



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«Ανάλυση μη-επεμβατικών Εμβρυακών
Ηλεκτροκαρδιογραφικών (ΗΚΓ) Καταγραφών»

Άρτα, Μάρτιος, 2023

«Analysis of Non-Invasive Fetal
Electrocardiographic (ECG) Recordings»

Εγκρίθηκε από τριμελή εξεταστική επιτροπή

Άρτα, ημερομηνία

ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

- Επιβλέπων καθηγητής: Αλέξανδρος Τζάλλας, Αναπληρωτής Καθηγητής
- Μέλη επιτροπής
Νικόλαος Γιαννακέας, Επίκουρος Καθηγητής
Ιωάννης Τσούλος, Αναπληρωτής Καθηγητής

© Βέργος, Παύλος, 2023.

© Κοντογιάννη, Ευαγγελία, 2023.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος.

Δήλωση μη λογοκλοπής

Δηλώνω υπεύθυνα και γνωρίζοντας τις κυρώσεις του Ν. 2121/1993 περί Πνευματικής Ιδιοκτησίας, ότι η παρούσα μεταπτυχιακή εργασία είναι εξ ολοκλήρου αποτέλεσμα δικής μου ερευνητικής εργασίας, δεν αποτελεί προϊόν αντιγραφής ούτε προέρχεται από ανάθεση σε τρίτους. Όλες οι πηγές που χρησιμοποιήθηκαν (κάθε είδους, μορφής και προέλευσης) για τη συγγραφή της περιλαμβάνονται στη βιβλιογραφία.

Βέργος, Παύλος

Κοντογιάννη, Ευαγγελία

Υπογραφή



Υπογραφή



ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστούμε δεόντως τον κ. Τζάλλα Αλέξανδρο Αναπληρωτή Καθηγητή του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων του τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών καθώς και τον υποψήφιο διδάκτωρ κ. Θεόδωρο Λάμπρο για την συμβολή και την καθοδήγηση που μας παρείχαν κατά την εκπόνηση της παρούσας εργασίας. Έπειτα από τις δυσκολίες της εποχής Covid-19 και της εξ αποστάσεως διεξαγωγής της πτυχιακής φτάσαμε στο επιθυμητό αποτέλεσμα που είναι η αποφοίτηση και των δύο μας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στα πλαίσια της πτυχιακής εργασίας μας, επιλέχθηκε το θέμα παρακολούθησης εμβρύου κατά την διάρκεια της κύησης για ανίχνευση και ενημέρωση τυχόν παθολογικών καταστάσεων του μωρού, βασιζόμενοι στην μεταπτυχιακή έρευνα του Κ. Θεόδωρου Λάμπρου σχετικά με την τεχνική παρακολούθηση του εμβρύου. Αναφέρονται η μορφολογία της καρδιάς ενός ενήλικα και ενός εμβρύου, η καταγραφή σημάτων από τεχνικές παρακολούθησης και η αξιολόγηση τυχόν παθολογιών μητέρας-εμβρύου. Συγκεκριμένα στην παρούσα εργασία θα ασχοληθούμε με την εξαγωγή σήματος του εμβρυακού καρδιακού ρυθμού. Εργαλεία της εργασίας αποτέλεσαν η βιβλιοθήκη του PHYSIONET με αληθινές καταγραφές μεικτών ΗΚΓ εγκύων, το Matlab καθώς και το HRV Tool που βοήθησε στην περαιτέρω ανάλυση σημάτων .

Λέξεις-κλειδιά: Καρδιά, έμβρυο, Ηλεκτροκαρδιογράφημα, επεμβατικό ΗΚΓ , Μη επεμβατικό ΗΚΓ, QRS, Κύματα , Παρεμβολές – αλλοίωσης ΗΚΓ.

ABSTRACT

The context of our thesis, the topic of fetal monitoring during pregnancy, was selected to detect and update any pathological conditions of the baby. Based on the postgraduate research of Mr. Theodoros Lampros: the technical monitoring of the fetus. It also contains the morphology of the heart of an adult and a fetus, the recording of signals from monitoring techniques, and the evaluation of any maternal-fetal pathologies. Specifically, this paper, will deal with non-invasive Fetal Electrocardiography (NIFEKG), an alternative fetal monitoring technique. Tools of the project were the library of PHYSIONET with actual recordings of mixed HCG pregnant women, the Matlab, and the HRV Tool that helped in the further analysis of signals.

Keywords: Fetal Heart Rate, non-invasive fetal monitoring, MATLAB, HRV tool, NI FEKG

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	6
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	7
ABSTRACT	8
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	9
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	12
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ/ΕΙΚΟΝΩΝ	13
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	17
Κεφάλαιο 1: Γενικά για την καρδιά.....	19
1.1. Ανατομική Ανασκόπηση ανθρώπινης καρδιάς	19
1.1.1 Σχήμα και Θέση Καρδιάς.....	19
1.1.2 Οι Κοιλότητες της ανθρώπινης Καρδιάς	20
1.1.3 Οι Βαλβίδες της ανθρώπινης Καρδιάς	21
1.1.4 Τα Αγγεία της Καρδιάς	22
1.2. Φυσιολογία καρδιάς	23
1.2.1. Κυκλοφορικό Σύστημα	23
1.2.2. Καρδιακός παλμός	24
1.2.3. Λειτουργία της Καρδιάς	25
Κεφάλαιο 2: Ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	31
2.1. Γενικά για το ΗΚΓ.....	31
2.1.1. Ιστορική αναδρομή	31
2.1.2. Ορισμός	34
2.1.3. Καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος	35
2.1.4. Τρόπος λήψης του ΗΚΓ.....	36
2.1.5. Χαρακτηριστικά του ηλεκτροκαρδιογραφήματος	37
2.2. Ψηφιακή Επεξεργασία ΗΚΓ	43

2.2.1. Βήματα για τη επεξεργασία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος	43
2.2.2. Θόρυβος στο ΗΚΓ	45
2.2.3. Βασική ιδέα φιλτραρίσματος του ΗΚΓ	46
2.2.4. Προεπεξεργασία του ΗΚΓ	47
2.2.5. Στάδιο ανάλυσης	47
2.2.6. Σύστημα ανίχνευσης συμπλέγματος QRS	52
2.3 Εμβρυακό ΗΚΓ	53
2.3.1 Αναφορά στο εμβρυακό ηλεκτροκαρδιογράφημα & στο σχηματισμός της καρδιάς του εμβρύου.....	53
2.3.2 Διαφορές καρδιακού ρυθμού εμβρύου ενήλικά.....	54
2.3.3 Μέθοδοι καταγραφής της εμβρυακής καρδιακής δραστηριότητας	55
2.3.4 Το επεμβατικό κρανιακό ΗΚΓ	55
2.3.5 Υπέρηχος Doppler	56
2.3.6 Μη επεμβατικό εμβρυϊκό ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	58
2.3.7 Διαδικασία μέτρησης μη επεμβατικού εμβρυϊκό ηλεκτροκαρδιογραφήματος.....	59
2.3.8 Το εξαγόμενο ΕΗΚΓ :.....	60
2.3.9.Λήψη κοιλιακού ΗΚΓ	60
2.3.10 Παράγοντες αλλοίωσης του κοιλιακού ΗΚΓ.....	62
2.3.11 Τι είναι η διακύμανση του ΕΚΡ (Heart Rate Variability–HRV).....	63
Κεφάλαιο 3: Πειραματικό Μέρος	65
3.1.Εισαγωγή.....	65
3.2.Δεδομένα.....	65
3.3. Μεθοδολογία	68
Προεπεξεργασία.....	69
Εξαγωγή Χαρακτηριστικών Διακύμανσης.....	70
Στατιστικά Τεστ.....	74

Κατηγοριοποίηση	75
Αποτελέσματα	75
Συμπεράσματα	76
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	76
Παράρτημα 1.Αποτελέσματα Στατιστικών Τεστ	79

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1: Σχηματική αναπαράσταση ολόκληρης της αλυσίδας επεξεργασίας για εξαγωγή του fECG

Πίνακας 2: Αποτελέσματα του πειράματος

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ/ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1. Το σχήμα και η θέση της καρδιάς.	20
Εικόνα 2. Οι καρδιακοί θάλαμοι και βαλβίδες.	21
Εικόνα 3. Σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς.....	27
Εικόνα 4. Φάσεις του καρδιακού κύκλου.	30
Εικόνα 5. Αρχή του γαλβανόμετρου χορδής όπως απεικονίζεται σε 2 σχηματικά σχέδια του Einthoven στο "The telecardiogramme" (1906). Οι πόλοι P και P1 του ο ηλεκτρομαγνήτης αφήνει μόνο ένα στενό χώρο για να κινηθεί η χορδή A-A1 και τρυπιούνται από οπές για τα δύο μικροσκόπια.	33
Εικόνα 6. Όψη από πάνω και μπροστά. Δεξιά ο ηλεκτρομαγνήτης με τα κοντάρια ο ένας στον άλλο και η χορδή στο στενό ενδιάμεσο διάστημα. Επίσης ορατά είναι τα δύο μικροσκόπια. ...	34
Εικόνα 7. Τα επάρματα και τα διαστήματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. P= εκπόλωση κόλπων, PR= εκπόλωση κόλπων έως αρχή εκπόλωσης κοιλιών, PQ= διέλευση ερεθίσματος από κολποκοιλιακό κόμβο, QRS= εκπόλωση κοιλιών, QT= πλήρης κύκλος εκπόλωσης και επαναπόλωσης κοιλιών, ST= τέλος εκπόλωσης μέχρι αρχή επαναπόλωσης κοιλιών, T= επαναπόλωση κοιλιών.	36
Εικόνα 8. Μιλιμετρέ χαρτί του ηλεκτροκαρδιογράφου.....	37
Εικόνα 9. Θετική απόκλιση.	37
Εικόνα 10. Διφασική απόκλιση.	38
Εικόνα 11. Προκάρδιες ή θωρακικές κυματομορφές. Το σύμπλεγμα GRS, στις απαγωγές V1 και V2 είναι αρνητικό, και στις απαγωγές V4, V5 και V6 είναι θετικό.	39
Εικόνα 12. Τοποθέτηση απαγωγών. Οι V1, V2, V3 και V4 στο μπροστινό τοίχωμα της καρδιάς. Οι V5, V6, I και aVL στο πλάγιο τοίχωμα της καρδιάς. Οι II, III και aVF στο κατώτερο τοίχωμα της καρδιάς. Η aVR στον δεξιό κόλπο και οι V3, V4 στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα.	40
Εικόνα 13. Καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος ενός κύκλου.	42
Εικόνα 14. Καθορισμός καρδιακής συχνότητας σε ρυθμικό ηλεκτροκαρδιογράφημα.	42
Εικόνα 15. Καθορισμός καρδιακής συχνότητας σε μη ρυθμικό ηλεκτροκαρδιογράφημα.	43
Εικόνα 16. Τα κύρια στάδια αυτής της εξέλιξης της καρδιάς του εμβρύου κατά τη διάρκεια της κύησης.	54
Εικόνα 17. Εμβρυακό Κρανιακό Ηλεκτροκαρδιογράφημα	56
Εικόνα 18 : Παράδειγμα γραφήματος ΚΤΓ. Το ανώτερο ίχνος είναι σήμα εμβρυϊκού καρδιακού ρυθμού που λαμβάνεται με ανιχνευτή υπερήχων Doppler. η γραμμή βάσης έχει	

σχεδιαστεί και τα βέλη αντιπροσωπεύουν τις ανιχνεύσιμες επιταχύνσεις. Η χαμηλότερη γραμμή είναι το σήμα που αντιπροσωπεύει τις συστολές της μήτρας.....	57
Εικόνα 19 : καταγραφές από βάση δεδομένων που χρησιμοποιήσαμε	59
Εικόνα 20 : Τα μητρικά και εμβρυακά δίπολα αντιπροσωπεύονται από τα διανύσματα Pm και Pf αντίστοιχα. Το διάνυσμα r είναι η απόσταση μεταξύ των δύο διανυσμάτων πηγής Pm και Pf.....	61
Εικόνα 21 : Παράγοντες αλλοίωσης ΚΗΚΓ	63
Εικόνα 22 : Παράδειγμα HRV	64
Εικόνα 23 .Σχηματική αναπαράσταση της αλυσίδας επεξεργασίας της για την εξαγωγή ECG. .	66
Εικόνα 24 : Παράδειγμα ακατέργαστων κοιλιακών σημάτων (πάνω διαγράμματα) και των αντίστοιχων εξαγόμενων εμβρυϊκών σημάτων ΗΚΓ (κάτω διαγράμματα). Από αριστερά προς τα δεξιά : οριζόντιες, κάθετες και λοξές απαγωγές. <i>Οι κόκκινες κουκκίδες επισημαίνουν τα εμβρυϊκά συμπλέγματα QRS.</i>	66
Εικόνα 25 : Οι κοιλιακές απαγωγές που επιλέχθηκαν για τη μελέτη και περιλαμβάνονται στο πραγματικό σύνολο δεδομένων.	67
Εικόνα 26 : Οι κύριες διαφορές στις μορφολογίες του εμβρυϊκού καρδιακού παλμού από το πραγματικό σύνολο δεδομένων.	67
Εικόνα 27 : Κύριες χρονικές παράμετροι της Διακύμανσης του Εμβρυακού Καρδιακού Ρυθμού	68

A	
ACC.....	Accuracy
KHKΓ	Abdominal Electrocardiogram
AF.....	Adaptive Filtering
ANS.....	Autonomous Nervous System
B	
bpm.....	beats per minute
C	
CTG.....	Cardiotocogram
E	
ECG.....	Electrocardiogram
EHG	Electrohysterogram
EMF.....	Electro-Magnetic Field
EHKΓ.....	Εμβρυικό Ηλεκτροκαρδιογράφημα
EKP.....	Εμβρυακός Καρδιακός Ρυθμός
F	
FECG.....	Fetal Electrocardiogram
FHR	Fetal Heart Rate=Εμβρυικός καρδιακός ρυθμός
FHRV.....	Fetal Heart Rate Variability
FSE.....	Fetal Scalp Electrode
H	
HKΓ.....	Ηλεκτροκαρδιογράφημα
K	
KTG.....	Καρδιοτοκογράφημα
M	
ME-EHKΓ.....	Μη επεμβατικό Εμβρυικό ΗΚΓ
N	
NI-FECG.....	Non Invasive-Fetal Electrocardiogram,
S	
SA node.....	Φλεβόκομβος
SE.....	Sensitivity
SECG.....	scalp fetal ECG
SNR.....	Signal to Noise Ratio
SQi.....	Signal Quality Indice
T	
TP	True Positive

Φ

ΦΚΓ..... Φωνοκαρδιογράφημα

ΠΙΝΑΚΑΣ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Από τη γέννηση μέχρι το θάνατο, η καρδιά είναι το πιο πολυσυζητημένο όργανο του ανθρώπινου σώματος και το κέντρο έλξης για διαφορετικούς ανθρώπους όπως οι φιλόσοφοι, καλλιτέχνες, ποιητές και γιατροί/χειρουργοί. Η καρδιά είναι ένα από τα πιο αποτελεσματικά όργανα του ανθρώπινου σώματος και η καρδιακή νόσος είναι μία από τις συνηθέστερες αιτίες θανάτου. Η ανατομία και η φυσιολογία παίζει σημαντικό ρόλο στην κατανόηση της δομής και λειτουργίας της καρδιάς (Syed Shah, 2009).

Ο πατέρας της σύγχρονης ανατομίας, στην ιατρική, αναγνωρίστηκε για πρώτη φορά από τον Ανδρέα Βεσάλιο κατά τον 16ο αιώνα (Callahan JA, 1991). Ο εικοσιτριών χρονών καθηγητής έκανε ανατομία σε ανθρώπινο σώμα, που είχε αρχίσει να αποσυντίθεται, κατά την διάρκεια της διδασκαλίας του, σε φοιτητές. Ως αποτέλεσμα, οι πληροφορίες, που βρέθηκαν, αύξησαν δραματικά την γνώση του ανθρώπινου σώματος (Bynum, 2013).

Επίσης, σημαντική ανακάλυψη ήταν η κατανόηση των αρρυθμιών, που έγινε με την εύρεση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, χάρη στην επινοητικότητα του Ολλανδού γιατρού και φυσιολόγου Willem Einthoven (1860-1927) (Ιασώ, 2022). Εξίσου σπουδαία είναι και η προγενετική καρδιακή παρακολούθηση, εφόσον πραγματοποιείτε έγκαιρη ανίχνευση των παθολογικών καταστάσεων του εμβρύου. Η ηλεκτρονική παρακολούθηση της εμβρυϊκής καρδιάς χρησιμοποιείται στην πλειοψηφία του ανεπτυγμένου κόσμου, για τον εντοπισμό καταστάσεων κινδύνου τόσο για τη μητέρα όσο και για το έμβρυο. Οι κύριοι στόχοι είναι να αποκλειστούν ενδεχόμενες καταστάσεις που μπορεί να οδηγήσουν σε εμβρυϊκή νοσηρότητα ή ακόμη και θάνατο. Κάθε χρόνο, γεννιέται περίπου ένα στα 125 μωρά με κάποια μορφή συγγενούς καρδιακής ανεπάρκειας, η οποία είναι το πιο συνηθισμένο ελάττωμα γέννησης και η κύρια αιτία θανάτων στη γέννα. Υπολογίστηκαν 2,65 εκατομμύρια θνησιγένειες σε παγκόσμιο επίπεδο το 2008, εκ των οποίων το 98% σε

χώρες χαμηλού και μεσαίου εισοδήματος, με περισσότερες από 45% κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης (Behar, 2014). Τέλος, η έγκαιρη και πιο αποτελεσματική ανίχνευση της ανώμαλης κατάστασης της υγείας του εμβρύου μπορεί να βοηθήσει τους μαιευτήρες και παιδιατρικούς καρδιολόγους να συνταγογραφήσουν έγκαιρα τα κατάλληλα φάρμακα ή να λάβουν απαραίτητες προφυλάξεις κατά την παράδοση ή μετά τη γέννηση (Lawn, 2011).

Κεφάλαιο 1: Γενικά για την καρδιά

1.1. Ανατομική Ανασκόπηση ανθρώπινης καρδιάς

Η καρδιά, είναι το κεντρικό όργανο της κυκλοφορίας, του ανθρώπινου σώματος. Είναι ένα κοίλο μυώδες όργανο, που δέχεται το αίμα που προέρχεται από τις φλέβες και το ωθεί προς τις αρτηρίες (Incardiology, 2010).

1.1.1 Σχήμα και Θέση Καρδιάς

Είναι ένα κοίλο μυϊκό όργανο που βρίσκεται πίσω από τον θώρακα, τον πρόσθιο μεσοπνευμονικό χώρο, το στέρνο και τον πλάγιο χόνδρο (τμήματα 2-6). Έχει σχήμα τριμερούς πυραμίδας και στέκεται λοξά στο στήθος (Fuster, 2007).

Σε κανονική θέση, η καρδιά έχει τρεις επιφάνειες. Η πρόσθια ή στερνοπλευρική επιφάνεια που σχηματίζεται κυρίως από τη δεξιά κοιλία και στα δεξιά της δεξιάς κοιλίας βρίσκεται ο δεξιός κόλπος με την άνω και την κάτω κοίλη φλέβα.

Πιο συγκεκριμένα, η αριστερή πλευρά είναι η αριστερή κοιλία. Ο κύριος κορμός της πνευμονικής αρτηρίας προέρχεται από τη δεξιά κοιλία. Το αορτικό τόξο προηγείται της διχοτόμησης των πνευμονικών αρτηριών και αναδύεται από την αριστερή κοιλία. Κάθε κόλπος έχει ένα αυτί, το οποίο καταλαμβάνει το χώρο μεταξύ Η οπίσθια επιφάνεια της καρδιάς, η βάση της, δείχνει τις εξόδους των μεγάλων φλεβών της. Το δεξί μισό καταλαμβάνεται από τον ουσιαστικά κάθετα προσανατολισμένο δεξιό κόλπο, ενώ το αριστερό μισό καταλαμβάνεται από τον σχεδόν οριζόντια προσανατολισμένο αριστερό κόλπο. Η κάτω ή η διαφραγματική επιφάνεια της καρδιάς εφάπτεται στο διάφραγμα. Αποτελείται κυρίως από την αριστερή κοιλία.

Τέλος, το λίπος που υπάρχει στο υποεπικάρδιο και καλύπτει την επιφάνεια της καρδιάς βοηθά στη διατήρηση του ομοιόμορφου επικυκλικού σχήματος της καρδιάς (Sokolow, 1993).



Εικόνα 1. Το σχήμα και η θέση της καρδιάς¹.

1.1.2 Οι Κοιλότητες της ανθρώπινης Καρδιάς

Αποτελείται από τέσσερις κοιλότητες: δύο καρδιακούς κόλπους και δύο κοιλίες. Επίσης, χωρίζεται στο αριστερό και το δεξί μέρος. Ο αριστερός κόλπος συνδέεται με την αριστερή κοιλία μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας. Ομοίως, ο δεξιός κόλπος συνδέεται με τη δεξιά κοιλία μέσω της τριγλωχίνας βαλβίδας.

Ο αριστερός κόλπος είναι ο θάλαμος που δέχεται αίμα πλούσιο σε οξυγόνο. Αυτό το αίμα εξέρχεται από τους πνεύμονες μέσω των πνευμονικών φλεβών. Στη συνέχεια, το αίμα περνά από τον αριστερό κόλπο μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας (Syed Shah, 2009). Όταν ανοίγει η μιτροειδής βαλβίδα, το αίμα ρέει μέσω της αριστερής κοιλίας λόγω διαφοράς πίεσης. Έτσι, η αριστερή κοιλία λαμβάνει οξυγονωμένο αίμα και το στέλνει στην αορτή. Με άλλα λόγια, όταν οι κόλποι συστέλλονται, το αίμα ρέει μέσω της αορτής στο υπόλοιπο σώμα.

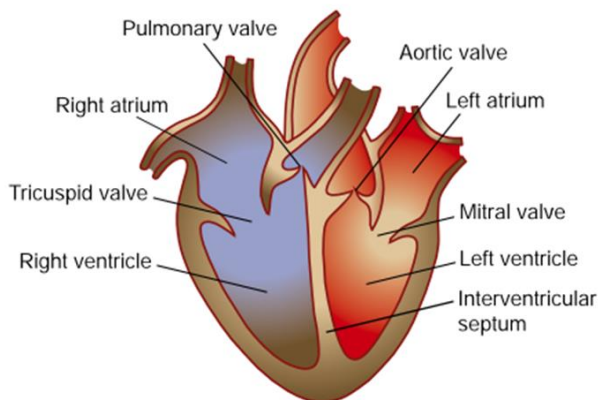
¹ (Εκπαιδευτικές κοινότητες & Ιστολογία ΠΣΔ)

Εδώ μπαίνει στο παιχνίδι η αορτική βαλβίδα. Ο δεξιός κόλπος δέχεται ανεπαρκώς οξυγονωμένο αίμα μέσω της κοίλης φλέβας. Αυτό το αίμα στη συνέχεια περνά μέσα από την τριγλώχινα βαλβίδα (Sokolow,1993).

1.1.3 Οι Βαλβίδες της ανθρώπινης Καρδιάς

Η κολποκοιλιακή επικοινωνία επιτυγχάνεται μέσω των κολποκοιλιακών βαλβίδων. Η δεξιά κολποκοιλιακή βαλβίδα αποτελείται από τρεις λοβούς και ονομάζεται τριγλώχινα βαλβίδα, ενώ η αριστερή κολποκοιλιακή βαλβίδα αποτελείται από δύο λοβούς και ονομάζεται διγλώχινα ή μιτροειδής βαλβίδα επειδή μοιάζει με τη μίτρα του καθολικού επισκόπου.

Κάθε βαλβίδα εκφύεται από έναν ινώδη δακτύλιο, η γλωττίδα του οποίου συνδέεται με την κορυφή του θηλώδους μυός με ένα τενόντιο κορδόνι. Τα αρτηριακά στόμια (αορτή και πνευμονική αρτηρία) αποφράσσονται επίσης από βαλβίδες σε σχήμα μηνίσκου, την αορτική και την πνευμονική βαλβίδα αντίστοιχα. Οι βαλβίδες αυτές αποτελούν μέρος του ενδοκαρδίου. Η φλεγμονή του ενδοκαρδίου μπορεί να προκαλέσει συστολή της γλωττίδας και αδυναμία σωστού κλεισίματος. Κάθε φορά που οι κοιλίες συστέλλονται, το αίμα ρέει πίσω στους κόλπους. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το αίμα να ρέει προς τα πίσω από τους κόλπους προς τις κοιλίες, με αποτέλεσμα η καρδιά να λειτουργεί ασύμφορα (Syed Shah, 2009).



