



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«Προηγμένα Συστήματα και Μέθοδοι στη Βιοϊατρική Τεχνολογία»

*Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης
απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών
δυναμικών της καρδιάς*

Δημήτρης Μητροπέτρος
Αριθμός Μητρώου: 1909

Επιβλέπων Καθηγητής
Σπυρίδων Κωστόπουλος, Αν. Καθηγητής

Αθήνα 18/09/2022

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών
δυναμικών της καρδιάς

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Σπυρίδων Κωστόπουλος

Αν. Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Δημήτριος Γκλώτσος

Αν. Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Παντελεήμων Ασβεστάς

Αν. Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Μητροπέτρος Δημήτριος του Νικολάου, με αριθμό μητρώου 1909 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

Ο Δηλών

18/09/2022

Μητροπέτρος Δημήτριος



Περίληψη

Στην παρούσα διπλωματική εργασία αρχικά αναλύονται η ανατομία, η δομή αλλά και το ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς, ώστε να γίνουν κατανοητές σύνθετες έννοιες πάνω στην τεχνολογία των συστημάτων που χρησιμοποιούνται στην σύγχρονη ηλεκτροφυσιολογία.

Επίσης αναλύεται το ηλεκτροφυσιολογικό εργαστήριο, όπου μελετώνται και καταλύονται ταχυαρρυθμίες.

Επιπλέον, υπάρχει ανάλυση των σύγχρονων διαγνωστικών, απεικονιστικών αλλά και θεραπευτικών μεθόδων στην σύγχρονη ηλεκτροφυσιολογία.

Τέλος, μελετώνται πρόσφατες επιστημονικές δημοσιεύσεις όπου και τεκμηριώνεται η χρησιμότητα των σύγχρονων αυτών συστημάτων και μεθόδων.

Abstract

In this thesis, the anatomy of human heart is going to be described. First of all, the structure and the electrical circuit of the heart are to be analyzed in order for the complexity of the technology and methodology that are used in modern electrophysiology to be understood.

Moreover, the electrophysiology lab is outlined. It is the operation theater where the cardiac arrhythmias are studied and ablated.

Furthermore, modern diagnostics, imaging in electrophysiology and ablation strategies are depicted.

Finally, the latest studies which prove the usefulness of the modern tools in Cardiac Electrophysiology are demonstrated.

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω από καρδιάς αρχικά την σύντροφο μου Ελένη, για την υπομονή και την παρακίνηση για να ολοκληρωθεί αυτό το εγχείρημα. Καμιά φορά μέσα στις δυσκολίες της καθημερινότητας χρειάζεται ένας άνθρωπος να είναι εκεί να σου δώσει μία ώθηση για να κάνει το κάτι παραπάνω.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καλό μου φίλο και συνάδερφο Παναγιώτη Γκανά, που ήταν ο παρακινητής για να ξεκινήσει αυτό το εγχείρημα και ίσως αν δεν ήταν εκείνος να μην είχε ξεκινήσει.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέπων καθηγητή Σπυρίδων Κωστόπουλο για την καθοδήγηση και την υπομονή του.

Περιεχόμενα

Περίληψη.....	4
Abstract	5
1. Ανατομία της Καρδιάς.....	10
2. Η Ανατομία του ηλεκτρικού συστήματος της καρδιάς.....	12
3. Δυναμικά δράσης καρδιακών κυττάρων.....	14
3.1 Αποπόλωση (Depolarization)	14
3.2 Επαναπόλωση	15
3.3 Φάση Ηρεμίας.....	15
3.4 Η σχέση των δυναμικών δράσης και του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος ηρεμίας.....	16
4. Καταγραφή σημάτων της καρδιάς.....	18
4.1 Καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος επιφανείας	18
4.2 Ενδοκαρδιακά ηλεκτρογράμματα.....	20
4.3 Μονοπολικά ηλεκτρογράμματα.....	21
4.4 Διπολικά ηλεκτρογράμματα.....	21
5. Κύριοι μηχανισμοί ταχυαρρυθμιών.....	23
5.1 Αυτοματικές ταχυαρρυθμίες.....	23
5.2 Κυκλώματα επανεισόδου.....	23
6. Κυριότερες κολπικές ταχυκαρδίες.....	25
6.1 Κολπική ταχυκαρδία επανεισόδου κολποκοιλιακού κόμβου.....	25
6.2 Ταχυκαρδία κολποκοιλιακής επανεισόδου	25
6.3 Κολπικός πτερυγισμός.....	26
7. Ηλεκτροφυσιολογικό εργαστήριο.....	27
7.1 Ακτινοσκοπικό μηχάνημα.....	27
7.2 Κουτί σύνδεσης ενδοκαρδιακών καθετήρων.....	27
7.3 Καταγραφικό σύστημα ενδοκαρδιακών σημάτων	28
7.4 Σύστημα Βηματοδότησης.....	29
7.5 Εξωτερικός απινιδωτής.....	29
8. Καθετήρες ηλεκτροφυσιολογίας.....	30
8.1 Διαγνωστικοί καθετήρες	30
8.2 Τοποθέτηση Διαγνωστικών καθετήρων.....	31
8.3 Καθετήρες κατάλυσης αρρυθμιών (Ablation).....	31
8.3.1 Καθετήρες με παθητική ψύξη άκρου.....	32

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

8.3.2 Καθετήρες ψυχόμενου άκρου με όρο (ενεργητική ψύξη).....	32
9. Ενέργεια Ραδιοσυχνοτήτων και Γεννήτρια Ραδιοσυχνοτήτων	33
9.1 Θερμική ενέργεια ραδιοσυχνοτήτων	33
9.2 Γεννήτρια ραδιοσυχνοτήτων	34
9.3 Λειτουργία ελεγχόμενης θερμοκρασίας.	34
9.4 Λειτουργία ελεγχόμενης ενέργειας.	35
10. Απεικονιστικές μέθοδοι στην Ηλεκτροφυσιολογία	36
10.1 Συμβατικός τρόπος απεικόνισης και κατάλυσης αρρυθμιών.....	36
10.2 Συστήματα τρισδιάστατης ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης	36
10.2.1 Εισαγωγή	36
10.2.3 Μαγνητικό ηλεκτροανατομικό σύστημα χαρτογράφησης.	37
10.2.4 Σύστημα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης ηλεκτρικής εμπέδησης.....	39
10.2.5 Πολυπολικοί καθετήρες χαρτογράφησης τρισδιάστατων συστημάτων ηλεκτροανατομικών μοντέλων.	40
10.2.6 Ηλεκτροανατομικός χάρτης με χρήση πολυπολικού καθετήρα.	42
10.2.9 Σημαντικές αναβαθμίσεις των συστημάτων τα τελευταία χρόνια	43
11 Πρωτοποριακές εξελίξεις των καθετήρων κατάλυσης στα τρισδιάστατα συστήματα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης.....	44
11.1 Καθετήρες κατάλυσης και πτώση αντίστασης.....	44
11.2 Καθετήρας κατάλυσης με μέτρηση πίεσης στον ενδοκαρδιακό ιστό σε πραγματικό χρόνο.	44
11.3 Καθετήρες κατάλυσης με μέτρηση τοπικής αντίστασης ιστού σε σύστημα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης.....	45
12. Σύγκριση συμβατικής μεθόδου με συστήματα τρισδιάστατης ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης.....	47
12.1 Κατάλυση κολπικού πτερυγισμού με την χρήση πολυπολικών καθετήρων χαρτογράφησης δεξιού κόλπου και καθετήρων κατάλυσης μέτρησης τοπικής αντίστασης ιστού, σε σχέση με συμβατική μέθοδο κατάλυσης.	47
12.2 Η χρήση συστήματος τρισδιάστατης ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης σε ασθενείς με ταχυαρρυθμίες επανεισόδου στον κολποκοιλιακό κόμβο σχετίζεται με κλινικό πλεονέκτημα σε σχέση με την συμβατική μέθοδο	49
12.3 Συμβατική μέθοδος κατάλυσης υπερκοιλιακών ταχυκαρδιών συγκριτικά με τρειςδιάστατο σύστημα χαρτογράφησης.	51
Σύγκριση παραμέτρων που σχετίζονται με τις επεμβάσεις	52
Άμεση αποτελεσματικότητα κατάλυσης.....	52
Επιπλοκές	52

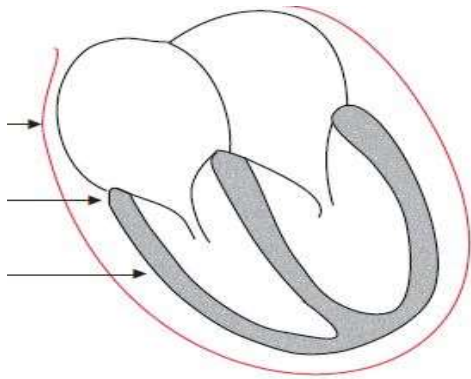
Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών
δυναμικών της καρδιάς

Μακροχρόνια επιτυχία κατάλυσης.....	52
13. Επίλογος	53
Βιβλιογραφία	54

1. Ανατομία της Καρδιάς

Η ανθρώπινη καρδιά είναι ένας μυς χωρισμένος σε τέσσερις κοιλότητες, που είναι υπεύθυνος για την άντληση αίματος στο ανθρώπινο σώμα. Η καρδιά βρίσκεται στο μεσοθωράκιο του θώρακα, ελάχιστα μετατοπισμένη στα αριστερά σε σχέση με το κέντρο του θώρακα.

Η καρδιά αποτελείται από τέσσερα στρώματα, το περικάρδιο, επικάρδιο, μυοκάρδιο και ενδοκάρδιο. Το περικάρδιο είναι ένας χαλαρός ινώδης σάκος που καλύπτει την καρδιά. Ο χώρος που διαχωρίζει το επικάρδιο, το εξωτερικό στρώμα του καρδιακού μυ, με το περικάρδιο λέγεται περικαρδιακός χώρος. (Εικόνα 1.1) Αυτός ο χώρος περιέχει υγρό το οποίο λειτουργεί σαν λιπαντικό προστατεύοντας την καρδιά από τραυματισμούς λόγω τριβής την ώρα που λειτουργεί.



Εικόνα 1.1 Απεικόνιση του περικαρδίου, περικαρδιακού χώρου και του επικαρδίου. [1]

Το εξωτερικό στρώμα του καρδιακού μυ είναι το επικάρδιο. Το εσωτερικό στρώμα της καρδιάς ονομάζεται ενδοκάρδιο. Τέλος το ενδιάμεσο στρώμα μεταξύ ενδοκαρδίου και επικαρδίου, είναι το μυοκάρδιο. Το μυοκάρδιο είναι ένα χοντρό μυϊκό στρώμα της καρδιάς, το οποίο είναι υπεύθυνο για την ιδιότητα που έχει η καρδιά να συστέλλεται. Το ενδοκάρδιο είναι το στρώμα το οποίο χωρίζει τις βαλβίδες και τις κοιλότητες της καρδιάς. (Εικόνα 1.2)



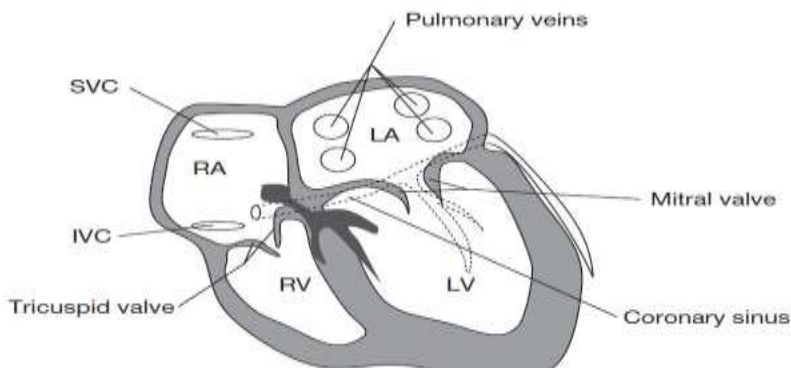
Εικόνα 1.2 Απεικόνιση των στρωμάτων της καρδιάς. Το αριστερό τοίχωμα της καρδιάς είναι το επικάρδιο, το δεξί στρώμα της καρδιάς αποτελεί το επικάρδιο και το ενδιάμεσο στρώμα με μεγαλύτερο πάχος αποτελεί το μυοκάρδιο. [1]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

Η καρδιά χωρίζεται σε δυο πλευρές, την δεξιά και την αριστερή. Η δεξιά πλευρά της καρδιάς περιλαμβάνει τον δεξιό κόλπο (RA) και την δεξιά κοιλία (RV). Η αριστερή πλευρά περιέχει τον αριστερό κόλπο (LA) και την αριστερή κοιλία (LV). Η δεξιά και η αριστερή πλευρά της καρδιάς είναι ανατομικά διαχωρισμένη από το μεσοκοιλιακό διάφραγμα στο επίπεδο των κόλπων και το μεσοκοιλιακό τοίχωμα. Οι δύο πλευρές αυτές της καρδιάς λειτουργούν σαν δύο χωρισμένες αντλίες, που ουσιαστικά λειτουργούν ξεχωριστά η μία από την άλλη.

Ο δεξιός κόλπος (RA) της καρδιάς λαμβάνει μη-οξυγονωμένο αίμα από το σώμα δια μέσου της άνω (SVC) και κάτω κοιλίας (IVC) φλέβας. Στο δεξιό κόλπο εκβάλλει και ο στεφανιαίος κόλπος, που υποδέχεται το αίμα από τις φλέβες της καρδιάς, το στόμιο του οποίου αφορίζεται από τη θεβεσιανή βαλβίδα. Κατά την διαστολή, το αίμα προωθείται από τον δεξιό κόλπο στην δεξιά κοιλία. Το αίμα τότε προωθείται με δύναμη στο πνευμονικό σύστημα όπου οξυγονώνεται. Το οξυγονωμένο αίμα μεταφέρεται στον αριστερό κόλπο, από τους πνεύμονες μέσω των πνευμονικών φλεβών(Pulmonary Veins). Κατά την διάρκεια της διαστολής, το αίμα μεταφέρεται στην αριστερή κοιλία. Η αριστερή κοιλία αντλεί το οξυγονωμένο αίμα με δύναμη προς όλο το σώμα.

Η καρδιά περιέχει τέσσερις βαλβίδες, που επιτρέπουν στο αίμα να κινείται προς μία κατεύθυνση. Το κλείσιμο το βαλβίδων αποτρέπει την παλινδρόμηση του αίματος προς τις κοιλότητες από τις οποίες προέρχεται. Ο δεξιός κόλπος και η δεξιά κοιλία διαχωρίζονται από την τριγλώχινα βαλβίδα (Tricuspid Valve) και ο αριστερός κόλπος με την αριστερή κοιλία από την μιτροειδή βαλβίδα (Mitral Valve). Οι βαλβίδες αυτές είναι γνωστές ως κολποκοιλιακές βαλβίδες. Η αορτική βαλβίδα (Aortic Valve) βρίσκεται ανάμεσα στην αριστερή κοιλία και την αορτή. Η πνευμονική βαλβίδα(Pulmonary Valve) βρίσκεται ανάμεσα στην δεξιά κοιλία και την πνευμονική αρτηρία. Εικόνα 1.3 [1]



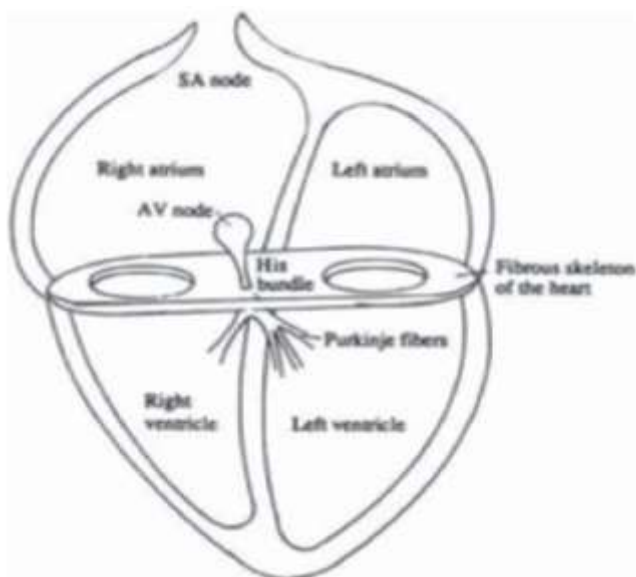
Εικόνα 1.3. Ανατομία καρδιάς. Σχηματική απεικόνιση της ανατομίας της καρδιάς, δεξιού-αριστερού κόλπου, δεξιά-αριστερής κοιλίας, κολποκοιλιακών βαλβίδων και των αγγείων που εκφύουν από την καρδιά. [1]

2. Η Ανατομία του ηλεκτρικού συστήματος της καρδιάς.

Ο φυσιολογικός καρδιακός παλμός της καρδιάς πυροδοτείται από τον φλεβόκομβό (sino atrial node), όπου είναι μια δομή η οποία τοποθετείται ψηλά στον δεξιό κόλπο κοντά στην έκφυση της άνω κοίλης φλέβας. Όπως το ερέθισμά αποχωρίζεται τον φλεβόκομβο, εξαπλώνεται ακτινωτά προς τους δύο κόλπους. Η επόμενη δομή που θα συναντήσει είναι ο κολποκοιλιακός κόμβος, όπου είναι ο κεντρικός κόμβος του ηλεκτρικού συστήματος της καρδιάς και βρίσκεται στον "σκελετό της καρδιάς", τον ινώδη ιστό όπου οι δακτύλιοι των κολποκοιλιακών βαλβίδων εφάπτονται και αποτελούν τα όρια μεταξύ των κόλπων και των κοιλιών. Η ινώδης αυτή δομή είναι ηλεκτρικά αδρανής και δρα ως απομονωτής. Το ηλεκτρικό ερέθισμα δεν μπορεί να διαπεράσει αυτήν την δομή προς τις κοιλίες, για αυτό για να φτάσει στις κοιλίες πρέπει να πάει διαμέσου του κολποκοιλιακού κόμβου και μέσω του δεματίου του HIS.

Καθώς το ηλεκτρικό ερέθισμα φτάνει στο κολποκοιλιακό κόμβο καθυστερεί, εξαιτίας των ηλεκτρικών ιδιοτήτων των ιστών του κολποκοιλιακού κόμβου. Αυτή η καθυστέρηση αντιστοιχεί στο διάστημα PR του καρδιογραφήματος επιφανείας (ECG). Μία από τις ιδιότητες του κολποκοιλιακού κόμβου είναι να άγει ερέθισμα από τον κόλπο προς τις κοιλίες (ορθόδρομη αγωγή) αλλά και από τις κοιλίες προς τους κόλπους (ανάδρομη αγωγή). Το ερέθισμα αφήνοντας τον κολποκοιλιακό κόμβο συναντάει το δεμάτιο του HIS, το πιο εγγύς σημείο του συστήματος HIS – Purkinje. Το δεμάτιο του HIS, βρίσκεται βαθιά στον ινώδη σκελετό και μεταφέρει το ερέθισμα στην κοιλιακή πλευρά του κολποκοιλιακού κόμβου.

Το δεμάτιο του HIS, στο επίπεδο των κοιλιών, χωρίζεται σε δύο σκέλη στο δεξί και στο αριστερό σκέλος (RBBB, LBBB). Στην συνέχεια αυτές οι δομές, τα σκέλη, χωρίζονται σε ακόμα μικρότερες δομές, οι οποίες είναι οι ίνες Purkinje και φτάνουν ως το Μυοκάρδιο των κοιλιών. Το ερέθισμα διανέμεται γρήγορα στις κοιλίες μέσω αυτών των ινών. Στην εικόνα 2.1 υπάρχει σχηματική απεικόνιση της ανατομίας του ηλεκτρικού συστήματος της καρδιάς. [2]



Εικόνα 2.1 Ανατομία του ηλεκτρικού συστήματος της καρδιάς [2]

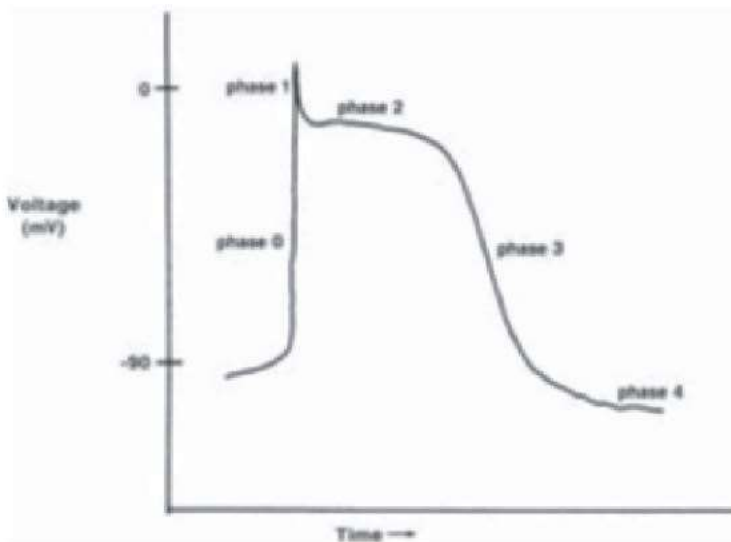
Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

Το ηλεκτρικό σύστημα είναι σχεδιασμένο να οργανώνει την σειρά της συστολής του μυοκαρδίου. Καθώς το ηλεκτρικό ερέθισμα που ξεκινάει από τον φλεβόκομβο και απλώνεται στους κόλπους και προς το κολποκοιλιακό κόμβο, οι κόλποι συστέλλονται. Η καθυστέρηση που παρέχεται από τον κολποκοιλιακό κόμβο επιτρέπει στους κόλπους να αδειάσουν πλήρως, πριν το ερέθισμα φτάσει στις κοιλίες. Καθώς το ερέθισμα ταξιδεύει από τον κολποκοιλιακό κόμβο, διανέμεται γρήγορα προς τις κοιλίες μέσω των ιών Purkinje, παρέχοντας ζωηρή και τακτική κοιλιακή συστολή. [2]

3. Δυναμικά δράσης καρδιακών κυττάρων.

