



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής & Τηλεπικοινωνιών

Διπλωματική Εργασία

Καρδιογράφημα πριν και μετά τη μαρμαρυγή και την ταχυκαρδία

Μουζά Ευαγγελία

Επιβλέποντες

Αγγελίδης Παντελής
Τσαλικάκης Δημήτριος

Κοζάνη, Μάρτιος 2014

Τίτλος: Καρδιογράφημα πριν και μετά τη μαρμαρυγή και την ταχυκαρδία

Περιγραφή: Διπλωματική εργασία στα πλαίσια των σπουδών για την απόκτηση του Διπλώματος που απονέμει το Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας με τίτλο «Μηχανικός Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών»

Θέματα / Λέξεις κλειδιά: Βιοιατρική, ηλεκτρικό καρδιογράφημα, μεταβλητότητα καρδιακής συχνότητας, μαρμαρυγή, ταχυκαρδία, HRVAS

Δημιουργός: Μουζά Ευαγγελία

Ημερομηνία δημιουργίας: 12-03-2014

Χρόνος έκδοσης: 2014

Χώρα έκδοσης: GR

Γλώσσα κειμένου: Gre

Η παρούσα Διπλωματική Εργασία
εκπονήθηκε στα πλαίσια των σπουδών
για την απόκτηση του Διπλώματος
που απονέμει το
Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας με τίτλο
«Μηχανικός Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών»

Εγκρίθηκε την .../3/2014 από Εξεταστική Επιτροπή αποτελούμενη από τους :

Ονοματεπώνυμο

Υπογραφή:

1. Αγγελίδης Παντελής
2. Τσαλικάκης Δημήτριος

Π.Δ.Μ. ΤΜΗΜΑ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ
Αριθ. Εισαγ.: 3480
Ημερομηνία: 22-3-2014

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή Τσαλικάκη Δημήτριο ο οποίος επέβλεψε την διπλωματική μου εργασία και με βοήθησε να την ολοκληρώσω επιτυχώς με την συνεχή συμβολή και καθοδήγησή του κατά τη διάρκεια της προσπάθειάς μου.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Αναπληρωτή Καθηγητή του Τμήματος Μηχανικών Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών, Δρ Παντελή Αγγελίδη για την επίβλεψή του στην παρούσα εργασία.

Τέλος, ευχαριστώ την οικογένειά μου για την πνευματική και υλική υποστήριξη που μου προσέφερε καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου καθώς επίσης και τους συμφοιτητές μου για όλες τις όμορφες στιγμές που περάσαμε μέσα και έξω από τη σχολή.

Μουζά Ευαγγελία
Κοζάνη, Μάρτιος 2014

Περιεχόμενα

Ευχαριστίες	i
Περίληψη	iv
Abstract	v
Πίνακας Εικόνων	vi
Πίνακας Πινάκων	vii
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
1.1 Αντικείμενο διπλωματικής εργασίας	2
1.2 Οργάνωση κεφαλαίων	2
2. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ	4
2.1 Ανατομία της καρδιάς	4
2.2 Μαρμαρυγή	7
2.2.1 Κολπική Μαρμαρυγή	8
2.2.2 Κουλιακή Μαρμαρυγή	11
2.3 Ταχυκαρδία	12
2.4 Μεταβλητότητα της καρδιακής συχνότητας	14
2.4.1 Φυσιολογικοί συσχετισμοί του HRV	14
2.5 Ηλεκτροκαρδιογράφημα	16
3. ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ	20
3.1 Matlab	20
3.2 HRVAS	21
3.3 Μέθοδοι μέτρησης του HRV	23
3.3.1 Μέθοδοι στο πεδίο του χρόνου	23
3.3.2 Μέθοδοι στο πεδίο της συχνότητας	27
3.3.3 Μέθοδοι στο πεδίο χρόνου-συχνότητας	32
3.3.4 Μη γραμμικές μέθοδοι	33
3.3.5 Διάρκεια και συνθήκες καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος	36
3.4 IBI (Inter beat interval)	37
3.5 IBI SPSS Statistics	39

3.5.1 Φύλλα εργασίας του SPSS.....	39
3.5.2 Καταχώρηση δεδομένων στο SPSS	41
3.5.3 Έλεγχοι στατιστικών υποθέσεων	42
3.5.4 Μη παραμετρικές δοκιμές	43
4. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ.....	45
4.1 Δεδομένα.....	45
4.2 Επιλογές ανάλυσης HRV	46
4.3 Εκτελέσεις σημάτων.....	47
4.4 Στατιστική ανάλυση	48
4.4.1 Στατιστική ανάλυση των μετρήσεων HRV για τη μαρμαρυγή.....	49
4.4.2 Στατιστική ανάλυση των μετρήσεων HRV για την ταχυκαρδία.....	59
5. ΕΠΙΛΟΓΟΣ	78
5.1 Συμπεράσματα	78
5.2 Μελλοντικές επεκτάσεις	79
Βιβλιογραφικές αναφορές	81

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία έχει ως κύριο στόχο την ανάλυση των παραμέτρων της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας για δεδομένα που έχουν ληφθεί από ηλεκτροκαρδιογράφημα πριν και μετά τη μαρμαρυγή και την ταχυκαρδία. Η ανάλυση αυτή παρέχει τα αποτελέσματα της σύγκρισης των παραμέτρων της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας πριν και μετά τη μαρμαρυγή και τα αποτελέσματα της σύγκρισης των παραμέτρων της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας πριν και μετά την ταχυκαρδία με τη χρήση του προγράμματος HRVAS.

Συνοψίζοντας τα βασικά στοιχεία αυτής της διπλωματικής εργασίας, επικεντρώνονται σε τρεις θεματικούς άξονες. Κατά τον πρώτο άξονα, αναλύεται το ιατρικό υπόβαθρο πάνω στο οποίο στηρίζεται η παρούσα εργασία. Ο δεύτερος άξονας αναφέρεται στις τεχνολογίες και στις μεθόδους που χρησιμοποιήθηκαν ώστε να ληφθούν τα αποτελέσματα. Ο τρίτος άξονας περιστρέφεται γύρω από την περιγραφή και την ανάλυση των αποτελεσμάτων των συγκρίσεων.

Λέξεις κλειδιά: ηλεκτροκαρδιογράφημα, μεταβλητότητα καρδιακής συχνότητας, μαρμαρυγή, ταχυκαρδία, HRVAS

Abstract

The main goal of the present Diploma Thesis is the analysis of the parameters of heart rate variability on data obtained from electrocardiogram before and after fibrillation and tachycardia. This analysis provides the results of the comparison of parameters of heart rate variability before and after fibrillation and the results of the comparison of parameters of heart rate variability before and after tachycardia by using HRVAS.

The basic elements of this Diploma Thesis focus on three main topics. In the first topic the medical background on which this paper is based. The second topic refers to the technologies and methods used to obtain the results. The third topic revolves around the description and analysis of the results of the comparisons.

Keywords: *electrocardiogram, heart rate variability, fibrillation, tachycardia, HRVAS*

Πίνακας Εικόνων

Εικόνα 1: Ηλεκτρική αγωγιμότητα καρδιάς.....	6
Εικόνα 2: Η βασική δομή του συστήματος καρδιακής αγωγιμότητας και η σχέση του με ένα κύκλο κύματος του ΗΚΓ.....	7
Εικόνα 3: Παθοφυσιολογία ταχυκαρδίας.....	13
Εικόνα 4: Η κανονική κυματομορφή ενός ΗΚΓ.....	17
Εικόνα 5: Γραφική διεπαφή χρήστη του HRVAS.....	22
Εικόνα 6: Προσδιορισμός IBI.....	38
Εικόνα 7: Το παράθυρο Data View του SPSS Editor.....	40
Εικόνα 8: Το παράθυρο Variable View του SPSS Editor.....	40
Εικόνα 9: Ο SPSS Viewer για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων.....	41
Εικόνα 10: Τρόπος ανάλυσης δεδομένων με paired-samples t-test.....	43
Εικόνα 11: Πλαίσιο διαλόγου paired-samples t-test.....	43
Εικόνα 12: Επιλογές ανάλυσης HRV.....	47
Εικόνα 13: Παράδειγμα εξαγόμενων αποτελεσμάτων σε αρχείο Microsoft Excel.....	48
Εικόνα 14: Γράφημα σύγκρισης μεταβλητών πριν και μετά τη μαρμικρυγή.....	59
Εικόνα 15: Γράφημα σύγκρισης μεταβλητών πριν και μετά την ταχυκαρδία.....	77

Πίνακας Πινάκων

Πίνακας 1: Πλάτος και διάρκεια κυμάτων και διαστημάτων καρδιάς.....	18
Πίνακας 2: Επιλεγμένες μετρήσεις του HRV στο πεδίο του χρόνου	27
Πίνακας 3: Επιλεγμένες μετρήσεις του HRV στο πεδίο της συχνότητας.....	30
Πίνακας 4: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον δεύτερο αουραίο	50
Πίνακας 5: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον τέταρτο αουραίο	53
Πίνακας 6: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον έκτο αουραίο	55
Πίνακας 7: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον έβδομο αουραίο	58
Πίνακας 8: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον πρώτο αουραίο	61
Πίνακας 9: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον δεύτερο αουραίο ..	63
Πίνακας 10: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον πέμπτο αουραίο ..	66
Πίνακας 11: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον έβδομο αουραίο ..	68
Πίνακας 12: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον όγδοο αουραίο ...	71
Πίνακας 13: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον ένατο αουραίο	73
Πίνακας 14: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον δέκατο αουραίο ..	76

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σήμερα, η μαρμαρυγή θεωρείται η πιο κοινή αρρυθμία στην κλινική πρακτική και προσβάλλει μαζί με την ταχυκαρδία μεγάλο ποσοστό των ανθρώπων ανά τον κόσμο. Με τη βοήθεια της καρδιακής μεταβλητότητας είναι δυνατό οι δύο αυτές ασθένειες της καρδιάς να αναλυθούν και να εξεταστούν.

Ως μεταβλητότητα της καρδιακής συχνότητας (heart rate variability-HRV) ορίζουμε τις μεταβολές της χρονικής διάρκειας διαδοχικών καρδιακών κύκλων σε συνθήκες φλεβοκομβικού ρυθμού. Η μεταβλητότητα αυτή καθορίζεται από φυσιολογικούς μηχανισμούς, όπως π.χ. η αναπνευστική λειτουργία, το αυτόνομο νευρικό σύστημα, οι ιδιότητες του φλεβοκόμβου, αλλά και από παθολογικούς ή περιβαλλοντικούς εξωγενείς μηχανισμούς.

Ο όρος μεταβλητότητα καρδιακής συχνότητας αναφέρεται στη χρονική διακύμανση της περιόδου μεταξύ δύο διαδοχικών καρδιακών παλμών. ορίζεται μέσω των χρονικών διαστημάτων μεταξύ των κορυφώσεων R (RR διαστήματα) του συμπλέγματος QRS που απεικονίζεται σε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα και περιγράφει τις μεταβολές στα RR διαστήματα ή ισοδύναμα, στο στιγμιαίο καρδιακό ρυθμό.

Με τη δυνατότητα του ψηφιακού ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι δυνατόν να μετρηθεί και να εξαχθεί μια συνεχής ακολουθία από R-R διαστήματα που αποτελεί το πλέον συχνά αναλυόμενο σήμα, καθότι η μεταβλητότητα της καρδιακής συχνότητας είναι άμεσα συνυφασμένη με την ανίχνευση αρρυθμιών αλλά και τη δυναμική της καρδιακής λειτουργίας γενικότερα και έχει γίνει αποδεκτή ως ένας προγνωστικός δείκτης για το έμφραγμα του μυοκαρδίου, την καρδιακή ανεπάρκεια, κ.α..

1.1 Αντικείμενο διπλωματικής εργασίας

Η ανάλυση του HRV έχει γίνει ένα ευρέως διαδεδομένο εργαλείο που χρησιμοποιείται από ερευνητές και κλινικούς ιατρούς και το ενδιαφέρον γι' αυτή συνεχίζει να αυξάνεται. Το ενδιαφέρον έχει αυξηθεί σε τέτοιο σημείο που εμπορικά λογισμικά HRV είναι τώρα διαθέσιμα σε κλινικούς ιατρούς και ερευνητές, ώστε να βοηθήσουν στη διάγνωση καρδιαγγειακών νόσων καθώς και για συνεχή παρακολούθηση. Η συγκεκριμένη διπλωματική εργασία χρησιμοποιεί ένα τέτοιο λογισμικό και έχει ως σκοπό την ανάλυση των μεταβλητών του HRV στα διάφορα πεδία για δεδομένα που έχουν ληφθεί από ηλεκτροκαρδιογράφημα για πριν και μετά τη μαρμαρυγή και την ταχυκαρδία. Συγκεκριμένα, αναλύεται το ιατρικό υπόβαθρο της μαρμαρυγής και της ταχυκαρδίας και οι διάφοροι μέθοδοι με τις οποίες μπορεί να γίνει η ανάλυση του HRV και περιγράφονται αναλυτικά τα αποτελέσματα της ανάλυσης για τις μετρήσεις πριν και μετά των δύο αυτών ασθενειών.

1.2 Οργάνωση κεφαλαίων

Η παρούσα διπλωματική εργασία οργανώνεται σε πέντε κεφάλαια. Συγκεκριμένα:

Στο πρώτο κεφάλαιο πραγματοποιείται μια εισαγωγή σχετικά με το θέμα που πραγματεύεται η εργασία, δηλαδή τη χρήση της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας για την ανάλυση δεδομένων που έχουν αντληθεί από καρδιογραφήματα πριν και μετά τη μαρμαρυγή και την ταχυκαρδία. Επιπλέον, γίνεται μία εκτενής αναφορά στην χρήση της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας στη σημερινή κοινωνία.

Στο δεύτερο κεφάλαιο παρουσιάζεται το ιατρικό υπόβαθρο στο οποίο βασίζεται η παρούσα διπλωματική εργασία. Δίνεται η ανατομία της καρδιάς, περιγράφονται οι έννοιες της μαρμαρυγής, της ταχυκαρδίας, της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας καθώς επίσης και του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Στο τρίτο κεφάλαιο περιγράφονται οι τεχνολογίες και οι μέθοδοι στις οποίες στηρίχθηκε η εργασία, ώστε να παράγει και να αναλύσει τα αποτελέσματα. Έτσι, παρουσιάζονται όλα τα προγράμματα που χρησιμοποιήθηκαν και αναλύονται οι μέθοδοι μέτρησης της μεταβλητότητας καρδιακής συχνότητας.

Στο τέταρτο κεφάλαιο γίνεται περιγραφή και η ανάλυση της παρούσας εργασίας. Συγκεκριμένα παρουσιάζονται και αναλύονται λεπτομερώς τα βήματα που ακολουθήθηκαν για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων.

Στο πέμπτο κεφάλαιο αναλύονται τα συμπεράσματα που προκύπτουν από την εκπόνηση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας καθώς και ορισμένες πιθανές μελλοντικές επεκτάσεις της.

Τέλος, αναγράφονται όλες οι βιβλιογραφικές πηγές που χρησιμοποιήθηκαν κατά την συγγραφή της παρούσας εργασίας.

2. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο παρουσιάζεται το ιατρικό υπόβαθρο της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Στόχος του κεφαλαίου είναι να πραγματοποιήσει μια πλήρη ανασκόπηση των βασικών χαρακτηριστικών της μαρμαρυγής, της ταχυκαρδίας, της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας καθώς επίσης και του ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

2.1 Ανατομία της καρδιάς

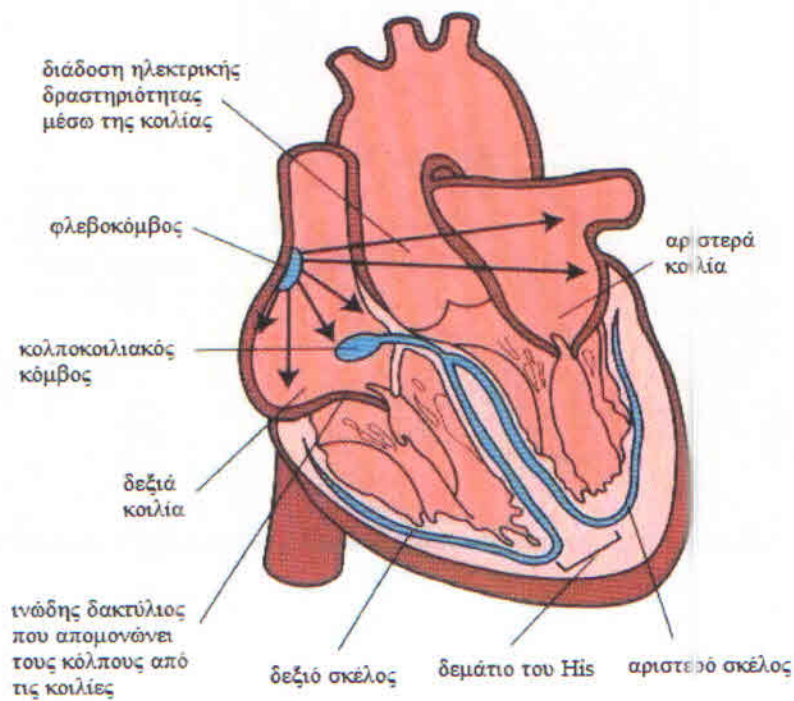
Η καρδιά αποτελείται από ένα αριστερό και ένα δεξί μέρος που το καθένα περιλαμβάνει δύο θαλάμους: τον κόλπο (atrium) και την κοιλία (ventricle). Οι δύο πλευρές χωρίζονται από ένα μυϊκό τοίχωμα, που ονομάζεται διάφραγμα. Τέσσερις διαφορετικές βαλβίδες ελέγχουν την κατεύθυνση της ροής του αίματος: οι κολποκοιλιακές βαλβίδες μεταξύ των κόλπων και των κοιλιών και οι πνευμονικές βαλβίδες μεταξύ των κοιλιών και των αρτηριών. Το τοίχωμα της καρδιάς, που ονομάζεται μυοκάρδιο, αποτελείται κυρίως από μυϊκά κύτταρα που ασκούν μηχανική δύναμη κατά τη διάρκεια της συστολής. Η μηχανική δύναμη των μυϊκών κυττάρων ενεργοποιείται από ηλεκτρικά ερεθίσματα. Ένα σύστημα αγωγής από εξειδικευμένα κύτταρα στο μυοκάρδιο διασκορπίζει τα ηλεκτρικά ερεθίσματα σε όλη την καρδιά.

Κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου συμβαίνει μία ακολουθία μηχανικών γεγονότων, τα οποία ξεκινούν όταν το αίμα, που βρίσκεται μέσα στο δεξιό κόλπο, ωθείται στη δεξιά κοιλία κατά τη συστολή των κόλπων. Το αίμα στον δεξιό κόλπο έχει συλληχθεί από όλες τις φλέβες του σώματος, εκτός από τις φλέβες των πνευμόνων. Όταν η δεξιά κοιλία γεμίσει με αίμα, συστέλλεται και ωθεί το αίμα προς την πνευμονική αρτηρία, στους πνεύμονες, όπου οξυγονώνεται. Το οξυγονωμένο αίμα διέρχεται μέσω των φλεβών των πνευμόνων στον

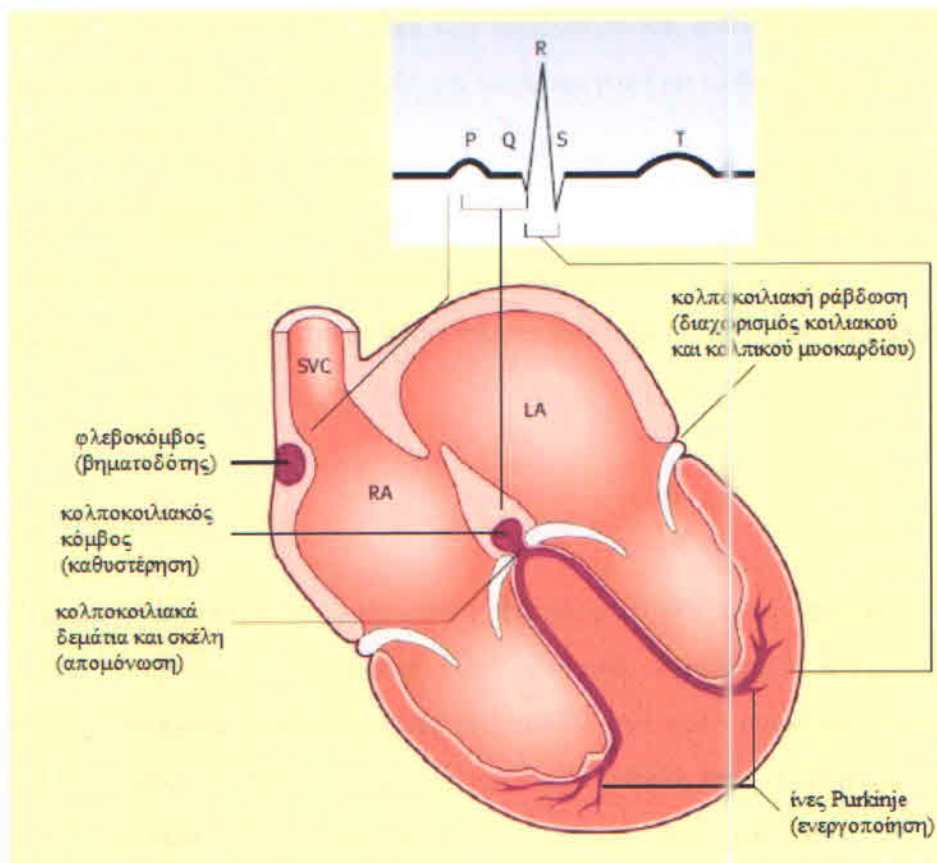
αριστερό κόλπο, ο οποίος, όταν γεμίσει, συστέλλεται και ωθεί το αίμα στην αριστερή κοιλία. Όταν η αριστερή κοιλία συσπάται, το αίμα ρέει σε όλα τα αρτηριακά αγγεία στο σώμα, εκτός από τους πνεύμονες, μέσα στο φλεβικό σύστημα και ξανά πίσω στον δεξιό κόλπο.

Ο καρδιακός κύκλος αποτελείται από δύο φάσεις: τη φάση της ενεργοποίησης (συστολή) και τη φάση της ανάκτησης (χαλάρωση), οι οποίες σε ηλεκτρικούς όρους αναφέρονται ως εκπόλωση και επαναπόλωση, αντίστοιχα. Η εκπόλωση είναι μία γρήγορη αλλαγή του δυναμικού της μεμβράνης του κυττάρου, η οποία εξαπλώνεται στα γειτονικά κύτταρα έτσι ώστε να διαδίδεται η ηλεκτρική ώθηση. Μετά την εκπόλωση, το κύτταρο αρχίζει αμέσως την επαναπόλωση για να επιστρέψει στην κατάσταση ηρεμίας του. Κατά τη διάρκεια αυτής την χρονικής περιόδου, η οποία ονομάζεται ανερέθιστη περίοδος, το κύτταρο δεν μπορεί να εκπολωθεί.

Στην κανονική καρδιά, ο καρδιακός κύκλος εκκινείται από μία ηλεκτρική ώθηση που προέρχεται από τον κόμβο SA (sinoatrial), τον φυσικό βηματοδότη της καρδιάς που βρίσκεται στον δεξιό κόλπο. Η ηλεκτρική ώθηση διαδίδεται μέσω του δεξιού και δεξιού κόλπου στον κόλπο AV (atrioventricular), όπου συλλέγεται και καθυστερείται προτού συνεχίσει προς το δεμάτιο του His, που είναι η μόνη ηλεκτρική σύνδεση μεταξύ του κόμβου AV και των κοιλιών. Το σύστημα μετάδοσης των κοιλιών αποτελείται από τον αριστερό και δεξιό κλάδο δεματίου και το δίκτυο Purkinje. Το ποσοστό των ηλεκτρικών ερεθισμάτων, που προκαλεί την καρδιά να χτυπά, καθορίζεται από το αυτόνομο νευρικό σύστημα. Στην Εικόνα 1 φαίνεται η βασική δομή του συστήματος καρδιακής αγωγιμότητας και στην Εικόνα 2 φαίνεται η σχέση του με ένα κύκλο κύματος του ΗΚΓ^[1].



Εικόνα 1: Ηλεκτρική αγωγιμότητα καρδιάς



Εικόνα 2: Η βασική δομή του συστήματος καρδιακής αγωγιμότητας και η σχέση του με ένα κύκλο κύματος του ΗΚΓ

2.2 Μαρμαρυγή

Η μαρμαρυγή είναι μία χαοτική ασύγχρονη δραστηριότητα του καρδιακού μυός. Η διαδικασία μπορεί να ξεκινήσει από μία ταχεία ώθηση από ένα μόνο επίκεντρο ή από μία επανείσοδο. Υπάρχουν πολλές δυνατότητες για την ανάπτυξη μίας ασύγχρονης δραστηριότητας σε ένα φυσιολογικό ή μη φυσιολογικό μυοκάρδιο. Οι μηχανισμοί που προκαλούν μαρμαρυγή είναι δύσκολο να εντοπιστούν, διότι 1) στα περισσότερα είδη της πειραματικής μαρμαρυγής, δεν μπορεί να εντοπιστεί η ίνα ή η ομάδα ινών στην οποία έχει ξεκινήσει το πρώτο κύμα επανείσοδου της αποδιοργανωμένης δραστηριότητας, 2) σε πολλούς τύπους πειραματικής μαρμαρυγής, η έναρξη της αποδιοργανωμένης δραστηριότητας οφείλεται σε ένα συνδυασμό παραγόντων και όχι σε έναν μεμονωμένο

παράγοντα και 3) μία εξερεύνηση όλων των καρδιακών και έξω-καρδιακών παραγόντων που μπορεί να συνέβαλαν στην ανάπτυξη της μαρμαρυγής έχει σπάνια πραγματοποιηθεί σε οποιοδήποτε απλό πείραμα.

Οι παράγοντες που αυξάνουν την ευπάθεια της μαρμαρυγής περιλαμβάνουν τον αυξημένο αυτοματισμό, τα ρεύματα που προκύπτουν από τις διαφορές στο δυναμικό της μεμβράνης κατά τη διάρκεια της δραστηριότητας ή σε κατάσταση ηρεμίας και τη μη ομοιογενή αντοχή.

2.2.1 Κολπική Μαρμαρυγή

Η κολπική μαρμαρυγή (AF) είναι η πιο κοινή αρρυθμία στην κλινική πρακτική. Το τρέχον ποσοστό του πληθυσμού που πάσχει από κολπική μαρμαρυγή εκτιμάται ότι θα διπλασιαστεί τα επόμενα 50 χρόνια. Είναι ένα πολύ δαπανηρό πρόβλημα για τη δημόσια υγεία με 2.600 ευρώ να δαπανώνται ετησίως ανά ασθενή στην Ευρωπαϊκή Ένωση. Ο επιπολασμός¹ της κολπικής μαρμαρυγής αυξάνεται με την ηλικία, από <5% στα 40-50 χρόνια μέχρι και 8-10% σε άτομα ηλικίας άνω των 80 χρόνων. Η πιθανότητα ανάπτυξης κολπικής μαρμαρυγής σε άτομα ηλικίας 40 χρόνων είναι 25%. Οι άντρες επηρεάζονται πιο συχνά σε σχέση με τις γυναίκες, με εξαίρεση τα άτομα ηλικίας άνω των 75.

