



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

«ΣΥΣΚΕΥΗ ΕΙΔΟΠΟΙΗΣΗΣ ΕΚΤΑΚΤΗΣ ΑΝΑΓΚΗΣ ΚΑΙ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ ΤΗΣ ΥΓΕΙΑΣ»
Διπλωματική Εργασία

της

Καλλιόπης Ματαπά

Θεσσαλονίκη, Ιούνιος 2022

ΣΥΣΚΕΥΗ ΕΙΔΟΠΟΙΗΣΗΣ ΕΚΤΑΚΤΗΣ ΑΝΑΓΚΗΣ ΚΑΙ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ
ΤΗΣ ΥΓΕΙΑΣ

Καλλιόπη Ματαπά

Πτυχίο Μαθηματικών, ΑΠΘ, 2018

Διπλωματική Εργασία

υποβαλλόμενη για τη μερική εκπλήρωση των απαιτήσεων του

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟΥ ΤΙΤΛΟΥ ΣΠΟΥΔΩΝ ΣΤΗΝ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΗ
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗ

Επιβλέπων Καθηγητής
Κωνσταντίνος Ψάννης

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή

ΨΑΝΝΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ	ΚΑΣΚΑΛΗΣ ΘΕΟΔΩΡΟΣ	ΜΑΡΓΑΡΙΤΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ
------------------------	----------------------	----------------------------

Καλλιόπη Ματαπά

Περίληψη

Οι ηλικιωμένοι, και γενικά όσοι έχουν μακροχρόνια προβλήματα υγείας, είναι ευάλωτοι σε ποικίλες απειλές. Επομένως, η συνεχής παρακολούθηση και φροντίδα κρίνεται απαραίτητη. Δυστυχώς, ο ελεύθερος χρόνος καταπατείται συνεχώς από το σύγχρονο τρόπο ζωής και ως εκ τούτου, ο μέσος άνθρωπος δυσκολεύεται να αφιερώσει χρόνο σε αυτούς τους ανθρώπους. Στόχος της μελέτης είναι να αναπτυχθεί μια προσωπική συσκευή IoT, που παρακολουθεί τα ζωτικά σημεία του χρήστη και ειδοποιεί μια προκαθορισμένη ομάδα επαφών όταν συμβαίνει έκτακτη ανάγκη. Επί του παρόντος, υπάρχουν αρκετοί διαφορετικοί τύποι προσωπικών συσκευών ειδοποίησης έκτακτης ανάγκης στην αγορά, που προσφέρουν μια πληθώρα λειτουργιών όπως παρακολούθηση της καρδιάς, ανίχνευση πτώσης και σηματοδότηση έκτακτης ανάγκης. Ωστόσο, καμία συσκευή δεν προσφέρει όλες αυτές τις δυνατότητες. Αντίθετα, κάθε συσκευή προσφέρει διαφορετικά μία ή περισσότερες από τις παραπάνω λειτουργίες. Η προσέγγισή που παρουσιάζεται παρέχει μια λύση που συνδυάζει καρδιακούς παλμούς, ανίχνευση πτώσης και σύστημα ειδοποίησης έκτακτης ανάγκης, χρησιμοποιώντας αισθητήρες όπως επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο και φωτοαντιστάσεις, που επικοινωνούν όλα μέσω Wi-Fi.

Λέξεις-κλειδιά: Φορητές συσκευές, Ανίχνευση πτώσης, Ειδοποίηση έκτακτης ανάγκης, Απομακρυσμένη παρακολούθηση της υγείας

Abstract

The elderly, and those with long-term health problems in general, are vulnerable to a variety of threats. Therefore, constant monitoring and care is very important. Unfortunately, free time is constantly being violated by the modern way of life and as a result, the average person finds it difficult to devote time to these people. The aim of the study is to develop a personal IoT device, which monitors the user's vital signs and alerts a predefined contact group when an emergency occurs. There are currently several different types of personal emergency response devices on the market that offer a variety of features such as heart rate monitoring, fall detection and emergency signaling. However, no device offers all these features. Instead, each device offers one or more of the above differently. The approach that is presented below provides a solution that combines heart rate, fall detection and an emergency alert system, using sensors such as accelerometers, gyroscopes and photoresistors, all of which communicate via Wi-Fi.

Keywords: *Wearable Devices, Fall detection, Emergency Alert, Remote health monitoring*

Περιεχόμενα

1. Εισαγωγή	9
2. Βιβλιογραφική ανασκόπηση	14
2.1. Μελέτες καταγραφής καρδιακών παλμών	14
2.2. Μελέτες ανίχνευσης πτώσης	16
3. Αισθητήρες και εξαρτήματα.....	22
3.1. Εξάρτημα καρπού.....	22
3.1.1. Εξάρτημα ανάπτυξης.....	25
3.1.2. Αισθητήρας μεταβλητότητας καρδιακών παλμών	27
3.1.3. Ειδοποίηση έκτακτης ανάγκης και επικοινωνία GSM	28
3.2. Εξάρτημα κορμού	30
4. Υλοποίηση	33
5. Αποτελέσματα	45
6. Συμπεράσματα	46
6.1. Σύνοψη	46
6.2. Μελλοντικές επεκτάσεις	47
7. Βιβλιογραφία.....	47

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1.1. Τομείς χρήσεων του IoT.	13
Εικόνα 3.1. DSTIKE ESP32 WatchDevKit.	26
Εικόνα 3.2. DSTIKE ESP32 WatchDevKit εσωτερικά.	26
Εικόνα 3.3 Ο αισθητήρας Gravity: Heart Rate Monitor Sensor.	27
Εικόνα 3.4. Το μόντεμ SIM800L GSM / GRPS.	29
Εικόνα 3.5. DSTIKE WiFiDeauther OLED V5	32
Εικόνα 3.6. MPU-6050	32

Κατάλογος Διαγραμμάτων

Διάγραμμα 1.1. Προσδόκιμο ζωής ανά ευρωπαϊκή χώρα από το 2015 έως το 2020.	9
Διάγραμμα 1.2. Αιτίες θανάτων στους άντρες και γυναίκες	10
Διάγραμμα 4.1. Αλγόριθμος μέτρησης παλμών	35
Διάγραμμα 4.2. Ψευδοκώδικας μέτρησης παλμών	36
Διάγραμμα 4.3. Αλγόριθμος επικοινωνίας GSM	38
Διάγραμμα 4.4. Ψευδοκώδικας επικοινωνίας GSM	39
Διάγραμμα 4.5. Αλγόριθμος ανίχνευσης πτώσης	42
Διάγραμμα 4.6. Ψευδοκώδικας ανίχνευσης πτώσης	43

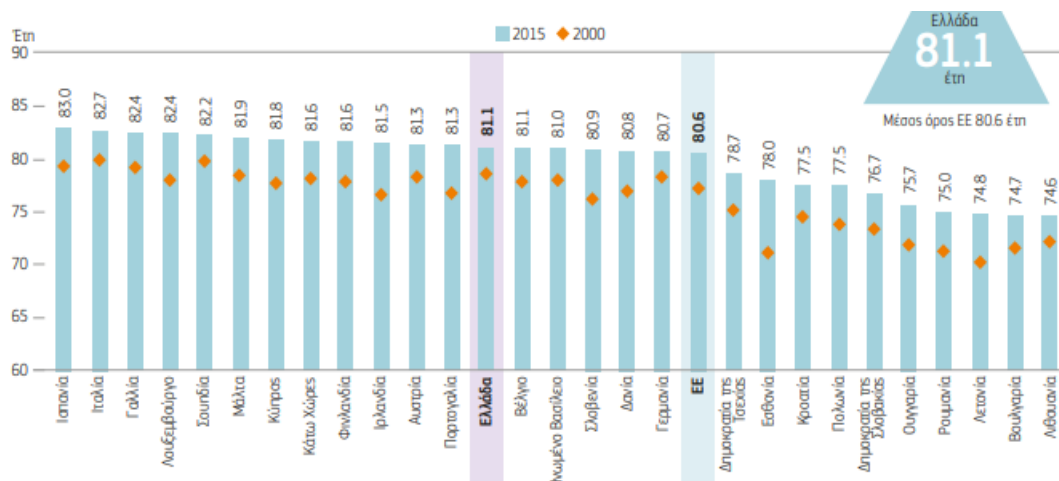
1. Εισαγωγή

Η επιστήμη της υγείας και η τεχνολογία είναι δύο επιστήμες αλληλένδετες πλέον στον 21^ο αιώνα. Η τεχνολογία έδωσε αρκετά εφόδια στον τομέα της περίθαλψης, τόσο για την έγκαιρη διάγνωση όσο και για την καταπολέμηση πολλών ασθενειών. Τα τελευταία χρόνια, η πρόσφατη εμφάνιση της πανδημίας σε παγκόσμιο επίπεδο, έδωσε το έναυσμα για την ανάπτυξη και την χρήση νέων τεχνολογικών επιτευγμάτων για πιο εξατομικευμένες και προσωποποιημένες θεραπείες.

Πολλές εταιρίες, όχι μόνο φαρμακευτικές και εταιρίες παραγωγής και πώλησης ιατρικών προϊόντων, που δραστηριοποιούνται σε διάφορους τομείς έστρεψαν το ενδιαφέρον τους στην νέα σύμπραξη της τεχνολογίας με την υγεία, διεκδικώντας ένα μερίδιο από την συνεχή εξέλιξή της. Μερικές από αυτές είναι η Amazon, η Apple και το Facebook, που επεκτάθηκαν σε διάφορους κλάδους της ιατρικής (Pateraki et al, 2020).

Αρχικά, κρίνεται απαραίτητο να σημειωθεί η τωρινή κατάσταση υγείας των πολιτών στην Ελλάδα και στην Ευρώπη. Σύμφωνα με μελέτες έχει διαπιστωθεί ότι ο μέσος όρος ηλικίας έχει αυξηθεί κατακόρυφα σε όλες τις ευρωπαϊκές χώρες. Συγκεκριμένα στην Ελλάδα το προσδόκιμο ζωής υπολογίζεται στα 81,5 χρόνια. Φυσικά παρατηρούνται διαφορές ανάμεσα στο δύο φύλλα, με τις γυναίκες να ζουν πέντε έτη περισσότερο από τους άντρες. (Ελληνική Στατιστική Αρχή, 2020).

Διάγραμμα 1.1. Προσδόκιμο ζωής ανά ευρωπαϊκή χώρα από το 2015 έως το 2020.

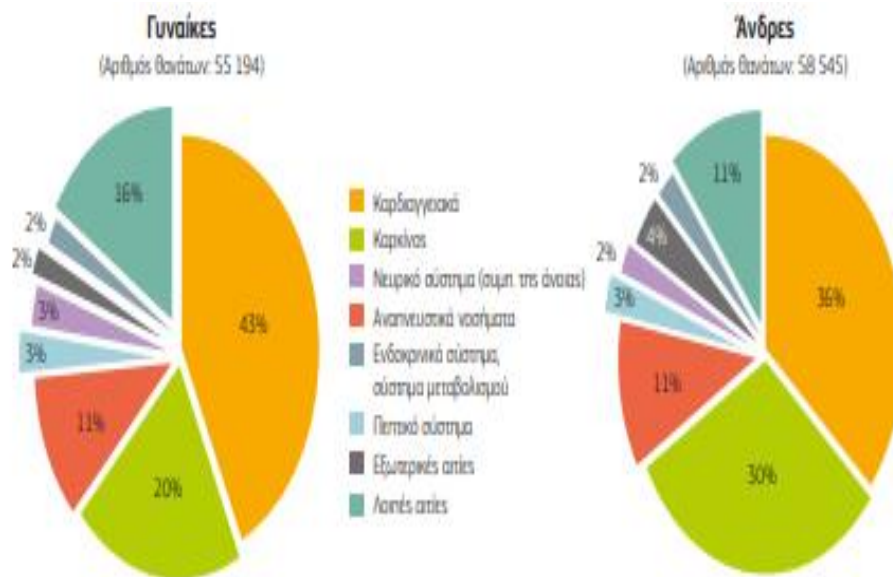


Πηγή: Ελληνική Στατιστική Αρχή, 2020

Σύμφωνα με το παραπάνω διάγραμμα, παρατηρείται ότι ο δείκτης που αναφέρεται στους ανθρώπους που διανύουν την τρίτη ηλικία, δείχνει να έχει υπερβεί το εξηκοστό πέμπτο έτος. Ωστόσο, η ποιότητα ζωής του ανθρώπου δεν ακολουθεί συνήθως ανάλογη πορεία. Για παράδειγμα μία Ελληνίδα γυναίκα στα 65 ετών προσδοκεί ότι θα ζήσει για περίπου 21 έτη ακόμα, αλλά μόνο τα πέντε έως έξι από αυτά θα είναι απαλλαγμένα από αναπηρίες και παθήσεις που αναμένεται να εμφανιστούν. (Ελληνική Στατιστική Αρχή, 2020).

Παρά τη μείωση κατά 14% του αριθμού των θανάτων από το 2000, τα καρδιαγγειακά νοσήματα παραμένουν η πρώτη αιτία θανάτου, καθώς ευθύνονται για τα δύο πέμπτα όλων των θανάτων στις γυναίκες και για περίπου το ένα τρίτο στους άντρες (Διάγραμμα 1.2.). Μεταξύ των συνολικά 45.000 θανάτων αυτής της κατηγορίας, τα εγκεφαλικά επεισόδια, οι ισχαιμικές καρδιοπάθειες και άλλα καρδιαγγειακά νοσήματα εξακολουθούν να αποτελούν τη συχνότερη αιτία θανάτου στη συνολική θνησιμότητα (Ελληνική Στατιστική Αρχή, 2020).

Διάγραμμα 1.2. Αιτίες θανάτων στους άντρες και γυναίκες



Πηγή: Ελληνική Στατιστική Αρχή, 2020

Οι πτώσεις είναι ένας από τους σημαντικότερους κινδύνους για την υγεία των ανθρώπων ηλικίας άνω των 60 ετών. Σύμφωνα με την έκθεση του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας, το ποσοστό πτώσεων των ατόμων ηλικίας 65 ετών και άνω υπολογίζεται περίπου στα 28~35% ετησίως, ενώ το ποσοστό πτώσεων για τα άτομα άνω των 70 ετών είναι 32~42%. Στην πραγματικότητα, οι πτώσεις αυξάνονται εκθετικά λόγω βιολογικών αλλαγών που σχετίζονται με την ηλικία, οι οποίες οδηγούν σε υψηλή συχνότητα πτώσεων και τραυματισμών έχοντας ως αποτέλεσμα την αύξηση του ποσοστού θνησιμότητας των ηλικιωμένων.

