

Ηλεκτροκαρδιοσκοπήση

ΘΕΟΔΩΡΟΣ ΑΣΛΑΝΙΔΗΣ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η διεγχειρητική παρακολούθηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας είναι σήμερα υποχρεωτική σε όλες τις αναισθησιολογικές πράξεις. Η γνώση της καρδιακής ηλεκτροφυσιολογίας για την ανάπτυξη και διάδοση της ηλεκτρικής ώσης στους ιστούς, καθώς και η ανάπτυξη της τεχνολογίας μας επιτρέπει πλέον τη χρήση πλήθους συστημάτων ηλεκτροκαρδιοσκοπήσης πέραν του κλασικού, ενώ η επιλογή του καθενός απ' αυτά γίνεται σε συνάρτηση με την εκάστοτε παθολογία, επέμβαση και τις τεχνικές δυνατότητες. Σκοπός είναι πάντοτε η έγκαιρη διάγνωση και θεραπεία καρδιακών αρρυθμιών, διαταραχών αγωγιμότητας ή οξείας ισχαιμίας με απώτερο στόχο την ασφαλέστερη χορήγηση αναισθησίας και καλύτερη έκβαση του ασθενούς.

Η διεγχειρητική χρήση του ηλεκτροκαρδιοσκοπίου (ΗΚΓ) έχει διευρυνθεί σημαντικά τις τελευταίες δεκαετίες¹. Αρχικά, το είδος αυτό της παρακολούθησης χρησιμοποιούνταν μόνο για την εντόπιση καρδιακών αρρυθμιών σε υψηλού κινδύνου ασθενείς² ενώ περιλαμβάνεται στο βασικό monitoring για κάθε είδους αναισθησία³⁻⁵. Μάλιστα η Αμερικάνικη οδοντιατρική εταιρεία συστήνει τη χρήση του και κατά τη διάρκεια οδοντιατρικών πράξεων υπό, εν συνειδήσει (ήπια) ή βαθιά καταστολή⁶. Εκτός από την εντόπιση διεγχειρητικά τυχόν αρρυθμιών, μια από τις πλέον ισχυρές ενδείξεις χρήσης του είναι η διάγνωση της μυοκαρδιακής ισχαιμίας⁷. Παρά την εξέλιξη της τεχνολογίας και την εμφάνιση νέων και πολυπλοκότερων τεχνικών παρακολούθησης το ΗΚΓ παραμένει το χρήσιμο εργαλείο κατά την περιεγχειρητική περίοδο.

Λέξεις Κλειδιά: Ηλεκτροκαρδιοσκοπήση

Α. ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΚΑΡΔΙΑΚΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ

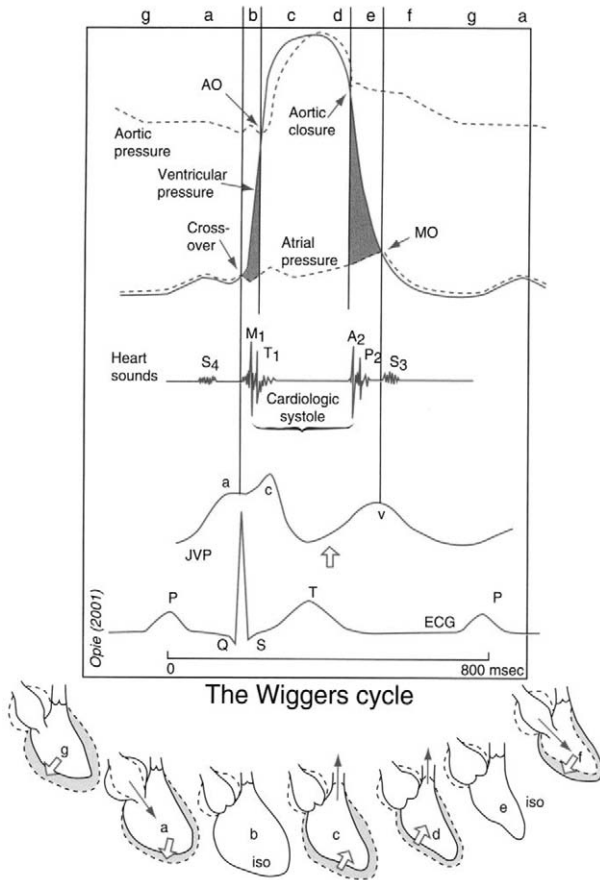
Η χρησιμότητα της εξέτασης του συστήματος αγωγιμότητας της καρδιάς έγκειται στο γεγονός ότι τα ηλεκτρικά φαινόμενα που παρατηρούνται και καταγράφονται σε ειδικό διάγραμμα (ηλεκτροκαρδιογράφημα) ή σε οθόνη (ηλεκτροκαρδιοσκοπίο), μας βοηθούν να εκτιμήσουμε τα μηχανικά φαινόμενα του καρδιακού κύκλου και τις συνέπειες αυτών (εικ. 1).

Αξίζει δε να σημειωθεί ότι μόνο μερικά από τα φυσιολογικά φαινόμενα απεικονίζονται στο ΗΚΓ (πίν. 1)⁸. Το τελευταίο οφείλεται στο ρόλο που διαδραματίζουν οι διάφοροι παράγοντες αγωγιμότητας, οι οποίοι τελικά μειώνουν το μέγεθος των μετρούμενων δυναμικών στην επιφάνεια του σώματος. Αυτοί διακρίνονται αδρά σε τέσσερις

κατηγορίες: κυτταρικούς, καρδιακούς, εξωκαρδιακούς και φυσικούς⁹.

Οι *κυτταρικοί* καθορίζουν την ένταση των ρευμάτων που απορρέουν από τα τοπικά προνή διαμεμβρανικών δυναμικών και περιέχουν την ενδοκυττάρια και την εξωκυττάρια αντίσταση και τις συγκεντρώσεις των σχετικών ιόντων, κυρίως του Na⁺.

Οι *καρδιακοί*, που αναφέρονται στη σχέση μεταξύ των καρδιακών κυττάρων όσον αφορά τη διάδοση του ρεύματος, η οποία επηρεάζεται από δυο παράγοντες α) την ανισοτροπία, την ιδιότητα δηλαδή του καρδιακού ιστού να μεταφέρει ταχύτερα και με μεγαλύτερη ροή ρεύματος κατά μήκος της ίνας απ' ότι κάθετα και β) την ύπαρξη συνδετικού ιστού ανάμεσα στις καρδιακές ίνες που εμποδίζουν την ηλεκτρική σύζευξή τους. Έτσι π.χ. ηλεκτρόδια προσανατολισμένα κατά το μακρύ άξονα



Εικόνα 1. Σύζευξη ηλεκτρικών με μηχανικά φαινόμενα. ECG = ΗΚΓ, JVP = σφραγιτιδική φλεβική πίεση, AO = άνοιγμα αορτικής βαλβίδας, MO = άνοιγμα μιτροειδούς βαλβίδας, M1 = μιτροειδικό στοιχείο του 1^{ου} τόνου-κλεισίμο μιτροειδούς, T1 = κλεισίμο τριγλώχινος, 2^ο στοιχείο του 1^{ου} τόνου, A2 = κλεισίμο αορτικής βαλβίδας, 1^ο στοιχείο 2^{ου} τόνου, P2 = κλεισίμο πνευμονικής βαλβίδας, 2^ο στοιχείο 2^{ου} τόνου, S3 = τρίτος τόνος, S4 = τέταρτος τόνος, a-κύμα από τη συστολή του δεξιού κόλπου, c-καρωτιδικό κύμα κατά τη φάση γρήγορης εξώθησης της αριστεράς κοιλίας, v-κύμα φλεβικής επιστροφής με κλειστή τριγλώχινα βαλβίδα.

καταγράφουν μεγαλύτερα δυναμικά, όπως επίσης και οι κυματομορφές από ίνες με λίγο συνδετικό ιστό είναι πιο στενές και λείες-"απαλές" απ' ότι καταγραφές από μυοκάρδιο με περισσότερο συνδετικό ιστό¹⁰.

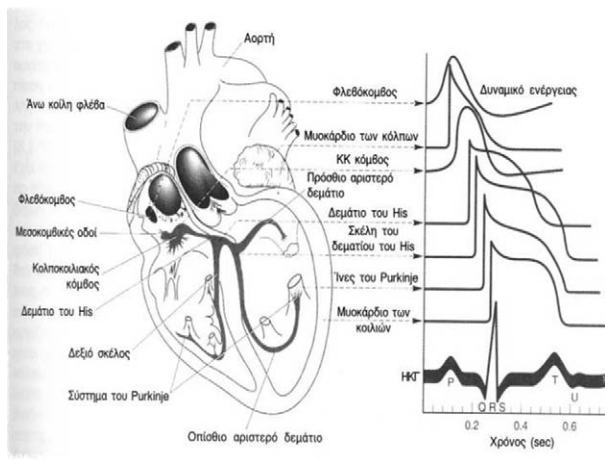
Όσον αφορά τους έξωκαρδιακούς και τους φυσικούς παράγοντες, οι μεν πρώτοι αναφέρονται κυρίως στις ιδιότητες των γύρω ιστών (π.χ. αντίσταση πνευμόνων 2150 Ω/cm, αντίσταση ενδοκαρδίου όγκου αίματος 162 Ω/cm, αυξημένη διαθωρακική αντίσταση σε ασθματικούς)¹¹ και την επίδρασή τους στο καρδιακό ηλεκτρικό πεδίο, ενώ οι δεύτεροι αναφέρονται στους νόμους της φυσικής που επηρεάζουν τη καταγραφή μίας διαφοράς φάσης μεταξύ δυο σημείων.

