



Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών στη Φυσική
Τμήμα Φυσικής
Σχολή Θετικών Επιστημών
Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων

Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία (Μ.Δ.Ε.)

«Τρισδιάστατη ανάπτυξη και Ηλεκτρικός χαρακτηρισμός ξηρών
ηλεκτροδίων για χρήση σε Ηλεκτροκαρδιογραφήματα»

Μαλτέζος Στέφανος

Αριθμός Μητρώου:400865

Επιβλέπων Καθηγητής: Δρ. Ευάγγελος Ευαγγέλου

Ιωάννινα, Ελλάδα

Φεβρουάριος, 2026



Μαλτέζος Στέφανος

Εξεταστική Επιτροπή

Επιβλέπων:

Αν.Καθ. Ευάγγελος Ευαγγέλου

Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων

Τριμελής Επιτροπή

Αν.Καθ. Ευαγγέλου Ευάγγελος

Καθ. Ευαγγέλου Ιωάννης

Αν.Καθ. Χριστοφιλάκης Βασίλειος

Η Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία συντάσσεται τηρώντας όλους τους Κανόνες Δεοντολογίας περί αποφυγής λογοκλοπής (plagiarism).

Ιωάννινα, Ελλάδα, Φεβρουάριος 2026

Αφιέρωση

Στους αγαπημένους μου γονείς, Θοδωρή και Κωνσταντίνα, και τα αδέρφια μου, Βαγγέλη και Γιώργο.

Ευχαριστίες

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου, Αν. Καθηγητή Ευάγγελο Ευαγγέλου για τη συνεχή καθοδήγηση και υποστήριξή του καθ' όλη τη διάρκεια της διατριβής μου.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Αν. Καθηγητή Τζούνη Λάζαρο για την πολύτιμη βοήθεια που μου παρείχε, καθώς και τον υποψήφιο διδάκτορα Πορφυράκη Μανώλη για την κατασκευή των ηλεκτροδίων που χρησιμοποιήθηκαν για την παρούσα εργασία, καθώς και για την πραγματοποίηση των μηχανικών μετρήσεων. Ακόμη, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον υποψήφιο διδάκτορα Βλαδίμηρο Λιόντο, για τη βοήθειά του στην λήψη των ηλεκτρικών μετρήσεων.

Επιπροσθέτως, θα ήθελα να ευχαριστήσω την υποψήφια διδάκτορα Μασκανάκη Κατερίνα και τον Δρ. Μπαλντούμα Γεώργιο για τη βοήθεια και την υποστήριξή τους κατά τη διάρκεια των εργαστηριακών μετρήσεων.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την κοπέλα μου, Βασιλάκη Σταυρούλα για την υπομονή, βοήθεια και υποστήριξή της καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της διπλωματικής μου και των μεταπτυχιακών σπουδών μου.

Περίληψη

Η παρούσα εργασία επικεντρώνεται στην ανάπτυξη και αξιολόγηση καινοτόμων, ξηρών, τρισδιάστατα εκτυπωμένων (3D) ηλεκτροδίων για εφαρμογές ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ), με στόχο την αναζήτηση εναλλακτικών λύσεων έναντι των συμβατικών ηλεκτροδίων αργύρου/χλωριούχου αργύρου (Ag/AgCl). Η ανάγκη αυτή προκύπτει από τα μειονεκτήματα των κλασικών ηλεκτροδίων, όπως η απαίτηση χρήσης γέλης, η ερεθιστικότητα του δέρματος σε μακροχρόνια παρακολούθηση, καθώς και η περιορισμένη επαναχρησιμοποίησή τους.

Για την κατασκευή των ηλεκτροδίων αξιοποιήθηκε η μέθοδος Fused Filament Fabrication (FFF), μέσω της οποίας εκτυπώθηκαν πολυϋλικά ηλεκτρόδια από συνδυασμό αγωγίμου θερμοπλαστικού πολυουρεθάνης (c-TPU) και καθαρού TPU. Σχεδιαστικά, επιλέχθηκαν βιοεμπνευσμένες γεωμετρίες τύπου Triply Periodic Minimal Surfaces (TPMS), όπως οι δομές Gyroid και Honeycomb, με σκοπό τη βελτίωση της μηχανικής ευκαμψίας και της προσαρμογής στην επιφάνεια του δέρματος. Η μελέτη περιέλαβε μετρήσεις εμπέδησης για τη διερεύνηση της αλληλεπίδρασης ηλεκτροδίου–δέρματος, καθώς και ηλεκτροκαρδιογραφικές καταγραφές σε διαφορετικές συνθήκες (στατικές, δυναμικές και μακροχρόνιες).

Τα ευρήματα έδειξαν ότι τα ηλεκτρόδια πολλαπλών υλικών παρουσίασαν ανώτερη απόδοση σε σύγκριση με τα άλλα σχέδια ηλεκτροδίων, με το ηλεκτρόδιο τύπου Gyroid (3 mm) να αναδεικνύεται ως το πιο αποδοτικό. Συγκεκριμένα, παρουσίασε τη χαμηλότερη εμπέδηση δέρματος–ηλεκτροδίου και υψηλή ποιότητα σήματος ΗΚΓ, με λόγο σήματος προς θόρυβο που ξεπέρασε τα αντίστοιχα επίπεδα των συμβατικών Ag/AgCl ηλεκτροδίων. Επιπλέον, απέδειξε αξιοσημείωτη σταθερότητα σε μακροχρόνιες καταγραφές διάρκειας 24 ωρών, καθώς και ανθεκτικότητα σε καταστάσεις κίνησης, όπως όρθια στάση και περπάτημα.

Η εργασία αυτή καταδεικνύει ότι η πολυϋλική 3D εκτύπωση μπορεί να αποτελέσει μια αξιόπιστη και βιοσυμβατή τεχνολογία για την ανάπτυξη ξηρών ηλεκτροδίων, ανοίγοντας νέες προοπτικές για φορητές βιοϊατρικές εφαρμογές και την τηλεϊατρική. Η δυνατότητα επαναχρησιμοποίησης, η άνεση κατά τη χρήση και η απουσία αγωγίμης γέλης καθιστούν τα ηλεκτρόδια αυτά ιδιαίτερα κατάλληλα για συνεχή και μακροχρόνια παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας.

Abstract

This thesis focuses on the development and evaluation of innovative, dry, three-dimensional (3D) printed electrodes for electrocardiogram (ECG) monitoring, aiming to provide a reliable alternative to conventional Ag/AgCl gel-based electrodes. Traditional electrodes, while widely used, suffer from several drawbacks, including the need for conductive gels, skin irritation during long-term monitoring, and limited reusability. To address these limitations, the present study explores the use of multi-material 3D printing as a means of fabricating reusable, biocompatible, and comfortable electrodes tailored for wearable biomedical applications.

The electrodes were fabricated using the Fused Filament Fabrication (FFF) method, combining conductive thermoplastic polyurethane (c-TPU) with neat TPU. Bioinspired Triply Periodic Minimal Surface (TPMS) geometries, specifically Gyroid and Honeycomb structures, were employed to enhance mechanical flexibility and skin conformity. The experimental evaluation involved impedance measurements to investigate electrode–skin interactions, and ECG recordings under various conditions, including static, dynamic, and long-term monitoring scenarios.

The findings indicated that the multi-material electrodes exhibited superior performance compared to the other electrode designs, with the Gyroid (3 mm) electrode emerging as the most effective configuration. It achieved the lowest electrode–skin impedance and delivered superior ECG signal quality, including a signal-to-noise ratio that surpassed that of conventional Ag/AgCl electrodes. Furthermore, the Gyroid electrode maintained stable performance over 24-hour monitoring periods and under motion conditions such as standing and walking, thereby proving its practical viability for real-world wearable systems.

Overall, the findings highlight the considerable potential of multi-material FFF 3D printing for the fabrication of next-generation dry electrodes. The proposed electrodes offer a reusable, biocompatible, and comfortable solution that addresses many of the limitations associated with traditional gel-based systems, making them particularly well-suited for continuous and long-term cardiac monitoring.

Πίνακας Περιεχομένων

Αφιέρωση	i
Ευχαριστίες.....	ii
Περίληψη.....	iii
Abstract	iv
Εισαγωγή.....	1
<i>Θεωρητικό Μέρος</i>	4
1. Θεωρητικές Αρχές Ηλεκτροκαρδιογραφίας και Ηλεκτρικής Εμπέδησης του Δέρματος.	5
Εισαγωγή.....	5
1.1. Φυσιολογία της καρδιάς και ηλεκτροκαρδιογραφία	5
1.1.1. Λειτουργία της καρδιάς	5
1.1.2. Ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς.....	6
1.1.3. Ηλεκτροκαρδιογραφία.....	8
1.2. Δομή και Ηλεκτρικές Ιδιότητες του Ανθρώπινου Δέρματος.....	12
1.2.1. Δομή του Ανθρώπινου Δέρματος.....	12
1.2.2. Ηλεκτρική εμπέδηση του δέρματος.....	13
1.2.3. Η ηλεκτρική εμπέδηση	15
1.2.4. Ηλεκτρικό μοντέλο του δέρματος	16
1.2.5. Τι είναι το CPE	17
1.2.6. Τι φανερώνουν οι παράμετροι του CPE	20
1.2.7. Τεχνικές μέτρησης της εμπέδησης του δέρματος.....	20
1.2.8. Μέθοδοι Ανάλυσης Εμπέδησης	21
1.2.9. Εφαρμογές της ηλεκτρικής εμπέδησης του δέρματος (skin impedance)	21
1.2.10. Χρήση σε βιοϊατρικές συσκευές και wearables.....	23
2. Ηλεκτρόδια.....	25
Εισαγωγή.....	25
2.1. Τα είδη των Ηλεκτροδίων.....	25
2.1.1. Υγρά Ηλεκτρόδια (Wet Electrodes).....	25
2.1.2. Ξηρά Ηλεκτρόδια (Dry Electrodes)	26
2.1.3 Ηλεκτρόδια με Γέλη (Gel Electrodes).....	27
2.1.4. Υφασμάτινα Ηλεκτρόδια (Textile-based Electrodes)	27
2.1.5. Χωρητικά Ηλεκτρόδια (Capacitive Electrodes)	28
2.1.6. Ηλεκτρόδια από 3D Εκτύπωση (3D-Printed Electrodes).....	29
2.2. Τεχνικές 3D εκτύπωσης.....	30
2.2.1. Μέθοδος Κατασκευής με Τήξη Νήματος (Fused Filament Fabrication, FFF).....	30
2.2.2. Στερεολιθογραφία (Stereolithography, SLA)	31
2.2.3. Άμεση Σύντηξη Μετάλλου με Λείζερ (Direct Metal Laser Sintering, DMLS).....	32

2.2.4. Εκτύπωση Ψεκασμού Μελάνης (Inkjet Printing).....	33
2.2.5. Μέθοδος Χύτευσης με χρήση 3D εκτύπωσης (Molding with 3D Printing).....	34
<i>Πειραματικό μέρος</i>	35
3. Υλικά και εξοπλισμός.....	36
Εισαγωγή.....	36
3.1. Υλικά.....	36
3.1.1. Μαύρος άνθρακας (carbon black).....	36
3.1.2. Θερμοπλαστική πολυουρεθάνη (Thermoplastic Polyurethane) 60A.....	38
3.1.3. Θερμοπλαστική πολυουρεθάνη (TPU) 92A.....	39
3.2. Κατασκευή ηλεκτροδίων.....	40
3.3. Εξοπλισμός.....	42
3.3.1. Χαρακτηρισμός I–V.....	42
3.3.2. Χαρακτηρισμός εμπέδησης ηλεκτροδίου–δέρματος.....	43
3.3.3. Καρδιογράφημα.....	44
4. Πειραματική διαδικασία, Αποτελέσματα, Συζήτηση.....	50
Εισαγωγή.....	50
4.1. Θερμοβαρυστική Ανάλυση (TGA) σε νανοσύνθετα TPU/CB.....	50
4.2. Μικροδομικές αναλύσεις 3D-εκτυπωμένων ηλεκτροδίων.....	51
4.3. Μηχανικές ιδιότητες υλικών.....	52
4.4. Κύκλοι κάμψης.....	55
4.5. Χαρακτηρισμός I–V.....	56
4.6. Σύγκριση της διεπαφής δέρματος-ηλεκτροδίου και του ισοδύναμου μοντέλου κυκλώματος χρησιμοποιώντας Ag/AgCl, πλήρως αγώγιμων ηλεκτροδίων και εκείνων που κατασκευάστηκαν με πολυϋλική εκτύπωση.....	59
4.7. Ηλεκτροκαρδιογραφικά Σήματα με Τρισδιάστατα Εκτυπωμένα Ηλεκτρόδια.....	69
4.7.1. Στατική Παρακολούθηση ΗΚΓ.....	69
4.7.2. Μακροχρόνια Παρακολούθηση ΗΚΓ.....	77
4.7.3. Πρακτική Εφαρμογή σε ΗΚΓ.....	83
5. Συμπεράσματα.....	86
Βιβλιογραφία.....	87

Εισαγωγή

Η μελέτη των βιοηλεκτρικών σημάτων του ανθρώπου, γνωστών και ως ηλεκτροφυσιολογικών σημάτων, έχει ιδιαίτερη σημασία στη διάγνωση και παρακολούθηση πολλών παθήσεων. Ενδεικτικά, το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)[1], [2], το ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ)[3], το ηλεκτροοφθαλμογράφημα (ΗΟΓ)[4] και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ)[5] χρησιμοποιούνται εκτενώς για την εκτίμηση της λειτουργίας της καρδιάς, των μυών και του εγκεφάλου. Από αυτά, το ΗΚΓ αποτελεί την πιο διαδεδομένη μέθοδο ελέγχου της καρδιακής λειτουργίας, καθώς προσφέρει κρίσιμες πληροφορίες για ανωμαλίες όπως αρρυθμίες και υπέρταση. Η σημασία του είναι ακόμη μεγαλύτερη αν ληφθεί υπόψη ότι οι καρδιαγγειακές παθήσεις παραμένουν η κύρια αιτία θανάτου παγκοσμίως.

Παραδοσιακά, η λήψη ΗΚΓ βασίζεται σε ηλεκτρόδια άργυρου/χλωριούχου άργυρου Ag/AgCl με αγωγίμη γέλη (gel). Παρότι αυτά παρέχουν καλή ποιότητα σήματος, παρουσιάζουν σημαντικά μειονεκτήματα: το gel αφυδατώνεται με τον χρόνο προκαλώντας (ηλεκτρικό) θόρυβο και αυξημένη αντίσταση επαφής[6], απαιτείται χρονοβόρα προετοιμασία του δέρματος, ενώ σε ορισμένες περιπτώσεις αναφέρονται δερματικοί ερεθισμοί[7]. Αυτοί οι περιορισμοί έχουν στρέψει την έρευνα προς τα λεγόμενα “ξηρά” ηλεκτρόδια (dry electrodes), τα οποία δεν χρειάζονται gel ούτε καθαρισμό μετά τη χρήση. Παρά το πλεονέκτημά τους στην άνεση και τη μακροχρόνια παρακολούθηση, τα dry electrodes εμφανίζουν συνήθως υψηλότερη εμπέδηση σε σχέση με τα Ag/AgCl[8].

Η τρισδιάστατη εκτύπωση (3D printing) έχει αναδειχθεί τα τελευταία χρόνια ως μια πολλά υποσχόμενη τεχνολογία για την ανάπτυξη νέας γενιάς ξηρών ηλεκτροδίων. Ο συνδυασμός χαμηλού κόστους, ταχείας κατασκευής και ευελιξίας στον σχεδιασμό, επιτρέπει τη δημιουργία ηλεκτροδίων με πολύπλοκες γεωμετρίες και βελτιωμένη μηχανική συμμόρφωση στο δέρμα. Ειδικότερα, η τεχνική FFF (Fused Filament Fabrication) δίνει τη δυνατότητα χρήσης θερμοπλαστικών υλικών, τα οποία μπορούν να εμπλουτιστούν με αγωγίμα σωματίδια για την παραγωγή λειτουργικών αγωγίμων νημάτων[9].

Επιπλέον, η αξιοποίηση αρχών βιομιμητικής προσφέρει νέες κατευθύνσεις στη σχεδίαση. Δομές εμπνευσμένες από φυσικά πρότυπα, όπως το gyroid και το square honeycomb, έχουν τη δυνατότητα να βελτιώσουν τόσο την ευκαμψία όσο και τη μηχανική προσαρμογή στο δέρμα.

Στην παρούσα εργασία προτείνεται η ανάπτυξη τρισδιάστατα εκτυπωμένων, πολυϋλικών, ξηρών ηλεκτροδίων για ΗΚΓ, με συνδυασμό αγωγίμου σύνθετου TPU (c-TPU) και καθαρού TPU σε μία μόνο διαδικασία εκτύπωσης. Οι υπό εξέταση γεωμετρίες βασίστηκαν σε TPMS δομές (gyroid και honeycomb) με μοναδιαία κελιά 3 mm και 4 mm. Σχεδιάστηκαν συνολικά οκτώ ηλεκτρόδια, εκ των οποίων τα μισά αποτελούνταν αποκλειστικά από αγωγίμο υλικό και τα υπόλοιπα προέκυψαν μέσω πολυϋλικής εκτύπωσης. Η αξιολόγηση περιλάμβανε ηλεκτρικές μετρήσεις, μετρήσεις εμπέδησης ηλεκτροδίου-δέρματος και καταγραφή ΗΚΓ σε στατικές, δυναμικές και μακροχρόνιες συνθήκες.

Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η πολυϋλική τρισδιάστατη εκτύπωση μπορεί να αποτελέσει αποτελεσματική λύση για την ανάπτυξη εύκαμπτων, αξιόπιστων και βιοσυμβατών ξηρών ηλεκτροδίων, κατάλληλων για φορητές και συνεχείς εφαρμογές παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας.

Θεωρητικό Μέρος

1. Θεωρητικές Αρχές Ηλεκτροκαρδιογραφίας και Ηλεκτρικής Εμπέδησης του Δέρματος.

Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται τα βασικά στοιχεία της καρδιακής φυσιολογίας και της ηλεκτροκαρδιογραφίας, η δομή και οι ηλεκτρικές ιδιότητες του ανθρώπινου δέρματος, καθώς και τα θεωρητικά μοντέλα και οι μέθοδοι μέτρησης της ηλεκτρικής εμπέδησης που σχετίζονται με την καταγραφή βιοηλεκτρικών σημάτων.

1.1. Φυσιολογία της καρδιάς και ηλεκτροκαρδιογραφία

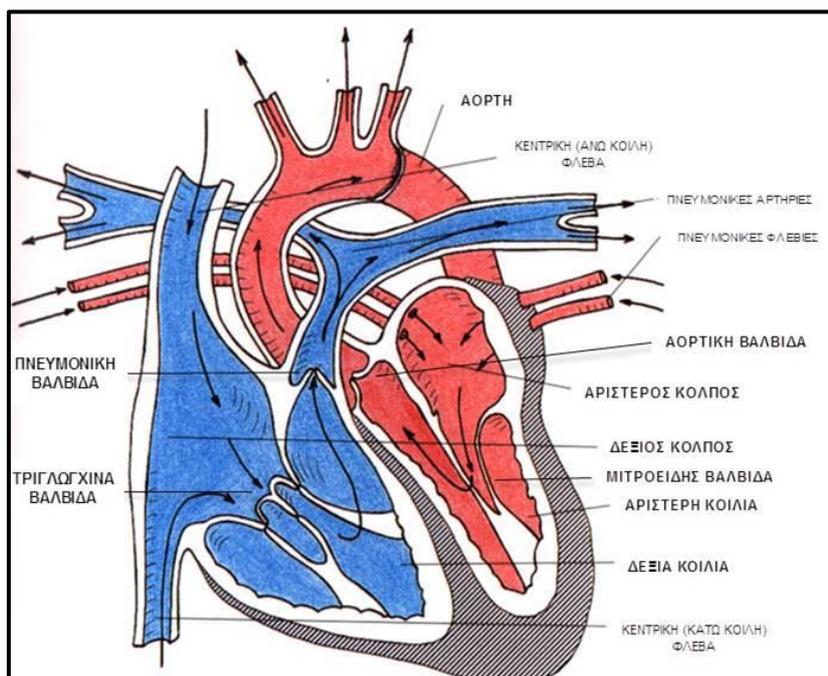
Η καρδιά αποτελεί ένα από τα σημαντικότερα όργανα του ανθρώπινου σώματος, καθώς εξασφαλίζει τη συνεχή κυκλοφορία του αίματος και τη διατήρηση της ζωής. Η λειτουργία της δεν περιορίζεται μόνο στη μηχανική άντληση, αλλά στηρίζεται σε πολύπλοκους ηλεκτροφυσιολογικούς μηχανισμούς, οι οποίοι εξασφαλίζουν τον συγχρονισμό της συστολής και διασφαλίζουν την αποτελεσματική αιμάτωση των ιστών. Η μελέτη της καρδιακής δραστηριότητας είναι καίριας σημασίας τόσο για την κατανόηση της φυσιολογίας όσο και για τη διάγνωση παθολογικών καταστάσεων. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ), που καταγράφει τα ηλεκτρικά δυναμικά της καρδιάς, αποτελεί ένα από τα βασικότερα διαγνωστικά εργαλεία της καρδιολογίας.

1.1.1. Λειτουργία της καρδιάς

Η καρδιά είναι ένα κοίλο μυώδες όργανο που βρίσκεται μέσα στη θωρακική κοιλότητα, πίσω από το στέρνο, ανάμεσα στους πνεύμονες και πάνω από το διάφραγμα, με την κορυφή της καρδιάς να δείχνει προς τα αριστερά και κάτω. Το σχήμα της καρδιάς παρομοιάζεται με το σχήμα κώνου [10], [11]. Η κύρια λειτουργία της καρδιάς είναι η κυκλοφορία του αίματος για την παροχή οξυγόνου, θρεπτικών ουσιών και ορμονών στους ιστούς του σώματος, η απομάκρυνση των μεταβολιτών, και η ρύθμιση της θερμοκρασίας και της οξύτητας. Η καρδιά χωρίζεται σε τέσσερις κοιλότητες: δύο κόλπους (δεξιό και αριστερό) και δύο κοιλίες (δεξιά και αριστερή). Οι κοιλότητες αυτές διαχωρίζονται με τοιχώματα από μυοκάρδιο και βαλβίδες. Οι κόλποι και οι κοιλίες της αριστερής και δεξιάς πλευράς της καρδιάς σχηματίζουν δύο αντλίες που συνδέονται σε σειρά μέσω του αγγειακού συστήματος ώστε να κυκλοφορεί το αίμα (Εικόνα 1)[12].

Η κυκλοφορία χωρίζεται σε συστηματική και πνευμονική κυκλοφορία. Οι αρτηρίες της συστηματικής κυκλοφορίας μεταφέρουν οξυγονωμένο αίμα, ενώ οι φλέβες αποξυγονωμένο και αντίστροφα στην πνευμονική κυκλοφορία[13]. Η αριστερή κοιλία

της καρδιάς εξωθεί το οξυγονωμένο αίμα μέσω της αορτικής ημισεληνοειδούς βαλβίδας στην αορτή και κατόπιν στη συστηματική κυκλοφορία για την τροφοδοσία του σώματος. Το αποξυγονωμένο αίμα επιστρέφει από τη συστηματική κυκλοφορία στην καρδιά μέσω της άνω και κάτω κοίλης φλέβας, οι οποίες εκβάλλουν στον δεξιό κόλπο. Από εκεί το αίμα προωθείται μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας στη δεξιά κοιλία. Έπειτα εξωθείται μέσω της πνευμονικής ημισεληνοειδούς βαλβίδας στην πνευμονική κυκλοφορία για οξυγόνωση. Το οξυγονωμένο αίμα επιστρέφει από τους πνεύμονες στον αριστερό κόλπο και προωθείται μέσω της μιτροειδούς ή διγλώχινας βαλβίδας στην αριστερή κοιλία για να ξεκινήσει ξανά ο κύκλος της ροής. Το τοίχωμα της αριστερής κοιλίας και το διάφραγμα είναι παχύτερα από το δεξιό τοίχωμα, καθώς η πίεση του αίματος είναι μεγαλύτερη στη συστηματική από ό,τι στην πνευμονική κυκλοφορία. Ο ίδιος ο καρδιακός μυς τροφοδοτείται από τις στεφανιαίες αρτηρίες που ξεκινούν από τη ρίζα της αορτής. Από άποψη κατασκευής αποτελείται από έξω προς τα μέσα από το περικάρδιο, μυοκάρδιο, ενδοκάρδιο[10], [13].



Εικόνα 1: Η ανατομία της καρδιάς και των συναφών αγγείων [14].

1.1.2. Ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς

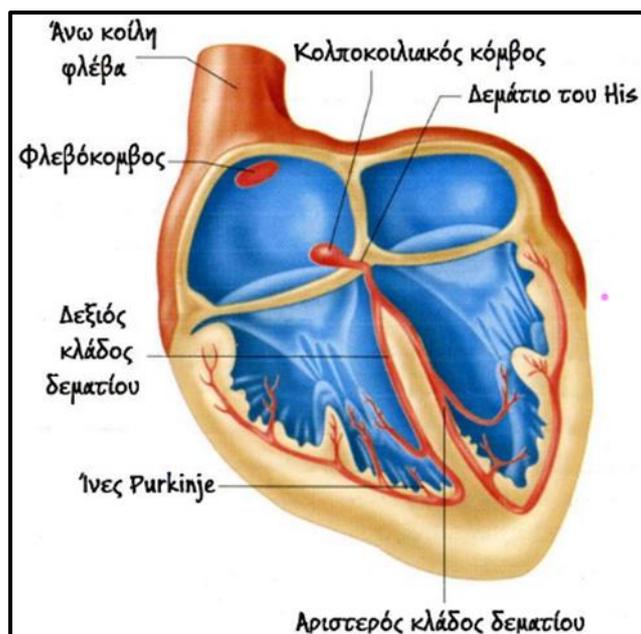
Η καρδιά λειτουργεί ως αντλία χάρη σε ένα πολύπλοκο αλλά άκρως συντονισμένο σύστημα αγωγής, το οποίο ελέγχει τη δημιουργία και διάδοση των ηλεκτρικών σημάτων που προκαλούν τις συστολές του μυοκαρδίου. Η ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς ξεκινά από μια εξειδικευμένη ομάδα αυτοδιεγερτικών κυττάρων γνωστή ως

φλεβόκομβος ή φυσικός βηματοδότης (sinoatrial node – SA node), που βρίσκεται στον δεξιό κόλπο, κοντά στην άνω κοίλη φλέβα. Ο φλεβόκομβος έχει σχήμα ημισελήνου και διαστάσεις περίπου 15 mm μήκος και 5 mm πλάτος. Τα κύτταρά του παράγουν αυθόρμητα δυναμικά ενέργειας με συχνότητα 70–80 παλμούς ανά λεπτό, ρυθμός που καθορίζει τη συχνότητα διέγερσης ολόκληρης της καρδιάς υπό φυσιολογικές συνθήκες[15], [16].

Το παραγόμενο δυναμικό διαδίδεται μέσω του μυοκαρδίου των κόλπων, προκαλώντας αποπόλωση και επακόλουθη συστολή των κόλπων, γεγονός που αυξάνει την πίεση και προωθεί το αίμα προς τις κοιλίες. Σημειώνεται ότι οι κόλποι και οι κοιλίες είναι ηλεκτρικά απομονωμένοι, και ο κολποκοιλιακός κόμβος (atrioventricular node – AV node) αποτελεί τη μοναδική ηλεκτρική δίοδο μεταξύ τους. Ο AV κόμβος διαθέτει χαμηλότερη συχνότητα ιδιορρυθμίας (περίπου 50 παλμούς/λεπτό), αλλά συγχρονίζεται με το υψηλότερο ρυθμό του φλεβόκομβου όταν αυτός λειτουργεί κανονικά. Στον AV κόμβο παρατηρείται μια κρίσιμη καθυστέρηση στην αγωγή, ώστε να προλάβουν οι κόλποι να ολοκληρώσουν τη συστολή τους πριν αρχίσει η διέγερση των κοιλιών.

Από τον AV κόμβο, το δυναμικό μεταδίδεται στην δεσμίδα του His, η οποία διαχωρίζεται σε δεξιό και αριστερό σκέλος κατά μήκος του μεσοκοιλιακού διαφράγματος. Το αριστερό σκέλος διακλαδίζεται περαιτέρω σε πρόσθιο και οπίσθιο κλάδο. Τα σκέλη οδηγούν το ερέθισμα στις ίνες Purkinje, οι οποίες διατρέχουν το εσωτερικό των κοιλιακών τοιχωμάτων και επιτρέπουν ταχύτερη διάδοση του ηλεκτρικού σήματος, εξασφαλίζοντας τη συγχρονισμένη αποπόλωση των κοιλιών. Η μετάδοση εντός του συστήματος αγωγής είναι ταχεία, εκτός από το πέρασμα από τον AV κόμβο, όπου η ταχύτητα είναι πολύ χαμηλή (0.02–0.05 m/s), εξυπηρετώντας τη λειτουργική καθυστέρηση[15].

Το κύμα διέγερσης ξεκινά από το ενδοκάρδιο (εσωτερικό των κοιλιακών τοιχωμάτων) και διαδίδεται προς το επικάρδιο (εξωτερικό τοίχωμα), καθώς και από την κορυφή προς τη βάση της καρδιάς. Η διαδοχική αυτή διέγερση επιτρέπει αποτελεσματική κοιλιακή συστολή και εξώθηση του αίματος προς την πνευμονική και συστηματική κυκλοφορία. Μετά την αποπόλωση, το μυοκάρδιο επαναπολώνεται σε περίπου 100 ms, επιστρέφοντας στο δυναμικό ηρεμίας, έτοιμο για τον επόμενο κύκλο.

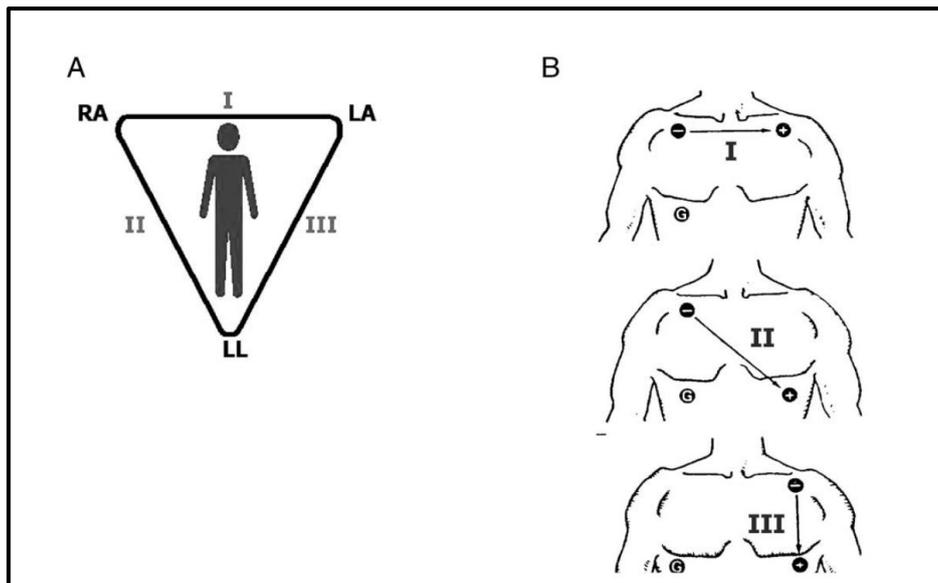


Εικόνα 2: Το ηλεκτρικό σύστημα της καρδιάς

1.1.3. Ηλεκτροκαρδιογραφία

Η ηλεκτροκαρδιογραφία είναι η διαδικασία καταγραφής των διαφορών δυναμικού που προκαλούνται από την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς, καθώς το ηλεκτρικό κύμα διαδίδεται μέσα από το μυοκάρδιο. Η καταγραφή αυτή πραγματοποιείται με ηλεκτρόδια που τοποθετούνται σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος, όπως το στήθος και τα άκρα, και συνδέονται με μία συσκευή που ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφος.

Ο Willem Einthoven ήταν ο πρώτος που κατέγραψε ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) το 1903, χρησιμοποιώντας ένα ευαίσθητο γαλβανόμετρο με σύρμα, και τιμήθηκε το 1924 με το Βραβείο Νόμπελ Φυσιολογίας και Ιατρικής για τις θεμελιώδεις μελέτες του. Ανέπτυξε το σύστημα των τριών πρώτων κλασικών απαγωγών (I, II, III) που φέρουν το όνομά του, σχηματίζοντας το γνωστό τρίγωνο του Einthoven (Εικόνα 2) [17].

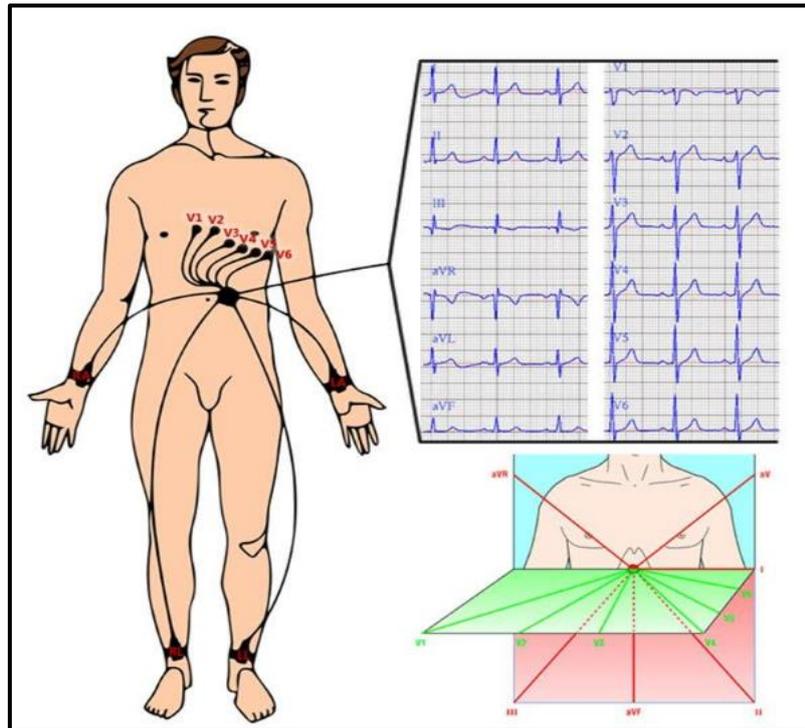


Εικόνα 3: Α) Τρίγωνο Einthoven και Β) τυπικές απαγωγές άκρων I, II και III. [18]

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) 12 απαγωγών αποτελεί το κύριο πρότυπο στις κλινικές εφαρμογές και περιλαμβάνει:

- 3 διπολικές απαγωγές άκρων (I, II, III),
- 3 ενισχυμένες μονόπολες απαγωγές άκρων (aVR, aVL, aVF),
- 6 προκάρδιες μονόπολες απαγωγές θώρακα (V1–V6).

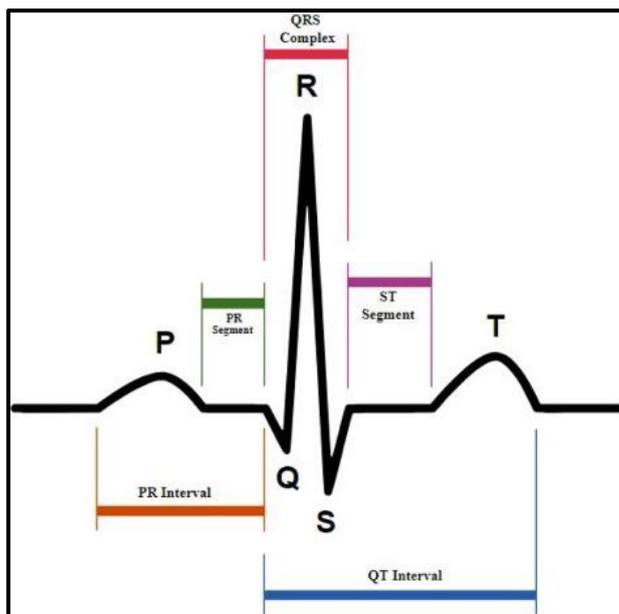
Τα ηλεκτρόδια των απαγωγών άκρων τοποθετούνται στους καρπούς και στους αστραγάλους, ενώ τα προκάρδια ηλεκτρόδια τοποθετούνται στον θώρακα σε συγκεκριμένες θέσεις, από τον 4ο μεσοπλεύριο χώρο δεξιά του στέρνου έως την αριστερή μεσομασχαλιαία γραμμή. Το κεντρικό σημείο Wilson, που αποτελεί το μέσο όρο των δυναμικών των ηλεκτροδίων άκρων, χρησιμοποιείται ως σημείο αναφοράς για τις προκάρδιες απαγωγές. Κάθε απαγωγή παρέχει διαφορετική οπτική γωνία της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς, βοηθώντας στον εντοπισμό ισχαιμίας, αρρυθμιών, βλαβών του μυοκαρδίου και άλλων παθολογικών καταστάσεων[19].



