



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

**CARATTERIZZAZIONE DEGLI AGGIUSTAMENTI POSTURALI
NELL'INIZIAZIONE DELL'ANDATURA TRAMITE SENSORI INERZIALI**

**CHARACTERIZATION OF POSTURAL ADJUSTMENTS IN GAIT INITIATION
USING INERTIAL SENSORS**

Candidata:

Camilla Porfidi

Relatore:

Prof. Federica Verdini

Correlatori:

Alessandro Mengarelli, Andrea Tigrini

Anno Accademico 2020/2021

ABSTRACT

La programmazione motoria che anticipa l'esecuzione del passo risulta caratterizzata da una serie di meccanismi noti come aggiustamenti posturali anticipatori o APA.

Gli APA presentano un pattern stereotipato, tanto che piccole variazioni possono essere utilizzate nella diagnosi precoce di malattie come il Parkinson.

La strumentazione che prevede l'utilizzo di piattaforme di forza e/o di sistemi optoelettronici di visione utilizzata fino ad oggi, sebbene sia molto efficace, è dispendiosa e limitata al solo ambiente clinico.

Dunque, la tendenza attuale è quella di sostituire tali sistemi con dei sensori inerziali di piccole dimensioni ed alla portata di tutti. L'obiettivo dello studio corrente è effettuare un confronto tra i risultati ottenuti dai sensori inerziali e dalle piattaforme di forza, al fine di verificare l'efficacia di questa tecnologia.

In questo studio preliminare sono stati coinvolti tre soggetti sani a cui è stato richiesto di indossare il sensore inerziale o IMU a livello del sacro, di mettersi in posizione eretta sulla piattaforma di forza e di effettuare un passo a partire da un segnale acustico precedentemente concordato.

I risultati ottenuti sono poi stati sottoposti ad un test di correlazione.

Sono stati ottenuti valori di correlazione prossimi a 1 per quanto riguarda le velocità angolari, con risultati migliori per la medio-laterale (ML) piuttosto che per l'antero-posteriore (AP) mentre le accelerazioni hanno fornito valori di correlazione più bassi.

I risultati suggeriscono che i sensori inerziali riescono a fornire pattern simili, più da un punto di vista qualitativo che quantitativo, a quelli ottenuti dal gold standard.

Possono quindi essere utilizzati anche se c'è ancora bisogno di ulteriori approfondimenti per poterli sostituire alle piattaforme di forza.

INDICE

Introduzione

I. Metodi

1.1 I soggetti

1.2 La strumentazione

1.3 Il setup sperimentale

II. Analisi dei dati

2.1 Sincronizzazione

2.2 Individuazione APA

2.3 Test di correlazione

III. Risultati

IV. Discussione

Bibliografia

Ringraziamenti

Introduzione

Fare un passo implica l'interazione tra componenti neurali e biomeccaniche che agiscono per mantenere la stabilità posturale compensando le forze destabilizzanti associate al movimento di un arto.

L'interesse per lo studio dell'analisi del cammino sta diventando in questi ultimi decenni sempre più forte e tale da toccare diversi ambiti, come quello clinico o quello sportivo. Non a caso, essa riveste un ruolo primario nella prevenzione degli infortuni e nel miglioramento delle prestazioni.

Tuttavia, è opportuno sottolineare tutto ciò che determina l'esecuzione efficiente di un task motorio anche piuttosto semplice, come il passo.

Infatti, per poter passare dalla fase statica, in cui il soggetto è fermo in stazione eretta, alla fase dinamica propria all'inizio dell'andatura, sono necessari meccanismi feedforward di programmazione motoria anticipativa noti come Anticipatory Postural Adjustment (APA) [Figura 1], che generano dei requisiti biomeccanici necessari per l'esecuzione del passo. In particolare, essi svolgono un ruolo fondamentale nella regolazione della velocità dell'andatura e nel mantenimento della stabilità dinamica durante il movimento.

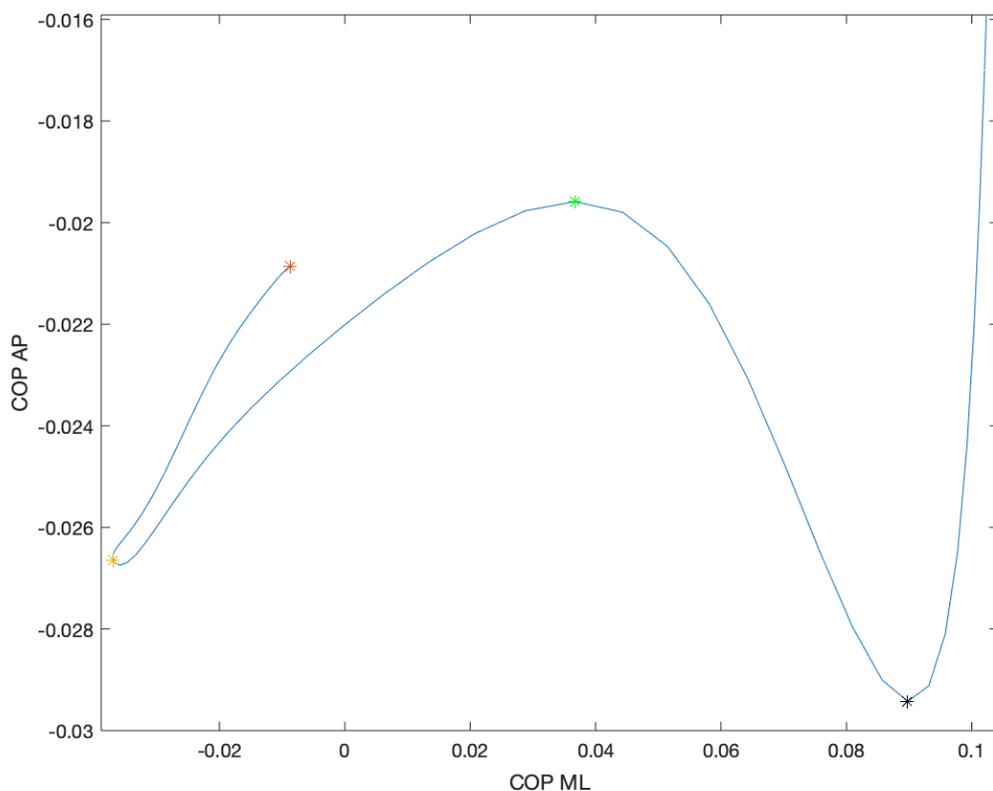


Figura 1: Tracciato di uno statokinesiogramma. Gli asterischi sono posti in corrispondenza degli eventi che caratterizzano gli APA.

Per poter parlare di APA è necessario introdurre due grandezze importanti: il Centro di Pressione (COP) ed il Centro di Massa (COM).

Il COP è il centroide delle pressioni applicate da ogni punto della superficie del piede in contatto con la base d'appoggio. Si tratta del punto di applicazione della risultante delle forze scambiate tra piede e terreno. In stazione eretta quieta esso si trova sotto uno dei piedi, mentre nel caso di appoggio monopodalico sotto la superficie tra questi compresa. Praticamente, il COP è il punto dove si realizza la contropinta del corpo umano per mantenere la stazione eretta.

D'altra parte, il COM è il centroide degli elementi di massa che compongono il corpo. In stazione eretta è normalmente un punto del tronco all'altezza della zona lombare.

In virtù degli spostamenti del COP e del COM durante gli aggiustamenti posturali anticipatori, sono stati individuati quattro eventi:

- l'inizio degli APA o APA-ONSET ovvero il primo istante in cui il COP si sposta indietro e verso il piede in oscillazione, che è quello che si muove per primo;
- l'istante in cui si registra il movimento più laterale del COP verso il piede in appoggio;
- il punto di massimo spostamento in direzione anteriore del COP dopo lo spostamento medio-laterale verso il piede in oscillazione;
- l'istante in cui il COP incontra il COM, dopo essersi mosso posteriormente [1].

Sulla base di ciò, gli APA sono stati distinti in due fasi: la fase di squilibrio (dal primo al secondo evento), in cui il COP si muove all'indietro e verso il piede oscillante, e la fase di scarico (tra il secondo ed il terzo evento), in cui il COP si sposta lateralmente verso il piede d'appoggio.

Si può quindi constatare che gli APA presentano uno schema stereotipato ed eventuali variazioni forniscono degli indicatori biomeccanici importanti di malattie come Parkinson, polineuropatia, Huntington¹, di condizioni fisiche patologiche come l'obesità o, più semplicemente, di età avanzata. Se ci si sofferma sul Parkinson, malattia neurodegenerativa che implica tremore, rigidità, instabilità posturale ed acinesia², sono molteplici gli studi condotti che si basano sugli APA.

L'esempio riportato dalla letteratura ha riscontrato nei soggetti patologici un aumento del tempo di preparazione del movimento, un ridotto spostamento laterale della massa corporea sull'arto in appoggio ed una diminuzione delle forze propulsive rispetto ai soggetti sani [2].

¹ Affezione ereditaria del Sistema Nervoso Centrale che determina una degenerazione dei neuroni dei gangli della base e della corteccia cerebrale. Clinicamente è caratterizzata da movimenti involontari patologici, gravi alterazioni del comportamento ed un progressivo deterioramento cognitivo.

² Disturbo che si manifesta con la riduzione o perdita della capacità di eseguire i movimenti automatici che caratterizzano l'attività motoria spontanea.

Analogamente, uno studio effettuato su soggetti affetti da polineuropatia, malattia diffusa dei nervi periferici, dimostra che gli APA nei soggetti patologici sono più lunghi, meno ampi e, in più, il primo passo è molto più lento rispetto ai soggetti non patologici [3].

Un altro esempio riguarda i soggetti obesi che, in seguito ad un'eccessiva massa corporea, sono affetti da alterazioni posturali che comportano perdita di equilibrio e conseguente caduta. I risultati ottenuti per questa classe di persone testimoniano una maggiore escursione del COP in direzione medio-laterale che implica una maggiore lunghezza e durata degli APA rispetto ai soggetti di controllo [4].

Per decenni, gli APA sono stati caratterizzati utilizzando piattaforme di forza e/o sistemi stereofotogrammetrici ed elettromiografia.

I sistemi stereofotogrammetrici [Figura 2] consentono, tramite due o più telecamere, la ripresa del soggetto durante la camminata. Il sistema prevede l'utilizzo di marcatori posizionati in punti anatomici definiti da protocolli opportuni, che rendono le prove ripetibili e confrontabili tra loro.

Le misure effettuate con questo sistema sono molto affidabili in quanto derivano da un'analisi videoregistrata elaborata con opportuni software.

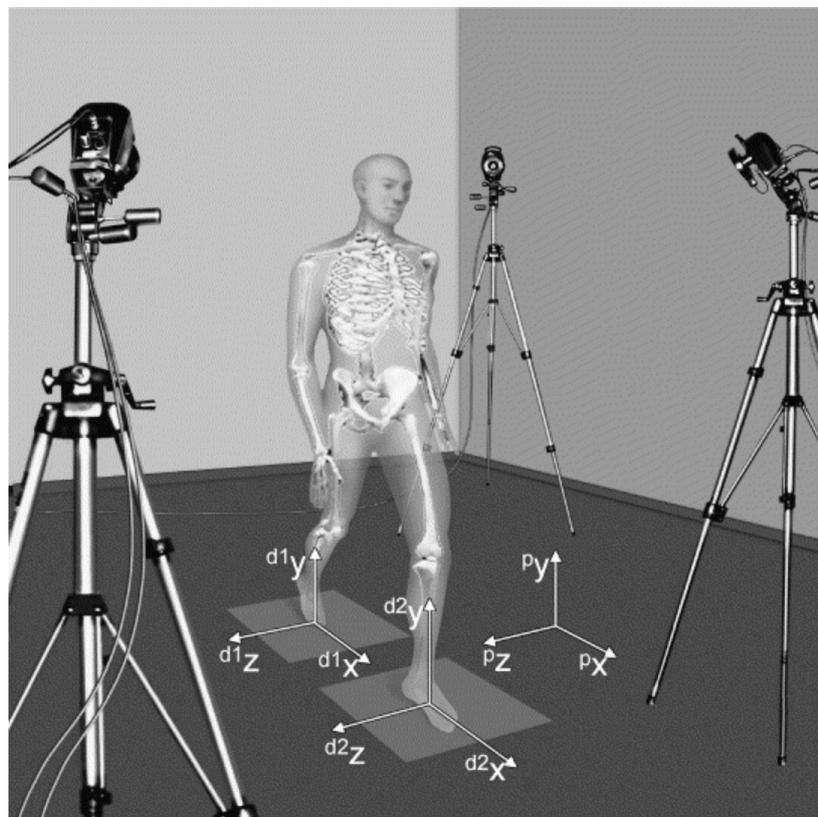


Figura 2: sistema stereofotogrammetrico [5].

D'altra parte, le piattaforme di forza [Figura 3] sono pedane rigide accoppiate con sensori di forza. In particolare, tali strumenti si basano su celle di carico che misurano la deformazione della cella sotto il carico stesso. In uscita restituiscono il valore di forza che ha generato quella deformazione, permettendo così di poter descrivere come varia la forza nel tempo durante la fase di appoggio. Le pedane di forza, inoltre, sono perfettamente integrabili con un sistema di stereofotogrammetria, consentendo di avere informazioni sia cinematiche che dinamiche del cammino in un unico esame.



Figura 3: piattaforma di forza.

Sebbene non ci siano dubbi sull'efficacia di questi strumenti, essi sono costosi e necessitano la mano di personale esperto.

Per questo motivo, recentemente, con il progresso dei sistemi microelettromeccanici (MEMS), i sensori inerziali [Figura 4] potrebbero costituire un'interessante alternativa ai costosi laboratori per la valutazione dell'equilibrio.

I dispositivi inerziali possono essere costituiti da due o tre sensori triassiali: accelerometro, giroscopio e magnetometro nel caso di sistemi magneto-inerziali. Misurano accelerazione lineare, velocità angolare e campo magnetico e vengono comunemente chiamati IMU (Inertial Measurement Unit) oppure MIMU (Magneto-Inertial Measurement Unit).



Figura 4: IMU.