Παθοφυσιολογία

Κολπικοί παράγοντες: Κάθε είδους δομική νόσος της καρδιάς μπορεί να προκαλέσει την αναδιαμόρφωση και των κόλπων και των κοιλιών. Η δομική ανάπλαση διευκολύνει την κίνηση και την διαιώνιση της κολπικής μαρμαρυγής. Η κολπική ανθεκτικότητα μικραίνει μέσα στις πρώτες μέρες της νέας εμφάνισης της κολπικής μαρμαρυγής. Ακόμη και σε ασθενείς με μεμονωμένο επεισόδιο κολπικής μαρμαρυγής, έχουν καταγραφεί φλεγμονώδεις αλλαγές.

¹ Ο αριθμός περιπτώσεων μιας νόσου για ένα πληθυσμό σε έναν ορισμένο χρόνο, συχνότητα.

Η κολπική μαρμαρυγή μειώνει τις ταχύτητες ροής του αριστερού κόλπου και προκαλεί καθυστέρηση στην κένωση από την κολπική απόφυση. Επίσης εμπλέκεται στον σχηματισμό θρόμβου.

Τύποι κολπικής μαρμαρυγής

- *Κολπική μαρμαρυγή που διαγνώστηκε πρώτη φορά:* η πρώτη φορά της διάγνωσης ανεξάρτητα από τη διάρκεια της αρρυθμίας, την παρουσίαση συμπτωμάτων ή τη σοβαρότητα των συμπτωμάτων.
- *Παροξυσμική κολπική μαρμαρυγή:* συνήθως αυτό-τερματίζεται εντός 48 ωρών.
- *Επίμονη κολπική μαρμαρυγή:* επεισόδιο κολπικής μαρμαρυγής που διαρκεί 47 μέρες ή επεισόδιο που απαιτεί ανάταξη.
- *Μακροχρόνια επίμονη κολπική μαρμαρυγή:* κολπική μαρμαρυγή που διαρκεί περισσότερο από 41 χρόνια.
- *Μόνιμη κολπική μαρμαρυγή:* η παρουσία της κολπικής μαρμαρυγής είναι αποδεκτή και από τον ασθενή και από τον ιατρό. Ο έλεγχος του ρυθμού συνήθως δεν επιδιώκεται.
- *Σιωπηλή κολπική μαρμαρυγή:* ο ασθενής παρουσιάζει επιπλοκές που σχετίζονται με την κολπική μαρμαρυγή (θρομβοεμβολικό εγκεφαλικό επεισόδιο, μυοκαρδιοπάθεια) ή εντοπίζεται ένα τυχαίο εύρημα στο ΗΚΓ ενός συμπτωματικού ασθενή.

Παράγοντες / Αιτίες (κινδύνου)

Αναστρέψιμες αιτίες: Η κολπική μαρμαρυγή μπορεί να σχετιστεί με προσωρινές αιτίες όπως η χρήση αλκοόλ, η χειρουργική επέμβαση, το έμφραγμα του μυοκαρδίου, η περικαρδίτιδα, η πνευμονική εμβολή, η ηλεκτροπληξία, ο υπερθυρεοειδισμός και άλλα μεταβολικά σύνδρομα. Παραμένει μία κοινή πρώιμη μετεγχειρητική επιπλοκή των καρδιοθωρακικών

επεμβάσεων. Η επιτυχής αντιμετώπιση των υποκείμενων ιατρικών προβλημάτων συχνά προκαλεί τον τερματισμό της.

Η παχυσαρκία αποτελεί σημαντικό παράγοντα κινδύνου για την ανάπτυξη κολπικής μαρμαρυγής.

Περίπου το 30-45% των περιπτώσεων της παροξυσμικής κολπικής μαρμαρυγής σε νεαρούς ενήλικες δεν έχουν καμία αποδείξιμη υποκείμενη καρδιακή νόσο.

Οι καρδιαγγειακές παθήσεις που σχετίζονται με την κολπική μαρμαρυγή περιλαμβάνουν την ασθένεια της μιτροειδούς βαλβίδας, την καρδιακή ανεπάρκεια, τη νόσο της στεφανιαίας αρτηρίας (CAD), την υπέρταση που σχετίζεται με την αριστερή κοιλιακή υπερτροφία. Άλλες συσχετίσεις περιλαμβάνουν την υπερτροφική αποφρακτική μυοκαρδιοπάθεια (HOCM), τη διατακτική μυοκαρδιοπάθεια, τη μεσοκολπική επικοινωνία, τις περιοριστικές μυοκαρδιοπάθειες, τους όγκους της καρδιάς και την συμπιεστική περικαρδίτιδα. Η κολπική μαρμαρυγή βρίσκεται συνήθως σε ασθενείς με αποφρακτική άπνοια ύπνου (OSA).

Διάγνωση

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) είναι απαραίτητο για τη διάγνωση της κολπικής μαρμαρυγής. Ορίζεται με τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

1. «Απολύτως» ακανόνιστα διαστήματα RR.
2. Μη διακριτά κύματα P στο ΗΚΓ. Μερικές φορές μπορεί να υπάρχει τακτική κολπική δραστηριότητα που σημειώνεται στην απαγωγή V1.
3. Η κολπική διάρκεια του κύκλου (διάστημα μεταξύ δύο κολπικών ενεργοποιήσεων) είναι συνήθως μεταβλητή και μικρότερη από 200 ms^[2].

2.2.2 Κοιλιακή Μαρμαρυγή

Η κοιλιακή μαρμαρυγή είναι ένας τύπος ασυντόνιστης συστολής η οποία, παρά το υψηλό μεταβολικό ρυθμό του μυοκαρδίου, δεν παράγει χρήσιμους χτύπους. Ως αποτέλεσμα, η αρτηριακή πίεση πέφτει απότομα σε πολύ χαμηλά επίπεδα και προκαλείται θάνατος εντός 6 έως 8 λεπτών από αναιμία του εγκεφάλου και του νωτιαίου μυελού.

Η κοιλιακή μαρμαρυγή εμφανίζεται κάτω από ένα ευρύ φάσμα δυναμικών συνθηκών, το οποίο περιλαμβάνει την υπέρταση, το σοκ και την μυοκαρδιακή ανεπάρκεια. Μπορεί, επίσης, να εμφανιστεί κατά τη διάρκεια ανοξίας, ασφυξίας και υπερηλιπνίας.

Στάδια κοιλιακής μαρμαρυγής

Το *πρώτο στάδιο* διαρκεί μόνο ένα ή δύο δευτερόλεπτα. Η κοιλία υποβάλλεται σε τρεις με έξι συστολές οι οποίες εξαπλώνονται πιο γρήγορα από τις κανονικές και σε διάφορες διευθύνσεις από την περιοχή που εγείρεται.

Το *δεύτερο στάδιο* διαρκεί δεκαπέντε έως σαράντα δευτερόλεπτα. Χαρακτηρίζεται από πιο συχνά κύματα συστολών, τα οποία σαρώνουν μικρά τμήματα των κοιλιών. Κάθε περιοχή εξακολουθεί να εκτελεί αρκετά ισχυρές συσπάσεις και η κοιλία συσπάται με σπασμωδικό τρόπο.

Το *τρίτο στάδιο* διαρκεί δύο έως τρία λεπτά. Η επιφάνεια των κοιλιών φαίνεται να διαλυθεί σταδιακά σε όλο και μικρότερα ανεξάρτητα αναθέτουσες περιοχές. Αυτά τα πολυπληθή συσπάσεις των ομάδων ινών, όλοι εκτός φάσεως, δίνουν την καρδιά τρεμουλιαστή εμφάνισή του, και γενικά να προκαλέσει μια αύξηση στη συχνότητα των ηλεκτροκαρδιογραφικών κύματα^[3].

2.3 Ταχυκαρδία

Η ταχυκαρδία είναι ένας καρδιακός ρυθμός που υπερβαίνει τα φυσιολογικά όρια. Σε γενικές γραμμές, μία καρδιακή συχνότητα πάνω από 100 παλμούς το λεπτό είναι αποδεκτή ως ταχυκαρδία. Η ταχυκαρδία μπορεί να προκληθεί από πολλούς παράγοντες, οι οποίοι είναι συνήθως καλοί. Ωστόσο, μπορεί να θεωρηθεί επικίνδυνη, ανάλογα με την ταχύτητα και τον τύπο του ρυθμού. Να σημειωθεί ότι αν η αιτία εμφάνισής της είναι παθολογική, ορίζεται πιο σωστά ως ταχυαρρυθμία.

Υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες

Αν και είναι σπάνια απειλητικές για τη ζωή, οι υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες είναι κοινές, ίσως επίμονες και συχνά επανεμφανίζονται κατά τη διάρκεια της ζωής ενός ανθρώπου. Η αιτιολογία των υπερκοιλιακών ταχυκαρδιών ποικίλλει ανάλογα με την ηλικία, το φύλο και τη συννοσηρότητα.

Κοιλιακή ταχυκαρδία

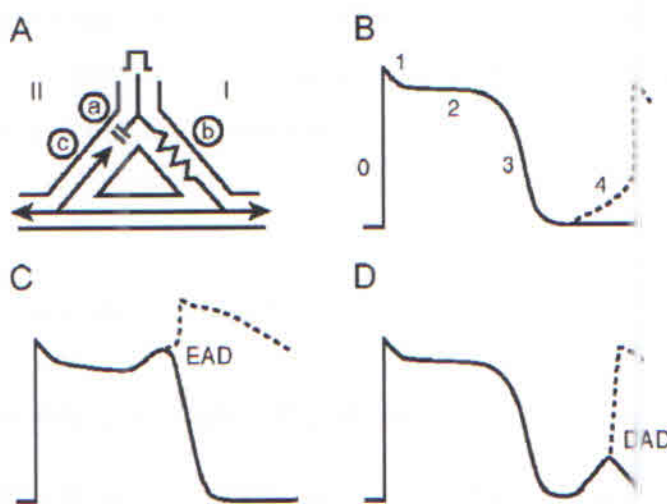
Η κοιλιακή ταχυκαρδία βρίσκεται σε 20 ανά 100.000 άτομα και συμβαίνει πιο συχνά σε άντρες. Ένα αισθητό ποσοστό (3,5%) των κοιλιακών ταχυκαρδιών συμβαίνει μετά από έμφραγμα του μυοκαρδίου και η συχνότητα εμφάνισής της αυξάνεται με την ηλικία.

Παθοφυσιολογία

Όλες οι ταχυκαρδίες παράγονται από έναν ή περισσότερους μηχανισμούς που περιλαμβάνουν μηχανισμούς διαταραχής της ώθησης έναρξης και ανωμαλίες των ώσεων (επαναισερχόμενων). Οι ιστοί που παρουσιάζουν ανωμαλία των ώσεων, οι οποίες διέπουν τις υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες, μπορούν να διαμένουν στους κόλπους, στον κόμβο AV ή τα αγγεία που επικοινωνούν απευθείας με τους κόλπους, όπως η κοίλη φλέβα ή οι φλέβες των πνευμόνων. Φυσιολογικά, ο φλεβοκόμβος περιέχει την κυρίαρχη συνάρτηση

βηματοδότησης και είναι φτιαγμένος από κύτταρα με ταχύτερους ρυθμούς της φάσης 4 της διαστολικής εκπόλωσης (Εικόνα 3).

Η επανείσοδος είναι ο πιο κοινός μηχανισμός με τον οποίο συμβαίνει η υπερκοιλιακή ταχυκαρδία. Είναι, επίσης, ο μηχανισμός με τον οποίο προκαλείται κολπικός πτερυγισμός, ταχυκαρδία επανεισόδου του κόμβου AV, μερικές κοιλιακές ταχυκαρδίες, παλινδρομική ταχυκαρδία, ορισμένες κολπικές ταχυκαρδίες και κοιλιακή μαρμαρυγή. Η έναρξη και η διατήρηση μίας ταχυκαρδίας επανεισόδου απαιτεί ένα μονοκατευθυντικό μπλοκ σε ένα σκέλος ενός κυκλώματος και βραδεία αγωγή στην άλλη. Ένα μονοκατευθυντικό μπλοκ μπορεί να προκύψει από την επιτάχυνση του καρδιακού ρυθμού ή από την πρόωρη ώθηση που έχει αποκλειστεί κατά την ανερέθιστη περίοδο του μονοπατιού.



Εικόνα 3: Παθοφυσιολογία ταχυκαρδίας

Στην εικόνα φαίνονται τα εξής: (A) Διάγραμμα της επανεισόδου. Η ώθηση ξεκινά στο Π. Τα I και II αναπαριστούν δύο διακριτά μονοπάτια. Το a αναπαριστά το μονοκατευθυντικό μπλοκ, το b αναπαριστά την ώση και το c αναπαριστά τη διάδοση του κύματος το οποίο μπαίνει ξανά στο κύκλωμα. (B) Μία πιθανή καρδιακή δράση. Οι διαφορετικές φάσεις του δυναμικού δράσης είναι 0-4. Η φάση 4 επιδεικνύει τον αυτοματισμό, ο οποίος, όταν φτάσει στο κατώφλι, θα ξεκινήσει την επόμενη καρδιακή δράση. Μία καρδιακή δράση επιδεικνύεται νωρίς μετά από την εκπόλωση (EAD) στο τέλος της φάσης 2. (D) Μία καρδιακή δράση επιδεικνύεται αργοπορημένα μετά από την εκπόλωση (DAD) κατά τη διάρκεια της φάσης 4^[4].

2.4 Μεταβλητότητα της καρδιακής συχνότητας

Η μεταβλητότητα της καρδιακής συχνότητας (HRV) είναι το φυσιολογικό φαινόμενο της διακύμανσης στο χρονικό διάστημα μεταξύ των χτύπων της καρδιάς.

Οι τελευταίες δεκαετίες έχουν γίνει μάρτυρες της αναγνώρισης της σημαντικής σχέσης μεταξύ του αυτόνομου νευρικού συστήματος και της καρδιαγγειακής θνησιμότητας, συμπεριλαμβανομένου του αιφνίδιου καρδιακού θανάτου. Πειραματικά στοιχεία έχουν ενθαρρύνει την ανάπτυξη ποσοτικών δεικτών του αυτόνομου νευρικού συστήματος.

Η μεταβλητότητα της καρδιακής συχνότητας (HRV) αντιπροσωπεύει έναν από τους πλέον υποσχόμενους τέτοιους δείκτες. Η φαινομενικά εύκολη παραγωγή του μέτρου αυτού έχει διαδώσει τη χρήση του. Όπως πολλές εμπορικές συσκευές παρέχουν αυτοματοποιημένη μέτρηση του HRV, έτσι και ο καρδιολόγος έχει εφοδιασθεί με ένα φαινομενικά εύκολο εργαλείο για έρευνα και για κλινικές μελέτες.

2.4.1 Φυσιολογικοί συσχετισμοί του HRV

Αυτόνομες επιδράσεις του καρδιακού ρυθμού

Αν και ο καρδιακός αυτοματισμός είναι εγγενής σε διάφορους ιστούς βηματοδότη, ο καρδιακός παλμός και ο καρδιακός ρυθμός βρίσκονται σε μεγάλο βαθμό υπό τον έλεγχο του αυτόνομου νευρικού συστήματος. Η παρασυμπαθητική επίδραση στον καρδιακό παλμό διαμεσολαβείται μέσω της απελευθέρωσης ακετυλοχολίνης από το πνευμονογαστρικό νεύρο. Οι μουσκαρινικοί υποδοχείς που ενεργοποιούνται με την επίδραση της ακετυλοχολίνης αντιδρούν σε αυτήν την απελευθέρωση κυρίως μέσω της αύξησης της διαπερατότητας του θετικού ιόντος καλίου (K^+) στην κυτταρική μεμβράνη. Η ακετυλοχολίνη, επίσης, αναστέλλει την υπερπόλωση του ενεργοποιημένου από το βηματοδότη ρεύματος I_f . Η υπόθεση " I_k decay (αποσύνθεση I_k)" προτείνει ότι η αποπόλωση βηματοδότη προκύπτει από την αργή απενεργοποίηση του καθυστερημένου ρεύματος, I_k , το οποίο, λόγω ενός χρονικά ανεξάρτητου ρεύματος που βρίσκεται προς το

βάθος, προκαλεί διαστολική αποπόλωση. Αντίθετα, η υπόθεση "If activation (ενεργοποίηση If)" προτείνει ότι ακολουθώντας τον τερματισμό δράσης του δυναμικού, το ρεύμα If παρέχει ένα ρεύμα προς τα έσω που ενεργοποιείται αργά και επικρατεί πάνω στο αποσυντεθημένο I_K, εισάγοντας έτσι αργή διαστολική εκπόλωση.

Η συμπαθητική επίδραση στον καρδιακό ρυθμό προκαλείται από την απελευθέρωση επινεφρίνης και νορεπινεφρίνης. Η ενεργοποίηση των β-αδρενεργικών υποδοχέων οδηγεί σε κυκλική AMP που μεσολαβείται από την φωσφορυλίωση των μεμβρανικών πρωτεϊνών και την αύξηση των I_{CaL} και If. Το τελικό αποτέλεσμα είναι η επιτάχυνση της αργής διαστολικής εκπόλωσης.

Υπό συνθήκες ηρεμίας, το πνευμονογαστρικό νεύρο επικρατεί και οι διακυμάνσεις στην καρδιακή περίοδο εξαρτώνται από τη διαμόρφωση του πνευμονογαστρικού νεύρου. Το πνευμονογαστρικό νεύρο και η συμπαθητική δραστηριότητα αλληλεπιδρούν συνεχώς. Καθώς ο φλεβοκόμβος είναι πλούσιος σε ακετυλοχολινεστεράση, η επίδραση οποιασδήποτε πνευμονογαστρικής ώθησης είναι σύντομη, επειδή η ακετυλοχολίνη υδρολύεται γρήγορα. Οι παρασυμπαθητικές επιρροές υπερβαίνουν τα συμπαθητικά αποτελέσματα πιθανότατα μέσω δύο ανεξάρτητων μηχανισμών: της χολινεργικής μείωσης της νορεπινεφρίνης που απελευθερώνεται ως απάντηση στη συμπαθητική δραστηριότητα και της χολινεργικής εξασθένησης της απόκρισης σε ένα αδρενεργικό ερέθισμα.

Συνιστώσες του HRV

Οι διακυμάνσεις των διαστημάτων RR που είναι παρούσες κατά τη διάρκεια των συνθηκών ηρεμίας αντιπροσωπεύουν τις χτύπο-προς-χτύπο διακυμάνσεις στις αυτόνομες καρδιακές εισόδους. Ωστόσο, η δραστηριότητα του προσαγωγού του πνευμονογαστρικού νεύρου (παρασυμπαθητικό) αποτελεί σημαντικό παράγοντα για τη συνιστώσα υψηλής συχνότητας (HF), όπως φαίνεται σε κλινικές και πειραματικές παρατηρήσεις των αυτόνομων τεχνασμάτων όπως είναι η ηλεκτρική διέγερση του πνευμονογαστρικού νεύρου και ο αποκλεισμός των μουσκαρινικών υποδοχέων. Η ερμηνεία της συνιστώσας χαμηλής συχνότητας (LF), η οποία θεωρήθηκε από κάποιους ως ένας δείκτης της συμπαθητικής

διαμόρφωσης (ειδικά όταν εκφράζεσαι σε κανονικοποιημένες μονάδες), είναι πιο προβληματική, αλλά είναι πλέον γνωστό ότι περιλαμβάνει επιρροές τόσο από το συμπαθητικό όσο και από το πνευμονογαστρικό νεύρο. Για παράδειγμα, κατά τη διάρκεια της συμπαθητικής ενεργοποίησης η προκύπτουσα ταχυκαρδία συνήθως συνοδεύεται από μία σημαντική μείωση της συνολικής ισχύος, ενώ κατά τη διάρκεια της ενεργοποίησης του πνευμονογαστρικού νεύρου συμβαίνει το αντίστροφο. Έτσι, οι φασματικές συνιστώσες αλλάζουν προς την ίδια κατεύθυνση και δεν δείχνουν ότι η LF αντανακιά πιστά το τα συμπαθητικά αποτελέσματα.

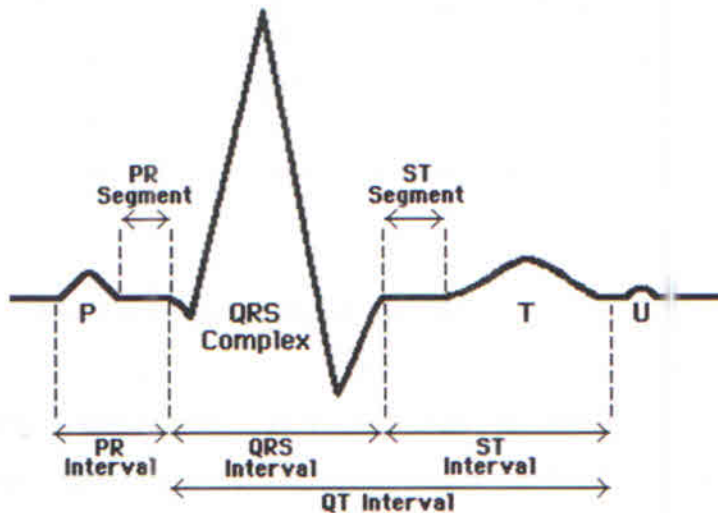
Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η HRV μετρά διακυμάνσεις των αυτόνομων εισόδων της καρδιάς και όχι το μέσο επίπεδο των αυτόνομων εισόδων. Έτσι, τα υψηλά κορεσμένα επίπεδα της αυτόνομης εισόδου στην καρδιά μπορούν να οδηγήσουν σε μείωση του HRV^[5].

2.5 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς, όπου κάθε χτύπος της καρδιάς αναπαριστάται σαν μία σειρά από ηλεκτρικά κύματα που χαρακτηρίζονται από κορυφές και κοιλίες. Κάθε ΗΚΓ δίνει δύο τύπους πληροφορίας. Η μία είναι η διάρκεια του ηλεκτρικού κύματος που διέπει την καρδιά με την οποία μπορεί να αποφασιστεί αν η ηλεκτρική δραστηριότητα είναι κανονική ή αργή ή ασυνήθιστη και η δεύτερη πληροφορία δίνει την ποσότητα της ηλεκτρικής δραστηριότητας, η οποία περνάει από τον καρδιακό μυ που δείχνει αν τα τμήματα της καρδιάς είναι πολύ μεγάλα ή καταπονημένα.

Συνήθως, το εύρος συχνοτήτων ενός σήματος ΗΚΓ είναι 0.05-100 Hz και το δυναμικό του εύρος είναι 1-10 mV. Το σήμα ΗΚΓ χαρακτηρίζεται από πέντε κορυφές και κοιλίες που αναπαριστούνται με τα γράμματα P, Q, R, S, T. Σε ορισμένες περιπτώσεις χρησιμοποιείται και άλλη μία κορυφή που ονομάζεται U. Η αναπαράσταση του συστήματος ανάλυσης του ΗΚΓ βασίζεται κυρίως στην ακριβή και αξιόπιστη ανίχνευση του συμπλέγματος QRS, όπως επίσης των κυμάτων T και P. Το κύμα P αναπαριστά την ενεργοποίηση των άνω θαλάμων

της καρδιάς, της κοιλίας, ενώ το σύμπλεγμα QRS και το κύμα T αναπαριστούν τη διέγερση των κόλπων ή του κάτω θαλάμου της καρδιάς. Η ανίχνευση του συμπλέγματος QRS είναι το πιο σημαντικό έργο στην αυτόματη ανάλυση του σήματος ΗΚΓ. Μόλις ταυτοποιηθεί το σύμπλεγμα QRS, εκτελείται μία πιο λεπτομερή εξέταση του σήματος του ΗΚΓ, η οποία περιλαμβάνει τον ρυθμό της καρδιάς, το τμήμα ST, κτλ.



Εικόνα 4: Η κανονική κυματομορφή ενός ΗΚΓ

Στον κανονικό φλεβοκομβικό ρυθμό (κανονική κατάσταση της καρδιάς) το διάστημα P-R είναι σε ένα εύρος 0.12 με 0.2 δευτερολέπτων. Το διάστημα QRS είναι από 0.04 έως 0.12 δευτερόλεπτα. Το διάστημα Q-T είναι λιγότερο από 0.42 δευτερόλεπτα και ο κανονικός ρυθμός της καρδιάς είναι από 60 έως 100 χτύπους ανά λεπτό. Επομένως, από το καταγεγραμμένο σχήμα του ΗΚΓ, μπορούμε να πούμε αν η δραστηριότητα της καρδιάς είναι φυσιολογική ή μη φυσιολογική.

Το ΗΚΓ είναι μία γραφική εγγραφή ή επίδειξη των τάσεων παραλλαγής χρόνου που παράγονται από το μυοκάρδιο κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Τα κύματα P, QRS και T αντικατοπτρίζουν την ρυθμική ηλεκτρική εκπόλωση και επαναπόλωση του μυοκαρδίου που σχετίζεται με τις συστολές των κόλπων και των κοιλιών. Αυτό το ΗΚΓ χρησιμοποιείται κλινικά για τη διάγνωση ανωμαλιών και καταστάσεων που σχετίζονται με την καρδιά.

Πλάτος	κύμα P	0.25 mV	
	κύμα R	1.60 mV	
	κύμα Q	25% κύματος R	
	κύμα T	0.1 έως 0.5 mV	
Διάρκεια	διάστημα PR	0.12 έως 0.20 s	
	διάστημα QT	0.35 έως 0.44 s	
	διάστημα ST	0.05 έως 0.15 s	
	διάστημα κύματος P	0.11 s	
	σύμπλεγμα QRS	0.09 s	

Πίνακας 1: Πλάτος και διάρκεια κυμάτων και διαστημάτων καρδιάς

Η κανονική τιμή του καρδιακού παλμού βρίσκεται στην περιοχή από 60 έως 100 παλμούς/λεπτό. Ένας πιο αργός ρυθμός από αυτόν ονομάζεται βραχυκαρδία και ένας υψηλότερος ρυθμός ονομάζεται ταχυκαρδία. Εάν οι κύκλοι δεν είναι ομοιόμορφα κατανομημένοι, μία αρρυθμία μπορεί να σημειωθεί. Αν το διάστημα P-R είναι μεγαλύτερο από 0.2 δευτερόλεπτα, μπορεί να υποδηλώσει απόφραξη του κολποκοιλιακού κόμβου (AV).

