POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in

Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Deep Learning per analisi di dati di riabilitazione propriocettiva e posturale

Relatori

Prof. Alfredo Benso

Prof. Gianfranco Michele Maria Politano

Candidato

Igor Monaldi

Anno Accademico 2020/2021

Indice

INTRODUZIONE ..... **II**

1. PROPRIOCEZIONE **1**

1.1. ANATOMIA E FISIOLOGIA 1
1.2. MISURA DELLA PROPRIOCEZIONE 4
1.3. ALLENAMENTO PROPRIOCETTIVO 5
1.4. PROPRIOCEZIONE NELLO SPORT 7
1.5. PROPRIOCEZIONE NELL'ANZIANO 9
1.6. PROPRIOCEZIONE E PARKINSON 10

2. METODO RIVA **12**

2.1. METODOLOGIA 12
2.2. STRUMENTI DI ANALISI 17
2.3. PROPRIOCEZIONE E MICROGRAVITÀ 18

3. SERIE TEMPORALI **19**

3.1. DEFINIZIONE ED ESEMPI 19
3.2. ANALISI DELLE SERIE TEMPORALI 21
3.3. STATO DELL'ARTE NELL'ANALISI DI SERIE TEMPORALI 22
3.4. RECURRENT NEURAL NETWORKS 23
3.5. LONG SHORT-TERM MEMORY 23
3.6. MECCANISMO DI "ATTENTION" 25
3.7. "ATTENTION" NELLE SERIE TEMPORALI 27

4. COSTRUZIONE DEL DATASET **28**

4.1. ANALISI DEI DATI FORNITI 28
4.2. COSTRUZIONE DEL "PARSER" IN PYTHON 29
4.3. VALUTAZIONE TEST DI RIVA 32
4.4. CATEGORIZZAZIONE DEGLI ESERCIZI 34
4.5. STATISTICHE SUI DATI 35
4.6. ATTRIBUZIONE DEGLI SCORE 38
4.7. DEFINIZIONE DI SESSIONE 40

5. COSTRUZIONE DELLA RETE DI DEEP LEARNING **42**

5.1. IL DATASET DI PROVA 42
5.2. TEST RETI LSTM 45

6. RISULTATI **49**

6.1. RETI ATTENTION E REGRESSIONE 49
6.2. RETE DI ATTENTION SUI DATI DI RIVA 53
6.3. VALUTAZIONE ESERCIZIO MIGLIORE 55

7. SVILUPPI FUTURI **56**

RINGRAZIAMENTI **57**

INDICE FIGURE ..... **II**

BIBLIOGRAFIA ..... **IV**

INDICE EQUAZIONI E TABELLE ..... **VII**

Introduzione

Lo studio della propriocezione ricopre un ruolo fondamentale in ambito sportivo e riabilitativo. Questa tesi è stata svolta in collaborazione con il dott. Riva, presidente della società internazionale di propriocezione e postura, che ha sviluppato e perfezionato negli anni un sistema di allenamento della propriocezione. Il lavoro di tesi ha avuto lo scopo di creare una rete di Deep Learning capace di predire lo *score* di propriocezione di un paziente a partire da una serie di esercizi di allenamento. Tale *score* ci permette di definire una sequenza di esercizi personalizzata in grado di migliorare effettivamente le performance di propriocezione.

Per la realizzazione della rete, sono stati utilizzati i dati di 37 pazienti che hanno svolto mediamente 389 esercizi ciascuno nel corso di decine di sessioni di allenamento ad alta frequenza. I dati raccolti si suddividono in una componente qualitativa che descrive la tipologia di esercizio e una quantitativa dove sono presenti i segnali dei sensori utilizzati (una tavoletta oscillante e un accelerometro). In particolare, lo studio si è concentrato, in un primo momento, nell'analisi della tipologia degli esercizi facendo una statistica completa dei dati raccolti, dalla frequenza degli esercizi svolti alla definizione di sessione di allenamento, per poi passare alla classificazione degli stessi. I dati relativi alle serie temporali dei segnali sono stati elaborati al fine di costruire un dataset da porre in input alla rete. La costruzione della rete è stata svolta mediante l'utilizzo di un dataset di prova con caratteristiche simili a quelle oggetto di analisi della tesi. Ciò ha permesso la creazione di una rete di *benchmark* da utilizzare come metro di giudizio delle performance in un problema sia regressivo sia di classificazione. La peculiarità della rete risiede nell'inserimento di un layer di *Attention* che permette di migliorare l'analisi del problema delle serie temporali, pesando gli input in modo diverso e funzionale al proprio livello informativo.

1. Propriocezione

1.1. Anatomia e fisiologia

Il termine propriocezione indica "la sensazione della posizione e del movimento del corpo"[1] e significa letteralmente ricevere (-cezione) il proprio (proprio-)[2]. Spesso viene confusa con il sistema vestibolare che rappresenta, invece, una componente dell'orecchio interno. Entrambe contribuiscono all'elaborazione dell'informazione sulla cinematica e dinamica del corpo. Mentre la propriocezione fa riferimento ai recettori sensoriali chiamati *propriocettori*[3], localizzati nei muscoli, tendini e articolazioni, il sistema vestibolare coordina l'equilibrio mediante l'apparato uditivo: gli otoliti indicano le accelerazioni lineari, mentre i canali semicircolari indicano i movimenti di rotazione.[4] Diversi tipi di neuroni contribuiscono alla descrizione del movimento e della posizione del corpo. La retina fornisce informazioni visive dello spazio circostante, mentre il tatto indica ad esempio le deformazioni della pelle, i punti di contatto con un oggetto o la conformazione del corpo. [5]

I fusi muscolari costituiscono i principali recettori meccanici dei muscoli striati. Essi contengono la proiezione di neuroni sensoriali principali chiamati gruppi afferenti che rispondo all'allungamento muscolare con un picco molto rapido del potenziale d'azione. Quest'ultimo rappresenta un evento di breve durata causato dalla depolarizzazione cellulare ed è il segnale principale che permette ai muscoli di attivarsi. Successivamente, i vari neuroni codificano la lunghezza dei muscoli e la velocità di allungamento. Ciò comporta una sensibilità di ricezione dei cambiamenti muscolari molto alta e, di conseguenza, una più rapida risposta alle perturbazioni posturali. Gli organi tendinei di Golgi sono dei propriocettori localizzati tra i muscoli e i tendini (figura 1-1). Essi sono deputati al rilevamento del carico sugli arti. Il meccanismo di attivazione dei fusi muscolari afferenti è schematizzato nel punto B di figura 1-1, mentre nel punto C della figura 1-1 viene rappresentato il meccanismo di connessione del gruppo di organi tendinei di Golgi. Infine, in F sono riassunti i tipi di recettori nella capsula articolare e nel legamento che coinvolge il sistema propriocettivo. Oltre a ciò i mammiferi possiedono degli organi propriocettivi che individuano quando l'articolazione raggiunge una certa soglia di movimento: essi sono i corpuscoli di Pacini e le terminazioni di Ruffini. I meccanorecettori sono principalmente di tre tipi:

- Tipo I: recettori che si adattano lentamente presenti negli strati più esterni delle capsule articolari fibrose;
- Tipo II: recettori che si adattano velocemente e sono negli strati più profondi della capsula articolare;

[1] John C. Tuthill e Eiman Azim, «Proprioception», *Current Biology* 28, n. 5 (marzo 2018): R194–203, https://doi.org/10.1016/j.cub.2018.01.064.

[2] William K Ogard, «Proprioception in Sports Medicine and Athletic Conditioning», s.d., 8.

[3] Tuthill e Azim, «Proprioception».

[4] «Sistema vestibolare», Wikipedia, s.d.

[5] Tuthill e Azim, «Proprioception»; Ogard, «Proprioception in Sports Medicine and Athletic Conditioning».

- Tipo III: recettori che si adattano lentamente e sono nei legamenti e nelle regioni terminali dei tendini vicini alle capsule articolari.

Il segnale propriocettivo può essere trasmesso in maniera diretta mediante i gruppi afferenti oppure indiretta, attraverso gruppi intermedi chiamati interneuroni, fino al cervello. [6]

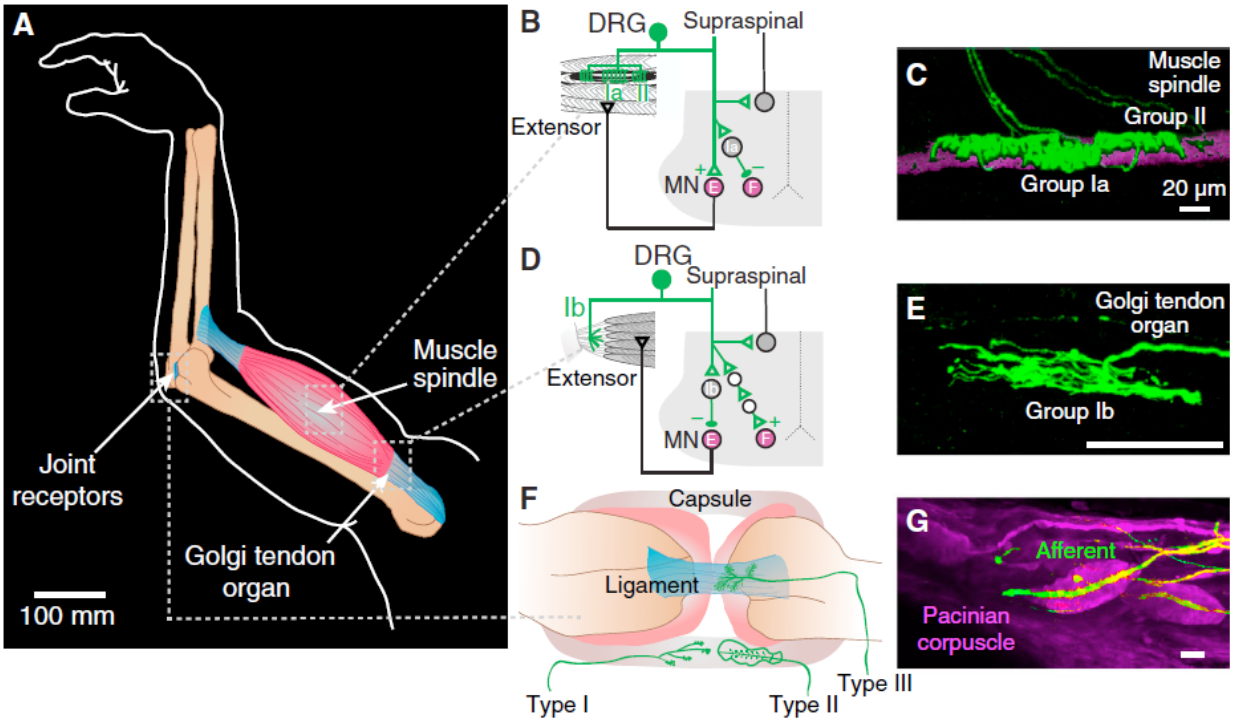


Figura 1-1 Hardware propriocettivo Fonte: 1. Tuthill, J. C. & Azim, E. Proprioception. Current Biology 28, R194–R203 (2018).

I segnali somatosensoriali vengono trasmessi mediante due vie principali:

- Colonne dorsali: via propriocettiva, vibratoria, tattile e pressoria;
- Colonne ventro laterali: via della sensibilità termica e del dolore.

Le colonne dorsali hanno origine in un neurone pseudounipolare e un assone suddiviso in ramo centrale e locale. Il ramo centrale si occupa di veicolare le informazioni, mediante due fascicoli, dagli arti inferiori e superiori. Il ramo locale, invece, si occupa dell'innervazione tattile della parte periferica. Tale via risale fino al nucleo dove alcuni assoni salgono al tronco encefalico fino al talamo. Le colonne ventro laterali o spino talamiche sono composte da due sotto vie: tratto anteriore e laterale. Quest'ultimo trasmette l'informazione sul dolore e la temperatura, mentre quello anteriore l'informazione sul tatto grezzo.[7]

La funzione principale della propriocezione consiste nel fornire stabilità e protezione al corpo. Ciò è possibile attraverso un controllo preciso dell'attività muscolare che consente di mantenere la postura eretta e la sua stabilità. Le informazioni raggiungono il sistema nervoso centrale dai propriocettori ai motoneuroni. Ciò permette di ottenere un meccanismo chiamato "inibizione reciproca" (figura 1-2), la quale protegge da sforzi eccessivi del muscolo in fase di allungamento o contrazione, mantenendolo in un range di azione fisiologico, ed evitando quindi movimenti che potrebbero danneggiare i tessuti. Ad esempio, quando si eccita il quadricipite nell'allungamento i motoneuroni inibiscono l'azione flessoria dei motoneuroni del tendine del

[6] Tuthill e Azim, «Proprioception».
[7] Tuthill e Azim.

ginocchio. Nel caso di movimenti complessi che prevedono una serie di comportamenti ritmici, come la camminata, corsa o nuoto, reti di neuroni si organizzano per formare pattern capaci di lavorare indipendentemente dall'informazione sensoriale in ingresso. Queste reti sono chiamate generatori di pattern centrali "CPG". La propriocezione modula tali CPG al fine di ottenere un'attività muscolare stabile e robusta. Non esiste una funzione di controllo unica da parte della propriocezione, in quanto dipende dal contesto di perturbazione dell'equilibrio.[8]

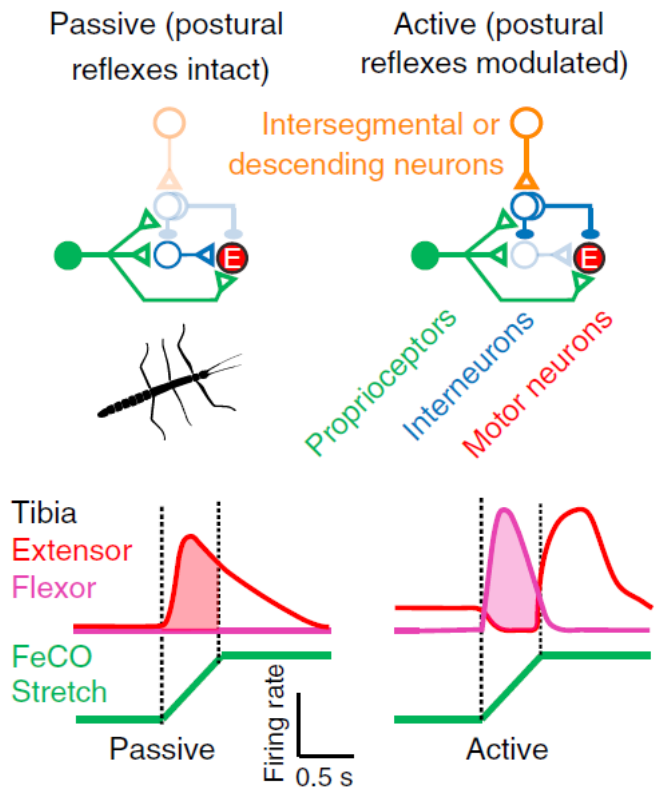


Figura 1-2 Riflesso della gamba Fonte: 1. Tuthill, J. C. & Azim, E. Proprioception. Current Biology 28, R194–R203 (2018).

Un concetto importante nella quantificazione del controllo propriocettivo è il guadagno della risposta, che si ricava dal rapporto tra uscita motoria e ingresso sensoriale. Tale guadagno va aumentato per massimizzare l'informazione proveniente dal sistema periferico, in alcuni casi mentre in altri va minimizzato. Il controllo di tale guadagno avviene da parte del sistema propriocettivo nel sistema periferico, attraverso un ulteriore controllo dell'eccitazione dei neuroni sensoriali. [9]

La propriocezione è generalmente parte del nostro subconscio ma a volte si ha un riscontro sensoriale e fisiologico. Da alcune ricerche si evince come l'articolazione del gomito sia sensibile al di sotto di 1°. Dall'altra parte, però, il corpo umano tende a sottostimare o sovrastimare alcune grandezze creando "stime" errate. [10]

[8] Tuthill e Azim.
[9] Tuthill e Azim.
[10] Tuthill e Azim.

1.2. Misura della propriocezione

In letteratura sono stati studiati numerosi metodi di analisi della propriocezione. In generale, implicano l'utilizzo di strutture passive o attive che permettono di compiere movimenti semplici e ripetibili nel tempo. Uno degli scopi principali, infatti, nella misura della propriocezione consiste nel valutare la capacità del paziente di mantenere una posizione di equilibrio che sia sugli arti inferiori o superiori. Mediante l'utilizzo di sensori posti in varie parti del corpo, principalmente accelerometri, si misurano, ad esempio, gli angoli di flessione o pronazione degli arti. Al fine di misurare la propriocezione i test vengono spesso effettuati in due sessioni che prevedono l'uso o meno della vista.

Un metodo di misura è quello mostrato in figura 1-3, dove l'oscillazione spontanea e la posizione vengono perturbati mediante una piattaforma di movimento. Il paziente è in piedi su tale piattaforma. L'oscillazione viene misurata sia ad occhi chiusi che aperti e ogni prova dura almeno 1 min. Tra ogni prova vengono fatte delle brevi pause. Mediante dei marker vengono acquisite le posizioni tridimensionali del corpo al fine di valutare l'oscillazione e la perturbazione della posizione. Quest'ultima misurazione viene fatta con uno strumento opto elettronico di misura del movimento. [11]

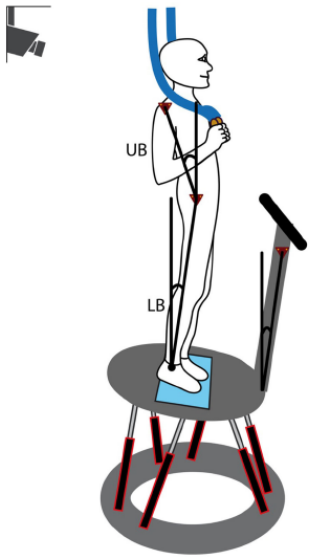


Figura 1-3 Illustrazione piattaforma di movimento Fonte: 1. Wiesmeier, I. K., Dalin, D. & Maurer, C. Elderly Use Proprioception Rather than Visual and Vestibular Cues for Postural Motor Control. Front. Aging Neurosci. 7, (2015).

Il metodo di misura precedentemente descritto riguarda l'equilibrio in una superficie instabile. Un altro protocollo consiste nel far compiere al paziente una serie di esercizi fisici dinamici. Ad esempio, in uno studio riguardante il dolore al ginocchio negli atleti di sci[12], un

[11] Isabella Katharina Wiesmeier, Daniela Dalin, e Christoph Maurer, «Elderly Use Proprioception Rather than Visual and Vestibular Cues for Postural Motor Control», *Frontiers in Aging Neuroscience* 7 (23 giugno 2015), https://doi.org/10.3389/fnagi.2015.00097.

[12] Valentina Agostini et al., «KNEE PROPRIOCEPTION MAY BE ALTERED BY TREATMENT IN ATHLETES SUFFERING FROM DELAYED ONSET MUSCLE SORENESS», *Journal of Mechanics in*

elettrogoniometro viene posto lateralmente al ginocchio della gamba dominante dell'atleta. Successivamente viene occlusa la vista mediante una benda. La prova in sé consiste nel far assumere una posizione di riposo all'atleta con un angolo di flessione pari a 0°, angolo di riferimento. Successivamente, viene aiutato da un istruttore a raggiungere la posizione target di 30° mediante comandi vocali e a mantenere tale posizione per 5 s. Questa procedura viene ripetuta tre volte con pause di 3/5 s tra le prove. La seconda parte della prova consiste nel riprodurre la posizione target per dieci volte consecutive. [13]

Si tratta quindi di una prova dove il soggetto attivamente partecipa nella misurazione della propriocezione che avviene mediante la riproduzione di un movimento. Un altro aspetto comune ad altre prove di misurazione è la condizione del soggetto che viene bendato al fine di limitare l'intervento del senso della vista che può influire sulla corretta esecuzione della prova. Il valore numerico di riferimento è l'errore angolare che si ottiene per differenza dell'angolo ottenuto nella seconda fase rispetto l'angolo target.

La misura della propriocezione non segue uno standard universale e in letteratura, infatti, sono presenti numerosi studi che cercano di isolare tale senso in vari modi. Lo stesso vale per quello che viene chiamato allenamento propriocettivo, dove non esiste alcun metodo "universale". Si pensa che sia possibile allenare tale senso al fine di migliorare la persona sia in ambito sportivo sia in ambito sanitario, come, ad esempio, nei malati di Parkinson. Nella ripetizione di determinati esercizi fisici che prevedono l'utilizzo degli arti superiori o inferiori si notano, infatti, miglioramenti sostanziali nella propriocezione degli individui. Tali esercizi sono ripetuti con una certa frequenza e sono intervallati da pause di pochi secondi. Un altro elemento comune, presente anche nella misura della propriocezione, è l'occlusione della vista che permette di "oscurare" momentaneamente uno dei sensi principali nell'uomo. La misura vera e propria è generalmente indiretta e avviene con metodi di soglia del riconoscimento del movimento e riproducendo una posizione di un'articolazione. Uno di questi prevede di testare il soggetto alla sensibilità del cambiamento di posizione dell'arto, fornendo informazioni sul quando e in che direzione. Un altro, invece, fa riferimento ai gradi di differenza tra angolo di articolazione iniziale e finale e coinvolge sia un movimento passivo che uno attivo.

1.3. Allenamento propriocettivo

Gli input somatosensoriali e il sistema visivo contribuiscono al mantenimento dell'equilibrio durante attività di movimento. Ogni alterazione può comportare infortuni o difficoltà nella normale deambulazione. La propriocezione sembra svolgere un ruolo fondamentale nell'equilibrio. Come descritto precedentemente, i test propriocettivi vengono svolti principalmente ad occhi chiusi facendo muovere al soggetto gli arti in determinate posizioni. Una serie di studi ha fornito prove significative sull'importanza del cosiddetto allenamento propriocettivo nella riabilitazione dell'anca. A volte, però, questi esercizi sono confusi con quelli di equilibrio, nonostante quest'ultimo non sia un sinonimo di propriocezione. L'equilibrio infatti dipende da molti fattori come le informazioni del sistema vestibolare, somatosensoriale e visivo. Di per sé un allenamento che prevede l'equilibrio del soggetto su una pedana instabile non basta per allenare la propriocezione. Questa attività, infatti, subisce il

Medicine and Biology 19, n. 03 (maggio 2019): 1950011, https://doi.org/10.1142/S0219519419500118.

[13] Agostini et al.

contributo dei sensi precedentemente elencati. Al fine di migliorare la propriocezione è necessario bendare il soggetto oppure condurre dei test sulle perturbazioni inattese o attese. [14]

Un altro studio prevede l'utilizzo di una pedana con un'inclinazione massima di 20°, dove il paziente deve mantenere la stabilità della postura dinamicamente. Un feedback visivo è presente mediante uno schermo che mostra un cursore, il quale rappresenta il centro della piattaforma e deve essere mantenuto al centro del bersaglio. [15]

L'allenamento può, quindi, essere suddiviso in due categorie principali: movimento attivo/equilibrio e passivo. Il primo prevede il movimento attivo di un arto, segmento di arto o del corpo intero. Il più comune prevede l'utilizzo di più articolazioni attivamente. Tra i movimenti da eseguire c'è il raggiungimento con un salto di uno specifico target. L'allenamento passivo, invece, richiede l'utilizzo di apparati di movimento passivo di una o più articolazioni. In generale, l'allenamento propriocettivo può essere molto efficace, che si tratti di esercizi di equilibrio, stimolazione somatosensoriale o movimenti attivi. È stato provato un miglioramento medio su vari studi di oltre il 30% [16] sugli allenamenti attivi, mentre in quelli passivi si registra un miglioramento molto meno evidente. Un fattore da non sottovalutare è il tipo di utente che svolge tale allenamento. A seconda degli scopi e del tipo di studio si possono evidenziare differenze sostanziali in termini di percentuale di miglioramento. Ad esempio, secondo alcuni studi su adulti sani il miglioramento è di circa il 26%, passando poi al 42% per i pazienti colpiti da ictus fino al 61% per condizioni muscoloscheletriche croniche come il dolore al collo e osteoartrite. [17]

In contrapposizione allo studio precedente [18], dove si afferma la minore efficacia del movimento passivo nella propriocezione, alcuni ricercatori hanno svolto una serie di test che sembrerebbero affermare il contrario. [19]

Viene usato un esoscheletro robotico chiamato "KINARM" come supporto gravitazionale del braccio dominante del paziente. Il sistema si compone poi di una componente visiva di realtà aumentata che permette di visualizzare gli stimoli visivi. Il test consiste nel movimento passivo del braccio su quattro target presenti in un display. Il soggetto deve indicare con l'indice il target. L'esoscheletro muove il braccio in corrispondenza della direzione desiderata compiendo una rotazione oraria di 30° rispetto il cerchio di inizio, come mostrato in figura 1-4.

[14] Ogard, «Proprioception in Sports Medicine and Athletic Conditioning»; Joshua E. Aman et al., «The Effectiveness of Proprioceptive Training for Improving Motor Function: A Systematic Review», *Frontiers in Human Neuroscience* 8 (28 gennaio 2015), https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.01075.

