

UNIVERSITÀ DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA
ELETTRONICA

TESI DI LAUREA

Sistema di misura delle forze di contatto durante la corsa

A measurement system for the contact forces during running

Relatore:

Prof. Aldo ROSSI

Laureando:

Davide GIOVANELLI

Co-relatori:

Prof. Alessandro
GASPARETTO

Ing. Paolo BOSCARIOL

Anno Accademico 2013/2014

Abstract

L'idea della misurazione delle forze di reazione al suolo (Ground Reaction Forces, GRF) tramite l'inserimento nella scarpa di una soletta sensorizzata non è nuova, esiste una buona documentazione che mostra come già altri abbiano provato a realizzare sistemi simili a quello realizzato durante questo lavoro di tesi. Molti di questi lavori sono realizzati internamente alle università al fine di dare nuovi mezzi di studio per tutti i campi in cui la distribuzione e la misura delle forze di reazione al suolo rappresenta un aspetto chiave. Tra questi rientrano sia le analisi effettuate da preparatori atletici all'interno di un ambiente sportivo sia analisi mediche rivolte alla riabilitazione o al monitoraggio di pazienti. In quest'ultimo ambito rientrano la maggior parte degli studi. Uno degli aspetti più studiati è il monitoraggio di pazienti affetti da diabete grazie al quale è possibile prevenire l'occorrenza di ulcere diabetiche ai piedi. Nel caso di questo lavoro specifico l'obiettivo è l'applicazione sportiva all'interno del corso di studi in Medicina dello Sport.

Esistono prodotti in commercio ([3], [4]) in grado di dare un'informazione esauritiva sulla distribuzione del peso sulla pianta del piede. Si tratta di array di sensori posizionati o su una soletta o su una pedana. Con questo tipo di sensori si riesce più a dare un'informazione sulla distribuzione piuttosto che sulla forza totale esercitata durante la camminata o la corsa. Alcuni hanno provato a ricavare informazioni sulle forze di reazione al suolo verticali da questi array di sensori, i risultati non sono però ottimi ([14]).

Sono stati sviluppati anche sistemi per la misura delle forze verticali con sensori simili se non identici a quelli usati in questo lavoro ([7], [8], [9], [10]), in quei casi però i sistemi sono focalizzati su altri utilizzi rispetto a quello sportivo, in cui i movimenti (quindi anche i segnali) sono più impulsivi e più rapidi. Inoltre questi sistemi sono realizzati a livello di prototipo all'interno delle università ed è difficile, se non impossibile reperirli in commercio.

Si è quindi deciso di realizzare un sistema ex novo, in cui si è costruito tutto da zero (esclusi i sensori che ovviamente sono stati acquistati) anche perché, lo scopo di questo progetto è quello di andare avanti e trovare il modo di integrare anche dei sensori per le forze orizzontali in maniera non invasiva. Questa parte del lavoro non è però parte di questa tesi.

La tesi descrive quindi il lavoro svolto presso l'Università di Udine che è frutto della collaborazione tra la Facoltà di Medicina e la Facoltà di Ingegneria (dell'Università di Udine) per la realizzazione di una soletta in grado di misurare le forze di reazione al suolo verticali.

Il capitolo uno introduce l'argomento e le problematiche del tipo di misura, i capitoli due e tre si occupano dello studio della strumentazione usata, in particolare la programmazione del microcontrollore e l'integrazione dei sensori FSR. Il capitolo

quattro analizza brevemente la realizzazione del prototipo e il capitolo cinque si occupa della calibrazione dei sensori che viene realizzata come post elaborazione su computer tramite l'utilizzo Matlab. L'ultimo capitolo trae le conclusioni e offre spunti di miglioramento e prosecuzione del lavoro.

Nella trattazione sono stati omessi volontariamente i dettagli sul codice (sia del microcontrollore che di Matlab) prediligendo una descrizione più grafico-discorsiva degli algoritmi.

Essendo inoltre un progetto sperimentale realizzato da zero molto tempo è stato impiegato nella realizzazione dei supporti necessari sia hardware che software (programmazione di Arduino, realizzazione su millefori dei circuiti). Molte di questi supporti non sono descritti nella tesi in quanto realizzati e poi superati da una nuova versione oppure perché realizzati esclusivamente per effettuare dei test.

In conclusione si sottolinea come sebbene questo lavoro non coinvolga aspetti particolarmente complessi della scienza e della tecnica (a livello elettronico i circuiti realizzati sono molto semplici) ma si inserisca piuttosto in un ambito di interdisciplinarietà in cui le competenze necessarie vadano dall'elettronica, all'informatica e dalla biomeccanica alla mera manualità per la realizzazione del prototipo.

Indice

1	Introduzione	1
1.1	Introduzione all'analisi biomeccanica	1
1.2	L'importanza dell'analisi biomeccanica	1
1.3	Analisi biomeccanica: stato dell'arte	2
1.4	Aspetti meccanici della locomozione	3
1.5	Calcolo del lavoro	5
1.6	Scopo della tesi	6
1.6.1	Descrizione del sistema di misura	6
2	Acquisitore	7
2.1	Introduzione	7
2.2	La scheda Arduino UNO	7
2.3	Test preliminari e prime versioni del software per il microcontrollore	8
2.4	Stabilizzazione della frequenza di campionamento mediante l'uso di interruzioni	11
2.5	Miglioramento della velocità di scrittura grazie all'utilizzo di un buffer circolare	12
2.6	La nuova versione del software per l'Arduino (terza versione) . . .	13
2.7	Prestazioni e commenti sulla terza versione	14
2.8	Sostituzione della scheda Arduino UNO a favore della Arduino DUE	15
2.9	Porting dello sketch per il funzionamento sulla scheda Arduino DUE	16
2.10	Prestazioni e commenti sull'ultima versione	17
3	Sensori	19
3.1	Introduzione	19
3.2	Sensori FSR	19
3.2.1	Scelta dei sensori	19
3.2.2	Funzionamento sensori FSR	20
3.2.3	Circuito base di condizionamento del segnale	21
3.2.4	Circuito di condizionamento completo	22
3.3	Messa a punto dei guadagni	25
4	Realizzazione	27
4.1	Introduzione	27
4.2	Acquisitore	27
4.3	Soletta	28