Το εσωτερικό του καρδιακού κυττάρου, όπως σε όλα τα κύτταρα, έχει ένα αρνητικό ηλεκτρικό φορτίο σε σχέση με το εξωτερικό του κυττάρου. Αυτή η διαφορά δυναμικού ονομάζεται διαμεμβρανικό δυναμικό (transmembrane potential). Το δυναμικό αυτό το οποίο κυμαίνεται από -80 έως -90 mV στα καρδιακά κύτταρα, είναι αποτέλεσμα συσσώρευσης αρνητικών μορίων, που ονομάζονται ιόντα, μέσα στο κύτταρο. Τα περισσότερα κύτταρα συνήθως ζουν σε αυτήν την συνθήκη.

Τα καρδιακά κύτταρα, ωστόσο, είναι ευερέθιστα κύτταρα. Όταν τα κύτταρα αυτά δεχθούν κάποιο κατάλληλο ερέθισμα, μικροί πόροι ή κανάλια της κυτταρικής μεμβράνης ανοίγουν και κλείνουν διαδοχικά. Το άνοιγμα αυτών των καναλιών επιτρέπει στα ιόντα να ταξιδεύουν από και προς το κύτταρο, μέσω της κυτταρικής μεμβράνης, οδηγώντας σε τυποποιημένες αλλαγές δυναμικού στο διαμεμβρανικό δυναμικό. Όταν αυτές οι στερεότυπες αλλαγές δυναμικού καταγράφονται σε σχέση με τον χρόνο, το αποτέλεσμα είναι τα καρδιακά δυναμικά δράσης (εικόνα 1.5). Τα δυναμικά δράσης είναι η αντανάκλαση της ηλεκτρικής δραστηριότητας των κυττάρων. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.1, χωρίζονται σε 4 φάσεις: Αποπόλωση (Depolarization), επαναπόλωση (Repolarization) και η φάση αδράνειας (Resting phase). [2]



Εικόνα 3.1. Δυναμικά δράσης της καρδιάς. [2]

3.1 Αποπόλωση (Depolarization)

Η αποπόλωση είναι η φάση 0, όπου ουσιαστικά είναι η έναρξη των δυναμικών δράσης. Η αποπόλωση συμβαίνει όταν τα κανάλια Νατρίου στην κυτταρική μεμβράνη διεγείρονται να ανοίξουν. Όταν αυτό συμβαίνει, θετικά φορτισμένα ιόντα εισέρχονται μέσα στο κύτταρο, προκαλώντας μία γρήγορη αλλαγή στο φορτίο του διαμεμβρανικού δυναμικού. Το δυναμικό που προκύπτει ως αποτέλεσμα αυτής της ραγδαίας αλλαγής ονομάζεται αποπόλωση. Στην ηλεκτροφυσιολογία καρδιάς ο καρδιακός παλμός, ουσιαστικά αναφέρεται στην φάση της αποπόλωσης.

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

Η αποπόλωση ενός κυττάρου, προκαλεί επίσης στα γειτονικά κύτταρα αποπόλωση, επειδή η στιγμιαία αύξηση τάσης του κυττάρου που είναι σε φάση αποπόλωσης προκαλεί το άνοιγμα των καναλιών νατρίου και στα γειτονικά κύτταρα. Έτσι, όταν ένα κύτταρο διεγείρεται για την φάση αποπόλωσης, δημιουργείται ένα κύμα αποπόλωσης το οποίο διαδίδεται σε όλη την καρδιά, από κύτταρο σε κύτταρο.

Επιπλέον, η ταχύτητα της φάσης αποπόλωσης ενός κυττάρου, η οποία φαίνεται από την κλίση της φάσης 0 του γραφήματος των δυναμικών δράσης, εξηγεί πόσο σύντομα το επόμενο κύτταρο θα διεγερθεί σε φάση αποπόλωσης, επομένως καθορίζει την ταχύτητα την οποία ο ηλεκτρικός παλμός διαδίδεται σε όλη την καρδιά. [2]

3.2 Επαναπόλωση

Καθώς το κύτταρο αποπολώνεται, δεν μπορεί να έρθει σε φάση αποπόλωσης ξανά μέχρι η ροή ιόντων που συμβαίνει κατά την αποπόλωση αντιστραφεί. Η διαδικασία όπου τα ιόντα επανέρχονται στην αρχική τους φάση, λέγεται επαναπόλωση. Η επαναπόλωση των καρδιακών κυττάρων αντιστοιχεί στην φάση 1 μέχρι την φάση 3 του δυναμικού δράσης. Επειδή η αποπόλωση δεν μπορεί να συμβεί ξανά, έως ότου ολοκληρωθεί η φάση επαναπόλωσης, ο χρόνος από το τέλος της φάσης 0 έως την ολοκλήρωση της φάσης 3 λέγεται ανερέθιστη περίοδος (refractory period).

Η επαναπόλωση των καρδιακών κυττάρων είναι μια σύνθετη διαδικασία που είναι δύσκολο να γίνει κατανοητό. Οι κύριες ιδέες πίσω από την επαναπόλωση είναι απλές:

- Η επαναπόλωση επιστρέφει τα δυναμικά δράσης της καρδιάς σε ίδιες τιμές με τα διαμεμβρανικά δυναμικά.
- Ο χρόνος που λαμβάνει χώρα η διαδικασία αυτή, αντιστοιχεί στο πλάτος του γραφήματος του δυναμικού δράσης, που ουσιαστικά είναι η ανερέθιστη περίοδος του κυττάρου.

Υπάρχει ένα ακόμα χαρακτηριστικό το οποίο είναι ιδιαίτερα ενδιαφέρον για την επαναπόλωση των κυττάρων της καρδιάς. Η Φάση 2 του δυναμικού δράσης, το οποίο αποκαλείται φάση σταθερού δυναμικού (Plateau Phase), η οποία φαίνεται ως στο γράφημα ως η φάση η οποία διακόπτει την φάση ένα και παρατείνει την επαναπόλωση που ξεκινάει στην φάση 1. Αυτή η φάση σταθερού δυναμικού, η οποία παρατηρείται μόνο στα καρδιακά κύτταρα, δίνει διάρκεια στα δυναμικά δράσης. Αυτό οφείλεται στα αργά κανάλια ασβεστίου, τα οποία επιτρέπουν στα θετικώς φορτισμένα ιόντα ασβεστίου να εισέρχονται αργά μέσα στο κύτταρο. Έτσι διακόπτεται η φάση της επαναπόλωσης και παρατείνεται η ανερέθιστη περίοδος. [2]

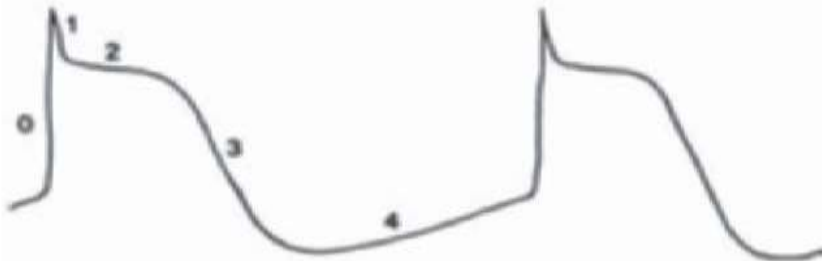
3.3 Φάση Ηρεμίας

Τα περισσότερα καρδιακά κύτταρα, στην φάση χαλάρωσης είναι ήρεμα, καθώς δεν υπάρχει κινητικότητα ιόντων στην κυτταρική μεμβράνη.

Για κάποια κύτταρα, ωστόσο, η φάση χαλάρωσης δεν είναι ήρεμη. Σε αυτά τα κύτταρα, υπάρχει διαρροή ιόντων από και προς την κυτταρική μεμβράνη κατά την διάρκεια της φάσης ηρεμίας, με

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

τέτοιο τρόπο που αυξάνεται σταδιακά διαμεμβρανικό δυναμικό. Όταν το διαμεμβρανικό δυναμικό είναι αρκετά υψηλό, δηλαδή όταν ξεπεράσει το κατώφλι δυναμικού, τα κατάλληλα κανάλια ενεργοποιούνται και προκαλούν αποπόλωση του κυττάρου (Εικόνα 1.5). Αυτή η ξαφνική ενεργοποίηση των δυναμικών δράσης κατά την φάση 4 λέγεται κυτταρικός αυτοματισμός. [2]



Εικόνα 3.2 Κυτταρικός αυτοματισμός, όταν υπάρχει διαρροή ιόντων από και προς την κυτταρική μεμβράνη κατά της φάση 4, φάση ηρεμίας. [2]

Αυτού του είδους η αποπόλωση, όπως κάθε είδους αποπόλωση κυττάρου, διεγείρει τα κύτταρα και αυτή η διέγερση μεταφέρεται σταδιακά σε όλη την καρδιά.

Ο αυτοματισμός είναι ο μηχανισμός από τον οποίο ο κανονικός καρδιακός ρυθμός πυροδοτείτε. Τα κύτταρα στον φλεβόκομβο (SA Node), που είναι ο φυσικός βηματοδότης της καρδιάς έχει την γρηγορότερη ενεργοποίηση της Φάσης 4 στην καρδιά. Η αυθόρμητη ενεργοποίηση των δυναμικών δράσης των κυττάρων του φλεβόκομβου, διεγείρουν τα γειτονικά κύτταρα και αυτή η διέγερση μεταφέρεται σε όλη την καρδιά, όπως περιεγράφηκε στην ανατομία του ηλεκτρικού συστήματος, έχοντας ως αποτέλεσμα τον κανονικό φλεβοκομβικό ρυθμό. Εάν για οποιονδήποτε λόγο, ο μηχανικός αυτοματισμού του φλεβόκομβου δεν λειτουργήσει, υπάρχουν εφεδρικά κύτταρα που λαμβάνουν τον ρόλο του βηματοδότη, τα οποία συνήθως βρίσκονται στον κολποκοιλιακό κόμβο και βηματοδοτούν την καρδιά στην θέση του φλεβόκομβο αλλά με χαμηλότερη συχνότητα.

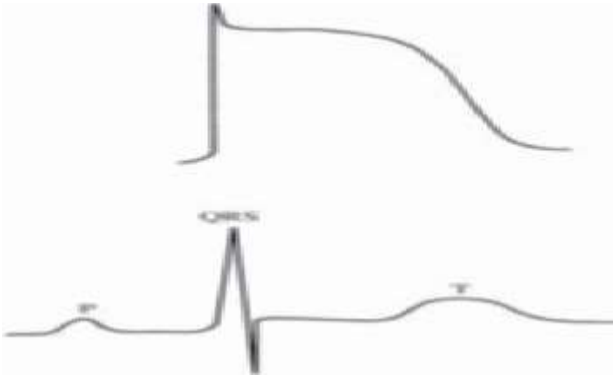
Έτσι, το σχήμα του γραφήματος του δυναμικού δράσης καθορίζει την ταχύτητα μετάδοσης του παλμού, την ανερέθιστη περίοδο και τον αυτοματισμό του καρδιακού ιστού. Στην ηλεκτροφυσιολογία η ταχύτητα αγωγιμότητας, η ανερέθιστη περίοδος και ο αυτοματισμός των διαφόρων κυττάρων και δομών του καρδιακού ηλεκτρικού συστήματος, μελετώνται με τις ηλεκτροφυσιολογικές μελέτες στο αιμοδυναμικό εργαστήριο. [2]

3.4 Η σχέση των δυναμικών δράσης και του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος ηρεμίας.

Τα καρδιακά δυναμικά δράσης παρουσιάζουν την ηλεκτρική δραστηριότητα ενός καρδιακού κυττάρου. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα επιφανείας, για χάριν συντομίας θα αναφέρεται ως ΗΚΓ,

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

είναι η απεικόνιση ολόκληρης της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Απεικονίζει το σύνολο όλων των δυναμικών δράσης όλων των καρδιακών κυττάρων. Συνεπώς, η πληροφορία που παρέχει το ΗΚΓ, προκύπτει από τα χαρακτηριστικά όλων των δυναμικών δράσης (Εικόνα 1.6)



Εικόνα 3.3 Σχηματική απεικόνιση της σχέσης των δυναμικών δράσης των κοιλιών σε σχέση με το καρδιογράφημα επιφανείας. [2]

Στα περισσότερα καρδιακά κύτταρα, η αποπόλωση των δυναμικών δράσης είναι ουσιαστικά στιγμιαία (διάρκεια 1 έως 3 msec) και συμβαίνει διαδοχικά από κύτταρο σε κύτταρο. Έτσι, αυτό το στιγμιαίο κύμα αποπόλωσης μπορεί να μελετήσει κανείς την πορεία του διαβάζοντας ένα ΗΚΓ. Το κύμα P (P-wave) απεικονίζει την αποπόλωση των κόλπων, καθώς διασχίζει τους κόλπους και το σύμπλεγμα QRS ανιχνεύει το κύμα αποπόλωσης και την πορεία του στις κοιλίες. Αλλαγές στην διάδοση του ηλεκτρικού παλμού, λόγω π.χ κάποιας βλάβης στο δεξί και αριστερό σκέλος ή λόγω κάποιας αλλοίωσης του μυοκαρδίου λόγω εμφράγματος μπορεί να διαγνωστεί άμεσα από το ΗΚΓ. Η αποπόλωση του δυναμικού δράσης είναι σχετικά στιγμιαία, το κύμα P και το σύμπλεγμα QRS μπορούν να μας δώσουν πληροφορίες για την κατεύθυνση του ηλεκτρικού παλμού σε αυτήν την φάση. Αντιθέτως, η επαναπόλωση του δυναμικού δράσης δεν είναι στιγμιαία, συνεπώς όταν η αποπόλωση συμβαίνει και μεταδίδεται από κύτταρο σε κύτταρο, η επαναπόλωση είναι συμβαίνει σε πολλά κύτταρα της καρδιάς ταυτόχρονα. Για αυτό τον λόγο, το κύμα T του τμήματος ST στο ΗΚΓ, το οποίο μας δίνει πληροφορίες για την επαναπόλωση των κοιλιών, δίνει πολύ λίγες πληροφορίες σχετικά με την κατεύθυνση. Η μη φυσιολογική απεικόνιση του τμήματος ST και του κύματος T περιγράφονται ως μη ακριβής αλλοίωση. Το διάστημα QT στο ΗΚΓ, απεικονίζει τον χρόνο επαναπόλωσης του μυοκαρδίου των κοιλιών και αντανακλά στην μέση διάρκεια των δυναμικών δράσης των μυών των κοιλιών. [2]

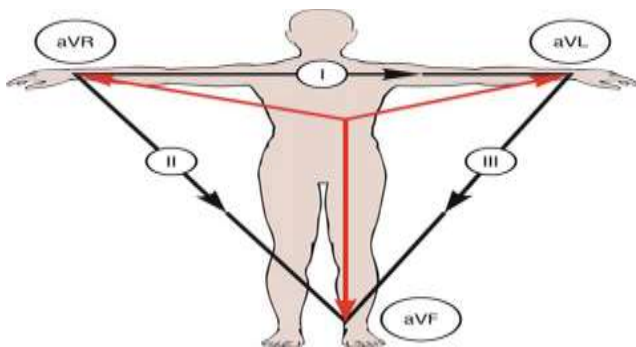
4. Καταγραφή σημάτων της καρδιάς

4.1 Καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος επιφανείας

Κατά την παραγωγή ηλεκτρικών σημάτων από την καρδιά το σώμα ενεργεί ως αγωγός του ηλεκτρισμού, διαχέει αυτά τα ηλεκτρικά σήματα προς κάθε κατεύθυνση. Ηλεκτρόδια τοποθετημένα σε συγκεκριμένες ανατομικές δομές κοντά μπορούν να καταγράψουν τα δυναμικά των καρδιακών σημάτων που μεταφέρονται σε αυτά τα ηλεκτρόδια. Ο καθιερωμένος τρόπος καταγραφής αυτών των δυναμικών της καρδιάς είναι με τις 12 κλασικές ΗΚΓ απαγωγές, καθεμία από τις οποίες είναι μια ηλεκτρική «απεικόνιση» της καρδιάς ως προς κάποιον άξονα. [3]. Το κλασικό ΗΚΓ αποτελείται από δώδεκα απαγωγές, οι οποίες μπορούν να χωριστούν σε δύο ομάδες: τις έξι απαγωγές των άκρων και τις έξι προκάρδιες απαγωγές. Οι έξι απαγωγές των άκρων είναι οι I, II, III, aVR, aVL και aVF και καταγράφονται με ηλεκτρόδια τοποθετημένα στα 4 άκρα του ασθενή, ενώ οι έξι προκάρδιες απαγωγές V1, V2, V3, V4, V5 και V6 καταγράφονται με ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο θωρακικό τοίχωμα, γύρω από την καρδιά[3]. Τρεις διπολικές απαγωγές των άκρων

- Απαγωγή I: Η απαγωγή καταγράφει τη διαφορά δυναμικού που δημιουργείται από τη τοποθέτηση αρνητικού ηλεκτροδίου του καρδιογράφου στο άνω δεξιό άκρο και αντίστοιχα θετικού ηλεκτροδίου στο αριστερό άνω άκρο.
- Απαγωγή II: καταγράφει τη διαφορά δυναμικού που δημιουργείται από τη τοποθέτηση αρνητικού ηλεκτροδίου στο δεξιό άνω άκρο και την τοποθέτηση θετικού στο αριστερό κάτω άκρο.
- Απαγωγή III: καταγράφει τη διαφορά δυναμικού που δημιουργείται από τη τοποθέτηση αρνητικού ηλεκτροδίου στο αριστερό άνω άκρο και την τοποθέτηση θετικού στο αριστερό κάτω άκρο.

Για τις απαγωγές I, II, III ισχύει ότι οποιαδήποτε στιγμή το άθροισμα των δυναμικών στις απαγωγές I και III είναι ίσο με το δυναμικό στην απαγωγή II. Σύμφωνα με τον κανόνα του Einthoven, όταν είναι γνωστά τα ηλεκτρικά δυναμικά των δύο απαγωγών, το δυναμικό της τρίτης απαγωγής μπορεί να υπολογιστεί με άθροιση των άλλων δύο. Με αυτόν τον τρόπο δημιουργείται το παρακάτω τρίγωνο (Εικόνα 4.1):



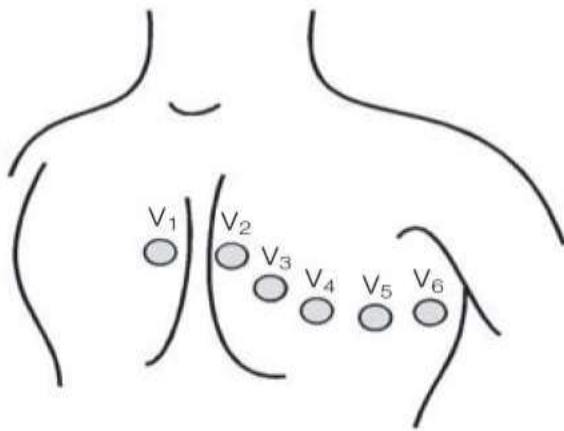
Εικόνα 4.1 Σχηματική απεικόνιση του τριγώνου του Einthoven. [3]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

- Απαγωγή aVR: καταγράφει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ του δεξιού χεριού και της συνισταμένης των άλλων δύο.
- Απαγωγή aVL: καταγράφει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ του αριστερού χεριού και της συνισταμένης των άλλων δύο.
- Απαγωγή aVF: καταγράφει τη διαφορά δυναμικού μεταξύ του αριστερού ποδιού και της συνισταμένης των άλλων δύο. (Εικόνα 2.1)

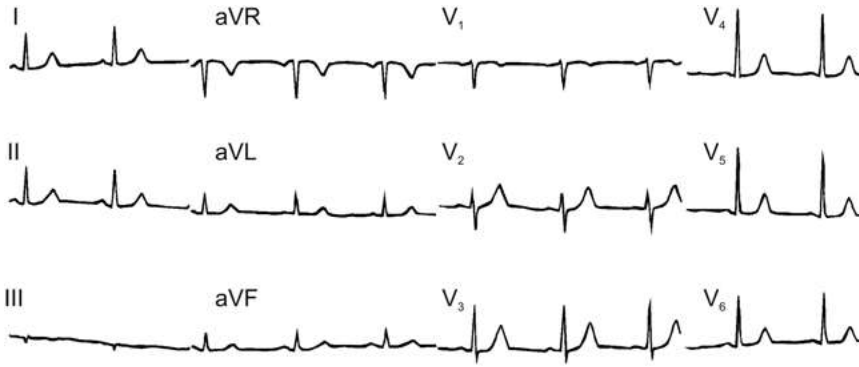
Συνολικά οι απαγωγές των άκρων δημιουργούν καταγραφές που απεικονίζουν τα ηλεκτρικά σήματα της καρδιάς στον κατακόρυφο άξονα, στο επίπεδο που σχηματίζουν τα άκρα.