[15] Michaela Gstoettner et al., «Preoperative Proprioceptive Training in Patients with Total Knee Arthroplasty», *The Knee* 18, n. 4 (agosto 2011): 265–70, https://doi.org/10.1016/j.knee.2010.05.012.

[16] Aman et al., «The Effectiveness of Proprioceptive Training for Improving Motor Function».

[17] Aman et al.

[18] Aman et al.

[19] Yuming Lei, Shancheng Bao, e Jinsung Wang, «The Combined Effects of Action Observation and Passive Proprioceptive Training on Adaptive Motor Learning», *Neuroscience* 331 (settembre 2016): 91–98, https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.06.011.

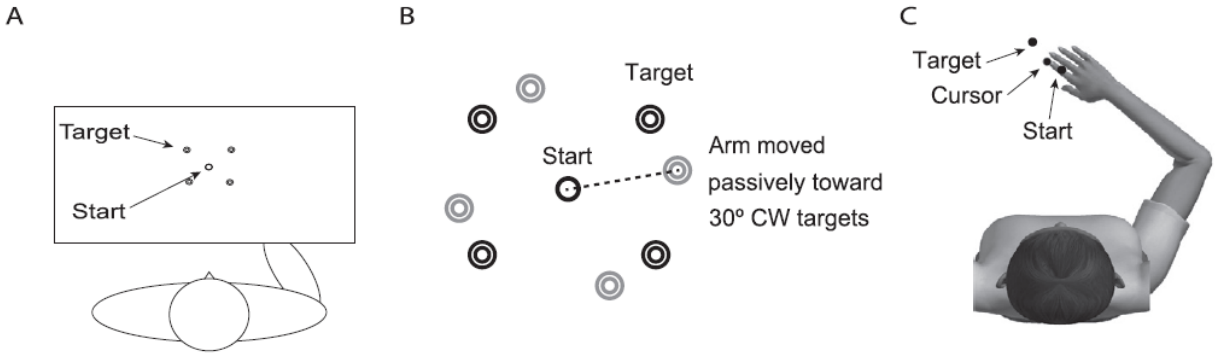


Figura 1-4 Sistema di propriocezione passiva mediata da esoscheletro Fonte: 1. Lei, Y., Bao, S. & Wang, J. The combined effects of action observation and passive proprioceptive training on adaptive motor learning. Neuroscience 331, 91–98 (2016).

Il soggetto mantiene il braccio in posizione rilassata mentre l'esoscheletro compie il movimento verso il target. Dopo ogni prova il soggetto riporta il braccio autonomamente nella posizione iniziale. In seguito a tali prove, viene evidenziato un miglioramento visomotorio importante. Ciò è dovuto all'allenamento passivo che permette all'utente di concentrarsi sulla traiettoria del movimento, portandolo ad una migliore percezione degli errori di esecuzione della prova. L'apprendimento del movimento sembra essere implicito in quanto i vari utenti non hanno percezione di ciò che stanno imparando. La ripetizione passiva degli stessi movimenti, però, comporta un miglioramento del movimento nel momento in cui l'utente deve riprodurre in autonomia la prova, in quanto gli è stato già fornito l'input propriocettivo da seguire. [20]

L'allenamento propriocettivo segue, quindi, diversi protocolli che hanno in comune alcuni aspetti come l'utilizzo degli arti nel riprodurre un movimento, ma che differiscono per altri come il tipo di movimento da seguire. Gli studi riportati precedentemente dimostrano l'efficacia generale di un allenamento che pone l'attenzione sulla propriocezione sia in individui sani che con patologie, giovani o anziani.

Uno degli scopi principali dello studio della propriocezione riguarda le sue applicazioni in campo sportivo.

1.4. Propriocezione nello sport

La propriocezione nello sport ha un ruolo rilevante nella prevenzione degli infortuni. Questa tematica è di fondamentale importanza nelle società sportive ed è uno degli ambiti di maggior interesse nelle competizioni ad alto livello. Ciò che si vuole ottenere è un miglioramento nella resistenza ad infortuni di specifiche articolazioni o legamenti. In genere, gli studi su questo tema si concentrano inizialmente nell'analisi del movimento dell'atleta e del cosiddetto "gesto tecnico" per poi agire nel miglioramento dello stesso, sotto determinate condizioni, attraverso un allenamento propriocettivo specifico. I test clinici per la valutazione della propriocezione, come descritto precedentemente, prevedono una serie di prove che coinvolgono varie parti del corpo e sotto diverse condizioni, come ad occhi chiusi o aperti. Molti studi hanno provato che l'allenamento propriocettivo o l'esercizio propriocettivo portano ad un sostanziale miglioramento nella riabilitazione dell'anca e degli infortuni del ginocchio. Quando, però, si

[20] Lei, Bao, e Wang.

parla di propriocezione impropriamente si va ad unire il concetto di equilibrio. Durante tale allenamento, infatti, ciò che avviene è un'attribuzione diversa del peso e dell'importanza degli input somatosensoriali rispetto a quelli visivi o vestibolari [21].

Uno degli infortuni più frequenti in ambito sportivo è sicuramente la distorsione della caviglia. Questa può essere causata da vari movimenti e coinvolge numerosi sport come il calcio, la pallavolo e il basket. Una conseguenza di tale distorsione è il dolore. Tra le altre vanno citate la disfunzione biomeccanica e gli effetti a lungo termine. Quest'ultimi sono impattanti nell'economia della società sportiva soprattutto in ambito agonistico. Tra gli interventi figurano l'uso di cavigliere, l'allenamento propriocettivo e l'uso di nastri muscolari. Nell'allenamento propriocettivo di un particolare studio c'è il coinvolgimento di esercizi specifici che vanno a migliorare l'abilità di individuare determinate posizioni di articolazioni specifiche, permettendo quindi un miglioramento nella reazione dell'atleta a determinati movimenti. Questi esercizi possono migliorare significativamente la prevenzione degli infortuni primari e secondari. L'allenamento propriocettivo va da 20min a settimana a 30min al giorno, mentre la durata dell'intero programma varia da 8 a 36 settimane. Ciò che viene dimostrato è che un allenamento più duraturo è più efficace in termini di prevenzione. La popolazione coinvolta va dai 12 ai 70 anni e riguarda entrambi i sessi. [22]

In termini di prevenzione l'allenamento propriocettivo rappresenta una forma di prevenzione secondaria nella ricorrenza della distorsione della caviglia negli atleti con uno storico di infortuni, mentre come metodo di prevenzione primaria negli atleti senza uno storico di distorsioni non è dimostrato. [23]

La propriocezione viene sfruttata nello sport anche nella valutazione di alcuni trattamenti comuni del dolore o degli infortuni. Negli atleti di sci uno dei problemi maggiori è il cosiddetto "indolenzimento muscolare a insorgenza ritardata" DOMS [24] il quale comporta un dolore importante e debilitante alla giunzione osseo-tendinea[25]. Conseguentemente, il DOMS può avere un impatto importante nelle performance dell'atleta e, quindi, un risconto economico nelle società sportive. Tra i trattamenti principali figurano la terapia vibrazionale, l'immersione in acqua fredda e i massaggi [26]. Un altro tipo di trattamento molto comune nei problemi

[21] Ogard, «Proprioception in Sports Medicine and Athletic Conditioning».

[22] Gabriella Sophie Schiftan, Lauren Ashleigh Ross, e Andrew John Hahne, «The Effectiveness of Proprioceptive Training in Preventing Ankle Sprains in Sporting Populations: A Systematic Review and Meta-Analysis», *Journal of Science and Medicine in Sport* 18, n. 3 (maggio 2015): 238–44, https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.04.005.

[23] Schiftan, Ross, e Hahne.

[24] Agostini et al., «KNEE PROPRIOCEPTION MAY BE ALTERED BY TREATMENT IN ATHLETES SUFFERING FROM DELAYED ONSET MUSCLE SORENESS».

[25] J. A. Schwane et al., «Delayed-Onset Muscular Soreness and Plasma CPK and LDH Activities after Downhill Running», *Medicine and Science in Sports and Exercise* 15, n. 1 (1983): 51–56; R. B. Armstrong, «Mechanisms of Exercise-Induced Delayed Onset Muscular Soreness: A Brief Review», *Medicine and Science in Sports and Exercise* 16, n. 6 (dicembre 1984): 529–38.

[26] S. Broadbent et al., «Vibration Therapy Reduces Plasma IL6 and Muscle Soreness after Downhill Running», *British Journal of Sports Medicine* 44, n. 12 (settembre 2010): 888–94, https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.052100; Zubia Veqar e Shagufta Imtiyaz, «Vibration Therapy in Management of Delayed Onset Muscle Soreness (DOMS)», *Journal of Clinical and*

muscolo scheletrici è quello della diatermia che viene somministrata da fisioterapisti e consiste nel riscaldare i muscoli profondi, tendini e legamenti. Dopo il trattamento, tali tessuti risultano alterati e vanno a cambiare i risultati dei test di propriocezione che vengono svolti prima e dopo di esso. In questo studio[27], in particolare, si sottolinea come la diatermia vada a peggiorare le performance di propriocezione degli atleti. Questo può essere spiegato dalla desensibilizzazione dei tessuti che provoca un risultato negativo in termini di propriocezione dell'articolazione. [28]

1.5. Propriocezione nell'anziano

Un ulteriore ambito di interesse dello studio della propriocezione è quello che coinvolge l'anziano.

La propriocezione nei soggetti sani tende a diminuire con l'aumentare degli anni. In particolare, i vari studi si sono concentrati nel controllo della postura data dagli arti inferiori.[29] Uno dei motivi principali di tale declino è dato dai cambiamenti fisiologici dello stesso dovuti all'invecchiamento. Tra i vari test propriocettivi figura quello di uno studio di Rinderknecht MD[30] che utilizza l'indice dei pazienti per valutare il livello di propriocezione. In particolare, il dito viene posto su un sistema robotico con del velcro. Da tale sistema si ricava la precisione degli angoli dell'articolazione del metacarpo falange. Quello che si verifica è un aumento della sensibilità dell'angolo di flessione DL (come visibile in figura 1-5) stimato dai vari pazienti durante le prove. Ciò avviene mediante comunicazione verbale all'operatore da parte del paziente che indica una maggiore o minore apertura, a seconda della propria sensibilità. Tale aumento è di circa 2° dai 55 agli 80 anni [31]. Non sono state evidenziate differenze di genere.

Diagnostic Research: JCDR 8, n. 6 (giugno 2014): LE01-04, https://doi.org/10.7860/JCDR/2014/7323.4434.

[27] Agostini et al., «KNEE PROPRIOCEPTION MAY BE ALTERED BY TREATMENT IN ATHLETES SUFFERING FROM DELAYED ONSET MUSCLE SORENESS».

[28] Agostini et al.

[29] S. D. McPhee, «Functional Hand Evaluations: A Review», *The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association* 41, n. 3 (marzo 1987): 158–63, https://doi.org/10.5014/ajot.41.3.158; M. Gentilucci et al., «The Role of Proprioception in the Control of Prehension Movements: A Kinematic Study in a Peripherally Deafferented Patient and in Normal Subjects», *Experimental Brain Research* 99, n. 3 (1994), https://doi.org/10.1007/BF00228985.

[30] Mike Domenik Rinderknecht et al., «Age-Based Model for Metacarpophalangeal Joint Proprioception in Elderly», *Clinical Interventions in Aging* Volume 12 (aprile 2017): 635–43, https://doi.org/10.2147/CIA.S129601.

[31] Rinderknecht et al.

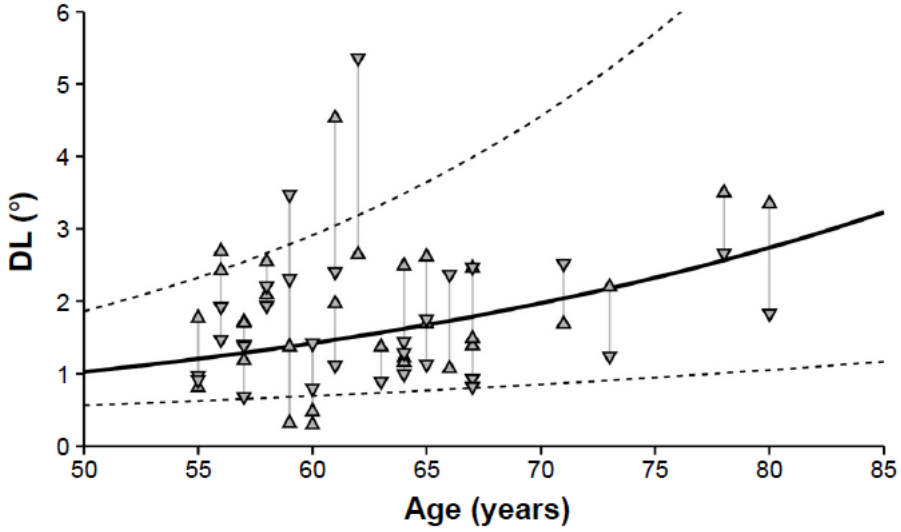


Figura 1-5 Relazione età- sensibilità angolo di flessione Fonte: 1. Rinderknecht, M. D., Lambercy, O., Raible, V., Liepert, J. & Gassert, R. Age-based model for metacarpophalangeal joint proprioception in elderly. CIA Volume 12, 635–643 (2017).

Il declino fisiologico dell'anziano è associato ad un deficit nell'equilibrio causando quindi un aumentato rischio di caduta. Tale deficit può essere associato alla diminuzione nella risposta dei fusi muscolari e all'atrofia degli assoni che causa una minor rapidità della risposta rispetto gli input sensoriali. I movimenti sono quindi rallentati e la propriocezione gioca un ruolo importante in quanto permette al corpo di orientarsi nello spazio. L'allenamento propriocettivo è quindi importante al fine di prevenire tali cadute che possono essere fatali in età avanzata. [32]

1.6. Propriocezione e Parkinson

La sindrome di Parkinson è una malattia neurodegenerativa che colpisce le cellule che sintetizzano la dopamina. Ciò causa tremori, lentezza nei movimenti e difficoltà deambulatorie. Tra i vari sintomi compare una diminuzione della funzione propriocettiva che va ad incidere sulla capacità del malato di percepire la posizione attiva e passiva dell'articolazione. Vari studi concordano sul fatto che tali anormalità somatosensoriali siano dovute ad una ridotta attivazione della corteccia motoria. [33] Come per l'anziano, alcuni studi dimostrano un miglioramento motorio e propriocettivo importante anche per i malati di Parkinson a seguito di una serie di esercizi che coinvolgono il sistema somatosensoriale. Uno studio condotto da Elangovan et al. ha utilizzato un robot chiamato "WristBot"[34] per compiere una serie di esercizi

[32] Ana Ferlinc et al., «The Importance and Role of Proprioception in the Elderly: a Short Review», *Materia Socio Medica* 31, n. 3 (2019): 219, https://doi.org/10.5455/msm.2019.31.219-221.

[33] B. Weder et al., «Disturbed Functional Brain Interactions Underlying Deficient Tactile Object Discrimination in Parkinson's Disease», *Human Brain Mapping* 11, n. 3 (novembre 2000): 131–45.

[34] Naveen Elangovan, Paul J. Tuite, e Jürgen Konczak, «Somatosensory Training Improves Proprioception and Untrained Motor Function in Parkinson's Disease», *Frontiers in Neurology* 9 (10 dicembre 2018): 1053, https://doi.org/10.3389/fneur.2018.01053.

di allenamento di flesso estensione e ad abduzione. Questa sorta di joystick permette al paziente di interagire con uno schermo dome una palla deve raggiungere una zona target in 60s. La prova propriocettiva, invece, consiste nel far compiere una serie di esercizi ad occhi chiusi e con cuffie antirumore dove il paziente deve indicare se lo stimolo appena ricevuto mediante joystick è maggiore o minore rispetto a quello successivo. Tale allenamento ha provato l'efficacia del test: i miglioramenti visti nel gruppo sano è simile a quello dei malati di Parkinson con l'unica differenza che il gruppo di controllo raggiunge gli obiettivi del test con minor tempo[35]. Questo studio prova quindi che l'allenamento propriocettivo può essere applicato in vari ambiti. Non esiste un allenamento o esercizio specifico valido per ogni singola esigenza e, inoltre, non si è ancora in grado di riconoscere quando l'allenamento è specifico per la propriocezione o meno.

[35] Elangovan, Tuite, e Konczak.

2. Metodo Riva

2.1. Metodologia

Nel capitolo precedente sono state descritta la propriocezione e le applicazioni moderne in ambito clinico e sportivo. Ad oggi, infatti, c'è molto interesse nello studio della prima, in quanto può comportare numerosi benefici in più campi di applicazione. Uno dei metodi in ambito sportivo e fisioterapico è quello del dott. Dario Riva. Nel corso degli anni ha avuto modo di studiare la propriocezione e le sue applicazioni soprattutto in ambito sportivo per poi approfondire anche quello clinico e, recentemente, astronautico nella riabilitazione dell'atrofia muscolare da microgravità. [36]

Il metodo di allenamento utilizzato viene chiamato "allenamento propriocettivo ad alta frequenza" HPT e consiste in una serie di esercizi che vengono effettuati dal paziente in 45min circa, due volte a settimana per sei settimane. L'esercizio si basa su un miglioramento dell'equilibrio del soggetto attraverso una pedana oscillante e uno schermo di supporto visivo che verranno descritti successivamente. L'alta frequenza dell'allenamento è data dalla presenza di uno schermo che mostra un feedback visivo sui movimenti del soggetto e l'inclinazione della pedana. L'interazione con lo schermo permette di creare molteplici situazioni di controllo dell'instabilità. Maggiore è il livello di dettaglio delle informazioni presenti a schermo, come mostrato in figura 2-1, maggiore sarà la necessità del soggetto di correggere i propri movimenti per raggiungere l'equilibrio. Inoltre, una barra con un laser permette di individuare quante volte il soggetto perde l'equilibrio e si poggia su di essa. Un allenamento senza questo sistema, infatti, viene definito a bassa frequenza. Analogamente agli studi precedenti, il soggetto svolge tale esercizio in pochi secondi e tra una sessione e l'altra c'è un periodo di pausa di 15s.[37]

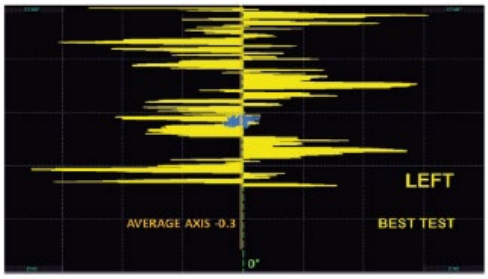


Figura 2-1 Informazioni a schermo durante l'allenamento ad alta frequenza Fonte: 1.Riva, D. et al. Effects of High-Frequency Proprioceptive Training on Single Stance Stability in Older Adults: Implications for Fall Prevention. BioMed Research International 2019

[36] Dario Riva, Franco Rossitto, e Luciano Battocchio, «Postural Muscle Atrophy Prevention and Recovery and Bone Remodelling through High Frequency Proprioception for Astronauts», *Acta Astronautica* 65, n. 5–6 (settembre 2009): 813–19, https://doi.org/10.1016/j.actaastro.2009.03.023.

[37] Dario Riva et al., «Effects of High-Frequency Proprioceptive Training on Single Stance Stability in Older Adults: Implications for Fall Prevention», *BioMed Research International* 2019 (22 maggio 2019): 1–11, https://doi.org/10.1155/2019/2382747.

Nello studio della propriocezione sono presenti degli indicatori principali che permettono di quantificare la stabilità e l'equilibrio del soggetto in relazione all'esercizio con la pedana oscillante:

- "Autonomy" Au e "Instabilità posturale media" PIxy. Au rappresenta la "percentuale della prova senza contatto con le mani"[38] sul sensore. Il valore di PIxy deriva dalla combinazione di PIx e PIy che rappresentano l'instabilità sul piano frontale e sagittale. Nel complesso, quindi, PIxy descrive "il raggio medio del cono di instabilità posturale" [39]. Il calcolo di tale percentuale si ottiene con la seguente formula:

$$Au = 100\frac{n - n_c - n_m}{n}$$

Equazione 1

  Dove n rappresenta il numero totale di campioni, n_c il numero totale di campioni con il contributo di contatto ed n_m un contributo correttivo.

- "Stability Index" SI descrive il rapporto percentuale tra la somma dei valori campionati della performance "spv" e l'spv perfetto. In particolare, esso racchiude i due indici precedenti e permette di descrivere in modo quantitativo la stabilità complessiva del soggetto in termini di cono di instabilità. Un SI molto alto indica un cono stretto e quindi un controllo fine, mentre un indice basso rappresenta una bassa Au e quindi un cono più ampio[40].
- "Rocking error" RE descrive l'inclinazione media della tavola in relazione al piano orizzontale[41].
- "Entropy" EN rappresenta la somma di PIxy e RE ed è espressa in gradi. Un basso valore di entropia indica un controllo posturale raffinato[42].

[38] Dario Riva et al., «Single Stance Stability and Proprioceptive Control in Older Adults Living at Home: Gender and Age Differences», *Journal of Aging Research* 2013 (2013): 1–14, https://doi.org/10.1155/2013/561695.
[39] Riva et al.
[40] Riva et al., «Effects of High-Frequency Proprioceptive Training on Single Stance Stability in Older Adults».
[41] Dario Riva et al., «Proprioceptive Training and Injury Prevention in a Professional Men's Basketball Team: A Six-Year Prospective Study», *Journal of Strength and Conditioning Research* 30, n. 2 (febbraio 2016): 461–75, https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001097.
[42] Riva et al.

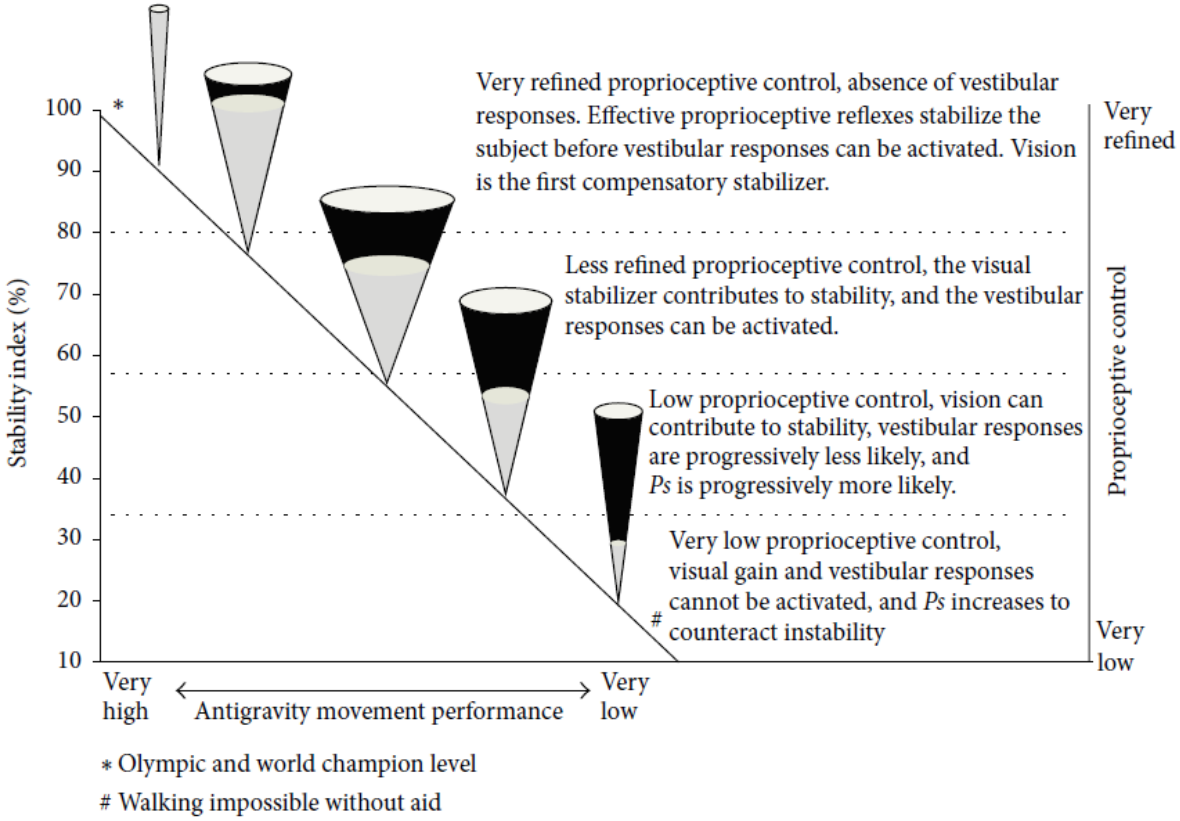


Figura 2-2 Cono di stabilità Fonte: 1.Riva, D. et al. Single Stance Stability and Proprioceptive Control in Older Adults Living at Home: Gender and Age Differences. Journal of Aging Research 2013, 1–14 (2013).

