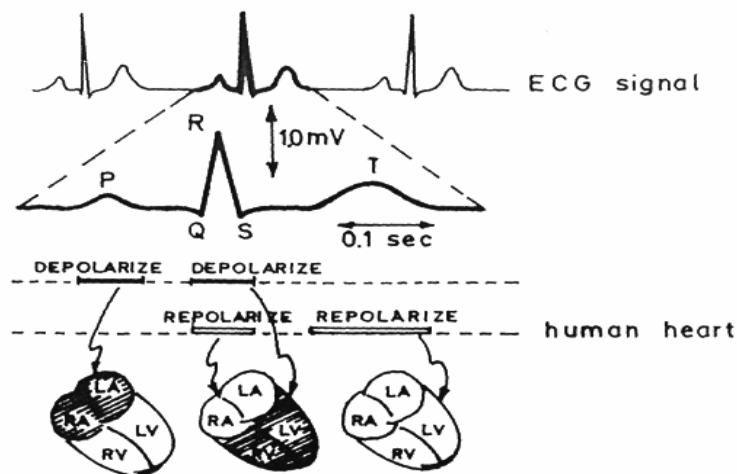


Σχ. 1.2 Η καρδιά και το σύστημα αγωγής. Το Δκ σημαίνει δεξιός κόλπος, το Ακ αριστερός κόλπος, το ΔΚ δεξιά κοιλία και το ΑΚ αριστερή κοιλία

Μετά τη συστολή των κοιλιών ακολουθεί ένα διάστημα ανάκτησης - επαναπόλωσης - (repolarize), το οποίο διαρκεί μέχρι να φτάσει η καρδιά στην κατάσταση ηρεμίας. Αυτή τη στιγμή, ένας καρδιακός κύκλος έχει ολοκληρωθεί και ένας καινούργιος κύκλος μπορεί να αρχίσει ξανά από το φλεβοκόμβο.

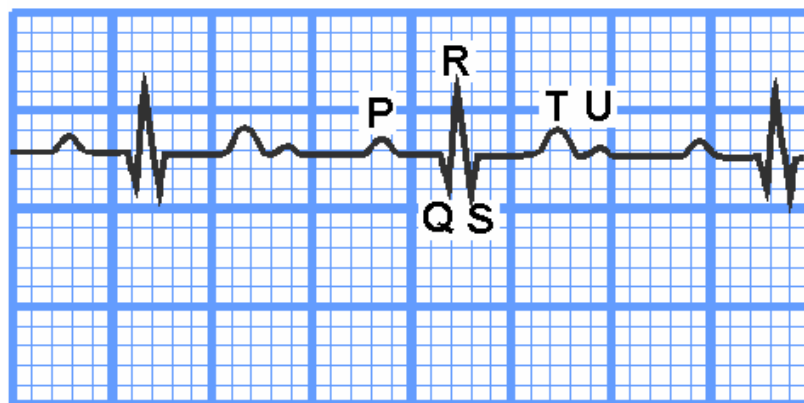
1.3 Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)

Το ΗΚΓ είναι ένα σύνολο γραφικών απεικονίσεων των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται κατά την καρδιακή λειτουργία. Η σχέση μεταξύ μιας από τις γραφικές απεικονίσεις του ΗΚΓ και της λειτουργίας της καρδιάς φαίνεται στο Σχ. 1.3.



Σχ. 1.3 Σχέση μεταξύ του ΗΚΓ σήματος και της λειτουργίας της καρδιάς. Το γραμμοσκιασμένο τμήμα φανερώνει ότι το μέρος αυτό της καρδιάς είναι γεμάτο με αίμα.

Οι αποπολώσεις και επαναπολώσεις των κόλπων και κοιλιών αντιστοιχούν, στο ΗΚΓ, στα τρία συμπλέγματα P, QRS και T. Το σύμπλεγμα P αντιστοιχεί στην αποπόλωση των κόλπων, το σύμπλεγμα QRS στην αποπόλωση των κοιλιών και το σύμπλεγμα T στην επαναπόλωση των κοιλιών. Στην επαναπόλωση των κόλπων δεν αντιστοιχεί κάποιο ορατό σύμπλεγμα. Αυτό συμβαίνει γιατί η επαναπόλωση των κόλπων γίνεται ταυτόχρονα με την παραγωγή του συμπλέγματος QRS και έτσι επικαλύπτεται από αυτό. Πιο καθαρά, τα βασικά διαστήματα του ΗΚΓ σήματος φαίνεται στο Σχ. 1.4.



Σχ. 1.4 Βασικά διαστήματα του ΗΚΓ σήματος

Φυσιολογικά, η σειρά εμφάνισης των συμπλεγμάτων P, QRS και T στο ΗΚΓ είναι αυτή που φαίνεται στο Σχ. 1.4. Δηλαδή, το σύμπλεγμα P (αποπόλωση των κόλπων) ακολουθείται από τα συμπλέγματα QRS (αποπόλωση των κοιλιών) και T (επαναπόλωση των κοιλιών) και αυτό γιατί το ηλεκτρικό ερέθισμα διαδίδεται πρώτα μέσα από τους κόλπους και κατόπιν περνά στις κοιλίες. Σε περίπτωση μη φυσιολογικής λειτουργίας της καρδιάς, η διαδοχή αυτή μπορεί να διαταραχθεί και μπορεί να εμφανισθεί σχεδόν οποιοσδήποτε συνδυασμός μεταξύ κολπικών και κοιλιακών κυμάτων. Ακόμη, η μη φυσιολογική αποπόλωση των κόλπων μπορεί να εμφανισθεί στο ΗΚΓ ως κύματα πτερυγισμού (flutter waves) (αλυσίδα κυμάτων με πριονωτή μορφή) ή κολπική μαρμαρυγή (atrial fibrillation) (μικρά κύματα τελείως άρρυθμα).

Τα μέτωπα αποπόλωσης και επαναπόλωσης σχηματίζουν ένα "στρώμα" (layer), κατά πλάτος του οποίου υπάρχει διαφορά δυναμικού. Μπορούμε δηλαδή να το θεωρήσουμε σαν ένα επίπεδο δίπολο. Υποθέτοντας ότι η καρδιά είναι πολύ μικρή σε σχέση με το σώμα και ακόμη ότι το σώμα είναι ομογενής αγωγός, το επίπεδο αυτό δίπολο μπορεί να αντικατασταθεί από ένα ισοδύναμο απλό δίπολο. Το ισοδύναμο αυτό δίπολο αναφέρεται σαν καρδιακό άνυσμα ή ηλεκτρικός άξονας της καρδιάς (heart vector).

Οι παραπάνω, βέβαια, υποθέσεις δεν είναι ακριβείς και γι' αυτό το μοντέλο του δίπολου ισχύει μόνο με κάποια προσέγγιση. Παρ' όλα αυτά, το μοντέλο αυτό έχει παίζει σπουδαίο ρόλο στην κατανόηση της μορφολογίας του ΗΚΓ και των σχέσεων μεταξύ των φάσεων στα ΗΚΓ.

1.3.1 Καταγραφή του ΗΚΓ – Περιγραφή Απαγωγών

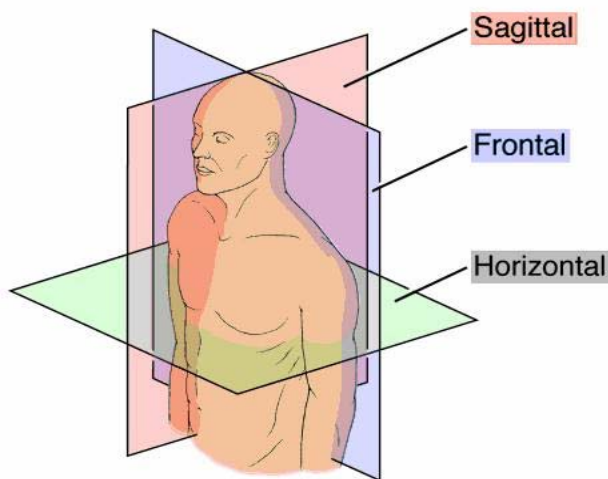
Οι διαφορές δυναμικού που παράγονται από την καρδιά κατανέμονται σε ολόκληρο το σώμα και μπορούν να καταγραφούν. Πρώτος ο Einthoven, στις αρχές του αιώνα μας, μέτρησε τα δυναμικά αυτά στην επιφάνεια του σώματος με την ανακάλυψη του έγχωρδου γαλβανόμετρου.

Οι πρώτοι ηλεκτροκαρδιογράφοι (συσκευές καταγραφής του ΗΚΓ) που κατασκευάστηκαν, βασισμένοι στο έγχωρδο γαλβανόμετρο, ήταν αρκετά ογκώδεις και

δύσχρηστοι. Με την εξέλιξη της τεχνολογίας η κατασκευή μικρότερων και πιο εύχρηστων ηλεκτροκαρδιογράφων έγινε δυνατή. Οι σημερινές συσκευές είναι βασισμένες σε ολοκληρωμένα κυκλώματα με αποτέλεσμα ο όγκος τους να έχει μειωθεί κατά πολύ.

Ο ηλεκτροκαρδιογράφος δίνει στην έξοδο του ένα ή περισσότερα ηλεκτρικά σήματα που είναι συνάρτηση των θέσεων των ηλεκτροδίων πάνω στο ανθρώπινο σώμα. Οι θέσεις αυτές των ηλεκτροδίων ονομάζονται **απαγωγές** (leads). Πολλές φορές, τα σήματα που καταγράφονται ονομάζονται επίσης (όχι αυστηρά) απαγωγές.

Ο συνηθισμένος τρόπος καταγραφής του ΗΚΓ είναι με τις **12 τυποποιημένες (standard) ΗΚΓ απαγωγές**. Η λήψη ενός ΗΚΓ είναι σαν τη σχεδίαση μιας εικόνας ή τη λήψη μιας φωτογραφίας. Κάθε ΗΚΓ απαγωγή είναι μια "φωτογραφία" του ίδιου γεγονότος (της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς) από διαφορετική γωνία. Η καταγραφή πολλών απαγωγών, χρειάζεται για να μπορέσουμε να περιγράψουμε με ακρίβεια την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. Το σύνολο των απαγωγών (12 στους σύγχρονους καρδιογράφους) δίνουν και την πλήρη εικόνα και λειτουργία της καρδιάς, σαν να λέγαμε και στις «3 διαστάσεις»,σε όλα τα επίπεδα όπως αυτά ορίζονται ιατρικά σε κάποιον οργανισμό. Μια χαρακτηριστική εικόνα αυτών των επιπέδων δίνεται στο Σχ. 1.5.



Σχ. 1.5 Ιατρικά επίπεδα της καρδιακής λειτουργίας

Ωστόσο, τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα δεν παρέχουν πληροφορίες για το κάθετο (sagittal) επίπεδο αλλά για τα άλλα δύο δίνει ικανοποιητικές πληροφορίες.

Οι 12 τυποποιημένες απαγωγές υποδιαιρούνται σε δύο ομάδες: τις **έξι απαγωγές των άκρων (limb leads)** και τις **έξι προκάρδιες ή θωρακικές απαγωγές (chest leads)**.

Οι έξι απαγωγές των άκρων είναι οι I, II, III, aVR, aVL και aVF και καταγράφονται με ηλεκτρόδια τοποθετημένα στα άκρα. Αυτές υποδιαιρούνται παραπέρα σε δύο υποομάδες: τις **διπολικές απαγωγές των άκρων** (I, II και III) και τις **μονοπολικές απαγωγές των άκρων** (aVR, aVL και aVF). Οι έξι προκάρδιες απαγωγές (V1, V2, V3, V4, V5 και V6) καταγράφονται με ηλεκτρόδιο που τοποθετείται σε καθορισμένα σημεία στο θωρακικό τοίχωμα.

Οι διπολικές απαγωγές ονομάζονται έτσι επειδή καταγράφουν τη διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο άκρων.

Η απαγωγή I καταγράφει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ του αριστερού βραχίονα (Left Arm) και του δεξιού βραχίονα (Right Arm).

$$\text{Απαγωγή I} = \text{LA} - \text{RA} \quad (1.3.1.1)$$

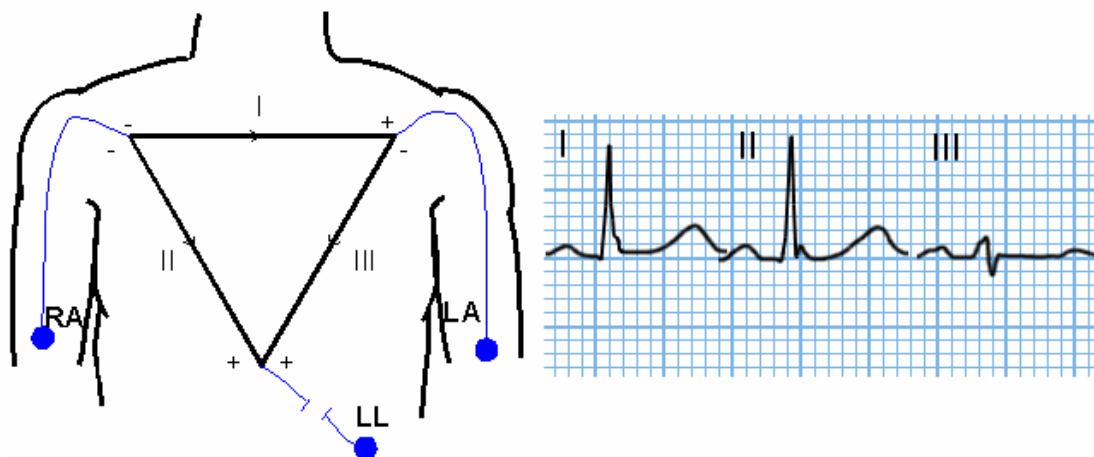
Η απαγωγή II αντιπροσωπεύει τη διαφορά δυναμικού που καταγράφεται μεταξύ της αριστερής κνήμης (Left Leg) και του δεξιού βραχίονα.

$$\text{Απαγωγή II} = \text{LL} - \text{RA} \quad (1.3.1.2)$$

Τέλος, η απαγωγή III παριστάνει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ της αριστερής κνήμης και του αριστερού βραχίονα.

$$\text{Απαγωγή III} = \text{LL} - \text{LA} \quad (1.3.1.3)$$

Οι απαγωγές I, II και III μπορούν να παρασταθούν σχηματικά με τη βοήθεια του μοντέλου του Einthoven. Στο μοντέλο αυτό θεωρείται ότι η διαφορά δυναμικού σε μια απαγωγή είναι ανάλογη με την προβολή του καρδιακού ανύσματος σ' αυτή την απαγωγή. Λαμβάνοντας υπ' όψη ότι το αλγεβρικό άθροισμα των διαφορών δυναμικού μεταξύ τριών ηλεκτροδίων είναι μηδέν, το μοντέλο του Einthoven μπορεί να παρασταθεί με τη βοήθεια ενός ισόπλευρου τριγώνου (Σχ. 1.6).



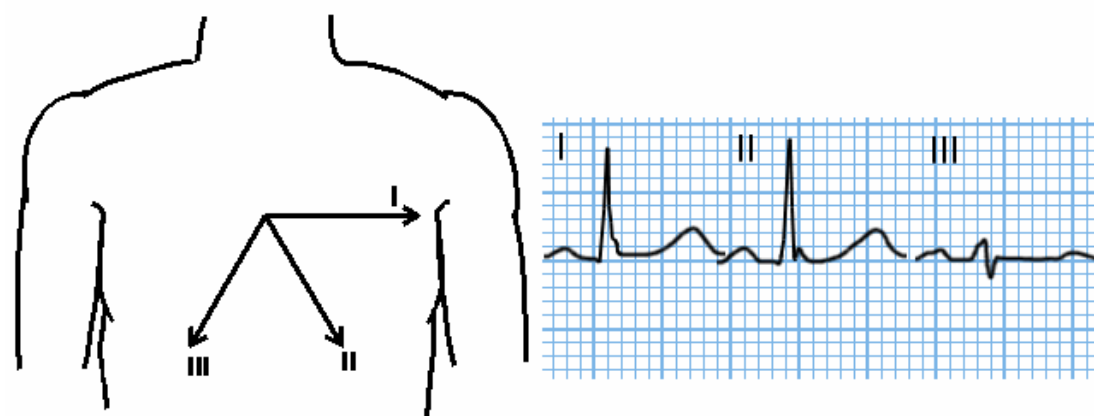
Σχ. 1.6 Το ισόπλευρο τρίγωνο, όπως προτάθηκε από τον Einthoven και οι αντίστοιχες κυματομορφές των απαγωγών I,II,III

όπου LA: left arm

RA: right arm

LL: left leg

Αν τις φανταστούμε ως κατευθύνσεις, που να ξεκινούν από ένα εσωτερικό σημείο, αναπαριστώνται ως εξής :



Σχ. 1.6 Εναλλακτική αναπαράσταση των απαγωγών I,II,III

Στη μελέτη μας χρησιμοποιήσαμε την **απαγωγή I**.

Προσθέτοντας τις εξισώσεις (1.3.1) και (2.3) κατά μέλη παίρνουμε

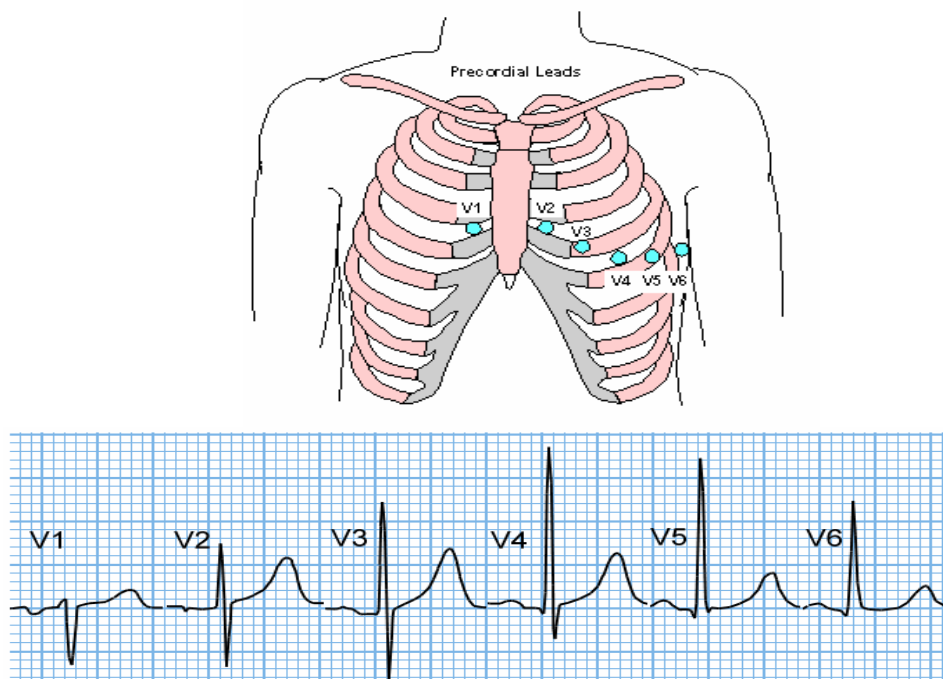
$$I+III=LL-RA=II$$

(1.3.1.4)

Η ισότητα (1.3.1.4) είναι η σχέση που συνδέει μεταξύ τους τις τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων.

Το 1934, ο Wilson και οι συνεργάτες του εισήγαγαν την έννοια του κεντρικού τερματικού (Central Terminal). Το κεντρικό τερματικό θεωρείται ότι έχει δυναμικό τη μέση τιμή των δυναμικών που μετρούνται στο δεξιό βραχίονα, στον αριστερό βραχίονα και στην αριστερή κνήμη. Η τιμή του δυναμικού του κεντρικού τερματικού είναι μηδέν (κατά προσέγγιση). Έτσι, οι διαφορές δυναμικού που καταγράφονται μεταξύ ενός ηλεκτροδίου και του κεντρικού τερματικού θεωρούνται ως μονοπολικές απαγωγές.

Τέτοιες απαγωγές, που χρησιμοποιούνται πολύ συχνά στην ηλεκτροκαρδιογραφία, είναι οι έξι θωρακικές απαγωγές (V1, V2, V3, V4, V5 και V6). Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για τη λήψη των απαγωγών αυτών φαίνεται στο Σχ. 1.7.



Σχ. 1.7 Τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για τη λήψη των θωρακικών (προκάρδιων) απαγωγών και οι αντίστοιχες κυματομορφές.

Τρεις άλλες μονοπολικές απαγωγές χρησιμοποιούνται συνήθως, οι aVR, aVL και aVF, όπως αναφέρθηκε παραπάνω. Αυτές μετρούν τη διαφορά δυναμικού μεταξύ των ηλεκτροδίων LA, RA και LL και του κεντρικού τερματικού.

Εφ' όσον το δυναμικό του κεντρικού τερματικού είναι

$$CT = (LA + RA + LL) \quad (1.3.1.5)$$

Παίρνουμε

$$VR = RA - CT = (2RA - LA - LL)/3 = (-I - II)/3 \quad (1.3.1.6)$$

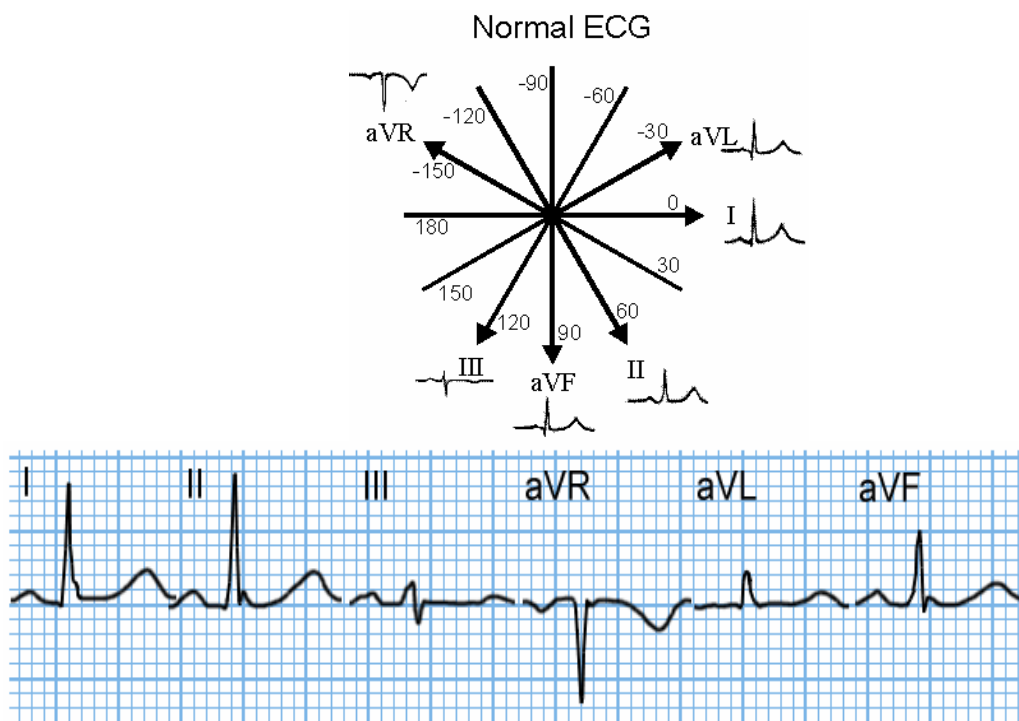
$$VL = LA - CT = (2LA - RA - LL)/3 = (I - III)/3 \quad (1.3.1.7)$$

$$VF = LL - CT = (2LL - LA - RA)/3 = (II + III)/3 \quad (1.3.1.8)$$

και προσθέτοντας τις (1.3.1.6), (1.3.1.7) και (1.3.1.8) κατά μέλη παίρνουμε

$$VR + VL + VF = 0 \quad (1.3.1.9)$$

Τα δυναμικά αυτά ενισχύονται κατά 50% (πολλαπλασιάζονται επί 3/2) και έτσι αναφέρονται σαν **ενισχυμένα (augmented)**. Το a στη συντομογραφία των απαγωγών αυτών αναφέρεται στη λέξη augmented, το V στη λέξη voltage (δυναμικό) και τα R, L, F στο δεξιό βραχίονα, αριστερό βραχίονα και αριστερή κνήμη, αντίστοιχα. Οι παραπάνω σχέσεις, των αυξημένων απαγωγών, σε σχέση με τις βασικές απαγωγές (I, II, III), δίνονται στο Σχ. 1.8.



Σχ. 1.8 Σχέση μεταξύ βασικών-αυξημένων απαγωγών και οι αντίστοιχες κυματομορφές

Ο συνδυασμός των απαγωγών I, II, III, aVR, aVL, aVF, VI, V2, V3, V4, και V6 αναφέρεται ως ΗΚΓ των 12 απαγωγών (12-lead ECG). Για την καταγραφή των X, Y και Z συνιστωσών του καρδιακού ανύσματος έχουν προταθεί, κατά καιρούς, διάφορα συστήματα απαγωγών. Οι τρεις απαγωγές που παίρνονται ταυτόχρονα, με ένα τέτοιο σύστημα, αποτελούν το ανυσματοκαρδιογράφημα - ΑΚΓ (Vector cardiogram – VCG). Το σύστημα που προτάθηκε από τον Frank, το 1956, είναι σήμερα το περισσότερο διαδεδομένο. Το σύστημα αυτό είναι απλό επειδή χρησιμοποιεί 7 μόνο ηλεκτρόδια.

Συχνά, οι τρεις ανυσματικές απαγωγές συνδυάζονται με τις δώδεκα τυποποιημένες απαγωγές, οπότε παίρνουμε συνολικά δεκαπέντε απαγωγές. Η ανάπτυξη της τεχνολογίας έχει επιτρέψει την κατασκευή ηλεκτροκαρδιογράφων που καταγράφουν ταυτόχρονα περισσότερες από μία απαγωγές. Οι ηλεκτροκαρδιογράφοι που καταγράφουν ταυτόχρονα 3 απαγωγές είναι πολύ συνηθισμένοι, ενώ υπάρχουν στο εμπόριο και ηλεκτροκαρδιογράφοι που καταγράφουν περισσότερες (μέχρι και 15).

1.3.2 Κλινική Ηλεκτροκαρδιογραφία – Είδη Κλινικών ΗΚΓ

Το ΗΚΓ αποτελεί ένα σημαντικό διαγνωστικό μέσο. Η καταγραφή και χρήση του, εκτός από ορισμένες πολύ ειδικές εφαρμογές σε ερευνητικά κέντρα, γίνεται σε τρεις περιπτώσεις.

1. Τα περισσότερα ΗΚΓ καταγράφονται όταν ο ασθενής είναι σε ανάπαυση και ονομάζονται ΗΚΓ "ανάπαυσης" (**rest ECG**). Η διάρκεια καταγραφής, στην περίπτωση αυτή, είναι μικρή και συνήθως δεν υπερβαίνει τα λίγα δευτερόλεπτα για κάθε απαγωγή. Το ΗΚΓ που λαμβάνεται, χρησιμοποιείται για μια γρήγορη εκτίμηση της κατάστασης της καρδιάς ή για την παρακολούθηση των αποτελεσμάτων κάποιας θεραπευτικής αγωγής.

2. Η δεύτερη περίπτωση καταγραφής του ΗΚΓ, είναι κατά τη διάρκεια εκτέλεσης ορισμένων προκαθορισμένων ασκήσεων από τον ασθενή. Το ΗΚΓ, στην περίπτωση αυτή, ονομάζεται ΗΚΓ "κόπωσης" (**exercise ECG**) και χρησιμοποιείται συνήθως για τον εντοπισμό στεφανιαίας ανεπάρκειας. Επίσης, χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση ασθενών κατά την περίοδο αποκατάστασης και για την παρακολούθηση των αθλητών.

3. Η τρίτη περίπτωση καταγραφής του ΗΚΓ, είναι για επιτήρηση της κατάστασης του ασθενή και ονομάζεται ΗΚΓ "επιτήρησης" (**monitoring ECG**). Ανάλογα με την κατάσταση του ασθενή, διακρίνουμε δύο υποπεριπτώσεις:

(α) Όταν ο ασθενής βρίσκεται σε μονάδες στεφανιαίας ή εντατικής παρακολούθησης. Ο ρυθμός της καρδιάς παρακολουθείται για αρκετές ημέρες (ή ακόμη και εβδομάδες), ώστε να ανιχνευθούν αρρυθμίες σοβαρής μορφής και να είναι δυνατή η επέμβαση γιατρού, όσο το δυνατό νωρίτερα.

(β) Κατά τη διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων του ασθενή. Εδώ, το ΗΚΓ χρησιμοποιείται για να ανιχνευθούν πιθανές καρδιακές αιτίες για παθήσεις του ασθενή (όπως ζαλάδες), οι οποίες συμβαίνουν μόνο λίγες φορές κατά τη διάρκεια της ημέρας. Επίσης, χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση των αποτελεσμάτων κάποιας θεραπευτικής αγωγής.

Στην εργασία αυτή, θα περιοριστούμε στην ανάλυση του **ΗΚΓ ανάπαυσης (rest ECG)**.

1.3.3 Χρησιμότητα του ΗΚΓ – Αναφορά για διαγνωστικά συμπεράσματα

Υπάρχουν ορισμένοι περιορισμοί στη διαγνωστική αξία του ΗΚΓ. Ο βασικότερος οφείλεται στο γεγονός ότι το ΗΚΓ απεικονίζει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς. Καρδιακές ανωμαλίες (ανατομικές ή λειτουργικές) δεν απεικονίζονται στο ΗΚΓ παρά μόνο αν συνοδεύονται από μια αλλαγή στην ηλεκτρική δραστηριότητα.

Από την άλλη πλευρά όμως, με το ΗΚΓ καθορίζεται με ακρίβεια η διάρκεια του καρδιακού παλμού, και απ' αυτή, η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας και οι μεταβολές της, καθώς και όλες οι μορφές αρρυθμίας, οι διαταραχές στο σύστημα αγωγής (μερικός και ολικός αποκλεισμός, αποκλεισμός σκέλους, κ.ά.), η παραγωγή έκτακτων συστολών καθώς και η θέση του ερεθίσματος που τις προκαλεί. Αναγνωρίζονται, επίσης, οι υπερτροφίες των κόλπων και των κοιλιών, διάφορες τοξικές επιδράσεις στο μυοκάρδιο, διαταραχές του ασβεστίου και του καλίου του αίματος καθώς και η ανοξία του μυοκαρδίου, είτε στο σύνολο του, είτε σε τμήματα του (έμφραγμα του μυοκαρδίου).

1.3.4 Αυτόματη Ηλεκτροκαρδιογραφία - Οφέλη

Κάθε χρόνο, καταγράφεται και αναλύεται ένας μεγάλος αριθμός ΗΚΓ σε όλο τον κόσμο. Είναι φανερό ότι η αυτοματοποίηση της ανάλυσης του ΗΚΓ θα ήταν πολύ χρήσιμη. Μερικά οφέλη από μια τέτοια αυτοματοποίηση είναι:

- (1) Οι γιατροί θα εξοικονομούν χρόνο τον οποίο θα χρησιμοποιούν σε άλλες διεργασίες που δεν μπορούν να αυτοματοποιηθούν,
- (2) Προσφορά μεγάλης υπηρεσίας στα μικρά νοσοκομεία και στους επαγγελματίες γιατρούς, καθώς και σε περιπτώσεις ανάγκης όπου δεν υπάρχει καρδιολόγος,
- (3) Τυποποίηση του τρόπου παρουσίασης της διάγνωσης (περιεχόμενο, γλώσσα και σύνταξη) και

(4) προσμονή πιθανής αύξησης της ακρίβειας της διάγνωσης με τη συνεπή (σταθερή) εφαρμογή των διαγνωστικών κριτηρίων ή με τη χρήση στατιστικών τεχνικών, για την εφαρμογή των οποίων είναι απαραίτητος ο υπολογιστής.

Η αυτοματοποίηση της ανάλυσης του ΗΚΓ προσφέρει, επίσης, το πλεονέκτημα της αποθήκευσης και της γρήγορης ανάκτησης πληροφοριών. Προς αυτή την κατεύθυνση, ορισμένα συστήματα αυτόματης ανάλυσης του ΗΚΓ, προσφέρουν τη δυνατότητα για σύγκριση εκτός-γραμμής (off-line), ενός ΗΚΓ με ΗΚΓ προηγούμενων καταγραφών του ίδιου ασθενή (serial comparative analysis), για εξαγωγή διαγνωστικών συμπερασμάτων. Η παραπάνω διαδικασία, κατά το παρελθόν, περιοριζόταν σημαντικά από τις απαιτήσεις για περιφερειακή μνήμη και το χρόνο του υπολογιστή. Η ανάπτυξη όμως των οπτικών δίσκων (optical disks), με πολύ μεγάλη χωρητικότητα και ταχύτητα προσπέλασης, έδωσε μεγάλη ώθηση και άνοιξε καινούριους δρόμους στην περιοχή αυτή.

Εκτός από τα παραπάνω, η αυτόματη ανάλυση του ΗΚΓ δίνει τη δυνατότητα για επιδημιολογικές μελέτες (epidemiological studies) σε μεγάλους πληθυσμούς. Μάλιστα, οι προοπτικές προς την κατεύθυνση αυτή είναι καλές και η έρευνα συνεχίζεται, ακολουθώντας πιστά τις τεχνολογικές εξελίξεις και τις ευκολίες που αυτές παρέχουν.

Όλοι οι παραπάνω λόγοι, συνετέλεσαν ώστε η χρήση των υπολογιστών στην αυτόματη ανάλυση του ΗΚΓ να υιοθετηθεί, και κύρια στα μεγάλα νοσοκομεία. Αυτό φαίνεται στην έρευνα του Drazen, για τη χρήση των υπολογιστών στην αυτόματη ανάλυση του ΗΚΓ στις ΗΠΑ. Σε μια άλλη έρευνα, που έγινε πάλι από τον Drazen, αποδείχθηκε ότι η χρήση των υπολογιστών συνετέλεσε στη μείωση του χρόνου που απαιτείται από τους καρδιολόγους για την ερμηνεία του ΗΚΓ από 30 ως 70 τις εκατό. Παρόμοια, η γραφική δουλειά για την καταγραφή των διαγνώσεων, καθώς και για άλλες διοικητικές διεργασίες, όπως χρέωση, μειώθηκε κατά πολύ.

Τέτοιες έρευνες έχουν γίνει, σε μικρότερη κλίμακα, για την Ευρώπη, αλλά είναι γνωστό ότι το ποσοστό χρήσης των υπολογιστών στην ανάλυση του ΗΚΓ είναι μικρότερο από το αντίστοιχο στις ΗΠΑ. Από το 1980 έχει αρχίσει ένα Ευρωπαϊκό πρόγραμμα, που ονομάζεται “Common Standards for quantitative Electrocardiography”, με σκοπό την τυποποίηση των διαδικασιών αναγνώρισης και μέτρησης του ΗΚΓ, την

τυποποίηση των διαγνωστικών κριτηρίων καθώς και τη δημιουργία μιας αντιπροσωπευτικής βάσης δεδομένων ώστε να είναι δυνατή η σύγκριση και αξιολόγηση των διάφορων συστημάτων αυτόματης ανάλυσης του ΗΚΓ. Το πρόγραμμα αυτό έχει συμβάλει πολύ στον προβληματισμό για την υιοθέτηση της αυτόματης ανάλυσης του ΗΚΓ σε πολλές Ευρωπαϊκές χώρες. Τελευταία, η αυτόματη ανάλυση του ΗΚΓ άρχισε να γενικεύεται και στην Ιαπωνία και να αναπτύσσεται με αλματώδεις ρυθμούς.

1.4 Αυτόματη ανάλυση του ΗΚΓ

Η αυτόματη ανάλυση του ΗΚΓ γίνεται σε τέσσερις φάσεις :

- (1) Λήψη του ΗΚΓ (ECG acquisition)
- (2) Ποιοτική διαμόρφωση του σήματος (signal conditioning)
- (3) Αναγνώριση των μορφών του ΗΚΓ και μέτρηση των παραμέτρων τους (ECG pattern recognition and parameter measurement)
- (4) Διαγνωστική ερμηνεία του ΗΚΓ (diagnostic ECG interpretation)

Παλαιότερα, η επεξεργασία του ΗΚΓ γινόταν σε κεντρικούς μίνι υπολογιστές, αφιερωμένους σ' αυτό το σκοπό, ή ακόμη και σε μεγάλα υπολογιστικά συστήματα (κεντρική επεξεργασία). Τα τελευταία χρόνια άρχισαν να χρησιμοποιούνται μικροϋπολογιστικά συστήματα, που λαμβάνουν και επεξεργάζονται τα δεδομένα κοντά στο σημείο που βρίσκεται ο ασθενής (κατανεμημένη επεξεργασία).

Και οι δύο προσεγγίσεις έχουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Ανάλογα με την περίπτωση και τις απαιτήσεις από το σύστημα, η κεντρική ή η κατανεμημένη επεξεργασία προτιμάται ανάλογα.

1.4.1 Λήψη του ΗΚΓ

Το ΗΚΓ, κατά τη λήψη του από τον ηλεκτροκαρδιογράφο, είναι σε αναλογική (analog) μορφή. Για τη μετατροπή του σε ψηφιακή (digital) μορφή, που είναι απαραίτητη

για την επεξεργασία του από υπολογιστή, περνάει από έναν αναλογικό-σε-ψηφιακό μετατροπέα (A/D converter). Οι συχνότητες δειγματοληψίας (sampling rates), που χρησιμοποιούνται στα διάφορα συστήματα, κυμαίνονται από 250-1000 Hz. Οι πιο συνηθισμένες συχνότητες που χρησιμοποιούνται είναι οι 250 και 500 Hz. Εμείς, στη μελέτη μας, **χρησιμοποιήσαμε δειγματοληψία 250 Hz**. Και οι δύο είναι αρκετά υψηλές, σύμφωνα με το θεώρημα του Shannon, αφού στο ΗΚΓ ενός ενήλικα η υψηλότερη συχνότητα που θεωρείται ότι περιέχει διαγνωστική πληροφορία είναι 80 Hz περίπου. Για ΗΚΓ όμως που λαμβάνονται από παιδιά, η συχνότητα δειγματοληψίας 250 Hz είναι αρκετά χαμηλή, επειδή περιέχονται σε αυτά αρμονικές υψηλών συχνοτήτων.

Όταν χρησιμοποιείται χαμηλή συχνότητα δειγματοληψίας, εφαρμόζεται παρεμβολή (interpolation) στα σημεία δειγματοληψίας (sample points) της κυματομορφής, για να λαμβάνονται πιο ακριβείς μετρήσεις. Όσον αφορά στις απαιτήσεις σε μνήμη, οι χαμηλές συχνότητες δειγματοληψίας πλεονεκτούν. Ακόμη όμως και τότε, ένας μεγάλος αριθμός δεδομένων πρέπει να αποθηκευθεί.

Η ακρίβεια ψηφιοποίησης κυμαίνεται συνήθως από 8 έως 12 bits. Κάθε ΗΚΓ απαγωγή (κυματομορφή), σε ψηφιοποιημένη μορφή, είναι μια ακολουθία ζευγαριών $(x_1, y_1), (x_2, y_2) \dots (x_n, y_n)$, όπου x_i είναι χρονική συντεταγμένη του σημείου i και y_i η συντεταγμένη πλάτους (amplitude). Για την παράσταση της κυματομορφής στον υπολογιστή αρκεί να αποθηκευθούν μόνο οι συντεταγμένες πλάτους, αφού η δειγματοληψία γίνεται σε σταθερά χρονικά διαστήματα Δt και συνεπώς $x_i = i * \Delta t$. Έτσι, η κυματομορφή παριστάνεται ως μία σειρά $y_1, y_2, \dots, y_n$, όπου y_i είναι το πλάτος σε μικροβόλτ (μVolts) του σημείου i . Εκτός από το συμβολισμό y_i συχνά χρησιμοποιείται και ο συμβολισμός $y(i)$, με την ίδια ακριβώς έννοια.

