



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ- ΤΜΗΜΑ ΝΟΣΗΛΕΥΤΙΚΗΣ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΠΡΩΤΟΒΑΘΜΙΑ ΦΡΟΝΤΙΔΑ ΥΓΕΙΑΣ**

**Απομακρυσμένη παρακολούθηση ασθενών σε πραγματικό χρόνο με τον
καρδιογράφο ενός καναλιού Cardionow και χρήση της εφαρμογής
iwelliclinic app σε smartphone/tablet**

Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία

της

Λουκατζίκου Άννας Αλεξάνδρας

Λάρισα, Ιανουάριος 2023

Εγκεκριμένη από την τριμελή επιτροπή:

Επιβλέπων: Πανταζόπουλος Ιωάννης, Πνευμονολόγος-Εντατικολόγος, Επίκουρος Καθηγητής
Επείγουσας Ιατρικής Ιατρικού Τμήματος Πανεπιστημίου Θεσσαλίας

Μέλος: Γουργουλιάνης Κωνσταντίνος, Πνευμονολόγος, Καθηγητής Πνευμονολογίας Ιατρικού
Τμήματος Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, Διευθυντής Πνευμονολογικής Κλινικής Πανεπιστημίου
Θεσσαλίας

Μέλος: Ζαρογιάννης Σωτήριος, Αναπληρωτής Καθηγητής Φυσιολογίας Ιατρικού Τμήματος
Πανεπιστημίου Θεσσαλίας

Λάρισα, Ιανουάριος 2023

Ευχαριστίες

Με την ολοκλήρωση της μεταπτυχιακής διπλωματικής μου εργασίας, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες σε όλους όσους συνέβαλαν στην εκπόνησή της.

Ευχαριστώ θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Ιωάννη Πανταζόπουλο για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε εξ αρχής αναθέτοντάς μου το συγκεκριμένο θέμα, την επιστημονική του καθοδήγηση, τις υποδείξεις του, την επιμονή του, τη συνεχή υποστήριξη .

Επίσης ευχαριστώ το συνάδελφό μου , καρδιολόγο κ. Χρήστο Μανιώτη, για την πολύτιμη συμβολή του στην ολοκλήρωση αυτής της εργασίας .

Επιπλέον ιδιαίτερες ευχαριστίες στο Κέντρο Υγείας Ισθμιαίας όπου εργάζομαι και διενήργησα την παρούσα μελέτη.

Λάρισα, Ιανουάριος 2023

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή: Οι καρδιαγγειακές παθήσεις (CVD) είναι η κύρια αιτία θανάτου παγκοσμίως και ένας τρόπος για να μετριαστεί αυτή η επιβάρυνση των συστημάτων υγείας είναι η παρακολούθηση των βιοϊατρικών παραμέτρων των ασθενών με φορητές τεχνολογίες. Με τις τεχνολογικές εξελίξεις, οι σημερινές φορητές συσκευές είναι μικρότερες, πιο ακριβείς και έχουν χαμηλότερη κατανάλωση ενέργειας, καθιστώντας τις πιο κατάλληλες για τη διαχείριση της ασφάλειας και του απορρήτου των ιατρικών πληροφοριών του ασθενούς. Προσαρμόζονται επίσης σε οποιοδήποτε σύστημα αποθήκευσης δεδομένων και έχουν λογικό κόστος σε σύγκριση με τις παραδοσιακές συσκευές ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ). Αυτό παρέχει μια επιπλέον αξιόπιστη επιλογή για τη διάγνωση και τη θεραπεία των καρδιαγγειακών νοσημάτων.

Μεθοδολογία: Δείγμα που αποτελούνταν από ενενήντα πέντε ασθενείς υποβλήθηκαν σε ΗΚΓ με συμβατικό ηλεκτροκαρδιογράφο (GE MAC1200ST) και ενώ λήφθηκαν ενδείξεις και με το Cardionow. Το Cardionow συνδέθηκε μέσω Bluetooth σε smartphone/tablet και έγινε καταγραφή του ΗΚΓ για 30sec. Πραγματοποιήθηκε σύγκριση των βασικών ΗΚΓ παραμέτρων με McNemar και paired t-test για κατηγορικές ή συνεχείς μεταβλητές αντίστοιχα. Τα αποτελέσματα εξήχθησαν με το στατιστικό πακέτα SPSS ver.25 (IBM, SPSS Statistics,USA).

Αποτελέσματα: Οι ενδείξεις που λήφθηκαν με τη συσκευή Cardionow δεν εμφάνισαν διαφορές στην αναγνώριση του ΗΚΓ ρυθμού, του LBBB και των έκτακτων συστολών έναντι του συμβατικού ηλεκτροκαρδιογράφου (πίνακας 1). Διαφορά παρατηρήθηκε στη διάκριση των αρνητικών κυμάτων T ($p=0.01$) και την αναγνώριση του RBBB ($p=0.03$) (πίνακας 1). Οι συνεχείς μεταβλητές HR, QTc, PR και QRS δεν εμφάνισαν καμία στατιστικά σημαντική διαφορά κατά την καταγραφή από τις δύο συσκευές.

Συμπεράσματα: Η απομακρυσμένη παρακολούθηση ασθενών με καρδιογράφο ενός καναλιού σε πραγματικό χρόνο της φορητής συσκευής Cardionow αποτελεί μία αξιόπιστη λύση σε σύγκριση με το τυπικό ΗΚΓ. Η απομακρυσμένη καταγραφή του ΗΚΓ (μιας απαγωγής), με αξιοπιστία στις βασικές παραμέτρους του, και η μετάδοσή του μέσα σε μικρό χρονικό διάστημα αποτελεί την πρώτη ολοκληρωμένη ελληνική προσπάθεια μέσω της εφαρμογής και της βάσης δεδομένων ασθενών της iWelli.

Λέξεις κλειδιά: ΗΚΓ, σύστημα παρακολούθησης, καρδιαγγειακά νοσήματα, αισθητήρες, Cardionow

ABSTRACT

Introduction: Cardiovascular disease is the leading cause of death worldwide, and one way to reduce this burden on health systems is to monitor patients' biomedical parameters with wearable technologies. With technological advancements, today's devices are smaller, more accurate, and have lower power consumption, making them more suitable for managing the security and privacy of patient medical information. They also adapt to any data storage system and are reasonably priced compared to traditional electrocardiogram (ECG) devices. This provides an additional reliable option for the diagnosis and treatment of cardiovascular diseases.

Methods: A sample of 95 patients underwent an ECG with a conventional electrocardiograph (GE MAC1200ST) and Cardionow readings were also obtained. Cardionow was connected wirelessly to a smartphone/tablet and the ECG was recorded for 30 seconds. Comparison of baseline ECG parameters was performed by McNemar and paired t-test for categorical or continuous variables respectively. The results were extracted with the statistical package SPSS ver.25 (IBM, SPSS Statistics, USA).

Results: The Cardionow device obtained readings that showed no differences in the recognition of ECG rhythm, LBBB and spontaneous contractions compared to the conventional electrocardiograph. A difference was observed in the discrimination of negative T waves ($p=0.01$) and the recognition of RBBB ($p=0.03$). The continuous variables HR, QTc, PR and QRS did not show any statistically significant difference when recorded by the two devices.

Conclusions: Remote patient monitoring with a real-time single-channel cardiograph of the Cardionow portable device is a reliable solution compared to the standard ECG. The remote recording of the ECG (of a lead), with reliability in its basic parameters, and its transmission within a short period of time is the first comprehensive Greek effort through the application and patient database of iWelli.

Keywords: cardiovascular diseases, monitoring, sensors, wearables, ECG, ECG monitoring system, smart monitoring

Περιεχόμενα

| | |
|--|----|
| 1. Εισαγωγή | 8 |
| ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ..... | 12 |
| 1. Καρδιαγγειακά νοσήματα | 12 |
| 2. Καρδιαγγειακά νοσήματα στα οποία στοχεύουν οι εφαρμογές τηλε-παρακολούθησης - Καρδιακές αρρυθμίες | 13 |
| 3. Βασικές αρχές ΗΚΓ | 15 |
| 3.1 Βασικές αρχές της ηλεκτροφυσιολογίας της καρδιάς..... | 15 |
| 3.2 Η ανίχνευση του καρδιακού σήματος..... | 17 |
| 3.3 Ερμηνεία και βασικές παράμετροι ΗΓΚ..... | 19 |
| 4. Βασικοί μηχανισμοί καρδιακών αρρυθμιών | 21 |
| 4.1 Παθολογικός σχηματισμός παλμών | 21 |
| 4.1.1 Μη φυσιολογικός αυτοματισμός..... | 21 |
| 4.1.2 Αποπολώσεις..... | 22 |
| 4.1.3 Αρρυθμίες επανεισόδου..... | 24 |
| 4.1.4 Αρρυθμίες επανεισόδου – αντανάκλαση..... | 25 |
| 4.1.5 Αρρυθμίες επανεισόδου φάσης 2..... | 26 |
| 5. Τηλε-παρακολούθηση καρδιακής λειτουργίας | 26 |
| 5.1 Συσκευές παρακολούθησης που ενεργοποιούνται από τον ίδιο τον ασθενή..... | 27 |
| 5.2 Αρχιτεκτονική, διαδικασίες και τεχνολογίες των συσκευών απομακρυσμένης παρακολούθησης καρδιακής λειτουργίας | 29 |
| 5.2.1 Συλλογή δεδομένων..... | 31 |
| 5.2.2 Επεξεργασία δεδομένων..... | 31 |
| 5.2.3 Απεικόνιση – οπτικοποίηση δεδομένων..... | 32 |
| 5.3 Περιορισμοί των συσκευών απομακρυσμένης παρακολούθησης..... | 32 |
| ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ..... | 34 |
| 1. Υλικά και Μέθοδοι | 34 |
| 1.1 Δείγμα μελέτης..... | 34 |
| 1.1 Ηλεκτροκαρδιογράφος GE MAC1200ST | 34 |

| | | |
|------------|-----------------------------------|-----------|
| 1.2 | To project CardioNow | 35 |
| 1.3 | Διαδικασία μελέτης..... | 37 |
| 2. | Αποτελέσματα | 38 |
| 3. | Συμπεράσματα | 39 |
| 4. | Συζήτηση..... | 40 |
| | Βιβλιογραφία..... | 44 |

1. Εισαγωγή

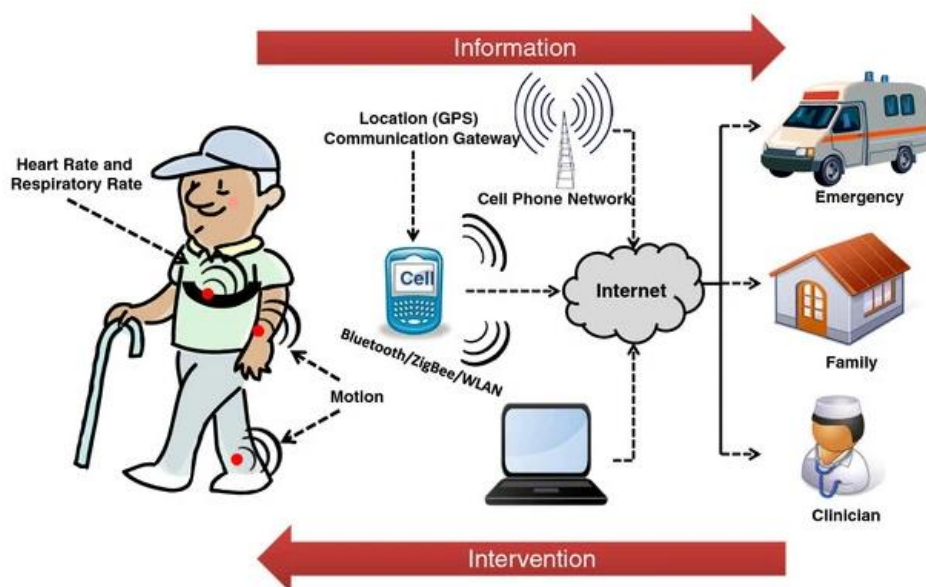
Οι ψηφιακές τεχνολογίες στην ιατρική πρακτική αντιπροσωπεύουν μια νέα πρόκληση στον τομέα της υγειονομικής περίθαλψης και η τηλεπαρακολούθηση γίνεται ολοένα και πιο δημοφιλής μεταξύ των επαγγελματιών υγείας και των ασθενών για συνεχή παρακολούθηση χρόνιων νοσημάτων όπως των καρδιακών παθήσεων. Οι εξελίξεις σε αυτόν τον τομέα οδήγησαν στην ανάπτυξη νέων αξιόπιστων, πρακτικών αλλά οικονομικά προσιτών συσκευών που επιτρέπουν την απομακρυσμένη παρακολούθηση των ευάλωτων αυτών πληθυσμών ασθενών και την έγκαιρη ανίχνευση καρδιακών συμβάντων. Ταυτόχρονα, επιτρέπουν την έγκαιρη κοινοποίηση συμβάντων που απαιτούν επείγουσα ιατρική παρέμβαση ή νοσηλεία. Επίσης, μέσω των δεδομένων που παρέχονται από τα συστήματα τηλεπαρακολούθησης, μπορεί να επιτευχθεί καλύτερη κατανόηση των (παθο)φυσιολογικών καταστάσεων που σχετίζονται με τις καθημερινές δραστηριότητες κάθε ασθενούς. Η ικανότητα έγκαιρης διάγνωσης καρδιακών συμβάντων, οδηγεί σε έγκαιρη παρέμβαση, με αποτέλεσμα τη μείωση της νοσηρότητας και της θνησιμότητας (Patel et al., 2012).

Οι φορητοί αισθητήρες έχουν εφαρμογές τόσο για παρακολούθηση όσο και για διάγνωση πολλών ασθενειών. Μπορούν επί του παρόντος να ανιχνεύσουν φυσιολογικές και βιοχημικές πληροφορίες, καθώς και την κίνηση του ασθενή. Αυτοί οι αισθητήρες μπορούν να βοηθήσουν στην επίλυση πολλών προβλημάτων, συμπεριλαμβανομένων εκείνων που σχετίζονται με νευρολογικές, καρδιαγγειακές και πνευμονικές παθήσεις. Η αίσθηση κίνησης μπορεί επίσης να είναι χρήσιμη για την πρόληψη πτώσεων και να βοηθήσει τα άτομα να είναι πιο ανεξάρτητα και να συμμετέχουν στην κοινότητά τους (Teng et al., 2008).

Τα συστήματα απομακρυσμένης παρακολούθησης έχουν τη δυνατότητα να βοηθήσουν στη μείωση των προβληματικών ζητημάτων πρόσβασης ασθενών. Σχεδόν το 20% των ατόμων στις δυτικές κοινωνίες ζει σε αγροτικές περιοχές, αλλά μόνο το 9% των γιατρών εργάζεται σε αγροτικές περιοχές. Αυτό είναι πιθανό να επιδεινωθεί με την πάροδο του χρόνου, αφού πολλοί οργανισμοί προβλέπουν έλλειμμα σε παρόχους πρωτοβάθμιας περίθαλψης και ο σκοπός των κοινωνικών πολιτικών της υγειονομικής περίθαλψης είναι να παρέχουν ασφάλιση σε εκατομμύρια νέους ασθενείς. Υπάρχει ένας μεγάλος όγκος βιβλιογραφίας που περιγράφει τις ανισότητες στη φροντίδα που αντιμετωπίζουν οι κάτοικοι της υπαίθρου, σε σύγκριση με εκείνους που κατοικούν στις αστικές περιοχές. Στις μελέτες αυτές αναφέρεται ότι εκείνοι οι ασθενείς που κατοικούν στις αγροτικές περιοχές ταξιδεύουν 2 έως 3 φορές πιο μακριά για να δουν έναν γιατρό (Bonato et al., 2010). Επίσης οι κάτοικοι των απομακρυσμένων περιοχών έχουν την ευχέρεια να δουν λιγότερους ειδικούς σε παθήσεις και έχουν χειρότερα αποτελέσματα για κοινές παθήσεις όπως ο διαβήτης και η καρδιακή προσβολή. Η χρήση φορητών αισθητήρων και συστημάτων απομακρυσμένης παρακολούθησης έχει τη δυνατότητα να

επεκτείνει την εμβέλεια των ειδικών στις αστικές περιοχές και στις αγροτικές περιοχές και να μειώσει αυτές τις ανισότητες (Caudill et al., 2011).

Η εννοιολογική αναπαράσταση ενός συστήματος για απομακρυσμένη παρακολούθηση φαίνεται στην Εικόνα 1. Χρησιμοποιούνται φορητοί αισθητήρες για τη συλλογή φυσιολογικών δεδομένων και δεδομένων κίνησης, τα οποία επιτρέπουν την παρακολούθηση της κατάστασης του ασθενούς. Οι αισθητήρες αναπτύσσονται σύμφωνα με την κλινική εφαρμογή που μας ενδιαφέρει. Αισθητήρες για την παρακολούθηση ζωτικών σημείων (π.χ. καρδιακός ρυθμός και αναπνευστικός ρυθμός) θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν, για παράδειγμα, κατά την παρακολούθηση ασθενών με συμφορητική καρδιακή ανεπάρκεια που υποβάλλονται σε κλινική παρέμβαση. Αισθητήρες για τη λήψη δεδομένων κίνησης θα χρησιμοποιηθούν, για παράδειγμα, σε εφαρμογές όπως η παρακολούθηση της αποτελεσματικότητας των επεμβάσεων αποκατάστασης στο σπίτι σε επιζώντες από εγκεφαλικό ή η χρήση βοηθητικών συσκευών κινητικότητας σε ενήλικες μεγαλύτερης ηλικίας. Η ασύρματη επικοινωνία βασίζεται στη μετάδοση των δεδομένων του ασθενούς σε ένα κινητό τηλέφωνο ή σε ένα σημείο πρόσβασης και τη μετάδοση των πληροφοριών σε ένα απομακρυσμένο κέντρο μέσω του Διαδικτύου. Οι καταστάσεις έκτακτης ανάγκης. Τα μέλη της οικογένειας και οι φροντιστές ειδοποιούνται σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης, αλλά θα μπορούσαν επίσης να ειδοποιηθούν σε άλλες περιπτώσεις που ο ασθενής χρειάζεται βοήθεια, για παράδειγμα, με τη λήψη των φαρμάκων του/της. Το κλινικό προσωπικό μπορεί να παρακολουθεί εξ αποστάσεως την κατάσταση του ασθενούς και να ειδοποιείται σε περίπτωση που πρέπει να ληφθεί ιατρική απόφαση (Reinksmeyer et al., 2012).



Εικόνα 1. Σχηματική απεικόνιση ενός απομακρυσμένου συστήματος παρακολούθησης της υγείας που βασίζεται σε φορητούς αισθητήρες για τη συλλογή πληροφοριών σχετικά με την υγεία.. Στη συνέχεια, αυτές οι πληροφορίες αποστέλλονται σε έναν φροντιστή μέσω μιας πύλης πληροφοριών, όπως ένα κινητό τηλέφωνο. Αυτός ο φροντιστής μπορεί στη συνέχεια να χρησιμοποιήσει αυτές τις πληροφορίες για να εφαρμόσει παρεμβάσεις όπως απαιτείται (Πηγή: Patel et al., 2012).

Παρά τα πιθανά πλεονεκτήματα των συστημάτων απομακρυσμένης παρακολούθησης που βασίζονται σε φορητούς αισθητήρες όπως αυτοί που περιγράφονται παραπάνω, υπάρχουν σημαντικές προκλήσεις πριν από την ανάπτυξη τέτοιων συστημάτων σε μεγάλη κλίμακα. Αυτές οι προκλήσεις περιλαμβάνουν τεχνικά εμπόδια, όπως οι περιορισμοί της διαθέσιμης τεχνολογίας, μπαταριών, και πολιτισμικά εμπόδια, όπως το στίγμα που σχετίζεται με τη χρήση ιατρικών συσκευών για κλινική παρακολούθηση στο σπίτι. Η ενότητα του γενικού μέρους, περιγράφει βασικές τεχνολογίες που επιτρέπουν την ανάπτυξη και την ανάπτυξη τεχνολογίας φορητών συσκευών και συστημάτων απομακρυσμένης παρακολούθησης (El - Rashidy et al., 2021).

