



# ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

## Σχεδίαση Βιο-αισθητήρα Χαμηλής Ισχύος SoC Και Ασύρματα Δίκτυα Βιο-αισθητήρων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

**ΠΑΥΛΟΥ ΖΑΚΑΚΗ**

**Επιβλέπων :** Δημήτρης-Διονύσης Γ. Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Νοέμβριος 2015





## ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

### Σχεδίαση Βιο-αισθητήρα Χαμηλής Ισχύος SoC Και Ασύρματα Δίκτυα Βιο-αισθητήρων

#### ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

**ΠΑΥΛΟΥ ΖΑΚΑΚΗ**

**Επιβλέπων :** Δημήτρης-Διονύσης Γ. Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 18<sup>η</sup> Νοεμβρίου 2015 .

(Υπογραφή)

.....  
Δημήτριος Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....  
Κωνσταντίνα Νικήτα  
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....  
Γεώργιος Ματσόπουλος  
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Νοέμβριος 2015

(Υπογραφή).....

**ΠΑΥΛΟΣ ΖΑΚΑΚΗΣ**

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

© 2015 – All rights reserved Πάυλος Ζακάκης  
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος

*Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.*

*Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.*

## Περίληψη

Η εξατομικευμένη και διάχυτη υγειονομική περίθαλψη στην καθημερινή ζωή των ανθρώπων αποτελεί την φροντίδα της υγείας και της ευεξίας, ανεξάρτητα από τη χρονική στιγμή και το χώρο τον οποίο βρίσκονται. Με τις εξελίξεις στον τομέα της βιοϊατρικής τεχνολογίας, τα ολοκληρωμένα κυκλώματα με βάση το πυρίτιο έχουν δείξει σημαντικά πλεονεκτήματα σε σχέση με τα μικροσκοπικά φυσικά τους μέγεθος, και την χαμηλή κατανάλωση ενέργειας. Ως αποτέλεσμα, έχουν βρεθεί να χρησιμοποιούνται σε πολλές προηγμένες ιατρικές εφαρμογές. Τα τυπωμένα ηλεκτρονικά θεωρούνται μια πολλά υποσχόμενη προσέγγιση επιτρέποντας μια αποδοτική εφαρμογή από λεπτές, εύκαμπτες, και ελαφριές συσκευές. Ένα υβρίδιο που ενσωματώνει τα ολοκληρωμένα κυκλώματα και τα τυπωμένα ηλεκτρονικά, παρέχει μια αξιόπιστη λύση για το μέλλον των φορητών συσκευών στην υγειονομική περίθαλψη.

Η τεχνολογία των ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων (WSN) θεωρείται ένας σημαντικός τομέας έρευνας στην επιστήμη των υπολογιστών και στην βιομηχανία της υγειονομικής περίθαλψης για τη βελτίωση της ποιότητας ζωής.

Ο σκοπός αυτής της διπλωματικής είναι να παρέχει μία σύντομη αναφορά και μελλοντική κατεύθυνση της έρευνας για τα φορητά και εμφυτεύσιμα δικτυακά συστήματα στη περιοχή του ανθρώπινου σώματος για τη συνεχή παρακολούθηση των ασθενών. Εξηγείται επίσης ο σημαντικός ρόλος των δικτύων βιοαισθητήρων σώματος στην ιατρική για να ελαχιστοποιηθεί η ανάγκη της φροντίδας από εξειδικευμένα άτομα και να βοηθήσει τους ηλικιωμένους και άτομα με χρόνιες παθήσεις να απολαμβάνουν την παροχή μιας ποιοτικής φροντίδας αλλά και μια ανεξάρτητη διαβίωση . Παρέχονται αρκετά τεχνολογικά παραδείγματα σε συνδυασμό με διάφορες εκτιμήσεις για το σχεδιασμό, όπως επεκτασιμότητα, ενεργειακή απόδοση, και ασφάλεια. Παρέχει επίσης μια ολοκληρωμένη ανάλυση των διαφόρων πλεονεκτημάτων και μειονεκτημάτων των συστημάτων αυτών. Παρά το γεγονός ότι το πεδίο των φορητών και εμφυτεύσιμων δικτύων βιοαισθητήρων στο σώμα προσφέρουν σημαντικά οφέλη, εντούτοις εξακολουθεί να αντιμετωπίζει σημαντικές προκλήσεις καθώς υπάρχουν ανοιχτά προβλήματα τα οποία παρουσιάζοντας ορισμένες προτεινόμενες λύσεις.

**Λέξεις Κλειδιά:** ASIC, SoC, βιοιατρικά ηλεκτρονικά, βιοαισθητήρας, φορητό σύστημα υγειονομικής περίθαλψης, διάχυτη υγειονομική περίθαλψη, CMOS, SAR-ADC, ευφυές ηλεκτρόδιο, ενεργό καλώδιο, βιοαισθητήρας πολλών παραμέτρων, ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων, δίκτυα στην περιοχή του σώματος, φορητοί βιοαισθητήρες, εφαρμογές υγειονομικής περίθαλψης, νανοτεχνολογία, ιδιωτικότητα, ασφάλεια.



## Abstract

Personalized and pervasive healthcare helps seamlessly the integration of healthcare and wellness into people's daily life, independent of time and location. Nowadays, the advancements in biomedical sensing technologies have rapid growth. Silicon based integrated circuits have shown great advantages in terms of tiny physical size, and low power consumption. As a result, they have been found in many advanced medical applications. In the meanwhile, printed electronics is considered as a promising approach enabling cost-effective manufacturing of thin, flexible, and light-weight devices. A hybrid integration of integrated circuits and printed electronics provides a promising solution for the future wearable healthcare devices.

Wireless sensor network (WSN) technologies are considered one of the key research areas in computer science and the healthcare application industries for improving the quality of life.

This thesis provides a snapshot of current developments and future direction of research on wearable and implantable body area network systems for continuous monitoring of patients. It explains the important role of body sensor networks in medicine in order to minimize the need for caregivers and help the chronically ill and elderly people to live an independent life, besides providing people with quality healthcare. The thesis provides several examples of technology together with design considerations like unobtrusiveness, scalability, energy efficiency, security. Also provides a comprehensive analysis of the various benefits and drawbacks of these systems. Although offering significant benefits, the field of wearable and implantable body sensor networks still faces major challenges and open research problems which are considered presenting some proposed solutions, in this paper.

**Keywords:** ASIC, SoC, bio-medical electronics, bio-sensor, bio-patch, wearable healthcare system, pervasive healthcare, CMOS, SAR-ADC, intelligent electrode, active cable, multi-parameter bio-signal sensor, wireless sensor networks, body area networks, wearable sensors, healthcare applications, nanotechnology, privacy, security.

## Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Δημήτρη-Διονύση Κουτσούρη που μου έδωσε την ευκαιρία να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα καθώς και τον κ. Πέτρο Τουμπανιάρη για την πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγηση του για την εκπόνηση αυτής της εργασίας καθώς και για το χρόνο που μου αφιέρωσε.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για τη στήριξή τους καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου, καθώς και τους αγαπημένους μου φίλους.



## Πίνακας περιεχομένων

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| <b>1</b> | <b>Εισαγωγή.....</b>   | <b>12</b> |
| 1.1      | Ώθηση Συστημάτων Διάχυτης Φροντίδας Υγείας.....  | 12        |
| 1.2      | Προτεινόμενη Λύση.....   | 15        |
| <b>2</b> | <b>Βιο-ηλεκτρικό Σήμα Και Εφαρμογές.....</b>   | <b>17</b> |
| 2.1      | Εισαγωγή.....  | 17        |
| 2.2      | Βασικές Αρχές Μέτρησης Βιοδυναμικού.....   | 18        |
| 2.3      | Εφαρμογές Ανίχνευσης Βιοδυναμικού.....   | 21        |
|          | 2.3.1 Τεχνολογία Ηλεκτροδίων.....  | 21        |
|          | 2.3.2 Τεχνολογία Βιοιατρικών Κυκλωμάτων και Συστημάτων.....  | 23        |
| <b>3</b> | <b>Σχεδίαση SoC, Ολοκλήρωση Και <i>In-vivo</i> Δοκιμές.....</b>  | <b>24</b> |
| 3.1      | Σχεδίαση SoC, Ολοκλήρωση και <i>in-vivo</i> Δοκιμές.....   | 24        |
|          | 3.1.1 Ψηφιακός Επεξεργαστής.....   | 25        |
|          | 3.1.2 Βιο-ηλεκτρικό SoC.....   | 28        |
| 3.2      | SoC Σε <i>In-vivo</i> Σε Δοκιμές.....  | 33        |
| 3.3      | Συμπέρασμα.....  | 35        |
| <b>4</b> | <b>Ολοκλήρωση Συστημάτων Και Εφαρμογή Του Βιοαισθητήρα.....</b>  | <b>36</b> |
| 4.1      | Τυπωμένο Ηλεκτρόδιο.....   | 36        |
| 4.2      | Βιοαισθητήρας Βασισμένος Σε Χαρτί.....   | 41        |
| 4.3      | Στατικές Δοκιμές Ακαμψίας.....   | 42        |
| 4.4      | Βιοαισθητήρας Βασισμένος Σε Πολυιμίδιο (PI).....   | 44        |
| <b>5</b> | <b>Περίληψη και Μελλοντικές Εργασίες.....</b>  | <b>49</b> |
| 5.1      | Περίληψη.....  | 49        |
| 5.2      | Μελλοντικές Εργασίες.....  | 50        |
| <b>6</b> | <b>Φορητό και Εμφυτευμένο Ασύρματο Δίκτυο Βιοαισθητήρων και Λύσεις για την Παρακολούθηση της Υγείας.....</b> | <b>51</b> |
| <b>7</b> | <b>Σχετική Εργασία.....</b>  | <b>54</b> |
| <b>8</b> | <b>Ασύρματα Δίκτυα Βιο-αισθητήρων.....</b>   | <b>56</b> |

|           |  |           |
|-----------|--|-----------|
| 8.1       | Ιστορικό και Επισκόπηση.....                                   | 56        |
| 8.2       | Ασύρματος Βιοαισθητήρας Και Ad Hoc Δίκτυα.....                 | 58        |
| 8.3       | WSN Εφαρμογές.....   | 58        |
| 8.3.1     | Εφαρμογές Υγειονομικής περιθάλψης.....                         | 59        |
| <b>9</b>  | <b>Ασύρματα Δίκτυα Σώματος (WBANs).....</b>                    | <b>60</b> |
| 9.1       | Απαιτήσεις Ασύρματων Ιατρικών Βιοαισθητήρων σε WBANs.....      | 65        |
| 9.1.1     | Φορητότητα.....  | 65        |
| 9.1.2     | Αξιόπιστη Επικοινωνία.....                                     | 65        |
| 9.1.3     | Ασφάλεια.....  | 66        |
| 9.1.4     | Λειτουργικότητα.....   | 66        |
| 9.2       | Ασύρματο Δίκτυο Σώματος (WWBAN).....                           | 66        |
| 9.2.1     | Εφαρμογή Έξυπνο Πουκάμισο (Smart Shirt).....                   | 70        |
| 9.2.2     | Φορητή Εφαρμογή Συστήματος Απόκτησης Βιοδυναμικού.....         | 72        |
| 9.3       | Εμφυτευμένο Ασύρματο Δίκτυο Σώματος (IWBAN).....               | 73        |
| <b>10</b> | <b>Προκλήσεις Και Ανοικτά Προβλήματα Έρευνας Του WBAN.....</b> | <b>76</b> |
| 10.1      | Προκλήσεις και ανοικτά προβλήματα Ερευνών WBANs.....           | 76        |
| 10.1.1    | Φυσικές προκλήσεις.....  | 76        |
| 10.1.2    | Προκλήσεις Σε Επίπεδο Δικτύου .....                            | 79        |
| 10.1.3    | Προκλήσεις Σε Επίπεδο Μεταφοράς.....                           | 80        |
| 10.1.4    | Προκλήσεις Σε Επίπεδο Εφαρμογής.....                           | 80        |
| 10.1.5    | Ανεξάρτητες Προκλήσεις.....                                    | 81        |
| 10.2      | Το μέλλον Των Συστημάτων WBAN .....                            | 83        |
| <b>11</b> | <b>Συμπεράσματα Και Διάφορες Εργασίες.....</b>                 | <b>85</b> |
|           | <b>Βιβλιογραφία.....</b>                                       | <b>88</b> |

# Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

## 1.1 Ώθηση Συστημάτων Διάχυτης Φροντίδας Υγείας

Σύμφωνα με την παγκόσμια τάση ανάπτυξης του πληθυσμού, πολλές χώρες αντιμετωπίζουν προβλήματα γήρανσης. Χρόνιες ασθένειες γίνονται οι κύριες αιτίες θανάτου. Σε χώρες της ΕΕ, η καρδιακή νόσος είναι η πιο κοινή αιτία θανάτου [1]. Σύμφωνα με το US Εθνικό Κέντρο Υγείας Στατιστικών, σημαντικές χρόνιες ασθένειες όπως η καρδιακή νόσος, εγκεφαλική αγγειακή νόσος, και νόσος εξαιτίας του διαβήτη οφείλεται το 35.6% των θανάτων στις ΗΠΑ κατά το έτος 2005 [2]. Οι στατιστικές δείχνουν ότι πάνω από το ένα πέμπτο του πληθυσμού των ηλικιωμένων στον κόσμο (ηλικίας 65 ετών και άνω) ζει στην Κίνα το 2006, και το ποσοστό αυτό θα τριπλασιαστεί έως 24% μέχρι το έτος 2050 [3].

Η επικράτηση των χρόνιων ασθενειών αυξάνει αναπόφευκτα το σύνολο των δαπανών για την υγειονομική περίθαλψη και δημιουργεί μια ζοφερή πρόκληση για τα ισχύοντα συστήματα υγειονομικής περίθαλψης σε παγκόσμιο επίπεδο [3]. Οι παραδοσιακές υπηρεσίες υγειονομικής περίθαλψης και η ευημερία προσφέρονται συνήθως μέσα στα νοσοκομεία ή σε ιατρικά κέντρα. Οι πολίτες με χρόνιες ασθένειες, καθώς και στους ανθρώπους που βρίσκονται στην μετεγχειρητική κατάσταση χρειάζεται συνεχής παρακολούθηση της κατάστασης της υγείας τους, ειδικά στα ζωτικά σημεία, μέχρι να σταθεροποιηθεί η κατάσταση της υγείας. Οι ασθενείς, καθώς και οι οικογένειές τους, πρέπει επίσης να συνεργαστούν με το γιατρό τους και το ιατρικό προσωπικό για να ενημερωθούν σχετικά με την κατάσταση τους. Μέχρι τώρα, η παρακολούθηση της κατάστασης της υγείας των ατόμων αυτών επιτυγχάνεται συνήθως μέσα σε ιατρικά κέντρα ή σε νοσοκομεία. Ως αποτέλεσμα, οι μετρήσεις των ζωτικών σημείων και η αντίστοιχη διάγνωση διεξάγεται σε ελεγχόμενα περιβάλλοντα. Ωστόσο, αυτή η λύση είναι δαπανηρή, αναποτελεσματική και άβολη για τους ανθρώπους με την ανάγκη ελέγχων ρουτίνας, δεδομένου ότι οι ασθενείς πρέπει να επισκέπτονται συχνά το νοσοκομείο, μερικές φορές σε καθημερινή βάση, ή ακόμα χειρότερα, να χρειάζεται μια μακρά διαμονή. Υπάρχουν τεράστιες απαιτήσεις για να μετακινηθούν οι συνηθισμένες ιατρικές εξετάσεις και υπηρεσίες υγειονομικής περίθαλψης από το νοσοκομείο στο οικιακό περιβάλλον, έτσι ώστε να ελευθερωθούν τα κρεβάτια του νοσοκομείου και άλλοι περιορισμένοι πόροι για τα άτομα με επείγουσες ανάγκες.

Η διάχυτη και εξατομικευμένη υγειονομική περίθαλψη είναι μια πολλά υποσχόμενη λύση για την παροχή αποδοτικών ιατρικών υπηρεσιών οι οποίες θα μπορούσαν να μειώσουν σημαντικά τα επίπεδα του κόστους της υγειονομικής περίθαλψης. Η διάχυτη υγειονομική περίθαλψη μπορεί να γίνει κατανοητή από δύο οπτικές γωνίες [4, 5]. Πρώτον, είναι η ανάπτυξη και η εφαρμογή των πληροφοριών και των υποστηρικτικών τεχνολογιών με επίκεντρο την ανθρώπινη υγειονομική

περίθαλψη και η διαχείριση της ευεξίας. Δεύτερον, προσπαθεί να αυξήσει τόσο την κάλυψη και την ποιότητα της υγειονομικής περίθαλψης κάνοντας την ιατρική περίθαλψη να παρέχεται σε οποιονδήποτε, οποτεδήποτε, οπουδήποτε απαλλαγμένη από τον τόπο, το χρόνο και άλλους περιορισμούς. Παίρνει τα πλεονεκτήματα των σχετικών προηγμένων τεχνολογιών της εποχής μας, όπως οι προηγμένες τεχνολογίες πληροφοριών και επικοινωνιών (ICT) τεχνολογίες υλικών κλπ, για την εφαρμογή του σχεδιασμού και την ενσωμάτωση της υγειονομικής περίθαλψης απρόσκοπτα στην καθημερινή ζωή [6-9]. Αρκετά παραδείγματα προς διάχυτη, πάντα παρούσα και εξατομικευμένη υγειονομική περίθαλψη μπορούν να βρεθούν στις ακόλουθες εφαρμογές:

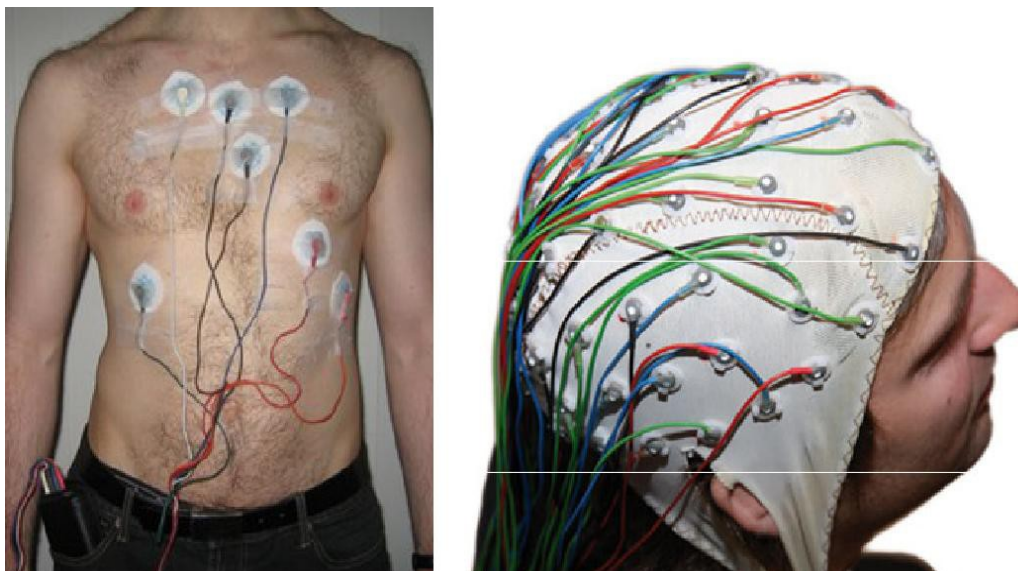
Διάχυτη χρήση υπολογιστών χρησιμοποιείται για την φροντίδα των ηλικιωμένων στο [10], το οποίο είναι ένα σύστημα με πολλά στοιχεία κυρίαρχου υπολογισμού για τη δημιουργία ευφών χώρων διαβίωσης για τους ηλικιωμένους. Ένας προσαρμοσμένος κόμβος με βιοαισθητήρες και ειδικό λογισμικό πραγματοποιούνται στο [11] για εφαρμογές ατομικής υγείας, όπου το υλικό και το λογισμικό μπορεί να προσαρμοστεί για συγκεκριμένες εφαρμογές. Τα αποτελέσματα που αναφέρονται στο [12-15] δείχνουν την τεχνολογία RFID που εφαρμόζεται σε διαφορετικούς τομείς της ιατρικής περίθαλψης, οι οποίες δημιουργούν την έξυπνη ιατρική περίθαλψη ή το έξυπνο νοσοκομείο. Η τεχνολογία του βιοαισθητήρα θεωρείται ως βασική κινητήρια δύναμη για την ανάπτυξη της υγείας στο σπίτι. Αναφορές [16-21] δείχνουν διαφορετικούς βιοαισθητήρες σώματος, έξυπνους βιοαισθητήρες και βιοαισθητήρες βασισμένους σε τεχνητά υφάσματα, οι οποίοι χρησιμοποιούνται στη διάχυτη υγειονομική περίθαλψη.

Τα σήματα: Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG), Ηλεκτρομυογράφημα (EMG), Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EOG) και Ηλεκτροοφθαλμογράφημα (EOG) είναι τα πιο κοινά βιοηλεκτρικά σήματα που μετρήθηκαν σε κλινική για πρακτικούς ή για ερευνητικούς σκοπούς. Είναι βιοηλεκτρικά σήματα που παράγονται από τη δραστηριότητα της καρδιάς, των μυών, τον εγκέφαλο και τα μάτια αντίστοιχα, που δείχνει τα χαρακτηριστικά μιας συγκεκριμένης σωματικής ή πνευματικής δραστηριότητας. Η καταγραφή και η παρακολούθηση αυτών των βιο-σημάτων χρησιμοποιείται σε ένα μεγάλο αριθμό εφαρμογών: όπως τη διάγνωση καρδιακής νόσου,, την ανάλυση της ενεργοποίησης των μυών, την ανίχνευση κίνησης των ματιών και διάγνωση επιληψίας. Εκτός από το βιοηλεκτρικά σήματα, η θερμοκρασία του σώματος, η αρτηριακή πίεση, και η γλυκόζη του αίματος, κ.λπ. είναι επίσης ζωτικής σημασίας μετρούμενοι παράμετροι χρήσιμοι για την εκτίμηση σχετικά με την φυσική κατάσταση του ανθρώπου.

Υπάρχουν πολλές εφαρμογές που θα απαιτούσαν τη συνεχή καταγραφή των βιοσημάτων για σχετικά μεγάλο χρονικό διάστημα. Δύο ενδεικτικά παραδείγματα από αυτές τις εφαρμογές είναι η παρακολούθηση Holter, όπως φαίνεται στο Σχ. 1-1 (α), και μακροχρόνια καταγραφή πολλαπλών καναλιών σημάτων EEG για διάγνωση επιληψίας, όπως φαίνεται στο Σχ 1-1. (β).

Μια οθόνη Holter είναι σε θέση να καταγράψει δεδομένα EGC για περίπου 24 ώρες. Επί του παρόντος, αυτό θεωρείται ως μια από τις πιο αποτελεσματικές

μεθόδους για την ανίχνευση μη φυσιολογικών καρδιακών δραστηριοτήτων. Πάραυτα, ένας αγωγός μέτρησης απαιτείται για να συνδεθεί ένα ηλεκτρόδιο με τη συσκευή Holter. Ως αποτέλεσμα, για την υλοποίηση της οθόνης Holter απαιτούνται συνήθως 6-10 καλώδια.

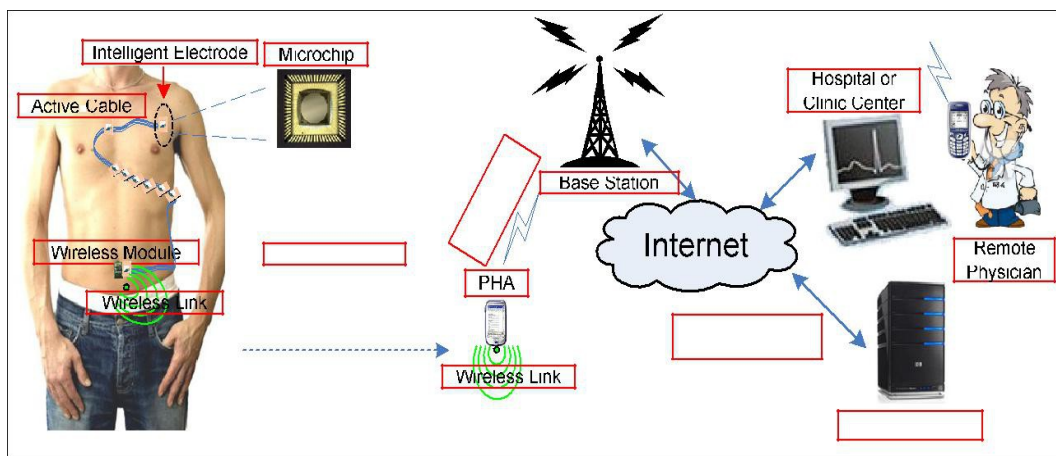


Σχ. 1-1 (α) ECG Holter σύστημα παρακολούθησης. (β) Υψηλής χωρικής πυκνότητας EEG σύστημα (TU Braunschweig).

Για ένα σύστημα παρακολούθησης EEG σε μία τυπική κλινική, απαιτούνται περισσότερα καλώδια σύνδεσης. Για παράδειγμα, 20-40 καλώδια απαιτούνται για ένα τυπικό σύστημα παρακολούθησης EEG επιληψίας. Πρόσθετα ηλεκτρόδια και καλώδια σύνδεσης θα μπορούσαν να προστεθούν στο πρότυπο set-up όταν απαιτείται υψηλότερη χωρική ανάλυση για μια συγκεκριμένη εφαρμογή. Στις δύο από τις προαναφερθείσες εφαρμογές, ένας μεγάλος αριθμός δυσκίνητων καλωδίων φοριέται γύρω από το σώμα ή το κεφάλι όλη την ημέρα, που έχουν ως αποτέλεσμα το πρόβλημα να μπλεχτούν μεταξύ τους, άλλωστε, κάνει τη διαδικασία εγγραφής μη άνετη και άβολη για τους ασθενείς. Γίνεται σημαντικό εμπόδιο για την ευρύτερη χρήση του συστήματος συνεχούς παρακολούθησης στην καθημερινή ζωή. Αν τα καλώδια σύνδεσης φέρουν πάρα πολύ ταλαιπωρία, τότε ο χρήστης θα αντισταθεί στην υιοθέτηση των φορητών συσκευών. Επιπλέον, ο θόρυβος του καλωδίου και οι παρεμβολές φέρουν σημαντικές τεχνικές προκλήσεις στο σχεδιασμό των κυκλωμάτων απόκτησης σήματος, οι οποίες μπορεί να περιλαμβάνουν επιπλέον τις ανάγκες της θωράκισης ή των τεχνικών προστασίας.

## 1.2 Προτεινόμενη Λύση

Με βάση τα ανωτέρω, προτείνουμε ένα σύστημα βιο-ανίχνευσης που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη συνεχή υγειονομική περίθαλψη στο σπίτι, όπως φαίνεται στο Σχ. 1-2, με μια εφαρμογή του προηγούμενου σεναρίου των πολλαπλών καναλιών μέτρησης ECG. Ένα μικροτσιπ είναι ενσωματωμένο σε κάθε ηλεκτρόδιο, το οποίο προσδίδει στο ηλεκτρόδιο τοπική τεχνητή νοημοσύνη. Υπό την έννοια αυτή, το ηλεκτρόδιο με το ενσωματωμένο μικροτσιπ ονομάζεται, Ευφυές Ηλεκτρόδιο και είναι σε θέση να αποκτήσει υψηλής ποιότητας βιο-σήματος, με τη διεξαγωγή της ενίσχυσης του βιο-σήματος, το φιλτράρισμα, την κβαντοποίηση, την αποθήκευση, και την μετάδοση.



Σχ. 1-2 Μια εφαρμογή πολλαπλών καναλιών μέτρησης ECG

Σε αντίθεση από τις παραδοσιακές προσεγγίσεις, όπου οι μετρήσεις εκτελούνται σε μία σταθερή ή σε μία κεντρική συσκευή (κεντρική διαδικασία), σε αυτή την εργασία, η απόκτηση του βιο-σήματος και η μετάδοση του διανέμονται πάνω στο ίδιο το ηλεκτρόδιο (διαδικασία διανομής). Με την ανταλλαγή μια σειριακής σύνδεσης επικοινωνίας (ενεργό καλώδιο), τα ευφυή ηλεκτρόδια μπορούν να επικοινωνούν το ένα με το άλλο με έναν σειριακό τρόπο. Η επικοινωνία μεταξύ Ευφυών Ηλεκτροδίων βασίζεται σε μία εντολή. Η ροή του σήματος απεικονίζεται στο Σχ. 1-2. Ευφυές ηλεκτρόδια ανιχνεύουν τα βιο-σήματα σε διαφορετικές περιοχές του ανθρώπινου σώματος. Αυτά τα βιο-σήματα μετατρέπονται σε ψηφιακή μορφή και συγκεντρώνονται σε ένα ευφυή ηλεκτροδίο, όπου τα δεδομένα αυτά μεταδίδονται ασύρματα σε ένα έξυπνο τηλέφωνο ή προσωπικό βοηθό για την υγεία (PHA) για την αποθήκευση ή την επεξεργασία και την εμφάνιση σε πραγματικό χρόνο. Σύμφωνα με τις απαιτήσεις, τα δεδομένα αυτά μπορούν επίσης να αποστέλλονται σε έναν απομακρυσμένο διακομιστή ή στο νοσοκομείο ή σε μία κλινική για αποθήκευση, όπου μπορεί να γίνει περαιτέρω διάγνωση με την απομακρυσμένη τεχνολογία από τους γιατρούς. [22]

Τα πλεονεκτήματα του Έξυπνου Ηλεκτροδίου και του Ενεργού Καλωδίου βασίζονται σε ένα σύστημα υγείας που περιλαμβάνει:

- Ένα τσιπ πολλαπλών βιοαισθητήρων. Το προσαρμοσμένο μικροτσιπ έχει σχεδιαστεί για να ανιχνεύει μία ποικιλία από βιο-σήματα ενεργοποιώντας το ευφυή ηλεκτρόδιο για την ανίχνευση πολλαπλών βιο-σημάτων.
- Δραστική μείωση του αριθμού των καλωδίων σύνδεσης. Όλα τα ηλεκτρόδια ανίχνευσης συνδέονται με ένα ενιαίο ενεργό καλώδιο. Ως αποτέλεσμα, βελτιώνεται η άνεση του χρήστη.
- On-chip εφαρμοσμένο σειριακό πρωτόκολλο επικοινωνίας που επιτρέπει την δημιουργία ενός δικτύου πάνω στο σώμα από μια ομάδα ευφυών ηλεκτροδίων.

Για να υλοποιηθεί αυτό το σύστημα, κυρίως, υπάρχουν δύο βασικές ερευνητικές προκλήσεις:

- 1) Χαμηλής ισχύος και υψηλής απόδοσης ολοκληρωμένα κυκλώματα,
- 2) Νέες τεχνολογίες πακεταρίσματος που επιτρέπουν την σμίκρυνση των βιοαισθητήρων και των συσκευών.

Κατά συνέπεια, τα σημεία που εστιάζονται σε αυτή την διπλωματική εργασία είναι τα παρακάτω:

- Σχεδιασμός και υλοποίηση της συγκεκριμένης εφαρμογής του μικροτσιπ και η επαλήθευση της λειτουργίας του και των επιδόσεων μετά την κατασκευή.
- Σχεδιασμός, κατασκευή και δοκιμή του προσαρμοσμένου ηλεκτροδίου και αξιολόγηση της συμβατότητας με το κατασκευασμένο μικροτσιπ μέσω in-vivo δοκιμών.
- Η αξιολόγηση των επιδόσεων των εκτυπωμένων αγώγιμων μεταλλικών ιχνών, διασυνδέσεων και άλλων πρότυπων πάνω σε εύκαμπτο υπόστρωμα.
- Προτείνει εφικτές λύσεις και εφαρμογή των πρωτότυπων για να αποδειχθεί η έννοια της φορητής συσκευής βιο-ανίχνευσης η οποία θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για την επόμενη γενιά εξατομικευμένης διάχυτης υγειονομικής περίθαλψης.

## Κεφάλαιο 2: Βιο-ηλεκτρικό Σήμα και Εφαρμογές

### 2.1 Εισαγωγή

Αυτό το κεφάλαιο εισάγει εν συντομία τη φύση των βιο-ηλεκτρικών σημάτων και τις αρχές των βιο-ηλεκτρικών μετρήσεων. Τα βιο-δυναμικά σήματα που παρουσιάζονται στη συνέχεια κυρίως περιλαμβάνουν το ECG, το EMG, το EOG, και το EEG. Χρησιμοποιούνται ευρέως σε κλινικές ή μη κλινικές εφαρμογές, και ανταποκρίνονται στη δραστηριότητα των αντίστοιχων οργάνων ή των ιστών. Τα βιο-δυναμικά σήματα παράγονται λόγω της ηλεκτρικής δραστηριότητας των ζωντανών κυττάρων στο ανθρώπινο σώμα, και αυτά τα βιολογικά σήματα μπορούν να αναχθούν πίσω στο κυτταρικό επίπεδο [23]. Το ηλεκτρικό δυναμικό που παράγεται από μια πολλαπλασιαστική δράση ενός νευρικού κυττάρου είναι πολύ μικρό και η εγγραφή του με μη επεμβατικούς μεθόδους είναι αρκετά δύσκολη. Το βιο-δυναμικό σήμα που ανιχνεύεται στην επιφάνεια της καρδιάς, του εγκεφάλου ή του ανθρώπινου δέρματος απεικονίζει το άθροισμα της σύγχρονης δραστηριότητας χιλιάδων ή εκατομμυρίων κυττάρων/νευρώνων που έχουν παρόμοιο χωρικό προσανατολισμό [23].

Τα όργανα ή οι ιστοί, όπως στην καρδιά, τον εγκέφαλο, τους μυς και τα μάτια, διευθύνουν την λειτουργία τους μέσω της ενδογενούς ηλεκτρικής διέγερσης [24]. Παραδείγματος χάριν, η συστολή των καρδιακών μυών στην καρδιά κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου παράγει μια βιοηλεκτρική δραστηριότητα που δημιουργεί το σήμα που ονομάζεται ECG. Η νευρωνική δραστηριότητα στον ανθρώπινο φλοιό παράγει μια βιοηλεκτρική δραστηριότητα που επιτρέπει την καταγραφή του σήματος EEG. Η δραστηριότητα των μυών, όπως η συστολή και η διαστολή, παράγει βιοηλεκτρικό δυναμικό που όταν εγγραφεί παράγει ένα σήμα EMG. Οι κινήσεις των ματιών προκαλούν δίπολο με το δυναμικό ηρεμίας των ματιών με την αλλαγή της κατεύθυνσης, με συνέπεια ένα σήμα βιοδυναμικό γνωστό ως EOG. Οι μετρήσεις αυτών των βιοηλεκτρικών σημάτων από το σώμα μπορούν να παρέχουν τις πολύτιμες πληροφορίες για την ιατρική διάγνωση. Για παράδειγμα, με την ανάλυση μιας κυματομορφής ECG, μπορούν να εντοπιστούν μη φυσιολογικοί καρδιακοί χτύποι ή αρρυθμίες.

ΠΙΝΑΚΑΣ I Χαρακτηριστικά και Εφαρμογές του Βιοδυναμικού [26] [27]

| BIO-SIGNAL | AMPLITUDE<br>(MV) | BANDWIDTH<br>(HZ) | MEASUREMENT<br>SOURCE | ERROR | SELECTED<br>APPLICATIONS |
|------------|-------------------|-------------------|-----------------------|-------|--------------------------|
| ECG        | 1-5               | 0.5-200           | Motion artifact,      |       | Diagnosis of             |



|     |            |         |                                 |                                  |
|-----|------------|---------|---------------------------------|----------------------------------|
|     |            |         | 50/60 Hz power-line interface   | arrhythmia.                      |
| EEG | 0.001-0.05 | 0.5-100 | RF noise, 50/60 Hz              | Sleep studies, seizure detection |
| EMG | 1-10       | 20-1500 | RF noise, 50/60 Hz              | Muscle function, prosthesis      |
| EOG | 0.4-1      | DC-30   | Motion artifact, skin potential | Eye position track, sleep state. |

Τα σήματα EEG χρησιμοποιούνται συνήθως για να ερμηνεύσουν και να προσδιορίσουν τα συμβάντα επιληπτικής εκδήλωσης από τους νευρολόγους. Σήμερα, το EEG ερευνάται περαιτέρω για τη σύνδεση εγκεφάλου με υπολογιστές. Τα σήματα EMG είναι χρήσιμα στην αξιολόγηση του επιπέδου λειτουργίας των μυών για τους αθλητές, επίσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να οδηγήσουν τα πρόσθετα μέλη για τα άτομα με ειδικές ανάγκες. Τα σήματα EOG μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να επισημάνουν τη μετακίνηση των ματιών, τη θέση των ματιών, την κατάσταση ύπνου και τη διάγνωση διάφορων διαταραχών ισορροπίας.

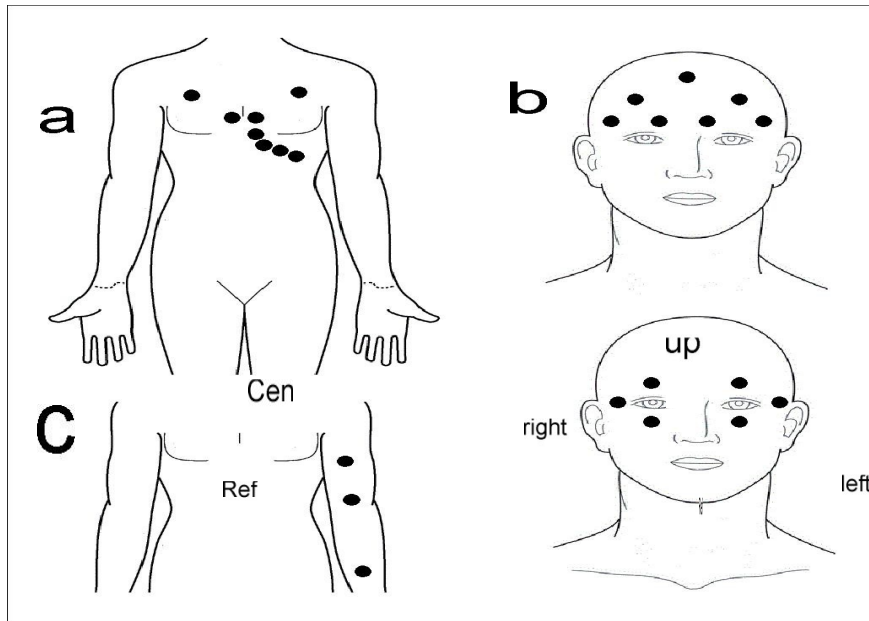
## 2.2 Βασικές Αρχές Μέτρησης Βιοδυναμικού

Οι βιοδυναμικές καταγραφές ECG, EOG, EMG, και EEG είναι απαραίτητες για τις κλινικές ή για τις ερευνητικές εφαρμογές. Με τη βοήθεια της σύγχρονης τεχνολογίας των βιοοργάνων, μπορούν να καταγραφούν με έναν μη επεμβατικό τρόπο [25]. Ο πίνακας I απαριθμεί τα χαρακτηριστικά γνωρίσματα, τη πηγή θορύβου αυτών των σημάτων βιο-δυναμικού και των αντιπροσωπευτικών εφαρμογών τους [26] [27]. Τα κοινά χαρακτηριστικά των βιο-δυναμικών είναι:

- Μικρά πλάτη (από 10  $\mu$ V έως αρκετά mV),
- Εύρος χαμηλών συχνοτήτων (από το επίπεδο DC σε αρκετά kHz).

Τα κοινά προβλήματα που αντιμετωπίζονται για την απόκτηση των εν λόγω σημάτων είναι:

- Περιβαλλοντική παρέμβαση (γραμμή ρεύματος, ηλεκτρομαγνητικές, κ.λπ.),
- Βιολογική παρεμβολή (θορύβος κατά την κίνηση, ο θόρυβος από το δέρμα και τα ηλεκτρόδια, κλπ).



Σχήμα 2-1 Τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για τις μετρήσεις βιοδυναμικών σημάτων.(a) ECG καταγράφεται χρησιμοποιώντας τον δεξή ώμο (RA), αριστερό ώμο (LA), σημείο αναφοράς (Ref), και έξι ηλεκτρόδια στο στήθος (Cen). (b) EMG καταγράφεται με δύο ηλεκτρόδια τοποθετημένα στον δικέφαλο και ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς τοποθετημένο στον αγκώνα. (c) EEG καταγράφεται με επιλεγμένες τοποθεσίες ηλεκτροδίων από το πρότυπο 10-20 EEG σύστημα οδήγησης με ένα ηλεκτρόδιο στο αυτί ως αναφορά. (d) EOG καταγράφεται με ηλεκτρόδια τοποθετημένα πάνω, κάτω και πλαισίως των ματιών και με ένα ηλεκτρόδιο ως αναφορά πίσω από το αυτί.

### Μέτρηση ECG

Το σήμα ECG καταγράφεται συχνά με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο κορμό, όπως φαίνεται στο σχήμα 2-1a. Το σήμα ECG έχει ένα πλάτος σε εύρος 1~5mV και συχνότητα που κυμαίνεται από 0.5 Hz ως 200Hz. Το ECG δημιουργείται από την καρδιογενετική ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς όταν ο καρδιακός μυς συστέλλεται ή διαστέλλεται κατά τη διάρκεια κάθε κτύπου της καρδιάς. Συνήθως χρησιμοποιούνται πολλά ηλεκτρόδια και η καταγραφή ECG γίνεται αποδεκτή ευρέως ως ένας καλός τρόπος για να μετρηθούν και να εντοπιστούν οι ανώμαλοι ρυθμοί της καρδιάς [28], ιδιαίτερα για αρρυθμίες που προκαλούνται από κατεστραμμένους ιστούς της καρδιάς.

### Μέτρηση EMG

Η επιφάνεια EMG είναι μια καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας που παράγεται από τους μυς. Παράγεται από τη σύσπαση των κυττάρων των μυών. Το σήμα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να αξιολογήσει το επίπεδο ενεργοποίησης των μυών. Τα μετρούμενα δυναμικά επιφάνειας EMG κυμαίνονται μεταξύ των 1 MV και 10 MV, ανάλογα με το επίπεδο συστολής των ιστών των μυών, και των φασμάτων συχνότητας από 20 Hz σε 1000 Hz. Το σχήμα 2-1b παρουσιάζει την προτεινόμενη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων για την ανίχνευση EMG, όπου δύο ηλεκτρόδια (ένα ζευγάρι ηλεκτροδίων) τοποθετούνται στους δικέφαλους μυς, και ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς τοποθετείται μακριά από ηλεκτρικά ανεξάρτητο δέρμα.