5	Messa a punto e taratura	31
5.1	Introduzione	31
5.2	Limiti caratteristici del sistema	32
5.3	Metodologia di calibrazione	32
5.4	Primo confronto	33
5.5	Secondo confronto	35
5.6	Terzo confronto	37
5.6.1	Procedura	37
5.6.2	Risultati	38
6	Conclusioni	43
6.1	Discussione	43
6.2	Sviluppi futuri	44
6.2.1	Miglioramento dell'accuratezza del sistema realizzato . . .	44
6.2.2	Altri sensori da integrare	45
	Bibliografia	46

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Introduzione all'analisi biomeccanica

Correre è un'attività che ha contraddistinto da sempre l'esistenza umana. Mentre nell'età preistorica poteva fare spesso la differenza fra la vita e la morte, a seguito del progresso industriale e tecnologico, la corsa è stata fortunatamente relegata ad un ambito prettamente atletico, caratterizzando ormai la maggior parte delle attività sportive esistenti.

Tale attività è svolta da milioni di persone le quali perseguono i più svariati interessi: dalla vittoria di un'Olimpiade alla semplice perdita di peso, dallo sfidare gli amici in qualche gara allo sfidare se stessi nel ricercare il proprio limite. Anche per questi motivi la corsa è sempre stata uno dei gesti più studiati dagli scienziati. Un motivo in più è la relativa facilità nel raccogliere dati sia fisiologici che biomeccanici durante un esercizio di corsa. Basti pensare ad esempio all'analisi biomeccanica che può essere fatta in un laboratorio attrezzato di treadmill e videocamere. Purtroppo però tale analisi diventa complicata quando ci si vuole spostare sui campi di allenamento e di gara. Non è infatti semplice attrezzare una pista di atletica con videocamere, pedane di forza e altri strumenti per la misurazione dei parametri biomeccanici.

Gli aspetti biomeccanici maggiormente studiati riguardano il tempo di contatto (t_C), tempo di volo (t_V), frequenza del passo (f), stiffness dell'arto (K_{leg}), stiffness verticale (K_{vert}), spostamento verticale del centro di massa (Δz), compressione dell'arto inferiore (ΔL). Alcuni di questi parametri possono essere registrati in modo diretto attraverso uso di analisi video o di pedane di forza, altri invece vengono calcolati durante una successiva analisi.

Le prime misure riguardanti la meccanica del movimento umano derivano dagli inizi del '900 (Figura 1.1), ma è facile comprendere come tali misurazioni non potessero essere molto attendibili se paragonate a quelle che è possibile fare oggi con i nuovi mezzi e software che sono a disposizione degli studiosi e non solo.

1.2 L'importanza dell'analisi biomeccanica

Ma perché uno studioso dovrebbe essere interessato a studiare la biomeccanica della corsa e della marcia? A questa domanda si può rispondere con diverse

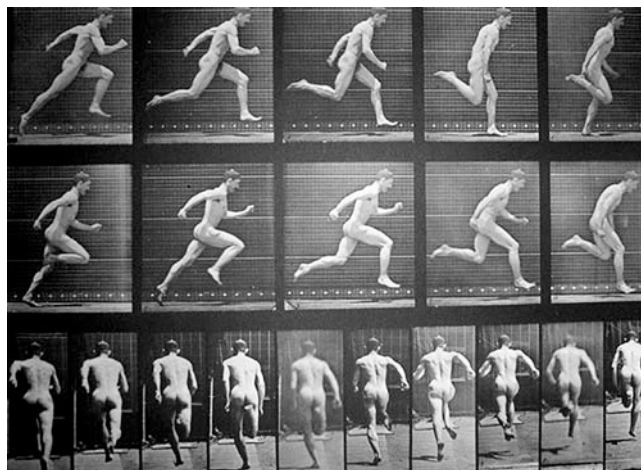


Figura 1.1: Eadweard Muybridge (1830-1904), *The Human Figure in Motion*, 1901.

motivazioni.

Da un punto di vista prettamente scientifico è importante comprendere a fondo ogni dettaglio del movimento umano.

Da un punto di vista sportivo c'è un interesse crescente nel comprendere se e perché vi è il modo “giusto” di camminare e correre, ovvero un modo che permetta la massima efficienza con il minimo dispendio energetico. Questo naturalmente con il fine di migliorare la prestazione sportiva.

Da un punto di vista medico c'è interesse a comprendere come un soggetto deambula per poter intervenire con le terapie (o protesi) adeguate. Basti pensare ad un soggetto che ha subito un incidente e sta facendo la riabilitazione, avere la possibilità di analizzare come cammina potrebbe accelerare il recupero ed evitare nuovi infortuni.

1.3 Analisi biomeccanica: stato dell'arte

Ci sono differenti mezzi e metodi per analizzare la biomeccanica del passo in soggetti che camminano o corrono. I più economici e alla portata di tutti sono i software di analisi cinematica (ad es. Kinovea, Simi 3D...) che permettono di analizzare il movimento umano attraverso l'analisi di file video opportunamente registrati (vedi Figura 1.2). Altre informazioni possono venire raccolte dalle pedane di forza (Figura 1.3-b), che registrano le forze di reazione al suolo.

A questi strumenti possono essere aggiunti altri tipi di sensori che acquisiscono informazioni utili quali ad esempio accelerometri e/o giroscopi che permettono di calcolare il lavoro esterno a partire dallo spostamento del centro di massa (CoM).

Negli ultimi anni si sono sviluppate inoltre delle solette che permettono di ottenere informazioni riguardanti la pressione del piede a terra, ([7], [8], [9], [10]); tali solette permettono di calcolare le forze verticali di reazione a terra. Sebbene esistano vari modelli di questo tipo di soletta non esiste nessun sistema simile che permetta di ottenere informazioni riguardanti anche le forze orizzontali di reazione al suolo. I sistemi esistenti per questo tipo di misurazione sono ancora troppo ingombranti per un adeguata misurazione durante la normale deambulazione (vedi Figura 1.3-a).



Figura 1.2: Fotogramma estratto dal software di analisi video Kinovea..