A tal proposito, nel 2011, Martinez et al. [6] hanno effettuato uno studio volto a caratterizzare gli aggiustamenti posturali anticipatori tramite accelerometri e sensori di velocità angolare. Sono stati utilizzati due sensori:

- un sensore di accelerazione triassiale posto in prossimità del sacro;
- un sensore inerziale collocato lateralmente alla caviglia della gamba dominante.

Ovviamente è stata utilizzata anche una piattaforma di forza per poter effettuare un confronto.

I soggetti coinvolti hanno eseguito cinque prove, ciascuna della durata di dieci secondi, che consistevano in un passo sulla pedana.

In secondo luogo, i risultati ottenuti dalla pedana sono stati confrontati con quelli derivanti dal sensore posto sul tronco e da ciò è emerso come le forme d'onda provenienti dai due strumenti, soprattutto per quanto riguarda i piani antero-posteriore e medio-laterale, si assomiglino, nonostante i picchi risultino invertiti. Infatti, mentre l'accelerazione proveniente dal sensore descrive un movimento in avanti, il COP ha una componente di movimento all'indietro.

Dunque, alla luce di ciò, gli autori sono giunti alla conclusione di poter utilizzare i sensori inerziali come strumento di prima linea per la diagnosi degli APA, prima di procedere.

Un altro lavoro di notevole importanza sullo stesso tema è quello di Chiari et al. [7].

In questo caso, gli autori hanno effettuato uno studio il cui obiettivo principale era quello di sviluppare un metodo basato sui sensori inerziali per rilevare e caratterizzare automaticamente gli APA. Anche in questo caso sono state utilizzate la piattaforma di forza e tre IMU indossate a livello della quinta vertebra lombare (L5), sulla gamba destra e su quella sinistra.

I risultati ottenuti mostrano come le caratteristiche d'inizio dell'andatura rilevate con il sensore posto sulla L5 siano significativamente correlate alle caratteristiche calcolate con la piattaforma di forza e nello specifico nella traiettoria in direzione medio-laterale.

L'affidabilità calcolata mediante un test-retest³, effettuato tra i segnali provenienti dalla piattaforma di forza e quelli riguardanti il sensore posto a livello del sacro, è da moderata (in direzione antero-posteriore) ad eccellente (in direzione medio-laterale) per ciò che concerne l'ampiezza e la durata degli APA.

Dunque, tale studio va a supportare la fattibilità della caratterizzazione automatica degli APA mediante sensori inerziali, pratici per ambienti clinici e domiciliari.

In aggiunta a ciò, nel 2020, Gazit et al. [8] si sono posti una domanda di ricerca importante riguardante l'utilizzo di una singola unità inerziale per eseguire valutazioni dell'inizio dell'andatura. Per poter rispondere hanno coinvolto nello studio giovani adulti ed anziani, utilizzando una piattaforma di forza ed un accelerometro sulla parte bassa della schiena.

È stato sviluppato un algoritmo per estrarre le seguenti misure dal segnale di accelerazione: tempo d'inizio dell'andatura, tempo necessario affinché inizino gli APA (tempo di reazione), durata APA e swing time (esecuzione del primo step).

In seguito, è stato effettuato un test di correlazione che ha mostrato un accordo da buono ad eccellente tra le metriche d'inizio dell'andatura ottenute con la piattaforma di forza e quelle ottenute con il sensore indossabile, con una media di 0.88.

Dunque, gli autori hanno dimostrato come una sola unità inerziale possa essere considerata il requisito minimo per raggiungere dei risultati che si avvicinano a quelli ottenuti con il gold standard, facilitando gli studi relativi alla mobilità.

Alla luce di quanto detto fino ad ora, nonostante la ricerca sui sensori inerziali ed il loro utilizzo nella pratica in differenti task motori sia in pieno sviluppo, i punti di domanda a riguardo sono ancora tanti.

L'obiettivo dello studio corrente è quindi effettuare un paragone tra i risultati ottenuti con la vecchia e con la nuova strumentazione e verificare se effettivamente si può pensare di sostituire il gold standard con i sensori inerziali, contribuendo così alla progettazione di sistemi che possano consentire alla popolazione di partecipare più facilmente alla prevenzione ed alla previsione precoce delle malattie.

³ Correlazione tra due serie di misure ottenute applicando due volte lo stesso test.

Metodi

1.1 Soggetti

Sono stati coinvolti nello studio tre soggetti destrorsi, due donne ed un uomo, senza precedenti problemi posturali.

Sono stati scelti soggetti sani e senza patologie pregresse perché l'obiettivo dello studio era fare un confronto tra i risultati ottenuti con il sensore inerziale triassiale e quelli ottenuti con la strumentazione tradizionale e non effettuare una diagnosi.

1.2 La strumentazione

Nello studio sono stati utilizzati una pedana di forza, un marker per la cinematica ed un sensore inerziale triassiale, il cui riferimento cartesiano è il seguente [Figura 5]:

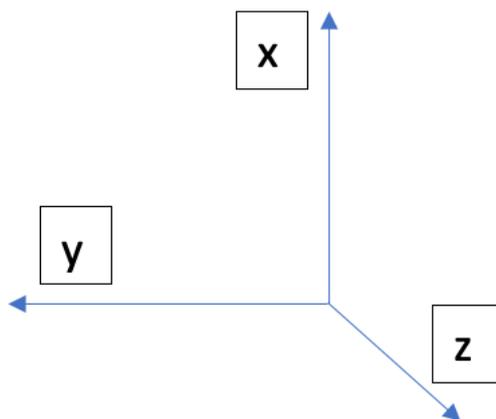


Figura 5: riferimento cartesiano del sensore inerziale triassiale.

La piattaforma di forza ed il marker per la cinematica sono prodotti dalla BTS Bioengineering (Milano, Italy).

La piattaforma, di dimensioni 400 mm x 600 mm, è una delle 6 piattaforme del pavimento sensorizzato INFINITI-T, 800 mm x 1800 mm.

Le frequenze di campionamento sono di 250 Hz per la cinematica e di 500 Hz per la piattaforma.

Per ciò che concerne il sensore inerziale, esso è un NGIMU [Figura 6], x-io Technologies Limited con sede a Bristol, UK. Lo strumento è costituito da accelerometro triassiale, giroscopio e magnetometro on-board.

In questo caso la frequenza di campionamento è di 100 Hz.



Figura 6: sensore inerziale, NGIMU, x-io technologies Limited (Bristol, UK).

1.3 Il setup sperimentale

I soggetti coinvolti nello studio hanno effettuato tre prove.

All'inizio, i partecipanti stavano sulla piattaforma in posizione eretta con i piedi su una pedana di forza, all'altezza delle spalle.

Poiché il sistema di acquisizione della piattaforma di forza e l'unità inerziale non sono sincronizzati, si è chiesto a ciascun soggetto di fare un gesto di sollevamento sulle punte e ritorno in appoggio con entrambi i piedi sulla piattaforma.

Di seguito, il soggetto ha effettuato la prova d'inizio del passo secondo specifiche caratteristiche.

In particolare, la prova consisteva in un passo in avanti [Figura 7] a seguito dell'invio di un segnale acustico. Ciascun soggetto effettuava un passo con l'arto destro (piede in oscillazione), che per tutti era il dominante e la prova era considerata terminata quando il controlaterale (piede in appoggio) veniva sollevato per effettuare il passo.

Ogni prova è durata una media di dieci secondi, calcolati dalla posizione eretta sulla pedana al momento in cui il passo è stato completato.

Al termine del passo, ciascun soggetto è tornato sulla pedana per la prova successiva, senza alcun periodo di riposo, dal momento che la fatica, come dimostrato, non compromette la stabilità posturale dinamica [9].

I dati sono stati raccolti da un'unità inerziale indossata sul tronco posteriore a livello della L5 [Figura 8], mantenuta ferma al bacino mediante una cinghia elastica, ad una frequenza di campionamento

di 100 Hz. I dati della piattaforma di forza sono stati invece acquisiti a 500 Hz ed i relativi momenti sono stati utilizzati per calcolare la traiettoria del COP.

D'altra parte, i dati della cinematica provenienti dal marker posizionato sull'unità inerziale sono stati utilizzati per migliorare la sincronizzazione visto che i due sistemi utilizzati non sono gestiti da due pc differenti.



Figura 7: esempio di donna che esegue un passo su pedana stabilometrica.

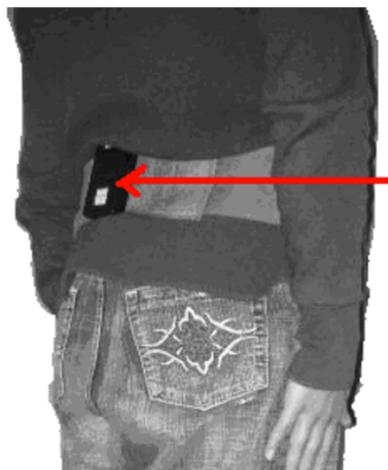


Figura 8: sensore posto sul sacro con una cinghia elastica [8].

Analisi dei dati

2.1 Sincronizzazione

I dati sono stati analizzati offline utilizzando MATLAB® (MathWorks, Natick, MA) [Figura 9].

Per coerenza, i dati provenienti dai sensori inerziali, i dati cinetici e quelli cinematici sono stati tutti ricampionati a 100 Hz.

Per eliminare possibili contributi di rumore ad alta frequenza, i segnali sono stati filtrati passa-basso utilizzando un filtro Butterworth⁴ del quarto ordine con frequenza di cut-off a 5 Hz, tenendo conto anche di quanto indicato in letteratura [6].

A questo punto è stata effettuata la sincronizzazione in quanto, per poter effettuare un confronto, i segnali dovevano avere tutti lo stesso timeline.

Successivamente, le singole prove sono state analizzate nel modo che segue.

Dapprima è stata rappresentata la traiettoria del marker e si è individuato il campione in corrispondenza del picco massimo [Figura 9].

⁴ Filtro elettronico digitale.

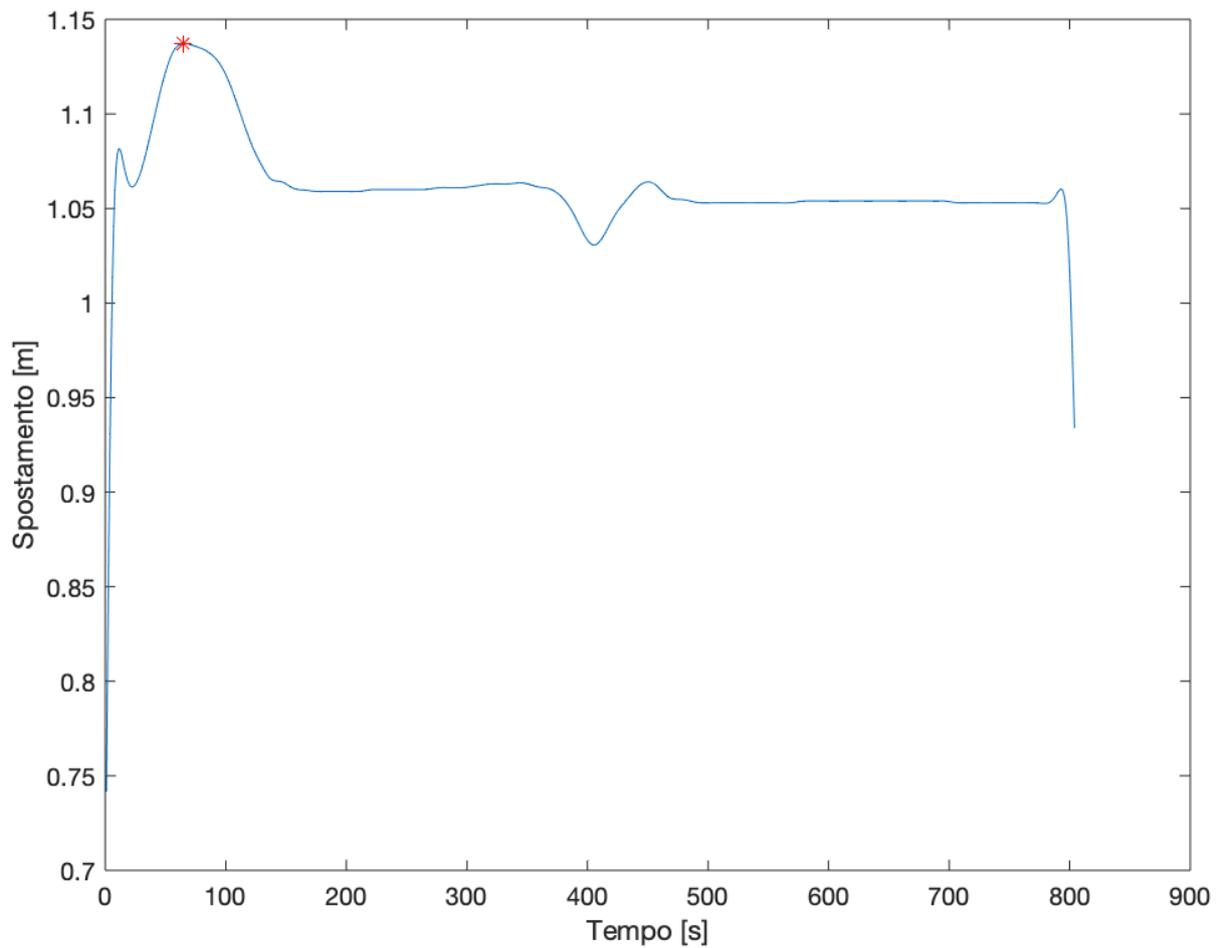


Figura 9: rappresentazione dello spostamento. L'asintoto verticale rosso è stato tracciato in corrispondenza del massimo.

Una volta individuato tale campione si è ricercato lo stesso evento nel segnale accelerometrico sull'asse y [Figura 10], ottenuto come la derivata seconda dello spostamento proveniente dal marker.