Εικόνα 2. Οι καρδιακοί θάλαμοι και βαλβίδες².

² (Syed Shah, 2009)

1.1.4 Τα Αγγεία της Καρδιάς

Η καρδιά έχει δύο μεγάλες αρτηρίες που βγαίνουν από μπροστά. Η μία από αυτές είναι η αριστερή πρόσθια κατιούσα αρτηρία (LAD) και η άλλη είναι η δεξιά στεφανιαία αρτηρία (RCA). Το LAD πηγαίνει κατά μήκος του εσωτερικού του στήθους και το RCA πηγαίνει γύρω από την καρδιά. Το LAD τροφοδοτεί το μεσοκοιλιακό διάφραγμα, το πάνω μέρος της δεξιάς και αριστερής κοιλίας και την αριστερή περιθωριακή αρτηρία (ένας μικρός κλάδος του LAD). Το LCx εντάσσεται στο RCA σε περίπου 10-15% των ανθρώπων.

Το RCA είναι μια μεγάλη αρτηρία που προέρχεται από τον δεξιό αορτικό κόλπο. Έχει μεγάλους κλάδους, όπως και το PDA. Η κομβική αρτηρία (η οποία τροφοδοτεί τον δεξιό κόλπο και τον κόμβο SA) και η δεξιά περιθωριακή αρτηρία (η οποία τροφοδοτεί ένα τμήμα της δεξιάς κοιλίας) είναι και οι δύο κλάδοι από το RCA. Στις περισσότερες περιπτώσεις, το RCA παρέχει τον κόμβο AV.

Οι στεφανιαίες αρτηρίες διακλαδίζονται σε μικρότερες αρτηρίες και αρτηρίδια. Αυτά τα μικρότερα αγγεία καταλήγουν να παρέχουν αίμα στο μυοκάρδιο (καρδιακός μυς) από τις περιφερικές αρτηρίες.

1.1.5 Ο Καρδιακός Μυς (συνοπτικά)

Ο καρδιακός μυς είναι ένας τύπος μύς που είναι γραμμωτός και έχει εναλλασσόμενα τμήματα παχίων και λεπτών πρωτεϊνικών νημάτων. Αυτά τα νήματα αγκυρώνονται από τμήματα που ονομάζονται γραμμές Z. Επιπλέον, ο καρδιακός μυς είναι κοντύτερος από τους σκελετικούς μυς και η ακίνη και η μουσίνη είναι οι κύριες δομές στις πρωτεΐνες του.

Όταν κοιτάτε μια καρδιά κάτω από ένα μικροσκόπιο, μπορείτε να δείτε διαφορετικά είδη πρωτεϊνών σε διαφορετικά μέρη του μύς. Τα λεπτά νημάτια ακίνης αποτελούνται από δύο άλλες πρωτεΐνες, την τροπονίνη και την

τροπομοσίνη. Αυτές οι πρωτεΐνες βοηθούν στον έλεγχο της ικανότητας των μυών να συστέλλονται.

Ο καρδιακός μυς περιέχει ζώνες κυττάρων που βοηθούν να κρατηθεί ο μυς ενωμένος. Αυτές οι ζώνες ονομάζονται παρεμβαλλόμενοι δίσκοι διαχωρίζουν κύτταρα το ένα από το άλλο στα άκρα τους. Το εγκάρσιο τμήμα του δίσκου βοηθά στη μετάδοση δύναμης και το πλευρικό μέρος βοηθά στην αποστολή ηλεκτρικών σημάτων μεταξύ των κυψελών. Αυτό βοηθά στη διατήρηση του καρδιακού μύος ενωμένο. (Syed Shah, 2009).

1.2. Φυσιολογία καρδιάς

1.2.1. Κυκλοφορικό Σύστημα

Το κυκλοφορικό σύστημα είναι ένα σύστημα που αντλεί και μεταφέρει αίμα σε όλο το σώμα. Η καρδιά, οι αρτηρίες, τα τριχοειδή αγγεία και οι φλέβες είναι όλα μέρη του κυκλοφορικού συστήματος. Οι κόλποι και οι κοιλίες της καρδιάς συστέλλονται και διαστέλλονται με συγκεκριμένο τρόπο για να δημιουργήσουν τον καρδιακό παλμό. Κάθε καρδιακός παλμός διαρκεί λίγα δευτερόλεπτα. Το αίμα κυκλοφορεί από την καρδιά σε όλα τα διαφορετικά μέρη του σώματος μέσω του μεγάλου κυκλοφορικού συστήματος με τον ρυθμό που καθορίζεται από τον καρδιακό παλμό. Το ίδιο το κυκλοφορικό σύστημα είναι ένα αυτορρυθμιζόμενο υδραυλικό σύστημα, που σημαίνει ότι η έξοδος της αντλίας, της καρδιάς, είναι μεταβλητή κατά τέτοιο τρόπο ώστε η αρτηριακή πίεση στην αορτή της καρδιάς να διατηρείται σε ένα σταθερό, προκαθορισμένο επίπεδο σε περίπτωση που της αυξημένης λειτουργίας των ιστών και των οργάνων, αλλά και το αντίθετο σε περίπτωση ανάπαυσης. (Herba J., 1998).

Μεγάλη κυκλοφορία:

Το αρτηριακό αίμα φεύγει από την αριστερή κοιλία της καρδιάς σας και εξωθείται στην αορτή. Έπειτα από εκεί, μεταφέρεται στο αορτικό τόξο από το

σύστημα της καρωτίδας και της σπονδυλικής αρτηρίας στον εγκέφαλο. Το αίμα με υψηλά επίπεδα οξυγόνου μεταφέρεται σε όλο το σώμα σας από αρτηρίδια, αρτηρίδια και τριχοειδή αγγεία. Μετά τα τριχοειδή, το αίμα έχει χαμηλό επίπεδο οξυγόνου (40 mmHg) και ονομάζεται μερική πίεση οξυγόνου (P_{aO_2}). Οι φλέβες ενώνονται για να σχηματίσουν φλέβες και οι δύο μεγάλες φλέβες, η άνω και η κάτω κοίλη φλέβα, αδειάζουν στον δεξιό κόλπο της καρδιάς σας. Από εκεί, το αίμα ρέει στη δεξιά κοιλία, και ονομάζεται πνευμονική (μικρή) κυκλοφορία.

Μικρή κυκλοφορία:

Το αίμα με ήδη χαμηλή περιεκτικότητα σε οξυγόνο ($P_{aO_2}=40$ mmHg) διοχετεύεται στην πνευμονική αρτηρία με τη συστολή της δεξιάς κοιλίας. Δύο κλάδοι της δεξιάς και της αριστερής πνευμονικής αρτηρίας μεταφέρουν το αίμα στους δεξιούς και αριστερούς πνεύμονες αντίστοιχα, από όπου διακλαδίζεται σε μικροαγγεία, αρτηριόλια και τριχοειδή. Τα πνευμονικά τριχοειδή περιβάλλουν τις κυψελίδες των πνευμόνων, οι οποίες περιέχουν αέρα πλούσιο σε οξυγόνο ($P_{aO_2}=100$ mmHg). Καθώς τα πνευμονικά τριχοειδή είναι φτωχά σε O_2 ($P_{aO_2}=40$ mmHg), εμφανίζεται μεγάλη διαφορά πίεσης μεταξύ των κυψελίδων και των πνευμονικών τριχοειδών, με αποτέλεσμα την πολύ γρήγορη μεταφορά O_2 οξυγόνου από τις κυψελίδες στα τριχοειδή και την ταχεία οξυγόνωση του αίματος ($P_{aO_2}=100$ mmHg). Αυτό συμβαίνει στο 1/3 των ερυθροκυτταρικών οδών στο κυψελιδικό τοίχωμα. Η απόσταση μεταξύ κυψελίδων και τριχοειδών είναι ελάχιστη και το πάχος των κυψελίδων και των τριχοειδών είναι επίσης ελάχιστο, οπότε η εξίσωση της μερικής πίεσης εγκαθίσταται σε 0,25sec. Τα πνευμονικά τριχοειδή στη συνέχεια συγχωνεύονται για να σχηματίσουν φλέβες, οι οποίες είναι φλέβες πλούσιες σε O_2 οξυγόνο, και καταλήγουν στον αριστερό κόλπο μέσω 4-5 πνευμονικών φλεβών (Jacob, 2003).

1.2.2. Καρδιακός παλμός

Η χρονική περίοδος από το τέλος μιας καρδιακής συστολής μέχρι το τέλος της επόμενης συστολής, ονομάζεται καρδιακός παλμός ή καρδιακός κύκλος. Κάθε

καρδιακός κύκλος ξεκινά με την αυτόματη παραγωγή δυναμικών δράσης στο φλεβόκομβο. Ο ρυθμός εκφόρτισης των κυττάρων του φλεβόκομβου καθορίζει το πόσες φορές συστέλλεται η καρδιά. Αφού παραχθεί το δυναμικό δράσης, διαβιβάζεται γρήγορα και στους δύο κόλπους και μέσω του κολποκοιλιακού δεματίου στις δύο κοιλίες. Υπό κανονικές συνθήκες, η μέση διάρκεια του καρδιακού κύκλου είναι περίπου 0.8 δευτερόλεπτα και περιλαμβάνει:

- Συστολή κόλπων (~ 0.1 sec)
- Συστολή κοιλιών (~ 0.3 sec)
- Καρδιακή παύλα (~ 0.4 sec)

Κατά τη διάρκεια της συστολής συμβαίνει σύσπαση της καρδιάς ενώ κατά τη διάρκεια της καρδιακής παύλας ή διαστολής ή διεύρυνσης, ο καρδιακός μυς χαλαρώνει. Γενικά, ο χτύπος της καρδιάς μπορεί να γίνει αισθητός σε περιοχές όπου οι μεγάλες αρτηρίες βρίσκονται κοντά στην επιφάνεια του σώματος (Τσιρώνη, 2013).

1.2.3. Λειτουργία της Καρδιάς

Το καρδιαγγειακό σύστημα παρέχει οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά στους ιστούς και απομακρύνει άχρηστα υλικά που πρόκειται να αποβληθούν από όργανα όπως οι πνεύμονες, το συκώτι και τα νεφρά. Αυτό το σύστημα απαιτεί για να λειτουργήσει διάφορες καταστάσεις. Η πνευμονική και η συστηματική κυκλοφορία μαζί βοηθούν για να εκπληρωθεί αυτός ο ρόλος. Η πνευμονική κυκλοφορία έχει χαμηλή αντίσταση με υψηλή χωρητικότητα και η συστηματική κυκλοφορία, έχει μια σχετικά υψηλή αντίσταση αγγειακής κλίσης.

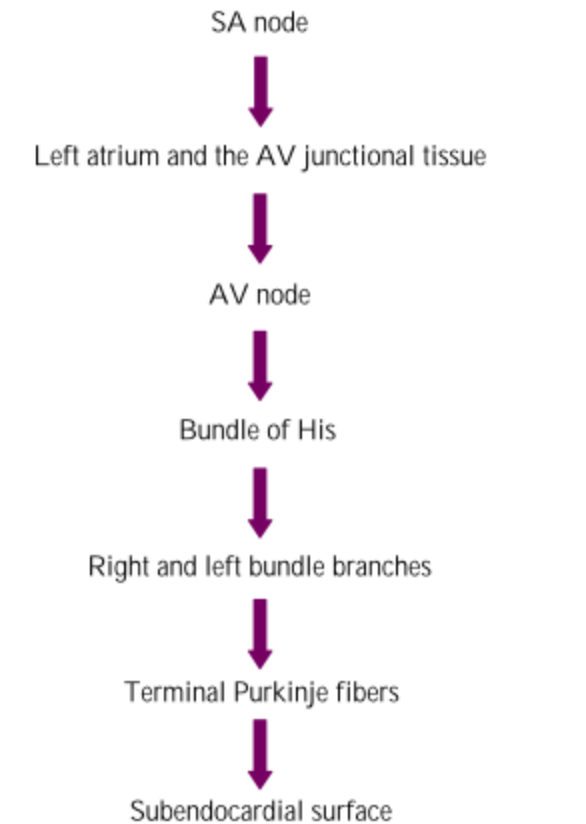
Το οξυγονωμένο αίμα από την άνω κοίλη φλέβα (από τα άνω άκρα, το κεφάλι και το τοίχωμα του θώρακα), λοιμώξεις- κοίλη φλέβα (κορμός, κοιλιακά όργανα) και τους στεφανιαίους κόλπους (από το μυοκάρδιο) φτάνει στο RA [1, 4, 6, 11]. Η PA είναι γεμάτη με αίμα, αυξάνοντας την πίεση στον κολπικό θάλαμο. Ουσιαστικά η τριγλώχινα βαλβίδα ανοίγει επιτρέποντας να εισέλθει το RV στο αίμα [1, 4, 6, 11]. Ως

αποτέλεσμα το RV αρχίζει να συστέλλεται, δημιουργείται πίεση στο RV αναγκάζοντας την τριγλώχινα βαλβίδα να κλείσει και την πνευμονική βαλβίδα να ανοίξει, εκτοξεύοντας έτσι το αίμα στις πνευμονικές αρτηρίες και στους πνεύμονες.

Το οξυγονωμένο αίμα από τους πνεύμονες φτάνει στο L μέσω των πνευμονικών φλεβών και έχει ως αποτέλεσμα, η πίεση στο LA να συσσωρεύεται, υπερβαίνοντας της πίεση του LV, όταν το αίμα γεμίζει το LV, και το LV ξεκινάει να συστέλλεται η αύξηση της πίεσης του θαλάμου LV αναγκάζει την μιτροειδή βαλβίδα να κλείσει και η αορτική βαλβίδα να ανοίξει, επομένως εκτινάσσεται η εισροή του αίματος στην αορτή, που θα διανεμηθεί σε όλη την έκταση το σώματος (Syed Shah, 2009).

Σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς (Ακολουθία διέγερσης):

Η καρδιά για να συσταλεί ο καρδιακός της μυς χρειάζεται ένα ηλεκτρικό ερέθισμα που θα του δώσει την εντολή. Αυτό συμβαίνει με έναν εξαιρετικά οργανωμένο τρόπο σε κάθε καρδιακό παλμό. Το ηλεκτρικό αυτό ερέθισμα ξεκινάει από μία περιοχή του δεξιού κόλπου τον φλεβόκομβο, που αποκαλείται και φυσιολογικός βηματοδότης της καρδιάς, γιατί αυτός έχοντας τη δυνατότητα αυτόματα να παράγει ερεθίσματα δίνει την αρχική εντολή, τον «βηματισμό» για να δημιουργηθεί ο κάθε καρδιακός παλμός. Το ηλεκτρικό αυτό σήμα ακολουθεί μια συγκεκριμένη και απόλυτα προγραμματισμένη πορεία διεγείροντας αρχικά τους κόλπους της καρδιάς (δεξιό και αριστερό), αναγκάζοντάς τους να συσταλούν και να προωθήσουν το αίμα στις κοιλίες της καρδιάς (δεξιά και αριστερή). Στη συνέχεια το ερέθισμα περνάει από τον κολποκοιλιακό κόμβο που βρίσκεται ανάμεσα στους κόλπους και τις κοιλίες. Αυτή η ταχεία, ταυτόχρονη και συντονισμένη εξάπλωση μέσω των κοιλιών παράγει μία συντονισμένη συστολή και των δύο κοιλιών, εξασφαλίζοντας έτσι αποτελεσματικότητα στην άντληση αίματος στο πνευμονικό και συστηματικό κυκλοφορικό σύστημα (Syed Shah, 2009).



Εικόνα 3. Σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς³.

Μηχανισμός διέγερσης και συστολής σύζευξης καρδιακών μυοκυττάρων:

Η ρύθμιση της συστολής του καρδιακού μύος έχει νευρικά, ορμονικά και εγγενή συστατικά. Η καρδιά απαρτίζεται από κυλινδρικά καρδιακά κύτταρα και η διέγερση τους ξεκινά από τα γειτονικά κύτταρα. Γενικά, τα καρδιακά κύτταρα είναι δύο τύπων τα ηλεκτρικά κύτταρα και τα κύτταρα του μυοκαρδίου. Τα ηλεκτρικά κύτταρα είναι εξειδικευμένα κύτταρα του μυοκαρδίου που έχουν ουσιαστικά χάσει την ικανότητα συστολής, αλλά εξειδικεύονται στην αγωγιμότητα των καρδιακών παλμών. Τα κύτταρα του μυοκαρδίου έχουν δύο συγκεκριμένες ιδιότητες: την ελκτικότητα, δηλαδή τα κύτταρα να μικραίνουν και να ξαναγυρνάνε στο αρχικό τους

³ (Syed Shah, 2009)

μήκος, και την επεκτασιμότητα, δηλαδή την ικανότητα των ινών των κυττάρων να τεντώνονται.

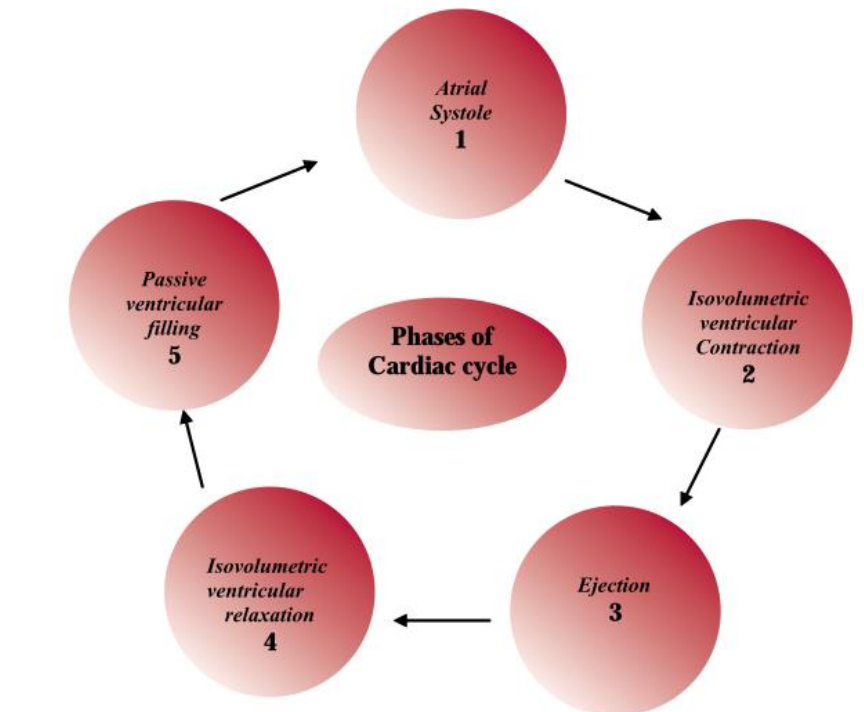
Ο μηχανισμός συστολής περιέχει πολλά βήματα και η «σύζευξη διέγερσης-συστολής» χρησιμοποιείται για να ορίσει τα γεγονότα που μεταφράζουν την πόλωση της μεμβράνης του καρδιακού κυττάρου στη συστολή των μυϊκών ινών. Τα συσταλτικά νήματα ακτίνης (πρωτεΐνη στα περισσότερα ευκαρυωτικά κύτταρα) και μυοσίνης στο μυοκάρδιο είναι υπεύθυνα για την συστολή. Στο καρδιακό κύτταρο, το σαρκοπλασματικό δίκτυο περιέχει υψηλή συγκέντρωση ιονισμένου Ca^{++} και πόλωση των T σωληνάρων, που είναι η προέκταση της κυτταρικής μεμβράνης και προκαλεί την απελευθέρωση Ca^{++} . Γενικά, η δυναμική δράση προηγείται από την συστολή, κυρίως του Ca^{++} . Η δυναμική καρδιακή δράση είναι μοναδική γιατί περιέχει μια φάση οροπεδίου, η οποία διατηρείται από την εσωτερική εισροή του Ca^{++} . Είναι αυτό το εσωτερικό ρεύμα Ca^{++} που πυροδοτεί την απελευθέρωση Ca^{++} από το σαρκοπλασματικό δίκτυο. Η ποσότητα του Ca^{++} που απελευθερώνεται εξαρτάται από την ισχύ του ρεύματος του Ca^{++} προς τα μέσα. Σε σύγκριση με τις συνθήκες ηρεμίας ή τις βασικές συνθήκες, η συγκέντρωση Ca^{++} είναι δέκα φορές υψηλότερη κατά τη διάρκεια ενός AP. Όταν η συγκέντρωση του Ca^{++} είναι υψηλή, η τροπονίνη-C δεσμεύεται από τέσσερα ιόντα Ca^{++} ανά μόριο και αυτό αλλάζει το σχήμα της τροπονίνης. Αυτή η αλλαγή στο σχήμα επιτρέπει στην τροπομυοσίνη να αποκαλύψει την τοποθεσία των διασταυρωμένων ενώσεων, που αλλοιώνει το σχηματισμό των εγκάρσιων ενώσεων μεταξύ της ακτίνης και των νημάτων μυοσίνης. Τέλος, σε κατάσταση ηρεμίας, τα μόρια πονίνης θωρακίζουν τις διασταυρούμενες ενώσεις.

Η παρουσία τριφωσφορικής αδενοσίνης (ATP) είναι σημαντική στη διαδικασία συστολής. Η μυοσίνη σχηματίζει την ATP και μία ώρα αργότερα υδρολύεται. Η ενέργεια που προέρχεται από την υδρόλυση δημιουργεί αλλαγές, στη διαμόρφωση της κεφαλής της μυοσίνης. Έτσι, η ακτίνη μπορεί να αποσπαστεί από τη μυοσίνη (10 nm/κύκλο). Τέλος, το ATP απαιτείται για τη χαλάρωση του μύος.

Σε γενικές γραμμές, αυξάνεται ο αριθμός των ενώσεων και προκαλεί αύξηση της συστολικής δύναμης, η οποία είναι ανάλογη με την ενδοκυτταρική συγκέντρωση Ca^{++} . Η χαλάρωση εμφανίζεται όταν το ενδοκυτταρικό Ca^{++} απομονώνεται στο σαρκοπλασμικό δίκτυο από την αντλία Ca^{++} . Τα ηλεκτρικά κύτταρα είναι ειδικά καρδιακά κύτταρα του συστήματος αγωγών. Αυτά τα κύτταρα είναι κυρίως για το σχηματισμό και τη διεξαγωγή των παλμών. Έχουν ορισμένες ειδικές ιδιότητες όπως την συνεκτικότητα (ικανότητα μετάδοσης ηλεκτρικού παλμού από ένα κύτταρο σε άλλο), την διεγερσιμότητα (ικανότητα του κυττάρου να ανταποκρίνεται σε ηλεκτρικούς παλμούς) και τον αυτοματισμό (ικανότητα του κυττάρου να δημιουργεί και να εκφορτώνει αυθόρμητα μια ηλεκτρική ώθηση).