Ad oggi risulta quindi difficile raccogliere dati durante eventi outdoor, in quanto



Figura 1.3: (a) La scarpa Force Shoe, sviluppata da xSens ha livelli di accuratezza di misura molto elevati. Risulta però ingombrante e costosa. (b) Pedana di forza Kistler in grado di misurare le forze (nelle tre direzioni spaziali) esercitate su di essa.

non sempre è possibile installare delle pedane di forza su piste di atletica o campi di gara.

1.4 Aspetti meccanici della locomozione

Si pensi di suddividere il corpo umano in parti rigide (segmenti); durante il generico movimento di un segmento, l'energia chimica viene convertita in energia meccanica dai muscoli e si ottiene lavoro. Le forme di energia meccanica associate ad ogni segmento sono: energia cinetica ($E_{k,i}$) ed energia potenziale ($E_{p,i}$) le cui espressioni sono le seguenti.

$$E_{k,i} = \frac{1}{2}m_i v_i^2 + \frac{1}{2}I\omega_i^2 \quad (1.1)$$

$$E_{p,i} = m_i g_i h_i + \frac{1}{2}k_i x_i^2 \quad (1.2)$$

Dove l'energia cinetica è composta da un termine relativo alla velocità lineare e da un secondo termine che rende conto dell'energia associata alla velocità di

rotazione (ω_i) del segmento. I due termini dell'energia potenziale rendono conto dell'energia potenziale gravitazionale (derivata dall'altezza del segmento rispetto alla posizione di riposo) e l'energia potenziale elastica associata alla compressione-decompressione di tendini e muscoli, che durante il movimento si comportano come delle molle, consentendo di recuperare parte dell'energia cinetica dissipata durante una decelerazione del segmento.

Per quanto riguarda la velocità (e il movimento) di una parte, può essere scomposta come velocità (e movimento) del centro di massa (CoM) più la velocità (e movimento) relativa della parte rispetto al centro di massa.

$$v_i = v_{CoM} + v_{r,i} \quad (1.3)$$

L'energia totale risulta quindi la somma di tutti i segmenti in cui il corpo è stato diviso, ogni semento avrà una parte di energia cinetica e una parte di energia potenziale

$$E_{tot} = \sum_{i=1}^N (E_{k,i} + E_{p,i}) \quad (1.4)$$

Separando le componenti relative al centro di massa si ottiene:

$$E_{tot} = MgH_{CoM} + \frac{1}{2}Mv_{CoM}^2 + \sum_{i=1}^N \left(\frac{1}{2}m_i v_{r,i}^2 + \frac{1}{2}I_i \omega_i^2 \right) \quad (1.5)$$

dove M è la massa corporea e H_{CoM} è l'altezza del centro di massa ([11], [12]). Idealmente durante una corsa a velocità costante su terreno pianeggiante l'andamento di E_{tot} è oscillante con periodo uguale al periodo del passo (vedi Figura 1.4).

Tra i vari passi l'energia è però costante. In realtà questo varrebbe solo con una macchina ideale, cosa che il corpo umano non è. Normalmente i tendini si comportano come accumulatori di energia elastica e inoltre i muscoli consumano energia anche nel caso di lavoro negativo (quando cioè i vettori di forza e spostamento hanno delle componenti in direzione opposta). Inserire questo in un modello è problematico e quindi l'approccio classico è quello di trascurare il lavoro negativo presente a causa di queste non idealità.

Tornando all'Equazione 1.5 si possono distinguere due termini:

- Lavoro esterno $W_{ext} = MgH_{CoM} + \frac{1}{2}Mv_{CoM}^2$
- Lavoro interno $W_{int} = \sum_{i=1}^N \left(\frac{1}{2}m_i v_{r,i}^2 + \frac{1}{2}I_i \omega_i^2 \right)$

Si può pensare il lavoro esterno come il lavoro necessario per alzare e accelerare il corpo, mentre il lavoro interno è quello necessario ai movimenti relativi al CoM . Da questo è possibile calcolare la potenza meccanica sviluppata:

$$P_M = \frac{W_{tot}}{t} = \frac{W_{ext} + W_{int}}{t} \quad (1.6)$$

Dove t è la durata del periodo di interesse.

Sempre nel caso di corsa a velocità costante si può fare il seguente bilancio di forze:

$$\vec{f} = G\vec{R}F + B\vec{W} \quad (1.7)$$

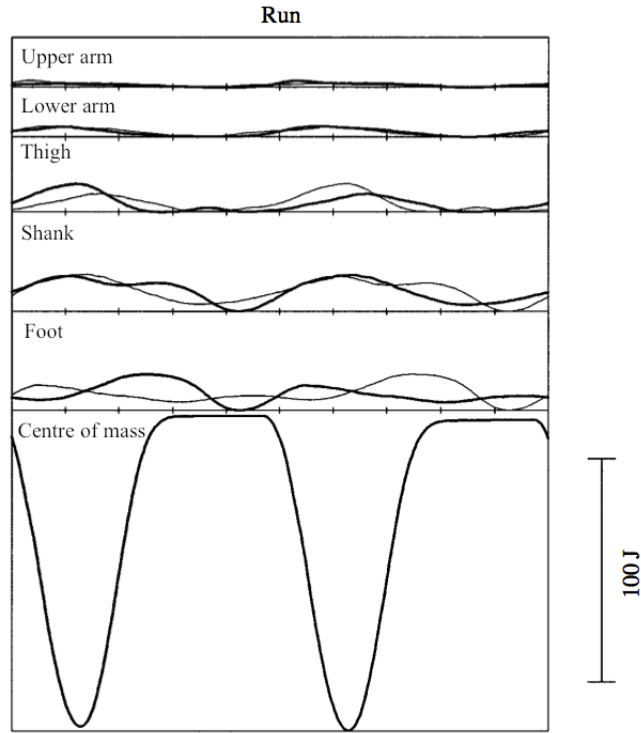


Figura 1.4: Andamenti dell'energia associati ai vari segmenti corporei durante la corsa [15].

Dove $G\vec{R}F$ esprime la forza di reazione al suolo (ground reaction force) mentre $B\vec{W}$ rappresenta la forza gravitazionale esercitata sul peso corporeo. Data l'assenza di accelerazione nell'andatura il valore medio di $\vec{f}$ sarà nullo. Quindi si ottiene che per quanto riguarda i valori medi (delle forze verticali) vale: $|G\vec{R}F_v| = |B\vec{W}|$.

