



# POLITECNICO DI TORINO

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA MECCANICA E AEROSPAZIALE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TESI DI LAUREA MAGISTRALE:

## **Studio di fattibilità sulle strategie di feedback e controllo in un setting interattivo per l'embodiment di un arto inferiore virtuale**

**Relatore**

Prof. Carlo Ferraresi

**Candidata**

Rebecca Lo Tauro

**Correlatori Aziendali**

Dr. Giacinto Barresi

Dr. Federico Tessari

**Matricola**

282157

---

Anno Accademico 2021/2022

# Ringraziamenti

Ringrazio innanzitutto il Professore Carlo Ferraresi per la Sua disponibilità e l'attenzione nel supportare il mio lavoro.

Ringrazio Giacinto Barresi e Federico Tessari per avermi concesso l'opportunità di poter lavorare all'interno del Rehab dell'IIT, per la professionalità dimostrata durante questi mesi, per i preziosi suggerimenti e il sostegno costante che mi hanno dato.

Ringrazio tutti i ragazzi dell'IIT per essere stati sempre disponibili, in particolare Chiara, Laura e Pietro.

Il ringraziamento più grande va ai miei genitori, grazie mamma e grazie papà per essere stati sempre al mio fianco nonostante la distanza, per non avermi mai fatto mancare nulla, per i sacrifici che avete fatto, per avermi dato sostegno, fiducia e per aver sempre creduto in me.

Ringrazio mia sorella per il suo dolce e instancabile sostegno, per avermi sempre spronata quando pensavo di non farcela, per non avermi mai abbandonata nei miei momenti di sconforto e per l'immenso affetto che mi dimostra costantemente.

Ringrazio i miei splendidi nonni per essere sempre stati presenti nella mia vita e per avere sempre una parola dolce nei miei confronti.

Ringrazio Torino per avermi fatto conoscere delle persone davvero importanti, coloro che sono diventati la mia famiglia del nord, più che dei semplici amici.

Grazie Salvo per capirmi più di tutti e per la pasta al salmone, sei il fratello che non ho mai avuto.

Grazie Dario per credere sempre in me più di chiunque altro, per la tua dolcezza e per essere sempre il mio consulente informatico.

Grazie Seby per essere sempre così affettuoso e dolce con me.

Ringrazio Fede per aver fatto parte della mia vita in questi anni, per essere sempre riuscito a tirarmi sù di morale quando ne avevo bisogno e per aver sopportato le mie lamentele costanti.

Ringrazio Ele e Luca per il percorso vissuto intensamente in questi anni, per tutti gli allegri pasti delle sessioni e per il legame che si è creato.

Grazie Ele per l'amica che sei diventata in questi anni, fidata e sempre disponibile, per avermi accolta in casa come una sorella, per i pianti, gli sfoghi e i momenti belli che abbiamo condiviso. Non potevo trovare compagna migliore con cui lavorare su questa tesi, spero di poter nuovamente collaborare con te in futuro.

Infine grazie anche ai miei amici di giù che sono al mio fianco ormai da anni, per il nostro rapporto rimasto così vero nonostante la distanza.

# Indice

<b>Ringraziamenti</b>	<b>i</b>
<b>Abstract</b>	<b>xii</b>
<b>Sommario</b>	<b>xiv</b>
<b>Introduzione</b>	<b>xvi</b>
<b>1 Stato dell'arte</b>	<b>1</b>
1.1 Arti inferiori: anatomia e cinematica . . . . .	1
1.1.1 Articolazione dell'anca . . . . .	1
1.1.2 Articolazione del ginocchio . . . . .	3
1.1.3 Articolazione della caviglia . . . . .	4
1.2 Amputazione arto inferiore . . . . .	6
1.2.1 Eziologia ed epidemiologia . . . . .	7
1.2.2 Classificazione amputazioni arto inferiore . . . . .	8
1.3 Protesi arto inferiore . . . . .	9
1.3.1 Protesi passive . . . . .	11
1.3.2 Protesi attive . . . . .	12
1.3.3 Protesi di ginocchio . . . . .	12
1.3.4 Design e scelta di una protesi . . . . .	14
1.4 Embodiment . . . . .	17
1.4.1 Cos'è l'Embodiment? . . . . .	17
1.4.2 Valutazione dell'Embodiment . . . . .	19
1.4.3 Stimolazione dell'Embodiment . . . . .	22
1.4.4 Rubber Hand Illusion e Rubber Leg Illusion . . . . .	25
<b>2 Extended Reality ed Engagement</b>	<b>28</b>
2.1 Realtà virtuale, realtà aumentata e realtà mista . . . . .	29
2.2 Creazione di un ambiente virtuale . . . . .	32
2.3 Vantaggi della realtà estesa . . . . .	36
<b>3 Materiali e metodi</b>	<b>38</b>
3.1 Hybrid Knee . . . . .	38

3.2	Protocollo clinico . . . . .	39
3.3	Stimolazione dell'Embodiment - Studio di fattibilità . . . . .	39
3.3.1	Partecipanti . . . . .	41
3.3.2	Procedura sperimentale . . . . .	42
3.3.3	Analisi eseguite . . . . .	43
3.4	Realizzazione del set-up sperimentale . . . . .	45
3.4.1	REMO . . . . .	46
3.4.2	Scheda Arduino E Motorino Vibrante . . . . .	48
3.5	Realizzazione dell'interfaccia virtuale . . . . .	49
3.5.1	Realizzazione delle gambe virtuali . . . . .	53
3.5.2	Realizzazione del muro virtuale . . . . .	57
3.5.3	Condizioni sperimentali . . . . .	60
	Muro Non Rotto e Muro Rotto: condizione senza bolla . . . . .	61
	Muro Non Rotto e Muro Rotto: condizione con inibizione . . . . .	62
<b>4</b>	<b>Analisi dei risultati</b>	<b>66</b>
4.1	Segnali EMG . . . . .	66
4.1.1	Numero di calci . . . . .	67
4.1.2	Ampiezza media e durata media dei picchi . . . . .	70
4.1.3	Tabelle di confronto dei parametri delle diverse condizioni . . . . .	80
4.2	Analisi dei questionari . . . . .	83
4.2.1	Confronto condizioni in base ai punteggi dei questionari . . . . .	85
4.3	Deriva propriocettiva e stima del tempo . . . . .	86
<b>5</b>	<b>Discussioni e conclusioni</b>	<b>88</b>
<b>Appendici</b>		
<b>A</b>	<b>Script REMO</b>	<b>91</b>
<b>B</b>	<b>Script MURO</b>	<b>97</b>
B.1	Muro NON Fratturato . . . . .	97
B.2	Muro Fratturato . . . . .	98
B.3	Condizione: Bolla . . . . .	102
B.3.1	Generazione bolla . . . . .	102
B.3.2	Movimento bolla . . . . .	104
B.3.3	Distruzione bolla . . . . .	104
<b>C</b>	<b>Script Interfaccia</b>	<b>106</b>
C.1	Bottoni per la schermata dell'esperimento . . . . .	106
C.2	Bottoni per navigare nell'interfaccia . . . . .	110
C.3	Schermata Menù Principale . . . . .	114
C.4	Schermata Condizioni Esperimenti . . . . .	116

<b>D Script ARDUINO</b>	<b>118</b>
D.1 Vibrazione su Unity . . . . .	118
D.2 Collegamento scheda Arduino e motorino vibrante . . . . .	119
<b>Bibliografia</b>	<b>120</b>

# Glossario

**AOCP** Arteriopatia Cronica Ostruttiva Periferica.

**APP** Outer Appearance.

**AR** Augmented Reality.

**BCI** Brain Computer Interface.

**BOI** Body Ownership Illusion.

**BSI** Body Schema Integration.

**CAREN** Computer Assisted Rehabilitation Environment.

**CCE** Effetto di Congruenza Crossmodale.

**CIR** centro istantaneo di rotazione.

**COMP** Competizione.

**COOP** Cooperazione.

**D1** Invalidità motoria agli arti inferiori.

**D2** Gamer.

**D3** Attività sportiva.

**EMG** Elettromiografia.

**FOS** Feeling of Security.

**HMD** Head Mounted Display.

**MCI** Mild Cognitive Impairment.

**MOB** Mobility.

**MR** Mixed Reality.

**MUNR** Muro Non Rotto.

**MUNRI** Muro Non Rotto e Inibizione di un'azione.

**MUR** Muro Rotto.

**MURI** Muro Rotto e Inibizione di un'azione.

**MVF** Mirror Visual Feedback.

**NP** Neurophatic Pain.

**PES** Prosthetic Embodiment Scale.

**PIC** Prosthesis Incorporation.

**PLP** Phantom Limb Pain.

**RCP** Rianimazione Cardiopolmonare.

**RFI** Rubber Foot Illusion.

**RHI** Rubber Hand Illusion.

**RMF** Risonanza Magnetica Funzionale.

**RMS** valore efficace.

**SAT** Satisfaction.

**SCI** Spinal Cord Injury.

**SOC** Socket.

**SUP** Support.

**TENS** stimolazione nervosa elettrica transcutanea non invasiva.

**TF** Transfemorali.

**TT** Transtibiali.

**VHI** Virtual Hand Illusion.

**VLI** Virtual Leg Illusion.

**VR** Virtual Reality.

**VRE** Virtual Reality Environment.

**XR** Extended Reality.

# Elenco delle figure

1.1	<i>Anatomia articolazione anca</i> [2] . . . . .	2
1.2	<i>Ginocchio: vista anteriore(sinistra) e posteriore(destra)</i> [4] . . . . .	3
1.3	<i>Tibia e perone: vista anteriore(destra) e posteriore (sinistra)</i> [5] . . . . .	4
1.4	<i>Anatomia del piede.</i> [6] . . . . .	5
1.5	<i>Eziologia Amputazioni. Dati Ministero della Salute 2011.</i> [15] . . . . .	8
1.6	<i>Eziologia Amputazioni in base all'età. Dati Ministero della Salute 2011.</i> [15] . . . . .	8
1.7	<i>Livelli di amputazione arto inferiore.</i> [16] . . . . .	9
1.8	<i>Da sinistra a destra: protesi piede, protesi sotto il ginocchio, protesi sopra al ginocchio, protesi per disarticolazione d'anca/emipelvectomia.</i> [20] . . . . .	11
1.9	<i>Protesi transfemorale tradizionale (sinistra) e protesi transfemorale modulare (destra).</i> [22] . . . . .	12
1.10	<i>Potenza massima richiesta dalle protesi di arto inferiore.</i> [23] . . . . .	12
1.11	<i>Tipologie di ginocchio meccanico: monocentrico (sinistra) e policentrico (destra).</i> [23] . . . . .	14
1.12	<i>Classificazione protesi di ginocchio: Protesi a non-microcontrollore (a,b,c,d,e) e protesi con microcontrollore (f).</i> [25] . . . . .	14
1.13	<i>Illustrazione delle misure di ownership e agegency.</i> [32] . . . . .	20
1.14	<i>Rubber Hand Illusion</i> [36] . . . . .	22
2.1	<i>Esempio di ambiente virtuale a scopo riabilitativo per amputati</i> [63] . . . . .	29
2.2	<i>Esempi di realtà virtuale</i> . . . . .	30
2.3	<i>Esempi di realtà aumentata</i> . . . . .	31
2.4	<i>Esempio di Realtà Mista</i> [72] . . . . .	32
2.5	<i>Sistema di Realtà Virtuale usato per neuroriabilitazione di pazienti affetti da Spinal Cord Injury (SCI)</i> [75] . . . . .	34
2.6	<i>Sistema Computer Assisted Rehabilitation Environment (CAREN) per allenare la deambulazione di amputati</i> [77] . . . . .	35
2.7	<i>Impostazione del test di percezione della realtà virtuale con Kinect v2</i> [78] . . . . .	35
2.8	<i>Esempio di ambiente virtuale creato tramite l'algoritmo di cinematica inversa fornito dalla libreria HALCA</i> [79] . . . . .	36

3.1	Set-up sperimentale. . . . .	45
3.2	Sensore REMO. . . . .	46
3.3	<i>Posizionamento del sensore REMO.</i> . . . . .	47
3.4	<i>Posizionamento del motorino vibrante in corrispondente del bicipite femorale.</i> . . . . .	48
3.5	<i>Flow chart.</i> . . . . .	49
3.6	<i>Scena iniziale: Main Menù.</i> . . . . .	50
3.7	<i>Scena 2: Consenso al trattamento dei dati.</i> . . . . .	51
3.8	<i>Scena 3: Inserimento dati soggetto.</i> . . . . .	51
3.9	<i>Scena 4: Inserimento delle soglie.</i> . . . . .	52
3.10	<i>Scena 5: Schermata esperimenti</i> . . . . .	52
3.11	Schermata sperimentale: versione femminile (a sinistra) e versione maschile (a destra). . . . .	53
3.12	Realizzazione delle gambe virtuali in Blender. . . . .	54
3.13	Armatura con Bone Renderer in Unity. . . . .	54
3.14	Posizionamento Head Target ed Head Hint. . . . .	55
3.15	Posizionamento dei collider sulle varie parti della gamba. . . . .	55
3.16	<i>Realizzazione del muro in Blender.</i> . . . . .	57
3.18	<i>Istruzioni condizione Muro Non Rotto (MUNR) e Muro Rotto (MUR).</i>	61
3.19	<i>Istruzioni condizione Muro Non Rotto e Inibizione di un'azione (MUNRI) e Muro Rotto e Inibizione di un'azione (MURI).</i> . . . . .	62
3.20	<i>Scena della condizione Muro Rotto in presenza della bolla.</i> . . . . .	62
3.21	<i>Realizzazione della bolla in Blender.</i> . . . . .	63
3.22	<i>Schermata iniziale della scena con la bolla.</i> . . . . .	64
3.23	<i>Passaggio della bolla da schivare.</i> . . . . .	65
4.1	Condizione MURO NO ROTTO: numero di calci per ogni soggetto . . . . .	67
4.2	Condizione MURO ROTTO: numero di calci per ogni soggetto . . . . .	68
4.3	Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: numero di calci per ogni soggetto . . . . .	69
4.4	Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: numero di calci per ogni soggetto . . . . .	70
4.5	Condizione MURO NO ROTTO: ampiezza media dei picchi per ogni soggetto . . . . .	71
4.6	Condizione MURO ROTTO: ampiezza media dei picchi per ogni soggetto	71
4.7	Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: ampiezza media dei picchi per ogni soggetto . . . . .	72
4.8	Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: ampiezza media dei picchi per ogni soggetto . . . . .	72
4.9	Condizione MURO NO ROTTO: durata media picco di contrazione. . . . .	73
4.10	Condizione MURO ROTTO: durata media picco di contrazione. . . . .	73

4.11	Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: durata media picco di contrazione. . . . .	74
4.12	Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: durata media picco di contrazione. . . . .	74
4.13	Condizione MURO NO ROTTO: ampiezze picchi sovrapposti. . . . .	75
4.14	Condizione MURO ROTTO: ampiezze picchi sovrapposti. . . . .	76
4.15	Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: ampiezze picchi sovrapposti. . . . .	76
4.16	Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: ampiezze picchi sovrapposti. . . . .	77
4.17	Condizione MURO NO ROTTO: rapporto ampiezza media/durata media. . . . .	78
4.18	Condizione MURO ROTTO: rapporto ampiezza media/durata media. . . . .	78
4.19	Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: rapporto ampiezza media/durata media. . . . .	79
4.20	Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: rapporto ampiezza media/durata media. . . . .	79
4.21	Diagramma a barre: confronto andamento numero di calci medio tra le condizioni. . . . .	82
4.22	Diagramma a barre: confronto andamento ampiezze medie tra le condizioni. . . . .	82
4.23	Diagramma a barre: confronto andamento durata media tra le condizioni. . . . .	83
4.24	Legenda questionari . . . . .	86
4.25	Diagramma a barre: confronto andamento punteggi dei questionari tra le condizioni. . . . .	86
4.26	Derive propriocettive medie basate sulle condizioni, con deviazione standard . . . . .	87
4.27	Durate stimate medie basate sulle condizioni, con deviazione standard . . . . .	87

# Elenco delle tabelle

3.1	Dati dei partecipanti coinvolti nello studio. . . . .	42
3.2	Questionario qualitativo post-sessione. . . . .	44
4.1	Condizione MURO NO ROTTO: media e deviazione standard dei parametri ottenuti dall'analisi Elettromiografia (EMG) . . . . .	80
4.2	Condizione MURO ROTTO: media e deviazione standard dei parametri ottenuti dall'analisi EMG . . . . .	80
4.3	Condizione MURO NON ROTTO INIBIZIONE: media e deviazione standard dei parametri ottenuti dall'analisi EMG . . . . .	80
4.4	Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: media e deviazione standard dei parametri ottenuti dall'analisi EMG . . . . .	80
4.5	Condizione MURO NO ROTTO: punteggi dei questionari . . . . .	83
4.6	Condizione MURO ROTTO: punteggi dei questionari . . . . .	84
4.7	Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: punteggi dei questionari . . . . .	84
4.8	Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: punteggi dei questionari . . . . .	85
4.9	Confronto dei questionari . . . . .	85

# Abstract

The loss of a lower limb is certainly a dramatic event that compromises a person's autonomy. Despite advances in prosthetic technologies, there is always the risk of the abandonment of a device that is supposed to behave like a lost limb, often without success. For this reason, efforts are being made to improve the reliability in prosthetic control and to provide the user with sensory feedback capable of restoring the feeling of possessing a real limb. This last element leads to the phenomenon of embodiment. This term refers to the integration of an external object into the body scheme, producing the feeling that an artificial limb constitutes an extension of one's body. Such a sensation should be promoted to increase the prosthetic technology acceptance.

Effective strategies to engage and motivate the users can be based on extended reality systems, where real and digital items co-exist in the same perceptual setting. This thesis, focused on a system for lower limb embodiment training, was carried out in collaboration with the Rehab Technologies Lab of the Istituto Italiano di Tecnologia (IIT) in Genoa, Italy.

The studies discussed in this thesis are based on preliminary tests of an augmented reality environment designed to stimulate user engagement in performing a task leading to the integration of a simulated lower limb into their body scheme. This strategy is explored to facilitate the embodiment process of the real prosthesis of a transfemoral amputee. 15 participants (without impairments) performed one preliminary experiment characterized by 4 different conditions. In general, subjects had to “kick” a virtual wall on a screen. The participants see two virtual legs (the right one based on the model of the Hybrid Knee prosthesis) and a virtual wall on a monitor, lying in front of the participant. Through the quadriceps femoris contraction, detected by an EMG sensor, they moved the virtual leg to destroy the wall by hitting it and received vibratory feedback after each kick.

All participants experienced the different conditions and the goal of this feasibility study was to analyze and evaluate which of the four is most beneficial in terms of engagement in embodiment training. These 4 conditions were derived from the manipulation of 2 experimental variables, each one with 2 levels: the kicked wall could be destructible or indestructible; a bubble could also move on the wall or not be present.

When the bubble was present, subjects had to restrain themselves from hitting the delicate object accidentally. This condition was designed to evaluate whether a high vigilance, with inhibitory control of a repetitive action, could lead to increased engagement and embodiment stimulation. To further investigate this hypothesis, also in light of the presence of a visual feedback (that of the wall collapse) that would make the scenario more likely, a cross-comparison of all four conditions was made.

The thesis explains the design, implementation and experimental use of the interactive environment. It also shows the analysis of the collected data of indices (derived from subjective questionnaires, proprioceptive drift, performance scores) to evaluate aspects such as embodiment and engagement. The results of these preliminary studies, despite the limitations due to the small sample size, show the potential of adding elements that lead to inhibitory control of the action the person is performing.

# Sommario

La perdita di un arto è certamente un evento drammatico che compromette l'autonomia di una persona. Nonostante i progressi delle tecnologie protesiche, esiste sempre il rischio dell'abbandono di un dispositivo che dovrebbe comportarsi come un arto perduto, spesso senza successo. Per questa ragione si lavora al fine di migliorare l'affidabilità nel controllo delle protesi e di fornire all'utente feedback sensoriali capaci di restituire la sensazione di possedere un arto vero e proprio. Quest'ultimo elemento rientra nel fenomeno dell'embodiment. Questo termine si riferisce all'integrazione di un oggetto esterno nello schema corporeo, producendo la sensazione che un arto artificiale costituisca un'estensione del proprio corpo. Tale sensazione dovrebbe essere promossa per aumentare l'accettazione della tecnologia protesica.

Una strategia efficace che coinvolge e motiva gli utenti può basarsi su sistemi di extended reality, in cui oggetti reali e digitali coesistono nello stesso contesto percettivo. La presente tesi, centrata su un sistema per l'allenamento dell'embodiment degli arti inferiori, è stata realizzata in collaborazione con il Rehab Technologies Lab dell'Istituto Italiano di Tecnologia di Genova.

Gli studi discussi in questa tesi si basano su test preliminari di un ambiente di realtà aumentata, progettata per stimolare il coinvolgimento degli utenti nell'eseguire un compito che porti all'integrazione di un arto inferiore simulato nel loro schema corporeo e facilitare il processo di incorporazione della protesi reale di un amputato transfemorale. 15 partecipanti non amputati hanno eseguito un esperimento preliminare caratterizzato da 4 condizioni diverse. I soggetti devono "calciare" un muro virtuale sullo schermo: vedono due gambe virtuali (la destra basata sul modello della protesi Hybrid Knee) e un muro virtuale su un monitor, posto di fronte al partecipante. Attraverso la contrazione del quadricipite femorale, rilevata da un sensore EMG, muovono la gamba virtuale per distruggere il muro e ricevono un feedback vibratorio dopo ogni calcio.

Tutti i partecipanti hanno sperimentato le diverse condizioni e l'obiettivo di questo studio di fattibilità è valutare quale delle 4 sia più vantaggiosa in termini di coinvolgimento all'embodiment training. Tali 4 condizioni derivavano dalla manipolazione di 2 variabili sperimentali, ciascuna con 2 livelli: il muro calciato poteva essere distruttibile o indistruttibile; una bolla poteva anche muoversi sul muro o non esser presente.

Quando la bolla era presente, i soggetti dovevano trattenersi dal colpire accidentalmente l'oggetto delicato. Questa condizione è stata concepita per valutare se un'elevata vigilanza, con conseguente controllo inibitorio di un'azione ripetitiva, potesse portare a un maggiore engagement e stimolo dell'embodiment. Per approfondire meglio questa ipotesi, anche in funzione della presenza di un feedback visivo (quello del crollo del muro) che rendesse più verosimile lo scenario, è stato fatto un confronto incrociato tra tutte e quattro le condizioni.

La tesi illustra lo sviluppo e l'uso dell'ambiente interattivo. Inoltre, mostra l'analisi dei dati raccolti (derivati da questionari soggettivi, deriva propriocettiva, punteggi di performance) per valutare l'embodiment e l'engagement. I risultati di questi studi preliminari, nonostante le limitazioni dovute alla piccola dimensione del campione, mostrano il potenziale dell'aggiunta di elementi che portano al controllo inibitorio dell'azione che la persona sta compiendo.

# Introduzione

La perdita di un arto inferiore può essere un evento drammatico in quanto la persona amputata si ritrova catapultata in una vita completamente diversa, con cambiamento radicale sia delle proprie abitudini quotidiane che di quelle famigliari.

Per questo motivo c'è sempre stata la necessità di dotare gli amputati di una protesi che compensasse la perdita dell'arto e gli consentisse di svolgere una vita quasi normale.

Nel corso della storia, infatti, c'è stata una costante evoluzione della tecnologia per ottenere dei progressi in campo protesico, trovare la soluzione migliore e ottimizzare il processo di integrazione del dispositivo con l'essere umano, finalizzato all'efficacia, all'efficienza nel ripristino della perdita delle funzioni, senza tralasciare incarnazione e comfort.

L'obiettivo quindi è quello di riuscire a progettare un dispositivo che soddisfi perfettamente le esigenze degli amputati e possa supportarli al meglio.

Le protesi, infatti, sono dei dispositivi che potrebbero diventare essenziali per la vita degli amputati. La scelta della protesi da applicare ad un paziente è il risultato di un lungo processo di valutazione che deve garantire all'amputato un dispositivo perfettamente integrato nel suo schema corporeo e nel suo contesto psicofisico. Dalla letteratura è però emerso che il tasso di abbandono delle protesi è ancora alto per tutta una serie di svantaggi, in particolar modo la piena integrazione della protesi è ancora limitata perchè spesso non ripristina i feedback sensoriali e soprattutto viene percepita come un oggetto esterno: in questo ultimo caso si parla di basso embodiment.

Con il termine embodiment si intende l'integrazione o l'incarnazione di un oggetto esterno nello schema corporeo e mentale di un individuo. Il concetto di embodiment, infatti, è diventato sempre più presente all'interno della ricerca protesica, è un importante correlato percettivo del successo dell'interazione corpo-protesi e può essere usato come parametro di valutazione dell'accettazione delle protesi da parte degli utenti.

Uno dei nuovi metodi usati per la stimolazione dell'embodiment è l'uso della realtà estesa e, dopo averlo stimolato, è importante valutarlo per verificare il livello di integrazione della protesi.

Questo studio si focalizza sull'analisi e la valutazione del livello di embodiment, nel nostro caso della protesi di arto inferiore. L'oggetto principale di questa tesi è però la progettazione, la realizzazione e l'uso sperimentale di un'interfaccia di realtà spaziale aumentata per migliorare l'integrazione di un arto inferiore simulato nello schema corporeo di un individuo e, intrinsecamente, indurre il processo di embodiment della vera protesi attraverso l'allenamento virtuale con la gamba virtuale.

La seguente tesi è stata svolta in collaborazione con il Rehab Technologies Lab dell'Istituto Italiano di Tecnologia (IIT) di Genova ed è suddivisa nel seguente modo:

1. Il primo capitolo descrive gli aspetti elementari riguardanti l'arto inferiore e ciò che riguarda la sua perdita, in particolare le amputazioni a livello transfemorale. Per prima cosa viene quindi trattata l'anatomia e la cinematica dell'arto inferiore e, successivamente, verrà fornita una breve introduzione riguardante le amputazioni e una panoramica delle protesi d'arto inferiore negli anni. Infine verrà affrontato il concetto di embodiment, della sua stimolazione e delle metodologie usate per analizzare e valutare il livello di incarnazione dell'arto in questione;
2. Nel secondo capitolo si parla del concetto di engagement sottolineando come il coinvolgimento dell'utente sia importante per lo sviluppo dell'incarnazione e dell'accettazione protesica. Dalla letteratura è emerso che l'uso della realtà virtuale è utile perché evoca reazioni emotive più positive e livelli più elevati di coinvolgimento psicologico e comportamentale. Nello specifico si parlerà dell'applicazione della realtà spaziale aumentata per stimolare l'embodiment e, in particolare, l'uso di questa realtà per lo sviluppo dell'ambiente interattivo dello studio di fattibilità;
3. Il terzo capitolo definisce i materiali e i metodi utilizzati per lo sviluppo dello studio di fattibilità. Innanzitutto verrà descritta la protesi usata, Hybrid Knee e, successivamente, il protocollo sperimentale adoperato. In secondo luogo verrà analizzato nel dettaglio lo studio di fattibilità che sfrutta una realtà spaziale aumentata per stimolare l'embodiment della protesi virtuale. Saranno analizzati i metodi portati avanti per condurre tale studio, nello specifico ci sarà una sezione incentrata sulla descrizione del task, dei partecipanti coinvolti e delle analisi eseguite e una sezione specifica che descrive i dispositivi adoperati e i software usati per la realizzazione del set-up sperimentale;
4. Il quarto capitolo riporta i risultati che sono stati ottenuti da questionari soggettivi, deriva propriocettiva e punteggi di performance. Inoltre sono stati analizzati anche i segnali EMG rilevati dal sensore REMO;
5. Il quinto capitolo e ultimo capitolo discute i risultati di questi studi preliminari per analizzare e valutare quale delle condizioni porti ad un maggiore livello di engagement e di embodiment. Inoltre delinea le conclusioni sullo studio di questa tesi e introduce i possibili sviluppi futuri.

# Capitolo 1

---

## Stato dell'arte

### 1.1 Arti inferiori: anatomia e cinematica

Gli arti inferiori servono principalmente per la locomozione e per il mantenimento dell'equilibrio e della posizione eretta, rappresentano quindi la struttura principale a cui sono affidate le funzioni statiche e dinamiche di tutto il corpo.

L'arto inferiore può essere suddiviso in sei regioni: anca, ginocchio, e caviglia sono le tre regioni articolari, le altre tre sono coscia, gamba propriamente detta e piede. Ciascun arto inferiore è costituito da una struttura ossea robusta, in particolare da un osso lungo principale che è il femore e forma la coscia, due ossa lunghe parallele, tibia e perone, che costituiscono la gamba e terminano con i malleoli che si articolano a formare l'astragalo per formare l'articolazione della caviglia, infine una serie di elementi quali tarso, metatarso e falangi che costituiscono il piede [1].

Le ossa sono tenute unite grazie alla presenza delle articolazioni, strutture anatomiche complesse che fanno sì che lo scheletro abbia funzione di sostegno, mobilità e protezione. Questo contatto però non è diretto in quanto vi è uno strato di tessuto fibroso, cartilagineo o liquido, per evitare i fenomeni di usura.

Le articolazioni si suddividono dal punto di vista strutturale in fibrose, cartilaginee e sinoviali mentre dal punto di vista funzionale si suddividono in immobili o sinartrosi, ipomobili o anfiartrosi, mobili o diartrosi.

#### 1.1.1 Articolazione dell'anca

L'arto inferiore è collegato al bacino tramite l'anca, in particolare grazie all'articolazione coxofemorale. È un'articolazione diartrotica che fa sì che la testa femorale venga completamente accolta nella cavità dell'acetabolo o cotile [2]. L'articolazione dell'anca consente in primis un'ampia mobilità alla coscia e all'arto, ma limitata rispetto alla mobilità dell'arto superiore, al tempo stesso garantisce una stabilità molto maggiore

in quanto deve sostenere i carichi meccanici tra la parte superiore del corpo e gli arti inferiori.

Questa grande stabilità è assicurata da legamenti solidi (il legamento rotondo in particolare è fondamentale per la stabilità) e grandi masse muscolari, a cui va aggiunto il ruolo del collo del femore che fornisce ulteriore stabilità grazie alla sua posizione rispetto all'acetabolo e all'asse femorale, consentendo un ottimo trasferimento dei carichi tra femore e bacino.

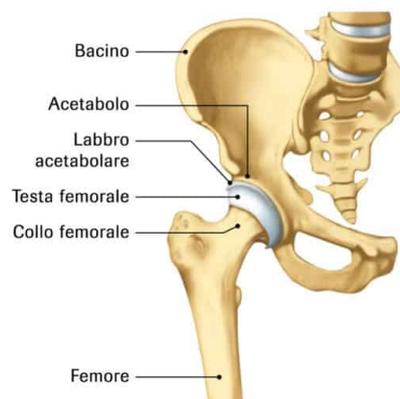


FIGURA 1.1: *Anatomia articolazione anca* [2]

È un'articolazione caratterizzata da 3 gradi di libertà e i movimenti consentiti sono:

- **Flessione-estensione:** sul piano sagittale, sono i più ampi movimenti consentiti da questa articolazione coxofemorale;
- **Abduzione-adduzione:** sul piano frontale;
- **Rotazione interna ed esterna:** svolta rispetto all'asse meccanico dell'arto inferiore, che è l'asse che unisce il centro della testa del femore con il centro dell'articolazione del ginocchio e, se prolungato, intercetta la caviglia.

La circumduzione dell'anca invece è data dalla combinazione simultanea di questi movimenti elementari attorno ai tre assi [3].

Anca e ginocchio sono intervallati dalla coscia che il segmento più voluminoso dell'arto inferiore, è dotato di una grande muscolatura, 11 muscoli in particolare, che si attaccano tutti al femore, unico osso della coscia e il più lungo del corpo.

Il femore è formato da un corpo centrale (diafisi) e due estremità (epifisi) che si articolano con le altre ossa adiacenti, in particolare la testa del femore si articola prossimalmente con l'acetabolo per formare l'articolazione dell'anca, mentre la parte distale

del femore si articola con tibia e rotula per formare il ginocchio.

L'epifisi distale è costituita da due superfici ricoperte da cartilagine, i condili (mediale e laterale). Superiormente e lateralmente a questi vi sono gli epicondili (mediale e laterale) che costituiscono i punti di intersezione dei legamenti collaterali.

### 1.1.2 Articolazione del ginocchio

Il ginocchio contiene l'articolazione del ginocchio, che è la più grande, robusta e complessa del corpo umano. È un'articolazione che unisce coscia e gamba e il ruolo principale è quello di garantire grande stabilità durante l'estensione (condizione in cui il ginocchio è soggetto al maggiore stress meccanico) e, allo stesso tempo, elevata mobilità nella fase di flessione. Ha un solo grado di libertà che consente infatti solo il movimento di flesso-estensione in quanto gli altri movimenti sono bloccati dall'apparato legamentoso (legamenti crociati e collaterali) che rafforza e stabilizza ancora di più l'articolazione del ginocchio [4].

In realtà è una struttura composta da due articolazioni:

- **Femoro-tibiale:** è formata dall'epifisi distale del femore e dal piatto tibiale, è un'articolazione in cui l'unico movimento possibile è la flesso-estensione sul piano sagittale. Tuttavia, è possibile compiere un movimento di rotazione solo quando il ginocchio è flesso. Durante il movimento da completa estensione a completa flessione si ha una combinazione di rotolamento e strisciamento;
- **Femoro-rotulea:** è formata dalla troclea del femore e dalla faccia posteriore della rotula ed è l'articolazione che viene stabilizzata dalla capsula articolare, dai legamenti collaterali, dai crociati e dal legamento rotuleo. Questa articolazione ha un moto principalmente di strisciamento.

L'articolazione del ginocchio è quindi composta da femore, tibia e rotula (o patella).

La rotula è il più grande osso sesamoide del corpo, si trova all'interno della capsula articolare, è un osso piatto e nello specifico stabilizza l'articolazione e potenzia il quadricipite.

Nel ginocchio sono presenti quattro legamenti principali: due crociati e due collaterali.

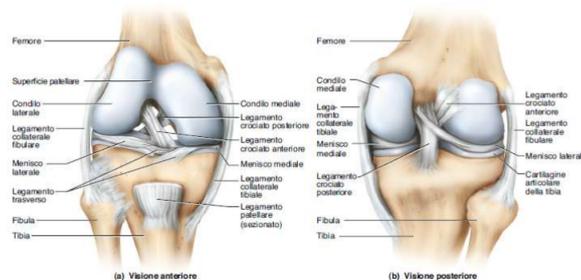


FIGURA 1.2: *Ginocchio: vista anteriore(sinistra) e posteriore(destra)*  
[4]

I movimenti principali consentiti dal ginocchio sono:

- **Flesso-estensione della gamba rispetto alla coscia:** la flessione consiste nel rotolamento e scivolamento all'indietro del femore sulla tibia (roll-back) evitando che il femore rotoli fuori dal piatto tibiale posteriore con l'aumentare della flessione, ed è il movimento opposto all'estensione;
- **Abduzione-adduzione:** sul piano frontale, sono minimi movimenti, qualche grado, in quanto sono contenuti dai legamenti collaterali;
- **Rotazione interna ed esterna:** è consentita solo attorno all'asse longitudinale quando il ginocchio è flesso e femore e tibia sono solidali.

Tibia e perone (o fibula) [5] sono le due ossa principali della gamba, parallele tra loro. La prima si trova in posizione mediale e la sua parte prossimale, cioè il piatto tibiale, è impegnata nell'articolazione del ginocchio grazie al contatto con i condili femorali. Il perone invece, più corto, non è partecipante all'articolazione del ginocchio, infatti, non è in contatto con il femore ma solo con la tibia. Queste due ossa sono collegate da una membrana interossea molto robusta e terminano con i malleoli (malleolo laterale della fibula e malleolo mediale della tibia), che si articolano con l'astragalo per formare l'articolazione della caviglia.

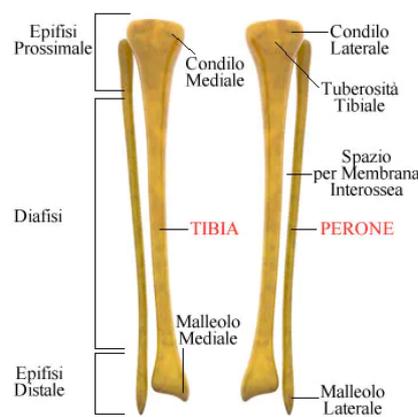


FIGURA 1.3: *Tibia e perone: vista anteriore(destra) e posteriore (sinistra)* [5]

### 1.1.3 Articolazione della caviglia

L'articolazione della caviglia coinvolge tibia, perone e astragalo. È un'articolazione facilmente soggetta a traumi in quanto non vi è massa muscolare intorno, al tempo stesso le ossa di quest'articolazione sono quelle maggiormente ricoperte da cartilagine, per massimizzare la fluidità del movimento. È presente un apparato legamentoso importante che la stabilizza completamente. In realtà sono presenti ben cinque articolazioni: tibio-astragalica, malleolo laterale, malleolo mediale, tibio-peroneale prossimale

e tibio-peroneale distale. L'astragalo è fissato ai malleoli tramite i legamenti mediale e laterale, che impediscono i movimenti di rotazione attorno all'asse longitudinale.

L'articolazione tibio-tarsica è un'articolazione troclea, cioè a sella, che consente un movimento principalmente di strisciamento e i movimenti concessi sono quelli di flessione-estensione, con i muscoli estensori maggiormente sviluppati rispetto ai flessori per il mantenimento della postura eretta garantita proprio dall'opposizione alla gravità dei muscoli estensori. I movimenti di rotazione della caviglia invece non sono concessi.

- **Estensione dorsale o flessione plantare:** in questo caso i legamenti anteriori dell'articolazione si allungano, i posteriori si accorciano e l'angolo che il dorso del piede forma con la gamba è più ottuso;
- **Flessione dorsale:** l'angolo che il dorso del piede forma con la gamba è acuto, l'astragalo si articola maggiormente con tibia e perone per dare una maggiore stabilità.

L'astragalo è in contatto con altre sei ossa, con le quali forma la parte posteriore del piede (il tarso) e si articola con il calcagno per formare il tallone [6].

