

Ατομική Διπλωματική Εργασία

**ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ
ΑΝΩ ΑΚΡΟΥ ΓΙΑ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΑΣΘΕΝΩΝ ΜΕ ΚΙΝΗΤΙΚΕΣ
ΔΥΣΚΟΛΙΕΣ**

Μιχαέλλα Μπράτσα

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ



ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Μάιος 2026

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Υλοποίηση Συστήματος Παρακολούθησης Κίνησης Άνω Άκρου για
Αποκατάσταση Ασθενών με Κινητικές Δυσκολίες

Μιχαέλλα Μπράτσα

Επιβλέπων Καθηγητής:
Δρ. Κωνσταντίνος Παττίχης

Η Ατομική Διπλωματική Εργασία υποβλήθηκε προς εκπλήρωση των απαιτήσεων
απόκτησης του πτυχίου Πληροφορικής του Τμήματος Πληροφορικής του
Πανεπιστημίου Κύπρου

Μάιος 2026

«Δηλώνω ότι η παρούσα διατριβή και οποιοδήποτε συνοδευτικό λογισμικό αποτελούν
δικό μου πρωτότυπο έργο, εκπονημένο σε πλήρη συμμόρφωση με τον Κώδικα
Δεοντολογίας για την Έρευνα του Πανεπιστημίου Κύπρου
(<https://www.ucy.ac.cy/legislation/kodikas-deontologias-kai-politikes/>) και με πλήρη
ευθύνη εκ μέρους μου για την ακρίβεια, την ακεραιότητα και την εγκυρότητα όλου του
περιεχομένου.»

Ευχαριστίες

Φέρνοντας εις πέρας τη Διπλωματική μου εργασία, αισθάνομαι την ανάγκη να εκφράσω τις θερμές και ειλικρινείς μου ευχαριστίες προς όλους εκείνους που συνέβαλαν, άμεσα ή έμμεσα, στην ολοκλήρωσή της και στάθηκαν πολύτιμο στήριγμα καθ' όλη τη διάρκεια αυτού του απαιτητικού, αλλά συνάμα δημιουργικού ταξιδιού.

Πρωτίστως, θα ήθελα να εκφράσω την ιδιαίτερη ευγνωμοσύνη μου προς τον επιβλέποντα καθηγητή μου, Δρ. Κωνσταντίνο Παττίχη, για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε από την αρχή, καθώς και για την ευκαιρία που μου προσέφερε να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον και ουσιαστικό θέμα. Η καθοδήγησή του, οι εύστοχες παρατηρήσεις του και οι πολύτιμες συμβουλές του καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της εργασίας αποτέλεσαν καθοριστικό παράγοντα για την ολοκλήρωσή της και για τη δική μου ακαδημαϊκή εξέλιξη.

Ακολούθως, θα ήθελα να ευχαριστήσω από καρδιάς τον Δρ. Μάριο Χάτζιαιο και το Ερευνητικό Κέντρο CYENS Centre of Excellence για την ανεκτίμητη και αφιλοκερδή συμβολή του, ιδιαίτερα στο πρακτικό μέρος της διπλωματικής μου εργασίας. Η υποστήριξή του, η προθυμία του να βοηθήσει και η προσφορά γνώσεων και εμπειρίας υπήρξαν εξαιρετικά σημαντικές και συνέβαλαν ουσιαστικά στην ποιότητα του τελικού αποτελέσματος.

Επιπλέον, με αυτή την ευκαιρία θα ήθελα να εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου προς όλους τους συμφοιτητές και φίλους μου, οι οποίοι στάθηκαν δίπλα μου καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου. Η καθημερινή μας αλληλεπίδραση, τα αμέτρητα βράδια που μοιραστήκαμε πάνω από βιβλία και εργασίες, η αλληλοϋποστήριξη στις δύσκολες στιγμές, αλλά και οι όμορφες στιγμές που μοιραστήκαμε, αποτέλεσαν αναπόσπαστο κομμάτι αυτής της διαδρομής. Οι κοινές μας προσπάθειες και οι εμπειρίες που ζήσαμε μαζί θα παραμείνουν ανεξίτηλες στη μνήμη μου και θα με συνοδεύουν σε κάθε μελλοντικό μου βήμα!

Αδιαμφισβήτητα, θα ήταν παράλειψή μου αν δεν ευχαριστούσα την οικογένειά μου, τη μητέρα μου Ηλιάδα, τον πατέρα μου Χρήστο, και την αδερφή μου Παναγιώτα, που με στήριξαν αδιάκοπα, με ενθάρρυναν και μου έδιναν κίνητρο και ελπίδα για να συνεχίζω να προσπαθώ και να φτάνω όλο και πιο ψηλά.

Τέλος, δεν θα μπορούσα να ξεχάσω τον Θεό και την Παναγία που μου δίνουν θάρρος και δύναμη να αντιμετωπίζω κάθε πρόκληση και δυσκολία που εμφανίζεται σε κάθε πτυχή της ζωής μου.

«Αφιερώνω τη διπλωματική μου εργασία σε όσους στάθηκαν δίπλα μου, με στήριξαν και πίστεψαν σε μένα».

Περίληψη

Τα τελευταία χρόνια, η ραγδαία εξέλιξη της τεχνολογίας των φορετών υπολογιστικών συστημάτων (wearables) και του Διαδικτύου των Πραγμάτων (IoT) έχει ανοίξει νέους ορίζοντες στην καταγραφή και ανάλυση δεδομένων που σχετίζονται με την ανθρώπινη κίνηση. Σήμερα, οι Αδρανειακές Μονάδες Μέτρησης (IMU), σε συνδυασμό με μικροελεγκτές και ασύρματα πρωτόκολλα επικοινωνίας χαμηλής κατανάλωσης, όπως το Bluetooth Low Energy (BLE), έχουν καταστήσει εφικτή την ανάπτυξη οικονομικών και πλήρως φορητών συστημάτων. Η τεχνολογική αυτή μετάβαση επιτρέπει πλέον τη συνεχή παρακολούθηση της κινητικότητας του ανθρώπινου σώματος στην καθημερινότητα του χρήστη.

Υπό αυτό το πρίσμα, η παρούσα διπλωματική εργασία παρουσιάζει τον σχεδιασμό και την ανάπτυξη ενός καινοτόμου συστήματος, του Smart Arm Sleeve. Το σύστημα ενσωματώνει αισθητήρες IMU, τοποθετημένους σε στρατηγικά ανατομικά σημεία (γληνοβραχιόνια άρθρωση και αγκώνας), με σκοπό την καταγραφή της κίνησης του άνω άκρου σε πραγματικό χρόνο. Μέσω της εφαρμογής αλγορίθμων σύντηξης δεδομένων, και συγκεκριμένα του φίλτρου Madgwick, τα σήματα των αισθητήρων μετατρέπονται σε χωρικές αναπαραστάσεις υψηλής ακρίβειας (Quaternions).

Η προτεινόμενη υλοποίηση έχει ως κύριο στόχο τη γεφύρωση της τεχνολογίας των φορετών συστημάτων με τον τομέα της ιατρικής αποκατάστασης. Ιδιαίτερη έμφαση δίνεται σε ευπαθείς ομάδες, όπως ασθενείς με κινητικές δυσκολίες, οι οποίοι συχνά παρουσιάζουν μυϊκή ατροφία, δυσκαμψία ή έντονη κόπωση, και χρήζουν εξατομικευμένων προγραμμάτων κινησιοθεραπείας. Για την αύξηση της συμμετοχής των ασθενών στη θεραπεία, το σύστημα διασυνδέεται με περιβάλλοντα Εικονικής Πραγματικότητας (Mobile VR), μετατρέποντας τις κλινικές ασκήσεις σε διαδραστικά σενάρια με οπτική ανατροφοδότηση (biofeedback), προσφέροντας έτσι μια προσιτή και ευέλικτη λύση για κατ' οίκον αποκατάσταση.

Λέξεις-κλειδιά: BLE, IMU, Arduino, Unity, Sensor Fusion, φίλτρο Madgwick, φορετά συστήματα, wearables, αποκατάσταση, κινησιοθεραπεία, παρακολούθηση κίνησης, περιβάλλοντα mobile VR

Abstract

In recent years, the rapid evolution of wearable technology and the Internet of Things (IoT) has opened new horizons in the acquisition, analysis, and utilization of human motion data. Historically, accurate motion analysis necessitated the use of bulky and expensive optical tracking systems, strictly confined to specialized laboratory environments. Today, however, Inertial Measurement Units (IMUs), coupled with microcontrollers (e.g., Arduino) and low-power wireless communication protocols such as Bluetooth Low Energy (BLE), have enabled the development of cost-effective and fully portable tracking systems. This technological shift now facilitates the continuous and uninterrupted monitoring of human body kinematics during the user's daily activities.

In this context, the present diploma thesis presents the design and development of an innovative system, the Smart Arm Sleeve. The system integrates IMU sensors mounted at strategic anatomical locations (glenohumeral joint and elbow) to capture upper limb motion in real-time. Through the implementation of advanced Sensor Fusion algorithms, specifically the Madgwick filter, raw sensor signals are converted into high-precision spatial representations (quaternions).

The primary objective of the proposed implementation is to bridge wearable technology with the critical field of medical rehabilitation. Particular emphasis is placed on vulnerable populations, such as patients with motor impairments who frequently suffer from muscle atrophy, stiffness, or severe fatigue, and require personalized physical therapy programs. To enhance patient engagement and adherence to therapy, the system seamlessly interfaces with Mobile Virtual Reality (Mobile VR) environments. Through this approach, repetitive clinical exercises are transformed into interactive scenarios that offer visual biofeedback, thereby providing an accessible, flexible, and psychologically encouraging solution for home-based rehabilitation.

Keywords: BLE, IMU, Arduino, Unity, Sensor Fusion, Madgwick filter, wearable systems, wearables, rehabilitation, physical therapy, motion tracking, mobile VR environments.

Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1 Εισαγωγή	1
1.1 Επισκόπηση και Κίνητρο	1
1.2 Σκοπός και Στόχοι της Εργασίας	2
Κεφάλαιο 2 Βιβλιοσκοπική Ανασκόπηση	3
2.1 Εισαγωγή στην Ψηφιακή Θεραπεία.....	3
2.2 Νευροπλαστικότητα και VR.....	4
2.3 Παιγνιοποίηση (Gamification) και Συμμόρφωση Ασθενών	4
2.4 Τηλε-αποκατάσταση (Tele-rehabilitation) και Οικονομικοί Περιορισμοί....	5
2.5 Υφιστάμενες Τεχνολογίες Motion Tracking	6
2.6 Συγκριτική Σύνοψη Υφιστάμενων Συστημάτων.....	8
2.7 Αδρανειακές Μονάδες Μέτρησης (IMU).....	9
2.8 Σύντηξη Δεδομένων Αισθητήρων (Sensor Fusion)	10
2.9 Αλγόριθμος Madgwick	11
Κεφάλαιο 3 Σχεδιασμός, Υλοποίηση και Ενσωμάτωση Συστήματος.....	16
3.1 Αρχιτεκτονική του Συστήματος.....	16
3.2 Περιγραφή Υλικού Εξοπλισμού.....	17
3.3 Λογισμικό Ενσωματωμένου Συστήματος (Firmware)	19
3.4 Ασύρματη Επικοινωνία (Bluetooth Low Energy – BLE).....	21
3.5 Ανάπτυξη Custom BLE Plugin	22
3.6 Διασύνδεση και Διαχείριση Κινήσεων στο Unity (C# Controller).....	23
3.7 Προετοιμασία Υλικού Εξοπλισμού.....	25
3.8 Ενσωμάτωση και Διαλειτουργικότητα με υφιστάμενο λογισμικό του Ερευνητικού Κέντρου CYENS Centre of Excellence	28
Κεφάλαιο 4 Παρουσίαση Αποτελεσμάτων	30
4.1 Εισαγωγή και Μεθοδολογία Αξιολόγησης	30
Κεφάλαιο 5 Συζήτηση	36
5.1 Συζήτηση Αποτελεσμάτων.....	36
5.2 Περιορισμοί Συστήματος.....	40
Κεφάλαιο 6 Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία.....	42
6.1 Συμπεράσματα	42
6.2 Μελλοντικές Επεκτάσεις	43

Βιβλιογραφία	47
Παράρτημα Α – Πλήρες Ερωτηματολόγιο	A-1
Παράρτημα Β – Εγχειρίδιο Χρήστη Εφαρμογής	B-1
Παράρτημα Γ – Τεχνικό Εγχειρίδιο.....	Γ-1
Παράρτημα Δ – Απόσπασμα Κώδικα	Δ-1

Συντομογραφίες/Ακρωνύμια

BLE: Bluetooth Low Energy

DoF: Degrees of Freedom

IMU: Inertial Measurement Unit (Αδρανειακή Μονάδα Μέτρησης)

MARS: Monitored Augmented Rehabilitation System

MEMS: Micro-Electro-Mechanical Systems

ML: Machine Learning

RMSE: Root Mean Square Error

STA: Soft Tissue Artifact

VR: Virtual Reality (Εικονική Πραγματικότητα)

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

1.1 Επισκόπηση και Κίνητρο	1
1.2 Σκοπός και Στόχοι της Εργασίας	2

1.1 Επισκόπηση και Κίνητρο

Η ραγδαία εξέλιξη των τεχνολογιών αισθητήρων, των μικροελεγκτών και των ασύρματων επικοινωνιών έχει επιφέρει τα τελευταία χρόνια ταχεία πρόοδο στον τομέα των φορετών υπολογιστικών συστημάτων (wearable computing) [14]. Οι διατάξεις αυτές παρέχουν τη δυνατότητα για συνεχή και διακριτική παρακολούθηση φυσιολογικών και κινητικών παραμέτρων, διευρύνοντας τους ορίζοντες εφαρμογής τους σε κλάδους όπως η ιατρική αποκατάσταση και η Αλληλεπίδραση Ανθρώπου-Υπολογιστή (Human-Computer Interaction - HCI) [4], [20]. Στο πλαίσιο αυτό, αναδεικνύεται η επιτακτική ανάγκη για την ανάπτυξη ευέλικτων και οικονομικά προσιτών εργαλείων, κατάλληλων για εφαρμογές φυσικοθεραπείας, αθλητικής ανάλυσης και εκπαίδευσης [8], [25]. Εντούτοις, οι υφιστάμενες εμπορικές λύσεις καταγραφής κίνησης (motion capture), παρότι είναι τεχνολογικά προηγμένες, συχνά συνοδεύονται από εξαιρετικά υψηλό κόστος, αυξημένη πολυπλοκότητα στην εγκατάσταση και περιορισμένη ευελιξία προσαρμογής σε εξατομικευμένες απαιτήσεις [21], [29].

Η παρούσα διπλωματική εργασία αποσκοπεί στην κάλυψη αυτού ακριβώς του τεχνολογικού κενού, προτείνοντας τη σχεδίαση και υλοποίηση ενός συστήματος παρακολούθησης της κίνησης του βραχίονα, το οποίο ενσωματώνει αισθητήρες IMU [2], [18] και επικοινωνεί ασύρματα μέσω του πρωτοκόλλου Bluetooth Low Energy (BLE). Σε αντίθεση με τα πανάκριβα ιατρικά συστήματα αναφοράς, η προτεινόμενη διάταξη κατασκευάστηκε με συνολικό κόστος υλικών (hardware) που δεν υπερβαίνει τα 50€. Παρά το μηδαμινό της κόστος, επιτυγχάνει κινηματική ακρίβεια ικανή να ανταγωνιστεί εμπορικές λύσεις, καθιστώντας την κατ' οίκον τηλε-αποκατάσταση μια ρεαλιστική και προσιτή επιλογή για τον μέσο ασθενή.

Για την οπτικοποίηση και αξιοποίηση των δεδομένων επιλέχθηκε η πλατφόρμα Unity, η οποία επιτρέπει τη δημιουργία διαδραστικών, τρισδιάστατων περιβαλλόντων με στόχο την επίτευξη θεραπευτικών, εκπαιδευτικών ή ερευνητικών στόχων [6], [24]. Προκειμένου να διασφαλιστεί η απρόσκοπτη μεταφορά των δεδομένων, αναπτύχθηκε ένα εξατομικευμένο BLE plugin, το οποίο παρακάμπτει τις καθυστερήσεις των ενσωματωμένων βιβλιοθηκών. Το εν λόγω λογισμικό δύναται να ενσωματωθεί άμεσα σε υφιστάμενα περιβάλλοντα εικονικής πραγματικότητας, αντικαθιστώντας τα παραδοσιακά χειριστήρια χωρίς να απαιτείται καμία τροποποίηση του αρχικού πηγαίου κώδικα (plug-and-play). Τέλος, με σταθερό γνώμονα τον ανθρωποκεντρικό σχεδιασμό, το σύστημα αναπτύχθηκε ώστε να προσαρμόζεται δυναμικά, εξυπηρετώντας την πλήρη λειτουργία του είτε στο δεξί είτε στο αριστερό χέρι, ένα χαρακτηριστικό ζωτικής σημασίας για την αποκατάσταση ασθενών με ημιπληγία.

1.2 Σκοπός και Στόχοι της Εργασίας

Κύριος σκοπός της εργασίας είναι η ανάπτυξη ενός ολοκληρωμένου, χαμηλού κόστους και υψηλής ευελιξίας συστήματος για την καταγραφή της κίνησης του ανθρώπινου χεριού και την τρισδιάστατη οπτικοποίησή της σε πραγματικό χρόνο [9]. Η επίτευξη αυτού του σκοπού περιλαμβάνει τη σχεδίαση και κατασκευή ενός εργονομικού φορητού περιβραχιόνιου που ενσωματώνει αισθητήρες IMU. Παράλληλα, αναπτύσσεται το απαραίτητο υλικολογισμικό (firmware) για την πλακέτα Arduino, το οποίο διασφαλίζει την αξιόπιστη συλλογή και επεξεργασία των δεδομένων από τους αισθητήρες. Η ασύρματη επικοινωνία υλοποιείται μέσω της δημιουργίας ενός εξατομικευμένου plugin για τη μηχανή γραφικών Unity, το οποίο αξιοποιεί την τεχνολογία BLE. Τέλος, τα επιμέρους αυτά υποσυστήματα ενοποιούνται σε μια ολοκληρωμένη λύση, ικανή να απεικονίζει δυναμικά την κίνηση σε ένα διαδραστικό, τρισδιάστατο περιβάλλον.την τεχνολογία BLE για την απρόσκοπτη ασύρματη επικοινωνία [1], [10].

Κεφάλαιο 2

Βιβλιοσκοπική Ανασκόπηση

2.1 Εισαγωγή στην Ψηφιακή Θεραπεία	3
2.2 Νευροπλαστικότητα και VR	4
2.3 Παιγνιοποίηση (Gamification) και Συμμόρφωση Ασθενών	4
2.4 Τηλε-αποκατάσταση (Tele-rehabilitation) και Οικονομικοί Περιορισμοί	5
2.5 Υφιστάμενες Τεχνολογίες Motion Tracking	6
2.6 Συγκριτική Σύνοψη Υφιστάμενων Συστημάτων	8
2.7 Αδρανειακές Μονάδες Μέτρησης (IMU)	9
2.8 Επεξεργασία Δεδομένων Αισθητήρων (Sensor Fusion)	10
2.9 Αλγόριθμος Madgwick	11

2.1 Εισαγωγή στην Ψηφιακή Θεραπεία

Η σύγχρονη ιατρική και εμβιομηχανική βιώνουν μια ταχεία και καθοριστική στροφή προς τις ψηφιακές λύσεις, ενσωματώνοντας την τεχνολογία στον πυρήνα της θεραπευτικής παρέμβασης. Ιδιαίτερα στον τομέα της νευρολογικής αποκατάστασης, όπως συμβαίνει στην περίπτωση ασθενών που αναρρώνουν από εγκεφαλικά επεισόδια, κρανιοεγκεφαλικές κακώσεις ή σοβαρούς ορθοπεδικούς τραυματισμούς, η επανάκτηση του ελέγχου των άνω άκρων συνιστά μια τεράστια πρόκληση [24].

Η κινητική επανεκμάθηση απαιτεί τεράστιο όγκο εντατικής και στοχευμένης προσπάθειας, η οποία μεταφράζεται κλινικά σε χιλιάδες επαναλήψεις συγκεκριμένων κινήσεων προκειμένου να αποκατασταθεί η λειτουργικότητα. Στο πλαίσιο της παραδοσιακής, συμβατικής φυσικοθεραπείας, αυτή η διαδικασία είναι αναπόφευκτα εξουθενωτική, μονότονη και κουραστική. Η απουσία ισχυρών γνωστικών ερεθισμάτων συχνά καθιστά τις ατελείωτες συνεδρίες ένα «μηχανικό» καθήκον, γεγονός που υπονομεύει την ενεργό συμμετοχή του ασθενούς στην ίδια του τη θεραπεία. Ως απάντηση σε αυτόν τον περιορισμό, η Εικονική Πραγματικότητα δεν εισάγεται απλώς ως ένα εργαλείο απεικόνισης, αλλά ως ένα δυναμικό, ψηφιακό θεραπευτικό μέσο που

μεταμορφώνει ριζικά τον τρόπο με τον οποίο εκτελείται, καταγράφεται και βιώνεται η κλινική άσκηση [12].

2.2 Νευροπλαστικότητα και VR

Το επιστημονικό θεμέλιο πάνω στο οποίο στηρίζεται η αποτελεσματικότητα της εικονικής αποκατάστασης είναι η Νευροπλαστικότητα (Neuroplasticity). Ιστορικά, επικρατούσε η αντίληψη ότι το Κεντρικό Νευρικό Σύστημα των ενηλίκων αδυνατεί να ανακάμψει μετά από βλάβη. Εντούτοις, η σύγχρονη νευροεπιστήμη έχει αποδείξει ότι ο εγκέφαλος είναι ένας εξαιρετικά δυναμικός ιστός, ικανός να «αναδιοργανώνεται» και να προσαρμόζεται. Όταν ο νευρικός ιστός καταστρέφεται, ο εγκέφαλος μπορεί να μεταβάλλει τη λειτουργία του, δημιουργώντας νέες νευρικές συνδέσεις, ώστε υγιείς περιοχές του φλοιού να αναλάβουν τις λειτουργίες που χάθηκαν [22].

VR & Biofeedback (Βιοανάδραση): Για να συντελεστεί αυτή η αναδιοργάνωση, ο εγκέφαλος χρειάζεται συνεπή διέγερση. Εδώ ακριβώς επεμβαίνει το VR, προσφέροντας άμεση και πλούσια οπτική βιοανάδραση (biofeedback). Στη συμβατική θεραπεία ενός παρετικού χεριού, η κινητική εντολή του εγκεφάλου συχνά δεν παράγει καμία ορατή κίνηση, αφήνοντας το νευρικό σύστημα χωρίς επιβεβαίωση. Στο περιβάλλον του VR, όταν το σύστημα αισθητήρων αντιληφθεί έστω και την παραμικρή προσπάθεια κίνησης (ή αν ρυθμιστεί να υποβοηθά οπτικά την κίνηση), ο ασθενής βλέπει το εικονικό του χέρι να εκτελεί την κίνηση σωστά. Αυτή η άμεση σύζευξη της κινητικής πρόθεσης με τη θετική οπτική επιβεβαίωση προσφέρει ισχυρότατα ερεθίσματα στον εγκέφαλο ενισχύοντας ραγδαία τις συνάψεις και επιταχύνοντας τον ρυθμό της θεραπείας [6], [13], [24].

2.3 Παιγνιοποίηση (Gamification) και Συμμόρφωση Ασθενών

Αν η νευροπλαστικότητα είναι ο βιολογικός κινητήρας της αποκατάστασης, η ψυχολογία είναι το καύσιμο που την κρατά σε λειτουργία. Ένα από τα πιο δυσεπίλυτα προβλήματα στον χώρο της φυσικοθεραπείας είναι η σταδιακή πτώση της συμμόρφωσης (adherence). Οι ασθενείς συχνά εγκαταλείπουν τα θεραπευτικά τους προγράμματα στο σπίτι επειδή απλώς βαριούνται, απογοητεύονται ή εστιάζουν υπερβολικά στον πόνο που τους προκαλούν οι ασκήσεις [12].

Η προσέγγιση της Παιγνιοποίησης επιλύει αυτό το κρίσιμο πρόβλημα ενσωματώνοντας στοιχεία από τον σχεδιασμό βιντεοπαιχνιδιών στη θεραπευτική ρουτίνα. Μετατρέποντας την ιατρική άσκηση σε παιχνίδι, η διαδικασία αλλάζει ριζικά. Για παράδειγμα, αντί να ζητείται από τον ασθενή να «σηκώσει το χέρι του 20 φορές», το περιβάλλον της εικονικής πραγματικότητας του ζητά να χτυπήσει μπάλες της αντισφαίρισης με ρακέτα, να τοποθετήσει φρούτα σε ένα καλάθι ή να αποφύγει εμπόδια. Αυτή η μέθοδος παράγει ένα ισχυρό φαινόμενο γνωστικής απόσπασης (cognitive distraction): η προσοχή του ασθενούς φεύγει εντελώς από το αίσθημα της κόπωσης, το υποκειμενικό αίσθημα του πόνου, και την αναπηρία του, και επικεντρώνεται αποκλειστικά στον στόχο του παιχνιδιού [1], [10].

Επιπλέον, η συλλογή πόντων, το ξεκλείδωμα νέων επιπέδων δυσκολίας και η οπτική/ηχητική επιβράβευση ενεργοποιούν το σύστημα ανταμοιβής του εγκεφάλου. Όλα αυτά οδηγούν στην έκκριση ντοπαμίνης κατά τη διάρκεια του παιχνιδιού, προσφέρει ευχαρίστηση και ενισχύει εντυπωσιακά τη διάθεση για συνεχή προσπάθεια. Ο ασθενής παύει να «υφίσταται» τη θεραπεία και μετατρέπεται σε ενεργό παίκτη που επιθυμεί να βελτιώσει την προηγούμενη επίδοσή του.

2.4 Τηλε-αποκατάσταση (Tele-rehabilitation) και Οικονομικοί Περιορισμοί

Παρά την τεράστια επιστημονική αξία της ακριβούς καταγραφής κίνησης, το «χρυσό πρότυπο» των επαγγελματικών συστημάτων παραμένει απαγορευτικό για το ευρύ κοινό. Συστήματα οπτικής καταγραφής κίνησης (όπως της Vicon) ή εξειδικευμένες βιομηχανικές στολές IMU (όπως της Xsens) κοστίζουν από αρκετές χιλιάδες έως εκατοντάδες χιλιάδες ευρώ (\$10.000 – \$150.000+). Συνεπώς, η χρήση τους εγκλωβίζεται εντός εξειδικευμένων νοσοκομειακών δομών και ερευνητικών εργαστηρίων, στερώντας την τεχνολογία από τον ασθενή που βρίσκεται στο σπίτι του [29].