Η πόλωση (ηλεκτρική ενεργοποίηση), η συστολή και η επαναπόλωση των καρδιακών κυττάρων οφείλεται στην ικανότητα των ηλεκτρικών θερμοκυττάρων να δημιουργούν τον ηλεκτρικό παλμό. Η ροή θετικών φορτισμένων ιόντων στο στην μεμβράνη των καρδιακών κυττάρων έχει ως αποτέλεσμα το σχηματισμό αυτών των ηλεκτρικών θερμοκυττάρων. Το εξωκυτταρικό υγρό που περιβάλλει τα καρδιακά κύτταρα περιέχουν θετικά και αρνητικά φορτισμένα ιόντα. Ωστόσο, η σύνθεση των ιόντων στους εξωκυτταρικούς και ενδοκυτταρικούς χώρους είναι διαφορετική. Πιο αναλυτικά, ο ενδοκυτταρικός χώρος περιέχει θετικά φορτισμένα ιόντα καλίου σε υψηλή συγκέντρωση και θετικά φορτισμένο νάτριο σε χαμηλότερη συγκέντρωση. Ο εξωκυτταρικός χώρος περιέχει θετικά φορτισμένο νάτριο και αρνητικά φορτισμένο χλωριούχο νάτριο σε υψηλή συγκέντρωση και χαμηλότερη συγκέντρωση ιόν καλίου . Η κίνηση στο ενδοκυτταρικό ιόν (καλίου) και στο πρωτογενές εξωκυτταρικό ιόν (νατρίου) μεσολαβεί στη ρύθμιση των ηλεκτρικών θερμοκυττάρων. Η κυκλική μετατόπιση των ιόντων αλλάζει το ηλεκτρικό πεδίο εντός του κυττάρου και οδηγεί σε αποπόλωση και επαναδιάταξη. Εν μέρει, η ιοντική μετατόπιση εξαρτάται από τους πόρους ή τα κανάλια που υπάρχουν στην κυτταρική μεμβράνη και στο άνοιγμα και το κλείσιμο των καναλιών που ρυθμίζεται από ηλεκτρικά, μηχανικά ή χημικά ερεθίσματα. Επιπλέον, η βαθμίδα συγκέντρωσης επηρεάζει την κατανομή των ιόντων στην κυτταρική μεμβράνη.

Στην κατάσταση ηρεμίας του κυττάρου, το κύτταρο είναι θετικά φορτισμένο εξωτερικά και αρνητικά φορτισμένο εσωτερικά, με αποτέλεσμα να μην εμφανίζεται ηλεκτρική δραστηριότητα. Στην συνέχεια, το κύτταρο διεγείρεται, η διαπερατότητα της μεμβράνης αλλάζει επιτρέποντας στο νάτριο να εισέλθει στο κύτταρο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το εσωτερικό του κυττάρου να γίνεται πιο θετικό από το εξωτερικό, με αποτέλεσμα μια αποπολωμένη κατάσταση. Μόλις ολοκληρωθεί η εκπόλωση, η μεμβράνη επιτρέπει την εκχώρηση του νατρίου, κάνοντας και πάλι το κύτταρο πιο αρνητικό μέσα. Αυτό το τελικό αποτέλεσμα ονομάζεται επαναπόλωση (Syed Shah, 2009).



Εικόνα 4. Φάσεις του καρδιακού κύκλου⁴.

⁴ (Syed Shah, 2009)

Κεφάλαιο 2: Ηλεκτροκαρδιογράφημα

2.1. Γενικά για το ΗΚΓ

2.1.1. Ιστορική αναδρομή

Το πρώτο βασικό βήμα στην ιστορία της ιατρικής έγινε από τον Ολλανδό γιατρό και φυσιολόγο Willem Einthoven (1860-1927). Ο Einthoven από τις αρχές του περασμένου αιώνα γνώριζε ότι η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς διαδίδεται μέχρι την επιφάνεια του δέρματος, επειδή το ανθρώπινο σώμα είναι καλός αγωγός του ηλεκτρισμού. Το 1903 με τη βοήθεια ενός ειδικού γαλβανόμετρου μπόρεσε να καταγράψει αυτή την ηλεκτρική δραστηριότητα ανακαλύπτοντας το γνωστό μας ηλεκτροκαρδιογράφημα. Για την ανακάλυψη του αυτή τιμήθηκε με το βραβείο Nobel ιατρικής το 1924 (Ιασω, 2021).

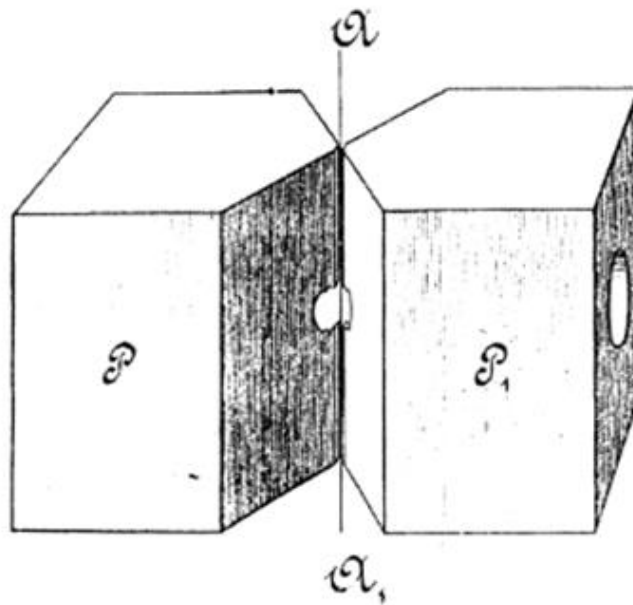
Πιο αναλυτικά, ο Einthoven διόρθωσε τα αντίγραφα του Lippmann όπου το αληθινό σχήμα από το ηλεκτροκαρδιογράφημα αποκάλυψε ότι δεν αποτελούσε το τελικό σημείο. Οι μαθηματικές διορθώσεις έπρεπε να επαναληφθούν για κάθε αντίγραφο το οποίο ήταν ευρέος πολύ περίπλοκο για οποιαδήποτε κλινική χρήση. Έτσι, ο Einthoven δημιούργησε ένα μέσο, που είναι τόσο γρήγορο όσο και αρκετά ευαίσθητο, ώστε να αποφύγει την διόρθωση των αντιγράφων.

Το ηλεκτρόμετρο του Lippmann ήταν ευαίσθητο αλλά πολύ αργό, ο γαλβανόμετρος καθρέφτης του Deprez-d'Arsonval, το οποίο ήταν ένα μικρό κινούμενο πηνίο αγώγιμου σύρματος αναρτημένο σε ένα μαγνητικό πεδίο, ήταν γρήγορο στην καταγραφή του αλλά όχι αρκετά ευαίσθητο για να καταγράψει τα ρεύματα δράσης της καρδιάς. Ξεκινώντας από τον τελευταίο τύπο γαλβανόμετρου, ο Einthoven υπολόγισε τις απαιτήσεις για την αύξηση της ευαισθησίας του. Βρήκε ότι η μείωση του βάρους του κινούμενου πηνίου (ελάττωση του αριθμού και των διαστάσεων των περιελίξεων του πηνίου) και η αύξηση της ισχύος, του μαγνητικού

πεδίου, ήταν απαραίτητη. Έτσι, αποφάσισε να χρησιμοποιήσει ένα μοναδικό αντικείμενο και ένα μικρό σύρμα με επικαλύψει ασημιού και χαλαζία. Το σημείο αυτό περιορίστηκε και το διάστημα μεταξύ των ηλεκτρομαγνητικών ισχυρών πόλων ήταν διάτρητο από τρύπες έτσι το σύρμα μπορούσε να φωτιστεί και να παρατηρηθεί από δύο μικροσκόπια.

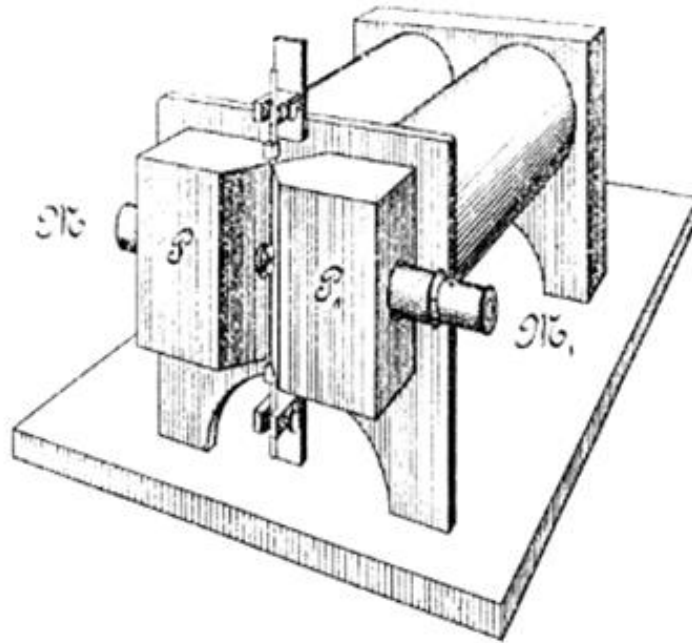
Κατά την κατασκευή αυτού «γαλβανόμετρο χορδών» ο Einthoven αντιλήφθηκε ένα άλλο όργανο με μία χορδή σε μαγνητικό πεδίο, που επινόησε ο Ader ως δέκτης σημάτων Morse που μεταδίδεται με υποθαλάσσια τηλεγραφικά καλώδια. Δεν προοριζόταν ούτε χρησιμοποιήθηκε ποτέ ως γαλβανόμετρο, δηλαδή για τη μέτρηση των ηλεκτρικών ρευμάτων. Ο Einthoven ανέφερε την ύπαρξή του στην πρώτη του δημοσίευση του γαλβανόμετρου χορδών με τον ίδιο τρόπο που ανέφερε σε μια μεταγενέστερη δημοσίευση το 1909. Δηλαδή τη χρήση ενός οργάνου από τον Ewing με δύο χορδές για τη μέτρηση της έντασης του μαγνητικού πεδίου, πριν από τον Ader. Σε αυτό το έγγραφο του 1909 ο Einthoven έγραψε επίσης την ευαισθησία της ραδιοτηλεόρασης του Ader. Τέλος, η αναφορά του Einthoven για το έγχορδο όργανο του Ader μερικές φορές οδηγούσε στο συμπέρασμα ότι το γαλβανόμετρο χορδών του Einthoven βασίστηκε στη βελτίωση αντί για σκόπιμη έρευνα και εφεύρεση (Snellan, 1995).

Νόμος του Einthoven: Το άθροισμα των δυναμικών στις απαγωγές I και III είναι ίσο με το δυναμικό της απαγωγής II (υποκεφάλαιο 2.1.5).



Εικόνα 5. Αρχή του γαλβανόμετρου χορδής όπως απεικονίζεται σε 2 σχηματικά σχέδια του Einthoven στο "The telecardiogramme" (1906). Οι πόλοι P και P1 του ο ηλεκτρομαγνήτης αφήνει μόνο ένα στενό χώρο για να κινηθεί η χορδή A-A1 και τρυπιούνται από οπές για τα δύο μικροσκόπια⁵.

⁵ (Snellan, 1995)



Εικόνα 6. Όψη από πάνω και μπροστά. Δεξιά ο ηλεκτρομαγνήτης με τα κοντάρια ο ένας στον άλλο και η χορδή στο στενό ενδιάμεσο διάστημα. Επίσης ορατά είναι τα δύο μικροσκόπια⁶.

2.1.2. Ορισμός

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) είναι γράφημα των μεταβολών των ηλεκτρικών δυναμικών που δημιουργούνται από την ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς. Τα ηλεκτρικά ερεθίσματα, δηλαδή λιλιπούτεια ηλεκτρικά δυναμικά, παράγονται από το σύστημα παραγωγής και αγωγής των διεγέρσεων που διαθέτει η καρδιά και μεταφέρονται στον τελικό αποδέκτη που είναι το μυοκαρδιακό κύτταρο. Την ηλεκτρική διέγερση ακολουθεί η σύσπαση του μυοκαρδιακού κυττάρου και εν συνεχεία ακολουθεί η αποκατάσταση των ηλεκτρικών δυναμικών στην αρχική κατάσταση. Όλη η αλληλουχία (σειρά) των μεταβολών των δυναμικών καταγράφεται και έτσι παράγεται το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Τα δυναμικά καταγράφονται από

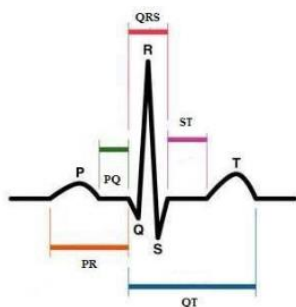
⁶ (Snellan, 1995)

διάφορες γωνίες και έτσι ο πλούτος των πληροφοριών αυξάνει σημαντικά (Βραχάτης, 2012)

2.1.3. Καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Αρχικά, το φλεβόκομβο ενεργοποιεί φυσιολογικά την διέγερση των κόλπων και η συνιστάμενη κατεύθυνση είναι προς τον κολποκοιλιακό κόμβο. Η εξάπλωση του ερεθίσματος του κόλπου φαίνεται με την ένδειξη P με άλλα λόγια το έπαρμα P αναγράφει την εκπόλωση των κόλπων. Όταν γίνεται το ερέθισμα του κολποκοιλιακού κόμβου, η ώση επιβραδύνεται και στο ΗΚΓ γράφεται η ισοηλεκτρική γραμμή δηλαδή το διάστημα PQ. Στην συνέχεια διεγείρονται οι κοιλίες που παράγουν το σύμπλεγμα επαρμάτων δηλαδή το σύμπλεγμα QRS (εκπόλωση των κοιλιών). Αυτό έχει ως συνέπεια το έπαρμα P και QRS να είναι επάρματα εκπόλωσης. Τα ηλεκτρικά ρεύματα δημιουργούν το έπαρμα T, τα οποία δημιουργούνται από την ανάνηψη των κοιλιών από την φάση της εκπόλωσης. Η εργασία αυτή γίνεται στο μυοκάρδιο των κοιλιών 0,25-0,35 sec μετά την εκπόλωση, αυτό το έπαρμα ονομάζεται έπαρμα εκπόλωσης. Το ΗΚΓ απαρτίζει τα επάρματα εκπόλωσης και επαναπόλωσης . Επίσης, το σύμπλεγμα QRS καλύπτει το έπαρμα που δημιουργείται από την επαναπόλωση των κόλπων και αυτό έχει ως συνέπεια να μην αποτυπώνεται στο ΗΚΓ.

Όταν επεκτείνεται το έπαρμα της καρδιακής διέγερσης, τα ηλεκτρικά ρεύματα πηγαίνουν στους ιστούς γύρω από την καρδιά και ένα μέρος από αυτά καταφθάνει στην επιφάνεια του σώματος. Έτσι, όταν τοποθετηθούν ηλεκτρόδια πάνω στο δέρμα στο μπροστινό και οπίσθιο μέρος της καρδιάς καταγράφονται οι ηλεκτρικές δυνάμεις της (Καραλίδου, 2018).



Εικόνα 7. Τα επάρματα και τα διαστήματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. P= εκπόλωση κόλπων, PR= εκπόλωση κόλπων έως αρχή εκπόλωσης κοιλιών, PQ= διέλευση ερεθίσματος από κολποκοιλιακό κόμβο, QRS= εκπόλωση κοιλιών, QT= πλήρης κύκλος εκπόλωσης και επαναπόλωσης κοιλιών, ST= τέλος εκπόλωσης μέχρι αρχή επαναπόλωσης κοιλιών, T= επαναπόλωση κοιλιών⁷.

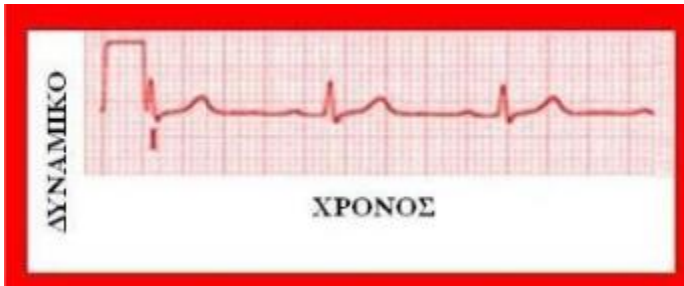
2.1.4. Τρόπος λήψης του ΗΚΓ

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα δημιουργείται με την βοήθεια της ειδικής συσκευής που λέγεται ηλεκτροκαρδιογράφος. Η συσκευή αυτή είναι ένα βολτόμετρο που γράφει τις αλλαγές δυναμικού των ερεθισμάτων που δημιουργούνται στην καρδιά και καταφθάνουν στην επιφάνεια του σώματος. Τα μέρη του ηλεκτροκαρδιογράφου είναι η κεντρική μονάδα και 10 καλώδια. Πιο αναλυτικά, οι τέσσερις πλάκες μπαίνουν στα άνω και κάτω άκρα και τα έξι ηλεκτρόδια στο θωρακικό τοίχωμα του εξεταζόμενου. Από την κεντρική μονάδα πραγματοποιείται η ενεργοποίηση και η απενεργοποίηση της συσκευής, η ταχύτητα, η χρήση φίλτρων, το μέγεθος και ο τρόπος καταγραφής του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Μέσα στην κεντρική μονάδα βρίσκεται η ακίδα και εκεί μπαίνει ένα μιλιμετρέ χαρτί. Το χαρτί αποτελείται από τον οριζόντιο και κάθετο άξονα, στα οποία καταγράφεται ο χρόνος και το δυναμικό, αντίστοιχα.

Το μιλιμετρέ μετακινείται με ταχύτητα 25 mm/sec και 50 mm/sec εφόσον πρέπει να πραγματοποιηθεί εκτεταμένη καταγραφή. Άρα, τα 0,04 sec αντιστοιχούν σε 1mm και τα 0,2 sec σε 5mm. Επίσης, στον κατακόρυφο άξονα γράφεται το μέγεθος

⁷ (Καραλίδου, 2018)

των δυναμικών δηλαδή το 1mm αντιστοιχεί σε 0,1mV και σε συγκεκριμένες περιπτώσεις με το μισό ή το διπλάσιο (Καραλίδου, 2018).



Εικόνα 8. Μιλμετρέ χαρτί του ηλεκτροκαρδιογράφου⁸.

2.1.5. Χαρακτηριστικά του ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Βασικές αρχές του ΗΚΓ:

Για να γίνει η ηλεκτρική καταγραφή της λειτουργίας της καρδιάς, οι απαγωγές τοποθετούνται σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος. Ως θετική απόκλιση ορίζεται η καταγραφή του ερεθίσματος με κατεύθυνση προς την μία απαγωγή. Όμως, αν υπάρχει αντίθετη κατεύθυνση δημιουργείται το έπαρμα με αρνητική απόκλιση. Επίσης, όταν το ερέθισμα έχει κάθετη κατεύθυνση συγκριτικά με την απαγωγή, τότε δημιουργείται το διφασικό έπαρμα.



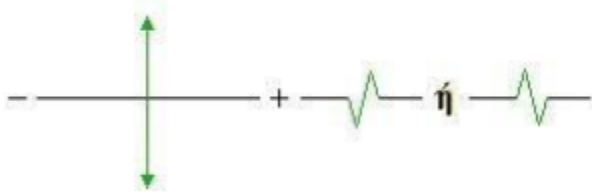
Εικόνα 9. Θετική απόκλιση⁹.

⁸ (Καραλίδου, 2018)

⁹ (Καραλίδου, 2018)



Εικόνα 10. Αρνητική απόκλιση¹⁰.



Εικόνα 10. Διφασική απόκλιση¹¹.

Απαγωγές του ηλεκτροκαρδιογραφήματος:

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα έχει 12 κυματομορφές απαγωγών. Αυτές είναι 6 απαγωγές των άκρων για τα ηλεκτρικά δυναμικά της καρδιάς που πηγαίνουν στα άκρα (I, II, III, aVL, aVF) και άλλες 6 προκαρδιοτικές απαγωγές για τα δυναμικά που φθάνουν στην μπροστινή επιφάνεια του θώρακα (V1, V2, V3, V4, V5, V6).

Οι διπολικές απαγωγές είναι η I, II, III και βρίσκουν την διαφορά του δυναμικού μεταξύ των άκρων. Η τοποθέτηση του αρνητικού ηλεκτροδίου στο δεξιό άνω άκρο και του θετικού ηλεκτροδίου στο αριστερό άνω άκρο γράφει την απαγωγή I. Όταν το ερέθισμα πηγαίνει από δεξιά προς τα αριστερά, η καταγραφή είναι θετική. Δηλαδή, η απαγωγή I φανερώνει τα ηλεκτρικά ερεθίσματα που έρχονται από το πλάγιο τμήμα της καρδιάς. Για να γίνει η καταγραφή της απαγωγής II το αρνητικό ηλεκτρόδιο τοποθετείται στο δεξιό άνω άκρο και το θετικό στο αριστερό κάτω άκρο. Άρα, όταν καταγράφεται θετικό έπαρμα σημαίνει ότι το ερέθισμα έχει κίνηση από δεξιά προς τα

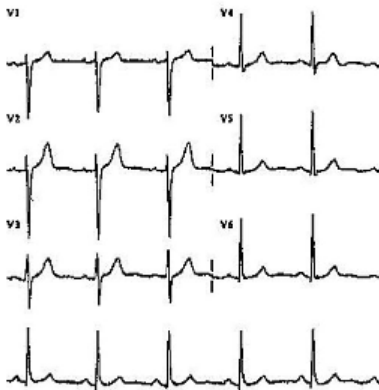
¹⁰ (Καραλίδου, 2018)

¹¹ (Καραλίδου, 2018)

αριστερά. Επίσης, αυτή η απαγωγή δείχνει τα ηλεκτρικά ερεθίσματα που προέρχονται από το κάτω μέρος της καρδιάς. Τέλος, η απαγωγή III καταγράφει το θετικά φορτισμένο έπαρμα δηλαδή την ηλεκτρική λειτουργία στο κάτω μέρος της καρδιάς. Αυτό επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση, του αρνητικού ηλεκτροδίου στο αριστερό πάνω άκρο, και του θετικού στο αριστερό κάτω άκρο.

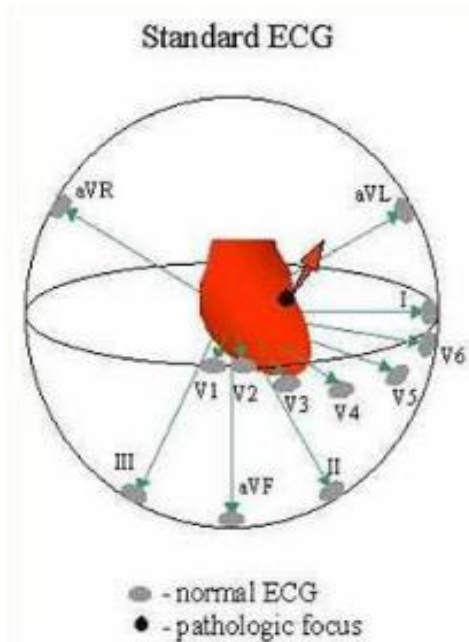
Οι μονοπολικές απαγωγές είναι οι aVR, aVL και aVF. Σε αυτές τα δύο άκρα ενώνονται με το αρνητικά φορτισμένο πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου και στο τρίτο άκρο ενώνονται με το θετικό πόλο. Οι παραπάνω απαγωγές όμως διαφοροποιούνται από την σύνδεση του θετικά φορτισμένου ηλεκτροδίου. Όταν το ηλεκτρόδιο ενώνεται στο δεξιό άνω άκρο τότε ορίζεται η απαγωγή aVR. Επίσης, απαγωγή aVL ορίζεται το ηλεκτρόδιο που ενώνεται με το αριστερό άνω άκρο και το ηλεκτρόδιο που ενώνεται με το αριστερό κάτω άκρο είναι η απαγωγή aVF. Τέλος, τα σημεία σύνδεσης των I, II και III ταυτίζονται με τις παραπάνω απαγωγές.

Προκάρδιες ή θωρακικές απαγωγές είναι οι V1, V2, V3, V4, V5, V6 στις οποίες η πραγματοποίηση της καταγραφής γίνεται με την χρήση έξι ηλεκτροδίων. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο μπροστινό θωρακικό τοίχωμα (Καραλίδου, 2018).



Εικόνα 11. Προκάρδιες ή θωρακικές κυματομορφές. Το σύμπλεγμα GRS, στις απαγωγές V1 και V2 είναι αρνητικό, και στις απαγωγές V4, V5 και V6 είναι θετικό¹².

¹² (Καραλίδου, 2018)



Εικόνα 12. Τοποθέτηση απαγωγών. Οι V1, V2, V3 και V4 στο μπροστινό τοίχωμα της καρδιάς. Οι V5, V6, I και aVL στο πλάγιο τοίχωμα της καρδιάς. Οι II, III και aVF στο κατώτερο τοίχωμα της καρδιάς. Η aVR στον δεξιό κόλπο και οι V3, V4 στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα¹³.