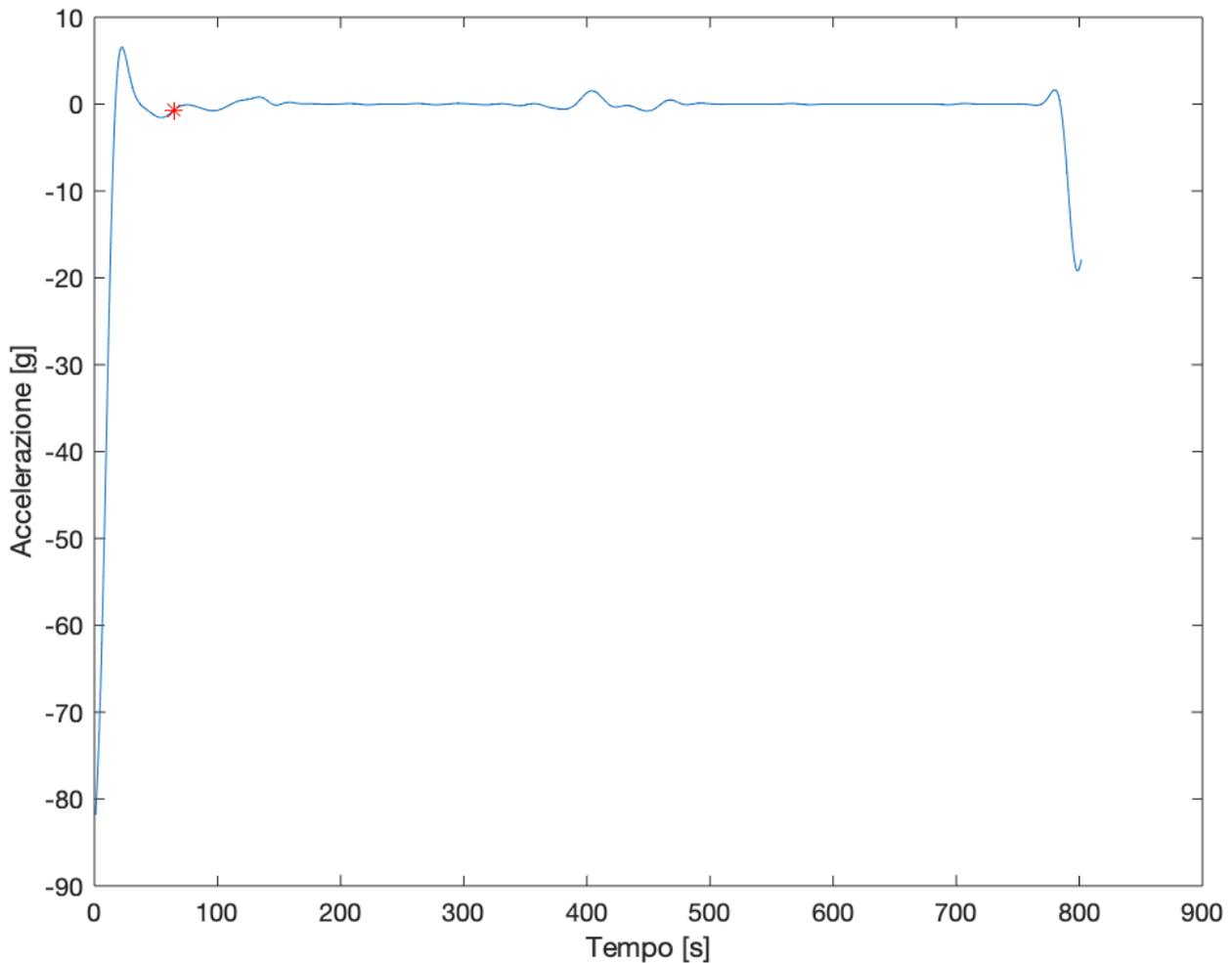


Figura 10: rappresentazione dell'accelerazione sull'asse y, proveniente dal marker per la cinematica. L'asterisco rosso si trova in corrispondenza del massimo.

Sulla base di un'evidente somiglianza [Figura 11] tra il pattern del segnale accelerometrico proveniente dal marker e quello del segnale accelerometrico del sensore, è stata effettuata la sincronizzazione tra i due sistemi.

Infatti, il segnale accelerometrico proveniente dall'unità inerziale è stato tagliato a partire dal campione che meglio andava ad approssimare il pattern del segnale accelerometrico proveniente dal marker.

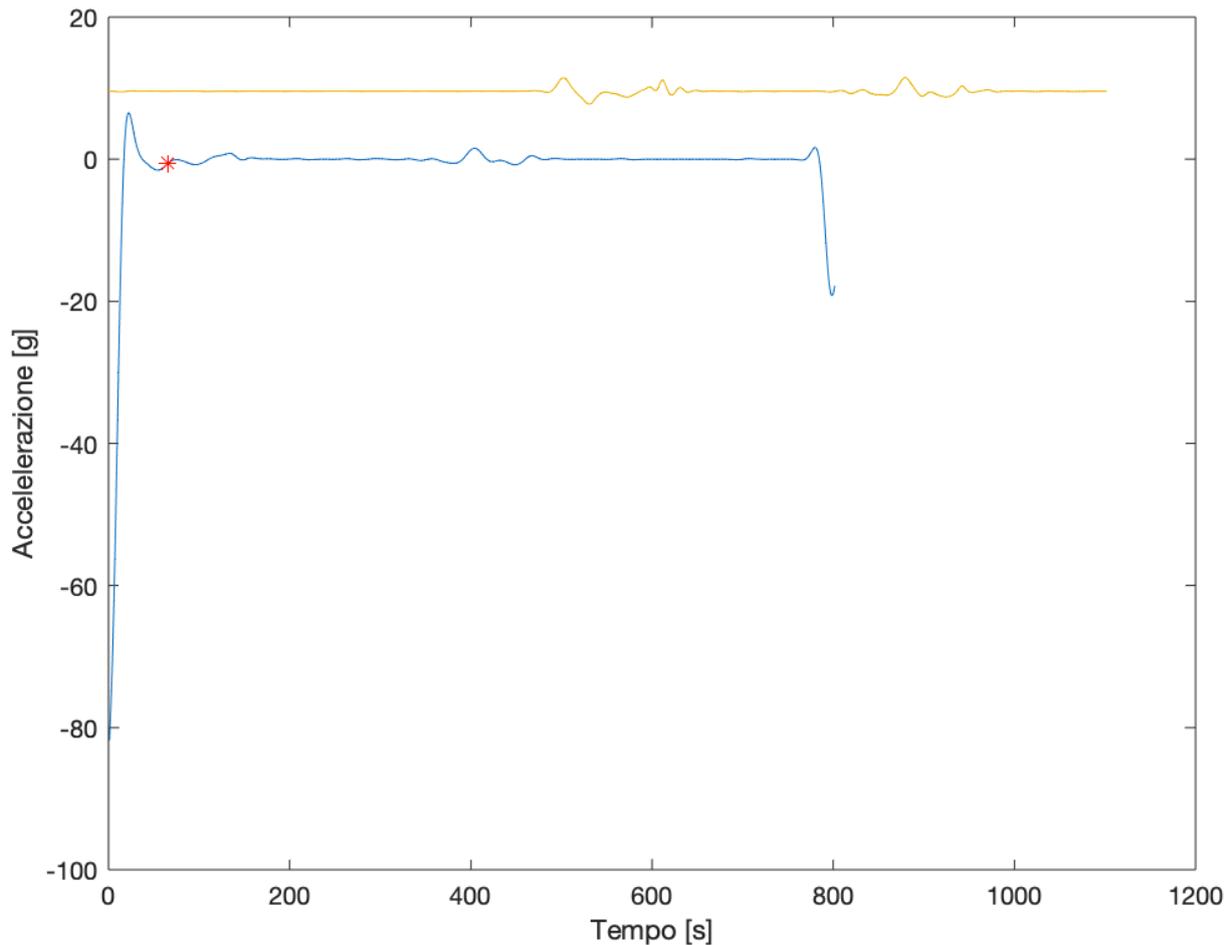


Figura 11: rappresentazione del segnale accelerometrico del marker (in blu) e del sensore (in rosso). L'asterisco giallo è in corrispondenza del massimo individuato sullo spostamento.

Per quanto riguarda la pedana di forza, la sincronizzazione è avvenuta più facilmente, dal momento che il sistema fotogrammetrico e le pedane di forza sono gestiti da un unico sistema. In altre parole, una volta individuato il massimo sul segnale relativo allo spostamento proveniente dal marker [Figura 9], tale evento è stato riportato anche sul tracciato del COP [Figura 12] e considerato come evento di inizio registrazione per entrambe le serie temporali [Figura 13].

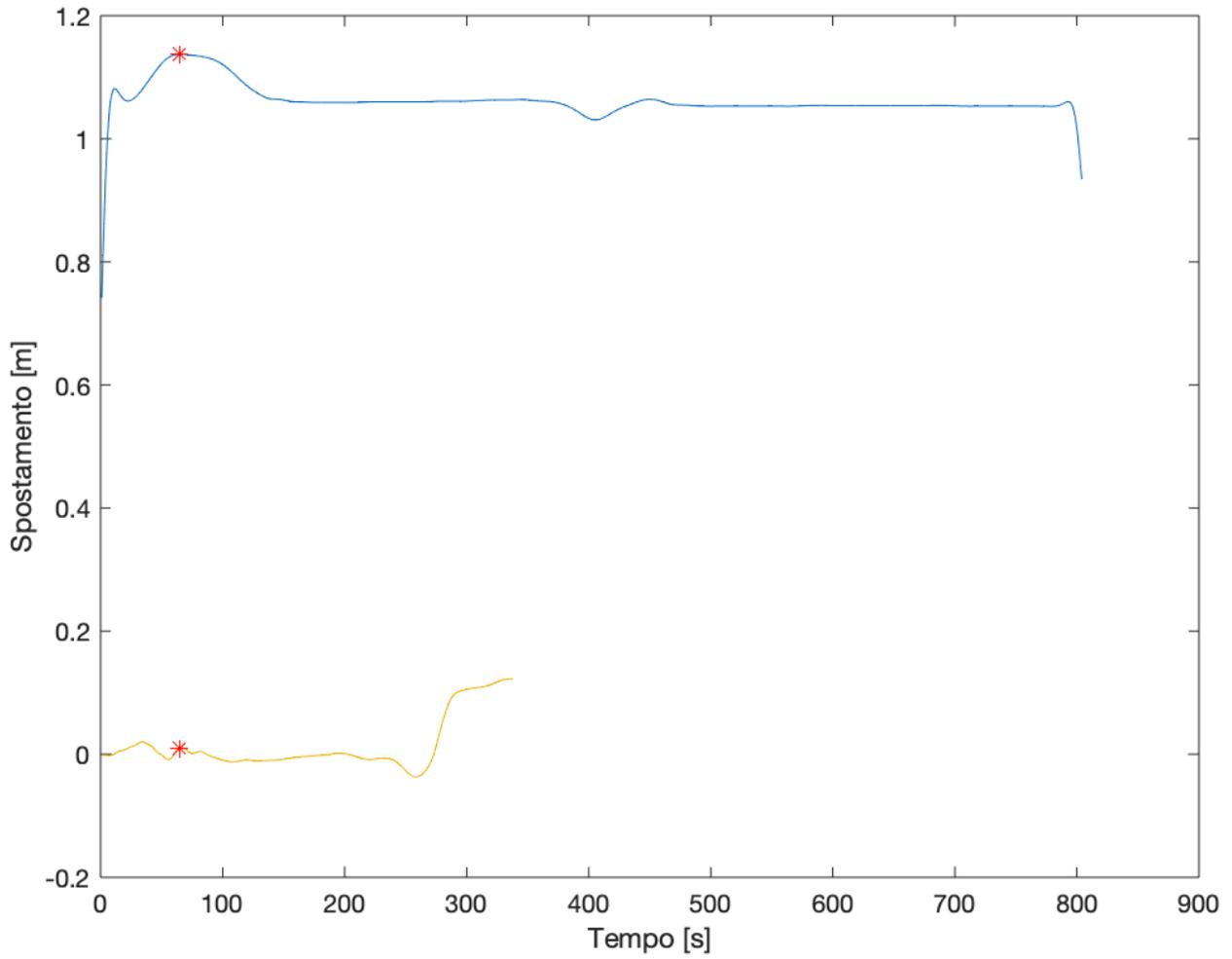


Figura 12: sopra è rappresentato il tracciato del marker sulla IMU, che può essere considerato come un'approssimazione del comportamento del COM, sotto COP in direzione medio-laterale. L'asterisco si trova in corrispondenza del massimo individuato sul COM.