Εδώ ακριβώς αναδεικνύεται η αξία της παρούσας τεχνολογικής υλοποίησης. Αντικαθιστώντας τον απρόσιτο εξοπλισμό με ένα σύστημα χαμηλού κόστους (Open-source Hardware), η θεραπεία καθίσταται ευρέως διαθέσιμη. Η χρήση ενός απλού μικροελεγκτή (Arduino) σε συνδυασμό με αισθητήρες 6-βαθμών ελευθερίας (6-DOF MPU6500) και τη διασύνδεσή τους με ένα κοινό κινητό τηλέφωνο (smartphone) ή/και ενός απλού VR Headset, οδηγεί σε σημαντική μείωση του κόστους υλικών σε σύγκριση

με τα εμπορικά συστήματα. Αυτή η μηχανική ευελιξία σημαίνει ότι ο ασθενής μπορεί να φέρει την «κλινική» στο χώρο του. Μπορεί να κάνει την τηλε-αποκατάστασή (Tele-rehabilitation) του στο σπίτι, καθημερινά, οποιαδήποτε ώρα επιθυμεί, αποβάλλοντας το άγχος χρόνου, επιπλέον εξόδων και μετακίνησης [4], [8], [25].

2.5 Υφιστάμενες Τεχνολογίες Motion Tracking

Η καταγραφή της ανθρώπινης κίνησης σε πραγματικό χρόνο αποτελεί μια σύνθετη διεπιστημονική πρόκληση που συνδυάζει τους τομείς της Πληροφορικής, της Μηχανικής, της Εμβιομηχανικής και της Φυσικής [14]. Οι τεχνολογίες αυτές βρίσκουν εφαρμογή σε ένα ευρύ φάσμα πεδίων, από την Εικονική Πραγματικότητα, μέχρι την ιατρική κοινότητα και την εύρεση νέων και καινοτόμων θεραπειών [6], [22]. Βιβλιογραφικά, τα συστήματα αυτά διαχωρίζονται σε δύο κύριες κατηγορίες με βάση τη φύση των αισθητήρων τους: τα οπτικά συστήματα (optical systems) και τα μη-οπτικά ή φορετά συστήματα (wearables) [19].

2.5.1 Οπτικά Συστήματα Καταγραφής Κίνησης

Τα οπτικά συστήματα βασίζονται στη λήψη και επεξεργασία δεδομένων εικόνας και διακρίνονται περαιτέρω σε συστήματα με χρήση δεικτών (marker-based) και συστήματα χωρίς δείκτες (markerless).

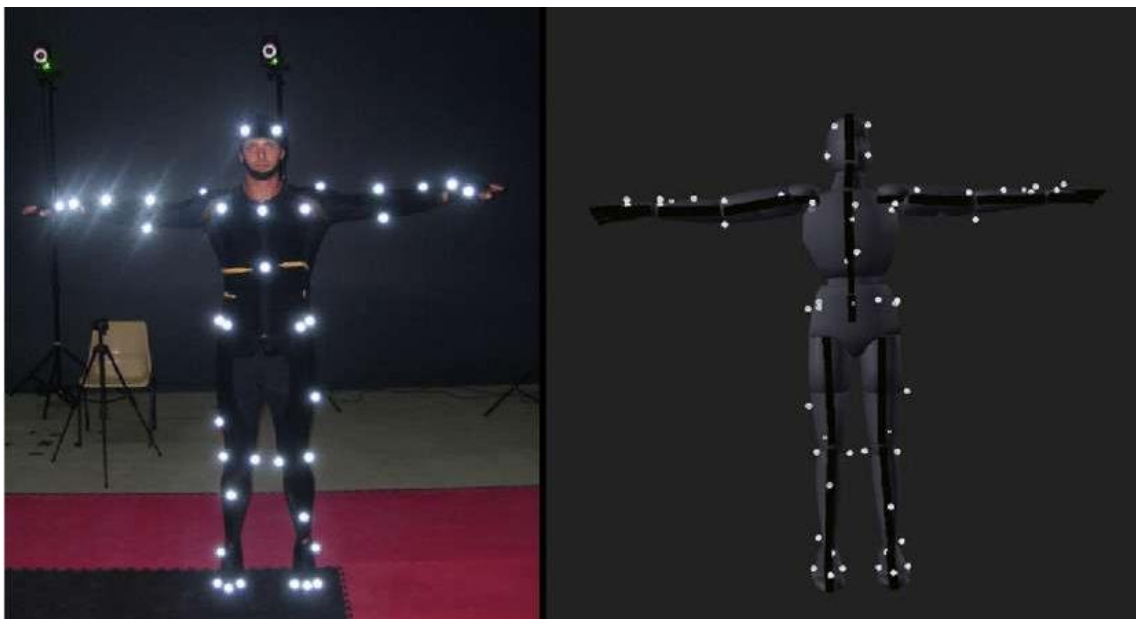
- **Συστήματα με χρήση δεικτών (Marker-based):**

Αποτελούν τον «χρυσό κανόνα» ως προς την ακρίβεια [21]. Χρησιμοποιούν πολλαπλές υπέρυθρες κάμερες οι οποίες εκπέμπουν φως και ανιχνεύουν την αντανάκλασή του από ειδικούς δείκτες, οι οποίοι τοποθετούνται σε στρατηγικά ανατομικά σημεία του χρήστη (Εικόνα 3.1). Μέσω της γεωμετρικής μεθόδου του τριγωνισμού (triangulation), καθίσταται δυνατός ο ακριβής υπολογισμός της θέσης των δεικτών στον τρισδιάστατο χώρο, με περιθώριο σφάλματος της τάξης των χιλιοστών. Παρά την αξεπέραστη ακρίβειά τους, η εφαρμογή τους περιορίζεται δραστικά από το εξαιρετικά υψηλό κόστος, την ανάγκη για εξειδικευμένο χώρο και την πολυπλοκότητα βαθμονόμησης (calibration) [29]. Το σημαντικότερο μειονέκτημά τους, ωστόσο, είναι το φαινόμενο της οπτικής απόφραξης (occlusion), κατά το οποίο η λήψη διακόπτεται όταν μέρη του σώματος ή αντικείμενα παρεμβληθούν μεταξύ των δεικτών και των καμερών [11]. Οι πρακτικοί

αυτοί περιορισμοί καθιστούν τη συγκεκριμένη τεχνολογία σχεδόν απαγορευτική για σενάρια καθημερινής, κατ' οίκον αποκατάστασης, στρέφοντας αναπόφευκτα το ερευνητικό ενδιαφέρον σε πιο ευέλικτες, αυτόνομες και φορετές λύσεις.

- **Συστήματα χωρίς δείκτες (Markerless):**

Αξιοποιούν προηγμένους αλγόριθμους υπολογιστικής όρασης (computer vision), μοντέλα μηχανικής μάθησης και κάμερες ή αισθητήρες βάθους (RGB-D) για την απευθείας αναγνώριση του ανθρώπινου σκελετού [19]. Παρόλο που προσφέρουν μεγαλύτερη ευελιξία, χαμηλότερο κόστος και δεν απαιτούν προετοιμασία του χρήστη, η ακρίβειά τους στην εκτίμηση των γωνιών των αρθρώσεων παραμένει μέτρια. Αστάθμητοι περιβαλλοντικοί παράγοντες, όπως οι εναλλαγές του φωτισμού, η πολυπλοκότητα του παρασκήνιου και η απόσταση από τον αισθητήρα, υποβαθμίζουν σημαντικά την ποιότητα των δεδομένων [21].



Εικόνα 3.1: Οπτικό Σύστημα Καταγραφής κίνησης με χρήση δεικτών [30]

2.5.2 Μη-Οπτικά Συστήματα (Φορετά) Συστήματα Καταγραφής Κίνησης

Τα μη-οπτικά, φορετά (wearable) συστήματα αναπτύχθηκαν ακριβώς για να ξεπεράσουν τους αυστηρούς χωρικούς περιορισμούς και το πρόβλημα της οπτικής απόφραξης που φανερώνεται στα οπτικά συστήματα [14]. Τα συστήματα αυτά προσαρμόζονται απευθείας στο σώμα του χρήστη. Ιστορικά, έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορες προσεγγίσεις, όπως ηλεκτρομηχανικοί εξωσκελετοί ή γάντια με αισθητήρες κάμψης.

Ωστόσο, οι λύσεις αυτές συχνά περιορίζουν το φυσικό εύρος κίνησης του ασθενούς ή διακρίνονται από πολύπλοκη καλωδίωση. Για τον λόγο αυτό, στη συντριπτική τους πλειοψηφία τα σύγχρονα wearable συστήματα βασίζονται σε Αδρανειακές Μονάδες Μέτρησης, οι οποίες ενσωματώνουν μικροηλεκτρομηχανικά συστήματα (MEMS) όπως επιταχυνσιόμετρα, γυροσκόπια και μαγνητόμετρα [2], [7]. Καθώς υπολογίζουν τον προσανατολισμό και την επιτάχυνση τοπικά, δεν εξαρτώνται από εξωτερικές κάμερες και συνθήκες φωτισμού.

Αυτό προσφέρει την απόλυτη ελευθερία κινήσεων, επιτρέποντας την καταγραφή της δραστηριότητας σε οποιοδήποτε περιβάλλον (εσωτερικό ή εξωτερικό) και καθιστώντας τα ιδανικά για εφαρμογές Εικονικής Πραγματικότητας [4]. Το βασικό τους μειονέκτημα είναι η συσσώρευση σφάλματος με την πάροδο του χρόνου (drift), πρόβλημα που συνήθως μετριάζεται μέσω αλγορίθμων σύντηξης δεδομένων και συχνής βαθμονόμησης [16], [17]. Η συγκεκριμένη τεχνολογία αποτελεί και τον πυρήνα της αρχιτεκτονικής που υιοθετείται στην παρούσα διπλωματική εργασία.

2.6 Συγκριτική Σύνοψη Υφιστάμενων Συστημάτων

Από την ανάλυση της υφιστάμενης βιβλιογραφίας και των διαθέσιμων εμπορικών λύσεων, προκύπτει ότι ενώ η τεχνολογία καταγραφής κίνησης έχει εξελιχθεί σημαντικά, παραμένει ένα δυσαναπλήρωτο κενό μεταξύ της εργαστηριακής ακρίβειας και της οικιακής προσβασιμότητας. Στον Πίνακα 2.1 που ακολουθεί, συνοψίζονται οι κύριες κατηγορίες συστημάτων που χρησιμοποιούνται στην κινητική αποκατάσταση, αναδεικνύοντας τα τεχνολογικά τους χαρακτηριστικά, το ενδεικτικό τους κόστος, καθώς και τους βασικούς τους περιορισμούς.

Σύστημα	Τεχνολογία & Αισθητήρες	Ενδεικτικό Κόστος	Χρήση στην Αποκατάσταση	Κύριοι Περιορισμοί (Limitations)
Παρούσα Εργασία (Smart Arm Sleeve)	Low-cost IMU (MPU6500) + Arduino BLE + Unity	Πολύ Χαμηλό (~50€)	Κατ' οίκον τηλε-αποκατάσταση, άμεση σύνδεση με VR περιβάλλοντα.	Ανάγκη για περιοδικό calibration (λόγω yaw drift των low-cost MEMS), ευπάθεια σε STA.

Οπτικά με Δείκτες (π.χ. Vicon, Optotrak)	Υπέρυθρες Κάμερες & Ανακλαστικοί Δείκτες (Markers)	Εξαιρετικά Υψηλό (>20.000€)	Κυρίως για αυστηρή κλινική / εργαστηριακή αξιολόγηση.	Οπτική απόφραξη (Occlusion), απαίτηση εξειδικευμένου χώρου (Studio), αδύνατη η οικιακή χρήση.
Οπτικά χωρίς Δείκτες (π.χ. Kinect, MARS)	Κάμερες Βάθους (RGB-D) & Υπολογιστική Όραση	Μέτριο (300€ - 3.000€)	Διαδραστικά παιχνίδια (Exergames) σε κλινικές ή στο σπίτι.	Χαμηλότερη ακρίβεια, ευαισθησία στο φωτισμό και το παρασκήνιο, περιορισμός οπτικού πεδίου (FOV).
Εμπορικά Wearables (π.χ. Xsens MVN)	Ιατρικού επιπέδου αδρανειακοί αισθητήρες (IMU)	Πολύ Υψηλό (5.000€ - 15.000€)	Έρευνα, εμβιομηχανική ανάλυση και επαγγελματικό VR.	Απαγορευτικό κόστος για τον μέσο ασθενή, πολύπλοκο λογισμικό κλειστού κώδικα.

Πίνακας 2.1: Συγκριτική ανάλυση τεχνολογιών παρακολούθησης κίνησης στην αποκατάσταση

2.7 Αδρανειακές Μονάδες Μέτρησης (IMU)

Η βασική ιδέα της διπλωματικής εργασίας στηρίζεται στην αρχή λειτουργίας των αδρανειακών αισθητήρων. Οι αισθητήρες αυτοί ενσωματώνουν επιταχυνσιόμετρο (accelerometer), το οποίο μετρά τη γραμμική επιτάχυνση στους τρεις άξονες (X, Y, Z) σε m/s^2 . Η λειτουργία του επιταχυνσιόμετρου βασίζεται στη μέτρηση της ειδικής επιτάχυνσης που ασκείται σε μια εσωτερική μάζα αναφοράς. Όταν ο αισθητήρας βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας, η μετρούμενη επιτάχυνση αντιστοιχεί στη συνιστώσα της επιτάχυνσης της βαρύτητας, ίση με g (όπου $1g \approx 9,81 \text{ m/s}^2$)

Παράλληλα, τα IMUs περιλαμβάνουν γυροσκόπιο (gyroscope), το οποίο μετρά τη γωνιακή ταχύτητα γύρω από τους αντίστοιχους άξονες σε μονάδες μέτρησης $^\circ/\text{s}$. Η αρχή λειτουργίας του γυροσκόπιου στηρίζεται συνήθως σε δύο μικροσκοπικούς βραχίονες διέγερσης (drive arms) οι οποίοι πάλλονται συνεχώς προς μία προκαθορισμένη διεύθυνση. Κατά την περιστροφή του αισθητήρα, αναπτύσσεται η Coriolis δύναμη με αποτέλεσμα οι βραχίονες αυτοί να ξεκινούν να ταλαντώνονται σε κάθετη διεύθυνση. Η δευτερεύουσα αυτή ταλάντωση, προκαλεί κάμψη σε σταθερά τμήματα του αισθητήρα

και κατ' επέκταση δημιουργία ηλεκτρικού φορτίου. Ακολούθως, γίνεται μέτρηση της διαφοράς δυναμικού και επεξεργασία της, σε τιμές της γωνιακής ταχύτητας.

Το κύριο πλεονέκτημα αυτών των αισθητήρων έγκειται στο χαμηλό τους κόστος. Επίσης, καθίστανται προτιμότεροι έναντι άλλων λύσεων λόγω του συμπαγούς τους μεγέθους, της ενεργειακής τους αποδοτικότητας και της ικανότητάς τους να παρέχουν δεδομένα σε πραγματικό χρόνο με υψηλούς ρυθμούς δειγματοληψίας [28].

Ωστόσο, η μεγαλύτερη πρόκληση που αντιμετωπίζουν οι συγκεκριμένοι αισθητήρες είναι η συσσώρευση σφάλματος με την πάροδο του χρόνου, φαινόμενο το οποίο είναι γνωστό ως «ολίσθηση» (drift). Το συγκεκριμένο φαινόμενο προκύπτει κατά τον μαθηματικό υπολογισμό της θέσης και του προσανατολισμού. Αναλυτικότερα, ο προσανατολισμός προκύπτει μέσω της ολοκλήρωσης της γωνιακής ταχύτητας που μετρά το γυροσκόπιο, ενώ η θέση υπολογίζεται μέσω της διπλής ολοκλήρωσης της γραμμικής επιτάχυνσης που καταγράφει το επιταχυνσιόμετρο (Επιτάχυνση $\rightarrow$ Ταχύτητα $\rightarrow$ Θέση). Κατά τις διαδικασίες αυτές, ο οποιοσδήποτε εγγενής θόρυβος των αισθητήρων αθροίζεται και μεγεθύνεται διαρκώς.

Για την άμβλυνση αυτών των σφαλμάτων και την εξαγωγή αξιόπιστων δεδομένων, καθίσταται επιβεβλημένη η χρήση προηγμένων αλγορίθμων, οι οποίοι αναλαμβάνουν να επεξεργαστούν κατάλληλα τις τιμές, αντισταθμίζοντας τα μειονεκτήματα, ώστε τελικά να παράξουν μια σταθερή και ακριβή εκτίμηση της κίνησης στον τρισδιάστατο χώρο.

2.8 Σύντηξη Δεδομένων Αισθητήρων (Sensor Fusion)

Όπως αναφέρθηκε, οι αισθητήρες IMU παρέχουν ακατέργαστα δεδομένα που από μόνα τους δεν επαρκούν για τον ακριβή υπολογισμό της κίνησης. Αυτό οφείλεται κυρίως στην ολίσθηση του γυροσκοπίου και στην ευαισθησία του επιταχυνσιόμετρου σε γραμμικές επιταχύνσεις και κραδασμούς. Η τεχνική της σύντηξης δεδομένων αντιμετωπίζει το πρόβλημα αυτό, συνδυάζοντας μαθηματικά τις μετρήσεις των δύο αισθητήρων. Συγκεκριμένα, το γυροσκόπιο προσφέρει εξαιρετική απόκριση σε γρήγορες μεταβολές της κίνησης, αλλά επηρεάζεται από συσσώρευση σφάλματος λόγω της ολοκλήρωσης του θορύβου. Αντίθετα, το επιταχυνσιόμετρο παρέχει ένα σταθερό και απόλυτο σύστημα

αναφοράς, βασισμένο στη διεύθυνση της βαρύτητας της Γης, χωρίς να παρουσιάζει ολίσθηση, όμως είναι ιδιαίτερα ευαίσθητο σε απότομες γραμμικές επιταχύνσεις. Μέσω της κατάλληλης επεξεργασίας, τα πλεονεκτήματα των δύο αισθητήρων συνδυάζονται, η άμεση απόκριση του γυροσκοπίου και η σταθερότητα του επιταχυνσιόμετρου, ώστε να προκύψει μια ενιαία, ομαλή και αξιόπιστη εκτίμηση της κίνησης στον τρισδιάστατο χώρο.

2.9 Αλγόριθμος Madgwick

2.9.1 Εισαγωγή και Αναγκαιότητα έναντι άλλων φίλτρων

Όπως αναλύθηκε στο προηγούμενο υποκεφάλαιο, η τεχνική της σύντηξης δεδομένων είναι απαραίτητη για την ακριβή εκτίμηση της κίνησης. Για την υλοποίηση αυτής της τεχνικής, η βιβλιογραφία προτείνει διάφορους αλγορίθμους, με τους πιο διαδεδομένους να είναι το Φίλτρο Kalman και το Φίλτρο Madgwick.

Η επιλογή του καταλληλότερου αλγορίθμου για ένα ενσωματωμένο σύστημα (embedded system) όπως ο μικροελεγκτής της παρούσας εργασίας, αποτελεί έναν συμβιβασμό ανάμεσα στην ακρίβεια και το υπολογιστικό κόστος. Το Φίλτρο Kalman θεωρείται παραδοσιακά ο «χρυσός κανόνας» για γραμμικά και μη γραμμικά συστήματα, παρέχοντας τη βέλτιστη στατιστική εκτίμηση. Ωστόσο, απαιτεί πολύπλοκες πράξεις πινάκων οι οποίες καταναλώνουν τεράστια υπολογιστική ισχύ και μνήμη. Αυτό το καθιστά απαγορευτικό για μικροελεγκτές που καλούνται να διαβάσουν δεδομένα από πολλαπλούς αισθητήρες ταυτόχρονα (όπως οι δύο MPU6050 της εφαρμογής) και να τρέξουν τον αλγόριθμο σε υψηλό ρυθμό δειγματοληψίας (π.χ. 50Hz).

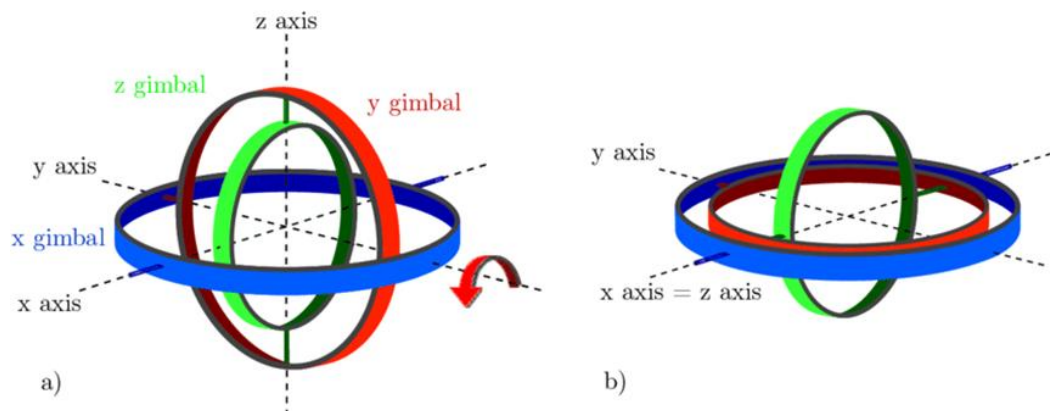
Το Φίλτρο Madgwick, που αναπτύχθηκε από τον Sebastian Madgwick, επιλέχθηκε ως η βέλτιστη λύση για τη συγκεκριμένη υλοποίηση, καθώς γεφυρώνει το χάσμα μεταξύ των δύο παραπάνω προσεγγίσεων [16]. Προσφέρει ακρίβεια εφάμιλλη του φίλτρου Kalman, αλλά έχει σχεδιαστεί ειδικά ώστε να είναι υπολογιστικά αποδοτικό. Αξιοποιεί αποκλειστικά τη μέθοδο βελτιστοποίησης της Καθόδου Κλίσης (Gradient Descent) και απλές αλγεβρικές πράξεις, χωρίς την ανάγκη υπολογισμού βαριών τριγωνομετρικών συναρτήσεων ή πινάκων. Αυτό επιτρέπει στο σύστημα να εκτελεί άμεσα τη συγχώνευση

των δεδομένων των αισθητήρων (στα 20ms ανά κύκλο) και να εξάγει τον τρισδιάστατο προσανατολισμό σε πραγματικό χρόνο, διατηρώντας τη σταθερότητα του μικροελεγκτή.

2.9.2 Αναπαράσταση Προσανατολισμού στο Χώρο

Ο αλγόριθμος Madgwick βασίζεται στη χρήση των τετραδονίων (quaternions) για τον υπολογισμό και την αναπαράσταση του προσανατολισμού στον τρισδιάστατο χώρο. Παραδοσιακά, σε εφαρμογές γραφικών και μηχανικής, ο προσανατολισμός περιγράφεται μέσω των γωνιών Euler (Yaw, Pitch, Roll). Ωστόσο, η συγκεκριμένη μέθοδος παρουσιάζει έναν κρίσιμο μαθηματικό περιορισμό γνωστό ως «Gimbal Lock» [26].

Το φαινόμενο αυτό παρατηρείται όταν το σύστημα περιστραφεί κατά 90° γύρω από έναν συγκεκριμένο άξονα, γεγονός που προκαλεί την ταύτιση (ευθυγράμμιση) δύο εκ των τριών αξόνων περιστροφής (Εικόνα 4.1). Ως αποτέλεσμα, το σύστημα χάνει έναν βαθμό ελευθερίας (DoF), τα μαθηματικά της περιστροφής παύουν να ισχύουν και οδηγούμαστε σε απώλεια του ακριβούς προσανατολισμού.



Εικόνα 4.1: Αναπαράσταση του φαινομένου Gimbal Lock, όπου δύο άξονες ταυτίζονται, οδηγώντας σε απώλεια ενός βαθμού ελευθερίας. [31]

Για την οριστική επίλυση αυτού του προβλήματος, η σύγχρονη βιβλιογραφία και ο αλγόριθμος Madgwick υιοθετούν την αναπαράσταση μέσω τετραδονίων. Η λογική τους διαφοροποιείται από τις γωνίες Euler ως εξής: αντί να αποσυνθέτουν την κίνηση σε τρεις διαδοχικές περιστροφές, τα τετραδόνια περιγράφουν την κίνηση συνολικά. Ένα τετραδόνιο εκφράζεται ως ένα διάνυσμα τεσσάρων διαστάσεων της μορφής $q = [q_0, q_1, q_2, q_3]$. Συγκεκριμένα, τα στοιχεία q_1, q_2, q_3 (το διανυσματικό μέρος) ορίζουν ένα μοναδιαίο διάνυσμα, το οποίο λειτουργεί ως άξονας περιστροφής στον τρισδιάστατο χώρο, ενώ το στοιχείο q_0 (το βαθμωτό μέρος) καθορίζει τη συνολική γωνία περιστροφής

του συστήματος γύρω από αυτόν τον άξονα. Αυτή η προσέγγιση εξασφαλίζει την ομαλή και συνεχή καταγραφή της κίνησης, εξαλείφοντας πλήρως τον κίνδυνο του Gimbal Lock, χωρίς να απαιτεί βαρύ υπολογιστικό κόστος.

Πιο αυστηρά, στο πεδίο των μαθηματικών, ένα τετραδόνιο q ορίζεται ως ένας γραμμικός συνδυασμός μιας πραγματικής μονάδας και τριών φανταστικών μονάδων (i, j, k) ως εξής:

$$q = q_0 + q_1 i + q_2 j + q_3 k$$

όπου τα i, j, k ικανοποιούν τη θεμελιώδη εξίσωση του Hamilton [27] :

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1$$

Για την αποκλειστική αναπαράσταση τρισδιάστατων περιστροφών (χωρίς κλιμάκωση ή παραμόρφωση του συστήματος), χρησιμοποιούνται αυστηρά τα μοναδιαία τετραδόνια (unit quaternions). Ένα τετραδόνιο θεωρείται μοναδιαίο όταν το μέτρο του (magnitude) ισούται με 1, δηλαδή:

$$\|q\| = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2} = 1$$

Στην πράξη, κατά την υλοποίηση του αλγορίθμου στον μικροελεγκτή, εκτελούνται χιλιάδες υπολογισμοί ανά δευτερόλεπτο, με αποτέλεσμα να συσσωρεύονται αναπόφευκτα σφάλματα υπολογιστικής στρογγυλοποίησης κινητής υποδιαστολής (floating-point errors). Επομένως, είναι επιβεβλημένη η συνεχής κανονικοποίηση (normalization) του τετραδονίου σε κάθε επαναληπτικό κύκλο του αλγορίθμου, ώστε να διατηρείται το μέτρο του αυστηρά ίσο με τη μονάδα, διασφαλίζοντας τη μαθηματική σταθερότητα του συστήματος παρακολούθησης.

2.9.3 Μαθηματικό Μοντέλο και Αρχή Λειτουργίας

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, ο πυρήνας του συστήματος παρακολούθησης βασίζεται στον αλγόριθμο σύντηξης δεδομένων του Sebastian Madgwick. Ο στόχος του μαθηματικού αυτού μοντέλου είναι να υπολογίσει τον ακριβή προσανατολισμό του αισθητήρα, συνδυάζοντας τις μετρήσεις του γυροσκοπίου και του επιταχυνσιόμετρου, εξαλείφοντας ταυτόχρονα τα εγγενή μειονεκτήματα του κάθε αισθητήρα.

