



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ**

**ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ**

**Σύγχρονες φορετές υφασμάτινες και  
επιδερμικές διατάξεις**

**ΚΑΤΕΡΙΝΟΠΟΥΛΟΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ**

**Αριθμός Μητρώου: 15045**

**Επιβλέπων Καθηγητής  
Ερρίκος Βεντούρας, Καθηγητής**

**Αθήνα 10/10/2022**

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Ερρίκος Χάιμ Βεντούρας  
Καθηγητής

Πανετελήμων Ασβεστάς Αικατερίνη Σκουρολιάκου  
Αναπληρωτής Καθηγητής Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

**ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

Ο υπογράφων Κατερινόπουλος Παναγιώτης του Αποστόλου, με αριθμό μητρώου 15045 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής του Πανεπιστημίου Δυτικής δηλώνω υπεύθυνα ότι:

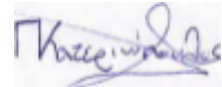
«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους,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

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

Ημερομηνία

10/10/2022

Ο Δηλών



## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ασφάλεια, υγεία και ευζωία: πολύ σημαντικοί παράγοντες για την διαβίωση που δύσκολα ελέγχονται ταυτόχρονα και άμεσα. Έχουν αναπτυχθεί τεχνολογίες φορετών διατάξεων, δηλαδή διατάξεων που αποτελούν μέρος ρούχων, οι οποίες επιτρέπουν την συγχρονισμένη καταγραφή βιοσημάτων, την επεξεργασία και την εξαγωγή τους σε πραγματικό χρόνο σε όλη την διάρκεια του εικοσιτετράωρου, σε όλους τους χώρους διαβίωσης, εργασίας, δραστηριότητας. Οι τεχνολογίες αυτές απευθύνονται τόσο σε ασθενείς, που είναι αναγκαία η παρακολούθηση της υγείας τους, όσο και σε υγιείς ανθρώπους οι οποίοι είτε λόγω επαγγέλματος είτε λόγω ενασχόλησης με αθλητικές δραστηριότητες χρήζουν καταγραφής του περιβάλλοντος τους και της δραστηριότητας τους αντίστοιχα.

Ο τομέας των φορετών διατάξεων καταγραφής βιοσημάτων είναι τομέας που συνεχώς αναπτύσσεται, με μεγάλη δυναμική, που αναμένεται να παρέχει πληροφορίες από την καθημερινή δραστηριότητα ασθενών για πολλές ειδικότητες των επαγγελματιών υγείας. Πλέον, οποιαδήποτε σχετική ηλεκτρονική διάταξη μπορεί να έχει μικρό μέγεθος και βάρος ώστε να αποτελέσει μέρος μιας φορετής διάταξης, να συνδέεται ασύρματα με το διαδίκτυο και να μην εμποδίζει την καθημερινότητα του χρήστη. Μεγάλο προτέρημα τους είναι η προσαρμοστικότητα, η άμεση ανταπόκριση και η ευρεία γκάμα εφαρμογών που μπορούν να προσφέρουν οι διατάξεις σε κάθε τομέα παρακολούθησης παραμέτρων υγείας ξεχωριστά.

Στην παρούσα εργασία έγινε μια ανασκόπηση και παρουσίαση διαφόρων εφαρμογών ανάπτυξης φορετών διατάξεων, με έμφαση σε υφασμένες ή τυπωμένες διατάξεις. Στις φορετές διατάξεις, επειδή η βιβλιογραφική μας έρευνα έδειξε πολύ ενδιαφέρουσες εφαρμογές που αναφέρουμε, περιλάβαμε και διατάξεις επιδερμικές, που δεν αποτελούν μέρος ρούχου.

Σε κάθε εφαρμογή που εξετάστηκε, εξάγονται συμπεράσματα για την ποιότητα των υλικών, την καταλληλότητα τους σε διάφορες συνθήκες και περιστάσεις, αλλά και την αίσθηση του χρήστη όταν φορά τις διατάξεις. Μελετήθηκαν διαφορετικές μορφές τεχνολογίας όπως, τατουάζ, αυτοκόλλητος επίδεσμος, υβριδικό ηλεκτρόδιο κ.ά., οι οποίες είτε «εμφυτεύονται» στον χρήστη, δηλαδή τοποθετούνται επιδερμικά, ή τοποθετούνται στο ρούχο του. Επίσης, αναφέρεται για κάθε εφαρμογή ξεχωριστά και ο τρόπος κατασκευής και λειτουργίας του «έξυπνου» υφάσματος, εφόσον υπάρχει τέτοιο ύφασμα στην εφαρμογή και, αν αποτελούν μέρος της διάταξης, των ηλεκτροδίων. Επίσης για κάθε εφαρμογή αναφέρονται τα συμπεράσματα που εξήχθησαν από τις μελέτες και τα οφέλη που αναμένεται να προκύψουν από μελλοντικές βελτιώσεις.

**ABSTRACT**

Safety, health and well-being: very important factors for living that are difficult to control simultaneously and directly. Wearable device technologies have been developed, i.e., devices that are part of clothing, which allow the synchronized recording of bio-signals, their processing and export in real time throughout the twenty-four hours, in all places of living, work, activity. These technologies are aimed both at patients, who need to monitor their health, and at healthy people who, either because of their profession or because of sports activities, need to record their environment and their activity respectively.

The sector of wearable electronics for monitoring bio-signals is constantly developing and is expected to provide health care professionals from various specialties with information regarding their patient's daily activities. Moreover, technological advances have allowed for these electronic circuits to have a small size and weight, so as to be part of a wearable device, connect wirelessly to the internet and not hinder the user's daily life. Their great advantage is the adaptability, the immediate response and the wide range of applications that the devices can offer in each field of monitoring health parameters separately.

This study consists of a review and a presentation of various developing wearable electronic applications. A greater emphasis was given, however, on woven (textile) and printed electronics. In the wearable devices, because our bibliographic research showed very interesting applications that we mention, we also included epidermal devices, which are not part of clothing.

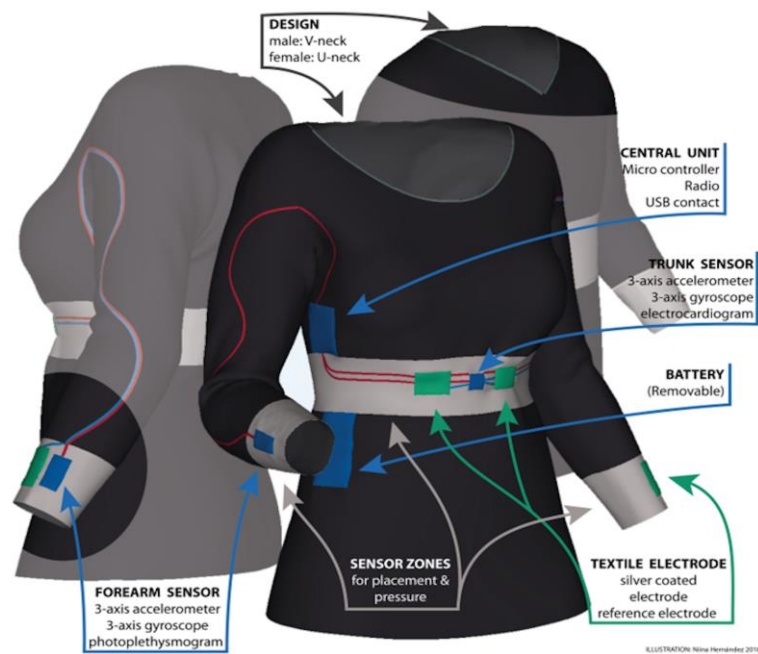
In each application that was examined, conclusions were drawn on the quality of the fabric's material, their suitability in ambitious weather circumstances, and the user's feedback of the product. Different forms of technology were studied such as, tattoo, adhesive bandage, hybrid electrode, etc., which are either "implanted" in the user, i.e. placed epidermally, or placed on their clothing. Also, for each application separately, the method of construction and operation of the "smart" fabric, if there is such fabric in the application, and, if they are part of the arrangement, the electrodes are mentioned. Finally, for every application tested a summary of the results was reported, conclusions were drawn, and the advantages that could potentially emerge from future improvements were stated.

*Λέξεις Κλειδιά:*

*Φορετές διατάξεις, εφαρμογές υγείας, παρακολούθηση βιοσημάτων.*

*Keywords:*

*Wearable devices, health applications, bio-signals monitoring.*



*Εικόνα 1: Παράδειγμα εφαρμογής “έξυπνων υφασμάτων”.*

## Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την σύζυγο μου, Μαρία, καθώς και την οικογένεια μου και τους κουμπάρους μου για την πολύτιμη βοήθεια τους, και την υποστήριξη τους καθ' όλη την διάρκεια της εργασίας.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου Ερρίκο Βεντούρα, για την βοήθεια και την καθοδήγηση στην συγγραφή της εργασίας αυτής.

# Περιεχόμενα

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ**

Εισαγωγικά στοιχεία .....	10
1.1 Ορισμοί .....	11
1.2 Αναδρομή σε παλαιότερες τεχνολογίες .....	12

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΦΟΡΕΤΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ**

Εισαγωγικά Στοιχεία .....	13
2.1 «Ψυχοϋφάσματα» .....	13
2.1.1 Εισαγωγή .....	13
2.1.2 Υλικά .....	14
2.1.3 Πείραμα HEG .....	16
2.1.4 Αποτελέσματα .....	19
2.1.5 Συζήτηση και συμπεράσματα .....	20
2.2 Υφασμάτινος αισθητήρας καταπόνησης .....	21
2.2.1 Εισαγωγή .....	21
2.2.2 Υλικά .....	22
2.2.3 Πειραματικές Μέθοδοι .....	23
2.2.4 Πειραματικές συσκευές και διαδικασία .....	24
2.2.5 Ανάλυση δεδομένων .....	24
2.2.6 Αποτελέσματα, ανάλυση και συζήτηση .....	25
2.3 Υβριδικό υφασμάτινο ηλεκτρόδιο για ηλεκτροκαρδιογράφημα και καταγραφή κίνησης	27
2.3.1 Δομή .....	27
2.3.2 Υλικό ηλεκτροδίου .....	29
2.3.3 Πειραματική μέθοδος .....	29
2.3.4 Αποτελέσματα και συζήτηση .....	29
2.3.5 Αισθητήρας κίνησης FPCB .....	32
2.3.6 Κατασκευή του υβριδικού υφασμάτινου ηλεκτροδίου .....	33
2.3.7 Εγκατάσταση εξοπλισμού (setup) .....	33
2.3.8 Λειτουργία του υβριδικού υφασμάτινου ηλεκτροδίου .....	34
2.3.9 Συμπεράσματα .....	35



2.4 Ηλεκτρονική υφασμάτινη φόρμα για μακροχρόνιες μετρήσεις φυσιολογικών παραμέτρων ασθενών .....	36
2.4.1 Εισαγωγή .....	36
2.4.2 Περιγραφή ιδιοτήτων του συστήματος.....	38
2.4.3 Ανάπτυξη εξατομικευμένων E-TeCS .....	41
2.4.4 Σύνοψη .....	46

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΕΠΙΔΕΡΜΙΚΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ**

3.1 Ηλεκτρονικά, σχεδιασμένα στο δέρμα για πολυλειτουργική ανίχνευση κίνησης και θεραπεία στο σημείο εφαρμογής τους .....	47
3.2 Αγωγή πολυμερή ηλεκτρόδια τύπου “τατουάζ” στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία και μαγνητοεγκεφαλογραφία .....	52
3.2.1 Εργαστηριακές συγκριτικές δοκιμές συμβατικών ηλεκτροδίων και ηλεκτροδίων-τατουάζ	54
3.3 Ραφτό επίθεμα αισθητήρα για παρακολούθηση του ιδρώτα σε πραγματικό χρόνο .....	58
3.3.1 Κατασκευή αισθητήρα .....	59
3.3.2 Δοκιμή-αποτελέσματα .....	61

<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ-ΠΗΓΕΣ .....</b>	<b>64</b>
---------------------------------	-----------

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το συγκεκριμένο θέμα επιλέχθηκε, διότι η συνεχής ανάπτυξη στα ιατροτεχνολογικά προϊόντα, και τις νανοτεχνολογίες γενικότερα, έχει διεγείρει το ενδιαφέρον για κατασκευή ατομικών συσκευών, οι οποίες θα προσφέρουν μεγάλη ευκολία στις "ιατρικές υπηρεσίες" στον κάθε χρήστη ξεχωριστά, χωρίς την αναμονή που συνεπάγεται η μετάβαση στο ιατρείο. Στην σύγχρονη εποχή, οι ανάγκες για αποκλειστική και εκτεταμένη παρακολούθηση ασθενών, αλλά και αθλητών, έχουν οδηγήσει σε δημιουργία συσκευών, οι οποίες είτε εμφυτεύονται στον άνθρωπο είτε φοριούνται από αυτόν. Πόσο δε μάλλον στις μέρες μας, όπου οι επισκέψεις στα νοσοκομεία είναι προτιμότερο να αποφεύγονται (λόγω πανδημίας), καθίσταται μεγαλύτερη η ανάγκη για χρήση της προαναφερθείσας τεχνολογίας, καθώς εξαλείφει όλες τις αυτοπρόσωπες συναντήσεις, επικοινωνώντας τα πάντα εξ' αποστάσεως και από τις δύο πλευρές γιατρού-ασθενή (χρήστη). Είναι λοιπόν μεγάλη ανακούφιση, η απαλλαγή των τακτικών ασθενών από τις καθιερωμένες μετακινήσεις τους, από και προς το νοσοκομείο/ιατρείο μόνο και μόνο για έναν τυπικό έλεγχο (check up).

Άλλος ένας τομέας που καλύπτει, είναι αυτός της παρακολούθησης των βιολογικών σημάτων (βιοσημάτων) και των περιβαλλοντικών παραγόντων για άτομα που δουλεύουν σε δύσκολες συνθήκες. (π.χ. διασώστες, πυροσβέστες, ναυαγосώστες, αστυνομικοί). Οι εμφυτεύσιμες και οι φορητές διατάξεις αλλά και η πρόληψη επικίνδυνων καταστάσεων είναι ζητήματα αλληλένδετα, καθώς ο χρόνος αντίδρασης μειώνεται μέσω των ειδοποιήσεων των συσκευών και μπορεί να αλλάξει η έκβαση του γεγονότος. Όλες οι μετρήσεις πλέον, αποθηκεύονται και στέλνονται απευθείας στον γιατρό. Επίσης, τα περισσότερα στοιχεία οδηγούν και σε πιο ακριβή συμπεράσματα άρα και πιο εξατομικευμένη αντιμετώπιση-διάγνωση. Λειτουργούν και σαν υπενθύμιση για καλύτερο τρόπο ζωής σαν να υπάρχει ένας γιατρός, διατροφολόγος, προπονητής πάνω από τον χρήστη. Είναι και πιο εύκολο για τον γιατρό να έχει περισσότερες μετρήσεις να συγκρίνει. Μπορεί να ανιχνευθεί οτιδήποτε μη φυσιολογικό πολύ έγκαιρα. Μια άλλη κατηγορία που ευνοείται σημαντικά από αυτές τις διατάξεις είναι οι ασθενείς με αδύναμο ανοσοποιητικό εξαιτίας ενός πρόσφατου χειρουργείου. Μειώνεται ο χρόνος παραμονής τους στο νοσοκομείο, τα έξοδα νοσηλείας τους, η έκθεση τους στο επικίνδυνο περιβάλλον του νοσοκομείου, και ελευθερώνεται παράλληλα μια κλίνη. Οι φορητές/φορητές διατάξεις αποτελούν συνήθως μέρος ενός ευρύτερου συστήματος παρακολούθησης της υγείας ενός ασθενή στο σπίτι, όπως δείχνεται στην Εικόνα 2.

Ευρύτερα γνωστές στο πλατύ κοινό είναι οι φορητές συσκευές (ζώνες, στηθόδεσμοί) που φοράνε οι επαγγελματίες αθλητές και καταγράφουν συνεχώς καρδιογραφικά και άλλα βιοσήματα. Ανήκουν στον επιστημονικό χώρο της παρακολούθησης των παραμέτρων υγείας ή ευρύτερα της «ευεξίας», ο οποίος οδηγεί στην μεγάλη «οικογένεια» των εμφυτεύσιμων και φορητών διατάξεων για τηλεϊατρική και τηλεφροντίδα. Στις κατηγορίες των ανθρώπων που τα χρειάζονται για επιχειρησιακούς σκοπούς επιβάλλεται η προσάρτηση

μετρητών περισσότερων παραμέτρων όπως συγκεντρώσεις χημικών και ραδιενεργών αποβλήτων, θερμοκρασίας, υψομέτρου κ.α. Οι συγκεκριμένοι αισθητήρες μπορούν να τοποθετηθούν και εξωτερικά του ενδύματος χωρίς να έρχονται σε επαφή με το δέρμα. Είτε τοποθετούνται δηλαδή με απλό τρόπο στο ρούχο, είτε ενσωματώνονται σε αυτό όπως π.χ. με υφασμάτινα ηλεκτρόδια, τυλιγμένα με νήμα για να γίνουν αγωγίμα, ακριβώς όπως γίνεται και για φορετές διατάξεις για παρακολούθηση ασθενών στην οικία τους.

Στο παρελθόν, είχαν γίνει πολλές προσπάθειες συρραφής ρούχων που θα ενσωματώνουν συσκευές. Αρχικά, γινόταν μια απλή συρραφή της διάταξης πάνω στο ρούχο, το οποίο ήταν ουσιαστικά το «υλικό υπόστρωμα»-σημείο που συγκεντρώνονταν όλες οι διατάξεις. Θα αναφερθούμε στην κλωστική τεχνολογία και στη συνέχεια της παρούσας ενότητας (βλ. παρακάτω).

Με αυτές τις τεχνολογίες και κυρίως με τις εξελίξεις τους, μέρος των οποίων σκοπεύουμε να δείξουμε στην παρούσα εργασία, δίνεται απάντηση στις ανάγκες για κατ' οίκον (αλλά και σε εξωτερικούς χώρους) παρακολούθηση βιοσημάτων, έτσι ώστε να διευκολύνεται το έργο του γιατρού μετέπειτα (αλλά και σε πραγματικό χρόνο για επείγοντα περιστατικά) καθώς θα έχει περισσότερα δεδομένα και αυτά θα αφορούν ατομική ανασκόπηση μετρήσεων, με χρήση διατάξεων βολικών προς τον χρήστη στον καθημερινό του χώρο. Όσον αφορά τις πλέον διαδεδομένες εφαρμογές για καταγραφή βιοσημάτων με ιατρική διαγνωστική αξία, αυτές αφορούν ασθενείς με χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ), καρδιακά νοσήματα και σακχαρώδη διαβήτη.

## 1.1 Ορισμοί

Στη συνέχεια θα κάνουμε μια προσέγγιση του ζητήματος από τη σκοπιά των ορισμών των εννοιών όπως δίνονται στα λεξικά:

### **Φορετές διατάξεις:**

**φορετός** < φορώ + -τός (wearable)

που μπορεί ή αξίζει να φορεθεί.

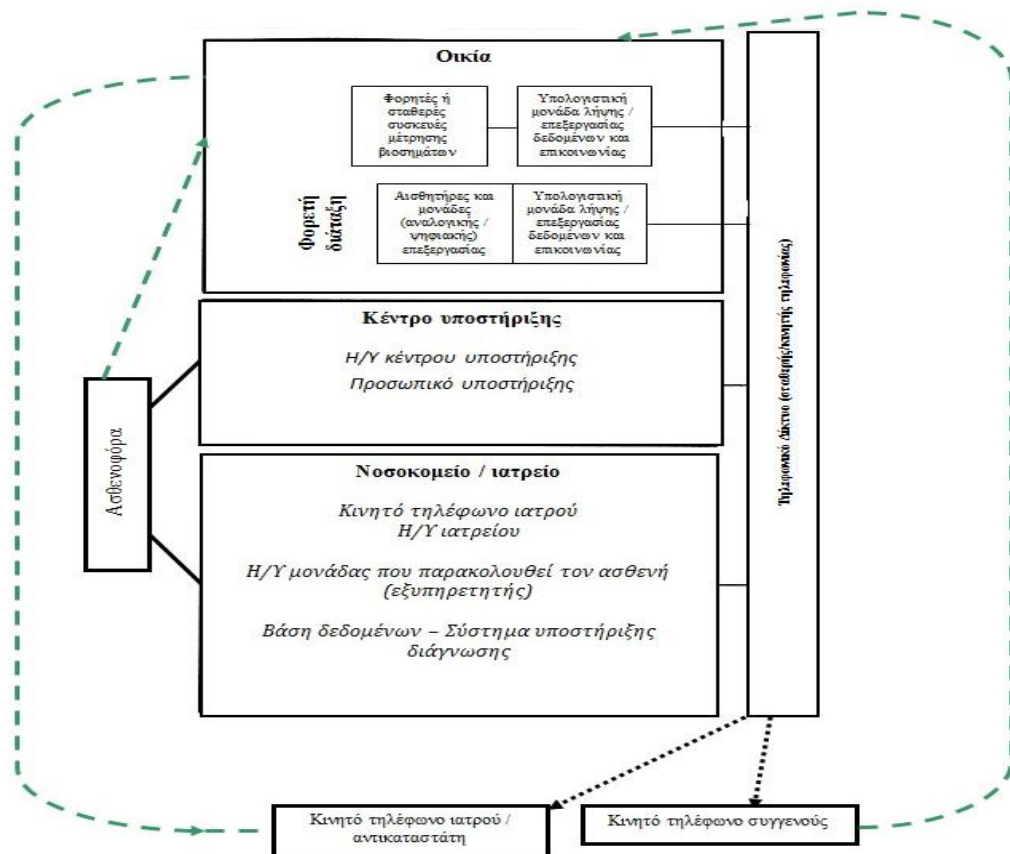
Στην περίπτωση μας, με τον όρο αυτόν, εννοούμε μια διάταξη, της οποίας οι περισσότερες συνδέσεις θα είναι ήδη τοποθετημένες πάνω στο “έξυπνο” ρούχο.

**Διάταξη:** σύνολο αντικειμένων που έχουν συγκεκριμένη σχέση θέσης μεταξύ τους, ή αλλιώς η κατάλληλη τοποθέτηση των αντικειμένων.

Έχουμε δηλαδή στην περίπτωση μας ένα σύνολο αντικειμένων, τα οποία διαθέτουν συγκεκριμένη θέση σε μία πλακέτα, η οποία ενσωματώνεται σε ένα ειδικό ύφασμα που μπορεί να φορεθεί εύκολα από τον χρήστη. Το ρούχο αυτό θα πρέπει να είναι εφαρμοστό, αλλά όχι σε επίπεδο που να ενοχλεί τον χρήστη.

## 1.2 Αναδρομή σε παλαιότερες τεχνολογίες

Όσον αφορά το ύφασμα, αξίζει να γίνει μια αναδρομή στον τρόπο που επεξεργάζεται για να φτάσει στην τελική του μορφή όπου είναι έτοιμο να φορεθεί από τον χρήστη. Παλιότερα η ύφανση των νημάτων γινόταν μέσω του αργαλειού, μιας ξύλινης ογκώδους κατασκευής η οποία μέσα από σπές, έπλεκε τα υφάσματα μεταξύ τους. Η κίνηση του αργαλειού γινόταν από τον χρήστη. Αργότερα αναπτύχθηκαν τεχνολογίες που χρησιμοποιούσαν ατμό ή νερό για την κίνηση του αργαλειού, μέχρι να κάνουν την εμφάνιση τους και οι πρώτοι αυτοματοποιημένοι μηχανοκίνητοι αργαλειοί μετά την βιομηχανική επανάσταση. Ακολούθησαν οι μικρότερες σε μέγεθος ραπτομηχανές για να φτάσουμε στην αυτόματη ραπτομηχανή που λαμβάνει εντολές και μετατρέπει τα υφάσματα που έχει δεχθεί σαν είσοδο, στο τελικό ένδυμα που βγαίνει στο εμπόριο. Σήμερα, στην περίπτωση των υφασμένων συστημάτων για καταγραφή βιοσημάτων, μέσω κλωστικών μηχανών γίνεται προσπάθεια και οι αισθητήρες (π.χ. ηλεκτρόδια, πιεζοαντιστατικοί αισθητήρες) και τα καλώδια, αλλά και η πλακέτα να «ραφτούν» ή να «πλεχθούν» με το υλικό ή συνδυασμούς υλικών «κλασικών» υφασμάτων (ίνες βάμβακος, ίνες πλαστικοποιημένων υλικών κ.ά.).



Εικόνα 2: Γενικό μοντέλο ολοκληρωμένων υπηρεσιών τηλεφροντίδας.[1]

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΦΟΡΕΤΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ

Στο παρόν κεφάλαιο γίνεται αναφορά σε κάποιες πειραματικές εφαρμογές που έχουν μελετηθεί, γίνεται εν συντομία παρουσίαση του τρόπου λειτουργίας τους και της χρησιμότητά τους γενικότερα.

### 2.1 «Ψυχοϋφάσματα»

Επιστημονικό άρθρο αναφοράς: *Stylios, G.K. and Chen, M., 2016. Psychotextiles and their interaction with the human brain. In Smart Textiles and their Applications (pp. 197-239). Woodhead Publishing* (βιβλιογραφική αναφορά 13).

Τα «ψυχοϋφάσματα» («psychotextiles») αποτελούν μία νέα ιδέα έξυπνου υφάσματος στην οποία οπτικές αλλαγές του υλικού είναι σχεδιασμένες ώστε να επηρεάζουν τα ανθρώπινα συναισθήματα, εξ' ου και η ονομασία τους. Υπάρχει αυξανόμενο ενδιαφέρον έρευνας και ανάπτυξης για τα έξυπνα υφάσματα όπου τα εφέ αλλαγής χρώματος, μοτίβου και σχήματος είναι διαθέσιμα για αλληλεπίδραση με τις συναισθηματικές αποκρίσεις των χρηστών [4-11]. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω μίας νέας ηλεκτροχημικής σύνθεσης νήματος, πλεγμένο σε υφάσματα με «εναλλασσόμενα» μοτίβα, τα οποία αλλάζουν με τη θερμοκρασία. Στην μελέτη που παρουσιάζουμε η επίδραση αυτών των εναλλασσόμενων μοτίβων στην απόκριση του ανθρώπινου οπτικού εγκεφάλου διερευνάται με τη χρήση των προκλητών δυναμικών. Τέσσερα ζεύγη υφασμάτων με εναλλασσόμενα μοτίβα χρησιμοποιήθηκαν. Κάθε ύφασμα παρουσιάζει με επιλεγόμενο τρόπο δύο διαφορετικά μοτίβα, συμπληρωματικά ή αντιθετικά μεταξύ τους. Ύστερα από πείραμα που διεξήχθη φάνηκε ότι, τα εναλλασσόμενα μοτίβα προκαλούν διαφορετικές οπτικές επιδράσεις οι οποίες επηρεάζουν το επίπεδο της προσοχής των ανθρώπων αλλά και την επεξεργασία των σημάτων. Η μελέτη συμπεραίνει ότι με την ικανότητα εναλλαγής μοτίβων αυτών των υβριδικών θερμοχρωμικών υλικών, σε μελλοντικές εφαρμογές και μελέτες, θα μπορούν να δημιουργηθούν σχέδια με ιδιότητες που θα μπορούν να επηρεάζουν απευθείας τα συναισθήματα του χρήστη. Απώτερος σκοπός της μελέτης είναι, να ερευνηθεί εάν είναι δυνατόν να προκαθοριστεί το σχέδιο του μοτίβου ενός νέου έξυπνου υφάσματος, με ιδιότητες εναλλαγής μοτίβου που θα επηρεάζουν άμεσα την ανθρώπινη οπτική απόκριση.

#### 2.1.1 Εισαγωγή

Από προηγούμενες μελέτες είχε προκύψει ότι η μορφή και ο σχεδιασμός ενός οπτικού προτύπου επηρεάζουν την ανθρώπινη οπτική απόκριση και πιο συγκεκριμένα:

- Οι διαδοχικοί κύκλοι, οι γραμμές και οι ρίγες είχαν μικρότερη επίδραση από ότι η σκακιέρα, λόγω του ότι τα μικρότερα τετράγωνα της σκακιέρας προκαλούν μεγαλύτερη απόκριση. [4,5,6,7]
- Τα τριγωνικά μοτίβα είχαν μεγαλύτερη απόκριση συγκριτικά με τον κύκλο και το τετράγωνο.[4]
- Οι αιχμηρές γωνίες προκαλούσαν ταχύτερη απόκριση συγκριτικά με τις καμπυλωτές γωνίες.[12]
- Τα μοτίβα με πιο σαφώς καθορισμένα περιγράμματα παρήγαγαν ταχύτερη οπτική απόκριση από τα πιο αχνά [12] όπως συνέβη και με τα συμμετρικά συγκριτικά με τα ασύμμετρα.[4]

Αρχικά ελέγχθηκε ότι, πράγματι τα μοτίβα μπορούν να επηρεάσουν τα συναισθήματα των ανθρώπων, και έγινε εστίαση στην έναρξη της επεξεργασίας της εικόνας από τον εγκέφαλο (οπτικός φλοιός) με την ανάπτυξη ενός υλικού νέας σύνθεσης το οποίο μπορεί να αλλάζει μοτίβο με έναν προκαθορισμένο τρόπο. Ακολούθως, δημιουργήθηκαν ζευγάρια με διαφοροποιημένο σχέδιο του ίδιου υφάσματος, για τον έλεγχο της υπόθεσης ενεργοποίησης/απενεργοποίησης και διαφοροποίησης ενός συγκεκριμένου συναισθήματος. Η επιλογή των 4 ζευγαριών υφασμάτων βασίστηκε σε προηγούμενα πειράματα [4] χωρίς την επίδραση του χρώματος.

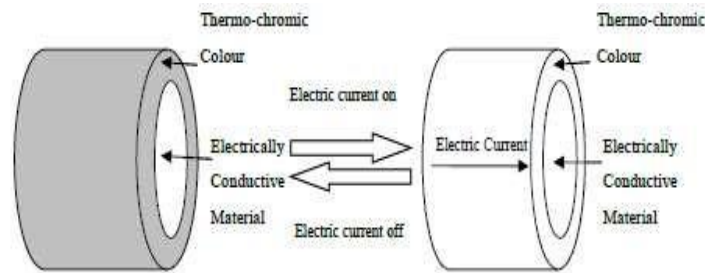
Τα δύο χαρακτηριστικά που μελετήθηκαν στα μοτίβα είναι η επαναληψιμότητα και η ένταση, τα οποία έδειξαν διαφορές στην επίδραση (ευχάριστη/δυσάρεστη) όταν άλλαζε η επαναληψιμότητα, [13] και στην οπτική απόκριση με τις μεταβολές της έντασης (άμεση/ετεροχρονισμένη).

Χρησιμοποιήθηκε ΗΕΓ (ηλεκτροεγκεφαλογράφημα) για την καταγραφή οπτικών αποκρίσεων με μέτρηση της δραστηριότητας του οπτικού φλοιού, που βρίσκεται στο οπίσθιο μέρος του εγκεφάλου και είναι το κέντρο επεξεργασίας όλων των οπτικών πληροφοριών που προσλαμβάνονται από τα μάτια μας. Για να φιλτραριστεί ο θόρυβος χρησιμοποιείται η τεχνική του μέσου όρου, όπου το πείραμα επαναλαμβάνεται πολλές φορές και λαμβάνεται ο μέσος όρος των καμπυλών ΗΕΓ. Ο μέσος όρος του εύρους των σημάτων σε κάθε χρονική στιγμή αποτελεί μία κυματομορφή, που παρουσιάζει εμμέσως, αφού στηρίζεται σε δερματικές και όχι ενδοκρανικές καταγραφές, την εγκεφαλική δραστηριότητα, η οποία προκαλείται ως απόκριση σε ένα συγκεκριμένο ερέθισμα. Τα δυναμικά αυτά ονομάζονται προκλητά δυναμικά (Evoked Potentials - EPs) ή δυναμικά σχετιζόμενα με γεγονότα (Event-Related Potentials - ERPs).[4,5,6] Μια σειρά διακριτών επαρμάτων, δηλ. κορυφών, παρατηρείται σε κάθε ERP, που ονομάζονται με ένα λατινικό γράμμα βάσει της πολικότητάς τους, N (negative) και P (positive).