Η καταγραφή των προκάρδιων απαγωγών γίνεται με την τοποθέτηση 6 ηλεκτροδίων γύρω από την καρδιά στον θώρακα του ασθενούς και χωρίζονται σε V1, V2, V3, V4, V5, V6. Οι προκάρδιες απαγωγές απεικονίζουν τα ηλεκτρικά σήματα της καρδιάς στο επίπεδο που είναι κάθετο στον κατακόρυφο άξονα, στο ύψος της καρδιάς (Εικόνα 4.2). Η απεικόνιση τους από συσκευή ηλεκτροκαρδιογράφου φαίνεται στην Εικόνα 4.3



Εικόνα 4.2 Σχηματική αναπαράσταση των θωρακικών απαγωγών V1 έως V6.[3]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς



Εικόνα 4.3 Από πάνω αριστερά προς τα κάτω αριστερά εμφανίζονται οι διπολικές απαγωγές I, II, III. Δεξιά του με φορά από πάνω προς τα κάτω Μονοπολικές απαγωγές aVR, aVL, aVF. Προκάρδιες απαγωγές V1, V2, V3, V4, V5, V6. [3]

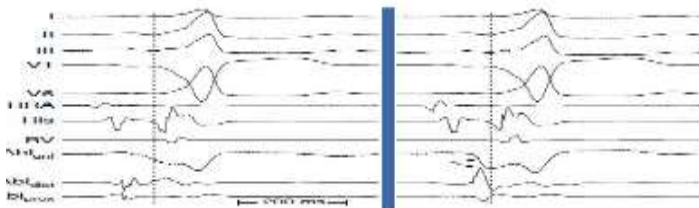
4.2 Ενδοκαρδιακά ηλεκτρογράμματα

Το καρδιογράφημα επιφανείας καταγράφει την συνολική δραστηριότητα της καρδιάς, τα ενδοκαρδιακά ηλεκτρογράμματα καταγράφονται από τα ηλεκτρόδια καθετήρων και καταδεικνύουν την ηλεκτρική δραστηριότητα (φάση 0 των δυναμικών δράσης) μίας συγκεκριμένης ανατομικής δομής που έρχονται σε επαφή με τα ηλεκτρόδια αυτά. Τα ηλεκτρογράμματα αυτά δημιουργούνται από την διαφορά δυναμικού που καταγράφεται μεταξύ δύο ηλεκτροδίων κατά την διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Όλες οι καταγραφές ηλεκτροδίων είναι διαφορικές καταγραφές από μία πηγή που είναι συνδεδεμένη στην είσοδο άνοδο του ενισχυτή και τη δεύτερη πηγή είναι συνδεδεμένη στην είσοδο κάθοδο. [4]

Τα καταγεγραμμένα ηλεκτρογράμματα μπορούν να παρέχουν 3 σημαντικές πληροφορίες:

- Τον τοπικό χρόνο ενεργοποίησης, όπου είναι ο χρόνο ενεργοποίησης του σημείου του μυοκαρδίου που έρχεται σε επαφή με το ηλεκτρόδιο καταγραφής.
- Την κατεύθυνση της εξάπλωσης της ηλεκτρικής δραστηριότητας μέσα σε ένα χωρικό πεδίο που καταλαμβάνουν τα ηλεκτρόδια.
- Την πολυπλοκότητα της ενεργοποίησης του μυοκαρδίου μέσα σε ένα χωρικό πεδίο που καταλαμβάνουν τα ηλεκτρόδια.

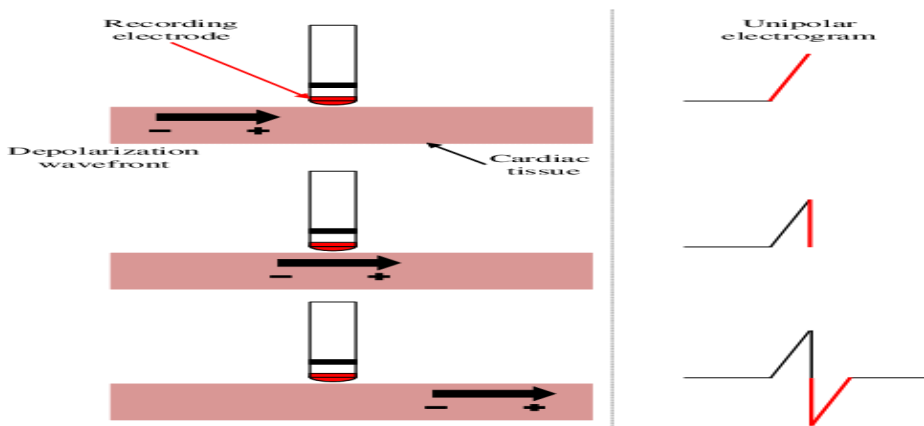
Τα ηλεκτρογράμματα μπορεί να είναι μονοπολικά, είτε διπολικά (Εικόνα 4.4)



Εικόνα 4.4 Απεικόνιση στο πάνω μέρος απαγωγών καρδιογραφήματος επιφανείας I,II,III, V1,V6. Απεικόνιση διπολικών ηλεκτρογραμμάτων καθετήρων άνω δεξιού κόλπου, δεματίου του HIS, δεξιάς κοιλίας και καθετήρα κατάλυσης (AbI_{dist} , AbI_{prox}) και μονοπολική καταγραφής στον καθετήρα κατάλυσης (AbI_{uni}) [4]

4.3 Μονοπολικά ηλεκτρογράμματα

Τα μονοπολικά σήματα καταγράφονται τοποθετώντας ένα ηλεκτρόδιο στην καρδιά και ένα δεύτερο ηλεκτρόδιο (αναφοράς) μακριά από την καρδιά. Κατά κανόνα, το ηλεκτρόδιο που βρίσκεται σε επαφή με καρδιακό ιστό είναι συνδεδεμένο στην θετική είσοδο του ενισχυτή. Σε αυτήν την συνδεσμολογία, ένα ερέθισμα που περνά από το ηλεκτρόδιο δημιουργεί μία θετική κορυφή στο ηλεκτρογράμμα, η οποία αμέσως το ηλεκτρογράμμα αλλάζει πολικότητα και γίνεται αρνητικό μόλις το ερέθισμα περάσει κάτω από το ηλεκτρόδιο δημιουργώντας το σύμπλεγμα RS. Σε ένα υγιή και ομογενή ιστό, το ηλεκτρογράμμα έχει την μέγιστη κλίση (dV/dt) του σήματος που συμπίπτει με την άφιξη του ερεθίσματος ακριβώς στην επιφάνεια του ηλεκτροδίου (Εικόνα 4.5). Η μέγιστη αρνητική κλίση του ηλεκτρογράμματος dV/dt αντιστοιχεί στην μέγιστη αγωγιμότητα των καναλιών νατρίου. Αυτό ισχύει και για μη φιλτράρισμα και φιλτραρισμένα σήματα. [4]



Εικόνα 4.5 Σχηματική απεικόνιση δημιουργίας μονοπολικού ηλεκτρογράμματος, από ένα ηλεκτρόδιο καταγραφής σε σχέση με την κατεύθυνση ενός ηλεκτρικού ερεθίσματος. [4]

Τα αφιλτράριστα μονοπολικά σήματα παρέχουν πληροφορία για την κατεύθυνση του ηλεκτρικού ερεθίσματος. Η θετική κορυφή του ηλεκτρογράμματος (R wave) δημιουργείται από την κατεύθυνση του ερεθίσματος προς το ηλεκτρόδιο καταγραφής. Η αρνητική κλίση του ηλεκτρογράμματος (QS σύμπλεγμα) δημιουργείται από την απομάκρυνση του ερεθίσματος από το ηλεκτρόδιο καταγραφής.

Τα μονοπολικά σήματα χρησιμοποιούνται χωρίς να φιλτράρονται, αλλά κάποιες φορές φιλτράρονται σε συχνότητες 10Hz έως πάνω από 300Hz, όμοιες με αυτές των διπολικών σημάτων που θα εξηγηθούν παρακάτω, για να μελετηθεί κάποιος μη υγιές ιστός του οποίου τα τοπικά ηλεκτρογράμματα να έχουν χαμηλής έντασης δυναμικά ή μπορεί να αλλοιώνονται από σήματα που προέρχονται από μακρινή περιοχή ενδιαφέροντος (far-field σήματα), τα οποία αποτελούν θόρυβο. Με το φιλτράρισμα των μονοπολικών σημάτων μπορεί να εξαιρούνται τα far-field σήματα, αλλά χάνεται η πληροφορία της κατεύθυνσης. [4]

4.4 Διπολικά ηλεκτρογράμματα

Τα διπολικά σήματα δημιουργούνται από την σύνδεση δύο ηλεκτροδίων τα οποία βρίσκονται σε μία περιοχή ενδιαφέροντος στον ενισχυτή. Σε κάθε σημείο του εκάστοτε ηλεκτροδίου, το

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

δυναμικό που καταγράφεται είναι το άθροισμα του δυναμικού του θετικού και του αρνητικού ηλεκτροδίου. Το δυναμικό του αρνητικού ηλεκτροδίου αντιστρέφεται και στην συνέχεια αφαιρείται από το δυναμικό του θετικού ηλεκτροδίου, έτσι το ηλεκτρόγραμμα που προκύπτει είναι η διαφορά αυτών των δύο.

Σε αντίθεση με τα μονοπολικά ηλεκτρόδια, τα διπολικά ηλεκτρόδια τα οποία έχουν μεταξύ τους μικρή απόσταση δεν επηρεάζονται από σήματα εκτός πεδίου ενδιαφέροντος. Με απλά λόγια, τα διπολικά ηλεκτρογράμματα είναι η διαφορά μεταξύ δυο σημάτων που έχουν καταγραφεί στους πόλους δύο μονοπολικών ηλεκτροδίων. Επειδή τα σήματα εκτός πεδίου ενδιαφέροντος είναι όμοια σε μία συγκεκριμένη χρονική στιγμή και στα δύο ηλεκτρόδια, αφαιρούνται και μένει στην καταγραφή μόνο τα σήματα από την περιοχή ενδιαφέροντος. Συγκρίνοντας μονοπολικές και διπολικές καταγραφές, στις διπολικές καταγραφές παρατηρείται καλύτερη ποιότητα σήματα ως τον θόρυβο (signal to noise ratio) και τα υψίσυχνα στοιχεία των καταγραφών στα ηλεκτρογράμματα, φαίνονται με μεγαλύτερη ευκρίνεια.

Παρόλα αυτά, λόγω το ότι αποτελούνται από καταγραφές μεταξύ δύο ηλεκτροδίων, είναι δύσκολο να προσδιοριστεί η τοπική ενεργοποίηση του ιστού, που οφείλεται στην αποπόλωση του ιστού που αντιστοιχεί στην μέγιστη κλίση dV/dt των μονοπολικών σημάτων. [4]

5. Κύριοι μηχανισμοί ταχυαρρυθμιών

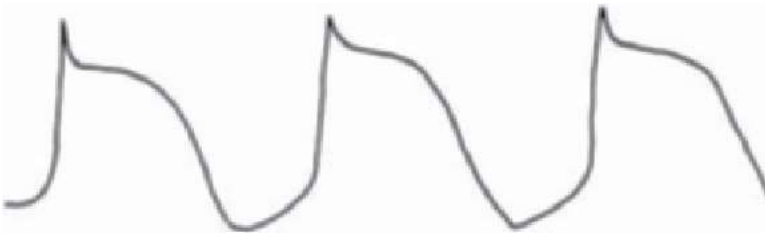
5.1 Αυτοματικές ταχυαρρυθμίες

Ο αυτοματισμός έχει αναφερθεί ως το ο φυσικός βηματοδότης της καρδιάς. Όταν μη-φυσιολογική εκκίνηση της φάσης 4 (φάση χαλάρωσης) συμβεί σε κάποια σημεία της καρδιάς, μία αυτοματική ταχυαρρυθμία είναι πιθανό να ξεκινήσει (Εικόνα 5.1). Αυτά τα κύτταρα με επηρεασμένη την φάση 4, μπορεί αν βρεθούν είτε στους κόλπους, είτε στις κοιλίες ακόμα και στον κολποκοιλιακό κόμβο. Ουσιαστικά επειδή είναι πολύ μικρές περιοχές ονομάζονται εστίες.

Οι αυτοματικές εστιακές ταχυαρρυθμίες δεν είναι συνηθισμένες ταχυαρρυθμίες, αποτελούν λιγότερο από το 10% των μη φυσιολογικών ταχυαρρυθμιών. Οι αυτοματικές εστιακές ταχυαρρυθμίες είναι συνήθως αναγνωρίσιμες από τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά τους και τις συνθήκες κάτω από τις οποίες συμβαίνουν.

Η φλεβοκομβική ταχυκαρδία είναι ένα φυσιολογικό φαινόμενο που συμβαίνει λόγω της ανάγκης αύξησης των παλμών της καρδιάς για να ικανοποιηθούν μεταβολικές ανάγκες του οργανισμού. Επίσης στην φλεβοκομβική ταχυκαρδία, η καρδιά ανεβάζει παλμούς σταδιακά σε σχέση με την κατάσταση ηρεμίας της, ενώ όταν επιβραδύνεται ο ρυθμός της, οι παλμοί της πέφτουν επίσης σταδιακά. Αυτή η διεργασία γίνεται σε συνεργασία με το νευρικό σύστημα του οργανισμού.

Υπάρχουν ομοιότητες της φλεβοκομβικής ταχυκαρδίας με την αυτοματική ταχυαρρυθμία. Όταν η δεύτερη συμβαίνει συχνά εμφανίζει ένα φαινόμενο "προθέρμανσης" όταν ξεκινά και ένα φαινόμενο αποδρομής όταν σταματάει, όπως συμβαίνει στην φλεβοκομβική ταχυκαρδία. Η αυτοματική εστιακή ταχυαρρυθμία μπορεί να έχει μεταβολικές συνέπειες για τον ασθενή, όπως π.χ καρδιακά ισχαιμικά επεισόδια. [1]



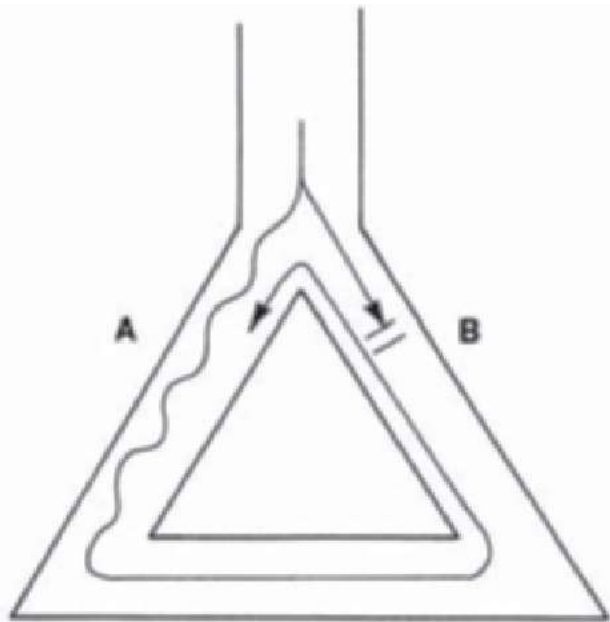
Εικόνα 5.1_Σχηματική απεικόνιση, μη-φυσιολογικής αυτοματικής λειτουργίας δυναμικού δράση που οδηγεί σε εκκίνηση αυτοματικής ταχυαρρυθμίας. [1]

5.2 Κυκλώματα επανεισόδου

Τα κυκλώματα επανεισόδου είναι πιο συχνόι μηχανισμοί πρόκλησης ταχυαρρυθμιών. Είναι επίσης από τις πιο σημαντικές ταχυαρρυθμίες, καθώς προκαλούν τον θάνατο χιλιάδων ανθρώπων κάθε χρόνο. Τα κυκλώματα επανεισόδου για να συμβούν χρειάζονται συγκεκριμένα κριτήρια για να συμβούν. Ένα από αυτά και το πιο κύριο, χρειάζεται να υπάρχουν δύο συνδεδεμένα μονοπάτια (Εικόνα 5.2) μεταξύ τους εγγύς και περιφερικά από συνδετικό ιστό, έτσι ώστε να σχηματίζεται ένα ηλεκτρικό κύκλωμα. Επιπλέον, το ένα από τα δύο αυτά μονοπάτια (μονοπάτι Α) πρέπει να έχει ανερέθιστη περίοδο (refractory period), η οποία θα πρέπει να είναι μεγαλύτερη από την ανερέθιστη περίοδο που έχει το άλλο μονοπάτι (μονοπάτι Β). Τέλος, το μονοπάτι με την μικρότερη ανερέθιστη περίοδο πρέπει να μπορεί να άγει

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

ηλεκτρικούς παλμούς πιο αργά από το άλλο μονοπάτι. Αν όλα τα παραπάνω κριτήρια συναντηθούν, ένα κύκλωμα επανεισόδου μπορεί να ξεκινήσει, όταν κάποιος έκτακτος παλμός μπει στο κύκλωμα. Ο έκτακτος αυτός παλμός θα πρέπει να μπει στο κύκλωμα όταν το μονοπάτι με την μεγαλύτερη ανερέθιστη περίοδο, βρίσκεται στην ανερέθιστη κατάσταση από την προηγούμενη του αποπόλωση. Αν την στιγμή εκείνη το μονοπάτι με την μικρότερη ανερέθιστη περίοδο είναι στην φάση που έχει στην φάση ηρεμίας, θα δεχθεί τον παλμό αυτόν. Ο έκτακτος παλμός αυτός άγεται με μικρή ταχύτητα στο μονοπάτι A, το μονοπάτι B έρχεται σε κατάσταση ηρεμίας. Όταν ο παλμός συναντήσει το μονοπάτι από την δεν θα είναι σε ανερέθιστη περίοδο και θα είναι σε θέση να άγει τον παλμό αυτόν. Όταν ο παλμός αυτός ξαναμπί στο μονοπάτι A ξεκινάει ένα κύκλωμα το οποίο παίρνει τον παλμό αυτό και τον περιστρέφει μέσα στο κύκλωμα αυτό. Το κύκλωμα αυτό έχει εξόδους γύρω του, πράγμα το οποίο όπως γυρνάει ο παλμός μέσα στο κύκλωμα διεγείρει το μυοκάρδιο γύρω από αυτό. Με αυτόν τον τρόπο μεταφέρεται σε όλη την καρδιά. [1]

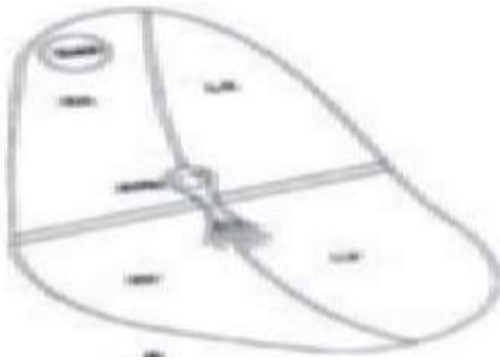


Εικόνα 5.2 Σχηματική περιγραφή του μηχανισμού κυκλώματος επανεισόδου. Μονοπάτι A μικρότερη ανερέθιστη περίοδο από μονοπάτι B. Ένας έκτακτος παλμός μπορεί να μπλοκάρει στο μονοπάτι B λόγω ανερέθιστης περιόδου. Τότε θα περάσει από το μονοπάτι A το οποίο λόγω ανερέθιστης περιόδου άγει με μικρή ταχύτητα τον παλμό, έτσι ώστε μόλις το μονοπάτι A ανακάμψει να δεχτεί τον παλμό και να ξεκινήσει μια αέναη περιστροφή το παλμού αυτό γύρω από το κύκλωμα. [1]

6. Κυριότερες κολπικές ταχυκαρδίες

6.1 Κολπική ταχυκαρδία επανεισόδου κολποκοιλιακού κόμβου

Η κολπική ταχυκαρδία επανεισόδου κολποκοιλιακού κόμβου είναι η πιο κοινή κολπική ταχυκαρδία με μηχανισμό κυκλώματος επανεισόδου και εμφανίζεται στο 60% των ασθενών με παροξυσμική κολπική ταχυκαρδία. Στην ταχυκαρδία αυτή, ο μηχανισμός επανεισόδου βρίσκεται μέσα στον ίδιο τον κολποκοιλιακό κόμβο (Εικόνα 6.1). Στην περίπτωση αυτήν ο κολποκοιλιακός κόμβος χωρίζεται σε δύο μονοπάτια, σχηματίζοντας έναν κυκλικό κόμβο. Αυτά τα δύο μονοπάτια αποτελούν τον μηχανισμό επανεισόδου. Ο λόγος είναι ότι το ένα μονοπάτι έχει διαφορετική ανερέθιστη περίοδο από το άλλο. Στην επίσημη βιβλιογραφία αναφέρονται ως αργό και γρήγορο μονοπάτι (slow and fast pathway). [1]