Ο αλγόριθμος Madgwick συνδυάζει τα παραπάνω στοιχεία σε έναν επαναληπτικό βρόχο (loop) που εκτελείται σε τρία διακριτά στάδια:

1. Πρόβλεψη μέσω Γυροσκοπίου (Gyroscope Prediction):

Στο πρώτο στάδιο, ο αλγόριθμος διαβάζει τη γωνιακή ταχύτητα ($\omega_x, \omega_y, \omega_z$) από το γυροσκόπιο. Αρχικά, αφαιρείται η στατική απόκλιση του αισθητήρα (bias), η οποία έχει υπολογιστεί κατά τη φάση της βαθμονόμησης κατά την εκκίνηση του συστήματος. Στη συνέχεια, χρησιμοποιώντας τον προηγούμενο γνωστό προσανατολισμό του συστήματος, υπολογίζεται ο ρυθμός μεταβολής του τετραδονίου που προκύπτει αποκλειστικά από την κίνηση που «αντιλήφθηκε» το γυροσκόπιο.

2. Διόρθωση μέσω Επιταχυνσιόμετρου και Καθόδου Κλίσης (Gradient Descent Correction):

Παράλληλα, ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί τα δεδομένα του επιταχυνσιόμετρου για να βρει την πραγματική κατεύθυνση της βαρύτητας. Το σύστημα συγκρίνει την κατεύθυνση της βαρύτητας που εκτιμά ότι έχει (βάσει του γυροσκοπίου) με την πραγματική κατεύθυνση που διαβάζει το επιταχυνσιόμετρο.

Για την ελαχιστοποίηση αυτού του σφάλματος κατεύθυνσης, εφαρμόζεται η μέθοδος βελτιστοποίησης της Καθόδου Κλίσης (Gradient Descent). Ο αλγόριθμος υπολογίζει μαθηματικά ένα διάνυσμα (gradient vector, το οποίο στον κώδικα αποτυπώνεται μέσω των μεταβλητών s_0, s_1, s_2, s_3). Το διάνυσμα αυτό υποδεικνύει την κατεύθυνση προς την οποία πρέπει να «διορθωθεί» ο προσανατολισμός του συστήματος, προκειμένου να ευθυγραμμιστεί με την πραγματική βαρύτητα.

3. Σύντηξη Αισθητήρων και Αριθμητική Ολοκλήρωση:

Το τελικό βήμα αφορά τη σύνθεση των δύο παραπάνω υπολογισμών. Η τελική εξίσωση ρυθμού μεταβολής του προσανατολισμού ($\frac{dq}{dt}$) προκύπτει αφαιρώντας από την εκτίμηση του γυροσκοπίου ένα μέρος του σφάλματος που υπέδειξε το επιταχυνσιόμετρο. Αυτή η συγχώνευση ελέγχεται από τον συντελεστή κέρδους β (Madgwick gain), σύμφωνα με την εξίσωση [16]:

$$\frac{dq}{dt} = \frac{dq_{\omega}}{dt} - \beta \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|}$$

Στη συγκεκριμένη υλοποίηση, η σταθερά έχει οριστεί ως $\beta = 0.05$. Αυτή η χαμηλή τιμή υποδηλώνει ότι το σύστημα εμπιστεύεται κυρίως το γυροσκόπιο για την ομαλή απόδοση της κίνησης του χεριού, ενώ χρησιμοποιεί το επιταχυνσιόμετρο (και την κάθοδο κλίσης) με πολύ μικρό βάρος, λειτουργώντας σαν ένα «ελατήριο» που τραβάει αργά και σταθερά το σύστημα προς τη σωστή κατεύθυνση, εξαλείφοντας την ολίσθηση χωρίς να εισάγει «τρέμουλο» (jitter) από τις απότομες κινήσεις. Η συγκεκριμένη τιμή επιλέχθηκε μετά από σειρά πειραματικών δοκιμών και κρίθηκε ως η καταλληλότερη για την ομαλή λειτουργία του συστήματος.

Τέλος, ο ρυθμός μεταβολής πολλαπλασιάζεται με το χρονικό βήμα dt (το οποίο είναι περίπου 20ms, καθώς το σύστημα τρέχει στα 50Hz) και προστίθεται στο προηγούμενο τετραδόνιο μέσω αριθμητικής ολοκλήρωσης, αποδίδοντας τον τελικό προσανατολισμό του αισθητήρα για την τρέχουσα χρονική στιγμή:

$$q_t = q_{t-1} + \frac{dq}{dt} \Delta t$$

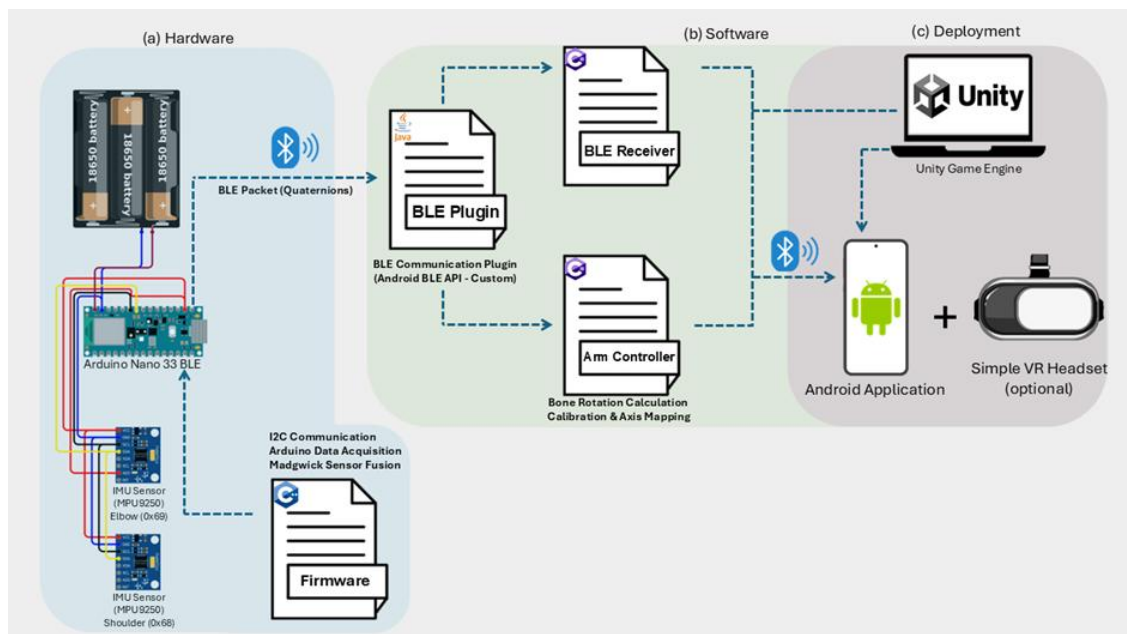
Κεφάλαιο 3

Σχεδιασμός, Υλοποίηση και Ενσωμάτωση Συστήματος

3.1 Αρχιτεκτονική του Συστήματος	16
3.2 Περιγραφή Υλικού Εξοπλισμού	17
3.3 Λογισμικό Ενσωματωμένου Συστήματος (Firmware)	19
3.4 Ασύρματη Επικοινωνία (Bluetooth Low Energy – BLE)	21
3.5 Ανάπτυξη Custom BLE Plugin	22
3.6 Διασύνδεση και Διαχείριση Κινήσεων στο Unity (C# Controller)	23
3.7 Προετοιμασία Υλικού Εξοπλισμού	25
3.8 Ενσωμάτωση και Διαλειτουργικότητα με υφιστάμενο λογισμικό του Ερευνητικού Κέντρου CYENS Centre of Excellence	28

3.1 Αρχιτεκτονική του Συστήματος

Η αρχιτεκτονική του συστήματος, σχεδιάστηκε με γνώμονα, τη φορητότητα, την ασύρματη λειτουργία και την ορθή λήψη και επεξεργασία δεδομένων σε πραγματικό χρόνο. Το σύστημα διαιρείται σε δύο υποσυστήματα: (a) το υλικό (hardware/wearable) και (b) το λογισμικό (software).



Σχήμα 3.1: Αρχιτεκτονική συστήματος και ροή δεδομένων από τους αισθητήρες κίνησης έως την απεικόνιση του εικονικού βραχίονα στο Unity.

Όπως απεικονίζεται στο παραπάνω σχήμα (Σχήμα 3.1), η αρχιτεκτονική του συστήματος ακολουθεί μια γραμμική ροή δεδομένων η οποία αρχίζει με την καταγραφή της φυσικής κίνησης και καταλήγει στη ψηφιακή της αναπαράσταση. Η λειτουργία του συστήματος διαχωρίζεται στα εξής τέσσερα στάδια.

Το πρώτο στάδιο αφορά την λήψη των φυσικών μετρήσεων από τους αισθητήρες. Ειδικότερα, οι δύο αισθητήρες MPU6500 είναι υπεύθυνοι να καταγράφουν συνεχώς την γραμμική επιτάχυνση και τη γωνιακή ταχύτητα του χεριού. Οι μετρικές αυτές ψηφιοποιούνται στο εσωτερικό του εκάστοτε αισθητήρα και αποστέλλονται μέσω καλωδίων στον μικροελεγκτή.

Έπειτα, ο μικροελεγκτής Arduino Nano 33 BLE διαβάζει τα ακατέργαστα (raw) δεδομένα μέσω του πρωτοκόλλου επικοινωνίας, I2C. Στο συγκεκριμένο στάδιο πραγματοποιούνται ο βασικός έλεγχος λειτουργίας, η δειγματοληψία σε σταθερό ρυθμό και το φιλτράρισμα των δεδομένων, μέσω του αλγόριθμου Madgwick, από ακατέργαστα δεδομένα σε τετραδόνια.

Ακολούθως, ο μικροελεγκτής προετοιμάζει τα νέα δεδομένα σε ειδικά πακέτα και τα εκπέμπει στην android συσκευή μέσω του πρωτοκόλλου Bluetooth Low Energy (BLE).

Τέλος, τα δεδομένα φθάνουν στο λογισμικό που αναπτύχθηκε στη μηχανή γραφικών Unity. Γίνεται λήψη και ανάγνωση των δεδομένων, στη συνέχεια η αποκωδικοποίησή τους και η επεξεργασία τους σε γωνίες περιστροφής αντίστοιχες των αρθρώσεων, επιτυγχάνοντας έτσι την πιστή οπτικοποίηση της κίνησης του χρήστη.

3.2 Περιγραφή Υλικού Εξοπλισμού

Το υποσύστημα υλικού (hardware) συνιστά τον θεμελιώδη πυρήνα για τη συλλογή δεδομένων κίνησης και την ασύρματη μετάδοσή τους. Ο σχεδιασμός του βασίστηκε σε τρεις κύριους άξονες: τη φορητότητα (wearability), τη χαμηλή ενεργειακή κατανάλωση και την αξιόπιστη επικοινωνία. Η αρχιτεκτονική του περιλαμβάνει τρία βασικά υποσυστήματα: τον κεντρικό μικροελεγκτή, τις μονάδες αισθητήρων και το σύστημα τροφοδοσίας.

- **Μικροελεγκτής (Arduino Nano 33 BLE)**

Ως κεντρική μονάδα επεξεργασίας του ενσωματωμένου συστήματος επιλέχθηκε η πλατφόρμα *Arduino Nano 33 BLE*. Η επιλογή αυτή αιτιολογείται πρωτίστως από τις

μικρές διαστάσεις της, οι οποίες την καθιστούν ιδιαίτερα κατάλληλη για ενσωμάτωση σε φορητές διατάξεις επί του ανθρώπινου σώματος. Επιπροσθέτως, διαθέτει επαρκή υπολογιστική ισχύ για την απρόσκοπτη εκτέλεση, σε πραγματικό χρόνο, αλγορίθμων συγχώνευσης δεδομένων, όπως το φίλτρο Madgwick. Ένα ακόμη καθοριστικό χαρακτηριστικό αποτελεί η ενσωματωμένη υποστήριξη του πρωτοκόλλου Bluetooth Low Energy (BLE), μέσω του οποίου επιτυγχάνεται η ασύρματη μετάδοση των υπολογισμένων δεδομένων προσανατολισμού (τετραδόνια) προς εξωτερικές συσκευές. Παράλληλα, η ιδιαίτερα χαμηλή ενεργειακή κατανάλωση του συγκεκριμένου μικροελεγκτή εγγυάται την αναγκαία αυτονομία της μπαταρίας, επιτρέποντας τη διεξαγωγή πολύωρων συνδέσεων χωρίς διακοπές.

- ***Αδρανειακοί Αισθητήρες (MPU6500)***

Για την καταγραφή της κίνησης του άνω άκρου χρησιμοποιούνται δύο αδρανειακές μονάδες μέτρησης (IMUs) τύπου MPU6500. Κάθε μονάδα ενσωματώνει επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο και μαγνητόμετρο, επιτρέποντας τη μέτρηση της τρισδιάστατης επιτάχυνσης, της γωνιακής ταχύτητας και του μαγνητικού πεδίου, αντίστοιχα. Για την ολοκληρωμένη αναπαράσταση της κίνησης του βραχίονα, οι αισθητήρες τοποθετούνται σε καίριες ανατομικές θέσεις: ο πρώτος στην περιοχή του ώμου και ο δεύτερος στην περιοχή του αγκώνα. Η επικοινωνία τους με τον μικροελεγκτή πραγματοποιείται μέσω του διαύλου I2C. Για την αποφυγή συγκρούσεων διευθύνσεων στον κοινό δίαυλο, οι δύο αισθητήρες ρυθμίζονται σε διαφορετικές διευθύνσεις (0x68 και 0x69 αντίστοιχα).

- ***Σύστημα Τροφοδοσίας (Battery Pack)***

Η ενεργειακή αυτονομία της διάταξης εξασφαλίζεται μέσω ενός φορητού συστήματος τροφοδοσίας, το οποίο καταργεί την ανάγκη εξωτερικής παροχής ρεύματος. Συγκεκριμένα, χρησιμοποιείται συστοιχία τριών μπαταριών λιθίου (τύπου AA). Η εν λόγω διάταξη παρέχει επαρκή τάση λειτουργίας και υψηλή ενεργειακή χωρητικότητα, επιτρέποντας την πολύωρη και αδιάλειπτη λειτουργία του συστήματος, χωρίς την ανάγκη συχνής επαναφόρτισης ή την ανάγκη καλωδίωσης για παροχή τροφοδοσίας.

- **Συνδεσμολογία**

Τα επιμέρους υποσυστήματα διασυνδέονται σε ένα ενιαίο ηλεκτρονικό κύκλωμα. Οι δύο αισθητήρες MPU6500 συνδέονται παράλληλα στον δίαυλο I2C του μικροελεγκτή, αξιοποιώντας τις γραμμές SDA (δεδομένων) και SCL (ρολογιού). Παράλληλα, τροφοδοτούνται με κοινή τάση (VCC) και γείωση (GND) απευθείας από τον μικροελεγκτή, ο οποίος λαμβάνει την απαιτούμενη ενέργεια από τη συστοιχία των μπαταριών. Η συγκεκριμένη συνδεσμολογία διασφαλίζει την ομαλή και αξιόπιστη λειτουργία του συνολικού συστήματος.

3.3 Λογισμικό Ενσωματωμένου Συστήματος (Firmware)

Το λογισμικό ελέγχου (firmware) του ενσωματωμένου συστήματος αναπτύχθηκε σε περιβάλλον Arduino, σε γλώσσα προγραμματισμού C++ με στόχο την αδιάλειπτη συλλογή, επεξεργασία και ασύρματη μετάδοση των δεδομένων κίνησης του χεριού σε πραγματικό χρόνο. Η αρχιτεκτονική του λογισμικού δομείται σε τρεις βασικούς άξονες: την επικοινωνία με τους αισθητήρες και τη βαθμονόμησή τους, τη συγχώνευση των δεδομένων, και την ασύρματη μετάδοση μέσω πρωτοκόλλου Bluetooth Low Energy (BLE).

Η επικοινωνία του μικροελεγκτή με τις δύο αδρανειακές μονάδες μέτρησης (MPU6500), οι οποίες τοποθετούνται στον βραχίονα και τον πήχη, υλοποιείται μέσω διαύλου I2C (Inter-Integrated Circuit) στις διευθύνσεις 0x68 και 0x69 αντίστοιχα. Για τη βελτιστοποίηση της καταγραφής των ανθρώπινων κινήσεων, η κλίμακα πλήρους εύρους των αισθητήρων ρυθμίστηκε στα $\pm 8g$ για το επιταχυνσιόμετρο και στα $\pm 2000\text{ }^\circ/s$ (dps) για το γυροσκόπιο, επιτρέποντας την ασφαλή καταγραφή απότομων επιταχύνσεων χωρίς την αποκοπή των σημάτων [28].

Δεδομένου ότι οι αισθητήρες MEMS χαρακτηρίζονται από εγγενή στατικά σφάλματα στο γυροσκόπιο, τα οποία συσσωρεύονται με την πάροδο του χρόνου προκαλώντας σημαντικές αποκλίσεις [27], ενσωματώθηκε ειδική ρουτίνα βαθμονόμησης κατά την εκκίνηση του συστήματος. Ενώ το σύστημα βρίσκεται σε απόλυτη ηρεμία, συλλέγονται 200 δείγματα από κάθε αισθητήρα, υπολογίζεται η μέση τιμή του θορύβου για κάθε άξονα (X, Y, Z) και στη συνέχεια αυτή αφαιρείται (bias compensation) από κάθε μελλοντική μέτρηση του γυροσκοπίου.

Η μετατροπή των πρωτογενών δεδομένων του επιταχυνσιόμετρου και του γυροσκοπίου σε τρισδιάστατο χωρικό προσανατολισμό επιτυγχάνεται μέσω του αλγορίθμου συγχώνευσης δεδομένων του Madgwick [16]. Ο αλγόριθμος αυτός αξιοποιεί τη μέθοδο της κλίσης (gradient descent) για να αντισταθμίσει το σφάλμα ολίσθησης του γυροσκοπίου, χρησιμοποιώντας το διάνυσμα της βαρύτητας που καταγράφεται από το επιταχυνσιόμετρο. Η παράμετρος απολαβής (gain parameter) β (BETA) του φίλτρου ορίστηκε στο 0.05, τιμή που προέκυψε πειραματικά ως η βέλτιστη τομή μεταξύ της εξομάλυνσης του θορύβου και της ταχύτητας απόκρισης του συστήματος.

Για την αναπαράσταση του προσανατολισμού επιλέχθηκε η χρήση τετραδόνιων (q_0, q_1, q_2, q_3). Η επιλογή αυτή, έναντι των παραδοσιακών γωνιών Euler, έγινε προκειμένου να αποφευχθεί το μαθηματικό πρόβλημα της απώλειας βαθμών ελευθερίας σε συγκεκριμένες γωνίες, φαινόμενο γνωστό στη βιβλιογραφία ως gimbal lock [26].

Ο κεντρικός βρόχος ελέγχου (loop) του μικροελεγκτή εκτελείται με συχνότητα 50Hz (κάθε 20ms). Σε κάθε κύκλο, τα δεδομένα των δύο αισθητήρων MPU6500 (Αγκώνας και Ώμος) περνούν από το φίλτρο Madgwick και τα εξαγόμενα τετραδόνια μορφοποιούνται σε μια ενιαία συμβολοσειρά (string). Η μορφή του πακέτου σχεδιάστηκε ως εξής:

$$ALL: \underbrace{q1, q2, q3, q0}_{\text{elbow}} | \underbrace{q1, q2, q3, q0}_{\text{shoulder}} \backslash n$$

Σχήμα 5.1: Αναπαράσταση Πακέτου μεταφοράς δεδομένων

Όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 5.1, η μεταφορά των δεδομένων επιτυγχάνεται μέσω συμβολοσειρών που ακολουθούν την παραπάνω δομή. Το πρώτο σέτ τεσσάρων τιμών (quaternion) αφορά την περιστροφή της άρθρωσης του αγκώνα, ενώ το δεύτερο σέτ, μετά το σύμβολο «|», αφορά την άρθρωση του ώμου.

Η χρήση συμβολοσειράς, αν και ελαφρώς πιο απαιτητική σε όγκο δεδομένων σε σχέση με τη μεταφορά ωμών byte (raw bytes), επιλέχθηκε για να διευκολύνει την αποσφαλμάτωση (debugging) και την ευελιξία κατά την αποκωδικοποίηση στο περιβάλλον του Unity.

```

void loop() {
  BLE.poll(); // required for ArduinoBLE to process connections/notifications

  // Run at ~50Hz based on millis() timing
  if (millis() - lastT >= 20) {
    // dt in seconds (float) for filter integration
    float dt = (millis() - lastT) / 1000.0f;
    lastT = millis();

    float d[NUM_SENSORS][6];

    // External MPUs (Shoulder/Elbow)
    readMPU(0x69, d[0][0], d[0][1], d[0][2], d[0][3], d[0][4], d[0][5]);
    readMPU(0x68, d[1][0], d[1][1], d[1][2], d[1][3], d[1][4], d[1][5]);

    // Update orientation estimate for each sensor
    for (int i = 0; i < NUM_SENSORS; i++) {
      madgwick(i,
        d[i][0], d[i][1], d[i][2], // accel
        d[i][3], d[i][4], d[i][5], // gyro
        dt);
    }

    // Format: ALL:q1,q2,q3,q0|q1,q2,q3,q0
    // Quaternion ordering here is x,y,z,w (q1,q2,q3,q0)
    String p = "ALL:";
    for (int i = 0; i < NUM_SENSORS; i++) {
      p += String(s[i].q1, 3) + "," + String(s[i].q2, 3) + "," +
        String(s[i].q3, 3) + "," + String(s[i].q0, 3);

      if (i < NUM_SENSORS - 1) p += "|";
    }
    p += "\n";

    // Notify connected central device
    txChar.writeValue(p.c_str(), p.length());
    Serial.print(p); // Debugging purposes
  }
}

```

Απόσπασμα Κώδικα 5.1: Παρουσιάζεται η δομή του κύριου βρόχου (main loop) του firmware.

3.4 Ασύρματη Επικοινωνία (Bluetooth Low Energy – BLE)

Η μεταφορά των δεδομένων από τον μικροελεγκτή προς το περιβάλλον εικονικής πραγματικότητας πραγματοποιείται μέσω του πρωτοκόλλου Bluetooth Low Energy -

BLE. Η επιλογή του BLE κρίθηκε ως η καταλληλότερη λύση, καθώς προσφέρει χαμηλή κατανάλωση ενέργειας και επαρκή ρυθμό μετάδοσης (bandwidth) για τη διαχείριση των πακέτων δεδομένων που παράγονται από τους αισθητήρες.

3.4.1 Αρχιτεκτονική του BLE Server στον Μικροελεγκτή

Ο μικροελεγκτής (Arduino Nano 33 BLE) διαμορφώθηκε ώστε να λειτουργεί ως περιφερειακή συσκευή (Peripheral) εκπέμποντας το όνομα «*Arm Tracker*». Για την επικοινωνία, υλοποιήθηκε μια προσαρμοσμένη υπηρεσία (custom service) βασισμένη στο πρότυπο Nordic UART, χρησιμοποιώντας συγκεκριμένα UUIDs για την υπηρεσία (Service UUID) και τα χαρακτηριστικά λήψης/αποστολής (RX/TX Characteristics). Η συσκευή αξιοποιεί τη λειτουργία ειδοποιήσεων (Notifications) στο TX Characteristic για να αποστέλλει τα δεδομένα συνεχώς στον πελάτη.

3.5 Ανάπτυξη Custom BLE Plugin

Η επικοινωνία μεταξύ συσκευών υλικού (hardware) και της μηχανής γραφικών Unity συχνά παρουσιάζει περιορισμούς. Για την επίτευξη αδιάλειπτης, χαμηλής καθυστέρησης (low-latency) και αξιόπιστης μετάδοσης δεδομένων, κρίθηκε επιβεβλημένη η ανάπτυξη ενός εξατομικευμένου προσθέτου (plugin) Bluetooth Low Energy (BLE). Το plugin αυτό λειτουργεί ως ο συνδετικός κρίκος (middleware) μεταξύ του λειτουργικού συστήματος της φορητής συσκευής και του περιβάλλοντος του Unity, αναλαμβάνοντας τον πλήρη έλεγχο του κύκλου ζωής της σύνδεσης.

3.5.1 Διαχείριση Σύνδεσης και Δικαιωμάτων (Permissions)

Η ομαλή λειτουργία του συστήματος εξαρτάται πρωτίστως από την ορθή διαχείριση των αδειών επιπέδου συστήματος (system-level permissions). Μέσω του κώδικα της κλάσης *SimpleBleReceiver* (γραμμένου σε C#), το σύστημα αναλαμβάνει αρχικά τον δυναμικό έλεγχο και την αίτηση των απαραίτητων δικαιωμάτων προσπέλασης κατά τον χρόνο εκτέλεσης (runtime). Αυτό περιλαμβάνει άδειες όπως *Bluetooth Scan*, *Bluetooth Connect* και *Location*.

Η συγκεκριμένη υλοποίηση είναι απολύτως απαραίτητη για τη συμμόρφωση με τις αυστηρές πολιτικές ασφαλείας των νεότερων εκδόσεων του Android (API 31+ / Android 12 και άνω), όπου τα δικαιώματα του Bluetooth διαχωρίστηκαν από τις υπηρεσίες

τοποθεσίας. Μόλις ο χρήστης παραχωρήσει τις απαιτούμενες άδειες, το plugin εκκινεί τη διαδικασία σάρωσης (scanning) με στοχευμένα φίλτρα για να εντοπίσει αποκλειστικά τη συσκευή «*Arm Tracker*». Μόλις εντοπιστεί, εγκαθιδρύει την ασύρματη σύνδεση, παρακάμπτοντας πλήρως τους περιορισμούς, τις ασταθείς συμπεριφορές και τις καθυστερήσεις που συχνά επιβάλλουν οι ενσωματωμένες high-level βιβλιοθήκες της μηχανής Unity.

3.5.2 Ρύθμιση MTU και Επικοινωνία με το Unity (Java-C# Bridge)

Μια από τις πιο κρίσιμες παραμέτρους για τη διασφάλιση της ακεραιότητας των δεδομένων και την αποφυγή απωλειών (packet loss) κατά τη μετάδοση εκτενών συμβολοσειρών, ήταν η δυναμική αύξηση του Maximum Transmission Unit (MTU). Οι προεπιλεγμένες τιμές του πρωτοκόλλου BLE (συνήθως 23 bytes) είναι ανεπαρκείς για την αποστολή πολύπλοκων δεδομένων από πολλαπλούς αισθητήρες. Έτσι, μόλις η κατάσταση (status) της σύνδεσης αλλάξει σε «ready», το σύστημα αιτείται άμεσα την επέκταση του MTU στα 185 bytes. Αυτό διασφαλίζει ότι ολόκληρο το πακέτο δεδομένων των αισθητήρων IMU λαμβάνεται σε μία ενιαία μεταφορά, εκμηδενίζοντας την ανάγκη για ανασύνθεση πακέτων (packet reassembly) που θα προκαλούσε επιπλέον καθυστέρηση.

Για την απρόσκοπτη επικοινωνία μεταξύ του εγγενούς Android κώδικα και του Unity, αναπτύχθηκε μια γέφυρα επικοινωνίας (Java, C# Bridge) με τη χρήση της κλάσης *AndroidJavaProxy*. Η αρχιτεκτονική αυτή αντικαθιστά τις παραδοσιακές και χρονοβόρες τεχνικές με ένα σύστημα βασισμένο σε συμβάντα. Αυτή η τεχνική επιτρέπει στο Java plugin να καλεί απευθείας, με τη μορφή callbacks, μεθόδους της C#, όπως *OnDeviceFound()*, *OnStatus()*, και *OnData()*, προωθώντας τα δεδομένα στο Unity σε πραγματικό χρόνο.