### **Μέτρηση EEG**

Η επιφάνεια EEG είναι ένα άθροισμα της ταυτόχρονης δραστηριότητας ενός μεγάλου αριθμού νευρώνων που έχουν τον ίδιο χωρικό προσανατολισμό. Δεδομένου ότι το ηλεκτρικό δυναμικό που παράγεται από έναν ενιαίο νευρώνα είναι πάρα πολύ μικρό για να επιλεγεί, το σήμα EEG απεικονίζει τη δραστηριότητα του εγκεφάλου όπου χιλιάδες ή εκατομμύρια νευρώνες ενεργούν από κοινού. Τα ηλεκτρικά δυναμικά που συλλαμβάνονται στην επιφάνεια του κρανίου χαρακτηρίζονται από εξαιρετικά μικρά πλάτη, μερικές φορές πάρα πολύ αδύνατα για να διακριθούν από τον παρασιτικό θόρυβο, στη περιοχή 1  $\mu\text{V}$  σε 50  $\mu\text{V}$ , και τα φάσματα συχνότητας από 0.5 Hz σε 100 Hz. Λόγω αυτού, η μέτρηση EEG θέτει μια μεγάλη πρόκληση στο κύκλωμα ανάγνωσης. Το σχήμα 2-1c δείχνει την τοποθέτηση των επιλεγμένων 10-20 ηλεκτροδίων στο κρανίο για το σύστημα EEG, όπου διάφορα ηλεκτρόδια ανίχνευσης βρίσκονται στο μέτωπο του χρήστη, και ένα αυτί λαμβάνεται ως αναφορά. Αυτό το πολλαπλό σύστημα ηλεκτροδίων επιτρέπει τη διάγνωση των σπασμών καθώς επίσης και την εξαγωγή χαρακτηριστικών γνωρισμάτων από την μελέτη στην διάρκεια του ύπνου [29, 30].

### **Μέτρηση EOG**

Το EOG είναι το σήμα που προκύπτει από τις κινήσεις των ματιών [31]. Ηλεκτρικά δυναμικά δημιουργούνται όταν οι βολβοί των ματιών κινούνται σε μια οριζόντια ή κάθετη κατεύθυνση. Αυτά τα ηλεκτρικά σήματα μπορούν να ανιχνευθούν μέσω ηλεκτροδίων που τοποθετούνται σε συγκεκριμένες θέσεις γύρω από το μάτι. Αντίστοιχη ρύθμιση τοποθέτησης ηλεκτροδίων φαίνεται στο Σχ. 2-1d. Οι κύριες εφαρμογές είναι για οφθαλμολογική διάγνωση και παρακολούθηση των κινήσεων των ματιών. Το σήμα EOG είναι μικρό (0,4 mV έως 1 mV) και έχει συνιστώσες χαμηλής συχνότητας (από κοντά DC έως 30 Hz) [32, 33]. Ενισχυτές με ένα κατάλληλο κέρδος και με μία καλή ζώνη απόκρισης είναι επιθυμητοί. Οι αρχές των τεχνικών καταγραφής βιο-δυναμικού, ιδίως η λεπτομερής τοποθέτηση ηλεκτροδίων στο ανθρώπινο σώμα για ECG, EMG, EEG, και EOG μετρήσεις εισάγονται παραπάνω. Τα πειράματα in-vivo βιο-δυναμικού παρουσιάζονται στο

επόμενο κεφάλαιο όπου ακολουθεί το πρόγραμμα ανάπτυξης ηλεκτροδίου και παρουσιάζεται στο Σχ. 2-1.

## 2.3 Εφαρμογές Ανίχνευσης Βιοδυναμικού

Αυτή η ενότητα περιέχει μια σύντομη επισκόπηση σχετικά με την τεχνολογία ηλεκτροδίων καθώς και την τεχνολογία για κυκλώματα και συστήματα για βιο-ηλεκτρική ανίχνευση.

### 2.3.1 Τεχνολογία ηλεκτροδίων

Όλες οι αποκτήσεις βιο-ηλεκτρικών σημάτων γίνεται με τη βοήθεια ηλεκτροδίων τα οποία μπορούν να προσαρμοστούν σε ιδιαίτερες ανάγκες [34]. Τα ηλεκτρόδια μπορούν να ταξινομηθούν σε διάφορους τύπους σύμφωνα με την διεισδυτικότητα τους. Αυτή η εργασία, επικεντρώνεται στη λιγότερο επεμβατική μέθοδο: τα επιφανειακά ηλεκτρόδια. Διαφορετικοί τύποι ηλεκτροδίων εφαρμόζονται για να συνδεθεί το ανθρώπινο σώμα με τα όργανα καταγραφής / συσκευές. Σύμφωνα με τη δομή, η μη επεμβατική, γίνεται η προσέγγιση των επιφανειακών ηλεκτροδίων που μπορούν επίσης να χωριστούν ως εξής: παθητικό-ηλεκτρόδιο (όχι ηλεκτρονικό εσωτερικό), και ενεργό ηλεκτρόδιο (off-the-shelf συστατικά στο εσωτερικό). Σε αυτή την εργασία προτείνουμε την ιδέα του Ευφυούς ηλεκτροδίου (ASIC / SoC ενσωματωμένο στο εσωτερικό), και με βάση αυτήν την ιδέα περαιτέρω αναπτύσσονται διάφορα πρωτότυπα Bio-Patch, που συνδυάζουν τα οφέλη των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων και τυπωμένων ηλεκτρονικών, τα οποία θα αναφερθούν στο Κεφάλαιο 4.

#### **Παθητικό ηλεκτρόδιο**

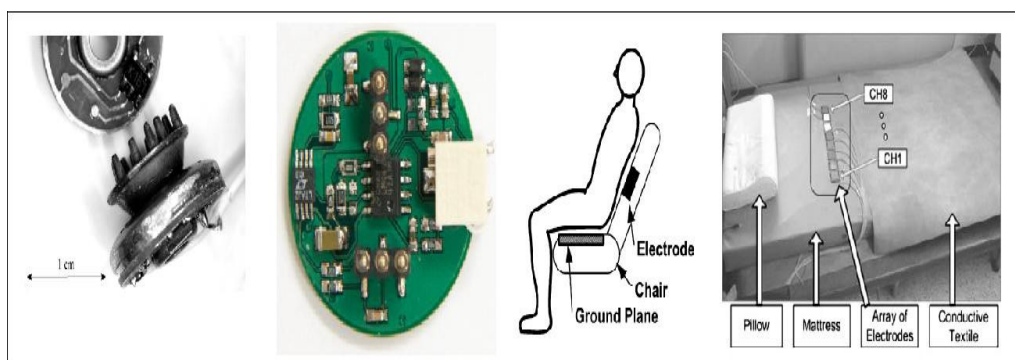
Τα ηλεκτρόδια διαμορφώνουν μια ηλεκτρική διεπαφή μεταξύ του ανθρώπινου σώματος και τα αισθητήρια ηλεκτρονικά κυκλώματα. Θεωρούνται ως μία κατηγορία αισθητήρων που μεταφέρουν βιο-δυναμικά σήματα από το ανθρώπινο σώμα στα ηλεκτρονικά κυκλώματα μέτρησης όπου τα σήματα ανιχνεύονται και επεξεργάζονται.

Σήμερα, τα συνηθισμένα συγκολλητικά παθητικά ασημένια ηλεκτρόδια χλωριδίου (Ag/AgCl) βρίσκονται συνήθως στις κλινικές και ερευνητικές εφαρμογές. Τα Ag/AgCl ηλεκτρόδια έχουν χαρακτηριστεί ως καλά και έχουν μελετηθεί κατά τη διάρκεια πολλών δεκαετιών [35-37]. Με κατάλληλη προετοιμασία και εγκατάσταση

των ηλεκτροδίων, μπορούν να παρέχουν την υψηλή ποιότητα σημάτων σε σχετικά χαμηλό κόστος. Ωστόσο, τα μειονεκτήματα και διάφοροι περιορισμοί που σχετίζονται με τη χρήση του τζελ Ag / AgCl ηλεκτροδίων εξακολουθούν να υπάρχουν. Για την παρακολούθηση των χρόνιων ασθενειών, τα συμβατικά Ag / AgCl υγρά/ προ-τζελ ηλεκτρόδια μπορούν ενδεχομένως να παράγουν ερεθισμό στο δέρμα λόγω της μεγάλης χρονικής διάρκειας προσκόλλησης σε μια συγκεκριμένη τοποθεσία στο δέρμα (για παράδειγμα, καμένα μέρη [38] ή φροντίδας νεογνών [39, 40]). Επιπλέον, η ποιότητα του σήματος και το σύστημα απόδοσης υποβαθμίζεται όταν το τζελ ηλεκτρολύτη στεγνώνει. Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, ξηρά ηλεκτρόδια [50, 41] και από ύφασμα ηλεκτρόδια [42, 43] προτείνονται ως εναλλακτικές λύσεις. Ωστόσο, πιο συχνά υφασμάτινα ηλεκτρόδια παρουσιάζουν χαμηλή αγωγιμότητα περιορίζοντας την εφαρμογή τους. Για το ξηρό ηλεκτρόδιο επαφής, συγκρίνοντας με το υγρό ηλεκτρόδιο, είναι ευαίσθητο στην κίνηση που οφείλεται στη συγκριτικά ασταθή μηχανική και ηλεκτρική επαφή με το δέρμα.

### Ενεργό ηλεκτρόδιο

Κατά τα τελευταία χρόνια έχουν γίνει πολλές προσπάθειες για να βελτιωθεί η παραδοσιακή τεχνολογία ηλεκτροδίων. Αρκετές ερευνητικές ομάδες ασχολούνται με την ανάπτυξη του ενεργού ηλεκτροδίου. Η ενίσχυση του σήματος λαμβάνει χώρα στο σημείο του ηλεκτροδίου, επομένως ένα σήμα εξόδου με πολύ καλύτερη ποιότητα μπορεί να επιτευχθεί. Η σχετική χαμηλή διαδεδομένη χρήση των ενεργών ηλεκτροδίων, σε αντίθεση με την παγκόσμια κλίμακα εξάπλωσης του πρότυπου ηλεκτροδίου, οδηγείται από νέες εφαρμογές που απαιτούν συνεχή καταγραφή του βιο-δυναμικού σε πολύ συγκεκριμένες εφαρμογές. Παραδείγματα μπορούν να βρεθούν στο Σχ. 2-2.



Σχήμα 2-2. Παρουσίαση της τεχνολογίας ενεργού ηλεκτροδίου: (α) δύο ενσύρματα ηλεκτρόδια buffer[57] (β) μη-επαφής ενεργό ηλεκτρόδιο [58] (γ) ενεργό ηλεκτρόδιο σε καρέκλα [61] (δ) ενεργό ηλεκτρόδιο στο κρεβάτι [62].

Οι τελευταίες εξελίξεις σχετικά με τα ενεργά ηλεκτρόδια παρουσιάζονται ως εξής: Thomas Degen et al. παρουσιάζει δύο ενσύρματα ηλεκτρόδια buffer στο [44],

όπως φαίνεται στο Σχ. 2-2a. Yu Mike Chi et al. αναπτύσσει ένα χωρίς-επαφή ενεργό ηλεκτρόδιο για εφαρμογές ECG/EEG [41, 45-47], όπως φαίνεται στο Σχ. 2-2 b. Αρκετές προσπάθειες έχουν γίνει για την ενσωμάτωση του ενεργού ηλεκτροδίου σε καρτέκλες (Σχ.2-2c) [48], και κρεβάτια (Εικ. 2-2d) [49] για τη λήψη καρδιακού σήματος του χρήστη. Ένα ρούχο βασισμένο σε φορεμένο σύστημα παρακολούθησης ECG προτείνεται στο [50].

Παρά το γεγονός ότι τα ενεργά ηλεκτρόδια εμφανίζονται με βελτιωμένη ανοσία κατά των περιβαλλοντικών παρεμβολών [44], αυτά δεν χρησιμοποιούνται τόσο συχνά όσο αναμενόταν ακόμα. Πρώτον, μια έρευνα που δημοσιεύθηκε δείχνει ότι τα ενεργά ηλεκτρόδια σχεδόν εξολοκλήρου σχεδιάζονται χρησιμοποιώντας off-the-shelf συστατικά, όπως στους λειτουργικούς ενισχυτές [44]. Η χρήση πολλών συστατικών off-the-shelf οδηγεί σε ένα δυσκίνητο μέγεθος αισθητήρα. Επιπλέον, ως φορέα εξαρτημάτων, η ίδια η PCB είναι δύσκαμπτη. Ως αποτέλεσμα, τα χαρακτηριστικά του ενεργού ηλεκτροδίου κάνουν την ανάπτυξη των φορητών συστημάτων μέτρησης πολύ δύσκολη. Δεύτερον, εκτός από τα καλώδια σήματος, καλώδια ισχύος VCC και γείωσης GND απαιτούνται για κάθε ενεργό ηλεκτρόδιο, αυξάνοντας τον αριθμό των καλωδίων σύνδεσης σε σύγκριση με τη χρήση παθητικών ηλεκτροδίων. Το προκύπτον μέγεθος και η δυσκολία να ενσωματωθούν με ενδύματα περιορίζουν τους παράγοντες κατά την εξέταση εφαρμόζοντας πιο πολύπλοκα κυκλώματα στο ενεργό ηλεκτρόδιο χρησιμοποιώντας off-the-shelf συστατικά.

### 2.3.2 Τεχνολογία Βιοιατρικών Κυκλωμάτων Και Συστημάτων

Με τις εξελίξεις στην συμπληρωματική τεχνολογία (CMOS) ημιαγωγού μετάλλου-οξειδίου, ο πλήρως ολοκληρωμένος σχεδιασμός έχει δείξει σημαντικά πλεονεκτήματα σε πολλές προηγμένες ιατρικές εφαρμογές, όσον αφορά την κατανάλωση χαμηλής ισχύος, ολοκλήρωση υψηλού επιπέδου και υψηλών επιδόσεων [51-54]. Συγκρίνοντας με τον ομόλογό του: τα συστατικά off-the-shelf που βασίζουν το ενεργό ηλεκτρόδιο, το IC είναι ικανό να ενσωματώνει πιο πολύπλοκα μπλοκ κυκλωμάτων με μια πολύ χαμηλότερη κατανάλωση ενέργειας και μικρότερο φυσικό μέγεθος.

Την τελευταία δεκαετία, η προσπάθεια έχει στραφεί στην ανάπτυξη των βιοϊατρικών κυκλωμάτων που επιτρέπουν φυσιολογικό έλεγχο και παρακολούθηση καθώς επίσης και στις εξατομικευμένες εφαρμογές υγειονομικής περίθαλψης. Δεδομένου ότι τέτοια βιοϊατρικά κυκλώματα απαιτούν συνήθως τη λειτουργία μπαταριών ή ακόμα και τροφοδοσία μέσω καλωδίων, μεγάλη έμφαση έχει δοθεί στην υπερβολικά χαμηλή κατανάλωση ισχύος, κατά συνέπεια τα κυκλώματα ανίχνευσης- αισθητήρια να λειτουργήσουν για ημέρες ή ακόμα και μήνες από μια μικρή μπαταρία ή μια ασύρματη ενέργεια. Επιπλέον, δεδομένου αυτές οι συσκευές

ανίχνευσης ή οι αισθητήρες πρέπει να χρησιμοποιηθούν σε απευθείας επαφή με το δέρμα για σχετικά μακροπρόθεσμο χρονικό διάστημα, όλο και περισσότερη προσοχή δίνεται στην συμπίκνωση των αισθητήρων. Ο τελικός στόχος με αυτή την συρρίκνωση είναι ότι κατασκευάζοντας το αισθητήριο σύστημα όσο μικρότερο γίνεται, ο προκύπτων αισθητήρας πρέπει να είναι απλό και εύκολο να συνδέεται στο ανθρώπινο σώμα ή να ενσωματώνεται σε ένα σύστημα ικανό να φορεθεί με ρούχα. Παραδείγματα μπορούν να βρεθούν σε εξαρτημένες από μπαταρίες φορεμένες ή εμφυτευμένες ιατρικές συσκευές: ο βιο-ενισχυτής που παρουσιάζεται στο [47, 55-58] μπορεί να αισθανθεί τη δραστηριότητα ECG, το ASIC αναφερόμενο στο [59] μπορεί να ανιχνεύσει τον καρδιακό παλμό, το εμφυτευμένο σύστημα στο [60] ανιχνεύει το σήμα EMG για ευφυή προσθετικό έλεγχο, η απόκτηση EEG παρουσιάζεται μέσα [61-63], η νευρική καταγραφή και νευρικός ιστός παρουσιάζεται μέσα [64-72] και [73-79].

### **Κεφάλαιο 3: Σχεδίαση SoC, Ολοκλήρωση και *In-vivo* Δοκιμές**

Σε αυτό το κεφάλαιο, παρουσιάζονται ο σχεδιασμός και η υλοποίηση ενός βιο-ηλεκτρικού SoC. Η απόδοση του κατασκευασμένου SoC αξιολογείται μέσω μίας *in-vivo* δοκιμής. Ένα σειριακό πρωτόκολλο επικοινωνίας εφαρμόζεται σε τσιπ, το οποίο επιτρέπει στο σύστημα να εντοπίσει αυτόματα τους αισθητήρες που συνδέονται με σειριακή σύνδεση, έτσι πραγματοποιεί ένα αυτό-διαχειριζόμενο δίκτυο. Με την ρύθμιση του SoC σε συγκεκριμένο κέρδος και εύρος ζώνης, 4 διαφορετικά βιο-σημάτα, συμπεριλαμβανομένου του ECG, EMG, EOG και EEG καταγράφονται με επιτυχία.

#### **3.1 SoC Αρχιτεκτονική Και Ολοκλήρωση**

Το SoC που παρουσιάζεται είναι ένα τσιπ με μικτά σήματα, το οποίο μπορεί να διαιρεθεί σε 3 μέρη:

- 1) ένα αναλογικό εμπρόσθιο μέρος (AFE), το οποίο χρησιμοποιείται για να λάβει και να επεξεργαστεί το ασθενές βιο-σήμα
- 2) ένα διαδοχικό καταχωρητή προσέγγισης από αναλογικό σε ψηφιακό μετατροπέα (ADC SAR), το οποίο χρησιμοποιείται για να μετατρέψει το αναλογικό σήμα σε ψηφιακή μορφή και
- 3) έναν ψηφιακό επεξεργαστή, ο οποίος είναι υπεύθυνος για τον λογικό έλεγχο.

Η συνολική αρχιτεκτονική του βιο-ηλεκτρικού SoC παρουσιάζεται στο Σχ. 3-1.

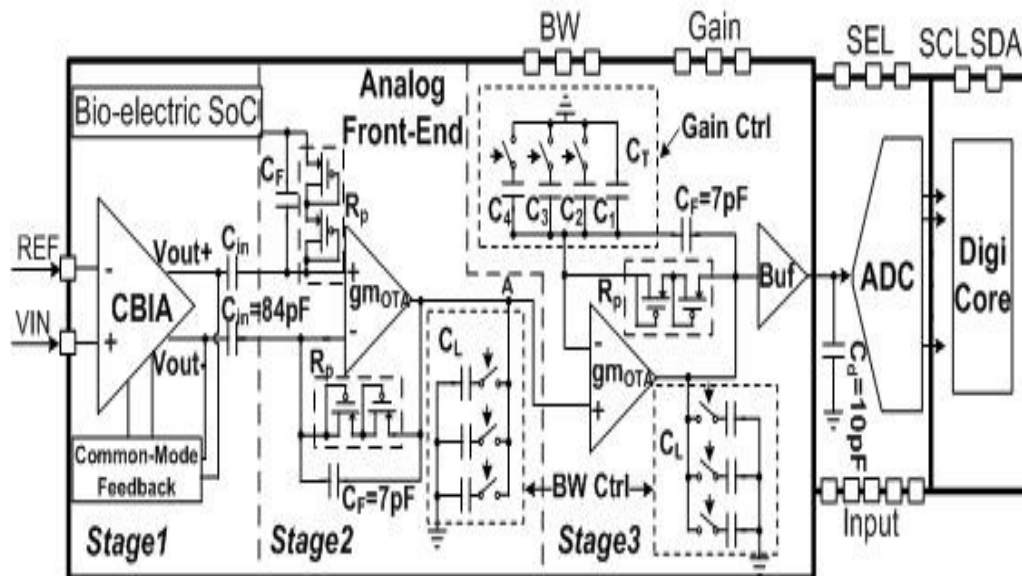


Figure 3-1. Συνολική Αρχιτεκτονική του Βιο-ηλεκτρικού SoC.

Το προτεινόμενο SoC αναπτύσσεται στη συνέχεια βήμα-βήμα. Αρχικά αναφέρεται το ψηφιακό τμήμα του πυρήνα. Σχεδιάστηκε και κατασκευάζεται το 2008 και είναι η πρώτη καταγραφή. Μετά από μια ικανοποιητική λειτουργική επαλήθευση αυτού του ψηφιακού ASIC, συνεχίστηκε ο σχεδιασμός της AFE και ADC, και τέλος, με την πλήρη ενοποίηση που έγινε με το συνδυασμό των τριών τμημάτων στο ίδιο τσιπ.

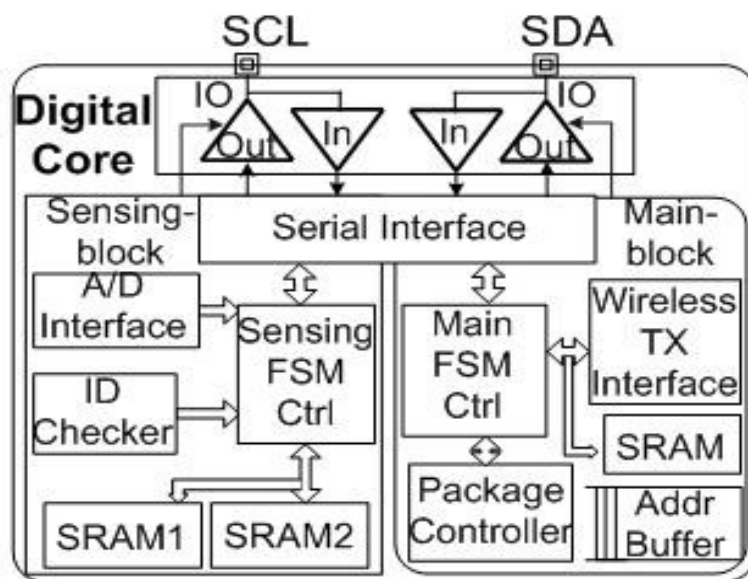
### 3.1.1 Ψηφιακός Επεξεργαστής

Καθώς ελέγχει την λογική, ο ψηφιακός επεξεργαστής είναι αρμόδιος για την απόκτηση του ψηφιακού βιολογικού σήματος, την προσωρινή αποθήκευση και την μετάδοση. Επιπλέον, ο ψηφιακός επεξεργαστής παίρνει επίσης το χρέος της επικοινωνίας μεταξύ των κόμβων των αισθητήρων και της διαχείρισης του δικτύου. Η αρχιτεκτονική του προτεινόμενου ψηφιακού επεξεργαστή παρουσιάζεται στο σχήμα 3-2. Περιλαμβάνει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

- Διάφορες διεπαφές:
  - Διεπαφή ADC (αρμόδια για τον ADC έλεγχο και την συλλογή ψηφιακών δεδομένων όταν η έξοδος της ADC είναι έτοιμη.)
  - Διεπαφή RAM (χρησιμοποιείται η on chip RAM για να αποθηκεύσει το ψηφιακό βιολογικό σήμα)
  - Ασύρματη διεπαφή (τα μετρημένα βιολογικά σήματα είναι συγκεντρωμένα σε ένα ASIC, και τελικά μεταδίδονται μέσω μιας ασύρματης μονάδας).
- Στο RAM τσιπ, το οποίο επιτρέπει στον ψηφιακό επεξεργαστή να αποθηκεύσει το ψηφιοποιημένο βιολογικό σήμα.



- Στο τσιπ με εφαρμοσμένο πρωτόκολλο σειριακής μετάδοσης 2 καλωδίων, συμπεριλαμβανομένου του καθορισμού της δομή πλαισίων για τις εντολές εκπομπής και unicast εντολές. Με αυτό το πρωτόκολλο, ένα δίκτυο σε μια περιοχή σώματος μπορεί να καθιερωθεί και να ρυθμιστεί.



Σχέδιο 3-2. Αρχιτεκτονική Ψηφιακού Επεξεργαστή.

Δεδομένου ότι ένα τυπικό δίκτυο σε μια περιοχή του σώματος απαιτεί τουλάχιστον δύο τύπους κόμβων αισθητήρων: ο ένας είναι υπεύθυνος για την ανίχνευση ενός ή περισσότερων συγκεκριμένων βιολογικών σημάτων από το ανθρώπινο σώμα, και ο άλλος τύπος λειτουργεί ως ελεγκτής για να διαχειρίζεται το σύνολο του δικτύου. Μία καινοτομία που παρουσιάζεται σε αυτή την εργασία είναι να προτείνει και να εφαρμόσει τις δύο καταστάσεις λειτουργίας στο ίδιο τσιπ. Τα πλεονεκτήματα αυτής της αρχιτεκτονικής διπλής λειτουργίας περιλαμβάνουν:

- αποφεύγεται η χρήση ξεχωριστών IC ταινιών (επίσης αποφεύγοντας τη χρήση δύο διαφορετικών τύπων των τσιπ σε πραγματικές εφαρμογές), με σκοπό την μείωση του συνολικού κόστους και να απλουστευθεί η διαδικασία της διάταξης
- εύκολη διαμόρφωση: Ο τρόπος λειτουργίας του τσιπ μπορεί εύκολα να ρυθμιστεί με τον καθορισμό του σημείου ελέγχου στη λογική «1» ή «0», χρησιμοποιώντας έναν εξωτερικό διακόπτη. Το τσιπ μπορεί να έχει ρυθμιστεί είτε σε Ανίχνευσης Κόμβο (SN) ή σε Κεντρικό Κόμβο (MN)

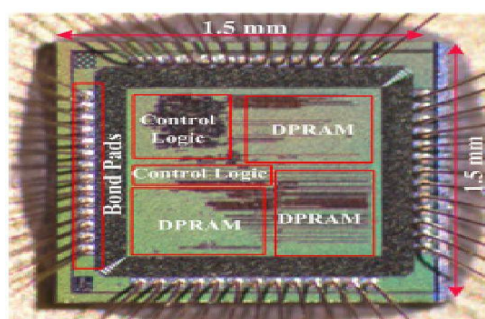
Η διαφορά μεταξύ των δύο τρόπων λειτουργίας:

*Λειτουργία SN (SN mode):* Η κύρια λειτουργία του SN είναι η δειγματοληψία, η επεξεργασία και η αποθήκευση του βιο-σήματος. Κάθε SN έχει μια διεύθυνση των 4-bit. Το βιο-σήμα από το δέρμα του υποκειμένου ενισχύεται και ψηφιοποιείται. Στη συνέχεια, το ψηφιακό βιο-σήμα μπορεί να διαβαστεί και να αποθηκευθεί προσωρινά στον SN on-chip μνήμη RAM. Εάν μία RAM είναι πλήρης, τα επόμενα

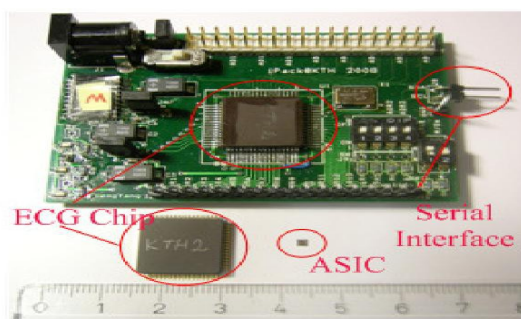
δεδομένα αυτόματα μεταφέρονται στην δεύτερη μνήμη RAM. Πριν η μνήμη on-chip γίνει πλήρης, τα αποθηκευμένα δεδομένα θα συλλέγονται σε τακτά χρονικά διαστήματα από την MN.

*Λειτουργία MN (MN mode):* Ο κύριος ρόλος του MN είναι να διαχειριστεί το σύνολο του δικτύου, χρησιμοποιώντας μια ποικιλία από εντολές. SN-Αλυσίδα Σάρωσης (SNCS SN-Chain Scan) ξεκινά όταν το σύστημα τροφοδοτείται με ενέργεια ή γίνεται επαναφορά. Κατά τη διάρκεια της SNCS διαδικασίας, όπου όλοι οι SNs στην αλυσίδα έχουν σαρωθεί, η διεύθυνση του κάθε ενεργού SN αποθηκεύεται στην διεύθυνση μνήμης του MN. Λίγο μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας SNCS, η διαδικασία συλλογής των δεδομένων από το βιο-σήμα ξεκινά: ο MN επισκέπτεται κάθε SN με σειριακό τρόπο. Τα δεδομένα που συλλέγονται αποθηκεύονται στην μνήμη on-chip RAM του MN. Πριν η αποθήκευση ολοκληρωθεί, ο MN προωθεί τα δεδομένα αυτά στον έξω κόσμο μέσω μιας εξωτερικής μονάδας ασύρματης μετάδοσης, τότε συνεχίζει με το επόμενο γύρο συλλογής δεδομένων.

Ο προτεινόμενος ψηφιακός επεξεργαστής εφαρμόζεται σε ένα τσιπ σιλικόνης ακολουθώντας την ψηφιακή ροή σχεδίου ASIC: Εν συντομία, αρχικά, σύμφωνα με την προδιαγραφή λειτουργίας, ο ψηφιακός επεξεργαστής είναι διαιρεμένος σε διάφορες ενότητες λειτουργίας. Κάθε ενότητα περιγράφεται σύμφωνα με την συμπεριφορά που έχουν οι κώδικες VHDL. Οι κώδικες προσομοιώνονται και ελέγχονται σε Modelsim, κατόπιν ακολουθούνται από το λειτουργικό επαλήθευσης χρησιμοποιώντας τον πίνακα FPGA. Μετά από αυτό, οι κώδικες συντίθενται χρησιμοποιώντας Synopsys και το σχέδιο, η θέση και η διαδρομή εκτελείται χρησιμοποιώντας SoCencounter, και το παραγμένο GDSII αρχείο στέλνεται για την κατασκευή του ASIC. Ο ψηφιακός επεξεργαστής κατασκευάζεται σε μία 1P6M 0.18μm μικτής-λειτουργίας CMOS τεχνολογία που καταλαμβάνει μια συνολική έκταση 1.5mm × 1.5mm. Μια μικροφωτογραφία του κατασκευασμένου ASIC παρουσιάζεται στο Σχ. 3-3a. Μια συσκευασία CQFP-64 χρησιμοποιήθηκε για το πακετάρισμα του ASIC. Ένας 6cm × 5cm πίνακας κυκλωμάτων σχεδιάζεται για να ελέγξει τα λειτουργικά στάδια του ASIC και μετράται η κατανάλωση ισχύος, όπως φαίνεται στο Σχ. 3-3b.



(a)



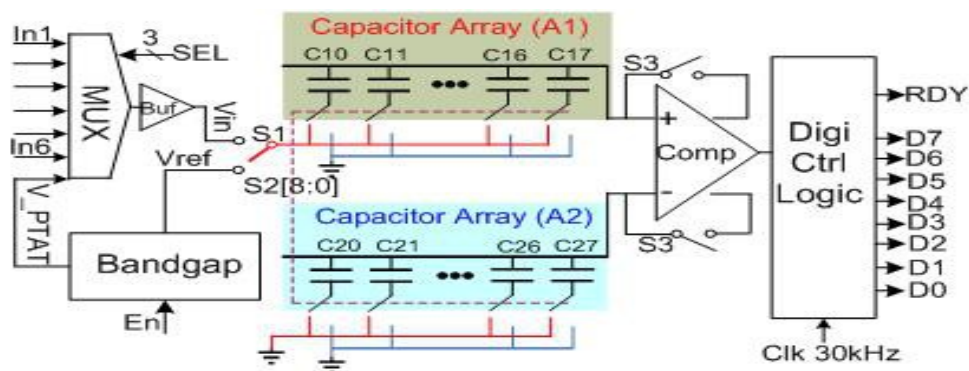
(b)

Σχέδιο 3-3 (a) Μικροφωτογραφία ενός ASIC κατασκευασμένο σε 0.18 μm CMOS. (b) Κύκλωμα Μέτρησης, ASIC πακεταρισμένο

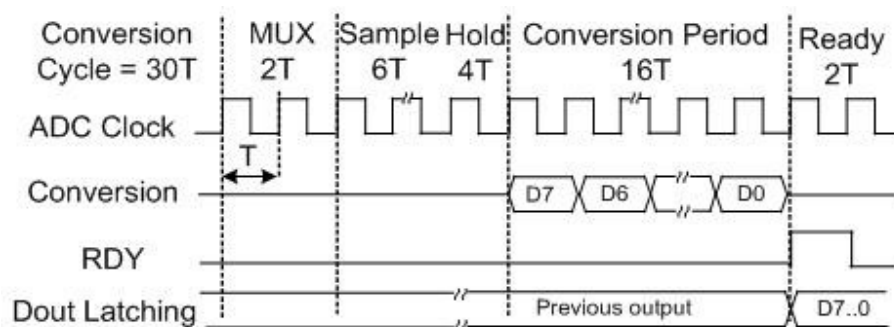
Η περιγραφή της ροής SNCS είναι: Το MN μεταδίδει ένα πακέτο εντολών που περιέχει μια συγκεκριμένη διεύθυνση SN στο ενεργό καλώδιο. Εάν το συγκεκριμένο SN είναι διαθέσιμο, ένα πλαίσιο αναγνώρισης στέλνεται αμέσως πίσω. Διαφορετικά, αν το SN δεν υπάρχει, καμιά αναγνώριση δεν θα δημιουργηθεί πριν από την υπερχειλίση του χρονομέτρου MN. Στη συνέχεια, το MN επιβεβαιώνει την απουσία του συγκεκριμένου SN, και συνεχίζει με την επόμενη σάρωση μέχρις ότου όλα τα SN έχουν σαρωθεί. Το σημερινό σύστημα υποστηρίζει 14 SNs και 1 MN. Οι «Στοπ» «Έναρξη» εντολές για το εφαρμοζόμενο πρωτόκολλο σειριακής επικοινωνίας είναι συμβατές με το Philips I2C, ενώ οι ορισμοί για τις υπόλοιπες εντολές, για παράδειγμα, μετάδοση και unicast εντολές, είναι ειδικά σχεδιασμένες. Η μέση κατανάλωση ρεύματος του ψηφιακού πυρήνα για τις δύο καταστάσεις λειτουργίας είναι σχεδόν η ίδια: 12,7μΑ για το MN και 12,6μΑ για SN από παροχή 1,2 V με 1 MHz ρολόι συστήματος.

### 3.1.2 Βιο-ηλεκτρικό SoC

Μετά την υλοποίηση του Ψηφιακού επεξεργαστή, μπορούμε να προχωρήσουμε στο σχεδιασμό του AFE. Επειδή τα βιο-δυναμικά σήματα εμφανίζουν ασθενή πλάτη και χαμηλές συχνότητες [80], τα χαρακτηριστικά αυτά θέτουν σημαντικές προκλήσεις για το κύκλωμα ανάγνωσης του βιοσήματος. Ένα επιθυμητό εμπρόσθιο κύκλωμα (front-end) θα πρέπει να έχει προγραμματιζόμενο κέρδος και εύρος ζώνης, για να μπορέσει να ρυθμιστεί ώστε να φιλοξενήσει διαφορετικά βιο-σήματα. Το κύκλωμα καλείται επίσης να ικανοποιεί τις αυστηρές ανάγκες για την ανίχνευση βιο-σήματος: με υψηλή αντίσταση εισόδου, χαμηλή ισχύς και χαμηλό θορύβος. Το κύκλωμα πρέπει να είναι σε θέση να πάρει αυτά τα αδύναμα σήματα από ένα θορυβώδες περιβάλλον: να ενισχύσει το συγκεκριμένο σήμα, αλλά ουσιαστικά να απορρίπτει τον ανεπιθύμητο θόρυβο.



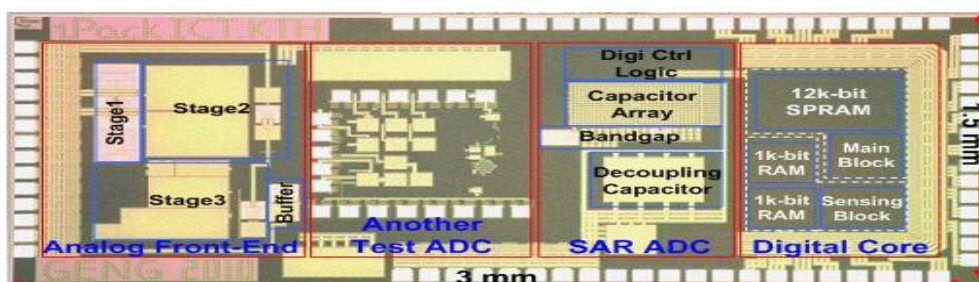
(α)



(β)

Σχήμα 3-4. (α) Αρχιτεκτονική 6-εισόδου 8 bit SAR ADC. (β) Χρονική περίοδος A/D μετατροπής

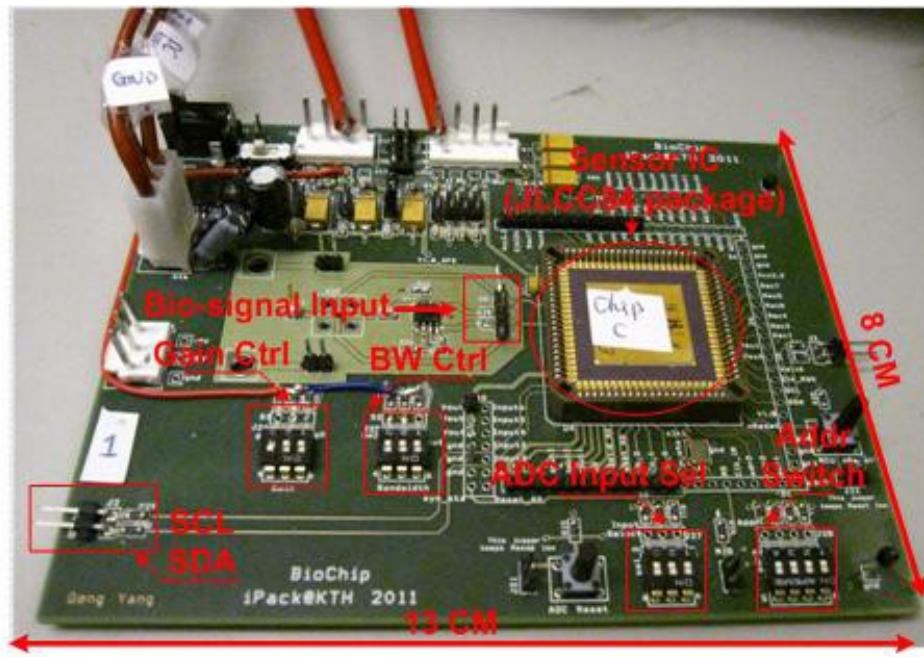
Ένα προγραμματιζόμενο τριών σταδίων AFE υλοποιείται σε αυτό το σχεδιασμό. Το διάγραμμα κυκλωμάτων του AFE απεικονίζεται στο Σχ. 3-1. Το πρώτο στάδιο-Stage 1 αποτελείται κυρίως από ένα ενισχυτή ρεύματος και ένα συνηθισμένου τύπου κυκλώματος ανάδρασης. Το Stage1 παρέχει ένα σταθερό κέρδος 7. Οι διαφορικές εξόδους του Stage1 είναι AC-συζευγμένες με το Stage2. Το κέρδος κλειστού βρόχου του Stage 2 έχει οριστεί σε 12. Το Stage 3 παρέχει ένα μεταβλητό κέρδος ρυθμίζοντας την ισοδύναμη χωρητικότητα της εσωτερικής συστοιχίας πυκνωτών του μέσω τριών εξωτερικών διακοπών. Το εσωτερικό κέρδος ζώνης του Stage3 μπορεί να ρυθμιστεί για οκτώ διαφορετικές τιμές που κυμαίνονται από 2 έως 19. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της προσομοίωσης, το front-end κύκλωμα τριών σταδίων μπορεί να παρέχει ένα εντελώς μεταβλητό κέρδος κλειστού βρόχου που κυμαίνεται από 45 dB έως 64 dB . Η συχνότητα διέλευσης χαμηλών συχνοτήτων του front-end μπορεί να συντονίζεται με 80 Hz, 260 Hz, 400 Hz ή 1 kHz, μεταβάλλοντας τη χωρητικότητα φορτίου on-chip μέσω των εξωτερικών διακοπών. Η μεταβλητή αρχιτεκτονική τριών σταδίων κέρδους-εύρους ζώνης επιτρέπει την προσαρμογή του κέρδους της ενίσχυσης σε μια βέλτιστη τιμή, με παράλληλη αποφυγή στρεβλώσεων του κορεσμού. Η AFE αντλεί ρεύμα 2,3  $\mu$ A από μια παροχή 1,2 V.



Σχήμα 3-5. Μικροφωτογραφία ενός τσιπ με τα κατασκευασμένα Stages του σημειωμένα.

Μια πλήρως ολοκληρωμένη λύση χρειάζεται ένα ADC [81, 82], δεδομένου ότι τα ψηφιακά δεδομένα απαιτούνται για τη μετάδοση των δεδομένων και την επεξεργασία του ψηφιακού σήματος. Ένας ADC SAR επιλέγεται ως μονάδα κβαντοποίησης λόγω της σχετικά καλής τήρησης ισορροπιών μεταξύ της απόδοσης ισχύος, της ταχύτητα μετατροπής και την ανάλυση [83-85]. Το Σχ. 3-4a απεικονίζει την αρχιτεκτονική που υλοποιείται σε ένα SAR ADC με 6-εισόδους 8-bit χρέωσης-αναδιανομής [86]. Μετατρέπει μία τάση εισόδου με τη μέθοδο της δυαδικής αναζήτησης. Η φυσική διάταξη του κυκλώματος εφαρμόζεται σε μία πλήρως διαφορική αρχιτεκτονική. Το διάκενο ζώνης (Bandgap) του ADC δημιουργεί θερμοκρασία ανεξάρτητη της τάσης αναφοράς ( $V_{ref}$ ) του σήματος 800 mV, το οποίο αποκόπτει τη τάση αναφοράς κατά τη διάρκεια της A/D μετατροπής. Ένα MUX με 3 ακίδες ελέγχου χρησιμοποιείται για να επιλέξει μία από τις έξι εισόδους για να συνδεθεί η χωρητική δυαδική σειρά αναζήτησης για A / D μετατροπή. Η Έισοδος 5 προορίζεται για το ενισχυμένο βιο-σήμα από την AFE. Οι άλλες πέντε είσοδοι είναι διαθέσιμες για μελλοντική χρήση για ανίχνευση άλλων βιοσημάτων. Ένας ελεγκτής πεπερασμένης-μηχανής -καταστάσεων (FSM) ελέγχει τους διακόπτες του πίνακα πυκνωτή ADC κατά τη διάρκεια κάθε σταδίου μετατροπής. Η ακολουθία χρονισμού φαίνεται στο Σχ. 3-4b, όπου κάθε A / D μετατροπή χωρίζεται σε 8 βήματα, ξεκινώντας από το πιο σημαντικό bit και τελειώνοντας με το λιγότερο σημαντικό bit. Κάθε μετατροπή A / D διαρκεί 30 κύκλους ρολογιού. Το ποσοστό της δειγματοληψίας ADC είναι ανάλογο προς το εξωτερικό ρολόι, για παράδειγμα, ο ADC μπορεί να παρέχει ένα ποσοστό δείγματος 1 KS / s με εξωτερική συχνότητα ρολογιού 30 kHz. Ομοίως, ένα ποσοστό δειγματοληψίας 3.3 KS / s μπορεί να ληφθεί με ένα εξωτερικό ρολόι 100 kHz. Η ADC έχει διαστάσεις 480  $\mu\text{m}$   $\times$  580  $\mu\text{m}$  και καταναλώνει 1,8  $\mu\text{A}$  από μια παροχή 1,2 V (συχνότητα χρονισμού 30 kHz). Το Bio-ηλεκτρικό SoC επιτυγχάνεται με τη συσκευασία του Digital Core, AFE, και ADC πάνω στο ίδιο τσιπ. Το SoC κατασκευάζεται σε ένα πρότυπο 0,18  $\mu\text{m}$  μικτής λειτουργίας 1P6M CMOS διαδικασία και καταλαμβάνει συνολικά 1,5 χιλιοστά  $\times$  3 χιλιοστά περιοχή πυριτίου με τάση λειτουργίας που κυμαίνεται από 1,2 V έως 3,3 V. Η μικροφωτογραφία του τσιπ παρουσιάζεται στο Σχ. 3-5. Ένα τυπωμένο κυκλώμα (PCB) είναι σχεδιασμένο για την αξιολόγηση των ηλεκτρικών επιδόσεων του SoC σε in-vivo δοκιμασίες. Μια φωτογραφία της PCB πλακέτας μέτρησης φαίνεται στο Σχ. 3-6. Τα in-vivo πειράματα που εκτελέστηκαν και παρουσιάζονται στα ακόλουθα μέρη του παρόντος κεφαλαίου βασίζονται σε αυτό το PCB.