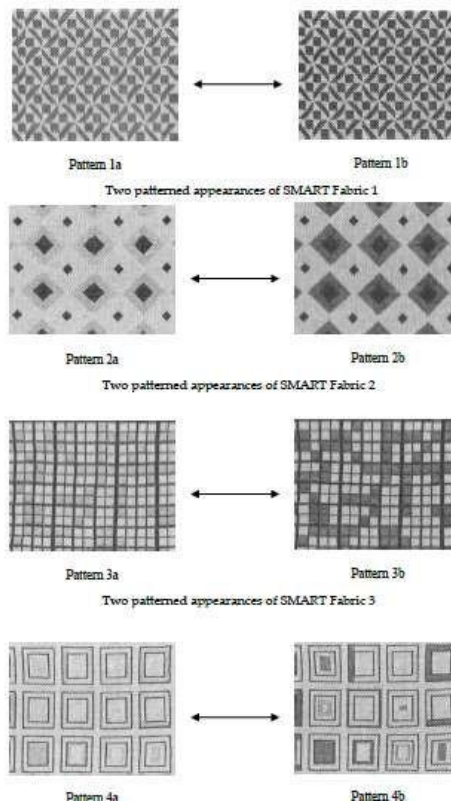
### 2.1.2 Υλικά

Το νήμα (ασημένιο νήμα χαλκού) αποτελείται από έναν πυρήνα κι ένα εξωτερικό περίβλημα. Ηλεκτρικό ρεύμα διαπερνά τον πυρήνα του νήματος

παράγοντας θερμότητα, η οποία αποδίδεται στο εξωτερικό θερμοχρωμικό περίβλημα αλλάζοντας του χρώμα. Με τη διακοπή του ηλεκτρικού ρεύματος η θερμοκρασία πέφτει και επανέρχεται το αρχικό χρώμα. Χρησιμοποιήθηκε μια θερμοχρωμική βαφή κατάλληλη για μεταλλικές επιφάνειες που εφαρμόστηκε πρώτη φορά σε υφάσματα, η οποία ψεκάστηκε με αερογράφο μέχρι να επιτευχθεί ένα ομοιόμορφο μαύρο χρώμα. Συνεπώς δημιουργήθηκε ένα υβριδικό ύφασμα από βαμβάκι (τύπου 20 tex) και χαλκό που είναι ικανό να αλλάξει χρώμα στη θερμοκρασία ενεργοποίησης 31°C, από τη θερμότητα που παράγεται από το καλώδιο χαλκού που πυροδοτεί την θερμοχρωμική επιφάνεια να αλλάξει χρώμα ομοιόμορφα από μαύρο σε άχρωμο (λευκό) και αντίστροφα σε κάτω από 40 δευτερόλεπτα. [Εικόνα 3] Στη συνέχεια, με βάση το ίδιο υλικό δημιουργήθηκαν υφάσματα με εναλλασσόμενα μοτίβα (περιοχές που αλλάζουν και περιοχές που δεν αλλάζουν χρώμα) [Εικόνα 4].



**Εικόνα 3: Μοντέλο λειτουργίας των έξυπνων ηλεκτροχρωμικών νημάτων που αλλάζουν χρώματα.[100]**



**Εικόνα 4: 4 έξυπνα υφάσματα από 2 εναλλασσόμενα μοτίβα - ίδιο σχέδιο με διακριτικές διαφορές.[100]**

Παρουσίαση των υφασμάτων της Εικόνας 4:

- 1) Ύφασμα 1ο: γεωμετρικό σχέδιο με τετράγωνα και τραπέζια, στο 1b είναι πιο έντονα.
- 2) Ύφασμα 2ο: διαμάντια, και τα δύο συμμετρικά αλλά το 2b έχει μεγαλύτερα διαμάντια και η συμμετρία φαίνεται καλύτερα.
- 3) Ύφασμα 3ο: μικρά τετράγωνα στο 3a συμμετρικά ενώ στο 3b τυχαία ασύμμετρα και ακανόνιστα σχήματα με σκουρότερη ένταση.
- 4) Ύφασμα 4ο: μεγάλα τετράγωνα σχήματα στο 4a συμμετρικά ενώ στο 4b τυχαία ασύμμετρα και ακανόνιστα τετράγωνα με σκουρότερη ένταση.

Οι βασικές διαφορές που διακρίνονται, σχετίζονται με την συμμετρία, την γεωμετρία, την ένταση και την διάταξη. Όλα τα σχήματα είναι ασπρόμαυρα ώστε να μην υπάρχει η επιρροή του χρώματος.

### **2.1.3 Πείραμα ΗΕΓ**

Σκοπός του πειράματος ήταν να μελετηθούν οι αλληλεπιδράσεις υλικού (υφάσματος) και εγκεφάλου. Με την ανάλυση των στοιχείων των προκλητών δυναμικών και τη σύγκρισή τους, μπορεί να καθοριστεί η επίδραση την αλλαγής του μοτίβου στην οπτική απόκριση του θεατή.

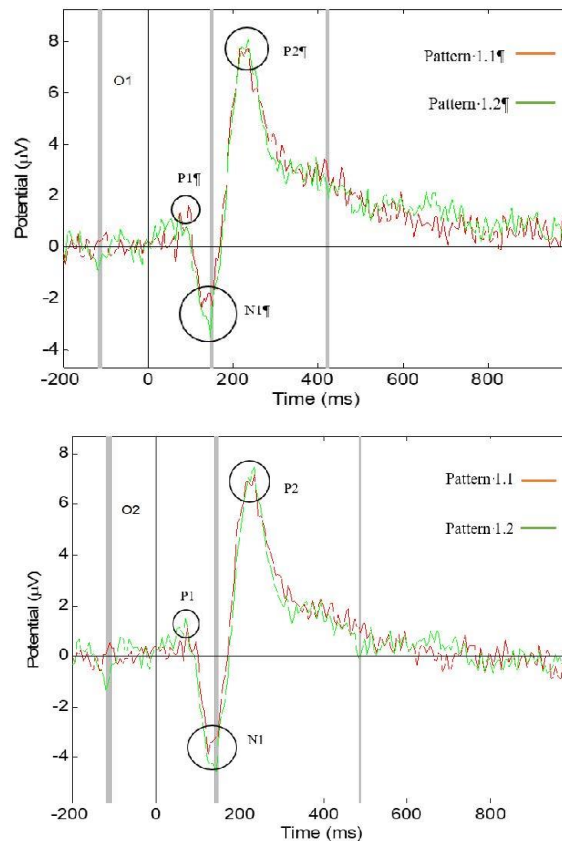
Είκοσι συμμετέχοντες εκ των οποίων 9 γυναίκες και 11 άντρες, ηλικίας 23-54 ετών, χωρίς διαγνωσμένα νοητικά προβλήματα (επεμβάσεις εγκεφάλου, ιστορικό επιληψίας, κλειστοφοβία) εκτέθηκαν στα μοτίβα ενώ η δραστηριότητα του οπτικού τους φλοιού καταγραφόταν. Η όραση όλων των συμμετεχόντων ήταν φυσιολογική ή διορθωμένη με γυαλιά οράσεως και οι συμμετέχοντες ήταν όλοι δεξιόχειρες (παίζει ρόλο στο ημισφαίριο του εγκεφάλου που χρησιμοποιείται).

#### ***Διαδικασία ΗΕΓ πειράματος***

- Τα μοτίβα σαρώθηκαν και προβλήθηκαν μέσω υπολογιστή σε γκρι φόντο στην ίδια φωτεινότητα.
- Τοποθετήθηκε ελαστικό σκουφάκι σε κάθε συμμετέχοντα για την καταγραφή του ΗΕΓ.
- Στην αρχή του πειράματος για 8sec εμφανίζονται οδηγίες προετοιμασίας με εντολές σχετικά με τα μάτια: «κλειστά μάτια», «ανοιχτά μάτια», «ανοιγοκλείσιμο ματιών» για να χαλαρώσουν τα μάτια των συμμετεχόντων κατά τη διάρκεια του πειράματος. Ακολούθησε διαδοχή 1,5 sec γκρι οθόνη – 1sec μοτίβο – 20 sec διάλειμμα μεταξύ των κύκλων. Τα μοτίβα παρουσιάζονται μπερδεμένα το καθένα 30 φορές.



- Ο κάθε συμμετέχων καθόταν αναπαυτικά σε μία πολυθρόνα απέναντι από την οθόνη ώστε τα μάτια του να είναι ευθυγραμμισμένα με τον κέντρο του μόνιτορ.
- Ο μέσος όρος (grand average) των οπτικών προκλητών δυναμικών από τη θέα των μοτίβων αναλύθηκε ανά ζευγάρια μοτίβων. Οι κυματομορφές από τα κανάλια O1 και O2 παρουσιάζονται ξεχωριστά και ξεκινούν 100 ms πριν την εμφάνιση του μοτίβου έως 1000 ms μετά. Οι κάθετες γκρι γραμμές υποδεικνύουν τις σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο ΗΕΓ με αξιοπιστία 95%. [Εικόνα 5]



**Εικόνα 5: (α) Κανάλι ηλεκτροδίου 1 (πάνω). (β) Κανάλι ηλεκτροδίου 2 (κάτω).[100]**

- Τα ακόλουθα κυρίαρχα επάρματα (κορυφώσεις) παρατηρήθηκαν σε όλες τις κυματομορφές: P1 περίπου στα 100 ms, N1 περίπου στα 150 ms και P2 μεταξύ 200-300 ms. Μετρήθηκε το εύρος (µV) και η διάρκεια/χρονική καθυστέρηση (latency) στην οποία εμφανιζόταν το έπαρμα (ms).

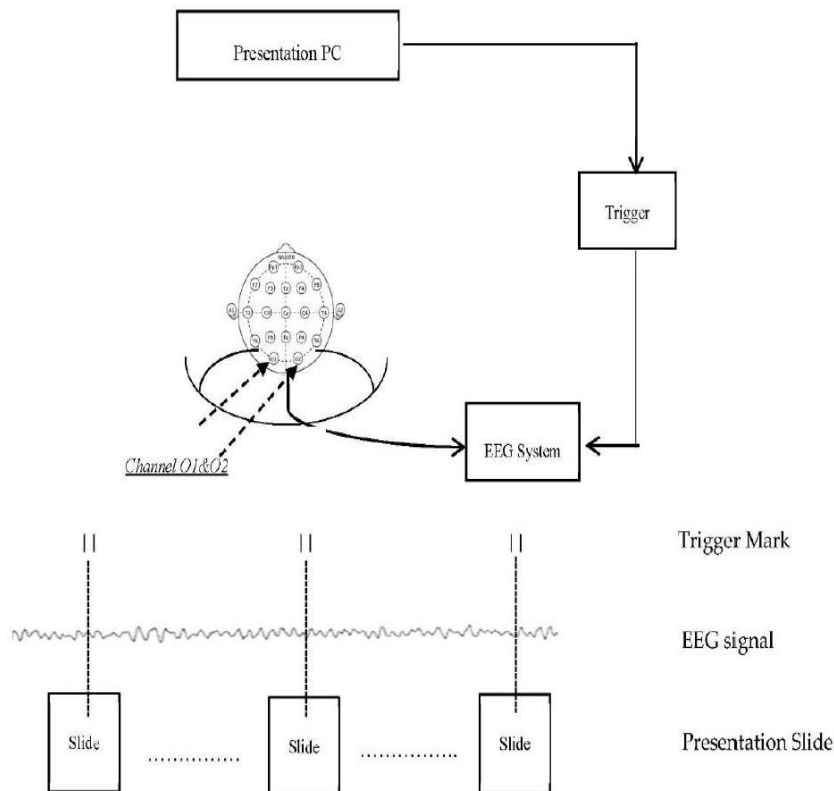
Η διαφορά την απόκρισης στην αλλαγή μοτίβου κάθε συμμετέχοντα υπολογίζεται από τον τύπο:

$$\Sigma \Delta n = Pn1 - Pn2 \quad (1)$$

όπου  $\sum \Delta n$  είναι η διαφορική απόκριση στην αλλαγή «ζεύγους» μοτίβου για το ύφασμα  $n$   $n=1,2,3,4$  και  $Pn1 - Pn2$  η διαφορά της απόκρισης των μοτίβων 1 και 2 καθενός από τα τέσσερα ζευγάρια μοτίβων υφασμάτων.

### **Ανάκτηση Δεδομένων και Επεξεργασία**

Το σκουφάκι είχε 19 ηλεκτρόδια [Εικόνα 6], η τοποθέτησή τους έγινε σύμφωνα με το διεθνές 10-20 ΗΕΓ Σύστημα.[4] Το ηλεκτρόδιο αναφοράς τοποθετήθηκε στον λοβό του αριστερού αυτιού και το ηλεκτρόδιο γείωσης μπροστά από το κανάλι Fz. Η αντίστασή τους ήταν κάτω από 20 kΩ. Τα ηλεκτρικά δυναμικά που παρήχθησαν από τις κινήσεις των ματιών των συμμετεχόντων, δηλαδή το ηλεκτρο-οφθαλμογράφημα, επίσης καταγράφηκε από ενεργά ηλεκτρόδια και ηλεκτρόδια αναφοράς. Τα αρχεία από τα σήματα του ΗΕΓ εισήχθησαν στο πρόγραμμα EEGLAB (version 11.0.4.3b) [4], έπειτα επιλέχθηκαν τα δεδομένα που καταγράφηκαν από τα ηλεκτρόδια O1 και O2, τα οποία είχαν τοποθετηθεί στον οπτικό φλοιό και εξήχθησαν τα σήματα που αντιστοιχούν στα 8 μοτίβα. Αφαιρέθηκαν οι θόρυβοι που προκλήθηκαν από τις κινήσεις των ματιών ή από παροδική μυϊκή δραστηριότητα με τη χρησιμοποίηση ειδικών τεχνικών του EEGLAB.[5]



**Εικόνα 6: Σχηματική πορεία της ανάκτησης σήματος.[30]**

### **2.1.4 Αποτελέσματα**

Οι συγκρίσεις των τριών κυρίαρχων επαρμάτων των Οπτικών Προκλητών Δυναμικών: P1, N1 και P2 που ανταποκρίνονται στα δύο μοτίβα του κάθε υφάσματος έδειξαν σημαντικές διαφορές στην χρονική καθυστέρηση και το εύρος τους.[Εικόνα 5] Πιο αναλυτικά, οι διαφορές αυτές είναι οι εξής:

*Διαφορές στα Οπτικά Προκλητά Δυναμικά από τα Μοτίβα 1a,b του υφάσματος 1:*

Τα πιο καθαρά και καλώς οριζόμενα μοτίβα προκαλούν ένα πιο γρήγορο και μεγάλο έπαρμα N1 ενώ τα πιο αχνά μοτίβα προκαλούν ένα γρηγορότερο έπαρμα P2.

*Διαφορές στα Οπτικά Προκλητά Δυναμικά από τα Μοτίβα 2a,b του υφάσματος 2:*

Η αλλαγή της έντασης ενός μοτίβου που συμβαίνει με την αλλαγή του μεγέθους των στοιχείων που το αποτελούν, προκαλεί διαφορετικές αποκρίσεις στον οπτικό φλοιό, όπου τα πιο έντονα μοτίβα προκαλούν μεγαλύτερα επάρματα N1 και P2.

*Διαφορές στα Οπτικά Προκλητά Δυναμικά από τα Μοτίβα 3a,b του υφάσματος 3:*

Και τα δύο μοτίβα περιέχουν μικρά τετράγωνα του ίδιου μεγέθους. Στο 3a είναι ένα συμμετρικό επαναλαμβανόμενο μοτίβο ενώ στο 3b είναι τυχαία τοποθετημένα χωρίς συμμετρία τα τετράγωνα, κάποια χρωματισμένα με έντονο μαύρο χρώμα. Τα συμμετρικά μοτίβα με τα επαναλαμβανόμενα στοιχεία προκαλούν γρηγορότερο και μεγαλύτερο N1.

*Διαφορές στα Οπτικά Προκλητά Δυναμικά από τα Μοτίβα 4a,b του υφάσματος 4:*

Τα μοτίβα του 4ου υφάσματος αποτελούνται από μεγάλα τετράγωνα σχήματα, με το 4a να έχει συμμετρική δομή στα επαναλαμβανόμενα σχέδια ενώ το 4b έχει τα ίδια σχήματα χωρίς όμως να επαναλαμβάνονται, μερικά χρωματισμένα μαύρα κι επίσης μικρά τετράγωνα μέσα στα μεγαλύτερα. Άρα το 4b είναι πιο περίπλοκο και ασύμμετρο από το 4a. Το πιο απλό και συμμετρικό μοτίβο σχετίζεται με γρηγορότερη και μεγαλύτερη απόκριση από τον εγκέφαλο.

Συνεπώς η εναλλαγή των μοτίβων στα υφάσματα 1 και 2 παράγει μεγαλύτερη N1 απόκριση στον οπτικό φλοιό επειδή το μοτίβο αλλάζει από ανοιχτό και απαλό σε σκουρότερο και με μεγαλύτερη αντίθεση. Αυτό δεν παρατηρείται στο ύφασμα 3, όπου οι συμμετρικές δομές του μοτίβου προκαλούν μεγαλύτερη απόκριση στον οπτικό φλοιό. Το ίδιο αποτέλεσμα παρατηρείται και στο ύφασμα 4. Αυτά τα ευρήματα είναι σε συμφωνία με μελέτες στη βιβλιογραφία πάνω στη συμμετρία/ασυμμετρία του ερεθίσματος [14], όπου έχει βρεθεί ότι το ανθρώπινο οπτικό σύστημα εντοπίζει και επεξεργάζεται ευκολότερα τα συμμετρικά μοτίβα σε αντίθεση με τα ασύμμετρα, όπως επίσης και με μία μελέτη σχετικά με την ένταση των μοτίβων όσον αφορά το εύρος και τη χρονική καθυστέρηση της απόκρισης του οπτικού φλοιού. [15,16] Αυτό εικάζεται ότι θα μπορούσε να έχει άμεση σύνδεση με τα συναισθήματα της ευχαρίστησης και της χαράς.

### **2.1.5 Συζήτηση και συμπεράσματα**

Από το πείραμα προκύπτουν τα εξής: Οι ιδιότητες των συνιστωσών N1 και P1 θεωρούνται εξωγενείς, δηλαδή σχετίζονται καθαρά με αισθητηριακή επεξεργασία.[6] Η διαδικασία συμβαίνει περίπου 100ms από την παρουσίαση του ερεθίσματος και θεωρείται ότι επηρεάζεται από τις φυσικές ιδιότητες του. Όμως κάποιοι ερευνητές πιστεύουν ότι αυτές οι συνιστώσες μπορεί να είναι ενδογενείς και συνεπώς να ενισχύονται από την προσοχή.[6] Αν και κατά κοινή ομολογία η συνιστώσα P2 σχετίζεται με την επικαιροποίηση της μνήμης, λαμβάνεται υπόψιν μόνο η άποψη ότι η επεξεργασία του ερεθίσματος περνάει από έναν αριθμό παράλληλων ή ιεραρχικών σταδίων που περιλαμβάνουν:

- α) την κωδικοποίηση του μοτίβου,
- β) την αναγνώριση του,
- γ) την ταξινόμηση του και
- δ) την αξιολόγηση των εργασιών που ακολουθείται από την επιλογή της απόκρισης και την εκτέλεση της.

Συμπερασματικά, πρέπει να υπάρχουν δύο στάδια: 1ον ουδέτερος εντοπισμός του μοτίβου και 2ον η χρησιμοποίηση του, αναγνωρίζοντας ότι συμβαίνει παράλληλα κάποια επεξεργασία.

Σαν γενικά συμπεράσματα που μπορούν να προκύψουν επίσης, είναι ότι:

- Α) τα αποτελέσματα αυτών των πειραμάτων έχουν υψηλό επίπεδο αξιοπιστίας.
- Β) ο εγκέφαλος αντιδρά σταθερά διαφορετικά στα πράγματα που βλέπει. Οι λεπτομέρειες των αντικειμένων, όπως φάνηκε στην περίπτωση των μοτίβων, είναι σημαντικές για τον εγκέφαλο: τα έξυπνα υφάσματα το επιδεικνύουν αυτό πολύ καλά αλλάζοντας από ένα μοτίβο σε ένα αντίθετο δοκιμάζοντας έτσι την υπόθεση.
- Γ) Έχοντας ως δεδομένο τις παραμέτρους των αντικειμένων που επηρεάζουν τον οπτικό εγκέφαλο, μπορεί να σχεδιαστεί οποιοδήποτε αντικείμενο. Σε αυτό το πλαίσιο εικάζεται ότι τα έξυπνα υφάσματα μπορούν να αλλάξουν τα συναισθήματα μεταπηδώντας από ένα μοτίβο σε ένα άλλο.

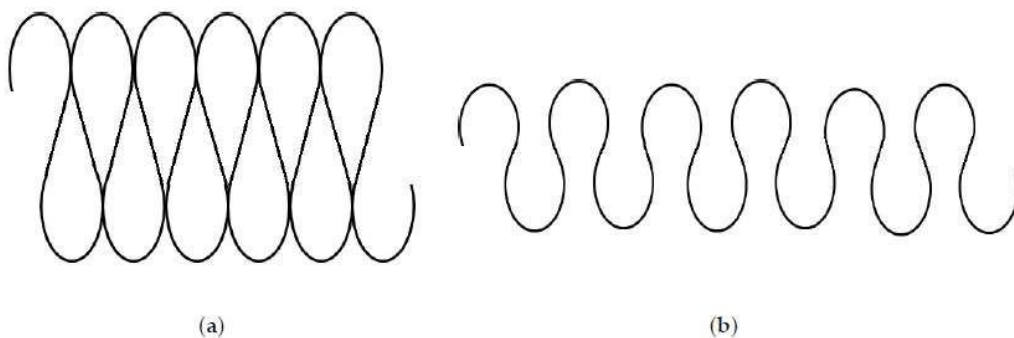
Η ίδια ιδέα μπορεί να επεκταθεί στο χρώμα, στο σχήμα, στην υφή και στη γεύση.

## 2.2 Υφασμάτινος αισθητήρας καταπόνησης

Επιστημονικό άρθρο αναφοράς: *Tangsirinaruenaart, O., & Stylios, G. (2019). A novel textile stitch-based strain sensor for wearable end users. Materials, 12(9), 1469* (βιβλιογραφική αναφορά 101).

### 2.2.1 Εισαγωγή

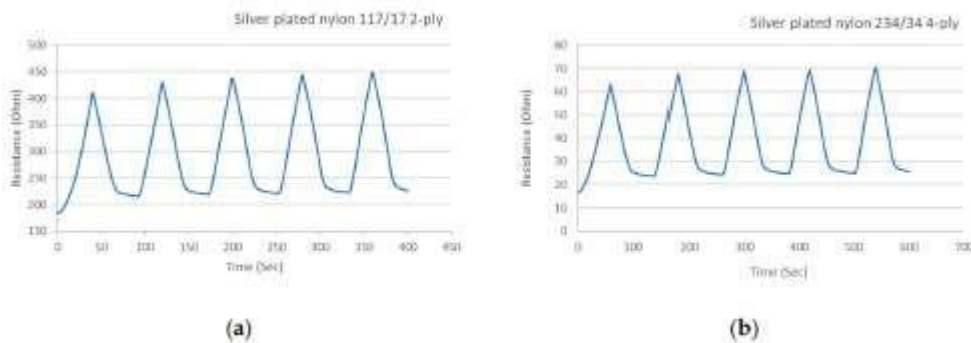
Πολλοί διαφορετικοί τύποι φορετών διατάξεων έχουν κατασκευαστεί μέχρι στιγμής, λόγω της ανάγκης του τομέα της βιοϊατρικής για πολυλειτουργικότητα. Τέτοιου είδους διατάξεις, και συγκεκριμένα αισθητήρες, περιλαμβάνουν πιεζοηλεκτρικές ταινίες, αισθητήρες πυκνωτών και υφασμάτινους αισθητήρες. Παρόλο που οι πιεζοηλεκτρικές ταινίες και οι αισθητήρες πυκνωτών έχουν υψηλή ευαισθησία, χαμηλή κατανάλωση ενέργειας και ικανότητα προσαρμογής, μειονεκτούν σε διάρκεια αντοχής, ελαστικότητα και επηρεάζονται από εξωτερικούς θορύβους [17,18,19]. Όμως οι παραπάνω αισθητήρες είναι «ραμμένοι» επί του ρούχου/υφάσματος. Αντιθέτως, οι υφασμάτινοι αισθητήρες (δηλ. αυτοί που το ευαίσθητο υλικό είναι το ίδιο το νήμα πλέξης του υφάσματος, ή μέρος του) προσφέρουν άνεση και ελαστικότητα χωρίς να εμποδίζουν τον χρήστη στις καθημερινές του δραστηριότητες. Επιπροσθέτως, μπορούν να τροποποιηθούν και να σχεδιασθούν σε πολλές εκδοχές. Μια ενδιαφέρουσα εκδοχή που αξίζει να μελετηθεί, είναι ένας αισθητήρας αντοχής καταπόνησης (καταπόνηση: εφελκυσμός ή σύνθλιψη), ο οποίος, όταν συμβαίνουν αλλαγές στις μηχανικές ιδιότητες (που στην συνέχεια οδηγούν σε αλλαγή ηλεκτρικής αντίστασης) ενός υλικού εξαιτίας μίας καταπόνησης, ανιχνεύει την έκταση, την μετατόπιση, και την τάση ενώ παράλληλα είναι εύκαμπτος και μπορεί να φορεθεί στο σώμα του χρήστη[20]. Σκοπός της μελέτης που παρουσιάζουμε ήταν να εξεταστεί η κατά το δυνατόν καλύτερη δομή πλεξίματος, που επιτρέπει να μετρηθούν η παραμόρφωση που προκάλεσε μια καταπόνηση και οι ηλεκτροχημικές ιδιότητες του συστήματος ενώ το υλικό του αισθητήρα παραμένει εύκαμπτο. Το παραπάνω επιτεύχθηκε μελετώντας τα χαρακτηριστικά από διάφορες συνθέσεις ραφών αγωγίμων νημάτων.



**Εικόνα 7: Μοντέλο ραφής αγωγίμου υφάσματος: α) στην θέση χαλάρωσης, β) στην θέση τεντώματος [4,18,23].**

### 2.2.2 Υλικά

Στόχος της μελέτης ήταν να βρεθεί μια σύνθεση ραφής η οποία θα έχει ταυτόχρονα ελαστικότητα και καλή ηλεκτρική απόδοση. Η σύνθεση αυτή πραγματοποιείται με αγώγιμο νήμα το οποίο φτιάχνεται από υφάσματα με μονόκλωνες κλωστές. Το πείραμα ξεκίνησε με έξι διαφορετικά υφάσματα, έτσι ώστε να βρεθεί το βασικό ύφασμα με την μεγαλύτερη «ελαστική αποκατάσταση» (δηλ. δυνατότητα επαναφοράς στην αρχική του διάσταση). Με 93% ελαστική αποκατάσταση ένα ύφασμα από νάιλον (4.44 tex/2-ply) με μια συνθετική ίνα Spandex (7.78 tex) και βάρος 260γρ/μ<sup>2</sup> αποδείχθηκε ιδανικό για χρήση σαν ύφασμα υποστρώματος του αισθητήρα. Εξετάστηκαν επίσης και άλλες τροποποιήσεις, όπως ζιγκ-ζαγκ ραφές, αλυσιδωτές ραφές πολλαπλών νημάτων με διπλές βελονιές, ραφή με υπερκάλυψη τεσσάρων νημάτων στην άκρη της και μια αλυσιδωτή επικαλυπτική ραφή με τριπλόκλωνη βελονιά. Το επάργυρο νάιλον (117/17 2-ply) και (234/34 4-ply) ήταν οι δύο τύποι αγώγιμων νημάτων που χρησιμοποιήθηκαν [Εικόνα 7]. Οι ιδιότητες και των δύο (ελαφριά, ελαστικά, μαλακά, ανθεκτικά) όπως και η ικανότητα τους να μην παραμορφώνονται μόνιμα όταν δεχθούν μηχανική τάση, τα καθιστούν ιδανικά για χρήση σε ραπτομηχανή. Άλλο ένα ενδιαφέρον στοιχείο, ήταν ότι τιμή της αντίστασης και των δύο νημάτων αυξανόταν κατά το τέντωμα (φόρτωση) και μειωνόταν κατά την χαλάρωση (εκφόρτωση)[Εικόνες 8,9]. Αυτό εξάλλου είναι το βασικό τους χαρακτηριστικό που τους επιτρέπει την χρήση ως μηχανο-ηλεκτρικών αισθητήρων.



**Εικόνα 8: Απόδοση των υφασμάτων κατά την διάρκεια των 5 κύκλων.**

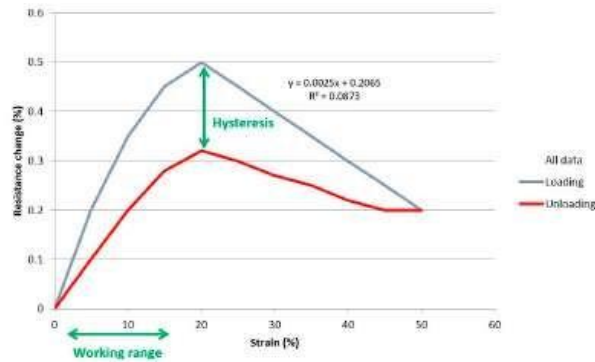
**(a) 117/17 2-ply (b) 234/34 4-ply.[101]**

### 2.2.3 Πειραματικές μέθοδοι

#### ***Χαρακτηριστικά και παράμετροι που μετρήθηκαν:***

Για να αξιολογηθεί η λειτουργία του αισθητήρα με κάθε νήμα ξεχωριστά και να συγκριθούν έπειτα μεταξύ τους, λήφθηκαν υπόψιν οι παρακάτω παράμετροι:

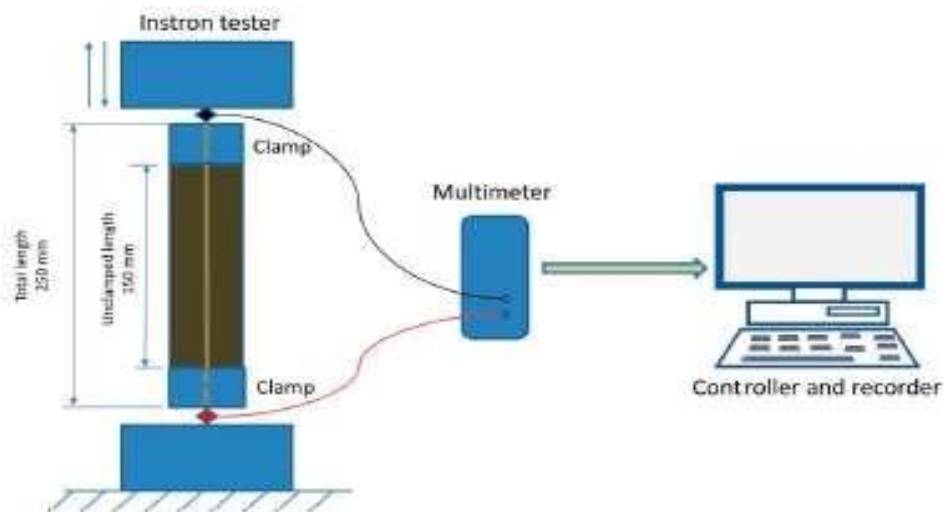
- **Εύρος λειτουργίας:** Όταν πρέπει να διευκρινιστεί η καταλληλότητα χρήσης ενός αισθητήρα, εξετάζεται το εύρος λειτουργίας του αισθητήρα. Ένας αισθητήρας με εύρος λειτουργίας που αρχίζει από την θέση χαλάρωσης είναι πιο χρήσιμος από έναν αισθητήρα με εύρος λειτουργίας ανάμεσα σε δύο θέσεις τεντώματος.
- **Μονοτονικότητα:** Ένας αισθητήρας είναι πιο χρήσιμος εάν είναι μονοτονικός. Αυτό σημαίνει ότι οι μεταβολές της αντίστασης βρίσκονται σε μια σταδιακά αυξανόμενη τιμή προς τα πάνω ή προς τα κάτω, όταν η καταπόνηση αυξάνεται ή μειώνεται αντίστοιχα.
- **Παράγοντας «gauge»:** Η σχετική μεταβολή της αντίστασης ενός αγωγού-αισθητήρα, που αλλάζει ανάλογα με την σχετική μεταβολή του μήκους του (καταπόνηση). Η σχέση αυτή δίνεται από την εξίσωση του παράγοντα gauge. Ο ιδανικός αισθητήρας θα έχει υψηλή τιμή του παράγοντα gauge (υψηλή ευαισθησία), έτσι ώστε οι μεταβολές στην αντίσταση να είναι μεγαλύτερες σε σχέση με τις μεταβολές της καταπόνησης από όσο σε αισθητήρες με χαμηλή τιμή του παράγοντα gauge.
- **Γραμμικότητα:** σημαίνει ότι η καμπύλη που συνδέει αντίσταση με καταπόνηση είναι γραμμική, δηλ. η ευαισθησία σταθερή. Μάλιστα αν η τιμή της ευαισθησίας είναι μεγάλη αυτό είναι ιδιαίτερος επιθυμητό. Γνωρίζοντας τον συντελεστή μετατροπής (ευαισθησία), λόγω γραμμικότητας καθίσταται εύκολο να υπολογιστεί η καταπόνηση έχοντας ως δεδομένο οποιαδήποτε μέτρηση αντίστασης.
- **Υστέρηση:** Η υστέρηση ενός αισθητήρα είναι η διαφορά μεταξύ της αντίστασης σε οποιαδήποτε καταπόνηση του κύκλου φόρτωσης (τέντωμα) και της αντίστασης της ίδιας καταπόνησης στον κύκλο εκφόρτωσης (χαλάρωμα). Ιδανικά ο αισθητήρας θα έχει την ίδια αντίσταση σε αυτό το σημείο καταπόνησης ανεξαρτήτως του κύκλου που βρίσκεται, με αποτέλεσμα αυτή η τιμή καταπόνησης να μπορεί να μετρηθεί με μία τιμή αντίστασης, χωρίς να χρειάζεται να γνωρίζουμε σε ποια φάση είναι ο αισθητήρας, το οποίο δεν θα ήταν πρακτικό.
- **Επαναληψιμότητα:** Οποιαδήποτε μεταβολή προς τον αριθμό των κύκλων/επαναλήψεων μειώνει την ικανότητα επαναληψιμότητας. Στην προκειμένη περίπτωση συγκρίθηκαν οι μεταβολές της αντίστασης στην φάση ηρεμίας και οι μεταβολές του παράγοντα gauge μεταξύ 2ου και 99ου κύκλου.