3.6 Διασύνδεση και Διαχείριση Κινήσεων στο Unity (C# Controller)

Το τελικό στάδιο της αρχιτεκτονικής λαμβάνει χώρα εντός του περιβάλλοντος του Unity. Εδώ, τα ακατέργαστα δεδομένα (raw data) που καταγράφονται από τους αισθητήρες μέσω του plugin, φιλτράρονται, μετασχηματίζονται και εφαρμόζονται στο τρισδιάστατο (3D) μοντέλο του βραχίονα. Ο κεντρικός πυρήνας αυτής της λειτουργίας είναι το script *FinalCharacterController*, το οποίο ενορχηστρώνει την οπτική αναπαράσταση της κίνησης στον εικονικό τρισδιάστατο χώρο.

3.6.1 Διαχείριση Νημάτων (Thread-Safety)

Μια από τις μεγαλύτερες τεχνικές προκλήσεις που αντιμετωπίστηκαν κατά την ανάπτυξη, αφορούσε τον ασφαλή συγχρονισμό των δεδομένων. Η λήψη των πακέτων Bluetooth εκτελείται ασύγχρονα μέσω ενός νήματος παρασκηνίου (*background thread*) από τη μεριά της Java. Αντίθετα, η μηχανή Unity επιβάλλει αυστηρά όλες οι αλλαγές στα αντικείμενα της σκηνής (GameObjects, Transforms) να εκτελούνται αποκλειστικά από το Κύριο Νήμα (*Main Thread*).

Για την αποφυγή συγκρούσεων (*race conditions*) και σφαλμάτων κατά την εκτέλεση, υλοποιήθηκε ένας μηχανισμός ασφαλούς εγγραφής μέσω ενός *Thread-Safe Buffer*. Χρησιμοποιήθηκαν μηχανισμοί αμοιβαίου αποκλεισμού (*locks/mutexes*) στον κώδικα της C#, οι οποίοι εξασφαλίζουν ότι τα δεδομένα των αισθητήρων δεν θα αλλοιωθούν κατά την ταυτόχρονη προσπάθεια εγγραφής τους από το *background thread* και ανάγνωσής τους από το *loop Update()* του *Main Thread*.

3.6.2 Αποκωδικοποίηση και Μετασχηματισμός Συντεταγμένων

Τα δεδομένα που μεταφέρονται με ασφάλεια στο *Main Thread* απαιτούν αρχικά αποκωδικοποίηση (*parsing*). Η συμβολοσειρά διαχωρίζεται στα συστατικά της μέρη με τη χρήση συγκεκριμένων χαρακτήρων (το `|` για διαχωρισμό αισθητήρων και το `,` για διαχωρισμό αξόνων).

Από αυτή τη διαδικασία εξάγονται τα τετραδόνια μορφής (x, y, z, w), τα οποία αντιπροσωπεύουν την περιστροφή του υλικού στον χώρο. Ωστόσο, αυτά δεν μπορούν να εφαρμοστούν απευθείας. Το δεξιόστροφο σύστημα συντεταγμένων του αισθητήρα διαφέρει θεμελιωδώς από το αριστερόστροφο σύστημα που ακολουθεί το Unity. Για την ορθή χαρτογράφηση της κίνησης, υλοποιήθηκε ένας μαθηματικός μετασχηματισμός αλλαγής βάσης. Συγκεκριμένα, οι άξονες αναδιατάχθηκαν και αντιστράφηκαν σύμφωνα με τη μορφή (y, -z, -x, w), διασφαλίζοντας ότι η φυσική κίνηση του βραχίονα μεταφράζεται με απόλυτη ορθότητα στο εικονικό περιβάλλον.

3.6.3 Βαθμονόμηση (Calibration) και Εξομάλυνση Κίνησης (Smoothing)

Κάθε ανθρώπινο σώμα είναι διαφορετικό, όπως και ο τρόπος με τον οποίο προσαρμόζονται οι αισθητήρες πάνω του. Συνεπώς, το σύστημα οφείλει να

προσαρμόζεται στο εκάστοτε σώμα και στάση. Για τον λόγο αυτό, ενσωματώθηκε μια κρίσιμη λειτουργία βαθμονόμησης. Κατά την έναρξη, ζητείται από τον χρήστη να τοποθετήσει το χέρι του σε μια προκαθορισμένη αρχική θέση (γνωστή ως T-pose). Κατά τη στιγμή εκείνη, το σύστημα αποθηκεύει την τρέχουσα τιμή του quaternion του αισθητήρα ως τιμή αναφοράς (offset). Σε κάθε επόμενο καρέ (frame), το σύστημα πολλαπλασιάζει τα νέα δεδομένα με τον αντίστροφο πίνακα της τιμής αναφοράς, υπολογίζοντας έτσι τη σχετική διαφορά γωνίας (delta angle), η οποία απομονώνει την καθαρή κίνηση του χρήστη.

Τέλος, λόγω των εγγενών περιορισμών των αισθητήρων IMU, τα δεδομένα συχνά περιέχουν μικρο-ταλαντώσεις και ηλεκτρονικό «θόρυβο» (jittering). Η ακαριαία μεταφορά αυτού του θορύβου σε ένα περιβάλλον Εικονικής Πραγματικότητας (VR) μπορεί να χαλάσει την εμπειρία χρήστη ή ακόμα και να προκαλέσει ναυτία (motion sickness). Για να αντιμετωπιστεί αυτό, υπολογίζεται πρώτα η επιθυμητή περιστροφή και στη συνέχεια εφαρμόζεται η μαθηματική συνάρτηση Σφαιρικής Γραμμικής Παρεμβολής (Quaternion.Slerp). Συνδυάζοντας τον χρόνο ανά καρέ (Time.deltaTime) με μια μεταβλητή ομαλοποίησης (SmoothSpeed), το εικονικό μοντέλο «κυνηγεί» την πραγματική κίνηση. Το αποτέλεσμα είναι το εικονικό χέρι να ακολουθεί το φυσικό χέρι με εξαιρετικά υψηλή ακρίβεια, αποδίδοντας μια φυσική, ομαλή και απόλυτα ρεαλιστική απεικόνιση.

3.7 Προετοιμασία Υλικού Εξοπλισμού

Η διαδικασία της προετοιμασίας και της ορθής τοποθέτησης του υλικού εξοπλισμού στο σώμα του χρήστη αποτελεί ένα από τα κρίσιμότερα στάδια πριν από τη χρήση του συστήματος, καθώς καθορίζει άμεσα την ακρίβεια της κινητικής ανάλυσης και τη βέλτιστη λειτουργία της εφαρμογής.

3.7.1 Τοποθέτηση Συστήματος στο Άνω Άκρο

Προκειμένου το σύστημα να καταγράψει και να μεταφράσει με ακρίβεια τις ανθρώπινες κινήσεις στο ψηφιακό περιβάλλον, οι αισθητήρες πρέπει να τοποθετηθούν με συγκεκριμένο τρόπο, διασφαλίζοντας την ταύτιση των τοπικών συστημάτων συντεταγμένων τους με το κινητικό μοντέλο του χεριού. Για τη διευκόλυνση του χρήστη και την αποφυγή σφαλμάτων κατά την εφαρμογή, οι αδρανειακές μονάδες διαθέτουν ειδική εξωτερική σήμανση. Συγκεκριμένα, η πρώτη μονάδα φέρει την

ετικέτα «Shoulder $\hat{u}$ » και αφορά την παρακολούθηση της κίνησης του ώμου. Η μονάδα αυτή πρέπει να τοποθετηθεί στην εξωτερική πλευρική επιφάνεια του βραχίονα, σε απόσταση περίπου 5 εκατοστών κάτω από την άρθρωση του ώμου, σημείο που επιλέγεται ώστε να καταγράφεται καθαρά η περιστροφή του άνω άκρου, ελαχιστοποιώντας τις παρεμβολές από τις συσπάσεις των μεγαλύτερων μυϊκών ομάδων. Αντίστοιχα, η δεύτερη μονάδα, η οποία φέρει την ετικέτα «Elbow $\hat{u}$ », είναι υπεύθυνη για την παρακολούθηση της κάμψης και περιστροφής του αγκώνα και τοποθετείται στο άνω τμήμα του πήχη (αντιβράχιο), περίπου 5 εκατοστά κάτω από την άρθρωση του αγκώνα.

Η στερέωση των συσκευών πάνω στο σώμα απαιτείται να είναι σταθερή, ώστε να αποφεύγεται η ολίσθησή τους κατά τη διάρκεια απότομων κινήσεων. Η πλέον κρίσιμη παράμετρος, ωστόσο, κατά την τοποθέτηση είναι η αυστηρή χωρική τους ευθυγράμμιση. Οι δύο αισθητήρες πρέπει να τοποθετηθούν κατά μήκος μιας νοητής ευθείας, η οποία διατρέχει τον διαμήκη άξονα ολόκληρου του χεριού. Επιπρόσθετα, τα βέλη ένδειξης κατεύθυνσης ($\hat{u}$) που αναγράφονται πάνω στις ετικέτες των συσκευών πρέπει να έχουν τον ίδιο ακριβώς προσανατολισμό, «δείχνοντας» προς τα εμπρός, δηλαδή προς την κατεύθυνση του καρπού. Αυτή η αρχική τοποθέτηση είναι θεμελιώδης, διότι εγγυάται ότι οι τοπικοί άξονες αναφοράς (X, Y, Z) των δύο αισθητήρων είναι απολύτως συγχρονισμένοι μεταξύ τους και συνάδουν με τον αρχικό προσανατολισμό του ψηφιακού βραχίονα στη μηχανή γραφικών. Οποιαδήποτε απόκλιση κατά την τοποθέτηση ενδέχεται να εισάγει αρχικά σφάλματα (offsets) στις μετρήσεις, προκαλώντας παραμόρφωση κατά την οπτικοποίηση της κίνησης.

3.7.2 Αρχικοποίηση Συστήματος και Διαδικασία Σύνδεσης

Για την ορθή έναρξη και τη βέλτιστη προσομοίωση της κίνησης, η διαδικασία αρχικοποίησης του smart arm sleeve απαιτεί την υιοθέτηση μιας συγκεκριμένης στάσης αναφοράς από τον χρήστη. Ειδικότερα, μετά την εφαρμογή των αισθητήρων στα προβλεπόμενα ανατομικά σημεία του ώμου και του αγκώνα, ο χρήστης καλείται να εκτείνει το βραχίονα του σε οριζόντια θέση, σχηματίζοντας τη γνωστή στάση «T-Pose», και να παραμείνει απολύτως ακίνητος.

Κατά τη διάρκεια αυτής της σταθερής στάσης, πραγματοποιείται η ενεργοποίηση του συστήματος μέσω του κεντρικού διακόπτη της τροφοδοσίας. Η επιτυχής εκκίνηση του υλικού εξοπλισμού υποδεικνύεται οπτικά μέσω της ενεργοποίησης μιας πράσινης

φωτεινής ένδειξης (LED). Παράλληλα, το σύστημα εισέρχεται αυτόματα στη φάση της αρχικής βαθμονόμησης, η οποία σηματοδοτείται από την ενεργοποίηση μιας πορτοκαλί φωτεινής ένδειξης. Η παραμονή στην απόλυτα σταθερή στάση «T-Pose» είναι κρίσιμη σε αυτό το στάδιο, καθώς επιτρέπει στον αλγόριθμο να συλλέξει τα απαραίτητα δείγματα ηρεμίας και να υπολογίσει τα αρχικά σφάλματα απόκλισης. Η ολοκλήρωση της διαδικασίας βαθμονόμησης και η πλήρης ετοιμότητα του συστήματος επιβεβαιώνεται όταν η πορτοκαλί ένδειξη απενεργοποιηθεί.

Κατόπιν της επιτυχούς διαμόρφωσης του υλικού εξοπλισμού, ακολουθεί η διαδικασία της ασύρματης σύζευξης. Στο επίπεδο του λογισμικού, έχουν αναπτυχθεί αυτόνομα scripts που διαχειρίζονται πλήρως την επικοινωνία μέσω του πρωτοκόλλου BLE. Η ενσωμάτωσή τους στο Περιβάλλον Διεπαφής Χρήστη (UI) της μηχανής Unity είναι εξαιρετικά απλοποιημένη, καθώς οι συναρτήσεις σύνδεσης μπορούν να εκχωρηθούν άμεσα στα διαδραστικά πλήκτρα της εφαρμογής μέσω «drag-and-drop». Η αλληλεπίδραση του χρήστη με τα πλήκτρα αυτά πυροδοτεί άμεσα την εγκαθίδρυση της σύνδεσης και την έναρξη της ροής δεδομένων μεταξύ του μικροελεγκτή και της μηχανής γραφικών.

Τέλος, λαμβάνοντας υπόψη τα εγγενή χαρακτηριστικά των αδρανειακών αισθητήρων και τη φυσιολογική συσσώρευση σφάλματος ολίσθησης κατά την παρατεταμένη χρήση, έχει προβλεφθεί μηχανισμός δυναμικής επαναβαθμονόμησης. Προκειμένου να διατηρηθεί η υψηλή ακρίβεια των κινήσεων αντιστοίχισης του ψηφιακού βραχίονα σε βάθος χρόνου, συνιστάται η περιοδική επανάληψη της παραπάνω διαδικασίας. Ο χρήστης δύναται ανά πάσα στιγμή να ανακτήσει τον ακριβή χωρικό προσανατολισμό, υιοθετώντας εκ νέου τη στάση «T-Pose» και αλληλεπιδρώντας με το αντίστοιχο πλήκτρο βαθμονόμησης στο ψηφιακό περιβάλλον διεπαφής.

3.7.3 Κινηματική Αντιστοίχιση (Kinematic Mapping)

Ο πυρήνας της λειτουργίας του συστήματος στο περιβάλλον εικονικής πραγματικότητας βασίζεται στη διαδικασία της κινηματικής αντιστοίχισης (Kinematic Mapping). Τα δεδομένα χωρικού προσανατολισμού που συλλέγονται από τους αισθητήρες, μορφοποιημένα ως τετραδόνια, δεν ελέγχουν απευθείας τα εξωτερικά πολύγωνα του τρισδιάστατου μοντέλου, αλλά τον εσωτερικό ψηφιακό του σκελετό (rig armature). Ειδικότερα, η εφαρμογή αναλαμβάνει να αντιστοιχίσει δυναμικά την περιστροφή που καταγράφει ο αισθητήρας του βραχίονα στο αντίστοιχο ανώτερο οστό (upper arm bone)

του ψηφιακού avatar, και αντίστοιχα την περιστροφή του αγκώνα στο κατώτερο οστό (lower arm bone). Μέσω της μεθόδου της άμεσης κινηματικής (Forward Kinematics), η αλλαγή της γωνίας στην άρθρωση του ώμου συμπαρασύρει φυσιολογικά τη θέση του αγκώνα στον τρισδιάστατο χώρο. Προκειμένου η οπτικοποίηση να είναι απόλυτα πιστή στις κινήσεις του χρήστη, το ενσωματωμένο λογισμικό (plugin) πραγματοποιεί σε πραγματικό χρόνο τις απαραίτητες μετατροπές μεταξύ των συστημάτων συντεταγμένων, γεφυρώνοντας τη διαφορά αξόνων μεταξύ των φυσικών αισθητήρων και του αριστερόστροφου συστήματος αναφοράς της μηχανής γραφικών Unity.

Αναλυτικότερες οδηγίες σχετικά με την ορθή λειτουργία και χρήση της εφαρμογής παρατίθενται στο [Παράρτημα Β - Εγχειρίδιο Χρήστη Εφαρμογής](#).

3.8 Ενσωμάτωση και Διαλειτουργικότητα με υφιστάμενο λογισμικό του Ερευνητικού Κέντρου CYENS Centre of Excellence

Για τη διεξαγωγή έρευνας και την αξιολόγηση του συστήματος σε πραγματικές συνθήκες, ήταν απαραίτητη η χρήση ενός σύγχρονου και διαδραστικού εικονικού περιβάλλοντος αποκατάστασης. Για τον σκοπό αυτό, χρησιμοποιήθηκε ως βάση ένα έτοιμο ερευνητικό έργο που αναπτύχθηκε αρχικά από το ερευνητικό κέντρο CYENS Center of Excellence της Κύπρου. Το εν λόγω λογισμικό έχει σχεδιαστεί εξολοκλήρου στη μηχανή γραφικών Unity3D και αξιοποιεί την αρχιτεκτονική του πακέτου XR Interaction Toolkit. Το XR Interaction Toolkit αποτελεί το πλέον σύγχρονο, υψηλού επιπέδου πρότυπο της Unity για τη διαχείριση διαδραστικών στοιχείων σε VR.

Προκειμένου το πρωτότυπο παιχνίδι να μπορέσει να συνεργαστεί με το σύστημα της παρούσας εργασίας, πραγματοποιήθηκαν παρεμβάσεις και προσθήκες στις σκηνές. Συγκεκριμένα, έγινε προσθήκη του προσαρμοσμένου κώδικα διασύνδεσης (custom plugin), ο οποίος αντικαθιστά τις εισόδους των παραδοσιακών χειριστηρίων (VR controllers) και επιτρέπει στο λογισμικό να λαμβάνει και να ερμηνεύει τα δεδομένα προσανατολισμού απευθείας από το «smart arm sleeve». Αξίζει να σημειωθεί ότι δεν απαιτήθηκε καμία περαιτέρω παρέμβαση στον πηγαίο κώδικα του υφιστάμενου λογισμικού. Το γεγονός αυτό επιβεβαιώνει την υψηλή διαλειτουργικότητα και ευελιξία της κατασκευής, προσδίδοντάς της λειτουργικότητα του τύπου «plug-and-play».

Ένα από τα σημαντικότερα καινοτόμα χαρακτηριστικά του εν λόγω plugin είναι η εγγενής ενσωμάτωση αμφιπλευρικότητας. Ο κώδικας σχεδιάστηκε με τέτοιον τρόπο ώστε να προσαρμόζεται δυναμικά, επιτρέποντας στη συσκευή να ελέγχει είτε το δεξί είτε το αριστερό εικονικό χέρι εντός του παιχνιδιού, χωρίς την ανάγκη ανάπτυξης ξεχωριστών εκδόσεων του λογισμικού. Η προσθήκη αυτή προσδίδει στο σύστημα ύψιστη κλινική ευελιξία, καθώς εξασφαλίζει ότι η εφαρμογή μπορεί να αξιοποιηθεί απρόσκοπτα από οποιονδήποτε ημιπληγικό ασθενή, ανεξαρτήτως του ποιο ημισφαίριο του εγκεφάλου (και συνεπώς ποια πλευρά του σώματος) έχει πληγεί. Η επιτυχής αυτή ενσωμάτωση αποδεικνύει στην πράξη τη διαλειτουργικότητα της κατασκευής, αναβαθμίζοντας υφιστάμενες VR εφαρμογές. Παράλληλα, καταργεί την ανάγκη συγκράτησης συμβατικών χειριστηρίων, εξαλείφοντας ένα σημαντικό εμπόδιο για ασθενείς που παρουσιάζουν σοβαρή μυϊκή αδυναμία ή σπαστικότητα στα δάκτυλα και τις παλάμες.

Εκτενέστερη περιγραφή για το πως μπορεί να ενσωματωθεί το σύστημα «arm smart sleeve» σε υφιστάμενα ή μη, λογισμικά ακολουθείται στο [Παράρτημα Γ - Τεχνικό Εγχειρίδιο](#).

Κεφάλαιο 4

Παρουσίαση Αποτελεσμάτων

4.1 Εισαγωγή και Μεθοδολογία Αξιολόγησης

30

4.1 Εισαγωγή και Μεθοδολογία Αξιολόγησης

Η αξιολόγηση του προτεινόμενου συστήματος πραγματοποιήθηκε σε δύο διακριτούς άξονες: τον ποσοτικό, για την τεκμηρίωση της κινηματικής ακρίβειας του υλικού εξοπλισμού (hardware), και τον ποιοτικό, για την αποτίμηση της εμπειρίας του χρήστη κατά την αλληλεπίδρασή του με το όλο σύστημα. Η συνδυαστική μελέτη των τεχνικών επιδόσεων και της υποκειμενικής αντίληψης των χρηστών επιτρέπει την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων για τη συνολική δυναμική και αποτελεσματικότητα της διάταξης.

4.1.1 Μεθοδολογία Ποσοτικής Αξιολόγησης (Ακρίβεια Αισθητήρων IMU)

Για να διατυπωθούν αξιόπιστα και ποσοτικά τεκμηριωμένα συμπεράσματα σχετικά με την ακρίβεια των αισθητήρων IMU στη μέτρηση των γωνιών στον τρισδιάστατο χώρο, ειδικά ως προς τις περιστροφές Yaw, Roll και Pitch, σχεδιάστηκε και εκτελέστηκε ένα αυστηρό πειραματικό πρωτόκολλο βαθμονόμησης και επαλήθευσης. Τα δεδομένα που συλλέχθηκαν συγκρίθηκαν με προκαθορισμένες, γνωστές γωνίες αναφοράς (φυσικές γωνίες). Η κινηματική ανάλυση στο πειραματικό στάδιο υλοποιήθηκε σε ένα ευρύ φάσμα κίνησης, από τις 0° έως τις 180° , με αυστηρό βήμα δειγματοληψίας ανά 15° . Η φυσική (πραγματική) γωνία του βραχίονα, η οποία λειτούργησε ως η τιμή αναφοράς για τον έλεγχο του συστήματος, μετρήθηκε αξιόπιστα σε κάθε βήμα με τη χρήση αναλογικού μοιρογνωμονίου.

Αντίστοιχα, για τη λήψη και καταγραφή των ψηφιακών γωνιών που υπολόγιζαν οι αισθητήρες, αναπτύχθηκε ένα εξατομικευμένο λογισμικό (script) στη γλώσσα προγραμματισμού Python. Το εν λόγω script πραγματοποιούσε επικοινωνία με τον μικροελεγκτή μέσω σειριακής θύρας (Serial port). Κατά την εκτέλεσή του, το πρόγραμμα λάμβανε τη συνεχή ροή των ακατέργαστων δεδομένων προσανατολισμού σε μορφή τετραδονίων και εφάρμοζε κατάλληλους μαθηματικούς μετασχηματισμούς για τη

μετατροπή τους σε γωνίες Euler (Roll, Pitch, Yaw). Προκειμένου να διασφαλιστεί η σταθερότητα των μετρήσεων κατά την καταγραφή, το λογισμικό εξήγαγε τη γωνιακή τιμή του υπό εξέταση άξονα (για τον ώμο ή τον αγκώνα) ανά τακτά χρονικά διαστήματα των 0.5 δευτερολέπτων. Η προσέγγιση αυτή ακολουθήθηκε σκόπιμα προκειμένου να χαρτογραφηθεί με ακρίβεια η συμπεριφορά των αισθητήρων τόσο σε μικρές γωνιακές αποκλίσεις όσο και σε ακραίες γωνιακές μετατοπίσεις.

Στο [Παράρτημα Δ - Απόσπασμα Κώδικα](#), παρατίθεται αυτούσιο το πρόγραμμα που χρησιμοποιήθηκε για την λήψη των πειραματικών μετρήσεων για την αξιολόγηση.

Στη βιβλιογραφία αναφέρεται ότι οι τελευταίες προκαλούν συχνά μη γραμμικά σφάλματα, είτε λόγω του φαινομένου Gimbal Lock στις αναπαραστάσεις γωνιών Euler, είτε λόγω αυξημένων μικροκινήσεων των μαλακών ιστών στο σημείο επαφής με το δέρμα (STA) [11].

Η μετρική που επελέγη για την τελική αποτίμηση της συνολικής ακρίβειας του συστήματος είναι το Τετραγωνικό Μέσο Σφάλμα (RMSE). Το RMSE δεν αποτελεί απλώς μια τυχαία επιλογή, αλλά συνιστά τον πλέον καθιερωμένο, διεθνή δείκτη αξιολόγησης στην επιστήμη των δεδομένων (data science). Η χρήση του στοχεύει στην ακριβή ποσοτικοποίηση της διαφοράς μεταξύ των προβλεπόμενων τιμών (στην προκειμένη περίπτωση των γωνιών που καταγράφει ο αισθητήρας IMU μέσω του Arduino) και των πραγματικών τιμών αναφοράς. Ο γενικός μαθηματικός τύπος του RMSE ορίζεται στη βιβλιογραφία ως:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (P_i - O_i)^2}$$

όπου το σύμβολο **n** αντιπροσωπεύει το συνολικό πλήθος των καταγεγραμμένων δεδομένων (data points), **P_i** (Predicted) είναι η μετρούμενη γωνία από τον αδρανειακό αισθητήρα σε έναν δεδομένο άξονα, και **O_i** (Observed) είναι η πραγματική, φυσική γωνία αναφοράς στο αντίστοιχο βήμα της κίνησης που βρίσκεται ο αισθητήρας [23].

Τα δεδομένα που καταγράφηκαν από το πειραματικό πρωτόκολλο της διπλωματικής αφορούν την ταυτόχρονη, σε πραγματικό χρόνο, παρακολούθηση της κινηματικής συμπεριφοράς του αγκώνα και του ώμου. Οι μετρήσεις δομήθηκαν γύρω από τους τρεις

θεμελιώδεις άξονες περιστροφής στο χώρο: τον άξονα Z (περιστροφή Yaw), τον άξονα X (περιστροφή Roll) και τον άξονα Y (περιστροφή Pitch).

Ο Πίνακας 4.1 που ακολουθεί, παρουσιάζει τα ακατέργαστα δεδομένα του πειράματος , προσφέροντας μια εικόνα των μέγιστων αποκλίσεων, των σχετικών ποσοστιαίων σφαλμάτων, καθώς και του τελικού, υπολογισμένου Τετραγωνικού Μέσου Σφάλματος (RMSE) για κάθε άρθρωση και άξονα περιστροφής.