1.4.2 Ποιοτική διαμόρφωση του ΗΚΓ

Τεχνικές ψηφιακού φιλτραρίσματος εφαρμόζονται συχνά στο ΗΚΓ, για μειωθεί ο θόρυβος και συνεπώς να βελτιωθεί η ποιότητα του σήματος. Κυριότερες αιτίες του θορύβου στο ΗΚΓ είναι το τρεμούλιασμα των μυών, η κακή τοποθέτηση των ηλεκτροδίων και η παρεμβολή από το δίκτυο τροφοδοσίας.

Τα ψηφιακά φίλτρα που χρησιμοποιούνται είναι συνήθως φίλτρα διέλευσης χαμηλών συχνοτήτων (low-pass filters) και κατατάσσονται σε τρεις γενικές κλάσεις φίλτρων, που είναι:

(α) Τα φίλτρα συγκερασμού (convolution or moving average filters). Αυτή η κλάση των φίλτρων είναι η απλούστερη και η πρώτη που χρησιμοποιήθηκε. Κάθε έξοδος $f(j)$ ενός τέτοιου φίλτρου υπολογίζεται από $2p+1$ σημεία του σήματος με μια εξίσωση της μορφής

$$f(j) = \sum_{t=-p}^p w(t)y(j-t) \quad (1.4.2.1)$$

όπου $w(t)$ είναι ένα σύνολο $2p+1$ συντελεστών. Ο αριθμός των σημείων που χρησιμοποιείται στην παραπάνω εξίσωση, πριν και μετά το $y(j)$, το σημείο δηλαδή που φιλτράρεται, είναι ίσος. Αν κάνουμε και την πρόσθετη παραδοχή ότι οι συντελεστές είναι συμμετρικοί ως προς το $y(j)$, δηλαδή $w(i) = w(-i)$, τότε η απόκριση συχνότητας αυτού του φίλτρου είναι 0 ή π , και μπορεί να χαρακτηριστεί (όχι αυστηρά) ως φίλτρο μηδενικής φάσης (zero-phase filter).

(β) Τα αναδρομικά φίλτρα (recursive filters). Αυτή η κλάση, εκτός από τα σημεία του σήματος, χρησιμοποιεί και προηγούμενες εξόδους του αντίστοιχου φίλτρου (ανατροφοδότηση) για τον υπολογισμό της επόμενης εξόδου. Για το ξεκίνημα αυτής της διαδικασίας, η αρχική τιμή (ή αρχικές τιμές) εξόδου πρέπει να θεωρηθεί ως δεδομένη. Στη γενική περίπτωση, η έξοδος $f(j)$ ενός τέτοιου φίλτρου δίνεται από μια εξίσωση της μορφής

$$f(j) = \sum_{t=1}^p u(t)f(j-t) + \sum_{t=m}^q v(t)y(j-t) \quad (1.4.2.2)$$

όπου οι $u(t)$ και $v(t)$ είναι σταθεροί συντελεστές. Η τιμή του p καθορίζει την τάξη (order) του φίλτρου. Για παράδειγμα, όταν $p=1$, το φίλτρο αυτό αναφέρεται ως αναδρομικό φίλτρο πρώτης τάξης.

(γ) Τα φίλτρα περιοχής συχνοτήτων (frequency-domain filters). Στην κλάση αυτή, η διαδικασία φιλτραρίσματος γίνεται στις συχνότητες και όχι στα πλάτη του σήματος, με χρήση του διακριτού μετασχηματισμού Fourier. Οι μιγαδικοί συντελεστές $S(j)$, που

αντιστοιχούν στις συχνότητες $0, 1/T, 2/T, \dots, (N-1)/T$, όπου T είναι η περίοδος του ΗΚΓ κύματος που μετασχηματίζεται, υπολογίζονται από τη σειρά $y(k)$ σύμφωνα με τις σχέσεις:

$$S(j) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} y(k) w^{kj}$$

$$(w = e^{-\frac{2i\pi}{N}}, j = 0, 1, \dots, N-1) \quad (1.4.2.3)$$

Στη συνέχεια, οι συντελεστές αυτοί πολλαπλασιάζονται με διακριτές τιμές από την καμπύλη απόκρισης συχνότητας. Ο αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier δίνει το φιλτραρισμένο σήμα από τις (ενισχυμένες ή εξασθενημένες) αρμονικές συνιστώσες του.

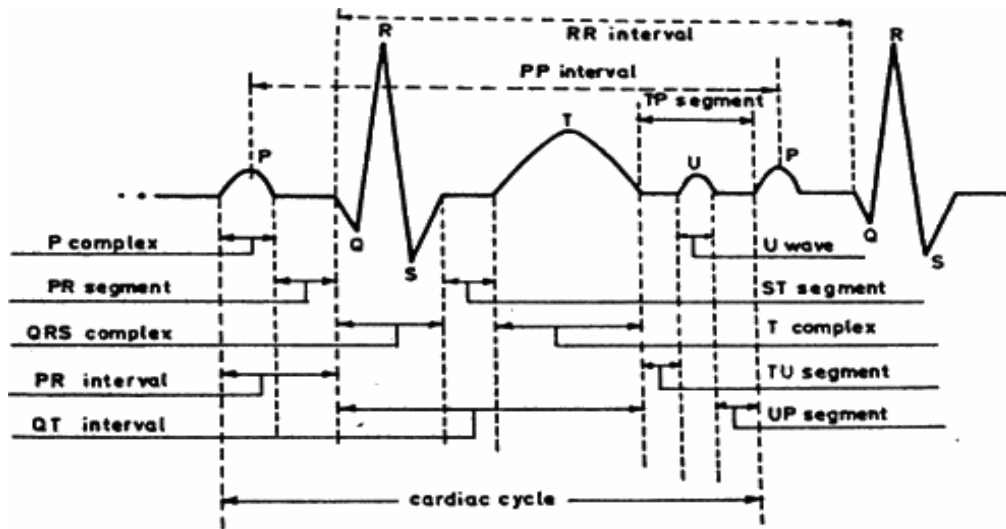
1.5 Αναγνώριση μορφών του ΗΚΓ

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, μέσα σ' έναν καρδιακό κύκλο, κανονικά υπάρχουν τα τρία συμπλέγματα P, QRS και T. Κάθε ένα από αυτά αποτελείται από μια σειρά από κορυφές (peaks) με εναλλασσόμενο πρόσημο. Ο αριθμός των κορυφών σε κάθε σύμπλεγμα, διαφέρει από απαγωγή σε απαγωγή και από ασθενή σε ασθενή. Τα συμπλέγματα P και T έχουν συνήθως μία ή δύο κορυφές. Το σύμπλεγμα QRS μπορεί να έχει από μία ως επτά κορυφές. Ο όρος κύμα (wave) χρησιμοποιείται συχνά από τους γιατρούς αντί για τον όρο κορυφή.

Οι ηλεκτροκαρδιογραφικές μορφές που πρέπει να αναγνωρισθούν κατά τη φάση της αναγνώρισης μορφών, σε ένα σύστημα ανάλυσης του ΗΚΓ, είναι τα συμπλέγματα, τα τμήματα μεταξύ των συμπλεγμάτων (interwave segments) και τα καρδιακά διαστήματα (cardiac intervals). Οι μορφές αυτές φαίνονται στο Σχ. 1.9. Επιπλέον, οι παράμετροι αυτών των μορφών πρέπει να μετρηθούν. Στη συνηθισμένη περίπτωση, τέτοιες παράμετροι είναι οι διάρκειες και τα ύψη για τα συμπλέγματα, και οι διάρκειες για τα τμήματα και τα διαστήματα. Έχουμε δηλαδή δύο τύπους μετρήσεων παραμέτρων: μετρήσεις χρόνου και μετρήσεις ύψους. Στην πράξη, η δυσκολία έγκειται στον υπολογισμό των μετρήσεων χρόνου. Τα ύψη μετρούνται σε σχέση με τη βασική γραμμή

(baseline). Σε αρκετές περιπτώσεις μετρούνται και άλλες παράμετροι (κλίση του τμήματος ST για παράδειγμα), οι οποίες βέβαια εξάγονται εύκολα με βάση τις μετρήσεις χρόνου και ύψους.

Μια άλλη βασική διεργασία, που πραγματοποιείται στη φάση της αναγνώρισης μορφών, είναι η ταξινόμηση των συμπλεγμάτων QRS σε μορφολογικές κλάσεις. Η διεργασία αυτή μπορεί να γίνει σε κάποιο ενδιάμεσο στάδιο της αναγνώρισης ή στο τέλος. Τα αποτελέσματα της ταξινόμησης των συμπλεγμάτων QRS χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση κοιλιακών αρρυθμιών (ventricular arrhythmias), την ανάλυση του ρυθμού της καρδιάς (cardiac rhythm) αλλά και στις μετρήσεις, αφού οι παράμετροι του αντιπροσωπευτικού κύκλου χρησιμοποιούνται αργότερα στη διάγνωση.



Σχ. 1.9 Αναλυτική απεικόνιση των ηλεκτροκαρδιογραφικών μορφών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Ανάλυση του κυκλώματος υλοποίησης

2.1 Περιγραφή του κυκλώματος

2.1.1 Εισαγωγικά

Όπως έχουμε αναφέρει και παραπάνω, χρησιμοποιώντας την απαγωγή I (ηλεκτρόδια συνδεδεμένα σε αριστερό χέρι (LA), δεξιό χέρι (RA) και αριστερό πόδι (LL)), καταγράφουμε και επεξεργαζόμαστε το ηλεκτροκαρδιογραφικό σήμα που προκύπτει. Το σήμα αυτό (στην ουσία η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο άνω άκρων) έχει αρχικό πλάτος περίπου 1 mV και κυμαίνεται σε ένα ευρύ φάσμα συχνοτήτων. Βρίσκεται δε, σε αναλογική μορφή. Όσον αφορά στην καταγραφή και επεξεργασία του, ο κύριος σκοπός μας, συνοψίζεται στα παρακάτω βήματα:

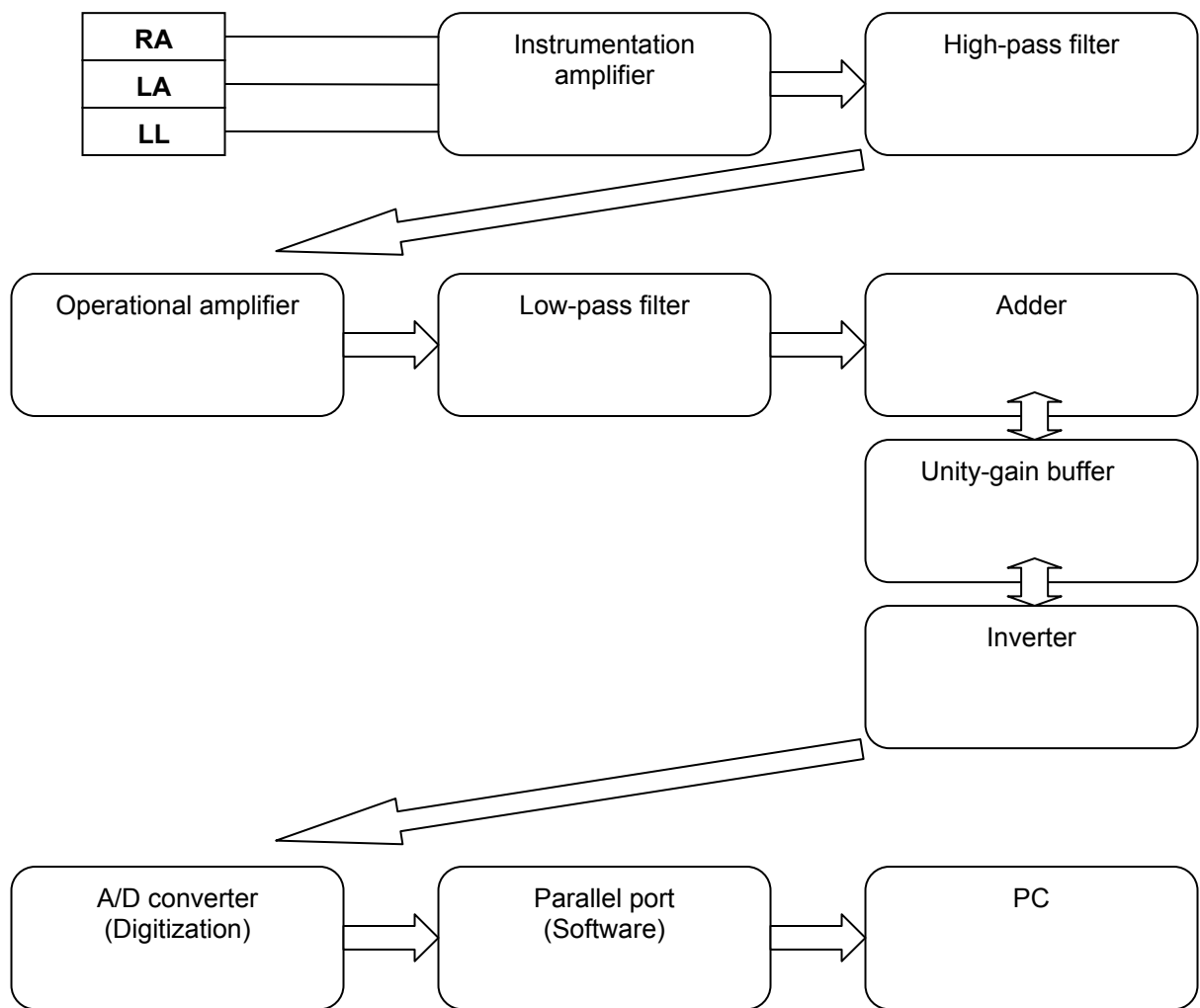
1. Λήψη του σήματος μέσω επιφανειακών ηλεκτροδίων.
2. Αρχική ενίσχυση 20 φορές με ενισχυτή οργάνου μέτρησης (instrumentation amplifier).
3. Αποκοπή ανεπιθύμητων χαμηλών συχνοτήτων, με υψιπερατό φίλτρο (high-pass filter).
4. Ενίσχυση 100 φορές με τελεστικό ενισχυτή (operational amplifier)
5. Αποκοπή ανεπιθύμητων υψηλών συχνοτήτων, με βαθυπερατό φίλτρο (low-pass filter).
6. Διαμόρφωση των ορίων του σήματος, κατά τρόπο ώστε να έρθει στα αποδεκτά όρια εισόδου του μετατροπέα από ψηφιακό σε αναλογικό (A/D converter). Χρησιμοποιούνται αθροιστής (adder), ενισχυτής μοναδιαίου κέρδους (unity-gain buffer) και αναστροφέας (inverter), υλοποιημένοι με τελεστικούς ενισχυτές.
7. Ψηφιοποίηση του σήματος με A/D converter.
8. Έλεγχος και καθοδήγηση του A/D converter, καθώς και της παράλληλης θύρας (parallel port) του υπολογιστή, με τη βοήθεια λογισμικού.

9. Μεταφορά του ψηφιοποιημένου σήματος, μέσω της παράλληλης θύρας, στον υπολογιστή.
10. Αποθήκευση του ψηφιοποιημένου σήματος στον υπολογιστή και απεικόνιση του.

Τα παραπάνω βήματα από 1 μέχρι 6 αφορούν στο αναλογικό κομμάτι του κυκλώματος (analog front-end). Μετά από το βήμα 6, το αναλογικό σήμα μπορεί να απεικονιστεί στον παλμογράφο, ώστε να γίνει ένας πρώτος έλεγχος της ορθότητάς του και πιστοποίηση των ζητούμενων προδιαγραφών. Απαιτούνται γνώσεις Ηλεκτρονικής και κατασκευής Ηλεκτρονικών διατάξεων.

Τα βήματα 7-10 αφορούν στο ψηφιακό κομμάτι του κυκλώματος. Απαιτούνται γνώσεις τόσο ψηφιακής επεξεργασίας όσο και γνώσεις προγραμματισμού (για την υλοποίηση του λογισμικού). Τέλος, απαραίτητες είναι και κάποιες στοιχειώδεις γνώσεις Φυσιολογίας και Ιατρικής (απαγωγές, λειτουργία της καρδιάς, ερμηνεία του καρδιογραφικού σήματος, κατανόηση των διάφορων χαρακτηριστικών του, τρόποι που άλλοι οργανικοί παράγοντες το επηρεάζουν, ερμηνεία των αποτελεσμάτων του κ.ο.κ.).

Σχεδιαγραμματικά, η υλοποίηση του κυκλώματος, σύμφωνα με τα 10 αυτά βήματα δίνεται παρακάτω.



Σχ. 2.1 Διάγραμμα του κυκλώματος υλοποίησης

Στη συνέχεια θα αναλυθούν λεπτομερώς τα επιμέρους στοιχεία του κυκλώματος (αναλογικό τμήμα) και θα δοθούν στοιχεία θεωρίας και ανάλυσης του τρόπου λειτουργίας τους. Επίσης θα αναφερθούν οι διάφορες ακριβείς τιμές (πλάτη, συχνότητες).

2.2 Ηλεκτρόδια μέτρησης

2.2.1 Γενικά

Ο βιοηλεκτρισμός είναι ένα φυσικό φαινόμενο που οφείλεται στο γεγονός ότι οι ζώντες οργανισμοί αποτελούνται από ιόντα σε ποικίλες και διαφορετικές ποσότητες. Η ιοντική αγωγιμότητα είναι διαφορετική από την ηλεκτρική αγωγιμότητα, η οποία είναι και πιο οικεία στην εμπειρία των Μηχανικών. Η ιοντική αγωγιμότητα περιλαμβάνει τη μετανάστευση (migration) ιόντων - θετικών και αρνητικών φορτισμένων μορίων - στα όρια μιας περιοχής, ενώ η ηλεκτρική αγωγιμότητα περιλαμβάνει τη ροή ηλεκτρονίων κάτω από την επίδραση ενός ηλεκτρικού πεδίου. Σε ένα ηλεκτρολυτικό διάλυμα, τα ιόντα διατίθενται εύκολα. Διαφορές δυναμικού εμφανίζονται όταν η συγκέντρωση των ιόντων είναι διαφορετική μεταξύ 2 σημείων.

Στην πράξη, η ιοντική αγωγιμότητα είναι ένα πολύ σύνθετο, μη γραμμικό, φαινόμενο. Ωστόσο, για μικρές εφαρμογές σημάτων, στις οποίες έχουμε μικρές ροές ρευμάτων (όπως είναι και Ηλεκτροκαρδιογράφημα), η ιοντική αγωγιμότητα μπορεί να μοντελοποιηθεί με τη βοήθεια με τη ροή ρεύματος μεταξύ 2 περιοχών διαφοράς δυναμικού. Αυτή είναι μια 1^{ου} βαθμού προσέγγιση που κάνουμε, όμως στην εφαρμογή μας είναι παραδεκτή.

Τα **βιοηλεκτρόδια** (bioelectrodes) είναι μια κλάση αισθητήρων που μετατρέπουν την ιοντική αγωγιμότητα σε ηλεκτρική, κατά τέτοιο τρόπο ώστε το σήμα να μπορεί να επεξεργαστεί σε ηλεκτρονικά κυκλώματα. Ο κύριος ρόλος των βιοηλεκτροδίων είναι η λήψη σημαντικών ιατρικών βιοηλεκτρικών σημάτων (π.χ. Ηλεκτροκαρδιογράφημα (electrocardiogram – ECG), Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (electroencephalogram – EEG), Ηλεκτρομυογράφημα (electromyogram – EMG)). Υπάρχουν 3 τύποι τέτοιων ηλεκτροδίων : τα **επιφανειακά** (surface electrodes), τα **ενσωματωμένα** (indwelling electrodes) και τα **μικροηλεκτρόδια** (microelectrodes). Τα επιφανειακά ηλεκτρόδια είναι αυτά που χρησιμοποιούμε στην εφαρμογή μας και θα τα αναλύσουμε στη συνέχεια. Θα επικεντρωθούμε μόνο σε στοιχεία που αφορούν τη χρήση των ηλεκτροδίων σε βιοϊατρικές εφαρμογές, καθώς η συνολική ανάλυση τους είναι αντικείμενο εκτεταμένης βιβλιογραφίας, που ξεφεύγει από τους σκοπούς της παρούσας μελέτης.

2.2.2 Ανάλυση

Το δέρμα, και άλλοι ιστοί των $1^{ηs}$ – τάξης οργανισμών, όπως ο άνθρωπος, είναι ηλεκτρολυτικοί, επομένως μπορούν να μοντελοποιηθούν ως ηλεκτρολυτικά διαλύματα. Για να κάνουμε την ερμηνεία πιο εύκολη, ας φανταστούμε ότι η σύνθεση του ανθρώπινου οργανισμού προσεγγίζει κατά πολύ ένα διάλυμα αλατόνευρου (κάτι το οποίο ισχύει σε μεγάλο βαθμό). Μόλις βυθίσουμε ένα μεταλλικό ηλεκτρόδιο σε ένα τέτοιο διάλυμα, αμέσως μετά τη βύθιση, το ηλεκτρόδιο θα αρχίσει να εκφορτίζει κάποια μεταλλικά ιόντα στο διάλυμα, ενώ κάποια από τα ιόντα του διαλύματος θα ενωθούν με τα μεταλλικά ιόντα. Αυτό είναι και το χημικό φαινόμενο, στο οποίο στηρίζονται οι διαδικασίες του γαλβανισμού και της δημιουργίας στρωμάτων ανόδου.

Μετά από λίγο, δημιουργείται ένα μέγεθος φόρτισης (charge gradient), που προκαλεί ένα δυναμικό ηλεκτροδίου (V_e , electrode potential or half-cell potential). Αυτή η διαφορά δυναμικού μπορεί να οφείλεται στις διαφορές συγκεντρώσεων κάποιου τύπου ιόντος. Για παράδειγμα, εάν έχουμε 2 θετικά ιόντα (++) σε μια περιοχή Α και 3 θετικά ιόντα (+++) σε μια περιοχή Β, τότε δημιουργείται μια διαφορά $3-2=1$, με την περιοχή Β να είναι πιο θετικά φορτισμένη από την περιοχή Α. Δυο βασικές αντιδράσεις λαμβάνουν χώρα στην αλληλεπίδραση ηλεκτροδίου/ηλεκτρολύτη : i) Αντίδραση οξείδωσης : μέταλλο $\rightarrow$ ηλεκτρόνια + μεταλλικά ιόντα και ii) Αντίδραση αναγωγής : ηλεκτρόνια + μεταλλικά ιόντα $\rightarrow$ μέταλλο.

Ένα σύνθετο φαινόμενο παρατηρείται στην αλληλεπίδραση μεταξύ του μεταλλικού ηλεκτροδίου και του ηλεκτρολύτη. Ιόντα μεταναστεύουν προς την μια πλευρά μιας περιοχής ή προς την άλλη, σχηματίζοντας 2 παράλληλα στρώματα ιόντων αντίθετου φορτίου. Αυτή η περιοχή ονομάζεται διπλό στρώμα ηλεκτροδίου (electrode double layer), και οι ιοντικές του διαφορές είναι η πηγή του δυναμικού ηλεκτροδίου (V_e – αναφέρθηκε και προηγουμένως). Διαφορετικά υλικά παρουσιάζουν και διαφορετικά δυναμικά.

Σύμφωνα με διεθνή επιστημονική συμφωνία, η στάθμη αναφοράς στη μέτρηση αυτού του δυναμικού, κατά την τέλεση μετρήσεων του, είναι το ηλεκτρόδιο υδρογόνου-υδρογόνου (hydrogen-hydrogen (H-H) electrode), το οποίο έχει, με σύμβαση, δυναμικό 0 Volts. Έτσι, το δυναμικό οποιουδήποτε δοθέντος ηλεκτροδίου είναι το διαφορικό ποσό

μεταξύ του δυναμικού του ηλεκτροδίου αυτού και του δυναμικού του ηλεκτροδίου αναφοράς H-H.

Τώρα, ας εξετάσουμε τι συμβαίνει όταν 2 μεταλλικά ηλεκτρόδια, A και B, κατασκευασμένα από ανόμοια υλικά βυθίζονται στο ίδιο ηλεκτρολυτικό διάλυμα. Το κάθε ηλεκτρόδιο θα αναπτύξει το δικό του δυναμικό (V_{ea} και V_{eb} αντίστοιχα), και εφόσον τα 2 μέταλλα είναι πλήρως ανόμοια θα ισχύει και $V_{ea} \neq V_{eb}$. Οπότε, μεταξύ των 2 δυναμικών αυτών θα υπάρχει μια διαφορά, έστω V_{ed} , η οποία και προκαλεί τη ροή ενός ρεύματος (I_e) μέσω ενός εξωτερικού κυκλώματος. Αυτό το διαφορικό ποσό, που συχνά καλείται δυναμικό μετατόπισης ηλεκτροδίου (electrode offset potential), είναι μια 1^{ου} βαθμού παραδοχή της περίπτωσης μικρού σήματος και ορίζεται ως :

$$V_{ed} = V_{ea} - V_{eb}.$$

Δηλαδή, στην περίπτωση που έχουμε 2 ηλεκτρόδια, κατασκευασμένα το ένα από χρυσό (Au^+) και το άλλο από άργυρο (Ag^+), και βυθιστούν στο ίδιο ηλεκτρολυτικό διάλυμα, τότε θα έχουμε :

$$V_{ed} = V_{e(Au)} - V_{e(Ag)} = (+1,5 \text{ V}) - (+0,8 \text{ V}) = +0,70 \text{ V}.$$

Ειδικότερα, στην περίπτωση ηλεκτρονικών κυκλωμάτων, που χρησιμοποιούν επιχαλκωμένα καλώδια σύνδεσης, μπορούν να υπάρξουν εσφαλμένα χαλκός (Cu^{++}) και άργυρος (Ag^+). Τότε θα έχουμε:

$$V_{ed} = V_{e(Ag)} - V_{e(Cu)} = (+0,8 \text{ V}) - (+0,34 \text{ V}) = +0,46 \text{ V}.$$

Το δυναμικό μετατόπισης ηλεκτροδίου, δηλαδή, θα είναι 0, όταν και τα 2 ηλεκτρόδια είναι κατασκευασμένα από το ίδιο ακριβώς υλικό (και μάλιστα με ακριβείς μεθόδους), κάτι που είναι και το πλέον συνηθισμένο στη χρήση βιοηλεκτρικών αισθητήρων.

Ιδιαίτερη σχολαστικότητα πρέπει να δοθεί στην επιλογή των υλικών, κατά την κατασκευή των βιοηλεκτρικών ηλεκτροδίων, καθώς τα υλικά θα επηρεάσουν τα δυναμικά και τυχόν μετατοπίσεις τους. Επίσης, πέρα από την άμεση εξάρτηση από το υλικό, το διαφορικό του κάθε ηλεκτροδίου, ενδέχεται να αλλάξει λίγο με την πάροδο του χρόνου. Μερικά υποψήφια προς κατασκευή υλικά, αν και εκ πρώτης όψεως δείχνουν

κατάλληλα, μπορούν να μεταβληθούν εύκολα με την πάροδο του χρόνου και σε συγκεκριμένα χημικά περιβάλλοντα, και έτσι πρακτικά να αχρηστευθούν σε πρακτικές εφαρμογές.

Υπάρχουν 2 κύριες κατηγορίες συνδυασμού υλικών. Ένα **ιδανικά πολωμένο ή μη-διαρρηκτό ηλεκτρόδιο** είναι αυτό, στο οποίο δεν παρατηρείται μεταφορά φορτίου κατά την αλληλεπίδραση μετάλλου/ηλεκτρολύτη. Τότε μόνο μία, από τους 2 τύπους χημικών αντιδράσεων, μπορεί να συμβεί. Μεγάλη προσοχή πρέπει να δοθεί στην επιλογή του κατάλληλου ηλεκτροδίου. Γενικά, πρέπει να επιλέξουμε ένα αντιστρεπτό ηλεκτρόδιο, όπως είναι το Ag-AgCl.

Τα υγρά του σώματος είναι τρομερά διαβρωτικά σε μέταλλα, οπότε πολλά υλικά δεν είναι αποδεκτά για κατασκευή βιοηλεκτροδίων. Επιπρόσθετα, κάποια υλικά που συγκροτούν αντιστρεπτά ηλεκτρόδια είναι τοξικά σε ζώντες ιστούς και αναπόφευκτα ακατάλληλα. Ως αποτέλεσμα, κάποια μόνο υλικά, όπως φημισμένα μέταλλα (π.χ. χρυσός και πλατίνα), μερικά κράματα βολφραμίου, ο Ag-AgCl και ένα υλικό που ονομάζεται platinum platinum black, χρησιμοποιούνται για την κατασκευή βιοηλεκτροδίων. Τις περισσότερες φορές, για επιφανειακή λήψη βιοϊατρικών μετρήσεων, χρησιμοποιούνται **ηλεκτρόδια Ag-AgCl, τέτοιου τύπου είναι και αυτά που χρησιμοποιούμε εμείς.**

Αυτού του τύπου τα ηλεκτρόδια, αποτελούνται από ένα σώμα αργύρου, μέσα στο οποίο εναποτίθεται ένα λεπτό στρώμα χλωριδίου του αργύρου. Το AgCl παρέχει μια ελεύθερη, και προς τις δυο κατευθύνσεις, ανταλλαγή ιόντων Ag^+ και Cl^- , έτσι ώστε να μη δημιουργείται διπλό στρώμα. Κατά την κατασκευή των ηλεκτροδίων Ag-AgCl, είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθεί φασματοσκοπικά καθαρός άργυρος για την διαδικασία. Τέτοιος άργυρος είναι ο 0,99999 καθαρός (99,999 % καθαρός), συγκρινόμενος με τον άργυρο που χρησιμοποιείται από κοσμηματοπώλες και αργυροχόους, ο οποίος και είναι «μόνο» 0,999 καθαρός (99,9 %). Για να καταλάβουμε την ακρίβεια που χρειάζεται αναφέρουμε ότι η δημοφιλής ασημένια στερλίνα αποτελείται κατά 92,5 % από 0,999 καθαρό άργυρο και κατά 7,5 % από χαλκό.

2.2.3 Μοντέλο κυκλώματος ηλεκτροδίων

Ένα μοντέλο κυκλώματος ηλεκτροδίων (για ηλεκτρόδια ECG και EEG), είναι ένας διαφορικός ενισχυτής, που χρησιμοποιείται για την επεξεργασία του βιοϊατρικού σήματος, με τέτοιο τρόπο ώστε να εξαλείφει τα δυσάρεστα αποτελέσματα των δυναμικών των ηλεκτροδίων, V_{ea} και V_{eb} (αυτό το ρόλο τον έχει, καταρχήν, ο instrumentation amplifier, που θα αναλυθεί λεπτομερώς σε επόμενη ενότητα). Υπάρχει και μια αντίσταση R_T , που περιλαμβάνει τις εσωτερικές αντιστάσεις του σώματος, μεταξύ του σημείου εφαρμογής των ηλεκτροδίων, οι οποίες όμως είναι αρκετά χαμηλές. Ωστόσο, μια μεταβολή της αντίστασης αυτής, που π.χ. προκαλείται με κίνηση του ασθενούς κατά τη λήψη του σήματος, έχει εμφανή αποτελέσματα στη μορφή του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (σήματα πριονισμού, κάθετη μετατόπιση από τη στάθμη αναφοράς, επιπρόσθετος θόρυβος). Τα φαινόμενα αυτά γίνονται περισσότερο έντονα, ιδίως στην περίπτωση που έχουν απομείνει κάποιες συχνότητες, που ακριβώς σχετίζονται με αυτήν την κίνηση του ασθενούς.

Το βιοϊατρικό σήμα απεικονίζεται ως μια διαφορική τάση V_d . Άλλες αντιστάσεις στο μοντέλο κυκλώματος του ηλεκτροδίου σχετίζονται με αντιστάσεις που εμφανίζονται κατά την επαφή του ηλεκτροδίου με το δέρμα. Επίσης, στο σημείο επαφής, κάποια άλλα φαινόμενα μοντελοποιούνται με χωρητικότητες πυκνωτών.

Όταν 2 ή περισσότερα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται μαζί, όπως συμβαίνει σχεδόν στο σύνολο των περιπτώσεων, τότε η διαφορική τάση μεταξύ τους είναι το αλγεβρικό άθροισμα των δύο. Δηλαδή εάν έχουμε 2 ηλεκτρόδια, A και B, που παράγουν τάσεις V_a και V_b αντίστοιχα, τότε η **διαφορική τάση** μεταξύ τους θα είναι :

$$V_d = V_a + V_b$$

2.2.4 Τα δυναμικά ηλεκτροδίων προκαλούν προβλήματα καταγραφής

Το δυναμικό ηλεκτροδίου (electrode halfcell potential) δημιουργεί σοβαρό πρόβλημα κατά την λήψη βιοηλεκτρικών σημάτων, επειδή υπάρχει τεράστια διαφορά μεταξύ του δυναμικού αυτού (dc δυναμικό) και των βιοηλεκτρικών δυναμικών του σώματος. Ένα τυπικό δυναμικό ηλεκτροδίου, για ένα βιοηλεκτρόδιο, είναι 1,5 V, ενώ τα

βιοηλεκτρικά δυναμικά είναι, περίπου 1000 φορές μικρότερα. Η επιφανειακή εκδήλωση του ΗΚΓ σήματος είναι **μεταξύ 1 και 2 mV**, ενώ το κρανιακό δυναμικό κατά το ΗΕΓ (Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα) είναι στην τάξη των 50 μV . Επομένως, και στις δύο περιπτώσεις, το δυναμικό ηλεκτροδίου είναι 1500 φορές και 30.000 φορές μεγαλύτερο, αντίστοιχα.

Ο σχεδιαστής του οργάνου, πρέπει, επομένως, να βρει μια στρατηγική ώστε να ξεπεράσει τα αποτελέσματα της μεγάλης εκτροπής δυναμικού (halfcell potential offset) των ηλεκτροδίων. Επειδή το δυναμικό ηλεκτροδίου δημιουργεί μια μεγάλη dc συνιστώσα στο σχετικά πολύ μικρή τάση του σήματος, μια αποτελεσματική στρατηγική που θα ακολουθήσει κάποιος, θα πρέπει να συνδυάζει τις παρακάτω προσεγγίσεις :

1. Θα μπορούσαμε να χρησιμοποιήσουμε έναν διαφορικό dc ενισχυτή για τη λήψη του σήματος. Αν τα ηλεκτρόδια είναι πανομοιότυπα, τότε τα δυναμικά τους θα είναι τα ίδια. Θεωρητικά, κατά ελάχιστο, τα ίσα δυναμικά θα μπορούν να θεωρηθούν ως ένα κοινού-φορέα δυναμικό (common-mode potential), συνεπώς θα ακυρωνόταν στην έξοδο. Ένας περιορισμός σε αυτήν την προσέγγιση είναι το ότι τα κέρδη που απαιτούνται, για την επεξεργασία χαμηλού επιπέδου σημάτων, επίσης επιδρούν στις απειροελάχιστες διαφορές, που στην πράξη εμφανίζονται μεταξύ των δύο δυναμικών των ηλεκτροδίων. Μια διαφορά 1 mV μεταξύ 2 τέτοιων δυναμικών – μόνο 0,1 % επί του συνόλου – μοιάζει με ένα οποιοδήποτε άλλο dc σήμα, όταν χρησιμοποιούμε ECG ενισχυτή κέρδους 1000.

2. Το κύκλωμα λήψης του σήματος θα πρέπει να σχεδιαστεί με τρόπο, τέτοιο ώστε να παρέχει μιας αντίθετης εκτροπής τάση (counter offset voltage) για την εξουδετέρωση του δυναμικού του ηλεκτροδίου. Αν και αυτή η προσέγγιση φαίνεται αρκετά ελκυστική, περιορίζεται από το γεγονός ότι το δυναμικό ηλεκτροδίου μεταβάλλεται με το χρόνο και με τη σχετική κίνηση μεταξύ δέρματος και ηλεκτροδίου. Μάλιστα η μετακίνηση του ηλεκτροδίου μπορεί να προκαλέσει μια αρκετά διαφοροποιημένη στάθμη αναφοράς του σήματος.

3. Μπορούμε να συνδέσουμε ac (ac-coupled) τον ενισχυτή εισόδου. Αυτή η προσέγγιση επιτρέπει την απομάκρυνση της συνιστώσας του σήματος από την dc εκτροπή (dc offset).

Αυτή η επιλογή είναι, πιθανότατα, και η πιο ελκυστική, ειδικότερα στην περίπτωση που οι διαφοροποιήσεις στην dc εκτροπή βρίσκονται σε σημαντικά χαμηλότερες συχνότητες από τις συχνότητες των συνιστωσών του σήματος. Σε εκείνη την περίπτωση, το κανονικό -3 dB όριο απόκρισης συχνότητας, μπορεί να εξυπηρετήσει στην απόσβεση των διαφοροποιήσεων στην dc εκτροπή.

Ωστόσο, σε πολλές βιοϊατρικές εφαρμογές, οι συνιστώσες του σήματος είναι περίπου dc. Αυτό συμβαίνει και στη δική μας μελέτη. Για παράδειγμα, **το εύρος συχνοτήτων στο ΗΚΓ σήμα κυμαίνεται από 0,05 μέχρι 100 Hz**. Επομένως, κάποιος θα μπορούσε να περιμένει, ότι κάποιος ασθενής, συνδεδεμένος στον ειδικό ΗΚΓ εξοπλισμό, κάθε φορά που μετακινείται στο κρεβάτι του, θα επιφέρει μετατοπίσεις στην μορφή του σήματος. Στις περισσότερες περιπτώσεις, προτιμούνται οι επιλογές 1 και 3, από τις παραπάνω. Δηλαδή, προτιμάται ένας ac συνδεδεμένος διαφορικός ενισχυτής εισόδου για την λήψη των σημάτων.

2.2.5 Ιατρικά επιφανειακά ηλεκτρόδια

Όπως είπαμε, τα επιφανειακά ηλεκτρόδια (surface electrodes) κυκλοφορούν ευρέως, τέτοιου τύπου χρησιμοποιήσαμε κι εμείς, επιφανειακά ηλεκτρόδια μιας χρήσης. Έρχονται σε άμεση επαφή με το δέρμα του ασθενούς. Σε αυτήν την κατηγορία ανήκουν, επίσης, και κάποια ηλεκτρόδια με βελόνα (needle electrodes), τέτοιου μεγέθους όμως, ώστε να μην εισέρχονται σε μέσα σε κάποιο κύτταρο (το αντίθετο είναι το κριτήριο που ορίζει ένα μικροηλεκτρόδιο). Υπάρχει κάποια βάση στο να περιλαμβάνουμε τα ηλεκτρόδια βελόνας στον τίτλο *ενσωματωμένα ηλεκτρόδια* (indwelling electrodes), αλλά αυτό δεν είναι γενικά αποδεκτό στους κύκλους της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας.

Τα επιφανειακά ηλεκτρόδια ποικίλουν σε διάμετρο, από 0,3 μέχρι 5 cm, με τα περισσότερα να βρίσκονται κοντά σε διάμετρο 1 cm. Το ανθρώπινο δέρμα έχει μια πολύ μεγάλη σύνθετη αντίσταση (impedance), συγκρινόμενη με άλλες πηγές τάσης. Τυπικά η σύνθετη αυτή αντίσταση, που αντιλαμβάνεται το ηλεκτρόδιο, κυμαίνεται από 0,5 kΩ (σε ιδρωμένες δερματικές επιφάνειες) μέχρι και πάνω από 20 kΩ (σε στεγνές δερματικές επιφάνειες). Μάλιστα κάποιοι τύποι δερμάτων, όπως πολύ ξηροί ή προσβεβλημένοι από

δερματικές παθήσεις, μπορούν να αναπτύξουν σύνθετες αντιστάσεις μέχρι και στην τάξη των 500 kΩ. Καταλαβαίνουμε λοιπόν, ότι πέρα από όλα τα άλλα, ένας υποκειμενικός παράγοντας που υπεισέρχεται στις μετρήσεις (άρα και στο τελικό ΗΚΓ σήμα) είναι ο τύπος και η κατάσταση δέρματος του εκάστοτε εξεταζομένου.