**Εικόνα 9:** Τυπικό παράδειγμα γραφήματος της μεταβολής της αντίστασης (%) και της καταπόνησης (%) για να καθοριστούν τα χαρακτηριστικά του αισθητήρα.[101]

### 2.2.4 Πειραματικές συσκευές και διαδικασία

Για να μετρηθεί η ανταπόκριση της ηλεκτρικής αντίστασης στους κύκλους φόρτωσης και επαναφοράς, τα διάφορα είδη αισθητήρων “στριμώχτηκαν” ανάμεσα στους «σιαγόνες» ενός ειδικού μηχανήματος (Instron 3345 Tensile Tester), του οποίου ο ρυθμός δειγματοληψίας ισούται με 1Hz περίπου, κάτι που φαίνεται στο πολύμετρο που είναι συνδεδεμένο με τα άκρα του αισθητήρα [Εικόνα 10]. Κάθε τεστ πραγματοποιήθηκε με ταχύτητα έκτασης στα 200mm/min και στο 50% της επέκτασης για 10 κύκλους. Για να κατανοηθεί καλύτερα η επαναληψιμότητα των δειγμάτων έγιναν τεστ 100 επιπλέον κύκλων.



**Εικόνα 10:** Διάρθρωση πειραματικού κυκλώματος.[101]

### 2.2.5 Ανάλυση δεδομένων

Από τα καταγεγραμμένα δεδομένα, η έκταση και η αντίσταση κάθε τύπου ραφής μετατράπηκε σε ποσοστό καταπόνησης και ποσοστό μεταβολής της αντίστασης χρησιμοποιώντας τον ακόλουθο τύπο:



$$\varepsilon (\%) = (\Delta I/I) \times 100,$$

όπου  $\Delta I$ =τιμή έκτασης από το δυναμόμετρο,  $I$  = μήκος υφάσματος σε ηρεμία.

Η μεταβολή της αντίστασης δίνεται από τον τύπο:

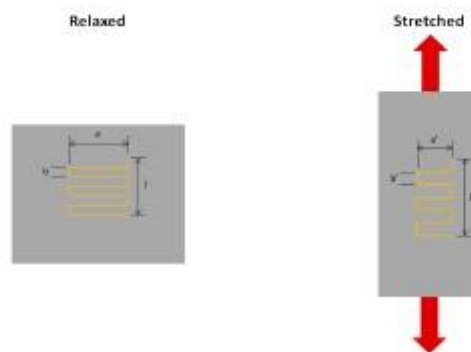
$$\text{Resistance Change } (\%) = (\Delta R/R) \times 100$$

Όπου  $\Delta R$ =αντίσταση(τελική)-αντίσταση(αρχική),  $R$ =αρχική αντίσταση.

Για κάθε δείγμα ‘έτρεξαν’ πολλοί κύκλοι, εξαιτίας των εναλλαγών μεταξύ των κύκλων. Για να υπολογιστεί η αντίσταση κάθε δείγματος, οι διάφοροι κύκλοι αθροίστηκαν για να δημιουργηθεί ένας κοινός κύκλος «μέσης τιμής». Το ίδιο συνέβη και για τα τις τιμές της καταπόνησης. Ακολούθως σχεδιάστηκε το γράφημα των μέσων τιμών, και τραβήχτηκε η γραμμή της εξίσωσης η οποία μας έδωσε την τιμή του παράγοντα gauge.

### **2.2.6 Αποτελέσματα, ανάλυση και συζήτηση**

Μελετώντας τα γραφήματα των ποσοστών μεταβολής της αντίστασης σε σχέση με την καταπόνηση για κάθε τύπο ραφής, αντιλαμβανόμαστε ότι η ραφή τύπου (304), που χρησιμοποιεί αγωγίμο νήμα με διπλές βελονιές, έδειξε υψηλή γραμμικότητα και μονοτονία, χαμηλή υστέρηση, υψηλό παράγοντα gauge, και ένα εύρος λειτουργίας που εύκολα μπορεί να ξεπεράσει το 50% του τεντώματος. Παρομοίως, η ραφή τύπου (506) σε συνδυασμό με το αγωγίμο νήμα των τετραπλών βελονιών παρουσίασε ίδια χαρακτηριστικά. Οι υπόλοιπες ραφές αντίθετα, όταν τεντώθηκαν παρουσίασαν μία αύξηση στην αντίσταση ακολουθούμενη από μία μείωση. Μία πιθανή εξήγηση για την αρχική αύξηση της αντίστασης είναι ότι, όταν το ύφασμα τεντώνεται, οι επαφές μεταξύ των αγωγίμων νημάτων ανοίγουν, προκαλώντας μια αύξηση στο αγωγίμο μονοπάτι εξαιτίας της κίνησης των αντιστατικών σημείων κατά σειρά και όχι παράλληλα. Από μία άλλη οπτική, μία πιθανή εξήγηση για την μείωση στην αντίσταση, είναι ότι το τέντωμα του υφάσματος προκαλεί μείωση στο μήκος του αγωγίμου νήματος. Αυτό εξαρτάται και από την διάρθρωση του υφάσματος, πόσο μάλλον όταν υπάρχουν και διαρθρώσεις υφασμάτων στις οποίες όταν τεντωθεί το ύφασμα προκαλείται μία αύξηση στο μήκος του αγωγίμου νήματος και κατά συνέπεια και της αντίστασης.



***Εικόνα 11: Παραμόρφωση του αγωγίμου νήματος.[101]***

Συνοψίζοντας, εάν η διάρθρωση του υφάσματος έχει περισσότερο αγώγιμο νήμα απλωμένο κατά το πλάτος του υφάσματος [Εικόνα 11], και λιγότερο κατά την διεύθυνση του τεντώματος, θα προκαλέσει μεγαλύτερο ποσοστό αγώγιμου νήματος να μειωθεί σε μήκος και έτσι θα μειωθεί και η αντίσταση.

Παρατηρήθηκε επίσης ότι το ύφασμα με τις τετραπλές βελονιές είχε μικρότερη αντίσταση από αυτό με τις διπλές βελονιές επειδή με τις διπλές βελονιές, σε σχέση με τις τετραπλές, υπάρχει μείωση στην αγώγιμη επιφάνεια που βοηθάει το ρεύμα να κυκλοφορήσει. Υφάσματα με υψηλή αρχική αντίσταση όπως το 506 και το 605 με διπλές βελονιές, έχουν περισσότερες αυξομειώσεις στην αντίσταση με τις μεταβολές της καταπόνησης. Οι αισθητήρες υψηλής αντίστασης έχουν χαμηλότερο παράγοντα gauge. Το 605 είχε χαμηλή υστέρηση και καλή τιμή  $R^2$  (υψηλή γραμμικότητα) ενώ το 506 είχε την μεγαλύτερη υστέρηση.

Άλλη παρατήρηση ήταν ότι για τους περισσότερους τύπους υφασμάτων, αφού τεντωθεί το ύφασμα, δεν επανέρχεται πλήρως στην αρχική του μορφή. Οι επαφές μεταξύ των ραφών μειώνονται και αυτό προκαλεί μία αύξηση στο αγώγιμο μονοπάτι, και ως εκ τούτου αυξάνεται και η αντίσταση. Συνεπώς, έπειτα από κάθε κύκλο η αντίσταση αυξάνεται. Ο βαθμός όμως, της αύξησης της αντίστασης εξαρτάται από τον τύπο ραφής ο οποίος με την σειρά του εξαρτάται από τον αριθμό των επαφών μεταξύ των βελονιών, πριν και μετά το τέντωμα. Κάποιοι αισθητήρες έχουν παρόμοια τιμή παράγοντα gauge, αλλά έχουν διαφορετικές ιδιότητες[21]. Το ύφασμα 304 είχε τα πιο “δυνατά” αποτελέσματα κατά την φάση ηρεμίας του, εξαιτίας της κυκλικής επαφής του που σπάει σταδιακά. Το ύφασμα 605 είχε τα λιγότερο ομοιόμορφα αποτελέσματα επειδή η κυκλική επαφή έσπασε ξαφνικά. Αυξάνοντας την πυκνότητα του υφάσματος, παρατηρείται η μείωση του προηγούμενου φαινομένου σε όλα τα υφάσματα.

## **2.3 Υβριδικό υφασμάτινο ηλεκτρόδιο για ηλεκτροκαρδιογράφημα και καταγραφή κίνησης**

Επιστημονικό άρθρο αναφοράς: *An, X., & Stylios, G. K. (2018). A hybrid textile electrode for electrocardiogram (ECG) measurement and motion tracking. Materials, 11(10), 1887* (βιβλιογραφική αναφορά 102).

Οι εξελίξεις στην τεχνολογία (π.χ. σμίκρυνση ηλεκτρονικών, πρόοδος τεχνητής νοημοσύνης) καθιστούν πλέον δυνατή την δημιουργία ατομικών συστημάτων παρακολούθησης της υγείας. Οι φορετές διατάξεις και τα υφασμάτινα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούν όλα τα διαθέσιμα μέσα (φορητές ηλεκτρονικές διατάξεις, ασύρματες επικοινωνίες) και δείχνουν ικανά μέσα για χρήση σε εφαρμογές μακροπρόθεσμης παρακολούθησης της υγείας του ασθενούς, όπως το ηλεκτροκαρδιογράφημα και η καταγραφή κίνησης. Τα υφασμάτινα ηλεκτρόδια φτιάχνονται συνήθως από αγώγιμα νήματα μέσω διαδικασιών ύφανσης. Σε περίπτωση που τα νήματα δεν είναι αγώγιμα εκτυπώνονται αγώγιμα πολυμερή πάνω τους. Συνήθως τα υφασμάτινα ηλεκτρόδια είναι πλεκτά [22-24]. Αν συγκρίνουμε τα πλεκτά με τα υφαντά ηλεκτρόδια, θα διαπιστωθεί ότι τα πλεκτά έχουν μικρότερη αντίσταση επαφής [25]. Στις μετρήσεις με ηλεκτρόδια παίζουν ρόλο πολλοί παράγοντες, με αποτέλεσμα να μην υπάρχει ιδανικό ηλεκτρόδιο για μέτρηση ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Ένας από τους πολλούς παράγοντες είναι το υλικό του υφασμάτινου ηλεκτροδίου, όπου σε πολλές μελέτες χρησιμοποιούνται επάργυρα υλικά [23,26,27]. Άλλο ένα συνηθισμένο υλικό για το ηλεκτρόδιο είναι το ανοξειδωτο ατσάλι [28], σε ποσοστά 100% ή 20%. Τέλος άλλα δύο συνηθισμένα υλικά ηλεκτροδίων που συναντάμε συχνά είναι ο χαλκός [29] και τα αγώγιμα πολυμερή [30].

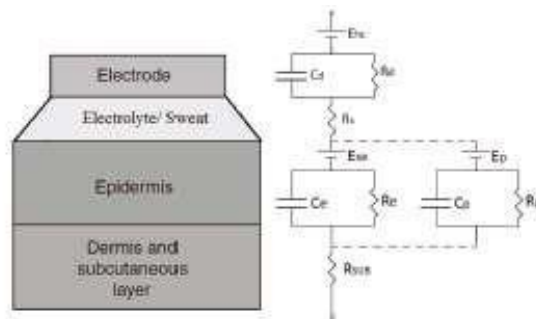
Σε αντίθεση με τα συμβατικά ηλεκτρόδια, τα υφασμάτινα είναι εύκαμπτα, μαλακά και διαπνέοντα καθιστώντας πιο βολική την χρήση τους. Επίσης επειδή ενσωματώνονται στην συσκευή, δεν υπάρχει ανάγκη χρήσης αυτοκόλλητου από τον χρήστη το οποίο ενδεχομένως να προκαλούσε ερεθισμό ή αλλεργική αντίδραση.

### **2.3.1 Δομή**

Το υβριδικό ηλεκτρόδιο που παρουσιάζεται, αποτελείται από δύο μέρη. Το υφασμάτινο ηλεκτρόδιο που είναι υπεύθυνο για την εκτέλεση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, και τον αισθητήρα κίνησης που καταγράφει την κίνηση και τις δραστηριότητες του ασθενούς. Είναι η πρώτη φορά που δοκιμάζεται ενσωματωμένος αισθητήρας κίνησης μέσα στο υφασμάτινο ηλεκτρόδιο. Ένα πλεονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι, ότι τα σήματα κίνησης που καταγράφονται ταυτόχρονα με τα σήματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος βοηθούν στην έγκαιρη διάγνωση των καρδιοπαθειών. Μετά την τοποθέτηση δηλαδή του υφασμάτινου ηλεκτροδίου στο στήθος του ασθενούς, για να δουλέψει το ηλεκτροκαρδιογράφημα, ο αισθητήρας κίνησης παρέχει επιπλέον πληροφορίες για την αναπνοή του

ασθενούς μέσω της κίνησης του στήθους του, μια παράμετρος που συνδέεται με καρδιοπάθειες. Ακόμη, δίνεται η δυνατότητα στον καρδιολόγο να συσχετίσει καρδιακά συμβάντα με καταστάσεις που σχετίζονται με την κίνηση και την εν γένει σωματική δραστηριότητα του ασθενούς (π.χ. έντονη άσκηση, ορθοστασία) όταν το ηλεκτροκαρδιογράφημα δείξει μία ανωμαλία. Τέλος, μέσω της καθημερινής καταγραφής των φυσικών δραστηριοτήτων και των καρδιακών παλμών, μπορεί να προληφθεί ο ξαφνικός θάνατος ασθενούς που πάσχει από στεφανιαία νόσο διότι αυτή οφείλεται σε κόπωση λόγω σωματικής άσκησης [31-33].

Λόγω της μη ύπαρξης κάποιας γέλης όπως στα συμβατικά ηλεκτρόδια είναι μεγαλύτερη η αντίσταση στην επαφή μεταξύ ηλεκτροδίου και δέρματος [Εικόνα 12]. Γενικά λόγω της διαφορετικής δομής υπάρχει και διαφορά στα χαρακτηριστικά μεταξύ συμβατικών και υφασμάτινων ηλεκτροδίων. Στο άρθρο μελετήθηκαν οι ιδιότητες του υφασμάτινου ηλεκτροδίου όπως και το υλικό και το μέγεθος του. Κατασκευάστηκε επίσης ένα πιλοτικό υφασμάτινο ηλεκτρόδιο στο οποίο ενσωματώθηκε ο αισθητήρας κίνησης μέσω μίας εύκαμπτης τυπωμένης πλακέτας κυκλώματος.



**Εικόνα 12: Το ηλεκτρικό ισοδύναμο της επαφής ο ηλεκτροδίου-δέρματος του υφασμάτινου ηλεκτροδίου. [32].**

Επειδή τα ηλεκτρόδια έρχονται σε επαφή με το ανθρώπινο σώμα σαν αντιστάσεις, πρέπει να υπάρχει μία μεταλλική επαφή η οποία θα λειτουργεί ως ηλεκτρική αντίσταση. Στην περίπτωση μας η μεταλλική επαφή αυτή είναι μέσα στο νήμα του υφασμάτινου ηλεκτροδίου ή έχει γίνει ηλεκτρόλυση της μέσα στο ύφασμα. Οπότε οι ηλεκτροχημικές αντιδράσεις του υφασμάτινου ηλεκτροδίου με το ανθρώπινο δέρμα είναι ίδιες με αυτές που έχει και το συμβατικό ηλεκτρόδιο με το δέρμα. Αυτό επίσης συμβαίνει και γιατί ενώ δεν χρησιμοποιείται κάποια γέλη όπως προαναφέρθηκε, ο ανθρώπινος ιδρώτας και η υγρασία του δέρματος μπορούν να λειτουργήσουν σαν ένα στρώμα ηλεκτρολύτη μεταξύ ηλεκτροδίου και δέρματος.[34]

Επειδή παρατηρείται μεγάλο ποσοστό θορύβου στα ηλεκτροκαρδιογραφήματα, εξαιτίας των διαφορετικών αντιστάσεων που έχουν τα διάφορα μέρη του σώματος, κρίνεται αναγκαία η μείωση της αντίστασης ηλεκτροδίου [35]. Αυτό επιτυγχάνεται με την επιλογή ηλεκτροδίου το οποίο

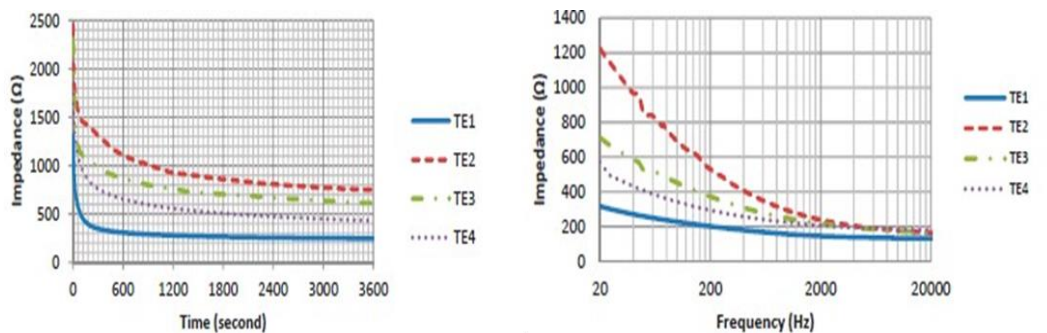
θα διαθέτει χαρακτηριστικά χαμηλής αντίστασης στην διεπαφή δέρματος-ηλεκτροδίου.

### 2.3.2 Υλικό ηλεκτροδίου

Το υλικό του ηλεκτροδίου επιλέγεται βάσει της βιοσυμβατότητας του, λόγω του ότι έρχεται σε επαφή με το ανθρώπινο δέρμα, για αυτό υπάρχει προτίμηση σε αγώγιμα υφάσματα φτιαγμένα από επάργυρα νάιλον νήματα τα οποία προσφέρουν αντιβακτηριδιακή και φιλική προς το δέρμα του ασθενούς δράση [36-39].

### 2.3.3 Πειραματική μέθοδος

Χρησιμοποιείται ένα ομοίωμα δέρματος, ούτως ώστε να εντοπιστούν και να αποφευχθούν οι αυξομειώσεις της αντίστασης που οφείλονται στην ποικιλότητα του ανθρώπινου δέρματος [40-42]. Τέσσερα διαφορετικά υφασμάτινα ηλεκτρόδια δοκιμάστηκαν πάνω στο ανδρικό δέρμα [Εικόνα 14].



*Εικόνα 13: Εξέλιξη της αντίστασης διεπαφής ηλεκτροδίου-δέρματος στον χρόνο (αριστερά). Φάσμα αντίστασης διεπαφής ηλεκτροδίου-δέρματος (δεξιά).[102]*



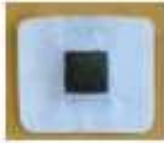

### 2.3.4 Αποτελέσματα και συζήτηση

Το σύνολο των ηλεκτροδίων είχε μια κοινή πορεία, ξεκινούσαν όλα από μια τιμή και τα πρώτα λεπτά της δοκιμής η τιμή έπεφτε και σταδιακά γινόταν σταθερή [Εικόνα 13].

Παρατηρήθηκε επίσης ότι, αναλογικά με την συχνότητα, όσο αυτή αυξάνεται, η αντίσταση μειώνεται. Σε όλα τα παραδείγματα όμως, υπήρχαν διαφορές στις τιμές των τεσσάρων ηλεκτροδίων οι οποίες οφείλονται στην διαφορετική σκληρότητα, την πυκνότητα του υλικού τους και την διάμετρο των νημάτων τους. Η μετρούμενη αντίσταση μεταξύ ηλεκτροδίου-δέρματος είναι ανάλογη της διαμέτρου του νήματος του ηλεκτροδίου και αντιστρόφως ανάλογη της σκληρότητας και της πυκνότητας του υφάσματος. Επίσης, σε περίπτωση που η πυκνότητα ύφανσης είναι αυξημένη, βοηθάει στην

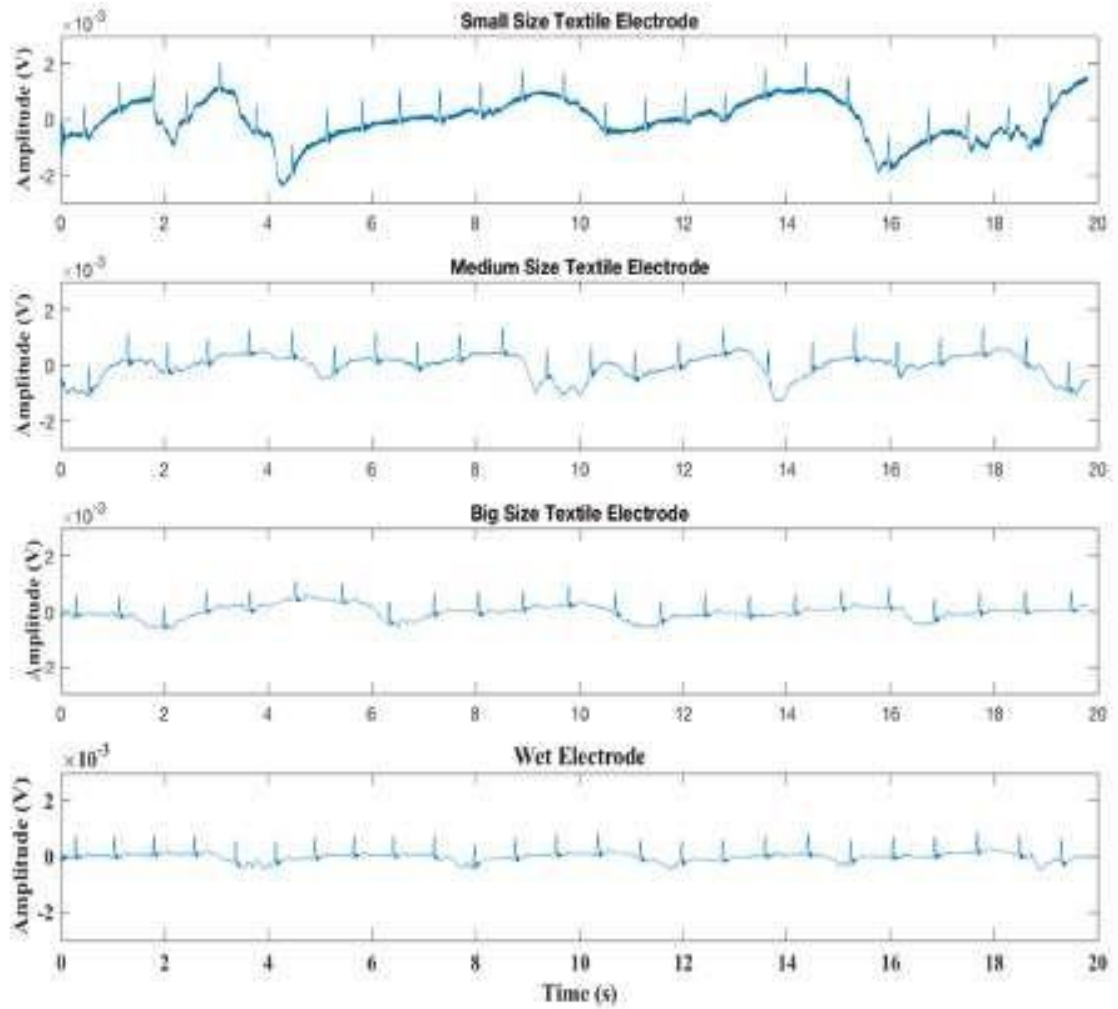
συσσώρευση του ιδρώτα κάτω από το ηλεκτρόδιο, με αποτέλεσμα η τιμή της αντίστασης ηλεκτροδίου-δέρματος να “πέσει” σε μικρότερο χρόνο και να μπει πιο γρήγορα στην περιοχή σταθεροποίησης.

Όσο μειώνεται το μέγεθος του ηλεκτροδίου, αυξάνεται η τιμή της αντίστασης ηλεκτροδίου-δέρματος.[43] Ηλεκτρόδια με περιοχή επαφής μικρότερη από  $4 \text{ cm}^2$  ενδέχεται να προκαλέσουν παρεμβολές στο φάσμα χαμηλών συχνοτήτων του σήματος [44]. Ως αποτέλεσμα, το μέγεθος του ηλεκτροδίου επιλέχθηκε βάσει της επίδρασης του στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Για αυτό τον λόγο διεξήχθη πείραμα με τέσσερα ηλεκτρόδια [Εικόνα 14], εκ των οποίων τα τρία ήταν υφασμάτινα (διαφορετικών διαστάσεων) και το τέταρτο ένα συμβατικό υγρό ηλεκτρόδιο για να γίνει σύγκριση μεταξύ των μετρήσεων. Πάρθηκαν μετρήσεις ηλεκτροκαρδιογραφήματος και από τα τέσσερα ηλεκτρόδια αφού πρώτα τοποθετήθηκαν στο στήθος ασθενούς.

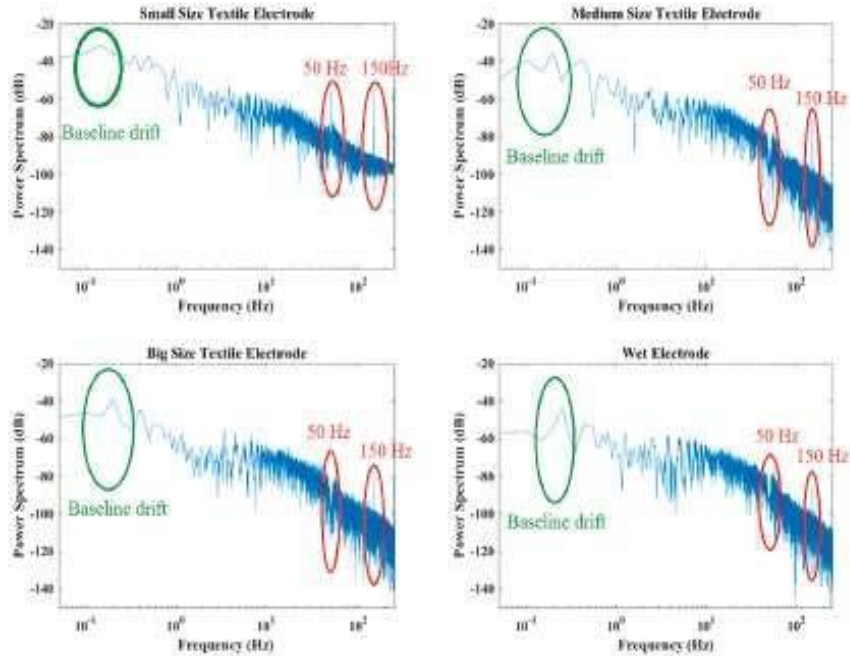
	Large Textile Electrode	Medium Textile Electrode	Small Textile Electrode	Conventional Wet Electrode
Shape of Electrodes				
Electrode Area ( $\text{cm}^2$ )	8	4.5	2.25	2.27
Electrode Dimension	$2 \times 4$ ( $w \times L$ , cm)	$1.5 \times 3.0$ ( $w \times L$ , cm)	$1.5 \times 1.5$ ( $w \times L$ , cm)	$1.7$ ( $\varphi$ , cm)

**Εικόνα 14: Διαφορετικά μεγέθη ηλεκτροδίου.[102]**

Παρακάτω δίνουμε τα σήματα που εξήχθησαν [Εικόνα 15] και τις φασματικές πυκνότητες ισχύος κάθε σήματος [Εικόνα 16].



**Εικόνα 15:** Σήματα ηλεκτροκαρδιογραφήματος στην φάση της χαλάρωσης, καταγεγραμμένα από διαφορετικά ηλεκτρόδια: a) μικρού μεγέθους υφασμάτινο ηλεκτρόδιο, b) μεσαίου μεγέθους υφασμάτινο ηλεκτρόδιο, c) μεγάλου μεγέθους υφασμάτινο ηλεκτρόδιο, d) υγρό ηλεκτρόδιο.[102]



**Εικόνα 16: Φασματική πυκνότητα ισχύος.[102]**

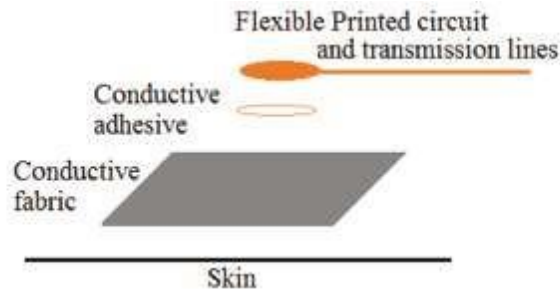
Όπως φαίνεται από την πρώτη εικόνα σε όλα τα σήματα υπάρχει μετατόπιση της ευθείας του μηδενός, η οποία προκαλείται από την υγρασία του σώματος και είναι πιο έντονη στα μικρά μεγέθη. Όσο μεγαλώνει το μέγεθος του ηλεκτροδίου, αυτή η μετατόπιση της γραμμής μειώνεται. Επίσης, παρατηρείται στα μικρότερα μεγέθη μεγαλύτερο ποσοστό θορύβου, εξαιτίας της μεγάλης μετατόπισης της ευθείας. Τα αποτελέσματα των σημάτων είναι συγκρίσιμα με αυτού του υγρού (συμβατικού) ηλεκτροδίου εάν επιλέξουμε το μεγαλύτερο μέγεθος ηλεκτροδίου, όπου ο θόρυβος είναι ο μικρότερος δυνατός, άρα επιλέγουμε ενδεικτικά ένα μέγεθος ηλεκτροδίου 2cmx4cm.