Άξονας Περιστροφής	Πραγματική Τιμή (Α) (°)	Πειραματικές Τιμές (Ε) (°)		Σφάλματα				Root Mean Square Error (RMSE)	
		IMU-Shoulder	IMU-Elbow	Απόλυτο Σφάλμα (Absolute Error)		Σχετικό Σφάλμα (Relative Error %)		IMU-Shoulder	IMU-Elbow
				IMU-Shoulder	IMU-Elbow	IMU-Shoulder	IMU-Elbow		
Yaw (Z)	0	-0,04	0,76	0,04	0,76			2,30	1,55
	15	16,85	15,97	1,85	0,97	12,33	6,47		
	30	32,05	28,67	2,05	1,33	6,83	4,43		
	45	46,65	43,55	1,65	1,45	3,67	3,22		
	60	64,84	60,56	4,84	0,56	8,07	0,93		
	75	73,99	76,28	1,01	1,28	1,35	1,71		
	90	92,42	91,85	2,42	1,85	2,69	2,06		
	105	108,41	106,32	3,41	1,32	3,25	1,26		
	120	121,03	122,20	1,03	2,2	0,86	1,83		
	135	135,62	136,62	0,62	1,62	0,46	1,20		
	150	152,77	151,81	2,77	1,81	1,85	1,21		
	165	165,76	167,20	0,76	2,2	0,46	1,33		
	180	177,44	178,24	2,56	1,76	1,42	0,98		
Roll (X)	0	0,22	0,22	0,22	0,22			1,01	1,37
	15	14,98	15,56	0,02	0,56	0,13	3,73		
	30	30,87	31,23	0,87	1,23	2,90	4,10		
	45	45,29	44,83	0,29	0,17	0,64	0,38		
	60	58,23	58,10	1,77	1,9	2,95	3,17		
	75	74,81	73,54	0,19	1,46	0,25	1,95		
	90	91,48	90,95	1,48	0,95	1,64	1,06		
	105	104,89	103,36	0,11	1,64	0,10	1,56		
	120	120,99	118,86	0,99	1,14	0,82	0,95		
	135	135,22	134,50	0,22	0,5	0,16	0,37		
	150	149,52	151,49	0,48	1,49	0,32	0,99		
	165	163,28	164,17	1,72	0,83	1,04	0,50		
	180	178,31	177,07	1,69	2,93	0,94	1,63		
Pitch (Y)	0	-1,6	0,78	1,6	0,78			1,98	2,20
	15	15,23	13,24	0,23	1,76	1,53	11,73		
	30	28,11	27,17	1,89	2,83	6,30	9,43		
	45	44,47	46,61	0,53	1,61	1,18	3,58		
	60	57,4	57,75	2,6	2,25	4,33	3,75		
	75	77,84	75,43	2,84	0,43	3,79	0,57		
	90	88,07	89,65	1,93	0,35	2,14	0,39		
	105	107,22	106,45	2,22	1,45	2,11	1,38		
	120	122,37	123,64	2,37	3,64	1,98	3,03		
	135	137,21	137,33	2,21	2,33	1,64	1,73		
	150	152,13	153,61	2,13	3,61	1,42	2,41		
	165	163,26	162,12	1,74	2,88	1,05	1,75		
	180	178,33	178,88	1,67	1,12	0,93	0,62		

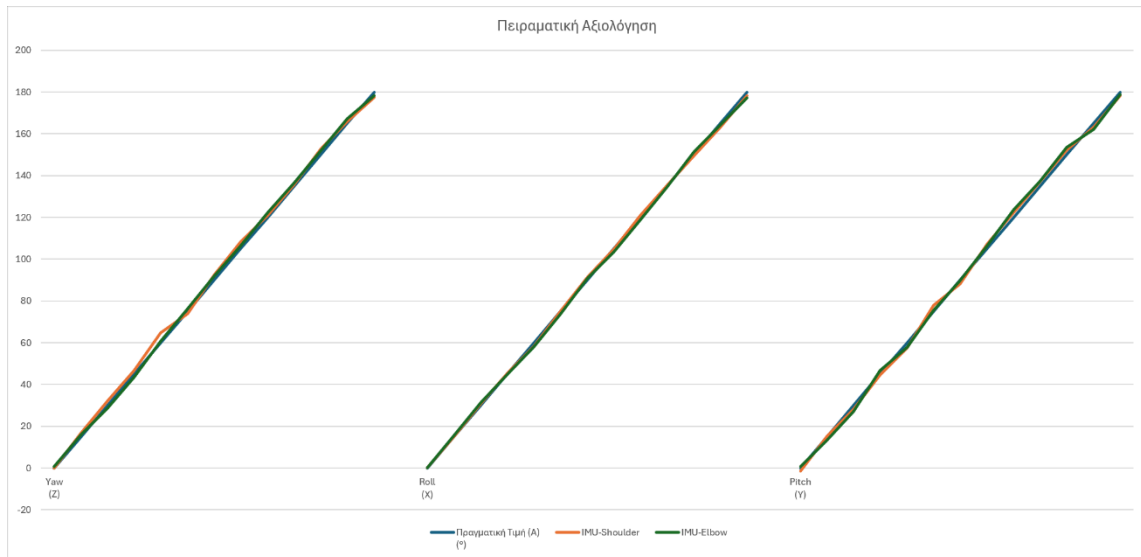
Πίνακας 4.1: Πειραματικές Μετρήσεις και Εξαγωγή Σφαλμάτων

Όπως καθίσταται εμφανές από το παρακάτω γράφημα (Γράφημα 4.1), οι καταγεγραμμένες τιμές των αισθητήρων (πορτοκαλί και πράσινη καμπύλη) ταυτίζονται σχεδόν απόλυτα με την πραγματική γωνία αναφοράς (μπλε καμπύλη) καθ' όλο το φάσμα της κίνησης και στους τρεις άξονες περιστροφής. Η παρατηρούμενη ελάχιστη απόκλιση επιβεβαιώνει την υψηλή ακρίβεια του συστήματος και την επιτυχή λειτουργία του αλγορίθμου συγχώνευσης δεδομένων.

4.1.2 Μεθοδολογία Ποιοτικής Αξιολόγησης (Εμπειρία Χρήστη - UX)

Η ποιοτική αξιολόγηση του συστήματος υλοποιήθηκε μέσω της συλλογής δεδομένων από χρήστες που δοκίμασαν τη διάταξη σε πραγματικές συνθήκες χρήσης. Η εμπειρία

του χρήστη (user experience) αποτιμήθηκε μέσω ενός δομημένου ερωτηματολογίου, το οποίο σχεδιάστηκε για να καλύψει ένα ευρύ φάσμα παραμέτρων, όπως η ευκολία τοποθέτησης της φορητής συσκευής (wearability), η άνεση κατά τη χρήση, η αίσθηση ελέγχου του εικονικού βραχίονα και η συνολική ικανοποίηση από την αλληλεπίδραση στο περιβάλλον εικονικής πραγματικότητας.



Γράφημα 4.1: Συγκριτικό διάγραμμα κινηματικής ακρίβειας.

Οι συμμετέχοντες συμπλήρωσαν το ερωτηματολόγιο μετά την ολοκλήρωση της πρακτικής δοκιμής του συστήματος, βασιζόμενοι αποκλειστικά στην προσωπική τους εμπειρία από τη χρήση της εφαρμογής. Οι απαντήσεις δόθηκαν με χρήση κλίμακας Likert πέντε βαθμών, όπου 1 αντιστοιχεί στο «Διαφωνώ Απόλυτα» και 5 στο «Συμφωνώ Απόλυτα». Αναλυτικότερα, η κλίμακα ορίζεται ως εξής: 1 = Διαφωνώ Απόλυτα, 2 = Διαφωνώ, 3 = Ούτε Συμφωνώ / Ούτε Διαφωνώ, 4 = Συμφωνώ και 5 = Συμφωνώ Απόλυτα. Η συμμετοχή στην έρευνα ήταν απολύτως εθελοντική και ανώνυμη, ενώ τα δεδομένα που συλλέχθηκαν χρησιμοποιήθηκαν αποκλειστικά για την εξαγωγή στατιστικών συμπερασμάτων στο πλαίσιο της παρούσας ακαδημαϊκής μελέτης.

Η συνδυαστική μελέτη των τεχνικών επιδόσεων και της υποκειμενικής αντίληψης των χρηστών επιτρέπει την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων για τη δυναμική του συστήματος, προσφέροντας μια ολοκληρωμένη εικόνα για τη λειτουργικότητά του και αναδεικνύοντας παράλληλα τα σημεία που επιδέχονται περαιτέρω βελτίωση.

Για την ποιοτική αξιολόγηση του συστήματος σχεδιάστηκε ένα ειδικό ερωτηματολόγιο, το οποίο παρατίθεται αυτούσιο στο [Παράρτημα Α](#).

Προκειμένου να αποτιμηθεί η πρακτική εφαρμοσιμότητα του προτεινόμενου συστήματος, διενεργήθηκε έρευνα αξιολόγησης με τη συμμετοχή $N=10$ ατόμων. Το δείγμα περιελάμβανε άτομα από ένα ευρύ ηλικιακό φάσμα (από κάτω των 18 ετών έως άνω των 55), διαφορετικής πλευρικής κυριαρχίας (7 δεξιόχειρες, 3 αριστερόχειρες) και με ποικίλη πρότερη εμπειρία σε συστήματα Εικονικής Πραγματικότητας (από μέτρια έως καμία). Επιπλέον, 3 από τους συμμετέχοντες είχαν πρότερη εμπειρία με φυσικοθεραπευτικά προγράμματα, δίνοντας ουσιαστική βαρύτητα στην κλινική τους οπτική.

Η συλλογή των ποιοτικών δεδομένων επικεντρώθηκε σε τρεις βασικούς άξονες: την γενική ευχρηστία του συστήματος, την τεχνική απόδοση του συστήματος και την ψυχολογική ανταπόκριση των χρηστών.

- **Ευχρηστία Συστήματος και Άνεση:**

Η φυσική αλληλεπίδραση με το σύστημα αξιολογήθηκε εξαιρετικά θετικά. Το φορετό μανίκι κρίθηκε ως ιδιαίτερα άνετο κατά τη διάρκεια των κινήσεων, συγκεντρώνοντας μέσο όρο **4.6/5**. Η διαδικασία τοποθέτησης και αφαίρεσης του εξοπλισμού βαθμολογήθηκε επίσης υψηλά (**4.1/5**), αν και αναφέρθηκαν ορισμένες πρακτικές προτάσεις βελτίωσης, όπως η ανάγκη να γίνει το μανίκι «*πιο βολικό για άλλα μεγέθη χεριών*» και πιο «*σταθερό*» πάνω στο χέρι. Ιδιαίτερα εντυπωσιακή ήταν η αποδοχή της διαδικασίας αρχικής βαθμονόμησης, η οποία αξιολογήθηκε ως εξαιρετικά εύκολη και κατανοητή με μέσο όρο **4.7/5**.

- **Απόδοση Συστήματος και Κινηματική Ακρίβεια:**

Οι χρήστες ανέφεραν ότι είχαν ικανοποιητικό αίσθημα ελέγχου των κινήσεων του εικονικού τους άκρου (**4.1/5**) και πως η κίνηση εντός του VR ήταν αρκετά ομαλή, χωρίς έντονες σπασμωδικές κινήσεις (jittering), με βαθμολογία **4.3/5**. Ωστόσο, στην ικανότητα του συστήματος να αντικατοπτρίζει τον απόλυτο προσανατολισμό και τη θέση του χεριού, καθώς και στην απουσία καθυστέρησης (latency), ο μέσος όρος διαμορφώθηκε στο **3.8/5**. Η βαθμολογία αυτή υποδεικνύει πως, παρά την ικανοποιητική λειτουργικότητα, ορισμένοι χρήστες (κυρίως μικρότερης ηλικίας με μεγαλύτερη απαιτητικότητα από video games) εντόπισαν μικρές αποκλίσεις, ενώ ένας χρήστης πρότεινε συγκεκριμένα: «*Θα προτιμούσα να μην έπρεπε να κάνω calibration σε κάθε άσκηση (...)*».

- **Αποδοχή, Παιγνιοποίηση και Κυβερνο-ναυτία (Cybersickness):**

Το σπουδαιότερο ίσως εύρημα της έρευνας αφορά την προθυμία χρήσης. Στην ερώτηση αν θα χρησιμοποιούσαν συστηματικά το σύστημα εάν είχαν ανάγκη από φυσικοθεραπεία, το σύνολο των συμμετεχόντων (100%) απάντησε με την απόλυτη βαθμολογία (**5/5, μέσος όρος 5.0**). Στις ανοικτές ερωτήσεις, οι χρήστες τόνισαν πως «*οι παιγνιώδεις ασκήσεις ήταν ελκυστικές και διασκεδαστικές*» και ότι οι ασκήσεις ήταν «*σχεδιασμένες σαν παιχνίδι*». Επιπλέον, ένας χρήστης ανέφερε απρόσμενο άμεσο κλινικό όφελος σημειώνοντας: «*Είχα neck pain και όντως με βοήθησε να περάσει λίγο*». Παρά τη γενική ικανοποίηση και τον ρεαλισμό της εμπειρίας (**4.5/5**), παρατηρήθηκε διακύμανση όσον αφορά την εμφάνιση συμπτωμάτων κυβερνο-ναυτίας (cybersickness). Ο μέσος όρος ήταν **2.9/5**, πράγμα που σημαίνει ότι, ενώ αρκετοί χρήστες δεν αντιμετώπισαν κανένα πρόβλημα, υπήρξαν αναφορές αδιαθεσίας. Χαρακτηριστικά, ένας συμμετέχων σχολίασε: «*Στη διάρκεια της δοκιμής αισθάνθηκα ζάλη και έντονο αίσθημα ναυτίας, με αποτέλεσμα να δυσκολεύομαι να ολοκληρώσω τις ασκήσεις*».

Κεφάλαιο 5

Συζήτηση

5.1 Συζήτηση Αποτελεσμάτων	36
5.2 Περιορισμοί Συστήματος	40

5.1 Συζήτηση Αποτελεσμάτων

Η ανάλυση των αποτελεσμάτων, τόσο σε ποσοτικό όσο και σε ποιοτικό επίπεδο, προσφέρει πολύτιμα συμπεράσματα, επιβεβαιώνοντας αρκετές από τις θεωρητικές προσεγγίσεις των προηγούμενων κεφαλαίων, ενώ παράλληλα φέρνει στην επιφάνεια τους εγγενείς τεχνικούς περιορισμούς των συστημάτων χαμηλού κόστους.

5.1.1 Ποιοτική Αποτίμηση και Εμπειρία Χρήστη

Η ανάλυση των ερωτηματολογίων προσφέρει πολύτιμα συμπεράσματα, επιβεβαιώνοντας αρκετές από τις θεωρητικές προσεγγίσεις των προηγούμενων κεφαλαίων, ενώ παράλληλα φέρνει στην επιφάνεια τους εγγενείς τεχνικούς περιορισμούς των συστημάτων χαμηλού κόστους.

Το πιο ενθαρρυντικό αποτέλεσμα είναι η ομόφωνη προθυμία (*βαθμολογία 5/5*) των συμμετεχόντων να χρησιμοποιήσουν το σύστημα για ένα πιθανό μακροχρόνιο πρόγραμμα αποκατάστασης. Το αποτέλεσμα αυτό εναρμονίζεται πλήρως με τη Θεωρία του Αυτοκαθορισμού (Self-Determination Theory) και με εκτεταμένες κλινικές μελέτες που αποδεικνύουν πως η προσθήκη μηχανισμών gaming βελτιώνει ραγδαία την εσωτερική παρακίνηση. Όπως επιβεβαιώνεται από τα σχόλια των χρηστών, το στοιχείο της διασκέδασης πέτυχε τον στόχο της «γνωστικής απόσπασης», μετατρέποντας μια ενδεχομένως επίπονη ή βαρετή διαδικασία σε ευχάριστη εμπειρία [1], [10].

Αν και οι χρήστες βρήκαν την κίνηση ομαλή, οι βαθμολογίες κοντά στο *3.8/5* για την ακρίβεια και την καθυστέρηση (latency) αντικατοπτρίζουν ξεκάθαρα τους περιορισμούς του υλικού. Όπως έχει αναλυθεί, οι οικονομικοί MEMS αισθητήρες (MPU6500) παρουσιάζουν αθροιστικό σφάλμα (ολίσθηση) του γυροσκοπίου με την πάροδο του χρόνου. Το σχόλιο χρήστη σχετικά με την «*ανάγκη για calibration πριν από κάθε άσκηση*»

αποτελεί άμεση συνέπεια αυτού του φαινομένου, καθώς οι αλγόριθμοι (όπως το φίλτρο Madgwick), χωρίς τη χρήση μαγνητόμετρου ή σε περιβάλλοντα με ισχυρές μαγνητικές παρεμβολές, δυσκολεύονται να διατηρήσουν την απόλυτη κατεύθυνση.

Επιπροσθέτως, η επισήμανση των χρηστών ότι το μανίκι πρέπει να είναι «πιο σταθερό» επιβεβαιώνει την αναγκαιότητα για βελτιστοποίηση των θηκών και των ιμάντων πρόσδεσης προκειμένου να αποφευχθεί το Σφάλμα Μαλακών Ιστών (STA).

Η καταγραφή μέτριας έως υψηλής ναυτίας σε μερίδα των χρηστών είναι ένα κλασικό ζήτημα στα συστήματα Εικονικής Πραγματικότητας. Το φαινόμενο αυτό προκαλείται κυρίως λόγω της ασυμφωνίας των αισθητηριακών ερεθισμάτων (sensory conflict theory), δηλαδή της διαφοράς μεταξύ των όσων βλέπουν τα μάτια του χρήστη (κίνηση στο VR) και όσων καταγράφει το αιθουσαίο του σύστημα, η οποία εντείνεται όταν υπάρχει έστω και ελάχιστο οπτικό latency. Στη συγγραφή ενός ιατρικού συστήματος, αυτό υποδηλώνει ότι οι συνεδρίες VR θα πρέπει να είναι χρονικά ελεγχόμενες και να διαθέτουν πρωτόκολλα προσαρμογής για τους πιο ευαίσθητους ασθενείς.

5.1.2 Ποσοτική Αξιολόγηση και Σύγκριση με Υφιστάμενα Συστήματα

Για την αντικειμενική αξιολόγηση της ανταγωνιστικότητας, της τεχνικής αρτιότητας και της καινοτομίας της παρούσας διπλωματικής εργασίας, κρίνεται απολύτως αναγκαία η συστηματική σύγκριση των παραγόμενων σφαλμάτων (RMSE) με αντίστοιχες δημοσιευμένες έρευνες και πλατφόρμες παρακολούθησης κίνησης. Η αντιπαραβολή αυτή καλύπτει τόσο το υψηλότερο επίπεδο των πανάκριβων, εργαστηριακών οπτικών συστημάτων, όσο και το επίπεδο των εμπορικών συστημάτων υγειονομικής περίθαλψης ή άλλων ερευνητικών διατάξεων που χρησιμοποιούν οικονομικούς μικροελεγκτές (low-cost telerehabilitation setups) [4], [14], [20].

Στη σύγχρονη βιβλιογραφία, πληθώρα μελετών συγκρίνει τους αισθητήρες IMU με τα οπτικά συστήματα καταγραφής κίνησης (OMCS) υψηλής ακρίβειας, όπως το Vicon ή το Optotrak. Μια χαρακτηριστική συστηματική ανασκόπηση των Poitras et al., η οποία ανέλυσε 52 μελέτες, έδειξε ότι οι IMU παρουσιάζουν μέσο σφάλμα περίπου 4° στην καταγραφή της σύνθετης κίνησης του ώμου (ωμοθωρακική άρθρωση), ακόμη και όταν χρησιμοποιούνται προηγμένοι αλγόριθμοι επεξεργασίας δεδομένων. Αντιθέτως, σε πιο απλές κινήσεις, όπως η κάμψη και η έκταση του αγκώνα, η ακρίβεια των συστημάτων βελτιώνεται αισθητά, επιτυγχάνοντας σφάλμα (RMSE) κοντά στις 2° [21].

Στην παρούσα υλοποίηση, η οποία βασίζεται σε μικροελεγκτή Arduino, το σφάλμα (RMSE) για την κίνηση του αγκώνα (Pitch) υπολογίστηκε στις 2.20°. Η επίδοση αυτή εντάσσει το παρόν σύστημά στα υψηλότερα επίπεδα ακρίβειας που αναφέρονται διεθνώς για τη συγκεκριμένη τεχνολογία. Επιπλέον, στις σύνθετες κινήσεις του ώμου, το σύστημα κατέγραψε ιδιαίτερα χαμηλές τιμές σφάλματος (Yaw: 2.29°, Roll: 1.01°, Pitch: 1.97°). Τα αποτελέσματα αυτά είναι αισθητά βελτιωμένα σε σχέση με το μέσο σφάλμα των 4° έως 6° που καταγράφεται συνήθως στις αντίστοιχες μελέτες.

Η διαπίστωση αυτή ενισχύεται από τη μελέτη των Cuesta-Vargas et al. , οι οποίοι ανέλυσαν τη λειτουργική αξιολόγηση της κινηματικής του άνω άκρου με τα εμπορικά, πιστοποιημένα για ιατρική χρήση συστήματα Xsens (υψηλού κόστους συστήματα, τάξης χιλιάδων ευρώ). Η εν λόγω μελέτη αναφέρει σφάλματα της τάξης των 2.5° έως 4.5°, αναλόγως της αξιολογούμενης άρθρωσης και του επιπέδου κίνησης. Παρομοίως, μια ιδιαίτερα κατατοπιστική μελέτη των Lee et al. συνέκρινε ταυτόχρονα το σύστημα δεικτών Vicon, το σύστημα αδρανειακών αισθητήρων Xsens (IMU) και το οπτικό σύστημα χωρίς δείκτες Kinect (markerless) της Microsoft. Η μελέτη κατέληξε ότι το σύστημα IMU προσέφερε σταθερά ανώτερη κινηματική ακρίβεια για τον ώμο, τον αυχένα και τον κορμό, αν και εμφάνιζε κάποιες χωρικές διακυμάνσεις κατά την ανάλυση του αγκώνα. Αντίστοιχα, το σύστημα MARS, το οποίο χρησιμοποιεί κάμερες βάθους Azure Kinect για κλινική αξιολόγηση, έχει καταγράψει RMSE 3.96° για την απαγωγή του ώμου και έως 11.20° για την κάμψη του αγκώνα στο οβελιαίο επίπεδο. Η εξόχως σταθερή ικανότητα του προτεινόμενου Arduino-based συστήματός μας να διατηρεί το συνολικό του RMSE σταθερά κάτω από το φράγμα των 2.5° αποδεικνύει, ότι οι προσεγμένες ερευνητικές υλοποιήσεις, είναι πλέον σε θέση να ανταγωνιστούν ισάξια, και συχνά να υπερβούν, σε ακρίβεια πανάκριβα εμπορικά συστήματα [5], [7], [15].

Σύστημα / Ερευνητική Μελέτη	Τεχνολογία / Χρησιμοποιούμενοι Αισθητήρες	Αξιολογούμενη Άρθρωση	Αναφερόμενο RMSE / MAE	Σύγκριση Επίδοσης με την Παρούσα Διπλωματική
Παρούσα Διπλωματική	Low-cost IMU + Arduino + Mobile VR	Ωμος & Αγκώνας	1.01° – 2.30°	Πίνακας Αναφοράς 2.1
Poitras et al. (Review)	Εμπορικά IMUs vs OMCS (Vicon)	Ωμος (Humerothoracic)	~4.00°	Σαφώς Καλύτερη απόδοση

Poitras et al. (Review)	Εμπορικά IMUs vs OMCS	Αγκώνας (Flexion/Extension)	~2.00°	Παρόμοια, σταθερή απόδοση
BNO055 / MIMU Hybrid	BNO055 + Optoelectronic System	Άνω Άκρο	3.65° – 5.07°	Ανώτερη ακρίβεια του συστήματός μας
MARS System	Markerless Optical (Azure Kinect)	Ωμος & Αγκώνας	3.96° - 11.20°	Πολύ ανώτερη και αξιόπιστη κινηματική ανάλυση

Πίνακας 7.1: Συγκριτική Ανάλυση Ακρίβειας Υφιστάμενων Συστημάτων

Η πλήρης εξάλειψη των χωρικών σφαλμάτων σε συστήματα που βασίζονται σε συστήματα με αδρανειακούς αισθητήρες είναι πρακτικά και φυσικά αδύνατη, καθώς οι μικροαισθητήρες MEMS υποβάλλονται ανελαστικά στους νόμους της φυσικής, στους κατασκευαστικούς περιορισμούς των υλικών ημιαγωγών, και στη θερμική ολίσθηση των κυκλωμάτων τους. Στο αναπτυχθέν σύστημα, παρά τα προαναφερθέντα εξαιρετικά αποτελέσματα, η παρουσία ενός εναπομείναντος RMSE της τάξης των $1.01^{\circ} - 2.30^{\circ}$ δεν είναι τυχαία. Δύναται να ερμηνευτεί πλήρως εμβιομηχανικά, και ενδεχομένως να ελαχιστοποιηθεί περαιτέρω στο μέλλον, εάν κατανοηθούν εις βάθος οι ακόλουθες πηγές σφάλματος και οι σχετικές μεθοδολογικές παραμέτροι.

Η αναπόφευκτη μετακίνηση των μαλακών ιστών (δέρμα και μύες) προκαλεί τη μετατόπιση του αισθητήρα IMU σε σχέση με το υποκείμενο οστό. Ως αποτέλεσμα, το σύστημα καταγράφει λανθασμένα αυτή την επιφανειακή παραμόρφωση ως πραγματική κίνηση της άρθρωσης. Στη βιβλιογραφία της εμβιομηχανικής, το φαινόμενο αυτό είναι γνωστό ως *Soft Tissue Artifact (STA)* και αποτελεί την κύρια πηγή σφάλματος στην ανάλυση της ανατομίας των αρθρώσεων. Το STA οδηγεί συχνά σε αποκλίσεις άνω των 10° ή 11° σε ακραίες γωνίες κίνησης (π.χ. ανύψωση άνω των 130°).

Λαμβάνοντας αυτά υπόψη, η μικρή αύξηση στο σφάλμα (Pitch) που καταγράφηκε στο παρόν σύστημα κατά την κάμψη του αγκώνα (3.64° στις 120° κάμψης), δεν αποτελεί τεχνικό περιορισμό του υλικού. Αντιθέτως, οφείλεται στο φαινόμενο STA, αντικατοπτρίζοντας τη φυσιολογική παραμόρφωση και μετατόπιση της μυϊκής μάζας.

Μάλιστα, με στόχο να μετριαστεί η επίδραση αυτού του φαινομένου και να βελτιστοποιηθεί η ακρίβεια των μετρήσεων, στην παρούσα υλοποίηση ενσωματώθηκε ένα ειδικό αφρώδες υπόθεμα (foam pad) κάτω από τους αισθητήρες. Η προσθήκη αυτή σχεδιάστηκε ώστε να λειτουργεί αποσβεστικά, απορροφώντας μέρος της επιφανειακής παραμόρφωσης του δέρματος κατά τις μεγάλες γωνίες κάμψης [9].

5.2 Περιορισμοί Συστήματος

Παρά τα ενθαρρυντικά αποτελέσματα και την υψηλή κινηματική ακρίβεια που κατέγραψε το προτεινόμενο σύστημα, η παρούσα υλοποίηση υπόκειται σε ορισμένους τεχνικούς και μεθοδολογικούς περιορισμούς, οι οποίοι απορρέουν τόσο από τη φύση του υλικού εξοπλισμού χαμηλού κόστους όσο και από το πλαίσιο της πειραματικής αξιολόγησης.

- Ολίσθηση Αισθητήρων:

Ο κύριος τεχνικός περιορισμός του συστήματος αφορά το φαινόμενο της συσσώρευσης σφάλματος με την πάροδο του χρόνου. Καθώς ο αλγόριθμος Madgwick βασίζεται αποκλειστικά στα δεδομένα του επιταχυνσιόμετρου για τη διόρθωση των αξόνων Pitch και Roll μέσω της βαρύτητας, η απουσία μαγνητόμετρου καθιστά αδύνατη την εύρεση ενός απόλυτου σημείου αναφοράς για τον οριζόντιο άξονα. Αυτό οδηγεί σε σταδιακή αποθυγράμμιση του εικονικού βραχίονα μετά από παρατεταμένη χρήση.