Η εξ αποστάσεως συλλογή δεδομένων από άτομα με ή σε κίνδυνο καρδιαγγειακής νόσου είναι πλέον τεχνικά απλή και υλοποιήσιμη. Τα συμπτώματα, το σωματικό βάρος, η δραστηριότητα, η αρτηριακή πίεση, ο ρυθμός και η κανονικότητα των σφυγμών, οι καρδιακοί ήχοι, ο αναπνευστικός ρυθμός, το ηλεκτροκαρδιογράφημα, ο κορεσμός οξυγόνου και η ποιότητα του ύπνου μπορούν όλα να αξιολογηθούν μέσω ενός μεγάλου εύρους αυτόνομων τεχνολογιών. Οι πρόοδοι στις δοκιμές σε σχέση με το σημείο της φροντίδας αυξάνουν περαιτέρω την ικανότητα διαχείρισης ασθενών σε περιβάλλοντα εκτός νοσοκομείου (Cruz-Martinez et al., 2020).

Ασθενείς με καρδιακή ανεπάρκεια ή ιστορικό αποτροπής αιφνίδιου καρδιακού θανάτου μπορεί να είναι κατάλληλοι για εμφυτεύσιμες ηλεκτρονικές συσκευές καρδιάς (όπως απινιδωτής), οι οποίοι μπορούν να παρέχουν σχεδόν συνεχείς ροές πληροφοριών για πολλές φυσιολογικές μεταβλητές. Παραδοσιακοί αλγόριθμοι ή αλγόριθμοι μηχανικής μάθησης μπορούν να υποστηρίξουν την ταυτοποίηση ατόμων με ή κινδυνεύουν από κλινικά σημαντικά συμβάντα. Οι προληπτικές κλινικές παρεμβάσεις από μακριά —που ενημερώνονται από την απομακρυσμένη παρακολούθηση— μπορούν να επιταχύνουν ενέργειες όπως η ενίσχυση της συμμόρφωσης των ασθενών στα φάρμακα, οι τροποποιήσεις στη φαρμακευτική θεραπεία ή η έγκαιρη κλινική εξέταση πρόσωπο με πρόσωπο. Η παράδοση φαρμάκων στο σπίτι (όπως το PillPack της Amazon) μπορεί να κλείσει τον κύκλο από την παρακολούθηση στη θεραπεία (Islam et al., 2021).

Όλο και περισσότεροι ασθενείς βασίζονται σε ψηφιακά εργαλεία υγείας, όπως εφαρμογές smartphone για να διαχειρίζονται την υγεία τους. Αυτή η τάση είναι ενδεικτική ενός μέλλοντος όπου η ψηφιακή υποστήριξη αποτελεί μία σημαντική βάση για να βοηθήσει τους ασθενείς να διαχειρίζονται την υγεία

τους, με την ομάδα υγειονομικής περίθαλψης να παρεμβαίνει μόνο όταν χρειάζεται. Οι υπεύθυνοι χάραξης πολιτικής για τη δημόσια υγεία, είναι αισιόδοξοι για τις δυνατότητες αυτής της πιο εξατομικευμένης προσέγγισης, πιστεύοντας ότι θα οδηγήσει σε καλύτερα αποτελέσματα υγείας με χαμηλότερο κόστος υγειονομικής περίθαλψης (Cowie et al., 2021).

Η μελέτη μιας τέτοιας συσκευής αποτελεί το αντικείμενο της παρούσης πτυχιακής εργασίας. Η συσκευή ονομάζεται “Cardionow”, είναι φορητή, πολύ μικρή, μεγέθους πιστωτικής κάρτας (με CE πιστοποίηση ως ιατροτεχνολογικό προϊόν) και μεταδίδει σε πραγματικό χρόνο την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς ως ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ), ενός καναλιού- μιας απαγωγής. Η μετάδοση επιτυγχάνεται μέσω της εφαρμογής iWelli ClinicApp (Android) σε smartphone και αποστέλλεται στο θεράποντα ιατρό. Ουσιαστικά, με την έναρξη των συμπτωμάτων ο ασθενής πραγματοποιεί τον πρώτο του έλεγχο με το ΗΚΓ, το οποίο αποστέλλεται και «διαβάζεται» σε πραγματικό χρόνο. Είναι δυνατή η διαφορική διάγνωση του κανονικού ρυθμού (φλεβοκομβικού) από άλλες αρρυθμίες, καθώς και η καταγραφή υπερκοιλιακών και κοιλιακών εκτάκτων συστολών. Επίσης, μέσω της καταγραφής της καρδιακής συχνότητας ξεχωρίζονται οι ταχυκαρδίες, οι βραδυκαρδίες και οι καρδιακές παύσεις, με σκοπό την άμεση επικοινωνία του ιατρού για περαιτέρω οδηγίες. Είναι, τέλος, δυνατή και η διάκριση αρρυθμιών, όπως η κολπική μαρμαρυγή με μεγάλη πιθανότητα, βοηθώντας έτσι το πρόβλημα των πολλαπλών τοποθετήσεων holter ρυθμού (24ωρου). Η στατιστική ανάλυση των δεδομένων που ελήφθησαν από την εφαρμογή της συσκευής σε δείγμα ασθενών, έχουν επίσης σα στόχο την εκτίμηση της αξιοπιστίας και της ασφάλειας της συσκευής σε σχέση με τις παραμέτρους του καρδιογραφήματος: ρυθμός, συχνότητα (HR), αρνητικά κύματα T, QTc, QRS, PR καθώς και αναγνώριση έκτακτων συστολών. Επίσης, θα γίνει εκτίμηση αν η καταγραφή των συμπτωμάτων μπορεί να συσχετιστεί με την ύπαρξη καρδιακών αρρυθμιών και τέλος θα γίνει και μία διερεύνηση της ευκολίας της χρήσης της συσκευής από τους ασθενείς, με βάση δεδομένα αυτό-αναφοράς.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. Καρδιαγγειακά νοσήματα

Σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας (ΠΟΥ), οι μη μεταδοτικές νόσοι (MMN) είναι υπεύθυνες για το θάνατο 41 εκατομμυρίων ατόμων κάθε χρόνο, που ισοδυναμεί με το 71% των παγκόσμιων θανάτων. Κάθε χρόνο, 15 εκατομμύρια άνθρωποι ηλικίας μεταξύ 30 και 69 ετών πεθαίνουν από MMN και περισσότερο από το 85% αυτών των πρόωρων θανάτων συμβαίνουν σε χώρες χαμηλού και μεσαίου εισοδήματος. Οι καρδιαγγειακές παθήσεις (CVD – Cardio Vascular Diseases) ευθύνονται για την πλειονότητα των θανάτων από MNN (17,9 εκατομμύρια κάθε χρόνο), ακολουθούμενο από καρκίνο (9,0 εκατομμύρια), αναπνευστικές παθήσεις (3,9 εκατομμύρια) και διαβήτη (1,6 εκατομμύρια) (WHO, 2022).

Τα CVD είναι η κύρια αιτία θανάτου παγκοσμίως, με 17,9 εκατομμύρια ζωές να χάνονται κάθε χρόνο, ενώ ως το 2030, οι θάνατοι θα ξεπερνούν τα 20.000.000 ετησίως. Το 2019, η αρτηριακή υπέρταση ήταν η πιο διαδεδομένη καρδιαγγειακή νόσος, αντιπροσωπεύοντας το 65,5% των περιπτώσεων. Άλλα σημαντικά καρδιαγγειακά νοσήματα περιλαμβάνουν ισχαιμική καρδιοπάθεια (11,4%), περιφερική αγγειακή νόσος (6,5%), αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (5,8%), αρρυθμίες (κολπική μαρμαρυγή και κολπικός πτερυγισμός, 3,5%), ρευματική καρδιοπάθεια (2,3%), καρδιακή ανεπάρκεια (1,5%), υπερτασική καρδιοπάθεια ή (1,08%), συγγενείς καρδιοπάθειες (0,7%) και μυοκαρδιοπάθειες (0,53%). Αν και τα CVD στην πλειονότητά τους εκδηλώνονται αιφνιδίως, στην πραγματικότητα ακολουθούν μακροχρόνια υποκλινική πορεία. Αυτά τα δεδομένα υπογραμμίζουν τη σημασία της πρόληψης αλλά και της έγκαιρης διάγνωσης αυτών των νοσημάτων με στόχο την μείωση της παγκόσμιας επίπτωσης τους καθώς και τη θνησιμότητα που προκαλούν. (Rothet al., 2020).

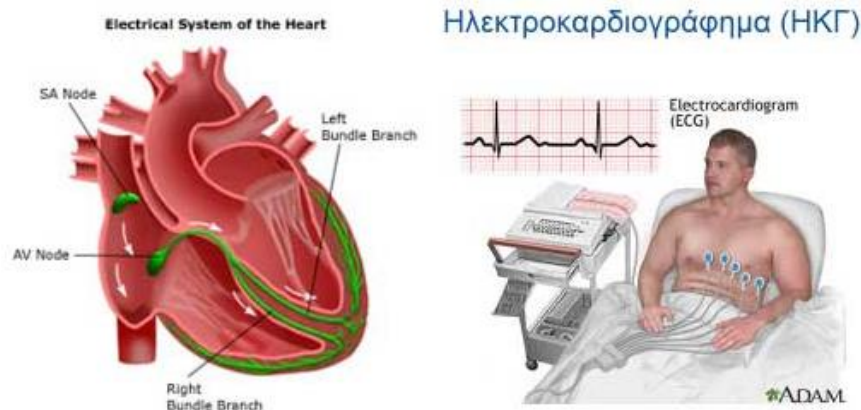
Περισσότερο από το 80% των θανάτων που σχετίζονται με καρδιαγγειακά νοσήματα οφείλονται σε στεφανιαία νόσο και εγκεφαλικό, και το 33% αυτών των θανάτων συμβαίνουν πρόωρα σε άτομα ηλικίας κάτω των 70 ετών. Οι ανθυγιεινές διατροφικές συνήθειες, όπως η μη ισορροπημένη διατροφή και η υψηλή κατανάλωση αλατιού, σακχάρων και λιπών, συμβάλλουν επίσης στη συχνότητα εμφάνισης καρδιαγγειακών νοσημάτων. Η πρόληψη των πρόωρων θανάτων που σχετίζονται με καρδιαγγειακά νοσήματα απαιτεί τον εντοπισμό ατόμων υψηλού κινδύνου και την παροχή κατάλληλης θεραπείας σε αυτούς. Με αυτόν τον τρόπο, η πρόσβαση σε βασικά φάρμακα και βασικές τεχνολογίες υγείας για τη θεραπεία μη μεταδοτικών ασθενειών σε όλα τα κέντρα πρωτοβάθμιας

φροντίδας υγείας είναι απαραίτητη για την παροχή θεραπείας για καρδιαγγειακή νόσο και συμβουλευτικής σε όλους όσους έχουν ανάγκη (WHO, 2022).

Τα Υπουργεία Υγείας σε παγκόσμιο επίπεδο, συνεργάζονται για τη μείωση των ανησυχητικών στατιστικών της παγκόσμιας επίπτωσης καρδιαγγειακών παθήσεων και των σχετικών θανάτων. Παράλληλα, οι φορητές τεχνολογίες αποκτούν αυξανόμενη παρουσία στον τομέα της υγειονομικής περίθαλψης, καθώς αναδύονται νέες γενιές φορητών συσκευών, καθοδηγούμενες από την επιθυμία των καταναλωτών να παρακολουθούν την υγεία τους. Επιπλέον, καθώς τα νέα χαρακτηριστικά επιτρέπουν στις φορητές τεχνολογίες να αξιολογούν βιομετρικά δεδομένα σε πραγματικό χρόνο, ο αντίκτυπός τους στη διαχείριση καρδιαγγειακών παθήσεων έχει γίνει αναμφισβήτητος. Τα κύρια κλινικά οφέλη από τη χρήση τεχνολογίας που φοριέται για την αντιμετώπιση των καρδιαγγειακών παθήσεων περιλαμβάνουν τη βελτίωση των στρατηγικών πρόληψης του εγκεφαλικού, την εξατομίκευση της διαχείρισης της κολπικής μαρμαρυγής και τη βελτιστοποίηση της σχέσης ασθενούς-γιατρού (Bayoumy et al., 2021).

2. Καρδιαγγειακά νοσήματα στα οποία στοχεύουν οι εφαρμογές τηλε-παρακολούθησης - Καρδιακές αρρυθμίες

Οι καρδιακές αρρυθμίες είναι ανωμαλίες του φυσιολογικού καρδιακού ρυθμού (Εικόνα 2), περιλαμβάνουν ευρύ φάσμα διαταραχών και κατηγοριοποιούνται ανάλογα με το μηχανισμό που τις προκαλεί αλλά και το σημείο προέλευσης. Άλλοτε διαδράμουν ασυμπτωματικά και άλλοτε εκδηλώνονται με έντονη συμπτωματολογία (ακανόνιστο ρυθμό ή υπέρμετρα γρήγορη ή αργή κοιλιακή ανταπόκριση). Οι κοιλιακές αρρυθμίες εμφανίζονται στις κοιλίες, ενώ οι υπερκοιλιακές αρρυθμίες εμφανίζονται κυρίως στους κόλπους ή σε άλλες δομές υπερκείμενες των κοιλιών. Ο αργός καρδιακός ρυθμός είναι γνωστός ως βραδυκαρδία, ενώ ο γρήγορος καρδιακός ρυθμός είναι γνωστός ως ταχυκαρδία. Γρήγοροι, ασυντόνιστοι παλμοί γνωστοί ως μαρμαρυγή μπορεί να εμφανιστούν εάν οι συσπάσεις μεμονωμένων καρδιακών μυϊκών ινών είναι πιο έντονες από τη συντονισμένη ακολουθία συσπάσεων των μυϊκών ινών ενός φυσιολογικού καρδιακού παλμού με αποτέλεσμα μη αποτελεσματική κολπική συστολή. (Tse et al., 2016).



Εικόνα 2. Η φυσιολογική πορεία του ηλεκτρικού ερεθίσματος της καρδιάς (πηγή: Trayanova et al., 2016)

Η κοιλική μαρμαρυγή είναι η πιο κοινή αρρυθμία και επηρεάζει περίπου το 3% έως 5% των Αμερικανών πολιτών του γενικού πληθυσμού. Η συχνότητά της αυξάνεται με την ηλικία. Αναπτύσσεται συχνότερα σε άτομα άνω των 65 ετών και διπλασιάζεται σε επιπολασμό κάθε δεκαετία. Στο 10-15% των περιπτώσεων εμφανίζεται χωρίς την συνύπαρξη άλλων παθήσεων. Η κοιλική μαρμαρυγή αυξάνει τον κίνδυνο αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου και δη του σοβαρού, την ανάγκη νοσηλείας και μειώνει σημαντικά την ποιότητα της ζωής των πασχόντων. Αυξάνει την θνητότητα λόγω μακροπρόθεσμων επιπλοκών, σε αντίθεση με την κοιλιακή μαρμαρυγή, η οποία είναι μια αιφνίδια άκρως απειλητική για τη ζωή κατάσταση όπου καταργείται κάθε οργανωμένη κοιλιακή συστολή με επακόλουθο τη διακοπή της καρδιακής λειτουργίας. (Gaztanaga et al., 2012).

Οι καρδιακές αρρυθμίες μπορεί να είναι συμπτωματικές ή ασυμπτωματικές, Στην περίπτωση των συμπτωματικών, μπορεί να εμφανιστούν κλινικές ενδείξεις όπως αίσθημα παλμών, πόνος στο στήθος, δύσπνοια, ζάλη ή συγκοπή (παροδική απώλεια συνείδησης). Η συγκοπή ευθύνεται για περίπου το 1% των επισκέψεων στα επείγοντα και είναι η έκτη συχνότερη αιτία εισαγωγών στο νοσοκομείο για ασθενείς άνω των 65 ετών. Έχει υπολογιστεί ότι ο γενικός επιπολασμός της συγκοπής είναι 19% στον γενικό πληθυσμό άνω των 45 ετών. Η άμεση αιτία της συγκοπής είναι μια ξαφνική απώλεια ή διακοπή της εγκεφαλικής ροής αίματος, από την οποία η ανάρρωση είναι συνήθως γρήγορη και αυθόρμητη (Fu et al., 2015).

Ωστόσο, σε έως και 47% των περιπτώσεων, η συγκοπή δεν μπορεί να εξηγηθεί ακόμη και μετά από τη λήψη ιστορικού, φυσική εξέταση και συμβατικές δοκιμές (όπως η παρακολούθηση Holter, ο έλεγχος του επικλινούς τραπέζιου). Αυτές οι περιπτώσεις περιλαμβάνουν συμβάντα στα οποία οι αρρυθμίες είναι η εικαζόμενη αιτία συγκοπής, όπως αίσθημα παλμών λόγω ταχυκαρδικών αρρυθμιών, αλλά έχει

επίσης συσχετιστεί με κολπική μαρμαρυγή ή κολπικό πτερυγισμό (Dhuram et al., 2002, Beckman et al., 2012).

Το αίσθημα ζάλης μπορεί να προκληθεί από βραδυκαρδίες ή ταχυκαρδίες, ενώ ορισμένες αρρυθμίες μπορεί επίσης να οδηγήσουν σε πιο σοβαρές ανεπιθύμητες ενέργειες. Η κολπική μαρμαρυγή αυξάνει τον κίνδυνο σχηματισμού θρόμβου και επακόλουθου εγκεφαλικού επεισοδίου, ενώ υπολογίζεται ότι είναι η αιτία του 24% των εγκεφαλικών επεισοδίων σε ασθενείς ηλικίας 80 έως 89 ετών. Η κοιλιακή ταχυκαρδία μπορεί να οδηγήσει σε αιφνίδιο καρδιακό θάνατο σε ορισμένους ασθενείς, ιδιαίτερα σε αυτούς με σύνδρομο μακρού QT και άλλα αρρυθμιολογικά σύνδρομα ή μυοκαρδιοπάθεια (ισχαιμική ή μη). Η κοιλιακή μαρμαρυγή θα οδηγήσει σε αιφνίδιο καρδιακό θάνατο εάν ο φυσιολογικός ρυθμός δεν αποκατασταθεί άμεσα. Σε ορισμένες περιπτώσεις, αυτά τα συμβάντα πραγματοποιούνται χωρίς προειδοποίηση σε προηγουμένως ασυμπτωματικούς ασθενείς (Oh et al., 1999, Hoefman et al., 2010).

Η σημασία της ανίχνευσης και της διάγνωσης των αρρυθμιών δεν μπορεί να υπερεκτιμηθεί καθώς μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρά συμβάντα. Για το λόγο αυτό, είναι σημαντικό να μπορούμε να ανιχνεύσουμε τις αρρυθμίες αμέσως μόλις εμφανιστούν, ώστε να δοθεί η κατάλληλη θεραπεία. Ωστόσο, οι αρρυθμίες μπορεί να είναι δύσκολο να εντοπιστούν και να διαγνωστούν, ιδιαίτερα όταν εμφανίζονται σπάνια ή είναι ασυμπτωματικές. Σε τέτοιες περιπτώσεις, για τη διάγνωσή τους απαιτείται περιπατητική παρακολούθηση ΗΚΓ για παρατεταμένες χρονικές περιόδους. (Shah et al., 2015).

3. Βασικές αρχές ΗΚΓ

3.1 Βασικές αρχές της ηλεκτροφυσιολογίας της καρδιάς

Για να εκτιμηθούν πλήρως οι πληροφορίες που παρέχονται από ένα ΗΚΓ, πρέπει πρώτα να γίνει αναφορά σε θεμελιώδεις έννοιες σχετικά με την ηλεκτρική δραστηριότητα - ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς.