### **2.3.5 Αισθητήρας κίνησης FPCB**

Για την καταγραφή της ανθρώπινης άσκησης χρησιμοποιήθηκε ένας μικρο-ηλεκτρομηχανικός (MEM) αισθητήρας κίνησης. Για να ενσωματωθεί ο αισθητήρας κίνησης με το υφασμάτινο ηλεκτρόδιο, σχεδιάστηκε μια εύκαμπτη τυπωμένη πλακέτα κυκλώματος η οποία τροφοδοτεί τον αισθητήρα και μεταφέρει τα δεδομένα κίνησης στον μικροελεγκτή. Τα δύο μέρη που απαρτίζουν την πλακέτα είναι το βασικό κομμάτι που περιλαμβάνει την πλακέτα με ηλεκτρονικά εξαρτήματα επάνω της και οι τυπωμένες γραμμές μετάδοσης βιοδυναμικών σημάτων και δεδομένων κίνησης στον μικροεπεξεργαστή.

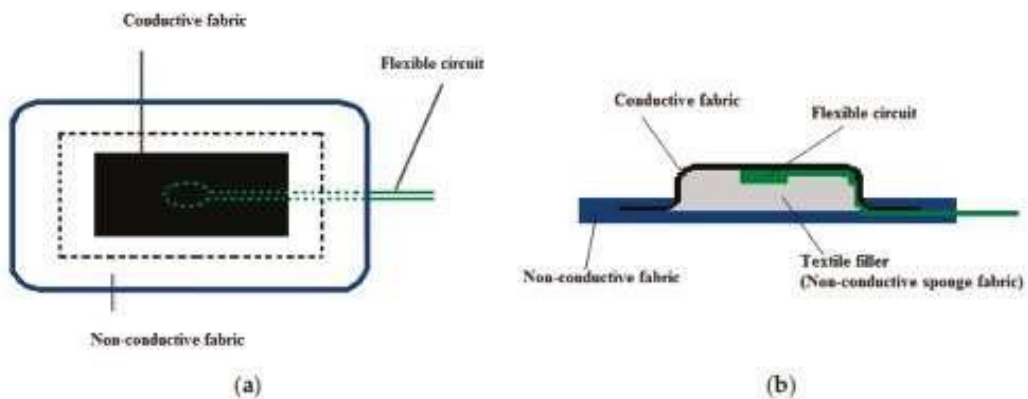


### 2.3.6 Κατασκευή του υβριδικού υφασμάτινου ηλεκτροδίου



*Εικόνα 17: Η διάταξη του υβριδικού υφασμάτινου ηλεκτροδίου.[102]*

Για να ενσωματωθεί η πλακέτα του αισθητήρα κίνησης, στο υφασμάτινο ηλεκτρόδιο, χρησιμοποιείται αγωγή κόλλα που ενώνει την πίσω πλευρά της πλακέτας με την πίσω πλευρά του υφάσματος [Εικόνα 17]. Το βιοδυναμικό σήμα μεταδίδεται από το υφασμάτινο ηλεκτρόδιο, δια μέσω της κόλλας, στην επαφή της πλακέτας με το ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογραφήματος όπου φτάνει στον βιοδυναμικό ενισχυτή μέσω της εκτυπωμένης γραμμής διάδοσης. Η μόνωση των ηλεκτρικών μερών του ηλεκτροδίου με τον εξωτερικό χώρο επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση μίας συμπαγούς επικάλυψης σιλκόνης στην επιφάνεια της πλακέτας [Εικόνα 18].

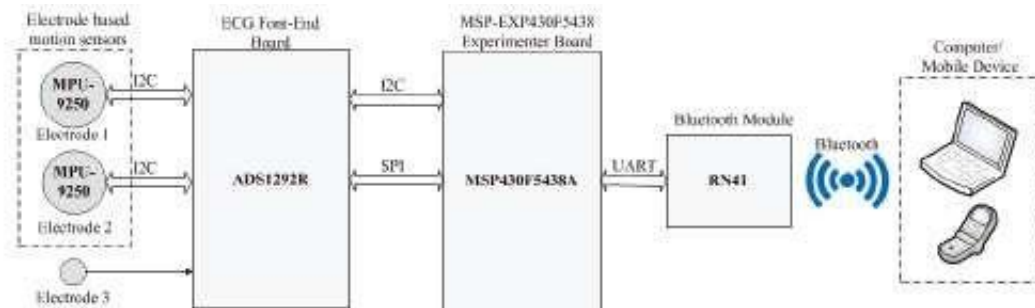


*Εικόνα 18: Η δομή του υφασμάτινου ηλεκτροδίου: a) κάτοψη b) πλάγια όψη.[102]*

### 2.3.7 Εγκατάσταση εξοπλισμού (setup)

Ο μικροελεγκτής έχει ενσωματωμένο μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό σήμα, για τον συνολικό έλεγχο του συστήματος. Η «μπροστινή» (Front-End) πλακέτα είναι αναλογική και ασχολείται με τις μετρήσεις του

ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Μέσα στο υφασμάτινο ηλεκτρόδιο είναι ενσωματωμένη η συσκευή του αισθητήρα κίνησης. Τα σήματα του ηλεκτροκαρδιογράφου και του αισθητήρα κίνησης μεταφέρονται σε μια μονάδα Bluetooth του συστήματος και από εκεί στέλνονται ασύρματα σε έναν υπολογιστή ή φορητή συσκευή της επιλογής μας [Εικόνα 19].



*Εικόνα 19: Η διαμόρφωση του κυκλώματος.[102]*

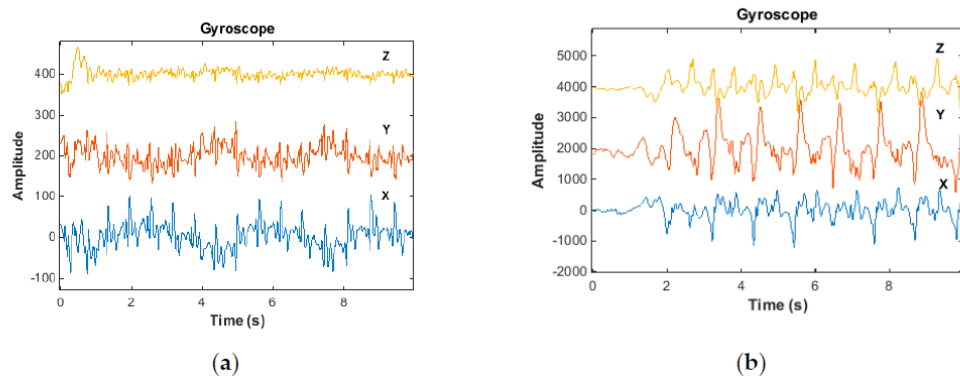
### 2.3.8 Λειτουργία του υβριδικού υφασμάτινου ηλεκτροδίου

Για να επιβεβαιωθεί η ορθή λειτουργία του νέου υβριδικού ηλεκτροδίου, τοποθετήθηκε σε γυναίκα ελαστική ζώνη στο ύψος του στήθους [Εικόνα 20], στην οποία είχαν εγκατασταθεί δυο υβριδικά υφασμάτινα ηλεκτρόδια και ένα απλό υφασμάτινο, όλα με την ίδια δομή.



*Εικόνα 20: Η ελαστική ζώνη στήθους[102]*

Η καταγραφή σημάτων λάμβανε χώρα κάθε φορά που η γυναίκα περπατούσε ή καθόταν. Τα συμπεράσματα που εξήχθησαν από τις κυματομορφές [Εικόνα 21], έδειξαν ότι παρά τους θορύβους και τις μετατοπίσεις που παρατηρούνται, το υβριδικό ηλεκτρόδιο λειτουργεί με μεγάλη ακρίβεια και συγχρονισμό ανάμεσα στις δύο διατάξεις καταγραφής (ΗΚΓ και κίνησης).



**Εικόνα 21:** Τα σήματα που καταγράφηκαν από το υβριδικό υφασμάτινο ηλεκτρόδιο με τον χρήστη: α)καθιστό β) να περπατάει.[102]

### 2.3.9 Συμπεράσματα

Το υβριδικό υφασμάτινο ηλεκτρόδιο αποδεικνύεται ιδανικό για τους αρχικούς στόχους που είχαν αρχικά τεθεί (μακροχρόνιο ηλεκτροκαρδιογράφημα σε συνδυασμό με καταγραφή κίνησης). Οι δύο πιο σημαντικοί παράγοντες που καθορίζουν την επιλογή του ηλεκτροδίου είναι το υλικό και το μέγεθος του. Τα οφέλη που προκύπτουν από μία τέτοια συσκευή που συνδυάζει δύο λειτουργίες, δεν περιορίζονται μόνο στους τομείς της υγείας, αλλά επεκτείνονται επίσης και στην ευζωία και τον αθλητισμό. Το μεγάλο προτέρημα της συγκεκριμένης εφαρμογής είναι, ότι δίνεται η δυνατότητα στον καρδιολόγο που παρακολουθεί έναν ασθενή, να συσχετίσει ενδεχομένως ένα εκλυτικό γεγονός καρδιακού συμβάντος, αφού πρώτα βρει την ανωμαλία στο ηλεκτροκαρδιογράφημα του ασθενούς από την συσκευή και συνδέοντας την έπειτα με την φυσική δραστηριότητα του ασθενούς στο συγκεκριμένο χρονικό διάστημα. Εκτός από τον γιατρό, η συσκευή αποδεικνύεται ζωτικής σημασίας και για τον ασθενή, τον οποίο προειδοποιεί όταν καταπονεί το σώμα του περισσότερο από το επιτρεπτό. Με αυτόν τον τρόπο μπορούν να μειωθούν σημαντικά οι αιφνίδιοι θάνατοι ατόμων που πάσχουν από στεφανιαία νόσο. Όπως φαίνεται, ανοίγει ένα νέο κεφάλαιο στους τομείς της υγείας και της ευζωίας, με εφαρμογή που ενδέχεται να αντικαταστήσει τις προηγούμενες τεχνολογίες των μετρητών καρδιακού ρυθμού.

## **2.4 Ηλεκτρονική υφασμάτινη φόρμα για μακροχρόνιες μετρήσεις φυσιολογικών παραμέτρων ασθενών**

Επιστημονικό άρθρο αναφοράς: *Wicaksono, I., Tucker, C.I., Sun, T., Guerrero, C.A., Liu, C., Woo, W.M., Pence, E.J. and Dagdeviren, C., 2020. A tailored, electronic textile conformable suit for large-scale spatiotemporal physiological sensing in vivo. NPJ Flexible Electronics, 4(1), pp.1-13*, (βιβλιογραφική αναφορά 103).

Η γρήγορη προαγωγή των ηλεκτρονικών συσκευών και των τεχνολογιών κατασκευής έχει προωθήσει περαιτέρω τον τομέα των φορετών και έξυπνων υφασμάτων. Όμως, οι περισσότερες πρόσφατες προσπάθειες εστιάζουν σε έναν συγκεκριμένο τρόπο και καλύπτουν μια μικρή περιοχή. Στην συγκεκριμένη εφαρμογή, αναπτύσσεται ένα ειδικά ραμμένο, προσαρμόσιμο ρούχο από ηλεκτρονικό ύφασμα (ETeCS) , για να ανιχνεύει σε μεγάλη κλίμακα πολλαπλές φυσιολογικές παραμέτρους (θερμοκρασία, καρδιακό ρυθμό και αναπνοή) in vivo. Αυτή η πλατφόρμα μπορεί να προσαρμοστεί σε διάφορες μορφές, μεγέθη και λειτουργίες χρησιμοποιώντας σταθερές, προσιτές (προσβάσιμες) και με υψηλή παραγωγική ικανότητα τεχνικές κλωστοϋφαντουργίας. Όπως μια σφικτή φόρμα γυμναστικής, η μαλακή και ελαστική φύση του ειδικά κατασκευασμένου E-TeCS επιτρέπει τη στενή επαφή των ηλεκτρονικών και του δέρματος με μία πίεση περίπου 25 mmHg, επιτρέποντας φυσική επαφή και βελτιωμένη ακρίβεια των αισθητήρων στο δέρμα. Το E-TeCS μπορεί να ανιχνεύσει τη θερμοκρασία του δέρματος, όπως και τον καρδιακό ρυθμό και την αναπνοή μέσω μηχανικό-ακουστικής αδρανειακής ανίχνευσης. Τα πλεκτά υφασμάτινα ηλεκτρονικά μπορούν να τεντωθούν μέχρι 30% σε 1000 κύκλους τεντώματος χωρίς σημαντικό υποβιβασμό της μηχανικής και ηλεκτρικής απόδοσης. Πειραματικές και θεωρητικές μελέτες διεξήχθησαν για τον τρόπο λειτουργίας κάθε αισθητήρα μαζί με έλεγχο της ανθεκτικότητας των διασυνδέσεων των αισθητήρων, της δυνατότητας πλυσίματος και αερισμού του κοστούμιού. Τα συγκεντρωτικά αποτελέσματα προτείνουν ότι τα E-TeCS μπορούν ταυτόχρονα και ασύρματα να παρακολουθούν 30 ηλεκτρόδια θερμοκρασίας κατά μήκος του ανθρώπινου σώματος σε επιφάνεια 1500cm<sup>2</sup>, κατά τη διάρκεια σεισημοκαρδιακών<sup>1</sup> γεγονότων και αναπνοής, όπως επίσης και φυσικής δραστηριότητας μέσω επιφανειακών δυναμικών.

### **2.4.1 Εισαγωγή**

Τα τελευταία χρόνια σημειώνεται τεράστια πρόοδος στις εύκαμπτες και ελαστικές συσκευές. [45,46] Οι ιατρικές συσκευές από άκαμπτες και σε σχήμα κουτιού αρχίζουν να γίνονται μαλακές και με σχήμα που προσαρμόζεται. [47,48] Έτσι η παρακολούθηση της υγείας γίνεται ανεπαίσθητη, μη επεμβατική και πιο κοντά στο σώμα μας ακόμη και όταν είμαστε μακριά από

<sup>1</sup> Η σεισημοκαρδιογραφία θα αναλυθεί παρακάτω.

το νοσοκομείο. [49] Υπάρχουν δύο μεγάλες κατηγορίες φορετών ηλεκτρονικών συσκευών στην υγεία: αυτές που είναι κολλητά στο δέρμα και οι υφασμάτινες. Έχουν αναπτυχθεί ηλεκτρονικά σε μορφή αυτοκόλλητου, με ασύρματες δυνατότητες, που καταγράφουν με ακρίβεια από το ανθρώπινο σώμα ηλεκτροφυσιολογικά σήματα [50], θερμοκρασία [51], παλμική οξυμετρία [52], αρτηριακή πίεση [53], ενυδάτωση [54] και άλλα [55]. Κατασκευάζονται, είτε σχεδιάζοντας μία συγκεκριμένη δομή που μπορεί να αντέξει πίεση σε ένα παραμορφώσιμο πολυμερικό υπόστρωμα, ή χρησιμοποιώντας εγγενώς ελαστικά υλικά [56]. Από την άλλη τα ρούχα αποτελούν αναπόσπαστο κομμάτι της καθημερινής μας ζωής. Τα φοράμε, τα πλένουμε και μας προσφέρουν άνεση και προστασία από το εξωτερικό περιβάλλον. Λόγω της άμεσης επαφής τους με το δέρμα μας, παρέχουν μια ιδανική πλατφόρμα για την ενσωμάτωση των ηλεκτρονικών και παρακολούθηση των φυσιολογικών δραστηριοτήτων. Συνεπώς η ενσωμάτωση ηλεκτρονικών στα υφάσματα προσφέρει πλεονεκτήματα για όποιον τα χρησιμοποιεί, όπως αυξημένη κινητικότητα και άνεση [57].

Πολλές προσπάθειες έχουν γίνει για να ενσωματωθούν ηλεκτρονικά συστήματα σε υφάσματα, για παράδειγμα επιστρώνοντας νήματα με μέταλλο ή εκτυπώνοντας αγωγίμα μελάνια σε υφάσματα για να εξυπηρετήσουν ως ηλεκτρόδια ηλεκτροφυσιολογίας [58,59] Ράβονται λοιπόν και κολλιούνται λειτουργικές κλωστές και υφάσματα [60], υφαίνονται ηλεκτρονικές συσκευές κατασκευασμένες σε λωρίδες πολυιμιδίου (πολυμερές υψηλής απόδοσης) για την υγρασία [61], την θερμοκρασία [58], την παλμική οξυμετρία [62], και την ανίχνευση αερίων [63]. Επίσης οι φορετές συσκευές έως τώρα κυρίως μετρούν μία μόνο παράμετρο σε μια συγκεκριμένη τοποθεσία του σώματος [65]. Κατανεμημένα δίκτυα αισθητήρων που εντοπίζουν σε χώρο και σε χρόνο πολλαπλές φυσιολογικές διαδικασίες και φυσικές κινήσεις, αποτελούν πολύτιμο εργαλείο στα χέρια των ιατρών, καθώς παρέχουν μία πλούσια βάση δεδομένων για την αξιολόγηση μιας υγιούς κατάστασης, την πρόβλεψη μιας αρρώστιας και την ανάπτυξη της αθλητικής επιστήμης και των στατιστικών αναλύσεων. [66,67]

Ένα παράδειγμα αποτελούν οι μαλακοί, χωρίς μπαταρία επιδερμικοί αισθητήρες οι οποίοι προσκολλώνται σε διάφορες περιοχές καταγράφοντας τη θερμοκρασία του δέρματος και τη φυσική πίεση σε όλο το σώμα. [68] Χρησιμοποιούνται στις μελέτες ύπνου για να βοηθήσουν στη θεραπεία των διαταραχών του ύπνου, στο jet lag και στα έλκη κατάκλισης. Η χαρτογράφηση της θερμοκρασίας του δέρματος συμβάλλει στη μελέτη της θερμορυθμιστικής επάρκειας στην αθλητική απόδοση [69], όπως επίσης και στις διαταραχές στην πορεία ενός τοπικού νεύρου. [70] Αν και είναι ασύρματοι, απαιτούν ένα αναγνώστη επικοινωνίας εγγύς πεδίου (Near Field Communication - NFC reader) κοντά για να ενεργοποιεί τα ηλεκτρονικά και να συλλέγει τα δεδομένα. Η εύθραυστη φύση τους και ο τρόπος εφαρμογής ίσως αποτελούν περιορισμό για μακροχρόνια χρήση.

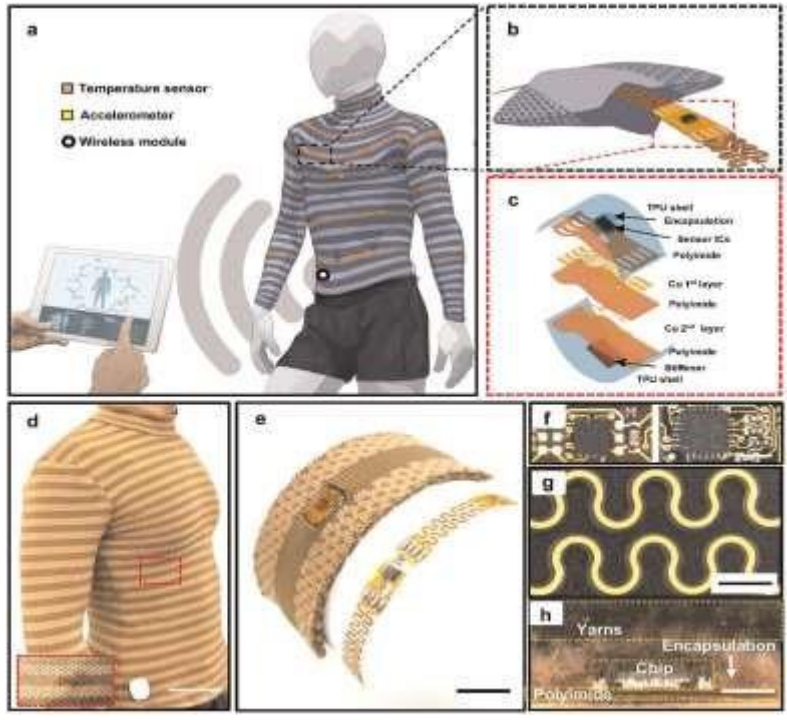
Άλλες ασύρματες συσκευές πάνω στο δέρμα έχουν ενσωματωμένες μπαταρίες. [71,72] Σίγουρα είναι πιο άνετο και πρακτικό κάποιος να φοράει

ένα ρούχο που το ύφασμα του θα έχει ενσωματωμένο ένα συγκεντρωτικό ηλεκτρονικό σύστημα για όλες τις λειτουργίες παρά να έχει πολλές συσκευές με ξεχωριστές πηγές ενέργειας. Αρκετές υφασμάτινες ηλεκτρονικές συσκευές ή επικολλώμενες στο δέρμα επίσης απαιτούν συγκεκριμένα υλικά και τεχνικές μικρο-κατασκευής περιορίζοντας έτσι την προσπάθεια για μαζική παραγωγή λόγω του υψηλού κόστους και επεξεργασίας. [73,74]

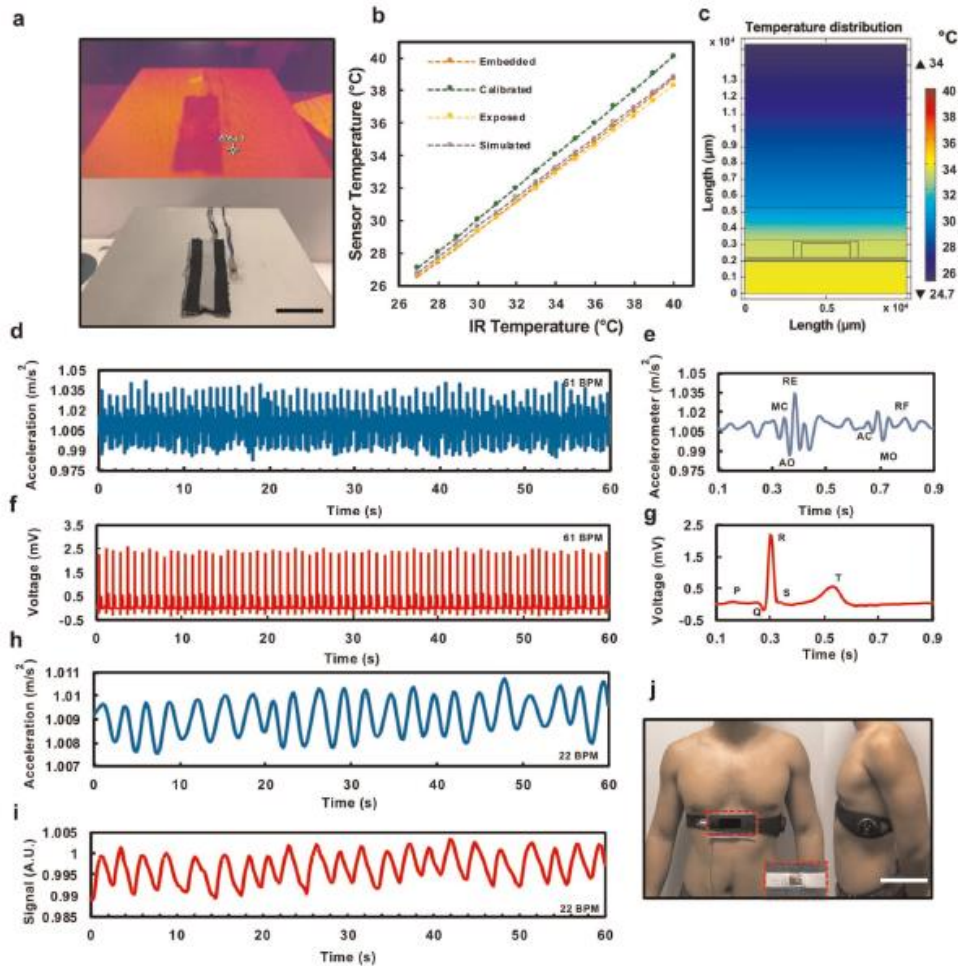
Πρόσφατες μελέτες εστιάζουν στο σχεδιασμό προσαρμόσιμων, αρθρωτών, αναδιαμορφώσιμων και μαλακών ηλεκτρονικών, αλλά όχι σε εφαρμογές που βασίζονται σε υφάσματα. [75-77] Οι πολλοί διαφορετικοί σωματότυποι αποτελούν πρόκληση για το σχεδιασμό και την ανάπτυξη των έξυπνων ρούχων. Ακόμη πρέπει να δημιουργηθεί μία διεθνής πλατφόρμα των δικτύων αισθητήρων σε υφάσματα όπως επίσης και η ενσωμάτωση των λειτουργικών και μηχανικών συστημάτων τους. [78] Με αυτόν τον τρόπο βιομηχανίες θα δουλεύουν πάνω σε συγκεκριμένα μέρη ενός αισθητήρα και όχι στο σχεδιασμό ενός ολοκληρωμένου φορητού συστήματος. Με περαιτέρω επεξεργασίες θα μπορεί να γίνει εξατομίκευση των έξυπνων ρούχων, με βάση τις απαιτήσεις και τις ανάγκες του χρήστη. [79]

#### **2.4.2 Περιγραφή ιδιοτήτων του συστήματος**

Σε αυτή τη μελέτη παρουσιάζεται μια τεχνική που συνδυάζει λεπτές, διαμορφώσιμες με όμοιο σχήμα ηλεκτρονικές συσκευές με πλαστικά υποστρώματα που μπορούν να υφανθούν σε πλεκτά υφάσματα χρησιμοποιώντας μια προσιτή και με υψηλή παραγωγική ικανότητα κατασκευαστική προσέγγιση. Όμοια με ένα ύφασμα συμπίεσης (που χρησιμοποιείται σε φόρμες), η φύση αυτού του ελαστικού πλεκτού υφάσματος θα επιτρέπει άμεση επαφή μεταξύ της συσκευής και του δέρματος. [80] Δημιουργείται μια πλατφόρμα για την ενσωμάτωση μεγάλης ποικιλίας από όμοια ηλεκτρονικά εξαρτήματα σε ένα ρούχο, για τον εντοπισμό φυσιολογικών και φυσικών δραστηριοτήτων στο σώμα. Το E-TeCS μπορεί να ανιχνεύσει ασύρματα ανίχνευση τη θερμοκρασία, την αναπνοή, τον καρδιακό ρυθμό και την παρακολούθηση της φυσικής δραστηριότητας στο σώμα κατά τη διάρκεια σωματικής άσκησης. Τέλος επαναλαμβανόμενα μηχανικά τεστ αποδεικνύουν την αντοχή των πλεκτών υφασμάτων για καθημερινή χρήση. Στα επόμενα σχήματα και στις εκτενείς λεζάντες τους γίνεται παρουσίαση χαρακτηριστικών του υφάσματος και δοκιμών που έγιναν.



*Εικόνα 22 [103]: Το σχήμα 22a παρουσιάζει τη γενική ιδέα ενός E-TeC για ανίχνευση θερμοκρασίας, καρδιακού ρυθμού και αναπνοής. Το ρούχο είναι ραμμένο από ένα ειδικά διαμορφωμένο ύφασμα που μπορεί να ενσωματώσει μια ποικιλία ολοκληρωμένων κυκλωμάτων ανίχνευσης (ICs) και διασυνδέσεις στη μορφή εύκαμπτων-ελαστικών ηλεκτρονικών λωρίδων. Επίσης υπάρχουν τσέπες για την ύφανση αυτών των ηλεκτρονικών λωρίδων (σχ. 22b). Οι αισθητήρες ICs στηρίζονται σε τυπωμένο κύκλωμα (PCB) (σχ. 22c) με επιπλέον βήματα για φτηνή και παθητική ενσωμάτωση εξαρτημάτων και ενθυλάκωση με θερμοπλαστικό πολυαιθέρα (TPU) και θύλακα που μπορεί να πλυθεί. Μετά από δοκιμές το E-TeCS μπορεί να εφαρμόζει ακριβώς στην καμπυλότητα του σώματος (σχ. 22d). Ηλεκτρονική λωρίδα ελεύθερη και ραμμένη μέσα στο ύφασμα (22e). Εικόνα μικροσκοπίου (22f) του ανιχνευτή για τη θερμοκρασία (αριστερά) και το επιταχυνσίμετρο (δεξιά). Μονάδες διασύνδεσης που αποτελούνται από ελικοειδείς διασυνδέσεις χαλκού και πολυϊμιδίου (22g). Από την εικόνα μέσω μικροσκόπησης φαίνεται ότι στην αρχιτεκτονική του ολοκληρωμένου υπάρχουν 4 κύρια στρώματα: ύφασμα, ενθυλάκωση, ηλεκτρονικό τσιπ και πολυϊμίδιο (PI) (22h).*



**Εικόνα 23 [103]:Χαρακτηρισμός των αισθητήρων θερμοκρασίας και αδράνειας [83,84]**

Η σειсмоκαρδιογραφία (ΣΚΓ-SCG) καταγράφει τις αδιόρατες κινήσεις στο σώμα εξαιτίας της συστολής των μυών των κόλπων της καρδιάς κατά την εξώθηση του αίματος. Η καταγραφή μπορεί να γίνει με προσκόλληση αδρανειακών μονάδων μέτρησης (inertial measurement units – IMUs) στο σώμα ή με την ενσωμάτωση τους σε αντικείμενα που θα ακουμπήσουν φυσικά το σώμα. [81,82] Ανάλογα με την τοποθέτησή τους μπορούν να εντοπίσουν και τις κινήσεις από τους πνεύμονες. Η θέση ακριβώς κάτω από το στήρνο φαίνεται να είναι η πιο ευαίσθητη τοποθεσία για την ανίχνευση τόσο των καρδιακών όσο και των αναπνευστικών δραστηριοτήτων. [83,84] Έγινε συναρμολόγηση, ενθυλάκωση κι ενσωμάτωση ενός επιταχυνσιόμετρου σε ένα ειδικά κατασκευασμένο κομμάτι υφάσματος το οποίο τοποθετήθηκε ακριβώς κάτω από το στήρνο (σχ. 20j) μαζί με ήδη διαθέσιμο εμπορικό σύστημα αισθητήρα ηλεκτροκαρδιογράφου και αισθητήρα για την αναπνοή ώστε να γίνει ταυτόχρονη καταγραφή ΗΚΓ, ρυθμού αναπνοής και ΣΚΓ. Ένας καρδιακός κύκλος αναπαριστά τη σύσπαση (συστολή) και τη χαλάρωση (διαστολή) των καρδιακών μυών των κόλπων και των κοιλιών. Παρατηρείται τόσο ηλεκτρική δραστηριότητα όσο και μηχανική με τη σύσπαση των



κοιλοτήτων και το κλείσιμο των βαλβίδων της καρδιάς που είναι σημαντική τόσο για το ΗΚΓ όσο και για την ακρόαση της καρδιάς [Εικόνα 23].