- Ανάγκη για Περιοδική Βαθμονόμηση:

Ως άμεση συνέπεια της ολίσθησης, το σύστημα παρουσιάζει αυξημένες απαιτήσεις βαθμονόμησης. Ο χρήστης είναι απαραίτητο να εκτελεί τη διαδικασία αρχικοποίησης, όχι μόνο κατά την εκκίνηση, αλλά και περιοδικά κατά τη διάρκεια των ασκήσεων. Αυτή η ανάγκη για συχνή αλληλεπίδραση με το UI της εφαρμογής ενδέχεται να διακόπτει τη ροή της θεραπευτικής συνεδρίας και να επηρεάζει την εμπειρία εμβύθισης (immersion) στο VR περιβάλλον.

- Καθυστερήση Μετάδοσης και Επεξεργασίας:

Αν και η ανάπτυξη του custom BLE plugin και η αύξηση του MTU στα 185 bytes μείωσαν δραστικά τις καθυστερήσεις, το σύστημα παρουσιάζει μια ελάχιστη, εγγενής καθυστέρηση. Η καθυστέρηση αυτή οφείλεται στον χρόνο που απαιτείται για τη δειγματοληψία των MEMS αισθητήρων, την εκτέλεση των μαθηματικών πράξεων στον μικροελεγκτή, την ασύρματη σειριακή μετάδοση των συμβολοσειρών και, τέλος, τη διαχείριση των νημάτων στο Unity. Αν και η καθυστέρηση αυτή δεν εμποδίζει την εκτέλεση των φυσικοθεραπευτικών ασκήσεων, γίνεται αντιληπτό από χρήστες εξοικειωμένους με σύγχρονα βιντεοπαιχνίδια υψηλού ρυθμού ανανέωσης.

- Περιορισμένο Δείγμα και Έλλειψη Κλινικών Δοκιμών:

Σε μεθοδολογικό επίπεδο, η ποιοτική αξιολόγηση του συστήματος βασίστηκε σε ένα περιορισμένο δείγμα δέκα (N=10) υγιών εθελοντών. Παρόλο που το δείγμα κάλυψε ένα ευρύ ηλικιακό φάσμα, η δοκιμή είχε καθαρά πιλοτικό χαρακτήρα. Το σύστημα δεν έχει αξιολογηθεί ακόμα σε πραγματικό κλινικό περιβάλλον με ημιπληγικούς ασθενείς ή άτομα με σοβαρές κινητικές και νευρολογικές διαταραχές, οι οποίοι ενδέχεται να αντιμετωπίσουν πρόσθετες προκλήσεις κατά την τοποθέτηση του μανικιού ή να παρουσιάσουν διαφορετικά πρότυπα αντισταθμιστικών κινήσεων.

Κεφάλαιο 6

Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία

6.1 Συμπεράσματα	42
6.2 Μελλοντικές Επεκτάσεις	43

6.1 Συμπεράσματα

Η παρούσα εργασία καταδεικνύει ότι η σύγκλιση της Εικονικής Πραγματικότητας (VR) με τεχνολογίες αισθητήρων ανοικτού κώδικα (όπως το Arduino και οι μονάδες IMU) μπορεί να μετασχηματίσει ριζικά το τοπίο της κινητικής αποκατάστασης. Ιστορικά, τα συστήματα καταγραφής και ανάλυσης κίνησης υψηλής ακρίβειας αποτελούσαν προνόμιο εξειδικευμένων κλινικών εργαστηρίων, κυρίως λόγω του απαγορευτικού τους κόστους. Η σχεδίαση και η υλοποίηση του προτεινόμενου συστήματος αποδεικνύει στην πράξη ότι η μεταφορά της ανθρώπινης κίνησης σε ένα εικονικό θεραπευτικό περιβάλλον είναι πλέον τεχνολογικά εφικτή και, το σημαντικότερο, οικονομικά προσιτή για τον μέσο ασθενή.

Η σπουδαιότητα αυτής της μετάβασης δεν εντοπίζεται μόνο σε μηχανικό επίπεδο, αλλά έχει βαθύτατο κλινικό και ψυχολογικό αντίκτυπο. Η συμβατική φυσικοθεραπεία συχνά πάσχει από μειωμένη συμμετοχή των ασθενών λόγω του πόνου και της μονοτονίας των επαναλαμβανόμενων ασκήσεων. Η ενσωμάτωση μηχανισμών παιγνιοποίησης (gamification) καταπολεμά άμεσα αυτήν την κλινική ανία. Όπως επιβεβαιώθηκε από την ποιοτική αξιολόγηση του συστήματος, η αποδοχή και η προθυμία των χρηστών για μακροχρόνια, συστηματική χρήση άγγιξαν το απόλυτο, καθώς η προσοχή τους αποσπάστηκε από την προσπάθεια και εστιάστηκε στην επίτευξη των στόχων του παιχνιδιού. Ταυτόχρονα, παρέχοντας άμεση οπτική βιοανάδραση σε πραγματικό χρόνο, το σύστημα διεγείρει το νευρικό σύστημα και αξιοποιεί τους μηχανισμούς της νευροπλαστικότητας, συνδέοντας την κινητική πρόθεση με το οπτικό αποτέλεσμα και επιταχύνοντας την επανεκμάθηση.

Αναμφίβολα, η χρήση αισθητήρων χαμηλού κόστους συνοδεύεται από εγγενείς τεχνικούς περιορισμούς, όπως το αναπόφευκτο σωρευτικό σφάλμα (ολίσθηση) των γυροσκοπίων ή

τα σφάλματα που προκύπτουν από την ταλάντωση των μαλακών ιστών. Παρόλα αυτά, τα ευρήματα της μελέτης μας υποδεικνύουν ότι για τον σκοπό της καθημερινής παρακολούθησης στο σπίτι, η ομαλότητα της συνολικής εμπειρίας του χρήστη υπερκαλύπτει τις συγκεκριμένες τεχνικές ατέλειες.

Σε ένα ευρύτερο στρατηγικό πλαίσιο, το σύστημα αυτό λειτουργεί ως ένας ισχυρός καταλύτης για την καθιέρωση της τηλε-αποκατάστασης (tele-rehabilitation). Μεταφέροντας το επίκεντρο της φροντίδας από την κλινική στο οικείο περιβάλλον του σπιτιού και επιτρέποντας τη μελλοντική, απομακρυσμένη παρακολούθηση των δεδομένων κίνησης από τους επαγγελματίες υγείας, η τεχνολογία παύει να είναι απλώς ένα πειραματικό εργαλείο. Μετατρέπεται σε έναν μηχανισμό που μειώνει τις γεωγραφικές και οικονομικές ανισότητες, εκδημοκρατίζει την πρόσβαση σε εξειδικευμένη ιατρική περίθαλψη και βελτιώνει ουσιαστικά την ποιότητα ζωής των ατόμων με κινητικά ελλείμματα.

6.2 Μελλοντικές Επεκτάσεις

Η παρούσα υλοποίηση ενός συστήματος κινητικής αποκατάστασης χαμηλού κόστους αποδεικνύει την πραγματοποίηση της κατ' οίκον ψηφιακής θεραπευτικής. Παρόλα αυτά, η αρθρωτή (modular) και ανοικτού κώδικα φύση του συστήματος προσφέρει ένα εξαιρετικό πεδίο για μελλοντικές ερευνητικές και μηχανικές προσθήκες. Οι παρακάτω επεκτάσεις στοχεύουν στην ενίσχυση της μηχανικής αξιοπιστίας, την εμβάθυνση των παρεχόμενων κλινικών δεδομένων και τη δημιουργία ενός πλήρους οικοσυστήματος τηλε-αποκατάστασης.

6.2.1 Βελτιστοποίηση Θηκών (Sensor Housings) για τη Μείωση των Σφαλμάτων Μαλακών Ιστών (Soft Tissue Artifact)

Η πρώτη και πιο καθοριστική μηχανική επέκταση του έργου αφορά τον επανασχεδιασμό των περιβλημάτων (cases/housings) και των ιμάντων πρόσδεσης των αισθητήρων στο σώμα του ασθενούς. Σε όλα τα φορετά (wearable) συστήματα, ένα από τα μεγαλύτερα προβλήματα που ήδη αναφέρθηκε στο [Κεφάλαιο 3](#) είναι το «Σφάλμα Μαλακών Ιστών» (STA). Όταν οι αισθητήρες δένονται πάνω σε ένα άκρο, δεν εφάπτονται απευθείας στο οστό, αλλά πάνω στο δέρμα, τον λιπώδη ιστό και τους μύες. Κατά τη διάρκεια της κίνησης, και δη σε απότομες αλλαγές ταχύτητας, οι μαλακοί αυτοί ιστοί ταλαντώνονται και μετατοπίζονται ανεξάρτητα από τον υποκείμενο σκελετό.

Αυτή η σχετική μετακίνηση μεταφέρει μηχανικούς θορύβους στους αισθητήρες, οι οποίοι μεταφράζονται σε λανθασμένες εκτιμήσεις των γωνιών ή στην καταγραφή «ανύπαρκτων» επιταχύνσεων. Για την αντιμετώπιση αυτού του φαινομένου, είναι απαραίτητος ο σχεδιασμός εργονομικών θηκών (π.χ. μέσω 3D εκτύπωσης). Η βελτιστοποίηση της δομικής σχεδίασης, η προσαρμογή της μάζας του περιβλήματος και, κυρίως, η κατασκευή ιμάντων που εξασφαλίζουν σταθερή εφαρμογή πάνω σε συγκεκριμένα οστικά ανατομικά ορόσημα θα μειώσει δραστικά τις μικροκινήσεις των αισθητήρων πάνω στο δέρμα. Βελτιώνοντας το αυτό, η εγγενής κινηματική ακρίβεια του συστήματος αυξάνεται δραματικά, μειώνοντας την ανάγκη για επιθετικό φιλτράρισμα των δεδομένων σε επίπεδο λογισμικού που ενδέχεται να αποκόψει χρήσιμη κλινική πληροφορία.

6.2.2 Καταγραφή Λεπτής Κινητικότητας με Έξυπνα Γάντια (Data Gloves)

Στην τρέχουσα μορφή του, το σύστημα αξιοποιεί την τεχνολογία των αδρανειακών αισθητήρων (IMUs) για την καταγραφή της κινητικότητας, παρακολουθώντας τις κινήσεις μεγάλων αρθρώσεων, όπως ο αγκώνας και ο ώμος. Ωστόσο, σε πλήθος νευρολογικών παθήσεων (όπως το ισχαιμικό εγκεφαλικό επεισόδιο ή οι παθήσεις του περιφερικού νευρικού συστήματος), τα σημαντικότερα λειτουργικά ελλείμματα εντοπίζονται στη λεπτή κινητικότητα και συγκεκριμένα στην αδυναμία εκτέλεσης κινήσεων σύλληψης (grasping) με τα δάκτυλα. Η συμβατική εμπορική τεχνολογία καταγραφής των δακτύλων κοστίζει χιλιάδες ευρώ. Μια άμεση μελλοντική επέκταση αποτελεί ο σχεδιασμός και η ενσωμάτωση ενός «Έξυπνου Γαντιού» χαμηλού κόστους, το οποίο θα τροφοδοτείται απευθείας από την υπάρχουσα πλακέτα του Arduino. Η χρήση εύκαμπτων αισθητήρων τοποθετημένων κατά μήκος των φαλαγγών επιτρέπει την ακριβή μέτρηση των γωνιών κάμψης και έκτασης κάθε μεμονωμένου δακτύλου. Ειδικότερα, σύγχρονες προσεγγίσεις εστιάζουν σε σχεδιασμούς «ανοιχτής παλάμης» όπου ο αισθητήρας IMU τοποθετείται στον καρπό και οι αισθητήρες κάμψης στα δάκτυλα. Ένα τέτοιο σύστημα επιτρέπει στον ασθενή να έχει απτική επαφή με τα αντικείμενα του πραγματικού κόσμου ενώ παράλληλα το λογισμικό στο Unity μπορεί να αναπαράγει με ακρίβεια τις κινήσεις των δακτύλων του εικονικού avatar [3].

6.2.3 Cloud Πλατφόρμα και Πίνακας Ελέγχου Ιατρού (Tele-rehabilitation Dashboard)

Αυτή τη στιγμή, το σύστημα επεξεργάζεται τα δεδομένα σε τοπικό επίπεδο (local processing) για να τροφοδοτήσει την εμπειρία της Εικονικής Πραγματικότητας. Για να μετασχηματιστεί ωστόσο σε ένα ολοκληρωμένο ιατρικό προϊόν, απαιτείται η ανάπτυξη μιας cloud-based αρχιτεκτονικής. Η επέκταση αυτή προϋποθέτει τη σύνδεση της εφαρμογής Unity με μια απομακρυσμένη, ασφαλή βάση δεδομένων (όπως για παράδειγμα το Firebase της Google ή πλατφόρμες AWS) για την ασύγχρονη και κρυπτογραφημένη αποθήκευση των συνεδριών. Η δημιουργία ενός «Λογισμικού Διασύνδεσης» (Dashboard) μεταξύ του συστήματος και του ιατρονοσηλευτικού προσωπικού θα προσφέρει ένα γραφικό περιβάλλον διεπαφής (GUI) στο οποίο θα μπορούν να συνδεθούν από το δικό τους ιατρείο. Στο dashboard αυτό, ο φυσικοθεραπευτής δεν θα βλέπει απλές λίστες δεδομένων, αλλά αναλυτικά γραφήματα προόδου (π.χ. μέγιστη γωνία έκτασης του αγκώνα ανά εβδομάδα, ταχύτητα αντίδρασης σε ms, ημερήσια λεπτά συμμετοχής και σκορ από τα minigames). Αυτή η δομή μετατρέπει το σύστημα σε ένα εργαλείο Απομακρυσμένης Θεραπευτικής Παρακολούθησης (RTM). Ο ειδικός αποκτά τη δυνατότητα να παρακολουθεί την ακριβή συμμόρφωση, να εντοπίζει περιόδους στασιμότητας στην κλινική ανάρρωση και το σημαντικότερο, να ρυθμίζει δυναμικά και εξ αποστάσεως τις παραμέτρους της θεραπείας (π.χ. να αυξάνει την απαιτούμενη γωνία ή τον ρυθμό του παιχνιδιού). Με αυτόν τον τρόπο, εξασφαλίζεται η συνεχής, εξατομικευμένη προσαρμογή της θεραπείας, καταργώντας την ανάγκη για διαρκείς επισκέψεις ρουτίνας στο φυσικό κέντρο αποκατάστασης.

6.2.4 Μηχανική Μάθηση (Machine Learning) για Αυτόματη Διόρθωση Στάσης

Ένα από τα κύρια μειονεκτήματα της άσκησης στο σπίτι (χωρίς την παρουσία θεραπευτή) είναι ο κίνδυνος ο ασθενής να αναπτύξει «αντισταθμιστικές κινήσεις» (compensatory movements). Για παράδειγμα, στην προσπάθειά του να φτάσει ένα εικονικό αντικείμενο, μπορεί να μην τεντώσει τον αγκώνα του, αλλά να σκύψει επικίνδυνα τον κορμό του ή να σηκώσει αφύσικα τον ώμο του. Για να λειτουργήσει το σύστημα με απόλυτη ασφάλεια σε οικιακό περιβάλλον, απαιτείται η ικανότητα αυτόματης αναγνώρισης και διόρθωσης αυτών των σφαλμάτων.

Σε επόμενο στάδιο εξέλιξης, οι ωμές χρονοσειρές δεδομένων (επιταχύνσεις, γωνιακές ταχύτητες, τετραδόνια) που συλλέγουν τα IMUs μπορούν να αποτελέσουν τα δεδομένα εκπαίδευσης (training data) για αλγορίθμους Μηχανικής Μάθησης (ML). Μοντέλα ταξινόμησης, όπως τα Random Forests, K-Nearest Neighbors) που εξειδικεύονται σε ακολουθίες χρόνου, μπορούν να εκπαιδευτούν ώστε να διαχωρίζουν με υψηλότετη ακρίβεια τις «ορθές» από τις «λανθασμένες» εκτελέσεις μιας άσκησης.

Εάν το ML μοντέλο, τρέχοντας στο παρασκήνιο του παιχνιδιού, ανιχνεύσει μια επιβλαβή αντισταθμιστική κίνηση, το VR περιβάλλον θα παρεμβαίνει άμεσα. Μπορεί να εμφανίσει μια οπτική ένδειξη (π.χ. μήνυμα ανατροφοδότησης ή χρωματισμός του εικονικού βραχίονα), να παράγει ένα ηχητικό σήμα, ή να διακόψει προσωρινά την άσκηση ζητώντας από τον ασθενή να διορθώσει τη στάση του. Η χρήση της Τεχνητής Νοημοσύνης θα προσδώσει έτσι στο σύστημα χαρακτηριστικά ενός «Εικονικού Προπονητή», εξασφαλίζοντας την κινηματική ακεραιότητα της θεραπείας.

Βιβλιογραφία

- [1] Ambros-Antemate JF, Beristain-Colorado MDP, Vargas-Treviño M, Gutiérrez-Gutiérrez J, Hernández-Cruz PA, Gallegos-Velasco IB, Moreno-Rodríguez A. Improving Adherence to Physical Therapy in the Development of Serious Games: Conceptual Framework Design Study. JMIR Form Res. 2023 Nov 10;7:e39838. doi: 10.2196/39838. PMID: 37948110; PMCID: PMC10674146 <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10674146/>.
- [2] Baklouti, S. et al. (2024). A Novel Approach for Upper Limbs Joint Angle Measurement Using Wearable IMU Sensors. In: Romdhane, L., Mlika, A., Zeghloul, S., Chaker, A., Laribi, M.A. (eds) Robotics and Mechatronics. ISRM 2024. Mechanisms and Machine Science, vol 158. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-59888-3_16
- [3] Bang J, You J, Lee Y. (2019). A Prototype of Flex Sensor Based Data Gloves to Track the Movements of Fingers. 스마트미디어저널, 8(4), 53-57. 10.30693/SMJ.2019.8.4.53 https://kism.or.kr/file/memoir/8_4_7.pdf.
- [4] Caramia F, D'Angelantonio E, Lucangeli L, Camomilla V. Validation of Low-Cost IMUs for Telerehabilitation Exercises. Sensors. 2025;25:3129. <https://doi.org/10.3390/s25103129>
- [5] Cerfoglio S, Lopomo NF, Capodaglio P, Scalona E, Monfrini R, Verme F, Galli M, Cimolin V. Assessment of an IMU-Based Experimental Set-Up for Upper Limb Motion in Obese Subjects. Sensors (Basel). 2023 Nov 18;23(22):9264. doi: 10.3390/s23229264. PMID: 38005650; PMCID: PMC10674635 <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10674635/>.
- [6] Cheng R, Xu H, Wang X. Neuroplasticity Mechanism of Stroke Rehabilitation Training System Based on Virtual Reality: A Review. Sensors. 2026;26:1753. <https://doi.org/10.3390/s26061753>
- [7] Cho YS, Jang SH, Cho JS, Kim MJ, Lee HD, Lee SY, Moon SB. Evaluation of Validity and Reliability of Inertial Measurement Unit-Based Gait Analysis Systems. Ann Rehabil Med. 2018;42(6):872-883. doi: 10.5535/arm.2018.42.6.872 <https://www.e-arm.org/journal/view.php?doi=10.5535/arm.2018.42.6.872>.

- [8] Cramer SC, Dodakian L, Le V, See J, Augsburg R, McKenzie A, et al. Efficacy of home-based telerehabilitation vs in-clinic therapy for adults after stroke: a randomized clinical trial. *JAMA Neurol.* 2019;76(9):1079-1087. doi:10.1001/jamaneurol.2019.1604.
- [9] El-Gohary MA. Joint angle tracking with inertial sensors [dissertation]. Portland (OR): Portland State University; 2013. Available from: <https://doi.org/10.15760/etd.661>
- [10] Evans J, Salisbury J, Schulz S, Bacak C, Sandler A, Parnes N, et al. Gamification has the potential to improve patient engagement and adherence in physical therapy. *J Orthop Bus.* 2023;3(4):41-45. doi:10.55576/job.v3i4.41.
- [11] Fang Z, Woodford S, Senanayake D, Ackland D. Conversion of upper-limb inertial measurement unit data to joint angles: a systematic review. *Sensors (Basel).* 2023;23(14):6535. doi:10.3390/s23146535.
- [12] Gerstenberg R, Høeg ER, Van der Kaap-Deeder J, Hassenzahl M. Applying self-determination theory to behavior change technologies: insights from two projects in the health domain. *Front Psychol.* 2025;16:1634267. doi:10.3389/fpsyg.2025.1634267.
- [13] Huang H, Wolf SL, He J. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil.* 2006;3:11. doi:10.1186/1743-0003-3-11.
- [14] Karoulla E, Matsangidou M, Frangoudes F, Paspalides P, Neokleous K, Pattichis C. Tracking Upper Limb Motion via Wearable Solutions: Systematic Review of Research From 2011 to 2023. *J Med Internet Res.* 2024;26:e51994. doi: 10.2196/51994 <https://www.jmir.org/2024/1/e51994/>.
- [15] Lauman ST, Patton LJ, Chen P, Ravi S, Kimatian SJ, Rebstock SE. Assessing the accuracy and reliability of the monitored augmented rehabilitation system for measuring shoulder and elbow range of motion. *Sensors (Basel).* 2025;25:4269. doi:10.3390/s25144269.
- [16] Madgwick S, Harrison A, Vaidyanathan R. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*; 2011 Jun 29-Jul 1; Zurich, Switzerland. Piscataway (NJ): IEEE; 2011. p. 1-7. doi:10.1109/ICORR.2011.5975346.

- [17] Mahdi Z, Ababou A, Ababou N, Dumas R. IMU-based sensor-to-segment multiple calibration for upper limb joint angle measurement: a proof of concept. *Med Biol Eng Comput.* 2019;57(11):2449-2460. doi:10.1007/s11517-019-02033-7.
- [18] Niño-Tejada K, Saldaña-Aristizábal L, Rivas-Caicedo JL, Patarroyo-Montenegro JF. Upper limb joint angle estimation using a reduced number of IMU sensors and recurrent neural networks. *Electronics (Basel).* 2025;14:3039. doi:10.3390/electronics14153039.
- [19] Reshma MR, Kannan B, Jagathy Raj VP, Shailesh S. Cultural heritage preservation through dance digitization: a review. *Digit Appl Archaeol Cult Herit.* 2023;28. doi:10.1016/j.daach.2023.e00257.
- [20] Walmsley CP, Williams SA, Grisbrook T, Elliott C, Imms C, Campbell A. Measurement of upper limb range of motion using wearable sensors: a systematic review. *Sports Med Open.* 2018;4(1):53. doi:10.1186/s40798-018-0167-7.
- [21] Wang SL, Civillico G, Niswander W, Kontson KL. Comparison of motion analysis systems in tracking upper body movement of myoelectric bypass prosthesis users. *Sensors (Basel).* 2022;22(8):2953. doi:10.3390/s22082953.
- [22] Wankhede NL, Koppula S, Ballal S, Doshi H, Kumawat R, Raju S, et al. Virtual reality modulating dynamics of neuroplasticity: innovations in neuro-motor rehabilitation. *Neuroscience.* 2025;566:97-111. doi:10.1016/j.neuroscience.2024.12.040.
- [23] C3 AI. Root mean square error (RMSE) [Internet]. Redwood City (CA): C3 AI; [cited 2026 May 28]. Available from: <https://c3.ai/glossary/data-science/root-mean-square-error-rmse/>
- [24] Neurocritical Care Society. Virtual reality for neurorehabilitation: mechanisms, modalities and clinical applications [Internet]. [cited 2026 May 28]. Available from: <https://currents.neurocriticalcare.org/Leading-Insights/Article/virtual-reality-for-neurorehabilitation-mechanisms-modalities-and-clinical-applications>
- [25] Life Weavers. Home recovery rehab programs [Internet]. [cited 2026 May 28]. Available from: <https://lifeweavers.org/magazine/home-recovery-rehab-programs/>
- [26] Kuipers JB. Quaternions and rotation sequences: a primer with applications to orbits, aerospace, and virtual reality [Internet]. Princeton (NJ): Princeton University Press; [cited 2026 May 28]. Available from:

<https://scispace.com/pdf/quaternions-and-rotation-sequences-a-primer-with-jfizap4zyl.pdf>

- [27] Madgwick SOH. An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays [Internet]. Cambridge: University of Cambridge; 2010 [cited 2026 May 28]. Available from: <https://www.cl.cam.ac.uk/techreports/UCAM-CL-TR-696.pdf>
- [28] InvenSense Inc. MPU-6000 and MPU-6050 product specification revision 3.4 [Internet]. San Jose (CA): InvenSense Inc.; [cited 2026 May 28]. Available from: <https://www.es.co.th/Schemetic/PDF/MPU6000.PDF>
- [29] ResearchGate. If you had \$150,000 to spend on a motion capture system, would you choose Vicon or Qualisys? [Internet]. [cited 2026 May 28]. Available from: https://www.researchgate.net/post/If_you_had_150_000_to_spend_on_a_motion_capture_system_Would_you_choose_Vicon_or_Qualisys_More_importantly_w_hy/62018e194d03b0189e6b1983/citation/download
- [30] Animost Studio. Optical motion capture [Internet]. [cited 2026 May 28]. Available from: <https://animost.com/ideas-inspirations/optical-motion-capture/>
- [31] Gameware Studio. What are quaternions in Unity3D? [Internet]. [cited 2026 May 28]. Available from: <https://gameware.studio/what-are-quaternions-in-unity3d/>

Παράρτημα Α – Πλήρες Ερωτηματολόγιο

Παρακάτω παρατίθενται αυτούσιες οι ερωτήσεις όπως ακριβώς ερωτήθηκαν οι συμμετέχοντες.

A.1 Δημογραφικά Στοιχεία

- A.1.1 Σε ποια ηλικιακή ομάδα ανήκετε;
- A.1.2 Είστε δεξιόχειρας ή αριστερόχειρας;
- A.1.3 Ποια είναι η προηγούμενη εμπειρία σας με συστήματα Εικονικής Πραγματικότητας (VR);
- A.1.4 Έχετε χρειαστεί ποτέ στο παρελθόν να ακολουθήσετε πρόγραμμα φυσικοθεραπείας / κινητικής αποκατάστασης;

A.2 Ποσοτική Αξιολόγηση Συστήματος

- A.2.1 Η τοποθέτηση και η αφαίρεση του φορετού μανικιού (smart arm sleeve) ήταν μια εύκολη και γρήγορη διαδικασία.
- A.2.2 Το φορετό μανίκι (smart arm sleeve) ήταν άνετο κατά τη διάρκεια της δοκιμής και δεν με ενοχλούσε στις κινήσεις μου.
- A.2.3 Οι κινήσεις του εικονικού χεριού (virtual arm) ανταποκρίνονταν άμεσα στις δικές μου, χωρίς να παρατηρήσω ενοχλητική καθυστέρηση (latency).
- A.2.4 Η θέση και ο προσανατολισμός του εικονικού χεριού αντικατόπτριζαν με μεγάλη ακρίβεια την πραγματική στάση του χεριού μου.
- A.2.5 Η διαδικασία αρχικής βαθμονόμησης (calibration) του χεριού ήταν εύκολη στην κατανόηση και την εκτέλεση.
- A.2.6 Ένιωθα ότι είχα τον απόλυτο έλεγχο των κινήσεων του εικονικού βραχίονα ανά πάσα στιγμή
- A.2.7 Η κίνηση του εικονικού βραχίονα ήταν ομαλή, χωρίς «σπασμωδικές» κινήσεις (jittering) ή ανεξήγητα άλματα.
- A.2.8 Αν είχα ανάγκη από φυσικοθεραπεία, θα ήμουν πρόθυμος/η να χρησιμοποιώ ένα τέτοιο VR σύστημα συστηματικά για τις ασκήσεις μου.
- A.2.9 Κατά τη διάρκεια της χρήσης του συστήματος βίωσα ζάλη, ναυτία, ή αποπροσανατολισμό
- A.2.10 Η συνολική εμπειρία χρησιμοποιώντας το smart arm sleeve μέσα στο περιβάλλον εικονικής πραγματικότητας ήταν ρεαλιστική και πειστική.