La figura 2-2 interpreta il modello del test su singolo appoggio. In particolare, la stabilità viene descritta dal cono posturale PIxy. Lo stability index è un indicatore del controllo propriocettivo. Sulle ordinate un alto valore rappresenta un controllo raffinato. Il test precedente all'allenamento ad alta frequenza nasce al fine di quantificare lo stato propriocettivo del soggetto con un metodo standard e protocollato. Esso consiste in una serie di esercizi ad occhi chiusi e aperti sia su singolo che doppio appoggio. Viene chiesto di minimizzare il cono di instabilità mentre si poggia uno o entrambi i piedi su una pedana in legno stabile. Ogni prova dura 20s con intervalli di 15s. Il soggetto nel singolo appoggio deve porre il ginocchio portante a 170° mentre quello non portante a 45°. Come valori vengono presi quelli medi tra le due prove. [43] La stabilità su singolo appoggio peggiora con l'avanzare dell'età e si riscontra una maggiore incidenza sulle donne rispetto agli uomini [44].

In accordo agli studi descritti nel capitolo precedente, anche nel metodo Riva, al fine di studiare la propriocezione in maniera accurata, vengono svolti i vari test ed esercizi sia ad occhi chiusi che aperti. La relazione tra vista e propriocezione è infatti nota e valori intermedi dell'indice di stabilità SI sono associati all'intervento del sistema vestibolare. Un controllo più fine è invece dato da alti valori di SI associati ad una prova ad occhi chiusi [45]. In età avanzata molti studi

[43] Riva et al., «Single Stance Stability and Proprioceptive Control in Older Adults Living at Home».

[44] Riva et al.

[45] C. Giovanni Galizia e Pierre-Marie Lledo, a c. di, *Neurosciences: from molecule to behavior: a university textbook* (Heidelberg ; New York: Springer Spektrum, 2013).

mostrano una dipendenza stretta tra controllo visivo e rischio di caduta [46]. La stabilità del soggetto, infatti, è legata principalmente al controllo propriocettivo, mentre la vista svolge un ruolo compensatore e dovrebbe essere legata "all'interazione con l'ambiente e all'evitare i pericoli"[47]. Secondo lo studio del dott. Riva il controllo visivo in giovane età può comportare una diminuzione del controllo propriocettivo in età avanzata. L'allenamento ad alta frequenza proposto dal dott. Riva vede miglioramenti significativi nella propriocezione dell'anziano e nella riduzione della sua dipendenza dalla vista. Il test di Riva sul singolo appoggio svolge un ruolo indiretto nella prevenzione della caduta dell'anziano in quanto può prevedere in anticipo il disaccoppiamento del soggetto in termini di propriocezione. Quest'ultima è importante poiché in età avanzata può contribuire ad una maggiore stabilità rispetto al controllo visivo. L'HPT, inoltre, permette di migliorare le performance del soggetto e, se svolto in anticipo, di prevenire il rischio da caduta[48]. Tali conclusioni sono in accordo con gli studi precedenti che sottolineano l'importanza del ruolo propriocettivo[49].

Tra gli studi più importanti del dott. Riva in ambito propriocettivo troviamo uno studio durato sei anni e condotto su atleti del basket. Nello sport, come descritto nel capitolo precedente, l'infortunio rappresenta una problematica importante. Tra gli infortuni, la distorsione della caviglia è tra i più frequenti negli sport come il basket, il calcio e la pallavolo con un tasso di incidenza che arriva al 70-80%[50]. L'allenamento propriocettivo rappresenta una valida alternativa alle pratiche comuni come l'uso di fasce muscolari o trattamenti diatermici[51]. L'interesse scientifico sulla propriocezione nello sport si concentra maggiormente sulla stabilità su singolo appoggio, in quanto permette di migliorare la fluidità dei movimenti e di controllare meglio gesti tecnici della corsa e del salto. Conseguentemente, ciò permette di ridurre il numero di infortuni. Lo studio del dott. Riva[52] è avvenuto tra il 2004 e il 2010 e ha coinvolto 55 giocatori di basket delle squadre italiane professionistiche. Nel corso di questi anni sono avvenute misurazioni in termini di stabilità e numero di infortuni, concentrandosi in particolare sulla distorsione della caviglia, del ginocchio e del lombosacrale. Il periodo di studio è stato suddiviso in tre periodi biennali:

---

[46] Jerome S. Tobis et al., «Visual Perception Dominance of Fallers Among Community-Dwelling Older Adults», *Journal of the American Geriatrics Society* 33, n. 5 (maggio 1985): 330–33, https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1985.tb07132.x.

[47] Riva et al., «Single Stance Stability and Proprioceptive Control in Older Adults Living at Home».

[48] Riva et al., «Effects of High-Frequency Proprioceptive Training on Single Stance Stability in Older Adults».

[49] McPhee, «Functional Hand Evaluations»; Gentilucci et al., «The Role of Proprioception in the Control of Prehension Movements»; Rinderknecht et al., «Age-Based Model for Metacarpophalangeal Joint Proprioception in Elderly»; Ferlinc et al., «The Importance and Role of Proprioception in the Elderly».

[50] K. Postle, D. Pak, e T.O. Smith, «Effectiveness of Proprioceptive Exercises for Ankle Ligament Injury in Adults: A Systematic Literature and Meta-Analysis», *Manual Therapy* 17, n. 4 (agosto 2012): 285–91, https://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.016.

[51] Broadbent et al., «Vibration Therapy Reduces Plasma IL6 and Muscle Soreness after Downhill Running»; Veqar e Imtiyaz, «Vibration Therapy in Management of Delayed Onset Muscle Soreness (DOMS)».

[52] Riva et al., «Proprioceptive Training and Injury Prevention in a Professional Men's Basketball Team».

- 2004-2006: l'esercizio propriocettivo è basato sull'equilibrio mediante superfici instabili e tavolette oscillanti.
- 2006-2008: l'allenamento diventa quantificabile mediante l'utilizzo di strumenti di misura della propriocezione e della postura.
- 2008-2010: l'intensità dell'allenamento subisce un incremento di intensità con esercizi più lunghi e minor tempo di pausa tra le sessioni.

Il risultato di tali studi ha dimostrato come l'entropia e il PIxy sono significativamente diminuiti nelle quattro stagioni di gioco, mentre RE non ha subito variazioni rilevanti. Il tasso di infortunio è passato da 8.0 su 1000 in gioco e 2.9 su 1000 in allenamento del primo biennio a 3.1 in gioco e 1.2 in allenamento nel secondo biennio. Tra primo e terzo biennio si è registrata una diminuzione degli infortuni in gioco del 76.8% mentre in allenamento dell'81%[53] (figura 2-3).

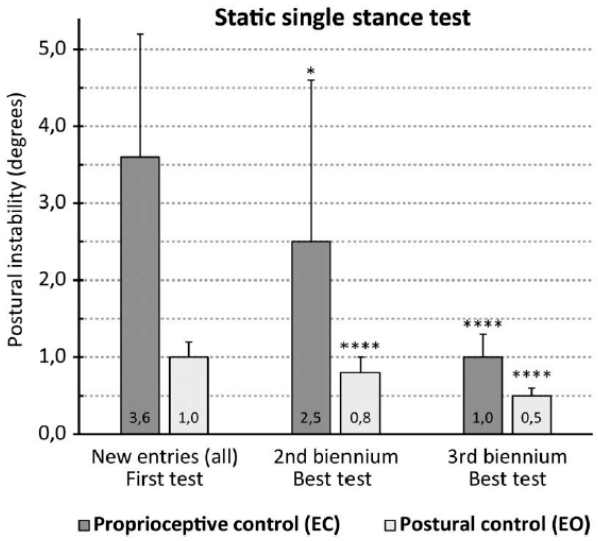


Figura 2-3 Test Singolo appoggio Fonte: Riva, D., Bianchi, R., Rocca, F. & Mamo, C. Proprioceptive Training and Injury Prevention in a Professional Men's Basketball Team: A Six-Year Prospective Study. Journal of Strength and Conditioning Research 30, 461–475 (2016

L'efficacia dell'allenamento ad alta frequenza è evidente nel miglioramento riscontrato nel terzo biennio, quando sono state introdotte sessioni di allenamento brevi ma intense. Tali miglioramenti sono imputabili ad un aumento della propriocezione in quanto la ripetizione di esercizi di contrazione e stabilizzazione dei muscoli permette un incremento della forza e della resistenza. La seconda causa di miglioramento è basata sull'applicazione di sforzi in strutture come legamenti e capsule articolari che permette un incremento della resistenza allo sforzo[54]. Questo studio dimostra come il test di Riva su singolo appoggio sia efficace nella quantificazione di parametri come il raggio di instabilità, il controllo verticale e il volume di allenamento. Esso, infatti, permette di ottenere miglioramenti rilevanti a livello propriocettivo

[53] Riva et al.

[54] M. R. Doschak e R. F. Zernicke, «Structure, Function and Adaptation of Bone-Tendon and Bone-Ligament Complexes», *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions* 5, n. 1 (marzo 2005): 35–40.

e nella prevenzione degli infortuni. Il sistema è costituito da elementi portabili e, quindi, può essere trasportato anche nei viaggi di trasferta[55].

2.2. Strumenti di analisi

Nell'analisi del movimento, durante le varie prove, vengono utilizzati diversi strumenti. Quello più importante è la pedana oscillante in quanto permette di far compiere al soggetto una serie di movimenti limitati nello spazio, generando instabilità su un dominio di angoli predefinito. Tale pedana può essere di due tipi. La prima crea instabilità su un singolo asse, mentre la seconda può generare instabilità nel piano frontale e sagittale mediante una sezione di sfera. Come mostrato in figura 2-4 la prima pedana prevede un'oscillazione vincolata sull'asse x, mentre la seconda permette movimenti lungo x e y.

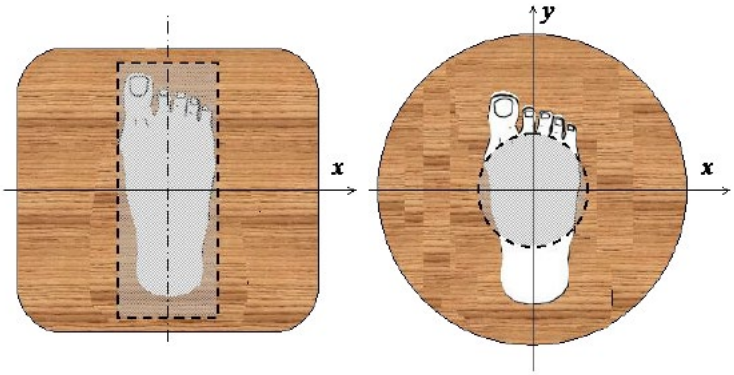


Figura 2-4 tipologie di pedana oscillante Fonte:1.Schiavi, A., Germak, A., Mazzoleni, F. & Riva, D. METROLOGICAL CHARACTERIZATION OF ROCKING BOARDS AND POSTURAL READERS TO ASSESS SINGLE STANCE STABILITY IN HUMAN SUBJECTS.

Oltre alla pedana oscillante sono presenti un sensore posto sul petto dell'utente, uno schermo e una barra con un sensore laser. Il sensore allo sterno serve per misurare l'inclinazione del tronco. Tali dati, in combinazione con quelli della pedana, danno un'indicazione della stabilità.[56] Lo schermo indica l'inclinazione della pedana come mostrato in figura 2-1. La barra con il sensore laser, infine, permette di registrare quando il paziente perde la propria stabilità e si appoggia sul supporto per ripristinare l'equilibrio.

Nel complesso i vari strumenti sono raffigurati in figura 2-5

[55] Riva et al., «Proprioceptive Training and Injury Prevention in a Professional Men's Basketball Team».

[56] A Schiavi et al., «METROLOGICAL CHARACTERIZATION OF ROCKING BOARDS AND POSTURAL READERS TO ASSESS SINGLE STANCE STABILITY IN HUMAN SUBJECTS», s.d., 8.

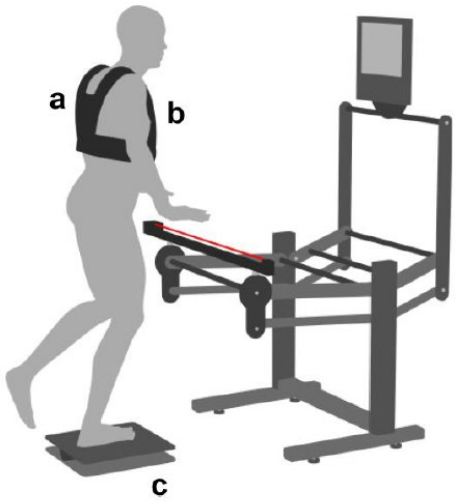


Figura 2-5 Stazione Propriocettiva Fonte: 1.Schiavi, A., Germak, A., Mazzoleni, F. & Riva, D. METROLOGICAL CHARACTERIZATION OF ROCKING BOARDS AND POSTURAL READERS TO ASSESS SINGLE STANCE STABILITY IN HUMAN SUBJECTS.

2.3. Propriocezione e microgravità

Gli astronauti sono soggetti ad atrofia muscolare e osteoporosi a causa della loro permanenza nei viaggi spaziali in ambienti di microgravità. Un altro fattore incidente, in realtà, è anche l'instabilità. Anche in condizioni di gravità terrestri, infatti, se il movimento non è correlato ad un corretto controllo dell'equilibrio può comportare le patologie sopra citate. "Il trofismo muscolare si basa sulla propriocezione e l'interazione con la gravità"[57]. Oltre al controllo dell'instabilità un altro fattore importante è l'entropia, cioè il disordine di un sistema rispetto all'universo. Tale indice viene utilizzato anche nella piattaforma ad alta frequenza di Riva in quanto, se minimizzato, rappresenta un raffinato controllo propriocettivo[58]. Un alto indice entropico, al contrario, è indicatore di un'efficienza minore nei movimenti antigravitazionali che prevedono il salto, anche se breve. Ciò comporta quindi una prestazione fisica compromessa. L'allenamento ad alta frequenza in condizioni di microgravità è stato sperimentato nell'Aprile 2005 mediante un volo parabolico. Attraverso delle corde si è fissato il soggetto sulla pedana permettendo l'allenamento in condizioni simili a quelle terrestri. Ciò ha provato che l'esercizio ad alta frequenza può essere svolto anche in condizioni di microgravità e permette agli astronauti di affrontare le problematiche annesse alla lunga permanenza in orbita. [59]

[57] Riva, Rossitto, e Battocchio, «Postural Muscle Atrophy Prevention and Recovery and Bone Remodelling through High Frequency Proprioception for Astronauts».

[58] Riva et al., «Single Stance Stability and Proprioceptive Control in Older Adults Living at Home».

[59] Riva, Rossitto, e Battocchio, «Postural Muscle Atrophy Prevention and Recovery and Bone Remodelling through High Frequency Proprioception for Astronauts».

3. Serie Temporali

Il lavoro di tesi, che coinvolge il metodo Riva con i suoi studi sulla propriocezione, prevede una prima parte di analisi dei dati. Quest'ultimi sono di natura diversa tra loro in termini di tipologia del dato e di strumento che ha permesso la loro acquisizione. In generale, le serie temporali dei segnali di "movimento" sono quelli di maggior interesse, in quanto la loro analisi è alla base della costruzione del modello predittivo di Deep Learning. In questa sezione verranno descritti brevemente i principi che sono alla base delle analisi successive dei dati, con uno sguardo anche alle reti di Deep Learning utilizzate.

3.1. Definizione ed esempi

Una serie temporale descrive l'andamento nel tempo di un vettore di dati. Generalmente si rappresenta mediante un grafico x-y dove sull'asse delle ordinate vengono rappresentati i valori osservati, mentre in quello delle ascisse gli istanti di tempo corrispondenti all'osservazione (figura 3-1). I dati osservati nel tempo possono fare riferimento a più variabili. Si parla quindi di dati longitudinali o "panel data", dove le variabili sono utili nella predizione di un'altra variabile. Gli obiettivi principali nell'analisi delle serie temporali sono tre:

- Previsione: conoscere i valori nel tempo successivi a quelli osservati.
- Controllo: monitoraggio della serie temporale e delle sue variazioni, come ad esempio nel segnale elettrocardiografico.
- Conoscenza delle caratteristiche proprie della serie temporale e della sua natura.

Ogni serie temporale può essere descritta da quattro componenti principali: livello di base, *trend*, stagionalità e discontinuità.

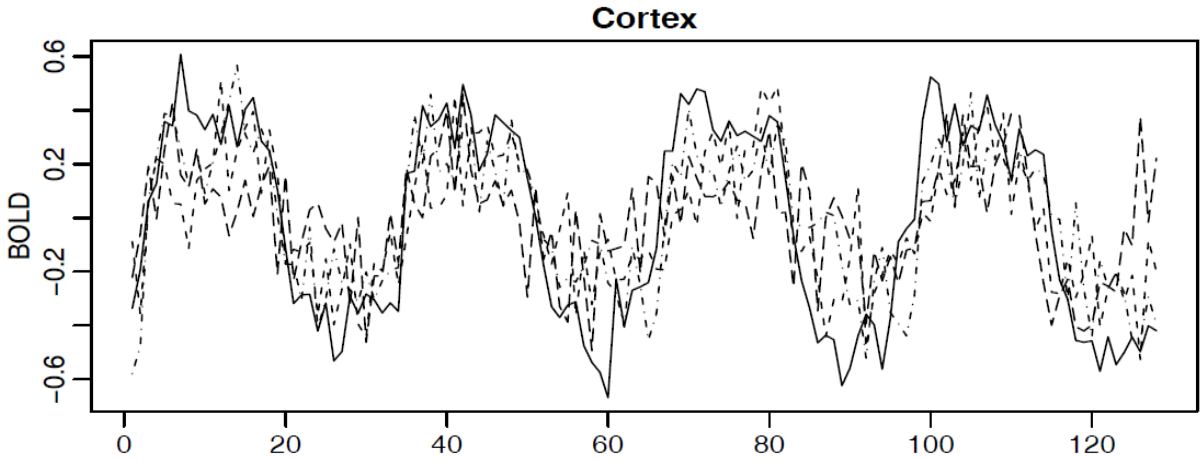


Figura 3-1 Serie temporale fMRI Fonte: 1.Shumway, R. H. & Stoffer, D. S. Time Series Analysis and Its Applications. (Springer New York, 2011). doi:10.1007/978-1-4419-7865-3.

Il *trend* può essere individuato graficamente come una pendenza positiva o negativa nella serie temporale che indica la presenza di una componente deterministica proporzionale ad un determinato periodo di tempo (figura 3-2). Non è presente in tutte le serie temporali, ma la sua individuazione è fondamentale nella scelta dei descrittori statistici.

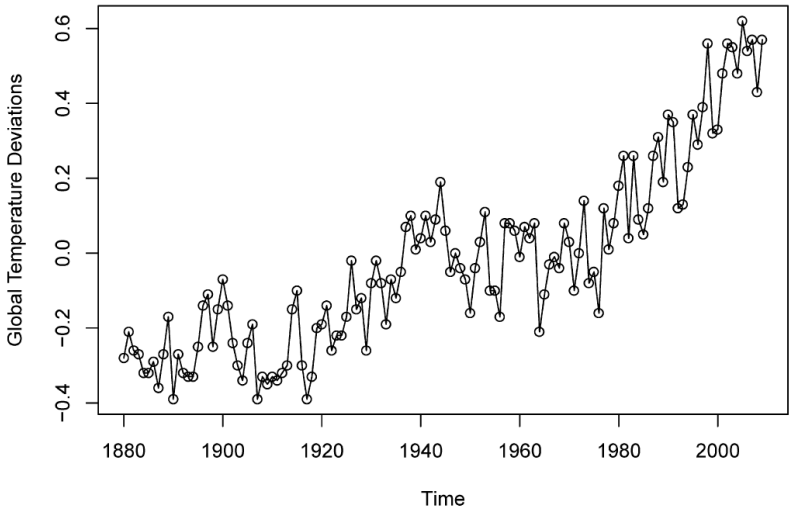


Figura 3-2 Esempio di trend positivo Fonte: 1.Shumway, R. H. & Stoffer, D. S. Time Series Analysis and Its Applications. (Springer New York, 2011). doi:10.1007/978-1-4419-7865-3.

La stagionalità è un'altra caratteristica che può essere individuata visivamente, in quanto rappresenta l'occorrenza regolare di pattern nelle osservazioni temporali come visibile in figura 3-3. In genere, tali ricorrenze sono osservabili in un periodo di tempo inferiore all'anno nei dati reali.

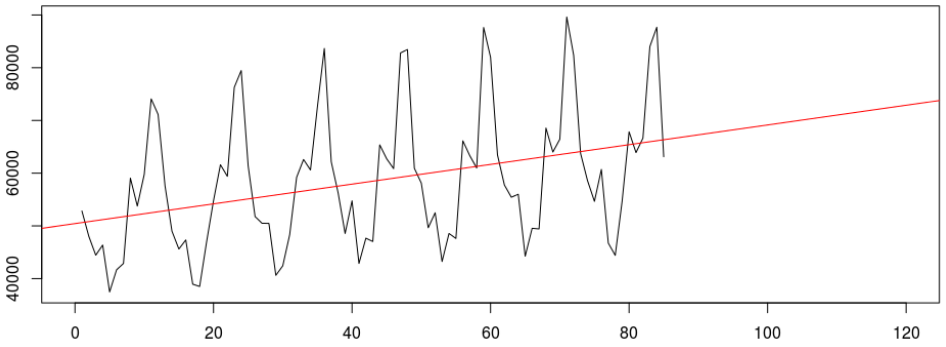


Figura 3-3 stagionalità con trend positivo

Infine, le discontinuità sono delle interruzioni strutturali nelle osservazioni in un preciso campione temporale. Anche questa caratteristica è visibile graficamente come un cambio repentino del comportamento della serie temporale (figura 3-4).

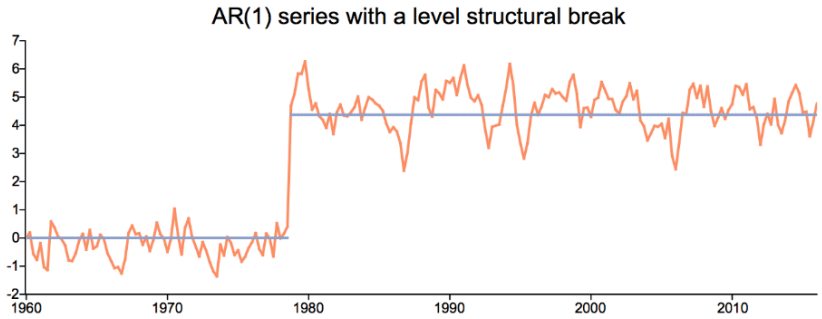


Figura 3-4 esempio di discontinuità

Un' importante proprietà delle serie temporali è la stazionarietà, ovvero l'indipendenza delle osservazioni dal tempo. Ciò implica, nella stazionarietà stretta, che la distribuzione delle

osservazioni dipenda solamente dal ritardo e non dall'istante temporale. La media e la varianza devono essere costanti nel tempo e non possono essere presenti effetti di stagionalità. Rispettare la condizione di stazionarietà è spesso fondamentale al fine di applicare alcuni modelli predittivi o di analisi statistica. Quello che si fa nella pratica comune è di convertire la serie temporale da non stazionaria a stazionaria.

3.2. Analisi delle serie temporali

Al fine di ottenere un modello predittivo valido si trasforma la serie non stazionaria in stazionaria. Uno dei metodi più seguiti è quello della differenziazione. Si sottrae il valore corrente del campione con quello precedente. Se la serie risulta ancora non stazionaria, si prosegue con differenziazioni successive fino al raggiungimento della stazionarietà.

Se Y_t è il valore della serie temporale al tempo t, la differenziazione consiste nel fare:

$$Y_t = Y_t - Y_{t-1}$$

Equazione 2

La stazionarizzazione della serie temporale è necessaria al fine di rimuovere l'autocorrelazione dei predittori, rendendoli indipendenti tra loro. Tali predittori sono i lag della serie.

Uno dei problemi principali nell'analisi delle serie temporali sono i *missing values* ovvero i dati mancanti. A volte, infatti, possono capitare errori di acquisizione che causano una mancanza del dato in un preciso istante temporale. L'assegnazione del valore mancante viene chiamata imputazione. Essa consiste di vari metodi come la sostituzione con la media dei valori in una finestra temporale oppure mediante interpolazione lineare.

Per ottenere risultati corretti, nella predizione delle serie temporali, è necessario misurare la regolarità delle fluttuazioni. Ciò avviene attraverso due indici principali: "Approximate Entropy" o "ApEn" e "sample entropy" o "SE". Se la serie temporale restituisce valori di ApEn o SE alti è poco prevedibile.

