

POLITECNICO DI TORINO
LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA
BIOMEDICA



**Tecniche di realtà aumentata per favorire
l'incorporazione di un arto artificiale da
parte di un soggetto amputato**

Supervisor

Prof. CARLO FERRARESI

Dr. GIACINTO BARRESI

Dr.ssa. GIULIA MARIANI

Candidata

CHIARA DOMINICI

DICEMBRE 2023

Sommario

L'amputazione è un evento traumatico che ha un profondo impatto sulla vita dell'individuo coinvolto. Attività quotidiane e semplici, come camminare e alzarsi da una sedia, diventano sfide complesse da superare. A peggiorare la situazione si unisce il problema psicologico. Demotivazione e depressione accompagnano il soggetto durante questo periodo.

Le protesi giocano un ruolo di estrema importanza in questo contesto, poiché cercano di replicare sia la morfologia che la funzione dell'arto perduto. Il loro obiettivo finale è garantire all'utente indipendenza e soddisfazione, contribuendo così a ripristinare una qualità di vita migliore.

Nonostante gli evidenti benefici offerti dalle protesi, la maggior parte degli amputati tende ad abbandonare il loro utilizzo. Le ragioni dietro a questa scelta sono molteplici e la comprensione di esse è cruciale per trovare possibili soluzioni al problema. Una delle principali motivazioni è la mancanza di affidabilità e di un adeguato feedback sensoriale da parte delle protesi. Infatti, queste, per essere accettate e adempiere appieno la loro funzione, devono essere percepite come parte integrante del corpo dell'utente. Da questa considerazione sorge l'importanza del concetto di "embodiment", sempre più diffuso e rilevante nell'ambito protesico. Inoltre, un altro motivo che spinge le persone a rifiutare l'uso dei dispositivi è la mancanza di coinvolgimento durante la terapia riabilitativa tradizionale. La scarsa motivazione influisce negativamente sui pazienti, spingendoli a interrompere le sedute di riabilitazione, con conseguente abbandono della protesi. Da questa seconda considerazione emerge l'importanza del concetto di "engagement".

Questo lavoro di tesi, che si concentra sullo studio dei fenomeni di embodiment ed engagement in pazienti con amputazione trans-femorale, è stato svolto in collaborazione con il Rehab Technologies Lab dell'Istituto Italiano di Tecnologia (IIT) di Genova. Si tratta di un laboratorio congiunto IIT-INAIL teso a sviluppare dispositivi robotici protesici e riabilitativi.

Con il termine "embodiment" si intende la capacità di percepire un arto artificiale come parte integrante del corpo.

Il termine “engagement”, invece, riguarda il coinvolgimento del paziente, ad esempio, durante le sedute di riabilitazione.

L’obiettivo della tesi è valutare la possibilità di stimolare l’incorporazione della protesi e il coinvolgimento in pazienti affetti da amputazioni trans-femorali in un training basato su un sistema di Realtà Aumentata Spaziale (SAR). Nella SAR un ambiente reale viene arricchito di elementi digitali mediante uno schermo direttamente collocato nel setting, facilitandone l’implementazione, senza far indossare caschetti all’utente. Per raggiungere l’obiettivo, un campione di 27 soggetti senza disabilità ha condotto in modo randomico uno tra i tre differenti test proposti. Ogni test, creato con Unity e proiettato su uno schermo piatto appoggiato orizzontalmente su un tavolo, è preceduto e seguito da una sessione di Rubber Foot Illusion dalla durata di 5 minuti.

L’ipotesi di questo studio, alla luce di recenti ricerche in letteratura, è che l’alternanza di condizioni sociali e non sociali possa favorire contemporaneamente l’embodiment suscitato dalle seconde grazie al coinvolgimento offerto dalle prime. Nella condizione non sociale il soggetto partecipa da solo, mentre in quella sociale condivide l’ambiente virtuale con un altro utente. In particolare, in quest’ultimo caso si esaminano le condizioni di cooperazione e competizione. Le diverse situazioni proposte sono apprezzabili e comprensibili visivamente.

Ogni test prevede l’esecuzione sequenziale di tre esercizi, rappresentativi di tre differenti condizioni. Gli esercizi hanno una durata di 60 secondi e sono intervallati da un periodo di riposo di 30 secondi.

Per ogni condizione il soggetto visualizza, attraverso un monitor posto orizzontalmente, due gambe virtuali e un muro anche esso virtuale. La gamba destra è rappresentata come un modello 3D della protesi Hybrid Knee (sviluppata da Rehab Technologies Lab in collaborazione con INAIL nel quadro del progetto HyperLeg), mentre quella sinistra non è protesizzata.

I tre test differenziano per il secondo esercizio. Nel primo test, si presenta la condizione non sociale, mentre nel secondo e nel terzo test si sperimentano rispettivamente le condizioni cooperativa e competitiva. Il primo e l’ultimo esercizio, invece, rimangono invariati e rappresentano la condizione non sociale.

I partecipanti, durante l’esecuzione, devono contrarre il muscolo quadricipite della gamba destra, mantenendola ferma. Questa contrazione muscolare è rilevata mediante elettrodi EMG e genera il movimento della gamba protesica che collide con il muro virtuale. L’obiettivo del giocatore è distruggere il muro. Nel corso dei 60 secondi di gioco, il soggetto riceve feedback visivi attraverso l’interfaccia implementata in Unity, feedback uditivi e feedback vibro-tattili, sincronizzati con le collisioni tra la gamba e il muro virtuale.

Durante l’intero esperimento vengono raccolti, oltre al segnale elettromiografico, anche i dati riferiti alla frequenza cardiaca e alla risposta galvanica della pelle.

L'analisi dei risultati derivanti dall'elaborazione dei segnali fisiologici, unita alle risposte fornite nei questionari e alla valutazione della deriva propriocettiva, ha permesso di studiare l'embodiment e l'engagement durante i test. In particolare, il test 2 e 3, che prevedono l'alternanza della condizione sociale cooperativa e competitiva con quella non sociale, hanno prodotto risultati soddisfacenti, suggerendo il potenziale di questo approccio nel favorire l'embodiment protesico.

Considerando come l'ipotesi sia stata confermata da alcuni risultati dello studio, la tesi permette di indicare che l'alternanza di condizioni sociali e non sociali in questo training può favorire il processo di embodiment protesico mediante l'incremento dell'engagement dei soggetti, fornendo un input rilevante per i prossimi passi in quest'ambito di ricerca.

Ringraziamenti

A tutta la mia famiglia, in particolare ai miei genitori e a mia sorella Giulia che mi hanno sempre sostenuta in tutte le mie scelte. Siete il mio punto di riferimento, di sfogo e, anche se molto spesso non lo dimostro, vi voglio bene!

Ad Andrea, il mio coinquilino, che mi ha sempre incoraggiata a dare il massimo, ascoltata e aiutata in tutti i momenti. Grazie per aver camminato al mio fianco in questi ultimi tre anni!

Ai miei compagni di avventure dalle superiori, Carlo, Carolina, Elisa, Maglio, More e Ro, con cui ho condiviso tutto. Sarete sempre i miei "bro".

A tutti i miei amici valligiani: ho sempre potuto contare su di voi in qualsiasi momento.

Ai miei colleghi dell'università, in particolare a Giulia, con cui ho condiviso questi ultimi 5 anni, ricchi di sfide e lavori di gruppo. Grazie, perché insieme è stato tutto più piacevole!

I am grateful to Joseph and Adriana for the long chats despite my accent and pronunciation. Thanks for helping me becoming more comfortable with the English language.

Infine, desidero esprimere la mia profonda riconoscenza al Professor Carlo Ferraresi, a Giacinto Barresi e a Giulia Mariani per avermi offerto l'opportunità di svolgere la tesi presso l'IIT di Genova. Vi ringrazio per il supporto e l'aiuto costante durante questi mesi.

Indice

Elenco delle tabelle	IX
Elenco delle figure	X
Acronimi	XIII
1 Introduzione	1
2 Stato dell'arte e obiettivi	4
2.1 Stato dell'arte	4
2.2 Obiettivi	7
3 Contesto	9
3.1 Anatomia e cinematica degli arti inferiori	9
3.1.1 Articolazioni	10
3.2 Amputazioni degli arti inferiori	14
3.2.1 Eziologia ed epidemiologia	14
3.2.2 Classificazione amputazioni di arto inferiore	15
3.3 Protesi degli arti inferiori	17
3.4 Embodiment	20
3.4.1 The Rubber Foot Illusion	20
3.5 Segnali biologici	22
3.5.1 Segnale elettromiografico	22
3.5.2 Risposta galvanica della pelle	24
3.5.3 Frequenza cardiaca	25
4 Realtà aumentata spaziale ed Engagement	27
5 Materiali e Metodi	31
5.1 Partecipanti	31
5.2 Setup sperimentale	31
5.2.1 Sensori per l'acquisizione di segnali fisiologici	32

5.2.2	Motore vibrante e Arduino	33
5.2.3	Hybrid Knee	34
5.2.4	Implementazione dell'interfaccia utente	35
5.3	Procedura sperimentale	41
5.4	Analisi eseguite	45
5.4.1	Questionari	45
5.4.2	Segnali fisiologici	48
6	Risultati	52
6.1	Questionari	52
6.2	Deriva propriocettiva	54
6.3	Analisi EMG	56
6.4	Analisi GSR e BVP	58
7	Discussioni	62
8	Conclusioni e sviluppi futuri	65
A	Script movimento della gamba del giocatore virtuale	67
B	Grafici features ottenute da EMG	69
C	Grafici features ottenute da PPG	72
D	Grafici features ottenute da EDA	74
	Bibliografia	77

Elenco delle tabelle

5.1	Questionario ALLI [11].	46
5.2	Questionario VFI.	47
6.1	Media delle risposte al questionario ALLI post test.	53
6.2	Media delle risposte al questionario VFI post test.	53
6.3	Media delle risposte al questionario NASA-TLX post test.	54
6.4	Numero di calci medio per ogni esercizio in ogni test.	57
6.5	Test 1: Percentuale valori anomali.	59
6.6	Test 2: Percentuale valori anomali.	59
6.7	Test 3: Percentuale valori anomali.	60

Elenco delle figure

3.1	Visione anteriore (a), laterale (b) e posteriore (c) dell'arto inferiore [25].	10
3.2	Visione anteriore dell'articolazione dell'anca [31].	11
3.3	Visione anteriore dell'articolazione del ginocchio [33].	12
3.4	Visione posteriore e laterale dell'articolazione della caviglia [36]. . .	13
3.5	Livelli di amputazioni di arto inferiore [42].	16
3.6	Esperimento dell'illusione del piede di gomma [2].	21
4.1	Continuum realtà-virtualità [67].	28
5.1	Setup sperimentale.	32
5.2	Posizione degli elettrodi EMG, del motorino vibrante sul quadricipite destro e di Empatica E4 sul polso sinistro.	34
5.3	Schema delle scene di Unity.	35
5.4	Scena 1: Menu principale.	36
5.5	Scena 2: Consenso.	36
5.6	Scena 3: Dati del soggetto.	37
5.7	Scena 4: Inserimento soglia di contrazione.	38
5.8	Scena 5: Scelta dei test.	39
5.9	Scena 6: Istruzioni.	39
5.10	Scena 7: Condizione non sociale.	40
5.11	Scena 9: Condizione sociale cooperativa.	40
5.12	Scena 10: Condizione sociale competitiva.	40
5.13	Scena 8: Pausa di 30 s da una condizione all'altra.	41
5.14	Rubber Foot Illusion preliminare.	43
5.15	Vista dall'alto del soggetto pronto ad iniziare il test.	43
5.16	QR Code dei questionari.	46
5.17	Questionario NASA-TLX [82].	48
6.1	Derive propriocettive post test.	55
6.2	Differenza derive propriocettive post test e pre test.	55

6.3	Confronto test: numero di calci.	57
6.4	Confronto test: ampiezza media normalizzata.	58
6.5	Confronto test: frequenza cardiaca.	60
6.6	Confronto test: numero di SCR rilevati.	60
6.7	Confronto test: ampiezza media di SCR.	61
B.1	Test 1: Numero calci.	69
B.2	Test 1: Ampiezza media picchi EMG.	70
B.3	Test 2: Numero calci.	70
B.4	Test 2: Ampiezza media picchi EMG.	70
B.5	Test 3: Numero calci.	71
B.6	Test 3: Ampiezza media picchi EMG.	71
C.1	Test 1: Frequenza cardiaca.	72
C.2	Test 2: Frequenza cardiaca.	73
C.3	Test 3: Frequenza cardiaca.	73
D.1	Test 1: Numero picchi SCR.	74
D.2	Test 1: Ampiezza picchi SCR.	75
D.3	Test 2: Numero picchi SCR.	75
D.4	Test 2: Ampiezza picchi SCR.	75
D.5	Test 3: Numero picchi SCR.	76
D.6	Test 3: Ampiezza picchi SCR.	76

Acronimi

ALLI

Artificial Lower Limb Illusion (illusione artificiale degli arti inferiori)

AR

Augmented Reality (realtà aumentata)

BVP

Blood Volume Pulse (pulsazione del volume sanguigno)

CAVE

Cave Automatic Virtual Environment

CV

Conduction Velocity (velocità di conduzione)

EDA

Electrodermal Activity (attività elettrodermica)

EMG

Electromyography (segnale elettromiografico)

GSR

Galvanic Skin Response (risposta galvanica della pelle)

HMD

Head Mounted Display (display montato sulla testa)

HR

Heart Rate (frequenza cardiaca)

IIT

Istituto Italiano di Tecnologia

MR

Mixed Reality (realtà mista)

MUAP

Motor Unit Action Potential (potenziale d'azione di unità motoria)

NASA-TLX

NASA Task Load Index

PPG

Photoplethysmogram (segnale fotoplethysmografico)

RFI

Rubber Foot Illusion (illusione del piede di gomma)

RHI

Rubber Hand Illusion (illusione della mano di gomma)

SAR

Spatial Augmented Reality (realtà aumentata spaziale)

SCR

Skin Conductance Response (risposta di conduttanza cutanea)

sEMG

Surface Electromyography (segnale elettromiografico di superficie)

VFI

Virtual Foot Illusion (illusione del piede virtuale)

VR

Virtual Reality (realtà virtuale)

XR

Extended Reality (realtà estesa)

Capitolo 1

Introduzione

Negli ultimi decenni è aumentata notevolmente l'attenzione nel campo protesico. Ogni anno si registrano all'incirca 250.000 casi di amputazioni dell'arto inferiore [1]. Questo fenomeno stravolge completamente la vita degli interessati. Attività quotidiane e semplici, come camminare, alzarsi e sedersi, vengono compromesse diventando compiti cognitivamente impegnativi [2]. A seguito di un'amputazione è necessario dedicare molto tempo a sessioni di riabilitazione che riguardano sia aspetti fisici e funzionali che psicologici e sociali. L'obiettivo finale è riacquisire fiducia in sé stessi e ritornare ad essere indipendenti nelle azioni di tutti i giorni. Questo processo richiede tempo, pazienza e spesso i risultati non sono subito visibili [3]. In molti casi, i pazienti aderiscono poco alla terapia riabilitativa tradizionale, giudicata ripetitiva, noiosa e poco coinvolgente. Questa poca partecipazione, insieme ai problemi legati ad una mancanza di affidabilità e feedback sensoriale negli arti bionici, associata alla depressione post amputazione, porta all'abbandono dell'utilizzo delle protesi da parte degli utenti [4]. Uno studio ha evidenziato che circa il 50% di essi ne rifiuta l'uso e il 76% dei restanti le indossa esclusivamente per fini estetici [5].

Per sfruttare il potenziale offerto dalle protesi, raggiungere un elevato livello di interazione uomo-macchina e accettare la tecnologia del dispositivo evitando il rischio di abbandono, gli arti bionici devono essere percepiti come parte integrante del proprio corpo durante le attività quotidiane. Diventa, perciò, importante e sempre più diffuso nella ricerca il concetto di "embodiment", ovvero la sensazione che un arto virtuale o robotico sia integrato nel proprio schema corporeo [6].

Inoltre, recenti studi hanno dimostrato l'importanza delle tecnologie immersive con caratteristiche di gioco, tra cui la realtà aumentata spaziale, per incrementare il coinvolgimento e la motivazione dei pazienti durante le sessioni di riabilitazione, favorendo anche il miglioramento dell'embodiment [7].

Da queste considerazioni la tesi proposta, svolta in collaborazione con l'Istituto Italiano di Tecnologia di Genova, si pone come obiettivo quello di valutare l'embodiment e l'engagement in pazienti con amputazione trans-femorale, favorite dall'utilizzo di un setup sperimentale realizzato in Unity ¹ e associato a sessioni di Rubber Foot Illusion (RFI). In particolare, i 27 soggetti (privi di disabilità essendo uno studio preliminare) hanno eseguito, in modo randomico, uno dei tre test proposti, i quali prevedono l'esecuzione di tre condizioni alternate. Ogni test è preceduto e seguito dall'esperimento di RFI.

Le condizioni proposte sono di due tipi:

- Non sociale: il soggetto svolge il compito da solo;
- Sociale: il soggetto coopera o compete con un utente virtuale.

L'ipotesi di partenza è che l'alternanza di condizioni non sociali e sociali possa favorire simultaneamente l'embodiment e l'engagement.

Per verificare la supposizione iniziale sono stati valutati e confrontati i risultati ottenuti dalla deriva propriocettiva, dai questionari somministrati e dall'analisi delle risposte fisiologiche. In particolare, sono stati acquisiti il segnale elettromiografico tramite sensori EMG, la risposta galvanica della pelle e la frequenza cardiaca grazie all'utilizzo di dispositivi indossabili intelligenti.

Al fine di raggiungere questo obiettivo, la tesi è stata organizzata nel seguente modo:

- Il Capitolo 2 offre una panoramica dei lavori precedenti e presenta gli obiettivi della tesi.
- Nel Capitolo 3 viene fornito un background generale sull'anatomia degli arti inferiori, sulle amputazioni e sulle protesi ad essi riferite. Inoltre, vengono introdotti il concetto di "embodiment" e i metodi per stimolarlo e quantificarlo. Infine, sono presentate le caratteristiche dei segnali biologici successivamente analizzati.
- Il Capitolo 4 introduce il concetto di "engagement" e l'importanza ricoperta dalla Realtà Aumentata Spaziale durante le sessioni di riabilitazione.
- Nel Capitolo 5 sono definiti i materiali e i metodi utilizzati nel seguente studio. In particolare, vengono descritti il setup e la procedura sperimentale e le analisi eseguite.

¹Unity, sviluppato da Unity Technologies, è un motore grafico multiplatforma che consente lo sviluppo di videogiochi, animazioni 2D e 3D e altri contenuti interattivi [8].

- Nel Capitolo 6 sono presentati i risultati ottenuti dall'elaborazione dei segnali acquisiti, dal calcolo della deriva propriocettiva e dai questionari proposti.
- Nel Capitolo 7 vengono discussi i risultati ottenuti e mostrati nel capitolo precedente. Vengono confrontati i test fra loro al fine di osservare similitudini e differenze.
- Nel Capitolo 8 vengono riportate le conclusioni. Inoltre, vengono evidenziati i risultati del lavoro, con uno sguardo rivolto ai possibili sviluppi futuri.

Capitolo 2

Stato dell'arte e obiettivi

In questo capitolo, sono presentati gli obiettivi di questa tesi e vengono delineati le ragioni che hanno guidato la scelta di questa tematica come oggetto di studio. Inoltre, vengono esaminati i lavori precedenti, che hanno costituito il punto di partenza per questa ricerca.

2.1 Stato dell'arte

Il seguente lavoro si presenta come progressione di due tesi precedenti [9] [10], le quali sono state anch'esse realizzate in collaborazione con l'IIT di Genova. Le ricerche precedentemente menzionate hanno sviluppato un sistema di Realtà Aumentata Spaziale e analizzato il concetto di embodiment in diverse condizioni (sociali e non, muro rotto e non, presenza/assenza della bolla etc.), dimostrando il miglioramento dell'incorporazione delle protesi attraverso il setup sperimentale progettato. In particolare, tramite la contrazione del quadricipite, rilevata dai sensori EMG, il soggetto poteva comandare il movimento di una gamba protesica virtuale. Lo scopo dell'esercizio era colpire e rompere un muro virtuale ricevendo un feedback visivo, uditivo e tattile per aumentare il coinvolgimento nel task. Tali studi hanno enfatizzato l'importanza del feedback visivo, evidenziando il suo ruolo cruciale nel coinvolgere l'utente, contribuendo così a ridurre la percezione di fatica e stress durante lo svolgimento dei task. I risultati di queste ricerche hanno anche messo in luce i vantaggi delle condizioni sociali, ovvero quando il soggetto si trova in competizione o cooperazione con un altro utente. In tali situazioni, è stato osservato un aumento dell'engagement (valutato dal numero di calci), ma tuttavia, anche un incremento dello stress percepito con conseguente effetto negativo sull'embodiment. Un altro importante contributo emerso riguarda l'utilità della stimolazione vibratoria in aggiunta al feedback visivo. È stato dimostrato che questa forma di stimolazione è ben tollerata dagli utenti e contribuisce in

modo significativo ad aumentare il coinvolgimento. Questi studi sono stati ripresi nell'articolo [11].

In questo lavoro viene trasferito il concetto della *Rubber Hand Illusion* (RHI) all'arto inferiore. La RHI, condotta per la prima volta da Botvinick e Cohen nel 1998 [12], mette in evidenza l'interazione tra visione, tatto e propriocezione, dimostrando che la corrispondenza intermodale può essere sufficiente per l'auto-attribuzione, ovvero la percezione di un arto artificiale come parte del proprio corpo. Il paradigma della RHI verrà spiegato più nel dettaglio nella sezione 3.4. Partendo dal concetto della "mano di gomma", sono state condotte successive ricerche che hanno confrontato stimolazioni sincrone e asincrone, valutando anche la possibile efficacia delle sostituzioni sensoriali vibro-tattili [13]. L'impiego di stimolazioni vibro-tattili può essere utilizzato per indurre l'auto-attribuzione e favorire l'incorporazione di un arto protesico, soprattutto in individui con amputazioni recenti. Questi risultati hanno notevoli implicazioni per lo sviluppo di protesi dotate di feedback sensoriale. In [14] gli autori hanno confrontato l'illusione della mano di gomma con quella del piede, dimostrando che l'illusione veniva indotta in entrambi gli arti con forza comparabile in condizione sincrona. Alla fine di ogni sessione di Rubber Foot Illusion, oltre al calcolo della deriva propriocettiva, Mariani e al. nel loro lavoro propongono un questionario soggettivo sull'embodiment (ALLI - Artificial Lower Limb Illusion) [11]. Il questionario comprende quindici domande, ciascuna con una scala di gradimento che va da un elevato disaccordo (1) ad un elevato accordo (5).

Questo lavoro di tesi prevede di sviluppare un sistema di Realtà Aumentata Spaziale.

Negli ultimi decenni, è aumentato l'interesse nell'utilizzo della realtà virtuale (VR) e della realtà aumentata (AR) nel campo della riabilitazione e dell'addestramento al controllo della protesi [15]. Diversi studi hanno dimostrato che le interfacce dei videogiochi possono coinvolgere in modo più attivo i pazienti durante le sessioni terapeutiche e avere un impatto psicologico positivo su di loro [16].

Dhawan e al. in un lavoro del 2019 [17] hanno progettato un sistema che consentiva agli utenti di simulare l'uso di una mano protesica all'interno di un ambiente virtuale. La mano virtuale veniva controllata mediante il rilevamento dei segnali elettromiografici dell'arto superiore. Gli autori hanno dimostrato che l'esecuzione di esercizi riabilitati in un ambiente virtuale permetteva di raggiungere con successo gli obiettivi, oltre a mantenere elevati livelli di motivazione e coinvolgimento durante il processo di riabilitazione.

Chung e al. propongono un sistema di "exergame" immersivo per gli arti inferiori (HILLES - Home-based Immersive Lower Limbs Exergame Systems) da utilizzare in posizione seduta [18]. Questo lavoro combina un sistema di acquisizione del movimento basato su telecamera RGB-D con un visore per la realtà virtuale (HMD),

consentendo un elevato grado di sicurezza attraverso il rilevamento degli oggetti presenti nell'ambiente. Inoltre, questa ricerca affronta con successo la sfida di consentire agli utenti di raggiungere in modo sicuro oggetti virtuali mentre sono seduti. Ciò è reso possibile attraverso l'implementazione di due potenziamenti: l'estensione delle gambe e la navigazione da seduti. I risultati dello studio dimostrano che il sistema stimola l'esercizio delle gambe, tuttavia è importante notare che questi potenziamenti possono distrarre gli utenti dal concentrarsi completamente sull'esercizio degli arti inferiori.