Κύμα P

Ένας πλήρης ηλεκτροκαρδιακός κύκλος και απεικονίζεται στην εικ. 2. Τα διαμεμβρανικά δυναμικά ενεργείας διαφέρουν στα διάφορα σημεία του συστήματος αγωγιμότητας. Υπό φυσιολογικές συνθήκες ο φλεβόκομβος έχει τον πιο ταχύ ρυθμό αυτόματης εκπόλωσης και γι'αυτό είναι και ο κυρίαρχος καρδιακός βηματοδότης (πίν. 2). Το δυναμικό ενεργείας που γεννάται, άγεται με περίπου 0,3m/sec στο μυοκάρδιο των αριστερού και δεξιού κόλπου. Υπάρχουν και ειδικές μυϊκές δεσμίδες που άγουν την ώση με μεγαλύτερη ταχύτητα (1m/sec) προς τον κολποκοιλιακό κόμβο: η δεξιά άνω "γρήγορη" οδός, η δεξιά άνω "αργή" οδός και η αριστερή που είναι λιγότερο σχηματισμένη. Στο ΗΚΓ, η εκπόλωση των κόλπων αναπαρίσταται με το κύμα P, διάρκειας <120 msec. Η αρχική εκπόλωση αναφέρεται στο δεξιό κόλπο και το διάνυσμα αγωγής έχει κυρίως προ-

Φυσιολογικό γεγονός	ΗΚΓ
Ο φλεβόκομβος γεννά τη διέγερση	Μη ορατό
Εκπόλωση των κόλπων	Έπαρμα P
Συστολή των κόλπων	Μη ορατό
Εκπόλωση του κολποκοιλιακού κόμβου	Μη ορατό
Επαναπόλωση των κόλπων	Μη ορατό
Εκπόλωση των κοιλιών	Σύμπλεγμα QRS
Συστολή των κοιλιών	Μη ορατό
Επαναπόλωση των κοιλιών	Έπαρμα T

σθια, προς τα κάτω και αριστερόστροφη κατεύθυνση. Στη συνέχεια εκτείνεται στον αριστερό κόλπο που βρίσκεται σε πιο οπίσθια θέση¹².

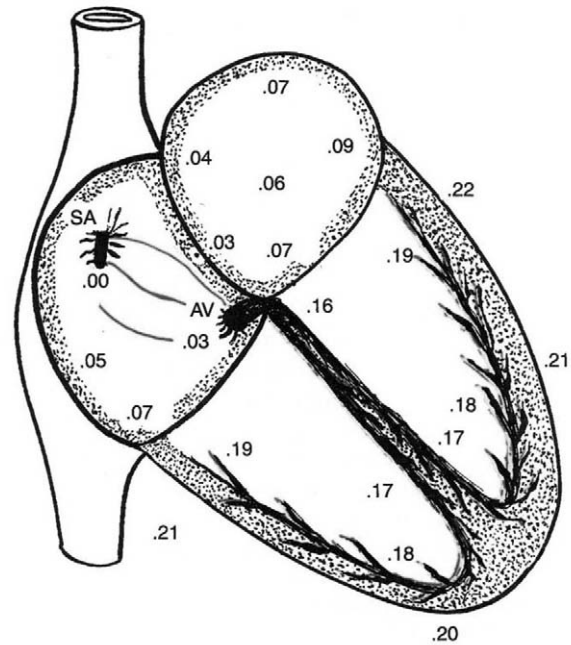


Εικόνα 2. Το σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς και τα διάφορα διαμεμβρανικά δυναμικά ενεργεία στα διάφορα σημεία του¹³.

Διάστημα PR

Όταν η διέγερση φτάσει στον κολποκοιλιακό κόμβο, παρατηρείται μία καθυστέρηση στην περαιτέρω μετάδοσή της. Με αυτόν τον τρόπο παρέχεται χρόνος για να αδειάσουν οι κόλποι το περιεχόμενό τους προς τις κοιλίες. Η καθυστέρηση αυτή αποτυπώνεται στο ΗΚΓ με το διάστημα PR, διάρκειας 120 - 200 msec. Το 1/4 από το χρόνο αυτό καταναλίσκεται για τη δίοδο της διέγερσης μέσα από τις μεταβατικές ίνες, (ταχύτητα αγωγής 0,02-0,05 m/sec) με τις οποίες συνδέονται οι διακομβικές οδοί με τον κολποκοιλιακό κόμβο. Ακολουθεί μια περαιτέρω καθυστέρηση περίπου 90 msec μέσα στον κολποκοιλιακό κόμβο, πριν η διέγερση εισέλθει στο διατιτραίνον τμήμα του κολποκοιλιακού δεματίου, όπου καθυστερεί άλλα 40 msec (εικόνα 3). Η επιβράδυνση της αγωγής οφείλεται κυρίως σε δυο παράγοντες. Πρώτο, όλες οι παραπάνω ίνες έχουν δυναμικά ηρεμίας της μεμ-

βράνης πολύ λιγότερο αρνητικά σε σύγκριση με τα δυναμικά ηρεμίας των άλλων μυϊκών ινών του μυοκαρδίου. Δεύτερο οι διαδοχικές ίνες σ' αυτή την οδό συνδέονται μεταξύ τους με πολύ μικρό αριθμό χασματικών συνδέσεων και γ' αυτό η αντίσταση στην αγωγή της διέγερσης είναι πολύ μεγάλη¹⁴.



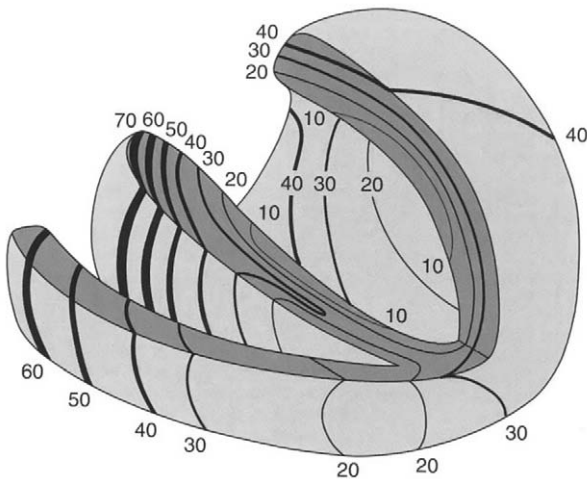
Εικόνα 3. Η αγωγή της διέγερσης στην καρδιά με ένδειξη του χρόνου εμφάνισης της διέγερσης (σε εκατοστά του sec) στα διάφορα σημεία της καρδιάς.

Σύμπλεγμα QRS

Μετά από τον κολποκοιλιακό κόμβο, η διέγερση διαδίδεται προς τις κοιλίες μέσω δυο αλληλοκαλυπτόμενων λειτουργιών της ενδοκαρδιακής ενεργοποίησης (διέγερσης) και της διατοιχωματικής ενεργοποίησης¹⁵. Η διέγερση κινείται από το ενδοκάρδιο προς το επικάρδιο. Η ενδοκαρδιακή ενεργοποίηση καθορίζεται από την ανατομία και τη φυσιολογία του δεματίου του His και των ινών του Purkinjia. Έτσι, έχουμε μεγάλη ταχύτητα αγωγής (περί τα 1,5 - 4 m/sec) ενώ η χρονική σειρά

Πίνακας 2 . Ενδογενής αυτόματη ηλεκτρική δραστηριότητα	
Μυοκαρδιακός ιστός	Συχνότητα (b/min)
Φλεβόκομβος	>60
Κολποκοιλιακός κόμβος	40-60
Δεμάτιο του Hiss	30-40
Ίνες του Purkinjia	15-30

αγωγής της διέγερσης φαίνεται στην εικόνα 4 Αρχικά ενεργοποιούνται το α) πρόσθιο παραδιαφραγματικό τοίχωμα της αριστερής κοιλίας, β) το οπίσθιο παραδιαφραγματικό τοίχωμα της αριστερής κοιλίας και το γ) κέντρο στην αριστερή πλευρά του μεσοκοιλιακού διαφράγματος. Στη συνέχεια η ώση διαδίδεται προς το πρόσθιο και το πλάγιο τοίχωμα της αριστερής κοιλίας, ενώ τελειοποιείται το οπίσθιο βασικό τοίχωμά της.

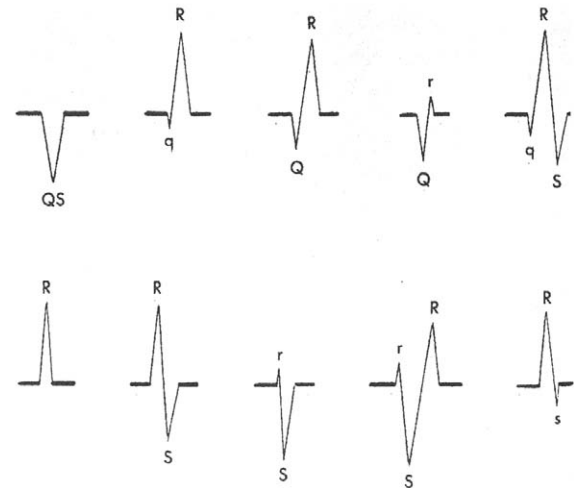


Εικόνα 4. Η χρονική διαδοχή στην διάδοση της διέγερσης στις κοιλίες.

Η ενεργοποίηση της δεξιάς κοιλίας αρχίζει κοντά στη βάση του πρόσθιου θηλοειδή μυ και επεκτείνεται προς το ελεύθερο τοίχωμα, με τελευταίο να ενεργοποιείται το οπίσθιο βασικό τμήμα της κοιλίας.

Η επέκταση αυτή της εκπόλωσης κατά μήκους του συστήματος αγωγιμότητας αντιπροσωπεύεται από το σύμπλεγμα QRS στο ΗΚΓ. Όταν η αρχική απόκλιση του συμπλέγματος QRS είναι αρνητική (κάτω από τη βασική γραμμή) ονομάζεται έπαρμα Q, ενώ η πρώτη θετική απόκλιση αποκαλείται έπαρμα R και η πρώτη αρνητική απόκλιση μετά το R, ονομάζεται κύμα S. Τα μεγάλα κύματα λαμβάνουν κεφαλαία γράμματα, ενώ τα μικρά κύματα μικρά γράμματα. Εάν υπάρχουν δε πέρα του ενός π.χ. R, αυτό τονίζεται π.χ. R' (εικ. 5)¹³.

Η διάρκειά του είναι γενικά <120 msec, με τις γυναίκες να έχουν μέσο όρο 5 με 8 msec μικρότερης διάρκειας QRS σύμπλεγμα.