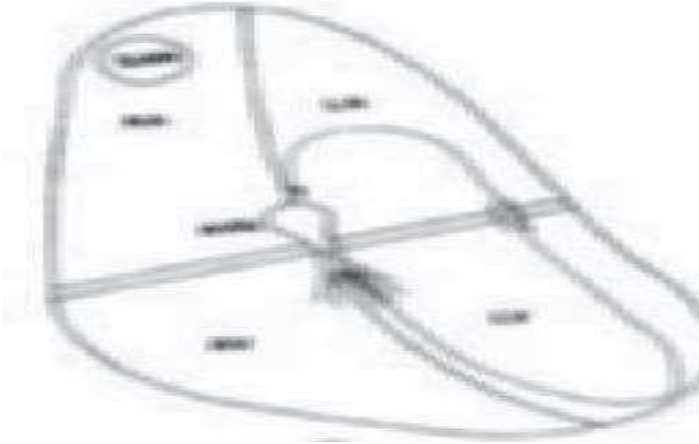


Εικόνα 6.1 Σχηματική αναπαράσταση μηχανισμού κολπικής ταχυκαρδίας επανεισόδου κολποκοιλιακού κόμβου. [1]

6.2 Ταχυκαρδία κολποκοιλιακής επανεισόδου

Η συγκεκριμένη ταχυκαρδία εμφανίζεται στο 30% των ασθενών με παροξυσμική κολπική ταχυκαρδία. Οι συγκεκριμένες ταχυκαρδίες ανήκουν στην κατηγορία μακρο-κυκλωμάτων επανεισόδου. Όπως είχε αναφερθεί στο κεφάλαιο της ανατομίας της καρδιάς οι βαλβιδικοί δακτύλιοι είναι ηλεκτρικά μονωμένοι. Σε κάποιες περιπτώσεις, υπάρχουν κάποιες περιοχές γύρω από τους βαλβιδικούς δακτυλίους που δεν είναι ηλεκτρικά μονωμένες. Αυτές οι περιοχές λέγονται παραπληρωματικά δεμάτια, στην διεθνή βιβλιογραφία αναφέρονται ως accessory pathways και χωρίζονται σε Wolf-Parkinson-White και concealed pathways. Αυτές είναι οι κύριες κατηγορίες παραπληρωματικών δεματίων και έχουν διαφορετικές ιδιότητες. Στην περίπτωση ταχυκαρδίας κολποκοιλιακής επανεισόδου το παραπληρωματικό δεμάτιο δρα ως πρώτο μονοπάτι, το ηλεκτρικό ερέθισμα παρακάμπτει τον κολποκοιλιακό κόμβο και άγει προς τις κοιλίες μέσω του δεματίου. Όπως έχει αναφερθεί ο κολποκοιλιακός κόμβος έχει ως ιδιότητα να καθυστερεί τα ηλεκτρικά σήματα και επίσης να άγει ερεθίσματα ορθόδρομα και ανάδρομα. Με βάση αυτές τις ιδιότητες δρα σαν αργό μονοπάτι και έτσι μπορεί να γίνει εκκίνηση αυτής της ταχυκαρδίας Εικόνα 6.2 [1]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς



Εικόνα 6.2 Σχηματικό διάγραμμα απεικόνισης μηχανισμού ταχυκαρδία κολποκοιλιακής επανεισόδου, λόγω ύπαρξης δεματίου. [1]

6.3 Κολπικός πτερυγισμός

Ο κολπικός πτερυγισμός ανήκει στην κατηγορία αρρυθμιών κυκλωμάτων επανεισόδου του κόλπου. Οι αρρυθμίες αυτές είναι εμμένουσες, όποτε δεν καταλογίζονται ως παροξυσμικές κολπικές ταχυκαρδίες. Στον κολπικό πτερυγισμό η κολπική δραστηριότητα φτάνει τις 220 σφίξεις το λεπτό με συγκεκριμένες ενδείξεις στο ηλεκτροκαρδιογράφημα επιφανείας. Λόγω της αυξημένης δραστηριότητας των κόλπων, ο κολποκοιλιακός κόμβος φτάνει σε σημείο κορεσμού και δεν άγει όλα τα ερεθίσματα που προκαλούνται από την κολπικό πτερυγισμό, σε αναλογία 2 προς 1 συνήθως. Ο τυπικός κολπικός πτερυγισμός προκαλείται από ένα κύκλωμα ταχύτατης περιστροφής του ηλεκτρικού ερεθίσματος (κύκλωμα επανεισόδου) που βρίσκεται στον δεξιό κόλπο της καρδιάς. Συχνά, ο τυπικός κολπικός πτερυγισμός αναφέρεται και ως ισθμοεξαρτώμενος, καθώς διέρχεται από μία περιοχή του δεξιού κόλπου που λέγεται ισθμός και βρίσκεται ανάμεσα στην τριγλώχινα βαλβίδα και την κάτω κοίλη φλέβα. Η περιοχή του ισθμού είναι μία περιοχή με ανομοιογένεια στους ιστούς που περιλαμβάνει, για αυτό θεωρείται ως περιοχή βραδείας αγωγής και προκαλεί κύκλωμα επανεισόδου. Όταν το κύκλωμα επανεισόδου του κολπικού πτερυγισμού δεν περιλαμβάνει τον ισθμό, αλλά εντοπίζεται σε άλλα σημεία των κόλπων, τότε μιλάμε για άτυπο κολπικό πτερυγισμό. [1]

7. Ηλεκτροφυσιολογικό εργαστήριο

Ένα εργαστήριο ηλεκτροφυσιολογίας που για να είναι ικανό να μελετήσει καρδιακές αρρυθμίες και καταλύει ταχυαρρυθμίες θα πρέπει να είναι εξοπλισμένο με ακτινοσκοπικό μηχάνημα, να έχει μηχανήματα παρακολούθησης ζωτικών παραμέτρων και σύστημα λήψης και αποθήκευσης δεδομένων από τα παραπάνω μηχανήματα. Επίσης λόγω της χρήσης ακτινοβολίας Χ είναι για λόγους ακτινοπροστασίας, ανάλογα εξοπλισμένο. [6]

7.1 Ακτινοσκοπικό μηχάνημα

Αποτελείται από το κρεβάτι που ξαπλώνει ο ασθενής και το μηχάνημα C-arm, το οποίο έχει την δυνατότητα να εκπέμπει ακτινοβολία Χ σε μεγάλο εύρος γωνιών και να απεικονίζει σε πραγματικό χρόνο. Το σύστημα απεικόνισης του C-arm αποτελείται από δύο οθόνες. Η μία οθόνη απεικονίζει σε πραγματικό χρόνο ακτινοσκοπική εικόνα και η δεύτερη οθόνη απεικονίζει κάποια αποθηκευμένη ακτινοσκοπική εικόνα ή βίντεο ως εικόνα αναφοράς. Η συνεχής απεικόνιση μέσω του ακτινοσκοπικού μηχανήματος επιβαρύνει με δόσης ακτινοβολίας Χ, τόσο τον ασθενή όσο τους ιατρούς και το νοσηλευτικό προσωπικό. Πάνω από το κρεβάτι του ασθενή υπάρχει ένας μεγάλος αριθμός οθονών που απεικονίζει όλα τα δεδομένα που χρειάζεται ο θεράπων ιατρός σε πραγματικό χρόνο. (Εικόνα 7.1) [6]



Εικόνα 7.1 Απεικόνιση οθονών παρακολούθησης ακτινοσκοπικών παραμέτρων αλλά και ενδοκαρδιακών σημάτων σε πραγματικό χρόνο στο εργαστήριο ηλεκτροφυσιολογίας. [6]

7.2 Κουτί σύνδεσης ενδοκαρδιακών καθετήρων.

Στο κουτί σύνδεσης ενδοκαρδιακών καθετήρων, συνδέονται τα συνδετικά καλώδια των ενδοκαρδιακών καθετήρων. Το κουτί σύνδεσης λαμβάνει τα ενδοκαρδιακά σήματα από τους καθετήρες όπου τα μεταφέρει στο σύστημα καταγραφής και απεικόνισης των ενδοκαρδιακών σημάτων (Εικόνα 7.2).

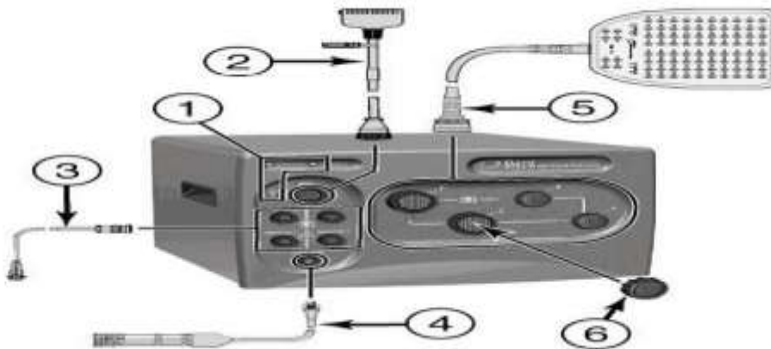
Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς



Εικόνα 7.2 Απεικόνιση από κουτί σύνδεσης καθετήρων. [6]

7.3 Καταγραφικό σύστημα ενδοκαρδιακών σημάτων

Αποτελεί την καρδιά του ηλεκτροφυσιολογικού εργαστηρίου. Τα ενδοκαρδιακά σήματα, όπως και το καρδιογράφημα επιφανείας καταγράφονται, απεικονίζονται και αποθηκεύονται σε αυτό. Αποτελείται από φίλτρα σημάτων, ενισχυτές, εικόνες απεικόνισης και λογισμικό αποθήκευσης και επεξεργασίας των σημάτων. Τα σήματα φτάνουν στο σύστημα μέσω του κουτιού σύνδεσης. Τα ενδοκαρδιακά σήματα είναι χαμηλά σε ένταση και απαιτείται να ενισχυθούν πριν απεικονισθούν και αποθηκευτούν. Το σύστημα καταγραφής (εικόνα 7.3) ενισχύει τα σήματα αυτά και φιλτράρει κάθε κανάλι ξεχωριστά, με τα σύγχρονα καταγραφικά να ξεπερνούν τα 64 κανάλια καταγραφής.



Εικόνα 7.3 Απεικόνιση ενός καταγραφικού ενδοκαρδιακών σημάτων. Φαίνεται το κουτί σύνδεσης ενδοκαρδιακών καθετήρων (5), η θύρα σύνδεσης καρδιογραφήματος επιφανείας (2). Το καλώδιο 4 είναι το καλώδιο σύνδεσης με βηματοδοτικό σύστημα. Καλώδιο 3 δυνατότητα σύνδεσης για απεικόνισης αρτηριακής πίεσης. [6]

Ο ενισχυτής έχει την δυνατότητα να ενισχύει τα σήματα αυτόματα ή έχει την δυνατότητα ο χρήστης να ενισχύει τα σήματα κατά το δοκούν. Οι ενισχυτές πρέπει να βρίσκονται όσο γίνεται πιο κοντά στο κρεβάτι του ασθενή, έτσι ώστε να είναι όσο γίνεται μικρότερο το μήκος του καλωδίου που μεταφέρουν τα σήματα σε αυτόν, μειώνοντας έτσι τον θόρυβο των σημάτων. Το σύστημα περιλαμβάνει βαθυπερατά και υψιπερατά φίλτρα για να απορρίπτουν σήματα εκτός του εύρους συχνοτήτων του καθαρού σήματος. Το φάσμα που χρησιμοποιείται για το

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

φιλτράρισμα των ενδοκαρδιακών σημάτων είναι 40Hz για το υψιπερατό φίλτρο και 500Hz για το βαθυπερατό φίλτρο. Το σύστημα μπορεί να απεικονίζει και να αποθηκεύει ταυτόχρονα σήματα καρδιογραφήματος επιφανείας, καθώς και ενδοκαρδιακά σήματα στην ίδια σελίδα. Επίσης το σύστημα περιέχει δύο οθόνες, μια για απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο και μια για απεικόνιση αποθηκευμένων στιγμιότυπων με δυνατότητα μετρήσεων.

Επίσης το σύστημα έχει δυνατότητα σύνδεσης με το σύστημα βηματοδότησης και έχει δυνατότητα σύνδεσης με γραμμή για παρακολούθησης αρτηριακής πίεσης στην οθόνη του.

7.4 Σύστημα Βηματοδότησης

Το σύστημα βηματοδότησης είναι απαραίτητο για να μπορεί ο χρήστης να δημιουργεί προγραμματισμένους παλμούς, έτσι ώστε να λάβει δεδομένα και μετρήσεις σχετικά με την αντίδραση της καρδιάς σε αυτά τα ερεθίσματα. Η βηματοδότηση πραγματοποιείται διαμέσου των ενδοκαρδιακών καθετήρων. Το σύστημα βηματοδότησης έχει δυνατότητα να βηματοδοτεί με διάφορους τρόπους. Μπορεί να βηματοδοτεί σταθερά την καρδιά με πολύ γρήγορη συχνότητα, μπορεί να βηματοδοτεί με σταθερό ρυθμό (τρένο βηματοδότησης) και στο τέλος του τρένου αυτού να δοθεί ένας ή περισσότεροι παλμοί με μικρότερη συχνότητα (έκτακτος παλμός). Τα συστήματα βηματοδότησης μπορούν να βηματοδοτούν με ρεύμα από 0.1 έως 20 mA . Με ικανοποιητική θέση και επαφή των καθετήρων στο μυοκάρδιο, το κατώφλι βηματοδότησης είναι τα 2 mA στον κόλπο αλλά και στην κοιλία. Μεγαλύτερη ένταση ρεύματος πραγματοποιείται όταν υπάρχει κάποια μυοκαρδιοπάθεια, όταν βηματοδοτείται ο καθετήρας του στεφανιαίου κόλπου ή υπάρχει χρήση αντι-αρρυθμικών φαρμάκων. Τα συστήματα βηματοδότησης μπορούν να βηματοδοτούν από όλους τους ενδοκαρδιακούς καθετήρες. [6]

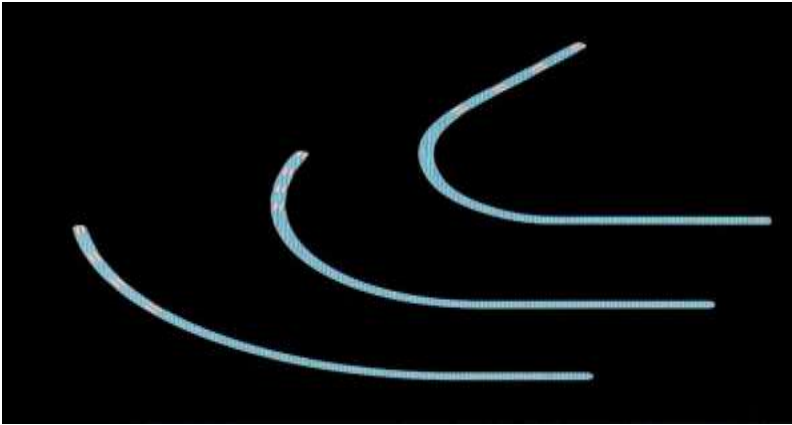
7.5 Εξωτερικός απινιδωτής

Στις ηλεκτροφυσιολογικές πράξεις πάντα είναι σε ετοιμότητα εξωτερικός απινιδωτής. Τα ηλεκτροφυσιολογικά εργαστήρια είναι εξοπλισμένα με διφασικούς απινιδωτές, οι οποίοι είναι πιο αποτελεσματικοί στην χρήση τους. Εφαρμόζονται στον ασθενή ηλεκτρόδια απινίδωσης στο στήθος του ασθενή, τα οποία είναι ηλεκτρικά γειωμένα. Επίσης οι απινιδωτές έχουν την δυνατότητα καταγραφής καρδιογραφήματος επιφανείας και λειτουργεί ως ακόμα ένα μέσο παρακολούθησης ηλεκτροκαρδιογραφήματος. [6]

8. Καθετήρες ηλεκτροφυσιολογίας

8.1 Διαγνωστικοί καθετήρες

Οι διαγνωστικοί καθετήρες χρησιμοποιούνται στις ηλεκτροφυσιολογικές μελέτες για καταγραφή σημάτων αλλά και βηματοδότηση σε διάφορα σημεία της καρδιάς από τα ηλεκτρόδια τους. Αυτοί οι καθετήρες αποτελούνται από μονωμένα μεταξύ τους καλώδια στο άνω μέρος του καθετήρα. Το κάθε καλώδιο είναι συνδεδεμένο σε ένα ηλεκτρόδιο, το οποίο έρχεται σε επαφή με την ενδοκαρδιακή επιφάνεια. Στο εγγύς άκρο του καθετήρα καταλήγει το κάθε καλώδιο, το οποίο συνδέεται στο κυτίο σύνδεσης και δίνει σήματα στο καταγραφικό σύστημα. Το εξωτερικό των διαγνωστικών καθετήρων είναι φτιαγμένο από συνθετικά υλικά, όπως πολυουρεθάνη ή terylene. Ανάλογα με το υλικό που έχει το εξωτερικό περίβλημα του καθετήρα, είναι διαφορετική ευκολία των κινήσεων μέσα στην καρδιά. Οι καθετήρες αυτήν έχουν την ιδιότητα να έχουμε διάφορες γωνίες στο άνω μέρος τους, που μπορούν και τις διατηρούν μέσα στην θερμοκρασία του σώματος. (Εικόνα 8.1) [4]



Εικόνα 8.1 Διαγνωστικοί καθετήρες σταθερού άκρου σε διαφορετικά σχήματα γωνίων. [4]

Οι διαγνωστικοί καθετήρες μπορεί να είναι σε διάφορα μεγέθη 3 έως 8 FR (1FR=0.33m). Στους ενήλικες χρησιμοποιούνται μεγέθη 5,6,7 FR συνήθως. Οι καταγραφές από τα ηλεκτρόδια μπορεί να είναι μονοπολικές (από έναν πόλο) ή διπολικές (δύο πόλους). Τα ηλεκτρόδια έχουν συνήθως μήκος 1 με 2 χιλιοστά. Η απόσταση μεταξύ δύο ηλεκτροδίων μπορεί να είναι από 1 έως 10 χιλιοστά μεταξύ τους. Η πιο συνηθισμένη χρήση είναι αυτήν των καθετήρων με απόσταση μεταξύ ηλεκτροδίων 2 ή 5 χιλιοστά.

Επίσης υπάρχουν πολύ καθετήρες με μεγάλο αριθμό πόλων για να καταγράψουν μεγαλύτερο αριθμό σημάτων σε μεγαλύτερη ανατομική περιοχή και σε ιδιαίτερους σχηματισμούς για να έχουν πρόσβαση σε ιδιαίτερες ανατομικές δομές. Οι πιο συνηθισμένοι καθετήρες είναι δύο ή τεσσάρων πόλων που χρησιμοποιούνται συνήθως για καταγραφή σημάτων από τον κόλπο και την κοιλία, αλλά και την βηματοδότηση αυτών. Ο πιο συνηθισμένος και πιο σημαντικός πολυπολικός καθετήρας είναι ο καθετήρας του στεφανιαίου κόλπου.

Οι καθετήρες μπορεί να έχουν σταθερό άνω άκρο ή μπορεί να είναι πηδαλιουχούμενο. Οι πηδαλιουχούμενοι καθετήρες μπορούν να περιστρέφουν το άκρο τους προς μία ή δύο κατευθύνσεις σε ένα επίπεδο. [4]

8.2 Τοποθέτηση Διαγνωστικών καθετήρων.

Οι τοποθέτηση καθετήρων γίνεται επεμβατικά. Οι πιο συνηθισμένες δομές στις οποίες τοποθετούνται καθετήρες είναι ο δεξιός κόλπος, η δεξιά κοιλία και το δεμάτιο του HIS, οι οποίοι καθετήρες φτάνουν στην καρδιά, εισερχόμενοι στο ανθρώπινο σώμα από την μηριαία φλέβα. Ένας από τους πιο σημαντικούς καθετήρες στον ηλεκτροφυσιολογικό έλεγχο και μελέτη αρρυθμιών είναι ο καθετήρας του στεφανιαίου κόλπου, ο οποίος μπορεί να τοποθετηθεί και αυτός μέσω μηριαίας φλέβας. Ο καθετήρας στεφανιαίου κόλπου, εισέρχεται στον στεφανιαίο κόλπο όπου η είσοδος του είναι στον δεξιό κόλπο και εκτείνεται επικαρδιακά στον μητροειδικό δακτύλιο. Αυτός μας επιτρέπει χρησιμοποιώντας έναν 10 πολικό στεφανιαίο καθετήρα, να έχουμε ταυτόχρονα σήματα από τον δεξιό και αριστερό κόλπο αλλά και σήματα αριστερής κοιλίας. Αυτό τον κατατάσσει από τους πιο σημαντικούς διαγνωστικούς καθετήρες στην μελέτη ταχυαρρυθμιών. Στην εικόνα 8.2 φαίνεται εικόνα τυπικής απεικόνισης σημάτων από τους παραπάνω καθετήρες.



Εικόνα 8.2 Απεικόνιση ηλεκτρογραμμάτων βασικών καθετήρων και καρδιογραφήματος σε φλεβοκομβικό ρυθμό. Στο πάνω μέρος της εικόνας απεικονίζονται οι απαγωγές καρδιογραφήματος ηρεμίας I,II,III,V1,V6. Στην μέση της εικόνας απεικονίζονται οι καθετήρες HRA (άνω δεξιού κόλπου) και δεματίου του HIS. Στο κάτω μέρος της εικόνας φαίνονται τα ηλεκτρογράμματα του καθετήρα στεφανιαίου κόλπου (CS_{prox} έως CS_{dist}) και του καθετήρα δεξιάς κοιλίας RVA. [4]

8.3 Καθετήρες κατάλυσης αρρυθμιών (Ablation)

Οι καθετήρες κατάλυσης είναι καθετήρες παρόμοιοι με τους διαγνωστικούς, δηλαδή μπορούν να καταγράφουν σήματα, να βηματοδοτούν όπως οι διαγνωστικού καθετήρες. Η κύρια διαφορά του είναι ότι στο άπω άκρο τους υπάρχει ηλεκτρόδιο από 4 έως 10 χιλιοστά μπορεί και μεταφέρει θερμική ενέργεια ραδιοσυχνότητας στον ιστό με σκοπό την κατάλυση αρρυθμιών. Όσο μεγαλύτερο είναι το ηλεκτρόδιο άπω άκρου, τόσο χαμηλότερη ποιότητας σήματα καταγράφονται.