Στην Εικόνα 22 δίνονται παραδείγματα συγκριτικών μετρήσεων: 22d: Μηχανοακουστική καταγραφή από τον αισθητήρα που κατασκευάστηκε. Το σήμα περιέχει εντός του την απαιτούμενη πληροφορία για το ΣΚΓ όπως φαίνεται στο σχήμα 22e που είναι μεγέθυνση τμήματος του σχήματος αριστερά του. Στα σχήματα f,h,i (και στο g μεγέθυνση μέρους του f) δείχνονται σήματα από εμπορικά διαθέσιμα αισθητήρια ΗΚΓ, επιτάχυνσης και ρυθμού αναπνοής που ενσωματώθηκαν μαζί με τα προς διερεύνηση αισθητήρια για να γίνουν οι συγκρίσεις. Η ενσωμάτωση έγινε σε μια ζώνη που είχε και τα εμπορικά διαθέσιμα αισθητήρια και τα προς μελέτη (δείχνονται αυτά ειδικά με άσπρο πλαίσιο) (22j). Στα 22e,g επισημαίνονται τα σημαντικά γεγονότα κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου όπως το κλείσιμο μιτροειδούς βαλβίδας (MC), το άνοιγμα της αορτικής βαλβίδας και η ταχεία εξώθηση του αίματος από τους κόλπους (RE) που συμβαίνει ακριβώς μετά από το έπαρμα R ή την εκπόλωση των κόλπων και το κλείσιμο της αορτικής βαλβίδας (AC), το άνοιγμα της μιτροειδούς βαλβίδας (MO) και την ταχεία επαναπλήρωση των κόλπων (RF) μετά το έπαρμα T, και τη χαλάρωση των κόλπων. [83]

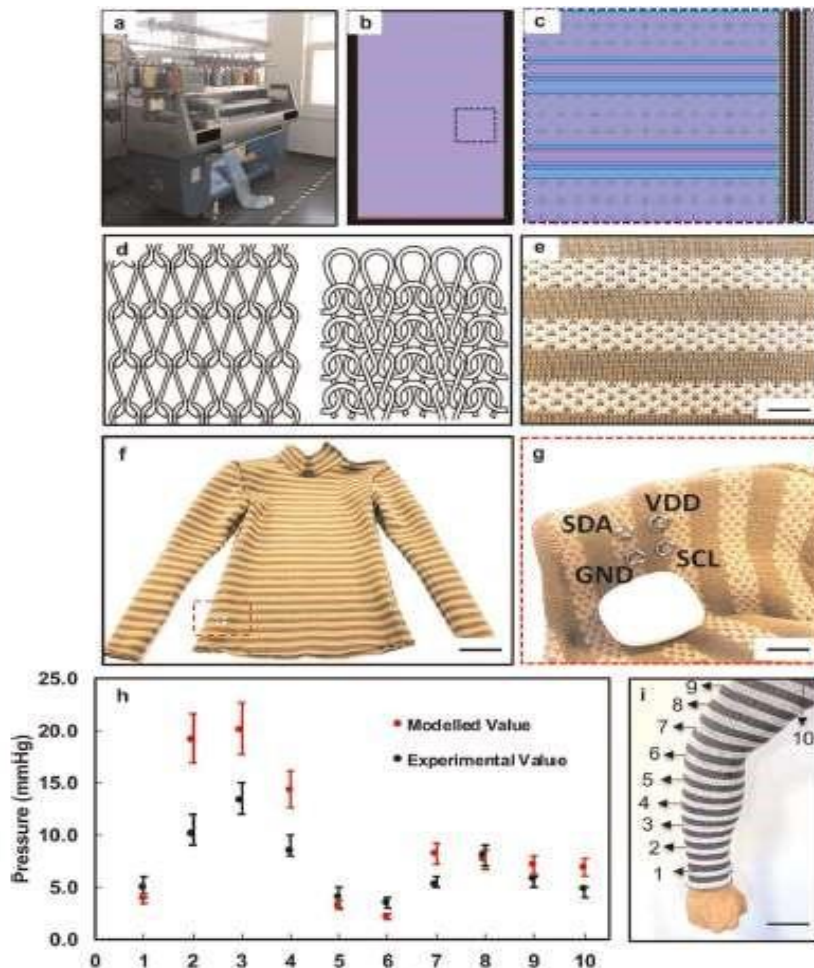
### **2.4.3 Ανάπτυξη εξατομικευμένων E-TeCS**

Το ψηφιακό πλέξιμο είναι μία αυτόματη διαδικασία που είναι προγραμματισμένη να πλέκει αλληλοσυνδεδεμένες θηλιές από πολλές κλωστές από νήματα. [85] Το ύφασμα σχεδιάστηκε και κόπηκε σε κομμάτια για τα διαφορετικά μέρη του σώματος με μετρήσεις μέσω δοκιμής των ρούχων.

Όλοι οι αισθητήρες του E-TECS που πηγαίνουν οριζόντια μέσα από τις ρίγες συλλέγονται με 4 λεπτά καλώδια χαλκού κάθετα μέσα από τις ραφές και συνδέονται στον κεντρικό «συγκεντρωτή» (main hub). Το main hub αποτελείται από έναν μικροεπεξεργαστή, ένα εξάρτημα για επικοινωνία μέσω πρωτοκόλλου Bluetooth χαμηλής ενέργειας (Bluetooth low energy – BLE), επαναφορτιζόμενη μπαταρία πολυμερούς λιθίου σε συμπαγή μορφή. Με την μπαταρία στα 100 mAh, η διάρκεια ζωής του συστήματος είναι περίπου 5 ώρες και 20 λεπτά, η οποία μπορεί να βελτιωθεί χρησιμοποιώντας μπαταρία μεγαλύτερης χωρητικότητας.

Τα E-TeCS πρέπει να εξατομικεύονται ώστε να υπάρχει επαρκής πίεση για την επαφή του αισθητήρα μεταξύ του υφάσματος και του δέρματος, αλλά να μην προκαλείται δυσφορία. [86] Για αυτό ακολουθήθηκαν αποτελέσματα προηγούμενων ερευνών που δείχνουν ότι μία πίεση 2 mmHg είναι επαρκής για τη μέτρηση της θερμοκρασίας του δέρματος με ακρίβεια ενώ μια πίεση μεγαλύτερη από 20 mmHg θα είχε ως αποτέλεσμα αύξηση της θερμοκρασίας εξαιτίας της άσκησης πίεσης στους γύρω ιστούς [87] και ότι για να είναι άνετο ένα ελαστικό/εφαρμοστό ρούχο, η πίεση συμπίεσης δεν πρέπει να είναι μεγαλύτερη από 44.1 mmHg, που είναι κοντά στη μέση τριχοειδική πίεση των 32.3 mmHg κοντά στο δέρμα. [88]

Πραγματοποιήθηκαν 2 τεστ για την επικύρωση της αξιοπιστίας και της ηλεκτροχημικής απόδοσης των ελικοειδών διασυνδέσεων. Στον πρώτο έλεγχο διαπιστώθηκε σε ποιο βαθμό (υπερ)έκτασης διασπώνται οι διασυνδέσεις. Το σημείο ρήξης εντοπίστηκε περίπου σε ένταση/πίεση/καταπόνηση 80%. Οι διασυνδέσεις δεν δείχνουν κάποια εξασθένηση της ηλεκτρικής τους ιδιότητας όταν υποβάλλονται σε τεστ, ιδίως όταν κάθε ηλεκτρόδιο σύνδεσης συγκολλάται με το τμήμα του αισθητήρα. Αυτό το τεστ ακόμη επιβεβαιώνει την ανθεκτικότητα της συγκόλλησης μεταξύ των διασυνδέσεων και των τμημάτων των αισθητήρων. Έτσι βγαίνει το συμπέρασμα ότι και οι δύο τύποι διασυνδέσεων είναι ηλεκτρικά λειτουργικοί και υψηλά αγώγιμοι μέχρι μία πίεση γύρω στο 80%.



**Εικόνα 24 [103]:** Υφάσματα φτιαγμένα μέσω ψηφιακής ύφανσης *a)* μηχανή ύφανσης με διπλό “κρεβάτι”. *b)* Στιγμιότυπο οθόνης από την πλατφόρμα της ψηφιακής ύφανσης. *c)* Η δομή των υφασμάτων στον οπτικό προγραμματισμό: οι ρίγες αντιστοιχούν στα υφάσματα με τις δύο κοίλες επιστρώσεις και η “σκακιέρα” αντιστοιχεί στον μηχανισμό σύμπλεξης. *d)* Σχηματική αναπαράσταση της δομής του βρόχου ύφανσης φανέλας (αριστερά) και τη δομή του βρόχου σύμπλεξης (δεξιά). *e)* Κανάλια υφασμάτων E-TECS. *f)* Εικόνα τελικού αποτελέσματος E-TECS *g)* Η αποσπώμενη συσκευή που κάνει την επεξεργασία του σήματος και την επικοινωνία. *h)* Πειραματικές και μοντελοποιημένες τιμές της πίεσης που ασκεί το ρούχο στο χέρι του χρήστη. *i)* Τεστ πίεσης σε δέκα σημεία του χεριού του χρήστη [84].

Το δεύτερο τεστ ήταν ένα τεστ κοπώσεως μέχρι τη ρήξη του αγωγού στις περιπτώσεις: (i) μίας μονής διασύνδεσης, (ii) ενός τμήματος αισθητήρα ενσωματωμένου μεταξύ δύο διασυνδέσεων. Οι περισσότερες παραμορφώσεις των ενδυμάτων συμβαίνουν από κινήσεις του πάνω μέρους του σώματος, όπως οι κινήσεις του ώμου, η έκταση του χεριού και η αλλαγή της διαμέτρου του αγκώνα. [90-94] Σύμφωνα με τον Hatch το τυπικό εύρος ελαστικότητας των υφασμάτων ενός ειδικά κατασκευασμένου ενδύματος είναι 15–25%, για αθλητικά ενδύματα 20–35% και για ένα εφαρμοστό ένδυμα συμπίεσης είναι μεταξύ 30–40%. [95,96] Παρατηρήθηκε ότι το E-TeCS και στις δύο παραπάνω περιπτώσεις άντεξε 1000 κύκλους τεντώματος σε 30% επιμήκυνση [Εικόνα 24]. Με τροποποιήσεις στο σχεδιασμό των ελίκων, στην επιλογή των υλικών και στο πάχος του υποστρώματος η αντοχή των διασυνδέσεων μπορεί να βελτιστοποιηθεί. [92,93]

Σημαντική είναι η ικανότητα πλύσης του υφάσματος ώστε να είναι κατάλληλο για μακροχρόνια χρήση. Για τον έλεγχο της ικανότητας αυτής ενσωματώθηκαν λωρίδες LED στις υφασμάτινες τσέπες και το ύφασμα τέθηκε σε αρκετούς κύκλους πλύσης καθώς και σε υγρά χημικά. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η φωτεινότητα των LED και η αντίσταση των διασυνδέσεων δεν άλλαξαν μετά από δέκα κύκλους πλύσης. Επίσης δεν παρατηρήθηκε αποχρωματισμός.

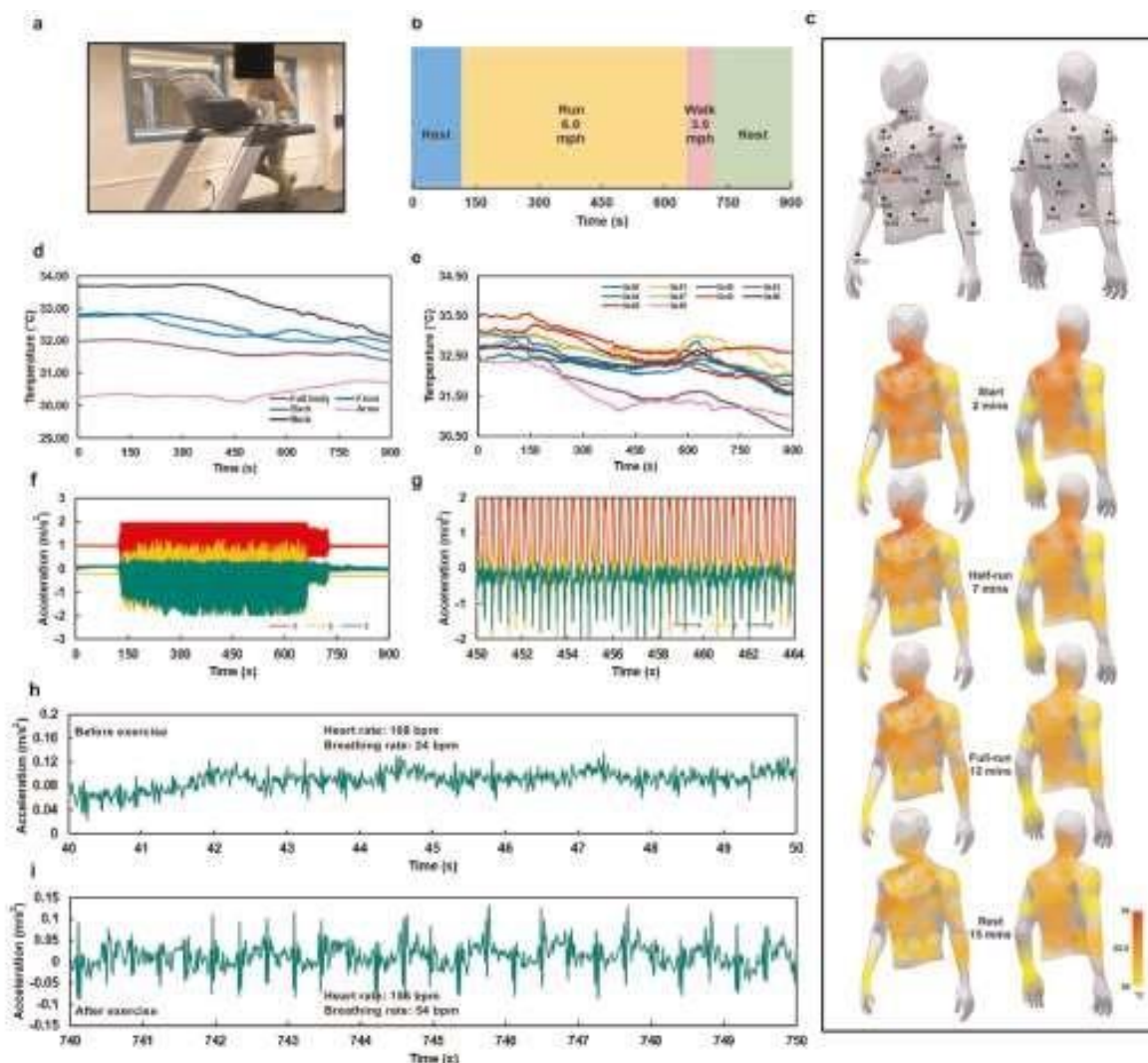
Επίσης διεξήχθη μία μελέτη πλύσης σε πραγματικό χρόνο όπου μια λωρίδα τριών αισθητήρων θερμοκρασίας κι ένα επιταχυνσιόμετρο ράφτηκαν σε ένα κομμάτι υφάσματος και τοποθετήθηκαν σε ένα βιομηχανικό πλυντήριο. Επιλέχτηκε το πρόγραμμα πλύσης για πλεκτά και ευαίσθητα στο οποίο χρησιμοποιείται κυρίως κρύο νερό. Το κομμάτι υφάσματος υποβλήθηκε αρχικά σε μία ζεστή πλύση, μετά σε τρεις κύκλους ξεβγάλματος, δύο κύκλους στραγγίσματος και τέλος μία περιστροφή χωρίς νερό. Οι καταγραφές της θερμοκρασίας αντανακλούν αυτά τα γεγονότα ενώ το επιταχυνσιόμετρο δείχνει 4 κύκλους συνεχόμενης αργής περιστροφής, 3 κύκλους μέτριας ταχύτητας περιστροφής κι έναν κύκλο γρήγορης περιστροφής για τη λειτουργία χωρίς νερό στο τέλος. Αυτά τα αποτελέσματα αποδεικνύουν την ανθεκτικότητα της ενθυλάκωσης και των διασυνδέσεων του συστήματος όχι μόνο μηχανικά αλλά και ηλεκτρικά κατά τη διάρκεια της ευαίσθητης πλύσης.

Η ικανότητα του υφάσματος να αφήνει τους υδρατμούς να το διαπερνούν, όπως σε περίπτωση εφίδρωσης, είναι ένας από τους σημαντικότερους παράγοντες άνεσης στο σχεδιασμό ενός υφάσματος. [94] Μετά από μετρήσεις παρατηρήθηκε ότι αν και το διπλής στρώσης ύφασμα του ETeCS είναι πιο παχύ σε σύγκριση με ένα βαμβακερό κι ένα αθλητικό ύφασμα, η ικανότητα του να αναπνέει ήταν 6.22% υψηλότερη από του αθλητικού υφάσματος.

Με βάση την κατανομή της θερμοκρασίας κατά μήκος του E-TeCS μπορεί να μελετηθεί η ανταλλαγή θερμότητας μεταξύ δέρματος και περιβάλλοντος. Η έντονη σωματική δραστηριότητα ενεργοποιεί τους μύες, παράγει θερμότητα στον κορμό και προκαλεί αγγειοσυστολή ώστε το αίμα να μεταφερθεί από το εσωτερικό του σώματος στην επιφάνεια. [95] Μπορεί να

μελετηθεί πώς η κατανομή της θερμότητας και η εφίδρωση επηρεάζουν τη θερμική άνεση ή την αθλητική επίδοση. Ένας άντρας εθελοντής χωρίς ιστορικό ασθένειας συμμετείχε στο τεστ. Σχ. 5b δείχνει το χρονοδιάγραμμα των δοκιμασιών κατά τη διάρκεια του 15λεπτου τεστ. Σχ. 5d : παρατηρείται μία μικρή αύξηση της θερμοκρασίας σε διάφορες περιοχές του σώματος πριν παρατηρηθεί μείωση με την έναρξη του τρεξίματος. Μία ξαφνική αλλαγή στην ένταση της άσκησης αυξάνει την επιφανειακή αιματική ροή και απελευθερώνει θερμότητα, έχοντας ως αποτέλεσμα μια αύξηση στη θερμοκρασία του κορμού και του δέρματος. Αυτό συμβαίνει μέχρι να αρχίσει η παραγωγή ιδρώτα από τους ιδρωτοποιούς αδένες του δέρματος, οπότε και παρατηρείται μείωση της θερμοκρασίας και αίσθηση δροσιάς. [96] Καθώς ο ιδρώτας διαπερνά το ύφασμα, η θερμοκρασία τείνει να σταθεροποιηθεί προς το τέλος της περιόδου ξεκούρασης.

Πραγματοποιήθηκε μια δεύτερη δοκιμή με υπέρυθρη θερμογραφία χωρίς το E-TeCS στον ίδιο εθελοντή [Εικόνα 25]. Αν και η θερμική κάμερα έχει υψηλότερη ανάλυση συγκριτικά με το E-TeCS, έχει σχετικά χαμηλή θερμική ακρίβεια σε σχέση με τους αισθητήρες θερμοκρασίας του σώματος. [97] Οι εικόνες από την υπέρυθρη κάμερα δείχνουν μια κατανομή θερμοκρασίας 29.8 έως 30.85 °C, ενώ το E-TeCS 28.5–34.7 °C. Η τελευταία είναι πιο κοντά στην τυπική θερμοκρασία του σώματος. [98]



**Εικόνα 25 [103]:**Χαρτογράφηση φυσιολογικών παραμέτρων, και ανάλυση κίνησης στην διάρκεια άσκησης. *a)* Φωτογραφία αθλούμενου που φοράει το E-TeCS και πραγματοποιεί σωματική άσκηση. *b)* Χρονοδιάγραμμα των τεσσάρων ξεχωριστών τμημάτων της άσκησης. *c)* Χαρτογράφηση αισθητήρα και θερμογράφημα σώματος κατά την διάρκεια της άσκησης. *d)* Θερμοκρασία ολόκληρου του σώματος και κάθε κομματιού ξεχωριστά *e)* Θερμοκρασίες σώματος κατά την άσκηση μέσω μετρήσεων του αισθητήρα σε διάφορα σημεία *f)*–*i)*: Τα δεδομένα από το επιταχυνσιόμετρο και οι κυματομορφές από τα τεστ δραστηριότητας. Η *(f)* δείχνει τα δεδομένα από το επιταχυνσιόμετρο σε 3 άξονες για τη 15λεπτη δοκιμασία. *h, i)* Εστιάζοντας στην επιτάχυνση σε ηρεμία στον *z* άξονα, παρατηρούμε τις μηχανικοακουστικές κυματομορφές οι οποίες πυροδοτούνται από την διακριτική σύσπαση και χαλάρωση της καρδιάς, των πνευμόνων και του διαφράγματος. *h)* Πριν την άσκηση έχουμε φυσιολογική αναπνευστική κυματομορφή που αντιστοιχεί σε 4 αναπνοές ανά 10 sec (24 αναπνοές το λεπτό) με μικρές κορυφές της παλλόμενης καρδιάς με 18 κορυφές ανά 10 sec (108 χτύποι το λεπτό). Όσο αυξάνεται η ένταση της άσκησης, αυξάνονται και οι απαιτήσεις των σωματικών μυών σε οξυγόνο, άρα η καρδιά χρειάζεται να εξωθήσει περισσότερο αίμα. Αντίστοιχα αυξάνεται και ο αναπνευστικός ρυθμός από τους πνεύμονες. [99,100] και όπως φαίνεται και στην *(i)* μετά την άσκηση, τόσο ο καρδιακός όσο και ο αναπνευστικός ρυθμός αυξήθηκαν σε 156 bpm και 54 bpm αντίστοιχα.[98,99]

#### **2.4.4 Σύνοψη**

Το E-TeCS αποτελεί ένα ρούχο από ειδικά κατασκευασμένα υφάσματα με ενσωματωμένα εύκαμπτα-ελαστικά ηλεκτρονικά για in vivo αίσθηση πάνω στο σώμα. Η παραγωγή σε μεγάλη κλίμακα εύκαμπτων κυκλωμάτων σε πλεκτά υφάσματα με δίκτυα αρθρωτών αισθητήρων δημιουργεί ένα υψηλής απόδοσης, επεκτάσιμο σύστημα για αισθητηριακή κάλυψη σε μεγάλη έκταση καθώς και μια πολυχρηστική πλατφόρμα για την ενοποίηση των αρθρωτών/πολυτροπικών αισθητήρων. Το ρούχο αυτό έχει στενή εφαρμογή όμως είναι άνετο αφού σχεδιάστηκε με βάση την καμπυλότητα του σώματος. Με τη εφαρμογή κατάλληλης πίεσης διασφαλίζεται η επαφή κάθε αισθητήρα με το δέρμα και ελαχιστοποιείται η μετατόπιση του από τα ειδικά σημεία ανίχνευσης. Στο E-TeCS είναι ενσωματωμένες 31 νησίδες αισθητήρων: 30 αισθητήρες θερμοκρασίας κατανεμημένοι στο πάνω μέρος του σώματος κι ένα επιταχυνσιόμετρο τοποθετημένο ακριβώς κάτω από το στέρνο. Ελέγχτηκε η ικανότητα του E-TeCS για συνεχή καταγραφή της θερμοκρασίας και ταυτόχρονη μηχανο-ακουστική ανίχνευση του καρδιακού και αναπνευστικού ρυθμού σε έντονη σωματική άσκηση. Συγκριτικά με την υπέρυθρη θερμογραφία η ανίχνευση θερμοκρασίας από το E-TeCS είναι υψηλής ακρίβειας χωρίς χωρικούς περιορισμούς ή την ανάγκη το άτομο να μη φοράει ρούχα. Μελλοντικά μπορεί να μελετηθεί το ενδεχόμενο προσθήκης κι άλλων αισθητήρων (οπτικών, υπέρυθρων, μαγνητικών, μέσω αερίων, πίεσης και υγρασίας). Η πολυτροπική και πολυλειτουργική δομή των ETeCS θα καταστήσει δυνατή μία νέα στρατηγική εξατομικευμένης τηλεϊατρικής μέσω άνετης και συνεχούς παρακολούθησης των φυσιολογικών δραστηριοτήτων.

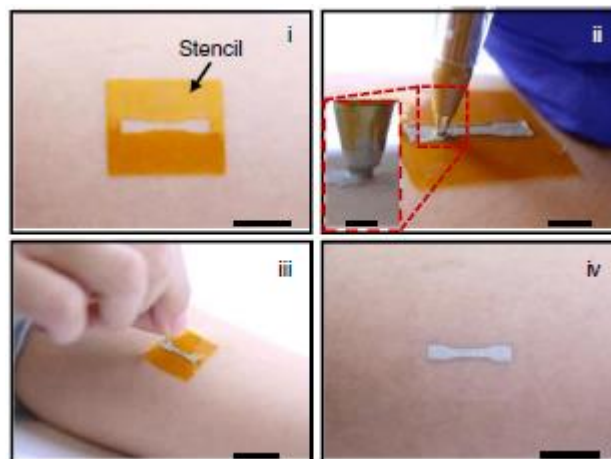
## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΕΠΙΔΕΡΜΙΚΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται παρουσίαση ορισμένων εφαρμογών επιδερμικά τοποθετούμενων διατάξεων για την παρακολούθηση της υγείας.

### 3.1 Ηλεκτρονικά, σχεδιασμένα στο δέρμα για πολυλειτουργική αντίγνωση κίνησης και θεραπεία στο σημείο εφαρμογής τους.

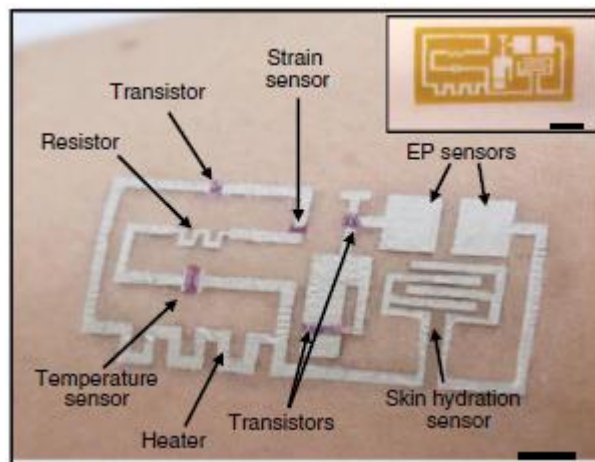
Επιστημονικό άρθρο αναφοράς: *Ershad, F., Thukral, A., Yue, J., Comeaux, P., Lu, Y., Shim, H., Sim, K., Kim, N.I., Rao, Z., Guevara, R. and Contreras, L., 2020. Ultra-conformal drawn-on-skin electronics for multifunctional motion artifact-free sensing and point-of-care treatment. Nature communications, 11(1), pp.1-13* (βιβλιογραφική αναφορά 118).

Απαραίτητη προϋπόθεση, για μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα στους παράγοντες που αφορούν την πρόληψη ασθενειών, την παρακολούθηση της υγείας και την θεραπεία των ασθενειών, είναι η εξαγωγή βιολογικών σημάτων μεγάλης ακρίβειας. Για να επιτευχθεί αυτό, θα πρέπει η ηλεκτρονική διάταξη που λαμβάνει τα σήματα του ασθενούς να είναι τοποθετημένη όσο πιο κοντά του γίνεται, στο δέρμα δηλαδή. Επειδή όμως, δεν θα ήταν δυνατή η τοποθέτηση μίας κοινής ηλεκτρονικής πλακέτας, καθώς υπάρχει και ο παράγοντας κίνηση στο ανθρώπινο σώμα, σχεδιάστηκαν ειδικά προσαρμοσμένα και παραμορφώσιμα ηλεκτρονικά εξαρτήματα, με ανθεκτικότητα στην κίνηση με τα οποία επιτυγχάνεται το παραπάνω εγχείρημα και τα οποία θα αναλυθούν περαιτέρω.



**Εικόνα 26:** Διαδικασία σχεδιασμού των DoS: (i) τοποθετείται το στένσιλ (η λεγόμενη “ζεπατικωτούρα”) (ii) σχεδιάζεται το ηλεκτρονικό σύστημα με τον ειδικό μαρκαδόρο (iii) αφαίρεση του στένσιλ (iv) το τελικό αποτέλεσμα επί του δέρματος αφού στεγνώσει το μελάνι.[118]

Αρχικά, με την συνεχή εξέλιξη της τεχνολογίας, είναι σαφές ότι οι ζωτικές μετρήσεις είναι προτιμότερο να λαμβάνονται από ηλεκτρονικές διατάξεις οι οποίες βρίσκονται σε άμεση επαφή με το δέρμα. Αυτό συμβαίνει κυρίως επειδή το δέρμα από μόνο του έχει να δώσει πολλές πληροφορίες που αφορούν την υγεία του χρήστη (π.χ. αφυδάτωση δέρματος, κατάσταση μυών κλπ.).[104-106] Όμως, λόγω της ανομοιομορφίας του δέρματος και της σωματικής κίνησης πολλές από τις πληροφορίες που εξάγονται από τις ηλεκτρονικές αυτές διατάξεις είναι ανακριβείς.[107-112]. Λύση στο πρόβλημα αυτό έρχεται να δώσει η λεγόμενη τεχνολογία “Drawn-On-Skin Electronics” (DoS) [Εικόνα 26], η οποία με ορισμένες δυνατότητες των ηλεκτρονικών της κατορθώνει να περιορίσει σημαντικά την επιρροή της κίνησης του χρήστη στην ποιότητα των μετρήσεων.[113-117] Πιο συγκεκριμένα, τα DoS φτιάχνονται από υγρά λειτουργικά μελάνια, σχεδιασμένα μέσα σε “stencils” (στένσιλ ή “ξεπατικωτούρες”) και γράφονται με στυλό απευθείας στο δέρμα.



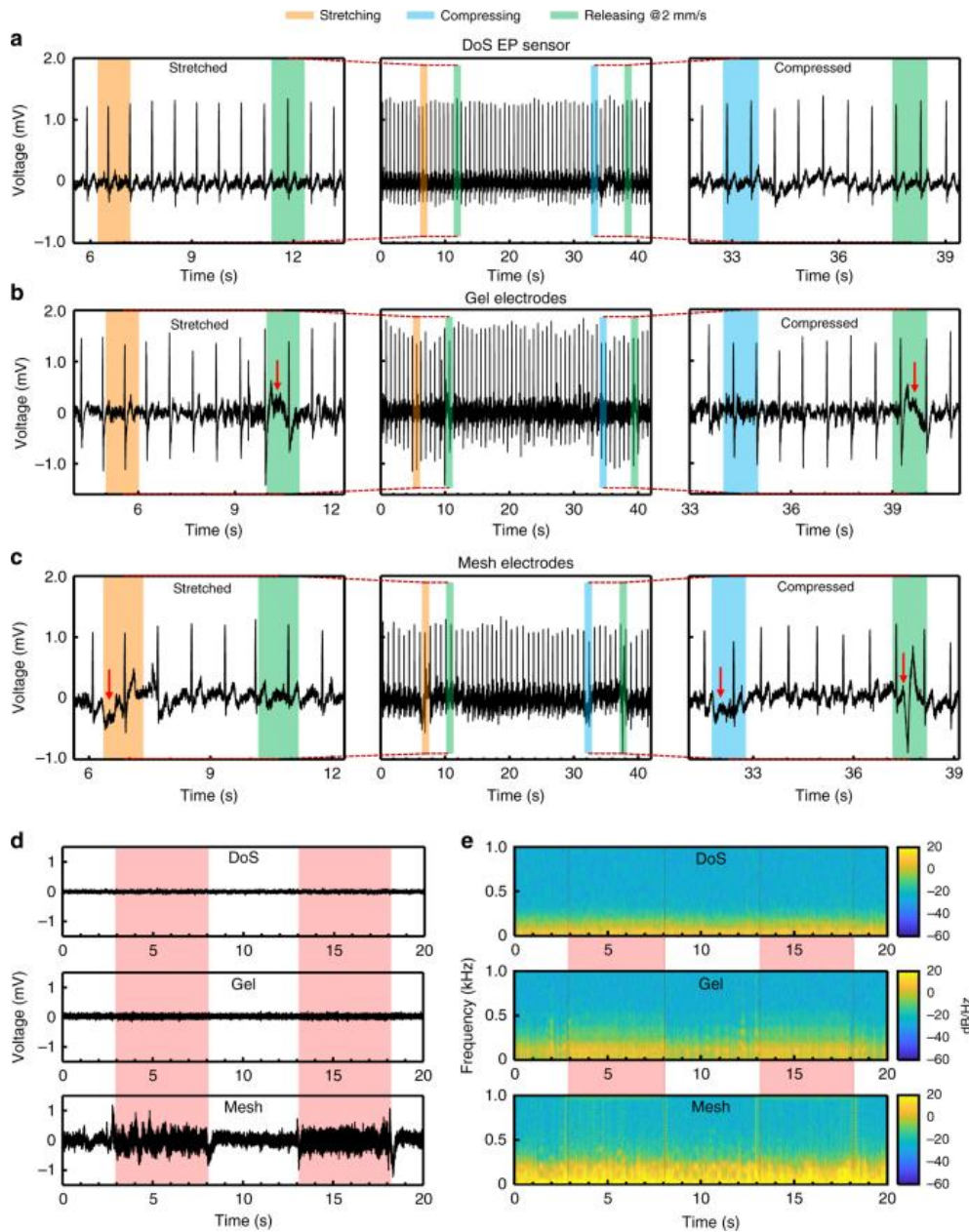
**Εικόνα 27: Παράδειγμα ενσωματωμένου συστήματος DoS που περιλαμβάνει αντίσταση, τρανζίστορ, θερμιστορ, ηλεκτροφυσιολογικούς αισθητήρες, αισθητήρες θερμοκρασίας, αισθητήρες δύναμης (strain sensor) και αισθητήρα αφυδάτωσης δέρματος σχεδιασμένα στο ανθρώπινο δέρμα.[118]**

Το υλικό του μελανιού είναι ο Άργυρος μαζί με ένα μείγμα πολυμερούς, το PEDOT:PSS. Από την στιγμή που θα σχεδιαστεί στο δέρμα, θέλει 3-5 λεπτά για να στεγνώσει και σε κάποιες περιπτώσεις μπορεί να χρειαστεί δεύτερο ή και παραπάνω στρώμα σχεδιασμού. Ως αποτέλεσμα, η απόδοση των ηλεκτρονικών δεν μεταβάλλεται ακόμα και σε ιδρωμένο δέρμα, ούτε επηρεάζεται από την κίνηση. Επιπροσθέτως, μέσω της διέγερσης του δέρματος κατ’ αυτόν τον τρόπο καθίσταται δυνατή και η επούλωση τραυμάτων και πληγών, όπως θα αναλυθεί παρακάτω. [118] Όπως φάνηκε και στην πράξη, αφού σχεδιάστηκαν τα DoS με τα στυλό, και αφού διορθώθηκαν εύκολα όσα λάθη προέκυψαν από τον πρώτο σχεδιασμό, έδειξαν πολύ καλά στοιχεία σε συνθήκες συμπίεσης και επιμήκυνσης χωρίς να χαλάσει η σύστασή τους.