Εικόνα 5. Ονοματολογία του QRS

Διάστημα ST και κύμα T

Όπως και η διέγερση, έτσι και η επαναπόλωση των κοιλιών ακολουθεί ένα χαρακτηριστικό γεωμετρικό μοντέλο. Υπάρχουν τοπικές διαφορές όσον αφορά τη διάρκεια των διαφορών δυναμικών καθώς και της ταχύτητας επαναπόλωσης κατά μήκος των κοιλιακών τοιχωμάτων¹⁶. Γενικά η επαναπόλωση λαμβάνει χώρα πιο νωρίς στο επικάρδιο απ' ότι στο ενδοκάρδιο, με αποτέλεσμα τη δημιουργία ενός διπόλου από το ενδοκάρδιο προς το επικάρδιο.

Το διάστημα ST αρχίζει φυσιολογικά ως ένα χαμηλού μεγέθους, αργά μεταβαλλόμενο κύματος που οδηγεί τελικά στο μεγαλύτερο έπαρμα T. Η αρχή του διαστήματος ST ορίζεται ως σημείο J και βρίσκεται πάνω ή στην ισοηλεκτρική γραμμή. Κατά κανόνα το έπαρμα T είναι ασύμμετρο, με την κορυφή του να βρίσκεται πιο κοντά στο τέλος παρά στην αρχή του. Υπάρχουν βέβαια παθολογικές καταστάσεις (π.χ. υπερκαλιαιμία, οξύ έμφραγμα μυοκαρδίου) όπου έχουμε συμμετρική απεικόνιση του T.

Επίσης το κύμα T γενικά ακολουθεί την κατεύθυνση της κύριας απόκλισης του QRS (κύρια κατεύθυνση του διπόλου επαναπόλωσης). Έτσι, θα είναι θετικό στις πλάγιες προκάρδιες απαγωγές και τις I, II, aV1, aVf, αρνητικό στην aVr ενώ μεταβλητό στην III και στις απαγωγές V1-3. Ο συγχρονισμός της κατεύθυνσης του QRS και του ST-T κύματος μπορεί επίσης να εκφρασθεί

και διανυσματικά. Ως συνέπεια, μεταξύ των δύο ηλεκτρικών ανυσμάτων (QRS και ST) σχηματίζεται η λεγόμενη γωνία QRST, μέτρο συσχέτισης μεταξύ των ιδιοτήτων εκπόλωσης και επαναπόλωσης. Η γωνία QRST είναι φυσιολογικά $< 60^\circ$, και συνήθως κάτω των 30 μοιρών.

Έπαρμα U

Το έπαρμα U είναι μια μικρή ($< 100 \mu\text{V}$) απόστρογγυλοποιημένη απόκλιση που παρατηρείται μερικές φορές μετά το T. Η κατεύθυνσή του φυσιολογικά είναι ίδια με του T, ενώ εμφανίζεται μεγαλύτερο στις μεσαίες προκάρδιες απαγωγές και σε χαμηλή καρδιακή συχνότητα. Η ηλεκτροφυσιολογική του σημασία είναι άγνωστη. Θεωρείται ότι δημιουργείται από την επαναπόλωση των ινών του Purkinje ή από την καθυστερημένη επαναπόλωση περιοχών των κοιλιών που υπόκεινται σε αργή μηχανική χάλαση¹⁷.

Διάστημα QT

Το διάστημα QT μετράται από την αρχή του συμπλέγματος QRS μέχρι το τέλος του επάρματος T. Αντιστοιχεί ουσιαστικά στη διάρκεια του κοιλιακού δυναμικού ενεργείας και το φυσιολογικό εύρος του είναι εξαρτώμενο της καρδιακής συχνότητας. Συνήθως χρησιμοποιείται η διορθωμένη του τιμή QTc μέσω του τύπου του Bazett που όμως, όπως και οι άλλες μέθοδοι για τη μέτρηση του QTc, έχει τους περιορισμούς της (π.χ. την επίδραση του αυτόνομου νευρικού τόνου στο QTc κτλ.)

$$QTc = QT / (R-R)^{1/2} \quad (\text{φυσ. } < 440 \text{ msec})$$

Επίσης η διάρκεια του QT είναι εξαρτωμένη από την απαγωγή που μετράται. Οι διαφορές των QT μεταξύ των απαγωγών αναφέρονται ως *εύρος διασκόρπισης QT* και σχετίζεται με την ηλεκτρική αστάθεια και το κίνδυνο κοιλιακής αρρυθμογένεσης¹⁵. Φυσιολογικά, τα διαστήματα QT διαφέρουν ως και 50 msec στις απαγωγές V₂ και V₃.

Φυσιολογικές παραλλαγές

Έχουν αναφερθεί διάφορες παραλλαγές όσον

αφορά το "κανονικό" ΗΚΓ, οι οποίες εξαρτώνται από το σωματότυπο, την εθνική ή φυλετική ομάδα που ανήκει κάποιος κ.τ.λ. Παραδείγματα τέτοιων παραλλαγών είναι η αναστροφή του T, η οποία είναι συχνή σε βρέφη και παιδιά, ή η ανάσπαση του ST -αρχίζοντας από ένα θετικό σημείο J και φτάνοντας σε μέγεθος ως και τα 500 μV , η οποία αναφέρεται ως πρόιμη επαναπόλωση.

B. ΑΡΧΕΣ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ

Γενικές τεχνικές αρχές

Καθώς το σήμα από την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς διαπερνά τους ιστούς με κατεύθυνση το δέρμα αμβλύνεται. Έτσι, από το αρχικό δυναμικό των περίπου 90 mV, ανιχνεύεται σήμα μεγέθους περί τα 1-2 mV. Το εύρος συχνοτήτων του είναι από 0,5-100 Hz περίπου, εν συγκρίσει με το εύρος συχνοτήτων π.χ. του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος που κυμαίνεται μεταξύ 1 Hz (δ κύματα) και 60 Hz (β κύματα).

Για την καταγραφή του ηλεκτρικού καρδιακού σήματος, ισχύουν οι γενικές αρχές ανίχνευσης ηλεκτρικού δυναμικού. Το σχέδιο λοιπόν μιας τέτοιας συσκευής θα ακολουθεί το παρακάτω απλουστευμένο πλάνο:

I. Στο σύστημα υπάρχουν υποδοχείς εισόδου του σήματος. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, το ρόλο αυτό το παίζουν τα ηλεκτρόδια που είναι τοποθετημένα στο δέρμα. Υπάρχουν, βέβαια, διάφορα προβλήματα που μπορεί να δημιουργηθούν και να επηρεάζουν την τελική μέτρηση (ΗΚΓ), που πρέπει να έχουμε υπόψη.

Πρώτον, επειδή το ηλεκτρόδιο είναι μεταλλικό, το σήμα που άγεται μέσα απ' αυτό μπορεί να προκαλέσει χημικές αλλαγές στην επιφάνειά του, με συνέπεια την αλλαγή της αντίστασής του και τη δημιουργία δυναμικού φάσματος, φαινόμενου γνωστού ως πόλωση.

Δεύτερον, ο συνδυασμός του μεταλλικού ηλεκτροδίου, της επιφάνειας του δέρματος και της υγρασίας που το τελευταίο πιθανόν έχει, μπορεί να αποτελέσει ένα είδος "μπαταρίας" με τη δημιου-

για μικρών μεταβλητών δυναμικών.

Τέλος, ατυχηματική μετακίνηση του ηλεκτροδίου μπορεί να προκαλέσει αλλαγή στην αγωγιμότητα του δέρματος.

Τα παραπάνω προβλήματα λύνονται με διάφορους τρόπους. Έτσι, π.χ. χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια αργύρου με επικάλυψη από AgCl που με τη σειρά του έρχεται σε επαφή με το δέρμα μέσω μιας γέλης χλωριούχου άλατος. Ο συνδυασμός των παραπάνω δημιουργεί αλληλοεξουδετερούμενα δυναμικά, προστατεύοντας έτσι τη μέτρηση.

II. Στο σύστημα ακολουθεί, σε κάποιες απαγωγές, ένας ενισχυτής σήματος. Ο ενισχυτής περιέχει υλικά ημιαγωγών που είναι συγκεκριμένα για το εύρος συχνοτήτων και τη τάση του καρδιακού ηλεκτρικού σήματος.

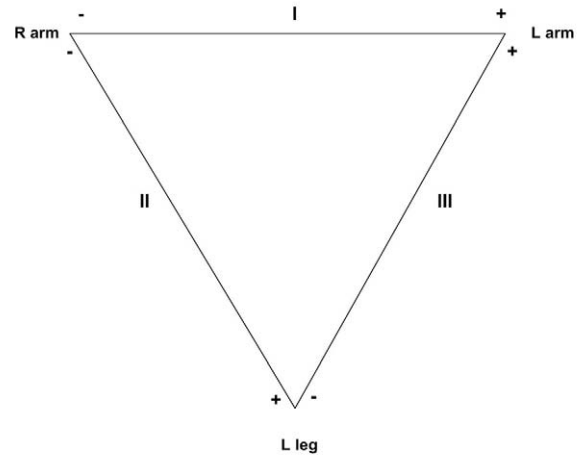
III. Τέλος το σύστημα συμπληρώνεται από τη καταγραφική συσκευή. Αυτή μπορεί να είναι το ΗΚΓ χαρτί, όπου μιλάμε για ηλεκτροκαρδιογραφία ή μια οθόνη, οπότε μιλάμε για ηλεκτροκαρδιοσκόπηση. Η πρώτη αποτελεί μια "φωτογραφία" της καρδιακής δραστηριότητας, ενώ η δεύτερη χρησιμοποιείται για συνεχή παρακολούθηση.

Φυσικά όλες οι συσκευές λειτουργούν με τη μικρότερη επιτρεπόμενη διαρροή (τύπος CF, διαρροή <50 μ A) και με άμεση γείωση προς αποφυγή ατυχημάτων.