Κατά την μεταφορά υψηλής θερμικής ενέργεια, μπορεί να δημιουργηθεί θρόμβος, καρβονοποίηση του ιστού και τέλος βαρύ έγκαυμα του ιστού.

Για αυτό υπάρχουν δύο διαφορετικές μέθοδοι ψύξης του άκρου που μεταδίδει την θερμική ενέργεια, εσωτερικής και εξωτερικής ψύξης. Η εξωτερική ψύξη του ηλεκτροδίου κατάλυσης πραγματοποιείται μέσω υγρού, δηλαδή του αίματος, που περνά από το ηλεκτρόδιο. Σε αντίθεση οι καθετήρες εξωτερικής ψύξης ηλεκτροδίου ψύχονται μέσω ορού που διαρρέει τον εσωτερικό αυλό του καθετήρα φτάνει στο εσωτερικό του άκρου κατάλυσης και το ψύχει. Ο ορός τρέχει στον καθετήρα, μέσω αντλίας που είναι συνδεδεμένη με αυτόν. Το άκρο κατάλυσης

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

έχει πολύ μικρές οπές που επιτρέπουν την ροή του ορού εκτός του άκρου κατάλυσης. Αυτό επιτρέπει να υπάρχει συνεχείς ροή, επομένως και ψύξη του άκρου. [4]

8.3.1 Καθετήρες με παθητική ψύξη άκρου

Οι καθετήρες με παθητικά ψυχόμενο άκρο, επιτυγχάνουν την ψύξη τους κατά την εφαρμογή θεραπείας ραδιοσυχνοτήτων, με την ροή αίματος που υπάρχει γύρω από την ανατομική δομή που δίνεται η θεραπεία. Στην περίπτωση του καθετήρα αυτή η γεννήτρια ραδιοσυχνοτήτων είναι σε λειτουργία ελέγχου της θερμοκρασίας, έτσι ώστε να μην ξεπεράσει κάποιο όριο που έχει οριστεί από τον χρήστη. Για τον λόγο αυτόν, ανάλογα με την ανατομία του σημείου ενδιαφέροντος αλλά και του μηχανισμού της αρρυθμίας, επιλέγεται καθετήρας με διαφορετικό μήκος άκρου. Οι καθετήρες με μεγαλύτερο μήκος άκρου, μπορούν και έχουν αποτελεσματικότερη ψύξη. [4]

8.3.2 Καθετήρες ψυχόμενου άκρου με όρο (ενεργητική ψύξη)

Οι καθετήρες ψυχόμενου άκρου με όρο μπορούν να παράγουν μεγαλύτερες θερμοκρασίες ιστού και να δημιουργούν βαθύτερες βλάβες στον ιστό, συγκριτικά με τον άλλο τύπο καθετήρων, λόγω της μείωσης της υπερθέρμανσης στην επιφάνεια που έρχεται σε επαφή το ηλεκτρόδιο με το ενδοκάρδιο, ακόμα και σε σημεία με χαμηλή ροή αίματος. Αυτό επιτρέπει την μεταφορά μεγαλύτερων ποσών ενέργειας για μεγαλύτερη διάρκεια, ώστε να δημιουργεί μεγαλύτερες βλάβες με μεγαλύτερο βάθος, αλλά χωρίς το ρίσκο δημιουργίας θρόμβου ή εγκαύματος. [4]



Εικόνα 8.3 Καθετήρας ραδιοσυχνοτήτων ψυχόμενου άκρου με όρο.

9. Ενέργεια Ραδιοσυχνοτήτων και Γεννήτρια Ραδιοσυχνοτήτων

9.1 Θερμική ενέργεια ραδιοσυχνοτήτων

Για τον καυτηριασμό των ιστών χρησιμοποιείται υψίσυχο ρεύμα με συχνότητα 30kHz έως 300 MHz. Κατά την διάρκεια βλάβης με RF ablation στο ενδοκάρδιο, εφαρμόζεται ηλεκτρική τάση ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο στην άκρη του καθετήρα και σε ένα μεγάλο ηλεκτρόδιο που εφάπτεται στην επιφάνεια του σώματος του ασθενούς, το αυτοκόλλητο της γείωσης. Το υψίσυχο ρεύμα κυματοειδούς μορφής έχει συχνότητα περίπου 500kHz και το φάσμα που χρησιμοποιείται 300 kHz έως 750 kHz.

Η ενέργεια της χορηγούμενης βλάβης που απορροφάτε από τον ιστό (μετατρέπεται σε θερμότητα), δίνεται από την εξίσωση:

$$W = \sigma (\nabla V)^2$$

W: απορροφούμενη ενέργεια (Watt/m²)

σ: ηλεκτρική αγωγιμότητα των ιστών

V: ηλεκτρικό δυναμικό (Volt)

Όπως φαίνεται από την παρακάτω εξίσωση, η απορροφούμενη ενέργεια είναι αντιστρόφως ανάλογη με την τέταρτη δύναμη της απόστασης από το ηλεκτρόδιο του καθετήρα:

$$W \sim \sigma V^2 / r^2$$

Στο σημείο επαφής του άκρου του καθετήρα με τον ιστό, θερμαίνονται τα κύτταρα του ενδοκαρδίου κατά την διάρκεια του RF ablation από την απορροφούμενη ενέργεια με αποτέλεσμα να καταστρέφονται και να δημιουργείτε η βλάβη. Για να θεωρηθεί μια βλάβη αποτελεσματική, η καλή επαφή ηλεκτροδίου με τον ιστό με ελαφρά πίεση είναι ένας από τους βασικούς παράγοντες. Το κύριο μέρος της βλάβης γίνεται στην αρχή της εφαρμογής του υψίσυχνου ρεύματος.

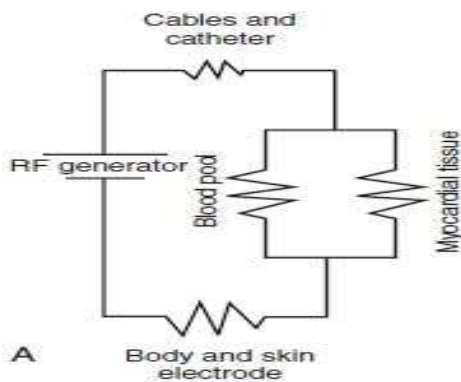
Κατόπιν η αποτελεσματικότητα της βλάβης μειώνεται γρήγορα, καθώς αυξάνεται η αντίσταση στο σημείο επαφής ηλεκτροδίου-μυοκαρδίου και η ροή του ρεύματος μειώνεται. Κατά την διάρκεια χορήγησης βλάβης, η αντίσταση αλλάζει. Η αλλαγή αυτή προσφέρει πληροφορίες για την ποιότητα της βλάβης. Εάν η αντίσταση αυξηθεί απότομα τότε σημαίνει πως έχει δημιουργηθεί πήγμα στον ιστό λόγω μεγάλης ανόδου της θερμοκρασίας. Οι θερμοκρασίες του ηλεκτροδίου, του σημείου επαφής ηλεκτροδίου-ιστού και στο βάθος των ιστών είναι διαφορετικές. Η θερμοκρασία κατά τη διάρκεια της χορήγησης βλάβης και ο έλεγχος της είναι επιπλέον χρήσιμα στοιχεία που βοηθούν στην δημιουργία μιας αποτελεσματικής και ασφαλούς βλάβης. Οι θερμοκρασίες κυμαίνονται μεταξύ 50° | \sphericalangle 90°C, με πιο συνηθισμένες τιμές 60°-70°C. Στις θερμοκρασίες που αναφέρθηκαν προηγουμένως η δημιουργία της βλάβης γίνεται σταδιακά, ομαλά και με αποτελεσματική καταστροφή των κυττάρων του ιστού χωρίς τον σχηματισμό πηγματος. Από τους 50°C δεν αναμένεται σημαντική νέκρωση του ιστού. Ένας άλλος παράγοντας που παίζει ρόλο στην δημιουργία της βλάβης είναι η επιφάνεια του ηλεκτροδίου που έρχεται σε επαφή με τον ιστό. Αυξάνοντας του μήκους του ηλεκτροδίου από 4 σε 8 mm, αυξάνεται και το μέγεθος της βλάβης. Το αίμα της κοιλότητας λειτουργεί ως κατασταλτικός παράγοντας κατά τη δημιουργία της βλάβης καθώς ψύχει τον καθετήρα και όσο δεν ανεβαίνει η θερμοκρασία, η βλάβη που σχηματίζεται δεν είναι η επιθυμητή. Έτσι, σε δομές της καρδιάς όπου υπάρχει αυξημένη ροή αίματος (π.χ. περιοχές κοντά στην αορτική βαλβίδα), χρειάζεται μεγαλύτερη ισχύς από την γεννήτρια σε σχέση με περιοχές όπου η ροή είναι μικρότερη (π.χ δεξιός κόλπος). Σύμφωνα με τα προηγούμενα, η ψύξη του άκρου του καθετήρα με φυσιολογικό ορό, αποτρέπει την αύξηση της θερμοκρασίας εκτός των επιθυμητών ορίων και

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

επιτρέπει τη χορήγηση βλάβης με μεγαλύτερη ισχύ, χωρίς να σχηματιστεί πύγμα στην άκρη του καθετήρα. Μια βλάβη με μεγαλύτερη ισχύ έχει αποτέλεσμα την θέρμανση των ιστών σε μεγαλύτερο βάθος, άρα και πιο βαθιά βλάβη.[5]

9.2 Γεννήτρια ραδιοσυχνότητων

Για την εφαρμογή ενέργειας ραδιοσυχνότητων, απαιτείται η ύπαρξη γεννήτριας ραδιοσυχνότητων. Η γεννήτρια ραδιοσυχνότητων συνδέεται με τον θεραπευτικό καθετήρα κατάλυσης και ελέγχει τις παραμέτρους εφαρμογής της θεραπείας. Οι σύγχρονες γεννήτριες έχουν δύο κύριες λειτουργίες. Την λειτουργία ελέγχου ενέργειας και ελέγχου θερμοκρασία, οι λειτουργίες αυτές ενεργοποιούνται με βάση του τύπου καθετήρων, ενεργής ή παθητικής ψύξης που θα αναλυθούν παρακάτω. Στην Εικόνα 9.1 φαίνεται σχηματικό διάγραμμα του κυκλώματος της γεννήτριας με τον ασθενή.



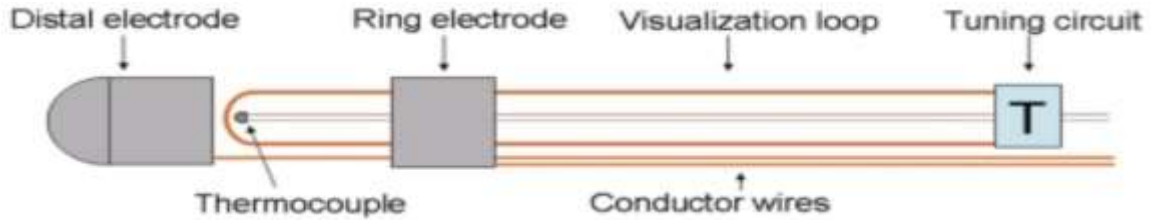
Εικόνα 9.1 Σχηματικό διάγραμμα του κυκλώματος γεννήτριας ραδιοσυχνότητων. [4]

Ο καθετήρας εφαρμογής συνδέεται με την γεννήτρια ραδιοσυχνότητων. Στο δέρμα του ασθενή εφαρμόζεται ένα αυτοκόλλητο-γείωση έτσι ώστε να δημιουργείται κλειστό κύκλωμα. Η γεννήτρια έχει την δυνατότητα να μετράει την αντίσταση αυτού του μεγάλου κυκλώματος να την απεικονίζει και αν ξεπεραστούν κάποιες προκαθορισμένες τιμές να σταματήσει την εφαρμογή. Όπως φαίνεται στο σχήμα της εικόνας 4.6 ο ιστός του μυοκαρδίου, όπως και το αίμα που ρέει έχουν και αυτά αντίσταση, διαφορετική μεταξύ τους. Μετά την εφαρμογή ραδιοσυχνότητων στο ιστό, λόγω της αλλαγής της σύστασης του ιστού παρατηρείται και πτώση αντίστασης στην γεννήτρια μετά την εφαρμογή. [4]

9.3 Λειτουργία ελεγχόμενης θερμοκρασίας.

Οι καθετήρες κατάλυσης, έχουν στο άκρο τους ένα θερμίστορ ή θερμοζεύγος (Εικόνα 9.2) για να παρακολουθείται η θερμοκρασία στο άκρο του καθετήρα κατά την εφαρμογή. Με βάση αυτήν την θερμοκρασία η γεννήτρια όταν φτάσει την μέγιστη θερμοκρασία που έχει οριστεί από τον χρήστη, μειώνει την ενέργεια που εφαρμόζεται στον ιστό έτσι ώστε να μην ξεπεραστεί η προκαθορισμένη ενέργεια. Με την λειτουργία αυτή, μπορούν να αποφευχθούν επιπλοκές που σχετίζονται με την ανεξέλεγκτη αύξηση της θερμοκρασίας. [4]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς



Εικόνα 9.2 Σχηματικό διάγραμμα καθετήρα παθητική ψύξης.

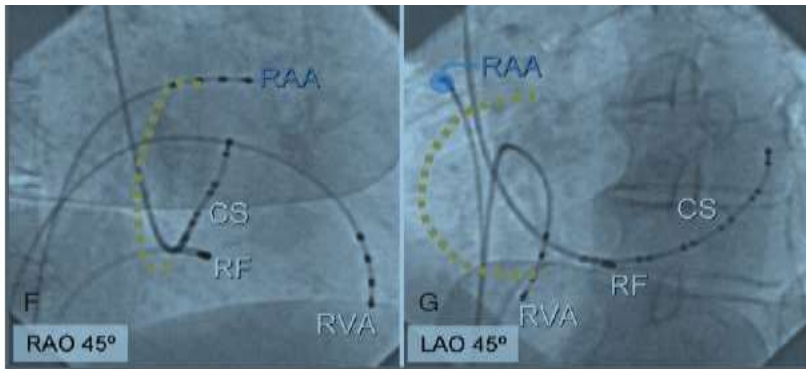
9.4 Λειτουργία ελεγχόμενης ενέργειας.

Είναι άλλη μία λειτουργία της γεννήτριας ραδιοσυχνότητας. Η λειτουργία αυτή συνήθως χρησιμοποιείται με την καθετήρα ενεργής ψύξης. Στην λειτουργία αυτήν ο χρήστης καθορίζει την ένταση της ενέργεια που θέλει να εφαρμόσει σταθερά στον ιστό. Στην γεννήτρια καθορίζεται τιμή θερμοκρασία που δεν πρέπει να ξεπεραστεί. Λόγω του ορού που διαρρέει το ηλεκτρόδιο εφαρμογής η τιμή της θερμοκρασία δεν μπορεί να είναι αξιόπιστη. Στην λειτουργία αυτή εναποτίθεται μεγαλύτερα ποσά ενέργειας στον ιστό και εκτός του φαινομένου αύξησης της θερμότητας στην επιφάνεια εφαρμογής, έχουμε μεταφορά ενέργειας και στο επικαρδιακό στρώμα της καρδιάς. Λόγω των μεγαλύτερων ποσών ενέργειας που μεταφέρεται, η ενέργεια αυτή συνεχίζει και έχει επίδραση στον ιστό και μετά την εφαρμογή. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται θερμική απόκριση (Thermal lag). Στην λειτουργία αυτή είναι μεγαλύτερα τα ποσοστά επιπλοκών, όπως εξάχνωση ιστού ή ακόμα και επιπωματισμό. [4]

10. Απεικονιστικές μέθοδοι στην Ηλεκτροφυσιολογία

10.1 Συμβατικός τρόπος απεικόνισης και κατάλυσης αρρυθμιών

Οι επεμβάσεις χαρτογράφησης αλλά και κατάλυσης, παραδοσιακά λάμβαναν χώρα υπό την καθοδήγηση της απλής ακτινοσκόπησης και την βοήθεια τεχνικών αγγειογραφίας. Με την συμβατική ακτινοσκόπηση, η μόνη ανατομική αναφορά είναι οι καρδιακή σκιά, η σπονδυλική στήλη, το διάφραγμα, η υποξιφοειδής απόφυση, το μεσοθωράκιο και τα κινούμενα ηλεκτρόδια πάνω στους καθετήρες που τοποθετούνται σε συγκεκριμένα σημεία, όπως το δεξιό κοιλιακό ωτίο, η κορυφή της δεξιάς κοιλίας ή στον χώρο εξόδου της δεξιάς κοιλίας, η περιοχή του δεματίου του HIS και ο στεφανιαίος κόλπος. (Εικόνα 10.1)



Εικόνα 10.1 Ακτινοσκοπικές εικόνες καθετήρων τοποθετημένων στην κορυφή της δεξιάς κοιλίας (RVA), στεφανιαίο κόλπο (CS), Δεξί κοιλιακό ωτίο (RAA), Δεμάτιο του HIS RF σε θέση δεξιά και αριστερή πρόσθια λοξή της λυχνίας ακτινοσκόπησης.

Η επαλήθευση της ορθής τοποθέτησης των καθετήρων στο σημείο ενδιαφέροντος, γίνεται με την απεικόνιση των ηλεκτρογραμμάτων (EGM). [8]

10.2 Συστήματα τρισδιάστατης ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης .

10.2.1 Εισαγωγή

Η χαρτογράφηση καρδιακών αρρυθμιών είναι μια διαδικασία, αναγνώρισης, χαρακτηρισμού και εύρεσης του σημείου που οφείλεται η αρρυθμία. Επίσης η χαρτογράφηση σχεδιάζει την καθοδήγηση για την θεραπεία κατάλυσης της αρρυθμίας με επεμβατικό τρόπο. Τα πλεονεκτήματα και οι τεχνικές χαρτογράφησης είχαν αναπτυχθεί σημαντικά τις προηγούμενες δεκαετίες. Με την βελτίωση της κατανόησης των μηχανισμών των ταχυαρρυθμιών, συμπεριλαμβάνοντας την ανατομία και την δομική συσχέτισή τους, η ιδέα να συνδυαστεί η ανατομία με την ηλεκτρική πληροφορία που συλλέγονται από καθετήρες χαρτογράφησης έχουν σημαντικό ρόλο στην καθοδήγηση αλλά και στην κατανόηση της επιτυχίας της κατάλυσης αρρυθμιών με καθετήρες.

Η αρχή πίσω από την ηλεκτροανατομική χαρτογράφηση περιλαμβάνει την χρήση καθετήρων χαρτογράφησης που συλλέγουν ηλεκτρική πληροφορία από το άκρο του καθετήρα, μπορεί να συλλέγει χρονική πληροφορία του σήματος που συλλέγει συγκρίνοντας το με ένα σταθερό χρονικό σημείο αναφοράς. Επίσης συλλέγει πληροφορίες για το δυναμικό που έχει κάθε

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

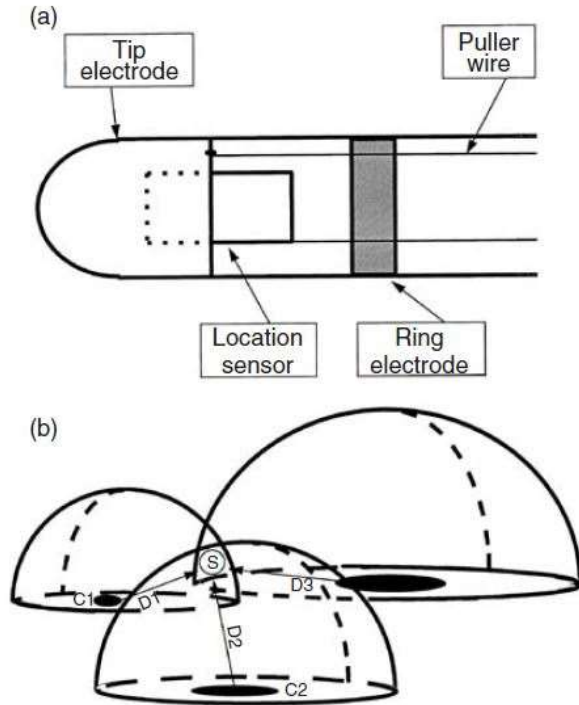
σημείο του μυοκαρδίου. Συνδυάζοντας αυτά τα δύο καθώς και την θέση του άκρου του καθετήρα χαρτογράφησης δημιουργείται ένα σημείο ανατομία σε 3διάστατο επίπεδο. Έτσι συλλέγοντας σημεία με τον καθετήρα δημιουργείται η επιφάνεια της γεωμετρίας που αντιστοιχεί στην δομή της καρδιάς που χαρτογραφείται π.χ δεξιός κόλπος. Η ανατομική αυτή γεωμετρία μπορεί να κωδικοποιηθεί με χρωματικό κώδικά η οποία μπορεί να αναδεικνύει είτε χρονική πληροφορία σήματος (χάρτης χρονισμού), είτε το δυναμικό της δομής (χάρτης δυναμικών). Οι χάρτες χρονισμού επιτρέπουν στον χρήστη να εξετάζει την πορεία που έχουν τα δυναμικά δράσης της ταχυκαρδίας. Επιπλέον, ο χρήστης έχει την δυνατότητα να απεικονίσει ανατομικές περιοχές που είναι πολύ χαμηλών δυναμικών (νεκρές περιοχές) ή παθολογικές περιοχές που παρουσιάζουν παθολογικά ηλεκτρογράμματα και οφείλονται για την έναρξη αρρυθμίας.