- Ορισμένες διαταραχές, που περιλαμβάνουν τις βαλβίδες της καρδιάς, δεν μπορούν να διαγνωστούν από το ΗΚΓ. Άλλες διαγνωστικές τεχνικές, όπως η αγγειογραφία και το υπερηχοκαρδιογράφημα, μπορούν να παρέχουν πληροφορίες που δεν είναι διαθέσιμες στο ΗΚΓ.
- Κάθε δυναμικό δράσης στην καρδιά γεννιέται κοντά στην κορυφή του δεξιού κόλπου σε ένα σημείο που ονομάζεται βηματοδότης (sinoatrial node).
- Το κύμα που παράγεται από το δυναμικό δράσης, τερματίζεται σε ένα σημείο κοντά στο κέντρο της καρδιάς, το οποίο ονομάζεται κολποκοιλιακός κόμβος (AV).

Το οριζόντιο τμήμα αυτής της κυματομορφής που προηγείται του κύματος P ορίζεται ως η γραμμή βάσης ή η ισοδύναμη γραμμή. Το κύμα P αντιπροσωπεύει την εκπόλωση του κολπικού μυϊκού συστήματος. Το σύμπλεγμα QRS είναι το συνδυασμένο αποτέλεσμα της επαναπόλωσης των κόλπων και της εκπόλωσης των κοιλιών, οι οποίες συμβαίνουν σχεδόν ταυτόχρονα.

Το κύμα T είναι το κύμα της επαναπόλωσης των κοιλιών, όπου, όπως το κύμα U, αν υπάρχει, γενικά πιστεύεται ότι είναι το αποτέλεσμα μετά του δυναμικού στον κοιλιακό μυ. Έτσι, το πλάτος διάρκειας και η μορφολογία του συμπλέγματος QRS είναι χρήσιμο στη διάγνωση καρδιακών αρρυθμιών, ανωμαλιών αγωγής, κοιλιακής υπερτροφίας, λοίμωξη του μυοκαρδίου και άλλων νοσημάτων^[6].

3. ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ

Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο θα παρουσιαστούν οι μέθοδοι και οι τεχνολογίες που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα διπλωματική εργασία. Συγκεκριμένα, θα περιγραφούν: το εργαλείο λογισμικού Matlab, η εφαρμογή του Matlab, HRVAS και οι μέθοδοι ανάλυσης της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας.

3.1 Matlab

Το MATLAB είναι ένα σύγχρονο ολοκληρωμένο μαθηματικό λογισμικό πακέτο που χρησιμοποιείται σε πανεπιστημιακά μαθήματα αλλά και ερευνητικές και άλλες εφαρμογές με επιστημονικούς υπολογισμούς (scientific computing). Το όνομά του προέρχεται από τα αρχικά γράμματα των λέξεων MATtrix LABoratory (εργαστήριο πινάκων). Το MATLAB είναι ένα διαδραστικό (interactive) πρόγραμμα για αριθμητικούς υπολογισμούς και οπτικοποίηση δεδομένων (data visualization) με δυνατότητες προγραμματισμού που το καθιστούν ένα ισχυρό και χρήσιμο εργαλείο στις μαθηματικές και φυσικές επιστήμες. Σε αντίθεση με τα λογισμικά Maple και Mathematica, το MATLAB στις αρχικές του εκδοχές δεν έκανε συμβολικούς υπολογισμούς. Στις νεότερες εκδοχές του, το πακέτο περιλαμβάνει εργαλεία που επιτρέπουν συμβολικούς υπολογισμούς.

Όπως υποδηλώνεται και από το όνομά του, το MATLAB είναι ειδικά σχεδιασμένο για υπολογισμούς με πίνακες, όπως η επίλυση γραμμικών συστημάτων, η εύρεση ιδιοτιμών και ιδιοδιανυσμάτων, η αντιστροφή τετραγωνικών πινάκων κλπ. Επιπλέον το πακέτο αυτό είναι εφοδιασμένο με πολλές επιλογές για γραφικά (δηλ. την κατασκευή γραφικών παραστάσεων) και προγράμματα γραμμένα στη δική του γλώσσα προγραμματισμού για την επίλυση άλλων προβλημάτων όπως η εύρεση των ριζών μη γραμμικής εξίσωσης, η επίλυση

μη γραμμικών συστημάτων, η επίλυση προβλημάτων αρχικών τιμών με συνήθεις διαφορικές εξισώσεις κ.α.

Η γλώσσα προγραμματισμού του MATLAB δίνει την ευχέρεια στον χρήστη να το επεκτείνει με δικά του προγράμματα.

Το MATLAB είναι σχεδιασμένο για την αριθμητική επίλυση προβλημάτων σε αριθμητική πεπερασμένης ακρίβειας (finite-precision arithmetic), δηλαδή δεν βρίσκει την ακριβή αλλά μια προσεγγιστική λύση ενός προβλήματος. Αυτή είναι και η βασική του διαφορά από τα συστήματα συμβολικών υπολογισμών όπως η Maple και το Mathematica.

Ας σημειωθεί ότι ο καλύτερος (και ουσιαστικά ο μόνος) τρόπος εκμάθησης της MATLAB είναι η συστηματική ενασχόληση με αυτή και η διερεύνησή της από τον ίδιο τον χρήστη. Το πακέτο είναι εφοδιασμένο με ένα εκτενές σύστημα βοήθειας όπου κάθε εντολή επεξηγείται αναλυτικά και με αντιπροσωπευτικά παραδείγματα^[7].

3.2 HRVAS

Το HRVAS είναι μία εφαρμογή του Matlab για την πραγματοποίηση της ανάλυσης του HRV. Μία γραφική διεπαφή χρήστη (GUI) χρησιμοποιείται για να επιλεγθούν τα στοιχεία ανάλυσης και για να εμφανιστούν τα αποτελέσματα. Το HRVAS περιλαμβάνει μεθόδους ανάλυσης στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, στο πεδίο χρόνου-συχνότητας, μεθόδους ανάλυσης Poincare και μη γραμμικές μεθόδους. Επίσης, διαθέτει τη δυνατότητα επεξεργασίας κατά δεσμίδες (batch processing) και εργαλεία εξαγωγής των αποτελεσμάτων^[8].

Η γραφική διεπαφή χρήστη αποτελείται από τρία κύρια συστατικά (Εικόνα 4). Το πάνω διάγραμμα δείχνει τα διαστήματα IBI, τη γραμμή τάσης και όλα τα έκτοπα διαστήματα. Η κάτω αριστερά γκρίζα ζώνη περιέχει όλες τις διαθέσιμες επιλογές ανάλυσης για το χρήστη. Όλες οι επιλογές ανάλυσης μπορούν να αποθηκευτούν και να φορτωθούν ξανά για να καταστεί δυνατή η γρήγορη επιλογή των συχνά χρησιμοποιούμενων επιλογών. Οι επιλογές

που υπάρχουν στο GUI κατά την έξοδο, αποθηκεύονται και φορτώνονται ξανά μόλις το HRVAS ανοιχθεί.

Το κάτω δεξί τμήμα της Εικόνας 4 περιέχει τα αποτελέσματα της ανάλυσης. Κάθε σύνολο αποτελεσμάτων που σχετίζεται με την ανάλυση στο πεδίο του χρόνου, της συχνότητας, του χρόνου-συχνότητας, της ανάλυσης Poinscare και της μη γραμμικής ανάλυσης περιέχονται σε μία επισημασμένη καρτέλα.

Οι τύποι των δεδομένων εισόδου που χρησιμοποιούνται από το HRVAS είναι αρχεία .ibi και .txt. Η αναμενόμενη μορφή των αρχείων εισόδου είναι ένα αρχείο ASCII με μία ή δύο στήλες δεδομένων. Τα αρχεία με δύο στήλες πρέπει να περιέχουν χρονοσφραγίδες IBI (σε δευτερόλεπτα) στην πρώτη στήλη και τιμές IBI (σε δευτερόλεπτα) στη δεύτερη. Τα αρχεία που περιέχουν μόνο μία στήλη δεδομένων πρέπει να περιέχουν μόνο τιμές IBI. Τα εξαγόμενα αποτελέσματα της ανάλυσης αποθηκεύονται σε ένα αρχείο Microsoft Excel[®][9].



Εικόνα 5: Γραφική διεπαφή χρήστη του HRVAS

3.3 Μέθοδοι μέτρησης του HRV

3.3.1 Μέθοδοι στο πεδίο του χρόνου

Οι διακυμάνσεις στον καρδιακό ρυθμό μπορούν να αξιολογηθούν με έναν αριθμό μεθόδων. Οι απλούστερες μέθοδοι είναι αυτές με τα μέτρα στο πεδίο του χρόνου. Με αυτές τις μεθόδους είτε ο καρδιακός ρυθμός σε οποιαδήποτε χρονική στιγμή είτε τα διαστήματα μεταξύ των διαδοχικών επιτυχής κανονικών συμπλεγμάτων, προσδιορίζονται. Σε μία συνεχή ηλεκτροκαρδιογραφική καταγραφή, κάθε σύμπλεγμα QRS ανιχνεύεται και τα λεγόμενα κανονικά προς κανονικά (NN) διαστήματα (δηλαδή όλα τα διαστήματα μεταξύ γειτονικών διαστημάτων QRS που προκύπτουν από αποπολώσεις του φλεβοκομβικού κόμβου) ή ο στιγμιαίος καρδιακός ρυθμός προσδιορίζονται. Οι απλές μεταβλητές του πεδίου του χρόνου που μπορούν να υπολογιστούν περιλαμβάνουν το μέσο διάστημα NN, το μέσο καρδιακό ρυθμό, τη διαφορά μεταξύ του μεγαλύτερου και μικρότερου διαστήματος NN, τη διαφορά μεταξύ του καρδιακού ρυθμού τη νύχτα και τη μέρα, κλπ.

Στατιστικές μέθοδοι

Από μία σειρά από στιγμιαίους ρυθμούς ή από διαστήματα κύκλου, ιδιαίτερα εκείνα που καταγράφηκαν σε μεγάλες χρονικές περιόδους, παραδοσιακά 24 ώρες, μπορούν να υπολογιστούν πιο πολύπλοκα μέτρα στατιστικής στο πεδίο του χρόνου. Αυτά μπορούν να διαιρεθούν σε δύο κατηγορίες: (α) αυτά που προέρχονται από άμεσες μετρήσεις των διαστημάτων NN ή από στιγμιαία καρδιακή συχνότητα και (β) αυτά που προέρχονται από τις διαφορές μεταξύ των διαστημάτων NN. Αυτές οι μεταβλητές μπορεί να προέρχονται από την ανάλυση της συνολικής ΗΚΓ εγγραφής ή μπορεί να υπολογιστούν χρησιμοποιώντας μικρότερα τμήματα της περιόδου καταγραφής. Η τελευταία μέθοδος επιτρέπει να γίνει η σύγκριση του HRV κατά τη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων όπως, ανάπαυση, ύπνο, κλπ.

Η απλούστερη μεταβλητή που μπορεί να υπολογιστεί είναι η τυπική απόκλιση του διαστήματος NN (**SDNN**) και υπολογίζεται με την εύρεση της τυπικής απόκλισης κάθε τμήματος NN και στη συνέχεια επιστρέφει τη μέση τιμή των τυπικών αποκλίσεων. Δεδομένου ότι η διακύμανση είναι μαθηματικά ίση με τη συνολική ισχύ της φασματικής ανάλυσης, η SDNN αντικατοπτρίζει όλα τα κυκλικά συστατικά που είναι υπεύθυνα για την μεταβλητότητα στην περίοδο της εγγραφής. Σε πολλές μελέτες, η SDNN υπολογίζεται επί μία περίοδο 24 ωρών και επομένως περιλαμβάνει τόσο βραχυπρόθεσμες διακυμάνσεις υψηλής συχνότητας όσο και χαμηλότερες συνιστώσες συχνότητας που έχουν παρατηρηθεί σε μία περίοδο 24 ωρών. Όσο η περίοδος παρακολούθησης μειώνεται, η SDNN εκτιμά όλο και μικρότερα μήκη κύκλου. Θα πρέπει, επίσης, να σημειωθεί ότι η συνολική διακύμανση του HRV αυξάνεται με το μήκος της αναλυόμενης εγγραφής. Έτσι, σε αυθαίρετα επιλεγμένα ηλεκτροκαρδιογραφήματα, η SDNN δεν είναι μία καλά καθορισμένη στατιστική ποσότητα, λόγω της εξάρτησής της από το μήκος της περιόδου εγγραφής. Επομένως, στην πράξη, δεν είναι σωστό να συγκρίνονται μετρήσεις της SDNN που λαμβάνονται από καταγραφές με διαφορετικές διάρκειες. Βραχυπρόθεσμες καταγραφές των 5 λεπτών και μακροπρόθεσμες καταγραφές των 24 ωρών φαίνεται να είναι κατάλληλες επιλογές.

Άλλες στατιστικές μεταβλητές, που χρησιμοποιούνται συνήθως και υπολογίζονται από τμήματα της συνολικής περιόδου παρακολούθησης, περιλαμβάνουν την **SDANN**, την τυπική απόκλιση των μέσων διαστημάτων NN υπολογισμένη σε μικρά χρονικά διαστήματα, συνήθως 5 λεπτών, η οποία είναι μία εκτίμηση των μεταβολών στον καρδιακό ρυθμό λόγω κύκλων μεγαλύτερων από 5 λεπτά και ο **δείκτης SDNN (SDNN index)**, ο μέσος όρος των 5 λεπτών της τυπικής απόκλισης του διαστήματος NN που υπολογίζεται σε 24 ώρες, ο οποίος μετρά την μεταβλητότητα λόγω των κύκλων που είναι μικρότεροι των 5 λεπτών.

Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες μετρήσεις, που απορρέουν από τις διαφορές των διαστημάτων, περιλαμβάνουν την **RMSSD**, την τετραγωνική ρίζα του μέσου τετραγώνου των διαφορών των διαδοχικών διαστημάτων NN, τον **NN50**, τον αριθμό των διαφορών του διαστήματος των διαδοχικών διαστημάτων NN, που είναι μεγαλύτερα από 50 ms και τον **pNN50**, το ποσοστό που προέρχεται από τη διαίρεση του NN50 με τον συνολικό αριθμό των διαστημάτων NN. Όλες αυτές οι μετρήσεις της βραχυπρόθεσμης διακύμανσης εκτιμούν

διακυμάνσεις υψηλής συχνότητας στον καρδιακό ρυθμό και επομένως σχετίζονται σε μεγάλο βαθμό.

Γεωμετρικές μέθοδοι

Η σειρά των διαστημάτων NN μπορεί να μετατραπεί σε ένα γεωμετρικό μοτίβο, όπως η διανομή πυκνότητας δειγμάτων των διαρκειών του διαστήματος NN, η διανομή πυκνότητας δειγμάτων των διαφορών μεταξύ των γειτονικών διαστημάτων NN, η σχεδίαση Lorenz των NN ή τα διαστήματα RR, κλπ και ένας απλός τύπος χρησιμοποιείται για να κρίνει την μεταβλητότητα που βασίζεται στις γεωμετρικές και/ή γραφικές ιδιότητες του προκύπτοντος προτύπου. Τρεις βασικές προσεγγίσεις χρησιμοποιούνται στις γεωμετρικές μεθόδους: (α) μία βασική μέτρηση του γεωμετρικού προτύπου (δηλαδή το πλάτος του ιστογράμματος κατανομής σε προκαθορισμένο επίπεδο) μετατρέπεται σε μέτρο του HRV, (β) το γεωμετρικό σχέδιο παρεμβάλλεται από ένα μαθηματικώς καθορισμένο σχήμα (δηλαδή προσέγγιση του ιστογράμματος κατανομής από ένα τρίγωνο ή προσέγγιση του διαφορικού ιστογράμματος από μία εκθετική καμπύλη) και, στη συνέχεια, οι παράμετροι αυτού του μαθηματικού σχήματος χρησιμοποιούνται και (γ) η γεωμετρική μορφή κατατάσσεται σε διάφορες κατηγορίες με βάση το πρότυπο που αντιπροσωπεύουν οι διαφορετικές κατηγορίες του HRV (δηλαδή ελλειπτικά, γραμμικά και τριγωνικά σχήματα της σχεδίασης Lorenz). Οι περισσότερες γεωμετρικές μέθοδοι απαιτούν η αλληλουχία του διαστήματος RR (ή NN) να μετρηθεί ή να μετατραπεί σε μία διακριτή κλίμακα, η οποία δεν είναι πολύ λεπτή ή πολύ χοντρή και η οποία επιτρέπει την κατασκευή εξομαλυμένων ιστογραμμάτων.

Ο **τριγωνικός δείκτης HRV (HRV triangular index)** είναι το ολοκλήρωμα της κατανομής πυκνότητας (δηλαδή ο αριθμός όλων των διαστημάτων NN) διαιρούμενο με το μέγιστο της κατανομής πυκνότητας. Χρησιμοποιώντας μία μέτρηση των διαστημάτων NN σε μία διακριτή κλίμακα, το μέτρο προσεγγίζεται από την τιμή:

$$(\text{συνολικός αριθμός διαστημάτων NN}) / (\text{αριθμός διαστημάτων NN στον κάδο})$$

η οποία εξαρτάται από το μήκος του κάδου, δηλαδή από την ακρίβεια της διακριτής κλίμακας της μέτρησης. Έτσι, εάν η διακριτή προσέγγιση του μέτρου χρησιμοποιείται με τη

μέτρηση του διαστήματος NN σε μία κλίμακα διαφορετική από την πιο συχνή δειγματοληψία των 128 Hz, το μέγεθος των κάδων θα πρέπει να αναφέρεται. Η **τριγωνική παρεμβολή ιστογράμματος διαστήματος NN (TINN)** είναι το πλάτος της γραμμής βάσεως της κατανομής που μετρείται ως βάση ενός τριγώνου, που προσεγγίζει τη διανομή του διαστήματος NN (η ελάχιστη διαφορά τετραγώνου χρησιμοποιείται για να βρεθεί ένα τέτοιο τρίγωνο). Τα δύο αυτά μεγέθη εκφράζουν τη συνολική HRV που μετρήθηκε πάνω από 24 ώρες και επηρεάζονται περισσότερο από τις χαμηλότερες παρότι από τις υψηλότερες συχνότητες.

Το σημαντικότερο πλεονέκτημα των γεωμετρικών μεθόδων έγκειται στην σχετική έλλειψη ευαισθησίας τους στην αναλυτική ποιότητα της σειράς των διαστημάτων NN. Το κύριο μειονέκτημα είναι η ανάγκη ενός λογικού αριθμού διαστημάτων NN που θα κατασκευάσει το γεωμετρικό μοτίβο. Στην πράξη, καταγραφές τουλάχιστον των 10 λεπτών (αλλά κατά προτίμηση 24 ώρες) θα πρέπει να χρησιμοποιηθούν για να εξασφαλισθεί η ορθή εκτέλεση των γεωμετρικών μεθόδων, δηλαδή οι τρέχουσες γεωμετρικές μέθοδοι είναι ακατάλληλες για την αξιολόγηση των βραχυπρόθεσμων αλλαγών στην HRV.

Η ποικιλία των μέτρων του HRV στο πεδίο του χρόνου συνοψίζεται στον Πίνακα 1.

Μεταβλητή	Μονάδα	Περιγραφή
SDNN	ms	Η τυπική απόκλιση του συνόλου των διαστημάτων NN.
SDANN	ms	Η τυπική απόκλιση των μέσων όρων των διαστημάτων NN σε όλα τα τμήματα 5 λεπτών ολόκληρης της εγγραφής.
RMSSD	ms	Η τετραγωνική ρίζα του μέσου όρου του αθροίσματος των τετραγώνων των διαφορών μεταξύ των γειτονικών διαστημάτων NN.
SDNN index	ms	Μέσος όρος των τυπικών αποκλίσεων όλων των διαστημάτων NN για όλα τα τμήματα 5 λεπτών ολόκληρης της εγγραφής.
SDSD	ms	Η τυπική απόκλιση των διαφορών μεταξύ των παρακείμενων διαστημάτων NN.
NN50 count		Ο αριθμός ζευγών των γειτονικών διαστημάτων NN διαφέρει περισσότερο από 50 ms σε ολόκληρη την καταγραφή.

pNN50	%	Το ποσοστό που προέρχεται από τη διαίρεση του NN50 με τον συνολικό αριθμό των διαστημάτων NN.
HRV triangular index		Ο συνολικός αριθμός όλων των διαστημάτων NN διαιρείται με το ύψος του ιστογράμματος όλων των διαστημάτων NN που μετρώνται σε διακριτή κλίμακα με κάδους των 7,8125 ms (1/128 s).
TINN	ms	Το πλάτος της γραμμής βάσεως της ελάχιστης διαφοράς τετραγώνου τριγωνικής παρεμβολής της ψηλότερης κορυφής του ιστογράμματος όλων των διαστημάτων NN.

Πίνακας 2: Επιλεγμένες μετρήσεις του HRV στο πεδίο του χρόνου

3.3.2 Μέθοδοι στο πεδίο της συχνότητας

Οι διάφορες φασματικές μέθοδοι για την ανάλυση του ταχογράφου έχουν εφαρμοστεί από τα τέλη της δεκαετίας του 1960. Η ανάλυση της φασματικής πυκνότητας ισχύος (PSD) παρέχει τις βασικές πληροφορίες για το πώς η ισχύς (δηλαδή η διακύμανση) διανέμει ως συνάρτηση της συχνότητας. Ανεξάρτητα από τη μέθοδο που χρησιμοποιείται, μόνο μία εκτίμηση της πραγματικής PSD των σημάτων μπορεί να επιτευχθεί με τους κατάλληλους μαθηματικούς αλγορίθμους.

Οι μέθοδοι για τον υπολογισμό της PSD μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ως *μη παραμετρικές* και *παραμετρικές*. Στις περισσότερες περιπτώσεις, και οι δύο μέθοδοι παρέχουν συγκρίσιμα αποτελέσματα. Τα πλεονεκτήματα των μη παραμετρικών μεθόδων είναι: (α) η απλότητα του αλγορίθμου που χρησιμοποιείται (Μετασχηματισμός Fast Fourier-FFT-στις περισσότερες των περιπτώσεων) και (β) η υψηλή ταχύτητα επεξεργασίας, ενώ τα πλεονεκτήματα των παραμετρικών μεθόδων είναι: (α) οι ομαλότερες φασματικές συνιστώσες, οι οποίες μπορούν να διακριθούν ανεξάρτητα από προεπιλεγμένες ζώνες συχνότητας, (β) η εύκολη μετά-επεξεργασία του φάσματος με έναν αυτόματο υπολογισμό των χαμηλών και υψηλών συχνότητων συνιστωσών ισχύος και η εύκολη αναγνώριση της κεντρικής συχνότητας της κάθε συνιστώσας και (γ) η ακριβής εκτίμηση της PSD ακόμη και

σε μικρό αριθμό δειγμάτων στα οποία το σήμα υποτίθεται ότι θα διατηρήσει στασιμότητα. Το βασικό μειονέκτημα των παραμετρικών μεθόδων είναι η ανάγκη να επαληθεύει η καταλληλότητα του επιλεγμένου προτύπου και η πολυπλοκότητά του (δηλαδή η τάξη του μοντέλου).

Βραχυπρόθεσμες καταγραφές

Τρεις κύριες φασματικές συνιστώσες διακρίνονται σε ένα φάσμα που υπολογίζεται από βραχυπρόθεσμες καταγραφές των 2 έως 5 λεπτών: πολύ χαμηλής συχνότητας (*VLF*), χαμηλής συχνότητας (*LF*) και υψηλής συχνότητας (*HF*). Η κατανομή της εξουσίας και η κεντρική συχνότητα των LF και HF δεν είναι σταθερές αλλά μπορεί να διαφέρουν σε σχέση με τις αλλαγές στις αυτόνομες διαμορφώσεις της περιόδου της καρδιάς. Η φυσιολογική εξήγηση της συνιστώσας VLF είναι λιγότερο καθορισμένη και η ύπαρξη μιας συγκεκριμένης φυσιολογικής διαδικασίας που αναλογεί σε αυτές τις αλλαγές της περιόδου της καρδιάς θα μπορούσε ακόμη και να αμφισβητηθεί. Η μη αρμονική συνιστώσα η οποία δεν έχει συνεκτικές ιδιότητες και η οποία επηρεάζεται από αλγορίθμους της βασικής γραμμής ή της απομάκρυνσης τάσης είναι κοινώς αποδεκτή ως ένα σημαντικό συστατικό της VLF. Έτσι, η VLF που αξιολογείται από βραχυπρόθεσμες καταγραφές (δηλαδή καταγραφές μικρότερες των 5 λεπτών) είναι ένα αμφίβολο μέτρο και θα πρέπει να αποφεύγεται κατά την ερμηνεία της PSD των βραχυπρόθεσμων ηλεκτροκαρδιογραφημάτων.

Η μέτρηση των συνιστωσών VLF, LF και HF γίνεται συνήθως σε απόλυτες τιμές ισχύος (ms^2) αλλά η LF και η HF μπορούν επίσης να μετρηθούν σε κανονικοποιημένες μονάδες, οι οποίες αντιπροσωπεύουν τη σχετική αξία κάθε συνιστώσας ισχύος αναλογικά με την συνολική ισχύ μείον της συνιστώσας VLF. Η αναπαράσταση των LF και HF σε κανονικοποιημένες μονάδες υπογραμμίζει την ελεγχόμενη και ισορροπημένη συμπεριφορά των δύο κλάδων του αυτόνομου νευρικού συστήματος. Επιπλέον, η ομαλοποίηση τείνει να ελαχιστοποιήσει την επίδραση των τιμών των συνιστωσών LF και HF από τις αλλαγές στη συνολική ισχύ. Ωστόσο, οι κανονικοποιημένες μονάδες θα πρέπει πάντα να αναφέρονται με τις απόλυτες τιμές των LF και HF για να περιγράψουν συνολικά την κατανομή της εξουσίας στις φασματικές συνιστώσες.

Μακροπρόθεσμες καταγραφές

Η φασματική ανάλυση μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για την ανάλυση της αλληλουχίας των διαστημάτων NN σε όλη την περίοδο των 24 ωρών. Τότε το αποτέλεσμα περιλαμβάνει μία συνιστώσα εξαιρετικά χαμηλής συχνότητας (*ULF*), εκτός από τις συνιστώσες VLF, LF και HF. Η κλίση του φάσματος των 24 ωρών μπορεί επίσης να αξιολογηθεί σε μία λογαριθμική κλίμακα με γραμμική προσαρμογή των φασματικών τιμών. Ο Πίνακας 2 παραθέτει επιλεγμένα μέτρα στο πεδίο της συχνότητας.