Εικόνα 4: Οι θέσεις των ηλεκτροδίων στο ΗΚΓ 12 απαγωγών

Υπάρχουν και άλλες διατάξεις απαγωγών, που χρησιμοποιούνται για ειδικές εφαρμογές, όπως η δοκιμασία κόπωσης, η παρακολούθηση με Holter και η τηλεϊατρική. Σε αυτές τις περιπτώσεις χρησιμοποιούνται συνήθως λιγότερες απαγωγές ή διαφορετικές θέσεις ηλεκτροδίων για πρακτικούς λόγους. Για απλές μετρήσεις καρδιακού ρυθμού, αρκετές φορές χρησιμοποιούνται μόνο δύο ηλεκτρόδια τοποθετημένα σε κατάλληλες θέσεις στο στήθος ή στα άκρα, ώστε να μεγιστοποιείται το σήμα του συμπλέγματος QRS.

Στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, η βασική γραμμή είναι η ισηλεκτρική γραμμή που αντιστοιχεί στο δυναμικό ηρεμίας των μυϊκών κυττάρων. Το κύμα P αντιπροσωπεύει την αποπόλωση των κόλπων. Το σύμπλεγμα QRS αντιστοιχεί στην αποπόλωση των κοιλιών, ενώ το κύμα T αντιπροσωπεύει την επαναπόλωση των κοιλιακών μυϊκών κυττάρων[18].



Εικόνα 5: Ενιαίο κύμα ΗΚΓ μιας καρδιάς σε φυσιολογικό φλεβοκομβικό ρυθμό. [20]

Η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων είναι κρίσιμος παράγοντας για την ορθή και αξιόπιστη καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Οποιαδήποτε απόκλιση στη θέση τους μπορεί να οδηγήσει σε παραμορφωμένη κυματομορφή και εσφαλμένη διάγνωση. Τα ηλεκτρόδια είναι αγώγιμα στοιχεία που ανιχνεύουν τις ηλεκτρικές διαφορές δυναμικού και τα μεταφέρουν στον ηλεκτροκαρδιογράφο, ο οποίος τα ενισχύει και τα καταγράφει. Συνήθως αποτελούνται από άργυρο/χλωριούχο άργυρο (Ag/AgCl), εξασφαλίζοντας καλή αγωγιμότητα και σταθερή καταγραφή.

Για καθαρή καταγραφή απαιτείται προετοιμασία του δέρματος με καθαρισμό (συνήθως με αιθανόλη) και ενίοτε αποτρίχωση, ώστε να μειωθεί η αντίσταση επαφής. Συνηθίζεται να χρησιμοποιείται αγώγιμη γέλη (gel) ή αυτοκόλλητα ηλεκτρόδια με ενσωματωμένο gel. Πρέπει να αποφεύγεται η τοποθέτηση ηλεκτροδίων σε περιοχές με έντονη τριχοφυΐα ή πληγές, ενώ τα καλώδια πρέπει να στερεώνονται καλά ώστε να περιορίζονται οι «θόρυβοι» από την κίνηση [17].

Οι διάφοροι τύποι καταγραφής ΗΚΓ περιλαμβάνουν:

- ΗΚΓ ηρεμίας: Στατική καταγραφή με το άτομο ξαπλωμένο.
- Holter ΗΚΓ: Συνεχής καταγραφή 24–48 ωρών με φορητή συσκευή.
- Stress ΗΚΓ: Καταγραφή κατά τη διάρκεια άσκησης για την ανίχνευση ισχαιμίας υπό φόρτιση.

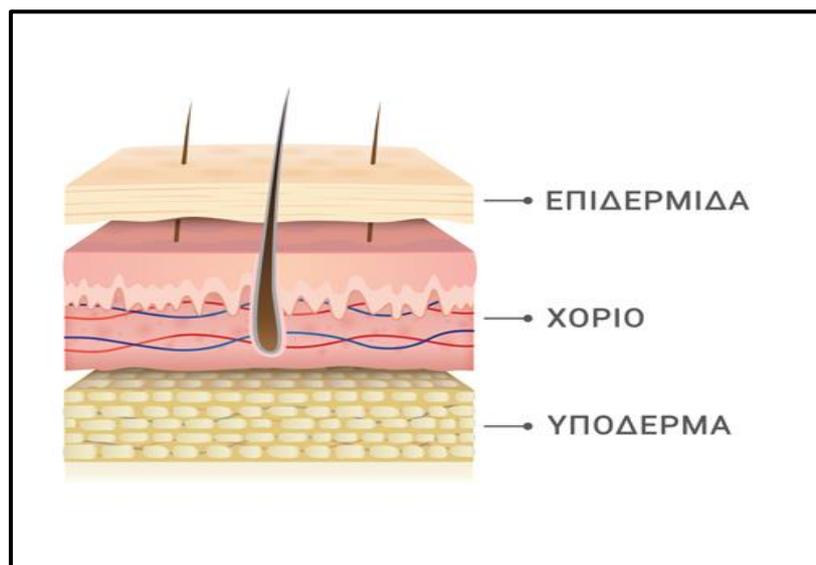
- Event recorder: Καταγραφή κατά την εμφάνιση συμπτωμάτων.
- Μονοαπαγωγικό ΗΚΓ: Χρησιμοποιείται σε τηλεϊατρική και αθλητικές εφαρμογές.

Το ΗΚΓ αποτελεί βασικό εργαλείο για τη διάγνωση αρρυθμιών (π.χ. κολπική μαρμαρυγή, κοιλιακή ταχυκαρδία), την ανίχνευση εμφράγματος του μυοκαρδίου, την εκτίμηση ισχαιμίας, την παρακολούθηση καρδιοπαθειών, τη ρύθμιση βηματοδοτών και την ανίχνευση φαρμακευτικών ή ηλεκτρολυτικών αλλαγών[21].

1.2. Δομή και Ηλεκτρικές Ιδιότητες του Ανθρώπινου Δέρματος

1.2.1. Δομή του Ανθρώπινου Δέρματος

Το ανθρώπινο δέρμα είναι ένα εξαιρετικά πολύπλοκο όργανο που καλύπτει ολόκληρο το εξωτερικό του σώματος. Είναι το μεγαλύτερο όργανο του ανθρώπινου σώματος, τόσο από πλευράς επιφανείας όσο και από πλευράς βάρους. Η κύρια λειτουργία του είναι η προστασία από εξωτερικούς παράγοντες, η ρύθμιση της θερμοκρασίας, η αισθητική αντίληψη και η συμμετοχή σε ανοσολογικές αποκρίσεις. Από βιοηλεκτρικής άποψης, το δέρμα παρουσιάζει μη ομοιογενή και πολύπλοκη ηλεκτρική συμπεριφορά, η οποία επηρεάζεται σημαντικά από τη μικροσκοπική του δομή, τη φυσιολογία και τη σύνθεση των ιστών του. Το δέρμα αποτελείται από τρία κύρια στρώματα, την επιδερμίδα (Epidermis), το χόριο (Dermis) και το υποδόριο ή υπόδερμα (Hypodermis ή Subcutaneous Tissue)[22] (Εικόνα 1).



Εικόνα 6: Σχηματική απεικόνιση της δομής του δέρματος. [23]

1.2.1.1. Επιδερμίδα

Η επιδερμίδα είναι το εξώτερο στρώμα του δέρματος και έρχεται σε άμεση επαφή με το περιβάλλον. Η ανώτερη στιβάδα της, γνωστή ως κερατινοποιημένο στρώμα (stratum corneum), είναι πλούσια σε κερατίνη και αποτελείται από νεκρά κύτταρα χωρίς πυρήνες[24]. Η στιβάδα αυτή παρουσιάζει πολύ υψηλή ηλεκτρική αντίσταση, κυρίως λόγω της χαμηλής περιεκτικότητας σε νερό και της απουσίας ιοντικών διαλυμάτων. Αυτό το στρώμα αποτελεί το βασικό εμπόδιο για τη μεταφορά φορτίων και ηλεκτρικού ρεύματος. Η κύρια λειτουργία του είναι η προστασία από μηχανικούς τραυματισμούς, ακτινοβολία, χημικά και παθογόνους μικροοργανισμούς, ενώ ταυτόχρονα μειώνει σημαντικά την δερμική απώλεια νερού[25], [26].

1.2.1.2. Χόριο

Κάτω από την επιδερμίδα βρίσκεται το χόριο, ένα στρώμα πλούσιο σε αιμοφόρα αγγεία, νευρικές απολήξεις, ιδρωτοποιούς και σμηγματογόνους αδένες. Περιλαμβάνει επίσης ελαστικές και κολλαγονικές ίνες, προσδίδοντας στο δέρμα μηχανική αντοχή και ελαστικότητα. Λόγω της υψηλής περιεκτικότητας σε νερό και ιοντικά υγρά, το χόριο είναι πολύ πιο αγωγίμο σε σχέση με την επιδερμίδα[27]. Η κυκλοφορία του αίματος και η συνεχής δραστηριότητα των ιδρωτοποιών αδένων συμβάλλουν δυναμικά στη διαμόρφωση της ηλεκτρικής συμπεριφοράς του δέρματος, ιδιαίτερα σε συνθήκες ιδρώτα ή θερμικής καταπόνησης[28].

1.2.1.3. Υποδόριο (Υπόδερμα)

Το υποδόριο στρώμα (ή υπόδερμα) αποτελείται κυρίως από λιπώδη κύτταρα και χαλαρό συνδετικό ιστό. Αν και παρουσιάζει χαμηλότερη αγωγιμότητα λόγω της μονωτικής φύσης του λίπους, το υπόδερμα επηρεάζει σημαντικά τη συνολική ηλεκτρική απόκριση του δέρματος. Λειτουργεί ως μονωτικό στρώμα και απορροφητής κραδασμών, ενώ συμβάλλει και στη θερμική μόνωση του σώματος[25].

1.2.2. Ηλεκτρική εμπέδηση του δέρματος

Η ηλεκτρική εμπέδηση του δέρματος (skin impedance) είναι μια φυσιολογική ιδιότητα που περιγράφει την αντίσταση και την αντίδραση του δέρματος στη διέλευση ηλεκτρικού ρεύματος. Αντιπροσωπεύει τον τρόπο με τον οποίο τα στρώματα του δέρματος και τα ενδογενή υγρά ανταποκρίνονται όταν εφαρμόζεται ένα ηλεκτρικό σήμα, κυρίως εναλλασσόμενο (AC). Η έννοια της εμπέδησης επεκτείνει την απλή ηλεκτρική αντίσταση, περιλαμβάνοντας τις χωρητικές ιδιότητες των ιστών[29].

Η skin impedance έχει πολυάριθμες εφαρμογές στον τομέα της βιοϊατρικής, από τη διαγνωστική καταγραφή βιοσήματος (όπως ECG, EEG και EMG)[8], [30], [31], έως τη μελέτη της ηλεκτροδερμικής δραστηριότητας (EDA)[32] και της συναισθηματικής κατάστασης του ατόμου[33]. Επιπλέον, η κατανόηση της συμπεριφοράς του δέρματος σε ηλεκτρικά ερεθίσματα είναι ζωτικής σημασίας για τον σχεδιασμό αισθητήρων επαφής, όπως και για τις φορητές συσκευές υγείας (wearables).

Η εμπέδηση του δέρματος εξαρτάται από πολλούς παράγοντες: την ανατομία και φυσιολογία του δέρματος, την κατάσταση του οργανισμού, περιβαλλοντικές συνθήκες, και τις παραμέτρους του ρεύματος που εφαρμόζεται. Συνεπώς, αποτελεί μια δυναμική ιδιότητα, με μεγάλο εύρος τιμών και συμπεριφορών που απαιτούν προσεκτική ερμηνεία και κατάλληλη μεθοδολογία μέτρησης[29].

Η συνολική εμπέδηση του δέρματος είναι το αποτέλεσμα της σειριακής και παράλληλης σύνδεσης των τριών αυτών στρωμάτων του, το καθένα από τα οποία παρουσιάζει διαφορετικές ηλεκτρικές ιδιότητες. Η ανομοιογένεια ως προς τη δομή, την ενυδάτωση, την παροχή αίματος, τη δραστηριότητα των αδένων και τη μορφολογία καθιστά την εμπέδηση μια εξαιρετικά πολύπλοκη και ατομική φυσική ποσότητα που μεταβάλλεται από άτομο σε άτομο, από σημείο σε σημείο στο σώμα. Έτσι τιμή και η συμπεριφορά της ηλεκτρικής εμπέδησης του δέρματος εξαρτώνται από ένα πλήθος φυσιολογικών, περιβαλλοντικών και τεχνικών παραμέτρων, οι οποίες επηρεάζουν τη δομή, την αγωγιμότητα και τη συνολική απόκριση του ιστού στο ηλεκτρικό σήμα[29].

Πρωταρχικός ρόλος αποδίδεται στη συχνότητα του εφαρμοζόμενου σήματος, καθώς αυτή καθορίζει το βάθος διείσδυσης του ρεύματος και τα στρώματα του δέρματος που συμμετέχουν στην αγωγή. Σε χαμηλές συχνότητες, κυρίως κάτω του 1 kHz, η αγωγιμότητα περιορίζεται στο εξωτερικό, κερατινοποιημένο στρώμα (stratum corneum), το οποίο λειτουργεί ως φραγμός υψηλής αντίστασης. Σε αυτή την περιοχή, οι τιμές αντίστασης μπορεί να κυμαίνονται από δέκατα έως εκατοντάδες kΩ, φτάνοντας έως και μερικά MΩ [34]. Αντίθετα, σε υψηλότερες συχνότητες, το ρεύμα διεισδύει στα βαθύτερα στρώματα, όπως η επιδερμίδα, το χόριο και το υπόδερμα, όπου η αγωγιμότητα είναι μεγαλύτερη λόγω της υψηλότερης περιεκτικότητας σε υγρά και ιονικά διαλυμένα στοιχεία. Έχει παρατηρηθεί ότι η συνολική εμπέδηση μπορεί να μειωθεί από ~1.2 MΩ στα 15 kHz σε μόλις ~2 kΩ στα 2 MHz [35].

Η ενυδάτωση του δέρματος αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους τροποποιητικούς παράγοντες, καθώς η παρουσία υγρασίας ή ιδρώτα ενισχύει την ιοντική αγωγιμότητα του ιστού, οδηγώντας σε μείωση της εμπέδησης[36]. Αντίστοιχα, η θερμοκρασία του σώματος και του περιβάλλοντος επιδρά στη μικροκυκλοφορία και στην αγγειοδιαστολή, αυξάνοντας την αγωγιμότητα μέσω της ενίσχυσης της ροής αίματος και της κινητικότητας των ιόντων[28].

Η πίεση που ασκείται από τα ηλεκτρόδια κατά τη μέτρηση επηρεάζει την επιφάνεια επαφής, γεγονός που μεταβάλλει την αντίσταση επαφής και συνεπώς τη συνολική εμπέδηση[37]. Η ακριβής τοποθεσία στο σώμα όπου πραγματοποιείται η μέτρηση παίζει καθοριστικό ρόλο, καθώς περιοχές όπως οι παλάμες, το στήθος ή το μέτωπο διαφέρουν σημαντικά ως προς την πάχυνση της επιδερμίδας, την παρουσία ιδρωτοποιών αδένων και την υγρασία, επιφέροντας διαφοροποιήσεις στις τιμές εμπέδησης[38].

Επιπλέον, παράγοντες όπως η ηλικία και το φύλο του ατόμου μπορούν να επιφέρουν σημαντικές διαφοροποιήσεις. Με την πάροδο της ηλικίας, παρατηρείται μείωση της ενυδάτωσης και μεταβολές στη δομή του δέρματος, με αποτέλεσμα την αύξηση της αντίστασης. Παράλληλα, καταγράφονται στατιστικές διαφορές μεταξύ ανδρών και γυναικών ως προς τη σύνθεση και την ηλεκτρική απόκριση του δέρματος. Τέλος, η ύπαρξη παθολογικών καταστάσεων ή η λήψη φαρμακευτικής αγωγής μπορεί να μεταβάλει δραστικά την ηλεκτρική συμπεριφορά του ιστού. Καταστάσεις όπως δερματικές φλεγμονές, εκζέματα, εγκαύματα ή δερματολογικές θεραπείες μπορούν να οδηγήσουν σε απότομες μεταβολές της τοπικής αγωγιμότητας[28], [29].

1.2.3. Η ηλεκτρική εμπέδηση

Η ηλεκτρική εμπέδηση (impedance) αποτελεί ένα θεμελιώδες μέγεθος στον ηλεκτρισμό, ειδικά στο πλαίσιο κυκλωμάτων εναλλασσόμενου ρεύματος (AC), καθώς συνδυάζει την έννοια της αντίστασης με τη φασική μετατόπιση μεταξύ της εφαρμοζόμενης τάσης και του ρεύματος που διαρρέει το κύκλωμα. Πρόκειται για ένα σύνθετο μέγεθος, το οποίο περιγράφεται μαθηματικά ως:

$$Z = R + jX \quad (1)$$

όπου R είναι η πραγματική συνιστώσα και αντιπροσωπεύει την καθαρή αντίσταση, ενώ X είναι η φανταστική συνιστώσα και εκφράζει την αντίδραση του κυκλώματος, είτε

χωρητική είτε αυτεπαγωγική, ανάλογα με το είδος των στοιχείων. Έτσι, η εμπέδηση ενός αντιστάτη είναι R , η εμπέδηση ενός πηνίου είναι $j\omega L$, η εμπέδηση μιας αμοιβαίας επαγωγής είναι $j\omega M$ και η εμπέδηση ενός πυκνωτή είναι $1/j\omega C$. Σε όλες τις περιπτώσεις, η εμπέδηση μετράται σε $\text{Ohm}(\Omega)$. Το ω (ω) αντιπροσωπεύει τη γωνιακή συχνότητα της ημιτονοειδούς συνάρτησης. [39].

Η μέτρηση της εμπέδησης στο ανθρώπινο δέρμα δεν αποκαλύπτει απλώς το πόσο αντιστέκεται ο ιστός στη ροή του ηλεκτρικού ρεύματος, αλλά επιπλέον παρέχει πληροφορίες για τη δυναμική συμπεριφορά του δέρματος ως προς το χρόνο και τη συχνότητα. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η φάση της εμπέδησης, δηλαδή η γωνιακή καθυστέρηση μεταξύ τάσης και ρεύματος, η οποία είναι άμεσα συνδεδεμένη με τις χωρητικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών και τη διηλεκτρική τους συμπεριφορά[39].

Στο ανθρώπινο δέρμα, η εμπέδηση παρουσιάζει έντονη εξάρτηση από τη συχνότητα του εφαρμοζόμενου σήματος. Σε χαμηλές συχνότητες (π.χ. κάτω από 1 kHz), το ηλεκτρικό ρεύμα διαχέεται κυρίως στην επιφανειακή στιβάδα του δέρματος, δηλαδή στην επιδερμίδα και ιδιαίτερα στο κερατινοποιημένο στρώμα (stratum corneum), το οποίο χαρακτηρίζεται από υψηλή αντίσταση και χαμηλή χωρητικότητα. Αντίθετα, σε υψηλότερες συχνότητες (π.χ. >100 kHz), το ρεύμα έχει τη δυνατότητα να διεισδύσει βαθύτερα, φτάνοντας έως το χόριο και το υπόδερμα, τα οποία έχουν αυξημένη περιεκτικότητα σε υγρά και παρουσιάζουν μεγαλύτερη αγωγιμότητα. Η μετάβαση αυτή εξαρτάται από τη διεισδυτική ικανότητα του ηλεκτρικού σήματος, η οποία αυξάνεται όσο αυξάνεται η συχνότητα. Αυτή η συχνοεξαρτώμενη συμπεριφορά καθιστά την εμπέδηση ένα πολύτιμο εργαλείο για την απομόνωση και την ανάλυση επιμέρους στρωμάτων της ανατομικής δομής του δέρματος. Η δυνατότητα αυτή ενισχύει τη διαγνωστική ακρίβεια σε εφαρμογές όπως η βιοϊατρική απεικόνιση, η παρακολούθηση φυσιολογικών παραμέτρων μέσω wearable συσκευών, και η ανάλυση της κατάστασης ενυδάτωσης ή κυκλοφορίας σε πραγματικό χρόνο[40].

1.2.4. Ηλεκτρικό μοντέλο του δέρματος

Για την κατανόηση και τη μέτρηση της εμπέδησης του δέρματος, είναι σύνηθες να χρησιμοποιούνται ισοδύναμα ηλεκτρικά κυκλώματα, τα οποία προσομοιώνουν τη συμπεριφορά του δέρματος ως ένα πολύπλοκο σύστημα ηλεκτρικών στοιχείων[29], [39]. Το απλούστερο και συχνότερα χρησιμοποιούμενο μοντέλο είναι αυτό που

περιλαμβάνει μια ωμική αντίσταση σειράς (R_s), η οποία αντιπροσωπεύει την αντίσταση της επιφάνειας του δέρματος και της επαφής με το ηλεκτρόδιο. Παράγοντες όπως η επιδερμίδα, ο ιδρώτας και το επιφανειακό λιπιδικό στρώμα παίζουν σημαντικό ρόλο σε αυτή την τιμή. Παράλληλα, περιλαμβάνει μια αντίσταση (R_p) που εκφράζει την αγωγιμότητα των βαθύτερων ιστών, ιδίως του χορίου, καθώς και μια χωρητικότητα (C_p) που αντιστοιχεί στη διηλεκτρική συμπεριφορά της κεράτινης στιβάδας και των κυτταρικών μεμβρανών[39].

Το παραπάνω μοντέλο είναι γνωστό ως κύκλωμα Randles και αποτελεί θεμελιώδη βάση για τη μελέτη ηλεκτροχημικών και βιοηλεκτρικών συστημάτων. Ωστόσο, σε πολλές περιπτώσεις, αυτό το απλό σχήμα δεν επαρκεί για την ακριβή προσομοίωση της πολύπλοκης και συχνά μη ιδανικής συμπεριφοράς του ανθρώπινου δέρματος. Έτσι, προτείνεται η τροποποίησή του με την αντικατάσταση του ιδανικού πυκνωτή από ένα Constant Phase Element (CPE)[41]. Το CPE εισάγεται για να περιγράψει τη διασπορά των χρόνων απόκρισης και τις μη ιδανικές φασικές συμπεριφορές που προκαλούνται από τη μικροτραχύτητα των επιφανειών, τις ανομοιογένειες του ιστού και την ύπαρξη φαινομένων διάχυσης. Με αυτή την προσέγγιση, το ισοδύναμο κύκλωμα αποκτά μεγαλύτερη ευελιξία και ακρίβεια, επιτρέποντας την καλύτερη προσαρμογή στα πειραματικά δεδομένα και την πιο ρεαλιστική αναπαράσταση της ηλεκτρικής συμπεριφοράς του δέρματος.

1.2.5. Τι είναι το CPE

Όταν ένα ηλεκτρικό πεδίο E εφαρμόζεται σε ένα μονωτικό υλικό, η προκύπτουσα πόλωση P μπορεί να χωριστεί σε δύο μέρη ανάλογα με τη χρονική σταθερά της απόκρισης:

1. Μια σχεδόν στιγμιαία πόλωση λόγω της μετατόπισης των ηλεκτρονίων σε σχέση με τους πυρήνες. Αυτό καθορίζει τη διηλεκτρική σταθερά υψηλής συχνότητας ϵ_∞ που σχετίζεται με τον δείκτη διάθλασης.

$$\epsilon_\infty - 1 = P_\infty / E \epsilon_0 \quad (2)$$

Η χρονική σταθερά αυτής της διαδικασίας είναι περίπου 10-16 s και επομένως συμβαίνει στην UV περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Οι ιοντικές δονήσεις έχουν μια χρονική σταθερά που συνήθως συμβαίνει στην υπέρυθη περιοχή και επομένως είναι επίσης στιγμιαίες όσον αφορά τα ηλεκτροχημικά πειράματα.

2. Μια πολωσιμότητα που εξαρτάται από το χρόνο $P'(t)$ λόγω του προσανατολισμού των διπόλων στο ηλεκτρικό πεδίο. Εάν το πεδίο παραμείνει στη θέση του για άπειρο χρονικό διάστημα, η συνολική πολωσιμότητα P_s που προκύπτει ορίζει τη στατική διηλεκτρική σταθερά:

$$\varepsilon_s - 1 = P_s / E \varepsilon_0 \quad (3)$$

Η απλούστερη υπόθεση που επιτρέπει τον υπολογισμό των ιδιοτήτων ενός τέτοιου συστήματος είναι ότι το $P'(t)$ διέπεται από κινητική πρώτης τάξης, δηλαδή από έναν μόνο χρόνο χαλάρωσης t . Η διηλεκτρική συνάρτηση μπορεί να εκφραστεί:

$$\varepsilon - \varepsilon_\infty = \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + \omega^2 \tau^2} - j \frac{\omega \tau (\varepsilon_s - \varepsilon_\infty)}{1 + \omega^2 \tau^2} \quad (4)$$

Τα πραγματικά και τα φανταστικά μέρη αυτής της έκφρασης είναι οι σχέσεις χαλάρωσης Debye, οι οποίες παραμένουν το βασικό μοντέλο διηλεκτρικής χαλάρωσης.

Το Constant Phase Element (CPE) (Στοιχείο Σταθερής Φάσης) είναι ένα θεωρητικό ηλεκτρικό στοιχείο που χρησιμοποιείται εκτενώς σε μοντέλα ηλεκτρικής εμπέδησης, ιδιαίτερα σε εφαρμογές βιοϊατρικής και ηλεκτροχημείας, για να περιγράψει μη ιδανικές χωρητικές συμπεριφορές που δεν μπορούν να προσεγγιστούν με απλά, ιδανικά κυκλώματα. Σε αντίθεση με τον ιδανικό πυκνωτή ή την αντίσταση, το CPE δεν έχει φυσική υπόσταση, αλλά αποτελεί μαθηματικό εργαλείο που προσεγγίζει πολύπλοκες και διασπορικές αποκρίσεις, όπως αυτές που παρατηρούνται σε βιολογικούς ιστούς και επιφάνειες ηλεκτροδίων.

Οι σχέσεις διασποράς Debye προήχθησαν για μια διεργασία με έναν και μόνο χρόνο χαλάρωσης. Έχουν γίνει προσπάθειες να επεκταθεί το μοντέλο Debye συμπεριλαμβάνοντας διεργασίες με περισσότερους από έναν χρόνους χαλάρωσης. Επιλέγοντας μια κατανομή χρόνων χαλάρωσης με κατάλληλες ισχύεις και συχνότητες, θα πρέπει να είναι δυνατή η παραμετροποίηση της ευρείας απόκρισης πολλών διηλεκτρικών υλικών. Η προσέγγιση της κατανομής χρόνων χαλάρωσης έχει επίσης προταθεί ως η προέλευση των «στοιχείων σταθερής φάσης».

Υποθέτοντας γραμμικές διεργασίες χαλάρωσης του τύπου που προσομοιώνονται από το κλαδί σειράς RC, η αρχή της επαλληλίας επιτρέπει στη διηλεκτρική συνάρτηση $\varepsilon^* - \varepsilon_\infty$ να γενικευθεί ως εξής:

$$\varepsilon - \varepsilon_\infty = \int_0^\infty \frac{(\varepsilon_s + \varepsilon_\infty) G(\tau) d\tau}{1 + p\tau} \quad (5)$$

όπου το p είναι η μιγαδική μεταβλητή συχνότητας και το $G(\tau)$ αναπαριστά μια κατανομή χρόνων χαλάρωσης. Η κατανομή θα πρέπει να είναι κανονικοποιησίμη,

$$\int_0^{\infty} G(\tau) d\tau = 1 \quad (6)$$

Μία από τις πιο ευρέως χρησιμοποιούμενες κατανομές είναι αυτή που προτάθηκε από τους Cole και Cole (1941), για να περιγράψει την εμφάνιση «συμπιεσμένων» ημικυκλικών τόξων στα διαγράμματα $\varepsilon''-\varepsilon'$. Η συμπεριφορά της διηλεκτρικής σταθεράς περιγράφεται από την εξίσωση:

$$\varepsilon - \varepsilon_{\infty} = \frac{\varepsilon_s + \varepsilon_{\infty}}{[1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}]} \quad (7)$$

Αυτές οι εκφράσεις ανάγονται στις σχέσεις Debye για $\alpha \rightarrow 0$. Η κατανομημένη συνάρτηση των χρονικών σταθερών είναι:

$$G(\tau) = \frac{\sin(\alpha\pi)}{2\pi\tau [\cosh(1-\alpha) \log(\frac{\tau}{\tau_0}) - \cos(\alpha\pi)]} \quad (8)$$

Έτσι η εμπέδωση CPE αποτελεί μια εμπειρική συνάρτηση που δίνεται από τη σχέση:

$$Z_{CPE} = \frac{1}{[Q \cdot (j\omega)^n]} \quad (9)$$

όπου Q είναι μια παραμετρική σταθερά με μονάδες $S \cdot s^n$ (ή $F \cdot s^{n-1}$), ω είναι η κυκλική συχνότητα ($\omega = 2\pi f$), και n είναι ένας εκθετικός παράγοντας που κυμαίνεται μεταξύ 0 και 1. Όταν το n είναι ίσο με 1, το CPE συμπεριφέρεται όπως ένας ιδανικός πυκνωτής. Όταν n είναι ίσο με 0, η συμπεριφορά είναι καθαρά ωμική. Για ενδιάμεσες τιμές του n , το CPE παρουσιάζει μια διασπορική χωρητική συμπεριφορά, η οποία είναι χαρακτηριστική των πολυστρωματικών και δομικά ανομοιογενών ιστών, όπως το ανθρώπινο δέρμα.

Η χρήση του CPE είναι ιδιαίτερα σημαντική σε μελέτες του δέρματος, καθώς ο ιστός αυτός αποτελείται από διαφορετικές στιβάδες (όπως το κερατινοποιημένο στρώμα (stratum corneum), την επιδερμίδα και το χόριο), καθεμία με διαφορετικές αγωγίμες και διηλεκτρικές ιδιότητες. Η τραχύτητα της επιφάνειας και η μη ομοιογένεια οδηγούν σε απόκριση που δεν είναι ούτε πλήρως ωμική ούτε πλήρως χωρητική. Εξαιτίας αυτών των χαρακτηριστικών, τα απλά RC κυκλώματα αδυνατούν να περιγράψουν επαρκώς τη φυσική συμπεριφορά του δέρματος όταν εφαρμόζεται εναλλασσόμενο ηλεκτρικό σήμα. Αντίθετα, το CPE προσφέρει ένα πιο ευέλικτο και ρεαλιστικό μοντέλο, καθώς

επιτρέπει την προσαρμογή της φασικής καθυστέρησης, η οποία είναι χαρακτηριστική των πολύπλοκων βιολογικών υλικών[39], [42].

1.2.6. Τι φανερώνουν οι παράμετροι του CPE

Η ανάλυση των παραμέτρων του CPE (Constant Phase Element) σε μετρήσεις του δέρματος μπορεί να προσφέρει πολύτιμες πληροφορίες για τη δομή και τη φυσιολογική κατάσταση του ιστού. Η παράμετρος Q σχετίζεται με τη "δυναμική" χωρητικότητα του ιστού και επηρεάζεται από την υγρασία και την αγωγιμότητα του δέρματος. Αυξημένες τιμές Q υποδηλώνουν υψηλότερη αγωγιμότητα, μεγαλύτερη περιεκτικότητα σε υγρά ή καλύτερη επαφή των ηλεκτροδίων με τον ιστό[39]. Από την άλλη πλευρά, η παράμετρος n αποτυπώνει τον βαθμό "ομοιογένειας" του ιστού. Όσο πιο κοντά είναι το n στην τιμή 1, τόσο πιο ιδανικά συμπεριφέρεται ο ιστός σαν καθαρός πυκνωτής, γεγονός που αντιστοιχεί σε ομοιογενή και δομικά συνεκτικό ιστό. Αντίθετα, τιμές του n κοντά στο 0.5 υποδεικνύουν φαινόμενα διάχυσης, δομική ανομοιογένεια ή πολύπλοκη κατανομή ηλεκτρικών ιδιοτήτων στο βάθος του ιστού[43]. Η ερμηνεία των τιμών των Q και n παρέχει σημαντικά εργαλεία για τη βιοφυσική αξιολόγηση της επιδερμίδας.

1.2.7. Τεχνικές μέτρησης της εμπέδησης του δέρματος

Η μέτρηση της εμπέδησης του δέρματος (skin impedance) μπορεί να πραγματοποιηθεί με ποικίλες τεχνικές, οι οποίες διαφέρουν ανάλογα με το επίπεδο ακρίβειας, τη συχνότητα λειτουργίας και την επιδιωκόμενη εφαρμογή. Κάθε μέθοδος έχει πλεονεκτήματα και περιορισμούς, και η επιλογή της εξαρτάται από τις απαιτήσεις της εκάστοτε μελέτης ή συσκευής.

Η διπολική μέτρηση (ή 2-πολική μέθοδος) είναι η πιο απλή και διαδεδομένη μορφή καταγραφής. Περιλαμβάνει τη χρήση δύο ηλεκτροδίων, τα οποία εξυπηρετούν τόσο για την εφαρμογή του ρεύματος όσο και για τη μέτρηση της διαφοράς δυναμικού. Το πλεονέκτημά της είναι η ευκολία εφαρμογής και η απλότητα του κυκλώματος, όμως η μέτρηση που λαμβάνεται περιλαμβάνει και την αντίσταση επαφής μεταξύ των ηλεκτροδίων και του δέρματος[2], [30], [36].

Σε περιπτώσεις που απαιτείται μεγαλύτερη ακρίβεια, προτιμάται η τετραπολική μέτρηση (ή 4-πολική μέθοδος). Σε αυτήν την προσέγγιση χρησιμοποιούνται τέσσερα ηλεκτρόδια: δύο από αυτά εφαρμόζουν το ηλεκτρικό ρεύμα στον ιστό, ενώ τα άλλα δύο

μετρούν τη διαφορά δυναμικού. Με αυτόν τον τρόπο, η μέτρηση της εμπέδησης απομονώνεται από την επίδραση της αντίστασης επαφής των ηλεκτροδίων[44].

1.2.8. Μέθοδοι Ανάλυσης Εμπέδησης

Μια πιο σύνθετη προσέγγιση αποτελεί η Φασματική Ανάλυση Εμπέδησης (Electrochemical Impedance Spectroscopy – EIS). Σε αυτή τη μέθοδο, η εμπέδηση του δέρματος μετράται σε ένα ευρύ φάσμα συχνοτήτων, το οποίο μπορεί να εκτείνεται από λίγα Hertz έως και αρκετά Megahertz. Η EIS επιτρέπει την απόκτηση πληροφορίας για διαφορετικά επίπεδα και είδη ιστών, καθώς κάθε συχνότητα "διεισδύει" με διαφορετικό τρόπο στους ιστούς, αποκαλύπτοντας την ηλεκτρική τους συμπεριφορά. Η τεχνική αυτή απαιτεί εξειδικευμένο εξοπλισμό και την εφαρμογή σύνθετων μαθηματικών μοντέλων για την ανάλυση και ερμηνεία των μετρήσεων, καθιστώντας την ιδανική για ερευνητικές ή ιατρικές εφαρμογές υψηλής ακρίβειας[39].

Επιπλέον, υπάρχουν τεχνικές που βασίζονται στο πεδίο του χρόνου (time-domain methods), στις οποίες εφαρμόζονται παλμοί ή μεταβαλλόμενες τάσεις και καταγράφεται η χρονική απόκριση του δέρματος. Αυτές οι μέθοδοι είναι ιδιαίτερες χρήσιμες στην παρακολούθηση δυναμικών μεταβολών, όπως η φυσιολογική αντίδραση σε στρεσογόνες καταστάσεις, η επίδραση της θερμοκρασίας ή η εφίδρωση[45].

Ανεξαρτήτως της μεθόδου που χρησιμοποιείται, είναι κρίσιμο να διασφαλίζεται η καλή ηλεκτρική επαφή μεταξύ ηλεκτροδίων και δέρματος, η χρήση κατάλληλων υλικών (όπως Ag/AgCl ή αγωγά πολυμερή), καθώς και η τήρηση σταθερών και ελεγχόμενων συνθηκών μέτρησης. Αυτοί οι παράγοντες εξασφαλίζουν την ακρίβεια, την επαναληψιμότητα και τη συγκρισιμότητα των αποτελεσμάτων, επιτρέποντας την αξιόπιστη αξιολόγηση της φυσιολογικής ή παθολογικής κατάστασης του δέρματος και των υποκείμενων ιστών[29].