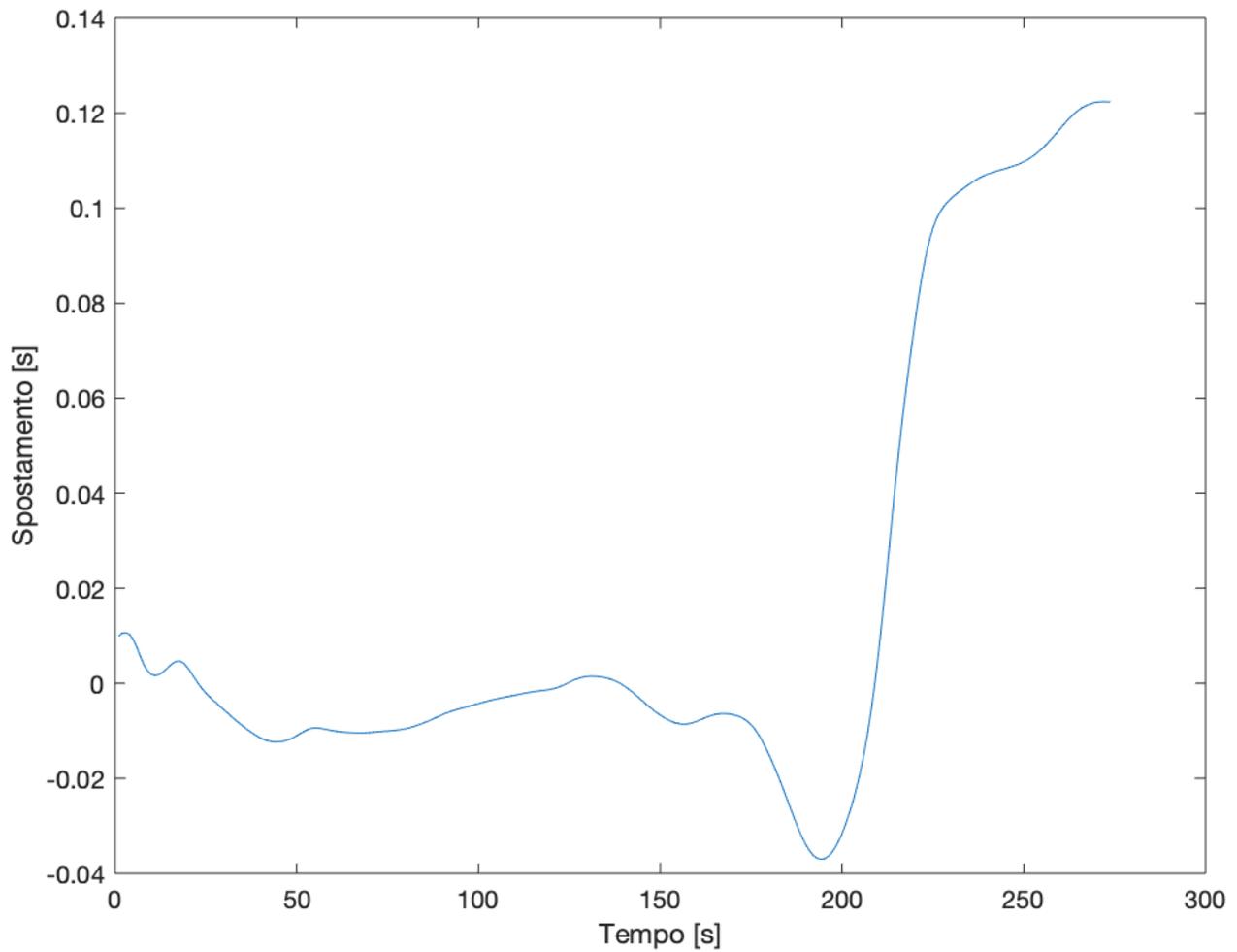


Figura 13: componente COP in medio-laterale dopo la sincronizzazione.

2.2 Individuazione APA

Il passo successivo alla sincronizzazione è rappresentato dall'individuazione degli APA.

Per poter fare ciò è stata plottata la componente antero-posteriore del COP e, graficamente, sono stati individuati i quattro eventi, come si può notare in [Figura 14].

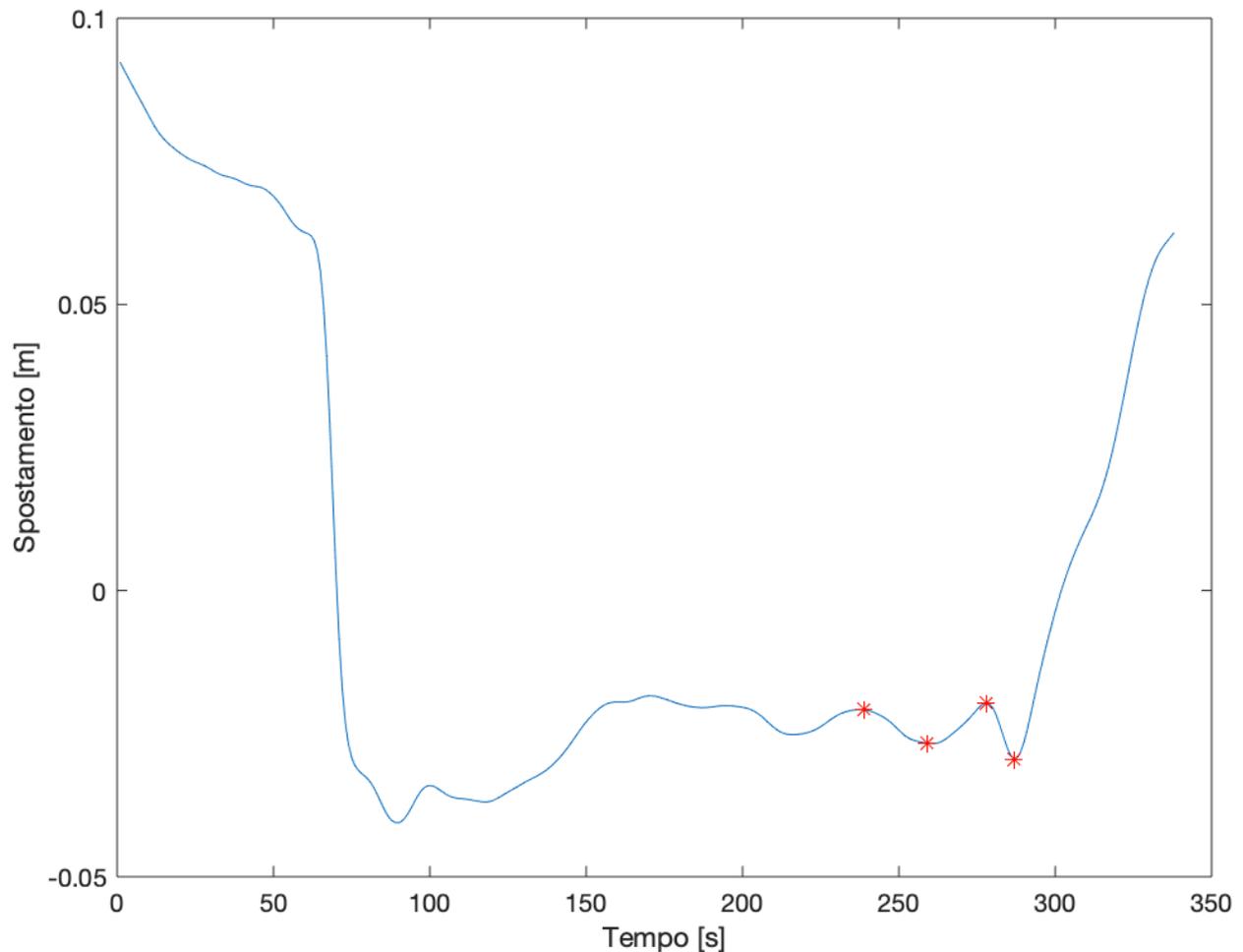


Figura 14: componente antero-posteriore del COP. Gli asterischi stanno ad indicare i 4 eventi degli APA.

Dunque, risulta che:

- Il primo evento si trova in corrispondenza del primo campione in cui il COP inizia il suo spostamento in direzione posteriore;
- Il secondo evento rappresenta il primo campione in cui il COP ha raggiunto il minimo spostamento in direzione posteriore;
- Il terzo evento è posto sul massimo in direzione AP dopo il minimo ottenuto precedentemente;
- Il quarto evento rappresenta il minimo in direzione posteriore dopo il picco trovato al punto precedente.

Tali eventi sono stati poi riportati sullo stakinesiogramma [Figura 15]:

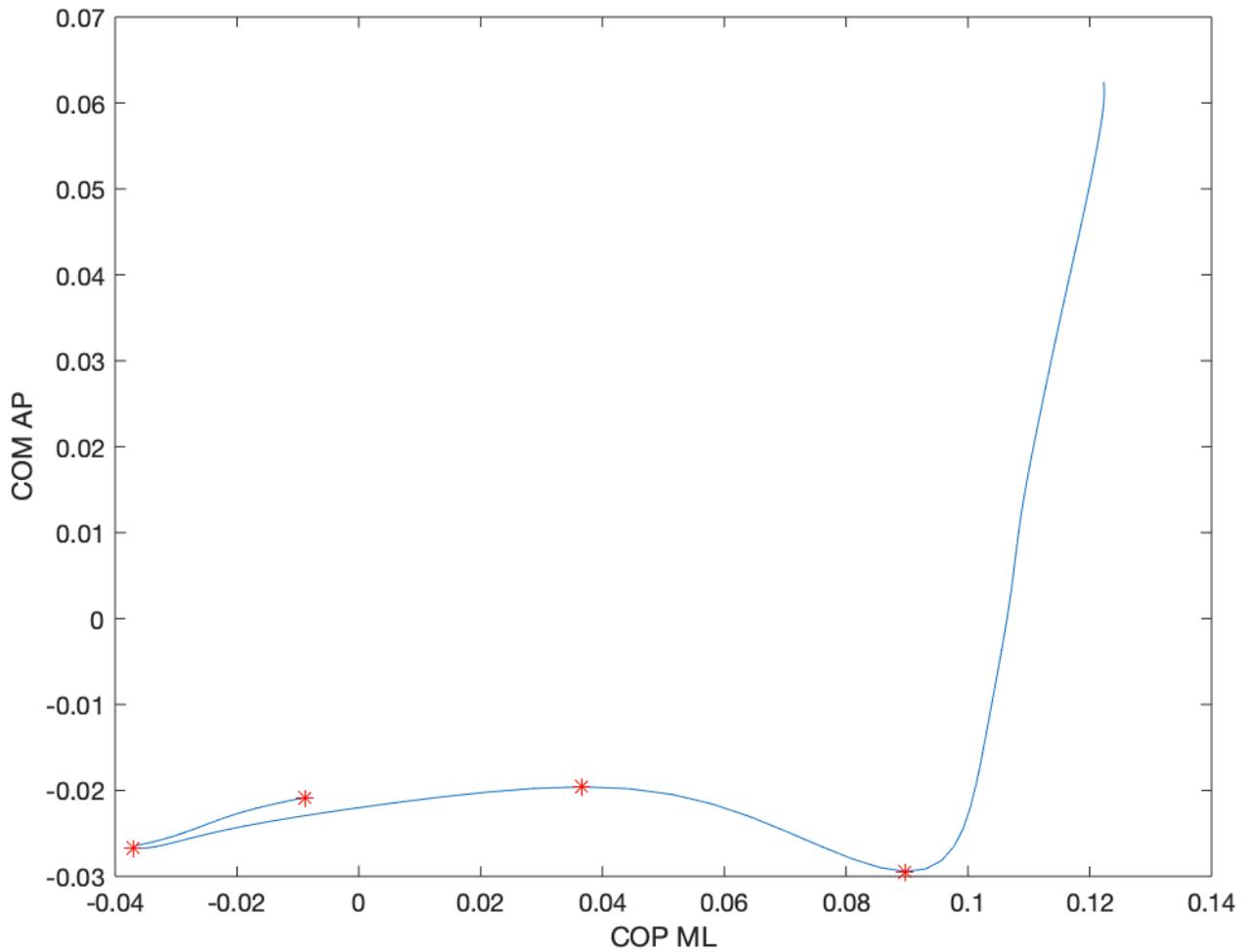


Figura 15: rappresentazione del COP, sull'asse delle ascisse la componente medio-laterale, mentre sull'asse delle ordinate la componente antero-posteriore. Gli asterischi si trovano in corrispondenza dei quattro eventi che delimitano gli APA.

A questo punto sono stati analizzati i segnali provenienti dal sensore inerziale.

Quindi, gli eventi temporali precedentemente ottenuti sono stati riportati nei segnali dell'accelerazione e della velocità angolare in medio laterale [Figura 16], [Figura 19] ed in antero-posteriore [Figura 17], [Figura 18].

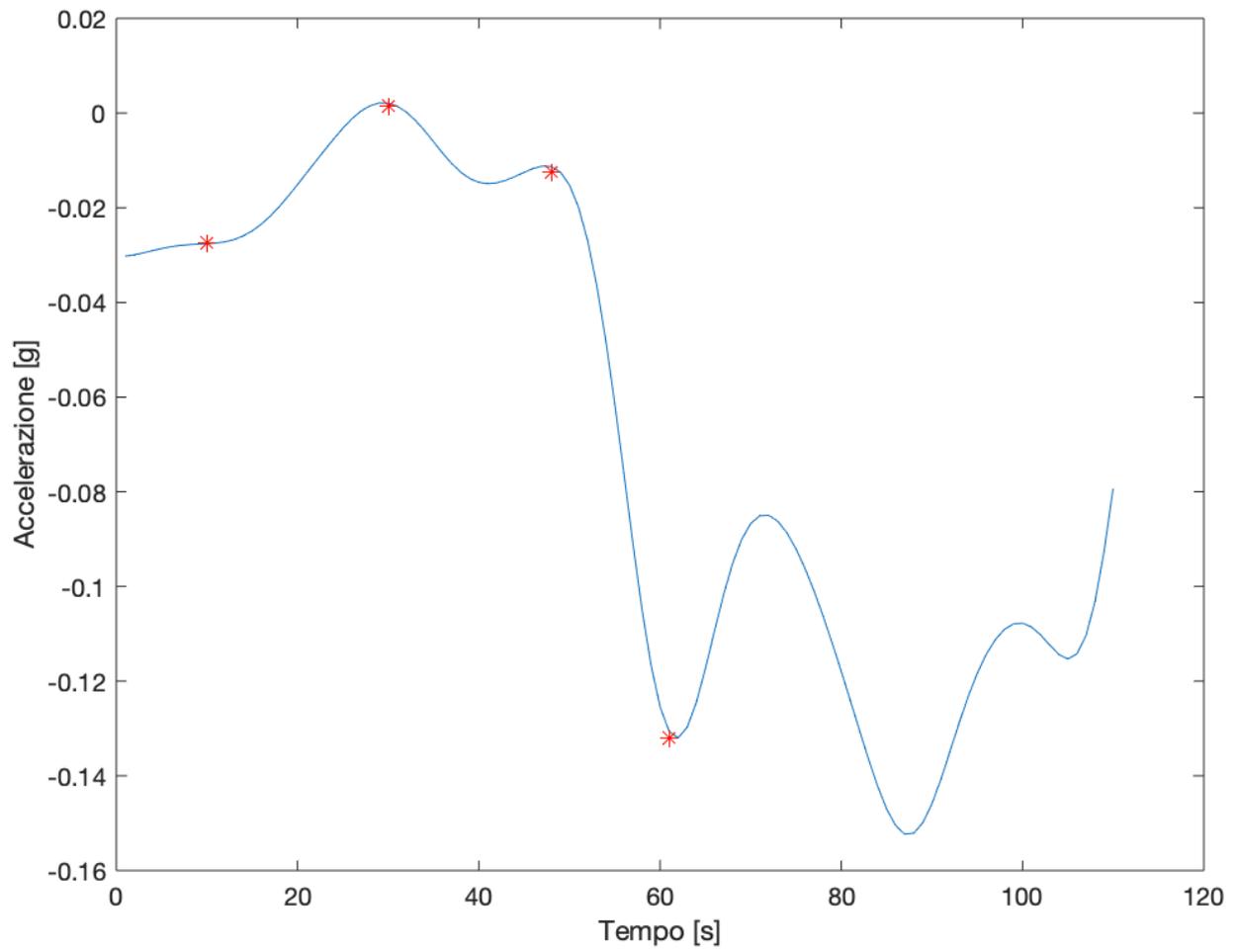


Figura 16: accelerazione in direzione medio-laterale. I quattro eventi relativi agli APA sono contrassegnati dagli asterischi.