Στις μέρες μας, οι πτώσεις αποτελούν έναν από τους σημαντικότερους κινδύνους για τη ζωή ενός ηλικιωμένου ανθρώπου, καθώς και ένα από τα σημαντικότερα ζητήματα στον τομέα της υγείας. Μια πτώση μπορεί να προκαλέσει σοβαρές συνέπειες, όπως επιφανειακά κοψίματα, σπασίμο κοκάλων και εκδορές στον μαλακό ιστό του δέρματος. Ένα άτομο μεγάλης ηλικίας αν πέσει και δε λάβει βοήθεια σε σύντομο χρονικό διάστημα, μπορεί να οδηγηθεί σε σοβαρό τραυματισμό ή ακόμα και στην κατάληξή του. Αξίζει να σημειωθεί ότι οι περισσότεροι άνθρωποι σε αυτήν την ηλικιακή ομάδα ζουν μόνοι τους, οπότε είναι δύσκολο για αυτούς να αναζητήσουν και να έχουν άμεση βοήθεια σε μια κρίσιμη κατάσταση. (Ozcanet al., 2005)

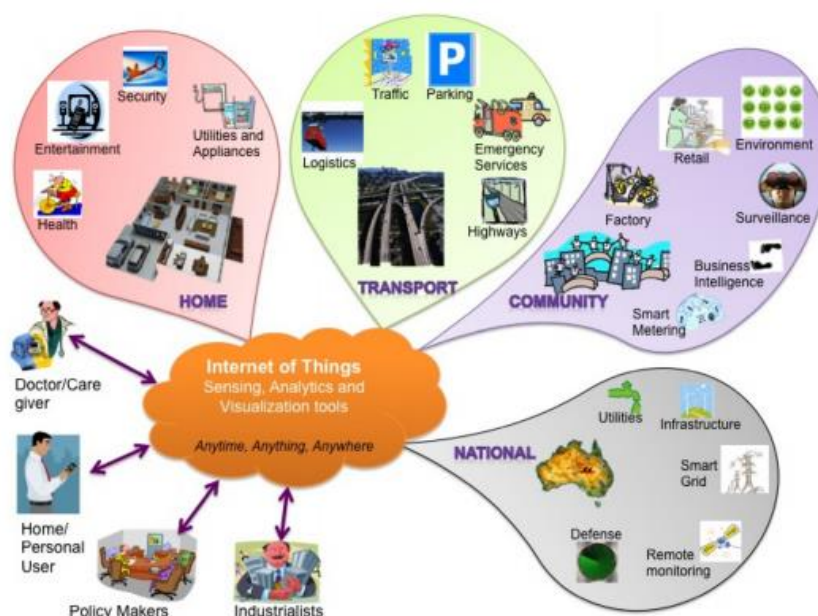
Καθοριστικό παράγοντα στην τηλεϊατρική διαδραμάτισαν η τεχνητή νοημοσύνη και τα μεγάλα δεδομένα. Η γρήγορη παραγωγή εμβολίων και οι νέες ιατρικές συσκευές διάγνωσης που εξασφαλίστηκαν, επέφεραν την δημιουργία νέων αναγκών στον κλάδο. Οι «φορητές» και φορητές συσκευές για την παρακολούθηση της θεραπείας και των ζωτικών οργάνων των ασθενών εξελίχθηκαν για την έγκαιρη πρόληψη και την άμεση αντιμετώπιση των ασθενειών μέσω των έξυπνων συσκευών, δίνοντας τη δυνατότητα σε γιατρούς και ασθενείς να τροφοδοτούνται συνεχώς από τα ιατρικά δεδομένα που παρουσιάζει ένας ασθενής σε πραγματικό χρόνο. Οι συσκευές αυτές εντάσσονται στον τομέα του Διαδικτύου των πραγμάτων (Internet of Things – IoT).

Ο όρος Internet of Things επινοήθηκε για πρώτη φορά από τον Kevin Ashton το 1999 στο πλαίσιο της διαχείρισης της εφοδιαστικής αλυσίδας. Ωστόσο, την τελευταία δεκαετία, ο ορισμός εξελίχθηκε σημασιολογικά περιλαμβάνοντας ευρύ φάσμα εφαρμογών όπως είναι η υγειονομική περίθαλψη, οι επιχειρήσεις κοινής ωφέλειας, οι μεταφορές κλπ. Αν και ο ορισμός των «Πραγμάτων» έχει αλλάξει καθώς εξελίσσεται η τεχνολογία, ο κύριος στόχος του σχετίζεται με έναν υπολογιστή ο οποίος έχει τη δυνατότητα να αντιλαμβάνεται τις πληροφορίες χωρίς τη βοήθεια ανθρώπινης παρέμβασης. Αποτελεί μια ριζική εξέλιξη του τρέχοντος Διαδικτύου σε ένα Δίκτυο διασυνδεδεμένων αντικειμένων που όχι μόνο συλλέγει πληροφορίες από το περιβάλλον (αίσθηση) και αλληλοεπιδρά με τον φυσικό κόσμο (ενεργοποίηση/εντολή/έλεγχος), αλλά χρησιμοποιεί επίσης υπάρχοντα πρότυπα Διαδικτύου για να παρέχει υπηρεσίες μεταφοράς πληροφοριών, αναλυτικών στοιχείων, εφαρμογών και επικοινωνιών. Τροφοδοτείται με δεδομένα από τις ενεργοποιημένες/συνδεδεμένες συσκευές με τη χρήση ανοιχτής ασύρματης τεχνολογίας όπως Bluetooth, ραδιοσυχνότητα, υπηρεσίες αναγνώρισης (RFID), Wi-Fi, τηλεφωνικά δεδομένα καθώς και με ενσωματωμένους κόμβους αισθητήρων και ενεργοποιητών. (Buckley, 2006).

Το Διαδίκτυο των Πραγμάτων (IoT), που ονομάζεται επίσης Διαδίκτυο των Πάντων ή του Βιομηχανικού Διαδικτύου, είναι ένα νέο τεχνολογικό παράδειγμα που παρουσιάζεται ως ένα παγκόσμιο δίκτυο μηχανών και συσκευών ικανών να αλληλοεπιδρούν η μία με την άλλη. Το IoT αναγνωρίζεται ως ένα από τους σημαντικότερους τομείς της μελλοντικής τεχνολογίας και κερδίζει μεγάλη προσοχή από ένα ευρύ φάσμα βιομηχανιών. Η σταδιακή μείωση της υπολογιστικής ισχύος, η συστηματική σμίκρυνση των εξαρτημάτων σε μέγεθος και η ευρεία συνδεσιμότητα στο

διαδίκτυο έδωσε το έναυσμα σε αισθητήρες, συσκευές και προϊόντα να βρίσκονται συνδεδεμένα με νέα τεχνολογικά επιτεύγματα και υπηρεσίες (Rose et al, 2015).

Εικόνα 1.1. Τομείς χρήσεων του ΙοΤ.



Στην παρούσα εργασία θα ερευνηθεί η δημιουργία μίας έξυπνης συσκευής για την υγεία. Θα εντοπιστούν οι κατάλληλοι αισθητήρες και τα εξαρτήματα για να μπορεί η συσκευή να πραγματοποιεί συνεχόμενες μετρήσεις στους καρδιακούς παλμούς και να ανιχνεύει με ακρίβεια την πτώση. Ο κύριος στόχος και η αφορμή για την μελέτη, ήταν η βελτίωση των συνθηκών ζωής των ηλικιωμένων και η διευκόλυνση τους στην παρακολούθηση των νοσημάτων τους. Η συσκευή θα μπορεί να στέλνει μηνύματα ή να εκτελεί κλήσεις σε οικεία πρόσωπα και γιατρούς σε περιπτώσεις έκτακτης ανάγκης και να ανιχνεύει την κατάσταση υγείας του χρήστη. Τα δεδομένα των μετρήσεων θα βρίσκονται πάντα διαθέσιμα τόσο για το χρήστη όσο και για το γιατρό που τον παρακολουθεί με τη χρήση της τεχνολογίας Cloud.

Αρχικά θα διενεργηθεί μία πλήρης βιβλιογραφική ανασκόπηση για να μελετηθούν παλαιότερα ευρήματα και ελλείψεις που τυχόν παρουσίαζαν οι προγενέστερες συσκευές, με σκοπό να καλυφθούν στην νέα συσκευή. Στην συνέχεια

θα αναλυθούν οι αισθητήρες και τα εξαρτήματα που είναι κατάλληλα και απαραίτητα για την κάλυψη των αναγκών. Η υλοποίηση και η συνδεσιμότητα αυτών, θα αποτελέσει το επόμενο κατά σειρά κεφάλαιο. Ενώ τέλος, θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα της μελέτης και τα συμπεράσματα.

2. Βιβλιογραφική ανασκόπηση

2.1. Μελέτες καταγραφής καρδιακών παλμών

Πραγματοποιήθηκαν πολλές έρευνες και μελέτες για τη βελτίωση των εφαρμογών και τεχνολογιών παρακολούθησης της καρδιάς, μερικές από τις οποίες αναλύονται και περιγράφονται παρακάτω.

Σε μια μελέτη, οι Miao et al. (2015), σχεδίασαν ένα φορητό σύστημα για την μέτρηση των καρδιακών παλμών του χρήστη με στόχο την εξοικονόμηση ενέργειας. Αυτή η συσκευή συνδύασε τους κινητικούς και ενσωματωμένους αισθητήρες ενός smartphone με τον αισθητήρα μεταβλητότητας παλμών. Επιπλέον, το σύστημα αποτελούνταν από μια πλήρως ενσωματωμένη αναλογική πρόσοψη, μια κάρτα SecureDigital, μια μονάδα Micro Control μαζί με τη μονάδα Bluetooth.

Οι Pandian και Srinivasa (2016) σχεδίασαν το πρωτότυπο για ένα φορητό σύστημα φυσιολογικής παρακολούθησης που χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση πολλών φυσιολογικών παραμέτρων όπως ο καρδιακός ρυθμός, το Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG) και η θερμοκρασία του σώματος. Απέκτησαν τα δεδομένα των μετρήσεων και τα σήματα με τη βοήθεια ηλεκτροδίων υφασμάτων που ήταν προσαρτημένα στα ρούχα του ατόμου. Στη συνέχεια, αυτά τα σήματα υποβλήθηκαν σε επεξεργασία για την αφαίρεση θορύβου, εξήχθησαν όλες οι παράμετροι και οι ερευνητές πραγματοποίησαν μια ανάλυση τάσης. Όλες οι φυσιολογικές παράμετροι παρακολούθηθηκαν από το σύστημα ασύρματης επικοινωνίας ZigBee σε έναν απομακρυσμένο σταθμό παρακολούθησης.

Σε μια άλλη μελέτη, οι Liu et al. (2017) παρουσίασαν ένα νέο σχέδιο αισθητήρα για την παρακολούθηση των σημάτων βαλλιστοκαρδιογραφίας (BCG). Αυτός ο σχεδιασμός αποτελείται από 2 διαφορετικού μεγέθους

πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες φιλμ που τοποθετήθηκαν στην εσωτερική σόλα του ποδιού και στα μαξιλάρια του καθίσματος της καρέκλας, με στόχο τη λήψη των σημάτων BCG κατά τη διάρκεια της ορθοστασίας και της καθιστικής στάσης αντίστοιχα. Στην έρευνά τους έκαναν εκτενή ανάλυση του τρόπου ανάπτυξης του συστήματός τους, δίνοντας έμφαση στη σχέση της μηχανικής υλοποίησης του κυκλώματος επεξεργασίας σήματος με το σύστημα μετάδοσης δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε.

Οι Fortino *et al.* (2014), πρότειναν το BodyCloud, μια προσέγγιση λογισμικού, η οποία χρησιμοποιήθηκε από υποστηριζόμενες εφαρμογές. Το σύστημα BodyCloud αποτελούνταν από μια αρχιτεκτονική σε επίπεδο εφαρμογών πολλαπλών επιπέδων που ενσωμάτωσε την πλατφόρμα υπολογιστικού νέφους μαζί με το ενδιάμεσο λογισμικό. Σε αυτό το άρθρο οι ερευνητές περιέγραψαν την προτεινόμενη προσέγγισή τους και παρουσίασαν μια μελέτη σε σχέση με την παρακολούθηση και την ανάλυση σε πραγματικό χρόνο των καρδιακών δεδομένων για τα άτομα που έλαβαν μέρος στο πείραμα.

Οι Park *et al.* (2017), πρότειναν μια νέα μέθοδο για την επίλυση των προβλημάτων που σχετίζονται με την αναγνώριση ανθρώπινης δραστηριότητας και την ενεργειακή δαπάνη. Η τεχνική τους περιλάμβανε τη χρήση αισθητήρα για την παρακολούθηση των καρδιακών παλμών και τη χρήση επιταχυνσιόμετρου. Αρχικά, σχεδίασαν μια βάση δεδομένων που αποτελείται από 6 διαφορετικές ανθρώπινες δραστηριότητες (όπως ορθοστασία, κάθισμα, ανάπαυση, περπάτημα, ανάβαση και τρέξιμο) που πραγματοποιήθηκε από 13 εθελοντές. Τέλος, σύγκριναν την απόδοση των παλμών για τα 3 μοντέλα με τα δεδομένα εισόδου.

Σε μια άλλη μελέτη, οι Mora *et al.* (2017), περιέγραψαν το κατανεμημένο πλαίσιο που βασιζόταν στο Διαδίκτυο και λειτουργούσε ως μοντέλο για την παρακολούθηση των ανθρώπινων βιοϊατρικών σημάτων, υποβάλλοντας τους χρήστες που έλαβαν μέρος στο πείραμα να εκτελέσουν κάποιες σωματικές δραστηριότητες. Αυτό το σύστημα ήταν ευέλικτο κατά τον υπολογισμό των ιατρικών δεδομένων, καθώς χρησιμοποιούσε τους πόρους από τις συσκευές που υπήρχαν στο δίκτυο της περιοχής του σώματος. Επιπλέον, αυτό το πλαίσιο θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σε άλλα φορητά περιβάλλοντα, ιδιαίτερα σε εκείνα που απαιτούν συγκεντρωμένα συστήματα απόκτησης δεδομένων και καλύτερης επεξεργασίας. Επίσης, τα δεδομένα σε πραγματικό χρόνο που αποκτήθηκαν από

τέτοιες συσκευές παρουσίαζαν έναν στόχο που θα μπορούσε να προβλέψει την εμφάνιση πιθανών τραυματισμών ακόμη και ξαφνικού θανάτου του χρήστη.

Άλλες μελέτες έχουν ασχοληθεί με την αξιολόγηση της ποιότητας των βιοσημάτων και με το εάν η τεχνολογία PPG είναι αξιόπιστη στην μέτρηση και παρακολούθηση των παλμών.