1.2.9. Εφαρμογές της ηλεκτρικής εμπέδησης του δέρματος (skin impedance)

Η μέτρηση της ηλεκτρικής εμπέδησης του δέρματος βρίσκει εφαρμογή σε ένα ευρύ φάσμα πεδίων, τόσο στον τομέα της ιατρικής όσο και σε άλλους επιστημονικούς και τεχνολογικούς κλάδους, αναδεικνύοντας τη σημασία της ως διαγνωστικού και ερευνητικού εργαλείου. Στον τομέα της βιοϊατρικής διάγνωσης, η ηλεκτρική εμπέδηση του δέρματος (skin impedance) χρησιμοποιείται για την ανίχνευση και παρακολούθηση παθολογικών καταστάσεων που σχετίζονται με τη λειτουργία του δέρματος και του κυκλοφορικού συστήματος. Συγκεκριμένα, μεταβολές στην εμπέδηση μπορούν να

αποκαλύψουν διαταραχές στην υγρασία του δέρματος, την παρουσία φλεγμονής, τη μικροκυκλοφορία ή τη λειτουργία των ιδρωτοποιών αδένων, παρέχοντας πολύτιμες πληροφορίες για την κατάσταση του οργανισμού[46].

Η ηλεκτροδερμική απόκριση (electrodermal activity – EDA), η οποία προκύπτει από αλλαγές στην εμπέδηση του δέρματος ως αποτέλεσμα ενεργοποίησης του συμπαθητικού νευρικού συστήματος, έχει αποδειχθεί εξαιρετικά χρήσιμη στην ανίχνευση του στρες και στην καταγραφή συναισθηματικών μεταβολών. Η χρήση της EDA είναι διαδεδομένη στην ψυχοφυσιολογία, αλλά και σε εμπορικές εφαρμογές μέσω συσκευών παρακολούθησης του άγχους, που μπορούν να ανιχνεύσουν ακόμα και ανεπαίσθητες αλλαγές στην αντίσταση του δέρματος σε ερεθίσματα[47].

Η εκτίμηση της ενυδάτωσης του δέρματος αποτελεί μια ακόμη εφαρμογή της εμπέδησης, ιδιαίτερα χρήσιμη στον χώρο της δερματολογίας και της κοσμετολογίας. Μέσω της ανάλυσης της εμπέδησης, είναι δυνατό να αξιολογηθεί το επίπεδο ενυδάτωσης ή ξηρότητας του δέρματος, καθιστώντας δυνατή την παρακολούθηση της αποτελεσματικότητας θεραπειών ή καλλυντικών σκευασμάτων[48]. Επιπλέον, η μέτρηση της εμπέδησης του δέρματος χρησιμοποιείται για την ανίχνευση εγκαυμάτων ή άλλων τραυμάτων. Η βλάβη του ιστού επιφέρει δραστικές αλλαγές στην ηλεκτρική του συμπεριφορά, με αποτέλεσμα να καθίσταται εφικτή η αξιολόγηση της έκτασης και της σοβαρότητας των τραυματισμών μέσω μεθόδων βιοηλεκτρικής ανάλυσης[49], [50].

Στη φυσικοθεραπεία και την αποκατάσταση, η ηλεκτρική εμπέδηση του δέρματος (skin impedance) αξιοποιείται για τον εντοπισμό περιοχών με αυξημένη φλεγμονώδη δραστηριότητα ή καταπόνηση, λειτουργώντας ως δείκτης των ανατομικών και λειτουργικών μεταβολών που σχετίζονται με τραυματισμούς ή χρόνιες παθήσεις[51]. Τέλος, οι σύγχρονες φορητές συσκευές έχουν ενσωματώσει τη μέτρηση της εμπέδησης του δέρματος ως βασικό στοιχείο για την παρακολούθηση της φυσιολογικής κατάστασης του χρήστη. Τα smartwatches, οι fitness trackers και τα ιατρικά επιθέματα (medical patches) χρησιμοποιούν αισθητήρες skin impedance για την καταγραφή ζωτικών δεικτών σε πραγματικό χρόνο, διευκολύνοντας τη συνεχή αξιολόγηση της υγείας και την άμεση ανταπόκριση σε πιθανές αποκλίσεις από τη φυσιολογική λειτουργία[52].

Συνολικά, η ηλεκτρική εμπέδηση του δέρματος αποτελεί ένα πολυδιάστατο διαγνωστικό εργαλείο, το οποίο συνδυάζει την απλότητα στην εφαρμογή με την ικανότητα παροχής πλούσιων και χρήσιμων πληροφοριών, εξυπηρετώντας ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών που εκτείνονται από την κλινική πράξη έως την καθημερινή χρήση φορητών τεχνολογιών.

1.2.10. Χρήση σε βιοϊατρικές συσκευές και wearables

Η ηλεκτρική εμπέδηση του δέρματος (skin impedance) αξιοποιείται σε πλήθος συστημάτων παρακολούθησης υγείας, μέσω μικροαισθητήρων που ενσωματώνονται σε φορητές ή ασύρματες συσκευές. Οι αισθητήρες αυτοί έχουν εφαρμογές τόσο στην κλινική πράξη όσο και στην ψυχοφυσιολογία, αξιοποιώντας τις ηλεκτρικές ιδιότητες της επιδερμίδας για την εξαγωγή κρίσιμων πληροφοριών [53].

Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί η χρήση της εμπέδησης σε ψυχοφυσιολογικά εργαλεία, όπως τα BioRadio, BITalino και Shimmer. Οι συσκευές αυτές χρησιμοποιούν ηλεκτρόδια για την καταγραφή της ηλεκτροδερμικής δραστηριότητας (electrodermal activity – EDA), μετρώντας ουσιαστικά την αγωγιμότητα του δέρματος. Η συνεχής παρακολούθηση της τιμής της εμπέδησης αποτελεί βασικό κριτήριο αξιολόγησης της ποιότητας της μέτρησης σε συστήματα βιοϊατρικής καταγραφής [54].

Η τεχνολογία των έξυπνων ρολογιών, όπως το Fitbit, το Apple Watch και το Garmin, έχει ενσωματώσει αισθητήρες EDA για την εκτίμηση επιπέδων στρες, την ανάλυση του ύπνου και την καταγραφή βιοδεικτών σχετιζόμενων με την ψυχοσωματική κατάσταση του χρήστη. Οι συσκευές αυτές χρησιμοποιούν συνήθως αισθητήρες που εφάπτονται στον καρπό και βασίζονται στην αρχή της μεταβολής της αγωγιμότητας του δέρματος για να εξαγάγουν συμπεράσματα σχετικά με την κατάσταση του αυτόνομου νευρικού συστήματος. Επιπλέον, στα πλαίσια της τηλεϊατρικής και της συνεχούς απομακρυσμένης παρακολούθησης της υγείας, έχουν αναπτυχθεί φορητά επιθέματα (wearable patches), τα οποία παρακολουθούν σε πραγματικό χρόνο την ηλεκτρική κατάσταση του δέρματος. Τα επιθέματα αυτά είναι ιδιαίτερα χρήσιμα σε εφαρμογές δερματολογίας, όπου απαιτείται εκτίμηση της ενυδάτωσης ή της φλεγμονής, καθώς και σε ασθενείς με διαβήτη, για την παρακολούθηση της κατάστασης του δέρματος και την πρόληψη επιπλοκών [55].

Η αξιοπιστία όλων των παραπάνω συστημάτων βασίζεται στην ακρίβεια των μετρήσεων εμπέδησης, που με τη σειρά της εξαρτάται από τη σωστή βαθμονόμηση των αισθητήρων, τη μείωση των εξωτερικών θορύβων και την κατάλληλη σχεδίαση των ηλεκτροδίων. Υλικά όπως ο χλωριούχος άργυρος (Ag/AgCl), καθώς και νεότερα μικρο- και νανοτεχνολογικά υλικά, χρησιμοποιούνται για τη βελτίωση της αγωγιμότητας, της σταθερότητας και της βιοσυμβατότητας των αισθητήρων.

2. Ηλεκτρόδια

Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται οι διαφορετικοί τύποι ηλεκτροδίων που χρησιμοποιούνται στην καταγραφή βιοηλεκτρικών σημάτων (υγρά, ξηρά, με γέλη, υφασμάτινα, χωρητικά), τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματά τους, καθώς και οι σύγχρονες τεχνικές τρισδιάστατης εκτύπωσης για την ανάπτυξη καινοτόμων ηλεκτροδίων με βελτιωμένα χαρακτηριστικά.

2.1. Τα είδη των Ηλεκτροδίων

2.1.1. Υγρά Ηλεκτρόδια (Wet Electrodes)

Τα υγρά ηλεκτρόδια (wet electrodes) αποτελούν την πλέον διαδεδομένη επιλογή στις κλινικές εφαρμογές καταγραφής βιοηλεκτρικών σημάτων, όπως το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG), το ηλεκτρομυογράφημα (EMG) και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG). Ο βασικός λόγος για την ευρεία χρήση τους είναι η υψηλή ποιότητα αγωγιμότητας που προσφέρουν μεταξύ του ηλεκτροδίου και της επιφάνειας του δέρματος. Η δομή τους περιλαμβάνει ένα αγωγίμο gel (γέλη), το οποίο τοποθετείται ανάμεσα στο μεταλλικό μέρος του ηλεκτροδίου (συνήθως κατασκευασμένο από Ag/AgCl) και στο δέρμα του εξεταζόμενου. Το gel αυτό περιέχει ηλεκτρολύτες που μειώνουν την ωμική αντίσταση της επαφής και σταθεροποιούν το ηλεκτρικό δυναμικό στην επιφάνεια, βελτιώνοντας σημαντικά την ποιότητα και την αξιοπιστία του καταγραφόμενου σήματος. Εκτός από Ag/AgCl, μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν άλλα μέταλλα όπως χρυσός, πλατίνα ή ανοξείδωτο ατσάλι, ειδικά σε εφαρμογές όπου η σταθερότητα σε χαμηλές συχνότητες δεν είναι κρίσιμη. Αυτά τα μέταλλα είναι πολωσιμόμενα και επομένως δεν είναι κατάλληλα για όλες τις περιπτώσεις, αλλά παραμένουν χρήσιμα όταν οι απαιτήσεις αφορούν κυρίως σήματα υψηλότερης συχνότητας ή όταν προέχει η βιοσυμβατότητα και η μακροχρόνια χρήση [56].

Παρότι προσφέρουν εξαιρετική αγωγιμότητα, τα wet electrodes (υγρά ηλεκτρόδια) παρουσιάζουν ορισμένα μειονεκτήματα, κυρίως όσον αφορά τη μακροχρόνια χρήση. Το αγωγίμο gel τείνει να στεγνώνει μετά από μερικές ώρες επαφής με τον αέρα και το δέρμα, γεγονός που οδηγεί σε αύξηση της εμπέδησης και σε υποβάθμιση του σήματος [57], [58]. Η μεταβολή αυτή μπορεί να προκαλέσει θόρυβο, αποσυντονισμό ή και

διακοπή της καταγραφής. Επιπλέον, η παρατεταμένη χρήση του gel και η υγρασία στην περιοχή επαφής ενδέχεται να προκαλέσουν δερματικούς ερεθισμούς, αλλεργικές αντιδράσεις ή δυσφορία στον ασθενή. Για τους λόγους αυτούς, τα υγρά ηλεκτρόδια είναι κατάλληλα κυρίως για βραχυπρόθεσμες ή διαγνωστικές εφαρμογές, όπου προέχει η ακρίβεια και η ποιότητα του σήματος, ενώ σε εφαρμογές μεγάλης διάρκειας εξετάζονται συχνά εναλλακτικές τεχνολογίες όπως τα ξηρά ή υβριδικά ηλεκτρόδια[59], [60].

2.1.2. Ξηρά Ηλεκτρόδια (Dry Electrodes)

Τα dry electrodes (ξηρά ηλεκτρόδια), σε αντίθεση με τα υγρά, δεν απαιτούν τη χρήση αγώγιμου gel για να λειτουργήσουν. Αυτή η απουσία gel τα καθιστά εξαιρετικά βολικά για εφαρμογές που σχετίζονται με την καθημερινή χρήση, τη φορητότητα και τη μακροχρόνια καταγραφή, όπως είναι τα wearables, οι αισθητήρες υγείας και οι συσκευές παρακολούθησης βιοσημάτων σε μη κλινικό περιβάλλον. Τα ηλεκτρόδια αυτά μπορεί να είναι κατασκευασμένα είτε από αγώγιμα μέταλλα είτε από ειδικά αγώγιμα πολυμερή υλικά που προσαρμόζονται στην επιφάνεια του δέρματος. Η ευκολία εφαρμογής τους, χωρίς την ανάγκη προετοιμασίας του δέρματος ή καθαρισμού μετά τη χρήση, τα καθιστά ιδανικά για συνεχή ή διακριτική παρακολούθηση φυσιολογικών παραμέτρων.

Ωστόσο, η απουσία αγώγιμου υγρού υλικού σημαίνει ότι η ηλεκτρική επαφή με το δέρμα είναι λιγότερο σταθερή και συχνά επηρεάζεται από παράγοντες όπως η κίνηση, η υγρασία, η υφή της επιδερμίδας και η παρουσία τριχών. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την εμφάνιση υψηλότερης αντίστασης επαφής και την αυξημένη παρουσία θορύβου στο καταγραφόμενο σήμα. Ειδικά σε περιπτώσεις κινητικών δραστηριοτήτων ή εφίδρωσης, τα dry ηλεκτρόδια μπορεί να εμφανίσουν παραμορφώσεις ή αποσυνδέσεις που υποβαθμίζουν τη συνολική ακρίβεια της μέτρησης[61], [62], [63], [64].

Παρόλα αυτά, ένα αξιοσημείωτο χαρακτηριστικό των dry ηλεκτροδίων είναι το γεγονός ότι η απόδοσή τους συχνά βελτιώνεται με την πάροδο του χρόνου, καθώς η φυσική υγρασία από το δέρμα διαπερνά σταδιακά τη διεπιφάνεια δέρματος–ηλεκτροδίου, ενισχύοντας τη σύζευξη και μειώνοντας την εμπέδηση. Αντίθετα, στα wet ηλεκτρόδια το αγώγιμο gel τείνει να χάνει υγρασία με την πάροδο του χρόνου, γεγονός που οδηγεί σε αύξηση της εμπέδησης και υποβάθμιση της ποιότητας του σήματος. Αυτός ο αντίστροφος μηχανισμός στην πορεία της απόδοσης μεταξύ των δύο τύπων

ηλεκτροδίων αποτελεί κρίσιμο παράγοντα στην επιλογή τους, ανάλογα με τη διάρκεια και τις απαιτήσεις της εφαρμογής[57], [63], [64].

2.1.3 Ηλεκτρόδια με Γέλη (Gel Electrodes)

Τα gel electrodes (ηλεκτρόδια με γέλη) αποτελούν μια ενδιάμεση λύση ανάμεσα στα παραδοσιακά υγρά (wet) και στα στεγνά (dry) ηλεκτρόδια, καθώς χρησιμοποιούν ένα πιο παχύρρευστο ή σταθεροποιημένο αγωγίμο υλικό αντί για το τυπικό υγρό gel. Το αγωγίμο αυτό υλικό είναι συνήθως βασισμένο σε υδρογέλες ή σε βελτιστοποιημένα πολυμερή που ενσωματώνουν ηλεκτρολύτες, προσφέροντας σταθερή ηλεκτρική αγωγιμότητα για μεγαλύτερα χρονικά διαστήματα. Η δομή τους επιτρέπει την αποφυγή ταχείας εξάτμισης, με αποτέλεσμα να διατηρούν την υγρασία και την αποτελεσματικότητά τους σε παρατεταμένες μετρήσεις[65].

Αυτό το χαρακτηριστικό τα καθιστά ιδιαίτερα κατάλληλα για εφαρμογές μεσαίας διάρκειας, όπου απαιτείται καλή ποιότητα σήματος χωρίς την ανάγκη για συνεχή αντικατάσταση ή ανανέωση του ηλεκτροδίου. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμα σε κλινικές ή εργαστηριακές εφαρμογές όπου η σταθερότητα και η επαναληψιμότητα των μετρήσεων είναι κρίσιμες, αλλά η συνεχής παρουσία του χρήστη ή ασθενή δεν επιτρέπει τα συχνά διαλείμματα για αλλαγή ηλεκτροδίων[65], [66].

Σε σύγκριση με τα συμβατικά υγρά ηλεκτρόδια(wet), τα ηλεκτρόδια με γέλη (gel) παρουσιάζουν μειωμένο κίνδυνο ερεθισμού του δέρματος και καλύτερη ανεκτικότητα κατά την παρατεταμένη χρήση[67]. Η ημι-στερεή τους μορφή προσφέρει σταθερότερη επαφή με το δέρμα, μειώνοντας τις μικρομετατοπίσεις και τον παραγόμενο θόρυβο στο σήμα. Αυτό, σε συνδυασμό με την καλύτερη βιοσυμβατότητα, καθιστά τα ηλεκτρόδια με γέλη (gel) μία ελκυστική επιλογή για συνεχή παρακολούθηση φυσιολογικών σημάτων, χωρίς την ταλαιπωρία που συνοδεύει τη χρήση υγρού gel ή την αστάθεια των ξηρών (dry) λύσεων[68], [69].

2.1.4. Υφασμάτινα Ηλεκτρόδια (Textile-based Electrodes)

Τα υφασμάτινα ηλεκτρόδια (textile electrodes) αποτελούν μια σχετικά σύγχρονη προσέγγιση στη μέτρηση βιοηλεκτρικών σημάτων και ενσωματώνονται σε ρουχισμό, όπως μπλουζες, εσώρουχα ή ειδικά γιλέκα. Κατασκευάζονται από αγωγίμα νήματα ή υφάσματα επικαλυμμένα με αγωγίμα υλικά, όπως ασήμι, άνθρακα ή ειδικά πολυμερή. Το βασικό τους πλεονέκτημα είναι η άνεση και η δυνατότητα ενσωμάτωσης σε καθημερινά ενδύματα, επιτρέποντας τη συνεχή και διακριτική παρακολούθηση

φυσιολογικών παραμέτρων, όπως ο καρδιακός ρυθμός ή η ηλεκτροδερμική δραστηριότητα, χωρίς να απαιτούνται εξωτερικά ηλεκτρόδια ή καλώδια[70], [71].

Λόγω της ευκαμψίας και της αναπνευσιμότητας του υφάσματος, είναι ιδανικά για μακροχρόνια χρήση, ακόμη και κατά τη διάρκεια της φυσικής δραστηριότητας ή του ύπνου, ενώ προάγουν την καλή επαφή με την επιφάνεια του δέρματος χωρίς να προκαλούν ερεθισμούς[72]. Ωστόσο, η απόδοσή τους μπορεί να επηρεαστεί σημαντικά από παράγοντες όπως η υγρασία (είτε λόγω ιδρώτα είτε λόγω εξωτερικού περιβάλλοντος), καθώς και από τις κινήσεις του σώματος, που μεταβάλλουν την πίεση και την επιφάνεια επαφής. Η μεταβλητότητα αυτή στην αγωγιμότητα και την επαφή καθιστά τα υφασμάτινα ηλεκτρόδια λιγότερο αξιόπιστα για εφαρμογές που απαιτούν υψηλή ακρίβεια και σταθερότητα, όπως η κλινική διάγνωση ή η λήψη λεπτομερών ηλεκτροκαρδιογραφημάτων[71].

Παρόλα αυτά, αποτελούν μια εξαιρετική επιλογή για χρήση σε wearable τεχνολογίες, για μακροχρόνια παρακολούθηση σε πραγματικές συνθήκες και για εφαρμογές πρόληψης ή ευεξίας, όπου προέχει η άνεση και η ενσωμάτωση στην καθημερινή ζωή[70], [73].

2.1.5. Χωρητικά Ηλεκτρόδια (Capacitive Electrodes)

Τα χωρητικά ηλεκτρόδια διαφέρουν σημαντικά από τα κλασικά ηλεκτρόδια άμεσης επαφής, καθώς δεν χρειάζονται να έρχονται σε απευθείας επαφή με το δέρμα για να ανιχνεύσουν βιοσήματα. Αντίθετα, μπορούν να λειτουργούν ακόμα και όταν τοποθετούνται πάνω από ρούχα ή άλλες επιφάνειες, γεγονός που τα καθιστά πολύ βολικά για χρήση σε καταστάσεις όπου η άμεση επαφή δεν είναι εφικτή ή επιθυμητή. Η αρχή λειτουργίας τους βασίζεται στη χωρητική σύζευξη, δηλαδή στη μεταφορά ηλεκτρικών σημάτων μέσω της χωρητικότητας που αναπτύσσεται ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο και το δέρμα ή το ρούχο που παρεμβάλλεται[74].

Παρόλο που αυτή η τεχνική επιτρέπει την πιο άνετη και ευέλικτη εφαρμογή, τα χωρητικά ηλεκτρόδια έχουν και σημαντικούς περιορισμούς. Συγκεκριμένα, παρουσιάζουν αυξημένο επίπεδο θορύβου στα σήματα που καταγράφουν, κάτι που οφείλεται στην ευαισθησία τους σε εξωτερικές παρεμβολές και στην ασθενέστερη σύνδεση με το βιολογικό σύστημα σε σχέση με τα ηλεκτρόδια άμεσης επαφής. Επιπλέον, η αξιοπιστία των μετρήσεών τους είναι γενικά χαμηλότερη, καθώς οι μεταβολές στη θέση του ηλεκτροδίου, η κίνηση ή η παρουσία διαφορετικών υλικών

ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο και το δέρμα επηρεάζουν αρνητικά την ποιότητα των σημάτων[75], [76].

Για αυτούς τους λόγους, τα χωρητικά ηλεκτρόδια δεν θεωρούνται κατάλληλα για εφαρμογές που απαιτούν ακριβή και αξιόπιστα διαγνωστικά δεδομένα, όπως η κλινική παρακολούθηση ή η ανίχνευση παθολογικών καταστάσεων. Αντίθετα, βρίσκουν χρήση κυρίως σε περιπτώσεις όπου η άνεση και η ευκολία εφαρμογής έχουν προτεραιότητα και όπου η ακρίβεια των σημάτων δεν είναι τόσο κρίσιμη. Συνολικά, η τεχνολογία αυτή συνεχίζει να εξελίσσεται, με στόχο τη βελτίωση της ποιότητας και της σταθερότητας των σημάτων, ώστε να διευρυνθεί το πεδίο εφαρμογών της στο μέλλον[77].

2.1.6. Ηλεκτρόδια από 3D Εκτύπωση (3D-Printed Electrodes)

Τα ηλεκτρόδια που κατασκευάζονται μέσω της τεχνολογίας 3D printing (3D εκτύπωση) αποτελούν μια σύγχρονη και πολλά υποσχόμενη προσέγγιση στον τομέα των βιοαισθητήρων και των ιατρικών συσκευών. Σε αντίθεση με τις παραδοσιακές μεθόδους κατασκευής ηλεκτροδίων, όπου χρησιμοποιούνται συχνά μεταλλικά ή άνθρακα-βασισμένα υλικά σε σταθερές μορφές, το 3D printing δίνει τη δυνατότητα δημιουργίας ηλεκτροδίων με πολύπλοκα γεωμετρικά σχήματα και δομές, που μπορούν να προσαρμοστούν ακριβώς στις ανάγκες της εκάστοτε εφαρμογής [78]. Για την κατασκευή αυτών των ηλεκτροδίων χρησιμοποιούνται αγώγιμα μελάνια, όπως το graphene, το οποίο είναι ένα εξαιρετικά λεπτό στρώμα άνθρακα με εξαιρετικές ηλεκτρικές και μηχανικές ιδιότητες, ή νανοσωματίδια αργύρου (AgNP), τα οποία παρέχουν υψηλή αγωγιμότητα και αντοχή στη φθορά [79].

Η χρήση αυτών των υλικών μέσα σε μελάνια που μπορούν να εκτυπωθούν δίνει τη δυνατότητα παραμετροποίησης της σύστασης, της μορφής και των ηλεκτρικών χαρακτηριστικών των ηλεκτροδίων, ώστε να ικανοποιούνται συγκεκριμένες απαιτήσεις, όπως η ευκαμψία, η ανθεκτικότητα, η συμβατότητα με το δέρμα και η άνεση κατά τη χρήση [80]. Αυτά τα χαρακτηριστικά τα καθιστούν ιδανικά για ενσωμάτωση σε wearable συσκευές, όπως έξυπνα βραχιόλια ή επιθέματα που φοριούνται στο δέρμα και παρακολουθούν βιολογικά σήματα σε πραγματικό χρόνο, προσφέροντας έτσι μεγαλύτερη άνεση και αξιοπιστία στη μακροχρόνια χρήση [81].

Ωστόσο, παρότι η τεχνολογία αυτή υπόσχεται σημαντικά πλεονεκτήματα, η εφαρμογή της στην πράξη εξακολουθεί να αντιμετωπίζει προκλήσεις. Ένα από τα πιο κρίσιμα ζητήματα είναι η σταθερότητα των ιδιοτήτων των ηλεκτροδίων, όπως η αγωγιμότητα

και η μηχανική αντοχή, με την πάροδο του χρόνου και υπό την επίδραση διαφόρων περιβαλλοντικών παραγόντων, όπως η υγρασία, ο ιδρώτας ή η συνεχής κίνηση του χρήστη [82]. Επιπλέον, η επαναληψιμότητα των χαρακτηριστικών αυτών, δηλαδή η δυνατότητα παραγωγής ηλεκτροδίων με όμοια απόδοση σε διαφορετικές παρτίδες κατασκευής, παραμένει περιορισμένη και χρήζει περαιτέρω βελτιστοποίησης [83]. Οι παράγοντες αυτοί αποτελούν σημαντικά εμπόδια για τη μαζική υιοθέτηση και εμπορική αξιοποίηση των 3D εκτυπωμένων ηλεκτροδίων σε κλινικό ή βιομηχανικό επίπεδο.

Συνοπτικά, τα ηλεκτρόδια 3D printing με αγώγιμα μελάνια όπως το γραφένιο (graphene) ή τα νανοσωματίδια αργύρου ανοίγουν νέους δρόμους στην παραμετροποίηση και την ενσωμάτωση ηλεκτροδίων σε wearable τεχνολογίες, αλλά απαιτούν ακόμα εκτενή έρευνα και ανάπτυξη ώστε να ξεπεραστούν ζητήματα σταθερότητας, ανθεκτικότητας και επαναληψιμότητας, προκειμένου να γίνουν αξιόπιστα και ευρέως χρησιμοποιήσιμα στην πράξη.

2.2. Τεχνικές 3D εκτύπωσης

2.2.1. Μέθοδος Κατασκευής με Τήξη Νήματος (Fused Filament Fabrication, FFF)

Η μέθοδος Fused Filament Fabrication (FFF) αποτελεί την πιο διαδεδομένη και προσιτή τεχνική 3D εκτύπωσης που χρησιμοποιείται στην κατασκευή ξηρών ηλεκτροδίων. Η βασική της αρχή βασίζεται στην τήξη ενός θερμοπλαστικού νήματος (filament), το οποίο στη συνέχεια εναποτίθεται στρώση-στρώση πάνω σε μία επιφάνεια, σχηματίζοντας έτσι το επιθυμητό τρισδιάστατο αντικείμενο [84]. Στην περίπτωση αγώγιμων ηλεκτροδίων, το νήμα δεν είναι ένα απλό πολυμερές, αλλά ένα σύνθετο υλικό στο οποίο έχουν προστεθεί αγώγιμα νανοσωματίδια ή πληρωτικά, όπως γραφένιο (graphene), νανοσωλήνες άνθρακα (CNTs) ή μαύρος άνθρακας (carbon black) — για παράδειγμα, αγώγιμο (conductive) PLA (πολυγαλακτικό οξύ) με μαύρο άνθρακα έχει χρησιμοποιηθεί αποτελεσματικά σε αισθητήρες [85]. Τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα πολυμερή είναι το αγώγιμο PLA (C-PLA), καθώς και πολυμερή όπως το ABS (ακρυλονιτρίλιο-βουταδιένιο-στυρένιο) ή το TPU (θερμοπλαστική πολυουρεθάνη) με αγώγιμες προσμίξεις.

Η FFF προσφέρει αρκετά πλεονεκτήματα, κυρίως λόγω του χαμηλού κόστους υλικών και εξοπλισμού, καθώς και της ευκολίας με την οποία μπορούν να τροποποιηθούν τα σχέδια των ηλεκτροδίων σύμφωνα με τις ανάγκες της εκάστοτε εφαρμογής [86].

Επιπλέον, η ευρεία διαθεσιμότητα FFF εκτυπωτών, ακόμα και για οικιακή χρήση, την καθιστά ιδιαίτερα προσιτή σε ερευνητικά εργαστήρια και εκπαιδευτικά ιδρύματα.

Ωστόσο, η τεχνική παρουσιάζει και σημαντικούς περιορισμούς. Ένα από τα κύρια μειονεκτήματα είναι η σχετικά χαμηλή ηλεκτρική αγωγιμότητα των σύνθετων υλικών που χρησιμοποιούνται, καθώς η προσθήκη αγώγιμων υλικών στο πολυμερές συχνά δεν επαρκεί για την επίτευξη καλών ηλεκτρικών ιδιοτήτων (γενικά περιορισμοί σε αγωγή νήματα (conductive filaments)). Επιπλέον, η ακρίβεια της εκτύπωσης είναι περιορισμένη, με την ελάχιστη ανάλυση να φτάνει συνήθως γύρω στα 100 μm , γεγονός που δυσχεραίνει την κατασκευή πολύ μικρών ή περίπλοκων δομών. Ακόμη, η κατανομή του αγώγιμου υλικού μέσα στο νήμα μπορεί να είναι ανομοιογενής, οδηγώντας σε μεταβλητές ηλεκτρικές ιδιότητες από σημείο σε σημείο στο τελικό ηλεκτρόδιο [87].

Παρά τα παραπάνω, η FFF χρησιμοποιείται ευρέως για την κατασκευή ξηρών ηλεκτροδίων σε εφαρμογές όπου δεν απαιτείται υψηλή ακρίβεια ή εξαιρετικά χαμηλή εμπέδηση, όπως σε φορητές συσκευές για καταγραφή σημάτων ΗΚΓ ή ΗΜΓ. Επιπλέον, είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για την παραγωγή πρωτοτύπων ή για πειραματικές διατάξεις σε χαμηλού κόστους και απαιτήσεων περιβάλλοντα[88].

2.2.2. Στερεολιθογραφία (Stereolithography, SLA)

Η μέθοδος Stereolithography (SLA) αποτελεί μία από τις πιο ακριβείς τεχνικές 3D εκτύπωσης και βασίζεται στη φωτοπολυμερισμό υγρών ρητινών. Η διαδικασία περιλαμβάνει τη χρήση υπεριώδους φωτός (UV laser), το οποίο σαρώνει επιλεκτικά την επιφάνεια μιας δεξαμενής με φωτοπολυμεριζόμενη ρητίνη και προκαλεί τη σκλήρυνσή της στρώση-στρώση, σχηματίζοντας έτσι την τρισδιάστατη δομή [89]. Η τεχνική αυτή προσφέρει εξαιρετική ακρίβεια και λεπτομέρεια, με δυνατότητα επίτευξης ανάλυσης έως και 20 μικρομέτρων, κάτι που την καθιστά ιδανική για τη δημιουργία πολύπλοκων μικροδομών όπως μικροβελόνες (microneedles) [90], [91].

Ένα από τα βασικά πλεονεκτήματα της SLA είναι η παραγωγή λείων επιφανειών, γεγονός ιδιαίτερα σημαντικό για τη χρήση ηλεκτροδίων σε άμεση επαφή με το δέρμα, καθώς μειώνεται η πιθανότητα ερεθισμών και επιτυγχάνεται καλύτερη σύζευξη. Η μέθοδος επιτρέπει την ακριβή κατασκευή σύνθετων γεωμετριών, κάτι που είναι απαραίτητο σε προηγμένες εφαρμογές όπως τα ξηρά microneedle ηλεκτρόδια για EEG

και EMG, στα οποία η διείσδυση στο εξωτερικό στρώμα της επιδερμίδας αυξάνει την ποιότητα του σήματος[92], [93].

Παρόλα αυτά, η SLA παρουσιάζει ορισμένα μειονεκτήματα. Οι ρητίνες που χρησιμοποιούνται δεν είναι εκ φύσεως αγωγίμες, οπότε απαιτείται πρόσθετη επεξεργασία για να αποκτήσουν ηλεκτρικές ιδιότητες. Η πιο συνήθης προσέγγιση είναι η επιμεταλλοποίηση της επιφάνειας με αγωγίμα μέταλλα, όπως ο χρυσός ή το τιτάνιο, μέσω τεχνικών όπως ο ψεκασμός (sputtering) ή η ηλεκτρολυτική εναπόθεση[5], [94]. Επιπλέον, ο εξοπλισμός SLA είναι γενικά ακριβότερος από άλλες μεθόδους, ενώ οι διαθέσιμες ρητίνες που είναι βιοσυμβατές είναι περιορισμένες, κάτι που μπορεί να δυσκολεύει την εφαρμογή της μεθόδου σε φορητές συσκευές ή βιοϊατρικά εμφυτεύματα[95].

Παρά τους περιορισμούς αυτούς, η SLA αποτελεί εξαιρετική επιλογή για εφαρμογές υψηλής ακρίβειας και για την ανάπτυξη πρωτοτύπων με αυστηρές γεωμετρικές απαιτήσεις, ιδιαίτερα σε τομείς όπως η καταγραφή βιοσημάτων με υψηλή διακριτική ικανότητα και σταθερότητα.

2.2.3. Άμεση Σύντηξη Μετάλλου με Λείζερ (Direct Metal Laser Sintering, DMLS)

Η τεχνική Direct Metal Laser Sintering (DMLS) αποτελεί μια από τις πιο προηγμένες μεθόδους 3D εκτύπωσης για την κατασκευή μεταλλικών δομών. Η διαδικασία βασίζεται στη χρήση λέιζερ υψηλής ισχύος που συντήκει στρώση-στρώση κονιοροποιημένο μέταλλο, όπως ανοξείδωτο ατσάλι ή τιτάνιο, μετατρέποντάς το σε συμπαγή και γερή κατασκευή. Με αυτή τη μέθοδο είναι δυνατή η δημιουργία πλήρως μεταλλικών ηλεκτροδίων με πολύ καλή μηχανική αντοχή και ηλεκτρική αγωγιμότητα[96].

Ένα από τα μεγαλύτερα πλεονεκτήματα της DMLS είναι η δυνατότητα κατασκευής ηλεκτροδίων με εξαιρετικά χαμηλή εμπέδηση, χάρη στην καθαρή μεταλλική επαφή που εξασφαλίζεται. Επιπλέον, η μέθοδος αυτή είναι ιδανική για την παραγωγή μικροδομών όπως οι μικροβελόνες (microneedles), που βελτιώνουν την ποιότητα της καταγραφής βιοηλεκτρικών σημάτων, καθώς μπορούν να διεισδύσουν ελαφρώς στο δέρμα, μειώνοντας το πρόβλημα του θορύβου και της αντίστασης του επιφανειακού στρώματος[97].

Ωστόσο, η DMLS έχει και σημαντικά μειονεκτήματα, κυρίως το υψηλό κόστος του εξοπλισμού και της διαδικασίας, που την καθιστούν προσιτή μόνο σε εξειδικευμένα εργαστήρια ή βιομηχανικές εφαρμογές. Απαιτείται επίσης ειδικός χώρος και μέτρα ασφάλειας λόγω της χρήσης λέιζερ και της διαχείρισης μεταλλικής σκόνης. Επιπλέον, για ιατρικές ή βιοσυμβατές εφαρμογές μπορεί να χρειαστεί επιπλέον επικάλυψη με βιοσυμβατά μέταλλα όπως ο χρυσός ή το τιτάνιο, ώστε να διασφαλιστεί η συμβατότητα με τον ανθρώπινο ιστό[94].

Η DMLS χρησιμοποιείται κυρίως για την παραγωγή ξηρών ηλεκτροδίων με μικροβελόνες, τα οποία βρίσκουν εφαρμογή σε διαγνωστικές μετρήσεις HEΓ και ΗΚΓ, καθώς και σε εμφυτεύσιμες ή φορετές συσκευές υψηλής τεχνολογίας που απαιτούν ανθεκτικότητα και υψηλή απόδοση[96].

2.2.4. Εκτύπωση Ψεκασμού Μελάνης (Inkjet Printing)

Η μέθοδος Inkjet Printing αποτελεί μια τεχνική που βασίζεται στην ακριβή εναπόθεση αγωγίμων μελανιών πάνω σε διάφορα υποστρώματα. Τα μελάνια αυτά συνήθως περιέχουν νανοσωματίδια αργύρου (AgNPs), γραφένιο ή πολυμερή όπως το πολυ(3,4-αιθυλενοδιοξυθειοφένιο):πολυ(στυρενικό σουλφονικό οξύ) (PEDOT:PSS), τα οποία σχηματίζουν αγωγίμα μονοπάτια μετά από διαδικασία ξήρανσης ή θερμικής/υπερηχητικής επεξεργασίας[98], [99].