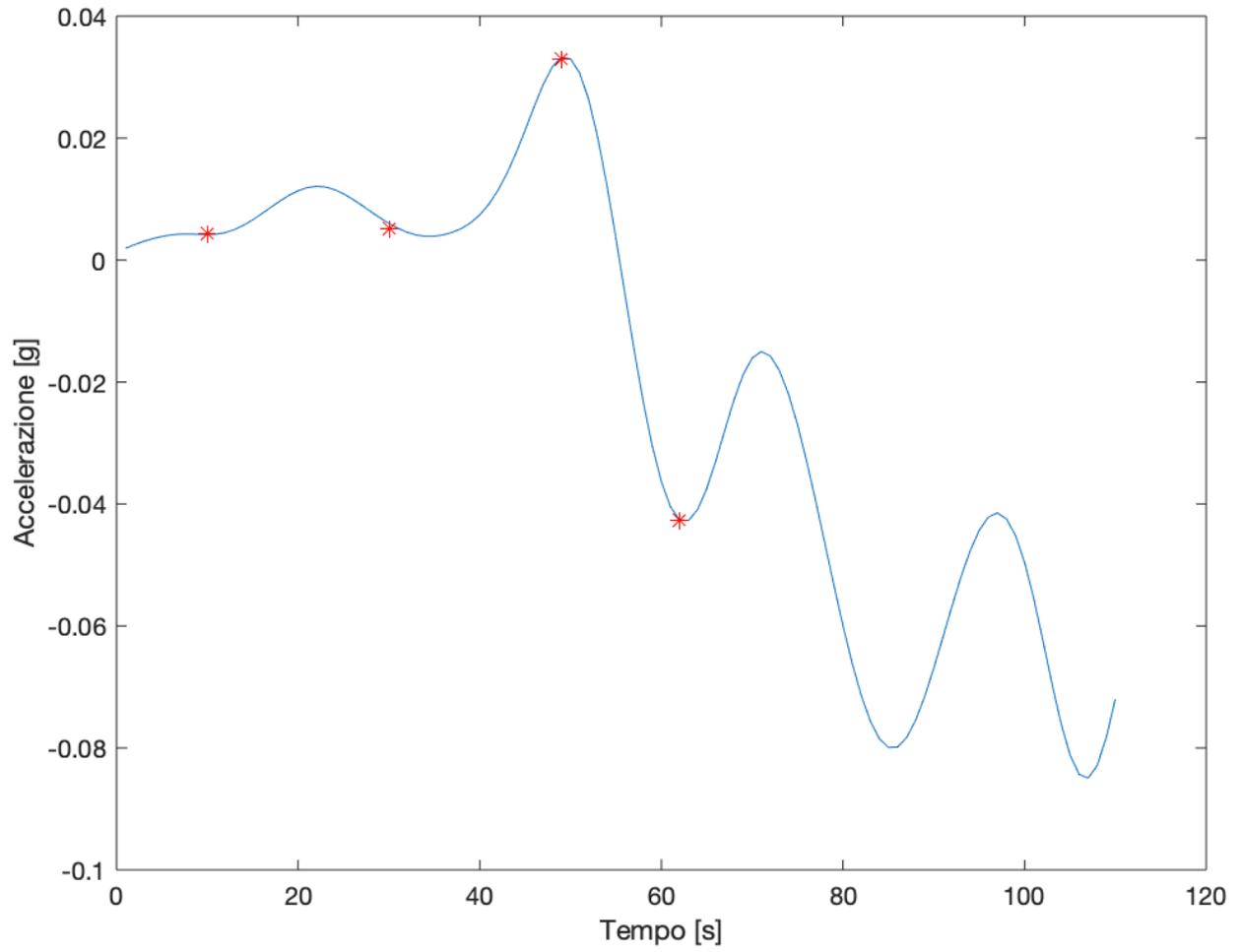


Figura 17: accelerazione in direzione antero-posteriore. I quattro eventi relativi agli APA sono contrassegnati dagli asterischi.

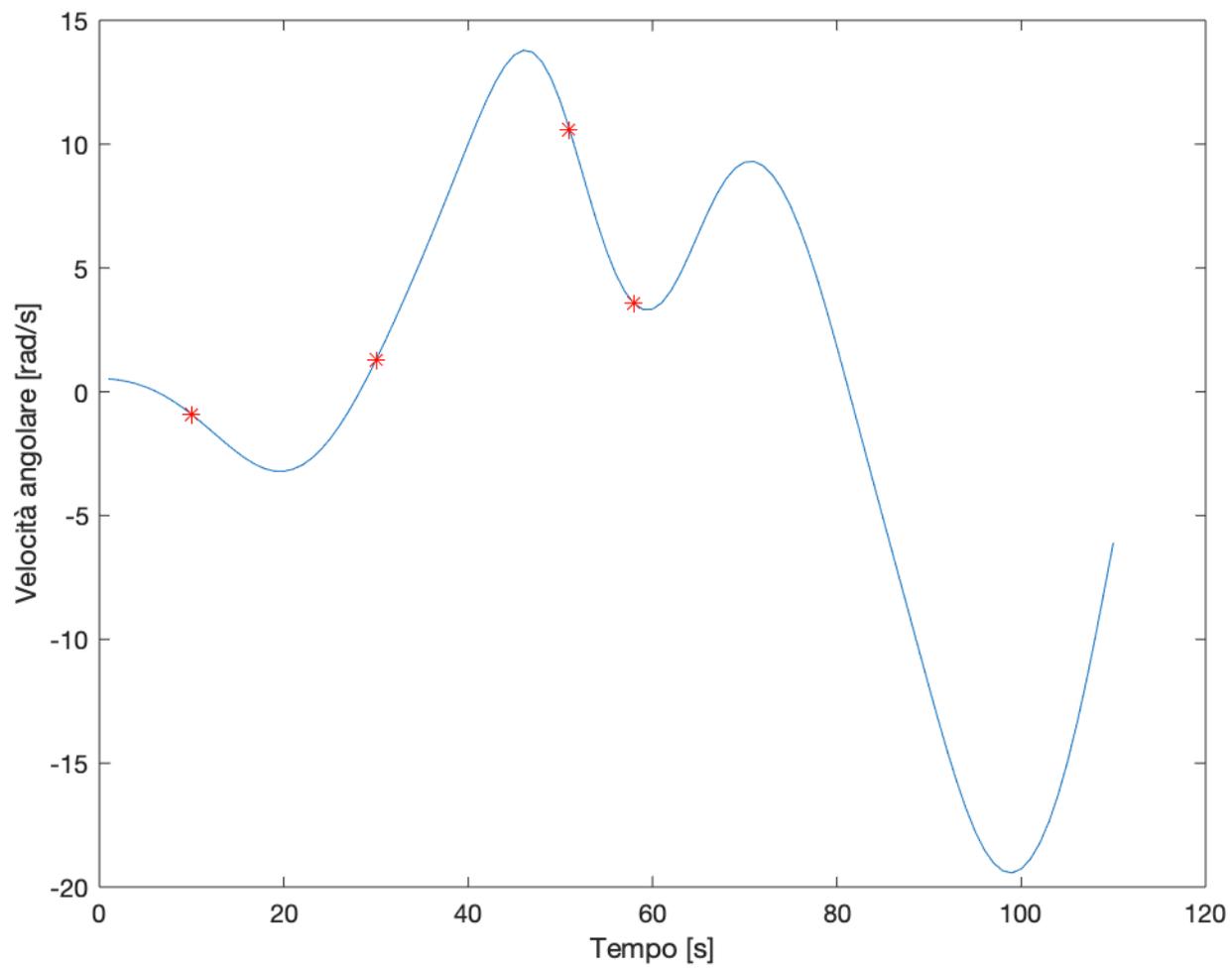


Figura 18: velocità angolare in direzione antero-posteriore. I quattro eventi relativi agli APA sono contrassegnati dagli asterischi.

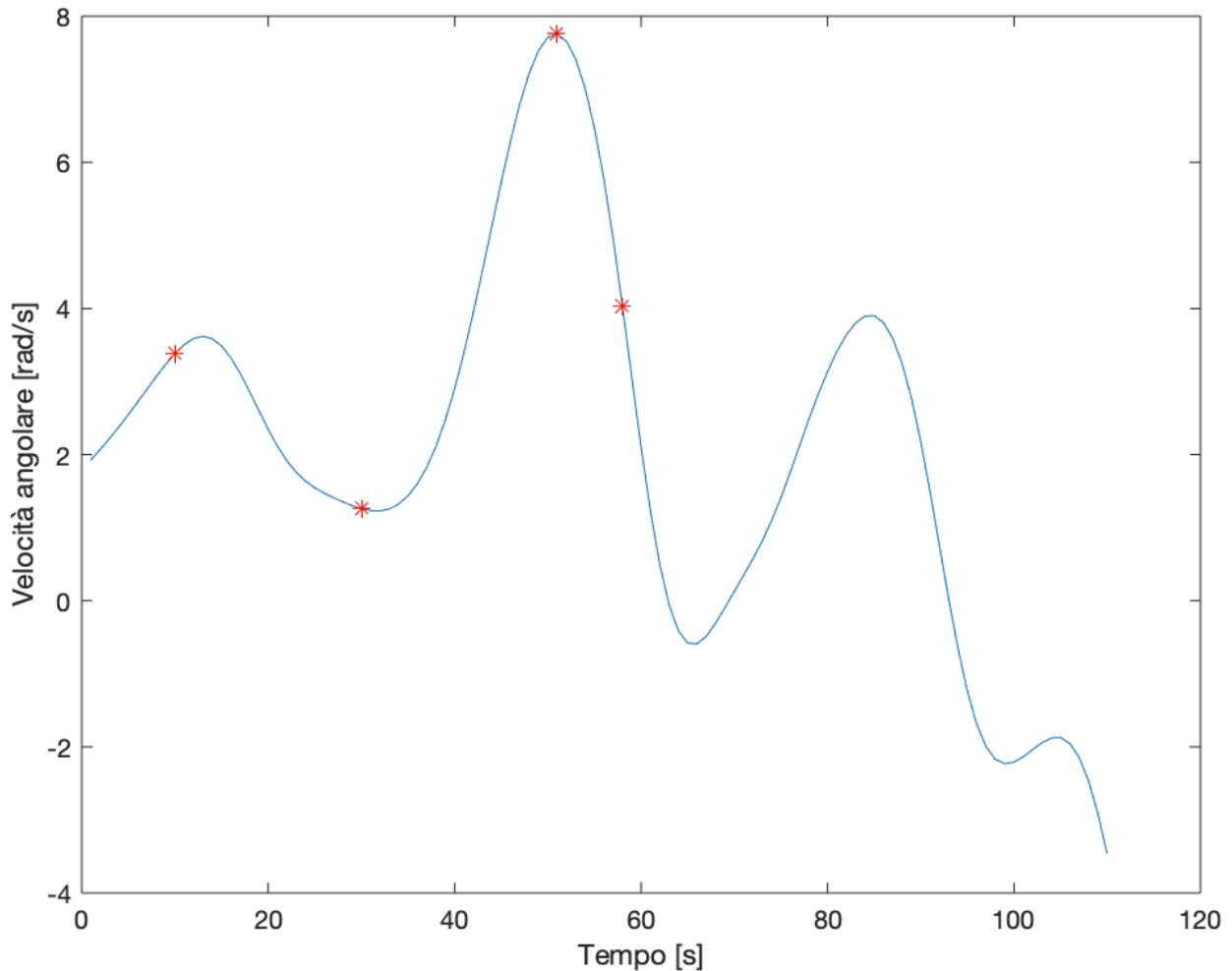


Figura 19: velocità angolare in direzione medio-laterale. I quattro eventi relativi agli APA sono contrassegnati dagli asterischi.

2.3 Test di Correlazione

A questo punto è stato effettuato un test di correlazione: un test utilizzato per identificare possibili correlazioni tra i parametri ottenuti dalle varie serie temporali.

Dopo aver salvato gli eventi relativi agli APA, appartenenti ai singoli segnali delle singole prove, su vettori differenti, allora è stata applicata in MATLAB la funzione “corrcoef”, che dà in uscita due numeri fondamentali: r e p .

Il primo valore, r , viene indicato come il coefficiente di correlazione di Pearson.

Si tratta di un valore privo di unità di misura e compreso tra -1 e +1:

- -1 indica una perfetta relazione negativa lineare tra le due variabili;
- +1 indica una perfetta relazione positiva lineare tra le due variabili.

Per valori di r pari a +1 o -1 si può parlare di *relazione lineare* perché, se inseriti in un grafico a dispersione, tutti i punti possono essere collegati tra loro tramite una linea retta.

Ai fini dell'interpretazione, occorre ricordare che più l'indice è vicino a zero e più la relazione è debole; più l'indice si avvicina a ± 1 e più la relazione è forte.

Inoltre, un valore di r positivo sta ad indicare una correlazione positiva, in cui i valori delle due variabili tendono ad aumentare in parallelo. Al contrario, un valore di r negativo testimonia una correlazione negativa, in cui il valore di una variabile tende ad aumentare quando l'altra diminuisce.

Per quanto riguarda il secondo valore, p , esso rappresenta la probabilità di osservare un valore diverso da zero all'interno dei dati campione quando l'ipotesi nulla è vera.

Per *ipotesi nulla* si intende che la relazione tra le variabili è frutto del caso e quindi che il coefficiente di correlazione è zero. Un valore di p piccolo porta a rifiutare l'ipotesi nulla.