Nel 2018, Fribourg et. al hanno valutato l'influenza della condivisione di un ambiente virtuale con un altro utente [19]. Nello specifico, ogni partecipante, immerso in un ambiente virtuale, incarnava un avatar antropomorfo di sé stesso mentre svolgeva un gioco virtuale. La condizione non sociale, in cui il soggetto è solo, è stata confrontata con quella sociale, in cui è in compagnia di un altro partecipante. È stato osservato che in questa ultima situazione i soggetti erano più efficienti, ovvero presentavano tempi di reazione più brevi. Pertanto, gli autori hanno concluso che la condivisione dell'esperienza, più nello specifico la competizione, aumenta il coinvolgimento delle persone rispetto a una situazione solitaria.

I segnali biologici, come l'elettromiografia di superficie (sEMG), la risposta galvanica della pelle (GSR) e la frequenza cardiaca (HR), vengono usati come strategia di controllo e permettono di migliorare i benefici del biofeedback della terapia, come sottolineato nell'articolo [16]. Inoltre, i segnali GSR e HR giocano un ruolo importante nella identificazione della fatica e dello stress provato. Il monitoraggio delle emozioni e delle sensazioni provate dal soggetto risulta essere essenziale durante le attività riabilitative. I recenti progressi nei sistemi e sensori integrati hanno reso possibile l'utilizzo di dispositivi indossabili intelligenti per misurare i segnali fisiologici.

Un lavoro del 2020 condotto da Schuurmans et al. [20] ha proposto l'utilizzo del braccialetto *Empatica E4* come mezzo per misurare la frequenza cardiaca. I risultati di questo studio indicano il potenziale di questo dispositivo indossabile come strumento pratico e valido per l'acquisizione di segnali biologici in condizioni di non movimento.

Campanella e al., invece, in uno studio condotto nel 2023 [21], analizzano i segnali PPG (fotoplethysmografia) ed EDA (attività elettrodermica) ottenuti dal braccialetto *Empatica E4*. Hanno valutato situazioni di stress implementando algoritmi di apprendimento automatico. Questa ricerca ha rivelato il notevole potenziale dei dispositivi indossabili nell'ambito del monitoraggio dello stress. Inoltre, hanno dimostrato che la combinazione di vari segnali fisiologici consente di ottenere una misura più precisa dello stato emotivo degli individui. Questo lavoro, insieme all'articolo [22], fornisce informazioni sulle procedure da seguire per estrarre le caratteristiche di interesse dai segnali grezzi. In particolare, nell'articolo [22] viene

presentato lo sviluppo di un toolbox di elaborazione specifico per i biosegnali ("Bio-SP tool"). Lo strumento, scritto in MATLAB, pre-elabora i segnali tramite operazioni di filtraggio rimuovendo il rumore indesiderato, individua i punti caratteristici nei dati e infine estrae le features di interesse.

2.2 Obiettivi

Ogni anno si verificano numerosi casi di amputazione, basti pensare che solo gli Stati Uniti registrano circa 500 amputazioni ogni giorno [23]. Da un punto di vista psicologico, l'amputazione è considerata un evento traumatico che porta a un profondo cambiamento della vita, all'isolamento sociale e alla disoccupazione. Infatti, solo il 66% delle persone tende a ritornare al lavoro dopo la perdita di un arto [5]. Per queste ragioni, il settore della sanità pubblica dedica considerevoli risorse allo sviluppo di protesi che mirano a migliorare la qualità di vita delle persone amputate. Tuttavia, circa il 50% di questi rifiuta l'uso della protesi e il 76% dei rimanenti le indossa principalmente per scopi estetici [5]. Per questo motivo, nell'ultimo decennio c'è stata un'attenzione crescente verso lo sviluppo di arti protesici che possano essere accettati dai pazienti e considerati una parte integrante del loro corpo.

Come anticipato nella sezione 2.1, il lavoro in analisi si presenta come successione di due tesi. In particolare, partendo dal setup sperimentale proposto vengono effettuate le seguenti modifiche:

- Vengono studiate tre condizioni sperimentali, una "non sociale" (il soggetto è solo) e due "sociali" (il soggetto coopera o compete con un giocatore virtuale), svolte in modo alternato durante la stessa sessione.
- Vengono apportate delle modifiche visive al fine di aumentare il coinvolgimento del paziente.
- Oltre al segnale EMG, sono stati acquisiti anche i segnali *Galvanic Skin Response* (GSR) ed il *Blood Volume Pressure* (BVP) tramite l'utilizzo del braccialetto *Empatica*.

L'obiettivo principale di questa tesi, basato sull'analisi dello stato dell'arte e in particolare sull'articolo di riferimento [11], è quello di valutare l'embodiment (la percezione della protesi come parte integrante del corpo) e l'engagement (il coinvolgimento emotivo e cognitivo) in pazienti con amputazione transfemorale durante l'alternanza delle tre condizioni sperimentali. Infatti, gli autori dell'articolo [11] sostengono che l'alternanza di compiti neutrali e sociali nella stessa sessione possa favorire sia l'incorporazione della protesi che l'engagement del soggetto.

Per raggiungere lo scopo prefissato si parte dal setup sperimentale precedente sviluppato [9] [10] e dopo aver apportato le modifiche sopra elencate, si analizzano i dati ottenuti dai segnali biologici registrati, la deriva propriocettiva e le risposte ai questionari proposti.

Capitolo 3

Contesto

In questo capitolo vengono presentate le nozioni fondamentali per comprendere il contesto e per raggiungere gli scopi prefissati nella sezione 2.2.

In particolare, nella sezione 3.1 si riportano le informazioni relative all'anatomia e alla cinematica degli arti inferiori, con particolare attenzione alle articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia. Nella sezione 3.2 e nella sezione 3.3 si riportano rispettivamente le informazioni relative alle amputazioni e alle protesi di arto inferiore soffermandosi sulla classificazione e progettazione. Nella sezione 3.4 si fornisce un background sull'*embodiment* e sulla tecnica di *Rubber Foot Illusion*. Infine, nella sezione 3.5 vengono introdotti i segnali biologici successivamente analizzati.

3.1 Anatomia e cinematica degli arti inferiori

Gli arti inferiori costituiscono una parte essenziale del corpo umano, corrispondono alla porzione compresa tra l'anca e le dita dei piedi.

Ciascun arto inferiore è composto dalla coscia, costituita da un unico osso lungo (femore), seguita dalla gamba, formata da due ossa parallele (tibia e perone). Il piede è la parte finale dell'arto ed è composto da 26 ossa raggruppate in tarsali, metatarsali e falangi. Inoltre, nell'arto inferiore, troviamo tre importanti elementi articolari. L'anca collega il femore all'osso dell'anca. Il ginocchio è un'articolazione complessa che collega il femore alla tibia, consentendo il movimento flessorio ed estensore della gamba. Infine, la caviglia si trova all'estremità inferiore della tibia e del perone, e connette la gamba al piede [24]. Nella Figura 3.1 è riportata la posizione anatomica dei componenti dell'arto inferiore.

Gli arti inferiori svolgono molteplici funzioni, tra cui garantire la stabilità nella posizione eretta e la capacità di camminare, entrambe rese possibili grazie al lavoro sinergico di ossa, muscoli, articolazioni e tendini [26]. Inoltre, gli arti inferiori sono

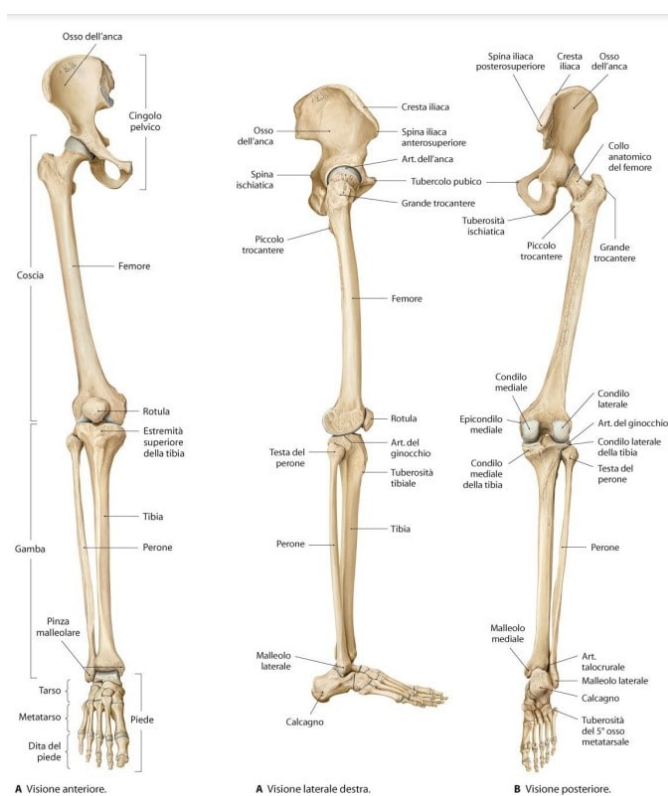


Figura 3.1: Visione anteriore (a), laterale (b) e posteriore (c) dell'arto inferiore [25].

responsabili di sostenere l'intero peso corporeo. Questo peso viene equidistribuito tra l'anca, il ginocchio e, soprattutto, la superficie plantare dei piedi. La struttura delle arcate plantari aiuta a distribuire uniformemente il carico e ad assorbire gli impatti durante la deambulazione e l'attività fisica [27]. Quindi, agli arti inferiori viene affidata sia la funzione statica che dinamica dell'intero corpo umano [28].

3.1.1 Articolazioni

Le articolazioni sono strutture anatomiche che mirano a connettere tra loro le ossa del corpo umano dando sia stabilità che movimento: articolazioni che offrono maggiore stabilità limitano i movimenti e viceversa.

Le articolazioni possono essere classificate sia in base alla loro struttura (fibrose, cartilaginee e sinoviali) sia in base alla quantità di movimento che consentono:

1. Articolazioni immobili (sinartrosi): le superfici articolari sono saldamente unite tra loro da tessuto osseo, tessuto cartilagineo e tessuto connettivo;

2. Articolazioni semimobili (anfiartrosi): permettono piccoli movimenti e le ossa sono connesse da fibrocartilagine;
3. Articolazioni mobili (diartrosi): l'estremità delle ossa, ricoperte da cartilagine articolare, sono tenute insieme da legamenti e muscoli. Le articolazioni mobili permettono ampi movimenti e a seconda della forma delle superfici articolari, possono essere ulteriormente suddivise in enartrosi (superfici sferiche) e artrosi (superfici piatte).

Da un punto di vista biomeccanico, le articolazioni possono essere modellizzate come dei giunti. In particolare, per l'arto inferiore l'anca è assimilabile ad un giunto sferico, mentre il ginocchio e la caviglia ad un giunto rotoidale [24].

Articolazione dell'anca

Tramite l'articolazione coxofemorale, l'anca collega il bacino all'arto inferiore. L'articolazione dell'anca è un'articolazione mobile a "sfera", l'estremità convessa costituita dalla testa femorale si inserisce nell'estremità concava (acetabolo o cotile), come si può vedere nella Figura 3.2. L'acetabolo è dato dalla fusione di tre elementi ossei: ileo, ischio e pube. La testa femorale forma con l'asse diafisario sul piano frontale un angolo di 125° - 130° . Questa inclinazione permette ampi movimenti. Inoltre, riduce la forza articolare e diminuisce l'entità delle forze muscolari necessarie a equilibrare il peso corporeo durante la deambulazione, in quanto i muscoli abducenti vengono lateralizzati rispetto al centro di rotazione dell'articolazione. In aggiunta, il collo femorale è orientato anteriormente di 10° - 30° (angolo di antiversione) rispetto al piano frontale [29] [30].

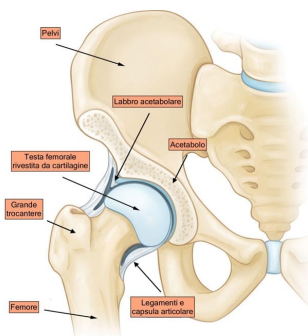


Figura 3.2: Visione anteriore dell'articolazione dell'anca [31].

L'articolazione dell'anca è caratterizzata da tre gradi di libertà, consentendo i seguenti movimenti:

1. Flessione (0 - 140°) ed estensione (0 - 30°) sul piano sagittale;

2. Abduzione (0-90°) e adduzione (0-25°) sul piano frontale;
3. Rotazione esterna (0-60°) e rotazione interna (0-30°) sul piano trasversale.

Il movimento più ampio è quello di circonduzione, ovvero la combinazione simultanea dei movimenti elementari attorno ai tre assi [30] [32].

L'articolazione dell'anca si comporta come una leva di primo genere e ha una stabilità intrinseca dovuta alla sua configurazione. Infatti, rispetto all'arto superiore permette movimenti meno ampi e complessi poiché deve sostenere i carichi meccanici e perciò garantire una stabilità maggiore. Essa è assicurata da solidi legamenti, potenti masse muscolari e dall'angolo di inclinazione ed antiversione [28].

Articolazione del ginocchio

Il ginocchio è l'articolazione intermedia dell'arto inferiore, unisce la coscia con la gamba.

I movimenti principali consentiti sono la flessione-estensione della gamba rispetto alla coscia e la rotazione interna-esterna. Tuttavia, quest'ultimo movimento è concesso solo quando il ginocchio è flesso.

Il ginocchio è formato da diversi componenti anatomici quali femore, tibia, perone e rotula, come si può osservare in Figura 3.3.

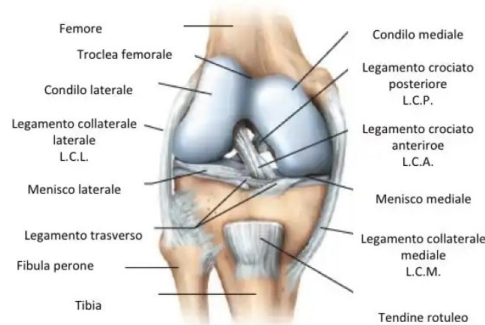


Figura 3.3: Visione anteriore dell'articolazione del ginocchio [33].

L'articolazione del ginocchio è composta a sua volta da due articolazioni, l'articolazione femoro-rotulea e l'articolazione tibio-femorale. La prima è data dall'interazione tra i condili, ovvero la porzione distale del femore, e la rotula. Infatti, i due condili, anteriormente, formano una gola detta troclea femorale che ha il compito di accogliere la rotula durante la flessione-estensione del ginocchio. La seconda articolazione si suddivide in mediale e laterale. Durante la flessione-estensione del ginocchio i condili del femore rotolano e scivolano sulla superficie relativamente

piatta della tibia. L'azione di scivolamento risulta importante per garantire il massimo supporto osseo e il mantenimento della posizione dei condili femorali rispetto a quelli tibiali. Mentre, l'azione di rotolamento produce la flessione o estensione. Entrambe le articolazioni sono contenute in un'unica capsula articolare [24].

Il ginocchio ha il compito di sopportare il peso e garantire stabilità in posizione eretta. Tali obiettivi sono raggiunti grazie alla presenza di strutture anatomiche. La capsula articolare concorre alla stabilizzazione del ginocchio evitando l'ipertensione. I menischi, due "cuscinetti" di fibrocartilagine, distribuiscono il carico in tutte le direzioni e contribuiscono alla stabilità dell'articolazione. Infine, i legamenti giocano un ruolo importante nella stabilizzazione. In particolare, i legamenti crociati impediscono le lussazioni anteroposteriori mentre i collaterali limitano i movimenti latero-mediali durante la flessione-estensione [24] [34].

Articolazione della caviglia

L'articolazione della caviglia costituisce il collegamento cinetico tra la parte inferiore della gamba e il piede. Permette l'interazione con il terreno e supporta elevate forze di compressione e taglio durante la deambulazione. Possiede una stabilità maggiore rispetto alle altre articolazioni dell'arto inferiore grazie alla sua struttura ossea e legamentosa [35].

L'articolazione della caviglia coinvolge tre elementi ossei, la tibia, il perone e l'astragalo (Figura 3.4).



Figura 3.4: Visione posteriore e laterale dell'articolazione della caviglia [36].

L'articolazione della caviglia comprende cinque articolazioni, tibio-astragalica, melleolo laterale, melleolo mediale, tibio-peroneale distale, tibio-peroneale prossimale.

L'articolazione tibio-astragalica è un'articolazione "a sella", ovvero la superficie concava della tibia si articola con la superficie convessa dell'astragalo. L'articolazione è stabile grazie alla presenza di legamenti, che limitano i movimenti durante le attività della vita quotidiana e sopportano elevate forze.

Le articolazioni melleolo laterale e mediale sono rispettivamente le articolazioni tra il perone e l'astragalo e tra la tibia e l'astragalo.

L'articolazione tibio - peroneale distale è un'articolazione cartilaginea semimobile, mentre quella prossimale è un'articolazione mobile a superfici piane [35].

I movimenti del piede e della caviglia, resi possibili da queste articolazioni, sono la dorsiflessione e la plantarizzazione, che si verificano sul piano sagittale, l'abduzione/adduzione che si verificano sul piano trasversale e l'inversione-eversione che si verificano sul piano frontale. La loro combinazione crea movimenti tridimensionali chiamati supinazione e pronazione [35].

3.2 Amputazioni degli arti inferiori

3.2.1 Eziologia ed epidemiologia

In questa sezione si analizzano le principali cause di amputazioni degli arti (eziologia), la loro frequenza e distribuzione (epidemiologia). Lo studio di queste permette di migliorare la salute generale delle persone attraverso strategie di prevenzione efficaci.

Per "amputazione di arto inferiore" si intende l'asportazione chirurgica di una o più parti della gamba. Le cause possono essere di natura traumatica o patologica (patologie vascolari, diabete, infezioni o neoplasie) e di grande influenza sono i fattori come età, sesso e razza [37].

Nel mondo occidentale, la causa più comune di amputazione degli arti inferiori è la malattia vascolare periferica, che colpisce principalmente la popolazione anziana. Tuttavia, fattori come condizioni economiche, stili di vita e il fumo possono abbassare l'età media. Le patologie vascolari più rilevanti includono l'arteriopatia cronica ostruttiva periferica, che causa una mancata irrorazione dei tessuti, e la vasculopatia diabetica, che porta alla formazione di ulcere [38].

Le persone con diabete mellito hanno un rischio di amputazione 10 volte superiore rispetto a quelle senza diabete [39]. Il rischio aumenta nei pazienti che presentano più di tre comorbidità e malattia renale allo stadio terminale [37].

Il trauma rappresenta la seconda causa più comune di amputazioni, ma la sua frequenza è inferiore di circa un ottavo rispetto a quelle dovute a problemi vascolari. A differenza del diabete mellito che coinvolge principalmente gli arti inferiori, le amputazioni correlate al trauma colpiscono maggiormente gli arti superiori (68,6%) [37]. Nel corso degli anni, l'incidenza delle amputazioni traumatiche è diminuita, probabilmente grazie all'adozione di standard di sicurezza più elevati.

Le neoplasie, come l'osteosarcoma e il sarcoma di Ewings, possono portare ad amputazioni trans-femorali e trans-tibiali. Anche qui, si è registrata una

diminuzione dei casi grazie ai progressi nella diagnosi precoce e nella gestione delle neoplasie, consentendo ai chirurghi di adottare più spesso tecniche di salvataggio degli arti [37].

Le infezioni, come la setticemia meningococcica o le infezioni conseguenti a traumi, interventi ortopedici o chirurgia vascolare, possono anch'esse richiedere l'amputazione [37].

Le malformazioni congenite, causate da alterazioni genetiche, fattori tossici e infettivi durante la gravidanza o fattori teratogeni durante il parto, possono portare all'amelia (assenza totale di un arto), alla focomelia (assenza del segmento prossimale di un arto) o all'emimelia (assenza del segmento distale di un arto) [37].

Le cause di amputazione variano notevolmente nel mondo: nei paesi in via di sviluppo, le infezioni non trattate correttamente e gli incidenti stradali sono le principali cause. Nelle regioni colpite da guerre, i traumi rappresentano l'80% delle amputazioni, mentre, nei paesi sviluppati malattie come il diabete, le patologie vascolari e i tumori contribuiscono al 68% di tutte le amputazioni [40].

Questo fenomeno rimane un problema significativo su scala globale, nonostante la riduzione dei casi nel corso degli anni. Questo sottolinea l'importanza della ricerca e dello sviluppo nel campo delle protesi, al fine di migliorare la tecnologia e, di conseguenza, la qualità della vita degli amputati.

3.2.2 Classificazione amputazioni di arto inferiore

L'amputazione degli arti inferiori è classificata in base al livello a cui viene effettuato il taglio. Il taglio dipende dalla vitalità del tessuto e dalla sua capacità di mantenere una circolazione sanguigna sufficiente nell'arto rimanente. È importante cercare di preservare una copertura muscolare adeguata al fine di migliorare la capacità di sopportare il peso e prevenire l'osteoporosi nell'osso residuo [41]. In totale, si possono distinguere sei livelli di amputazione:

- Amputazione parziale o totale del piede;
- Amputazione trans-tibiale;
- Disarticolazione del ginocchio;
- Amputazione trans-femorale;
- Disarticolazione dell'anca;
- Emipelvectomia.

La Figura 3.5 mostra una rappresentazione visiva di questi livelli di amputazione.

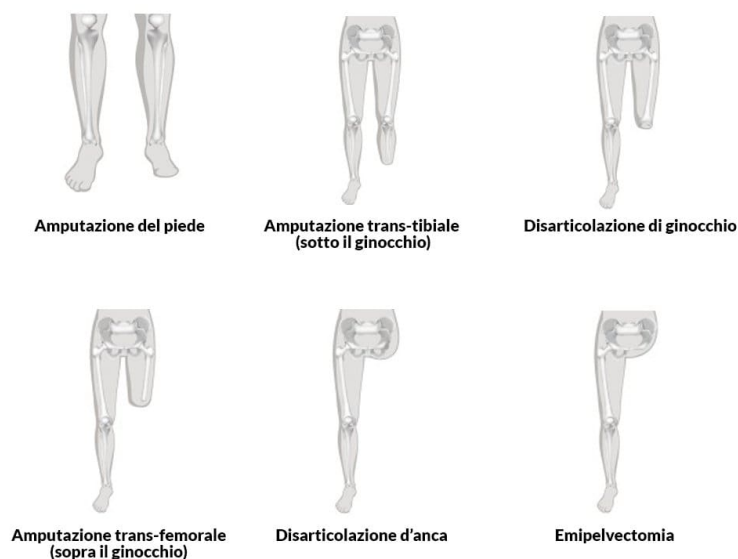


Figura 3.5: Livelli di amputazioni di arto inferiore [42].

L'amputazione del piede può essere parziale o totale ed è spesso praticata a causa della vasculopatia periferica. Le amputazioni parziali del piede possono includere la transmetatarsale, l'amputazione di Lisfranc, ovvero a livello dell'articolazione tarsometatarsale, e l'amputazione di Chopart, in cui viene conservato solo il calcagno. Un'amputazione del piede parziale che presenta un buon moncone permette al paziente di sostenere il peso corporeo e di percorrere brevi distanze senza l'ausilio di una protesi [43]. L'amputazione totale del piede è conosciuta come amputazione di Syme.

L'amputazione trans-tibiale è la più comune, rappresentando circa il 47% dei casi [1]. La gamba viene amputata a livello della tibia e del perone. Questo tipo di amputazione consente di conservare sia l'articolazione dell'anca che quella del ginocchio, rendendo più semplice la riabilitazione e la protesizzazione [44].

La disarticolazione del ginocchio comporta l'amputazione della gamba fino al livello del ginocchio, mantenendo il femore e spesso la rotula intatti. Da un punto di vista funzionale, questo tipo di amputazione consente di sopportare bene il carico poiché il peso viene distribuito sui condili femorali e la muscolatura della coscia rimane preservata.

L'amputazione trans-femorale, 19% dei casi, coinvolge il taglio a livello del femore, mantenendo intatta l'articolazione dell'anca [45].

La disarticolazione dell'anca e l'emipelvectomia (che comporta la rimozione di alcune ossa del bacino) sono generalmente necessarie a seguito di gravi incidenti. In entrambi i casi, tutte le articolazioni dell'arto inferiore vengono rimosse, e sarà necessaria una protesi dotata di cintura per garantire l'ancoraggio e il supporto richiesto [42].

3.3 Protesi degli arti inferiori

Le protesi esterne sono dispositivi progettati per sostituire parti del corpo amputate e mirano a replicare sia morfologicamente che funzionalmente gli arti mancanti. Nel momento in cui si progetta una protesi per arto inferiore è necessario soddisfare due criteri:

- Progettazione funzionale: deve garantire il ripristino delle funzioni principali dell'arto inferiore, in particolare la capacità di deambulare e il sostegno del peso corporeo;
- Progettazione strutturale: deve garantire l'affidabilità degli elementi che costituiscono la protesi.

Oltre ai requisiti tecnici, una buona protesi deve anche soddisfare dei "requisiti umani", come evidenziato in [46]. Quest'ultimi, infatti, sono essenziali al fine di ridurre il fenomeno dell'abbandono che, come precedentemente detto, è molto diffuso tra gli utilizzatori. In particolare, quando si parla di fattori umani si fa riferimento alla soddisfazione, sensazione di sicurezza, integrazione della protesi, supporto, invasatura, mobilità e apparenza estetica. Dunque, quando si progetta una protesi è fondamentale considerare sia il punto di vista biomeccanico che psicologico.