Είδη απαγωγών

Διπολικές απαγωγές

Το σύστημα των διπολικών απαγωγών είναι το πρώτο που χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή της καρδιακής ηλεκτρικής δραστηριότητας. Πρωτοεμφανίστηκε το 1901 από τον δανό φυσιολόγο Williem Einthoven. Σ' αυτό χρησιμοποιούνται 3 απαγωγές οι οποίες μετρούν διαφορές δυναμικού μεταξύ 3 ζευγών ηλεκτροδίων. Το ένα ηλεκτρόδιο θεωρείται ως θετικό και το άλλο ως αρνητικό. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο δεξί άνω άκρο, στο αριστερό άνω άκρο και στο αριστερό κάτω άκρο και σχηματίζουν έτσι ένα τρίγωνο, το τρίγωνο του Einthoven. Οι απαγωγές συμβολίζονται με τα λατινικά I, II, III και ισχύει ότι η: I μετρά διαφορά δυναμικού μεταξύ αριστερού χεριού (θετικό ηλεκτρόδιο) και δεξιού χεριού (αρνητικό ηλεκτρό-



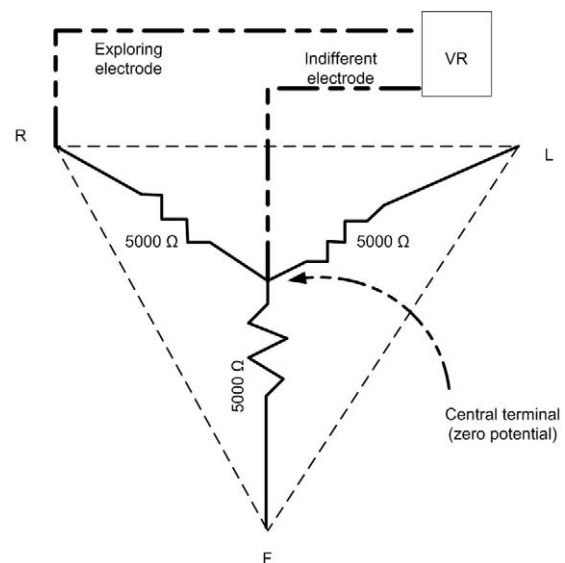
Σχήμα 6. Το τρίγωνο του Einthoven

διο), η II μεταξύ αριστερού ποδιού και αριστερού άνω άκρου και η III μεταξύ αριστερού κάτω άκρου και αριστερού άνω άκρου (εικόνα 6). Τα δε δυναμικά σχετίζονται μεταξύ τους με το νόμο του Einthoven, όπου:

$$I + III = II \text{ (διανυσματικά μεγέθη)}$$

Ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές άκρων

Εάν τα τρία ηλεκτρόδια των διπολικών απαγωγών συνδεθούν μέσω αντιστάσεων 5000 Ω η καθεμιά, τότε σχηματίζεται ένα κεντρικό τερματικό



Εικόνα 7. Το τερματικό Wilson και η παραλλαγή Goldberger για την απαγωγή aVR.

(Wilson central terminal) με μηδενική τάση. (εικ. 7). Οι μονοπολικές απαγωγές μετράνε τη διαφορά δυναμικού μεταξύ ενός ηλεκτροδίου στο κεντρικό τερματικό και ενός άλλου-"εξερευνητικού" ηλεκτροδίου που τοποθετείται στο δεξί άνω άκρο ή στο αριστερό άνω άκρο ή στο αριστερό κάτω άκρο. Έτσι, οι απαγωγές αυτές μετράνε το πραγματικό δυναμικό και όχι τη διαφορά δυναμικού όπως στο σύστημα του Einthoven.

Λόγω δε του μικρού μεγέθους της μέτρησης, χρησιμοποιείται η παραλλαγή Goldberger-απομά-

κρυνση των αντιστάσεων από το κύκλωμα και αποσύνδεση του "εξερευνητικού" ηλεκτροδίου από το κεντρικό τερματικό-για την ενίσχυση του σήματος. Οι τελικές απαγωγές συμβολίζονται με aVR, aVL και aVF (a από το augmented-ενισχυμένη και VR,VL,VF - δεξί χέρι, αριστερό χέρι, αριστερό πόδι αντίστοιχα).

Σύστημα μονοπολικών προκάρδιων απαγωγών

Στο σύστημα αυτό χρησιμοποιούνται μονοπολι-

Πίνακας 3. Οι βασικές απαγωγές του κλασικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος		
Είδος απαγωγής,Απαγωγή	Θετικό ηλεκτρόδιο	Αρνητικό ηλεκτρόδιο
<i>Διπολικές απαγωγές άκρων</i>		
Απαγωγή I	Αριστερό χέρι	Δεξί χέρι
Απαγωγή II	Αριστερό πόδι	Δεξί χέρι
Απαγωγή III	Αριστερό πόδι	Αριστερό πόδι
<i>Ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές</i>		
aVr	Δεξί χέρι	Αριστερό χέρι+αριστερό πόδι
aVL	Αριστερό χέρι	Δεξί χέρι +αριστερό πόδι
aVf	Αριστερό πόδι	Αριστερό χέρι+ αριστερό χέρι
<i>Προκάρδιες απαγωγές*</i>		
V1	(ΔΕ) 4° μεσοπλεύριο διάστημα παραστερνικά	Τερματικό Wilson
V2	(ΑΡ) 5° μεσοπλεύριο διάστημα παραστερνικά	Τερματικό Wilson
V3	Μεταξύ V2 και V4	Τερματικό Wilson
	5° μεσοπλεύριο διάστημα +	
V4	(ΑΡ) μεσοκλείδιο γραμμή	Τερματικό Wilson
V5	(ΑΡ) πρόσθια μασχαλιαία γραμ.	Τερματικό Wilson
V6	(ΑΡ) μέση μασχαλιαία γραμ	Τερματικό Wilson
V7	(ΑΡ) οπίσθια μασχαλιαία γραμ.	Τερματικό Wilson
V8	(ΑΡ) οπίσθια ωμοπλατ.	Τερματικό Wilson
V9	(ΑΡ) παρασπονδυλικά	Τερματικό Wilson
*Οι δεξιές προκάρδιες απαγωγές V3R έως και V6R είναι τοποθετημένες στην αντίστοιχη δεξιά πλευρά. + οι επόμενες απαγωγές τοποθετούνται στο επίπεδο της V4		

κές απαγωγές ενώ τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε διάφορα σημεία του θωρακικού κλωβού (πίν. 3). Οι απαγωγές αυτές χρησιμοποιούν ως ηλεκτρόδιο αναφοράς (μηδενική τάση) το ηλεκτρόδιο στο κεντρικό τετραπικό του Wilson. Τοποθετώντας δε, τα ηλεκτρόδια σε διαφορετικές θέσεις, "βλέπουμε" την ηλεκτρική καρδιακή δραστηριότητα από πολλές διαφορετικές γωνίες.

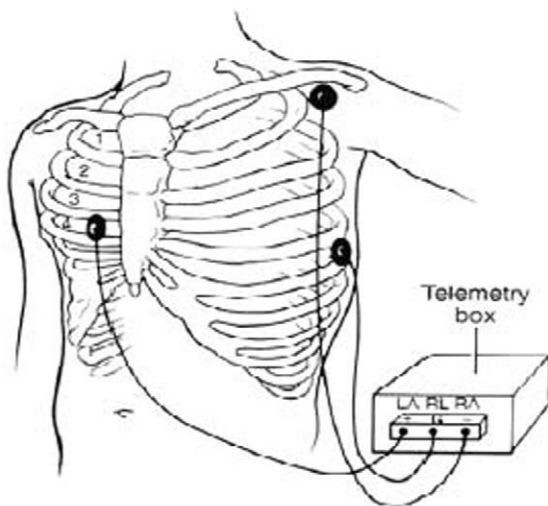
ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ

Ηλεκτροκαρδιογραφία 12 απαγωγών

Αποτελεί τη κλασική μέθοδο ΗΚΓ παρακολούθησης. Σ' αυτήν χρησιμοποιούνται οι 3 διπολικές απαγωγές, οι 3 ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές και 6 προκάρδιες. Έτσι λαμβάνουμε ένα σύνολο 12 κυματομορφών από συνολικά 10 ηλεκτρόδια. Σημαντική είναι η θέση των ηλεκτροδίων, μια που κάθε αλλαγή τους μπορεί να αλλοιώσει την αντίστοιχη κυματομορφή. Χρησιμοποιείται κυρίως ως ηλεκτροκαρδιογραφία αναφοράς (π.χ. προεγχειρητικά), ενώ δεν αποτελεί μέθοδος συνεχούς παρακολούθησης.

Συστήματα 3 διπολικών απαγωγών και παραλλαγές

Παραλλαγμένη θωρακική απαγωγή (MCL1)



Εικόνα 8. Απλό σύστημα 3 ηλεκτροδίων διπολικών απαγωγών για την καταγραφή της MCL1.

Είναι, όπως είδαμε το παλαιότερο και το απλούστερο σύστημα. Χρησιμοποιεί τις κλασικές διπολικές απαγωγές I, II, III ή μια παραλλαγή κάποιας προκάρδιας απαγωγής όπως, για παράδειγμα, την MCL1 (εικ. 8).

Η παρακολούθηση με διπολικές απαγωγές χρησιμοποιείται κυρίως στους εξωτερικούς απινιδωτές. Το είδος αυτό έχει ως στόχο την ανίχνευση της καρδιακής συχνότητας, την εντόπιση των R σε περίπτωση συγχρονισμένης καρδιοανάταξης και την εντόπιση κοιλιακής μαρμαρυγής. Το σύστημα αυτό δεν είναι κατάλληλο για τη παρακολούθηση σύνθετων αρρυθμιών, μια που απουσιάζει η "αληθής" V_1 . Η τελευταία, θεωρείται η καλύτερη για τον εντοπισμό του δεξιού ή αριστερού αποκλεισμού, την επιβεβαίωση της σωστής τοποθέτησης του σύρματος στη προσωρινή διαφλεβική βηματοδότηση της δεξιάς κοιλίας, και τη διαφοροδιάγνωση μεταξύ κοιλιακής ταχυκαρδίας και υπερκοιλιακής ταχυκαρδίας με παθολογική κοιλιακή αγωγιμότητα. Η διπολική απαγωγή MCL1 που υποκαθιστά τη V_1 διαφέρει στην εμφάνιση του QRS στο 40% των ασθενών και γι' αυτό δε συνίσταται η χρήση της για τη διάγνωση της ταχυκαρδίας με ευρύ QRS (wide complex QRS tachycardia)¹⁸. Θεωρείται δε επίσης γενικά ανεπαρκής για την παρακολούθηση του ST.