Dato che durante la corsa esiste una fase di volo in cui nessuna forza è esercitata verso il terreno e che i valori medi si devono uguagliare, esisterà sicuramente un momento in cui istantaneamente $|G\vec{R}F_v(t)| > |B\vec{W}|$.

Di norma si raggiungono valori istantanei di $|G\vec{R}F_v(t)|$ pari a circa il doppio del peso corporeo[11].

1.5 Calcolo del lavoro

Dalla conoscenza di $G\vec{R}F$ e dello spostamento è possibile quindi calcolare il lavoro esterno. Vale difatti:

$$W_{tot} = \int f dx = W_x + W_z = \int f_x dx + \int f_z dz \quad (1.8)$$

Dove si sono esplicitati i termini relativi alle forze verticali e quelli relativi a quelle orizzontali.

Una volta eseguito il calcolo del lavoro è possibile calcolare il rendimento come:

$$\eta = \frac{W}{E} \quad (1.9)$$

Questo è solo un esempio del tipo di analisi che si può fare una volta che si abbiano a disposizione i dati relativi alle forze di reazione al suolo.

1.6 Scopo della tesi

Lo scopo di questa tesi è iniziare lo sviluppo di una soletta in grado di misurare le forze di reazione al suolo sviluppate durante la corsa. In questa tesi verrà presentato il lavoro relativo alla misura delle forze verticali, mentre la misura di quelle orizzontali sarà uno sviluppo futuro del sistema.

Il lavoro segue le linee di altri lavori simili, in particolare [7] riproduce in maniera abbastanza fedele anche il nostro progetto e dimostra come questo tipo di misurazione sia possibile con un errore accettabile (attorno al 5%) almeno per quanto riguarda la camminata.

E' da sottolineare come tale articolo sia stato pubblicato quando il nostro lavoro era già iniziato e che queste pubblicazioni siano realizzate principalmente da università americane, non risulta quindi semplice stabilire un contatto per la fornitura di un prototipo. Difatti il sistema che si vuole andare a realizzare non sarà fine a sé stesso, bensì ha lo scopo di essere realmente utilizzato come strumento di lavoro e ricerca dalla facoltà di Scienze dello Sport dell'Università di Udine.

1.6.1 Descrizione del sistema di misura

Il sistema sarà realizzato a livello di prototipo, e i blocchi principali che lo comporranno sono:

- soletta sensorizzata
- acquisitore

La soletta sarà ricavata da una normale soletta per scarpa da corsa, leggermente modificata per un miglior posizionamento dei sensori che saranno incollati ad essa con del nastro adesivo.

L'acquisitore sarà invece una macchina in grado di registrare i segnali grezzi provenienti dai sensori (su canali separati). Sarà realizzata con una scheda prevista di microcontrollore (Arduino) che riuscirà a gestire sia la parte di conversione analogico digitale sia quella di memorizzazione su SD.

La taratura verrà fatta per confronto con le forze registrate da una pedana di forza tramite regressione lineare, questo permetterà di calcolare i coefficienti di conversione (volt-newton) ottimali che minimizzano il valore RMS del segnale di errore tra i dati acquisiti con la soletta e quelli acquisiti con la pedana di forza. Per l'analisi dei dati quindi sarà necessaria una post elaborazione al computer (fatta in Matlab) in cui i dati grezzi verranno convertiti in dati di forza.

La realizzazione di questa soletta dovrà tener conto dei seguenti aspetti:

- costo ridotto
- minima invasività, al fine di non modificare il normale gesto atletico
- errore medio accettato (sulle feature estratte) attorno al 5%

Capitolo 2

Acquisitore

2.1 Introduzione

Il sistema di acquisizione dati si compone fondamentalmente di un convertitore analogico digitale (con un adeguato numero di ingressi) e di un dispositivo che permetta il salvataggio dei dati su memoria. I dati contenuti nella memoria verranno poi scaricati come file in formato *.CSV* su un computer ed elaborati con degli script scritti in linguaggio Matlab.

L'acquisitore realizzato si basa su una scheda fornita di microcontrollore (Arduino) in grado di gestire sia la parte di acquisizione sia quella di salvataggio su memoria SD.

2.2 La scheda Arduino UNO

La home page del sito dedicato al progetto Arduino dice *“Arduino is an open-source electronics prototyping platform based on flexible, easy-to-use hardware and software. It's intended for artists, designers, hobbyists and anyone interested in creating interactive objects or environments”*. Con questo si intende che col termine *Arduino* ci si riferisce sia alla scheda fisica che monta il microcontrollore sia all'ambiente integrato (IDE). L'IDE di Arduino è un software gratuito (quindi scaricabile liberamente dal sito internet) che integra varie funzionalità tra cui: un semplice editor di testo necessario per scrivere il codice (il codice di un programma scritto per l'Arduino in gergo viene chiamato *sketch*), un elevato numero di librerie contenenti funzioni (o routine) elementari, il compilatore (avr-g++) e il software necessario per trasferire, attraverso un cavo USB, il programma compilato dal computer al microcontrollore sulla board.

La scheda Arduino UNO (Figura 2.1) è provvista, oltre che del microcontrollore, di connettori con i quali si possono realizzare gli ingressi e le uscite del sistema. In questo caso particolare importanza hanno i sei ingressi analogici (attraverso di essi si realizzerà l'acquisizione del segnale proveniente dai sensori), risultano però utili anche gli I/O digitali che sono utilizzati per la gestione del sistema (ad esempio per il pulsante di start/stop) e per collegare lo slot per la SD.