Σε κάθε περίπτωση, τα επιφανειακά ηλεκτρόδια θα πρέπει να αντιμετωπίζονται ως πηγές τάσεις πολύ μεγάλης σύνθετης αντίστασης – το γεγονός αυτό επηρεάζει σοβαρά τη σχεδίαση του κυκλώματος εισόδου σε ένα βιοηλεκτρικό ενισχυτή. Στις περισσότερες περιπτώσεις, ο γενικός κανόνας για έναν ενισχυτή τάσης, είναι το να κάνουμε τη σύνθετη αντίσταση εισόδου του ενισχυτή τουλάχιστον 10 φορές παραπάνω από τη σύνθετη αντίσταση πηγής. Όσον αφορά στους βιοηλεκτρικούς ενισχυτές, η προϋπόθεση αυτή σημαίνει 5 MΩ, ή μεγαλύτερη, σύνθετη αντίσταση εισόδου. Αυτή η τιμή επιτυγχάνεται εύκολα χρησιμοποιώντας τους σύγχρονους και προηγμένους διπολικούς (bipolar), BiFET, BiMOS ή CMOS τελεστικούς ενισχυτές.

2.2.5.1 Τυπικά ιατρικά επιφανειακά ηλεκτρόδια

Μια πλειάδα τύπων ηλεκτροδίων έχει σχεδιαστεί για την επιφανειακή λήψη των βιοϊατρικών σημάτων. Ίσως η πιο παλαιά μορφή των ΗΚΓ ηλεκτροδίων, σε κλινική χρήση, είναι τα λεγόμενα **strap-on**. Αυτά, είναι διαστάσεων 1-2 in² χάλκινες πλάκες, που συγκρατούνται στη θέση τους με μικρούς ελαστικούς ιμάντες. Ένα είδος αγωγίμου ζελέ ή πάστας χρησιμοποιείται για την ελάττωση της σύνθετης αντίστασης μεταξύ του ηλεκτροδίου και του δέρματος.

Ένας άλλος, παρόμοιος τύπος, ηλεκτροδίου είναι τα λεγόμενα **suction cup** ηλεκτρόδια. Αυτά χρησιμοποιούνται ως ηλεκτρόδια στη θωρακική επιφάνεια, σε μικρής διάρκειας ΗΚΓ καταγραφές. Για μεγαλύτερης διάρκειας καταγραφές, ή για παρακολούθηση (όπως είναι η συνεχής παρακολούθηση ενός ασθενή νοσηλευομένου σε καρδιολογική ή εντατική μονάδα) χρησιμοποιούνται τα λεγόμενα **paste-on column** ηλεκτρόδια, που έχουν αυξημένες αντοχές και δυνατότητες μεγαλύτερης συνεχούς απρόσκοπτης λειτουργίας, μέχρι να αλλαχθούν. Η διάρκεια ζωής τους μπορεί να φτάσει σε 6 ή ακόμα, πολλές φορές, και σε 24 ώρες, ενώ οι προηγούμενοι τύποι ηλεκτροδίων αλλάζονται, μετά την εξέταση.

Τα ηλεκτρόδια paste-on column αποτελούνται από μια μεταλλική επαφή Ag-AgCl, που βρίσκεται πάνω από μια κάθετη κοιλότητα, γεμάτη με αγωγίμο ζελέ ή πάστα. Η όλη κατασκευή σταθεροποιείται στο δέρμα, με τη βοήθεια ενός, επικαλυμμένου με αυτοκόλλητο, λαστιχένιου δίσκου. Η χρήση της κοιλότητας, που είναι γεμισμένη με ζελέ ή πάστα, και που στην ουσία συγκρατεί το μεταλλικό ηλεκτρόδιο στην επιφάνεια, συντελεί στη μείωση των ανεπιθύμητων αποτελεσμάτων από την κίνηση του ασθενούς. Ένα γεγονός, που στην ιατρική βιβλιογραφία, αναφέρεται ως **moving artifact**. Και γι' αυτόν λοιπόν το λόγο, εκτός από πολλούς άλλους, τα ηλεκτρόδια αυτά προτιμώνται για την παρακολούθηση νοσηλευομένων ασθενών.

Παρόλα αυτά, λόγω της αυξημένης τους αξιοπιστίας αλλά και της εύκολης διάθεσης τους στο εμπόριο, χρησιμοποιήσαμε αυτού του τύπου τα ηλεκτρόδια, έστω και αν είχαμε να κάνουμε με μικρής διάρκειας μετρήσεις. Θέλαμε να εξομοιώσουμε δηλαδή, κατά κάποιον τρόπο, μια πολύωρη παρακολούθηση ασθενούς, σε ένα πιο σύντομο χρονικό διάστημα στο εργαστήριο. Μια υπόθεση, που κατά τα άλλα, δεν ξεφεύγει καθόλου από τους σκοπούς του πειράματός μας, αντιθέτως οδηγεί σε πιο ακριβή αποτελέσματα, που σε μεταγενέστερο στάδιο μπορούν να έχουν διαγνωστική βάση.

Πιο συγκεκριμένα για κάθε μέτρηση **χρησιμοποιήσαμε 3 ηλεκτρόδια (όπως ορίζει η απαγωγή I), 2 για διαφορική λήψη του ΗΚΓ σήματος και 1 ως αναφορά** (θα εξηγηθεί αναλυτικότερα παρακάτω). Τα ηλεκτρόδια αυτά είναι μιας χρήσης, αντικαθίστανται δηλαδή μόλις τελειώσει η καταγραφή. Σε πολλές περιπτώσεις χρειάστηκε να αντικατασταθούν και κατά τη διάρκεια μιας καταγραφής, καθώς αυξημένες θερμοκρασίες που οδηγούσαν στην εφίδρωση του σώματος, τα καθιστούσαν μη επαρκή.

2.2.5.2 Προβλήματα με τα επιφανειακά ηλεκτρόδια

Διάφορα προβλήματα συνδέονται με τα επιφανειακά ηλεκτρόδια, όλων των τύπων. Ένα από τα προβλήματα αυτά, για τα column ηλεκτρόδια, είναι το ότι το αυτοκόλλητο που διαθέτουν δεν θα παραμείνει σταθερά κολλημένο, για πολλή ώρα, σε ιδρωμένες ή γλοιώδεις δερματικές επιφάνειες. Επίσης θα πρέπει να αποφύγουμε την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων σε μέρη όπου υπάρχουν οστικές προεξοχές (άνω μέρος

του καρπού ή πολύ ψηλά στο θώρακα). Συνήθως, σαρκώδεις περιοχές του θώρακα και της κοιλιακής χώρας, επιλέγονται για τη σωστή τοποθέτηση. Διάφορα νοσοκομεία, έχουν διαφορετικά πρωτόκολλα αντικατάστασης των ηλεκτροδίων. Στα περισσότερα, αυτά αντικαθίστανται κάθε 24 ώρες (στην πραγματικότητα αλλάζονται πιο συχνά, καθώς ελάχιστα ηλεκτρόδια φτάνουν σε αυτή τη διάρκεια). Έτσι σε πολλά νοσοκομεία, τα ηλεκτρόδια αντικαθίστανται σε κάθε αλλαγή νοσοκομειακής βάρδιας (κάθε 8 ώρες), για την αποφυγή περιστατικών ισχαιμίας του δέρματος στο σημείο εφαρμογής.

Παρόλο που όλοι οι τύποι των ηλεκτροδίων μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε σύντομες καταγραφικές περιπτώσεις, μια μακροχρόνια παρακολούθηση του ασθενούς είναι πιο δύσκολη. Κι αυτό γιατί, όπως προείπαμε ένα από τα πιο σημαντικά προβλήματα είναι το λεγόμενο moving artifact (ανεπιθύμητη συνιστώσα του σήματος), που προκαλείται από τις κινήσεις του ασθενούς και αποτελείται από μια μικρή ηλεκτρική συνιστώσα, προερχόμενη από βιοηλεκτρικά σήματα των σκελετικών μυών, και μια μεγάλη συνιστώσα, προερχόμενη από την μεταβολή στην αλληλεπίδραση ηλεκτροδίου-δέρματος. Το φαινόμενο αυτό μάλιστα, εντείνεται με την πάροδο του χρόνου και ενόσω το ζελέ ή η πάστα αρχίζουν να στεγνώνουν. Το πρόβλημα αυτό δεν είναι τόσο έντονο για σύντομες καταγραφές, καθώς μπορούμε να απαιτήσουμε από τον εξεταζόμενο να παραμείνει για λίγο ακίνητος, επηρεάζει αρκετά όμως τις πολύωρες παρακολουθήσεις στις ιατρικές μονάδες.

Ο πιο συχνός μηχανισμός, που δημιουργεί τα ανεπιθύμητα αυτά σήματα είναι η διολίσθηση των ηλεκτροδίων (electrode slippage). Αν το ηλεκτρόδιο μετακινηθεί, έστω και λίγο, από τη θέση του, τότε η πυκνότητα του στρώματος του ζελέ ή της πάστας θα αλλάξει απότομα. Αυτό συνεπάγεται μεταβολή τόσο στη σύνθετη αντίσταση του ηλεκτροδίου, όσο και στο δυναμικό εκτροπής του. Το αποτέλεσμα αυτό είναι ορατό στο τελικό καταγραφόμενο σήμα και μπορεί να επισκιάσει το ορθό σήμα, καθόλη τη διάρκεια εξέλιξης του φαινομένου. Όπως διαπιστώνεται και από τις εξόδους του παλμογράφου (επισυνάπτονται στη συνέχεια), ανωμαλίες που παρουσιάζονται στο σήμα, κυρίως κατά το τέλος του απεικονιζόμενου διαστήματος, δεν οφείλονται σε ξαφνικές καρδιακές αρρυθμίες, αλλά σε απότομες κινήσεις του εξεταζομένου (π.χ. κίνηση για το πάτημα του κουμπιού εκτύπωσης της κυματομορφής). Κάποιες λύσεις που εφαρμόζονται για την αντιμετώπιση του προβλήματος είναι είτε η χρήση κολλητικών ταινιών για την

στερέωση των ηλεκτροδίων, είτε η χρήση κάποιων βελόνων, που εισχωρούν στο δέρμα. Και οι δύο πάντως αυτές λύσεις, δεν είναι μακροπρόθεσμα αποτελεσματικές γιατί οι μεν ταινίες αρχίζουν να χαλαρώνουν, οι δε βελόνες καθιστούν τη διαδικασία επίπονη.

Σε κάθε πάντως περίπτωση, κάποιος που θέλει να βγάλει διαγνωστικά συμπεράσματα από μια ΗΚΓ καταγραφή, θα πρέπει να είναι σε θέση να ξεχωρίσει στο κατά πόσο μια ανωμαλία του σήματος οφείλεται σε κίνηση του ασθενούς ή σε καθαρά καρδιακά αίτια. Διαφορετικά, θα προβεί σε εσφαλμένη διάγνωση. Στην παρούσα μελέτη, έχουμε λάβει υπόψη αυτόν τον παράγοντα (moving artifact), σε μεγάλο βαθμό, ξέροντας ότι τα ανεπιθύμητα σήματα εμφανίζονται κυρίως μετά τις συχνότητες των 100 Hz, τις οποίες και έχουμε αποκόψει. Ωστόσο, κάποιες συνιστώσες τους έχουν παραμείνει, τροποποιώντας το τελικό μας σήμα, σε περίπτωση αιφνίδιας κίνησης.

2.3 Καλώδια σύνδεσης - Πηγές του εμφανιζόμενου θορύβου

Τα καλώδια σύνδεσης είναι η ενδιάμεση βαθμίδα του κυκλώματος, που παρεμβάλλεται μεταξύ των ηλεκτροδίων και του κυκλώματος εισόδου του instrumentation amplifier. Αν και εκ πρώτης, ακούγεται σαν κάτι το ασήμαντο, μπροστά στα υπόλοιπα στοιχεία του κυκλώματος, εντούτοις, η σωστή επιλογή και συνδεσμολογία των καλωδίων αυτών είναι πρωταρχικής σημασίας.

Για να γίνουμε πιο συγκεκριμένοι, θα αναφερθούμε στο σήμα που λαμβάνουμε, μέσω των ηλεκτροδίων και θέλουμε να διαβιβάσουμε στον instrumentation amplifier. Το σήμα αυτό, είναι διαφορικό (1 mV, η διαφορά των σημάτων μεταξύ των 2 ηλεκτροδίων). Ωστόσο, μεταξύ των ηλεκτροδίων και του ενισχυτή, υπεισέρχεται και μια μεγάλη παρεμβολή, με τη μορφή θορύβου. Η παρεμβολή αυτή εμφανίζεται ως ένα κοινό σήμα και στα 2 καλώδια που συνδέουν τα 2 ηλεκτρόδια και ονομάζεται κοινό σήμα παρεμβολής (common-voltage signal ή common-mode voltage, CMV). Το κοινό αυτό σήμα οφείλεται σε 2 κύριες αιτίες :

- 1) Στην dc εκτροπή των δυναμικών των ηλεκτροδίων και
- 2) Στην παρεμβολή 50 ή 60 Hz, που προκαλεί το δίκτυο τροφοδοσίας του ac ρεύματος.

Επίσης, θορυβώδεις παρεμβολές εμφανίζονται λόγω ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων, που υπάρχουν στο χώρο του εργαστηρίου (γραμμές τροφοδοσίας, μετασχηματιστές) και που προσκρούουν μεταξύ των ηλεκτροδίων και των εξεταζομένων. Τα ρεύματα θορύβου εισχωρούν στα καλώδια του σήματος, της τροφοδοσίας και της γείωσης μέσω της χωρητικής σύζευξης των πεδίων παρεμβολής και του συστήματος μας. Κάποιο τέτοιο είδος θορύβου, θα είναι πάντοτε παρόν και οι προσπάθειες ολοκληρωτικής του εξάλειψης είναι αδιάκοπες.

Ευτυχώς, τα τελευταία χρόνια έχουν αναπτυχθεί κάποιες αποτελεσματικές τεχνικές, όσον αφορά στην ελαχιστοποίηση του θορύβου στο ΗΚΓ σήμα. Μια διαδεδομένη τεχνική, που θα χρησιμοποιήσουμε και εμείς, ονομάζεται **right-leg drive**. Αυτή έχει ως αποτέλεσμα την μείωση των παρεμβολών του δικτύου της ΔΕΗ, χρησιμοποιώντας ένα είδος ανάδρασης. Αναλυτικότερα, δίνεται σχεδιαγραμματικά και επεξηγείται, στο κομμάτι που αφορά τον instrumentation amplifier, καθώς κάνει χρήση μιας βασικής ιδιότητας των διαφορικών ενισχυτών, που είναι η ικανότητα απόρριψης κοινού σήματος (**common-mode rejection, CMR**) ή το ποσοστό αυτής (**common-mode rejection ratio, CMRR**).

Για να μπορεί να έχει βάση, όμως, η προαναφερθείσα τεχνική τα καλώδια θα πρέπει να συγκεντρώνουν τα παρακάτω χαρακτηριστικά :

- Να είναι **ομοαξονικά** και να διαθέτουν **ειδική θωράκιση (shield)** – η θωράκιση χρησιμοποιείται στη συνδεσμολογία.
- Να είναι **όσο το δυνατόν μικρότερα σε μέγεθος**, καθώς όσο μεγαλώνει το μήκος τους, δρουν ως κεραίες, μεταφέροντας πρόσθετη ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία κατά μήκος τους.
- Να είναι **όσο το δυνατόν ισομήκη μεταξύ τους**, έτσι ώστε το κοινό σήμα θορύβου και στα 2 καλώδια να έχει την ίδια κατανομή.

Στη συνέχεια, θα αναφερθούμε σε θέματα θεωρίας των τελεστικών ενισχυτών, οι οποίοι είναι και τα βασικά ολοκληρωμένα στοιχεία που χρησιμοποιούμε, από τα οποία υλοποιούνται όλα τα υπόλοιπα μέρη του κυκλώματος (instrumentation amplifier, ενισχυτής τάσης, φίλτρα, αθροιστής, αντιστροφέας και buffer) . Επεξηγήσεις θα δοθούν για το κάθε στοιχείο χωριστά.

2.4 Βιοηλεκτρικοί Ενισχυτές

Οι ενισχυτές που χρησιμοποιούνται για την επεξεργασία βιοϊατρικών μεγεθών, ονομάζονται **βιοηλεκτρικοί ενισχυτές (bioelectric amplifiers)**, αλλά αυτός ο χαρακτηρισμός αποδίδεται σε έναν μεγάλο αριθμό διαφορετικών τύπων ενισχυτών. Για παράδειγμα, το κέρδος ενός βιοηλεκτρικού ενισχυτή, μπορέστε να είναι χαμηλό, μέσο, ή υψηλό (π.χ. $\times 10$, $\times 100$, $\times 1000$ - $\times 10,000$). Ομοίως, μερικοί βιοηλεκτρικοί ενισχυτές είναι ac συνδεδεμένοι, ενώ άλλοι είναι dc συνδεδεμένοι. Η απόκριση συχνότητας των χαρακτηριστικών βιοηλεκτρικών ενισχυτών μπορεί να είναι από dc (ή να πλησιάζει στην τιμή dc, π.χ. 0,05 Hz) μέχρι 100 kHz.

Η σύζευξη dc απαιτείται όπου τα σήματα εισόδου είναι σαφώς dc ή αλλάζουν *πολύ αργά*. Αλλά ακόμη και στις τόσο χαμηλές συχνότητες, όπως 0,05 Hz, η σύζευξη ac μπορεί να χρησιμοποιηθεί αντί της dc. Ο λόγος είναι για να ξεπεραστούν οι εκτροπές δυναμικών των ηλεκτροδίων. Στον ΗΚΓ ενισχυτή, για παράδειγμα, τμήματα συχνότητας τόσο χαμηλά, όπως 0,05 Hz, μπορούν να υποβληθούν σε επεξεργασία. Αλλά η σύνδεση ηλεκτροδίου-δέρματος παράγει μια εκτροπή δυναμικού (dc) των ηλεκτροδίων που θα παρεμποδίσει το ΗΚΓ σήμα. Ο ενισχυτής, επομένως, πρέπει να είναι ac συνδεδεμένος, για να εμποδίσει την dc εκτροπή στο σήμα εισαγωγής. Πρέπει να έχει, ακόμα, μια απόκριση συχνότητας χαμηλά, έως 0,05 Hz, προκειμένου να αναπαραχθεί πιστά η ΗΚΓ κυματομορφή του ασθενούς.

Η **απόκριση υψηλής-συχνότητας (high-frequency response)**, είναι η συχνότητα στην οποία το κέρδος πέφτει 3 dB κάτω από την τιμή της μέσης συχνότητας του. Σε μερικές περιπτώσεις, το -3 dB σημείο υψηλής συχνότητας θα είναι μια συχνότητα τόσο χαμηλή όσο 30 Hz, αλλά στις περισσότερες περιπτώσεις είναι 10 kHz. Τα εξειδικευμένα μοντέλα που χρησιμοποιούνται για να επεξεργαστούν τις συγκεκριμένες κυματομορφές, μπορούν να έχουν μια ιδιαίτερη απόκριση. Οι **ΗΚΓ ενισχυτές**, παραδείγματος χάριν, έχουν συνήθως μια **απόκριση συχνότητας από 0,05 έως 100 Hz**.

Μερικοί γενικής χρήσης ενισχυτές, έχουν μεταβλητή (adjustable) απόκριση συχνότητας και έτσι προσφέρονται για ένα ευρύ φάσμα των εφαρμογών. Γενικά, είναι σοφό να χρησιμοποιηθεί, μόνο η ελάχιστη απόκριση συχνότητας που απαιτείται για να

εξασφαλιστεί η καλή αναπαραγωγή της κυματομορφής εισόδου. Αυτή η πρακτική, επιτρέπει την απόρριψη του υψηλής-συχνότητας θορύβου.

Οι ενισχυτές χαμηλού-κέρδους (low-gain amplifiers) είναι εκείνοι με κέρδη μεταξύ $\times 1$ και $\times 10$. **Ο ενισχυτής μοναδιαίου κέρδους (unity-gain amplifier or buffer)** χρησιμοποιείται συνήθως για απομόνωση (isolation), αποθήκευση (buffering), και ενδεχομένως το μετασχηματισμό της σύνθετης αντίστασης μεταξύ της πηγής σημάτων και της συσκευής ανάγνωσης. Σε αυτόν τον τύπο ενισχυτή θα αναφερθούμε εκτενέστερα στη συνέχεια, καθώς αποτελεί στοιχείο του κυκλώματος μας. Οι ενισχυτές χαμηλού-κέρδους χρησιμοποιούνται, συχνά, για τη μέτρηση δυναμικών μεγεθών και άλλων βιοηλεκτρικών φαινομένων σχετικά υψηλού πλάτους.

Οι ενισχυτές μέσου-κέρδους (medium-gain amplifiers) είναι εκείνοι που έχουν κέρδη μεταξύ $\times 10$ και $\times 1000$ και χρησιμοποιούνται για την καταγραφή ΗΚΓ κυματομορφών, δυναμικών μυών κ.ο.κ.

Οι υψηλού-κέρδους ή χαμηλού-επιπέδου σήματος ενισχυτές (high-gain or low-level signal amplifiers) έχουν κέρδη άνω του $\times 1000$, με κάποιους να επιτυγχάνουν κέρδη ακόμα και μέχρι $\times 1.000.000$. Αυτός ο τύπος ενισχυτή χρησιμοποιείται στις πολύ ευαίσθητες μετρήσεις όπως η καταγραφή των εγκεφαλικών μεγεθών (EEG).

Δύο σημαντικές παράμετροι στους βιοηλεκτρικούς ενισχυτές, ειδικά σε εκείνους που ανήκουν στις κατηγορίες υψηλού και μέσου κέρδους είναι ο **θόρυβος (noise)** και η **κλίση (drift)**. Η κλίση είναι η ανεπιθύμητη αλλαγή στην τάση των σημάτων εξόδου, λόγω των μεταβολών στη θερμοκρασία λειτουργίας (παρά στις αλλαγές των σημάτων εισόδου). Ο θόρυβος, σε αυτήν την περίπτωση, κανονικά είναι ο θερμικός θόρυβος που παράγεται στις αντιστάσεις και τις συσκευές ημιαγωγών. Ο καλός σχεδιασμός και η σωστή επιλογή των ηλεκτρονικών υλικών, περιορίζουν αυτά τα προβλήματα στο ελάχιστο, στο σύγχρονο εξοπλισμό.

Και οι τρεις κατηγορίες βιοηλεκτρικών ενισχυτών πρέπει να έχουν μια **πολύ υψηλή σύνθετη αντίσταση εισόδου**. Αυτή η απαίτηση είναι ένα κοινό γνώρισμα μεταξύ όλων των βιοηλεκτρικών ενισχυτών, επειδή σχεδόν όλες οι βιοηλεκτρικές πηγές σημάτων παρουσιάζουν μια **υψηλή σύνθετη αντίσταση πηγής**. Οι περισσότερες βιοηλεκτρικές πηγές έχουν μια σύνθετη αντίσταση μεταξύ 10^3 και $10^7 \Omega$, και οι συνηθισμένες πρακτικές σχεδιασμού Εφαρμοσμένης Μηχανικής υπαγορεύουν μια

σύνθετη αντίσταση εισόδου ενισχυτών που να είναι τουλάχιστον μια τάξη μεγέθους υψηλότερη από τη σύνθετη αντίσταση πηγής. Η σύγχρονοι ενισχυτές τεχνολογίας MOFSET και JFET έχουν τις σύνθετες αντιστάσεις της τάξης του 1 teraohm ($10^{12} \Omega$).

Οι ιδιότητες του ολοκληρωμένου (IC) τελεστικού ενισχυτή κυκλωμάτων, τον καθιστούν ιδανικό ως βιοηλεκτρικό ενισχυτή. Μάλιστα με την κατάλληλη επιλογή ολοκληρωμένων εξαρτημάτων, έχει δοθεί μεγάλη ώθηση στο χώρο της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, καθώς ακόμα και οι πιο απαιτητικές εφαρμογές υλοποιούνται ευκολότερα, χάρη στα οφέλη που παρέχει η αλματώδης τεχνολογική πρόοδος στον τομέα των ενισχυτών. Υλοποιήσεις, που πριν λίγα χρόνια φάνταζαν απρόσιτες, στις μέρες μας, έχουν γίνει ευκολότερες και με δραματική μείωση στο κόστος.

2.4.1 Τελεστικοί ενισχυτές

Ο **τελεστικός ενισχυτής (op-amp)** είναι μια συσκευή που συμπεριφέρεται κατά τρόπο μοναδικό: Οι ιδιότητες του κυκλώματος που περιέχει έναν λειτουργικό ενισχυτή καθορίζονται από τις ιδιότητες του **βρόχου αρνητικής ανάδρασης** (negative feedback loop). Για τις στοιχειώδεις διαμορφώσεις κυκλωμάτων ενισχυτών τάσης, απαιτούμε μόνο τις βασικές ιδιότητες της συσκευής, το νόμου του Ohm, και τους νόμους του Kirchhoff, για να παραγάγουμε τις εξισώσεις μεταφοράς. Υπάρχουν πιο κομψές, και περισσότερο μαθηματικές μέθοδοι, για τη συμπεριφορά των διαμορφώσεων ενισχυτών τάσης, αλλά καμία δεν είναι τόσο ζωντανή και απλή, όσο η μέθοδος που παρουσιάζεται στη συνέχεια.

Ο όρος op-amp παίρνει το όνομά του από το γεγονός ότι τελεστικοί ενισχυτές, επινοήθηκαν αρχικά για να επιλύσουν μαθηματικές διαδικασίες στους αναλογικούς υπολογιστές. Αν και οι αναλογικοί υπολογιστές δεν είναι πλέον σε διαδεδομένη χρήση, πολλά ηλεκτρονικά όργανα χρησιμοποιούν τους τελεστικούς ενισχυτές που είναι, στην πραγματικότητα, κατανεμημένοι, επικεντρωμένοι σε ένα σκοπό, αναλογικοί υπολογιστές.

Οι εμπορικοί τελεστικοί ενισχυτές είναι διαθέσιμοι από την αρχή της δεκαετίας του '50, και οι ολοκληρωμένοι τελεστικοί (IC) από τα μέσα της δεκαετίας του '60. Οι τιμές των σύγχρονων λειτουργικών συσκευών ενισχυτών IC κυμαίνονται από λιγότερο από ένα δολάριο, για τις χαμηλής ποιότητας μονάδες, έως δεκάδες δολαρίων, για τις αρίστης ποιότητας, εξειδικευμένες μονάδες. Ωστόσο, σήμερα, πολλοί υψηλής ποιότητας

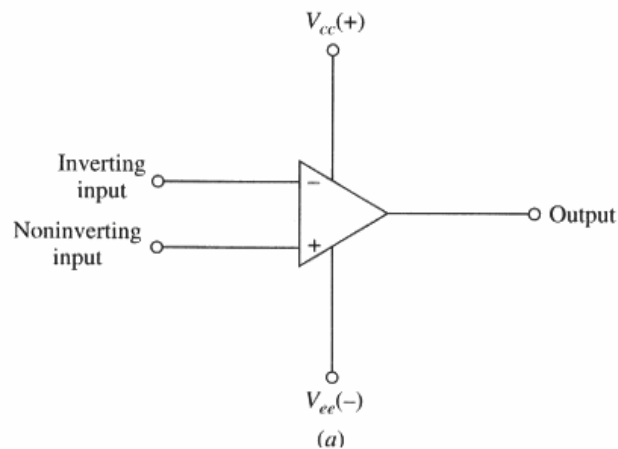
ολοκληρωμένοι τελεστικοί τιμώνται στην λιγότερο-από-10\$ κατηγορία και κάποιοι είναι στην λιγότερο-από-2\$ κατηγορία.

Το σύμβολο κυκλωμάτων για τους op-amps φαίνεται στο σχήμα που ακολουθεί. Ο ενισχυτής πρέπει να λειτουργήσει και στα τέσσερα τεταρτημόρια, έτσι το τερματικό εξόδου πρέπει να είναι σε θέση να ταλαντευτεί είτε προς το θετικό είτε προς το αρνητικό. Η **τροφοδοσία**, επομένως, των τελεστικών ενισχυτών (απεικονίζεται στο ίδιο σχήμα), πρέπει να είναι **διπολική**, δηλαδή πρέπει να αποτελείται από δύο παροχές τροφοδοσίας, **μια θετική ως προς τη γείωση** και μια δεύτερη, **αρνητική ως προς τη γείωση**.

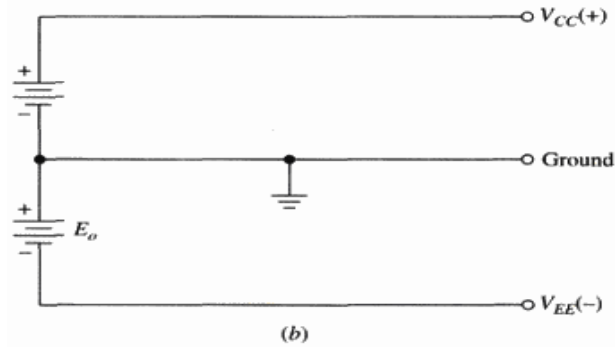
Η παροχή ηλεκτρικού ρεύματος, που παρουσιάζεται στο σχήμα, αποτελείται από 2 μπαταρίες, ωστόσο μια διπολική ac παροχή ρεύματος θα λειτουργήσει με τον ίδιο τρόπο. Η μπαταρία E_1 διαμορφώνει τη V_{cc} τροφοδοσία και είναι θετική ως προς τη γείωση. Η μπαταρία E_2 , αφ' ετέρου, διαμορφώνει την V_{ee} τροφοδοσία και συνδέεται έτσι ώστε να είναι αρνητική ως προς τη γείωση.

Σημείωση για το σύμβολο op-amp, που παρουσιάζεται στο σχήμα, ότι δεν υπάρχει κανένα τερματικό γείωσης στο op-amp. Η μόνη σύνδεση με τη γείωση, σε αυτόν τον τελεστικό ενισχυτή, διαμορφώνεται στη σύνδεση των δύο παροχών τροφοδοσίας.

Ο τελεστικός ενισχυτής έχει δύο εισόδους: την **αναστρέφουσα είσοδο (inverting input)** και την **μη-αναστρέφουσα είσοδο (non-inverting input)**. Αυτές, υποδεικνύονται με τα σύμβολα (-) και (+), αντίστοιχα.



Σχ. 2.2 Είσοδοι τελεστικού ενισχυτή



Σχ. 2.3 Τροφοδοσία τελεστικού ενισχυτή

Η αναστρέφουσα είσοδος παράγει ένα σήμα εξόδου, που η φάση του βρίσκεται σε διαφορά 180° από τη φάση του σήματος εισόδου. Αυτό καλείται **αναστροφή (inversion)** του σήματος.

Η μη-αναστρέφουσα είσοδος παράγει ένα σήμα εξόδου που είναι **σε φάση** με το σήμα εισόδου. Δεν υπάρχει καμία αναστροφή φάσης του σήματος μεταξύ της εισόδου και της εξόδου.

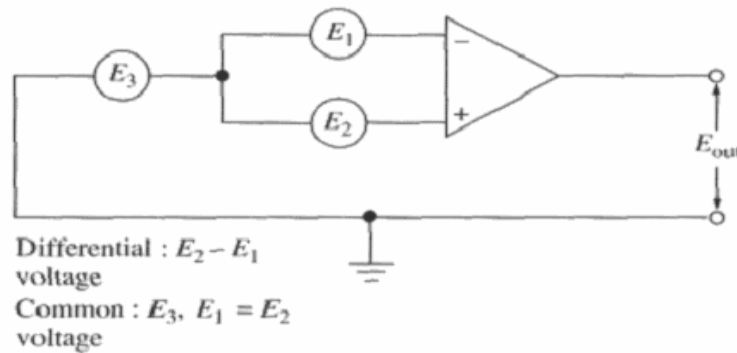
Τόσο η αναστρέφουσα, όσο και η μη-αναστρέφουσα είσοδος, προσφέρουν το ίδιο κέρδος. Έτσι, μπορούμε να καταλήξουμε στο συμπέρασμα, ότι αυτές οι αντίστοιχες εισοδοί έχουν **ίση αλλά αντίθετη** επίδραση φάσης στην έξοδο.

Οι διάφορες τάσεις σημάτων που μπορούν να έχουν επιπτώσεις στο τερματικό εξόδου του τελεστικού παρουσιάζονται στο επόμενο σχήμα. Η E_1 εφαρμόζεται στην αναστρέφουσα, είσοδο, ενώ E_2 εφαρμόζεται στη μη-αναστρέφουσα είσοδο. Εφ' όσον η E_1 και E_2 **δεν είναι ίσες** και της ίδιας πολικότητας, ο τελεστικός ενισχυτής θα δει μια **διαφορική (differential) τάση** εισόδου ίση με $E_2 - E_1$. Η τάση εξόδου θα είναι ανάλογη προς το κέρδος του σταδίου και τη **διαφορά** μεταξύ E_1 και E_2 .

Οι **τάσεις σημάτων κοινού φορέα (common-mode voltages)** είναι εκείνες που είναι κοινές και για τις δύο εισόδους, όπως η E_3 , ή όπου E_1 και E_2 είναι ίσου μεγέθους και έχουν την ίδια πολικότητα. Στις καταστάσεις κοινού φορέα, η διαφορική τάση μεταξύ των εισόδων είναι **μηδέν**, έτσι η έξοδος είναι μηδέν.

Το **ποσοστό απόρριψης κοινού-φορέα (common-mode rejection ratio, CMRR)** ενός τελεστικού, είναι μια έκφραση, για το πόσο κοντά, μια οποιαδήποτε δεδομένη

συσκευή, προσεγγίζει την ιδανική κατάσταση, στην οποία ένα σήμα κοινού-φορέα δεν έχει **καμία επίδραση** στην τελική τάση εξόδου.



Σχ. 2.4 Αναπαράσταση σήματος κοινού φορέα (common mode voltage) στον τελεστικό ενισχυτή

Δύο επίσης βασικά χαρακτηριστικά των τελεστικών ενισχυτών, που θα συναντήσουμε και στη συνέχεια είναι τα ακόλουθα :

Τάση εκτροπής εισόδου (input offset voltage, V_{OS}). Είναι το μέγεθος της συνεχούς τάσης (dc), η οποία, όταν εφαρμοστεί στους ακροδέκτες εισόδου του ενισχυτή, με κατάλληλη πολικότητα, ελαττώνει την τάση εκτροπής στην έξοδο στο μηδέν.

Ρεύμα πόλωσης εισόδου (input bias current, I_B). Είναι ο μέσος όρος των 2 συνεχών ρευμάτων (dc), I_{B1} και I_{B2} , που ρέουν μέσα στους ακροδέκτες εισόδου του τελεστικού. Για να περιοριστούν προβλήματα λειτουργίας dc, η τιμή του πρέπει να είναι μικρή.

2.4.1.1 Ιδιότητες των ιδανικών τελεστικών ενισχυτών

Μπορούμε να αναλύσουμε τον τελεστικό ενισχυτή με την εξέταση των ακόλουθων ιδανικών ιδιοτήτων:

1. *Άπειρο* κέρδος τάσης ανοικτού βρόχου (infinite open-loop voltage gain) (π.χ. κανένα κέρδος τάσης ανατροφοδότησης), ($A_{vol} = \infty$)
2. *Μηδενική* σύνθετη αντίσταση εξόδου ($Z_o = 0$).
3. *Άπειρη* σύνθετη αντίσταση εισόδου ($Z_i = \infty$).

4. *Άπειρη* απόκριση συχνότητας.
5. *Μηδενική* συμβολή θορύβου.
6. Και οι δύο είσοδοι *ακολουθούν* η μια την άλλη στα κυκλώματα ανάδρασης. Δηλαδή σε ένα κύκλωμα με αρνητική ανάδραση, μια τάση που εφαρμόζεται στη μία είσοδο μας επιτρέπει να μεταχειριστούμε την άλλη είσοδο σαν ήταν στο ίδιο δυναμικό.

Ας εξηγήσουμε τώρα κάποιες από τις παραπάνω ιδιότητες.

Άπειρο κέρδος τάσης ανοιχτού βρόχου. Το κέρδος τάσης ανοικτού βρόχου (A_{vol}), οποιουδήποτε κυκλώματος ενισχυτών, είναι το κέρδος **χωρίς** οποιαδήποτε ανατροφοδότηση. Στον ιδανικό τελεστικό, αυτό το κέρδος ορίζεται ως άπειρο. Μια επίπτωση αυτής της ιδιότητας είναι ότι τα χαρακτηριστικά κλειστού-βρόχου του κυκλώματος καθορίζονται, εξ' ολοκλήρου, από τις ιδιότητες του δικτύου συστημάτων ανάδρασης, και είναι ανεξάρτητα από τη συσκευή ενίσχυσης.

Μηδενική αντίσταση εξόδου, $Z_o = 0$, σημαίνει ότι η έξοδος είναι μια ιδανική πηγή τάσης.

Άπειρη σύνθετη αντίσταση εισόδου, $Z_i = \infty$, σημαίνει ότι τα τερματικά εισόδου, ούτε απορροφούν, ούτε παρέχουν οποιοδήποτε ρεύμα, ούτε φορτίζουν οποιοδήποτε κύκλωμα με το οποίο συνδέονται.

Η ιδιότητα 6 είναι κρίσιμη για την ανάλυση κυκλωμάτων μας: *Οι είσοδοι τείνουν να ακολουθούν η μια την άλλη.* Αυτό σημαίνει, ότι μεταχειριζόμαστε και τις δύο εισόδους σαν ήταν στο ίδιο δυναμικό. Εάν μια δεδομένη τάση εφαρμόζεται, για παράδειγμα, στη μη-αναστρέφουσα είσοδο, κατόπιν πρέπει να μεταχειριστούμε την αναστρέφουσα είσοδο σαν να ήταν στο ίδιο δυναμικό. Στην πραγματικότητα, εάν μια τάση εφαρμοστεί σε μία είσοδο, ένα βολτόμετρο θα μετρούσε την ίδια τάση και στην άλλη είσοδο.

Όπως είναι και λογικό, στην πράξη, οι τελεστικοί που χρησιμοποιούμε δεν είναι ιδανικοί, τα χαρακτηριστικά τους, δηλαδή, απέχουν από τις ιδανικές τιμές. Ωστόσο, πολλοί σύγχρονοι τελεστικοί, με τη συμπεριφορά τους προσεγγίζουν, σχετικά, σε αυτές τις τιμές, έτσι ώστε να έχουμε τη μικρότερη δυνατή απώλεια ακρίβειας στις μετρήσεις.

2.4.1.2 Ανάδραση

Οι περισσότερες εφαρμογές των τελεστικών ενισχυτών διαθέτουν κάποια μορφή ανάδρασης. Η **ανάδραση (feedback)** είναι, εν συντομία, η ανατροφοδότηση του σήματος εξόδου του τελεστικού, μέσω κάποιας συνδεσμολογίας, σε μία από τις εισόδους του. Ανάλογα με την είσοδο που επιλέγεται (αναστρέφουσα ή μη-αναστρέφουσα), μιλάμε για **αρνητική ή θετική ανάδραση**, αντίστοιχα.