Data una serie u(1), u(2)…,u(N), l'algoritmo necessita di due parametri in ingresso: la dimensione M e la soglia di ricorrenza r. L'integrale di correlazione si calcola come:

$$C_i^M(r) = \frac{numero\ di\ j\ \leq N - M\ tali\ che\ d[x(i), x(j)] \leq r}{N - M + 1}$$

Equazione 3

Dove N è il numero di campioni

$$ApEn(M, r, N) = \Phi^M(r) - \Phi^{M+1}(r)$$

Equazione 4

dove

$$\Phi^M(r) = \frac{1}{N - M + 1} \sum_{i=1}^{N-M+1} \ln C_i^M(r)$$

Equazione 5

Mentre la ApEn è dipendente dalla lunghezza della serie, la SE è indipendente da essa e si calcola come:

$$SE(M, r, N) = -\frac{1}{N - M + 1} \ln\left(\sum_{i=1}^{N-M+1} \frac{C_i^{M+1}(r)}{C_i^{M}(r)} \right)$$

Equazione 6

La previsione delle serie temporali avviene mediante metodi autoregressivi o a media mobile. Quelli autoregressivi modellano il passo successivo come funzione lineare degli istanti precedenti. Quelli a media mobile, invece, prevedono i passi successivi attraverso gli errori residui della media nelle fasi precedenti. L'unione dei due metodi prende il nome di ARMA e corrisponde alla media mobile autoregressiva, cioè modella il passo successivo come funzione lineare delle osservazioni degli errori dei residui della media delle fasi precedenti. Il metodo ARIMA prevede l'integrazione all'ARMA di un *pre-processing* che rende stazionaria la serie temporale.

3.3. Stato dell'arte nell'analisi di serie temporali

Lo stato dell'arte nell'analisi delle serie temporali vede un forte balzo in avanti nell'utilizzo di metodologie di intelligenza artificiale come il *Deep Learning*. Esse sono basate su nuovi approcci di studio della dipendenza delle variabili. Una comparazione interessante è quella tra le tecniche di analisi tradizionali e i nuovi algoritmi basati su deep learning. Tra quest'ultime le *Long Short-Term Memory networks* (LSTM) sono una delle tecniche più utilizzate in ambito delle serie temporali e sono derivate dalle *Recurrent Neural Network* (RNN). Le LSTM sono capaci di ricordare i valori negli step iniziali dell'algoritmo per poterli utilizzare in step successivi. Le RNN sono un particolare tipo di rete neurale che permette di predire una sequenza futura a partire da osservazioni precedenti. I *layer* nascosti delle RNN hanno il compito di memorizzare gli step precedenti della sequenza. La "ricorrenza" si trova nello svolgimento dello stesso compito per ogni elemento della sequenza temporale.

Le migliori performance che si ottengono mediante algoritmi di *deep learning* rispetto agli algoritmi tradizionali, sono dovute all'ottimizzazione dell'iterazione sui dati al fine di ottenere il risultato migliore. In generale, le iterazioni sono necessarie al fine di minimizzare gli errori. Si parla di discesa del gradiente, dove il gradiente è l'inclinazione della pendenza della retta che meglio interpola i dati, mentre la discesa sta ad indicare la minimizzazione dell'errore. Un altro parametro fondamentale nelle reti neurali è il *rate* di apprendimento che rappresenta quanto velocemente la rete viene allenata sui dati. I risultati che si ottengono sono molto migliori rispetto le analisi tradizionali come ARIMA. Secondo alcuni studi gli algoritmi basati su LSTM sono migliori in predizione dell'85% rispetto agli ARIMA [60].

[60] Sima Siami-Namini, Neda Tavakoli, e Akbar Siami Namin, «A Comparison of ARIMA and LSTM in Forecasting Time Series», in *2018 17th IEEE International Conference on Machine Learning and Applications (ICMLA)* (2018 17th IEEE International Conference on Machine Learning and Applications (ICMLA), Orlando, FL: IEEE, 2018), 1394–1401, https://doi.org/10.1109/ICMLA.2018.00227.

3.4. Recurrent Neural Networks

Le *recurrent neural network* sono una generalizzazione delle reti neurali di tipo *feed forward* con una memoria interna. La ricorrenza consiste nella ripetizione di una funzione per tutti i dati in input della rete, mentre l'uscita dipende dallo stato appena precedente. Tale output viene poi copiato nella rete e posto in input. Il processo decisionale consiste nella valutazione dello stato corrente in input e output e dell'input precedente. Il processo avviene nello stato interno di memoria della rete. Gli input sono, quindi, correlati tra loro a differenza delle reti neurali classiche. La figura 3-5 mostra come i vari output sono gli ingressi degli stati successivi. In questo modo la rete ha in memoria i vari stati durante la fase di allenamento.

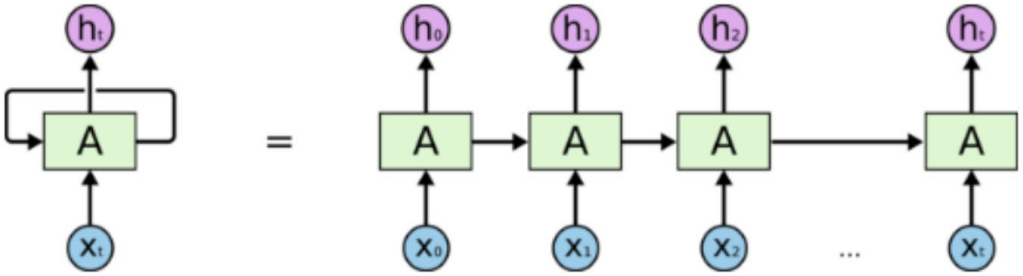


Figura 3-5 RNN "unfolded"

L'allenamento delle RNN è simile al *backpropagation* delle reti neurali tradizionali ma differisce dal fatto che i parametri sono condivisi tra i singoli step temporali. Il gradiente dipende anche dallo stato precedente e non solo da quello corrente. L'algoritmo utilizzato nelle RNN viene chiamato *backpropagation through time* (BPTT). Quando il gradiente viene propagato su un numero di step temporali troppo elevato, si va spesso incontro ad un fenomeno chiamato esplosione del gradiente. Esso è dovuto alla sua crescita esponenziale nei vari passaggi. Un numero di step elevato per le RNN è 100. Le LSTM sono l'alternativa alle sequenze temporali con passi molto lunghi, in quanto risolvono il problema dell'esplosione del gradiente mediante una memoria interna a lungo termine.

3.5. Long Short-Term Memory

Le LSTM nascono al fine di sopperire al problema dell'esplosione del gradiente. Esse infatti permettono di memorizzare fino a migliaia di step temporali per ogni sequenza. Viene introdotta una nuova struttura chiamata cella di memoria (figura 3-6). Ad essa sono collegati tre elementi:

- *Input gate*: stabilisce il quantitativo informativo che entra nella cella di memoria.
- *Forget gate*: stabilisce il quantitativo informativo che viene eliminato dalla cella di memoria.
- *Output gate*: stabilisce il quantitativo informativo che passerà allo stato temporale successivo.

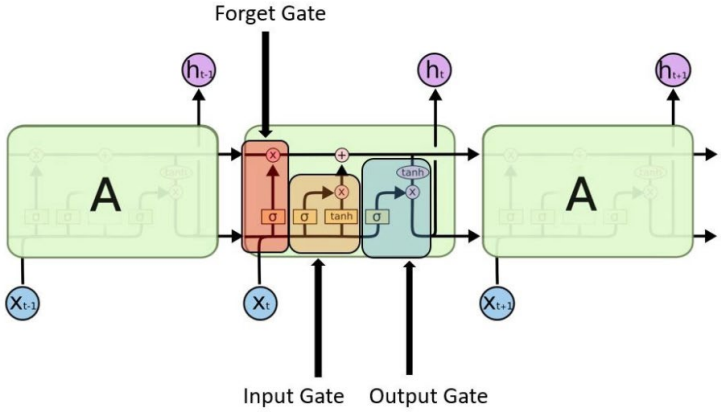


Figura 3-6 Schema di una rete LSTM

I parametri della cella di memoria LSTM all'istante di tempo t sono i seguenti:

$$f_t = \sigma(W_f[h_{t-1}, x_t] + b_f$$
$$i_t = \sigma(W_i[h_{t-1}, x_t] + b_i$$
$$\tilde{C_t} = tanh(W_c[h_{t-1}, x_t] + b_C$$
$$C_t = f_t C_{t-1} + i_t \tilde{C_t}$$
$$o_t = \sigma(W_o[h_{t-1}, x_t] + b_o$$
$$h_t = o_t \tanh(C_t)$$

Equazione 7

La rete LSTM, innanzitutto, coinvolge il *forget gate* al fine di dimenticare l'informazione precedente. Successivamente, con l'input gate, memorizza il nuovo contenuto informativo e da questo viene aggiornato lo stato della vecchia cella di memoria C_{t-1} al nuovo stato C_t. Infine, nell'output gate avviene la scelta dell'informazione di uscita.

Tale modello di rete di deep learning vede un uso molto frequente nelle serie temporali sia in predizione sia in classificazione. La caratteristica principale delle LSTM di memorizzare informazioni su un periodo di tempo è molto utile quando si vuole trattare dati sequenziali o serie temporali. Attraverso i *gates* della rete è possibile decidere quale informazione memorizzare e quale scartare ai fini della risoluzione del problema.

Una variante delle reti LSTM unidirezionali sono le reti LSTM bidirezionali. Esse differiscono dalle prime in quanto gestiscono gli *input* su due direzioni: una dal passato al futuro e l'altra dal futuro al passato.[61] Permettono, quindi, di memorizzare informazioni su stati passati e futuri. Ciò si traduce in una migliore comprensione del contesto dei dati in *input*. Il meccanismo è descritto in figura 3-7.

[61] Peng Zhou et al., «Text Classification Improved by Integrating Bidirectional LSTM with Two-dimensional Max Pooling», *arXiv:1611.06639 [cs]*, 20 novembre 2016, http://arxiv.org/abs/1611.06639; Alex Graves e Jürgen Schmidhuber, «Framewise Phoneme Classification with Bidirectional LSTM and Other Neural Network Architectures», *Neural Networks* 18, n. 5–6 (luglio 2005): 602–10, https://doi.org/10.1016/j.neunet.2005.06.042.

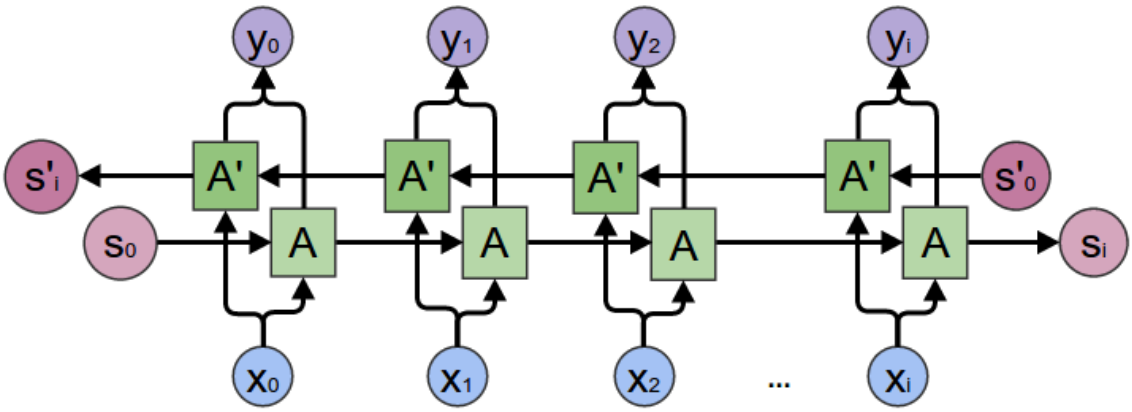


Figura 3-7 LSTM bidirezionale

3.6. Meccanismo di "attention"

In ambito *deep learning*, il meccanismo di *attention* sta avendo un ruolo sempre più importante, soprattutto nel *natural language processing,* ovvero l'elaborazione e classificazione di file di testo in linguaggio naturale. In particolare, la sua applicazione ad oggi di maggior successo in letteratura è quella relativa alle reti "Transformers" presentate per la prima volta nel paper "Attention is all you need"[62]. Il meccanismo di *attention*, però, vede le sue prime implementazioni già nel 1990 nel campo del "visual imaging"[63] dove viene applicato ad una rete RNN per la classificazione di immagini.

Il meccanismo di *attention* prende ispirazione dall'attenzione umana. In generale, l'uomo concentra la propria attenzione su oggetti specifici e non sull'intera scena al fine di ricavare informazioni da essa. C'è una focalizzazione specifica che viene memorizzata al fine di riconoscere un particolare pattern anche in scene future. La combinazione di informazioni diverse provenienti da più punti di focalizzazione, aiuta il soggetto a prendere decisioni nel futuro e nel guidare il movimento dell'occhio.[64]

Il calcolo dell'attenzione avviene mediante tre passi principali:

- Gli input sono rappresentati da *key*, *query* e *value*. Per ogni *query* e *key* si calcola la similarità tra le due e si ottiene un peso. Tale similarità viene calcolata come prodotto scalare.
- Si utilizza una funzione *softmax* per normalizzare i pesi.
- Si riottengono i *value* moltiplicandoli con gli score della *softmax* e si ottiene la funzione di *attention* finale.

In formule, ciò che avviene in seguito al prodotto scalare è una normalizzazione per un fattore $\sqrt{d_k}$ e applicata la *softmax*:[65]

[62] Ashish Vaswani et al., «Attention Is All You Need», s.d., 11.
[63] Volodymyr Mnih et al., «Recurrent Models of Visual Attention», *arXiv:1406.6247 [cs, stat]*, 24 giugno 2014, http://arxiv.org/abs/1406.6247.
[64] Mnih et al.
[65] Vaswani et al., «Attention Is All You Need».

$$Attention(Q, K, V) = softmax(\frac{QK^T}{\sqrt{d_k}})V$$

Equazione 8

In questo caso il calcolo dell'*attention* prevede il prodotto scalare che, a differenza dell'*attention* "classica", evita che K diventi troppo grande in seguito al prodotto. Lo schema implementativo è quello in figura 3-8.

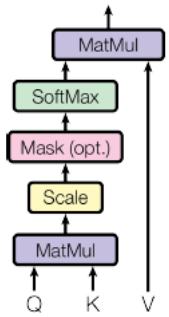


Figura 3-8 Self attention Fonte: 1.Vaswani, A. et al. Attention is All you Need. 11.

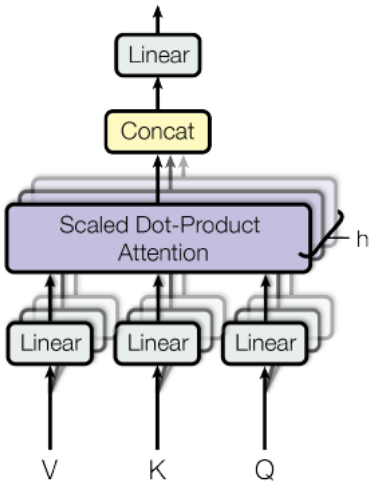
La "Multi-Head Attention" differisce dal meccanismo sopra descritto in quanto l'*attention* viene calcolata h volte. Il parametro W cambia ad ogni trasformazione lineare di Q, K e V. Il risultato è quindi suddiviso ad ogni iterazione. La parte finale della rete calcola l'output finale attraverso una concatenazione dei risultati singoli e mediante una trasformazione lineare. In formule[66]:

$$MultiHead(Q, K, V) = Concat(head_1, \dots, head_h)W^O$$

$$dove\ head_1 = Attention(QW_i^Q, KW_i^K, VW_i^V)$$

Equazione 9

In figura 3-9 lo schema esemplificativo.



[66] Vaswani et al.

Figura 3-9 Multi-Head Attention Fonte: 1.Vaswani, A. et al. Attention is All you Need. 11.

3.7. "Attention" nelle serie temporali

Il meccanismo di *attention* applicato alle serie temporali non è molto usato in letteratura. Ai fini del lavoro di tesi si è proceduto con una prima analisi dello stato dell'arte dell'analisi delle serie temporali in termini di classificazione. In prima analisi, non sono state trovate applicazioni che corrispondono allo scopo di questa tesi. Si è proceduto quindi nella ricerca di applicazioni di predizione delle serie temporali mediante meccanismo di *attention*.

Uno studio ha proposto l'utilizzo del meccanismo di *self attention* su serie temporali di dati medici come pressione sanguigna, SO2 e *heart rate* [67]. L'architettura prevede l'utilizzo di una rete convoluzionale 1-D per ogni caratteristica clinica. Esse vengono applicate a monte del *layer* di *embedding*. Il *layer* di *self attention* differisce dalle implementazioni classiche per alcune varanti. Poiché non può analizzare l'intera sequenza temporale, vengono forniti degli step temporali ridotti. Per fare ciò gli autori hanno applicato un meccanismo di *masking*. Quest'ultimo consiste nell'andare ad indicare alla rete quali campioni temporali non vanno utilizzati in fase di training. Spesso il procedimento di *masking* è associato al *padding*, ovvero l'imputazione di valori nella serie temporale al fine di ottenere una sequenza di lunghezza voluta. Successivamente vengono inseriti un *layer* denso di normalizzazione e uno lineare di *output*. [68]

Un altro approccio è quello seguito da Max Horn in "set functions for time series"[69]. Una funzione *set* può contenere un insieme di dati da zero a infiniti elementi, un esempio è la somma, minimo, massimo o media. Le funzioni tabulari, al contrario, prendono in ingresso un numero fisso di variabili come parametro. La proposta di Horn è quella di trattare la serie temporale come *set* senza dover imputare i dati. In particolare, l'input della rete prevede un tensore del tipo (t, z, m) dove *t* è il tempo, *z* il valor misurato e *m* la modalità. L'obiettivo è che tutti i campioni abbiano lo stesso peso all'interno del *set* in analisi. Il diagramma della rete è quello in figura 3-10.

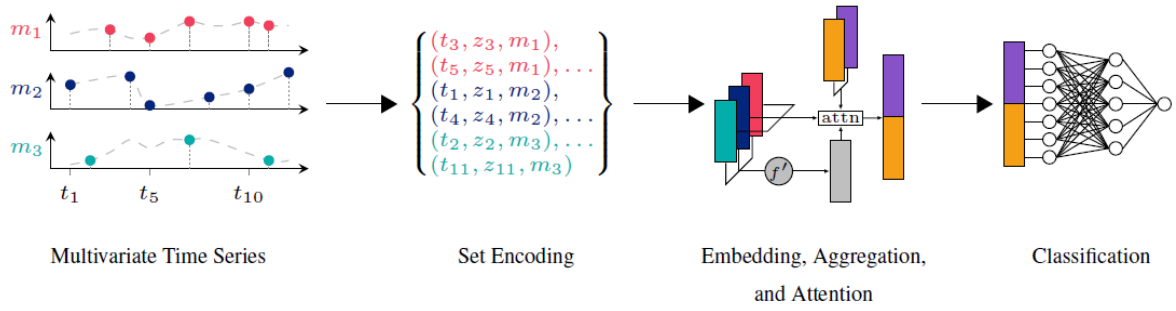


Figura 3-10 Schema rete con set functions Fonte: 1.Horn, M., Moor, M., Bock, C., Rieck, B. & Borgwardt, K. Set Functions for Time Series. arXiv:1909.12064 [cs, stat] (2020).

[67] Huan Song et al., «Attend and Diagnose: Clinical Time Series Analysis Using Attention Models», *ArXiv:1711.03905 [Cs, Stat]*, 19 novembre 2017, http://arxiv.org/abs/1711.03905.
[68] Song et al.
[69] Max Horn et al., «Set Functions for Time Series», *arXiv:1909.12064 [cs, stat]*, 14 settembre 2020, http://arxiv.org/abs/1909.12064.

4. Costruzione del Dataset

4.1. Analisi dei dati forniti

I dati forniti dal prof. Riva sono relativi a 37 pazienti. Ogni paziente effettua una serie di prove che sono i test di Riva statico, dinamico senza vincoli e dinamico. Questi test permettono di valutare la propriocezione e vengono ripetuti alla fine di ogni sessione di allenamento ad alta frequenza. Tali test sono seguiti dai file che registrano i parametri dei vari allenamenti ad alta frequenza che l'atleta esegue come descritto nel capitolo 1. Sono presenti anche altri tipi di test che però non sono stati utili ai fini di questa tesi. Nel nostro caso, infatti, sono utili solo i test di inizio sessione in quanto indicativi del livello di propriocezione dell'individuo. Si è assunto che quelli a fine sessione sono influenzati da fattori come la stanchezza e riflettono performance dell'atleta diminuite. Essi infatti possono essere comparati tra loro di sessione in sessione al fine di ottenere un modello predittivo che valuti l'esercizio che restituisce performance migliori in termini propriocettivi. Per questo motivo i file sono stati filtrati attraverso la valutazione della data e dell'ora dell'esecuzione. I file relativi ai test di "fine giornata" e quelli relativi all'allenamento ad alta frequenza saranno utilizzati successivamente. In figura 4-1 viene mostrato il numero di file per atleta. Essi comprendono sia i test che gli esercizi. Mediamente sono presenti 389 file per atleta.

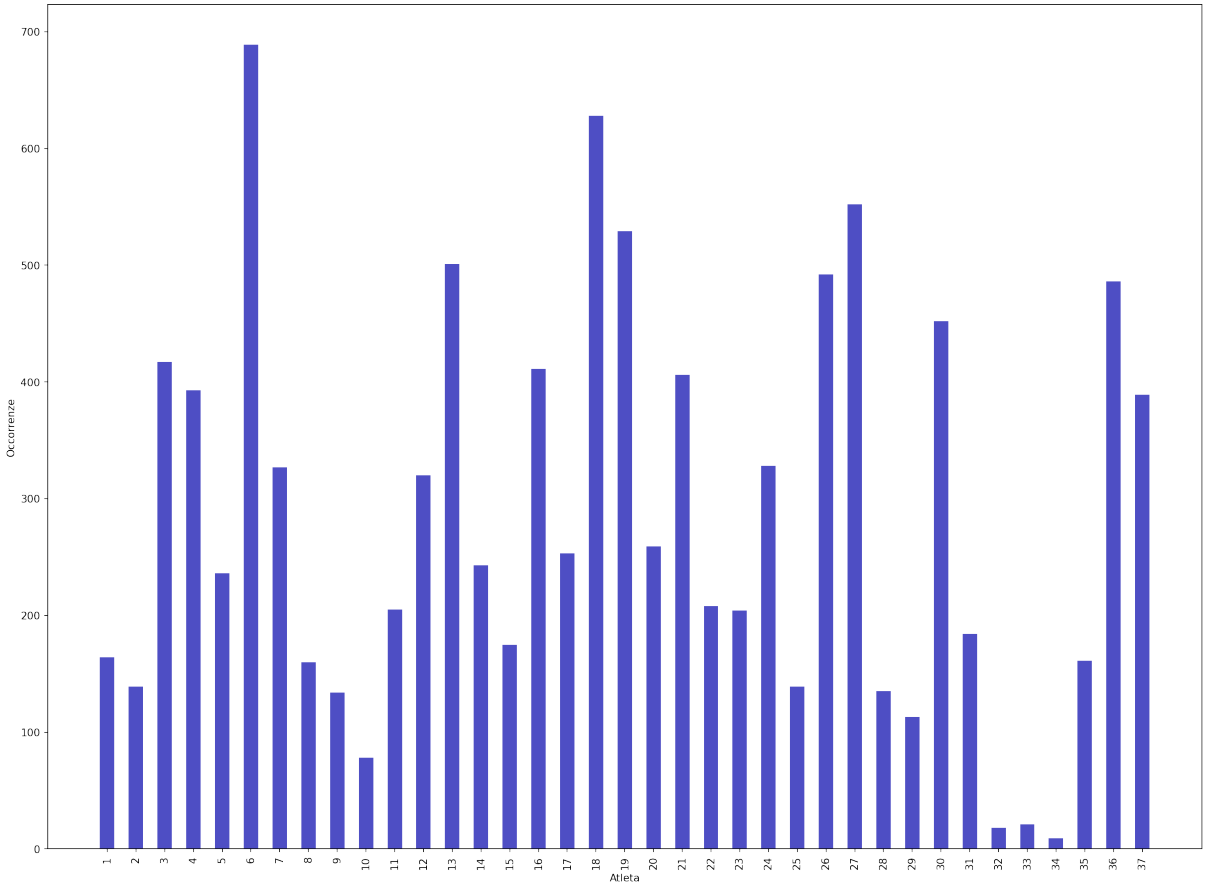


Figura 4-1 numero di file per atleta

In un primo momento, i dati forniti erano in formato -.JSON e quindi facilmente leggibili e manipolabili per la costruzione del dataset. Essi contenevano già tutti gli score e le variabili necessarie in quanto sono stati costruiti direttamente dal software proprietario di *Delos*. Successivamente, però, si è reso necessario l'invio dei dati in formato -.PRT (originario) in quanto il calcolo degli *score* della prova non era aggiornato agli algoritmi più recenti. Tale formato è costituito da un file di testo criptato. Questo ha comportato la decisione di creare un *parser* che permettesse la ricostruzione di file -.JSON simili a quelli inviati inizialmente, al fine di facilitare il lavoro di costruzione del dataset.

Per ogni atleta abbiamo a disposizione circa 600 file -.PRT. Essi, quando decriptati, permettono di generare dai 2 a 8 file .PRV. Tali file sono costituiti da una serie di valori che l'algoritmo di *parsing* legge riga per riga individuando, mediante un contatore criptato, la variabile di associazione di tali stringhe.