Το μεγάλο πλεονέκτημα της inkjet printing είναι η δυνατότητα παραγωγής λεπτών και ευέλικτων ηλεκτροδίων σε επίπεδα υποστρώματα, όπως πλαστικά ή ακόμα και ύφασμα, με υψηλή ακρίβεια (1-10 μm), γεγονός που επιτρέπει την κατασκευή ηλεκτροδίων με πολύ μικρή επιφάνεια και προσαρμοσμένη γεωμετρία. Η μέθοδος είναι φιλική προς το περιβάλλον, καθώς χρησιμοποιεί μικρές ποσότητες υλικών και δεν απαιτεί μεγάλη ενέργεια.

Παρόλα αυτά, η χαμηλή μηχανική αντοχή των τυπωμένων ηλεκτροδίων και η πιθανή απώλεια αγωγιμότητας κατά την κάμψη ή χρήση τους σε δυναμικές συνθήκες αποτελούν σημαντικά εμπόδια για ευρεία χρήση σε ηλεκτρόδια δέρματος[100]. Επίσης, απαιτείται συχνά πολυπλοκότερη μετα-επεξεργασία (όπως η θερμική πήξη σε υψηλές θερμοκρασίες), που δεν είναι πάντα συμβατή με ευαίσθητα υποστρώματα.

Η inkjet printing χρησιμοποιείται κυρίως για την κατασκευή ευέλικτων, λεπτών ηλεκτροδίων επιφανειακής χρήσης σε εφαρμογές ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG),

ηλεκτρομυογραφήματος (EMG) και ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG), όπου απαιτείται ελαφρότητα και άνεση χρήσης[98], [101].

2.2.5. Μέθοδος Χύτευσης με χρήση 3D εκτύπωσης (Molding with 3D Printing)

Η μέθοδος Molding με χρήση 3D εκτύπωσης βασίζεται στην απλή και γρήγορη αρχή «Εκτύπωση και Γέμισμα» (“Print and Fill”): στην εκτύπωση του καλουπιού και το γέμισμά του με αγώγιμο ή λειτουργικό υλικό, όπως υδρογέλη, υγρό μέταλλο ή αγώγιμα πολυμερή, για να δημιουργηθεί το τελικό ηλεκτρόδιο. Αυτή η προσέγγιση είναι ιδανική για μαζική και οικονομική κατασκευή με ελάχιστη σπατάλη υλικού [102]. Το μεγάλο πλεονέκτημα του Molding είναι η δυνατότητα κατασκευής προσαρμοσμένων γεωμετριών και εύκαμπτων, βιοσυμβατών επιφανειών που εξασφαλίζουν χαμηλή εμπέδηση επαφής με το δέρμα[88].

Ωστόσο, η μέθοδος έχει και περιορισμούς: η ακρίβεια εξαρτάται από το καλούπι και σφάλματα στο σχεδιασμό μπορούν να μειώσουν την απόδοση. Επιπλέον, η επιλογή υλικού πλήρωσης πρέπει να λαμβάνει υπόψη μηχανικές ιδιότητες και βιοσυμβατότητα[36]. Επίσης, συχνά απαιτείται πρόσθετη επεξεργασία όπως μεταλλικά επιχρίσματα (π.χ. Ti/Au) για βελτίωση της αγωγιμότητας και της ανθεκτικότητας[103]. Η τεχνική Molding χρησιμοποιείται συχνά για την κατασκευή ηλεκτροδίων σε ΗΚΓ, ΗΜΓ και ΗΕΓ, όταν απαιτούνται χαμηλή εμπέδηση, προσαρμοστικότητα, σταθερότητα και δυνατότητα επαναχρησιμοποίησης.

Πειραματικό μέρος

3. Υλικά και εξοπλισμός

Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάπτυξη των τρισδιάστατα εκτυπωμένων ηλεκτροδίων, οι γεωμετρικές διατάξεις που επιλέχθηκαν, η μεθοδολογία της πολυϋλικής εκτύπωσης, καθώς και ο εξοπλισμός και οι πειραματικές διαδικασίες που εφαρμόστηκαν για την ηλεκτρική και βιοϊατρική αξιολόγηση των ηλεκτροδίων.

3.1. Υλικά

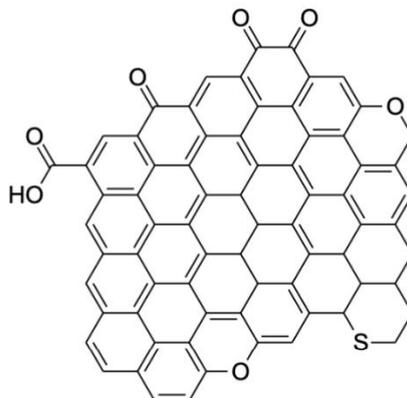
Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκαν δύο βασικά υλικά: ο μαύρος άνθρακας (carbon black), ο οποίος αποτελεί αγωγίμο πρόσθετο με ιδιαίτερη σημασία λόγω της ικανότητάς του να δημιουργεί δίκτυα μεταφοράς φορτίου, και η θερμοπλαστική πολουρεθάνη TPU, ένα εξαιρετικά εύκαμπτο και ανθεκτικό πολυμερές που προσφέρει την απαιτούμενη μηχανική αντοχή και την ελαστικότητα. Ο συνδυασμός των δύο αυτών υλικών καθιστά δυνατή την παραγωγή αγωγίμων αλλά ταυτόχρονα εύκαμπτων ηλεκτροδίων, κατάλληλων για φορετές συσκευές και βιοϊατρικές εφαρμογές.

3.1.1. Μαύρος άνθρακας (carbon black)(CB)

Ο μαύρος άνθρακας (carbon black) είναι ένα υλικό με ιδιαίτερο ενδιαφέρον λόγω της ηλεκτρικής του συμπεριφοράς, η οποία μπορεί να κυμαίνεται από ημιαγώγιμη έως και αγωγή, ανάλογα με διάφορους παράγοντες που σχετίζονται με τη δομή του, την επιφανειακή του χημεία και τον τρόπο ενσωμάτωσής του σε άλλα υλικά. Αν και γενικά θεωρείται άμορφο υλικό, στην πραγματικότητα περιέχει μικρές περιοχές με δομή παρόμοια με αυτή του γραφίτη, δηλαδή περιοχές με sp^2 υβριδισμό. Αυτές οι γραφιτικές περιοχές είναι υπεύθυνες για την αγωγιμότητά του, καθώς επιτρέπουν τη μεταφορά ηλεκτρονίων. Όσο πιο συνεχείς και εκτεταμένες είναι αυτές οι γραφιτικές περιοχές, τόσο μεγαλύτερη είναι η ηλεκτρική αγωγιμότητα του υλικού[104].

Ένας βασικός παράγοντας που επηρεάζει την αγωγιμότητα του μαύρου άνθρακα (carbon black) είναι το μέγεθος των κόκκων και η ειδική επιφάνειά τους. Οι πολύ μικροί κόκκοι έχουν μεγαλύτερη ειδική επιφάνεια και δημιουργούν περισσότερα σημεία επαφής μεταξύ τους όταν βρίσκονται σε συσσωματώματα, γεγονός που διευκολύνει την αγωγή ηλεκτρικού ρεύματος. Ωστόσο, αν οι κόκκοι είναι υπερβολικά μικροί, υπάρχει κίνδυνος να μην σχηματιστούν σταθερά δίκτυα μεταφοράς φορτίου, με

αποτέλεσμα η συνολική αγωγιμότητα να μειώνεται. Η κατανομή και η πυκνότητα των συσσωματωμάτων επηρεάζουν επίσης την αγωγιμότητα, καθώς είναι κρίσιμο να υπάρχει επαρκής διασύνδεση μεταξύ των κόκκων[105], [106].



Εικόνα 7: Η γενική δομή του μαύρου άνθρακα.

Η επιφανειακή χημεία του μαύρου άνθρακα (carbon black) παίζει καθοριστικό ρόλο στην τελική ηλεκτρική του συμπεριφορά. Κατά τη διαδικασία παραγωγής του, στην επιφάνεια των κόκκων σχηματίζονται συχνά οξυγονούχες λειτουργικές ομάδες, όπως υδροξύλια, καρβοξυλικά και καρβονυλικά. Αυτές οι ομάδες μπορούν να επηρεάσουν αρνητικά τη ροή των ηλεκτρονίων, καθώς δημιουργούν ενεργειακά εμπόδια στην αγωγή διαδρομή. Από την άλλη πλευρά, οι ίδιες ομάδες βελτιώνουν τη συμβατότητα του μαύρου άνθρακα με πολυμερή ή υδατικά διαλύματα, καθώς αυξάνουν την υδρόφιλη συμπεριφορά του και διευκολύνουν τη διασπορά του. Για εφαρμογές που απαιτούν υψηλή αγωγιμότητα, όπως αγωγή μελάνια ή ηλεκτρόδια, είναι συνήθως πρακτική η θερμική επεξεργασία ή η χημική αναγωγή, με σκοπό την απομάκρυνση αυτών των ομάδων και τη βελτίωση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας[107], [108].

Η παραγωγική διαδικασία του μαύρου άνθρακα καθορίζει σε μεγάλο βαθμό τις ηλεκτρικές του ιδιότητες. Οι μέθοδοι furnace black (καύσης υδρογονανθράκων σε φούρνο) και acetylene black (καύσης ασετυλίνης) παράγουν υλικά με διαφορετικές μορφολογικές και επιφανειακές ιδιότητες. Η μέθοδος acetylene black, για παράδειγμα, δίνει υλικό με υψηλότερο βαθμό γραφιτικής δομής και, κατά συνέπεια, υψηλότερη ηλεκτρική αγωγιμότητα. Οι κόκκοι που προκύπτουν από αυτή τη μέθοδο έχουν λιγότερες επιφανειακές λειτουργικές ομάδες και καλύτερη μεταξύ τους διασύνδεση. Έτσι, ο μαύρος άνθρακας (carbon black) που παράγεται με αυτόν τον τρόπο

χρησιμοποιείται συνήθως σε εφαρμογές όπου απαιτείται χαμηλή ειδική αντίσταση, όπως σε μπαταρίες και αγωγίμες επικαλύψεις.

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η έννοια της «δομής» του μαύρου άνθρακα, η οποία δεν σχετίζεται με την ατομική κρυσταλλική δομή, αλλά με τον τρόπο που οι κόκκοι συσσωματώνονται και σχηματίζουν τρισδιάστατα δίκτυα. Υλικό με υψηλή δομή διαθέτει έντονα διακλαδισμένα και τρισδιάστατα συσσωματώματα, με αποτέλεσμα μεγαλύτερη πιθανότητα επαφής μεταξύ των κόκκων και άρα καλύτερη αγωγή συμπεριφορά. Αντίθετα, υλικό με χαμηλή δομή έχει πιο διακριτούς και λιγότερο συνδεδεμένους κόκκους, γεγονός που μειώνει τη δυνατότητα σχηματισμού συνεχών διαδρομών μεταφοράς φορτίου. Στην πράξη, αυτό σημαίνει ότι ο ίδιος τύπος μαύρου άνθρακα μπορεί να έχει πολύ διαφορετική αγωγιμότητα, ανάλογα με τη δομή του.

Η προσθήκη μαύρου άνθρακα σε πολυμερή υλικά είναι μία από τις συχνότερες εφαρμογές του, ιδιαίτερα για την απόκτηση αγωγίμων ή αντιστατικών ιδιοτήτων. Σε αυτές τις περιπτώσεις, καθοριστικό ρόλο παίζει η ποσότητα του υλικού που προστίθεται. Υπάρχει ένα κρίσιμο ποσοστό, γνωστό ως «κατώφλι διείσδυσης» (percolation threshold), πάνω από το οποίο δημιουργείται συνεχές δίκτυο αγωγίμων κόκκων μέσα στο μονωτικό υλικό, επιτρέποντας την αγωγή ηλεκτρικού ρεύματος. Κάτω από αυτό το όριο, οι κόκκοι είναι διασκορπισμένοι και απομονωμένοι, με αποτέλεσμα το υλικό να παραμένει μονωτικό. Η ακριβής τιμή αυτού του κατωφλίου εξαρτάται από τις φυσικές και χημικές ιδιότητες του μαύρου άνθρακα, καθώς και από το πολυμερές στο οποίο ενσωματώνεται [109], [110].

3.1.2. Θερμοπλαστική πολουρεθάνη (Thermoplastic Polyurethane) 60A

Το TPU 60A (Thermoplastic Polyurethane, σκληρότητας Shore A 60) είναι μία από τις πιο μαλακές και εύκαμπτες παραλλαγές των θερμοπλαστικών πολουρεθανών. Η τιμή 60 Shore A το τοποθετεί στο πολύ χαμηλό άκρο της κλίμακας σκληρότητας, κάνοντάς το πιο μαλακό ακόμη και από τα πιο διαδεδομένα TPU 95A που χρησιμοποιούνται ευρέως σε 3D εκτύπωση. Η μικροφασική δομή του αποτελείται από σκληρά τμήματα που προσδίδουν μηχανική αντοχή και μαλακά τμήματα που του χαρίζουν ελαστικότητα. Αυτός ο συνδυασμός το καθιστά υλικό που μπορεί να συμπεριφέρεται ταυτόχρονα σαν πλαστικό και σαν ελαστικό, με πολύ καλή ισορροπία ανάμεσα στην αντοχή και την ευκαμψία. Το TPU 60A χαρακτηρίζεται από πολύ μεγάλη επιμήκυνση μέχρι θραύσης, που μπορεί να προσεγγίσει ή και να ξεπεράσει το 950%, γεγονός που

το καθιστά ιδιαίτερα ανθεκτικό σε επαναλαμβανόμενες μηχανικές καταπονήσεις χωρίς να εμφανίζει ρωγμές. Η εφελκυστική του αντοχή μπορεί να φτάσει περίπου τα 25–27 MPa, ενώ το χαμηλό εφελκυστικό του μέτρο υποδηλώνει την εξαιρετική του ευκαμψία. Σε θερμικό επίπεδο, μπορεί να λειτουργεί σε εύρος θερμοκρασιών από περίπου $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ έως $+80\text{ }^{\circ}\text{C}$ σε συνεχή χρήση, διατηρώντας σταθερές ιδιότητες. Παράλληλα, εμφανίζει καλή αντοχή σε έλαια, γράσα και αρκετούς οργανικούς διαλύτες, γεγονός που διευρύνει τις εφαρμογές του σε τεχνικές και βιομηχανικές χρήσεις.

Σε πειραματικές παραλλαγές όπου το TPU 60A συνδυάζεται με αγώγιμα πρόσθετα όπως ο μαύρος άνθρακας (carbon black), παρατηρείται ότι διατηρεί μέρος της ευκαμψίας και της αντοχής του, αποκτώντας ταυτόχρονα ηλεκτρική αγωγιμότητα. Αυτό το καθιστά κατάλληλο για νέες τεχνολογικές εφαρμογές, όπως εύκαμπτα ηλεκτρόδια και φορητά ηλεκτρονικά. Χάρη σε αυτόν τον συνδυασμό ιδιοτήτων, το TPU 60A βρίσκει εφαρμογές σε φορητές συσκευές, ιατρικά προϊόντα, εύκαμπτες σωληνώσεις, σόλες υποδημάτων και εξαρτήματα μαλακής ρομποτικής, όπου είναι απαραίτητη η υψηλή ευκαμψία και η αντοχή[110].

3.1.3. Θερμοπλαστική πολουρεθάνη (TPU) 92A

Το TPU 92A αποτελεί μία σκληρότερη και λιγότερο εύκαμπτη παραλλαγή της θερμοπλαστικής πολουρεθάνης σε σχέση με το TPU 60A. Η τιμή σκληρότητας Shore A 92 το τοποθετεί στο υψηλότερο άκρο της κατηγορίας των ελαστομερών TPU, γεγονός που του προσδίδει μεγαλύτερη μηχανική αντοχή και διαστασιακή σταθερότητα. Η μικροφασική του δομή, όπως και σε άλλα TPU, αποτελείται από σκληρές και μαλακές περιοχές· ωστόσο, η μεγαλύτερη περιεκτικότητα σε σκληρά τμήματα ενισχύει την ανθεκτικότητα και την ακαμψία του υλικού, μειώνοντας σε κάποιο βαθμό την ελαστικότητα.

Το TPU 92A εμφανίζει καλή εφελκυστική αντοχή, καθώς και αυξημένη αντοχή σε τριβή και φθορά, καθιστώντας το ιδιαίτερα κατάλληλο για εφαρμογές όπου απαιτείται μεγαλύτερη αντοχή σε μηχανικές καταπονήσεις. Παράλληλα, παρουσιάζει σταθερή συμπεριφορά σε θερμοκρασιακό εύρος παρόμοιο με τις υπόλοιπες πολουρεθάνες (περίπου $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ έως $+80\text{ }^{\circ}\text{C}$), ενώ η χημική του ανθεκτικότητα το καθιστά συμβατό με έλαια, γράσα και πολλούς οργανικούς διαλύτες. Όταν συνδυάζεται με αγώγιμα πρόσθετα, όπως ο μαύρος άνθρακας, αποκτά αγωγιμες ιδιότητες, διατηρώντας παράλληλα την αντοχή του.

Σε σύγκριση με το πιο εύκαμπτο TPU 60A, το TPU 92A χρησιμοποιείται κυρίως σε εφαρμογές που απαιτούν υψηλότερη σταθερότητα και λιγότερη παραμόρφωση, όπως σε εξαρτήματα που υφίστανται μηχανική καταπόνηση, σε φορητά ηλεκτρονικά ή σε βιοϊατρικά ηλεκτρόδια όπου χρειάζεται αγωγή και ανθεκτική επιφάνεια. Ο συνδυασμός αυτών των ιδιοτήτων το καθιστά κατάλληλο για χρήσεις στις οποίες η μηχανική αντοχή είναι εξίσου σημαντική με την ηλεκτρική αγωγιμότητα.

3.2. Κατασκευή ηλεκτροδίων

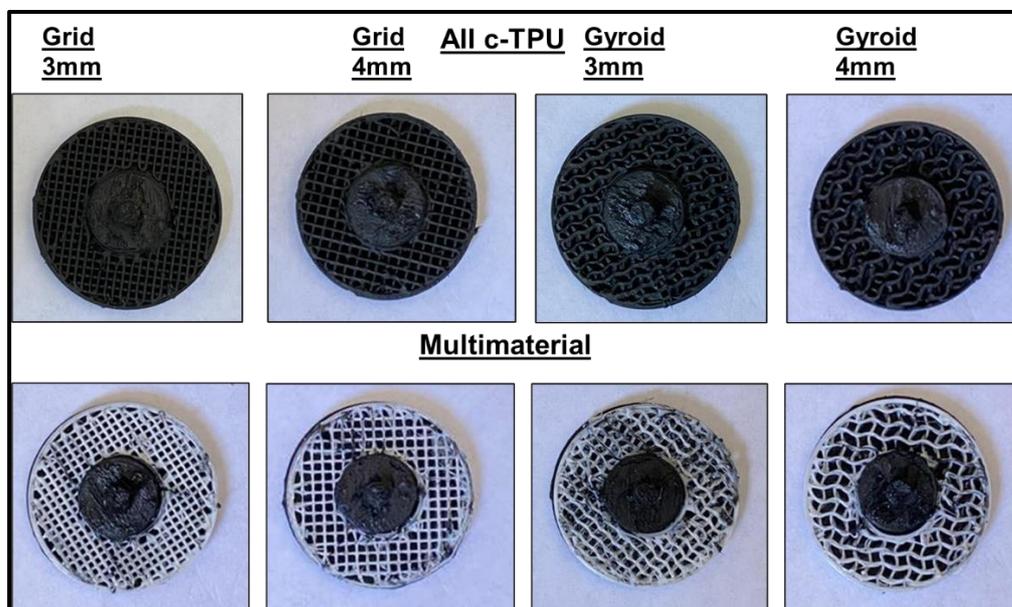
Για την κατασκευή των ηλεκτροδίων χρησιμοποιήθηκαν δύο διαφορετικά 3D printing νήματα TPU που προμηθεύτηκαν από την εταιρεία Recreus™. Το πρώτο ήταν ένα αγωγίμο νήμα Filaflex TPU σκληρότητας 92A, το οποίο χρησιμοποιήθηκε για να σχηματίσει τις αγωγίμες περιοχές των ηλεκτροδίων, ενώ το δεύτερο ήταν ένα μη-αγωγίμο, πιο εύκαμπτο TPU σκληρότητας 60A, το οποίο χρησιμοποιήθηκε ως υπόστρωμα. Πριν από τη διαδικασία της εκτύπωσης, και τα δύο υλικά στεγνώθηκαν σε φούρνο στους 80 °C για 24 ώρες, προκειμένου να απομακρυνθεί η υγρασία και να διασφαλιστεί η σταθερότητα και η ομοιομορφία της εκτύπωσης.

Ο σχεδιασμός των ηλεκτροδίων έγινε με το λογισμικό nTop, όπου δημιουργήθηκαν τέσσερις διαφορετικές γεωμετρίες. Δύο από αυτές προορίζονταν για εκτύπωση αποκλειστικά με αγωγίμο TPU, ενώ οι άλλες δύο είχαν σχεδιαστεί για πολυϋλική εκτύπωση, με συνδυασμό του αγωγίμου και του μη-αγωγίμου υλικού στο ίδιο δείγμα. Στον σχεδιασμό αξιοποιήθηκαν γεωμετρίες βασισμένες στις δομές TPMS (Triply Periodic Minimal Surfaces), και συγκεκριμένα οι μορφές Gyroid και Square Honeycomb, με μέγεθος μοναδιαίου κελιού 3 mm και 4 mm. Οι γεωμετρίες αυτές επιλέχθηκαν επειδή προσφέρουν υψηλή μηχανική ευκαμψία και καλύτερη προσαρμοστικότητα στην καμπυλότητα της επιφάνειας του δέρματος, κάτι που είναι κρίσιμο για την ποιότητα του σήματος.

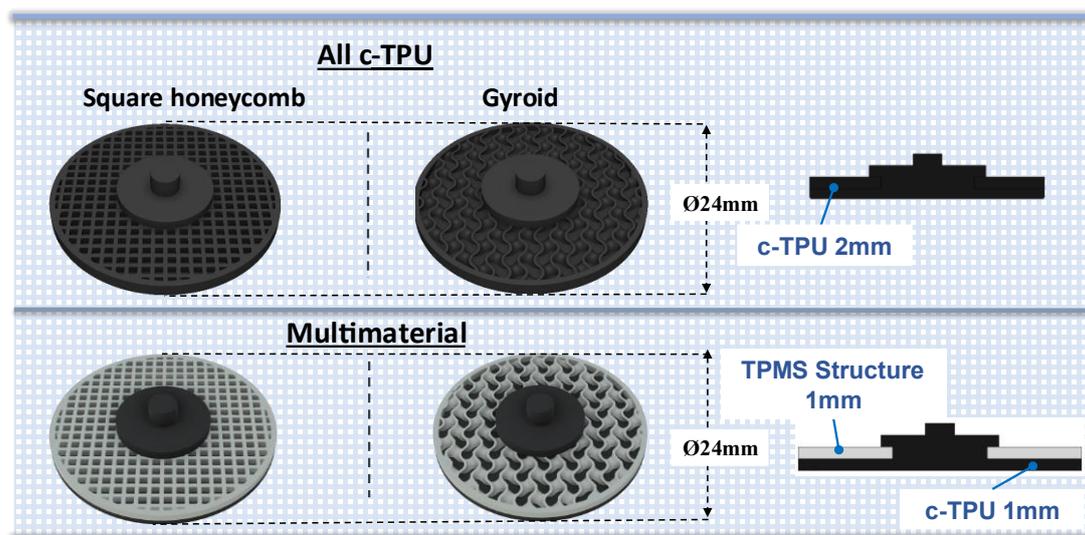
Η εκτύπωση πραγματοποιήθηκε με 3D εκτυπωτή Raise 3D Pro2 εξοπλισμένο με διπλή κεφαλή (dual extruder), γεγονός που επέτρεψε την ταυτόχρονη χρήση των δύο υλικών για την κατασκευή των πολυϋλικών ηλεκτροδίων. Οι παράμετροι εκτύπωσης βελτιστοποιήθηκαν ώστε να ανταποκρίνονται στις ιδιότητες κάθε υλικού· για το αγωγίμο TPU η θερμοκρασία του ακροφυσίου ήταν 255 °C, ενώ για το TPU 60A ήταν 218 °C. Η θερμοκρασία της κλίνης διατηρήθηκε στους 45 °C, το πάχος στρώσης ήταν 0,2 mm και η πλήρωση (infill) ήταν στο 100% με μοτίβο πλέγμα (grid), ώστε να

εξασφαλιστεί συμπαγής δομή και ομοιόμορφη αγωγιμότητα. Τα τελικά ηλεκτρόδια είχαν πάχος 2 mm και διάμετρο 24 mm, διαστάσεις που επελέγησαν ώστε να συνδυάζουν καλή μηχανική αντοχή με βέλτιστη ηλεκτρική απόδοση κατά την εφαρμογή τους σε μετρήσεις βιοσημάτων.

Με αυτόν τον τρόπο παρήχθησαν δύο βασικές κατηγορίες ηλεκτροδίων (Εικόνα 8,9): εκείνα που ήταν πλήρως αγωγίμα και εκείνα που κατασκευάστηκαν με πολυϋλικά εκτύπωση, συνδυάζοντας αγωγίμο και μη-αγωγίμο TPU. Τα δείγματα αυτά αποτέλεσαν τη βάση για τον πειραματικό χαρακτηρισμό που ακολούθησε, ο οποίος περιλάμβανε ηλεκτρική ανάλυση, καθώς και δοκιμές καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG).



Εικόνα 8: Φωτογραφία 3D εκτυπωμένων ηλεκτροδίων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα έρευνα.



Εικόνα 9: Σχεδιασμός με τη χρήση υπολογιστή (CAD) των 3D εκτυπωμένων ηλεκτροδίων

3.3. Εξοπλισμός

Για την υλοποίηση της πειραματικής διαδικασίας χρησιμοποιήθηκαν όργανα ακριβείας και πλατφόρμες καταγραφής βιοσημάτων, τα οποία εξασφάλισαν την απαραίτητη αξιοπιστία και ακρίβεια στις μετρήσεις. Οι μετρήσεις περιλάμβαναν τον χαρακτηρισμό ρεύματος-τάσης (I-V), εμπέδησης ηλεκτροδίου-δέρματος σε συνάρτηση με τη συχνότητα και καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG).

3.3.1. Χαρακτηρισμός I-V

- **KEITHLEY 2601A System Source Meter**

Ο Keithley 2601A System SourceMeter (SMU) ανήκει στη σειρά 2600A System SourceMeter Instruments. Πρόκειται για όργανο ακριβείας που συνδυάζει πηγή και μετρητή, καθώς μπορεί να λειτουργεί ταυτόχρονα ως πηγή τάσης ή ρεύματος και ως μετρητής τάσης ή ρεύματος. Στο πλαίσιο των πειραματικών μετρήσεων, χρησιμοποιείται αφενός για την επιβολή διαφοράς δυναμικού στο ηλεκτρόδιο και αφετέρου για την καταγραφή της έντασης του ρεύματος που διέρχεται από αυτό. Η σύνδεση με τον υπολογιστή πραγματοποιείται μέσω LAN, ενώ η λειτουργία του οργάνου μπορεί να αυτοματοποιηθεί με την ανάπτυξη κατάλληλου κώδικα σε περιβάλλον TSP (Test Script Processor), ώστε να εκτελείται η πειραματική διαδικασία και να καταγράφονται αυτόματα τα αποτελέσματα.



Εικόνα 10: KEITHLEY 2601A

3.3.2. Χαρακτηρισμός εμπέδησης ηλεκτροδίου-δέρματος

- **AGILENT 4284A Precision LCR Meter**

Ο Agilent 4284A Precision LCR Meter είναι ένα όργανο ακριβείας σχεδιασμένο για τον χαρακτηρισμό παθητικών στοιχείων και υλικών, καθώς και για τη μελέτη της ηλεκτρικής εμπέδησης σε ευρύ φάσμα συχνοτήτων. Συνδυάζει πηγή εναλλασσόμενης τάσης και μετρητή ρεύματος/τάσης, επιτρέποντας τον ακριβή υπολογισμό παραμέτρων όπως η αντίσταση, η χωρητικότητα, η επαγωγή και η απώλεια διηλεκτρικού. Στο πλαίσιο των πειραματικών μετρήσεων, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εφαρμογή εναλλασσόμενου σήματος σε ηλεκτρόδια και την ταυτόχρονη καταγραφή της εμπέδησης ηλεκτροδίου-δέρματος ως συνάρτηση της συχνότητας. Η συσκευή υποστηρίζει συνδεσιμότητα μέσω GPIB, γεγονός που επιτρέπει τη σύνδεσή της με υπολογιστή και την αυτοματοποίηση της διαδικασίας συλλογής δεδομένων μέσα από κατάλληλο λογισμικό ελέγχου και ανάλυσης, διασφαλίζοντας υψηλή ακρίβεια και επαναληψιμότητα στα πειραματικά αποτελέσματα.



Εικόνα 11: Agilent 4284A Precision LCR Meter

3.3.3. Καρδιογράφημα

- **Arduino UNO R3**

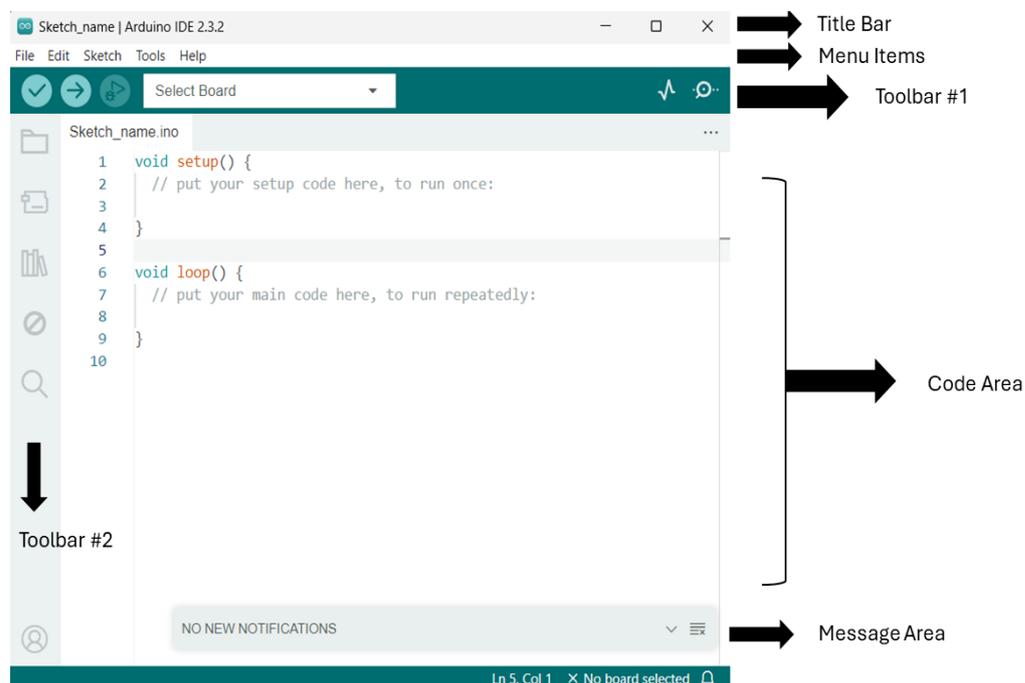
Η πλακέτα Arduino UNO, και ειδικότερα η έκδοση UNO R3, είναι η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη έκδοση της οικογένειας Arduino, λόγω της ευκολίας χρήσης και της εκτενούς υποστήριξης από την κοινότητα. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε για την απόκτηση και επεξεργασία βιοσημάτων, αξιοποιώντας τον μικροελεγκτή ATmega328, ο οποίος διαθέτει 14 ψηφιακά και 6 αναλογικά pin. Τα αναλογικά pin συνδέονται με μετατροπέα ADC ανάλυσης 10 bit, ο οποίος μετατρέπει την αναλογική τάση εισόδου σε ψηφιακές τιμές, κατάλληλες για επεξεργασία από τον μικροελεγκτή. Η πλακέτα τροφοδοτείται είτε μέσω USB είτε από εξωτερική πηγή συνεχούς τάσης, ενώ παρέχει εξόδους 3.3V και 5V για τροφοδοσία αισθητήρων.



Εικόνα 12: Arduino UNO R3

- **Arduino IDE**

Το Arduino IDE (Integrated Development Environment) αποτελεί το επίσημο λογισμικό ανάπτυξης εφαρμογών για τις πλακέτες Arduino. Προσφέρει περιβάλλον συγγραφής κώδικα βασισμένου στη γλώσσα C/C++, μεταγλώττιση, φόρτωση του προγράμματος στην πλακέτα, καθώς και εργαλεία παρακολούθησης σε πραγματικό χρόνο μέσω του Serial Monitor και του Serial Plotter. Χρησιμοποιήθηκε για την ανάπτυξη και μεταφόρτωση του κώδικα που επέτρεψε την απόκτηση και την απεικόνιση των καρδιακών σημάτων.



Εικόνα 13: Το περιβάλλον Arduino IDE

- **CoolTerm**

Το CoolTerm είναι ένα δωρεάν λογισμικό σειριακής επικοινωνίας που επιτρέπει την ανταλλαγή δεδομένων μεταξύ υπολογιστή και συσκευών μέσω σειριακών θυρών (USB, RS232, TTL). Είναι συμβατό με Windows, macOS και Linux και χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση και τον έλεγχο συσκευών όπως Arduino.

Βασικά χαρακτηριστικά του CoolTerm αποτελούν η αποθήκευση ρυθμίσεων σύνδεσης για εύκολη επαναχρησιμοποίηση, ρυθμιζόμενες καθυστερήσεις χαρακτήρων και γραμμών για προσαρμογή στις ανάγκες της επικοινωνίας, υποστήριξη ελέγχου ροής

μέσω υλικού (DTR, CTS) και λογισμικού (XON), οπτικοί δείκτες κατάστασης γραμμής για παρακολούθηση της σύνδεσης, δυνατότητα πολλαπλών ταυτόχρονων συνδέσεων με διαφορετικές σειριακές θύρες, αποστολή αρχείων κειμένου μέσω της σειριακής σύνδεσης, τοπική αντήχηση των ληφθέντων δεδομένων (loop back) για δοκιμές και επαλήθευση.

Το CoolTerm αποτελεί ιδανική επιλογή για επικοινωνία με μικροελεγκτές όπως το Arduino, παρακολούθηση δεδομένων αισθητήρων σε πραγματικό χρόνο, έλεγχο και ρύθμιση παραμέτρων σε ενσωματωμένα συστήματα, ανάλυση και καταγραφή δεδομένων από συσκευές όπως GPS και ρομποτικά κιτ.



Εικόνα 14: Εικονίδιο CoolTerm.

- **Αισθητήρας Καρδιακού Ρυθμού**

Ο αισθητήρας αποτελεί μια πλατφόρμα υψηλής ακρίβειας για την καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG) μίας απαγωγής και βασίζεται στο ολοκληρωμένο κύκλωμα AD8232. Κεντρικό χαρακτηριστικό του κυκλώματος είναι η υψηλή συνολική ενίσχυση, η οποία είναι τυπικά 1100 V/V, επιτρέποντας την αξιόπιστη ανίχνευση των πολύ ασθενών βιοηλεκτρικών σημάτων της καρδιάς. Παράλληλα, το κύκλωμα ενσωματώνει ενισχυτή με υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR), ο οποίος συμβάλλει στην ενεργή καταστολή παρεμβολών από το ηλεκτρικό δίκτυο (50 Hz) και άλλες κοινές πηγές θορύβου.

Επιπρόσθετα, η πλακέτα είναι ρυθμισμένη ώστε να λειτουργεί ως ζωνοπερατό φίλτρο (band-pass filter) με τυπικό εύρος συχνοτήτων 0.5 Hz – 40 Hz. Το εύρος αυτό είναι κατάλληλο για την απομόνωση της καρδιακής δραστηριότητας, καθώς απορρίπτει αποτελεσματικά τον θόρυβο χαμηλών συχνοτήτων που οφείλεται στην αναπνοή, τη μετακίνηση των ηλεκτροδίων και τις μεταβολές της επαφής τους με το δέρμα, καθώς

και τον θόρυβο υψηλών συχνοτήτων που προέρχεται κυρίως από το περιβάλλον και τη σωματική κίνηση.

Αξίζει να σημειωθεί ότι το επιλεγμένο εύρος συχνοτήτων του ζωνοπερατού φίλτρου (0.5 Hz – 40 Hz) καλύπτει επαρκώς το φασματικό περιεχόμενο των βασικών κυμάτων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Συγκεκριμένα, το κύμα P εμφανίζεται κυρίως σε συχνότητες έως περίπου 10 Hz, το σύμπλεγμα QRS, το οποίο αντιστοιχεί στην ταχεία εκπόλωση των κοιλιών, περιέχει υψηλότερες συχνότητες και εκτείνεται τυπικά έως 30–40 Hz, ενώ το κύμα T, που σχετίζεται με την επαναπόλωση των κοιλιών, εντοπίζεται κυρίως σε χαμηλότερες συχνότητες, συνήθως κάτω από 10 Hz[111]. Κατά συνέπεια, το εύρος συχνοτήτων της πλακέτας είναι κατάλληλο για την πιστή καταγραφή όλων των χαρακτηριστικών κυμάτων του ECG, χωρίς σημαντική απώλεια πληροφορίας.