Το πρόβλημα της «στασιμότητας» συζητείται συχνά στις μακροπρόθεσμες καταγραφές. Αν οι μηχανισμοί που ευθύνονται για τις διαμορφώσεις της περιόδου της καρδιάς μιας συγκεκριμένης συχνότητας παραμείνουν αμετάβλητα κατά τη διάρκεια ολόκληρης της περιόδου καταγραφής, η αντίστοιχη συνιστώσα συχνότητας του HRV μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως ένα μέτρο αυτών των διαμορφώσεων. Εάν οι διαμορφώσεις δεν είναι σταθερές, η ερμηνεία των αποτελεσμάτων της ανάλυσης συχνοτήτων είναι λιγότερο καθορισμένη. Ειδικότερα, φυσιολογικοί μηχανισμοί διαμορφώσεων της περιόδου της καρδιάς, υπεύθυνοι για τις συνιστώσες ισχύος LF και HF, δεν μπορούν να θεωρηθούν στάσιμοι κατά τη διάρκεια της περιόδου των 24 ωρών. Έτσι, η φασματική ανάλυση που πραγματοποιείται σε όλη την περίοδο των 24 ωρών, καθώς και τα φασματικά αποτελέσματα που λαμβάνονται από μικρότερα τμήματα (π.χ. των 5 λεπτών) και υπολογίζονται κατά μέσο όρο από όλη την περίοδο των 24 ωρών (τα αποτελέσματα των LF και HF αυτών των δύο υπολογισμών δεν είναι διαφορετικά) παρέχουν υπολογισμούς των μέσων όρων των διαμορφώσεων που αναλογούν στις συνιστώσες LF και HF. Οι εν λόγω μέσοι όροι αποκρύπτουν λεπτομερείς πληροφορίες σχετικά με την αυτόνομη ρύθμιση των διαστημάτων RR που είναι διαθέσιμα σε μικρότερες καταγραφές. Θα πρέπει να υπενθυμιστεί ότι τα στοιχεία του HRV παρέχουν μετρήσεις του βαθμού των αυτόνομων διαμορφώσεων και όχι του επιπέδου του αυτόνομου τόνου και οι μέσοι όροι των διαμορφώσεων δεν αντιπροσωπεύουν ένα μέσο επίπεδο του τόνου.

Λόγω των σημαντικών διαφορών στην ερμηνεία των αποτελεσμάτων, οι φασματοσκοπικές αναλύσεις των βραχυπρόθεσμων και μακροπρόθεσμων ηλεκτροκαρδιογραφημάτων θα πρέπει να διακρίνονται πάντα αυστηρά, όπως αναφέρεται στον Πίνακα 2^[5].

Μεταβλητή	Μονάδα	Περιγραφή	Εύρος συχνοτήτων
Ανάλυση των βραχυπρόθεσμων καταγραφών (καταγραφές των 5 λεπτών)			
5 λεπτά συνολικής ισχύος	ms ²	Η διακύμανση των διαστημάτων NN πάνω στο χρονικό τμήμα.	Περίπου ≤ 0,4 Hz
VLF	ms ²	Ισχύς σε πολύ χαμηλές συχνότητες.	≤ 0,04 Hz
LF	ms ²	Ισχύς σε χαμηλές συχνότητες.	0,04 - 0,15 Hz
LF norm	κ.μ.*	Η ισχύς LF σε κανονικοποιημένες μονάδες.**	
HF	ms ²	Ισχύς σε υψηλές συχνότητες.	0,15 - 0,4 Hz
HF norm	κ.μ.	Η ισχύς HF σε κανονικοποιημένες μονάδες.***	
LF/HF		Η αναλογία της LF προς την HF.	
Ανάλυση των μακροπρόθεσμων καταγραφών (καταγραφές σε όλο το 24ωρο)			
Συνολική ισχύς	ms ²	Η διακύμανση του συνόλου των διαστημάτων NN.	Περίπου ≤ 0,4 Hz
ULF	ms ²	Ισχύς σε εξαιρετικά χαμηλές συχνότητες.	≤ 0,003 Hz
VLF	ms ²	Ισχύς σε πολύ χαμηλές συχνότητες.	0,003 - 0,04 Hz
LF	ms ²	Ισχύς σε χαμηλές συχνότητες.	0,04 - 0,15 Hz
HF	ms ²	Ισχύς σε υψηλές συχνότητες.	0,15 - 0,4 Hz
a		Η κλίση της γραμμικής παρεμβολής του φάσματος σε μια λογαριθμική κλίμακα.	Περίπου ≤ 0,04 Hz

Πίνακας 3: Επιλεγμένες μετρήσεις του HRV στο πεδίο της συχνότητας.

* κ.μ. = κανονικοποιημένες μονάδες

** $LF / (\text{Συνολική ισχύς} - VLF) \times 100$ *** $HF / (\text{Συνολική ισχύς} - VLF) \times 100$

Περιοδογράμμα Welch

Για να κατανοήσει κάποιος το περιοδογραμμικό Welch (Welch Periodogram) θα πρέπει αρχικά να κατανοήσει τον διακριτό μετασχηματισμό Fourier (DFT), το βασικό

περιοδόγραμμα και το τροποποιημένο περιοδόγραμμα. Το σημείο N ενός DFT μιας τυχαίας μεταβλητής $X(n)$ δίνεται από την:

$$DFT_x(f) = \sum_{n=0}^{N-1} X(n)e^{-i2\pi fn}$$

Οι πρακτικοί υπολογισμοί του DFT χρησιμοποιούν τον Fast Fourier Transform (FFT) λόγω του πλεονεκτήματος ταχύτητας. Το περιοδόγραμμα, επέκταση του DFT, είναι μία βασική μέθοδος υπολογισμού της φασματικής πυκνότητας ισχύος μίας χρονοσειράς και δίνεται από τη σχέση:

$$P(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} X(n)e^{-i2\pi f k/L} \right|^2 \quad k=0, 1, \dots, L-1$$

Η μείωση της φασματικής διαρροής του περιοδογράμματος μπορεί να επιτευχθεί με την ενσωμάτωση μίας συνάρτησης σταθμισμένης λειτουργίας παραθύρου στα δεδομένα εισόδου. Τα δεδομένα κοντά στα άκρα της χρονοσειράς δίνουν μικρότερη στάθμιση σε σύγκριση με τα δεδομένα που βρίσκονται πιο κοντά στο κέντρο. Τελικά, με μία προσπάθεια μείωσης της διακύμανσης της εκτίμησης του περιοδογράμματος, η μέθοδος Welch διαχωρίζει τις σειρές δεδομένων σε N επικαλυπτόμενα τμήματα. Όσον αφορά το τροποποιημένο περιοδόγραμμα, η μέθοδος Welch εφαρμόζει ένα παράθυρο στάθμισης για να μειώσει τη φασματική διαρροή, αλλά η στάθμιση εφαρμόζεται σε κάθε τμήμα. Τέλος, υπολογίζεται ένας μέσος όρος της PSD χρησιμοποιώντας όλα τα τμήματα. Η PSD από το περιοδόγραμμα Welch δίνεται από τη σχέση:

$$P_w(f) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} P_{M,i}(f)$$

όπου, $P_{M,i}(f)$ είναι το i -οστό τροποποιημένο περιοδόγραμμα των σειρών δεδομένων.

Περιοδόγραμμα Burg

Οι φασματικές μέθοδοι αυτοπαλινδρόμησης (AR spectral estimation methods) διαφέρουν από τις μη-παραμετρικές μεθόδους στο ότι επιχειρούν να διαμορφώσουν τα δεδομένα αντί

να εκτιμήσουν άμεσα την PSD. Υπάρχουν διάφοροι μέθοδοι μοντελοποίησης για την εκτίμηση του φάσματος AR, αλλά η μέθοδος Burg είναι η πιο κοινή στην HRV.

Το φάσμα ισχύος της p -οστής σειράς αυτοπαλινδρόμησης δίνεται από:

$$P_{Burg}(f) = \frac{1}{f_s} \frac{\varepsilon_p}{|1 + \sum_{k=1}^p a_p(k) e^{-2\pi j k f / f_s}|^2}$$

όπου, ε_p είναι το σύνολο των ελάχιστων τετραγώνων σφάλματος, f_s είναι το ποσοστό το δείγματος και a_p είναι οι παράμετροι AR του μοντέλου Burg.

Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle

Η μέθοδος περιοδογράμματος Lomb-Scargle (LPS) για την εκτίμηση της PSD δεν απαιτεί αναδειγματοληψία. Η LSP χρησιμοποιεί μόνο διαθέσιμα δεδομένα. Ενωσιολογικά η LSP υπολογίζει το φάσμα συχνοτήτων με την εκτέλεση ημιτονοειδών ελαχίστων τετραγώνων στα δεδομένα. Σε αντίθεση με το περιοδόγραμμα Welch, σταθμισμένες συναρτήσεις παραθύρων δεν εφαρμόζονται σε δεδομένα LSP, επειδή οι συνήθεις μέθοδοι στάθμισης δεν εφαρμόζονται σε άνισα δείγματα δεδομένων.

3.3.3 Μέθοδοι στο πεδίο χρόνου-συχνότητας

Η ανάλυση του HRV μέσω μεθόδων στο πεδίο συχνοτήτων μπορεί να δώσει πληροφορίες σχετικά με το πώς η ισχύς του σήματος IBI διανέμεται στο πεδίο συχνοτήτων. Δεν παρέχουν γνώσεις σχετικά με την χρονική εξέλιξη του φάσματος. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για να επιτρέπουν την ταυτόχρονη προβολή της πληροφορίας στο χρόνο και της πληροφορίας στη συχνότητα αποκαλείται ανάλυση χρόνου-συχνότητας. Όπως η ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας, έτσι και η ανάλυση χρόνου-συχνότητας του HRV, ποσοτικοποιεί τις συνιστώσες VLF, LF και HF. Οι δύο βασικοί τύποι ανάλυσης χρόνου-συχνότητας που χρησιμοποιούνται είναι ο short-time Fourier transform (STFT) και ο continuous wavelet transform^[9].

Μετασχηματισμός Wavelet

Ο μετασχηματισμός Wavelet είναι μία τεχνική επεξεργασίας σήματος που μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε πολλές βιοϊατρικές εφαρμογές. Εισήχθη στην ιατρική για να εξασφαλίσει ταυτόχρονα πληροφορίες χρόνου και συχνότητας του σήματος. Ο μετασχηματισμός αυτός έχει το πλεονέκτημα του να εκτελεί μία συρόμενη ανάλυση του σήματος που μπορεί να εντοπιστεί στο χρόνο. Επιπλέον, επιτρέπει ένα μεταβαλλόμενο σχήμα της εξίσωσης που αναλύεται που ταιριάζει καλύτερα στο στιγμιαίο σχήμα του εξεταζόμενου σήματος. Επομένως, μια τέτοια πολλαπλή συλλογική απόφαση της ανάλυσης χρόνου-συχνότητας είναι κατάλληλη για την επεξεργασία των μη στάσιμων σημάτων^[10].

Η συνάρτηση Wavelet ορίζεται σε κλίμακα a και θέση b ως :

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

Εάν οι παράμετροι κλίμακας και μετάφρασης a και b λαμβάνονται σε διακριτές τιμές, λαμβάνεται ο Διακριτός Μετασχηματισμός Wavelet (Discrete Wavelet Transform-DWT). Έτσι, τα a και b περιγράφονται με δυνάμεις του δύο: $a=2^m$, $b=2^n$. Η συνάρτηση του DWT περιγράφεται ως εξής:

$$\psi_{m,n}(t) = 2^{-\frac{m}{2}} \psi(2^{-m}t - n)$$

όπου τα $m, n \in \mathbb{Z}$ ελέγχουν τη διαστολή και τη μετάφραση αντίστοιχα. Σε πολλές εφαρμογές, οι υπολογισμοί wavelet εκτελούνται απλά χρησιμοποιώντας τις διαδικασίες φιλτραρίσματος^[11].

3.3.4 Μη γραμμικές μέθοδοι

Τα μη γραμμικά φαινόμενα σίγουρα εμπλέκονται στη γένεση του HRV. Προσδιορίζονται από πολύπλοκες αλληλεπιδράσεις των αιμοδυναμικών, ηλεκτροφυσιολογικών και χυμικών μεταβλητών, καθώς και από τους αυτόνομους και κεντρικούς κανονισμούς. Εικάζεται ότι η ανάλυση του HRV με βάση τις μεθόδους της μη γραμμικής δυναμικής θα μπορούσε να

αποσπάσει πολύτιμες πληροφορίες για τη φυσιολογική ερμηνεία της HRV και για την εκτίμηση του κινδύνου του αιφνίδιου θανάτου. Οι παράμετροι που έχουν χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση των μη γραμμικών ιδιοτήτων του HRV περιλαμβάνουν την κλιμάκωση $1/f$ των φασμάτων Fourier, την κλιμάκωση H και την ανάλυση CGSA.

Παρά το γεγονός ότι κατά κανόνα αυτές οι τεχνικές έχουν αποδειχθεί να είναι ισχυρά εργαλεία για τον χαρακτηρισμό των διαφόρων πολύπλοκων συστημάτων, καμία σημαντική εξέλιξη δεν έχει ακόμη επιτευχθεί από την εφαρμογή τους σε βιο-ιατρικά δεδομένα, συμπεριλαμβανομένου και της ανάλυσης HRV. Είναι πιθανό ότι οι ολοκληρωτικά πολύπλοκες μετρήσεις δεν επαρκούν για την ανάλυση βιολογικών συστημάτων και ως εκ τούτου, δεν είναι πολύ ευαίσθητα στην ανίχνευση των μη γραμμικών διαταραχών του διαστήματος RR, το οποίο θα είναι φυσιολογικής ή πρακτικής σημασίας. Τα πιο ενθαρρυντικά αποτελέσματα έχουν ληφθεί με τη χρήση διαφορικών παρά με τη χρήση ολοκληρωτικά πολύπλοκων μετρήσεων, π.χ. η μέθοδος του δείκτη κλίμακας. Ωστόσο, δεν έχει διεξαχθεί καμία συστηματική μελέτη που να διερευνά μεγάλους πληθυσμούς ασθενών χρησιμοποιώντας αυτές τις μεθόδους.

Προς το παρόν, οι μη γραμμικές μέθοδοι αποτελούν ελπιδοφόρα εργαλεία για την αξιολόγηση του HRV, αλλά τα πρότυπα λείπουν και δεν μπορεί να εκτιμηθεί το πλήρες εύρος των μεθόδων αυτών. Απαιτούνται η πρόοδος στην τεχνολογία και η ερμηνεία των αποτελεσμάτων των μη γραμμικών μεθόδων πριν αυτές οι μέθοδοι είναι έτοιμες για φυσιολογικές και κλινικές μελέτες.

Μέθοδος ανάλυσης Poincare

Η μέθοδος γραφικής ανάλυσης Poincare είναι ένα χρήσιμο οπτικό εργαλείο για την αξιολόγηση της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας αντιπροσωπεύοντας τα χαρακτηριστικά των χρονοσειρών διακύμανσης, μία τεχνική που βασίζεται σε μη γραμμική δυναμική. Σε αυτή τη μορφή της ανάλυσης, οι διαδοχικές τιμές των δεδομένων των διαστημάτων RR είναι διάσπαρτες ως σημεία για κάθε ζεύγος. Η τυπική απόκλιση των

δεδομένων κατά μήκος του κύριου άξονα (SD2) και η τυπική απόκλιση κατά μήκος του δευτερεύοντα άξονα (SD1) μπορούν να ληφθούν από τους ακόλουθους τύπους:

$$SD1 = \sqrt{\text{Var}\left(\frac{1}{\sqrt{2}}RR_n - \frac{1}{\sqrt{2}}RR_{n+1}\right)},$$

$$SD2 = \sqrt{\text{Var}\left(\frac{1}{\sqrt{2}}RR_n + \frac{1}{\sqrt{2}}RR_{n+1}\right)},$$

όπου η μεταβλητή RR_n είναι μία χρονοσειρά δεδομένων των διαστημάτων RR με έναν αριθμό καρδιακού ρυθμού $n=1, 2, \dots, N-1$. Η SD1 αντιπροσωπεύει την βραχυπρόθεσμη μεταβλητότητα του διαστήματος RR και είναι γνωστό ότι σχετίζεται με την παράμετρο SDD του πεδίου του χρόνου. Η SD2 αντιπροσωπεύει την μακροπρόθεσμη μεταβλητότητα του διαστήματος RR και μπορεί επίσης να εκφραστεί από τον συνδυασμό των παραμέτρων SDD και SDNN του πεδίου του χρόνου.

Η μέθοδος γραφικής ανάλυσης Poincare έχει εφαρμοστεί στην έρευνα όσον αφορά τους ασθενείς με δυσλειτουργία της αριστερής καρδιακής κοιλίας μετά από οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου, σε ασθενείς με διαβητικά προβλήματα και σε ασθενείς με διατακτική μυοκαρδιοπάθεια, σε σύγκριση με άλλες μορφές ανάλυσης HRV.

Detrended Fractional Analysis (DFA)

Μέσα από την DFA, τα κλασμομορφικά χαρακτηριστικά κλιμάκωσης των δεδομένων του διαστήματος RR ποσοτικοποιούνται από την ρίζα μέσης τετραγωνικής διακύμανσης των ολοκληρωμένων χρονοσειρών και των χρονοσειρών που έχουν απομακρύνει τις μακροπρόθεσμες τάσεις προκειμένου να τονιστούν οι βραχυπρόθεσμες αλλαγές σε ένα συγκεκριμένο μέγεθος παραθύρου n .

Ο εκθέτης κλιμάκωσης α λαμβάνεται από τον υπολογισμό της κλίσης του διαφορετικού μεγέθους του παραθύρου παρατήρησης n κατά της ρίζας μέσης τετραγωνικής διακύμανσης σε λογαριθμική κλίμακα. Για την ανάλυση του HRV, η παράμετρος α της DFA γενικά χωρίζεται σε βραχυπρόθεσμους ($n < 11$ χτύπους) και μακροπρόθεσμους ($n \geq 11$ χτύπους)

κλιμακωτούς εκθέτες, a_1 και a_2 , αντίστοιχα, από το μέγεθος του παραθύρου n . Αν η τιμή που λαμβάνεται για την κλίση είναι κοντά στο 0.5, τότε τα δεδομένα εισόδου μπορούν να θεωρηθούν ότι είναι λευκός θόρυβος Gauss.

Αξιοσημείωτη είναι η ένδειξη ότι ο βραχυπρόθεσμος κλιμακωτός εκθέτης a_1 μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως μία πιο χρήσιμη πρόβλεψη τόσο για τον θάνατο από αρρυθμία όσο και για τον θάνατο από μη καρδιακή αρρυθμία σε σχέση με άλλες παραμέτρους του HRV. Με την αύξηση της ηλικίας, έχει βρεθεί ότι μόνο ο μακροπρόθεσμος εκθέτης a_2 μεταξύ των παραμέτρων του HRV, συμπεριλαμβανομένου και των παραμέτρων στο πεδίο του χρόνου, της συχνότητας και των μη γραμμικών παραμέτρων, αυξάνεται^[12].

Εντροπία δείγματος (SampEn)

Η Εντροπία Δείγματος είναι ένα μέτρο που προέρχεται από την Κατά Προσέγγιση Εντροπία (Approximate Entropy), η οποία ποσοτικοποιεί σθεναρά την πολυπλοκότητα του σήματος στο πλαίσιο των τμημάτων σε σύντομο χρονικό διάστημα. Το όνομα αναφέρεται στην εφαρμογή σε χρονοσειρές δεδομένων δειγματοληψίας από μία συνεχή διαδικασία και ο αλγόριθμος προτείνει τρόπους για να χρησιμοποιηθούν στατιστικά στοιχεία του δείγματος για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων. Μετρά την πολυπλοκότητα του συστήματος και τη μη προβλεψιμότητα και είναι ο φυσικός αρνητικός λογάριθμος της δεσμευμένης πιθανότητας ότι δύο αλληλουχίες παρόμοιες για m σημεία παραμένουν παρόμοιες και στο επόμενο σημείο, όπου τα ταιριάσματα του κάθε σημείου με τον εαυτό του δεν περιλαμβάνονται στον υπολογισμό της πιθανότητας. Έτσι, μια χαμηλότερη τιμή της SampleEn δείχνει, επίσης, την αυτό-ομοιότητα στις χρονοσειρές^[13].

3.3.5 Διάρκεια και συνθήκες καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Οι μέθοδοι στο πεδίο της συχνότητας θα πρέπει να προτιμούνται από τις μεθόδους στο πεδίο του χρόνου κατά τη διερεύνηση των βραχυπρόθεσμων καταγραφών. Η καταγραφή θα πρέπει να διαρκέσει για τουλάχιστον 10 φορές το μήκος κύματος της χαμηλότερης συχνότητας της συνιστώσας που διερευνείται και προκειμένου να εξασφαλισθεί η σταθερότητα του σήματος, δε θα πρέπει να επεκταθεί σημαντικά. Έτσι, η καταγραφή του 1

περίπου λεπτού είναι απαραίτητη για την αξιολόγηση των συνιστωσών HF του HRV, ενώ χρειάζονται περίπου 2 λεπτά για να εντοπιστεί η συνιστώσα LF.

Παρόλο που οι μέθοδοι στο πεδίο του χρόνου, ειδικά οι μέθοδοι SDNN και RMSSD, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διερεύνηση εγγραφών σύντομης διάρκειας, οι μέθοδοι στο πεδίο της συχνότητας είναι συνήθως σε θέση να παρέχουν πιο εύκολα ερμηνεύσιμα αποτελέσματα από την άποψη των φυσιολογικών κανονισμών. Γενικά, οι μέθοδοι στο πεδίο του χρόνου είναι ιδανικές για την ανάλυση μακροπρόθεσμων εγγραφών (η κατώτερη σταθερότητα των διαμορφώσεων του καρδιακού ρυθμού κατά τη διάρκεια των βραχυπρόθεσμων εγγραφών καθιστά τα αποτελέσματα των μεθόδων στο πεδίο της συχνότητας δύσκολα ερμηνεύσιμα). Η εμπειρία δείχνει ότι ένα σημαντικό μέρος της τιμής της βραχυπρόθεσμης HRV συντελείται από τις διαφορές της μέρα και της νύχτας. Έτσι, η μακροπρόθεσμη καταγραφή που αναλύεται από τις μεθόδους στο πεδίο του χρόνου θα πρέπει να περιέχει τουλάχιστον 18 ώρες αναλύσιμων δεδομένων ΗΚΓ, που περιλαμβάνουν όλη τη νύχτα^[5].

3.4 IBI (Inter beat interval)

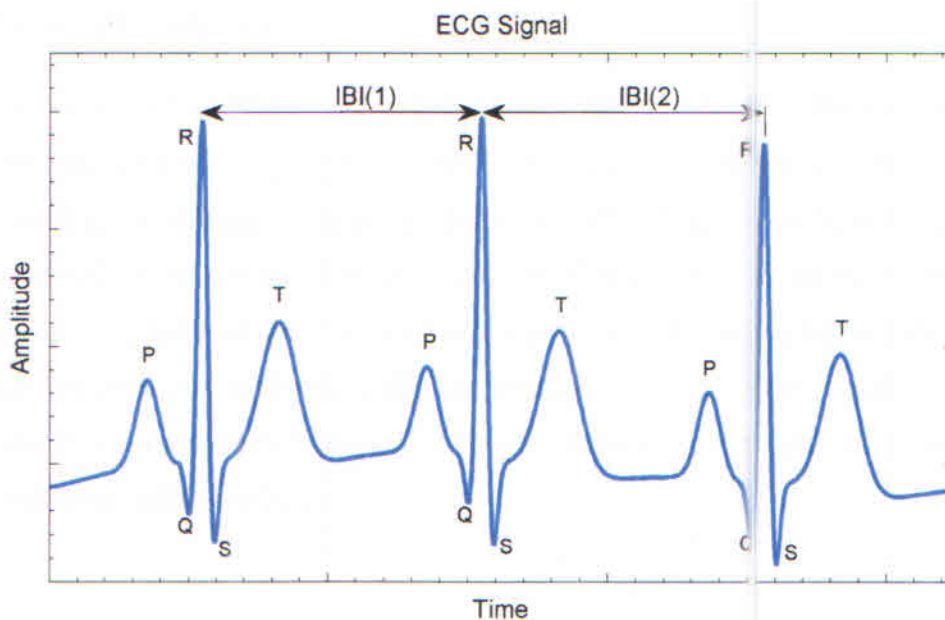
Τα δεδομένα που χρησιμοποιούνται στην ανάλυση του HRV είναι χρονοσειρές που περιέχουν τα διαστήματα χτύπο-προς-χτύπο (beat-to-beat intervals) που εξάγονται από σήματα ΗΚΓ. Οι χρονικές θέσεις των χτύπων συχνά βασίζονται στο κύμα R, γιατί είναι συνήθως το πιο εύκολο κύμα που διακρίνεται. Τα κύματα R έχουν τυπικά το μεγαλύτερο εύρος σε σύγκριση με τις γύρω κυματομορφές P, Q, S και T. Έτσι, ένα παλμό-προς-παλμό διάστημα μπορεί να οριστεί ως η διαφορά χρόνου μεταξύ διαδοχικών κορυφών R (διάστημα RR). Επειδή το κύμα R δεν είναι ο μόνος δείκτης για τις περιοχές παλμού, π.χ. το σύμπλεγμα QRS, μερικοί χρησιμοποιούν τον όρο IBI ως γενίκευση για την εκπροσώπηση όλων των διαστημάτων παλμό-προς-παλμό. Επιπλέον, τα διαστήματα RR προέρχονται από φυσιολογικούς ρυθμούς του κόλπου και μερικές φορές αναφέρονται ως διαστήματα NN

(normal-to-normal). Έτσι, η πρότυπη ονοματολογία των NN χρησιμοποιείται στη θέση του IBI ή των RR για να δείξει ότι το περιεχόμενο του IBI δεν περιέχει έκτοπα διαστήματα.