Σε κάθε καρδιακό κύκλο, η καρδιά συστέλλεται συγχρονισμένα, μέσω ενός εξειδικευμένου συστήματος αγωγής που αποτελείται από τροποποιημένες καρδιακές ίνες. Τα ερεθίσματα-διεγέρσεις που δημιουργούν τις συγχρονισμένες κολποκοιλιακές συστολές αναπτύσσονται αυτόματα και το αυτόνομο νευρικό σύστημα ασκεί τον έλεγχο στο ρυθμό τους. Η γένεσή τους εντοπίζεται στο φλεβόκομβο (στο δεξιό κόλπο), ο οποίος λειτουργεί ως φυσικός βηματοδότης. Οι ηλεκτρικές ώσεις που παράγονται εξαπλώνονται ταχέως στους δύο κόλπους προκαλώντας τη συστολή τους. Το ερέθισμα μέσω εξειδικευμένων οδών του δεξιού κόλπου, άγεται στον κολποκοιλιακό κόμβο, στη

δέσμη του His, και στη συνέχεια μεταφέρεται στις κοιλίες μέσω των ιών Purkinje όπου και πραγματοποιείται συγχρονισμένη κοιλιακή συστολή. (Goldberger et al., 2017).

Διαταραχές του συστήματος παραγωγής ή και αγωγής του ερεθίσματος προκαλούν διάφορες αρρυθμίες.

Όλες οι μεμβράνες των καρδιακών κυττάρων είναι θετικά φορτισμένες στις εξωτερικές τους επιφάνειες λόγω της κατανομής των κατιόντων. Αυτό το δυναμικό ηρεμίας της μεμβράνης διατηρείται από έναν ενεργό μηχανισμό μεταφοράς που ονομάζεται αντλία νατρίου-καλίου. Όταν το κύτταρο διεγείρεται, οι διάλυτοι ιόντων ανοίγουν, επιτρέποντας μια ξαφνική εισροή ιόντων νατρίου και/ή ασβεστίου και ως εκ τούτου αντιστρέφοντας το δυναμικό ηρεμίας. Αυτή η περίοδος εκπόλωσης είναι πολύ σύντομη επειδή τα κανάλια νατρίου κλείνουν απότομα, αρνούμενη περαιτέρω εισροή νατρίου. Ταυτόχρονα, τα κανάλια καλίου ανοίγουν και επιτρέπουν στο ενδοκυτταρικό κάλιο να διαχέεται προς τα έξω ενώ τα ιόντα νατρίου αντλούνται ενεργά. Αυτό αποκαθιστά ένα θετικό φορτίο στο εξωτερικό της μεμβράνης, μια διαδικασία που ονομάζεται επαναπόλωση που επαναφέρει τη μεμβράνη στο δυναμικό ηρεμίας της μεμβράνης. Οι μεταβολές των ενδοκυττάρων συγκεντρώσεων των ιόντων νατρίου, καλίου και ασβεστίου είναι ενεργητική διαδικασία.

Οι διαδικασίες εκπόλωσης και επαναπόλωσης αναφέρονται συλλογικά ως δυναμικό δράσης και συνιστούν την ηλεκτρική δραστηριότητα του καρδιακού μύ. Αυτό το γεγονός αυτοδιαδίδεται ως ώθηση σε όλη την επιφάνεια ενός κυττάρου και από το ένα κύτταρο στο άλλο, με την προϋπόθεση ότι οι μεμβράνες τους είναι συνδεδεμένες (Becker et al., 2006).

Είναι σημαντικό να αναλυθεί επίσης ο σκοπός ενός δυναμικού δράσης. Όλα τα ανθρώπινα κύτταρα έχουν αυτό το φαινόμενο και ο σκοπός ποικίλλει ανάλογα με τη λειτουργία του κυττάρου. Ο σκοπός των δυναμικών δράσης στους νευρώνες είναι να ξεκινήσει η απελευθέρωση νευροδιαβιβαστών που είτε διεγείρουν είτε σταθεροποιούν τις κυτταρικές μεμβράνες. Στα κύτταρα των σκελετικών και των καρδιακών μυών, τα δυναμικά δράσης απελευθερώνουν αποθηκευμένα ιόντα ασβεστίου τα οποία στη συνέχεια ξεκινούν την πραγματική διαδικασία συστολής (Hall et al., 2020).

Τα κύτταρα που αποτελούν το σύστημα αγωγιμότητας της καρδιάς είναι μοναδικά με δύο τρόπους. Πρώτον, διαθέτουν τη δυνατότητα του αυτοματισμού. Αυτή η ιδιότητα προέρχεται από τη μερική διαπερατότητα της μεμβράνης σε ηρεμία όσον αφορά τα ιόντα ασβεστίου και/ή νατρίου. Η σταδιακή προς τα μέσα "διαρροή" κατιόντων μειώνει την τάση του δυναμικού ηρεμίας μέχρι να επιτευχθεί ένα όριο. Σε αυτό το σημείο, όλα τα κανάλια του κυττάρου ανοίγουν και η ταχεία εισροή κατιόντων

εκπολώνει τη μεμβράνη. Δεύτερον, αυτά τα κύτταρα δεν απελευθερώνουν νευροδιαβιβαστές. Αντίθετα, το δυναμικό δράσης τους ξεκινά άμεσα την εκπόλωση των καρδιακών μυϊκών κυττάρων (Hall et al., 2020).

Τα κύτταρα των καρδιακών μυών συγχωνεύονται μεταξύ τους με ειδικά προσαρτήματα που ονομάζονται παρεμβαλλόμενοι δίσκοι. Αυτό τους επιτρέπει να λειτουργούν ως ένα συνεχές σύνολο κυττάρων που ονομάζεται συγκύτιο. Το κολπικό συγκύτιο διαχωρίζεται από αυτό των κοιλιών με ένα στρώμα συνδετικού ιστού που λειτουργεί ως μονωτής. Ο φλεβόκομβος ξεκινά την εκπόλωση του κολπικού μυός, αλλά η μόνωση του εμποδίζει τη διάδοση στις κοιλίες εκτός από ένα σημείο, τον κολποκοιλιακό κόμβο. Ο κολποκοιλιακός κόμβος καθυστερεί και τελικά αναμεταδίδει την ώση κατά μήκος της κοινής δέσμης του His, η οποία διεισδύει στον συνδετικό ιστό για να εισέλθει στις κοιλίες. Η ώθηση συνεχίζεται κατά μήκος της κοινής δέσμης του His και των διακλαδώσεων του μέχρι να φτάσει τελικά στις ίνες Purkinje, οι οποίες πυροδοτούν το συγκύτιο των κοιλιακών μυών (Khurana et al., 2015).

Το δυναμικό δράσης ενός μεμονωμένου κυττάρου μπορεί να μετρηθεί χρησιμοποιώντας μικροανιχνευτές που εισάγονται μέσω της κυτταρικής του μεμβράνης. Είναι πολύ μικρό ένα ηλεκτρικό συμβάν για να μετρηθεί με επιφανειακά ηλεκτρόδια, αλλά τα δυναμικά δράσης που εξαπλώνονται σε όλα τα μυϊκά συγκυτία της καρδιάς είναι αρκετά μεγάλα ώστε τα επιφανειακά ηλεκτρόδια να καταγράφουν και να παράγουν ένα ίχνος γνωστό ως ΗΚΓ. Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι το ΗΚΓ δεν μπορεί να καταγράψει ηλεκτρικά συμβάντα που δημιουργούνται από τα εξειδικευμένα κύτταρα του συστήματος αγωγιμότητας, ενώ οι τάσεις τους είναι πολύ μικρές. Αυτό που παρατηρείτε σε μια ανίχνευση ΗΚΓ είναι τα δυναμικά δράσης των κολπικών και κοιλιακών μυϊκών κυττάρων (Khurana et al., 2015).

3.2 Η ανίχνευση του καρδιακού σήματος

Η ηλεκτρική ακολουθία ενός καρδιακού κύκλου ξεκινά από τον φλεβόκομβο, τον λεγόμενο και βηματοδότη της καρδιάς. Αυτό συμβαίνει επειδή ο κόμβος αυτός έχει ταχύτερο ρυθμό αυθόρμητης ενεργοποίησης από τους υπόλοιπους εξειδικευμένους ιστούς που συναντώνται στην καρδιά. Ωστόσο, εάν αυτό το ποσοστό αυθόρμητης ενεργοποίησης μειωθεί, άλλα τμήματα αυτού του εξειδικευμένου συστήματος μπορούν να αποκτήσουν τον έλεγχο, ένα φαινόμενο που ονομάζεται διαφυγή.

Η βασική αρχή μιας ανίχνευσης ΗΚΓ είναι η ισοηλεκτρική γραμμή, η οποία υποδηλώνει τα δυναμικά ηρεμίας της μεμβράνης. Οι παραμορφώσεις από αυτό το σημείο γράφονται με αλφαβητική σειρά και

μετά από καθεμία, η ιχνηλάτηση επιστρέφει κανονικά στο ισοηλεκτρικό σημείο. Η πρώτη εκτροπή είναι το κύμα P και αντιπροσωπεύει την εκπόλωση των κολπικών μυϊκών κυττάρων. Ωστόσο, δεν αντιπροσωπεύει σύσπαση αυτού του μυός, ούτε αντιπροσωπεύει πυροδότηση του φλεβόκομβου. Αυτά τα συμβάντα συνάγονται με βάση το σχήμα και τη συνοχή των κυμάτων P. Μπορεί να υποθεθεί, ότι ο φλεβόκομβος ενεργοποιείται στην αρχή του κύματος P και ενώ η κολπική συστολή αρχίζει στην κορυφή του κύματος P. Αν και η κολπική επαναπόλωση ακολουθεί την εκπόλωση, το ΗΚΓ δεν παρέχει στοιχεία για αυτό το συμβάν. Μια δημοφιλής παρανόηση στην κλινική πρακτική είναι ότι τα στοιχεία της επαναπόλωσης συγκαλύπτονται από το επακόλουθο σύμπλεγμα QRS. Εάν αυτό ίσχυε, ωστόσο, θα παρατηρούνταν επαναπόλωση σε περιπτώσεις όπου το σύμπλεγμα QRS καθυστερεί ή απουσιάζει, π.χ. μπλοκ AV. Η σωστή εξήγηση είναι ότι η κολπική επαναπόλωση είναι πολύ μικρή σε πλάτος για να καταγραφεί από επιφανειακά ηλεκτρόδια (Berkaya et al., 2018).

Το σύμπλεγμα QRS αντιπροσωπεύει την αποπόλωση των κοιλιακών μυϊκών κυττάρων. Το τμήμα Q είναι η αρχική κάμψη προς τα κάτω, το τμήμα R είναι η αρχική προς τα πάνω απόκλιση και το τμήμα S είναι η επιστροφή στη γραμμή βάσης ή το λεγόμενο ισοηλεκτρικό σημείο. Συχνά, το τμήμα Q δεν είναι εμφανές και η αποπόλωση εμφανίζεται μόνο ως σύμπλεγμα «RS». Σε κάθε περίπτωση, το σύμπλεγμα αυτό, δεν αντιπροσωπεύει την κοιλιακή συστολή. Στη βιβλιογραφία, αναφέρεται επίσης, ότι η συστολή θα αρχίσει στην κορυφή του τμήματος R του συμπλέγματος. Σε αντίθεση με τη σύσπαση των κόλπων, η κοιλιακή συστολή μπορεί να επιβεβαιωθεί κλινικά με ψηλάφηση ενός παλμού ή με παρακολούθηση μιας μορφής κύματος παλμικού οξύμετρου. Ένας ασθενής σε καρδιακή ανακοπή μπορεί να έχει φυσιολογικά συμπλέγματα QRS στο ΗΚΓ του. Τα κύτταρα των κοιλιακών μυών εκπολώνονται, αλλά δεν υπάρχει συστολή. Αυτό το φαινόμενο ονομάζεται ηλεκτρική δραστηριότητα χωρίς παλμό. Μετά την εκπόλωση, ο κοιλιακός μυς επαναπολώνεται και αυτό το συμβάν είναι αρκετά μεγάλο σε πλάτος ώστε να δημιουργήσει το κύμα T στην ανίχνευση που πραγματοποιείται από το ΗΚΓ (Oehler et al., 2014).

Το διάστημα PR μετράται από την αρχή του κύματος P έως την αρχή του τμήματος R του συμπλέγματος QRS. Αυτό είναι συμβατικό επειδή το τμήμα Q του συμπλέγματος είναι τόσο συχνά αδιάκριτο. Επειδή το διάστημα PR ξεκινά με την εκπόλωση των κολπικών μυών και τελειώνει με την έναρξη της κοιλιακής εκπόλωσης, μπορεί κανείς να υποθέσει ότι η ηλεκτρική ώθηση διέρχεται μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου στην κοιλία κατά τη διάρκεια αυτού του διαστήματος. Εάν το διάστημα PR είναι παρατεταμένο, μπορεί κανείς να συμπεράνει ότι υπάρχει αποκλεισμός AV (Oehler et al., 2014).

3.3 Ερμηνεία και βασικές παράμετροι ΗΚΓ

Το ΗΚΓ είναι η καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς που φθάνει στην επιφάνεια του σώματος και αποτελεί το χρησιμότερο εργαλείο για τη διάγνωση των καρδιακών αρρυθμιών αλλά και άλλων καρδιακών νοσημάτων.

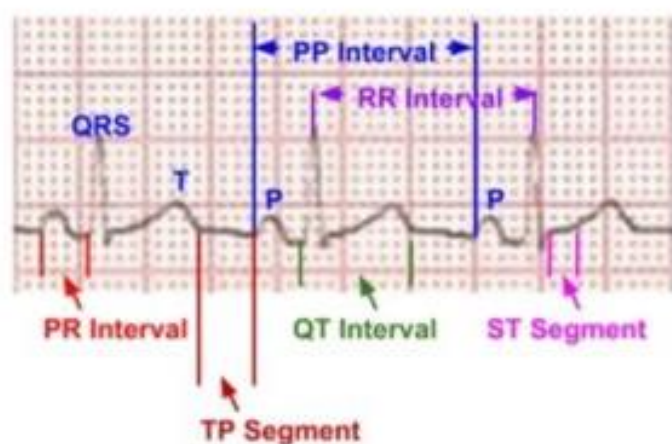
Η πρώτη καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς πραγματοποιήθηκε από τον Willem Einthoven το 1903 με τη βοήθεια ειδικού γαλβανομέτρου και του απενεμήθη το βραβείο Νόμπελ Ιατρικής το 1924.

Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια (μικροαισθητήρες) προσαρτημένα σε διάφορα μέρη της επιφάνειας του σώματος. Μέσω των ηλεκτροδίων αυτών ανιχνεύεται η ηλεκτρική δραστηριότητα (ηλεκτρικά δυναμικά), φιλτράρεται, ενισχύεται και εκφράζεται σε γραφική μορφή. Εάν οι καταγραφές λαμβάνονται με ηλεκτρόδια που διατηρούνται μέσα στην καρδιά, είναι γνωστό ως ενδοκαρδιακό ηλεκτρογράφημα, το οποίο γίνεται κατά τη διάρκεια της επεμβατικής ηλεκτροφυσιολογικής μελέτης εντός του εργαστηρίου ηλεκτροφυσιολογίας. Συμβατικά, το ΗΚΓ χρησιμοποιεί 4 ηλεκτρόδια άκρου σε καθένα από τα τέσσερα άκρα, εκ των οποίων το ηλεκτρόδιο στο δεξί πόδι θεωρείται ηλεκτρικά ουδέτερο ενώ τα άλλα τρία είναι ενεργά ηλεκτρόδια. Επιπλέον, 6 ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε ειδικά καθορισμένα μέρη του θώρακα για τη λήψη εγγραφών στο στήθος. Αν και υπάρχουν μόνο 10 ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή ενός συνηθισμένου ΗΚΓ, διάφοροι συνδυασμοί ηλεκτροδίων μπορούν να καταγραφούν με αυτά τα ηλεκτρόδια, έτσι ώστε η πιο κοινή καταγραφή να είναι ένα ΗΚΓ 12 αισθητήρων. Ο αριθμός των αισθητήρων μπορεί να αυξηθεί χρησιμοποιώντας πρόσθετους αισθητήρες σε συγκεκριμένες περιπτώσεις (Goldberger et al., 2017).

Τα φυσιολογικά ηλεκτρικά κύματα σε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) ονομάζονται κύμα P, σύμπλεγμα QRS, κύμα T και μερικές φορές κύμα U. Άλλα κύματα που μπορούν να παρατηρηθούν σπάνια είναι τα κύματα δέλτα και τα κύματα εψιλον.

Το κύμα P αντιπροσωπεύει την εκπόλωση των κόλπων, ενώ το σύμπλεγμα QRS αντιπροσωπεύει την εκπόλωση των κοιλιών. Το κύμα T οφείλεται στην επαναπόλωση των κοιλιών. Το τμήμα PR βρίσκεται μεταξύ του κύματος P και του συμπλέγματος QRS, ενώ το τμήμα ST βρίσκεται μεταξύ του συμπλέγματος QRS και του κύματος T. Το τμήμα TP βρίσκεται μεταξύ του κύματος T και του επόμενου κύματος P, ενώ θεωρείται ότι είναι η πραγματική βάση στο ΗΚΓ. Το διάστημα PR περιέχει το κύμα P και το τμήμα PR και μετράται από την έναρξη του κύματος P έως την έναρξη του

συμπλέγματος QRS. Το διάστημα QT περιέχει το σύμπλεγμα QRS, το τμήμα ST και το κύμα T. Μετράται από την έναρξη του συμπλέγματος QRS έως το τέλος του κύματος T. Το διάστημα PP μετράται από την έναρξη ενός κύματος P έως την έναρξη του επόμενου κύματος P. Το διάστημα RR μετράται από την έναρξη ενός συμπλέγματος QRS έως την έναρξη του επόμενου συμπλέγματος QRS ή ως το διάστημα μεταξύ των κορυφών δύο διαδοχικών κυμάτων R για απλότητα. Τα κύματα δέλτα εμφανίζονται στην έναρξη του συμπλέγματος QRS και τα κύματα έψιλον εμφανίζονται στο τέλος του συμπλέγματος QRS, σε ορισμένες παθολογικές καταστάσεις. Ένα εμφανές κύμα U μετά το κύμα T μπορεί να παρατηρηθεί στην υποκαλιαιμία (Εικόνα 3).



Εικόνα 3. Κύματα και διαστήματα του ΗΚΓ

Μια αρχική αρνητική εκτροπή που είναι μέρος του συμπλέγματος QRS ονομάζεται κύμα Q. Μια αρχική θετική εκτροπή ονομάζεται κύμα R. Μια δεύτερη αρνητική εκτροπή ή μια αρνητική εκτροπή μετά από ένα κύμα R ονομάζεται κύμα S. Μια δεύτερη θετική εκτροπή θα ονομαστεί κύμα R. Αν υπάρχει αρνητική απόκλιση μετά τα R και S ονομάζονται το R' και S' αντίστοιχα. Τα κύματα με πλάτος μικρότερο από 5 mm μπορούν να χαρακτηρίζονται με μικρά γράμματα έτσι ώστε ένα rSr' να σημαίνει μικρό r που ακολουθείται από κανονικού μεγέθους S και ένα μικρό κύμα r'. Το rSR' θα έδειχνε ότι το τερματικό κύμα R' έχει καλό πλάτος. Το κύμα U στο ΗΚΓ εμφανίζεται μετά το κύμα T και συνήθως παρατηρείται στις μεσαίες προκαρδιακές απαγωγές. Στην υποκαλιαιμία, το κύμα T μπορεί να επιπεδωθεί και το κύμα U μπορεί να γίνει εμφανές (προφανώς λόγω της σχεδόν απουσίας κυμάτων T). Σημαντικές καταστάσεις που σχετίζονται με τα κύματα U είναι η συστηματική υπέρταση, η ανεπάρκεια της αορτής και της μιτροειδούς και η στεφανιαία νόσος (Kishida et al., 1982).