Στην εφαρμογή μας, έχουμε να κάνουμε με μικρό αρχικό σήμα, ιδιαίτερα ευαίσθητο, και λόγω της κρισιμότητας των αποτελεσμάτων, έχουμε αυξημένες απαιτήσεις για σταθερότητα, ακρίβεια και ελάττωση του θορύβου. Γι αυτό το λόγο, στις περισσότερες διατάξεις τελεστικών ενισχυτών, χρησιμοποιούμε την **αρνητική ανάδραση**, καθώς συγκεντρώνει πλήθος χαρακτηριστικών, κατάλληλων για την εφαρμογή μας. Τα χαρακτηριστικά αυτά είναι τα εξής :

1. *Απευαισθητοποίηση του κέρδους.* Η τιμή του κέρδους γίνεται λιγότερο ευαίσθητη στις διάφορες μεταβολές του κυκλώματος που μπορεί να προέρχονται από την αλλαγή της θερμοκρασίας.
2. *Μείωση της μη γραμμικής παραμόρφωσης.* Το σήμα εξόδου είναι, όσο το δυνατότερο, πιο γραμμικό (ανάλογο) ως προς την είσοδο και το κέρδος παραμένει σταθερό.
3. *Μείωση του θορύβου.* Παρακάτω αναφέρεται τεχνική μείωσης του θορύβου, ωστόσο η αρνητική ανάδραση συντελεί κι αυτή προς τον σκοπό αυτό, μειώνοντας π.χ. το θερμικό θόρυβο που προέρχεται από τη θέρμανση των αντιστάσεων.
4. *Έλεγχος των αντιστάσεων εισόδου και εξόδου.* Η μεταβολή των αντιστάσεων εισόδου και εξόδου του τελεστικού, διευκολύνεται με την κατάλληλη επιλογή συνδεσμολογίας της ανάδρασης.
5. *Αύξηση του εύρους ζώνης του τελεστικού ενισχυτή.*

Το μόνο αρνητικό σημείο των παραπάνω χαρακτηριστικών, είναι η **σχετική μείωση του κέρδους**. Γι' αυτό ακριβώς, η ενίσχυση που επιτυγχάνουμε, στις διάφορες βαθμίδες του κυκλώματος μας, *απέχει λίγο* από την αναμενόμενη. Συνεκτιμώντας όμως

τις θετικές συνέπειες της αρνητικής ανάδρασης, η θυσία της ελάττωσης του ιδανικού κέρδους, είναι μικρή, συγκρινόμενη με την αξιοπιστία που καλούμαστε να έχουμε στην εφαρμογή μας.

Παρακάτω, ακολουθεί η ανάλυση των διαφόρων συνδεσμολογιών τελεστικών ενισχυτών που χρησιμοποιούμε στο κύκλωμα.

2.5 Ο ενισχυτής οργάνου μέτρησης (instrumentation amplifier)

Όπως προείπαμε, στο μικρό διαφορικό σήμα που λαμβάνουμε, μέσω των 2 ηλεκτροδίων, υπάρχει παρεμβολή, η οποία είναι κοινή και στα 2 καλώδια. Ο τύπος του ενισχυτή που έχει τη δυνατότητα απόρριψης του μεγάλου κοινού σήματος παρεμβολής (common-mode signal), και ταυτόχρονα την ενίσχυση του επιθυμητού μικρού διαφορικού μας ΗΚΓ σήματος, ονομάζεται **instrumentation amplifier**. Στη μελέτη μας, χρησιμοποιήσαμε το μοντέλο **INA118** της Burr-Brown, καθώς συγκεντρώνει όλα εκείνα τα κατάλληλα χαρακτηριστικά, που τον καθιστούν ιδανικό για εφαρμογές φορητού, τροφοδοτούμενου με μπαταρίες, ηλεκτρονικού ιατρικού εξοπλισμού.

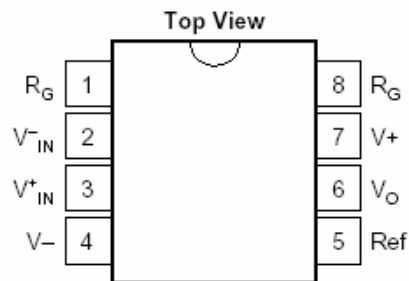
2.5.1 INA118 instrumentation amplifier

2.5.1.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά

Ο INA118 είναι ένας χαμηλής κατανάλωσης, γενικής χρήσης instrumentation amplifier, που παρέχει άριστη ακρίβεια. Η πολύπλευρη σχεδίασή του, με τους 3 ενσωματωμένους τελεστικούς ενισχυτές, και το μικρό του μέγεθος, τον καθιστούν ιδανικό για ένα μεγάλο εύρος εφαρμογών. Παρουσιάζει μεγάλο εύρος ζώνης, ακόμα και σε υψηλό κέρδος. Μια εξωτερική αντίσταση ρυθμίζει κάθε τιμή κέρδους, από $\times 1$ μέχρι $\times 10.000$. Επίσης, διαθέτει εσωτερικό κύκλωμα προστασίας, παραμένοντας άθικτος ακόμα και αν τροφοδοτηθεί μέχρι και $\pm 40V$. Είναι κατασκευασμένος με laser (laser-trimmed) για **πολύ χαμηλή τάση εκτροπής (offset voltage, 50 μV), πολύ χαμηλή κλίση (drift, 0,5 μV), υψηλή απόρριψη κοινού σήματος (CMR, 110 dB σε κέρδος $\times 1000$)**

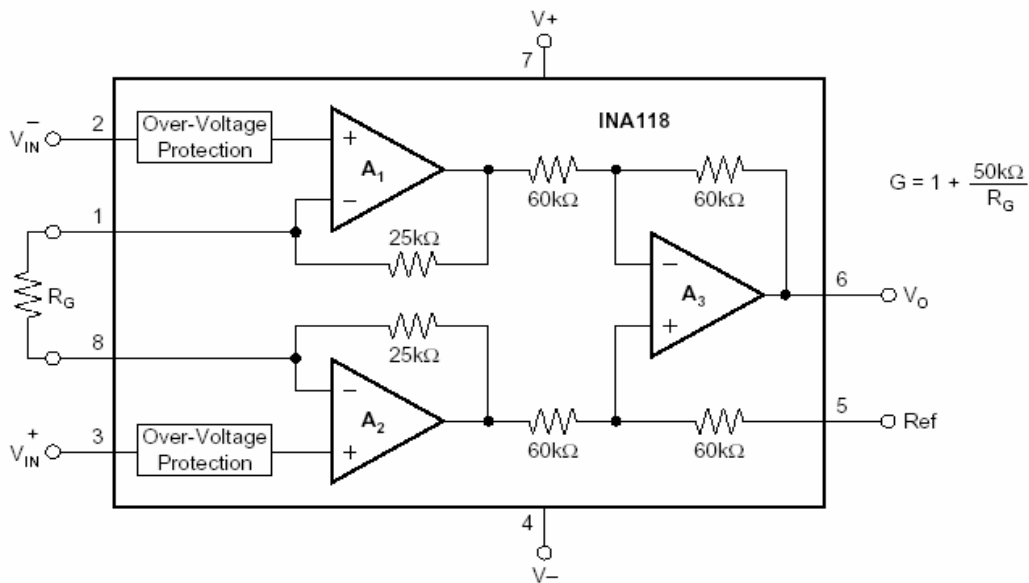
και πολύ χαμηλό επίπεδο θορύβου (noise, 0,28 μV p-p στα 0,1 - 10 Hz με κέρδος ≥ 100). Λειτουργεί με τροφοδοσία, ακόμα και μέχρι $\pm 1,35\text{V}$, ενδείκνυται δηλαδή για τροφοδοτούμενα από μπαταρίες συστήματα. Χρησιμοποιήσαμε την συσκευασία του σε 8-plastic-dip, που λειτουργεί σε εύρος θερμοκρασίας $-40^\circ\text{C} - +85^\circ\text{C}$. Για τη λειτουργία του, χρησιμοποιήσαμε διπολική τροφοδοσία $\pm 5\text{V}$.

Η εξωτερική του μορφή, η συνδεσμολογία των pins του και η εσωτερική δομή του φαίνονται στα παρακάτω σχήματα.



Σχ. 2.5.1 Εξωτερική μορφή INA118

Σχ. 2.5.2 Συνδεσμολογία pins INA118

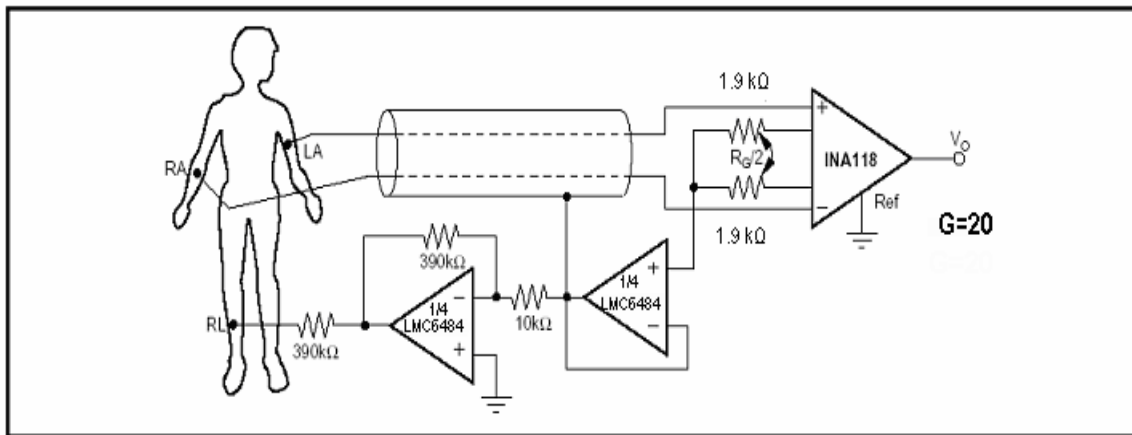


Σχ. 2.5.3 Εσωτερική συνδεσμολογία INA118

2.5.1.2 Λειτουργία

2.5.1.2.1 Μείωση θορύβου – Τεχνική right leg drive

Όταν αναφερόμαστε στις πηγές εμφάνισης του θορύβου, είπαμε ότι μια δημοφιλής τεχνική ελαχιστοποίησης των παρεμβολών, στο ΗΚΓ σήμα, είναι το κύκλωμα **right leg drive**. Σε αυτό το σημείο, πρέπει να σημειώσουμε, ότι συνδέοντας το ηλεκτρόδιο είτε στο αριστερό ή είτε στο δεξιό πόδι, δεν παρατηρείται διαφοροποίηση. Χρησιμοποιούμε τον όρο right leg drive επειδή είναι παγκόσμια καθιερωμένος. Το κύκλωμα αυτό είναι ευρέως διαδεδομένο στη διεθνή τεχνική βιβλιογραφία, προτείνεται από τον κατασκευαστή του INA118, και μια παραλλαγή του χρησιμοποιήσαμε κι εμείς. Το κύκλωμα αυτό, δίνεται στο Σχ. 2.6. Ακολουθεί η ανάλυσή του.



Σχ. 2.6 Κύκλωμα Right-leg drive του INA118 για μείωση των παρεμβολών

Πρώτα από όλα, και μόνο η ικανότητα απόρριψης κοινού-σήματος (CMR), του instrumentation amplifier (IA), μειώνει κάποιο ποσοστό του θορύβου. Η έξοδος του είναι ένα ηλεκτροκαρδιογραφικό σήμα, απαλλαγμένο, σε μεγάλο βαθμό, από τον θόρυβο των 50 Hz (προερχομένου από ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές του δικτύου της ΔΕΗ). Αυτό επιτυγχάνεται, λόγω της διαφορικής φύσης της ενίσχυσης, που επιτυγχάνει ο IA, επειδή ίσα ποσά θορύβου κοινού φορέα υπάρχουν σε κάθε είσοδο του IA. Ο IA απλώς αφαιρεί τις ίσες αυτές τάσεις θορύβου, δίνοντας τελικά σχεδόν 0, ενώ ταυτόχρονα ενισχύει τη διαφορά των άνισων ΗΚΓ σημάτων στις δύο εισόδους του.

Τα ΗΚΓ σήματα, προερχόμενα από το αριστερό και δεξιό χέρι, αντίστοιχα, είναι άνισα, γιατί προέρχονται από διαφορετικά σημεία του σώματος. Το πόσο μικρός είναι τελικά ο θόρυβος στην έξοδο του ΙΑ, εξαρτάται, αποκλειστικά και μόνο, στο πόσο υψηλή είναι η τιμή του CMR του. Από τις προδιαγραφές βλέπουμε, ότι όντως η τιμή του CMR του INA118, είναι αρκετά υψηλή.

Η διαφοροποίηση στην τεχνική right leg drive, είναι ότι η τάση κοινού-φορέα (common-mode voltage, CMV) **αντιστρέφεται**, από τον τελεστικό που συνδέεται στο ηλεκτρόδιο του δεξιού ποδιού (ο τελεστικός αυτός ενώνει το ηλεκτρόδιο δεξιού ποδιού με τη θωράκιση (shield) καλωδίου), και στη συνέχεια εφαρμόζεται στο δεξιό πόδι του ασθενούς. Στην πραγματικότητα, μόνο ελάχιστα micro amps οδηγούνται στον ασθενή, κάτι που είναι απόλυτα ασφαλές. Το κύκλωμα right leg drive δρα, δηλαδή, ως ένα κύκλωμα ανάδρασης, μεταξύ του ασθενούς και των ηλεκτρονικών διατάξεων, με σκοπό την οδήγηση του θορύβου κοινού-φορέα, του ασθενή, σε χαμηλότερο επίπεδο.

Από τη στιγμή που η τάση του δεξιού ποδιού είναι η αναστροφή (αντίθετη φάση) της CMV, η τάση αυτή πηγαίνει προς την αντίθετη κατεύθυνση, συγκρινόμενη με την CMV, που προέρχεται από τα 2 άλλα ηλεκτρόδια (απαγωγές) του ασθενούς. Η τάση, δε, του δεξιού ποδιού δρα ως τάση αναφοράς. Με αυτόν τον τρόπο, ακόμα και αν ο θόρυβος 50 Hz, στο αριστερό ή δεξιό χέρι (με αναφορά το δεξιό πόδι) γίνει μεγαλύτερος, ο θόρυβος των 50 Hz στους ακροδέκτες εισόδου του ΙΑ (με αναφορά τον κοινό φορέα ή το pin αναφοράς (ref)), γίνεται μικρότερος. Γι αυτό το λόγο, ο ΙΑ έχει, σε αυτήν την περίπτωση, να απορρίψει μικρότερο ποσό θορύβου 50 Hz, και μάλιστα, μέσω του CMR το μειώνει ακόμα περισσότερο.

2.5.1.2.2 Ενίσχυση σήματος

Πέρα από την απόρριψη του CMV, η δεύτερη λειτουργία του INA118 είναι η ενίσχυση του διαφορικού ΗΚΓ, που εισάγεται στους 2 ακροδέκτες εισόδου του (pins 2 και 3). Ο καθορισμός του κέρδους γίνεται με την σύνδεση μιας εξωτερικής αντίστασης, R_G , που συνδέεται μεταξύ των pins 1 και 8. Ο τύπος που δίνει το κέρδος είναι :

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (2.5.1)$$

Ο όρος $50\text{ k}\Omega$, στη σχέση (2.5.1), προέρχεται από το άθροισμα των δύο εσωτερικών αντιστάσεων, στα κυκλώματα ανάδρασης των εσωτερικών ενισχυτών A_1 και A_2 (βλέπε Σχ. 2.5.3). Αυτές οι αντιστάσεις έχουν κατασκευαστεί με τέτοιο τρόπο, ώστε να έχουν απόλυτες τιμές. Η ακρίβειά τους και ο συντελεστής θερμοκρασίας τους περιέχονται στις προδιαγραφές ακρίβειας κέρδους και κλίσης του INA118. Η σταθερότητα και η μεταβολή της θερμοκρασίας, της εξωτερικής αντίστασης, R_G , επίσης επηρεάζουν το κέρδος. Επειδή, σύμφωνα με τη σχέση (2.5.1), μικρές εξωτερικές αντιστάσεις επιτυγχάνουν υψηλά κέρδη, η συνδεσμολογία των αντιστάσεων πρέπει να γίνεται με προσοχή. Αν είναι δυνατόν, θα πρέπει να τοποθετούνται αυτούσιες, χωρίς βάσεις στήριξης, καθώς οι σχετικές βάσεις, ενδέχεται να προσθέσουν ένα ασταθές λάθος κέρδους, ιδίως σε κέρδη από $\times 100$ και άνω.

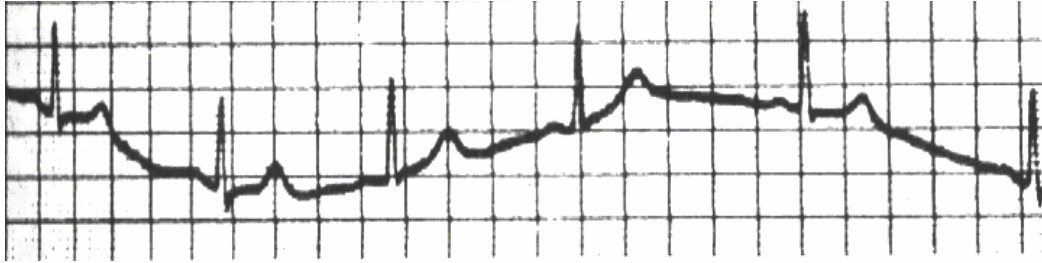
Στο κύκλωμα μας, θέλαμε να επιτύχουμε **κέρδος $\times 20$** . Έτσι, χρησιμοποιήσαμε συνολική **$R_G = 2,8\text{ k}\Omega$** . Από τη σχέση (2.5.1) παίρνουμε :

$$G = 1 + \frac{50\text{k}\Omega}{R_G} = 1 + \frac{50\text{k}\Omega}{2,8\text{k}\Omega} \Rightarrow \quad \mathbf{G \approx 19} \quad (2.5.2)$$

Δηλαδή, θεωρητικά ενισχύουμε το διαφορικό σήμα των 1mV **19 φορές**. Σύμφωνα με μετρήσεις, η ενίσχυση ήταν λίγο μικρότερη για όλους τους λόγους που προαναφέραμε. Έτσι για μετρούμενο **διαφορικό σήμα $1,2\text{ mV}$ η έξοδος μετράται περίπου στα $22,3\text{ mV}$, αντί για τα αναμενόμενα $22,8\text{ mV}$** . Από ότι βλέπουμε, **η απώλεια κέρδους είναι σχετικά μικρή, περίπου 2 %**. Κάτι τέτοιο δεν μας ενδιαφέρει άμεσα, καθώς ακολουθεί και παραπέρα ενίσχυση, με τον τελεστικό ενισχυτή LMC6484, που αναλύεται αμέσως παρακάτω. Απλώς το αναφέρουμε, για επιβεβαίωση της προαναφερθείσας θεωρίας απωλειών κέρδους.

2.6 Υψιπερατό φίλτρο (high-pass filter)

Το ΗΚΓ σήμα που παίρνουμε μετά τον INA118, συχνά εμφανίζει τη μορφή που φαίνεται στο Σχ. 2.7.

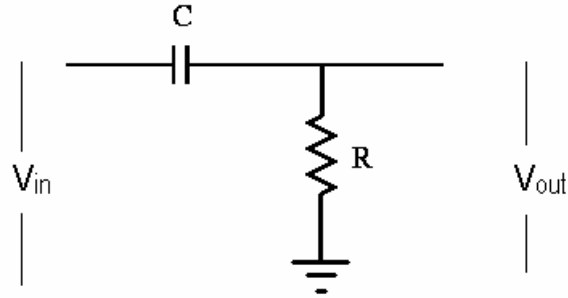


Σχ. 2.7 Συχνή μορφή ΗΚΓ σήματος

Δηλαδή φαίνεται, ότι το ΗΚΓ σήμα δεν έχει σταθερή στάθμη αναφοράς. Η μορφή αυτή δεν έχει να κάνει με τη λειτουργία του INA118, αντιθέτως οφείλεται σε κάποιους άλλους παράγοντες. Οι κυριότεροι από αυτούς είναι η διαφοροποίηση της σχετικής θέσης ηλεκτροδίων-δέρματος, λόγω της μετακίνησης του ασθενούς. Ως αποτέλεσμα, το δυναμικό των ηλεκτρονίων μεταβάλλεται και επιφέρει την μετατόπιση του ΗΚΓ σήματος που παρατηρούμε.

Αναφέραμε προηγουμένως, ότι στη μελέτη μας έχουμε θεωρήσει ότι ο ασθενής παραμένει ακίνητος, δηλαδή μελετάμε το λεγόμενο rest ECG. Ωστόσο, πρέπει να εξαλείψουμε τις διαφοροποιήσεις του σήματος, που οφείλονται σε μικρές μετατοπίσεις του εξεταζομένου ή σε μικρή χαλάρωση των ηλεκτροδίων, ώστε τουλάχιστον να έχουμε ένα ΗΚΓ σήμα σταθερό ως προς έναν οριζόντιο άξονα.

Οι μικρές αυτές μετατοπίσεις, εκφράζονται με **χαμηλές συχνότητες** στο φάσμα του σήματος, που κυμαίνονται περίπου στα **2-3 Hz**. Η λύση, επομένως, στο παραπάνω πρόβλημα είναι η εφαρμογή ενός **high-pass φίλτρου**, που να επιτρέπει την **αποκοπή των συχνοτήτων από 2-3 Hz και κάτω** (ζώνη αποκοπής) και τη διέλευση των υπολοίπων συχνοτήτων, πάνω από αυτές (ζώνη διέλευσης). Το φίλτρο που χρησιμοποιούμε είναι ένα απλό high-pass φίλτρο **πρώτης τάξης**, αποτελούμενο από έναν πυκνωτή και μια αντίσταση, που δίνεται στο παρακάτω σχήμα.



Σχ. 2.8 High-pass φίλτρο

Το V_{in} είναι η τάση του εισαγόμενου ΗΚΓ σήματος και το V_{out} η τάση του εξαγόμενου ΗΚΓ σήματος. Για τη **συχνότητα αποκοπής**, f_c , ισχύει η σχέση :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.6.1)$$

Από την παραπάνω σχέση, χρησιμοποιώντας τιμή πυκνωτή **0,47 μF** και αντίστασης **100 $k\Omega$** , έχουμε :

$$f_c \approx 3,4 \text{ Hz}$$

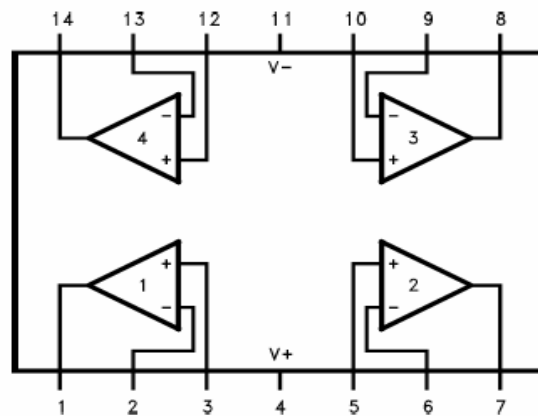
2.7 Ο τελεστικός ενισχυτής LMC6484

2.7.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά

Ο LMC6484 είναι ένας ολοκληρωμένος, **τετραπλός** (quad, διαθέτει 4 τελεστικούς στην ίδια συσκευασία), κατασκευασμένος από την National Semiconductors. Είναι εξελιγμένης τεχνολογίας **CMOS** και τύπου **rail-to-rail input and output**. Προσφέρεται για ιδιαίτερα ανεπτυγμένες εφαρμογές, όπως συστήματα λήψης σημάτων που απαιτούν μεγάλο εύρος σήματος εισόδου, ενισχυτές μετατροπής, φορητά αναλυτικά όργανα, συστήματα τροφοδοτούμενα από μπαταρία και ιατρικό ηλεκτρονικό εξοπλισμό.

Κι αυτό γιατί διαθέτει μεγάλη **αξιοπιστία**, **σταθερότητα**, λειτουργεί με **μικρή τροφοδοσία** και καταναλώνει **ελάχιστη ισχύ**. Επίσης, συγκεντρώνει πλήθος αξιοπρόσεκτων τεχνικών χαρακτηριστικών, που τον καθιστούν ιδανικό για την εφαρμογή

μας. Μερικά από αυτά είναι η **άριστη ικανότητα απόρριψης κοινού σήματος (CMRR, 82 dB)**, το **υψηλό κέρδος τάσης (voltage gain, 130 dB)**, ο **πολύ χαμηλός θόρυβος (noise, $37 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$)**, η **χαμηλή τάση εκτροπής (offset voltage, 3 mV)** και η **μικρή κλίση (drift, $2 \text{ } \mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$)**. Για τη λειτουργία του LMC6484, χρησιμοποιούμε **διπολική τροφοδοσία $\pm 5 \text{ V}$** . Χρησιμοποιήσαμε την συσκευασία του σε 14-plastic-dip, που λειτουργεί σε εύρος θερμοκρασίας $-40^{\circ}\text{C} - +85^{\circ}\text{C}$. Το διάγραμμα συνδεσμολογίας και τα pins του LMC6484, φαίνονται στο επόμενο σχήμα.

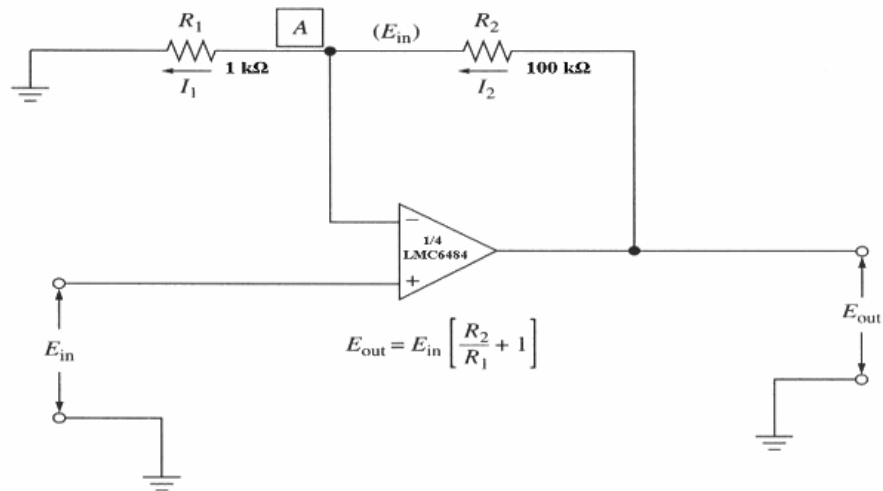


Σχ. 2.9 Διάγραμμα συνδεσμολογίας του LMC6484

2.7.2 Λειτουργία

Οι 2 τελεστικοί ενισχυτές, από τους 4 του LMC6484, χρησιμοποιούνται στο κύκλωμα right leg drive του INA118 (όπως φαίνεται και στο αντίστοιχο σχήμα), κυρίως λόγω της εξαιρετικής τιμής του CMRR που έχουν.

Άλλος ένας, από τους τελεστικούς ενισχυτές του LMC6484, χρησιμοποιείται για την περαιτέρω **ενίσχυση** του ΗΚΓ σήματος (τη δεύτερη μετά από εκείνη του INA118). Η ενίσχυση που επιθυμούμε να επιτύχουμε είναι **x100**. Η συνδεσμολογία που έχουμε εφαρμόζει θετική ανάδραση, πρόκειται δηλαδή για έναν **μη αναστρέφοντα ενισχυτή τάσης**, και φαίνεται στο Σχ. 2.10. Ένας ενισχυτής μη αναστρέφουσας συνδεσμολογίας, προσεγγίζει τον ιδανικό ενισχυτή τάσης, λόγω της μεγάλης σύνθετης αντίστασης εισόδου του, της μικρής σύνθετης αντίστασης εξόδου του και του σταθερού κέρδους τάσης του.



Σχ. 2.10 Συνδεσμολογία μη αναστρέφοντος ενισχυτή τάσης

Το παραπάνω κύκλωμα αποτελείται από έναν τελεστικό ενισχυτή, μια **αντίσταση εισόδου R_1** και μια **αντίσταση ανάδρασης R_2** . Το ΗΚΓ σήμα (E_{in} στην περίπτωσή μας) που έχει τάση **περίπου 22 mV**, εφαρμόζεται απευθείας στην μη αναστρέφουσα είσοδο του τελεστικού, η οποία και αποκτά δυναμικό E_{in} . Η αναστρέφουσα είσοδος γειώνεται. Σύμφωνα με την ιδιότητα 6 των ιδανικών τελεστικών ενισχυτών, μεταχειριζόμαστε το σημείο A (είσοδος του μη αναστρέφοντος ακροδέκτη) σαν να βρισκόταν και αυτό σε δυναμικό E_{in} .

Σύμφωνα με τους νόμους του Kirchhoff, το άθροισμα των ρευμάτων, που εισέρχονται ή εγκαταλείπουν, το σημείο A, είναι μηδέν. Η ιδιότητα 3 των ιδανικών τελεστικών ενισχυτών μας λέει, ότι καθόλου ρεύμα δεν ρέει προς ή από την αναστρέφουσα είσοδο. Οπότε, μπορούμε να συμπεράνουμε, ότι μόνο το ρεύμα εξόδου I_1 και το ρεύμα ανάδρασης I_2 , επηρεάζουν το σημείο A.

Η εξίσωση κέρδους τάσης του τελεστικού προκύπτει από τις παρακάτω σχέσεις :

Από νόμο ρεύματος του Kirchhoff έχουμε :

$$I_1 = I_2 \quad (2.7.1)$$

Επίσης ισχύουν :

$$I_1 = \frac{E_{in}}{R_1} \quad (2.7.2)$$

$$I_2 = \frac{E_{out} - E_{in}}{R_2} \quad (2.7.3)$$

Αντικαθιστώντας τις σχέσεις (2.7.2) και (2.7.3) στην (2.7.1) παίρνουμε :

$$\begin{aligned} \frac{E_{in}}{R_1} &= \frac{E_{out} - E_{in}}{R_2} \quad \Rightarrow \quad \frac{E_{in}}{R_1} = \frac{E_{out}}{R_2} - \frac{E_{in}}{R_2} \quad \Rightarrow \\ \frac{E_{in}}{R_1} + \frac{E_{in}}{R_2} &= \frac{E_{out}}{R_2} \quad \Rightarrow \quad \frac{E_{in}R_2}{R_1} + \frac{E_{in}R_2}{R_2} = E_{out} \quad \Rightarrow \\ A_v &= \frac{E_{out}}{E_{in}} = \frac{R_2}{R_1} + 1 \end{aligned} \quad (2.7.4)$$

Η σχέση (2.7.4) μας δίνει τον τύπο της ενίσχυσης τάσης. Παρατηρούμε ότι **το κέρδος τάσης είναι συνάρτηση μόνο του λόγου των αντιστάσεων R_2/R_1** , επομένως πολύ εύκολα το καθορίζουμε. Για να επιτύχουμε κέρδος $\times 100$, χρησιμοποιήσαμε αντιστάσεις **$R_2 = 100k\Omega$** και **$R_1 = 1k\Omega$** . Έτσι :

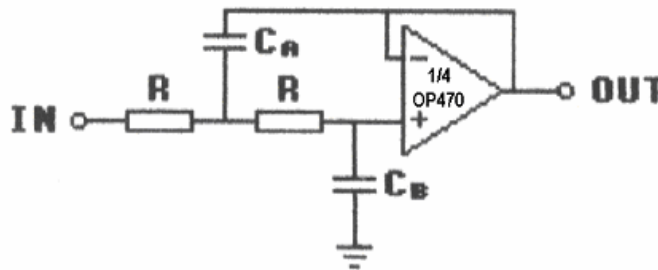
$$\begin{aligned} A_v &= \frac{R_2}{R_1} + 1 = \frac{100k\Omega}{1k\Omega} + 1 \quad \Rightarrow \quad A_v = 101 \quad \text{και} \\ E_{out} &= A_v E_{in} = 100 \times 22mV \quad \Rightarrow \quad E_{out} \approx 2,2 V \end{aligned}$$

Το σύμβολο ($\approx$) χρησιμοποιείται γιατί υπάρχουν και κάποιες απώλειες κατά την ενίσχυση.

Τι γίνεται όμως με τον 1 τελεστικό ενισχυτή που μένει αχρησιμοποίητος ; Εάν οι ακροδέκτες του αφεθούν ελεύθεροι, επειδή ο ενισχυτής αυτός αποτελεί μέρος ενός ολοκληρωμένου, έχει διαπιστωθεί, ότι ενδέχεται να οδηγήσει σε αύξηση του θορύβου τόσο στο σήμα, όσο και στις γραμμές τροφοδοσίας και γείωσης του όλου κυκλώματος, καθώς και άσκοπη κατανάλωση ενέργειας. Μια αποτελεσματική τεχνική, που λύνει αυτό το πρόβλημα και επομένως την χρησιμοποιούμε, είναι το να συνδέσουμε την έξοδο του στην αναστρέφουσα είσοδο και να συνδέσουμε την μη αναστρέφουσα είσοδο με τη γείωση.

2.8 Βαθυπερατό φίλτρο (Low-pass filter)

Έχουμε αναφέρει, ότι το **καθαρά διαγνωστικό ΗΚΓ** σήμα κυμαίνεται σε συχνότητες **από περίπου 0 μέχρι 100 Hz**. Συχνότητες πάνω από 100 Hz σχετίζονται με άλλα φαινόμενα, όπως κινήσεις σκελετικών μυών, επομένως επηρεάζουν την ορθότητα του σήματος μας και άρα πρέπει να αποκοπούν. Για το σκοπό αυτό, χρησιμοποιούμε ένα low-pass φίλτρο, που επιτρέπει την **αποκοπή των συχνοτήτων από 100 Hz και άνω** (ζώνη αποκοπής) και τη διέλευση των υπολοίπων συχνοτήτων, κάτω από αυτές, (ζώνη διέλευσης). Το φίλτρο που χρησιμοποιούμε είναι ένα ενεργό φίλτρο low-pass, **δεύτερης τάξης**, τύπου **Butterworth (12 dB/octave)**. Αποτελείται από 2 όμοιες αντιστάσεις, 2 άνισους πυκνωτές και έναν τελεστικό ενισχυτή (τον ένα από τους 4 του OP470). Δίνεται στο Σχ. 2.11.



Σχ. 2.11 Ενεργό low-pass φίλτρο Butterworth 2^{ης} τάξης

Το σήμα εισόδου, είναι το προερχόμενο από τον LMC6484 ενισχυμένο ΗΚΓ σήμα.

Οι τιμές των διαφόρων στοιχείων δίνονται από τους παρακάτω τύπους :

$$R = 4,7 \text{ to } 10 \text{ k}\Omega$$

$$C_a = \frac{1,414}{2\pi * f_c * R}$$

$$C_b = \frac{0,707}{2\pi * f_c * R}$$

Χρησιμοποιώντας τιμή αντίστασης **R = 10 kΩ** και τιμές πυκνωτών **C_a = 0,3 μF**, **C_b = 0,15 μF** πετυχαίνουμε :

$$f_c \approx 90 \text{ Hz}$$

2.9 Ο τελεστικός ενισχυτής OP470

2.9.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά

Ο OP470 είναι ένας ολοκληρωμένος, υψηλής επίδοσης, μονολιθικός **τετραπλός** (quad, διαθέτει 4 τελεστικούς στην ίδια συσκευασία, κατασκευασμένος από την Analog Devices. Προσφέρεται για ιδιαίτερα ανεπτυγμένες εφαρμογές, όπως πολλαπλές βαθμίδες κέρδους, χαμηλού θορύβου instrumentation amplifiers, buffers, συστήματα τροφοδοτούμενα από μπαταρία, ιατρικό ηλεκτρονικό εξοπλισμό και πολύ χαμηλού θορύβου ενεργά φίλτρα.

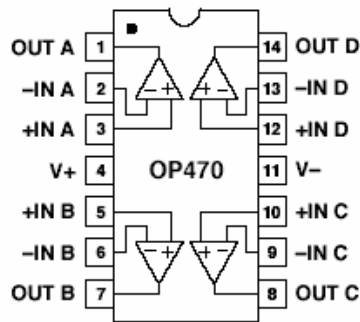
Κι αυτό γιατί διαθέτει μεγάλη **αξιοπιστία, σταθερότητα**, λειτουργεί με **μικρή τροφοδοσία** και καταναλώνει **ελάχιστη ισχύ**. Επίσης, συγκεντρώνει πλήθος αξιοπρόσεκτων τεχνικών χαρακτηριστικών, που τον καθιστούν ιδανικό για την εφαρμογή μας. Μερικά από αυτά είναι η **άριστη ικανότητα απόρριψης κοινού σήματος (CMRR, πάνω από 110 dB)**, η **υψηλή ικανότητα απόρριψης θορύβου τροφοδοσίας (PSRR, 1,8 mV/V)**, το **υψηλό κέρδος τάσης (voltage gain, 130 dB)**, ο **πάρα πολύ χαμηλός θόρυβος (noise, 5 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$)**, η **πολύ χαμηλή τάση εκτροπής (offset voltage, 0,4 mV)** και η **μικρή κλίση (drift, 2 $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$)**.

Για όλους τους παραπάνω λόγους, χρησιμοποιήσαμε τον OP470 (και τους 4 τελεστικούς που παρέχει) για τις εξής βαθμίδες του κυκλώματος :

- 1 τελεστικό ενισχυτή για το low-pass φίλτρο
- 1 τελεστικό ενισχυτή για τον buffer
- 1 τελεστικό ενισχυτή για τον αθροιστή (adder)
- 1 τελεστικό ενισχυτή για τον αναστροφέα (inverter)

Οι βαθμίδες αυτές αναλύονται στη συνέχεια.

Για τη λειτουργία του OP470, χρησιμοποιούμε **διπολική τροφοδοσία $\pm 5 \text{ V}$** . Χρησιμοποιήσαμε την συσκευασία του σε 14-plastic-dip, που λειτουργεί σε εύρος θερμοκρασίας -40°C - $+85^{\circ} \text{C}$. Το διάγραμμα συνδεσμολογίας και τα pins του OP470, φαίνονται στο Σχ. 2.12.



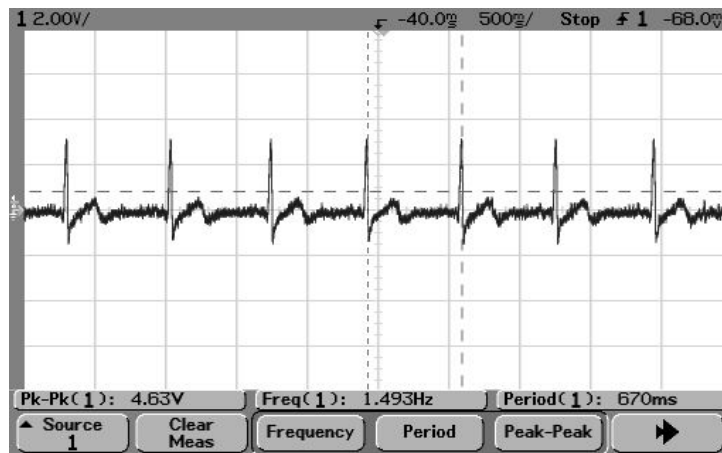
Σχ. 2.12 Διάγραμμα συνδεσμολογίας του OP470

Σε αυτό το σημείο, έχουμε ολοκληρώσει τα βήματα 1-5 της κατασκευής του κυκλώματος. Πριν προχωρήσουμε παρακάτω, είναι σκόπιμο να κάνουμε μια ανασκόπηση της μέχρι τώρα πορείας μας, ώστε να γίνουν πιο κατανοητές οι επόμενες ενέργειες μας, και να εισάγουμε νέες έννοιες.

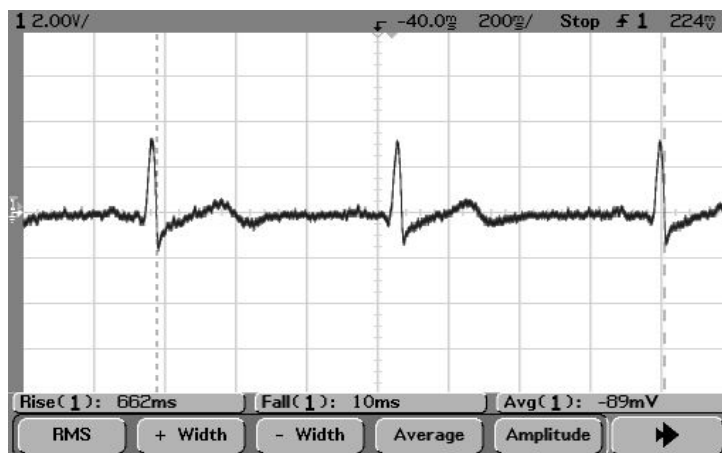
2.10 Ανασκόπηση των βημάτων 1-5

Μέχρι τώρα, έχουμε υλοποιήσει σε μεγάλο βαθμό το αναλογικό κομμάτι του κυκλώματός μας. Έχουμε λάβει, με ηλεκτρόδια, το ΗΚΓ σήμα, έχουμε μειώσει μεγάλο μέρος του θορύβου στον instrumentation amplifier, το έχουμε φιλτράρει με high-pass και low-pass φίλτρα και τέλος, το έχουμε ενισχύσει, τόσο στον INA118 (x20) όσο και στον LMC6484 (x100). Συνολικά, έχουμε ενισχύσει το σήμα μας **2000 φορές**. Έχουμε, δηλαδή, επιτελέσει μια διαμόρφωση του σήματος, τέτοια ώστε το ΗΚΓ σήμα (αναλογικό) να έχει μορφή, που να μπορεί να παρασταθεί σε έναν παλμογράφο. Ο παλμογράφος που χρησιμοποιούμε είναι ψηφιακός, τελευταίας τεχνολογίας και έχει τη δυνατότητα αποθήκευσης των κυματομορφών, μαζί με τις ψηφιακές ενδείξεις, σε δισκέτα.