A.3 Ποιοτική Αξιολόγηση Συστήματος

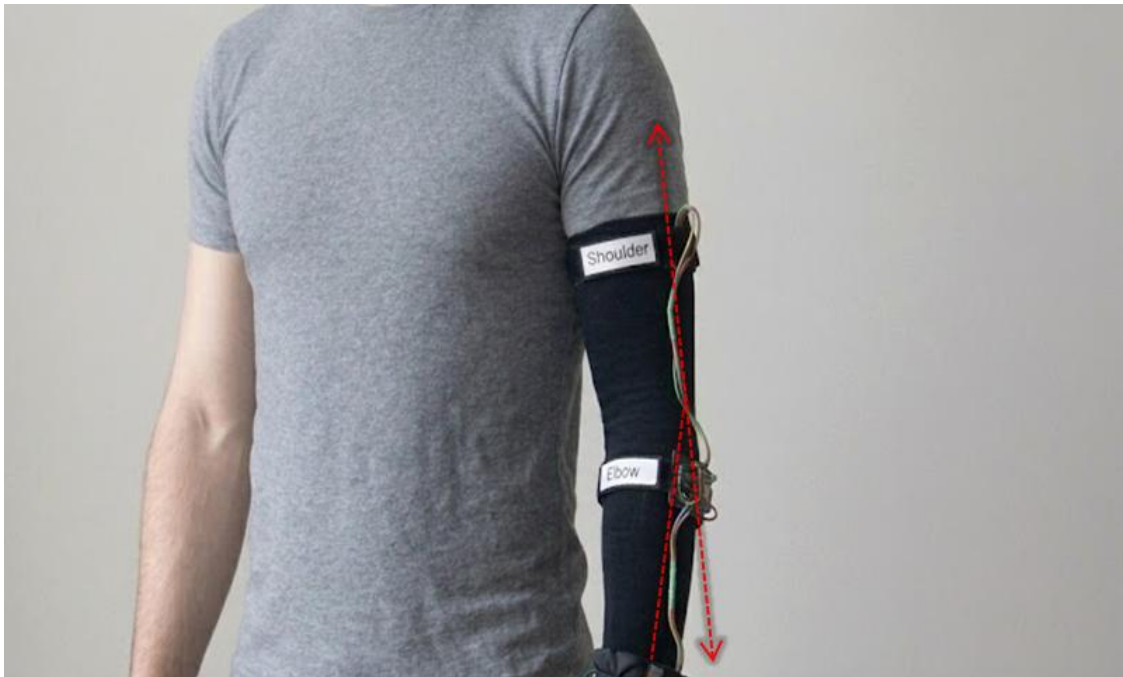
- A.3.1 Τι σας δυσκόλεψε περισσότερο κατά τη χρήση του συστήματος ή τι θα θέλατε να βελτιωθεί στην επόμενη έκδοσή του;
- A.3.2 Ποιο ήταν το χαρακτηριστικό που σας έκανε τη μεγαλύτερη θετική εντύπωση κατά την εμπειρία σας με το Smart Arm Sleeve;
- A.3.3 Έχετε κάποιο επιπλέον σχόλιο, παρατήρηση ή ιδέα/πρόταση σχετικά με την εμπειρία σας;

Παράρτημα Β – Εγχειρίδιο Χρήστη Εφαρμογής

Το παρόν εγχειρίδιο έχει συνταχθεί με σκοπό να καθοδηγήσει τους ασθενείς και τους τελικούς χρήστες κατά την αλληλεπίδρασή τους με την εφαρμογή ψηφιακής αποκατάστασης άνω άκρου. Το σύστημα έχει σχεδιαστεί με γνώμονα τη μέγιστη ευελιξία, υποστηρίζοντας πλήρως και ισάξια τη χρήση τόσο με το δεξί όσο και με το αριστερό χέρι.

Βήμα 1: Προετοιμασία και Τοποθέτηση του Εξοπλισμού

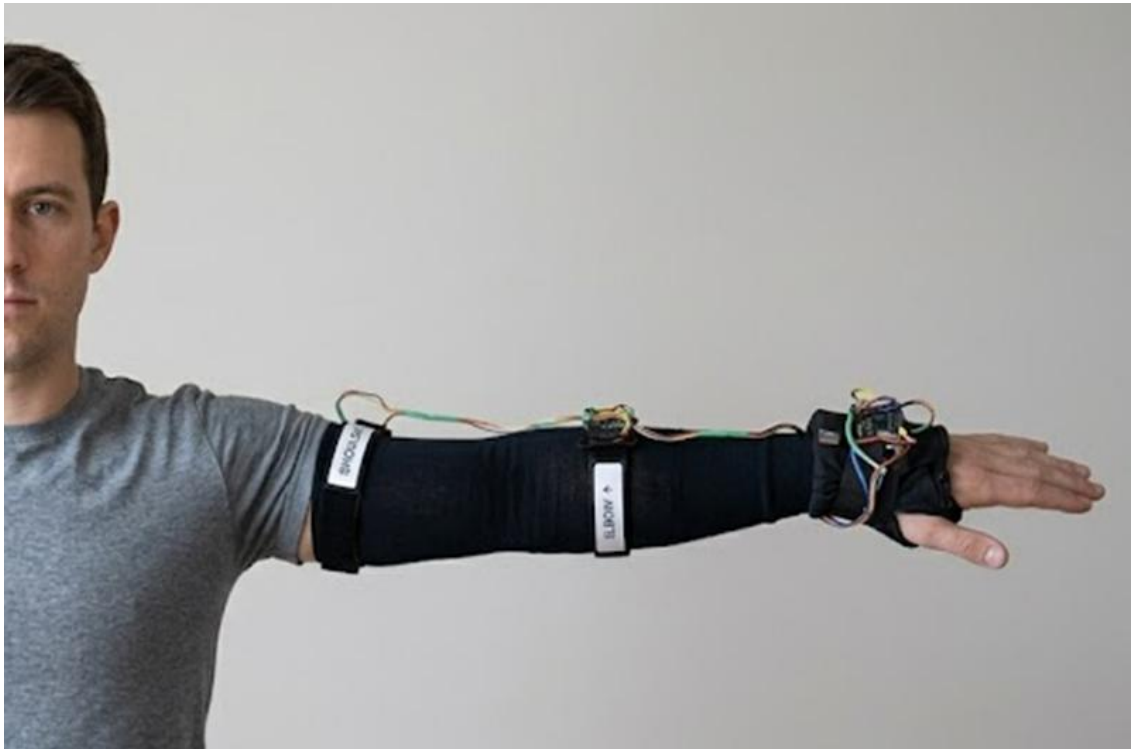
Φορέστε τη συσκευή κατάλληλα έτσι ώστε ο αισθητήρας με την ένδειξη «Shoulder ↑» να είναι τοποθετημένος στην εξωτερική πλευρά του μπράτσου σας, περίπου 5 εκατοστά κάτω από την άρθρωση του ώμου. Έπειτα τοποθετήστε τον αισθητήρα με την ένδειξη «Elbow ↑» περίπου 5 εκατοστά κάτω από τον αγκώνα σας. Βεβαιωθείτε ότι και τα δύο βέλη που φέρουν οι ετικέτες δείχνουν προς την κατεύθυνση του καρπού σας και οι δύο αισθητήρες είναι ευθυγραμμισμένοι κατά μήκος μια νοητής ευθείας. Τέλος, περάστε στο καρπό σας το περιβραχιόνιο που φέρει τη μπαταριοθήκη.



Εικόνα Β1: Ενδεικτική ανατομική τοποθέτηση του συστήματος (smart arm sleeve) στο άνω άκρο του χρήστη, με διακριτή εφαρμογή των αδρανειακών αισθητήρων στον ώμο και τον αγκώνα.

Βήμα 2: Εκκίνηση Συσκευής και Βαθμονόμηση

Μετά την ορθή τοποθέτηση του εξοπλισμού στο σώμα σας, ακολουθήστε τα παρακάτω βήματα για να ενεργοποιήσετε τη συσκευή. Αρχικά πρέπει να πάρετε τη θέση «t-pose».



Εικόνα B2: Ενδειγμένη στάση αναφοράς (T-Pose) για την εκτέλεση της βαθμονόμησης (calibration).

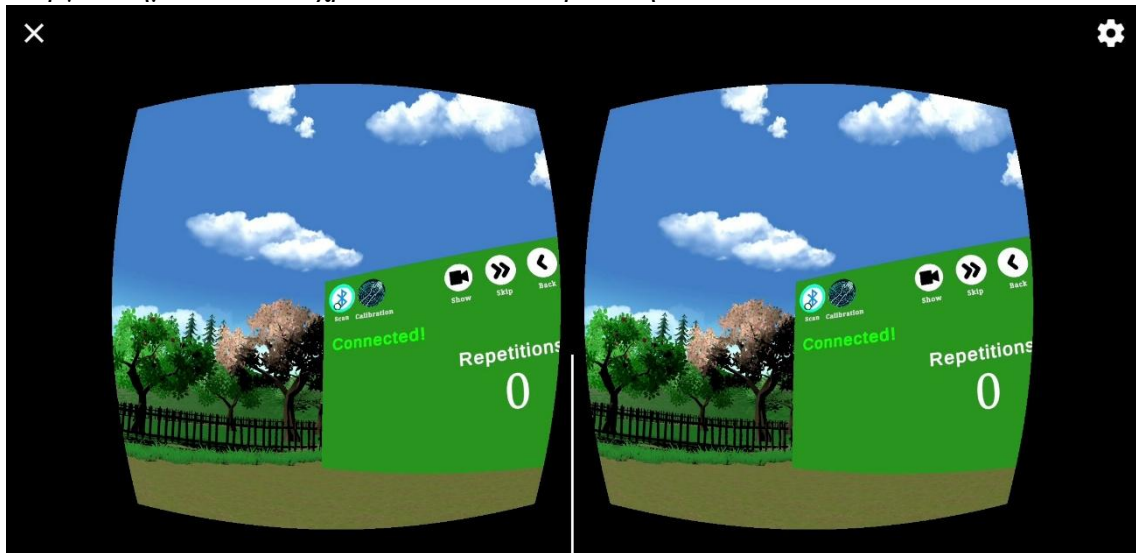
Έπειτα, καθώς βρίσκεστε στη θέση αυτή θα πρέπει να ανοίξετε τη συσκευή από το διακόπτη της μπαταριοθήκης. Σε περίπτωση που δυσκολευτείτε, συστήνεται η διαδικασία αυτή να πραγματοποιείται με τη συνδρομή του φυσικοθεραπευτή ή του συνοδού σας, ώστε να διατηρήσετε τα χέρια σας σταθερά στην απαραίτητη στάση. Αν όλα είναι εντάξει, θα παρατηρήσετε μια πράσινη ένδειξη να ανάβει στον μικροελεγκτή. Ταυτόχρονα θα δείτε και μία πορτοκαλί ένδειξη να αναβοσβήνει. Παραμείνετε σε θέση «t-rose» και όσο γίνεται ακίνητοι μέχρι η πορτοκαλί ένδειξη να σβήσει.

Βήμα 3: Σύζευξη Συσκευής και Επαναβαθμονόμηση

Εκκινήστε την εφαρμογή στο κινητό σας τηλέφωνο και τοποθετήστε τη συσκευή με ασφάλεια στην ειδική υποδοχή της μάσκας VR-Box. Στη συνέχεια, φορέστε τη μάσκα στο κεφάλι σας και προσαρμόστε την, μέσω των ρυθμιζόμενων ιμάντων ώστε να έχετε καθαρή ορατότητα και να εφαρμόζει άνετα, χωρίς να σας πιέζει. Βεβαιωθείτε ότι οι φακοί

της μάσκας είναι ρυθμισμένοι σωστά σύμφωνα με τα μάτια σας, ώστε να αποφευχθεί όσον το δυνατόν οπτική κόπωση ή ζάλη. Μόλις εισέλθετε στο εικονικό περιβάλλον, θα παρατηρήσετε ένα μικρό ψηφιακό σημείο (τελεία) στο κέντρο του οπτικού σας πεδίου. Το σημείο αυτό λειτουργεί ως ο κεντρικός δείκτης επιλογής (gaze pointer), επιτρέποντάς σας να αλληλεπιδράσετε με το μενού και να ενεργοποιήσετε τα διάφορα ψηφιακά πλήκτρα, στρέφοντας απλώς το κεφάλι σας και εστιάζοντας πάνω τους. Για να κατοχυρωθεί μια επιλογή, θα χρειαστεί να διατηρήσετε το βλέμμα σας σταθερό πάνω στο επιθυμητό εικονίδιο για 1-2 δευτερόλεπτα, μέχρι να ολοκληρωθεί η διαδικασία επιλογής.

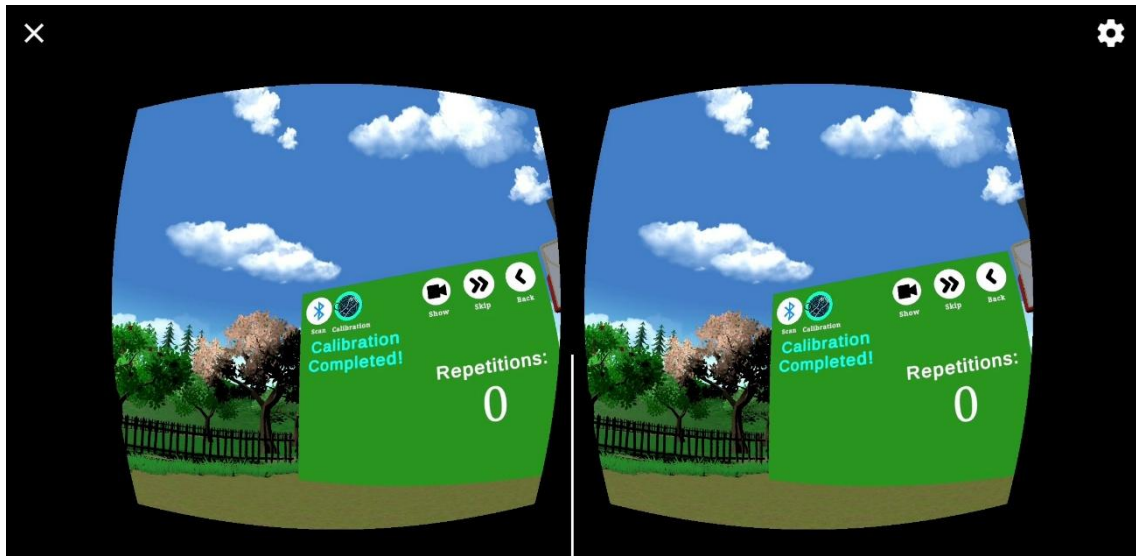
Για να πραγματοποιηθεί η ασύρματη σύνδεση (Bluetooth) μεταξύ του φορητού εξοπλισμού και του κινητού σας τηλεφώνου, στρέψτε το κεφάλι σας ώστε να εστιάσετε τον ψηφιακό δείκτη στο εικονίδιο με το λογότυπο του Bluetooth, το οποίο βρίσκεται στον ψηφιακό πίνακα ελέγχου. Αρχικά, θα εμφανιστεί η ένδειξη «Scanning...», ενημερώνοντάς σας ότι το λογισμικό αναζητά τη συσκευή. Μόλις η ασύρματη σύζευξη ολοκληρωθεί με επιτυχία, η ένδειξη θα αλλάξει στο μήνυμα «Connected!», επιβεβαιώνοντας ότι το σύστημα έχει συνδεθεί και είναι έτοιμο για χρήση. Σε περίπτωση που η σύνδεση καθυστερήσει ή αποτύχει, βεβαιωθείτε ότι το περιβραχιόνιο παραμένει ενεργοποιημένο και, αν χρειαστεί, επαναλάβετε τη διαδικασία.



Εικόνα Β3: Τρόπος εγκαθίδρυσης της ασύρματης επικοινωνίας.

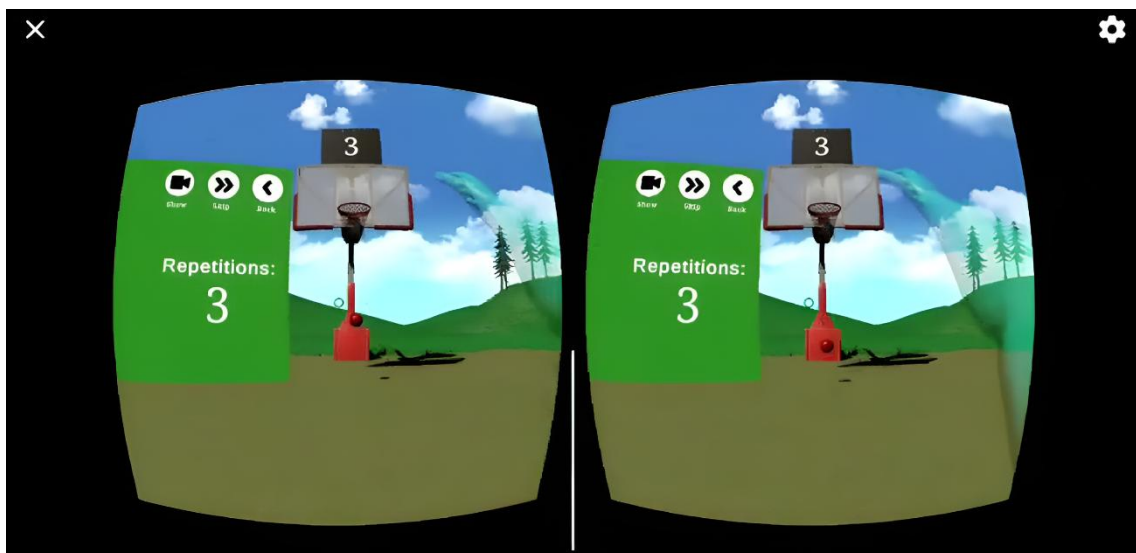
Προκειμένου να διασφαλιστεί η βέλτιστη εμπειρία χρήσης και η μέγιστη κινηματική ακρίβεια καθ' όλη τη διάρκεια της συνεδρίας, συνιστάται η επαναληπτική βαθμονόμηση του συστήματος ανά τακτά χρονικά διαστήματα. Για να εκτελέσετε τη διαδικασία, απλώς

υιοθετήστε εκ νέου τη στάση αναφοράς («T-Pose») και εστιάστε τον ψηφιακό δείκτη στο ειδικό εικονίδιο «Calibration» στον ψηφιακό πίνακα ελέγχου.



Εικόνα B4: Εικονίδιο επαναβαθμονόμησης (Calibration) στο περιβάλλον της εφαρμογής.

Με την ολοκλήρωση των παραπάνω βημάτων, το σύστημα είναι έτοιμο και μπορείτε να ξεκινήσετε τη χρήση του εικονικού σας χεριού στις ασκήσεις αποκατάστασης. Προκειμένου να εξοικειωθείτε με την ορθή εκτέλεση της κάθε άσκησης, εστιάστε τον ψηφιακό δείκτη στο εικονίδιο «Show». Με την ενεργοποίησή του, θα εμφανιστεί στο ψηφιακό πάνελ ένα σύντομο εκπαιδευτικό βίντεο, το οποίο σας καθοδηγεί βήμα προς βήμα για τη σωστή πραγματοποίηση της κίνησης.



Εικόνα B5: Στιγμιότυπο από το εικονικό περιβάλλον αποκατάστασης κατά την εκτέλεση των θεραπευτικών ασκήσεων με τη χρήση του ψηφιακού άνω άκρου

Παράρτημα Γ – Τεχνικό Εγχειρίδιο

Το παρόν εγχειρίδιο απευθύνεται σε προγραμματιστές που επιθυμούν να ενσωματώσουν το συγκεκριμένο πρόσθετο (plugin) σε υφιστάμενα ή μη, έργα (projects) εντός της μηχανής γραφικών Unity. Η ενσωμάτωση μπορεί να πραγματοποιηθεί ανεξάρτητα από το εάν οι εφαρμογές υποστηρίζουν ήδη περιβάλλοντα Εικονικής Πραγματικότητας (VR), με τελικό σκοπό τη διασύνδεση και ομαλή λειτουργία του Smart Arm Sleeve.

Προαπαιτούμενα (Prerequisites)

- **Απαιτήσεις Λογισμικού (Software):**
 - **Μηχανή Γραφικών:** Unity 2022.3.56f1 ή μεταγενέστερη
 - **Περιβάλλον Ανάπτυξης (IDE):** Microsoft Visual Studio 2022
- **Απαιτήσεις Υλικού (Hardware):**
 - **Smart Arm Sleeve:** Η διάταξη πρέπει να είναι πλήρως συναρμολογημένη, τροφοδοτούμενη (μέσω της ενσωματωμένης μπαταρίας) και ενεργοποιημένη.
 - **Εξοπλισμός VR:** Απλό σύστημα προβολής Εικονικής Πραγματικότητας (π.χ. VR Box / θήκη τύπου Cardboard), στο οποίο τοποθετείται το smartphone.
- **Απαιτήσεις Κινητού Τηλεφώνου:**
 - **Λειτουργικό Σύστημα (OS):** Android 8.0 (Oreo) ή μεταγενέστερη*.
 - **Οθόνη και Διαστάσεις:** Οθόνη με ανάλυση τουλάχιστον 1080p (Full HD) για αποφυγή του φαινομένου «screen-door effect» κατά τη χρήση των φακών του VR Box. Επίσης, οι φυσικές διαστάσεις της συσκευής πρέπει να είναι συμβατές με τις προδιαγραφές της εκάστοτε μάσκας VR.
 - **Συνδεσιμότητα (Connectivity):** Υποστήριξη πρωτοκόλλου Bluetooth Low Energy (BLE) (Bluetooth 4.0 ή μεταγενέστερο).

* Για συσκευές με έκδοση **Android 12 ή νεότερη**, υποστηρίζεται το νέο μοντέλο αδειών του Android, το οποίο επιτρέπει τη σύνδεση μέσω Bluetooth χωρίς την απαίτηση ενεργοποίησης της υπηρεσίας τοποθεσίας (Location Services).

- **Απαιτήσεις Μικροελεγκτή (Firmware)**

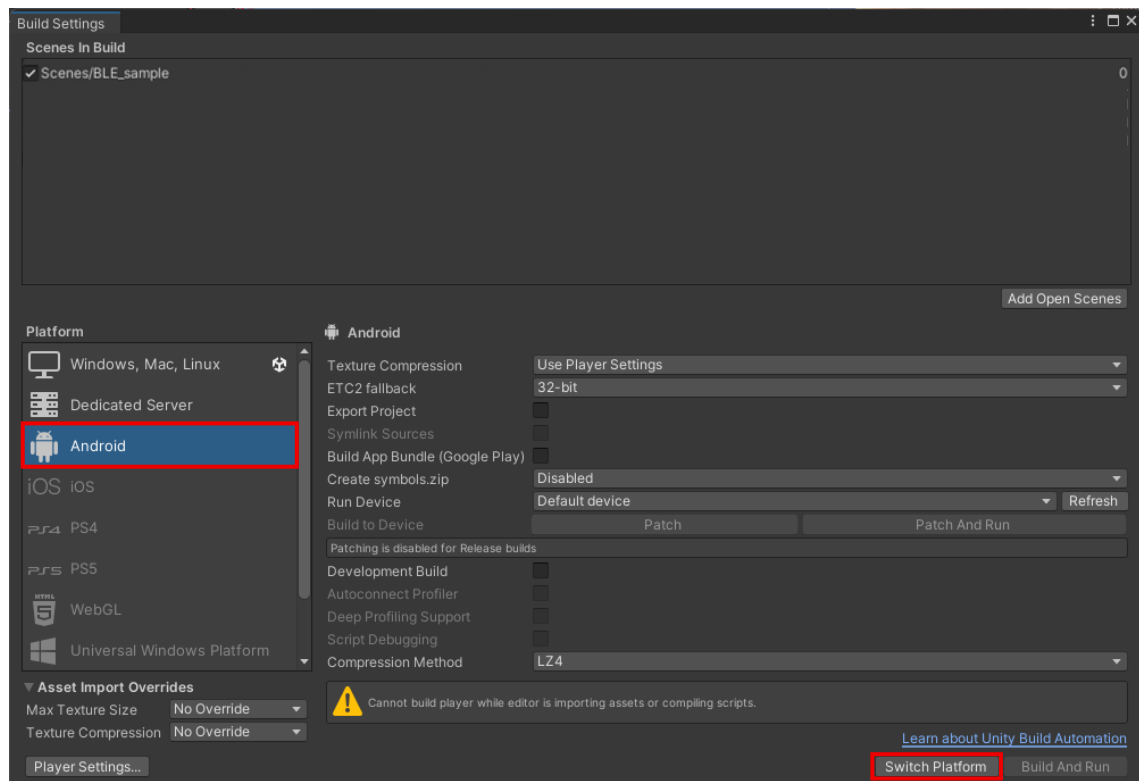
Ο μικροελεγκτής (Arduino Nano 33 BLE) που βρίσκεται ενσωματωμένος στο Smart Arm Sleeve παραδίδεται προσχεδιασμένος με τον απαραίτητο κώδικα και λειτουργεί άμεσα (plug-and-play). Ωστόσο, σε περίπτωση ανάγκης για αποσφαλμάτωση (debugging) ή αναβάθμιση του συστήματος, ο προγραμματιστής έχει τη δυνατότητα επαναπρογραμματισμού του:

- **Περιβάλλον Ανάπτυξης (IDE):** Arduino IDE
- **Κώδικας:** Ο πηγαίος κώδικας (.ino) παρέχεται στον αντίστοιχο φάκελο [Arduino_Files/ArmTracker_BLE_IMU](#).
- **Διαδικασία:** Η μεταφόρτωση του νέου κώδικα πραγματοποιείται μέσω ενσύρματης σύνδεσης του μικροελεγκτή με τον υπολογιστή, χρησιμοποιώντας καλώδιο δεδομένων USB-A σε USB Micro-B. Στη συνέχεια, μέσω του Arduino IDE πραγματοποιείται η μεταγλώττιση και η φόρτωση του κώδικα στον μικροελεγκτή.