4. Βασικοί μηχανισμοί καρδιακών αρρυθμιών

Ο μηχανισμός των καρδιακών αρρυθμιών οφείλεται σε διαταραχή της παραγωγής ή και της αγωγής των ηλεκτρικών ώσεων από τον φλεβόκομβο ως τις ίνες του Purkinje. Τα τελευταία χρόνια σημειώθηκαν σημαντικές πρόοδοι στην κατανόηση των ηλεκτροφυσιολογικών μηχανισμών που κρύβονται πίσω από την ανάπτυξη μιας ποικιλίας καρδιακών αρρυθμιών. Οι μηχανισμοί που ευθύνονται για τις καρδιακές αρρυθμίες ταξινομούνται γενικά στις εξής κατηγορίες: (1) παθολογική παραγωγή ηλεκτρικής εκπόλωσης, (2) διαταραχές αγωγιμότητας της ηλεκτρικής εκπόλωσης, (3) συνδυασμός και των δύο (Antzelevitch et al., 2011).

4.1 Παθολογικός σχηματισμός παλμών

Σε φυσιολογικές συνθήκες, ο αυτοματισμός είναι η ιδιότητα των καρδιακών κυττάρων που τους επιτρέπει να δημιουργούν αυθόρμητα δυναμικά δράσης. Ο φλεβοκόμβος εμφανίζει κανονικά τον υψηλότερο ενδογενή ρυθμό. Όλοι οι άλλοι βηματοδότες αναφέρονται ως βοηθητικοί ή λανθάνοντες βηματοδότες επειδή αναλαμβάνουν τη λειτουργία της έναρξης διέγερσης της καρδιάς μόνο όταν ο φλεβοκόμβος δεν είναι σε θέση να δημιουργήσει ώσεις ή όταν αυτές οι ώσεις αποτυγχάνουν να διαδοθούν (Vetulli et al., 2018)..

4.1.1 Μη φυσιολογικός αυτοματισμός

Ο μη φυσιολογικός αυτοματισμός περιλαμβάνει τόσο τον μειωμένο αυτοματισμό, που προκαλεί βραδυκαρδία, όσο και τον αυξημένο αυτοματισμό, που προκαλεί ταχυκαρδία. Οι αρρυθμίες που προκαλούνται από μη φυσιολογικό αυτοματισμό μπορεί να προκύψουν από διάφορους μηχανισμούς (βλ. Εικ. 1). Οι αλλαγές στον φλεβοκομβικό ρυθμό μπορεί να συνοδεύονται επίσης από μετατοπίσεις της αρχής του κυρίαρχου βηματοδότη εντός του φλεβοκομβικού κόμβου ή σε δευτερεύουσες θέσεις βηματοδότη στους κόλπους. Η αγωγιμότητα των παλμών εκτός της λειτουργίας SA μπορεί να επηρεαστεί ή να αποκλειστεί ως αποτέλεσμα ασθένειας ή αυξημένης δραστηριότητας του πνευμονογαστρικού, οδηγώντας σε ανάπτυξη βραδυκαρδίας. Οι κολποκοιλιακοί συνδεσμικοί ρυθμοί εμφανίζονται όταν οι κολποκοιλιακοί βηματοδότες που βρίσκονται είτε στον κολποκοιλιακό κόμβο είτε στη δέσμη His επιταχύνουν για να υπερβούν τον ρυθμό του φλεβόκομβου ή όταν ο ρυθμός ενεργοποίησης του φλεβόκομβου είναι πολύ αργός για να καταστείλει τον κολποκοιλιακό κόμβο σε βηματοδότη (Tse et al., 2016).

Η βραδυκαρδία μπορεί να εμφανιστεί σε δομικά φυσιολογικές καρδιές λόγω γενετικών μεταλλάξεων. Ένα παράδειγμα είναι η μετάλλαξη του ενεργοποιημένου με υπερπόλωση νουκλεοτιδικού καναλιού

(HCN4), που είναι μέρος των καναλιών που φέρουν If. Οι μεταλλάξεις του HCN4 μπορεί επίσης να προκαλέσουν οικογενή βραδυκαρδία (Tse et al., 2016).

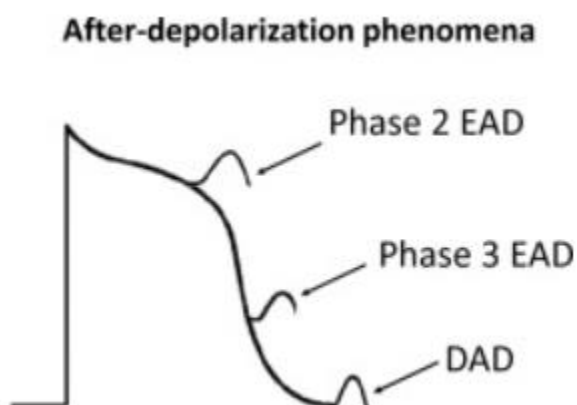
Οι λανθάνοντες βηματοδότες στο σύνολο του οργάνου της καρδιάς επαναρυθμίζονται από το μέτωπο κύματος διάδοσης που ξεκινά από τον κυρίαρχο βηματοδότη. Ωστόσο, μια εξαίρεση σε αυτόν τον κανόνα συμβαίνει όταν ο ιστός βηματοδότησης είναι προστατευμένος από την ώθηση της φλεβοκομβικής προέλευσης. Στην περίπτωση αυτή, δημιουργείται μια περιοχή αποκλεισμού εισόδου όταν τα κύτταρα που παρουσιάζουν αυτοματισμό περιβάλλονται από ισχαιμικούς ή γενικότερα κατεστραμμένους καρδιακούς ιστούς που εμποδίζουν το κύμα διάδοσης να εισβάλει στην εστία, αλλά που επιτρέπουν στον αυθόρμητο παλμό που δημιουργείται εντός της αυτόματης εστίας να εξέλθει και να ενεργοποιήσει το υπόλοιπο το μυοκάρδιο (Hoogendijk et al., 2020). Μια περιοχή βηματοδότη που εμφανίζει αποκλεισμό εισόδου και αγωγιμότητα εξόδου αναφέρεται ως παρασυστολική εστία. Η έκτοπη δραστηριότητα που δημιουργείται από μια παρασυστολική εστία χαρακτηρίζεται από πρόωρα κοιλιακά συμπλέγματα με μεταβλητά διαστήματα σύζευξης, παλμούς σύντηξης και μεσοέκτοπα διαστήματα που είναι πολλαπλάσια ενός κοινού παρονομαστή. Αυτός ο ρυθμός είναι σχετικά σπάνιος και συνήθως θεωρείται καλοήθης, αν και μια πρόωγη κοιλιακή ενεργοποίηση παρασυστολικής προέλευσης μπορεί να προκαλέσει κακοήθεις κοιλιακούς ρυθμούς στο ισχαιμικό μυοκάρδιο ή παρουσία κατάλληλου υποστρώματος του μυοκαρδίου (Amumonwo et al., 2015).

Η διαμορφωμένη παρασυστολία, μια παραλλαγή της κλασικής παρασυστολής, περιγράφηκε αρκετές δεκαετίες πριν. Αυτή η παραλλαγή της αρρυθμίας προκύπτει από ατελή αποκλεισμό εισόδου της παρασυστολικής εστίας. Τα ηλεκτρικά σήματα που φτάνουν νωρίς στον κύκλο του βηματοδότη καθυστερούν με αποτέλεσμα να επιτάχυναν την ενεργοποίηση του παρασυστολικού βηματοδότη, έτσι ώστε η κοιλιακή δραστηριότητα να μπορεί να παρασύρει τον μερικώς προστατευμένο βηματοδότη. Κατά συνέπεια, σε επιλεγμένο καρδιακό ρυθμό, η εξωσυστολική δραστηριότητα που δημιουργείται από τον παρασυρόμενο παρασυστολικό βηματοδότη μπορεί να μιμηθεί τη δραστηριότητα επανεισόδου, δημιουργώντας εξωσυστολική δραστηριότητα με σταθερή σύζευξη (Burashnikov et al., 2020).

4.1.2 Αποπολώσεις

Οι αποπόλωσεις (depolarizations) που ακολουθούν το δυναμικό καρδιακής δράσης και εξαρτώνται από την προηγούμενη διαμεμβρανική δραστηριότητα αναφέρονται ως μετα-αποπολώσεις. Η πρώτη μετα-αποπόλωση διακόπτει ή επιβραδύνει την επαναπόλωση κατά τη διάρκεια των φάσεων 2 και/ή 3 του δυναμικού καρδιακής δράσης, ενώ η καθυστερημένη μετά - αποπόλωση εμφανίζεται μετά την πλήρη επαναπόλωση. Όταν το πλάτος της πρώιμης ή της καθυστερημένης μετα-αποπόλωσης επαρκεί

για να φέρει τη μεμβράνη στο κατώφλι δυναμικό της, το αποτέλεσμα είναι ένα αυθόρμητο δυναμικό δράσης που αναφέρεται ως ενεργοποιημένη απόκριση. Αυτά τα πυροδοτούμενα συμβάντα προκαλούν εξώσυστολίες, οι οποίες μπορούν να επισπεύσουν την εμφάνιση ταχυαρρυθμιών (Εικόνα 4) (Chang et al., 2015).



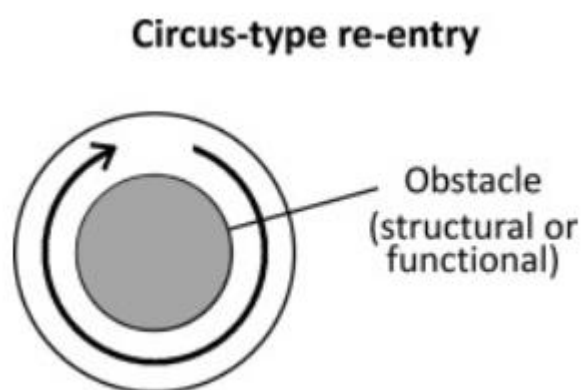
Εικόνα 4. Φαινόμενα μετά την αποπόλωση: Η πρώτη μετα-αποπόλωση (EAD) εμφανίζεται νωρίς (φάση 2) ή όψιμη (φάση 3) και η καθυστερημένη μετά -αποπόλωση (DAD) εμφανίζεται κατά τη φάση 4 του δυναμικού δράσης (Πηγή: Tse et al., 2016).

Οι όψιμες μετα-αποπολώσεις περιγράφηκαν αρχικά ως μεταδυναμικά ταλάντωσης. Μπορούν να αναπτυχθούν μετά από πλήρη επαναπόλωση, που αντιστοιχεί στη φάση 4 του δυναμικού καρδιακής δράσης στον άνθρωπο (Εικόνα 3). Οι όψιμες μετα-αποπολώσεις παρατηρούνται υπό συνθήκες ενδοκυτταρικής υπερφόρτωσης ασβεστίου, η οποία μπορεί να προκύψει από έκθεση σε δακτυλίτιδα, κατεχολαμίνες, υποκαλιαιμία και υπερασβεστιαίμία. Ο προτεινόμενος μηχανισμός για τη γένεση των εν λόγω παθολογιών είναι ο εξής: υψηλά επίπεδα ενδοκυτταρικού ασβεστίου προκαλούν αυθόρμητη απελευθέρωση ασβεστίου από το σαρκοπλασματικό δίκτυο, ενεργοποιώντας τρία ευαίσθητα στο ασβέστιο ρεύματα - το μη εκλεκτικό κατιονικό ρεύμα, I_{NS} , το ρεύμα ανταλλαγής νατρίου-ασβεστίου, I_{NCX} , και το ρεύμα χλωριούχου ασβεστίου, $I_{Cl, Ca}$. Μαζί, τα ρεύματα αυτά αποτελούν το παροδικό εσωτερικό ρεύμα (I_{TI} – Transient Inward Current) που είναι υπεύθυνο για την εκπόλωση της μεμβράνης. Εάν η εκπόλωση που παράγεται από το DAD είναι αρκετά μεγάλη, το I_{Na} ενεργοποιείται, οδηγώντας σε ενεργοποίηση της καρδιακής δραστηριότητας. Η ενεργοποίηση που προκαλείται από τις όψιμες μετα-αποπολώσεις πιστεύεται ότι αποτελεί τη βάση της αρρυθμογένεσης που παρατηρείται στην κατεχολαμινεργική πολυμορφική κοιλιακή ταχυκαρδία (CPVT) (Workman et al., 2012).

4.1.3 Αρρυθμίες επανεισόδου

Η επανείσοδος συμβαίνει όταν ένα δυναμικό δράσης αποτυγχάνει να ελαχιστοποιηθεί και επανενεργοποιείται σε μια περιοχή που έχει ανακάμψει από την ανθεκτικότητα. Υπάρχουν δύο τύποι επανεισόδου:

- επανείσοδος που συμβαίνει γύρω από ένα εμπόδιο και
- επανείσοδος που πραγματοποιείται χωρίς εμπόδιο.



Εικόνα 5. Η επανείσοδος κυκλικού τύπου απαιτεί ένα φυσικό εμπόδιο (γκρίζο κέντρο) γύρω από το οποίο μπορεί να κυκλοφορήσει ένα δυναμικό δράσης (Πηγή: Tse et al., 2016).

Το μοντέλο δακτυλίου της κυκλικής επανεισόδου περιλάμβανε μια κυκλοφορική διαταραχή στην οποία ένα κύμα διέγερσης ταξιδεύει σε μια συγκεκριμένη κατεύθυνση δεν σταματάει εύκολα. Ο Mayeε παρατήρησε πρώτος, ότι τα κύματα ήταν περιοδικά και έμοιαζαν με την κίνηση ενός ρολογιού. Αργότερα, ερευνητές χρησιμοποίησαν ένα παρασκεύασμα της καρδιάς χελώνας για να αποδείξουν ότι η επανείσοδος αυτού του τύπου μπορεί να προκληθεί με ηλεκτρική διέγερση. Εάν ένα κύμα διέγερσης έχει υψηλό ρυθμό διάδοσης και μεγάλη διάρκεια, ολόκληρο το κύκλωμα θα διεγερθεί ταυτόχρονα, προκαλώντας την εξάντληση της διέγερσης. Αντίθετα, ένα κύμα διέγερσης με πιο αργή αγωγιμότητα και μικρότερη διάρκεια θα επιτρέψει στον ιστό που βρίσκεται μπροστά από το κύμα διέγερσης να ανακάμψει, το οποίο μπορεί στη συνέχεια να διεγερθεί ξανά, με αποτέλεσμα την επανείσοδο τύπου τσίρκου. Ο Mines προέβλεψε ότι μια κυκλοφοριακή διέγερση αυτού του τύπου μπορεί να είναι υπεύθυνη για ορισμένες περιπτώσεις παροξυσμικής ταχυκαρδίας. Πρότεινε επίσης τρία κριτήρια για αυτόν τον τύπο επανεισόδου: (1) πρέπει να υπάρχει μια περιοχή μονοκατευθυντικού μπλοκ, (2) το κύμα διέγερσης πρέπει να διαδίδεται κατά μήκος μιας ξεχωριστής διαδρομής και επιστρέφει στο

σημείο προέλευσής του και (3) διακοπή του κυκλώματος σε οποιοδήποτε σημείο θα τερματίσει την κυκλική αυτή κίνηση (Himmel et al., 2019).

Η πιθανότητα να συμβεί επανεισόδος κυκλικού τύπου χωρίς ανατομικό εμπόδιο προτάθηκε αργότερα. Στις περιπτώσεις αυτές, η ηλεκτρική ενεργοποίηση που ξεκινά από τακτικά ερεθίσματα εξαπλώνεται κανονικά σε όλο τον ιστό. Αντίθετα, μια ώθηση που ξεκινά από πρόωρα ερεθίσματα διαδίδεται μόνο προς την κατεύθυνση των συντομευμένων περιόδων ανθεκτικότητας και το προκαλεί μείωση της ταχύτητας αγωγιμότητας. Επιπλέον, προτάθηκε ότι το κέντρο του ιστού διατηρείται πάνω από το κατώφλι από τις ηλεκτροτονικές επιδράσεις του μετώπου κύματος εκπόλωσης, το οποίο περιστρεφόταν γύρω από αυτήν την περιοχή, την καθιστά μη διεγερσιμη. Το κύμα διέγερσης συνεχίζει, στην περίπτωση αυτή, να περιστρέφεται γύρω από αυτό το λειτουργικό εμπόδιο (Wiess et al., 2000).

Η ταχύτητα αγωγιμότητας του δυναμικού δράσης διάδοσης εξαρτάται από την καμπυλότητα του κύματος. Για ένα επίπεδο κύμα, κάθε κύτταρο ενεργοποιεί ένα κύτταρο κατάντη. Για μέτωπο κύματος που καμπυλώνεται προς τα μέσα (κοίλο), κάθε κελί θα ενεργοποιεί λιγότερα από ένα κύτταρο κατάντη. Αυτή η αναντιστοιχία πηγής-βύθισης θα αυξήσει το διαθέσιμο ρεύμα εκπόλωσης για κάθε κυψέλη κατάντη, με αποτέλεσμα μεγαλύτερο ρυθμό αύξησης τάσης και επομένως υψηλότερη ταχύτητα αγωγιμότητας σε σύγκριση με την αντίστοιχη ενός επίπεδου κύματος (Weiss et al., 2000). Το αντίθετο ισχύει για ένα μέτωπο κύματος που καμπυλώνεται προς τα έξω (κυρτό), όπου κάθε κύτταρο θα ενεργοποιεί περισσότερα από ένα κελιά κατάντη, και έτσι η ταχύτητα αγωγιμότητας θα είναι μικρότερο από την αντίστοιχη ενός επίπεδου κύματος. Εάν η καμπυλότητα είναι αρκετά κυρτή, μπορεί να προκύψει μπλοκ αγωγιμότητας. Το σημείο όπου συναντώνται τα μέτωπα των κυμάτων ενεργοποίησης και επαναπόλωσης ονομάζεται ιδιομορφία φάσης (Goyal et al., 2019).

4.1.4 Αρρυθμίες επανεισόδου – αντανάκλαση

Η πιθανότητα των αρρυθμιών ανάκλασης προτάθηκε για πρώτη φορά από μια αναφορά που διερεύνησε τον ρόλο της αγωγιμότητας του δυναμικού επιβράδυνσης δράσης στη διέγερση επανεισόδου χρησιμοποιώντας αποκομμένες ίνες Purkinje σκύλων. Η μειωμένη διεγερσιμότητα σε διακριτά τμήματα των ιών παρήχθη αυξάνοντας τις εξωκυτταρικές συγκεντρώσεις καλίου. Αργότερα, η ανάκλαση αποδείχθηκε ότι είναι ένας μηχανισμός επανεισόδου αρρυθμογένεσης χρησιμοποιώντας το μοντέλο του κενού σακχαρόζης. Τα πειράματα χρησιμοποίησαν ισοτονικό διάλυμα σακχαρόζης χωρίς ιόντα για να δημιουργήσουν ένα κεντρικό μη διεγερτικό κενό στις ίνες Purkinje του σκύλου, διαιρώντας τες σε τρία τμήματα. Η ηλεκτρική διέγερση στο εγγύς τμήμα προκαλεί ένα δυναμικό δράσης. Αυτή η διέγερση μεταδίδεται σε όλο το διάκενο στο άπω τμήμα μετά

από μια καθυστέρηση, αλλά αυτό δεν μπορεί να είναι ενεργό με τη μορφή δυναμικών δράσης επειδή ο εξωκυτταρικός χώρος είναι ελεύθερος ιόντων. Ωστόσο, όταν η εκπόλωση φτάσει στο κατώφλι, ξεκινά ένα δυναμικό δράσης στο άπω τμήμα. Αυτό με τη σειρά του δημιουργεί ηλεκτρικά ρεύματα προς την ανάδρομη κατεύθυνση. Με μια περαιτέρω καθυστέρηση, η εγγύς περιοχή μπορεί να διεγερθεί ξανά όταν έχει αναρρώσει από την ανθεκτικότητα, με αποτέλεσμα μια επανασυστολή, που ολοκληρώνει την ανάκλαση (Tung et al., 2011).