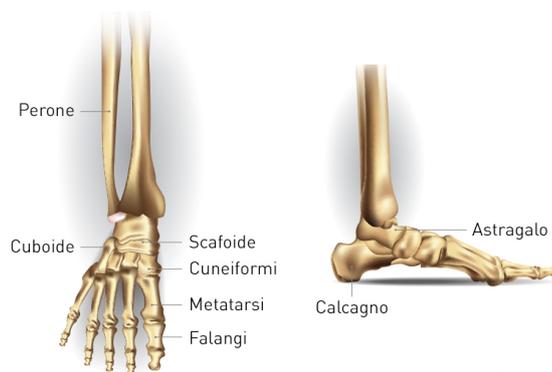


FIGURA 1.4: *Anatomia del piede.* [6]

I movimenti consentiti dalle numerose e complesse articolazioni del piede, in particolare dalle articolazioni del tarso e del metatarso, sono quelli di:

- **Flesso-estensione** a livello dell'articolazione tibio-tarsica;
- **Abduzione-adduzione** sul piano orizzontale;
- **Rotazione interna ed esterna** sull'asse longitudinale del piede (detti rispettivamente anche supinazione e pronazione).

## 1.2 Amputazione arto inferiore

L'amputazione è la condizione in cui vi è la rimozione, totale o parziale, di un arto in seguito ad una malattia, un trauma fisico, un incidente o un intervento chirurgico. Sono milioni le persone che hanno perso un arto e questo comporta tutta una serie di cambiamenti, fisici, psicologici e sociali nella vita delle persone che subiscono l'amputazione.

L'amputazione può causare una crisi d'identità dovuta al contrasto tra l'immagine che la persona ha di sé prima dell'amputazione e l'immagine che vede dopo, che non riconosce e non accetta.[7]

Innanzitutto, a livello di mobilità, l'amputato si ritrova con delle capacità inferiori di camminare e mantenere l'equilibrio correttamente, aumentano le condizioni di fatica del resto del corpo che saranno maggiormente usate per caricare il peso così da compensare l'arto mancante.

Dagli studi [8] è emerso che i fattori positivi associati all'adattamento alla perdita dell'arto e al successivo uso della protesi sono:

- Maggiore tempo trascorso dall'amputazione;
- Maggiore supporto sociale;
- Maggiore soddisfazione per la protesi;
- Tentativi di coping attivi;
- Personalità ottimista;
- Bassi livelli di dolore da arto fantasma.

In seguito all'amputazione dell'arto inferiore possono presentarsi varie complicanze come infezione, sensazione e dolore dell'arto fantasma, dolore dell'arto residuo, neuroma doloroso e ossificazione eterotopica. La contrattura articolare è una conseguenza comune dell'amputazione, contratture in flessione del ginocchio e dell'anca che sono più comuni rispettivamente per le persone con amputazione transtibiale e transfemorale [9].

Sicuramente per migliorare la qualità della vita degli amputati è necessario svolgere un processo riabilitativo in tempi molto brevi. Con una buona riabilitazione e buon sostegno morale il soggetto dovrebbe imparare a concepire la conseguente protesizzazione come strumento per tornare alla normalità.

I risultati di riabilitazione dell'amputato però sembrano essere poveri. Secondo alcuni autori questo è dovuto alla generalizzazione degli strumenti di misura utilizzati nella letteratura che non si concentrano sull'obiettivo riabilitativo dell'individuo e al fatto

che ogni paese ha una cultura diversa e un sistema finanziario diverso che porta a differenti modi di organizzare la riabilitazione dei soggetti [10].

### 1.2.1 Eziologia ed epidemiologia

Eziologicamente parlando le tre principali cause che portano ad amputazione sono malattie, traumi e malformazioni congenite, cause che in realtà variano da paese in paese.

Gli studi mostrano che il 93,4% di tutte le amputazioni degli arti inferiori sono dovute a malattie disvascolari, con un'incidenza in aumento dal 2007 al 2011 [9] e le due principali sono Arteriopatia Cronica Ostruttiva Periferica (AOCP) e vasculopatia diabetica [11].

Più della metà di queste amputazioni da cause vascolari sono amputazioni prossimali di arti inferiori, mentre solo il 40% dei pazienti subisce un'amputazione distale del piede. I traumi sono la seconda maggior causa di amputazione, seguita dai tumori e da patologie congenite. Fanno eccezione i pazienti giovani, in cui i tumori sono la causa più frequente e il sesso maschile quello maggiormente colpito [12].

Oltre all'eziologia, l'età, il sesso e la razza hanno un ruolo molto importante nella perdita degli arti. Le amputazioni legate a traumi e cancro invece sono in declino e quelle congenite sono invariate. [13]

Da un punto di vista epidemiologico non è possibile fare un'analisi esaustiva delle amputazioni nel mondo in quanto alcuni paesi non hanno i dati relativi ad esse. Non ci sono infatti dati soddisfacenti sulle amputazioni dei singoli pazienti ma si può notare che c'è un rapido cambiamento epidemiologico in seguito alla diffusione di malattie croniche.

In Italia il diabete mellito è considerato la prima causa di amputazione di arti inferiori, si stima che costituisce il 60% di tutti i ricoveri per amputazione non traumatica. Il Ministero della Salute ha stimato che nei prossimi anni almeno l'80% dei pazienti amputati saranno amputati agli arti inferiori a causa di patologie metaboliche/vascolari e di complicanze, inoltre la maggior parte saranno anziani fragili e clinicamente instabili a causa della comorbilità. [14]

Dai grafici in Figura 1.5 e Figura 1.6 possiamo notare che il 70% delle amputazioni sono causate da malattie vascolari ed infettive (61-70 anni), il 22% da traumi (21-30 anni) come incidenti stradali, sul lavoro o domestici, il 5% da tumori (11-20 anni) ed il 3% da malformazioni congenite [15].

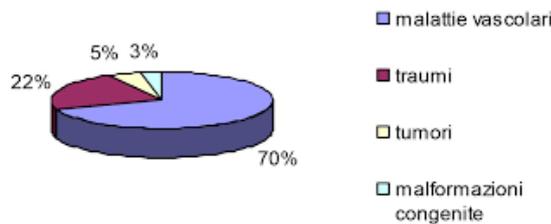


FIGURA 1.5: *Eziologia Amputazioni. Dati Ministero della Salute 2011.* [15]

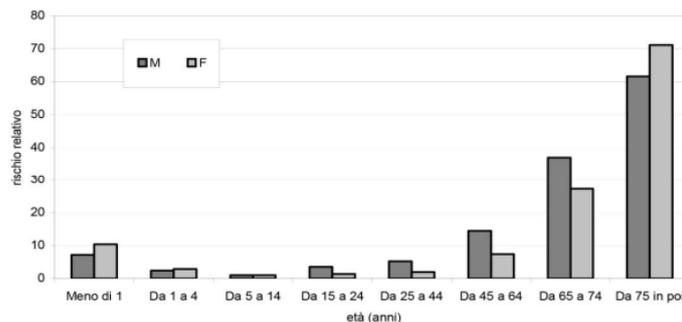


FIGURA 1.6: *Eziologia Amputazioni in base all'età. Dati Ministero della Salute 2011.* [15]

Nonostante ci sia una tendenza decrescente nel corso degli anni, il numero di amputazioni di arti inferiori in tutto il mondo (250.000 ogni anno) è ancora molto alto e ciò giustifica la continua ricerca e sviluppo nel campo protesico, con l'obiettivo di migliorare la tecnologia e quindi la qualità della vita degli amputati.

### 1.2.2 Classificazione amputazioni arto inferiore

Il livello di amputazione [16] si riferisce al punto in cui questa viene effettuata sull'arto interessato e possiamo classificarle in:

- **Amputazione bilaterale:** vengono amputate entrambe le gambe;
- **Emipelvectomia:** sono amputate la gamba intera e alcune componenti ossee del bacino fino alla possibilità di arrivare al sacro;
- **Disarticolazione dell'anca:** l'amputazione si effettua con il distacco del femore, lasciando intatte le altre strutture ossee del bacino;
- **Amputazioni Transfemorali (TF):** costituiscono il 31% delle amputazioni e viene effettuata a livello del femore, tra anca e ginocchio, oppure per riferirsi direttamente alle amputazioni sopra al ginocchio;
- **Disarticolazione del ginocchio:** l'amputazione viene effettuata a livello del ginocchio;

- **Amputazioni Transtibiali (TT):** costituiscono il livello più frequente di amputazioni (47%) e sono effettuate al livello della tibia e del perone, tra ginocchio e caviglia oppure per riferirsi direttamente alle amputazioni sotto il ginocchio;
- **Disarticolazione della caviglia o amputazione di Symes:** l'amputazione viene effettuata a livello della caviglia;
- **Amputazione transmetatarsale:** l'amputazione viene effettuata a livello dell'avampiede.

L'amputazione del piede ha diversi livelli di amputazione che vanno dalla punta delle dita all'area mediale oppure nella zona del tarso.

Le varie tipologie di amputazioni degli arti inferiori sono mostrate in Figura 1.7.

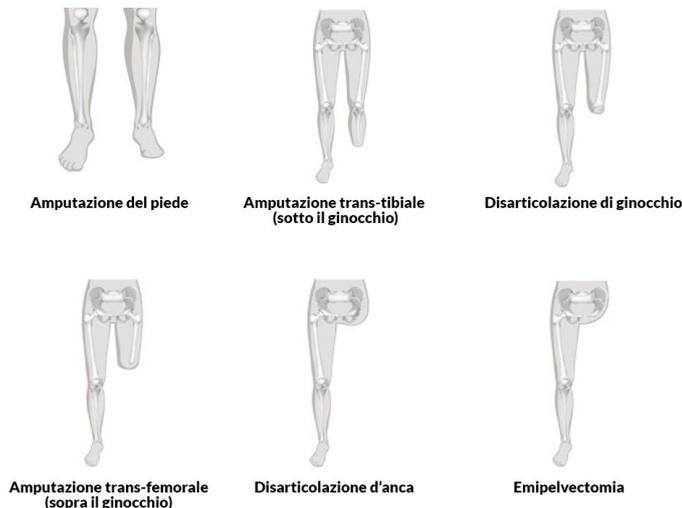


FIGURA 1.7: *Livelli di amputazione arto inferiore.* [16]

### 1.3 Protesi arto inferiore

Fin dall'antichità gli amputati hanno avuto l'esigenza di dotarsi di una protesi e la necessità era sempre quella di compensare la perdita di un arto perso a causa di un'amputazione volontaria o involontaria.

Una protesi per definizione è un dispositivo che sostituisce una parte mancante o difettosa per far sì che la persona mutilata possa svolgere un'attività normale o quasi [17].

Secondo l'American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation una protesi è

definita come un sostituto artificiale di una parte del corpo mancante e viene utilizzata per ripristinare la funzione di quella parte del corpo o per scopi cosmetici [18].

Grazie all'evoluzione dei materiali e della tecnologia si è passati dalle protesi pesanti in legno e ferro del passato a quelle sofisticate di oggi, leggerissime e all'avanguardia, vere e proprie protesi bioniche che consentono movimenti naturali.

Questi nuovi materiali, la progettazione assistita al computer e lo sviluppo di nuovi microprocessori hanno tutti consentito ad un'ulteriore evoluzione delle protesi di arto inferiore, consentendo agli amputati di essere fisicamente attivi e indipendenti. Nonostante i passi in avanti fatti, studi precedenti hanno riportato che la maggior parte degli amputati non considera i dispositivi protesici utili a causa del dolore, del disagio o del disadattamento [19].

Pertanto la tecnologia continua ad essere in costante evoluzione per trovare la soluzione migliore e ottimizzare il processo di integrazione del dispositivo con l'essere umano, finalizzato all'efficacia, all'efficienza nel ripristino della perdita delle funzioni, senza tralasciare incarnazione e comfort.

Le protesi di arto inferiore sono costituite da un insieme di componenti compatibili che possono essere integrati con altri componenti prodotti individualmente in base alle esigenze del soggetto interessato. Solitamente una protesi base è composta da un'invvasatura, una cuffia e un piede protesico. Le protesi transfemorali, o comunque quelle sopra il ginocchio, includono anche un ginocchio protesico.

Ci sono due metodi diversi di classificazione delle protesi:

1. In base al tipo di amputazione cui fanno riferimento:

- Protesi parziali o totali di piede;
- Protesi transtibiali (sotto il ginocchio);
- Protesi per disarticolazione di ginocchio;
- Protesi transfemorali (sopra al ginocchio);
- Protesi per disarticolazione d'anca;
- Protesi per emipelvectomy.

Le protesi corrispondenti ai diversi livelli di amputazioni sono mostrate in Figura 1.8



FIGURA 1.8: *Da sinistra a destra: protesi piede, protesi sotto il ginocchio, protesi sopra al ginocchio, protesi per disarticolazione d'anca/emipelvectomia.* [20]

2. In base alle caratteristiche costruttive, funzionali e al metodo di controllo:

- Passive;
- Attive.

La differenza principale tra protesi attive e passive sta nella capacità di usare e generare una forza, verranno descritte più nel dettaglio nella sottosezione seguente.

### 1.3.1 Protesi passive

Sono le protesi più rilevanti per gli arti inferiori, sono prive di fonti proprie di energia e possono restituire o dissipare energia meccanica accumulata precedentemente. Non sono in grado di ricevere input dal corpo nè di compiere movimenti in maniera attiva. A loro volta possono essere suddivise in: [21]

- **Protesi tradizionali esoscheletriche:** sono caratterizzate da una struttura esterna portante rigida e da eventuali elementi articolari. Sono non regolabili e più durevoli ma in via di abbandono soprattutto per i giovani; sono da preferire quando la protesi può essere esposta a condizioni ambientali difficili come danni da impatto durante il lavoro fisico o un ambiente caustico, nel caso di protesi da bagno o quando è espressamente richiesto. Gli elementi costitutivi di una protesi transfemorale tradizionale sono: invasatura, ginocchio-polpaccio e piede.
- **Protesi modulari endoscheletriche:** sono costituite da una struttura scheletrica centrale interna, che comprende componenti modulari e attacchi che facilitano la rimozione dei componenti danneggiati. Il sistema endoscheletrico è spesso ricoperto da un materiale morbido a forma di arto e da pelle sintetica applicata sopra la forma anatomica. Gli elementi costitutivi di una protesi transfemorale modulare sono: invasatura, giunto di collegamento all'invasatura, ginocchio, rivestimento cosmetico, tubo modulare e piede.

Sono riportati in figura i due tipi di protesi tradizionale e modulare [22]:



FIGURA 1.9: *Protesi transfemorale tradizionale (sinistra) e protesi transfemorale modulare (destra).* [22]

### 1.3.2 Protesi attive

Le protesi attive sono protesi che utilizzano una fonte di energia autonoma (ad energia extracorporea) oppure l'energia corporea, possono compiere lavoro meccanico positivo. La maggior parte delle protesi di arto superiore sono protesi attive perchè l'energia richiesta per compiere le operazioni è relativamente bassa a differenza di quella necessaria per le protesi di arto inferiore. Infatti vi sono pochi esemplari di protesi attive di arto inferiore commercialmente disponibili e alcuni esemplari sperimentali per due motivi: [23]

- è richiesta una notevole affidabilità del controllo degli attuatori, per assicurare l'incolumità dell'amputato;
- è richiesta notevole energia anche per compiere le operazioni essenziali quali deambulazione in piano o salita di scale.

	Potenza massima richiesta (W)		
	Anca	Ginocchio	Caviglia
Deambulazione in piano	100	75	320
Salita di scale	120	230	215

FIGURA 1.10: *Potenza massima richiesta dalle protesi di arto inferiore.* [23]

### 1.3.3 Protesi di ginocchio

Il ginocchio è il componente protesico più complesso e costoso e, dal punto di vista meccanico, è anche il più importante.

In base alla funzione ci sono due diverse tipologie di ginocchio:

- **Monofunzionali:** con bloccaggio manuale (il ginocchio è tenuto in estensione grazie al bloccaggio) o articolato libero. I secondi a loro volta possono essere monocentrici o policentrici.
- **Polifunzionali:** hanno funzionalità maggiori rispetto ai primi (maggiore velocità di deambulazione e sicurezza) e di conseguenza sono più pesanti, hanno costi maggiori e una maggiore complessità costruttiva. Anche questi possono essere monocentrici o policentrici e a loro volta idraulici (movimento più scattante e veloce) o pneumatici (movimento più dolce e armonioso).

Il ginocchio può essere dotato di diversi dispositivi che controllano le funzioni e in particolare la stabilità in appoggio pieno. Possiamo avere:

- **Meccanismi ad attrito (a freno automatico):** entrano in funzione quando la gamba viene caricata e bloccano il movimento del ginocchio sia in appoggio che in pendolamento. Viene mantenuta la posizione estesa del ginocchio grazie al freno automatico;
- **Dispositivi a fluido (idraulici o pneumatici):** è possibile mantenere il ginocchio in estensione allineando opportunamente la protesi (asse del ginocchio dietro la linea di carico) e vengono usati sempre per frenare/bloccare il ginocchio.

Nelle protesi "intelligenti" questi dispositivi sono controllati da un microprocessore.

Da un punto di vista **meccanico** il ginocchio può essere di due tipi: [24]

- **Monocentrico:** ginocchio a singolo asse di rotazione, asse però fisso che ha una limitazione nella regolazione dell'oscillazione. Questo tipo di ginocchio con elemento elastico, realizza un momento di reazione di andamento variabile con l'angolo di flessione-estensione, simile a quello naturale. Consente dunque un'andatura più normale, con una flessione del ginocchio anche in appoggio pieno ed è una soluzione vantaggiosa nella discesa delle scale.  
La difficoltà classica è che l'utente deve spingere in maniera meccanica il ginocchio che, ruotando sul suo unico asse, determina il movimento e questo rende la deambulazione più disarmonica e meccanica;
- **Policentrico:** è più facile da controllare ed è molto più flessibile, garantisce un movimento più armonico e continuo. Il meccanismo del ginocchio policentrico gestisce il centro istantaneo di rotazione (CIR) per qualsiasi angolazione durante la flessione [25]. Garantisce una sicurezza maggiore sia in fase di oscillazione (quando si lancia il passo) che in fase di appoggio (quando si sta fermi) grazie alla particolare disposizione degli assi. Altro vantaggio dei policentrici è dovuto alla loro struttura di rotazione, si accorciano quando si effettua il passo, riducendo il rischio di inciampare.

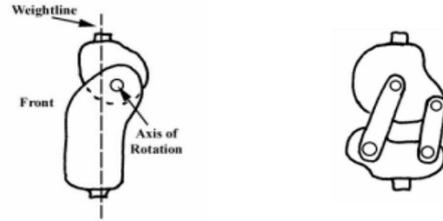


FIGURA 1.11: *Tipologie di ginocchio meccanico: monocentrico (sinistra) e policentrico (destra).* [23]

I ginocchi **elettronici** (o bionici per i modelli più avanzati) invece permettono all'utente di concentrarsi più sulla camminata che sul movimento in quanto automatizzano una serie di processi che i ginocchi meccanici non permettono. Il funzionamento del ginocchio è controllato da un microprocessore, che acquisisce ed elabora i segnali di opportuni sensori. Ai segnali dei sensori si possono affiancare i segnali mioelettrici generati dai muscoli del moncone, per avere un controllo volontario di smorzamento e frenatura del ginocchio. Alcuni modelli integrano pistoni oltre ai microprocessori, altri sfruttano frizioni di tipo magnetico, tutti hanno il vantaggio di personalizzare lo stile di camminata e danno una sicurezza in più durante la salita o la discesa di rampe, inoltre permettono la seduta senza dover sbloccare un eventuale fermo di sicurezza come avviene in alcuni ginocchi meccanici. Lo svantaggio principale è però il costo molto alto [24].

In Figura 1.12 vengono mostrate le varie protesi di ginocchio precedentemente descritte:

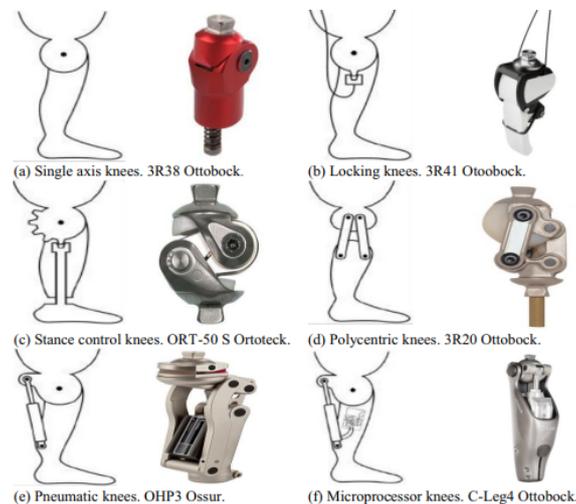


FIGURA 1.12: *Classificazione protesi di ginocchio: Protesi a non-microcontrollore (a,b,c,d,e) e protesi con microcontrollore (f).* [25]

### 1.3.4 Design e scelta di una protesi

La scelta di una protesi da applicare ad un paziente non è mai semplice e veloce, è il risultato del lavoro di un'equipe di medici, tecnici, psicologi e terapisti, perchè bisogna

fornire alla persona un dispositivo che sia perfettamente integrato nel suo schema corporeo e nel suo contesto psicofisico.

Uno dei problemi fondamentali infatti è il rifiuto psicologico del paziente che non accetta la protesi e quindi il primo fattore determinante per il successo di una protesizzazione è la spinta motivazionale del paziente stesso.

Un secondo fattore per la scelta della protesi è l'età del paziente ma anche la sua capacità di apprendimento e le sue condizioni fisiche. Sono da valutare anche le condizioni del moncone che deve essere correttamente stoffato, evitando eccessi di tessuti molli o sporgenze osse prominenti.

Per la progettazione protesica degli arti inferiori è necessario che ci sia un approccio centrato sull'uomo e sulla macchina (human-machine-centered approach).

Secondo Becket et al. [26] l'approccio si basa su una profonda analisi e modellizzazione dei fattori umani (derivanti dai dati dei sondaggi di utenti ed esperti) e dei fattori tecnici (provenienti dalla letteratura).

I fattori umani da considerare per il successo e l'accettazione della protesi sono:

- **Satisfaction (SAT) - soddisfazione:** riguarda l'accettazione della protesi;
- **Feeling of Security (FOS) - sensazione di sicurezza:** descrive la sicurezza del sistema protesico percepita dall'utente. L'equilibrio infatti è molto importante per gli utenti di protesi così come un basso rischio di inciampare;
- **Body Schema Integration (BSI) - integrazione dello schema corporeo:** si basa sul concetto psicologico che descrive la rappresentazione delle caratteristiche del proprio corpo in modo subcoscio, neurofisiologico e multisensoriale. Per far sì che venga sostituita la percezione e la funzionalità del corpo mancante è necessaria un'integrazione della protesi nello schema corporeo;
- **Support (SUP) - assistenza:** per valutare il fabbisogno energetico degli utenti durante la deambulazione in quanto a causa della perdita di tessuto muscolare gli utenti protesici hanno un maggiore dispendio energetico durante la locomozione;
- **Socket (SOC) - socket:** c'è bisogno di un'invasatura comoda affinché ci sia una corretta deambulazione e una buona posizione eretta, si tratta dell'interfaccia meccanica tra utente e protesi che spesso è il motivo principale dei problemi e delle limitazioni quotidiane;
- **Mobility (MOB) - mobilità:** possibili tipi e situazioni di locomozione;
- **Outer Appearance (APP) - aspetto esterno:** caratteristiche delle protesi che influiscono sull'accettazione personale e sociale da parte dell'utente, deve essere il più simile possibile all'arto reale e la protesi non deve essere rumorosa.

I fattori tecnici da considerare invece sono:

- **Meccanica e cinematica della protesi:** parti strutturali e di supporto, cinematica e possibilità di movimento regolabili in base alle dimensioni dell'utente e altri elementi meccanici;
- **Azionamento e trasmissione:** componenti che contribuiscono a supportare l'utente;
- **Gate planning (pianificazione dell'andatura) e riconoscimento dello stato:** algoritmi che rilevano lo stato attuale dell'andatura, l'intenzione dell'utente o la situazione ambientale;
- **Controlli:** software che comanda gli attuatori in base ai dati misurati e ai criteri oggettivi;
- **Peso;**
- **Dimensioni e volume** della componente protesica;
- **Tempo di funzionamento** senza ricarica della fonte di energia;
- **Funzionalità:** capacità di movimento possibili grazie alla protesi.

Tuttavia, la piena integrazione della protesi è ancora limitata e vi sono alcuni svantaggi:

- Non viene ripristinato correttamente il feedback sensoriale agli amputati;
- Il rischio di cadute è ancora alto quindi c'è poca affidabilità;
- Può ancora esserci una scarsa mobilità;
- Possono esserci guasti meccanici ripetuti a causa di una scarsa manutenzione;
- La protesi non è sempre leggerissima anzi spesso il peso è uno degli svantaggi principali;
- Viene percepita come un oggetto esterno (livello molto basso di embodiment);
- Aumento del carico cognitivo durante la deambulazione;
- Esteticamente è diverso dall'arto reale;
- Costi molto alti.

## 1.4 Embodiment

Le protesi sono dei dispositivi che dovrebbero diventare essenziali per la vita degli amputati ma, come detto nel paragrafo precedente, ci sono una serie di svantaggi che fanno sì che il tasso di abbandono sia ancora molto alto. Questo è dovuto anche al fatto che l'integrazione completa della protesi da parte dell'utente è ancora limitata e non c'è una piena accettazione della protesi stessa che, anzi, viene percepita come un oggetto esterno e non come una vera parte del corpo: si parla in questo caso di basso embodiment. Per questo motivo si ricercano costantemente nuove tecniche per far sì che gli utenti protesici percepiscano il dispositivo come proprio.

Ma cos'è l'embodiment?

### 1.4.1 Cos'è l'Embodiment?

Con il termine "Embodiment", che in Italiano può essere tradotto con "Incarnazione", si intende l'integrazione, o incarnazione appunto, di un oggetto esterno/estraneo, nello schema corporeo, come se facesse parte del corpo stesso. Nel nostro caso l'oggetto esterno è la protesi che deve essere accettata dall'utente nel proprio schema corporeo [27] e quindi è necessario che in seguito all'amputazione ci sia l'aggregazione della protesi nella propria immagine corporea.

Il concetto di embodiment è diventato sempre più presente all'interno della ricerca protesica e anzi, è considerato uno dei segni distintivi per l'accettazione e l'integrazione della protesi da parte degli utenti, coinvolgendoli maggiormente, migliorando l'interazione uomo-macchina e diminuendo il rischio di abbandono dei dispositivi protesici.

Quando si parla di embodiment si parla di autocoscienza corporea o consapevolezza corporea, infatti dagli studi di Cassam(1997) e Edelman(2004) è emerso che il senso del proprio corpo è anche intimamente correlato al senso di sé, ed è spesso preso come punto di partenza dell'identità psicologica individuale [27].

Il termine embodiment fu usato anche in filosofia per superare il dualismo cartesiano che sosteneva la separazione di una sostanza tangibile come il corpo da una non tangibile come la mente. Si parla di duplice natura dell'embodiment: [28]

- **Percettiva:** l'oggetto esterno viene incorporato nell'immagine corporea del soggetto (come nel caso dell'illusione della mano di gomma);
- **Motoria:** l'oggetto esterno è incorporato nello schema corporeo del soggetto e diventa un'estensione corporea.

Le esperienze di embodiment possono essere diverse: alcuni riportano un senso di appartenenza della protesi al proprio corpo (la protesi viene vista come una struttura

corporea), per altri invece continua a rimanere un oggetto estraneo o semplicemente uno strumento che può aiutarlo nello svolgimento delle attività quotidiane [29].

Il concetto di embodiment può essere definito in base a due livelli: [30]

- **A livello implicito delle rappresentazioni del corpo:** un oggetto si dice incarnato se alcune o tutte le sue proprietà vengono elaborate allo stesso modo dalle proprietà elaborate dalle altre parti del corpo biologico;
- **A livello esplicito:** sono inclusi sentimenti espliciti come la proprietà corporea, il controllo corporeo, l'integrità corporea.

Per affrontare il tasso di rigetto della protesi si può valutare il senso di agency, ossia la sensazione di controllo sulle proprie azioni. Inoltre dagli studi [31] è emerso che il senso di agency è correlato all'intentional binding ovvero quando azioni ed effetti sono legati insieme nel tempo percepito.

L'embodiment protesico può essere considerato come una combinazione di ownership e agency che sono quindi due aspetti della consapevolezza di sé [32].

L'embodiment comprende ancora un altro fattore oltre ai due precedenti che è la localizzazione. [31].

- L'ownership è la sensazione che l'arto artificiale appartenga al nostro corpo;
- L'agency si ha quando le previsioni sensoriali e le esperienze sensoriali coincidono, portando ad una sensazione di controllo dell'arto artificiale, delle azioni e del movimento (volizione);
- La localizzazione è riferita alla percezione di dove il corpo esiste e si trova nello spazio circostante, quindi alla congruenza spaziale percepita tra arto percepito e osservato.

Quando c'è senso di spazialità (localizzazione), senso di proprietà (ownership) e agency si genera un senso di completezza del proprio corpo e una maggiore probabilità di accettazione della protesi.

Inoltre nello studio di Murray (2004) i partecipanti avevano avuto un senso di appartenenza dell'arto protesico rispetto al proprio corpo e queste sensazioni erano molto evidenti quando sperimentavano il fenomeno dell'arto fantasma [29]. Quindi questa sensazione di arto fantasma per cui l'arto anatomico viene ancora percepito come intatto e presente può essere sfruttata per consentire l'incorporazione della protesi nel proprio corpo. L'effetto combinato del fenomeno dell'arto fantasma e di un alto livello di embodiment della protesi possono essere utili per annullare il senso di perdita corporea e migliorare l'integrazione e l'accettazione della protesi [33].

Dunque, l'embodiment della protesi è un importante correlato percettivo del successo dell'interazione corpo-protesi e può essere usato come indicatore cruciale della soddisfazione dell'utente.

### 1.4.2 Valutazione dell'Embodiment

Il concetto di Embodiment è ancora un concetto un po' astratto, non ci sono dei metodi ufficiali per quantificarlo e valutarlo. Principalmente la valutazione viene fatta utilizzando dei questionari con domande standard e frequenti, ma questi, essendo questionari soggettivi, non consentono di fare un'analisi imparziale e il confronto dei risultati è limitato, quindi ci sarebbe bisogno di misure più implicite così da poter fare un'analisi quantitativa e oggettiva del livello di embodiment.

Quando si valuta l'embodiment da un punto di vista soggettivo, oltre ad usare i questionari, si può usare la psicofisica, che solitamente è associata a stimoli e percezione, ma il concetto di misurare empiricamente e correlare gli stati cerebrali con l'esperienza sensoriale può essere applicato anche alla volizione e all'azione [32].

Un altro modo per valutare l'embodiment potrebbe essere quello di valutare l'emergere dei due parametri agency e ownership, tramite la valutazione della deriva propriocettiva.

In alcuni studi infatti, tra cui quelli di Longo et al. [27], è stata valutata la posizione dell'oggetto incarnato rispetto alla posizione del feedback sensoriale ed è emerso che il disallineamento tra l'arto biologico e l'oggetto da incarnare può ridurre l'ownership e dunque ridurre anche il livello di embodiment.

Allo stesso modo, le deviazioni angolari tra movimento effettivo e movimento osservato possono ridurre l'agency e quindi anche l'embodiment [32].

La misura principale per valutare agency e ownership esplicitamente rimane però sempre quella di usare questionari ed interviste.

Per la valutazione dell'ownership implicita si preferisce misurare la deriva propriocettiva, invece per la valutazione dell'agency implicita si misura principalmente il binding intenzionale, valutando in questo caso l'intervallo di tempo tra la loro azione e il risultato della loro azione: questo tempo era più breve quando il movimento era stato eseguito volontariamente [32].

Volendo fare una panoramica dei metodi usati per valutare le misure di agency e ownership estratte dalla letteratura abbiamo:

- (a) Questionari;
- (b) Deriva propriocettiva;
- (c) Temperatura;

- (d) Risposta galvanica della pelle;
- (e) Effetto di Congruenza Crossmodale (CCE);
- (f) Percezione tattile della distanza;
- (g) Attenuazione sensoriale;
- (h) Lunghezza dell'arto fantasma;
- (i) Intentional binding.

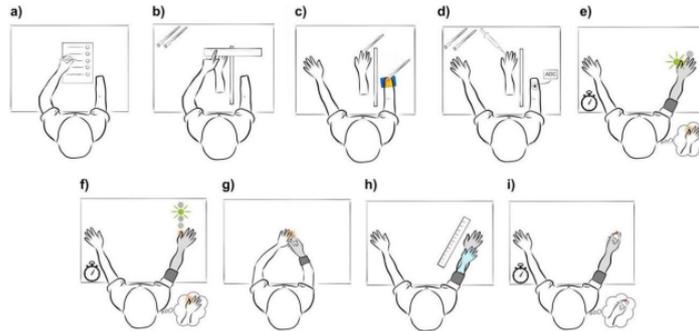


FIGURA 1.13: *Illustrazione delle misure di ownership e agency.* [32]

L'uso dei **questionari** aiuta a cogliere anche l'esperienza individuale dei partecipanti, serve a valutare il livello soggettivo e la qualità dell'esperienza dell'integrazione o dell'illusione sperimentata. I partecipanti rispondono alle varie domande su una scala di gradimento (scala Likert) a 7 punti che vanno da "completamente d'accordo" (valore max) a "completamente in disaccordo" (valore min).

La **deriva propriocettiva** si usa per valutare implicitamente il senso di ownership e misura la distanza tra il punto in cui viene percepito l'arto o l'oggetto incarnato alla fine dell'esperimento e il punto in cui si trova l'arto reale all'inizio.

La **temperatura cutanea** viene misurata per verificare se c'è una variazione della temperatura della pelle dell'arto stimolato: si è notato che una diminuzione della temperatura nei soggetti normodotati è correlata al fatto che l'organismo riduce gli sforzi metabolici del proprio arto quando il senso di ownership si allontana dal proprio arto biologico, mentre negli amputati la temperatura aumenta nell'arto residuo. Però non c'è una vera e propria correlazione tra variazione di temperatura e ownership, quindi si preferisce usare un'altra misura di proprietà implicita che è la risposta galvanica.

La **risposta galvanica della pelle** misura invece le variazioni della conduttanza cutanea ed è utile per valutare situazioni di pericolo in quanto si è visto che c'è una correlazione tra l'aumento di sudorazione e l'aumento di ownership quando questo è

esposto ad una situazione di minaccia o pericolo.

Se si usa l'**effetto di congruenza crossmodale** per valutare implicitamente l'ownership si deve misurare la differenza di tempo tra un feedback congruente e uno incongruente. Il CCE dipende dalla distanza tra gli stimoli tattili e visivi e si può usare per valutare le interazioni multisensoriali rispetto allo spazio peripersonale e quindi valutare l'ownership.

La stessa cosa vale per la **percezione della distanza tattile** che può essere usata per valutare implicitamente l'ownership, ma in questo caso si somministra una stimolazione sensoriale mentre si vede un segnale visivo a diverse distanze dal luogo di percezione.

L'**attenuazione sensoriale** è la diminuzione dell'intensità percepita di una sensazione causata da uno stimolo di forza che può essere autosomministrato o somministrato dall'esterno.

Per coloro che hanno subito un'amputazione si può usare anche la **lunghezza dell'arto fantasma**, valutando la lunghezza dell'arto fantasma percepita prima e dopo l'intervento, però in realtà non ha mostrato grosse correlazioni con l'ownership.

Per misurare l'agency implicitamente si può usare il **binding intenzionale** ovvero si stima il ritardo del feedback sensoriale dopo che i movimenti volontari o involontari lo hanno attivato. E' emerso che nel caso di movimento volontario l'intervallo di tempo è più breve di quando viene eseguito involontariamente.

Tutte queste misure sono misure implicite o esplicite di ownership e agency e nel momento in cui i risultati delle esplicite coincidono con quelli delle implicite, si possono fare delle conclusioni più solide sul concetto e sul livello di embodiment. In generale però, è sempre meglio usare questionari che valutano esplicitamente ownership e agency, come quello sviluppato da Bekrater-Bodmann et al. e convalidato in termini di consistenza interna e affidabilità test-retest. Il questionario PembS (Prosthesis Embodiment Scale) è perfetto perchè distingue specificamente tra ownership esplicita e agency esplicita [34].

La Prosthetic Embodiment Scale (PES) sviluppata da Bekrater-Bodmann et al. è da considerare uno strumento valido e utile per l'analisi dei correlati percettivi dell'interazione corpo-protesi, soprattutto nel caso di riabilitazione e ricerca, andando a valutare la soddisfazione per la protesi e l'adattamento all'uso della protesi. In particolare, questi questionari sull'incarnazione della protesi si concentravano su domande con frasi riguardanti l'ownership/integrità, l'agency e la plausibilità anatomica [34].

Tuttavia, rimane il problema della mancanza di standardizzazione delle misure, che complica il confronto dei risultati e di conseguenza la valutazione dell'embodiment e

per questo la ricerca è in costante evoluzione per trovare dei metodi nuovi e più affidabili per valutarlo. La cosa migliore sarebbe riuscire a trovare dei metodi che portino a dei risultati oggettivi e comparabili.

### 1.4.3 Stimolazione dell'Embodiment

Prima di poter effettivamente valutare l'embodiment con i metodi citati sopra, bisogna capire come stimolarlo per far sì che si sia una migliore e completa accettazione della protesi e integrazione della stessa nello schema corporeo dell'amputato.

I tipi di stimolazione possono essere vari, sicuramente ci può essere una stimolazione tattile, visiva, visuo-tattile, vibro-tattile o visuo-motoria ma anche una stimolazione uditiva o mioelettrica. In generale bisogna stimolare l'utente in modo da avere dei feedback sensoriali che possano facilitare la percezione dell'incarnazione della sua protesi.

La stimolazione può essere attiva, passiva, sincrona o asincrona.

La stimolazione sincrona si ha quando viene eseguita contemporaneamente sulla gamba reale e su quella virtuale.

La stimolazione asincrona si ha quando viene eseguita in modalità ritardata tra la gamba reale e quella virtuale.

Secondo gli studi di Shokur et al. (2016) [35] la stimolazione sincrona contribuisce maggiormente a ricreare il fenomeno dell'incarnazione e dell'illusione, quella asincrona contribuisce alla probabilità di interruzione dell'illusione. Inoltre Shokur et al. ritengono che il feedback tattile è il feedback sensoriale aumentato più intuitivo per descrivere i movimenti degli arti in quanto fornisce indicazioni spazio-temporali intuitive direttamente sull'arto, riducendo così il livello di astrazione richiesto dall'utente per comprendere il movimento [35].

Secondo gli studi di Gibson [28] esistono delle correlazioni tra le impressioni visive di movimento e le sensazioni somatiche, correlazioni che portano alla creazione di un'auto-percezione del proprio corpo e alla generazione della sensazione di ownership dei propri arti. A partire da questa teoria della percezione di Gibson sono stati proposti numerosi paradigmi sperimentali tra cui quello dell'**illusione della mano di gomma** (Rubber Hand Illusion (RHI)).