Dal punto di vista delle loro funzionalità, le protesi possono essere suddivise in due categorie principali: protesi attive e protesi passive.

Le protesi passive sono dispositivi che forniscono un certo grado di assorbimento di energia, ma sono prive di fonti proprie di energia. Possono avere una finalità estetica o funzionale [1]. Inoltre, possono essere ulteriormente classificate in due sottocategorie, esoscheletriche (rigide e non regolabili) ed endoscheletriche (regolabili ma meno resistenti) [47].

Nonostante le protesi passive siano le più comunemente utilizzate per le amputazioni degli arti inferiori, esistono diversi vantaggi nell'utilizzo delle protesi attive. Queste ultime, a differenza delle altre, richiedono una fonte di energia che può essere corporea o extracorporea e possono compiere lavoro meccanico positivo [1]. Uno dei principali vantaggi delle protesi attive è proprio la capacità di generare lavoro. Questo è particolarmente significativo durante attività come la salita delle

scaie, in quanto riduce la necessità di adottare comportamenti compensatori, come asimmetrie nel movimento. Questo a sua volta può ridurre l'impulso di carico sul corpo e il rischio di sviluppare problemi come l'osteoartrosi [48]. Inoltre, le protesi attive consentono di aumentare la velocità di camminata rendendola più confortevole. Infine, da un punto di vista energetico sono più efficienti, il che è particolarmente vantaggioso per le persone con amputazioni transfemorali [49]. Tuttavia, è importante notare che questi vantaggi causano delle limitazioni che impediscono la loro diffusione e l'utilizzo commerciale. In particolare, questi dispositivi comportano una maggiore complessità meccanica ed elettronica, un aumento del peso dovuto alla presenza di sensori, attuatori e batterie, nonché una maggiore probabilità di guasti [48].

Le protesi si possono classificare anche in base al livello di amputazione in:

- Protesi parziali o totali di piede;
- Protesi transtibiali;
- Protesi per disarticolazione del ginocchio;
- Protesi transfemorali;
- Protesi per disarticolazione d'anca ed emipelvectomy.

Essendo questo uno studio condotto per persone con amputazione a livello della coscia, nel paragrafo successivo viene spiegata nel dettaglio la protesi transfemorale.

Protesi transfemorali

Nel contesto delle protesi transfemorali, è fondamentale trovare un equilibrio tra vari obiettivi, tra cui la funzionalità, il comfort e l'aspetto estetico. Infatti, la protesi transfemorale deve soddisfare diversi scopi, tra cui garantire il comfort durante il carico, fornire una base solida per il supporto in posizione eretta e durante la deambulazione, nonché riprodurre la fase oscillante del cammino in modo più naturale possibile. Perciò, la progettazione ottimale di una protesi richiede una valutazione attenta del dispendio energetico, dell'impatto sull'immagine corporea del paziente, del livello di controllo volontario dell'utilizzatore e dell'adattamento dell'invasatura protesica [45].

Una protesi transfemorale è normalmente costituita dai seguenti elementi:

- Cuffia;
- Invasatura;

- Ginocchio artificiale;
- Strutture tubolari e componenti;
- Piede artificiale in gomma o carbonio.

L'adattamento dell'invasatura riveste un ruolo cruciale poiché costituisce il punto di contatto principale tra la protesi e il moncone dell'utente, influenzando il comfort e la funzionalità del dispositivo. La sua importanza è tale che se il paziente percepisce una mancanza di controllo sull'invasatura tende ad abbandonare l'utilizzo del dispositivo. Pertanto, è essenziale che essa fornisca stabilità, sia orientata nel modo corretto e venga realizzata su misura per il paziente. Il design dell'invasatura può variare in base alle esigenze specifiche dell'utente. Può essere quadrangolare (indicato per persone anziane con basso livello di mobilità), a contenzione ischiatica, a tenuta o a contatto totale (tenuta pneumatica ad aria, indicato per persone con uno stile di vita attivo). La scelta del design dipende dall'anatomia, dalle dimensioni, dalla lunghezza del moncone e dal livello di controllo dell'individuo, nonché dalle attività svolte dall'utente [45].

Spesso tra l'invasatura e il moncone, viene utilizzata una cuffia in silicone che ha lo scopo di proteggere la pelle e variare nel modo più opportuno il volume dell'arto residuo [50].

Il ginocchio artificiale deve essere progettato in modo da replicare la funzionalità anatomica del ginocchio umano. Pertanto, deve fornire stabilità durante l'appoggio e consentire una transizione graduale nella fase oscillante. Il ginocchio artificiale può essere con blocco automatico e sgancio manuale, con freno automatico, liberi monoasse e policentrico, con unità idraulica di controllo o con controllo computerizzato [45]. Negli ultimi anni è stato sviluppato un ginocchio controllato da un microprocessore che contiene al proprio interno dei sensori. Quest'ultimi acquisiscono dati in tempo reale consentendo al ginocchio di adattarsi automaticamente alle intenzioni degli utenti durante la fase di appoggio e di oscillazione. Questo tipo di ginocchio fornisce maggior stabilità e sicurezza ma è notevolmente più costoso rispetto agli altri [51].

L'obiettivo di qualsiasi elemento protesico è che l'utente senta il dispositivo come parte del proprio corpo. Perciò, un fattore da non sottovalutare è la scelta dei componenti protesici, in quanto questi influenzano la mobilità degli utenti, la qualità della vita e la soddisfazione [51]. In base allo stile di vita del soggetto, alle sue capacità cognitive e fisiche e alla tolleranza del dispositivo, si sceglie la protesi che sia più efficace per garantire maggior equilibrio, sicurezza, funzionalità ed efficienza nella deambulazione [47].

3.4 Embodiment

L'*embodiment* è un concetto ampiamente utilizzato nel campo protesico, in quanto può essere usato come indicatore dei progressi compiuti dalla tecnologia e dell'accettazione della protesi da parte degli utenti. Ma non solo, questo termine viene usato anche in filosofia (sperimentare se stessi) e nelle neuroscienze (come il cervello rappresenta il corpo) [52].

Il termine "embodiment" può avere diverse definizioni, la più comune è riferita alla percezione soggettiva, ovvero la capacità di percepire un arto artificiale come quello biologico [52].

Può essere analizzato tramite la misura del senso di proprietà (ownership), dell'auto-localizzazione e dell'agency. La proprietà si riferisce alla sensazione che parti del nostro corpo appartengano a noi stessi. L'auto-localizzazione è associata alla sensazione della posizione nello spazio del proprio corpo; mentre l'agency riguarda la comprensione di avere il controllo dei movimenti, ovvero la percezione di essere gli iniziatori delle azioni e di essere padroni su di esse. Questi concetti sono fondamentali per l'autoconsapevolezza [52].

È stato osservato in diversi studi che l'esperimento della *Rubber Hand Illusion* porta ad un aumento dell'ownership, dell'auto-localizzazione e dell'agency sia in persone normodotate che in soggetti amputati [12] [52] [53].

In questo lavoro, è stato trasferito il concetto dell'illusione della mano di gomma all'arto inferiore.

3.4.1 The Rubber Foot Illusion

Nel corso degli ultimi anni, il paradigma della *Rubber Hand Illusion*, introdotto per la prima volta da Botvinick e Cohen [12], è stato oggetto di studio su diverse parti del corpo, tra cui la lingua, il braccio e il piede [2].

La *Rubber Foot Illusion* (RFI) è un'illusione percettiva che induce la sensazione di possedere un piede di gomma quando è esposto alla vista e stimolato in modo sincrono con il piede reale della persona appropriatamente nascosto. L'illusione si verifica a causa dell'interazione tra la percezione visiva, la stimolazione vibro-tattile e la propriocezione e tipicamente porta a una percezione spostata della posizione del piede del partecipante verso il piede di gomma (deriva propriocezione) [2].

Nel corso dell'esperimento, i soggetti sono seduti con entrambe le gambe distese, una in vista e l'altra nascosta. Un piede di gomma viene messo in una posizione anatomica plausibile e i partecipanti devono fissarlo per l'intera durata dell'esperimento. Il piede di gomma viene stimolato manualmente con un pennello, mentre il piede reale con dei piccoli vibratori attivati da tastiera, come raffigurato in Figura 3.6. La stimolazione manuale sul piede di gomma avviene nell'area corrispondente alla posizione dei vibratori sul piede vero.

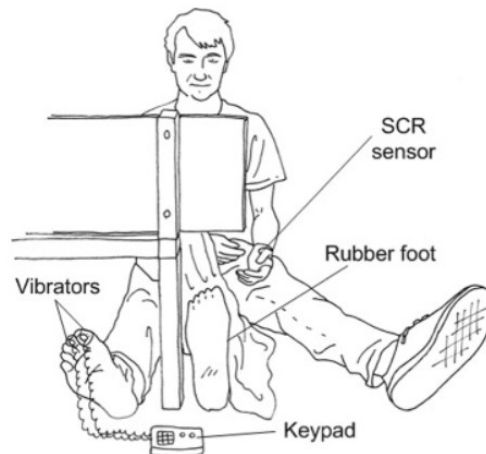


Figura 3.6: Esperimento dell'illusione del piede di gomma [2].

In un loro studio, Matsumoto et al. [54] hanno analizzato l'attività cerebrale durante la RFI tramite l'utilizzo della risonanza magnetica funzionale (fMRI). I risultati della loro ricerca hanno rilevato che durante l'esperimento si attivavano diverse regioni cerebrali, tra cui la corteccia prefrontale (compresi i giri frontali mediale e medio bilaterali), la corteccia parietale (inclusi i lobuli parietali inferiori bilaterali) e il cervelletto (compresi il verme cerebellare e gli emisferi cerebellari). La loro coattivazione può essere associata alla ricostruzione della rappresentazione del corpo.

Quantificazione dell'embodiment

Dall'esperimento della RFI è possibile valutare l'incorporazione del piede di gomma mediante due misure, il questionario di autovalutazione e la deriva propriocettiva [2].

Il questionario, proposto da Botvinick e Cohen [12], valuta il grado di integrazione del modello di gomma nello schema corporeo. Sono proposte nove domande relative al senso di proprietà ("ownership"), posizione e azione ("agency"). Le risposte sono valutate su una scala a sette punti che va dal "fortemente in disaccordo" (-3) a "fortemente d'accordo" (+3). Crea et al. in [2] hanno adattato il questionario per l'esperimento della RFI. Inoltre, hanno aggiunto due domande riguardanti la vividezza e la prevalenza.

La deriva propriocettiva è data dalla sottrazione della posizione percepita dell'alluce del piede (prima e dopo la stimolazione) e la posizione reale dell'alluce stesso. Al soggetto, infatti, all'inizio e alla fine della prova viene chiesto di indicare ad

occhi chiusi su un righello dove si trova la punta del proprio alluce. Diversi studi hanno dimostrato che con la RFI si ha un aumento della proprietà [2] [14].

Oltre al questionario e alla deriva propriocettiva, esistono altri metodi che permettono di valutare il senso di proprietà e l'agency [52].

È stato osservato che i cambiamenti della temperatura cutanea sono sintomo di proprietà. In particolare, si verifica una riduzione di temperatura nei partecipanti normodotati e un aumento in quelli amputati.

Allo stesso modo, un aumento della sudorazione, rilevato tramite sensori di risposta galvanica della pelle, può segnalare un aumento del senso di appartenenza.

Inoltre, l'effetto di congruenza cross-modale, l'attenuazione sensoriale e la misura della lunghezza dell'arto fantasma sono ulteriori opzioni per misurare il senso di proprietà. Il primo di questi metodi può essere utilizzato per indagare le interazioni multisensoriali rispetto allo spazio peripersonale.

In generale, lo studio dell'embodiment ha un ruolo fondamentale nel campo delle protesi per gli arti inferiori. La RFI può essere indotta quotidianamente tramite l'utilizzo di elementi vibro-tattili integrati nell'invasatura della protesi. Questi elementi stimolano le aree riferite all'arto fantasma e migliorano la controllabilità della protesi. Questo favorisce la soddisfazione e l'approvazione della protesi da parte degli utenti [14].

3.5 Segnali biologici

Per raggiungere gli obiettivi stabiliti vengono prelevati e analizzati tre segnali biologici:

- Il segnale elettromiografico (EMG);
- La risposta galvanica della pelle (GSR);
- La frequenza cardiaca (HR).

In questa sezione viene illustrato come funzionano e a cosa servono.

3.5.1 Segnale elettromiografico

I segnali elettromiografici hanno assunto un ruolo di notevole importanza in una vasta gamma di applicazioni, che includono dispositivi biomedicali, protesi, riabilitazione e interazioni uomo-macchina [55].

In generale, il segnale EMG rappresenta l'attività elettrica generata dalla contrazione muscolare. Questa contrazione può essere volontaria oppure stimolata

elettricamente. Il segnale prelevato avrà caratteristiche distinte in base a queste due modalità, poiché presentano proprietà diverse. Nel caso della contrazione muscolare volontaria, di particolare interesse per questo studio, il segnale EMG dipende dal tempo ed è il risultato della somma dei potenziali d'azione generati dalle diverse unità motorie attivate, le quali vengono reclutate in base alla forza di contrazione. Di conseguenza, lo spettro di un segnale EMG dipenderà dalla frequenza, dal tempo e dall'intensità della contrazione muscolare.

Il segnale EMG può essere prelevato superficialmente oppure in modo invasivo. Nel primo caso si utilizzano elettrodi posti sulla pelle che permettono di registrare il segnale in modo semplice e indolore. Mentre nel secondo caso gli elettrodi vengono inseriti all'interno del muscolo di interesse. Il segnale così acquisito è più preciso ma la procedura è più complicata e richiede da parte dei soggetti uno sforzo maggiore [55].

Come tutti i segnali biologici registrati, anche il segnale EMG dipende dalla modalità di prelievo ed è soggetto a rumore, il quale dovrà essere attenuato in fase di elaborazione dei dati. Chowdhury et al. in un articolo del 2013 [55] hanno analizzato gli artefatti più comuni e le possibili soluzioni al fine di ridurli. In particolare, si sono soffermati sul rumore intrinseco negli elettrodi (da 0 Hz a migliaia di Hz), sull'artefatto da movimento (1-10 Hz), sul rumore elettromagnetico (50 Hz), sul cross-talk, sul rumore interno, sull'instabilità intrinseca del segnale e sugli artefatti elettrocardiografici. La strategia per ridurre il rumore dipende dal tipo di artefatto e da che cosa si vuole misurare. In generale, è importante considerare la scelta degli elettrodi, la dimensione, la distanza tra essi e il loro posizionamento. Inoltre, è necessario filtrare in modo opportuno il segnale.

Il segnale EMG di superficie presenta un'ampiezza dei picchi molto bassa, dell'ordine dei μV e una banda del segnale che si estende da pochi Hz fino a circa 300 Hz.

Tramite l'elettromiografia è possibile valutare la fatica muscolare, indice di stanchezza a livello muscolare. L'affaticamento muscolare implica una ridotta capacità delle fibre muscolari di generare forza e può alterare le proprietà elettriche dei muscoli. Tramite l'utilizzo di una coppia di elettrodi di superficie posizionati sul muscolo interessato è possibile monitorare la manifestazione mioelettrica della fatica [56]. È stato osservato che durante il fenomeno di affaticamento, la velocità di propagazione della depolarizzazione lungo la fibra muscolare (CV) diminuisce. Cambiamenti della CV influenza la forma d'onda del potenziale d'azione dell'unità motoria misurata (MUAP), l'ampiezza e le variabili spettrali dell'EMG di superficie. In particolare, si osserva una riduzione nella frequenza media della densità di potenza del segnale (MNF) e nella frequenza mediana (MDF), mentre si registra un leggero

aumento dei parametri temporali come il valore rettificato medio (ARV) e il valore atteso (RMS) [56].

3.5.2 Risposta galvanica della pelle

La risposta galvanica della pelle (GSR) è la misura delle variazioni delle proprietà elettriche della superficie cutanea [57]. Questo fenomeno è strettamente legato all'attività delle ghiandole sudoripare, che influenzano la resistenza della pelle. Nello specifico, quando c'è un aumento della sudorazione, regolata dal ramo simpatico del sistema nervoso autonomo, si verifica un incremento della conduttanza della pelle. Di conseguenza, una diminuzione del GSR indica un aumento dell'attività del sistema nervoso simpatico, spesso associato a una risposta di stress [58].

Il segnale GSR può essere scomposto in due componenti. La componente fasica (SCR), che permette di quantificare la risposta agli stimoli esterni e la componente tonica (SCL), che permette di dedurre le caratteristiche fisiologiche intrinseche dell'individuo [59].

La forma d'onda della risposta di conduttanza cutanea (SCR) è caratterizzata da diverse features, quali l'ampiezza e le due fasi temporali riferite alla salita verso il picco e al ritorno verso la linea di base. Gli stimoli ad alta eccitazione sono associati ad ampiezze maggiori e tempi di salita brevi [60].

La risposta galvanica della pelle può essere misurata tramite l'applicazione di due elettrodi sulle dita, tra i quali viene fatta passare una corrente elettrica molto debole. La mano è la parte del corpo ideale per questa misurazione poiché è ricca di ghiandole sudoripare [58]. Oppure può essere rilevata utilizzando dispositivi indossabili, come gli smartwatch.

In questa tesi, il segnale sarà acquisito tramite il braccialetto *Empatica E4*. Durante l'acquisizione, è fondamentale che il dispositivo sia perfettamente a contatto con la pelle e che il soggetto eviti movimenti, poiché questo può influenzare negativamente il segnale registrato [58].

La misura del segnale GSR risulta importante al fine di valutare il comportamento emotivo. Infatti, ricerche precedenti hanno dimostrato una correlazione tra la risposta galvanica della pelle e lo stress [21] [58]. Aumenti nell'eccitazione emotiva sono associati ad aumenti nella conduttanza cutanea. Pertanto, il GSR può essere utilizzato come indicatore oggettivo dello stress, che è un fenomeno comune nella vita quotidiana e può essere causato da fattori mentali, emotivi o fisici. Controllare lo stress è cruciale poiché può influire sulla concentrazione, sulle prestazioni, sulla capacità di pensiero, sul ragionamento e sul comportamento. Pertanto, valutare la risposta galvanica della pelle, insieme ad altre misure fisiologiche come la frequenza

cardiaca, la pressione sanguigna e l'elettrocardiografia, può fornire informazioni preziose per studiare e gestire lo stress [58].

Per riassumere, la risposta galvanica della pelle rientra nell'ampio campo dell'attività elettrodermica (EDA). L'EDA riflette i cambiamenti nell'attività delle ghiandole sudoripare, che a loro volta sono indicative dell'intensità dello stato emotivo di una persona. L'incremento della sudorazione aumenta la conducibilità elettrica della pelle grazie alla presenza di acqua e di altre sostanze nel sudore, come minerali e acido lattico. Questa misura risulta essere particolarmente sensibile agli stimoli psicologici rispetto a quelli termici, rendendola una potenziale misura dell'eccitazione emotiva [21].

3.5.3 Frequenza cardiaca

Come anticipato precedentemente, è possibile valutare lo stress anche tramite l'analisi della frequenza cardiaca. Il battito cardiaco, infatti, tende ad aumentare quando il corpo è sotto stress. Al contrario, la variabilità della frequenza cardiaca, ovvero la variazione degli intervalli tra i battiti, tende ad essere più bassa [58].

Il braccialetto *Empatica*, oltre al segnale GSR, permette di misurare anche la pulsazione del volume sanguigno (BVP), la quale consente di calcolare la frequenza cardiaca (HR), la variabilità della frequenza cardiaca (HRV) e tutte le informazioni correlate.

La fotopleletismografia (PPG) è una tecnica ottica non invasiva che misura le variazioni del volume del sangue nei capillari sanguigni. In particolare, illuminando la pelle con una sorgente di luce infrarossa, valuta tramite l'utilizzo di un fotodiodo le variazioni dell'intensità della luce riflessa o trasmessa. Questa intensità sarà minore rispetto a quella iniziale a causa dell'attenuazione dovuta dalla pelle, dai muscoli e dalle ossa (legge di Beer-Lambert) [61].

Il segnale PPG comprende una forma d'onda fisiologica pulsatile AC, che dipende dalla variazione del volume sanguigno, e una non pulsatile DC, che dipende dalla composizione dei tessuti, dal volume medio del sangue e da fattori esterni [62]. Inoltre, è costituito da una fase ascendente che corrisponde alla diastole e una fase discendente che corrisponde alla sistole [61]. Durante la diastole il ventricolo è rilassato e una minore quantità di sangue scorre nel letto microvascolare, di conseguenza l'assorbimento della luce è relativamente basso. Viceversa durante la sistole si verifica un aumento della luce assorbita a causa dell'elevata quantità di sangue che scorre nei capillari.

I dispositivi indossabili, essendo dotati di numerosi sensori interni ed esterni, consentono il monitoraggio della frequenza cardiaca basato sulla fotopleletismografia [63].

Dal segnale fotopleletismografico (PPG) è possibile stimare la frequenza cardiaca. La distanza tra due picchi sistolici consecutivi viene definita intervallo picco-picco e rappresenta un ciclo cardiaco completo [61]. Il calcolo della frequenza cardiaca dal segnale PPG può essere effettuato nel dominio della frequenza [64] oppure nel dominio del tempo [65]. Nel primo caso, la frequenza cardiaca viene calcolata moltiplicando 60 la frequenza con la massima potenza; mentre nel secondo caso viene determinata dividendo 60 per l'intervallo tra due picchi consecutivi.

Durante l'acquisizione del segnale PPG è fondamentale prestare attenzione agli artefatti causati dal movimento, in particolare quelli derivanti dal sensore PPG e dal paziente, in quanto costituiscono le principale fonti di rumore. Affinché il segnale ottenuto sia di buona qualità, è necessario che il paziente eviti di muoversi per l'intera durata dei test [61].

Capitolo 4

Realtà aumentata spaziale ed Engagement

In questo capitolo viene posta l'attenzione sulle tecnologie immersive, soffermandosi in modo particolare sulla realtà aumentata spaziale (SAR). Infatti, è stato dimostrato in studi precedenti che questa tecnologia stimola l'incorporazione di una gamba protesica e massimizza il coinvolgimento del soggetto durante la riabilitazione [11].

A partire dagli anni '90 del secolo scorso, la tecnologia immersiva ha iniziato ad assumere un ruolo importante nella vita di tutti. Le tecnologie immersive fondono il mondo fisico con la realtà simulata, offrendo all'utente un'elevata qualità e quantità di informazioni sensoriali. Il suo utilizzo migliora l'esperienza di apprendimento, promuove la partecipazione ad attività collaborative, aumenta la creatività e il coinvolgimento. Infatti, gli utenti tendono a provare un senso di immersione durante l'uso [66].

Sono diversi i campi di applicazione, dall'istruzione, marketing, intrattenimento fino all'assistenza sanitaria. Quest'ultima comprende, ad esempio, la promozione della terapia per la salute mentale e la riabilitazione specialmente a seguito di un'amputazione.

La tecnologia immersiva comprende la realtà aumentata (AR), la realtà virtuale (VR) e la realtà mista (MR) [66]. Nel 1994, Milgram et al. hanno proposto il concetto di "continuum realtà-virtualità" [67] per cui, secondo questa teoria, gli ambienti da reale a virtuale possono essere intesi come un continuum. All'interno di esso sono posizionate le tecnologie immersive AR e VR, le quali influenzano in modo differente la percezione della realtà. AR e VR creano determinati gradi di MR e il senso di immersione provato cambia lungo il continuum. La Figura 4.1 schematizza il concetto appena spiegato.

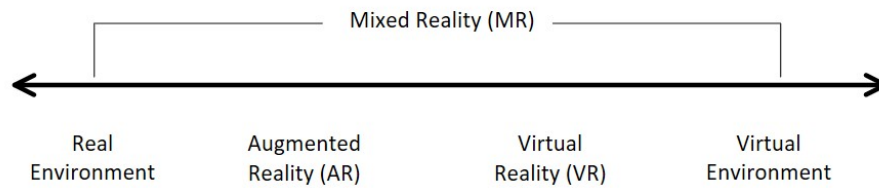


Figura 4.1: Continuum realtà-virtualità [67].

In un ambiente di realtà aumentata, oggetti digitali si trovano collocati in un contesto reale, fornendo ulteriori informazioni all'utente rispetto a quanto può essere percepito senza mediazione tecnologica [66]. A differenza della VR, gli utenti non sono completamente isolati, possono accedere all'esperienza dell'ambiente reale tramite occhiali AR o schermi [68].

Nel caso della realtà virtuale, vengono utilizzati dispositivi capaci di generare un ambiente digitale interattivo che, in contesti immersivi, tende di fatto a sostituire l'ambiente fisico circostante (simulandone uno reale o presentandone uno fittizio) mediante un display montato sulla testa (HMD) o un Cave Automatic Virtual Environment (CAVE), un ambiente le cui pareti presentano proiezioni che permettono alla persona di sentirsi in un contesto totalmente diverso da quello reale [69] [70]. I sistemi in questione tracciano i movimenti della persona fornendo un'immersione più profonda rispetto agli ambienti di realtà virtuale non immersiva, i cui contenuti virtuali sono visualizzati tramite lo schermo di un computer e l'interazione può avvenire anche tramite semplici strumenti come tastiera e mouse [66]. Va sottolineato che le soluzioni come i CAVE possono anche considerate tra i sistemi semi-immersivi in base all'esperienza dell'utente in termini di immersione.