Η επιτυχής ανάκλαση τύπου τμήματος απαιτεί μια ισορροπία μεταξύ της καθυστέρησης αγωγής και της διεγερσιμότητας της κυτταρικής μεμβράνης. Ένα ελαφρώς διαφορετικό μοντέλο ανάκλασης περιλάμβανε τη βύθιση των ινών Purkinje σε ένα διάλυμα που περιέχει υψηλές συγκεντρώσεις καλίου και γαλακτικού οξέος για να μιμηθεί το εξωκυτταρικό περιβάλλον που υπάρχει κατά τη διάρκεια της ισχαιμίας. Και αυτή η περίπτωση, καθιστά το κεντρικό τμήμα μη διεγερτικό (Tung et al., 2011).

4.1.5 Αρρυθμίες επανεισόδου φάσης 2

Η επανείσοδος στη φάση 2 είναι ένας άλλος μηχανισμός ανεξάρτητος από την κίνηση κυκλικού τύπου. Η θεωρία προέκυψε από πειράματα στα οποία η πινασιδίνη, έναν ενεργοποιητή της ρυθμιζόμενης από το ATP ροή καλίου, στον κοιλιακό ιστό σκύλων. Το Pinacidil αυξάνει τα IK, ATP, με αποτέλεσμα τη βράχυνση της APD και συνεπώς την απώλεια του θόλου του δυναμικού δράσης. Τα ηλεκτρικά ρεύματα μπορούν να ρέουν από περιοχές με μεγαλύτερες APD σε περιοχές με μικρότερες APD και μπορεί να προκαλέσουν εκ νέου διέγερση όταν οι τελευταίες έχουν επανέλθει από την αντανάκλαση. Η αρρυθμογένεση στο σύνδρομο Brugada πιστεύεται ότι περιλαμβάνει επανείσοδο φάσης 2, όταν η προκύπτουσα πρόωρη αίσθημα παλμών προκαλεί αυθόρμητη πολυμορφική κοιλιακή ταχυκαρδία (Shimizu et al., 2005).

5. Τηλε-παρακολούθηση καρδιακής λειτουργίας

Τις τελευταίες δεκαετίες, αναπτύχθηκαν συστήματα παρακολούθησης σε πραγματικό χρόνο, τα οποία καταγράφουν τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα (ΗΚΓ) συνεχώς και για μεγάλες χρονικές περιόδους. Δεδομένου ότι αυτός ο χρόνος παρακολούθησης ενός τυπικού ΗΚΓ δεν είναι επαρκής για τη διάγνωση ορισμένων ασθενών με σπάνιες αρρυθμίες, έχουν αναπτυχθεί εναλλακτικά συστήματα που επιτρέπουν μεγαλύτερες περιόδους παρακολούθησης. Αυτά τα εναλλακτικά συστήματα μπορούν επίσης να μεταδώσουν δεδομένα ΗΚΓ μέσω δικτύων δεδομένων σε ένα απομακρυσμένο κέντρο παρακολούθησης, επιτρέποντας στο προσωπικό παρακολούθησης ταχύτερη πρόσβαση στα δεδομένα. Οι μη εμφυτεύσιμες συσκευές διακοπτόμενης καταγραφής φοριούνται για έως και 30 ημέρες και

διαφορετικά μοντέλα καταγράφουν αυτόματα ή όταν ενεργοποιούνται από τον ασθενή κατά τη διάρκεια των συμπτωμάτων (Bayoumi et al., 2021).

Αντίθετα, οι εμφυτεύσιμες ή εισαγόμενες συσκευές διακοπτόμενης καταγραφής μπορούν να χρησιμοποιηθούν για περισσότερο από ένα χρόνο για την απομακρυσμένη παρακολούθηση των ασθενών, μετά το πέρας του οποίου οι συσκευές αφαιρούνται χειρουργικά. Οι τεχνολογίες απομακρυσμένης καρδιακής παρακολούθησης έχουν αναπτυχθεί για να επιτρέπουν την κατ' οίκον παρακολούθηση ΗΚΓ ασθενών με ύποπτη καρδιακή αρρυθμία ή με κίνδυνο εμφάνισης. Διάφορες συσκευές φοριούνται εξωτερικά ή εμφυτεύονται και μπορεί να καταγράφουν συνεχώς ή κατά διαστήματα. Το πρώτο φορητό σύστημα παρακολούθησης ΗΚΓ ήταν το Holter monitor, το οποίο μπορεί να καταγράφει τις κυματομορφές ΗΚΓ συνεχώς για μέχρι και 72 ώρες (Bayoumi et al., 2021).

5.1 Συσκευές παρακολούθησης που ενεργοποιούνται από τον ίδιο τον ασθενή

Σε αυτήν την κατηγορία περιλαμβάνονται οι συσκευές που παρακολουθούν τα ΗΚΓ, αλλά δεν καταγράφουν συνεχώς δεδομένα. Τα δεδομένα μπορούν να μεταδοθούν μέσω δικτύου δεδομένων σε ιατρείο, κλινική ή νοσοκομείο (ορισμένες συσκευές μπορούν επίσης να μεταφορτώσουν δεδομένα σε υπολογιστή). Το κύριο πλεονέκτημα αυτών των συσκευών σε σχέση με τις οθόνες Holter είναι ότι επιτρέπουν την παρακολούθηση ΗΚΓ για μεγαλύτερες χρονικές περιόδους. Επιπλέον, τα κέντρα απομακρυσμένης παρακολούθησης μπορούν να παρέχουν υπηρεσίες παρακολούθησης (χρησιμοποιώντας τεχνικούς ή άλλο ιατρικό προσωπικό) για αυτές τις συσκευές. Οι Ανεξάρτητες Εγκαταστάσεις Διαγνωστικών Δοκιμών (IDTF – Independent Diagnostic Testing Facilities) είναι ένας σημαντικός πάροχος αυτών των υπηρεσιών. Ορισμένες συσκευές αυτής της κατηγορίας φοριούνται εξωτερικά, ενώ άλλες εμφυτεύονται. Επιπλέον, κάποιες συσκευές διαθέτουν δυνατότητα εγγραφής βρόχου μνήμης και άλλες προσφέρουν μόνο μεταδόσεις δεδομένων παρακολούθησης που ενεργοποιούνται από τον ασθενή. Οι διάφορες υποκατηγορίες περιγράφονται αναλυτικότερα στις παρακάτω παραγράφους (Koehler et al., 2011).

Το τυπικό κύκλωμα καταγραφής εξωτερικού βρόχου, καταγράφει αρκετά λεπτά δραστηριότητας κάθε φορά και μετά ξεκινά από την αρχή, μια διαδικασία που αναφέρεται ως "εγγραφή βρόχου μνήμης". Ο ασθενής ενεργοποιεί αυτήν τη συσκευή για να καταγράψει τότε εμφανίζεται ένα σύμπτωμα και, στη συνέχεια, τα δεδομένα από τη συσκευή μεταδίδονται συνήθως στα κέντρα παρακολούθησης για άμεση εξέταση. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται κάθε φορά που εμφανίζονται συμπτώματα σε διάστημα 20 έως 30 ημερών (που είναι το τυπικό χρονικό διάστημα που φορά η συσκευή από τον ασθενή). Δεδομένου ότι τα δεδομένα που καταγράφονται από τη συσκευή σχετίζονται συνήθως με ένα σύμπτωμα, ένας γιατρός μπορεί επίσης να καθορίσει εάν αυτό το σύμπτωμα είναι αποτέλεσμα

καρδιακής αρρυθμίας. Όταν ένας ασθενής εμφανίσει τα συμπτώματα ενός καρδιαγγειακού συμβάντος, κρατά τη συσκευή δίπλα στο στήθος του και ενεργοποιεί τη συσκευή για να ξεκινήσει η εγγραφή. Ωστόσο, λόγω της άμεσης ανάγκης ο ασθενής να σηματοδοτήσει ένα συμβάν, η τυπική συσκευή παρακολούθησης καρδιακών συμβάντων αυτού του τύπου, καταγράφει συνήθως μόνο συμβάντα που σχετίζονται με τα συμπτώματα ενός ασθενούς και όχι εκείνα τα συμβάντα που είναι ασυμπτωματικά (Tanno et al., 2017, Brignole et al., 2009).

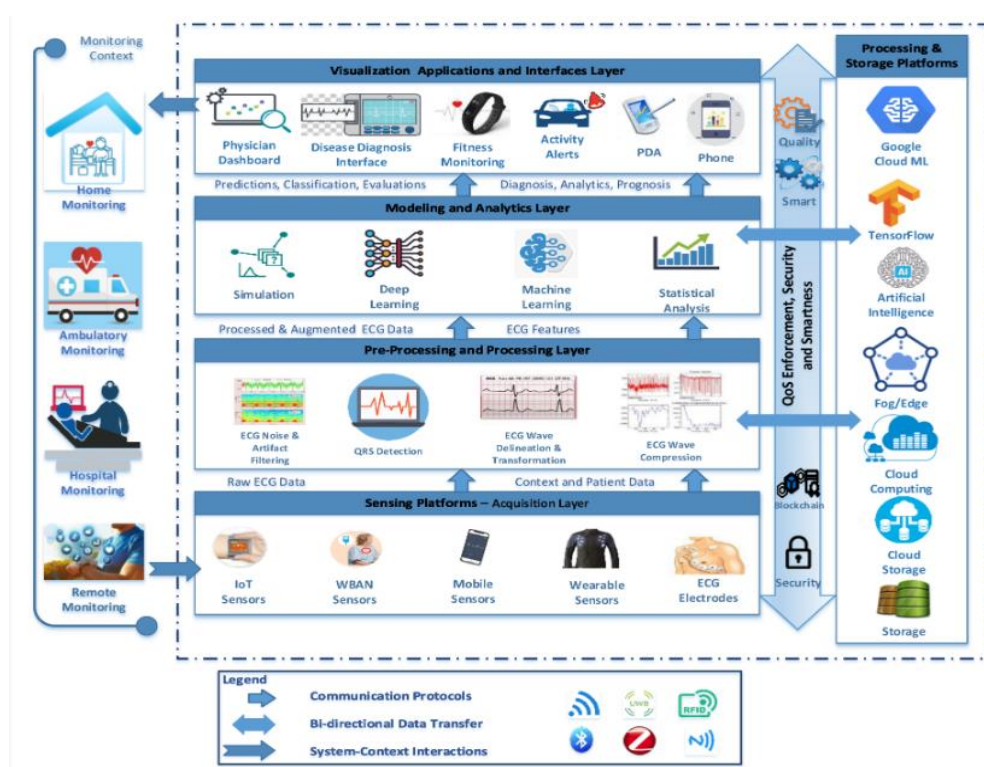
Οι συσκευές καταγραφής εξωτερικού βρόχου αυτόματης ενεργοποίησης AELR (Auto-Trigger External Loop Recorders) καταγράφει επίσης τη δραστηριότητα της καρδιάς συνεχώς, καταγράφοντας αρκετά λεπτά δραστηριότητας τη φορά πριν επανεκκινήσει. Επιπλέον, ωστόσο, το AELR χρησιμοποιεί συστήματα για την αυτόματη ανίχνευση συμβάντων που ενδέχεται να μην σχετίζονται με τα συμπτώματα που εμφανίζει ο ασθενής. Σε αντίθεση με ένα τυπικό ELR, ένα AELR δεν βασίζεται στην ικανότητα του ασθενούς να το ενεργοποιήσει, επομένως μπορεί να καταγράψει ασυμπτωματικά συμβάντα καθώς και συμπτωματικά. Ωστόσο, η συσκευή αυτόματης ενεργοποίησης εξακολουθεί να βασίζεται στον ασθενή για να καλέσει και να μεταδώσει κάποιο συμβάν, επικοινωνώντας με τον γιατρό ή έναν τεχνικό στο ιατρείο ή ένα κέντρο παρακολούθησης και κρατώντας το μόνιτορ καρδιακών συμβάντων μέχρι ένα σημείο που μπορεί να μεταδώσει τα δεδομένα του συμβάντος (Locati et al., 2014).

Ένας εμφυτεύσιμος καταγραφέας βρόχου (ILR – Implanted Loop Recorder) είναι ένας τύπος καρδιακού μόνιτορ που εκτελεί την ίδια λειτουργία με ένα ELR, εκτός από το ότι εμφυτεύονται υποδορίως στην αριστερή ή δεξιά περιοχή του θώρακα. Η κύρια διαφορά μεταξύ των ILR και των ELR είναι ότι τα ILR μπορούν να χρησιμοποιηθούν για πολύ μεγαλύτερο χρονικό διάστημα (τα τρέχοντα μοντέλα προσφέρουν μακροζωία 14-20 μήνες) πριν αφαιρεθούν χειρουργικά. Επί του παρόντος, οι μόνες εμπορικά διαθέσιμες ILR είναι το Reveal® Plus (Medtronic) και το Sleuth™ (Transoma Medical), και τα δύο μπορούν να προγραμματιστούν για αυτόματη ενεργοποίηση ή ενεργοποίηση ασθενούς (το Reveal®, το προηγούμενο μοντέλο του Reveal® Plus, επέτρεπε μόνο την ενεργοποίηση ασθενών) (Bisignani et al., 2019).

Τέλος, οι συσκευές παρακολούθησης συμβάντων μετά τα συμπτώματα είναι συσκευές χειρός που δεν διαθέτουν ηλεκτρόδια θώρακα. Αυτές οι συσκευές παρακολούθησης δεν διαθέτουν τον βρόχο μνήμης που διαθέτουν οι προ-συμπτωματικοί καταγραφείς και μπορούν να καταγράψουν μόνο τον ρυθμό που εμφανίζεται μετά την ενεργοποίηση από τον ασθενή. Σε γενικές γραμμές δεν έχουν δυνατότητες αυτόματης ενεργοποίησης μετά την εμφάνιση ασυμπτωματικών αρρυθμιών (Bisignani et al., 2019).

5.2 Αρχιτεκτονική, διαδικασίες και τεχνολογίες των συσκευών απομακρυσμένης παρακολούθησης καρδιακής λειτουργίας

Η γενική αρχιτεκτονική των συσκευών παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας είναι πολυεπίπεδη. Αυτές περιλαμβάνουν τις κύριες εμπλεκόμενες διαδικασίες, τις υποκείμενες πλατφόρμες και τους κύριους που συμμετέχουν τους στις διαδικασίες παρακολούθησης που βασίζονται στο ΗΚΓ. Η αρχιτεκτονική είναι οργανωμένη σε τέσσερα οριζόντια συνδεδεμένα επίπεδα και ένα κάθετο σύστημα στα δεξιά. Επίσης, διακρίνονται και οι σημαντικές ιδιότητες που πρέπει να υποστηρίζονται σε όλα τα επίπεδα, συμπεριλαμβανομένης της εκπλήρωσης της ασφάλειας, της διασφάλισης ποιότητας υπηρεσιών - Quality of Service (QoS) και της ενσωμάτωσης ευφυΐας στο σύστημα (Εικόνα 6). Αυτή η αρχιτεκτονική παρέχει μία υπηρεσία μέσω διαφορετικών πλαισίων παρακολούθησης, όπως απεικονίζεται στην αριστερή πλευρά του σχήματος της Εικόνας 6. Στην πραγματικότητα, το πλαίσιο παρακολούθησης αντιπροσωπεύει το περιβάλλον όπου αναπτύσσεται το σύστημα παρακολούθησης ΗΚΓ και στο οποίο λαμβάνουν χώρα οι δραστηριότητες παρακολούθησης. Η αρχιτεκτονική αυτή έχει σχεδιαστεί για να ταιριάζει σε περιβάλλοντα χρήσης στα οποία επηρεάζονται από διάφορους παράγοντες οι οποίοι αλληλεπιδρούν με το σύστημα παρακολούθησης ΗΚΓ παρέχοντας εισόδους και λαμβάνοντας κάποιο είδος εξόδου (Serhani et al., 2020).



Εικόνα 6 Βασική αρχιτεκτονική ενός συστήματος παρακολούθησης καρδιακού παλμού (Πηγή: Serhani et al., 2020)

Το πλαίσιο παρακολούθησης μπορεί να ποικίλλει από παρακολούθηση στο σπίτι, σε παρακολούθηση εν κινήσει, σε νοσοκομειακή παρακολούθηση, έως παρακολούθηση εξ αποστάσεως. Τα δεδομένα από το περιβάλλον εισάγονται στο πρώτο επίπεδο του συστήματος, μετακινούνται μέσω σε αυτό και μετά επιστρέφουν στο περιβάλλον μέσω του συστήματος οπτικοποίησης. Η αλληλεπίδραση αυτών των συστημάτων δίνει μια πλήρη υλοποίηση του συστήματος. Η αρχιτεκτονική περιλαμβάνει τέσσερα επίπεδα: το κατώτερο στρώμα που είναι το επίπεδο λήψης και προσφέρει διάφορες πλατφόρμες και συσκευές ανίχνευσης (όπως αισθητήρες ΗΚΓ, αισθητήρες ΙοΤ, αισθητήρες ασύρματου δικτύου περιοχής σώματος (WBAN), αισθητήρες κινητών και φορητούς αισθητήρες). Οι αισθητήρες ποικίλλουν σε μέγεθος, τύπο και θέση και χρησιμοποιούνται για τη λήψη καρδιακών δεδομένων με τη μορφή σημάτων ΗΚΓ. Τα καρδιακά δεδομένα με τη μορφή σημάτων ΗΚΓ και περιβάλλοντος λαμβάνονται με τη χρήση πολλών πρωτοκόλλων επικοινωνίας με αυτόνομο τρόπο. Τα επεξεργασμένα και επαυξημένα δεδομένα και οι τυπικές παράμετροι ενός ΗΚΓ στη συνέχεια αναμεταδίδονται χρησιμοποιώντας τα προαναφερθέντα πρωτόκολλα επικοινωνίας στο επίπεδο μοντελοποίησης και ανάλυσης, όπου διεξάγονται διαφορετικές αναλύσεις που βασίζονται σε μαθηματικές μεθόδους όπως είναι η βαθιά μάθηση με σκοπό την εξαγωγή μοτίβων από δεδομένα του ΗΚΓ και την αναγνώριση και την πρόβλεψη διαφόρων καρδιακών παθήσεων. Οι έξοδοι που δημιουργούνται από αυτό το επίπεδο αλληλεπιδρούν στη συνέχεια με το επίπεδο οπτικοποίησης όπου χρησιμοποιούνται διαφορετικές εφαρμογές και διεπαφές συσκευών (π.χ. πίνακας εργαλείων ιατρού, διεπαφή διάγνωσης ασθένειας και φορητή συσκευή ασθενούς) για την οπτικοποίηση των αναλυόμενων δεδομένων. Αυτό επιτρέπει την αποτελεσματική χρήση των καρδιακών δεδομένων για τη διάγνωση της νόσου, την ανατροφοδότηση των ιατρών, την παρακολούθηση της δραστηριότητας και τις ειδοποιήσεις στους οδηγούς, τη φυσική κατάσταση και τη γενική παρακολούθηση (Benjemmaa et al., 2019).

Το ΗΚΓ είναι μια αξιόπιστη μέθοδος για την ανίχνευση καρδιακών ανωμαλιών. Υπάρχουν πολλές διαφορετικές συσκευές καταγραφής ΗΚΓ διαθέσιμες στο εμπόριο, με διαφορετικά επίπεδα ακρίβειας και μακροπρόθεσμες δυνατότητες παρακολούθησης. Από τη μία πλευρά, οι συσκευές λήψης ΗΚΓ νοσοκομείων είναι συνήθως μεγάλες και προσφέρουν παρακολούθηση υψηλής ακρίβειας και μπορεί να χρησιμοποιηθούν για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα. Ωστόσο, μπορεί να είναι περιοριστικές για τους ασθενείς και μπορεί επίσης να είναι δύσκολο να χρησιμοποιηθούν. Από την άλλη πλευρά, τα φορητά συστήματα παρακολούθησης της υγείας μπορούν να παρέχουν σε πραγματικό χρόνο συνεχή παρακολούθηση των ασθενών, η οποία είναι πιο εύκολο να γίνει αποδεκτή από τη συγκεκριμένη ομάδα ασθενών (Sohn et al., 2003).