Η Εικόνα 5 δείχνει ένα υποθετικό ΗΚΓ και πως προσδιορίζονται τα αρχεία IBI βασιζόμενα στα κύματα R. Τα IBI(1) και IBI(2) αναπαριστούν το πρώτο και δεύτερο σημείο δεδομένων της χρονοσειράς του σήματος IBI. Μία χρονοσειρά IBI ενός τμήματος ΗΚΓ που περιέχει N παλμούς δίνεται από τη σχέση:

$$IBI(n) = beat(n+1) - beat(n), \quad 1 \leq n \leq N-1$$

όπου, $beat(n)$ είναι η τοποθεσία του χρόνου του n-οστού παλμού^[9]



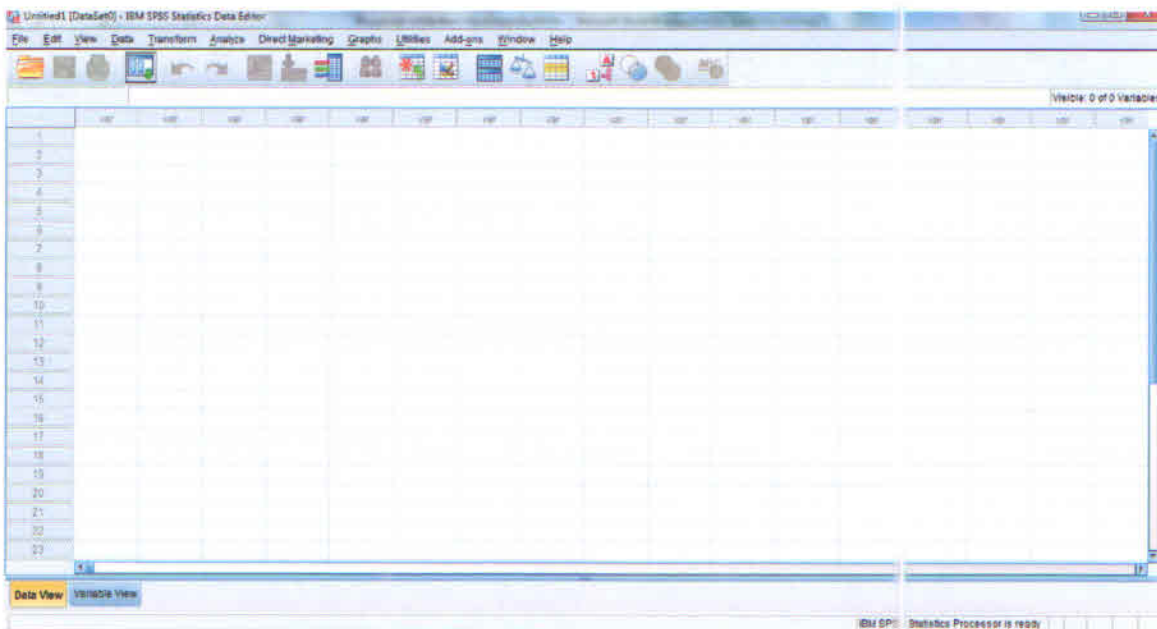
Εικόνα 6: Προσδιορισμός IBI

3.5 IBI SPSS Statistics

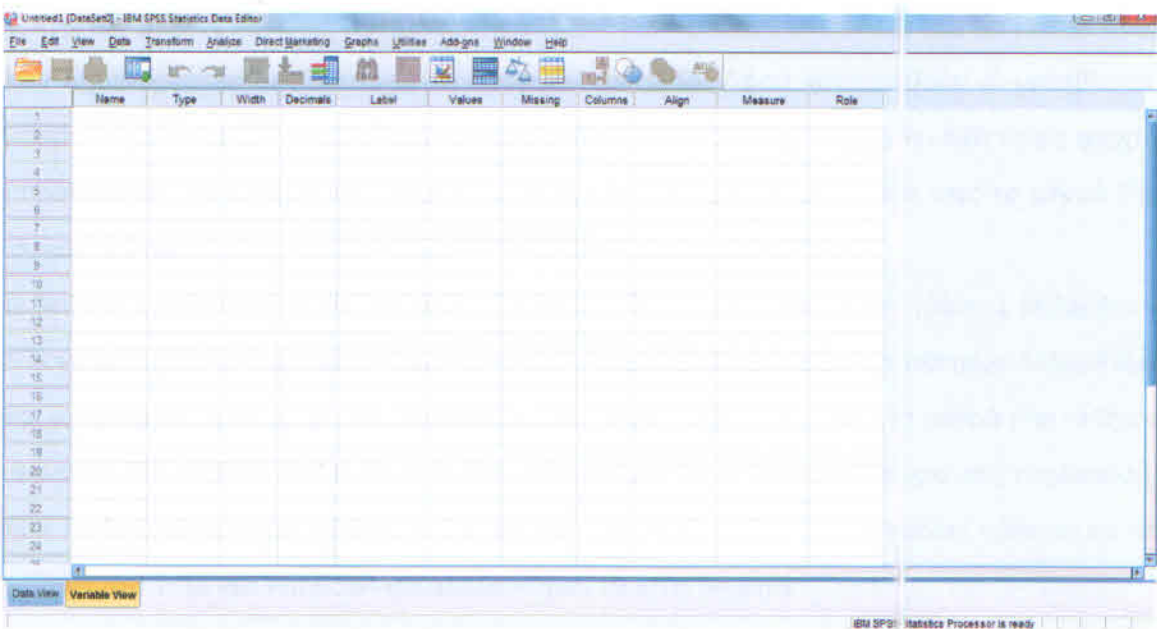
Το SPSS (Statistical Package for Social Sciences) είναι ένα ολοκληρωμένο στατιστικό πακέτο και μπορεί κανείς να το κατατάξει στην ίδια κατηγορία με τα SAS, GENSTAT, STATISTICA, NAG και STATGRAPHICS. Οι σύγχρονες εξελίξεις στους υπολογιστές έχουν επιτρέψει τη χρήση του σε οικιακούς υπολογιστές PCs. Αρχικά αναπτύχθηκε στο Πανεπιστήμιο Stanford της Καλιφόρνιας το 1965 για την επίλυση στατιστικών προβλημάτων, που αφορούν τις κοινωνικές επιστήμες. Στη συνέχεια συμπληρώθηκε με στατιστικά εργαλεία που χρησιμοποιούνται σε διάφορους επιστημονικούς και επαγγελματικούς τομείς με αποτέλεσμα σήμερα να χρησιμοποιείται σχεδόν σε κάθε είδους στατιστική ανάλυση και να έχει καταξιωθεί ως ένα από τα φιλικότερα και αποτελεσματικότερα στατιστικά προγράμματα^[14].

3.5.1 Φύλλα εργασίας του SPSS

Στο SPSS υπάρχουν δύο βασικά αρχεία: το αρχείο δεδομένων (SPSS Data Editor) και το αρχείο αποτελεσμάτων (SPSS Viewer). Ο SPSS Editor είναι ένα φύλλο εργασίας, στο οποίο καταχωρούνται τα δεδομένα προς ανάλυση. Ο SPSS Viewer αποτελείται από δύο παράθυρα: το Data View (Εικόνα 10) και το Variable View (Εικόνα 11). Στο πρώτο εισάγονται τα δεδομένα προς ανάλυση και στο δεύτερο ορίζονται τα δεδομένα αυτά, δηλαδή δίνονται επιμέρους στοιχεία για αυτά. Οι οριζόντιες γραμμές στο Data View ονομάζονται Cases (Περιπτώσεις) και είναι αριθμημένες με αύξουσα σειρά, ενώ οι στήλες αντιστοιχούν στις Variables (Στατιστικές Μεταβλητές).

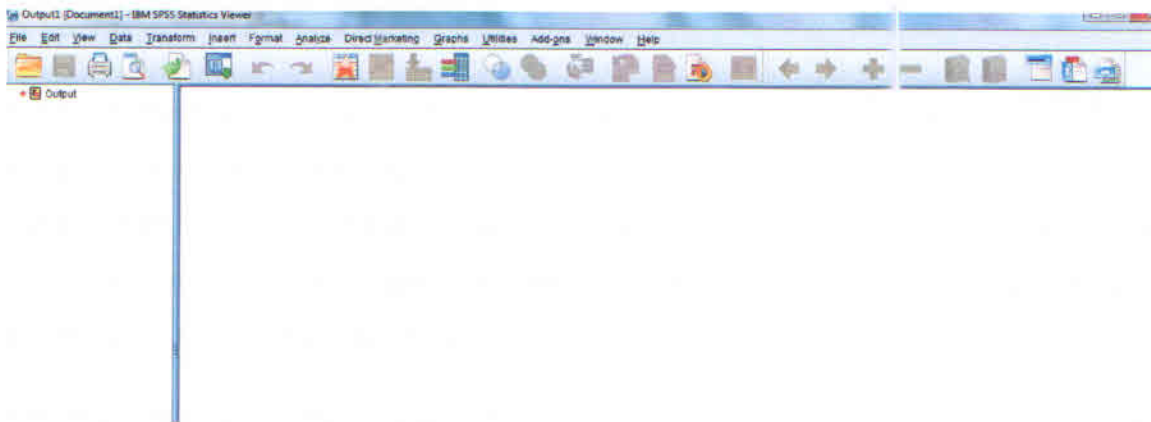


Εικόνα 7: Το παράθυρο Data View του SPSS Editor



Εικόνα 8: Το παράθυρο Variable View του SPSS Editor

Ο SPSS Viewer είναι το αρχείο αποτελεσμάτων (Εικόνα 12). Στο αριστερό παράθυρο, Output, εμφανίζονται οι στατιστικές πράξεις που έχουν γίνει και στα δεξιά τα στατιστικά αποτελέσματα^[15].



Εικόνα 9: Ο SPSS Viewer για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων

3.5.2 Καταχώρηση δεδομένων στο SPSS

Ο πρώτος τρόπος είναι να εισαχθούν τα δεδομένα απευθείας στο άδικο αρχείο (active file), που δημιουργείται αυτόματα με το ξεκίνημα του SPSS. Αφού καθορισθούν οι μεταβλητές μπορούν να εισαχθούν τα δεδομένα και στη συνέχεια να αποθηκευθούν. Ανά πάσα στιγμή μπορεί κανείς να ζητήσει τη δημιουργία ενός νέου αρχείου επιλέγοντας από το μενού File →New →Data.

Ο δεύτερος τρόπος είναι να χρησιμοποιήσει κανείς ένα άλλο λογισμικό (βάσεις δεδομένων ή λογιστικά φύλλα ή Editor ή κειμενογράφο) για την εισαγωγή των στατιστικών δεδομένων και μετά να τα μεταφέρει στο πρόγραμμα του SPSS επιλέγοντας από το μενού File →Open →Data ή File →Open →Database ή File →Read Text Data. Για παράδειγμα στη περίπτωση, που τα δεδομένα έχουν καταχωρηθεί σε ένα λογιστικό φύλλο για μπάρεσει κάποιος να τα εισάγει στο SPSS για Windows θα ακολουθήσει τα εξής βήματα :

- Βήμα 1: Καταρχάς επιλέγοντας το μενού File →Open →Data εμφανίζει το πλαίσιο διαλόγου Open File. Σε αυτό το πλαίσιο διαλόγου ορίζει στη περιοχή Τύπος Αρχείου (File Type) την επιλογή Excel(*.xls), που είναι το είδος αρχείου του MsExcel.
- Βήμα 2. Στη συνέχεια εντοπίζει τη θέση του αρχείου στο σκληρό δίσκο και πατώντας στο κουμπί Άνοιγμα μεταφέρονται τα δεδομένα στον Data Editor στο τμήμα Data View και η τεκμηρίωση των μεταβλητών στο τμήμα Variable View^[14].

3.5.3 Έλεγχοι στατιστικών υποθέσεων

Για να ληφθούν στατιστικές αποφάσεις είναι απαραίτητο να γίνουν υποθέσεις. Μια βασική υπόθεση, που ονομάζεται μηδενική υπόθεση και συμβολίζεται με H_0 , δέχεται ότι οι διαφορές σε δύο ή περισσότερα δείγματα οφείλονται μόνο σε τυχαία σφάλματα, δηλαδή δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δειγμάτων. Μία εναλλακτική υπόθεση της H_0 συμβολίζεται με H_1 .

Επίπεδο ή στάθμη σημαντικότητας (significant level) ονομάζεται η μέγιστη πιθανότητα με την οποία απορρίπτεται μία υπόθεση που είναι αληθινή. Η πιθανότητα αυτή συμβολίζεται με α και οι τιμές που συνήθως χρησιμοποιούνται είναι $\alpha=0.05$ ή $\alpha=0.01$. Αυτό σημαίνει ότι η πιθανότητα να απορριφθεί μία σωστή υπόθεση είναι μικρότερη από 5% ή 1%.

Το SPSS σε κάθε έλεγχο σημαντικότητας υπολογίζει την p-value, δηλαδή την πιθανότητα να γίνει λάθος απορρίπτοντας τη μηδενική υπόθεση. Αν έχει επιλεγεί το επίπεδο σημαντικότητας α (0.05 ή 0.01), ισχύει:

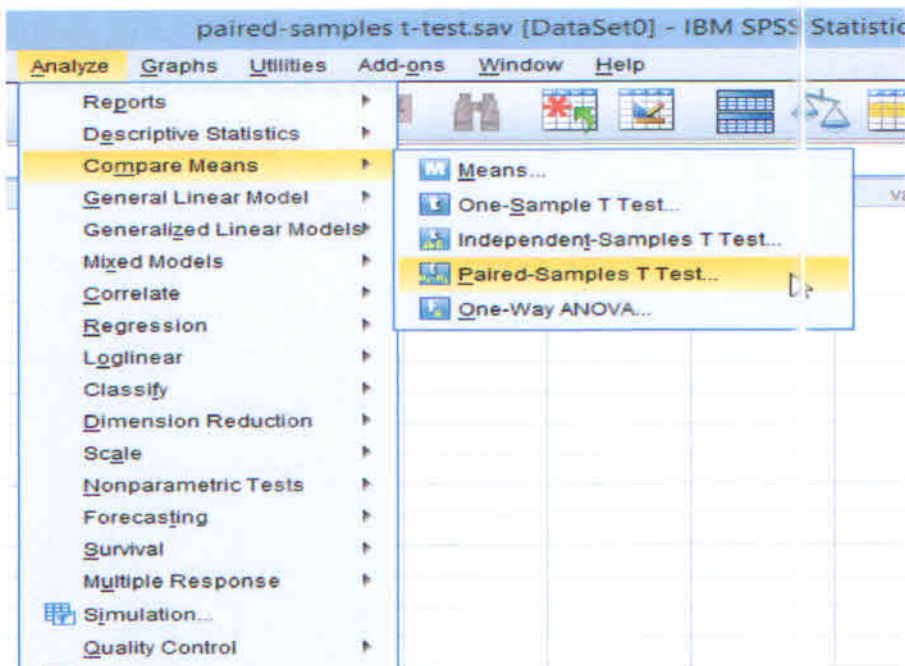
- Αν $p < \alpha$, τότε η H_0 απορρίπτεται
- Αν $p > \alpha$, τότε η H_0 δεν απορρίπτεται

Στο SPSS οι p τιμές βρίσκονται στη στήλη των αποτελεσμάτων με τίτλο Sig. (Significance)^[15].

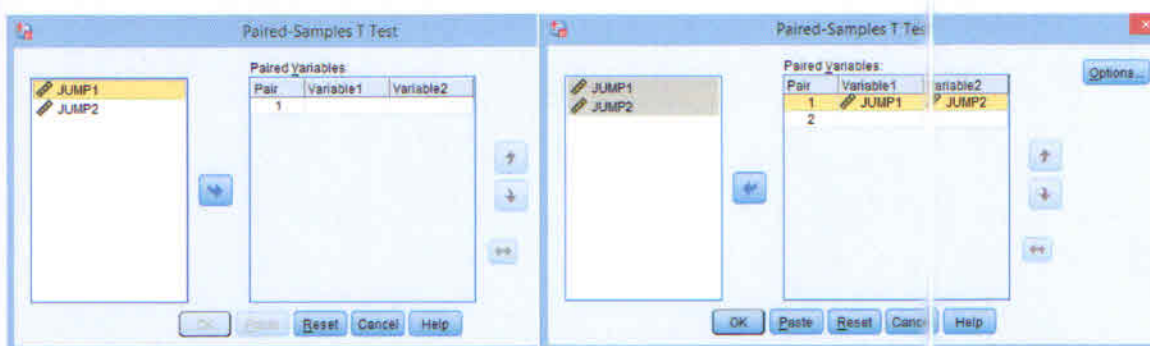
Σύγκριση ζευγών δειγμάτων (Paired Samples T-Test)

Το paired-samples t-test συγκρίνει τα μέσα μεταξύ δύο ομάδων που σχετίζονται στην ίδια, συνεχή εξαρτημένη μεταβλητή. Για παράδειγμα, το συγκεκριμένο τεστ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να ελεγχθεί αν υπήρξε διαφορά μεταξύ της καθημερινής κατανάλωσης τσιγάρων των καπνιστών πριν και μετά από ένα πρόγραμμα υπνοθεραπείας 10 εβδομάδων.

Στις Εικόνες 13, 14 φαίνεται ο τρόπος με τον οποίο κάποιος μπορεί να επιλέξει την ανάλυση των δεδομένων του με το paired-samples t-test και το παράθυρο διαλόγου που εμφανίζεται για την εισαγωγή των μεταβλητών προς ανάλυση^[16].



Εικόνα 10: Τρόπος ανάλυσης δεδομένων με paired-samples t-test



Εικόνα 11: Πλαίσιο διαλόγου paired-samples t-test

3.5.4 Μη παραμετρικές δοκιμές

Όταν μία μεταβλητή δεν ακολουθεί την κανονική κατανομή πρέπει να εφαρμοστούν μη παραμετρικές δοκιμές. Ως μη παραμετρικές στατιστικές μέθοδοι ορίζονται οι μέθοδοι στις οποίες δεν υπάρχουν παραδοχές ως προς τη μορφή των πληθυσμιακών κατανομών των χρησιμοποιούμενων δεδομένων. Τα μειονεκτήματα αυτών των μεθόδων είναι ότι οι πληροφορίες που εξάγονται είναι λιγότερες από τις αντίστοιχες των παραμετρικών

μεθόδων. Επίσης, βασικοί παραμετρικοί έλεγχοι, όπως Post Hoc έλεγχοι και δι-παραγοντική ανάλυση διασποράς με επαναλήψεις δεν μπορούν να γίνουν μη παραμετρικά^[15].

4. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ

Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο γίνεται η περιγραφή και η ανάλυση της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Συγκεκριμένα, παρουσιάζονται και αναλύονται λεπτομερώς τα βήματα που ακολουθήθηκαν για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων.

4.1 Δεδομένα

Τα σήματα τα οποία χρησιμοποιήθηκαν είναι ευγενική παραχώρηση του καθηγητή Καρδιολογίας κ. Κωλλέτη στα πλαίσια ερευνητικής συνεργασίας με τον κ. Τσαλικάκη.

Τα δεδομένα που αναλύθηκαν ήταν σήματα IBI που έχουν εξαχθεί από ηλεκτροκαρδιογράφημα και είναι σε μορφή απλού κειμένου(.txt). Τα σήματα ήταν καταγραφές ΗΚΓ πριν την μαρμαρυγή και πριν την ταχυκαρδία, κατά την διάρκεια της μαρμαρυγής και κατά τη διάρκεια της ταχυκαρδίας, μετά την μαρμαρυγή και μετά την ταχυκαρδία. Κάθε αρουραίος είχε ανατεθεί σε μία από τις ακόλουθες ομάδες: (1) preconditioning, (2) postconditioning, (3) no intervention (καμία παρεμβολή)^[17]. Στην περίπτωση της μαρμαρυγής υπήρχαν 7 αρουραίοι: 2 από την ομάδα (1) (rat1, rat2), 3 από την ομάδα (2) (rat 3, rat 4, rat 5) και 2 από την ομάδα (3) (rat 6, rat 7). Στην περίπτωση της ταχυκαρδίας υπήρχαν 10 αρουραίοι: 3 από την ομάδα (1) (rat 1, rat 2, rat 3), 2 από την ομάδα (2) (rat 4, rat 5, rat 6) και 4 από την ομάδα (3) (rat 7, rat 8, rat 9, rat 10).

Τα σήματα χωρίστηκαν ανάλογα με το αν είναι καταγραφές πριν, κατά τη διάρκεια ή μετά της μαρμαρυγής ή της ταχυκαρδίας. Ο συγκεκριμένος διαχωρισμός βοηθάει στο να βρίσκονται συγκεντρωμένα τα δεδομένα, ώστε να είναι πιο εύκολα υλοποιήσιμη η ανάλυση.

4.2 Επιλογές ανάλυσης HRV

Οι αναλύσεις του HRV πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση της εφαρμογής HRVAS του Matlab. Χρησιμοποιήθηκε η δυνατότητα επεξεργασίας κατά παρτίδες (batch processing) του HRVAS, ώστε να επεξεργάζονται πολλά αρχεία IBI ταυτόχρονα.

Η προ-επεξεργασία IBI (IBI preprocessing) περιλαμβάνει την ανίχνευση έκτοπου διαστήματος (ectopic interval detection), την απομάκρυνση έκτοπου διαστήματος (ectopic interval removal) και τη διαδικασία χειρισμού των δεδομένων για την απομάκρυνση των μακροπρόθεσμων τάσεων έτσι ώστε να τονιστούν οι βραχυπρόθεσμες μεταβολές (detrending). Η ανίχνευση έκτοπου διαστήματος διεξήχθη χρησιμοποιώντας το φίλτρο επί τοις εκατό (15%) και το φίλτρο τυπικής απόκλισης (3 SD). Η απομάκρυνση του έκτοπου διαστήματος διεξήχθη χρησιμοποιώντας το φίλτρο διαμέσου (100). Το detrending επιτεύχθηκε χρησιμοποιώντας το πακέτο wavelet (n: 3, Levels: 6).

Οι μέθοδοι στο πεδίο του χρόνου περιλαμβάνουν τις pNNx, που ορίζεται στα 50 ms και SDNNi, που ορίζεται στο 1 min.

Οι μέθοδοι στο πεδίο της συχνότητας περιλαμβάνουν τις ζώνες συχνοτήτων (frequency bands), την παρεμβολή IBI (IBI interpolation), τα σημεία της φασματικής συχνότητας ισχύος (points in PSD), τις επιλογές για το περιοδόγραμμα Welch (Welch options) και τις επιλογές για το μοντέλο αυτοπαλινδρόμησης (AR options). Οι ζώνες συχνοτήτων για τις VLF, LF και HF ορίστηκαν στα 0 – 0.04 Hz, 0.04 – 0.15 Hz και 0.15 – 0.4 Hz αντίστοιχα^[17]. Οι συχνότητες αυτές επιλέχθηκαν σύμφωνα με την διεθνή βιβλιογραφία για ανάλυση HRV μικρών ζώων όπως των αρουραίων. Η παρεμβολή IBI ορίστηκε στα 4 Hz και τα σημεία στην PSD ορίστηκαν στα 1024 pts. Στις επιλογές Welch το πλάτος παραθύρου ορίστηκε 256 pts και η επικάλυψη παραθύρου 128 pts. Στις επιλογές AR έχουμε το μοντέλο Burg (32).

Οι μέθοδοι στο πεδίο του χρόνου συχνότητας περιλαμβάνει το παράθυρο (window) που έχει οριστεί στα 30 s και την επικάλυψη (overlap) που έχει οριστεί στα 15 s.

Οι μη γραμμικές μέθοδοι περιλαμβάνουν την εντροπία δείγματος (SampEn)(r: 0.1, m: 3) και την DFA (n: 4 – 100, break point: 13). Μία ολοκληρωμένη λίστα των επιλογών που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση του HRV παρουσιάζεται στην Εικόνα.

The screenshot shows the 'HRV Analysis Options' window with the following settings:

- IBI Preprocessing**
 - Ectopic Detection:** percent (15), std dev (3), median (10)
 - Ectopic Replacement:** None, Mean (10), Median (100), Spline, Remove
 - Detrending:** Method: Wavelet, Type: db, n: 3, Levels: 6
- Time Domain**
 - pNNx: 50 (ms)
 - SDNNi: 1 (min)
- Time-Freq**
 - Window: 30 (s)
 - Overlap: 15 (s)
- Freq Domain**
 - Frequency Bands:** VLF (Hz): 0 - 0.04, LF (Hz): 0.04 - 0.15, HF (Hz): 0.15 - 0.4
 - IBI Interpolation:** Interpolation Rate (Hz): 4
 - Points in PSD:** Points in PSD (pts): 1024
 - Welch Options:** Window Width (pts): 256, Window Overlap (pts): 128
 - AR Options:** Burg Model Order: 32
- Nonlinear**
 - SampEn:** f: 0.1, m: 3
 - DFA:** n: 4 - 100, Break Point: 13

Εικόνα 12: Επιλογές ανάλυσης HRV

4.3 Εκτελέσεις σημάτων

Οι εκτελέσεις, που πραγματοποιήθηκαν με τις παραπάνω επιλογές ανάλυσης, δεν ήταν εφικτές για όλα τα δεδομένα. Από τις καταγραφές για την περίπτωση της μαρμαρυγής εκτελέστηκαν οι καταγραφές για τους 4 από τους 7 αρουραίους και από τις καταγραφές για την περίπτωση της ταχυκαρδίας εκτελέστηκαν οι καταγραφές για τους 7 από τους 10 αρουραίους.

Τα εξαγόμενα αποτελέσματα αποθηκεύονται σε ένα αρχείο Microsoft Excel® (.xlsx) στην μορφή που φαίνεται στην Εικόνα .

HRV Method	IBI Info	Time Domain										RMSSD	SDNNi	meanRR	sdHR	HRVt	TINN	avLP	aLF	bHF
Subject	count	outliers	max	min	mean	median	SDNN	SDANN	Ntix	pNtix	(ms)	(ms)	(bpm)	(bpm)	(ms)	(ms)	(ms ²)	(ms ²)	(ms ²)	
After_1_rat_1	2955	179	1095	124	178.6	173	41.8	23.7	87	2.5	40.3	59.7	342.2	25.9	1.1	60.8	8.77	3287.1	1651.7	
After_2_rat_1	2958	276	1071	107	183.6	185	61.1	43.2	106	3.6	46	63.7	331.4	49.2	2.1	120.5	13.81	5027.42	2374.25	
After_3_rat_1	2925	500	1024	101	194	166	85.7	71	249	8.5	68.2	85.6	337.1	70.7	1.3	57.1	18.78	6606.77	5055.95	
After_4_rat_1	2952	320	1362	111	159.7	175	93.1	65.8	158	5.4	51.6	81.4	319	48.6	1.6	117.3	13.64	9606.87	2903.4	
After_5_rat_1	2956	126	673	99	175.7	164	52.8	29.9	69	2.3	29.3	64.4	356.6	56.4	1.1	35.9	2.35	1173.55	672.4	
After_6_rat_1	2959	211	1071	126	186.1	184	56.4	37.5	72	2.4	41.5	63.2	334.1	46.1	2.2	118.1	13.95	5533.17	2510.1	
After_7_rat_1	2948	472	1824	-16	209.9	160	127.2	104.5	305	10.3	86.1	80.4	325.9	248.8	1.6	115	77.45	20914.27	7252.3	
After_8_rat_1	2857	211	640	111	181.8	173	38.7	31.1	104	3.5	37.9	61.3	336.9	33.7	1.2	33.1	2.128	777.33	1376.6	
After_9_rat_1	2919	768	1640	-48	239.5	182	153.6	137.4	429	14.7	108.2	79.3	298.7	287.4	1.5	111.8	121.33	29714.63	10775.3	
After_10_rat_1	2950	448	1824	-16	210.9	158	135.1	115.5	311	10.5	88.1	81.3	329.3	250.2	2.6	130	103.43	22961.58	8448.2	
After_11_rat_1	2954	495	1711	51	197.2	169	114.5	96.5	232	7.9	86	66.4	335.4	73.3	1.2	105.4	179.25	28303.98	10493.1	
After_12_rat_1	2950	418	1824	-16	207.6	169	119.4	87.8	264	8.9	81.4	66.1	333.1	79	1.2	103.8	140.26	20406.66	8422.4	
After_13_rat_1	2965	25	965	133	143	143	7.2	4.8	12	0.4	10	50.6	420	11.3	1.2	14.5	1.98	7.64	15.4	
After_14_rat_1	2959	353	1265	112	190.5	154	104.8	83.6	227	7.7	75.7	86.2	354.2	78.8	1.2	72.1	85.44	13476.53	6754.1	
After_15_rat_1	2965	15	271	112	130.4	130	5.2	3.8	8	0.2	6.6	49.3	480.6	12.9	1.7	14.9	1.16	1.88	4.4	
After_16_rat_1	2966	108	1265	132	194.1	152	62.3	39	76	2.6	46.8	61.3	382.2	48.1	1	72.1	161.04	3234.12	3311.4	
After_17_rat_1	2966	5	604	131	150.8	151	11	4.3	3	0.1	11.1	53.4	356.5	8.1	1	29.6	1.73	141.12	246.9	
After_18_rat_1	2963	9	290	132	142.7	143	3.9	2.3	4	0.1	5.2	50.4	420.7	7.2	1.3	14.8	1.52	1.08	6.1	
After_19_rat_1	2962	26	330	125	144	143	11.5	7.4	12	0.4	13	50.9	417.6	12.7	1	25.3	1.35	61.72	123.4	

Εικόνα 13: Παράδειγμα εξαγόμενων αποτελεσμάτων σε αρχείο Microsoft Excel

4.4 Στατιστική ανάλυση

Η στατιστική ανάλυση ανάμεσα στις μετρήσεις του HRV για πριν τη μαρμαρυγή και μετά τη μαρμαρυγή και πριν την ταχυκαρδία και μετά την ταχυκαρδία πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το Paired Samples T-Test. Επίσης, όλες οι μεταβλητές είναι εκφρασμένες ως μέση τιμή ± τυπική απόκλιση (MEAN ± SD) και με προσέγγιση δύο δεκαδικών ψηφίων. Για την στατιστική αξιολόγηση, το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε ως $p < 0.05$. Όλες οι στατιστικές αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας το λογισμικό IBM SPSS 19.0.1.