Difatti la scheda Arduino UNO non è provvista di slot per memorie; è possibile però aggiungerne uno che comunicherà con il microcontrollore attraverso gli I/O digitali utilizzando il protocollo SPI. La gestione della memoria dal lato della programmazione viene fatta ricorrendo alla libreria *SD* (e poi in un secondo

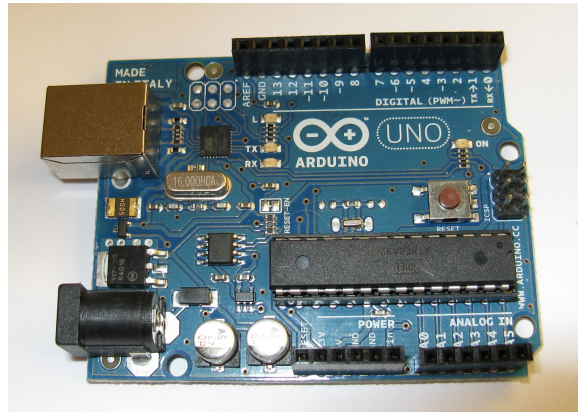


Figura 2.1: La scheda Arduino UNO, in particolare si vedono il microcontrollore ATmega328 della Atmel e i connettori attraverso i quali si collegano sei ingressi analogici (in basso a destra) e i 14 I/O digitali (in alto).

momento la *SD_FAT*) grazie alla quale si possono maneggiare file in modo piuttosto semplice, senza dover ricorrere a procedure troppo complesse.

La programmazione del microcontrollore viene fatta in un linguaggio proprietario che differisce poco da un C/C++ a cui siano state aggiunte le funzioni contenute nelle librerie fornite dall'IDE. Tali funzioni semplificano notevolmente la programmazione in quanto permettono di condensare dei comandi relativamente complessi in un'unica linea di testo. Bisogna però porre attenzione al fatto che con una programmazione a basso livello (quindi senza utilizzo di librerie pre confezionate) si possono sfruttare meglio le prestazioni del processore.

2.3 Test preliminari e prime versioni del software per il microcontrollore

Gli sketch per realizzare un acquisitore con la board Arduino UNO sono passati attraverso diversi passi di ottimizzazione. Inizialmente si sono fatti dei test atti a capire se il microcontrollore¹ potesse gestire da solo la conversione e la memorizzazione.

Il primo test eseguito mira a capire che prestazioni si hanno utilizzando una versione leggermente modificata di uno degli esempi² presenti nell'IDE. Si tratta di un semplice programma, descritto brevemente dallo schema a blocchi in Figura 2.2.

Risulta evidente che in questo programma non è presente nessun sistema di timing che sincronizzi il campionamento ad intervalli regolari tra i campioni. La velocità di campionamento è legata alla velocità di esecuzione del codice che non è costante e dipende da molti fattori (alcuni dei quali non quantificabili). Perciò per poter ricostruire correttamente il segnale di ingresso occorre memorizzare l'istante di campionamento di ogni set di campioni (per *set di campioni* si intende

¹Questo Arduino monta un microcontrollore ATmega328 che al suo interno contiene già un convertitore ADC da 10 bit con sei ingressi selezionabili singolarmente.

²Le librerie contenute nell'IDE sono completate con degli sketch di esempio che aiutano ad apprendere come integrare le funzioni della libreria all'interno del proprio programma

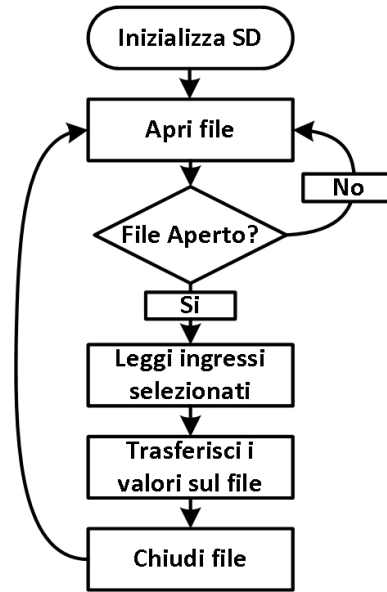


Figura 2.2: Diagramma di flusso dell’algoritmo con cui è programmato l’Arduino la prima volta.

l’insieme dei valori campionati ai vari ingressi in un preciso istante³). Il file ottenuto sarà quindi una tabella del tipo:

sample time	ADC in 1	ADC in 2	...	ADC in n
$t(k)$	$d_1(k)$	$d_2(k)$	...	$d_n(k)$
$t(k + 1)$	$d_1(k + 1)$	$d_2(k + 1)$	...	$d_n(k + 1)$
$t(k + 2)$	$d_1(k + 2)$	$d_2(k + 2)$	...	$d_n(k + 2)$

Tabella 2.1: Formattazione del file salvato sulla memoria SD contenente i dati campionati.

dove: $t(k)$ indica il tempo trascorso dall’accensione della schedina al preciso istante di campionamento del campione k -esimo, $d_1(k)$ è il valore campionato all’ingresso 1 all’istante k -esimo, $d_2(k)$ è il valore campionato all’ingresso 2 all’istante k -esimo e così via. Dato che la scheda ha sei ingressi analogici risulterà che $n \leq 6$. Quindi per ogni istante di campionamento si memorizzano nel file l’informazione temporale e il valore campionato ai vari ingressi che sarà compreso tra 0 e 1023 (l’ADC ha un quantizzatore a 10 bit). Con un semplice test di acquisizione di durata di qualche secondo si mostra che con questa programmazione l’intervallo medio tra i campioni è di poco più di $15ms$ con un minimo di $14ms$ ed un massimo di $29ms$. Risulta evidente che con un campionamento così poco controllato sarebbe complicato elaborare il segnale digitale (ad esempio filtrarlo). Inoltre, l’intervallo di campionamento è eccessivamente lungo. Basandosi su altri studi ([1]) e sull’utilizzo della pedana di forza Kistler si è stabilito che la frequenza di campionamento debba essere tra i $500Hz$ e $1kHz$ (poi in fase di messa a punto

³Per ora si considera che il campionamento dei vari ingressi avvenga in simultanea, in realtà la conversione avviene ad istanti leggermente diversi in quanto c’è la necessità di far commutare l’ingresso al multiplexer presente prima dell’ADC

si è stabilito che $500Hz$ è un valore più che sufficiente), quindi è necessario un netto miglioramento delle prestazioni.