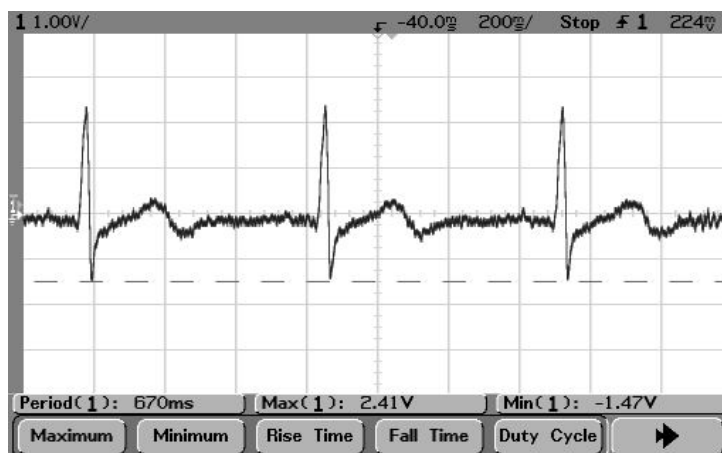
Οι ΗΚΓ κυματομορφές, που απεικονίζονται στον παλμογράφο, σε αυτό το στάδιο της μελέτης μας, δίνονται στην συνέχεια, με διάφορες ενδεικτικές τιμές και διαφορετικές κλίμακες.



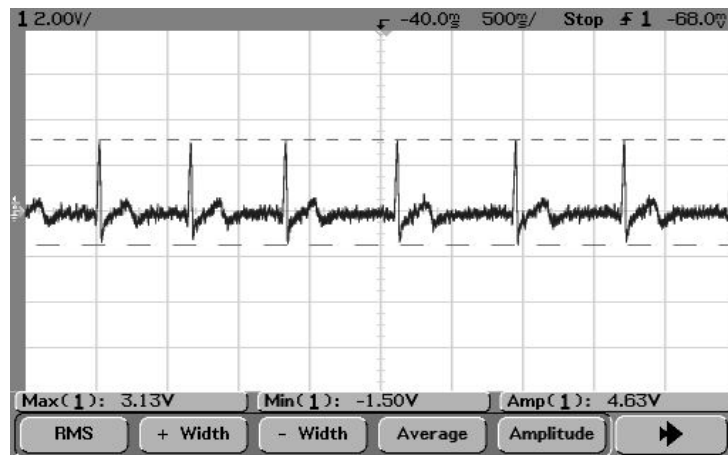
Κυματομορφή 1



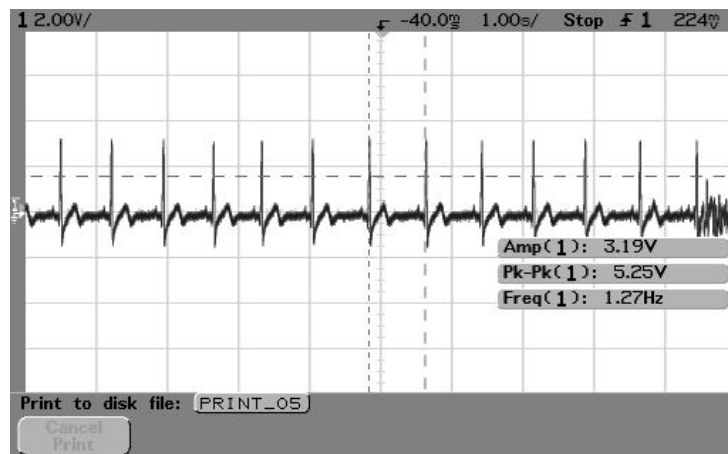
Κυματομορφή 2



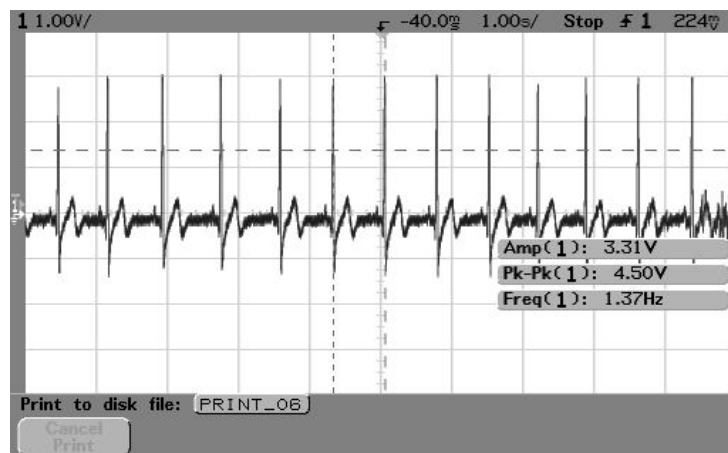
Κυματομορφή 3



Κυματομορφή 4



Κυματομορφή 5



Κυματομορφή 6

2.10.1 Παρατηρήσεις

Από τις κυματομορφές αυτές, παρατηρούμε τις τιμές που έχουν διάφορες παράμετροι του ΗΚΓ.

- Το **πλάτος (amplitude)** κυμαίνεται περίπου από **3 μέχρι 4,5 Volts**, με την τιμή **peak-to-peak** κοντά στα **4,5 – 5,5 V**.
- Τα όρια του ΗΚΓ σήματος κυμαίνονται από περίπου **-1,5 V (min)** μέχρι περίπου **3 V (max)**.
- Κάποιο μέρος θορύβου 50-Hz έχει παραμείνει, παρά τις προσπάθειες ελάττωσης του.
- Απότομα σήματα ψαλιδισμού που εμφανίζονται, κυρίως προς το τέλος των κυματομορφών (Κυματομορφές 3,5 και 6) οφείλονται στην απότομη κίνηση του εξεταζομένου, για να πατήσει το πλήκτρο εκτύπωσης στον παλμογράφο.

Πρέπει να επισημάνουμε, ωστόσο, ότι **οι παραπάνω κυματομορφές αναφέρονται σε ενίσχυση x4000**. Βλέποντας ότι ξεφεύγουμε από τα επιθυμητά όρια, αμέσως καταλήξαμε στην **τελική ενίσχυση x2000**. Και όταν λέμε «ξεφύγαμε από τα όρια» εννοούμε ότι λόγω των πολλών παραγόντων που υπεισέρχονται στις μετρήσεις (μετακίνηση ηλεκτροδίων, θόρυβος, απώλειες κέρδους) **δεν μπορούμε να γνωρίζουμε εκ των προτέρων, επακριβώς, τις τελικές τιμές**. Πάντοτε άλλωστε, **θεωρητικές και πραγματικές τιμές διαφέρουν**.

Στο σημείο αυτό αναφέρουμε (εκτενέστερη αναφορά θα δοθεί στη συνέχεια), ότι ο **αναλογικός-ψηφιακός μετατροπέας (A/D converter) ADC12034 έχει 2 βασικές προϋποθέσεις :**

1. **Δέχεται σήματα εισόδου με μέγιστο πλάτος 5V**, και
2. **Όλες οι τιμές του σήματος εισόδου πρέπει να είναι θετικές** (για τον τρόπο προγραμματισμού που ακολουθούμε εμείς), δηλαδή πρέπει να βρίσκονται στο εύρος 0-5 V.

Για την πρώτη, από αυτές τις 2 προϋποθέσεις, δεν μπορούσαμε να είμαστε σίγουροι ότι ικανοποιείται, παρά μόνο αν είχαμε στα χέρια μας πραγματικές μετρήσεις. Για παράδειγμα, σύμφωνα με τη θεωρία, η αρχική διαφορική ΗΚΓ τάση, που παίρνουμε από τα ηλεκτρόδια, **ξεκινά από 1 mV αλλά μπορεί να ανέβει και κατά μερικά δέκατα mV**, (είτε λόγω οργανισμού είτε λόγω μεταβολής των δυναμικών των ηλεκτροδίων). Αν

και αυτή η διαφοροποίηση φαντάζει αρχικά μικρή, γίνεται τεράστια, εάν έχει μεσολαβήσει μεγάλη ενίσχυση. Για παράδειγμα, εάν θεωρήσουμε ότι η αρχική τάση είναι 1 mV, τότε μετά από ενίσχυση x4000 (που εφαρμόσαμε αρχικά), το τελικό σήμα θα έχει πλάτος 4V. Δηλαδή, όχι μόνο θα βρισκόμαστε στα όρια λειτουργίας του A/D converter σε πλάτος, αλλά θα έχουμε και περιθώριο ασφαλείας 1V (μέχρι τα 5). Εάν όμως η αρχική ΗΚΓ τάση γίνει, τουλάχιστον, 1,3 mV, τότε μετά από ενίσχυση x4000, το τελικό σήμα θα έχει πλάτος 5,2 V, δηλαδή πάνω από τα επιθυμητά όρια.

Στις πραγματικές κυματομορφές που λάβαμε, με ενίσχυση x4000, παρατηρήσαμε ότι είχαμε ακραίες τιμές πλάτους (Κυματομορφή 5) πάνω από 5V. **Προκειμένου λοιπόν, να βρισκόμαστε πάντα μέσα στα επιθυμητά όρια λειτουργίας του A/D converter, και να έχουμε και κάποιο όριο ασφαλείας, χρησιμοποιήσαμε ενίσχυση x2000.** Αυτή η διαδικασία μεταβολής του κέρδους είναι πολύ απλή, καθώς εξαρτάται από την μεταβολή της τιμής μιας μόνο αντίστασης (είτε στον INA118 είτε στον LMC6484).

Την προϋπόθεση 2, την γνωρίζαμε από πριν, και ακριβώς σε αυτήν την προϋπόθεση στηρίζονται οι συνδεσμολογίες διαμόρφωσης των ορίων του σήματος, κατά το βήμα 6. Ακολουθεί η ανάλυσή τους.

2.11 Διαμόρφωση ορίων του ΗΚΓ σήματος

Είδαμε ότι η τάση του ΗΚΓ σήματος που παράγεται, έχει και αρνητικές και θετικές τιμές. Σύμφωνα με την προϋπόθεση 2 του A/D converter, θέλουμε να μετατρέψουμε ολόκληρο το εύρος της τάσης σε θετικές τιμές, και μάλιστα μέσα στα όρια 0-5 V. Ένας απλός τρόπος, που χρησιμοποιούμε, είναι το να προσθέσουμε στο σήμα μας μια άλλη, κατάλληλη, συνεχή (dc) τάση. Με αυτόν τον τρόπο, το σήμα θα μετακινηθεί ως προς τον οριζόντιο άξονα, θα «ανέβει» δηλαδή και θα βρεθεί σε θετικές τιμές. Η τάση που εφαρμόζουμε, λόγω του ότι είναι dc δεν θα διαφοροποιήσει κατά τα άλλα την κυματομορφή του αναλογικού ΗΚΓ σήματος, αφού θα επιδράσει σε κάθε τιμή του σήματος κατά τον ίδιο τρόπο. Τα πλάτη θα παραμείνουν, κατά μέτρο, τα ίδια, αν υπολογιστούν τώρα με στάθμη αναφοράς την τάση που προσθέτουμε. Οι τιμές V_{p-p} θα παραμείνουν ακριβώς οι ίδιες, καθώς δεν επηρεάζονται από τη στάθμη αναφοράς.

Την τάση dc, που θα προσθέσουμε, θα μπορούσαμε να την πάρουμε εφαρμόζοντας έναν κατάλληλο διαιρέτη τάσης στα + 5V της τροφοδοσίας. Λόγω του ότι όμως, διαθέτουμε μια **τάση αναφοράς (voltage reference) + 2,5 V**, σε ολοκληρωμένο κύκλωμα (αναλύεται παρακάτω), για τη λειτουργία του A/D converter, την χρησιμοποιήσαμε και για να εξάγουμε την τάση που θα προσθέσουμε, για μεγαλύτερη ευκολία και σταθερότητα. Μάλιστα, η τιμή + 2,5V είναι ιδανική, καθώς φέρνει το ΗΚΓ σήμα ακριβώς στα επιθυμητά όρια λειτουργίας του A/D converter (και με αρκετό περιθώριο ασφαλείας).

Την τάση αυτή των + 2,5 V, την προσθέτουμε στο ΗΚΓ σήμα, χρησιμοποιώντας μια διάταξη **αθροιστή (adder)**, υλοποιημένου με τελεστικό ενισχυτή. Επίσης, χρησιμοποιούμε και έναν **ενισχυτή σήματος μοναδιαίου κέρδους (unity-gain amplifier or buffer)**. Τέλος, επειδή το ΗΚΓ σήμα, κατά την έξοδο του από τον αθροιστή, είναι ανεστραμμένο, υλοποιούμε και έναν **αναστροφέα (inverter)**, για να το επαναφέρουμε στην κανονική του μορφή. Σε αυτές τις διατάξεις αναφερόμαστε στη συνέχεια.

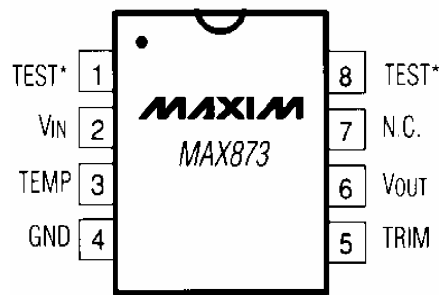
2.11.1 Αναφορά τάσης (voltage reference) – MAX873

Ως voltage reference, χρησιμοποιούμε ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα, το μοντέλο MAX873, κατασκευασμένο από την MAXIM. Είναι τύπου **bandgap** και στην έξοδό του παρέχει +2,5 V, προσφέροντας **εξαιρετική ακρίβεια** και **πολύ χαμηλή κατανάλωση ρεύματος**. Η εξαιρετικά χαμηλή κλίση (drift) λόγω θερμοκρασίας, σε συνδυασμό με την άριστη σταθεροποίηση (regulation) της γραμμής και του φορτίου, επιτρέπουν στο MAX873 να έχει σταθερή λειτουργία, σε ένα μεγάλο εύρος ηλεκτρικών και περιβαλλοντικών συνθηκών. Ο κατασκευαστής, παρέχει εγγυήσεις για τη λειτουργία του MAX873 με τροφοδοσία +4,5 V, γεγονός που το καθιστά ιδανικό για συστήματα που τροφοδοτούνται από +5V $\pm$ 10%. Μπορεί να τροφοδοτηθεί σε εύρος +4,5V - +18V. Ο θόρυβος κυμαίνεται σε χαμηλά επίπεδα (noise, 15 μ V RMS, σε 10Hz-1kHz), γεγονός που προσφέρεται για συστήματα λήψης πληροφορίας 12-bit.

Ένα pin ρύθμισης, διευκολύνει τη ρύθμιση της τάσης αναφοράς, σε εύρος 4%, με χρήση μόνο ενός ποτενσιόμετρου 100 k Ω . Επίσης, μια έξοδος τάσης ανάλογη προς την θερμοκρασία, είναι η βάση για κατασκευή κυκλωμάτων κατανάλωσης θερμοκρασίας ή

προειδοποίησης για υπερθέρμανση, καθώς και για άλλες εφαρμογές, όπως 12-bit A/D και D/A converters, ψηφιακά πολύμετρα, φορητά συστήματα λήψης πληροφορίας και χαμηλής τροφοδοσίας εξοπλισμό ελέγχου. Το MAX873 συγκεντρώνει, δηλαδή, όλα εκείνα τα χαρακτηριστικά, που το καθιστούν ιδανικό για την εφαρμογή μας, τόσο για το αναλογικό, όσο και για το ψηφιακό κομμάτι της.

Χρησιμοποιήσαμε τη συσκευασία του σε 8-plastic-dip, που λειτουργεί σε εύρος θερμοκρασίας -40°C - $+85^{\circ}\text{C}$. Το διάγραμμα συνδεσμολογίας και τα pins του MAX873, φαίνονται στο Σχ. 2.13.



Σχ. 2.13 Συνδεσμολογία pins του MAX873

Εμείς χρησιμοποιήσαμε μόνο τα pins 2,4 και 6, με **τροφοδοσία +5V**. Πριν στείλουμε την τάση των +2,5V στον αθροιστή, για πρόσθεση με το ΗΚΓ σήμα, χρησιμοποιούμε μια ειδική διάταξη, που ονομάζεται απομονωτής (buffer).

2.11.2 Ο απομονωτής (buffer)

Ο απομονωτής (buffer), επίσης, αναφέρεται ως *απομονωτής μοναδιαίου κέρδους (unity-gain buffer)* ή ως *μη αναστρέφων ακόλουθος τάσης μοναδιαίου κέρδους (unity-gain non-inverting follower)* ή ως *μη αναστρέφων ενισχυτής τάσης μοναδιαίου κέρδους (unity-gain non-inverting amplifier)*. Όλες αυτές οι ονομασίες είναι ισοδύναμες. Στην ουσία πρόκειται για μια περίπτωση μη αναστρέφοντος ενισχυτή τάσης, χωρίς όμως καθόλου αντιστάσεις εισόδου και ανάδρασης.

Η ανάγκη για την υλοποίηση του απομονωτή προκύπτει από το γεγονός ότι το σήμα της πηγής (η τάση +5V που παίρνουμε από τη διάταξη τροφοδοσίας, ελαττωμένη

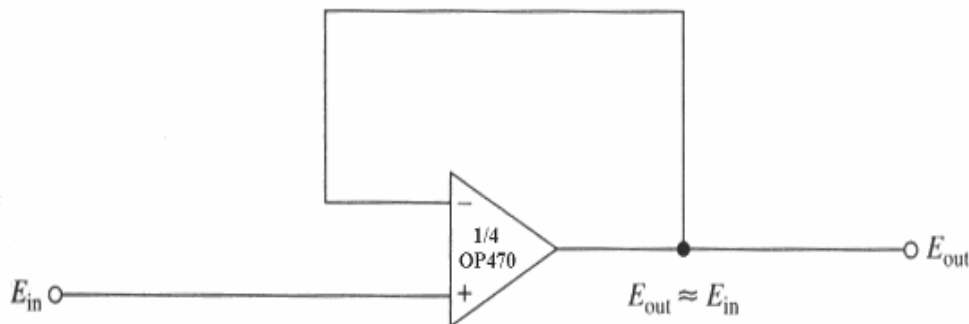
σε +2,5V στην αναφορά τάσης) μπορεί μεν να έχει σημαντικό πλάτος, αλλά η αντίσταση της πηγής μπορεί να είναι πολύ μεγαλύτερη από την αντίσταση φορτίου (αντιστάσεις που υπάρχουν στην είσοδο του αθροιστή). Έτσι, μπορεί να έχουμε σημαντική μείωση του πλάτους της πηγής, εάν συνδέσουμε την τάση αυτή απευθείας στο φορτίο.

Σε αυτήν την περίπτωση, δεν ενδιαφερόμαστε για ενίσχυση του πλάτους του σήματος της πηγής, αλλά για σημαντική ενίσχυση της ισχύος του σήματος της πηγής, καθώς μάλιστα η αναφορά τάσης χρησιμοποιείται παράλληλα τόσο για οδήγηση του σήματος πηγής στον αθροιστή, όσο και για τη λειτουργία του A/D converter. Η τάση δηλαδή, που εξέρχεται από την τάση αναφοράς θα πρέπει να είναι, όσο το δυνατό, σταθεροποιημένη.

Ο τύπος του ενισχυτή που χρειαζόμαστε πρέπει να έχει τα παρακάτω χαρακτηριστικά :

- *Μεγάλη αντίσταση εισόδου* (πολύ μεγαλύτερη από την αντίσταση της πηγής).
- *Μικρή αντίσταση εξόδου* (πολύ μικρότερη από την αντίσταση φορτίου).
- *Μέτριο κέρδος ρεύματος* (ή ακόμη και μονάδα).

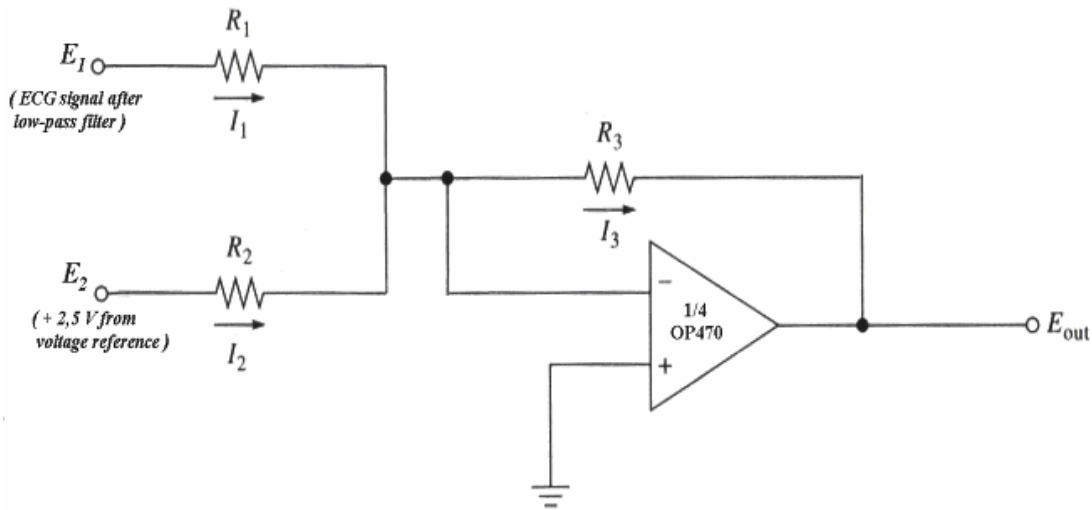
Ένας ενισχυτής, που συγκεντρώνει όλα τα παραπάνω, ονομάζεται **απομονωτής (buffer)**. Ο απομονωτής χρησιμεύει, επίσης, σε εφαρμογές αποθήκευσης (buffering) του σήματος εξόδου. Στη διάταξη που υλοποιούμε, χρησιμοποιούμε έναν τελεστικό ενισχυτή από το OP470 (από τους 4 που διαθέτει). Επιτυγχάνουμε **μοναδιαίο κέρδος τάσης ($A_v = 1$)** και **σήμα εισόδου ίσο με το σήμα εξόδου ($E_{out} = E_{in}$)**. Η συνδεσμολογία του κυκλώματος δίνεται στο Σχ. 2.14.



Σχ. 2.14 Συνδεσμολογία απομονωτή

2.11.3 Ο αθροιστής (adder)

Έχοντας, πλέον, διαθέσιμη την επιθυμητή τάση, των +2,5 V, αρκεί να την προσθέσουμε στο ΗΚΓ σήμα. Η διάταξη που χρησιμοποιούμε, για το σκοπό αυτό, ονομάζεται αθροιστής (adder) και υλοποιείται με την χρήση αντιστάσεων και ενός τελεστικού ενισχυτή (1 από τους 4 του OP470). Η συνδεσμολογία του δίνεται στο Σχ. 2.15.



Σχ. 2.15 Συνδεσμολογία διάταξης adder

Και σε αυτήν την συνδεσμολογία, χρησιμοποιούμε αρνητική ανάδραση. Κι αυτό, γιατί από τη στιγμή που η μη-αναστρέφουσα είσοδος είναι γειωμένη, αντιμετωπίζουμε την αναστρέφουσα είσοδο, σαν να ήταν επίσης γειωμένη. Οπότε, σύμφωνα με τον νόμο του Ohm, ισχύουν οι εξής σχέσεις, για τα ρεύματα του κυκλώματος :

$$I_1 = \frac{E_1}{R_1} \quad (2.11.3.1)$$

$$I_2 = \frac{E_2}{R_2} \quad (2.11.3.2)$$

Οπότε, το ολικό ρεύμα θα είναι :

$$I_3 = I_1 + I_2 \quad \Rightarrow \quad I_3 = \frac{E_1}{R_1} + \frac{E_2}{R_2} \quad (2.11.3.3)$$

Εφόσον δεν υπάρχει ροή ρεύματος, από τους ακροδέκτες εισόδου, μέσα στον ενισχυτή, το ολικό ρεύμα, I_3 , θα περάσει όλο διαμέσου της αντίστασης R_3 . Άρα, η τάση εξόδου, E_{out} , σύμφωνα με τον τύπο του Ohm, υπολογίζεται :

$$E_{out} = 0 - I_3 R_3 = I_4 \quad (2.11.3.4)$$

Και σύμφωνα με τις σχέσεις (2.11.3.1), (2.11.3.2), (2.11.3.3), (2.11.3.4) παίρνουμε τελικά :

$$E_{out} = - \left(\frac{R_3}{R_1} E_1 + \frac{R_3}{R_2} E_2 \right) \quad (2.11.3.5)$$

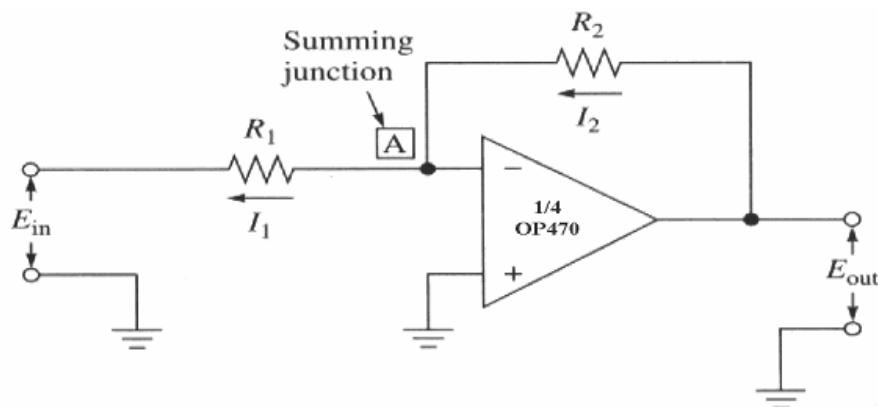
Η σχέση (2.11.3.5) δίνει τον υπολογισμό της τάσης εξόδου, μιας διάταξης που ονομάζεται *αθροιστής με βάρη*. Σε αυτήν την διάταξη, κάθε τάση εισόδου μπορεί να συνεισφέρει στο αθροιζόμενο τελικό σήμα, με διαφορετική βαρύτητα. Εμείς απαιτούμε και οι 2 τάσεις, που προστίθενται (ΗΚΓ σήμα και τάση +2,5V από voltage reference), να συνεισφέρουν στον ίδιο βαθμό. Έτσι, επιλέγουμε και τις **3 αντιστάσεις ίσες**, με **$R_1=R_2=R_3= 100 \text{ k}\Omega$** . Οπότε, από τη σχέση (2.11.3.5), θα έχουμε τελικά :

$$E_{out} = - (E_1 + E_2) \quad (2.11.3.6)$$

Το μείον αναφέρεται στην αναστροφή της τάσης, λόγω της αρνητικής ανάδρασης, φαινόμενο που επιλύουμε με τον αναστροφέα σήματος (signal inverter).

2.11.4 Αναστροφέας σήματος (signal inverter)

Ο όρος *αναστροφέας σήματος* δεν χρησιμοποιείται συχνά, τον έχουμε υιοθετήσει καθαρά για περιγραφικούς λόγους. Στην ουσία, η διάταξη που υλοποιούμε είναι ένας **αναστρέφων ενισχυτής τάσης (inverting voltage amplifier)**. Η συνδεσμολογία φαίνεται στο Σχ. 2.16.



Σχ. 2.16 Συνδεσμολογία αναστρέφοντος ενισχυτή τάσης

Το παραπάνω κύκλωμα, αποτελείται από έναν τελεστικό ενισχυτή, μια **αντίσταση εισόδου R_1** , και μια **αντίσταση ανάδρασης R_2** . Η μη αναστρέφουσα είσοδος γειώνεται, και σύμφωνα με την ιδιότητα 6 των ιδανικών τελεστικών ενισχυτών, μεταχειριζόμαστε την αναστρέφουσα είσοδο σαν να ήταν κι αυτή γειωμένη. Αυτή η θεώρηση, συχνά αναφέρεται ως **εικονική γείωση (virtual ground)**. Το σημείο A, η ένωση των 2 αντιστάσεων, δηλαδή το σημείο εισόδου του μη-αναστρέφοντος ακροδέκτη, αναφέρεται ως **κόμβος άθροισης (summing junction)**.

Όταν ένα σήμα εισόδου E_{in} , εφαρμοστεί στο κύκλωμα, τότε το σήμα αυτό θεωρεί το σημείο A, που είναι στο τέλος της αντίστασης R_1 , ότι βρίσκεται σε δυναμικό γείωσης. Άρα, ένα ρεύμα I_1 ρέει κατά μήκος της R_1 και είναι ίσο με E_{in} / R_1 . Στην περίπτωση μας το σήμα E_1 , που εφαρμόζεται, είναι το ΗΚΓ σήμα, προερχόμενο από τον αθροιστή.

Σύμφωνα με τους νόμους του Kirchhoff, το άθροισμα των ρευμάτων, που εισέρχονται ή εγκαταλείπουν, το σημείο summing junction, είναι μηδέν. Η ιδιότητα 3 των ιδανικών τελεστικών ενισχυτών μας λέει, ότι καθόλου ρεύμα δεν ρέει προς ή από την μη αναστρέφουσα είσοδο. Οπότε, μπορούμε να συμπεράνουμε, ότι μόνο το ρεύμα εισόδου I_1 και το ρεύμα ανάδρασης I_2 , επηρεάζουν το σημείο A. Από το νόμο ρεύματος του Kirchhoff, το ρεύμα I_2 , θα πρέπει να έχει τέτοιο πλάτος και πολικότητα, ώστε να ακυρώνει το I_1 . Δηλαδή, στην ουσία, ο τελεστικός ενισχυτής δρα ως ένα σύστημα σερβομηχανισμού, που παράγει μια τάση εξόδου, τέτοια ώστε να επιτρέπει στο I_2 να ακυρώνει το I_1 .

Η εξίσωση κέρδους τάσης του τελεστικού προκύπτει από τις παρακάτω σχέσεις :

Από νόμο ρεύματος του Kirchhoff έχουμε :

$$-I_1 = I_2 \quad (2.11.4.1)$$

Επίσης ισχύουν :

$$I_1 = \frac{E_{in}}{R_1} \quad (2.11.4.2)$$

$$I_2 = \frac{E_{out}}{R_2} \quad (2.11.4.3)$$

Αντικαθιστώντας τις σχέσεις (2.11.4.2) και (2.11.4.3) στην (2.11.4.1) παίρνουμε :

$$-\frac{E_{in}}{R_1} = \frac{E_{out}}{R_2} \quad \Rightarrow \quad -\frac{E_{out}}{E_{in}} = \frac{R_2}{R_1} \quad \Rightarrow \quad A_v = -\frac{R_2}{R_1} \quad (2.11.4.4)$$

Η σχέση (2.11.4.4) μας δίνει τον τύπο της ενίσχυσης τάσης. Το μείον στον τύπο σημαίνει ότι στο ενισχυμένο σήμα παρατηρείται αντιστροφή τάσης κατά 180° . Παρατηρούμε ότι **το κέρδος τάσης είναι συνάρτηση μόνο του λόγου των αντιστάσεων R_2/R_1** , επομένως πολύ εύκολα το καθορίζουμε. Στην περίπτωση μας θέλουμε απλά να αναστρέψουμε το σήμα, να έχουμε δηλαδή **μοναδιαίο κέρδος**, $A_v = 1$. Αυτό το πετυχαίνουμε με **δύο ίσες αντιστάσεις**, $R_2 = R_1 = 100 \text{ k}\Omega$. Έτσι, από τις σχέσεις (2.11.4.4), προκύπτουν :

$$A_v = -\frac{R_2}{R_1} = -\frac{100\text{k}\Omega}{100\text{k}\Omega} \quad \Rightarrow \quad A_v = 1 \text{ (κατά μέτρο) και}$$

$$E_{out} = -A_v E_{in} \quad \Rightarrow \quad E_{out} \approx -E_{in}$$

Άρα, το τελικό σήμα είναι ίσο, κατά μέτρο, και με διαφορά φάσης 180° , ως προς το εισερχόμενο, δηλαδή το ΗΚΓ σήμα αντιστράφηκε πλήρως, που είναι και το ζητούμενο. Το σύμβολο ($\approx$) χρησιμοποιείται γιατί υπάρχουν και κάποιες μικρές απώλειες κατά τη λειτουργία.

Πλέον, έχουμε ολοκληρώσει το αναλογικό front-end μέρος του κυκλώματος. Το ΗΚΓ σήμα έχει τη μορφή και τα όρια που απαιτεί ο A/D converter. Είμαστε έτοιμοι να το

εισάγουμε σε αυτόν και να προχωρήσουμε στη φάση της ψηφιοποίησης. Πριν όμως παρουσιάσουμε τις τελικές κυματομορφές του αναλογικού ΗΚΓ σήματος, είναι μια καλή ευκαιρία, να αναλύσουμε ένα σημαντικό κομμάτι της εφαρμογής μας, που δεν είναι άλλο από τη διάταξη τροφοδοσίας.

2.12 Η διάταξη τροφοδοσίας

Η τροφοδοσία αποτελεί πρωταρχικό στοιχείο σε μια εφαρμογή. Από αυτήν εξαρτάται η ανάγκη σε ισχύ, και άρα η ίδια λειτουργία, όλων των ηλεκτρονικών ολοκληρωμένων κυκλωμάτων. Για παράδειγμα, ένας τελεστικός ενισχυτής τάσης, έχει τη δυνατότητα να ενισχύει την τιμή της τάσης ενός σήματος, συνεπακόλουθο της ισχύος του. Προκειμένου να επιτελέσει αυτή τη λειτουργία, χρειάζεται να τροφοδοτηθεί με μια πρόσθετη ισχύ. Την ισχύ αυτή, την αποκτά από μια τροφοδοσία dc.

Όσον αφορά στη δική μας υλοποίηση, πρέπει να ικανοποιούνται οι εξής προϋποθέσεις σχετικά με την τροφοδοσία :

1. **Η τάση τροφοδοσίας θα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν μικρότερη**, για την ασφάλεια του εξεταζομένου αλλά και για την εξασφάλιση μικρότερου θορύβου.
2. **Το κύκλωμα θα πρέπει να τροφοδοτείται από μπαταρίες**, αφού θέλουμε ο εξοπλισμός μας να είναι φορητός.
3. **Η τάση τροφοδοσίας θα πρέπει να είναι, όσο το δυνατό, σταθεροποιημένη**, αφού έχουμε να κάνουμε με λεπτές μετρήσεις, που δεν αφήνουν περιθώρια λαθών λόγω σφαλμάτων τροφοδοσίας.
4. **Ο χρόνος λειτουργίας των μπαταριών, για τη σωστή λειτουργία του κυκλώματος, θα πρέπει να είναι, όσο το δυνατό, μεγαλύτερος**. Υπάρχουν αυξημένες ανάγκες σε ισχύ, καθώς από την ίδια γραμμή τροφοδοτείται ένας μεγάλος αριθμός ολοκληρωμένων κυκλωμάτων (εκτός από τους 7 τελεστικούς, ο A/D converter, το ρολόι, ο instrumentation amplifier και η τάση αναφοράς)

5. **Η τάση τροφοδοσίας θα πρέπει να είναι διπολική**, να δίνει δηλαδή 2 αντίθετες, ως προς τη γείωση, τάσεις, αφού με τέτοιο είδος τροφοδοσίας λειτουργούν οι τελεστικοί.

Καταλαβαίνουμε λοιπόν, ότι η υλοποίηση του σωστού τροφοδοτικού είναι μια ιδιαίτερα κρίσιμη υπόθεση. Επίσης, πρέπει η επιλογή των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων να γίνει με τέτοιο τρόπο, ώστε να λειτουργούν όλα σωστά, τροφοδοτούμενα από κοινή τάση.

Συνυπολογίζοντας όλους τους παραπάνω παράγοντες, καταλήξαμε στο να έχουμε μια **διπολική τάση τροφοδοσίας ± 5 V**. Την τάση αυτή, την λαμβάνουμε από **μία αλκαλική (για μεγαλύτερη διάρκεια) μπαταρία των 9 V**. Πρέπει όμως, από τα 9 V που διαθέτουμε, να κάνουμε την μετατροπή στις επιθυμητές τάσεις. Αυτό γίνεται με τη χρήση ενός ολοκληρωμένου **dc-dc converter**, του **TEN 3-0521**, που παρουσιάζουμε στη συνέχεια.

Εδώ θα πρέπει να αναφέρουμε, ότι υπάρχει η δυνατότητα να υλοποιήσουμε, από μόνοι μας έναν dc-dc converter. Ωστόσο, οι αυτοσχέδιοι dc-dc converters παρουσιάζουν μερικά προβλήματα, όπως:

- α) Είναι ιδιαίτερα πολύπλοκοι στη σχεδίαση, καθώς απαιτούν μεγάλο αριθμό εξαρτημάτων (αντιστάσεις, πηνία, πυκνωτές)
 - β) Η τάση που παρέχουν δεν είναι, τις περισσότερες φορές σταθεροποιημένη.
 - γ) Λειτουργούν με ένα μικρό εύρος τάσης της μπαταρίας (συνήθως μια σταθερή τιμή). Όταν η τάση της μπαταρίας ελαττωθεί, μετά από λίγο, παύουν να λειτουργούν.
- Τα προβλήματα αυτά, επιλύονται με την χρησιμοποίηση του TEN 3-0521.

2.12.1 TEN 3-0521 dc-dc converter

2.12.1.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά

Ο TEN 3-0521 dc-dc converter είναι ένας ολοκληρωμένος μετατροπέας τάσης, κατασκευασμένος από την Traco Power. Το μοντέλο που χρησιμοποιήσαμε είναι **διπλής-εξόδου (dual-output)**, δηλαδή παρέχει 2 διαφορετικές τάσεις εξόδου, από μια μόνο τάση εισόδου. Είναι **ισχύος 3W**. Έχει **μεγάλο εύρος τάσης εισόδου, 2:1**. Συγκεκριμένα,

δέχεται είσοδο 4,5-9 V και δίνει δύο τάσεις εξόδου, +5 V και -5 V, χωρίς την προσθήκη εξωτερικών εξαρτημάτων.

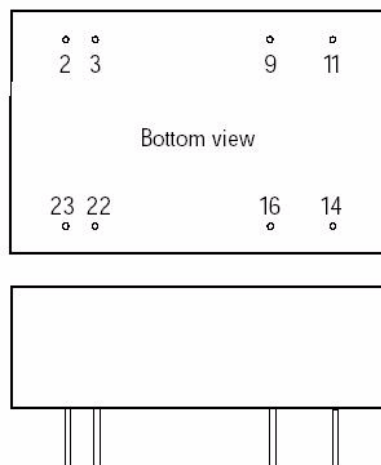
Δηλαδή, με τη χρήση μιας μπαταρίας 9 V, ο dc-dc converter συνεχίζει να λειτουργεί, ακόμα και αν η τάση της μπαταρίας πέσει μέχρι και στα 4,5 V, γεγονός πολύ σημαντικό για την αύξηση του χρόνου λειτουργίας της. Μάλιστα, ο κατασκευαστής εγγυάται την ελάχιστη οριακή τιμή τάσης ακόμα μικρότερη (3,5 V). Στις πραγματικές συνθήκες του πειράματος μας, σύμφωνα με τις μετρήσεις μας, ο dc-dc converter παύει να λειτουργεί σωστά, όταν η τάση της μπαταρίας πέσει κάτω από περίπου 5,5 V.