4.2. Costruzione del "parser" in Python

Al fine di ottenere dei file strutturati dai -.PRT è stato necessario andare a costruire un parser dei dati. L'ingegnere che collabora con il dottor Riva ci ha, infatti, fornito una serie di codici in C++ che permettono di ricavare le variabili descritte precedentemente dalla lettura delle righe nei file -.PRV. Si è ritenuto necessaria la costruzione di un file -.JSON riassuntivo di tali variabili per una maggiore leggibilità dei dati strutturandoli come dizionari e liste di dizionari. Il tipo di dato dizionario è, infatti, facilmente archiviabile come JSON e permette una rapida lettura dei dati, sia da parte dell'utente che della macchina. Si è deciso, quindi, di convertire tali codici in un unico *parser* in linguaggio Python. Tale *parser* permette di ottenere un JSON riassuntivo diviso per chiavi, dove ad ogni chiave sono associate le variabili di interesse. Il file JSON è stato il primo passo per la costruzione del dataset finale.

Per ogni prova corrisponde un file -.PRT codificato. In seguito ad una decodifica ottenuta mediante la conversione dal codice binario in *ascii*, attraverso una *look-up table* di crittografia vengono generati dei file -.PRV. Il numero di file PRV è variabile e dipende dalle singole prove effettuate (occhi aperti, occhi chiusi, con percorso…). I primi 4 bytes di ogni stringa nel file PRV decodificano la lunghezza della stringa stessa e sono seguiti dai bytes relativi alla stringa di interesse.

Il formato è del tipo: <lunghezza stringa><stringa>.

Attraverso l'uso di un contatore è stato possibile decodificare le informazioni contenute nei file, in quanto ad ogni incremento di contatore corrisponde un valore crittografato da 0 a 255, corrispondente ad un carattere ASCII.

Si è proceduto con la lettura dei file -.PRV che ha permesso la creazione di un file -.JSON riassuntivo degli output della strumentazione di registrazione degli esercizi.

In particolare, si sono ottenuti:

- gli angoli "DvcS" che corrispondono al movimento dell'atleta negli assi x e y
- gli angoli "HIB" della pedana oscillante

- Gli indici di *score* di “Entropia”, “PIxy” e “DSI” (dynamic stability index)
- Data e ora della prova
- Durata della prova

Una prima operazione di *data cleaning*, approfondita nei paragrafi successivi, consiste nell’andare a salvare dei file JSON con solo le variabili di interesse sopra citate. Infatti, nel nostro modello predittivo sono fondamentali gli score delle prove e dei test, la data dell’esecuzione e il tipo di esercizio con i relativi segnali della tavoletta e dell’accelerometro. Un’altra operazione preliminare è stata quella di eliminare i file relativi agli esercizi bipodali o da seduto in quanto possono generare variabilità nei dati in analisi e un disallineamento nella dimensionalità del dataset. Quest’ultimo è causato, in particolare, dalla presenza di un numero dispari di file -.PRV. Sappiamo, infatti, che gli esercizi vengono svolti in un ordine preciso di esecuzione, che prevede l’utilizzo nell’appoggio monopodale prima del piede sinistro poi del piede destro. Il primo dei vari file -.PRV consiste, quindi, nella registrazione dell’esercizio sul piede sinistro.

Un’altra informazione, fondamentale nell’analisi dei dati, è il fatto che i vari file -.PRT relativi ai singoli esercizi sono stati generati consequenzialmente tra loro. Essi hanno una coerenza temporale fondamentale nell’analisi delle sessioni di allenamento e dei test a loro annesse.

La tabella 1 seguente è riassuntiva dei parametri calcolati:

Parametri	Descrizione
m_iStrategiaPrecauzionale	Strategia precauzionale
dPrioritaposturale	Priorità posturale
dEntropia	Entropia
dEntropiaStandard	Entropia standard
d_DSIda0a1	Dynamic Stability Index
Autonomia	Massimo tempo senza appoggio
m_iMaxTempoSenzaAiutoInMsec	Massimo tempo senza aiuto in ms
m_iContOscillazioniXY	Numero di oscillazioni dvc
m_dMediaOscillazioniXY	Media
m_dScostGradiMediX_Tot	Gradi medi di errore asse X del DVC
m_dScostGradiMediY_Tot	Gradi medi di errore asse Y del DVC
m_dScostGradiMediXY_Tot	Gradi medi di errore asse XY del DVC
m_dScostGradiMediX_asse m_dScostGradiMediY_asse m_dScostGradiMediX_0 m_dcostGradiMediY_0 m_dScostGradiMediXY_Asse m_dScostGradiMediXY_0 dInclinazDaAsseX dInclinazDaAsseY dInclinazDaAsseXY	Gradi medi di errori, inclinazioni del DVC rispetto all'asse 0 oppure rispetto ad un asse di riferimento
dVelAngMediaX dVelAngMediaY dVelAngMediaXY	Velocità angolari medie del DVC
dAsseMedioX dAsseMedioY	Asse medio del DVC
dScostGradiMedi_assemedio dDevStandard dAsseMedio iTempoProvaInMs dInclinazioneMedia dRotolamento iTempoVelZeroInMs	HIB

Tabella 1

Per ogni atleta sono presenti un certo numero di file corrispondenti all'esercizio svolto e codificati come mostrato in figura 4-2. Ad ogni paziente corrispondono le variabili racchiuse nel riquadro in giallo. Quelle evidenziate in rosso saranno poi le variabili di interesse nella costruzione del *dataset*.

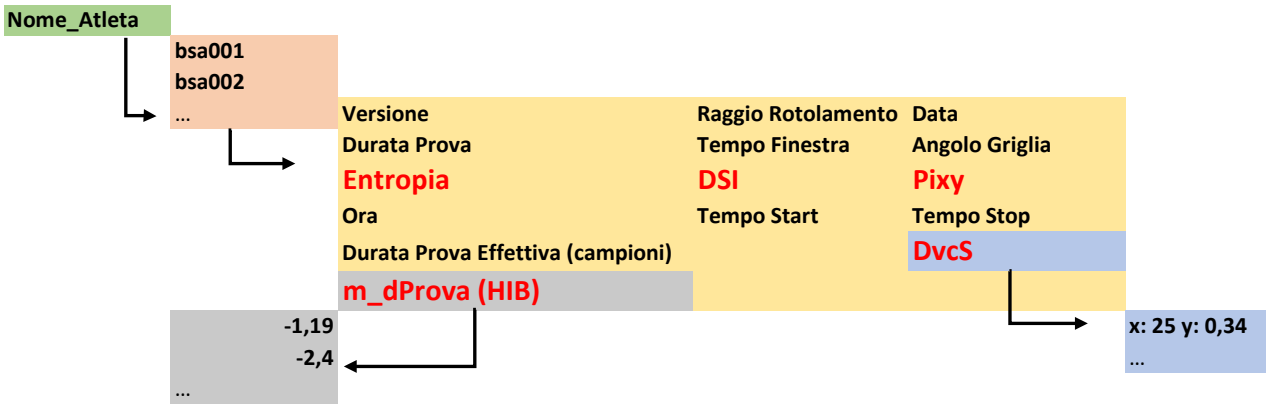


Figura 4-2 struttura dati

L'anonimizzazione dell'atleta è avvenuta attraverso l'attribuzione di un numero intero per ogni singolo paziente di cui si dispongono i dati delle prove. In un file di testo sono salvati l'attribuzione del nome al codice atleta. Ai fini del test sono necessari i parametri di entropia, "stability index" e "postural index" (cono di stabilità lungo x e y). I file quindi opportunamente anonimizzati sono stati salvati singolarmente in JSON singoli per ogni esercizio. Essi sono, quindi, corrispondenti ai singoli file -.PRT in input del *parser*.

4.3. Valutazione test di Riva

Una tipologia di esercizi particolare che ricorre nei file dei singoli atleti è quella dei test di Riva. Essi sono svolti al fine di calcolare il livello di propriocezione dell'atleta e vengono eseguiti generalmente all'inizio della sessione di allenamento. La struttura di questi file è la medesima di quelli relativi agli esercizi, con la differenza che i parametri di interesse sono solamente gli *score*. Essi, infatti, ci permettono di valutare la progressione dei miglioramenti o peggioramenti dell'atleta riassumendo le sessioni di allenamento. I test svolti sono di diverse tipologie: statico, dinamico, di resistenza, propedeutico ecc. Nel nostro caso, siamo interessati ai soli test statici e dinamici.

Una ulteriore operazione di *data cleaning* è stata svolta in questa fase. In una prima fase, nel filtraggio dei soli testi statici e dinamici e, successivamente, nell'attribuzione dei test alle loro sessioni di riferimento. In alcuni casi, infatti, i pazienti presentavano *outlier* di test nella stessa sessione tra un esercizio e l'altro, oppure test ripetuti più di due volte. Si è ritenuto necessario, quindi, lo sviluppo di un algoritmo di filtraggio che valutasse la data di esecuzione del test e la sua tipologia. Il flowchart in figura 4-3 mostra schematicamente l'algoritmo. Come descritto successivamente, i test che valutano correttamente lo stato propriocettivo del paziente sono quelli relativi all'inizio della sessione di allenamento. I vari test sono stati quindi salvati nel medesimo formato e modalità degli esercizi di allenamento.

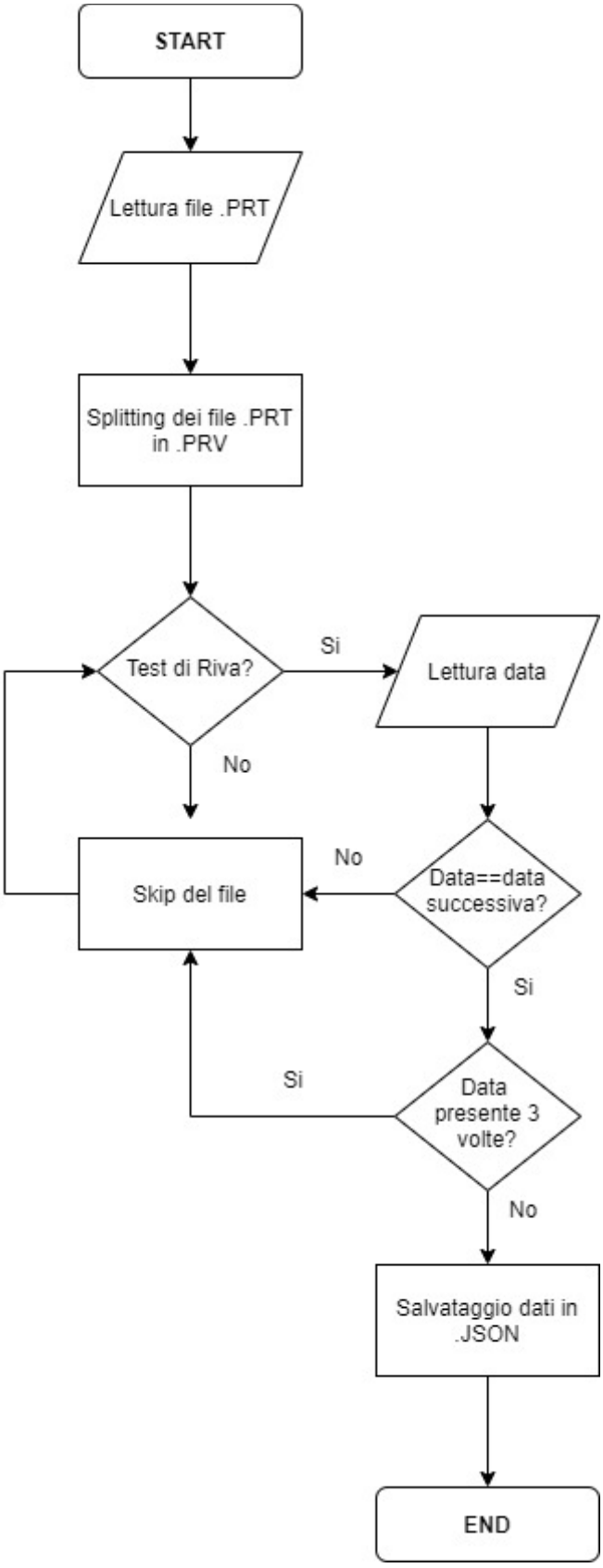


Figura 4-3 flowchart test di Riva

4.4. Categorizzazione degli esercizi

L'elaborazione dei dati in analisi ha lo scopo di creare un sistema predittivo che vada a predire quale tipologia di esercizio migliora le prestazioni di propriocezione del paziente. Sono stati definiti i parametri di *score* necessari per descrivere al meglio quali fattori sono determinanti nella definizione di "bontà" dell'esercizio. Mediante il dialogo con il dott. Riva sono stati scelti i seguenti parametri.

Statico	Dinamico
Appoggio: monopodale, bipodale o seduto	Appoggio: monopodale, bipodale o seduto
Inclinazione tavoletta: es. 15°	Inclinazione tavoletta: es. 45°
Posizione angolo: supinazione o pronazione	Orientamento tavoletta: latero-laterale o antero-laterale
Feedback: DVC/DEB	Mantenimento angolo/esplorazione: percorso
Durata	Posizione angolo: supinazione o pronazione
Zoom o Tempo Finestra	Feedback: DVC/DEB
	Durata
	Zoom o Tempo Finestra

Tabella 2

Una prima differenza tra i vari esercizi è quella che li suddivide nelle classi dinamico e statico. In particolare, il dinamico differisce dall'altro per un'inclinazione della tavoletta che riguarda solo alcuni determinati angoli come ±45°, la possibile presenza di un percorso di esplorazione e la possibilità di orientare la tavoletta nelle posizioni descritte in tabella 2.

Tra i parametri elencati in tabella 2 la durata e lo zoom giocano un ruolo importante nel classificare il tipo di esercizio. Un esercizio dalla durata massima di 30 s viene svolto al fine di migliorare:

- Mobilità
- Controllo

Nel caso degli esercizi oltre i 30 s l'esercizio viene svolto per aumentare i parametri di:

- Endurance
- Rimodellazione

In particolare, la durata della finestra o "Zoom" fa riferimento alla visualizzazione a schermo della progressione dell'esercizio. Se la finestra diminuisce, il feedback visivo rende l'esercizio più difficile nell'esecuzione in quanto la sua progressione risulta essere più veloce. La lunghezza della finestra permette di aumentare o diminuire la difficoltà dell'esercizio ad alta frequenza descritto nel capitolo 2. Il "raggio di rotolamento" è un altro parametro che descrive

l'esercizio svolto. In particolare, un raggio piccolo rende l'esercizio più difficile rispetto ad un raggio più grande. Per visualizzare al meglio quest'ultimo parametro si può pensare alla palla di allenamento da ginnastica. L'equilibrio su una sfera dal raggio più grande risulta essere oggettivamente più facile rispetto all'appoggio su una sfera di raggio più piccolo. Tale concetto viene riprodotto nell'esecuzione degli esercizi ad alta frequenza e, in particolare, nella tavoletta oscillante.

4.5. Statistiche sui dati

Al fine di ottenere una standardizzazione delle label degli esercizi svolti, è stato necessario procedere con un'analisi statistica dei dati. In particolare, attraverso la valutazione della numerosità di alcune tipologie di esercizio, è stato possibile creare le *label* che meglio descrivono il tipo di esercizio svolto. In riferimento al dialogo con Riva, che ha determinato un primo filtraggio dei parametri più importanti, sono stati fatti una serie di grafici riassuntivi delle categorie principali e le loro sottocategorie. Ciò è stato possibile mediante l'analisi delle stringhe dei nomi dei file degli esercizi e alcuni parametri calcolati mediante il *parser*. In conclusione, sono state valutate le seguenti categorie:

- Percorso
- Durata esercizio
- Finestra o Zoom
- Presenza DVC, DEB o entrambi
- Esercizio statico o dinamico
- Orientamento

Queste categorie a loro volta contengono sottocategorie che permettono di descrivere con maggior granularità i dati. Da una serie di valutazioni, però, è stato scelto di raggruppare quelle categorie che erano presenti in un numero di esercizi molto piccolo rispetto al totale e quindi poco rappresentative della tipologia di esercizio. Le varie *label* combinate tra loro formano una tipologia di esercizio. Mediante l'utilizzo di grafici a barre è possibile valutare la numerosità delle classi in relazione alla loro presenza negli esercizi svolti dai pazienti.

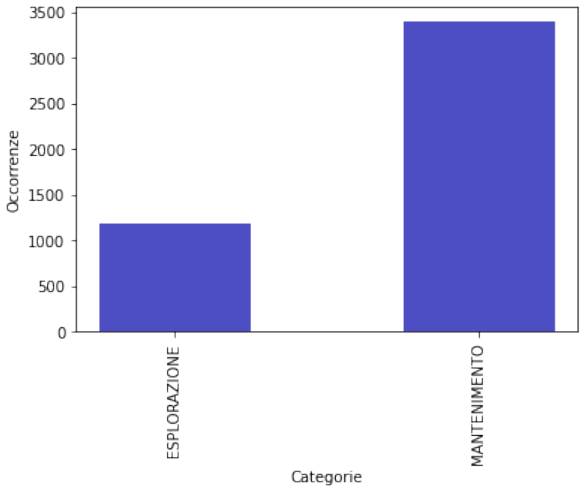


Figura 4-4 Percorso

Nella figura 4-4 sono rappresentate le due sottoclassi del "percorso". Sono suddivise in mantenimento ed esplorazione in quanto indicano la presenza o meno del percorso nell'esecuzione dell'esercizio. In ogni grafico sull'asse delle ordinate sono indicati il numero di esercizi che possiedono quella determinata classe, mentre nelle ascisse sono rappresentate le sottoclassi in esame. Tutte le valutazioni statistiche sono state svolte sul numero totale di esercizi per i 37 pazienti, esclusi gli esercizi e i test filtrati precedentemente nella fase di *data cleaning*.

In figura 4-5 la classe della "durata" viene rappresentata nelle sue sottoclassi "endurance" e "mobilità". Tale scelta deriva dal raggruppamento delle classi di esercizi dalla durata minore di 30 s e maggiore di 30 s, al fine di bilanciare al meglio le classi. Inoltre, ciò ha comportato la scelta di effettuare un *padding* dei segnali per poter uniformare le dimensioni delle serie temporali che descrivono i segnali "DvcS" e "HIB".

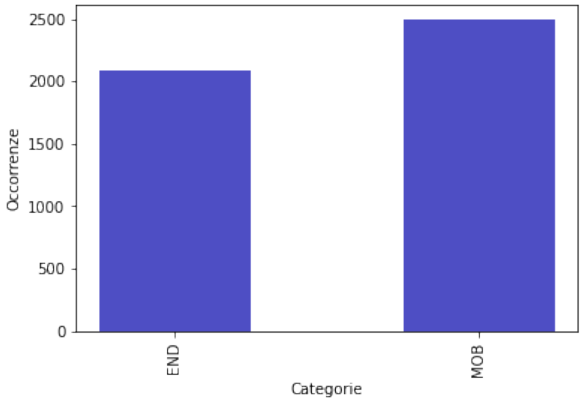


Figura 4-5 Durata

In figura 4-6 sono descritte le tre sottoclassi dei sensori utilizzati nell'acquisizione dei segnali: possono essere presenti entrambi oppure solo uno dei due.

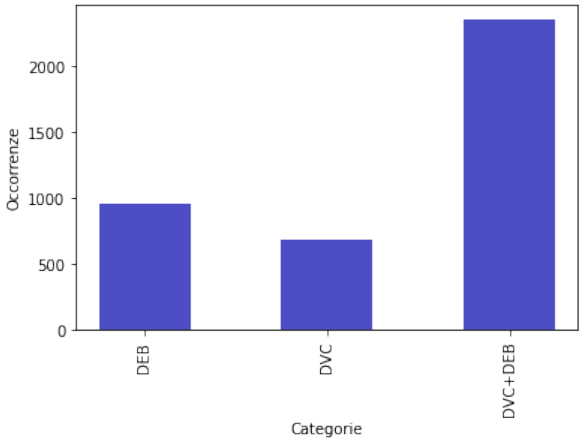


Figura 4-6 Presenza DVC DEB

In figura 4-7 sono presenti le sottocategorie della "mobilità". Esse indicano se l'esercizio è di tipo statico o dinamico.

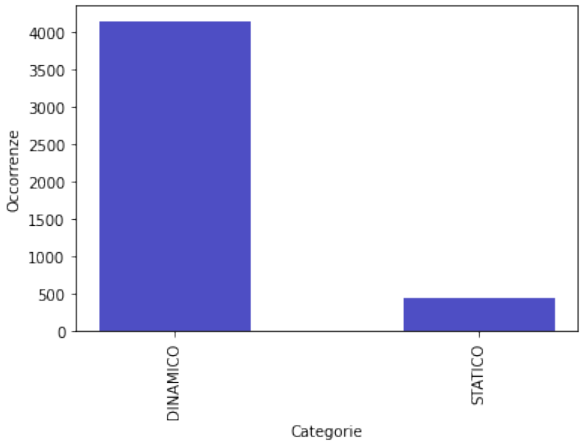


Figura 4-7 mobilità

In figura 4-8 viene rappresentato l'orientamento della tavoletta oscillante.

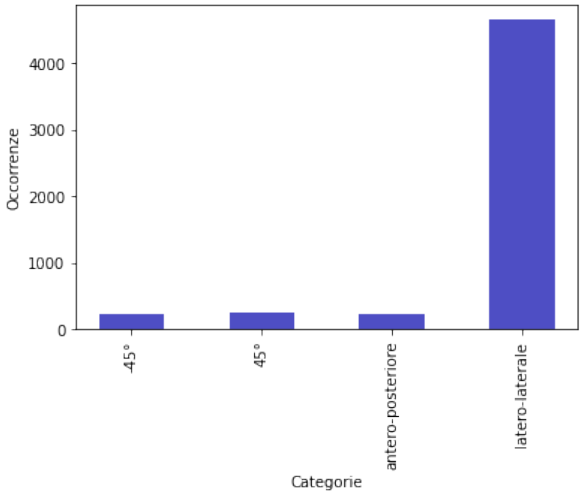


Figura 4-8 orientamento

Infine, in figura 4-9 sono rappresentante le categorie dello zoom (o finestra dell'esercizio). Come descritto precedentemente, un esercizio svolto con uno zoom basso o tempo di finestra breve si traduce in una maggiore difficoltà nell'esecuzione dello stesso.

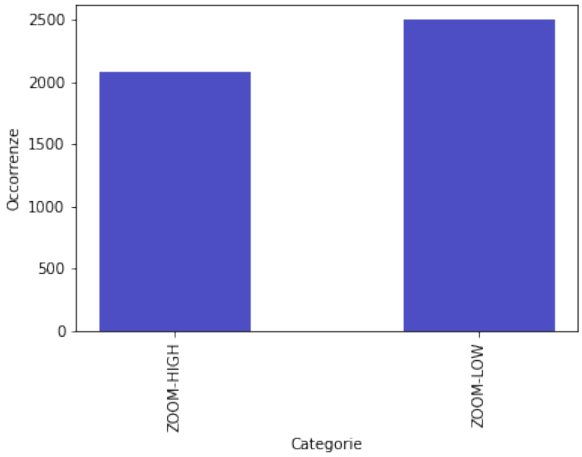


Figura 4-9 Zoom

4.6. Attribuzione degli score

Nella costruzione del dataset un passo importante è stata l'attribuzione del giusto score ai campioni dei singoli esercizi di allenamento. I test di Riva sono principalmente di due tipi, statico e dinamico. Essi vengono svolti generalmente prima dell'allenamento. Al fine di discriminare il miglioramento ottenuto nella fase di allenamento sono stati filtrati i test relativi all'inizio della sessione di allenamento come descritto nel flowchart dell'immagine 4-10. Gli *score* dei test di riva della sessione successiva sono stati successivamente associati agli esercizi della sessione corrente. Ciò ci permette di creare un dataset utile al fine di predire con la rete in modo inferenziale gli score che abbassano l'errore quadratico medio. I principali parametri di score sono l'entropia, il cono posturale o "PIxy" e lo "stability index". I primi due parametri devo mantenersi numericamente più bassi possibile, mentre il "DSI" deve essere alto per poter definire il controllo propriocettivo come raffinato. Tali test sono stati salvati come elenco di test utili al fine di discriminare le sessioni. In particolare, sono stati esclusi, come specificato precedentemente, tutti i test che sono svolti all'interno della sessione, in quanto non indicativi delle performance dell'atleta nel nostro specifico caso in analisi.