Ηλεκτρικές τάσεις στο ηλεκτροκαρδιογράφημα:

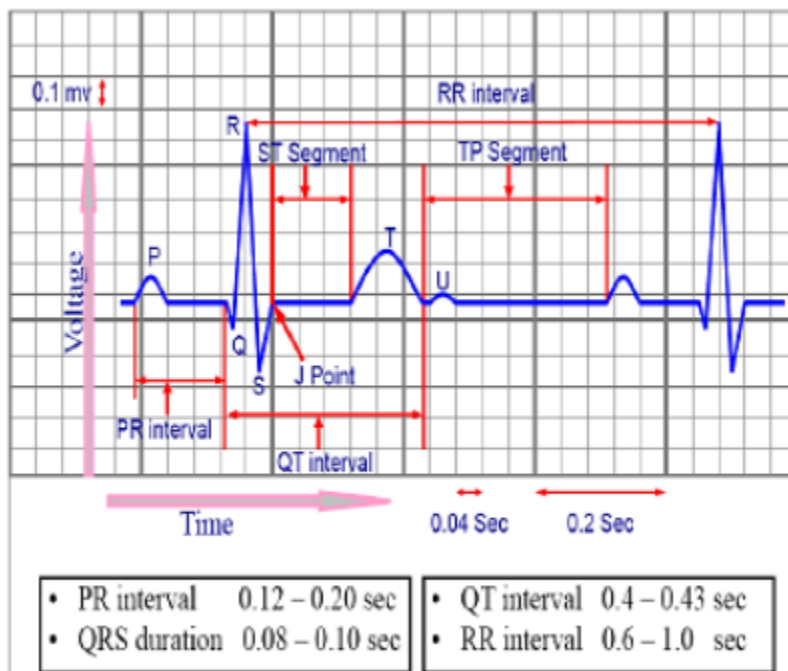
Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων (απαγωγών) στην επιφάνεια του σώματος επηρεάζει την ηλεκτρική τάση των κυμάτων στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Δηλαδή, όταν ο πρώτος απαγωγέας τοποθετείται στο εμπρόσθιο τμήμα της καρδιάς και ο δεύτερος τοποθετείται σε άλλο σημείο του σώματος, η ηλεκτρική τάση QRS φτάνει τα 3 ή 4 mV, η οποία θεωρείται μικρή τάση. Το μονοφασικό δυναμικό ενέργειας φτάνει τα 110 mV γιατί καταγράφεται με άμεσο τρόπο, από την κυτταρική μεμβράνη μυϊκής ίνας του μυοκαρδίου. Όταν στο ηλεκτροκαρδιογράφημα φαίνονται το ηλεκτρόδια πάνω στα δύο άνω άκρα, η ηλεκτρική τάση του QRS αποτυπώνεται με 1 mV από την κορυφή του επάρματος R έως το κάτω μέρος του επάρματος. Το έπαρμα P έχει 0,1 – 0,3 mV και το έπαρμα T έχει 0,2 – 0,3 mV.

¹³ (Καραλίδου, 2018)

Διάστημα R-Q ορίζεται το χρονικό διάστημα που παρεμβάλει ανάμεσα στο έπαρμα P και στο σύμπλεγμα GRS. Δηλαδή, ο χρόνος πριν την έναρξη της συστολής των κοιλιών και μετά την έναρξη της συστολής των κόλπων. Το διάστημα αυτό έχει 0,16 sec και μερικές φορές λέγεται διάστημα P-R εφόσον το Q απουσιάζει.

Διάστημα Q-T είναι η συστολή των κοιλιών που ξεκινά από την αρχή του επάρματος Q μέχρι την λήξη του επάρματος T και έχει διάρκεια 0,35 sec.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα αναγνωρίζει την συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας, επειδή η καρδιακή συχνότητα είναι αντίστροφη από το χρονικό διάστημα που υπάρχει ανάμεσα των δύο διαδοχικών καρδιακών παλμών. Όταν το χρονικό διάστημα αυτό είναι 1 sec, η καρδιακή συχνότητα αποτελείται από 60 καρδιακούς παλμούς το λεπτό. Επίσης, το ενδιάμεσο χρονικό διάστημα των συμπλεγμάτων QRS είναι 0,83 sec, δηλαδή η καρδιακή συχνότητα είναι 72 καρδιακοί παλμοί/ λεπτό (Καραλίδου, 2018).



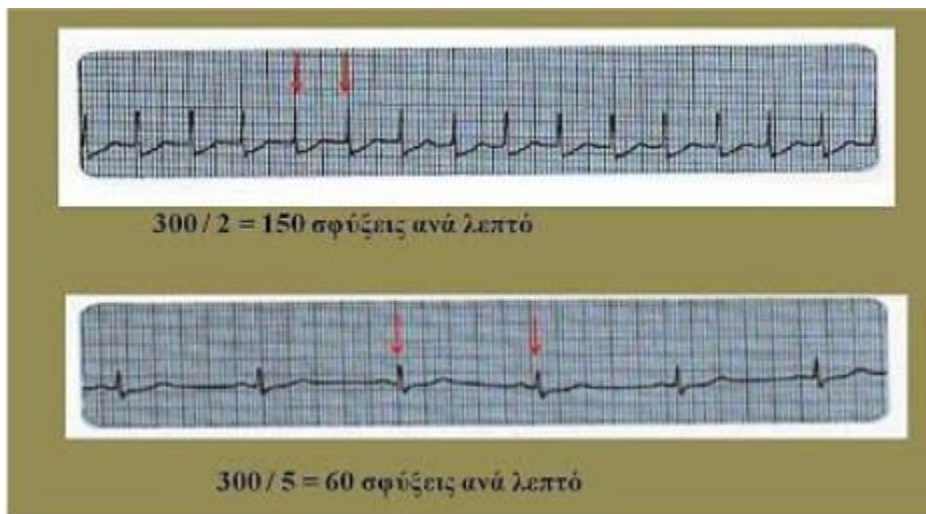
Εικόνα 13. Καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος ενός κύκλου¹⁴.

Προσδιορισμός της συχνότητας του καρδιακού ρυθμού:

Ο προσδιορισμός της συχνότητας του καρδιακού ρυθμού εξαρτάται από τον τρόπο του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ρυθμικό ή μη ΗΚΓ).

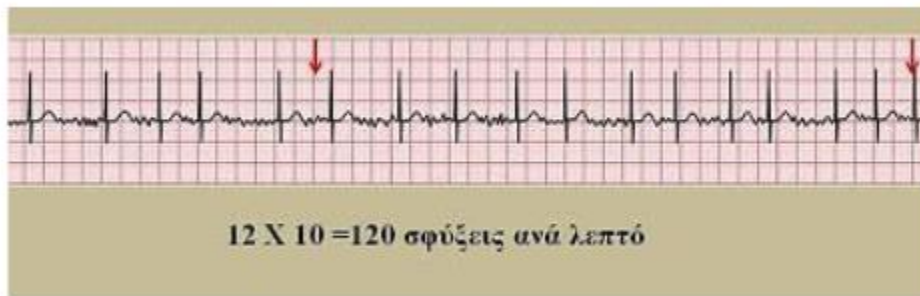
Αν το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι ρυθμικό τότε υπάρχει ένα R, το οποίο ταυτίζεται με την αρχή ενός μεγάλου τετραγώνου, και διαιρείται με τον συνολικό αριθμό των μεγάλων τετραγώνων, μεταξύ των δύο R (300/R)(Εικόνα 14).

Αν το ηλεκτροκαρδιογράφημα δεν είναι ρυθμικό τότε υπολογίζεται ο αριθμός των R (Μεταξύ του χρονικού διαστήματος που αντιπροσωπεύει τα έξι δευτερόλεπτα), ο οποίος πολλαπλασιάζεται με τον αριθμό δέκα (Εικόνα 15) (Καραλίδου, 2018).



Εικόνα 14. Καθορισμός καρδιακής συχνότητας σε ρυθμικό ηλεκτροκαρδιογράφημα.

¹⁴ (Καραλίδου, 2018)



Εικόνα 15. Καθορισμός καρδιακής συχνότητας σε μη ρυθμικό ηλεκτροκαρδιογράφημα¹⁵.

2.2. Ψηφιακή Επεξεργασία ΗΚΓ

2.2.1. Βήματα για τη επεξεργασία του ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Τα ηλεκτρικά σήματα της καρδιάς ανιχνεύονται από τα ηλεκτρόδια και αρχικά ενισχύονται τα δυναμικά τους. Στη συνέχεια το αναλογικό σήμα φιλτράρεται με σκοπό τη μείωση του ποσοστού θορύβου αλλά και τον περιορισμό του εύρους του στη ζώνη συχνοτήτων που μας ενδιαφέρει. Η αναλογική κυματομορφή, στη συνέχεια μετατρέπεται σε ψηφιακό σήμα μέσω του αναλογικού-ψηφιακού μετατροπέα, δηλαδή, μετατρέπεται σε σειρά από διακριτούς αριθμούς και στο χρόνο και στο εύρος που μπορούν πολύ εύκολα να τους χειριστούν οι ψηφιακοί επεξεργαστές. Η μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακή μορφή θεωρητικά μπορεί να χωριστεί σε δύο στάδια, τη διαδικασία δειγματοληψίας, όπου το συνεχές σήμα μετατρέπεται σε διακριτή χρονοσειρά τα στοιχεία της οποίας ονομάζονται δείγματα, και τη διαδικασία ποσοτικοποίησης, που θέτει τις τιμές των ευρών κάθε δείγματος έτσι ώστε να ανήκουν σε ένα σύνολο καθορισμένων διακριτών τιμών.

Η διαδικασία της δειγματοληψίας στηρίζεται στο θεώρημα δειγματοληψίας ή θεώρημα του Shannon σύμφωνα με το οποίο ένα σήμα συνεχούς χρόνου μπορεί να επανακτηθεί πλήρως από τα δείγματά του, αν και μόνο αν ο ρυθμός δειγματοληψίας είναι τουλάχιστον δύο φορές μεγαλύτερος από τη ζώνη εύρους του σήματος. Εάν

¹⁵ (Καραλίδου, 2018)

αυτό δεν ισχύει, τότε θα έχουμε το φαινόμενο του ψευδίσματος όπου η πληροφορία του σήματος αλλοιώνεται λόγω της συγχώνευσης διαφορετικών περιοχών συχνοτήτων. Όσον αφορά τη διαδικασία της ποσοτικοποίησης κωδικοποιεί τα δείγματα βάση προκαθορισμένων αλγορίθμων.

Με την ψηφιοποίηση του σήματος είμαστε σε θέση πλέον να προεπεξεργαστούμε το σήμα και να υλοποιήσουμε καλύτερο φιλτράρισμα με τη χρήση ψηφιακών μεθόδων οπότε κάθε μορφή θορύβου μειώνεται δραστικά ενώ παράλληλα τα χαρακτηριστικά του ηλεκτροκαρδιογραφικού σήματος ενισχύονται. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται φιλτράρισμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και εξαρτάται άμεσα από το επόμενο βήμα. Έτσι αν σκοπός μας είναι η εμφάνιση του ΗΚΓ σε κάποια οθόνη ή η καταγραφή του σε ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί τότε τα φίλτρα που θα εφαρμοστούν δεν θα πρέπει να αλλοιώνουν το αρχικό σήμα ενώ αν επιδιώκουμε τον εντοπισμό κάποιων συγκεκριμένων χαρακτηριστικών του ΗΚΓ (για παράδειγμα του συμπλέγματος QRS) τότε τα φίλτρα ενδείκνυται να ενισχύουν αυτά τα χαρακτηριστικά και κατά κάποιο τρόπο να αντιμετωπίζουν τα υπόλοιπα ως θόρυβο.

Μετά το ψηφιακό φιλτράρισμα ακολουθεί η ανάλυση του ΗΚΓ όπου πραγματοποιείται η αναγνώριση των χαρακτηριστικών και η μέτρησή τους. Για την αναγνώριση τους έχουν προταθεί ποικίλες τεχνικές στην βιβλιογραφία που συνδυάζουν θεωρίες και αλγορίθμους από το ευρύτερο φάσμα της επεξεργασίας και ανάλυσης των ψηφιακών σημάτων. Το τι ακριβώς θα αναγνωριστεί στο ΗΚΓ εξαρτάται άμεσα από το επόμενο στάδιο του συστήματος επεξεργασίας, αυτό της διάγνωσης. Έχοντας αναγνωρίσει τα χαρακτηριστικά του ΗΚΓ πρέπει και να τα προσδιορίσουμε ποσοτικά. Στη φάση λοιπόν της μέτρησης θα βρούμε τις τιμές της χρονικής διάρκειας των κυμάτων και διαστημάτων του ΗΚΓ αλλά και τις αποκλίσεις που αυτά παρουσιάζουν από την ισοηλεκτρική γραμμή. Η φάση της μέτρησης μπορεί να περιλαμβάνει και τη μέτρηση ποικίλων άλλων δεικτών όπως η κλίση κάποιων

τμημάτων για παράδειγμα ST, το εμβαδόν κάποιας περιοχής ή την εξαγωγή μίας χρονοσειράς για κάποιο χαρακτηριστικό (Jaeger, 1982).

2.2.2. Θόρυβος στο ΗΚΓ

Τα σήματα ΗΚΓ με συχνότητες μεταξύ 0,5Hz και 100Hz περιέχουν διάφορους τύπους θορύβου εκτός από το κανονικό περιεχόμενο που σχετίζεται με το σύμπλεγμα QRS και τα **επάρματα** P και T. Η διαδικασία εξάλειψης του θορύβου δεν είναι μια ξεκάθαρη διαδικασία και μερικές φορές είναι εντελώς ανέφικτη. Αυτό οφείλεται στους διαφορετικούς τύπους παρεμβολών και τεχνουργημάτων που μπορούν να εμφανιστούν ταυτόχρονα. Επιπλέον, οι θόρυβοι αυτοί δεν είναι μόνο συχνά παροδικής φύσης, αλλά η εμφάνιση και η διάρκειά τους είναι απρόβλεπτες, καθιστώντας τη διαδικασία αφαίρεσης του θόρυβου ακόμη πιο δύσκολη.

Οι θόρυβοι που παρεμβάλλονται στο σήμα ΗΚΓ μπορούν να ταξινομηθούν στους ακόλουθους τύπους

- i. Παρεμβολές γραμμής ρεύματος: πρόκειται για θόρυβο στα 50/60 Hz.
- ii. Διαταραχές στη γραμμή βάσης: προκαλείται συνήθως από την απώλεια της επαφής του δέρματος λόγω της αναπνοής του ασθενούς ή της κίνησης των ηλεκτροδίων. Έχει φάσμα 0,15-0,3Hz και μέσο πλάτος περίπου 15% της απόκλισης πλήρους κλίμακας (FSD).
- iii. Ηλεκτρομυογραφικός(EMG) θόρυβος ο οποίος προκαλείται από την ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών, έχει φάσμα 0-1000Hz και μέσο πλάτος 10% της απόκλισης πλήρους κλίμακας (FSD).
- iv. Θόρυβος EMG που οφείλεται σε ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές από διάφορες ηλεκτρικές συσκευές.
- v. Τεχνάσματα που οφείλονται στην κίνηση του ηλεκτροδίου σε επαφή με το δέρμα. Προκαλεί μεταβολή της αντίστασης μεταξύ του ηλεκτροδίου και

του δέρματος, με αποτέλεσμα διαταραχή του ΗΚΓ (που συνήθως εκδηλώνεται ως απότομο άλμα της βασικής γραμμής).

2.2.3. Βασική ιδέα φιλτραρίσματος του ΗΚΓ

Οι περισσότερες κυματομορφές αποτελούνται από ένα συνδυασμό σήματος και θορύβου. Το σήμα είναι το τμήμα της κυματομορφής που ενδιαφέρει, ενώ ο θόρυβος είναι όλα τα υπόλοιπα- στόχος του φιλτραρίσματος του ΗΚΓ είναι να διαχωριστεί το καθαρό σήμα από το θόρυβο ή να εντοπιστούν χαρακτηριστικά του σήματος του ΗΚΓ που έχουν παραμορφωθεί από το θόρυβο.

Η σχετική ποσότητα σήματος και θορύβου ποσοτικοποιείται από το SNR, το οποίο είναι ο λόγος του σήματος προς το θόρυβο και τα δύο μετρούμενα σε τιμές RMS πλάτους. Το SNR μετριέται σε dB, ενώ ο θόρυβος μετριέται σε dB, ενώ το σήμα προς το θόρυβο μετριέται σε dB.

Δηλαδή: $SNR = 20 * \log \text{signal} / \text{noise}$

Η σημασία του φιλτραρίσματος είναι επίσης εμφανής στη διαδικασία μετατροπής του αναλογικού σήματος ΗΚΓ σε ψηφιακό. Η διαδικασία αυτή πραγματοποιείται από έναν μετατροπέα A/D, ο οποίος μετατρέπει ένα συνεχές σήμα σε σήμα διακριτού χρόνου που μπορεί να θεωρηθεί ως πίνακας στη μνήμη του υπολογιστή: $x(n) = [x_1, x_2, \dots, x_N]$.

Σύμφωνα με το θεώρημα δειγματοληψίας, η συχνότητα FS στην οποία γίνεται η δειγματοληψία του σήματος πρέπει να είναι τουλάχιστον διπλάσια της μέγιστης τιμής F_{max} που περιέχεται στο σήμα. Με αυτόν τον τρόπο, το σήμα μπορεί να ψηφιοποιηθεί χωρίς να χαθεί καμία πληροφορία. Αντίθετα, εάν το σήμα περιέχει συχνότητες υψηλότερες από $FS/2$, εμφανίζονται φαινόμενα φασματικής αλλοίωσης και ένας μεγάλος αριθμός σημάτων συνεχούς χρόνου αναπαρίσταται από το ίδιο σύνολο δειγμάτων, με αποτέλεσμα την απώλεια πληροφορίας και την εσφαλμένη ψηφιοποίηση. Αυτό μπορεί να αποφευχθεί με τη χρήση ρυθμών δειγματοληψίας

υψηλότερων από το εύρος ζώνης του αναλογικού σήματος ή με φιλτράρισμα του σήματος πριν από τη διαδικασία ψηφιοποίησης. Οι υψηλότεροι ρυθμοί δειγματοληψίας είναι ακριβότεροι από την άποψη του κόστους μνήμης οπότε οι διαδικασίες φιλτραρίσματος είναι προτιμότερες. Επομένως, όλες οι συχνότητες σήματος μεγαλύτερες από $FS/2$ πρέπει να εξασθενούν επαρκώς.

Η διαδικασία του φιλτραρίσματος μιας χρονικής σειράς περιλαμβάνει τον μετασχηματισμό ενός διακριτού, μίας διάστασης σήματος $x(n)$ που αποτελείται από N σημεία, έτσι ώστε $x(n) = (x_1, x_2, \dots, x_N)^T$ σε μία νέα αναπαράσταση $y(n) = (y_1, y_2, \dots, y_N)^T$. Εάν $x(n)$ είναι ένα διάνυσμα στήλης που αναπαριστά ένα κανάλι του ΗΚΓ, τότε μπορούμε να γενικεύσουμε την αναπαράσταση έτσι ώστε τα δεδομένα της εισόδου X που απαρτίζεται από M κανάλια του ΗΚΓ και η αντίστοιχη μετασχηματισμένη αναπαράσταση Y να δίνονται ως εξής:

$$X = \begin{bmatrix} x_{11} & \cdots & x_{1M} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{N1} & \cdots & x_{NM} \end{bmatrix}, \quad Y = \begin{bmatrix} y_{11} & \cdots & y_{1M} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ y_{N1} & \cdots & y_{NM} \end{bmatrix}, \quad Y^T = W^* X^T,$$

Όπου $W_{N \times M}$: ο πίνακας μετασχηματισμού.

Ο κύριος στόχος αυτού του μετασχηματισμού είναι η έκφραση των δεδομένων σε έναν διαφορετικών διαστάσεων χώρο, έτσι ώστε να είναι εφικτή η απόρριψη των διαστάσεων που αντιστοιχούν στον θόρυβο (D.C. Gari, 2006).

2.2.4. Προεπεξεργασία του ΗΚΓ

2.2.5. Στάδιο ανάλυσης

Μόλις ολοκληρωθεί το στάδιο της εκπαίδευσης, η διαδικασία ανίχνευσης συνεχίζεται στο υπόλοιπο μέρος του σήματος, το οποίο δεν έχει υποστεί προεπεξεργασία. Το προσαρμοστικό κατώφλι που χρησιμοποιείται για την ανίχνευση των υπόλοιπων QRS βασικών σημείων δίνεται από την παρακάτω έκφραση:

$$th(k) = \frac{\beta_1 * Re(k) + \beta_2 * R(k - 1)}{\beta_1 + \beta_2} * a$$

όπου:

$th(k)$: η τιμή του κατωφλίου που υπολογίζεται για την ανίχνευση του κ- στου QRS βασικού σημείου. β_1, β_2 : συντελεστές βαρύτητας.

$Re(k)$: μία εκτίμηση του μέτρου του πλάτους του κ-οστού παλμού που προκύπτει από την προηγούμενη τιμή του κατωφλίου $th(k-1)$.

$R(k - 1)$: το μέτρο του πλάτους του (κ-1)-οστού παλμού. a : % συντελεστής.

Αμέσως μετά το στάδιο εκπαίδευσης, το κατώφλι αρχικοποιείται ως εξής:

$$th(k_0) = \frac{|\bar{R}| + |R(k_0 - 1)|}{2} * a$$

όπου:

$k_0 - 1$: ο αριθμός των QRS βασικών σημείων που ανιχνεύθηκαν στο στάδιο εκπαίδευσης.

$|\bar{R}|$: ο μέσος όρος των μέτρων των πλατών των QRS βασικών σημείων που ανιχνεύθηκαν στο στάδιο εκπαίδευσης.

$|R(k_0 - 1)|$: το μέτρο του πλάτους του τελευταίου QRS βασικού σημείου που ανιχνεύθηκε στο στάδιο εκπαίδευσης.

Μόλις ένα $reak$, το οποίο υπερβαίνει το πλάτος του κατωφλίου, ανιχνευθεί, $reak$ το οποίο αποτελεί ένα πιθανό κ-οστό QRS βασικό σημείο, υπολογίζεται μία στατιστική ποσότητα MT , η οποία αξιολογεί την αξιοπιστία της ανίχνευσης. Αυτή δίνεται από τη σχέση:

$$MT = \frac{I(\kappa) - \bar{m}(R - R)}{\sigma(R - R)}$$

όπου το $I(\kappa)$ αναφέρεται στο διάστημα μεταξύ του $(\kappa-1)$ -οστού QRS κύριου σημείου και την κορυφή που εντοπίστηκε μέσω του προσαρμοστικού κατωφλίου (υποψήφιο κ -στο QRS κύριο σημείο), το $\bar{m}(R - R)$ αποτελεί τον μέσο όρο των διαστημάτων μεταξύ των εντοπίσιμων QRS κύριων σημείων και το $\sigma(R - R)$ την τυπική απόκλιση των συγκεκριμένων. Επιπρόσθετα, δύο αντίθετα και συμμετρικά ως προς το 0 όρια λαμβάνονται ως κριτήρια ανοχής: λ_1 , αρνητικό όριο και λ_2 , θετικό όριο.

Τότε ερευνούμε τις παρακάτω περιπτώσεις:

- i. $\lambda_1 \leq MT \leq \lambda_2$: Το peak που ανιχνεύθηκε μέσω του προσαρμοστικού κατωφλίου επιβεβαιώνεται ως το κ -στο QRS βασικό σημείο. Έπειτα, ενημερώνονται ο μέσος όρος $\bar{m}(R - R)$ και η τυπική απόκλιση $\sigma(R - R)$, υπολογίζεται μία νέα τιμή του προσαρμοστικού κατωφλίου για το επακόλουθο διάστημα R-R και συνεχίζεται η ανίχνευση των υπόλοιπων QRS συμβατικών σημείων.-----
- ii. $MT < \lambda_1$: Στην συγκεκριμένη περίπτωση εκτιμάται εάν η κορυφή που ανιχνεύθηκε αποτελεί έγκυρο κτύπο ή αποτελεί μια ψευδώς θετική παρατήρηση, δηλαδή ένα σημείο που δεν συμπίπτει σε QRS σύμπλεγμα αλλά σε ένα P ή T έπαρμα ή ενδεχομένως να αποτελεί κάποιο τεχνούργημα. Ξεκινώντας, μελετάτε το χρονικό διάστημα ανάμεσα στο $(\kappa-1)$ -στο QRS κύριο σημείο και της κορυφής που εντοπίστηκε. Δεδομένου ότι ένα φυσιολογικό QRS σύμπλεγμα κρατάει 120ms, εάν η κορυφή που εντοπίστηκε βρίσκεται σε απόσταση χρονικά μικρότερη των 120ms από το προηγούμενο QRS κύριο σημείο, τότε υποστηρίζεται πως και τα δύο σχετίζονται με το ίδιο QRS σύμπλεγμα και επιλέγεται αυτό με το μεγαλύτερο πλάτος ως το $(\kappa-1)$ -οστό QRS κύριο σημείο, αφού το άλλο ενδεχομένως αποτελεί την κορυφή του P επάρματος ή του T επάρματος. Πρέπει να αναφερθεί πως στη συγκεκριμένη περίπτωση έχουμε

αφύσικο QRS σύμπλεγμα (λόγω ορισμένης αρρυθμίας). Εάν το διάστημα είναι μεγαλύτερο από 120ms , πραγματοποιείται μία διαδικασία φιλτραρίσματος.