10.2.3 Μαγνητικό ηλεκτροανατομικό σύστημα χαρτογράφησης.

Η πρώτη περιγραφή της χρήσης ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης με ελάχιστη χρήση ακτινοσκόπησης in vivo πραγματοποιήθηκε το 1996 χρησιμοποιώντας την χρήσης καθετήρων κατάλυσης. Αυτή η τεχνολογία ήταν το πρώτο τρισδιάστατο σύστημα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης. Σε αρχικό στάδιο, χρησιμοποιήθηκε για να δημιουργήσει ανατομικές γεωμετρίες και να καθοδηγεί καθετήρες στον δεξιό κόλπο, είτε σε φλεβοκομβικό ρυθμό, είτε σε κολπικό πτεριγισμό, παρέχοντας ηλεκτροανατομικό μοντέλο ανατομίας χωρίς χρήση ακτινοσκόπησης in vivo. Στις μέρες μας τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούνται πλέον για την αναγνώριση, κατανόηση και κατάλυση αρρυθμιών σε όλα τα διαμερίσματα της καρδιάς.

Το μαγνητικό σύστημα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης χρησιμοποιεί ένα εξωτερικό μαγνητικό πεδίο το οποίο πακτώνει κάτω από το κρεβάτι το ασθενή και σε συνδυασμό με τετραπολικό καθετήρα οι οποίοι έχουν στο άκρο τους έναν μαγνητικό αισθητήρα μπορούν και συλλέγουν πληροφορίες μέσα από τα διαμερίσματα της καρδιάς . Το εξωτερικό αυτό πεδίο περιέχει τρία πηνία τα οποία ενεργοποιούν ένα χαμηλής έντασης μαγνητικό πεδίο έντασης μεταξύ 5×10^{-6} και 5×10^{-6} Tesla. Ο χώρος που περικλείουν αυτά τα 3 πηνία γύρω από το θώρακα του ασθενή αποτελεί τον χώρο χαρτογράφησης, ο οποίος μπορεί να παρέχει χωρική και χρονική πληροφορία. Η χωρική πληροφορία κωδικοποιείται στο εφαρμοζόμενο μαγνητικό πεδίο ως η απόσταση που έχει το άκρο του καθετήρα από το πηνίο του εφαρμοζόμενου μαγνητικού πεδίου. Ο μαγνητικός αισθητήρας στο άκρο του καθετήρα μετράει την ένταση του μαγνητικού πεδίου από κάθε ένα από τα 3 coil και αυτό χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της απόστασης από κάθε ένα από αυτά. Η τοποθεσία του καθετήρα στον χώρο υπολογίζεται, ως η τομή της απόστασης από τα πηνία (εικόνα 10.2). [7]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς



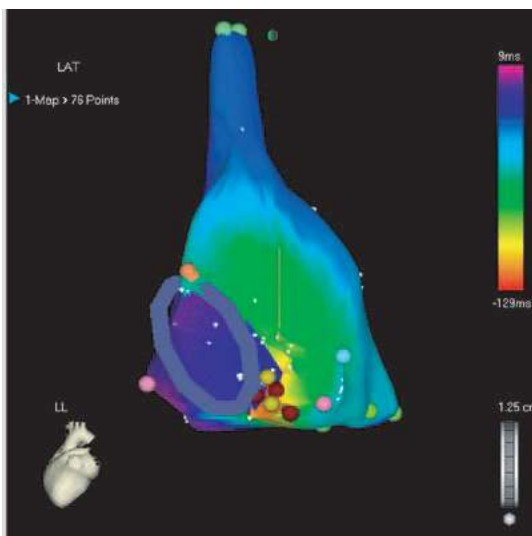
Εικόνα 10.2 (α) Σχηματική απεικόνιση του καθετήρα χαρτογράφησης (β) Σχηματική απεικόνιση του καθορισμού της τοποθεσίας του καθετήρα στο μαγνητικό πεδίο. [7]

Το μαγνητικό πεδίο περιέχει όλες τις πληροφορίες που χρειάζονται για να καθοριστεί η τοποθεσία του καθετήρα σε τρισδιάστατο επίπεδο (x,y,z) αλλά και προσανατολισμό αυτού ως προς την περιστροφική κίνηση του καθετήρα, την μετακίνηση του στον χώρο χαρτογράφησης.

Ένα ηλεκτροανατομικό μοντέλο ενεργοποιείται όταν ο καθετήρας χαρτογράφησης κινείται μέσα σε κάποιο διαμέρισμα της καρδιάς και σημεία με δεδομένα διαδοχικά συλλέγονται. Η συλλογή δεδομένων περιλαμβάνει τρισδιάστατη χωρική πληροφορία που αντιστοιχεί σε ηλεκτρικά δεδομένα του κάθε μεμονωμένου χωρικού σημείου σε σχέση με τον χρόνο συγκρίνοντας το με ένα σταθερό χρονικά σημείο, συνήθως τα σήματα που καταγράφει ο διαγνωστικός καθετήρας στον στεφανιαίο κόλπο.. Συλλέγοντας διαδοχικά πολλαπλά σημεία από το εκάστοτε διαμέρισμα ενδιαφέροντος, δημιουργείται ένας λεπτομερής τρισδιάστατος ηλεκτροανατομικός χάρτης. Όσο περισσότερα σημεία συλλέγονται, περισσότερη λεπτομερής η χαρτογράφηση είναι.

Ο ασθενής την ώρα της συλλογής πληροφοριών, υπάρχει πιθανότητα να μετακινηθεί σε σχέση με την αρχική του θέση, κάτι που μπορεί να καταστήσει το ηλεκτροανατομικό μοντέλο μη αξιόπιστο. Για την διόρθωση των μικρο-κινήσεων του ασθενή, χρησιμοποιείται ένα μαγνητικό αυτοκόλλητο αναφοράς στην πλάτη του ασθενή. Έτσι το σύστημα λαμβάνει πληροφορίες ταυτόχρονα από την θέση του καθετήρα χαρτογράφησης και του μαγνητικού αυτοκόλλητου αναφοράς για να μπορεί να καταγράφει και να διορθώνει τυχόν κινήσεις του ασθενή.

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς



Εικόνα 10.3_Ηλεκτροανατομικό μοντέλο του δεξιού κόλπου με την χρήση μαγνητικού συστήματος χαρτογράφησης. [7]

10.2.4 Σύστημα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης ηλεκτρικής εμπέδησης

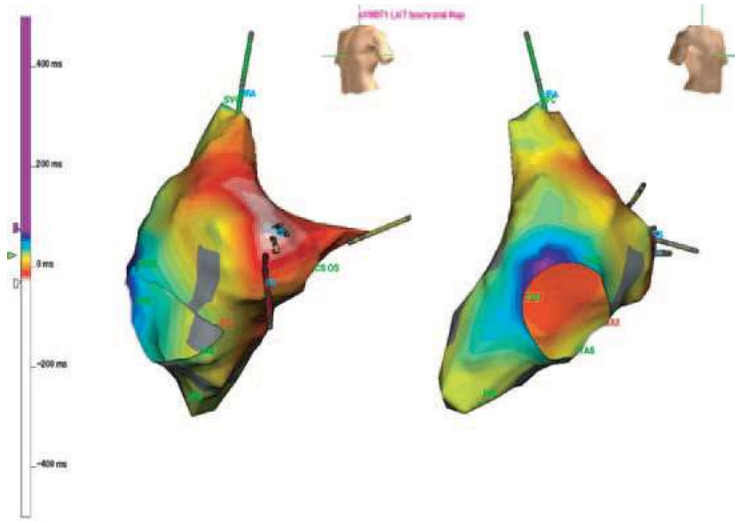
Το 2004 εμφανίζεται μία νέα τεχνολογία στην αγορά, η οποία μειώνει σημαντικά τον χρόνο ακτινοσκόπησης και δεν αυξάνει τον χρόνο της επέμβασης. Η τεχνολογία αυτή επιτρέπει την πολλαπλή απεικόνιση συμβατικών καθετήρων, καθώς και την θέση τους με ακρίβεια σε πραγματικό χρόνο. Το σύστημα χρησιμοποιείται για την κατάλυση αρρυθμιών σε όλα τα διαμερίσματα της καρδιάς.

Το σύστημα λειτουργεί με τρία εξωτερικά κάθετα μεταξύ τους ζεύγη ηλεκτροδίων που τοποθετούνται στην επιφάνεια του σώματος του ασθενή. Ένα ζεύγος ηλεκτροδίων τοποθετείται στον αυχένα και στον αριστερό μηρό. Το δεύτερο ζεύγος τοποθετείται δεξιά και αριστερά στον θώρακα στο επίπεδο του 5^{ου} και 6^{ου} μεσοπλευρίου. Το 3^ο ζεύγος ηλεκτροδίων τοποθετείται εμπρόσθια και οπίσθια του στέρνου στο επίπεδο του δεύτερου μεσοπλευρίου. Τα έξι αυτά ηλεκτρόδια δημιουργούν τρεις κάθετους άξονες σε σχέση με το κέντρο της καρδιάς. Το σύστημα μπορεί να απεικονίσει έως 8 καθετήρες οι οποίοι μπορεί να έχουν έως 64 ηλεκτρόδια συνολικά, αλλά ο εκάστοτε καθετήρας δεν μπορεί να έχει πάνω από 20 ηλεκτρόδια.

Στα έξι ζεύγη ηλεκτροδίων που είναι συνδεδεμένα στην επιφάνεια του ασθενή, εφαρμόζεται ένα χαμηλής έντασης ρεύμα και συχνότητας 5.68kHz για να δημιουργηθεί δια θωρακικό ηλεκτρικό πεδίο ανάμεσα στα ηλεκτρόδια. Το σύστημα μετράει την διαφορά ηλεκτρικού δυναμικού που δημιουργείται μεταξύ των έξι ηλεκτροδίων και των ηλεκτροδίων του εκάστοτε καθετήρα που εισέρχεται στο ηλεκτρικό πεδίο. Κάθε κίνηση του καθετήρα μέσα στο ηλεκτρικό πεδίο προκαλεί αλλαγή στο ηλεκτρικό δυναμικό αλλά και στην εμπέδηση του κάθε ηλεκτροδίου επιφανείας. Τα δυναμικά αυτά καθορίζονται με βάση ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς που καθορίζει ο χρήστης, το οποίο μπορεί να είναι ηλεκτρόδιο επιφανείας ή ένα ηλεκτρόδιο από κάποιο καθετήρα που βρίσκεται στο εσωτερικό της καρδιάς, π.χ ηλεκτρόδιο καθετήρα στεφανιαίου κόλπου. Η θέση του ηλεκτροδίου μπορεί να ανιχνευτεί με ακρίβεια 0.6mm. Το ηλεκτροανατομικό μοντέλο δημιουργείται με την κίνηση και την επαφή συμβατικών καθετήρων (όχι καθετήρων με μαγνητικό αισθητήρα), στο εκάστοτε διαμέρισμα ενδιαφέροντος

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

της καρδιάς, ώστε να δημιουργηθεί ένα τρισδιάστατο μοντέλο ενδοκαρδιακής ανατομίας σε πολύ σύντομο χρόνο (Εικόνα 10.4) [7]



Εικόνα 10.4 Ηλεκτροανατομικό μοντέλο δεξιού κόλπου με την χρήση συστήματος εμπέδησης ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης. [7]

10.2.5 Πολυπολικόι καθετήρες χαρτογράφησης τρισδιάστατων συστημάτων ηλεκτροανατομικών μοντέλων.

Τα ηλεκτροανατομικά μοντέλα με την χρήση των καθετήρων κατάλυσης, επομένως με την συλλογή ενδοκαρδιακών σημάτων με την χρήση μόνο τεσσάρων ηλεκτροδίων, δημιουργούσε ηλεκτροανατομικά μοντέλα τα οποία χρειαζόντουσαν πολύ χρόνο και είχαν μικρό όγκο πληροφορίας και χαμηλής ποιότητας σήματα. Κάποιες ταχυαρρυθμίες έχουν παροξυσμική ιδιότητα, δηλαδή η ταχυαρρυθμία προκαλείται και ο χρόνος που διαρκεί είναι μόλις λίγα λεπτά, πράγμα που καθιστά αδύνατο ή υπερβολικά δύσκολο την χαρτογράφηση των ταχυαρρυθμιών με καθετήρες κατάλυσης. [13]

Οι παραπάνω λόγοι οδήγησαν στην ανάπτυξη πολυπολικών καθετήρων για τα συστήματα χαρτογράφησης. Οι καθετήρες αυτοί έχουν διαφορετική γεωμετρία αλλά και αριθμό ηλεκτροδίων, ο οποίος αριθμός ηλεκτροδίων μπορεί να φτάσει τα 64. Με αυτόν τον τρόπο, τα συστήματα μπορούν να δημιουργούν ηλεκτροανατομικά μοντέλα με τεράστιο αριθμό πληροφορίας σε πολύ σύντομο χρόνο αλλά και με πολύ μεγάλη ποιότητα σήματος. [12]

Ο κάθε από αυτούς τους καθετήρες συνοδεύουν μόνο ένα σύστημα χαρτογράφησης, δηλαδή της εταιρείας που τους έχει αναπτύξει. Οι 3 πιο διαδεδομένοι καθετήρες για τα συστήματα χαρτογράφησης είναι:

- Καθετήρας τύπου “basket” 64 ηλεκτροδίων, τα οποία βρίσκονται χωρισμένα σε 8 στήλες των 8 ηλεκτροδίων επιφάνειας 0.4mm^2 , με κάθετη απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων 2.5mm . Η στήλες αυτές των ηλεκτροδίων μπορούν να λάβουν σφαιρικό σχηματισμό διαμέτρου από 3 έως 22mm , λόγω μηχανικής σύνδεσης των στηλών ηλεκτροδίων. (Εικόνα 10.5) [12]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

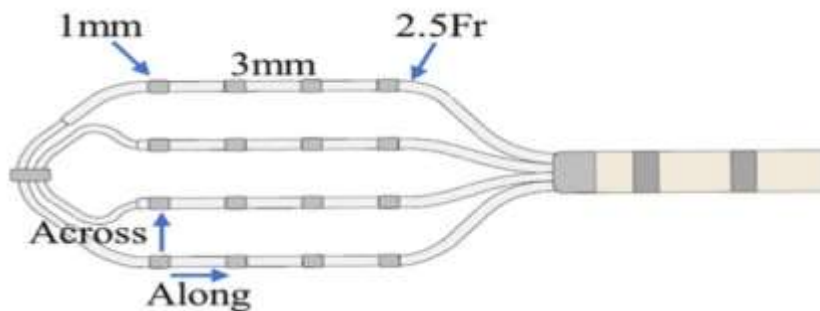
- Καθετήρας 8 ακίδων με 6 ηλεκτρόδια επιφάνειας 0.9mm^2 σε κάθε ακίδα και κάθετη απόσταση μεταξύ ηλεκτροδίων 2.5mm (Εικόνα 10.6)
- Καθετήρας τύπου "raddle" με 4 παράλληλες στήλες ηλεκτροδίων, 4 ηλεκτροδίων σε κάθε στήλη απόστασης μεταξύ τους 3mm . Τα σήματα μεταξύ ηλεκτροδίων μπορούν να καταγράφονται σε οριζόντιο αλλά και κατακόρυφο άξονα. Το σύστημα που συνοδεύει τον καθετήρα, εφαρμόζει έναν αλγόριθμο που συγκρίνει το ηλεκτρόγραμμα με το μεγαλύτερο peak το peak δυναμικού σήμα, μεταξύ οριζοντίων και καθέτων ηλεκτροδίων και εμφανίζει στο ηλεκτροανατομικό μοντέλο το σήμα με την μεγαλύτερη peak to peak τιμή.(Εικόνα 10.7)



Εικόνα 10.5 Καθετήρας τύπου Basket. Στην πάνω εικόνα ο καθετήρας βρίσκεται σε μη-έκπτυξη. Στην κάτω εικόνα ο καθετήρας βρίσκεται σε πλήρη έκπτυξη. [12]



Εικόνα 10.6 Καθετήρας 8 ακίδων, με 6 ηλεκτρόδια σε κάθε ακίδα. [13]



Εικόνα 10.7 Καθετήρας τύπου Paddle 4 στηλών των 4 ηλεκτροδίων, κατακόρυφης ή οριζόντιας καταγραφής σημάτων. [14]

10.2.6 Ηλεκτροανατομικός χάρτης με χρήση πολυπολικού καθετήρα.

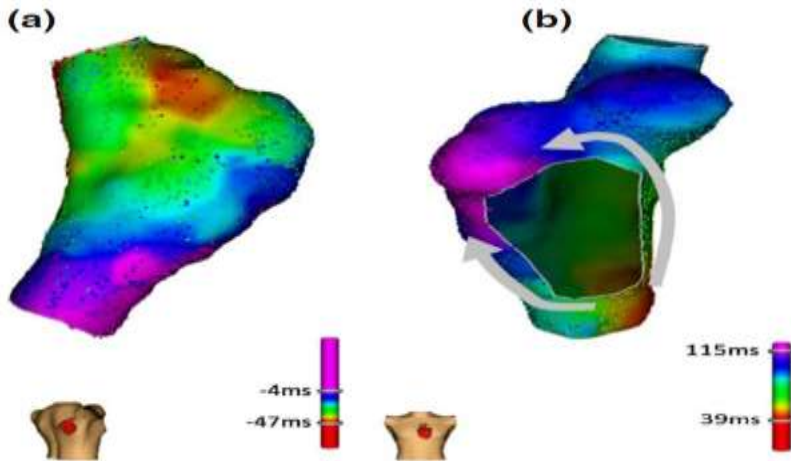
Ο πολυπολικός καθετήρας, καθώς έρχεται σε επαφή με τον ενδοκαρδιακό ιστό, δημιουργεί ανατομικό μοντέλο και στο σημείο αποτυπώνονται τα ενδοκαρδιακά ηλεκτρογράμματα τα οποία καταγράφονται στα ηλεκτρόδια τους. Για λόγους ακρίβειας και μείωσης του θορύβου στα μοντέλα αυτά, τα εκάστοτε συστήματα εφαρμόζουν κάποια αλγορίθμους-φίλτρα για την απόρριψη καταγραφής πληροφορίας, η οποία μπορεί να επηρεάσει αρνητικά την σαφήνεια αλλά και την ακρίβεια του ηλεκτροανατομικού μοντέλου.