FIGURA 1.14: *Rubber Hand Illusion* [36]

Nel paradigma dell'illusione della mano di gomma (RHI) si genera un'illusione percettiva che consente l'integrazione degli arti artificiali nella rappresentazione del proprio corpo, combinando stimolazioni visive e tattili.

In questo esperimento vengono stimulate, in modo sincrono e asincrono, la mano nascosta del soggetto e la mano di gomma visibile. Dagli studi di Longo [27] è emerso che nel caso di stimolazione sincrona l'illusione porta ad un sentimento di appartenenza della mano di gomma e ad una deriva propriocettiva verso questa mano. Mentre una stimolazione tattile e visiva asincrona non porta all'insorgere del senso di ownership.

Un altro modo per promuovere la percezione dell'incarnazione è quello di usare un feedback visivo speculare (Mirror Visual Feedback (MVF)) in combinazione con una stimolazione vibro-tattile. Questo meccanismo può essere usato per la neuroriabilitazione di pazienti colpiti da ictus e in questo studio di Ding et al. [37] i partecipanti dovevano mantenere ferma la loro mano dominante, aprire e chiudere la mano non dominante e concentrarsi sull'immagine del movimento della mano nello specchio. Sulla mano non dominante veniva applicato uno stimolatore vibrotattile e si valutavano diverse condizioni: nessuna vibrazione, vibrazione continua e vibrazione con intermitenza. I risultati dell'analisi dei segnali EEG hanno dimostrato che il meccanismo di MVF combinato con stimolazione vibrotattile poteva effettivamente rafforzare la percezione dell'embodiment in quanto vi erano evidenze dell'attivazione corticale-motoria.

Un altro tipo di stimolazione che può essere usata è la stimolazione elettrica dei nervi afferenti mediante degli elettrodi. Si parla di stimolazione nervosa elettrica transcutanea non invasiva (TENS) e questa genera delle sensazioni somatiche negli arti fantasma di un amputato.

Nello studio di Mulvey et al. [38] è stato usato uno stimolatore per generare correnti elettriche pulsate che venivano erogate da dei cuscinetti conduttori autoadesivi così da stimolare i nervi sottostanti dei soggetti (partecipanti normodotati completamente intatti). Hanno usato una versione modificata dell'RHI ed è emerso che i partecipanti sperimentavano le parestesie TENS e che queste venivano trasferite ad un arto protesico allo stesso modo delle carezze trasferite alla mano di gomma nell'RHI. I partecipanti, inoltre, hanno riferito che percepivano la protesi come parte del loro corpo. Mulvey et al. hanno quindi affermato che posizionando gli elettrodi sul moncone degli amputati si potevano proiettare queste parestesie TENS negli arti protesici degli amputati in modo da favorirne l'incarnazione percettiva di un arto artificiale [39].

Esiste ancora un'altra categoria di paradigmi per valutare l'embodiment tramite la valutazione di ownership e agency, misurate dopo aver eseguito i test funzionali (deambulazione su strada, salita e discesa di scale, evitamento degli ostacoli) [32].

Uno di questi esperimenti è il Prosthesis Incorporation (PIC) per valutare la proprietà della protesi e si basa sul paradigma della congruenza tra modelli (cross-model

congruency paradigm), verificando la capacità dei partecipanti di ignorare un certo feedback a favore di un altro [40].

Un altro esperimento incentrato sull'agency di un arto protesico è quello di Marasco et al. [41] e si basa sull'esperimento dell'orologio di Libet. Le terminazioni nervose dell'arto superiore residuo erano state reindirizzate chirurgicamente per reinnervare pelle e muscoli, successivamente si è svolto l'esperimento che consisteva nella stimolazione del muscolo residuo reinnervato tramite una vibrazione a 90 Hz, inducendo percezioni cinestesiche di flessione ed estensione delle dita. Durante l'esperimento i partecipanti vedevano una mano protesica virtuale controllata dall'elettromiografia e dovevano toccare la palla virtuale. Al tocco della palla virtuale si aveva uno stimolo corrispondente alla percezione di presa a cilindro e veniva emesso un tono con ritardo casuale. L'obiettivo era quello di stimare il ritardo e i risultati hanno evidenziato che quando l'intento e i feedback cinestetico e visivo erano congruenti, i ritardi stimati erano inferiori rispetto alle condizioni incongruenti.

Allo stesso modo, Maresca et al., in un altro esperimento [42], hanno visto che i partecipanti sottoposti a stimolazione tattile sulla pelle reinnervata, congruente o incongruente al feedback visivo che indicava la posizione della stimolazione mentre afferravano un oggetto, riuscivano a riconoscere la posizione della stimolazione più velocemente quando la posizione del feedback visivo è congruente con quella del feedback tattile.

Kilteni et al. [43] nel loro studio hanno cercato di spiegare come ci si sentisse ad avere un'esperienza di natura multidimensionale dovuta al fatto di possedere, controllare ed essere all'interno di un corpo contemporaneamente. In particolare hanno cercato di rispondere a questa domanda riformulandola e chiedendosi se fosse possibile provare le stesse sensazioni verso un corpo virtuale, ed immersi in un ambiente virtuale, così come verso il corpo biologico. Hanno utilizzato quindi la realtà virtuale immersiva per valutare se questa potesse essere utilizzata per stimolare il senso di embodiment.

Vari studi sperimentali infatti hanno approfondito questo concetto e, in numerosi casi, è stata usata la Virtual Reality (VR) e gli ambienti di realtà virtuale immersivi (Virtual Reality Environment (VRE)) a scopo riabilitativo, per addestrare i pazienti nel controllo dell'arto artificiale, trattare il dolore dell'arto fantasma, progettare e simulare dispositivi protesici prima della vera e propria fabbricazione [44].

E' possibile quindi, ricreare un'ambiente virtuale immersivo e personalizzato con cui il soggetto possa interagire in tempo reale per stimolare l'incarnazione di protesi artificiali, implementando questa nuova tecnologia di Virtual Hand Illusion (VHI) o Virtual Leg Illusion (VLI) ispirandosi al paradigma della RHI.

Lesur et al. [45] ad esempio, hanno utilizzato una stimolazione visuo-olfattiva congruente usando la realtà virtuale per stimolare l'embodiment. Un Head Mounted Display (HMD) è stato montato sulla testa dei partecipanti che si trovavano immersi in

un ambiente di realtà virtuale e osservavano un pompelmo che veniva spremuto più volte. Simultaneamente alla visione del pompelmo spremuto veniva tenuta una penna olfattiva sotto il naso dei soggetti, con un profumo di pompelmo (congruenza visuo-olfattiva) o di fragola (incongruenza visuo-olfattiva). I risultati dei questionari hanno evidenziato dei punteggi di autoindentificazione erano maggiori nel caso di congruenza visiva e olfattiva e che c'è un'effettiva associazione crossmodale tra profumo e oggetti, che può contribuire alla percezione dell'incarnazione illusoria.

Attraverso questi metodi quindi è possibile ingannare i meccanismi di codifica predittiva del cervello, indurre il senso di ownership e migliorare l'incarnazione delle protesi nel proprio schema corporeo, nonostante ciò il mondo della ricerca è costantemente al lavoro per sviluppare dei metodi sempre migliori e più efficaci per fare in modo che gli utenti possano apprezzare sempre di più i dispositivi protesici, considerarli dei veri e propri sostituti, dimenticandosi del loro arto mancante.

#### 1.4.4 Rubber Hand Illusion e Rubber Leg Illusion

Nel paradigma della RHI si ha questa illusione percettiva che consente l'integrazione di arti artificiali nella rappresentazione corporea di una persona usando la combinazione di stimolazione visiva e tattile [46].

Questa illusione emerge nel momento in cui si sfiora in modo sincrono la mano nascosta del soggetto e una mano di gomma che invece è visibile. Nel momento in cui il soggetto sperimenta un sentimento di appartenenza alla mano di gomma, in seguito alla stimolazione tattile, ci sarà una deriva propriocettiva verso la mano di gomma che evidenzia la forza dell'illusione in questo esperimento.

C'è quindi un'integrazione multisensoriale tra ciò che si vede (mano di gomma accarezzata con un pennello) e ciò che si sente sulla mano reale (anch'essa accarezzata con un pennello), e questa illusione è maggiore in condizioni di stimolazione sincrona piuttosto che asincrona [47].

La RHI rivela che le informazioni tattili congruenti alle informazioni visive appartenenti ad un arto guidano il processo di integrazione e il risultato è un compromesso tra la posizione della mano vista e quella sentita, che favorisce l'informazione visiva ma influisce anche sulla percezione della posizione.

E' possibile quindi indagare su come il cervello risolva queste prove multisensoriali contrastanti e percepisca il nostro corpo come nostro [48].

Flögel et al.[46] hanno dimostrato che l'RHI può essere usato anche per gli arti inferiori e in questo caso si parla di Illusione del Piede di Gomma (Rubber Foot Illusion (RFI)). Nel loro esperimento hanno usato mano e piede di gomma, eseguendo delle pennellate ai relativi arti, reali e di gomma. I risultati dei questionari e la deriva propriocettiva hanno mostrato che l'illusione veniva indotta allo stesso identico modo degli

arti superiori anche negli arti inferiori e la forza dell'illusione era comparabile ma solo nella condizione di stimolazione sincrona.

Nella condizione asincrona e in caso di "nessuna stimolazione" sul piede rispetto alla mano, la deriva propriocettiva era inferiore.

Questa integrazione visuo-tattile per arti superiori è comparabile con quella per arti inferiori anche secondo Schicke et al. (2009) [49] [50]. Al contrario, van Elk et al. (2013) [51], concentrandosi sull'integrazione visuo-proprio-cettiva, hanno dimostrato che può esistere una differenza nelle misure di integrazione delle mani e dei piedi.

Shimada et al. hanno dimostrato che per indurre una forte sensazione di RHI è necessario che ci sia una bassa discrepanza temporale tra la stimolazione visiva della mano di gomma e la stimolazione tattile della vera mano nascosta del soggetto. Nello specifico hanno affermato che la finestra temporale, per far sì che ci sia un processo di integrazione multisensoriale, deve essere inferiore a 300 ms [52]. Mentre per il piede l'intervallo di stimolazione è maggiore perchè la RFI ha bisogno di più tempo per svilupparsi rispetto alla RHI [46].

Anche Crea et al. [53] hanno trasferito il paradigma RHI all'arto inferiore, confermando la possibilità di promuovere la sensazione di ownership del corpo con un piede finto. Hanno usato quindi RFI con stimolazione vibro-tattile e hanno usato due diverse modalità: modalità combinata (matched) e modalità non combinata (mismatched). Entrambe le condizioni, congruenti e incongruenti, sono state testate con stimolazione sincrona e asincrona, per un totale di quattro combinazioni.

- Nella modalità matched la stimolazione congruente è stata erogata sul piede reale e sul piede di gomma con due pennelli, come nell'esperimento originale dell'RHI;
- Nella modalità mismatched la stimolazione è incongruente, infatti il piede di gomma visibile viene stimolato con un pennellino, mentre il piede reale nascosto viene stimolato da piccoli vibratorini azionati da tastiera.

Dunque un RHI modificato con stimolazione vibrotattile può migliorare l'incarnazione di dispositivi esterni, ingannando l'amputato con stimoli sincroni al moncone e alla protesi, si crea una vivida illusione di proprietà e connessione tra il corpo e l'arto protesico [54].

Il meccanismo per la comparsa della sensazione di proprietà del corpo è stato valutato da Ehrsson et al. (2004) [55] che, usando la Risonanza Magnetica Funzionale (RMF), hanno studiato l'attività nelle cortece premotorie ventrali, nelle cortece intraparietali e nel cervelletto. Questa attività era associata all'illusione di toccarsi la propria mano e suggerisce che l'attività in queste aree riflette il rilevamento di segnali multisensoriali congruenti dal proprio corpo.

Negli esseri umani le rappresentazioni dello spazio peripersonale sono state studiate

anche con il paradigma di congruenza crossmodale visivo-tattile. Sempre Schicke et al. [49] hanno usato questo compito per verificare se esiste una rappresentazione di questo spazio anche intorno ai piedi. Ai partecipanti era richiesto di rispondere velocemente a degli stimoli tattili somministrati su differenti dita mentre dovevano ignorare degli stimoli visivi distrattori irrilevanti. Questi stimoli visivi potevano essere presentati nella stessa posizione della stimolazione tattile (posizione congruente) o in una posizione diversa (incongruente). Dallo studio è emerso che le percezioni tattili erano rallentate quando la posizione di uno stimolo visivo distrattore era incongruente con la posizione di uno stimolo tattile, a differenza di quanto accadeva quando le due posizioni degli stimoli coincidevano. Hanno anche dimostrato che la visione della parte del corpo stimolata influenza fortemente le interazioni crossmodali per la percezione tattile, affermando anche il ruolo centrale della visione nella costruzione dello schema corporeo.

## Capitolo 2

---

# Extended Reality ed Engagement

Un modo per sviluppare maggiormente l'incarnazione e l'accettazione protesica è quello di utilizzare queste nuove strategie che possano allenare gli utenti in modo da coinvolgerli di più, quindi si deve stimolare l'engagement degli utenti.

Il termine "Engagement", infatti, è un termine che indica il livello di coinvolgimento degli utenti e per aumentarlo è necessario che ci siano dei feedback da parte dei pazienti, soggettivi e oggettivi.

Engagement ed embodiment sono fortemente correlati tra di loro, infatti, sentire un dispositivo come incarnato, ovvero avere un maggiore embodiment, porta a miglioramenti del coinvolgimento dell'utente con un'accettazione maggiore della tecnologia protesica.

Dalla letteratura è emerso che l'uso dei dispositivi di realtà virtuale è utile perché evocano reazioni emotive più positive e livelli più elevati di coinvolgimento psicologico e comportamentale. Inoltre, le emozioni e l'impegno psicologico mediano l'impatto dei dispositivi di realtà virtuale incorporati sull'impegno comportamentale.

Dagli studi è emerso che la riabilitazione motoria protesica classica spesso può diventare un processo lungo e scoraggiante e dunque si preferisce utilizzare nuove strategie come quelle che usano i giochi di realtà estesa, che forniscono una valida alternativa alla riabilitazione e portano ad ottenere risultati migliori, aumentando il coinvolgimento durante gli allenamenti [56].

I giochi di realtà estesa mostrano un potenziale molto alto per l'uso nella riabilitazione del movimento in seguito ad ictus, lesione al midollo spinale o perdita di un arto. Garske et al. [57] sostengono l'idea di usare strumenti di formazione protesica basati sul gioco piuttosto che il solo allenamento muscolare, in quanto è evidente che l'uso di entrambi porta a livelli di coinvolgimento maggiori e, di conseguenza, ad un miglior controllo della protesi.

Il termine Extended Reality (XR), ovvero realtà estesa, è usato per riferirsi a tutti i tipi di realtà associati alle tecnologie immersive in tempo reale che ampliano il nostro mondo reale, estendendolo appunto e combinandolo con elementi virtuali generati al computer [58]. Il livello di immersione di questa tecnologia è strettamente collegato alla possibilità di interazione con l'ambiente digitale. L'XR combina tutte le esperienze di realtà tecnologicamente avanzate tra cui realtà aumentata, realtà virtuale e realtà mista [59]. Queste tecnologie immersive cambiano concretamente il modo in cui le persone percepiscono la realtà ed interagiscono con essa [60], infatti grazie alla fusione del mondo fisico con quello digitale si troveranno davanti ad esperienze visive personalizzate e coinvolgenti [61].

L'uso delle tecnologie di XR è molto esteso ed in costante crescita in diversi ambiti, infatti viene usata anche per l'intrattenimento, per il gaming, per la formazione didattica e il lavoro a distanza, in ambito agricolo, industriale, turistico, di marketing e ovviamente anche in ambito sanitario [62].

Numerosi studi hanno evidenziato come l'XR sia molto usata in ambito sanitario, ad esempio per la teleassistenza e la diagnosi medica, ma soprattutto a scopo riabilitativo e terapeutico. Infatti è usata per la riabilitazione motoria e cognitiva di pazienti amputati, per trattare il dolore dell'arto fantasma (Phantom Limb Pain (PLP)), per la riabilitazione di pazienti affetti da lesioni al midollo spinale (SCI) o anche per trattare e alleviare il dolore neuropatico (Neuropathic Pain (NP)).



FIGURA 2.1: *Esempio di ambiente virtuale a scopo riabilitativo per amputati [63]*

## 2.1 Realtà virtuale, realtà aumentata e realtà mista

Le tecnologie di realtà virtuale (VR) e realtà aumentata (AR) hanno dimostrato di essere vie promettenti per migliorare la praticità dei sistemi di formazione protesica riabilitativa.

La **Realtà Virtuale** VR, diversamente dall'Augmented Reality (AR), porta gli utenti ad estranearsi dal mondo reale che rimane sospeso, per immergersi completamente in

un mondo virtuale a 360°, generato da un computer, ed interagire esclusivamente con esso [58]. Per questo motivo è necessario l'uso di dispositivi VR specifici che consentono l'immersione nel mondo virtuale (visore indossabile, cuffie e guanti aptici). Il dispositivo principale è l'Head-Mounted-Display (HMD) che letteralmente sarebbe uno schermo montato sulla testa e consente un'immersione nel mondo virtuale molto alta in quanto si tratta di un sistema chiuso. Questi dispositivi vengono collegati ad un computer e il più conosciuto è l'OculusRift.

La VR quindi sostituisce il mondo reale con questo mondo fittizio, offrendo un'infinità di possibilità che non si hanno nel mondo fisico. Si stabilisce quindi un'interazione uomo-computer che consente ai partecipanti di agire, comunicare ed essere presenti nell'ambiente virtuale immersivo [64]. Possiamo avere due tipi di VR:

- **VR immersiva:** gli utenti sono completamente immersi nel mondo virtuale e anche le loro sensazioni grazie al fatto di poter interagire con gli oggetti rappresentati virtualmente;
- **VR non immersiva:** gli utenti riescono a mantenere una connessione sensoriale con l'ambiente reale.

Il sistema VR agisce come il cervello, mantenendo memoria di un modello del corpo e dello spazio circostante, dando all'utente la capacità di simulare una rappresentazione del corpo all'interno di un ambiente virtuale grazie alle illusioni di proprietà del corpo (Body Ownership Illusion (BOI)). La VR quindi permette di ingannare i meccanismi di codifica predittiva del cervello, inducendo il senso di appartenenza ad un corpo virtuale e il senso di presenza all'interno dell'ambiente virtuale circostante [64].

Gli ambiti di utilizzo della VR sono vari: in primo luogo viene usata per i videogiochi, ma si può ritrovare anche in ambito cinematografico, turistico, design, automotive, industriale, militare e soprattutto in ambito medico ha permesso di migliorare le operazioni delicate, consentendo ai chirurghi di addestrarsi prima delle operazioni reali [65].



(A) *Virtual reality con uso di Oculus e guanti aptici* [66]



(B) *Esempio di VR in ambito chirurgico* [67]

FIGURA 2.2: *Esempi di realtà virtuale*

La **Realtà Aumentata** - AR, amplia il mondo reale grazie alle informazioni degli oggetti virtuali, però questi oggetti che sono immagini, testi o animazioni, sono posti all'interno di una scena percettiva reale ma l'utente può interagire con essi solo parzialmente o addirittura l'interazione è impossibile [62]. L'AR non cerca di sostituire il mondo fisico con uno digitale, come fa invece la VR, ma anzi cerca di fare in modo che ci sia un'integrazione tra i due mondi, con l'obiettivo di far provare all'utente un'esperienza di immersione completa nel mondo reale modificato però dall'aggiunta di animazioni e contenuti digitali.

L'AR ad oggi è la forma più usata di XR perchè è quella più facilmente accessibile, anche da un punto di vista economico, per gli utenti. Infatti basta avere uno smartphone, un tablet o un computer per poter sperimentare la realtà aumentata grazie alla telecamera del dispositivo mobile e ad un'applicazione: la telecamera serve per inquadrare il mondo reale e nel frattempo l'applicazione fa apparire sullo schermo degli oggetti virtuali che si sovrappongono al mondo reale [68]. Un classico esempio è il gioco di Pokémon Go, facilmente disponibile su smartphone, che consentiva ai giocatori di "andare a caccia" di Pokémon inquadrando le strade della propria città, ma altri esempi possono essere i filtri con i quali gli utenti ampliano le loro foto o anche le applicazioni per fare i tour nei musei ecc.

Un altro modo per sperimentare la realtà aumentata è quello di usare degli occhiali speciali chiamati "smartglass" che proiettano gli oggetti virtuali davanti agli occhi di chi li indossa, però sono molto costosi e quindi poco usati dai consumatori.



(A) *Applicazione per musei* [69]



(B) *textitPokémon go*[70]

FIGURA 2.3: *Esempi di realtà aumentata*

L'espressione **Realtà Mista** - Mixed Reality (MR) è stata coniata da Paul Milgram e ci si riferisce ad una tecnologia che unisce VR e AR, creando un'esperienza ancora più complessa e consentendo all'utente di interagire simultaneamente con il mondo reale e con l'ambiente virtuale [62]. Gli elementi reali sono interconnessi con quelli virtuali e c'è bisogno di un visore specifico MR e di una determinata potenza del processore [58].

Gli esperti, tra cui Speicher et al. [71], hanno condotto delle interviste per dare delle definizioni di MR, confermando che non è semplice dare una definizione unica e definitiva. Alcuni di queste definizioni sono:

- Il **continuum**: mix di oggetti reali e virtuali all'interno di un singolo display, tra un mondo completamente reale e uno completamente virtuale;
- Vera e propria **combinazione** di mondo reale e virtuale;
- Termine usato solo per il **marketing**;
- **Sinonimo di AR** o versione ancora più avanzata;
- **Allineamento**: sincronizzazione tra un ambiente fisico e un ambiente virtuale, quindi allineamento di una rappresentazione virtuale con il mondo reale;

Per la MR possono essere usati dispositivi diversi come: [68]

- **Dispositivi olografici**: caschi con lenti trasparenti che permettono di vedere l'ambiente circostante, mentre gli oggetti virtuali sono generati tramite ologrammi;
- **Dispositivi immersivi**: caschi con lenti che bloccano completamente la visione del mondo reale, come quelli per VR, ma sono dotati di telecamere per monitorare il mondo reale.

Un esempio di tecnologia MR è rappresentata dal visore HoloLens di Microsoft che consente di vedere ologrammi e riproduzioni digitali 3D con cui l'utente può interagire ma l'utente riesce comunque a vedere l'ambiente reale che lo circonda ed interagire con esso.



FIGURA 2.4: *Esempio di Realtà Mista* [72]

## 2.2 Creazione di un ambiente virtuale

Gli ambienti virtuali permettono ai partecipanti di sperimentare qualcosa di equivalente a ciò che sperimentano nel mondo reale o di molto lontano da esso. Ma come si crea un ambiente virtuale?

Per prima cosa è necessario simulare 5 aspetti della realtà all'interno dell'ambiente virtuale che si ricrea: [71]

- **Audio:** ricreare anche le "manifestazioni uditive" è importante per avere una maggiore estensione del continuum mondo reale - mondo virtuale e una maggiore immersione;
- **Movimento:** è un aspetto importante per allineare le realtà fisiche e quelle virtuali, per esempio manipolando modelli 3D basati sul motion capture;
- **Tatto:** è importante far sì che ci sia la percezione aptica per riconoscere gli oggetti e anche la loro posizione nello spazio attraverso il tatto. Può essere considerato sia come input, sotto forma di interfacce che possono essere toccate, sia come output con un dispositivo che consenta di percepire gli oggetti virtuali con le mani;
- **Gusto/Sapore:** si deve simulare l'esperienza del degustare il cibo e si può creare una consistenza virtuale del cibo attraverso la stimolazione muscolare e al tempo stesso simulare la dolcezza virtuale;
- **Odore:** l'olfatto è un altro senso umano da simulare, infatti esistono numerosi studi che hanno indagato sull'importanza della diffusione degli odori come potenziamento della realtà virtuale in cui si è immersi.

I feedback visivi e acustici sono solitamente quelli a cui si dà maggiore importanza quando si crea un ambiente virtuale, poi si passa a quelli tattili e in alcuni sistemi più sofisticati si utilizzano anche le stimolazioni dei sensi olfattivo e gustativo.

Di solito l'ambiente virtuale viene creato tramite degli appositi motori grafici come Unity: è una piattaforma di sviluppo 3D in tempo reale, usata solitamente per creare videogiochi, ma anche in ambito cinematografico, architettura, design e automotive [73]. Possiede tutte le caratteristiche tipiche di un software di grafica 3D, dalla costruzione di scene tridimensionali al setup di luci e materiali, fino all'applicazione di proprietà aggiuntive e di oggetti con cui poter interagire [74].

Di seguito saranno riportati alcuni esempi di VR o AR.

Nello studio di Villiger et al. [75] la VR è stata usata in combinazione alla neuroriabilitazione per migliorare le funzioni motorie e ridurre il dolore neuropatico NP nei pazienti con lesione incompleta del midollo spinale SCI. L'idea di base dello studio era quella di sfruttare la VR per indurre l'attivazione dei muscoli e delle aree corticali coinvolte nei movimenti in seguito all'osservazione delle azioni e delle immagini motorie delle gambe viste su uno schermo.

I pazienti hanno usato un sistema di VR con una visuale degli arti inferiori virtuali controllati tramite dei sensori di movimento posti sulle proprie scarpe. Il sistema di

VR è stato creato con Unity e venivano settati 4 diversi tipi di movimento grazie al fatto che i pazienti si trovavano immersi in 4 diversi ambienti:

- Footbag: i partecipanti dovevano muovere la palla tra piede destro e piede sinistro, questo previene il trascinarsi del piede;
- Hamster splash: un criceto si muove sui piedi del paziente che deve compiere una flessione dorsale della caviglia per lanciare il criceto in una piscina;
- Star kick: i partecipanti vedono delle palle cadere dall'alto e devono estendere il ginocchio per calciare il pallone verso le stelle;
- Planet drive: i partecipanti vedono delle macchine muoversi verso i piedi, che devono muovere per evitare di colpirle.



FIGURA 2.5: *Sistema di Realtà Virtuale usato per neuroriabilitazione di pazienti affetti da SCI [75]*

Il sistema CAREN è un sistema usato per il recupero delle funzioni di equilibrio e degli aspetti posturali e si avvale di una pedana mobile in grado di rilevare e registrare, attraverso un sistema ottico e magnetico, i movimenti del paziente. Questo sistema, utilizzabile sia con pazienti che deambulano autonomamente che con quanti utilizzino ausili o siano protesizzati, permette di lavorare su strategie alternative di movimento e di rafforzare le strategie funzionali già possedute, abbreviando sensibilmente i tempi necessari al completamento del percorso riabilitativo [76].

Questo sistema CAREN è stato usato nello studio di Darter et al. [77] nel quale sono stati descritti gli effetti di un programma di allenamento dell'andatura di una persona con un'amputazione transfemorale: si è valutata la camminata in un ambiente di VR assistita da computer (CAREN). L'allenamento consisteva in 12 sessioni di camminata su tapis roulant con feedback visivo in tempo reale sulla cinematica dell'andatura di tutto il corpo. Dalle analisi biomeccaniche è emerso che l'allenamento ha prodotto miglioramenti del movimento del tronco, del bacino, aumento della forza dell'adduttore dell'anca, miglioramento del consumo di ossigeno durante la camminata. Dunque questo sistema ha migliorato le prestazioni di deambulazione del paziente.



FIGURA 2.6: *Sistema CAREN per allenare la deambulazione di amputati* [77]

Nello studio di Ryu et al. [78] è stato valutato l'effetto di percezione azione-specifica che si verifica quando percepiamo le dimensioni di un oggetto in modo diverso in base alla nostra capacità di azione unica (ovvero in base alla grandezza del nostro corpo). Nello studio hanno valutato le menomazioni di questo effetto per pazienti affetti da decadimento cognitivo lento - Mild Cognitive Impairment (MCI), sfruttando l'illusione della proprietà del corpo in un ambiente di VR non immersivo in terza persona. Il partecipante, vedendo il proprio corpo virtuale proiettato su un grande schermo e muovendo simultaneamente il proprio corpo reale, sperimentava l'illusione della proprietà del corpo. I movimenti di tutto il corpo venivano rilevati da un sistema di tracciamento ottico (Kinect v2) e mappati in tempo reale ai movimenti del corpo virtuale sullo schermo. Dai risultati è emerso che i pazienti con MCI avevano una percezione dell'azione-specifica del corpo ingrandito significativamente distorta e questo potrebbe fornire un potere discriminante per lo screening precoce dei pazienti con MCI.

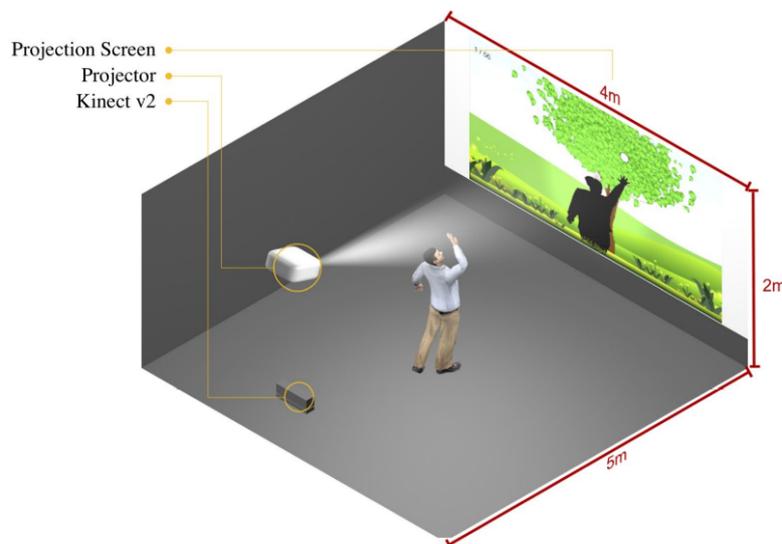


FIGURA 2.7: *Impostazione del test di percezione della realtà virtuale con Kinect v2* [78]

Nello studio di Tidoni et al. [79] è stata sviluppata un'interfaccia cervello-computer - Brain Computer Interface (BCI), immersiva basata su P300 con un display montato sulla testa (HMD). L'impianto sperimentale era composto da un dispositivo stimolatore propriocettivo, un BCI basato su P300, un robot e l'ambiente virtuale di computer grafica. La logica del gioco e l'interfaccia virtuale sono stati sviluppati usando XVR. L'utente vede lo scena virtuale attraverso l'HMD, è immerso in una stanza virtuale, incarnato in un avatar virtuale e seduto di fronte ad un altro soggetto attorno ad un tavolo. I modelli di computer grafica degli avatar sono stati implementati dalla libreria HALCA, fornendo personaggi umani altamente dettagliati e realistici. Sul tavolo è collocata la tavola da gioco virtuale. L'animazione delle mani degli avatar è stata eseguita utilizzando l'algoritmo di cinematica inversa fornito sempre dalla libreria HALCA.

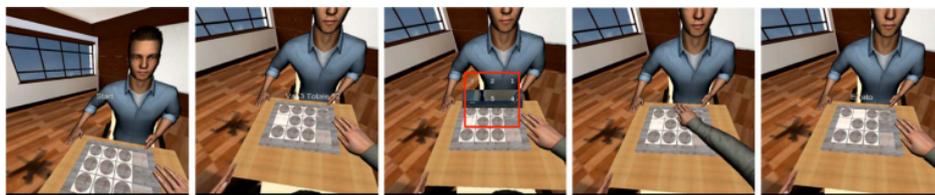


FIGURA 2.8: *Esempio di ambiente virtuale creato tramite l'algoritmo di cinematica inversa fornito dalla libreria HALCA [79]*

## 2.3 Vantaggi della realtà estesa

Tutti questi tipi di realtà hanno dimostrato di avere grandi potenzialità in molteplici ambiti per migliorare la vita, ridurre i costi delle aziende, possibilità di creare prototipi e testarli virtualmente, migliorare i metodi di formazione in ambito militare e chirurgico e così via. La VR in particolare, nonostante sia una tecnologia relativamente recente, si sta rivelando potenzialmente promettente negli interventi a favore di persone con disabilità motoria: la ritroviamo nei percorsi di fisioterapia, in quelli di terapia occupazionale e nell'addestramento all'uso degli ausili [76].

Inoltre viene usata molto anche per la formazione infatti, vi è uno studio in cui le persone venivano addestrate nella formazione in Rianimazione Cardiopolmonare (RCP) proprio tramite VR e si è visto che ci sono stati grandi miglioramenti probabilmente dovuti al fatto che il partecipante era completamente immerso nello scenario di un arresto cardiaco [80].

La VR inoltre è usata in diverse applicazioni nella ricerca sperimentale sulle illusioni corporee e sull'embodiment, ed è risultata utile per valutare i cambiamenti emotivi durante l'incarnazione di un corpo virtuale.

I vantaggi principali in ambito sanitario e riabilitativo sono:

- Consentire a ricercatori e clinici di manipolare gli input di stimoli multimodali per far sì che i pazienti siano immersi nell'ambiente virtuale;
- Indurre il senso di ownership e di incarnazione di un arto virtuale o addirittura di un intero corpo virtuale;
- Adattare dinamicamente le difficoltà degli esercizi riabilitativi alle capacità del paziente;
- Distogliere il più possibile l'attenzione dal dolore;
- Diminuire l'abbandono della protesi;
- Costi non eccessivi;
- Friendly per i pazienti.

Certamente, quindi questi tipi di realtà hanno numerosi vantaggi e, guardando al futuro, si può affermare che queste avranno un ruolo sempre più centrale in ambito medico e il loro uso sarà quotidiano.

L'innovazione digitale contribuirà infatti a potenziare la performance degli strumenti di lavoro e rappresenterà un supporto prezioso all'operato umano, confermando così l'efficacia del binomio uomo-macchina [81].

Per tutte queste ragioni si è pensato di sviluppare un ambiente interattivo di realtà spaziale aumentata per migliorare l'incarnazione di arti artificiali e, intrinsecamente, indurre il processo di embodiment della vera protesi di pazienti amputati transfemorali, attraverso l'allenamento virtuale con la gamba virtuale. Nel capitolo successivo verranno analizzati i materiali e i metodi usati per la realizzazione di questo set-up sperimentale.

## Capitolo 3

---

# Materiali e metodi

### 3.1 Hybrid Knee

L'Hybrid Knee è la protesi utilizzata in questo studio di fattibilità, si tratta di un prototipo poiché non è ancora stato messo in commercio.

Hybrid Knee è un ginocchio protesico versatile composto da due catene cinematiche in parallelo.

La prima catena è composta da un gruppo idraulico regolato elettronicamente da valvole motorizzate e ha l'obiettivo di dissipare passivamente energia in modo controllato durante le fasi del cammino.

La seconda catena invece, formata da un giunto attuato con motore elettrico accoppiato ad un riduttore di velocità e ad uscite prismatiche di innesto, ha l'obiettivo di fornire attivamente energia durante task specifici (alzarsi/sedersi, salire/scendere le scale).

La parte attiva può essere disattivata volontariamente o in autonomia dal sistema. Il sistema è inoltre dotato di sensori nell'estremità distale del pilone grazie ai quali si può adattare meccanicamente il dispositivo ai tasks specifici.

In particolare, le informazioni di forza e coppia provenienti dal pilone sensorizzato, insieme alle informazioni di posizione del giunto, vengono usate per riconoscere le fasi del cammino o le fasi di alzata/seduta.

Il prototipo della protesi comprende un'architettura elettronica modulare per il controllo e la potenza e una batteria ricaricabile.

L'elemento principale che permette la modularità del sistema è costituito dall'innesto meccanico, grazie al quale è possibile disinnestare la componente attiva qualora non sia necessario il suo intervento (attività ad alta velocità e bassa coppia come la camminata), garantendo un maggior rendimento del dispositivo, un'estensione dell'autonomia della batteria e della longevità del dispositivo, un ampio spettro di attività, svolgibili senza incrementare la difficoltà di utilizzo per il paziente.

Il dispositivo viene connesso poi all'invaso del paziente tramite attacco piramidale

standard e il sistema viene completato aggiungendo la protesi di piede ad uso comune del paziente, anch'essa collegata al dispositivo tramite attacco piramidale standard.

Il dispositivo può essere usato per eseguire le attività passive e attive della vita quotidiana:

- Passive: in cui il motore non è usato per l'esecuzione dei task e possono essere camminata in piano, in discesa, in salita, discesa di gradini/scale e seduta;
- Attive: in cui il motore fornisce aiuto attivo per l'esecuzione dei task che sono salita di gradini/scale e alzata da sedia.

## **3.2 Protocollo clinico**

Gli studi riportati in questa tesi sono inquadrati nelle metodologie definite dal protocollo IIT-ADV-R-TELE01, approvato dal Comitato Etico della Regione Liguria.

L'obiettivo dello Studio è quello di raccogliere i dati sull'esperienza e sulla prestazione dei partecipanti che testeranno dei sistemi interattivi dai quali riceveranno stimolazioni (non invasive e non stressanti) di tipo visivo, uditivo e tattile.

La partecipazione allo Studio è libera e volontaria. Prima di decidere se accettare o rifiutare di partecipare infatti, i partecipanti sono pregati di leggere con attenzione il protocollo clinico completo e coloro i quali decideranno di firmare il modulo di consenso e partecipare saranno liberi in ogni momento di ritirarsi dallo Studio.

La partecipazione allo Studio non comporta quindi alcun tipo di rischio, né effetti collaterali.

I compiti che verranno svolti dai partecipanti hanno scopi legati esclusivamente alla ricerca scientifica, oggetto dello Studio: in ciascuna sessione i partecipanti svolgeranno un compito, mentre diversi dispositivi tecnologici a norma forniranno Loro delle stimolazioni sensoriali non invasive e/o raccoglieranno informazioni sulle Loro azioni e reazioni.

I risultati contribuiranno al campo di ricerca e, auspicabilmente, faciliteranno la fruibilità di eventuali futuri prototipi in ambito applicativo.

## **3.3 Stimolazione dell'Embodiment - Studio di fattibilità**

Il seguente studio sulla stimolazione dell'embodiment è stato svolto in collaborazione con l'Istituto Italiano di Tecnologia di Genova e si tratta di uno studio di fattibilità in quanto è stato condotto su un campione piccolo di partecipanti per testare il setup e

verificare l'ipotesi di ricerca.

Come già descritto nel primo capitolo, valutare il processo di embodiment è utile in quanto questo può portare ad avere un maggiore controllo di un arto artificiale. In questo caso, infatti, lo studio si concentrerà sulla valutazione della stimolazione dell'embodiment della protesi di arto inferiore Hybrid Knee attraverso un'esperienza di Realtà Aumentata (AR) e l'uso di stimolazioni visuo-tattili e vibro-tattili.