Secondo il continuum di Milgram e Kishino, l'AR fa parte della realtà mista (MR), la macrocategoria di tutte le condizioni in cui gli oggetti digitali e quelli del mondo reale coesistono fra loro e l'interazione avviene in tempo reale [68].

Recentemente, il termine realtà estesa (XR) viene utilizzato per rappresentare tutte le condizioni in cui un ambiente (parzialmente o totalmente) digitale interattivo può essere realizzato, portando a riferirsi alla AR come situazione in cui gli oggetti virtuali sono sovrapposti all'ambiente reale come etichette galleggianti, ad esempio, e alla MR come situazione in cui gli oggetti digitali si comportano come oggetti fisici nell'ambiente reale (si tratta di un dibattito aperto in letteratura, in ogni caso) [68] [71].

La realtà aumentata spaziale (SAR) è una variante della realtà aumentata. La SAR arricchisce l'ambiente reale con oggetti virtuali utilizzando, ad esempio, un display o un proiettore aumentando direttamente le superfici dell'ambiente per tutti

gli astanti [7]. Infatti, le immagini possono essere proiettate su oggetti reali mediante proiettori di luce digitale oppure integrate direttamente nell'ambiente attraverso un display a schermo piatto. Questo porta al primo grande vantaggio della SAR, ovvero che agli utenti non viene richiesto di indossare alcun visore per la realtà aumentata [72]. I display spaziali utilizzati nella SAR offrono numerosi vantaggi e risolvono diversi problemi legati alla qualità visiva, ai problemi tecnici ed ai fattori umani. Tuttavia, presentano il limite di non essere adatti per applicazioni mobili, poiché richiedono un ambiente fisico specifico per la proiezione o l'integrazione degli oggetti virtuali [73].

La SAR è ampiamente sfruttata in vari campi, inclusi laboratori di ricerca e industrie, grazie al suo costo relativamente basso e alla capacità di superare i limiti tecnologici ed ergonomici dei sistemi AR tradizionali.

Importanza nel campo delle protesi

Uno dei problemi principali che hanno gli utilizzatori di protesi è il rifiuto nella protesi stessa; esso è dovuto a una mancanza di affidabilità e di feedback sensoriale [11] e ad una bassa aderenza alla terapia di riabilitazione tradizionale, la quale è ripetitiva, noiosa e i progressi sono lenti [74]. Infatti, la demotivazione, dovuta ad uno scarso coinvolgimento e bassa motivazione, associata alla depressione post-trauma favorisce il rifiuto dell'utilizzo delle protesi [4]. In aggiunta, la mancanza di risposte tempestive ai comandi degli utenti è un ulteriore fattore di insoddisfazione. Gli approcci cognitivo-comportamentali approfondiscono quest'ambito per sviluppare strategie innovative, come quella dell'embodiment [75].

Con il termine "engagement" si intende il coinvolgimento dei pazienti.

La ricerca ha osservato che i videogiochi controllati dal movimento e sviluppati con le tecnologie immersive, inducono una riorganizzazione neuroplastica e sono utili per l'apprendimento delle abilità cognitive e motorie. I fattori chiave nella progettazione dei giochi, tra cui l'obiettivo e la scena, aumentano la motivazione del paziente e il coinvolgimento nella riabilitazione, suggerendo la possibilità di essere integrare alla terapia tradizionale [74].

Il training virtuale sotto forma di giochi permette un apprendimento più rapido, la riduzione della fatica e dell'irritazione durante l'allenamento, un aumento del controllo muscolare e rende il tutto più piacevole aumentando l'engagement. Ma non solo, aiuta l'utente con la sua immagine corporea, riduce il dolore dell'arto fantasma e fa sentire il soggetto responsabile della propria riabilitazione [76]. L'addestramento protesico virtuale offre vantaggi anche ai terapeuti. Infatti, garantisce una misura oggettiva della diligenza dei pazienti ad eseguire gli esercizi, dei miglioramenti raggiunti e riduce i tempi di riabilitazione [76].

Gli approcci seguiti dai ricercatori durante la progettazione di un gioco sono di due tipi e per avere un controllo protesico maggiore bisogna seguirli entrambi [76]:

1. Aumentare il coinvolgimento e l'allenamento muscolare concentrandosi sugli aspetti di progettazione del gioco;
2. Indurre un trasferimento di abilità specifico concentrandosi su una rappresentazione accurata dei compiti di allenamento protesico.

Quindi, la realtà aumentata spaziale permette all'amputato di visualizzare e utilizzare un arto virtuale per interagire con l'ambiente. Gli ambienti virtuali possono essere adattati agli interessi del paziente, in modo tale da raggiungere il massimo coinvolgimento e la compliance terapeutica e ridurre così l'abbandono delle protesi [77].

In questo lavoro di tesi, le condizioni sociali sono state impiegate come fonte di engagement e motivazione all'aderenza clinica. Questa scelta si basa non solo su studi pregressi, ma anche della teoria dell'autodeterminazione di Deci e Ryan, i quali sostengono che l'instaurare una relazione favorisca il coinvolgimento del giocatore [78].

Capitolo 5

Materiali e Metodi

5.1 Partecipanti

I test effettuati hanno coinvolto 27 soggetti, tra cui 9 femmine e 18 maschi. I partecipanti, con età media di 27.85 ± 2.94 anni, non mostrano e non dichiarano alcuna disabilità.

Prima di avviare gli esperimenti, tutti i soggetti hanno firmato il consenso informato, nel quale dichiarano la loro partecipazione volontaria e la consapevolezza degli scopi della ricerca, nonché dei potenziali rischi ad essa associati (formula utilizzata nel protocollo per segnalare eventuali controindicazioni nell'uso di dispositivi non invasivi). Inoltre, accettano di essere ripresi e registrati durante lo studio, ai fini di divulgazione scientifica. I partecipanti hanno la facoltà di revocare il loro consenso in qualsiasi momento, consentendo però la valutazione dei dati raccolti fino a quel momento.

L'intera procedura sperimentale ha seguito il protocollo IIT REHAB HT01 (363/2022) approvato dal Comitato Etico della Regione Liguria a Genova.

5.2 Setup sperimentale

Come anticipato nella sezione 2.1, il lavoro sperimentale si basa sul setup progettato da Mariani et al. in [11], a cui sono state apportate delle modifiche. In particolare, è stata sviluppata una piattaforma SAR, creata attraverso l'ambiente Unity, ideata per stimolare l'incarnazione di una gamba protesica e massimizzare l'impegno del soggetto durante il compito di allenamento. Lo studio è stato pensato per persone con amputazione trans-femorale, che utilizzano la protesi di ginocchio ibrida "Hybrid Knee".

Il setup finale, riportato in Figura 5.1, è composto da:

- Schermo Dell da 24 pollici con risoluzione del monitor di 1920 pixel x 1080 pixel;
- Telo nero utilizzato per coprire le gambe del soggetto, in modo tale da nasconderle alla vista;
- Computer Asus VivoBook, collegato allo schermo attraverso un cavo HDMI;
- Sensori EMG;
- Braccialetto Empatica E4;
- Motorino vibrante;
- Scheda Arduino.



Figura 5.1: Setup sperimentale.

5.2.1 Sensori per l'acquisizione di segnali fisiologici

Durante l'esecuzione dei test, sono stati acquisiti in tempo reale tre segnali fisiologici: il segnale elettromiografico, la risposta galvanica della pelle e la frequenza cardiaca. Dall'analisi di questi è stato possibile valutare l'engagement, la fatica e lo stress provato.

Sensori EMG

I sensori EMG sono stati impiegati per analizzare l'attività muscolare mediante la registrazione dei potenziali elettrici generati dalle contrazioni muscolari e comunicano tramite Bluetooth con il sistema.

Gli elettrodi utilizzati sono i Myobock 13E200, prodotti da Ottobock, sono dotati di contatti in titanio puro e presentano dimensioni di $27mm \times 18mm \times 9.5mm$ [79].

Questi sensori sono stati posti sul quadricipite destro. Una volta individuata la posizione ottimale per ottenere un segnale di ampiezza adeguata, gli elettrodi sono stati fissati mediante l'uso di nastro adesivo insieme a una fascia elastica.

La scelta della posizione è influenzata da diversi fattori. In primo luogo, l'utilizzo futuro del setup pensato per amputati trans-femorali ha guidato la decisione di rilevare l'attività del quadricipite; è stato scelto il destro per mantenere la coerenza con il gioco sviluppato. Inoltre, è stata valutata e confrontata l'ampiezza del segnale in diverse posizioni della fibra muscolare, consentendo di individuare quella ottimale.

Empatica E4

Il braccialetto Empatica E4 è un dispositivo intelligente indossabile che permette di monitorare in tempo reale la risposta galvanica della pelle e la frequenza cardiaca comunicando tramite Bluetooth con il sistema. I dati fisiologici sono raccolti in modo continuo attraverso quattro sensori [80]:

1. Sensore di temperatura;
2. Accelerometro a tre assi;
3. Sensore EDA;
4. Sensore PPG.

Il dispositivo è stato posizionato sul polso sinistro, perfettamente a contatto con la pelle. Ai soggetti è stato richiesto di mantenere il braccio il più fermo possibile in modo tale da ridurre al minimo gli artefatti da movimento.

5.2.2 Motore vibrante e Arduino

La stimolazione vibro-tattile è fornita dal motorino vibrante, il quale è collegato ad una scheda elettronica Arduino dotata di microcontrollore.

Il motorino è posizionato sul muscolo vasto mediale destro ed è tenuto fermo con del nastro adesivo. Tale posizione è stata dettata da studi precedenti che hanno

osservato una maggiore percezione della vibrazione in corrispondenza di questo muscolo [11].

Il soggetto percepisce la vibrazione, dalla durata di 1 s, nel momento in cui il piede virtuale tocca il muro a seguito della contrazione del quadricipite.

Nella Figura 5.2 viene mostrato il posizionamento dei sensori EMG, del motorino vibrante e del braccialetto Empatica sul soggetto in analisi.

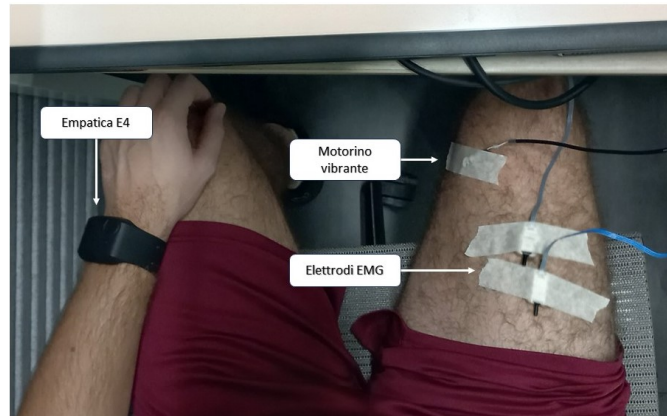


Figura 5.2: Posizione degli elettrodi EMG, del motorino vibrante sul quadricipite destro e di Empatica E4 sul polso sinistro.

5.2.3 Hybrid Knee

La protesi ibrida di ginocchio, utilizzata in questo setup, è un prototipo sviluppato dal team di Rehab Technologies Lab dell'IIT in collaborazione con il Centro Protesi INAIL nel quadro del progetto HyperLeg [81].

Hybrid Knee è una protesi ad un grado di libertà. Integra un attuatore elettromeccanico e un ammortizzatore idraulico lineare controllato da un microprocessore. Il ginocchio ibrido combina i benefici delle protesi passive e attive, mantenendo dimensioni e peso ridotti. Inoltre, permette di attivare e disattivare la componente attiva, che risulta cruciale durante lo svolgimento di specifici task, come la salita delle scale, rendendoli più fisiologici.

Inoltre, la protesi Hybrid Knee presenta i seguenti vantaggi [81]:

- Ergonomica;
- Configurabile tramite Bluetooth;
- Sistema di *intention detection* per l'alzata dalla sedia e la camminata;

- Riduce i movimenti compensatori dell'anca durante la camminata;
- Riduce l'affaticamento dell'arto sano nel salire le scale ed alzarsi dalla sedia;
- Facile utilizzo;
- Altamente responsiva.

5.2.4 Implementazione dell'interfaccia utente

L'interfaccia utente, realizzata con Unity, è composta da 10 scene. La navigazione tra esse è concessa da dei specifici bottoni, i quali permettono di caricare la scena di interesse tramite il comando "*SceneManager.LoadScene*". Tutti i bottoni sono regolati dallo script "ScriptBottoni".

Le scritte presenti nel gioco sono in lingua inglese.

Nella Figura 5.3 è riportato lo schema generale dell'interfaccia.

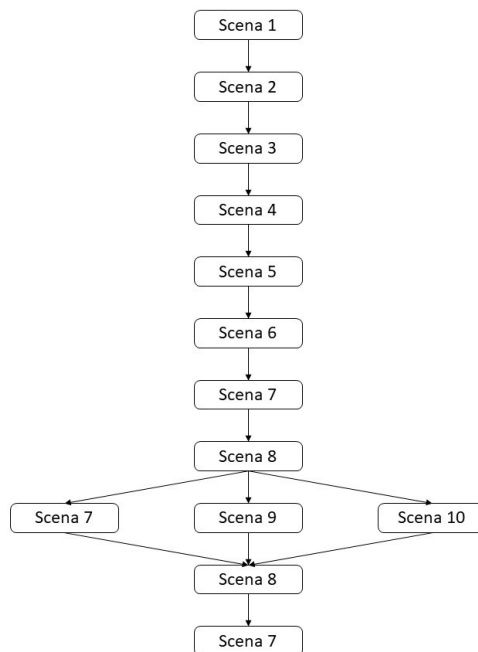


Figura 5.3: Schema delle scene di Unity.

Nella scena 1, Figura 5.4, è riportato il menù principale, dal quale è possibile accedere alle scene riferite al consenso, all'inserimento dei dati, alla scelta dei test e alle istruzioni.

In tutte le schermate successive è presente, in basso a sinistra, un bottone denominato "Main Menu", il quale permette di ritornare a questa scena iniziale e poter così ricominciare.

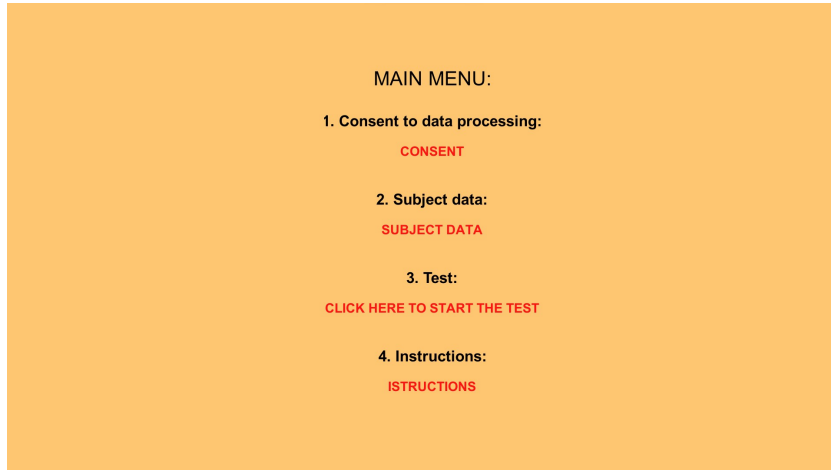


Figura 5.4: Scena 1: Menu principale.

La Figura 5.5 mostra la schermata rappresentativa della seconda scena. In questo caso, viene chiesto ai partecipanti, i quali hanno già firmato il consenso informato, di dichiarare quando sono pronti in modo tale che il supervisore possa premere il bottone "OK". Questo bottone permette di passare direttamente alla scena 3.

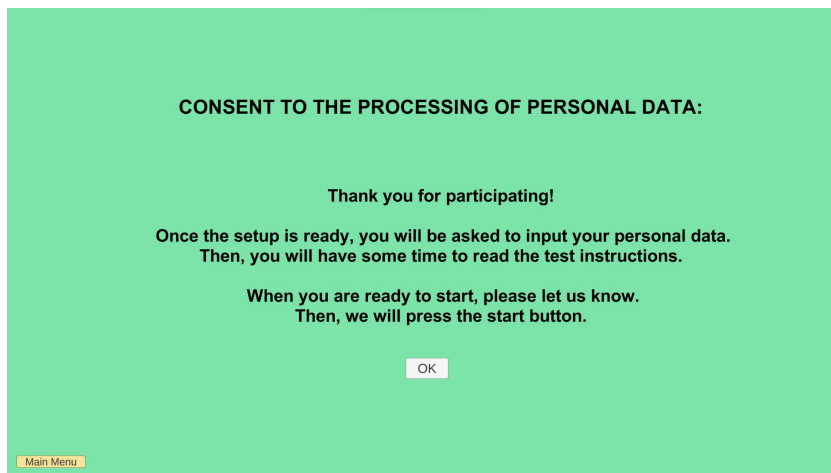


Figura 5.5: Scena 2: Consenso.

Nella scena 3, Figura 5.6, avviene l'inserimento dei dati del soggetto che sta per effettuare il test. Nello specifico, vengono compilati i campi relativi all'ID, all'età e al sesso. Per quanto riguarda l'identificazione, non viene messo il nome e cognome del partecipante ma il numero ad esso associato, ad esempio, "s01" per il primo. Una volta che i dati sono stati inseriti, è possibile caricarli premendo il bottone "UPLOAD". Successivamente, si passa alla schermata successiva cliccando sul pulsante situato nell'angolo in alto a destra denominato "Threshold insertion".

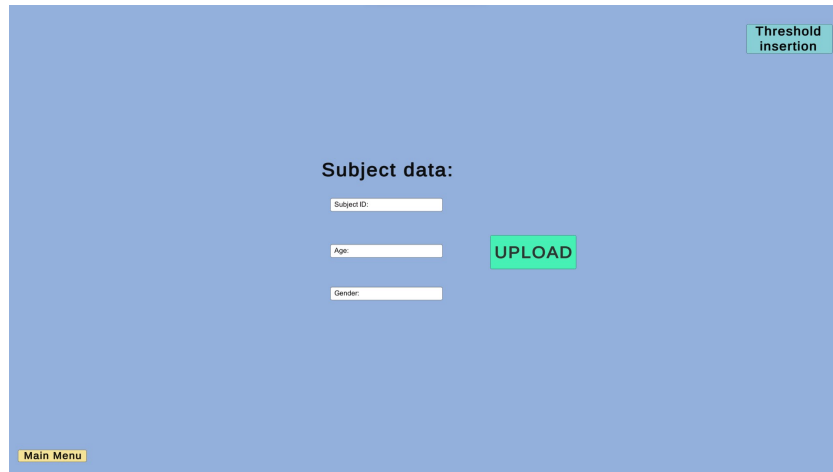


Figura 5.6: Scena 3: Dati del soggetto.

La scena 4, mostrata in Figura 5.7, riveste un'importanza fondamentale in quanto consente di impostare la soglia di contrazione. Questa soglia è cruciale poiché durante il gioco il soggetto dovrà contrarre il quadricipite e il movimento della gamba virtuale avverrà solamente se l'ampiezza del segnale EMG supera il 40% di questo valore prestabilito.

In particolare, dopo aver attivato il Bluetooth e successivamente avviato la registrazione del segnale EMG tramite i rispettivi bottoni "Connect BT" e "Button EMG", viene chiesto al partecipante di contrarre il muscolo al massimo delle sue capacità. Il valore risultante viene visualizzato sulla schermata e riportato manualmente nella casella "Threshold contraction". Analogamente alla schermata precedente, il valore di soglia impostato viene caricato tramite il bottone "UPLOAD". Infine, si prosegue passando alla schermata successiva attraverso il pulsante "EXPERIMENTS", posizionato in alto a destra.

La scena 5, Figura 5.8, permette di scegliere il test da effettuare. Infatti, come si vedrà nel dettaglio nella sezione 5.3, in questo studio sono proposti tre test e ogni soggetto ne deve effettuare solamente uno. Perciò, in base al partecipante e al test ad esso associato in modo casuale, si seleziona l'esperimento di interesse

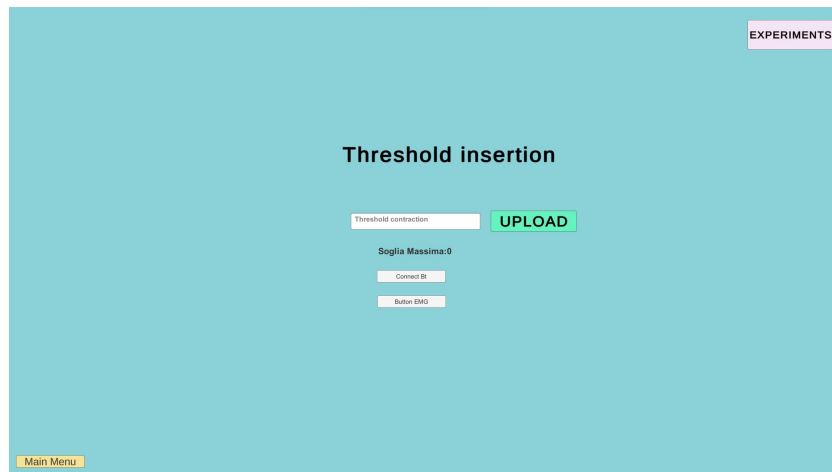


Figura 5.7: Scena 4: Inserimento soglia di contrazione.

che porterà alla schermata delle istruzioni. Queste, illustrate in Figura 5.9, sono generiche per tutti i test. Viene sottolineato lo scopo del gioco e come raggiungerlo. Inoltre, anticipa il fatto che è possibile trovarsi da soli oppure condividere l'ambiente virtuale con un altro utente.

Nelle Figura 5.10, Figura 5.11 e Figura 5.12 vengono mostrate rispettivamente le scene 7, 9 e 10. La prima rappresenta la condizione non sociale, mentre le restanti due raffigurano condizioni sociali. Infatti, è possibile notare visivamente, grazie alla presenza di un secondo paio di piedi, che nelle scene sociali il partecipante condivide l'ambiente virtuale con un altro utente. Nella scena 9 si ha una cooperazione tra i due partecipanti, mentre nella 10 una competizione. La differenza principale tra queste due condizioni è evidenziata dalla presenza di uno o più muri.

In tutte le condizioni il soggetto visualizza su uno schermo un paio di gambe virtuali, posizionate in modo tale da sembrare quelle del partecipante stesso, viste da una prospettiva seduta. La gamba destra è rappresentata come un modello 3D della protesi Hybrid Knee, mentre quella sinistra non è protesizzata. Il soggetto, mantenendo la gamba reale ferma e contraendo esclusivamente il muscolo del quadricipite destro, attiva il movimento della gamba protesica, la quale colpisce il muro virtuale.

Ogni contatto con il muro provoca la sua frammentazione e una progressiva colorazione di rosso, con la sua distruzione completa allo scattare dei 60 secondi. Al feedback visivo associato alla rottura del muro si unisce quello uditivo e vibratorio. Nel primo caso si sente in sottofondo il rumore di un muro che si sta sgretolando. Mentre, nel secondo caso, grazie al motorino vibrante, il soggetto percepisce il contatto tra la gamba e il muro virtuale.

Prima di iniziare il gioco, si clicca sui bottoni "Connect BT" e "Button EMG" che

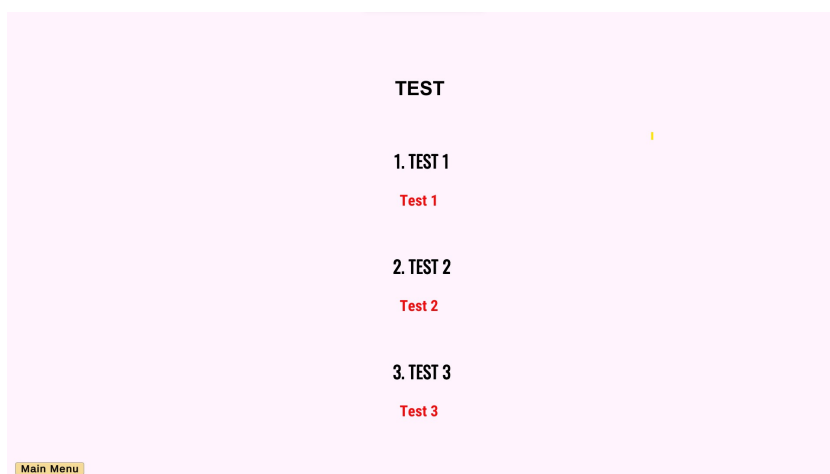


Figura 5.8: Scena 5: Scelta dei test.