Για να ελεγχθεί και η συμβατότητα της τεχνολογίας αυτής με το δέρμα, τοποθετήθηκε στην πλάτη ποντικών, αφού πρώτα τους είχε αφαιρεθεί το δέρμα. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν δημιουργήθηκαν ούτε κακοήθειες ούτε φλεγμονές, τόσο εξωτερικά όσο και εσωτερικά της επιδερμίδας.

Με τα DoS μπορεί επίσης να σχεδιαστεί λειτουργικό και εύκαμπτο τρανζίστορ, με εφαρμογή σε ενισχυτές σήματος ή και σε ενσωματωμένα κυκλώματα.[119][Εικόνα 27] Άλλες συσκευές που μπορούν επίσης να υποκαθιστούν τα DoS είναι οι αισθητήρες αφυδάτωσης δέρματος, οι αισθητήρες θερμότητας και οι αισθητήρες καταπόνησης.[119-126] Για μεγαλύτερη διευκόλυνση στην καταγραφή των μετρήσεων, τοποθετήθηκε ένα κύκλωμα ασύρματου αναμεταδότη, έτσι ώστε να γίνεται καταγραφή και μετάδοση των καρδιολογικών σημάτων κατά την διάρκεια του περπατήματος και της κλινικής εξέτασης.[127-129] Τα ηλεκτρόδια τύπου DoS συγκρίθηκαν με κοινά ηλεκτρόδια γέλης, που χρησιμοποιούνται ευρέως σε κλινικές εφαρμογές, αλλά και με μία δεύτερη νέα διάταξη ηλεκτροδίων, τα λεγόμενα ηλεκτρόδια πλέγματος/μικροϊνών (αυτά δεν θα αποτελέσουνε αντικείμενο εξέτασης στην παρούσα εργασία). Σε σύγκριση με τους δύο τύπους ηλεκτροδίων, δηλ. ηλεκτρόδια γέλης και μικροϊνών/πλέγματος, τα DoS είναι πιο ανθεκτικά σε συνθήκες εφίδρωσης, αντοχής στον χρόνο, κίνησης του ασθενούς και διατήρησης της προσκόλλησης στο δέρμα (το οποίο είναι ανομοιογενές από την φύση του).[130-131] Αυτό γίνεται και εύκολα αντιληπτό στα διαγράμματα τάσης-χρόνου, όπου βλέπουμε ότι ο θόρυβος που προκαλεί η κίνηση του ασθενούς στα ηλεκτρόδια γέλης και πλέγματος είναι ευδιάκριτος και έχει ως αποτέλεσμα να μην εξάγεται σωστή πληροφορία από το διάγραμμα, και να καθίσταται δυσκολότερη η αντιμετώπιση του ασθενούς.[Εικόνα 28][132-133]



**Εικόνα 28:** *a) Καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφικών σημάτων από τους αισθητήρες (ηλεκτρόδια) των DoS κατά την διάρκεια του κύκλου τεντώματος-χαλάρωσης (αριστερά) και του κύκλου συμπίεσης-χαλάρωσης (δεξιά). Οι πορτοκαλί μπάρες δείχνουν την διάρκεια της κίνησης του τεντώματος, οι μπλε μπάρες δείχνουν την διάρκεια της κίνησης της συμπίεσης, και οι πράσινες μπάρες δείχνουν την διάρκεια της κίνησης χαλάρωσης. b) Καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφικών σημάτων από τα συμβατικά ηλεκτρόδια γέλης κατά την διάρκεια του τοπικού κύκλου τεντώματος-χαλάρωσης (αριστερά) και του κύκλου συμπίεσης-χαλάρωσης (δεξιά). Τα κόκκινα βέλη δείχνουν τις ψευδενδείξεις. c) Καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφικών σημάτων από τα ηλεκτρόδια πλέγματος κατά την διάρκεια του τοπικού κύκλου τεντώματος-χαλάρωσης (αριστερά) και του κύκλου συμπίεσης-χαλάρωσης (δεξιά). Τα κόκκινα βέλη δείχνουν τις ψευδενδείξεις. d) Ηλεκτρομυογραφικά σήματα καταγεγραμμένα από κίνηση του χεριού που προκαλείται από δόνηση. Οι ροζ μπάρες δείχνουν την διάρκεια του χρόνου, κατά τον οποίο το μηχάνημα δόνησης λειτουργούσε, για τους DoS αισθητήρες (κορυφή), τα ηλεκτρόδια γέλης (μέση), και τα ηλεκτρόδια πλέγματος (κάτω). e) Διαγράμματα*

*χρόνου/συχνότητας των ηλεκτρομυογραφικών σημάτων, με την κίνηση του χεριού του ασθενούς που προκαλείται από δόνηση για τους DoS αισθητήρες (πάνω), τα ηλεκτρόδια γέλης (μέση), και τα ηλεκτρόδια πλέγματος (κάτω). Οι ροζ μπάρες και οι κόκκινες γραμμές δείχνουν την διάρκεια των δονήσεων.[118]*

Το μόνο μειονέκτημα των DoS είναι ότι δεν μπορούν να αφαιρεθούν από το δέρμα, σε αντίθεση με τα άλλα δύο ηλεκτρόδια που αφαιρούνται εύκολα, αλλά, απεναντίας, διαλύονται ανεπανόρθωτα κατά την αφαίρεση.

Άλλος ένας τομέας που έρχεται να καλύψει η τεχνολογία DoS είναι αυτός της ταχείας επούλωσης τραυμάτων. Η ικανότητα των DoS να προσαρμόζουν το σχήμα τους και το μέγεθος τους σε οποιαδήποτε πληγή, τα καθιστούν ικανά ακόμα και σε καταστάσεις πεδίου πολέμου, όπου μπορεί να τοποθετηθεί σε πληγή που χρήζει ηλεκτρική διέγερση για την επούλωση και την αποκατάστασή της.[134]

### **3.2 Αγωγήμα πολυμερή ηλεκτρόδια τύπου ‘τατουάζ’ στην ηλεκτροεγκεφαλογραφία και μαγνητοεγκεφαλογραφία.**

Επιστημονικό άρθρο αναφοράς: *Ferrari, L.M., Ismailov, U., Badier, J.M., Greco, F. and Ismailova, E., 2020. Conducting polymer tattoo electrodes in clinical electro- and magneto-encephalography. npj Flexible Electronics, 4(1), pp.1-9.* (βιβλιογραφική αναφορά 157).

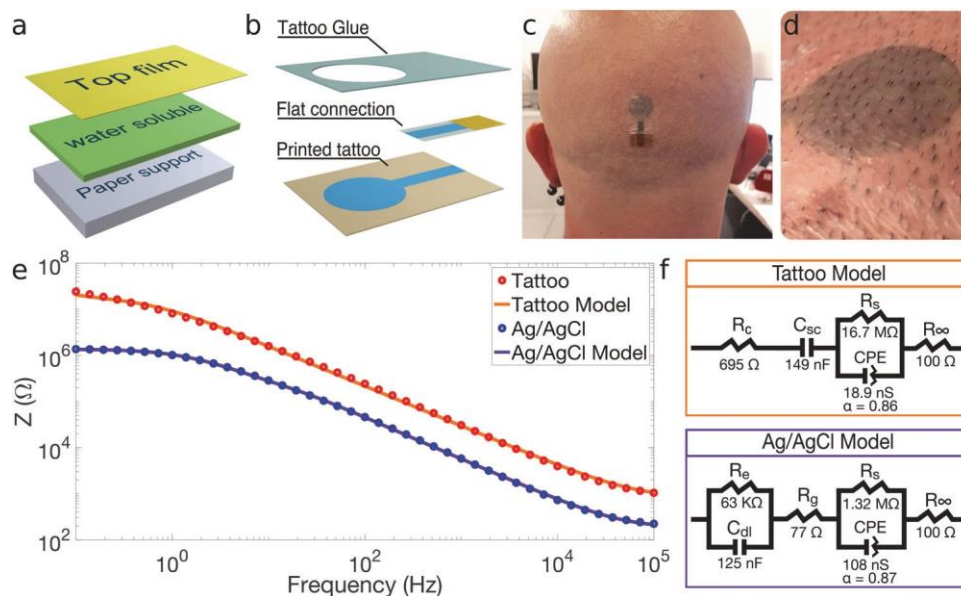
Τα πιο αδύναμα ηλεκτροφυσιολογικά σήματα στον άνθρωπο είναι αυτά του εγκεφάλου (10-100μV, 0.5-100Hz). Είναι όμως και πολύ χρήσιμα, καθώς βοηθούν στην παρακολούθηση ασθενών σε κώμα, εγκεφαλικά νεκρών, και σε ανθρώπους με νευρολογικές ή ψυχικές παθήσεις (π.χ. επιληψία, νόσο του Αλτσχάιμερ).[135-137] Από το 1929 είχε ανακαλυφθεί από τον H.Berger ότι τα αδύναμα ηλεκτρικά ρεύματα που δημιουργούνται στον εγκέφαλο μπορούν να ανιχνευθούν μη επεμβατικά, παρά το κρανίο που εμποδίζει την διάδοση του σήματος. Η ηλεκτροεγκεφαλογραφία πλέον έχει αποδειχθεί χρήσιμο ‘εργαλείο’, καθώς πετυχαίνει υψηλή χρονική ανάλυση, έχοντας χαμηλό κόστος, χωρίς επεμβατικότητα. Άλλη μια χρήσιμη αλλαγή είναι η αντικατάσταση των κλασσικών-συμβατικών ηλεκτροδίων γέλης, λόγω της ακαμψίας και του όγκου τους αλλά και της αστάθειας της λειτουργίας τους, εξαιτίας της γέλης που ξεραίνεται μετά από κάποιες ώρες λειτουργίας.[138] Επίσης, είναι δύσκολη η τοποθέτηση τους στους ασθενείς και πολλές φορές τους προκαλεί δυσφορία. Για να αποφευχθούν όλα αυτά τα προβλήματα, έγιναν προσπάθειες για κατασκευή ξηρού αισθητήρα[139], χωρίς όμως να επιτυγχάνεται καλή διασύνδεση με το δέρμα[140].

Έχουν γίνει προσπάθειες τα τελευταία χρόνια να σχεδιαστούν συσκευές με εξαιρετικά λεπτές μεμβράνες (τατουάζ), που μπορούν να έρθουν σε άμεση επαφή με το δέρμα, διατηρώντας την φιλοσοφία του ‘ξηρού’ ηλεκτροδίου. Αυτά τα ηλεκτρόδια αναπτύσσουν μια σταθερή, επαφή ακριβείας με το ανώτατο στρώμα του δέρματος, καθιστώντας τα ιδανικά για εφαρμογές που απαιτούν κάλυψη μεγάλων περιοχών του σώματος.[141-142]

Τα προσωρινά ‘τατουάζ’ ηλεκτροδίων, όπως λέγονται, φτιάχνονται από οργανικά υλικά[143], και χάρη στο μικρό πάχος και την απαλότητα του υλικού τους είναι ικανά να «ενσωματωθούν» αποτελεσματικά στο δέρμα, δημιουργώντας μια ανεπαίσθητη επαφή μεταξύ του σώματος του ασθενούς και της πλακέτας. Σε πολλές εφαρμογές έχει φανεί η αξιοπιστία των ηλεκτροδίων ‘τατουάζ’, κυρίως στην ηλεκτρομυογραφία και την ηλεκτροεγκεφαλογραφία, όπου έδειξαν μακροχρόνια ηλεκτρική σταθερότητα στην μέτρηση των βιοσημάτων. Μία σημαντική ιδιότητα των τατουάζ αυτών, είναι ότι μπορούν να διατηρηθούν από τις τρίχες του ανθρώπινου σώματος, χωρίς να χαλάσει η ποιότητα των μετρούμενων σημάτων, γεγονός που απασχολεί πολύ άλλες δερματικές διατάξεις, που χάνουν τις μετρήσεις αλλά και την ορθή θέση του αισθητήρα εξαιτίας των τριχών[144].[Εικόνα 29]

Τα σήματα του ηλεκτροεγκεφαλογράφου, συχνά συνδυάζονται με την μαγνητοεγκεφαλογραφία. Όσο το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα καταγράφει τις αλλαγές στο ηλεκτρικό πεδίο στον εγκέφαλο, το μαγνητοεγκεφαλογράφημα αντιλαμβάνεται τις εναλλαγές στο μαγνητικό πεδίο που προκαλούνται από την

κίνηση ιόντων των νευρώνων. Οι ταυτόχρονες αυτές μετρήσεις είναι απαραίτητες για να κατανοηθεί καλύτερα η γνωστική διαδικασία και η υψηλή ανάλυση που την διέπει.[145] Όμως, τα συμβατικά ηλεκτρόδια του ηλεκτροεγκεφαλογράφου έχουν την τάση να αντιδρούν με τους αισθητήρες του μαγνητοεγκεφαλογράφου. Κατά συνέπεια δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν μεταλλικά ηλεκτρόδια καθώς προκαλούν θόρυβο στο σήμα που λαμβάνουν οι μαγνητικοί αισθητήρες, οπότε, όταν επιθυμούμε και χρήση μαγνητοεγκεφαλογράφου, χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια ηλεκτροεγκεφαλογράφου κατασκευασμένα από μη μεταλλικά υλικά, τα οποία προσφέρουν την μικρότερη δυνατή διατάραξη σήματος. Το ζητούμενο είναι η μέγιστη απόδοση του τατουάζ σε μικρού πλάτους σήματα, που θα βοηθήσει και σε εφαρμογές διάγνωσης νευροεκφυλιστικών νόσων.[146]



**Εικόνα 29:** Προσωρινά ηλεκτρόδια-τατουάζ για ηλεκτροεγκεφαλογράφημα *a)* Η δομή των στρωμάτων των προσωρινών χαρτιών τατουάζ επιτρέπει την απελευθέρωση της μεμβράνης της άνω στρώσης που θα αποτελέσει το τατουάζ. Η άνω στρώση έρχεται σε επαφή με το δέρμα. Οι δύο άλλες στρώσεις (χαρτί – υδατοδιαλυτό στρώμα) αποκολλώνται μέσω ύγρανσης *b)* Σχηματικό διάγραμμα ενός πολυμερούς προσωρινού ηλεκτροδίου. Πρόκειται για την άνω στρώση του προηγούμενου σχήματος. *c)* Προσωρινό ηλεκτρόδιο τοποθετημένο στο κεφάλι στην θέση Oz (κεντρικό ινιακό). *d)* Κοντινή εικόνα προσωρινού ηλεκτροδίου τοποθετημένο στο κεφάλι μετά από 12 ώρες εφαρμογής. *e)* Καταγραφές αγωγιμότητας στο χέρι χρησιμοποιώντας προσωρινά ηλεκτρόδια τατουάζ και κλασικά ηλεκτρόδια Ag/AgCl. Δεξιά απεικονίζονται τα κυκλωματικά μοντέλα των αντίστοιχων ηλεκτροδίων Τα δεδομένα εξήλθαν από τις συνδέσεις που απεικονίζονται δεξιά.[157]

Μεγάλο πλεονέκτημα του ηλεκτροδίου τατουάζ είναι ότι βρίσκεται σε συνεχή επαφή με το δέρμα [147], όπως επίσης και το πάχος και η

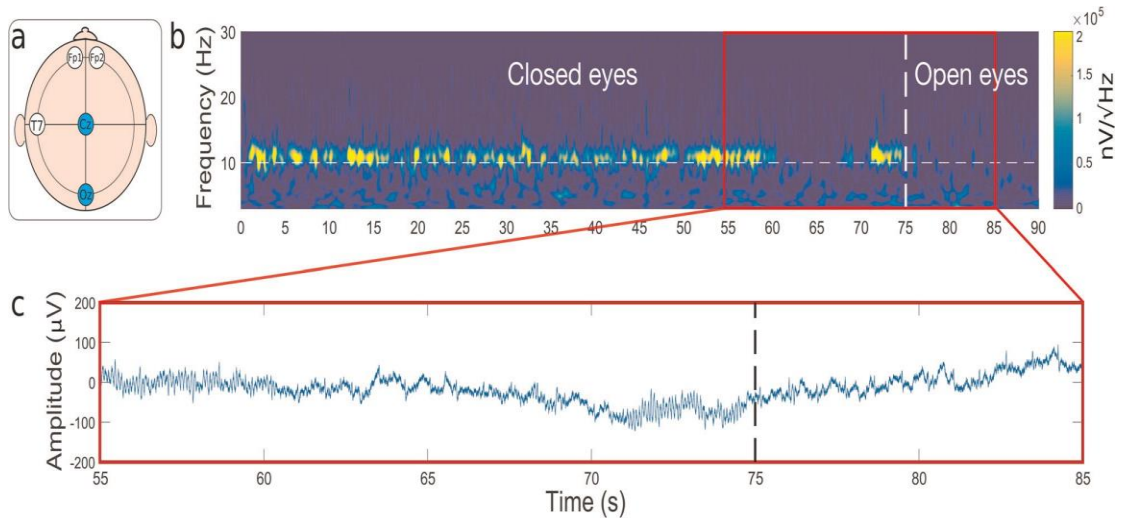
ελαστικότητα-συμβατότητα του με το δέρμα είναι εξαιρετικά σημαντικοί παράγοντες για την αποτελεσματικότητα των μετρήσεων.[148-150]

Η περιοχή που τα ηλεκτρόδια λαμβάνουν το σήμα τους, («ενεργή» περιοχή ή περιοχή «ευαισθησίας») και οι διασυνδέσεις τους είναι κατασκευασμένα από το υλικό PEDOT:PSS (το οποίο είναι ένα πολυμερές μείγμα), λόγω της μικρής μηχανικής σκληρότητας που διαθέτει και της συμβατότητας του με το αποσπώμενο πολυμερές φιλμ του τατουάζ. Είναι το πιο διαδεδομένο αγώγιμο πολυμερές στις βιοηλεκτρονικές εφαρμογές, [151-152], λόγω του ότι δεν έχει μεταλλικά μέρη και μπορεί να κατασκευαστεί σε χαμηλές θερμοκρασίες με χαμηλό κόστος. Τέλος, τα φύλλα PEDOT:PSS μειώνουν την συνολική ηλεκτρική αντίσταση, προστατεύοντας ταυτόχρονα την μηχανική συμβατότητα του τατουάζ.[144]

Πέραν του πολυμερούς υλικού PEDOT:SS που χρησιμοποιείται σαν μελάνι για την εκτύπωση των ηλεκτροδίων και των επίπεδων ενώσεων, επίσης χρησιμοποιείται ένα πακέτο εργοστασιακού χαρτιού για τατουάζ, πάλι για την κατασκευή των ηλεκτροδίων. Το πακέτο αυτό έχει δύο είδη χαρτιού: το αυτοκόλλητο φύλλο μεταφοράς και το χαρτί κόλλας που χρησιμοποιούνται σαν εναλλακτικό υπόστρωμα και φύλλο επικάλυψης αντίστοιχα. Το πρώτο είδος χρησιμοποιείται για την βελτίωση της μηχανικής ισορροπίας των ηλεκτροδίων-τατουάζ στο δέρμα, ενώ το φύλλο κόλλας για την προσκόλληση του τατουάζ και την πρόληψη της άμεσης επαφής των γραμμών διασύνδεσης με το δέρμα.

### **3.2.1 Εργαστηριακές συγκριτικές δοκιμές συμβατικών ηλεκτροδίων και ηλεκτροδίων-τατουάζ**

Λόγω της εφίδρωσης ακόμα και τα παραδοσιακά “ξηρά” ηλεκτρόδια τείνουν να δημιουργούν ένα υγρό περιβάλλον με το δέρμα, όπου ο ιδρώτας παίζει τον ρόλο της γέλης που δεν υπάρχει στην περίπτωση αυτή.[140] Όταν ένας άνθρωπος, από μια κατάσταση ηρεμίας μεταβεί σε μία κατάσταση εγρήγορσης και αντίστροφα, η δραστηριότητα του εγκεφάλου του θα υποστεί πολλές μεταβολές. Σε αυτή την περίπτωση βλέπουμε τα λεγόμενα α-κύματα, τα οποία έχουν εύρος συχνοτήτων 8-12Hz και τυπικό εύρος τάσης 50μV (peak to peak)[176]. Τέτοια δραστηριότητα του εγκεφάλου μπορεί να ανιχνευθεί και από τα ηλεκτρόδια-τατουάζ όπου οι ρυθμοί α συγκεντρώνονται γύρω από τα 10 Hz ένα λεπτό μετά την χαλάρωση με κλειστά μάτια. Όταν ανοίξει τα μάτια ο εξεταζόμενος, τα σήματα συνήθως εξαφανίζονται, ή ακόμα και όταν μείνουν κλειστά μετά από 60-70 δευτερόλεπτα η δραστηριότητα των α μηδενίζεται.[Εικόνα 30]

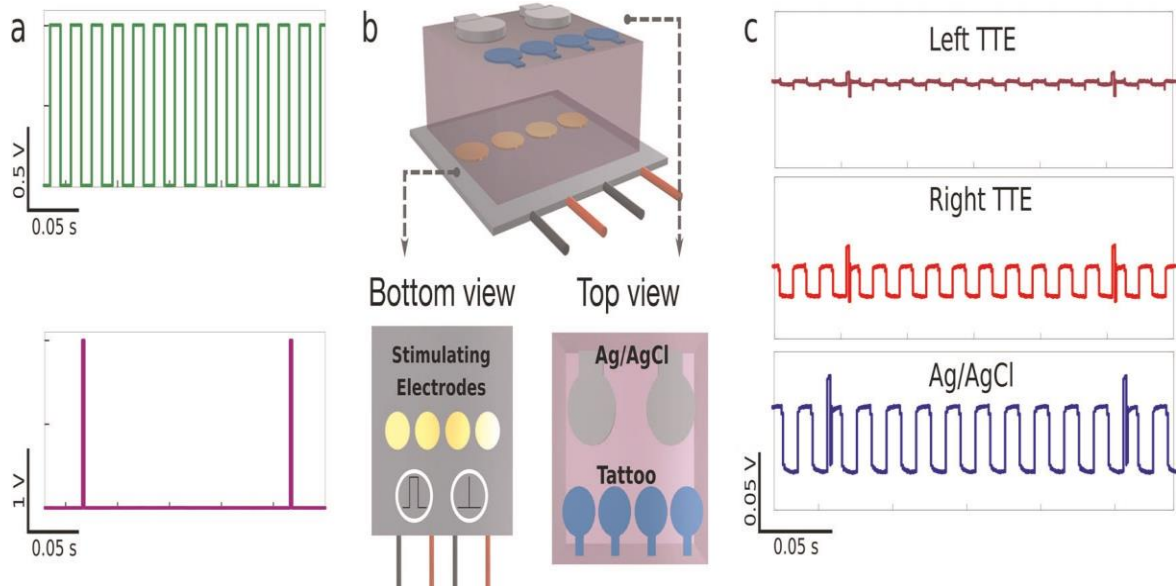


**Εικόνα 30:** Σήμα ηλεκτροεγκεφαλογράφου μετρημένο με τα κλασσικά ηλεκτρόδια στον ανθρώπινο εγκέφαλο. (A) Τοποθέτηση ηλεκτροδίων στο κεφάλι σύμφωνα με το 10–20 διεθνές σύστημα, με σημειωμένα τα σημεία για τις μετρήσεις της εγκεφαλικής δραστηριότητας. (b) Διάγραμμα χρόνου-συχνότητας των εγγραφών των άλφα κυμάτων με μετρημένη συχνότητα γύρω από τα 10 Hz. Τα άλφα κύματα εξαφανίζονται στιγμιαία για 10 δευτερόλεπτα όταν ο εθελοντής ακούσει κάποιον φυσικό θόρυβο, ενώ ακόμα βρίσκεται στην φάση χαλάρωσης. Στα 75 δευτερόλεπτα στον εθελοντή ζητήθηκε να ανοίξει τα μάτια του. (c) Το διάγραμμα τάσης-χρόνου (σημειώνεται με διακεκομμένη γραμμή η στιγμή των 75 δευτερολέπτων). Η εγγραφή του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος δείχνει τις ταλαντώσεις των άλφα κυμάτων από τα 55 μέχρι τα 60 δευτερόλεπτα και από τα 71 μέχρι τα 75, αντιπροσωπεύοντας την κατάσταση της άγρυπνης χαλάρωσης.[157]

Σε σύγκριση με τα κοινά ιατρικά ηλεκτρόδια του αργύρου, ενώ και τα δύο λειτουργούν ορθά στις χαμηλές συχνότητες (οι οποίες είναι και πιο δύσκολες στην καταγραφή, αλλά πολύ χρήσιμες όσον αφορά τις πληροφορίες που έχουν), όσο ανεβαίνουν οι συχνότητες, παρατηρείται το σήμα των ηλεκτροδίων-τατουάζ να είναι εμφανώς υψηλότερο. Αυτό συμβαίνει επειδή τα ηλεκτρόδια αυτά είναι πιο ευαίσθητα και τείνουν να έχουν υψηλότερο λόγο σήματος προς θόρυβο, το οποίο στην συγκεκριμένη περίπτωση είναι χρήσιμο καθώς ο θόρυβος έχει βιολογικές πληροφορίες, όπως της ηλικίας κ.α..[153-154]

Εάν ληφθεί υπόψη, ότι είναι πιθανό τα ηλεκτρόδια-τατουάζ να ενσωματωθούν σε κλινικές εφαρμογές, ελέγχεται στην πράξη η λειτουργία τους και πιο συγκεκριμένα σε καταγραφές ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, χωρίς να απαιτείται σύνδεση των ηλεκτροδίων αυτών με την καταγραφική μονάδα. Το αποτέλεσμα είναι ικανοποιητικό καθώς μπορούν να καταγράψουν κυματομορφές α, με αποτέλεσμα αντάξιο εκείνων που καταγράφουν και τα συμβατικά ιατρικά ηλεκτρόδια αργύρου. Υψηλή ποιότητα καταγραφής σημάτων, εύκολη τοποθέτηση ηλεκτροδίου και ικανότητα μακροχρόνιας καταγραφής είναι τρία από τα σημαντικά πλεονεκτήματα των ηλεκτροδίων

τύπου τατουάζ, καθιστώντας τα κατάλληλα για κλινικές εφαρμογές που αφορούν την εγκεφαλική λειτουργία, παρακολούθηση ασθενών κατ' οίκον σε βάθος χρόνου, και εφαρμογές αλληλεπίδρασης εγκεφάλου-υπολογιστή για άτομα με ειδικές ανάγκες. Επιπλέον, η ταυτόχρονη καταγραφή ηλεκτροεγκεφαλογραφικών και μαγνητοεγκεφαλογραφικών σημάτων, είναι απαραίτητη για εφαρμογές διάγνωσης επιληψίας, που βοηθάνε στον εντοπισμό των κρίσεων και ως εκ τούτου και στο πλάνο θεραπείας που θα ακολουθηθεί.[155]



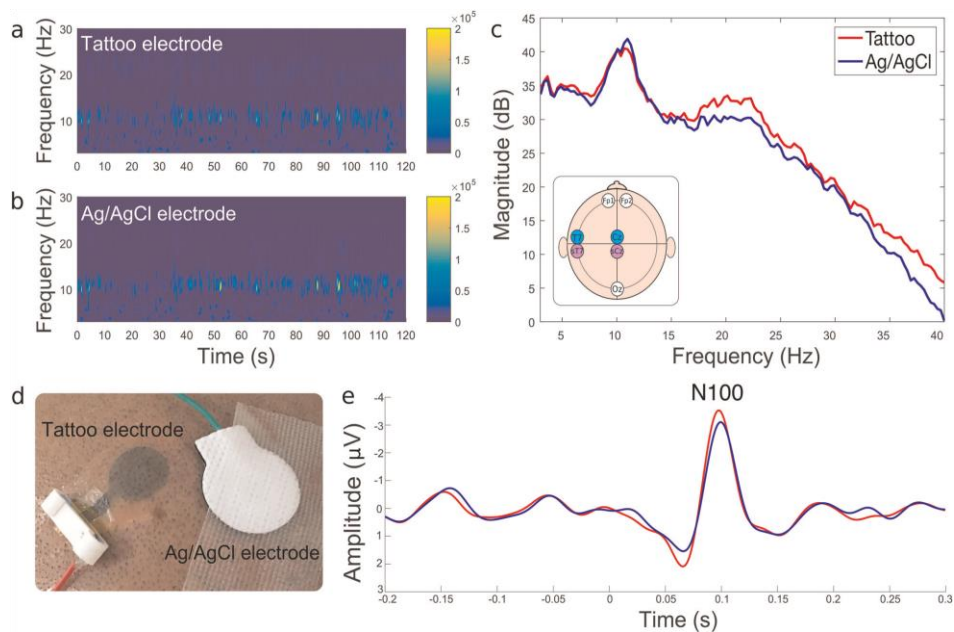
**Εικόνα 31:** Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα που καταγράφει μέσω του εργαστηριακού πειραματικού στησίματος. *a)* Σήματα εισόδου από τα ηλεκτρόδια διέγερσης του πυθμένα: το τετραγωνικό κύμα των 50 Hz στέλνεται στα δύο αριστερά ηλεκτρόδια (πάνω εικόνα) και το τετραγωνικό κύμα των 5Hz στέλνεται στο ζεύγος των δεξιά ηλεκτροδίων (κάτω εικόνα). *b)* Σχηματική απόδοση του εργαστηριακού συστήματος δοκιμίου (phantom) με τα ηλεκτρόδια καταγραφής τατουάζ και Ag/AgCl τοποθετημένα στη πάνω επιφάνεια του δοκιμίου. Στην κάτω πλευρά του δοκιμίου είναι τα ηλεκτρόδια διέγερσης/εισόδου με σκοπό να παρέχουν τις διπολικές εισόδους που δείχνονται στο (a). *c)* Τα καταγεγραμμένα σήματα εξόδου. Πάνω: το σήμα του αριστερού ζεύγους ηλεκτροδίων τατουάζ. Μέση: το σήμα του δεξιού ζεύγους ηλεκτροδίων τατουάζ. Κάτω: το σήμα από τα ηλεκτρόδια Ag/AgCl.[157]

Για να επιτευχθεί ηλεκτρομαγνητική ουδετερότητα και φυσική σύμπτυξη, προτιμώνται εξαιρετικά λεπτοί, μη μεταλλικοί ηλεκτροεγκεφαλικοί αισθητήρες. Για αυτόν τον λόγο, και για να ενισχυθεί η συμβατότητα μεταξύ των ηλεκτροδίων ηλεκτροεγκεφαλογράφου και μαγνητοεγκεφαλογράφου, έχουν σχεδιασθεί τα εξ' ολοκλήρου πολυμερή ηλεκτρόδια. Η τοποθέτησή τους γίνεται στο πίσω μέρος του κεφαλιού του ασθενούς, όπου επιτυγχάνεται καθαρή καταγραφή των νευρολογικών σημάτων σε διαφορετικές συχνότητες. Ο ελάχιστος αριθμός ηλεκτροδίων που θα χρειαστεί για να δειγματιστεί το ηλεκτρικό πεδίο του εγκεφάλου ενός ενήλικα είναι τα 100.[156] Για να ελεγχθεί η λειτουργία τους, χρησιμοποιείται μια απομίμηση δέρματος