4.4.1 Στατιστική ανάλυση των μετρήσεων HRV για τη μαρμαρυγή

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	P-value	Std. error mean
Time Domain				
SDNN	11.95 ± 3.89	7.70 ± 5.37	.634	6.55
SDANN	7.85 ± 4.45	4.85 ± 3.60	.692	5.70
NNx	25.50 ± 30.40	8.00 ± 5.66	.617	25.50
pNNx	0.85 ± 1.10	0.25 ± 0.21	.626	.90
RMMSD	12.75 ± 7.85	9.10 ± 5.52	.765	9.45
SDNNi	51.15 ± 0.50	50.65 ± 0.35	.558	.60
meanHR	416.25 ± 2.62	419.15 ± 2.19	.550	3.40
HRTVi	1.35 ± 0.10	1.15 ± 0.21	.500	.20
TINN	16.65 ± 2.50	20.05 ± 7.42	.509	3.50
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	143.285 ± 95.23	7.51 ± 195.50	.362	26.66
VLF	8.74 ± 7.70	5.34 ± 7.10	.080	.43
LF	52.12 ± 42.81	31.40 ± 42.88	.002	.05
HF	82.43 ± 44.71	64.77 ± 82.96	.632	27.04
LF/HF	0.58 ± 0.21	0.34 ± 0.23	.040	.01
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	85.36 ± 95.22	10.44 ± 13.91	.417	57.50
VLF	5.92 ± 6.84	0.61 ± 0.82	.430	4.25
LF	31.87 ± 38.20	3.64 ± 4.89	.443	23.55
HF	47.57 ± 50.19	6.19 ± 8.20	.396	29.65
LF/HF	0.56 ± 0.22	0.52 ± 0.10	.726	.07
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.08 ± 0.01	0.09 ± 0.01	.042	0.00
VLF	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	1.000	0.00
LF	0.03 ± 0.01	0.02 ± 0.01	.105	0.00
HF	0.04 ± 0.00	0.07 ± 0.00	.070	0.00
LF/HF	0.69 ± 0.25	0.38 ± 0.14	.159	.07
Poincare				
SD₁	9 ± 5.52	6.45 ± 3.89	.767	6.65

SD₂	14.15 ± 3.04	8.85 ± 6.58	.579	6.60
Nonlinear				
SampEn	0.86 ± 0.56	0.85 ± 0.58	.991	.08
a_{all}	0.74 ± 0.10	0.62 ± 0.02	.279	.05
a₁	1.12 ± 0.61	0.74 ± 0.04	.522	.40
a₂	0.70 ± 0.04	0.59 ± 0.03	.193	.04
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	56.21 ± 25.99	41.27 ± 54.91	.598	20.45
VLF	2.84 ± 2.84	1.75 ± 2.35	.198	.35
LF	19.72 ± 11.43	12.98 ± 17.81	.376	4.51
HF	33.65 ± 11.72	26.55 ± 34.75	.738	16.28
LF/HF	0.56 ± 0.14	0.35 ± 0.22	.150	.05
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	1.03 ± 0.01	0.49 ± 0.61	.435	.44
VLF	0.03 ± 0.03	0.00 ± 0.00	.344	.02
LF	0.40 ± 0.07	0.12 ± 0.21	.235	.10
HF	0.60 ± 0.11	0.34 ± 0.40	.600	.37
LF/HF	0.69 ± 0.25	0.36 ± 0.17	.106	.06
<i>Wavelet</i>				
Συνολική ισχύς	278.16 ± 45.58	235.20 ± 317.07	.860	191.98
VLF	9.03 ± 8.18	8.34 ± 11.40	.814	2.28
LF	101.33 ± 33.08	73.60 ± 101.50	.116	17.13
HF	167.81 ± 4.32	153.27 ± 204.18	.935	141.32
LF/HF	0.60 ± 0.18	0.35 ± 0.20	.031	.01

Πίνακας 4: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον δεύτερο αρουραίο

Στον Πίνακα 4 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον δεύτερο αρουραίο αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poincare, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Παρατηρείται ότι στο πεδίο του χρόνου υπάρχει μία μείωση των μεταβλητών SDNN (11.95 ± 3.89 , 7.70 ± 5.37), SDANN (7.85 ± 4.45 , 4.85 ± 3.60), NNx (25.50 ± 30.40 , 8.00 ± 5.66), pNNx (0.85 ± 1.10 , 0.25 ± 0.21) μετά τη μαρμαρυγή αλλά καμία από αυτές τις μειώσεις δε θεωρείται στατιστικά σημαντική αφού η τιμές p γι' αυτές τις μεταβλητές είναι αντίστοιχα $p=.634 > .05$, $p=.692 > .05$, $p=.617 > .05$, $p=.626 > .05$. Επίσης, παρατηρείται

μείωση στις μεταβλητές VLF, HF, LF/HF μετά τη μαρμαρυγή στο πεδίο της συχνότητας με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Welch, εκ των οποίων θεωρούνται στατιστικά σημαντικές οι μειώσεις των HF και LF/HF με $p=.002 < .05$ και $p=.040$ αντίστοιχα. Με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Burg παρατηρείται μείωση σε όλες τις μεταβλητές μετά τη μαρμαρυγή αλλά καμία δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Lomb-Scargle παρατηρείται μείωση στη συνολική ισχύ, που είναι και στατιστικά σημαντική ($p=.042 < .05$). Στις μεθόδους Poincare και στις μη γραμμικές μεθόδους δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις μεταβλητές πριν και μετά τη μαρμαρυγή αλλά παρατηρείται μία μικρή μείωση των μεταβλητών SD_1 , SD_2 και a_1 , a_2 μετά τη μαρμαρυγή. Στο πεδίο χρόνου-συχνότητας υπάρχει μείωση των μεταβλητών VLF, LF/HF, που έχουν υπολογιστεί με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Lomb-Scargle, η οποία δεν είναι στατιστικά σημαντική και υπάρχει μείωση της μεταβλητής LF/HF, που έχει υπολογιστεί με τη μέθοδο Wavelet, η οποία είναι στατιστικά σημαντική, αφού $p=.031 < .05$.

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	P-value	Std. error mean
Time Domain				
SDNN	73.20 ± 6.36	58.75 ± 3.32	.094	2.15
SDANN	41.05 ± 6.01	40.35 ± 4.03	.705	1.40
NNx	111.50 ± 12.02	89.00 ± 24.04	.540	25.50
pNNx	3.75 ± 0.35	3.00 ± 0.85	.540	.85
RMMSD	49.85 ± 4.05	43.75 ± 3.18	.062	.60
SDNNi	59.35 ± 2.76	63.45 ± 0.35	.250	1.70
meanHR	384.80 ± 2.97	332.75 ± 1.91	.042	3.45
HRTVi	1.10 ± 0.00	2.15 ± 0.70	.030	.05
TINN	83.90 ± 20.08	119.30 ± 1.70	.224	13.00
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	18390.51 ± 12523.03	8986.26 ± 627.58	.496	9298.89
VLF	5652.87 ± 4627.22	1243.38 ± 145.06	.416	3374.51
LF	9535.33 ±	5290.30 ± 371.77	.575	5378.43

	7234.49			
HF	3202.31 ± 661.33	2452.58 ± 110.77	.401	545.96
LF/HF	2.80 ± 1.68	2.16 ± 0.05	.690	1.22
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	4822.61 ± 1590.65	1894.47 ± 387.17	.284	
VLF	1450.45 ± 457.31	318.52 ± 8.70	.174	317.22
LF	2102.3 ± 678.57	1095.83 ± 197.42	.351	619.22
HF	1269.86 ± 454.77	480.12 ± 198.44	.337	461.89
LF/HF	1.67 ± 0.06	2.40 ± 0.58	.353	1398.53
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.06 ± 0.02	0.04 ± 0.01	.329	.01
VLF	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	.500	0.00
LF	0.03 ± 0.01	0.02 ± 0.00	.282	0.00
HF	0.02 ± 0.01	0.01 ± 0.00	.455	0.00
LF/HF	1.74 ± 0.26	1.99 ± 0.23	.598	.34
Poincare				
SD₁	35.3 ± 2.82	30.95 ± 2.19	.066	.45
SD₂	97.3 ± 2.49	77.15 ± 4.17	0.96	3.05
Nonlinear				
SampEn	0.06 ± 0.00	0.25 ± 0.02	.036	.010
a_{all}	0.92 ± 0.05	0.74 ± 0.01	.090	.02
a₁	1.10 ± 0.08	1.11 ± 0.11	.770	.02
a₂	0.82 ± 0.08	0.64 ± 0.01	.201	.06
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	5825.14 ± 3687.71	3214.37 ± 40.88	.503	2636.51
VLF	1080.21 ± 974.00	319.61 ± 1.98	.469	690.12
LF	3531.65 ± 2653.61	1979.17 ± 43.18	.565	1906.91
HF	1213.28 ± 60.10	915.60 ± 4.26	.084	39.48
LF/HF	2.86 ± 2.05	2.16 ± 0.06	.720	1.48
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	162.77 ± 33.25	47.68 ± 0.97	.125	22.82
VLF	12.01 ± 0.11	1.83 ± 0.23	.005	.08
LF	86.19 ± 13.40	28.78 ± 1.61	.092	8.33
HF	64.57 ± 19.72	17.07 ± 0.88	.190	14.57
LF/HF	1.37 ± 0.21	1.70 ± 0.18	.450	.27
<i>Wavelet</i>				

Συνολική ισχύς	26928.62 ± 16828.22	15259.14 ± 529.21	.496	11525.13
VLF	4453.55 ± 4271.34	980.50 ± 84.66	.462	3080.15
LF	16199.10 ± 11562.82	9452.06 ± 184.13	.556	8045.95
HF	6275.97 ± 994.06	4826.58 ± 429.75	.171	399.02
LF/HF	2.47 ± 1.45	1.96 ± 0.14	.732	1.12

Πίνακας 5: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον τέταρτο αρουραίο

Στον Πίνακα 5 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον τέταρτο αρουραίο αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poincare, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου παρατηρείται μείωση μετά τη μαρμαρυγή στις μεταβλητές SDNN, η οποία δε θεωρείται στατιστικά σημαντική αφού $p=.094 > .05$, RMMSD, η οποία δε θεωρείται στατιστικά σημαντική αφού $p=.062 > .05$, meanHR, η οποία θεωρείται στατιστικά σημαντική αφού $p=.042 < .05$ και HRTVi, η οποία θεωρείται στατιστικά σημαντική αφού $p=.030 < .05$. Στο πεδίο της συχνότητας σημειώνεται μείωση σε όλες τις μεταβλητές με τις μεθόδους Welch και Burg μετά τη μαρμαρυγή, καμία εκ των οποίων δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Παρατηρείται μείωση μετά τη μαρμαρυγή των μεταβλητών της μεθόδου Poincare αλλά δεν είναι στατιστικά σημαντικές. Στις μεταβλητές των μη γραμμικών μεθόδων σημειώνεται αύξηση της SampEn μετά τη μαρμαρυγή, που θεωρείται στατιστικά σημαντική ($p=.036$). Στο πεδίο του χρόνου-συχνότητας σημειώνεται μείωση μετά τη μαρμαρυγή των μεταβλητών συνολικής ισχύος, VLF, LF της μεθόδου Burg, όλων των μεταβλητών της μεθόδου Lomb-Scargle και όλων των μεταβλητών της μεθόδου Wavelet, εκ των οποίων μόνο η μείωση της μεταβλητής VLF της μεθόδου Lomb-Scargle θεωρείται στατιστικά σημαντική ($p=.005 < .05$).

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	P-value	Std. error mean
Time Domain				
SDNN	96.67 ± 31.26	94.17 ± 45.46	.925	25.42
SDANN	76.39 ± 29.21	75.03 ± 40.70	.954	22.77
NNx	239.43 ± 70.02	208.71 ± 121.26	.643	62.89
pNNx	8.23 ± 2.39	7.07 ± 4.10	.603	2.11
RMMSD	70.87 ± 15.64	66.03 ± 28.23	.747	14.35
SDNNi	69.54 ± 8.41	74.20 ± 14.11	.570	7.74
meanHR	335.76 ± 5.61	351.48 ± 28.45	.241	12.06
HRTVI	1.38 ± 0.26	1.54 ± 0.60	.535	.28
TINN	88.63 ± 45.24	106.91 ± 71.18	.666	40.36
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	20298.87 ± 15072.21	24641.37 ± 17854.71	.622	11557.17
VLF	4192.74 ± 4613.57	5518.10 ± 5230.32	.701	3286.47
LF	10755.05 ± 8827.54	13261.99 ± 10152.87	.768	1656.41
HF	5351.07 ± 2089.22	5861.29 ± 3116.02	.768	1656.41
LF/HF	1.77 ± 0.96	1.89 ± 1.06	.865	.70
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	8147.99 ± 6478.11	11349.18 ± 8248.68	.510	4567.74
VLF	1510.74 ± 1578.93	2343.13 ± 2100.35	.495	1145.56
LF	4367.72 ± 4064.66	6309.35 ± 4890.11	.520	2843.88
HF	2269.53 ± 1240.02	2696.70 ± 1539.67	.634	851.69
LF/HF	0.42 ± 0.14	0.38 ± 0.15	.685	.81
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.04 ± 0.01	0.06 ± 0.06	.346	.02
VLF	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	.681	.00
LF	0.02 ± 0.01	0.03 ± 0.02	.279	.01
HF	0.01 ± 0.01	0.03 ± 0.04	.414	.02
LF/HF	1.51 ± 0.39	1.54 ± 0.47	.915	.28

Poincare				
SD₁	50.13 ± 11.04	46.70 ± 19.99	.747	10.15
SD₂	127.01 ± 43.44	124.66 ± 61.30	.943	34.71
Nonlinear				
SampEn	0.12 ± 0.04	0.11 ± 0.06	.722	.03
a_{all}	0.84 ± 0.08	0.84 ± 0.10	.991	.05
a₁	1.13 ± 0.09	1.04 ± 0.17	.283	.08
a₂	0.81 ± 0.09	0.81 ± 0.10	.974	.06
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	8555.09 ± 4967.70	8781.82 ± 6160.86	.954	3768.13
VLF	1443.12 ± 1151.62	1506.71 ± 1274.93	.775	886.85
LF	4806.93 ± 3289.44	4985.68 ± 3854.36	.944	2451.34
HF	2305.04 ± 772.63	2289.43 ± 1193.13	.980	605.34
LF/HF	1.96 ± 1.04	1.82 ± 0.99	.851	.72
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	147.72 ± 86.26	162.74 ± 116.46	.832	67.97
VLF	14.57 ± 9.93	15.51 ± 11.31	.859	7.10
LF	84.59 ± 55.17	96.14 ± 73.02	.759	43.36
HF	48.56 ± 22.49	51.09 ± 33.00	.854	18.16
LF/HF	1.55 ± 0.50	1.60 ± 0.53	.879	.34
<i>Wavelet</i>				
Συνολική ισχύς	42713.87 ± 25909.99	45783.35 ± 31977.97	.882	19812.62
VLF	6342.36 ± 5964.48	7573.06 ± 7005.52	.751	4442.29
LF	24721.02 ± 16813.47	26137.10 ± 19757.85	.934	12606.16
HF	11650.49 ± 4166.25	12073.19 ± 6267.71	.903	3333.55
LF/HF	1.97 ± 0.93	1.82 ± 0.95	.833	.67

Πίνακας 5: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον έκτο αρουραίο

Στον Πίνακα 6 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον έκτο αρουραίου αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poinscare, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στο πεδίο της συχνότητας σημειώνονται αυξήσεις μετά τη μαρμαρυγή στις μεταβλητές συνολικής ισχύος, VLF και LF των μεθόδων περιοδογράμματος Welch και Burg καθώς επίσης και αύξηση της μεταβλητής συνολικής ισχύος της μεθόδου περιοδογράμματος Lomb-Scargle μετά τη μαρμαρυγή. Καμία από αυτές τις αυξήσεις δεν θεωρείται στατιστικά σημαντική. Στις μη γραμμικές μεθόδους παρατηρείται μείωση της μεταβλητής a_1 που όμως δε θεωρείται στατιστικά σημαντική.

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	F-value	Std. error mean
Time Domain				
SDNN	108.10 ± 83.20	82.10 ± 39.10	.737	67.38
SDANN	70.90 ± 57.16	65.13 ± 33.70	.922	52.24
NNx	122.00 ± 95.78	164.67 ± 64.26	.690	92.39
pNNx	4.17 ± 3.27	5.60 ± 2.21	.695	3.16
RMMSD	51.93 ± 31.66	58.50 ± 24.78	.859	32.54
SDNNi	104.27 ± 45.85	69.70 ± 10.45	.264	22.50
meanHR	301.00 ± 22.57	330.43 ± 9.93	.170	13.99
HRTVi	1.50 ± 0.26	1.33 ± 0.23	.618	.28
TINN	97.80 ± 67.25	85.27 ± 45.57	.855	60.54
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	28279.97 ± 25262.23	27692.24 ± 27373.74	.986	30315.68
VLF	14221.97 ± 13369.03	9970.36 ± 8965.79	.771	12769.17
LF	9851.99 ± 8537.77	12896.06 ± 14055.01	.836	12961.79
HF	4206.01 ± 3629.42	4825.82 ± 4948.07	.912	4951.26
LF/HF	1.72 ± 1.12	2.32 ± 1.60	.665	1.18
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				

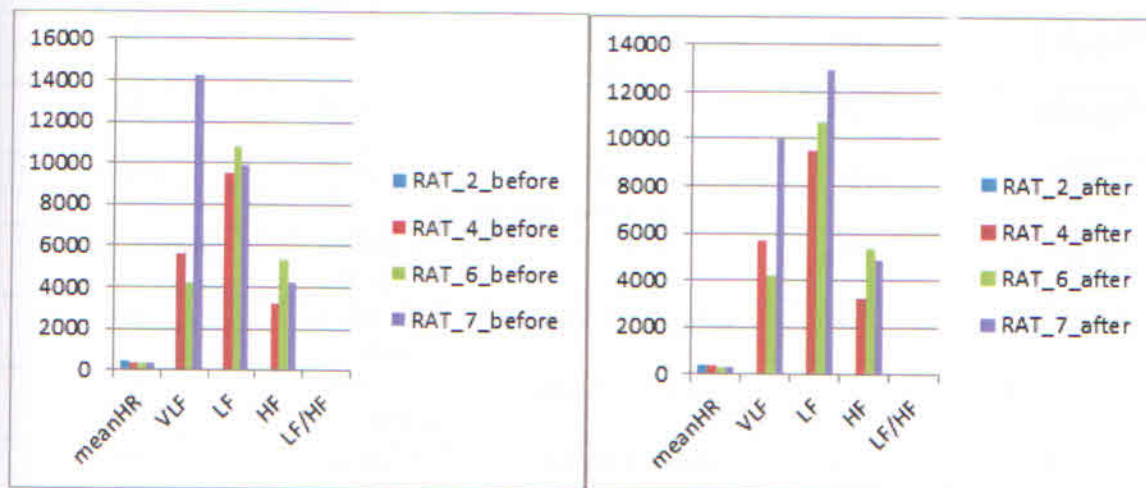
Συνολική ισχύς	11406.41 ± 16192.07	7167.39 ± 6480.90	.771	12713.72
VLF	5962.70 ± 9094.56	2449.46 ± 1998.96	.638	6401.00
LF	3731.19 ± 5175.36	3083.30 ± 3502.62	.903	4715.32
HF	1712.52 ± 1966.50	1634.63 ± 1590.59	.971	1919.27
LF/HF	1.41 ± 1.01	1.69 ± 0.98	.817	1.10
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.05 ± 0.01	0.06 ± 0.03	.692	.02
VLF	0.01 ± 0.01	0.01 ± 0.01	.848	.00
LF	0.02 ± 0.01	0.02 ± 0.01	.162	.00
HF	0.03 ± 0.02	0.03 ± 0.02	1.000	.02
LF/HF	1.00 ± 0.51	1.60 ± 0.81	.480	.69
Poincare				
SD₁	36.73 ± 22.43	41.37 ± 17.51	.899	23.03
SD₂	147.83 ± 116.67	108.03 ± 53.64	.710	93.04
Nonlinear				
SampEn	0.13 ± 0.10	0.14 ± 0.02	.883	.06
a_{all}	0.85 ± 0.27	0.81 ± 0.13	.836	.16
a₁	1.12 ± 0.37	1.13 ± 0.19	.973	.25
a₂	0.79 ± 0.25	0.73 ± 0.08	.714	.14
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	8607.94 ± 7522.81	8088.44 ± 8083.69	.959	8964.19
VLF	2436.55 ± 2192.58	2096.65 ± 1883.93	.896	2301.81
LF	4500.00 ± 3926.47	4271.49 ± 4583.36	.967	4892.20
HF	1671.40 ± 1424.84	1720.30 ± 1769.21	.981	1843.08
LF/HF	1.95 ± 1.30	2.17 ± 1.44	.880	1.26
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	381.85 ± 357.42	189.46 ± 155.57	.549	268.93
VLF	50.07 ± 50.36	29.22 ± 32.01	.651	39.59
LF	203.72 ± 195.65	112.98 ± 99.31	.613	152.79
HF	128.06 ± 113.54	47.25 ± 33.95	.436	83.61

LF/HF	1.17 ± 0.71	2.01 ± 1.60	.512	1.06
Wavelet				
Συνολική ισχύς	47688.35 ± 43473.55	43152.78 ± 41572.55	.935	49046.61
VLF	16298.94 ± 15731.89	11525.26 ± 10070.91	.776	14707.18
LF	22757.75 ± 20610.63	22694.80 ± 23621.24	.998	25523.21
HF	8631.66 ± 7406.48	8932.72 ± 8856.53	.977	9388.29
LF/HF	1.89 ± 1.31	2.19 ± 1.48	.844	1.35

Πίνακας 7: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον έβδομο αρουραίο

Στον Πίνακα 7 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά τη μαρμαρυγή για τον έβδομο αρουραίο αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poincare, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου παρατηρείται αύξηση της μεταβλητής NNx, μείωση της μεταβλητής SDNNi και αύξηση της μεταβλητής meanHR μετά τη μαρμαρυγή. Καμία από αυτές τις μεταβολές δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Στο πεδίο της συχνότητας σημειώνεται μείωση της VLF και αύξηση της LF, που έχουν υπολογιστεί με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Welch, μείωση της συνολικής ισχύος και της VLF, που έχουν υπολογιστεί με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Burg, μεταβολές που δε θεωρούνται στατιστικά σημαντικές. Η μεταβλητή SD_2 παρουσιάζει μείωση μετά τη μαρμαρυγή που όμως δεν είναι στατιστικά σημαντική. Στο πεδίο χρόνου-συχνότητας παρατηρείται μείωση όλων των μεταβλητών, που έχουν υπολογιστεί με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Lomb-Scargled, μετά τη μαρμαρυγή εκτός από τη μεταβλητή LF/HF που παρουσιάζει αύξηση. Καμία από αυτές τις μεταβολές δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Μείωση παρουσιάζεται και στη μεταβλητή VLF της μεθόδου Wavelet μετά τη μαρμαρυγή, που δε θεωρείται στατιστικά σημαντική.

Στην Εικόνα 14 φαίνονται σε μορφή γραφήματος οι διαφορές στις μεταβλητές meanHR, VLF, LF, HF, LF/HF (του περιοδογράμματος Welch) πριν και μετά τη μαρμαρυγή.