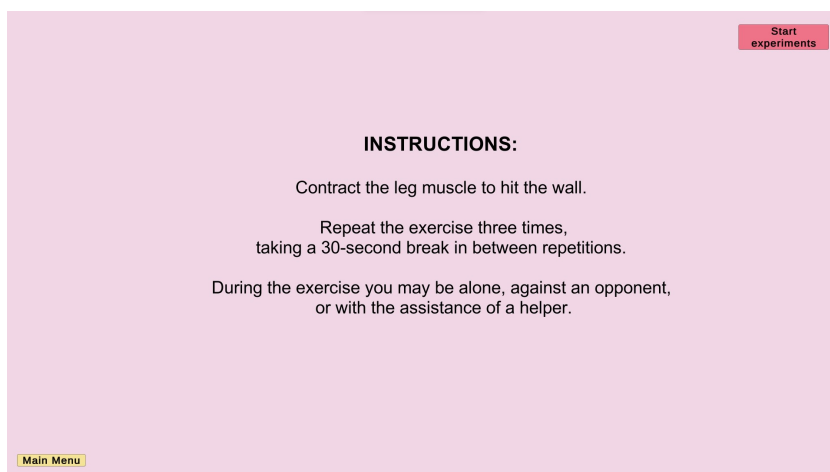


Figura 5.9: Scena 6: Istruzioni.

permettono di registrare il segnali fisiologici EMG, GSR e HR durante la specifica condizione.

Dopo 60 secondi di gioco il muro si romperà definitivamente e il soggetto potrà riposarsi per 30 secondi prima di passare all'esercizio successivo. Il tempo della pausa è scandito dalla scena 8, raggiungibile premendo il bottone "BREAK" situato in alto a destra.

La Figura 5.13 illustra la scena riferita alla pausa. Lo slider, visibile al centro della schermata, evidenzia lo scorrere del tempo. Una volta trascorso il periodo di riposo, è possibile selezionare l'esercizio da eseguire in base al test che si sta

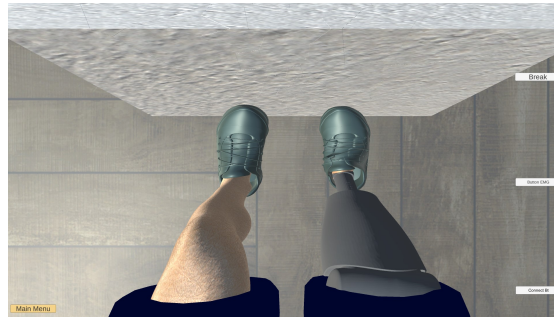


Figura 5.10: Scena 7: Condizione non sociale.



Figura 5.11: Scena 9: Condizione sociale cooperativa.

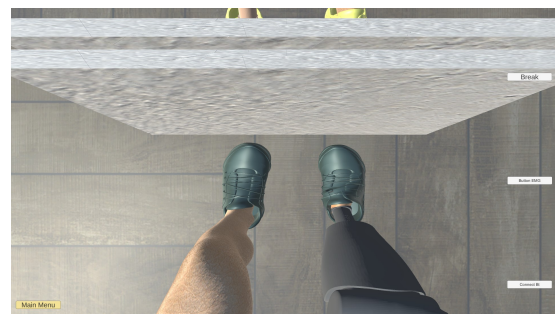


Figura 5.12: Scena 10: Condizione sociale competitiva.

effettuando. In particolare, gli esercizi 2 del test 2 e 3 porteranno rispettivamente alle scene 9 e 10, mentre tutti gli altri alla scena riferita alla condizione non sociale.

La spiegazione dettagliata sulla realizzazione della gamba virtuale e del muro virtuale, che non è oggetto di questa tesi, può essere trovata nei seguenti riferimenti bibliografici: [9] e [10].

Per quanto riguarda i piedi del secondo giocatore, non protesizzato, sono stati ottenuti duplicando e ruotando quelli del giocatore in analisi. Per rendere i soggetti visibilmente distinguibili, è stato modificato il colore delle scarpe. Il movimento della gamba virtuale dell'aiutante/avversario è gestito da uno script, riportato in Appendice A. Questo regola il movimento oscillatorio della gamba con tempistiche casuali. La scelta di rendere l'andamento non regolare è stata fatta con l'obiettivo di creare l'illusione che il secondo giocatore sia controllato da una persona reale. In questo modo, si cerca di aumentare l'engagement e l'immersione dell'utente nel contesto virtuale del gioco.

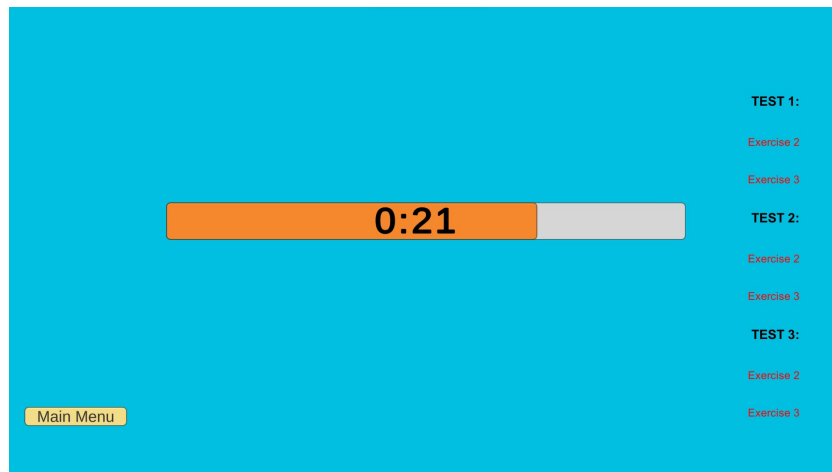


Figura 5.13: Scena 8: Pausa di 30 s da una condizione all'altra.

5.3 Procedura sperimentale

L'intero esperimento è stato condotto presso l'Istituto Italiano di Tecnologia a Genova.

Al fine di aumentare l'attenzione e il coinvolgimento le sessioni sono state svolte in stanze poco rumorose e prive di fonti di distrazione.

Come anticipato nella sezione 2.2, lo scopo principale di questo lavoro consiste nel valutare l'embodiment e l'engagement in pazienti con amputazioni trans-femorale tramite l'alternanza di condizioni sociali e non. L'esperimento è un esempio di Realtà Aumentata Spaziale. Infatti, il soggetto visualizza su uno schermo le gambe virtuali in una posizione coerente a quelle reali. Inoltre, vede il loro movimento e percepisce, tramite una stimolazione vibro-tattile il contatto con il muro. I test, implementati in SAR, sono anticipati e seguiti da sessioni di Rubber Foot Illusion, che permettono di valutare l'embodiment.

Nei paragrafi successivi viene spiegato nel dettaglio l'intera procedura sperimentale seguita per tutti i soggetti in analisi.

Rubber Foot Illusion preliminare

All'inizio di ogni test viene eseguita una sessione di Rubber Foot Illusion, usata come indicatore del livello di embodiment del dispositivo protesico reale.

Durante questa fase, il soggetto si trova in posizione seduta con i suoi arti inferiori, escluso il piede sinistro, coperti da un telo nero. Il piede di gomma,

rappresentativo del piede destro, viene collocato in mezzo a quelli reali e rimane visibile per l'intera durata dell'esperimento. Sulla coscia destra del partecipante è posizionato un motorino vibrante, collegato elettricamente ad un'apposita asta. Lo sperimentatore esercita con il bastone una pressione sul piede di gomma, la quale attiva la vibrazione del motorino che viene percepita dal soggetto.

Ricerche precedenti suggeriscono di posizionare il motore vibrante sul soggetto in corrispondenza dell'area del piede di gomma sollecitata, al fine di ottenere una RFI più intensa. La scelta della posizione in questo lavoro si basa sul fatto che, anche se i test sono condotti su individui normodotati, il setup è progettato con l'obiettivo futuro di essere utilizzato su individui con amputazioni transfemorali, sui quali il motore vibrante verrà collocato sul moncone.

Ai soggetti viene chiesto di osservare attentamente il piede di gomma per l'intera durata della sessione di RFI. Ogni sessione ha durata di 5 minuti, tempo scelto in base alle osservazioni effettuate in [11].

Sia all'inizio che al termine dei 5 minuti, ai soggetti viene chiesto di indicare, ad occhi chiusi, con la mano sinistra (mano opposta al piede reale coperto) la posizione percepita dell'alluce destro. La posizione viene indicata su un righello, dove lo zero identifica l'alluce destro reale (posizione di riferimento).

Essendo l'alluce reale destro posizionato in corrispondenza dello zero, la deriva propriocettiva è data dalla Equazione 5.1, dove x_i e x_f indicano rispettivamente i valori della posizione percepita dell'alluce prima e dopo la RFI.

$$DerivaPropriocettiva = x_f - x_i \quad (5.1)$$

I valori negativi, ovvero verso sinistra rispetto alla posizione di riferimento, sottolineano l'incorporazione del piede protesico in quanto la percezione della posizione si avvicina ad esso. Al contrario, valori positivi si allontanano dall'arto protesico, suggerendo un mancato embodiment.

Infine, al termine di ogni sessione di Rubber Foot Illusion, ogni partecipante deve rispondere alle 15 domande proposte dal questionario ALLI, il quale è presentato nel dettaglio nella sezione 5.4.1.

Nella Figura 5.14 viene illustrato l'esperimento di RFI eseguito.

Preparazione ai test

A seguito della RFI preliminare, il soggetto viene preparato per l'esecuzione dei test sperimentali.

Sulla coscia destra, rispettivamente sul quadricipite e sul vasto mediale, vengono posizionati gli elettrodi EMG e il motorino vibrante. Entrambi i dispositivi sono fissati con del nastro adesivo e una fascia elastica in modo tale che il contatto



Figura 5.14: Rubber Foot Illusion preliminare.

sia perfettamente mantenuto per l'intera durata del test. Inoltre, viene acceso e posizionato sul polso sinistro il braccialetto Empatica E4.

Successivamente, ai soggetti viene chiesto di sedersi ad un tavolo al di sopra del quale è posizionato orizzontalmente uno schermo piatto. Le gambe reali del soggetto sono sotto il tavolo e vengono ulteriormente coperte con un telo nero. Il soggetto dalla sua posizione visualizza lo schermo e vede le gambe virtuali come continuazione del proprio corpo.

La Figura 5.15 mostra il soggetto pronto ad iniziare i test e la sua visuale.

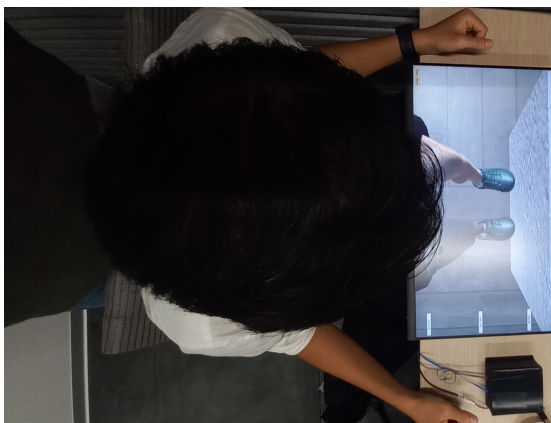


Figura 5.15: Vista dall'alto del soggetto pronto ad iniziare il test.

A seguito di questa preparazione, il soggetto può iniziare i test implementati in SAR. Le scene iniziali e l'inserimento della soglia della contrazione massima

sono spiegate nel dettaglio nella sezione 5.2. Arrivati alla scena 5, il supervisore seleziona il test e il partecipante inizia l'esecuzione.

Test sperimentali

Ciascun soggetto ha eseguito esclusivamente uno dei tre test disponibili, scelto in modo casuale. In particolare, ogni test è stato svolto da 9 soggetti.

L'alternanza delle condizioni proposte è differente in base al test selezionato. Nello specifico, ciascuno di esso comprende le seguenti condizioni nel seguente ordine:

- Test 1: condizione non sociale - condizione non sociale - condizione non sociale;
- Test 2: condizione non sociale - condizione sociale cooperativa - condizione non sociale;
- Test 3: condizione non sociale - condizione sociale competitiva - condizione non sociale.

Ogni condizione ha una durata di 60 secondi, informazione non dichiarata al giocatore, e tra una prova e l'altra vi è un pausa di 30 secondi.

Durante i 60 secondi di prova, il giocatore deve contrarre il quadricipite destro mantenendo ferma la gamba reale. Se la contrazione è sufficientemente elevata, ovvero l'ampiezza del segnale EMG rilevato dai sensori supera il 40% della soglia prefissata, viene attivato il movimento della gamba protesica virtuale che colpirà il muro. Ad ogni colpo il soggetto percepisce uno stimolo vibro-tattile fornito dal motorino fissato sulla coscia. Inoltre il muro si frammenta e cambia progressivamente colore, fino a distruggersi completamente al termine dei 60 secondi. I feedback visivo e vibro-tattile sono accompagnati da quello uditivo, grazie al rumore di sottofondo proveniente dalla rottura del muro.

Nella condizione non sociale, il soggetto si trova completamente da solo, mentre in quelle sociali collabora o compete con un giocatore virtuale fittizio.

Il giocatore reale non è a conoscenza della durata del gioco e il suo obiettivo è quello di distruggere il muro più velocemente possibile.

Dopo ogni test sperimentale ai partecipanti viene chiesto di compilare il questionario VFI e il NASA Task Load Index (NASA-TLX), presentati nella sezione 5.4.1.

Rubber Foot Illusion post test

Dopo l'esecuzione dei test viene nuovamente effettuata la Rubber Foot Illusion. Le modalità di svolgimento sono identiche a quella della RFI preliminare spiegata nella

sezione 5.3. I risultati della deriva propriocettiva e dei questionari ALLI proposti in entrambe le sessioni sono confrontati e permettono di valutare l'embodiment eventualmente ottenuto seguendo questa procedura sperimentale.

5.4 Analisi eseguite

Le analisi eseguite sono sia di tipo qualitativo, come la compilazione dei questionari, che quantitativo. In quest'ultimo caso sono stati misurati ed elaborati tre segnali fisiologici (EMG, GSR e PPG) e calcolata la deriva propriocettiva. I risultati ottenuti hanno permesso di valutare l'embodiment protesico e l'engagement nel training.

5.4.1 Questionari

I questionari costituiscono il metodo più antico per valutare l'incorporazione di un arto protesico e il coinvolgimento provato durante il gioco. I dati ottenuti sono, successivamente, analizzati con il test non parametrico Kruskal-Wallis.

Durante l'intero esperimento vengono proposti tre questionari:

- Questionario ALLI - Artificial Lower Limb Illusion;
- Questionario VFI - Virtual Foot Illusion;
- Questionario NASA Task Load Index (NASA-TLX).

Il primo viene compilato al termine di ogni sessione di Rubber Foot Illusion, mentre i restanti due dopo l'esecuzione dei test.

Tutti i questionari sono stati creati tramite i *Moduli Google* e compilati online da ciascun soggetto. Questa modalità, oltre a risultare molto più ecologica, ha permesso di caricare in modo automatico i risultati su una tabella Excel, facilitandone l'analisi. Per accedere ai questionari si sono usati i rispettivi QR Code, mostrati nella Figura 5.16.

Questionario ALLI

Il questionario ALLI è proposto al termine di ogni sessione di Rubber Foot Illusion. Comprende 15 domande, in lingua inglese, relative al senso di proprietà, alla posizione percepita e all'agency.

Le risposte seguono una scala lineare che va da 1 (per niente d'accordo) a 5 (completamente d'accordo).

La Tabella 5.1 presenta le domande proposte.



Figura 5.16: QR Code dei questionari.

Q1	It seemed to me that the prosthesis was my leg.
Q2	I thought I felt the object contact.
Q3	The prosthesis started to look like my leg.
Q4	The leg seemed to move towards the prosthesis.
Q5	I thought I had more than two legs.
Q6	Even my leg started to look "artificial".
Q7	I thought the prosthesis was shifting towards the leg.
Q8	I thought the contact came from a point between the leg and the prosthesis.
Q9	I thought I could move the prosthesis and control it.
Q10	The prosthesis looked like my leg instead of a device.
Q11	It seemed that my leg had been replaced with a prosthesis.
Q12	The prosthesis looked like part of my body.
Q13	I thought the contact I felt was caused by the object.
Q14	It seemed that the prosthesis had been replaced with my leg.
Q15	The prosthesis felt as it belonged to me.

Tabella 5.1: Questionario ALLI [11].

Questionario VFI

Il questionario VFI, invece, viene somministrato alla fine di ogni test sperimentale e serve per valutare l'esperienza vissuta durante la prova. Comprende 16 domande, che esplorano vari aspetti, tra cui il livello di stress provato, il senso di proprietà, l'auto-localizzazione, l'agency e la propensione a ripetere il test. Ad ogni domanda, ad esclusione della prima, il partecipante assegna un punteggio che va da 1 (totale disaccordo) a 5 (totale accordo). Nella prima, invece, viene chiesto di indicare la

durata in minuti del test secondo la propria percezione.

Le domande proposte in lingua inglese sono mostrate nella Tabella 5.2.

Q1	How long the session lasted? [minutes]
Q2	After this session I feel quite stressed.
Q3	During the session I felt as if I was looking at my own right leg.
Q4	During the session I felt as if the virtual right leg was part of my body.
Q5	During the session I felt as if the contact was directly caused by the contact with the wall.
Q6	It seemed as my right leg was located where the virtual right leg was.
Q7	During the session I felt as if I could move the virtual right leg.
Q8	During the session I felt as if I was kicking the wall with my own right leg.
Q9	During the session I felt as if I was in control of the virtual right leg kicking the wall.
Q10	During the session it felt as if I had more than one right leg.
Q11	During the session I felt as if my right leg was turning virtual.
Q12	During the session I felt as if the contact I experienced occurred between my right leg and the virtual leg.
Q13	During the session it seemed as if I could not really tell where my right leg was.
Q14	During the session it seemed as if I was unable to move my right leg.
Q15	During the session I perceived intensely my bodily sensations.
Q16	If I had time, I would like to try again this system.

Tabella 5.2: Questionario VFI.

Questionario NASA TLX

Il NASA Task Load Index (NASA-TLX) è uno strumento di valutazione soggettiva universale ampiamente utilizzato per misurare vari aspetti. Valuta il carico di lavoro, il livello di performance, lo stress percepito, e le richieste mentali, fisiche e temporali inerenti a un'attività specifica. Per ogni domanda, il soggetto assegna un punteggio su una scala da 0 (molto basso) a 20 (molto alto) al fine di fornire una valutazione soggettiva dell'efficacia e dell'impatto complessivo dell'attività.

Nella Figura 5.17 vengono riportate le sei domande del questionario in lingua inglese.

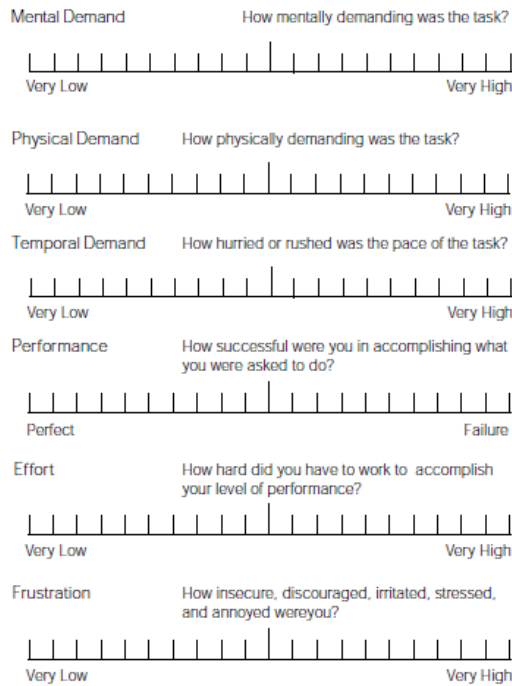


Figura 5.17: Questionario NASA-TLX [82].

5.4.2 Segnali fisiologici

L'analisi dei tre segnali fisiologici acquisiti ha permesso di valutare l'embodiment e l'engagement. In particolare, lo studio di essi permette di quantificare il coinvolgimento della persona, lo stress e la fatica provata durante l'esecuzione dei task.

Segnale EMG

I sensori EMG sono collegati a Unity attraverso uno script in C#. Prima di avviare la registrazione, viene connesso il Bluetooth, e successivamente premendo il bottone "Button EMG" nelle scene di interesse il segnale viene rilevato. L'acquisizione avviene, per tutte le condizioni studiate, per un periodo prefissato di 60 secondi e viene salvata in un file con estensione .txt. Ogni file contiene tre colonne, la prima riguarda gli intervalli temporali, la seconda e la terza contengono il segnale elettromiografico proveniente rispettivamente dai due elettrodi.

In un secondo momento, i dati acquisiti vengono analizzati in MATLAB. Il contenuto dei file viene salvato in celle per facilitare il confronto tra i soggetti e i test.

Il segnale acquisito non viene sottoposto a ulteriori filtraggi, in quanto è già pulito e pronto per l'analisi grazie a un sistema interno agli elettrodi Myobock 13E200 e

ad un filtro implementato in Unity.

Le features studiate sono:

- Numero di calci effettuati;
- Ampiezza del segnale EMG;
- La deviazione standard del segnale EMG.

Il numero di calci è un indicatore utilizzato per valutare il coinvolgimento del soggetto nell'attività. Infatti, un valore più elevato corrisponde a una partecipazione più intensa. Questo parametro è stato quantificato valutando il numero di picchi del segnale. Nello specifico, è stata impiegata la funzione *findpeaks* di MATLAB imponendo come soglia minima di altezza il 40% della massima contrazione rilevata nella scena 4. Questa impostazione è stata scelta in quanto, nel contesto del setup utilizzato, il movimento del calcio con la gamba protesica avviene solamente quando il segnale supera questa soglia di contrazione. Inoltre, nella funzione *findpeaks* è stata anche stabilita una soglia minima di distanza tra due picchi pari a 0.8 secondi.

L'ampiezza, invece, è un parametro importante per valutare la fatica. La teoria dimostra come l'affaticamento muscolare tenda a far aumentare l'ampiezza dell'intensità del segnale. Anche questa feature è stata valutata grazie alla funzione *findpeaks* di MATLAB. Il valore trovato è stato successivamente normalizzato per la massima contrazione al fine di confrontare i soggetti e i test fra loro.

I risultati ottenuti per tutti i test vengono rappresentati in appositi grafici che permettono di trarre le conclusioni ed effettuare confronti.

Segnali GSR e HR

Il braccialetto Empatica E4 è stato collegato a Unity tramite script C#. Prima di acquisire i dati è necessario verificare che il dispositivo sia acceso e connesso utilizzando il software "EmpaticaBLEServer", il quale fornisce informazioni sullo stato, la connessione e la batteria del braccialetto. Questo dispositivo acquisisce i segnali GSR e PPG, che sono fondamentali per il rilevamento dello stress. In particolare, un aumento dello stress implica un aumento del battito cardiaco. Inoltre, si verifica una maggiore produzione di sudore, individuabile nei picchi e nell'ampiezza di quest'ultimi nel segnale GSR.

Questi due segnali sono acquisiti simultaneamente al segnale EMG. Infatti, nel momento in cui si clicca "Button EMG", inizia contemporaneamente il rilevamento dei segnali da parte di Empatica, grazie al comando *EmpaticaBLEClient.EmpaticaConnection()*; La registrazione termina dopo 60 secondi.

I valori ottenuti vengono salvati in file con estensione .txt e successivamente analizzati in MATLAB. Ogni file contiene due colonne, la prima riferita all'intervallo temporale, mentre la seconda all'intensità del segnale di interesse.

Per valutare lo stress vengono estratte diverse features:

- Dalla fotopleletismografia: il battito cardiaco medio, la deviazione standard e la variabilità;
- Dalla risposta galvanica della pelle: il numero di SCR rilevati, la media della durata di ciascuno di essi, dell'ampiezza e del tempo di salita.

Prima di estrarre queste caratteristiche di interesse i segnali vengono sottoposti a una pre-elaborazione. In particolare, vengono seguite le metodologie descritte in due articoli di riferimento [21] [22]. In [22] viene proposto l'utilizzo di uno strumento MATLAB, *Biosignal-Specific Processing (Bio-SP) Tool*, il quale fornisce funzioni utili per il rilevamento di punti caratteristici nei segnali e il calcolo delle features, che saranno successivamente graficate.

Il segnale PPG, campionato a una frequenza di 64 Hz, è stato inizialmente pulito con un filtro Chebyshev II di ordine 4 avente banda passante di 0.5-5 Hz e attenuazione della banda di arresto di 20 dB. In secondo luogo, l'ampiezza e la posizione dei picchi del segnale PPG sono stati individuati grazie alla funzione *findpeaks* di MATLAB, con una soglia impostata su una distanza minima del picco di 0,4 secondi e un'altezza minima pari a 0. Successivamente, sono state calcolate le distanze tra picchi consecutivi, fondamentali per il calcolo della frequenza cardiaca. Sono stati esclusi gli intervalli considerati anomali, ovvero con durata inferiore a 500 ms e superiore a 1200 ms. In questo modo si considerano accettabili frequenze cardiaca comprese tra 50 e 120 battiti al minuto. La scelta di questi intervalli è dettata dalla volontà di prendere in esami valori fisiologici e contenenti la frequenza cardiaca associata allo stress, $100 \text{ bpm} < HR < 120 \text{ bpm}$ [21]. Il calcolo della percentuale dei valori anomali permette di valutare la qualità del segnale. Una buona acquisizione presenta meno del 15% di intervalli anomali. Questa soglia è stata suggerita in [21].