Ο χρήστης του εκάστοτε συστήματος επιλέγει ανάλογα με την κλινική ηλεκτροφυσιολογική κατάσταση της καρδιάς το παράθυρο χαρτογράφησης, το οποίο μπορεί να ποικίλει ανάλογα με την ταχυαρρυθμία και το ανατομικό διαμέρισμα που χαρτογραφείται. Στην περίπτωση της χαρτογράφησης κολπικών ταχυαρρυθμιών ή χαρτογράφησης ενός εκ των δύο κόλπων σε φλεβοκομβικό ρυθμό και εξωτερικής κολπικής βηματοδότησης, τα σήματα ενδιαφέροντος είναι τα κολπικά σήματα. Τα συστήματα έχουν την δυνατότητα να απομονώσουν την χρονική περίοδο της κολπικής δραστηριότητας με το παράθυρο χαρτογράφησης και να καταγράφουν σήματα μόνο κατά την περίοδο όπου οι κόλποι διεγείρονται. [7]

Αυτό επιτυγχάνεται με την χρήση ενός διαγνωστικού καθετήρα σε ένα σταθερό σημείο στον κόλπο, ως σημείο αναφοράς. Συνήθως ο καθετήρας που χρησιμοποιείται ως αναφορά είναι ο διαγνωστικός καθετήρας στεφανιαίου κόλπου. Όταν λαμβάνει χώρα η ταχυαρρυθμία ή ακόμα ο ασθενής είναι σε φλεβοκομβικό ρυθμό οι κόλποι έχουν σταθερό μήκος κύκλου, δηλαδή συστέλλονται με συγκεκριμένο χρόνο. Αυτό σημαίνει ότι ο καθετήρας στεφανιαίου θα καταγράφει καρδιακά σήματα με σταθερό χρόνο, για αυτό επιλέγεται ως καθετήρας αναφοράς. Ο χρήστης ορίζει με βάση το μήκος κύκλου των συστολών του κόλπου, το παράθυρο χαρτογράφησης, το οποίο είναι ένα χρονικό παράθυρο το οποίο καταγράφει σήματα κάποια msec πριν και κάποια msec μετρά το σταθερό ηλεκτρόδιο αναφοράς. Όταν ο πολυπολικός καθετήρας θα έρθει σε επαφή με το ενδοκαρδιακό τοίχωμα, το σύστημα θα συγκρίνει τον χρόνο της καταγραφής των σημάτων με την χρόνο στον καθετήρα αναφοράς και θα αποθηκεύσει τα σήματα με κωδικοποιημένο χρώμα πάνω στο ηλεκτροανατομικό μοντέλο που δημιουργεί. Το χρώμα ουσιαστικά σχετίζεται με την πρωιμότητα που έχει το σήμα που λαμβάνει ο καθετήρας στο πεδίο του παραθύρου χαρτογράφησης. Τα πιο πρώιμα σήματα έχουν κόκκινο χρωματισμό και τα όψιμα ροζ. [7]

Η λήψη ή απόρριψη σημάτων πάνω στα ηλεκτροανατομικά μοντέλα σχετίζεται και με την αναπνοή του ασθενή. Τα συστήματα εφαρμόζουν αλγόριθμους για να απορρίπτουν σήματα ή ανατομικές δομές όταν δημιουργείται μοντέλο στην φάση την εισπνοής. Αυτό συμβαίνει διότι η κίνηση του διαφράγματος επηρεάζει την ανατομία της καρδιάς, επομένως το σύστημα μπορεί να δημιουργήσει ένα ανατομικό μοντέλο υπερεκτιμημένο ή να απεικονίσει ένα σημείο σε σημείο το οποίο να είναι ελαφρώς μετατοπισμένο από την πραγματική του θέση. Επομένως, ένα από τα κριτήρια για την αποδοχή πληροφοριών πάνω στα ηλεκτροανατομικά μοντέλα είναι η αναπνοή του ασθενή. [7]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς



Εικόνα 10.8 (α) Εικόνα μοντέλου δεξιού κόλπου ασθενούς σε φλεβοκομβικό ρυθμό με την χρήση καθετήρα τύπου basket σε προβολή Right Anterior Oblique. Το κόκκινο σημείο είναι το σημείο του φλεβοκόμβου, όπου πυροδοτείτε ο φυσικός καρδιακός ρυθμός (πρωιμότητα). (β) Εικόνα ηλεκτροανατομικού μοντέλου με την χρήση καθετήρα τύπου "basket" σε Anteroposterior προβολή, επί βηματοδότησης από καθετήρα στεφανιαίου κόλπου. Κόκκινο χρώμα στο μοντέλο κοντά στον στεφανιαίο κόλπο (πρωιμότητα), λόγω βηματοδότησης. Το ερέθισμα φαίνεται να διαχωρίζεται και περνάει κάτω από την τριγλώχινα βαλβίδα με ωρολογιακή φορά, αλλά και πάνω από την βαλβίδα με αντιωρολογιακή φορά και να συγκρούεται στο ελεύθερο τοίχωμα του δεξιού κόλπου. Απεικονίζεται με ροζ απόχρωση, καθώς αποτελούν τα πιο όψιμα ερεθίσματα στον δεξιό κόλπο. Πάνω στα μοντέλα εμφανίζονται κουκίδες. Αυτές οι κουκίδες είναι τα ηλεκτρογράμματα που έχουν αποθηκευτεί πάνω στο συγκεκριμένο σημείο για να σχηματίσουν το ηλεκτροανατομικό μοντέλο. [12]

10.2.9 Σημαντικές αναβαθμίσεις των συστημάτων τα τελευταία χρόνια

Τα περισσότερα συστήματα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης της αγοράς, μπορούν πλέον να δέχονται δεδομένα από συστήματα Αξονικής και Μαγνητικής τομογραφίας, έτσι ώστε να μπορούν να συγκριθούν τα τρισδιάστατα ηλεκτροανατομικά μοντέλα που δημιουργούνται από τα συστήματα, σε σχέση με την τρισδιάστατη ανατομία που προκύπτει από την αξονική ή μαγνητική τομογραφία. Ένα σημαντικό παράδειγμα και όφελος της μεθόδου είναι η επιβεβαίωση του αριθμού και της ανατομίας των πνευμονικών φλεβών του αριστερού κόλπου σε σχέση με αυτήν που προκύπτει από τα συστήματα χαρτογράφησης. [7]

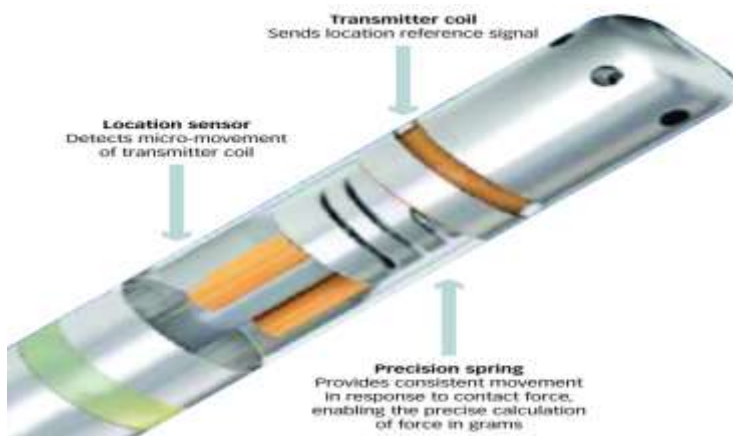
11 Πρωτοποριακές εξελίξεις των καθετήρων κατάλυσης στα τρισδιάστατα συστήματα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης.

11.1 Καθετήρες κατάλυσης και πτώση αντίστασης.

Οι καθετήρες κατάλυσης των συστημάτων χαρτογράφησης, έχουν βελτιωθεί σημαντικά την τελευταία δεκαετία. Τα συστήματα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης διαθέτουν λογισμικά τα οποία μπορούν να απεικονίζουν παραμέτρους στην οθόνη τους που σχετίζονται με τον καθετήρα κατάλυσης. Μία από αυτές τις παραμέτρους και η πιο καινοτόμα στον χώρο της ηλεκτροφυσιολογίας είναι οι καθετήρες μέτρησης τοπικής αντίστασης στον ιστό. Όπως είδαμε στην παράγραφο της γεννήτριας ραδιοσυχνότητας, η γεννήτρια μπορεί να απεικονίζει αντίσταση ενός μεγάλου κυκλώματος (Εικόνα 9.1). Το κύκλωμα αυτό περιλαμβάνει την γεννήτρια, τον καθετήρα κατάλυσης, την ροή αίματος, τον καρδιακό ιστό και το αυτοκόλλητο γείωσης που βρίσκεται στο δέρμα του ασθενούς. Όταν ο καθετήρας κατάλυσης αποδίδει ενέργεια ραδιοσυχνότητας στον καρδιακό ιστό και δημιουργηθεί βλάβη σε αυτόν παρατηρείται συνήθως μία μικρή πτώση αντίστασης στην γεννήτρια, που ερμηνεύεται ως αλλαγή της τιμής αντίστασης λόγω της αλλαγής αντίστασης του ιστού.

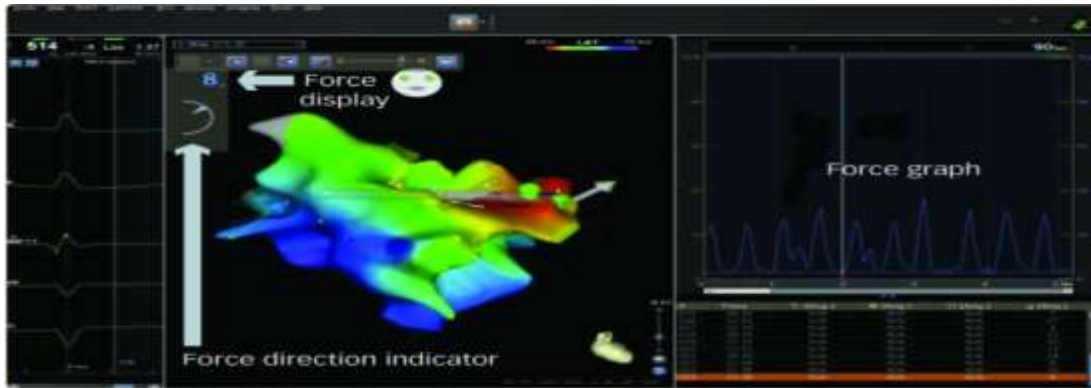
11.2 Καθετήρας κατάλυσης με μέτρηση πίεσης στον ενδοκαρδιακό ιστό σε πραγματικό χρόνο.

Οι καθετήρες αυτού του τύπου είναι ψυχόμενου άκρου με ορό. Στο άκρο του καθετήρα είναι πακτωμένο ένα ελατήριο ακριβείας, το οποίο επιτρέπει μικρή κάμψη του άκρου του καθετήρα. Το ελατήριο αυτό είναι συνδεδεμένο ένα πηνίο πομπό το οποίο εκπέμπει σήμα αναφοράς της τοποθεσίας. Αισθητήρες θέσης-πηνία είναι επίσης πακτωμένα στο κύριο στέλεχος του καθετήρα, το οποίο λαμβάνει τα σήματα αναφοράς και ανιχνεύει μικρές κινήσεις του ελατηρίου επιτρέποντας ακριβής ανίχνευση του καθετήρα (Εικόνα 11.1). Το σύστημα έχει ρυθμό δειγματοληψίας αυτών των κινήσεων 50ms και βαθμονομούνται ώστε να παράγεται τιμή πίεσης επαφής σε γραμμάρια και ανανεώνονται ανά 1 δευτερόλεπτο στην οθόνη του συστήματος. Οι τιμές έχουν ακρίβεια 1 gr. Ο καθετήρας πρέπει να φτάσει την θερμοκρασία του σώματος του ασθενή, το οποίο επιτυγχάνεται σε 15 λεπτά. Ο καθετήρας συνδέεται με σύστημα χαρτογράφησης και μπορεί να απεικονίζει σε πραγματικό χρόνο την τιμή πίεση του καθετήρα στο μυοκάρδιο. [15]



Εικόνα 11.1 Σχηματική απεικόνιση καθετήρα μέτρησης πίεση ενδοκαρδίου. [15]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

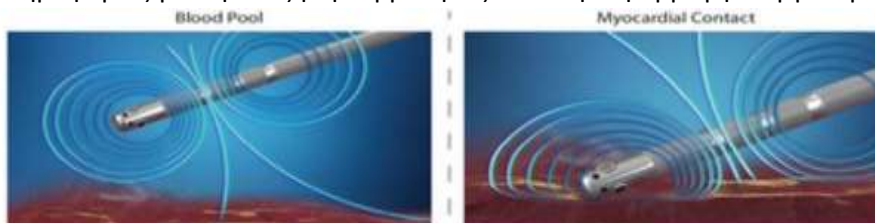


Εικόνα 11.2 Απεικόνιση περιβάλλοντος συστήματος ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης με πραγματικό χρόνο απεικόνισης της πίεσης επαφής.

11.3 Καθετήρες κατάλυσης με μέτρηση τοπικής αντίστασης ιστού σε σύστημα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης..

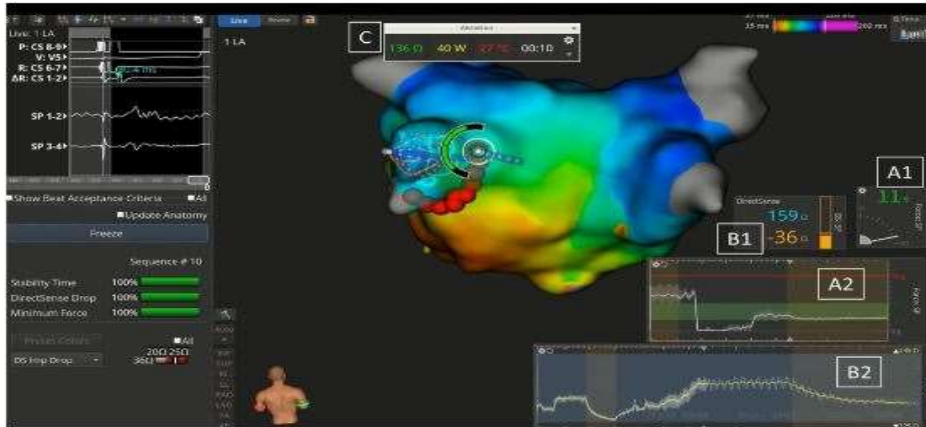
Οι καθετήρες κατάλυσης αποδίδουν ενέργεια ραδιοσυχνοτήτων στον καρδιακό ιστό δημιουργώντας οργανική βλάβη σε αυτόν, μέσω της αύξησης θερμότητας. Η θερμότητα αυτή μεταδίδεται και στους γειτονικούς ιστούς που είναι σε επαφή με τον ιστό τον οποίον δέχεται την επαφή. Για να επιτευχθεί η αύξηση θερμότητας, απαιτείται ένα ωμικό φορτίο στην επιφάνεια επαφής καθετήρα με καρδιακό ιστό. Το ωμικό φορτίο στο άπω άκρο ηλεκτρόδιο του καθετήρα κατάλυσης επηρεάζεται από την ποσοστιαία κάλυψη της επιφάνειας του από αίμα και ιστό. Το υγιές μυοκάρδιο έχει μεγαλύτερη αντίσταση (3.0-6.0 Ohm) σε σχέση με το λιμνάζον αίμα (1.5 Ohm). Αυτή η αυξημένη αντίσταση επιτρέπει καλύτερη αύξηση θερμότητας στον ιστό σε σχέση με το λιμνάζον αίμα.[10]

Ο καθετήρας κατάλυσης με μέτρηση τοπικής αντίστασης(εικόνα 11.3) περιέχει στο άκρο κατάλυσης 3 επιπλέον μίνι-ηλεκτρόδια. Στο καθετήρα εφαρμόζεται ρεύμα 5.0mA συχνότητας 14.5kHz, το οποίο δεν είναι ικανό να διεγείρει τους περιβάλλοντες ιστούς, μεταξύ του άκρου κατάλυσης και εγγύς άκρου στον καθετήρα (4^ο ηλεκτρόδιο). Με αυτόν τον τρόπο δημιουργείται ένα τοπικό πεδίο δυναμικού. Τα μίνι-ηλεκτρόδια αυτά μπορούν να μετρήσουν πιθανές παραμορφώσεις στο πεδίο δυναμικού από γειτονικούς καρδιακούς ιστούς ή επαφή με μυοκάρδιο υψηλής αντίστασης. Η μέτρηση δυναμικού μετατρέπεται σε τιμή αντίστασης διαιρώντας με το εφαρμοζόμενο ρεύμα. Με την μέθοδο αυτή μπορεί να διαχωριστεί αν ο καθετήρας έχει επαφή με αίμα ή καρδιακό ιστό. Επίσης η τοπική αντίσταση μπορεί να δώσει πληροφορίες για την αύξηση θερμότητας κατά την εφαρμογή ενέργεια ραδιοσυχνοτήτων.



Εικόνα 11.3 Απεικόνιση καθετήρα κατάλυσης με τοπική αντίσταση. Εικονική αναπαράσταση πεδίου δυναμικών μεταξύ ηλεκτροδίου κατάλυσης με 3 μίνι-ηλεκτρόδια και του τέταρτου ηλεκτροδίου ανάγνωσης. [18]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς



Εικόνα 11.4 Απεικόνιση περιβάλλοντος συστήματος ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης, απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο της τοπικής αντίστασης του ιστού πριν την εφαρμογή ενέργειας και πτώση αντίστασης κατά την απόδοση ενέργειας. Αρχική τιμή αντίστασης 159 Ohm, κατά την απόδοση ενέργειας υπήρξε πτώση αντίστασης 36 Ohm, πλαίσιο B1 της εικόνας, σε εφαρμογή στον αριστερό κόλπο[18]

Με την μέθοδο αυτήν βελτιώνεται και η ασφάλεια αλλά και η αποτελεσματικότητα της κατάλυσης.[11]

12. Σύγκριση συμβατικής μεθόδου με συστήματα τρισδιάστατης ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης.

12.1 Κατάλυση κολπικού πτερυγισμού με την χρήση πολυπολικών καθετήρων χαρτογράφησης δεξιού κόλπου και καθετήρων κατάλυσης μέτρησης τοπικής αντίστασης ιστού, σε σχέση με συμβατική μέθοδο κατάλυσης.

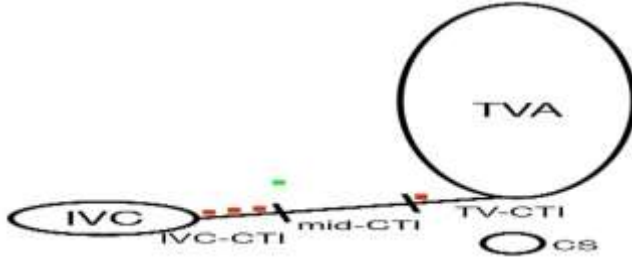
Ο ισθμοεξαρτώμενος κολπικός πτερυγισμός είναι γνωστός και ως τυπικός πτερυγισμός. Η ταχυαρρυθμία αυτή περιγράφεται από ένα μακρο-κύκλωμα επανεισόδου, το οποίο περιστρέφεται γύρω από τον τριγλωχινικό δακτύλιο δια μέσου του ισθμού (περιοχή ανάμεσα κάτω κοίλη φλέβα και τριγλώχινια βαλβίδα). Οι Ευρωπαϊκή εταιρία καρδιολογίας στις οδηγίες της προτείνει, κατάλυση του τυπικού πτερυγισμού με καυτηριασμό του ισθμού του δεξιού κόλπου. Η επιτυχία της κατάλυσης αποδεικνύεται με φραγμό των ηλεκτρικών ερεθισμάτων που άγονται από και προς τον ισθμό. Αυτό επιβεβαιώνεται με κάποιους χειρισμούς βηματοδότησης μέσω της καταγραφής ηλεκτρογραμμάτων στο σύστημα καταγραφής. Στην περίπτωση αυτής της επέμβασης υπάρχει ένα 5% των ασθενών που επανεμφανίζει την αρρυθμία αυτήν μετά την κατάλυση, λόγω έλλειψης εναπόθεσης ενέργειας κατά μήκος του ισθμού.

Στην μελέτη που έγινε από Saraf et al σε 30 ασθενείς, χρησιμοποιήθηκε συμβατική μέθοδος κατάλυσης, σε 10 ασθενείς, με καθοδήγηση υπό ακτινοσκόπηση και συμβατικό καθετήρα κατάλυσης με ψυχόμενο άκρο από ορό. 10 ασθενείς υποβλήθηκαν σε επέμβαση χρήση συστήματος ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης με καθετήρα κατάλυσης ψυχόμενου άκρου και μέτρησης πίεσης στην επιφάνεια του ιστού. 10 ασθενείς υποβλήθηκαν σε επέμβαση κατάλυσης με χρήση μέτρησης τοπικής αντίστασης ιστού και χρήση πολυπολικού καθετήρα για επιβεβαίωση αποτελεσματικότητας της θεραπείας.

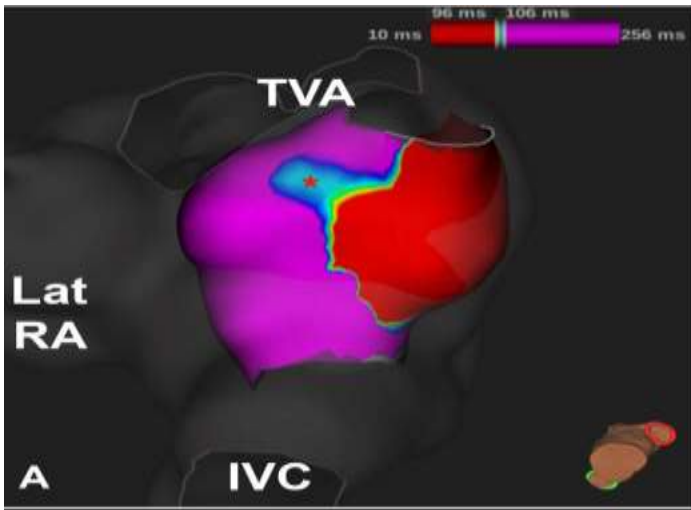
Η προσέγγιση κατάλυσης ήταν με απόδοση ενέργειας με σημειακές βλάβες με καθετήρες ψυχόμενου άκρου. Για την ομάδα των ασθενών με καθετήρα μέτρησης αντίστασης, υπήρξε σύγκριση της αντίστασης στο λιμνάζον αίμα και με στόχο αντίστασης ιστού στην εκκίνηση της θεραπείας 110 με 130 Ohm. Η ενέργεια εφαρμόστηκε έως την μείωση της αντίστασης κατά 20 Ohm ή ο κορεσμός πτώσης της αντίστασης στα πρώτα 2 δευτερόλεπτα κατά την εφαρμογή. Εάν μετά τις εφαρμογές δεν υπήρχε φραγμός των ερεθισμάτων στον ισθμό από και προς αυτόν, πραγματοποιήθηκε χαρτογράφηση με πολυπολικό καθετήρα τύπου basket, ώστε να διαγνωστεί η περιοχή του ισθμού η οποία δεν είχε καυτηριαστεί και να αποδοθούν επιπλέον βλάβες στην περιοχή.