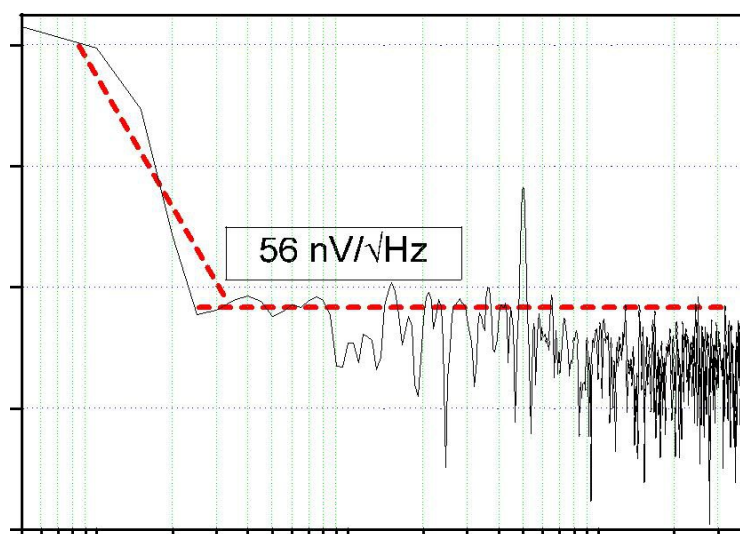


Σχήμα 3-6. Μέτρηση SoC σε PCB

Προκειμένου να εξυπηρετηθούν διαφορετικά βιο-ηλεκτρικά σήματα, η AFE έχει σχεδιαστεί για να έχει μεταβλητό κέρδος και εύρος ζώνης. Από μια διαισθητική σύγκριση του αποτελέσματος της προσομοίωσης της διάταξης κέρδους-εύρος ζώνης της AFE, και του αποτελέσματος της μέτρησης κέρδους-εύρους ζώνης από συνθετικό SoC μπορεί να παρατηρηθεί ότι το μετρήσιμο κέρδος και η απόκριση συχνότητας είναι σύμφωνα με τα αποτελέσματα της προσομοίωσης του κυκλώματος. Η μόνη διαφορά που παρατηρείται είναι ότι το μετρούμενο κέρδος είναι ελαφρώς μικρότερο από το αποτέλεσμα της προσομοίωσης, για παράδειγμα, το μετρούμενο κέρδος (63 dB) είναι λίγο μικρότερο από το κέρδος της προσομοιωμένης τιμής (64 dB). Αυτό το φαινόμενο μπορεί να οφείλεται στην εξασθένιση της μονάδας μνήμης που βρίσκεται στη θύρα εξόδου του AFE (η λειτουργία αυτής της μονάδας μνήμης είναι να αυξήσει την ικανότητα οδήγησης της AFE). Ως αποτέλεσμα, το μετρούμενο κέρδος να είναι ελαφρώς μικρότερο από το αποτέλεσμα της προσομοίωσης. Το κέρδος ή το εύρος ζώνης μπορεί να ρυθμιστεί ανεξάρτητα μέσω εξωτερικών ακροδεκτών. Συνολικά 8 διαφορετικά κέρδη, που κυμαίνονται από 45 dB έως 63 dB, μπορούν να επιλεγούν. Για κάθε επιλεγμένο κέρδος, τέσσερα προγραμματιζόμενα από τον χρήστη 3-dB εύρη ζώνης μπορούν να αποκτηθούν με τη χρήση διακοπών εύρους ζώνης.

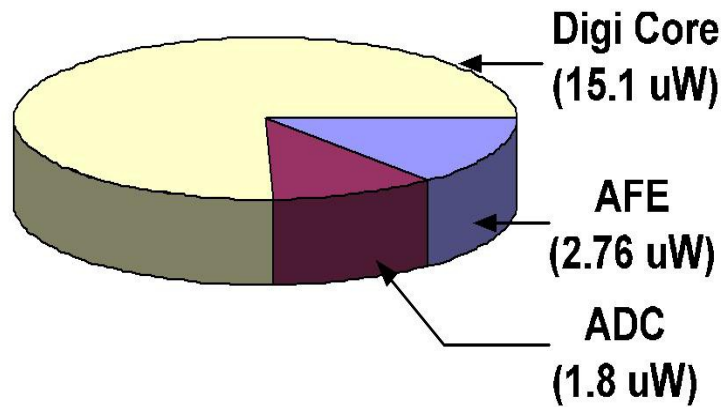
Λόγω της χαμηλής έντασης του, το βιο-σήμα είναι επιρρεπής στο να έχει μολυνθεί από διαφορετικές πηγές θορύβου. Πρακτικά προβλήματα μπορεί να προκύψουν κατά τη διάρκεια της διαδικασίας εγγραφής βιο-σημάτων που προκύπτουν από τις φυσιολογικές και περιβαλλοντικές ηλεκτρονικές πηγές θορύβου. Φυσιολογικές πηγές παρεμβολής θορύβου είναι αυτός που παράγεται κατά την κίνηση, ο θόρυβος των μυών, κλπ. Η Ηλεκτρική παρεμβολή προκύπτει από συνήθεις πηγές: 50-Hz γραμμές ηλεκτρικής ισχύος, καθώς και ο θόρυβος ραδιοσυχνοτήτων (RF) που είναι ηλεκτρική ή μαγνητική προκαλούμενη παρεμβολή [27]. Μια

αποτελεσματική προσέγγιση για τον περιορισμό της επιρροής του θορύβου είναι να εφαρμοστεί μία διαφορετική αρχιτεκτονική στο σχεδιασμό του ενισχυτή. Πλήρως διαφορετική αρχιτεκτονική χρησιμοποιείται για το σχεδιασμό του AFE, η οποία επιτρέπει την αποτελεσματική απόρριψη στην παρέμβαση της λειτουργίας. Ως αποτέλεσμα, κάθε κοινό σήμα λειτουργίας που τροφοδοτείται στην θύρα εισόδου του AFE θα πρέπει να αφαιρεθεί αποτελεσματικά, ενώ τα διαφορετικά σήματα στις δύο περιοχές θα ενισχύονται. Παρέμβαση 50-Hz γραμμής ηλεκτρικής ισχύος παρατηρείται πιο συχνά στην μέτρηση των βιο-σημάτων [58, 87]. Καθώς ο θόρυβος της γραμμής ισχύος εμφανίζεται ως μια κοινή λειτουργία στο σήμα στις δύο θύρες εισόδου, θα καταργηθεί στη συνέχεια από την αφαίρεση του κυκλώματος.



Σχήμα 3-8 Θόρυβος Εισόδου στο αναλογικό-μπροστινό μέτωπο

Ο θόρυβος του κυκλώματος αναλύεται συνδέοντας τον απομονωτή εξόδου σε έναν αναλυτή σήματος: HP Δυναμικός Αναλυτής Σήματος 35670A. Για να μετρηθεί ο θόρυβος εισόδου (IRN), του AFE οι δύο ακροδέκτες εισόδου είναι βραχυκυκλωμένοι προς τη γη και ο θόρυβος εξόδου μετριέται με τον αναλυτή σήματος. Ο μετρούμενος θόρυβος χωρίζεται από το μετρούμενο κέρδος στο σημείο συχνότητας που ισοδυναμεί με το IRN. Το Σχ. 3-8 δείχνει την πυκνότητα φάσματος ΔΔΕ. Ο χαμηλός θόρυβος των  $-145 \text{ V}_{\text{rms}}/\sqrt{\text{Hz}}$  ( $56 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ ) παρατηρείται. Μπορεί επίσης να παρατηρηθεί ότι ο θόρυβος χαμηλής συχνότητας AFE κατά κύριο λόγο κυριαρχείται από το θόρυβο τρεμοπαίγματος. Στις υψηλότερες συχνότητες, η στάθμη θορύβου προσεγγίζει το θερμικό όριο θορύβου του ζεύγους εισόδου του διαφορικού κυκλώματος. Του SoC η συνολική κατανάλωση ενέργειας είναι  $20 \mu\text{W}$  από μια μπαταρία  $1,2 \text{ V}$ . Η κατανομή ισχύος φαίνεται στο Σχ. 3-9, όπου οι τιμές κατανάλωσης ισχύος για δύο τρόπους λειτουργίας του Ψηφιακού Επεξεργαστή (για λειτουργία SN και λειτουργία MN) είναι σχεδόν οι ίδιες, περίπου  $15 \mu\text{W}$  από παροχή  $1,2 \text{ V}$ .



Σχήμα 3-9. Κατανάλωση SoC

### 3.2 SoC Σε *In-vivo* Δοκιμές

| Bio-signal                           | Gain switch set | BW switch set    |
|--------------------------------------|-----------------|------------------|
|                                      | Gain of AFE     | BW of AFE        |
| ECG (0.5-150 Hz)<br>(0.1 - 3 mV)     | '010'           | '000'            |
|                                      | 49 dB           | 0.35 Hz- 1.5 kHz |
| EMG(14-350 Hz)<br>(0.01 - 2 mV)      | '100'           | '000'            |
|                                      | 57 dB           | 17 Hz- 1.5 kHz   |
| EOG (0- 30 Hz)<br>(0.1 - 1 mV)       | '100'           | '111'            |
|                                      | 57 dB           | 0.25 Hz-190 Hz   |
| EEG (0.5- 40 Hz)<br>(10 μV - 0.1 mV) | '111'           | '011'            |
|                                      | 62 dB           | 0.37 Hz-850 Hz   |

- Μέτρηση EOG

Για την ανίχνευση του σήματος EOG, το ηλεκτρόδιο ανίχνευσης τοποθετείται στο εσωτερικό άκρο του ματιού, το οποίο παρέχει μια απλή ανίχνευση στις οριζόντιες κινήσεις του ματιού. Το Σχήμα 3-10 δείχνει ένα σήμα EOG, όπου το υποκείμενο καλείται να διαβάσει κάθε γραμμή από ένα βιβλίο. Ακολουθίες από μικρό σκαρίφημα εμφανίζεται όταν τα μάτια μετακινούνται προς τα δεξιά ακριβώς



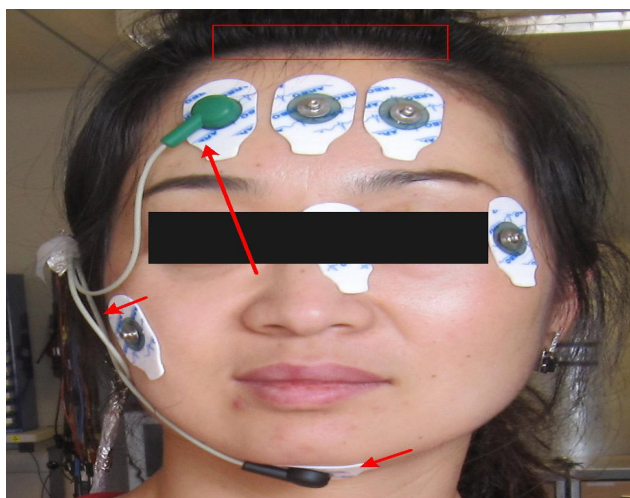
πάνω από τις λέξεις. Ένα μεγάλο σκαρίφημα παρατηρείται όταν τα μάτια κινούνται πίσω προς τα αριστερά στην αρχή της επόμενης γραμμής.



Σχήμα 3-10. Φωτογραφία για EOG μέτρηση

- Μέτρηση EEG

Το σήμα EEG είναι δύσκολο να ανιχνευθεί, εφόσον το πλάτος του είναι αρκετά μικρό, μερικές φορές ακόμη μικρότερο και από το θόρυβο. Επιπλέον, το σήμα ΗΕΓ είναι δύσκολο να ερμηνευθεί, εφόσον αντιπροσωπεύει τη συνολική ηλεκτρική δραστηριότητα χιλιάδων ή εκατομμύρια νευρώνων που μεταδίδονται μέσω ιστών του εγκεφάλου στο τριχωτό της κεφαλής [30]. Ωστόσο, ορισμένες λειτουργίες μπορούν να ερμηνευθούν. Η ανάλυση των σημάτων EEG σε φάσμα συχνοτήτων μπορεί να αποκαλύψει την ισχύ του σήματος σε διαφορετικές συχνότητες, οι οποίες παράγονται κατά τη διάρκεια διαφόρων καταστάσεων του εγκεφάλου, όπως σε κατάσταση ύπνου ή κατάσταση αφύπνισης [29]. Υπάρχει ακόμη σημαντική διαφορά που αναγράφεται στα σήματα EEG στο πεδίο της συχνότητας όταν το θέμα κρατάει τα μάτια του/της ανοικτά ή κλειστά.



Σχήμα 3-11. Φωτογραφία μέτρησης EEG

Μια φωτογραφία του σεναρίου μέτρησης EEG παρουσιάζεται στο Σχ. 3-10 χρησιμοποιώντας τη SoC μέτρηση PCB. Ένα πείραμα ριπής οφθαλμού έχει πραγματοποιηθεί, όταν το άτομο ζήτηθηκε να ανοιγοκλείνει τα μάτια του για αρκετές φορές και πιο πριν να έχει τα μάτια του κλειστά για περίπου 20 δευτερόλεπτα. Στη συνέχεια καταγράφεται μια κυματομορφή EEG σε επιλεγμένα τμήματα για τα μάτια-ανοιχτά και τα μάτια-κλειστά σε πειράματα στο πεδίο του χρόνου και στο πεδίο συχνοτήτων. Το κύμα Alpha (σε φάσμα συχνοτήτων από 8 ~ 13 Hz) συνήθως χρησιμοποιείται ως δείκτης για να επαληθεύουν εάν το σήμα EEG καταγράφεται με επιτυχία χρησιμοποιώντας μια ειδική συσκευή καταγραφής. Το κύμα Alpha εμφανίζεται όταν το σώμα και το μυαλό του ατόμου είναι σε κατάσταση ηρεμίας με τα μάτια κλειστά [88]. Οι μεγάλες ψαλίδες στο πεδίο του χρόνου στην EEG κυματομορφή αντιστοιχούν σε αυτές όταν ανοιγοκλείνει το μάτι του ασθενούς [88]. Από το πεδίο του χρόνου στην κυματομορφή, μπορεί να παρατηρηθεί σαφώς ότι το κύμα της Alpha εμφανίζεται όταν τα μάτια του θέματος είναι κλειστά και εξαφανίζεται όταν τα μάτια είναι ανοιχτά. Τα αποτελέσματα από τα τμήματα "μάτια κλειστά" και "μάτια ανοιχτά» καταδεικνύουν περαιτέρω και αποδεικνύουν τα πειραματικά ευρήματα σχετικά με το κύμα Alfa. Όταν τα μάτια του ατόμου ήταν κλειστά, μια αισθητή αύξηση της ισχύς της Alpha ζώνης με συχνότητα περίπου 10 Hz παρατηρείται. Ενώ για την περίπτωση με μάτια ανοιχτά, το αντικείμενο διεγείρεται από το περιβάλλον, ως αποτέλεσμα, το Alpha κύμα καταργείται. Από τα πειράματα που λαμβάνονται σε ένα τυπικό Ηλεκτρολόγων Μηχανικών εργαστήριο, μια μικρή ένδειξη παρεμβολής των 50 Hz γραμμής ισχύος παρατηρείται στο αποτέλεσμα της FFT στο σήμα EEG που εξετάστηκε.

### 3.3 Συμπέρασμα

Ένα πλήρως ολοκληρωμένο χαμηλής ισχύος Βιο-ηλεκτρικό SoC παρουσιάζεται. Ο αισθητήρας SoC εμφανίζεται με προγραμματιζόμενο κέρδος και εύρος ζώνης για να διαχειρισθεί μια ποικιλία βιο-σημάτων. Γίνεται σύγκριση μεταξύ των αποτελεσμάτων της προσομοίωσης και των αποτελεσμάτων των μετρήσεων. Μπορεί να παρατηρηθεί ότι η μετρούμενη απόδοση του κέρδους-εύρους ζώνης είναι σύμφωνη με το αποτέλεσμα της προσομοίωσης. Το SoC κατασκευάζεται σε 0.18-μm τεχνολογία με πρότυπο CMOS. Το εφαρμοσμένο SoC καταλαμβάνει μια περιοχή πυριτίου 1,5 mm x 3 mm και καταναλώνει συνολικά 20 μW από μια παροχή 1,2 V. Συνολικά 8 διαφορετικά κέρδη, που κυμαίνονται από 45 dB έως 63 dB μπορούν να επιτευχθούν. Όταν σε τσιπ εφαρμοστεί το πρωτόκολλο σειριακής επικοινωνίας επιτρέπει την δημιουργία ενός δικτύου αισθητήρα σώματος από μία ομάδα αισθητήρων SOC. Η απόδοση του SoC εξακριβώνεται με in-vivo δοκιμές. Τα σήματα ΗΚΓ, ΗΜΓ, ΗΟΓ και ΗΕΓ καταγράφονται με επιτυχία χρησιμοποιώντας τον ενσωματωμένο SoC βιοαισθητήρα. Οι σύντομες αναλύσεις των μετρούμενων

βιοσημάτων αποδεικνύουν περαιτέρω την απόδοση του SoC που υλοποιήθηκε. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων δείχνουν ότι το προτεινόμενο SoC μπορεί να χρησιμεύσει ως ένας ευέλικτος βιοηλεκτρικός βιοαισθητήρας και μπορεί να εφαρμοστεί σε πολλές εφαρμογές υγειονομικής περίθαλψης και ευεξίας.

## **Κεφάλαιο 4: Ολοκλήρωση Συστημάτων και Εφαρμογή του Βιο-Patch**

Οι in-vivo δοκιμασίες που παρουσιάστηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο χρησιμοποιώντας το εφαρμοσμένο SoC διεξήχθησαν με την εφαρμογή των ακόλουθων εμπορικά διαθέσιμων ηλεκτροδίων. Τα Tyco Arbo H124sg προ-τζελ αυτοκόλλητα ηλεκτρόδια, πάνω στην επιφάνεια του δέρματος, που συνδέουν τα ηλεκτρόδια με το SoC ανίχνευσης με τη χρήση συρμάτων μολύβδου. Αν και τα ηλεκτρόδια εμπορίου παρέχουν μια σχετικά σταθερή μηχανική και ηλεκτρική σύνδεση, το μέγεθος του ηλεκτροδίου παραμένει ικανοποιητικά μικρό. Δεδομένου ότι το υλοποιημένο SoC έχει συντονισμένο κέρδος και εύρος ζώνης, επιτρέπει τη διασύνδεση με προσαρμοσμένα ηλεκτρόδια με πολύ μικρότερο μέγεθος. Διαμορφωμένα ηλεκτρόδια και προσαρμοσμένες συνδέσεις απαιτούνται για την μικρογράφηση του αισθητήρα. Σε αυτό το κεφάλαιο, τα χαρακτηριστικά του τυπωμένου ηλεκτροδίου αναλύονται και διευρύνονται. Βελτιστοποίηση των ηλεκτροδίων γίνεται για να βρεθεί ένα ικανό ζεύγος ηλεκτροδίων με κατάλληλο μέγεθος και απόσταση συμβατό με τα κατασκευασμένα SoC. Επιπλέον, δεδομένου ότι ο αισθητήρας θα πρέπει να εφαρμοστεί στο ανθρώπινο σώμα, η άνεση και ευκολία του χρήστη είναι ένα σημαντικό θέμα. Για την εκτύπωση των ηλεκτροδίων, ένα εύκαμπτο υπόστρωμα χρησιμοποιείται ως κύκλωμα φορέας, το οποίο μπορεί να κάμπτεται εύκολα για να ταιριάζει στην επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος. Υψηλής ανάλυσης τεχνολογία εκτύπωσης inkjet printing technology χρησιμοποιείται για την εκτύπωση των ηλεκτροδίων, τις διασυνδέσεις, καθώς και άλλα μοτίβα ακριβώς επάνω στα εύκαμπτα υποστρώματα. Με τον τρόπο αυτό δύο πρωτότυπα Βιο-Patch έχουν επιτυχώς εφαρμοστεί σε υπόστρωμα από φωτογραφικό χαρτί και υπόστρωμα πολυϊμιδικό αντίστοιχα.

### **4.1 Τυπωμένο Ηλεκτρόδιο**

Η τεχνολογία εκτύπωσης Inkjet χρησιμοποιείται σε αυτό το σχεδιασμό για την εκτύπωση αγώγιμων ηλεκτροδίων και την πλακέτα του κυκλώματος. Σε σύγκριση με

τη συμβατική κατασκευή PCB, η εκτύπωση inkjet είναι πιο αποδοτική οικονομικά και φιλική προς το περιβάλλον. Τα πλεονεκτήματα της χρησιμοποίησης της τεχνολογίας αυτής περιλαμβάνουν τα ακόλουθα:

1) Λιγότερα στάδια επεξεργασίας. Η Inkjet τεχνολογία εκτύπωσης υποστηρίζει roll to roll μαζική παραγωγή. Τα ηλεκτρόδια αργύρου και όλες οι διασυνδέσεις μπορούν να κατασκευαστούν ταυτόχρονα στο ίδιο υπόστρωμα. Λιγότερα στάδια της διαδικασίας σημαίνει χρονικά και ενεργειακά καλύτερη απόδοση.

2) Εύκολη συναρμολόγηση. Οι χρήστες ή οι πάροχοι υγειονομικής περίθαλψης δεν χρειάζεται να καταστρέφουν τα εμπορικά ηλεκτρόδια on / off σε κάθε επίθεμα, έτσι εξοικονομείται χρόνος και λειτουργία συντήρησης.

3) Από περιβαλλοντική άποψη, σε σύγκριση με τα συμβατικά κατασκευής PCB, η εκτύπωση inkjet υψηλής τεχνολογίας είναι πιο φιλική προς το περιβάλλον, δεδομένου ότι δεν περιλαμβάνει μάσκες ή βήματα χάραξης, έτσι αποφεύγεται η χρήση των σκληρών χημικών ουσιών. Επίσης, η εκτύπωση που γίνεται για της ανάγκες κάθε χρήσης καθώς και η ψηφιακή μέθοδος εκτύπωσης, ελαχιστοποιούν το άχρηστο υλικό σημαντικά.

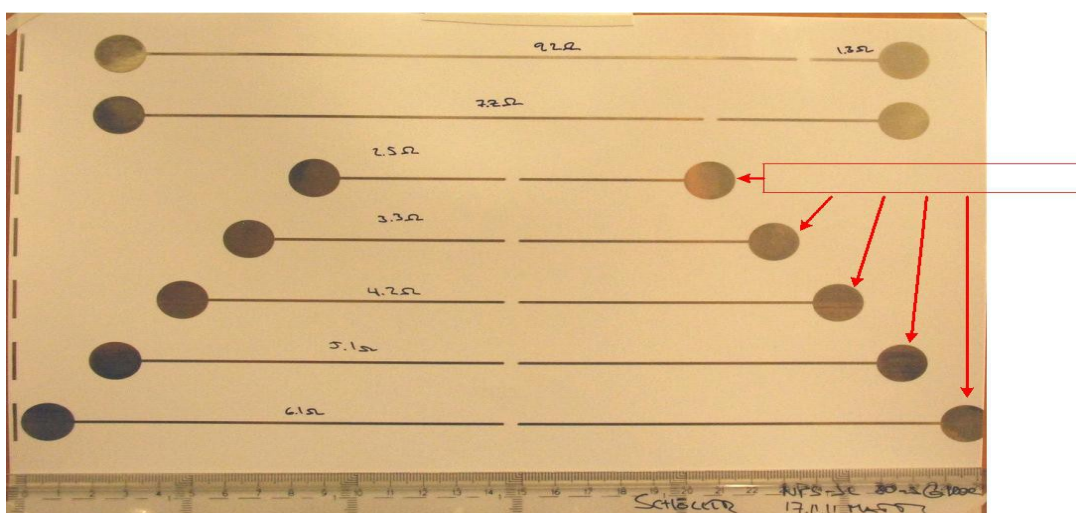
4) Η σμίκρυνση των ηλεκτρονικών συσκευών και τα βήματα προς την νέα τεχνολογία συσκευασίας.

Η Inkjet εκτύπωση των νανοσωματιδίων μετάλλων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την συνδέση των τσιπς σε πακέτο-συσκευασία (π.χ. Σύστημα-σε-πακέτο) ή απευθείας εκτύπωση κυκλωμάτων σε πλακέτες (π.χ. Chip-on-Board). Περισσότερο συμπαγής τσιπ / αισθητήρας μπορεί να επιτευχθεί λόγω του λεπτού προφίλ των εκτυπωμένων ηλεκτροδίων/διασυνδέσεων. Όσο μικρότερο / διακριτικό είναι το τσιπ / βιοαισθητήρας τόσο πιο βολικό και άνετο είναι για τον χρήστη να το χρησιμοποιήσει.

5) Ένα βήμα εξέλιξης προς την πλήρη ένταξη των υβριδικών βιοϊατρικών συστημάτων. Με τη χρησιμοποίηση της ψηφιακής inkjet τεχνολογίας εκτύπωσης, το υβριδικό σύστημα μπορεί να πάρει τα πλεονεκτήματα του πλήρως ολοκληρωμένου SoC και τα εμφανιζόμενα Τυπωμένα Ηλεκτρονικά.

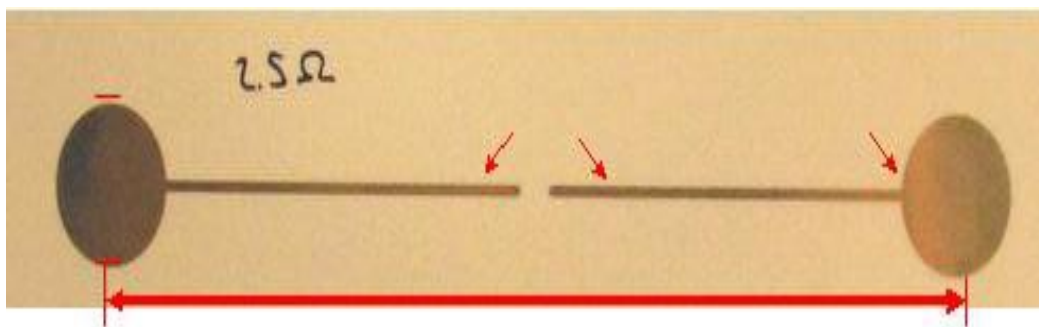
Στην παρούσα ερευνητική εργασία, η ψηφιακή τεχνολογία εκτύπωσης inkjet χρησιμοποιείται για την κατασκευή των τυπωμένων ηλεκτροδίων. Πρόκειται για μια τεχνολογία κατασκευής χωρίς επαφή, και δεν περιλαμβάνει πολύπλοκα στάδια διαδικασίας κατασκευής, έτσι τα παθητικά στοιχεία μπορούν να κατασκευάζονται εύκολα σε σύντομο χρονικό διάστημα σε σχετικά χαμηλό κόστος [89-91]. Μελάني αργύρου νανοσωματιδίων εκτυπώνεται απευθείας πάνω στο εύκαμπτο υπόστρωμα για να σχηματίσει τα ηλεκτρόδια και τις διασυνδέσεις του κυκλώματος [92]. Η τυπωμένη δομή συμπυκνώνεται με θερμότητα σε ένα φούρνο, έτσι ώστε τα νανοσωματίδια να ενώνονται μαζί και να σχηματίζουν συνεχές δομή που επιτρέπει τον σχηματισμό μεταλλικών συμπλεγμάτων / πλάκα. Επιπλέον, το βήμα συμπύκνωσης

μπορεί αποτελεσματικά να απομακρύνει τα διαλυτικά και άλλα πρόσθετα που υπάρχουν στο μελάνι με θερμική αποσύνθεση και εξάτμιση [93]. Προηγμένο φωτογραφικό χαρτί HP (HP Advanced Photo Paper) έχει επιλεγεί ως υπόστρωμα, δεδομένου ότι είναι χαμηλού κόστους, φιλικό προς το περιβάλλον και αναλώσιμο μετά τη χρήση. Επιπλέον, εξαιτίας των φυσικών του χαρακτηριστικών, όπως για παράδειγμα είναι ευέλικτο, με λεία επιφάνεια, καλή αντίσταση του νερού, αποδίδει καλά στο ανθρώπινο σώμα σε σχέση με την κυρτότητα του δέρματος. Το σε χαρτί τυπωμένο ηλεκτρόδιο μπορεί να θεωρηθεί ως πιθανή εναλλακτική λύση στο εμπορικό ηλεκτρόδιο, δεδομένου ότι χαρακτηρίζεται με το χαμηλό κόστος και την αναλώσιμη κατασκευή κατόπιν χρήσης. Προκειμένου να ερευνηθεί η συμβατότητα των τυπωμένων ηλεκτροδίων με το εφαρμοσμένο Βιοηλεκτρικό SOC, διάφορα ζευγάρια των ηλεκτροδίων είναι τυπωμένα στο υπόστρωμα του φωτογραφικού χαρτιού. Η εικόνα 4-1 παρουσιάζει κατασκευασμένα δείγματα των Inkjet-τυπωμένων ασημένιων ηλεκτροδίων και των ιχνών σύνδεσης. Η διάμετρος του ηλεκτροδίου είναι 15 χιλ., και η απόσταση ηλεκτροδίων ποικίλλει από 6 εκατ.σε 14 εκατ. Η απόδοση των τυπωμένων ζευγαριών ηλεκτροδίων ερευνάται με τη σύνδεση τους με το SoC μέτρησης PCB και εξετάζοντας την ποιότητα των σημάτων εξόδου στον παλμογράφο.

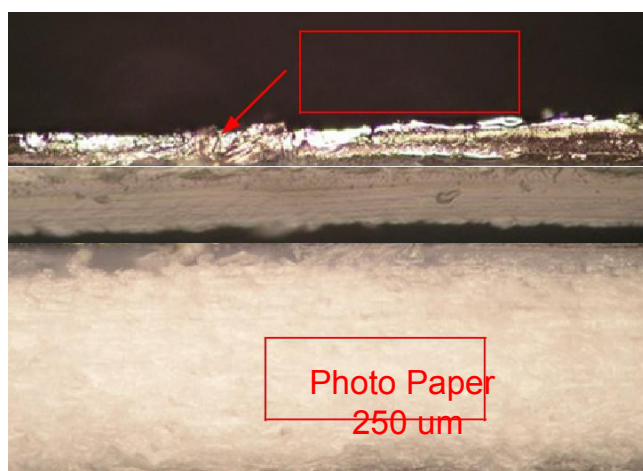


Σχήμα 4-1. Τυπωμένα ηλεκτρόδια χρησιμοποιώντας ασημένιο μελάνι πάνω σε μια επιφάνεια χαρτιού

Ένα ζευγάρι ηλεκτροδίων με την απόσταση ηλεκτροδίων 12 εκατ. επιλέγεται για την επίδειξη, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 4-2. Οι in-vivo δοκιμές που παρουσιάζονται πιο κάτω είναι βασισμένες σε αυτό το ζευγάρι ηλεκτροδίων. Η εικόνα 4-3 παρουσιάζει μια άποψη της διατομής του τυπωμένου ηλεκτροδίου. Το πάχος του υποστρώματος του χαρτιού είναι περίπου 250  $\mu\text{m}$ . Το πάχος του ασημένιου στρώματος είναι περίπου ανάμεσα σε 2 ~ 5  $\mu\text{m}$ . Είναι δύσκολο να διακριθεί σαφώς η διεπαφή μεταξύ του αργυρού και του χαρτιού, λόγω της απορρόφησης του μελανιού στο έγγραφο και της εξάτμισης κατά τη διάρκεια της συμπύκνωσης.



Σχήμα 4-2. Τυπωμένο ζευγάρι ηλεκτροδίων με απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων 12εκ. πάνω σε μια χάρτινη επιφάνεια



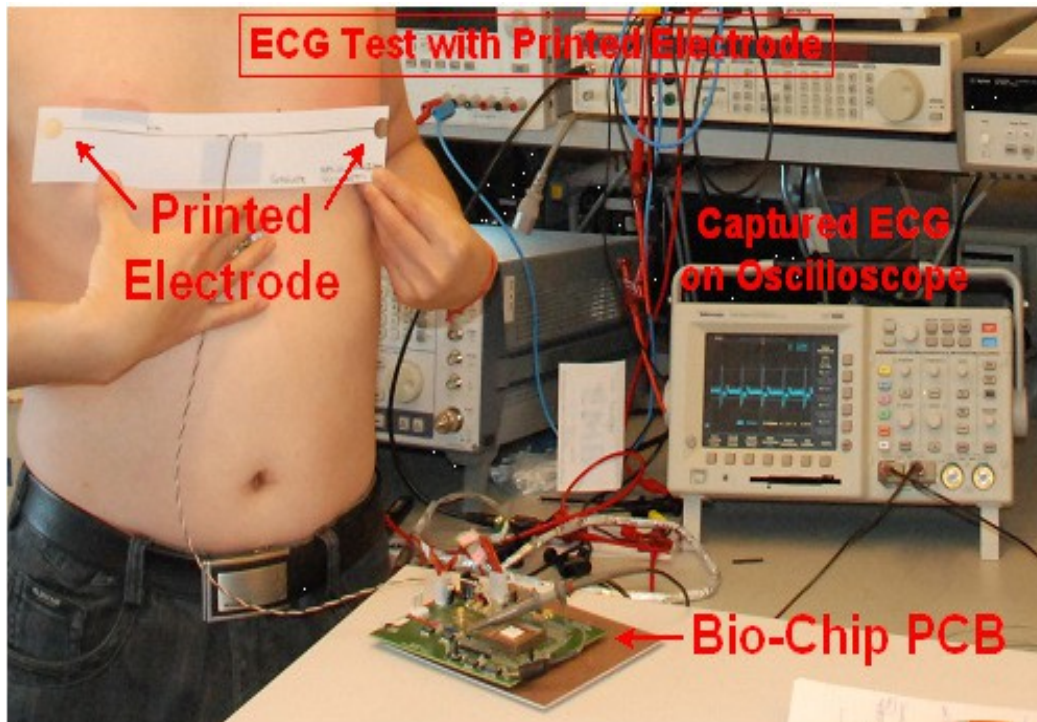
Σχήμα 4-3. Τομή από ένα τυπωμένο ηλεκτρόδιο

Η απόδοση των τυπωμένων ηλεκτροδίων αρχικά αξιολογείται με τη σύνδεση τους με το PCB μέτρησης μέσω των διαφορικών εισόδων του ενισχυτή οργάνων του SOC. Το σχήμα 4-4 παρουσιάζει τη φωτογραφία δοκιμής in-vivo ECG χρησιμοποιώντας τα τυπωμένα ηλεκτρόδια και το τυποποιημένο PCB μέτρησης. Σε αυτήν την εικόνα, ο παλμογράφος σταματάει με το ECG σήμα που καταγράφηκε να εμφανίζεται στην οθόνη. Τα τυπωμένα ηλεκτρόδια κρατιούνται σκόπιμα εξωτερικά του στήθους (αντί προς το στήθος) για το σκοπό της επίδειξης. Κατά τη διάρκεια του ελέγχου, τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται προς το στήθος, και ένας ελαστικός επίδεσμος χρησιμοποιείται για να εφαρμόσει ήπια πίεση στα ηλεκτρόδια, έτσι ώστε να είναι καλά συνδεδεμένα με το δέρμα. Μία καθαρή κυματομορφή ECG λαμβάνεται από την έξοδο του αναλογικού front-end SOC και αυτό μπορεί να παρατηρηθεί εύκολα στον παλμογράφο, όπως φαίνεται στην εικόνα 4-4. Για τη μέτρηση EMG, ένα άλλο ζευγάρι ηλεκτροδίων τοποθετείται στο χέρι του ανθρώπου. Ο επίδεσμος εφαρμόζεται για να στερεώσει το ηλεκτρόδιο στο βραχίονα για να ελαχιστοποιήσει τις κινήσεις. Το σήμα EMG ανιχνεύεται όταν συστέλλεται και χαλαρώνει το χέρι, όπως παρουσιάζεται στο σχήμα.

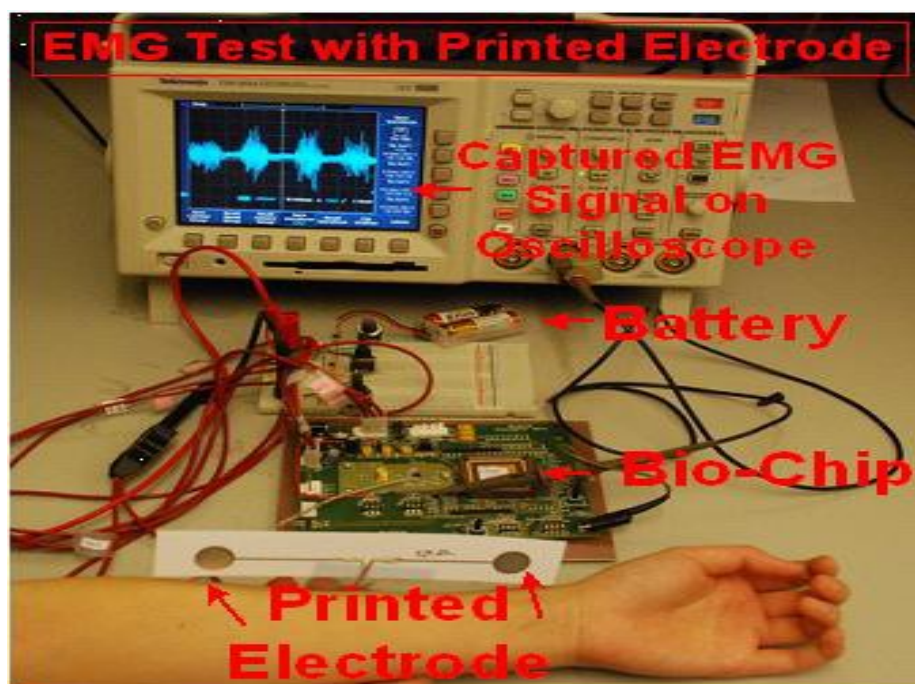
Μπορεί να παρατηρηθεί ότι όλα τα χαρακτηριστικά των μετρημένων κυμάτων ECG και EMG είναι σαφώς ορατά, χωρίς οποιαδήποτε επεξεργασία



ψηφιακού σήματος. Τα αποτελέσματα μέτρησης αποδεικνύουν ότι τα τυπωμένα ηλεκτρόδια είναι επαρκή να ανιχνεύσουν τα αδύνατα βιο-δυναμικά σήματα και μπορούν να λειτουργήσουν ομαλά με τον βιοαισθητήρα SOC.



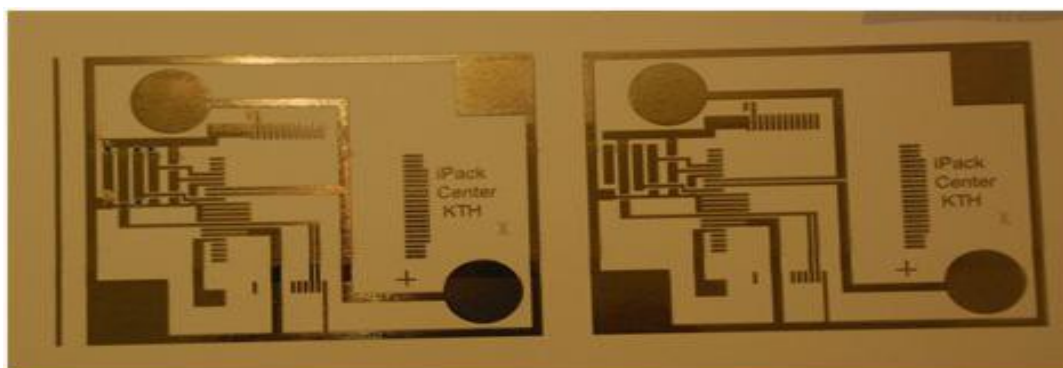
Σχήμα 4-4. Δοκιμή ECG με τυπωμένα ηλεκτρόδια πάνω σε χαρτί



Σχήμα 4-5. EMG δοκιμή με τυπωμένα ηλεκτρόδια σε χάρτινη επιφάνεια

## 4.2 Βιοαισθητήρας Βασισμένος Σε Χαρτί

Αφού αξιολογήθηκε η επίδοση των εκτυπωμένων ηλεκτροδίων, μπορούμε να προχωρήσουμε σε μια πλήρης ολοκληρωμένη λύση με την ενσωμάτωση του βιοαισθητήρα SoC και των τυπωμένων ηλεκτροδίων στο ίδιο υπόστρωμα.