5.2.1 Συλλογή δεδομένων

Η διαδικασία απόκτησης δεδομένων, το πρώτο δηλαδή στάδιο/διαδικασία στον κύκλο ζωής των συστημάτων παρακολούθησης ΗΚΓ, περιλαμβάνει την επιλογή του τύπου των αισθητήρων, τη θέση τοποθέτησης των αισθητήρων, τον αριθμό των αισθητήρων και το υλικό που απαιτείται για την απόκτηση δεδομένων, την αποθήκευση, και την ίδια τη διαδικασία διαβίβασης. Ωστόσο, σε ορισμένα συστήματα παρακολούθησης ΗΚΓ, αντιμετωπίζεται η λήψη αισθητήρα ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο και η διαδικασία αυτή είναι και συνεχής. Η λήψη σήματος ΗΚΓ είναι μια πρόκληση λόγω της ευαισθησίας του σε διάφορες διαστάσεις ποιότητας, συμπεριλαμβανομένης της ακρίβειας και της επαναληψιμότητας. Η ανακριβής συλλογή δεδομένων μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένη διάγνωση και κατά συνέπεια να επηρεάσει τις κλινικές αποφάσεις (Tejedor et al., 2019).

Ωστόσο, οι περισσότεροι επαγγελματίες υγείας που προτιμούν τα συστήματα παρακολούθησης ΗΚΓ χρησιμοποιούν συνήθως σύνολα δεδομένων από γνωστές βάσεις δεδομένων, αντί να δημιουργούν το δικό τους σύστημα απόκτησης δεδομένων. Αυτό ισχύει ιδιαίτερα όταν στοχεύουν στην αντιμετώπιση προβλημάτων διάγνωσης και τεχνικών εξαγωγής χαρακτηριστικών, που αποτελούν τα υπόλοιπα μέρη του κύκλου ζωής της παρακολούθησης (Tejedor et al., 2019).

5.2.2 Επεξεργασία δεδομένων

Κατά τη φάση της επεξεργασίας, χρησιμοποιούνται προηγμένες τεχνολογίες πληροφοριών για την ανάπτυξη διαφορετικών αλγορίθμων και έξυπνων τεχνικών για την αναγνώριση των σημαντικών στοιχείων των σημάτων ΗΚΓ προκειμένου να ανακαλυφθούν διαγνωστικές πληροφορίες. Αυτά περιλαμβάνουν, αλλά δεν περιορίζονται σε, αξιολόγηση ποιότητας σήματος, ταξινόμηση σήματος ΗΚΓ, ανίχνευση καρδιακού παλμού και διόρθωση καθυστέρησης. Η επεξεργασία των σημάτων ΗΚΓ είναι δύσκολη λόγω των ιδιαίτερων χαρακτηριστικών τους, όπως η δυναμικότητα, η ευπάθεια στον θόρυβο και η ασυνέπεια μεταξύ των ατόμων (Butun et al., 2020).

Ως εκ τούτου, η βελτιστοποίηση και η ανάπτυξη τεχνικών επεξεργασίας σήματος ΗΚΓ έχει προσελκύσει ερευνητικό ενδιαφέρον. Ορισμένες μέθοδοι που έχουν χρησιμοποιηθεί για την επεξεργασία σήματος ΗΚΓ περιλαμβάνουν τα νευρωνικά δίκτυα (NN) και τα δέντρα αποφάσεων. Πρόσφατη έρευνα στη βιβλιογραφία έχει δείξει ότι το NN και τα δέντρα απόφασης είναι πολύ χρήσιμα για τη διάγνωση διαφορετικών καρδιακών παθήσεων, την αξιολόγηση των καρδιακών παθήσεων, την ανίχνευση χρόνιων προβλημάτων, τα προβλήματα ύπνου συμπεριλαμβανομένης της υπνικής άπνοιας και την αναγνώριση της διάθεσης και των συναισθημάτων. Άλλα παραδείγματα περιλαμβάνουν τη χρήση βαθιάς μάθησης για την αυτόματη αναγνώριση σημάτων ΗΚΓ και ένα

συνελκτικό νευρικό δίκτυο (CNN) για ταξινόμηση αρρυθμιών (Shashikumar et al., 2017, Nemati et al., 2016).

5.2.3 Απεικόνιση – οπτικοποίηση δεδομένων

Η διαδικασία οπτικοποίησης περιλαμβάνει συνήθως όλες τις λειτουργίες που θα επιτρέψουν στους χρήστες να αξιολογήσουν και να αλληλεπιδράσουν με καταγεγραμμένα ή σχολιασμένα σήματα ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο, καθώς και εκτός σύνδεσης, ανακτώντας τα από ένα αρχείο. Αυτή η διαδικασία βοηθά τον ανθρώπινο εγκέφαλο να κατανοήσει και να αναλύσει καλύτερα τα μοτίβα και να ανιχνεύσει ανωμαλίες, ειδικά σε μεγάλα σύνολα δεδομένων. Υπάρχουν πολλές εμπορικές εφαρμογές για την παρακολούθηση ΗΚΓ στην αγορά, όπως οι Custo Med, Philips, NORAV και MEDSET (Krejkar et al., 2010).

Οι Motalova et al. πρότεινε ένα πρότυπο για οπτικοποίηση δεδομένων μ έσω διαδικτυακής εφαρμογής, που εμφανίζει δεδομένα από τη συσκευή ΗΚΓ. Η εφαρμογή περιλαμβάνει λειτουργίες χαρτογράφησης δεδομένων, κατάστασης ηλεκτροδίου και κινούμενων σχεδίων. Ένα τρισδιάστατο διαδραστικό σύστημα προτάθηκε το οποίο παρέχει μια γραφική διεπαφή χρήστη και επιδεικνύει μια τρισδιάστατη μοντελοποίηση και την κίνηση μιας ανθρώπινης καρδιάς χρησιμοποιώντας το κύμα R του ηλεκτροκαρδιογραφικού σήματος (Motalova et al., 2011).

5.3 Περιορισμοί των συσκευών απομακρυσμένης παρακολούθησης

Οι συσκευές που ενεργοποιούνται αποκλειστικά από τον ασθενή θα αναγνωρίσουν μόνο αρρυθμίες που σχετίζονται με συμπτωματικά συμβάντα. Αντίθετα, οι αυτόματες συσκευές εγγραφής που ενεργοποιούνται από συμβάντα θα καταγράφουν ασυμπτωματικές και συμπτωματικές αρρυθμίες. Λιγότερη μνήμη σημαίνει επίσης ότι απαιτούνται συχνότερες λήψεις ή μεταδόσεις για πολλά ηχογραφημένα συμβάντα. Οι συσκευές βρόχου προ-συμπτωμάτων που μπορούν να καταγράφουν ΗΚΓ αμέσως πριν και μετά από ένα συμβάν έχουν πλεονέκτημα έναντι των καταγραφών μετά τα συμπτώματα, καθώς η αρρυθμία μπορεί να έχει τελειώσει μέχρι να ενεργοποιηθεί η συσκευή εγγραφής μετά το συμβάν. Για το λόγο αυτό, οι ασθενείς των οποίων το κύριο σύμπτωμα είναι συγκοπή είναι απίθανο να διαγνωστούν από καταγραφείς μετά τα συμπτώματα. Ωστόσο, οι αυτόματες συσκευές εγγραφής έχουν επίσης μειονεκτήματα. Για παράδειγμα, μπορεί να ενεργοποιηθούν άσκοπα ή να μην εγγραφούν κατά τη διάρκεια συμπτωματικών συμβάντων, ανάλογα με τις προκαθορισμένες προδιαγραφές ρυθμού. Επιπλέον, η περιορισμένη μνήμη τους μπορεί να οδηγήσει σε καταγραφή ενός ψευδούς συμβάντος που διαγράφει ένα προηγουμένως καταγεγραμμένο αληθινό συμβάν (Baig et al., 2013).

Ωστόσο, οι εξωτερικές συσκευές βρόχου απαιτούν ηλεκτρόδια τα οποία συνδέονται στο δέρμα σε καθημερινή βάση, κάτι που μπορεί να είναι πιο άβολο σε σχέση με την εφαρμογή των καταγραφικών μετά το συμβάν. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε λιγότερη συμμόρφωση των ασθενών με τη χρήση και τη διατήρηση των ELR. Ο αριθμός των απαιτούμενων ηλεκτροδίων μπορεί επίσης να επηρεάσει τη συμμόρφωση, καθώς περισσότερα ηλεκτρόδια τείνουν να προκαλούν περισσότερη ενόχληση για τον ασθενή. Τα εξωτερικά ηλεκτρόδια μπορεί επίσης να χαλαρώσουν από το δέρμα και έτσι να μην καταγράφουν συμβάντα με αξιοπιστία (Mittal et al., 2011).

Αν και οι ILR επιτρέπουν μεγαλύτερες περιόδους παρακολούθησης σε σύγκριση με άλλες συσκευές, έχουν άλλους περιορισμούς. Αναλυτικότερα, ο ασθενής πρέπει να υποβληθεί σε διαδικασία εμφύτευσης συσκευής. Επιπλέον, έχει εντοπιστεί μια αναφορά περίπτωσης παρεμβολής από κινητό τηλέφωνο με ILR όταν το τηλέφωνο τοποθετήθηκε πάνω από το σημείο που περιέχει υποδόρια το ILR. Το πρόβλημα που παρήχθη από τη δόνηση του τηλεφώνου καταγράφηκε αυτόματα και αποθηκεύτηκε στη μνήμη του ILR. Μια μελέτη ανέφερε ότι οι ηλικιωμένοι ασθενείς έχουν περισσότερες δυσκολίες να ενεργοποιήσουν το ILR μετά από συγκοπή και να συμβουλευτούν αμέσως μετά από ένα συμβάν συγκοπής, αν και δεν παρουσιάστηκαν τα σχετικά δεδομένα. Ωστόσο, η παρατήρηση αυτή δεν έχει επιβεβαιωθεί σε άλλες, μεταγενέστερες μελέτες (Shabaan et al., 2020).

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1.Υλικά και Μέθοδοι

1.1 Δείγμα μελέτης

Το δείγμα της μελέτης αποτελούνταν από πενήντα πέντε ασθενείς, οι οποίοι υποβλήθηκαν σε ΗΚΓ με συμβατικό ηλεκτροκαρδιογράφο (GE MAC1200ST) ενώ ταυτόχρονα εφαρμόστηκε σε αυτός το Cardionow και πραγματοποιήθηκε λήψη δεδομένων. Το Cardionow συνδέθηκε μέσω Bluetooth σε smartphone/tablet και έγινε καταγραφή του ΗΚΓ για 30sec. Η συγκεκριμένη προοπτική μελέτη διεξήχθη στο Κέντρο Υγείας Ιστιαίας και ολοκληρώθηκε σε συνολικό διάστημα 3 μηνών. Οι ασθενείς οι οποίοι συμπεριλήφθηκαν στο δείγμα της μελέτης ήταν ενήλικες, ανεξαρτήτως φύλλου, οι οποίοι προσέρχονται στο ΤΕΠ του Κ.Υγείας αιτώμενοι κλινικές ενδείξεις όπως: αίσθημα παλμών, αρρυθμία, ζάλη, προκάρδια δυσφορία. Εξαιρέθηκαν από το δείγμα της μελέτης ασθενείς με αιμοδυναμική αστάθεια, αδυναμία συνεργασίας λόγω κινητικών, νευρολογικών, ψυχιατρικών παθήσεων. Οι ασθενείς ενημερώθηκαν και λήφθηκε η συγκατάθεσή τους πριν τη συμμετοχή τους στη μελέτη.

Στη μελέτη καταγράφηκαν και αξιολογήθηκαν (μέσω συμπλήρωσης ερωτηματολογίου αυτό-αναφοράς) τα εξής στοιχεία:

- Δημογραφικά (ηλικία, φύλλο, βάρος (kg), ύψος(cm))
- Ένδειξη (αίσθημα παλμών, προκάρδιο άλγος, δύσπνοια, αρρυθμία, άλλο)
- Ατομικό ιστορικό (παλαιό έμφραγμα μυοκαρδίου, αγγειοπλαστική, αορτοστεφανιαία παράκαμψη, σακχαρώδης διαβήτης (ινσουλινοεξαρτώμενος και μη), κάπνισμα ,αρτηριακή υπέρταση, δυσλιπιδαιμία)
- Αγωγή/θεραπεία (βηματοδότης – απινιδωτής, β αναστολέας, διγοξίνη, ιβαπραδίνη, άλλο)

1.1 Ηλεκτροκαρδιογράφος GE MAC1200ST

Το MAC 1200 ST ECG είναι ένας ηλεκτροκαρδιογράφος ηρεμίας 3-6 καναλιών που είναι κατάλληλος τόσο για χρήση στο ιατρείο όσο και για ιατρικές επισκέψεις στο χώρο του ασθενή (διάρκεια ζωής μπαταρίας 4 ώρες ή 50 ΗΚΓ). Το MAC 1200 ECG έχει τρεις τρόπους λειτουργίας: αυτόματο, χειροκίνητο και λειτουργία αρρυθμίας. Μπορεί να καταγράψει 12 απαγωγές ΗΚΓ σε διάστημα 10 δευτερολέπτων και επίσης να αναλύει συνεχώς 6 απαγωγές ΗΚΓ για αρρυθμία. Ο ενσωματωμένος

θερμικός εκτυπωτής επιτρέπει την άνετη και ευέλικτη ανίχνευση σε χαρτί A4 (σε δέσμες). Η συσκευή μπορεί επίσης να επικοινωνήσει με τα συστήματα πληροφοριών MUSE Cardiology και CardioSoft. Αυτό επιτρέπει την άμεση αποστολή και λήψη δεδομένων ΗΚΓ.

Το MAC 1200 ST έχει μια ποικιλία τρόπων λειτουργίας, όπως αυτόματη, 12 ταυτόχρονες απαγωγές, χειροκίνητη και αρρυθμία. Διαθέτει και stress test (το οποίο ενεργοποιείται μετά από επιθυμία του χρήστη). Η λειτουργία του με το πάτημα ενός μόνο κουμπιού ελαχιστοποιεί τον χρόνο εκπαίδευσης και οι μετρήσεις, η ερμηνεία και η μνήμη είναι διαθέσιμες σε οποιονδήποτε συνδυασμό για την κάλυψη των αναγκών των ασθενών. Η οθόνη κυματομορφής επιτρέπει την ταχεία αξιολόγηση του ρυθμού ΗΚΓ και της ποιότητας του σήματος. Η φορητή, ελαφριά σχεδίαση και η λαβή μεταφοράς του MAC 1200 ST το καθιστούν εύκολο στη μεταφορά του.

Η συσκευή που τροφοδοτείται από μπαταρία είναι πιο ευέλικτη από μια τυπική επειδή έχει 12 κανάλια μετρήσεων ST. Μπορεί επίσης να εκτελέσει μια ποικιλία διαδικασιών stress test και να δημιουργήσει μεμονωμένες παραμέτρους, ενώ μπορεί να ελέγχει αυτόματα διάφορα εργόμετρα και διαδρόμους. Επιπλέον, οι δυνατότητες διαμόρφωσης προηγμένου σταδίου και τελικής αναφοράς το καθιστούν ένα πολύ πολύτιμο εργαλείο για την κλινική πρακτική και την πραγματοποίηση της εξέτασης του ΗΚΓ.

1.2 Το project CardioNow

Το CardioNow είναι μία εφαρμογή η οποία έχει σα στόχο την απομακρυσμένη παρακολούθηση ασθενών σε πραγματικό χρόνο με καρδιογράφο και την συνεισφορά μίας εφαρμογής Android. Οι πληροφορίες σχετικά με την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς μεταδίδονται μέσω μιας φορητής, εξαιρετικά μικρής σε μέγεθος συσκευής σε μέγεθος πιστωτικής κάρτας, η οποία μεταδίδει το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) του χρήστη (ένα κανάλι) και την επεξεργασία του - σχεδόν σε πραγματικό χρόνο - από μια ειδική ιατρική ομάδα γιατρών ή καρδιολόγων, οι οποίοι διερευνούν τα αποτελέσματα του ΗΚΓ που μεταδίδονται σχεδόν σε πραγματικό χρόνο. Επιπλέον, η εφαρμογή προσφέρει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

- Καταγραφή πρόσθετων πληροφοριών μέσω άλλων συσκευών, όπως αιμοδυναμική παρακολούθηση, οξυμετρία, μέτρηση θερμοκρασίας και γλυκόζης.
- Αυτόματη αξιολόγηση των αρρυθμιών μέσω ΗΚΓ
- Ανίχνευση και καταγραφή συμπτωμάτων που σχετίζονται με καρδιαγγειακά νοσήματα (π.χ. καρδιακές αρρυθμίες)
- Δυνατότητα αποθήκευσης των μετρήσεων τόσο τοπικά στο κινητό τηλέφωνο όσο και στον ασφαλή διαδικτυακό χώρο για την καταγραφή του ιστορικού του ασθενούς

- Βιντεοκλήση με γιατρό ή φροντιστή με το πάτημα ενός κουμπιού.

Οι γιατροί που επιθυμούν να παρακολουθούν τους ασθενείς εξ αποστάσεως πρέπει να παρέχουν στον ασθενή μια συσκευή Cardionow και να εγκαταστήσουν την εφαρμογή iWelliClinicApp (Android) στο smartphone/tablet τους. Απαιτείται εκπαίδευση των ασθενών, αλλά ταυτόχρονα η εφαρμογή είναι γραμμένη στα ελληνικά και είναι πολύ φιλική προς το χρήστη, ενώ υπάρχει και διαδικτυακή καθοδήγηση μέσω αλγορίθμων και διαδικτυακών βίντεο. Η χρήση γίνεται με τη σύνδεση σε ένα smartphone/tablet μέσω Bluetooth και την καταγραφή ενός ΗΚΓ 30 δευτερολέπτων. Μόλις ολοκληρωθεί η καταγραφή, ο ασθενής επιλέγει τα συμπτώματα από μια απλή φόρμα, το ΗΚΓ επισυνάπτεται και αποστέλλεται με email σε προεπιλογή και αποστέλλεται στη βάση δεδομένων του γιατρού. Εάν είναι επιθυμητό από τον ίδιο το γιατρό, τα δεδομένα ελέγχονται και δίνεται απάντηση στον θεράποντα ιατρό.

Με τη συσκευή Cardionow και την εφαρμογή iWelli, οι ασθενείς μπορούν να παρακολουθούνται εξ αποστάσεως, ιδίως στους τομείς της καρδιολογίας και των αρρυθμιών. Είναι γεγονός ότι πολλοί άνθρωποι παραπονιούνται για αρρυθμίες, όπως αίσθημα παλμών, ταχυκαρδία ή βραδυκαρδία, οι οποίες είναι μικρής διάρκειας και συνήθως σταματούν μέχρι να φτάσουν στο πλησιέστερο κέντρο υγείας ή στο γιατρό τους. Αυτές οι αρρυθμίες δεν είναι μόνο ενοχλητικές και αποτελούν παράγοντα μείωσης της ποιότητας ζωής, αλλά σε ορισμένες περιπτώσεις μπορεί να είναι και επικίνδυνες.

Το CardioNow και η εφαρμογή android iWelli.com μπορούν να καλύψουν αυτό το κενό, επιτρέποντας στους ασθενείς να κάνουν έναν αρχικό έλεγχο με ΗΚΓ κατά την εμφάνιση των συμπτωμάτων, το οποίο μεταδίδεται και "διαβάζεται" σε πραγματικό χρόνο. Εκτός από την καταγραφή υπερκοιλιακών και κοιλιακών παλμών, ο φυσιολογικός ρυθμός (φλεβοκομβικός ρυθμός) μπορεί να διακριθεί από άλλες αρρυθμίες για την καλύτερη διάγνωση. Η καταγραφή του καρδιακού ρυθμού μπορεί επίσης να ανιχνεύσει ταχυκαρδία, βραδυκαρδία και καρδιακή ανακοπή, επιτρέποντάς στον ασθενή να επικοινωνήσει άμεσα με το γιατρό για οδηγίες.