(εργαστηριακό δοκίμιο), η οποία έχει παρόμοια αντίσταση με το κανονικό δέρμα, κατασκευασμένη από μια γέλη αгарόζης, με υποδοχή για ηλεκτρόδια στο πάνω μέρος της, ενώ η διέγερση ξεκινάει από το κάτω μέρος όπου βρίσκεται η μονάδα διέγερσης με τέσσερα ηλεκτρόδια που μεταφέρουν ταυτόχρονα δύο τύπους παλμικού σήματος εισόδου. [Εικόνα 31]

Ένα σήμα εξόδου καταγράφεται με τέσσερα ηλεκτρόδια τύπου τατουάζ και δυο κλασικά, τοποθετημένα στο πάνω μέρος της επιφάνειας του απομιμητή δέρματος. Τα σήματα που θα εξαχθούν, είναι διπολικά, καθώς προκύπτουν από το ζευγάρι των ηλεκτροδίων Ag/AgCl και των ζευγαριών των ηλεκτροδίων-τατουάζ. Οι μετρήσεις αποδεικνύουν ότι είναι δυνατή η αναγνώριση της πηγής του σήματος εισόδου αναλύοντας το εύρος των καταγραφόμενων σημάτων. Τα κλασικά ηλεκτρόδια έχουν μεγαλύτερο εύρος στις μετρήσεις, και αυτό εξηγείται από την μεγαλύτερη κάλυψη επιφάνειας που καταφέρνουν. Λόγω όμως της μεγαλύτερης επιφάνειας που καταλαμβάνουν τα κλασικά ηλεκτρόδια υστερούν σε σχέση με τα ηλεκτρόδια-τατουάζ, που μπορούν να προσφέρουν πυκνότερη κάλυψη της επιφάνειας του κεφαλιού και έτσι να επιτευχθεί υψηλότερη ανάλυση στις μετρήσεις και ακριβέστερος εντοπισμός των πηγών του σήματος. [Εικόνα 32]



**Εικόνα 32.** Σύγκριση καταγραφών, μεταξύ των ηλεκτροδίων τατουάζ και των ηλεκτροδίων Ag/AgCl. Διάγραμμα χρόνου-συχρότητας των εγγραφών των άλφα κυμάτων με συχνότητα γύρω από τα 10 Hz με ηλεκτρόδια τατουάζ (a) και Ag/AgCl (b). (c) Διάγραμμα συχνότητας-ισχύος. Το τετράγωνο αριστερά δείχνει την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο κεφάλι. (d) Ηλεκτρόδια στο κεφάλι του ασθενούς στην θέση Cz (midline central). (e) Ακουστικό προκλητό δυναμικό καταγεγραμμένο και με τους δύο τύπους ηλεκτροδίων. [157]

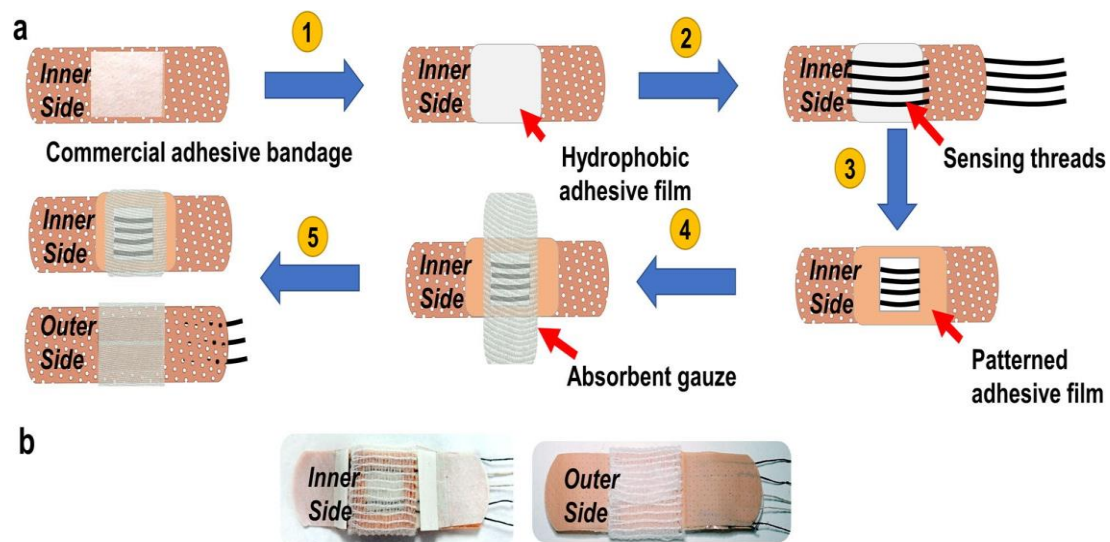
### **3.3 Ραφτό επίθεμα αισθητήρα για παρακολούθηση του ιδρώτα σε πραγματικό χρόνο**

Επιστημονικό άρθρο αναφοράς: *Terse-Thakoor, T., Punjiya, M., Matharu, Z., Lyu, B., Ahmad, M., Giles, G.E., Oweyung, R., Alaimo, F., Shojaei Baghini, M., Brunyé, T.T. and Sonkusale, S., 2020. Thread-based multiplexed sensor patch for real-time sweat monitoring. npj Flexible Electronics, 4(1), pp.1-10, (βιβλιογραφική αναφορά 175).*

Έχει δημιουργηθεί τελευταία έντονο ενδιαφέρον για ανάπτυξη μικρών μη επεμβατικών συσκευών για την παρακολούθηση της υγείας των ασθενών με την εξαγωγή χρήσιμων πληροφοριών μέσω του ιδρώτα ή του σάλιου, για τον προσδιορισμό της μεταβολικής κατάστασης του ανθρώπου. Τα δύο αυτά υγρά επιλέγονται για την ευκολία συλλογής τους (μη επεμβατικά) και διότι οι ενδείξεις του μεταβολισμού που θα προσφέρουν είναι πολύ άμεσος δείκτης της γενικής κατάστασης και της υγείας του ασθενούς (αθλητική δραστηριότητα, κλινική διάγνωση κτλ.).[158-159] Ειδικότερα δε, ο ιδρώτας είναι πολύ πλούσιος σε μεταβολικούς δείκτες, οι οποίοι αντικατοπτρίζουν τόσο την υγεία όσο και την απόδοση του ανθρώπινου οργανισμού. Λειτουργεί δηλαδή ιδανικά, σαν αναπλήρωμα διαγνωστικού υγρού, αφού όλα τα στοιχεία που τον απαρτίζουν, εξάγουν ξεχωριστές πληροφορίες το καθένα για λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος (π.χ. το νάτριο στον ιδρώτα δείχνει την ενυδάτωση του σώματος και την ανισορροπία των ηλεκτρολυτών).[160-163] Χωρίς την παραμικρή επέμβαση στο ανθρώπινο σώμα, ο ιδρώτας μπορεί να συλλεχθεί από ευέλικτες ηλεκτρονικές διατάξεις, όπως τα ηλεκτρόδια τύπου τατουάζ, [158-159], που αναφέρθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο και πολλές άλλες εφαρμογές οι οποίες χρησιμοποιούν εύπλαστα πολυμερή[164-166] και ενσωματωμένες ηλεκτρονικές διατάξεις. Βέβαια, παρότι οι αισθητήρες είναι εύπλαστοι, τα ηλεκτρονικά κομμάτια είναι αρκετά σκληρά. Επίσης, με τις παραδοσιακές μεθόδους, η ανάλυση του ιδρώτα δεν γινόταν σε πραγματικό χρόνο λόγω αδυναμίας της μέχρι πρότινος πλατφόρμας. Λύση σε όλα αυτά, ήρθε να δώσει η τεχνολογία των “έξυπνων” υφασμάτων, τα οποία ενσωματώνονται απευθείας στα ρούχα, αφήνοντας παράλληλα το δέρμα να “αναπνέει” κανονικά, βοηθώντας στην φυσιολογική εφίδρωση και την ψύξη μέσω εξάτμισης του ιδρώτα. Ο ιδανικός τρόπος ενσωμάτωσης του αισθητήρα και των ηλεκτρονικών, δεν είναι να τοποθετηθούν σε ένα ήδη ραμμένο ρούχο, αλλά να ραφτούν μέσα σε αυτό την ώρα του πλεξίματος του.[167] Τα νήματα επίσης μπορούν να βοηθήσουν, όταν συνδυαστούν με ένα δίκτυο διεπαφών, σε παρακολούθηση βιοχημικών ιδιοτήτων των ιστών όπως το pH, η γλυκόζη κ.α.[168] Εκτός από τα κλασσικά ραμμένα υφάσματα, υπάρχουν και τα αυτοκόλλητα υφάσματα τα οποία μπορούν να παρακολουθήσουν το pH μιας πληγής σε πραγματικό χρόνο,[169-170] όπως και μακροπρόθεσμα ύστερα από χορήγηση φαρμάκου.[171] Η ελαστικότητα, η δύναμη, η αδράνεια τους αλλά και οι υδρόφιλες ή υδρόφοβες τους ιδιότητες δείχνουν γιατί τα υφάσματα αυτά είναι το ιδανικό υπόστρωμα για φορετές διατάξεις αισθητήρων.

### 3.3.1 Κατασκευή αισθητήρα

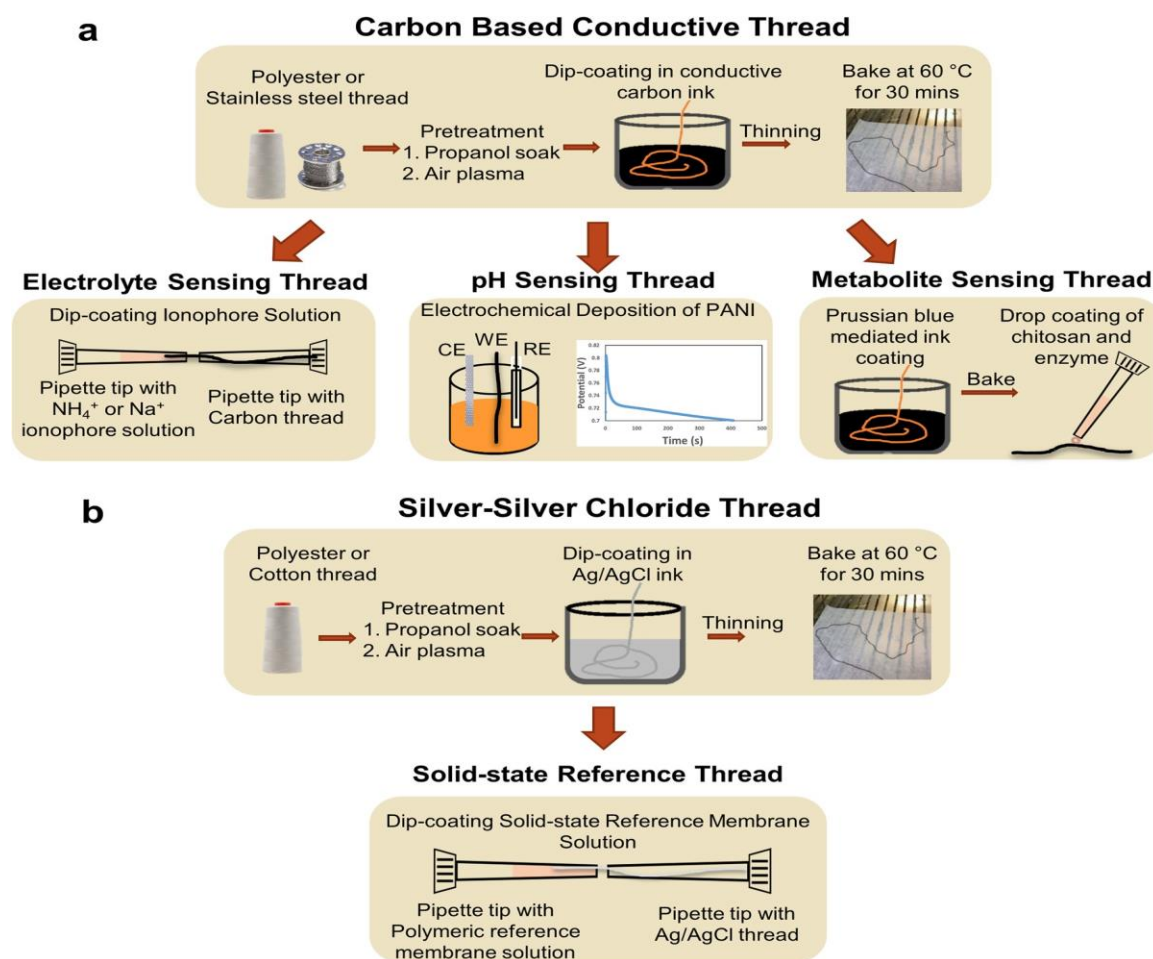
Ένα παράδειγμα για όλα τα παραπάνω, είναι η ανάπτυξη ενός «έξυπνου» επίδεσμου, ο οποίος μέσω μιας πολυλειτουργικής πλατφόρμας, η οποία ενσωματώνεται στον επίδεσμο, καταφέρνει να μετρήσει ταυτόχρονα, σε πραγματικό χρόνο, μέσω του ιδρώτα, το νάτριο, το αμμώνιο και το γαλακτικό οξύ του ασθενούς.[Εικόνα 33] Διαθέτει επίσης και ασύρματο ηλεκτρονικό αναμεταδότη για ανάγνωση και αποστολή των μετρήσεων. Πρόκειται για υφασμάτινο πολυλειτουργικό και ηλεκτροχημικό αισθητήρα που περιλαμβάνει ποτενσιομετρικούς και αμπερομετρικούς αισθητήρες, διαμορφωμένος, σε μορφή αυτοκόλλητου. Εκτός από την μορφή του επίδεσμου μπορεί ο αισθητήρας να τοποθετηθεί κατευθείαν πάνω σε ρούχα. Το πλεονέκτημα στο αυτοκόλλητο είναι ότι συνδέεται/»ενσωματώνεται» και το διακριτό ηλεκτρονικό τμήμα/πλακέτα του αισθητήρα στον επίδεσμο, συνδεδεμένο με μικρά καλώδια, το οποίο διαθέτει ενισχυτή, μικροεπεξεργαστή και κύκλωμα ασύρματης αναμετάδοσης. Με αυτά πετυχαίνει την ενίσχυση του σήματος, την ψηφιοποίηση του, αλλά και ασύρματη αναμετάδοση σημάτων, που χρησιμεύει στην απόκτηση δεδομένων σε πραγματικό χρόνο, την αποθήκευσή τους και την μετέπειτα επεξεργασία τους. Η σύνδεση της ασύρματης συσκευής με τον αυτοκόλλητο επίδεσμο γίνεται μέσω μικρών καλωδίων (micro) τα οποία τοποθετούνται μέσα σε ζώνη.



**Εικόνα 33:** Ύφανση αυτοκόλλητου επιθέματος αισθητήρα γάλακτος. α) Σχεδιάγραμμα ύφανσης 1: υδροφοβική μεμβράνη τοποθετείται στο κέντρο του συμβατικού επίδεσμου. 2: ράψιμο υφασμάτων αισθητήρων στον επίδεσμο 3: τοποθέτηση συγκολλητικού φιλμ, που καθορίζει την περιοχή ανίχνευσης. 4: τοποθέτηση απορροφητικής γάζας στην περιοχή ανίχνευσης 5: δίπλωμα της γάζας προς την έξω πλευρά του επίδεσμου β) φωτογραφία του αυτοκόλλητου-αισθητήρα.[175]

Το νάτριο, το αμμώνιο, το γαλακτικό οξύ και το pH είναι οι πιο διαδεδομένοι δείκτες της φυσικής κατάστασης και της αθλητικής απόδοσης ενός αθλητή καθώς καθένας από αυτούς βοηθάει να εξαχθούν κάποιες πληροφορίες για την ομαλή λειτουργία την ώρα της άθλησης. Πιο συγκεκριμένα, το νάτριο δίνει πληροφορίες για τα επίπεδα αφυδάτωσης, η συγκέντρωση γαλακτικού οξέως και το pH αντικατοπτρίζουν την κόπωση των μυών και το αμμώνιο είναι ένας μεταβολικός δείκτης αναερόβιας άσκησης.[172-173].

Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν είναι οι κλωστές από πολυεστέρα και ανοξείδωτο ατσάλι, επικαλυμμένες από αγωγίμα μελάνια για να λειτουργούν σαν ηλεκτρόδιο ανίχνευσης.[Εικόνα 34]

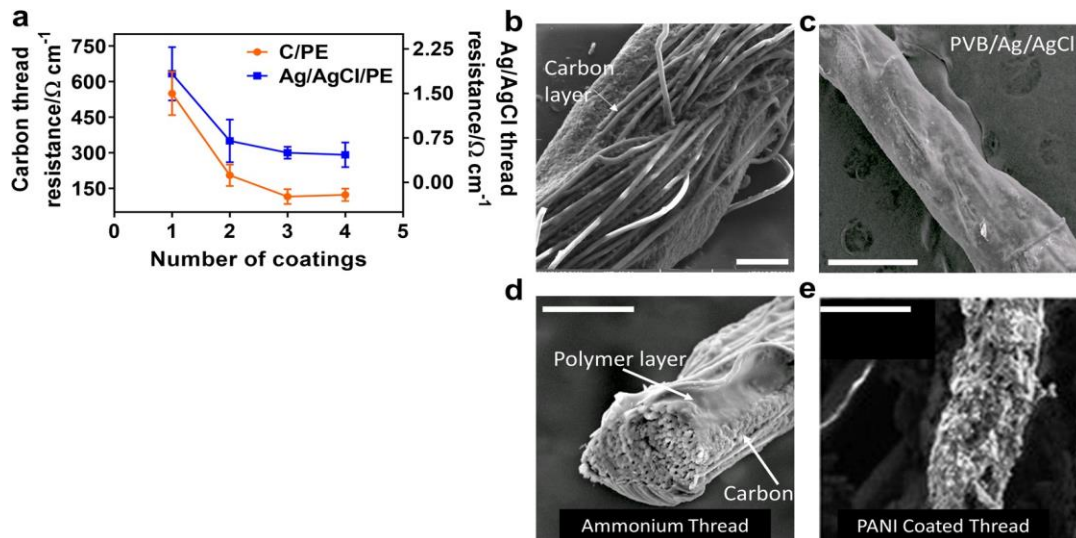


**Εικόνα 34:** Κατασκευή υφασμάτων ηλεκτροδίων ανίχνευσης και ηλεκτροδίων αναφοράς. *a)* αγωγίμα υφάσματα αισθητήρων (ανίχνευσης) από άνθρακα *b)* υφάσματα για ηλεκτρόδια αναφοράς Ag/AgCl και πολυαιθυλενίου επικαλυμμένα από πολυβινυλική ρητίνη.[175]

Τα παραπάνω συνετέλεσαν στην δημιουργία της πλατφόρμας ανίχνευσης του ιδρώτα, η οποία είναι κολλημένη απευθείας στην υφασματινή γάζα ενός επιδέσμου (τύπου «χανζαπλάστ»).[Εικόνα 33] Η γάζα αυτή βοηθάει

στο να μεταφερθεί ο ιδρώτας από την περιοχή ανίχνευσης στο πίσω μέρος της γάζας και να εξατμιστεί, έτσι ώστε να μπει καινούργιος ιδρώτας στην γάζα και να συνεχιστεί ο κύκλος για να καταφέρουν και τα ασύρματα ηλεκτρονικά να αποκτήσουν και να «διαβάσουν» σε πραγματικό χρόνο τα δεδομένα (pH, νάτριο, κάλιο, γαλακτικό οξύ).

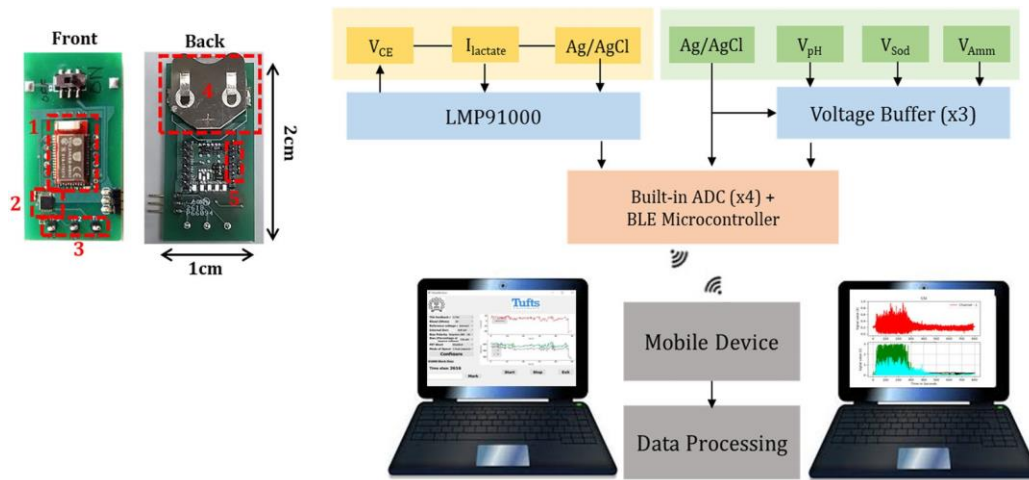
### 3.3.2 Δοκιμή-Αποτελέσματα



**Εικόνα 35.** Χαρακτηρισμός ιδιοτήτων επιστρώσεων υφασμάτων *a)* Ηλεκτρική αντίσταση των αγώγιμων υφασμάτων που έχουν επικαλυφθεί με μελάνι άνθρακα. *b)* Πολυμερή άνθρακα (κλίμακα στα 100  $\mu\text{m}$ , βλ. λευκή μπάρα). *c)* Πολυμερή Ag/AgCl και πολυβινυλικής ρητίνης (κλίμακα στα 500  $\mu\text{m}$ ). *d)* Πολυμερή αμμωνίου (κλίμακα στα 200  $\mu\text{m}$ ). *e)* Πολυμερή πολυανιλίνης (κλίμακα στα 10  $\mu\text{m}$ ). [175]

Η επιλεκτικότητα των αισθητήρων ιδρώτα, και ειδικότερα τα ιοντοεπιλεκτικά ηλεκτρόδια, έχουν πολύ σημαντική λειτουργία, καθώς ο ιδρώτας περιέχει διάφορους ηλεκτρολύτες παρόμοιου μεγέθους και κατηγορίας. [174-176] Η λειτουργία τους (στο παράδειγμα με τον αυτοκόλλητο επίδεσμο) ακόμα και μετά από 3 ώρες χρήσης, δείχνει να μην φθίνει, χωρίς να παρακωλύει την ανταπόκριση του αισθητήρα [Εικόνα 35].

Όσον αφορά την ηλεκτρονική πλακέτα για την ασύρματη ανάγνωση, [Εικόνα 36], χρησιμοποιείται προγραμματισμένη, χαμηλής ισχύος, ενσωματωμένη διαδρομή με ικανότητα να διαμορφώνει ασύρματα τον δέκτη του σήματος.

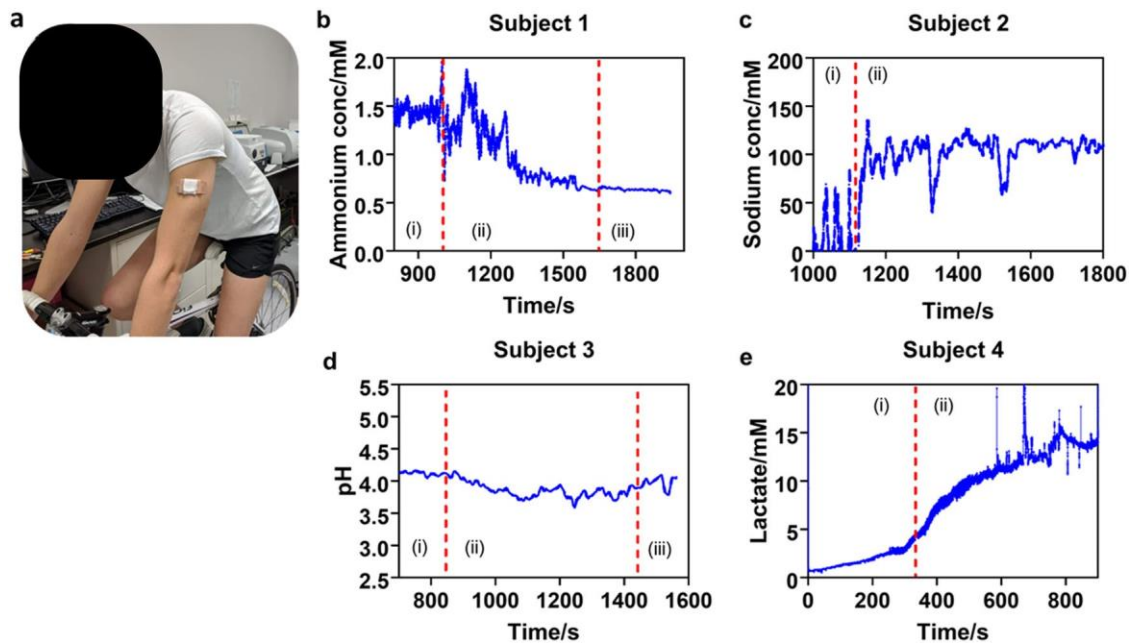


**Εικόνα 36.** Ασύρματα ηλεκτρονικά ανάγνωσης για ποτενσιομετρικές και αμπερομετρικές μετρήσεις. (1) RedBear BLE Module MB-N2 περιλαμβάνει Nordic ημιαγωγό nRF52832 SoC και κεραία ολοκληρωμένου κυκλώματος, (2) LMP91000 διαμορφώσιμος ποτενσιοστάτης, (3) αμπερομετρικοί σύνδεσμοι, (4) σύνδεση μπαταρίας CR2032 (3.6 V lithium-ion), (5) ποτενσιομετρικοί σύνδεσμοι. Δεξιά δίνεται το μπλοκ διάγραμμα της όλης διάταξης.[175]

Στη συνέχεια δίνουμε τα κύρια σημεία της πειραματικής διαδικασίας που ακολουθήθηκε για τον έλεγχο των επιδόσεων της διάταξης:

- Έλαβαν μέρος υγιείς εθελοντές, 22-35 ετών, εκ των οποίων άλλοι αθλητικοί και άλλοι όχι τόσο.
- Μελετήθηκε η εφίδρωση του καθενός.
- Τοποθετήθηκαν οι αισθητήρες σε σημείο στο σώμα ανάλογα με την εφίδρωση του καθενός: είτε χαμηλά στην μέση, είτε στο μέτωπο, ή στα χέρια(μπράτσο).
- Κάθε ηλεκτρόδιο τοποθετήθηκε σε διαφορετικό επίδεσμο για μέτρηση ποτενσιόμετρου και σε διαφορετικό για μέτρηση αμπερομέτρου (για το γαλακτικό οξύ).
- Οι αισθητήρες δούλεψαν κανονικά, και υπό κάμψη και υπό παραμόρφωση κατά την διάρκεια της τοποθέτησης και της χρήσης.
- Μετά την εγκατάσταση έγινε η βαθμονόμηση κάθε αισθητήρα και ακολούθως τοποθετήθηκε η απορροφητική γάζα στο πάνω μέρος του αυτοκόλλητου από την εξωτερική πλευρά για να διώχνει συνέχεια τον ιδρώτα.
- Οι εθελοντές έκαναν 30 λεπτά διαλλειματική άσκηση (στατικό ποδήλατο με αυξομειώσεις έντασης), ή αύξηση της αντίστασης (ανηφόρα) σε ποδήλατο.
- Αρχικά με αυξανόμενη ένταση για εφίδρωση, μετά σταθερή ταχύτητα, και ενδιάμεσα σπριντ τους ενός λεπτού.

- Στο τέλος υπήρξε μια περίοδος χαλάρωσης και σταμάτησε έπειτα η άσκηση.
- Τα πρώτα σετ έγιναν με αυτοκόλλητο που είχε μονά υφάσματα αισθητήρων ανάλυσης για κάθε μέτρηση ξεχωριστά και η μέτρηση σε πραγματικό χρόνο έγινε μέσω ενός κοινού ποτενσιοστάτη.
- Τα επόμενα σετ έγιναν με αυτοκόλλητο υφασμάτων ανίχνευσης πολλών αναλυτών και με ταυτόχρονη ανίχνευση χρησιμοποιώντας ασύρματη ηλεκτρονική διάταξη.
- Τα δεδομένα που συλλέχθηκαν, φαίνονται στην Εικόνα 37.



**Εικόνα 37:** Αυτοκόλλητος αισθητήρας ιδρώτα για μέτρηση σε πραγματικό χρόνο. Δεδομένα που μετρήθηκαν με ηλεκτρονικές διατάξεις εκτός επιδέσμου (σύνδεση με καλώδια με διατάξεις εργαστηρίου εκτός σώματος, «στον πάγκο» του εργαστηρίου). a) Εθελοντής κάνει στατική ποδηλασία φορώντας τον αυτοκόλλητο αισθητήρα ιδρώτα στο μπράτσο. Καταγραφές για b) αμμώνιο, c) νάτριο, d) pH, και e) γαλακτικό οξύ, σε τέσσερα διαφορετικά άτομα. Τα i–iii στα διαγράμματα αντιπροσωπεύουν την “εξισορρόπηση” των αισθητήρων στη θέση τους πριν αρχίσει η καθαυτό μέτρηση, και την μέτρηση σε πραγματικό χρόνο και την περίοδο χαλάρωσης αντίστοιχα.[175]

## **Βιβλιογραφία-Πηγές**

- [1] Ventouras, E., Katsimproula, Z. Εμφυτεύσιμες και φορετές διατάξεις, Τεύχος σημειώσεων ενότητας φορετών διατάξεων (2009).
- [2] Adavasio, J. M., Hyland, D. C., & Soffer, O. Textiles and Cordage: a preliminary assessment. In Svodoba, J., (ed.), Pavlov I Northwest. Dolni Vestonice Studies Vol. 4. Brno: Academy of Sciences of the Czech Republic (p.403-424), (1997).
- [3] Gleba, M. Tracing textile cultures of Italy and Greece in the early first millennium BC. *Antiquity*, 91(359), 1205–1222 (2017).
- [4] Stylios, G. Engineering textile and clothing aesthetics using shape changing materials. *Intell. Text. Cloth.*, 54, 528, (2006).
- [5] Baurley, S. Interactive and experiential design in smart textile products and applications. *Pers. Ubiquitous Comput.*, 8, 274–281, (2004).
- [6] Stead, L.J. ‘The Emotional Wardrobe’: A Fashion Perspective on the Integration of Technology and Clothing; University of the Arts London: London, UK, (2005).
- [7] Philips. Philips Design SKIN Probe Receives Prestigious “Best of the Best” in Red Dot Award: Design Concept 2007. Available online:  
[http://www.newscenter.philips.com/main/design/about/design/designnews/pressreleases/skin\\_reddot2007.wpd#.VLPmvtKsXTo](http://www.newscenter.philips.com/main/design/about/design/designnews/pressreleases/skin_reddot2007.wpd#.VLPmvtKsXTo) (accessed on 12 January 2015).
- [8] Sensoree. GER Mood Sweater. Available online:  
<http://sensoree.com/artifacts/ger-mood-sweater/> (accessed on 22 December 2019).
- [9] Yang, D. The Design of Mood Changing Clothing Based on Fibre Optics and Photovoltaic Technologies; Heriot-Watt University: Edinburgh, UK, (2012).
- [10] The Dress that Changes Colour with Your Emotions. 29 October 2014. Available online:  
<http://www.bbc.co.uk/news/technology-29691662> (accessed on 13 January 2015).
- [11] Pinner, M. Interactive Synapse Dress by Anouk Wipprecht Reveals Wearer’s Metal States. 2014. Available online:  
<http://fashioningtech.com/profiles/blogs/interactive-synapse-dress-reveals-wearersmetal-states> (accessed on 13 January 2015).
- [12] Harter, M.R.; White, C. Effects of contour sharpness and check-size on visually evoked cortical potentials. *Vis. Res.*, 8, 701–711, (1968).