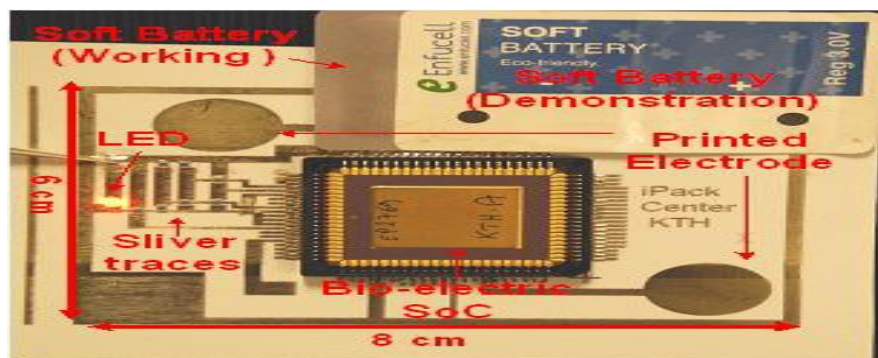


Σχήμα 4-6. Κύκλωμα εκτυπωμένο με τεχνολογία εκτύπωσης inkjet και τοποθετημένα ηλεκτρόδια πάνω σε μια χάρτινη επιφάνεια

Το ασημένιο μελάνι είναι άμεσα τυπωμένο σε ένα υπόστρωμα φωτογραφικού χαρτιού για να κατασκευάσει τις διασυνδέσεις, κατά συνέπεια διαμορφώνεται πάνω σε χαρτί ένας πίνακας κυκλωμάτων. Το σχήμα 4-6 παρουσιάζει ένα τυπωμένο πίνακα κυκλωμάτων και τα διαμορφωμένα ηλεκτρόδια σε ένα υπόστρωμα χαρτιού φωτογραφιών. Ένα πρωτότυπο του προτεινόμενου βιο-εμφυτεύματος είναι εφαρμοσμένο σε ένα υπόστρωμα φωτογραφικού χαρτιού, όπως φαίνεται στο σχήμα 4-7, με ένα μέγεθος 6 εκατ. × 8 εκατ. Αυτό αποτελείται από τρία μέρη: ένα ζευγάρι τυπωμένων ηλεκτροδίων, μιας μαλακής μπαταρίας, και του βιο-ηλεκτρικού SOC. Μια επίπεδη μπαταρία EnfcuCell υιοθετείται στην εφαρμογή βιο-εμφυτευμάτων. Η μαλακή μπαταρία είναι εύκαμπτη και κατάλληλη για της χαμηλής ισχύος εφαρμογές, όπως οι μικρο-αισθητήρες, για εκτύπωση και εφαρμογές μίας χρήσης. Παρέχει μια πηγή τάσης 3.0V με χωρητικότητα μπαταριών 10mAh. Με την ένωση του στο στήθος ενός ανθρώπου, το προτεινόμενο βιο-εμφύτευμα μπορεί να λειτουργήσει ως ένα κανάλι αισθητήρα ECG. Το συλλεγόμενο ψηφιακό σήμα ECG μπορεί να μεταδοθεί προς τον έξω κόσμο μέσω μίας ασύρματης ενότητας. Bluetooth ή με έναν ειδικά κατασκευασμένο ασύρματο πομπό που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για ασύρματη μετάδοση. Ένας νέος εξολοκλήρου ψηφιακός πομπός ερευνάται ο οποίος εφαρμόζεται και δοκιμάζεται σε ένα άλλο τσιπ. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων αναφέρονται στο [94]. Το Βιο-εμφύτευμα μπορεί να λειτουργήσει μόνο του ή να λειτουργήσει μαζί με άλλα εμφυτεύματα για να



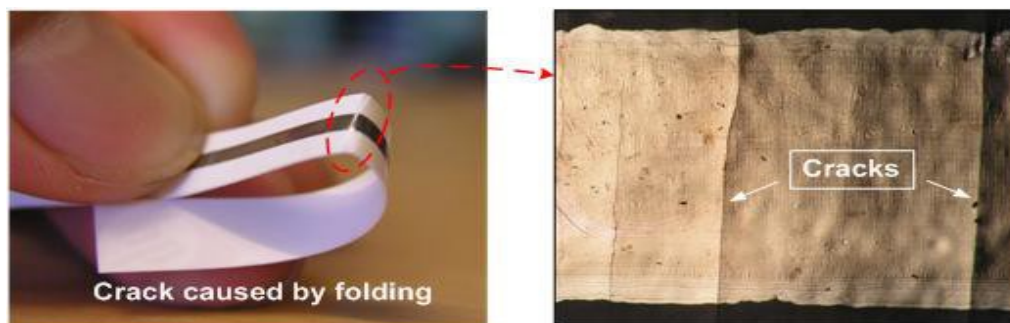
δημιουργήσει ένα ενσύρματο δίκτυο για σύγχρονη εγγραφή πολλαπλών καναλιών βιο-σημάτων. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων δείχνουν ότι τα EKG και EMG μετρώνται με επιτυχία σε in-vivo δοκιμές.



Σχήμα 4-7. Βιο-εμφύτευμα εκτελεσμένο πάνω σε μια χάρτινη επιφάνεια με τυπωμένα ηλεκτρόδια, διασυνδέσεις, βιο-ηλεκτρικό SoC και μια μαλακή μπαταρία

### 4.3 Στατικές Δοκιμές Ακαμψίας

Μια κοινή ανησυχία που αντιμετωπίζουν σχεδόν όλα τα inkjet τυπωμένα κυκλώματα χτισμένα σε ευέλικτα υποστρώματα είναι η ρωγμή που πιθανώς παράγεται όταν το υπόστρωμα είναι κάτω από τα όρια κύρτωσης. Η ρωγμή οδηγεί σε ασυνέχεια της ηλεκτρικής διαδρομής (ανοικτό κύκλωμα). Για το Βιο-εμφύτευμα βασισμένο σε φωτογραφικό χαρτί, κατά τις δοκιμές in-vivo, η ηλεκτρική απόδοση είναι συνεπής ακόμα και με μία μεγάλη κάμψη (αλλά όχι διπλωμένο) να ταιριάζει με την κυρτότητα του σώματος. Ωστόσο, η αιχμηρή άκρη από την αναδίπλωση στο χάρτινο υπόστρωμα δημιουργεί παραμόρφωση και ρωγμές στο υπόστρωμα. Το ίχνος μετάλλου διασπάται. Η Εικόνα 4-8 παρουσιάζει τις φωτογραφίες των ρωγμών στο ίχνος αργύρου, που δημιουργούνται όταν το υπόστρωμα είναι διπλωμένο.

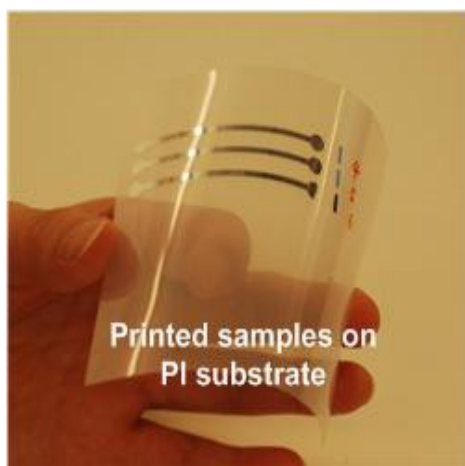


Σχήμα 4-8. Ρωγμή που δημιουργείται στο ασημένιο ίχνος μετά από μια μεγάλη αναδίπλωση

Για να αξιολογηθεί η αξιοπιστία των εκτυπωμένων ασημένιων ιχνών στο εύκαμπτο υπόστρωμα, εκτελείται μία στατική δοκιμή ακαμψίας. Για την δοκιμή επιλέγονται δύο τύποι από εύκαμπτο υπόστρωμα, υπόστρωμα φωτογραφικού χαρτιού και πολυϊμιδικό (PI) υπόστρωμα αντίστοιχα. Τρία πανομοιότυπα δείγματα εκτυπώνονται στο φωτογραφικό χαρτί και στο PI με μήκος 4,5 cm και πλάτος 2 mm, όπως φαίνεται στο Σχ. 4-9. Κατά τη διάρκεια του τεστ, ένα πολύμετρο χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της αντίστασης DC του τυπωμένου ασημένιου ίχνους. Σταδιακά μειώνεται η ακτίνα κάμψης των εκτυπωμένων δειγμάτων για να εξετασθεί εάν του μετάλλου η ρωγμή θα μπορούσε να συμβεί κάτω από οποιοσδήποτε συνθήκες.



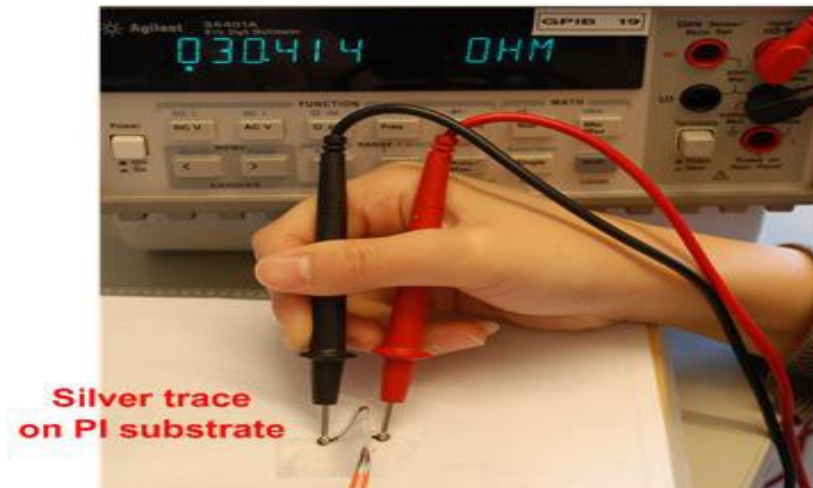
(α)



(β)

Σχήμα 4-9. (α) Δείγμα τυπωμένο πάνω σε φωτογραφικό χαρτί (β) Δείγμα τυπωμένο πάνω σε επιφάνεια PI

Για τα ασημένια ίχνη βασισμένα σε PI, καθ' όλη τη διάρκεια του πειράματος, δεν συμβαίνει καμία μεταλλική ρωγμή ή ξεφλούδισμα, και τα δείγματα κράτησαν μια συνεπής αντίσταση, ακόμη και όταν η ακτίνα μειώθηκε έως 4 mm (το οποίο σημαίνει ότι το δείγμα είναι σε σπείρα λυγισμένο 4 στροφές, μία αρκετά μεγάλη κάμψη για το εξεταζόμενο μέγεθος του δείγματος). Τέλος, κάνουμε μια ακραία δοκιμασία κάμψης με την αναδίπλωση του δείγματος και πιέζοντας σκληρά για να σχηματίσει ένα αιχμηρό άκρο, όπως φαίνεται στο Σχ. 4-10. Από το σχήμα, μπορεί να παρατηρηθεί ότι η σύνδεση του ασημένιου ίχνους με υπόστρωμα PI μένει ανέπαφη με την αντίσταση περίπου 30Ω.



Σχήμα 4-10. Στατική δοκιμή σε PI βασισμένα ασημένια ίχνη, καμία ρωγμή δεν συμβαίνει ύστερα από μεγάλη αναδίπλωση.

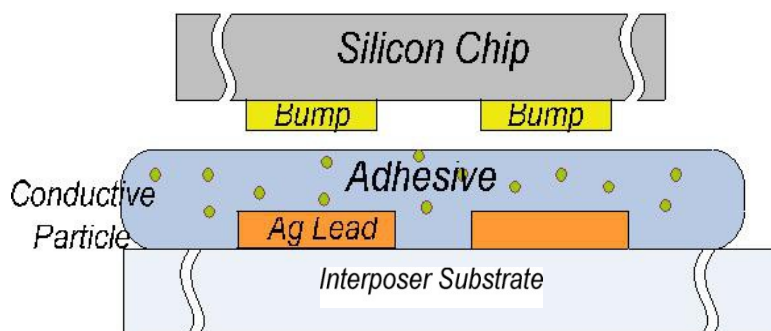
Τα αποτελέσματα των μετρήσεων δείχνουν ότι τα εκτυπωμένα ασημένια ίχνη στο PI υπόστρωμα εμφανίζουν αξιόλογα πλεονεκτήματα έναντι αυτών που βασίζονται σε υπόστρωμα φωτογραφικού χαρτιού, από την άποψη της αξιοπιστίας και της ευελιξίας. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί αξιόπιστα στην κατασκευή αγώγιμων ηλεκτροδίων, του ενεργού καλωδίου και τυπωμένου ευέλικτα πίνακα κυκλώματος. Παρακάτω αναφέρεται η ολοκλήρωση του φορητού συστήματος παρακολούθησης της υγείας, χρησιμοποιώντας υπόστρωμα PI. Επιπλέον, μία νέα μέθοδος κατασκευής εφαρμόζεται σε υπόστρωμα PI για να επιτευχθεί πιο συμπαγές μέγεθος εμφύτευμα / βιοαισθητήρας, ο οποίος θα παρουσιαστεί στις ακόλουθες ενότητες του παρόντος κεφαλαίου.

#### 4.4 Βιοαισθητήρας Με Βάση Το Πολυιμιδιο (PI)

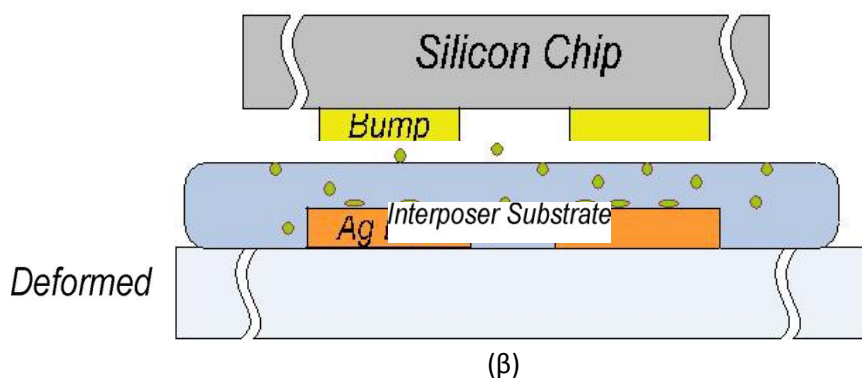
Τα ηλεκτρονικά εκτυπωμένα βασισμένα σε φωτογραφικό χαρτί εμφανίζουν πλεονεκτήματα από την άποψη του χαμηλού κόστους, της φιλικότητας προς το περιβάλλον και ότι είναι αναλώσιμα μετά τη χρήση. Εντούτοις, λόγω της φυσικής φύσης του, το χάρτινο υπόστρωμα σπάει όταν διπλωθεί. Ως αποτέλεσμα, οι ρωγμές που δημιουργούνται στο τυπωμένο μεταλλικό ίχνος δημιουργούν ένα ανοικτό κύκλωμα. Στα αποτελέσματα της δοκιμής ακαμψίας που παρουσιάστηκαν στην προηγούμενη ενότητα έδειξαν ότι τα ασημένια ίχνη τυπωμένα σε PI έχουν καλύτερη αξιοπιστία. Το υπόστρωμα PI εμφανίζει επίσης καλή ευελιξία και είναι κατάλληλο για φορητές συσκευές. Επιπλέον, ένα άλλο μειονέκτημα για το εφαρμοσμένο σε φωτογραφικό χαρτί βιο-εμφύτευμα είναι ότι το μέγεθος είναι σχετικά μεγάλο για

έναν αισθητήρα -σώματος (6 εκατ. × 8 εκατ. που παρουσιάζεται στο σχήμα 4-7.). Από άποψη πακεταρίσματος ολοκληρωμένου κυκλώματος, δεδομένου ότι αυτήν την περίοδο πολλές ακίδες είναι σε δοκιμή και σε σκοπό διόρθωσης, η συσκευασία JLCC 84 (3 εκατ. × 3 εκατ.) επιλέγεται. Σε πολλές προηγμένες ιατρικές εφαρμογές, όπως οι φορεμένες συσκευές υγειονομικής περίθαλψης, ένας επιθυμητός βιοαισθητήρας πρέπει να είναι αθόρυβος, ελαφρύς και με μικροσκοπικό μέγεθος [95].

Συνειδητοποιούμε ότι το τρέχον μέγεθος συσκευασίας SOC είναι η δυσχέρεια για περαιτέρω σμίκρυνση του βιο-εμφυτεύματος. Αυτό το πρόβλημα μπορεί να λυθεί με τη χρησιμοποίηση μιας μικρότερης συσκευασίας ολοκληρωμένου κυκλώματος (όπως η συσκευασία QFN ή SOIC). Εναλλακτικά, προσπαθούμε να το εξετάσουμε σε μια άλλη προσέγγιση: χρησιμοποιώντας την τεχνολογία εκτύπωσης Inkjet που παρουσιάζεται στο [96] για να παράγει ηλεκτρικές διασυνδέσεις σε ένα παρεμβολέα και εφαρμόζοντας άμεσα το τσιπ SOC στο παρεμβολέα, κατά συνέπεια αποφεύγετε η χρήση μιας άκαμπτης «συσκευασίας». Με αυτήν την μέθοδο, είναι δυνατό να εφαρμοστεί το εμφύτευμα με ένα πολύ μικρότερο μέγεθος και χαμηλότερο κόστος και κατά συνέπεια καθιστά τον κόμβο αισθητήρων κατάλληλο για εφαρμογή στο ανθρώπινο σώμα. Στα ακόλουθα μέρη αυτού του τμήματος, παρουσιάζουμε ένα βιο-εμφύτευμα πρωτότυπο που εφαρμόζεται στο υπόστρωμα PI. Το πρωτότυπο Bio-Patch βασισμένο στο PI σχηματίζεται από τη συναρμολόγηση του inkjet τυπωμένου παρεμβολέα σε μολύβδου-πλαίσιο, αγώγιμα ηλεκτρόδια, και τυπωμένου κυκλώματος στο υπόστρωμα PI. Αντιστρόφως αγώγιμη κόλλα (ACA) εφαρμόζεται σε αυτό το πρωτότυπο. Είναι κατασκευασμένο με διασπορά αγώγιμων σωματιδίων με μικροσκοπική διάμετρο στην κόλλα. Έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως στην τρέχουσα αναστροφή εφαρμογής συσκευασίας chip [97, 98]. ACA παρέχει ηλεκτρικές και μηχανικές συνδέσεις μεταξύ των τσιπ και του υποστρώματος. Τα σημαντικά πλεονεκτήματα της χρήσης ACA περιλαμβάνουν μειωμένο μέγεθος συσκευασίας και πάχος, βελτίωση περιβαλλοντικής συμβατότητας, και χαμηλότερη θερμοκρασία [99]. ακές προσεγγίσεις συγκόλλησης, λόγω λιγότερων σταδίων επεξεργασίας [100]. Επιπλέον, η ACA μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε λεπτές εφαρμογές σε χώρο. Επιπλέον, το κόστος της διαδικασίας είναι χαμηλότερο σε σύγκριση με παραδοσι τόσο μικρό όσο 40-um πλάτος pad και 80-um pad [101]. Στατικές και κυκλικές δοκιμών ακάμψιας που εκτελούνται σε [101] δείχνουν επίσης ότι της ACA οι αρθρώσεις εμφανίζονται με επαρκή αξιοπιστία για καταναλωτικά ηλεκτρονικά προϊόντα.

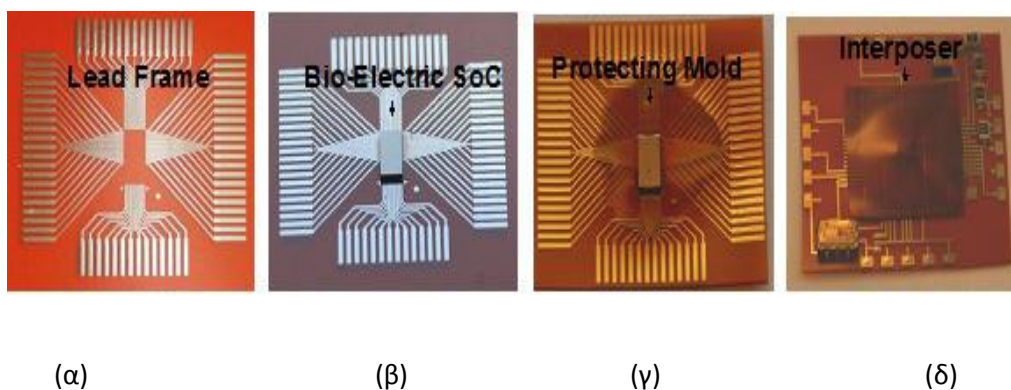


(α)



Σχήμα 4-12. Διαδικασία συνδεσμολογίας με ACA(α) Τσιπ σιλικόνης ευθυγράμμιση. (β)Θερμική συγκόλληση

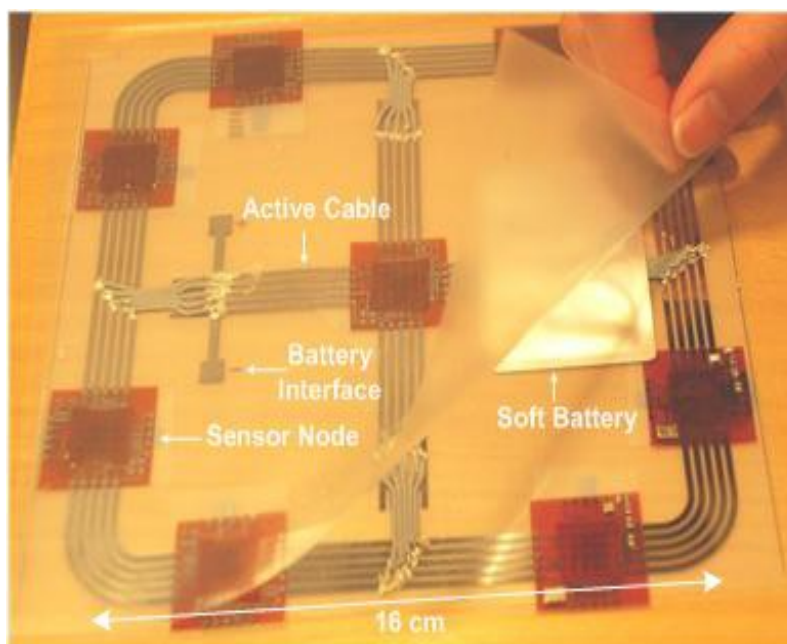
Σε αυτό το σχεδιασμό, η ACA χρησιμοποιείται για να ενώσει το Bio-ηλεκτρικό τσιπ SoC πάνω στην PI επιφάνεια για να σχηματίσουν ένα κόμβο αισθητήρα. Μια τομή της συνολικής διαδικασίας κατασκευής του τσιπ χρησιμοποιώντας ACA φαίνεται στο Σχ. 4-12. Στο αρχικό στάδιο, η κόλλα δεν είναι αγώγιμη σε οποιαδήποτε κατεύθυνση, όπως αγώγιμα σωματίδια δεν αγγίζουν το ένα το άλλο λόγω του μικροσκοπικού μεγέθους και της χαμηλής πυκνότητας που διανέμεται στην επιφάνεια με κόλλα, όπως φαίνεται στο Σχ. 4-12a. Όταν πίεση και θερμότητα εφαρμόζεται, τα αγώγιμα σωματίδια μεταξύ του επιθέματος τσιπ και του υποστρώματος παραμορφώνονται ή δημιουργούν ρήγματα, έτσι ώστε η ηλεκτρική επαφή να μπορεί να γίνει σε κάθετη κατεύθυνση (κάθετη προς το επίπεδο της μήτρας), ενώ κατά την οριζόντια κατεύθυνση εξακολουθεί να διατηρεί μη αγώγιμο, όπως φαίνεται στο Σχ. 4-12b. Κατά τη διαδικασία συναρμολόγησης αυτής της εργασίας, ένα λεπτό στρώμα του ACA που εφαρμόζεται πάνω στα τυπωμένα οδηγεί στην ενδιάμεση διάταξη. Το άλλο τσιπ ευθυγραμμίζεται και στη συνέχεια επισυνάπτονται πάνω στο interposer με Fine Placer, το οποίο παρέχει την κατάλληλη πίεση και θερμότητα που απαιτείται για την διαδικασία της συσκευασίας.



Σχήμα 4-13. SoC συγκόλληση και πακετάρισμα. (α) Σύνδεσμος σε επιφάνεια PI. (β) Φλιπ τσιπ συγκόλληση με ACA. (γ) Προστατευτικό καλούπι. (δ) Συνδεσμολογία αισθητήρα κόμβου



Το inkjet τυπωμένο interposer φαίνεται στο Σχ. 4-13a, Το interposer με το συνημμένο SoC χρησιμοποιώντας ACA φαίνεται στο Σχ. 4-13b. Προκειμένου να εξασφαλιστούν οι ηλεκτρικές και μηχανικές επαφές μεταξύ της μήτρας και του υποστρώματος, μία προστατευτική επιφάνεια (ιατρικά συμβατή εποξική από EPOXY-Tech) εφαρμόζεται πάνω από την περιοχή του τσιπ, όπως φαίνεται στο Σχ. 4-13c. Το κατασκευασμένο interposer έχει συνολική διάσταση  $18 \times 18 \times 0,03 \text{ mm}^3$ . Το φυσικό μέγεθος του interposer είναι πολύ μικρότερο και λεπτότερο από μία τυπική JLC86 συσκευασία ( $30 \times 30 \times 3 \text{ mm}^3$ , η οποία χρησιμοποιήθηκε ως περιεχόμενο του τσιπ σε προηγούμενα πρωτότυπα). Η ενσωμάτωση του μικροσκοπικού μεγέθους SoC στην εκτυπωμένη interposer καθιστά δυνατή την σμίκρυνση του κόμβου αισθητήρα. Τέλος, η interposer γυρνάει και συνδέεται με ένα μεγαλύτερο PI μέσαιου στρώματος χρησιμοποιώντας ACA για να σχηματίσουν ένα κόμβο αισθητήρα, όπου τα διάφορα παθητικά στοιχεία που εφαρμόζονται ρυθμίζονται ώστε το τσιπ να είναι σε μια εύρυθμη κατάσταση λειτουργίας, όπως φαίνεται στο Σχ. 4-13d. Το Σχήμα 4-14 δείχνει το τελικό συναρμολογούμενο Bio-Patch πρωτότυπο με το μέγεθος  $16 \text{ cm} \times 16 \text{ cm}$ , το οποίο επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση του αισθητήρα κόμβου χρησιμοποιώντας αγωγίμη πάστα στην πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος. Το Ενεργό Καλώδιο τυπώνεται επί του υποστρώματος PI για τη σύνδεση κάθε κόμβου αισθητήρα. Τα ηλεκτρόδια είναι επίσης κατασκευασμένα μέσω της τεχνολογίας inkjet εκτύπωσης και επισυνάπτονται κάτω από το Bio-Patch. Η ηλεκτρική σύνδεση μεταξύ του ηλεκτροδίου και ενός κόμβου αισθητήρα (μία είσοδο της AFE) γίνεται μέσω διαμπερούς οπής στο υπόστρωμα.



Σχήμα 4-14. Πρωτότυπο Bio-Patch βασισμένο σε PI

Η χρήση του υποστρώματος PI και η ενσωμάτωση του επιτρέπει την εξαιρετικά λεπτή κατασκευή εμφυτεύματος με συνολικό πάχος μικρότερο από 1,5

mm. Οι 8 κόμβοι αισθητήρων αναπτύσσονται και τοποθετούνται σε συγκεκριμένα σημεία από ένα τυπωμένο στρώμα εύκαμπτου πίνακα κυκλώματος (που αντιστοιχεί σε 8 θέσεις στο στήθος του ασθενούς). Μια επίπεδη μαλακή μπαταρία από Enfucell (πάχος 0,7 χιλιοστά, 1,4 g βάρος) χρησιμοποιείται ως τροφοδοσία ρεύματος. Για την προστασία του κυκλώματος, ένα λεπτό πλαστικό φύλλο εφαρμόζεται για να καλύψει το έμπλαστρο. Το Bio-Patch μπορεί εύκολα να συνδεθεί με το στήθος ενός ατόμου από ένα ελαστικό επίδεσμο ή χρησιμοποιώντας ιατρικό συμβατή κόλλα στο κάτω στρώμα για να εξασφαλιστεί μια καλή επαφή. Οι ταυτόχρονες μετρήσεις σήματος ΗΚΓ πολλαπλών καναλιών εκτελείται χρησιμοποιώντας το πρωτότυπο Bio-Patch.

Σε αυτό το κεφάλαιο, παρουσιάζεται το έργο υλοποίησης της εφαρμογής του βιο-ηλεκτρικού SoC σε μια συσκευή υγειονομικής περίθαλψης. Τα προσαρμοσμένα ηλεκτρόδια κατασκευάζονται με τη χρήση inkjet τεχνολογίας εκτύπωσης, και οι επιδόσεις τους διερευνώνται μέσω της σύνδεσής τους με το SoC και εξετάζονται μέσω in-vivo δοκιμασιών. Η αξιοπιστία των inkjet τυπωμένων ασημένιων ιχνών σε ευέλικτο υπόστρωμα αξιολογήθηκε μέσω της δοκιμής ακαμψίας. Ο σκοπός αυτής της εργασίας δεν περιορίζεται στη σύγκριση των τυπωμένων ηλεκτροδίων με αυτά του εμπορίου. Ο κύριος σκοπός είναι να παρουσιάσει την ιδέα ενός υβριδικού συστήματος βιο-αισθητήρα και να επιδείξει ένα λειτουργικό πρωτότυπο χρησιμοποιώντας την ψηφιακή τεχνολογία εκτύπωσης inkjet για να διευκολυνθεί η ένταξη του προσαρμοσμένου SoC σε ένα εύκαμπτο υπόστρωμα. Επιπλέον, προορίζεται να αξιολογήσει τη δυνατότητα και τη σκοπιμότητα της ενσωμάτωσης του SoC πυριτίου με τυπωμένα ηλεκτρονικά. Δύο πρωτότυποι Βιοαισθητήρες εφαρμόζονται, ο πρώτος βασίζεται σε υπόστρωμα φωτογραφικού χαρτιού και ο δεύτερος είναι χτισμένος πάνω σε υπόστρωμα PI. Τα επιθέματα είναι απαλλαγμένα από δυσκίνητα καλώδια που τα συνδέουν και αποφεύγεται η περίπλοκη διαμόρφωση / τοποθέτηση ηλεκτροδίων, αυξάνοντας την άνεση του χρήστη. Προκαταρκτικά αποτελέσματα των μετρήσεων δείχνουν ότι το σήμα ΗΚΓ μετριέται επιτυχώς όταν εφαρμόζεται σε στήθος ατόμου. Το Bio-Patch βασισμένο σε φωτογραφικό χαρτί έχει πλεονεκτήματα από την άποψη του χαμηλού κόστους και στο γεγονός ότι είναι αναλώσιμο, ενώ το Bio-Patch βασισμένο σε PI είναι εξοπλισμένο με καλύτερη αξιοπιστία και ταυτόχρονη μέτρηση των σημάτων ΕΚΓ πολλαπλών καναλιών.

## Κεφάλαιο 5: Περίληψη και Μελλοντικές Εργασίες

### 5.1 Περίληψη

Αυτή η εργασία παρουσιάζει και ερευνά τον σχεδιασμό και την υλοποίηση του βιοαισθητήρα και των συσκευών για τη διευκόλυνση της φορητής διάχυτης υγειονομικής περίθαλψης. Ένα Ευφυές Ηλεκτρόδιο έχει προταθεί για την ενσωμάτωση ενός συμπαγούς SoC σε ένα αγώγιμο ηλεκτρόδιο. Μια σειριακή μέθοδο σύνδεσης έχει προταθεί για τη διασύνδεση πολλαπλών Ευφυών Ηλεκτροδίων ή Αισθητήριων Κόμβων να συνδέονται με σειριακό τρόπο για να δημιουργήσουν ένα δίκτυο βιοαισθητήρων σώματος. Αυτή η μέθοδος μπορεί να βελτιώσει σημαντικά την άνεση του χρήστη, μειώνοντας δραστικά τον αριθμό σύνδεσης καλωδίων. Ένα χαμηλής ισχύος, χαμηλού θορύβου Βιο-ηλεκτρικό SoC έχει σχεδιαστεί και κατασκευαστεί για να ανταποκρίνεται στις απαιτήσεις για την απόκτηση ασθενούς βιο-ηλεκτρικού σήματος, καθώς και στις απαιτήσεις για την σειριακή επικοινωνία και τη διαχείριση του δικτύου. Αυτή η εργασία δεν έχει επικεντρωθεί μόνο σε προσαρμοσμένη σχεδίαση του κυκλώματος και την εφαρμογή σε τσιπ πυριτίου, αλλά και στην σμίκρυνση του αισθητήρα και την ολοκλήρωση του συστήματος, μέσω της τεχνολογίας εκτύπωσης σε εύκαμπτα υποστρώματα, καθώς και την αντίστοιχη λειτουργία, την επαλήθευση και την αξιολόγηση των επιδόσεων μέσω in-vivo δοκιμασιών:

- Ένα πλήρως ολοκληρωμένο SoC έχει υλοποιηθεί. Το SoC έχει προγραμματιζόμενο κέρδος και εύρος ζώνης για να φιλοξενήσει διαφορετικά βιο-ηλεκτρικά σήματα. Πειραματικά αποτελέσματα in-vivo δοκιμών έχουν αποδείξει ότι το συνθετικό SoC μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση ECG, EMG, EOG, και EEG σήματος. Επίσης, το συντονισμένο κέρδος και το εύρος ζώνης επιτρέπει την διασύνδεση SoC με προσαρμοσμένα ηλεκτρόδια με διαφορές σε μέγεθος και την απόσταση για να σχηματίσει ένα νέο βιοαισθητήρα ή το σύστημα ανίχνευσης. Πάνω στο τσιπ η μνήμη επιτρέπει την ρύθμιση του ψηφιακού βιο-σήματος. Το εφαρμοσμένο σειριακό πρωτόκολλο επικοινωνίας επιτρέπει την έξοδο του κάθε κόμβου βιοαισθητήρα όπως η σειριακή ροή δεδομένων, και επιτρέπει την εγκατάσταση ενός βιοαισθητήρα σώματος στο δίκτυο.
- Σμίκρυνση του βιοαισθητήρα και της ολοκλήρωσης συστημάτων που χρησιμοποιούν την τεχνολογία εκτύπωσης inkjet και έχουν εύκαμπτα υποστρώματα που έχουν διερευνηθεί. Η σχεδιαστική φιλοσοφία του συνδυασμού συμπαγές SoC και των τυπωμένων ηλεκτρονικών για να σχηματίσουν ένα υβριδικό ολοκληρωμένο σύστημα με τη δυναμική να μπορέσει να φορεθεί σε εφαρμογές της υγειονομικής περίθαλψης έχει



παρουσιαστεί. Δύο λειτουργικά πρωτότυπα Bio-Patch έχουν τεθεί σε εφαρμογή: το ένα βασίζεται σε φωτογραφικό χαρτί, και το άλλο είναι σε υπόστρωμα PI. Τα προκαταρκτικά αποτελέσματα του πειράματος έδειξαν τα σήματα ΗΚΓ μετριοούνται επιτυχώς μέσω in-vivo δοκιμασιών.

## 5.2 Μελλοντικές Εργασίες

Η σύνθετη βιοϊατρική τεχνολογία είναι απαραίτητη για την προσωπική και την παγκόσμια υγειονομική περίθαλψη και την ευημερία, δεδομένου ότι συμβάλλει στη βελτίωση της ποιότητας ζωής, και τη διάσωση ζώων σε πολλές περιστάσεις. Όσο υπάρχουν άνθρωποι που πάσχουν από διάφορες ασθένειες, τα τεχνολογικά άλματα στην βιοϊατρική δεν θα σταματήσουν ποτέ. Ορισμένες παρατηρήσεις έχουν προστεθεί παρακάτω, τα οποία είναι τα βασικά χαρακτηριστικά που θα μπορούσαν να προστεθούν ή να βελτιωθούν στο μέλλον ώστε να γίνει πιο προηγμένο το σύστημα.

- Υψηλή ανάλυση, χαμηλή ισχύ ADC: Για μια εξελιγμένη ιατρική συσκευή, όπως EEG εγγραφής, ADC υψηλής ανάλυσης απαιτείται, για παράδειγμα, 12-bit ή 14-bit ADC, το οποίο μπορεί να εντοπίσει αρκετά μικρές αλλαγές στο ανιχνευόμενο σήμα. Εν τω μεταξύ, η χαμηλή ισχύς απαιτείται επίσης για να επεκτείνει αποτελεσματικά τη διάρκεια ζωής της μπαταρίας για ένα φορητό ιατρικό σύστημα.
- Ένταξη της ασύρματης σύνδεσης: Μια πλήρης λύση ενσωμάτωσης χρειάζεται ένα ασύρματο δίκτυο μονάδας μεταφοράς για τη μετάδοση των μετρούμενων βιο-σημάτων σε ένα έξυπνο τηλέφωνο ή σε ένα σταθμό. Η ενσωμάτωση του ασύρματου πομποδέκτη μπορεί να μειώσει περαιτέρω το μέγεθος του αισθητήρα και να κάνει το όλο σύστημα πιο συμπαγές.
- Περισσότερες διεπαφές βιοαισθητήρα: Τα μελλοντικά συστήματα παρακολούθησης της υγείας απαιτούν πολυ-αισθητηριακά βιο-σήματα για την εκτίμηση της κατάστασης της υγείας του ασθενούς. Περισσότερες διασυνδέσεις βιοαισθητήρα απαιτούνται για να φιλοξενήσει περισσότερους εξωτερικούς αισθητήρες, και ως εκ τούτου την επίτευξη του στόχου «ένα-τσιπ πολλαπλών αισθητήρων».
- Χρήση των ανεπτυγμένων τεχνολογιών μέτρησης και ολοκληρωμένων συστημάτων σε μη-κλινικές της εφαρμογές, όπως ο αθλητισμός. Μια γεννήτρια συχνότητας συντονισμένου ημιτονοειδές κύματος μπορεί να σχεδιαστεί και να υλοποιηθεί στο τσιπ για τη μέτρηση του ηλεκτρικού βιοδυναμικού για την αξιολόγηση της σύστασης του σώματος, η οποία είναι

μια χρήσιμη παράμετρος για παρακολούθηση σε γυμναστήρια και κέντρα ευεξίας

- Εμφάνιση και διάγνωση στο έξυπνο τηλέφωνο: Μία ελκυστική εφαρμογή είναι να χρησιμοποιήσετε ένα έξυπνο τηλέφωνο ώστε να λαμβάνει και να προβάλλει τα καταμετρημένα βιο-σημάτα και να κάνει ακόμη μια διάγνωση σε ορισμένες περιπτώσεις. Με αυτό τον τρόπο ο χρήστης μπορεί να ελέγξει άμεσα / την κατάστασή της υγείας του, μέσω του έξυπνου τηλεφώνου, με το οποίο ο χρήστης ασχολείται ενεργά με τη δική του διαδικασία περίθαλψης, δηλαδή επιτρέποντας «αυτο-φροντίδα».
- Εξερεύνηση άλλων τεχνολογιών οι οποίες θα μπορούσαν να ενσωματωθούν για να σχηματίσουν μια πιο άνετη και πιο φορητή συσκευή συστήματος υγειονομικής περίθαλψης, όπως η χρήση έξυπνων προϊόντων κλωστοϋφαντουργίας και έξυπνων ενδυμάτων.

## **Κεφάλαιο 6: Φορητό και Εμφυτευμένο Ασύρματο Δίκτυο Βιοαισθητήρων και Λύσεις για την Παρακολούθηση της Υγείας**

Τα Ασύρματα Δίκτυα Βιοαισθητήρων (WSN) έχουν τη δυνατότητα να αλλάξουν τον τρόπο ζωής μας με διάφορες εφαρμογές σε τομείς όπως η υγειονομική περίθαλψη, η ψυχαγωγία, τα ταξίδια, το λιανικό εμπόριο, τη βιομηχανία, τομείς που εξαρτώνται από τη προσωπική φροντίδα και τη διαχείριση έκτακτης ανάγκης, όπως και σε πολλούς άλλους τομείς. Ο τρόπος που συνδυάζονται ερευνητικά τα δίκτυα των ασύρματων βιοαισθητήρων με την πληροφορική και την τεχνητή νοημοσύνη έχουν δημιουργήσει μια διεπιστημονική έννοια της περιβάλλουσας νοημοσύνης προκειμένου να ξεπεραστούν οι διάφορες προκλήσεις που αντιμετωπίζουμε στην καθημερινή ζωή [ 102 ]. Μία από τις κύριες προκλήσεις που αντιμετωπίζεται τα τελευταία χρόνια υπήρξε η αύξηση του ηλικιωμένου πληθυσμού στις ανεπτυγμένες χώρες. Σύμφωνα με το Γραφείο Αναφοράς Πληθυσμού [ 103 ], για τα επόμενα 20 χρόνια, ηλικίες άνω των 65 του συνόλου του πληθυσμού στις αναπτυγμένες χώρες θα αποτελεί σχεδόν το 20% του συνολικού πληθυσμού. Γι αυτό τον σκοπό δημιουργήθηκε η ανάγκη να παρέχουν ποιοτική φροντίδα και εξυπηρέτηση για ένα ταχέως αυξανόμενο πληθυσμό των ηλικιωμένων σε αυτές τις χώρες. Επίσης η παράλληλη μείωση του κόστους της υγειονομικής περίθαλψης είναι ένα σημαντικό θέμα για τις κυβερνήσεις και τους φορείς παροχής υπηρεσιών υγείας στις χώρες αυτές. Τα φορητά και εμφυτευμένα συστήματα δικτύων αισθητήρων που εφαρμόζονται πάνω στο σώμα είναι ένας τρόπος για την επίτευξη αυτού του στόχου, που ως εξέχων εφαρμογή είναι η ενσωμάτωση των τεχνολογιών ανίχνευσης και των ηλεκτρονικών ειδών ευρείας κατανάλωσης, που θα επιτρέπουν στους ανθρώπους να παρακολουθούνται κατά τη διάρκεια όλων των καθημερινών τους δραστηριοτήτων.

Τα Συστήματα Δικτύων Βιοαισθητήρων σώματος μπορούν να βοηθήσουν

τους ανθρώπους με την παροχή υπηρεσιών υγειονομικής περίθαλψης, όπως με την ιατρική παρακολούθηση, τον έλεγχο των οικιακών συσκευών, την πρόσβαση σε ιατρικά δεδομένα και την επικοινωνία σε περιπτώσεις έκτακτης ανάγκης [ 104 , 105 ]. Η συνεχής παρακολούθηση με φορητά και εμφυτευμένα δίκτυα βιοαισθητήρων θα αυξήσει την έγκαιρη ανίχνευση των συνθηκών έκτακτης ανάγκης σε ασθενείς που βρίσκονται σε κίνδυνο και επίσης θα παρέχει ένα ευρύ φάσμα υπηρεσιών υγειονομικής περίθαλψης για τα άτομα με διάφορους βαθμούς γνωστικών και σωματικών αναπηριών.

Δεν είναι μόνο οι ηλικιωμένοι και οι χρονίως πάσχοντες, αλλά και οι οικογένειες στις οποίες και οι δύο γονείς είναι υποχρεωμένοι να εργάζονται και θα επωφεληθούν από αυτά τα συστήματα για την παροχή υπηρεσιών φροντίδας υψηλής ποιότητας για τα μωρά και τα παιδιά τους. Οι ερευνητές σε διάφορα διεπιστημονικά πεδία, όπως τη πληροφορική, τη μηχανική, και τα πεδία της ιατρικής εργάζονται από κοινού, προκειμένου να διασφαλιστεί ότι το ευρύ όραμα από τοποθετημένους πάνω στο σώμα αλλά και εμφυτευμένων δικτύων αισθητήρων σώματος (WIBSNs) για έξυπνη υγειονομική περίθαλψη, όπως φαίνεται στο Σχήμα 1 , μπορεί να εκπληρωθεί. Η σημασία της ενσωμάτωσης σε μεγάλης κλίμακας ασύρματες τηλεπικοινωνιακές τεχνολογίες, όπως 3G, Wi-Fi, και WiMAX, με την τηλεϊατρική έχει ήδη σημειωθεί από κάποιους ερευνητές. Υπάρχουν ήδη πολλές εφαρμογές και πρωτοτύπα για το σκοπό αυτό. Για παράδειγμα, μερικά από αυτά χρησιμοποιούνται για τη συνεχή παρακολούθηση των ατόμων που πάσχουν από γνωστικές διαταραχές όπως Alzheimer, Parkinson ή παρόμοιες ασθένειες. Ορισμένες μελέτες έχουν επικεντρωθεί στην ανίχνευση πτώσης, ανίχνευση στάσης και εντοπισμού θέσης, ενώ άλλοι κάνουν χρήση των βιολογικών βιοαισθητήρων για τον εντοπισμό της κατάστασης της υγείας των ασθενών. Υπάρχει επίσης μια σημαντική έρευνα που εστιάζει στην ανάπτυξη μικροσκοπικών συσκευών ασύρματων βιοαισθητήρων, που κατά προτίμηση έχουν ενσωματωθεί σε υφάσματα ή άλλες ουσίες που τοποθετούνται ή εμφυτεύονται στο ανθρώπινο σώμα. Το φάσμα των φορητών και εμφυτευμένων βιοϊατρικών συσκευών θα αυξηθεί σημαντικά τα επόμενα χρόνια, χάρη στις βελτιώσεις που σημειώθηκαν κατά τα τελευταία χρόνια στα μικρο-ηλεκτρο-μηχανικά συστήματα (MEMS) τεχνολογίας, στις ασύρματες επικοινωνίες, και τα ψηφιακά ηλεκτρονικά, [ 106 ]. Αυτές οι πρόοδοι έχουν επιτρέψει την ανάπτυξη χαμηλού κόστους, χαμηλής ισχύος, πολυ-λειτουργικών κόμβων βιοαισθητήρων που είναι μικροί σε μέγεθος και μπορούν να επικοινωνούν σε μικρές αποστάσεις, και μικροσκοπικών κόμβων βιοαισθητήρων, οι οποίοι αποτελούνται από βιοαισθητήρες, και είναι κατάλληλοι για την επεξεργασία δεδομένων, καθώς και στοιχείων επικοινωνίας, για να επωφεληθούν από την ιδέα των δικτύων βιοαισθητήρων που βασίζεται στη συλλογική προσπάθεια ενός μεγάλου αριθμού κόμβων.