Κεντρική υποκλείδιος απαγωγή (CS5)

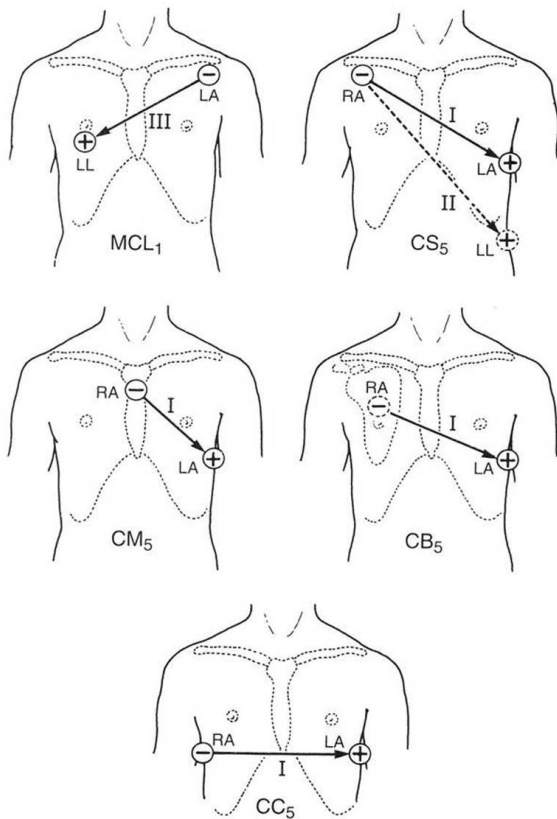
Θεωρείται κατάλληλη ιδίως για την εντόπιση ισχαιμίας στο πρόσθιο μυοκαρδιακό τοίχωμα. Το ηλεκτρόδιο του δεξιού άνω άκρου (RA) τοποθετείται κάτω από τη δεξιά κλείδα, ο ηλεκτρόδιο του αριστερού άνω άκρου (LA) στη θέση της V_5 απαγωγής και το ηλεκτρόδιο του αριστερού κάτω άκρου (LL) στη συνηθισμένη του θέση ως γείωση. Η απαγωγή I επιλέγεται για την ανίχνευση ισχαιμίας προσθίου τοιχώματος, ενώ η απαγωγή II χρησιμεύει στην εντόπιση αρρυθμιών και ισχαιμίας του κατώτερου τοιχώματος.

Κεντρική ραχιαία απαγωγή (CB5)

Είναι χρήσιμη για τον εντοπισμό ισχαιμίας και υπερκοιλιακών αρρυθμιών, ιδίως σε θωρακο- και

καρδιοχειρουργικά περιστατικά. Προκύπτει από την τοποθέτηση του RA ηλεκτροδίου πάνω από το κέντρο της δεξιάς κλείδας και το LA ηλεκτρόδιο στη θέση της προκάρδιας απαγωγής V_5 . Επιλέγεται η απαγωγή I για εμφάνιση στην οθόνη του ηλεκτροκαρδιοσκοπίου. Η CB_5 είναι κατάλληλη για ασθενείς με στεφανιαία νόσο που είναι επιρρεπείς σε εμφάνιση περιεγχειρητικών αρρυθμιών.

Εκτός από τα παραπάνω, στη βιβλιογραφία αναφέρονται και άλλα είδη απαγωγών, όπως π.χ η απαγωγή CM_5 ή η CC_5 .κ.τ.λ.(εικ. 9).



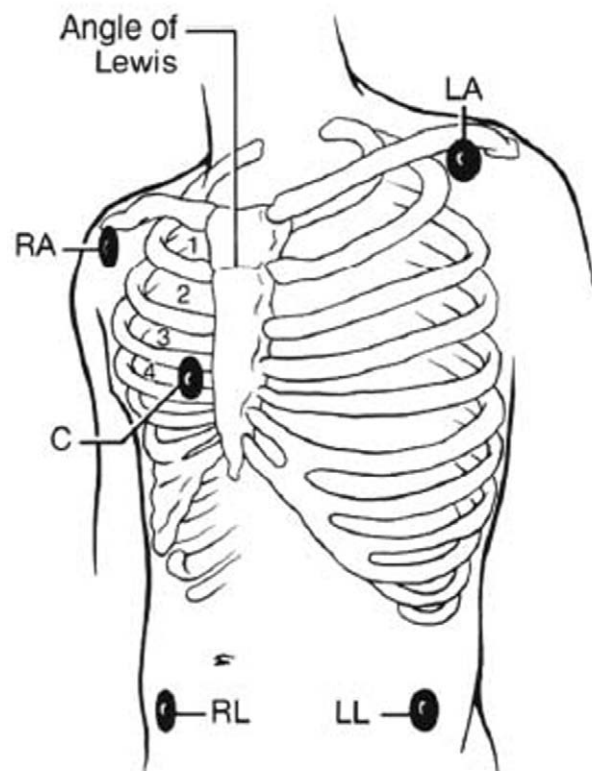
Εικόνα 9. Διάφορα συστήματα διπολικών απαγωγών.

Όταν χρησιμοποιούνται παραλλαγμένες διπολικές απαγωγές των άκρων πρέπει να έχουμε υπόψη ότι συγκεκριμένα χαρακτηριστικά των είναι διαφορετικά απ' ότι τα αντίστοιχα των προκάρδιας απαγωγών. Για παράδειγμα το R φαίνεται μεγαλύτερο απ' ότι στις προκάρδιες, κάτι που μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα και μια μεγέθυνση στη μορφή του ST. Αναλόγως, κάποιοι συγγραφείς προτείνουν ότι και τα κριτήρια της μυοκαρδιακής ισχαι-

μίας πρέπει να τροποποιούνται όταν γίνεται χρήση τέτοιου είδους απαγωγών¹⁹.

Σύστημα 5 απαγωγών

Στο σύστημα αυτό χρησιμοποιούμε τα 4 ηλεκτρόδια των άκρων (RA,LA,RL,LL-δεξί χέρι, αριστερό χέρι, δεξί πόδι, αριστερό πόδι αντίστοιχα) έτσι ώστε να μπορεί να ληφθεί οποιαδήποτε από τις 6 απαγωγές των άκρων (I, II, III, aVR, aVF, aVL). Ένα 5ο ηλεκτρόδιο τοποθετείται σε μία από τις θέσεις των προκάρδιας απαγωγών V_1 έως V_6 . (εικ. 10) Συνήθως επιλέγεται η V_1 λόγω της ευαισθησίας της στην εντόπιση καρδιακών αρρυθμιών (δεσμικοί αποκλεισμοί, κοιλιακή βηματοδοτικοί ρυθμοί, κοιλιακή ταχυκαρδία ευρέως QRS).



Εικόνα 10. Συνήθως χρησιμοποιούμενο σύστημα 5 ηλεκτροδίων για την καταγραφή κάποιας από τις 6 απαγωγές των άκρων και 1 προκάρδιας απαγωγής. Μόνο μια απαγωγή επιλέγεται.

Ένα πλεονέκτημα ενός τέτοιου συνδυασμού σε σύγκριση με το αντίστοιχα σύστημα MCL_1 3 απαγωγών είναι επιτρέπει την παρακολούθηση της

αληθούς V_1 . Παραταύτα, είναι μη ευαίσθητο στην εντόπιση οξείας μυοκαρδιακής ισχαιμίας^{20,21}.

Κάποιοι συγγραφείς υποστηρίζουν ότι η παρακολούθηση συγχρόνως 2 απαγωγών αυξάνει την ειδικότητα και την ευαισθησία της εντόπισης διεγερτικής ισχαιμίας. Όσο δε για την επιλογή των απαγωγών, υπάρχουν πολλές απόψεις. Έτσι για παράδειγμα οι Kaplan-King χρησιμοποιούν τη V_5 (ευαισθησία 85%) ως προκάρδια απαγωγή, οι London και συνεργάτες το συνδυασμό V_4 και V_5 (ευαισθησία 90%) ενώ οι De Hert-Van de Boeche προτείνουν την δεξιά προκάρδια απαγωγή V_4R για ασθενείς με παθολογία δεξιάς στεφανιαίας αρτηρίας⁹. Μάλιστα μερικοί προτείνουν τη σύγχρονη παρακολούθηση τριών απαγωγών (II, V_4 , V_5 - ευαισθησία 98%, London και συν.)

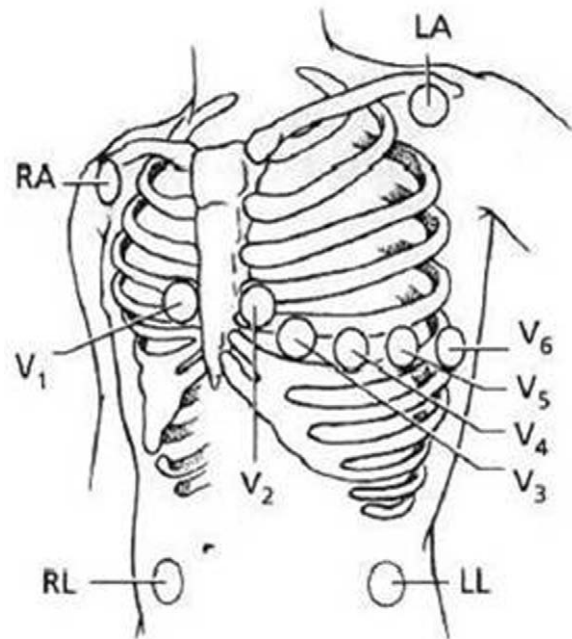
Σήμερα τα περισσότερα monitors παρέχουν την δυνατότητα για ταυτόχρονη παρακολούθηση πέραν της μιας απαγωγής.