Η πλακέτα παρέχει πολλαπλούς ακροδέκτες για ευελιξία στη σύνδεση, με βασικούς τους 3.3V (τροφοδοσία), GND (γείωση) και OUTPUT (αναλογική έξοδος σήματος), όπως φαίνεται στην εικόνα 15. Διαθέτει επίσης ξεχωριστές υποδοχές για τη σύνδεση των ηλεκτροδίων RA (Right Arm – Δεξί Χέρι), LA (Left Arm – Αριστερό Χέρι) και RL (Right Leg – Δεξί Πόδι), επιτρέποντας την απευθείας σύνδεση των καλωδίων από τα βιοϊατρικά επιθέματα, τα οποία τοποθετούνται στα αντίστοιχα άκρα για τη σωστή μέτρηση του καρδιακού σήματος.



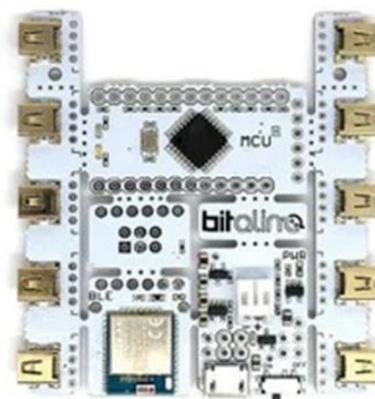
Εικόνα 15: Αισθητήρας Καρδιακού Ρυθμού

- **BITalino**

Ο BITalino είναι μια ολοκληρωμένη πλατφόρμα καταγραφής βιοσημάτων, σχεδιασμένη για εκπαιδευτικούς και ερευνητικούς σκοπούς. Αποτελεί μια ευέλικτη και χαμηλού κόστους λύση, που συγκεντρώνει σε μία πλακέτα αισθητήρες και κυκλώματα ικανά να καταγράψουν διάφορα φυσιολογικά σήματα, όπως ηλεκτροκαρδιογράφημα

(ECG), ηλεκτρομυογράφημα (EMG), αγωγιμότητα δέρματος (EDA), καθώς και δεδομένα από επιταχυνσιόμετρο, μικρόφωνο και φωτοαισθητήρα. Η συσκευή διαθέτει αναλογικές και ψηφιακές εισόδους/εξόδους, προσφέρει δυνατότητα ασύρματης επικοινωνίας μέσω Bluetooth ή ενσύρματης μέσω USB και τροφοδοτείται από επαναφορτιζόμενη μπαταρία λιθίου.

Στο πλαίσιο των πειραματικών μετρήσεων, το BITalino μπορεί να λειτουργήσει ως ένα φορητό εργαστήριο βιοσημάτων, παρέχοντας τη δυνατότητα συλλογής και ανάλυσης δεδομένων σε πραγματικό χρόνο μέσω εξειδικευμένου λογισμικού, όπως το OpenSignals. Στην παρούσα περίπτωση χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG), με ρυθμό δειγματοληψίας 1000 Hz, ώστε να εξασφαλιστεί υψηλή χρονική ανάλυση και ακρίβεια στη μελέτη του καρδιακού σήματος. Αξίζει να σημειωθεί ότι η μονάδα (module) του ECG βασίζεται στο ολοκληρωμένο κύκλωμα AD8232, προσφέροντας αντίστοιχη ποιότητα σήματος με τον ανεξάρτητο αισθητήρα.



Εικόνα 16: Bitalino

- **Τροφοδοτικό TTi EL561R**

Ο TTi EL561R είναι ρυθμιζόμενο τροφοδοτικό συνεχούς ρεύματος (DC power supply) της εταιρείας Aim-TTi (Thurlby Thandar Instruments). Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε για την τροφοδοσία του αισθητήρα καρδιακού ρυθμού AD8232, παρέχοντας σταθερή και αξιόπιστη πηγή τάσης κατά τη διάρκεια των μετρήσεων. **TTi EL561R**



Εικόνα 17: Τροφοδοτικό TTI EL561R

4. Πειραματική διαδικασία, Αποτελέσματα, Συζήτηση

Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των ηλεκτρικών μετρήσεων και των ηλεκτροκαρδιογραφικών καταγραφών, τόσο υπό στατικές όσο και υπό δυναμικές συνθήκες λειτουργίας. Γίνεται σύγκριση των 3D εκτυπωμένων ηλεκτροδίων με αυτά των συμβατικών ηλεκτροδίων Ag/AgCl και συζητούνται ως προς τη δυνατότητα αξιοποίησής τους σε φορετά συστήματα καταγραφής βιοσημάτων.

Πριν από την παρουσίαση των ηλεκτρικών αποτελεσμάτων, παρατίθεται συνοπτική αναφορά στις μηχανικές μετρήσεις των ηλεκτροδίων, οι οποίες πραγματοποιήθηκαν στην Κρήτη. Οι μετρήσεις αυτές αποτελούν κρίσιμη προϋπόθεση για την αξιολόγηση της δομικής αξιοπιστίας, της αντοχής σε καταπόνηση και, τελικά, της καταλληλότητας των ηλεκτροδίων για χρήση σε πραγματικές συνθήκες εφαρμογής.

4.1. Θερμοβαρυσμετρική Ανάλυση (TGA) σε νανοσύνθετα TPU/CB

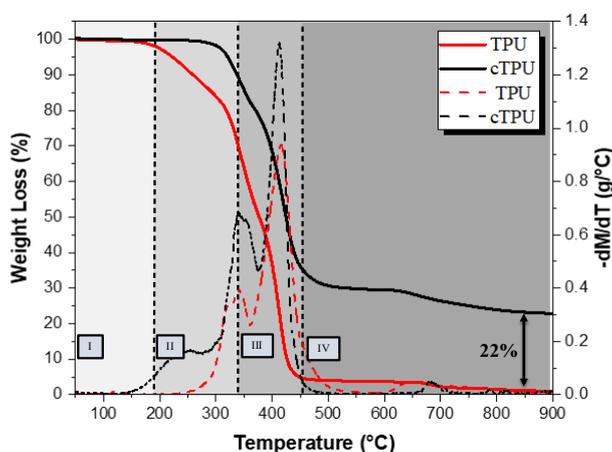
Η **Εικόνα 18** συγκρίνει τη θερμική συμπεριφορά αποσύνθεσης του καθαρού TPU-60A (κόκκινες καμπύλες) και του C-TPU (μαύρες καμπύλες). Ο αριστερός άξονας y αντιστοιχεί στην απώλεια βάρους (%), ενώ ο δεξιός άξονας y δείχνει την παραγωγή της απώλειας βάρους ($-dM \cdot Dt^{-1}$ σε $g \cdot ^\circ C^{-1}$), αποτυπωμένη συναρτήσεως της θερμοκρασίας ($^\circ C$) στον άξονα x . Οι συνεχείς γραμμές παρουσιάζουν τα προφίλ απώλειας βάρους, ενώ οι διακεκομμένες γραμμές αντιστοιχούν στις παραγωγούς καμπύλες (DTG).

Η διαδικασία αποσύνθεσης διαιρείται σε τέσσερις διακριτές περιοχές (I–IV) και το θερμοκρασιακό εύρος $50\text{--}900^\circ C$ εμφανίζεται και για τα δύο δείγματα, ώστε να τονιστεί η θερμική σταθερότητα και τα φαινόμενα θερμικής αποσύνθεσης. Τα υπολείμματα στο τέλος της θερμικής σάρωσης ($T = 900^\circ C$) αποδίδονται στο Carbon Black (CB) και σε άλλα πληρωτικά που έχουν ενσωματωθεί στη θερμοπλαστική μήτρα του c-TPU.

Συγκεκριμένα, τέσσερις (4) διακριτές θερμικές περιοχές αποτυπώνονται στο TGA γράφημα:

50–192°C (I), 192–358°C (II), 358–456°C (III) και 456–900°C (IV), με τις αντίστοιχες μέγιστες θερμοκρασίες απώλειας βάρους εντοπισμένες περίπου στους ~225°C, ~340°C, ~425°C και ~455°C, όπως προκύπτει από τις DTG καμπύλες.

Αξιοσημείωτα, το καθαρό TPU-60A παρουσιάζει ταχεία απώλεια βάρους από τους ~300°C, με έντονη αποσύνθεση στην περιοχή III. Αντίθετα, το c-TPU εμφανίζει πιο σταδιακή αποικοδόμηση, με πολυ-βηματικό θερμικό μοτίβο και μεγαλύτερη υπολειμματική μάζα (~22%) στους 900°C, γεγονός που υποδηλώνει αυξημένη θερμική σταθερότητα λόγω των πληρωτικών CB. Οι κορυφές DTG ενισχύουν τις παρατηρήσεις, εμφανίζοντας πιο πλατιές και μετατοπισμένες κορυφές αποσύνθεσης για το c-TPU. Τα δεδομένα αυτά αποδεικνύουν τη βελτιωμένη θερμική αντοχή του c-TPU σε σχέση με το συμβατικό TPU.



Εικόνα 18: Καμπύλες TGA μαζί με τις αντίστοιχες DTG για TPU-60A και c-TPU στο εύρος θερμοκρασιών 50–900°C.

4.2. Μικροδομικές αναλύσεις 3D-εκτυπωμένων ηλεκτροδίων

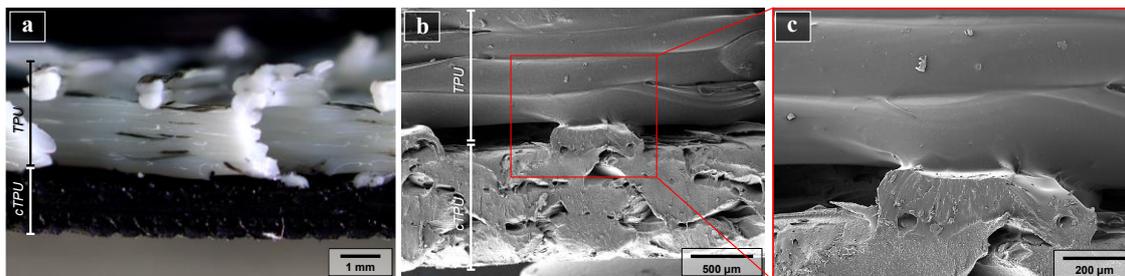
Η Εικόνα 19 παρουσιάζει τον μικροδομικό χαρακτηρισμό των πολυϋλικών 3D-εκτυπωμένων ηλεκτροδίων gyroid.

(a) Οπτική μικροσκοπία (OM), που αποκαλύπτει τη συνολική γεωμετρία της εκτυπωμένης δομής, όπου οι εναλλασσόμενες περιοχές c-TPU και καθαρού TPU είναι καθαρά διακριτές. Η ομοιόμορφη απόθεση και η απουσία ορατών ελαττωμάτων δείχνουν υψηλή ποιότητα εκτύπωσης.

(b) Εικόνα από Ηλεκτρονική Μικροσκοπία Σάρωσης (SEM) σε χαμηλότερη μεγέθυνση (191×), που αναδεικνύει τη μορφολογία της διατομής. Μπορεί να παρατηρηθεί η

διεπιφάνεια μεταξύ c-TPU και TPU, υποδεικνύοντας ισχυρή διασύνδεση των δύο πολυμερικών φάσεων.

(c) SEM σε μεγαλύτερη μεγέθυνση (439×), όπου επιβεβαιώνεται η στενή συνάφεια των δύο υλικών, χωρίς ορατή αποκόλληση ή κενά στη διεπιφάνεια, γεγονός που υποδηλώνει την συμβατότητα υλικών και αξιοπιστία της διαδικασίας.



Εικόνα 19: Μικροδομικά χαρακτηριστικά του 3D-εκτυπωμένου πολυϋλικού ηλεκτροδίου gyroid. (a) OM εικόνα (b,c) SEM εικόνες σε δύο διαφορετικές μεγεθύνσεις (191× και 439× αντίστοιχα).

4.3. Μηχανικές ιδιότητες υλικών

Η Εικόνα 20 παρουσιάζει την εφελκυστική απόκριση τάσης–παραμόρφωσης για όλα τα δείγματα, εκάστοτε με πέντε δοκίμια FFF 3D-εκτύπωσης σε προσανατολισμό UD[0]. Η μηχανική Τάση (σ) και η Παραμόρφωση (ε) υπολογίστηκαν με τις ακόλουθες σχέσεις:

$$\sigma = \frac{F}{A}, \quad (10)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (11)$$

όπου F η εφαρμοζόμενη δύναμη, A η αρχική διατομή, ΔL η μεταβολή μήκους και L_0 το αρχικό μήκος μέτρησης.

Για το καθαρό TPU60A (Εικόνα 20(a)), οι καμπύλες τάσης–παραμόρφωσης παρουσιάζουν ομοιόμορφη και όλκιμη συμπεριφορά σε όλα τα δείγματα, με συνεπή παραμόρφωση θραύσης και μέγιστες τιμές τάσης περίπου $8.5 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-2}$. Οι καμπύλες εμφανίζουν ομαλή μετάβαση από την ελαστική στην πλαστική παραμόρφωση, ακολουθούμενη από βαθμιαία εξασθένιση.

Αντίθετα, τα δείγματα αγωγίμου TPU (c-TPU) (Εικόνα 20(b)) παρουσιάζουν παρόμοια αρχική ελαστική συμπεριφορά, αλλά φτάνουν ελαφρώς χαμηλότερες μέγιστες τιμές

τάσης, περίπου $6.0 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-2}$, και εμφανίζουν πιο απότομη μετα-κορυφική αστοχία σε κάποιες δοκιμές. Οι καμπύλες του c-TPU δείχνουν μεγαλύτερη διακύμανση στην παραμόρφωση θραύσης, γεγονός που υποδηλώνει διασπορά στην ολκιμότητα των δειγμάτων.

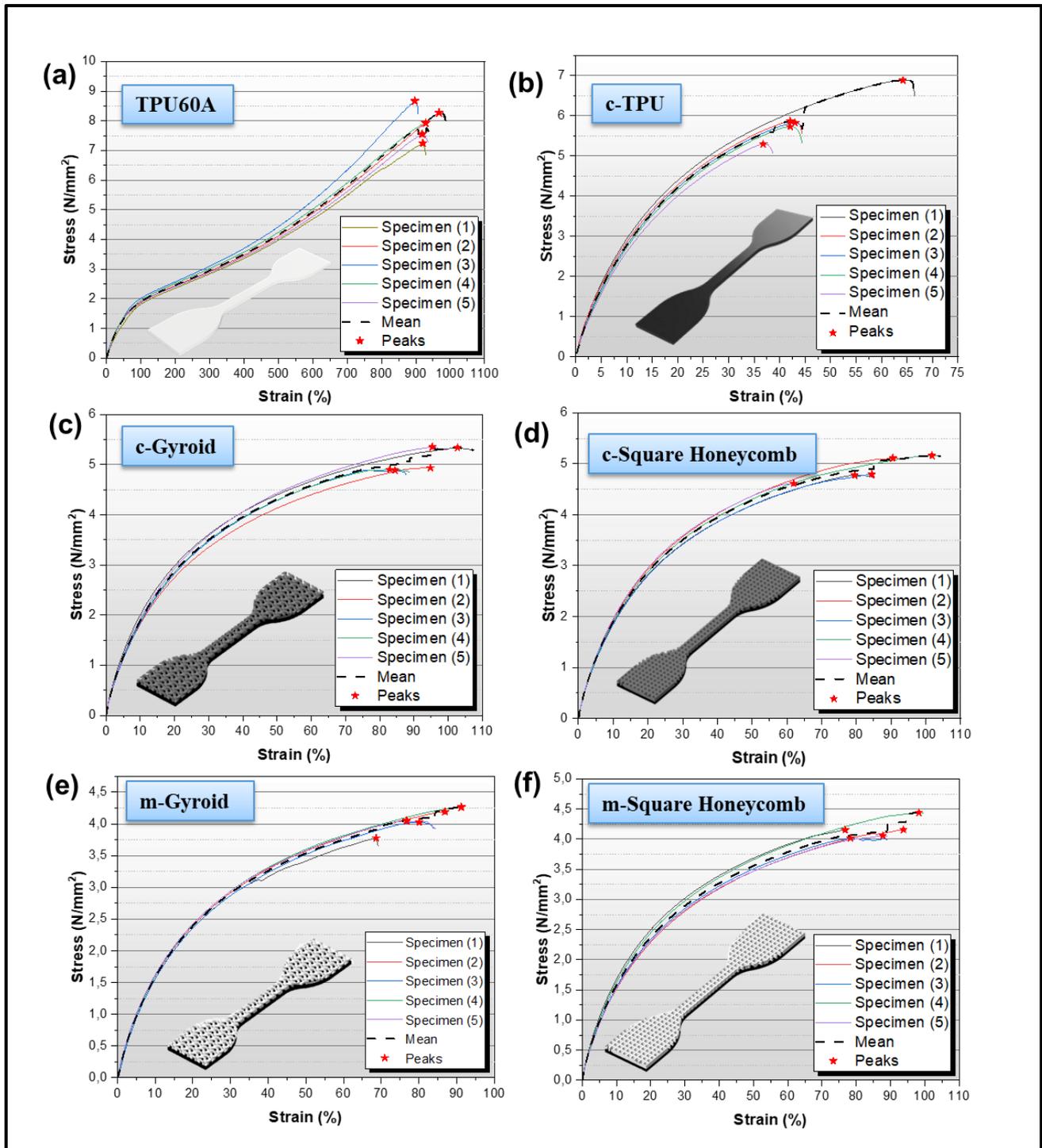
Οι μαύρες διακεκομμένες γραμμές αντιπροσωπεύουν τις μέσες καμπύλες, ενώ τα κόκκινα αστέρια εμφανίζουν τις μέγιστες καταγραφόμενες τάσεις, απεικονίζοντας τη μέση μηχανική απόδοση και τη φέρουσα ικανότητα κάθε υλικού. Τα αποτελέσματα υποδηλώνουν ότι, αν και και τα δύο υλικά εμφανίζουν καλή εφελκυστική αντοχή, το καθαρό TPU60A παρουσιάζει πιο συνεπή και όλκιμη συμπεριφορά σε σύγκριση με την αγωγήμη παραλλαγή. Επιπλέον εξετάστηκαν και οι δομές των 3mm των ηλεκτροδίων.

Για τις δομές C-Gyroid 3mm (**Εικόνα 20(c)**), οι καμπύλες τάσης-παραμόρφωσης παρουσιάζουν μη γραμμική ελαστική απόκριση, ακολουθούμενη από πλαστική παραμόρφωση, με μέσες κορυφές τάσης περίπου $4.5 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-2}$. Τα περισσότερα δείγματα ακολουθούν παρόμοιες τάσεις, αν και ορισμένα εξασθενούν νωρίτερα, γεγονός που υποδεικνύει μέτριες διαφορές στην ολκιμότητα. Οι δομές αυτές εμφανίζουν πιο συνεπή συμπεριφορά από το αγωγήμο TPU (c-TPU), αλλά η μέγιστη τάση παραμένει χαμηλότερη από το καθαρό TPU.

Για τα δείγματα C-Square Honeycomb 3mm (**Εικόνα 20(d)**), η μέγιστη τάση φτάνει περίπου $4.0 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-2}$. Εμφανίζουν ελαφρώς μικρότερη αντοχή από τα gyroid, αλλά παρόμοια ολκιμότητα, με μέτριες διαφορές μεταξύ δειγμάτων. Μετά το μέγιστο σημείο, η εξασθένηση γίνεται σταδιακά, γεγονός που υποδεικνύει σταθερή απορρόφηση ενέργειας παρά τη χαμηλότερη φέρουσα ικανότητα.

Για τα πολυϋλικά M-Gyroid 3mm (**Εικόνα 20(e)**), οι καμπύλες παρουσιάζουν αντίστοιχο μη γραμμικό μοτίβο αλλά επιτυγχάνουν ελαφρώς υψηλότερες αιχμές τάσης, περίπου $5.0 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-2}$. Οι καμπύλες υποδηλώνουν καλύτερη ικανότητα φόρτισης από τα c-Gyroid, με λιγότερη διακύμανση μεταξύ δειγμάτων και πιο συνεπή παραμόρφωση θραύσης. Αυτό σημαίνει ότι η τροποποιημένη gyroid γεωμετρία βελτιώνει την αντοχή και την αξιοπιστία. Τέλος, τα πολυϋλικά M-Square Honeycomb 3mm (**Εικόνα 20(f)**) παρουσιάζουν μέγιστες τάσεις περίπου $4.5 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-2}$, με πιο ομοιόμορφη συμπεριφορά σε σχέση με τα C-SH. Ο τροποποιημένος σχεδιασμός προσδίδει καλύτερη αντοχή και συνεπή παραμόρφωση. Αν και η απόδοσή τους παραμένει χαμηλότερη από την

αναφορά του συμπαγούς TPU60A, οι διακενωμένες αυτές δομές επιτυγχάνουν ικανοποιητικό συνδυασμό αντοχής, ολκιμότητας και επαναληψιμότητας.



Εικόνα 20: Καμπύλες Τάσης ($N \cdot mm^{-2}$) – Παραμόρφωσης (%) για: (a) TPU60A, (b) c-TPU, (c) C-Gyroid, (d) C-Square Honeycomb, (e) M-Gyroid και (f) M-Square Honeycomb.

Ο Πίνακας 1 εμφανίζει το μέτρο ελαστικότητας (Young's modulus) κάθε δείγματος. Το ανθρώπινο δέρμα συνήθως εμφανίζει μέτρο Young στην περιοχή περίπου 4.6–20 MPa[112], ανάλογα με τη θέση, την ηλικία και τις συνθήκες δοκιμής. Σε σύγκριση, το καθαρό TPU60A (2.6 MPa) είναι πιο μαλακό από το δέρμα, ενώ το αγώγιμο TPU (32.9 MPa) είναι σκληρότερο από το ανώτερο όριο του modulus του δέρματος. Οι αγώγιμες κυψελοειδείς δομές (Square Honeycomb και Gyroid, 22.4–22.73 MPa) προσεγγίζουν το υψηλότερο όριο της σκληρότητας του δέρματος, ενώ οι πολυϋλικές δομές cTPU/TPU (18.66–18.82 MPa) βρίσκονται εντός του εύρους modulus του δέρματος, καθιστώντας τις τις πλέον βιομιμητικές μεταξύ των εξεταζόμενων υλικών.

	Δοκίμια	Εφελκυστικό μέτρο Young
(a)	Neat TPU 60A	2.6 ± 0.03 MPa
(b)	C-TPU	32.90 ± 1.09 MPa
(c)	C-SH	22.73 ± 0.32 MPa
(d)	C-Gyroid	22.40 ± 0.32 MPa
(e)	M-SH	18.82 ± 0.26 MPa
(f)	M-Gyroid	18.66 ± 0.21 MPa

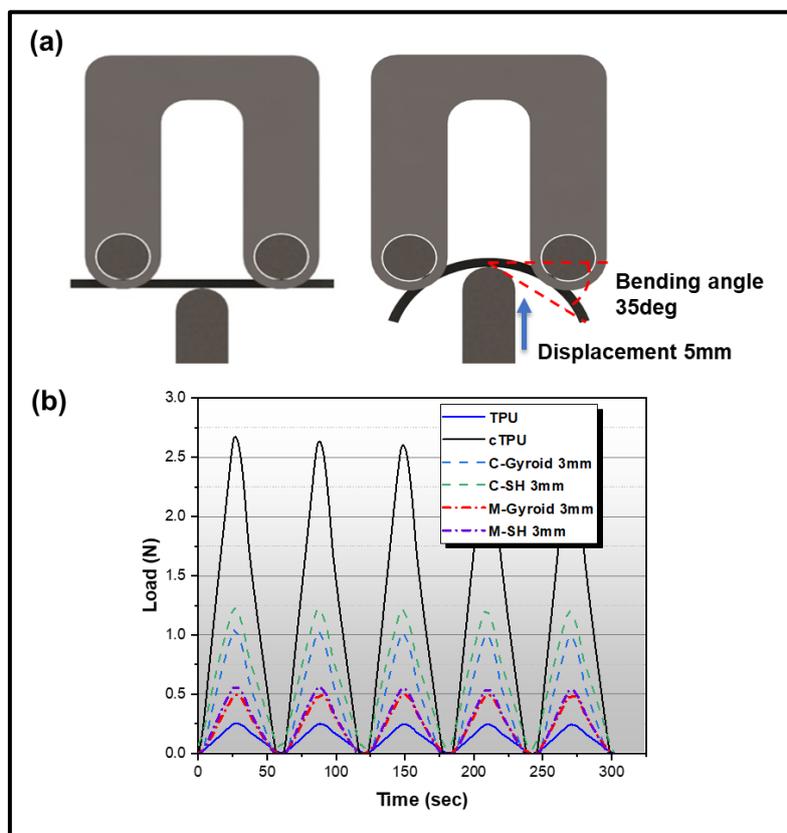
Πίνακας 1: Εφελκυστικό μέτρο Young των δοκιμίων.

4.4. Κύκλοι κάμψης

Η **Εικόνα 21** παρουσιάζει τη διάταξη της δοκιμής και τη συγκριτική μηχανική απόδοση των 3D-εκτυπωμένων δειγμάτων υπό συνθήκες κυκλικής κάμψης. Στην **Εικόνα 21 (a)** εμφανίζεται η διαμόρφωση της δοκιμής κάμψης με προσαρμοσμένη διάταξη: το αριστερό σχήμα δείχνει την αρχική, αδιαμόρφωτη κατάσταση, ενώ το δεξί απεικονίζει τον τρόπο παραμόρφωσης κατά τη διάρκεια της δοκιμής, τη μετατόπιση και τη γωνία κάμψης. Η **Εικόνα 21(b)** απεικονίζει την απόκριση δύναμης–χρόνου των 3D-εκτυπωμένων δειγμάτων με συμπαγή δομή από TPU60A, συμπαγή δομή από C-TPU, Gyroid, Square Honeycomb, πολυϋλικό Gyroid (M-Gyroid), και πολυϋλικό Square Honeycomb (M-SH), σε πέντε κύκλους φόρτισης.

Τα αποτελέσματα της **Εικόνας 21(b)** δείχνουν ότι η υψηλότερη και χαμηλότερη τιμή δύναμης ανήκουν στο C-TPU και στο TPU60A αντίστοιχα (με συμπαγείς γραμμές), όπως αναμενόταν λόγω της διαφοράς μηχανικής αντοχής των μαζικών υλικών. Τα πλήρως αγώγιμα δείγματα με TPMS δομές (διακεκομμένες γραμμές) παρουσιάζουν

ελαφρώς μικρότερη δύναμη, ενώ οι πολυϋλικές δομές (τελεία γραμμή) εμφανίζουν ακόμη μικρότερες τιμές, πιο κοντά στις ιδιότητες του TPU60A. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώνουν ότι οι πολυϋλικές δομές είναι πιο κατάλληλες για την κατασκευή εύκαμπτων ηλεκτροδίων.

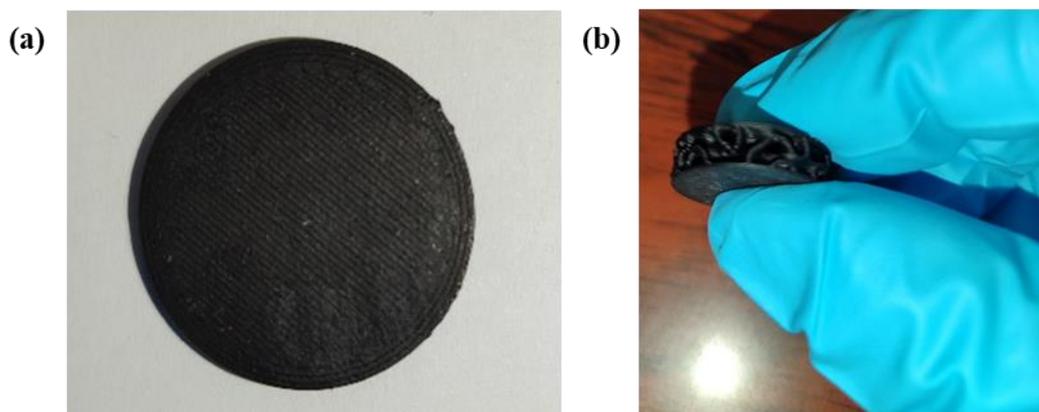


Εικόνα 21: (α) Απεικόνιση της πειραματικής διάταξης για τις δοκιμές κυκλικής κάμψης, (β) Καμπύλες Δύναμης–Χρόνου για τους κύκλους κάμψης.

4.5. Χαρακτηρισμός I–V

Για τη μέτρηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας των ηλεκτροδίων χρησιμοποιήθηκε το Keithley 2601A SourceMeter, ο οποίος λειτούργησε ταυτόχρονα ως πηγή και μετρητής. Μετρήθηκαν ηλεκτρόδια κατασκευασμένα εξ ολοκλήρου από αγώγιμο TPU, καθώς στόχος ήταν ο προσδιορισμός της ηλεκτρικής αγωγιμότητας του υλικού. Επιπλέον, αξιολογήθηκε η αγωγιμότητα του ίδιου του αγώγιμου νήματος, μήκους 36 mm και διαμέτρου 1,8 mm. Προκειμένου να εξασφαλιστούν ωμικές επαφές και να ελαχιστοποιηθούν τυχόν κενά αέρα μεταξύ ηλεκτροδίου και επιφάνειας μέτρησης, η άνω και κάτω πλευρά κάθε ηλεκτροδίου επικαλύφθηκε αρχικά με μία λεπτή στρώση αγώγιμου TPU, με σκοπό τη λείανση και την ομογενοποίηση της επιφάνειας επαφής όπως φαίνεται στη **Εικόνα 22**. Στη συνέχεια, οι ίδιες επιφάνειες καλύφθηκαν με αγώγιμη πάστα αργύρου, η οποία χρησιμοποιήθηκε ως ενδιάμεσο στρώμα για τη

μείωση της αντίστασης επαφής. Επιπλέον, για να διασφαλιστεί η πλήρης και ομοιόμορφη επαφή κατά τις μετρήσεις, χρησιμοποιήθηκαν δύο ασημένιες πλάκες, οι οποίες τοποθετήθηκαν ώστε να καλύπτουν πλήρως την επιφάνεια των παρασκευασμένων ηλεκτροδίων.



Εικόνα 22: Ηλεκτρόδια για τον προσδιορισμό της αγωγιμότητας

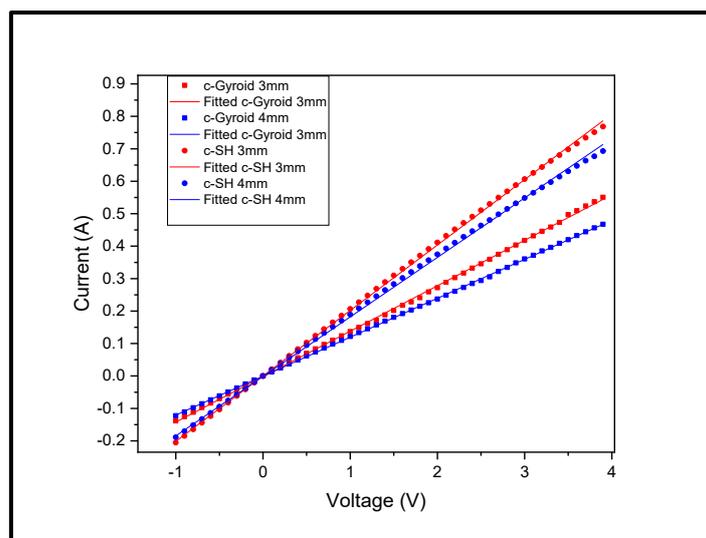
Η ηλεκτρική αντίσταση (R) των δειγμάτων μετρήθηκε βάσει του νόμου του Ohm, συσχετίζοντας την εφαρμοζόμενη συνεχή τάση (V) με το μετρούμενο ρεύμα (I) μέσω της σχέσης:

$$R = \frac{V}{I} \quad (12)$$

Στη συνέχεια, η ηλεκτρική αγωγιμότητα σ [S/m] υπολογίστηκε με βάση τη γεωμετρία του ηλεκτροδίου σύμφωνα με την εξίσωση:

$$\sigma = \frac{L}{R \cdot A} \quad (13)$$

όπου L είναι το μήκος του ηλεκτροδίου και A η ενεργός επιφάνεια διατομής του. Η **Εικόνα 23** απεικονίζει τις χαρακτηριστικές I - V των ηλεκτροδίων για τάσεις μεταξύ -1 και 4 V.



Εικόνα 23: Χαρακτηριστικές $I-V$ αγωγίμων ηλεκτροδίων

Οι μετρήσεις $I-V$ που πραγματοποιήθηκαν έδειξαν γραμμική συμπεριφορά στο εύρος τάσεων. Το αποτέλεσμα αυτό υποδηλώνει ότι η αγωγή των ηλεκτροδίων ακολουθεί τον νόμο του Ohm, παρουσιάζοντας σταθερή ηλεκτρική αντίσταση στο υπό εξέταση πεδίο τάσεων. Η γραμμικότητα των καμπυλών καταδεικνύει επίσης την ύπαρξη ωμικών επαφών μεταξύ των ηλεκτροδίων και του μετρητικού συστήματος, γεγονός που ελαχιστοποιεί τυχόν μη γραμμικά φαινόμενα, όπως φραγμούς Schottky, χωρητικά/διηλεκτρικά φαινόμενα ή συμπεριφορά διόδου, και διασφαλίζει ότι τα αποτελέσματα αντανακλούν αξιόπιστα την ηλεκτρική αγωγιμότητα του υλικού και τον μεταλλικό του χαρακτήρα. Στον **Πίνακα 2** συνοψίζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων.

Παρατηρείται τουλάχιστον μία τάξη μεγέθους διαφορά στην ηλεκτρική αγωγιμότητα μεταξύ των 3D εκτυπωμένων ηλεκτροδίων και του αγωγίμου νήματος, γεγονός που αποδίδεται τόσο στη γεωμετρία των TPMS δομών (gyroid και square-honeycomb) όσο και στην ίδια τη διαδικασία εκτύπωσης. Οι δομές αυτές χαρακτηρίζονται από πορώδεις και την παρουσία κενών, με αποτέλεσμα να μειώνεται η αποτελεσματική διατομή αγωγής και να διακόπτεται η συνεχής ροή του ρεύματος σε σύγκριση με το συμπαγές υλικό του νήματος. Επιπλέον, η ποιότητα εκτύπωσης επηρεάζει καθοριστικά την ηλεκτρική συμπεριφορά, καθώς τυχόν ατελής συγκόλληση μεταξύ στρώσεων, ο προσανατολισμός εκτύπωσης, η ανομοιογενής κατανομή των αγωγίμων σωματιδίων στο πολυμερές, καθώς και οι συνθήκες τήξης και ψύξης μπορούν να οδηγήσουν σε αύξηση της αντίστασης επαφής και σε χαμηλότερη φαινομενική αγωγιμότητα. Συνεπώς, η μειωμένη αγωγιμότητα των εκτυπωμένων ηλεκτροδίων σε σχέση με το

αρχικό νήμα προκύπτει από τον συνδυασμό της δομικής πορώδους γεωμετρίας και των τεχνολογικών παραμέτρων της διαδικασίας εκτύπωσης.

Ηλεκτρόδιο	Αντίσταση (Ω)	Ειδική Αντίσταση($\Omega \cdot \text{cm}$)	Αγωγιμότητα (S/cm)
c-Gyroid 3mm	7.1	160.6	0.006
c-Gyroid 4mm	8.3	187.7	0.005
c-Square Honeycomb 3mm	5	113.1	0.009
c-Square Honeycomb 4mm	5.5	124.4	0.008
Αγώγιμο Νήμα	1350	9.5	0.105

Πίνακας 2: Αγωγιμότητα των ηλεκτροδίων και του αγώγιμου νήματος.

Αξίζει να σημειωθεί πως οι μετρήσεις κατέδειξαν ότι η αντίσταση των εκτυπωμένων ηλεκτροδίων κυμαίνεται σε πολύ χαμηλά επίπεδα (μερικά Ω), τιμή η οποία θεωρείται αμελητέα σε σχέση με την εμπέδηση δέρματος–ηλεκτροδίου. Το γεγονός αυτό υπογραμμίζει την καταλληλότητα των 3D εκτυπωμένων ηλεκτροδίων για εφαρμογές ηλεκτροκαρδιογραφήματος, καθώς η χαμηλή τους αντίσταση συμβάλλει στη μείωση του ηλεκτρικού θορύβου και στην εξασφάλιση αξιόπιστης καταγραφής βιοηλεκτρικών σημάτων.

4.6. Συγκριτική ανάλυση της διεπαφής δέρματος–ηλεκτροδίου και του ισοδύναμου ηλεκτρικού μοντέλου κυκλώματος για τρεις κατηγορίες ηλεκτροδίων: Ag/AgCl, αγώγιμα (ξηρά) ηλεκτρόδια και ηλεκτρόδια πολυϋλικής εκτύπωσης.