Σχήμα 1. Διεπιστημονικές επιστήμες για το μέλλον του WBSN.

Οι ενσύρματες συνδέσεις με καλώδια που χρησιμοποιούνται στις πιο πρόσφατες συσκευές παρακολούθησης παρουσιάζουν προφανή μειονεκτήματα όπως ότι περιορίζουν την κινητικότητα των ασθενών και, επιπλέον, μπορεί να προκαλέσουν ερεθισμούς του δέρματος ή λοιμώξεις, και ως εκ τούτου να συμβάλουν στην επιδείνωση των συνθηκών υγείας. Τα δίκτυα βιοαισθητήρων αποτελούν έτσι μια σημαντική βελτίωση σε σχέση με τους συμβατικούς βιοαισθητήρες [ 107 ]. Παρά το γεγονός ότι η ασύρματη σύνδεση δεν είναι μια απαίτηση για την φυσιολογική παρακολούθηση παραμέτρων με βιοαισθητήρες, το θέμα που αναφέρεται παραπάνω είναι ένα από τα βασικά κίνητρα για αυτή την προσπάθεια να χρησιμοποιούν την ασύρματη τεχνολογία στη σύγχρονη βιοϊατρική [ 108 ]. Παραδείγματα φυσιολογικών πλατφόρμων συλλογής δεδομένων με ασύρματες ζεύξεις περιλαμβάνουν ένα ευρύ φάσμα από βιοϊατρικές εφαρμογές. Coosemans *et al.* [ 109 ], για παράδειγμα, περιγράφει ένα σύστημα για τη συνεχή παρακολούθηση ασύρματα της πίεσης της ουροδόχου κύστης, ενώ άλλοι συγγραφείς έχουν συναρμολογήσει νευρωνικές προσθετικές συσκευές [ 110 - 112 ]. Tang *et al.* περιγράφει την οπτική του [ 113 ] για το μέλλον, όταν μία συσκευή θα είναι σε θέση να χτίσει ένα WSN με ένα μεγάλο αριθμό κόμβων, τόσο στο εσωτερικό όσο και έξω από το ανθρώπινο σώμα που μπορεί να είναι είτε τυχαία είτε προκαθορισμένη, ανάλογα με την εφαρμογή. Το όραμα αυτό μπορεί να εφαρμοστεί μόνο με τη χρήση των κοινών πρωτοκόλλων επικοινωνίας για ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων. Οι τυποποιημένες αρχιτεκτονικές υλικού και λογισμικού μπορούν να υποστηρίξουν συμβατές συσκευές, οι οποίες αναμένεται να επηρεάσουν σημαντικά την επόμενη γενιά των συστημάτων υγειονομικής περίθαλψης. Μερικές από αυτές τις συσκευές μπορούν στη συνέχεια να ενσωματωθούν στο ασύρματο δίκτυο στη περιοχή του σώματος (WBAN), παρέχοντας νέες ευκαιρίες για την τεχνολογία για την παρακολούθηση της κατάστασης της υγείας [ 114 ].

Η εργασία αυτή διερευνά συστήματα δικτύων βιοαισθητήρων του σώματος τα οποία παρέχουν συναφείς πληροφορίες και μηχανισμούς ειδοποίησης για μη φυσιολογικές συνθήκες στην συνεχή παρακολούθηση των ασθενών. Επιπλέον, αξιολογεί την κατάσταση των τελευταίων ερευνητικών δραστηριοτήτων και θέματα που πρέπει να εξεταστούν για τη βελτίωση της ποιότητας ζωής μέσω των δικτύων βιοαισθητήρων σώματος. Επίσης, παρέχει μια επισκόπηση των πρόσφατων τάσεων σχετικά με το μέλλον των έξυπνων εφαρμογών παρακολούθησης, όχι μόνο από τη σκοπιά των φορητών βιοαισθητήρων, αλλά και από τη προοπτική του βιοαισθητήρα που εμφυτεύεται. Αναφέρονται επίσης τα οφέλη που θα επιτευχθούν και τα ερωτήματα της έρευνας και επίσης εισάγονται ερευνητικά προβλήματα που θα πρέπει να αντιμετωπιστούν με την ανάπτυξη του δικτύου βιοαισθητήρων στο περιβάλλον της υγειονομικής περίθαλψης. Το υπόλοιπο αυτής της εργασίας είναι οργανωμένο ως εξής: Κεφάλαιο 7 εν συντομία εποπτεύει τις σχετικές εργασίες για φορητά και εμφυτεύσιμα δίκτυα βιοαισθητήρων σώματος. Το Κεφάλαιο 8 αναφέρει έρευνες στα ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων. Στη συνέχεια, το Κεφάλαιο 9 παρουσιάζει την επέκταση των ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων για ιατρικές εφαρμογές για να τους μετατρέψει σε ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων σώματος. Το Κεφάλαιο 10 πραγματεύεται τις προκλήσεις και τα ανοιχτά προβλήματα της έρευνας των ασύρματων δικτύων στη περιοχή του σώματος και τις εφαρμογές της υγειονομικής περίθαλψης. Τέλος, στο Κεφάλαιο 11 παρουσιάζονται τα συμπεράσματα και οι μελλοντικές εργασίες.

## **Κεφάλαιο 7: Σχετική Εργασία**

Πολλές υλοποιήσεις δικτύων πάνω στην περιοχή του σώματος που χρησιμοποιούνται για την επικοινωνία του βιοαισθητήρα με το ανθρώπινο σώμα έχουν αναφερθεί στη βιβλιογραφία [ 115 - 117 ]. Ένας αριθμός από αυτές τις έρευνες επικεντρώνεται κυρίως στα ζητήματα πάνω στο σώμα σε στρώμα MAC. Το σύστημα στο [ 114 ], χρησιμοποιεί μια multipoint-to-point αρχιτεκτονική στην οποία τα δεδομένα από πολλαπλούς βιοαισθητήρες αποστέλλονται σε έναν κόμβο. Οι μηχανισμοί που αναφέρθηκαν στην αναφορά [ 115 ] περιλαμβάνουν τη χρήση σε μια πάνω στο σώμα προσαρμογή του προτύπου IEEE 802.15.4 / ZigBee με βάση MAC. Η εργασία που αναφέρεται στα [ 116 ,117 ] διερευνήθηκε σε σώμα MAC δρομολόγησης με ζητήματα cross-layer μέσω συντονισμένης μετάδοσης με την παρουσία ειδικών δομών δρομολόγησης. Στο [ 116 ], οι συγγραφείς παρουσιάζουν ένα ενεργειακά αποδοτικό MAC με την παρουσία ενός Δέντρου Πρωτοκόλλου Ασύρματης Αυτόνομης Σύνδεσης (WASP) που χρησιμοποιείται για δρομολόγηση πακέτων. Το πρωτόκολλο [ 117 ] υιοθετεί μια παρόμοια προσέγγιση cross-layer με βάση ένα δέντρο, αλλά έχει σχεδιαστεί ειδικά για τη μείωση των καθυστερήσεων στην παράδοση των πακέτων πάνω στο σώμα που εκτείνεται σε δέντρο. Το πρωτόκολλο αυτό χειρίζεται επίσης την κινητικότητα του σώματος που

προσαρμόζεται εκ νέου για την κατασκευή και τη διατήρηση του γεννητικού δένδρου που χρησιμοποιείται για δρομολόγηση πακέτων. Από τη σκοπιά της δρομολόγησης πάνω στο σώμα, τα περισσότερα από τα υπάρχοντα συστήματα WBANs υιοθετούν τοπολογίες αστέρα ή δέντρου σε ένα συνδεδεμένο γράφημα, που σημαίνει φυσικά συνδεδεμένη διαδρομή end-to-end μεταξύ οποιουδήποτε ζεύγους πάνω στο σώμα βιοαισθητήρων ώστε να θεωρείται δεδομένη σε κάθε χρονική στιγμή. Ωστόσο, τα μοντέλα αυτά δεν ισχύουν για τη DTN δρομολόγηση σε αυτή την εργασία, η οποία χειρίζεται τη τοπολογία που οδηγεί σε σενάρια στα οποία η end-to-end φυσική σύνδεση μεταξύ των ζευγών των κόμβων ενδέχεται να μην υπάρχει. Αυτό οφείλεται κυρίως στους εξαιρετικά RF πομποδέκτες μικρής εμβέλειας που χρησιμοποιούνται. Η γνώση που υπάρχει είναι τυπικά για μία αποστολή αντιγράφου και κάνουν χρήση των πληροφοριών σχετικά με μια δυναμική συνδεσιμότητα για να καταστεί δυνατή η αποτελεσματική η απόφαση προώθησης. Οι υβριδικές προσεγγίσεις [ 115 , 117 , 118 ] συνδυάζουν αντιγραφή και γνώση. Η γενική αρχή που διέπει αυτές τις προσεγγίσεις έχει ως εξής: όταν ένας κόμβος με ένα πακέτο που πρέπει να διαβιβάζεται συναντά έναν άλλο κόμβο, ο κανόνας προώθησης θα πρέπει να καθορίσει εάν το πακέτο (ή αντίγραφο του πακέτου) θα πρέπει να μεταφερθεί σε αυτόν τον κόμβο ή θα πρέπει να συνεχίσει να αποθηκεύεται. Ο κανόνας αυτός στηρίζεται στην εκτίμηση ότι ο κόμβος συνάντησης είναι πιο πιθανό από ό, τι ο κόμβος προώθησης να επισκεφθεί τον προορισμό.

Οι παραπάνω μηχανισμοί εφαρμόζονται σε όλα τα δίκτυα που εκτείνονται πέρα από το τοπικό στις πιο ευρύ περιοχές. Ο στόχος του έργου, όπως περιγράφεται στο [ 119 ] είναι να εφαρμόσει τις βασικές έννοιες δρομολόγησης DTN, όπως προσδιορίστηκαν ανωτέρω, σε μια εξαιρετικά μικρής εμβέλειας περιοχή του σώματος. Η πρόκληση είναι να αναπτύξουν μηχανισμούς για τη λήψη της θέσης στον κόμβο από τις κινήσεις του σώματος που προκαλούνται από την ανθρώπινη κινητικότητα.

Το WBAN προσφέρει αποδοτικές λύσεις επικοινωνίας για τα παρούσα συστήματα υγειονομικής περίθαλψης. Φορητά συστήματα ήχου / βίντεο παρακολούθησης της υγείας, η τηλεϊατρική, η στρατιωτική, διαδραστική ψυχαγωγία, είναι μερικές από τις εφαρμογές στις οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν WBANs. Khan et al. [ 120 ] παρουσίασαν μια ολοκληρωμένη εργασία σχετικά με τις εφαρμογές της WBANs σε έξυπνες εφαρμογές της υγειονομικής περίθαλψης, συμπεριλαμβανομένων την προειδοποίηση των επιληπτικών φαινομένων, παρακολούθηση της γλυκόζης, και την ανίχνευση του καρκίνου. Στο έγγραφο αυτό, οι συγγραφείς υπογράμμισαν μια σειρά προγραμμάτων που επιτρέπουν στα WBANs να παρέχουν διακριτικώς μακροπρόθεσμη παρακολούθηση της υγειονομικής περίθαλψης σε πραγματικό χρόνο ενημέρωσης σε ένα κέντρο υγείας. Mark et al. [ 121 ] παρουσιάζονται τα συστήματα BASNs που επιτρέπουν την ανίχνευση για μια ποικιλία από ενδιαφέροντες εφαρμογές στον τομέα της υγείας, φυσικής κατάστασης και την ψυχαγωγία, αλλά όπως τα δίκτυα πρέπει να επιδείξουν αρκετή αξία για τους χρήστες να ξεπεράσουν τις αναστολές που σχετίζονται με την ενόχληση, εισβολή, και τη γενική δυσφορία. Συγγραφείς περιγράφουν φορητές τεχνολογίες που «σιωπηλά

παρακολουθούν» τον καρδιακό ρυθμό, την ανίχνευση των παρατυπιών, και προειδοποιεί το προσωπικό έκτακτης ανάγκης σε περίπτωση καρδιακής προσβολής. Αυτό το όραμα, που δεν απέχει πολύ από τις τρέχουσες ερευνητικές προσπάθειες, απεικονίζει την υπόσχεση των WBANs στο σημαντικό αυτό τομέα.

## Κεφάλαιο 8: Ασύρματα Δίκτυα Αισθητήρων

### 8.1 Ιστορικό και Επισκόπηση

Τα ενσωματωμένα ηλεκτρονικά συστήματα είναι ευρέως διαδεδομένα. Από PDAs, κινητά τηλέφωνα μέχρι αυτοκίνητα, σχεδόν όλες οι συσκευές που χρησιμοποιούμε σε καθημερινή βάση ελέγχονται από ενσωματωμένα ή εσωτερικά ηλεκτρονικά. Περισσότερο από το 99% των μικροεπεξεργαστών που παράγονται σήμερα χρησιμοποιούνται σε τέτοια ενσωματωμένα συστήματα, και πρόσφατα ο αριθμός των ενσωματωμένων συστημάτων που χρησιμοποιούνται έχει αναπτυχθεί και αυξηθεί. Η έννοια της περιβάλλουσας νοημοσύνης όχι μόνο αντανακλά το όραμα που θα παρουσιάσει η συγκεκριμένη τεχνολογία, αλλά θα ενσωματωθεί διακριτικά, και πλήρως κρυμμένη στο φυσικό περιβάλλον μας, παρόν όποτε θα τη χρειαζόμαστε, και θα είναι ενεργοποιημένη με απλές και εύκολες αλληλεπιδράσεις [ 122 , 123 ]. Η περιβάλλουσα νοημοσύνη έχει οριστεί από τη Συμβουλευτική Ομάδα για το Πρόγραμμα Πληροφορίας Τεχνολογίας της Κοινωνίας της Ευρωπαϊκής Ένωσης (ISTAG) ως «η σύγκλιση των τριών μεγάλων βασικών τεχνολογιών: πανταχού παρούσα πληροφορική, πανταχού παρούσα επικοινωνία και προσαρμογή των διασυνδέσεων στον χρήστη". Στο εγγύς μέλλον η πανταχού παρούσα πληροφορική και επικοινωνία θα προσελκύσει περισσότερο το ενδιαφέρον για την έρευνα.

Τα ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων [ 124 , 125 ] θεωρούνται συνήθως ως την τεχνολογική βάση της περιβάλλουσας νοημοσύνης. Ευέλικτα, χαμηλού κόστους, εξαιρετικά χαμηλής ισχύος δίκτυα βιοαισθητήρων μπορούν να συλλέξουν ένα τεράστιο ποσό των σημαντικών πληροφοριών από τον περιβάλλοντα χώρο. Χρησιμοποιώντας μια βιολογική αναλογία, το δίκτυο βιοαισθητήρων μπορεί να θεωρηθεί ως το αισθητήριο σύστημα του ευφυούς περιβάλλοντος του ανθρώπινου σώματος. Τα Δίκτυα βιοαισθητήρων είναι ένα σύνολο ομάδων επικοινωνούντων κόμβων αισθητήρων, τα οποία συλλέγουν και επεξεργάζονται πληροφορίες από αισθητήρες, και μπορούν να μοιραστούν κάποιες από αυτές τις πληροφορίες με τους γειτονικούς ή τους γύρω κόμβους ή ακόμα και από τους κοντινούς σταθμούς συλλογής δεδομένων.

Οι σύγχρονες εφαρμογές των δικτύων αισθητήρων στο εύρος της περιβάλλουσας νοημοσύνης ποικίλουν από την περιβαλλοντική παρακολούθηση των οικοσυστημάτων και των βιομηχανικών διαδικασιών μέχρι την παρακολούθηση των

περιοσιακών στοιχείων και των ανθρώπων [ 126 ]. Επιπλέον, κάθε τομέας εφαρμογής έχει διαφορετικές απαιτήσεις και θέτει τους περιορισμούς με βάση τη φύση του προβλήματος. Η παρούσα ανασκόπηση, θα επικεντρωθεί σε μια συγκεκριμένη εφαρμογή προγράμματος οδήγησης, δηλαδή στη παρακολούθηση των ανθρώπων με βάση φορητών και αισθητηρίων οργάνων τοποθετημένα πάνω στο σώμα ώστε να επεκτείνει το ρόλο των τεχνολογιών αυτών στον τομέα της υγείας και την αντιμετώπιση των νέων προκλήσεων από τη Φύση στην υγεία του ανθρώπου. Υπάρχουν μερικοί σημαντικοί λόγοι για την επιλογή αυτή. Κατ' αρχάς, η ανθρώπινη παρακολούθηση είναι ένας εξαιρετικά σημαντικός τομέας και σημαντικός για όλους μας. Δεύτερον, το πεδίο της εφαρμογής ανθρώπινης παρακολούθησης θέτει νέες προκλήσεις, όπως προϋποθέσεις για ασφάλεια και χαμηλή κατανάλωση ενέργειας, κλπ.

Ο σχεδιασμός, η υλοποίηση και ανάπτυξη των ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων απαιτεί την συμμετοχή αρκετών επιστημονικών κλάδων, όπως την ιατρική, τη μηχανική και την πληροφορική. Κατά τα τελευταία πέντε χρόνια, σημαντική πρόοδος έχει σημειωθεί στην ανάπτυξη των ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων, και μερικά εμπορικά προϊόντα με βάση WSN έχουν ήδη εμφανιστεί στην αγορά. Περισσότερα για την μελέτη σχετικά με το λογισμικό και το δίκτυο αρχιτεκτονικής και οποιαδήποτε από τις πολλές εξαιρετικές έρευνες που έχουν δημοσιευθεί για τα θέματα αυτά υπάρχουν στις αναφορές [ 127 , 128 ].

Ένα δίκτυο βιοαισθητήρων αποτελείται από ένα μεγάλο αριθμό κόμβων βιοαισθητήρων. Τα δίκτυα βιοαισθητήρων αποτελούν μια σημαντική βελτίωση σε σχέση με τα παραδοσιακά δίκτυα βιοαισθητήρων, τα οποία έχουν αναπτυχθεί με τους εξής δύο τρόπους [ 129 ]:

- i. Βιοαισθητήρες μπορούν να βρίσκονται μακριά από το σημείο όπου το πραγματικό φαινόμενο παρακολουθείται. Με την προσέγγιση αυτή, μεγάλοι βιοαισθητήρες χρησιμοποιούν ορισμένες πολύπλοκες μεθόδους για τη διάκριση των στόχων από τον περιβαλλοντικό θόρυβο που απαιτείται.
- ii. Αρκετοί βιοαισθητήρες που εκτελούν μόνο την διαδικασία της αίσθησης μπορούν να αναπτυχθούν. Οι θέσεις των βιοαισθητήρων και η τοπολογία του δικτύου επικοινωνιών είναι προσεκτικά σχεδιασμένες. Μεταδίδουν περιοδικά χρονικά δεδομένα σχετικά με το φαινόμενο στους κεντρικούς κόμβους όπου εκτελούνται οι υπολογισμοί.

Υπάρχει και ένα άλλο μοναδικό χαρακτηριστικό των δικτύων βιοαισθητήρων που είναι η συνεταιριστική προσπάθεια των κόμβων βιοαισθητήρων. Οι κόμβοι βιοαισθητήρων είναι εξοπλισμένοι με ένα ενσωματωμένο επεξεργαστή. Αντί για την αποστολή των πρώτων δεδομένων σε άλλους κόμβους υπεύθυνους για τη σύντηξη, οι κόμβοι βιοαισθητήρων χρησιμοποιούν τις ικανότητες επεξεργασίας τους για την τοπική εκτέλεση απλών υπολογισμών και να διαβιβάζουν μόνο τα υποχρεωτικά και τα μερικώς επεξεργασμένα δεδομένα.



## 8.2. Ασύρματος Βιοαισθητήρας Και Ad Hoc Δίκτυα

Ασύρματες *ad hoc* τεχνικές δικτύωσης μπορούν να αναπτυχθούν για εφαρμογές ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων. Παρά το γεγονός ότι πολλά πρωτόκολλα και αλγόριθμοι έχουν προταθεί για την παραδοσιακή *hoc ad* ασύρματων δικτύων, δεν είναι κατάλληλοι για τα μοναδικά χαρακτηριστικά και τις απαιτήσεις της εφαρμογής των δικτύων βιοαισθητήρων. Σε αυτή την υποενότητα εν συντομία συγκρίνεται ο αισθητήρας και τα *ad hoc* δίκτυα για να τονιστεί ο σημαντικός ρόλος των ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων, ιδίως όσον αφορά την παρακολούθηση του ανθρώπινου σώματος. Για να φανεί αυτό, οι διαφορές μεταξύ των δικτύων βιοαισθητήρων και τα *ad hoc* δίκτυα μπορούν να συνοψιστούν ως εξής:

- Ο αριθμός των βιοαισθητήρων κόμβων: ο αριθμός των κόμβων βιοαισθητήρων σε ένα δίκτυο βιοαισθητήρων μπορεί να είναι πολλές τάξεις μεγέθους υψηλότερος από ό,τι οι κόμβοι σε ένα δίκτυο *ad hoc*.
- Αποτελεσματικότητα: οι κόμβοι βιοαισθητήρων τοποθετούνται πυκνά.
- Αποτυχία: οι κόμβοι είναι επιρρεπείς σε αποτυχίες.
- Τοπολογία του δικτύου: η τοπολογία ενός δικτύου βιοαισθητήρων αλλάζει πολύ συχνά.
- Ικανότητα επικοινωνίας: κόμβοι βιοαισθητήρων χρησιμοποιούν κυρίως μοντέλο εκπομπής επικοινωνίας, ενώ τα περισσότερα *ad hoc* δίκτυα βασίζονται σε *point-to-point* επικοινωνίες.
- Πληροφορική: οι κόμβοι βιοαισθητήρων περιορίζονται στην ενέργεια, σε υπολογιστικές ικανότητες και τη μνήμη.
- Κόστος: κόμβοι βιοαισθητήρων μπορεί να μην έχουν παγκόσμια αναγνώριση.

## 8.3. WSN Εφαρμογές

Η πρόσφατη πρόοδος στην ενσωμάτωση και την σμίκρυνση των φυσικών βιοαισθητήρων, και την ενσωμάτωση μικροελεγκτών και διεπαφών σε ένα μόνο τσιπ, η ασύρματη δικτύωση και μικρο-κατασκευή έχουν παράσχει μια νέα γενιά ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων κατάλληλων για πολλές εφαρμογές. Τα χαρακτηριστικά που περιγράφονται στην προηγούμενη ενότητα παρέχουν ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών για τα δίκτυα αισθητήρων. Τα ασύρματα δίκτυα αισθητήρων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για στρατιωτικές εφαρμογές, για μηχανήματα παρακολούθησης της υγείας και την καθοδήγηση, την παρακολούθηση εναέριας κυκλοφορίας και τη ναυσιπλοΐας, την παρακολούθηση των φυτών στη γεωργία [ 130 ], καθώς και την παρακολούθηση στη διαδικασία κατασκευών. Μια από τις πιο συναρπαστικές εφαρμογές είναι η παρακολούθηση της υγείας [ 131 , 132 ]. Η

εργασία αυτή θα επικεντρωθεί στις εφαρμογές της υγειονομικής περίθαλψης, και κυρίως στα φορητά και εμφυτευμένα δίκτυα βιοαισθητήρων σώματος. Ένας αριθμός από φυσιολογικούς βιοαισθητήρες που παρακολουθούν ζωτικά σημεία, περιβαλλοντικούς αισθητήρες, και έναν αισθητήρα θέσης μπορούν να ενσωματωθούν σε ένα φορητό ασύρματο δίκτυο στη περιοχή του σώματος (WWBAN) [ 133 ]. Επιπλέον, η έννοια της μικρο-ανίχνευσης και η ασύρματη σύνδεση των κόμβων του δικτύου υπόσχεται πολλά νέα πεδία εφαρμογών. Γενικά κατηγοριοποιούνται οι εφαρμογές σε στρατιωτικές, στο περιβάλλον, την υγεία, στην οικία και άλλες εμπορικές περιοχές. Είναι δυνατόν να επεκταθεί αυτή η ταξινόμηση σε περισσότερες κατηγορίες, όπως εξερεύνηση του διαστήματος, χημική επεξεργασία, και ούτω καθεξής. Περιγράφονται εν συντομία αυτές οι εφαρμογές [ 134 ]. Η εργασία επικεντρώνεται κυρίως στις εφαρμογές υγειονομικής περίθαλψης.

### 8.3.1. Εφαρμογές Υγειονομικής Περίθαλψης

Μερικές από τις εφαρμογές υγείας των δικτύων αισθητήρων περιλαμβάνει την παροχή διεπαφών για άτομα με ειδικές ανάγκες, ολοκληρωμένη παρακολούθηση του ασθενούς, τη διάγνωση, τη χορήγηση φαρμάκων σε νοσοκομεία, τηλεπαρακολούθηση των ανθρώπινων φυσιολογικών δεδομένων, καθώς και την παρακολούθηση και τον έλεγχο ιατρών ή / και ασθενών μέσα σε ένα νοσοκομείο [ 135 - 137 ]. Θα εξεταστούν εν συντομία κάποιες δυνατότητες του WSN για την παρακολούθηση της υγείας [ 138 ], όπως έχει επικεντρωθεί αυτή η εργασία για τα φορητά και για τα εμφυτευμένα δίκτυα στη περιοχή του σώματος.

- Η Τηλεπαρακολούθηση των ανθρώπινων φυσιολογικών δεδομένων: Τα φυσιολογικά δεδομένα που συλλέγονται από τα δίκτυα βιοαισθητήρων μπορούν να αποθηκευτούν για μεγάλο χρονικό διάστημα, και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για ιατρικές έρευνες όταν χρειάζεται. Επιπλέον, οι βιοαισθητήρες μπορούν επίσης να παρακολουθούν και να ανιχνεύουν τη συμπεριφορά των ηλικιωμένων. Για παράδειγμα, ένα έξυπνο σπίτι υγείας σχεδιάστηκε από την Ιατρική Σχολή στην Γκρενόμπλ, στην Γαλλία [ 139 ].
- Παρακολούθηση μεταξύ γιατρών και ασθενών μέσα σε ένα Νοσοκομείο: Κάθε ασθενής έχει ένα μικρό κόμβο βιοαισθητήρα που συνδέονται με αυτόν. Βιοαισθητήρας διαφέρει ανάλογα με τις λειτουργίες του και κάθε κόμβος βιοαισθητήρα έχει τη δική του ειδική αποστολή να διεκπεραιώσει. Για παράδειγμα, ένας κόμβος βιοαισθητήρα μπορεί να ανιχνεύει τον καρδιακό ρυθμό, ενώ ένα άλλος ανιχνεύει την πίεση του αίματος. Οι γιατροί μπορούν επίσης να φέρουν ένα κόμβο βιοαισθητήρα, ο οποίος επιτρέπει σε άλλους γιατρούς να τους εντοπίσουν μέσα στο νοσοκομείο.
- Διαχείριση φαρμάκων στα Νοσοκομεία: Αν οι κόμβοι βιοαισθητήρων μπορούν να συνδεθούν με φαρμακευτική αγωγή, η πιθανότητα να πάρει το

λάθος φάρμακο ο ασθενής μπορεί να ελαχιστοποιηθεί. Έτσι, ο ασθενής θα έχει έναν κόμβο βιοαισθητήρων που εντοπίζει τις αλλεργίες και του προσφέρεται η απαιτούμενη φαρμακευτική αγωγή. Ηλεκτρονικά συστήματα, όπως περιγράφεται στο [ 140 ] έχουν δείξει ότι μπορούν να βοηθήσουν την ελαχιστοποίηση της παρενέργειας των φαρμάκων.

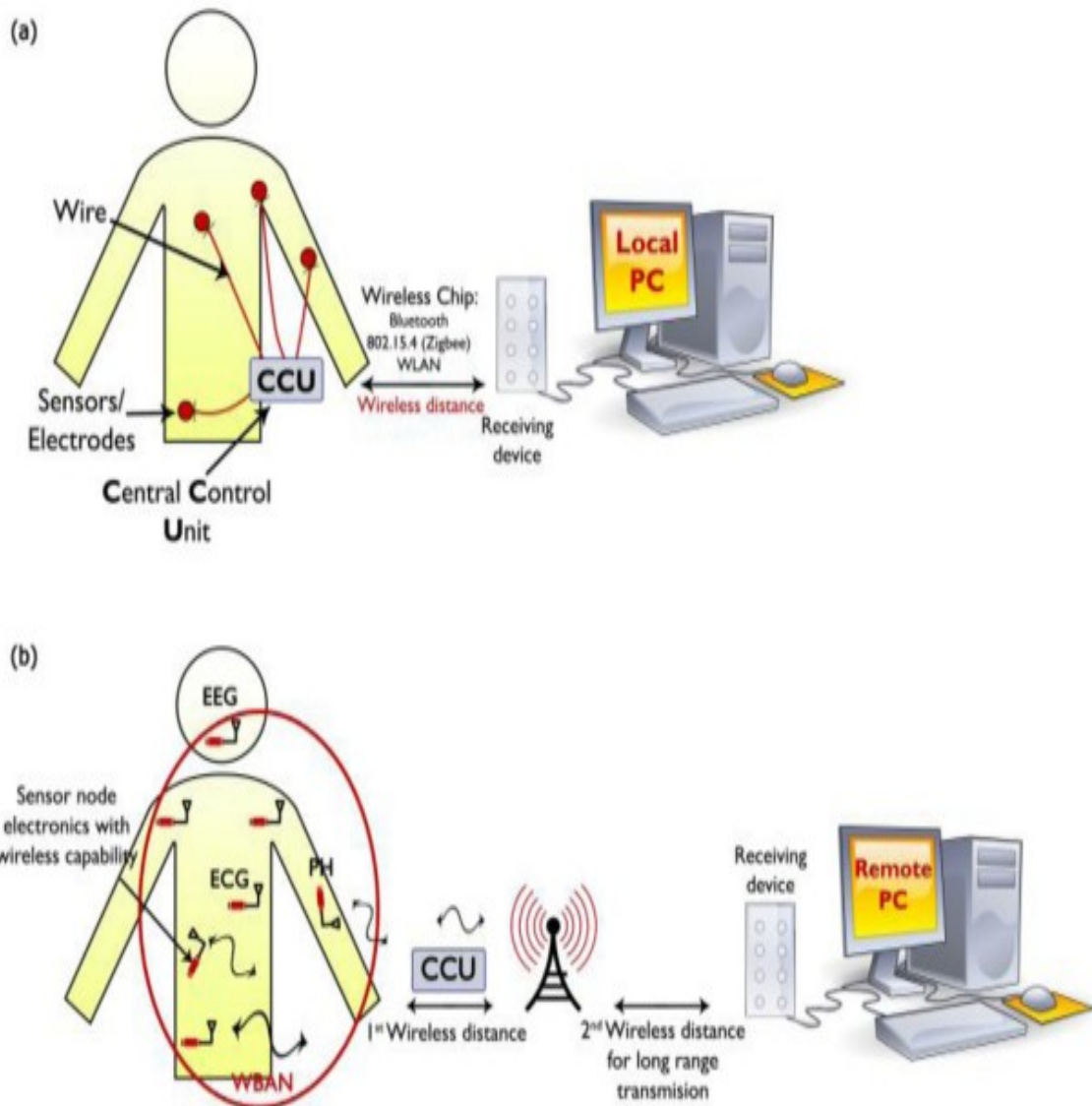
## Κεφάλαιο 9: Ασύρματα Δίκτυα Σώματος (WBANs)

Η επέκταση των ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων για ιατρικές εφαρμογές στρέφει όλο και περισσότερο αυτές τις τεχνολογίες σε δίκτυα βιοαισθητήρων σώματος (BSNs). Οι βιοαισθητήρες μπορούν να καταγράψουν ηλεκτροκαρδιογραφήματα, ηλεκτρομυογράφηματα, τη μέτρηση της θερμοκρασίας του σώματος και της αρτηριακής πίεσης, και ηλεκτρο-δερμικής δραστηριότητας, μεταξύ άλλων παραμέτρων υγείας. Για παράδειγμα, επιταχυνσιόμετρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ανίχνευση ρυθμού καρδιακού παλμού , ή ακόμη και για την μυϊκή δραστηριότητα. Χάρη σε φορητές συσκευές, όπως κινητά τηλέφωνα και MP3 players που έχουν γίνει δημοφιλής, οι άνθρωποι έχουν αρχίσει να διαθέτουν συνήθως αυτές τις συσκευές σε όλο το σώμα τους. Το 2001, ο Zimmerman [ 141 ] μελέτησε το πώς τέτοιες ηλεκτρονικές συσκευές λειτουργούν κοντά στο ή πάνω στο ανθρώπινο σώμα. Χρησιμοποίησε τον όρο ασύρματο δίκτυο προσωπικής περιοχής (PAN) και το χρησιμοποίησε ως κανάλι επικοινωνίας για επικοινωνία εντός του σώματος. Αργότερα γύρω στο 2001, ο όρος PAN έχει αλλάξει σε δίκτυο περιοχής του σώματος (BAN) και έχει συμπεριλάβει τις εφαρμογές που χρησιμοποιούν φορητούς και εμφυτεύσιμους βιοαισθητήρες [ 141 ]. Ένα δίκτυο βιοαισθητήρων που ανιχνεύει τις παραμέτρους της υγείας γίνεται έτσι ένα δίκτυο βιοαισθητήρων σώματος (BSN). Ένα ασύρματο δίκτυο στη περιοχή του σώματος (WBAN) είναι ένα ειδικού σκοπού ασύρματο δίκτυο βιοαισθητήρων που ενσωματώνει διάφορα δίκτυα και ασύρματες συσκευές για να ενεργοποιήσει την απομακρυσμένη παρακολούθηση σε διάφορα περιβάλλοντα.

Μία από τις εφαρμογές των WBANs είναι σε ιατρικά περιβάλλοντα όπου ο μεγάλος αριθμός των ασθενών συνεχώς παρακολουθείται σε ένα περιβάλλον πραγματικού χρόνου. Η ασύρματη παρακολούθηση των φυσιολογικών σημάτων ενός μεγάλου αριθμού ασθενών είναι μία από τις τρέχουσες ανάγκες, προκειμένου να αναπτυχθεί ένα πλήρες WSN στα συστήματα υγειονομικής περίθαλψης. Ο κύριος στόχος του WBAN είναι να παρέχει στοιχεία βιοανάδρασης, τη δυνατότητα να παρακολουθεί συνεχώς τις παραμέτρους της υγείας, όπως η θερμοκρασία του σώματος, ρυθμό καρδιακού παλμού, την αρτηριακή πίεση του αίματος, σε ένα διακριτικό και αποτελεσματικό τρόπο [ 142 ].

Η ανθρώπινη παρακολούθηση της υγείας [ 108 - 111 ] αναδύεται ως εξέχων εφαρμογή των ενσωματωμένων δικτύων βιοαισθητήρων. Ένας αριθμός μικροσκοπικών ασύρματων βιοαισθητήρων είναι προσεχτικά τοποθετημένος επί

του σώματος του ασθενούς, για να δημιουργήσει ένα WBAN [ 143 ]. Ένα WBAN παρακολουθεί τα ζωτικά σημεία, παρέχοντας σε πραγματικό χρόνο ανατροφοδότηση για να επιτρέψει σε πολλές διαγνώσεις ασθενών διαδικασίες που χρησιμοποιούν τη συνεχή παρακολούθηση των χρόνιων παθήσεων, ή την πρόοδο της ανάκαμψης από την ασθένεια. Οι πρόσφατες τεχνολογικές προόδους στην ασύρματη δικτύωση υπόσχονται μια νέα γενιά ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων κατάλληλων για εφαρμογές όπως των πάνω στο σώμα δικτυωμένων συστημάτων. Η απόκτηση δεδομένων σε τέτοιους αισθητήρες μπορεί να είναι σημείο-προς-σημείο (point-to-point) ή πολλαπλό-προς-σημείο (multipoint-to-point), ανάλογα με τις ειδικές εφαρμογές. Ενώ η κατανεμημένη ανίχνευση της στάσης του σώματος ενός αθλητή [ 144 ] θα πρέπει να είναι point-to-point ανταλλαγή δεδομένων μεταξύ διαφόρων στο σώμα βιοαισθητήρων, εφαρμογές όπως η παρακολούθηση των ζωτικών σημείων, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2 , θα απαιτήσει σε όλο το σώμα να τοποθετούνται ή / και να εμφυτεύονται βιοαισθητήρες [ 145 , 146 ] για τη μεταφορά δεδομένων multipoint-to-point σε έναν κόμβο, η οποία με τη σειρά της μπορεί να αναμεταδώσει την πληροφορία ασύρματα σε ένα διακομιστή εκτός σώματος. Τα στοιχεία των συναλλαγών μπορούν επίσης να είναι σε πραγματικό χρόνο ή μη πραγματικό χρόνο. Αν και το είδος παρακολούθησης ασθενών εφαρμογών απαιτεί δρομολόγηση πακέτων σε πραγματικό χρόνο, η παρακολούθηση των φυσιολογικών δεδομένων ενός αθλητή μπορούν να συλλέγονται offline για σκοπούς επεξεργασίας και ανάλυσης.

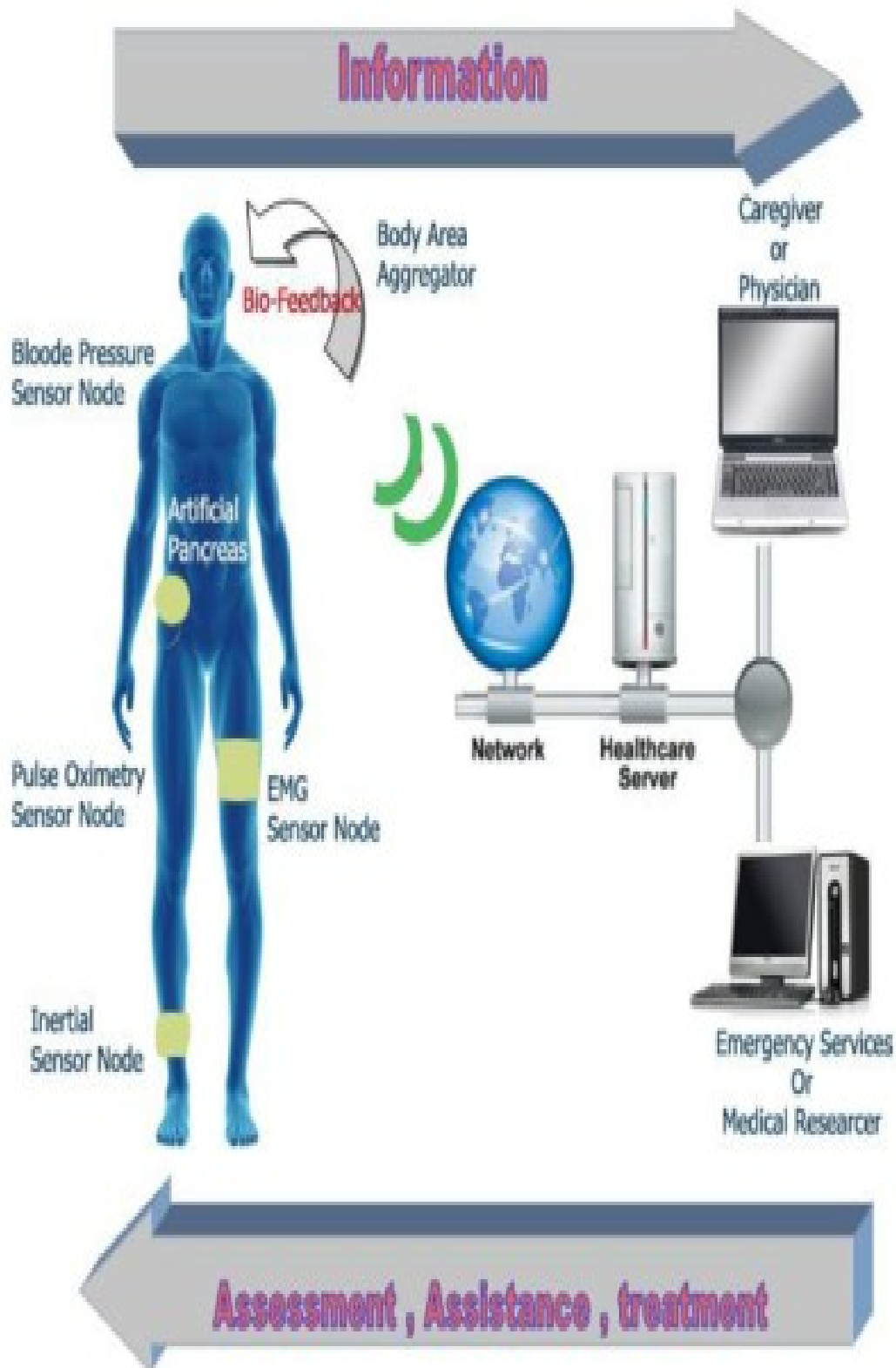


Σχήμα 2. Ένα τυπικό σύστημα WSN για τον εντοπισμό και τη μετάδοση σημάτων από το ανθρώπινο σώμα: (α) την τρέχουσα εφαρμογή του δικτύου βιοαισθητήρων υγείας και (β) τη μελλοντική εφαρμογή του δικτύου βιοαισθητήρων υγειονομικής περίθαλψης που στοχεύουν μέσω ασύρματου δικτύου στη περιοχή του σώματος.

Ένα τυπικό ασύρματο δίκτυο του σώματος αποτελείται από μια σειρά από μικροσκοπικές, ελαφριές, συσκευές ανίχνευσης χαμηλής ισχύος, τη διαχείριση των ηλεκτρονικών και τους ασύρματους πομποδέκτες. Ως απαραίτητο τμήμα του συστήματος, η παροχή ενέργειας για αυτά τα συστατικά θα πρέπει να είναι μικρού μεγέθους, ελαφριά, φιλική προς το περιβάλλον και αντοχής μακράς διάρκειας. Αντίθετα από τα συμβατικά ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων, το WBAN αποτελείται από μικρότερους, λιγότερους κόμβους και λιγότερο χώρο που καλύπτεται, όπως φαίνεται στο Σχήμα 3 . Η προσθήκη βιοαισθητήρα για την επίλυση σε περίπτωση αποτυχίας του κόμβου και της συμφόρησης των προβλημάτων του δικτύου δεν μπορεί να είναι ένας βιώσιμος μηχανισμός για BASN που επιδιώκει να

ελαχιστοποιήσει το σχήμα και τη χρήση των πόρων. Τα WBANs έχουν επίσης μια σαφώς ιεραρχική φύση. Έχουν συλλάβει μεγάλη ποσότητα δεδομένων συνεχώς και οι μικροεπεξεργαστές θα πρέπει να τα επεξεργαστούν για να εξαγάγουν τις απαραίτητες πληροφορίες. Η επεξεργασία δεδομένων θα πρέπει να είναι ιεραρχική να εκμεταλλευτεί την ασυμμετρία των πόρων, να διατηρούν την αποτελεσματικότητα του συστήματος, καθώς και την εξασφάλιση της διαθεσιμότητας των δεδομένων, εάν είναι απαραίτητο [ 121 ].