L'obiettivo finale di questo studio, quindi, è quello di realizzare uno strumento che, nel futuro, possa servire per ottimizzare l'incarnazione dell'arto per gli utenti di Hybrid in quanto l'arto da incarnare è proprio una gamba virtuale che replica la vera protesi Hybrid. L'idea di base è che l'utente, allenandosi con la gamba virtuale, dovrebbe intrinsecamente avere un maggiore embodiment nei confronti della sua vera protesi.

In questo studio è stato valutato l'embodiment in differenti condizioni, per vedere quale di queste portasse ad avere un coinvolgimento ed un'integrazione maggiore.

I partecipanti sono seduti e davanti a loro hanno un monitor su cui sono proiettate delle gambe (la gamba sinistra non protesizzata e la gamba destra protesizzata) e un muro. Viene detto loro che lo scopo di ogni prova è quello di distruggere il muro calciandolo ma, per simulare i calci, i soggetti devono solo contrarre il quadricipite femorale e mantenere la loro vera gamba destra ferma.

Ogni partecipante deve cercare di rompere il muro ogni volta che sperimenta una condizione diversa in una sessione costituita da tre trials, ognuno dei quali ha una durata di 2 minuti. Complessivamente ogni prova ha una durata di circa 7 minuti e mezzo in quanto, tra un trial e l'altro, il partecipante ha la possibilità di fare una pausa per un massimo di 30 secondi. Le 6 condizioni diverse sono le seguenti:

- Condizione Muro No Rotto (MUNR): il muro colpito non si romperà mai, indipendentemente dal numero e dalla forza delle contrazioni date;
- Condizione Muro Rotto (MUR): il muro si rompe ogni volta che viene colpito dalla gamba virtuale, che si muove grazie alle contrazioni del quadricipite;
- Condizione Muro Non Rotto e Inibizione di un'azione (MUNRI): il muro colpito non si romperà mai e inoltre il soggetto dovrà inibire la contrazione quando sulla scena apparirà una bolla, per schivarla;
- Condizione Muro Rotto e Inibizione di un'azione (MURI): il muro colpito si romperà in seguito alle contrazioni e, anche qui, il soggetto dovrà inibire la contrazione quando sulla scena apparirà una bolla, per evitarla;
- Condizione Cooperazione (COOP): il partecipante deve cooperare con un utente remoto per distruggere il muro;

- Condizione Competizione (COMP): il partecipante deve competere con un utente remoto per distruggere il muro prima dell'avversario.

Il seguente studio si occuperà solo dell'analisi di 4 condizioni (MUNR, MUR, MUNRI, MURI) che costituiscono un esperimento, al fine di analizzare e valutare in quale di queste si raggiunge un maggiore coinvolgimento all'embodiment training. Il confronto tra le prime due condizioni mira a valutare se un feedback visivo, dato dalla rottura del muro, possa aumentare l'engagement. Nel confronto tra le altre due condizioni, si aggiunge un task inibitorio per valutare se la condizione di vigilanza possa portare ad una stimolazione superiore rispetto alla condizione in cui non si deve fare attenzione a nessun oggetto esterno. Per approfondire meglio questa ipotesi è stato fatto anche un confronto incrociato tra tutte e quattro le condizioni.

Le restanti condizioni di competizione e cooperazione non saranno trattate in questo studio ma in quello di Elena Lucania [82], con la quale è stato realizzato il set up sperimentale e l'interfaccia virtuale.

### 3.3.1 Partecipanti

Hanno partecipato allo studio 15 soggetti, di cui 8 femmine e 7 maschi (età, media  $\pm$  DS:  $24,36 \pm 3,05$ ). I partecipanti erano tutti non amputati e volontari dell'Istituto Italiano di Tecnologia (IIT).

Prima di iniziare la prova i partecipanti hanno compilato e firmato il modulo del consenso informato e successivamente risposto alle seguenti domande:

- Età;
- Genere;
- Impiego;
- Invalidità motoria agli arti inferiori (D1);
- Gamer (D2);
- Ore/settimana (D2);
- Attività sportiva (D3);
- Ore/settimana (D3);

Nella tabella sottostante 3.1 sono riportati i partecipanti:

ID soggetto	Età	Genere	Impiego	D1	D2	[h/w] (D2)	D3	[h/w] (D3)
s01	30	M	LAVORATORE	NO	NO	0	SI	3
s02	28	F	LAVORATORE	NO	NO	0	SI	2
s03	22	F	LAVORATORE	NO	NO	0	SI	2
s04	26	M	LAVORATORE	NO	NO	0	SI	5
s05	21	M	LAVORATORE	NO	SI	8	SI	12
s06	21	M	STUDENTE	NO	SI	3	SI	10
s07	25	F	STUDENTE	NO	NO	0	SI	4
s08	20	F	STUDENTE	NO	NO	0	SI	2
s09	25	M	LAVORATORE	NO	NO	0	SI	10
s10	28	M	LAVORATORE	NO	NO	0	SI	10
s11	25	F	STUDENTE	NO	NO	0	SI	2
s12	21	M	STUDENTE	NO	SI	3	SI	5
s13	24	F	STUDENTE	NO	NO	0	SI	4
s14	25	F	STUDENTE	NO	NO	0	SI	8
s15	24	M	STUDENTE	NO	SI	3	SI	6

TABELLA 3.1: Dati dei partecipanti coinvolti nello studio.

### 3.3.2 Procedura sperimentale

Lo studio di fattibilità ha coinvolto 15 partecipanti, i quali devono svolgere un esperimento caratterizzato da 4 diverse condizioni. Ogni condizione è costituita da 3 trials, ognuno della durata di 2 minuti e possono fare una pausa di al massimo 30 secondi tra un trial e l'altro. In totale devono eseguire 12 prove sperimentali.

I soggetti hanno eseguito le condizioni in ordine randomico e in giorni diversi, al massimo hanno svolto due condizioni nello stesso giorno (una al mattino e una al pomeriggio).

Ai soggetti è stato chiesto di sedersi davanti ad una scrivania su cui era poggiato un monitor, hanno appoggiato le braccia ai lati del monitor o sui braccioli della sedia e hanno posizionato le loro gambe sotto al tavolo, in una posizione comoda. A questo punto, è stato detto ai soggetti di non spostare più il piede destro dalla posizione in cui si trovava.

Successivamente sono stati posizionati dei teli neri sulle gambe vere dei soggetti in modo da nasconderle e in modo che i soggetti vedano solo la scena virtuale, senza che ci siano distrazioni.

Infine, lo sperimentatore posiziona il sensore REMO sul quadricipite femorale della gamba destra dei partecipanti e il motorino vibrante sul bicipite femorale.

I soggetti hanno acconsentito ad avviare la sessione sperimentale, leggendo e firmando i moduli di consenso sperimentale ed inserendo i propri dati personali in uno specifico questionario.

Lo sperimentatore esegue il software Unity sul suo computer che è collegato al monitor, inserisce i dati personali dei partecipanti in un'apposita scena dell'interfaccia virtuale, leggendo le varie sezioni ad alta voce così da trascrivere correttamente le risposte dei soggetti e li carica sui file .txt appositi. Viene nuovamente chiesto ai soggetti di dare il proprio consenso alla partecipazione e, non appena lo sperimentatore sceglierà la condizione che il partecipante deve testare, inizia la prova.

Si mostrano le istruzioni specifiche ai partecipanti e si danno ulteriori chiarimenti nel caso in cui ci fossero dei dubbi.

Fatto questo, si procede con un trial di allenamento (training trial) per far sì che i partecipanti familiarizzino con il compito da eseguire. Si collega il sensore e i partecipanti fanno delle prove, finché non si sentono pronti per iniziare il primo trial sperimentale e non c'era limite alla ripetizione di questi training trials.

Non appena il partecipante si sentiva pronto, lo sperimentatore resettava la scena della condizione scelta e iniziava il primo vero trial.

Prima di ogni trial, lo sperimentatore deve inserire il codice numerico assegnato ad ogni partecipante, il codice alfabetico della condizione specifica e il numero del trial che sta eseguendo, in questo modo si crea un file contenente tutti i segnali EMG dei partecipanti, per ogni trial e per ogni condizione, che saranno analizzati in seguito.

Alla fine dei tre trials ai soggetti si chiedeva di chiudere gli occhi ed indicare sullo schermo, con la mano destra, la posizione in cui percepivano il loro piede destro reale, così da segnalarla e misurare la deriva propriocettiva per ogni condizione. Dopodiché i soggetti dovevano compilare i questionari soggettivi e, una volta compilati, avevano concluso la condizione da sperimentare.

### **3.3.3 Analisi eseguite**

I metodi che sono stati usati per valutare l'embodiment sono di tipo qualitativo (questionari soggettivi) e quantitativo (deriva propriocettiva e analisi dei segnali EMG).

Per rilevare le contrazioni del quadricipite femorale è stato utilizzato il sensore REMO che ha consentito di registrare i valori in mV dei segnali EMG, i quali sono stati successivamente analizzati per valutare l'affaticamento dei soggetti nel tempo, il numero di calci, l'ampiezza media e massima dei calci, la durata media e massima di ogni calcio e la dispersione di questi dati tra i diversi trials e tra i soggetti.

Prima di rispondere ai questionari soggettivi venivano misurate le derivate propriocettive.

All'inizio dell'esperimento veniva chiesto ai partecipanti di mettersi comodi e non spostare le gambe dalla posizione in cui si trovavano; nel frattempo, la posizione del piede

destro è stata segnata sul pavimento dallo sperimentatore, posizionando del nastro adesivo circa all'altezza della punta del piede destro. Alla fine dei tre trials ai partecipanti veniva chiesto di chiudere gli occhi, alzare il braccio destro ed indicare sul monitor la posizione in cui percepivano la loro gamba reale. Si misurava la distanza laterale tra la posizione effettiva della gamba destra reale all'inizio e durante l'esperimento e la posizione stimata dai partecipanti alla fine: questa distanza è chiamata deriva propriocettiva. Veniva inoltre valutata la direzione di questa deriva propriocettiva, ovvero se la posizione della gamba percepita si trova alla destra (valore positivo secondo la convenzione assunta) o alla sinistra (valore negativo) della gamba reale.

I **questionari** sono stati compilati dai partecipanti alla fine di ogni prova, i quali dovevano rispondere assegnando un punteggio in una scala da 1 (totalmente in disaccordo) a 5 (totalmente d'accordo) ed erano costituiti dalle seguenti 20 affermazioni:

Numero	Affermazioni
Q1	Dopo questa sessione mi sento un po' stressato.
Q2	Durante la sessione mi sembrava di vedere la mia gamba destra.
Q3	Durante la sessione mi sembrava che la gamba destra virtuale fosse parte del mio corpo.
Q4	Durante la seduta sembrava che il contatto fosse causato direttamente dal contatto con il muro.
Q5	Sembrava che la mia gamba destra si trovasse dove si trovava la gamba destra virtuale.
Q6	Durante la sessione sembrava che la gamba destra virtuale fosse situata dove si trovava la mia vera gamba destra.
Q7	Durante la sessione mi è sembrato di poter muovere la gamba destra virtuale.
Q8	Durante la sessione mi sono sentito come se stessi calciando il muro con la mia gamba destra.
Q9	Durante la sessione mi sono sentito come se avessi il controllo della gamba destra virtuale che calciava il muro.
Q10	Durante la sessione mi sembrava di avere più di una gamba destra.
Q11	Durante la sessione mi sono sentito come se la mia gamba destra stesse diventando virtuale.
Q12	Durante la sessione mi è sembrato che il contatto che ho sperimentato fosse avvenuto tra la mia gamba destra e la gamba virtuale.
Q13	Durante la sessione sembrava che la mia gamba destra fosse scomparsa.
Q14	Durante la sessione sembrava che non potessi davvero dire dove fosse la mia gamba destra.
Q15	Durante la sessione sembrava che non riuscissi a muovere la gamba destra.
Q16	Durante la sessione mi sono sentito emotivamente coinvolto nella situazione.
Q17	Durante la sessione ho percepito intensamente le mie sensazioni corporee.
Q18	Se avessi tempo, vorrei riprovare questo sistema.
Q19	La stimolazione vibratoria era fastidiosa.
Q20	Dopo questa sessione mi sono sentito abbastanza stanco.

TABELLA 3.2: Questionario qualitativo post-sessione.

Ai partecipanti veniva inoltre chiesto di stabilire quanto fosse durata complessivamente la sessione costituita dai tre trials eseguiti.

Il questionario è stato strutturato in linea con quello presentato in [83] in modo da includere i seguenti aspetti: livello di stress della persona (Q1); scale su aspetti dell'embodiment come la ownership (Q2, Q3, Q4), self-location (Q5, Q6), agency (Q7, Q8, Q9); scale di controllo per verificare la validità dei punteggi di embodiment (Q10, Q11, Q12); scale di disembodiment del proprio arto reale (Q13, Q14, Q15); scale su

esperienze soggettive come emozioni, sensazioni corporee, desiderio di provare ancora il test, fastidio e stanchezza (rispettivamente Q16, Q17, Q18, Q19, Q20).

### 3.4 Realizzazione del set-up sperimentale

L'intero set-up sperimentale è stato realizzato in una stanza in penombra e priva rumori circostanti per aumentare l'immersività, ed è composto da:

- Un laid-out monitor di 21" 16:9 sdraiato su una scrivania, leggermente inclinato verso il soggetto per consentire una visualizzazione migliore dell'ambiente virtuale realizzato;
- Teli neri per coprire le gambe dei soggetti e lo spazio circostante così da consentire ai soggetti di concentrarsi solo sull'ambiente virtuale non immersivo presentato sullo schermo;
- Un laptop (HUAWEI Matebook D14), collegato al monitor tramite un cavo HDMI, utilizzato per eseguire il software Unity;
- Motorino vibrante per la scheda Arduino UNO-R3, posto sul bicipite femorale destro dei soggetti, per dare la stimolazione vibro-tattile;
- Braccialetto REMO per rilevare i segnali EMG durante la contrazione del quadricipite femorale.

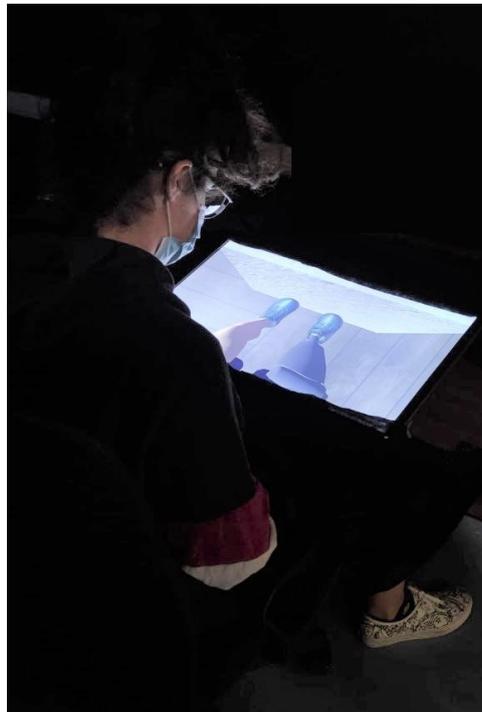


FIGURA 3.1: Set-up sperimentale.

### 3.4.1 REMO

REMO è un sensore Bluetooth sviluppato dalla start up Morecognition e può essere configurato in modo da rilevare quattro tipi di segnali che sono segnali EMG, accelerazione (tramite accelerometro), velocità angolare (tramite giroscopio) e campi magnetici (tramite magnetometro), ognuno può essere rilevato in tre diverse opzioni: RAW, RAW IMU, RMS. Nella modalità RMS il sensore campiona il segnale EMG ad 1 kHz. Il sensore è costituito da 8 canali di acquisizione che fanno il differenziale infatti ci sono 16 elettrodi.

Il seguente studio ha preso in considerazione solo i segnali EMG in valore efficace (RMS) acquisiti tramite il primo e l'ottavo canale, in quanto questi due canali erano quelli più vicini alla zona del quadricipite femorale maggiormente soggetta a contrazione e dunque portavano a delle variazioni più evidenti dei segnali durante la contrazione.



FIGURA 3.2: Sensore REMO.

REMO è collegato all'interfaccia virtuale attraverso il file .dll della libreria fornita da Morecognition, che contiene i tools necessari per comunicare con Windows. Il file .dll viene inserito nell'Asset di Unity così da riuscire a rilevare i segnali EMG in tempo reale quando il sensore viene collegato al computer tramite Bluetooth.

L'acquisizione del segnale consente di rilevare i segnali EMG durante le contrazioni

del muscolo effettuate dai partecipanti e ad ogni contrazione corrisponderà un movimento della gamba virtuale. La porzione di codice in C# che consente la rilevazione e registrazione del segnale è la seguente:

```
public void StartRecord()  
{  
    myDevice.StartDataAcq("COM10", 0);  
  
    // Subscribing to event  
    myDevice.DataReady += StoreData;  
    allData = new List<SensorData>();  
}
```

Tramite la funzione "StartRecord" si collega il dispositivo inserendo la specifica porta COM10 del computer e poi vengono acquisiti i segnali EMG e inseriti nella variabile "allData".

Alla fine di ogni trial bisognava scollegare il sensore e fermare l'acquisizione dei dati, questo veniva fatto dalla funzione "StopRecord" presente nella seguente porzione di codice:

```
public void StopRecord ()  
{  
    myDevice.StopDataAcq ();  
    myDevice.DataReady -= StoreData;  
}
```

E' possibile visionare l'intero codice in appendice A.

Il sensore REMO veniva posizionato quindi in prossimità del quadricipite femorale tramite l'apposito braccialetto come in figura (Figura 3.3)



FIGURA 3.3: Posizionamento del sensore REMO.

### 3.4.2 Scheda Arduino E Motorino Vibrante

Arduino è una piattaforma hardware composta da una serie di schede elettroniche dotate di un microcontrollore. Questa scheda Arduino è stata collegata ad un motorino vibrante usato per fornire le stimolazioni vibro-tattili alla gamba reale dei partecipanti. Tramite un codice specifico sull'IDE di Arduino, visibile in appendice (D.2), si effettuava il collegamento tra la scheda e il motorino vibrante.

Il motorino vibrante è stato posizionato in corrispondenza del bicipite femorale (come mostrato in Figura 3.4) in quanto era il punto in cui la vibrazione veniva percepita maggiormente dai partecipanti.

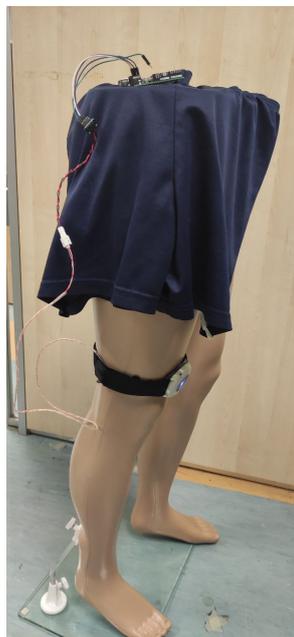


FIGURA 3.4: *Posizionamento del motorino vibrante in corrispondente del bicipite femorale.*

Nel momento in cui il piede virtuale collideva con il muro la funzione "sendVibration" veniva richiamata in Remo.cs (A) e veniva inviata una vibrazione alla gamba reale.

```
public void sendVibration ()
{
    tempo = true;
    timer = 0.5f;
    if (arduino.IsOpen)
    {
        TimerVib ();
    }
}
```

La durata della vibrazione veniva gestita dalla funzione "TimerVib", in questo caso è stato impostata una durata di 1 secondo:

```
public void TimerVib ()
{
    if (tempo == true)
    {
        if (timer > 0)
        {
            timer -= Time.deltaTime;
            arduino.Write("A");
        }
        else if (timer == 0)
        {
            tempo = false;
        }
    }
}
```

E' possibile visionare l'intero codice MVibrante.cs in appendice (D.1).

### 3.5 Realizzazione dell'interfaccia virtuale

L'ambiente di AR è stato sviluppato su Unity, comprende in totale 13 scene ed è possibile spostarsi da una scena ad un'altra tramite l'utilizzo di alcuni bottoni (in appendice C.2 è possibile trovare il codice che gestisce questo spostamento).

L'organizzazione delle scene totali è rappresentata graficamente in Figura 3.5.

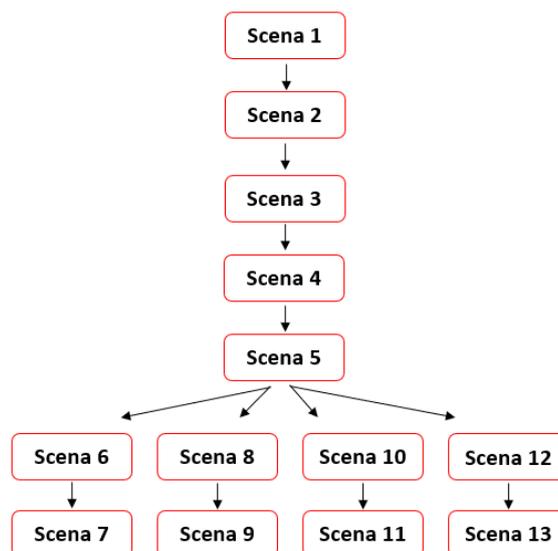


FIGURA 3.5: Flow chart.

In ognuna delle scene è presente un bottone **Main Menù** che consente di ritornare alla schermata iniziale, un bottone che consente di tornare alla schermata precedente e uno per andare alla schermata successiva. Inoltre nelle scene 7, 9, 11, 13 vi era anche il bottone **Esperimenti** che consentiva di ritornare alla schermata della scena 5 (Scena Esperimenti).

La prima scena è il Main Menù (Figura 3.6), è stata creata tramite la classe GUI di Unity che è l'interfaccia con posizionamento manuale e il codice è presente in appendice (C.3). Nella schermata sono presenti 4 tasti che permettono di accedere alla scena del consenso, alle scene dell'inserimento dei dati e delle soglie e infine alla schermata degli esperimenti.



FIGURA 3.6: *Scena iniziale: Main Menù.*

La seconda scena (Figura 3.7) è quella del consenso al trattamento dei dati, in cui si chiede nuovamente ai partecipanti, che hanno già letto e firmato il consenso cartaceo, di confermare la propria partecipazione allo studio, cliccando sul pulsante OK per andare alla scena successiva.

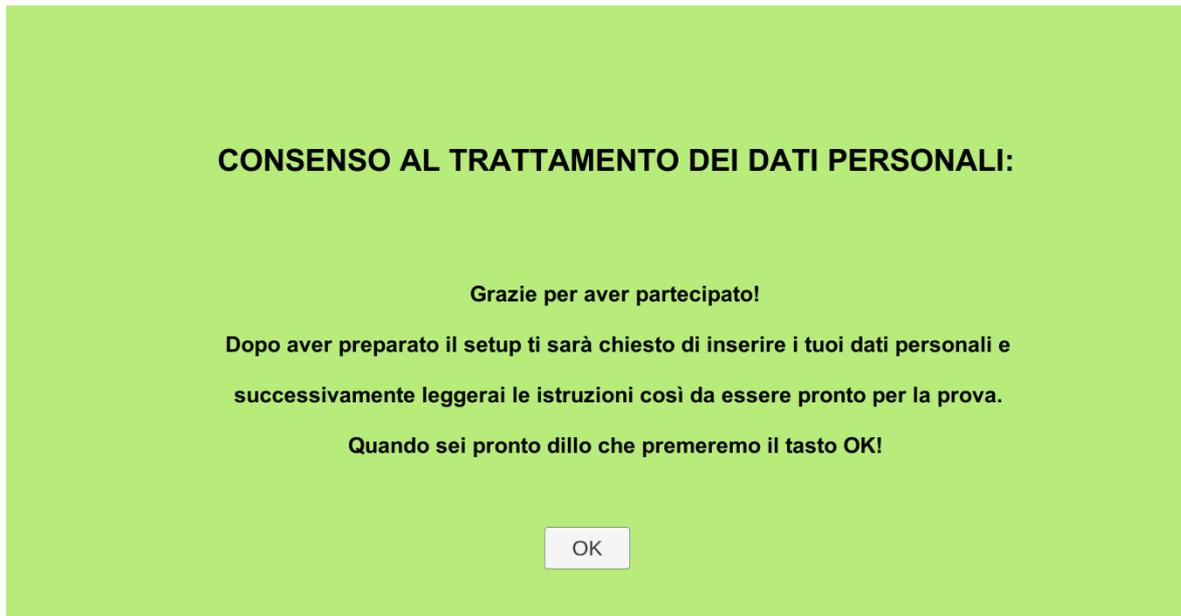


FIGURA 3.7: *Scena 2: Consenso al trattamento dei dati.*

La terza scena (Figura 3.8) è quella dell'inserimento dei dati dei soggetti: si procede con l'inserimento dell'ID soggetto, dell'età e del sesso all'interno dei rispettivi Input Field. Una volta inseriti i dati, questi vengono salvati su tre diversi file .txt grazie al bottone UPLOAD.

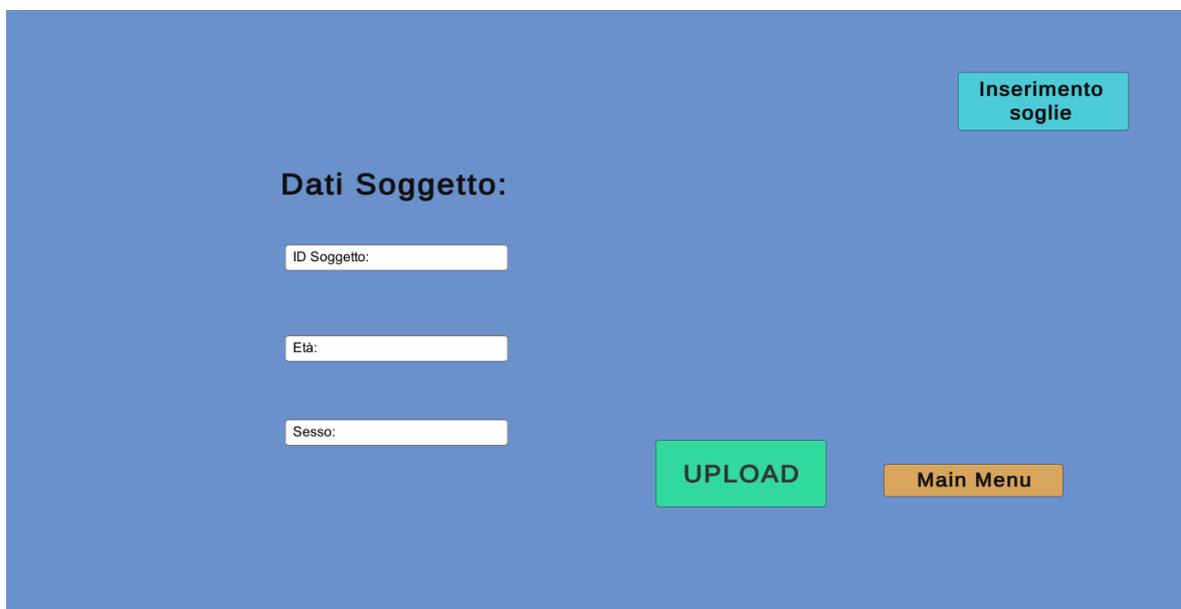


FIGURA 3.8: *Scena 3: Inserimento dati soggetto.*

La scena 4 (Figura 3.9) è la scena in cui vengono inserite la soglia basale e la soglia massima. Nella schermata sono presenti i bottoni Start e Stop che consentono rispettivamente di collegare e scollegare il sensore REMO, richiamando le funzioni StartRecord e StopRecord come si può vedere nel codice in appendice (A). In seguito al collegamento del sensore, lo sperimentatore chiede ai soggetti di fare una contrazione basale e

una contrazione massima che verranno salvate rispettivamente in due file .txt tramite il bottone UPLOAD. Il valore della contrazione massima, in particolare, sarà il valore di soglia usato per consentire il movimento della gamba virtuale, infatti si imposta che una volta superato il 40% della soglia massima la gamba virtuale si alza.



FIGURA 3.9: *Scena 4: Inserimento delle soglie.*

La scena 5 (Figura 3.10) è quella in cui si ha la possibilità di scegliere la condizione sperimentale da svolgere. E' stata creata anch'essa con la classe GUI di Unity e tramite il codice presente in appendice (C.4). E' possibile cliccare su uno dei tasti presenti per scegliere la condizione che si vuole sperimentare e andare nella specifica schermata.

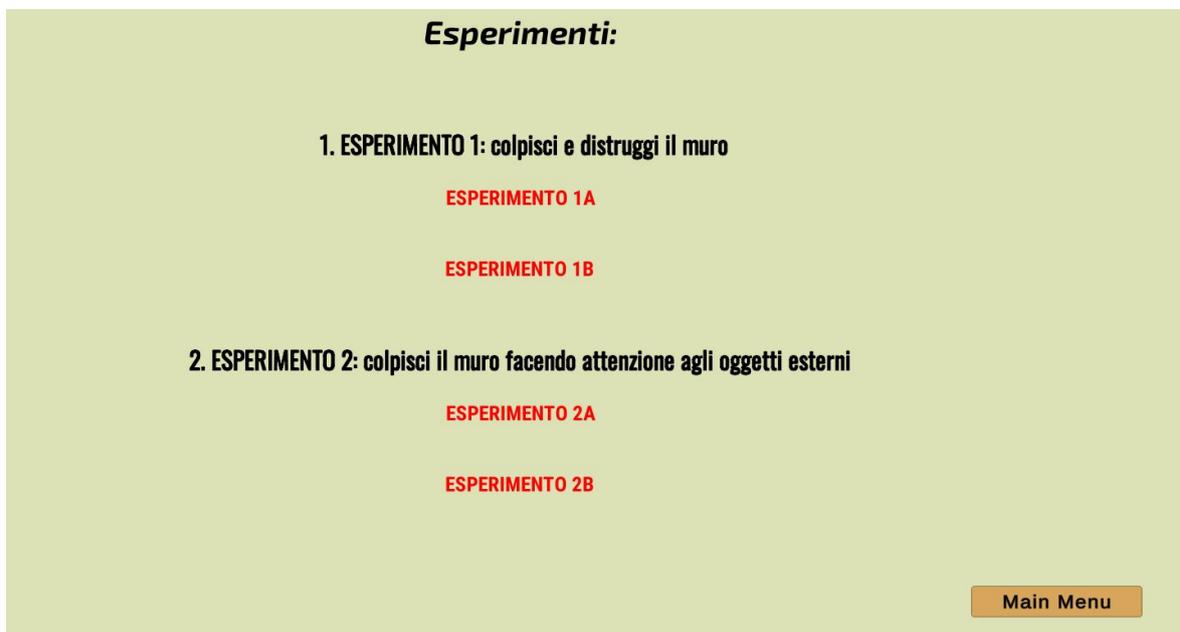


FIGURA 3.10: *Scena 5: Schermata esperimenti .*

Le scene 6, 8, 10 e 12 sono quelle in cui sono presenti le istruzioni, da leggere prima di iniziare la vera e propria prova, rispettivamente per la scena di MUNR, MUR, MUNRI e MURI.

Infine le scene 7, 9, 11 e 13 sono le vere e proprie scene sperimentali, ognuna con la condizione specifica che si vuole testare. In ognuna delle 4 scene sono presenti le

gambe virtuali e il muro da rompere. Inoltre sono state create due versioni del progetto, una versione con gambe femminili e una versione con gambe maschili, questo per aumentare l'immersione nell'ambiente virtuale e far sì che i soggetti possano avere un embodiment maggiore. Le due versioni sono quelle mostrate in Figura 3.11:

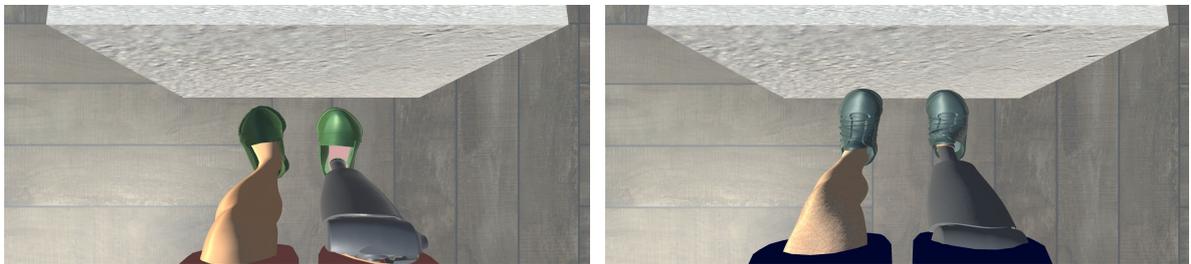


FIGURA 3.11: Schermata sperimentale: versione femminile (a sinistra) e versione maschile (a destra).

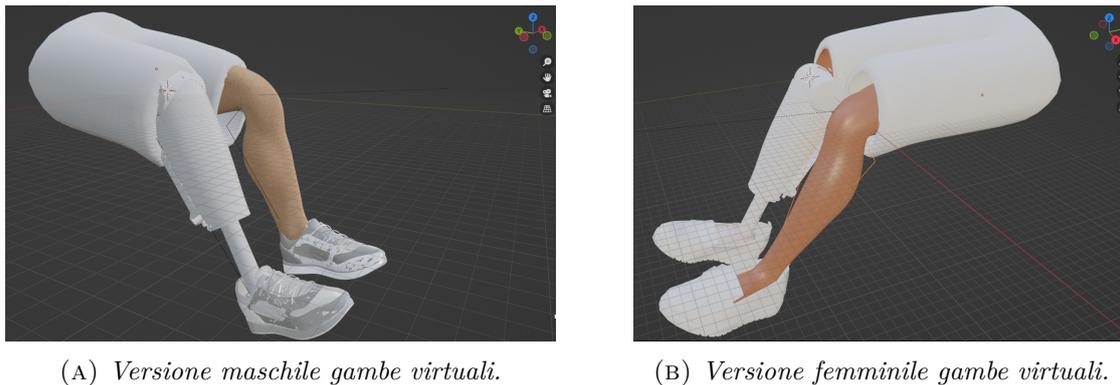
### 3.5.1 Realizzazione delle gambe virtuali

Le gambe virtuali sono state realizzate tramite l'uso di Blender e Unity.

Per prima cosa sono stati scaricati i modelli tridimensionali delle gambe non protesizzate, dei pantaloncini e delle scarpe (sia per la versione maschile che per quella femminile) da siti di modelli CAD gratuiti, in formato .fbx o .obj. Questi file sono stati importati in Blender, un software di modellazione 3D usato per animazione, rigging, montaggio di video, texturing di immagini 3D e altro.

Oltre ai file precedenti è stato importato anche il modello 3D della protesi Hybrid-Knee sviluppato dall'IIT in formato .stl ed inserito sulla gamba destra amputata.

I modelli sono stati uniti tra di loro in Object Mode tramite il comando Parents » Armature deform » With Automatic Weights, ma in particolare Blender è stato usato per inserire l'armatura alle gambe, costituita da tre segmenti chiamati bones, che sono quegli oggetti, detti ottaedri, caratterizzati da una sfera alle estremità. Questi tre segmenti sono modellati ed estrusi in Edit Mode in modo da essere posti correttamente sulla coscia, sulla gamba e sul piede, costituendo i tre segmenti principali delle ossa dell'arto inferiore (rispettivamente femore, tibia e ossa del piede). L'inserimento dell'armatura ricrea le articolazioni e rende possibili i movimenti dell'arto inferiore. Dopo aver inserito l'armatura, le gambe sono state piegate nel modo opportuno in Pose Mode, in quanto il soggetto durante i trials è seduto e quindi dovrà vedere le gambe virtuali piegate. Infine, è stata aggiunta la texture della pelle esportata esportando anche il file .fbm e, a questo punto, il modello completo era pronto per essere esportato ed importato in Unity sempre in formato .fbx.



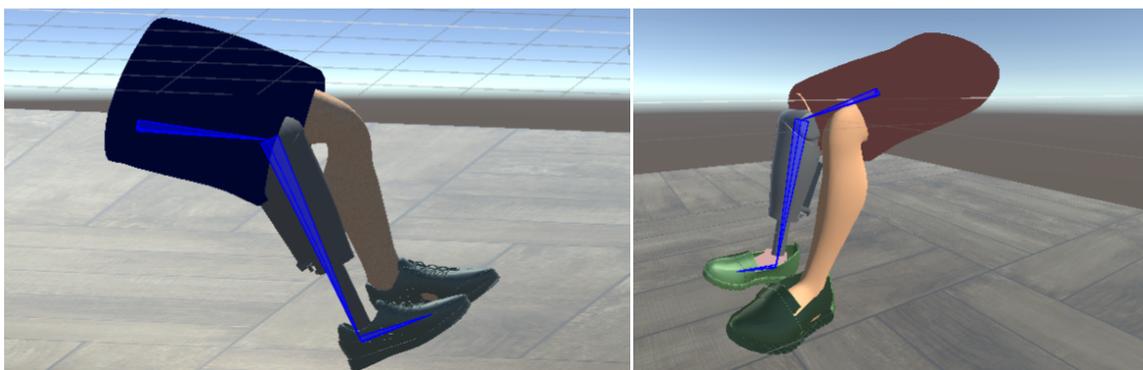
(A) *Versione maschile gambe virtuali.*

(B) *Versione femminile gambe virtuali.*

FIGURA 3.12: Realizzazione delle gambe virtuali in Blender.

Il file .fbx è stato importato all'interno dell'asset di Unity e sono stati assegnati subito i colori alle scarpe, ai pantaloncini e alla protesi. Successivamente si scarica un tools di Unity chiamato Animation Rigging che consente di ricreare l'animazione delle gambe virtuali muovendo l'armatura creata in precedenza, in particolare il pacchetto Animation Rigging fornisce una libreria di vincoli rig, basati sulla fisica, che si possono usare per creare un movimento procedurale in fase di esecuzione.

Dopodiché si aggiunge il Bone Renderer Setup alla gamba destra che ricrea l'armatura, in particolare questo componente consente di definire una gerarchia di trasformazioni da disegnare come ossa per la visualizzazione e la selezione durante il processo di rigging. Aiuta ad organizzare diverse parti dello scheletro usando più componenti di Bone Renderer. Queste ossa non sono visibili nella vista Gioco quindi si definisce lo scheletro della gamba (in blu) per scopo di rigging e il risultato nella Scene View è quello mostrato in Figura 3.13:



(A) *Versione maschile gambe virtuali.*

(B) *Versione femminile gambe virtuali.*

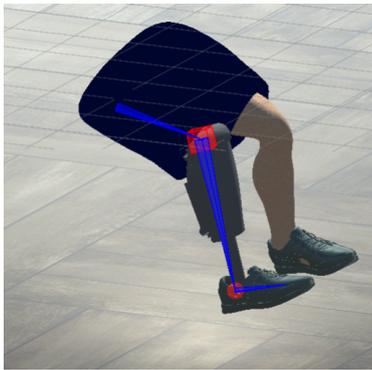
FIGURA 3.13: Armatura con Bone Renderer in Unity.