Στο πλαίσιο μελέτης της τεχνολογίας PPG, ο Elgendí (2016) εισήγαγε μια μέθοδο για τη χρήση δεικτών ποιότητας σήματος για την αξιολόγηση της ποιότητας των δεδομένων των μετρήσεων των καρδιακών παλμών. Τα σήματα PPG σχολιάστηκαν χειροκίνητα σε αυτή τη μελέτη. Μια μέθοδος που προτάθηκε από τους Sun et al. (2012) ήταν η χρήση μορφολογικών χαρακτηριστικών και μεταβλητότητας του σήματος για την αξιολόγηση της ποιότητας του σήματος που λάμβαναν από τις μετρήσεις. Μια άλλη μελέτη εξήγαγε τέσσερα χαρακτηριστικά κυματογράφησης των παλμών και προσδιόρισε την ποιότητα του σήματος χρησιμοποιώντας ένα δέντρο αποφάσεων (Li et al, 2012). Ομοίως, οι Li και Clifford(2018) πρότειναν να τροφοδοτήσουν διαφορετικά χαρακτηριστικά που εξάγονται από το σήμα σε έναν αλγόριθμο νευρωνικού δικτύου για τον προσδιορισμό της ποιότητας. Αυτές οι μελέτες ταξινομούν κυρίως την ποιότητα του σήματος ως "καλό" ή "κακό" σύμφωνα με διαφορετικά χαρακτηριστικά που εξάγονται από το σήμα. Ωστόσο, αυτός ο ορισμός είναι ανακριβής στα συστήματα παρακολούθησης της υγείας, λαμβάνοντας υπόψη την αξιοπιστία του αποτελέσματος του σήματος (δηλαδή τις παραμέτρους υγείας).

2.2. Μελέτες ανίχνευσης πτώσης

Πολλές προηγούμενες έρευνες και τρέχοντα ερευνητικά προγράμματα χρησιμοποίησαν πολυϊατρικά δίκτυα αισθητήρων για την παρακολούθηση και τον εντοπισμό πτώσεων. Οι αυτόματες μέθοδοι ανίχνευσης πτώσης μπορούν να ταξινομηθούν σε τρεις κατηγορίες:

- φορετός αισθητήρας,
- με βάση την όραση και
- με αισθητήρα περιβάλλοντος

Μέθοδοι που βασίζονται σε «φορετούς» αισθητήρες

Οι μέθοδοι που βασίζονται σε αισθητήρα που ο χρήστης φοράει πάνω στο σώμα του εξαρτώνται από αισθητήρες όπως είναι το επιταχυνσιόμετρο και γυροσκόπιο, οι οποίοι συνδέονται με το σώμα (Pecoraro et al, 2018). Τα επιταχυνσιόμετρα και τα γυροσκόπια είναι ευρέως δημοφιλείς αισθητήρες που χρησιμοποιούνται σε πολλές εφαρμογές για την ανίχνευση της κίνησης του σώματος. Ο αισθητήρας αυτός βασίζεται σε μία μέθοδο με ενσωματωμένους αισθητήρες για την ανίχνευση της κίνησης και τον εντοπισμό των χρηστών στο χώρο. Τα πλεονεκτήματα των φορητών αισθητήρων περιλαμβάνουν την ευκολία εγκατάστασης, την καλή οικονομική απόδοση και την απλή λειτουργία σχεδίασης. Οι Gannapathy et al. (2013), σχεδίασαν ένα έξυπνο σύστημα ανίχνευσης πτώσης που βασίζεται σε ZigBee σε πραγματικό χρόνο που ονομάζεται e-SAFE. Το κύριο συστατικό του προτεινόμενου συστήματος e-SAFE περιλαμβάνει έναν μικροελεγκτή, έναν αισθητήρα επιταχυνσιόμετρου (ADXL335), μία μονάδα πομποδέκτη ZigBee και ένα γυροσκόπιο. Όταν εντοπιστεί πτώση, το σήμα ενεργοποίησης μεταδίδεται στο χειριστήριο βάσης για αποστολή συγκεκριμένων τρόπων επικοινωνίας (π.χ. μια υπηρεσία σύντομων μηνυμάτων και ένα e-mail) προς τις προκαθορισμένες επαφές της εφαρμογής.

Οι Ren et al. (2012), σχεδίασαν ένα ενεργειακά αποδοτικό πρότυπο ενός συστήματος ανίχνευσης πτώσης που ονομάζεται Asgard, το οποίο αποτελείται από έναν τριαξονικό αισθητήρα επιταχυνσιόμετρου, έναν μικροελεγκτή και μίας μονάδας Zigbee. Οι δοκιμές πραγματοποιήθηκαν από άτομα ηλικίας 10 έως 30 ετών (επτά άντρες και τρεις γυναίκες). Στο παραπάνω σύστημα χρησιμοποιήθηκαν δύο μπαταρίες AA (1500 mAh), οι οποίες ενεργοποιούν τον κόμβο του αισθητήρα. Πειραματικά αποτελέσματα ολοκληρωμένων αξιολογήσεων έδειξαν ότι η Asgard πέτυχε ακρίβεια 93,21%.

Οι Panicker et al. (2016), ανέπτυξαν ένα σύστημα ανίχνευσης πτώσης παρακολουθώντας τα δεδομένα σε πραγματικό χρόνο. Το αναπτυγμένο σύστημα

περιλαμβάνει μία μονάδα αισθητήρα σώματος στον καρπό και περιλαμβάνει έναν υπολογιστή με το λειτουργικό σύστημα Android. Επιπλέον, το σύστημα αποτελείται από έναν αισθητήρα επιταχυνσιόμετρου, έναν αισθητήρα πίεσης αίματος, έναν αισθητήρα θερμοκρασίας, έναν αισθητήρα παλμού και μία μονάδα Bluetooth. Τα αποτελέσματα των πειραμάτων έδειξαν ότι αυτό το σύστημα ανίχνευσης πτώσης θα μπορούσε να επιτύχει 80% ακρίβεια, 87,5% ευαισθησία και 75% ειδικότητα.

Οι Giuseppe και Pietro (2016), παρουσίασαν ένα σύστημα ανίχνευσης πτώσης που ονομάζεται «σύστημα m-Health», το οποίο αποτελείται από ένα επιταχυνσιόμετρο που χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση της δραστηριότητας και της στάσης του ατόμου και μία ενσωματωμένη συσκευή που περιλαμβάνει αισθητήρα ECG για τον ρυθμό αναπνοής. Ο αισθητήρας του επιταχυνσιόμετρου παρακολουθεί τη στάση του ασθενούς και τη δραστηριότητά του και στη συνέχεια στέλνει ασύρματα δείγματα στην κινητή συσκευή μέσω Bluetooth. Πειραματικά αποτελέσματα έδειξαν ότι το σύστημα έχει 92% ακρίβεια, 86% ευαισθησία και 96% ειδικότητα.

Οι AbdulHakim et al. (2017), ανέπτυξαν ένα σύστημα ανίχνευσης πτώσης χρησιμοποιώντας ένα smartphone μαζί με τεχνικές εξόρυξης δεδομένων. Οι αισθητήρες της εσωτερικής μονάδας μέτρησης είναι ενσωματωμένοι στο smartphone σύστημα, το οποίο καταγράφει τις αλλαγές στο σώμα του ατόμου. Οι πληροφορίες που συλλέγονται υποβάλλονται σε επεξεργασία με την εφαρμογή της τεχνικής κατωφλίου. Η τεχνική παρέχει αποτελεσματική ταξινόμηση των ανθρώπινων μετρήσεων κατά τις καθημερινές δράσεις και δραστηριότητες των χρηστών.

Οι Zhang et al. (2014), δημιούργησαν ένα βέλτιστο διάνυσμα χαρακτηριστικών με ένα σύστημα ανίχνευσης πτώσης που βασίζεται σε διανύσματα υποστήριξης. Αυτή η μελέτη χρησιμοποίησε το σύστημα Xsens MVM Biomech και το πείραμα περιλάμβανε 10 υγιή άτομα. Οι ενσωματωμένοι αισθητήρες συνέλεξαν τις λεπτομέρειες κίνησης του σώματος, οι οποίες επεξεργάζονται ως διαφορετικά διανύσματα χαρακτηριστικών και ανακτώνται από το επιταχυνσιόμετρο με βάση την κίνηση του σώματος. Τα εξαγόμενα χαρακτηριστικά/δεδομένα υποβάλλονται σε επεξεργασία από έναν ταξινομητή διανυσμάτων υποστήριξης που προβλέπει την πιθανότητα πτώσης με ακρίβεια 96%. Η αποτελεσματικότητα του συστήματος αξιολογήθηκε με τη χρήση δοκιμών διασταυρούμενης επικύρωσης 5 φορές.

Οι Luna-Perejón et al. (2019), δημιούργησαν ένα αποτελεσματικό σύστημα ανίχνευσης πτώσης χρησιμοποιώντας ένα επαναλαμβανόμενο νευρωνικό δίκτυο. Κατά τη διάρκεια αυτής της διαδικασίας, χρησιμοποιήθηκαν φορητές συσκευές αισθητήρων για την καταγραφή της κίνησης του σώματος, εξασφαλίζοντας τη χαμηλή κατανάλωση ενέργειας καθώς παρέχουν μία αποτελεσματική εξέταση χρονικών σημάτων. Το επαναλαμβανόμενο δίκτυο χρησιμοποιεί διαφορετικά επίπεδα και λειτουργίες εκμάθησης, οι οποίες αναγνωρίζουν τον κίνδυνο με επιτυχία. Αυτό το σύστημα έχει αναπτυχθεί με την βοήθεια του συνόλου δεδομένων Sisfall, στο οποίο τα νευρωνικά δίκτυα αναγνωρίζουν τέσσερις διαφορετικές δυνατότητες πτώσης. Η αποτελεσματικότητα του συστήματος αξιολογήθηκε με ακρίβεια 88,2%, ενώ προβλέπει και τις πτώσεις σε ελάχιστο χρόνο (34 ms).

Οι Wang et al. (2019), ανέπτυξαν ένα σύστημα για την ανίχνευση πτώσεων σε ηλικιωμένους χρησιμοποιώντας ένα επιταχυνσιόμετρο και ένα μικρό νευρικό δίκτυο. Το σύστημα βοηθά στην επίλυση των περιορισμών της φορητής συσκευής με πόρους υλικού ελαχιστοποιώντας το κόστος υπολογισμού και μεγιστοποιώντας την ακρίβεια ανίχνευσης. Το επιταχυνσιόμετρο είναι ενσωματωμένο στο ανθρώπινο σώμα, από το οποίο συλλέγονται οι πληροφορίες. Τα συγκεντρωμένα στοιχεία επεξεργάζονται από ένα νευρωνικό δίκτυο, το οποίο αναγνωρίζει τις αλλαγές στο ανθρώπινο σώμα. Η παραπάνω εφαρμογή αναπτύχθηκε χρησιμοποιώντας ένα ανοιχτό σύνολο δεδομένων, διασφαλίζοντας ακρίβεια 99%, σε σύγκριση με τα παραδοσιακά δίκτυα συνέλιξης.

Μέθοδοι που βασίζονται στην όραση

Τα συστήματα ανίχνευσης πτώσης που βασίζονται στην όραση χρησιμοποιούν έναν υπολογιστή ή ένα πολλαπλό σύνολο βιντεοκάμερων ενσωματωμένων στο περιβάλλον παρακολούθησης των ηλικιωμένων ασθενών. Η απόκτηση δεδομένων βασίζεται στην ανάλυση των αλλαγών στη στάση του σώματος ή στην τρισδιάστατη κίνηση του κεφαλιού. Ωστόσο, η απόδοση του συστήματος μειώνεται όταν η ανίχνευση του ασθενή εμποδίζεται από ένα αντικείμενο (π.χ. έπιπλα). Σε αυτήν την περίπτωση, το σύστημα δεν μπορεί να αναλύσει και να επεξεργαστεί τη συνεχή δραστηριότητα του ασθενούς (Pannurat et al, 2014). Επιπλέον, οι κάμερες

ή τα βίντεο περιορίζονται στη χρήση συγκεκριμένων περιοχών, δεν εγγυώνται την ιδιωτικότητα και έχουν μεγάλο οικονομικό κόστος (Charghan et al, 2018).

Οι Yu et al. (2012) πρότειναν ένα σύστημα ανίχνευσης πτώσης με όραση μέσω υπολογιστή με βάση την αναγνώριση στάσης με τη μέθοδο του ιστογράμματος προβολής. Το προτεινόμενο σύστημα χρησιμοποιεί μία μόνο κάμερα για την παρακολούθηση στο σπίτι. Πειραματικά αποτελέσματα έδειξαν ότι το σύστημα έχει ακρίβεια ανίχνευσης πτώσης 97,08% και ποσοστό ψευδούς ανίχνευσης 0,8%.

Οι Chen et al. (2010), εφάρμοσαν ένα σύστημα ανίχνευσης ανθρώπινης πτώσης βασισμένο σε βίντεο που χρησιμοποιεί μία μόνο κάμερα και έναν υπολογιστή (Windows XP). Αυτό το σύστημα ανίχνευσης πτώσης βασίζεται σε έναν συνδυασμό παραλλαγών του ανθρώπινου σχήματος και των χαρακτηριστικών του σκελετού. Τα ποσοστά ευαισθησίας και σφάλματος του προτεινόμενου συστήματος είναι 90,9% και 6,25%, αντίστοιχα.

Οι Hussein et al. (2014), εισήγαγαν ένα έξυπνο σύστημα ανίχνευσης πτώσης με βάση πληροφορίες από βίντεο χρησιμοποιώντας νευρωνικά δίκτυα. Σε αυτό το σύστημα, οι πληροφορίες των βίντεο συλλέγονται συνεχώς με την παρακολούθηση των δραστηριοτήτων των ηλικιωμένων με σκοπό την εξάλειψη των παραγόντων κινδύνου. Τα δεδομένα εξάγονται από το βίντεο σε δυαδικές εικόνες και επεξεργάζονται από το νευρωνικό δίκτυο για την πρόβλεψη πτώσεων σε εσωτερικούς χώρους. Οι δραστηριότητες ανιχνεύονται με βάση την κίνηση βάδισης και η αποτελεσματικότητα του συστήματος αξιολογείται χρησιμοποιώντας τα αποτελέσματα της προσομοίωσης στα οποία το σύστημα εξασφαλίζει υψηλή ακρίβεια σε σύγκριση με τους παραδοσιακούς ταξινομητές.