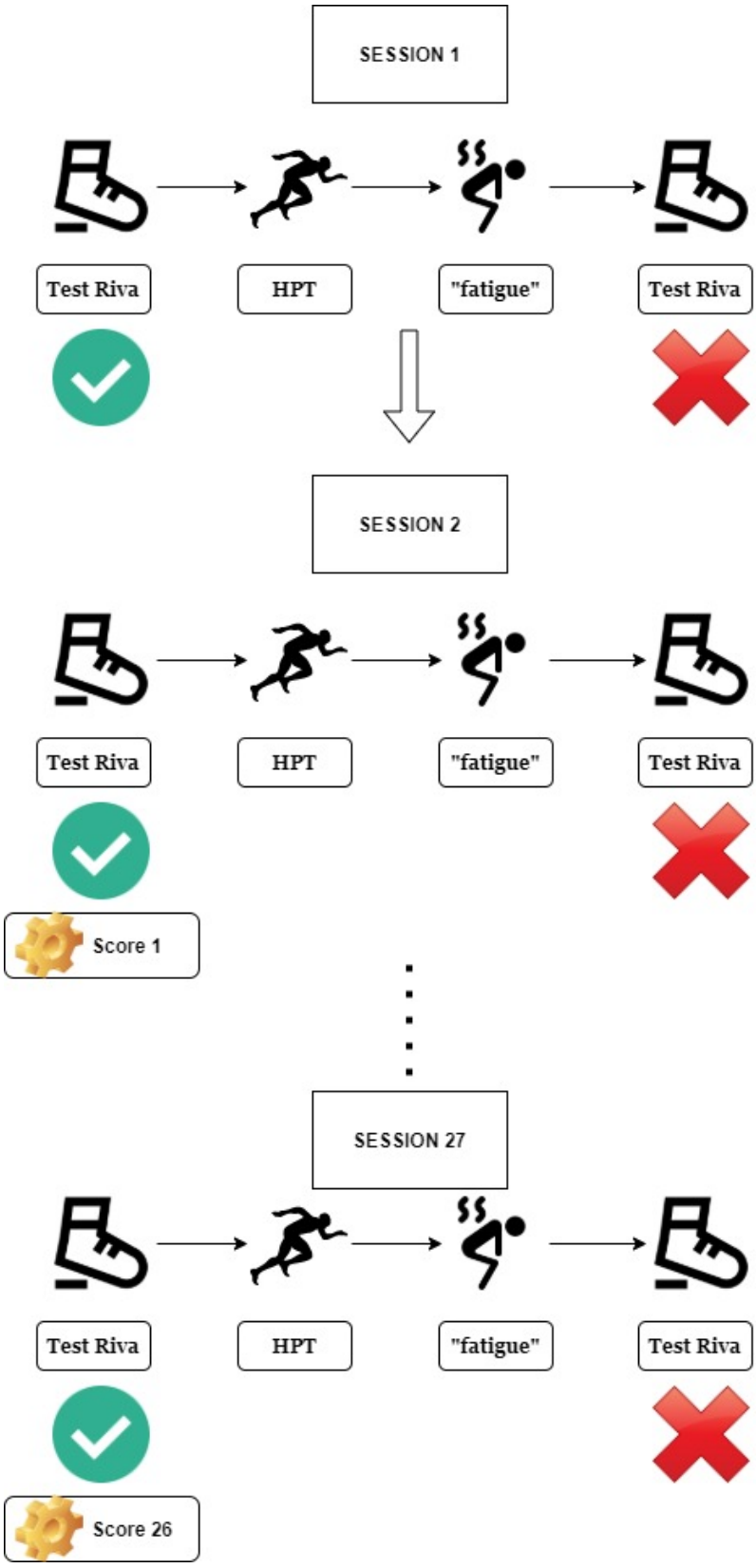


Figura 4-10 Attribuzione score

4.7. Definizione di sessione

Da una prima statistica su un unico atleta è possibile vedere come il numero di esercizi per sessione di allenamento è variabile. Ciò ha comportato una serie di analisi statistiche successive al fine di uniformare la dimensionalità del dataset. Mediante una prima analisi che compara i giorni di allenamento e il numero di esercizi relativo a quel giorno è possibile vedere una distribuzione variabile, come rappresentato in figura 4-11.

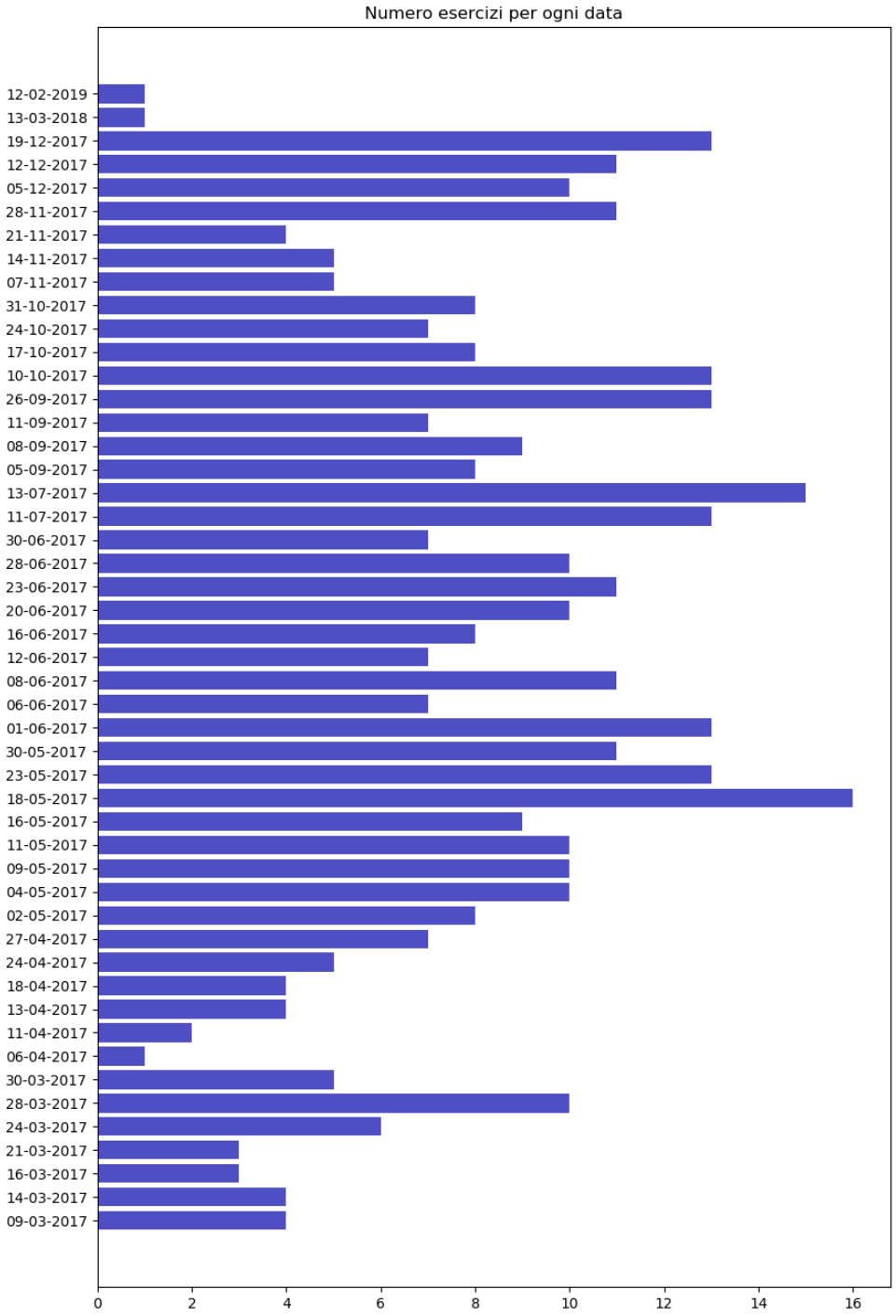


Figura 4-11 numero esercizi per ogni giornata di allenamento relativi al singolo atleta

Una sessione di allenamento è caratterizzata dai test di Riva e da una serie di esercizi. Poiché il numero di esercizi è variabile, nella definizione dei dati di input della rete di predizione è

necessario filtrare i dati mantenendo quelli che permettono di ottenere dimensionalità definite e "fisse". Per fare ciò è stato sviluppato un algoritmo che, dati in input gli esercizi e i loro relativi test, crea "pacchetti" di sessioni costituite dal numero desiderato di esercizi. Per scegliere l'intervallo di accettabilità del numero di esercizi per sessione è stato usato un criterio basato sulla numerosità di esercizi preservati rispetto a tutti i dati relativi ai 37 pazienti. In particolare, sono stati calcolati il numero di esercizi che vengono preservati rispetto ad un intervallo di esercizi per sessione. Come mostrato in figura 4-12 con un numero di esercizi per sessione pari a sette si massimizza il numero di esercizi preservati.

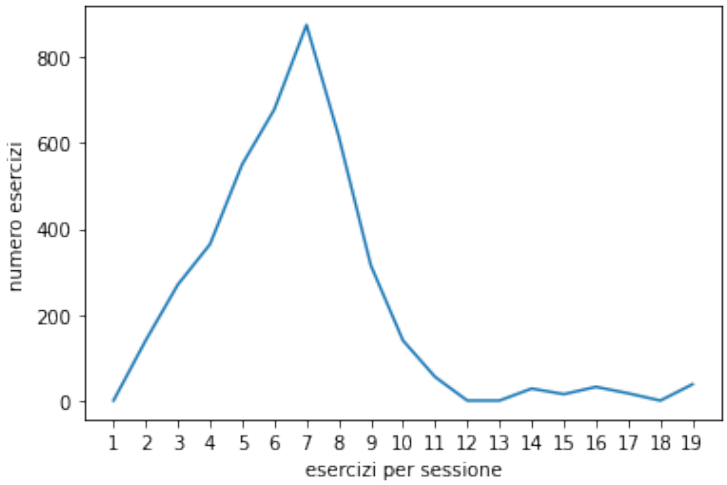


Figura 4-12 esercizi per sessione

Da un ulteriore dialogo con il dott. Riva è stato avvalorato che i pazienti svolgono mediamente dai 6 agli 8 esercizi per sessione. Ciò conferma la rappresentazione grafica in figura 4-12 dove con sette esercizi si massimizza il numero di esercizi forniti presi in considerazione ai fini del dataset. In particolare, al fine di mantenere una generalizzazione dei dati in *input* alla rete, è stato scelto di prendere in analisi tutte le sessioni che vanno da 7 a 11 esercizi per sessione come mostrato in figura 4-13. La distribuzione raffigurata mostra nelle ascisse il numero identificativo della sessione di allenamento e nelle ordinate il numero di esercizi presenti per ogni sessione.

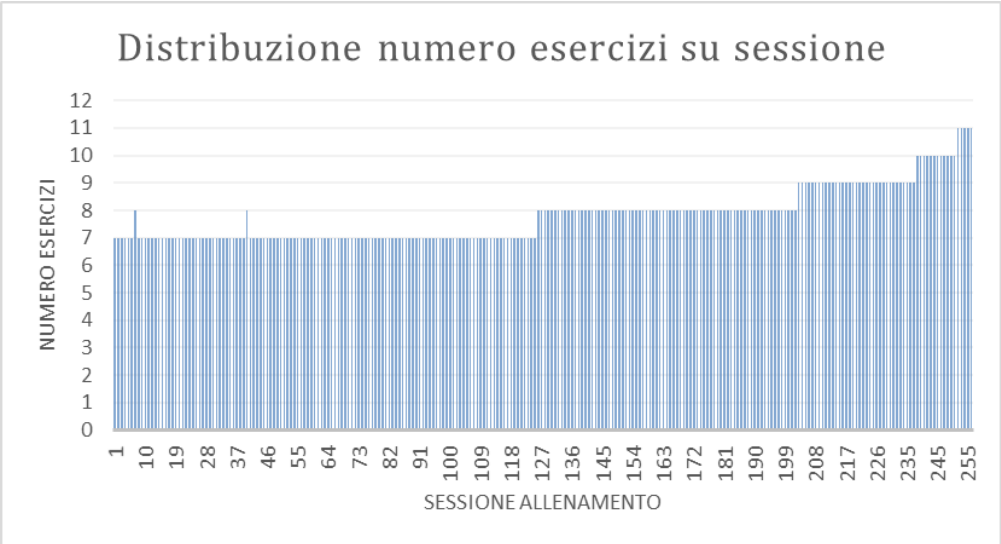


Figura 4-13 distribuzione numero esercizi su sessione

5. Costruzione della rete di Deep Learning

5.1. Il dataset di prova

Il dataset di prova è il "WISDM Smartphone and Smartwatch Activity and Biometrics Dataset" che include i dati raccolti di 51 soggetti ai quali è stato chiesto di compiere 18 attività della durata di 3 minuti ciascuna. Ogni soggetto indossava uno smartwatch al polso e lo smartphone in tasca. Gli assi x, y e z presenti nel dataset sono quelli raccolti dal giroscopio e accelerometro dello smartphone come mostrato in figura 5-1.

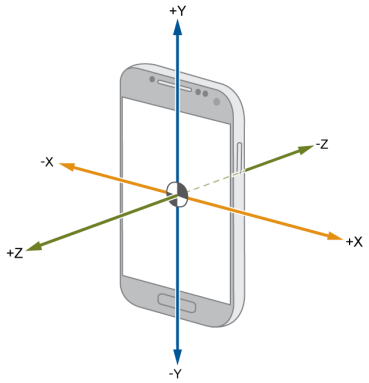


Figura 5-1 Dispositivo di acquisizione

Le attività che vengono svolte dai soggetti sono sei: camminata, corsa, salita e discesa delle scale, in piedi e seduto. La descrizione del numero di campioni ottenuti per ogni attività è raffigurata in figura.

I tre assi di riferimento sono utili in quanto secondo lo studio associato alla creazione del dataset [70]:

- L'asse z registra i movimenti della gamba.
- L'asse y registra i movimenti di avanzamento e retrocessione.
- L'asse x registra il movimento orizzontale della gamba.

Nell'analisi dell'andamento temporale dei segnali registrati è possibile fare una serie di considerazioni sulla natura dei picchi e della distanza tra di essi. I valori di y hanno quasi sempre l'accelerazione maggiore. Nella camminata, come mostrato in figura 5-2, ci sono una serie di picchi alti per l'asse y intervallati di mezzo secondo circa ciascuno. Anche l'asse z presenta picchi simili ma con un'ampiezza minore. Per quanto riguarda, invece, l'asse x non è confrontabile con gli altri due assi né in ampiezza né in conformità dei picchi.

[70] Jennifer R. Kwapisz, Gary M. Weiss, e Samuel A. Moore, «Activity Recognition Using Cell Phone Accelerometers», *ACM SIGKDD Explorations Newsletter* 12, n. 2 (31 marzo 2011): 74–82, https://doi.org/10.1145/1964897.1964918.

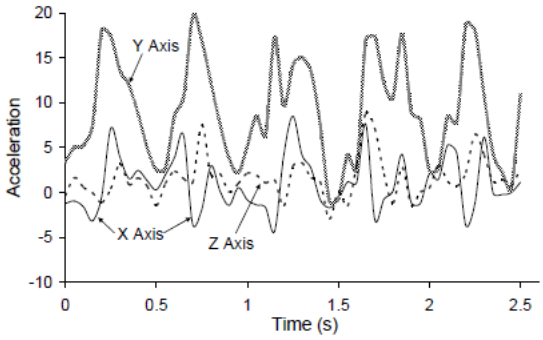


Figura 5-2 segnale camminata

È evidente, in figura 5-3, uno sbilanciamento dei dati verso le attività di camminata e corsa che presentano il numero maggiore di campioni.

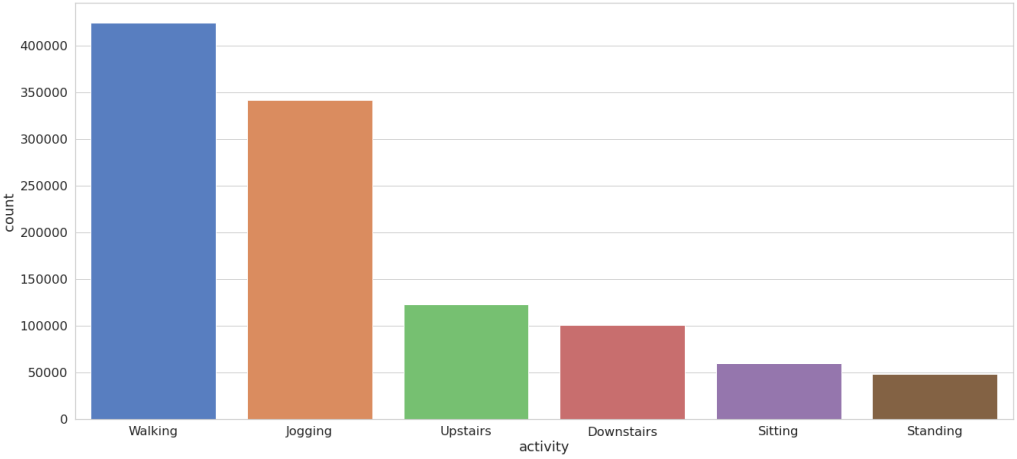


Figura 5-3 categorie segnali

I segnali nel tempo sono rappresentati in figura 5-4. Da una prima analisi visiva è possibile notare, nel caso della camminata, come i segnali nei tre assi non presentino stagionalità o trend positivo/negativo.

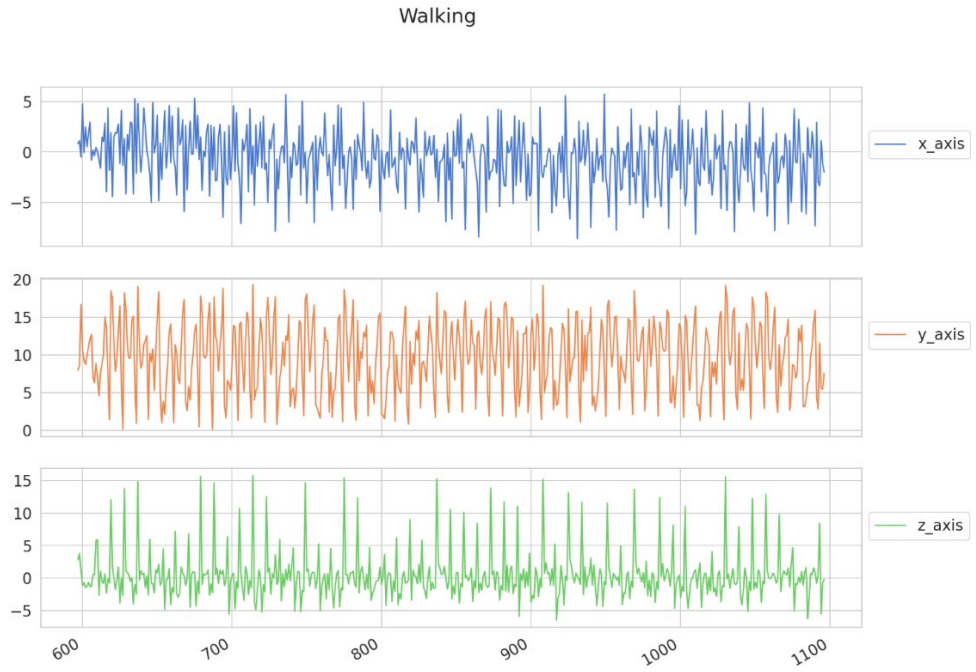


Figura 5-4 segnale cammino

Il dataset di prova è composto dalle seguenti caratteristiche:

	user_id	activity	timestamp	x_axis	y_axis	z_axis
0	33	Jogging	49105962326000	-0.694638	12.680544	0.503953
1	33	Jogging	49106062271000	5.012288	11.264028	0.953424
2	33	Jogging	49106112167000	4.903325	10.882658	-0.081722
3	33	Jogging	49106222305000	-0.612916	18.496431	3.023717
4	33	Jogging	49106332290000	-1.184970	12.108489	7.205164

Tabella 3

La label *activity* indica l'attività svolta dall'utente associata a una terna di assi che rappresenta il campionamento da parte del sensore. In questo caso, quindi, il dataset è composto da una colonna di label necessarie al fine di ottenere una rete supervisionata di classificazione. Nel caso del dataset di Riva, il dataset non contiene alcuna label all'interno dei file -.PRT forniti. Ciò ha comportato una serie di scelte che verranno descritte in seguito, al fine di identificare classi di esercizi associate ai campioni temporali.

Nella figura 5-5 è rappresentata la matrice di correlazione delle variabili del dataset dell'accelerometro. Esse non sono correlate tra loro in quanto presentano valori di correlazione molto bassi nelle varie combinazioni. Tale conclusione sarà poi visibile anche nelle variabili x e y del *dataset* di Riva.

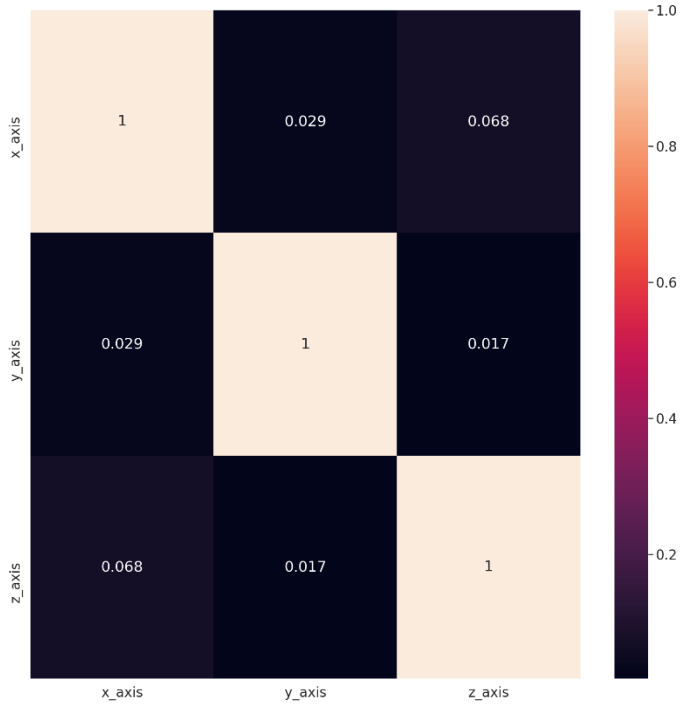


Figura 5-5 matrice correlazione

I dati sono stati normalizzati mediante la funzione "RobustScaler" di *sklearn.* In particolare, essa va ad eliminare la mediana e scala i dati sul range del quintile: tra il primo quartile e il terzo quartile.

5.2. Test reti LSTM

Dopo un'attenta analisi della letteratura, si è proceduto all'implementazione della rete di classificazione del *dataset* di prova, al fine di poter poi applicare la stessa rete ai dati di Riva. La scelta è ricaduta sull'uso delle reti LSTM descritte nel capitolo 3. Esse ci permettono infatti di ovviare ai limiti delle RNN in termini di memoria ed esplosione del gradiente mediante l'uso di celle di memoria capaci di memorizzare lo stato presente e quello passato.

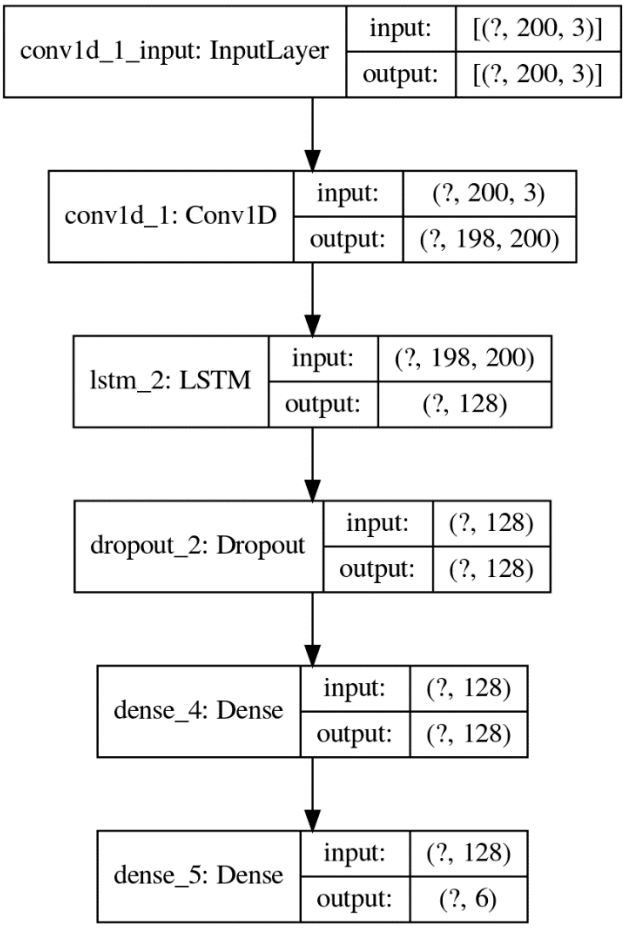


Figura 5-6 modello di rete

Il modello in figura 5-6 consiste in un *layer* convoluzionale ad una dimensione, in quanto trattiamo serie temporali e non immagini, seguito da una rete LSTM e da due *layer* di tipo "Dense" che permettono la classificazione finale del tensore in *input*. La rete è stata allenata in 20 epoche con tempi computazionali di circa 10s per ogni epoca e una media di 13.5ms/step. In validazione è stata ottenuta un'accuratezza del 92.4%. Di seguito i grafici dell'accuratezza e del loss per il training set e il test set.

I grafici in figura 5-7 indicano la variazione dell'accuratezza nel corso delle epoche. L'andamento in validazione e allenamento sono simili sia nell'accuratezza che nel loss, ciò ci permette di concludere che non siamo in presenza di overfitting. La confusion matrix in figura 5-8, congiuntamente alla tabella 4 quantifica e conferma le ottime performance della rete nella classificazione del *dataset* di prova. In particolare, l'indice "F1-score" descrive quantitativamente le performance del classificatore, che sono mediamente superiori a 0.85. Le performance sono mediamente più basse nel caso dell'*activity standing*, ma ciò può essere ricondotto alla scarsità di esempi per quella classe.