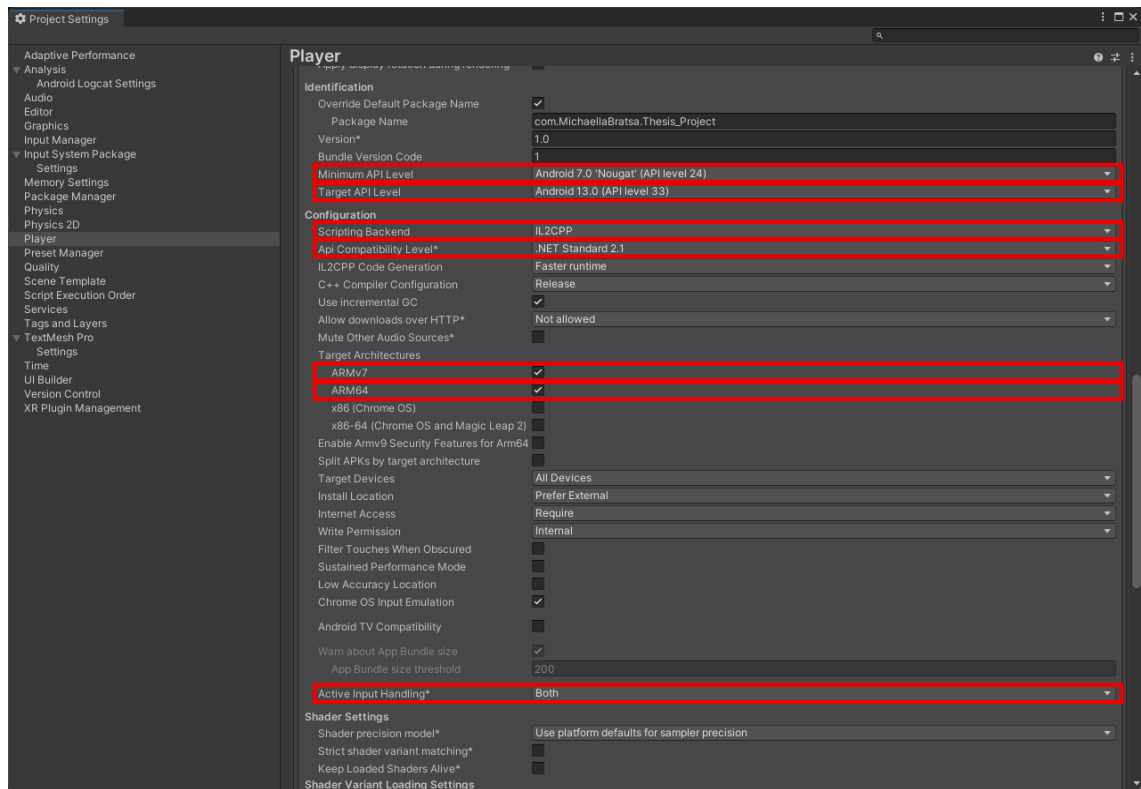
Ρυθμίσεις Unity (Settings & Dependencies)

Βεβαιωθείτε ότι στις ρυθμίσεις του projects σας ισχύουν τα πιο κάτω.

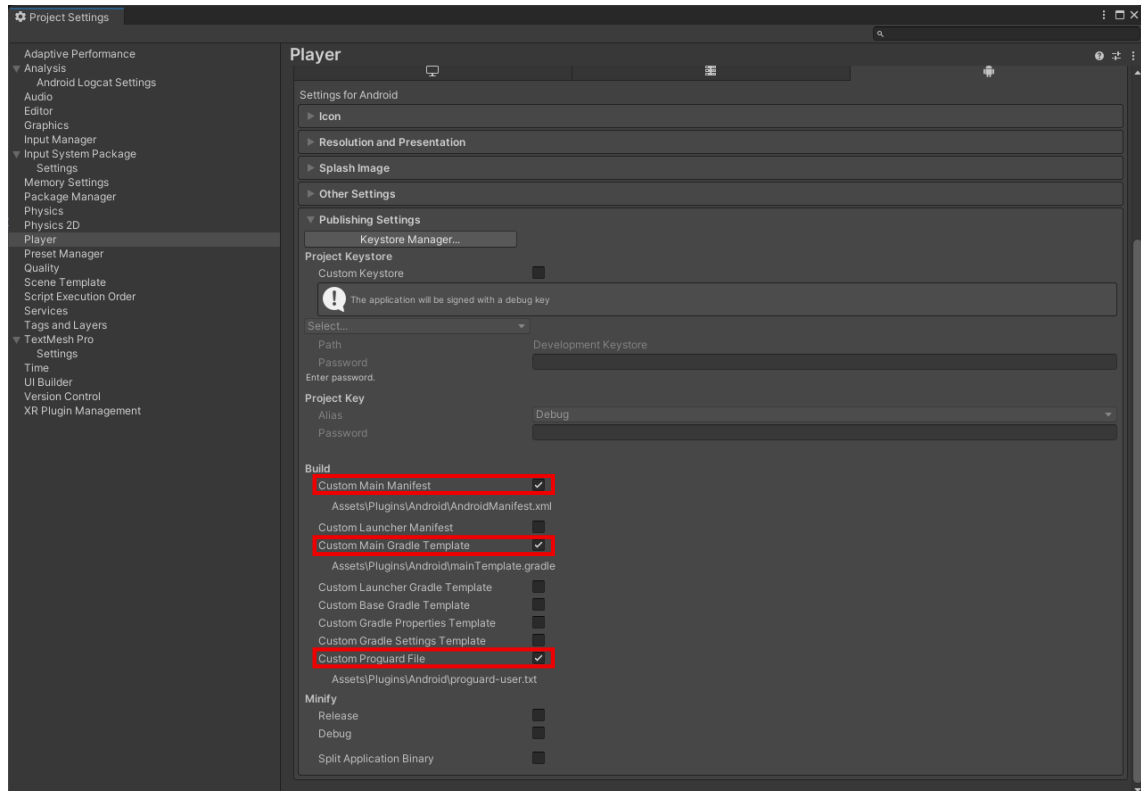
1. File > Build Settings > Android > Switch Platform



2. Edit > Project Settings > Player > Other Settings

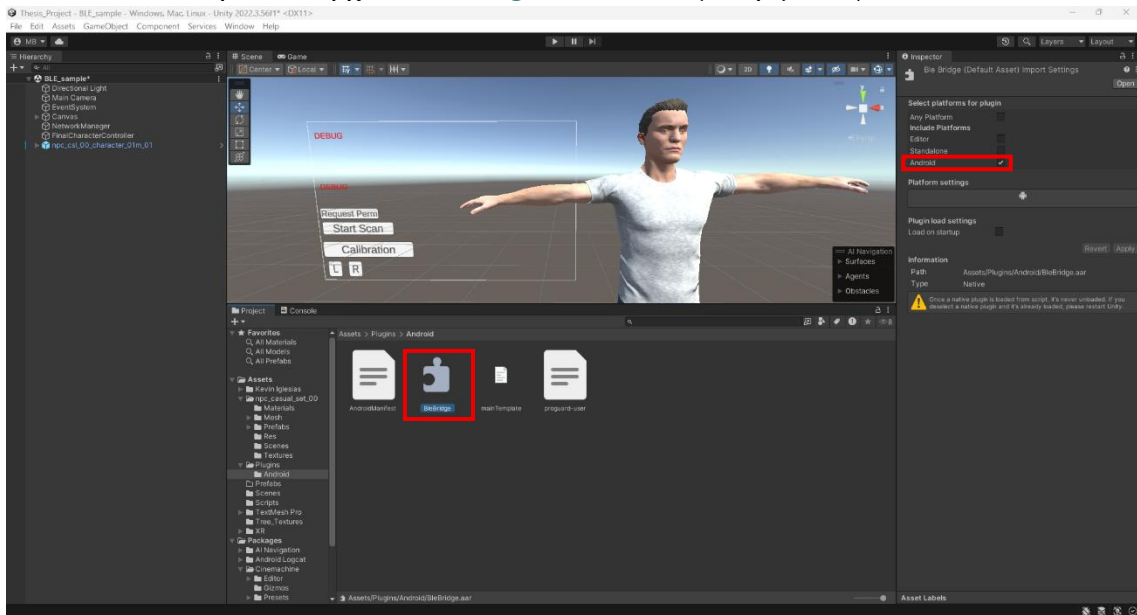


3. Edit > Project Settings > Player > Publishing Settings



4. Assets > Plugins > Android

Επικολλήστε το αρχείο [BlueBridge.aar](#) στον συγκεκριμένο φάκελο.

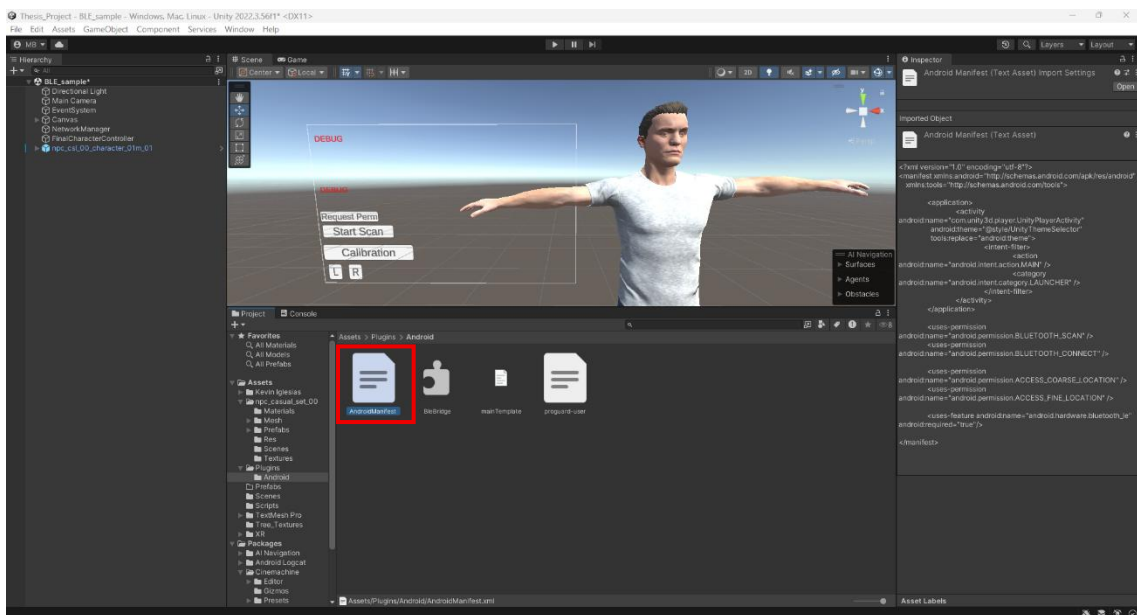


5. Βεβαιωθείτε ή προσθέστε στο αρχείο Assets > Plugins > Android > [AndroidManifest.xml](#) τις ακόλουθες εντολές κάτω από το tag `</application>` και μέσα στο tag `<manifest>` ... `</manifest>`

```
<uses-permission android:name="android.permission.BLUETOOTH_SCAN" />
<uses-permission android:name="android.permission.BLUETOOTH_CONNECT" />

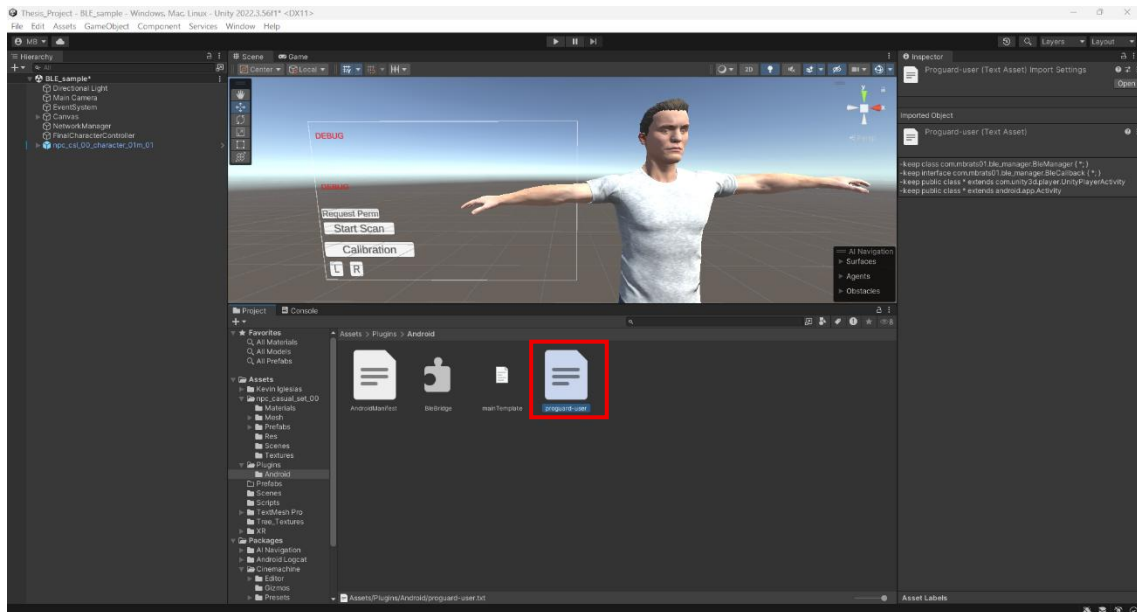
<uses-permission android:name="android.permission.ACCESS_COARSE_LOCATION" />
<uses-permission android:name="android.permission.ACCESS_FINE_LOCATION" />

<uses-feature android:name="android.hardware.bluetooth_le" android:required="true"/>
```



6. Βεβαιωθείτε ή προσθέστε στο αρχείο Assets > Plugins > Android > [proguard-user.txt](#) τις ακόλουθες εντολές:

```
-keep class com.<project username>.ble_manager.BleManager { *; }  
-keep interface com.<project username>.ble_manager.BleCallback { *; }  
-keep public class * extends com.unity3d.player.UnityPlayerActivity  
-keep public class * extends android.app.Activity
```



7. Εγκαθίδρυση BLE σύνδεσης:

7.1 Στο παράθυρο ιεραρχίας (Hierarchy) της αρχικής σκηνής της εφαρμογής, δημιουργήστε ένα νέο κενό αντικείμενο (Right-Click > Create Empty) και μετονομάστε το σε «*NetworkManager*»

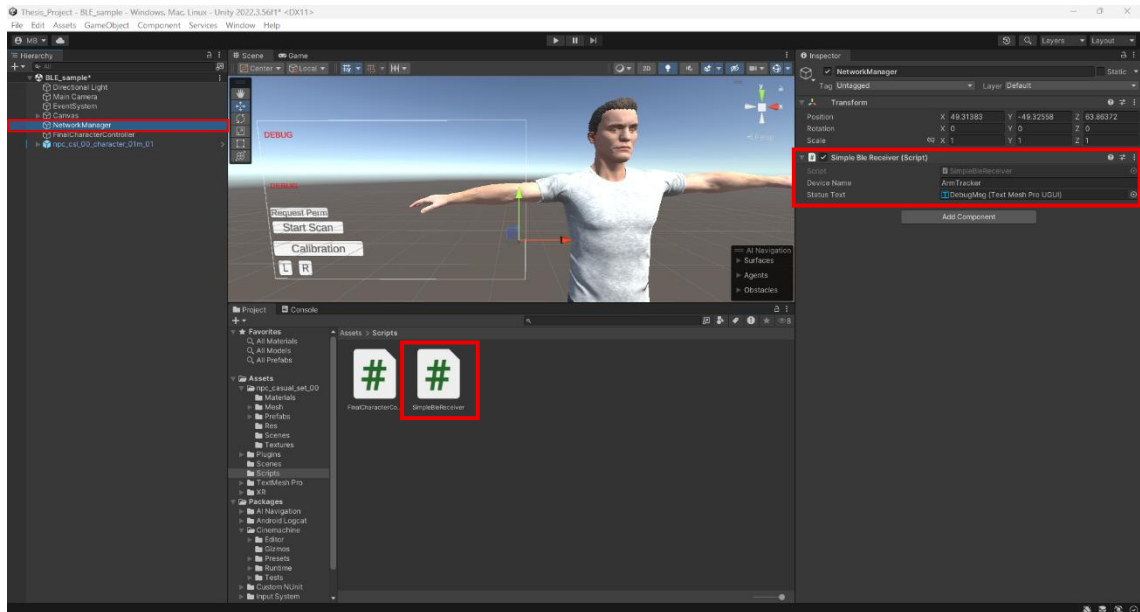
7.2 Στο παράθυρο διαχείρισης αρχείων (Project Window), πλοηγηθείτε στη διαδρομή Assets > Scripts για να εντοπίσετε ή να προσθέσετε το αρχείο [SimpleBleReceiver.cs](#)

7.3 Επιλέξτε το αντικείμενο «*NetworkManager*». Στη συνέχεια, επισυνάψτε το script [SimpleBleReceiver.cs](#) στο αντικείμενο, είτε σύροντάς το (drag-and-drop), είτε μέσω της επιλογής Add Component στο παράθυρο του Inspector.

7.4 Μετά την προσθήκη του script στο NetworkManager, θα εμφανιστούν οι απαραίτητες παράμετροι στο παράθυρο του Inspector:

i.**Device Name:** Ορίστε το όνομα της συσκευής BLE που εκπέμπει ο μικροελεγκτής. Η προεπιλεγμένη τιμή είναι το «ArmTracker». Εάν δεν υπάρξει ταύτιση ονόματος, η εφαρμογή ΔΕΝ θα προχωρήσει σε σύνδεση.

ii.**Status Text (Προαιρετικό):** Αντιστοιχίστε ένα στοιχείο διεπαφής χρήστη (UI TextMeshPro) για την οπτική απεικόνιση της κατάστασης σύνδεσης (π.χ. Scanning..., Connected!).



8. Προσθήκη Ελεγκτή (Character Controller)

8.1 Εντοπίστε ή εισαγάγετε το τρισδιάστατο (3D) μοντέλο του χαρακτήρα ή των χεριών στη σκηνή σας.

8.2 Στο παράθυρο διαχείρισης αρχείων (Project Window), πλοηγηθείτε στη διαδρομή Assets > Scripts για να εντοπίσετε ή να προσθέσετε το αρχείο [FinalCharacterController.cs](#)

8.3 Στο παράθυρο ιεραρχίας (Hierarchy) της αρχικής σκηνής της εφαρμογής, δημιουργήστε ένα νέο κενό αντικείμενο (Right-Click > Create Empty) και μετονομάστε το σε «FinalCharacterController»

8.4 Επιλέξτε το αντικείμενο «FinalCharacterController». Στη συνέχεια, επισυνάψτε το script [FinalCharacterController.cs](#) στο αντικείμενο, είτε σύροντάς το (drag-and-drop), είτε μέσω της επιλογής Add Component στο παράθυρο του Inspector.

8.5 Παραμέτροι

- i. **Current Arm:** Καθορίζει ποιο χέρι (Δεξί ή Αριστερό) θα ακολουθεί τα δεδομένα του αισθητήρα κατά την εκκίνηση.
- ii. **Right / Left Hand:** Αντιστοιχίστε τα GameObjects των αντίστοιχων χεριών. Το σύστημα αναλαμβάνει την αυτόματη απόκρυψη του ανενεργού χεριού (Visibility Culling).
- iii. **Status Text:** Στοιχείο UI (TextMeshPro) για την προβολή μηνυμάτων βαθμονόμησης.

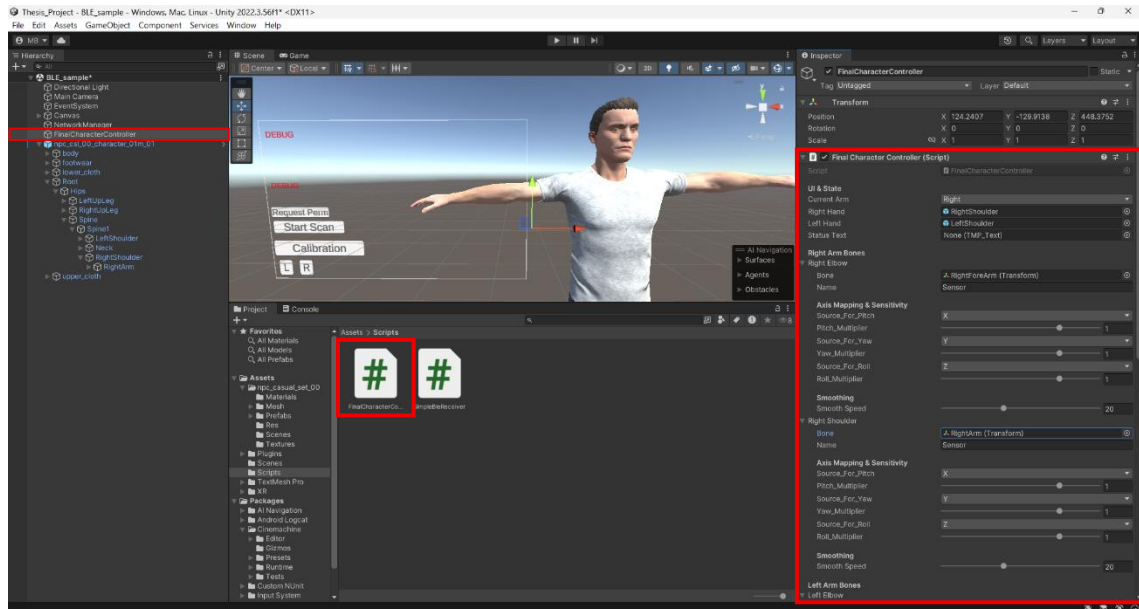
Οι παρακάτω ρυθμίσεις εφαρμόζονται σε καθένα από τα 4 διαθέσιμα οστά (Right Elbow, Right Shoulder, Left Elbow, Left Shoulder).

- iv. **Bone (Transform):** Η ακριβής αναφορά στο σημείο περιστροφής (Transform) του οστού, μέσα από το rig του 3D μοντέλου (π.χ. η άρθρωση του αγκώνα).
- v. **Name (String):** Ονομασία του αισθητήρα για σκοπούς οργάνωσης και αποσφαλμάτωσης (default: «Sensor»).
- vi. **Source For Pitch / Yaw / Roll:** Επιτρέπει την επιλογή του άξονα εισόδου (X, Y ή Z) των ακατέργαστων δεδομένων (Quaternions), ο οποίος θα οδηγεί την αντίστοιχη γωνία στο Unity. Η λειτουργία αυτή λύνει το πρόβλημα ασυμβατότητας όταν ο προσανατολισμός αξόνων (axis alignment) του 3D μοντέλου διαφέρει από αυτόν των αισθητήρων IMU (στον φυσικό κόσμο).
- vii. **Pitch / Yaw / Roll Multiplier (Range: -2.0 έως 2.0):** Πολλαπλασιαστής που επηρεάζει την τελική περιστροφή. Ορίζοντας **αρνητική τιμή** η κίνηση στον συγκεκριμένο **άξονα αντιστρέφεται**. Αλλάζοντας την απόλυτη τιμή η κίνηση γίνεται πιο **ήπια ή πιο έντονη αντίστοιχα**.
- viii. **Smooth Speed (Range: 1.0 έως 50.0):** Ελέγχει την ταχύτητα της σφαιρικής γραμμικής παρεμβολής (Slerp) κατά την περιστροφή του

οστού. Τιμές κοντά στο 50 προσφέρουν άμεση (1:1) απόκριση χωρίς καθυστέρηση. Χαμηλότερες τιμές (π.χ. 10 - 20) «φιλτράρουν» τις μικροκινήσεις των αισθητήρων και δημιουργούν μια αίσθηση βάρους (weight) στο 3D μοντέλο.

ix. **Left Arm Mirroring (Ειδικές Ρυθμίσεις Αριστερού Χεριού):**

Invert Pitch / Yaw / Roll On Left (Booleans): Διακόπτες που, όταν ενεργοποιούνται, πολλαπλασιάζουν αυτόματα τον αντίστοιχο άξονα με το -1 όταν ο χρήστης επιλέγει το αριστερό χέρι (currentArm == ArmSide.Left). Διευκολύνουν τον συμμετρικό αντικατοπτρισμό της κίνησης χωρίς να απαιτείται επαναρρύθμιση των Multipliers (plug-and-play mirroring).



9. Ενσωμάτωση σε υφιστάμενα συστήματα που υποστηρίζουν το πακέτο XR Interaction tool

9.1 Εντοπίστε αρχικά μέσα από το παράθυρο ιεραρχίας (Hierarchy) του Unity τους colliders που αντιστοιχούν στα εικονικά χέρια (XR Controllers) του αρχικού project, καθώς και τυχόν προϋπάρχοντα διαδραστικά αντικείμενα (interactables).

9.2 Αντιγράψτε τους επιλεγμένους colliders από τα προεπιλεγμένα χέρια και επικολλήστε τους στα αντίστοιχα ανατομικά σημεία του δικού σας

τρισδιάστατου (3D) μοντέλου. Προκειμένου να συνεχιστεί η απρόσκοπτη λειτουργία της εφαρμογής και να μην καταρρεύσει η αλληλεπίδραση της μηχανής φυσικής (physics engine), είναι απολύτως κρίσιμο να ενημερώσετε τα σχετικά scripts. Πρέπει να αντικαταστήσετε τις παλιές αναφορές (references) με τους νέους colliders στα αντίστοιχα πεδία των εξαρτημάτων (components)

Παράρτημα Δ – Απόσπασμα Κώδικα

Στο παρόν παράρτημα παρατίθεται Python script το οποίο αναπτύχθηκε για τη λήψη πειραματικών μετρήσεων των αισθητήρων.

```
import serial
import math
import time

# --- Settings ---
SERIAL_PORT = 'COM9'
BAUD_RATE = 115200

# Choose sensor (shoulder/elbow)
SENSOR_TO_WATCH = 0

# Choose axis: 'roll', 'pitch', 'yaw'
AXIS_TO_WATCH = 'roll'

def quaternion_to_euler(x, y, z, w):
    t0 = +2.0 * (w * x + y * z)
    t1 = +1.0 - 2.0 * (x * x + y * y)
    roll = math.atan2(t0, t1)

    t2 = +2.0 * (w * y - z * x)
    t2 = +1.0 if t2 > +1.0 else t2
    t2 = -1.0 if t2 < -1.0 else t2
    pitch = math.asin(t2)

    t3 = +2.0 * (w * z + x * y)
    t4 = +1.0 - 2.0 * (y * y + z * z)
    yaw = math.atan2(t3, t4)

    return math.degrees(roll), math.degrees(pitch), math.degrees(yaw)

def main():
    print(f"Σύνδεση στο {SERIAL_PORT}...")
    try:
        ser = serial.Serial(SERIAL_PORT, BAUD_RATE, timeout=1)
        print(f"Παρακολούθηση Αισθητήρα {SENSOR_TO_WATCH} - Άξονας: {AXIS_TO_WATCH.upper()} \n")

        last_print_time = time.time()
        # Print rate
        print_interval = 0.5

        while True:
            line = ser.readline().decode('utf-8', errors='ignore').strip()

            if line.startswith("ALL:"):
                current_time = time.time()

                if current_time - last_print_time >= print_interval:
                    data = line.replace("ALL:", "")
                    sensors = data.split('|')
```

```

        if len(sensors) >= 2:
            target_sensor_data =
sensors[SENSOR_TO_WATCH].split(',')
            if len(target_sensor_data) == 4:
                x, y, z, w = map(float,
target_sensor_data)
                roll, pitch, yaw = quaternion_to_euler(x,
y, z, w)

                if AXIS_TO_WATCH == 'roll':
                    val = roll
                elif AXIS_TO_WATCH == 'pitch':
                    val = pitch
                else:
                    val = yaw

                print(f"Γωνία {AXIS_TO_WATCH.upper()}:
{val:7.2f}°")

                last_print_time = current_time

    except serial.SerialException:
        print(f"\nΣφάλμα: Δεν βρέθηκε το {SERIAL_PORT}.")
    except KeyboardInterrupt:
        print("\nΤερματισμός...")
        ser.close()

if __name__ == '__main__':
    main()

```