Σύμφωνα με αυτή, ορίζεται ένα χρονικό παράθυρο $W1(k)$, το οποίο αρχίζει από μία χρονική απόσταση $\Delta t1$ πριν το $(k-1)$ -οστό κύριο σημείο και ολοκληρώνει στην ίδια απόσταση μετά τη κορυφή που έχει εντοπιστεί μέσω του κατωφλίου. Το διάστημα $\Delta t1$ ισούται με το $1/3$ του διαστήματος μεταξύ του $(k-1)$ - και του $(k-2)$ -QRS κύριου σημείου.

Έχουμε, δηλαδή:

$$S1i(k) = Rs(k-1) - 13 [R(k-1) - R(k-2)]$$

$$S1f(k) = Pb + 1/3 [R(k-1) - R(k-2)]$$

όπου $S1i(k)$ το δείγμα στο οποίο ξεκινά το παράθυρο $W1$, $S1f(k)$ το δείγμα στο οποίο τελειώνει το παράθυρο $W1$, $Rs(k-1)$ το $(k-1)$ οστό QRS κύριο σημείο και Pb η κορυφή που εντοπίστηκε. Ύστερα ακολουθεί η διαδικασία του φιλτραρίσματος του παραθύρου $W1$, η οποία οφείλεται στον μετασχηματισμό κυματίου και του μετασχηματισμού Hilbert για την εξασφάλιση της περιβάλλουσας του μέρους αυτού του σήματος, κάνοντας χρήση τον παράγοντα κλιμάκωσης που επιλέχθηκε κατά την διάρκεια του στάδιου εκπαίδευσης. Το σήμα που προέκυψε κανονικοποιείται με (μέγιστη τιμή ισούται με 1) και χρησιμοποιείται η ίδια τιμή κατωφλίου. Μελετήθηκε εάν το $(k-1)$ -οστό κύριο σημείο και η υπό εξέταση κορυφή υπολογίζονται στο φιλτραρισμένο μέρος του σήματος ως δύο QRS τα κύρια σημεία, δηλαδή να διαπερνάνε και τα δύο σε πλάτος το κατώφλι που έχει οριστεί. Σε αυτή την περίπτωση το υπό εξέταση peak γίνεται αποδεκτό ως το k -οστό QRS βασικό σημείο. Εφόσον μόνο ένα από αυτά συμπεριλαμβάνεται στο φιλτραρισμένο σήμα τότε αυτομάτως γίνεται δεκτό ως QRS κύριο σημείο και απορρίπτεται το άλλο ως false-positive.

- iii. $MT > \lambda 2$: Σε αυτή την κατάσταση μελετάτε εάν υπάρχει κτύπος μεταξύ του τελευταίου έγκυρου QRS κύριου σημείου και του υπό εξέταση peak, κατάσταση που αντιστοιχεί σε false-negative. Ορίστηκε χρονικό παράθυρο $w2(k)$, το οποίο ξεκινά από την χρονική περίοδο $\Delta t2$ μετά το $(k-1)$ του QRS κύριου σημείου καθώς

τερματίζει στην ίδια απόσταση πριν την υπό εξέταση κορυφή. Το διάστημα του Δt_2 ισοδυναμεί με το μισό του μέσου όρου $\bar{m} (R - R)$.

Ισχύει δηλαδή:

$$S2i(k) = Rs(k - 1) + \bar{m} (R - R)/2$$

$$S2f(k) = Pb - \bar{m} (R - R)/2$$

Το παράθυρο $W2(k)$ υφίσταται φιλτράρισμα με χρήση του ίδιου βαθμού κλιμάκωσης που εφαρμόστηκε στο στάδιο εκπαίδευσης. Για τον υπολογισμό του κατώφλιου που χρησιμοποιείται στο παράθυρο $W2$ καθώς ορίζεται και ένα άλλο παράθυρο $W3(k)$ γύρω από το $(k-2)$ -οστό QRS βασικό σημείο. Συγκεκριμένα, αυτό ξεκινάει σε διάστημα Δt_3 που είναι το σημείο πριν από αυτό και τελειώνει στο ίδιο διάστημα ύστερα από το συγκεκριμένο. Το διάστημα Δt_3 ισούται με το $1/3$ του μέσου όρου $\bar{m} (R - R)$. Το κατώφλι υπολογίζεται ως $th(k) = \alpha * \max |W3(k)|$, όπου α : % παράγοντας. Το φιλτραρισμένο σήμα δημιουργείται και εφαρμόζεται το συγκεκριμένο κατώφλι.

Αφού εντοπιστούν όλα τα βασικά σημεία στο παράθυρο $W3$, δύο όρια δηλώνονται ως κριτήρια ανοχής σύμφωνα με τον μικρότερο και τον μέγιστο αριθμό των πιθανών QRS συμπλεγμάτων που έχουν εντοπιστεί. Το πρώτο όριο Q_{min} ορίστηκε ως η τιμή που δηλώνεται στο μήκος του διαστήματος του παραθύρου σε δευτερόλεπτα. Το δεύτερο όριο Q_{max} δηλώνεται ως το διπλάσιο του πρώτου ορίου. Εφόσον ο αριθμός των κυριότερων σημείων που εντοπίστηκαν στο παράθυρο $W2$ είναι μικρότερος του πρώτου ορίου (Q_{min}) ή μεγαλύτερος του δεύτερου ορίου (Q_{max}) τότε μόνο το πρώτο βασικό σημείο που εντοπίστηκε θεωρείται αποδεκτό ως το επόμενο QRS σημείο. Αντιθέτως, όλα τα σημεία που εντοπίστηκαν θεωρούνται έγκυρα και αποσπούν ως τα επόμενα QRS σημεία. Έτσι βρίσκουμε τους false-negative χτύπους που δεν εντοπίστηκαν κατά την διάρκεια ανίχνευσης του μη προεπεξεργασμένου σήματος (Sörnmo, 2005).

2.2.6. Σύστημα ανίχνευσης συμπλέγματος QRS

Το σύμπλεγμα QRS εκφράζει την ηλεκτρική δραστηριότητα στη διάρκεια κοιλιακής συστολής. Επομένως, μέρος της πληροφορίας σήματος ΗΚΓ βρίσκεται στο σύμπλεγμα QRS. Από μορφολογική και φυσιολογική άποψη, η ανίχνευση του QRS είναι εξαιρετικά απαιτητική, κυρίως λόγω καταστάσεων θορύβου καθώς και καρδιακών ασθενειών. Ένας αλγόριθμος ανίχνευσης των QRS πρέπει να είναι ισχυρός ώστε να επιτευχθεί η ανίχνευση μεγάλου αριθμού διαφορετικών QRS μορφολογιών, έτσι ώστε να είναι κλινικά εφαρμόσιμος και να μπορεί να ανιχνεύει ξαφνικές μεταβολές στην μορφολογία του QRS, καθώς και πιθανή μετατροπή στον καρδιακό ρυθμό.

Επίσης, η σωστή και ακριβής ανίχνευση και καθορισμός του QRS συμπλέγματος είναι απαραίτητες διαδικασίες για την ανίχνευση και τον διαχωρισμό των υπόλοιπων κυμάτων του ΗΚΓ (P και T), ενώ αποτελεί τη βάση για την κατασκευή αλγορίθμων αυτόματης αναγνώρισης αρρυθμιών. Κατά τη διαδικασία της ανίχνευσης, η έννοια θόρυβος έχει ευρύτερη σημασία. Και αυτό, διότι, τα επάρματα P και T, παρόλο που αποτελούν μέρη του φυσιολογικού περιεχομένου του ΗΚΓ, πρέπει να αντιμετωπίζονται σαν θόρυβος κατά τη διάρκεια του εντοπισμού των QRS (Sörnmo, 2005).

Γραμμικό φίλτρο:

Σχεδιάζεται με ζωνοπερατά χαρακτηριστικά, για την διατήρηση του φασματικού περιεχομένου του QRS συμπλέγματος και για την απόρριψη τυχόν θορύβων, καθώς και μη επιθυμητών χαρακτηριστικών του ΗΚΓ (P και T κύματα). Η κεντρική συχνότητα του φίλτρου ποικίλει από 10 έως 25Hz, ενώ το εύρος ζώνης από 5 έως 10Hz. Σε αντίθεση με τη μέθοδο εξομάλυνσης του θορύβου του σήματος, καθώς επίσης για την ανίχνευση των QRS, το φιλτράρισμα δεν αποτελεί κρίσιμο ζήτημα. Ο στόχος εδώ είναι η βελτιστοποίηση του SNR για την επίτευξη έγκυρης ανίχνευσης.

Μη-γραμμικός Μετασχηματισμός:

Ενισχύει επιπλέον το σύμπλεγμα QRS σε σχέση με τον υπάρχοντα θόρυβο, ενώ επίσης, βοηθάει στον μετασχηματισμό κάθε QRS συμπλέγματος στην δημιουργία μίας θετικής κορυφής για τη διευκόλυνση της ανίχνευσης μέσω της τεχνικής του κατωφλίου.

Στάδιο απόφασης:

Κανόνες απόφασης χρησιμοποιούνται για να αποφασιστεί εάν κάποιο QRS σύμπλεγμα έχει συμβεί. Αυτοί μπορούν να εφαρμοσθούν μέσω τεχνικών που βασίζονται σε κατώφλια (Madeiro, 2012).

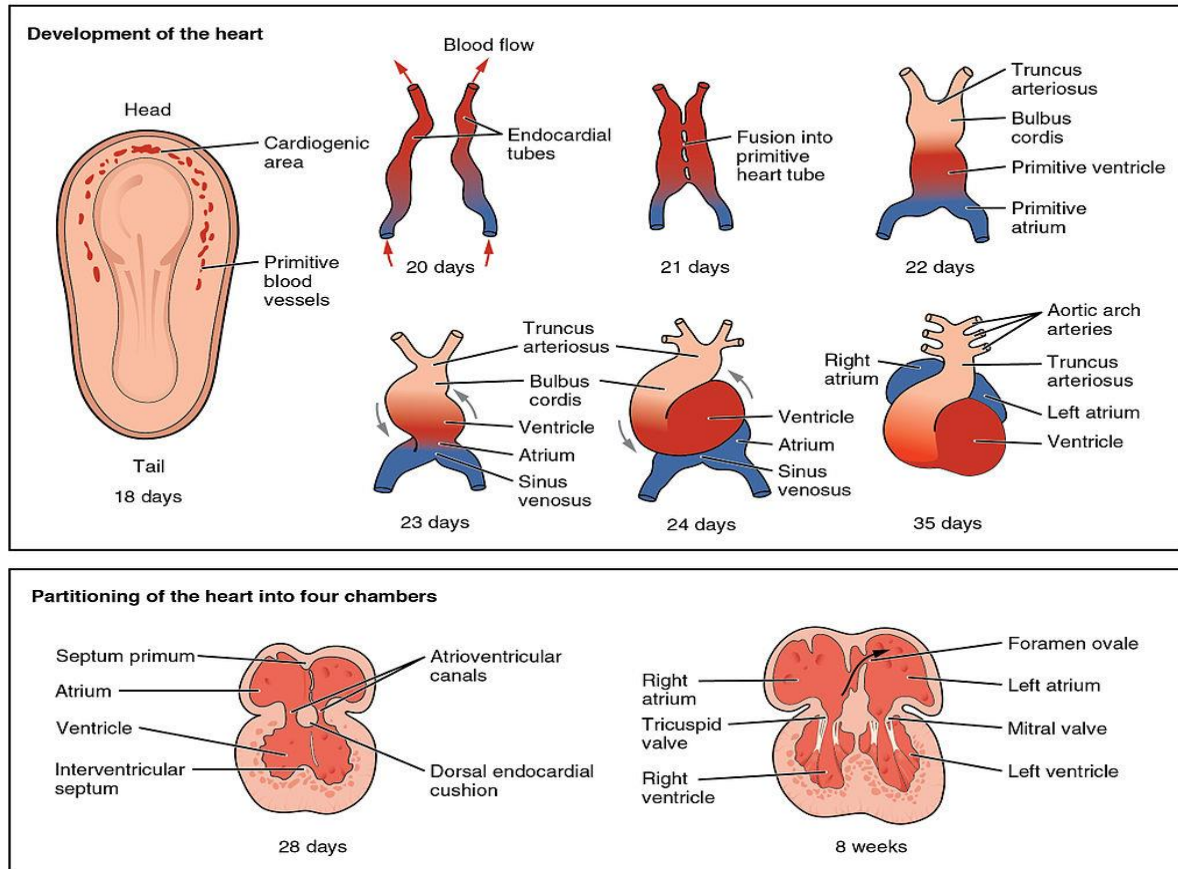
2.3 Εμβρυακό ΗΚΓ

2.3.1 Αναφορά στο εμβρυακό ηλεκτροκαρδιογράφημα & στο σχηματισμό της καρδιάς του εμβρύου

Το εμβρυικό Ηλεκτροκαρδιογράφημα- ΕΗΚΓ (fetal electrocardiogram-FECG) αποτελεί την εξέταση καρδιάς του εμβρύου για την προγεννητική διάγνωση συγγενών καρδιοπάθειων. Στο εμβρυικό ΗΚΓ υπάρχουν επίσης τα τρία αναγνωρίσιμα στοιχεία , τα κύματα P , QRS και T. Όπως των ενηλίκων η καρδιά του εμβρύου παρουσιάζει αντίστοιχα χαρακτηριστικά με αυτά ενός ενηλίκου κατά την ηλεκτρική δραστηριότητα.

Σχηματισμός καρδιάς εμβρύου :

Η ανάπτυξη της καρδιάς πραγματοποιείται με τον σχηματισμό ενός πρωτεύοντα σωλήνα , ο σωλήνας αυτός είναι που θα χωριστεί στους τέσσερις καρδιακούς θαλάμους και τους ζευγαρωμένους αρτηριακούς. Η καρδιά του εμβρύου θα σχηματιστεί όπως και στους ενήλικες, είναι το πρώτο λειτουργικό όργανο που σχηματίζεται στα έμβρυα των σπονδυλωτών και αρχίζει να χτυπά στο τέλος του πρώτου μήνα.



Εικόνα 16. Τα κύρια στάδια αυτής της εξέλιξης της καρδιάς του εμβρύου κατά τη διάρκεια της κύησης.

Τους πρώτους δύο μήνες της εγκυμοσύνης το έμβρυο κινείται συχνά μία φορά κάθε 4 λεπτά σε ηλικία κύησης 8-20 εβδομάδων και κάθε 5 λεπτά σε ηλικία κύησης 20-30 εβδομάδων. Καθώς το έμβρυο αναπτύσσεται το έμβρυο περιορίζεται στις κινήσεις του. Η ανάπτυξη της καρδιάς μαζί με την εμβρυϊκή θέση και κίνηση επηρεάζουν τα αποτελέσματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος που καταγράφονται από τη μητρική κοιλία.

2.3.2 Διαφορές καρδιακού ρυθμού εμβρύου ενήλικά

Διαφορές μεταξύ καρδιακού ρυθμού εμβρύου σε σχέση ενός ενήλικά, υπάρχουν. Συγκεκριμένα ο εμβρυϊκός καρδιακός ρυθμός ΕΚΡ (fetal heart rate-FHR) είναι συνήθως **υψηλότερος** από τον καρδιακό ρυθμό ενός ενήλικα, επίσης κατά την διάρκεια της εγκυμοσύνης το φυσιολογικό εύρος του διαφέρει σχετικά με το στάδιο της κύησης. Οι μεταβολές καρδιακού ρυθμού στο έμβρυο είναι λιγότερο συχνές σε σχέση με έναν ενήλικα και εξελίσσεται με μεγαλύτερη πολυπλοκότητα σε όλη την διάρκεια της εγκυμοσύνης.

Επιπρόσθετα καθίσταται αρκετά δύσκολο να προσδιοριστούν με ακρίβεια ορισμένα από τα κύματα του ΕΗΚΓ. Παραδείγματος χάρη το κύμα Τ χαρακτηρίζεται συχνά ως ασθενές(χαμηλού πλάτους) για το έμβρυο.

Η εξέλιξη της εμβρυϊκής καρδιάς συμβαίνει με γοργούς ρυθμούς ως εκ τούτου ένας μεγάλος βαθμός μεταβλητότητας θα πρέπει επεξεργάζεται και να χειρίζεται από τις τεχνικές επεξεργασίας του σήματος.

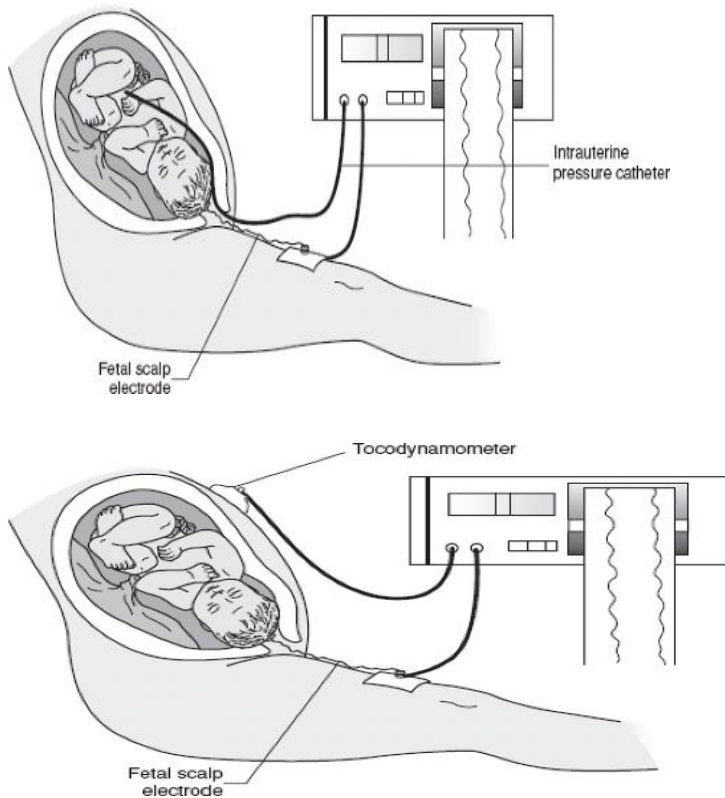
2.3.3 Μέθοδοι καταγραφής της εμβρυϊκής καρδιακής δραστηριότητας

Τις τεχνικές ηλεκτρονικής παρακολούθησης του εμβρύου τις κατατάσσουμε σε δυο κατηγορίες τις επεμβατικές ή μη επεμβατικές, με διακεκομμένη ή συνεχή αξιολόγηση. Παρακάτω αναφέρονται μερικές από τις πιο σημαντικές τεχνικές

1. Επεμβατική τεχνική του κρανιακού εμβρυϊκού ΗΚΓ (scalp fetal electrocardiogram-SECG),
2. Η εμβρυϊκή φωνοκαρδιογραφία (phonocardiographyPCG)
3. Το Doppler υπερηχογράφημα-καρδιακογραφία (καρδιακογραφία ΚΤΓ)
4. Η εμβρυϊκή μαγνητοκαρδιογραφία (fetal magnetocardiography - FMCG)
5. Το Μη Επεμβατικό Εμβρυϊκό Ηλεκτροκαρδιογράφημα-ΜΕ-ΕΗΚΓ (Non-invasive Fetal Ecg-NI-FECG).

2.3.4 Το επεμβατικό κρανιακό ΗΚΓ

Με αυτή τη μέθοδο, γίνεται η χρήση ενός σπειροειδούς ηλεκτροδίου εμβρύου (FSE), το οποίο εφαρμόζεται απευθείας στο παρουσιαζόμενο τμήμα του εμβρύου, ενώ το σχέδιο συστολής παρακολουθείται με τη χρήση ενός καθετήρα ενδομήτριας πίεσης (IUPC) που εισάγεται κολπικά στην ενδομήτρια κοιλότητα μέσω του τραχήλου της μήτρας. Στο σύνολο χρησιμοποιούνται τρία ηλεκτρόδια ένα θετικό ηλεκτρόδιο συνδέεται με το έμβρυο, ενώ άλλο χρησιμοποιείται για να έρθει σε επαφή με τον κολπικό θόλο και τον τράχηλο (αρνητικό ηλεκτρόδιο) και ένα τρίτο χρησιμοποιείται ως κοινό (π.χ. στον μητρικό μηρό).



Εικόνα 17. Εμβρυακό Κρανιακό Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Αρνητική παράγοντες κατά την χρήση του:

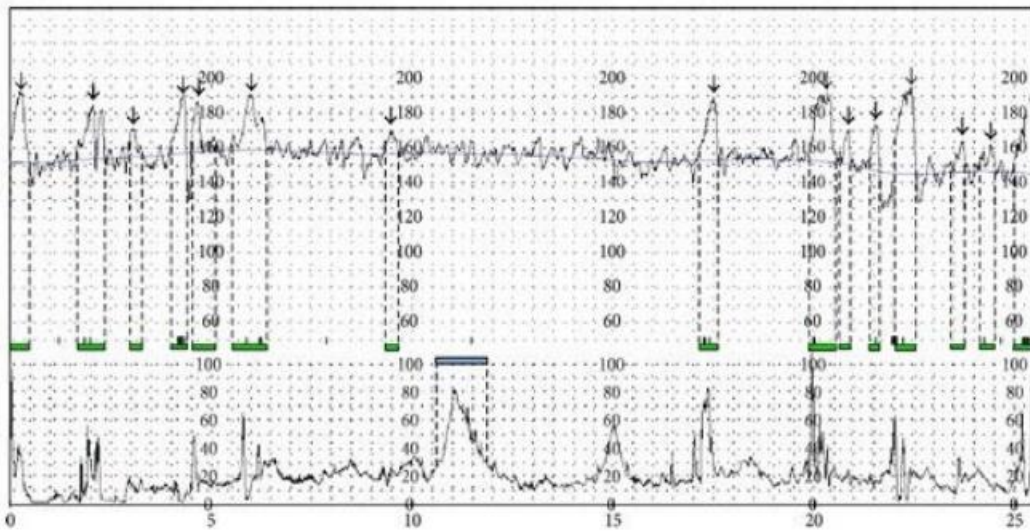
1. Η χρήση αυτή μεθόδου FSE μπορεί να χρησιμοποιηθεί στα τελευταία στάδια της κύησης.
2. Πιθανότητα μολύνσεων λόγω , τραύματα στην κεφαλή του εμβρύου μετά την γέννηση μπορεί να παρατηρηθούν, λόγω της επεμβατικότητας της εξέτασης
3. Μεγάλος περιορισμός στην χρήση ηλεκτροδίων όποτε δεν υπάρχει και η δυνατότητα τρισδιάστατης απεικόνισης.

2.3.5 Υπέρηχος Doppler

Η πρώτη ηλεκτρονική παρακολούθηση της εμβρυακής καρδιακής δραστηριότητας ήταν μέσω υπερήχων Doppler το 1960. Η καταγραφή του ΕΚΡ σε συνδυασμό με την καταγραφή της δραστηριότητας της μήτρας από έναν εξωτερικό μετατροπέα πίεσης αποτελεί το σύγχρονο καρδιοτοκογράφημα. Η μέθοδος αυτή στηρίζεται στην εφαρμογή του

φαινομένου Doppler όπου γίνεται η χρήση εναλλασσόμενων δυναμικών σε πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους.