Στα περιστατικά όπου δεν επιτεύχθηκε φραγμός των σημάτων στον ισθμό με την πρώτη απόπειρα, υπήρξε κατηγοριοποίηση των περιοχών όπου δεν είχε αποδοθεί ενέργεια, βάσει της τοποθεσίας στην περιοχή του ισθμού. Παρακείμενη περιοχή της τριγλώχινια βαλβίδα, μέσον του ισθμού, παρακείμενη περιοχή της κάτω κοίλης φλέβας (Εικόνα 12.1) [16]

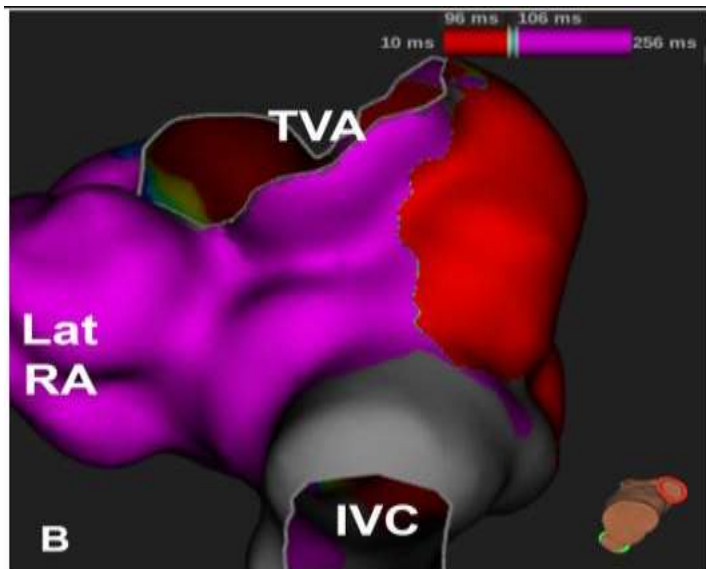
Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς



Εικόνα 12.1 Σχηματική απεικόνιση της περιοχής του ισθμού. TVA τριγλώχινα βαλβίδα, IVC κάτω κοίλη φλέβα, CS στεφανιαίος κόλπος, TV-CTI περιοχή ισθμού παρακείμενη στην τριγλώχινα βαλβίδα, IVC-CTI περιοχή ισθμού παρακείμενη στην κάτω κοίλη φλέβα, Mid-CTI περιοχή στο μέσον του ισθμού. [16]



Εικόνα 12.2 Εικόνα συστήματος ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης με κενό απόδοσης ενέργειας στην περιοχή του ισθμού(αστερίσκος) [16]



Εικόνα 12.3 Εικόνα συστήματος ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης με χρήση πολυουρεθικού καθετήρα, απεικόνιση του ισθμού, ο οποίος δείχνει να μην άγει σήματα. [16]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

Αποτελέσματα της μεθόδου.

Στην ομάδα με την χρήση καθετήρα τοπικής αντίστασης, ο χρόνος απόδοσης ενέργειας στον ισθμό ήταν 3.2 λεπτά , 2.5 λεπτά μικρότερος σε σχέση με τις άλλες δύο μεθόδους. Σημαντική στατιστική διαφορά υπήρξε στον χρόνο απομόνωσης ηλεκτρικά του ισθμού από την πρώτη εφαρμογή ενέργειας έως απομόνωσης του ισθμού. Για την ομάδα ασθενών με χρήση τοπικής αντίστασης ο μέσος χρόνος ήταν 14.2 λεπτά , ενώ για την ομάδα ασθενών συμβατικής μεθόδου 19.7 λεπτά. Η ομάδα ασθενών με καθετήρα μέτρησης πίεσης ιστού 22.5 λεπτά.

Τέλος ο μέσος αριθμός εφαρμογών ενέργειας για την ομάδα τοπικής αντίστασης ήταν 8 εφαρμογές ανά ασθενή, 9.2 εφαρμογές για την συμβατική μέθοδο και 12.6 με την ομάδα ασθενών μέτρησης πίεσης ιστού.

Οι ασθενείς και στις τρεις κατηγορίες είχαν 100% επιτυχία απομόνωσης του ισθμού. Δεν παρατηρήθηκε επανεμφάνιση του κολπικού πτερυγισμού μετά την επέμβαση αυτή σε καμία από τις τρεις ομάδες. [16]

Συμπέρασμα

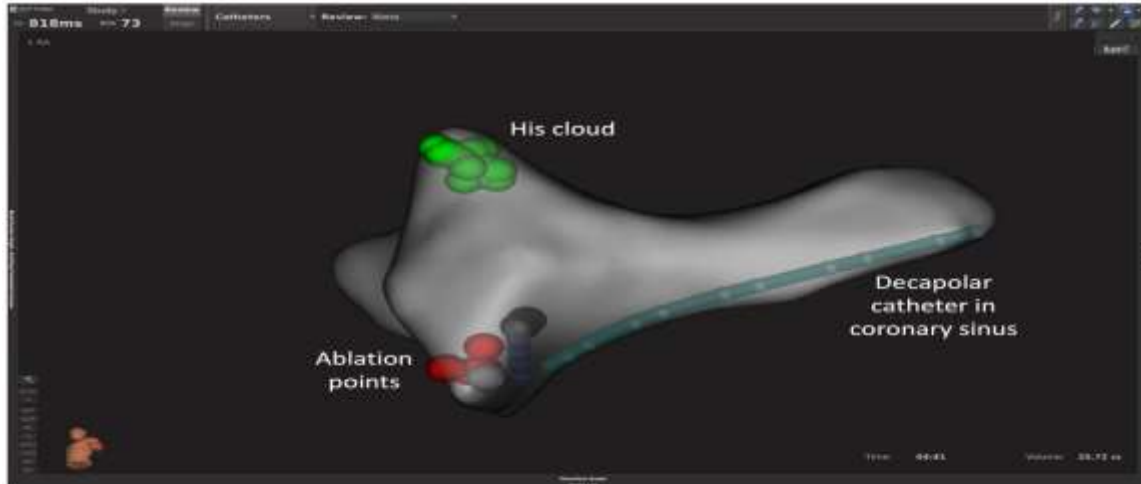
Η χρήση καθετήρων με μέτρηση τοπικής αντίστασης μειώνει τον χρόνο απόδοσης ενέργειας στους ιστούς, μειώνοντας την υπερβολική απόδοση ενέργειας σε ιστούς οι οποίοι έχουν ήδη νεκρώσει από προηγούμενη εφαρμογή. Η χρήση χαρτογράφησης με πολυπολικό καθετήρα για ανάδειξη σημείων στον ιστό που δεν έχουν απομονωθεί, βοηθάει στην στοχευμένη απόδοση ενέργειας των σημείων αυτών. [16]

12.2 Η χρήση συστήματος τρισδιάστατης ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης σε ασθενείς με ταχυαρρυθμίες επανεισόδου στον κολποκοιλιακό κόμβο σχετίζεται με κλινικό πλεονέκτημα σε σχέση με την συμβατική μέθοδο

Η κολπική ταχυαρρυθμία επανεισόδου του κολποκοιλιακού κόμβου είναι η πιο κοινή κολπική ταχυαρρυθμία. Η κατάλυση της γίνεται συνήθως με ανατομική προσέγγιση.

Σε δημοσίευση που έκανε ο Tsiachris et al, έδειξε σημαντικό κλινικό πλεονέκτημα για τους ασθενείς η χρήση συστημάτων ηλεκτροανατομικών μοντέλων. Σε δείγμα 102 ασθενών , χωρίστηκαν σε δύο ομάδες. Η μία ομάδα αποτελείται από 60 ασθενείς που έγινε χρήση για την κατάλυση της συγκεκριμένης ταχυαρρυθμίας χρήση συστήματος ηλεκτροανατομικού μοντέλου. (Εικόνα 12.4) Η άλλη ομάδα αποτελείται από ασθενείς που έγινε χρήση για την κατάλυση της συγκεκριμένης ταχυαρρυθμίας συμβατικής μεθόδου.

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς



Εικόνα 12.4 Εικόνα τρισδιάστατου συστήματος χαρτογράφησης. Καθετήρας κατάλυσης 4mm χρησιμοποιήθηκε για την επισήμανση του δεματίου του HIS πάνω στο ανατομικό μοντέλο (πράσινοι δείκτες), καθώς και η επισήμανση των ανατομικών σημείων που δόθηκε ενέργεια (κόκκινοι δείκτες). Απεικόνιση δεκαπολικού διαγνωστικού καθετήρα στεφανιαίου κόλπου.

Και στις δύο περιπτώσεις χρησιμοποιήθηκε καθετήρας παθητικής ψύξης 4mm με ρύθμιση γεννήτριας από 25 έως 60 watt με μέγιστη θερμοκρασία κατωφλίου 60°C.

Αποτελέσματα

Στην μελέτη αυτήν υπήρξε σημαντική μείωση του χρόνου ακτινοσκόπησης με την χρήση των συστημάτων ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης. Επιπλέον λόγω της ακρίβειας των μοντέλων αυτών στην ομάδα των ασθενών συστημάτων χαρτογράφησης χρησιμοποιήθηκε μεγαλύτερη ενέργεια κατά την δημιουργία βλαβών. Αυτό οφείλεται στην μεγάλη ακρίβεια της απεικόνισης της περιοχής του δεματίου του HIS σε σχέση με την συμβατική μέθοδο.

Με την μέθοδο ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης, υπήρξε 95% πλήρης εξάλειψη του μονοπατιού με χαμηλότερη αγωγιμότητα (slow pathway) που είναι η αιτία για την ενεργοποίηση της ταχυαρρυθμίας. Στην ομάδα συμβατικής μεθόδου η εξάλειψη ήταν στο 52%.

Στον επανέλεγχο των ασθενών μετά από 2.7 χρόνια υπήρξαν ποσοστά επανεμφάνισης της ταχυαρρυθμίας. Στην ομάδα της συμβατικής μεθόδου το ποσοστό ήταν 14.3% , ενώ στην ομάδα της ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης 1.7%. [17]

12.3 Συμβατική μέθοδος κατάλυσης υπερκοιλιακών ταχυκαρδιών συγκριτικά με τρισδιάστατο σύστημα χαρτογράφησης.

Η κατάλυση αρρυθμιών με χρήση καθετήρων ραδιοσυχνότητας είναι η μέθοδος που έχει εδραιωθεί στην κατάλυση παροξυσμικών υπερκοιλιακών ταχυκαρδιών (Supraventricular Tachycardia-SVT), λόγω των χαμηλών επιπλοκών και υψηλά ποσοστά επιτυχίας. Αυτές οι επεμβάσεις τυπικά λάμβαναν χώρα με την καθοδήγηση ακτινοσκοπικών εικόνων, εκθέτοντας τους ασθενείς αλλά και το ιατρικό προσωπικό σε μεγάλες δόσεις ακτινοβολίας. Η εκτεταμένη έκθεση σε ακτινοβολία μπορεί να αυξήσει την πιθανότητα εμφάνισης, δερματίτιδας, καταρράκτη και καρκίνου. [11]

Το ρίσκο εμφάνισης των παραπάνω παθήσεων μπορεί να μειωθεί με την χρήση προστασίας με βάση το πρωτόκολλο χαμηλής ακτινοβολίας όσο είναι εφικτό (ALARA), ωστόσο η προστασία από την ακτινοβολία δεν είναι ακόμα σε επιθυμητά επίπεδα στον τομέα της καρδιακής ηλεκτροφυσιολογίας.

Μεγάλη αλλαγή στα παραπάνω έφερε η ανάπτυξη και η εξέλιξη των 3διάστατων συστημάτων ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης την τελευταία δεκαετία. Τα συστήματα αυτά μπορούν να μειώσουν την δόση ακτινοβολίας και την τον χρόνο έκθεση σε αυτόν σημαντικά. Η χρήση τους αναφέρεται στις μελέτες ως μέθοδος ελάχιστης ή ακόμα μηδενικής έκθεσης σε ακτινοβολία, κατά διενέργεια επεμβάσεων κατάλυσης αρρυθμιών, όπου είναι μέθοδος ασφαλής και αποτελεσματική όσο η συμβατική μέθοδος.

Μία από μεγαλύτερες αναλύσεις, που έλαβε χώρα από την Debrecini et al, συμπεριλαμβάνει 24 μελέτες από διαφορετικά νοσοκομεία συμπεριλαμβάνοντας 9.047 ασθενείς, που προχώρησαν σε κατάλυση υπερκοιλιακών ταχυκαρδιών με την χρήση συμβατικής μεθόδου κατάλυσης ή με την κατάλυση υπερκοιλιακών ταχυκαρδιών με την καθοδήγηση τρισδιάστατου συστήματος ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης. Με αυτόν τον τρόπο βγήκαν περισσότερα συμπεράσματα για την ασφάλεια, την αποτελεσματικότητα και τις παραμέτρους σχετικά με τους χρόνους της επέμβασης συγκρίνοντας την κατάλυση αρρυθμιών με συμβατικό τρόπο καθοδήγησης σε σχέση με καθοδήγηση τρισδιάστατου συστήματος χαρτογράφησης.

Στην μετα-ανάλυση αυτήν χρησιμοποιήθηκαν ασθενείς οι οποίοι είχαν διαγνωστεί με παροξυσμικές υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες και πιο συγκεκριμένα, Κολπική ταχυκαρδία επανεισόδου του κολποκοιλιακού κόμβου, Αυτοματική κολπική ταχυκαρδία, Ταχυκαρδία κολποκοιλιακού επανεισόδου και τυπικός κολπικός πτερυγισμός. Οι ταχυκαρδίες αυτές αποτελούν τις πιο βασικές και συνηθισμένες υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες. Στην μελέτη συμπεριλήφθηκαν μόνο ασθενείς οι οποίοι είχαν μία επέμβαση ελάχιστης ακτινοσκοπικής έκθεση ή συμβατικό τρόπο.

Το πρωτεύον σημείο ενδιαφέροντος το οποίο μελετήθηκε ήταν σαφώς η αποτελεσματικότητα της επέμβασης. Δευτερεύοντα στοιχεία ήταν ο χρόνος της επέμβασης από την ώρα της παρακέντησης έως την ολοκλήρωση της επέμβασης., ο χρόνος εφαρμογής ραδιοσυχνότητας κατά την επέμβαση, ο αριθμός των εφαρμογών ραδιοσυχνότητας, ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης σε λεπτά, η δόση ακτινοβολίας σε mGy και η έκθεση σε ακτινοβολία cGy/cm².

Επίσης αναλύθηκαν η μακροχρόνια επιτυχία κατάλυσης καθώς και οι επιπλοκές. [11]

Ο ρόλος των συστημάτων τρισδιάστατης απεικόνισης στην χαρτογράφηση ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς

Σύγκριση παραμέτρων που σχετίζονται με τις επεμβάσεις

Συγκρίνοντας τις δύο τεχνολογίες υπήρχε σημαντική μείωση της προσέγγισης χαμηλής έκθεσης σε ακτινοβολία στον μέσο χρόνο ακτινοσκόπησης σε 1.58 λεπτά.

Υπήρξε μείωση της μέσης δόσης ακτινοβολίας 10.95mGy.

Ο μέσος χρόνος εφαρμογής ραδιοσυχνοτήτων επίσης ήταν μικρότερος 25.23 δευτερόλεπτα.

Δεν υπήρχε κάποια σημαντική διαφορά στον αριθμό εφαρμογών στα παραπάνω περιστατικά καθώς και στον χρόνο των επεμβάσεων.

Οι παραπάνω συγκρίσεις έγιναν με 95% δείκτη εμπιστοσύνης στην στατιστική μέθοδο μοντέλων τυχαίων επιδράσεων (random effect models)

Άμεση αποτελεσματικότητα κατάλυσης

Το άμεσο αποτέλεσμα κατάλυσης στις δύο μεθόδους άγγιζε το 97% σε όλο το υπο μελέτη δείγμα. Δεν φάνηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ στις δύο μεθόδους. [1]

Επιπλοκές

Το ποσοστό επιπλοκών και για τις δύο τεχνολογίες ήταν στο 1.59%, χωρίς να υπάρχει κάποια σημαντική διαφορά μεταξύ τους. Στην περίπτωση της μελέτης που διενεργήθηκε από τους Bergonti et al, βρέθηκε υψηλότερο ποσοστό επιπλοκών της συμβατικής μεθόδου 8.73% σε σύγκριση με 2.91% στην μέθοδο χαμηλής έκθεσης σε ακτινοβολία. Η κύρια επιπλοκή στην συγκεκριμένη μελέτη ήταν ο τραυματισμό του κολποκοιλιακού κόμβου, που οδήγησε σε εμφύτευση μόνιμου βηματοδότη στους ασθενείς. Ο κύριος λόγος του χαμηλότερου ποσοστού επιπλοκών του κολποκοιλιακού κόμβου, είναι ότι με τα συστήματα τρισδιάστατης ηλεκτροανατομικής απεικόνισης μπορεί να απεικονίζεται με πολύ μεγάλη ακρίβεια η τοποθεσία του κολποκοιλιακού κόμβου. [11]

Μακροχρόνια επιτυχία κατάλυσης

Όσον αφορά την μακροχρόνια επιτυχές αποτέλεσμα κατάλυσης, στην μελέτη Bergonti et al, αναφέρεται 8.98% επανεμφάνιση αρρυθμιών στο δείγμα ασθενών που διενεργήθηκε κατάλυση με την συμβατική μέθοδο, ποσοστό το οποίο είναι αρκετά υψηλότερο με αυτά που αναγράφονται στην βιβλιογραφία. Από την άλλη πλευρά μη μακροχρόνια επιτυχία κατάλυση, μπορεί να οφείλεται σε εμπειρία του ηλεκτροφυσιολόγου και όχι σε αδυναμία της μεθόδου. [11]

13. Επίλογος

Τα συστήματα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης με το πέρασμα των χρόνων έχουν βελτιωθεί στην ποιότητα απεικόνισης ανατομίας και σημάτων σε πραγματικό χρόνο, κάτι που βελτιώνει την αποτελεσματικότητα και τον χρόνο της ακτινοσκόπησης αλλά και συνολικά της επέμβασης. Επίσης μειώνεται το ποσοστό επανεμφάνισης της ταχυκαρδίας. Από την άλλη πλευρά τα συστήματα ηλεκτροανατομικής χαρτογράφησης αυξάνουν το κόστος της θεραπείας σε σχέση με την συμβατική μέθοδο αν ληφθεί υπόψιν ως άμεσο αποτέλεσμα. Αν ληφθεί υπόψιν το έμμεσο αποτέλεσμα της μειωμένης έκθεσης των ασθενών και του ιατρικού προσωπικού στην ακτινοβολία, το κόστος της χρήσης των συστημάτων δεν είναι τόσο μεγαλύτερο όσο φαίνεται.

Βιβλιογραφία

1. Green M. Jacqueline, Chiaramida J. Anthony, 12-Lead EKG Confidence, A step-by-step guide, second edition, Springer Publishing Company, 2010
2. Richard N. Fogoros, Electrophysiologic Testing, 6th Edition, Blackwell Publishing
3. Foster D. Bruce, Twelve-Lead-Electrocardiography theory and interpretation, Second Edition, Springer, 2007
4. Ziad Issa, John Miller, Douglas Zipes, Clinical Arrhythmology and Electrophysiology A Companion to Braunwald's Heart Disease 3rd Edition, 2018
5. Nathan S, Dimarco JP, Haines DE. Basic aspects of radiofrequency ablation. J Cardiovasc Electrophysiol 1994.
6. Andrea Natale, Cardiac Handbook of Electrophysiology, Informa Healthcare, 2007
7. Amin Al-Ahmad, David Callans, Henry HSIA, Andrea Natale, Electroanatomical Mapping, an Atlas for Clinicians, Backwell Publishing, 2008
8. Michella Casella, Antonio Dello Russo, An Atlas of Radioscopic Catheter placement for the electrophysiologist, Springer-Verlag, 2008
9. Debreceni Dorottya et al, Zero and Minimal Fluoroscopic Approaches During Ablation of Supraventricular Tachycardias: A Systematic Review and Meta-Analysis, Front. Cardiovasc. Med., 11 April 2022, Sec. Cardiac Rhythmology
10. Cao H, Speidel MA, Tsai JZ, Van Lysel MS, Vorperian VR, Webster JG. FEM analysis of predicting electrode-myocardium contact from RF cardiac catheter ablation system impedance. IEEE Trans Biomed Eng. 2002
11. Sulkin MS, Laughner JI, Hilbert S, et al. Novel measure of local impedance predicts catheter-tissue contact and lesion formation. Circ Arrhythm Electrophysiol. 2018
12. Ptaszek L, Chalhoub F, Perna F, Beinart R, Barrett C, Danik S, Heist EK, Ruskin J, Mansour M, Rapid Acquisition of High-Resolution Electroanatomical Mapping Using a Novel Multi-Electrode Mapping System. J Interv Card Electrophysiol. 2012 Nov 22.
13. Sroubek J, Rottman M, Barkagan M, et al. A novel OCTARAY multielectrode catheter for high-resolution atrial mapping: electrogram characterization and utility for mapping ablation gaps. J Cardiovasc Electrophysiol, 2019
14. Okubo K, Frontera A, Bisceglia C, Paglino G, Radinovic A, Foppoli L, Calore F, Della Bella P, Grid Mapping Catheter for Ventricular Tachycardia Ablation, Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology. 2019
15. Stephen P, Dhinoja M, SmartTouch™ — The Emerging Role of Contact Force Technology in Complex Catheter Ablation, Arrhythm Electrophysiol Rev. 2012 Sep; 1(1): 59–62
16. Karan S, Black N, Garrat C, Muhyaldeen, Morris G, Local impedance-guided ablation and ultra-high density mapping versus conventional or contact force-guided ablation with mapping for treatment of cavotricuspid isthmus dependent atrial flutter, Indian Pacing and Electrophysiology Journal, 2022
17. Tsiachris et al, Three-Dimensional electroanatomically guided slow pathway elimination is associated with procedural improvement and clinical benefit in atrioventricular node reentrant tachycardia, Journal of Arrhythmia, 2022
18. Chu G, Calvert P, Futyma P, Ding W, Snowdon R, Gupta D, Local impedance for the optimization of radiofrequency lesion delivery: A review of bench and clinical data, Journal of Cardiovascular and Electrophysiology, 2021