Risultati

Per poter raggiungere l'obiettivo di questo studio è stato dunque effettuato un test di correlazione.

I valori di r trovati per velocità angolare ed accelerazione sono riportati in [Tabella 1] e sono visibili nei grafici a dispersione in [Figura 20], [Figura 21], [Figura 22] e [Figura 23].

I grafici a dispersione si ottengono utilizzando la funzione "scatter" in MATLAB e, solitamente, vengono utilizzati per osservare le relazioni tra le variabili considerate.

In questo caso, essi sono stati considerati per verificare graficamente la correlazione tra i risultati prodotti dalle due tipologie di strumentazione negli intervalli considerati:

- Primo intervallo: tra il primo ed il secondo evento degli APA;
- Secondo intervallo: tra il secondo ed il terzo intervallo degli APA;
- Terzo intervallo: tra il terzo ed il quarto intervallo degli APA.

	<u>1° intervallo</u>	<u>2° intervallo</u>	<u>3° intervallo</u>
<u>Velocità angolare ML</u>	0.2030	-0.8071	0.8492
<u>Accelerazione ML</u>	0.3438	-0.4552	0.2265
<u>Velocità angolare AP</u>	0.5282	-0.6465	0.5981
<u>Accelerazione AP</u>	0.4196	0.6620	-0.1032

Tabella 1: risultati ottenuti dal test di correlazione.

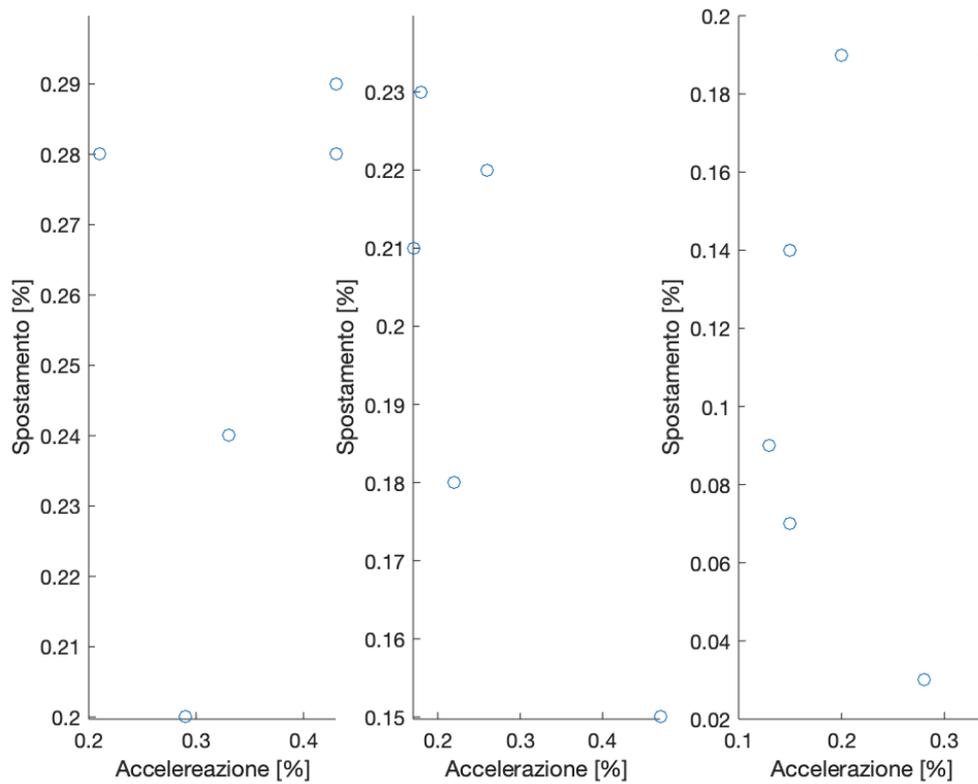


Figura 20: rappresentazione della relazione lineare tra accelerazione ML e COP ML rispettivamente nel primo intervallo, nel secondo e nel terzo.

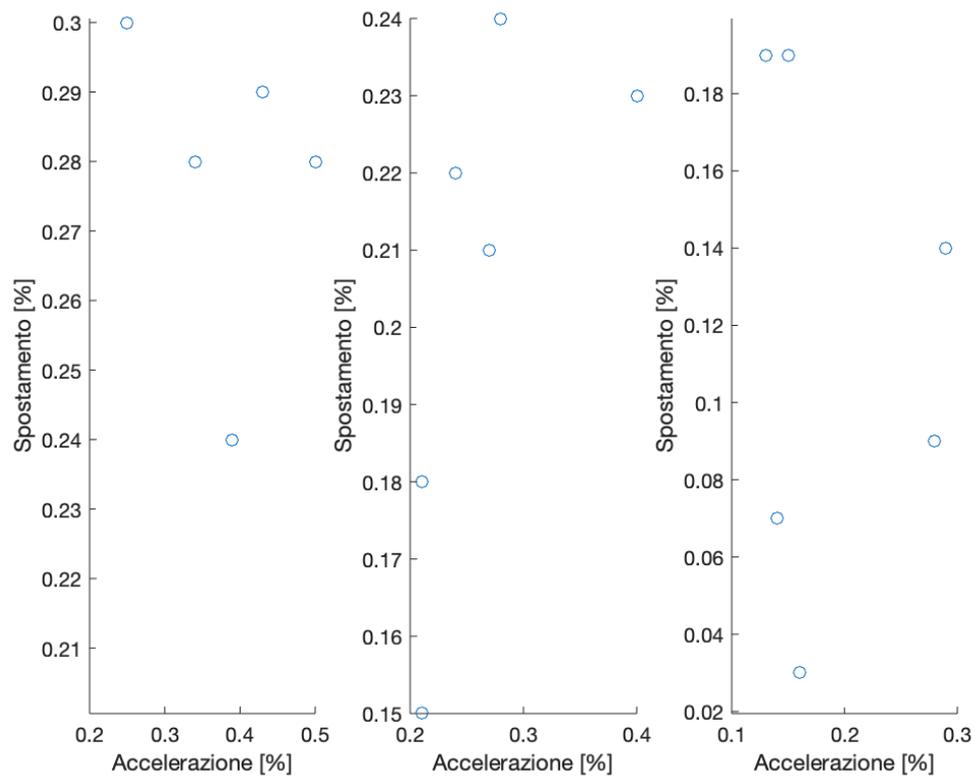


Figura 21: rappresentazione della relazione lineare tra accelerazione AP e COP AP rispettivamente nel primo intervallo, nel secondo e nel terzo.

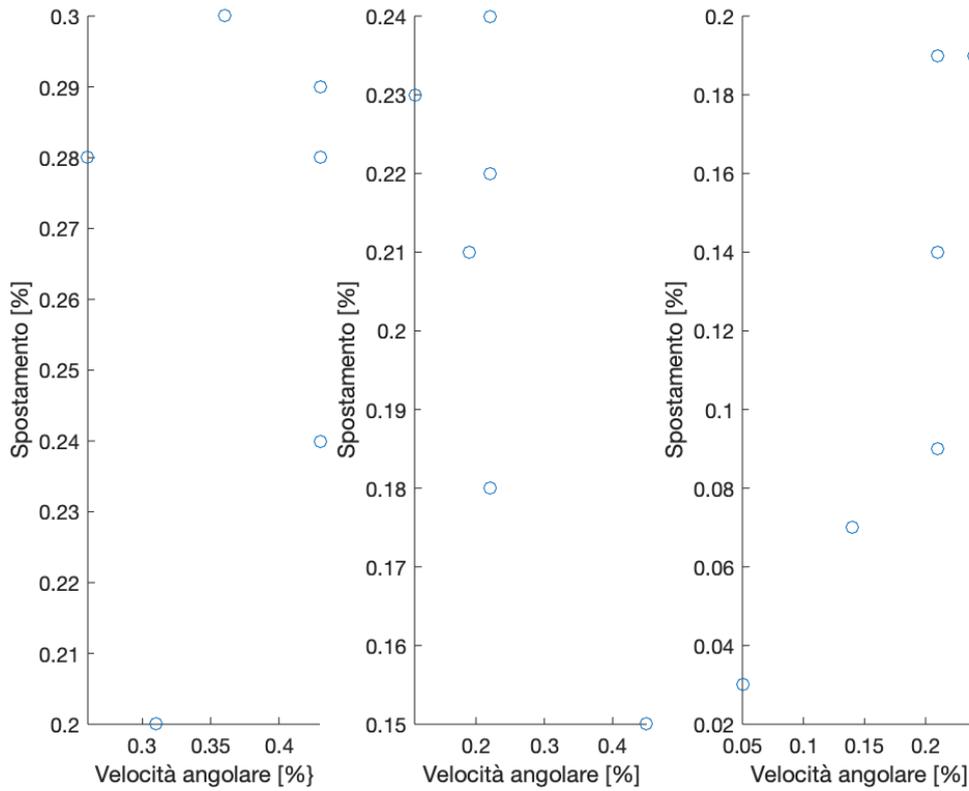


Figura 22: rappresentazione della relazione lineare tra velocità angolare ML e COP ML rispettivamente nel primo intervallo, nel secondo e nel terzo.

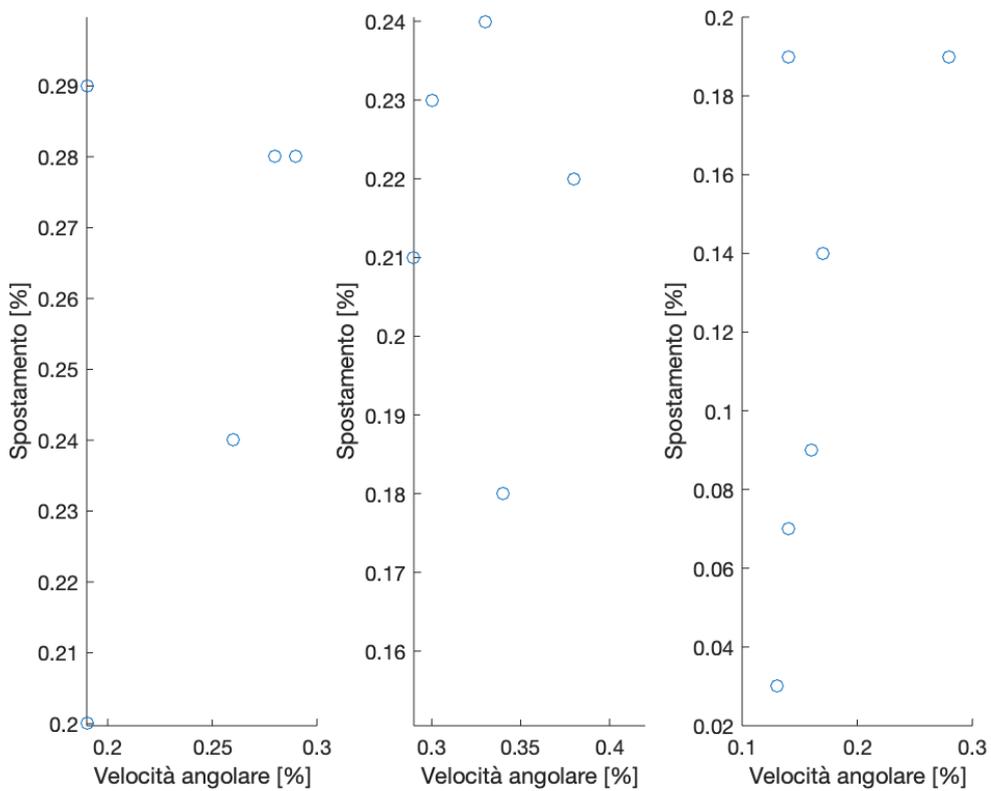


Figura 23: rappresentazione della relazione lineare tra velocità angolare AP e COP AP rispettivamente nel primo intervallo, nel secondo e nel terzo.

Come si può notare nei valori riportati nella [Tabella 1], c'è una buona correlazione tra i risultati ottenuti con la pedana stabilometrica e quelli provenienti dai sensori inerziali. In particolare, per il terzo ed ultimo intervallo il valore più alto del coefficiente di correlazione, pari circa a 0.8, è stato individuato sulla componente medio-laterale della velocità angolare. Si tratta di un valore positivo e poco inferiore a 1: il tracciato del COP ed il segnale di velocità angolare nella componente medio-laterale presentano entrambi un andamento crescente sul terzo intervallo, come è visibile in [Figura 24] ed in [Figura 25]. Una situazione differente si è verificata nel secondo intervallo. In questo caso i dati della velocità angolare in direzione medio-laterale dell'unità inerziale risultano correlati alla piattaforma di forza. Tuttavia, nel secondo intervallo, il coefficiente di correlazione è negativo: il tracciato del COP è crescente [Figura 24], mentre il segnale proveniente dall'unità inerziale è decrescente [Figura 25].