Η εφαρμογή μπορεί επίσης να ανιχνεύσει αρρυθμίες όπως η κοιλιακή μαρμαρυγή με μεγάλη πιθανότητα, λύνοντας έτσι το πρόβλημα των πολλαπλών (24ωρων) κουραστικών εφαρμογών ρυθμών Holter. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι, όπως προαναφέρθηκε, η συσκευή καταγράφει δεδομένα εντός 30 δευτερολέπτων και συμμορφώνεται με τα διαγνωστικά όρια που καθορίζονται από τις ευρωπαϊκές (ESC) και αμερικανικές (ACC/AHA) κατευθυντήριες γραμμές. Οι καταγραφές καθοδηγούν την πλήρη καταγραφή της κοιλιακής μαρμαρυγής στα 12 κανάλια ΗΚΓ και την πλήρη διάγνωσή της.

1.3 Διαδικασία μελέτης

Οι ασθενείς που συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη, υποβλήθηκαν σε ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) με συμβατικό ηλεκτροκαρδιογράφο και στη συνέχεια με το Cardionow. Η διαδικασία ξεκινά με τον ασθενή να τοποθετεί τα δάκτυλά του (αντίχειρα και δείκτη και των δύο χεριών) στη συσκευή cardionow και την εκκίνηση της καταγραφής. Η καταγραφή του ΗΚΓ ολοκληρώνεται σε χρονικό διάστημα 30 sec. Ο χρόνος καταγραφής (30sec) είναι συμβατός με το όριο που θέτουν τα guidelines τόσο του ESC όσο και το ACC/AHA. Η χρήση της συσκευής γίνεται με την σύνδεση της μέσω Bluetooth σε smartphone/tablet όπου μεταδίδεται το ΗΚΓ μέσω της εφαρμογής iWelli app (8 Android). Μόλις ολοκληρωθεί η καταγραφή, η εφαρμογή παρέχει τη δυνατότητα επιλογής των συμπτωμάτων, που μέσω μιας απλής φόρμας αποστέλλονται με επισυναπτόμενο το ΗΚΓ σε προεπιλεγμένο e-mail αλλά και στη βάση δεδομένων του ιατρού.

Στη συνέχεια γίνεται σύγκριση του συμβατικού ΗΚΓ με αυτό της εφαρμογής ως προς τις παραμέτρους που περιγράφονται αναλυτικά παρακάτω.

Καταληκτικά σημεία (ναι/όχι) :

- Ίδια καρδιακή συχνότητα, ίδιος ρυθμός
- Έκτακτες συστολές
- Κολπική μαρμαρυγή
- Κατασπάσεις / ανασπάσεις ST
- Αρνητικά κύματα T
- Άξονας (φυσιολογικός, αριστερός, δεξιός)
- Αποκλεισμός αριστερού/ δεξιού σκέλους

Ποσοτικές μεταβλητές ηλεκτοκαρδιογραφήματος:

- HR
- QRS
- QT
- PR

2. Αποτελέσματα

Η σύγκριση των βασικών ηλεκτροκαρδιογραφικών παραμέτρων θα έγινε με τα McNemar και paired t-test για κατηγορικές ή συνεχείς μεταβλητές αντίστοιχα. Τα αποτελέσματα αναλύθηκαν με το με το στατιστικό πακέτο SPSS (Statistical Package for Social Sciences) ver.25 (IBM, SPSS Statistics, USA).

Στον Πίνακα 1 αναγράφονται τα αποτελέσματα των καταληκτικών σημείων (ναι/όχι) επί του συνόλου των ασθενών, για τους δύο τρόπους μέτρησης (ΗΚΓ και CardioNow) αλλά και η τιμή p της δοκιμασίας McNemar για την διερεύνηση της στατιστικής σημαντικότητας.

Πίνακας 1. Διαφορές στα καταληκτικά σημεία ανάμεσα στις μετρήσεις του ΗΚΓ και του CardioNow.

| | ΗΚΓ | Cardionow | P value |
|-----------------------------|-------|-----------|---------|
| Φλεβοκομβικός ρυθμός | 45/55 | 45/55 | 1 |
| Κολπική μαρμαρυγή | 6/55 | 5/50 | 0.50 |
| Αρνητικά T | 10/55 | 2/55 | 0.01 |
| LBBB | 2/55 | 2/55 | 1 |
| RBBB | 6/55 | 0/55 | 0.03 |
| Έκτακτες συστολές | 5/55 | 5/55 | 1 |

Στον Πίνακα 2, καταγράφονται τα αποτελέσματα της πειραματικής διαδικασίας σε σχέση με τις ποσοτικές μεταβλητές του καρδιογραφήματος για τους δύο τρόπους μέτρησης (ΗΚΓ και CardioNow) αλλά και η τιμή p της δοκιμασίας paired t-test για την διερεύνηση της στατιστικής σημαντικότητας.

Πίνακας 2. Διαφορές ανάμεσα στις μετρήσεις των ποσοτικών μεταβλητών του καρδιογραφήματος και του CardioNow.

| | ΗΚΓ | Cardionow | P value |
|------------|----------|-----------|---------|
| HR | 81 ± 17 | 80 ± 17 | 0.83 |
| QTc | 420 ± 60 | 429 ± 15 | 0.28 |
| PR | 132 ± 12 | 131 ± 14 | 0.30 |
| QRS | 103 ± 15 | 104 ± 14 | 0.38 |

Η συσκευή Cardionow δεν εμφάνισε διαφορές στην αναγνώριση του ΗΚΓ ρυθμού, του LBBB και των έκτακτων συστολών έναντι του συμβατικού ηλεκτροκαρδιογράφου (Πίνακας 1). Διαφορά παρατηρήθηκε στη διάκριση των αρνητικών κυμάτων T ($p=0.01$) και την αναγνώριση του RBBB ($p=0.03$) (Πίνακας 2). Οι συνεχείς μεταβλητές HR, QTc, PR και QRS δεν εμφάνισαν καμία στατιστικά σημαντική διαφορά όπως φαίνεται στον Πίνακα 2.

3. Συμπεράσματα

Με βάση τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης των δεδομένων, η απομακρυσμένη παρακολούθηση ασθενών σε πραγματικό χρόνο μέσω των νέων τεχνολογιών είναι πλέον εφικτή και προσβάσιμη σε όλους. Αυτό προκύπτει από το ότι δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις μετρούμενες παραμέτρους του δείγματος των ασθενών που συμπεριλήφθηκε στη μελέτη για μεθόδους του τυπικού ΗΚΓ και του CardioNow. Η απομακρυσμένη καταγραφή του ΗΚΓ (μιας

απαγωγής), με αξιοπιστία στις βασικές παραμέτρους του, και η μετάδοσή του μέσα σε μικρό χρονικό διάστημα αποτελεί την πρώτη ολοκληρωμένη ελληνική προσπάθεια μέσω της εφαρμογής και της βάσης δεδομένων ασθενών της iWelli.

4. Συζήτηση

Τα κύρια αποτελέσματα της μελέτης δείχνουν ότι η χρήση της εφαρμογής CarioNow για την απομακρυσμένη παρακολούθηση ασθενών σε πραγματικό χρόνο, μέσω καρδιογράφου ενός καναλιού, είναι αξιόπιστα και συγκρίσιμα σε σχέση με τα δεδομένα που λαμβάνονται από τυπικό ΗΚΓ.

Τα ευρήματα της παρούσας μελέτης συμφωνούν με τα ευρήματα της πρόσφατης μελέτης των Willcox et al. Αναλυτικότερα, στη μελέτη αυτή γίνεται επίσης μία προσπάθεια να συγκριθεί η αξιοπιστία της συνεχούς παρακολούθησης ασθενών με ΗΚΓ με την απομακρυσμένη παρακολούθηση ασθενών σε πραγματικό χρόνο. Οι συγγραφείς αναφέρουν ότι ο ρόλος ενός μόνιτορ καρδιακού ρυθμού είναι να καταγράφει, και να παρουσιάζει υψηλής ποιότητας δεδομένα ΗΚΓ τα οποία θα χρησιμοποιηθούν στη διάγνωση. Ωστόσο, υπάρχουν διαφορετικές εφαρμογές που η καθεμία μπορεί να έχει διαφορετική ακρίβεια όταν πρόκειται για την εκτέλεση αυτής της εργασίας. Δεδομένου ότι σοβαρές ανεπιθύμητες ενέργειες μπορεί να προκύψουν από χαμένα ή εσφαλμένα δεδομένα καρδιακού ρυθμού, είναι σημαντικό να κατανοήσουμε την ακρίβεια των επιλογών καταγραφής των συσκευών απομακρυσμένης παρακολούθησης ΗΚΓ. Η προσθήκη ειδοποιήσεων κλινικού ιατρού μέσω τηλεμετρίας σε μια οθόνη μπορεί να αυξήσει το κόστος, αλλά δεν μπορεί να υπερνικήσει τη διαγνωστική ανακρίβεια σημαντικών αρρυθμιών που δεν εμφανίζονται στο αρχείο ΗΚΓ. Συνεπώς, οι συγγραφείς, καταλήγουν στο συμπέρασμα ότι αν και οι υλοποιήσεις απομακρυσμένης παρακολούθησης είναι αξιόπιστες σε σύγκριση με τα δεδομένα που λαμβάνονται από το ΗΚΓ, η διαπίστωση αυτή δεν ισχύει για όλες τις εφαρμογές (Willcox et al., 2021).

Η απομακρυσμένη παρακολούθηση γίνεται γρήγορα το πρότυπο απομακρυσμένης φροντίδας για ασθενείς με καρδιαγγειακά νοσήματα, με στόχο την ενίσχυση της κλινικής διαχείρισης των ασθενών και τη μείωση του κόστους υγειονομικής περίθαλψης. Η απομακρυσμένη παρακολούθηση βρίσκεται στις διεθνείς κατευθυντήριες γραμμές και, κατά συνέπεια, μπορεί να αντικαταστήσει την πλειονότητα των επισκέψεων παρακολούθησης κατ' ιδίαν. Η έγκαιρη ανίχνευση ανεπιθύμητων ενεργειών και η άμεση αντίδραση μπορεί να οδηγήσει σε σημαντικά κλινικά οφέλη, ιδιαίτερα σε ασθενείς με δυσλειτουργία της συσκευής ή του ηλεκτροδίου. Η απομακρυσμένη παρακολούθηση έχει επίσης συσχετιστεί με μειωμένο ποσοστό νοσηλείας για κολπική μαρμαρυγή και δυνητικό χαμηλότερο κίνδυνο για εγκεφαλικό επεισόδιο, και με μικρότερη περίοδο νοσηλείας για καρδιακή ανεπάρκεια (Guedon-Moreau et al., 2013).

Προηγούμενες μελέτες, έχουν δείξει ότι η απομακρυσμένη παρακολούθηση είναι πολύ αποτελεσματική στον εντοπισμό κλινικών συμβάντων. Σχεδόν τρία από τα τέσσερα συμβάντα που χρειάζονταν κλινική παρέμβαση εντοπίστηκαν εξ αποστάσεως και ο χρόνος αντίδρασης στα συμβάντα ήταν σύντομος (διάμεσος 3 ημέρες). Η πιο κοινή κλινική αντίδραση ήταν η προσαρμογή της φαρμακευτικής θεραπείας. Επίσης, κοινή ήταν και η από του στόματος χορήγηση αντιπηκτικής αγωγής σε ασθενείς με ασυμπτωματική κολπική μαρμαρυγή με υψηλό κίνδυνο για εγκεφαλικό επεισόδιο και η τιτλοποίηση της θεραπείας με καρδιακή ανεπάρκεια ήταν η πιο σημαντική με βάση τις κλινικές ενδείξεις (Crossley et al., 2011, Landolina et al., 2012). Η επίδραση της καθοδηγούμενης από το σπίτι παρακολούθησης αντιπηκτικής αγωγής στον κίνδυνο εγκεφαλικού σε ασθενείς με που έφεραν συσκευές απομακρυσμένης παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας έχει αξιολογηθεί επίσης στην τυχαιοποιημένη δοκιμή IMPACT, με πληθυσμό άνω των 2700 ασθενών (Dransfield et al., 2022).

Οι έννοιες της ευαισθησίας των μετρήσεων, έχουν επίσης εφαρμοστεί στην ανίχνευση γενικών καρδιαγγειακών συμβάντων στην απομακρυσμένη παρακολούθηση, εξαιρουμένων των θανάτων, χωρίς περαιτέρω περιορισμούς σε αυτούς που συνήθως ανιχνεύονται από μια εμφυτευμένη συσκευή. Ο σκοπός είναι να τονιστεί η αξιολόγηση της απόδοσης ανίχνευσης συμβάντων από το την απομακρυσμένη παρακολούθηση των ασθενών μέσω συσκευών. Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης δείχνουν αυξημένη αξιοπιστία, αφού δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις μετρούμενες ενδείξεις. Αυτή η αξιοπιστία έχει δειχτεί και σε προηγούμενες μελέτες.

Αναλυτικότερα, στη μελέτη των Ricci et al., αναφέρεται αξιοπιστία 82% που ελήφθη (84%, προσαρμοσμένη σε GEE δηλαδή γενικευμένη εξίσωση εκτίμησης). Η εκτίμηση αυτή αποτελεί μια εκτίμηση της υπό όρους πιθανότητας ότι για οποιοδήποτε καρδιαγγειακό επεισόδιο εμφάνισε ένας ασθενής και το οποίο έγινε αντιληπτό από το προσωπικό των εξωτερικών ιατρείων στο ίδρυμα υπηρεσιών υγείας που νοσηλεύτηκε. Τα συμβάντα που εντοπίστηκαν εκτός απομακρυσμένης παρακολούθησης περιλάμβαναν συμβάντα που δεν αναμένεται να ανιχνευθούν από μια εμφυτευμένη συσκευή (λοιμώξεις, εγκεφαλικά επεισόδια, έμφραγμα μυοκαρδίου, κ.λπ.) και συμβάντα που δεν ανιχνεύθηκαν για τεχνικούς ή οργανωτικούς λόγους. Η συμπερίληψη της τελευταίας κατηγορίας συμβάντων οδήγησε σε εκτίμηση μέγιστης ευαισθησίας 89% (91% προσαρμοσμένη στο GEE). Αυτές οι εκτιμήσεις εμφανίζονται εξαιρετικά υψηλές υπό το πρίσμα της ειδικής σημασίας της ευαισθησίας που είναι και ο σκοπός της μελέτης αυτής (Ricci et al., 2013).

Με βάση τα αποτελέσματα πρόσφατων συστηματικών ανασκοπήσεων, μπορούν να εξαχθούν αρκετά ενδιαφέροντα συμπεράσματα σχετικά με την απομακρυσμένη παρακολούθηση ασθενών σε πραγματικό χρόνο. Η πλειοψηφία των άρθρων που υπάρχουν τη σύγχρονη βιβλιογραφία, αφορούν συστήματα που χρησιμοποιούν κινητό τηλέφωνο ή smartphone, ενώ ένα μικρό ποσοστό αφορά ειδικά

εφαρμογές για κινητά. Επιπλέον, οι περισσότερες υλοποιήσεις, σχετίζονται με συστήματα παρακολούθησης της καρδιάς (συμπεριλαμβανομένων ζωτικών σημείων) ενώ ο υπόλοιπος σχετίζεται με αλγόριθμους επιλογής/ταξινόμησης ευρημάτων ΗΚΓ ή άλλων μετρήσιμων καρδιακών σημείων. Αυτό δείχνει ότι ο τομέας που έχει διερευνηθεί περισσότερο σχετικά με την καρδιολογία σχετίζεται με τα κινητά συστήματα παρακολούθησης της καρδιάς και τις τεχνικές που εμπλέκονται στην ταξινόμηση των καρδιακών σημείων για την ανίχνευση δυσλειτουργιών αλλά και τα κινητά τηλέφωνα και τις αντίστοιχες εφαρμογές σε αυτά (Martinez-Perez et al., 2013). Ένα παράδειγμα συστήματος παρακολούθησης της καρδιάς, που έχει πολλές ομοιότητες με το προτεινόμενο από την παρούσα εργασία, είναι αυτό που προτείνεται από τους Yap et al. Αυτό το σύστημα χρησιμοποιεί ένα ασύρματο σύστημα μέτρησης ΗΚΓ ζώνης θώρακα σε συνδυασμό με μια εφαρμογή Android για παρακολούθηση ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο (Yap et al., 2012).

Οι De Vries et al αξιολόγησαν τον τρόπο με τον οποίο χρησιμοποιούνται πραγματικά τα συστήματα τηλεπαρακολούθησης και τους στόχους τους, ενώ οι Seto et al ανέπτυξαν μια τυχαίοποιημένη δοκιμή για να εξετάσουν πώς νιώθουν οι ασθενείς με καρδιακή ανεπάρκεια σχετικά με τη χρήση συστημάτων τηλεπαρακολούθησης που βασίζονται σε κινητά τηλέφωνα. Ένας αλγόριθμος αναπτύχθηκε από τους Jekova et al για τη βελτίωση της ταξινόμησης των ΗΚΓ μέσω της αξιολόγησης πολλών χαρακτηριστικών. Προκειμένου να τονιστεί η σημασία αυτών των συστημάτων, είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι τα περισσότερα από τα προαναφερθέντα συστήματα σχεδιάστηκαν με τη γνώση και τη συγκατάθεση των επαγγελματιών φροντιστών των ασθενών, καθώς εκτός από τους επαγγελματίες υγείας, οι φροντιστές διαδραματίζουν επίσης καθοριστικό ρόλο στην καλή λειτουργία των εφαρμογών αυτών (Devries et al., 2013, Seto et al., 2012, Jekova et al., 2011).

Άλλα συστήματα που έχουν αυξημένο αριθμό πρόσφατων δημοσιεύσεων είναι τα τα κινητά συστήματα καρδιακής αποκατάστασης, τα οποία είναι εξαιρετικά σημαντικά για την αποκατάσταση των καρδιακών προσβολών ή για την πρόληψη καρδιακών προβλημάτων, τα συστήματα μέτρησης της αρτηριακής πίεσης σε συνδυασμό ή όχι με συσκευές παρακολούθησης καρδιακών παλμών [39, 40], προκειμένου να αποφευχθούν πιθανά προβλήματα που προέρχονται από υπέρταση (ή αυξημένη αρτηριακή πίεση). Θα πρέπει επίσης να τονιστεί ότι η υπέρταση είναι σημαντικός παράγοντας κινδύνου για στεφανιαία νόσο ή ισχαιμικό εγκεφαλικό και είναι η έμεση αιτία 9,4 εκατομμυρίων θανάτων κάθε χρόνο. Συνεπώς, τα συστήματα για την ανίχνευση καρδιακών δυσλειτουργιών, μερικές φορές είναι επικεντρωμένα σε ορισμένα προβλήματα όπως η αρρυθμία ή η κολπική μαρμαρυγή και μερικές φορές εξετάζουν περισσότερες από μία παθολογίες. Άλλες σημαντικές συνεισφορές γίνονται στην απομακρυσμένη διαχείριση ή παρακολούθηση των καρδιακών συσκευών όπως είναι για παράδειγμα η παρακολούθηση των βηματοδοτών, προκειμένου να αξιολογηθεί η σωστή λειτουργία τους και να πραγματοποιηθούν περιοδικοί έλεγχοι, κάτι που αποτελεί κοινή πρακτική στις σύγχρονες υπηρεσίες υγείας (Vishwakarma et al., 2021).

Η πρόσφατη βιβλιογραφία που σχετίζεται με τα συστήματα παρακολούθησης ΗΚΓ, εστιάζει σε διάφορες πτυχές, όπως η δυνατότητα εφαρμογής, η χρησιμοποιούμενη τεχνολογία, η αρχιτεκτονική, ο κύκλος ζωής, η ταξινόμηση και οι προκλήσεις. Ξ ταξινόμηση των συστημάτων παρακολούθησης ΗΚΓ σε συστήματα γίνεται με βάση παράγοντες όπως είναι η επίγνωση του περιβάλλοντος, η χρησιμοποιούμενη τεχνολογία, το είδος και η συχνότητα, στόχους και ο σκοπός τους.