Analizzando lo schema a blocchi (Figura 2.2) si vede come l'operazione di apertura e chiusura del file venga fatta ad ogni iterazione del ciclo, questo permette di poter inserire e disinserire a piacimento la memoria SD (non è necessario nessun controllo sulla rimozione della memoria). Considerando il carico di lavoro svolto dal microcontrollore risulta evidente come le operazioni di campionamento siano relativamente veloci se confrontate con quelle di apertura e chiusura del file, questo è facilmente dimostrabile con un nuovo sketch in cui le operazioni di apertura e chiusura del file avvengano una sola volta, ad inizio e a fine registrazione. Si introduce quindi il problema di comunicare al sistema il segnale di fine registrazione, ovvero il segnale che termini le operazioni di scrittura e che chiuda il file. Per fare ciò si collega un pulsante ad un ingresso digitale del microcontrollore, quando tale ingresso passerà dallo stato basso (0 volt) a quello alto (5 volt) il programma si fermerà e sarà possibile rimuovere la scheda SD. Facendo un test di qualche secondo su questo algoritmo si ottiene che ora il tempo medio di campionamento è di $3,3ms$.

Le prestazioni che si vogliono per il sistema non sono così lontane da quelle ot-

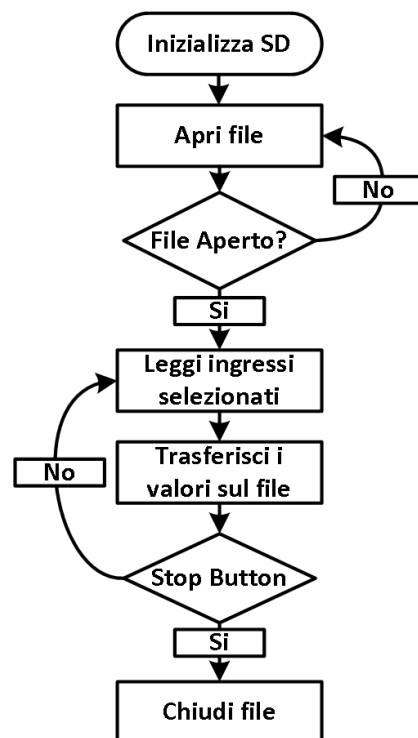


Figura 2.3: Diagramma di flusso dell'algoritmo iniziale modificato in modo da far richiamare solo una volta le operazioni di apertura e chiusura del file.

tenute con la semplice modifica di un file di esempio, quindi si conclude che ha senso provare ad ottimizzare il codice al fine di tentare di portare la frequenza di campionamento almeno a $500Hz$ per sei ingressi simultanei; ovviamente occorrerà anche che il campionamento sia sincronizzato ad un qualche segnale di clock che garantisca una certa stabilità della frequenza di campionamento.

2.4 Stabilizzazione della frequenza di campionamento mediante l'uso di interruzioni

Lo strumento utilizzato all'interno della maggior parte dei microcontrollori per gestire la temporizzazione di eventi sono i timer, molto spesso usati insieme alle interruzioni.

Timer : I timer sono presenti nella quasi totalità dei microcontrollori. Si tratta sostanzialmente di circuiti contatori che incrementano (o decrementano) di uno il valore del loro stato ad ogni fronte di salita (o discesa) del segnale applicato in ingresso. Mettendo in ingresso al timer il segnale di clock del sistema⁴ si realizza un sorta di cronometro. Grazie ai registri di configurazione si possono associare alcune azioni al raggiungimento di un particolare valore del contatore; l'esecuzione di alcuni compiti può essere quindi temporizzata facendone lanciare l'esecuzione ogni volta che il timer raggiunge un determinato valore, raggiunto il quale il timer si resetta.

Dato che il registro in cui è contenuto il valore del conteggio è un registro a 16 bit, il massimo valore che potrà contenere sarà $2^{16} - 1 = 65535$, una volta raggiunto tale valore se si prova a incrementare ulteriormente il timer il contatore va in overflow e si azzerà. Avendo a disposizione il clock di sistema il contatore verrà incrementato ogni 62.5 ns perciò, partendo a contare da zero, l'overflow si raggiungerà in poco più di 4 ms.

Per poter gestire intervalli temporali maggiori si può anteporre al contatore un prescaler che rallenta il segnale a impulsi che comanda il timer (solitamente divide la frequenza per 8, 64, 256, 1024), si può così arrivare a circa 4 secondi prima di raggiungere l'overflow. Da notare è che il timer è assolutamente indipendente dal processore, un timer abilitato continua a contare indipendentemente da quanto lavoro sta effettuando la CPU e senza gravarne le prestazioni.

Interruzioni : Il sistema delle interruzioni viene utilizzato nei microprocessori soprattutto quando si devono gestire periferiche o comunicazioni che funzionano in maniera asincrona rispetto al processore. Se ne spiega il funzionamento con un esempio: dal datasheet del microcontrollore si vede che la conversione di un segnale analogico da parte dell'ADC impiega non meno di 13 cicli di clock⁵. Una volta lanciata la conversione occorre aspettare del tempo prima di poter leggere il valore convertito in digitale. Grazie alle interruzioni, una volta dato il via alla conversione l'ADC è autonomo e il sistema può occuparsi di altre operazioni; una volta che la conversione sia finita il convertitore analogico digitale (ADC) lo segnala al processore attivando un'interruzione. Quando il microcontrollore riceve l'interruzione associata all'ADC smette di eseguire quello che stava facendo (salvando però i dati necessari) e lancia una funzione che si occupa di trasferire il valore convertito dall'ADC nella memoria, così da rendere possibile una nuova conversione. Eseguita la funzione lanciata dall'interruzione⁶ il processore carica

⁴Il clock è fornito da un'oscillatore al quarzo in grado di generare un'onda quadra con frequenza di 16MHz.

⁵Il segnale di clock dell'ADC ha frequenza minore rispetto a quella del microcontrollore in quanto è presente un prescaler (simile a quello presente nei timer) che ne divide la frequenza.

⁶Tali funzioni vengono chiamate Interrupt Service Routine o più brevemente ISR.

lo stato a cui si trovava prima di servire l'interruzione e continua con l'esecuzione del programma.

Per ottenere una frequenza di campionamento stabile si crea un nuovo sketch in cui le letture degli ingressi sono comandate da un timer tramite un'interruzione. Si supponga di voler campionare ogni 2 ms, per ottenere una frequenza di campionamento di 500 Hz. Basta impostare il timer in modo che ogni 2 ms questo generi un'interruzione e collegare a tale interruzione una ISR che si occupi della lettura degli ingressi analogici. Così facendo il campionamento viene fatto con una frequenza di campionamento precisa e stabile.