Σύμφωνα μ' αυτά η διέγερση των κρυστάλλων με εναλλασσόμενη ηλεκτρική τάση οδηγεί στη δημιουργία μηχανικών ταλαντώσεων, που μπορούν να καταγραφούν ως κύματα υπερήχων. Τα κύματα αυτά, προερχόμενα από τον κρύσταλλο-πομπό, διεισδύουν με γνωστή συχνότητα στις διάφορες επιφάνειες που βρίσκονται σε επαφή, στην περίπτωση της καρδιακογραφίας στους ιστούς μητέρας και παιδιού. Η πρόσκρουση τους σε κινούμενη επιφάνεια επιφέρει ανάκλαση τους, με συχνότητα ανάλογη με τη φορά κίνησης της κινούμενης επιφάνειας (φαινόμενο Doppler). Η διαφορά συχνότητας των ανακλώμενων κυμάτων υπερήχων αναγνωρίζεται από το δέκτη ως ηλεκτρικό δυναμικό και μετατρέπεται σε ηλεκτρική ώση. Στην υπερηχοκαρδιογραφία του εμβρύου τόσο ο πομπός όσο και ο δέκτης των ερεθισμάτων συνυπάρχουν σε μια ηλεκτροδιακή κεφαλή που εφαρμόζεται στα κοιλιακά τοιχώματα της εγκύου, έτσι ώστε η δέση των εκπεμπόμενων, κυμάτων υπερήχων να συναντά την καρδιά του εμβρύου σε θέση που να καταγράφεται με τη μεγαλύτερη δυνατή πιστότητα η εμβρυϊκή καρδιακή συχνότητα



Εικόνα 18 : Παράδειγμα γραφήματος ΚΤΓ. Το ανώτερο ίχνος είναι σήμα εμβρυϊκού καρδιακού ρυθμού που λαμβάνεται με ανιχνευτή υπερήχων Doppler. η γραμμή βάσης έχει σχεδιαστεί και τα βέλη αντιπροσωπεύουν τις ανιχνεύσιμες επιταχύνσεις. Η χαμηλότερη γραμμή είναι το σήμα που αντιπροσωπεύει τις συστολές της μητέρας.

Γιατί θα πρέπει να αποφεύγεται η χρήση ΚΤΓ;

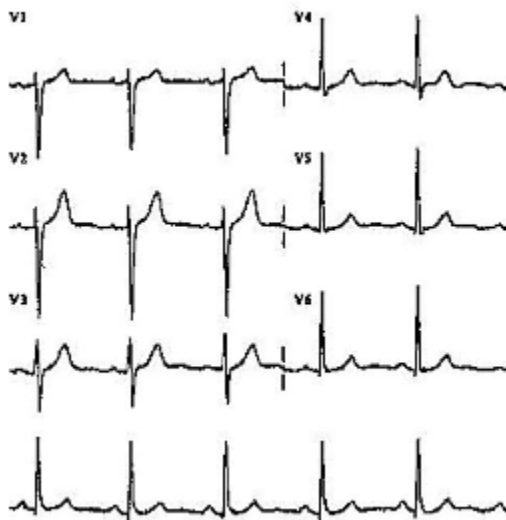
Επανελεγμένα έχει παρατηρηθεί πως οπτική εξέταση του ΕΚΡ(εμβρυακού καρδιακού ρυθμού)είναι υποκειμενική και έχει οδηγήσει σε υψηλά ψευδώς θετικά ποσοστά στην ανίχνευση παθολογικών μοτίβων . Επιπλέον, πρόσφατες μελέτες δεν κατέδειξαν μείωση της προγεννητικής θνησιμότητας ή εγκεφαλικής παράλυσης που σχετίζεται με τη χρήση του ΚΤΓ, εκτός από την ενδεχόμενη μείωση των νεογνικών κρίσεων. Αντίθετα, το ΚΤΓ συσχετίστηκε με αύξηση των περιττών μαιευτικών παρεμβάσεων, όπως η καισαρική τομή (αύξηση κατά 63%) και ο υποβοηθούμενος τοκετός (αύξηση κατά 15%) [21,22,30]. Ακόμη, η παρενέργεια της μακροχρόνιας έκθεσης υπερήχων στο έμβρυο δεν είναι πλήρως κατανοητή και υπάρχει ο κίνδυνος να προκληθεί η θέρμανση των εμβρυϊκών ιστών. Για το λόγο αυτό, πρέπει να αμφισβητηθεί η μη επεμβατικότητα της τεχνικής ΚΤΓ. Ωστόσο, τα οφέλη που παρέχονται από την ΚΤΓ έχουν προκαλέσει περαιτέρω έρευνα σε εναλλακτικές τεχνικές για παρακολούθηση του εμβρύου. Για παράδειγμα, τα χειροκίνητα Doppler υπερήχων πρόσφατα κέρδισαν το ενδιαφέρον των ερευνητών ως μέθοδο χαμηλού κόστους για τις υποανάπτυκτες χώρες. Ωστόσο, λόγω της σημαντικής ευαισθησίας στον θόρυβο και της ανάγκης για κατεύθυνση των υπερήχων προς την εμβρυϊκή καρδιά ανά πάσα στιγμή, χρησιμοποιείται συνήθως ως μέθοδος μη συνεχούς ακρόασης

2.3.6 Μη επεμβατικό εμβρυϊκό ηλεκτροκαρδιογράφημα

Οι περιορισμοί που αντιμετωπίζονται ως προς την επεμβατικότητα κατά την περίοδο της κύησης έχει έρθει τα τελευταία χρόνια στο μικροσκόπιο επιστημόνων καθώς δίνεται η δυνατότητα να τυπωθούν προγεννητικές διαγνωστικές πληροφορίες του εμβρύου . Το μη επεμβατικό εμβρυϊκό ηλεκτροκαρδιογράφημα-ΜΕΕΗΚΓ ορίζει την δυνατή την παρακολούθηση των συμπλεγμάτων εμβρυϊκού QRS (fetal QRS-FQRS) “κτύπο-ανάκτυπο”. ως απόρροια της υψηλότερης χρονικής συχνότητας και χωρικής ανάλυσης. Επιπλέον είναι εφικτή η χρήση προηγμένων τεχνικών ανάλυσης της διακύμανσης του εμβρυϊκού καρδιακού ρυθμού (ΔΕΚΡ). Οι συντελεστές αυτοί στους γιατρούς παρέχουν σημαντικούς δείκτες για τον προσδιορισμό της κατάστασης του αυτόνομου νευρικού συστήματος (ΑΝΣ) του εμβρύου πολλοί εκ των οποίων έχουν συσχετιστεί με ποικίλες παθολογικές καταστάσεις. Τέλος το ΜΕΕΗΚΓ επιτρέπει τον χαρακτηρισμό της ηλεκτροφυσιολογικής δραστηριότητας με την μέθοδο μορφολογικής ανάλυσης της κυματομορφής σήματος ΕΗΚΓ.

2.3.7 Διαδικασία μέτρησης μη επεμβατικού εμβρυϊκού ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Χρησιμοποιούνται επιφανειακά ηλεκτρόδια ηλεκτροκαρδιογραφήματος συνδεδεμένα με τη μητρική κοιλία. Το παραγόμενο σήμα ονομάζεται κοιλιακό ηλεκτροκαρδιογράφημα-ΚΗΚΓ (abdominal ECG-AECG) και περιέχει το σύνθετο σήμα που αποτελείται από το μητρικό και το εμβρυακό ΗΚΓ. Αυτό το απλό σύστημα καταγραφής παρέχει σημαντικά πλεονεκτήματα, γεγονός που καθιστά το ΜΕ-ΕΗΚΓ κατάλληλη τεχνική για την συνεχή παρακολούθηση των επικίνδυνων περιπτώσεων εγκυμοσύνης. Μεταξύ αυτών των πλεονεκτημάτων είναι η μη ανάγκη εποπτείας από εμπειρογνώμονες κατά τη συλλογή δεδομένων, η μακροπρόθεσμη δυνατότητα καταγραφής ΜΕ-ΕΗΚΓ και το σχετικά χαμηλό κόστος.



Εικόνα 19 : καταγραφές από βάση δεδομένων που χρησιμοποιήσαμε

Οι σχετικά μικρές απαιτήσεις της μεθόδου ΜΕ-ΕΗΚΓ έχουν το κόστος μιας γενικά χαμηλής αναλογίας σήματος προς θόρυβο (SNR) για το εμβρυακό σήμα ΕΗΚΓ . Αρκετές πηγές θορύβου είναι υπεύθυνες για το σχετικά χαμηλό SNR. Το **μητρικό ηλεκτροκαρδιογραφικό σήμα ΜΗΚΓ** είναι η κύρια παρεμβολή που επικαλύπτει το ΕΗΚΓ τόσο χρονικά όσο και στον τομέα των συχνοτήτων. Αυτό καθιστά δύσκολη την προσπάθεια να εξαχθεί το εμβρυϊκό σήμα από το κοιλιακό μείγμα και, στην πραγματικότητα, εμπόδισε την περαιτέρω χρήση του ΜΕ-ΕΗΚΓ στην κλινική πρακτική.

Ένα **θετικό** χαρακτηριστικό της μεγάλης θορυβικής παρεμβολής είναι ότι μία από τις πηγές θορύβου που παρουσιάζονται στο μικτό κοιλιακό σήμα, συγκεκριμένα η δραστηριότητα της μήτρας αποτελεί το ηλεκτροστερογράφημα-ΗΥΓ (electrohysterogram-EHG). Εδώ προκύπτει ένα ακόμη πλεονέκτημα του ΜΕ-ΕΗΚΓ, και αυτό επειδή το ΕΥΓ μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως υποκατάστατο για την μέτρηση της **εμβρυακής ενδοκρανιακής πίεσης**, επομένως μπορεί κανείς να ερμηνεύσει την καρδιακή ανταπόκριση του εμβρύου στις συστολές της μήτρας.

2.3.8 Το εξαγόμενο ΕΗΚΓ :

- Έχει πολύ μικρό πλάτος περίπου 5 φορές λιγότερο σε σύγκριση με το ΜΗΚΓ
- Μερικές φορές εμπεριέχεται στα σήματα θορύβου.
- Το μέγιστο πλάτος για το ΕΗΚΓ φτάνει τα 60 μV (ΜΗΚΓ κυμαίνεται από 100 έως 150 μV .) δ) το εύρος συχνοτήτων του ΕΗΚΓ είναι 0,05-100 Hz αν και αυτό επικαλύπτεται με το ΜΗΚΓ. ε) ΕΗΚΓ εκτιμάται ότι είναι το ένα τέταρτο της συνολικής 27 ενέργειας του σήματος,

Ο ρυθμός ΕΚΡ κυμαίνεται από 120 έως 140 bpm ενώ συγκριτικά ο μητρικός καρδιακός ρυθμός ΜΚΡ κυμαίνεται από 70 – 100 bpm

Τα δύο μητρικά θωρακικά κανάλια μιας εγγραφής από τη βάση δεδομένων μαζί με 3 έως 4 κανάλια των μη-επεμβατικών σημάτων κοιλιακών ηλεκτροδίων. Τα παρακάτω σήματα δείχνουν σαφώς την διαφορά στο εύρος και τη συχνότητα των μητρικών και εμβρυϊκών σημάτων

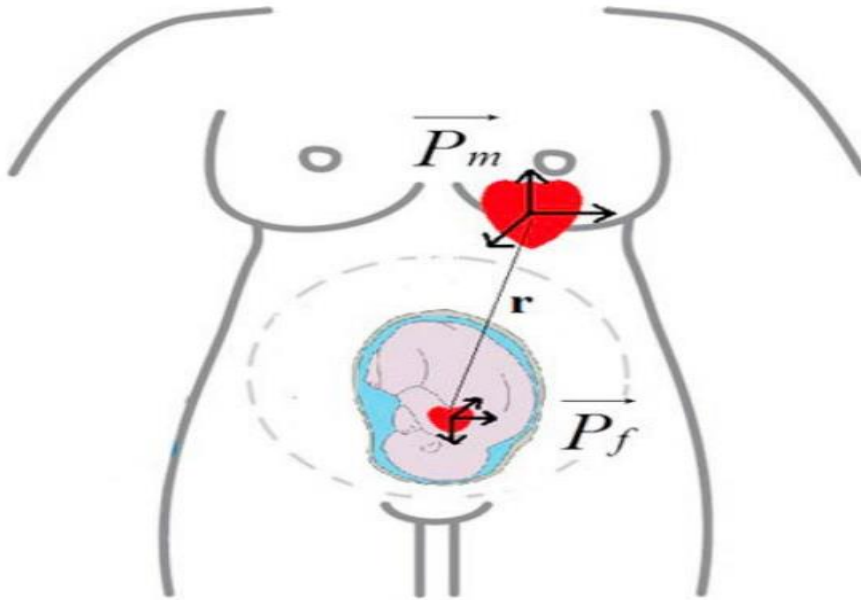
- i. Μητρικό θωρακικό ΗΚΓ (οι πράσινες κουκίδες δείχνουν τις μητρικές κορυφές R).
- ii. Ένα από τα κοιλιακά κανάλια από τη βάση δεδομένων . Το εύρος του ΕΗΚΓ και ο θόρυβος είναι πολύ μικροί σε σύγκριση με το σήμα ΜΗΚΓ.

2.3.9.Λήψη κοιλιακού ΗΚΓ

Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς μπορεί να μοντελοποιηθεί αν υποθέσουμε ότι προκαλείται από ένα εξαρτώμενο από τον χρόνο ηλεκτρικό δίπολο, το οποίο μεταβάλλεται σε χαρακτηριστικά πλάτους και προσανατολισμού. Ο συνδυασμός όλων των καρδιακών φορέων που εκπέμπουν από την καρδιά της μητέρας ή του εμβρύου θεωρείται ότι είναι διπολικός φορέας μονής πηγής που αντιπροσωπεύεται από Pm και Pf αντίστοιχα. Ο φορέας

r είναι η απόσταση μεταξύ των δύο φορέων πηγής P_m και P_f όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.8. Ένα καλής ποιότητας σήμα ΕΗΚΓ εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη διαμόρφωση και την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στην κοιλία της μητέρας.

- ✚ **Ηλεκτρικό δίπολο - Ηλεκτρική ροπή δίπολου** : Ορίζουμε ένα σύστημα δύο αντίθετων σημειακών ηλεκτρικών φορτίων $\pm q$, που βρίσκονται σε μια ορισμένη απόσταση μεταξύ τους. Χαρακτηριστικό στοιχείο του ηλεκτρικού διπόλου είναι η ηλεκτρική του ροπή, η οποία εξ ορισμού είναι ένα διανυσματικό μέγεθος \mathbf{p} με φορά την ευθεία που συνδέει τα φορτία $\pm q$ του διπόλου, η φορά του είναι από το αρνητικό προς το θετικό φορτίο, το δε μέτρο του είναι ίσο με το γινόμενο του θετικού φορτίου επί την απόσταση L που χωρίζει τα δύο φορτία του διπόλου, δηλαδή ισχύει: $\mathbf{p} = q \mathbf{L}$



Εικόνα 20 : Τα μητρικά και εμβρυακά δίπολα αντιπροσωπεύονται από τα διανύσματα P_m και P_f αντίστοιχα. Το διάνυσμα r είναι η απόσταση μεταξύ των δύο διανυσμάτων πηγής P_m και P_f .

Η σωστή τοποθέτηση ηλεκτροδίων στη μητρική κοιλία καθορίζει σε μεγάλο βαθμό την ποιότητα του σήματος, αλλά δεν έχει επιτευχθεί μεγάλη ομοφωνία στην τοποθέτηση ηλεκτροδίων. Για μεγάλες περιόδους παρακολούθησης, η άνεση κατά την τοποθέτηση είναι σημαντική για τη μητέρα, επιβάλλοντας έτσι επιπλέον απαιτήσεις για την απόσταση των ηλεκτροδίων και τον αριθμό των αισθητήρων που χρησιμοποιούνται.

Είναι σημαντικό πρώτα να οριστεί ο προσανατολισμός και το μέγεθος του εμβρύου καθώς και η θέση του πλακούντα χρησιμοποιώντας υπερηχογράφημα. Το μεγαλύτερο εμβρυϊκό κύμα R καταγράφεται όταν τα ενεργά ηλεκτρόδια είναι κάθετα στον κορμό του

εμβρύου στο κοιλιακό τοίχωμα της μητέρας. Έτσι, τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται ανάλογα με τον ηλεκτρικό άξονα της εμβρυϊκής καρδιάς.

Μετά το υπερηχογράφημα, μπορεί να οριστεί η βέλτιστη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων ώστε να χρησιμοποιηθεί για την εξαγωγή ΕΚΡ από το κοιλιακό ΜΗΚΓ. Παρακάτω παρατίθενται κάποιες από τις προτεινόμενες από την βιβλιογραφία τοπολογίες ηλεκτροδίων.

Οι μέχρι τώρα προτεινόμενες τοπολογίες ηλεκτροδίων μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε τρεις γενικές κατηγορίες.

1) Λιγότερα από 9 ηλεκτρόδια: Για μικρό αριθμό ηλεκτροδίων πρέπει να ληφθεί μεγαλύτερος αριθμός εγγραφών για την ενίσχυση των αλγορίθμων που χρησιμοποιούνται για την παρακολούθηση του εμβρυακού ΗΚΓ

2) Από 10 ως 16 ηλεκτρόδια: Αυτές οι διαμορφώσεις έχουν επαρκή αριθμό ηλεκτροδίων που χρησιμοποιούνται για τη χρήση διαφόρων αλγορίθμων για την αποτελεσματική απόσπαση του ΕΗΚΓ. Επίσης, δεν προκαλούν πολλές ενοχλήσεις στους ασθενείς. Στην περίπτωση της χρήσης του τυπικού ΗΚΓ των 12 απαγωγών (10 ηλεκτρόδια) καλύπτεται ολόκληρη η κοιλιακή επιφάνεια

3) 32 ή περισσότερα ηλεκτρόδια: Οι διαμορφώσεις ηλεκτροδίων που έχουν τέτοιο μεγάλο αριθμό ηλεκτροδίων είναι πολύπλοκες, ακριβές, έχουν υψηλή κατανάλωση ενέργειας και μειώνουν την άνεση των ασθενών σε μεγάλες χρονικές περιόδους παρακολούθησης, ειδικά σε μη κλινικά περιβάλλοντα (π.χ. συσκευές οικιακής φροντίδας).

2.3.10 Παράγοντες αλλοίωσης του κοιλιακού ΗΚΓ

Υπάρχουν ορισμένες παρεμβολές στο ΕΗΚΓ σήμα που δεν μπορούν να αποφευχθούν ακόμη και αν πραγματοποιηθεί πολύ σχολαστική καταγραφή του σήματος, ακόμη, δηλαδή, και αν καθαριστεί το δέρμα της εγκύου πολύ καλά στα σημεία επαφής και χρησιμοποιηθούν τα πιο αγώγιμα υλικά. Στην εικόνα 21 παρουσιάζονται οι βασικοί παράγοντες αλλοίωσης του ΚΗΚΓ.



Εικόνα 21 : Παράγοντες αλλοίωσης ΚΗΚΓ

2.3.11 Τι είναι η διακύμανση του ΕΚΡ (Heart Rate Variability–HRV)

Ως **διακύμανση Heart Rate Variability–HRV** ορίζουμε τις μεταβολές που διαπιστώνονται στον καρδιακό ρυθμό από παλμό σε παλμό. Οπότε μετράμε την απόσταση ανάμεσα από τα R κύματα. Τα R κύματα είναι μέρος του συμπλέγματος QRS και αντιπροσωπεύει την “εκπόλωση” (συστολή) των κοιλιών. Η ΔΚΡ(Διακύμανση καρδιακού ρυθμού) λοιπόν είναι η διαφοροποίηση στον χρονισμό από R σε R.

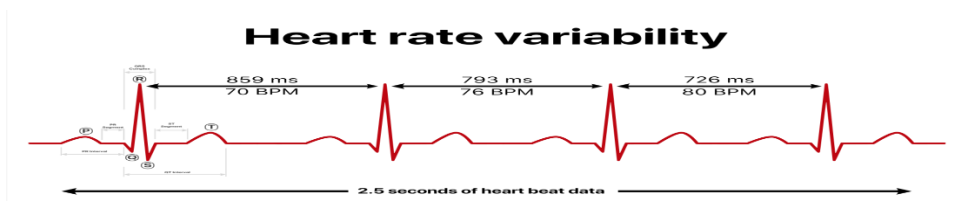
Με την διακύμανση θέλουμε να δούμε τι συμβαίνει στους κόλπους ειδικά στον φλεβόκομβο όπου συγκεκριμένα το πνευμονογαστρικό νεύρο ΠΝ, διεγείρει τον φλεβόκομβο με αποτέλεσμα να πέφτουν οι παλμοί. Σε κατάσταση ξεκούραση πέφτουν οι παλμοί και ανεβαίνει η τιμή της ΔΚΡ. Όταν η τιμή της ΔΚΡ αντίθετα πέφτει, σημαίνει ότι το σύστημα βρίσκεται σε πιο στρεσογόνα κατάσταση. Υπάρχουν διάφοροι παράγοντες που επηρεάζουν την ΔΚΡ όπως αναφέρονται: Προπόνηση, Αναπνοή, Ύπνος, Διατροφή, Ενυδάτωση, αλκοόλ και Ψυχική κατάσταση.

Όσο περισσότερη διαφοροποίηση υπάρχει στον χρόνο ανάμεσα στις R τόσο καλύτερα. Θα περίμενε κανείς ότι σε ιδανικές καταστάσεις η καρδιά θα χτυπούσε σαν μετρονόμος καθώς όλα τα φυσιολογικά συστήματα έχουν κάποιες εγγενείς διαφορές αλλαγές.

Εμείς ασχοληθήκαμε με το fetal variability καθώς από αυτό μπορούν να επισημανθούν τυχόν ασθένειες του εμβρύου, δυσπλασίες προβλήματα στην καρδιά και παθολογίες κατά τον προγεννητικό έλεγχο. Ως εκ τούτου μπορούν να είναι ενήμεροι νωρίτερα και οι γονείς ή να υπάρχουν θεραπείες κατά την κύηση .

Η εξαγωγή της χρονοσειράς των ανιχνευθέντων κορυφών R μας επιτρέπει να παρατηρήσουμε την διακύμανση του εμβρυακού καρδιακού ρυθμού (δΕΚΡ). **Η δΕΚΡ εξάγεται από την διαδοχική μέτρηση των διαφορών των χρονικών διαστημάτων που μεσολαβούν μεταξύ δύο διαδοχικών κορυφών R (R-R intervals)**. Ο βαθμός στον οποίο ο καρδιακός ρυθμός αλλάζει μέσα σε ένα καθορισμένο χρονικό διάστημα (τομέας χρόνου) ή ο βαθμός στον οποίο κατανέμεται σε διαφορετικές συχνότητες (τομέας συχνοτήτων), θα καθορίσει την ποσότητα της δΕΚΡ. Η συμβολή της παρούσας εργασίας στην ανάλυση της διακύμανσης του ΕΚΡ εστιάζει στην εξαγωγή στατιστικών χαρακτηριστικών διακύμανσης στο πεδίο του χρόνου τα οποία μπορούν να χρησιμεύσουν στην κατηγοριοποίηση του ΕΚΡ. Τα χαρακτηριστικά που εξάγονται απευθείας από τις χρονικές σειρές διαστήματος R-R στο σύνολο του σήματος ΕΚΡ είναι:

- Η μέση τιμή των διαστημάτων R-R σε κάθε χρονοσειρά- (ΜέσοRR - MeanRR).
- Η τυπική απόκλιση των διαστημάτων R-R σε κάθε τμήμα- STDRR.
- Η μέση τετραγωνική διαδοχική διαφορά των διαστημάτων R-R σε κάθε τμήμα RMSSD
- Το ποσοστό διαδοχικών διαφορών των διαστημάτων R-R που διαφέρουν περισσότερο από 50 ms- pNN50.