Σύστημα 12 απαγωγών με 10 ηλεκτρόδια των Mason - Likar

Πρωτοεμφανίζεται το 1966²² σαν παραλλαγή ειδικά διαμορφωμένη για την παρακολούθηση του ΗΚΓ κατά τη δοκιμασία κόπωσης. Το RA ηλεκτρόδιο μεταφέρεται στον δεξιό υποκλείδιο χώρο κοντά στο έσω όριο του δεξιού δελτοειδή μυ. Αντίστοιχα μετακινείται και το LA ηλεκτρόδιο. Το LL ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο αριστερό λαγόνιο βόθρο. Όσο για το RL ηλεκτρόδιο, μπορεί να τοποθετηθεί οπουδήποτε, αν και συνήθως βρίσκεται, για συμμετρία, στο δεξί λαγόνιο βόθρο. (εικ. 11).

Αξίζει να σημειωθεί ότι μ' αυτό το σύστημα έχουμε μικρές αλλαγές στην καταγραφή των συμπλεγμάτων QRS στις απαγωγές των άκρων, αλλά και στις καταγραφές των προκάρδιων απαγωγών. Το τελευταίο συμβαίνει λόγω αλλαγής του ηλεκτροδίου αναφοράς (στο τερματικό Wilson) που συμβαίνει με την αλλαγή της θέσης των ηλεκτροδίων των άκρων.

Το πλεονέκτημα του συστήματος Mason-Likar είναι ότι έχουν αναπτυχθεί πλέον λογισμικά για την παρακολούθηση του ST, ανεξαρτήτως προ-



Εικόνα 11. Σύστημα 12 απαγωγών των Mason-Likar, όπου εμφανίζεται η θέση των ηλεκτροδίων.

βαλλόμενης απαγωγής. Έτσι π.χ. αν η προβαλλόμενη στην οθόνη απαγωγή είναι η II και υπάρχει κατάσπαση του ST στη V_5 , τότε το σύστημα μας ειδοποιεί γι' αυτό (ST alarm). Άλλο πλεονέκτημα είναι ότι μπορούν να παρακολουθούνται συγχρόνως περισσότερες της 1 προκάρδιας απαγωγής. Έτσι για παράδειγμα ασθενής με ταχυκαρδία ευρέων QRS που έχει υποβληθεί σε αγγειοπλαστική του πρόσθιου κατιόντος κλάδου της αριστερής στεφανιαίας (LADCA) μπορεί να παρακολουθείται συγχρόνως μέσω των απαγωγών V_1 (για αρρυθμίες) και V_3 (για ισχαιμία).

Το κύριο μειονέκτημα της παραλλαγής Mason-Likar είναι η ανάγκη χρήσης 10 ηλεκτροδίων που, πρώτον, εμποδίζουν σε πολλές διαγνωστικές (π.χ. διενέργεια ακτινογραφίας θώρακα) και επείγουσες (π.χ. απινίδωση) διαδικασίες και δεύτερο, η δυσχέρεια της χρήσης του σε γυναίκες με μεγάλα στήθη και άντρες με αυξημένη τριχοφυΐα.

Ανυσομοτοκαρδιογραφικό σύστημα 8 απαγωγών του Frank. (vectrocardiography)

Στο σύστημα αυτό υπάρχουν 3 απαγωγές που ανιχνεύουν στοιχεία ηλεκτρικής καρδιακής δρα-

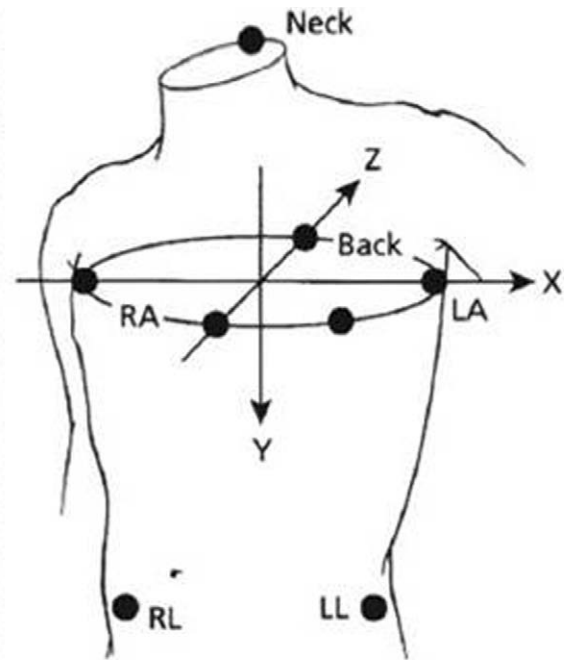
στηριότητας σε 3 μεταξύ τους κάθετους άξονες²³: από δεξιά προς τ' αριστερά (X), από το κεφάλι προς τα πόδια (Y) και από μπρος προς τα πίσω (Z) (εικόνα12).

Το σύστημα αυτό χρησιμοποιήθηκε ευρέως στη Σουηδία για την ενδονοσοκομειακή παρακολούθηση ασθενών με οξεία στεφανιαία σύνδρομα. Το λογισμικό που χρησιμοποιούνταν υπολόγιζε 2 διανυσματικές καρδιακές παραμέτρους και συγκρίνοντας τις παρούσες κυματομορφές με ΗΚΓ κυματομορφές αναφοράς (*δες παρακάτω) δημιουργούσε εξελικτικές στο χρόνο κυματομορφές (*trends*) των QRS και ST. Οι ανυσματικές καρδιακές μεταβλητές που προβάλλονταν ήταν δύο: η διαφορά στο διάνυσμα των QRS που ποσοτικοποιεί συνολικά τις αλλαγές στο σύμπλεγμα QRS και το διανυσματικό μέγεθος του ST που αντανακλά τις αλλαγές του ST μετρούμενο 20 msec μετά το QRS.

Επαγόμενη ηλεκτροκαρδιογραφία 12 απαγωγών

Με τη βοήθεια της τεχνολογίας μπορούμε πλέον να πάρουμε ΗΚΓ 12 απαγωγών με τη χρήση μικρότερου αριθμού ηλεκτροδίων. Έτσι για παράδειγμα από τις απαγωγές I και II μπορούμε να υπολογίσουμε τις υπόλοιπες απαγωγές των άκρων. Μεγαλύτερη δυσκολία βέβαια παρουσιάζει η ανασύνθεση των προκάρδιων απαγωγών από μικρό αριθμό θωρακικών ηλεκτροδίων. Παρόλα αυτά, και παρά το γεγονός ότι το τελικό εκ σύνθεσης ΗΚΓ 12 απαγωγών είναι όμοιο, αλλά όχι ίδιο με το κλασικό ΗΚΓ 12 απαγωγών, παραμένει ελκυστική η προοπτική ευρείας χρήσης απλοποιημένων ΗΚΓ συστημάτων.

Η φιλοσοφία της σύνθεσης κάθε απαγωγής στηρίζεται στο ορθογωνικό σύστημα του Frank. Καθεμία από τις 12 απαγωγές υπολογίζεται από συνδυασμό των απαγωγών X,Y,Z. Έτσι για παράδειγμα για μια δεδομένη χρονική στιγμή η απαγωγή I καθορίζεται από την εξίσωση $I = aX + bY + cZ$ όπου a, b, c, σταθεροί για την συγκεκριμένη απαγωγή συντελεστές και X, Y, Z τα μετρήσιμα δυναμικά στις αντίστοιχες απαγωγές την ίδια στιγμή. Η ίδια διαδικασία χρησιμοποιείται και για τις υπόλοιπες 12 απαγωγές.

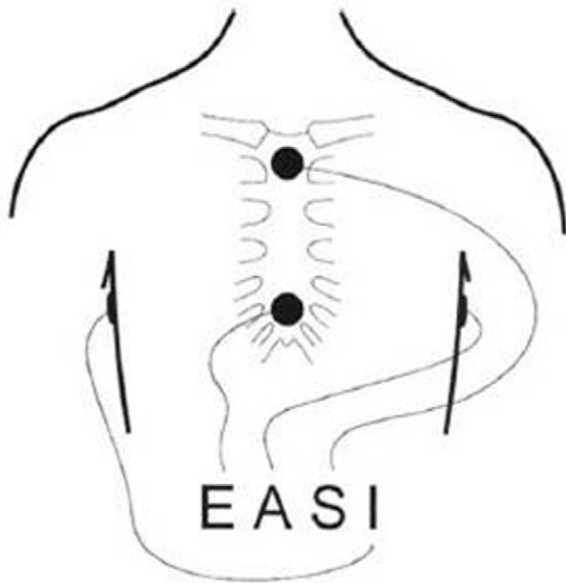


Εικόνα 12. Ανυσμοτοκαρδιογραφία κατά Fick. Απαιτούνται οκτώ ηλεκτρόδια.

Ηλεκτροκαρδιογραφία 12 απαγωγών και 5 ηλεκτροδίων (EASI)

Το σύστημα αυτό προτάθηκε από το Dower και συν. χρησιμοποιεί 4 καταγραφικά ηλεκτρόδια και 1 ηλεκτρόδιο που λειτουργεί ως γείωση. (εικ. 13). Κάθε απαγωγή συστήνεται με την διαδικασία που περιγράφηκε πιο πάνω για τη σύνθεση των 12 ΗΚΓ απαγωγών από τα 3 X,Y,Z ηλεκτρόδια του Frank.

Διάφορες σειρές μελετών έχουν δείξει ότι το σύστημα του Dower είναι αξιόπιστο εν συγκρίσει με το κλασικό ΗΚΓ 12 απαγωγών όσον αφορά τη διάγνωση της κοιλιακής ταχυκαρδίας με ευρύ QRS και την οξεία μυοκαρδιακή ισχαιμία²⁴⁻²⁷. Χρειάζεται πάντως προσοχή στην ερμηνεία ενός τέτοιου ΗΚΓ μια που μπορεί να υπάρχουν διαφορές στο QRS, ST και T μεταξύ των δυο συστημάτων. Συγκρίσεις έγιναν και μεταξύ των συστημάτων Mason-Likar και του EASI βρίσκοντας ότι το πρώτο είναι πιο επιρρεπής σε μυοηλεκτρικά παράσιτα, αν και το δεύτερο αποδίδει πιο καλά σε αλλαγή θέσης του ασθενή από ύπτια σε δεξιά πλαγία²⁸.