Μέθοδοι που βασίζονται σε αισθητήρες περιβάλλοντος

Οι μέθοδοι που βασίζονται σε αισθητήρες περιβάλλοντος χρησιμοποιούνται για την σύλληψη των δεδομένων δόνησης, όπως σήματα δόνησης ή σήματα ήχου, που παράγονται κατά τη διάρκεια πτώσεων. Περιλαμβάνουν συστήματα που βασίζονται σε εξωτερικούς αισθητήρες περιβάλλοντος, όπως υπέρυθρες, ηχητικούς αισθητήρες, αισθητήρες πίεσης και κραδασμών. Όλα τα αντικείμενα στο περιβάλλον ανάπτυξης του αισθητήρα καθώς και η απόσταση μεταξύ του παρατηρούμενου και της θέσης του αισθητήρα έχουν άμεση επίδραση στην

ακρίβεια ανίχνευσης πτώσης. Έτσι, το σύστημα τείνει να παράγει ψευδείς συναγερούς. Τα εσωτερικά περιβάλλοντα θα πρέπει να περιέχουν πολλαπλούς αισθητήρες για να επιτυγχάνεται υψηλή ακρίβεια, αυξάνοντας έτσι την προσπάθεια και το κόστος. Τα κύρια μειονεκτήματα αυτής της στρατηγικής είναι η χαμηλή ακρίβεια ταυτοποίησης πτώσης (<95%) (Delahoz, Labrador, 2014).

Προηγούμενοι ερευνητές όπως οι Arïaniet al. (2012) πρότειναν έναν αισθητήρα διπλής τεχνολογίας που βασίζεται σε αισθητήρες περιβάλλοντος χωρίς καλώδιο. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιεί ένα προσομοιωμένο περιβάλλον για την επικύρωση της πιθανής δυνατότητας χρήσης ασύρματων αισθητήρων περιβάλλοντος. Το προτεινόμενο σύστημα πτώσης αποτελείται από τον υβριδικό αισθητήρα [πυροηλεκτρικό υπέρυθρο (PIR) και φούρνο μικροκυμάτων] που χρησιμοποιείται ως ανιχνευτής κίνησης και πίεσης. Δύο ανιχνευτές κίνησης τοποθετούνται σε κάθε τοποθεσία, ο ένας ανιχνευτής παρακολουθεί το πάνω μισό του δωματίου και ο άλλος το κάτω μισό. Πειραματικά αποτελέσματα έδειξαν ότι η ακρίβεια, η ευαισθησία και η ειδικότητα του προτεινόμενου αλγορίθμου πτώσης είναι 89,33%, 100,00% και 77,14%, αντίστοιχα.

Οι Liu et al. (2012), εισήγαγε ένα σύστημα υγειονομικής περίθαλψης ηλικιωμένων για την ανίχνευση πτώσης. Το σύστημα αποτελείται από τρεις ευαίσθητους αισθητήρες PIR που τοποθετούνται σε διαφορετικά ύψη σε έναν τοίχο. Το σύστημα ανιχνεύει την πτώση μέσω των αλλαγών της θερμοκρασίας που παράγεται από την ανθρώπινη κίνηση. Η τεχνική της οπτικής ροής εφαρμόστηκε επίσης για τη σύλληψη και την ανάλυση της κατεύθυνσης της κίνησης που προκαλείται από το κεφάλι, τα κάτω άκρα και τα άνω άκρα, αντίστοιχα. Το σύστημα πέτυχε ευαισθησία 92,5% και ειδικότητα 93,7%.

Οι Lee et al. (2020),δημιούργησαν έναν αλγόριθμο ανίχνευσης πτώσης χρησιμοποιώντας τα δεδομένα επιτάχυνσης και της πελματιαίας πίεσης. Κατά τη διάρκεια αυτής της διαδικασίας, υπάρχουν οκτώ τύποι δραστηριοτήτων κίνησης και τέσσερις τύποι πτώσεων, οι οποίοι ανιχνεύονται με τη βοήθεια πληροφοριών που συλλέγονται από τον αισθητήρα, που αποτελείται από μια μονάδα πελματιαίας πίεσης και μια μονάδα αδρανειακής μέτρησης. Τα δεδομένα των μετρήσεων γίνονται αντικείμενο επεξεργασίας με την εφαρμογή του δέντρου αποφάσεων. Οι παραπάνω προσεγγίσεις ταξινόμησαν με επιτυχία τα εισερχόμενα δεδομένα του αισθητήρα και αναγνώρισαν τις δραστηριότητες πτώσης με έως 95% ακρίβεια. Η

αποτελεσματική αξιοποίηση του κέντρου πίεσης και οι πληροφορίες επιτάχυνσης οδήγησαν σε υψηλή ακρίβεια ανίχνευσης πτώσης με 317 ms στη μέση ταχύτητα.

Στην παρούσα εργασία θα αναλυθεί η ταυτόχρονη ύπαρξη του αισθητήρα μέτρησης καρδιακών παλμών και της ανίχνευσης πτώσης, καθώς και η χρήση ενός συστήματος για την ειδοποίηση σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης. Οι παραπάνω εργασίες και μελέτες παρότι εντυπωσιακές, διερευνούν την ύπαρξη μόνο ενός από τους δύο αισθητήρες. Μία συσκευή που συνδυάζει δύο αισθητήρες θα μπορούσε να φέρει θετικά αποτελέσματα, λιγότερη προσπάθεια από την χρήστη, αξιόπιστη μέτρηση ιατρικών δεδομένων για τα πιο συχνά προβλήματα υγείας των ηλικιωμένων, καθώς και μικρότερο κόστος.

3. Αισθητήρες και εξαρτήματα

3.1. Εξάρτημα καρπού

Το εξάρτημα που φοριέται στον καρπό θα παρέχει παρακολούθηση μεταβλητότητας καρδιακού ρυθμού (HRV), μαζί με ένα σύστημα ειδοποίησης έκτακτης ανάγκης. Η τεχνολογία που θα υπάρχει στο εξάρτημα για την συγκεκριμένη μέτρηση είναι είτε η φωτοπληθυσμογραφία (PPG) είτε η μέθοδος του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG).

Φωτοπληθυσμογραφία (PPG)

Η τεχνολογία για την μέτρηση καρδιακού παλμού αναφέρεται συχνά ως οπτική παρακολούθηση καρδιακού παλμού (OHRM) και χρησιμοποιεί μια μέθοδο που ονομάζεται φωτοπληθυσμογραφία (PPG) για τη μέτρηση του καρδιακού παλμού με χρήση φωτών LED (Valencell, 2015). Η τεχνολογία PPG αναπτύχθηκε ήδη από τη δεκαετία του 1930 για την παρακολούθηση του όγκου του αίματος και για τις αλλαγές στην αγγειακή κλίση του ιστού (Schafer&Vagedes,2013). Το PPG χρησιμοποιεί τέσσερα στοιχεία για τη μέτρηση του καρδιακού παλμού:

- οπτικό πομπό,

- επεξεργαστή ψηφιακού σήματος (DSP),
- επιταχυνσιόμετρο και
- αλγόριθμους.

Η διαδικασία ξεκινά με την παροχή του οπτικού πομπού σε απενεργοποιημένες διόδους εκπομπής φωτός (LED) για τη μεταφορά κυμάτων φωτός στο δέρμα. Στη συνέχεια, ο DSP συλλαμβάνει το διαθλασμένο φως LED και μεταφράζει αυτά τα σήματα σε δυαδικό κώδικα με τα οποία θα υπολογίσει τα δεδομένα του καρδιακού παλμού. Το επιταχυνσιόμετρο μετρά την κίνηση και σε συνδυασμό με τα σήματα DSP χρησιμοποιούνται ως δύο είσοδοι στον αλγόριθμο. Τέλος, ο αλγόριθμος μεταφράζει αυτές τις εισόδους σε βιομετρικά δεδομένα (Valencell, 2015).

Η PPG χρησιμοποιεί δύο δυνατούς τρόπους: την ανάκλαση και την μετάδοση. Η μετάδοση βασίζεται στην τοποθέτηση ιστού αιμάτωσης (δηλαδή την άκρη του δακτύλου ή τον λοβό του αυτιού) μεταξύ της πηγής φωτός και του ανιχνευτή. Ωστόσο, με την ανάκλαση, η πηγή (LED) και ο ανιχνευτής τοποθετούνται απευθείας στο δέρμα. Και στις δύο λειτουργίες, η διακύμανση του σήματος PPG εξαρτάται από το μήκος διαδρομής μεταξύ πηγής και ανιχνευτή και την οπτική πυκνότητα του αίματος (Schafer&Vagedes, 2013).

Η τεχνολογία PPG αξιοποιήθηκε στο παρελθόν και εξακολουθεί να χρησιμοποιείται στην ιατρική για τη μέτρηση του HRV σε κατάσταση ηρεμίας. Ωστόσο, η PPG έχει μερικά εμπόδια που πρέπει να ξεπεραστούν. Τέτοια εμπόδια είναι: ο οπτικός θόρυβος, ο τόνος του δέρματος, η θέση του αισθητήρα και η χαμηλή διάχυση (Valencell, 2015). Ο οπτικός θόρυβος αναφέρεται στο κλάσμα του φωτός που εκπέμπεται, το οποίο σηματοδοτεί τη ροή του αίματος. Οι αποχρώσεις του δέρματος μπορεί να επηρεάσουν τις μετρήσεις επειδή οι πιο σκούροι τόνοι δέρματος (και το δέρμα μετατουάζ) απορροφούν περισσότερο πράσινο φως, κάτι που είναι προβληματικό για την τεχνολογία PPG με πράσινη λυχνία LED. Η θέση του αισθητήρα μπορεί να αποτελέσει εμπόδιο γιατί ανάλογα με το που βρίσκεται ο αισθητήρας μπορεί να προσδιοριστεί η ποσότητα του «οπτικού θορύβου» που υπάρχει. Τέλος, η ροή αίματος αναφέρεται στη διαδικασία παροχής αίματος σε τριχοειδή αγγεία. Η χαμηλή ροή στα άκρα μπορεί να προκαλέσει δυσκολίες που οφείλονται στη χαμηλή ποσότητα αίματος και τον υψηλό οπτικό θόρυβο.

Ηλεκτροκαρδιογράφημα ECG

Η τεχνολογία ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG) λειτουργεί με την τοποθέτηση μικρών μεταλλικών δίσκων που ονομάζονται «ηλεκτρόδια» στο δέρμα. Τα ηλεκτρόδια μετρούν τους ηλεκτρικούς παλμούς που παράγονται από την καρδιά. Οι παλμικές μετρήσεις καταγράφονται και παράγουν ένα μοτίβο που αντιπροσωπεύει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς (Texas Heart Institute Heart Information Center, 2016). Τα ηλεκτρικά ερεθίσματα από την καρδιά προέρχονται από το ηλεκτρικό σήμα που αποστέλλεται στην καρδιά από τον κόμβο. Η ECG στην τεχνολογία φορητών συσκευών περιλαμβάνουν λεπτές τιράντες και ιμάντες στο στήθος. Η τεχνολογία ECG χρησιμοποιεί τους ιμάντες ή τη ζώνη γιατί τα ηλεκτρόδια πρέπει να βρίσκονται κοντά στην καρδιά για να καταγράψουν με περισσότερη ακρίβεια τους ηλεκτρικούς παλμούς που εκπέμπονται από την καρδιά. Το γεγονός αυτό προϋποθέτει ότι τα ηλεκτρόδια στον ιμάντα ή την ζώνη πρέπει να τοποθετούνται περίπου στο μέσο του θώρακα όπου βρίσκεται η καρδιά.

Εξακολουθούν να υπάρχουν κάποια εμπόδια με την φορητή τεχνολογία ECG. Αυτά τα εμπόδια σχετίζονται κυρίως με την ανατομία του χρήστη. Η θέση της καρδιάς, το μέγεθος και το σωματικό λίπος των χρηστών μπορεί να έχουν ως αποτέλεσμα να επηρεάσουν τις μετρήσεις των καρδιακών παλμών. Επίσης, η θέση του ηλεκτροδίου σε σχέση με την ανατομική θέση της καρδιάς θα μπορούσε επίσης να προκαλέσει ανακριβείς μετρήσεις (Polar USA, 2016).

Προηγούμενες εργασίες έχουν διερευνήσει τις διαφορές μεταξύ της τεχνολογίας PPG και ECG καθώς σχετίζονται με τη μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού. Τέτοιες μελέτες εμβαθύνουν στις διαφορές μεταξύ των δύο τεχνολογιών συγκρίνοντάς τις μεταξύ τους. Ο Kornowski, et. al. (2003) συνέκρινε έναν τύπο ρολογιού χειρός με PPG αισθητήρα έναντι των παραδοσιακών σημάτων ECG. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν μια μέση διαφορά 0,1 χτύπων ανά λεπτό με μία τυπική απόκλιση 3,3 παλμών ανά λεπτό. Έτσι, οι συγγραφείς ισχυρίζονται ότι οι αισθητήρες που φοριούνται στον καρπό αντιπροσωπεύουν ένα πολλά υποσχόμενο εργαλείο παρακολούθησης ζωτικών οργάνων.

Η τεχνολογία PPG προσφέρει μια κατάλληλη οικονομικά αποδοτική μέθοδο για να μετράται το HR που μπορεί να είναι πολύ ελκυστικό για ερευνητικές ομάδες που μπορεί να μην είναι σε θέση να αντέξουν οικονομικά εργαλεία «βιομηχανικών προτύπων». Συχνά σημειώνεται μία αμφιβολία για την θέση των ανιχνευτών στο PPG

αλλά κι ένας προβληματισμός για την ανάγκη ακινησίας για ακριβέστερες μετρήσεις. Ωστόσο το πρόβλημα της κίνησης με την συμβολή της τεχνολογίας επιλύεται. Το μέγεθος των δύο τεχνολογιών είναι επίσης ιδιαίτερα καθοριστικό για την επιλογή της χρήσης τους, η ECG απαιτεί ο ασθενής να φοράει διαρκώς τους μάντες ή την ζώνη, τα οποία περιορίζουν την ελευθερία κινήσεων, σε αντίθεση με τη χρήση της τεχνολογίας PPG, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε μικρού μεγέθους συσκευές, για παράδειγμα σε ένα περικάρπιο στο μέγεθος ρολογιού. Σίγουρα η ECG παρουσιάζει μεγαλύτερη ακρίβεια στις μετρήσεις της, χωρίς όμως η PPG να αποδίδει με μεγάλη απόκλιση τα δεδομένα (Bet, 2019)

3.1.1. Εξάρτημα ανάπτυξης

Για όλους τους παραπάνω λόγους, στον παρών τεχνολογικό προϊόν που θα κατασκευαστεί επιλέχθηκε η τεχνολογία φωτοπληθυσμογραφίας (PPG). Συγκεκριμένα θα γίνει χρήση μιας ολοκληρωμένης πλακέτας ESP32 πάνω στην πλατφόρμα ανάπτυξης που ονομάζεται DSTIKE ESP32 WatchDevKit. Η επιλογή του DSTIKE ESP32 WatchDevKit δεν ήταν τυχαία, αλλά έγινε επειδή είναι αρκετά αξιόπιστο, οικονομικό και έχει τα ακόλουθα εξαρτήματα προεγκατεστημένα και έτοιμα προς χρήση:

- Μπαταρία 600mAh στο εσωτερικό
- Διακόπτη τροφοδοσίας On/OFF
- Οθόνη 1.3OLED SH1106(SDA-17, SCL-16)
- Buzzer-32
- WS2812b RGB LED-33
- Κουμπί πλοήγησης (Πάνω-19, Κέντρο-18, Κάτω-5)
- Ένδειξη LED φόρτισης (On σημαίνει Φόρτιση, OFF σημαίνει Πλήρης)
- Κουμπί επαναφοράς και φλας στον πίνακα κάτω
- Διακεκριμένα GPIO (TX, RX, 17,16, SVP, SVN, 25,26, GND, 3V)

Η οθόνη OLED και τα κουμπιά είναι απαραίτητα για να μπορεί ο χρήστης να αλληλεπιδρά με τη συσκευή, να διαβάζει τα δεδομένα από τα τρέχοντα ζωτικά σημεία και τις ειδοποιήσεις που μπορεί να εκπέμψει η συσκευή. Είναι σημαντικό να υπάρχει

προ εγκατεστημένη φορτισμένη μπαταρία και η δυνατότητα φόρτισης της για να αποφευχθεί ο σχεδιασμός του κυκλώματος τροφοδοσίας από την αρχή, λόγω εξοικονόμησης χρόνου. Το τελευταίο και πιο σημαντικό χαρακτηριστικό αυτής της πλακέτας ανάπτυξης είναι τα Break out GPIO, που δίνουν τη δυνατότητα να συνδεθεί με τον αισθητήρα καρδιακών παλμών και να προστεθούν τυχόν απαραίτητοι αισθητήρες στο μέλλον.