- [13] Stylios, G.K. and Chen, M. Psychotextiles and their interaction with the human brain. In *Smart Textiles and their Applications* (pp. 197-239), Woodhead Publishing (2016).
- [14] Wagemans, J. Detection of visual symmetries. In *Human Symmetry Perception and Its Computational Analysis*; Psychology Press: London, UK; pp. 25–48, (1996).
- [15] Delorme, A.; Makeig, S. EEGLAB: An open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *J. Neurosci. Methods*, 134, 9–21, (2004).
- [16] Makeig, S.; Bell, A.J.; Jung, T.P.; Sejnowski, T.J. Independent component analysis of electroencephalographic data. In *Advances in Neural Information Processing Systems 8*; MIT Press: Cambridge, MA, USA; pp. 145–151, (1996).
- [17] Kang, D.; Pikhitsa, P.V.; Choi, Y.W.; Lee, C.; Shin, S.S.; Piao, L.; Park, B.; Suh, K.-Y.; Kim, T.; Choi, M. Ultrasensitive mechanical crack-based sensor inspired by the spider sensory system. *Nature*, 516, 222–226, (2014).
- [18] Li, M.; Li, H.; Zhong, W.; Zhao, Q.; Wang, D. Stretchable conductive polypyrrole/polyurethane (PPy/PU) strain sensor with netlike microcracks for human breath detection. *ACS Appl. Mater. Interfaces*, 6, 1313–1319, (2014).
- [19] Yao, S.; Zhu, Y. Wearable multifunctional sensors using printed stretchable conductors made of silver nanowires. *Nanoscale*, 6, 2345–2352, (2014).
- [20] Gioberto, G. Measuring joint movement through garment-integrated wearable sensing. In *Proceedings of the 2013 ACM Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing Adjunct Publication*, Zurich, Switzerland, 8–12 September 2013; pp. 331–336 (2013).
- [21] Atalay, O.; Kennon, W.R. Knitted strain sensors: Impact of design parameters on sensing properties. *Sensors*, 14, 4712–4730, (2014).
- [22] Scilingo, E.P.; Gemignani, A.; Paradiso, R.; Taccini, N.; Ghelarducci, B.; De Rossi, D. Performance evaluation of sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 9, 345–352, (2005).
- [23] Mestrovic, M.A.; Helmer, R.J.; Kyratzis, L.; Kumar, D. Preliminary study of dry knitted fabric electrodes for physiological monitoring. In *Proceedings of the Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information 3<sup>rd</sup> International Conference*, Melbourne, Australia, 3–6 December 2007; pp. 601– 606, (2007).

- [24] Paradiso, R.; Loriga, G.; Taccini, N. A wearable health care system based on knitted integrated sensors. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 9, 337–344, (2005).
- [25] Priniotakis, G.; Westbroek, P.; Van Langenhove, L.; Hertleer, C. Electrochemical impedance spectroscopy as an objective method for characterization of textile electrodes. *Trans. Inst. Meas. Control*, 29, 271–281, (2007).
- [26] Pola, T.; Vanhala, J. Textile electrodes in ECG measurement. In *Proceedings of the Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information 3rd International Conference*, Melbourne, Australia, 3–6 December 2007; pp. 635–639 (2007).
- [27] Beckmann, L.; Kim, S.; Dueckers, H.; Luckhardt, R.; Zimmermann, N.; Gries, T.; Leonhardt, S. Characterization of textile electrodes for bioimpedance spectroscopy. In *Proceedings of the Ambience: International Scientific Conference Smart Textile—Technology and Design*, Boras, Sweden, 19–20 September 2008; pp. 79–83, (2008).
- [28] Rattfält, L.; Lindun, M.; Hult, P.; Berglin, L.; Ask, P. Electrical characteristics of conductive yarns and textile electrodes for medical applications. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 45, 1251–1257 (2007).
- [29] Jang, S.; Cho, J.; Jeong, K.; Cho, G. Exploring Possibilities of ECG Electrodes for Biomonitoring Smartwear with Cu Sputtered Fabrics. In *Human-Computer Interaction. Interaction Platforms and Techniques. HCI 2007; Lecture Notes in Computer Science*; Jacko, J.A., Ed.; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany; Volume 4551 (2007).
- [30] Pani, D.; Dessu, A.; Saenz-Cogollo, J.F.; Barabino, G.; Fraboni, B.; Bonfiglio, A. Fully textile, PEDOT: PSS based electrodes for wearable ECG monitoring systems. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 63, 540–549, (2016).
- [31] Cobb, L.A.; Weaver, W.D. Exercise: A risk for sudden death in patients with coronary heart disease. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 7, 215–219, (1986).
- [32] Burke, A.P.; Farb, A.; Malcom, G.T.; Liang, Y.H.; Smialek, J.E.; Virmani, R. Plaque rupture and sudden death related to exertion in men with coronary artery disease. *J. Am. Med. Assoc.*, 281, 921–926, (1999).
- [33] Siscovick, D.S.; Weiss, N.S.; Fletcher, R.H.; Lasky, T. The incidence of primary cardiac arrest during vigorous exercise. *N. Engl. J. Med.*, 311, 874–877, (1984).

- [34] Geddes, L.A.; Valentinuzzi, M.E. Temporal changes in electrode impedance while recording the electrocardiogram with 'dry' electrodes. *Ann. Biomed. Eng.*, 1, 356–367, (1973).
- [35] Webster, J.G. *Medical Instrumentation-Application and Design*; JohnWiley & Sons: Hoboken, NJ, USA, (2009).
- [36] Tiller, J.C.; Liao, C.J.; Lewis, K.; Klibanov, A.M. Designing surfaces that kill bacteria on contact. *Proc. Natl.Acad. Sci. USA*, 98, 5981–5985, (2001).
- [37] Lansdown, A.B. A pharmacological and toxicological profile of silver as an antimicrobial agent in medical devices. *Adv. Pharmacol. Sci.*, (2010).
- [38] Lee, H.J.; Jeong, S.H. Bacteriostasis and skin innocuousness of nanosize silver colloids on textile fabrics. *Text. Res. J.*, 75, 551–556 (2005).
- [39] Samberg, M.E.; Oldenburg, S.J.; Monteiro-Riviere, N.A. Evaluation of silver nanoparticle toxicity in skin in vivo and keratinocytes in vitro. *Environ. Health Perspect.*, 118, 407–413, (2009).
- [40] Tregear, R.T. *Physical Functions of Skin*; Elsevier: New York, NY, USA, Volume 5, (1966).
- [41] Priniotakis, G.; Westbroek, P.; Van Langenhove, L.; Kiekens, P. An experimental simulation of human body behaviour during sweat production measured at textile electrodes. *Int. J. Cloth. Sci. Technol.*, 17, 232–241, (2005).
- [42] Westbroek, P.; Priniotakis, G.; Palovuori, E.; De Clerck, K.; Van Langenhove, L.; Kiekens, P. Quality control of textile electrodes by electrochemical impedance spectroscopy. *Text. Res. J.*, 76, 152–159, (2006).
- [43] Puurtinen, M. M., Komulainen, S. M., Kauppinen, P. K., Malmivuo, J. A., & Hyttinen, J. A. (2006, August). Measurement of noise and impedance of dry and wet textile electrodes, and textile electrodes with hydrogel. In 2006 international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 6012-6015). IEEE, (2006).
- [44] Marozas, V.; Petrenas, A.; Daukantas, S.; Lukosevicius, A. A comparison of conductive textilebased and silver/silver chloride gel electrodes in exercise electrocardiogram recordings. *J. Electrocardiol.*, 44,189–194, (2011).

- [45] Choi, S., Lee, H., Ghaffari, R., Hyeon, T. & Kim, D. H. Recent Advances in flexible and stretchable bio-electronic devices integrated with nanomaterials. *Adv. Mater.* 28, 4203–4218, (2016).
- [46] Dagdeviren, C. et al. Recent progress in flexible and stretchable piezoelectric devices for mechanical energy harvesting, sensing and actuation. *Extreme Mech. Lett.* <https://doi.org/10.1016/j.eml.2016.05.015> (2016).
- [47] Rogers, J. A. Soft electronics for the human body. In 46th European Solid-State Device Research Conference. Editions Frontieres, (2016).
- [48] Kim, D.-H. et al. Epidermal electronics. *Science* 333, 838–843, (2011).
- [49] Tasnim, F. et al. Towards personalized medicine: the evolution of imperceptible health-care technologies. *Foresight* <https://doi.org/10.1108/FS-08-2018-0075> (2018).
- [50] Jang, K.-I. et al. Rugged and breathable forms of stretchable electronics with adherent composite substrates for transcutaneous monitoring. *Nat. Commun.* 5, 4779, (2014).
- [51] Kim, J. et al. Stretchable silicon nanoribbon electronics for skin prosthesis. *Nat. Commun.* 5, 5747, (2014).
- [52] Yokota, T. et al. Ultraflexible organic photonic skin. *Sci. Adv.* 2, e1501856, (2016).
- [53] Dagdeviren, C. et al. Conformable amplified lead zirconate titanate sensors with enhanced piezoelectric response for cutaneous pressure monitoring. *Nat. Commun.* 5, 4496, (2014).
- [54] Ray, T. et al. Soft, skin-interfaced wearable systems for sports science and analytics. *Curr. Opin. Biomed. Eng.* <https://doi.org/10.1016/j.cobme.2019.01.003> (2019).
- [55] Khan, Y., Ostfeld, A. E., Lochner, C. M., Pierre, A. & Arias, A. C. Monitoring of vital signs with flexible and wearable medical devices. *Adv. Mater.* 28, 4373–4395, (2016).
- [56] Rogers, J. A., Someya, T. & Huang, Y. Materials and mechanics for stretchable electronics. *Science* <https://doi.org/10.1126/science.1182383> (2010).
- [57] Zysset, C., Cherenack, K., Kinkeldei, T. & Tröster, G. Weaving integrated circuits into textiles. In *Proc. International Symposium on Wearable Computers, ISWC* <https://doi.org/10.1109/ISWC.2010.5665874> (2010).

- [58] Paul, G. M. et al. A smart textile based facial emg and eog computer interface. *IEEE Sens. J.* 14, 393–400, (2014).
- [59] Linz, T., Kallmayer, C., Aschenbrenner, R. & Reichl, H. Fully integrated EKG shirt based on embroidered electrical interconnections with conductive yarn and miniaturized flexible electronics. In *Proc. BSN 2006: International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks* <https://doi.org/10.1109/BSN.2006.26> (2006).
- [60] Wicaksono, I. & Paradiso, J. A. FabricKeyboard: multimodal textile sensate media as an expressive and deformable musical interface. In *NIME'17, Aalborg University Copenhagen*, 348–353, (2017).
- [61] Mattana, G. et al. Woven temperature and humidity sensors on flexible plastic substrates for etextile applications. *IEEE Sens. J.* <https://doi.org/10.1109/JSEN.2013.2257167> (2013).
- [62] Zysset, C. et al. Textile integrated sensors and actuators for near-infrared spectroscopy. *Opt. Express* 21, 3213, (2013).
- [63] Kinkeldei, T., Zysset, C., Münzenrieder, N. & Tröster, G. An electronic nose on flexible substrates integrated into a smart textile. *Sens. Actuators B: Chem.* 174, 81–86, (2012).
- [64] Rein, M. et al. Diode fibres for fabric-based optical communications. *Nature* <https://doi.org/10.1038/s41586-018-0390-x> (2018).
- [65] Park, S., Chung, K. & Jayaraman, S. Wearables: fundamentals, advancements, and a roadmap for the future. In *Wearable Sensors: Fundamentals, Implementation and Applications* 1–23. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-418662-0.00001-5> (2014).
- [66] Majumder, S., Mondal, T. & Deen, M. Wearable sensors for remote health monitoring. *Sensors* 17, 130, (2017).
- [67] Niu, S. et al. A wireless body area sensor network based on stretchable passive tags. *Nat. Electron.* 2, 361–368, (2019).
- [68] Han, S. et al. Battery-free, wireless sensors for full-body pressure and temperature mapping. *Sci. Transl. Med.* <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.aan4950> (2018).

- [69] Tanda, G. The use of infrared thermography to detect the skin temperature response to physical activity. *J. Phys.: Conf. Ser.* <https://doi.org/10.1088/1742-6596/655/1/012062> (2015).
- [70] Ko, E. J. et al. The clinical significance of infrared thermography for the prediction of postherpetic neuralgia in acute herpes zoster patients. *Ski. Res. Technol.* <https://doi.org/10.1111/srt.12237> (2016).
- [71] Lee, S. P. et al. Highly flexible, wearable, and disposable cardiac biosensors for remote and ambulatory monitoring. *npj Digit. Med.* <https://doi.org/10.1038/s41746-017-0009-x> (2018).
- [72] Pantelopoulos, A., Saldivar, E. & Roham, M. A wireless modular multi-modal multimode patch platform for robust biosignal monitoring. In *Proc. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS.* <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091742> (2011).
- [73] Hamedi, M., Forchheimer, R. & Inganäs, O. Towards woven logic from organic electronic fibres. *Nat. Mater.* 6, 357–362, (2007).
- [74] Cherenack, K., Zysset, C., Kinkeldei, T., Münzenrieder, N. & Tröster, G. Woven electronic fibers with sensing and display functions for smart textiles. *Adv. Mater.* 22, 5178–5182, (2010).
- [75] Dementyev, A. & Paradiso, J. A. SensorTape: modular and programmable 3D-aware dense sensor network on a tape d. In *Proc. 28th Annu. ACM Symp. User Interface Softw. Technol.—UIST '15* <https://doi.org/10.1145/2807442.2807507> (2015).
- [76] Yoon, J. et al. Soft modular electronic blocks (SMEBs): a strategy for tailored wearable healthmonitoring systems. *Adv. Sci.* <https://doi.org/10.1002/advs.201801682> (2019).
- [77] Kang, J. et al. Modular and reconfigurable stretchable electronic systems. *Adv. Mater. Technol.* <https://doi.org/10.1002/admt.201800417> (2018).
- [78] Park, S. & Jayaraman, S. Adaptive and responsive textile structures (ARTS). In *Smart Fibres, Fabrics and Clothing.* <https://doi.org/10.1533/9781855737600.226> (2010).
- [79] Tröster, G. Smart clothes-the unfulfilled pledge? *IEEE Pervasive Comput.* <https://doi.org/10.1109/MPRV.2011.32> (2011).

- [80] Tao, X. et al. Bluetooth low energy-based washable wearable activity motion and electrocardiogram textronic monitoring and communicating system. *Adv. Mater. Technol.* <https://doi.org/10.1002/admt.201700309> (2018).
- [81] Hernandez, J., McDuff, D. & Picard, R. BioWatch: estimation of heart and breathing rates from wrist motions. <https://doi.org/10.4108/icst.pervasivehealth.2015.259064> (2015).
- [82] Pinheiro, E., Postolache, O. & Girão, P. Theory and developments in an unobtrusive cardiovascular system representation: ballistocardiography. *Open Biomed. Eng. J.* <https://doi.org/10.2174/1874120701004010201> (2010).
- [83] Liu, Y. et al. Epidermal mechano-acoustic sensing electronics for cardiovascular diagnostics and human-machine interfaces. *Sci. Adv.* 2, e1601185, (2016).
- [84] Ou, J., Oran, D., Haddad, D. D., Paradiso, J. & Ishii, H. SensorKnit: architecting textile sensors with machine knitting. *3D Print. Addit. Manuf.* <https://doi.org/10.1089/3dp.2018.0122> (2019).
- [85] Xiong, Y. & Tao, X. Compression garments for medical therapy and sports. *Polymers (Basel)*. <https://doi.org/10.3390/polym10060663> (2018).
- [86] Mahanty, S. D. & Roemer, R. B. The effect of pressure on skin temperature measurements for a disk sensor. *J. Biomech. Eng.* <https://doi.org/10.1115/1.3426255> (2010).
- [87] Denton, M. Fit, stretch and comfort. *Textiles* 3, 12–17, (1972).
- [88] McLaren, J., Helmer, R. J. N., Horne, S. L. & Blanchonette, I. Preliminary development of a wearable device for dynamic pressure measurement in garments. *Procedia Eng.* <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.108> (2010).
- [89] Hu, X. et al. Stretchable inorganic-semiconductor electronic systems. *Adv. Mater.* 23, 2933– 2936, (2011).
- [90] Verplancke, R., Sterken, T., Axisa, F. & Vanfleteren, J. Development of a thin-film stretchable electrical interconnection technology for biocompatible applications. In *Electronics System Integration Technology Conference, ESTC 2010—Proceedings*. <https://doi.org/10.1109/ESTC.2010.5642910> (2010).
- [91] Vanfleteren, J. et al. Printed circuit board technology inspired stretchable circuits. *MRS Bull.* <https://doi.org/10.1557/mrs.2012.48> (2010).

- [92] Ashdown, S. P. in *Improving Comfort in Clothing*.  
<https://doi.org/10.1016/B978-1-84569-5392.50011-9> (2011).
- [93] Kanakaraj, P., Dasaradan, B. S. & Ramachandran, R. The influence of double layer knit fabric structures on air and water vapor permeability. *J. Textile Apparel Technol. Management*, 8, (2013).
- [94] Formenti, D. et al. Thermal imaging of exercise-associated skin temperature changes in trained and untrained female subjects. *Ann. Biomed. Eng.*  
<https://doi.org/10.1007/s10439-012-0718-x> (2013).
- [95] Gao, W. et al. Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis. *Nature* <https://doi.org/10.1038/nature16521> (2016).
- [96] Stojcsics, D., Lovas, I., Domozi, Z. & Molnar, A. High resolution 3D thermal imaging using FLIR DUO R sensor. In *INES 2018—IEEE 22nd International Conference on Intelligent Engineering Systems, Proceedings*.  
<https://doi.org/10.1109/INES.2018.8523914> (2018).
- [97] Dinan, N., Zak, R., Shute, R., Lausen, T. & Bubak, M. Exercise-induced interleukin-6 and metabolic responses. *Hum. Perform. Extrem. Environ.* 13, (2017).
- [98] Mituo, U. & Kumiko, S. in *Application of Thermodynamics to Biological and Materials Science*. <https://doi.org/10.5772/13815> (2012).
- [99] Your lungs and exercise. *Breathe* <https://doi.org/10.1183/20734735.elf121> (2016).
- [100] George K. Stylios, *The Concept of Psychotextiles; Interactions between Changing Patterns and the Human Visual Brain, by a Novel Composite SMART Fabric*, (2019).
- [101] Tangsirinaruenart, O., & Stylios, G. A novel textile stitch-based strain sensor for wearable end users. *Materials*, 12(9), 1469, (2019).
- [102] An, X., & Stylios, G. K. A hybrid textile electrode for electrocardiogram (ECG) measurement and motion tracking. *Materials*, 11(10), 1887, (2018).
- [103] Wicaksono, I., Tucker, C.I., Sun, T., Guerrero, C.A., Liu, C., Woo, W.M., Pence, E.J. and Dagdeviren, C. A tailored, electronic textile conformable suit for large-scale spatiotemporal physiological sensing in vivo. *NPJ Flexible Electronics*, 4(1), pp.1-13, (2020).



- [104] Kim, J. et al. Stretchable silicon nanoribbon electronics for skin prosthesis. *Nat. Commun.* 5, 5747, (2014).
- [105] Zhang, Y. H. et al. A mechanically driven form of kirigami as a route to 3dmesostructures in micro/nanomembranes. *Proc. Natl Acad. Sci. U. S. A.* 112,11757–11764, (2015).
- [106] Xu, S. et al. Assembly of micro/nanomaterials into complex, three dimensional architectures by compressive buckling. *Science* 347, 154–159, (2015).
- [107] Li, X., Hui, H. & Sun, Y. Investigation of motion artifacts for biopotential measurement in wearable devices. *IEEE 13th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*, 218–223, (2016).
- [108] Jeong, J.-W. et al. Capacitive epidermal electronics for electrically safe, long term electrophysiological measurements. *Adv. Healthc. Mater.* 3, 642–648, (2014).
- [109] Nawrocki, R. A. et al. Self-adhesive and ultra-conformable, sub-300 nm dry thin-film electrodes for surface monitoring of biopotentials. *Adv. Funct. Mater.* 28, 1803279, (2018).
- [110] Wang, Y. et al. Low-cost,  $\mu\text{m}$ -thick, tape-free electronic tattoo sensors with minimized motion and sweat artifacts. *npj Flex. Electron.* 2, 6, (2018).
- [111] Someya, T. & Amagai, M. Toward a new generation of smart skins. *Nat. Biotechnol.* 37, 382–388, (2019).
- [112] Bihar, E. et al. Fully printed electrodes on stretchable textiles for long-term electrophysiology. *Adv. Mater. Technol.* 2, 1600251, (2017).
- [113] Sugiyama, M. et al. An ultra flexible organic differential amplifier for recording electrocardiograms. *Nat. Electron.* 2, 351–360, (2019).
- [114] Williams, N. X. et al. Silver nanowire inks for direct-write electronic tattoo applications. *Nanoscale* 11, 14294–14302, (2019).
- [115] Zhu, Z. et al. 3d printed functional and biological materials on moving freeform surfaces. *Adv. Mater.* 30, e1707495, (2018).
- [116] Son, D. et al. Multifunctional wearable devices for diagnosis and therapy of movement disorders. *Nat. Nanotechnol.* 9, 397, (2014).
- [117] Miyamoto, A. et al. Inflammation-free, gas-permeable, lightweight, stretchable on-skin electronics with nanomeshes. *Nat. Nanotechnol.* 12, 907, (2017).
- [118] Ershad, F., Thukral, A., Yue, J., Comeaux, P., Lu, Y., Shim, H., Sim, K., Kim,

- N.I., Rao, Z., Guevara, R. and Contreras, L. Ultra-conformal drawn-on-skin electronics for multifunctional motion artifact-free sensing and point-of-care treatment. *Nature communications*, 11(1), pp.1-13, (2020).
- [119] Kelly, A. G. et al. All-printed thin-film transistors from networks of liquid exfoliated nanosheets. *Science* 356, 69, (2017).
- [120] Xu, H. et al. An ultra-stretchable, highly sensitive and biocompatible capacitive strain sensor from an ionic nanocomposite for on-skin monitoring. *Nanoscale* 11, 1570–1578, (2019).
- [121] Trung, T. Q., Ramasundaram, S., Hwang, B.-U. & Lee, N.-E. An all elastomeric transparent and stretchable temperature sensor for body attachable wearable electronics. *Adv. Mater.* 28, 502–509, (2016).
- [122] Luz, F. C. S. et al. Construction and testing of a system for the electrical characterization of ceramic thermistors at low temperatures. *Cerâmica* 60, 96–101, (2014).
- [123] Hattori, Y. et al. Multifunctional skin-like electronics for quantitative, clinical monitoring of cutaneous wound healing. *Adv. Healthc. Mater.* 3, 1597–1607, (2014).
- [124] Petrofsky, J. S. et al. The influence of local versus global heat on the healing of chronic wounds in patients with diabetes. *Diabetes Technol. Ther.* 9, 535–544, (2007).
- [125] Yao, S. et al. A wearable hydration sensor with conformal nanowire electrodes. *Adv. Healthc. Mater.* 6, 1601159, (2017).
- [126] Björklund, S. et al. Skin membrane electrical impedance properties under the influence of a varying water gradient. *Biophys. J.* 104, 2639–2650, (2013).
- [127] Javaid, A. Q. et al. Quantifying and reducing motion artifacts in wearable seismocardiogram measurements during walking to assess left ventricular health. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 64, 1277–1286, (2017).
- [128] Lee, Y.-D. & Chung, W.-Y. Wireless sensor network based wearable smart shirt for ubiquitous health and activity monitoring. *Sens. Actuators B: Chem.* 140, 390–395, (2009).
- [129] Wannenburg, J., Malekian, R. & Hancke, G. P. Wireless capacitive-based ecg sensing for feature extraction and mobile health monitoring. *IEEE Sens. J.* 18, 6023–6032, (2018).

- [130] Abdoli-Eramaki, M., Damecour, C., Christenson, J. & Stevenson, J. The effect of perspiration on the semg amplitude and power spectrum. *J. Electromyogr.Kinesiol.* 22, 908–913, (2012).
- [131] Takagi, K., Ogawa, T., Terada, E. & Kobayashi, M. Sweating and the electric resistance of the skin. *Acta Neuroveg.* 24, 404–412, (1962).
- [132] Ellis, R. J., Zhu, B., Koenig, J., Thayer, J. F. & Wang, Y. A careful look at ecg sampling frequency and r-peak interpolation on short-term measures of heart rate variability. *Physiol. Meas.* 36, 1827–1852, (2015).
- [133] Wang, J., Tang, L. & Bronlund, J. E. Surface emg signal amplification and filtering. *Int. J. Comput. Appl.* 82, 15–22, (2013).
- [134] Clark, M. E., Bair, M. J., Buckenmaier, C. C. 3rd, Girona, R. J. & Walker, R. L. Pain and combat injuries in soldiers returning from operations enduring freedom and iraqi freedom: implications for research and practice. *J. Rehabil. Res. Dev.* 44, 179–194, (2007).
- [135] Wijdicks, E. F. M. Determining brain death in adults. *Neurology* 45, 1003–1011, (1995).
- [136] Dauwels, J., Vialatte, F., Musha, T. & Cichocki, A. A comparative study of synchrony measures for the early diagnosis of Alzheimer’s disease based on EEG. *NeuroImage* 49, 668–693, (2010).
- [137] Gavaret, M. et al. Source localization of scalp EEG interictal spikes in posterior cortex epilepsies investigated by HR EEG and SEEG. *Epilepsia* 50, 276–289, (2009).
- [138] Ferree, T. C., Luu, P., Russell, G. S. & Tucker, D. M. Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality. *Clin. Neurophysiol.* 112, 536–544, (2001).
- [139] Chi, Y. M., Jung, T.-P. & Cauwenberghs, G. Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: methodological review. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* 3, 106–119, (2010).
- [140] Searle, A. & Kirkup, L. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. *Physiol. Meas.* 21, 271, (2000).
- [141] Nawrocki, R. A. et al. Self-adhesive and ultra-conformable, Sub 300 nm dry thin film electrodes for surface monitoring of biopotentials. *Adv. Funct. Mater.* 28, 1803279, (2018).

- [142] Tian, L. et al. Large-area MRI-compatible epidermal electronic interfaces for prosthetic control and cognitive monitoring. *Nat. Biomed. Eng.* 3, 194, (2019).
- [143] Zucca, A. et al. Tattoo conductive polymer nanosheets for skin-contact applications. *Adv. Healthc. Mater.* 4, 983–990, (2015).
- [144] Ferrari, L. M. et al. Ultra-conformable temporary tattoo electrodes for electrophysiology. *Adv. Sci* 5, 1700771, (2018).
- [145] da Silva, F. L. EEG and MEG: relevance to neuroscience. *Neuron* 80, 1112–1128, (2013).
- [146] Lantz, G., De Peralta, R. G., Spinelli, L., Seeck, M. & Michel, C. M. Epileptic source localization with high density EEG: how many electrodes are needed? *Clin. Neurophysiol.* 114, 63–69, (2003).
- [147] Bandodkar, A. J., Jia, W. & Wang, J. Tattoo based wearable electrochemical devices: a review. *Electroanalysis* 27, 562–572, (2015).
- [148] Chapman, B. N. Thin-film adhesion. *J. Vac. Sci. Technol.* 11, 106–113, (1974).
- [149] Barsotti, J. et al. Ultra-conformable freestanding capacitors based on ultrathin polyvinyl formal films. *Adv. Electron. Mater* 4, 1800215, (2018).
- [150] Mehrali, M. et al. Blending electronics with the human body: a pathway toward a cybernetic future. *Adv. Sci* 5, 1700931, (2018).
- [151] Sekitani, T. & Someya, T. Stretchable, large-area organic electronics. *Adv. Mater.* 22, 2228–2246, (2010).
- [152] Jeong, J. W. et al. Soft materials in neuroengineering for hard problems in neuroscience. *Neuron* 86, 175–186, (2015).
- [153] Gilden, D. L., Thornton, T. & Mallon, M. W. 1/f noise in human cognition. *Science* 267, 1837, (1995).
- [154] Voytek, B. et al. Age-related changes in 1/f neural electrophysiological noise. *J. Neurosci.* 35, 13257–13265, (2015).
- [155] Puce, A. & Hämäläinen, M. A review of issues related to data acquisition and analysis in EEG/MEG studies. *Brain Sci.* 7, 58, (2017).
- [156] Srinivasan, R., Tucker, D. M. & Murias, M. Estimating the spatial Nyquist of the human EEG. *Behav. Res. Methods Instrum. Comput.* 30, 8–19, (1998).

- [157] Ferrari, L.M., Ismailov, U., Badier, J.M., Greco, F. and Ismailova, E. Conducting polymer tattoo electrodes in clinical electro-and magneto-encephalography. *npj Flexible Electronics*, 4(1), pp.1-9, (2020).
- [158] Bariya, M., Nyein, H. Y. Y. & Javey, A. Wearable sweat sensors. *Nat. Electron.* 1, 160–171, (2018).
- [159] Choi, J., Ghaffari, R., Baker, L. B. & Rogers, J. A. Skin-interfaced systems for sweat collection and analytics. *Sci. Adv.* 4, eaar3921, (2018).
- [160] Shirreffs, S. M. & Sawka, M. N. Fluid and electrolyte needs for training, competition, and recovery. *J. Sports Sci.* 29, S39–S46, (2011).
- [161] Shirreffs, S. M., Armstrong, L. E. & Cheuvront, S. N. Fluid and electrolyte needs for preparation and recovery from training and competition. *J. Sports Sci.* 22, 57–63, (2004).
- [162] Hoffman, M. D., Hew-Butler, T. & Stuempfle, K. J. Exercise-associated hyponatremia and hydration status in 161-km ultramarathoners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 45, 784–791, (2013).
- [163] Hoffman, M. D., Stuempfle, K. J., Rogers, I. R., Weschler, L. B. & Hew-Butler, T. Hyponatremia in the 2009 161-km western states endurance run. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 7, 6–10, (2012).
- [164] Bandodkar, A. J. et al. Epidermal tattoo potentiometric sodium sensors with wireless signal transduction for continuous non-invasive sweat monitoring. *Biosens. Bioelectron.* 54, 603–609, (2014).
- [165] Guinovart, T., Bandodkar, A. J., Windmiller, J. R., Andrade, F. J. & Wang, J. A potentiometric tattoo sensor for monitoring ammonium in sweat. *Analyst* 138, 7031–7038, (2013).
- [166] Jia, W. Z. et al. Electrochemical tattoo biosensors for real-time noninvasive lactate monitoring in human perspiration. *Anal. Chem.* 85, 6553–6560, (2013).
- [167] Takamatsu, S. et al. Direct patterning of organic conductors on knitted textiles for long-term electrocardiography. *Sci. Rep.* 5, 15003, (2015).
- [168] Mostafalu, P. et al. A toolkit of thread-based microfluidics, sensors, and electronics for 3D tissue embedding for medical diagnostics. *Microsyst. Nanoeng.* 2, 16039, (2016).

- [169] Mostafalu, P. et al. Smart bandage for monitoring and treatment of chronic wounds. *Small* 14, 1703509, (2018).
- [170] Punjiya, M., Nejad, H. R., Mostafalu, P. & Sonkusale, S. pH sensing threads with CMOS readout for smart bandages. in *Proc 2017 IEEE International Symposium on Circuits*, (2017).
- [171] Mostafalu, P. et al. A textile dressing for temporal and dosage controlled drug delivery. *Adv. Funct. Mater.* 27, 1702399, (2017).
- [172] Alvear-Ordenes, I., Garcia-Lopez, D., De Paz, J. A. & Gonzalez-Gallego, J. Sweat lactate, ammonia, and urea in rugby players. *Int. J. Sports Med.* 26, 632–637, (2005).
- [173] Mitsubayashi, K., Suzuki, M., Tamiya, E. & Karube, I. Analysis of metabolites in sweat as a measure of physical condition. *Anal. Chim. Acta* 289, 27–34, (1994).
- [174] Lourenco, T. F., Barreto Martins, L. E., Tessutti, L. S., Brenzikofer, R. & Macedo, D. V. Reproducibility of an incremental treadmill VO<sub>2</sub>max test with gas exchange analysis for runners. *J. Strength Cond. Res.* 25, 1994–1999, (2011).
- [175] Terse-Thakoor, T., Punjiya, M., Matharu, Z., Lyu, B., Ahmad, M., Giles, G.E., Oweyung, R., Alaimo, F., Shojaei Baghini, M., Brunyé, T.T. and Sonkusale, S. Thread-based multiplexed sensor patch for real-time sweat monitoring. *npj Flexible Electronics*, 4(1), pp.1-10, (2020).
- [176] Teplan, M. Fundamentals of EEG measurement. *Meas. Sci. Rev.* 2, 1–11, (2002).