Εικόνα 13. Επαγόμενη ηλεκτροκαρδιογραφία 12 απαγωγών από το σύστημα 5 ηλεκτροδίων του Dower. Το 5ο ηλεκτρόδιο χρησιμεύει ως γείωση. Τρεις απαγωγές καταγράφονται: AS (Α θετικό, S αρνητικό), ES (Ε θετικό, S αρνητικό) και AI (Α θετικό, I αρνητικό).

Ηλεκτροκαρδιογραφία 12 απαγωγών από 6 ηλεκτρόδια

Οι Drew και συν. πρότειναν και αξιολόγησαν ένα σύστημα που χρησιμοποιούσε 6 ηλεκτρόδια: τα 4 ηλεκτρόδια άκρων των Mason-Likar και τις προκάρδιες απαγωγές V₁ και V₅. Ανέφεραν ότι το ΗΚΓ αυτό σύστημα ήταν συγκρίσιμο με το ΗΚΓ 12 απαγωγών όσον αφορά την εντόπιση μικτών καρδιακών αρρυθμιών καθώς και των - κοιλιακής ταχυκαρδίας με ευρέα QRS και οξείας μυοκαρδιακής ισχαιμίας²⁷.

Οι ίδιοι δοκίμασαν και σύστημα με τις 4 απαγωγές των άκρων των Mason-Likar και τις προκάρδιες απαγωγές V₂ και V₅, από τις οποίες "κατασκευάζονταν" και οι υπόλοιπες προκάρδιες απαγωγές (V₁, V₃, V₄, V₆)

Καταγραφή κολπικού ηλεκτρογράμματος

Οι Woldon και συνεργάτες πρότειναν την καταγραφή ενός κολπικού ΗΚΓ σε όλους τους ασθενείς

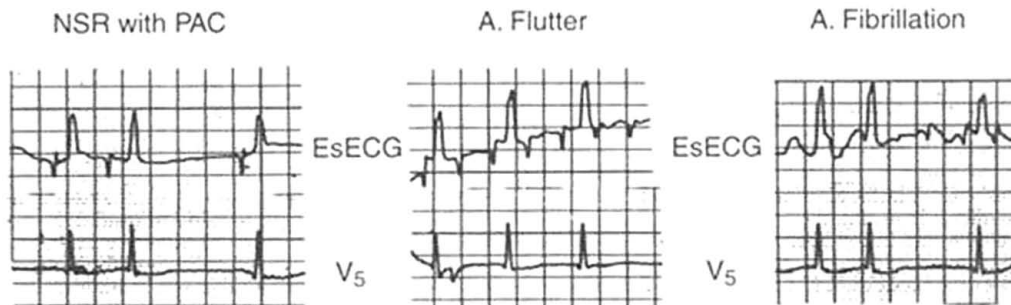
που μετά από καρδιοχειρουργική επέμβαση εμφάνισαν ταχυαρρυθμία διότι πίστευαν ότι κάτι τέτοιο θα βοηθούσε στη διάγνωση του μηχανισμού της αρρυθμίας. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί ακόμη και με την κλασική συσκευή για ΗΚΓ 12 απαγωγών. Ξεσφίγγουμε το σύρμα θωρακικής (V) απαγωγής από το θώρακα του ασθενή και κρατάμε την άκρη του έναντι ενός σύρματος επικαρδιακού κολπικού βηματοδότη έτσι ώστε το μέταλλο να ακουμπάει μέταλλο. 15-30 sec καταγραφής εκτυπώνονται και γενικά θεωρούνται αρκετά για τη διάγνωση του ρυθμού. Σε μία διπλού καναλιού ΗΚΓ καταγραφή θα εμφανίζεται μια επιλεγμένη απαγωγή των άκρων στο ένα κανάλι και το κολπικό ηλεκτροκαρδιογράμμα στο κανάλι "V". Σημαντική είναι η χρήση γαντιών όταν χειριζόμαστε επικαρδιακούς βηματοδότες μια που υπάρχει κίνδυνος εμφάνισης αρρυθμιών στον ασθενή από διαρροή ρεύματος. Για λόγους λοιπόν ηλεκτρικής ασφάλειας προτείνεται η ανάπτυξη πρωτοκόλων από τα νοσοκομεία για τη χρήση αυτού του συστήματος²⁹.

ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΕΣ ΜΟΡΦΕΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ

Ενδοοισοφάγειο ηλεκτροκαρδιογράμμα

Η ιδέα της ενδοοισοφαγίου ΗΚΓ (Ο-ΗΚΓ) δεν είναι καινούργια. Ήδη από το 1906 αναφέρονται προσπάθειες από τον Cremer με οισοφάγειο ηλεκτρόδιο. Από τότε πλήθος μελετών έχουν αποδείξει τη χρησιμότητα της μεθόδου στη διάγνωση αρρυθμιών.

Τα ηλεκτρόδια είναι ενσωματωμένα σ' ένα οισοφάγειο στηθοσκοπιο και συνδεδεμένα σε συμβατικά ηλεκτροκαρδιογραφικά σύρματα. Για να παρατηρήσουμε ένα διπολικό Ο-ΗΚΓ, τα ηλεκτρόδια ενώνονται με τα τερματικά του δεξιού και αριστερού άνω άκρου και επιλέγεται η απαγωγή I για προβολή στην οθόνη. Λόγω της μικρότερης αντίστασης, της καλύτερης αγωγιμότητας και της μικρότερης απόστασης από την καρδιά, το ανιχνεύσιμο σήμα είναι καλύτερο και ελεύθερο από παράσιτα. Με τη βοήθεια καινούργιων τεχνικών αποδείχτηκε ότι το Ο-ΗΚΓ είναι χρήσιμο στη διάγνωση διεγχειρητική ισχαιμίας, ιδίως του οπίσθιου



Εικόνα 14. Ενισχυμένη εντόπιση κολπικής ηλεκτρικής δραστηριότητας με τη χρήση ενδοοισοφάγειας ΗΚΓ.(EsECG). Η EsECG δείχνει την εξέλιξη της αρρυθμίας από φλεβοκομβικό ρυθμό, με μία έκτακτη πρόωμη συστολή (PAC) σε κολπικό πτερυγισμό (A.flutter) και κολπική μαρμαρυγή(A.fibrillation). Η έλλειψη πληροφοριών από την απαγωγή V5 δυσχεραίνει πολύ την τελική διάγνωση.

κοιλιακού τοιχώματος³⁰. Για να ελαχιστοποιηθεί μάλιστα ο κίνδυνος οισοφαγικών εγκαυμάτων, υπάρχει πλέον φίλτρο για συχνότητες μεγαλύτερες των 20 kHz που τοποθετείται μετά το ηλεκτροκαρδιογραφικό καλώδιο.

Αξίζει να σημειωθεί τέλος ότι το Ο-ΗΚΓ αποδείχθηκε ωφέλιμο σε ασθενείς με εμφύσημα και σε βαριά πάσχοντες όπου δεν μπορεί να ληφθεί επιφανειακό ΗΚΓ, ενώ κάποιοι ερευνητές έχουν περιγράψει βηματοδότηση και σύγχρονη ΗΚΓ παρακολούθηση μέσω οισοφάγειου ηλεκτροκαρδιοσκοπίου³¹.

Ενδοκάρδιο ηλεκτροκαρδιογράμμα

Στο παρελθόν μακροί γεμάτοι με φυσιολογικό ορό κεντρικοί φλεβικοί καθετήρες χρησιμοποιήθηκαν για το σκοπό αυτό. Σήμερα υπάρχουν ειδικά διαμορφωμένοι καθετήρες τύπου καθετήρα πνευμονικής αρτηρίας (multipurpose pacing PAC) που διενεργούν την καταγραφή ενδοκαρδιακού ΗΚΓ. Οι τελευταίοι διαθέτουν συνήθως 3 κολπικά και 2 κοιλιακά ηλεκτρόδια και επιτρέπουν εκτός από την ενδοκάρδια ΗΚΓ και την κολπική ή κολποκοιλιακή βηματοδότηση. Συγκρινόμενο με το επιφανειακό ΗΚΓ, οι καταγραφές στην συγκεκριμένη περίπτωση είναι σχετικά ανεπηρέαστες από κινήσεις ή την χρήση χειρουργικής διαθερμίας, είναι πιο ευκρινείς και μεγαλύτερου δυναμικού (εικ. 14).

Ενδοτραχειακή ηλεκτροκαρδιοσκόπηση

Η ενδοτραχειακή ΗΚΓ επιτρέπει την παρακολούθηση της ηλεκτρικής καρδιακής δραστηριότητας όταν η διενέργεια επιφανειακού ΗΚΓ είναι αδύνατη. Διενεργείται μέσω δυο ηλεκτροδίων που είναι ενσωματωμένα στο ενδοτραχειακό σωλήνα. Έχει δε αποδειχθεί ιδιαίτερα χρήσιμη στην ανίχνευση κολπικών αρρυθμιών σε παιδιατρικούς ασθενείς³¹. Φυσικά, όπως και στην Ο-ΗΚΓ, πρέπει να λαμβάνονται τα απαραίτητα μέτρα προστασίας. (λόγω κινδύνου εγκαυμάτων)

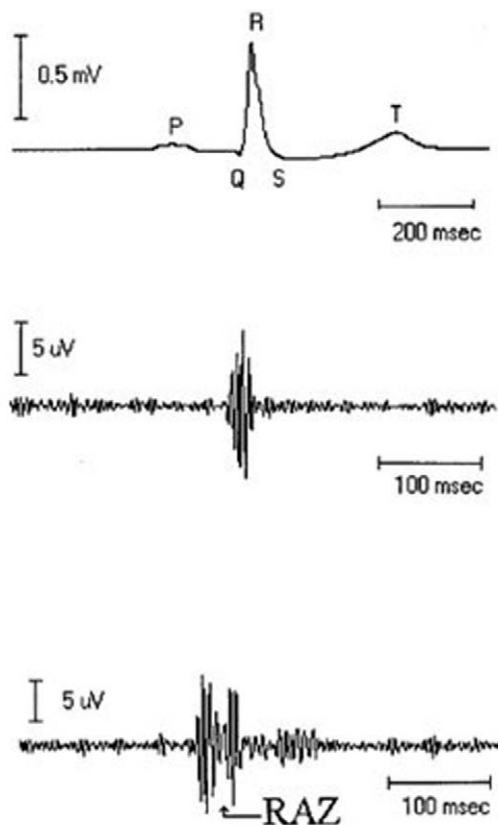
Ενδοστεφανιαία ηλεκτροκαρδιογραφία

Πρωτοαναφέρεται η χρήση της το 1985 από τους Maida και συνεργάτες κατά τη διάρκεια διενέργειας αγγειοπλαστικής. Το κύριο πλεονέκτημα που παρέχει είναι η καλύτερη εντόπιση οξείας μυοκαρδιακής ισχαιμίας απ'ότι το επιφανειακό ΗΚΓ. Κάποιες μελέτες μάλιστα αναφέρουν έως και 20% διαφορά στην εντόπιση αλλαγών του ST σε σχέση με το επιφανειακό ΗΚΓ³¹.