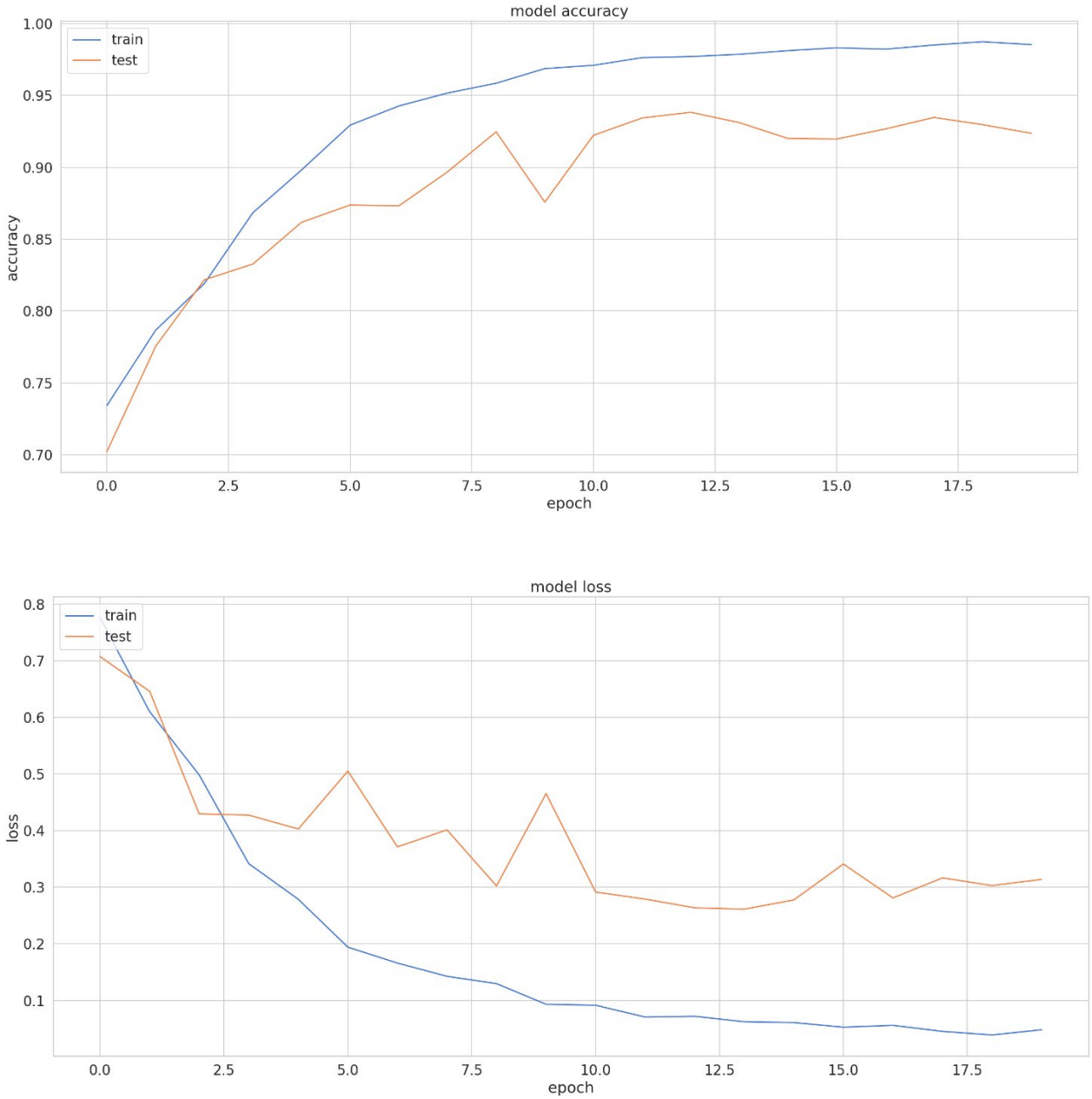


Figura 5-7 Loss e Accuracy

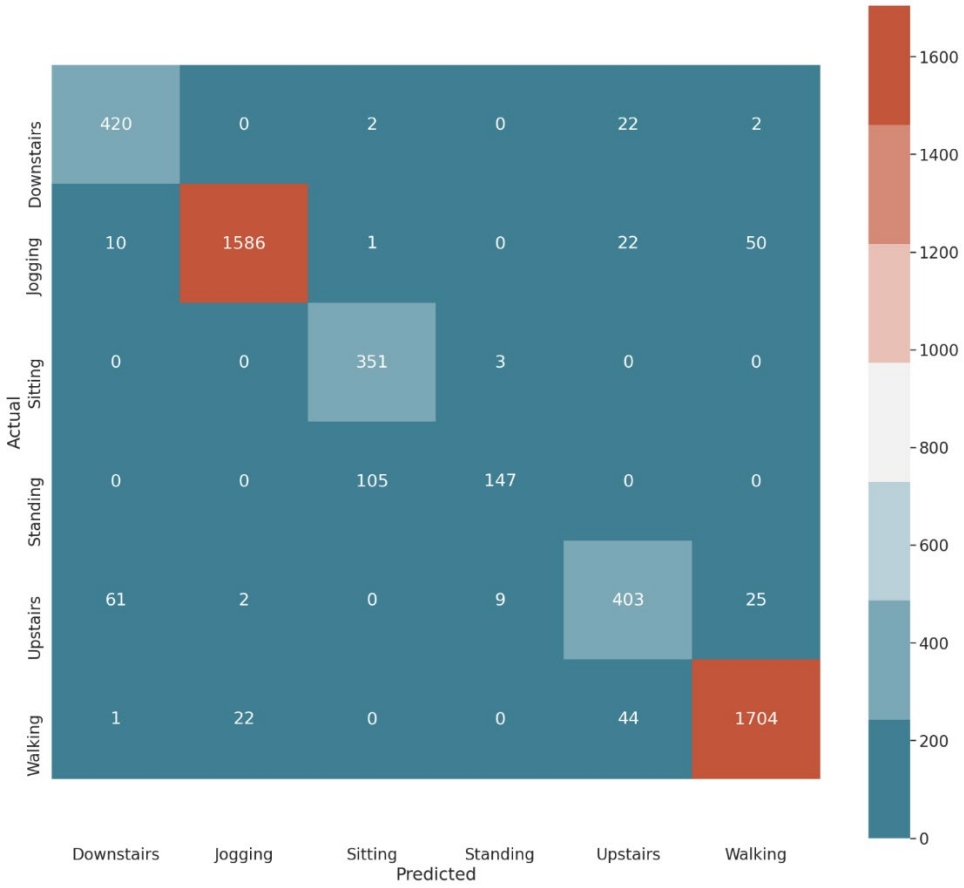


Figura 5-8 Confusion Matrix

	precision	recall	f1-score	support
Downstairs	0.853659	0.941704	0.895522	446.000000
Jogging	0.985093	0.950270	0.967368	1669.000000
Sitting	0.764706	0.991525	0.863469	354.000000
Standing	0.924528	0.583333	0.715328	252.000000
Upstairs	0.820774	0.806000	0.813320	500.000000
Walking	0.956766	0.962168	0.959459	1771.000000
accuracy	0.923678	0.923678	0.923678	0.923678
macro avg	0.884254	0.872500	0.869078	4992.000000
weighted avg	0.928157	0.923678	0.922623	4992.000000

Tabella 4

6. Risultati

6.1. Reti Attention e regressione

Nell'analisi della letteratura sulle nuove tecniche di Deep Learning in ambito del *natural language processing* sono emerse da pochi anni le cosiddette reti "Transformers". Nel capitolo 3 sono state descritte brevemente le basi teoriche di queste reti e, in particolare, il meccanismo di *attention* che permette di ottenere notevoli miglioramenti nelle performance di classificazione e generazione di testo. Tra le implementazioni più comuni figura il loro utilizzo nella traduzione di testi da una lingua a un'altra. Quest'ultima infatti, grazie al meccanismo di *attention*, permette di estrapolare il contesto delle frasi e ottenere una traduzione migliore rispetto allo stato dell'arte precedente. Un'altra applicazione importante è il completamento di testo che avviene mediante generazione di frasi, estrapolando il contesto del periodo da completare.

Il primo approccio seguito nella costruzione della rete è stato quello di utilizzarla al fine di classificare l'attività svolta, partendo da dati di serie temporali acquisite mediante un sensore. I risultati sono stati descritti nel capitolo 5.2. Ai fini del lavoro di tesi, però, è stato necessario adattare tale rete ad una funzione regressiva piuttosto che di classificazione. Infatti, l'obiettivo è quello di ottenere gli *score* della sessione di allenamento successiva che sono rappresentati dai valori del cono posturale e dell'"HIB". Tali *score* sono valori numerici continui e permettono di valutare le performance dell'atleta/paziente. Lo scopo della rete è quindi quello di analizzare le performance del paziente avendo in input i dati degli esercizi svolti nella sessione di allenamento precedente. La rete precedentemente illustrata è stata quindi adattata ad un problema di tipo regressivo per poi fare un *tuning* degli iperparametri.

In prima istanza si è deciso di valutare le performance della rete mediante l'errore *mean square error* e *mean absolute error*. Quest'ultimo è stato anche utilizzato come funzione di *loss*. In particolare, la principale differenza con la rete usata in classificazione è nell'ultimo *layer*, costituito da 6 neuroni che permettono di predire i parametri di *score*. Quest'ultimi sono in questo caso le *labels* della tipologia di attività svolta dall'atleta. In prima istanza, sono state codificate con numeri interi da 1 a 6. Successivamente, per allenare la rete ad un problema di tipo regressivo a più valori di output, viene applicato il "one hot encoding" che permette di trasformare le label da numeri interi a vettori di uni e zeri. L'uno corrisponde alla posizione del vettore codificante una certa label. Se ad esempio si vuole codificare il valore intero 6 il vettore corrispondente sarà [0,0,0,0,0,1]. Questa prima regolarizzazione delle label permette alla rete di vedere il problema come di tipo regressivo in quanto dovrà predire sei valori numerici.

Al fine di comparare i risultati della rete in classificazione e regressione, la metrica di valutazione scelta è stata l'accuratezza. Quest'ultima nel caso regressivo si ottiene comparando i valori predetti arrotondati all'intero più vicino con quelli reali.

In figura 6-1 viene mostrato il modello usato.

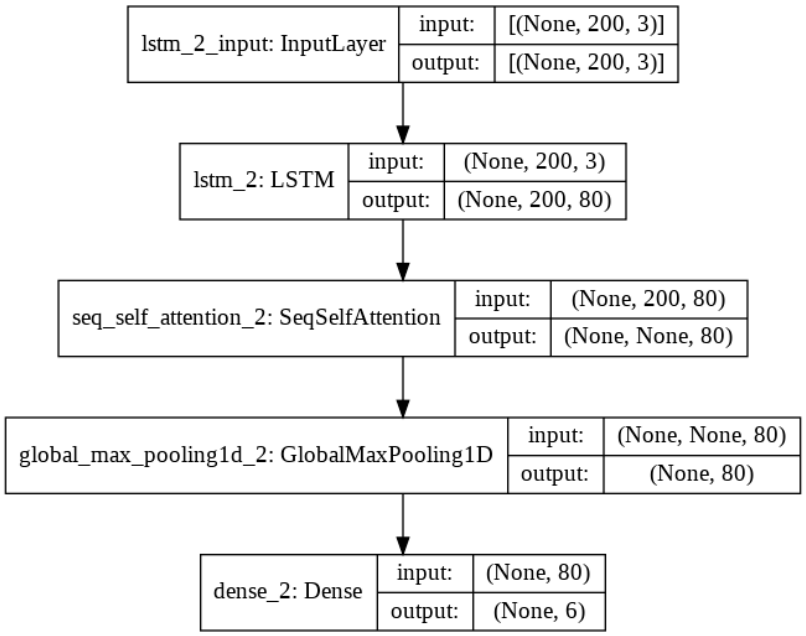


Figura 6-1: rete regressione Attention

Con un *training* di 10 epoche il *loss* si attesta a 0,08 sia in *training* che *validation*. L'andamento delle curve in allenamento e validazione (ottenuta dal 20% del *training set*) è decrescente con picchi che sono causati dalla scelta di un approccio di tipo *mini batch*, ovvero il *training set* viene a sua volta suddiviso in *batch* che propagano singolarmente all'interno della rete. Ciò ci permette di ottimizzare i costi computazionali di *training* in quanto siamo in presenza di un numero di campioni complessivo molto alto (superiore al milione di campioni).

L'andamento del *loss* è mostrato in figura 6-2.

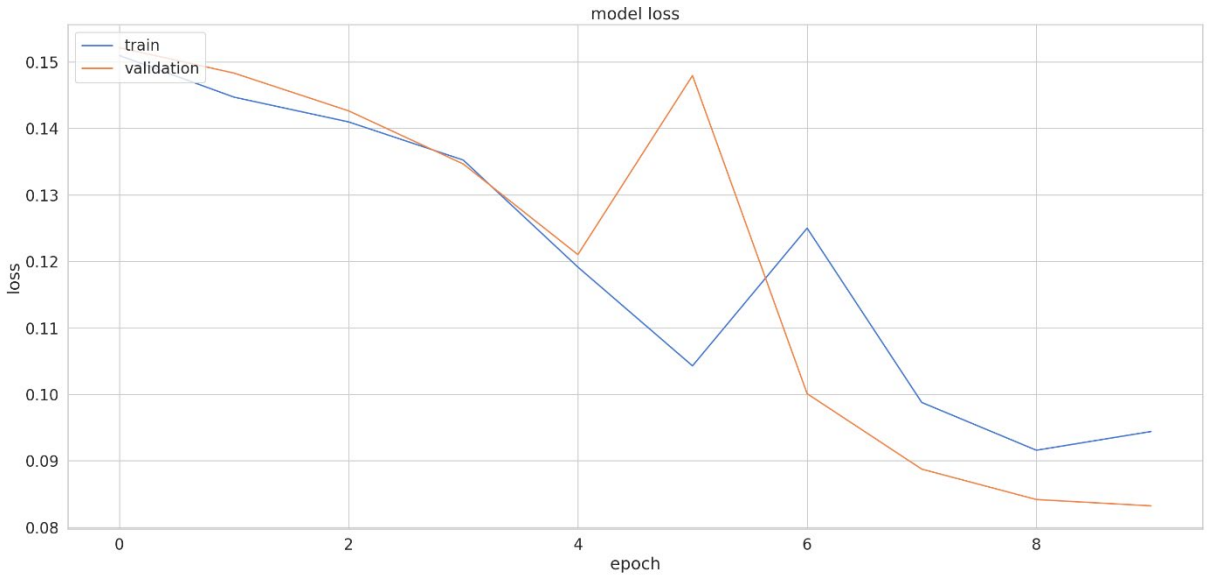


Figura 6-2 Loss

I risultati sopra ottenuti derivano da un attento *tuning* degli iperparametri che si è svolto con i seguenti passi.

Le varie prove sono state effettuate mantenendo fisso il numero di epoche di training della rete pari a 20 e la numerosità del *validation set* pari al 20% del *training set*. Il *test set* è stato ricavato inizialmente come il 20% del set totale. In prima istanza, è stato variato il parametro di *batch size* che descrive il numero di elementi in *training* che vengono propagati nella rete prima che vengano aggiornati i pesi della stessa. In letteratura, vengono utilizzate *batch size* multiple di 8. Come mostrato in figura 6-3 sono state utilizzate *batch size* pari a 8, 16, 32, 64 e 128. I risultati migliori in termini di accuratezza sono stati ottenuti con 8. Tale approccio di allenamento della rete viene anche definito *mini batch* in quanto vengono propagati più esempi all'interno della rete in una singola propagazione.

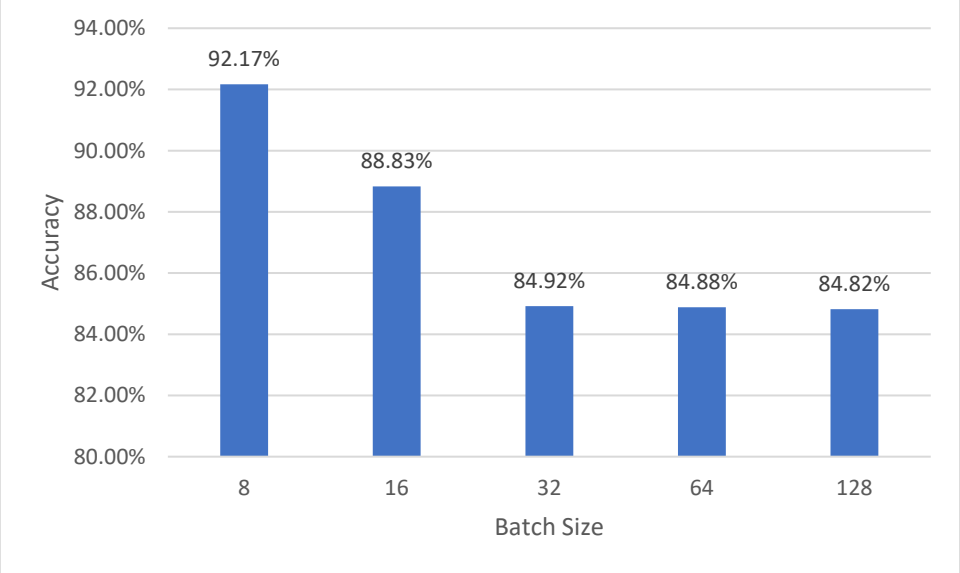


Figura 6-3 tuning batch size

Successivamente è stata fissata la *batch size* a 8 per poi andare a variare il parametro di *dropout*. Quest'ultimo va a porre a 0 alcuni neuroni di uscita dei *layer* nascosti della rete. Ciò permette di evitare condizioni di *overfitting* in quanto randomicamente vengono deselezionate porzioni di rete ed escluse nella predizione dei valori numerici di uscita. Come mostrato in figura 6-4**,** in una prima fase di regolarizzazione sono stati scelti valori da 0.1 a 0.9. Successivamente, come mostrato in figura 6-5 è stato scelto il valore migliore di *dropout* in termini di accuratezza per poi regolarizzarlo con valori che vanno da 0.1 a 0.2 con passi di 0.01. Con un *dropout* pari a 0.12 si ottengono i risultati migliori, in quanto l'accuratezza si assesta ad un valore pari al 92.62%.

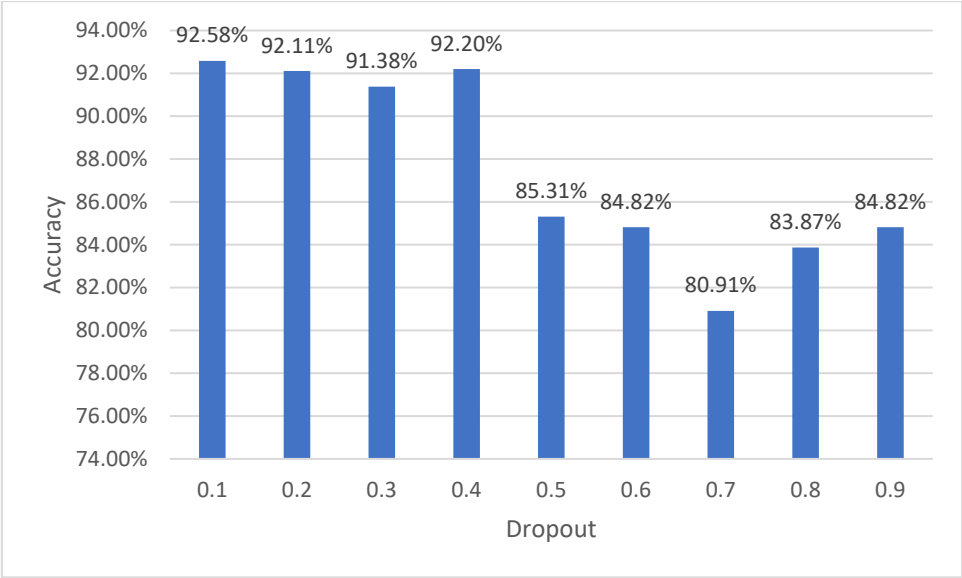


Figura 6-4 tuning dropout 1

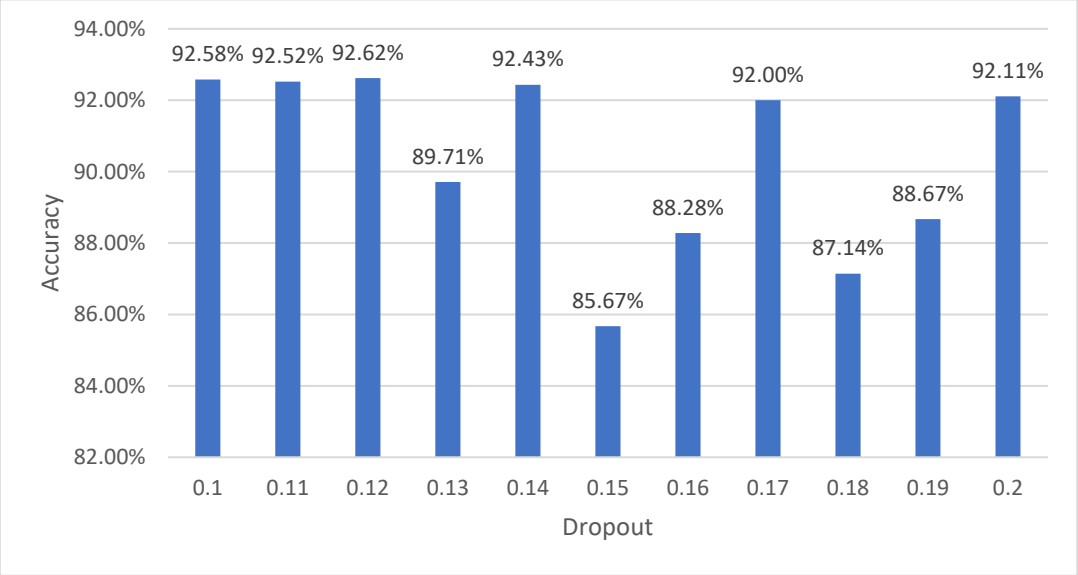


Figura 6-5 tuning dropout 2

Fissando, infine, il parametro di *dropout* e *batch size* si è proceduto con il *tuning* delle unità del *layer* di LSTM. Tali unità corrispondono al numero di celle di memoria della rete. Il numero migliore è pari a 80, come mostrato in figura 6-6.

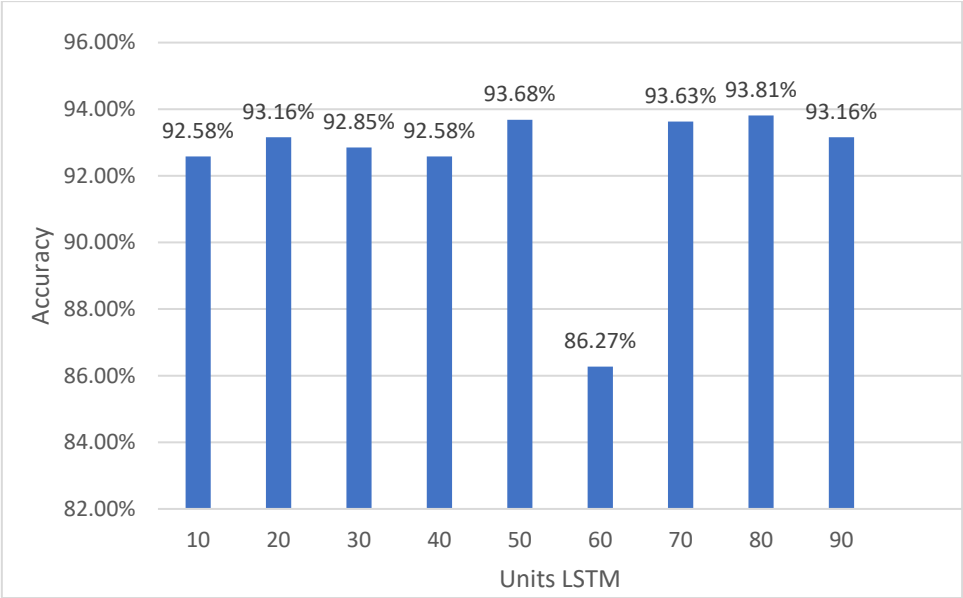


Figura 6-6 tuning LSTM cells

La rete permette di ottenere una percentuale di accuratezza massima pari al 93.81% con un *loss* di 0.08. Tali risultati ci permettono di concludere, con un buon margine di confidenza, che la rete può essere utilizzata con i dati di Riva al fine di predire gli *score* degli esercizi della sessione successiva. Inoltre, i risultati in classificazione sono comparabili con quelli in regressione in termini di accuratezza.