Άλλα χαρακτηριστικά που διαθέτει, είναι η **συνεχής προστασία από βραχυκύκλωμα (short-circuit protection)**, η **απομόνωση εισόδου-εξόδου (I/O isolation)**, η **υψηλή ακρίβεια τάσης (accuracy, $\pm 1\%$)** και **αποδοτικότητα (efficiency, 72%)**, η **σταθεροποίηση της τάσης (regulation, $\pm 0,5\% \text{ max}$)** και η **προστασία από ξαφνικές μεταβολές τάσης ή την εφαρμογή τάσης αντίθετης πολικότητας**. Ο **θόρυβος (noise)** και ο **κυματισμός (ripple)** βρίσκονται σε **χαμηλά επίπεδα ($50 \text{ mV}_{\text{pk-pk max}}$)**.

Λειτουργεί απρόσκοπτα σε θερμοκρασίες **-40 – 75 °C**, είναι σε συσκευασία **24-pin plastic dip** (από τα οποία μόνο τα 8 εξέρχονται), συμβατή με τον υπόλοιπο εργαστηριακό εξοπλισμό και **ακολουθεί τα διεθνή standards ασφαλείας**. Η εξωτερική του μορφή και η συνδεσμολογία των pins δίνονται στα παρακάτω σχήματα.



Σχ. 2.17 Εξωτερική μορφή του TENC3-0521



Pin-Out		
Pin	Single	Dual
2	-Vin (GND)	-Vin (GND)
3	-Vin (GND)	-Vin (GND)
9	No pin	Common
11	No function	-Vout
14	+Vout	+Vout
16	-Vout	Common
22	+Vin (Vcc)	+Vin (Vcc)
23	+Vin (Vcc)	+Vin (Vcc)

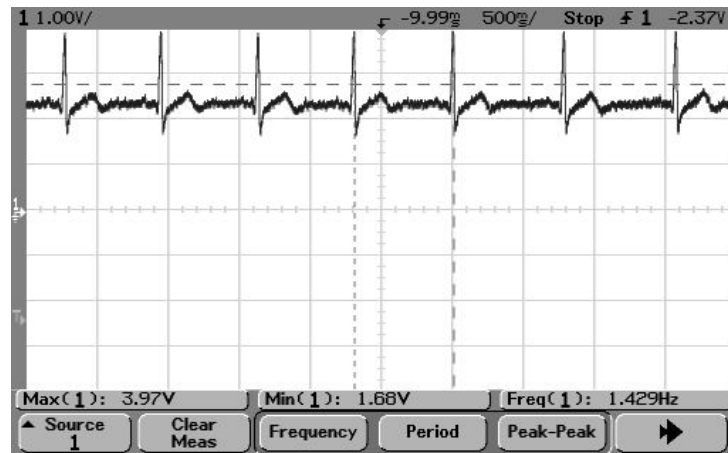
Σχ. 2.18 Συνδεσμολογία pins και πίνακας συνδέσεων του TEN 3-0521

2.12.1.2 Λειτουργία

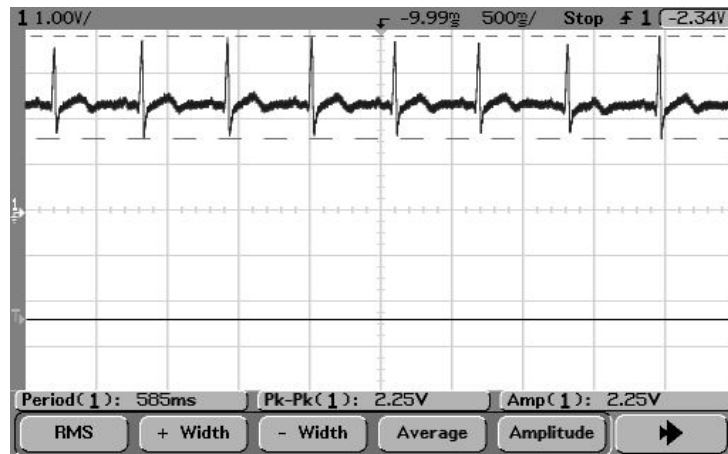
Από την παραπάνω συνδεσμολογία των pins (που αναφέρονται στο dual-output), συνδέουμε τον **θετικό πόλο** της μπαταρίας (+9V) στο **pin 23** και τον **αρνητικό πόλο** (0V) στο **pin 2**. Λαμβάνουμε την **θετική τάση εξόδου** (+5V) από το **pin 14** και την **αρνητική τάση εξόδου** (-5V) από το **pin 11**. Οι τάσεις εξόδου μετρώνται με αναφορά το pin 9. Λόγω του ότι όλες οι θετικές και αρνητικές τάσεις, σε ολόκληρο το κύκλωμα είναι σχετικές ως προς το pin 9, **συνδέουμε τη γραμμή γείωσης του κυκλώματος με το pin 9**.

Στη συνέχεια παρουσιάζουμε τις τελικές κυματομορφές του αναλογικού ΗΚΓ, πριν αυτό εισαχθεί στον A/D converter, για ψηφιοποίηση. Δίνονται σε διάφορες κλίμακες.

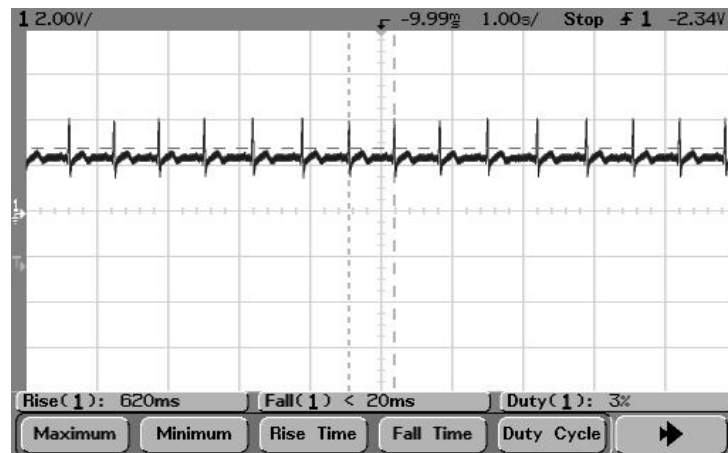
2.13 Τελικές κυματομορφές του αναλογικού ΗΚΓ, πριν την ψηφιοποίηση



Κυματομορφή 1



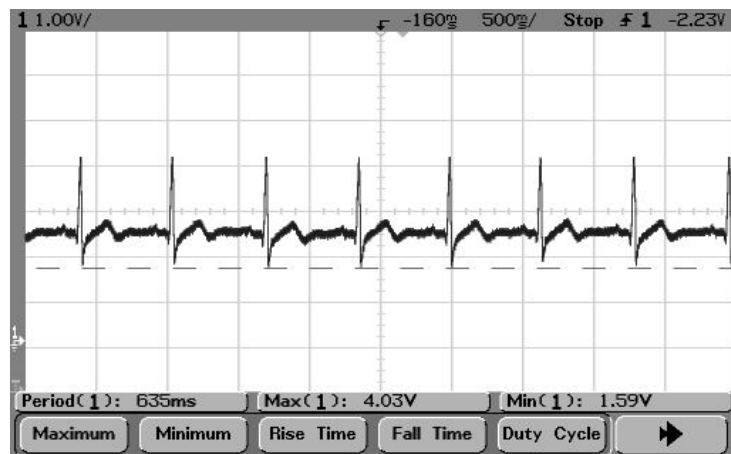
Κυματομορφή 2



Κυματομορφή 3



Κυματομορφή 4



Κυματομορφή 5

2.13.1 Παρατηρήσεις

Από τις κυματομορφές αυτές, παρατηρούμε τις τιμές που έχουν διάφορες παράμετροι του ΗΚΓ.

- Το **πλάτος (amplitude)** κυμαίνεται περίπου από **2,25-2,5 V**, με την **ενίσχυση x2000** (από 3 μέχρι 4,5 V που ήταν με την ενίσχυση x4000). Έτσι, συμπεραίνουμε ότι το πλάτος του τελικό ΗΚΓ σήματος βρίσκεται **πολύ κοντά στην αναμενόμενη θεωρητική τιμή**. (Κυματομορφή 1)

Θεωρητικά θα είχαμε :

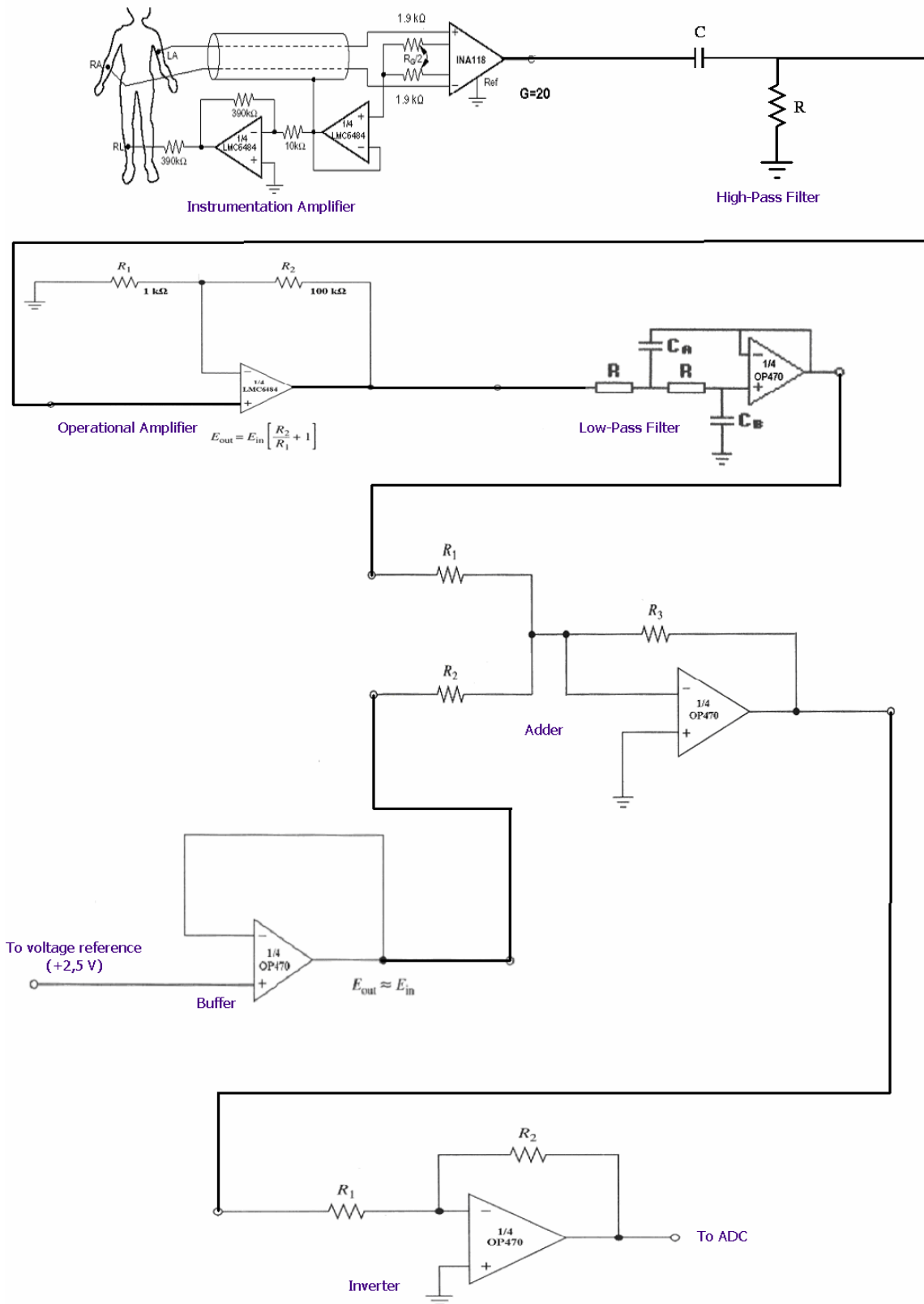
$$V_{ecg} = 2000 \times 1,2 \text{ mV} = 2,4 \text{ V}$$

- Η τιμή **peak-to-peak** συμπίπτει τώρα με το πλάτος και είναι και αυτή **περίπου 2,25-2,5V** (από 4,5 – 5,5 V που ήταν πριν), καθώς **επιτύχαμε όλες οι τιμές του ΗΚΓ να είναι θετικές**. (Κυματομορφή 2)
- Τα όρια του ΗΚΓ σήματος κυμαίνονται από περίπου **+1,5 V (min)** μέχρι περίπου **+4 V (max)** (από -1,5V (min) - +4V(max) που ήταν πριν). (Κυματομορφές 1,4,5)

Από τις τελευταίες 2 παρατηρήσεις, συμπεραίνουμε ότι η **διάταξη διαμόρφωσης των ορίων του ΗΚΓ σήματος (άθροιση 2,5 V) πέτυχε απόλυτα**. Τα τελικά όρια του ΗΚΓ σήματος βρίσκονται μέσα στα όρια λειτουργίας του A/D converter (0-5V) και μάλιστα υπάρχει και **μεγάλο περιθώριο ασφαλείας** (περίπου 1,5 V προς τα κάτω και 1 V προς τα πάνω, αντίστοιχα)

Έχοντας φέρει πια το ΗΚΓ σήμα στα αποδεκτά όρια εισόδου του A/D converter, είμαστε έτοιμοι να προχωρήσουμε στη φάση της ψηφιοποίησης. Η λειτουργία και ο προγραμματισμός του A/D converter, η ανάλυση της παράλληλης θύρας και η μεταφορά του ψηφιοποιημένου ΗΚΓ σήματος στον Υπολογιστή, παρουσιάζονται στο επόμενο κεφάλαιο.

Συνολικά, όλες οι βαθμίδες που περιγράψαμε, σε διασύνδεση μεταξύ τους, δίνονται στο Σχ. 2.19



Σχ. 2.19 Διασύνδεση επιμέρους βαθμίδων του αναλογικού μέρους του κυκλώματος

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Ψηφιοποίηση του Ηλεκτροκαρδιογραφικού Σήματος

3.1 Εισαγωγή

Η φάση της ψηφιοποίησης του ΗΚΓ σήματος, είναι μια πολύ σημαντική διαδικασία. Το σήμα μας, μέχρι τώρα, βρίσκεται σε αναλογική μορφή, η οποία μπορεί μεν να αναπαρασταθεί σε κάποια συσκευή εξόδου (π.χ. παλμογράφος), όπως είδαμε, ωστόσο η αναλογική μορφή δεν προσφέρεται για ευέλικτη και αξιόπιστη περαιτέρω επεξεργασία. Επίσης, το αναλογικό σήμα δεν μπορεί να αποθηκευθεί εύκολα, σε κάποια συσκευή (π.χ. οπτικοί δίσκοι ή σκληρός δίσκος υπολογιστή), έτσι ώστε να ανακτηθεί όποια στιγμή θελήσουμε.

Όλα τα παραπάνω προβλήματα, τα επιλύουμε με την μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, ή αλλιώς **ψηφιοποίηση του σήματος**. Όταν λέμε ψηφιοποίηση εννοούμε τη μετατροπή του αναλογικού φάσματος του σήματος σε διακριτές τιμές. Οι τιμές των τάσεων μετατρέπονται σε δυαδικές ακολουθίες (bits) αριθμών. Για τη συνολική υλοποίηση της ψηφιοποίησης χρησιμοποιούμε 2 βασικά εξαρτήματα, **έναν ολοκληρωμένο A/D converter, τον ADC12034, και ένα καλώδιο σύνδεσης μεταξύ της παράλληλης θύρας του υπολογιστή (LPT1) και του A/D converter**. Η αναπαράσταση του ψηφιακού σήματος γίνεται στα **12-bits**, ανάλυση που είναι και η πιο συνήθης στην επεξεργασία των περισσότερων βιοηλεκτρικών σημάτων, και ειδικότερα του καρδιογραφικού σήματος.

Μετά το τέλος της ψηφιοποίησης, το ΗΚΓ σήμα, έχει μεταφερθεί στον υπολογιστή και μπορεί, πλέον, να αποθηκευθεί ψηφιακά και να αναπαρασταθεί με τη χρήση κάποιου λογισμικού προγράμματος. Στη δική μας εφαρμογή, τόσο για τον προγραμματισμό του A/D converter, όσο και για την μεταφορά, αναπαράσταση και αποθήκευση του ψηφιακού ΗΚΓ σήματος, χρησιμοποιήσαμε τη γλώσσα προγραμματισμού **Visual C++**, σε **περιβάλλον Visual Studio 6**, λόγω των εξελεγμένων και αυτοματοποιημένων ρουτινών που προσφέρει για γραφική απεικόνιση.

Στη συνέχεια, ακολουθεί η ανάλυση των επιμέρους βαθμίδων υλοποίησης και των φάσεων της διαδικασίας της ψηφιοποίησης.

3.2 Ο μετατροπέας αναλογικού-σε-ψηφιακό (A/D converter)

3.2.1 Θεωρία – Βασικές έννοιες

Ο μετατροπέας αναλογικού-σε-ψηφιακό (analog-to-digital converter ή A/D converter, ADC) είναι ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα, που μετρά ένα φυσικό (αναλογικό) πραγματικό σήμα (όπως είναι η θερμοκρασία, η πίεση, η επιτάχυνση και η ταχύτητα) και το μετατρέπει στην ψηφιακή του απεικόνιση. Δηλαδή, ο A/D converter συγκρίνει την αναλογική τάση εισόδου με μια γνωστή τάση αναφοράς και ύστερα παράγει την ψηφιακή απεικόνιση αυτής της αναλογικής εισόδου. Η έξοδος είναι ένας ψηφιακός δυαδικός κώδικας.

Από τη φύση του, ο ADC εισάγει ένα **σφάλμα κβαντικοποίησης (quantization error)**. Αυτό το σφάλμα είναι, απλά, το ποσό της πληροφορίας που χάνεται, επειδή για ένα συνεχές αναλογικό σήμα, υπάρχει ένας άπειρος αριθμός τιμών τάσεων αλλά μόνο ένας πεπερασμένος αριθμός αντίστοιχων δυαδικών κωδίκων, που παράγει ο converter. Όσο περισσότερους δυαδικούς κώδικες μπορεί να διεκπεραιώσει ένας ADC, τόσο μεγαλύτερη **ανάλυση (resolution)** έχει και συνεπακόλουθα τόσο μικρότερο ποσό πληροφορίας χάνεται, λόγω του σφάλματος κβαντικοποίησης. Η ανάλυση μετράται σε αριθμούς bits, δηλαδή ένας A/D converter 12-bit (που χρησιμοποιούμε εμείς), έχει τη δυνατότητα απεικόνισης $2^{12} = 4096$ διαφορετικών δυαδικών κωδίκων. Μερικές βασικές έννοιες των A/D converters αναλύονται παρακάτω :

Συχνότητα δειγματοληψίας (sampling frequency) : Είναι η συχνότητα με την οποία λαμβάνονται δείγματα του συνεχούς αναλογικού σήματος και μετατρέπονται στους αντίστοιχους δυαδικούς κώδικες.

Aliasing/Anti-Aliasing – Συχνότητα Nyquist: Στη θεωρία της δειγματοληψίας, ένα σήμα εισόδου (f_{IN}), πρέπει να υποστεί δειγματοληψία, με τιμή δειγματοληψίας τουλάχιστον το διπλάσιο της συχνότητας του (*Κριτήριο Nyquist*, $f_{SAMPLE} \geq 2 * f_{IN}$). Η συχνότητα Nyquist (ή όριο Nyquist) ορίζεται δηλαδή ως το μισό της συχνότητας δειγματοληψίας, δηλαδή ορίζει την υψηλότερη συχνότητα, με την οποία ένα σύστημα μπορεί να επιτελέσει δειγματοληψία, χωρίς να εμφανιστεί το φαινόμενο της υπερκάλυψης του σήματος (*aliasing*). Όταν η συχνότητα δειγματοληψίας του σήματος βρίσκεται πιο ψηλά από το όριο Nyquist, το σήμα «αναδιπλώνεται» και επικαλύπτει το μέρος του που βρίσκεται στο εύρος Nyquist, με τέτοιο τρόπο που φαίνεται να είναι σε χαμηλότερη συχνότητα από ότι είναι πραγματικά. Το ανεπιθύμητο μέρος του σήματος είναι δυσδιάκριτο από τα άλλα μέρη του σήματος, μέσα στην επιθυμητή ζώνη συχνοτήτων Nyquist ($f_{SAMPLE} / 2$).

Για παράδειγμα, αν ένα σύστημα δειγματολειτουργεί, με τον ADC, στα 2,048 kHz, το όριο Nyquist, για αυτό το σύστημα είναι 1,024. Εάν εφαρμόσουμε σήμα εισόδου στα 2,56 kHz, λόγω του φαινομένου *aliasing* στη συχνότητα, το σήμα εισόδου είναι δυσδιάκριτο από ένα σήμα 0,512 kHz (2,56 kHz – 2,048 kHz). Κανένα σύστημα εξελιγμένης επεξεργασίας σήματος δε δύναται να αναπληρώσει το ποσό της πληροφορίας που χάνεται, λόγω του φαινομένου *aliasing*. Ο μόνος τρόπος για να ξέρουμε ότι η δειγματοληψία είναι ορθή, είναι να περιορίσουμε, με φυσικό τρόπο, το εύρος ζώνης εισόδου πριν τη δειγματοληψία.

Μια εφαρμόσιμη πρακτική είναι να δειγματολειτουργούμε σε συχνότητα πολύ μεγαλύτερη από το διπλάσιο όριο Nyquist, για την αποφυγή λαθών δειγματοληψίας. Για παράδειγμα, ένα σήμα 1 kHz, που λαμβάνεται με δειγματοληψία στα 2 kHz, έχει μόνο 2 δείγματα ανά κύκλο. Εάν εφαρμόσουμε δειγματοληψία ακριβώς στα μέγιστα και ελάχιστα σημεία του σήματος, μπορούμε να μετρήσουμε τη συχνότητα και το πλάτος του. Ωστόσο, σε πολλά συστήματα, δεν έχουμε καμιά εγγύηση για το που ακριβώς εφαρμόζεται η δειγματοληψία. Στην περίπτωση που αναφερόμαστε, εάν εφαρμόσουμε δειγματοληψία στα σημεία τομής του ημιτονοειδούς κύματος με τον οριζόντιο άξονα, το ψηφιοποιημένο αποτέλεσμα θα εμφανιστεί σαν να είναι ένα dc σήμα, δηλαδή η πληροφορία που αφορά στην ψηφιοποιημένη συχνότητα και στο πλάτος θα είναι εσφαλμένη.

Στην ιδανική περίπτωση, ο ρυθμός δειγματοληψίας θα πρέπει να επιλεγεί τουλάχιστον 10 φορές μεγαλύτερος από τη μέγιστη συχνότητα του σήματος που μας ενδιαφέρει. Επίσης, μπορεί να υλοποιηθεί ένα μικρό αναλογικό RC lowpass φίλτρο εισόδου, έτσι ώστε να αποκλείσουμε από τις μετρήσεις την ενέργεια υψηλής συχνότητας.

Ακόμα και εάν δεν περιλαμβάνουμε ένα φίλτρο RC, υπάρχει συνήθως μια αντίσταση, μεταξύ της πηγής του σήματος και του ADC, και κάποια χωρητικότητα μεταξύ της εισόδου του ADC και της γείωσης. Αυτή η συνδεσμολογία, δημιουργεί, στην ουσία, ένα φίλτρο RC αλλά συχνά η σταθερά χρόνου του είναι τόσο μικρή, που ουσιαστικά δεν παρέχει κάποιο εξυπηρετικό φιλτράρισμα.

Τέλος, το φαινόμενο aliasing μπορεί να χρησιμοποιηθεί και με θετικό τρόπο. Εάν το φάσμα που μας ενδιαφέρει βρίσκεται σε υψηλή συχνότητα (χωρίς να περιλαμβάνει dc), τότε μπορεί να είναι δυνατή η ψηφιοποίηση του σήματος εισόδου με έναν σημαντικά μικρότερο ρυθμό δειγματοληψίας από ότι οι συχνότητες που μας ενδιαφέρουν. Αυτή η τεχνική, είναι γενικά γνωστή ως *undersampling* ($f_{SAMPLE} < 2f_{IN}$).

Χρόνος λήψης (acquisition time). Είναι η χρονική διάρκεια, που χρειάζεται ο ADC, για τη λήψη και την ψηφιοποίηση κάποιου δείγματος του σήματος εισόδου.

3.2.2 ADC12034 A/D converter

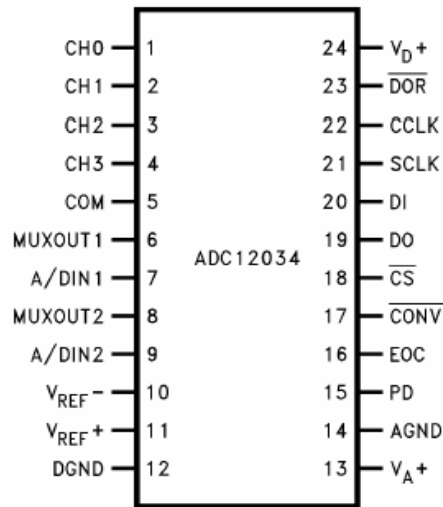
3.2.2.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά

Ο ADC12034 είναι ένας A/D converter με διαδοχική **προσέγγιση 12-bit με πρόσημο, σειριακό I/O** και διαμορφούμενους πολυπλέκτες εισόδου. Διαθέτει 4 κανάλια πολυπλεκτών. Οι διαφορικές έξοδοι των πολυπλεκτών και οι είσοδοι του A/D, διατίθενται στα pins MUXOUT1, MUXOUT2, A/DIN1 και A/DIN2 αντίστοιχα. Κατά απαίτηση, ο ADC12034 μπορεί να υποστεί μια **διαδικασία αυτορύθμισης (self calibration)**, με την οποία επιτυγχάνεται η ρύθμιση της γραμμικότητας, και των μηδενικών και πλήρους-κλίμακας λαθών (zero and full-scale errors) σε λιγότερο από ± 1 LSB, για το καθένα.

Οι αναλογικές εισοδοι μπορούν να καθοριστούν με τέτοιο τρόπο ώστε να έχουμε 3 διαφορετικούς τρόπους λειτουργίας : α) ενός ακροδέκτη (single-ended), β) διαφορική (differential) ή γ) ψευδοδιαφορική (pseudo-differential). Ο ADC μπορεί να επεξεργαστεί ένα πλήρως διαφορικό, και μονοπολικό **αναλογικό εύρος εισόδου 0V μέχρι +5V, τροφοδοτούμενος από μια μοναδική πηγή +5 V**. Κατά τους διαφορικούς τρόπους λειτουργίας, αποκτώνται αποδεκτές εξοδοι, ακόμα και αν οι τιμές στις αρνητικές εισόδους είναι μεγαλύτερες από αυτές στις αρνητικές. Κι αυτό, λόγω της ικανότητας του ADC, για απεικόνιση της εξόδου με μορφή 12-bit με πρόσημο.

Άλλα χαρακτηριστικά του ADC12034 είναι η **ιδιότητα sample/hold** για την αναλογική είσοδο, η **δυνατότητα power-down**, η **δυνατότητα μεταβλητή ανάλυσης (resolution)** και **ρυθμού μετατροπής (conversion rate)**, ο **προγραμματιζόμενος χρόνος λήψης (acquisition time)**, και η **προσαρμοζόμενη έξοδος, τόσο σε μέγεθος (word length)**, όσο και **σε μορφή (format)**. Επίσης, για την παραγωγή των αποτελεσμάτων, **δεν χρειάζεται κάποια ειδική ρύθμιση**, έχει ελεγχθεί με τάση αναφοράς 4,096V (ο κατασκευαστής προτείνει και την **τάση αναφοράς 2,5 V**, που χρησιμοποιήσαμε εμείς) και τέλος, **εγγυάται την μη απώλεια κωδίκων με την άνοδο της θερμοκρασίας**.

Η τυπική ανάλυση που χρησιμοποιείται είναι **12-bit με πρόσημο**, αυτήν χρησιμοποιούμε κι εμείς, ωστόσο υπάρχει η δυνατότητα απεικόνισης και είτε χωρίς πρόσημο, είτε με μικρότερη ανάλυση. Η **μέγιστη κατανάλωση ισχύος είναι 33 mW**, όταν λειτουργεί **με τροφοδοσία 5V ± 10%**. Χρησιμοποιήσαμε τη συσκευασία του σε 24-pin plastic dip, που λειτουργεί σε **εύρος θερμοκρασίας -40 - +85 °C**. Η συνδεσμολογία των pins δίνεται στο Σχ. 3.1.



Σχ. 3.1 Συνδεσμολογία pins του ADC12034

3.2.2.2 Λειτουργία

Στη συνέχεια περιγράφουμε αναλυτικά την ακριβή λειτουργία και συνδεσμολογία του κάθε pin.

- **CCLK:** Το ρολόι που εφαρμόζεται σε αυτήν την είσοδο, ελέγχει το διάστημα των αλληπάλληλων χρόνων μετατροπής, καθώς και το χρόνο λήψης.
- **SCLK:** Είναι η είσοδος του ρολογιού των σειριακών δεδομένων. Το ρολόι που συνδέεται σε αυτήν την είσοδο, ελέγχει τον ρυθμό με τον οποίο γίνεται η ανταλλαγή των δεδομένων. Στη θετική ακμή του ρολογιού (rising edge), τα δεδομένα που βρίσκονται στο DI, φορτώνονται στη διεύθυνση του πολυπλέκτη και καθορίζουν τη μορφή του shift register. Αυτή η διεύθυνση ελέγχει το ποιο κανάλι του πολυπλέκτη θα επιλεγεί και τον τρόπο λειτουργίας του ADC. Με το pin $\overline{CS}$ χαμηλά, η αρνητική ακμή (falling edge) του SCLK, μετακινεί τα δεδομένα, από την αμέσως προηγούμενη μετατροπή του ADC στο pin εξόδου DO, με εξαίρεση το πρώτο bit της πληροφορίας. Όταν το $\overline{CS}$ συνεχίζει να βρίσκεται χαμηλά, το πρώτο bit της πληροφορίας πηγαίνει στην έξοδο, με την θετική ακμή του EOC (end of conversion). Όταν το $\overline{CS}$ αλλάζει κατάσταση, τότε η αρνητική ακμή του $\overline{CS}$ πάντα στέλνει στην έξοδο το πρώτο bit της πληροφορίας. Το $\overline{CS}$ θα πρέπει να παραμένει χαμηλά όσο είναι χαμηλά το

SCLK. Οι χρόνοι ανόδου και καθόδου (των θετικών και αρνητικών ακμών, αντίστοιχα) του ρολογιού, δεν θα πρέπει να υπερβαίνουν το 1 μ s.

- **DI:** Είναι το pin εισόδου των σειριακών δεδομένων. Τα δεδομένα που εισάγονται σε αυτό το pin, μετακινούνται, με την θετική ακμή του SCLK, στη διεύθυνση του πολυπλέκτη και στον mode select register.
- **DO:** Είναι το pin εξόδου των δεδομένων. Το pin αυτό, είναι μια push/pull έξοδος όταν το $\overline{CS}$ είναι χαμηλά, ενώ είναι έξοδος TRI-STATE όταν το $\overline{CS}$ είναι υψηλό. Φυσικά όταν λέμε χαμηλά και υψηλά, εννοούμε ότι το **χαμηλό είναι στο λογικό 0 και το υψηλό στο λογικό 1**. Το αποτέλεσμα μετατροπής του ADC (D0- D12) και τα δεδομένα κατάστασής του (status data), πηγαίνουν στην έξοδο, με την αρνητική ακμή του SCLK, σε αυτό το pin (DO). Το μέγεθος και η μορφή των δεδομένων μπορούν να μεταβληθούν, με τη βοήθεια της πληροφορίας που μετακινείται (shifted) στη διεύθυνση του πολυπλέκτη και στον mode select register.
- **EOC:** Αυτό το pin, είναι μια ενεργή push/pull έξοδος και δηλώνει την κατάσταση (status) του ADC12034. Όταν είναι χαμηλά, σημαίνει ότι ο ADC είναι απασχολημένος με μια από τις ακόλουθες λειτουργίες : conversion, auto-calibration, auto-zero ή power-down. Η θετική ακμή του EOC δηλώνει ότι ο κύκλος μιας από αυτές τις λειτουργίες έχει ολοκληρωθεί.
- **$\overline{CS}$:** Είναι το πλήκτρο επιλογής του chip (CS, chip select). Όταν ένα λογικό 0 εφαρμόζεται σε αυτό το pin, με τη θετική ακμή του SCLK, τα δεδομένα, που βρίσκονται στο DI, μετακινούνται στον address register. Το 0 επίσης, βγάζει το DO από την κατάσταση TRI-STATE. Με το $\overline{CS}$ χαμηλά, η αρνητική ακμή του SCLK μετακινεί τα δεδομένα, προερχόμενα από την προηγούμενη μετατροπή του ADC, στην έξοδο DO, εκτός από το πρώτο bit της πληροφορίας. Όπως αναφέραμε και προηγουμένως, όταν το $\overline{CS}$ συνεχίζει να βρίσκεται χαμηλά, το πρώτο bit της πληροφορίας πηγαίνει στην έξοδο, με την θετική ακμή του EOC (end of conversion). Όταν το $\overline{CS}$ αλλάξει κατάσταση, τότε η αρνητική ακμή του $\overline{CS}$ πάντα στέλνει στην έξοδο το πρώτο bit της πληροφορίας. Το $\overline{CS}$ θα πρέπει να παραμένει χαμηλά όσο είναι χαμηλά το SCLK. Η αρνητική ακμή του $\overline{CS}$

ματαιώνει μια μετατροπή, που βρίσκεται σε εξέλιξη, και αρχίζει τη διαδικασία για μια νέα μετατροπή. Δηλαδή, όταν το $\overline{CS}$ επαναφέρεται στο 0 κατά τη διάρκεια μιας μετατροπής, η συγκεκριμένη μετατροπή τερματίζεται πρόωρα. Τα δεδομένα που θα βγουν στην έξοδο τότε, πιθανότατα θα είναι αλλοιωμένα. Επομένως, στην περίπτωση που το $\overline{CS}$ επαναφέρεται στο 0, ενόσω μια μετατροπή βρίσκεται σε εξέλιξη, τα δεδομένα εξόδου, εκείνη τη στιγμή, θα πρέπει να αγνοηθούν. Το $\overline{CS}$ μπορεί, επίσης, να κρατηθεί πάντοτε χαμηλό (αυτήν την τακτική ακολουθούμε κι εμείς). Σε αυτήν την περίπτωση, είναι επιτακτικό, να μεταδοθεί στον ADC, ο σωστός αριθμός SCLK παλμών, προκειμένου ο ADC να παραμείνει συγχρονισμένος. Αμέσως μόλις ο ADC συνδεθεί στην τροφοδοσία, αναμένει να λάβει 13 παλμούς ρολογιού, για κάθε ακολουθία I/O. Δηλαδή, ο αριθμός των παλμών ρολογιού, που αναμένει ο ADC, είναι ο ίδιος με το μέγεθος του ψηφιακού αποτελέσματος (12-bit + πρόσημο = 13). Το μέγεθος, φυσικά, του αποτελέσματος μπορεί να τροποποιηθεί, σύμφωνα με την πληροφορία που στέλνεται στο pin DO, οπότε τροποποιούνται ανάλογα και οι αντίστοιχοι τροφοδοτούμενοι παλμοί.

- **$\overline{DOR}$** : Είναι το pin που σηματοδοτεί τη διαθεσιμότητα των δεδομένων εξόδου (DOR, data output ready). Είναι μια ενεργή push/pull έξοδος. Είναι χαμηλά όσο το αποτέλεσμα της εξόδου μετακινείται στην έξοδο και πηγαίνει υψηλά, για να δηλώσει ότι όλα τα δεδομένα έχουν φτάσει στην έξοδο.
- **$\overline{CONV}$** : Στο pin αυτό, απαιτείται ένα λογικό 0, προκειμένου να προγραμματίσουμε οποιοδήποτε τρόπο λειτουργίας του ADC ή να αλλάξουμε τη διαμόρφωσή του. Μερικοί τρόποι λειτουργίας του ADC, όπως καθορίζονται από τον ανάλογο πίνακα που δίνει ο κατασκευαστής, είναι 12-bit conversion, 8-bit conversion, Auto Cal, Auto Zero κ.τ.λ. Όταν το pin αυτό είναι υψηλά, ο ADC βρίσκεται σε λειτουργία μόνο-ανάγνωσης (read data only mode). Όταν βρίσκεται σε αυτήν τη λειτουργία, κάνοντας το $\overline{CS}$ χαμηλό και δίνοντας παλμούς SCLK, στην έξοδο DO θα καταλήξουν μόνο τα δεδομένα που έχουν αποθηκευτεί στον output shift register. Τα δεδομένα στον DI θα αγνοηθούν. Μια νέα μετατροπή δεν θα αρχίσει και ο ADC θα παραμείνει στη λειτουργία και/ή στη διαρρύθμιση

(configuration), που είχε προηγουμένως προγραμματιστεί. Η λειτουργία μόνο-ανάγνωσης δεν μπορεί να πραγματοποιηθεί, ενόσω συμβαίνουν είτε μια μετατροπή, είτε διαδικασίες Auto-Cal και Auto-Zero.

- **PD:** Είναι το pin εκτέλεσης της λειτουργίας power down (PD, power down). Όταν το PD είναι υψηλό, ο ADC τερματίζει τη λειτουργία του; όταν είναι χαμηλό, ο ADC αρχίζει τη λειτουργία του. Ο ADC χρειάζεται 250 μ s, κατά μέγιστο, για να εκκινήσει, αφότου δοθεί αυτή η εντολή.
- **CH0-CH3:** Είναι οι αναλογικές εισόδους του πολυπλέκτη (MUX). Μία από τις εισόδους αυτές επιλέγεται, σύμφωνα με τη διεύθυνση πληροφορίας στο pin DI, η οποία φορτώνεται με τη θετική ακμή του SCLK στον καταχωρητή διευθύνσεων (address register). Η τάση, που εφαρμόζεται σε αυτές τις εισόδους, δεν θα πρέπει να υπερβαίνει την τάση V_A^+ ή να είναι χαμηλότερη από τη γείωση (GND). Η υπέρβαση αυτών των ορίων, σε μια μη-επιλεγμένη είσοδο, οδηγεί στην αλλοίωση της ανάγνωσης μιας επιλεγμένης εισόδου.
- **COM:** Είναι μία ακόμη αναλογική είσοδος. Χρησιμοποιείται ως «ψευδογείωση», όταν ο αναλογικός πολυπλέκτης είναι ενός άκρου (single-ended).
- **MUXOUT1, MUXOUT2:** Είναι τα pins εξόδου των πολυπλεκτών.
- **A/DIN1, A/DIN2:** Είναι τα pins εισόδου του converter. Συνήθως, συνδέουμε μεταξύ τους τα pins MUXOUT1, A/DIN1 και MUXOUT2, A/DIN2, αντίστοιχα. Αν συνδεθεί εξωτερική συνδεσμολογία μεταξύ των συνδέσεων MUXOUT1-A/DIN1 και MUXOUT2-A/DIN2, μπορεί να είναι απαραίτητο να προστατέψουμε αυτά τα pins. Οι τάσεις σε αυτά τα pins, επίσης, δεν θα πρέπει να υπερβαίνουν την V_A^+ ή να είναι μικρότερες από την αναλογική γείωση (AGND).
- **V_{REF}^+ :** Είναι η αναλογική είσοδος της θετικής αναφοράς τάσης (voltage reference). Προκειμένου να διατηρήσουμε την ακρίβεια, το εύρος της V_{REF} ($V_{REF}^+ - V_{REF}^-$) θα πρέπει να είναι από 1 V_{DC} μέχρι 5 V_{DC} και η τάση στη V_{REF}^+ δεν θα πρέπει να υπερβαίνει την V_A^+ .
- **V_{REF}^- :** Είναι η αναλογική είσοδος της αρνητικής αναφοράς τάσης. Προκειμένου να διατηρήσουμε την ακρίβεια, η τάση σε αυτό το pin, δεν θα πρέπει να υπολείπεται της GND ή να υπερβαίνει την V_A^+ .