Η εφαρμογή του WBAN σε ένα ιατρικό τομέα αποτελείται από φορητούς και εμφυτευμένους κόμβους βιοαισθητήρων που μπορούν να αισθανθούν τις βιολογικές πληροφορίες από το ανθρώπινο σώμα και να το διαβιβάσουν σε μικρή απόσταση ασύρματα με μια συσκευή ελέγχου που τοποθετείται στο σώμα ή σε μια εύκολα προσβάσιμη θέση. Τα ηλεκτρονικά του αισθητήρα πρέπει να είναι σε μικρό μέγεθος, χαμηλής κατανάλωσης για την ανίχνευση ιατρικών σημάτων όπως για το ηλεκτροκαρδιογράφημα, για το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, των καρδιακών παλμών, την πίεση και τη θερμοκρασία. Τα δεδομένα που συγκεντρώθηκαν από τις συσκευές ελέγχου στη συνέχεια διαβιβάζονται σε μακρινούς προορισμούς με ένα ασύρματο δίκτυο σε χώρο για διαγνωστικούς και θεραπευτικούς σκοπούς από άλλα ασύρματα δίκτυα για μετάδοση σε μεγάλες αποστάσεις.



Σχήμα 3. WBAN και το περιβάλλον του.

## 9.1. Απαιτήσεις Ασύρματων Ιατρικών Βιοαισθητήρων Σε WBANs

Οι Ασύρματοι ιατρικοί βιοαισθητήρες θα πρέπει να ικανοποιούν τις ακόλουθες κύριες απαιτήσεις, όπως αντοχή, αξιοπιστία, ασφάλεια και λειτουργικότητα [ 147 ]:

### 9.1.1. Φορητότητα

Για την επίτευξη μη επεμβατικής και διακριτικής συνεχής παρακολούθησης της υγείας, οι ασύρματοι ιατρικοί βιοαισθητήρες πρέπει να είναι ελαφρύς και μικροί . Το μέγεθος και το βάρος των βιοαισθητήρων καθορίζονται κυρίως από το μέγεθος και το βάρος των μπαταριών [ 148 , 149 ]. Όμως, η αυτονομία μιας μπαταρίας είναι ευθέως ανάλογη με το μέγεθός της. Μπορούμε να αναμένουμε ότι η περαιτέρω ανάπτυξη της τεχνολογίας και η πρόοδος στην ελαχιστοποίηση του μεγέθους των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων και των μπαταριών θα βοηθήσει τους προγραμματιστές να βελτιώσουν τον ιατρικό βιοαισθητήρα σε αντοχή και σε ότι αφορά το επίπεδο άνεσης του χρήστη.

### 9.1.2. Αξιοπίστη Επικοινωνία

Η αξιοπίστη επικοινωνία σε WBAN είναι υψίστης σημασίας για ιατρικές εφαρμογές που βασίζονται σε WBANs. Οι ανάγκες επικοινωνίας των διαφόρων ιατρικών βιοαισθητήρων είναι ανάλογες με την ανάγκη του ρυθμού δειγματοληψίας, από 1 έως 1000 Hz. Μία προσέγγιση για τη βελτίωση της αξιοπιστίας είναι να προχωρήσουμε εκτός από την διαδικασία της τηλεμετρίας στην διαδικασία της επεξεργασίας του σήματος του βιοαισθητήρα. Για παράδειγμα, αντί για την άμεση αποστολή των πρώτων δεδομένων που λαμβάνονται από τους βιοαισθητήρες για το ηλεκτροκαρδιογράφημα, μπορούμε να ζητήσουμε εξαγωγή συγκεκριμένων χαρακτηριστικών από τον βιοαισθητήρα, και να μεταφέρει πληροφορίες μόνο για ένα συμβάν. Εκτός από τη μείωση των υψηλών απαιτήσεων στο κανάλι επικοινωνίας, οι μειωμένες απαιτήσεις επικοινωνίας εξοικονομούν δαπάνες συνολικής ενέργειας, και κατά συνέπεια αυξάνει τη διάρκεια ζωής της μπαταρίας. Μια προσεκτική συνεργασία μεταξύ της επικοινωνίας και της διαδικασίας του υπολογισμού είναι ζωτικής σημασίας για το βέλτιστο σχεδιασμό του συστήματος.



### 9.1.3. Ασφάλεια

Ένα άλλο σημαντικό ζήτημα είναι η ασφάλεια του όλου συστήματος του WBAN. Το πρόβλημα της ασφάλειας συμβαίνει σε όλα, και τα τρία επίπεδα, του WBAN με βάση το σύστημα τηλεϊατρικής. Στο χαμηλότερο επίπεδο, οι ασύρματοι ιατρικοί βιοαισθητήρες πρέπει να πληρούν τις απαιτήσεις της προστασίας της ιδιωτικής ζωής που προβλέπονται από το νόμο για όλες τις ιατρικές συσκευές και θα πρέπει να διασφαλίζουν την ακεραιότητα των δεδομένων. Παρά το γεγονός ότι αυτά τα σημεία της υλοποίησης της εγκατάστασης, της αυθεντικότητας και της ακεραιότητας των δεδομένων είναι δύσκολα χαρακτηριστικά για να εφαρμοσθούν με τους περιορισμένους πόρους των ιατρικών βιοαισθητήρων, ένας σχετικά μικρός αριθμός των κόμβων σε ένα τυπικό εύρος WBAN και επικοινωνίας κάνει αυτές τις εργασίες εφικτές.

### 9.1.4. Λειτουργικότητα

Τα ασύρματα δίκτυα ιατρικών βιοαισθητήρων θα πρέπει να επιτρέπουν στους χρήστες να δημιουργήσουν εύκολα μια ισχυρή WWBAN ανάλογα με την κατάσταση της υγείας τους.

## 9.2. Ασύρματο Φορητό Δίκτυο Σώματος (WWBAN)

Η τεχνολογία WSN έχει τη δυνατότητα να προσφέρει σε ένα ευρύ φάσμα πολλαπλά οφέλη για τους ασθενείς, το ιατρικό προσωπικό και την κοινωνία μέσω της συνεχούς παρακολούθησης και την έγκαιρη ανίχνευση αφύσικων συνθηκών, υπό την διάρκεια της επίβλεψης της περίθαλψης. Στη συνέχεια αναφέρεται, ως ένα από τα κύρια σημεία, πώς χρησιμοποιείται η αρχιτεκτονική και ο μηχανισμός του WWBAN, καθώς και η βασική υποδομή που θα επιτρέπει διακριτική, συνεχής, καθημερινή παρακολούθηση της υγείας. Επιπλέον, αυτό το κείμενο περιγράφει ορισμένα σημαντικά ζητήματα της εφαρμογής. Τέλος, δίνουμε κάποιες εφαρμογές των φορητών αισθητήρων όπως το "έξυπνο πουκάμισο".

Τα φορητά συστήματα παρακολούθησης της υγείας επιτρέπουν στο άτομο να παρακολουθεί από κοντά τις αλλαγές που συμβαίνουν στις ζωτικές λειτουργίες και παρέχουν αντίστοιχη ανάδραση για τη διατήρηση της βέλτιστης κατάστασης της υγείας. Εάν ενσωματωθούν στο σύστημα τηλεϊατρικής, μπορούν να ειδοποιούν το ιατρικό προσωπικό όταν συμβαίνουν απειλητικές μεταβολές για τη κατάσταση της υγείας.

Επιπλέον, οι ασθενείς μπορούν να ωφεληθούν από τη συνεχή μακροχρόνια παρακολούθηση ως μέρος μιας διαγνωστικής διαδικασίας. Μπορεί να επιτευχθεί η βέλτιστη διατήρηση σε επιθυμητά επίπεδα μιας χρόνιας κατάστασης ενός ασθενή, ή μπορεί να παρακολουθείται κατά την περίοδο αποκατάστασης μετά από μια χειρουργική επέμβαση. Η μακροχρόνια παρακολούθηση της υγείας μπορεί να συλλάβει τις ημερήσιες διακυμάνσεις φυσιολογικών σημάτων. Αυτές οι αλλαγές, για παράδειγμα, είναι ένας πολύ καλός δείκτης της καρδιακής αποκατάστασης των ασθενών μετά από έμφραγμα του μυοκαρδίου [ 150 ]. Η μακροχρόνια παρακολούθηση μπορεί επίσης να επιβεβαιώνει την προσήλωσή σε κατευθυντήριες γραμμές της θεραπείας ή να βοηθήσει την παρακολούθηση των επιπτώσεων της φαρμακευτικής θεραπείας. Άλλοι ασθενείς μπορεί επίσης να επωφεληθούν από αυτά τα συστήματα, για παράδειγμα, η παρακολούθηση μπορεί να χρησιμοποιηθεί κατά τη διάρκεια της φυσικής αποκατάστασης μετά από χειρουργικές επεμβάσεις ισχίου ή γόνατος, την αποκατάσταση εγκεφαλικού επεισοδίου, ή της αποκατάστασης τραύματος στον εγκέφαλο.

Η χρήση των φορητών βιοαισθητήρων για την παρακολούθηση των διαφόρων βιομετρικών παραμέτρων της υγείας στις καθημερινές δραστηριότητες προσελκύει πρόσφατα περισσότερο ενδιαφέρον. Πολλοί άνθρωποι είναι εξοικειωμένοι με τη χρήση των συσκευών που παρακολουθούν τον καρδιακό ρυθμό και βηματόμετρα για ιατρικούς λόγους ή ως μέρος ενός συστήματος παρακολούθησης της φυσικής κατάστασης. Το ενδιαφέρον για τη χρήση αυτών των φορητών συστημάτων για την προσωπική υγεία και την αποκατάσταση έχει αυξηθεί, ως μέρος μιας ευρύτερης πρωτοβουλίας για την αύξηση της συμβολής του κάθε ασθενή [ 151 ].

Τα τελευταία χρόνια το επίκεντρο στη χρήση των φορητών αισθητήρων ήταν να μετατραπούν τα φυσικά βιομετρικά στοιχεία, όπως ο καρδιακός ή αναπνευστικός ρυθμός σε ηλεκτρικά σήματα. Για παράδειγμα, διάφορα χρηματοδοτούμενα από την ΕΕ έργα, όπως βαμβακερά πουκάμισα για τη μέτρηση της αναπνευστικής δραστηριότητας, των ηλεκτροκαρδιογραφημάτων και ηλεκτρομυογραφημάτων [ 152 - 154 ]. Επιπλέον, η NASA [ 154 ] ασχολήθηκε για την ανάπτυξη ενός φορητού βιοαισθητήρα για τον έλεγχο του καρδιακού ρυθμού, της αρτηριακής πίεσης και για άλλες φυσιολογικές παραμέτρους για τους αστροναύτες [ 153 ]. Άλλα συστήματα περιλαμβάνουν το Lifeshirt, που αναπτύχθηκε από in-vivo μετρήσεις, και το σύστημα παρακολούθησης του σώματος που αναπτύχθηκε από την Nike-Apple iPod [ 155 ].

Ενώ υπάρχει αυξανόμενη επιτυχία των βιοαισθητήρων που παρακολουθούν τις φυσικές ιδιότητες, σχετικά λίγα έχουν γίνει στο πεδίο των χημικών φορητών βιοαισθητήρων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε πραγματικό χρόνο για την καθημερινή παρακολούθηση των σωματικών υγρών, όπως τα δάκρυα, τον ιδρώτα [ 156 ], τα ούρα και το αίμα. Αν και μερικές τεχνολογίες, όπως η ανάπτυξη του Glucowatch και άλλων συστημάτων που χρησιμοποιούνται για τη παρακολούθηση των επιπέδων γλυκόζης σε διαβητικούς, η διαδεδομένη χρήση των χημικών βιοαισθητήρων περιπλέκεται από αρκετούς παράγοντες που είναι δύσκολο να ξεπεραστούν. Αυτοί περιλαμβάνουν τη συλλογή του δείγματος και την παράδοση, τη βαθμονόμηση του αισθητήρα, της αντοχής καθώς και θέματα ασφάλειας [ 133 , 155

].

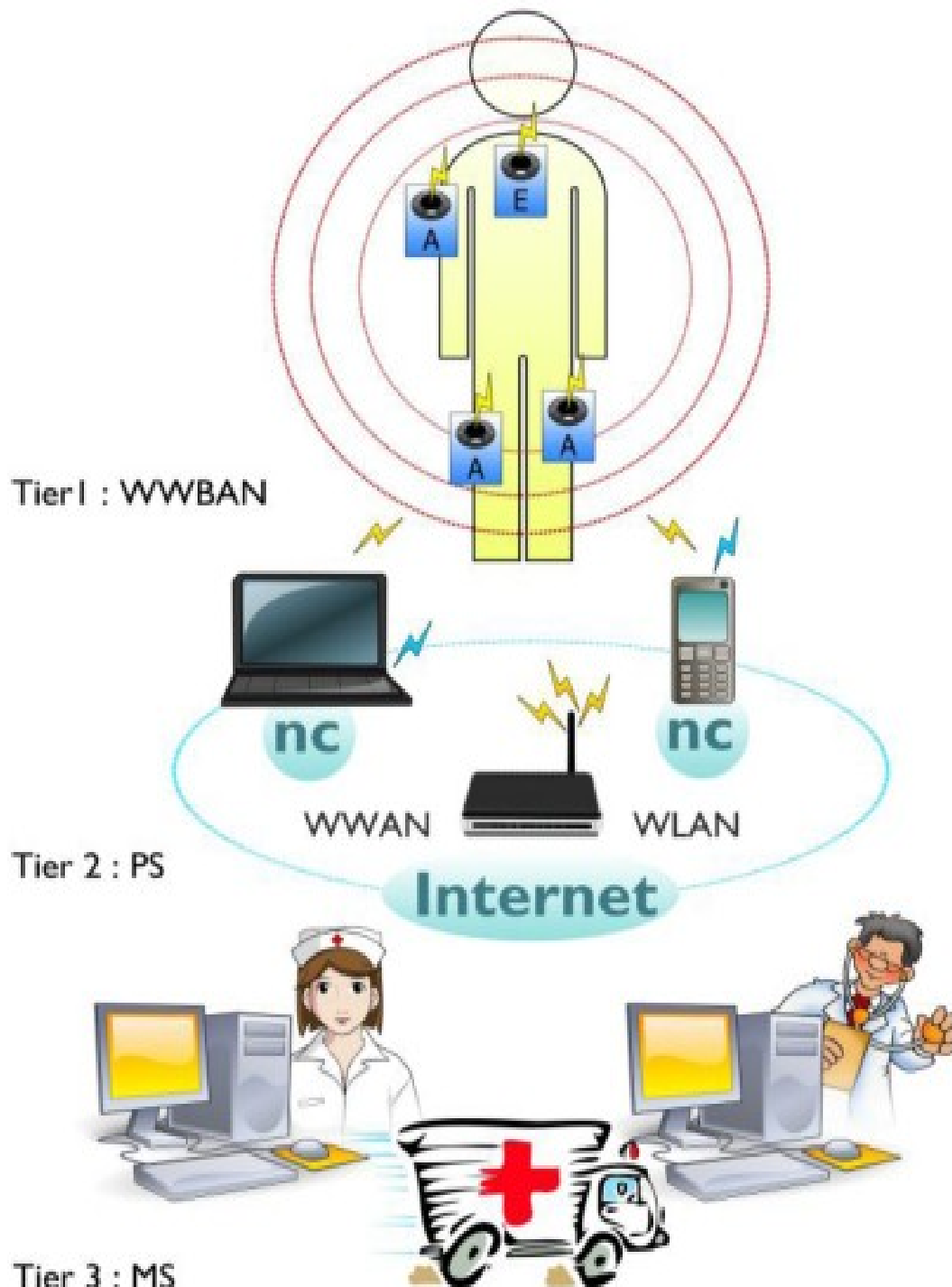
Τα WWBANS αποτελούν βασικό μέρος ενός πολυεπίπεδου συστήματος τηλεϊατρικής, όπως φαίνεται στο Σχήμα 4 . Η αρχιτεκτονική περιλαμβάνει το πρώτο στάδιο για την κάλυψη του αριθμού των ασύρματων κόμβων των ιατρικών βιοαισθητήρων που είναι ενσωματωμένοι σε WWBANS. Κάθε αισθητήρας κόμβος αισθάνεται ένα συγκεκριμένο δείγμα των σημάτων. Για παράδειγμα, ένας βιοαισθητήρας ηλεκτροκαρδιογραφήματος μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση της δραστηριότητας της καρδιάς, ένας αισθητήρας για την παρακολούθηση σε ηλεκτρομυογράφημα της μυϊκής δραστηριότητας, ένας βιοαισθητήρας για ηλεκτροεγκεφαλογράφημα για την παρακολούθηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου, έναν βιοαισθητήρα πίεσης του αίματος για την παρακολούθηση της πίεσης του αίματος, έναν βιοαισθητήρα κλίσης για την παρακολούθηση της θέσης του κορμού, ένα βιοαισθητήρα αναπνοής για την παρακολούθηση της αναπνοής, καθώς και βιοαισθητήρες κίνησης μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διάκριση της κατάστασης του χρήστη.

Το δεύτερο στάδιο περιλαμβάνει την ατομική εφαρμογή ενός server που τρέχει σε μια προσωπική ψηφιακή συσκευή, όπως το κινητό τηλέφωνο ή στο σπίτι στον προσωπικό υπολογιστή. Ο προσωπικός διακομιστής είναι υπεύθυνος για μια σειρά από διάφορους στόχους, παρέχοντας μια διεπαφή των ασύρματων ιατρικών βιοαισθητήρων, των χρηστών και του ιατρικού διακομιστή. Η διασύνδεση με το WWBAN περιλαμβάνει τη διαμόρφωση του δικτύου και τις λειτουργίες διαχείρισης. Η διαμόρφωση του δικτύου περιλαμβάνει τους εξής στόχους: μια καταχώρηση ενός κόμβου αισθητήρα (είδος και τον αριθμό των αισθητήρων), προετοιμασία (π.χ., να καθορισθεί η συχνότητα δειγματοληψίας και ο τρόπος λειτουργίας), προσαρμογή (π.χ., για την εκτέλεση συγκεκριμένου χρήστη βαθμονόμησης ή ειδική διαδικασία επεξεργασίας σήματος upload), και τις ρυθμίσεις ασφαλείας επικοινωνίας.

Μόλις το δίκτυο WWBAN έχει ρυθμιστεί, ο προσωπικός Application Server διαχειρίζεται το δίκτυο, αναλαμβάνει τη φροντίδα του επιμερισμού του καναλιού, το συγχρονισμό του χρόνου, την ανάκτηση και την επεξεργασία δεδομένων, καθώς και τη σύντηξη των δεδομένων. Με βάση την συνέργεια των πληροφοριών από διάφορους ιατρικούς βιοαισθητήρες η προσωπική εφαρμογή του διακομιστή πρέπει να καθορίσει το καθεστώς του χρήστη και την κατάσταση της υγείας του και να παρέχει ανατροφοδότηση μέσα από μια φιλική προς το χρήστη εικόνα ή ήχο. Τέλος, αν ένας δίαυλος επικοινωνίας με τον ιατρικό διακομιστή είναι διαθέσιμος, ο προσωπικός διακομιστής δημιουργεί μια ασφαλή σύνδεση με τον ιατρικό server και στέλνει αναφορές που μπορεί να ενσωματωθούν στο ιατρικό αρχείο του χρήστη. Ωστόσο, αν η σύνδεση μεταξύ του προσωπικού του server και του ιατρικού διακομιστή δεν είναι διαθέσιμη, ο προσωπικός διακομιστής πρέπει να είναι σε θέση να αποθηκεύει τα δεδομένα σε τοπικό επίπεδο και να ξεκινήσει προσθήκες δεδομένων, όταν η σύνδεση είναι διαθέσιμη.

Το τρίτο στάδιο περιλαμβάνει την σύνδεση του ιατρικού server μέσω του Διαδικτύου. Εκτός από τον ιατρικό διακομιστή, η τελευταία βαθμίδα μπορεί να περιλαμβάνει άλλους servers, όπως διαφόρων εμπορικών παροχών υγειονομικής περίθαλψης και ακόμη και διακομιστές έκτακτης ανάγκης. Ο ιατρικός διακομιστής

τρέχει συνήθως μια υπηρεσία που δημιουργεί ένα κανάλι επικοινωνίας για τον προσωπικό διακομιστή για τους χρήστες, συλλέγει τις εκθέσεις από το χρήστη και ενσωματώνει τα δεδομένα στον ιατρικό φάκελο του χρήστη. Η υπηρεσία μπορεί να κάνει συστάσεις, ακόμη και προειδοποίηση αν οι εκθέσεις φαίνεται να δείχνουν μια ανώμαλη κατάσταση.

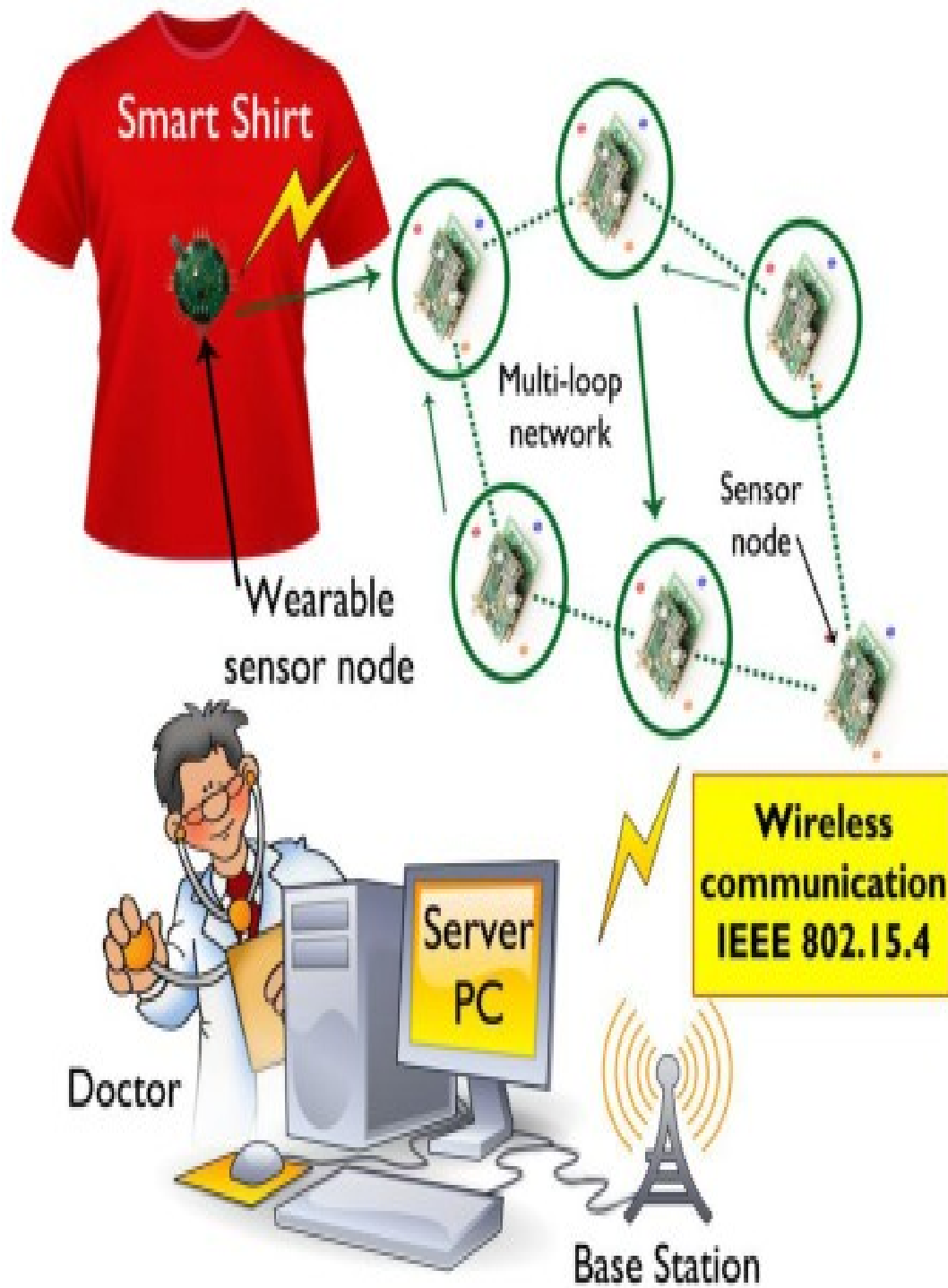


Σχήμα 4. Τυπική αρχιτεκτονική WWBAN.

### 9.2.1. Εφαρμογή Έξυπνο Πουκάμισο (Smart Shirt)

Ένας σύστημα παρακολούθησης ικανό να φορεθεί πάνω στο σώμα έχει αναπτυχθεί για την παρακολούθηση της κατάστασης της υγείας ενός χρήστη ή ηλικιωμένων [ 118 , 157 - 161 ]. Ένα φορεμένο σύστημα παρακολούθησης που ονομάζεται «Smart Vest και παρακολουθεί τις διάφορες φυσιολογικές παραμέτρους, όπως ηλεκτροκαρδιογραφήματα, τον καρδιακό ρυθμό, την πίεση του αίματος, τη θερμοκρασία του σώματος και την αντίδραση του δέρματος, έχει αναπτυχθεί [ 158 ]. Το Σχήμα 5 δείχνει τη γενική αρχιτεκτονική του συστήματος του φορεμένου έξυπνου πουκάμισου για την συνεχή παρακολούθηση της υγείας. Αυτό αποτελείται από ένα πουκάμισο με ενσωματωμένους ασύρματους κόμβους βιοαισθητήρων, ενός σταθμού βάσης και ενός εξυπηρετητή με προσωπικό υπολογιστή για απομακρυσμένη παρακολούθηση.

Το έξυπνο πουκάμισο μπορεί να μετρήσει το ηλεκτροκαρδιογράφημα και είναι ικανό για τη συνεχή παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο της υγειονομικής περιθάλψης και σχεδιάστηκε και αναπτύχθηκε στο [ 159 ]. Το πουκάμισο περιέχει βιοαισθητήρες για τη συνεχή παρακολούθηση των δεδομένων της υγείας και τη διεξαγωγή υφασμάτων που ενεργούν ως ηλεκτρόδια για να συλλάβουν τα σήματα του σώματος. Τα μετρούμενα δεδομένα για το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα και τα δεδομένα της σωματικής δραστηριότητας μεταφέρονται σε ένα δίκτυο *ad-hoc*, χρησιμοποιώντας το πρότυπο IEEE 802.15.4 επικοινωνίας με τη βάση-σταθμό και έναν κεντρικό υπολογιστή PC για απομακρυσμένη παρακολούθηση. Στον καρπό φοριέται μια φορητή ιατρική συσκευή παρακολούθησης με σύστημα συναγερμού για ασθενείς υψηλού κινδύνου που πάσχουν από καρδιακή και αναπνευστική ανεπάρκεια και έχει αναπτυχθεί για την παρακολούθηση των φυσιολογικών παραμέτρων, όπως ηλεκτροκαρδιογράφημα, καρδιακός ρυθμός, την αρτηριακή πίεση, τη θερμοκρασία του δέρματος, κλπ. [ 118 ].



Σχήμα 5. Η αρχιτεκτονική του συστήματος με το Έξυπνο πουκάμισο (smart shirt).

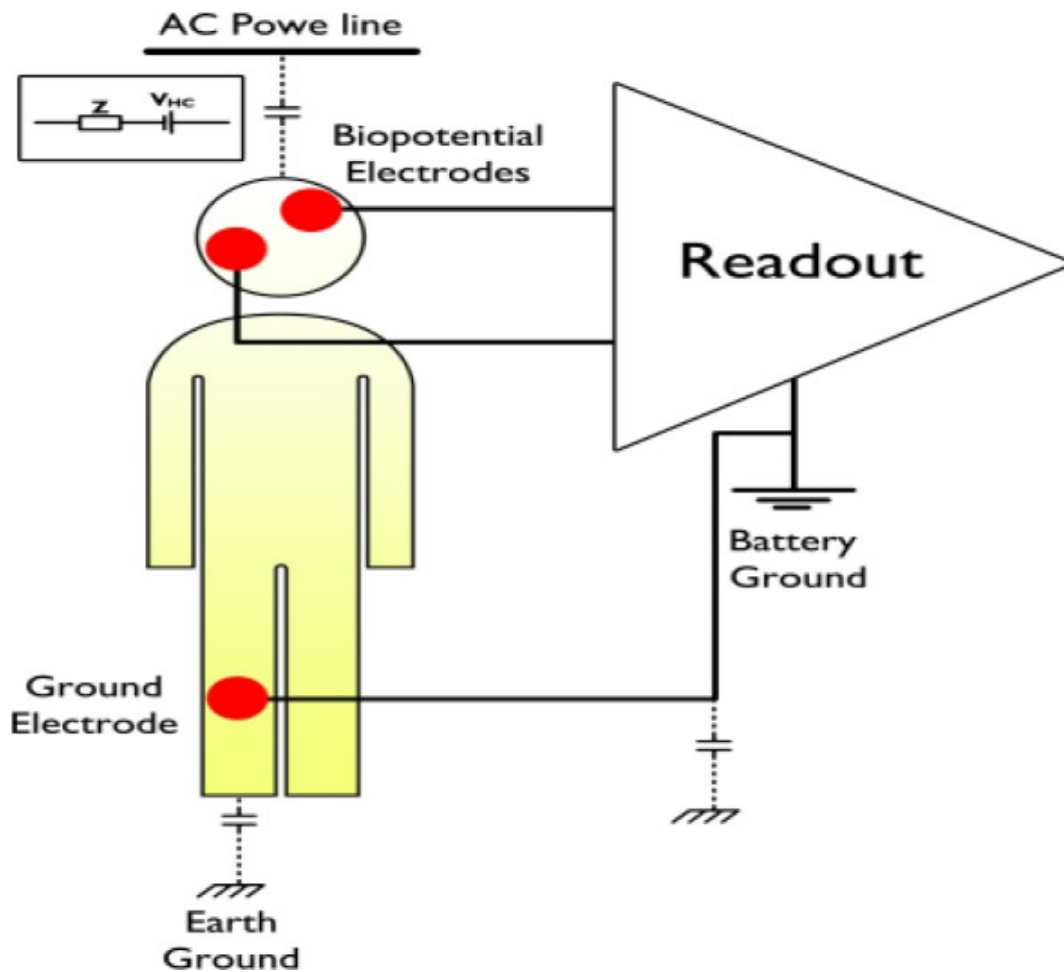
## 9.2.2. Φορητή Εφαρμογή Συστήματος Απόκτησης Βιοδυναμικού

Οι ειδικοί επισημαίνουν ότι μόνο στις ΗΠΑ περισσότεροι από 98.000 άνθρωποι πεθαίνουν κάθε χρόνο στα νοσοκομεία εξαιτίας ιατρικών λαθών, όπως από λάθος διάγνωση και θεραπεία, που συνήθως συνδέονται με τις συνθήκες και τα μειονεκτήματα των συστημάτων που κάνουν τους ανθρώπους να διαπράττουν λάθη. Επιπλέον, το κόστος της παροχής υγειονομικής περίθαλψης έχει σταθερή αύξηση. Ένα σημαντικό και ακριβό μέρος των υφιστάμενων συστημάτων υγειονομικής περίθαλψης είναι η παρακολούθηση των σημάτων βιοδυναμικού, όπως ηλεκτροεγκεφαλογραφήματα, ηλεκτροκαρδιογραφήματα, και ηλεκτρομυογραφήματα. Κατά τη διάρκεια της παρακολούθησης των βιοδυναμικών σημάτων οι ασθενείς συνδέονται με ογκώδη τροφοδοτούμενες συσκευές, οι οποίες όχι μόνο μειώνουν την άνεση και την κινητικότητά τους, αλλά επίσης αυξάνουν το κόστος που οφείλεται στο γεγονός ότι η παρακολούθηση πρέπει πάντοτε να λαμβάνει χώρα σε νοσοκομειακό περιβάλλον σύμφωνα με τη επίβλεψη του ιατρικού προσωπικού.

Από την άλλη πλευρά, υπάρχει τεράστιο ενδιαφέρον για τη χρήση των βιοδυναμικών σημάτων σε μη-κλινικές εφαρμογές. Μερικά παραδείγματα αυτών των μη-κλινικών εφαρμογών στην περίπτωση της παρακολούθησης του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος μπορεί να είναι η διεπαφή ανθρώπου-υπολογιστή με διάφορα παιχνίδια, όπου οι λειτουργίες του υπολογιστή μπορεί να ελέγχονται από το μυαλό του χρήστη ή οι χαρακτήρες του παιχνιδιού μπορούν να ανταποκριθούν στις σκέψεις του παίκτη. Επιπλέον, τα σήματα από το ηλεκτρομυογράφημα μπορούν να παρακολουθούνται για τη βελτίωση της απόδοσης των αθλητών και τα σήματα ηλεκτροκαρδιογραφήματος μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ευκολία της παρακολούθησης. Ωστόσο, υπάρχουν διαφορετικές προκλήσεις για κλινικές και μη κλινικές εφαρμογές από την άποψη των βιοδυναμικών συστημάτων απόκτησης. Παρά το γεγονός ότι το κύριο πρόβλημα για τις κλινικές εφαρμογές είναι η ποιότητα του σήματος, οι μη-κλινικές εφαρμογές απαιτούν, επίσης, ότι η συσκευή παρακολούθησης βιοδυναμικού πρέπει να είναι άνετη, σε μικρό μέγεθος, με μπαταρία, και διακριτική. Επιπλέον, θα πρέπει επίσης να έχουν μακροπρόθεσμη ενεργειακή αυτονομία και ασύρματη επικοινωνία, έτσι ώστε να μπορεί να επιτευχθεί ένα πραγματικό σύστημα παρακολούθησης βιοδυναμικού. Η εκχύλιση των βιοδυναμικών σημάτων μπορεί να επιτευχθεί με τη σύνδεση των ηλεκτροδίων με το ανθρώπινο σώμα. Αυτά τα ηλεκτρόδια είναι στην πραγματικότητα που ενεργούν ως μετατροπείς και μετατρέπουν το ρεύμα ιόντων στο ανθρώπινο σώμα σε ηλεκτρονικό ρεύμα ούτως ώστε το κύκλωμα ανάγνωσης να μπορεί να ενισχύει τα βιοδυναμικά σήματα [ 162 , 163 ].

Το Σχήμα 6 δείχνει μια τυπική διαμόρφωση που χρησιμοποιεί ένα κύκλωμα ανάγνωσης για την εξαγωγή βιοδυναμικών σημάτων από το ανθρώπινο σώμα με

χρήση βιοδυναμικών ηλεκτρόδιων στα οποία οι είσοδοι του κυκλώματος ανάγνωσης είναι συνδεδεμένοι.



Σχήμα 6. Ένα βιοδυναμικό κύκλωμα ανάγνωσης που συνδέεται με τα βιοδυναμικά ηλεκτρόδια για να εξαγάγουμε τα σήματα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

### 9.3. Εμφυτευμένο Ασύρματο Δίκτυο Σώματος (IWBAN)

Για τη μέτρηση των παραμέτρων υγείας, οι βιοαισθητήρες πρέπει να είναι σε στενή επαφή με το δέρμα, και μερικές φορές ακόμη και μέσα στο ανθρώπινο σώμα. Οι εμφυτευμένοι βιοαισθητήρες είναι μία σημαντική κατηγορία των βιοαισθητήρων με βάση την ικανότητά τους για τη συνεχή μέτρηση, χωρίς την ανάγκη παρέμβασης των ασθενών και ανεξάρτητα από την φυσιολογική κατάσταση του ασθενούς (ύπνος, ξεκούραση, κλπ.) [ 164 ]. Για παράδειγμα, οι εμφυτευμένοι βιοαισθητήρες αντιπροσωπεύουν μια ιδιαίτερα επιθυμητή διαχείριση του διαβήτη η οποία σήμερα βασίζεται σε δεδομένα που λαμβάνονται με τη χρήση δοκιμαστικών ταινιών από το αίμα με τσίμπημα στο δάχτυλο, μια διαδικασία η οποία δεν είναι μόνο επώδυνη,



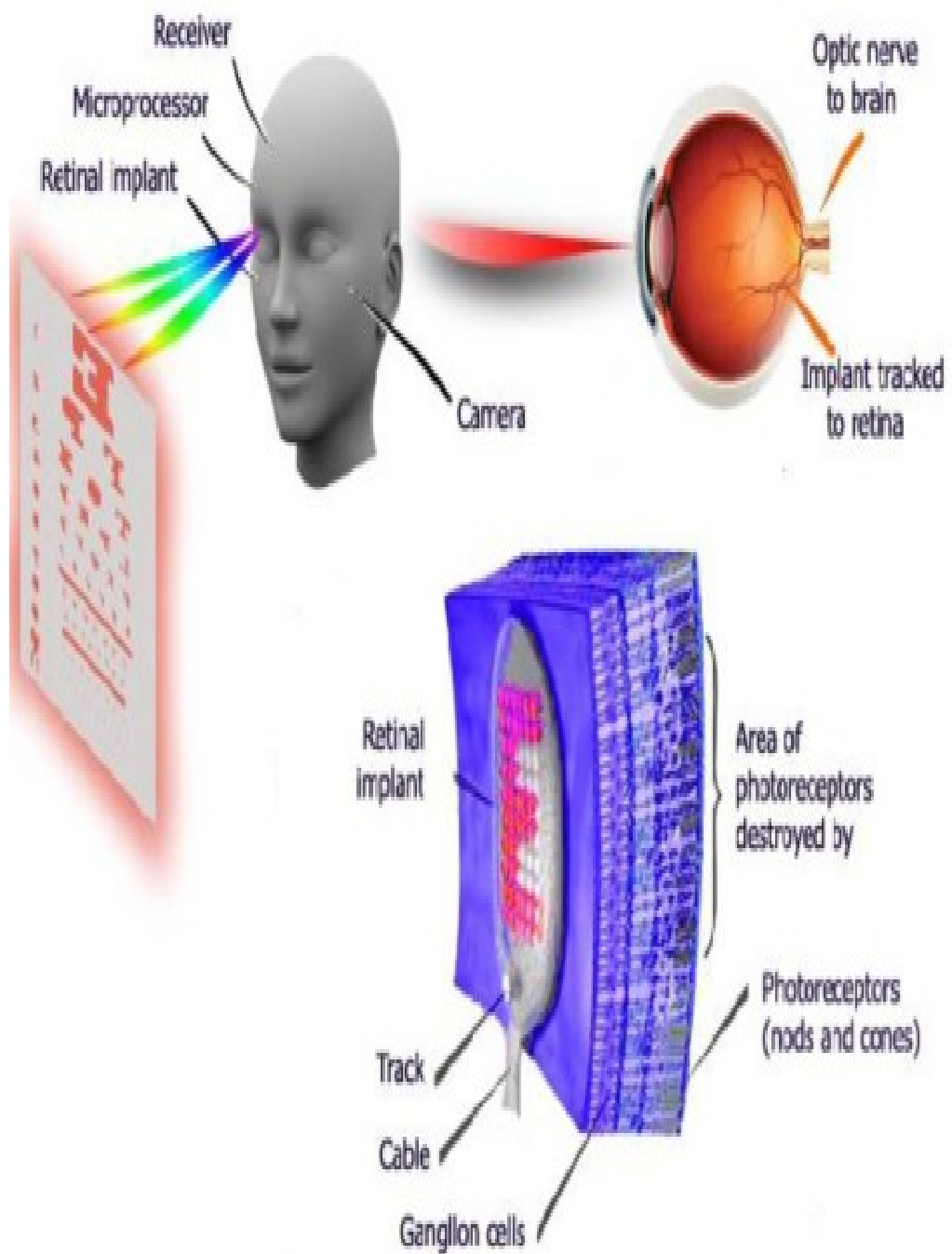
αλλά είναι ανίκανη να αντανακλά τη συνολική κατεύθυνση, τις τάσεις και τα πρότυπα που σχετίζονται με τις καθημερινές συνήθειες [ 165 ].

Έτσι, ξεκίνησε μια ευρεία ερευνητική προσπάθεια που αποσκοπεί στην ανάπτυξη εμφυτευμένων βιοαισθητήρων για τη συνεχή παρακολούθηση. Άλλες κατηγορίες εμφυτευμένων συσκευών που έχουν διερευνηθεί εντατικά περιλαμβάνουν βιοαισθητήρες για τη διέγερση των νεύρων που μπορούν να απαλύνουν τον πόνο, βιοαισθητήρες για την ανίχνευση των ηλεκτρικών σημάτων στον εγκέφαλο και βιοαισθητήρες για την παρακολούθηση της βιολογικής ανάλυσης στον εγκέφαλο με εμφυτευμένα συστήματα χορήγησης φαρμάκων για ελεγχόμενη μεταφορά των συστατικών στην περιοχή του πόνου και του άγχους [ 166 ].

Στα τέλη της προηγούμενης δεκαετίας, υπήρξε μια σημαντική αύξηση του αριθμού των διαφόρων φορητών συσκευών παρακολούθησης της υγείας, που κυμαίνονται από τον παλμό στις απλές οθόνες, και στα φορητά όργανα ελέγχου τύπου Holter, έως περίπλοκους και δαπανηρούς εμφυτευμένους βιοαισθητήρες. Το φάσμα των εμφυτευμένων βιοϊατρικών συσκευών θα αυξηθεί σημαντικά κατά την επόμενη δεκαετία, χάρη στη βελτιωμένη τεχνολογία MicroSystems, τεχνολογία που επιτεύχθηκε κατά την τελευταία δεκαετία. Τα IWBANs είναι περισσότερο επιθυμητά από WWBAN για πολλούς λόγους. Τα WWBANs έχουν το μειονέκτημα ότι περιορίζουν την κινητικότητα των ασθενών. Επιπλέον, μπορούν να προκαλέσουν λοιμώξεις του δέρματος, συμβάλλοντας έτσι στη κακή κατάσταση υγείας. Παρά την ασύρματη σύνδεση δεν αποτελεί σημαντική προϋπόθεση για την παρακολούθηση των φυσιολογικών παραμέτρων από τους εμφυτευμένους βιοαισθητήρες. Το πρόβλημα αυτό θεωρείται ως ένα από τα βασικά κίνητρα για την πορεία της σύγχρονης βιοϊατρικής σε συστήματα που εμφυτεύονται να χρησιμοποιούν την ασύρματη τεχνολογία [166].

Tang *et al.* [ 167 ] διερεύνησε ένα όραμα για το εγγύς μέλλον, όταν μία μόνο συσκευή θα είναι σε θέση να δημιουργήσει ένα WSN με ένα μεγάλο αριθμό κόμβων, οι οποίοι θα φιλοξενοούνται στο εσωτερικό και το εξωτερικό του σώματος. Το όραμα αυτό μπορεί να επιτευχθεί μόνο μέσω ενός εκτεταμένου επικοινωνιακού πρότυπου με ασύρματη ζεύξη τηλεμετρίας. Το πρότυπο υλικό και λογισμικό αρχιτεκτονικής μπορεί να υποστηρίξει συμβατές συσκευές, οι οποίες αναμένεται να επηρεάσουν σημαντικά την επόμενη γενιά των συστημάτων υγειονομικής περίθαλψης. Μερικές από αυτές τις συσκευές μπορούν στη συνέχεια να ενσωματωθούν στο δίκτυο ασύρματης περιοχής του σώματος, παρέχοντας νέες ευκαιρίες για την τεχνολογία για την παρακολούθηση της κατάστασης της υγείας [ 168 ].