Εικόνα 3.1. DSTIKE ESP32 WatchDevKit.



Εικόνα 3.2. DSTIKE ESP32 WatchDevKit εσωτερικά.



OLED
Version

Top Board

Front

Back

3V 25 5V 16 3X
GND 26 0V 17 1X
Buzzer = 32
RGB = 38
Screen SCL = 17
Screen SDI = 16

Navigation Button
Up = 18
Center = 18
Down = 18
Slide Button = 22,23
High Light LED = 27

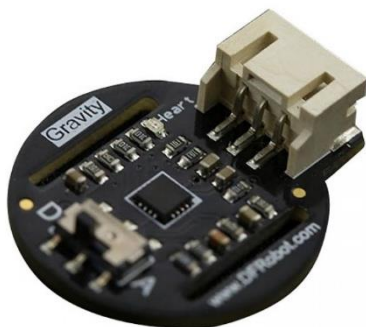
3.1.2. Αισθητήρας μεταβλητότητας καρδιακών παλμών

Αυτός ο αισθητήρας παρακολούθησης καρδιακών παλμών είναι ένας αισθητήρας παλμών που έχει αναπτυχθεί με βάση τις τεχνικές PPG. Αυτή είναι μια απλή και χαμηλού κόστους τεχνική που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση της μεταβολής του όγκου του αίματος στο μικροαγγειακό στρώμα των ιστών. Είναι σχετικά εύκολο να ανιχνευθεί η παλμική συνιστώσα του καρδιακού κύκλου σύμφωνα με αυτή τη θεωρία.

Ο αισθητήρας έχει δύο τρύπες που μπορεί να χρησιμοποιηθούν για να τοποθετηθεί στη ζώνη ή να εισαχθεί σε κάποια συσκευή. Μπορεί να τυλιχτεί γύρω από το δάχτυλό, τον καρπό, τον λοβό του αυτιού ή άλλες περιοχές όπου υπάρχει επαφή με το δέρμα.

Η ασπίδα του αισθητήρα IO είναι η καλύτερη επιλογή για την σύνδεση αυτού του αισθητήρα καρδιακών παλμών με το ESP32 ή με άλλους μικροελεγκτές. Επιπλέον, αυτός ο αισθητήρας μπορεί επίσης να είναι συμβατός με αρκετές εξωτερικές συσκευές. Είναι ένας από τους πιο γνωστούς αισθητήρες και χρησιμοποιείται τόσο από προγραμματιστές όσο και από χρήστες.

Εικόνα 3.3 Ο αισθητήρας Gravity: Heart Rate Monitor Sensor



3.1.3. Ειδοποίηση έκτακτης ανάγκης και επικοινωνία GSM

Η ασύρματη επικοινωνία ήταν από τις πιο γρήγορες αναπτυσσόμενες βιομηχανίες τα τελευταία χρόνια, και η ασύρματη εφαρμογή, όπως υπηρεσίες προσωπικής επικοινωνίας (PCS), κυψελοειδείς επικοινωνίες, δορυφορικές επικοινωνίες, εκπομπή, τηλεόραση υψηλής ευκρίνειας (HDTV), Προσωπικός Ψηφιακός Βοηθός (PDA), ασύρματο LAN, Bluetooth και ούτω καθεξής. Το Παγκόσμιο σύστημα για κινητά (GSM) είναι δεύτερης γενιάς πρότυπο κυψελοειδούς συστήματος. Είναι το πρώτο κυψελοειδές σύστημα που προσδιορίζει την ψηφιακή διαμόρφωση και τις αρχιτεκτονικές σε επίπεδο δικτύου και υπηρεσίες. Το πρώτο σημαντικό σύνολο Ραδιοσυχνοτήτων (RF-ICS) για το πρότυπο GSM ξεκίνησε το 1990. Το σύστημα GSM ήταν το πρώτο που εισήχθη στην Ευρώπη το 1991 και αποτελεί ένα από τα πιο δημοφιλή ψηφιακά κυψελοειδή τηλεπικοινωνιακά συστήματα στη χώρα, που χρησιμοποιείται ευρέως σε ολόκληρο τον κόσμο. Με την αύξηση του αριθμού και της απαίτησης του συνδρομητή GSM, το ασύρματο σύστημα επικοινωνίας GSM προσελκύει όλο και περισσότερη προσοχή στον τομέα των κινητών τηλεπικοινωνιών.

Το σύστημα GSM χρησιμοποιεί δύο ζώνες των 25 MHz, 890-915 MHz και 935-960 MHz για τις ζώνες εκπομπής και λήψης του κινητού συστήματος αντίστοιχα. Χρησιμοποιεί FDD (διαίρεση συχνότητας Duplex) και TDMA (TimeDivisionMultiple Access). Η ζώνη λήψης χωρίζεται σε 128 κανάλια, το καθένα από τα οποία με 200 KHz εύρος ζώνης, και κάθε κανάλι μοιράζεται έως και οκτώ χρήστες.

Το σύστημα GSM αποτελείται κυρίως από τρία μέρη, το δίκτυο και το Υποσύστημα μεταγωγής (NNS), Υποσύστημα Βασικού Σταθμού (BSS) και Υποσύστημα Υποστήριξης Λειτουργίας (OSS). Για τα Κινητά-Υπηρεσίες το κέντρο μετατροπής (MSC) είναι η καρδιά του NNS, που μπορεί να ολοκληρώσει τη βασική λειτουργία αλλαγής. Ο συνδυασμός άλλων δικτύων μπορεί να συνδεθεί με σύνδεση MSC. Το BBS είναι κατασκευασμένο από βασικό ελεγκτή συστήματος (BSC), βασικό σύστημα πομποδέκτη (BTS) και κινητό σύστημα (MS). Το OSS μπορεί να διαχειρίζεται και να παρακολουθεί ολόκληρο το σύστημα GSM. Είναι κατασκευασμένο από κέντρο συντήρησης λειτουργίας (OMC) και το λογισμικό συστήματος.

Η συσκευή που θα δημιουργηθεί πρέπει να επικοινωνεί με το εξωτερικό περιβάλλον. Είναι απαραίτητο να έχει τις δυνατότητες διασύνδεσης, όπως ένα κινητό τηλέφωνο. Ο χρήστης θα πρέπει να μπορεί να πραγματοποιήσει κλήσεις και να στείλει

μηνύματα αυτόματα ή χειροκίνητα, σε περιπτώσεις εκτάκτης ανάγκης. Η διασύνδεση αυτή θα επιτευχθεί με την επικοινωνία GSM, μέσω ενός εξαρτήματος. Το εξάρτημα που επιλέχθηκε για χρήση είναι το ενσωματωμένο μόντεμ GSM SIM800L. Το SIM800L είναι μια μικροσκοπική μονάδα κινητής τηλεφωνίας. Το βασικό χαρακτηριστικό του GSM Sim800L είναι ότι έχει μικρό μέγεθος με χαμηλό κόστος. Χρησιμοποιείται επιπλέον και ως υποδοχή σε οποιαδήποτε μέγεθος και πάροχο κάρτας SIM στον κόσμο. Ο χρήστης μπορεί να εγκαταστήσει μια κάρτα SIM ή μπορεί να επιλέξει να λάβει τη συσκευή με προεγκατεστημένη SIM. Επίσης το ESP32 θα παρέχει στην συσκευή την χρήση των δεδομένων μέσω 4G, γεγονός το οποίο θα βοηθήσει να χρησιμοποιηθεί η Cloud τεχνολογία για να αποθηκεύονται όλες οι μετρήσεις και να μπορεί ο εκάστοτε γιατρός να παρακολουθεί εξ' αποστάσεως τον ασθενή.

Εικόνα 3.4. Το μόντεμ SIM800L GSM / GRPS.



3.2. Εξάρτημα κορμού

Έχουν χρησιμοποιηθεί εξαρτήματα κορμού τα τελευταία χρόνια σε ποικίλες εφαρμογές, που κυμαίνονται από εικονικά περιβάλλοντα έως πλοήγηση, συναισθηματική διέγερση, αποκατάσταση, καθώς και αισθητηριακή υποκατάσταση. Τα εξαρτήματα που φοριούνται στον κορμό κυμαίνονται από ακριβείς, εστιακές εφαρμογές έως ευρείες επιφάνειες καθώς ταυτόχρονα μεταφέρουν πληροφορίες χωρίς να ανταγωνίζονται τους οπτικοακουστικούς πόρους προσοχής και προσφέρουν μια λύση χωρίς να χρειάζεται να συγκρατούνται με τα χέρια. Τα εξαρτήματα κορμού μπορούν εύκολα να χρησιμοποιηθούν σε φορητή διάταξη που φοριέται (π.χ. με τη μορφή γιλέκου ή ζώνης) και παρέχουν πληροφορίες, οι οποίες ως επί το πλείστον επεξεργάζονται αυτόματα, επιβάλλοντας σχετικά χαμηλά επίπεδα προσοχής στον χρήστη (Furrakh et al, 2020).

Έρευνες στον τομέα των εξαρτημάτων αυτών που βασίζονται στον κορμό επικεντρώθηκαν σε σκοπούς πλοήγησης και χωρικού προσανατολισμού καθώς ο ανθρώπινος κορμός αναφέρεται συχνά ως τοποθεσία και κεντρικό πλαίσιο αναφοράς για το ανθρώπινο σώμα. Επιπλέον, πραγματοποιήθηκε μία σειρά συστηματικών πειραμάτων για τον προσδιορισμό της αντίληψης της δόνησης στον κορμό στους ανθρώπους. Αρκετές μελέτες έχουν δημοσιευθεί σχετικά με τη χρήση εξαρτημάτων που βασίζονται στον κορμό, όπως ένα σύστημα απτικής-οπτικής αισθητικής υποκατάστασης, για να βοηθήσει άτομα με αναπηρία. Επίσης, προηγούμενες μελέτες έχουν δείξει ότι οι δονητικοί ενεργοποιητές είναι σε θέση να μεταδίδουν φυσικές πληροφορίες είτε ως ένα απλό σύνθημα για να υποδείξει την τοποθεσία επαφής σε εικονικό περιβάλλον ή ως ένα σύνθετο για να μεταφέρει τη φυσική κατάσταση ενός αντικειμένου (Pierleoni et al, 2019).

Η εύρεση μιας θέσης στο σώμα του χρήστη για τον εντοπισμό πτώσης ήταν δύσκολη, καθώς τα περισσότερα μέρη του σώματος κινούνται συνεχώς και αυτό θα μπορούσε να προκαλέσει σύγχυση στο σύστημα ανίχνευσης πτώσης. Στην παρούσα κατασκευή θα χρησιμοποιηθεί μία ζώνη γύρω από τον κορμό του χρήστη – ασθενή, με σκοπό να πραγματοποιηθούν μετρήσεις σε περίπτωση πτώσης. Για την μέτρηση αυτήν είναι απαραίτητο να τοποθετηθεί πάνω στην ζώνη ένα γυροσκόπιο και ένα επιταχυνσιόμετρο έτσι ώστε να μπορούν να ανιχνεύονται από τις μετρήσεις του κορμού εάν ο χρήστης βρίσκεται σε κατακόρυφη ή οριζόντια θέση. Το γυροσκόπιο

(gyro ή gyroscope) είναι ένας μικρός ενσωματωμένος αισθητήρας, που συχνά χρησιμοποιείται στα κινητά τηλέφωνα, ο οποίος καταλαβαίνει την κλίση (οριζόντια ή κάθετη) ή την περιστροφή που κάνει στον χώρο ή γύρω από τον εαυτό του ο ασθενής. Το γυροσκόπιο από μόνο του δεν μπορεί να δώσει καθαρές συντεταγμένες και να καταλάβει πού ακριβώς βρίσκεται ο ασθενής στον χώρο. Για το λόγο αυτό υπάρχει κι ένας άλλος αισθητήρας που ονομάζεται επιταχυνσιόμετρο, ο οποίος σε συνδυασμό με το γυροσκόπιο δίνει μία σαφή εικόνα για το πώς συμπεριφέρεται ο χρήστης στο χώρο, τί κλίση έχει καθώς επίσης και ποια πορεία ακολουθεί (Pierleoni et al, 2019).