Il calcolo della frequenza cardiaca nel dominio del tempo è dato dalla Equazione 5.2.

$$HR = \frac{60}{IntervalloPicchi} \quad (5.2)$$

Dove HR rappresenta la frequenza cardiaca in battiti al minuto e $IntervalloPicchi$ la distanza temporale (in secondi) tra picchi consecutivi nel segnale PPG.

Il segnale EDA, invece, viene sovraccampionato da 4 Hz a 64 Hz in modo tale da ottenere la stessa frequenza di campionamento del segnale PPG. In seguito, per

attenuare gli artefatti, è stato applicato un filtro passa-basso gaussiano con una finestra di 40 punti.

I passaggi successivi si pongono come obiettivo l'estrazione della componente fasica, nota come risposta di conduttanza cutanea (SCR), dal segnale EDA. Per individuare gli SCR, è stato eseguito un processo che comprendeva la differenziazione e la convoluzione del segnale con una finestra Bartlett di 20 punti. Successivamente, sono stati individuati i punti di "zero-crossing" consecutivi, considerando l'inizio il passaggio da un valore negativo a uno positivo e la fine il passaggio da uno positivo a uno negativo. Questo approccio ha consentito di individuare il punto iniziale e finale di ciascun SCR, permettendo l'identificazione dei massimi e delle ampiezze delle risposte di conduttanza cutanea. Conformemente all'articolo di riferimento [22], sono stati considerati solamente gli SCR con un'ampiezza superiore al 10% delle ampiezze SCR massime. Una volta rilevato gli SCR nel segnale sono state estratte le features sopra elencate.

Capitolo 6

Risultati

Nel seguente capitolo vengono riportati i risultati ottenuti dai questionari proposti, dalla deriva propriocettiva e dall'analisi dei segnali EMG, GSR e BVP.

I tre test vengono confrontati tra loro. In particolare, il primo, che include solo la condizione non sociale, viene analizzato in relazione agli altri due, che prevedono un'alternanza di condizioni sociali e non sociali.

6.1 Questionari

Nelle tabelle sottostanti vengono riportate le medie delle risposte e le relative deviazioni standard dei questionari somministrati.

Nello specifico, nella Tabella 6.1 sono illustrate le risposte riferite al questionario ALLI compilato dopo la RFI post test. Mentre, la Tabella 6.2 e la Tabella 6.3 sono riferite rispettivamente al questionario VFI e al questionario NASA-TLX compilati al termine di ogni test.

Tutte le risposte sono divise per test in modo tale da poterli confrontare tra loro.

Si ricorda che la scala di valutazione per i questionari ALLI e VFI varia da 1 (completamente in disaccordo) a 5 (completamente d'accordo), ad eccezione della prima domanda del secondo questionario in cui è richiesta la percezione della durata (in minuti) dell'esperimento sviluppato in SAR. Per quanto riguarda il questionario NASA-TLX, invece, le risposte sono valutate su una scala di gradimento da 0 (molto basso) a 20 (molto alto).

Dal test statistico Kruskal-Wallis, possiamo concludere che non vi è alcuna differenza significativa tra i vari test. Le risposte si aggirano, mediamente, nei punteggi centrali.

Focalizzandosi sulla prima domanda del questionario VFI, emerge una lieve tendenza a sovrastimare la durata dell'esperimento. Tuttavia, anche in questo caso non si osserva differenza significativa tra i differenti test.

Domande	Media \pm deviazione standard		
	Test 1	Test 2	Test 3
N°			
Q1	2.11 \pm 0.73	2.11 \pm 0.87	2.00 \pm 0.67
Q2	1.67 \pm 0.67	2.67 \pm 1.15	2.56 \pm 0.96
Q3	2.11 \pm 0.87	2.33 \pm 1.15	1.89 \pm 0.87
Q4	1.44 \pm 0.68	2.44 \pm 1.34	2.33 \pm 1.05
Q5	2.00 \pm 1.05	2.11 \pm 1.20	1.89 \pm 0.99
Q6	1.78 \pm 1.03	1.89 \pm 0.99	1.44 \pm 0.68
Q7	1.44 \pm 0.68	2.33 \pm 1.24	2.00 \pm 1.05
Q8	2.56 \pm 1.17	2.00 \pm 1.05	2.11 \pm 1.10
Q9	1.44 \pm 0.68	1.56 \pm 0.96	1.67 \pm 0.82
Q10	1.33 \pm 0.47	1.78 \pm 1.03	1.78 \pm 0.63
Q11	1.56 \pm 0.83	2.00 \pm 1.25	1.89 \pm 0.99
Q12	1.89 \pm 0.74	2.33 \pm 0.82	2.56 \pm 1.06
Q13	1.78 \pm 1.03	2.78 \pm 1.23	3.22 \pm 1.03
Q14	1.33 \pm 0.47	1.78 \pm 1.23	1.44 \pm 0.50
Q15	1.77 \pm 0.79	2.22 \pm 1.13	2.44 \pm 1.07

Tabella 6.1: Media delle risposte al questionario ALLI post test.

Domande	Media \pm deviazione standard		
	Test 1	Test 2	Test 3
N°			
Q1	6.44 \pm 2.31	5.06 \pm 1.95	7.72 \pm 3.52
Q2	1.88 \pm 0.87	2.00 \pm 0.82	1.89 \pm 0.99
Q3	2.11 \pm 1.20	2.56 \pm 1.17	2.44 \pm 1.17
Q4	2.22 \pm 1.13	2.56 \pm 1.26	3.00 \pm 1.33
Q5	1.33 \pm 0.67	1.78 \pm 0.63	2.11 \pm 0.87
Q6	2.56 \pm 1.07	3.00 \pm 1.05	2.88 \pm 1.29
Q7	3.11 \pm 1.29	3.56 \pm 1.26	3.56 \pm 1.17
Q8	2.56 \pm 1.17	2.22 \pm 0.92	2.89 \pm 1.29
Q9	3.22 \pm 1.40	3.22 \pm 1.03	3.33 \pm 1.15
Q10	1.33 \pm 0.47	1.67 \pm 0.94	1.67 \pm 0.94
Q11	2.11 \pm 1.29	2.11 \pm 0.99	2.44 \pm 0.83
Q12	1.67 \pm 0.94	1.67 \pm 0.82	2.11 \pm 0.99
Q13	1.78 \pm 0.92	2.33 \pm 0.67	2.22 \pm 0.92
Q14	1.78 \pm 1.17	2.00 \pm 0.67	1.67 \pm 0.67
Q15	1.78 \pm 1.17	2.56 \pm 0.83	2.67 \pm 1.05
Q16	2.33 \pm 1.41	3.56 \pm 0.68	3.56 \pm 1.42

Tabella 6.2: Media delle risposte al questionario VFI post test.

Domande	Media \pm deviazione standard		
	Test 1	Test 2	Test 3
N°			
Q1	5.89 \pm 3.51	4.11 \pm 4.22	6.56 \pm 4.79
Q2	9.56 \pm 3.33	8.89 \pm 3.63	10.33 \pm 5.10
Q3	6.89 \pm 4.36	5.67 \pm 4.35	10.33 \pm 6.16
Q4	14.56 \pm 4.45	16.33 \pm 3.89	17.44 \pm 2.91
Q5	11.56 \pm 2.22	10.00 \pm 4.55	11.44 \pm 4.60
Q6	6.67 \pm 5.48	3.78 \pm 3.55	5.67 \pm 4.40

Tabella 6.3: Media delle risposte al questionario NASA-TLX post test.

6.2 Deriva propriocettiva

L'alluce destro reale era situato in corrispondenza dello zero del righello, mentre il piede protesico era posizionato alla sua sinistra. Di conseguenza, valori negativi indicano un elevato grado di embodiment, poiché la percezione della posizione del piede reale si avvicina a quella dell'arto artificiale.

La Figura 6.1 illustra un confronto tra i valori medi e le relative deviazioni standard delle derive propriocettive ottenute mediante la Rubber Foot Illusion post test.

Analizzando i risultati, emerge che tutti i test presentano valori negativi per la deriva propriocettiva. In particolare, si sono ottenuti per il test 1, test 2 e test 3 i seguenti risultati -1.01 ± 1.94 cm, -3.07 ± 1.84 cm e -4.63 ± 2.50 cm. I dati, pertanto, suggeriscono che la condizione sociale competitiva alternata a condizioni non sociali favorisce maggiormente il processo di embodiment rispetto alle altre condizioni.

Successivamente, è stata calcolata la differenza della deriva propriocettiva ottenuta dalla RFI post test e quella pre test, al fine di valutare la variazione di embodiment durante l'esperimento (Figura 6.2).

Si nota che, mediamente, il test 1 non presenta alcun beneficio, -0.02 ± 3.84 , probabilmente a causa di un mancato coinvolgimento durante l'esecuzione dei task. Diversamente, il test 2 presenta mediamente il miglior risultato (-4.40 ± 3.48 cm) seguito dal test 3 (-2.21 ± 2.44 cm).

Il test non-parametrico di Kruskal-Wallis (scelto poiché il campione è ridotto) è stato usato per confrontare i risultati nelle 3 condizioni a livello di misure di drift post-test e di differenza dei drift prima e dopo il test. Sono state rilevate differenze statisticamente significative (con $p < 0.05$) in entrambi i casi: $\chi^2 = 6.21$ con $p = 0.04$ (post-test), $\chi^2 = 9.64$ con $p = 0.01$ (differenza pre-post).

Il test non-parametrico di Dunn è stato usato per i confronti post-hoc tra coppie di condizioni per quanto riguarda le misure menzionate. Sono state rilevate differenze

statisticamente significative (con $p < 0.05$) in entrambi i casi, ma solo a livello di due coppie differenti: $Z = 3.09$ con $p = 0.006$ (post-test per il confronto tra condizione neutra e sociale competitiva), $Z = 2.49$ con $p = 0.04$ (differenza post-pre per il confronto tra condizione neutra e sociale cooperativa). Questi risultati permettono di circoscrivere l'effetto dei training proposti a livello di queste misure e con il campione di soggetti reclutati in modo da sottolineare la possibilità che una condizione intermedia sociale possa influenzare il drift in una successiva Rubber Foot Illusion.

Ulteriori esperimenti saranno necessari per confermare la presenza di quest'effetto con un campione più ampio di soggetti, possibilmente secondo un disegno *within-group* per considerare in modo accurato le differenze individuali in campioni inferiori al centinaio di soggetti.

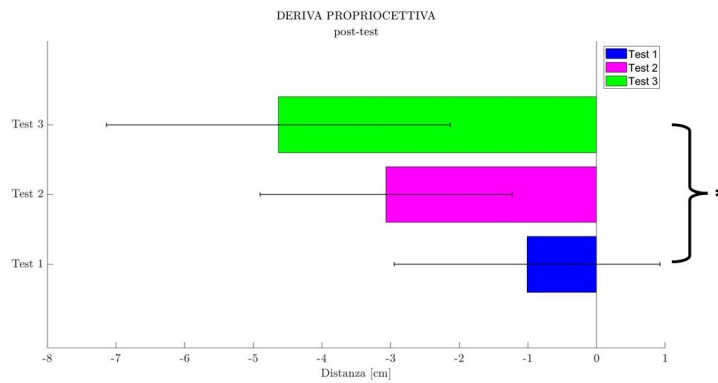


Figura 6.1: Derive propriocettive post test.

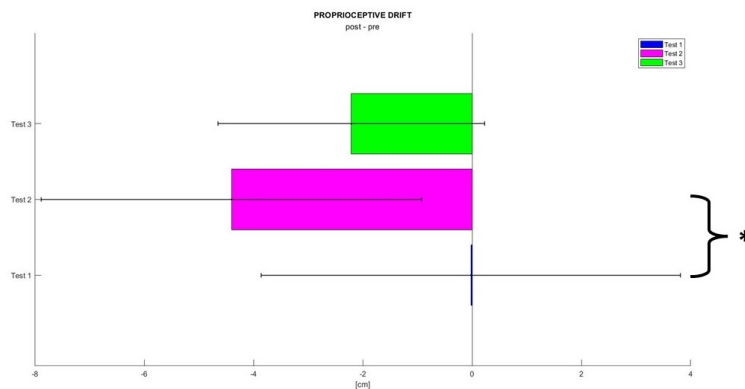


Figura 6.2: Differenza derive propriocettive post test e pre test.

6.3 Analisi EMG

Dai segnali EMG rilevati in real-time dai sensori Myobock 13E200 sono state estratte le seguenti features:

- Numero di calci;
- Deviazione standard ed ampiezza media dei picchi.

Il numero di calci rilevato è un buon indicatore del coinvolgimento durante l'attività del training protesico. Infatti, un aumento del numero di calci corrisponde ad un incremento dell'engagement.

L'ampiezza, invece, è indice di una maggiore o minore attivazione muscolare durante il task. Le ampiezze sono state precedentemente normalizzate rispetto al valore massimo di contrazione acquisito all'inizio di ogni test per ogni partecipante.

L'omogeneità del campione studiato ha permesso di confrontare i diversi test e i soggetti fra loro.

Nella Appendice B sono riportati i grafici che mostrano il comportamento di ciascun soggetto nel rispettivo test.

Per ogni test, il numero di calci e l'ampiezza media normalizzata sono rappresentati su un grafico a barre. Sull'asse delle X sono riportati i soggetti e i tre esercizi da essi svolti, mentre sull'asse Y rispettivamente il numero dei calci e l'ampiezza normalizzata. Nel grafico riferito alle ampiezze sono riportate anche le barre di errore, ottenute calcolando la deviazione standard.

Osservando i grafici riferiti al numero di calci si può notare un andamento non uniforme tra i soggetti. Infatti, per alcuni di essi, durante il corso degli esercizi, vi è un aumento del numero di calci, possibile conseguenza di un maggiore coinvolgimento durante il task. I soggetti che seguono questo comportamento sono s02, s04 e s27 per il test 1, s16 per il test 2 e s03, s11, s17 e s20 per il test 3. Al contrario, altri partecipanti (quali s08 e s22 per il test 1, s26 per il test 2 e s01, s07 e 25 per il test 3) riducono il numero di contrazioni effettuate nel corso del test. I partecipanti rimanenti tendono ad assumere un comportamento intermedio e sono tutti accomunati da un picco (del numero di calci) in corrispondenza del secondo esercizio.

Successivamente, è stato condotto un confronto tra i vari test. Nello specifico, è stata calcolata la media del numero di calci e delle ampiezze medie normalizzate del segnale EMG per ciascun esercizio per ogni test. I risultati ottenuti sono stati graficati tramite diagrammi a barre e riportati rispettivamente nella Figura 6.3 e nella Figura 6.4. Sull'asse delle X sono riportati i test e i tre esercizi ad essi riferiti, mentre sull'asse Y le features di interesse. Nel grafico relativo alle ampiezze medie

sono state tracciate le rette di regressione lineare, stimate mediante le funzioni *polyfit* e *polyval* di Matlab, al fine di evidenziare il comportamento lineare osservato durante l'esecuzione dei test. I coefficienti di determinazione (R^2) suggeriscono l'adeguatezza del modello lineare per i dati analizzati ($R^2 = 0.98$ per il test 1, $R^2 = 0.99$ per il test 2 e $R^2 = 0.93$ per il test 3).

Da queste rappresentazioni è possibile visualizzare l'andamento medio durante l'intero corso dei tre test. In tutti i casi, il primo esercizio presenta il minor numero medio di calci. Nel secondo esercizio si nota, per tutti i test, un leggero aumento medio del numero di calci seguito da una riduzione nel terzo esercizio.

Nei test in cui compare una condizione sociale (test 2 e test 3) si ha un aumento della attivazione muscolare; questo non appare nel caso in cui si hanno solo condizioni non sociali.

Nella Tabella 6.4 viene riportato il numero medio di calci per ogni esercizio e ogni test.

Test	Esercizi			
	N°	Esercizio 1	Esercizio 2	Esercizio 3
Test 1		48	51	49
Test 2		47	48	47
Test 3		47	50	48

Tabella 6.4: Numero di calci medio per ogni esercizio in ogni test.

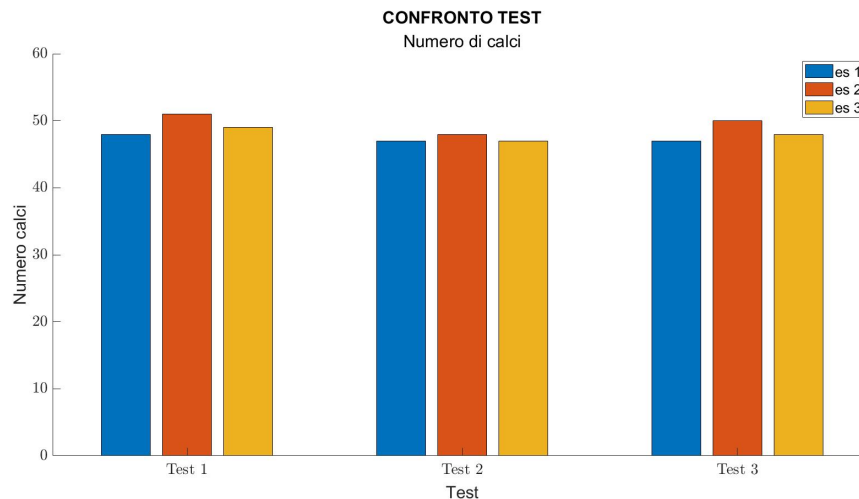


Figura 6.3: Confronto test: numero di calci.

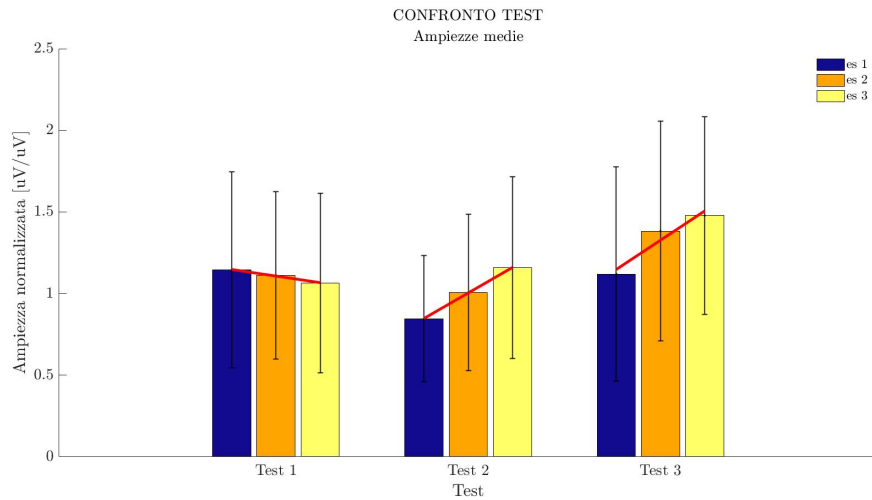


Figura 6.4: Confronto test: ampiezza media normalizzata.

6.4 Analisi GSR e BVP

La risposta di conduttanza cutanea (SCR) e la frequenza cardiaca (HR) permettono di monitorare il livello di stress provato dai soggetti durante l'esecuzione dei test. Situazioni stressanti per l'individuo producono una maggior produzione di sudore, individuabile in un incremento del numero di picchi ed in una maggiore ampiezza di quest'ultimi nel segnale SCR. Inoltre, la frequenza cardiaca tende ad aumentare.

La percentuale dei valori anomali individuata durante l'elaborazione del segnale PPG, ha permesso di studiare la qualità dei dati acquisiti attraverso il dispositivo intelligente "Empatica E4". Infatti, non sempre la richiesta di mantenere il polso sinistro fermo è stata soddisfatta dai partecipanti, compromettendo così la qualità del segnale registrato. Dunque, gli esercizi contenenti una percentuale di valori anomali superiore al 15% sono stati esclusi dall'analisi, in quanto considerati un bias [21]. In particolare, nella Tabella 6.5, Tabella 6.6 e Tabella 6.7 sono trascritti rispettivamente le percentuali di valori anomali relativi al test 1, test 2 e test 3. Gli esercizi corrispondenti ai valori superiori alla soglia (evidenziati in grassetto) sono stati omessi dal calcolo della media.

Nella Appendice C e nella Appendice D sono riportati i grafici ricavati rispettivamente dai segnali PPG e GSR per ogni test. Nello specifico, vengono illustrate le features riferite alla frequenza cardiaca, al numero di SCR e all'ampiezza di essi. Osservando i grafici, si può notare che i soggetti non presentano un comportamento uniforme.

Nelle immagini sottostanti, Figura 6.5, Figura 6.6 e Figura 6.7, vengono riportati

Soggetti	Esercizio 1	Esercizio 2	Esercizio 3
s02	13.98%	5.21%	10.42%
s04	13.92%	17.91%	19.48%
s08	0%	1.28%	6.82%
s12	8.75%	2.74%	5.48%
s14	8.33%	6.41%	11.25%
s18	0%	2.53%	0%
s21	0%	2.17%	3.03%
s22	0%	0%	0%
s27	2.50%	3.90%	1.35%

Tabella 6.5: Test 1: Percentuale valori anomali.

Soggetti	Esercizio 1	Esercizio 2	Esercizio 3
s05	16.05%	26.83%	28.40%
s06	7.41%	8.75%	10.39%
s09	1.18%	0%	2.22%
s13	1.37%	1.39%	2.60%
s15	4.65%	2.13%	0%
s16	0%	4.48%	4.41%
s19	1.35%	3.95%	2.53%
s23	7.61%	19.60%	20.62%
s26	2.74%	7.69%	1.35%

Tabella 6.6: Test 2: Percentuale valori anomali.

gli andamenti medi dei soggetti per ogni test.

La frequenza cardiaca, mediamente, si mantiene costante nel corso degli esercizi, con un leggero aumento durante lo svolgimento dei test 2 e 3. Osservando i valori, compresi tra 80 bpm e 85 bpm, si deduce che non si sia verificato un alcun aumento eccessivo dello stress.

Le features ottenute dal segnale EDA, presentano una elevata variabilità, con degli evidenti picchi in determinate condizioni. Si evince allora la necessità di effettuare un test su un campione più ampio al fine di ottenere una comprensione più approfondita di questo comportamento anomalo.

Soggetti	Esercizio 1	Esercizio 2	Esercizio 3
s01	10.47%	4.88%	6.67%
s03	9.52%	9.89%	12.79%
s07	1.20%	0%	1.27%
s10	1.61%	4.76%	11.29%
s11	10.13%	2.47%	16.88%
s17	1.23%	0%	8.24%
s20	18.75%	10.71%	16.87%
s24	1.27%	0%	0%
s25	0%	0%	0%

Tabella 6.7: Test 3: Percentuale valori anomali.

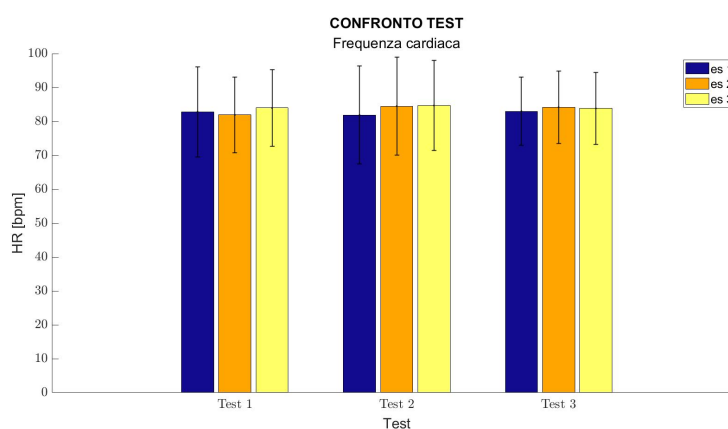


Figura 6.5: Confronto test: frequenza cardiaca.

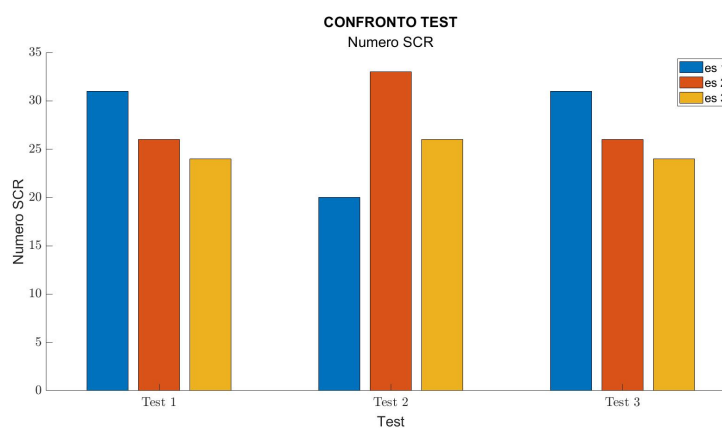


Figura 6.6: Confronto test: numero di SCR rilevati.