Una volta creato il componente Bone Renderer con le ossa estratte dai figli del GameObject selezionato (gamba destra), si utilizza il Rig Setup che crea un componente RigBuilder sul GameObject selezionato e un GameObject figlio che è stato chiamato "Head" con un componente Rig, usato per impostare i vincoli.

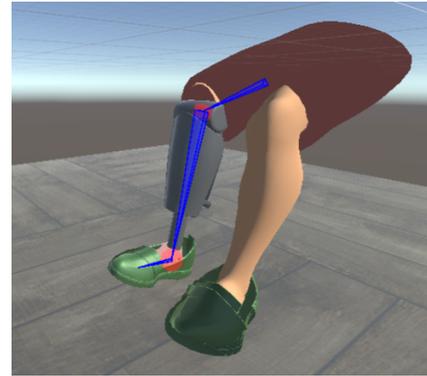
Infatti, creato il Rig, si usa il Two Bone IK che è un vincolo che trasforma l'armatura

in un'espressione di cinematica inversa che può essere controllata e manipolata da un Target GameObject (posto in prossimità della caviglia) e un Hint GameObject (posto in prossimità del ginocchio).

Il movimento della gamba virtuale sarà consentito grazie al fatto che da script verrà mosso l'head Target e conseguentemente si muoverà il resto della rete scheletrica. Il posizionamento del Target e dell'Hint è quello in Figura 3.14:



(A) *Versione maschile gambe virtuali.*

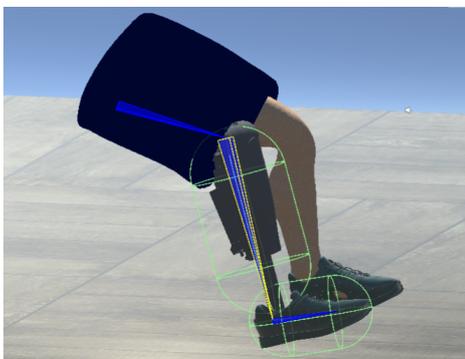


(B) *Versione femminile gambe virtuali.*

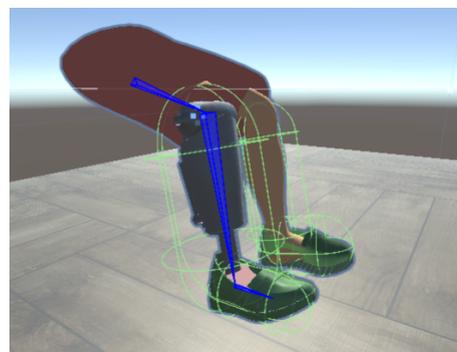
FIGURA 3.14: Posizionamento Head Target ed Head Hint.

Alle gambe virtuali viene assegnato inoltre un Rigidbody che garantisce la fisicità, infatti le gambe virtuali hanno massa e gravità, ma si inseriscono i constraints sulla posizione e sulla rotazione, per vincolare la gamba su tutti gli assi in modo tale da non farla cadere.

Un altro componente che viene aggiunto alla gamba è il Collider che è alla base delle collisioni in Unity. In realtà ci sono vari tipi di collider, ognuno dei quali ha una forma diversa e non devono per forza corrispondere come forma alla geometria reale di un oggetto. In questo caso, infatti, poichè il piede deve collidere con il muro e i pezzettini di muro distrutti possono finire sulla gamba, sono stati inseriti due capsule collider (in verde) in entrambe le gambe poichè erano quelli che ne riproducevano meglio l'anatomia: uno è stato aggiunto sul piede e uno sulla gamba vera e propria come si può vedere in Figura 3.15:



(A) *Versione maschile gambe virtuali.*



(B) *Versione femminile gambe virtuali.*

FIGURA 3.15: Posizionamento dei collider sulle varie parti della gamba.

Come è stato creato il movimento della gamba?

Per prima cosa abbiamo creato uno script grazie al quale la gamba si fletteva/estendeva, a livello del ginocchio e per colpire il muro, da tastiera. Una volta realizzato il movimento da tastiera è stato creato un nuovo script (A) in cui si integrava il sensore REMO per rilevare le contrazioni del muscolo e, di conseguenza, far muovere la gamba. Lo script assegnato consentiva innanzitutto di prendere il valore della soglia customizzata per ogni soggetto che viene registrata nella fase di inserimento delle soglie. Poi vi sono le due funzioni StartRecord e StopRecord per acquisire i segnali EMG delle contrazioni muscolari.

Il movimento della gamba essenzialmente si basa su una sorta di funzione gradino: ogni volta che il soggetto dà una contrazione tale da superare il valore della soglia impostato, la gamba si estende e quindi si alza per colpire il muro e, una volta colpito, si flette per tornare nella posizione iniziale, viceversa quando il segnale della contrazione non supera la soglia impostata la gamba non si estende e quindi non si alza.

Più nel dettaglio, l'estensione e la flessione della gamba che fanno sì che questa possa muoversi avviene grazie al fatto che si imposta lo spostamento dell'head target posizionato sulla caviglia. In particolare il seguente pezzo di codice dello script Remo in appendice (A) ne spiega il funzionamento:

```
if (verifica.isTouched == true && emg1 < (0.4f *
sogliaCustomizzata) && emg1 < 100)
{
    motVibrante.sendVibration ();
    target.Translate(movimento * Time.deltaTime *
    speed_flessione);
}
else if (verifica.isTouched == false && emg1 > (0.4f
* sogliaCustomizzata) && emg1 < 100)
{
    target.Translate(Vector3.up * speed_estensione *
    Time.deltaTime);
}
```

Si impostano due velocità, una per la flessione e una per l'estensione. Si effettua il controllo del livello di soglia e della variabile booleana dello script MuroNonFratturato presente in appendice (B.1), che si riferisce al contatto del piede con il muro.

Il funzionamento dunque è il seguente:

- Se la variabile booleana 'isTouched' è vera (il che vuol dire che c'è stata una collisione tra il piede e il muro), il valore dei segnali emg1 ed emg8 è inferiore al 40% della soglia massima e inferiore a 100 mV (valore impostato come limite superiore) allora si richiama la funzione sendVibration che fa sì che venga data

una vibrazione, tramite motorino vibrante, nel momento in cui avviene il contatto con il muro e si avrà flessione del ginocchio per riportare la gamba nella posizione iniziale. Questo movimento si realizza grazie al fatto che si imposta lo spostamento dell'head target: tramite la funzione Translate si trasla la posizione del target che viene riportato nella sua posizione iniziale.

- Se la variabile booleana 'isTouched' è falsa (il che vuol dire che non c'è più la collisione tra il piede e il muro), il valore dei segnali emg1 ed emg8 è maggiore al 40% della soglia massima e inferiore a 100 mV (valore impostato come limite superiore) allora si richiama sempre la funzione Translate che grazie al Vector3.up fa sì che ci sia un'estensione del ginocchio e consente il movimento della gamba verso l'alto. Anche questo movimento si realizza grazie al fatto che si imposta lo spostamento dell'head target per far muovere di conseguenza tutta la gamba.

### 3.5.2 Realizzazione del muro virtuale

Anche il muro virtuale è stato realizzato in Blender (Figura 3.16). Si inserisce un cubo che viene estruso il modo da avere una forma rettangolare e si procede con la creazione delle fratture. Per fare questo è stato scaricato un pacchetto chiamato Cell Fracture che consente, tramite il comando Annotation Pencil, di tracciare a mano delle linee nella zona centrale del muro e, automaticamente, si creano delle fratture sotto forma di singole celle di dimensione e forma diverse.

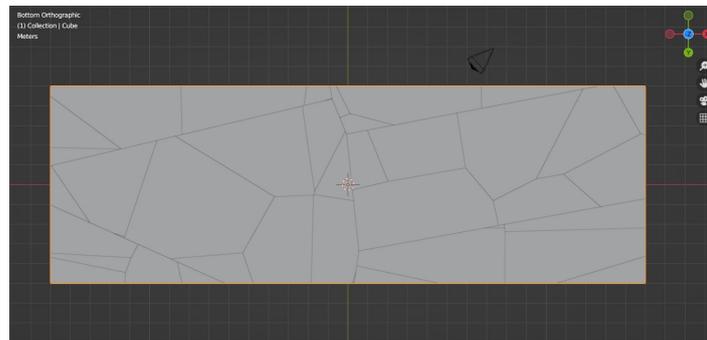
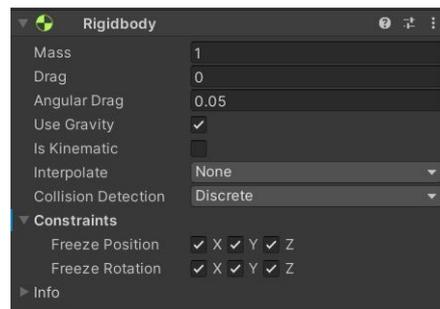
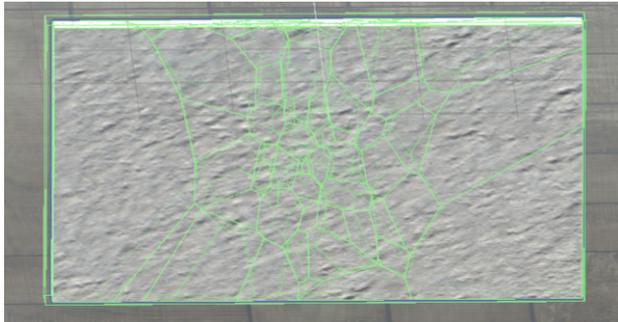


FIGURA 3.16: Realizzazione del muro in Blender.

Il muro ottenuto viene importato nell'asset di Unity in formato .fbx e si presenta come un GameObject contenente diversi child, che rappresentano tutte le varie celle create in Blender.

Al muro si assegna una texture come materiale, un Rigidbody (con constraints sulle posizioni e sulle rotazioni dei tre assi in modo da non farlo cadere (Figura 3.17b)) e un BoxCollider in verde (Figura 3.17a), che rappresenta perfettamente la forma rettangolare del muro, per garantire la collisione con il piede ed evitare che il muro venga attraversato. Anche le singole celle hanno un Collider (in questo caso è un Mesh

Collider) e un Rigidbody che gli garantisce la fisicità. Anche nel caso delle singole celle le posizioni e le rotazioni sui tre assi sono bloccate dai constraints per evitarne la caduta, ma questi sono sbloccati nel momento in cui avviene la collisione con il piede virtuale, in modo da simulare la creazione delle fratture sul muro che porteranno alla sua rottura e la caduta dei singoli pezzettini di muro.



(A) Muro virtuale in Unity con Box Collider. (B) Schermata dell'inspector in cui si inseriscono i constraints

La collisione con il muro avviene grazie ai collider, in particolare grazie all'uso delle funzioni `OnCollisionEnter` e `OnCollisionExit`.

Alle gambe virtuali e al muro vengono assegnati dei 'tag' grazie ai quali si gestisce il rilevamento della collisione tra i due.

Durante la collisione si attiva la funzione `OnCollisionEnter` (B.1), si riconosce l'avvenuta collisione grazie al confronto dei tag: il comando `CompareTag` infatti verifica se il gameObject gamba collide con il tag 'muro' assegnato al muro stesso e, se questo avviene, si assegna il valore `True` alla variabile booleana 'isTouched', richiamata nello script Remo (A) e si ha la flessione della gamba.

Inoltre, nel momento in cui si rileva la collisione si attiva l'emissione di un suono che simula il contatto con il muro e l'eventuale frattura, inserito tramite l'AudioSource che consente la riproduzione dei suoni in un ambiente 3D.

```
// Collisione in entrata
private void OnCollisionEnter(Collision col)
{
    if (col.gameObject.CompareTag("muro"))
    {
        if (isEntered == false)
        {
            // Aggiornamento variabili booleane
            isTouched = true;
            isFractured = true;
            // Emissione dell 'audio che riproduce il muro
            //che subisce dei colpi
        }
    }
}
```

```
        muroRumore.Play();
        isEntered = true;
    }
}
}
```

La funzione `OnCollisionExit` (B.1) invece verifica la fine della collisione e, nel momento in cui il piede non collide più con il muro, le variabili booleane `'isTouched'`, richiamata nello script `Remo` (A), e `'isEntered'` vengono aggiornate e diventano false in modo da consentire nuovamente l'ingresso nella funzione `OnCollisionEnter`.

```
// Collisione in uscita: aggiornamento delle variabili
// booleane per poter entrare nuovamente nel OnCollisionEnter
private void OnCollisionExit(Collision col)
{
    if (col.gameObject.CompareTag("muro"))
    {
        isEntered = false;
        isTouched = false;
    }
}
```

Ci saranno delle condizioni in cui il muro si rompe e altre in cui il muro non si rompe, questo dipende dagli script che vengono assegnati al muro: infatti nello script `'MuroFratturato'` (B.2) il muro si romperà sempre perchè si imposta la caduta dei pezzetti di muro dopo la collisione, mentre nello script `'MuroNonFratturato'` (B.1) i pezzetti di muro sono sempre vincolati e il muro non si romperà mai.

Nella condizione `MUNR` si assegna lo script `'MuroNonFratturato'` al muro e in questo caso, quindi, quando si attiva la funzione `OnCollisionEnter`, si ha la collisione tra muro e piede virtuale, si attiva il movimento di flessione del ginocchio in quanto la variabile `'IsTouched'` diventa vera e si ha l'emissione di un suono che sottolinea il fatto che c'è stata la collisione con il muro ma i pezzettini di muro sono tutti vincolati sulle posizioni e sulle rotazioni, dunque non cadono e non c'è nessuna frattura del muro.

Nelle condizioni di `MUR` e `MURI` invece il muro si rompe sempre perchè nello script `'MuroFratturato'`(B.2) si imposta che quando è attiva la funzione `OnCollisionEnter`, quindi quando c'è la collisione tra il piede e il muro, si creano le cricche e cadono i pezzetti di muro. In particolare, si può vedere nel codice sotto, presente per intero nello script in appendice (B.2), che si inseriscono tre nuove variabili: `current` (variabile intera che viene iterata dopo ogni calcio), `soglia` (variabile vettoriale che contiene dei numeri randomici) e `fractured` (variabile vettoriale che contiene le singole celle che sono i child del `GameObject` muro).

Dopo aver verificato la collisione tra gamba e muro, si controlla la variabile 'current' e se questa è uguale alla variabile 'soglia' allora si crea una cricca sul muro, si disattivano i constraints sulle posizioni e rotazioni dei tre assi dei child del muro "celle" che di conseguenza cadono creando dei buchi sul muro; se invece le variabili sono diverse le celle mantengono i constraints attivi e il muro non subisce danni. Il numero di pezzetti che cadono ad ogni calcio è randomico e quindi non cade sempre lo stesso numero di pezzetti dopo lo stesso numero di calci ma, randomicamente, si imposta che ne possono cadere da 1 a 3. In queste condizioni infatti ci saranno due diversi AudioSource: uno (muroRumore) ricrea solo il suono del muro che viene colpito quando non c'è la caduta delle celle, l'altro suono (muroRotolante) simula la caduta dei pezzetti di muro e il contatto delle macerie con il pavimento quando c'è la caduta delle celle.

```
// Collisione in entrata
private void OnCollisionEnter(Collision col)
{
    // Controllo del tag muro per verificare che la gamba
    // stia collidendo con il muro
    if (col.gameObject.CompareTag("muro"))
    {
        if (isEntered == false)
        {
            current += 1;
            // Controllo che la variabile current sia uguale a
            // soglia per eliminare la cricca
            if (current == soglia[i] && i <=
                fract.Length - 1)
            {
                // Frattura della cricca tramite l'eliminazione
                // dei constraints dai GameObject 'celle'
                fract[j].gameObject.GetComponent <Rigidbody
            >().constraints
                = RigidbodyConstraints.None;
            }
        }
    }
}
```

### 3.5.3 Condizioni sperimentali

In questo studio sono state confrontate le quattro diverse condizioni dell'esperimento:

- nel primo confronto, in entrambe le condizioni, non era presente nessun oggetto esterno e il muro virtuale in un caso non si distruggeva mai, nell'altro caso si poteva distruggere.
- nel secondo confronto si valutava la situazione di inibizione di un'azione, infatti in entrambi i casi il soggetto ha davanti a sè il muro e gli viene detto di colpirlo per romperlo ma deve anche fare attenzione ad eventuali oggetti delicati (bolle) che appariranno casualmente, dovrà evitarli e al tempo stesso distruggere il muro. Anche in questo caso ci sarà una condizione in cui il muro è indistruttibile e una in cui si può distruggere.

### Muro Non Rotto e Muro Rotto: condizione senza bolla

Nella condizione di Muro Non Rotto (MUNR) e di Muro Rotto (MUR) il soggetto leggeva le seguenti istruzioni (Figura 3.18) in cui gli si diceva di distruggere il muro.

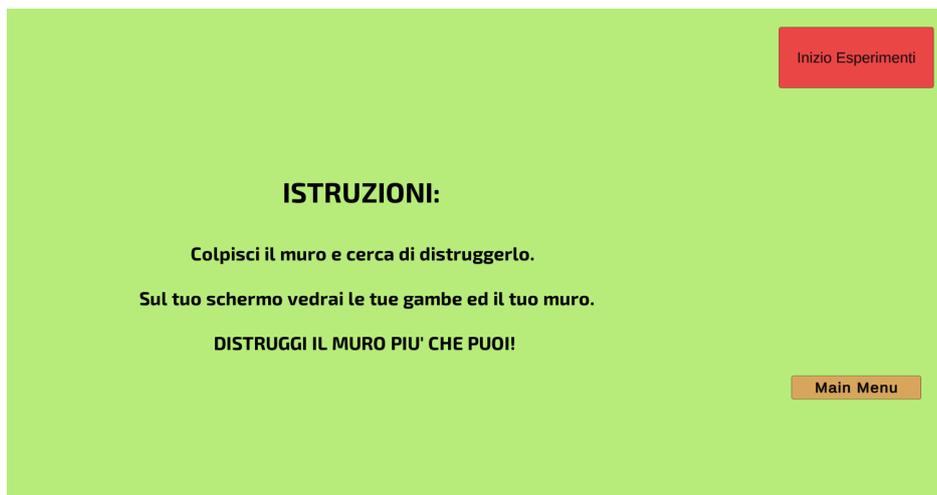


FIGURA 3.18: Istruzioni condizione MUNR e MUR.

Nel primo caso i soggetti non sanno che il muro davanti a loro non si distruggerà mai e quindi lo colpiranno più volte, cercando incessantemente di romperlo. Il muro non si rompe perchè, come detto prima, gli si assegna lo script Muro NON Fratturato (B.1) nel quale vengono mantenuti fissi i constraints sulle posizioni e sulle rotazioni dei tre assi di tutte le celle che costituiscono il muro quindi, nonostante ci siano tante collisioni con il muro, le cricche non si creeranno mai.

Questa condizione viene confrontata con quella di Muro Rotto e in questo caso si assegna lo script (B.2) al muro virtuale. Il funzionamento dello script si basa quindi sul fatto che si creeranno delle fratture e dei buchi sul muro in seguito ai calci grazie al fatto che lo script, come spiegato prima, disattiva i constraints delle varie celle che costituiscono il muro quando avviene la collisione.

### Muro Non Rotto e Muro Rotto: condizione con inibizione

Queste due condizioni vengono inoltre confrontate con le condizioni di Muro Non Rotto e Inibizione di un'azione (MUNRI) e Muro Rotto e Inibizione di un'azione (MURI). Nel caso di MURI il muro virtuale si romperà grazie allo script assegnato che funziona esattamente allo stesso modo dello script 'MuroFratturato'.

I partecipanti in entrambe le condizioni con la bolla leggeranno le seguenti istruzioni (Figura 3.19) e inizieranno la prova.

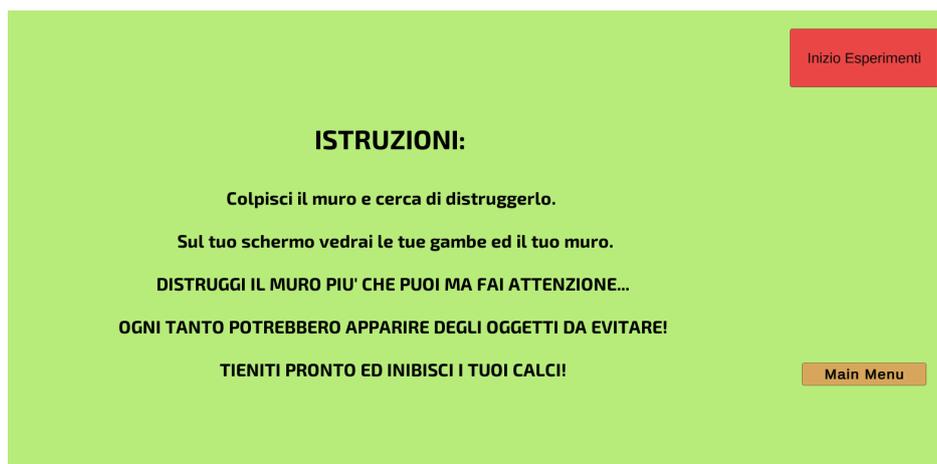


FIGURA 3.19: Istruzioni condizione MUNRI e MURI.

I partecipanti dovranno quindi fare attenzione a degli oggetti che appariranno casualmente e dovranno inibire la propria azione di contrazione del quadricipite per evitare che venga alzata la gamba virtuale, così da poter schivare l'oggetto. In questo caso l'oggetto a cui bisogna fare attenzione è una bolla.

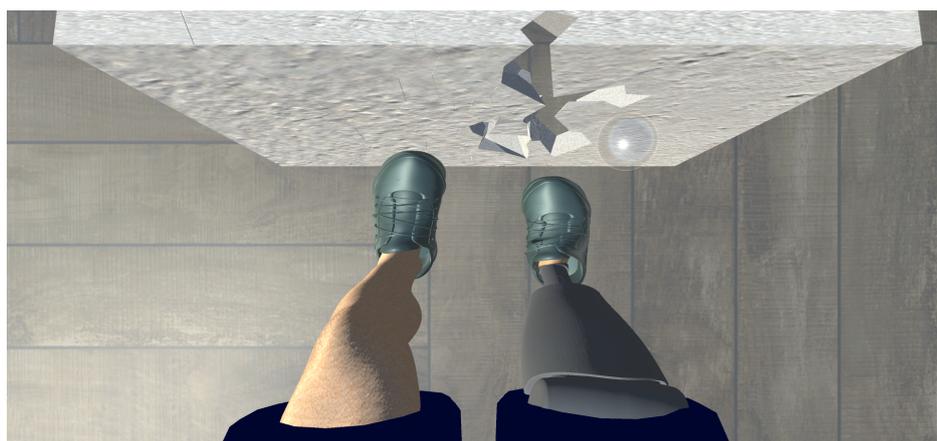


FIGURA 3.20: Scena della condizione Muro Rotto in presenza della bolla.

Verrà quindi eseguito un confronto tra le condizioni con la bolla perchè in un caso il muro non si rompe e nell'altro caso si rompe, inoltre, verrà fatto un confronto incrociato delle quattro condizioni per capire se il feedback visivo (dato dalla rottura del

muro) e il task inibitorio possono portare ad un maggiore coinvolgimento.

Anche la bolla è stata realizzata in Blender.

Per prima cosa è stata creata una sfera in Object Mode e successivamente è stato ricreato il materiale trasparente da assegnare alla bolla. Tramite shading è stato creato un materiale che simulava perfettamente la trasparenza di una bolla reale modificando i valori di rugosità, trasmissione e saturazione ed inserendo uno specifico mix shader, ottenendo alla fine un rendering come quello in (Figura 3.21)

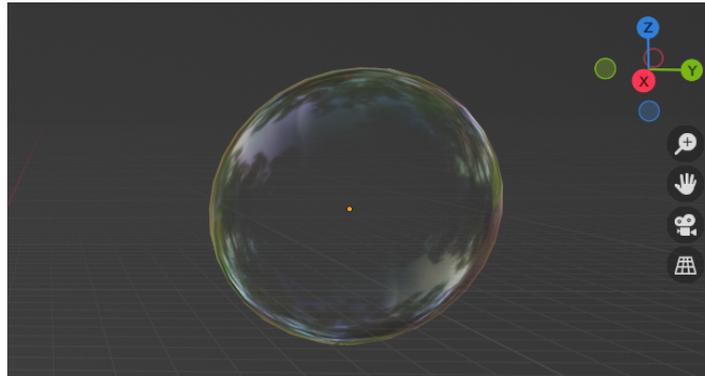


FIGURA 3.21: *Realizzazione della bolla in Blender.*

Inoltre, Blender è stato usato per ricreare l'animazione della bolla, tramite animation infatti si è simulato il movimento di una bolla che fluttua su e giù. Realizzata l'animazione, il file in formato .fbx è stato esportato per essere importato in Unity.

In questa scena i partecipanti quindi vedranno il solito muro da distruggere che non si distruggerà mai perchè anche qui gli si assegna lo script 'Muro NON Fratturato' (B.1). Nella gerarchia di Unity però si crea uno SpawnObject a cui si assegna lo script 'SpawnManager' (B.3.1) per la generazione randomica delle bolle nella scena.

Nello script si definisce un prefab bolla a cui si assegna la bollicina importata da Blender e si defiscono le funzioni 'StartSpawn' e 'StopSpawn'. La funzione 'StartSpawn' genera randomicamente la prima bolla e successivamente si imposta che le altre bolle vengano generate dopo un certo periodo di tempo randomico, che va da 20 a 25 secondi. La bolla viene creata tramite la funzione 'Instantiate' sempre nella stessa posizione, alla destra dello schermo e si muoverà, andando su e giù grazie alla sua animazione, da destra verso sinistra.

La funzione 'StopSpawn' invece è quella con cui termina la generazione delle bolle.

```
// Funzione che inizia a generare le bolle
public void StartSpawn ()
{
    firstSpawn = RandomGenerate1 ();
    StartCoroutine(ObjectSpawn ());
}
```

```
}  
// Generazione randomica istante passaggio bolla  
public float RandomGenerate1 ()  
{  
    numeroRandom1 = Random.Range(20, 25);  
    return numeroRandom1;  
}  
// Creazione delle bolle  
IEnumerator ObjectSpawn ()  
{  
    while (true)  
    {  
        yield return new WaitForSeconds(firstSpawn);  
        Vector3 pos = gameObject.transform.position;  
        Instantiate(bollaPrefab , pos ,  
            bollaPrefab.transform.rotation);  
    }  
}  
// Funziona che termina la generazione di bolle  
public void StopSpawn ()  
{  
    StopAllCoroutines ();  
}
```

Nella schermata si può notare che vi è un tasto START (Figura 3.22) che è il tasto a cui si assegna la funzione 'StartSpawn', quindi nel momento in cui si collega il sensore e parte la rilevazione del segnale, si clicca sul tasto per far sì che inizi la generazione casuale delle bolle.

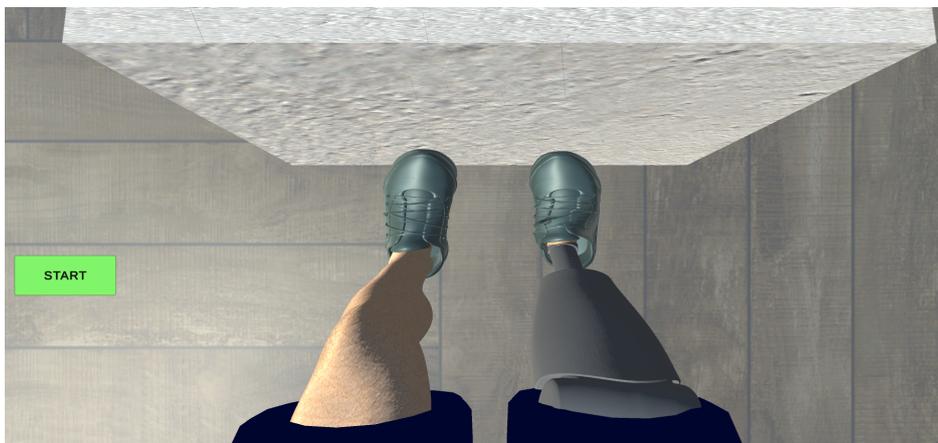


FIGURA 3.22: Schermata iniziale della scena con la bolla.

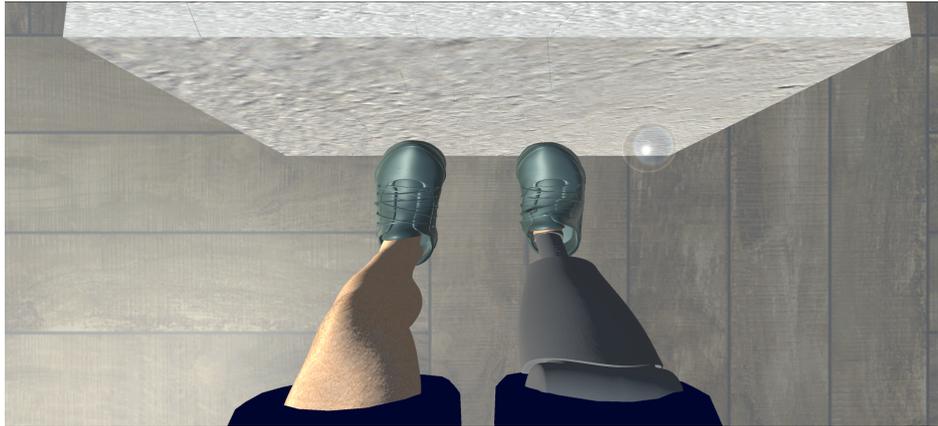


FIGURA 3.23: *Passaggio della bolla da schivare.*

Vi sono inoltre altri due script che si assegnano al prefab della bolla presenti in appendice: il primo è 'MoveForward' (B.3.2) per gestire il movimento della bolla e l'eventuale collisione con il piede e il secondo è 'DestroyOutOfBounds' (B.3.3) per distruggere la bolla quando questa esce dal lato sinistro dello schermo.

In particolare lo script che gestisce il movimento è il seguente e si imposta il movimento della bolla da destra a sinistra e nel momento in cui si attiva la funzione 'OnCollisionEnter', tramite riconoscimento del tag 'gambadx' assegnato alla gamba stessa, si ha la collisione tra gamba e bolla e si attiva la distruzione della bolla con conseguente effetto di esplosione particellare.

```
// Movimento bolla
void Update ()
{
    transform.Translate(Vector3.right * Time.deltaTime *
        speed);
}
private void OnCollisionEnter(Collision collision)
{
    if (collision.gameObject.CompareTag("gamba_dx"))
    {
        Destroy(gameObject);
        Instantiate(explosionParticle ,
            transform.position ,
            explosionParticle.transform.rotation);
    }
}
```

Durante la prova lo sperimentatore terrà conto del numero di bolle che passano durante ogni trial e del numero di bolle colpite dai partecipanti che dovranno impegnarsi per evitare le bolle, inibendo le proprie contrazioni.

## Capitolo 4

---

# Analisi dei risultati

In questo capitolo sono riportati i risultati dell'esperimento descritto in precedenza. I risultati sono stati ottenuti dai questionari soggettivi, dalle misure di deriva propria e dai punteggi di performance. Inoltre sono riportati anche i risultati derivati dalle analisi dei segnali EMG rilevati dal sensore REMO.

### 4.1 Segnali EMG

I segnali EMG, per ogni trial, venivano rilevati in real time dal sensore REMO, che campiona ad 1 kHz, salvati in dei file .txt e successivamente venivano importati in MATLAB per essere analizzati. Tramite la funzione 'findpeaks' di MATLAB sono stati ricavati i seguenti parametri, successivamente analizzati:

- Numero di calci;
- Ampiezza massima e media dei picchi;
- Durata massima e media dei picchi;

Il numero di calci è stato calcolato grazie alla funzione 'findpeaks' che permette di individuare i picchi del segnale EMG registrato. Ogni picco corrisponde ad un calcio dato in ogni trial, quindi, rilevando il numero di picchi, si rilevava anche il numero di calci.

La funzione 'findpeaks' salvava in dei vettori anche le ampiezze massime in mV dei picchi rilevati in ogni trials e successivamente sono state calcolate le ampiezze medie, sempre in mV. Questi valori di ampiezze massime dei picchi corrispondono al valore massimo di ogni contrazione effettuata dai soggetti.

La durata massima dei picchi, ricavata sempre grazie alla funzione 'findpeaks', corrisponde al valore massimo della durata di ogni contrazione in secondi. Anche i valori massimi di tutti i picchi di ogni trials sono stati mediati per calcolare un valore di

durata media per ogni trial.

La funzione 'findpeaks' permetteva anche di salvare la posizione del campione a cui corrispondeva il valore di ampiezza massima di contrazione e l'istante in cui venivano rilevati i picchi.

Questi parametri sono stati analizzati e rappresentati per ogni condizione, per ogni soggetto e per ogni trial tramite diversi grafici, riportati nelle sottosezioni seguenti. I parametri sono stati successivamente confrontati tra i diversi trials per ogni singolo soggetto, tra i soggetti per la stessa condizione e tra le diverse condizioni per ogni soggetto.

### 4.1.1 Numero di calci

Il numero di calci è stato rappresentato, per ogni condizione, in un grafico in funzione del numero dei partecipanti, nello specifico viene mostrato il numero di calci dei tre trials tramite dei diagrammi a barre.

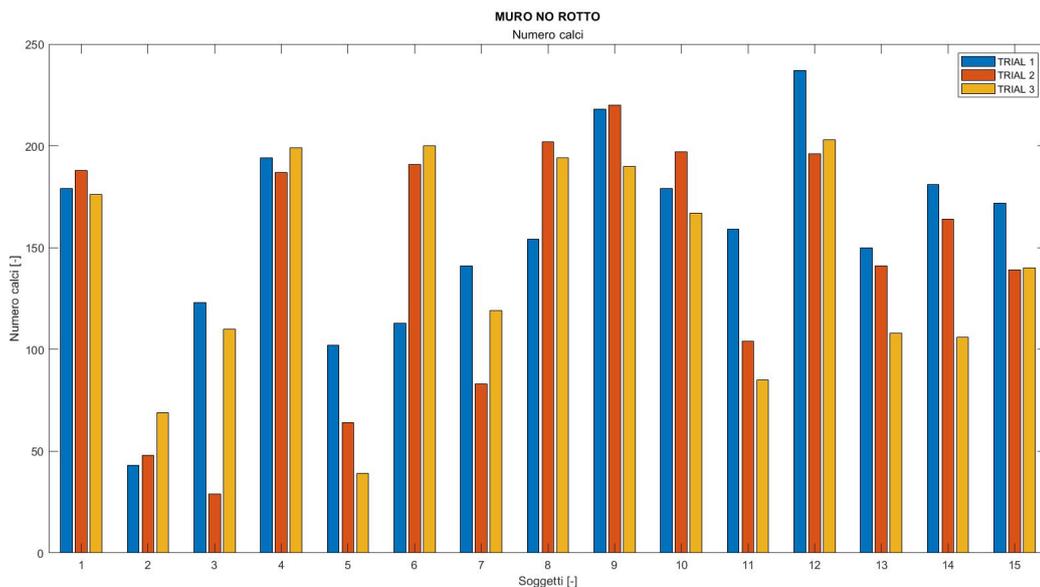


FIGURA 4.1: Condizione MURO NO ROTTO: numero di calci per ogni soggetto

In figura (4.1) si vede che i soggetti 5, 9, 11, 12, 13, 14, 15 sono affaticati nel corso dei tre trials, infatti il numero di calci diminuisce.

I soggetti 1 e 4 hanno un andamento del numero di calci abbastanza costante e alto, a differenza dei soggetti 3 e 7 che hanno diminuito il numero di calci nel corso del secondo trial.

I soggetti 2, 6, 8 hanno aumentato il numero di calci nel corso dei tre trials, quindi si suppone che inizialmente abbiano cercato di capire l'esercizio e poi nell'ultimo trial abbiano cercato di distruggere il muro, con un impegno maggiore, dando più calci.

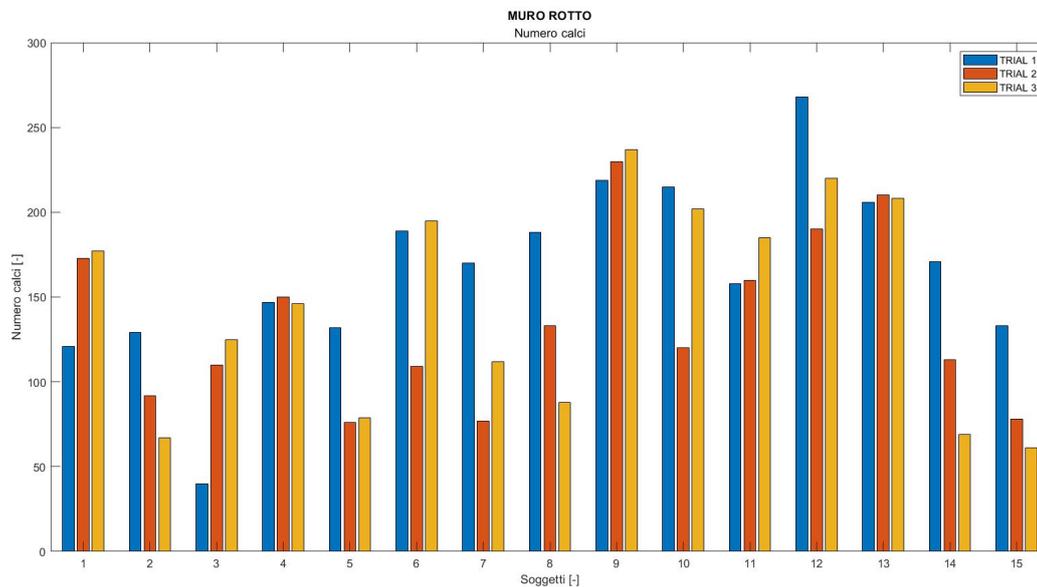


FIGURA 4.2: Condizione MURO ROTTO: numero di calci per ogni soggetto

In figura (4.2) si nota che i soggetti 2, 5, 8, 14 e 15 si sono affaticati nel corso dei tre trials, infatti il numero di calci diminuisce.

Il soggetto 4 ha un andamento del numero di calci abbastanza costante, a differenza dei soggetti 6, 7 e 10 che hanno diminuito in modo evidente il numero di calci nel corso del secondo trial.

I soggetti 1, 3, 9, 11 e 13 hanno aumentato il numero di calci nel corso dei tre trials, quindi si suppone che inizialmente abbiano cercato di capire l'esercizio e poi all'ultimo trial abbiano cercato di distruggere il muro con più calci.