6.2. Rete di Attention sui dati di Riva

I dati di propriocezione e movimento precedentemente elaborati e pre-processati sono stati ulteriormente modificati al fine di ottenere un *dataset* regolare nelle dimensioni e nella tipologia di sessione di allenamento. I dati ottenuti, infatti, sono stati suddivisi a seconda della numerosità degli esercizi per sessione di allenamento. Facendo ciò, sono stati ottenuti dei sub dataset che contengono un numero di esercizi variabile da 7 a 11 in modo tale da poter effettuare prove con dataset di sessioni diverse tra loro. La dimensionalità dei sub dataset è variabile e decrescente, da quello più grande in termini di numero di sessioni (7 esercizi per sessione) a quello più piccolo (11 esercizi per sessione). Questa variabilità di dimensioni è casuale in quanto i dataset ottenuti sono stati costruiti sulla base dei dati ricevuti e opportunamente analizzati nella fase di statistica. La numerosità dei dataset è avvalorata dalla figura 4-12 che rappresenta il numero di sessioni in relazione al numero di esercizi svolti per ogni singola sessione.

Lo scopo della rete, nel caso dei dati di Riva, è quello di predire i due *score* che descrivono lo stato propriocettivo del paziente. Essi sono lo "stability index" (o DSI) e il "cono posturale" (o PI) precedentemente descritti. Ad ogni sessione di allenamento, costituita da *n* esercizi, abbiamo due valori numerici di riferimento. Al fine di ottenere le performance della rete con i dati di prova, si è deciso di procedere parallelamente mediante una rete in regressione per la predizione del DSI e un'altra per il PI.

Dopo aver ottenuto i singoli valori di *score*, si è proceduto alla normalizzazione dei dati di *input* opportunamente divisi in *training* e *test set*. Quest'ultimo è pari all'ultima sessione del *dataset* iniziale.

Gli iperparametri della rete sono i medesimi della rete migliore con i dati di prova e il numero di epoche è pari a 10.

Al fine di confrontare i risultati ottenuti dai vari dataset con i due indici di *score* si è reso necessario costruire una metrica che valutasse le performance della rete. Poiché nei dati di prova si è ragionato in termini di *accuracy,* anche in questo caso si è voluto implementare tale metrica di valutazione. In particolare, i valori predetti sono stati confrontati puntualmente con il valore vero ottenendo quindi, per differenza, un errore di predizione, che, diviso per il valore vero ci restituisce l'errore percentuale. Tale errore è stato quindi confrontato con delle soglie di errore percentuale variabili in modo tale da discriminare i campioni valutati come "corretti" da quelli "errati". Se, ad esempio, il valore vero è pari a 3.8 e quello predetto è pari a 4, l'errore percentuale è pari al 5%. Se si stabilisce una soglia pari al 10% quel valore predetto sarà considerato come "corretto" ai fini del calcolo dell'*accuracy*. Per ogni singolo dataset e variabile di *score* sono state ottenute delle *accuracy* come mostrato in figura 6-7.

n° esercizi per sessione	SOGLIA ERRORE PERCENTUALE	PI Accuracy	SOGLIA ERRORE PERCENTUALE	DSI Accuracy
7	70%	83.65%	90%	88.46%
8	**50%**	**80.67%**	52%	92.44%
9	60%	80.59%	**10%**	**88.81%**
10	55%	90.60%	20%	92.62%
11	> 100%	-	52%	86.59%

Figura 6-7 Accuracy per i due score con soglie di errore percentuale variabile

In figura 6-7 sono evidenziati i risultati migliori in termini di maggior *accuracy* e minor soglia di errore percentuale. Lo scopo della rete, infatti, è di ottenere dei buoni risultati in regressione accettando una soglia di errore il più bassa possibile. Il risultato migliore per lo score PI è con una soglia di errore percentuale pari al 50% e un'*accuracy* dell'80.67%. Per quanto riguarda il DSI con una soglia del 10% si ha un'*accuracy* dell'88.81%. Quest'ultimo risultato è il migliore complessivamente tra tutte le prove e si ottiene con un dataset di 9 esercizi per sessione di allenamento. In generale, le alte *accuracy* ottenute per gli altri dataset sono dall'altra parte legate a soglie di errore percentuale molto alte. La bontà dei risultati dipende dalla soglia di errore accettabile al fine di predire le performance del paziente mediante gli indicatori PI e DSI.

6.3. Valutazione esercizio migliore

Al fine di rispondere al quesito del dott. Riva sulla tipologia di esercizio migliore nell'allenamento della propriocezione del paziente, sono stati calcolati i punteggi di *score* sulle varie sessioni presenti nei dataset. Ogni sessione ha al suo interno un certo numero di esercizi precedentemente annotati con delle label che rappresentano la tipologia dello stesso. I due *score* sono stati valutati prendendo il minimo del PI e il massimo del DSI in quanto l'esercizio ad alta frequenza migliore è quello che minimizza il cono posturale PI garantendo un controllo più fine e quello che massimizza lo "stability index".

I due esercizi che garantiscono le migliori performance secondo i risultati della rete sono stati ottenuti compiendo una predizione su tutte le sessioni disponibili e andando ad attribuire a ciascun esercizio uno *score*. In particolare, sono stati presi in considerazione i punteggi dei soli dataset che presentano la performance migliore in termini di *accuracy* (vedi figura 6-7). Per quanto riguarda il PI è stato scelto l'esercizio migliore dal dataset con 8 esercizi mentre per il DSI quello con 9 esercizi per sessione.

- PI: DINAMICO_ZOOM-LOW_MANTENIMENTO_END_45°_DVC_latero-laterale
- DSI: DINAMICO_ZOOM-HIGH_MANTENIMENTO_MOB_latero-laterale

In entrambi i casi gli esercizi migliori scelti alla rete sono di tipo dinamico, con orientamento della tavoletta latero-laterale e di tipo mantenimento (assenza di percorso). Nel caso del PI, lo "zoom" dell'esercizio è breve mentre è lungo nel caso del DSI. Le informazioni a schermo durante l'esercizio sono quindi "più veloci" nel caso del miglioramento dello score DSI. Inoltre, nel caso del PI l'esercizio è di tipo "endurance", più lungo in termini di durata, rispetto a quello di mobilità, più breve, del DSI.

7. Sviluppi futuri

Il lavoro di tesi svolto rappresenta lo stato dell'arte dell'analisi dei dati di propriocezione forniti dal dott. Riva. In particolare, le analisi, effettuate unitamente alla costruzione della rete, sono state svolte sulla base della conoscenza teorica tratta dalla letteratura, per quanto riguarda la parte prettamente fisiologica e biologica del problema, e da quella acquisita dal dialogo con il medico per quanto concerne l'analisi preliminare dei dati.

Tra i possibili sviluppi futuri potranno essere svolte le seguenti analisi e miglioramenti:

- Miglioramento delle performance in regressione della rete, diminuendo la soglia di errore che permette di ottenere un valore di *accuracy* accettabile, mediante l'analisi dei dati in ingresso alla rete e una regolarizzazione accurata degli stessi.
- Analisi del dataset al fine di discriminare esercizi che, ad esempio, prevedono il mantenimento dell'equilibrio su un asse diverso da quello perpendicolare al terreno.
- Classificazione degli esercizi per categoria di paziente che li svolge e implementazione di ulteriori dati provenienti da atleti di vari sport.
- Analisi dei dati di propriocezione da pazienti con patologie come Parkinson o sclerosi multipla.

Ringraziamenti

Vorrei innanzitutto porre i miei più sinceri ringraziamenti al prof. Alfredo Benso e al prof. Gianfranco Politano che all'unisono sono stati i compagni più stretti di questo percorso di ricerca. Grazie a loro esco da questa esperienza come un uomo migliore umanamente e professionalmente, perchè nonostante le difficoltà di questo periodo è come se avessi lavorato al loro fianco giorno per giorno.

Ringrazio tutti coloro che sono stati di supporto in ogni momento perché è anche grazie a voi che posso gioire di questo risultato.

Indice figure

FIGURA 1-1 HARDWARE PROPRIOCETTIVO FONTE: 1. TUTHILL, J. C. & AZIM, E. PROPRIOCEPTION. CURRENT BIOLOGY 28, R194–R203 (2018). 2
FIGURA 1-2 RIFLESSO DELLA GAMBA FONTE: 1. TUTHILL, J. C. & AZIM, E. PROPRIOCEPTION. CURRENT BIOLOGY 28, R194–R203 (2018). 3
FIGURA 1-3 ILLUSTRAZIONE PIATTAFORMA DI MOVIMENTO FONTE: 1. WIESMEIER, I. K., DALIN, D. & MAURER, C. ELDERLY USE PROPRIOCEPTION RATHER THAN VISUAL AND VESTIBULAR CUES FOR POSTURAL MOTOR CONTROL. FRONT. AGING NEUROSCI. 7, (2015). 4
FIGURA 1-4 SISTEMA DI PROPRIOCEZIONE PASSIVA MEDIATA DA ESOSCHELETRO FONTE: 1. LEI, Y., BAO, S. & WANG, J. THE COMBINED EFFECTS OF ACTION OBSERVATION AND PASSIVE PROPRIOCEPTIVE TRAINING ON ADAPTIVE MOTOR LEARNING. NEUROSCIENCE 331, 91–98 (2016). 7
FIGURA 1-5 RELAZIONE ETÀ- SENSIBILITÀ ANGOLO DI FLESSIONE FONTE: 1. RINDERKNECHT, M. D., LAMBERCY, O., RAIBLE, V., LIEPERT, J. & GASSERT, R. AGE-BASED MODEL FOR METACARPOPHALANGEAL JOINT PROPRIOCEPTION IN ELDERLY. CIA VOLUME 12, 635–643 (2017). 10
FIGURA 2-1 INFORMAZIONI A SCHERMO DURANTE L'ALLENAMENTO AD ALTA FREQUENZA FONTE: 1.RIVA, D. ET AL. EFFECTS OF HIGH-FREQUENCY PROPRIOCEPTIVE TRAINING ON SINGLE STANCE STABILITY IN OLDER ADULTS: IMPLICATIONS FOR FALL PREVENTION. BIOMED RESEARCH INTERNATIONAL 2019 12
FIGURA 2-2 CONO DI STABILITÀ FONTE: 1.RIVA, D. ET AL. SINGLE STANCE STABILITY AND PROPRIOCEPTIVE CONTROL IN OLDER ADULTS LIVING AT HOME: GENDER AND AGE DIFFERENCES. JOURNAL OF AGING RESEARCH 2013, 1–14 (2013). 14
FIGURA 2-3 TEST SINGOLO APPOGGIO FONTE: RIVA, D., BIANCHI, R., ROCCA, F. & MAMO, C. PROPRIOCEPTIVE TRAINING AND INJURY PREVENTION IN A PROFESSIONAL MEN'S BASKETBALL TEAM: A SIX-YEAR PROSPECTIVE STUDY. JOURNAL OF STRENGTH AND CONDITIONING RESEARCH 30, 461–475 (2016 16
FIGURA 2-4 TIPOLOGIE DI PEDANA OSCILLANTE FONTE:1.SCHIAVI, A., GERMAK, A., MAZZOLENI, F. & RIVA, D. METROLOGICAL CHARACTERIZATION OF ROCKING BOARDS AND POSTURAL READERS TO ASSESS SINGLE STANCE STABILITY IN HUMAN SUBJECTS. 17
FIGURA 2-5 STAZIONE PROPRIOCETTIVA FONTE: 1.SCHIAVI, A., GERMAK, A., MAZZOLENI, F. & RIVA, D. METROLOGICAL CHARACTERIZATION OF ROCKING BOARDS AND POSTURAL READERS TO ASSESS SINGLE STANCE STABILITY IN HUMAN SUBJECTS. 18
FIGURA 3-1 SERIE TEMPORALE FMRI FONTE: 1.SHUMWAY, R. H. & STOFFER, D. S. TIME SERIES ANALYSIS AND ITS APPLICATIONS. (SPRINGER NEW YORK, 2011). DOI:10.1007/978-1-4419-7865-3 19
FIGURA 3-2 ESEMPIO DI TREND POSITIVO FONTE: 1.SHUMWAY, R. H. & STOFFER, D. S. TIME SERIES ANALYSIS AND ITS APPLICATIONS. (SPRINGER NEW YORK, 2011). DOI:10.1007/978-1-4419-7865-3 20
FIGURA 3-3 STAGIONALITÀ CON TREND POSITIVO 20
FIGURA 3-4 ESEMPIO DI DISCONTINUITÀ 20
FIGURA 3-5 RNN "UNFOLDED" 23
FIGURA 3-6 SCHEMA DI UNA RETE LSTM 24
FIGURA 3-7 LSTM BIDIREZIONALE 25
FIGURA 3-8 SELF ATTENTION FONTE: 1.VASWANI, A. ET AL. ATTENTION IS ALL YOU NEED. 11. 26
FIGURA 3-9 MULTI-HEAD ATTENTION FONTE: 1.VASWANI, A. ET AL. ATTENTION IS ALL YOU NEED. 11. 27
FIGURA 3-10 SCHEMA RETE CON SET FUNCTIONS FONTE: 1.HORN, M., MOOR, M., BOCK, C., RIECK, B. & BORGWARDT, K. SET FUNCTIONS FOR TIME SERIES. ARXIV:1909.12064 [CS, STAT] (2020). 27
FIGURA 4-1 NUMERO DI FILE PER ATLETA 28
FIGURA 4-2 STRUTTURA DATI 32
FIGURA 4-3 FLOWCHART TEST DI RIVA 33
FIGURA 4-4 PERCORSO 35
FIGURA 4-5 DURATA 36
FIGURA 4-6 PRESENZA DVC DEB 36
FIGURA 4-7 MOBILITÀ 37
FIGURA 4-8 ORIENTAMENTO 37
FIGURA 4-9 ZOOM 37
FIGURA 4-10 ATTRIBUZIONE SCORE 39
FIGURA 4-11 NUMERO ESERCIZI PER OGNI GIORNATA DI ALLENAMENTO RELATIVI AL SINGOLO ATLETA 40
FIGURA 4-12 ESERCIZI PER SESSIONE 41
FIGURA 4-13 DISTRIBUZIONE NUMERO ESERCIZI SU SESSIONE 41
FIGURA 5-1 DISPOSITIVO DI ACQUISIZIONE 42

FIGURA 5-2 SEGNALE CAMMINATA 43
FIGURA 5-3 CATEGORIE SEGNALI 43
FIGURA 5-4 SEGNALE CAMMINO 44
FIGURA 5-5 MATRICE CORRELAZIONE 45
FIGURA 5-6 MODELLO DI RETE 46
FIGURA 5-7 LOSS E ACCURACY 47
FIGURA 5-8 CONFUSION MATRIX 48

Bibliografia

Agostini, Valentina, Lorenzo Visconti, Marco Trucco, Alessio Maritano, Gianpiero Capra, Gabriella Balestra, Samanta Rosati, e Marco Knaflitz. «KNEE PROPRIOCEPTION MAY BE ALTERED BY TREATMENT IN ATHLETES SUFFERING FROM DELAYED ONSET MUSCLE SORENESS». *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 19, n. 03 (maggio 2019): 1950011. https://doi.org/10.1142/S0219519419500118.

Aman, Joshua E., Naveen Elangovan, I-Ling Yeh, e JÃ¼rgen Konczak. «The Effectiveness of Proprioceptive Training for Improving Motor Function: A Systematic Review». *Frontiers in Human Neuroscience* 8 (28 gennaio 2015). https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.01075.

Armstrong, R. B. «Mechanisms of Exercise-Induced Delayed Onset Muscular Soreness: A Brief Review». *Medicine and Science in Sports and Exercise* 16, n. 6 (dicembre 1984): 529–38.

Broadbent, S., J. J. Rousseau, R. M. Thorp, S. L. Choate, F. S. Jackson, e D. S. Rowlands. «Vibration Therapy Reduces Plasma IL6 and Muscle Soreness after Downhill Running». *British Journal of Sports Medicine* 44, n. 12 (settembre 2010): 888–94. https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.052100.

Doschak, M. R., e R. F. Zernicke. «Structure, Function and Adaptation of Bone-Tendon and Bone-Ligament Complexes». *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions* 5, n. 1 (marzo 2005): 35–40.

Elangovan, Naveen, Paul J. Tuite, e Jürgen Konczak. «Somatosensory Training Improves Proprioception and Untrained Motor Function in Parkinson's Disease». *Frontiers in Neurology* 9 (10 dicembre 2018): 1053. https://doi.org/10.3389/fneur.2018.01053.

Ferlinc, Ana, Ester Fabiani, Tomaz Velnar, e Lidija Gradisnik. «The Importance and Role of Proprioception in the Elderly: a Short Review». *Materia Socio Medica* 31, n. 3 (2019): 219. https://doi.org/10.5455/msm.2019.31.219-221.

Galizia, C. Giovanni, e Pierre-Marie Lledo, a c. di. *Neurosciences: from molecule to behavior: a university textbook*. Heidelberg ; New York: Springer Spektrum, 2013.

Gentilucci, M., I. Toni, S. Chieffi, e G. Pavesi. «The Role of Proprioception in the Control of Prehension Movements: A Kinematic Study in a Peripherally Deafferented Patient and in Normal Subjects». *Experimental Brain Research* 99, n. 3 (1994). https://doi.org/10.1007/BF00228985.

Graves, Alex, e Jürgen Schmidhuber. «Framewise Phoneme Classification with Bidirectional LSTM and Other Neural Network Architectures». *Neural Networks* 18, n. 5–6 (luglio 2005): 602–10. https://doi.org/10.1016/j.neunet.2005.06.042.

Gstoettner, Michaela, Christian Raschner, Eva Dirnberger, Hannes Leimser, e Martin Krismer. «Preoperative Proprioceptive Training in Patients with Total Knee Arthroplasty». *The Knee* 18, n. 4 (agosto 2011): 265–70. https://doi.org/10.1016/j.knee.2010.05.012.

Horn, Max, Michael Moor, Christian Bock, Bastian Rieck, e Karsten Borgwardt. «Set Functions for Time Series». *arXiv:1909.12064 [cs, stat]*, 14 settembre 2020. http://arxiv.org/abs/1909.12064.

Kwapisz, Jennifer R., Gary M. Weiss, e Samuel A. Moore. «Activity Recognition Using Cell Phone Accelerometers». *ACM SIGKDD Explorations Newsletter* 12, n. 2 (31 marzo 2011): 74–82. https://doi.org/10.1145/1964897.1964918.

Lei, Yuming, Shancheng Bao, e Jinsung Wang. «The Combined Effects of Action Observation and Passive Proprioceptive Training on Adaptive Motor Learning». *Neuroscience* 331 (settembre 2016): 91–98. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.06.011.

McPhee, S. D. «Functional Hand Evaluations: A Review». *The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association* 41, n. 3 (marzo 1987): 158–63. https://doi.org/10.5014/ajot.41.3.158.

Mnih, Volodymyr, Nicolas Heess, Alex Graves, e Koray Kavukcuoglu. «Recurrent Models of Visual Attention». *arXiv:1406.6247 [cs, stat]*, 24 giugno 2014. http://arxiv.org/abs/1406.6247.

Ogard, William K. «Proprioception in Sports Medicine and Athletic Conditioning», s.d., 8.

Postle, K., D. Pak, e T.O. Smith. «Effectiveness of Proprioceptive Exercises for Ankle Ligament Injury in Adults: A Systematic Literature and Meta-Analysis». *Manual Therapy* 17, n. 4 (agosto 2012): 285–91. https://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.016.

Rinderknecht, Mike Domenik, Olivier Lambercy, Vanessa Raible, Joachim Liepert, e Roger Gassert. «Age-Based Model for Metacarpophalangeal Joint Proprioception in Elderly». *Clinical Interventions in Aging* Volume 12 (aprile 2017): 635–43. https://doi.org/10.2147/CIA.S129601.

Riva, Dario, Roberto Bianchi, Flavio Rocca, e Carlo Mamo. «Proprioceptive Training and Injury Prevention in a Professional Men's Basketball Team: A Six-Year Prospective Study». *Journal of Strength and Conditioning Research* 30, n. 2 (febbraio 2016): 461–75. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001097.

Riva, Dario, Mara Fani, Maria Grazia Benedetti, Angelo Scarsini, Flavio Rocca, e Carlo Mamo. «Effects of High-Frequency Proprioceptive Training on Single Stance Stability in Older Adults: Implications for Fall Prevention». *BioMed Research International* 2019 (22 maggio 2019): 1–11. https://doi.org/10.1155/2019/2382747.

Riva, Dario, Carlo Mamo, Mara Fanì, Patrizia Saccavino, Flavio Rocca, Manuel Momenté, e Marianna Fratta. «Single Stance Stability and Proprioceptive Control in Older Adults Living at Home: Gender and Age Differences». *Journal of Aging Research* 2013 (2013): 1–14. https://doi.org/10.1155/2013/561695.

Riva, Dario, Franco Rossitto, e Luciano Battocchio. «Postural Muscle Atrophy Prevention and Recovery and Bone Remodelling through High Frequency Proprioception for Astronauts». *Acta Astronautica* 65, n. 5–6 (settembre 2009): 813–19. https://doi.org/10.1016/j.actaastro.2009.03.023.

Schiavi, A, A Germak, F Mazzoleni, e D Riva. «METROLOGICAL CHARACTERIZATION OF ROCKING BOARDS AND POSTURAL READERS TO ASSESS SINGLE STANCE STABILITY IN HUMAN SUBJECTS», s.d., 8.

Schiftan, Gabriella Sophie, Lauren Ashleigh Ross, e Andrew John Hahne. «The Effectiveness of Proprioceptive Training in Preventing Ankle Sprains in Sporting Populations: A Systematic Review and Meta-Analysis». *Journal of Science and Medicine in Sport* 18, n. 3 (maggio 2015): 238–44. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.04.005.

Schwane, J. A., S. R. Johnson, C. B. Vandenakker, e R. B. Armstrong. «Delayed-Onset Muscular Soreness and Plasma CPK and LDH Activities after Downhill Running». *Medicine and Science in Sports and Exercise* 15, n. 1 (1983): 51–56.

Siami-Namini, Sima, Neda Tavakoli, e Akbar Siami Namin. «A Comparison of ARIMA and LSTM in Forecasting Time Series». In *2018 17th IEEE International Conference on Machine Learning and Applications (ICMLA)*, 1394–1401. Orlando, FL: IEEE, 2018. https://doi.org/10.1109/ICMLA.2018.00227.

Wikipedia. «Sistema vestibolare», s.d.

Song, Huan, Deepta Rajan, Jayaraman J. Thiagarajan, e Andreas Spanias. «Attend and Diagnose: Clinical Time Series Analysis Using Attention Models». *ArXiv:1711.03905 [Cs, Stat]*, 19 novembre 2017. http://arxiv.org/abs/1711.03905.

Tobis, Jerome S., Sibylle Reinsch, James M. Swanson, Mark Byrd, e Ted Scharf. «Visual Perception Dominance of Fallers Among Community-Dwelling Older Adults». *Journal of the American*

Geriatrics Society 33, n. 5 (maggio 1985): 330–33. https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1985.tb07132.x.

Tuthill, John C., e Eiman Azim. «Proprioception». *Current Biology* 28, n. 5 (marzo 2018): R194–203. https://doi.org/10.1016/j.cub.2018.01.064.

Vaswani, Ashish, Noam Shazeer, Niki Parmar, Jakob Uszkoreit, Llion Jones, Aidan N Gomez, Łukasz Kaiser, e Illia Polosukhin. «Attention Is All You Need», s.d., 11.

Veqar, Zubia, e Shagufta Imtiyaz. «Vibration Therapy in Management of Delayed Onset Muscle Soreness (DOMS)». *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR* 8, n. 6 (giugno 2014): LE01-04. https://doi.org/10.7860/JCDR/2014/7323.4434.

Weder, B., N. P. Azari, U. Knorr, R. J. Seitz, A. Keel, M. Nienhusmeier, R. P. Maguire, K. L. Leenders, e H. P. Ludin. «Disturbed Functional Brain Interactions Underlying Deficient Tactile Object Discrimination in Parkinson's Disease». *Human Brain Mapping* 11, n. 3 (novembre 2000): 131–45.

Wiesmeier, Isabella Katharina, Daniela Dalin, e Christoph Maurer. «Elderly Use Proprioception Rather than Visual and Vestibular Cues for Postural Motor Control». *Frontiers in Aging Neuroscience* 7 (23 giugno 2015). https://doi.org/10.3389/fnagi.2015.00097.

Zhou, Peng, Zhenyu Qi, Suncong Zheng, Jiaming Xu, Hongyun Bao, e Bo Xu. «Text Classification Improved by Integrating Bidirectional LSTM with Two-dimensional Max Pooling». *arXiv:1611.06639 [cs]*, 20 novembre 2016. http://arxiv.org/abs/1611.06639.

Indice equazioni e tabelle

EQUAZIONE 1 13
EQUAZIONE 2 21
EQUAZIONE 3 21
EQUAZIONE 4 21
EQUAZIONE 5 21
EQUAZIONE 6 22
EQUAZIONE 7 24
EQUAZIONE 8 26
EQUAZIONE 9 26

TABELLA 1 31
TABELLA 2 34
TABELLA 3 44
TABELLA 4 48