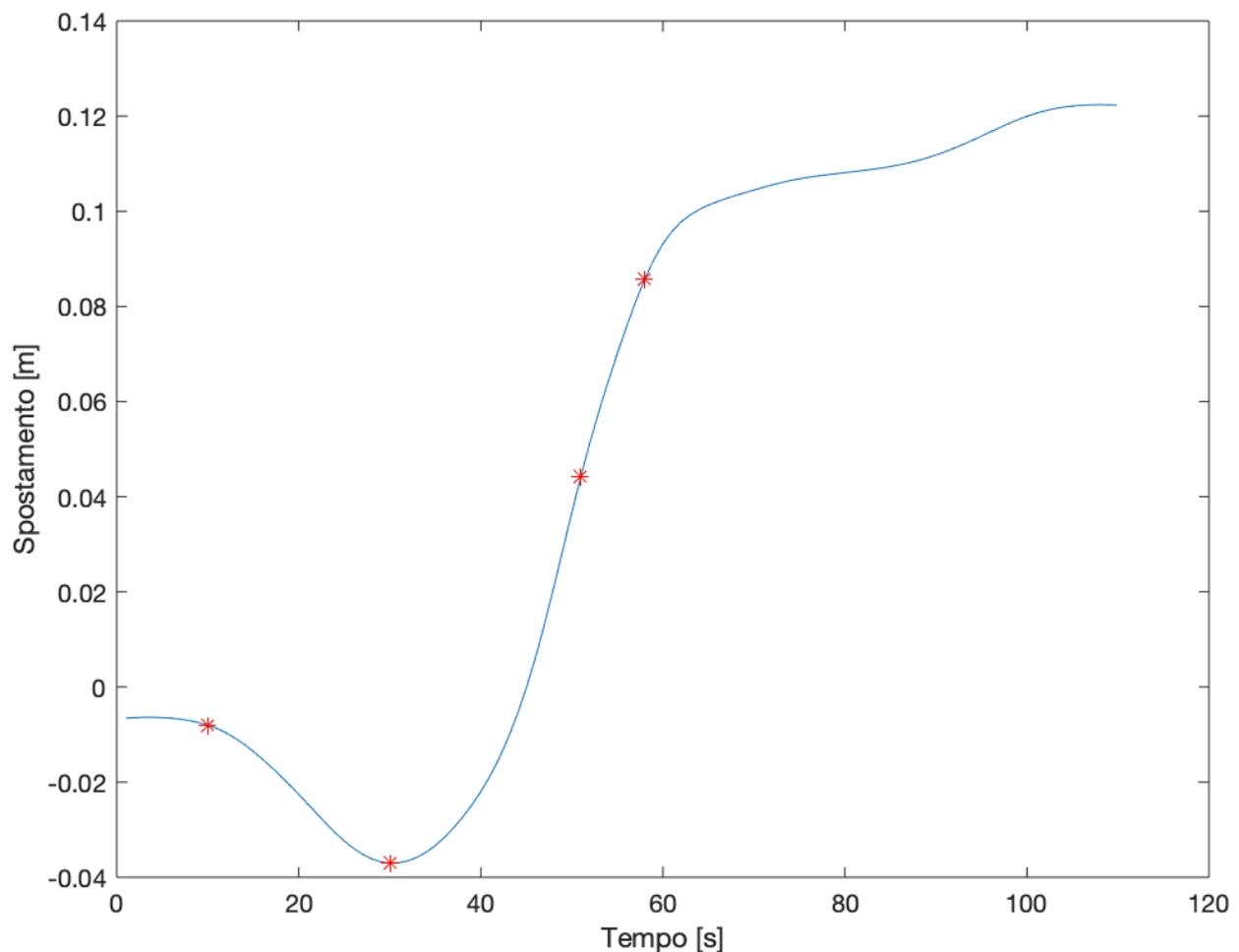


Figura 24: rappresentazione della componente medio-laterale del COP Quindi, Gli asterischi rappresentano gli eventi degli APA.

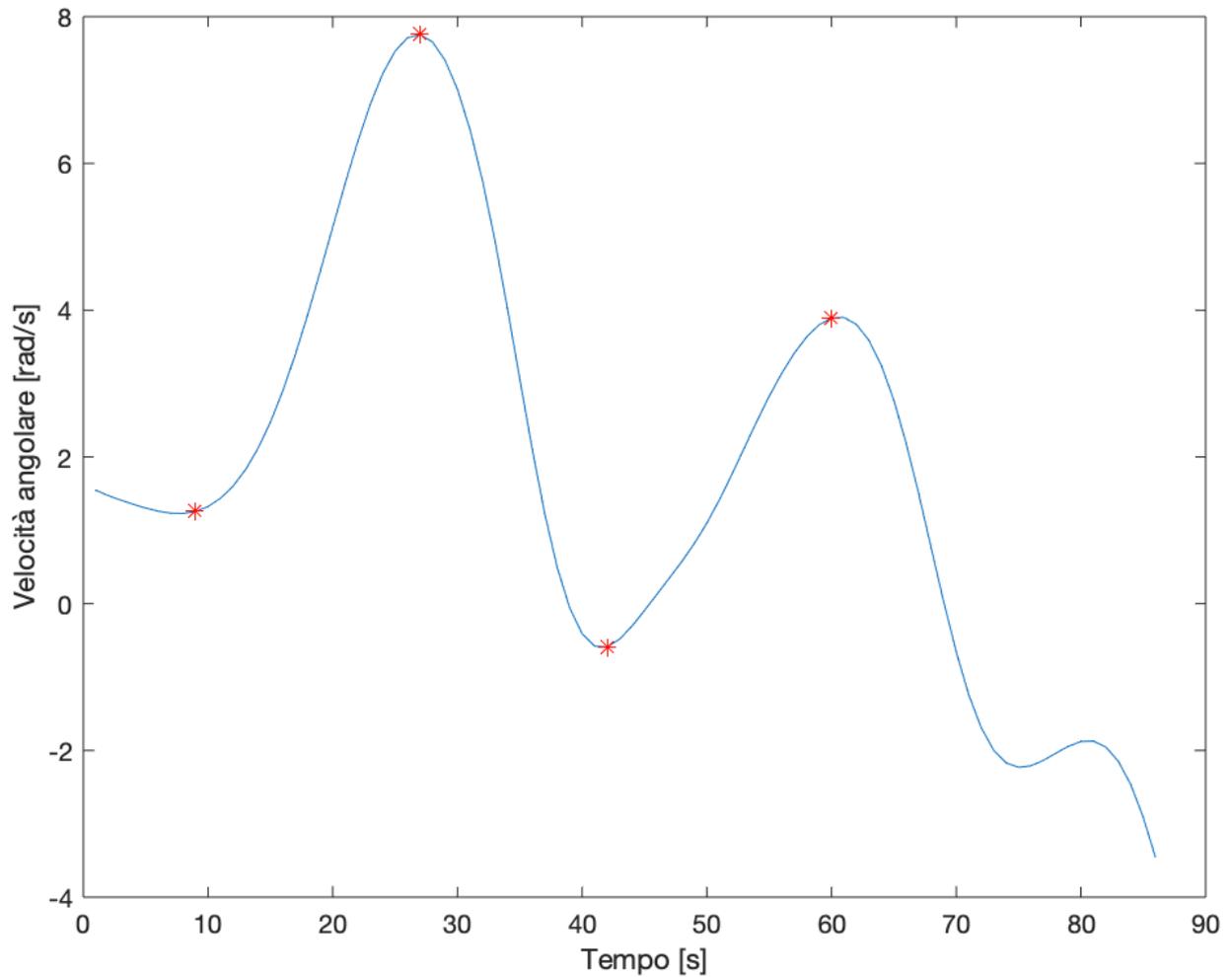


Figura 25: rappresentazione della componente medio-laterale della velocità angolare. Gli asterischi rappresentano gli eventi degli APA.

D'altra parte, per quanto riguarda il primo intervallo, che va dal primo al secondo evento, la componente maggiormente correlata è la velocità angolare in antero-posteriore, sebbene r superi di poco 0.5.

Nonostante ciò, da un punto di vista grafico la correlazione è abbastanza evidente, come riportato in [Figura 26] ed in [Figura 27].

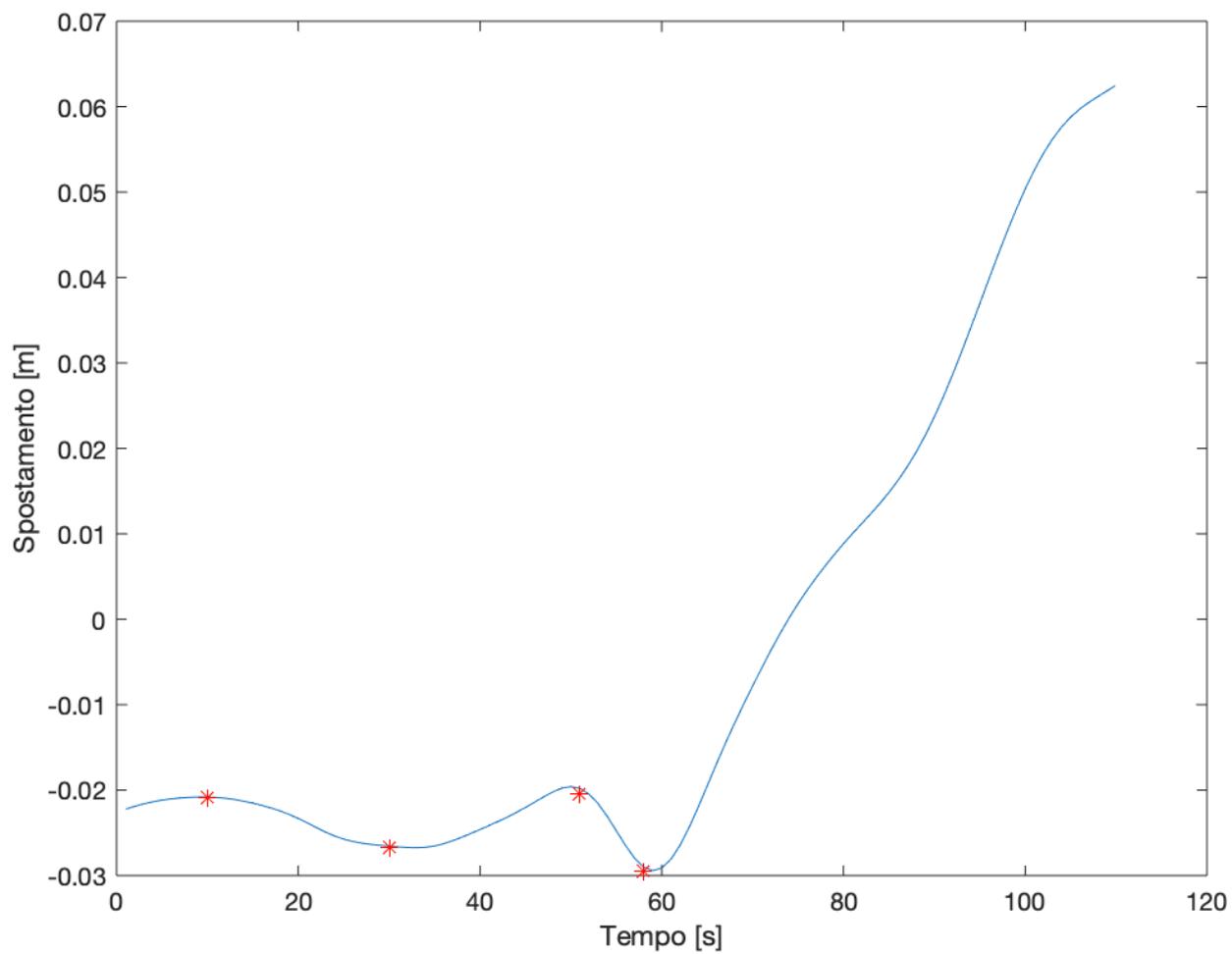


Figura 26: rappresentazione della componente antero-posteriore del COP Quindi, Gli asterischi rappresentano gli eventi degli APA.

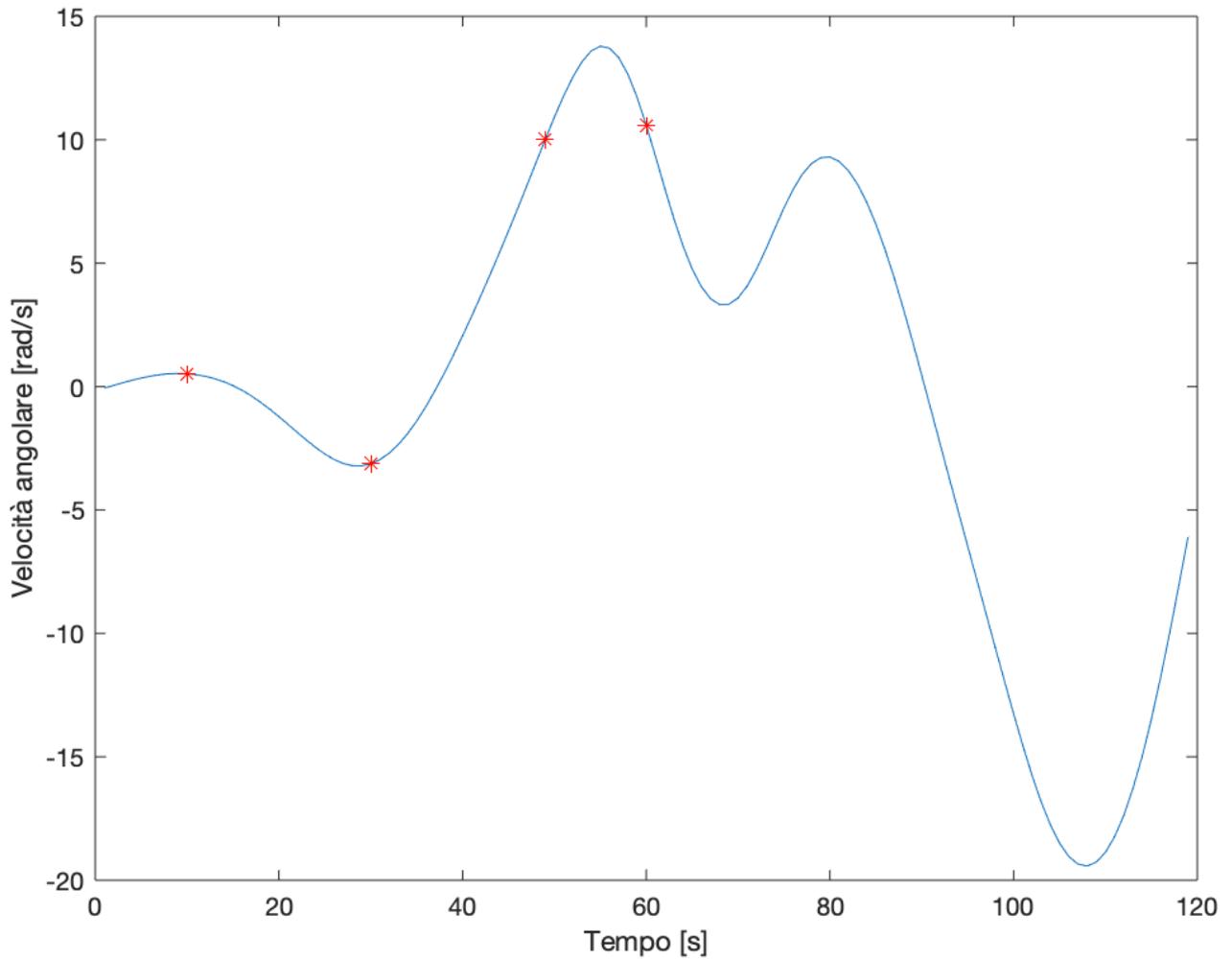


Figura 27: rappresentazione della componente antero-posteriore della velocità angolare. Gli asterischi rappresentano gli eventi degli APA.