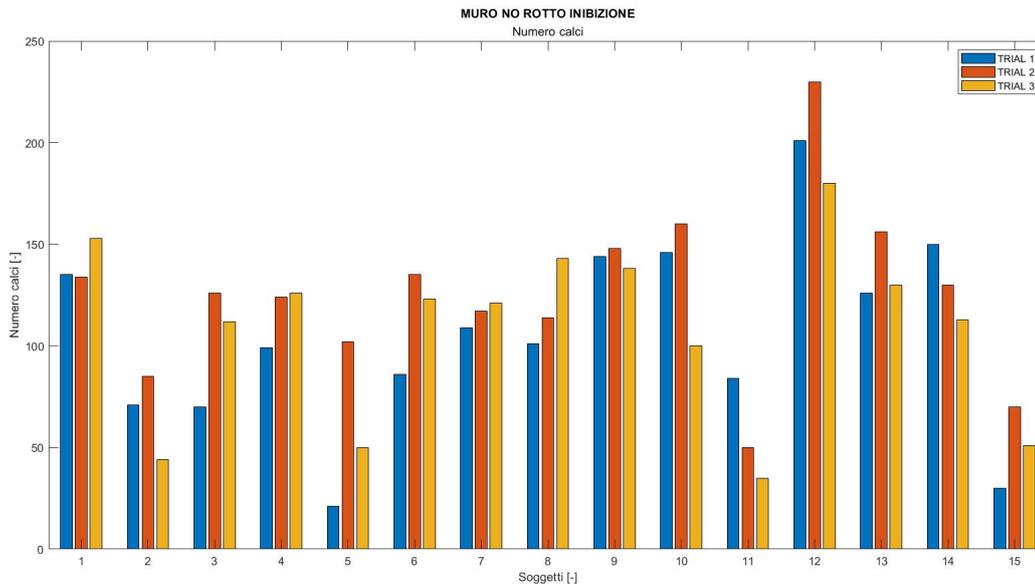


FIGURA 4.3: Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: numero di calci per ogni soggetto

In tutti i soggetti, come previsto in conseguenza alla presenza di un oggetto da evitare, si nota un numero inferiore di calci (figura 4.3).

Nei soggetti 1, 4, 7, 8 si nota un andamento crescente tra i trial: si può supporre che questi soggetti abbiano imparato a controllare meglio l'inibizione e abbiamo migliorato il numero di calci dati nei trials.

Nei soggetti 11 e 14 si nota un numero decrescente di calci: si può supporre che questi si siano stancati.

I soggetti 2, 3, 5, 6, 9, 10, 12, 13, 15 sono quelli con un maggior numero di calci nel secondo trial quindi sembrano molto carichi nel bel mezzo della prova.

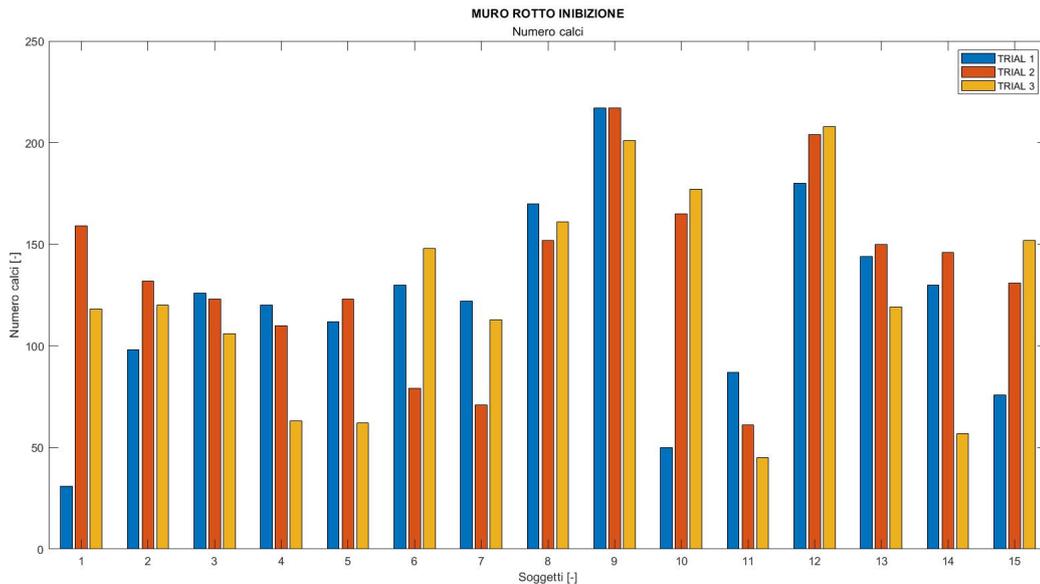


FIGURA 4.4: Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: numero di calci per ogni soggetto

In figura (4.4) i soggetti 3, 4, 5, 11 e 14 si sono affaticati nel corso dei tre trials, infatti il numero di calci diminuisce.

I soggetti 2, 8, 9 e 13 hanno un andamento del numero di calci abbastanza costante, a differenza dei soggetti 6 e 7 che hanno diminuito in modo evidente il numero di calci nel corso del secondo trial.

I soggetti 1, 10 e 12 hanno aumentato il numero di calci nel corso dei tre trials, quindi si suppone che inizialmente abbiano cercato di capire l'esercizio e poi all'ultimo trial abbiano cercato di distruggere il muro con più calci.

#### 4.1.2 Ampiezza media e durata media dei picchi

L'ampiezza media dei picchi è stata rappresentata, per ogni condizione, in un grafico in funzione del numero dei partecipanti, nello specifico viene mostrata l'ampiezza media dei picchi nei tre trials per ogni soggetto tramite dei diagrammi a barre e le rispettive barre di errore che sono ottenute calcolando la deviazione standard. L'ampiezza media è stata normalizzata sul valore massimo della soglia acquisita prima di iniziare la prova.

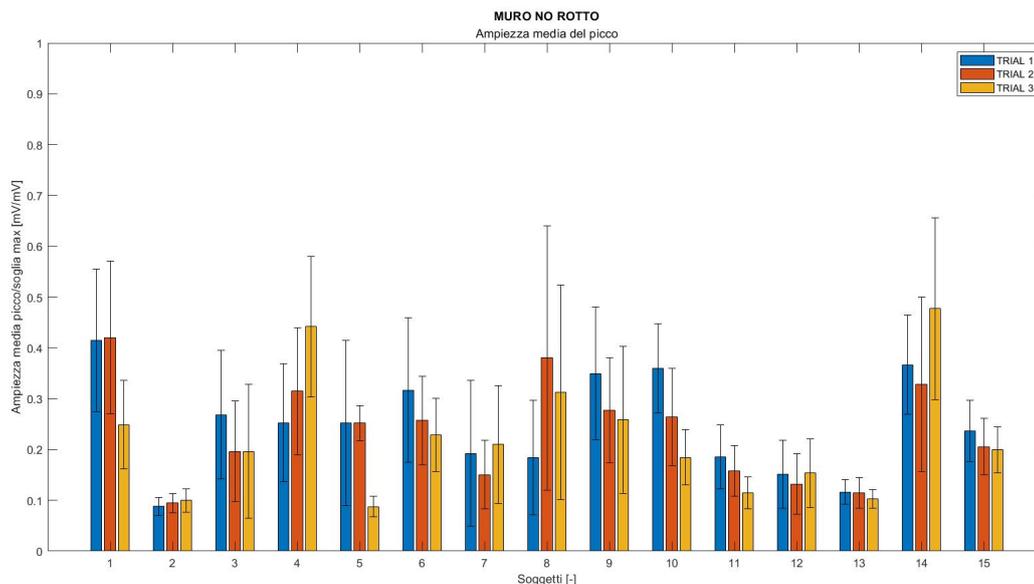


FIGURA 4.5: Condizione MURO NO ROTTO: ampiezza media dei picchi per ogni soggetto

Si nota (4.5) che in quasi tutti i soggetti l'ampiezza dei picchi mediamente ha un andamento decrescente tra i trials, invece nei soggetti 4, 8, 14 si nota un'ampiezza crescente e nel 2, 7 e 12 un andamento costante.

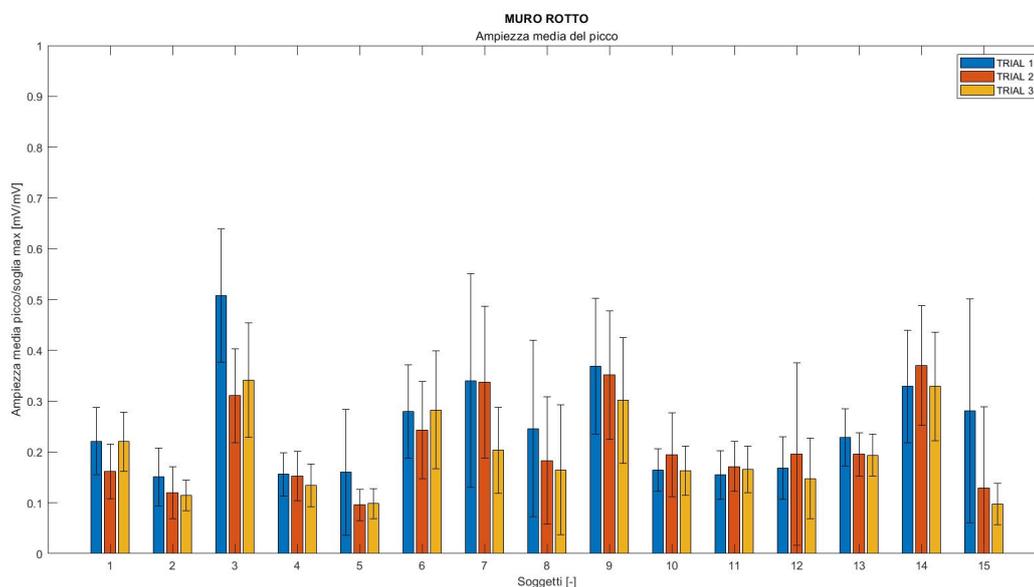


FIGURA 4.6: Condizione MURO ROTTO: ampiezza media dei picchi per ogni soggetto

In questo caso si nota (4.6) che, in un numero inferiore di soggetti rispetto alla condizione di MUNR, c'è un andamento decrescente dell'ampiezza tra i trials ma è comunque

un andamento prevalente anche in questa condizione, infatti solo in 6 soggetti (1, 6, 10, 11, 12, 14) si ha un'ampiezza pressoché costante tra i trials.

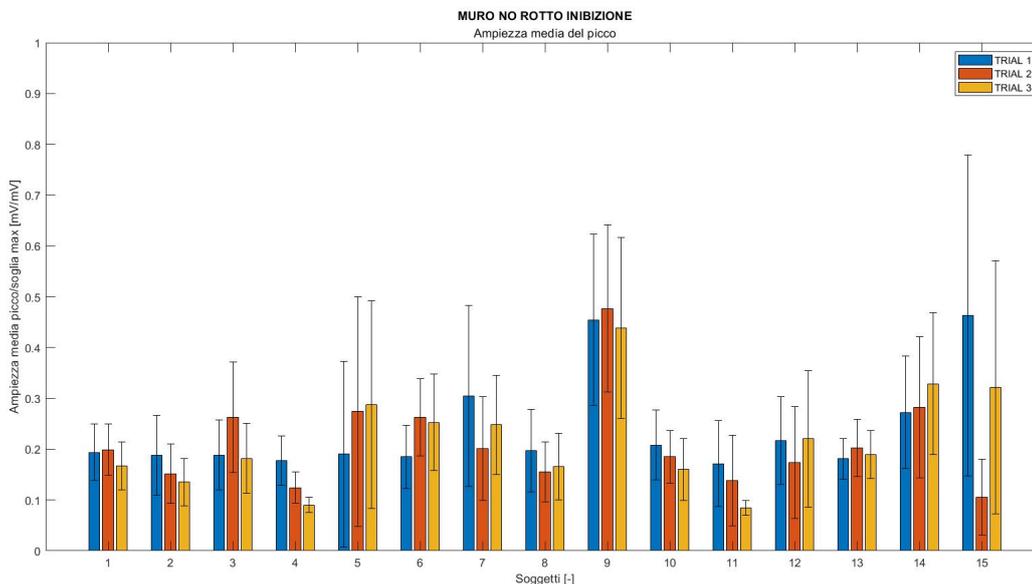


FIGURA 4.7: Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: ampiezza media dei picchi per ogni soggetto

Nei soggetti 2, 4, 7, 8, 10, 11 c'è un andamento decrescente dell'ampiezza tra i trials, mentre negli altri soggetti si notano dei pattern diversi e anche delle deviazioni standard molto alte (4.7).

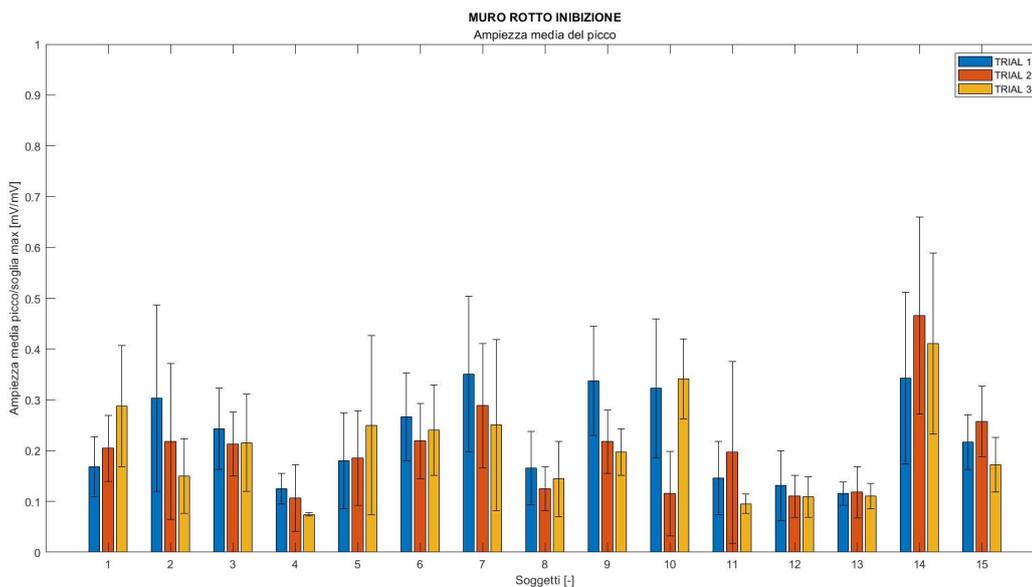


FIGURA 4.8: Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: ampiezza media dei picchi per ogni soggetto

Come nella condizione di prima si nota (4.8) un andamento decrescente dell'ampiezza in tutti i soggetti, tranne nei soggetti 1, 5, 14 in cui l'andamento è crescente.

Anche la durata media dei picchi, normalizzata sul valore della durata media tra i tre trials eseguiti da ogni soggetto, è stata graficata, sempre per ogni condizione, per ognuno dei tre trials e per ogni soggetto, tramite dei diagrammi a barre con le rispettive barre d'errore, calcolate dalle deviazioni standard.

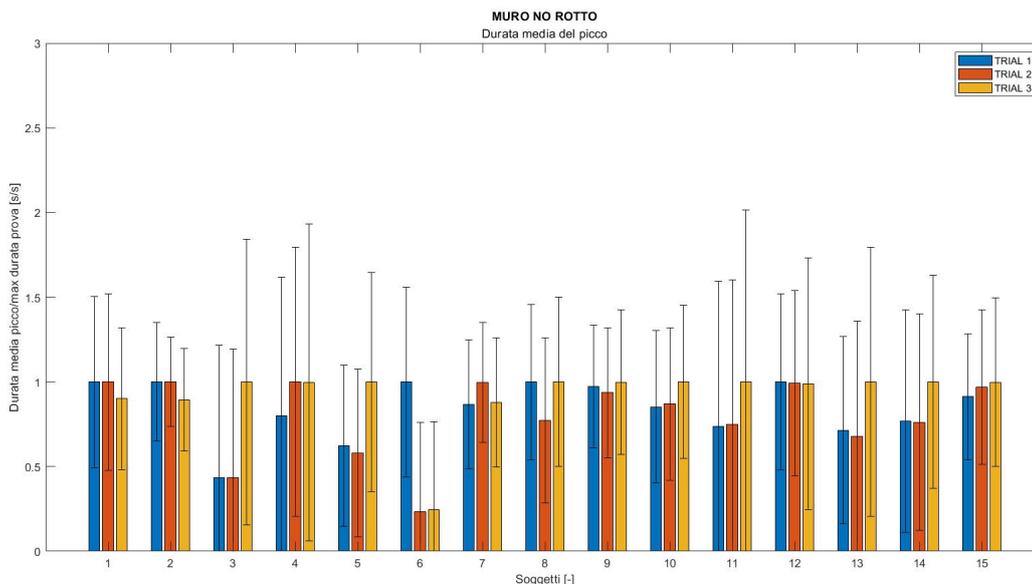


FIGURA 4.9: Condizione MURO NO ROTTO: durata media picco di contrazione.

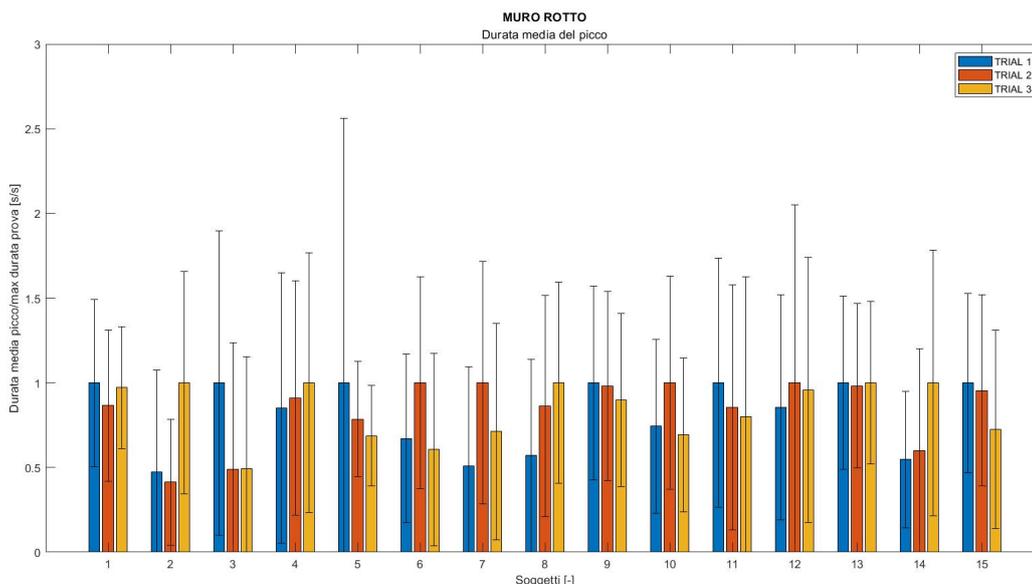


FIGURA 4.10: Condizione MURO ROTTO: durata media picco di contrazione.

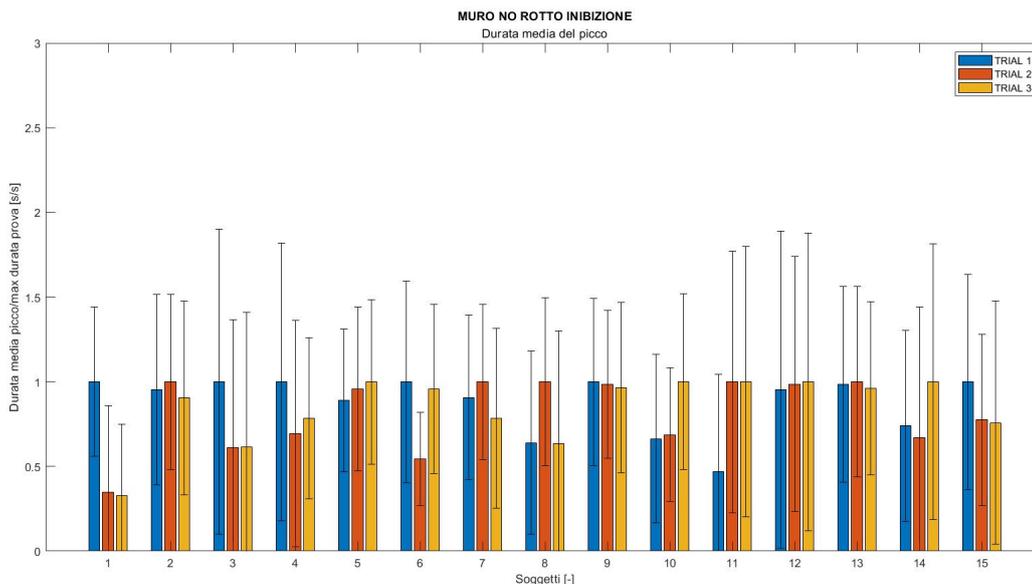


FIGURA 4.11: Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: durata media picco di contrazione.

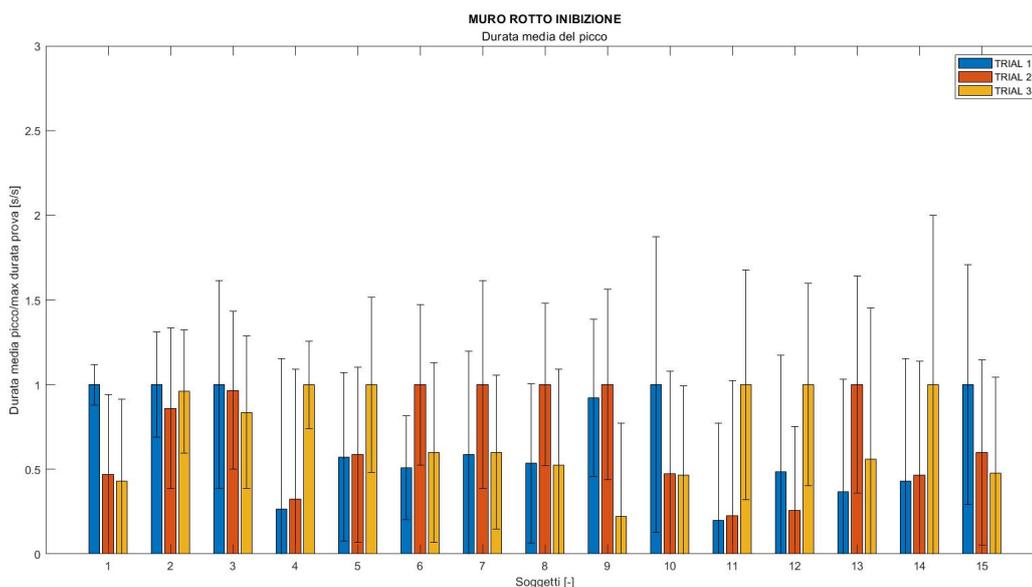


FIGURA 4.12: Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: durata media picco di contrazione.

A differenza delle ampiezze medie però non ci sono state grosse evidenze statisticamente significative perchè c'era una grossa variabilità dei dati, per questo motivo si è valutato opportuno concentrarsi sulla relazione tra ampiezze e durate.

Diagrammando tramite delle curve sovrapposte i picchi corrispondenti al numero di calci per trials in un grafico, tenendo in considerazione ampiezza e durata per ogni

calcio e analizzando questi valori, si è notato che in tutte le condizioni e in tutti i soggetti, i picchi con ampiezze maggiori avevano delle durate inferiori, mentre i picchi con ampiezze inferiori avevano delle durate maggiori. Questo ha senso se si pensa alle strategie che i soggetti possono aver usato: chi dava calci più potenti tendeva a darli in un tempo più breve e chi invece dava dei calci di minor ampiezza tendeva a mantenere maggiormente la contrazione per arrivare allo stesso risultato, ossia rompere il muro.

Le figure (4.13, 4.14, 4.15, 4.16) mostrano le curve corrispondenti alle ampiezze dei picchi in funzione della durata temporale normalizzata per la durata media di ogni trials in percentuale.

I picchi rappresentati sono ottenuti tramite delle gaussiane realizzate su Matlab a partire dal valore dell'ampiezza di ogni picco in mV e dalla sigma che corrisponde al valore della durata temporale di ogni picco normalizzata per la durata media di ogni trial in percentuale.

Per graficare correttamente i picchi affinché siano tarati a partire dall'origine, si utilizza il 30% della sigma.

Sono riportati i grafici con le curve per i tre trials e per le 4 condizioni solo del soggetto 1, in quanto i pattern descritti prima erano più evidenti.

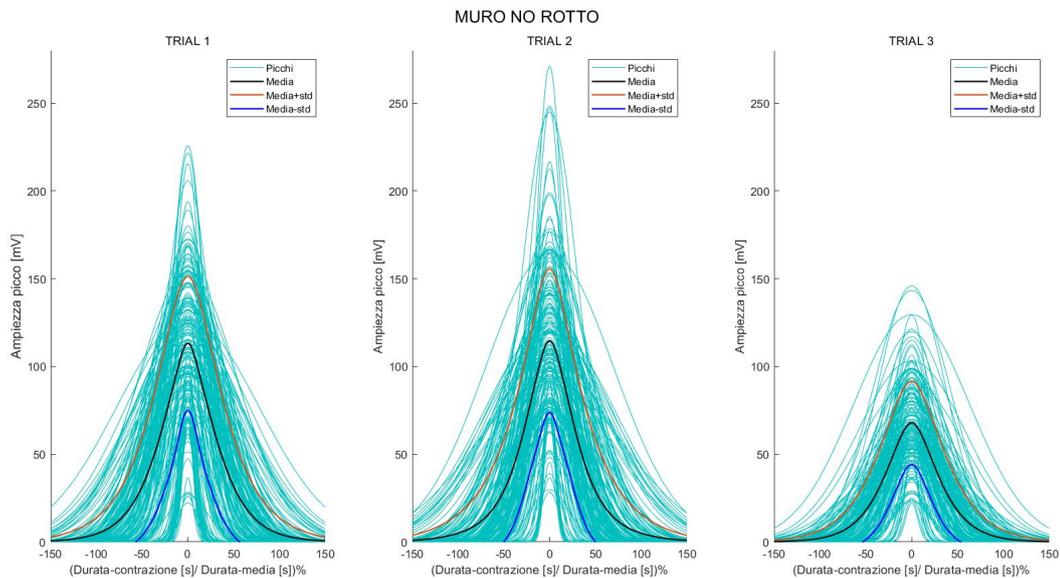


FIGURA 4.13: Condizione MURO NO ROTTO: ampiezze picchi sovrapposti.

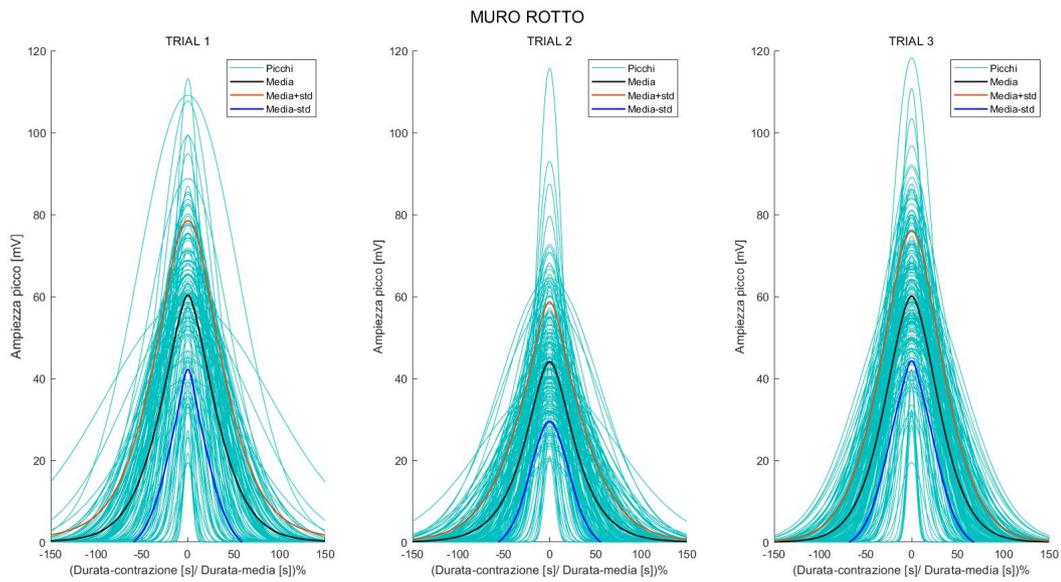


FIGURA 4.14: Condizione MURO ROTTO: ampiezze picchi sovrapposti.

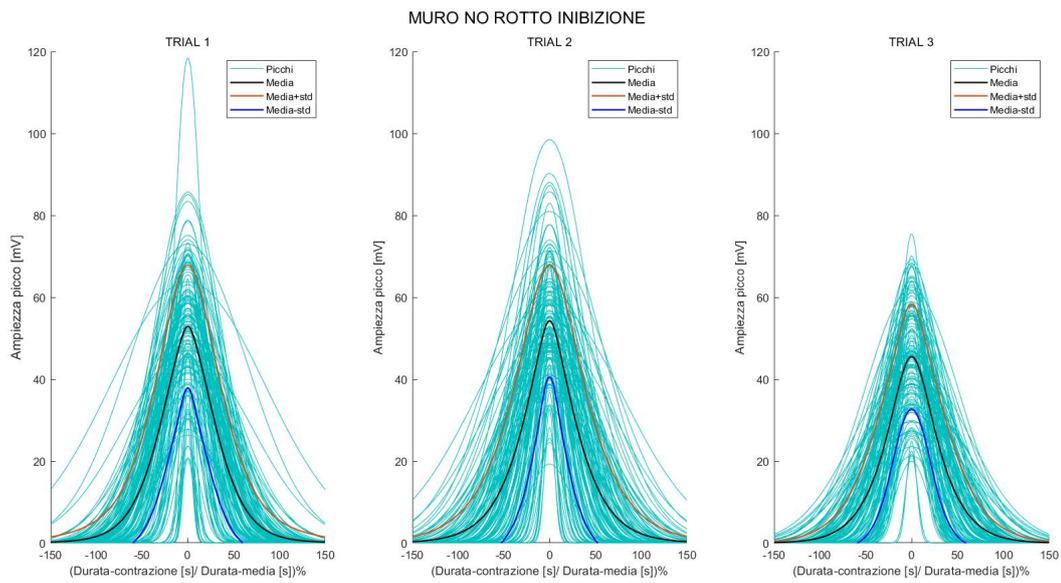


FIGURA 4.15: Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: ampiezze picchi sovrapposti.

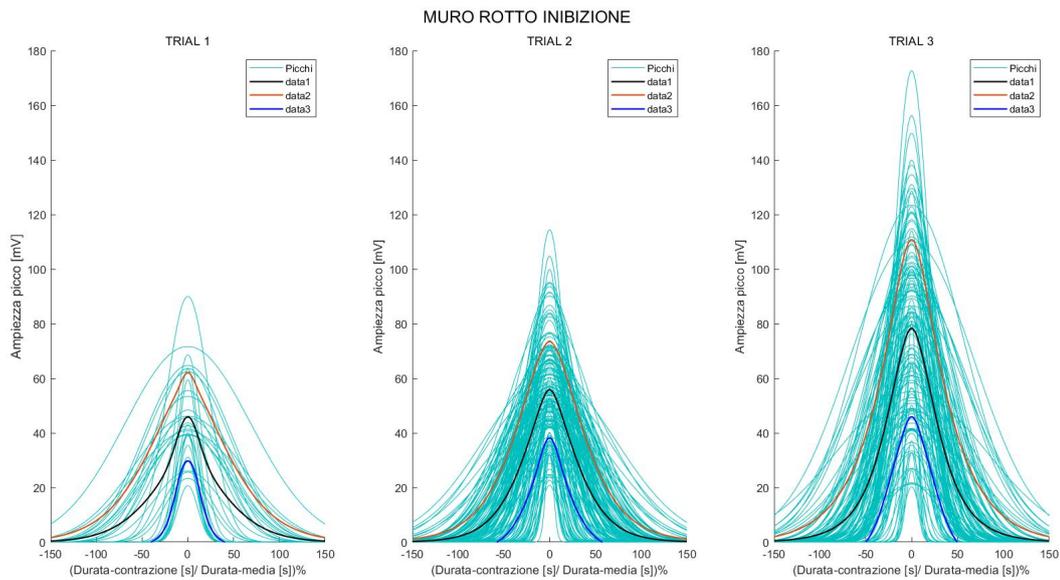


FIGURA 4.16: Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: ampiezze picchi sovrapposti.

A conferma di ciò, si è pensato di graficare anche il rapporto tra le ampiezze medie e le durate medie per tutti i partecipanti nei tre trials per verificare se questo rapporto si mantenesse costante tra i trials, per i vari soggetti. Dai grafici in figura (4.17, 4.18, 4.19, 4.20) si può notare che in quasi tutte le condizioni, tranne per MURI, l'andamento dei rapporti tra i trials per i vari soggetti si mantiene costante, probabilmente perchè alcuni soggetti avevano usato strategie diverse (alcuni davano calci con ampiezze più basse e durate maggiori, altri davano calci con ampiezze più alte e durata maggiore, altri ancora calci più ampi e più brevi).

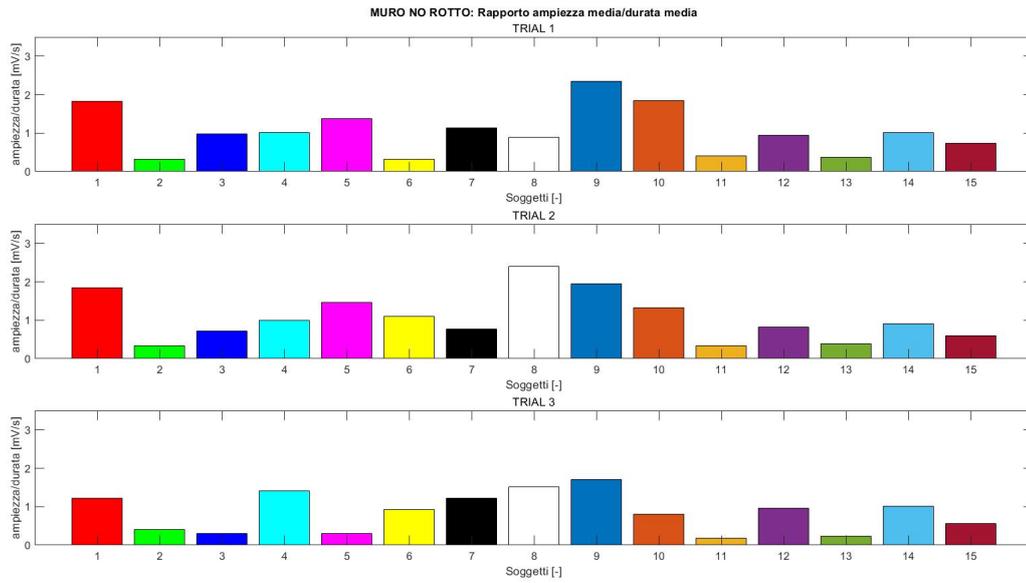


FIGURA 4.17: Condizione MURO NO ROTTO: rapporto ampiezza media/durata media.

Si può notare (4.17) che in tutti i soggetti, tranne nell'1, nel 5, nel 6 e nell'8, il rapporto tra ampiezza media e durata media rimane costante.

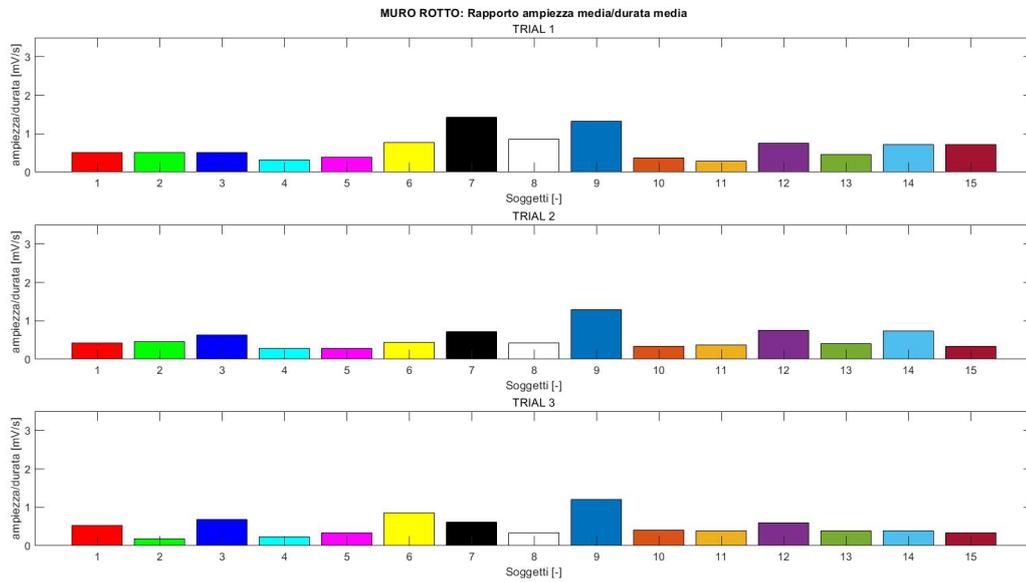


FIGURA 4.18: Condizione MURO ROTTO: rapporto ampiezza media/durata media.

Si può notare (4.18) che in tutti i soggetti, tranne nel 2, nel 7, nell'8 e nel 15, il rapporto tra ampiezza media e durata media rimane costante.

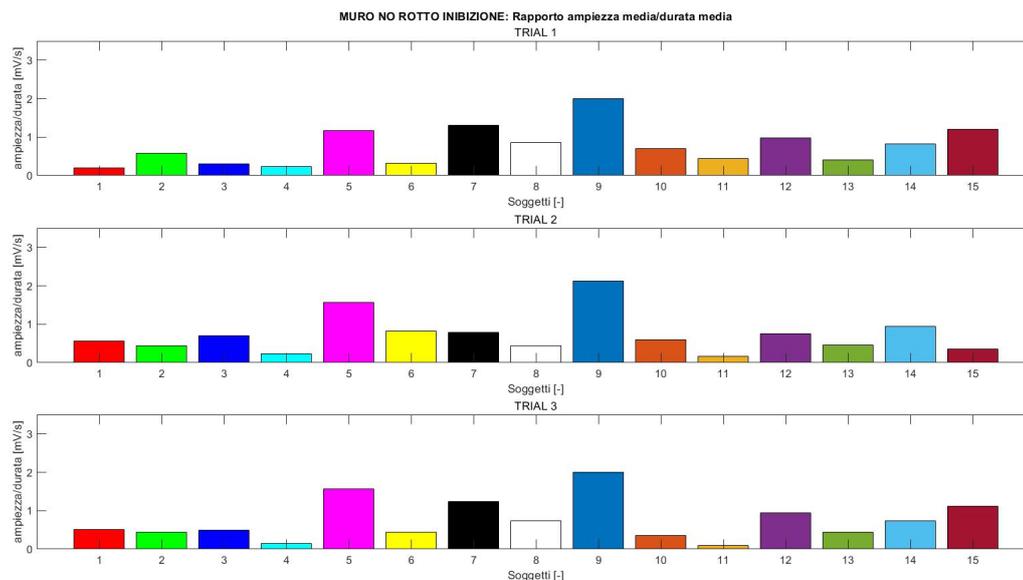


FIGURA 4.19: Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: rapporto ampiezza media/durata media.