Ο αισθητήρας ανίχνευσης πτώσης είναι χτισμένος σε μια πλακέτα ανάπτυξης που ονομάζεται "DSTIKE WiFiDeauther OLED V5" (Εικόνα 3.5.) και χρησιμοποιεί μια μονάδα ESP8266. Αυτή η πλακέτα έχει επιλεγεί λόγω της ποιότητας Wi-Fi και της συμβατότητάς της με το εξάρτημα που φοριέται στον καρπό, καθώς είναι κατασκευασμένα από τον ίδιο κατασκευαστή. Έχει χαμηλό κόστος και συνοδεύεται από προεγκατεστημένα τα ακόλουθα:

- Οθόνη: SH1106 1,3" OLED
- LED WS2812b: GPIO 15 (D8)
- ButtonUp: GPIO 12
- Κουμπί κάτω: GPIO 13
- Επιλογή κουμπιού: GPIO 14
- Διακεκριμένα GPIO (TX, RX, SDA, SCL, 3.3v, 5v, GND, 0, 2, 16)

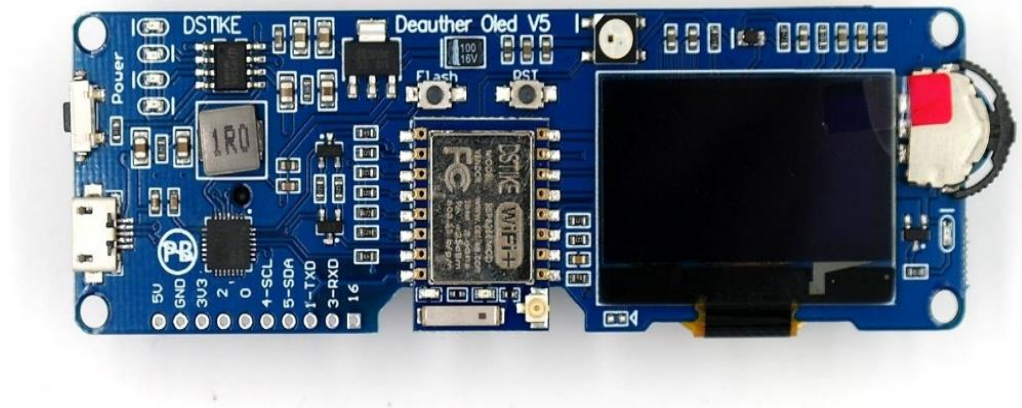
Η οθόνη OLED εμφανίζει την τρέχουσα κατάσταση σύνδεσης με το στοιχείο που φοριέται από τον καρπό και την ισχύ του σήματος του, καθώς και την κατάσταση φόρτισης της μπαταρίας. Χρησιμοποιείται ένα μόνο πλευρικό κουμπί για την επαναφορά της σύνδεσης Wi-Fi και οι ακίδες GPIO χρησιμοποιούνται για τη σύνδεση του επιταχυνσιόμετρου και των αισθητήρων του γυροσκόπιου.

Όταν εντοπιστεί πτώση, θα σταλεί ένα σήμα στο φορεμένο από τον καρπό εξάρτημα το οποίο με τη σειρά του θα έρθει σε επαφή με μια προκαθορισμένη/εξουσιοδοτημένη επαφή ή μια αρχή.

Επιπλέον πάνω στο εξάρτημα αυτό θα τοποθετηθούν το απαραίτητο γυροσκόπιο και επιταχυνσιόμετρο. Η μονάδα που επιλέχθηκε είναι η MPU-6050 πλακέτα. Αυτό το προϊόν είναι φθηνό και συνοδεύεται από μια πληθώρα

προγραμμάτων οδήγησης και εργαλείων που προσφέρονται από την τεράστια διαδικτυακή κοινότητα χρηστών του.

Εικόνα 3.5. DSTIKE WiFiDeauther OLED V5



Εικόνα 3.6. MPU-6050



4. Υλοποίηση

Η συσκευή θα παρέχεται σε ηλικιωμένους και ανθρώπους με προβλήματα υγείας για να μπορούν να παρακολουθούν διαρκώς τις μετρήσεις των παλμών τους και να ενημερώνουν τους οικείους ή τον γιατρό για τυχόν πτώση που μπορεί να επέλθει. Ένα από τα πιο σημαντικά κομμάτια του τεχνολογικού προϊόντος είναι το μέρος από το οποίο θα πραγματοποιηθούν οι απαραίτητες μετρήσεις. Συγκεκριμένα επιλέχθηκαν δυο τοποθεσίες στον ασθενή για να καταγραφούν οι μετρήσεις, ο καρπός και ο κορμός, συγκεκριμένα η μέση.

Στο εξάρτημα του καρπού θα περιλαμβάνονται δύο αισθητήρες. Αρχικά στο εξάρτημα βρίσκεται προεγκατεστημένη μία πλακέτα για να υποδεχτεί οποιοδήποτε επιπλέον αισθητήρα. Θα παρέχει μία οθόνη όπου ο χρήστης θα μπορεί να παρατηρεί και να διαβάσει τις μετρήσεις του. Ένα κόκκινο κουμπί θα βρίσκεται στα δεξιά του εξαρτήματος σε περίπτωση που ο ασθενής θα πρέπει να καλέσει βοήθεια. Η μπαταρία περιέχεται στο εξάρτημα, τροφοδοτώντας με ρεύμα όλο το εξάρτημα του καρπού και όλους τους αισθητήρες που θα προστεθούν. Πάνω στην πλακέτα θα τοποθετηθεί ο αισθητήρας μέτρησης και καταγραφής των παλμών της καρδιάς. Η μέτρηση θα είναι συνεχής και αδιάκοπη για να αποφευχθούν όλοι οι κίνδυνοι για ανθρώπους με καρδιαγγειακά προβλήματα. Το εξάρτημα θα ολοκληρωθεί με την εφαρμογή ενός αισθητήρα ο οποίος θα παρέχει την επικοινωνία GSM που είναι απαραίτητη. Η τοποθέτηση του μόντεμ σε μορφή τσιπ πάνω στο εξάρτημα καρπού θα προσδίδει τη δυνατότητα στον χρήστη να χρησιμοποιήσει μία κάρτα SIM και να διαθέτει το αναγκαίο Wi-Fi για όλες τις λειτουργίες. Η επικοινωνία του χρήστη και της συσκευής είναι ένα μείζον θέμα για τα προϊόντα υγείας. Η ειδοποίηση έκτακτης ανάγκης θα μπορεί να ενεργοποιείται σε περίπτωση αντίχνευσης χαμηλού ρυθμού παλμών της καρδιάς και να αποστέλλει αυτόματα μηνύματα στους συγγενείς του ασθενή, στον γιατρό ή σε υγειονομικές δομές και νοσοκομεία. Επιπλέον μόλις ο χρήστης πατήσει το κόκκινο κουμπί θα καλείται η επαφή έκτακτης ανάγκης. Το Wi-Fi θα δίνει την επιλογή στον ασθενή με αυτόματο τρόπο ή μη να αποθηκεύονται τα δεδομένα στο Cloud και

να αποστέλλονται σε ένα προκαθορισμένο χρονικό διάστημα στο γιατρό για την συνεχή παρακολούθηση και ενημέρωση.

Το δεύτερο εξάρτημα θα βρίσκεται στην θέση του κορμού και θα μπορεί να ανιχνεύει την πτώση ή την κατάσταση πριν την πτώση. Η ζώνη στην μέση του χρήστη θα πρέπει να βρίσκεται εκεί όλη τη διάρκεια της ημέρας. Με την βοήθεια των εργαλείων γυροσκοπίου και επιταχυνσιόμετρου η συσκευή θα μπορεί να παρακολουθεί την τοποθεσία, την κλίση και την περιστροφή του ασθενή στον χώρο. Πάνω στην ζώνη θα τοποθετηθούν δύο πλακέτες, του αισθητήρα πτώσης και αυτής με τα δύο βοηθήματα μέτρησης. Το εξάρτημα θα βρίσκεται σε συνεχή επικοινωνία με το εξάρτημα καρπού και θα μεταφέρει σε περίπτωση ανάγκης την πληροφορία μέσω Wi-Fi.

Σημαντική προτεραιότητα αποτελεί η αλληλοσύνδεση και η επικοινωνία όλων των εξαρτημάτων και αισθητήρων. Κάποιες από τις λειτουργίες παρέχονται με την εγκατάσταση των αισθητήρων αλλά υπάρχουν άλλες που είναι απαραίτητο να υλοποιηθεί και να εγκατασταθεί ο κατάλληλος και αποτελεσματικός αλγόριθμος για την επίτευξη τους. Πρέπει να γίνει η επιλογή του κατάλληλου αλγορίθμου πάνω στην τεχνολογία PPG που ακολούθησαν οι αισθητήρες και στο σύστημα ειδοποίησης έκτακτης ανάγκης.

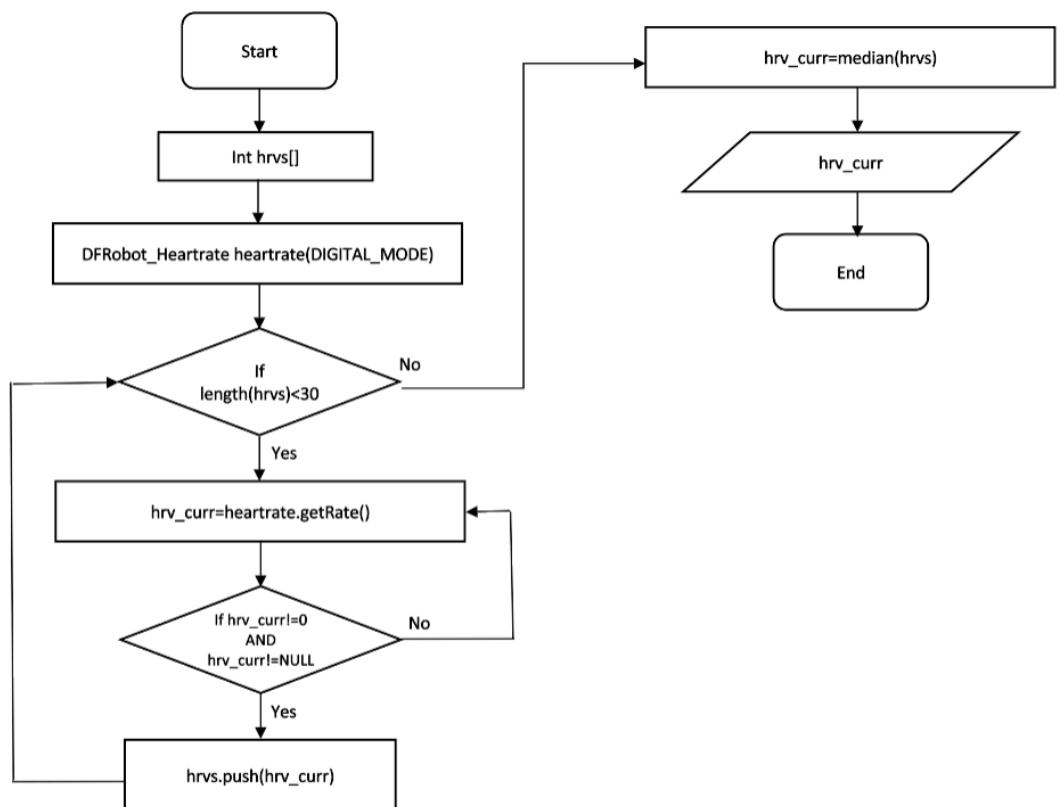
Ο πρώτος αλγόριθμος είναι η σύνδεση της επίσημης βιβλιοθήκης που συνοδεύει τον αισθητήρα PPG, ο οποίος μετρά τον καρδιακό παλμό (Gravity: HeartRateMonitorSensor) και του εξαρτήματος καρπού για την μέτρηση. Θα προσδιορίζει την τρέχουσα τιμή HRV λαμβάνοντας 30 διαδοχικές τιμές από τον αισθητήρα και επιστρέφοντας τη διάμεσο. Αυτή η λειτουργία θα καλείται αυτόματα κάθε 5 λεπτά ή κατόπιν αιτήματος του χρήστη και η έξοδος θα αποθηκεύεται στο Cloud. Ο χρήστης μπορεί να ενημερωθεί για την τρέχουσα τιμή της μεταβολής του καρδιακού παλμού είτε κοιτάζοντας την προεγκατεστημένη οθόνη στο εξάρτημα του καρπού είτε ζητώντας τη μέσω υπολογιστή ή συσκευής smartphone (Διάγραμμα 4.1.).

Ο δεύτερος αλγόριθμος είναι για την περίπτωση έκτακτης ανάγκης, όπως ανίχνευση πτώσης ή ανίχνευση πατήματος κουμπιού SOS. Το εξάρτημα καρπού θα στείλει ένα SMS σε μια προκαθορισμένη ομάδα επαφών, ενημερώνοντας τον παραλήπτη για την κατάσταση της υγείας του χρήστη και θα τους καλέσει έναν προς έναν μέχρι να απαντήσει κάποιος. Οι εξουσιοδοτημένες επαφές μπορούν να καλούν τηλεφωνικά τη συσκευή και η κλήση τους θα απαντηθεί αυτόματα, δίνοντάς τους τη δυνατότητα να ακούν το περιβάλλον των χρηστών και να επικοινωνούν μαζί τους. Επιπλέον, οι εξουσιοδοτημένες επαφές μπορούν να στείλουν ένα SMS στον αριθμό

τηλεφώνου της εγκατεστημένης SIM, λαμβάνοντας ένα μήνυμα με την τρέχουσα κατάσταση υγείας (Διάγραμμα 4.2.).

Προκειμένου να ανιχνευτεί μια πτώση, το εξάρτημα που φοριέται στον κορμό συλλέγει δεδομένα από το γυροσκόπιο και το επιταχυνσιόμετρο, τα οποία ερμηνεύονται από τον στον τρίτο αλγόριθμο. Όταν εντοπιστεί πτώση, θα σταλεί ένα σήμα στο φορεμένο από τον καρπό εξάρτημα το οποίο με τη σειρά του θα έρθει σε επαφή με μια προκαθορισμένη επαφή ή με μία αρχή. (Διάγραμμα 4.3.).