Εικόνα 14: Γράφημα σύγκρισης μεταβλητών πριν και μετά τη μαρμαρυγή

4.4.2 Στατιστική ανάλυση των μετρήσεων HRV για την ταχυκαρδία

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	P-value	
Time Domain				
SDNN	53.90 ± 31.30	56.30 ± 9.50	.870	12.93
SDANN	27.30 ± 18.25	41.00 ± 13.16	.043	2.95
NNx	29.67 ± 6.35	60.67 ± 8.96	.002	1.53
pNNx	1.03 ± 0.23	2.07 ± 0.29	.001	.03
RMMSD	27.13 ± 3.32	37.10 ± 4.26	.083	3.10
SDNNi	67.77 ± 2.40	69.40 ± 1.31	.241	.99
meanHR	262.47 ± 4.71	259.30 ± 2.59	.147	1.37
HRTVi	1.10 ± 0.17	1.10 ± 0.10	1.000	.12
TINN	67.17 ± 19.96	47.37 ± 0.75	.216	11.09
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	274445·10 ¹³ ± 475352·10 ¹³	5963.88 ± 2233.61	.423	274445·10 ¹³
VLF	244864·10 ¹² ± 424116·10 ¹²	1050.06 ± 489.11	.423	244864·10 ¹²

Κεφάλαιο 4: Περιγραφή και Ανάλυση

LF	$705261 \cdot 10^{12} \pm 122155 \cdot 10^{13}$	3156.76 ± 1426.40	.423	$705261 \cdot 10^{12}$
HF	$179432 \cdot 10^{13} \pm 310786 \cdot 10^{13}$	1757.06 ± 370.96	.423	$179432 \cdot 10^{13}$
LF/HF	2.74 ± 4.10	1.76 ± 0.49	.719	2.37
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	$229889 \cdot 10^{13} \pm 398179 \cdot 10^{13}$	1713.47 ± 1065.23	.423	$229889 \cdot 10^{13}$
VLF	$203137 \cdot 10^{12} \pm 351844 \cdot 10^{12}$	294.04 ± 204.56	.423	$203137 \cdot 10^{12}$
LF	$591626 \cdot 10^{12} \pm 102473 \cdot 10^{13}$	885.43 ± 596.26	.423	$591626 \cdot 10^{12}$
HF	$150412 \cdot 10^{13} \pm 260522 \cdot 10^{13}$	534.01 ± 269.47	.423	$150412 \cdot 10^{13}$
LF/HF	2.88 ± 4.28	1.51 ± 0.44	.634	2.46
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.04 ± 0.01	0.04 ± 0.01	.959	.01
VLF	0.01 ± 0.00	0.01 ± 0.00	.225	.00
LF	0.02 ± 0.00	0.02 ± 0.00	.907	.01
HF	0.01 ± 0.01	0.02 ± 0.01	.784	.01
LF/HF	2.91 ± 2.24	1.50 ± 0.29	.361	1.20
Poincare				
SD ₁	19.17 ± 2.32	26.27 ± 2.98	.080	2.14
SD ₂	73.13 ± 45.60	75.17 ± 13.22	.925	19.11
Nonlinear				
SampEn	0.03 ± 0.02	0.05 ± 0.01	.258	.01
a _{all}	0.96 ± 0.34	0.87 ± 0.05	.632	.17
a ₁	1.20 ± 0.22	1.22 ± 0.04	.893	.15
a ₂	0.93 ± 0.36	0.80 ± 0.06	.524	.17
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	$886315 \cdot 10^{12} \pm 153514 \cdot 10^{13}$	2430.35 ± 705.14	.423	$886315 \cdot 10^{12}$
VLF	$555268 \cdot 10^{11} \pm 961752 \cdot 10^{11}$	382.67 ± 161.99	.423	$555268 \cdot 10^{11}$
LF	$23475 \cdot 10^{12} \pm 406598 \cdot 10^{12}$	1328.88 ± 461.64	.423	$23475 \cdot 10^{12}$
HF	$596039 \cdot 10^{12} \pm 103237 \cdot 10^{13}$	718.79 ± 99.95	.423	$596039 \cdot 10^{12}$
LF/HF	2.60 ± 3.78	1.83 ± 0.44	.756	2.18286

<i>Περιοδογράμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	25.09 ± 16.95	49.20 ± 20.33	.190	12.33
VLF	4.08 ± 3.55	5.21 ± 3.42	.680	2.36
LF	15.45 ± 12.27	27.53 ± 14.18	.303	8.79
HF	5.56 ± 1.31	16.46 ± 2.76	.012	1.23
LF/HF	2.53 ± 1.88	1.61 ± 0.56	.453	.99
<i>Wavelet</i>				
Συνολική ισχύς	489627·10 ⁻¹³ ± 848059·10 ⁻¹³	12631.02 ± 3781.33	.423	489627·10 ⁻¹³
VLF	292359·10 ⁻¹² ± 50638·10 ⁻¹²	1772.28 ± 701.70	.423	292359·10 ⁻¹²
LF	130981·10 ⁻¹³ ± 226866·10 ⁻¹³	6950.88 ± 2775.81	.423	130981·10 ⁻¹³
HF	32941·10 ⁻¹³ ± 570556·10 ⁻¹³	3907.87 ± 526.42	.423	32941·10 ⁻¹³
LF/HF	2.39 ± 3.41	1.77 ± 0.57	.788	2.02

Πίνακας 8: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον πρώτο αρουραίο

Στον Πίνακα 8 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον πρώτο αρουραίο αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poinscare, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου παρατηρείται αύξηση των μεταβλητών SDANN, NNx, pNNx και RMMSD μετά την ταχυκαρδία και μείωση της μεταβλητής TINN μετά την ταχυκαρδία με την αύξηση στις μεταβλητές NNx και pNNx να θεωρείται στατιστικά σημαντική ($p=.002 < .05$ και $p=.001 < .05$ αντίστοιχα). Στο πεδίο συχνότητας όλες οι μεταβλητές που έχουν υπολογιστεί με τις μεθόδους Welch και Burg παρουσιάζουν μείωση μετά την ταχυκαρδία, χωρίς ωστόσο αυτές οι μειώσεις να θεωρούνται στατιστικά σημαντικές. Η αύξηση της SD_1 μετά την ταχυκαρδία δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Στις μη γραμμικές μεθόδους παρατηρείται αύξηση μετά την ταχυκαρδία για τις μεταβλητές SampEn και a_1 και μείωση για τις μεταβλητές a_{all} και a_2 , μεταβολές που δε θεωρούνται στατιστικά σημαντικές. Στο πεδίο χρόνου-συχνότητας σημειώνεται μείωση μετά την ταχυκαρδία σε όλες τις μεταβλητές, που έχουν υπολογιστεί με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Burg καθώς επίσης και σε όλες όσες έχουν υπολογιστεί με τη μέθοδο Wavelet αλλά καμία από αυτές τις μεταβολές δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Μείωση

μετά την ταχυκαρδία παρατηρείται και στην LF/HF, του περιοδογράμματος Lomb-Scargle, χωρίς στατιστικά σημαντική μεταβολή, ενώ στις υπόλοιπες μεταβλητές αυτής της μεθόδου παρατηρείται αύξηση μετά την ταχυκαρδία με τη μεταβολή στην μεταβλητή HF να θεωρείται στατιστικά σημαντική ($p=.012 < .05$).

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	P-value	Std. error mean
Time Domain				
SDNN	50.85 ± 45.18	11.10 ± 5.94	.388	27.75
SDANN	34.10 ± 31.11	6.75 ± 1.63	.415	20.85
NNx	66.00 ± 67.88	12.00 ± 11.31	.406	40.00
pNNx	2.25 ± 2.33	0.40 ± 0.42	.401	1.35
RMMSD	38.15 ± 22.98	11.75 ± 4.88	.287	12.80
SDNNi	60.05 ± 13.93	52.45 ± 3.89	.478	7.10
meanHR	399.95 ± 76.72	410.65 ± 65.83	.397	7.70
HRTVi	1.15 ± 0.07	1.55 ± 1.78	.626	.60
TINN	46.50 ± 26.30	19.25 ± 1.77	.401	19.85
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	7257.93 ± 9553.73	151.08 ± 202.90	.477	6612.04
VLF	1669.69 ± 2316.78	7.76 ± 10.73	.001	.41
LF	2683.31 ± 3509.70	33.58 ± 44.65	.475	2450.17
HF	2904.93 ± 3727.26	109.74 ± 147.54	.468	2531.25
LF/HF	0.84 ± 0.13	0.34 ± 0.05	.157	.13
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	1911.43 ± 2102.50	46.40 ± 62.11	.419	1442.75
VLF	347.20 ± 437.37	2.20 ± 3.00	.463	307.15
LF	812.27 ± 903.53	10.79 ± 14.31	.423	628.77
HF	751.97 ± 761.57	33.40 ± 44.80	.391	506.84
LF/HF	0.97 ± 0.22	0.35 ± 0.05	.190	.19
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.04 ± 0.01	0.04 ± 0.10	.972	.05
VLF	0.00 ± 0.01	0.00 ± 0.00	.500	.00

LF	0.02 ± 0.01	0.01 ± 0.01	.614	.01
HF	0.02 ± 0.01	0.03 ± 0.04	.759	.04
LF/HF	1.10 ± 0.30	0.40 ± 0.12	.248	.29
Poincare				
SD ₁	27.00 ± 16.26	8.30 ± 3.54	.286	9.00
SD ₂	66.10 ± 62.80	13.30 ± 7.78	.404	38.90
Nonlinear				
SampEn	0.57 ± 0.75	1.10 ± 1.27	.384	.36
a _{all}	0.82 ± 0.13	0.57 ± 0.12	.018	.01
a ₁	0.84 ± 0.41	0.71 ± 0.20	.565	.16
a ₂	0.83 ± 0.14	0.60 ± 0.07	.127	.05
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	2620.04 ± 3326.80	43.63 ± 57.50	.466	2311.75
VLF	306.35 ± 402.84	1.34 ± 1.77	.477	283.60
LF	1158.45 ± 1498.45	11.01 ± 14.42	.472	1049.37
HF	1155.24 ± 1425.51	31.29 ± 41.31	.456	978.78
LF/HF	0.85 ± 0.25	0.37 ± 0.03	.249	.20
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	47.18 ± 63.10	1.36 ± 1.77	.482	43.36
VLF	4.91 ± 6.80	0.01 ± 0.01	.493	4.80
LF	23.89 ± 32.20	0.30 ± 0.38	.485	22.50
HF	18.40 ± 24.10	1.05 ± 1.38	.476	16.06
LF/HF	1.07 ± 0.35	0.34 ± 0.08	.252	.30
<i>Wavelet</i>				
Συνολική ισχύς	13272.00 ± 17230.53	243.46 ± 324.94	.473	11954.06
VLF	2313.91 ± 3240.37	7.68 ± 10.56	.497	2283.82
LF	5470.79 ± 7094.81	60.81 ± 80.59	.472	4959.81
HF	5487.30 ± 6895.35	174.98 ± 233.80	.462	4710.44
LF/HF	0.88 ± 0.20	0.37 ± 0.04	.195	.16

Πίνακας 9: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον δεύτερο αρουραίο

Στον Πίνακα 9 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον δεύτερο αρουραίου αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poicare, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου σημειώνεται μείωση μετά την ταχυκαρδία στις μεταβλητές SDNN, SDANN, NNx, pNNx, RMMSD και TINN χωρίς όμως αυτές οι μεταβολές να θεωρούνται στατιστικά σημαντικές. Στο πεδίο της συχνότητας παρατηρείται μείωση μετά την ταχυκαρδία σε όλες τις μεταβλητές που έχουν υπολογιστεί με τις μεθόδους περιοδογράμματος Welch και Burg, με τη μεταβλητή VLF του περιοδογράμματος Welch να εμφανίζει στατιστικά σημαντική μεταβολή ($p=.001 < .05$). Οι μεταβλητές SD1, SD2 παρουσιάζουν μείωση μετά την ταχυκαρδία, που δεν είναι στατιστικά σημαντική. Στις μη γραμμικές μεθόδους η μεταβλητή SampEn παρουσιάζει αύξηση μετά την ταχυκαρδία, ενώ η aall παρουσιάζει μείωση με στατιστικά σημαντική μεταβολή ($p=.018 < .05$). Στο πεδίο του χρόνου-συχνότητας σημειώνεται μείωση σε όλες τις μεταβλητές μετά την ταχυκαρδία, που δεν εμφανίζει στατιστικά σημαντική μεταβολή.

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	P-value	Std. error mean
Time Domain				
SDNN	61.90 ± 33.13	64.07 ± 11.00	.935	24.49
SDANN	42.03 ± 35.16	50.77 ± 12.87	.782	27.61
NNx	103.00 ± 127.66	226.00 ± 107.76	.461	135.92
pNNx	3.53 ± 4.40	7.77 ± 3.71	.461	4.68
RMMSD	43.73 ± 27.96	51.90 ± 18.98	.786	26.42
SDNNi	43.47 ± 26.90	63.93 ± 1.50	.320	15.59
meanHR	340.23 ± 14.55	329.63 ± 13.47	.578	16.09
HRTVi	1.63 ± 0.25	1.60 ± 0.20	.893	.22
TINN	83.13 ± 49.26	65.23 ± 18.91	.694	39.34
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				

Συνολική ισχύς	16811.81 ± 14720.12	5129.88 ± 2466.43	.360	9922.27
VLF	6759.35 ± 5887.07	589.70 ± 295.73	.223	3533.64
LF	6894.06 ± 5991.13	2211.17 ± 1040.40	.366	4041.10
HF	3158.40 ± 2913.60	2329.01 ± 1375.41	.768	2462.12
LF/HF	1.93 ± 0.74	1.18 ± 0.70	.364	.65
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	1471.15 ± 1876.51	1433.78 ± 125.06	.975	1071.68
VLF	369.56 ± 319.01	181.97 ± 140.38	.351	155.44
LF	530.34 ± 740.41	628.04 ± 201.11	.788	319.11
HF	571.25 ± 897.22	623.77 ± 294.25	.946	686.34
LF/HF	1.38 ± 0.83	1.42 ± 1.33	.976	1.11
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.04 ± 0.00	0.05 ± 0.01	.297	.01
VLF	0.01 ± 0.00	0.00 ± 0.00	.104	.00
LF	0.02 ± 0.00	0.02 ± 0.00	.190	.07
HF	0.01 ± 0.00	0.02 ± 0.01	.190	.01
LF/HF	1.91 ± 0.40	1.11 ± 0.33	.170	.38
Poincare				
SD ₁	30.93 ± 19.75	36.73 ± 13.47	.786	18.69
SD ₂	81.80 ± 42.80	82.60 ± 11.29	.981	30.08
Nonlinear				
SampEn	0.13 ± 0.06	0.18 ± 0.04	.342	.05
a _{all}	1.01 ± 0.09	0.84 ± 0.05	.170	.08
a ₁	1.19 ± 0.13	1.10 ± 0.21	.578	.15
a ₂	1.02 ± 0.14	0.82 ± 0.01	.129	.08
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	5534.13 ± 4663.72	2174.49 ± 690.27	.390	3082.91
VLF	1482.28 ± 1243.90	223.64 ± 63.78	.234	747.70
LF	2757.29 ± 2369.46	986.53 ± 250.20	.360	1504.93
HF	1294.56 ± 1201.78	964.32 ± 489.43	.765	967.96

LF/HF	1.91 ± 0.77	1.25 ± 0.73	.432	.67
<i>Περιοδογράμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	80.59 ± 64.90	41.17 ± 10.37	.448	42.11
VLF	20.27 ± 15.37	2.78 ± 0.60	.197	9.18
LF	42.29 ± 36.36	17.85 ± 3.07	.386	22.20
HF	18.03 ± 15.95	20.55 ± 7.51	.866	13.19
LF/HF	2.25 ± 0.35	0.93 ± 0.25	.030	.24
<i>Wavelet</i>				
Συνολική ισχύς	27580.51 ± 23157.30	10105.40 ± 3047.92	.364	14994.40
VLF	7159.82 ± 5974.50	867.83 ± 254.01	.219	3557.95
LF	14072.12 ± 11941.91	4618.98 ± 960.10	.332	7448.48
HF	6348.57 ± 5686.62	4618.60 ± 2255.22	.737	4490.66
LF/HF	1.98 ± 0.71	1.20 ± 0.63	.312	.59

Πίνακας 10: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον πέμπτο αρουραίο

Στον Πίνακα 10 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον πέμπτο αρουραίο αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poinsage, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου παρατηρείται αύξηση των μεταβλητών NNx, pNNx και SDNNi μετά την ταχυκαρδία και μείωση της TINN. Καμία μεταβολή δεν θεωρείται στατιστικά σημαντική. Στο πεδίο της συχνότητας, στις μετρήσεις που υπολογίστηκαν με τη μέθοδο περιοδογράμματος Welch, σημειώνεται μείωση μετά την ταχυκαρδία σε όλες τις μεταβλητές, ενώ στις μετρήσεις που υπολογίστηκαν με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Burg, σημειώνεται μείωση της VLF και αύξηση των LF και HF. Καμία μεταβολή δεν θεωρείται στατιστικά σημαντική. Στις μη γραμμικές μεθόδους παρατηρείται μείωση των μεταβλητών α_{11} και α_2 μετά την ταχυκαρδία, χωρίς ωστόσο οι μεταβολές αυτές να θεωρούνται στατιστικά σημαντικές. Στο πεδίο χρόνου-συχνότητας, στις μετρήσεις που υπολογίστηκαν με τη μέθοδο περιοδογράμματος Burg, καθώς επίσης και στις μετρήσεις με τη μέθοδο Wavelet, σημειώνεται μείωση μετά την ταχυκαρδία σε όλες τις μεταβλητές, ενώ στις μετρήσεις που υπολογίστηκαν με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Lomb-Scargle,

σημειώνεται μείωση στις μεταβλητές συνολική ισχύς, VLF, LF και LF/HF, με μόνο τη μεταβολή στη μεταβλητή LF/HF να θεωρείται στατιστικά σημαντική.

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	P-value	Std. error mean
Time Domain				
SDNN	25.53 ± 15.94	40.28 ± 9.30	.322	12.48
SDANN	17.65 ± 14.07	33.78 ± 8.84	.253	11.42
NNx	89.25 ± 57.45	107.00 ± 57.95	.778	57.68
pNNx	3.00 ± 1.97	3.63 ± 2.00	.773	1.98
RMMSD	23.35 ± 12.05	33.08 ± 8.40	.408	10.13
SDNNi	60.10 ± 2.10	63.88 ± 0.65	.069	1.36
meanHR	327.05 ± 6.94	308.90 ± 3.58	.004	2.17
HRTVi	1.50 ± 0.45	1.35 ± 0.17	.541	.22
TINN	33.40 ± 15.11	40.10 ± 9.18	.570	10.54
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	1061.44 ± 1316.40	2235.87 ± 975.93	.380	1144.08
VLF	117.05 ± 134.78	181.58 ± 85.72	.593	108.24
LF	432.15 ± 571.16	1022.76 ± 389.94	.306	479.73
HF	512.25 ± 612.72	1031.53 ± 507.28	.422	559.30
LF/HF	0.65 ± 0.24	1.08 ± 0.25	.008	.07
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	306.10 ± 539.71	972.27 ± 590.96	.309	545.20
VLF	37.05 ± 65.82	90.91 ± 64.69	.447	61.75
LF	117.73 ± 214.46	430.53 ± 245.08	.249	219.56
HF	151.32 ± 259.52	450.83 ± 285.43	.340	264.92
LF/HF	0.59 ± 0.16	1.08 ± 0.33	.016	.10
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.06 ± 0.02	0.05 ± 0.00	.013	.13
VLF	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	1.000	.00
LF	0.02 ± 0.00	0.03 ± 0.00	.104	.00
HF	0.04 ± 0.01	0.02 ± 0.00	.007	.01
LF/HF	0.80 ± 0.26	1.35 ± 0.35	.012	.11

Poincare				
SD₁	16.50 ± 8.50	23.40 ± 5.92	.405	7.15
SD₂	31.98 ± 21.00	51.90 ± 11.73	.306	16.17
Nonlinear				
SampEn	0.49 ± 0.38	0.18 ± 0.04	.170	.17
a_{all}	0.74 ± 0.11	0.84 ± 0.05	.121	.05
a₁	0.86 ± 0.19	1.02 ± 0.04	.145	.08
a₂	0.72 ± 0.08	0.80 ± 0.05	.105	.03
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	381.87 ± 472.94	831.45 ± 351.91	.354	411.29
VLF	39.67 ± 52.31	68.70 ± 29.26	.524	40.41
LF	152.57 ± 195.80	365.07 ± 133.73	.286	164.10
HF	189.63 ± 225.11	397.69 ± 190.50	.390	207.31
LF/HF	0.67 ± 0.18	1.00 ± 0.23	.019	.07
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	12.06 ± 14.38	24.96 ± 10.69	.379	12.53
VLF	0.65 ± 1.02	1.02 ± 0.41	.627	.69
LF	5.71 ± 7.54	13.47 ± 5.51	.318	6.50
HF	5.70 ± 5.88	10.47 ± 5.00	.444	5.43
LF/HF	0.77 ± 0.31	1.35 ± 0.21	.009	.10
<i>Wavelet</i>				
Συνολική ισχύς	2003.55 ± 2366.19	4104.96 ± 1745.74	.381	2053.50
VLF	161.97 ± 191.17	209.79 ± 108.35	.766	146.53
LF	862.17 ± 1078.89	1926.86 ± 717.56	.321	897.17
HF	979.41 ± 1099.77	1968.32 ± 936.18	.402	1016.66
LF/HF	0.75 ± 0.16	1.06 ± 0.21	.003	.04

Πίνακας 11: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον έβδομο αρουραίο

Στον Πίνακα 11 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον έβδομο αρουραίο αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poincare, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου παρατηρείται αύξηση μετά την ταχυκαρδία στις

μεταβλητές SDNN, SDANN, NNx, pNNx, RMSSD, SDNNi και TINN, ενώ παρατηρείται μείωση στις μεταβλητές meanHR, HRTVi, με τη μεταβολή στην meanHR να θεωρείται στατιστικά σημαντική ($p=.004 < .05$). Στο πεδίο της συχνότητας, στις μετρήσεις που υπολογίστηκαν με τη μέθοδο περιοδογράμματος Welch και σε αυτές που υπολογίστηκαν με το περιοδόγραμμα Burg, σημειώνεται αύξηση μετά την ταχυκαρδία σε όλες τις μεταβλητές, με τη μεταβλητή LF/HF να παρουσιάζει στατιστικά σημαντική μεταβολή και στις δύο μεθόδους ($p=.008 < .05$ και $p=.016 < .05$ αντίστοιχα). Στις μετρήσεις με το περιοδόγραμμα Lomb-Scargle παρατηρείται μείωση στις μεταβλητές συνολική ισχύς, HF, LF/HF, που θεωρείται στατιστικά σημαντική και για τρεις αφού $p=.013 < .05$, $p=.007 < .05$, $p=.012 < .05$ αντίστοιχα. Στο πεδίο χρόνου-συχνότητας παρατηρείται αύξηση για όλες τις μεταβλητές που υπολογίστηκαν και με τις τρεις μεθόδους, με τη μεταβλητή LF/HF να παρουσιάζει στατιστικά σημαντική μεταβολή σε όλους τους υπολογισμούς (Burg: $p=.019 < .05$, Lomb-Scargle: $p=.009 < .05$, Wavelet: $p=.003 < .05$).

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	P-value	Std. error mean
Time Domain				
SDNN	79.40 ± 11.46	126.85 ± 5.30	.058	4.35
SDANN	67.35 ± 13.51	99.20 ± 4.53	.125	6.35
NNx	233.50 ± 31.82	318.50 ± 9.20	.209	29.00
pNNx	7.95 ± 1.06	10.80 ± 0.28	.205	.95
RMSSD	68.7 ± 6.79	82.65 ± 5.73	.034	.75
SDNNi	62.30 ± 3.82	88.60 ± 0.00	.065	2.70
meanHR	338.10 ± 2.55	324.95 ± 4.60	.233	5.05
HRTVi	1.20 ± 0.00	1.55 ± 0.21	.258	.15
TINN	57.20 ± 0.00	143.75 ± 40.66	.204	28.75
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	14429.60 ± 4687.56	40930.26 ± 3599.29	.018	769.52
VLF	1476.65 ± 594.46	12233.91 ± 321.13	.011	193.28
LF	6483.66 ± 2712.19	21981.88 ± 1937.41	.022	547.85

HF	6469.30 ± 1380.92	6714.47 ± 1340.75	.073	28.40
LF/HF	0.98 ± 0.21	3.31 ± 0.37	.111	.41
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	6380.21 ± 1044.14	15667.61 ± 11006.88	.473	8521.36
VLF	700.47 ± 229.43	4702.73 ± 3595.94	.378	2704.95
LF	2742.11 ± 553.98	8584.83 ± 6579.91	.453	5042.30
HF	2937.64 ± 260.72	2380.06 ± 834.03	.603	774.11
LF/HF	0.93 ± 0.11	3.33 ± 1.60	.296	1.20
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.06 ± 0.01	0.05 ± 0.01	.359	.01
VLF	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	.705	.00
LF	0.03 ± 0.00	0.03 ± 0.00	.590	.00
HF	0.03 ± 0.00	0.02 ± 0.00	.170	.00
LF/HF	1.06 ± 0.09	1.70 ± 0.24	.098	.10
Poincare				
SD ₁	48.60 ± 4.81	58.45 ± 4.03	.036	.55
SD ₂	101.25 ± 15.63	169.60 ± 6.51	.060	6.45
Nonlinear				
SampEn	0.18 ± 0.01	0.10 ± 0.01	.109	.01
a _{all}	0.78 ± 0.07	0.85 ± 0.02	.454	.06
a ₁	1.00 ± 0.05	1.15 ± 0.06	.039	.01
a ₂	0.75 ± 0.09	0.83 ± 0.02	.484	.08
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	5629.11 ± 1729.52	12728.10 ± 1033.37	.044	492.26
VLF	606.80 ± 269.99	2277.37 ± 238.48	.135	359.54
LF	2583.03 ± 996.54	7739.12 ± 581.86	.036	293.23
HF	2439.28 ± 462.99	2711.62 ± 689.97	.339	160.50
LF/HF	1.04 ± 0.21	2.92 ± 0.53	.173	.52
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	79.78 ± 40.36	231.12 ± 29.95	.202	49.72
VLF	5.94 ± 4.74	25.13 ± 2.26	.161	4.95
LF	38.82 ± 24.85	134.95 ± 17.40	.192	29.87
HF	35.02 ± 10.78	71.04 ± 10.30	.250	14.91

LF/HF	1.05 ± 0.39	1.90 ± 0.03	.182	.25
<i>Wavelet</i>				
Συνολική ισχύς	27360.02 ± 7334.59	68780.11 ± 8673.03	.015	946.42
VLF	2199.52 ± 563.39	14464.73 ± 1928.39	.050	965.21
LF	13091.42 ± 4680.22	40138.29 ± 4051.55	.010	444.54
HF	12069.10 ± 2090.99	14177.09 ± 2693.09	.127	425.75
LF/HF	1.07 ± 0.20	2.86 ± 0.26	.114	.33

Πίνακας 12: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον όγδοο αρουραίο

Στον Πίνακα 12 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον όγδοο αρουραίο αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poincare, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου παρατηρείται αύξηση σε όλες τις μεταβλητές μετά την ταχυκαρδία εκτός από τη μεταβλητή meanHR. Στατιστικά σημαντική μεταβολή παρουσιάζει η μεταβλητή RMSSD ($p=.034 < .05$). Στο πεδίο της συχνότητας σημειώνεται αύξηση σε όλες τις μεταβλητές που έχουν υπολογιστεί με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Welch, μετά την ταχυκαρδία, με τις μεταβλητές συνολική ισχύς, VLF και LF να παρουσιάζουν στατιστικά σημαντική μεταβολή ($p=.018 < .05$, $p=.011 < .05$, $p=.022 < .05$ αντίστοιχα). Όλες οι μεταβλητές που υπολογίστηκαν με τη μέθοδο Burg παρουσιάζουν αύξηση μετά την ταχυκαρδία, εκτός από τη μεταβλητή HF, που όμως δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Οι μεταβλητές SD_1 και SD_2 της μεθόδου Poincare σημειώνουν αύξηση μετά την ταχυκαρδία, με την SD_1 να εμφανίζει στατιστικά σημαντική μεταβολή ($p=.036 < .05$). Στο πεδίο χρόνου-συχνότητας παρατηρείται αύξηση σε όλες τις μεταβλητές που έχουν υπολογιστεί και με τις τρεις μεθόδους. Στατιστικά σημαντική μεταβολή παρουσιάζουν οι μεταβλητές συνολική ισχύς ($p=.044 < .05$), LF ($p=.036 < .05$) του περιοδογράμματος Burg και οι συνολική ισχύς ($p=.015 < .05$), VLF ($p=.050 = .05$), LF ($p=.010 < .05$) της μεθόδου Wavelet.