Si può notare (4.19) che in tutti i soggetti, tranne nell'11 e nel 15, il rapporto tra ampiezza media e durata media rimane costante.

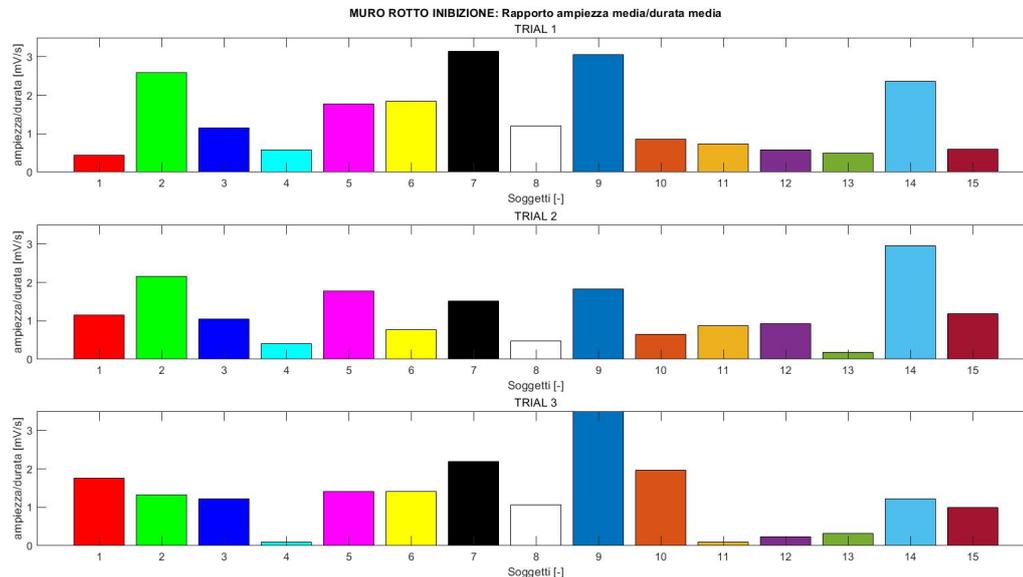


FIGURA 4.20: Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: rapporto ampiezza media/durata media.

Questa condizione è l'unica in cui l'andamento del rapporto non è costante (4.20).

### 4.1.3 Tabelle di confronto dei parametri delle diverse condizioni

Il numero dei calci, l'ampiezza media e la durata media dei picchi sono stati analizzati per poter eseguire dei confronti tra le condizioni diverse. In particolare per ognuno di questi parametri si calcola il valor medio e la deviazione standard tra i 15 soggetti, per ognuno dei tre trials e per ogni condizione da confrontare. Nelle tabelle sottostanti (4.1, 4.2, 4.3, 4.4) sono riportati la media e la deviazione standard:

MURO NO ROTTO									
	Numero Calci [-]			Durata Media del picco [s]			Ampiezza Media del picco [mV]		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
Media	156,333	143,533	140,333	0,264	0,221	0,275	41,205	38,149	34,536
Dev.St	48,317	62,815	53,637	0,183	0,079	0,137	30,383	28,252	24,192

TABELLA 4.1: Condizione MURO NO ROTTO: media e deviazione standard dei parametri ottenuti dall'analisi EMG

MURO ROTTO									
	Numero Calci [-]			Durata Media del picco [s]			Ampiezza Media del picco [mV]		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
Media	165,733	134,733	144,733	0,238	0,239	0,245	38,293	33,385	31,281
Dev.St	53,590	49,226	62,359	0,1054	0,059	0,092	20,456	18,377	18,628

TABELLA 4.2: Condizione MURO ROTTO: media e deviazione standard dei parametri ottenuti dall'analisi EMG

MURO NO ROTTO INIBIZIONE									
	Numero Calci [-]			Durata Media del picco [s]			Ampiezza Media del picco [mV]		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
Media	104,867	125,400	107,933	0,264	0,227	0,242	36,592	33,631	32,897
Dev.St	47,596	42,181	43,654	0,149	0,101	0,115	19,843	21,934	19,642

TABELLA 4.3: Condizione MURO NON ROTTO INIBIZIONE: media e deviazione standard dei parametri ottenuti dall'analisi EMG

MURO ROTTO INIBIZIONE									
	Numero Calci [-]			Durata Media del picco [s]			Ampiezza Media del picco [mV]		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
Media	119,533	134,867	123,333	0,261	0,275	0,374	34,911	28,930	31,633
Dev.St	48,341	44,112	51,639	0,124	0,164	0,350	20,662	13,199	22,870

TABELLA 4.4: Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: media e deviazione standard dei parametri ottenuti dall'analisi EMG

Nonostante i risultati ottenuti, non c'è una significatività statistica a livello di ANOVA in quanto il numero di soggetti coinvolti è limitato e questo genera un'eccessiva

dispersione dei dati, visibile in termini di deviazioni standard.

I test ANOVA sono stati eseguiti tramite il software JASP [84], in particolare si voleva valutare se ci fosse affaticamento tra i singoli trials eseguiti dai soggetti e tra le diverse condizioni. Come detto prima, nella maggior parte dei casi non ci sono differenze statisticamente significative che hanno dimostrato un vero e proprio affaticamento ma, dai confronti, è emerso che c'è significatività per il numero di calci tra il T1 e il T2 (p-value=0.032), sia per la condizione di MUNR sia per la condizione di MUR. Dalle tabelle (4.1, 4.2) si nota che il numero di calci diminuisce tra i tre trials per entrambe le condizioni.

La stessa osservazione è stata fatta per l'ampiezza dei picchi, notando anche qui una differenza tra i trials T1 e T3 (p-value=0.008). Anche in questo caso vi è una diminuzione dell'ampiezza dei picchi tra i trials T1 e T3 sia nel caso di MUNR sia per MUR.

Dai dati ricavati dall'ANOVA riguardo i confronti incrociati tra le condizioni, ossia tra MUNR con MUNRI e MUR con MURI, si nota che le ampiezze medie sono più alte in assenza della bolla e che, in generale, c'è una diminuzione tra T1, T2 e T3 in ogni condizione. Invece, il test ANOVA sul numero di calci tra queste condizioni non è stato eseguito in quanto, a causa della natura del task, il numero di calci in presenza della bolla è di certo inferiore in quanto i soggetti dovevano fermarsi al passaggio della bolla per evitarla.

In conclusione i risultati presenti nelle tabelle sopra (4.1, 4.2, 4.3, 4.4) mostrano come l'ampiezza media del picco EMG sembri maggiore nelle condizioni in cui la bolla è assente (le stesse condizioni in cui, a causa della natura del task, anche il numero di calci è minore). Le condizioni con feedback di rottura del muro sembrano però capaci di stimolare maggiormente l'attività dei soggetti, producendo un maggior numero di calci e una maggior ampiezza del segnale EMG.

I dati riportati nelle tabelle (4.1, 4.2, 4.3, 4.4) sono stati rappresentati tramite dei diagrammi a barre, visibili nelle figure sottostanti (4.21, 4.22, 4.23)

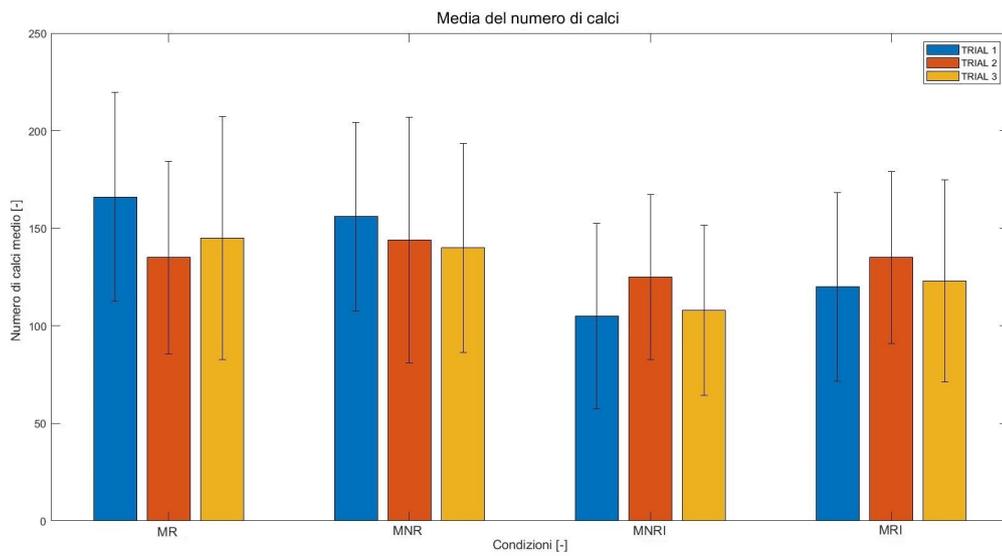


FIGURA 4.21: Diagramma a barre: confronto andamento numero di calci medio tra le condizioni.

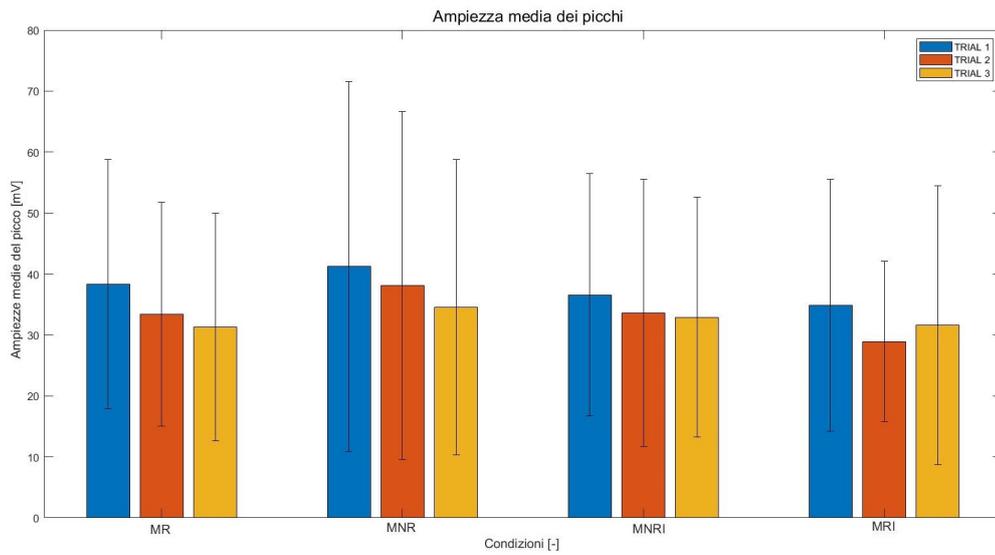


FIGURA 4.22: Diagramma a barre: confronto andamento ampiezze medie tra le condizioni.

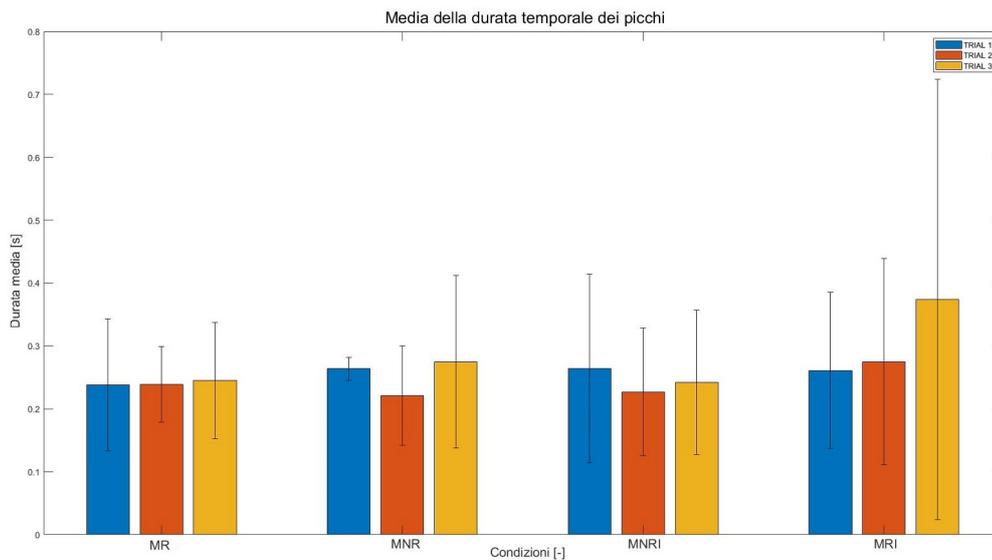


FIGURA 4.23: Diagramma a barre: confronto andamento durata media tra le condizioni.

## 4.2 Analisi dei questionari

Le tabelle (4.5, 4.6, 4.7, 4.8) mostrano i risultati dei questionari per tutti i soggetti e per le 4 condizioni.

MURO NO ROTTO																				
ID SOG.	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10	Q11	Q12	Q13	Q14	Q15	Q16	Q17	Q18	Q19	Q20
s001	3	3	4	3	3	3	4	3	2	2	2	3	2	3	3	4	4	4	2	4
s002	5	3	3	2	2	3	3	2	2	2	2	3	4	2	4	4	4	4	2	5
s003	2	1	2	2	3	2	4	3	5	1	1	1	1	2	3	3	4	2	1	4
s004	4	4	3	1	4	4	3	3	3	2	2	2	1	1	1	5	5	5	1	4
s005	2	3	3	3	2	2	2	3	2	1	2	3	2	2	2	5	3	4	1	3
s006	3	4	3	2	3	4	3	4	2	2	3	3	2	3	1	3	4	2	1	2
s007	2	3	3	2	4	4	4	4	3	3	2	2	2	3	2	4	5	5	2	4
s008	1	3	1	1	5	5	3	2	3	1	1	2	1	1	2	5	5	4	2	5
s009	3	4	2	3	5	3	3	5	4	1	2	4	3	1	1	5	5	5	1	4
s010	1	2	2	1	4	4	2	3	2	1	3	2	1	1	1	3	2	5	1	2
s011	4	3	3	3	5	4	3	4	4	1	2	2	3	3	1	4	5	5	1	5
s012	4	4	4	4	4	4	2	4	4	3	4	4	5	2	3	5	2	5	1	5
s013	4	3	3	4	4	4	3	5	3	1	2	3	2	3	2	5	5	5	1	4
s014	4	4	3	4	4	3	2	4	4	1	3	3	2	2	1	4	3	5	1	4
s015	3	5	5	5	5	5	5	5	5	1	4	5	5	1	2	5	5	5	1	1

TABELLA 4.5: Condizione MURO NO ROTTO: punteggi dei questionari

MURO ROTTO																				
ID SOG.	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10	Q11	Q12	Q13	Q14	Q15	Q16	Q17	Q18	Q19	Q20
s001	3	3	4	4	2	3	4	4	4	3	3	3	2	2	3	5	4	3	2	3
s002	3	3	4	3	3	4	4	4	2	3	2	3	2	3	2	3	3	3	2	3
s003	3	4	4	4	2	3	4	5	3	1	1	2	2	2	4	5	1	2	1	5
s004	1	1	3	2	1	3	3	1	3	1	3	1	1	1	1	5	4	5	1	3
s005	2	3	3	2	2	2	3	3	3	1	2	3	1	1	1	3	3	3	2	3
s006	3	3	2	3	4	4	3	3	2	2	4	3	2	2	3	4	3	2	1	4
s007	2	4	3	3	5	3	4	5	3	2	4	5	2	4	2	5	5	4	1	4
s008	1	1	1	4	5	4	3	2	5	1	1	1	1	2	1	5	5	4	1	1
s009	3	3	5	3	5	3	5	3	2	1	4	3	2	1	1	5	5	5	1	3
s010	1	3	3	3	3	3	3	4	3	1	3	3	1	1	3	4	3	4	2	1
s011	2	3	4	3	4	3	4	4	3	1	4	4	2	2	2	4	4	5	1	4
s012	2	3	4	4	4	4	4	4	4	1	4	4	4	1	3	4	1	4	1	1
s013	1	4	3	4	5	5	5	4	4	1	3	3	1	1	1	3	3	5	1	1
s014	2	4	4	4	4	3	4	4	3	1	3	3	2	1	2	4	3	4	1	1
s015	1	4	4	3	1	4	5	5	4	1	4	1	1	1	4	5	5	5	1	4

TABELLA 4.6: Condizione MURO ROTTO: punteggi dei questionari

MURO NO ROTTO INIBIZIONE																					
ID SOG.	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10	Q11	Q12	Q13	Q14	Q15	Q16	Q17	Q18	Q19	Q20	
s001	4	3	3	3	4	4	3	4	4	3	3	3	2	2	2	5	4	2	2	2	
s002	4	5	2	2	2	2	3	3	4	2	2	3	2	2	2	3	3	3	2	3	
s003	4	2	2	3	2	2	2	3	2	1	1	2	1	1	3	3	4	1	1	4	
s004	2	2	1	1	2	2	2	1	3	1	1	2	1	1	1	3	2	3	1	5	
s005	3	2	2	2	2	2	3	2	2	1	2	2	1	1	1	3	2	3	1	3	
s006	3	3	2	3	3	4	4	3	2	2	3	3	2	2	2	2	3	2	1	3	
s007	1	4	3	2	4	4	4	4	3	3	4	4	2	3	2	4	5	4	1	4	
s008	1	2	2	4	4	5	3	2	5	1	1	2	1	2	4	4	5	4	1	4	
s009	4	3	4	3	4	5	5	4	4	1	1	3	1	1	1	5	1	5	1	4	
s010	1	2	2	3	3	3	3	2	3	1	3	3	1	1	1	4	3	5	1	1	
s011	4	2	4	4	4	4	4	2	4	1	2	3	2	2	2	4	4	5	2	4	
s012	3	4	4	4	3	3	4	4	4	3	4	4	4	5	5	3	5	3	5	1	3
s013	3	5	5	4	5	4	5	5	5	1	4	4	3	1	1	4	4	5	1	1	
s014	4	5	3	3	3	4	4	5	4	1	3	4	2	2	1	4	3	4	1	3	
s015	1	5	4	4	2	4	4	4	4	1	1	1	1	1	1	4	4	4	1	4	

TABELLA 4.7: Condizione MURO NO ROTTO INIBIZIONE: punteggi dei questionari

MURO ROTTO INIBIZIONE																				
ID SOG.	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10	Q11	Q12	Q13	Q14	Q15	Q16	Q17	Q18	Q19	Q20
s001	1	2	4	3	4	3	4	3	4	2	2	2	2	2	2	4	3	5	2	3
s002	3	4	4	3	3	3	4	3	4	2	4	4	3	3	3	4	4	3	2	3
s003	1	3	4	4	4	4	3	3	4	1	2	2	1	4	2	5	5	2	4	
s004	1	2	2	1	4	4	2	2	3	1	1	1	2	1	1	3	4	5	1	2
s005	2	4	4	3	2	2	2	3	2	1	2	2	1	1	2	4	2	4	2	3
s006	3	3	2	3	4	3	3	4	4	2	3	3	2	2	2	2	2	2	1	4
s007	1	3	3	3	4	4	3	3	4	3	2	4	2	2	2	4	5	5	1	4
s008	2	2	2	4	5	5	4	4	3	1	1	3	1	1	1	4	5	3	1	3
s009	4	5	3	3	5	5	5	4	4	1	2	3	1	1	1	5	5	5	1	3
s010	1	1	2	4	2	2	2	2	5	1	2	4	1	1	1	4	2	4	2	1
s011	2	3	4	4	5	5	4	3	4	1	2	3	3	2	2	4	3	4	1	4
s012	3	4	4	4	3	4	4	4	4	3	4	4	4	2	4	4	2	3	1	4
s013	3	4	4	4	5	5	3	4	4	2	3	4	2	1	1	5	5	5	1	5
s014	2	3	4	4	3	3	4	4	4	2	3	3	2	1	2	4	3	5	1	1
s015	1	3	4	5	5	5	5	5	5	1	4	5	5	1	4	5	4	5	1	1

TABELLA 4.8: Condizione MURO ROTTO INIBIZIONE: punteggi dei questionari

### 4.2.1 Confronto condizioni in base ai punteggi dei questionari

Nella tabella (4.9) sono riportate le medie e le deviazioni standard dei punteggi dei 15 soggetti per le 4 diverse condizioni, in modo da poter confrontarle. Per confrontare le diverse condizioni è stato utilizzato il test non parametrico di Friedman a causa della natura discreta delle scale di misura.

		Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10	Q11	Q12	Q13	Q14	Q15	Q16	Q17	Q18	Q19	Q20
MUNR	media	3	3,27	2,93	2,67	3,8	3,6	3,07	3,6	3,2	1,53	2,33	2,8	2,4	2	1,93	4,27	4,07	4,33	1,27	3,73
	std	1,12	0,96	0,96	1,23	1,01	0,91	0,88	0,99	1,08	0,74	0,9	1,01	1,35	0,85	0,96	0,8	1,1	1,05	0,46	1,22
MUR	media	2	3,07	3,4	3,27	3,33	3,4	3,87	3,67	3,2	1,4	3	2,8	1,73	1,67	2,2	4,27	3,47	3,87	1,27	2,73
	std	0,85	0,96	0,99	0,7	1,45	0,74	0,74	1,11	0,86	0,74	1,07	1,15	0,8	0,9	1,08	0,8	1,30	1,06	0,46	1,39
MUNRI	media	2,8	3,27	2,87	3	3,13	3,47	3,53	3,2	3,53	1,53	2,33	2,87	1,8	1,8	1,8	3,8	3,33	3,67	1,2	3,2
	std	1,26	1,28	1,13	0,93	0,99	1,06	0,92	1,21	0,99	0,83	1,18	0,92	1,08	1,08	0,94	0,86	1,11	1,29	0,41	1,15
MURI	media	2	3,07	3,33	3,47	3,87	3,8	3,47	3,4	3,87	1,6	2,47	3,13	2,13	1,67	2	4,07	3,6	4,2	1,33	3
	std	1	1,03	0,9	0,92	1,06	1,08	0,99	0,83	0,74	0,74	0,99	1,06	1,19	0,9	1	0,8	1,24	1,01	0,49	1,25

TABELLA 4.9: Confronto dei questionari

Si può notare che i soggetti considerano mediamente più stressanti le condizioni in cui il muro non si rompe (Q1) rispetto a quando invece il muro si rompe.

I punteggi di ownership invece (Q2, Q3, Q4) non mostrano evidenti differenze per condizione, i punteggi sono leggermente maggiori per le condizioni in cui il muro si rompe.

A livello di self-location (Q5, Q6), la condizione priva di feedback o task inibitorio o dotata di entrambe sembrano favorite (probabilmente dovuto alla grande variabilità dei dati a livello soggettivo).

In termini di agency (Q7, Q8, Q9) le condizioni sembrano equivalenti.

Le scale di controllo (Q10, Q11, Q12) presentano valori bassi, confermando la validità delle altre misure, mentre le scale di disembodiment (Q13, Q14, Q15) non suggeriscono il manifestarsi di questo fenomeno.

Tutti i soggetti risultano avere un coinvolgimento medio-alto a livello emotivo (Q16) e,

in parte, interocettivo (Q17) con la condizione di muro non rotto leggermente favorita. Inoltre non hanno giudicato fastidiosa la vibrazione (Q19), non si sentono stanchi (Q20) e userebbero abbastanza volentieri il sistema in questione ancora, preferibilmente nella condizione senza task o feedback aggiuntivi (Q18).

I dati riportati in tabella (4.9) sono stati rappresentati tramite dei diagrammi a barre, visibili in figura (4.25). I colori delle barre si riferiscono alla tematica di appartenenza come si può notare dalla legenda (4.24).



FIGURA 4.24: Legenda questionari

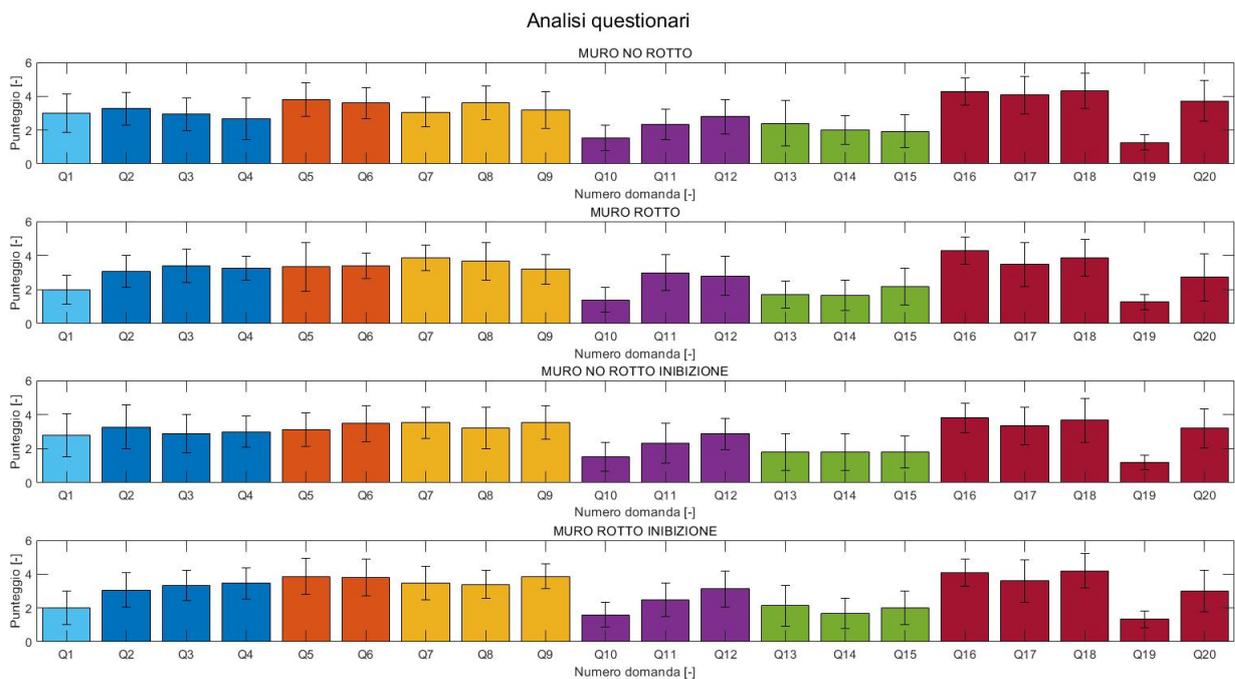


FIGURA 4.25: Diagramma a barre: confronto andamento punteggi dei questionari tra le condizioni.

### 4.3 Deriva propriocettiva e stima del tempo

Le stime del tempo di sessione e le derive propriocettive sono state analizzate tramite ANOVA a misure ripetute per tutte le condizioni.

Anche qui, vi è la mancanza di differenze statisticamente significative ma, in media,

considerando i 15 soggetti, la deriva propriocettiva è verso sinistra in tutte le condizioni e questo è un buon indicatore della stimolazione dell'embodiment.

Nel grafico in figura 4.26 è possibile notare che i valori delle derivate medie sono simili tra le condizioni, con una deviazione standard media leggermente maggiore nelle condizioni senza bolla (MUNR  $-7.38 \pm 3.51$  cm; MUR  $-7.53 \pm 3.70$  cm ; MURI  $-7.46 \pm 2.85$  cm; MUNRI  $-8.47 \pm 2.45$  cm;).

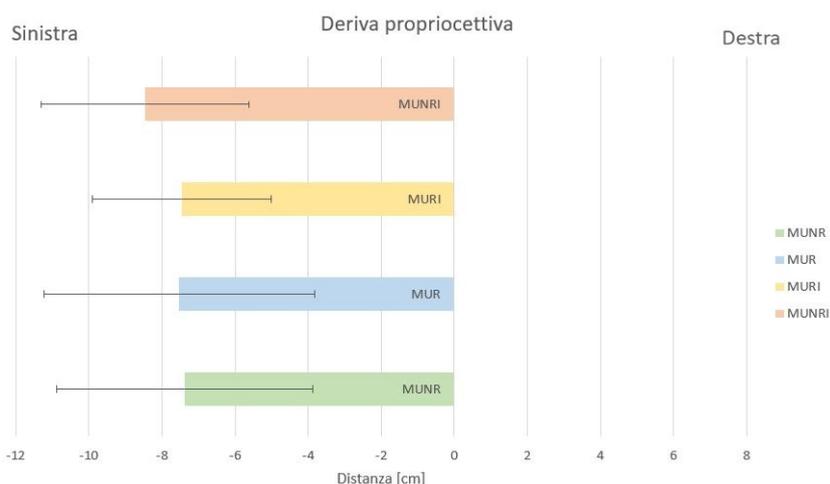


FIGURA 4.26: Derive propriocettive medie basate sulle condizioni, con deviazione standard

Anche i risultati delle stime della durata della prova non mostrano differenze statisticamente significative a livello di ANOVA, infatti i valori delle durate stimate in media sono tutti simili tra loro e vicini al valore della durata reale pari a 10 min (MUNR  $11.08 \pm 2.97$  min; MUR  $10.83 \pm 3.12$  min ; MURI  $12.67 \pm 3.60$  min; MUNRI  $9.75 \pm 1.86$  min;).

Nel grafico in figura 4.27 è possibile vedere le durate medie nelle diverse condizioni.

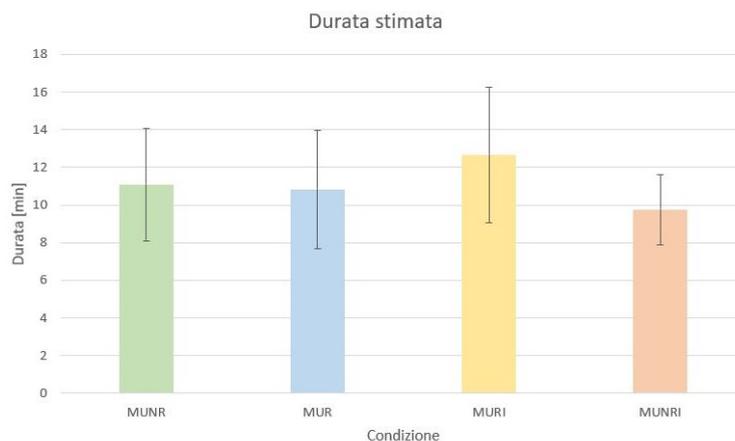


FIGURA 4.27: Durate stimate medie basate sulle condizioni, con deviazione standard

## Capitolo 5

---

# Discussioni e conclusioni

Nel seguente capitolo verranno discussi i risultati ottenuti in questi studi preliminari pensati per analizzare e valutare quale delle condizioni porti ad un maggiore livello di engagement e di embodiment dei partecipanti. Essendo lo scopo di questo studio quello di sviluppare un nuovo setup sperimentale per l'analisi dell'embodiment per protesi di arto inferiore, si delineano, inoltre, i possibili miglioramenti per ottimizzare il design del set-up ed ottenere dei risultati migliori a livello di significatività statistica. Infine verranno introdotti i possibili sviluppi futuri per chi vorrà implementare un nuovo set-up adatto a studiare l'embodiment negli arti inferiori.

I risultati dei questionari, nonostante non ci siano differenze statisticamente significative a causa del ridotto numero di soggetti, suggeriscono che il feedback di rottura è capace di rendere il task meno stressante per i soggetti e che, in generale, la presenza di elementi che arricchiscono l'esperienza utente sembra facilitare i processi di embodiment, sia a livello di task che di stimolazione soprattutto in congiunzione tra loro (mentre potrebbero essere distraenti singolarmente). Infatti i questionari relativi all'agency e all'ownership hanno dei punteggi più alti nelle condizioni con feedback di rottura e con feedback di rottura più task inibitorio.

Inoltre i punteggi delle scale di controllo e di disembodiment sono bassi per tutte le condizioni quindi, in generale, il design del set-up sperimentale funziona bene.

Si evidenzia quindi la fattibilità del task con questo setup e l'opportunità di approfondire meglio la condizione di feedback visivo di rottura del muro in studi futuri, in quanto è evidente che questo stimoli meglio l'attività e il coinvolgimento della persona.

La fattibilità del task con questo set-up si evidenzia anche dalle misure delle derive propriocettive infatti, essendo verso sinistra in tutte le condizioni, possono essere considerate come un buon indicatore della stimolazione dell'embodiment.

Inoltre la presenza della stimolazione vibratoria non è stata ritenuta fastidiosa dai

soggetti e questo può essere tenuto in considerazione nell’ottica di una futura implementazione del setup in nuovi esperimenti (soprattutto pensando al fatto che i soggetti si dicono propensi ad utilizzarlo ancora). Infatti la stimolazione non solo non era ritenuta fastidiosa ma, anzi, i partecipanti hanno sostenuto l’utilità della stimolazione vibratoria in seguito all’azione visiva, affermando che l’effetto simultaneo di stimolazione vibro-tattile e visiva abbiano portato ad un coinvolgimento maggiore.

Anche il confronto tra i singoli trials, sia per il numero di calci che per l’ampiezza dei picchi, eseguito principalmente per valutare se vi è stato un affaticamento tra i soggetti, tra i singoli trials di una stessa condizione e tra le condizioni, non ha mostrato significatività statistica a livello di ANOVA nella maggior parte dei casi.

Si nota, però, che ci sono delle differenze per il numero di calci e per le ampiezze a livello di trials nelle condizioni di MUNR e MUR e, inoltre, entrambi i parametri diminuiscono tra i trials, per tutti i soggetti, nelle condizioni senza bolla. Dunque si può dire che in queste condizioni c’è un certo affaticamento dei soggetti nel tempo, evidenziato da un numero inferiore di calci e ampiezze inferiori dei picchi nell’ultimo trial.

I confronti delle condizioni in presenza e in assenza della bolla, invece, hanno evidenziato che nel primo caso diminuisce l’ampiezza dei picchi, probabilmente perchè i soggetti prestano più attenzione all’azione di inibizione dei calci e quindi, piuttosto che impegnarsi nella distruzione del muro, cercano di schivare le bolle per ottenere una prestazione migliore.

Il confronto con test ANOVA per il numero di calci non è stato eseguito in questi casi in quanto, a causa della natura del task, si nota in principio che il numero di calci è inferiore in presenza della bolla poiché i soggetti dovevano fermarsi al suo passaggio per evitarla.

I risultati sulla comparazione preliminare tra condizioni di presenza e assenza del feedback di rottura del muro in assenza della bolla, suggeriscono la possibilità che il feedback generi maggior attività con un possibile effetto di affaticamento dei soggetti, interpretazione che suggerisce la necessità di ottimizzare il design del task, soprattutto in termini di numero di azioni da compiere e di ritmo da tenere. Quest’ultimo punto è da tenere in considerazione anche alla luce del fatto che in presenza della bolla si presenta una differenza analoga tra muro rotto e muro non rotto, sottolineando come il feedback sembri coinvolgere gli utenti generando attività (e fatica) supplementare.

Alla luce di queste considerazioni si potrebbe pensare di apportare delle modifiche alle metodologie sperimentali e al design del set-up in generale. Ad esempio, si potrebbe diminuire la durata dei singoli trials (in questo caso è di 2 minuti) in modo generare un minor effetto di affaticamento tra i trials. Si potrebbe anche scegliere di modificare

il numero di trials da eseguire per ogni condizione perché altrimenti i soggetti potrebbero capire la vera natura delle condizioni e si sentirebbero meno coinvolti.

Inoltre, poiché è emerso che, nelle condizioni con la bolla, l'aggiunta di elementi arricchisce l'esperienza utente e sembra facilitare i processi di embodiment, si potrebbe pensare di inserire degli elementi visivamente pericolosi per valutare se questi possano far emergere delle sensazioni di spavento o paura e al tempo stesso possano portare ad un maggiore livello di embodiment. Oppure ancora, si potrebbe migliorare il design delle scene con la bolla inserendo dei punteggi penalizzanti nel caso in cui la bolla viene colpita, in modo da coinvolgere di più i partecipanti.

Per stimolare maggiormente l'engagement dei soggetti si potrebbe anche pensare di aggiungere altri tipi di stimolazioni sui soggetti oppure, visto che la presenza della stimolazione vibratoria è ritenuta utile dai partecipanti, si potrebbe aumentare il numero di motorini vibranti usati, da inserire sempre sul bicipite femorale, in modo da dare un feedback vibro-tattile ed un coinvolgimento ancora superiore.

In conclusione, questo studio ha presentato una strategia utile per stimolare l'engagement e l'embodiment e si evidenzia la fattibilità e l'efficacia del set-up utilizzato. Questo sistema, quindi, può essere utilizzato in futuro per ricercare nuove strategie nel progettare sistemi che possano migliorare l'incarnazione di arti artificiali. Bisognerebbe però apportare delle modifiche, utilizzare un numero maggiore di partecipanti così da avere delle evidenze statisticamente significative e includere anche degli amputati per avere dei feedback da questi ultimi.