Υπάρχει ένας μεγάλος αριθμός ερευνών που ασχολούνται με εμφυτευμένα δίκτυα αισθητήρων σώματος όπως [ 169 , 170 ]. Μία από τις εξέχουσες εφαρμογές εμφυτευμένων δικτύων βιοαισθητήρων στον τομέα της υγείας είναι ότι το IWBAN μπορεί να βοηθήσει τους τυφλούς [ 120 ] για τη βελτίωση της όρασης τους. Ασθενής χωρίς όραση ή με προβλήματα όρασης μπορεί να δει σε ένα λογικό επίπεδο χρησιμοποιώντας ένα τσιπ αμφιβληστροειδή που εμφυτεύεται μέσα σε ένα ανθρώπινο μάτι, όπως φαίνεται στο Σχήμα 7.



Σχήμα 7. Εμφυτευμένος τεχνητός αμφιβληστροειδής για τους τυφλούς.

## **Κεφάλαιο 10: Προκλήσεις, Ανοικτά Προβλήματα Έρευνας, Και Το Μέλλον Του WBAN**

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται οι προκλήσεις που παρατηρούνται στο σχεδιασμό των συστημάτων υγειονομικής περίθαλψης και εισάγονται διάφορα ανοικτά προβλήματα στην έρευνα των φορητών και εμφυτευμένων συστημάτων βιοαισθητήρων. Υπάρχουν πολλές προκλήσεις στα ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων σε όλα τα επίπεδα. Στις επόμενες υποενότητες θα προσεγγιστούν αυτά τα προβλήματα που αφορούν την ιατρική [ 173 ] και κυρίως τα IWBANs. Επίσης, εισάγονται μελλοντικές εργασίες εξέλιξης των WBANs. Αναφέρονται οι προκλήσεις που θα μελετηθούν για να αξιοποιηθούν πλήρως τα οφέλη των ευρέως διαδεδομένων συστημάτων υγειονομικής περίθαλψης μέσω των ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων.

### **10.1. Προκλήσεις Και Ανοικτά Προβλήματα Ερευνών WBANs**

Οι πρόσφατες τεχνολογικές εξελίξεις στους βιοαισθητήρες, στα ολοκληρωμένα κυκλώματα χαμηλής ισχύος και στις ασύρματες επικοινωνίες έχουν επιτρέψει τον σχεδιασμό χαμηλού κόστους, μικρού μεγέθους, ελαφρύ, και ευφυή κόμβου βιοαισθητήρων. Οι κόμβοι αυτοί είναι ικανοί να αντιλαμβάνονται, να επεξεργάζονται μία ή περισσότερες ζωτικές λειτουργίες που μπορούν να ενσωματωθούν εύκολα σε ασύρματα προσωπικά δίκτυα για την παρακολούθηση της κατάστασης της υγείας. Τα δίκτυα αυτά υπόσχονται να φέρουν την εξέλιξη της υγειονομικής περίθαλψης επιτρέποντας με χαμηλό κόστος και μη επεμβατικό τρόπο, την συνεχή παρακολούθηση της υγείας σχεδόν σε πραγματικό χρόνο και με ενημερώσεις των ιατρικών αρχείων μέσω του Διαδικτύου. Αν και ο αριθμός των ερευνητικών προσπαθειών επικεντρώνεται σε διάφορες τεχνικές, οικονομικές στο κόστος υλοποίησης, και σε διάφορα κοινωνικά θέματα, πολλά τεχνικά εμπόδια εξακολουθούν να υπάρχουν για να αποφασιστεί εάν θα υπάρξει μια ευέλικτη, αξιόπιστη, ασφαλή και ενεργειακά αποδοτική προσαρμοσμένη εφαρμογή WBAN στην ιατρική. Σε αυτή την υποενότητα παρουσιάζεται, μια επισκόπηση στις πλατφόρμες υλικού και λογισμικού για το πρόβλημα της ιατρικής παρακολούθησης που χρησιμοποιούν WBANs. Καθώς επίσης, θα γίνουν αναφορές σε κάποια προβλήματα που εξακολουθούν να υπάρχουν, και θα παρουσιαστούν προτεινόμενες λύσεις για τα προβλήματα αυτά.

### 10.1.1. Φυσικές Προκλήσεις

#### α. Παρεμπόδιση

Ο σχεδιασμός και η ανάπτυξη των φορητών συσκευών βιοαισθητήρων, χωρίς να παραβιάζεται η παρεμπόδιση της κίνησης των ασθενών εξακολουθεί να αποτελεί πρόκληση. Όταν οι ασθενείς πρέπει να φέρουν βιοαισθητήρες που συνδέονται στο σώμα τους, όπως στο σύστημα ανίχνευσης πτώσης που περιγράφεται στο [ 174 ] και FireLine [ 175 ], η παρεμπόδιση γίνεται ένα σοβαρό πρόβλημα μεταξύ πολλών άλλων προκλήσεων. Η ανάγκη για την ενσωμάτωση των διαφόρων βιοαισθητήρων σε μια ενιαία λύση καθιστά ένα σημαντικό πρόβλημα. Αυτές οι συσκευές βιοαισθητήρων που τοποθετούνται πάνω στο σώμα είναι βαριές και πολύ ενοχλητικές, ενώ ο τύπος βιοαισθητήρων για ηλεκτροκαρδιογραφήματα που περιγράφεται στο [ 176 ] και συστημάτων εγγραφής της δραστηριότητας παρακολούθησης [ 177 ] είναι πολύ πιο άνετες συσκευές στον ασθενή.

#### β. Ευαισθησία Βιοαισθητήρων

Η ευαισθησία των συσκευών βιοαισθητήρων είναι ιδιαίτερα σημαντική όταν οι χρήστες φορούν αυτούς τους αισθητήρες σε σκληρά περιβάλλοντα όπως σε καταστάσεις υψηλής θερμοκρασίας. Ο ιδρώτας μπορεί να επηρεάσει τους μετατροπείς των συσκευών βιοαισθητήρων αρνητικά, προκαλώντας τη μείωση της ευαισθησίας των βιοαισθητήρων που φοριούνται πάνω στο σώμα ή απαιτούν επαναβαθμονόμηση των βιοαισθητήρων. Gietzelt *et al.* [ 178 ] πρότεινε ένα αλγόριθμο αυτο-βαθμονόμησης για επιταχυνσιόμετρα. Ωστόσο, οι αλγόριθμοι αυτοβαθμονόμησης και της βελτίωσης της ευαισθησίας εξακολουθούν να απαιτούνται για τις συσκευές βιοαισθητήρα διαφορετικοί από ό, τι στα επιταχυνσιόμετρα. Χαμηλή συντήρηση και εξαιρετικά ευαίσθητοι βιοαισθητήρες για παρακολούθηση των ζωτικών σημείων θα επιτύχει σημαντικό πλεονέκτημα στα συστήματα υγειονομικής περίθαλψης καθώς εξελίσσονται.

#### γ. Μπαταρίες Ενέργειας

Η ενέργεια σε WBANs θεωρείται ως ένα από τα κρίσιμα προβλήματα για τις προκλήσεις και τις ανάγκες των ερευνών. Για εσωτερικούς χώρους, όπως σε νοσοκομεία, οι μπαταρίες μπορεί να είναι μια λύση, σε ορισμένες περιπτώσεις όμως η επαναφόρτιση των μπαταριών μπορεί να είναι επαχθής, ιδίως για τα άτομα μεγαλύτερης ηλικίας. Με δεδομένη την πιθανότητα ο ασθενής να ξεχάσει να επαναφορτίσει τις μπαταρίες στους βιοαισθητήρες, είναι ένα σημαντικό θέμα που πρέπει να επιλυθεί. Αν και υπάρχει μία προσπάθεια σχεδιασμού αισθητήρα χαμηλής ισχύος για την επίλυση αυτού του προβλήματος [ 177 ], εξακολουθούμε να χρειαζόμαστε ισχυρές τεχνικές της ενέργειας που έχει σχέση με το νέο όρο «πράσινη τεχνολογία». Τα ηλιακά κύτταρα που μπορούν να παρέχουν ενέργεια από ηλιακό φως, δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν όταν οι βιοαισθητήρες φοριούνται κάτω από

τα ρούχα. Έτσι, η πρόταση [ 179 ] και η αντίστοιχη με τη θερμότητα του σώματος [ 180 , 181 ], θα πρέπει να διερευνηθούν με βάση τις ενεργειακές τεχνικές για τα συστήματα υγειονομικής περίθαλψης.

#### δ. Αποτελεσματικές Μέθοδοι Συλλογής Δεδομένων

Το ποσοστό της συλλογής δεδομένων σε BSANs και τα συστήματα υγείας είναι υψηλό. Η ανάπτυξη αποτελεσματικών μεθόδων τεχνικής επεξεργασίας δεδομένων θεωρείται σημαντικό θέμα. Σε ορισμένες περιπτώσεις, τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα δεν μπορούν να είναι επαρκής για την ανίχνευση καρδιακών παθήσεων ή δεν μπορούν να χαρακτηρίσουν όλες τις δραστηριότητες των ανθρώπων. Σε αυτές τις περιπτώσεις, περισσότεροι αισθητήρες θα απαιτούνται, και οι ανάγκες συλλογής δεδομένων θα αυξηθεί. Ο πραγματικός χρόνος συλλογής δεδομένων για την ανάλυση των φυσιολογικών δεδομένων είναι απαραίτητη. Επιπλέον, ο συγχρονισμός των διαφορετικών αισθητήρων είναι ένα ανοιχτό πρόβλημα για τη μελέτη και την έρευνα. Τέλος, ένα άλλο σημαντικό σχετικό θέμα είναι η ενσωμάτωση των διαφόρων τύπων βιοαισθητήρων, όπως οι RFID, εμφυτευμένων αισθητήρων και ασύρματους βιοαισθητήρες σώματος που απαιτούν την ανάπτυξη αρθρωτών αρχιτεκτονικών για περαιτέρω ανάπτυξη.

#### ε. Αξιόπιστη Μεταφορά Δεδομένων

Η χαμηλή ισχύς μεταδόσης και οι μικρού μεγέθους κεραιές των συσκευών ασύρματων βιοαισθητήρων μπορούν να προκαλέσουν μειωμένες αναλογίες σήματος από τον θόρυβο που προκαλούν ένα υψηλότερο ποσοστό λάθους δυαδικών ψηφίων και να μειώσει την αξιόπιστη περιοχή κάλυψης. Ωστόσο, η αξιόπιστη μεταφορά δεδομένων των δεδομένων σε WBANs και ιατρικά συστήματα παρακολούθησης είναι ζωτικής σημασίας. Έτσι, το σφάλμα των συστημάτων κωδικοποίησης δικτύου που είναι ελαστικό για ιατρική μεταφορά δεδομένων πρέπει να αναπτυχθεί για να βελτιωθεί η αξιοπιστία του δικτύου. Marinkovic *et al.* [ 182 ] πρότεινε ένα δίκτυο τεχνικής κωδικοποίησης για ένα πρωτόκολλο TOMA. Αυτό επιτρέπει σε κάθε βιοαισθητήρα για τη μετάδοση δεδομένων μέσω δύο ρελέ και πακέτα κόμβους XOR πριν από την αποστολή. Παρόλο που έδειξαν βελτίωση του ποσοστού των πακέτων με προσομοίωση σε πραγματικές συνθήκες για τη μέτρηση φυσιολογικών σημάτων, όπως ηλεκτροκαρδιογραφήματα και ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και ότι μπορούν να βελτιώσουν το προτεινόμενο σύστημα, αντίστοιχα, παραμένουν ως μελλοντικές εργασίες. Η αξιόπιστη μετάδοση δεδομένων θα πρέπει να διερευνηθεί για δίκτυα βιοαισθητήρων η οποία εξακολουθεί να αποτελεί πρόκληση για τα BASNs.

#### στ. Προβλήματα Συμβατότητας

Η ενσωμάτωση των πολλαπλών βιοαισθητηριακών συσκευών που λειτουργούν σε διαφορετικές συχνότητες αυξάνει τα προβλήματα συμβατότητας. Η επικοινωνία μεταξύ των συσκευών λαμβάνει πολλαπλές ζώνες και χρησιμοποιούν

διαφορετικά πρωτόκολλα. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε παρεμβολή μεταξύ διαφορετικών συσκευών, ιδιαίτερα στις χωρίς άδεια βιομηχανικές, επιστημονικές και ιατρικές ζώνες ραδιοφώνου. Πρέπει να αναπτυχθούν WBANs για τα διαδεδομένα συστήματα υγειονομικής περίθαλψης για να διασφαλιστεί η συμβατότητα μεταξύ διαφορετικών συσκευών.

#### η. Προβλήματα Bandwidth

Ο διαθέσιμος χρόνος για τη διαβίβαση των στοιχείων για WBANs εύρους ζώνης είναι συνήθως χαμηλός. Παρά το γεγονός ότι, οι νέοι κόμβοι βιοαισθητήρων μπορούν να λειτουργούν στα 250 Kbps, λόγω των μηχανισμών για τη μείωση της κατανάλωσης ισχύος μειώνεται το πραγματικό διαθέσιμο εύρος ζώνης. Εάν οι κόμβοι λειτουργούν με έναν κύκλο λειτουργίας 10%, τότε είναι πραγματική διαβίβαση δεδομένων μόνο το 10% του χρόνου. Αυτή η κατάσταση μπορεί να δημιουργήσει δυσκολίες, ιδίως όταν υπάρχει τεράστια ποσότητα δεδομένων, όπως στην περίπτωση της μετάδοσης των ιατρικών διαγνωστικών δεδομένων απεικόνισης, η οποία μπορεί να απαιτήσει μέχρι και ικανότητες σε επίπεδο Mbit / s. Για το λόγο αυτό, πρέπει να αναπτυχθούν αποδοτικοί αλγόριθμοι συμπίεσης για τη μετάδοση δεδομένων [ 183 - 186 ]. Αυτές οι μέθοδοι θα πρέπει επίσης να είναι αρκετά ελαφριές για τρέξιμο σε έναν κόμβο αισθητήρα που δεν έχει τη μνήμη και τις δυνατότητες υψηλής απόδοσης.

### 10.1.2. Προκλήσεις Σε Επίπεδο Δικτύου

Τεχνικές υψηλής ενεργειακής απόδοσης που χρησιμοποιούνται στη WBAN δικτύωση έχουν κατορθώσει πρόσφατα μεγάλη σημασία και ορίζονται ως πράσινη τεχνολογία. Η μείωση της κατανάλωσης ενέργειας των υπολογιστών και των επικοινωνιών υποδομής WBSNs είναι ένας τομέας αυξανόμενης σημασίας για τους ερευνητές και παρουσιάζει ανοικτόες ερευνητικές προκλήσεις για τις εφαρμογές των ασύρματων δικτύων βιοαισθητήρων για WBANs και για τα συστήματα παρακολούθησης της υγείας. Για το λόγο της εξισορρόπηση φορτίου πρωτόκολλα δρομολόγησης πρέπει να αναπτυχθούν. Επιπλέον, όταν η κυκλοφορία των πολυμέσων συναντάται με την εμφάνιση των δικτύων πολλαπλών αισθητήρων για εφαρμογές παρακολούθησης της υγείας, και αποφυγή της κυκλοφοριακής συμφόρησης τα ζητήματα ελέγχου του ρυθμού γίνονται σημαντικά [ 187 ]. Οι τεχνικές αυτές θα πρέπει επίσης να ενσωματωθούν με τεχνικές συμπίεσης δεδομένων για την καλύτερη αξιοποίηση.

Υπάρχει επίσης ένα πρόβλημα της θερμοκρασίας των κόμβων βιοαισθητήρων *'in vivo'* δίκτυα βιοαισθητήρων, όπως ίσως να βλάψει τον ιστό όταν υπερθερμανθεί. Για να ξεπεραστεί αυτό το πρόβλημα, Tang *et al.* [ 188 ] πρότεινε ένα πρωτόκολλο θερμικό που να αναγνωρίζει δρομολόγηση για εμφυτευμένα δίκτυα βιοαισθητήρα. Σε αυτά τα πρωτόκολλα πρέπει να αποφεύγεται η υποβάθμιση καθυστέρησης της

απόδοσης. Ωστόσο, για την παράδοση αξιόπιστων δεδομένων, θα πρέπει να μελετηθεί πολλαπλών διαδρομών πρωτόκολλα δρομολόγησης για ιατρικές εφαρμογές που βασίζονται σε δίκτυα βιοαισθητήρων.

### 10.1.3. Προκλήσεις Σε Επίπεδο Μεταφοράς

Το WBAN ασχολείται με τα κρίσιμα δεδομένα της ζωής, ως εκ τούτου, ένα χαμένο πλαίσιο ή πακέτων δεδομένων μπορεί να προκαλέσει μια κατάσταση συναγερμού πρέπει να χαθεί εντελώς ή να παρερμηνευθεί. Ως εκ τούτου, η αξιόπιστη παράδοση δεδομένων είναι απαραίτητη. Παρά το γεγονός ότι υπάρχει αξιοπιστία των διαδικασιών σε διαφορετικά επίπεδα, όπως η αυτόματη αίτηση επαναλήψεως στο στρώμα MAC, κρίσιμα WBANs απαιτούν συνολική end-to-end διαδικασίες αξιοπιστίας [ 189 ]. Η αξιοπιστία για WBANs μπορεί να χρειαστεί στο επίπεδο πακέτο ή σε εκδήλωση λύσης επιπέδου. Για την περιοδική κίνηση, η αξιοπιστία στο επίπεδο πακέτο είναι απαραίτητη ενώ για την περίπτωση έκτακτης ανάγκης, όπως μια ξαφνική ανίχνευσης πτώσης τότε η αναφορά της εκδήλωση είναι πιο σημαντική. Κατά συνέπεια, θα πρέπει να σχεδιάσουμε ένα πρωτόκολλο επιπέδου για την εξασφάλιση της αξιόπιστης παράδοσης για διαφορετικούς τύπους κίνησης. Οι διαδικασίες της κυκλοφοριακής συμφόρησης και του ελέγχου της ροής στο επίπεδο μεταφοράς είναι επίσης σπάνια. Για παράδειγμα, το πρωτόκολλο αξιόπιστης μεταφοράς έχει ως στόχο να εγγυηθεί την παράδοση των αρκετά σε αριθμό πακέτων δεδομένων. Το αξιόπιστο πρωτόκολλο μεταφοράς εφαρμόζεται στις αιτήσεις υποβολής εκδήλωσης. Από την άλλη πλευρά, για τις περιοδικές φυσιολογικές αναφορές δεδομένων, όπως ηλεκτροκαρδιογραφήματα, ή τον καρδιακό ρυθμό, κάθε πακέτο πρέπει να παραδοθεί αξιόπιστα. Ως εκ τούτου, πρωτόκολλα μεταφοράς για την αντιμετώπιση αυτού του ζητήματος πρέπει ακόμη να συζητηθούν και να αναπτυχθούν.

### 10.1.4. Προκλήσεις Σε Επίπεδο Εφαρμογής

Έχουν ήδη αναφερθεί προβλήματα και λύσεις προηγουμένως. Ένα από τα κυριότερα προβλήματα σε επίπεδο εφαρμογών για WBANs είναι πώς να παράγουν σημαντικές πληροφορίες που μπορούν να μεταφραστούν σε γνώση. Όπως γνωρίζουμε, το επίπεδο εφαρμογών είναι στην κορυφή της επιφάνειας αναμένεται να έχει συντονιστική αποστολή. Στο πλαίσιο αυτό, η οργάνωση των δεδομένων του βιοαισθητήρα θερμοκρασίας, τα ιατρικά δεδομένα και άλλα θα πρέπει να πραγματοποιηθεί από το στρώμα εφαρμογής. Η οργάνωση των δεδομένων είναι κρίσιμη και πρέπει να εξηγηθεί με περισσότερες λεπτομέρειες. Ως εκ τούτου, οι ερευνητές πρέπει να σχεδιάσουν αποδοτικούς αλγόριθμους μηχανικής μάθησης για

την αυτο-μάθηση, αυτόνομα συστήματα που αντικαθιστούν τον κανόνα με στατικά συστήματα για να ξεπεραστεί το πρόβλημα της οργάνωσης των δεδομένων.

### 10.1.5. Ανεξάρτητες Προκλήσεις

Ανεξάρτητες προκλήσεις σημαίνουν τα προβλήματα που δεν είναι σε σχέση με ένα συγκεκριμένο επίπεδο. Αυτές οι προκλήσεις και μερικές προτάσεις για τις λύσεις τους παρέχονται στην παρούσα ενότητα.

#### α. Ασφάλεια

Η ασφάλεια των βιοαισθητήρων, η συλλογή των δεδομένων, καθώς και η ανακοίνωση των εν λόγω δεδομένων σε ένα σημείο συλλογής είναι ένα σημαντικό και κρίσιμο ζήτημα στα WBANs, ειδικά για ευαίσθητες εφαρμογές. Ορισμένες λύσεις έχουν προταθεί για την προστασία της επικοινωνίας από κόμβο σε κόμβο στο WBAN. Όπως σε κάθε σύστημα ασφαλείας, οι θεμελιώδεις προδιαγραφές ασφαλείας που απαιτούνται για WBA είναι εμπιστευτικότητα, ακεραιότητα, διαθεσιμότητα, λογοδοσία ο έλεγχος πρόσβασης. Για την εξασφάλιση των εν λόγω απαιτήσεων ασφαλείας, πρέπει να αναπτυχθούν νέες μέθοδοι κρυπτογράφησης. Για παράδειγμα, στο [ 190] προτείνεται ελλειπτική κρυπτογραφία για κλείδα κατανομής για την μείωση της κατανάλωσης ενέργειας. Ωστόσο, εξακολουθεί να υπάρχει η ανάγκη για πιο αποτελεσματικές μεθόδους κρυπτογραφίας για να πληροί τις απαιτήσεις ασφαλείας. Ένα άλλο ενδιαφέρον ζήτημα με τις απαιτήσεις ασφαλείας για WBANs προκύπτει όταν ο ασθενής είναι αναισθητός και σε αυτή την περίπτωση η απόκτηση κωδικών πρόσβασης ενδέχεται να μην είναι δυνατή. Στην περίπτωση αυτή, βιομετρικοί μέθοδοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν [ 191 ]. Καθώς και η μέθοδος ελέγχου ταυτότητας που βασίζεται στο φυσιολογικό σήμα προτείνεται στο [ 192 ]. Σύμφωνα με τα ευρήματα της [ 192 ], το προτεινόμενο σύστημα παράγει πληροφορίες ταυτότητας για αμοιβαίο έλεγχο ταυτότητας από ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα, που μετράει σε δύο διαφορετικά μέρη του σώματος. Βρίσκοντας μοναδικά βιομετρικά χαρακτηριστικά μπορούν να χρησιμοποιηθούν για σκοπούς ταυτοποίησης που αντιπροσωπεύουν μια νέα πρόκληση σε αυτό το θέμα. Καθώς οι αισθητήρες θα γίνουν μικρότεροι και πιο ικανοί, τα οφέλη τους θα αυξηθούν. Ως εκ τούτου, η ασφάλεια των δικτύων που σχηματίζουν είναι κρίσιμη για τη διατήρηση, και αυτό θα συνεχίσει να αποτελεί σημαντικό τομέα της έρευνας.

#### β. Μυστικότητα

Προστασία της ιδιωτικής ζωής των ασθενών σε WBAN έχει ερευνηθεί και αναπτυχθεί εκτενώς. Έγκριση των χρηστών στο σύστημα WBAN δεν θα πρέπει να



αγνοηθεί και οι χρήστες θα πρέπει να έχουν την αυτονομία και τον έλεγχο των δεδομένων τους [ 193 ]. Εκτός, ειδικά σε εφαρμογές επεξεργασίας εικόνας, που γίνονται όλο και πιο διαθέσιμες από μέρα σε μέρα, θα πρέπει να αναπτυχθούν οι μέθοδοι διαφύλαξης της ιδιωτικής ζωής για την άνεση των παρακολουθούμενων ανθρώπων. Ο κόμβος επεξεργασίας των εικόνων μπορεί να είναι μια λύση στην οποία όταν δεν υπάρχουν εικόνες μεταφέρονται μόνο οι πληροφορίες σχετικά με την εικόνα που αποστέλλεται μέσω του δικτύου. Srinivasan *et al.* [ 194 ] έχει συζητήσει ένα ασύρματο σύστημα βιοαισθητήρων διαρροής της ιδιωτικής ζωής, δακτυλικών αποτυπωμάτων και χρονισμού με βάση Snooping επιθέσεις που μπορεί να συμβεί ακόμη και αν η ασύρματη επικοινωνία είναι κρυπτογραφημένη.

#### γ. Φιλικότητα Προς Το Χρήστη

Οι χρήστες WBANs πρέπει να περιλαμβάνουν συστήματα για την απόλυτη ικανοποίηση. Casas *et al.* [ 195 ] πρότεινε ένα σύστημα μοντελοποίησης χρηστών για βελτίωση της αλληλεπίδρασης του χρήστη. Η ανάπτυξη των φυσικών διεπαφών μεταξύ των διαφόρων ομάδων των ανθρώπων για τα συστήματα είναι ζωτικής σημασίας. Στο [ 196 ], οι συγγραφείς που συμμετείχαν στην έρευνα στο επίπεδο της ευχρηστίας μεταξύ μιας μικρής ομάδας ηλικιωμένων ασθενών και κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η διασύνδεση τους θα πρέπει να επανεξεταστεί. Οι ανάγκες για διαφορετικές ομάδες θα πρέπει να προσδιορίζονται σαφώς, για παράδειγμα, ασθενείς με νοητικές αναπηρίες έχουν διαφορετικά χαρακτηριστικά αλληλεπίδρασης με το σύστημα από ό, τι οι ασθενείς με σακχαρώδη διαβήτη. Επιπλέον, η χρήση για άτομα με ειδικές ανάγκες και τους ηλικιωμένους πρέπει να βασίζεται σε φωνή, χειρονομία, και οπτική ζωτικότητα, και πρέπει να αποφευχθεί κάθε είδους ιδιαίτερων ικανοτήτων. Η διεπαφή για τους επαγγελματίες του τομέα της υγείας πρέπει να ενεργοποιήσει τα ιατρικά δεδομένα, όπως οι δείκτες κατάστασης έκτακτης ανάγκης και των προτύπων συμπεριφοράς των ανθρώπων υπό παρατήρηση σε μια σημειογραφία σε συγκεκριμένους τομείς. Οι επαγγελματίες υγείας και φροντιστές θα πρέπει επίσης να έχουν φιλική προς το χρήστη και φυσικές διεπαφές με άμεση δυνατότητα αντίδρασης.

#### δ. Ευκολία Ανάπτυξης Και Επεκτασιμότητα

Παρόμοια με την ευχρηστία και την εύκολη ανάπτυξη να αναπτυχθούν συστήματα είναι επίσης ένα σημαντικό πρόβλημα για WBANs. Όταν ο αριθμός των ασθενών και των φροντιστών αυξηθεί η ικανότητα να αναπτυχθούν εύκολα εφαρμογές που μπορεί επίσης να υποστηρίξουν πολλαπλούς δέκτες θα επιτύχει μεγάλη σημασία. WBANs και διάχυτα συστήματα παρακολούθησης της υγείας κατά κανόνα απαιτούν την ταυτόχρονη χρήση πολλών αισθητήρων, συσκευές επικοινωνίας και λογισμικού. Με αυτές τις διαφορετικές συνιστώσες, και την ευκολία της εγκατάστασης γίνεται ένα πρόβλημα που πρέπει να λαμβάνονται υπόψη για την έρευνα. Για το σκοπό αυτό, το λογισμικό ως προσέγγιση μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο για την επεκτασιμότητα και την ευκολία της αποστολής, μαζί με τους μικρούς και εύκολα διαμορφώσιμους βιοαισθητήρες. Το σύστημα πρέπει να

υποστηρίζει την προσθήκη νέων συστατικών κατά το χρόνο εκτέλεσης, προκειμένου να προσαρμοστεί το σύστημα στις μεταβαλλόμενες αναπηρίες με την πάροδο του χρόνου. Οι πλατφόρμες λογισμικού και υπηρεσιών που διανέμονται θα απαιτηθούν για την απρόσκοπτη ενσωμάτωση του υλικού και των επιπέδων εφαρμογής και η λειτουργικότητα μεταξύ αυτών θα είναι ουσιαστικής σημασίας, όπως στο [ 196 ].

#### ε. Κινητικότητα

Ο σκοπός του WBAN και των συστημάτων παρακολούθησης της υγείας είναι να αφήσουμε τους ανθρώπους να έχουν στη ζωή τους, πρόσβαση σε υψηλής ποιότητας ιατρικές υπηρεσίες. Η χρήση των δικτύων αισθητήρων για τον σκοπό αυτό δεν είναι κάτι καινούργιο [ 197 , 198 ]. Ωστόσο, η εμφάνιση του WBAN επέτρεψε την ανάπτυξη εφαρμογών για τη διασφάλιση και την προώθηση της κινητικότητας των χρηστών. Έτσι, οι WBANs τεχνολογίες των συστημάτων επιτρέπουν πανταχού υγειονομική περίθαλψη. Κινητικότητα απαιτεί την ανάπτυξη του πολυτροπικού, *ad hoc* δίκτυα βιοαισθητήρων που φέρνουν τα προβλήματα που αναφέρονται στα προηγούμενα εδάφια, μαζί με το πρόβλημα της ενημέρωσης των τοποθεσιών.

## 10.2. Το μέλλον Των WBAN Συστημάτων

Για να αξιοποιηθούν οι δυνατότητες και τα οφέλη του WBAN στο μέλλον για το ιατρικό περιβάλλον, πρέπει να περιλαμβάνει τις ακόλουθα σημαντικές βελτιώσεις στο σχεδιασμό και χαρακτηριστικά σύμφωνα με [ 199 - 202 ]:

- Χαμηλό κόστος και χαμηλού βιοαισθητήρα μέγεθος κατασκευής κόμβου ηλεκτρονικά με δυνατότητα ασύρματης σύνδεσης. Κόμβοι βιοαισθητήρων θα είναι σε θέση να μεταδώσουν τα δεδομένα σε απόσταση αρκετών μέτρων. Κόμβοι βιοαισθητήρων πρέπει να μικροί, έτσι ώστε να μπορούν εύκολα να είναι φορητοί ή εμφυτευμένοι.
- Μέθοδοι βελτιστοποίησης της ενέργειας θα πρέπει να αναπτυχθούν από το συνδυασμό της σύνδεσης και λειτουργικότητας στο φυσικό στρώμα για ασύρματες συσκευές, η οποία οδηγεί σε μεγαλύτερη διάρκεια ζωής της μπαταρίας και έτσι επεκτείνει η διάρκεια ζωής των κόμβων βιοαισθητήρων. Μέθοδος της κατάστασης Αναστολής λειτουργίας θα πρέπει να χρησιμοποιείται έτσι ώστε οι κόμβοι του δικτύου να περνούν το μεγαλύτερο μέρος του χρόνου τους σε κατάσταση χαμηλής κατανάλωσης ηλεκτρικής ενέργειας, όταν δεν απαιτείται μετάδοση δεδομένων.
- Φυσιολογικά δεδομένα πρέπει να χαρακτηριστούν ως κρίσιμα και όχι κρίσιμα δεδομένα για κάθε ασθενή. Σαν ένα παράδειγμα, αν και μπορεί να είναι διαφορετικό με διαφορετικούς ασθενείς, είναι ζωτικής σημασίας σήμα όπως το ηλεκτροκαρδιογράφημα να μπορεί να είναι πιο σημαντικό από τη

θερμοκρασία για ορισμένους ασθενείς. Έτσι το σύστημα WBAN πρέπει να δώσει προτεραιότητα στα σημαντικά στοιχεία.

- Υψηλής απολαβής μικρές κεραιές θα πρέπει να σχεδιαστούν για τους κόμβους βιοαισθητήρων για να αυξηθεί η αξιοπιστία μετάδοσης και για την ελαχιστοποίηση των παρεμβολών, μειώνοντας έτσι την κατανάλωση ενέργειας.
- Κάθε αισθητήρας θα πρέπει να βελτιστοποιείται σύμφωνα με τα χαρακτηριστικά του χρησιμοποιώντας ένα μεταβλητό ρυθμό δειγματοληψίας.
- Σε αντίθεση με άλλα συστήματα, στο δίκτυο βιοαισθητήρων σε συστήματα WBAN, κάθε σήμα του βιοαισθητήρα έχει μια διαφορετική συχνότητα (δηλ., Δεν είναι ενιαία) και έτσι κάθε κόμβος βιοαισθητήρα πρέπει να βελτιστοποιηθεί σύμφωνα με την ζώνη συχνοτήτων των βιοαισθητήρων. Επιπλέον, δεδομένου ότι ορισμένα δεν είναι σημαντικά φυσιολογικά σήματα, όπως πληροφορίες για τη θερμοκρασία μπορούν να μετρηθούν μόνο με μεγαλύτερο χρονικό διάστημα, θα οδηγήσει τα WBANs σε καλύτερη απόδοση, αν το «προσαρμοστικό» πρωτόκολλο επικοινωνίας που χρησιμοποιείται για να φιλοξενήσει αυτές τις διαφορές στο σύστημα.
- Για να εξασφαλιστεί η συνέχιση της εξ αποστάσεως παρακολούθησης των WBANs, πολλαπλές συσκευές πύλης πρέπει να είναι σχεδιασμένες για τη διασύνδεση με τα υπάρχοντα ασύρματα συστήματα στην περιοχή της υγειονομικής περίθαλψης. Αυτές οι πύλες θα χρησιμοποιηθούν κυρίως για την επικοινωνία μεταξύ των CCUs και τους απομακρυσμένους υπολογιστές ή φορητές συσκευές.
- Ένας μηχανισμός μετάδοσης πρέπει να ενσωματωθούν σε WBANs, οι οποίες θα μπορούσαν να είναι χρήσιμες για την ελεύθερη κυκλοφορία των ασθενών σε μεγάλες ιατρικές εφαρμογές. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση του ασθενούς καθ' όλη την νοσηλεία του στο νοσοκομείο ή τον ασθενή να μπορεί να παρακολουθείτε σε μέρη όπου σε εξωτερικούς χώρους κάνει τις καθημερινές τους δραστηριότητες. Ένας χαρακτηριστικός συναγερμός μπορεί να ενεργοποιηθεί εάν ο ασθενής φεύγει από το δωμάτιο ή πηγαίνει εκτός της εμβέλειας της CCU. Αυτό μπορεί να δώσει την τελευταία θέση των ασθενών, η οποία θα επιτρέπουν στο προσωπικό να παρακολουθούν εύκολα τη θέση του ασθενούς. Τέτοια χαρακτηριστικά μπορούν να ενσωματωθούν στο σύστημα ανίχνευσης σημάτων μέσω πολλαπλών απομακρυσμένων σταθμών, τα οποία είναι γενικά γνωστά ως soft handover.
- Πρόσθετο βασικό συστατικό του WBAN είναι η ασφάλεια. Βασικά στοιχεία του λογισμικού θα πρέπει να εντοπιστούν και να αναπτυχθούν για να φιλοξενήσει ασφαλές και αποτελεσματικό ασύρματο δίκτυο. Τα δεδομένα πρέπει να είναι προσβάσιμα μόνο από εξουσιοδοτημένο πρόσωπο σε μακρινούς προορισμούς. Τα στοιχεία του υλικού και τα προγράμματα

λογισμικού θα πρέπει να συντονιστούν μεταξύ τους για να παρέχουν ασφαλείς και αξιόπιστες επικοινωνίες.

- Συστήματα παρακολούθησης της προσωπικής υγείας χρησιμοποιήθηκαν μόνο για τη συλλογή δεδομένων. Επεξεργασία και ανάλυση των δεδομένων πραγματοποιούνται χωρίς σύνδεση, η οποία καθιστά τέτοιες συσκευές πρακτικές για τη συνεχή παρακολούθηση και την έγκαιρη ανίχνευση των ανωμαλιών της υγείας.
- Συστήματα με πολλαπλούς βιοαισθητήρες για φυσική αποκατάσταση διαθέτουν συχνά δύσχρηστα καλώδια μεταξύ των βιοαισθητήρων και του συστήματος παρακολούθησης. Αυτά τα καλώδια μπορούν να περιορίσουν τη δραστηριότητα του ασθενούς και το επίπεδο άνεσης και έτσι επηρεάζει αρνητικά τα αποτελέσματα της μέτρησης.
- Μεμονωμένοι αισθητήρες λειτουργούν συχνά ως αυτόνομα συστήματα σε WBAN και συνήθως δεν προσφέρουν την ευελιξία και την ενσωμάτωση με τις συσκευές τρίτων κατασκευαστών.
- Τελικά, τα συστήματα WBANs θα πρέπει να έχουν τα δικά τους πρότυπα για τη συλλογή δεδομένων και την αποθήκευση των μεθόδων, καθώς και για την ασύρματη επικοινωνία για να εξαλείψουν θέματα συνύπαρξης.

## **Κεφάλαιο 11: Συμπεράσματα Και Διάφορες Εργασίες**

Στο κεφάλαιο αυτό αποδεικνύεται ότι το WBAN μπορεί να χρησιμοποιηθεί ευρέως σε ιατρικές εφαρμογές. Γι' αυτό αναπτύσσεται μια σειρά από συστήματα και εφαρμογές για την υγειονομική περίθαλψη, κυρίως φορητών και εμφυτευμένων βιοαισθητήρων, και περιγράφονται οι μεγάλες προκλήσεις και τα ανοικτά ερευνητικά προβλήματα των WBANs. Η νανοτεχνολογία προσφέρει μικρότερους και με πολλαπλές λειτουργίες κόμβους βιοαισθητήρων, όμως περαιτέρω αυτά τα νέα δίκτυα μπορούν να εξελιχθούν και να αναπτυχθούν σε μικρότερες διαστάσεις. Λαμβάνοντας υπόψη τη σημασία της αντιμετώπισης εναλλακτικών τρόπων για την παροχή έξυπνης υγειονομικής περίθαλψης για τους ηλικιωμένους, σε ασθενείς με χρόνιες παθήσεις και τα παιδιά, οι ερευνητές έχουν αρχίσει να διερευνούν τις τεχνολογικές λύσεις για την ενίσχυση της παροχής υγείας και κοινωνικής μέριμνας με τρόπο που να συμπληρώνει τις υπάρχουσες υπηρεσίες. Σε αυτό το κεφάλαιο, παρουσιάζονται μερικές εφαρμογές για το πώς οι άνθρωποι που ζουν σε σπίτια που έχουν ασύρματες τεχνολογίες βιοαισθητήρων θα μπορούσαν να επωφεληθούν για τη βελτίωση της ποιότητας ζωής τους και περιγράφονται διάφορα θέματα που πρέπει να θυμόμαστε κατά την ανάπτυξή τους.

Οι προκλήσεις είναι αρκετές. Τα ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων μπορούν να ανοίξουν μια τεράστια αγορά που να καλύπτει τις απαιτήσεις των καταναλωτών, κυρίως όσον αφορά την παρακολούθηση της υγείας. Στο εγγύς μέλλον, η εξέλιξη του

WBAN μπορεί να βελτιώσει σημαντικά τις συνθήκες υγείας και της ποιότητας της ζωής για ένα μεγάλο αριθμό ανθρώπων. Η απομακρυσμένη παρακολούθηση των ασθενών, δεν είναι μια νέα ιδέα. Ωστόσο, τα ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων παρέχονται σε χαμηλό κόστος και αποδεικνύεται ότι είναι επαρκή για διακριτική παρακολούθηση του ασθενή. Στο εγγύς μέλλον, στον τομέα της υγείας θα υπάρξει βιοαισθητήρας που θα περιλαμβάνει τα οφέλη που περιγράφονται, ωστόσο, εξακολουθούν να υπάρχουν προκλήσεις που πρέπει να ξεπεραστούν για την επίτευξη αυτών διάχυτων εφαρμογών της υγειονομικής περίθαλψης. Υπάρχει μια ανάλυση των προκλήσεων αυτών για τα ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων. Τέλος, αναφέρεται μια λίστα με τα τρέχοντα προβλήματα της έρευνας των δικτύων βιοαισθητήρων, τα οποία παρέχουν περισσότερες δυνατότητες και τα πλεονεκτήματα των συστημάτων WBANs.

Μαζί με τα τρέχοντα προβλήματα της έρευνας, ενθαρρύνεται μια βαθύτερη κατανόηση των προβλημάτων και πολύ περισσότερη ανάπτυξη στις λύσεις για τα ανοικτά προβλήματα που παραμένουν στην έρευνα.

- Μεταφορές, σύνδεση δεδομένων και φυσικά στρώματα, και για τα στρώματα εφαρμογής
- Ελέγχος ισχύος, κινητικότητας και διαχείριση των εργασιών
- Κατανεμημένο δίκτυο και πρόσβαση στο Internet για τους αισθητήρες, τους ελέγχους, και τους μεταποιητές
- Πρωτόκολλα διάδοσης δεδομένων
- Πρωτόκολλο ασφαλείας
- Πληροφορίες αρχιτεκτονική δικτύωσης
- Πλαίσιο για την υλοποίηση προσαρμοστικής ενέργειας microsenors
- Cluster πρωτόκολλο σχηματισμού
- Επικοινωνίας μέσω λέιζερ από ένα κυβικό χιλιοστό
- Αρχιτεκτονικές συντονισμού για βαθιά κατανεμημένα δίκτυα και των δυναμικών συστημάτων
- Δρομολόγηση και διαχείριση βιοαισθητήρα
- Κατανεμημένη επεξεργασία
- Μαθηματικό πλαίσιο που ενσωματώνει τα βασικά χαρακτηριστικά των υπολογιστικών κόμβων και στοιχεία δικτύωσης
- Υπολογισμός που περιορίζεται άμεσα, λόγω της περιορισμένης ποσότητας της ενέργειας. Τυπικά, οι βιοαισθητήρες δεν αναμένεται να έχουν την ίδια υπολογιστική ισχύ όπως οι συμβατικοί κόμβοι WSN.
- Περιορισμοί του υλικού είναι ένα άλλο θέμα για τα ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων WBANs και τις εφαρμογές της υγειονομικής περίθαλψης. Ένας βιοαισθητήρας θα πρέπει να είναι σε επαφή με το ανθρώπινο σώμα, ή ακόμη και μέσα σε αυτό. Η επιλογή των υλικών κατασκευής θα πρέπει να

είναι προσεκτική, ειδικά για τις μπαταρίες. Επίσης χημικές αντιδράσεις με ιστούς του σώματος είναι ύψιστης σημασίας.

Οι ερευνητές πιστεύουν ότι ο ρόλος του WBAN σε θεραπεία μπορεί να διευρυνθεί περαιτέρω. Στο εγγύς μέλλον, η χρήση των WBANs θα αυξηθεί, επειδή ένας έξυπνος χώρος θα ενεργοποιηθεί με ασύρματα δίκτυα βιοαισθητήρων που μπορούν να αισθανθούν τις περιβαλλοντικές συνθήκες και να λαμβάνονται προληπτικά μέτρα με βάση την παρουσία των ανθρώπων όταν είναι εκείνοι σε κάποιο χώρο. Το σύστημα μπορεί επομένως να φτάσει πανταχού, όπου κάθε άτομο θα έχει μια υπολογιστική μονάδα που θα είναι σε θέση να αλληλεπιδρούν εύκολα με το σύστημα στο χώρο για την πρόληψη των προβλημάτων υγείας.