Εικόνα 22 : Παράδειγμα HRV

Κεφάλαιο 3: Πειραματικό Μέρος

3.1.Εισαγωγή

Η διακύμανση του εμβρυακού καρδιακού ρυθμού (ΔΕΚΡ) ,θεωρείται σημαντικός δείκτης της εμβρυικής ευημερίας κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης. Όπως έχει προαναφερθεί κύριος παράγοντας της μελέτης και του επιστημονικού ενδιαφέροντος των τελευταίων ετών είναι η σημαντικότητα της αναγνώρισης της παθολογίας του εμβρύου για την γρήγορη, έγκαιρη και ανώδυνη εξέταση του εμβρύου αλλά και της εγκυμονούσας για την ενημέρωση των γονέων και την αντιμετώπισή της κατάστασης. Η υψηλή διακύμανση του ΕΚΡ έχει συσχετιστεί με πιο ώριμο και υγιές εμβρυικό νευρικό σύστημα ενώ χαμηλή μεταβλητότητα του ΕΚΡ συσχετίζεται με αυξημένο κίνδυνο εμβρυικής δυσφορίας.

Στη παρούσα εργασία θα εξετάσουμε εάν η μεταβλητότητα του ΕΚΡ μπορεί να συσχετιστεί με τον εμβρυικό προσανατολισμό κατά την διάρκεια της κύησης. Συγκεκριμένα , αφού εξαγάγουμε συχνοτικά και χρονικά χαρακτηριστικά διακύμανσης του ΕΚΡ , θα επιχειρηθεί η κατηγοριοποίηση των εμβρυικών καταγραφών με χρήση στατιστικών τεστ και τεχνικών μηχανικής μάθησης.

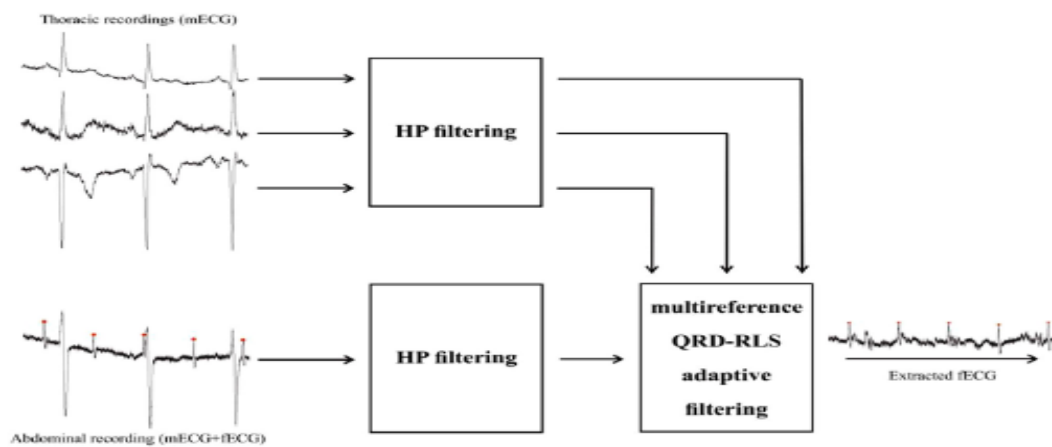
3.2.Δεδομένα

Για τον σκοπό της παρούσας εργασίας χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα πραγματικών εμβρυικών καταγράφων ,τα οποία περιέχονται στην βάση “ *Annotated Real and Synthetic Datasets for Non-Invasive Fetal Electrocardiography post-processing benchmarking* ” [reference] . Τα κοιλιακά σήματα προήλθαν από καταγραφές που αποκτήθηκαν στο Τμήμα Παιδιατρικής Καρδιολογίας, Νοσοκομείο San Michele, Κάλιαρι (Ιταλία). Τα σήματα προήλθαν από 21 έγκυους γυναίκες που πληρούσαν τα κριτήρια συμπερίληψης κατά τη διάρκεια του χρονικού πλαισίου απόκτησης δεδομένων, δηλαδή υγιή έμβρυα μεταξύ της 21ης και της 27ης εβδομάδας κύησης. Για κάθε γυναίκα εθελοντή, πραγματοποιήθηκε μόνο μία συνεδρία καταγραφής, από την οποία εξήχθησαν τα τμήματα των κοιλιακών σημάτων καλής ποιότητας.

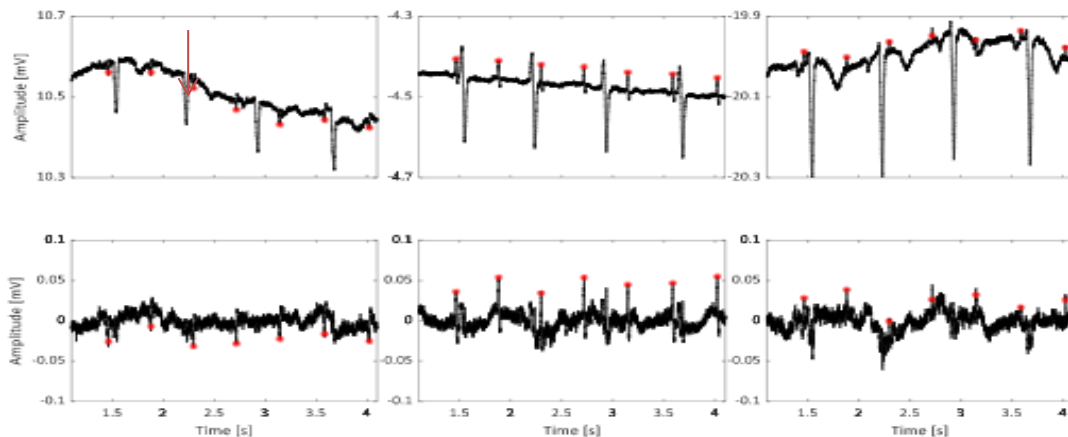
Η εξαγωγή του εμβρυικού σήματος ΗΚΓ έγινε με χρήση ενός αλγόριθμου βασισμένου σε έναν συνδυασμό αποσύνθεσης QR με ένα προσαρμοστικό φίλτρο αναδρομικών ελαχίστων τετραγώνων αναδρομικής αντικατάστασης (QRD-RLS) διαθέσιμο από τους συγγραφείς του

[reference]. Ολόκληρη η διαδικασία επεξεργασίας του σήματος που χρησιμοποιήθηκε για την εξαγωγή του εμβρυακού ΗΚΓ παρουσιάζεται στην Εικόνα 22.

Η εξαγωγή των εμβρυϊκών συμπλεγμάτων QRS εκτελέστηκε χειροκίνητα και επικυρώθηκε από καρδιολόγο με τη βοήθεια ταυτόχρονου καρδιακού σήματος εμβρυϊκού παλμικού Doppler που καταγράφηκε κατά τη διάρκεια της διαδικασίας παρέχοντας έτσι μια μηχανική αναφορά για το σήμα. Η διαδικασία επαληθεύτηκε πριν και μετά τη διαδικασία εξαγωγής του εμβρυϊκού ΗΚΓ για να παρέχει ακριβέστερη ένδειξη των εμβρυϊκών συμπλεγμάτων QRS. Μερικά παραδείγματα εξαγόμενων σημάτων φαίνονται στην Εικόνα 23 .



Εικόνα 23 .Σχηματική αναπαράσταση της αλυσίδας επεξεργασίας της για την εξαγωγή ECG.

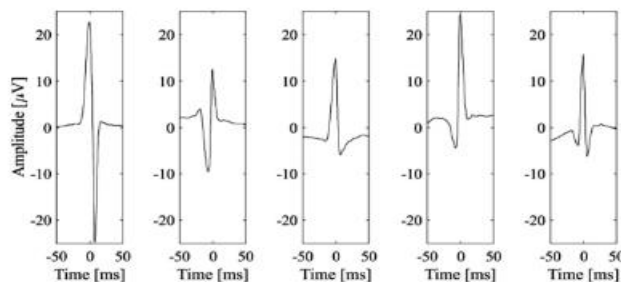


Εικόνα 24 : Παράδειγμα ακατέργαστων κοιλιακών σημάτων (πάνω διαγράμματα) και των αντίστοιχων εξαγόμενων εμβρυϊκών σημάτων ΗΚΓ (κάτω διαγράμματα). Από αριστερά προς τα δεξιά : οριζόντιες, κάθετες και λοξές απαγωγές. Οι κόκκινες κουκκίδες επισημαίνουν τα εμβρυϊκά συμπλέγματα QRS.

Στην συγκεκριμένη βάση δεδομένων περιέχονται πληροφορίες για την προβολή του εμβρύου κατά την λήψη των καταγραφών . Συγκεκριμένα ,αναφέρονται δύο εμβρυϊκές προβολές, η κεφαλική προβολή (*Vertex Presentation*), κατά την οποία το κεφάλι του εμβρύου είναι στραμμένο προς τα κάτω και η ισχιακή προβολή (*Breech Presentation*) κατά την οποία το έμβρυο “κατεβαίνει” με τους γλουτούς ή με τα πόδια. Η *Εικόνα 25* παρουσιάζει πληροφορίες για την εβδομάδα κύησης καθώς και την εμβρυϊκή προβολή κάθε καταγραφής. Η μορφολογία των εμβρυϊκών συμπλεγμάτων QRS στο πραγματικό σύνολο δεδομένων παρουσιάζει υψηλή μεταβλητότητα, όπως είναι ευδιάκριτο στην *Εικόνα 26* , ανάλογα με την στάση του εμβρύου και την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων.

REAL SIGNAL	week of gestation	foetus presentation
1	24	breech,
2		breech
3		breech
4	21	breech,
5		vertex
6	24	breech, RSP
7	26	vertex, ROP
8	25	breech, RSP
9	25	vertex, ROP
10	24	vertex, LOP
11	21	breech, RSP
12	25	breech, RSP
13	24	breech, LSP
14	24	breech, LSP
15	21	vertex,
16		vertex
17	22	breech, LSP
18	24	vertex, LOP
19	26	vertex, ROP
20	25	breech, LSP
21	23	vertex, LOP

Εικόνα 25 : Οι κοιλιακές απαγωγές που επιλέχθηκαν για τη μελέτη και περιλαμβάνονται στο πραγματικό σύνολο δεδομένων.



Εικόνα 26 : Οι κύριες διαφορές στις μορφολογίες του εμβρυϊκού καρδιακού παλμού από το πραγματικό σύνολο δεδομένων.

3.3. Μεθοδολογία

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για την κατηγοριοποίηση της εμβρυικής προβολής χρησιμοποιώντας χαρακτηριστικά της διακύμανσης του ΕΚΡ τεχνικές μηχανικής μάθησης. Παρακάτω περιγράφονται συνοπτικά τα βήματα της μεθοδολογίας και ακολουθεί η αναλυτική περιγραφή και τα εξαγόμενα συμπεράσματα.

ΑΝΑΦΟΡΙΚΗ ΑΚΟΛΟΥΘΙΑ ΒΗΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ

1. Εφαρμογή ζωνοπερατού φίλτρου για την αφαίρεση του ισοηλεκτρικού θορύβου και των παρεμβολών υψηλών συχνοτήτων .
2. Διαχωρισμός του εμβρυικού σήματος σε τμήματα (epochs) των 5 δευτερολέπτων.
3. Εξαγωγή χρονικών και συχνοτικών χαρακτηριστικών βραχυπρόθεσμης (short-term) διακύμανσης ,με χρήση των παρεχόμενων επισημάνσεων QRS συμπλεγμάτων.
4. Εφαρμογή t-test για τον έλεγχο της υπόθεσης ότι η διακύμανση του ΕΚΡ διαφέρει σημαντικά ανάλογα με την εμβρυακή θέση μέσα στη μήτρα, χρησιμοποιώντας τα εξαγόμενα χαρακτηριστικά.
5. Κατηγοριοποίηση (classification) των εμβρυικών σημάτων με χρήση τεχνικών μηχανικής μάθησης.
6. Εξαγωγή συμπερασμάτων.

Στην *Εικόνα 27* παρουσιάζονται επιγραμματικά χρήσιμοι παράμετροι που θα χρησιμοποιηθούν στην διαδικασία της κατηγοριοποίησης των εξαγόμενων σημάτων.

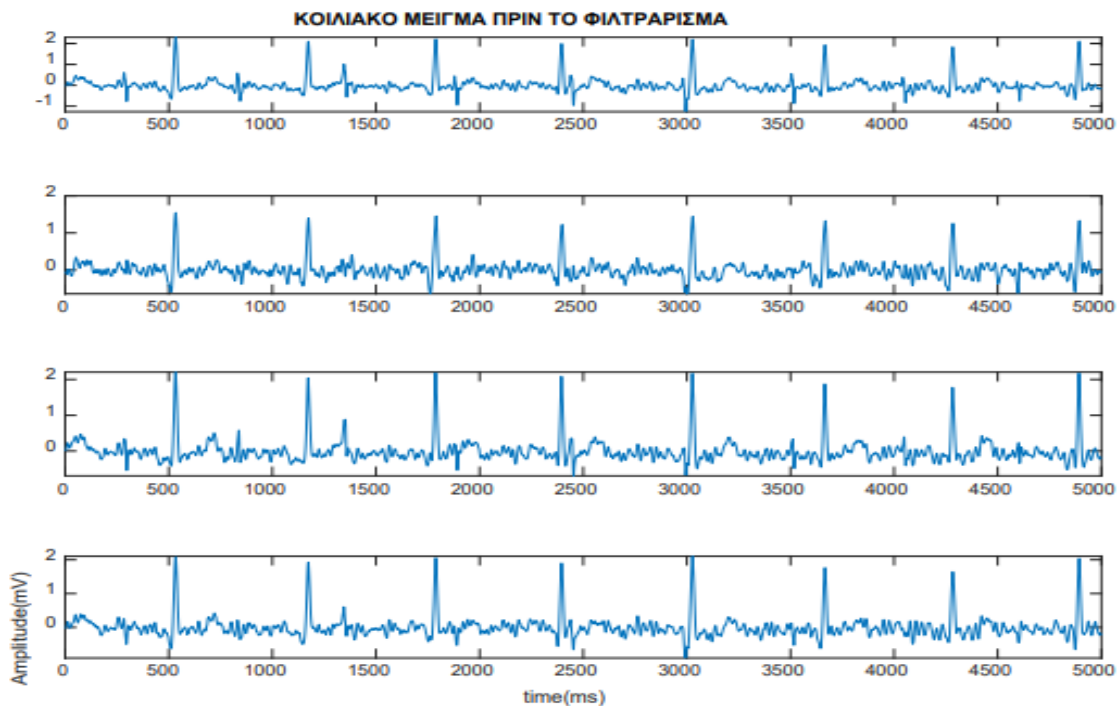
Variable	Units	Description
Statistical measures		
SDNN	ms	Standard deviation of all NN intervals
SDANN	ms	Standard deviation of the averages of NN intervals in all 5-minute segments of the entire recording
RMSSD	ms	The square root of the mean of the squares of differences between adjacent NN intervals
SDNN index	ms	Mean of the standard deviations of all NN intervals for all 5-minute segments of the entire recording
SDSD	ms	Standard deviation of differences between adjacent NN intervals
NN50 count		Number of pairs of adjacent NN intervals differing by more than 50 ms in the entire recording; three variants are possible counting all such NN intervals pairs or only pairs in which the first or the second interval is longer
pNN50	%	NN50 count divided by the total number of all NN intervals
Geometric measures		
HRV triangular index		Total number of all NN intervals divided by the height of the histogram of all NN intervals measured on a discrete scale with bins of 7.8125 ms (1/128 seconds)
TINN	ms	Baseline width of the minimum square difference triangular interpolation of the highest peak of the histogram of all NN intervals
Differential index	ms	Difference between the widths of the histogram of differences between adjacent NN intervals measured

Εικόνα 27 : Κύριες χρονικές παράμετροι της Διακύμανσης του Εμβρυακού Καρδιακού Ρυθμού

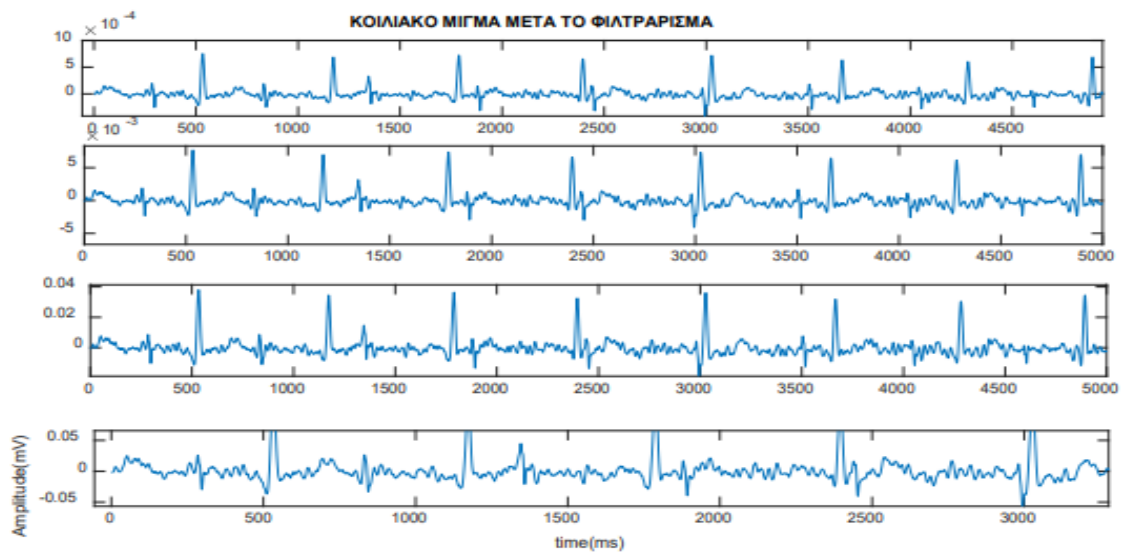
Προεπεξεργασία

Για καθένα από τα διαθέσιμα κοιλιακά κανάλια, διορθώθηκε αρχικά η μετατόπιση της ισοηλεκτρικής γραμμής. Στο πλαίσιο της εξαγωγής ΜΕ-ΕΗΚΓ, χρησιμοποιείται φίλτρο αποκοπής χαμηλών συχνοτήτων, με φασματικό εύρος 2-4 Hz, το οποίο είναι αποδεκτό όταν η εξαγωγή δεν στοχεύει στην μορφολογική ανάλυση του ΗΚΓ. Ωστόσο, δεν υπάρχει πλήρης μελέτη που να αξιολογεί την επίδραση του προ-φιλτραρίσματος στα αποτελέσματα για την εξαγωγή του EQRS

Για την απομάκρυνση της μετατόπισης της ισοηλεκτρικής γραμμής εφαρμόστηκε ένα χαμηλοπερατό φίλτρο butterworth 3ης τάξης, με συχνότητα αποκοπής στα 100Hz. Τα ευρήματα θορύβου υψηλού συχνοτικού περιεχομένου απομακρύνθηκαν με χρήση ενός υψηλοπερατού φίλτρου με συχνότητα αποκοπής στα 3Hz. Τα αποτελέσματα του φιλτραρίσματος στο μεικτό κοιλιακό σήμα φαίνονται στην εικόνα



Εικόνα 28: Κανάλια κοιλιακού σήματος πριν την εφαρμογή των φίλτρων.



Εικόνα 29 : Κανάλια κοιλιακού σήματος μετά την εφαρμογή των φίλτρων

Εξαγωγή Χαρακτηριστικών Διακύμανσης

Για την εξαγωγή των χαρακτηριστικών της διακύμανσης του EKP χρησιμοποιήθηκε το η εφαρμογή HgTool η οποία περιέχεται στο προγραμματιστικό περιβάλλον MATLAB. Η συχνότητα δειγματοληψίας ορίστηκε στα 2048 HZ και οι παρεχόμενες επισημάνσεις των εμβρυικών R-κορυφών χρησιμοποιήθηκαν για την εξαγωγή του EKP .Κάθε καταγραφή χωρίστηκε σε τμήματα των 5 δευτερολέπτων και τα χαρακτηριστικά της βραχυπρόθεσμης Διακύμανσης του EKP εξήχθησαν για κάθε τμήμα. Παρακάτω αναφέρονται τα χαρακτηριστικά που εξήχθησαν τόσο στο πεδίο του χρόνου όσο και στο πεδίο των συχνοτήτων .

- RRHRV: Η σχετική μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού (HRV) ανάμεσα σε διαδοχικά R-R διαστήματα
- MEAN RR: Μέσο χρονικό διάστημα μεταξύ των R-κορυφών ή ο μέσος χρόνος μεταξύ καρδιακών παλμών για μια μέτρηση.
- IQR: Το ενδοτεταρτημοριακό εύρος .
- SDNN: Η τυπική απόκλιση των διαστημάτων κανονικοποιημένων στο χρόνο διαστημάτων N-N .

- PNN50: Το ποσοστό κατά τις οποίες η μεταβολή στα διαδοχικά φυσιολογικά διαστήματα κόλπων (NN) υπερβαίνει τα 50 ms.
- RMSSD: Η μέση τετραγωνική διαφορά των διαδοχικών διαφορών μεταξύ των φυσιολογικών καρδιακών παλμών. Λαμβάνεται με τον πρώτο υπολογισμό κάθε διαδοχικής χρονικής διαφοράς μεταξύ των καρδιακών παλμών σε ms. Στη συνέχεια, κάθε μία από τις τιμές τετραγωνίζεται και το αποτέλεσμα υπολογίζεται κατά μέσο όρο πριν ληφθεί η τετραγωνική ρίζα του συνόλου.
- TRI: Ο τριγωνικός δείκτης λαμβάνεται ως το ολοκλήρωμα του ιστογράμματος (δηλαδή ο συνολικός αριθμός διαστημάτων RR) διαιρεμένο με το ύψος του ιστογράμματος
- TINN: Η τριγωνική παρεμβολή του ιστογράμματος διαστήματος NN. Είναι το πλάτος γραμμής βάσης της κατανομής που μετράται ως βάση ενός τριγώνου που προσεγγίζει την κατανομή των διαστημάτων NN (η ελάχιστη τετραγωνική διαφορά χρησιμοποιείται για την εύρεση ενός τέτοιου τριγώνου)
- AP/EN: Η κατά προσέγγιση εντροπία είναι ένας δείκτης κανονικότητας που ποσοτικοποιεί το που αντιπροσωπεύει την ομοιότητα και την πολυπλοκότητα των διακυμάνσεων του καρδιακού ρυθμού σε μια χρονοσειρά.
- LF/HF: Οι ζώνες συχνότητας σε περίπτωση βραχυπρόθεσμων εγγραφών HRV είναι η πολύ χαμηλή συχνότητα (VLF, 0–0,04 Hz), η χαμηλή συχνότητα (LF, 0,04–0,15 Hz) και η υψηλή συχνότητα (HF, 0,15–0,4 Hz). Ο δείκτης LF/HF αντιπροσωπεύει την αναλογία ισχύος ανάμεσα στις υψηλές και χαμηλές συχνότητες.
- SD1/SD2: Μια μη γραμμική μέθοδος ανάλυσης που είναι απλή στην ερμηνεία είναι η λεγόμενη γραφική παράσταση Poincaré. Είναι μια γραφική αναπαράσταση της συσχέτισης μεταξύ διαδοχικών διαστημάτων RR, δηλαδή διάγραμμα RR_{n+1} ως συνάρτηση του RR_n . Μια κοινή προσέγγιση για την παραμετροποίηση του σχήματος είναι η προσαρμογή μιας έλλειψης στη γραφική παράσταση. Τα SD1 και SD2 είναι οι τυπικές αποκλίσεις κάθετες προς και κατά μήκος της ταυτοτικής γραμμής $RR_n = RR_{n+1}$ αντίστοιχα.

Τα παραπάνω χαρακτηριστικά εξήχθησαν για κάθε τμήμα του σήματος, παράγοντας συνολικά 33 χαρακτηριστικά διακύμανσης για κάθε εμβρυικό σήμα. Τα αποτελέσματα της διαδικασίας εξαγωγής των χαρακτηριστικών Διακύμανσης του EKP παρουσιάζονται στους παρακάτω πίνακες.