Η διεπιφάνεια ηλεκτροδίου–δέρματος αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους παράγοντες που καθορίζουν την ποιότητα και την αξιοπιστία της ηλεκτροκαρδιογραφικής καταγραφής, καθώς η υψηλή εμπέδηση μπορεί να εισάγει θόρυβο και να περιορίσει την απόκριση του συστήματος. Για τον λόγο αυτό πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις εμπέδησης ηλεκτροδίου–δέρματος σε όλα τα 3D

εκτυπωμένα ηλεκτρόδια που αναπτύχθηκαν, καθώς και σε εμπορικά ηλεκτρόδια Ag/AgCl, τα οποία χρησιμοποιήθηκαν ως ηλεκτρόδια αναφοράς.

Για τη διαδικασία χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος των δύο ηλεκτροδίων[36], [38], ενώ η θερμοκρασία περιβάλλοντος διατηρήθηκε σταθερή (περίπου 300 ± 2 °C), ώστε να αποφευχθούν ανεπιθύμητες μεταβολές στη φυσιολογία του δέρματος. Επιπλέον, για να εξασφαλιστεί η συγκρισιμότητα των μετρήσεων, τα ηλεκτρόδια αντικαθίσταντο προσεκτικά μεταξύ των δοκιμών και στερεώνονταν σε πλήρως 3D εκτυπωμένο βραχιόλι ειδικά σχεδιασμένο για μετρήσεις εμπέδησης (**Εικόνα 24**). Σε όλες τις μετρήσεις εφαρμόστηκε η ίδια πίεση στο βραχιόλι, γεγονός απαραίτητο για την εξασφάλιση άμεσα συγκρίσιμων αποτελεσμάτων. Για τη μέτρηση χρησιμοποιήθηκε το όργανο Agilent 4284A Precision LCR Meter με εφαρμοζόμενο σήμα εναλλασσόμενης τάσης 100 mV και εύρος συχνοτήτων από 20 Hz έως 200 kHz. Η θέση της δοκιμής (αριστερός πήχης) τρύπηκε με αιθανόλη. Δεδομένου ότι η αύξηση της απόστασης δεν θα άλλαζε σημαντικά την αντίσταση του δέρματος, τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν με απόσταση 1 cm μεταξύ τους.



Εικόνα 24 : Τοποθέτηση ηλεκτροδίων στον αριστερό πήχη μαζί με το βραχιόλι σύνθετης αντίστασης πλήρως εκτυπωμένο σε 3D.

Το ισοδύναμο κύκλωμα που περιγράφει τη συμπεριφορά στη διεπιφάνεια ηλεκτροδίου–δέρματος κατά τη χρήση ξηρών ηλεκτροδίων παρουσιάζεται στο **Εικόνα 25(a)**. Το μοντέλο περιλαμβάνει:

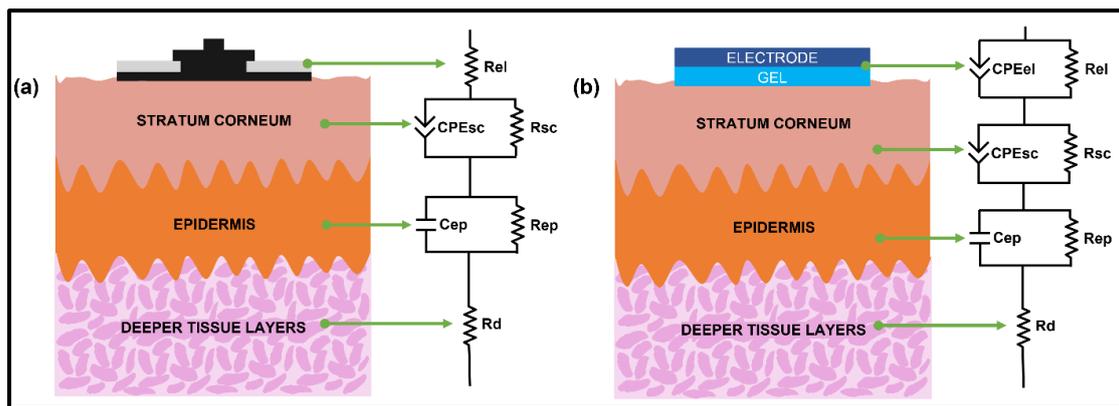
i) μία αντίσταση σε σειρά (Rel), η οποία αντιπροσωπεύει όλα τα ωμικά μέρη του μετρητικού συστήματος (καλώδια, ηλεκτρόδια και άλλα μεταλλικά μέρη),

ii) ένα Στοιχείο Σταθερής Φάσης (CPE_{sc}) και μία αντίσταση (R_{sc}), που λαμβάνουν υπόψη τις χωρητικές και ωμικές ιδιότητες του εξωτερικού στρώματος του δέρματος, της κεράτινης στιβάδας,

iii) έναν πυκνωτή (C_p) και μία αντίσταση (R_p), που αντιστοιχούν στη στιβάδα της επιδερμίδας κάτω από την κεράτινη στιβάδα, και

iv) μία ωμική αντίσταση (R_d), η οποία μοντελοποιεί τη συνεισφορά των βαθύτερων ιστικών στρωμάτων (π.χ. δερμίδα και υποδόριος ιστός), τα οποία παρουσιάζουν κυρίως ωμική συμπεριφορά λόγω της υψηλής αγωγιμότητας και της περιεκτικότητάς τους σε νερό.

Το ισοδύναμο κύκλωμα για το ηλεκτρόδιο Ag/AgCl με γέλη παρουσιάζεται συγκριτικά στην **Εικόνα 25(b)**. Διαφέρει από το μοντέλο του ξηρού ηλεκτροδίου στο ανώτερο τμήμα της διεπιφάνειας ηλεκτροδίου. Το συγκεκριμένο μοντέλο περιλαμβάνει μία αντίσταση (R_{el}) σε παράλληλη σύνδεση με ένα Στοιχείο Σταθερής Φάσης (CPE_{el}), για την προσομοίωση της ηλεκτροχημικής συμπεριφοράς στη διεπιφάνεια ηλεκτροδίου-γέλης. Τα υπόλοιπα τρία στοιχεία του μοντέλου είναι κοινά με το ξηρό ηλεκτρόδιο (Εικόνα 5(a)), καθώς αναφέρονται στην κεράτινη στιβάδα, την επιδερμίδα και τα βαθύτερα ιστικά στρώματα. Το προτεινόμενο μοντέλο βασίστηκε στο γεγονός ότι το κεράτινο στρώμα (SC), το οποίο βρίσκεται στην εξωτερική επιφάνεια, χαρακτηρίζεται από σημαντική ανομοιογένεια και διαφοροποίηση στο πάχος, ανάλογα με το σημείο του σώματος, ενώ εμφανίζει τη μεγαλύτερη τιμή εμπέδησης και προσεγγίζεται πιο ικανοποιητικά από το μοντέλο CPE. Αντίθετα, οι βαθύτεροι ιστοί παρουσιάζουν χαμηλότερες τιμές εμπέδησης λόγω της υψηλότερης αγωγιμότητας και της μεγαλύτερης περιεκτικότητας σε νερό, και επομένως περιγράφονται καλύτερα από το μοντέλο RC [38].



Εικόνα 25 : Μοντέλο ισοδύναμου κυκλώματος για την αντίσταση ηλεκτρόδιο-δέρμα για (α) ηλεκτρόδια εκτυπωμένα σε 3D και (β) ηλεκτρόδια Ag/AgCl.

Η εξίσωση (9) περιγράφει τη συνολική σύνθετη αντίσταση της διεπαφής δέρματος-ηλεκτροδίου για τα αγώγιμα ηλεκτρόδια ως συνάρτηση της συχνότητας:

$$Z_{el} = R_{el} + R_d + \frac{R_{ep}}{1+(2\pi f R_{ep} C_{ep})^2} + \frac{1}{\frac{1}{R_{sc}} + Q_{sc}(j2\pi f)^{n_{sc}}} \quad (14)$$

Τα πραγματικά και τα φανταστικά μέρη της σύνθετης αντίστασης περιγράφονται από τις ακόλουθες εξισώσεις:

$$Z_{el}' = R_{el} + R_d + \frac{R_{ep}}{1+(2\pi f R_{ep} C_{ep})^2} + \frac{A1}{A1^2+B1^2} \quad (15)$$

$$Z_{el}'' = \frac{R_{ep}^2(2\pi f)C_{ep}}{1+(2\pi f R_{ep} C_{ep})^2} + \frac{B1}{A1^2+B1^2} \quad (16)$$

Όπου,

$$A1 = \frac{1}{R_{sc}} + Q_{sc}(2\pi f)^{n_{sc}} \cos\left(\frac{n_{sc}\pi}{2}\right) \quad (17)$$

$$B1 = Q_{sc}(2\pi f)^{n_{sc}} \sin\left(\frac{n_{sc}\pi}{2}\right) \quad (18)$$

Η εξίσωση (14) περιγράφει τη συνολική σύνθετη αντίσταση της διεπαφής δέρματος-ηλεκτροδίου για το ηλεκτρόδιο αναφοράς (Ag/Cl) ως συνάρτηση της συχνότητας:

$$Z = Rd + \frac{Rep}{1+(2\pi fRepCep)^2} + \frac{1}{\frac{1}{Rsc}+Qsc(j2\pi f)^{nsc}} + \frac{1}{\frac{1}{Rel}+Qel(j2\pi f)^{nel}} \quad (19)$$

Τα πραγματικά και τα φανταστικά μέρη της σύνθετης αντίστασης περιγράφονται από τις ακόλουθες εξισώσεις:

$$Zel' = Rd + \frac{Rep}{1+(2\pi fRepCep)^2} + \frac{A1}{A1^2+B1^2} + \frac{A2}{A2^2+B2^2} \quad (20)$$

$$Zel'' = \frac{Rep^2(2\pi f)Cep}{1+(2\pi fRepCep)^2} + \frac{B1}{A1^2+B1^2} + \frac{B2}{A2^2+B2^2} \quad (21)$$

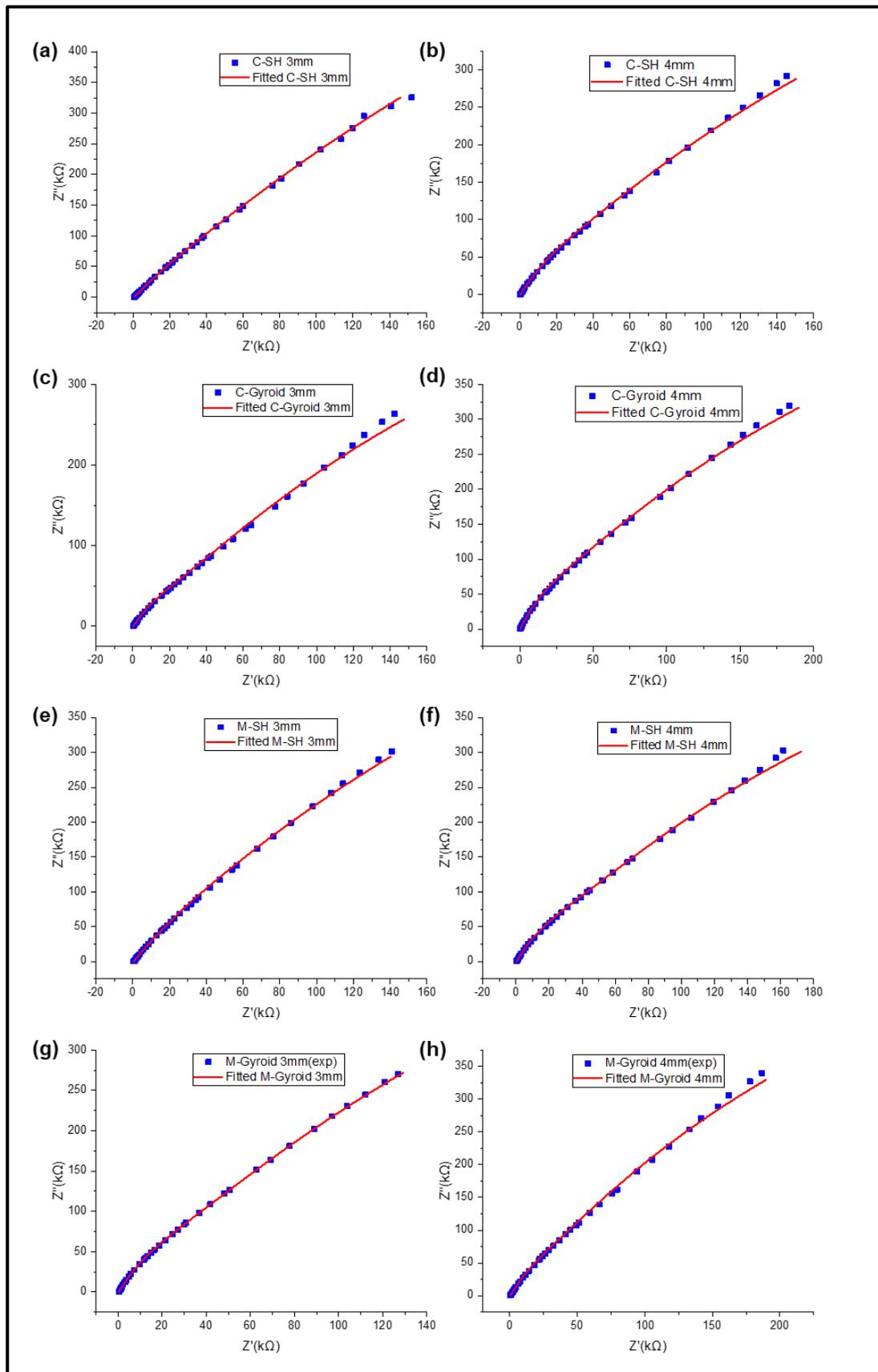
Όπου,

$$A1 = \frac{1}{Rsc} + Qsc(2\pi f)^{nsc} \cos\left(\frac{nsc\pi}{2}\right) \quad (22)$$

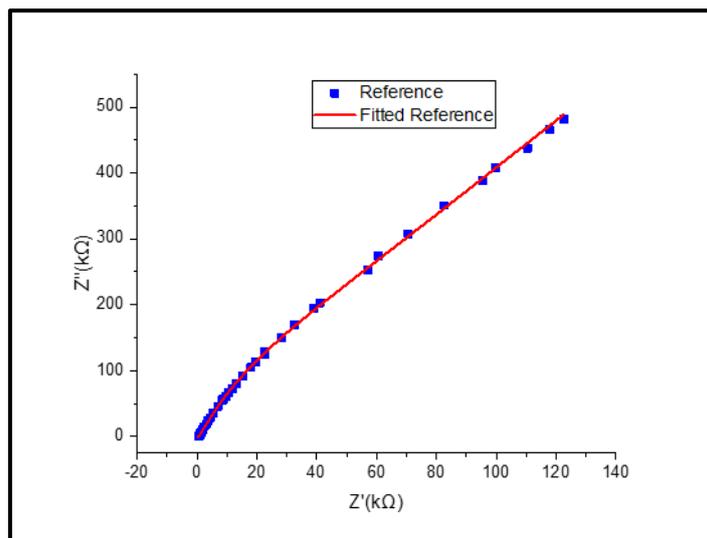
$$A2 = \frac{1}{Rel} + Qel(2\pi f)^{nel} \cos\left(\frac{nel\pi}{2}\right) \quad (23)$$

$$B1 = Qsc(2\pi f)^{nsc} \sin\left(\frac{nsc\pi}{2}\right) \quad (24)$$

$$B2 = Qel(2\pi f)^{nel} \sin\left(\frac{nel\pi}{2}\right) \quad (25)$$



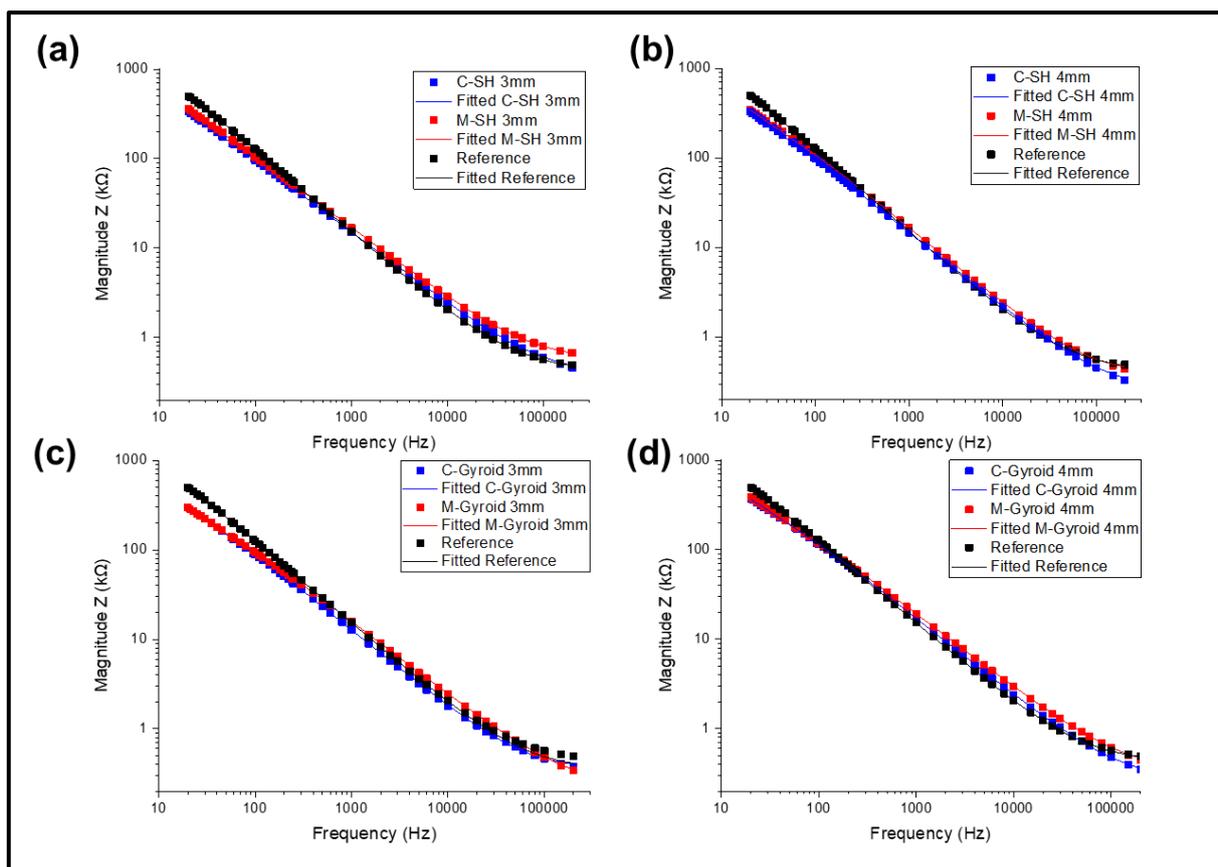
Εικόνα 26: Διαγράμματα Cole – Cole της σύνθετης αντίστασης για τα 3D εκτυπωμένα ηλεκτρόδια



Εικόνα 27: Διαγράμματα Cole – Cole της σύνθετης αντίστασης για το ηλεκτρόδιο αναφοράς (Ag/AgCl)

Επιπλέον, η εξαιρετική συμφωνία του μοντέλου με τα πειραματικά δεδομένα (όπως φαίνεται στις **Εικόνες 28 (a-d)** επιβεβαιώνεται και από την ανάλυση των διαγραμμάτων Cole–Cole (**Εικόνα 26,27**), όπου το φανταστικό μέρος της εμπέδησης απεικονίζεται ως συνάρτηση του πραγματικού μέρους. Η μερικώς ημικυκλική συμπεριφορά της εμπέδησης, που προσαρμόζεται πολύ καλά στα πειραματικά δεδομένα, αποτελεί σαφή ένδειξη της καταλληλότητας του προτεινόμενου ισοδύναμου κυκλωματικού μοντέλου. Η άμεση σύγκριση των τρισδιάστατα (3D) εκτυπωμένων ηλεκτροδίων με τα συμβατικά ηλεκτρόδια Ag/AgCl δείχνει ότι τα πρώτα παρουσιάζουν ανώτερα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά, καθώς εμφανίζουν χαμηλότερες τιμές εμπέδησης. Το αποτέλεσμα αυτό αποδίδεται σε δύο κύριους παράγοντες:

- (i) στη μεγαλύτερη ενεργή επιφάνεια των εκτυπωμένων ηλεκτροδίων, η οποία επιτρέπει καλύτερη ηλεκτρική επαφή με το δέρμα, μειώνοντας έτσι την αντίσταση του δέρματος και αυξάνοντας τη συνολική χωρητική συμπεριφορά της διεπιφάνειας,
- (ii) στη γενικά ωμική συμπεριφορά των 3D εκτυπωμένων ηλεκτροδίων, σε αντίθεση με τη χωρητική συμπεριφορά των ηλεκτροδίων Ag/AgCl με γέλη.



Εικόνα 28: Πειραματικά δεδομένα (σύμβολα) και γραμμές προσαρμογής της εμπέδησης Z ($k\Omega$) σε συνάρτηση με τη συχνότητα f (Hz) για: (a) *c-SH* 3mm, *M-SH* 3mm, (b) *c-SH* 4mm, *M-SH* 4mm, (c) *c-Gyroid* 3mm, *M-Gyroid* 3mm και (d) *c-Gyroid* 4mm, *M-Gyroid* 4 mm. Τα μαύρα/μπλε σύμβολα και γραμμές αντιστοιχούν στα 3D εκτυπωμένα ηλεκτρόδια, ενώ τα κόκκινα σύμβολα και γραμμές αναφέρονται στα ηλεκτρόδια αναφοράς *Ag/AgCl*.

Οι τιμές των παραμέτρων που εξήχθησαν για κάθε στοιχείο του ισοδύναμου κυκλώματος, το οποίο χρησιμοποιήθηκε για την προσαρμογή των πειραματικών δεδομένων, υπολογίστηκαν με βάση το ισοδύναμο κύκλωμα εμπέδησης ηλεκτροδίου–δέρματος, με τις αντίστοιχες παραμέτρους όπως παρουσιάζονται στους Πίνακες 3, 4, 5. Η διαδικασία προσαρμογής των πειραματικών καμπυλών πραγματοποιήθηκε με το λογισμικό ZView (Scribner Associates), χρησιμοποιώντας το προτεινόμενο ισοδύναμο κύκλωμα. Οι παράμετροι που εξήχθησαν παρουσιάζουν συμφωνία με τιμές που έχουν αναφερθεί στη βιβλιογραφία[38], [113], [114], γεγονός που υπογραμμίζει την αξιοπιστία και εγκυρότητα της πειραματικής διαδικασίας.

Η Εικόνα 28 (a–d) απεικονίζει τη εμπέδηση ηλεκτροδίου–δέρματος Z ($k\Omega$) ως συνάρτηση της συχνότητας (Hz) για όλα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ηλεκτρόδια σε

ευρύ φάσμα συχνοτήτων. Όλα συγκρίνονται με το ηλεκτρόδιο αναφοράς, το οποίο απεικονίζεται με κόκκινο χρώμα, καθώς και με τις προσαρμοσμένες καμπύλες τους.

Ηλεκτρόδιο	c-SH 3mm	c-Gyr 3mm	M-SH 3mm	M-Gyr 3mm
Rel + Rd (Ω)	548.9	219.4	381.5	350.2
Rsc (M Ω)	3.943	1.624	2.496	1.820
CPEsc (Q) (nF·s ⁽ⁿ⁻¹⁾)	59.106	68.308	60.914	54.315
CPEsc (n)	0.794	0.797	0.803	0.848
Rep (k Ω)	4.669	11.642	5.100	18.435
Cep (nF)	358.45	76.07	445.72	97.44

Πίνακας 3: Τιμές των παραμέτρων για τα c-SH 3 mm, c-Gyroid 3 mm, M-SH 3 mm, M-Gyroid 3 mm ηλεκτροδίων

Ηλεκτρόδιο	c-SH 4mm	c-Gyr 4mm	M-SH 4mm	M-Gyr 4mm
Rel + Rd (Ω)	261.8	269.8	379.3	328.7
Rsc (M Ω)	1.791	1.472	1.61	1.864
CPEsc (Q) (nF·s ⁽ⁿ⁻¹⁾)	55.193	45.005	50.599	49.92
CPEsc (n)	0.824	0.837	0.828	0.807
Rep (k Ω)	14.515	24.230	20.636	12.716
Cep (nF)	123.60	66.18	66.25	79.58

Πίνακας 4: Τιμές των παραμέτρων για τα c-SH 4 mm, c-Gyroid 4 mm, M-SH 4 mm, M-Gyroid 4 mm ηλεκτροδίων

Ηλεκτρόδιο	Reference (Ag/Cl)
Rd (Ω)	397.1
Rel (k Ω)	47.655
CPEel (Q) (μ F·s ⁽ⁿ⁻¹⁾)	3.899
CPEel (n)	0.569
Rsc (M Ω)	7.176
CPEsc (Q) (nF·s ⁽ⁿ⁻¹⁾)	22.445
CPEsc (n)	0.942
Rep (k Ω)	50.963
Cep (nF)	81.64

Πίνακας 5: Τιμές των παραμέτρων για το ηλεκτρόδιο αναφοράς (Ag/Cl)

Τα αποτελέσματα ανέδειξαν σημαντική μείωση της εμπέδησης επαφής με την αύξηση της συχνότητας, χαρακτηριστικό που συμφωνεί με τη γνωστή συμπεριφορά των βιολογικών ιστών και των ηλεκτροδίων, καθώς σε υψηλότερες συχνότητες το ρεύμα παρακάμπτει τις χωρητικές αντιστάσεις των επιφανειακών στρωμάτων και διεισδύει βαθύτερα στους αγωγίμους ιστούς. Σε όλες τις περιπτώσεις, τα 3D εκτυπωμένα ηλεκτρόδια εμφάνισαν χαμηλότερη εμπέδηση σε σχέση με τα ηλεκτρόδια Ag/AgCl. Ειδικότερα, τα ηλεκτρόδια Gyroid 3 mm εμφάνισαν τις χαμηλότερες τιμές εμπέδησης (298 kΩ στα 20 Hz), ενώ τα ηλεκτρόδια αναφοράς Ag/AgCl κατέγραψαν υψηλότερη τιμή (496 kΩ στην ίδια συχνότητα). Επιπλέον, η εμπέδηση επαφής των εμπορικών ηλεκτροδίων Ag/AgCl βρέθηκε συνεπής με τις τιμές που έχουν αναφερθεί στη βιβλιογραφία από άλλες ερευνητικές ομάδες [38], [113], [114].

Η χαμηλή εμπέδηση που καταγράφηκε στα 3D εκτυπωμένα ηλεκτρόδια μπορεί να αποδοθεί τόσο στη μεγαλύτερη ενεργό επιφάνεια επαφής με το δέρμα όσο και στη μηχανική ευκαμψία τους, που επιτρέπει καλύτερη προσαρμογή στη μορφολογία της επιδερμίδας σε σχέση με τα άκαμπτα Ag/AgCl ηλεκτρόδια. Παράλληλα, τα αποτελέσματα κατέδειξαν μειωμένη εμπέδηση επαφής, που συνδέεται με βελτιωμένη ποιότητα σήματος και περιορισμό του ηλεκτρικού θορύβου κατά την καταγραφή ηλεκτροκαρδιογραφήματος, καθιστώντας τα 3D εκτυπωμένα ηλεκτρόδια κατάλληλα για φορητές και μακροχρόνιες εφαρμογές καταγραφής βιοσημάτων.

Electrodes	Z (kΩ)
c-Square Honeycomb 3mm	359
c- Square Honeycomb 4mm	326
c-Gyroid 3mm	300
c-Gyroid 4mm	368
M- Square Honeycomb 3mm	332
M- Square Honeycomb 4mm	343
M-Gyroid 3mm	298
M-Gyroid 4mm	388
Reference (Ag/AgCl)	496

Πίνακας 6: Αντίσταση ηλεκτροδίου-δέρματος για τα οκτώ 3D εκτυπωμένα ηλεκτρόδια και το ηλεκτρόδιο αναφοράς (Ag/AgCl) στα 20Hz.

4.7. Ηλεκτροκαρδιογραφικά Σήματα με Τρισδιάστατα Εκτυπωμένα Ηλεκτρόδια

4.7.1. Στατική Παρακολούθηση ΗΚΓ

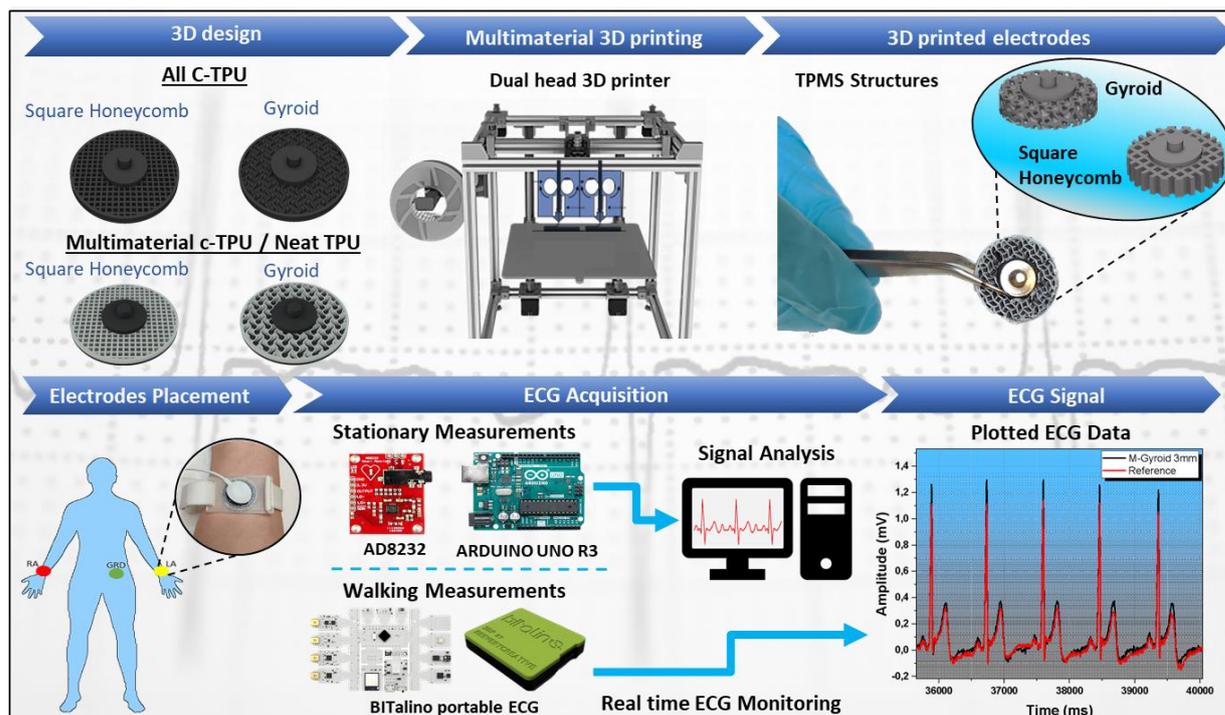
Οι ηλεκτροκαρδιογραφικές (ΗΚΓ) μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση δύο αρθρωμάτων αισθητήρων ΗΚΓ τύπου AD8232, για την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Κάθε αισθητήρας AD8232 ενσωματώνει ένα ζωνοπερατό φίλτρο (0,5–40 Hz), το οποίο καταστέλλει τη μετατόπιση της βασικής γραμμής (<0,5 Hz) και μειώνει τον θόρυβο που προέρχεται από κινήσεις του σώματος και ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές (>40 Hz).

Τα βιοηλεκτρικά σήματα ψηφιοποιήθηκαν μέσω μικροελεγκτή Arduino Uno R3 και καταγράφηκαν σε προσωπικό υπολογιστή με συχνότητα δειγματοληψίας 510 Hz, χρησιμοποιώντας το περιβάλλον ανάπτυξης Arduino IDE σε συνδυασμό με λογισμικό σειριακής επικοινωνίας (CoolTerm), το οποίο χρησιμοποιείται ως εναλλακτική λύση αντί του Serial Monitor του Arduino IDE. Το πλεονέκτημα του CoolTerm είναι ότι παρέχει τη δυνατότητα αποθήκευσης των σειριακών δεδομένων σε μορφή αρχείου κειμένου (.txt), δυνατότητα που δεν προσφέρεται από το Arduino IDE.

Για την καταγραφή των μετρήσεων, ακολουθούνται τα εξής βήματα στο περιβάλλον του CoolTerm:

1. Επιλέγεται: "Connection" > "Capture to Text/Binary File" > "Start", ώστε να δημιουργηθεί το αρχείο καταγραφής.
2. Στη συνέχεια πατιέται το κουμπί "Connect", για να ξεκινήσει η σειριακή καταγραφή.
3. Όταν ολοκληρωθεί η συλλογή επαρκών μετρήσεων, ακολουθείται η διαδικασία: "Disconnect" και "Capture to Text/Binary File" > "Stop".

Οι αποθηκευμένες μετρήσεις μπορούν στη συνέχεια να μεταφερθούν και να αναλυθούν εύκολα σε λογισμικό όπως το Origin, όπου ξεκινά η περαιτέρω επεξεργασία και γραφική απεικόνιση των δεδομένων.



Εικόνα 29: Σχηματική απεικόνιση των ηλεκτροδίων που έχουν εκτυπωθεί σε 3D.

Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς αποτυπώνεται μέσω του σήματος του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ). Οι καταγραφές πραγματοποιούνται στο δέρμα, συνήθως στους καρπούς ή στο στήθος, και χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της αποπόλωσης και της επαναπόλωσης των καρδιακών μυών (κόλπων και κοιλιών) σε κάθε καρδιακό παλμό. Μία από τις πιο συνηθισμένες μεθόδους είναι το σύστημα τριών ηλεκτροδίων, όπου δύο ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται για την απόκτηση του σήματος και ένα τρίτο λειτουργεί ως γείωση.

Στο πλαίσιο του παρόντος πειράματος, οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν τόσο στον καρπό όσο και στο στήθος. Για τη διασφάλιση της μέγιστης ποιότητας σήματος προηγήθηκε προετοιμασία του δέρματος, η οποία περιλάμβανε ξύρισμα των τριχωτών περιοχών και καθαρισμό με αιθανόλη, διαδικασίες που αποτελούν τυπικές πρακτικές για τη βελτίωση της αγωγιμότητας και τη μείωση του θορύβου.

Προκειμένου τα ηλεκτρόδια να παραμένουν σταθερά στη θέση τους στον καρπό, κατασκευάστηκε ένα πλήρως τρισδιάστατα εκτυπωμένο βραχιόλι. Για τη διερεύνηση της απόδοσης των τρισδιάστατα εκτυπωμένων ηλεκτροδίων σε μετρήσεις ΗΚΓ πραγματοποιήθηκαν τέσσερις διαφορετικές δοκιμές:

- (i) Καταγραφές σε στάση ηρεμίας, όπου λήφθηκαν σήματα από όλα τα 3D εκτυπωμένα ηλεκτρόδια,
- (ii) Καταγραφή 24 ωρών χρησιμοποιώντας το πολυϋλικό ηλεκτρόδιο τύπου Gyroid,
- (iii) καταγραφές ενώ ο συμμετέχων στεκόταν όρθιος και
- (iv) καταγραφές κατά τη διατήρηση σταθερού βηματισμού.

Για λόγους σύγκρισης, τόσο τα συμβατικά ηλεκτρόδια Ag/AgCl (με γέλη) όσο και τα ειδικά σχεδιασμένα 3D εκτυπωμένα ηλεκτρόδια χρησιμοποιήθηκαν ταυτόχρονα κατά τις μετρήσεις ΗΚΓ. Στις δοκιμές συμμετείχε ένας εθελοντής, στον οποίο τοποθετήθηκαν δύο ηλεκτρόδια συμμετρικά στο εσωτερικό των καρπών του δεξιού και του αριστερού χεριού, ενώ το ηλεκτρόδιο γείωσης τοποθετήθηκε στο κάτω μέρος της κοιλιάς.