## Appendice A

---

### Script REMO

```
using morecognition;
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using System.IO;
using UnityEngine;
using UnityEngine.UI;
using UnityEngine.Animations.Rigging;
using MathNet.Numerics;
using System.Threading.Tasks;
using System;

public class Remo : MonoBehaviour
{
    //Definizione variabili REMO
    public static RtData myDevice = new RtData();
    bool recordData = false;
    public List<SensorData> allData { get; set; }
    string data;
    public static string defaultPath { get; set; }

    //Definizione canali di derivazione acquisiti su REMO:
    il primo e l'ultimo
    double emg1;
    double emg8;

    //Definizioni variabili di animazione della gamba
    public Rig rig = null;
    public Transform target = null;
    private Camera mainCamera;
    private float CameraZDistance;
```

```
//Definizione variabili Arduino
MVibrante motVibrante;

//Definizioni variabili che consentono il salvataggio
del nome e della soglia
BottoniRegistrazione salvaNome;
public GameObject bottoneUpload;
double sogliaCustomizzata;

//Definizione variabili di movimento della gamba
public float speed_flessione;
public float speed_estensione;
Vector3 movimento;

//Definizioni variabili del muro
private MuroFratturato verifica;

void Start()
{
    //Creazione cartella in cui vengono salvati i file a
seconda della condizione testata sull'utente

Directory.CreateDirectory(Application.streamingAssetsPath
+ "/Segnali EMG-MURO_NO_ROTTO/");

//Definizione Main Camera
    mainCamera = Camera.main;
    CameraZDistance =
mainCamera.WorldToScreenPoint(transform.position).z;

//Definizione delle variabili che appartengono ad altri
script
    verifica = GetComponent<MuroFratturato>();
    motVibrante=GetComponent<MVibrante>();

//Definizione del nome del file con cui si deve salvare
l'acquisizione del segnale EMG acquisito da REMO
    salvaNome =
bottoneUpload.GetComponent<BottoniRegistrazione>();

//Definizione del movimento di flessione della gamba
```

```
        movimento = new Vector3(0.0f, -10.0f, 0.0f);

        //Definizione della soglia customizzata per l'utente
        string readSoglia = Application.streamingAssetsPath
+ "/Soglie EMG/" + "soglia_personalizzata" + ".txt";
        string sogliaLetta =
File.ReadAllText(readSoglia).ToString();
        sogliaCustomizzata = double.Parse(sogliaLetta);

    }

    //Inizio della registrazione del segnale tramite REMO:
    inserimento della porta COM e inizio acquisizione del
    segnale

    public void StartRecord()
    {
        myDevice.StartDataAcq("COM8", 0);

        // Subscribing to event
        myDevice.DataReady += StoreData;
        allData = new List<SensorData>();

    }

    //Termine dell'acquisizione del segnale in REMO

    public void StopRecord()
    {
        myDevice.StopDataAcq();
        myDevice.DataReady -= StoreData;

    }

    //Movimento della gamba a seconda della contrazione che
    avviene da parte dell'utente durante l'acquisizione del
    segnale EMG

    private void Update()
    {
        //Controllo del livello di soglia e della variabile
        boolena dello script MuroFratturato
```

```
//che indica il contatto del piede con il muro
    if (verifica.isTouched == true && emg1 < (0.4f *
sogliaCustomizzata) && emg1 < 100)
    {
        motVibrante.sendVibration();
        target.Translate(movimento * Time.deltaTime *
speed_flessione);
    }
    else if (verifica.isTouched == false && emg1 > (0.4f
* sogliaCustomizzata) && emg1 < 100)
    {
        target.Translate(Vector3.up * speed_estensione *
Time.deltaTime);
    }

}

//Salvataggio e acquisizione dei dati di REMO
public void StoreData(object sender, RawData e)
{
    //Inizializzazione del primo e ultimo canale di
acquisizione
    emg1 = 0;
    emg8 = 0;

    // First time a connection is made different components
of the form are changed
    if (recordData == true)
    {
        allData.Add(new SensorData
        {
            Timestamp = e.Tstamp.ToString(),
            userName = "User 1",
            Phase = 0,
            emg = e.emg,

        }); ;
    }

    //Segnali acquisiti arrotondati al secondo decimale
    emg1 = Math.Round(e.emg[0], 2);
```

```
    emg8 = Math.Round(e.emg[7], 2);

    //Salvataggio del trial su file .txt con nome assegnato
    inizialmente
        string trial = Application.streamingAssetsPath +
        "/Segnali EMG-MURO_NO_ROTTO/" + salvaNome.nomefile +
        ".txt";

        if (!File.Exists(trial))
        {
            File.WriteAllText(trial, salvaNome.nomefile +
            "\n" + "1. DER      " + "8. DER      " + " \n\n\n");
        }
        else
        {
            File.AppendAllText(trial, emg1 + "      " + emg8 +
            "      " + "\n");
        }

    }
    #region Object Defintion for SensorData Class
    public class SensorData
    {
        #region Properties

        public string TimeStamp { get; set; }

        public int Phase { get; set; }

        public float accx { get; set; }

        public float accy { get; set; }

        public float accz { get; set; }

        public float gyrox { get; set; }

        public float gyroy { get; set; }

        public float gyroz { get; set; }

        public float magx { get; set; }
    }
}
```

```
public float magy { get; set; }

public float magz { get; set; }

public float[] emg { get; set; }

public string userName { get; set; }

#endregion

#region Constructor
public SensorData()
{
    TimeStamp = string.Empty;
    Phase = new int();
    accx = new float();
    accy = new float();
    accz = new float();
    gyrox = new float();
    gyroy = new float();
    gyroz = new float();
    magx = new float();
    magy = new float();
    magz = new float();
    emg = new float[8];
    userName = string.Empty;
}

#endregion

}
#endregion

}
```

## Appendice B

---

# Script MURO

### B.1 Muro NON Fratturato

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;

public class MuroNonFratturato : MonoBehaviour
{
    //Definizione variabili booleane
    private bool isFractured = false;
    private bool isEntered = false;
    public bool isTouched = false;

    //Definizioni sorgente audio
    public AudioSource muroRumore;

    private void Start()
    {
        muroRotolante =
gameObject.GetComponent<AudioSource>();
    }

    //Collisione in entrata
    private void OnCollisionEnter(Collision col)
    {

        if (col.gameObject.CompareTag("muro"))
        {
            if (isEntered == false)
```

```
        {
            //Aggiornamento variabili booleane
            isTouched = true;
            isFractured = true;

            //Emissione dell'audio che riproduce il muro
            che subisce dei colpi
            muroRumore.Play();

            isEntered = true;
        }
    }

    //Collisione in uscita, le variabili booleane vengono
    aggiornate per poter entrare nuovamente nel
    OnCollisionEnter
    private void OnCollisionExit(Collision col)
    {
        if (col.gameObject.CompareTag("muro"))
        {
            isEntered = false;
            isTouched = false;
        }
    }
}
```

## B.2 Muro Fratturato

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;

public class MuroFratturato : MonoBehaviour
{
    //Definizione variabili iterative
    private int current = 0;
    private int i = 0;
    int j, k, l, h;
    int controllo;
```

```
//Definizione dei vettori fratturato e soglia
public GameObject[] fract;
public float[] soglia;

//Definizione delle variabili booleane di controllo
private bool isFractured = false;
public bool isEntered = false;
public bool isTouched = false;

//Definizione variabili audio
public AudioSource muroRotolante;
public AudioSource muroRumore;

//Definizione variabili che randomizzano la caduta
delle cricche
int numeroRandom1;
int numeroRandom2;

//Definizione delle variabili per controllare il tempo in
cui si deve distruggere il muro
BottoniRegistrazione tempo;
public GameObject controllaBottoni;

public void Start()
{
    controllo = 0;
    j = 0;
    tempo =
controllaBottoni.GetComponent<BottoniRegistrazione>();
}

//Collisione in entrata
private void OnCollisionEnter(Collision col)
{
    //Controllo del tag muro per verificare che la gamba
stia collidendo con il muro
    if (col.gameObject.CompareTag("muro"))
    {
        if (isEntered == false)
        {
```

```
        current += 1

    //Controllo che la variabile current sia uguale a soglia
    per eliminare la cricca
        if (current == soglia[i] && i <=
fract.Length - 1)
        {
            //Frattura della cricca tramite l'eliminazione dei
constrain dal Gameobject

fract[j].gameObject.GetComponent<Rigidbody>().constraints
= RigidbodyConstraints.None;

            //Assegnazione del valore dei numeri random ottenuti a k
e l

                k = numeroRandom1;
                l = numeroRandom2;

            //Controllo dei valori assunti dalla randomizzazione di
k e l per eliminare eventuali altre cricche
                if (k == 1)
                {
                    fract[j +
k].gameObject.GetComponent<Rigidbody>().constraints =
RigidbodyConstraints.None;
                }
                else if (l == 1)
                {
                    fract[k + j +
l].gameObject.GetComponent<Rigidbody>().constraints =
RigidbodyConstraints.None;
                }

            //Aggiornamento delle variabili iterative
                j++;
                j = j + k + l;
                isTouched = true;
                isFractured = true;
                i++;

            //Emissione dell'audio che riproduce le macerie che
crollano al suolo
```

```
        muroRotolante.Play();
    }
    else if ((current < soglia[i] || current >
soglia[i]) && i <= fract.Length - 1)
    {
        isTouched = true;
        isFractured = true;
        //Emissione dell'audio che riproduce il muro che subisce
dei colpi
        muroRumore.Play();
    }
    isEntered = true;
}
}

//Collisione in uscita, le variabili booleane vengono
aggiornate per poter entrare nuovamente nel
OnCollisionEnter
private void OnCollisionExit(Collision col)
{
    if (col.gameObject.CompareTag("muro"))
    {
        isEntered = false;
        isTouched = false;
    }
}

//Controllo del tempo per far rompere in mille pezzi il
muro al termine dei 120 secondi
public void Update()
{
    if (tempo.timer < 0 && controllo != 1)
    {
        h = j;

        while (h < fract.Length)
        {
```

```
fract[h].gameObject.GetComponent<Rigidbody>().constraints
= RigidbodyConstraints.None;
        h++;

    }
    if (h == (fract.Length))
    {
        controllo = 1;
    }

}

//Definizione random dei numeri per poter rompere non
solo una cricca alla volta
public int RandomGenerate1()
{
    numeroRandom1 = Random.Range(0, 2);
    return numeroRandom1;
}
public int RandomGenerate2()
{
    numeroRandom1 = Random.Range(0, 2);
    return numeroRandom2;
}
}
```

## B.3 Condizione: Bolla

### B.3.1 Generazione bolla

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;

public class SpawnManager : MonoBehaviour
{
```

```
//Definizione dell'oggetto che deve essere generato
public GameObject bollaPrefab;

//Definizione variabili che definiscono il numero di
bolle che deve essere generato
float firstSpawn;
float numeroRandom1;

//Funzione che inizia a generare le bolle
public void StartSpawn()
{
    firstSpawn = RandomGenerate1();
    StartCoroutine(ObjectSpawn());
}

//Generazione randomica dell'istante in cui arriva la
bolla
public float RandomGenerate1()
{
    numeroRandom1 = Random.Range(20, 25);
    return numeroRandom1;
}

//Creazione delle bolle
IEnumerator ObjectSpawn()
{
    while (true)
    {
        yield return new WaitForSeconds(firstSpawn);
        Vector3 pos = gameObject.transform.position;
        Instantiate(bollaPrefab, pos,
bollaPrefab.transform.rotation);
    }
}

//Funziona che termina la generazione di bolle
public void StopSpawn()
{
    StopAllCoroutines();
}
```

```
}
```

### B.3.2 Movimento bolla

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;

public class MoveForward : MonoBehaviour
{
    //Definizione velocita' a cui si deve muovere la bolla
    public float speed = 10.0f;
    //Definizione effetto particellare per esplosione della
    bolla
    public ParticleSystem explosionParticle;

    //Movimento bolla
    void Update()
    {
        transform.Translate(Vector3.right * Time.deltaTime *
speed);
    }

    private void OnCollisionEnter(Collision collision)
    {
        if (collision.gameObject.CompareTag("gamba_dx"))
        {
            Destroy(gameObject);
            Instantiate(explosionParticle,
transform.position, explosionParticle.transform.rotation);
        }
    }
}
```

### B.3.3 Distruzione bolla

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;

public class DestroyOutOfBounds : MonoBehaviour
```

```
{  
    private float lowerBound = -60;  
  
    void Update()  
    {  
        if (transform.position.z < lowerBound)  
        {  
            Destroy(gameObject);  
        }  
    }  
}
```

## Appendice C

---

# Script Interfaccia

### C.1 Bottoni per la schermata dell'esperimento

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
using UnityEngine.SceneManagement;
using UnityEngine.UI;
using DentedPixel;

public class BottoniRegistrazione : MonoBehaviour
{
    //Tasto utile per collegare REMO
    public BottoniRegistrazione collega;
    //Tasto utile per iniziare i 120s e la registrazione del
    segnale
    public BottoniRegistrazione start;
    //Tasto utile per stoppare la registrazione del segnale
    public BottoniRegistrazione stop;
    //Tasto utile per salvare il nome del file del segnale
    EEG
    public BottoniRegistrazione upload;

    //Definizione variabili riguardanti la gamba
    private Remo remo;
    public GameObject target;
    public GameObject leg;

    //Variabili bolla
    public GameObject bolla;
```

```
public BottoniRegistrazione stopSpawn;

//Definizioni variabili per il tempo
bool tempo = false;
public float timer = 120.0f;

//Definizione variabili per il salvataggio del nome del
file del segnale EMG
public InputField filename;
public string nomefile;
public BottoniRegistrazione upload;

void Start()
{
    remo = leg.GetComponent<Remo>();
    stopSpawn = bolla.GetComponent<SpawnManager>();
}

//Funzione per il collegamento di REMO
public void Collega()
{
    remo.StartRecord();
    collega.gameObject.SetActive(false);
}

//Inizio del timer
public void StartSegnaleEMG()
{
    timer = 120.0f;
    tempo = true;
}

//Funzione per stoppare registrazione segnale
public void StopSegnaleEMG()
{
    remo.StopRecord();
    target.transform.position = remo.inizio;
    tempo = false;
    // Nel caso della condizione con la bolla si
    inseriva anche il seguente comando che fermava la
    generazione delle bolle
    stopSpawn.StopSpawn();
}
```

```
}

//Funzione che consente di riprovare il trial
public void StopProva()
{
    stop.gameObject.SetActive(false);
    SceneManager.LoadScene("Scena da sperimentare");
}

//Timer di 120s
public void Timer()
{
    if (tempo == true)
    {
        if (timer > 0)
        {
            timer -= Time.deltaTime;
        }
        else
        {
            StopSegnaleEMG();
        }
    }
}

//Tasti per accedere ai bottoni:
//TASTO C-->COLLEGAMENTO
//TASTO I--> INIZIO TIMER
//TASTO F--> START NUOVO TRIAL
//TASTO U--> SALVARE I NOMI DEI FILE DEI SEGNALI EMG
//TASTO N--> SCRIVERE I NOMI DEI FILE
//TASTO P--> TERMINE TIMER ANTICIPATO
public void Update()
{
    if (Input.GetKeyDown(KeyCode.C))
    {
        collega.gameObject.SetActive(true);
    }

    if (Input.GetKey(KeyCode.I))
    {
        StartSegnaleEMG();
    }
}
```

```
    }

    if (Input.GetKey(KeyCode.F))
    {
        stop.gameObject.SetActive(true);
    }

    if (Input.GetKey(KeyCode.U))
    {
        upload.gameObject.SetActive(true);
    }

    if (Input.GetKey(KeyCode.N))
    {
        filename.gameObject.SetActive(true);
    }

    if (Input.GetKey(KeyCode.P))
    {
        StopSegnaleEMG();
    }
    Timer();
}

//Funzione che ritorna il nome del file inserito
public string ReturnFileName()
{
    return filename.text;
}

//Funzione che salva il nome del file .txt del segnale
EMG rilevato da REMO
public void SalvaNomeFile()
{
    nomefile = ReturnFileName();
    filename.text = "";
    upload.gameObject.SetActive(false);
    filename.gameObject.SetActive(false);
}
}
```

## C.2 Bottoni per navigare nell'interfaccia

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
using UnityEngine.UI;
using System.IO;
using UnityEngine.SceneManagement;

public class BottoniInterfaccia : MonoBehaviour
{
    //Bottoni per inserimenti dati soggetti
    string subjectID;
    public InputField soggettoID;
    string age;
    public InputField eta';
    string gender;
    public InputField sesso;

    //Bottone per ritornare al Main Menu
    public ScriptBottoni buttonMainMenu;
    //Bottone per accettare consenso all'esperimento
    public ScriptBottoni bottoneConsenso;
    //Bottone per iniziare la prova
    public ScriptBottoni bottoneInizioProva;
    //Bottone per salvare i dati dei soggetti
    public ScriptBottoni bottoneUpload;
    //Bottone per andare alla schermata esperimenti
    public ScriptBottoni bottoneEsperimenti;

    //Bottoni per andare alle rispettive istruzioni di ogni
    condizione
    public ScriptBottoni istruzioniCOMP;
    public ScriptBottoni istruzioniCOOP;
    public ScriptBottoni istruzioniMNR;
    public ScriptBottoni istruzioniMR;
    public ScriptBottoni istruzioniMNRB;
    public ScriptBottoni istruzioniMRB;

    void Start()
    {
        //Creazione cartella dove salvare i file .txt
    }
}
```

```
Directory.CreateDirectory(Application.streamingAssetsPath
+ "/Identita'");

    bottoneUpload = GetComponent<ScriptBottoni>();
    buttonMainMenu = GetComponent<ScriptBottoni>();
    bottoneConsenso=GetComponent<ScriptBottoni>();
    bottoneInizioProva=GetComponent<ScriptBottoni>();
    bottoneEsperimenti=GetComponent<ScriptBottoni>();

    istruzioniCOMP=GetComponent<ScriptBottoni>();
    istruzioniCOOP=GetComponent<ScriptBottoni>();
    istruzioniMNR=GetComponent<ScriptBottoni>();
    istruzioniMR = GetComponent<ScriptBottoni>();
    istruzioniMNRB=GetComponent<ScriptBottoni>();
    istruzioniMRB=GetComponent<ScriptBottoni>();
}

//Ritorna IDsogetto inseriti da tastiera
public string ReturnSubjectID()
{
    return soggettoID.text;
}

//Ritorna ETA'soggetto inseriti da tastiera
public string ReturnSubjectAge()
{
    return eta'.text;
}

//Ritorna SESSOsogetto inseriti da tastiera
public string ReturnSubjectGender()
{
    return sesso.text;
}

//Tasto per creare cartella e i file con i dati del
soggetto
public void CreateFileTxt()
{
    //SESSO//
```

```

        string gendertxtDocumentName =
Application.streamingAssetsPath + "/Identita'/" + "Sesso"
+ ".txt";
        if ((sesso.text == ""))
        {
            return;
        }
        if (!File.Exists(gendertxtDocumentName))
        {
            File.WriteAllText(gendertxtDocumentName, "SESSO
" + "\n\n\n");
        }
        gender = ReturnSubjectGender();
        File.AppendAllText(gendertxtDocumentName, gender +
"\n");
        sesso.text = "";

//ID SOGGETTO//
        string IDtxtDocumentName =
Application.streamingAssetsPath + "/Identita'/" +
"Soggetti_ID" + ".txt";
        if ((soggettoID.text == ""))
        {
            return;
        }
        if (!File.Exists(IDtxtDocumentName))
        {
            File.WriteAllText(IDtxtDocumentName, "SOGGETTO
" + "\n\n\n");
        }
        subjectID = ReturnSubjectID();
        File.AppendAllText(IDtxtDocumentName, subjectID +
"\n");
        soggettoID.text = "";

//ETA'//
        string agetxtDocumentName =
Application.streamingAssetsPath + "/Identita'/" + "Eta'"
+ ".txt";
        if ((eta'.text == ""))
        {
            return;
        }
    
```

```
    }
    if (!File.Exists(agetxtDocumentName))
    {
        File.WriteAllText(agetxtDocumentName, "ETA '
" + "\n\n\n");
    }
    age = ReturnSubjectAge();
    File.AppendAllText(agetxtDocumentName, age + "\n");
    eta'.text = "";
}

//Funzione per tornare al Menu' principale
public void RestartGame()
{
    SceneManager.LoadScene("MainMenu");
}

//Funzione per accettare il consenso
public void SchiacciaConsenso()
{
    SceneManager.LoadScene("DatiSoggetto");
}

//Funzione per andare alla schermata esperimenti
public void BackToExperiment()
{
    SceneManager.LoadScene("Esperimenti");
}

//TASTO E-->appare il pulsante che riporta alla
schermata esperimenti
public void Update()
{
    if (Input.GetKey(KeyCode.E))
    {
        bottoneEsperimenti.gameObject.SetActive(true);
    }
}

//Funzione per andare all'inserimento delle soglie
public void InserimentoSoglie()
{
```

```
        SceneManager.LoadScene("InserimentoSoglie");
    }

    //Funzioni per andare alle rispettive istruzioni di ogni
    condizione
    public void IstruzioniCOMP()
    {
        SceneManager.LoadScene("Competizione");
    }

    public void IstruzioniCOOP()
    {
        SceneManager.LoadScene("Coordinazione");
    }

    public void IstruzioniMR()
    {
        SceneManager.LoadScene("murorompibile");
    }

    public void IstruzioniMNR()
    {
        SceneManager.LoadScene("murononrompibile");
    }

    public void IstruzioniMNRB()
    {
        SceneManager.LoadScene("MuroNoRottoBolla");
    }

    public void IstruzioniMRB()
    {
        SceneManager.LoadScene("MuroRagno");
    }
}
```

### C.3 Schermata Menù Principale

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
```

```
using UnityEngine.SceneManagement;

public class MainMenu : MonoBehaviour
{
    public GUIStyle menu';
    public GUIStyle scelta;
    public GUIStyle bottoni;

    void OnGUI()
    {
        GUILayout.BeginArea(new Rect(750, 50, 500, 1300));

        GUILayout.Label("Main Menu:\n", menu');

        GUILayout.Label("\n 1. Consenso al trattamento dei
dati:", scelta);

        if (GUILayout.Button("\nCONSENSO\n", bottoni))
        {
            SceneManager.LoadScene("Consenso");
        }

        GUILayout.Label("\n 2. Inserimento dati del soggetto
e soglie:", scelta);

        if (GUILayout.Button("\nDATI DEL SOGGETTO E
SOGLIE\n", bottoni))
        {
            SceneManager.LoadScene("DatiSoggetto");
        }

        GUILayout.Label("\n3. Inserimento soglia:", scelta);

        if (GUILayout.Button("\nSOGLIA\n", bottoni))
        {
            SceneManager.LoadScene("InserimentoSoglie");
        }

        GUILayout.Label("\n4. Esperimenti:", scelta);

        if (GUILayout.Button("\nESPERIMENTI\n", bottoni))
        {
```

```
        SceneManager.LoadScene("Esperimenti");
    }

    GUILayout.EndArea();
}
}
```

## C.4 Schermata Condizioni Esperimenti

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
using UnityEngine.SceneManagement;

public class SchermataEsperimenti : MonoBehaviour
{
    public GUIStyle menu';
    public GUIStyle scelta;
    public GUIStyle bottoni;

    //GUI: l'interfaccia di gioco che cambia ogni frame

    void OnGUI()
    {
        GUILayout.BeginArea(new Rect(550, 50, 900, 1300));

        GUILayout.Label("Esperimenti:\n", menu');

        GUILayout.Label("\n 1. ESPERIMENTO 1: colpisci e
distruggi il muro", scelta);

        if (GUILayout.Button("\nESPERIMENTO 1A\n", bottoni))
        {
            SceneManager.LoadScene("IstruzioniMNR");
        }

        if (GUILayout.Button("\nESPERIMENTO 1B\n", bottoni))
        {
            SceneManager.LoadScene("IstruzioniMR");
        }
    }
}
```

```
        GUILayout.Label("\n 2. ESPERIMENTO 2: colpisci il  
muro facendo attenzione agli oggetti esterni", scelta);  
  
        if (GUILayout.Button("\nESPERIMENTO 2A\n", bottoni))  
        {  
            SceneManager.LoadScene("IstruzioniMNRB");  
        }  
  
        if (GUILayout.Button("\nESPERIMENTO 2B\n", bottoni))  
        {  
            SceneManager.LoadScene("IstruzioniMRB");  
        }  
  
        GUILayout.EndArea();  
    }  
}
```

## Appendice D

---

# Script ARDUINO

### D.1 Vibrazione su Unity

```
using UnityEngine;
using System.Collections;
using System.IO.Ports;

public class MVibrante : MonoBehaviour
{
    public string portName;
    SerialPort arduino;
    float timer;
    bool tempo = false;

    //Inserimento porta COM di Arduino
    void Start()
    {
        arduino = new SerialPort("COM10", 9600);
        arduino.Open();
    }

    void Update()
    {
        TimerVib();
    }

    //Funzione che viene richiamata nello script Remo.cs per
    dare una vibrazione quando la gamba virtuale collide con
    il muro
}
```

```
public void sendVibration()
{
    tempo = true;
    timer = 0.5f;
    if (arduino.IsOpen)
    {
        TimerVib();
    }
}

//Funzione che determina la durata della vibrazione
public void TimerVib()
{
    if (tempo == true)
    {
        if (timer > 0)
        {
            timer -= Time.deltaTime;
            arduino.Write("A");
        }
        else if (timer == 0)
        {
            tempo = false;
        }
    }
}
}
```

## D.2 Collegamento scheda Arduino e motorino vibrante

```
#include <Wire.h>
#include "Adafruit_DRV2605.h"
Adafruit_DRV2605 drv;
#define LF 0x0A
char input_string[10] = {0x0};
int idx = 0;
```

```
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
  //Serial.println("DRV 2605 FW");
  drv.begin();
  drv.selectLibrary(1);
  // I2C trigger by sending 'go' command
  // default, internal trigger when sending GO command
  drv.setMode(DRV2605_MODE_INTTRIG);
}

//uint8_t effect = 70;
uint8_t effect = 16;

void loop() {

  char inputChar = 0x00;
  // Send feedback signal to GUI
  Serial.println("t");

  if(Serial.available() > 0){
    inputChar = Serial.read();

    if(inputChar == 'A'){
      drv.setWaveform(0, effect); // play effect
      drv.setWaveform(1, 0);      // end waveform
      // play the effect!
      drv.go();
    }
    else{
    }
  }
  else{
    drv.stop();
  }
  delayMicroseconds(10000);
}
```

# Bibliografia

- [1] Wikipedia. *Anatomia arto inferiore*. URL: <https://it.wikipedia.org/wiki/Artoinferiore>.
- [2] *Il piccolo Abc dell'anca*. URL: <https://www.reumatismo.ch/blog/2017/abc-dellanca>.
- [3] *Articolazione anca*. URL: <https://blog.performancelab16.com/dolore-anca-nello-sport/>.
- [4] *Articolazione ginocchio*. URL: <https://www.ortopediaweb.net/web/anatomia-ginocchio/>.
- [5] Mypersonaltrainer. *Anatomia arto inferiore*. URL: <https://www.my-personaltrai%20ner.it/salute-benessere/tibia-perone.html>.
- [6] URL: <https://www.fisiosportroma.net/patologie/patologie-del-piede/>.
- [7] La perdita di un arto: effetti fisici e psicologici. URL: <https://www.sanraffaele.it/comuni%20cazione/news/64/la-perdita-di-un-arto-aspetti-fisici-e-psicologici>.
- [8] Olga Horgan e Malcolm MacLachlan. «Psychosocial adjustment to lower-limb amputation: a review». In: *Disability and rehabilitation* 26.14-15 (2004), pp. 837–850.
- [9] Alberto Esquenazi e Stanley K Yoo. «Lower limb amputations–Epidemiology and assessment». In: *PMR Knowledge Now* 3 (2016).
- [10] JHB Geertzen, JD Martina e HS Rietman. «Lower limb amputation part 2: Rehabilitation-A 10 year literature review». In: *Prosthetics and orthotics international* 25.1 (2001), pp. 14–20. DOI: 10.1080/03093640108726563.
- [11] Eziologia Amputazioni. URL: <http://www.pietrodifalco.com>.
- [12] Istituti Clinici Scientifici Maugeri. URL: <https://www.icsmaugeri.it/patologie/amputa%20zioni-dellarto-inferiore>.
- [13] Priya Varma, Margaret G Stineman e Timothy R Dillingham. «Epidemiology of limb loss». In: *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics* 25.1 (2014), pp. 1–8.
- [14] Renzo Bagarolo. «“Protesizzazione” e cura dell’anziano amputato e fragile: un percorso di cura complesso». In: ()).

- [15] Ministero della Salute. Istituto Superiore della Sanità. In: <http://www.salute.gov.it> ().
- [16] Roga. «Classificazione Amputazioni.» In: <https://rogaenna.it/livelli-amputazione-arto-inferiore> ().
- [17] Organi artificiali e protesi. URL: <https://www.treccani.it/enciclopedia/organi-artificiali-e-protesi>.
- [18] B.S. Godfrey. - "Lower Limb Prosthetics". URL: <https://now.aapmr.org/lower-limb-prosthetics>.
- [19] Kersti AM Samuelsson et al. «Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review». In: *Prosthetics and orthotics international* 36.2 (2012), pp. 145–158.
- [20] URL: <https://www.ottobock.com/>.
- [21] Modelli protesici degli arti. URL: <https://www.msmanuals.com/it-it/professionale%20/argomenti-speciali/protesi-dell-arto/modelli-protesici-degli-arti>.
- [22] *Protesi modulari e tradizionali*. URL: <https://www.itop.it/wp-content/uploads/%202017/07/9-PROTESI.pdf>.
- [23] In: *Dispense del professore Carlo Ferraresi*. ().
- [24] Amputech. *Ginocchio protesico*. URL: <https://www.amputech.it/ginocchi/>.
- [25] Firas Thair Al-Maliky e Jumaa Salman Chiad. «A review study for measurement, analysis and evaluation four bar polycentric knee». In: *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. Vol. 1094. 1. IOP Publishing, 2021, p. 012113.
- [26] Philipp Beckerle et al. «A human–machine-centered design method for (powered) lower limb prosthetics». In: *Robotics and Autonomous Systems* 95 (2017), pp. 1–12.
- [27] Matthew R Longo et al. «What is embodiment? A psychometric approach». In: *Cognition* 107.3 (2008), pp. 978–998.
- [28] Stefania Lanaro Date. «EMBODIMENT, SÉ CORPOREO E SVILUPPO DELLA CONSAPEVOLEZZA DI SÉ–F. Della Gatta». In: ().
- [29] Craig D Murray. «An interpretative phenomenological analysis of the embodiment of artificial limbs». In: *Disability and rehabilitation* 26.16 (2004), pp. 963–973.
- [30] Adrienne Gouzien et al. «Reachability and the sense of embodiment in amputees using prostheses». In: *Scientific Reports* 7.1 (2017), pp. 1–10.
- [31] Cierra Stiegelmar et al. «TOWARDS QUANTIFYING THE SENSE OF AGENCY AND ITS CONTRIBUTION TO EMBODIMENT OF MYOELECTRIC PROSTHESES». In: *MEC20 Symposium*. 2020.

- [32] Jan Zbinden, Eva Lendaro e Max Ortiz-Catalan. «Prosthetic embodiment: systematic review on definitions, measures, and experimental paradigms». In: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 19.1 (2022), pp. 1–16.
- [33] Pamela Gallagher e Malcolm MacLachlan. «Adjustment to an artificial limb: a qualitative perspective». In: *Journal of health psychology* 6.1 (2001), pp. 85–100.
- [34] Robin Bekrater-Bodmann. «Perceptual correlates of successful body–prosthesis interaction in lower limb amputees: psychometric characterisation and development of the Prosthesis Embodiment Scale». In: *Scientific reports* 10.1 (2020), pp. 1–13.
- [35] Solaiman Shokur et al. «Assimilation of virtual legs and perception of floor texture by complete paraplegic patients receiving artificial tactile feedback». In: *Scientific reports* 6.1 (2016), pp. 1–14.
- [36] Norimichi Kitagawa e Yuka IGARASHI. «Tickle sensation induced by hearing a sound(Summary of Awarded Presentation at the 23rd Annual Meeting)». In: *The Japanese Journal of Psychonomic Science* (set. 2005), pp. 121–122. DOI: 10.14947/psychono.KJ00004348795.
- [37] Li Ding et al. «Mirror visual feedback combining vibrotactile stimulation promotes embodiment perception: an Electroencephalogram (EEG) pilot study». In: *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 8 (2020), p. 553270.
- [38] MR Mulvey et al. «The use of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) to aid perceptual embodiment of prosthetic limbs». In: *Medical hypotheses* 72.2 (2009), pp. 140–142.
- [39] Matthew R Mulvey et al. «Perceptual embodiment of prosthetic limbs by transcutaneous electrical nerve stimulation». In: *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface* 15.1 (2012), pp. 42–47.
- [40] Daniel Blustein, Adam Wilson e Jon Sensinger. «Assessing the quality of supplementary sensory feedback using the crossmodal congruency task». In: *Scientific reports* 8.1 (2018), pp. 1–11.
- [41] Paul D Marasco et al. «Illusory movement perception improves motor control for prosthetic hands». In: *Science translational medicine* 10.432 (2018), eaao6990.
- [42] Paul D Marasco et al. «Neurobotic fusion of prosthetic touch, kinesthesia, and movement in bionic upper limbs promotes intrinsic brain behaviors». In: *Science Robotics* 6.58 (2021), eabf3368.
- [43] Konstantina Kilteni, Raphaela Groten e Mel Slater. «The sense of embodiment in virtual reality». In: *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 21.4 (2012), pp. 373–387.
- [44] Giulia Caserta. «Evaluation and improvement of the embodiment of an upper limb prosthesis: the Hannes system». In: (2021).

- [45] Marte Roel Lesur et al. «Being short, sweet, and sour: congruent visuo-olfactory stimulation enhances illusory embodiment». In: *Perception* 49.6 (2020), pp. 693–696.
- [46] Mareike Flögel et al. «Application of the rubber hand illusion paradigm: comparison between upper and lower limbs». In: *Psychological research* 80.2 (2016), pp. 298–306.
- [47] Elena Kokkinara e Mel Slater. «Measuring the effects through time of the influence of visuomotor and visuotactile synchronous stimulation on a virtual body ownership illusion». In: *Perception* 43.1 (2014), pp. 43–58.
- [48] Stefan Golaszewski et al. «Neural mechanisms underlying the Rubber Hand Illusion: A systematic review of related neurophysiological studies». In: *Brain and Behavior* 11.8 (2021), e02124.
- [49] Tobias Schicke, Frank Bauer e Brigitte Röder. «Interactions of different body parts in peripersonal space: how vision of the foot influences tactile perception at the hand». In: *Experimental Brain Research* 192.4 (2009), pp. 703–715.
- [50] Polona Pozeg, Giulia Galli e Olaf Blanke. «Those are your legs: the effect of visuo-spatial viewpoint on visuo-tactile integration and body ownership». In: *Frontiers in psychology* 6 (2015), p. 1749.
- [51] Michiel van Elk, Joachim Forget e Olaf Blanke. «The effect of limb crossing and limb congruency on multisensory integration in peripersonal space for the upper and lower extremities». In: *Consciousness and cognition* 22.2 (2013), pp. 545–555.
- [52] Sotaro Shimada, Kensuke Fukuda e Kazuo Hiraki. «Rubber hand illusion under delayed visual feedback». In: *PloS one* 4.7 (2009), e6185.
- [53] Simona Crea et al. «The rubber foot illusion». In: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 12.1 (2015), pp. 1–6.
- [54] Marco D’Alonzo, Francesco Clemente e Christian Cipriani. «Vibrotactile stimulation promotes embodiment of an alien hand in amputees with phantom sensations». In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 23.3 (2014), pp. 450–457.
- [55] H Henrik Ehrsson, Nicholas P Holmes e Richard E Passingham. «Touching a rubber hand: feeling of body ownership is associated with activity in multisensory brain areas». In: *Journal of neuroscience* 25.45 (2005), pp. 10564–10573.
- [56] Cosima Prahm et al. «PlayBionic: game-based interventions to encourage patient engagement and performance in prosthetic motor rehabilitation». In: *PM&R* 10.11 (2018), pp. 1252–1260.
- [57] Christian Alexander Garske et al. «Serious games are not serious enough for myoelectric prosthetics». In: *JMIR serious games* 9.4 (2021), e28079.

- [58] URL: <https://www.ionos.it/digitalguide/online-marketing/vendere-online/realta-estesa-xr/>.
- [59] Prosoftweb. URL: <https://www.prosoftweb.it/extended-reality-xr>.
- [60] URL: <https://www.applied.it/it-it/tecnologie-immersive/le-differenze-tra-xr-vr-mr-e-ar-ar-1037>.
- [61] URL: <https://vitolavecchia.altervista.org/cosa-sono-e-differenza-tra-realta-estesa-xr-e-realta-aumentata-ar/>.
- [62] URL: <https://www.pmi.it/tecnologia/prodotti-e-servizi-ict/362198/extended-reality-un-nuovo-modo-di-interagire-con-il-mondo.html>.
- [63] URL: <https://hospitalnews.com/computer-assisted-rehabilitation-environment/>.
- [64] Marta Matamala-Gomez et al. «Virtual body ownership illusions for mental health: a narrative review». In: *Journal of Clinical Medicine* 10.1 (2021), p. 139.
- [65] URL: <https://www.lumi4innovation.it/realta-virtuale-applicazioni-medicina/>.
- [66] URL: [https://it.wikipedia.org/wiki/Realt%C3%A0\\_virtuale](https://it.wikipedia.org/wiki/Realt%C3%A0_virtuale).
- [67] URL: <https://www.repubblica.it/dossier/economia/i-gioielli-del-made-in-italy/2020/12/21/news/artiness-277972859/>.
- [68] URL: <https://www.officeautomation.soiel.it/le-tre-forme-della-realta-estesa-aumentata-virtuale-e-mista/>.
- [69] URL: <https://www.touringclub.it/notizie-di-viaggio/la-realta-aumentata-entra-nei-musei-di-varese/immagine/3/casa-museo-ludovico-pagliagli>.
- [70] URL: <https://niantic.helpshift.com/hc/it/6-pokemon-go/faq/28-catching-pokemon-in-ar-mode/>.
- [71] Maximilian Speicher, Brian D Hall e Michael Nebeling. «What is mixed reality?» In: *Proceedings of the 2019 CHI conference on human factors in computing systems*. 2019, pp. 1–15.
- [72] *Mixed Reality Examples: Uses in the Workplace*. URL: <https://virtualspeech.com/blog/mixed-reality-change-future-workplaces>.
- [73] URL: <https://unity.com/>.
- [74] URL: <https://www.apogeeonline.com/articoli/che-cose-unity-e-perche-realta-virtuale-e-aumentata-saranno-sempre-piu-importanti-giambattista-de-giorgis/>.
- [75] Michael Villiger et al. «Virtual reality–augmented neurorehabilitation improves motor function and reduces neuropathic pain in patients with incomplete spinal cord injury». In: *Neurorehabilitation and neural repair* 27.8 (2013), pp. 675–683.

- [76] URL: <https://www.leonardoausili.com/approfondimenti/a/la-realta-virtuale-nella%20riabilitazione-delle-disabilita-motorie-102.html>.
- [77] Benjamin J Darter e Jason M Wilken. «Gait training with virtual reality-based real-time feedback: improving gait performance following transfemoral amputation». In: *Physical Therapy* 91.9 (2011), pp. 1385–1394.
- [78] Hokyoung Ryu e Kyoungwon Seo. «The illusion of having a large virtual body biases action-specific perception in patients with mild cognitive impairment». In: *Scientific Reports* 11.1 (2021), pp. 1–11.
- [79] Emmanuele Tidoni et al. «Local and remote cooperation with virtual and robotic agents: a P300 BCI study in healthy and people living with spinal cord injury». In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 25.9 (2016), pp. 1622–1632.
- [80] URL: <https://simzine.it/it/tech/sim-geek/realta-virtuale-il-futuro-e-presente/>.
- [81] URL: <https://www.itssi.it/realta-aumentata-applicazioni-nel-settore-medico/>.
- [82] Elena Lucania. «Training dell’embodiment di protesi di arto inferiore: studio di fattibilità su compiti cooperativi e competitivi». In: (2022).
- [83] Giacinto Barresi et al. «Exploring the embodiment of a virtual hand in a spatially augmented respiratory biofeedback setting». In: *Frontiers in Neurobotics* 15 (2021), p. 683653.
- [84] *Jasp*. URL: <https://jasp-stats.org/>.