Subject	RRHRV 1	RRHRV 2	RRHRV 3	MEAN RR1	MEAN RR2	MEAN RR3	IQR1	IQR2
1.00	0.540	0.540	1.34	136.00	138.00	134.00	0.61	0.54
2.00	0.830	1.300	0.00	129.00	139.00	138.00	0.85	3.26
3.00	1.390	1.510	5.07	136.00	139.00	138.00	3.16	2.38
4.00	0.690	1.460	4.99	153.00	155.00	155.00	0.14	0.78
5.00	1.900	1.230	5.51	150.00	10.00	198.00	6.46	0.68
6.00	4.820	2.610	7.51	139.00	137.00	138.00	5.36	1.81
7.00	1.350	1.590	1.53	140.00	137.00	134.00	0.39	0.70
8.00	1.430	2.770	5.01	156.00	137.00	12.00	0.46	2.50
9.00	0.00%	5.800	3.20	138.00	147.00	150.00	0	5.60
10.00	1.580	2.960	3.52	146.00	150.00	152.00	0.96	5.17
11.00	0.790	0.530	2.41	132.00	139.00	141.00	0.65	0.96
12.00	4.920	2.900	5.50	158.00	155.00	148.00	6.16	0.63
13.00	1.330	1.360	3.00	124.00	137.00	141.00	1.10	0.81
14.00	0.190	0.260	3.06	139.00	128.00	129.00	0.15	0.65
15.00	1.130	0.670	2.25	131.00	131.00	131.00	2.28	0.29
16.00	1.450	0.770	2.25	137.00	135.00	140.00	1.41	0.42
17.00	0.580	0.850	2.49	131.00	132.00	140.00	0.74	2.07
18.00	1.200	0.980	3.29	152.00	153.00	153.00	0.90	0.64
19.00	0.390	1.000	0.00%	143.00	143.00	150.00	0.23	0.34
20.00	0.520	0.840	2.65	140.00	141.00	141.00	1.51	0.40
21.00	2.470	0.300	6.31	132.00	139.00	136.00	8.23	0.54

IQR3	SDNN1	SDNN2	SDNN3	PNN50 1	PNN50 2	PNN50 3	RMSSD 1	RMSSD2
0.45	6.10	1.70	3.90	0.00	0.00	0.00	2.50	1.90
0.00	67.90	4.80	8.00	11.10	0.00	0.00	74.10	8.80
8.26	3.40	8.70	26.10	0.00	0.00	37.50	7.90	13.30
3.10	4.00	2.20	15.50	0.00	0.00	10.00	2.90	4.10
5.51	10.30	2.80	271.90	0.00	0.00	20.00	18.00	4.90
0.91	16.80	6.40	27.50	10.00	0.00	12.50	24.60	9.40
0.80	11.70	5.20	7.90	0.00	0.00	0.00	6.10	4.90
6.03	3.70	11.40	8.80	0.00	0.00	0.00	4.30	16.10
3.84	9.70	13.40	8.70	0.00	0.00	0.00	12.60	21.00
0.18	4.90	23.30	5.00	0.00	27.30	0.00	6.00	42.30
3.23	9.60	3.80	4.80	0.00	0.00	0.00	5.30	4.60
5.18	25.80	21.50	24.90	22.20	18.20	16.70	46.60	33.90
1.30	20.40	6.70	5.10	0.00	0.00	0.00	12.60	4.30
0.85	0.70	0.90	5.00	0.00	0.00	0.00	0.80	1.60
0.94	5.60	3.50	4.80	0.00	0.00	0.00	7.00	2.30
4.01	15.30	3.10	6.60	0.00	0.00	0.00	14.80	3.10
0.87	4.20	3.60	8.70	0.00	0.00	0.00	3.10	6.50

1.76	6.40	3.30	7.20	0.00	0.00	0.00	4.20	3.20
0	4.10	3.50	37.40	0.00	0.00	50.00	1.80	3.00
1.61	2.90	1.40	4.70	0.00	0.00	0.00	5.10	2.40
4.24	16.10	3.70	30.90	11.10	0.00	25.00	20.20	2.00

RMSSD 3	TRI1	TRI2	TRI3	TINN1	TINN2	TINN3	APEN1	APEN2
5.40	1.30	1.10	1.30	16.00	16.00	23.00	0.16	-0.11
17.30	2.50	1.40	1.70	31.00	16.00	16.00	0.03	-0.11
49.20	1.40	2.80	1.80	23.00	47.00	23.00	-0.12	-0.11
23.10	1.70	1.00	2.80	16.00	16.00	31.00	0.03	-0.10
29.80	1.70	1.20	1.80	23.00	16.00	23.00	0.40	-0.11
43.00	2.80	2.00	4.50	31.00	31.00	55.00	-0.11	-0.12
4.90	2.20	1.70	2.30	23.00	23.00	31.00	-0.02	-0.12
16.90	1.40	2.40	2.20	16.00	31.00	16.00	-	-0.10
13.90	2.50	3.00	1.80	39.00	55.00	23.00	-	0.03
10.00	2.30	1.50	2.00	31.00	23.00	39.00	-	0.29
8.00	2.50	1.70	1.50	39.00	16.00	16.00	0.04	-0.12
30.00	2.50	3.00	2.70	31.00	39.00	39.00	0.31	0.26
9.60	4.50	2.80	2.00	70.00	39.00	39.00	-0.13	0.03
9.40	1.10	1.10	1.80	16.00	16.00	16.00	0.04	-0.13
7.50	2.00	1.70	1.80	16.00	23.00	16.00	-0.12	0.19
11.60	1.70	1.40	1.80	23.00	23.00	23.00	0.23	-0.11
13.00	1.70	2.00	1.80	23.00	31.00	16.00	-0.12	0.04
10.00	2.00	1.60	2.20	31.00	16.00	16.00	0.03	0.17
65.10	1.80	2.20	5.00	23.00	31.00	39.00	-0.11	0.03
8.20	1.20	1.00	1.80	16.00	16.00	16.00	0.31	-0.11
49.90	3.30	1.80	2.30	39.00	16.00	23.00	-0.01	0.03

APEN3	SD1SD2 1	SD1SD2 2	SD1SD2 3	LFHF1	LFHF2	LFHF3	FETAL_POS
-0.15	1.970	0.720	3.90	0.00	0.37	0.00	BREECH
0	0.960	1.940	3.51	0.00	1.38	0	VERTEX
0.21	1.600	1.130	1.95	0.00	0.75	0.00	VERTEX
0.02	0.400	2.240	1.50	1.93	2.20	0.00	BREECH
0	1.540	1.670	2.99	0.03	0.41	0	VERTEX
-0.13	1.190	1.040	1.24	0.31	0.00	0.00	BREECH
0.25	0.250	0.510	0.30	1.27	0.00	0.00	VERTEX

0.17	0.700	1.100	2.45	0	1.42	0.00	BREECH
0.25	1.500	1.240	1.93	0	1.44	0.00	VERTEX
0.01	0.840	1.780	65.04	0	0.02	0.00	BREECH
0.47	0.240	0.760	1.63	1.73	0.00	0.00	BREECH
0	1.150	1.200	0.87	0	0.08	0	BREECH
0.29	0.280	0.320	3.00	0.00	2.13	0.00	BREECH
0.30	0.800	1.540	2.69	1.14	0.00	0.00	VERTEX
0.04	0.770	0.320	1.18	1.23	1.54	0.00	VERTEX
0.08	0.740	0.720	1.92	0.00	1.26	0.00	BREECH
0.02	0.380	3.010	1.49	1.73	0.30	0.00	BREECH
0.31	0.340	0.560	0.31	1.46	0.00	0.00	VERTEX
0	0.180	0.460	1.57	1.86	1.32	0.00%	VERTEX
0.47	1.540	1.740	1.97	0.13	0.75	0.00	BREECH
-0.13	0.780	0.260	1.24	0.98	1.90	0.00	VERTEX

Στατιστικά Τεστ

Μετά την εξαγωγή των χαρακτηριστικών , κρίθηκε αναγκαίο να διαπιστωθεί εάν αυτά συμβάλλουν σημαντικά στην περιγραφή της προβολής του εμβρύου στην μήτρα κατά την διάρκεια της κύησης . Για τον λόγο αυτό εκτελέσαμε ένα t-test με τις παρακάτω υποθέσεις:

- **H0: Τα χαρακτηριστικά της βραχυπρόθεσμης διακύμανσης διαφέρουν σημαντικά ανάμεσα στις δύο εμβρυικές θέσεις (BREECH, VERTEX).**
- **H1: Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις 2 κατηγορίες.**

Τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης παρουσιάζονται στο Παράρτημα 1. Για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό SPSS.

Από τα αποτελέσματα του t-test είναι φανερό ότι η μηδενική υπόθεση δεν απορρίπτεται με επίπεδο σημαντικότητας $p < 0.05$ και κατά συνέπεια δεν υπάρχει εν πρώτης όψης στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στα χαρακτηριστικά των 2 κατηγοριών. Ωστόσο ,η χρήση εξειδικευμένων αλγόριθμων μηχανικής μάθησης μπορεί να μας δώσει πιο αξιόπιστα αποτελέσματα για την εξαγωγή των τελικών συμπερασμάτων

Κατηγοριοποίηση

Το αποτέλεσμα του στατιστικού t-test μας δίνει την δυνατότητα να επιλέξουμε τα εξαγόμενα χαρακτηριστικά τα οποία είναι πιο χρήσιμα στην κατηγοριοποίηση των δεδομένων μας . Από το σύνολο των τριάντα τριών χαρακτηριστικών για κάθε σήμα ,επιλέξαμε τα δέκα χαρακτηριστικά με το μικρότερο p-value ,καθώς αυτά συμβάλλουν πιο καθοριστικά στην περιγραφή των δύο κατηγοριών Τα επιλεγόμενα χαρακτηριστικά παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΟ	P-VALUE
<i>RRHRV 1</i>	0,111
<i>MEANRR 2</i>	0.115
<i>SDNN 2</i>	0,045
<i>SDNN 3</i>	0,065
<i>PNN50 2</i>	0,003
<i>PNN50 3</i>	0,001
<i>RMSSD 2</i>	0,065
<i>RMSSD 3</i>	0,018
<i>TINN 3</i>	0,032
<i>SD1/SD2 3</i>	0,068

Στην συνέχεια, χρησιμοποιήσαμε 4 αλγόριθμους κατηγοριοποίησης (classification) για την επεξεργασία των δεδομένων , συγκεκριμένα τους αλγορίθμους *K-NN* ,*Random Forest* ,*Multi-Layer Perceptron (MLP)* ,*Naïve Bayes Classifier*. Οι αλγόριθμοι αξιολογήθηκαν με την μέθοδο *10-fold cross validation*. Με αυτή τη μέθοδο το κάθε σύνολο δεδομένων χωρίζεται τυχαία σε 10 μέρη. Χρησιμοποιούμε 9 από αυτά τα μέρη για εκπαίδευση και κρατάμε το ένα δέκατο για δοκιμές. Επαναλαμβάνουμε αυτή τη διαδικασία 10 φορές κάθε φορά κρατώντας ένα διαφορετικό δέκατο για δοκιμή. Τα αποτελέσματα της διαδικασίας παρατίθενται παρακάτω

Αποτελέσματα

Για την αξιολόγηση των αλγορίθμων χρησιμοποιήθηκαν τα εξής στατιστικά μέτρα :

- **Ακρίβεια (Precision)= $TP/(TP+FP)$**
- **Ανάκληση (RECALL)= $TP/(TP+FN)$**

Όπου το TP είναι αληθινά θετικό, το FP είναι ψευδώς θετικό και το FN είναι ψευδώς αρνητικό. Τα αποτελέσματα των αλγορίθμων εμφανίζονται στον παρακάτω πίνακα.

<i>ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ</i>	<i>Σωστά Κατηγοριοποιημένα Σήματα</i>	<i>Λάθος Κατηγοριοποιημένα Σήματα</i>	<i>Ακρίβεια (%)</i>	<i>Ανάκληση (%)</i>
<i>K-NN</i>	8	13	40	38
<i>MLP</i>	7	14	36,4	54
<i>RANDOM - FOREST</i>	11	10	54,5	54,5
<i>NAÏVE BAYES</i>	11	10	52,5	87

Συμπεράσματα

Στην παρούσα εργασία παρουσιάστηκε μία μεθοδολογία για την εξαγωγή βραχυπρόθεσμων χαρακτηριστικών της διακύμανσης του Εμβρυακού Καρδιακού Ρυθμού. Η μεθοδολογία εφαρμόστηκε σε πραγματικές καταγραφές ,και παράλληλα ελέγχθηκε η υπόθεση ότι τα προαναφερόμενα χαρακτηρίστηκα μπορούν να περιγράψουν ικανοποιητικά τον εμβρυακό προσανατολισμό κατά την διάρκεια της κύησης. Για τον έλεγχο της υπόθεσης χρησιμοποιήθηκαν στατιστικά τεστ κα μέθοδοι μηχανικής μάθησης για την κατηγοριοποίηση των δεόμενων. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η βραχυπρόθεσμη διακύμανση του ΕΚΡ δεν είναι ένα μέτρο που μπορεί να αποφέρει το παραπάνω επιθυμητό αποτέλεσμα. Ένας λόγος για αυτό θα μπορούσε να είναι η έλλειψη μεγαλύτερων σε διάρκεια καταγραφών ,ώστε τα παραγόμενα μέτρα να είναι πιο αξιόπιστα .Ωστόσο θεωρούμε ότι τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν στην παρούσα εργασία είναι χρήσιμα, και θα μπορούσαν να συμβάλλουν σε περαιτέρω έρευνα πάνω στην χρησιμότητα της Διακύμανσης του ΕΚΡ στην παθολογία του εμβρύου.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Behar, J. (2014). Extraction of Clinical Information from the Non-Invasive Fetal. (U. ο. Oxford, Επιμ.)

- Bynum, W. (2013). *A little history of science*. (Α. Νίκος, Μεταφρ.) Πατάκης.
- Callahan JA, K. J. (1991). Foundations of cardiology. *Cardiology Fundamentals and Practice*, 1,2,3, σσ. 3-25.
- D.C. Gari, A. F. (2006). *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. (ArtechHouse, Επιμ.)
- Fuster, V. (2007). *Η Καρδιά* (Τόμ. 1). Αθήνα: Π.Χ. Πασχαλίδης.
- Herba J., P. S. (1998). *The Nurse's Guide To Cardiac*.
- Incardiology. (2010). *Η ανατομία της καρδιάς*. Ανάκτηση από www.incardiology.gr/kardia/kardia.htm.
- Jacob, S. (2003). *Ανατομία του Ανθρώπου* (1η εκδ.). (Χ. Κούτης, Μεταφρ.) Αθήνα: Παρισιάνου.
- Jaeger, R. (1982). *Analog data acquisition technology* (Τόμ. II). Micro, IEEE.
- Lawn, J. E. (2011). Where? When? Why? How to make the data count? *Lancet*.
- Madeiro, J. C. (2012). An innovative approach of QRS segmentation based on first-derivative, Hilbert and Wavelet Transforms.
- Snellan, H. (1995). Willem Einthoven (1860-1927). Στο *Father of electrocardiography*. Ολλανδία: Kluwer Academic.
- Sokolow, M. (1993). *Κλινική Καρδιολογία*. Αθήνα: Π.Χ Πασχαλίδης.
- Sörnmo, L. L. (2005). *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*, 8.
- Syed Shah, G. G.-C. (2009). *The Heart: Anatomy, physiology and exercise Physiology*.
- Βραχάτης, Α. Δ. (2012). *Ηλεκτροκαρδιογράφημα*. σ. 1.
- Εκπαιδευτικές κοινότητες & Ιστολογία ΠΣΔ*. (n.d.). Ανάκτηση από <https://www.google.com/search?q=%CE%B8%CE%B5%CF%83%CE%B7+%CF%84%CE>

%B7%CF%82+%CE%BA%CE%B1%CF%81%CE%B4%CE%B9%CE%B1%CF%82&client=fir
efox-b-d&sxsrf=APq-
WBvEJmZ_FmxWAhqXYAZle8nej4Co0A:1647439076888&source=Inms&tbm=isch&sa
=X&ved=2ahUKEwjP3d3n5Mr2AhUxSvEDHY_7AK0.

Ιασω. (2021). *Heart Rhythm Center*. Ανάκτηση από <http://www.eponline.gr/ilektiko-sistima-kardias-erethismatagogo-systima-kardias/?fbclid=IwAR1NYH1cyIOJZGOWd2om9tvzdwGRC4I1k7FFT5BO5wO1U12-FalTHmnc7E>.

Ιασω, Γ. Κ. (2022). *Heart Rhythm Center*. Ανάκτηση από <http://www.eponline.gr/ilektiko-sistima-kardias-erethismatagogo-systima-kardias/?fbclid=IwAR1NYH1cyIOJZGOWd2om9tvzdwGRC4I1k7FFT5BO5wO1U12-FalTHmnc7E>.

Καραλίδου, Β. Κ. (2018). *Αναγνώριση αρρυθμιών με χρήση ηλεκτροκαρδιογραφήματος: Μια αυτόματη μέθοδος*. Αθήνα.

Τσιρώνη, Α. (2013). *Μεταπτυχιακή εργασία: Ανάλυση video από webcam για την ανίχνευση*. Θεσσαλονίκη.

Παράρτημα 1.Αποτελέσματα Στατιστικών Τεστ

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
1	Equal variances assumed	2.812	.111	.841	18	.411	.489899	.582277	-.733421	1.713219
	Equal variances not assumed			.904	14.218	.381	.489899	.541960	-.670820	1.650618
2	Equal variances assumed	.003	.959	.235	19	.817	.135091	.574854	-1.068092	1.338274
	Equal variances not assumed			.230	14.945	.821	.135091	.587380	-1.117284	1.387466
3	Equal variances assumed	.002	.967	.395	18	.697	.33949	.85937	-1.46597	2.14496
	Equal variances not assumed			.391	16.491	.701	.33949	.86769	-1.49548	2.17447

MEAN RR 1	Equal variances assumed	1.731	.204	.502	19	.622	2.09091	4.16795	- 6.63271	10.8145 3
	Equal variances not assumed			.510	17.9 15	.616	2.09091	4.09732	- 6.52019	10.7020 1
MEAN RR2	Equal variances assumed	2.736	.115	1.16 4	19	.259	14.8545 5	12.7650 8	- 11.8630 7	41.5721 6
	Equal variances not assumed			1.11 1	9.61 4	.294	14.8545 5	13.3745 9	- 15.1088 5	44.8179 4
MEAN RR 3	Equal variances assumed	.506	.486	- 1.04 0	19	.312	- 14.6090 9	14.0538 5	- 44.0241 3	14.8059 5
	Equal variances not assumed			- 1.07 1	15.0 80	.301	- 14.6090 9	13.6423 8	- 43.6737 2	14.4555 4
IQR 1	Equal variances assumed	1.512	.235	-.699	18	.493	-.78030	1.11560	- 3.12408	1.56348
	Equal variances not assumed			-.674	13.7 95	.512	-.78030	1.15806	- 3.26756	1.70695
IQR 2	Equal variances assumed	.534	.474	-.066	19	.948	-.04527	.69014	- 1.48976	1.39921
	Equal variances not assumed			-.065	17.4 64	.949	-.04527	.69704	- 1.51292	1.42237

IQR 3	Equal variances assumed	1.307	.268	-.442	18	.664	-.46838	1.06028	- 2.69595	1.75918
	Equal variances not assumed			-.428	14.265	.675	-.46838	1.09559	- 2.81410	1.87733
SDNN 1	Equal variances assumed	.932	.347	-.507	19	.618	- 3.25364	6.41294	- 16.67607	10.16880
	Equal variances not assumed			-.489	11.656	.634	- 3.25364	6.64838	- 17.78676	11.27949
SDNN2	Equal variances assumed	4.627	.045	1.022	19	.320	2.75636	2.69779	- 2.89018	8.40290
	Equal variances not assumed			1.056	14.302	.309	2.75636	2.61101	- 2.83261	8.34534
SDNN3	Equal variances assumed	3.953	.061	- 1.220	19	.237	- 30.29000	24.82608	- 82.25158	21.67158
	Equal variances not assumed			- 1.161	9.173	.275	- 30.29000	26.07905	- 89.11576	28.53576
PNN50 1	Equal variances assumed	.481	.496	.268	19	.792	.70727	2.64395	- 4.82658	6.24112
	Equal variances not assumed			.273	17.468	.788	.70727	2.59287	- 4.75206	6.16660

PNN50 2	Equal variances assumed	11.862	.003	1.38 5	19	.182	4.13636	2.98760	- 2.11676	10.3894 8
	Equal variances not assumed			1.45 6	10.0 00	.176	4.13636	2.84178	- 2.19551	10.4682 3
PNN50 3	Equal variances assumed	15.292	.001	- 1.61 7	19	.122	- 9.68636	5.99012	- 22.2238 3	2.85111
	Equal variances not assumed			- 1.55 3	10.8 26	.149	- 9.68636	6.23536	- 23.4372 2	4.06449
RMSS D 1	Equal variances assumed	.445	.513	-469 19	19	.644	- 3.65182	7.77908	- 19.9336 3	12.6299 9
	Equal variances not assumed			-459 14.7 67	19	.653	- 3.65182	7.95463	- 20.6300 7	13.3264 4
RMSS D 2	Equal variances assumed	3.836	.065	1.09 1	19	.289	5.19091	4.75713	- 4.76587	15.1476 9
	Equal variances not assumed			1.12 8	14.2 29	.278	5.19091	4.60282	- 4.66625	15.0480 7
RMSS D 3	Equal variances assumed	6.692	.018	- 1.26 9	19	.220	- 9.44545	7.44131	- 25.0203 0	6.12939
	Equal variances not assumed			- 1.23 4	13.4 26	.238	- 9.44545	7.65311	- 25.9258 8	7.03497

TRI 1	Equal variances assumed	1.200	.287	.269	19	.791	.09545	.35457	-.64667	.83758
	Equal variances not assumed			.275	17.401	.787	.09545	.34760	-.63664	.82755
TRI2	Equal variances assumed	.274	.607	-.140	19	.890	-.04091	.29317	-.65453	.57271
	Equal variances not assumed			-.140	19.000	.890	-.04091	.29177	-.65159	.56977
TRI3	Equal variances assumed	.016	.902	-.078	19	.939	-.03182	.40891	-.88768	.82405
	Equal variances not assumed			-.077	18.126	.939	-.03182	.41138	-.89567	.83203
TINN 1	Equal variances assumed	1.200	.287	.349	19	.731	1.96364	5.63388	-9.82821	13.75548
	Equal variances not assumed			.359	15.362	.725	1.96364	5.47495	-9.68202	13.60929
TINN 2	Equal variances assumed	1.353	.259	-.069	19	.946	-.35455	5.16365	-11.16218	10.45309
	Equal variances not assumed			-.067	15.059	.947	-.35455	5.27357	-11.59104	10.88195

TINN 3	Equal variances assumed	5.334	.032	1.234	19	.232	5.85455	4.74325	-4.07319	15.78228
	Equal variances not assumed			1.266	16.224	.223	5.85455	4.62546	-3.94000	15.64910
AP EN 1	Equal variances assumed	1.300	.271	.832	16	.418	.06667	.08012	-.10318	.23652
	Equal variances not assumed			.832	15.770	.418	.06667	.08012	-.10338	.23672
AP EN 2	Equal variances assumed	.387	.541	-.010	19	.992	-.00064	.06104	-.12840	.12713
	Equal variances not assumed			-.011	18.674	.992	-.00064	.06034	-.12709	.12581
AP EN 3	Equal variances assumed	1.071	.317	-.513	15	.615	-.05071	.09879	-.26129	.15986
	Equal variances not assumed			-.544	14.939	.595	-.05071	.09327	-.24958	.14815
SD1/S D2 1Q	Equal variances assumed	.018	.894	-.062	19	.951	-.014727	.238092	-.513059	.483605
	Equal variances not assumed			-.062	18.938	.951	-.014727	.237577	-.512091	.482637

SD1/S D2 2	Equal variances assumed	.305	.587	1.17 7	19	.254	.367000	.311941	- .285901	1.01990 1
	Equal variances not assumed			1.19 1	18.5 98	.249	.367000	.308139	- .278888	1.01288 8
sd1/sd2 3	Equal variances assumed	3.755	.068	.987	19	.336	5.96118	6.04002	- 6.68073	18.6030 9
	Equal variances not assumed			1.03 7	10.0 70	.324	5.96118	5.74703	- 6.83193	18.7542 9
lf/hf 1	Equal variances assumed	2.312	.149	-.406	15	.691	-.15681	.38660	-.98083	.66721
	Equal variances not assumed			-.400	13.2 76	.696	-.15681	.39243	- 1.00281	.68920
lf/hf 2	Equal variances assumed	.205	.656	-.284	19	.779	-.09855	.34661	-.82400	.62691
	Equal variances not assumed			-.286	18.9 57	.778	-.09855	.34406	-.81878	.62169