Επιπλέον, χρησιμοποιήθηκαν δύο κατάλληλα κριτήρια για την εξέταση της ποιότητας του σήματος ΗΚΓ: το μέγιστο εύρος τάσης (V_{pp}) του συμπλέγματος QRS και ο λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR) των καταγεγραμμένων σημάτων. Η εξίσωση (14) χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό του SNR:

$$SNR = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{RMS_{QRS}}{RMS_{baseline}} \right) \quad (26)$$

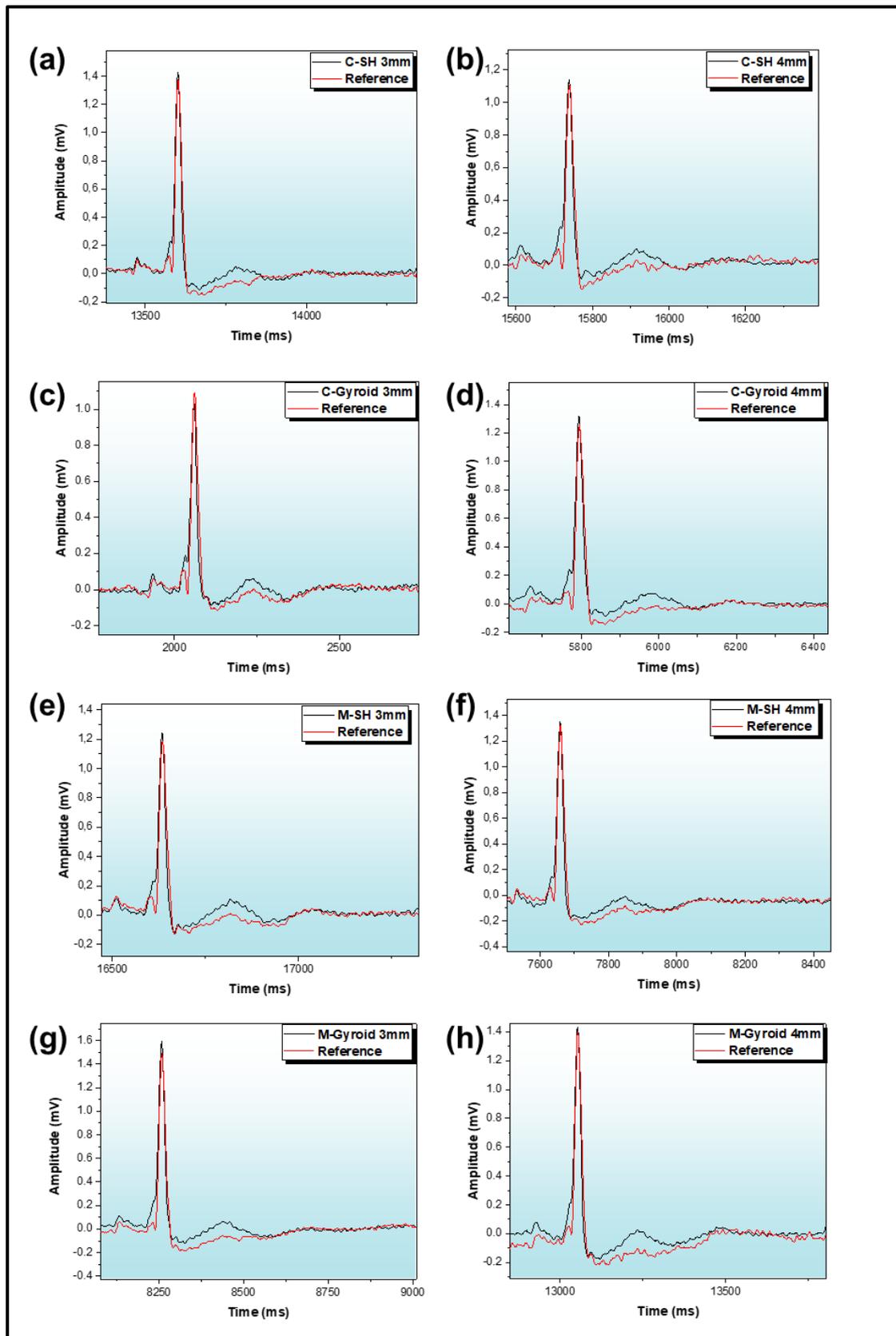
Όπου το RMS_{QRS} είναι η ενεργός τιμή (root-mean-square) του συμπλέγματος QRS και το $RMS_{baseline}$ είναι ο θόρυβος που ελήφθη από τη βασική γραμμή μεταξύ των κυμάτων T και P, όπου το σήμα είναι γενικά ισοηλεκτρικό. Ο συνολικός θόρυβος σε μία καταγραφή [115] αποτελείται από το άθροισμα:

- (1) του εσωτερικού θορύβου του μυοκαρδίου,
- (2) του θορύβου που προκαλείται από τη διεπιφάνεια ηλεκτροδίου–δέρματος και
- (3) του θορύβου του ενισχυτή.

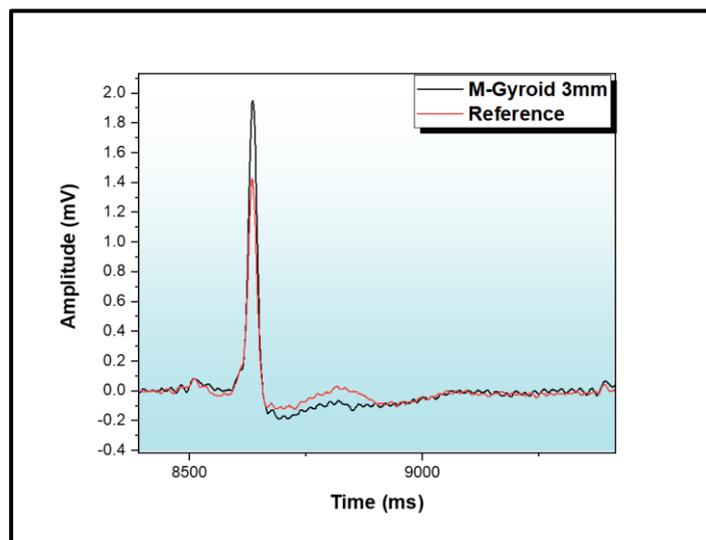
Εικόνα 30 και 32. (a), (b), (c) και (d) απεικονίζουν έναν καρδιακό παλμό πλάτους (mV) ως γράφημα Πλάτους–Χρόνου (ms) για τα: (a) c-SH 3mm, (b) c-SH 4mm, (c) c-Gyroid 3mm και (d) c-Gyroid 4mm, πάντα σε σύγκριση με το ηλεκτρόδιο αναφοράς (Ag/AgCl), τοποθετημένα στο στήθος και στην καρδιά αντίστοιχα. **Εικόνα 30 και 32.** (e), (f), (g) και (h) παρουσιάζουν έναν παλμό πλάτους (mV) ως προς χρόνο (ms) για τα τέσσερα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ηλεκτρόδια πολλαπλού υλικού: (e) M-SH 3mm, (f) M-SH 4mm, (g) M-Gyroid 3mm και (h) M-Gyroid 4mm, όλα σε αντιπαράθεση με το

ηλεκτρόδιο αναφοράς (Ag/AgCl), τοποθετημένα στο στήθος και στην καρδιά αντίστοιχα. Στο πείραμα στοχεύσαμε στην απόκτηση σήματος ΗΚΓ χρησιμοποιώντας τη διαμόρφωση Lead I. Παρόλο που η τοποθέτηση των ανταγωνιστικών ηλεκτροδίων δεν ήταν απολύτως ταυτόσημη σε όλες τις μετρήσεις, έγινε με προσοχή ώστε να τοποθετηθούν σε γειτονικές θέσεις, διατηρώντας έτσι την αναγκαία συγκρισιμότητα των σημάτων.

Κατά τις μετρήσεις στο θώρακα, τα ηλεκτρόδια Ag/AgCl δεν κατέγραψαν με σαφήνεια το κύμα T, στοιχείο που αποτελεί σημαντικό δείκτη για την αξιολόγηση της ποιότητας του ΗΚΓ. Για τον λόγο αυτό κρίθηκε απαραίτητη η πραγματοποίηση πρόσθετης μέτρησης με αντιστροφή της θέσης τοποθέτησης των ηλεκτροδίων, ώστε να διερευνηθεί η επίδραση της θέσης στην καταγραφή **Εικόνα 31**. Στην περίπτωση αυτή, το κύμα T δεν καταγράφηκε στα ηλεκτρόδια πολλαπλού υλικού, γεγονός που καταδεικνύει ότι η ακριβής θέση των ηλεκτροδίων επηρεάζει καθοριστικά τη μορφολογία του σήματος ΗΚΓ. Ωστόσο, παρά τις διαφοροποιήσεις που αποδίδονται στη θέση τοποθέτησης, τα ηλεκτρόδια πολλαπλού υλικού παρουσίασαν συνολικά βελτιωμένη συμπεριφορά σε σχέση με τα συμβατικά ηλεκτρόδια Ag/AgCl, γεγονός που αναδεικνύει την αποτελεσματικότητα των τρισδιάστατων εκτυπωμένων ηλεκτροδίων στην ηλεκτροφυσιολογική μέτρηση.



Εικόνα 30: Σήματα ΗΚΓ στο στήθος για α) *c-SH 3mm*, β) *c-SH 4mm*, γ) *c-Gyroid 3mm*, δ) *c-Gyroid 4mm*, ε) *M-SH 3mm*, ς) *M-SH 4mm*, ζ) *M-Gyroid 3mm*, η) *M-Gyroid 4mm* (μαύρο) σε σύγκριση με ηλεκτρόδια *Ag/AgCl* (κόκκινο).



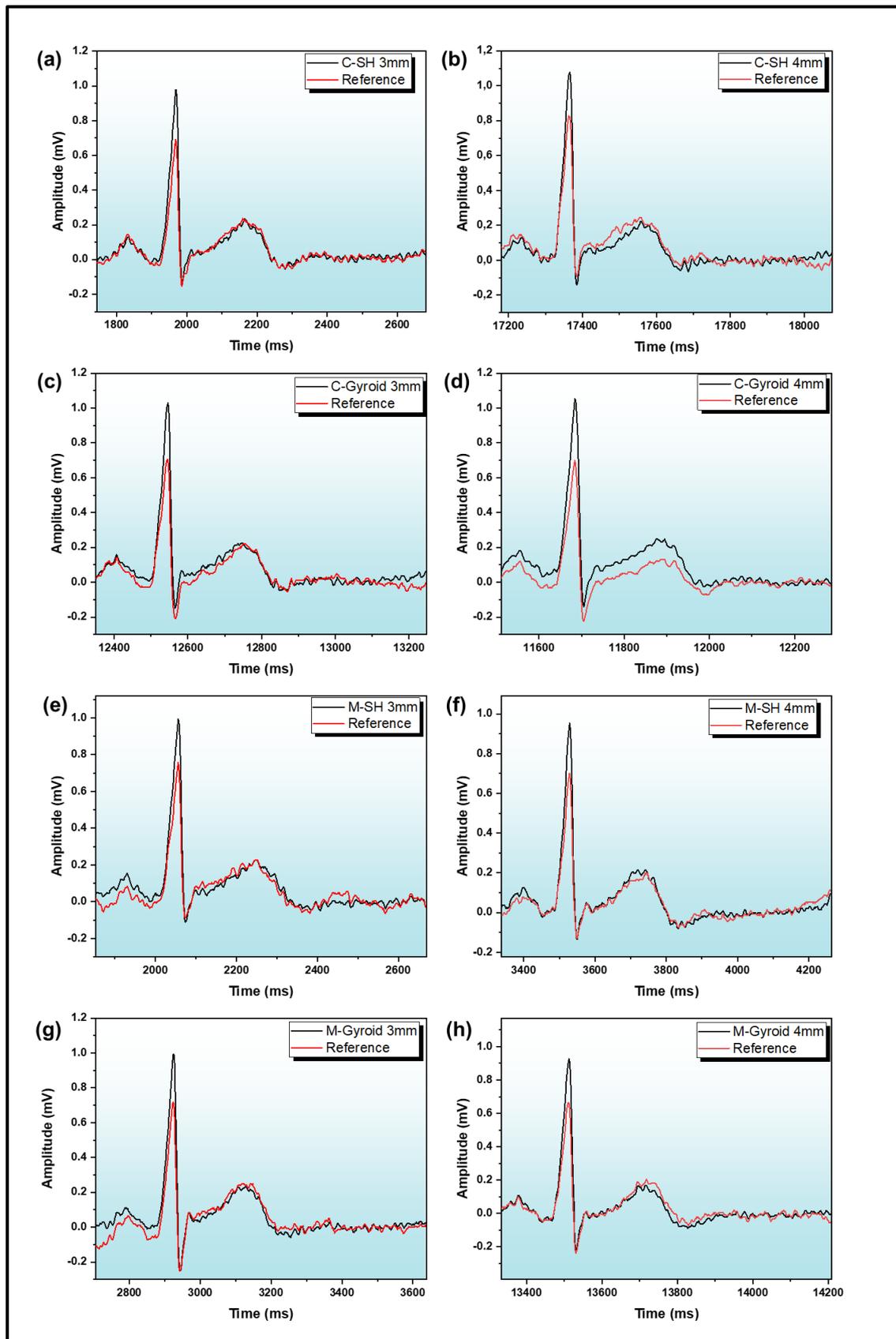
Εικόνα 31: Σήμα ΗΚΓ στο στήθος σε αντίστροφη θέση για το M-Gyroid 3mm (μαύρο) σε σύγκριση με ηλεκτρόδιο Ag/AgCl (κόκκινο).

Ηλεκτρόδια	Σε δοκιμή Ηλεκτρόδια εκτυπωμένα σε 3D		Ηλεκτρόδια αναφοράς (Ag/Cl)	
	V _{pp} (mV)	SNR (dB)	V _{pp} (mV)	SNR (dB)
c-SH 3mm/Reference	1,411 ± 0.022	36,96	1.389 ± 0.025	34,81
c-SH 4mm/Reference	1.370 ± 0.020	35.16	1.442 ± 0.024	31.31
c-Gyroid 3mm/Reference	1.198 ± 0.023	34.87	1.187 ± 0.028	33.70
c-Gyroid 4mm/Reference	1.266 ± 0.014	37,49	1.238 ± 0.015	33,85
M-SH 3mm/Reference	1.365 ± 0.017	32,09	1.352 ± 0.019	32,04
M-SH 4mm/Reference	1.425 ± 0.020	37.03	1.375 ± 0.036	35.54
M-Gyroid 3mm/Reference	1.621 ± 0.019	33,32	1.561 ± 0.021	31,61
M-Gyroid 4mm/Reference	1.444 ± 0.019	31.64	1.432 ± 0.023	28.64
M-Gyroid 3mm/Reference (in reverse positions)	1.959 ± 0.035	34.23	1.394 ± 0.027	28.32

Πίνακας 7: Τιμές V_{pp} και SNR των ηλεκτροδίων στον θώρακα, που εκτυπώθηκαν σε 3D, σε σύγκριση με το ηλεκτρόδιο αναφοράς (Ag/AgCl).

Κατά τις μετρήσεις στο καρπό δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μορφολογίας κυματομορφών μεταξύ των τρισδιάστατα εκτυπωμένων ηλεκτροδίων και των ηλεκτροδίων Ag/AgCl, καθώς όλα τα σήματα ΗΚΓ διακρίνουν τα κύματα P, QRS και T.

Και στις δυο περιπτώσεις τα περισσότερα ηλεκτρόδια εμφάνισαν παρόμοιους ή υψηλότερους λόγους σήματος προς θόρυβο (SNR) και μεγαλύτερα πλάτη QRS (**Πίνακας 7,8**), γεγονός που υποδηλώνει ανώτερες δυνατότητες ποιότητας σήματος.



Εικόνα 32: Σήματα ΗΚΓ στον καρπό για a) *c-SH* 3mm, b) *c-SH* 4mm, c) *c-Gyroid* 3mm, d) *c-Gyroid* 4mm, e) *M-SH* 3mm, f) *M-SH* 4mm, g) *M-Gyroid* 3mm, h) *M-Gyroid* 4mm (μαύρο) σε σύγκριση με ηλεκτρόδια *Ag/AgCl* (κόκκινο).

Ηλεκτρόδια	Σε δοκιμή Ηλεκτρόδια εκτυπωμένα σε 3D		Ηλεκτρόδια αναφοράς (Ag/Cl)	
	V _{pp} (mV)	SNR (dB)	V _{pp} (mV)	SNR (dB)
c-SH 3mm/Reference	1.169 ± 0.014	30,56	0.909 ± 0.014	28,53
c-SH 4mm/Reference	1.190 ± 0.013	31.58	0.916 ± 0.012	27.26
c-Gyroid 3mm/Reference	1.226 ± 0.019	30.83	0.958 ± 0.020	27.62
c-Gyroid 4mm/Reference	1.226 ± 0.013	31,76	0.947 ± 0.013	29,78
M-SH 3mm/Reference	1.162 ± 0.017	31.65	0.903 ± 0.015	26.34
M-SH 4mm/Reference	1.186 ± 0.019	33.33	0.896 ± 0.015	28.64
M-Gyroid 3mm/Reference	1.193 ± 0.009	31,47	0.914 ± 0.013	27,51
M-Gyroid 4mm/Reference	1.176 ± 0.012	30,95	0.923 ± 0.011	24,76

Πίνακας 8: Τιμές V_{pp} και SNR των ηλεκτροδίων στον καρπό, που εκτυπώθηκαν σε 3D, σε σύγκριση με το ηλεκτρόδιο αναφοράς (Ag/AgCl).

4.7.2. Παρακολούθηση 24 ωρών ΗΚΓ

Μετά τις μετρήσεις εμπέδησης ηλεκτροδίου-δέρματος και ΗΚΓ αναγνωρίσαμε το ηλεκτρόδιο Multimaterial Gyroid (3mm) ως την πιο κατάλληλη επιλογή. Παρουσίασε καλύτερη εμπέδηση ηλεκτροδίου-δέρματος, υψηλότερα V_{pp} και SNR από το ηλεκτρόδιο αναφοράς. Επιπλέον, οι πολυϋλικές δομές γυροειδούς παρουσίασαν βελτιωμένη ευκαμψία. Τα αποτελέσματα αυτά είναι ιδανικά για την προσαρμογή στις μηχανικές ιδιότητες και την ευκαμψία του δέρματος.

Συνεπώς, πραγματοποιήθηκε μακροχρόνια μέτρηση για την αξιολόγηση της απόδοσής του σε σχέση με το ηλεκτρόδιο Ag/AgCl. Τα σήματα ΗΚΓ παρουσιάστηκαν στις χρονικές στιγμές 0h, 1h, 6h και 24h, όπου τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν και πάλι στο στήθος αλλά και στην καρδιά. Για την εκτίμηση της σταθερότητας και της συνέπειας, υπολογίστηκαν οι μέσες τιμές συμπλέγματος QRS από μετρήσεις δύο λεπτών που λαμβάνονταν κάθε ώρα, για μια ολόκληρη ημέρα (24 ώρες).

Οι **Εικόνες 33 και 34** παρουσιάζουν τη μακροχρόνια παρακολούθηση του πολυϋλικού ηλεκτροδίου τύπου Gyroid πάχους 3 mm σε σύγκριση με το συμβατικό ηλεκτρόδιο Ag/AgCl. Η αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε σε χρονικές στιγμές (a) 0 h, (b) 1 h, (c) 6 h και (d) 24 h, με διάρκεια 2 λεπτών ανά μέτρηση. Από κάθε καταγραφή αναλύθηκαν πέντε (5) διαδοχικοί καρδιακοί παλμοί. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο στήθος (**Εικόνα 33**) και στον καρπό (**Εικόνα 34**), προκειμένου να διερευνηθεί η επίδραση της ανατομικής θέσης και του χρόνου χρήσης στην ποιότητα του καταγεγραμμένου ηλεκτροκαρδιογραφικού σήματος.

Ο αρχικός λόγος τάσης (0h) μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων στο στήθος, ήταν 1,2 και μετά από μία ώρα, αυξήθηκε σε 1,35, όπου στη συνέχεια παρέμεινε σταθερός (**Πίνακας 9**). Το φαινόμενο αυτό μπορεί να αποδοθεί στη σταδιακή εφίδρωση, η οποία αυξάνει την τοπική υγρασία στη διεπιφάνεια δέρματος–ηλεκτροδίου, μειώνοντας έτσι την εμπέδηση και βελτιώνοντας την αγωγιμότητα του σήματος.

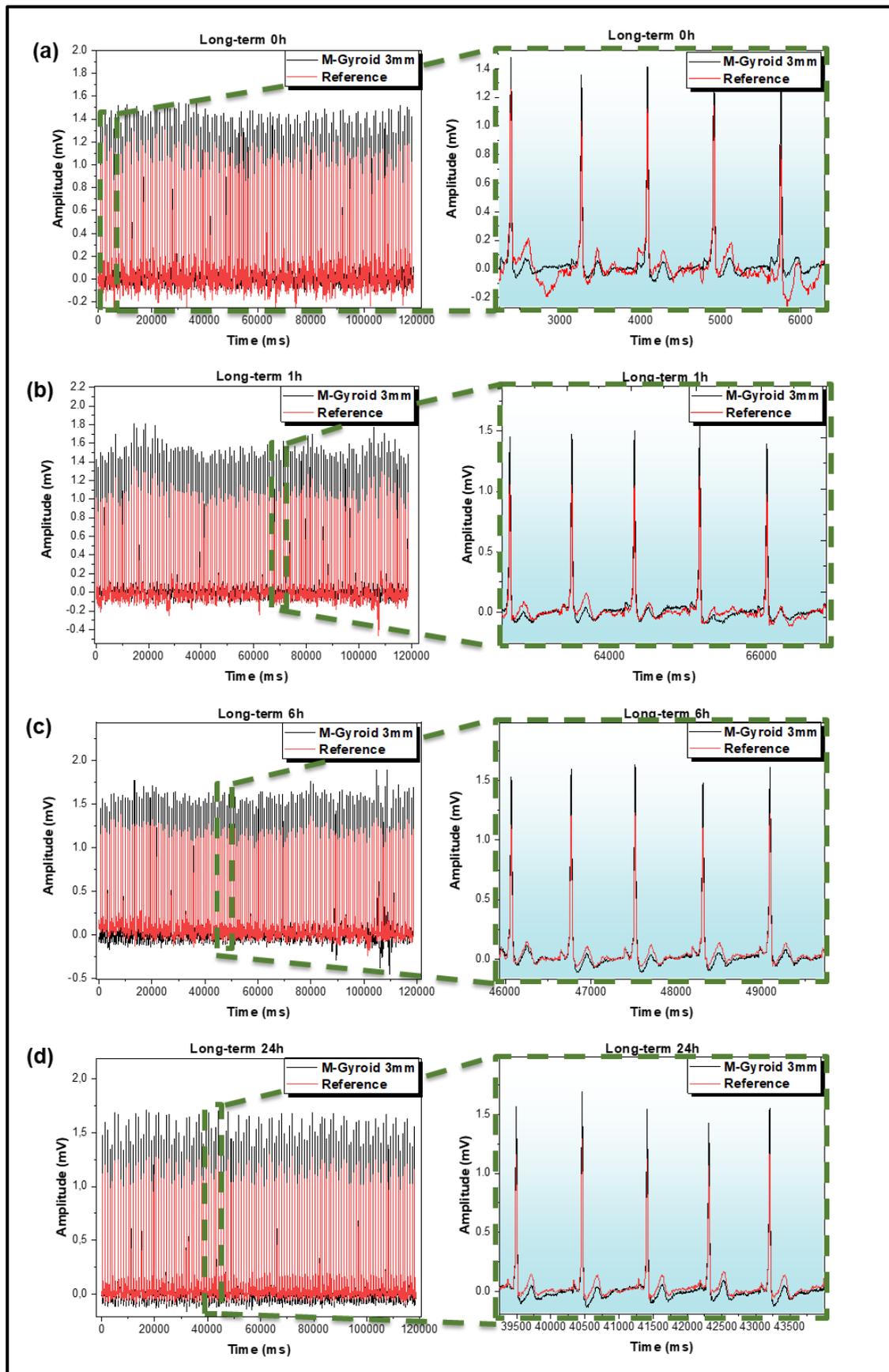
Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ηλεκτρόδια (3D-printed electrodes) παρουσίασαν σταθερά υψηλότερες τιμές V_{pp} και λόγους τάσης σε σύγκριση με τα ηλεκτρόδια αναφοράς Ag/AgCl. Αυξημένος θόρυβος κίνησης παρατηρήθηκε μόνο κατά το πρώτο στάδιο της μέτρησης με τα ηλεκτρόδια Ag/AgCl, ο οποίος στη συνέχεια απουσίαζε από τα επόμενα στάδια. Το φαινόμενο αυτό πιθανότατα συνδέεται με την αρχική προσαρμογή του gel στη διεπιφάνεια δέρματος–ηλεκτροδίου [63].

Αντίθετα, τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ηλεκτρόδια έδειξαν σταθερή συμπεριφορά από την αρχή της μέτρησης, χωρίς αντίστοιχες διακυμάνσεις θορύβου, γεγονός που υποδηλώνει πιο αξιόπιστη και συνεχόμενη επαφή δέρματος–ηλεκτροδίου.

Τα αποτελέσματα της μέτρησης στον καρπό έδειξαν ότι, ανεξάρτητα από τον χρόνο μέτρησης, ο λόγος τάσης του M-Gyroid 3mm προς το ηλεκτρόδιο αναφοράς ($V_{M-Gyroid}/V_{Reference}$) παρέμεινε σταθερός περίπου στο 1,1 (**Πίνακας 10**). Κατά τη διάρκεια των 24 ωρών, τόσο τα ηλεκτρόδια αναφοράς όσο και τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ηλεκτρόδια διατήρησαν σταθερή απόδοση, επιδεικνύοντας υψηλή πιστότητα.

Ωστόσο, τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ηλεκτρόδια παρουσίασαν εξαιρετική απόδοση με υψηλότερες τιμές V_{pp} , ενώ ο θόρυβος και των δύο τύπων ηλεκτροδίων παρέμεινε σε παρόμοια επίπεδα κατά τις πρώτες ώρες του πειράματος (**Εικόνα 34 (a–c)**). Παρά ταύτα, ο θόρυβος στα ηλεκτρόδια αναφοράς φαίνεται να αυξάνεται στις 24 ώρες, σε

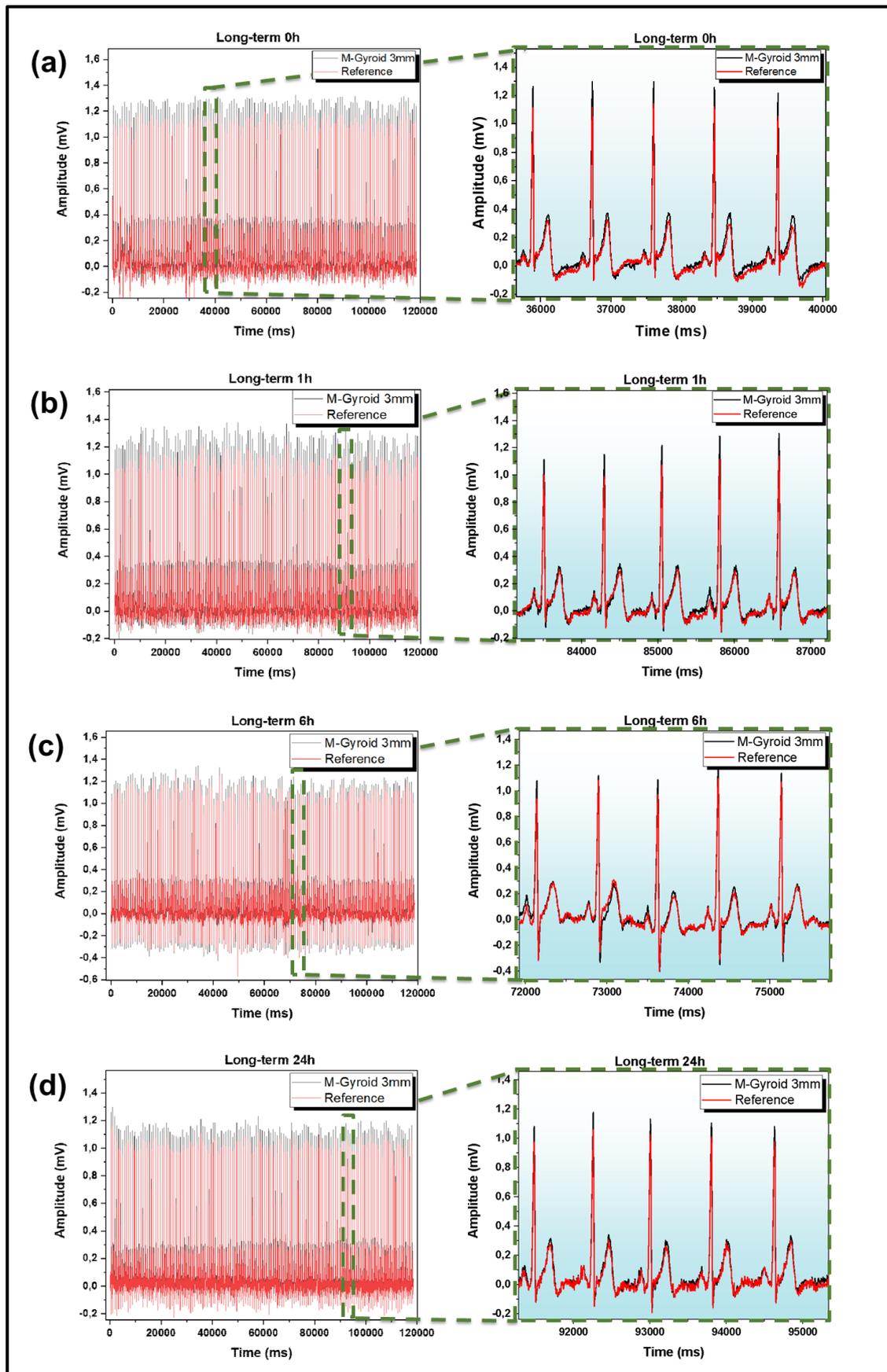
αντίθεση με τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα ηλεκτρόδια, τα οποία παρέμειναν σταθερά καθ' όλη τη διάρκεια του 24ώρου πειράματος (**Εικόνα 34 (d)**).



Εικόνα 33 : Σήματα ΗΚΓ στο στήθος για τα ηλεκτρόδια $Ag/AgCl$ (κόκκινο) και $M-Gyroid\ 3mm$ (μαύρο) κατά τη μακροχρόνια παρακολούθηση: (α) 0h, (β) 1h, (γ) 6h, (δ) 24h

Ωρες	M-Gyroid 3mm	Ηλεκτρόδια αναφοράς (Ag/Cl)	Λόγος V_{pp}
	Μέση τιμή V_{pp} (mV)	Μέση τιμή V_{pp} (mV)	$V_{pp(M-Gyroid\ 3mm)}/V_{pp(Ag/Cl)}$
0h	1.478 ± 0.008	1.203 ± 0.009	1,228
1h	1.611 ± 0.008	1.178 ± 0.008	1,367
6h	1.669 ± 0.008	1.246 ± 0.006	1,339
24h	1.630 ± 0.011	1.193 ± 0.008	1,366

Πίνακας 9: Μέσο V_{pp} στο στήθος για το M-Gyroid 3mm και το αναφοράς (Ag/AgCl) για 0h, 1h, 6h και 24h.



Εικόνα 34: Σήματα ΗΚΓ στο καρπό για τα ηλεκτρόδια $Ag/AgCl$ (κόκκινο) και $M-Gyroid\ 3mm$ (μαύρο) κατά τη μακροχρόνια παρακολούθηση: (α) 0h, (β) 1h, (γ) 6h, (δ) 24h.

Ωρες	M-Gyroid 3mm	Ηλεκτρόδια αναφοράς (Ag/Cl)	Λόγος V _{pp}
	Μέση τιμή V _{pp} (mV)	Μέση τιμή V _{pp} (mV)	V _{pp(M-Gyroid 3mm)} /V _{pp(Ag/Cl)}
0h	1.344 ± 0.004	1.216 ± 0.005	1,106
1h	1.358 ± 0.006	1.190 ± 0.006	1,141
6h	1.484 ± 0.005	1.363 ± 0.005	1.088
24h	1.238 ± 0.005	1.163 ± 0.005	1.064

Πίνακας 10: Μέσο V_{pp} στο καρπό για το M-Gyroid 3mm και το αναφοράς (Ag/AgCl) για 0h, 1h, 6h και 24h.

4.7.3. Πρακτική Εφαρμογή σε ΗΚΓ

Ένα ιδιαίτερα σημαντικό στοιχείο των μετρήσεων με τα τρισδιάστατα (3D) εκτυπωμένα ηλεκτρόδια αφορά τις πρακτικές τους εφαρμογές σε άτομα που απαιτούν ηλεκτροκαρδιογραφική παρακολούθηση. Προς αυτή την κατεύθυνση πραγματοποιήθηκαν δύο μετρήσεις: η πρώτη όταν ο συμμετέχων βρισκόταν σε όρθια θέση και η δεύτερη κατά τη διάρκεια βάρδιας.

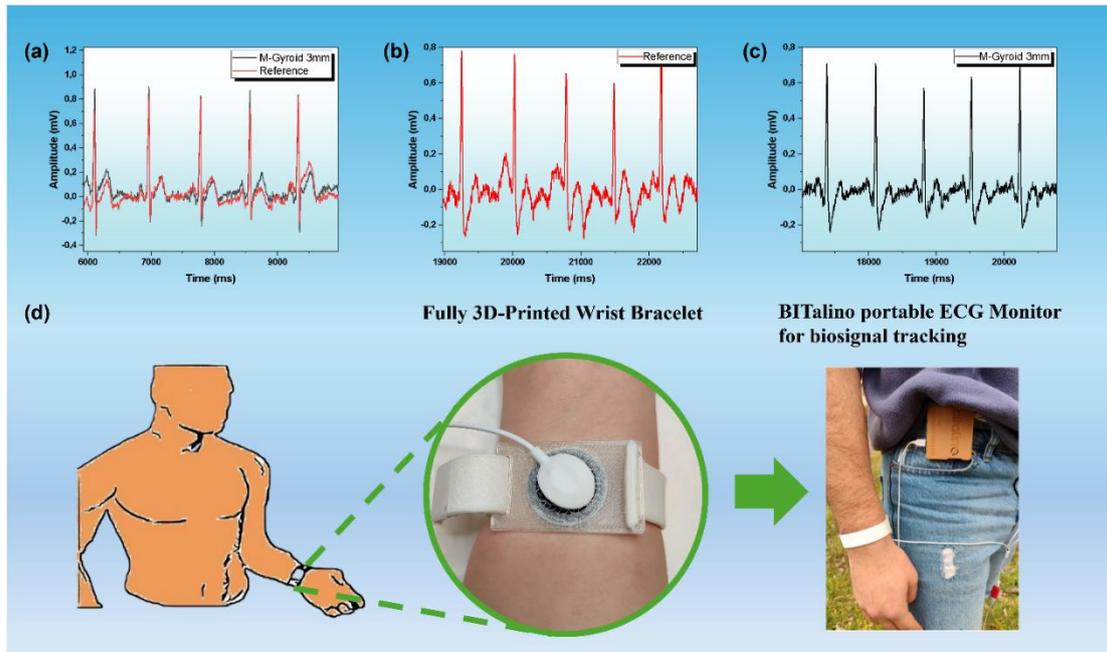
Η **Εικόνα 35** (a) παρουσιάζει το σήμα ΗΚΓ για το M-Gyroid 3mm και το ηλεκτρόδιο αναφοράς, ενώ ο συμμετέχων βρισκόταν σε όρθια στάση, επιδεικνύοντας πέντε καρδιακούς παλμούς. Κατά τη μέτρηση σε όρθια θέση δεν ανιχνεύθηκαν σημαντικές μεταβολές στη μορφολογία του κύματος, ενώ τα επίπεδα θορύβου ήταν σχεδόν ίδια και για τα δύο ηλεκτρόδια, με λόγο SNR ίσο με 29.02 dB για το M-Gyroid 3mm και 27.23 dB για το ηλεκτρόδιο αναφοράς (Ag/AgCl). Ωστόσο, παρατηρήθηκε βελτιωμένη ποιότητα σήματος για το πολυϋλικό ηλεκτρόδιο σε σύγκριση με το αναφοράς.

Επιπλέον, για να διασφαλιστεί η σταθερή τοποθέτηση των τρισδιάστατα εκτυπωμένων ηλεκτροδίων (3D-printed electrodes) στον καρπό κατά το πείραμα βάρδιας, κατασκευάσαμε ένα πλήρως τρισδιάστατα εκτυπωμένο βραχιόλι (**Εικόνα 35** (d)), το οποίο ήταν φτιαγμένο από PLA και TPU, δίνοντας στις μετρήσεις μεγαλύτερη αξιοπιστία όσον αφορά τις πρακτικές εφαρμογές των ηλεκτροδίων. Σε αυτό το

πείραμα, και οι δύο τύποι ηλεκτροδίων τοποθετήθηκαν ακριβώς στην ίδια θέση, με τις μετρήσεις να λαμβάνονται διαδοχικά.

Η **Εικόνα 35** (b) απεικονίζει το σήμα ΗΚΓ με το ηλεκτρόδιο Ag/AgCl κατά το περπάτημα, καταγράφοντας 5 καρδιακούς παλμούς. Η **Εικόνα 35** (c) παρουσιάζει το φάσμα πλάτους (mV) ως προς χρόνο (ms) για το M-Gyroïd 3mm κατά το περπάτημα. Και τα δύο σετ δεδομένων καταγράφηκαν με τη χρήση της φορητής συσκευής BİTalino, με συχνότητα δειγματοληψίας 1000 Hz.