Τα συστήματα παρακολούθησης ΗΚΓ χρησιμοποιούν και νέες τεχνολογίες, όπως η βαθιά μάθηση, η τεχνητή νοημοσύνη, τα μεγάλα δεδομένα (Big Data) και το ΙοΤ. Αυτές οι τεχνολογίες παρέχουν αποτελεσματικά, οικονομικά αποδοτικά, πλήρως συνδεδεμένα και ισχυρά συστήματα παρακολούθησης. Αυτό δημιουργεί τεράστιες ευκαιρίες για την πρόοδο των συστημάτων παρακολούθησης ΗΚΓ, συμπεριλαμβανομένης της βελτιωμένης απομακρυσμένης συνδεσιμότητας και υπηρεσιών και την πιο έγκαιρη και ουσιαστική λήψη αποφάσεων. Η τεχνολογία Blockchain επιτρέπει την ασφάλεια σε ένα καταναμημένο περιβάλλον για διάφορες συναλλαγές στα διάφορα επίπεδα της αρχιτεκτονικής του συστήματος παρακολούθησης ΗΚΓ.

Μια ολοκληρωμένη περιγραφή του κύκλου ζωής του συστήματος παρακολούθησης ΗΚΓ, η οποία περιλαμβάνει μια ποικιλία από πρωτογενείς και υποστηρικτικές διαδικασίες. Ωστόσο, αυτές οι διαδικασίες δεν ορίζονται σαφώς στη βιβλιογραφία. Μερικές διαδικασίες επικαλύπτονται και άλλες συγχωνεύονται με πιο κατανοητό και σαφή τρόπο. Μια ολοκληρωμένη επισκόπηση ολόκληρου του κύκλου ζωής ενός συστήματος παρακολούθησης ΗΚΓ, συμπεριλαμβάνει τις λειτουργίες που ξεκινούν με τη λήψη δεδομένων, την προεπεξεργασία, την εξαγωγή χαρακτηριστικών, την επεξεργασία των δεδομένων και, τέλος, την οπτικοποίηση. Επίσης, ορίζεται ένα σύνολο υποστηρικτικών διαδικασιών, όπως επιλογή σήματος, κρυπτογράφηση και συμπίεση των δεδομένων, οι οποίες απαιτούνται μόνο από εξειδικευμένα συστήματα.

Ως μελλοντική κατεύθυνση, η εξερεύνηση πρόοδος στην απομακρυσμένη παρακολούθηση και στον αυτοματισμό της υγειονομικής περίθαλψης έχει τη δυνατότητα να μεταμορφώσει την επόμενη γενιά συστημάτων παρακολούθησης ΗΚΓ και να απλοποιήσει τις ρομποτικά υποβοηθούμενες χειρουργικές διαδικασίες, τη φροντίδα ηλικιωμένων και την εξ αποστάσεως και ενδονοσοκομειακή συνεχή παρακολούθηση ασθενών. Σε αυτό, θα βοηθήσει και η μεγάλη αξιοπιστία των σύγχρονων φορητών συστημάτων, τα οποία έχουν αυξημένο βαθμό αξιοπιστίας σε σύγκριση με τα παραδοσιακά συστήματα ΗΚΓ που χρησιμοποιούν ογκώδη και σταθερό εξοπλισμό.

Βιβλιογραφία

Antzelevitch, C. and Burashnikov, A., 2011. Overview of basic mechanisms of cardiac arrhythmia. *Cardiac electrophysiology clinics*, 3(1), pp.23-45.

Anumonwo, J.M. and Pandit, S.V., 2015. Ionic mechanisms of arrhythmogenesis. *Trends in cardiovascular medicine*, 25(6), pp.487-496.

Baig, M.M., Gholamhosseini, H. and Connolly, M.J., 2013. A comprehensive survey of wearable and wireless ECG monitoring systems for older adults. *Medical & biological engineering & computing*, 51(5), pp.485-495.

Bayoumy, K., Gaber, M., Elshafeey, A., Mhaimed, O., Dineen, E.H., Marvel, F.A., Martin, S.S., Muse, E.D., Turakhia, M.P., Tarakji, K.G. and Elshazly, M.B., 2021. Smart wearable devices in cardiovascular care: where we are and how to move forward. *Nature Reviews Cardiology*, 18(8), pp.581-599.

Becker, D.E., 2006. Fundamentals of electrocardiography interpretation. *Anesthesia progress*, 53(2), pp.53-64.

Beckmann, B.M., Pfeufer, A. and Kääh, S., 2011. Inherited cardiac arrhythmias: diagnosis, treatment, and prevention. *Deutsches Ärzteblatt International*, 108(37), p.623.

Benjemmaa, A., Ltifi, H. and Ayed, M.B., 2019, March. Design of remote heart monitoring system for cardiac patients. In *International Conference on Advanced Information Networking and Applications* (pp. 963-976). Springer, Cham.

Berkaya, S.K., Uysal, A.K., Gunal, E.S., Ergin, S., Gunal, S. and Gulmezoglu, M.B., 2018. A survey on ECG analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*, 43, pp.216-235.

Bisignani, A., De Bonis, S., Mancuso, L., Ceravolo, G. and Bisignani, G., 2019. Implantable loop recorder in clinical practice. *Journal of arrhythmia*, 35(1), pp.25-32.

Brignole, M., Vardas, P., Hoffman, E., Huikuri, H., Moya, A., Ricci, R., Sulke, N., Wieling, W., Auricchio, A., Lip, G.Y. and Almendral, J., 2009. Indications for the use of diagnostic implantable and external ECG loop recorders. *Europace*, 11(5), pp.671-687.

Bonato, P., 2010. Wearable sensors and systems. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 29(3), pp.25-36.

Burashnikov, A. and Antzelevitch, C., 2020. Mechanisms Underlying the Development of Cardiac Arrhythmias. In *Management of Cardiac Arrhythmias* (pp. 33-74). Humana, Cham.

Butun, E., Yildirim, O., Talo, M., Tan, R.S. and Acharya, U.R., 2020. 1D-CADCapsNet: One dimensional deep capsule networks for coronary artery disease detection using ECG signals. *Physica Medica*, 70, pp.39-48.

Caudill, T.S., Lofgren, R., Jennings, C.D. and Karpf, M., 2011. Commentary: Health care reform and primary care: training physicians for tomorrow's challenges. *Academic Medicine*, 86(2), pp.158-160.

Chang, P.C., Wo, H.T., Lee, H.L., Lin, S.F., Wen, M.S., Chu, Y., Yeh, S.J. and Chou, C.C., 2015. Role of sarcoplasmic reticulum calcium in development of secondary calcium rise and early afterdepolarizations in long QT syndrome rabbit model. *PloS one*, 10(4), p.e0123868.

Cowie, M.R. and Lam, C.S., 2021. Remote monitoring and digital health tools in CVD management. *Nature Reviews Cardiology*, 18(7), pp.457-458.

Crossley, G.H., Boyle, A., Vitense, H., Chang, Y., Mead, R.H. and Connect Investigators, 2011. The CONNECT (Clinical Evaluation of Remote Notification to Reduce Time to Clinical Decision) trial: the value of wireless remote monitoring with automatic clinician alerts. *Journal of the American College of Cardiology*, 57(10), pp.1181-1189.

Cruz-Martínez, R.R., Wentzel, J., Asbjørnsen, R.A., Noort, P.D., van Niekerk, J.M., Sanderman, R. and van Gemert-Pijnen, J.E., 2020. Supporting self-management of cardiovascular diseases through remote monitoring technologies: metaethnography review of frameworks, models, and theories used in research and development. *Journal of medical Internet research*, 22(5), p.e16157.

Dransfield, M.T., Criner, G.J., Halpin, D.M., Han, M.K., Hartley, B., Kalhan, R., Lange, P., Lipson, D.A., Martinez, F.J., Midwinter, D. and Singh, D., 2022. Time-dependent risk of cardiovascular events following an exacerbation in patients with chronic obstructive pulmonary disease: post hoc analysis from the IMPACT trial. *Journal of the American Heart Association*, 11(18), p.e024350.

Durham, D. and Worthley, L.I., 2002. Cardiac arrhythmias: diagnosis and management. *The tachycardias*.

El-Rashidy, N., El-Sappagh, S., Islam, S.R., M. El-Bakry, H. and Abdelrazek, S., 2021. Mobile health in remote patient monitoring for chronic diseases: Principles, trends, and challenges. *Diagnostics*, 11(4), p.607.

Fu, D.G., 2015. Cardiac arrhythmias: diagnosis, symptoms, and treatments. *Cell biochemistry and biophysics*, 73(2), pp.291-296.

Gaztañaga, L., Marchlinski, F.E. and Betensky, B.P., 2012. Mechanisms of cardiac arrhythmias. *Revista Española de Cardiología (English Edition)*, 65(2), pp.174-185.

Goldberger, A.L., Goldberger, Z.D. and Shvilkin, A., 2017. *Clinical electrocardiography: a simplified approach e-book*. Elsevier Health Sciences.

Goyal, A., Senst, B., Bhyan, P. and Zeltser, R., 2019. Reentry arrhythmia.

Guédon-Moreau, L., Lacroix, D., Sadoul, N., Clémenty, J., Kouakam, C., Hermida, J.S., Aliot, E., Boursier, M., Bizeau, O., Kacet, S. and ECOST Trial Investigators, 2013. A randomized study of remote follow-up of implantable cardioverter defibrillators: safety and efficacy report of the ECOST trial. *European heart journal*, 34(8), pp.605-614.

Hall, J.E. and Hall, M.E., 2020. *Guyton and Hall textbook of medical physiology e-Book*. Elsevier Health Sciences.

Himel, H.D., Cupelli, M., Gantt, M., Boutjdir, M. and El-Sherif, N., 2019. Role of spatial dispersion of repolarization in reentry around a functional core versus reentry around a fixed anatomical core. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 24(4), p.e12647.

Hoefman, E., Bindels, P.J. and van Weert, H.C., 2010. Efficacy of diagnostic tools for detecting cardiac arrhythmias: systematic literature search. *Netherlands Heart Journal*, 18(11), pp.543-551.

Hoogendijk, M.G., Géczy, T., Yap, S.C. and Szili-Torok, T., 2020. Pathophysiological mechanisms of premature ventricular complexes. *Frontiers in Physiology*, 11, p.406.

Islam, S.M.S. and Maddison, R., 2021. Digital health approaches for cardiovascular diseases prevention and management: lessons from preliminary studies. *Mhealth*, 7.

Jekova, I., Krasteva, V., Dotsinsky, I., Christov, I. and Abächerli, R., 2011, September. Recognition of diagnostically useful ECG recordings: Alert for corrupted or interchanged leads. In *2011 Computing in Cardiology* (pp. 429-432). IEEE.

Khurana, I. and Khurana, A., 2015. *Textbook of Medical Physiology-E-book*. Elsevier Health Sciences.

Kishida, H., Cole, J.S. and Surawicz, B., 1982. Negative U wave: a highly specific but poorly understood sign of heart disease. *The American Journal of Cardiology*, 49(8), pp.2030-2036.

Koehler, F., Winkler, S., Schieber, M., Sechtem, U., Stangl, K., Böhm, M., Boll, H., Baumann, G., Honold, M., Koehler, K. and Gelbrich, G., 2011. Impact of remote telemedical management on mortality and hospitalizations in ambulatory patients with chronic heart failure: the telemedical interventional monitoring in heart failure study. *Circulation*, 123(17), pp.1873-1880.

Krejcar, O., Janckulik, D., Motalova, L., Musil, K. and Penhaker, M., 2010. Real time measurement and visualization of ECG on mobile monitoring stations of biotelemetric system. In *Advances in Intelligent Information and Database Systems* (pp. 67-78). Springer, Berlin, Heidelberg.

Landolina, M., Perego, G.B., Lunati, M., Curnis, A., Guenzati, G., Vicentini, A., Parati, G., Borghi, G., Zanaboni, P., Valsecchi, S. and Marzegalli, M., 2012. Remote monitoring reduces healthcare use and improves quality of care in heart failure patients with implantable defibrillators: the evolution of management strategies of heart failure patients with implantable defibrillators (EVOLVO) study. *Circulation*, 125(24), pp.2985-2992.

Locati, E.T., Vecchi, A.M., Vargiu, S., Cattafi, G. and Lunati, M., 2014. Role of extended external loop recorders for the diagnosis of unexplained syncope, pre-syncope, and sustained palpitations. *Europace*, 16(6), pp.914-922.

Martínez-Pérez, B., De La Torre-Díez, I., López-Coronado, M. and Herreros-González, J., 2013. Mobile apps in cardiology. *JMIR mHealth and uHealth*, 1(2), p.e2737.

Mittal, S., Movsowitz, C. and Steinberg, J.S., 2011. Ambulatory external electrocardiographic monitoring: focus on atrial fibrillation. *Journal of the American College of Cardiology*, 58(17), pp.1741-1749.

Motalova, L.; Krejcar, O.; Polak, T.; Janckulik, D.; Cernohorsky, J. ECG data visualisation in web application using MS Silverlight. In *Proceedings of the 2011 1st Middle East Conference on Biomedical Engineering*, Sharjah, United Arab Emirates, 21–24 February 2011; pp. 347–350.

Nemati, S., Ghassemi, M.M., Ambai, V., Isakadze, N., Levantsevych, O., Shah, A. and Clifford, G.D., 2016, August. Monitoring and detecting atrial fibrillation using wearable technology. In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 3394-3397). IEEE.

Oehler, A., Feldman, T., Henrikson, C.A. and Tereshchenko, L.G., 2014. QRS-T angle: a review. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 19(6), pp.534-542.

Oh, J.H., Hanusa, B.H. and Kapoor, W.N., 1999. Do symptoms predict cardiac arrhythmias and mortality in patients with syncope?. *Archives of internal medicine*, 159(4), pp.375-380.

Patel, S., Park, H., Bonato, P., Chan, L. and Rodgers, M., 2012. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1), pp.1-17.

Reinkensmeyer, D.J., Bonato, P., Boninger, M.L., Chan, L., Cowan, R.E., Fregly, B.J. and Rodgers, M.M., 2012. Major trends in mobility technology research and development: overview of the results of the NSF-WTEC European study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1), pp.1-4.

Ricci, R.P., Morichelli, L., D'Onofrio, A., Calò, L., Vaccari, D., Zanutto, G., Curnis, A., Buja, G., Rovai, N. and Gargaro, A., 2013. Effectiveness of remote monitoring of CIEDs in detection and treatment of clinical and device-related cardiovascular events in daily practice: the HomeGuide Registry. *Europace*, 15(7), pp.970-977.

Roth, G.A., Mensah, G.A., Johnson, C.O., Addolorato, G., Ammirati, E., Baddour, L.M., Barengo, N.C., Beaton, A.Z., Benjamin, E.J., Benziger, C.P. and Bonny, A., 2020. Global burden of cardiovascular diseases and risk factors, 1990–2019: update from the GBD 2019 study. *Journal of the American College of Cardiology*, 76(25), pp.2982-3021.

Serhani, M.A., T. El Kassabi, H., Ismail, H. and Nujum Navaz, A., 2020. ECG monitoring systems: Review, architecture, processes, and key challenges. *Sensors*, 20(6), p.1796.

Seto, E., Leonard, K.J., Cafazzo, J.A., Barnsley, J., Masino, C. and Ross, H.J., 2012. Mobile phone-based telemonitoring for heart failure management: a randomized controlled trial. *Journal of medical Internet research*, 14(1), p.e1909.

Shabaan, M., Arshid, K., Yaqub, M., Jinchao, F., Zia, M.S., Bojja, G.R., Iftikhar, M., Ghani, U., Ambati, L.S. and Munir, R., 2020. Survey: smartphone-based assessment of cardiovascular diseases using ECG and PPG analysis. *BMC medical informatics and decision making*, 20(1), pp.1-16.

Shah, A., Hocini, M., Haissaguerre, M. and Jaïs, P., 2015. Non-invasive mapping of cardiac arrhythmias. *Current cardiology reports*, 17(8), pp.1-11.

Shashikumar, S.P., Shah, A.J., Li, Q., Clifford, G.D. and Nemati, S., 2017, February. A deep learning approach to monitoring and detecting atrial fibrillation using wearable technology. In *2017 IEEE EMBS international conference on biomedical & health informatics (BHI)* (pp. 141-144). IEEE.

Shimizu, W., Aiba, T. and Kamakura, S., 2005. Mechanisms of disease: current understanding and future challenges in Brugada syndrome. *Nature clinical practice Cardiovascular medicine*, 2(8), pp.408-414.

Sohn, H., Farrar, C.R., Hemez, F.M., Shunk, D.D., Stinemetes, D.W., Nadler, B.R. and Czarnecki, J.J., 2003. A review of structural health monitoring literature: 1996–2001. Los Alamos National Laboratory, USA, 1, p.16.

Tanno, K., 2017. Use of implantable and external loop recorders in syncope with unknown causes. *Journal of Arrhythmia*, 33(6), pp.579-582.

Teng, X.F., Zhang, Y.T., Poon, C.C. and Bonato, P., 2008. Wearable medical systems for p-health. *IEEE reviews in Biomedical engineering*, 1, pp.62-74.

Tejedor, J., García, C.A., Márquez, D.G., Raya, R. and Otero, A., 2019. Multiple physiological signals fusion techniques for improving heartbeat detection: A review. *Sensors*, 19(21), p.4708.

Trayanova, N.A. and Chang, K.C., 2016. How computer simulations of the human heart can improve anti-arrhythmia therapy. *The Journal of physiology*, 594(9), pp.2483-2502.

Tse, G., 2016. Mechanisms of cardiac arrhythmias. *Journal of arrhythmia*, 32(2), pp.75-81.

Tung, L., 2011. Expanding on forty years of reflection. *The Journal of Physiology*, 589(Pt 9), p.2107.

Varma, N., Epstein, A.E., Irimpen, A., Schweikert, R. and Love, C., 2010. Efficacy and safety of automatic remote monitoring for implantable cardioverter-defibrillator follow-up: the Lumos-T Safely Reduces Routine Office Device Follow-up (TRUST) trial. *Circulation*, 122(4), pp.325-332.

Vetulli, H.M., Elizari, M.V., Naccarelli, G.V. and Gonzalez, M.D., 2018. Cardiac automaticity: basic concepts and clinical observations. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, 52(3), pp.263-270.

Weiss, J.N., Chen, P.S., Qu, Z., Karagueuzian, H.S. and Garfinkel, A., 2000. Ventricular fibrillation: how do we stop the waves from breaking?. *Circulation research*, 87(12), pp.1103-1107.

Noncommunicable Diseases (Who.Int) [ανάκτηση την 10/12/2022]. Available online <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/noncommunicable-diseases>

Vishwakarma, P.K. and Singh, R., 2021, July. A–Review on IoT-Assisted ECG Monitoring Framework for Health Care Applications. In 2021 Fourth International Conference on Computational Intelligence and Communication Technologies (CCICT) (pp. 203-207). IEEE.

Willcox, M.E., Compton, S.J. and Bardy, G.H., 2021. Continuous ECG monitoring versus mobile telemetry: A comparison of arrhythmia diagnostics in human-versus algorithmic-dependent systems. *Heart Rhythm* O2, 2(6), pp.543-559.

Workman, A.J., Marshall, G.E., Rankin, A.C., Smith, G.L. and Dempster, J., 2012. Transient outward K⁺ current reduction prolongs action potentials and promotes afterdepolarisations: a dynamic-clamp study in human and rabbit cardiac atrial myocytes. *The Journal of physiology*, 590(17), pp.4289-4305.

Yap J, Noh YH, Jeong DU. The deployment of novel techniques for mobile ECG monitoring. *International Journal of Smart Home* 2012;6(4):1-14.