Dunque, alla luce delle considerazioni fatte nello studio corrente, il giroscopio sembra proporre tracciati che risultano essere più correlati con la serie temporale del COP rispetto ad altri e la componente in medio-laterale risulta essere più consistente di quella in antero-posteriore.

Discussione

In questo studio è stata analizzata la possibilità di sostituire la strumentazione normalmente utilizzata per la caratterizzazione degli aggiustamenti posturali con una singola IMU.

In questa tesi sono stati descritti lo sviluppo ed i risultati dell'analisi dei segnali registrati durante tests di gait initiation provenienti da un dispositivo inerziale posto nella parte bassa della schiena.

I risultati ottenuti confermano correlazioni significative tra gli APA, ottenuti dai tracciati del COP misurato con una piattaforma di forza, ed eventi correlati ad essi e presenti sui segnali ottenuti dalla IMU. La correlazione sul primo intervallo, che è delimitato temporalmente dal primo e dal secondo evento degli APA individuati come è stato spiegato nel setup sperimentale, è invece abbastanza debole, con un coefficiente di correlazione massimo, pari a circa 0.5, sulla componente antero-posteriore della velocità angolare.

Non a caso, il primo limite di questo studio risulta essere la sincronizzazione, per cui sono stati riscontrati alcuni problemi. Commettere degli errori sulla sincronizzazione va sicuramente ad inficiare sui risultati finali, dal momento che è difficile riconoscere pattern simili su segnali asincroni. In virtù di questo l'idea iniziale è stata accantonata.

Infatti, in un primo momento, si pensava di poter portare avanti il lavoro senza l'ausilio del marker per la cinematica.

Per poter effettuare la sincronizzazione tra pedana di forza e sensore inerziale, dopo aver importato in MATLAB i dati provenienti da pedana di forza ed unità inerziale, si andavano ad individuare i campioni d'inizio e di fine nella componente verticale della forza, nel seguente modo:

- Il primo campione rappresentava la prima variazione percepita dalla piattaforma di forza;
- L'ultimo campione era quello immediatamente precedente al rapido decadimento a zero del segnale.

Gli estremi per la sincronizzazione e per il taglio delle sequenze temporali sono riportati in [Figura 28].

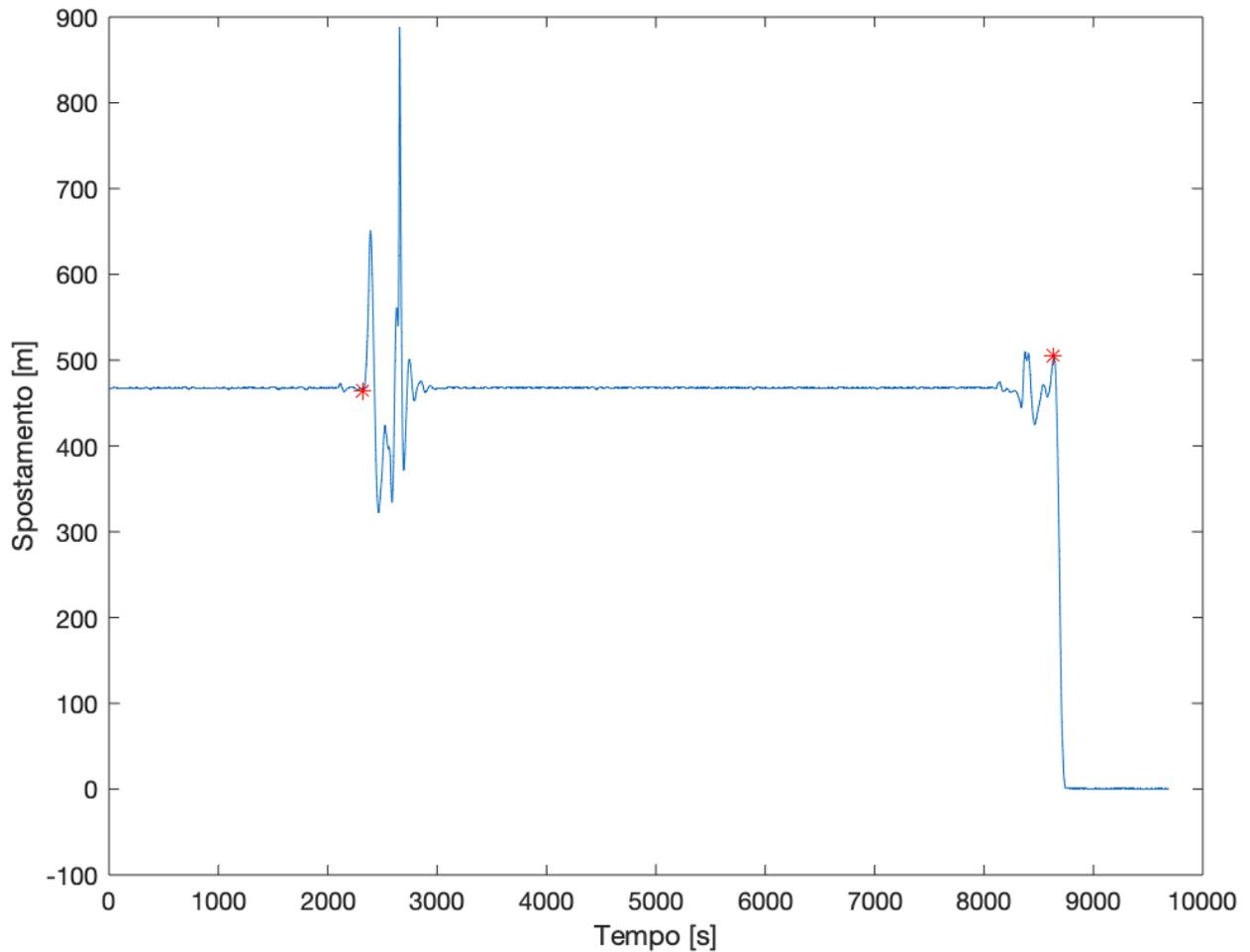


Figura 28: rappresentazione forza verticale. Gli asterischi stanno a rappresentare gli estremi della sincronizzazione.

In un secondo momento si andava a plottare la componente antero-posteriore dell'accelerazione del sensore inerziale, individuando, ancora una volta, i campioni di inizio e fine sincronizzazione, come rappresentato nella [Figura 29] che segue.

In questo caso il segnale sincronizzato aveva campioni compresi tra la prima variazione percepita dal sensore inerziale e l'ultimo frame registrato dall'unità inerziale stessa.

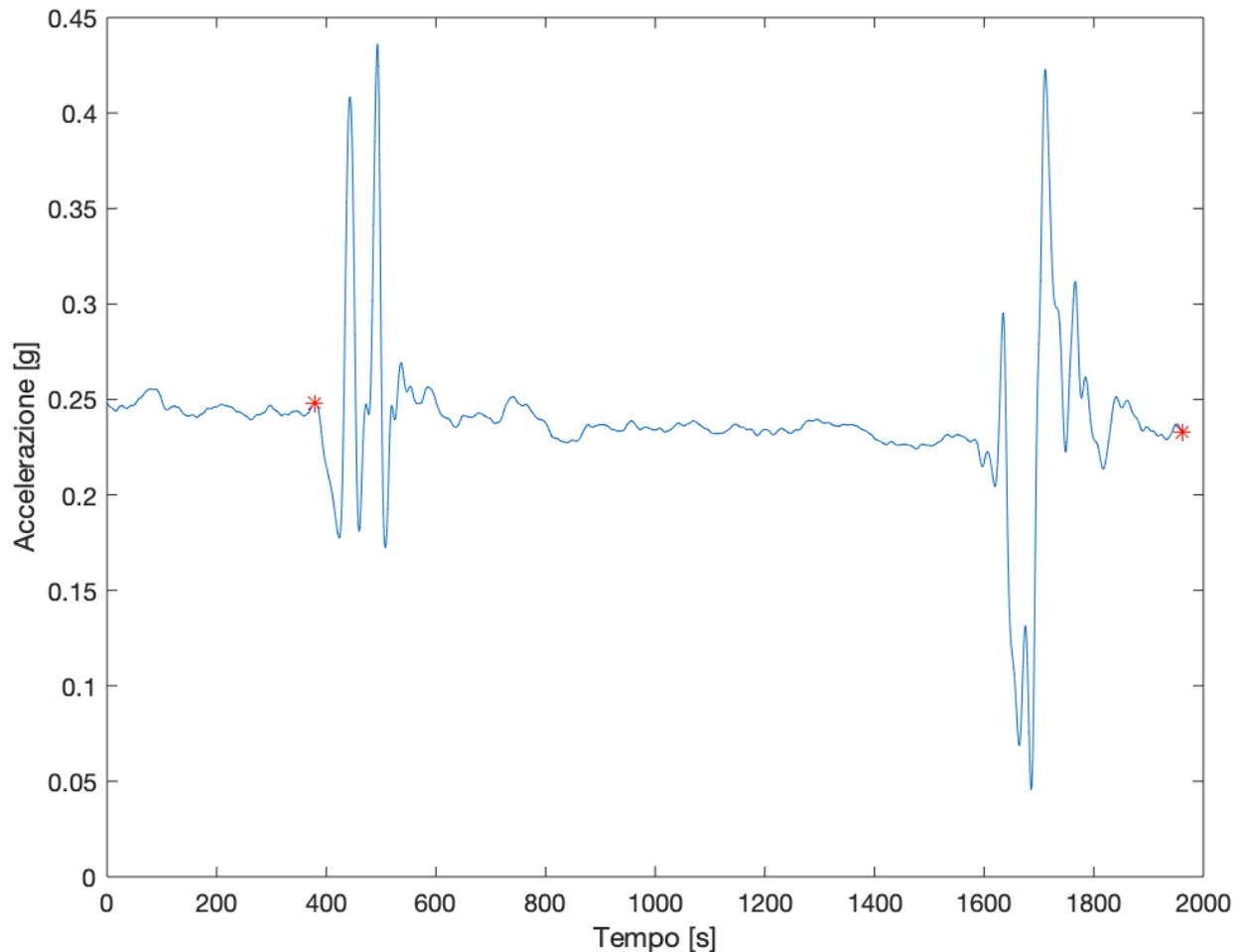


Figura 29: rappresentazione accelerazione in antero-posteriore. Gli asterischi stanno a rappresentare gli estremi della sincronizzazione.

Una volta che i due segnali erano sincroni, si procedeva con l'individuazione degli APA utilizzando lo stesso metodo descritto nel setup sperimentale effettivamente utilizzato nel corso dello studio.

Ci si aspettava che gli eventi APA provenienti dalle due tipologie di strumentazione potessero essere correlati in qualche modo, ma così non è stato e gli eventi erano quasi del tutto asincroni.

Dopo analisi ripetute, ci si è resi conto del fatto che il problema poteva essere ricondotto ad errori commessi durante la sincronizzazione.

Infatti, sincronizzare sulla base di considerazioni grafiche e senza l'ausilio di appositi marcatori cinematici può portare a fare degli sbagli che possono facilmente compromettere la validità del metodo.

Alla luce di ciò, sono stati introdotti nello studio marker cinematici, come spiegato nel corso della trattazione.

In sintesi, nel corso di questo studio è stata verificata la possibilità di correlare eventi ottenuti da una piattaforma di forza con quelli ottenuti da sensori inerziali con lo scopo di verificare la fattibilità di un possibile loro utilizzo anche in un contesto clinico.

L'obiettivo dello studio era arrivare a delle conclusioni che consentissero la sostituzione del gold standard con i sensori inerziali.

Esso è stato raggiunto parzialmente: i sensori inerziali hanno dimostrato di avere una buona robustezza e di essere in grado di arrivare a dei risultati concreti.

Quanto ottenuto conferma, in parte, ciò che Mancini et al. [2] hanno ricavato dal loro lavoro. Infatti, gli autori, per mezzo di un test di correlazione, hanno ottenuto elevati valori del coefficiente di Pearson sulla componente medio-laterale. La differenza con lo studio corrente sta nel fatto che la significativa linearità è stata riscontrata tra il COP e le misure di accelerazione, non quelle di velocità. D'altra parte, Martinez et al. [5] sono arrivati a delle conclusioni opposte a quelle riportate in questa tesi: gli autori hanno attribuito una consistenza massima dell'88% all'accelerazione in antero-posteriore ed una consistenza minima del 70% alla velocità angolare, sempre in antero-posteriore.

Bibliografia

1. Winter et al., Human balance and posture control during standing and walking, *Gait & Posture*, 1995
2. Mancini et al., Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: an accelerometer-based approach, *European Journal of Neurology*, 2009
3. Arnaud Delval et al., Role of the peripheral nervous system for an appropriate postural preparation during gait initiation in patients with a chronic inflammatory demyelinating polyneuropathy: A pilot study, *Gait & Posture*, 2021
4. Cau et al., Center of pressure displacements during gait initiation in individuals with obesity. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014
5. Aurelio Cappozzo et al., Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background, *Gait & Posture*, 2005
6. Martinez-Mendez et al., Detection of anticipatory postural adjustments prior to gait initiation using inertial wearable sensors, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2011
7. Mancini et al., Validity and reliability of an IMU-based method to detect APAs prior to gait initiation, *Gait & Posture*, 2016
8. Gazit et al., What happens before the first step? A New Approach to Quantifying Gait Initiation Using a Wearable Sensor, *Gait Posture*, 2020
9. Kanekar et al., Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles, *Clinical Neurophysiology*, 2008

Ringraziamenti

Vorrei ringraziare la professoressa Federica Verdini, relatrice di questa tesi, il dott. Alessandro Mengarelli ed il dott. Andrea Tigrini, correlatori, per il supporto che mi hanno fornito e per l'estrema disponibilità.

Vorrei inoltre fare un ringraziamento speciale alla mia famiglia che mi ha supportato e sopportato durante questo periodo di studi.