- V_A^+ , V_D^+ : Είναι τα pins για την αναλογική και ψηφιακή τροφοδοσία. Τα pins V_A^+ και V_D^+ δεν ενώνονται μεταξύ τους, στο chip. Συνδέονται δε, στην ίδια γραμμή τροφοδοσίας, αλλά με τους δικούς του πυκνωτές το καθένα (η συνδεσμολογία δίνεται παρακάτω). Η εύρος της τάσης λειτουργίας των V_A^+ και V_D^+ κυμαίνεται από $4,5 V_{DC}$ μέχρι $5,5 V_{DC}$.
- **DGND**: Είναι το pin της ψηφιακής γείωσης.
- **AGND**: Είναι το pin της αναλογικής γείωσης.

Το ποια ακριβώς pins, από τα παραπάνω, συνδέουμε στην υλοποίησή μας, μαζί με την πλήρη συνδεσμολογία, δίνονται παρακάτω. Σε αυτό το σημείο, ακολουθεί η ανάλυση της παράλληλης θύρας του υπολογιστή, την οποία και χρησιμοποιούμε για τη μεταφορά των δεδομένων, έτσι ώστε στη συνέχεια να γίνει η συσχέτισή της με τη λειτουργία του ADC και η ευκολότερη κατανόηση του τρόπου προγραμματισμού του.

3.3 Η παράλληλη θύρα του υπολογιστή

3.3.1 Ορισμοί

Στον κόσμο των υπολογιστών, μια **θύρα (port)** ορίζεται ως ένα σύνολο γραμμών σημάτων, που χρησιμοποιεί ο μικροεπεξεργαστής (CPU) για την ανταλλαγή δεδομένων με άλλες συσκευές. Η τυπική χρήση των θυρών είναι η επικοινωνία με εκτυπωτές, modems, πληκτρολόγια και οθόνες ή οποιοδήποτε άλλη συμβατή συσκευή ή υλικό, εκτός από τη μνήμη του συστήματος. **Οι περισσότερες θύρες του υπολογιστή είναι ψηφιακές**, δηλαδή η τιμή κάθε σήματος ή bit είναι 0 ή 1. **Μια παράλληλη θύρα (parallel port) μεταδίδει πολλαπλά bits τη φορά (8 bits-1 byte)**, τα οποία μεταδίδονται *παράλληλα* το ένα προς το άλλο, σε αντίθεση με τη σειριακή θύρα, η οποία μεταδίδει ένα μόνο bit τη φορά, δηλαδή τα ίδια 8 bits τα μεταδίδει *σειριακά* (όλα σε μια μόνο γραμμή, παρόλο που μπορεί να μεταδώσει και στις δύο διευθύνσεις ταυτόχρονα). Η βασικός τύπος παράλληλης θύρας (SPP, standard parallel port) είναι ικανή για αποστολή 50-100 kilobytes/sec.

Από εδώ και στο εξής, όταν θα αναφερόμαστε στην παράλληλη θύρα, θα εννοούμε την παράλληλη θύρα που βρίσκεται σε κάθε συμβατό-IBM προσωπικό υπολογιστή (PC). Ταυτόχρονα με την RS-232 σειριακή θύρα, η παράλληλη θύρα είναι ένα αξιόπιστο μέσο για την διεπικοινωνία των υπολογιστών. Στους σύγχρονους υπολογιστές, παρόλο που υπάρχουν και άλλοι τύποι θυρών, όπως SCSI, USB και IrDA, η παράλληλη θύρα παραμένει δημοφιλής (τουλάχιστον μέχρι και πριν 2-3 χρόνια), επειδή είναι αξιόλογη, ευέλικτη και λόγω του ότι είναι διαθέσιμη σε κάθε υπολογιστή (ακόμα και στους αρκετά παλαιότερους).

Η αρχική παράλληλη θύρα είχε 8 εξόδους, 5 εισόδους και 4 γραμμές επικοινωνίας σε 2 κατευθύνσεις (bidirectional). Αυτές ήταν αρκετές για την επικοινωνία με αρκετούς τύπους περιφερειακών συσκευών, αν και αρχικά κατασκευάστηκαν για επικοινωνία με εκτυπωτές. **Στους νεότερους υπολογιστές, οι 8 εξοδοί λειτουργούν επίσης και ως εισοδοί,** για γρηγορότερες επικοινωνίες με scanners, drives και άλλες συσκευές που στέλνουν δεδομένα τον υπολογιστή. Οπότε, θεωρούμε ότι όλες οι σημερινές παράλληλες θύρες, και φυσικά **η παράλληλη θύρα που έχουμε στην εφαρμογή μας,** επιτρέπουν τη μεταφορά δεδομένων και προς τις 2 κατευθύνσεις (bidirectional).

Στη συνέχεια, αναφέρουμε τους διάφορους τύπους παράλληλων θυρών, την εξέλιξή τους και τις διαφοροποιήσεις που παρουσιάζουν.

3.3.2 Τύποι παράλληλων θυρών

Original (SPP, Standard Parallel Port)

Είναι ο τύπος της παράλληλης θύρας, που κατασκευάστηκε στο αρχικό IBM PC και κάθε άλλη θύρα που εξομοιώνει αυτόν τον τύπο. Αρχικά, οι προδιαγραφές της θύρας SPP περιοριζόνταν σε σχηματικά διαγράμματα και στην τεκμηρίωση του IBM PC, δεν είχε κάποια δικά της standards. Άλλα ισοδύναμα ονόματα ήταν AT-type ή ISA-compatible. Η κατασκευή της στηρίχτηκε στο Centronics interface των εκτυπωτών και στο αντίστοιχο ομώνυμο πρωτόκολλο. Οι θύρες SPP μπορούν να μεταφέρουν 8 bits τη φορά, προς ένα περιφερειακό. Δεν διαθέτουν όμως θύρα εισόδου εύρους byte, αλλά για

τις επικοινωνίες του PC με περιφερειακές συσκευές, χρησιμοποιούν μια κατάσταση, το λεγόμενο *Nibble mode*, μεταφέροντας έτσι τα 4 bits του byte κάθε φορά. Το Nibble mode είναι αργό, ωστόσο έγινε δημοφιλές, ως ένας τρόπος χρήσης της παράλληλης θύρας για είσοδο.

PS/2-type (Simple Bidirectional)

Ο τύπος αυτός, αποτελεί μια σημαντική βελτίωση της βασικής παράλληλης θύρας, που επέτρεπε μετάδοση δεδομένων προς μια μόνο κατεύθυνση. Είναι ο πρώτος τύπος bidirectional παράλληλης θύρας και εισήχθη στο μοντέλο PS/2 της IBM. Ο όρος *PS/2* αναφέρεται σε κάθε bidirectional παράλληλη θύρα μεταφοράς δεδομένων, που όμως δεν υποστηρίζει τα modes EPP και ECP (περιγράφονται στη συνέχεια). Το πρωτόκολλο που χρησιμοποιεί είναι το Byte mode, το οποίο και επιτρέπει τη μετάδοση 8-bit δεδομένων.

EPP (Enhanced Parallel Port)

Ο τύπος αυτός της παράλληλης θύρας αναπτύχθηκε με τη συνεργασία της Intel, κατασκευάστριας εταιρίας chips, της Zenith, κατασκευάστριας εταιρίας υπολογιστών και της Xircom, εταιρίας κατασκευής προϊόντων δικτύων παράλληλης θύρας. Όπως και στον τύπο PS/2, οι γραμμές δεδομένων στην EPP είναι bidirectional. Μια θύρα EPP **μπορεί να αναγνώσει ή να γράψει ένα byte σε 1 κύκλο**, στο δίαυλο επέκτασης ISA, περιλαμβάνοντας ανταλλαγή σημάτων επικοινωνίας (**hand-shaking**). Η ίδια λειτουργία, αντιθέτως, στις θύρες τύπου SPP ή PS/2 εκτελείται σε 4 κύκλους. Μια θύρα EPP μπορεί να αλλάξει κατεύθυνση μετάδοσης γρήγορα, οπότε είναι ιδιαίτερα αποτελεσματική, όταν χρησιμοποιείται με δίσκους, tape drives και άλλες συσκευές που μεταφέρουν δεδομένα και προς τις 2 κατευθύνσεις. Μια θύρα EPP μπορεί, επίσης, να εξομοιώσει μια SPP και μερικές EPPs μπορούν να εξομοιώσουν μια θύρα τύπου PS/2.

ECP (Extended Capabilities Port)

Η παράλληλη θύρα τύπου ECP προτάθηκε πρώτα από την Hewlett Packard και την Microsoft. Όπως και η EPP, η ECP είναι bidirectional και μπορεί να μεταφέρει δεδομένα σε ταχύτητες του διαύλου ISA. Οι θύρες ECP έχουν **buffers** και υποστήριξη μεταδόσεων με άμεση πρόσβαση στη μνήμη (**DMA, direct memory access**), καθώς και **συμπίεση δεδομένων**. Οι μεταδόσεις ECP είναι χρήσιμες για εκτυπωτές, scanners και άλλες περιφερειακές συσκευές, που μεταφέρουν μεγάλα blocks δεδομένων. Μια θύρα ECP μπορεί, επίσης, να εξομοιώσει μια θύρα τύπου SPP ή PS/2, ενώ πολλές ECP μπορούν να εξομοιώσουν μια θύρα EPP. Οι θύρες ECP και EPP μπορούν να επιτύχουν **ρυθμούς μεταφοράς δεδομένων μέχρι και πάνω από 1 megabyte/sec**.

Πολλές σύγχρονες παράλληλες θύρες, είναι θύρες πολλαπλών καταστάσεων (**Multi-mode Ports**), οι οποίες μπορούν να εξομοιώσουν όλους τους παραπάνω τύπους και περιλαμβάνουν επιλογές διαρρυθμίσεων, τέτοιες ώστε, είτε να καθιστούν όλους αυτούς τους τύπους διαθέσιμους, είτε να επιτρέπουν συγκεκριμένες καταστάσεις, αποκλείοντας τις υπόλοιπες. Ένας τύπος multi-mode θύρας, στους τελευταίους υπολογιστές, είναι ο λεγόμενος **ECP-EPP mode**, τύπος πολύ εξελιγμένος, που προσφέρει συνδυασμένα χαρακτηριστικά των άλλων 2 τύπων, όπως δηλώνει και η ονομασία του.

Σύμφωνα με τα προαναφερθέντα και με βάση τον τρόπο προγραμματισμού του A/D converter, με το λογισμικό που υλοποιούμε, καθώς και τον τρόπο μετάδοσης των δεδομένων στην εφαρμογή μας, **χρειαζόμαστε μια bidirectional παράλληλη θύρα μεταφοράς δεδομένων**. Οι κατάλληλοι προσφερόμενοι τύποι, στους υπολογιστές Pentium-3 και Pentium-4, που είχαμε στη διάθεσή μας, είναι οι ECP, EPP και ECP-EPP. **Οι κατάλληλες ρυθμίσεις, σχετικά με τον τρόπο λειτουργίας της παράλληλης θύρας γίνονται στο CMOS, μέσω του BIOS του υπολογιστή. Ο τύπος εξομοίωσης που επιλέξαμε ήταν ο ECP**, αφού συγκεντρώνει όλα εκείνα τα χαρακτηριστικά, που είναι απαραίτητα για την μετάδοση των δεδομένων μας, μεταξύ υπολογιστή και A/D converter.

Ωστόσο, με τον ίδιο τρόπο λειτούργησε και ο τύπος SPP, στον δικό μας υπολογιστή, αφού με τη χρήση διαγνωστικού utility εξακριβώσαμε ότι υποστήριζε εξομοίωση PS/2.

3.3.3 Διευθυνσιοδότηση (addressing)

Η βασική παράλληλη θύρα χρησιμοποιεί 3 γειτονικές διευθύνσεις, συνήθως στα ακόλουθα πεδία :

Printer	Data Port	Status	Control
LPT1	0x03bc	0x03bd	0x03be
LPT2	0x0378	0x0379	0x037a
LPT3	0x0278	0x0279	0x027a

Η πρώτη διεύθυνση, κάποιου πεδίου από τις παραπάνω, είναι η βασική διεύθυνση (base address) της θύρας. Επίσης ονομάζεται **Data register** ή απλούστερα η διεύθυνση της θύρας. Η δεύτερη διεύθυνση ονομάζεται **Status Register** και η τρίτη **Control Register**. Πρέπει να τονίσουμε, ότι οι παραπάνω διευθύνσεις, όπως δίνονται στη διεθνή τεχνική βιβλιογραφία αναφέρονται σε παλαιότερους υπολογιστές, στους οποίους και υλοποιήθηκε πρώτα η παράλληλη θύρα. **Στα νεώτερα μηχανήματα, η βασική διεύθυνση της παράλληλης θύρας (για την LPT1) είναι συνήθως 0x0378, αντί για 0x03bc, και αυτήν την τιμή χρησιμοποιούμε κι εμείς, στην υλοποίηση του λογισμικού.**

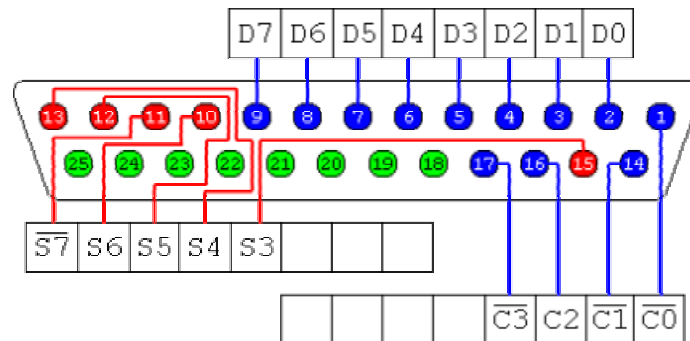
Οι όροι LPT1, LPT2, LPT3 είναι τα ονόματα με τα οποία λειτουργικά συστήματα, όπως το DOS και τα Windows, αναφέρονται κατά αριθμητική σειρά στις παράλληλες θύρες ενός υπολογιστή. Έτσι κατά την εκκίνηση ενός υπολογιστή, η πρώτη παράλληλη θύρα (LPT1) αντιστοιχεί συνήθως στη διεύθυνση 378h, η δεύτερη (LPT2, εάν υπάρχει) στη διεύθυνση 378h ή 278h και η τρίτη (LPT3, εάν υπάρχει) μπορεί να αντιστοιχιστεί μόνο στη διεύθυνση 278h. Εμείς, δεν χρειάζεται να ανησυχούμε για τον τρόπο διευθυνσιοδότησης, καθώς **χρησιμοποιούμε μόνο 1 παράλληλη θύρα (LPT1), η οποία και αντιστοιχίζεται στη διεύθυνση 378h.**

3.3.4 Pins παράλληλης θύρας και λειτουργία τους

Η παράλληλη θύρα, στο πίσω μέρος κάθε υπολογιστή, αποτελείται από μια θηλυκή υποδοχή τύπου D-Sub με 25 pins. Η αρχική SPP θύρα διαθέτει 12 ψηφιακές εξόδους (στις μετέπειτα bidirectional θύρες κάποιες χρησιμοποιούνται και ως εισοδοί) και 5 ψηφιακές εισόδους, στις οποίες έχουμε πρόσβαση μέσω 3 συνεχόμενων 8-bit θυρών, όπως έχουμε ήδη αναφέρει, στο πεδίο I/O του επεξεργαστή. Πιο συγκεκριμένα η συσχέτιση είναι οι εξής:

- **8 pins εξόδου (2-9)**, προσπελάσιμα μέσω του **DATA port** (χρησιμοποιούνται και ως εισοδοί στις bidirectional θύρες)
- **5 pins εισόδου (10-13 και 15, ένα ανεστραμμένο)**, προσπελάσιμα μέσω του **STATUS port**.
- **4 pins εξόδου (1, 14, 16, 17, τρία ανεστραμμένα)**, προσπελάσιμα μέσω του **CONTROL port**.
- Τα υπόλοιπα **8 pins (18-25)** αποτελούν τη γείωση.

Σχηματικά, τα pins της παράλληλης θύρας δίνονται στο Σχ. 3.2.



Σχ. 3.2 Απεικόνιση pins της παράλληλης θύρας

Η λειτουργία τους δίνεται στον Πίνακα 3.1 :

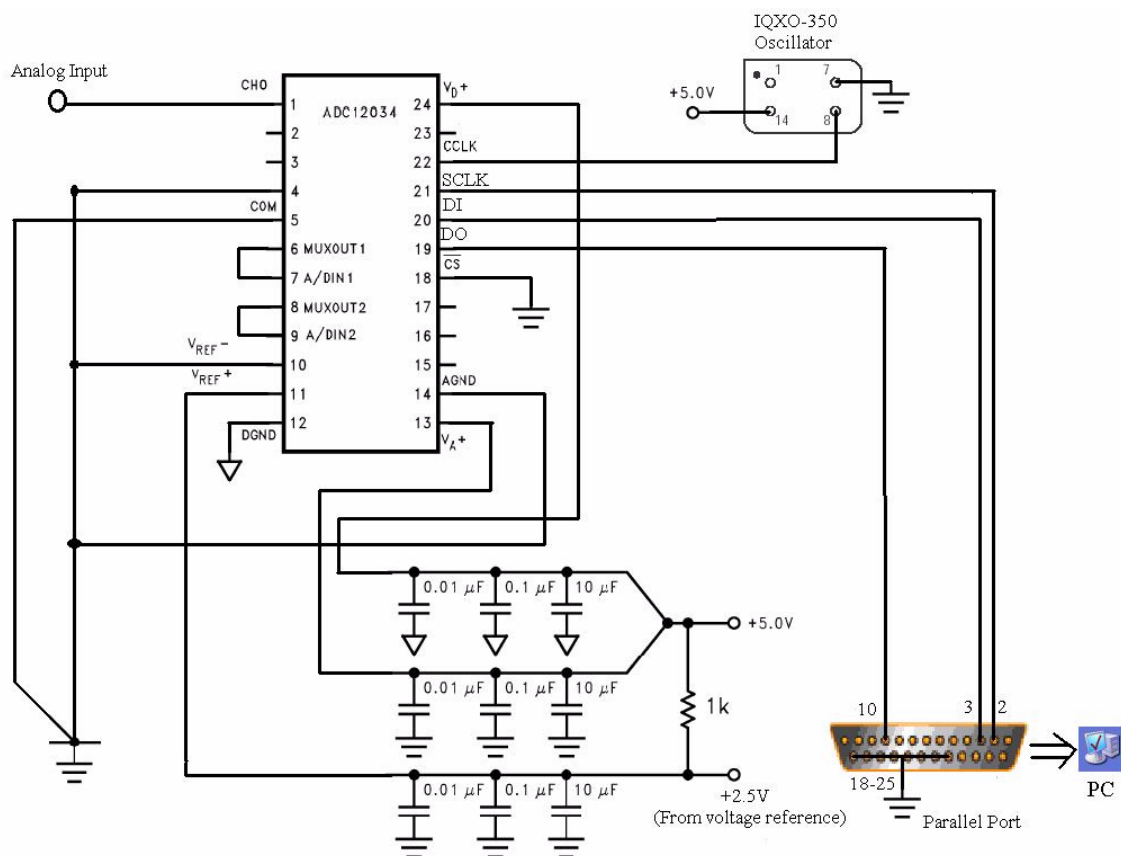
Pin	SPP Signal	ECP Signal	IN/OUT	Function
1	Strobe	HostCLK	Out	A low on this line indicates that there is valid data at the host. When this pin is de-asserted, the +ve clock edge should be used to shift the data into the device.
2-9	Data 0-7	Data 0-7	In/Out	Data Bus. Bi-directional
10	Ack	PeriphCLK	In	A low on this line indicates that there is valid data at the Device. When this pin is de-asserted, the +ve clock edge should be used to shift the data into the Host.
11	Busy	PeriphAck	In	When in reverse direction a HIGH indicates Data, while a LOW indicates a Command Cycle. In forward direction, functions as PeriphAck.
12	Paper Out / End	nAckReverse	In	When Low, Device acknowledges Reverse Request.
13	Select	X-Flag	In	Extensibility Flag
14	Auto Linefeed	Host Ack	Out	When in forward direction a HIGH indicates Data, while a LOW indicates a Command Cycle. In reverse direction, functions as HostAck.
15	Error / Fault	PeriphRequest	In	A LOW set by the device indicates reverse data is available
16	Initialize	nReverseRequest	Out	A LOW indicates data is in reverse direction
17	Select Printer	1284 Active	Out	A HIGH indicates Host is in 1284 Transfer Mode. Taken low to terminate.
18-25	Ground	Ground	GND	Ground

Πίνακας 3.1 Λειτουργία pins της παράλληλης θύρας

Έχοντας πια αναλύσει πλήρως, τόσο την παράλληλη θύρα όσο και τον ADC είμαστε πια σε θέση να περιγράψουμε τη μεταξύ τους συνδεσμολογία, καθώς και τον προγραμματισμό της σωστής διεπικοινωνίας τους.

3.4 Συνδεσμολογία ADC-παράλληλης θύρας

Οι συνολικές συνδέσεις που κάνουμε μεταξύ ADC-παράλληλης θύρας, καθώς και όλες οι υπόλοιπες που αφορούν στο ψηφιακό μέρος του κυκλώματος δίνονται στο Σχ. 3.3. Για όλα τα στοιχεία που απεικονίζονται έχουμε ήδη αναφερθεί. Το μόνο στοιχείο που δεν έχουμε αναφέρει μέχρι τώρα είναι το ρολόι που χρησιμοποιούμε για την λειτουργία του ADC, ο IQXO-350 oscillator. Στα pins 2,3 και 10, που αφορούν στη σύνδεση με την παράλληλη θύρα, αναφερόμαστε και παρακάτω, καθώς αναλύουμε το λογισμικό επικοινωνίας.



Σχ. 3.3 Πλήρης συνδεσμολογία ψηφιακού μέρους του κυκλώματος

3.5 Ανάλυση λογισμικού προγραμματισμού του ADC και επικοινωνίας με την παράλληλη θύρα

3.5.1 Εισαγωγικά

Η διαδικασία προγραμματισμού του ADC είναι ιδιαίτερα απαιτητική, καθώς ο ADC12034 είναι πλήρως παραμετροποιήσιμος, προσφέροντας πλήθος διαφορετικών λειτουργιών και καταστάσεων. Εμείς, καλούμαστε να καθορίσουμε το σωστό τρόπο λειτουργίας του σε διασύνδεση με την παράλληλη θύρα, έτσι ώστε να έχουμε ακριβή μεταφορά των δεδομένων χωρίς σφάλματα. Απαιτούμε η ανάλυση της πληροφορίας να γίνεται στα **12-bit με πρόσημο**, ουσιαστικά 13-bit. Επίσης, πρέπει να βρούμε έναν τρόπο ώστε να εξομοιώσουμε το serial interface, των δεδομένων εξόδου του ADC, με το

parallel interface της παράλληλης θύρας. Δηλαδή, ο ADC χειρίζεται τα δεδομένα *σειριακά* (ένα-ένα bit τη φορά), σε αντίθεση με την παράλληλη θύρα που τα χειρίζεται *παράλληλα* (8 bits, όλα μαζί κάθε φορά). Όλα αυτά και άλλες λειτουργίες του ADC, όπως Autocal, τα επιτυγχάνουμε με λογισμικό, υλοποιημένο σε Visual C++. Παρακάτω, παρατίθενται τα αντίστοιχα τμήματα του κώδικα, ακολουθούμενα από πλήρη ανάλυση.

3.5.2 Ερμηνεία του κώδικα

Καταρχήν, ορίζουμε μια κλάση, την ονομάζουμε CDivers, στην οποία περιέχονται οι λειτουργίες του ADC που μας ενδιαφέρουν, ως συναρτήσεις, στο τμήμα public της κλάσης μας. Έτσι, ορίζουμε :

```
class CDivers : public CObject
{
public:
    CDivers();
    virtual ~CDivers();
public:
    BOOL Control();
    CString FormatStatus();
    void Calibration();
    int Read();
private:
    int DO [13];
    unsigned short port_in, port_out;
};
```

Οι μεταβλητές port_in και port_out ορίζονται για να έχουμε πρόσβαση στα δεδομένα εισόδου και εξόδου, αντίστοιχα, της παράλληλης θύρας, ο δε πίνακας DO[13] ορίζεται για να φέρει τα ψηφιοποιημένα δεδομένα εξόδου (13-bit, 12 bit συν πρόσημο).

Στη συνέχεια, στη συνάρτηση construction της κλάσης, αντιστοιχίζουμε τις μεταβλητές port_in και port_out στις διευθύνσεις 0x379 και 0x378, αντίστοιχα.

```
CDrivers::CDrivers()
{
    port_in=0x379;
    port_out=0x378;
}
```

Στις διευθύνσεις αυτές έχουμε ήδη αναφερθεί, κατά την ανάλυση της παράλληλης θύρας. Η διεύθυνση 0x378 αποτελεί τη διεύθυνση του Control Port της παράλληλης θύρας LPT1, που χρησιμοποιούμε. Η διεύθυνση 0x379 αποτελεί τη διεύθυνση του Status Port της LPT1. Δηλαδή, στέλνουμε τα δεδομένα στα 8 bits του Control Port (pins 2-9) και τα διαβάζουμε από το Status Port.

Ορίζουμε το status register του ADC, σύμφωνα με τον παρακάτω πίνακα, από το datasheet του ADC12034.

Status Bit Location	DB0	DB1	DB2	DB3	DB4	DB5	DB6	DB7	DB8
Status Bit	PU	PD	Cal	8 or 9	12 or 13	16 or 17	Sign	Justification	Test Mode
Function	Device Status			DO Output Format Status					
	"High" indicates a Power Up Sequence is in progress	"High" indicates a Power Down Sequence is in progress	"High" indicates an Auto-Cal Sequence is in progress	"High" indicates an 8 or 9 bit format	"High" indicates a 12 or 13 bit format	"High" indicates a 16 or 17 bit format	"High" indicates that the sign bit is included. When "Low" the sign bit is not included.	When "High" the conversion result will be output MSB first. When "Low" the result will be output LSB first.	When "High" the device is in test mode. When "Low" the device is in user mode.

Πίνακας 3.2 Status register του ADC12034

```

BOOL CDrivers::Control()
{
    int Confr[]={0,0,0,0,1,0,1,1,0}; //000010110=13 BIT FORMAT WITH SIGN
    MSB FIRST
    int i;
    int flag=0;

    for (i=0;i<9;i++)
    {
        if (DO[i]!=Confr[i])
            flag=1;
    }

    if (flag==1) return FALSE;
    else return TRUE;
}

```

Σύμφωνα με τον Πίνακα 3.2, ορίζοντας την ακολουθία 000010110, ο ADC εκτελεί τις ακόλουθες λειτουργίες :

- Βρίσκεται σε κατάσταση Power Up
- Δεν βρίσκεται σε κατάσταση Auto-Cal.
- Χρησιμοποιεί ανάλυση 12 ή 13 bit.
- Περιλαμβάνεται το bit προσήμου (sign bit).
- Τα δεδομένα εξόδου απεικονίζονται με πρώτο το MSB.
- Ο ADC βρίσκεται σε User Mode.

Ακολουθεί η διαμόρφωση του Status register, με την αποθήκευση των bits σε μια συμβολοσειρά :


```

CString CDrivers::FormatStatus() //FORMATTING THE ADC'S STATUS REGISTER
{
    CString Stringa;
    register i;

    for(i=0;i<13;i++)
        Stringa=Stringa+(char)DO[i];//OVERLOADING

    return Stringa;
}

```

Το επόμενο κομμάτι του κώδικα σχετίζεται με την λειτουργία Autocal, που εκτελεί ο ADC. Πρώτα δίνεται οι αντίστοιχοι πίνακες, από το datasheet του κατασκευαστή. Με έντονο χρώμα επισημαίνονται οι γραμμές που μας ενδιαφέρουν, τόσο για τη λειτουργία Autocal, όσο και για επόμενες λειτουργίες.

MUX Address			Analog Channel Addressed and Assignment with A/DIN1 tied to MUXOUT1 and A/DIN2 tied to MUXOUT2					A/D Input Polarity Assignment		Multiplexer Output Channel Assignment		Mode
DIO	DI1	DI2	CH0	CH1	CH2	CH3	COM	A/DIN1	A/DIN2	MUXOUT1	MUXOUT2	
L	L	L	+	-				+	-	CH0	CH1	Differential
L	L	H			+	-		+	-	CH2	CH3	
L	H	L	-	+				-	+	CH0	CH1	
L	H	H			-	+		-	+	CH2	CH3	
H	L	L	+				-	+	-	CH0	COM	<u>Single-Ended</u>
H	L	H			+		-	+	-	CH2	COM	
H	H	L		+			-	+	-	CH1	COM	
H	H	H				+	-	+	-	CH3	COM	

Πίνακας 3.3 Λειτουργία πολυπλεκτών ADC12034 και επιλογή καναλιού εισόδου

ADC12038	DI0	DI1	DI2	DI3	DI4	DI5	DI6	DI7	Mode Selected (Current)	DO Format (next Conversion Cycle)
ADC12034	DI0	DI1	DI2	X	DI3	DI4	DI5	DI6		
ADC12030 and ADC12032	DI0	DI1			DI2	DI3	DI4	DI5		
3	Σύμφωνα με Πίνακα 3.3				L	L	L	L	12 Bit Conversion	12 or 13 Bit MSB First
	Σύμφωνα με Πίνακα 3.3				L	L	L	H	12 Bit Conversion	16 or 17 Bit MSB First
	Σύμφωνα με Πίνακα 3.3				L	L	H	L	8 Bit Conversion	8 or 9 Bit MSB First
	L	L	L	L	L	L	H	H	12 Bit Conversion of Full-Scale	12 or 13 Bit MSB First
	Σύμφωνα με Πίνακα 3.3				L	H	L	L	12 Bit Conversion	12 or 13 Bit LSB First
	Σύμφωνα με Πίνακα 3.3				L	H	L	H	12 Bit Conversion	16 or 17 Bit LSB First
	Σύμφωνα με Πίνακα 3.3				L	H	H	L	8 Bit Conversion	8 or 9 Bit LSB First
	L	L	L	L	L	H	H	H	12 Bit Conversion of Offset	12 or 13 Bit LSB First
1	L	L	L	L	H	L	L	L	Auto Cal	No Change
	L	L	L	L	H	L	L	H	Auto Zero	No Change
	L	L	L	L	H	L	H	L	Power Up	No Change
	L	L	L	L	H	L	H	H	Power Down	No Change
2	L	L	L	L	H	H	L	L	Read Status Register	No Change
	L	L	L	L	H	H	L	H	Data Out without Sign	No Change
	H	L	L	L	H	H	L	H	Data Out with Sign	No Change
	L	L	L	L	H	H	H	L	Acquisition Time—6 CCLK Cycles	No Change
	L	H	L	L	H	H	H	L	Acquisition Time—10 CCLK Cycles	No Change
	H	L	L	L	H	H	H	L	Acquisition Time—18 CCLK Cycles	No Change

Πίνακας 3.4 Κωδικοποίηση λειτουργιών ADC12034

Η διαδικασία του Autocal έχει ως εξής :

```

void CDrivers::Calibration()
{

    short temp;
    int i;

    //ADC12034 autocal      00010000 AUTOCAL COMMAND
    _outp(port_out,0);

    for(i=0;i<13;i++){

        if(i==3){

            _outp(port_out,2);
            _outp(port_out,3);

```

```

        _outp(port_out,0);

    }

    else
    {
        _outp(port_out,0);
        _outp(port_out,1);
        _outp(port_out,0);
    }

}

Sleep(500);

_outp(port_out,0);

```

Ο παραπάνω κώδικας ερμηνεύεται ως εξής. Θέλουμε να δώσουμε στον ADC την εντολή «00010000», που αντιστοιχεί στη λειτουργία Autocal (έντονη γραμμή 1 στον Πίνακα 3.4). Το πρόβλημα μας είναι ότι λόγω της παράλληλης μετάδοσης των δεδομένων στην παράλληλη θύρα, εμείς θέλουμε να μεταδώσουμε ένα bit κάθε φορά. Η εντολή `_outp(port_out,0)` δίνει έξοδο, στη διεύθυνση 0x378 (Data Port) της παράλληλης θύρας, τη σειρά bits 00000000 (δεκαδικό 0) ενώ η εντολή `_outp(port_out,1)` δίνει έξοδο στη διεύθυνση 0x378 (Data Port) της παράλληλης θύρας τη σειρά bits 00000001 (δεκαδικό 1). Έχοντας το $\overline{CS}$ πάντα χαμηλό, ο έλεγχος του ADC γίνεται αποκλειστικά με τη μετάδοση των σωστών παλμών ρολογιού, μέσω του SCLK. Λαμβάνοντας υπόψη ότι το τελευταίο bit (LSB) των σειρών bits που μεταδίδεται αντιστοιχεί στο **pin 2 της παράλληλης θύρας (1^ο pin του Data Port)**, γίνεται κατανοητός ο λόγος για τον οποίο συνδέουμε το **SCLK** στο pin αυτό. Δηλαδή στην ουσία, η σειρά εντολών

```

_outp(port_out,0);
_outp(port_out,1);
_outp(port_out,0);

```

είναι και ένας παλμός ρολογιού. Σε κάθε loop δηλαδή, ανεβάζουμε και κατεβάζουμε το ρολόι SCLK, δίνοντας έναν παλμό.

Έχοντας ένα loop 13 βημάτων, πρέπει σε κάθε βήμα του (παλμό του ρολογιού) να αποθηκεύσουμε την κατάλληλη τιμή (0 ή 1), προκειμένου να μεταδώσουμε τη σειρά «00010000». Στα βήματα 1-3, η τιμή που θέλουμε να μεταδώσουμε είναι το 0. Σύμφωνα με τον τρόπο χρονισμού του ADC, με το $\overline{CS}$ πάντα χαμηλό, η μεταδιδόμενη τιμή αποθηκεύεται κατά την αρνητική τιμή του SCLK. Η εντολή Sleep(500) χρησιμοποιείται έτσι, ώστε ο ADC να έχει τον χρόνο που απαιτείται για την λειτουργία του Autocal. Έχουμε λοιπόν:

	SCLK								
Βήμα 1 :	0	0	0	0	0	0	0	0	(<u>0</u> 0010000)
(i=0)	0	0	0	0	0	0	0	1	
	0	0	0	0	0	0	0	0	

	SCLK								
Βήμα 2 :	0	0	0	0	0	0	0	0	(00 <u>0</u> 10000)
(i=1)	0	0	0	0	0	0	0	1	
	0	0	0	0	0	0	0	0	

	SCLK								
Βήμα 3 :	0	0	0	0	0	0	0	0	(000 <u>0</u> 10000)
(i=2)	0	0	0	0	0	0	0	1	
	0	0	0	0	0	0	0	0	

Στο βήμα 4, η τιμή που θέλουμε να μεταδώσουμε είναι το 1. Πρέπει δηλαδή κατά το ανέβασμα του ρολογιού, να τροφοδοτήσουμε το 1, έτσι ώστε να αποθηκευθεί κατά

την αρνητική ακμή του ρολογιού. Το τροφοδοτούμενο 0 ή 1, μέσω του DI, γίνεται στο 2^ο bit από αριστερά. Έτσι εξηγείται και το γιατί έχουμε συνδέσει το **DI στο pin 3 της παράλληλης θύρας (2^ο bit του Data Port)**. Στο βήμα 4 έχουμε δηλαδή :

							DI	SCLK	
Βήμα 4 :	0	0	0	0	0	0	1	0	(000 <u>1</u> 0000)
(i=3)	0	0	0	0	0	0	1	1	
	0	0	0	0	0	0	0	0	

Η παραπάνω διαδικασία αντιστοιχεί στη σειρά εντολών

```
if(i==3){
    _outp(port_out,2);
    _outp(port_out,3);
    _outp(port_out,0);
}
```

Δηλαδή ακολουθείται η διαδικασία :

- Τροφοδοσία του 1 (DI)
- Ανέβασμα του ρολογιού SCLK, κρατώντας DI=1.
- Κατέβασμα του ρολογιού SCLK και αποθήκευση του DI, κατά την αρνητική ακμή του SCLK.

Είναι προφανές, ότι και στα βήματα 1-3, η προτελευταία στήλη αντιστοιχεί στην τιμή του DI, απλά δεν είχε επισημανθεί λόγω του ότι δεν είχαμε εισάγει την ερμηνεία του DI. Πρέπει να τονιστεί, ότι σύμφωνα με τον Πίνακα 3.4, το 4^ο μεταδιδόμενο bit (το 1 στην περίπτωση μας) αντιστοιχεί στο DI4, λόγω της μη χρησιμοποίησης του DI3, στον ADC12034. Επομένως, το τελευταίο 0 στη σειρά «00010000» δεν έχει σημασία. Ο λόγος που η σειρά αυτή δίδεται σε μορφή 8-bit, είναι λόγω της 8-bit μετάδοσης της παράλληλης θύρας. Μετά το 8^ο bit, τα μηδενικά που μεταδίδονται (βήματα 9-13), δεν λαμβάνονται υπόψη, καθώς ο ADC λαμβάνει υπόψη μόνο τα πρώτα 8 bits (DI0-DI7).

Ωστόσο, χρησιμοποιούμε loop 13 βημάτων, ώστε να έχουμε ενιαίο τρόπο τροφοδότησης παλμών SCLK, καθόλη την έκταση του κώδικα (στη συνέχεια, το loop 13 βημάτων είναι απαραίτητο για την σωστή εξαγωγή των ψηφιακών αποτελεσμάτων – 12 bit + πρόσημο).

Άρα έχουμε :

							DI	SCLK	
Βήμα 5-13 :	0	0	0	0	0	0	0	0	(0001 <u>0000</u>)
(i= 4...12)	0	0	0	0	0	0	1	0	
	0	0	0	0	0	0	0	0	

Στη συνέχεια υλοποιούμε και διαβάζουμε την εντολή Read Status Register (έντονη γραμμή 2 στον Πίνακα 3.4), δηλαδή τη σειρά bits «00011000». Η διαδικασία μετάδοσης των bits είναι παρόμοια με την διαδικασία που μόλις περιγράψαμε. Σε ένα loop 13 βημάτων μεταδίδουμε 1 στα βήματα 4,5 (i=3 και i=4, αντίστοιχα) και 0 στα υπόλοιπα βήματα. Ακολουθεί ο σχετικός κώδικας :

```
//generate status register 00011000 READ STATUS REGISTER COMMAND
```

```
for(i=0;i<13;i++)
```

```
{
```

```
    if((i==3)||(i==4))
```

```
    {
```

```
        _outp(port_out,2);
```

```
        _outp(port_out,3);
```

```
        _outp(port_out,0);
```

```
    }
```

```
    else
```

```
    {
```

```
        _outp(port_out,0);
```

```
        _outp(port_out,1);
```

```

        _outp(port_out,0);

    }
}

```

```

Sleep(100);

```

Η εντολή Sleep(100) χρησιμοποιείται, έτσι ώστε ο ADC να έχει τον χρόνο που απαιτείται για την λειτουργία της έκδοσης του Status Register. Ακολουθεί η επανέκδοση της εντολής Read Status Register, η ανάγνωση του Status Register και η απεικόνισή του στο pin εξόδου DO του ADC.

```

//read status register      DI SEQUENCE 00011000 READ STATUS REGISTER
COMMAND AGAIN
//                                DO SEQUENCE=STATUS REGISTER

```

```

for(i=0;i<13;i++)

```

```

    {
        if((i==3)|(i==4))
        {
            _outp(port_out,2);
            _outp(port_out,3);

```

```

temp=_inp(port_in)&64; // BINARY AND PORT_IN AND (01000000=64)
        if(temp==64)      //IF INPORT=01000000->D0=1
            DO[i]='1';
        else
            DO[i]='0';
        _outp(port_out,0);
    }

```

```

        else
            {
                _outp(port_out,0);
                _outp(port_out,1);

                temp=_inp(port_in)&64;
                if(temp==64)

                    DO[i]='1';
                else
                    DO[i]='0';
                _outp(port_out,0);

            }
        }
    }
}

```

Στο παραπάνω τμήμα του κώδικα θα αναφερθούμε αναλυτικά, έτσι ώστε να κατανοηθεί η λειτουργία του pin εξόδου DO, του ADC, καθώς και η συνδεσμολογία του με την παράλληλη θύρα. Στην αρχή του κώδικα, είχαμε ορίσει :

```
port_in=0x379;
```

Η διεύθυνση 0x379 αποτελεί τη διεύθυνση του Status Port της LPT1. Όπως έχουμε αναφέρει, το διάβασμα των δεδομένων της παράλληλης θύρας, γίνεται από το Status Port. Η ανάγνωση αυτή πραγματοποιείται με την εντολή `_inp(port_in)`. Άρα, πρέπει να επιλέξουμε κάποιο από τα pins του Status Port, της παράλληλης θύρας (pins 10, 11, 12, 13 ή 15), για σύνδεση με το pin DO του ADC. Παρατηρώντας τον Πίνακα 3.5, βλέπουμε την τιμή (στην πραγματικότητα σε δυαδική μορφή) που επιστρέφει το κάθε pin του Status Port, όταν βρίσκεται σε κατάσταση «λογικού 1».