## **ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

1. *European Commission Eurostat: Causes of death statistics 2011.*
2. H.-C. Kung, D.L. Hoyert, J. Xu and Murphy S.L., "Deaths: final data for 2005". National vital statistics reports 56(10). vol: pp. 5-9. Apr. 2008
3. Y. T. Zhang, Y. S. Yan and Poon C.C.Y., "Some Perspectives on Affordable Healthcare Systems in China," pp.6154, , in *IEEE 29th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, (EMBS 2007)*. Aug., 2007.
4. Anind K. Dey and Estrin D., "Pervasive healthcare 2010: two perspectives", in *IEEE Pervasive Computing*. 2011. p. 8-11.
5. N. Saranummi, "IT Applications for Pervasive, Personal, and Personalized Health". *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. vol 12(1): pp. 1-4. 2008
6. J. Fayn and Rubel P., "Toward a Personal Health Society in Cardiology". *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. vol 14(2): pp. 401-409.
7. Xiao-Fei Teng, Yuan-Ting Zhang, Poon C. C. Y. and Bonato P., "Wearable Medical Systems for p-Health". *Biomedical Engineering, IEEE Reviews in*. vol 1: pp. 62-74. 2008
8. Anind K. Dey and Estrin D., "Perspectives on Pervasive Health from Some of the Field's Leading Researchers", in *IEEE Pervasive Computing*. 2011. p. 4-7.
9. Mulder Ingrid, Schikhof Yvonne, Vastenburg Martijn, Card Alan, Dunn Tory, Komninos Andreas, Mcgee-Lennon Marilyn, Santcroos Mark, Tiotto Gabriele, Van Gils Mieke, Van 'T Klooster Jan-Willem, Veys Annelies, and Mohammed Zarifi Eslami, "Designing with Care: The Future of Pervasive Healthcare". *IEEE Pervasive Computing*. vol 8(4): pp. 85-88. 2009
10. V. Stanford, "Using pervasive computing to deliver elder care". *IEEE Pervasive Computing*. vol 1(1): pp. 10-13. 2002
11. P. Langendoerfer, F. Vater and Piotrowski K. "Customizing sensor nodes and software for individual pervasive health applications". in *Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2009. PervasiveHealth 2009. 3<sup>rd</sup> International Conference on*. 2009.
12. B. Venkatalakshmi, A. P. Renold and Packiam R. S. L. "Smart RFID care [SRC] for pervasive health care system". in *Communication Software and Networks (ICCSN), 2011 IEEE 3rd International Conference on*.

13. Kun-Chieh Yeh, Y. C. Chen, C. C. Chen and Chen Reuy-Shun. *"An RFID-Based Software Agent Framework on Pervasive Health Service"*. in *Biomedical Engineering and Informatics, 2009. BMEI '09. 2nd International Conference on*. 2009.
14. C. Serodio, P. Mestre, L. M. Joao and Carlos A. C. C. *"Pervasive WSN based solutions applied to Health and Life-support systems"*. in *IECON 2010 - 36th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society*.
15. G. N. Priya, P. Anandhakumar and Maheswari K. G. *"Dynamic scheduler - a pervasive healthcare system in smart hospitals using RFID"*. in *Computing, Communication and Networking, 2008. ICCCN 2008. International Conference on*. 2008.
16. P. Crilly and Muthukkumarasamy V. *"Using smart phones and body sensors to deliver pervasive mobile personal healthcare"*. in *Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing (ISSNIP), 2010 Sixth International Conference on*.
17. L. M. Borges, N. Barroca, F. J. Velez and Lebres A. S. *"Smart-clothing wireless flex sensor belt network for foetal health monitoring"*. in *Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2009. PervasiveHealth 2009. 3rd International Conference on*. 2009.
18. A. Totter, D. Bonaldi and Majoe D. *"A human-centered approach to the design and evaluation of wearable sensors - Framework and case study"*. in *Pervasive Computing and Applications (ICPCA), 2011 6th International Conference on*.
19. M. Harris and Habetha J. *"The MyHeart project: A framework for personal health care applications"*. in *Computers in Cardiology, 2007*. 2007.
20. H. Reiter, J. Muehlsteff and Sipila A. *"Medical application and clinical validation for reliable and trustworthy physiological monitoring using functional textiles: Experience from the HeartCycle and MyHeart project"*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*.
21. H. Reiter. *"HeartCycle: Beyond building demonstrators. A structured approach to develop, implement and validate healthcare innovations in telemonitoring"*. in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*.
22. G. Yang, J. Chen, Y. Cao, H. Tenhunen and Zheng L.-R. *"A novel wearable ECG monitoring system based on active-cable and intelligent electrodes"*. in *e-health Networking, Applications and Services, 2008. HealthCom 2008. 10th International Conference on*. 2008.
23. R. Plonsey, *Bioelectric Phenomena*. 1969, New York: McGraw-Hill.  
L. A. Geddes and Baker L. E., *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*. 1989, New York: Wiley.
24. A. Lymberis. *"Smart wearable systems for personalised health management:*



- current R&D and future challenges,"* in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*.
25. X. D. Zou, X. Xu, L. Yao and Lian Y., "A 1-V 450-nW Fully Integrated Programmable Biomedical Sensor Interface Chip". *IEEE Journal of Solid-State Circuits*. vol 44(4): pp. 1067-1077. 2009
  26. N.V. Thakor, "Biopotentials and Electrophysiology Measurement," in *The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook 2000*, Madison: CRC Press LLC.
  27. E. Braunwald, *Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*. 1997, Philadelphia: W.B. Saunders Co.,. 108.
  28. A. S. Gevins and Aminoff M. J., "Electroencephalography: brain electrical activity," in *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 1988, New York: Wiley. 1084-1107.
  29. E. Niedermeyer and Silva F. L. Da, *Electroencephalography*. Baltimore: Urban & Schwarzenberg. 1987.
  30. M. Brown, M. Marmor, Vaegan, E. Zrenner, M. Brigell, and Bach M., *ISCEV Standard for Clinical Electro-oculography (EOG) (2006)*. 2006. 205-212.
  31. A. Bulling, J. A. Ward, Gellersen H. and Tröster G. "Robust Recognition of Reading Activity in Transit Using Wearable Electrooculography," in *the 6th International Conference on Pervasive Computing (Pervasive 2008)*. 2008: Springer.
  32. A. Bulling, D. Roggen and Tröster G., "Wearable EOG goggles: Seamless sensing and context-awareness in everyday environments," *Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments*. vol 1: pp. 157-171. 2009
  33. S. Micera, T. Keller, M. Lawrence, M. Morari and Popovic D. B., "Wearable Neural Prostheses". *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. vol 29(3): pp. 64-69. 2010
  34. A. Searle and Kirkup L., "A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes". *Physiological Measurement* vol 21(2): pp. 271-283. May, 2000
  35. E. Huigen, A. Peper and C. A. Grimbergen, "Investigation into the origin of the noise of surface electrodes". *Med. Biological Eng. Comput.* vol 40(3): pp. 332-338. 2002
  36. M. Spach, R. Barr, J. Havstad and Long E., "Skin-electrode impedance and its effect on recording cardiac potentials,". *Circulation*. vol 34: pp. 649-656. 1966
  37. M. Griffith, W. Portnoy, L. Stotts and Day J., "Improved capacitive electrocardiogram electrodes for burn applications,". *Med. Biol. Eng. Comput.* vol 17(5): pp. 641-646. 1979

38. S. Bouwstra, L. Feijs, C. Wei and Oetomo S. B. "*Smart Jacket Design for Neonatal Monitoring with Wearable Sensors*", in *Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2009. BSN 2009. Sixth International Workshop on*.
39. T. Kato, A. Ueno, S. Kataoka, H. Hoshino and Ishiyama Y. "*An Application of Capacitive Electrode for Detecting Electrocardiogram of Neonates and Infants*", in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE*.
40. T. J. Sullivan, S. R. Deiss, T.-P. Jung and Cauwenberghs G. "*A brain-machine interface using dry-contact, low-noise EEG sensors*". in *Circuits and Systems, 2008. ISCAS 2008. IEEE International Symposium on*.
41. C. R. Merritt, H. T. Nagle and Grant E., "*Fabric-Based Active Electrode Design and Fabrication for Health Monitoring Clothing*". *Information Technology in 55 Biomedicine, IEEE Transactions on*. vol 13(2): pp. 274-280. 2009
42. *Biomedicine, IEEE Transactions on*. vol 13(2): pp. 274-280. 2009
43. Gilsoo Cho, Keesam Jeong, Min Joo Paik, Youngeun Kwun and Moonsoo Sung, "*Performance Evaluation of Textile-Based Electrodes and Motion Sensors for Smart Clothing*". *Sensors Journal, IEEE*. vol 11(12): pp. 3183-3193.
44. T. Degen, S. Torrent and Jackel H., "*Low-Noise Two-Wired Buffer Electrodes for Bioelectric Amplifiers*", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*. vol 54(7): pp. 1328-1332. 2007
45. T. J. Sullivan, S. R. Deiss and Cauwenberghs G. "*A Low-Noise, Non-Contact EEG/ECG Sensor*". in *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2007. BIOCAS 2007. IEEE*.
46. Y. M. Chi, S. R. Deiss and Cauwenberghs G. "*Non-contact Low Power EEG/ECG Electrode for High Density Wearable Biopotential Sensor Networks*". in *Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2009. BSN 2009. Sixth International Workshop on*.
47. Y. M. Chi and Cauwenberghs G. "*Micropower integrated bioamplifier and auto-ranging ADC for wireless and implantable medical instrumentation*". in *ESSCIRC, 2010 Proceedings of the*. 2010.
48. Yong Gyu Lim, Ko Keun Kim and Suk Park, "*ECG measurement on a chair without conductive contact*", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*. vol 53(5): pp. 956-959. 2006.
49. Yong Gyu Lim, Ko Keun Kim and Kwang Suk Park, "*ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin-Contact*", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*. vol 54(4): pp. 718-725. 2007.
50. J. Yoo, L. Yan, S. Lee, H. Kim and Yoo H.-J., "*A Wearable ECG Acquisition System With Compact Planar-Fashionable Circuit Board-Based Shirt*". *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. vol 13(6): pp. 897-902. 2009

51. Shuenn-Yuh Lee, Su M. Y., Ming-Chun Liang, You-Yin Chen, Cheng-Han Hsieh, Chung-Min Yang, Hsin-Yi Lai, Jou-Wei Lin, and Qiang Fang, *A Programmable Implantable Microstimulator SoC With Wireless Telemetry: Application in Closed-Loop Endocardial Stimulation for Cardiac Pacemaker*. Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on. vol 5(6): pp. 511-522.
52. M. Vidojkovic M., X. Huang X., P. Harpe P., S. Rampu S., C. Zhou C., L. Huang, J. Van De Molengraft, K. Imamura, B. Busze, F. Bouwens, M. Konijnenburg, J. Santana, A. Breeschoten, J. Huisken, K. Philips, G. Dolmans, and Groot H. De, *A 2.4 GHz ULP OOK Single-Chip Transceiver for Healthcare Applications*. Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on. vol 5(6): pp. 523-534.
53. M. T. Salam, M. Sawan and Khoa N. Dang, *"A Novel Low-Power-Implantable Epileptic Seizure-Onset Detector"*. Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on. vol 5(6): pp. 568-578.
54. W. Wattanapanitch and Sarpeshkar R., *"A Low-Power 32-Channel Digitally Programmable Neural Recording Integrated Circuit"*. Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on. vol 5(6): pp. 592-602.
55. M. J. Burke and Gleeson D. T., *"A micropower dry-electrode ECG preamplifier"*. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. vol 47(2): pp. 155-162. 2000
56. Hui Zhang, Yajie Qin and Zhiliang Hong. *"A 1.8-V 770-nW biopotential acquisition system for portable applications"*. in *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2009. BioCAS 2009. IEEE*. 2009.
57. Szu-Chieh Liu and Kea-Tiong Tang. *"A low-voltage low-power sigma-delta modulator for bio-potential signals"*. in *Life Science Systems and Applications Workshop (LiSSA), 2011 IEEE/NIH*. 2011.
58. Xiaoyuan Xu, Xiaodan Zou, Libin Yao and Yong Lian. *"A 1-V 450-nW fully integrated biomedical sensor interface system"*. in *VLSI Circuits, 2008 IEEE Symposium on*. 2008.
59. W. Massagram, N. Hafner, M. Chen, L. Macchiarulo, V. M. Lubecke, and Boric-Lubecke O., *"Digital Heart-Rate Variability Parameter Monitoring and Assessment ASIC"*. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. vol 4(1): pp. 19-26. 2010
60. B. D. Farnsworth, D. M. Talyor, R. J. Triolo and D. J. Young. *"Wireless in vivo EMG sensor for intelligent prosthetic control"*. in *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, 2009. TRANSDUCERS 2009. International*.
61. R. F. Yazicioglu, P. Merken, R. Puers and C. Van Hoof, *"A 60 uW 60 nV/vHz Readout Front-End for Portable Biopotential Acquisition Systems"*. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*. vol 42(5): pp. 1100-1110. 2007
62. N. Verma, A. Shoeb, J. Bohorquez, J. Dawson, J. Guttag, and Chandrakasan A. P., *"A Micro-Power EEG Acquisition SoC With Integrated Feature Extraction"*

- Processor for a Chronic Seizure Detection System*". IEEE Journal of Solid-State Circuits. vol 45(4): pp. 804-816. 2010
63. Sheung Wai Fung, Bing Liu, Jie Yuan and Qing Guo. "A low-noise monolithic CMOS bio-potential detector". in *Circuits and Systems, 2009. ISCAS 2009. IEEE International Symposium on*. 2009.
  64. M. Mollazadeh, K. Murari, G. Cauwenberghs and Thakor N., "Micropower CMOS Integrated Low-Noise Amplification, Filtering, and Digitization of Multimodal Neuropotentials". IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. vol 3(1): pp. 1-10. 2009
- Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on. vol 5(6): pp. 511-522.
65. R. R. Harrison and Charles C., "A low-power low-noise CMOS amplifier for neural recording applications". Solid-State Circuits, IEEE Journal of. vol 38(6): pp. 958-965. 2003
  66. F. Shahrokhi, K. Abdelhalim, D. Serletis, P. L. Carlen and Genov R., "The 128-Channel Fully Differential Digital Integrated Neural Recording and Stimulation Interface". IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. vol 4(3): pp. 149-161. 2010
  67. B. Gosselin, M. Sawan and Kerherve E., "Linear-Phase Delay Filters for Ultra-Low-Power Signal Processing in Neural Recording Implants". IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. vol 4(3): pp. 171-180. 2010
  68. H. Miranda, V. Gilja, C. A. Chestek, K. V. Shenoy and Meng T. H., "HermesD: A High-Rate Long-Range Wireless Transmission System for Simultaneous Multichannel Neural Recording Applications". IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. vol 4(3): pp. 181-191. 2010
  69. Seung Bae Lee, Hyung-Min Lee, Kiani M., Uei-Ming Jow and Ghovanloo M. "An inductively powered scalable 32-channel wireless neural recording system-on-a-chip for neuroscience applications". in *Solid-State Circuits Conference Digest of Technical Papers (ISSCC), 2010 IEEE International*. 2010.
  70. Moosung Chae, Wentai Liu, Zhi Yang, Tungchien Chen, Jungsuk Kim, Sivaprakasam M., and Yuce M. "A 128-Channel 6mW Wireless Neural Recording IC with On-the-Fly Spike Sorting and UWB Transmitter". in *Solid-State Circuits Conference, 2008. ISSCC 2008. Digest of Technical Papers. IEEE International*. 2008.
  71. Horiuchi T., Swindell T., Sander D. and Abshier P. "A low-power CMOS neural amplifier with amplitude measurements for spike sorting". in *Circuits and Systems, 2004. ISCAS '04. Proceedings of the 2004 International Symposium on*. 2004.
  72. W. Wattanapanitch, M. Fee and Sarpeshkar R., "An Energy-Efficient Micropower Neural Recording Amplifier". Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on. vol 1(2): pp. 136-147. 2007
  73. S. K. Kelly and Wyatt J. L., "A Power-Efficient Neural Tissue Stimulator With

- Energy Recovery*". Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on. vol 5(1): pp. 20-29.
74. K. Sooksood, T. Stieglitz and Ortmanns M., "An Active Approach for Charge Balancing in Functional Electrical Stimulation". *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. vol 4(3): pp. 162-170. 2010
  75. D. Loi, C. Carboni, G. Angius, G. N. Angotzi, M. Barbaro, L. Raffo, S. Raspopovic, and Navarro X., "Peripheral Neural Activity Recording and Stimulation System". *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. vol 5(4): pp. 368-379. 2011
  76. P. J. Langlois, A. Demosthenous, I. Pachnis and Donaldson N., "High-Power Integrated Stimulator Output Stages With Floating Discharge Over a Wide Voltage Range for Nerve Stimulation". *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. vol 4(1): pp. 39-48. 2010
  77. S. K. Kelly and Wyatt J. L., "A Power-Efficient Neural Tissue Stimulator With Energy Recovery". *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. vol 5(1): pp. 20-29. 2011
  78. S. Ethier and M. Sawan, "Exponential Current Pulse Generation for Efficient Very High-Impedance Multisite Stimulation". *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. vol 5(1): pp. 30-38. 2011
  79. P. Livi, F. Heer, U. Frey, D. J. Bakkum and Hierlemann A., "Compact Voltage and Current Stimulation Buffer for High-Density Microelectrode Arrays".
  80. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. vol 4(6): pp. 372-378. 2010
  81. J. H. Nagle, "Biopotential amplifiers", in *The Biomedical Engineering Handbook*. 1995: CRC Press. 1185-1195.
  82. H. P. Le, J. Singh, L. Hiremath, V. Mallapur and A. Stojcevski, "Ultra-low-power variable-resolution successive approximation ADC for biomedical application". *Electronics Letters*. vol 41(11): pp. 634-635. 2005
  83. Robert Pierre-Yves, Gosselin Benoit, Ayoub Amer Elias and Sawan Mohamad. "An Ultra-Low-Power Successive-Approximation-Based ADC for Implantable Sensing Devices". in *Circuits and Systems, 2006. MWSCAS '06. 49th IEEE International Midwest Symposium on*. 2006.
  84. Y. Susanti, P. K. Chan and Ong V. "An ultra low-power Successive Approximation ADC using an offset-biased auto-zero comparator". in *Circuits and Systems, 2008. APCCAS 2008. IEEE Asia Pacific Conference on*. 2008.
  85. Arbat A., Dieguez A. and Samitier J. "An Ultra Low Power Successive Approximation ADC with Selectable Resolution in 0.13  $\mu\text{m}$  CMOS Technology". in *Electronics, Circuits and Systems, 2006. ICECS '06. 13th IEEE International Conference on*. 2006.

86. P. Kamalinejad, S. Mirabbasi and Leung V. C. M. "An ultra-low-power SAR ADC with an area-efficient DAC architecture". in *2011 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*. 2011.
87. T. G. Rabuske, F. A. Rabuske and Rodrigues C. R. "A novel energy efficient digital controller for charge sharing successive approximation ADC". in *2011 IEEE Second Latin American Symposium on Circuits and Systems (LASCAS)*. 2011.
88. C. J. D. Luca (2002) "Surface Electromyography: Detection and Recording " by DelSys Incorporated.
89. Nouredin B., Lawrence P. D. and Birch G. E. "Time-frequency Analysis of Eye Blinks and Saccades in EOG for EEG Artifact Removal". in *Neural Engineering, 2007. CNE '07. 3rd International IEEE/EMBS Conference on*. 2007.
90. Mantysalo M., Pekkanen V., Kaija K., Niittynen J., Koskinen S., Halonen E., Mansikkamäki P., and Hameenoja O. "Capability of inkjet technology in electronics manufacturing". in *Electronic Components and Technology Conference, 2009. ECTC 2009. 59th*. 2009.
91. M. Singh , H. M. Haverinen, P. Dhagat and Jabbour G. E., "Inkjet Printing-Process and Its Application". *Adv. Mater.* vol 22: pp. 673–685. 2009
92. V. Pekkanen, M. Mäntysalo, K. Kaija, P. Mansikkamäki and Kunnari E., "Utilizing inkjet printing to fabricate electrical interconnections in a System-in-Package". *ELSEVIER Microelectronic Engineering*. vol 87(11): pp. 2382-2390. 2010
93. M. Mantysalo, L. Xie, F. Jonsson, Y. Feng, A. L. Cabezas, and Zheng L-R. "System integration of smart packages using printed electronics". in *Electronic Components and Technology Conference (ECTC), 2012 IEEE 62nd*. 2012.
94. J. Chen, L. Rong, F. Jonsson, G. Yang and Zheng L-R., "The Design of All-Digital Polar Transmitter Based on ADPLL and Phase Synchronized Sigma Delta Modulator". *IEEE Journal of Solid-State Circuits*. vol 47(5): pp. 1154-1164. 2012
95. A. Sridhar, T. Blaudeck and Baumann R. R., "Inkjet Printing as a Key Enabling Technology for Printed Electronics". *Material Matters*. vol 6. 2011
96. A. Casson, D. Yates, S. Smith, J. Duncan and Rodriguez-Villegas E., "Wearable Electroencephalography". *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. vol 29(3): pp. 44-56. 2010
97. V. Pekkanen, M. Mäntysalo, K. Kaija, P. Mansikkamäki, E. Kunnari, K. Laine, J. Niittynen, S. Koskinen, E. Halonen, and Caglar U., "Utilizing inkjet printing to fabricate electrical interconnections in a System-in-Package". *ELSEVIER Microelectronic Engineering*. vol 87(11): pp. 2382-2390. 2010
98. Bing An, Xiong-Hui Cai, Hua-Bin Chu, Xiao-Wei Lai, Feng-Shun Wu, and Yi-Ping Wu. "Flex Reliability of RFID Inlays Assembled by Anisotropic Conductive Adhesive". in *High Density packaging and Microsystem Integration, 2007. HDP*

- '07. *International Symposium on*. 2007.
99. Xiong-Hui Cai, Bing An, Yi-Ping Wu, Feng-Shun Wu and Xiao-Wei Lai. "Research on the contact resistance and reliability of flexible RFID tag inlays packaged by anisotropic conductive paste". in *Electronic Packaging Technology & High Density Packaging, 2008. ICEPT-HDP 2008. International Conference on*. 2008.
  100. J. S. Rasul, "Chip on paper technology utilizing anisotropically conductive adhesive for smart label applications" *Microelectronics Reliability*. vol 44(1): pp. 135-140. 2004
  101. Y. Li and C. P. Wong, "Recent advances of conductive adhesives as a lead-free alternative in electronic packaging: Materials, processing, reliability and applications". Elsevier, *Materials Science and Engineering*. vol 51: pp. 1-35. 2006
  102. Su-Tsai Lu and Wen-Hwa Chen, "Reliability and Flexibility of Ultra-Thin Chip-on-Flex (UTCOF) Interconnects With Anisotropic Conductive Adhesive (ACA) Joints". *Advanced Packaging, IEEE Transactions on*. vol 33(3): pp. 702-712. 2010
  103. Cook DJ, Augusto JC, Jakkula VR. Ambient intelligence: Technologies, applications, and opportunities. *Pervasive Mob. Comput.* 2009;5:277–298.
  104. Kinsella K, Phillips DR. Global aging: The challenge of success. *Pop. Bull.* 2005;60:1–42.
  105. Stanford V. Using pervasive computing to deliver elder care. *IEEE Pervasive Comput.* 2002;1:10–13.
  106. Mcfadden T, Indulska J. Context-aware environments for independent living. *Proceedings of the 3rd National Conference of Emerging Researchers in Ageing; Brisbane, Australia. December 2004; pp. 1–6.*
  107. Leonov V, Fiorini P, Sedky S, Torfs T, van Hoof C. Thermoelectric MEMS generators as a power supply for a body area network. *Proceedings of the 13th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems; Seoul, Korea. 5–9 June 2005; pp. 291–294.*
  108. Intanagonwiwat C, Govindan R, Estrin D. Directed diffusion: A scalable and robust communication paradigm for sensor networks. *Proceedings of the ACM MobiCom'00; Boston, MA, USA. August 2000; pp. 56–67.*
  109. Mohseni P, Najafi K. A 1.48-mw low-phase-noise analog frequency modulator for wireless biotelemetry. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2005;52:938–943.
  110. Coosemans J, Puers R. An autonomous bladder pressure monitoring system. *SensActuat A.* 2005;123–124:155–161.
  111. Troyk P, Schwan M. Closed-loop class E transcutaneous power and data link for microimplants. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1992;39:589–599.
  112. Mohseni P, Najafi K, Eliades S, Wang X. Wireless multichannel biopotential recording using an integrated FM telemetry circuit. *IEEE Trans. Neural Syst.*

- Rehabil. Eng. 2005;13:263–271.
113. Neihart N, Harrison R. Micropower circuits for bidirectional wireless telemetry in neural recording applications. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2005;52:1950–1959.
  114. Tang Q, Tummala N, Gupta S, Schwiebert L. Communication scheduling to minimize thermal effects of implanted biosensor networks in homogeneous tissue. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2005;52:1285–1294.
  115. Jovanov E, Milenkovic A, Otto C, de Groen P. A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2005;1:2–6.
  116. Otto C, Milenkovic A, Sanders C, Jovanov E. System architecture of a wireless body area sensor network for ubiquitous health monitoring. *JMM.* 2006;1:307–326.
  117. Braem B, Latre B, Moerman I, Blondia C, Demeester P. The wireless autonomous spanning tree protocol for multihop wireless body area networks. *Proceedings of the 3rd Annual International Conference on Mobile and Ubiquitous Systems—Workshops; San Jose, CA, USA. July 2006; pp. 1–8.*
  118. Latre B, Braem B, Moerman I, Blondia C, Reusens E, Joseph W, Demeester P. A low-delay protocol for multihop wireless body area networks. *Proceedings of the 4th Annual International Conference on Mobile and Ubiquitous Systems: Networking and Services; Philadelphia, PA, USA. 6–10 August 2007; pp. 1–8.*
  119. Anliker U, Ward JA, Lukowicz P, Troster G, Dolveck F, Baer M, Keita F, Schenker E, Catarsi F, Coluccini L, Belardinelli A, Shklarski D, Alon M, Hirt E, Schmid R, Vuskovic M. AMON: A wearable multi parameters medical monitoring and alert system. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2004;8:1–11.
  120. Quwaider M, Biswas S. DTN routing in body sensor networks with dynamic postural partitioning. *Ad Hoc Netw.* 2010;8:824–841.
  121. Khan P, Hussain MA, Kwak KS. Medical applications of wireless body area networks. *JDCTA.*2009;3:185–193.
  122. Mark AH, Harry CP, Jr, Adam TB, Kyle R, Benton HC, James HA, John L. *Body Area Sensor Networks: Challenges and Opportunities.* IEEE Computer Society; Atlantic City, NJ, USA: 2009. pp. 58–65.
  123. Basten T, Geilen M, De Groot H, editors. *Ambient Intelligence: Impact on Embedded System Design.* Springer; Berlin, Germany: 2003. pp. 51–67.
  124. Weber W, Rabaey JM, Aarts E, editors. *Ambient Intelligence.* Springer; Berlin, Germany: 2005. pp. 499–508.
  125. Culler D, Estrin D, Srivastava M. Overview of sensor networks. *IEEE Comput.* 2005;37:41–49.



126. Zhao F, Guibas L. *Wireless Sensor Networks: An Information Processing Approach*. Morgan Kaufmann; Los Altos, CA, USA: 2004. pp. 240–245.
127. Romer K, Mattern F. The design space of wireless sensor networks. *IEEE Wirel. Commun.* 2004;6:11–54.
128. Stankovic JA, Abdelzaher TE, Lu C, Sha L, Hou JC. Real-time communication and coordination in embedded sensor networks. *Proc. IEEE.* 2003;91:1002–1022.
129. Akyildiz IF, Su W, Sankarasubramaniam Y, Cayirci E. Wireless sensor networks: A survey. *Comput. Netw.* 2002;38:393–422.
130. Intanagonwiwat C, Govindan R, Estrin D. Directed diffusion: A scalable and robust communication paradigm for sensor networks. *Proceedings of the ACM Mobi-Com'00*; Boston, MA, USA. August 2000; pp. 56–67.
131. Szewczyk R, Osterweil E, Polastre J, Hamilton M, Mainwaring A, Estrin D. Habitat monitoring with sensor networks. *Commun. ACM.* 2004;6:34–40.
132. Burrell J, Brooke T, Beckwith R. Vineyard computing: Sensor networks in agricultural production. *IEEE Pervasive Comput.* 2004;1:38–45.
133. Jovanov E, Price J, Raskovic D, Kavi K, Martin T, Adhami R. Wireless personal area networks in telemedical environment. *Proceedings of the Third International Conference on Information technology in Biomedicine (ITAB-ITIS2000)*; Arlington, VA, USA. November 2000; pp. 22–27.
134. Jovanov E, Lords A, Raskovic D, Cox P, Adhami R, Andrasik F. Stress monitoring using a distributed wireless intelligent sensor system. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 2003;22:49–55.
135. Jovanov E, Milenkovic A, Otto C, de Groen PC. A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation. *JNER.* 2005;1:2–6. [PMC free article]
136. Akyildiz IF, Su W, Sankarasubramaniam Y, Cayirci E. Wireless sensor networks: A survey. *Comput. Netw.* 2002;38:393–422.
137. Kahn JM, Katz RH, Pister KSJ. Next century challenges: Mobile networking for smart dust. *Proceedings of the ACM MobiCom'99*; Washington, DC, USA. August 1999; pp. 271–278.
138. Noury N, Herve T, Rialle V, Virone G, Mercier E, Morey G, Moro A, Porcheron T. Monitoring behavior in home using a smart fall sensor. *Proceedings of IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology*; Lyon, France. 12–14 October 2000; pp. 607–610.

139. Benhaddou D, Balakrishnan M, Yuan X. Remote healthcare monitoring system architecture using sensor networks. Proceedings of IEEE Region 5 Conference; Kansas City, MO, USA. April 2008; pp. 1–6.
140. Sinha A, Chandrakasan A. Dynamic power management in wireless sensor networks. *IEEE Des. Test Comput.* 2001;18:62–74.
141. Noury N, Herve T, Rialle V, Virone G, Mercier E, Morey G, Moro A, Porcheron T. Monitoring behavior in home using a smart fall sensor. Proceedings of IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology; Lyon, France. 12–14 October 2000; pp. 607–610.
142. Zimmerman TG. Personal Area networks: Near-field intrabody communication. *IBM Syst. J.* 1996;35:609–617.
143. Joel JPCR, Pereira OE, Neves PCS. Biofeedback data visualization for body sensor networks. *J. Netw. Comput. Appl.* 2011;34:151–158.
144. Quwaider M, Biswas S. Body posture identification using hidden Markov model with a wearable sensor network. Proceedings of the ICST 3rd International Conference on Body Area Networks; Tempe, AZ, USA. March 2008; pp. 1–8.
145. Chen K, Bassett DJ. The technology of accelerometry-based activity monitors: Current and future. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2005;37:490–500.
146. Quwaider M, Biswas S. Body posture identification using hidden Markov model with a wearable sensor network. Proceedings of the ICST 3rd International Conference on Body Area Networks; Tempe, AZ, USA. March 2008; pp. 1–8.
147. Quwaider M, Biswas S. Physical context detection using multimodal sensing using wearable wireless networks. *J. Commun. Softw. Syst.* 2008;4:191–202.
148. Aleksandar M, Chris O, Emil J. Wireless sensor networks for personal health monitoring: Issues and an implementation. *Comput. Commun.* 2006;29:2521–2533.
149. Anastasi G, Conti M, Di Francesco M, Passarella A. Energy conservation in wireless sensor networks: A Survey. *Ad Hoc Netw.* 2009;7:537–568.
150. Li P, Wen Y, Liu P, Li X, Jia C. A magnetoelectric energy harvester and management circuit for wireless sensor network. *Sens. Actuat. A.* 2010;157:100–106.
151. Binkley P. Predicting the potential of wearable technology. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 2003;22:23–24.

152. Lymberis A, Gatzoulis L. *Wearable Health Systems: From Smart Technologies to Real Applications*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; New York, NY, USA: 2006. pp. 6789–6792.
153. Pacelli M, Loriga G, Taccini N, Paradiso R. *Sensing Fabrics For monitoring Physiological and Biomechanical Variables: E-Textile Solutions*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; New York, NY, USA: 2006. pp. 392–395.
154. Paradiso R, Loriga G, Taccini N. A wearable health care system based on knitted integrated sensors. *IEEE Trans. Inf. Technol. B.* 2005;9:337–344.
155. Lin G, Tang W. *NASA Tech Briefs: Engineering Solutions for Design and Manufacturing*. ABP International; New York, NY, USA: 2000. *Wearable sensor patches for physiological monitoring*; pp. 354–2240.
156. Diamond D, Coyle S, Scarmagnani S, Hayes J. Wireless sensor networks and chemo-biosensing. *Chem. Rev.* 2008;108:652–679.
157. Morris D, Coyle S, Wu Y, Lau KT, Wallace G, Diamond D. Bio-sensing textile based patch with integrated optical detection system for sweat monitoring. *Sens. Actuat. B.* 2009;129:231–236.
158. Pandian PS, Safeer KP, Gupta P, Shakunthala DT, Sundershesu BS, Padaki VC. Wireless sensor network for wearable physiological monitoring. *J. Netw.* 2008;3:21–28.
159. Pandian PS, Mohanavelu K, Safeer KP, Kotresh TM, Shakunthala DT, Gopal P, Padaki VC. Smart vest: Wearable multi-parameter remote physiological monitoring system. *Med. Eng. Phys.* 2007;30:466–477.
160. Halin N, Junnila M, Loula P, Aarnio P. The Life Shirt system for wireless patient monitoring in the operating room. *J. Telemed. Telecare.* 2005;11:41–43.
161. Mundt W, Montgomery KN, Udoh UE, Barker VN, Thonier GC, Tellier AM, Ricks RD, Darling RB, Cagle YD, Cabrol NA, Ruoss SJ, Swain JL, Hines JW, Kovacs GTA. A multiparameter wearable physiologic monitoring system for space and terrestrial applications. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2005;9:382–391.
162. Gopalsamy C, Park S, Rajamanickam R, Jayaraman S. The wearable motherboard TM: The first generation of adaptive and responsive textile structures (ARTS) for medical applications. *Virtual Reality.* 2005;4:152–168.
163. Webster JG. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 2nd ed. Houghton Mifflin; Boston, MA, USA: 1992. p. 317.

164. Yazicioglu RF, Torfs T, Merken P, Penders J, Leono V, Puers R, Gyselinckx B, VanHoof C. Ultra-low-power biopotential interfaces and their applications in wearable and implantable systems. *Microelectron. J.* 2009;40:1313–1321.
165. Shults MC, Rhodes RK, Updike SJ, Gilligan BJ, Reining WN. A telemetryinstrumentation system for monitoring multiple subcutaneously implanted glucose sensors. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1994;41:937–942.
166. Santhisagar V, Ioannis T, Diane JB, Faquir CJ, Fotios P. Emerging synergy between nanotechnology and implantable biosensors: A review. *Biosens. Bioelectron.* 2010;25:1553–1565.
167. Mohseni P, Najafi K. A 1.48-mw low-phase-noise analog frequency modulator for wireless biotelemetry. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2005;52:938–943.
168. Tang Q, Tummala N, Gupta S, Schwiebert L. Communication scheduling to minimize thermal effects of implanted biosensor networks in homogeneous tissue. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2005;52:1285–1294.
169. Jovanov E, Milenkovic A, Otto C, de Groen P. A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2005;2:19–31.
170. Schwiebert L, Gupta SKS, Weinmann J. Research challenges in wireless networks of biomedical sensors. *Proceedings of the 7th annual International Conference on Mobile Computing and Networking; Rome, Italy. 16–21 July 2001; pp. 151–165.*
171. Aziz O, Lo B, King R, Darzi A, Yang GZ. Pervasive body sensor network: An approach to monitoring the postoperative surgical patient. *Proceedings of International Workshop on Wearable and implantable Body Sensor Networks (BSN 2006); Cambridge, MA, USA. 2006. pp. 13–18.*
172. Benini EFL, Guiducci C. Wireless sensor networks: Enabling technology for ambient intelligence. *Microelectron. J.* 2006;37:1639–1649.
173. Kahn JM, Katz RH, Pister KSJ. Emerging challenges: Mobile networking for smart dust. *J. Commun. Netw.* 2000;2:188–196.
174. Alemdar H, Ersoy C. Wireless sensor networks for healthcare: A survey. *Comput. Netw.* 2010;54:2688–2710.
175. Purwar A, Jeong DU, Chung WY. Activity monitoring from realtime triaxial accelerometer data using sensor network. *Proceedings of International Conference on Control, Automation and Systems; Hong Kong. 21–23 March 2007; pp. 2402–2406.*

176. Baker C, Armijo K, Belka S, Benhabib M, Bhargava V, Burkhart N, Der Minassians A, Dervisoglu G, Gutnik L, Haick M, Ho C, Koplow M, Mangold J, Robinson S, Rosa M, Schwartz M, Sims C, Stoffregen H, Waterbury A, Leland E, Pering T, Wright P. Wireless sensor networks for home health care. Proceedings of the 21st International Conference on Advanced Information Networking and Applications Workshops; Niagara Falls, Canada. 21–23 May 2007; pp. 832–837.
177. Sung M, Marci C, Pentland A. Wearable feedback systems for rehabilitation. *J. Neuro Eng. Rehabil.* 2005;1:2–17.
178. Yoo J, Yan L, Lee S, Kim Y, Yoo HJ. A 5.2 mw self-configured wearable body sensor network controller and a 12 w wirelessly powered sensor for a continuous health monitoring system. *IEEE J. Solid-State Circ.* 2010;45:178–188.
179. Barth AT, Hanson MA, Powell HC, Jr, Lach J. Tempo 3.1: A body area sensor network platform for continuous movement assessment. Proceedings of the 6th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks; Berkeley, CA, USA. June 2009; pp. 71–76.
180. Gao T, Greenspan D, Welsh M, Juang RR, Alm A. Vital signs monitoring and patient tracking over a wireless network. Proceedings of the 27th Annual International Conference of the IEEE EMBS; Shanghai, China. 1–4 September 2005; pp. 102–105.
181. Renaud M, Karakaya K, Sterken T, Fiorini P, Hoof CV, Puers R. Fabrication, modelling and characterization of MEMS piezoelectric vibration harvesters. *Sens Actuat A.* 2008;145–146:380–386.
182. Lauterbach C, Strasser M, Jung S, Weber W. Smart clothes self-powered by body heat. Proceedings of Avantex Symposium; Frankfurt, Germany. May 2002; pp. 5259–5263.
183. Schoellhammer T, Osterweil E, Greenstein B, Wimbrow M, Estrin D. Lightweight temporal compression of microclimate datasets. Proceedings of the 29th Annual IEEE International Conference on Local Computer Networks; Tampa, FL, USA. 16–18 November 2004; pp. 516–524.
184. Sadler CM, Martonosi M. Data compression algorithms for energy-constrained devices in delay tolerant networks. Proceedings of the 4th ACM International Conference on Embedded networked sensor systems; Boulder, CO, USA. 31 October–3 November 2006; pp. 265–278.
185. Marcelloni F, Vecchio M. An efficient lossless compression algorithm for tiny nodes of monitoring wireless sensor networks. *Comput. J.* 2009;52:969–987.

186. Marcelloni F, Vecchio M. Enabling energy-efficient and lossy-aware data compression in wireless sensor networks by multi-objective evolutionary optimization. *Inf. Sci.* 2010;180:1924–1941.
187. Durmus Y, Ozgovde A, Ersoy C. Event based queueing for fairness and on-time delivery in video surveillance sensor networks. *Proceedings of IFIP Networking*; Aachen, Germany. 11–15 May 2009; pp. 1–6.
188. Fang W, Chen J, Shu L, Chu TS, Qian D. Congestion avoidance, detection and alleviation in wireless sensor networks. *J. Zhejiang Univ. Sci. C.* 2010;11:63–73.
189. Tang Q, Tummala N, Gupta SKS, Schwiebert L. TARA: Thermal aware routing algorithm for implanted sensor networks. *Proceedings of the 1st IEEE International Conference on Distributed Computing in Sensor Systems (DCOSS'05)*; Marina del Ray, CA, USA. June 2005; pp. 206–217.
190. Pereira P, Grilo A, Rocha F, Nunes M, Casaca A, Chaudet C, Almstrm P, Johansson M. End-to-end reliability in wireless sensor networks: Survey and research challenges. *Proceedings of EuroFGI Workshop on IP QoS and Traffic Control*; Lisbon, Portugal. 6–7 December 2007; pp. 67–74.
191. Misic J. Enforcing patient privacy in healthcare WSNs using ECC implemented on 802.15.4 beacon enabled clusters. *Proceedings of the Sixth Annual IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications*; Hong Kong. March 2008; pp. 686–691.
192. Zhang GH, Poon CCY, Li Y, Zhang YT. A biometric method to secure telemedicine systems. *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; Minneapolis, MN, USA. September 2009; pp. 701–704.
193. Bao S, Zhang Y, Shen L. Physiological signal based entity authentication for body area sensor networks and mobile healthcare systems. *Proceedings of the 27th Annual International Conference of the IEEE EMBS*; Shanghai, China. 1–4 September 2005; pp. 2455–2458.
194. Ikonen V, Kaasinen E. Ethical assessment in the design of ambient assisted living. *Proceedings of Assisted Living Systems—Models, Architectures and Engineering Approaches*; Schloss Dagstuhl, Germany. November 2008; pp. 14–17.
195. Srinivasan V, Stankovic J, Whitehouse K. Protecting your daily in home activity information from a wireless snooping attack. *Proceedings of the 10th International Conference on Ubiquitous Computing*; Seoul, Korea. 21–24 September 2008; pp. 202–211.
196. Casas R, Blasco MR, Robinet A, Delgado AR, Yarza AR, McGinn J, Picking R, Grout V. User modelling in ambient intelligence for elderly and disabled

- people. Proceedings of the 11th International Conference on Computers Helping People with Special Needs; Linz, Austria. July 2008; pp. 114–122.
197. Jasemian Y. Elderly comfort and compliance to modern telemedicine system at home. Proceedings of the Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare; Tampere, Finland. 30 January–1 February 2008; pp. 60–63.
  198. Atallah L, Lo B, Yang GZ, Siegemund F. Wirelessly accessible sensor populations (WASP) for elderly care monitoring. Proceedings of the Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare; Tampere, Finland. 30 January–1 February 2008; pp. 2–7.
  199. Hilt JZ. Nanotechnology and biomimetic methods in therapeutics: Molecular scale control with some help from nature. *Adv. Drug Deliv. Rev.* 2004;56:1533–1536.
  200. Soomro A, Cavalcanti D. Opportunities and challenges in using WPAN and WLAN technologies in medical environments. *IEEE Commun. Mag.* 2007;45:114–122.
  201. Gao T, Greenspan D, Welsh M, Juang RR, Alm A. Vital signs monitoring and patient tracking over a wireless network. Proceedings of IEEE-EMBS 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology; Shanghai, China. 1–5 September 2005; pp. 102–105.
  202. Otto CA, Jovanov E, Milenkovic EA. WBAN-based system for health monitoring at home. Proceedings of IEEE/EMBS International Summer School, Medical Devices and Biosensors; Boston, MA, USA. 4–6 September 2006; pp. 20–23.