Σε αυτή τη φάση, το ηλεκτρόδιο M-Gyroïd 3mm παρουσίασε μειωμένο θόρυβο και σαφέστερη αποτύπωση των χαρακτηριστικών ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε σύγκριση με το ηλεκτρόδιο αναφοράς Ag/AgCl. Παρατηρήθηκε λόγος SNR ίσος με 23.09 dB για το πολυϋλικό ηλεκτρόδιο, έναντι 16.26 dB για το ηλεκτρόδιο αναφοράς, γεγονός που υποδηλώνει βελτιωμένη ακρίβεια στην ηλεκτροκαρδιογραφική ανάλυση και πιο αξιόπιστη διάκριση μεταξύ φυσιολογικών και μη φυσιολογικών καρδιακών παλμών κατά την κίνηση. Το ηλεκτρόδιο Ag/AgCl εμφάνισε υψηλότερο θόρυβο στη βασική γραμμή, ο οποίος αποδίδεται κυρίως σε τεχνουργήματα που προκαλούνται από την κίνηση, μειώνοντας έτσι τη σαφήνεια των καταγραφών του. Αντίθετα, το ηλεκτρόδιο M-Gyroïd 3mm παρουσίασε εξαιρετική απεικόνιση του κύματος P, του συμπλέγματος QRS και του κύματος T υπό συνθήκες βάρδισης, αναδεικνύοντας την ανώτερη απόδοσή του για φορητές εφαρμογές ηλεκτροκαρδιογραφήματος.



Εικόνα 35: (a) Σήμα ΗΚΓ για M-Gyroid 3mm και Αναφορά σε όρθια θέση, (b, c) Σήμα ΗΚΓ για M-Gyroid 3mm και Ag/AgCl κατά το περπάτημα, (d) Σχηματική απεικόνιση πλήρως τρισδιάστατα εκτυπωμένου βραχιολιού και φορητού συστήματος ΗΚΓ BITalino που χρησιμοποιήθηκε για τις μετρήσεις κατά το περπάτημα.

5. Συμπεράσματα

Η παρούσα εργασία διερεύνησε την ανάπτυξη και αξιολόγηση καινοτόμων, ξηρών, πολυϋλικών 3D εκτυπωμένων ηλεκτροδίων για εφαρμογές ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ), με στόχο τη βελτίωση της απόδοσης και της πρακτικότητάς τους σε φορετά συστήματα παρακολούθησης. Με τη χρήση της μεθόδου Fused Filament Fabrication (FFF) κατασκευάστηκαν ηλεκτρόδια από συνδυασμό αγωγίμου c-TPU και καθαρού TPU, αξιοποιώντας βιοεμπνευσμένες γεωμετρίες TPMS (gyroid και honeycomb), οι οποίες συνέβαλαν στην ευκαμψία και στη βελτιωμένη μηχανική προσαρμογή στο δέρμα.

Από τα αποτελέσματα προέκυψε ότι το πολυϋλικό ηλεκτρόδιο τύπου gyroid (με μοναδιαίο κελί 3 mm) παρουσίασε την καλύτερη συνολική απόδοση. Συγκεκριμένα, πέτυχε τη χαμηλότερη εμπέδηση δέρματος-ηλεκτροδίου (298 kΩ στα 20 Hz) και την υψηλότερη ποιότητα σήματος ΗΚΓ, υπερέχοντας έναντι των συμβατικών ηλεκτροδίων Ag/AgCl. Παράλληλα, διατήρησε σταθερή απόδοση τόσο σε μακροχρόνια παρακολούθηση (24 ώρες) όσο και υπό δυναμικές συνθήκες (όρθια στάση και περπάτημα), γεγονός που αποδεικνύει την πρακτική του βιωσιμότητα σε πραγματικές εφαρμογές.

Συνολικά, τα ευρήματα της εργασίας καταδεικνύουν ότι η πολυϋλική 3D εκτύπωση μπορεί να αποτελέσει μια αξιόπιστη και βιοσυμβατή τεχνολογία για την κατασκευή νέας γενιάς ξηρών ηλεκτροδίων. Τα ηλεκτρόδια αυτά συνιστούν μια πολλά υποσχόμενη, επαναχρησιμοποιούμενη και άνετη εναλλακτική λύση έναντι των παραδοσιακών ηλεκτροδίων με γέλη, προσφέροντας μεγαλύτερη άνεση και καταλληλότητα για συνεχή και μακροχρόνια παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας χωρίς τα μειονεκτήματα της γέλης ή της προετοιμασίας του δέρματος.

Μελλοντικές μελέτες μπορούν να επικεντρωθούν στη βελτιστοποίηση της σύστασης των υλικών και στην ανάπτυξη πιο σύνθετων βιοεμπνευσμένων γεωμετριών, με στόχο τη βελτίωση της απόδοσης, της εργονομίας και της δυνατότητας κλιμάκωσης της τεχνολογίας σε εμπορικές και κλινικές εφαρμογές.

Βιβλιογραφία

- [1] A. Gruetzmann, S. Hansen, and J. Müller, 'Novel dry electrodes for ECG monitoring', *Physiol Meas*, vol. 28, no. 11, pp. 1375–1390, Nov. 2007, doi: 10.1088/0967-3334/28/11/005.
- [2] J.-Y. Baek, J.-H. An, J.-M. Choi, K.-S. Park, and S.-H. Lee, 'Flexible polymeric dry electrodes for the long-term monitoring of ECG', *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 143, no. 2, pp. 423–429, May 2008, doi: 10.1016/j.sna.2007.11.019.
- [3] M. S. Rodrigues *et al.*, 'Dry Electrodes for Surface Electromyography Based on Architected Titanium Thin Films', *Materials*, vol. 13, no. 9, p. 2135, Jan. 2020, doi: 10.3390/ma13092135.
- [4] J. Li *et al.*, 'A Biomimetic Soft Lens Controlled by Electrooculographic Signal', *Adv Funct Materials*, vol. 29, no. 36, p. 1903762, Sep. 2019, doi: 10.1002/adfm.201903762.
- [5] M. Kimura, S. Nakatani, S.-I. Nishida, D. Taketoshi, and N. Araki, '3D Printable Dry EEG Electrodes with Coiled-Spring Prongs', *Sensors*, vol. 20, no. 17, p. 4733, Jan. 2020, doi: 10.3390/s20174733.
- [6] M. S. Lee, A. Paul, Y. Xu, W. D. Hairston, and G. Cauwenberghs, 'Characterization of Ag/AgCl Dry Electrodes for Wearable Electrophysiological Sensing', *Front. Electron.*, vol. 2, Jan. 2022, doi: 10.3389/felec.2021.700363.
- [7] A. A. Chlaihawi, B. B. Narakathu, S. Emamian, B. J. Bazuin, and M. Z. Atashbar, 'Development of printed and flexible dry ECG electrodes', *Sensing and Bio-Sensing Research*, vol. 20, pp. 9–15, Sep. 2018, doi: 10.1016/j.sbsr.2018.05.001.
- [8] P. Salvo, R. Raedt, E. Carrette, D. Schaubroeck, J. Vanfleteren, and L. Cardon, 'A 3D printed dry electrode for ECG/EEG recording', *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 174, pp. 96–102, Feb. 2012, doi: 10.1016/j.sna.2011.12.017.
- [9] G. Wolterink *et al.*, 'Development of Soft sEMG Sensing Structures Using 3D-Printing Technologies', *Sensors (Basel)*, vol. 20, no. 15, p. 4292, Jul. 2020, doi: 10.3390/s20154292.
- [10] J. E. Hall and M. E. Hall, *Guyton and Hall textbook of medical physiology*, 14th edition. Philadelphia, PA: Elsevier, 2021.
- [11] 'Ανατομία Καρδιάς 1 - Καρδιολόγος - Ζώνιος Γεώργιος, Ιωάννινα'. Accessed: Aug. 02, 2025. [Online]. Available: <https://www.zonioskardiologos.gr/articles/48-1>
- [12] E. N. Marieb and K. Hoehn, 'Human Anatomy & Physiology'.
- [13] G. J. Tortora and B. H. Derrickson, *Principles of Anatomy and Physiology*. John Wiley & Sons, 2018.
- [14] 'Πώς λειτουργεί η καρδιά | Μάθε την Καρδιά σου'. Accessed: Aug. 06, 2025. [Online]. Available: <https://mathetinkardiasou.gr/%CF%80%CF%89%CF%82-%CE%BB%CE%B5%CE%B9%CF%84%CE%BF%CF%85%CF%81%CE%B3%CE%B5%CE%AF-%CE%B7-%CE%BA%CE%B1%CF%81%CE%B4%CE%B9%CE%AC/>
- [15] R. Klabunde, *Cardiovascular Physiology Concepts*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [16] A. L. Goldberger, A. Shvilkin, Z. D. Goldberger, and A. L. Goldberger, *Goldberger's clinical electrocardiography: a simplified approach*, Ninth Edition. Philadelphia, PA: Elsevier, 2018.
- [17] D. G. Strauss, *Marriott's Practical Electrocardiography*, 13th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2021.
- [18] D. E. Becker, 'Fundamentals of Electrocardiography Interpretation', *Anesth Prog*, vol. 53, no. 2, pp. 53–64, 2006, doi: 10.2344/0003-3006(2006)53%5B53:FOEI%5D2.0.CO;2.
- [19] 'M. S. Thaler, The only EKG book you'll ever need. Lippincott Williams & Wilkins, 2010. - Αναζήτηση Google'. Accessed: Aug. 02, 2025. [Online]. Available: https://www.google.com/search?sca_esv=02f4031af93a7e87&sxsrf=AE3TifMPNiGJd hcaVhA6X6Zj84jrbuEqUg:1754147128872&q=M.+S.+Thaler,+The+only+EKG+boo

- k+you%27ll+ever+need.+Lippincott+Williams+%26+Wilkins,+2010.&spell=1&sa=X
&ved=2ahUKEwiw_vjs-
yOAxX_8bsIHRwOKpYQBSgAegQICxAB&biw=1920&bih=945&dpr=1
- [20] ‘Electrocardiography’, *Wikipedia*. Aug. 02, 2025. Accessed: Aug. 02, 2025. [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Electrocardiography&oldid=1303808534>
- [21] Y. Sattar and L. Chhabra, ‘Electrocardiogram’, in *StatPearls*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2025. Accessed: Aug. 02, 2025. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK549803/>
- [22] B. Tsai, H. Xue, E. Birgersson, S. Ollmar, and U. Birgersson, ‘Dielectrical properties of living epidermis and dermis in the frequency range from 1 kHz to 1 MHz’, *Journal of Electrical Bioimpedance*, vol. 10, no. 1, pp. 14–23, Jul. 2019, doi: 10.2478/joeb-2019-0003.
- [23] ‘SkourasMed Εκπαίδευση | Βασικές Αρχές Δέρματος’. Accessed: Aug. 07, 2025. [Online]. Available: https://www.skourasmed.com/cosmetics/education/skin_fundamentals.php
- [24] F. Lu *et al.*, ‘Review of Stratum Corneum Impedance Measurement in Non-Invasive Penetration Application’, *Biosensors*, vol. 8, no. 2, Art. no. 2, Jun. 2018, doi: 10.3390/bios8020031.
- [25] U. Birgersson, ‘ELECTRICAL IMPEDANCE OF HUMAN SKIN AND TISSUE ALTERATIONS: MATHEMATICAL MODELING AND MEASUREMENTS’.
- [26] L. Kubisz *et al.*, ‘In vivo electrical impedance measurement in human skin assessment’, *Pure and Applied Chemistry*, vol. 91, no. 9, pp. 1481–1491, Sep. 2019, doi: 10.1515/pac-2018-1106.
- [27] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, ‘The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey’, *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, p. 2231, Aug. 1996, doi: 10.1088/0031-9155/41/11/001.
- [28] N. Montano *et al.*, ‘Heart rate variability explored in the frequency domain: A tool to investigate the link between heart and behavior’, *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 33, no. 2, pp. 71–80, Feb. 2009, doi: 10.1016/j.neubiorev.2008.07.006.
- [29] O. G. Martinsen and A. Heiskanen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*. Elsevier, 2023.
- [30] B. Ali, H. Cheraghi Bidsorkhi, A. G. D’Aloia, M. Laracca, and M. S. Sarto, ‘Wearable graphene-based fabric electrodes for enhanced and long-term biosignal detection’, *Sensors and Actuators Reports*, vol. 5, p. 100161, Jun. 2023, doi: 10.1016/j.snr.2023.100161.
- [31] J. Lévesque, F. Chamberland, and B. Gosselin, ‘3D Printed Graphite Based Flexible Thermoplastic Polyurethane Electromyography Electrode’, in *2023 21st IEEE Interregional NEWCAS Conference (NEWCAS)*, Jun. 2023, pp. 1–5. doi: 10.1109/NEWCAS57931.2023.10198127.
- [32] E. Vavrinsky, V. Stopjakova, M. Kopani, and H. Kosnacova, ‘The Concept of Advanced Multi-Sensor Monitoring of Human Stress’, *Sensors*, vol. 21, no. 10, Art. no. 10, Jan. 2021, doi: 10.3390/s21103499.
- [33] N. Montano *et al.*, ‘Heart rate variability explored in the frequency domain: A tool to investigate the link between heart and behavior’, *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 33, no. 2, pp. 71–80, Feb. 2009, doi: 10.1016/j.neubiorev.2008.07.006.
- [34] J. Rosell, J. Colominas, P. Riu, R. Pallas-Areny, and J. G. Webster, ‘Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz’, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 8, pp. 649–651, Aug. 1988, doi: 10.1109/10.4599.
- [35] Xian Huang *et al.*, ‘Epidermal Impedance Sensing Sheets for Precision Hydration Assessment and Spatial Mapping’, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, no. 10, pp. 2848–2857, Oct. 2013, doi: 10.1109/TBME.2013.2264879.
- [36] L. Zhang *et al.*, ‘Fully organic compliant dry electrodes self-adhesive to skin for long-term motion-robust epidermal biopotential monitoring’, *Nat Commun*, vol. 11, no. 1, p. 4683, Sep. 2020, doi: 10.1038/s41467-020-18503-8.

- [37] M. Chi, J. Zhao, Y. Dong, and X. Wang, ‘Flexible Carbon Nanotube-Based Polymer Electrode for Long-Term Electrocardiographic Recording’, *Materials*, vol. 12, no. 6, Art. no. 6, Jan. 2019, doi: 10.3390/ma12060971.
- [38] D. J. Bora and R. Dasgupta, ‘Estimation of skin impedance models with experimental data and a proposed model for human skin impedance’, *IET Systems Biology*, vol. 14, no. 5, pp. 230–240, 2020, doi: 10.1049/iet-syb.2020.0049.
- [39] E. Barsoukov and J. R. Macdonald, Eds, ‘Frontmatter’, in *Impedance Spectroscopy*, 1st edn, Wiley, 2005. doi: 10.1002/0471716243.fmatter.
- [40] Xian Huang *et al.*, ‘Epidermal Impedance Sensing Sheets for Precision Hydration Assessment and Spatial Mapping’, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, no. 10, pp. 2848–2857, Oct. 2013, doi: 10.1109/TBME.2013.2264879.
- [41] S. M. Gateman, O. Gharbi, H. Gomes De Melo, K. Ngo, M. Turmine, and V. Vivier, ‘On the use of a constant phase element (CPE) in electrochemistry’, *Current Opinion in Electrochemistry*, vol. 36, p. 101133, Dec. 2022, doi: 10.1016/j.coelec.2022.101133.
- [42] L. Yang *et al.*, ‘Insight into the Contact Impedance between the Electrode and the Skin Surface for Electrophysical Recordings’, *ACS Omega*, vol. 7, no. 16, pp. 13906–13912, Apr. 2022, doi: 10.1021/acsomega.2c00282.
- [43] B. Hirschorn, M. E. Orazem, B. Tribollet, V. Vivier, I. Frateur, and M. Musiani, ‘Determination of effective capacitance and film thickness from constant-phase-element parameters’, *Electrochimica Acta*, vol. 55, no. 21, pp. 6218–6227, Aug. 2010, doi: 10.1016/j.electacta.2009.10.065.
- [44] I. M. Gidado, I. I. Nwokoye, I. F. Triantis, M. Qassem, and P. A. Kyriacou, ‘Multi-Modal Spectroscopic Assessment of Skin Hydration’, *Sensors (Basel)*, vol. 24, no. 5, p. 1419, Feb. 2024, doi: 10.3390/s24051419.
- [45] E. Alonso, R. Giannetti, C. Rodríguez-Morcillo, J. Matanza, and J. D. Muñoz-Frías, ‘A Novel Passive Method for the Assessment of Skin-Electrode Contact Impedance in Intraoperative Neurophysiological Monitoring Systems’, *Sci Rep*, vol. 10, no. 1, p. 2819, Feb. 2020, doi: 10.1038/s41598-020-59551-w.
- [46] U. Birgersson, ‘ELECTRICAL IMPEDANCE OF HUMAN SKIN AND TISSUE ALTERATIONS: MATHEMATICAL MODELING AND MEASUREMENTS’.
- [47] M. Benedek and C. Kaernbach, ‘A continuous measure of phasic electrodermal activity’, *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 190, no. 1, pp. 80–91, Jun. 2010, doi: 10.1016/j.jneumeth.2010.04.028.
- [48] M. Morin *et al.*, ‘Skin hydration dynamics investigated by electrical impedance techniques in vivo and in vitro’, *Sci Rep*, vol. 10, no. 1, p. 17218, Oct. 2020, doi: 10.1038/s41598-020-73684-y.
- [49] H. Bao *et al.*, ‘Quantitative Evaluation of Burn Injuries Based on Electrical Impedance Spectroscopy of Blood with a Seven-Parameter Equivalent Circuit’, *Sensors (Basel)*, vol. 21, no. 4, p. 1496, Feb. 2021, doi: 10.3390/s21041496.
- [50] S. Cheng *et al.*, ‘Recent Progress in Intelligent Wearable Sensors for Health Monitoring and Wound Healing Based on Biofluids’, *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 9, p. 765987, Nov. 2021, doi: 10.3389/fbioe.2021.765987.
- [51] G. Litscher, D. Litscher, M. Ofner, I. Gaischek, and D.-E. Malliga, ‘RegentK and Physiotherapy—Electrodermal Mapping’, *Medicines*, vol. 1, no. 1, Art. no. 1, Dec. 2014, doi: 10.3390/medicines1010022.
- [52] G. Taskasaplidis, D. A. Fotiadis, and P. D. Bamidis, ‘Review of Stress Detection Methods Using Wearable Sensors’, *IEEE Access*, vol. 12, pp. 38219–38246, 2024, doi: 10.1109/ACCESS.2024.3373010.
- [53] A. Sano and R. W. Picard, ‘Stress Recognition Using Wearable Sensors and Mobile Phones’, in *2013 Humaine Association Conference on Affective Computing and Intelligent Interaction*, Sep. 2013, pp. 671–676. doi: 10.1109/ACII.2013.117.
- [54] H.-L. Peng, Y. Sun, C. Bi, and Q.-F. Li, ‘Development of a flexible dry electrode based MXene with low contact impedance for biopotential recording’, *Measurement*, vol. 190, p. 110782, Feb. 2022, doi: 10.1016/j.measurement.2022.110782.

- [55] A. Sedighi, T. Kou, H. Huang, and Y. Li, ‘Noninvasive On-Skin Biosensors for Monitoring Diabetes Mellitus’, *Nanomicro Lett*, vol. 18, p. 16, Jul. 2025, doi: 10.1007/s40820-025-01843-9.
- [56] J. F. Kurniawan *et al.*, ‘Electrochemical performance study of Ag/AgCl and Au flexible electrodes for unobtrusive monitoring of human biopotentials’, *Nano Select*, vol. 3, no. 8, pp. 1277–1287, 2022, doi: 10.1002/nano.202100345.
- [57] S. Labs, ‘Wet and Dry Electrodes for EEG’, Sapien Labs | Shaping the Future of Mind Health. Accessed: Aug. 11, 2025. [Online]. Available: <https://sapienlabs.org/wet-and-dry-electrodes-for-eeeg/>
- [58] J. Li, P. Wang, and H. J. Huang, ‘Dry Epidermal Electrodes Can Provide Long-Term High Fidelity Electromyography for Limited Dynamic Lower Limb Movements’, *Sensors*, vol. 20, no. 17, p. 4848, Jan. 2020, doi: 10.3390/s20174848.
- [59] J. C. Erickson, E. Stepanyan, and E. Hassid, ‘Comparison of Dry and Wet Electrodes for Detecting Gastrointestinal Activity Patterns from Body Surface Electrical Recordings’, *Ann Biomed Eng*, vol. 51, no. 6, pp. 1310–1321, Jun. 2023, doi: 10.1007/s10439-023-03137-w.
- [60] M. A. Lopez-Gordo, D. Sanchez-Morillo, and F. P. Valle, ‘Dry EEG Electrodes’, *Sensors (Basel)*, vol. 14, no. 7, pp. 12847–12870, Jul. 2014, doi: 10.3390/s140712847.
- [61] Y. Fu, J. Zhao, Y. Dong, and X. Wang, ‘Dry Electrodes for Human Bioelectrical Signal Monitoring’, *Sensors (Basel)*, vol. 20, no. 13, p. 3651, Jun. 2020, doi: 10.3390/s20133651.
- [62] M. Usman, A. K. Gupta, and W. Xue, ‘Analyzing Dry Electrodes for Wearable Bioelectrical Impedance Analyzers’, in *2019 IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium (SPMB)*, Philadelphia, PA, USA: IEEE, Dec. 2019, pp. 1–5. doi: 10.1109/SPMB47826.2019.9037863.
- [63] H. Kim, E. Kim, C. Choi, and W.-H. Yeo, ‘Advances in Soft and Dry Electrodes for Wearable Health Monitoring Devices’, *Micromachines*, vol. 13, no. 4, p. 629, Apr. 2022, doi: 10.3390/mi13040629.
- [64] A. Joutsen *et al.*, ‘ECG signal quality in intermittent long-term dry electrode recordings with controlled motion artifacts’, *Sci Rep*, vol. 14, no. 1, p. 8882, Apr. 2024, doi: 10.1038/s41598-024-56595-0.
- [65] H. Xue *et al.*, ‘Hydrogel electrodes with conductive and substrate-adhesive layers for noninvasive long-term EEG acquisition’, *Microsyst Nanoeng*, vol. 9, no. 1, p. 79, Jun. 2023, doi: 10.1038/s41378-023-00524-0.
- [66] Q. Liu, L. Yang, Z. Zhang, H. Yang, Y. Zhang, and J. Wu, ‘The Feature, Performance, and Prospect of Advanced Electrodes for Electroencephalogram’, *Biosensors (Basel)*, vol. 13, no. 1, p. 101, Jan. 2023, doi: 10.3390/bios13010101.
- [67] M. Yao, J.-C. Hsieh, K. W. K. Tang, and H. Wang, ‘Hydrogels in wearable neural interfaces’, *Med-X*, vol. 2, no. 1, p. 23, Dec. 2024, doi: 10.1007/s44258-024-00040-4.
- [68] D. Wang *et al.*, ‘A tough semi-dry hydrogel electrode with anti-bacterial properties for long-term repeatable non-invasive EEG acquisition’, *Microsyst Nanoeng*, vol. 11, no. 1, p. 105, May 2025, doi: 10.1038/s41378-025-00908-4.
- [69] N. B. Alsaafeen *et al.*, ‘One-Pot Synthesis of a Robust Crosslinker-Free Thermo-Reversible Conducting Hydrogel Electrode for Epidermal Electronics’, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 16, no. 45, pp. 61435–61445, Nov. 2024, doi: 10.1021/acsami.3c10663.
- [70] G. Acar, O. Ozturk, A. J. Golparvar, T. A. Elboshra, K. Böhringer, and M. K. Yapici, ‘Wearable and Flexible Textile Electrodes for Biopotential Signal Monitoring: A review’, *Electronics*, vol. 8, no. 5, p. 479, May 2019, doi: 10.3390/electronics8050479.
- [71] C. M. Vidhya, Y. Maithani, and J. P. Singh, ‘Recent Advances and Challenges in Textile Electrodes for Wearable Biopotential Signal Monitoring: A Comprehensive Review’, *Biosensors (Basel)*, vol. 13, no. 7, p. 679, Jun. 2023, doi: 10.3390/bios13070679.

- [72] T. Blachowicz, G. Ehrmann, and A. Ehrmann, ‘Textile-Based Sensors for Biosignal Detection and Monitoring’, *Sensors*, vol. 21, no. 18, p. 6042, Jan. 2021, doi: 10.3390/s21186042.
- [73] H. Kim, S. Rho, D. Lim, and W. Jeong, ‘Characterization of embroidered textile-based electrode for EMG smart wear according to stitch technique’, *Fashion and Textiles*, vol. 10, no. 1, p. 32, Aug. 2023, doi: 10.1186/s40691-023-00351-x.
- [74] A. Joutsen *et al.*, ‘ECG signal quality in intermittent long-term dry electrode recordings with controlled motion artifacts’, *Sci Rep*, vol. 14, no. 1, p. 8882, Apr. 2024, doi: 10.1038/s41598-024-56595-0.
- [75] X. Wang *et al.*, ‘Flexible Non-contact Electrodes for Wearable Biosensors System on Electrocardiogram Monitoring in Motion’, *Front Neurosci*, vol. 16, p. 900146, Jun. 2022, doi: 10.3389/fnins.2022.900146.
- [76] M. Khalili, H. GholamHosseini, A. Lowe, and M. M. Y. Kuo, ‘Motion artifacts in capacitive ECG monitoring systems: a review of existing models and reduction techniques’, *Med Biol Eng Comput*, vol. 62, no. 12, pp. 3599–3622, Dec. 2024, doi: 10.1007/s11517-024-03165-1.
- [77] H. Ullah *et al.*, ‘Recent Advances in Stretchable and Wearable Capacitive Electrophysiological Sensors for Long-Term Health Monitoring’, *Biosensors (Basel)*, vol. 12, no. 8, p. 630, Aug. 2022, doi: 10.3390/bios12080630.
- [78] K. Kwaczyński, O. Szymaniec, D. M. Bobrowska, and L. Poltorak, ‘Solvent-activated 3D-printed electrodes and their electroanalytical potential’, *Sci Rep*, vol. 13, no. 1, p. 22797, Dec. 2023, doi: 10.1038/s41598-023-49599-9.
- [79] V. Katic *et al.*, ‘3D Printed Graphene Electrodes Modified with Prussian Blue: Emerging Electrochemical Sensing Platform for Peroxide Detection’, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 11, no. 38, pp. 35068–35078, Sep. 2019, doi: 10.1021/acsami.9b09305.
- [80] J. Guo *et al.*, ‘Viability of Neural Cells on 3D Printed Graphene Bioelectronics’, *Biosensors*, vol. 9, no. 4, p. 112, Dec. 2019, doi: 10.3390/bios9040112.
- [81] J. Rajendran and R. Esfandyarpour, ‘Revolutionizing Personalized Health: The Frontier of Wearable Biomolecule Sensors Through 3D Printing Innovation’, *Biomedical Materials & Devices*, vol. 3, no. 2, pp. 818–834, Sep. 2025, doi: 10.1007/s44174-024-00226-9.
- [82] W. B. Veloso, T. R. L. C. Paixão, and G. N. Meloni, ‘The Current Shortcomings and Future Possibilities of 3D Printed Electrodes’, *Anal. Chem.*, vol. 96, no. 36, pp. 14315–14319, Sep. 2024, doi: 10.1021/acs.analchem.4c02127.
- [83] S. Munir, B. Ali, and S. Gul, ‘The advancements of 3D-printed electrodes in electrochemistry’, *Discov. Electrochem.*, vol. 1, no. 1, p. 14, Dec. 2024, doi: 10.1007/s44373-024-00013-7.
- [84] T. D. Ngo, A. Kashani, G. Imbalzano, K. T. Q. Nguyen, and D. Hui, ‘Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges’, *Composites Part B: Engineering*, vol. 143, pp. 172–196, Jun. 2018, doi: 10.1016/j.compositesb.2018.02.012.
- [85] J. S. Stefano, L. R. G. e. Silva, and B. C. Janegitz, ‘New carbon black-based conductive filaments for the additive manufacture of improved electrochemical sensors by fused deposition modeling’, *Microchim Acta*, vol. 189, no. 11, p. 414, Oct. 2022, doi: 10.1007/s00604-022-05511-2.
- [86] ‘Electrically Conductive Fused Deposition Modeling Filaments: Current Status and Medical Applications’. Accessed: Aug. 11, 2025. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2073-4352/12/8/1055>
- [87] F. Ursi and G. De Pasquale, ‘Comparative characterization of FDM structures with electrically-conductive sensing elements under static, dynamic and thermal loads’, *Sci Rep*, vol. 15, no. 1, p. 26877, Jul. 2025, doi: 10.1038/s41598-025-11234-0.
- [88] A. A. Alsharif, N. S. Milan Cucuri, R. B. Mishra, and N. El-Atab, ‘3D Printed Dry Electrodes for Electrophysiological Signal Monitoring: A Review’, *Advanced*

- Materials Technologies*, vol. 8, no. 7, p. 2201677, 2023, doi: 10.1002/admt.202201677.
- [89] A. Husna, S. Ashrafi, A. A. Tomal, N. T. Tuli, and A. Bin Rashid, ‘Recent advancements in stereolithography (SLA) and their optimization of process parameters for sustainable manufacturing’, *Hybrid Advances*, vol. 7, p. 100307, Dec. 2024, doi: 10.1016/j.hybadv.2024.100307.
- [90] S. R. Dabbagh, M. R. Sarabi, R. Rahbarghazi, E. Sokullu, A. K. Yetisen, and S. Tasoglu, ‘3D-printed microneedles in biomedical applications’, *iScience*, vol. 24, no. 1, p. 102012, Dec. 2020, doi: 10.1016/j.isci.2020.102012.
- [91] S. Choo, S. Jin, and J. Jung, ‘Fabricating High-Resolution and High-Dimensional Microneedle Mold through the Resolution Improvement of Stereolithography 3D Printing’, *Pharmaceutics*, vol. 14, no. 4, p. 766, Mar. 2022, doi: 10.3390/pharmaceutics14040766.
- [92] X. Fu *et al.*, ‘Unique benefits and challenges of 3D-printed microneedles’, *International Journal of Bioprinting*, vol. 10, no. 4, p. 1896, Mar. 2024, doi: 10.36922/ijb.1896.
- [93] K. J. Krieger, J. Liegey, E. M. Cahill, N. Bertollo, M. M. Lowery, and E. D. O’Cearbhaill, ‘Development and Evaluation of 3D-Printed Dry Microneedle Electrodes for Surface Electromyography’, *Advanced Materials Technologies*, vol. 5, no. 10, p. 2000518, 2020, doi: 10.1002/admt.202000518.
- [94] R. Kaveh *et al.*, ‘Rapid and Scalable Fabrication of Low Impedance, 3D Dry Electrodes for Physiological Sensing’, *Advanced Materials Technologies*, vol. 7, no. 11, p. 2200342, 2022, doi: 10.1002/admt.202200342.
- [95] F. Barbosa, P. Coutinho, M. P. Ribeiro, A. F. Moreira, L. M. Lourenço, and S. P. Miguel, ‘Advancements and challenges in SLA-based microfluidic devices for organ-on-chip applications’, *Materials & Design*, vol. 256, p. 114254, Aug. 2025, doi: 10.1016/j.matdes.2025.114254.
- [96] Z. Liu *et al.*, ‘Multichannel microneedle dry electrode patches for minimally invasive transdermal recording of electrophysiological signals’, *Microsyst Nanoeng*, vol. 10, no. 1, p. 72, May 2024, doi: 10.1038/s41378-024-00702-8.
- [97] Z. Yuan *et al.*, ‘State-of-the-art Review of Metallic Microneedles: Structure, Fabrication, and Application’, *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, vol. 38, no. 1, p. 21, Mar. 2025, doi: 10.1186/s10033-025-01188-9.
- [98] Y. Kwon *et al.*, ‘Printed Nanomaterials for All-in-One Integrated Flexible Wearables and Bioelectronics’, *ACS Appl Mater Interfaces*, vol. 16, no. 49, pp. 68016–68026, Nov. 2024, doi: 10.1021/acsami.4c17939.
- [99] I. J. Fernandes *et al.*, ‘Silver nanoparticle conductive inks: synthesis, characterization, and fabrication of inkjet-printed flexible electrodes’, *Sci Rep*, vol. 10, no. 1, p. 8878, Jun. 2020, doi: 10.1038/s41598-020-65698-3.
- [100] ‘Electrical and Mechanical Properties of Ink Printed Composite Electrodes on Plastic Substrates’. Accessed: Aug. 12, 2025. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2076-3417/8/11/2101>
- [101] J. C. Batchelor and A. J. Casson, ‘Inkjet printed ECG electrodes for long term biosignal monitoring in personalized and ubiquitous healthcare’, in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Milan: IEEE, Aug. 2015, pp. 4013–4016. doi: 10.1109/EMBC.2015.7319274.
- [102] K. J. Krieger, N. Bertollo, M. Dangol, J. T. Sheridan, M. M. Lowery, and E. D. O’Cearbhaill, ‘Simple and customizable method for fabrication of high-aspect ratio microneedle molds using low-cost 3D printing’, *Microsyst Nanoeng*, vol. 5, p. 42, 2019, doi: 10.1038/s41378-019-0088-8.
- [103] Y. Lee, H. W. Seo, K. J. Lee, J.-W. Jang, and S. Kim, ‘A Microfluidic System for Stable and Continuous EEG Monitoring from Multiple Larval Zebrafish’, *Sensors*, vol. 20, no. 20, p. 5903, Jan. 2020, doi: 10.3390/s20205903.

- [104] D. Pantea, H. Darmstadt, S. Kaliaguine, and C. Roy, ‘Electrical conductivity of conductive carbon blacks: influence of surface chemistry and topology’, *Applied Surface Science*, vol. 217, no. 1, pp. 181–193, Jul. 2003, doi: 10.1016/S0169-4332(03)00550-6.
- [105] A. Macías-García, M. A. Díaz-Díez, M. Alfaro-Domínguez, and J. P. Carrasco-Amador, ‘Influence of chemical composition, porosity and fractal dimension on the electrical conductivity of carbon blacks’, *Heliyon*, vol. 6, no. 6, p. e04024, Jun. 2020, doi: 10.1016/j.heliyon.2020.e04024.
- [106] Q.-H. Zhang and D.-J. Chen, ‘Percolation threshold and morphology of composites of conducting carbon black/polypropylene/EVA’, *Journal of Materials Science*, vol. 39, no. 5, pp. 1751–1757, Mar. 2004, doi: 10.1023/B:JMSC.0000016180.42896.0f.
- [107] D. Pantea, H. Darmstadt, S. Kaliaguine, L. Sümchen, and C. Roy, ‘Electrical conductivity of thermal carbon blacks: Influence of surface chemistry’, *Carbon*, vol. 39, no. 8, pp. 1147–1158, Jul. 2001, doi: 10.1016/S0008-6223(00)00239-6.
- [108] ‘How Surface Oxidation of Carbon Black Affects Electrical Conductivity - Knowledge - Shanxi Starwin Science and Technology Co., Ltd’. Accessed: Aug. 14, 2025. [Online]. Available: <https://www.starwincn.com/info/how-surface-oxidation-of-carbon-black-affects-75392793.html>
- [109] H.-J. Choi, M. S. Kim, D. Ahn, S. Y. Yeo, and S. Lee, ‘Electrical percolation threshold of carbon black in a polymer matrix and its application to antistatic fibre’, *Sci Rep*, vol. 9, no. 1, p. 6338, Apr. 2019, doi: 10.1038/s41598-019-42495-1.
- [110] N. P. Kim, ‘3D-Printed Conductive Carbon-Infused Thermoplastic Polyurethane’, *Polymers*, vol. 12, no. 6, p. 1224, Jun. 2020, doi: 10.3390/polym12061224.
- [111] R. M. Rangayyan and S. Krishnan, *Biomedical Signal Analysis*. John Wiley & Sons, 2024.
- [112] M. F. Griffin, B. C. Leung, Y. Premakumar, M. Szarko, and P. E. Butler, ‘Comparison of the mechanical properties of different skin sites for auricular and nasal reconstruction’, *J Otolaryngol Head Neck Surg*, vol. 46, no. 1, p. 33, Apr. 2017, doi: 10.1186/s40463-017-0210-6.
- [113] Y. N. Kalia and R. H. Guy, ‘The Electrical Characteristics of Human Skin in Vivo’, *Pharm Res*, vol. 12, no. 11, pp. 1605–1613, Nov. 1995, doi: 10.1023/A:1016228730522.
- [114] L. Yang *et al.*, ‘Insight into the Contact Impedance between the Electrode and the Skin Surface for Electrophysical Recordings’, *ACS Omega*, vol. 7, no. 16, pp. 13906–13912, Apr. 2022, doi: 10.1021/acsomega.2c00282.
- [115] J. Sarnthein *et al.*, ‘Evaluation of a new cortical strip electrode for intraoperative somatosensory monitoring during periorlandic brain surgery’, *Clinical Neurophysiology*, vol. 142, pp. 44–51, Oct. 2022, doi: 10.1016/j.clinph.2022.07.497.