ΕΙΔΙΚΕΣ ΠΕΡΙΠΤΩΣΕΙΣ

Ενδοκαρδιακή ηλεκτροκαρδιογραφία

Με την ενδοκαρδιακή ΗΚΓ εξουδετερώνονται τα παράσιτα από τους ενδιάμεσους ιστούς επιτρέποντας έτσι την ευκρινέστερη καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας. Λαμβάνεται με την εισα-



Εικόνα 15. Α.Κλασικό ΗΚΓ επιφανείας από υγιή άτομο. Β.Υψηλής συχνότητας ΗΚΓ από υγιή άτομο όπου τα ΗΚΓ σήματα αναλύονται με ρυθμό $>1000/\text{sec}$, και μετά αποκλείονται οι συχνότητες εκτός του εύρους 150-250 Hz. Σημειώνεται η χαμηλή κλίμακα δυναμικών. Γ.Υψηλής συχνότητας ΗΚΓ από άτομο με μυοκαρδιακή ισχαιμία. Υπάρχουν δυο κορυφές στο σήμα ενώ σημειώνεται και η ζώνη RAZ.

γωγής ενός κλασικού διπολικού ηλεκτροδίου μέσω της σφαγίτιδας και στη συνέχεια της άνω κοίλης φλέβας στη δεξιά κοιλία. Η μορφολογία του σήματος μοιάζει με την απαγωγή II, ενώ χρησιμοποιείται η βοήθεια λογισμικού για την ερμηνεία του.

Υψηλής συχνότητας ΗΚΓ (HF QRS ECG)

Το είδος αυτό της ΗΚΓ παρακολούθησης χρησιμοποιεί μεγαλύτερο εύρος συχνοτήτων απ' ό,τι το κλασικό ΗΚΓ. (150-250 Hz έναντι $<100\text{Hz}$). Στην εικόνα 15 φαίνονται μια αντιπροσωπευτική καταγραφή ενός HF ECG σε σχέση με μια κλασική καταγραφή. Αξίζει να σημειωθεί ότι το μέγεθος του κύματος στην υψηλής συχνότητας καταγραφή μετρείται σε μV ενώ στο κλασικό ΗΚΓ σε mV, ενώ η τελική ανάλυση γίνεται με τη βοήθεια ειδικού λογισμικού (π.χ. Cardiac [IMED] Inc.Co., Βουδαπέστη, Ουγγαρία)

Οι δυο συχνότερες παράμετροι που προκύπτουν από την ανάλυση του QRS είναι οι: μέση τετραγωνική ρίζα τάσης* (RMS-root mean square voltage) και μια μορφή κύματος που ονομάζεται ζώνη μειωμένου εύρους* (RAZ-reduced amplitude zone). Μελέτες αναφέρουν μεγάλες αλλαγές των παραπάνω σε περιπτώσεις αγγειοπλαστικής ενώ συγκρίνονται πλέον η ευαισθησία της μεθόδου αυτής με τη καταγραφή του ST σε ασθενείς υπό αναισθησία ως προς την ευαισθησία εντόπισης τυχόν παθολογικών αλλαγών³².

ABSTRACT

Electrocardiographic monitoring ASLANIDIS THEODOROS

The ECG should be monitored in all patients undergoing anesthesia. Although it does not provide information on the mechanical function of the heart, it permits detection of electrical disturbances that can profoundly affect this function. With the judicious use of selected lead combinations, most arrhythmias and ischemic events can be precisely diagnosed in the operating setting. The diagnostic activity is time consuming, however, and there is considerable evidence that many intraoperative electrocardiographic changes go undetected. There is little doubt that future technologic developments will facilitate the intraoperative disturbances and lead to better patient outcomes.

Keywords: ECG monitoring

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Thys DM, Kaplan JA: The ECG in anesthesia and critical care. New York : Churchill Livingstone, 1987.
2. Cannard T, Dripps R, et al: The ECG during anesthesia and surgery. *Anesthesiology* 1967 ; 21:194.
3. Narang J., Thys D. Electrocardiographic monitoring. In Ehrenwerth J (ed): *Anesthesia equipment : principles and applications*. Mosby - Year Book 1992, p284.
4. ASA House of delegates : Standards for basic anesthetic monitoring, October 2005
5. ASA House of delegates : Guidelines for ambulatory anesthesia and surgery, Oct 2003
6. American Dental Association. Guidelines for the Use of Conscious Sedation, Deep Sedation and General Anesthesia for Dentists. Adopted by the House of Delegates, American Dental Association, October 2005
7. Skeehan T et al: Monitoring the cardiac surgical patient. In Hansley F, Martin D(eds): *The practice of cardiac Anesthesia*. Little Brown 1990, p123
8. Becker D. Fundamentals of electrocardiography interpretation. *Anesth Prog* 2006; 53 : 53-64.
9. Rudy Y, Plonsey R: A comparison of volume conductor and source geometry effects on body surface and epicardial potentials. *Circ Res* 1980 ; 46:283-291.
10. Spach M, Doble P: Relating extracellular potentials and their derivatives to anisotropic propagation at a microscopic level in human cardiac muscle. *Circ Res* 1986 ; 58:356-371.
11. Deakin C et al: Effects of positive end-expiratory pressure on transthoracic impedance. *Resuscitation* 1998 ; 37:9-12.
12. Hillel Z, Thys D : Electrocardiography. In Miller R. : *Miller's Anesthesia*, Elsevier 2005.
13. Goldberger Ar & Em. *Clinical Electrocardiography*. Mosby 2003.
14. Guyton A. *Textbook of medical physiology*. W.B. Saunders 2001.
15. Goldberger A, Mirvis D. *Electrocardiography*. In Braunwald : *Heart Disease*, Saunders 2006.
16. Franz M et al. Human ventricular repolarization and T wave genesis. *Prog Cardiovasc Dis* 1991 ; 33:369-38.
17. Surawicz B.: Facts, hypotheses , misconceptions and misnomers. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 1998 ; 9:1117-1128.
18. Drew B, Schneimman M. ECG criteria to distinguish aberrantly conducted supraventricular tachycardia and ventricular tachycardia. *Electrophysiology* 1995 ; 18 ; 2194-2208.
19. Mark J. et al. Electrocardiographic R-wave changing during cardiac surgery. *Anesth Analg* 1992 ; 74:26.
20. Bush H, Ferguson J, Angelini P, Willerson J. Twelve-lead electrocardiographic evaluation of ischemia during percutaneous transluminal coronary angioplasty and its correlation with acute reocclusion. *Am Heart J*. 1991 ; 121:1591-1599.
21. Drew B, Tisdale L. ST segment monitoring for coronary artery reocclusion following thrombolytic therapy and coronary angioplasty: identification of optimal bedside monitoring leads. *Am J Crit Care* 1993 ; 2:280 -292.
22. Mason R, Likar I. A new system of multiple-lead exercise electrocardiography. *Am Heart J* 1966 ; 71:196 -205.
23. Frank E. An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography. *Circulation* 1956 ; 13:737-749.
24. Drew B, Adams M, Pelter M, Wung S. ST segment monitoring with a derived 12-lead electrocardiogram is superior to routine cardiac care unit monitoring. *Am J Crit Care* 1996 ; 5:198 -206.
25. Drew B, Adams M, Pelter M, Wung S, Caldwell M. Comparison of standard and derived 12-lead electrocardiograms for diagnosis of coronary angioplasty-induced myocardial ischemia. *Am J Cardiol* 1997 ; 79:639-644.
26. Drew B, Pelter M, Wung S et al. Accuracy of the EASI 12-lead electrocardiogram compared to the standard 12-lead electrocardiogram for diagnosing multiple cardiac abnormalities. *J Electrocardiol* 1999 ; 32:38-47.

27. Drew B, Pelter M, Brodnick D et al. Comparison of a new reduced lead set ECG with the standard ECG for diagnosing cardiac arrhythmias and myocardial ischemia. *J Electrocardiol* 2002 ; 35:S13-S21.
28. Welinder A, Sornmo L, Feild D et al. Comparison of signal quality between EASI and Mason-Likar 12-lead electrocardiograms during physical activity. *Am J Crit Care*. May 2004 ; 13 :228-34.
29. AHA Scientific statement: Practice guidelines for electrocardiographic monitoring in hospital setting. *Circulation* 2004 ; 110 ; 2721-2746.
30. Machler H, Lueger A, Huber S et al. The Esophageal-ECG: New applications with a new technique. *The Internet Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 1997 ; Vol.2 No 2.
31. Hillel Z.,Thys D. Electrocardiography. In Miller R. *Miller's Anesthesia*, Elsevier 2005.
32. Spackmann T, Abel ., Schlegel T. Twelve lead High-Frequency QRS Electrocardiography during anesthesia in healthy subjects., *Anesth Analg* 2005 ; 100:1043-7.