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	P-value	Std. error mean
Time Domain				
SDNN	102.70 ± 20.22	88.95 ± 37.69	.794	40.95
SDANN	73.65 ± 32.60	61.95 ± 36.98	.851	49.20
NNx	200.50 ± 72.83	114.50 ± 105.36	.619	126.00
pNNx	6.75 ± 2.47	3.90 ± 3.54	.624	4.25
RMMSD	79.20 ± 12.16	65.65 ± 18.60	.645	21.75
SDNNi	64.75 ± 2.47	66.15 ± 16.33	.933	13.30
meanHR	331.75 ± 9.97	361.30 ± 26.16	.235	11.45
HRTVi	1.15 ± 0.07	1.70 ± 0.42	.272	.25
TINN	96.30 ± 12.87	133.80 ± 37.76	.279	17.60
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	34415.30 ± 14945.15	36730.56 ± 18871.92	.939	23912.28
VLF	8955.48	6292.73 ± 12655.02	.767	9657.25
LF	17414.21 ± 6550.42	19252.43 ± 9105.30	.895	11070.27
HF	8045.63 ± 2102.00	4823.11 ± 2401.95	.496	3184.77
LF/HF	2.13 ± 0.26	4.02 ± 0.11	.034	.10
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	12344.96 ± 9351.78	10117.78 ± 9218.05	.893	13130.86
VLF	3949.97 ± 4136.94	3492.63 ± 3778.33	.948	5596.94
LF	6196.15 ± 4501.10	4829.46 ± 4360.32	.863	6265.98
HF	2198.84 ± 713.74	1795.70 ± 1079.39	.804	1267.94
LF/HF	2.62 ± 1.20	2.39 ± 0.99	.905	1.55
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.04 ± 0.00	0.04 ± 0.02	.910	.01
VLF	0.00 ± 0.00	0.01 ± 0.00	.070	.00
LF	0.02 ± 0.00	0.02 ± 0.01	.861	.01
HF	0.01 ± 0.00	0.01 ± 0.01	.500	.00
LF/HF	1.33 ± 0.26	1.65 ± 0.18	.105	.05

Poincare				
SD₁	56.05 ± 8.56	46.40 ± 13.15	.643	15.35
SD₂	134.00 ± 27.44	116.75 ± 52.11	.811	56.25
Nonlinear				
SampEn	0.12 ± 0.02	0.10 ± 0.04	.761	.04
a_{all}	0.78 ± 0.00	0.80 ± 0.09	.780	.06
a₁	1.17 ± 0.16	1.13 ± 0.01	.761	.10
a₂	0.73 ± 0.05	0.75 ± 0.12	.702	.05
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	13376.80 ± 5226.77	12438.24 ± 3619.38	.905	6255.17
VLF	2495.15 ± 1651.98	2688.74	.936	1921.10
LF	7504.59 ± 2752.90	7961.70 ± 1742.45	.909	3178.70
HF	3377.07 ± 821.89	1787.80 ± 812.06	.400	1155.38
LF/HF	2.19 ± 0.28	4.72 ± 1.17	.155	.63
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	191.07 ± 68.23	114.47 ± 88.35	.615	110.72
VLF	20.18 ± 11.84	19.17 ± 11.70	.962	16.65
LF	101.06 ± 33.81	63.05 ± 54.11	.651	62.17
HF	69.83 ± 22.56	32.24 ± 22.54	.448	31.90
LF/HF	1.44 ± 0.02	1.81 ± 0.41	.439	.30
<i>Wavelet</i>				
Συνολική ισχύς	66908.73 ± 28365.36	66202.54 ± 28052.60	.989	39893.53
VLF	12442.18 ± 9328.24	17520.05 ± 9026.57	.763	12978.81
LF	37152.46 ± 15048.38	39063.20 ± 14524.42	.942	20911.13
HF	17314.09 ± 3988.75	9619.30 ± 4501.62	.422	6003.62
LF/HF	2.10 ± 0.39	4.16 ± 0.44	.012	.04

Πίνακας 13: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον ένατο ερωματολόγιο

Poincare				
SD₁	56.05 ± 8.56	46.40 ± 13.15	.645	15.35
SD₂	134.00 ± 27.44	116.75 ± 52.11	.811	56.25
Nonlinear				
SampEn	0.12 ± 0.02	0.10 ± 0.04	.765	.04
a_{all}	0.78 ± 0.00	0.80 ± 0.09	.780	.06
a₁	1.17 ± 0.16	1.13 ± 0.01	.765	.10
a₂	0.73 ± 0.05	0.75 ± 0.12	.705	.05
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	13376.80 ± 5226.77	12438.24 ± 3619.38	.905	6255.17
VLF	2495.15 ± 1651.98	2688.74	.935	1921.10
LF	7504.59 ± 2752.90	7961.70 ± 1742.45	.909	3178.70
HF	3377.07 ± 821.89	1787.80 ± 812.06	.400	1155.38
LF/HF	2.19 ± 0.28	4.72 ± 1.17	.155	.63
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	191.07 ± 68.23	114.47 ± 88.35	.615	110.72
VLF	20.18 ± 11.84	19.17 ± 11.70	.962	16.65
LF	101.06 ± 33.81	63.05 ± 54.11	.651	62.17
HF	69.83 ± 22.56	32.24 ± 22.54	.443	31.90
LF/HF	1.44 ± 0.02	1.81 ± 0.41	.439	.30
<i>Wavelet</i>				
Συνολική ισχύς	66908.73 ± 28365.36	66202.54 ± 28052.60	.989	39893.53
VLF	12442.18 ± 9328.24	17520.05 ± 9026.57	.763	12978.81
LF	37152.46 ± 15048.38	39063.20 ± 14524.42	.942	20911.13
HF	17314.09 ± 3988.75	9619.30 ± 4501.62	.422	6003.62
LF/HF	2.10 ± 0.39	4.16 ± 0.44	.012	.04

Πίνακας 13: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον ένατο αρουραίο

Στον Πίνακα 13 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον ένατο αρουραίου αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poincare, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου παρατηρείται μετά την ταχυκαρδία μείωση στις μεταβλητές SDNN, SDANN, NNx, pNNx, RMSSD και αύξηση των μεταβλητών SDNNi, meanHR, HRTVi, TINN. Καμία από αυτές τις μεταβολές δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Στο πεδίο συχνότητας, στις μεταβλητές που έχουν υπολογιστεί με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Welch, σημειώνεται μετά την ταχυκαρδία μείωση της HF και αύξηση της LF/HF, που θεωρείται και στατιστικά σημαντική ($p=.034 < .05$). Οι μεταβλητές SD_1 , SD_2 , της μεθόδου Poincare, σημειώνουν μείωση μετά την ταχυκαρδία, χωρίς καμία να θεωρείται στατιστικά σημαντική. Στο πεδίο χρόνου-συχνότητας, στις μεταβλητές που έχουν υπολογιστεί με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Burg, παρατηρείται αύξηση μετά την ταχυκαρδία των μεταβλητών HF και LF/HF, χωρίς καμία στατιστικά σημαντική μεταβολή. Με τη μέθοδο του περιοδογράμματος Lomb-Scargle σημειώνεται μετά την ταχυκαρδία μείωση των μεταβλητών συνολική ισχύς, LF, HF και αύξηση της LF/HF. Καμία μεταβολή δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Με τη μέθοδο Wavelet παρατηρείται μείωση μετά την ταχυκαρδία της HF και αύξηση μετά την ταχυκαρδία της LF/HF, η οποία θεωρείται και στατιστικά σημαντική ($p=.012 < .05$).

Μεταβλητές	Πριν	Μετά	P-value	Std. error mean
Time Domain				
SDNN	17.05 ± 15.34	57.10 ± 35.21	.464	35.75
SDANN	8.05 ± 7.57	44.00 ± 33.94	.436	29.35
NNx	19.50 ± 23.33	128.50 ± 106.77	.446	92.00
pNNx	0.65 ± 0.78	4.35 ± 3.61	.444	3.10
RMMSD	13.95 ± 14.78	42.35 ± 29.20	.529	31.10
SDNNi	59.35 ± 1.63	65.50 ± 7.78	.525	6.65
meanHR	330.90 ± 5.80	300.05 ± 38.25	.407	22.95
HRTVi	1.15 ± 0.71	1.40 ± 0.42	.500	.25

TINN	25.20 ± 16.55	64.95 ± 52.96	.567	49.15
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	768.92 ± 1087.23	7043.23 ± 8620.04	.529	6864.08
VLF	171.72 ± 242.77	962.00 ± 1201.45	.581	1021.22
LF	311.15 ± 439.98	3599.57 ± 4597.75	.525	3562.22
HF	286.06 ± 404.47	2481.66 ± 2820.85	.512	2280.65
LF/HF	0.88 ± 0.29	1.12 ± 0.58	.761	.61
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	88.89 ± 125.18	2454.74 ± 3227.87	.501	2370.96
VLF	12.62 ± 17.78	342.35 ± 456.02	.505	335.03
LF	25.81 ± 36.27	1249.18 ± 1668.34	.495	1205.35
HF	50.47 ± 71.11	863.22 ± 1103.50	.507	830.58
LF/HF	0.70 ± 0.26	1.16 ± 0.45	.181	.14
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.07 ± 0.05	0.05 ± 0.02	.700	.05
VLF	0.01 ± 0.00	0.00 ± 0.00	.395	.00
LF	0.04 ± 0.03	0.02 ± 0.00	.629	.02
HF	0.03 ± 0.02	0.02 ± 0.02	.857	.03
LF/HF	1.26 ± 0.07	1.10 ± 0.55	.776	.44
Poincare				
SD ₁	9.85 ± 10.39	30.00 ± 20.65	.527	21.95
SD ₂	21.95 ± 19.16	75.00 ± 45.40	.452	45.65
Nonlinear				
SampEn	0.52 ± 0.47	0.16 ± 0.08	.419	.28
a _{all}	0.56 ± 0.52	0.81 ± 0.00	.622	.37
a ₁	1.00 ± 0.03	1.11 ± 0.15	.428	.09
a ₂	0.34 ± 0.86	0.73 ± 0.06	.656	.66
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	273.02 ± 383.41	2833.07 ± 3334.03	.508	2628.63

TINN	25.20 ± 16.55	64.95 ± 52.96	.567	49.15
Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Welch</i>				
Συνολική ισχύς	768.92 ± 1087.23	7043.23 ± 8620.04	.529	6864.08
VLF	171.72 ± 242.77	962.00 ± 1201.45	.581	1021.22
LF	311.15 ± 439.98	3599.57 ± 4597.75	.525	3562.22
HF	286.06 ± 404.47	2481.66 ± 2820.85	.512	2280.65
LF/HF	0.88 ± 0.29	1.12 ± 0.58	.761	.61
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	88.89 ± 125.18	2454.74 ± 3227.87	.501	2370.96
VLF	12.62 ± 17.78	342.35 ± 456.02	.505	335.03
LF	25.81 ± 36.27	1249.18 ± 1668.34	.495	1205.35
HF	50.47 ± 71.11	863.22 ± 1103.50	.507	830.58
LF/HF	0.70 ± 0.26	1.16 ± 0.45	.181	.14
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	0.07 ± 0.05	0.05 ± 0.02	.700	.05
VLF	0.01 ± 0.00	0.00 ± 0.00	.395	.00
LF	0.04 ± 0.03	0.02 ± 0.00	.629	.02
HF	0.03 ± 0.02	0.02 ± 0.02	.857	.03
LF/HF	1.26 ± 0.07	1.10 ± 0.55	.776	.44
Poincare				
SD₁	9.85 ± 10.39	30.00 ± 20.65	.527	21.95
SD₂	21.95 ± 19.16	75.00 ± 45.40	.452	45.65
Nonlinear				
SampEn	0.52 ± 0.47	0.16 ± 0.08	.419	.28
a_{all}	0.56 ± 0.52	0.81 ± 0.00	.622	.37
a₁	1.00 ± 0.03	1.11 ± 0.15	.428	.09
a₂	0.34 ± 0.86	0.73 ± 0.06	.656	.66
Time-Frequency Domain				
<i>Περιοδόγραμμα Burg</i>				
Συνολική ισχύς	273.02 ± 383.41	2833.07 ± 3334.03	.508	2628.63

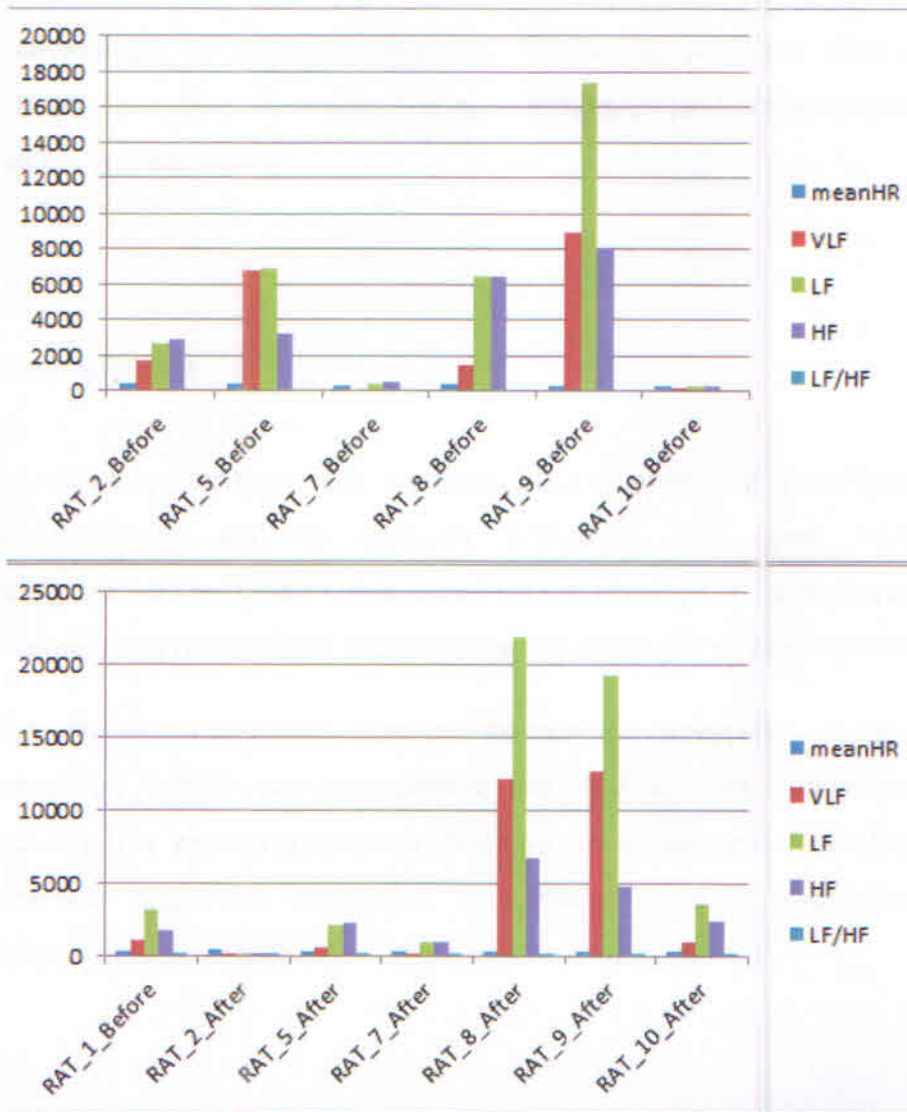
VLF	45.10 ± 62.98	322.65 ± 407.05	.557	332.36
LF	115.10 ± 161.84	1473.80 ± 1797.28	.506	1385.31
HF	112.82 ± 158.59	1036.62 ± 1129.70	.496	910.96
LF/HF	1.00 ± 0.03	1.17 ± 0.45	.697	.35
<i>Περιοδόγραμμα Lomb-Scargle</i>				
Συνολική ισχύς	6.28 ± 8.46	57.88 ± 60.04	.480	48.45
VLF	1.24 ± 1.74	4.49 ± 5.13	.625	4.86
LF	3.12 ± 4.18	30.71 ± 36.30	.512	28.63
HF	1.93 ± 2.55	22.69 ± 18.61	.398	14.97
LF/HF	1.45 ± 0.25	1.05 ± 0.74	.667	.70
<i>Wavelet</i>				
Συνολική ισχύς	1276.81 ± 1680.86	13339.51 ± 15664.19	.505	12264.81
VLF	198.50 ± 276.02	1325.24 ± 1712.22	.570	1405.90
LF	546.42 ± 721.63	6907.70 ± 8385.69	.504	6439.85
HF	531.91 ± 683.21	5106.58 ± 5566.27	.489	4419.05
LF/HF	0.90 ± 0.21	1.13 ± 0.41	.687	.44

Πίνακας 14: Μετρήσεις του HRV πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον δέκατο αρουραίο

Στον Πίνακα 14 δίνονται οι τιμές των μεταβλητών πριν και μετά την ταχυκαρδία για τον ένατο αρουραίο αναλυμένες στο πεδίο του χρόνου, στο πεδίο της συχνότητας, με τη μέθοδο Poinscare, με μη γραμμικές μεθόδους καθώς επίσης και στο πεδίο χρόνου-συχνότητας. Στο πεδίο του χρόνου παρατηρείται αύξηση μετά την ταχυκαρδία σε όλες τις μεταβλητές εκτός από την meanHR, ενώ καμία δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Στο πεδίο της συχνότητας όλες οι μεταβλητές που έχουν υπολογιστεί με τις μεθόδους περιοδογράμματος Welch και Burg, σημειώνουν αύξηση μετά την ταχυκαρδία, χωρίς καμία μεταβολή να θεωρείται στατιστικά σημαντική. Οι μεταβλητές SD_1 , SD_2 , της μεθόδου Poinscare, παρουσιάζουν αύξηση μετά την ταχυκαρδία, που δεν είναι στατιστικά σημαντική. Στις μη γραμμικές μεθόδους η μεταβλητή SampEn σημειώνει μείωση μετά την ταχυκαρδία, ενώ οι a_{all} , a_1 , a_2 σημειώνουν αύξηση. Καμία μεταβολή δε θεωρείται στατιστικά σημαντική. Στο πεδίο χρόνου-συχνότητας παρατηρείται αύξηση μετά την ταχυκαρδία σε όλες τις

μεταβλητές που έχουν υπολογιστεί και με τις τρεις μεθόδους αλλά καμία αύξηση δε θεωρείται στατιστικά σημαντική.

Στην Εικόνα 14 φαίνονται σε μορφή γραφήματος οι διαφορές στις μεταβλητές meanHR, VLF, LF, HF, LF/HF (του περιοδογράμματος Welch) πριν και μετά την ταχυκαρδία.



Εικόνα 15: Γράφημα σύγκρισης μεταβλητών πριν και μετά την ταχυκαρδία

5. ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Στο παρόν κεφάλαιο παραθέτεται ένα σύνολο παρατηρήσεων που έγιναν αντιληπτές κατά τη διάρκεια εκπόνησης της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας. Έτοςχος του κεφαλαίου είναι να καταγράψει τα συμπεράσματα που προέκυψαν μετά την ολοκλήρωση της εργασίας. Παράλληλα, θα γίνει αναφορά ορισμένων πιθανών μελλοντικών επεκτάσεων που μπορούν να πραγματοποιηθούν.

5.1 Συμπεράσματα

Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας ήταν η χρήση της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας για την ανάλυση δεδομένων που έχουν αντληθεί από καρδιογραφήματα πριν και μετά τη μαρμαρυγή και την ταχυκαρδία. Τα συμπεράσματα που προκύπτουν από αυτή την ανάλυση παραθέτονται ξεχωριστά για τις δύο περιπτώσεις.

Στην περίπτωση της μαρμαρυγής εξετάστηκαν τέσσερις αρουραίοι. Η σύγκριση που πραγματοποιήθηκε μεταξύ των παραμέτρων του HRV πριν τη μαρμαρυγή και των παραμέτρων του HRV μετά τη μαρμαρυγή έδειξε ότι δεν υπάρχει καμία μεταβλητή που να έχει στατιστικά σημαντική μεταβολή και στους τέσσερις αρουραίους. Όμως παρατηρήθηκαν αρκετές μεταβολές στη μέση τιμή των παραμέτρων:

- Η VLF στο πεδίο της συχνότητας σημείωσε μείωση μετά τη μαρμαρυγή σε όλους τους αρουραίους.
- Η SD_2 σημείωσε μείωση μετά τη μαρμαρυγή σε τρεις από τους τέσσερις αρουραίους.

- Η VLF στο πεδίο χρόνου-συχνότητας σημείωσε μείωση μετά τη μαρμαρυγή σε τρεις από τους τέσσερις αρουραίους.

Η συσχέτιση μεταξύ των μεταβλητών πριν τη μαρμαρυγή και μετά τη μαρμαρυγή έδειξε ότι υπάρχει θετική συσχέτιση σε όλες τις μεταβλητές ($\rho > 0,67$ σε όλες τις περιπτώσεις) με εξαίρεση την μεταβλητή HRTVi που είχε αρνητική συσχέτιση κοντά στο -1.

Στην περίπτωση της ταχυκαρδίας εξετάστηκαν επτά αρουραίοι. Η σύγκριση που πραγματοποιήθηκε μεταξύ των παραμέτρων του HRV πριν την ταχυκαρδία και των παραμέτρων του HRV μετά την ταχυκαρδία έδειξε ότι δεν υπάρχει καμία μεταβλητή που να έχει στατιστικά σημαντική μεταβολή και στους επτά αρουραίους. Ωστόσο παρατηρήθηκαν μεταβολές στη μέση τιμή κάποιων παραμέτρων:

- Η NNx στο πεδίο του χρόνου σημείωσε αύξηση μετά την ταχυκαρδία σε πέντε από τους επτά αρουραίους.
- Η pNNx στο πεδίο του χρόνου σημείωσε αύξηση μετά την ταχυκαρδία σε πέντε από τους επτά αρουραίους.

Η συσχέτιση μεταξύ των μεταβλητών πριν την ταχυκαρδία και μετά την ταχυκαρδία έδειξε ότι υπάρχει θετική συσχέτιση στις μεταβλητές SDNN, SDANN, NNx, pNNx, RMSSD, meanHR ($\rho > 0,64$), μικρή θετική συσχέτιση των μεταβλητών SDNNi, HRTVi, LF/HF ($\rho < 0,22$) και αρνητική συσχέτιση στις μεταβλητές VLF, LF, HF, συνολικής ισχύς.

5.2 Μελλοντικές επεκτάσεις

Η παρούσα διπλωματική πραγματοποιήθηκε με σκοπό την ανάλυση της μεταβλητότητας της καρδιακής συχνότητας πριν και μετά τη μαρμαρυγή και την ταχυκαρδία, ώστε να εξαγει κάποια συμπεράσματα για τις παραμέτρους του HRV στις περιπτώσεις αυτών των νόσων. Τα συμπεράσματα που εξήχθησαν δεν ήταν πολλά και επομένως μπορούν να πολλαπλασιαστούν με περαιτέρω ανάλυση. Σε αυτό το σημείο θα αναφερθούν ορισμένοι τρόποι οι οποίοι θα μπορούσαν να εμπλουτίσουν τα συμπεράσματα.

Αρχικά, για να εξαχθούν περισσότερα αποτελέσματα θα πρέπει να υπάρχουν περισσότερα δεδομένα. Με την ανάλυση πολλών δεδομένων αυξάνονται οι πιθανότητες τα αποτελέσματα που θα εξαχθούν να είναι ακριβή. Μεγάλο πλήθος δεδομένων μπορεί να βρεθεί σε διάφορες βάσεις δεδομένων που υπάρχουν online, όπως η βάση δεδομένων MIT/BIH διαστημάτων RR φυσιολογικών σημάτων, που φιλοξενείται στο Physionet.

Ακόμη, ένας τρόπος που θα μπορούσαν να εμπλουτιστούν τα αποτελέσματα είναι οι διαφορετικές επιλογές ανάλυσης στο HRVAS. Στην παρούσα εργασία οι εκτελέσεις πραγματοποιήθηκαν με συγκεκριμένες επιλογές ανάλυσης και δεν ήταν εφικτές για όλα τα δεδομένα. Επομένως, πρέπει να δοκιμαστούν επιλογές ανάλυσης που θα επιτρέπουν εκτελέσεις για όλα τα δεδομένα.

Τέλος, προτείνεται η ανάλυση των παραμέτρων του HRV με τη χρήση και άλλων προγραμμάτων εκτός από το HRVAS και σύγκριση των αποτελεσμάτων που αυτά παράγουν.

Βιβλιογραφικές αναφορές

- [1] Frida Sandberg *"Time-Frequency Analysis of Atrial Fibrillation"*. Lund University. Lund, 2007.
- [2] Rahul Wadke *"Atrial fibrillation"*. Disease-a-Month, Vol. 59, No. 3. pp. 67-73. 2013.
- [3] Carl J. Wiggers. *"The mechanism and nature of ventricular fibrillation"*.
- [4] Stephen Boateng. *"Tachycardia"*. Disease-a-Month, Vol. 59, No. 3. pp. 74-82. 2013.
- [5] Marek Malik, J. Thomas Bigger, A. John Camm, Robert E. Kleiger, Alberto Malliani, Arthur J. Moss, and Peter J. Schwartz. *"Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use"*. European Heart Journal, Vol. 17, No. 3. pp. 354-381. March 1996.
- [6] C. Saritha, V. Sukanya, Y. Narasimha Murthy. *"ECG Signal Analysis Using Wavelet Transforms"*. Bulgarian Journal of Physics, Vol. 35, No. 1. pp. 58-67. 2008.
- [7] Γ. Γεωργίου, Χ. Ξενοφώντος. «Εισαγωγή στη Matlab». Λευκωσία, 2007.
- [8] John T. Ramshur. *"HRVAS user manual"*. October 2010.
- [9] John T. Ramshur. *"Design, Evaluation and Application of Heart Rate Variability Analysis Software(HRVAS)"*. July 2010.
- [10] Nina Y. Belova, Stoyan V. Mihaylov, Boriana G. Piryoova. *"Wavelet transform: A better approach for the evaluation of instantaneous changes in heart rate variability"*. Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical, Vol. 131, No. 1-2. pp. 107-122. January 2007.
- [11] Suleyman Bilgin, Omer H. Çolak, Etem Koklukaya, Niyazi Arı. *"Efficient solution for frequency band decomposition problem using wavelet packet in HRV"*. Digital Signal Processing, Vol. 18, Issue 6. pp. 892-899. November 2008.
- [12] Ko Keun Kim, Hyun Jae Baek, Yong Gyu Lim, Kwang Suk Park. *"Effect of missing RR-interval data on nonlinear heart rate variability analysis"*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol. 106, Issue 3. pp. 210-218. June 2012.
- [13] Rosangela Akemi Hoshi, CarlosMarcelo Pastre, Luiz CarlosMarques Vanderlei, Moacir FernandesGodoy. *"Poincaré plot indexes of heart rate variability:*

Relationships with other nonlinear variables". *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, Vol. 177, Issue 2. pp. 271-274. October 2013.

- [14] Ε. Νέλλας. «Ανάλυση δεδομένων με χρήση του πακέτου SPSS/PC για Windows». Αθήνα, 2005.
- [15] Ε. Νικήτα. «Έννοιες στατιστικής και εφαρμογές με το SPSS». Θεσσαλονίκη, 2012.
- [16] Laerd statistics: Dependent T-Test using SPSS
<https://statistics.laerd.com/spss-tutorials/dependent-t-test-using-spss-statistics.php>
(προσπελάστηκε: Ιανουάριος 2014)
- [17] Kolettis TM, Vilaeti AD, Tsalikakis DG, et al. "Effects of pre- and postconditioning on arrhythmogenesis in the in vivo rat model". *J Cardiovasc Pharmacol Ther*, Vol. 18, Issue 4. pp. 376-385. July 2013.