Διάγραμμα 4.1. Αλγόριθμος μέτρησης παλμών

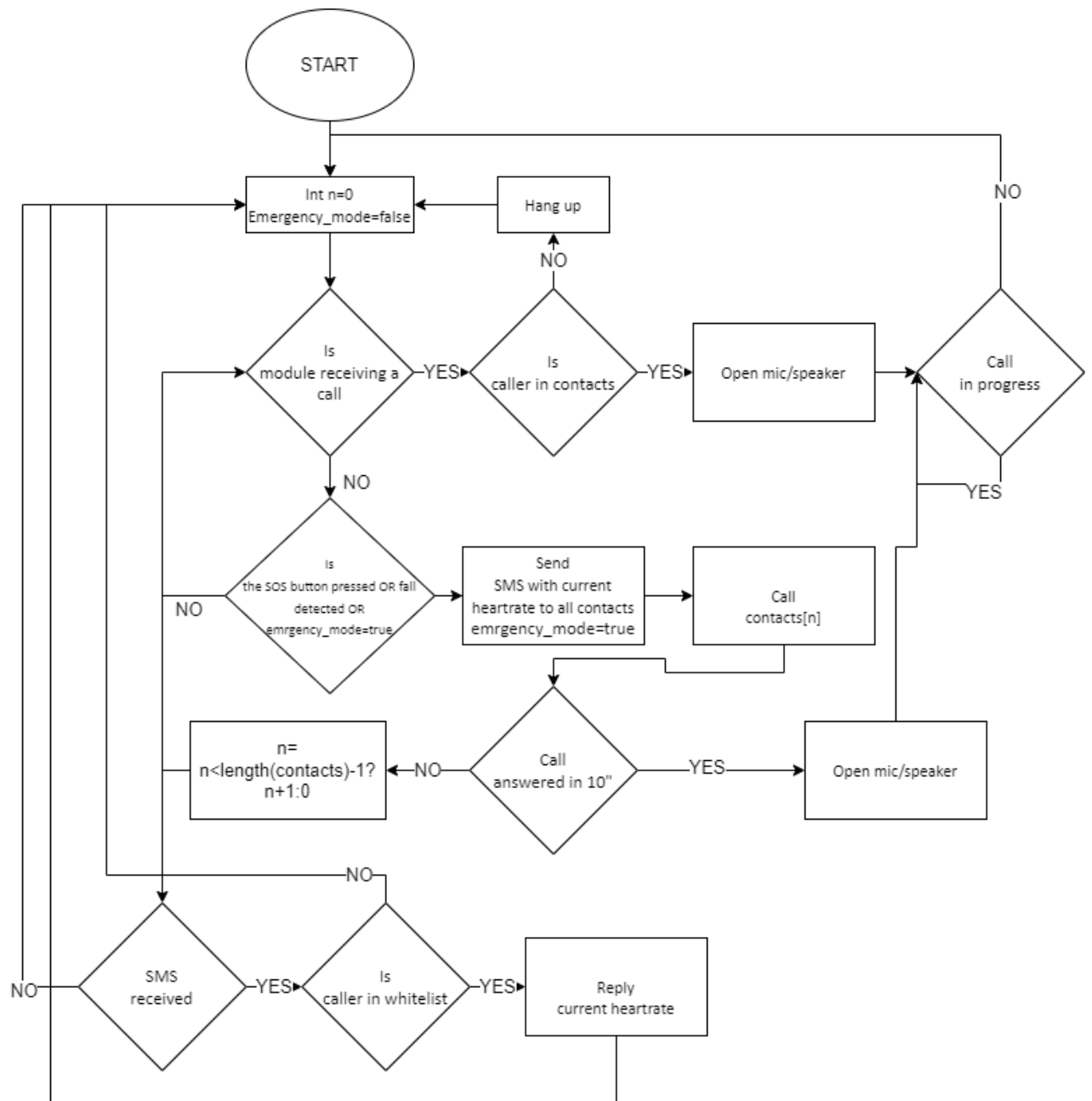


Διάγραμμα 4.2. Ψευδοκώδικας μέτρησης παλμών

```
function getHrv() {  
    int hrvs[]  
    DFRobot_Heartrate heartrate(DIGITAL_MODE)  
    while (length(hrvs) < 30) {  
        hrv_curr = heartrate.getRate()  
        while (hrv_curr = 0 OR hrv_curr = NULL) {  
            hrv_curr = heartrate.getRate()  
        }  
        hrvs.push(hrv_curr)  
    }  
    hrv_curr = median(hrvs)  
    return hrv_curr  
}
```

Ο Αλγόριθμος μέτρησης παλμών αποθηκεύει τους παλμούς σε ένα πίνακα. Για να αποφύγουμε τυχόν εσφαλμένες μετρήσεις από τον αισθητήρα, κάθε φορά που θέλουμε να πάρουμε τον τρέχοντα καρδιακό παλμό του χρήστη, επιλέγουμε να πάρουμε 30 έγκυρες τιμές -δηλαδή τιμές ενδιάμεσα στο αποδεκτό όριο, τιμές διαφορετικές από το μηδέν και το κενό. Οι μη έγκυρες τιμές μπορεί να προκλήθηκαν από το γεγονός η συσκευή να μην εφαρμόστηκε καλά στο δέρμα ή να κουνήθηκε από τον αισθητήρα και επιστρέφουμε τη διάμεσό τους. Οπότε δημιουργούμε έναν άδειο μονοδιάστατο πίνακα και κάθε φορά που η συσκευή διαβάζει μια έγκυρη τιμή από τον αισθητήρα, την αποθηκεύει στον πίνακα και δημιουργεί ένα αντικείμενο της κλάσης `DFRobot_Heartrate` -που έχει γραφτεί από τον κατασκευαστή- με το όνομα `heartrate` και το αρχικοποιεί να παίρνει ψηφιακά τα δεδομένα από τον μικροεπεξεργαστή. Έπειτα ξεκινάει μια επανάληψη όπου κάθε φορά παίρνει την τιμή του αισθητήρα και την αποθηκεύει στον πίνακα μόνο αν η τιμή είναι έγκυρη. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου ο πίνακας να έχει 30 τιμές. Τέλος, αφού γεμίσει ο πίνακας, επιστρέφουμε τη διάμεσο των τιμών του.

Διάγραμμα 4.3. Αλγόριθμος επικοινωνίας GSM



Διάγραμμα 4.4. Ψευδοκώδικας επικοινωνίας GSM

```
SIM800L sim(DIGITAL_MODE)
buttonIsPressed(digitalRead(BUTTON_PIN))
isFallDetected(WiFiSignalFromTorso())
contacts=[
    '6970*****',
    '6932*****',
    '2102*****'
]
Int n=0
Emergency_mode=false

function watchMainLoop() {
    initialize()
}

function initialize() {
    Int n=0
    Emergency_mode=false
    isReceivingCall()
}

function isReceivingCall() {
    If (sim.receivingCall!=NULL) {
        if(contacts.includes(sim.receivingCall.number)) {
            sim.pickUp()
            while(sim.call!=NULL) {
            }
        }
        else{
            sim.hangUp()
        }
        initialize()
    }else{
        isBtnFallEmergency()
    }
}
```

```

function isBtnFallEmergency(){
    if(buttonIsPressed OR emergency_mode OR isFallDetected){
        emergency_mode=true
        text='DANGER CURRENT HEART RATE'+getHrv()
        foreach(contact in contacts){
            sim.sms.send(text, contact)
        }
        call(n)
    }else{
        smsReceived()
    }
}

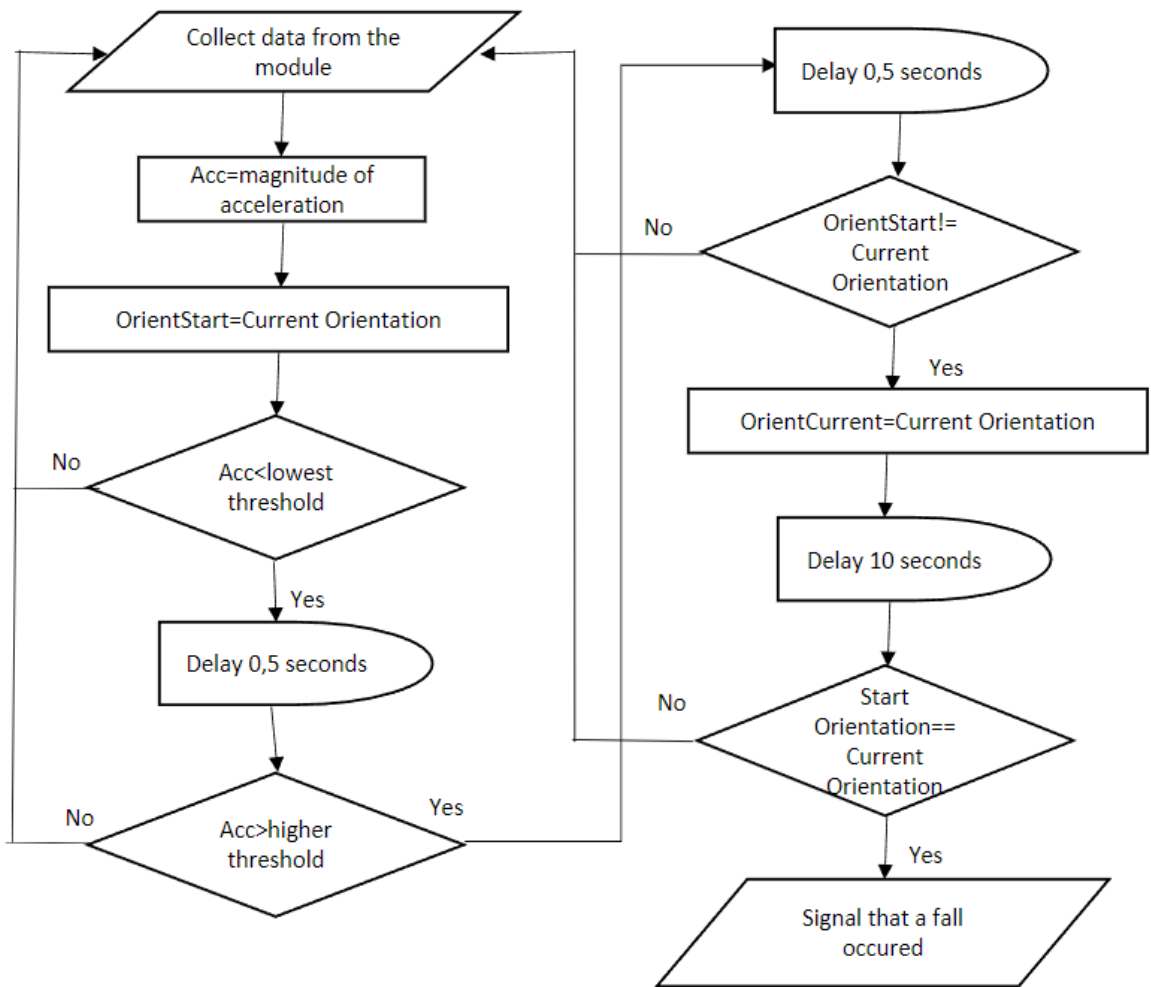
function call(){
    answered=false
    sim.call(contacts[n])
    delay(10000)
    if(sim.inCall==true){
        answered=true
    }
    while(sim.inCall==true){
    }
    //sim.hangUp()
    if(answered==false){
        n=n<length(contacts)-1?n+1:0
        isReceivingCall()
    }else{
        initialize()
    }
}

function smsReceived(){
    if(sim.sms.incomming!=null AND contacts.includes(sim.sms.incomming.number)){
        sim.sms.send(getHrv(), sim.sms.incomming.number)
    }
    initialize()
}

```


Ο **Αλγόριθμος επικοινωνίας GSM** είναι ο βασικός αλγόριθμος της συσκευής, στον οποίο συνδέονται και οι αλγόριθμοι ανίχνευσης πτώσης και μέτρησης παλμών. Ο παραπάνω αλγόριθμος αρχικοποιεί μια τιμή $n=0$, όπου χρησιμοποιείται για να αποθηκεύεται προσωρινά η τρέχουσα επαφή. Αρχικά, ελέγχουμε εάν αυτή τη στιγμή η συσκευή δέχεται μια εισερχόμενη κλήση GSM. Η συγκεκριμένη διαδικασία έχει πάντα προτεραιότητα. Ελέγχεται εάν ο τηλεφωνικός αριθμός του καλούντος ανήκει στις προκαθορισμένες επαφές και αν δεν ανήκει, τότε το πρόγραμμα τερματίζει την κλήση και ξεκινάει από την αρχή. Στην περίπτωση όμως που ο αριθμός βρίσκεται στις προκαθορισμένες επαφές τότε ξεκινάει την κλήση, ενεργοποιεί το μικρόφωνο και μπαίνει σε μια επανάληψη, στην οποία ελέγχεται η κατάσταση της κλήσης ώστε όταν η κλήση τερματιστεί, η διαδικασία να ξεκινήσει από την αρχή. Έπειτα, το πρόγραμμα ελέγχει αν έχει πατηθεί το κουμπί έκτακτης ανάγκης ή αν η συσκευή έχει λάβει σήμα πτώσης. Εάν ισχύει οποιαδήποτε από τις δυο τελευταίες περιπτώσεις, τότε στέλνει μήνυμα SMS στις προκαθορισμένες επαφές, στο οποίο αναφέρεται ότι ο χρήστης βρίσκεται σε έκτακτη ανάγκη και τον τρέχοντα καρδιακό παλμό του. Στη συνέχεια, ξεκινάει να καλεί μία μία τις επαφές, μέχρι κάποια επαφή να απαντήσει. Εάν απαντήσει, τότε ανοίγει το μικρόφωνο και μπαίνει σε λειτουργία κλήσης. Η όλη διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να απαντήσει οποιαδήποτε από τις καλούμενες επαφές. Τέλος, ο αλγόριθμος ελέγχει εάν υπάρχει κάποιο εισερχόμενο μήνυμα SMS, και εφόσον το SMS προέρχεται από οποιαδήποτε καταχωρημένη επαφή τότε αυτό το μήνυμα απαντάται με ένα μήνυμα που περιέχει τους παλμούς του χρήστη.

Διάγραμμα 4.5. Αλγόριθμος ανίχνευσης πτώσης



Διάγραμμα 4.6. Ψευδοκώδικας ανίχνευσης πτώσης

```
function torsoMainLoop(){  
  
    MPU6050 mpu(DIGITAL_MODE)  
  
    sensors_event_t a, g;  
    mpu.getEvent(&a, &g);  
    acc=a.acceleration.y  
    orientStart=g.orientation  
    lowestThreshold= -5;  
    highestThreshold=10;  
  
    If(acc<lowestThreshold){  
        delay(500)  
        If(acc>highestThreshold){  
            delay(500)  
            currOrientation=g.orientation  
            if(OrientStart!= Current Orientation){  
                delay(10000)  
                if(acc==currOrientation){  
                    signalMainDevice()  
                }  
            }  
        }  
    }  
}
```

Ο Αλγόριθμος ανίχνευσης πτώσης διαβάζει από τη συσκευή που φοράει ο χρήστης στο σώμα του δύο διανύσματα που αναπαριστούν την επιτάχυνση και τον προσανατολισμό (κλίση του σώματος). Το πρόγραμμα που τρέχει στη συσκευή κορμού αρχικοποιεί τα δυο διανύσματα που διαβάζει από τον αισθητήρα. Έχει προκαθοριστεί ένα ελάχιστο και ένα ανώτατο κατώφλι για την επιτάχυνση, που εάν η τρέχουσα επιτάχυνση τα ξεπεράσει τότε η συσκευή θεωρεί πως ο χρήστης βρίσκεται σε πτώση. Όταν ο χρήστης πέφτει τότε η επιτάχυνση είναι αρνητική ενώ όταν σηκώνεται είναι θετική. Συνεπώς εάν η επιτάχυνση είναι λιγότερη από το κατώτερο κατώφλι, τότε η συσκευή ανά μισό δευτερόλεπτο ελέγχει εάν η επιτάχυνση γίνει απότομα θετική διότι αυτό θα σημαίνει πως ο χρήστης προσέκρουσε με το έδαφος. Στην περίπτωση αυτή, η συσκευή περιμένει δέκα δευτερόλεπτα και ελέγχει εάν η τρέχουσα κλίση διαφοροποιήθηκε από την αρχική και αν δεν έχει διαφοροποιηθεί τότε ο αλγόριθμος ξανά αρχίζει από την αρχή, ενώ εάν έχει διαφοροποιηθεί, τότε αρχικοποιούμε την τωρινή κλίση, περιμένουμε κάποια δευτερόλεπτα και εάν δεν αλλάξει (δηλαδή εάν ο χρήστης δεν είναι σε θέση να σηκωθεί από την πτώση ή να μετακινηθεί) τότε η συσκευή στέλνει σήμα ότι ανιχνεύθηκε κάποια πτώση.