Pin Number	Normal Purpose	Number to read
10	Acknowledge	64
11	High when not Busy	128
12	High when out of paper	32
13	High when printer online	16
15	High when no error	8

Πίνακας 3.5 Τιμές επιστροφής των pins του Status Port

Εμείς επιλέγουμε το **pin 10 του Status Port, για σύνδεση με το pin DO του ADC**. Βλέποντας από τον παραπάνω πίνακα ότι το pin 10 επιστρέφει την τιμή 64, όταν βρίσκεται σε λογικό 1, ο έλεγχος που κάνουμε είναι να χρησιμοποιήσουμε bitwise AND, με την εντολή :

```
temp = _inp(port_in)&64;
```

Ανάλογα με το Boolean αποτέλεσμα της σύγκρισης, το DO[i] παίρνει την τιμή 0 ή 1. Σύμφωνα, επίσης, με τον Πίνακα 3.1, το λογικό 0 στο pin 10 σημαίνει ότι υπάρχουν έγκυρα δεδομένα στον ADC. Όταν αλλάξει κατάσταση, η θετική ακμή του ρολογιού μετακινεί τα δεδομένα (shift) στον Host (PC). Το DO φέρει τώρα το αποτέλεσμα του Status Register.

Η επόμενη λειτουργία, είναι η εκκίνηση μιας νέας μετατροπής δεδομένων και το διάβασμα των δεδομένων της αμέσως προηγούμενης μετατροπής. Ακολουθεί το σχετικό τμήμα του κώδικα.

```
///START A NEW CONVERSION N AND READ THE DATA OF N-1 CONVERSION
// DI=1000000XXXXXXXXXXXXX START A NEW CONVERSION ON CHANNEL 0
// DO=PREVIOUS CONVERSION DATA
```

```
int CDrivers::Read()
{
    int temp;
    int sign;
    int buffer=0;
```

```

for (int index=0;index<13;index++)
{

    if(index!=13)

    {
        buffer=buffer*2;// 1 POSITION LEFT SHIFT OF
OUTPUT DATA

        if(index==0)//read the sign of converted sample
        {
            _outp(port_out,0);
            _outp(port_out,2);
            _outp(port_out,3);
            temp=_inp(port_in)&64;
            if(temp==64)

                sign=1;
            else
                sign=0;
            _outp(port_out,0);
        }

        //read the data stream of converted sample
        else
        {
            _outp(port_out,0);
            _outp(port_out,1);
            temp=_inp(port_in)&64;

            if(temp==64) // IF TEMP=64 THE CURRENT BIT IS 1 ELSE IS 0

```

```

        buffer=buffer+1;

        _outp(port_out,0);
    }
}

if(sign==1)
    buffer-=4096;
    sign=0;
return buffer;
}

```

Η σειρά bits, που δίδεται αυτή τη φορά, μέσω του DI είναι η 10000000, που αντιστοιχεί στη λειτουργία **12 Bit Conversion, 12 or 13 Bit MSB First** (έντονη γραμμή 3 του Πίνακα 3.4.). Παρατηρώντας παράλληλα και τον Πίνακα 3.3, τα 3 πρώτα bits της σειράς **10000000**, αντιστοιχούν σε **ανάγνωση από το 1^ο Channel του ADC, σε single-ended mode**, συνδεσμολογία που απεικονίζεται στο Σχ. 3.3. Η έκδοση της σειράς bits πραγματοποιείται με τη γνωστή διαδικασία που έχουμε περιγράψει. Ορίζουμε 2 μεταβλητές : τη μεταβλητή sign, για να κρατάμε το πρόσημο, και τη μεταβλητή buffer, για να κρατάμε το αποτέλεσμα της μετατροπής. Επίσης, χρησιμοποιούμε ένα δείκτη (index), για την πραγματοποίηση ενός loop 13 βημάτων. Το DO φέρει τώρα το αποτέλεσμα της αμέσως προηγούμενης μετατροπής. Θέλουμε να διαβάσουμε και να στείλουμε στην έξοδο δεδομένα 13 bits (12 bit + πρόσημο).

Εφόσον το loop έχει τελειώσει (index!=13), η προηγούμενη μετατροπή έχει ολοκληρωθεί (EOC = 1). Έχουμε πλέον το πρόβλημα της μετατροπής των σειριακών ψηφιακών δεδομένων, από την έξοδο του ADC, σε παράλληλη μορφή, για την διεπικοινωνία με την παράλληλη θύρα. Η διαδικασία αυτή, πραγματοποιείται με την εντολή :

```
buffer = buffer*2;
```

Στην ουσία, με τον πολλαπλασιασμό x2, πραγματοποιείται μια μετακίνηση 1 bit προς τα αριστερά (left shift) των προηγούμενων αποτελεσμάτων, έτσι ώστε να δημιουργηθεί χώρος για τα επόμενα. Για παράδειγμα έστω ότι έχουμε στην έξοδο του ADC την τιμή 5 (0000000000101). Πολλαπλασιάζοντας την τιμή 5 x2 (0000000000010), έχουμε αποτέλεσμα 10 (0000000001010). Εποπτικά :

Τιμή 5 : 0000000000101 (Πολλαπλασιασμός x2)
 00000000001010 ← left shift of 5

Μετά το left shift, το MSB των δεδομένων της προηγούμενης μετατροπής έχει μετατραπεί σε 1^ο bit της νέας (index=0). Δεδομένου ότι το bit αυτό, που έχει απομείνει από την προηγούμενη μετατροπή, φέρει το πρόσημο, κάνουμε έλεγχο για την τιμή του. Ο έλεγχος γίνεται με τη χρήση του bitwise AND, με την ίδια διαδικασία που έχουμε περιγράψει. Εφόσον το Boolean αποτέλεσμα της σύγκρισης είναι αληθές, το bit προσήμου είναι 1, σε διαφορετική περίπτωση 0. Σύμφωνα με τον τρόπο απεικόνισης των δεδομένων του ADC, η τιμή 1 αντιστοιχεί σε αρνητικό πρόσημο (-) και η τιμή 0 σε θετικό πρόσημο (+).

Η ανάγνωση των ψηφιακών αποτελεσμάτων 13-bit πραγματοποιείται μέσα στο loop των 13 βημάτων. Το κάθε bit, που έρχεται σειριακά, ελέγχεται για το εάν έχει τιμή 0 ή 1 (πάλι με την εντολή temp=_inp(port_in)&64;). Εάν έχει την τιμή 1, η τιμή του buffer αυξάνεται κατά 1 (buffer=buffer+1;), αφού αρχικά η μεταβλητή buffer είναι αρχικοποιημένη σε 0 (int buffer=0;).

Τέλος, στην περίπτωση που το πρόσημο είναι αρνητικό (sign=1), αφαιρούμε από τον buffer την τιμή 4096 (buffer-=4096;). Η τιμή -4096 (1000000000000) είναι η μικρότερη που μπορεί να απεικονίσει ο ADC, που έχει εύρος απεικόνισης από -4096 μέχρι +4095 (1111111111111). Αυτό γίνεται για τον εξής λόγο. Η απεικόνιση των δεδομένων του ADC δίνεται από τον τύπο :

$$\frac{(V_{IN}^{+} - V_{IN}^{-})}{(V_{REF}^{+} - V_{REF}^{-})}(4096) \quad (3.5.2)$$

Στην εφαρμογή μας έχουμε :

V_{IN}^{+} = τροφοδοτούμενο αναλογικό ΗΚΓ σήμα εισόδου

$V_{IN}^{-} \equiv \text{COM}$ (γείωση)

$V_{REF}^{+} = +2,5\text{V}$

$V_{REF}^{-} = 0\text{V}$ (γείωση)

Στην προηγούμενη μας ανάλυση, έχουμε διαμορφώσει το τροφοδοτούμενο ΗΚΓ σήμα σε τέτοια όρια, έτσι ώστε να βρίσκεται ολόκληρο στο θετικό ημιεπίπεδο ($V_{IN}^{+} - V_{IN}^{-} > 0$), για τη σωστή λειτουργία του ADC, σε single-ended mode. Ωστόσο, οι αρνητικές τιμές του ΗΚΓ σήματος έχουν φυσική έννοια, καθώς απεικονίζουν διαφορές δυναμικού, που έχουν ιδιαίτερη διαγνωστική σημασία. Για παράδειγμα, παρατηρώντας τις αρχικές εξόδους του παλμογράφου, πριν τη διαμόρφωση των ορίων (Ενότητα 2.10, Κυματομορφή 3), βλέπουμε ότι έχουμε τιμή $-1,47\text{ V}$. Η τιμή αυτή αναφερόταν, βέβαια, σε ενίσχυση $\times 4000$, που χρησιμοποιήσαμε αρχικά. Χρησιμοποιώντας τελικά την μισή ενίσχυση ($\times 2000$), η τιμή αυτή, στην τελική μας υλοποίηση, έπεφτε στο μισό ($-0,735\text{ V}$), τιμή όμως που δεν παύει να είναι αρνητική.

Η ακραία αυτή αρνητική τιμή, μετά την πρόσθεση των $+2,5\text{ V}$, γίνεται :
 $(-0,735\text{ V}) + (2,5\text{ V}) = +1,765\text{ V}$.

Και σύμφωνα με τη σχέση (3.5.2) :

$$\frac{(V_{IN}^{+} - V_{IN}^{-})(4096)}{(V_{REF}^{+} - V_{REF}^{-})} = \frac{(1,765 - 0)(4096)}{(2,5 - 0)} = 2891,77 \text{ (}\underline{0}101101001011\text{)} \quad \text{και}$$

$$2891,77 - 4096 = -1204,23 \text{ (}\underline{1}101100011010\text{)}$$

Τα πρώτα bits στις παραπάνω σειρές απεικονίζουν το πρόσημο. Έτσι, έχοντας μια θετική τιμή τάσης, που πριν από την διαμόρφωση των ορίων του ΗΚΓ ήταν αρνητική, κάνοντας την παραπάνω μετατροπή, μετατρέπουμε το bit προσήμου στην τιμή που αντιστοιχεί στο πρόσημο της τάσης πριν από τη διαμόρφωση των ορίων.

Ωστόσο, είναι προφανές, ότι κατά την απεικόνιση των αποτελεσμάτων, σε ψηφιακή μορφή, χρησιμοποιείται διαφορετική τάση αναφοράς ($+2,5\text{V}$) από την τάση αναφοράς (0 V , οριζόντιος άξονας) κατά την απεικόνιση στον παλμογράφο.

Τα σχετικά διαστήματα πάντως (πλάτη, περίοδοι), μεταξύ των διαδοχικών σημείων του ΗΚΓ, παραμένουν τα ίδια, κάτι που φαίνεται και στην παρουσίαση των ψηφιακών κυματομορφών, που ακολουθεί στο επόμενο κεφάλαιο. Για να ακολουθηθεί η αντίστροφη διαδικασία (αντιστοίχιση ψηφιακών τιμών στις αρχικές φυσικές αναλογικές τιμές τάσης), πρέπει να χρησιμοποιηθεί και πάλι η σχέση 3.5.2.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Παρουσίαση Ψηφιακών Αποτελεσμάτων

4.1 Το περιβάλλον απεικόνισης (interface)

Μετά τον έλεγχο της λειτουργίας του ADC και της παράλληλης θύρας, με τη βοήθεια του λογισμικού, τα δεδομένα μας βρίσκονται, πλέον, σε ψηφιακή μορφή και είμαστε σε θέση να τα επεξεργαστούμε (αποθήκευση, απεικόνιση, ανάκτηση κ.τ.λ.). Σχετικά με τον τρόπο αναπαράστασης των αποτελεσμάτων, είχαμε ως βάση την εφαρμογή ECG Studio, που υλοποιείται στο Τμήμα Συστημάτων και Πληροφορικής του Πανεπιστημίου της Φλωρεντίας. Η εφαρμογή αυτή βρίσκεται σε πειραματικό στάδιο και προσπαθήσαμε να την προσαρμόσουμε στις απαιτήσεις της δικής μας υλοποίησης, με ιδιαίτερα ικανοποιητικά αποτελέσματα.

Το ψηφιακό ΗΚΓ σήμα αναπαριστάται σε πραγματικό χρόνο στην οθόνη του υπολογιστή, με παρόμοιο τρόπο που αναπαριστάται και σε έναν παλμογράφο. Μάλιστα, έχοντας συνδέσει και τον παλμογράφο, παράλληλα με την απεικόνιση των ψηφιακών δεδομένων, παρατηρήσαμε, ότι οι κυματομορφές ήταν σχεδόν όμοιες. Η ψηφιακή κυματομορφή ανταποκρινόταν άμεσα στις όποιες μεταβολές του αναλογικού ΗΚΓ σήματος (Κυματομορφή 4.2), μεταβολές τις οποίες εύκολα παρατηρούσαμε στην έξοδο του παλμογράφου. Οι όποιες αποκλίσεις οφείλονται στα μικρά σφάλματα, που υπεισέρχονται κατά την ψηφιοποίηση στον ADC. Το περιβάλλον υλοποίησης υλοποιήθηκε στο Visual Studio 6, με χρήση Visual C++, εκμεταλλευόμενοι αυτοματοποιημένες ρουτίνες για τη δημιουργία παραθύρων, μενού και buttons. Μερικές αντιπροσωπευτικές κυματομορφές, καθώς και το πλήρες interface του υπολογιστή, δίνονται αμέσως παρακάτω.

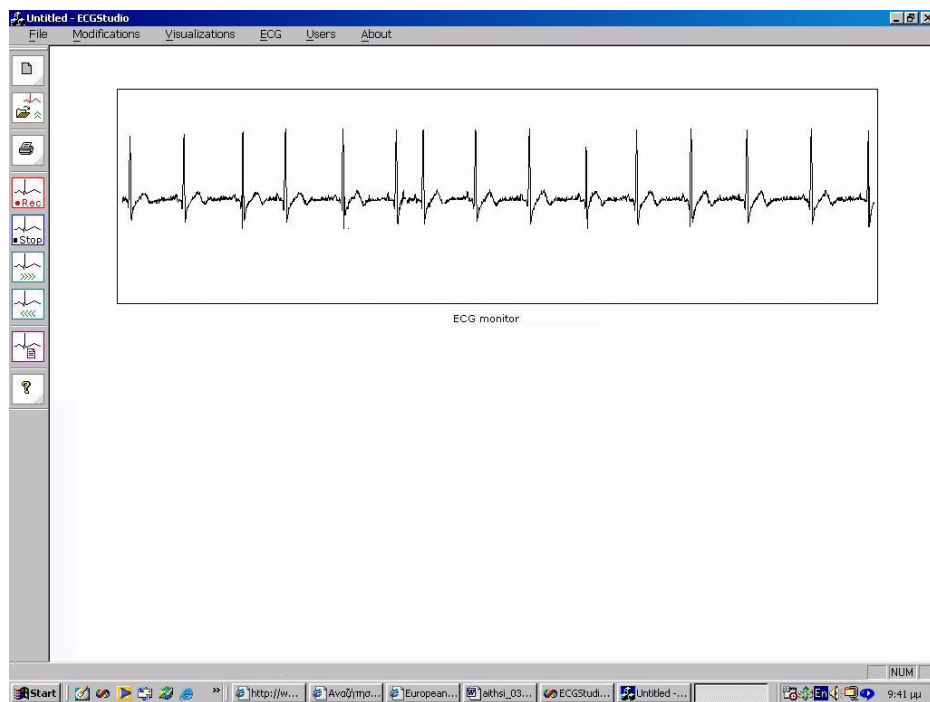
4.2 Τελικές ψηφιακές κυματομορφές



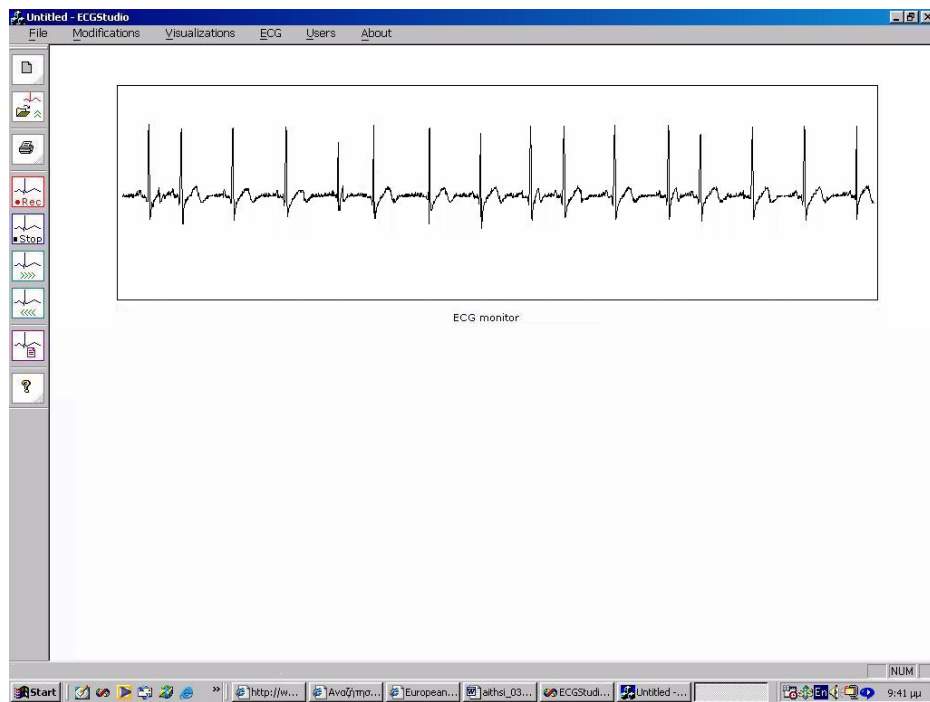
Κυματομορφή 4.1



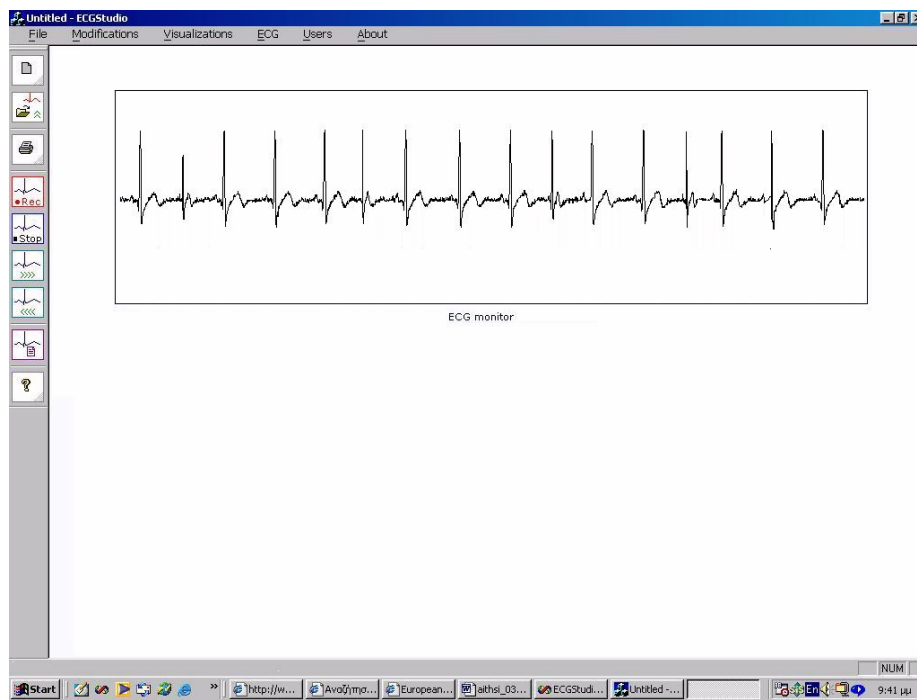
Κυματομορφή 4.2



Κυματομορφή 4.3



Κυματομορφή 4.4



Κυματομορφή 4.5

4.3 Δυνατότητες επεξεργασίας του ψηφιοποιημένου ΗΚΓ σήματος

Στην εφαρμογή μας, προσφέρονται οι ακόλουθες δυνατότητες επεξεργασίας του ψηφιοποιημένου ΗΚΓ σήματος :

- **Real-time απεικόνιση** των ψηφιακών αποτελεσμάτων.
- **Αποθήκευση** του ψηφιακού σήματος.
- **Ανάκτηση** του ψηφιακού σήματος.
- **Εκτύπωση** του ψηφιακού σήματος.
- **Παύση και έναρξη της real-time απεικόνισης.**
- **Αναζήτηση προς τα εμπρός και προς τα πίσω**, στο τμήμα του ψηφιακού σήματος που απεικονίζεται μετά την παύση. Με αυτόν τον τρόπο, παρατηρούνται τα σημεία που παρουσιάζουν ενδιαφέρον.
- **Έλεγχος σωστής συνδεσμολογίας και λειτουργίας του ADC.**
- **Test mode**, κατά το οποίο ανταλλάσσονται επαναλαμβανόμενα σήματα μεταξύ ADC και παράλληλης θύρας, με σκοπό το debugging εσφαλμένης συνδεσμολογίας και τον εντοπισμό των κατάλληλων pins για την διεπικοινωνία.

4.4 Τελικά συμπεράσματα

Η υλοποίηση μιας αυτοματοποιημένης μονάδας φορητού ηλεκτροκαρδιογράφου ήταν μια διαδικασία απαιτητική αλλά και άκρως ενδιαφέρουσα. Η επιλογή των υλικών έγινε με τρόπο ώστε να εξασφαλίζεται η όσο το δυνατό μεγαλύτερη **ακρίβεια και αποτελεσματικότητα**, διατηρώντας παράλληλα το **κόστος σε χαμηλά επίπεδα**. Επίσης, προσπαθήσαμε η **συνδεσμολογία** να είναι, **όσο γίνεται απλούστερη** και πιο κατανοητή, έχοντας πάντα υπόψη την ορθότητα των μετρήσεων, καθώς τα αποτελέσματα μιας τέτοιας εφαρμογής είναι ιδιαίτερα κρίσιμα, για την μετέπειτα επεξεργασία και ερμηνεία τους. Ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στο θέμα της τροφοδοσίας, αφού απαιτήσαμε ο **Ηλεκτροκαρδιογράφος** να είναι **εύχρηστος και φορητός**. Γι' αυτόν το λόγο, η **τροφοδοσία** έπρεπε να γίνει από **μπαταρίες**. Χρησιμοποιήσαμε μια μόνο αλκαλική μπαταρία των 9 Volt.

Όσον αφορά στο θέμα της ψηφιοποίησης των δεδομένων, προτιμήθηκε η **διασύνδεση του ADC απευθείας στην παράλληλη θύρα του υπολογιστή**. Με αυτόν τον τρόπο, αποφύγαμε την προμήθεια κάποιας ενδιάμεσης βαθμίδας ή συσκευής, μεταξύ ADC-παράλληλης θύρας (π.χ. DSP ή μικροεπεξεργαστή). Οι συσκευές αυτές, χρησιμοποιούνται, κατά κόρον, σε παρόμοιες εφαρμογές, καθώς συνήθως συνοδεύονται από λογισμικές εφαρμογές ή προτάσεις για τον προγραμματισμό και τη λειτουργία τους. Εμείς τις αποφύγαμε, θεωρώντας ότι υλοποιώντας κάποιος το κατάλληλο λογισμικό έχει καλύτερο έλεγχο των ενεργειών, που λαμβάνουν χώρα, και επιπροσθέτως μειώνει κατά πολύ το κόστος. Το κόστος, επίσης, θα αυξανόταν εάν, για μεγαλύτερη ευκολία, διαθέταμε μια ολοκληρωμένη κάρτα ψηφιοποίησης, μαζί το αντίστοιχο λογισμικό της (π.χ. η κάρτα Labview χρησιμοποιείται ευρέως για την ψηφιοποίηση δεδομένων και τη μεταφορά τους σε PC).

Αντιθέτως, η διασύνδεση του ADC με το PC, μέσω μόνο της παράλληλης θύρας, καθιστά την εφαρμογή μας σαφώς πιο ευέλικτη. Ο χρήστης, συνδέοντας απλά τα σωστά pins, μεταξύ ADC-παράλληλης θύρας και χρησιμοποιώντας το λογισμικό, μπορεί εύκολα να απεικονίσει ή να επεξεργαστεί κατάλληλα τα τελικά ψηφιακά δεδομένα. Τα δεδομένα δε αυτά, αποτελούν τη βάση για μια ενδεχόμενη μετέπειτα διάγνωση. Οι αποθηκευμένες κυματομορφές μπορούν να συγκριθούν με άλλες πρότυπες (υγιείς ή δυσλειτουργικές) έτσι ώστε να διαπιστωθεί η καρδιακή κατάσταση του εξεταζομένου και να προταθούν τρόποι πρόληψης και θεραπείας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Προτάσεις για εναλλακτικές υλοποιήσεις και επεκτάσεις

Πρώτα από όλα, για να έχουμε πιο πλήρη αποτελέσματα, ειδικά σχετικά με διάγνωση, θα μπορούσαμε να χρησιμοποιήσουμε επιπρόσθετες απαγωγές. Ωστόσο κάτι τέτοιο απαιτεί μεγαλύτερο κόστος και πιο εξειδικευμένες γνώσεις. Άλλωστε εμείς κυρίως παρέχουμε αποτελέσματα προς διάγνωση και όχι την διάγνωση αυτούσια. Μια πιο πλήρης διάγνωση του ασθενούς γίνεται φυσικά από έμπειρους καρδιολόγους και σε καμία περίπτωση, τουλάχιστον στα χρόνια αυτά, δεν είναι δυνατό να κατασκευαστεί κάποιο πλήρως αυτοματοποιημένο σύστημα μέτρησης-διάγνωσης χωρίς τη διαμεσολάβηση του γιατρού.

Ακόμη, με σκοπό την περαιτέρω ελάττωση του θορύβου, προερχόμενου από το δίκτυο τροφοδοσίας και τις ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί κάποιο ειδικό φίλτρο Notch. Εμείς, δεν το συμπεριλάβαμε στην υλοποίησή μας, αφενός γιατί είναι ιδιαίτερα πολύπλοκο στην υλοποίηση και αφετέρου, επειδή η προμήθεια κάποιου έτοιμου φίλτρου Notch, σε ολοκληρωμένο κύκλωμα, ήταν δύσκολη και δαπανηρή.

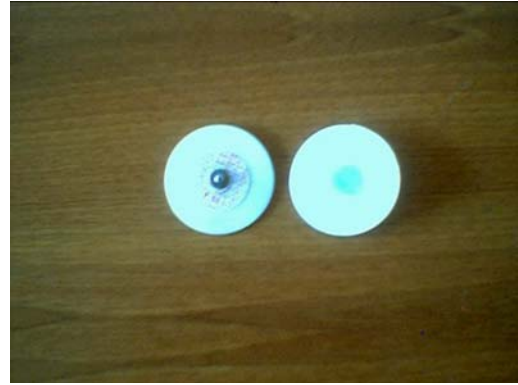
Ενδιαφέρον θα παρουσίαζε, επίσης, αν μπορούσε να υλοποιηθεί ένας φορητός καρδιογράφος, μικρός σε μέγεθος και προσιτός σε τιμή, για οικιακή χρήση. Σε μια τέτοια περίπτωση δεν θα ήταν απαραίτητη η γνώση χρήσης ενός Η/Υ από τον ασθενή, καθώς οι μετρήσεις θα γινόντουσαν σε εσωτερικά κυκλώματα της συσκευής. Αν η συσκευή επίσης είχε και κάποια οθόνη ώστε να προβάλλονται κάποιες προειδοποιήσεις στον ασθενή, σχετικά με την κατάσταση της καρδιάς του, τότε σίγουρα θα βοηθούσε πολύ στο θέμα της πρόληψης καρδιακών παθήσεων. Ο καθένας θα ήταν σε θέση να έχει, ανά πάσα στιγμή, κάποιες πρώτες ενδείξεις έτσι ώστε να επισκεφτεί τον καρδιολόγο του εγκαίρως για περαιτέρω εξετάσεις.

Τέλος θα ήταν πολύ σημαντικό η real-time αποστολή στοιχείων, από τέτοιου τύπου καρδιογράφους, προς σύγχρονα διαγνωστικά κέντρα, που διαθέτουν την απαραίτητη υποδομή, τεχνογνωσία και εξοπλισμό, μέσω ενός δικτύου, με σκοπό την άμεση ενημέρωση των γιατρών και την παροχή συμβουλών και οδηγιών σε περίπτωση

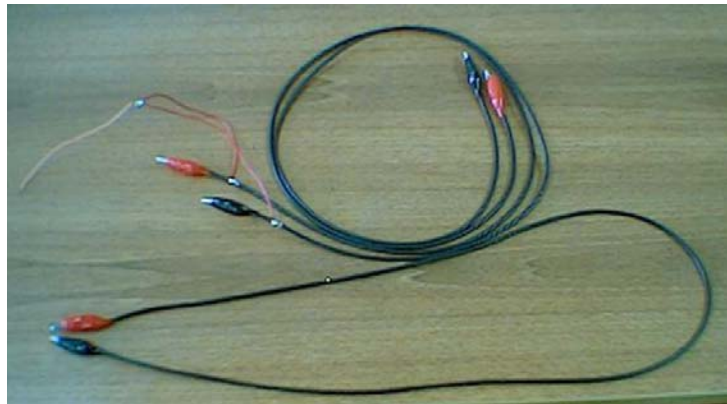
έκτακτης ανάγκης. Μια λειτουργία ιδιαίτερα χρήσιμη σε απομακρυσμένες περιοχές, εάν λάβουμε υπόψη το αρκετά μεγάλο χρονικό διάστημα που, συνήθως, μεσολαβεί μέχρι την ιατρική αντιμετώπιση των ασθενών. Αυτό βέβαια απαιτεί εξειδικευμένα πρωτόκολλα επικοινωνίας, σταθερά δίκτυα, που να παρέχουν ταχύτητα και ασφάλεια στη μετάδοση δεδομένων για την όσο το δυνατό μεγαλύτερη προστασία του ιατρικού απορρήτου.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

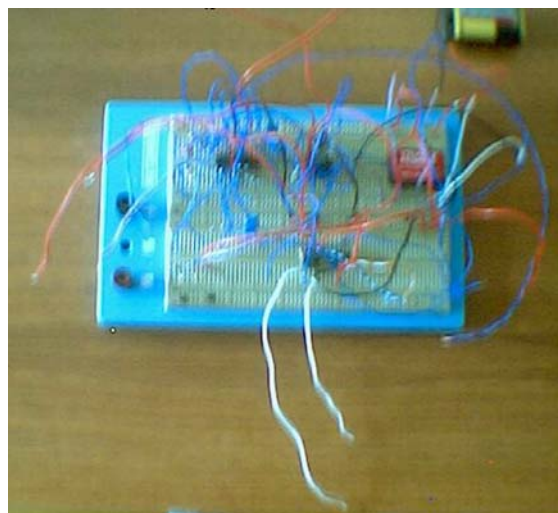
Φωτογραφίες υλικών και τμημάτων της υλοποίησης



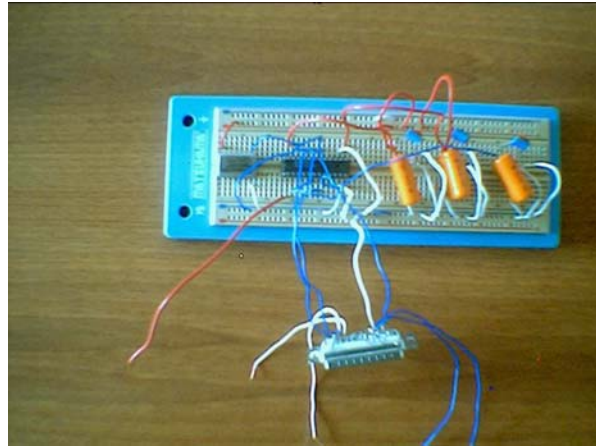
Οι 2 τύποι ηλεκτροδίων που χρησιμοποιήσαμε



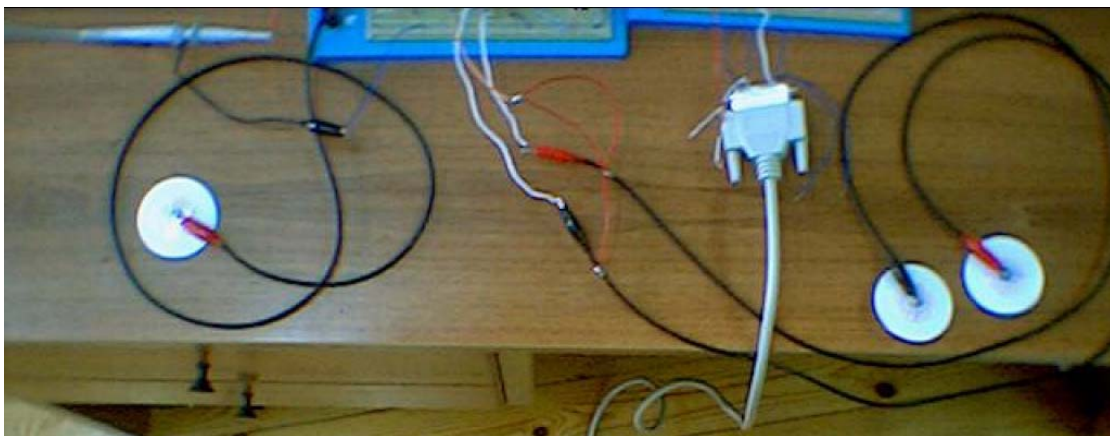
Τα καλώδια σύνδεσης (εικονίζεται η συνδεσμολογία με το shield του ομοαξονικού καλωδίου)



Το αναλογικό τμήμα του κυκλώματος



Το ψηφιακό τμήμα του κυκλώματος



Διασύνδεση αναλογικού-ψηφιακού τμήματος, παράλληλης θύρας, ηλεκτροδίων και παλμογράφου



Ο ψηφιακός παλμογράφος που χρησιμοποιήσαμε

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ – ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] Carr J. Joseph, Brown M. John, *Introduction to biomedical equipment technology, third edition*, 1998, Prentice Hall
- [2] Sedra S. Adel, Smith C. Kenneth, *Microelectronics Circuits, third edition*, 1991, Saunders College Publishing
- [3] Malvino Albert Paul, *Electronic Principles, fifth edition*, 1995
- [4] Τραχανιάς Παναγιώτης, *Συντακτική αναγνώριση του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος*, 1988
- [5] Μπούρκας Π., Ουζούνoglou N., *Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ειδικές Νοσοκομειακές Εγκαταστάσεις*, 1989
- [6] Jabri A. Marwan, *Neural networks for intracardiac electrogram recognition*
- [7] Lucchetti Stefano, *Techniche di Ausilio alla Diagnosi in Cardiologia per il Paziente Ambulante a Rischio*, 2001
- [8] *Surface Electrodes for Biopotential Measurement*, Abstract, MIT University
- [9] *Electrocardiogram amplifier*, Abstract, MIT University
- [10] Tenedero M. Christopher, Raya D. Mary Anne, Sison G. Luis, *Design and implementation of a single-channel ECG amplifier with DSP post-processing in MATLAB*, Instrumentation, Robotics, and Controls Laboratory, University of the Philippines
- [11] Owis I. Mohamed, Youssef M. Abou-Bakr., Kadah M.Yasser, *Characterization of ECG Signals based on blind source separation*, Biomedical Engineering Department, Cairo University, Giza, Egypt
- [12] Rosík V., Tyler M., Jurko L., Ráo R., Turzová M., *Portable System for High Resolution ECG Mapping*, Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Bratislava
- [13] Kulick Daniel Lee, Shiel C. William, *Electrocardiogram (ECG or EKG)*
- [14] MettingVanRijn A.C., Peper A., Grimbergen C.A., *High quality recording of bioelectric events I : Interference, reduction, theory and practice*, Academic Medical Center, Medical Physics Department, Amsterdam
- [15] Carlson Shawn, *Sima's ECG Project*, June 2000 issue of Scientific American

- [16] Hunka George, *Circuit Grounds and Grounding Practices*, Undergraduate Laboratory, Dept. of EE, University of Pennsylvania
- [17] Axelson Jan, *Parallel Port Complete: Programming, Interfacing, & Using the PC's Parallel Printer Port*
- [18] Ward Rob, *Printer Port*, Year 10 Robotics, 1998
- [19] Anderson H. Peter, *Use of a PC Printer Port for Control and Data Acquisition*, (Department of Electrical Engineering Morgan State University)
- [20] *Standard Signaling Method for a Bi-Directional Parallel Peripheral Interface for Personal Computers*, IEEE Std. 1284-1994
- [21] Craig Peacock, *Interfacing the Extended Capabilities Port*, 2003
- [22] *A Quick Guide To Voltage References*, April 13, 2000 issue of EDN magazine
- [23] *Avoiding Noise and Power Problems with Unused Op Amps*, Maxim's Application Notes, March 2003
- [24] Sherry Adrian, *50 Hz/60 Hz Rejection on $\Sigma\Delta$ ADCs*, AN-611, Analog Devices
- [25] *Remove DC Offset from Lowpass Filters*, Maxim's Application Notes
- [26] *The ABCs of ADCs: Understanding How ADC Errors Affect System Performance*, Maxim's Application Notes, April 2001
- [27] *Reference Voltage for Multiple ADCs*, January 24, 2002 issue of EDN magazine
- [28] *A Beginners Guide to Filter Topologies*, APP 1762: Sep 28, 2002 Maxim's Application Notes
- [29] *A Filter Primer*, APP 733: Feb 23, 2001 Maxim's Application Notes
- [30] *Analog Filter Design Demystified*, APP 1795: Dec 03, 2002 Maxim's Application Notes
- [31] *Analysis of ADC System Distortion Caused by Source Resistance*, APP 1948: Mar 25, 2003 Maxim's Application Notes
- [32] *Choosing The Optimum Buffer/ADC Combination For Your Application*, APP 702: Mar 16, 2000 Maxim's Application Notes
- [33] *Choosing the Right Power-Supply IC for your Application*, APP 737: Mar 19, 2001 Maxim's Application Notes
- [34] *Filter Basics: Anti-Aliasing Delta-Sigma Data Converters Theory, Design, and Simulation*, Edited by Norsworthy, Schreier and Temes, IEEE Press, January 2002

- [35] *Frequently Asked Questions About Data Converters*, APP 801: Nov 19, 2001 Maxim's Application Notes
- [36] *Glossary of Frequently Used High-Speed Data Converter Terms*, APP 740: Mar 22, 2001 Maxim's Application Notes
- [37] *Life with Batteries - Don't Ignore Typical Specs*, April 15, 2002 issue of Planet Analog magazine.
- [38] *Making Low Power and Low Voltages Work in Analog Design*, July 1996 issue of Portable Design magazine
- [39] *Parallel Port Interface Powers Low Voltage Systems*, June 24, 2002 issue of Electronic Design magazine
- [40] Carlson Shawn, *Home is Where the ECG Is*, The Scientific American, June 2000.
- [41] *Parallel-Port Interface Powers Low Voltage Systems*, June 24, 2002 issue of Electronic Design magazine
- [42] *INA118 datasheet*, Burr Brown
- [43] *LMC6484 datasheet*, National Semiconductor
- [44] *OP470 datasheet*, Analog Devices
- [45] *ADC12034 datasheet*, National Semiconductor
- [46] *MAX873 datasheet*, Maxim
- [47] *TEN 3-0521 datasheet*, Traco Power
- [48] *IQXO-350 datasheet*, IQD Ltd
- [49] SimBioSys Physiology Labs v3
- [50] SimBioSys ECG