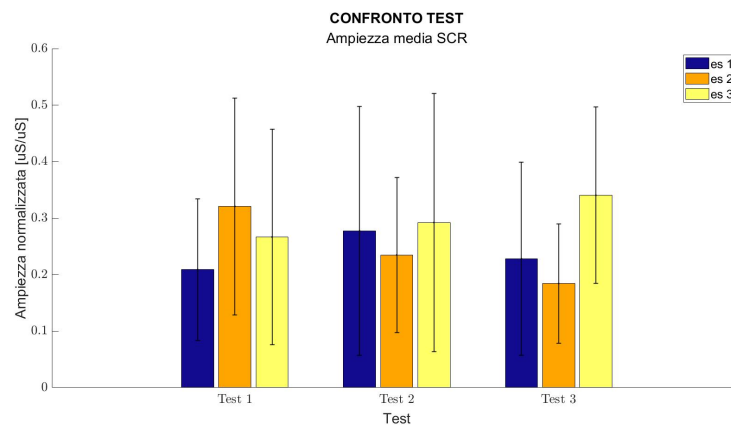


Figura 6.7: Confronto test: ampiezza media di SCR.

Capitolo 7

Discussioni

In questo capitolo vengono discussi e confrontati i risultati presentati nel Capitolo 6.

Le risposte ai questionari, analizzate tramite test non parametrico di Kruskal-Wallis, non presentano differenze significative ($p > 0.05$).

Osservando il comportamento dei giocatori e analizzando i loro commenti, si deduce l'importanza dei feedback nel potenziare l'engagement e favorire un'immersione più profonda dell'utente nell'attività riabilitativa. Tale osservazione andrebbe maggiormente investigata in ricerche future.

Il feedback visivo, in particolar modo l'evidente rottura del muro, il progressivo cambio di colore e la presenza di un giocatore virtuale, garantisce un maggior interesse, motivando il partecipante a completare gli esercizi.

I feedback uditivo e vibratorio non risultano fastidiosi in nessun caso. Anzi, essi contribuiscono a rendere l'esperienza maggiormente realistica. Tuttavia, potrebbe essere opportuno, in sviluppi futuri, dimensionare il motorino vibrante in relazione al muscolo della gamba. La vibrazione, come suggerisce la risposta alla quinta domanda del questionario VFI, in alcuni casi è risultata tenue e appena percepibile, e in soggetti particolarmente muscolosi, addirittura inesistente (media delle risposte a Q5: 1.33 ± 0.67 per il test 1, 1.78 ± 0.63 per il test 2 e 2.11 ± 0.87 per il test 3).

Le analisi delle derive propriocettive suggeriscono il potenziale del test 2 (-4.40 ± 3.48 cm post-pre test) e del test 3 (-4.63 ± 2.50 cm post test) nel contesto della riabilitazione protesica. Infatti, rispetto al test che prevede solo l'esecuzione della condizione non sociale, permettono di raggiungere un elevato livello di embodiment. Questo fenomeno può essere attribuito allo svolgimento di condizioni sociali cooperative e competitive. Tuttavia, sebbene i dati suggeriscano questa interpretazione sarà necessario svolgere ulteriori indagini in quanto i dati dei questionari non hanno mostrato differenze significative.

Dall'analisi del segnale EMG si può osservare il comportamento medio dei soggetti durante l'esecuzione dei diversi test.

Per quanto concerne il numero di calci, non emergono differenze rilevanti tra i diversi test. In generale, l'esercizio 1 presenta il minore numero di calci. Questo potrebbe essere attribuito al fatto che i soggetti devono acquisire familiarità con la modalità di contrazione del solo muscolo quadricipite, movimento non usuale specialmente in posizione seduta, che si traduce in una riduzione del numero di calci effettuati in 60 secondi. L'esercizio 2 evidenzia il maggior numero di calci in tutte le condizioni, suggerendo un elevato livello di comprensione del movimento da parte dei partecipanti e un maggiore coinvolgimento nell'esecuzione dei compiti. Tuttavia, il numero registrato decresce nel terzo esercizio.

Di notevole interesse è il comportamento dell'attività muscolare evidenziata dall'ampiezza media del segnale EMG. Nel test 2 e 3 si osserva un aumento dell'attività muscolare, presumibilmente indotto dalla presenza di condizioni sociali e mantenuto nel corso del terzo esercizio, non sociale. L'incremento è evidenziato dalla retta di regressione con coefficiente angolare di 0.68 e 0.78 rispettivamente per il test 2 e 3. L'aumento dell'attività, suggerisce un maggior impegno e concentrazione da parte dei soggetti durante l'esecuzione dei task.

Diversamente, il test 1, caratterizzato dall'assenza di condizioni sociali, mostra una riduzione dell'attività muscolare (coefficiente angolare della retta di regressione pari a -0.17). Questa riduzione si ipotizza essere dovuta a un ridotto interesse nell'esecuzione del test. Infatti, la monotonia degli esercizi, privi di stimoli coinvolgenti, potrebbe causare un calo della partecipazione da parte dei giocatori.

Tuttavia, per poter affermare con sicurezza che la condivisione dell'ambiente virtuale con un altro giocatore possa favorire il coinvolgimento e la motivazione dei partecipanti è necessario condurre ulteriori test con un campione più ampio e isolare tutte le variabili che potrebbero influenzare i risultati.

L'analisi del segnale PPG rileva una frequenza cardiaca pressoché costante, senza presentare differenze rilevanti tra i diversi test. Poiché il battito cardiaco riflette l'attività muscolare, la stabilità osservata suggerisce che l'aumento dell'attività muscolare nei test 2 e 3 potrebbe non derivare dalla fatica muscolare, ma piuttosto da una maggiore concentrazione nel compiere i test.

In termini di emozioni provate e fatica cardiaca le condizioni possono essere considerate sostanzialmente equivalenti.

Osservando i picchi di risposta di conduttanza cutanea, emerge una somiglianza tra gli andamenti nei test 1 e 3. La riduzione del numero di picchi suggerisce che i soggetti si stanno abituando al task proposto (coefficiente angolare delle rette di regressione pari a -15.22 in entrambi i casi). Al contrario, il test 2 mostra un andamento diverso, con un picco rilevante in corrispondenza della condizione sociale cooperativa. Questo comportamento indica la possibilità che, nonostante

l'apparente equivalenza dei test sociali competitivo e cooperativo nell'analisi del segnale EMG, essi influenzano in modo differente il comportamento delle persone. Tuttavia, i dati evidenziano la necessità di ampliare il campione di soggetti e di condurre un esperimento dedicato per valutare l'impatto dell'introduzione di condizioni sociali nella valutazione dell'*arousal* dei soggetti. Questo consentirebbe di determinare più chiaramente la causa di tale comportamento.

Capitolo 8

Conclusioni e sviluppi futuri

L'obiettivo principale di questo lavoro è stato valutare la possibilità di favorire l'incorporazione della protesi Hybrid Knee e incrementare il coinvolgimento dei pazienti affetti da amputazione trans-femorale mediante un programma di allenamento basato su un sistema di Realtà Aumentata Spaziale.

L'approccio prevedeva la comparazione di due test, che includevano un'alternanza di condizioni sociali e non sociali, con un test contenente solo condizioni non sociali. L'ipotesi alla base di questo studio era che l'alternanza delle condizioni potesse promuovere contemporaneamente l'embodiment (la sensazione di appartenenza dell'arto bionico al corpo) e l'engagement (l'interesse e il coinvolgimento attivo dei pazienti).

Per raggiungere questi scopi, i partecipanti allo studio privi di disabilità hanno completato due sessioni di Rubber Foot Illusion intervallate dall'esecuzione di uno dei tre test proposti. Durante ciascun test, sono stati raccolti dati relativi a tre segnali fisiologici: l'elettromiografia, la risposta galvanica della pelle e la frequenza cardiaca. Inoltre, sono stati valutati i risultati ottenuti dalle risposte ai questionari e dal calcolo della deriva propriocettiva.

I risultati ottenuti suggeriscono la possibile validità dell'ipotesi iniziale. È emerso chiaramente che l'inclusione di un compito sociale cooperativo ma soprattutto competitivo, alternato a uno non sociale, nel programma di allenamento ha comportato un aumento dell'interesse e del coinvolgimento dei partecipanti. Questo incremento si è riflesso in un notevole miglioramento dell'embodiment, evidenziato dal calcolo della deriva propriocettiva. Sarà, tuttavia, necessario condurre ulteriori ricerche dato che l'assunzione che l'embodiment sia dovuto ad un maggior engagement non è sostenuta dallo stesso tipo di dati osservati durante i lavori precedenti in letteratura [11].

Questa ricerca ha affrontato tutte le ragioni, discusse nella sezione 2.2, che spesso spingono gli utenti ad interrompere l'uso delle protesi. Infatti, l'alternanza

del compito sociale e dei compiti non sociali favorisce sia l'engagement che la percezione dell'arto bionico come parte integrante del proprio corpo. Questo rende gli utenti più inclini ad accettare il dispositivo protesico e riduce la probabilità di abbandonarne l'utilizzo.

Lo studio, essendo preliminare, è stato condotto esclusivamente su soggetti sani. Tuttavia, per consolidare ulteriormente la validità della ricerca, sarà necessario condurre studi futuri su un campione più ampio e diversificato di pazienti con amputazione trans-femorali, considerando anche una maggiore eterogeneità in termini di età. Nel caso in cui le ricerche future confermino gli attuali risultati, ciò potrebbe aprire la strada a nuove linee guida per il design dell'interazione nel contesto del task proposto.

In conclusione, questo lavoro apre nuovi orizzonti nel campo della riabilitazione e dell'assistenza ai pazienti con amputazioni trans-femorali, presentando un approccio innovativo basato sulle tecnologie immersive e fornendo un input rilevante per i prossimi passi in quest'ambito di ricerca.

Appendice A

Script movimento della gamba del giocatore virtuale

```
1 using System.Collections;
2 using System.Collections.Generic;
3 using UnityEngine;
4 using UnityEngine.Animations.Rigging;
5
6 public class AiutanteAvversario : MonoBehaviour
7 {
8     //Definizioni variabili movimento gamba
9     public Vector3 movimento1;
10    public float speed_flessione1 = 40.0f;
11
12    //Definizioni variabili animazione gamba
13    public Rig rig1 = null;
14    public Transform target1 = null;
15    public Vector3 posZero;
16    public Vector3 inizio;
17    private bool Oscillazione = false;
18    private FratturatoCompetizione verifica;
19
20    private float randomNumber;
21
22    void Start()
23    {
24        verifica = GetComponent<FratturatoCompetizione>();
25        movimento1 = new Vector3(0.0f, -250.0f, 0.0f);
26
```

```
27     posZero = target1.transform.position;
28 }
29
30 void Update()
31 {
32     // inizia movimento quando il bottone EMG viene
33     premuto.
34     if (EMGAcquisition.EMG_stream_flag)
35     {
36         if (!Oscillazione)
37         {
38             Oscillazione = true;
39             StartCoroutine(CalcioAiutanteAvversario());
40         }
41     }
42
43     private IEnumerator CalcioAiutanteAvversario()
44     {
45         // movimento della gamba ripetitivo, ma non costante
46         // movimento termina passati i 60 secondi (flag=
47         flase)
48         while (Oscillazione && EMGAcquisition.
49         EMG_stream_flag == true)
50         {
51             target1.Translate(movimento1 * Time.deltaTime *
52             speed_flessione1);
53             yield return new WaitForSeconds(0.75f);
54             target1.transform.position = posZero;
55             float randomNumber = Random.Range(0.5f, 2.1f);
56             yield return new WaitForSeconds(randomNumber);
57         }
58     }
59 }
```

Appendice B

Grafici features ottenute da EMG

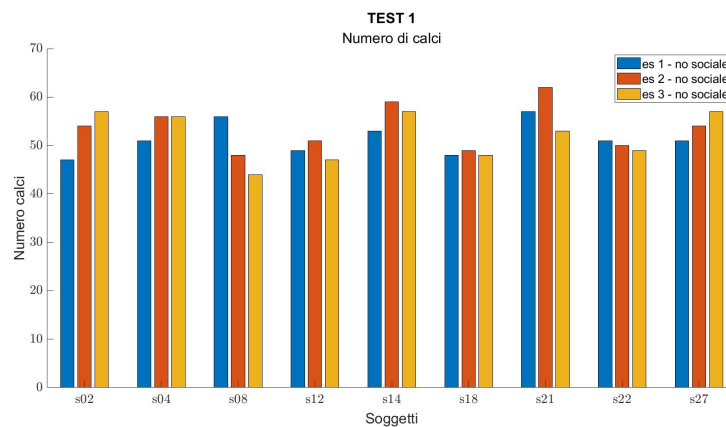


Figura B.1: Test 1: Numero calci.

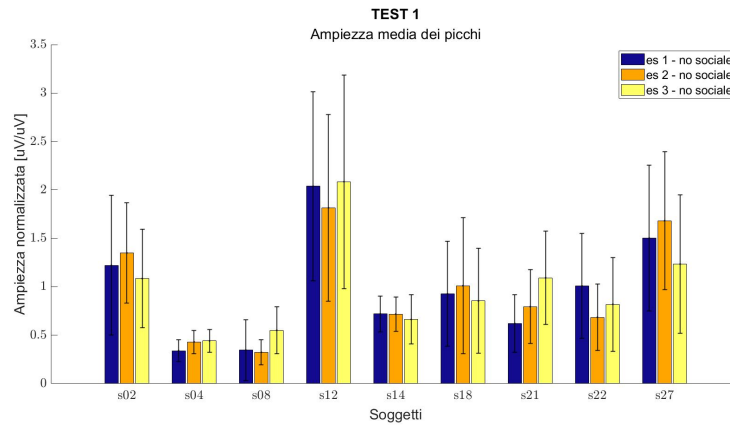


Figura B.2: Test 1: Ampiezza media picchi EMG.

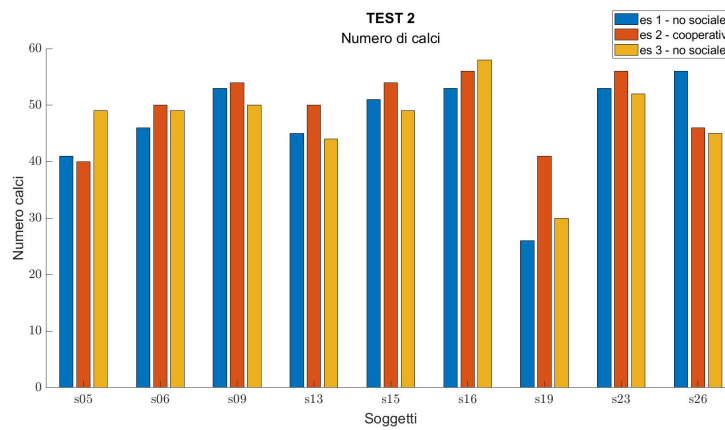


Figura B.3: Test 2: Numero calci.

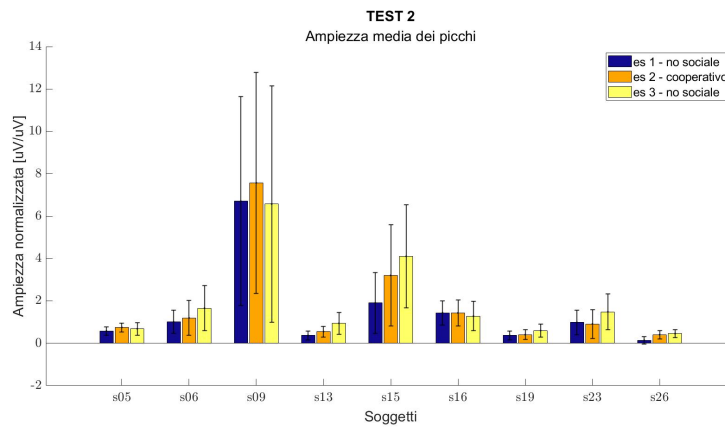


Figura B.4: Test 2: Ampiezza media picchi EMG.

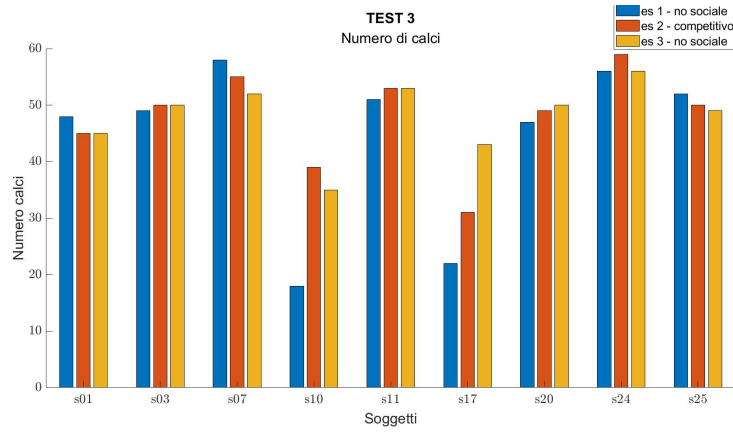


Figura B.5: Test 3: Numero calci.

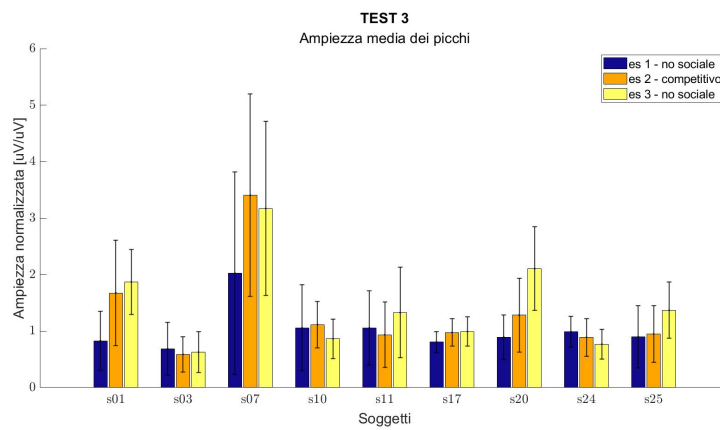


Figura B.6: Test 3: Ampiezza media picchi EMG.

Appendice C

Grafici features ottenute da PPG

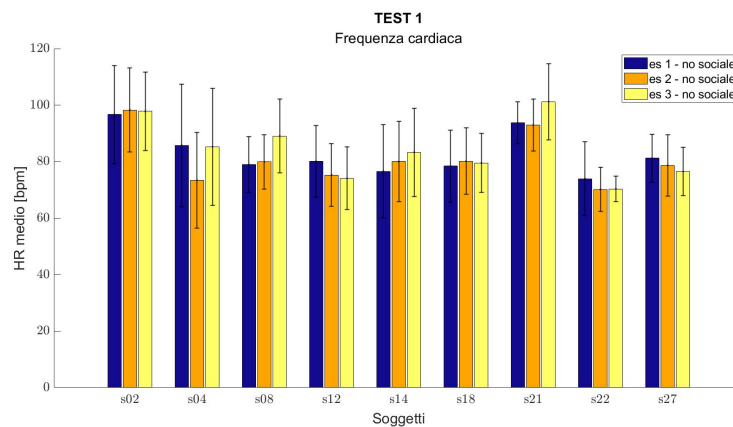


Figura C.1: Test 1: Frequenza cardiaca.

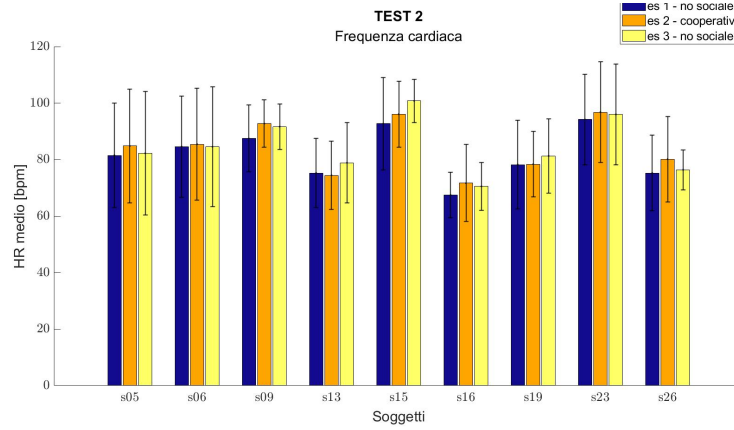


Figura C.2: Test 2: Frequenza cardiaca.

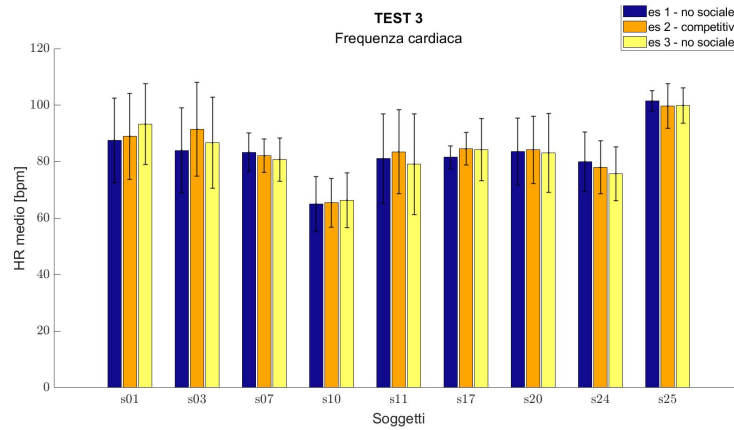


Figura C.3: Test 3: Frequenza cardiaca.

Appendice D

Grafici features ottenute da EDA

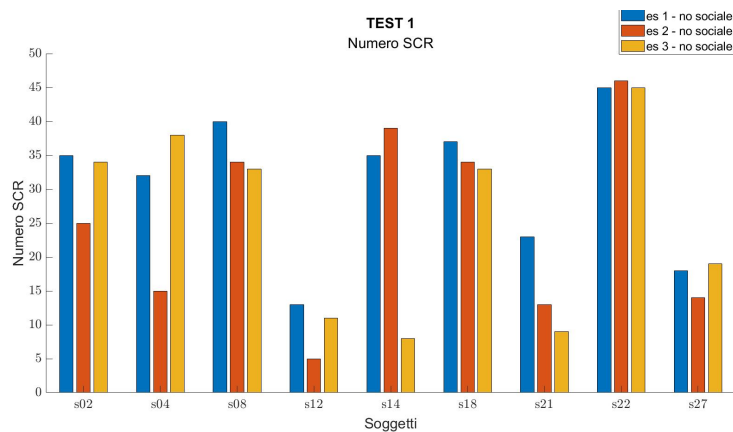


Figura D.1: Test 1: Numero picchi SCR.

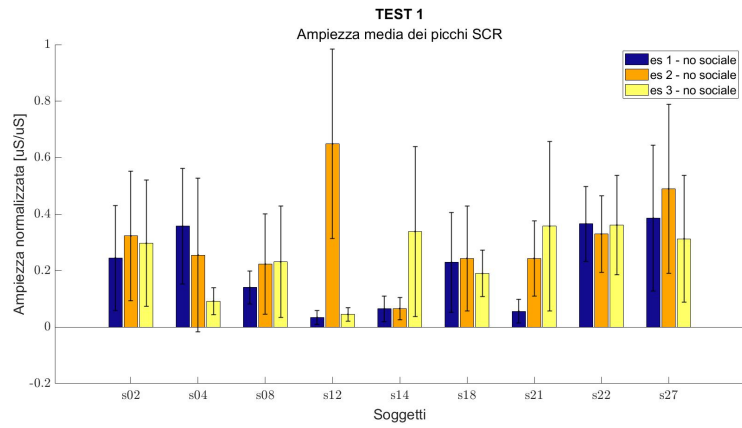


Figura D.2: Test 1: Ampiezza picchi SCR.

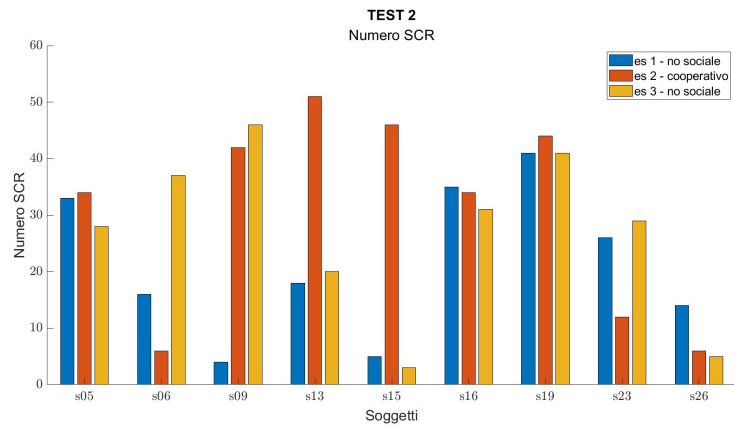


Figura D.3: Test 2: Numero picchi SCR.