5. Αποτελέσματα

Ερευνήθηκε και μελετήθηκε η υλοποίηση μίας συσκευής παρακολούθησης της υγείας και των βασικών παραγόντων της. Τα καρδιαγγειακά προβλήματα και οι πτώσεις είναι από τα συχνότερα προβλήματα που εμφανίζονται σε ηλικιωμένους. Ο σύγχρονος τρόπος ζωής δεν είναι σύμμαχος της οικογένειας και των οικείων των ηλικιωμένων, με αποτέλεσμα να μην μπορούν να βρίσκονται κοντά τους συνεχώς. Η συσκευή θα αποτελείται από δύο εξαρτήματα, ένα στον καρπό και ένα στην μέση. Οι παροχές που θα προσφέρει είναι :

- συνεχής και αδιάκοπη μέτρηση των καρδιακών παλμών.
- η παρακολούθηση των μετρήσεων πάνω στην οθόνη του εξαρτήματος καρπού.
- το εξάρτημα στην μέση θα ανιχνεύει τις πτώσεις.
- σε περίπτωση ανάγκης, όπως χαμηλός ρυθμός παλμών και πτώσης, θα αποστέλλεται αυτόματο μήνυμα και θα εκτελούνται κλήσεις σε συγγενείς και στο γιατρό.
- Θα μπορούν να γίνουν κλήσεις από τους οικείους, οι οποίες θα μπορούν να απαντηθούν αυτόματα, για τον έλεγχο θορύβων στο περιβάλλον.
- Οι μετρήσεις θα αποθηκεύονται σε Cloud περιβάλλον.
- Ο γιατρός θα λαμβάνει όλες τις μετρήσεις για την συνεχή παρακολούθηση του ασθενή.
- Σε περίπτωση ανάγκης θα υπάρχει ειδικό κουμπί για να καλέσει ο ασθενής χειροκίνητα.

Οι παροχές αυτές θα μειώσουν δραματικά τον κίνδυνο έκτακτης ανάγκης. Η θεραπεία και η εύρεση του ασθενή θα γίνεται σε πολύ μικρό χρονικό διάστημα για να αποφευχθούν επιπλέον προβλήματα. Ο χρήστης θα αισθάνεται πιο ασφαλής. Παράλληλα θα πραγματοποιείται συνεχής παρακολούθηση των μετρήσεων, χωρίς επιπλέον κόστος. Η πρακτική υλοποίηση της συσκευής και η διάθεση της στην αγορά θα μπορούσαν πραγματικά να αλλάξουν και να σώσουν την ζωή των χρηστών, ενώ θα σημειωθεί μία μεταβολή στην μέχρι τώρα παρωχημένη/συντηρητική άποψη για την παρακολούθηση και τη θεραπεία προβλημάτων υγείας.

6. Συμπεράσματα

6.1. Σύνοψη

Τα συστήματα τηλεϊατρικής και οι συσκευές τηλεϊατρικής IoT μπορεί να είναι περίπλοκα και ακριβά σε κάποιο βαθμό, αλλά η χρήση της νέας τεχνολογίας συνεχίζει να εξαπλώνεται. Τα πλεονεκτήματα της παροχής υγειονομικής περίθαλψης εξ αποστάσεως με χρήση του IoT είναι τεράστια και υπερτερούν πλήρως των μειονεκτημάτων. Στο παρών σύστημα θα υπάρχει συνεχής μέτρηση των καρδιακών παλμών και θα ανιχνεύει τυχόν πτώσεις που μπορεί να συμβούν. Η συσκευή θα αποτελείται από δύο εξαρτήματα, ένα καρπού και ένα μέσης για την ακριβέστερη μέτρηση. Το φορητό σύστημα παρακολούθησης υγειονομικής περίθαλψης μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση της καθημερινής ζωής των ηλικιωμένων και των οικογενειών τους, παρέχοντας συνεχή παρακολούθηση ζωτικών σημείων και δίνοντας τη δυνατότητα αναζήτησης βοήθειας σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης, χωρίς την ανάγκη ακριβού εξοπλισμού ή την παρουσία προσωπικής υγειονομικής περίθαλψης. Όπως συμβαίνει με τις περισσότερες νέες τεχνολογίες, ο δρόμος της προόδου είναι μακρύς και τα συστήματα θα συνεχίσουν να αναπτύσσονται στο άμεσο μέλλον.

6.2. Μελλοντικές επεκτάσεις

Στο μέλλον είναι επιθυμητό να πραγματοποιηθεί πρακτική υλοποίηση της συσκευής και να διενεργηθούν τα απαραίτητα πειράματα για να διαπιστωθεί η ακρίβεια στις περιπτώσεις έκτακτης ανάγκης, όπως ο χαμηλός ρυθμός παλμών και οι πτώσεις. Επίσης θα μπορούσε να διενεργηθεί επιπρόσθετη μελέτη για την προσθήκη επιπλέον αισθητήρων για την επίλυση και συνεχή ενημέρωση άλλων προβλημάτων υγείας πάνω στα ίδια εξαρτήματα. Τέλος θα ήταν δυνατό με την εξέλιξη της τεχνολογίας να ερευνηθούν τυχόν νέες εφευρέσεις για τους αισθητήρες σε μικρότερο ίσως μέγεθος, που θα μπορούσαν να είναι χρήσιμοι για την συσκευή ελαχιστοποιώντας το μέγεθος της.

7. Βιβλιογραφία

1. AbdulHakim M., SaifulHuq B., ShahnoorShanta B., Ibrahim K.,(2017). Smartphonebased data mining for fall detection: analysis and design, *Procedia ComputerScience*, Volume 105, 46–51.
2. Ariani A., Redmond S., Chang D., Lovell N., (2012). *Simulatedunobtrusivefallsdetection with multiplepersons*, IEEE T Bio-Med. Eng. 59, 3185.
3. Bet P, Castro PC, Ponti MA, (2019). *Fall detection and fall risk assessment in older person using wearable sensors: A systematic review*. Int J Med Inform. 130, 103946.
4. BuckleyJ., (2006). *The Internet of Things: From RFID to the Next-GenerationPervasiveNetworked Systems*, AuerbachPublications, NewYork.
5. Cadmus-Bertram, L., Gangnon, R., Wirkus, E. J., ThraenBorowski, K. M., &Gorzeltz-Liebhauser, J. (2017). *The Accuracy of Heart Rate Monitoring by Some Wrist-Worn Activity Trackers*. Annals of Internal Medicine, 166(8),610-612.
6. Chen Y., Lin C., Fang W., (2010). A hybridhumanfalldetectionscheme, *IEEE International Conference on Image Processing*, HongKong, China, 26–29, 3485–3488.
7. Christensen, J. (2016). *Fitbit accuracy questioned inlawsuit*. Available at: <http://www.cnn.com/2016/05/20/health/fitbit-accuracyquestioned/index.html>

8. Cipriani, J. (2016). *Consumer Reports: Fitbit's Heart Rate Tech is Accurate*. Available at:
9. Delahoz Y., Labrador M.,(2014). Survey on fall detection and fall prevention Using wearable and external sensors, *Sensors* 14, 19806–19842.
10. Elgendi M., (2016). *Optimal signal quality index for photoplethysmogram signals*. *Bioengineering*, 3(4), 21.
11. Furrukh S., Isselbacher E., Jagmeet P., Singh, E., Heist K., Pathik B., and Armoundas A., (2020). *Wearable Devices for Ambulatory Cardiac Monitoring: JACC State-of-the-Art Review*, *Journal of the American College of Cardiology*, 75.13, 1582–92.
12. Gharghan S., Mohammed S., Al-Naji A., et al, (2018). *Accurate fall detection and localization for elderly people based on neural network and energy-efficient wireless sensor network*, *Energies* 11, 2866.
13. Giuseppe S., Ivano F., Giuseppe A., (2016). *Supervised approach to automatically extract a set of rules to support fall detection in an mhealth system*, *Appl. Soft Comput.* 34, 205–216.
<http://fortune.com/2016/01/22/consumer-reportsfitbit-heart-rate-tech-accurate/>
14. Hussein L., Bayatti Z., (2014). *The implementation of an intelligent and video-based fall detection system using a neural network*, *Applied Soft Computing*, 18, 59–69
15. Jo, E., & Dolezal, B. A. ,(2016). *Validation of fitbit surge and fitbit charge HR fitness trackers*. Unpublished technical report. Available at:
http://www.lieffcabraser.com/pdf/Fitbit_Validation_Study.pdf
16. Jo, E., Lewis, K., Directo, D., Kim, M. J., & Dolezal, B. A., (2016). *Validation of biofeedback wearables for photoplethysmographic heart rate tracking*. *Journal of Sports Science & Medicine*, 15(3), 540–547.
17. Kim N., Yu Y., (2013). *Fall recognition algorithm using gravity-weighted 3-axis*
18. Lee M., Park J., Park S., et al., (2020). *Fall-detection algorithm using plantar pressure and acceleration data*, *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* 21, 725–737.
19. Li K. et al., (2012). *Onboard tagging for real-time quality assessment of photoplethysmograms acquired by a wireless reflectance pulse oximeter*. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 6(1), 54–63.
20. Li Q. and G. D. Clifford G., (2012). *Dynamic time warping and machine learning for signal quality assessment of pulsatile signals*. *Physiol. Meas.*, 33, 1491–1501.

21. Lim D., Park C., Kim N., Kim S., (2014). *Fall-detection algorithm using 3-axis acceleration: Combination with simple threshold and hidden markov model*, J. Appl. Math, China.
22. Liu T., Guo X., Wang G., (2012). *Elderly-falling detection using distributed direction sensitive pyroelectric infrared sensor arrays*, Multimed. Syst. Sign. P, 23, 451–467.
23. Luna-Perejón F., Jesús M., Balcells A., (2019). *Wearable Fall Detector Using Recurrent Neural Networks*, Sensors (Basel), 19(22), 4885.
24. Ozcan, A., Donat, H., Gelecek, N., Ozdirenc, M., Karadibak, D., (2005). *The relationship between risk factors for falling and the quality of life in older adults*. *BMC Public Health*, 5, 1–6.
25. Panicker N., Kumar A., (2016). *Tablet enabled body sensor system for rural telehealth applications*, Int. J. Telemed. Appl. 1.
26. Pannurat N., Thiemjarus S., Nantajeewarawat E., (2014). *Automatic fall monitoring: a review*, Sensors 14, 12900–12936.
27. Pateraki M., Fysarakis K., Sakkalis V., Spanoudakis G., Varlamis I., Maniadakis M., et al, (2020). *Biosensors and Internet of Things in Smart Healthcare Applications: Challenges and Opportunities*, in *Wearable and Implantable Medical Devices*, 25–53.
28. Pecoraro G., Domenico S., Cianca E., (2018). *Csi-based fingerprinting for indoor localization using LTE signals*, Eurasip, 49.
29. Pierleoni, P., Gambi E., Ricciuti M., Sbröllini A., Palma L., Belli A., et al, (2019). *Simultaneously Acquired Data from Contactless and Wearable Devices for Direct and Indirect Heart-Rate Measurement*, Data in Brief, 26, 104436.
30. Polar USA, (2016). *Abnormal Heart Rate Readings During Exercise*. Available at: http://support.polar.com/us/en/support/FAQs/Abnormal_Heart_Rate_Readings_During_Exercise?product_id=47830
31. Ren L., Zhang Q., Shi W., (2012). *Low-power fall detection in home-based environments*, *Proceedings of the 2nd ACM international workshop on Pervasive Wireless Healthcare*, South Carolina, USA, 39–44.
32. Rose I., Murty R., Mainland G., Chowdhury A., Gosain A., Bers J., et al., (2008). *CitySense: an urban-scale wireless sensor network and testbed*, Sensors 8, 583–588.

33. Sun X. et al., (2012). *Assessment of photoplethysmogram signal quality using morphology integrated with temporal information approach*. In Conf. of the IEEE EMBS.
34. Texas Heart Institute Heart Information Center, (2016). *Electrocardiogram*, Available at: <http://www.texasheart.org/HIC/Topics/Diag/diekg.cfm>
35. Villar J., Chira C., de la Cal E., González V., Sedano J., and Khojasteh S., (2020). *Autonomous On-Wrist Acceleration Based Fall Detection Systems: Unsolved Challenges*, *Neurocomputing*, 20.
36. Wang G., Li Q., Wang L., Zhang Y., (2019). Elderly fall detection with an accelerometer using lightweight neural networks, *Electronics* 8, 1354.
37. Yu M., Rhuma A., Naqvi S., Wang L., Chambers J., (2012). *A posture recognition based fall detection system for monitoring an elderly person in a smart home environment*, *IEEE T Inf. Technol. B* 16, 1274–1286.
38. Zhang J., Wang Y., Ma Y., et al., (2014). Fall detection with the optimal feature vectors based on support vector machine, *Health Information Science*, 8423, 14.
39. A. Plageras and K.E. Psannis, IoT-based Health and Emotion Care System, Elsevier, *ICT EXPRESS - Information & Communications Technology Express*, 2022
40. A. P. Plageras, C. L. Stergiou, K. E. Psannis, “Internet of Things for Healthcare: Challenges & Perspectives”, in *Proceedings of New Technologies in Health: Medical, Legal & Ethical Issues*, 21-22 November 2019, Thessaloniki, Greece.
41. C. Stergiou, K. E. Psannis, “Recent advances delivered by Mobile Cloud Computing and Internet of Things for Big Data applications: a survey”, Wiley, *International Journal of Network Management*, pp. 1-12, May 2016.
42. Vasileios A. Memos, Konstantinos E. Psannis, Sofoklis Kyriazakos, and Sotirios K. Goudos, *An Enhanced and Secure Cloud Infrastructure for e-Health Data Transmission*, *Wireless Personal Communications – Springer*
43. C. Stergiou, A. P. Plageras, K. E. Psannis, B. B. Gupta, “Secure Machine Learning scenario from Big Data in Cloud Computing via Internet of Things network”, Springer, *Handbook of Computer Networks and Cyber Security: Principles and Paradigms, Multimedia Systems and Applications*, 2019.