2.5 Miglioramento della velocità di scrittura grazie all'utilizzo di un buffer circolare

Il buffer circolare : Il nuovo software per l'Arduino utilizzerà, oltre ai timer e alle interruzioni, un buffer circolare. Un buffer circolare (o array circolare) è una struttura dati simile ad un normale array o vettore di dati, ma di tipo FIFO (First In First Out). Non si accede quindi all'array per indicizzazione diretta ma in maniera sequenziale, partendo dal primo elemento e proseguendo in ordine. In scrittura i nuovi dati sono salvati in testa (head), mentre in lettura gli elementi vengono prelevati dalla coda (tail). Ogni volta che sia necessario salvare un elemento questo è inserito subito dopo l'ultimo che è stato scritto. Una volta raggiunta la fine del vettore si ricomincia dall'inizio sovrascrivendo i valori precedenti.

La lettura avviene nello stesso modo, partendo dal primo elemento, raggiunta la fine si torna alla prima posizione: da questo deriva la circolarità (vedi Figura 2.4). Quando una posizione è stata letta e il valore in essa contenuto è stato prelevato è possibile scriverne uno nuovo sovrascrivendo il vecchio. Ovviamente sovrascrivendo

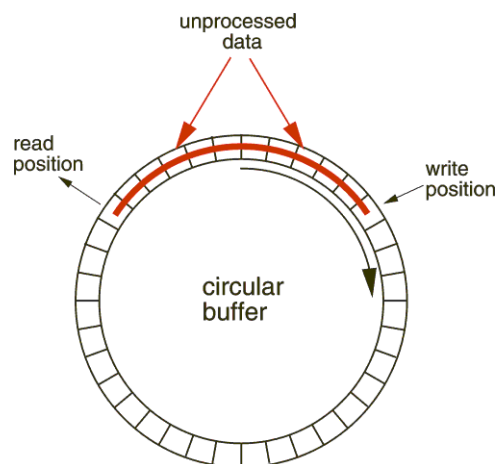


Figura 2.4: Struttura del buffer circolare; se la lettura dell'array avviene troppo lentamente la posizione di scrittura potrebbe raggiungere quella di lettura causando un overrun.

vendo una posizione non ancora processata il vecchio valore in essa contenuto sarà perso; questo è detto *overrun*.

Utilizzo del buffer circolare all'interno del sistema di acquisizione:

Si è già detto che l'operazione più lenta all'interno del sistema di acquisizione è la scrittura su SD, questa oltre ad avere dei tempi di esecuzione difficilmente calcolabili è anche soggetta a rallentamenti dovuti all'elettronica stessa della memoria. Questo significa che durante la scrittura la velocità di trasferimento potrebbe subire variazioni, grazie all'utilizzo di un buffer circolare si riescono ad assorbire dei rallentamenti nella velocità di trasferimento (entro certi limiti) senza perdita di dati.

Quando gli ingressi analogici vengono campionati, il trasferimento dei dati sulla memoria esterna avviene in due passaggi, inizialmente i valori vengono copiati nella prima cella disponibile del buffer circolare, successivamente avverrà il trasferimento dal buffer alla memoria SD. Quest'ultimo passo viene fatto nei momenti di pausa tra un'acquisizione e l'altra. Perciò i dati che non si riescono a copiare nei momenti di velocità minore si recupereranno quando la velocità sarà maggiore, tutto questo funziona ovviamente se la velocità media di trasferimento è sufficientemente elevata da permettere il trasferimento di tutti i dati.

2.6 La nuova versione del software per l'Arduino (terza versione)

Il nuovo software farà uso degli elementi esposti nelle sezioni precedenti (vedi Figura 2.5). Appena viene accesa la board il sistema si mette in pausa e attende il segnale di *inizio acquisizione* (*Start/Stop Button* in Figura 2.5). Una volta dato il segnale premendo il pulsante predisposto si inizializzano la schedina SD e il file che conterrà i dati acquisiti.

Finite le inizializzazioni, l'acquisizione parte abilitando il timer che genera un'interruzione ogni T_s (T_s indica il periodo di campionamento). L'Interrupt Service Routine (ISR) associata a tale interruzione campiona n ingressi⁷ e li inserisce nel Buffer Circolare insieme alle informazioni temporali (queste sono necessarie in caso di overrun per ricostruire con più accuratezza il segnale campionato). Se all'interno del Buffer non ci fosse più posto (per colpa di un eccessivo rallentamento della velocità di trasferimento su SD) non si campionano gli ingressi (non si saprebbe dove memorizzare i valori campionati) e si incrementa di uno il contatore degli overrun. Dato il tipo di segnale e l'analisi a cui viene sottoposto, la perdita di qualche punto può anche essere accettata.

Terminata l'ISR di campionamento il microcontrollore ritorna ad eseguire il loop principale (*main()* nella Figura 2.5) all'interno del quale si trasferiscono i campioni acquisiti sulla memoria SD. Appena il timer genera un'altra eccezione (quindi riparte la routine di campionamento) il trasferimento viene fermato per ricominciare non appena l'ISR sarà terminata.

Il segnale di *fine acquisizione* che ferma il sistema, chiude il file e permette la rimozione della schedina è dato con una nuova pressione del pulsante *Start/Stop*. La prima pressione darà quindi l'inizio alla registrazione dei segnali, mentre la seconda fermerà la registrazione. Una volta fermato il sistema, per creare un nuovo file e poter iniziare una nuova acquisizione si preme il pulsante di *Reset*.

⁷Il numero degli ingressi da campionare n è configurabile cambiando il valore di una costante nel file sorgente.