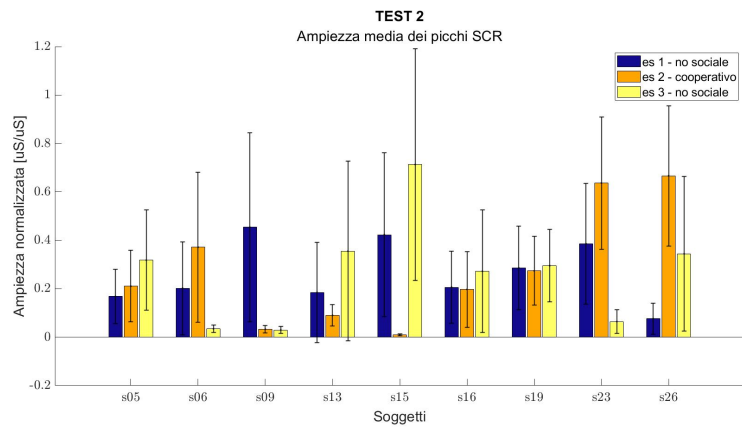


Figura D.4: Test 2: Ampiezza picchi SCR.

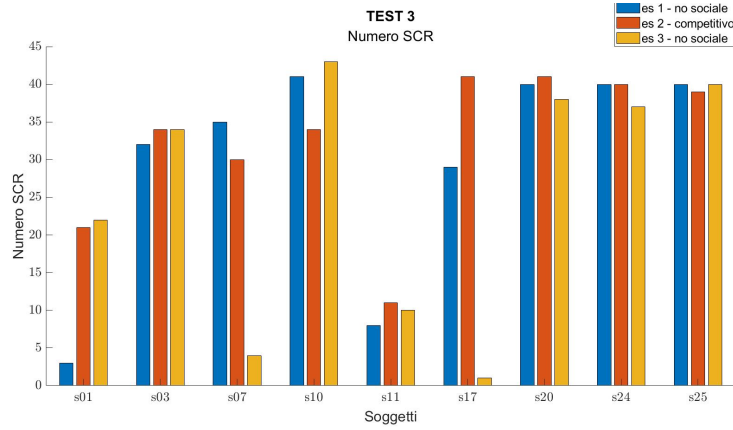


Figura D.5: Test 3: Numero picchi SCR.

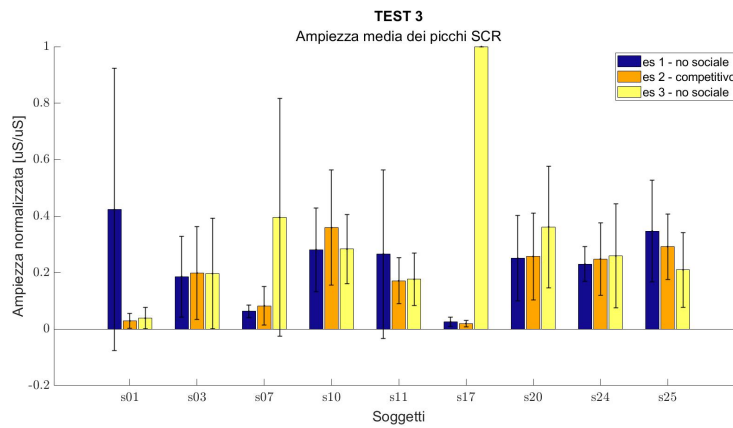


Figura D.6: Test 3: Ampiezza picchi SCR.

Bibliografia

- [1] C. Ferraresi. *Meccanica Applicata ai Sistemi Biomedici*. 2021 (cit. alle pp. 1, 16, 17).
- [2] S. Crea, M. D'Alonzo, N. Vitiello e C. Cipriani. «The rubber foot illusion». In: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2015). DOI: 10.1186/s12984-015-0069-6 (cit. alle pp. 1, 20–22).
- [3] *Rehabile - Istituto di riabilitazione per persone amputate*. URL: <https://www.riabilitazioneamputati.it/> (cit. a p. 1).
- [4] Diogo Bessa, Nuno F. Rodrigues, Eva Oliveira, Jonas Kolbenschag e Cosima Prahm. «Designing a Serious Game for Myoelectric Prosthesis Control». In: *2020 IEEE 8th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*. 2020, pp. 1–5. DOI: 10.1109/SeGAH49190.2020.9201812 (cit. alle pp. 1, 29).
- [5] M. Niedernhuber, D.G. Barone e B. Lenggenhager. «Prostheses as extensions of the body: Progress and challenges». In: *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 92 (2018), pp. 1–6. ISSN: 0149-7634. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2018.04.020>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0149763417308229> (cit. alle pp. 1, 7).
- [6] G. Barresi et al. «Exploring the Embodiment of a Virtual Hand in a Spatially Augmented Respiratory Biofeedback Setting». In: *Frontiers in Neurorobotics* (2021). DOI: <https://doi.org/10.3389/fnbot.2021.683653> (cit. a p. 1).
- [7] L. Salatino et al. «Spatial Augmented Respiratory Cardiofeedback Design for Prosthetic Embodiment Training: a Pilot Study». In: *2022 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. 2022, pp. 3390–3395. DOI: 10.1109/SMC53654.2022.9945493 (cit. alle pp. 1, 29).
- [8] *Unity*. URL: <https://unity.com/> (cit. a p. 2).
- [9] R. Lo Tauro. *Studio di fattibilità sulle strategie di feedback e controllo in un setting interattivo per l'embodiment di un arto inferiore virtuale*. 2022 (cit. alle pp. 4, 8, 40).

-
- [10] E. Lucania. *Training dell'embodiment di protesi di arto inferiore: studio di fattibilità su compiti cooperativi e competitivi*. 2022 (cit. alle pp. 4, 8, 40).
- [11] G. Mariani et al. «Competitive Training in Spatial Augmented Reality for Prosthetic Leg Embodiment». In: *2023 IEEE 11th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*. 2023, pp. 1–8. DOI: 10.1109/SeGAH57547.2023.10253816 (cit. alle pp. 5, 7, 27, 29, 31, 34, 42, 46, 65).
- [12] M. Botvinick e J. Cohen. «Rubber hands ‘feel’ touch that eyes see». In: *Nature* (1998) (cit. alle pp. 5, 20, 21).
- [13] Marco D’Alonzo, Francesco Clemente e Christian Cipriani. «Vibrotactile Stimulation Promotes Embodiment of an Alien Hand in Amputees With Phantom Sensations». eng. In: *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 23.3 (2015), pp. 450–457. ISSN: 1534-4320 (cit. a p. 5).
- [14] M. Flögel, K.T. Kalveram e O. Christ et al. «Application of the rubber hand illusion paradigm: comparison between upper and lower limbs». In: *Psychological Research* (2016). DOI: <https://doi.org/10.1007/s00426-015-0650-4> (cit. alle pp. 5, 22).
- [15] David W. Sime. «Potential Application of Virtual Reality for Interface Customisation (and Pre-training) of Amputee Patients as Preparation for Prosthetic Use». In: *Biomedical Visualisation : Volume 1*. A cura di Paul M. Rea. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 15–24. ISBN: 978-3-030-06070-1. DOI: 10.1007/978-3-030-06070-1_2. URL: https://doi.org/10.1007/978-3-030-06070-1_2 (cit. a p. 5).
- [16] Cinthya Lourdes Toledo-Peral, Gabriel Vega-Martínez, Jorge Airy Mercado-Gutiérrez, Gerardo Rodríguez-Reyes, Arturo Vera-Hernández, Lorenzo Leija-Salas e Josefina Gutiérrez-Martínez. «Virtual/Augmented Reality for Rehabilitation Applications Using Electromyography as Control/Biofeedback: Systematic Literature Review». In: *Electronics* 11.14 (2022). ISSN: 2079-9292. DOI: 10.3390/electronics11142271. URL: <https://www.mdpi.com/2079-9292/11/14/2271> (cit. alle pp. 5, 6).
- [17] Darpan Dhawan, Michael Barlow e Erandi Lakshika. «Prosthetic Rehabilitation Training in Virtual Reality». In: *2019 IEEE 7th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*. 2019, pp. 1–8. DOI: 10.1109/SeGAH.2019.8882455 (cit. a p. 5).
- [18] Yu-Yen Chung, Thiru M Annaswamy e Balakrishnan Prabhakaran. «Performance and User Experience Studies of HILLES: Home-based Immersive Lower Limb Exergame System». In: *Proceedings of the 14th Conference on ACM Multimedia Systems*. 2023, pp. 62–73 (cit. a p. 5).

- [19] Rebecca Fribourg, Ferran Argelaguet, Ludovic Hoyet e Anatole Lécuyer. «Studying the Sense of Embodiment in VR Shared Experiences». In: *2018 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*. 2018, pp. 273–280. DOI: 10.1109/VR.2018.8448293 (cit. a p. 6).
- [20] A.A.T. Schuurmans, P. de Loeff, K.S. Nijhof, C. Rosada C, R.H.J. Scholte, A. Popma e R. Otten. «Validity of the Empatica E4 Wristband to Measure Heart Rate Variability (HRV) Parameters: a Comparison to Electrocardiography (ECG)». In: *Journal of Medical Systems* (2020). DOI: 10.1007/s10916-020-01648-w (cit. a p. 6).
- [21] S. Campanella, A. Altaieb, A. Belli, P. Pierleoni e L. Palma. «A Method for Stress Detection Using Empatica E4 Bracelet and Machine-Learning Techniques». In: *Sensors* (2023). DOI: <https://doi.org/10.3390/s23073565> (cit. alle pp. 6, 24, 25, 50, 58).
- [22] M. Nabian, Y. Yin, J. Wormwood, K.S. Quigley, L.F. Barrett e S. Ostadabbas. «An Open-Source Feature Extraction Tool for the Analysis of Peripheral Physiological Data». In: *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine* 6 (2018), pp. 1–11. DOI: 10.1109/JTEHM.2018.2878000 (cit. alle pp. 6, 50, 51).
- [23] *Panoramica sulle protesi d'arto*. 2021. URL: <https://www.msmanuals.com/it-it/professionale/argomenti-speciali/protesi-dell-arto/panoramica-sulle-protesi-dell-arto> (cit. a p. 7).
- [24] R. Hartline. *Human Anatomy Laboratory Manual*. Libre Texts, 2021 (cit. alle pp. 9, 11, 13).
- [25] *Arto Inferiore*. URL: <https://www.unife.it/medicina/fisioterapia/minisiti-fe/anatomia-umana-e-istologia/modulo-di-anatomia-speciale/anatomia-speciale-2019-20/arto-inferiore-1> (cit. a p. 10).
- [26] *Arti Inferiori*. URL: <https://www.topfarmacia.it/enciclopedia/viso-corpo-e-capelli/arti-inferiori> (cit. a p. 9).
- [27] C. Ridola e A. Palma. «Functional anatomy and imaging of the foot». In: *Italian journal of anatomy and embryology = Archivio italiano di anatomia ed embriologia* 106.2 (2001), pp. 85–98. ISSN: 1122-6714. URL: <http://europepmc.org/abstract/MED/11504250> (cit. a p. 10).
- [28] *Arti Inferiori*. URL: https://www.treccani.it/enciclopedia/arti-inferiori_%28Universo-del-Corpo%29/ (cit. alle pp. 10, 12).
- [29] D. P. Byrne, K. J. Mulhall e J. F. Baker. «Anatomy and Biomechanics of the Hip». In: *The Open Sports Medicine Journal* (2010) (cit. a p. 11).
- [30] P. Calderale e C. Bignardi. «Articolazione d'anca: biomeccanica e protesizzazione». In: *Ortho 2000* (2000) (cit. alle pp. 11, 12).

- [31] A. F. Masia. *Coxartrosi: artrosi dell'anca*. URL: <https://www.dottmasiaortopedico.it/coxartrosi-artrosi-dell-anca/> (cit. a p. 11).
- [32] R. Galmiche, Henri Migaud e Paul-E. Beaulé. *Personalized Hip and Knee Joint Replacement*. Springer, 2020. URL: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK565771/%20doi:%2010.1007/978-3-030-24243-5_2 (cit. a p. 12).
- [33] Otopedia web. *Anatomia del ginocchio*. URL: <https://www.ortopediaweb.net/web/anatomia-ginocchio/> (cit. a p. 12).
- [34] J. F. Abulhasan e M. J. Grey. «Anatomy and Physiology of Knee Stability». In: *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* (2017) (cit. a p. 13).
- [35] C.L. Brockett e G.J. Chapman. «Biomechanics of the ankle». In: *Orthopaedics and Trauma* (2016). DOI: 10.1016/j.mporth.2016.04.015 (cit. alle pp. 13, 14).
- [36] Ordine TSRM. *Proiezione caviglia*. URL: <http://www.tsrn.it/wp-content/uploads/2018/12/Proiezioni-della-Caviglia.pdf> (cit. a p. 13).
- [37] P. Varma, M.G. Stineman e T.R. Dillingham. «Epidemiology of Limb Loss». In: *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* (2015). DOI: 10.1016/j.pmr.2013.09.001 (cit. alle pp. 14, 15).
- [38] P. Di Falco. *Eziologia amputazioni*. URL: http://www.pietrodifalco.com/tecnico-ortopedico__trashed/protesi/eziologia-amputazioni/ (cit. a p. 14).
- [39] G.A. Carmona, P. Hoffmeyer, F.R. Herrmann, J. Vaucher, O. Tschopp, A. Lacraz e U.M. Vischer. «Major lower limb amputations in the elderly observed over ten years: the role of diabetes and peripheral arterial disease». In: *Diabetes and Metabolism Journal* (2005). DOI: 10.1016/s1262-3636(07)70215-x (cit. a p. 14).
- [40] A. Esquenazi e M. Kwasniewski. *Lower Limb Amputations: Epidemiology and Assessment*. 2021. URL: <https://now.aapmr.org/lower-limb-amputations-epidemiology-and-assessment/> (cit. a p. 15).
- [41] J.J. Stokosa. *Panoramica sulle protesi dell'arto*. 2021. URL: <https://www.msmanuals.com/it-it/professionale/argomenti-speciali/protesi-dell-arto/panoramica-sulle-protesi-dell-arto> (cit. a p. 15).
- [42] Roga. *Livelli di amputazione dell'arto inferiore*. URL: <https://rogaenna.it/livelli-amputazione-arto-inferiore/> (cit. alle pp. 16, 17).

- [43] R. Baumgartner. «Amputazioni di avampiede e retropiede». In: *EMC - Tecniche Chirurgiche - Chirurgica Ortopedica* 1.1 (2005), pp. 1–6. ISSN: 2211-0801. DOI: [https://doi.org/10.1016/S2211-0801\(05\)70315-0](https://doi.org/10.1016/S2211-0801(05)70315-0). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211080105703150> (cit. a p. 16).
- [44] N. Confalonieri, L. Flaviani e F. Zucchini. «Surgical technique of leg amputation with immediate preparation and application of artificial prosthesis». In: *Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia* (2004) (cit. a p. 16).
- [45] M.D. Muller. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2016. URL: <https://ebus.aaos.org/WebFiles/ProductFiles/8496816/05466CH46.pdf> (cit. alle pp. 16, 18, 19).
- [46] P. Beckerle, O. Christ, T. Schürmann, J. Vogt, O. von Stryk e S. Rinderknecht. «A human-machine-centered design method for (powered) lower limb prosthetics». In: *Robotics and Autonomous Systems* 95 (2017), pp. 1–12. ISSN: 0921-8890. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.robot.2017.05.004>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889016303785> (cit. a p. 17).
- [47] J.J. Stokosa. *Opzioni di protesi d'arto*. 2021. URL: <https://www.msmanuals.com/it-it/casa/argomenti-speciali/protesi-articolari/opzioni-di-protesi-d%E2%80%99arto> (cit. alle pp. 17, 19).
- [48] Rachel Gehlhar, Maegan Tucker, Aaron J. Young e Aaron D. Ames. «A review of current state-of-the-art control methods for lower-limb powered prostheses». In: *Annual Reviews in Control* 55 (2023), pp. 142–164. ISSN: 1367-5788. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.arcontrol.2023.03.003>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S136757882300007X> (cit. a p. 18).
- [49] Elissa D. Ledoux e Michael Goldfarb. «Control and Evaluation of a Powered Transfemoral Prosthesis for Stair Ascent». In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 25.7 (2017), pp. 917–924. DOI: 10.1109/TNSRE.2017.2656467 (cit. a p. 18).
- [50] Officina ortopedica Giansanti Torino. *Protesi transfemorali e adattamento: l'importanza dell'invaso*. 2021. URL: <https://www.protesitutorigiansanti.com/protesi-transfemorali-e-adattamento-limportanza-dellinvaso/#:~:text=Si%20basano%20su%20una%20tenuta,leghe%20leggere%20come%20il%20carbonio.> (cit. a p. 19).

- [51] C.E. Bosman, C.K. van der Sluis, J.H.B. Geertzen, N. Kerver e A.H. Vrieling. «User-relevant factors influencing the prosthesis use of persons with a transfemoral amputation or knee-disarticulation: A meta-synthesis of qualitative literature and focus group results». In: *PLoS One* (2023). DOI: 10.1371/journal.pone.0276874 (cit. a p. 19).
- [52] J. Zbinden, E. Lendaro e M. Ortiz-Catalan. «Prosthetic embodiment: systematic review on definitions, measures, and experimental paradigms». In: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2022). DOI: <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01006-6> (cit. alle pp. 20, 22).
- [53] H. H. Ehrsson, B. Rosén, A. Stocksélius, C. Ragnö, P. Köhler e G. Lundborg. «Upper limb amputees can be induced to experience a rubber hand as their own». In: *Brain* 131.12 (dic. 2008), pp. 3443–3452. ISSN: 0006-8950. DOI: 10.1093/brain/awn297. eprint: <https://academic.oup.com/brain/article-pdf/131/12/3443/839335/awn297.pdf>. URL: <https://doi.org/10.1093/brain/awn297> (cit. a p. 20).
- [54] N. Matsumoto, R. Nakai, T. Ino e A. Mitani. «Brain activity associated with the rubber foot illusion». In: *Neuroscience Letters* 721 (2020), p. 134820. ISSN: 0304-3940. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2020.134820>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394020300902> (cit. a p. 21).
- [55] R.H. Chowdhury, M.B. Reaz, M.A. Ali, A.A. Bakar, K. Chellappan e T.G. Chang TG. «Surface electromyography signal processing and classification techniques». In: *Sensors (Basel)* (2013). DOI: 10.3390/s130912431 (cit. alle pp. 22, 23).
- [56] M. Gazzoni, A. Botter e V. Taian. «Surface EMG and muscle fatigue: multi-channel approaches to the study of myoelectric manifestations of muscle fatigue». In: *Physiological Measurement* (2017). DOI: 10.1088/1361-6579/aa60b9 (cit. alle pp. 23, 24).
- [57] M. Sharma, S. Kacker e M. Sharma. «A Brief Introduction and Review on Galvanic Skin Response». In: *International Journal of Medical Research Professionals* (2016). DOI: 10.21276/ijmrp (cit. a p. 24).
- [58] Atlee Fernandes, Rakesh Helawar, R. Lokesh, Tushar Tari e Ashwini V. Shahapurkar. «Determination of stress using Blood Pressure and Galvanic Skin Response». In: *2014 International Conference on Communication and Network Technologies*. 2014, pp. 165–168. DOI: 10.1109/CNT.2014.7062747 (cit. alle pp. 24, 25).

- [59] Grazia Iadarola, Angelica Poli e Susanna Spinsante. «Analysis of Galvanic Skin Response to Acoustic Stimuli by Wearable Devices». In: *2021 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. 2021, pp. 1–6. DOI: 10.1109/MeMeA52024.2021.9478673 (cit. a p. 24).
- [60] D. S. Bari, H. Y. Yacoob Aldosky, C. Tronstad e Ø. G. Martinsen. «The correlations among the skin conductance features responding to physiological stress stimuli». In: *Skin Research and Technology* (2020). DOI: 10.1111/srt.12989 (cit. a p. 24).
- [61] D. Sangita, P. Saurabh e M. Madhuchhanda. «Real time heart rate detection from PPG signal in noisy environment». In: *2016 International Conference on Intelligent Control Power and Instrumentation (ICICPI)*. 2016, pp. 70–73. DOI: 10.1109/ICICPI.2016.7859676 (cit. alle pp. 25, 26).
- [62] John Allen. «Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement». In: *Physiological Measurement* 28.3 (feb. 2007), R1. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01. URL: <https://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01> (cit. a p. 25).
- [63] A. Temko. «Accurate Heart Rate Monitoring During Physical Exercises Using PPG». In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 64.9 (2017), pp. 2016–2024. DOI: 10.1109/TBME.2017.2676243 (cit. a p. 25).
- [64] S. Bae, S. Borac, Y. Emre e et al. «Prospective validation of smartphone-based heart rate and respiratory rate measurement algorithms». In: *Communications Medicine* (2022). DOI: <https://doi.org/10.1038/s43856-022-00102-x> (cit. a p. 26).
- [65] Konstantin Tyapochkin, Evgeniya Smorodnikova e Pavel Pravdin. «Smartphone PPG: signal processing, quality assessment, and impact on HRV parameters». In: *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2019, pp. 4237–4240. DOI: 10.1109/EMBC.2019.8856540 (cit. a p. 26).
- [66] Ayoung Suh e Jane Prophet. «The state of immersive technology research: A literature analysis». In: *Computers in Human Behavior* 86 (2018), pp. 77–90. ISSN: 0747-5632. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.chb.2018.04.019>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0747563218301857> (cit. alle pp. 27, 28).
- [67] P. Milgram e F. Kishino. *A taxonomy of mixed reality visual displays*. IEICE - Transactions on Info e Systems, 1994 (cit. alle pp. 27, 28).

- [68] V. De Luca, C. Gatto, S. Liaci, L. Corchia, S. Chiarello, F. Faggiano, G. Sumerano e L.T. De Paolis. «Virtual Reality and Spatial Augmented Reality for Social Inclusion: The &ldquoIncludiamoci&rdquo Project». In: *Information* 14.1 (2023). ISSN: 2078-2489. DOI: 10.3390/info14010038. URL: <https://www.mdpi.com/2078-2489/14/1/38> (cit. a p. 28).
- [69] Rogier van de Pol, William Ribarsky, Larry Hodges e Frits Post. «Interaction in semi-immersive large display environments». In: *Proceedings of Virtual Environments' 99* (1999), pp. 157–168 (cit. a p. 28).
- [70] Sergo Martirosov, Marek Bureš e Tomáš Zítka. «Cyber sickness in low-immersive, semi-immersive, and fully immersive virtual reality». In: *Virtual Reality* 26.1 (2022), pp. 15–32 (cit. a p. 28).
- [71] Philipp A Rauschnabel, Reto Felix, Chris Hinsch, Hamza Shahab e Florian Alt. «What is XR? Towards a framework for augmented and virtual reality». In: *Computers in human behavior* 133 (2022), p. 107289 (cit. a p. 28).
- [72] R. Raskar, G. Welch e H. Fuchs. «Spatially augmented reality». In: *Augmented Reality: Placing Artificial Objects in Real Scenes* (1999), pp. 64–71 (cit. a p. 29).
- [73] O. Bimber e R. Raskar. *Spatial augmented reality: merging real and virtual worlds*. CRC press, 2005 (cit. a p. 29).
- [74] K. Lohse, N. Shirzad, A. Verster, N. Hodges e H.F.M. Van der Loos. «Video Games and Rehabilitation: Using Design Principles to Enhance Engagement in Physical Therapy». In: *Journal of Neurologic Physical Therapy* (2013). DOI: 10.1097/NPT.0000000000000017 (cit. a p. 29).
- [75] P. Beckerle, C. Castellini e B. Lenggenhager. «Robotic interfaces for cognitive psychology and embodiment research: A research roadmap». In: *Wiley Interdiscip Rev Cogn Sci* (2019). DOI: 10.1002/wcs.1486.Epub2018Nov28. PMID: 30485732 (cit. a p. 29).
- [76] C.A. Garske, M. Dyson, S. Dupan, G. Morgan e K. Nazarpour. «Serious Games Are Not Serious Enough for Myoelectric Prosthetics». In: *JMIR Serious Games* (2021). DOI: 10.2196/28079 (cit. alle pp. 29, 30).
- [77] Andrew Yimu Vassantachart, Elizabeth Yeo e Brian Chau. «Virtual and Augmented Reality-based Treatments for Phantom Limb Pain: A Systematic Review». In: *Innovations in Clinical Neuroscience* 19.10-12 (2022), p. 48 (cit. a p. 30).
- [78] A. Tyack e E.D. Mekler. «Self-Determination Theory in HCI Games Research: Current Uses and Open Questions». In: 2020. DOI: <https://doi.org/10.1145/3313831.3376723> (cit. a p. 30).

- [79] *OttoBock HealthCare - MYOBOCK® Electrodes*. URL: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Control-Elements/Electrodes/Electrode/p/13E200~560#product-documents-section> (cit. a p. 33).
- [80] *Empatica - Health Monitoring Platform*. URL: <https://www.empatica.com> (cit. a p. 33).
- [81] *Hybrid Knee*. URL: <https://rehab.iit.it/hybrid-knee> (cit. a p. 34).
- [82] S.G. Hart. «Nasa-Task Load Index (NASA-TLX) 20 Years Later». In: *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* (2006). DOI: <https://doi.org/10.1177/154193120605000909> (cit. a p. 48).