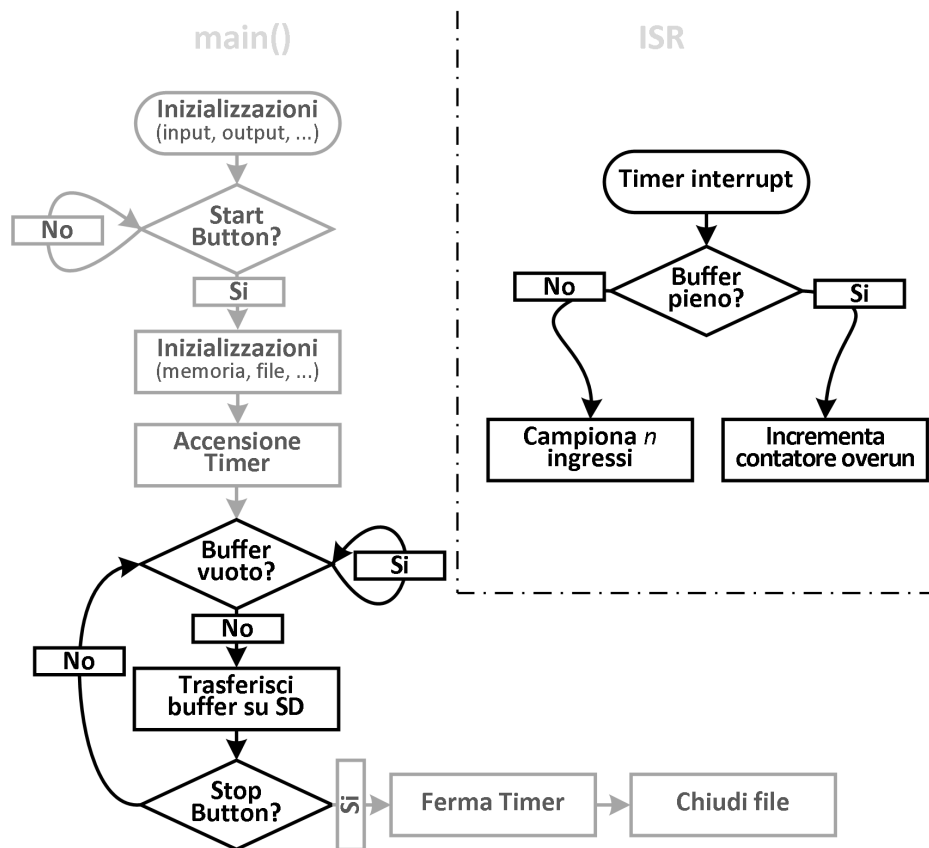


Figura 2.5: Diagramma di flusso semplificato della terza versione del programma per l'Arduino. Nella parte sinistra è descritto il funzionamento del loop principale del programma (*main*), in alto a destra lo schema l'Interrupt Service Routine di campionamento del segnale. Sono evidenziate in scuro le parti eseguite in loop durante l'acquisizione.

2.7 Prestazioni e commenti sulla terza versione

Le acquisizioni fatte col nuovo software risultano molto migliori rispetto a quelle fatte con le prime versioni, questo miglioramento è dovuto principalmente alla corretta temporizzazione del campionamento.

Nei test risulta che il sistema riesce ad acquisire un canale fino a oltre $1kHz$ senza problemi, quando però gli ingressi diventano 6 (quindi al massimo delle potenzialità offerte dalla scheda) ogni tanto si incontrano dei problemi di overrun. Abbassando la frequenza di campionamento a $500Hz$ gli overrun si verificano comunque, anche se meno frequentemente.

Se si misurano i tempi di esecuzione utilizzando gli stessi timer presenti all'interno del microcontrollore, risulta che il tempo impiegato per eseguire una operazione di campionamento e inserimento nel buffer è di $12\mu s$ più $112\mu s$ per ogni ingresso campionato, supponendo di aver impostato l'acquisizione di 6 ingressi e la frequenza di campionamento a $500Hz$ (quindi con periodo di campionamento di $2ms$) significa che la fase di campionamento occupa circa il 34% del tempo a disposizione ($684\mu s$ impiegati a fronte dei 2000μ disponibili).

Commento sulla velocità di conversione: La conversione in digitale degli ingressi è fatta dal convertitore integrato all'interno del chip del microcontrol-

lore. Il convertitore impiega ovviamente un tempo non nullo per la conversione, in particolare, in funzionamento normale la conversione impiega 13 cicli di clock ([5]). Non è possibile modificare la frequenza di sistema (fissa a $16MHz$) è però possibile modificare il prescaler dell'ADC. Il clock del convertitore difatti non può essere fornito direttamente dall'oscillatore a $16MHz$ perché non si garantirebbero i tempi minimi necessari per la conversione. Il produttore indica con $200kHz$ la frequenza di clock massima per ottenere un'accuratezza di 10 bit, se invece basta un'accuratezza di 8 bit la frequenza di clock può essere aumentata a $1MHz$. Riducendo l'accuratezza a 8 bit il segnale verrebbe quantizzato su 256 livelli, si riduce quindi di un fattore 4 l'accuratezza del sistema. Questo peggioramento delle prestazioni è stato considerato troppo pesante per essere accettato. Inoltre si sono effettuati comunque alcuni test e ci si è accorti che l'aumento di velocità di conversione non è sufficiente per eliminare del tutto la presenza di sporadici overrun.

2.8 Sostituzione della scheda Arduino UNO a favore della Arduino DUE

I test fin qui eseguiti mostrano che, con una corretta programmazione, la scheda con microprocessore Arduino può essere utilizzata come di acquisitore di un sistema di misura, la velocità media di trasferimento su SD sembra essere adeguata. Purtroppo però, utilizzando più di un canale, il buffer circolare (Paragrafo 2.5) inizia ad avere delle dimensioni importanti. L'array è formato da elementi di tipo `uint16_t` (deve contenere i campioni provenienti dall'ADC convertiti con una precisione di 10bit) più lo spazio per l'informazione temporale sui campioni (che utilizza un dato di tipo `uint32_t`). Si può dire quindi che la dimensione (in byte) occupata dal buffer in memoria è di $dim = 2(2 + n)m$ dove n è il numero di canali che si sta campionando e m è il numero di elementi che il buffer conterrà (m è configurabile a piacimento entro i limiti fisici dettati dalla dimensione della RAM del microcontrollore).

Considerando di campionare tutti e 6 gli ingressi analogici (nella versione finale gli ingressi saranno di meno) e considerando anche che, una volta programmato, la memoria RAM libera risulta essere circa 1100 byte (di 2048 totali) anche allocando tutta la memoria libera per il buffer circolare si può allocare un array con $m_{MAX} = 68$ elementi. Dato che la RAM dovrà contenere anche tutte le variabili locali nella realtà non si riesce ad allocare più di 40 elementi per il buffer circolare. Per poter assorbire dei rallentamenti più prolungati occorre aumentare il numero di elementi dell'array e l'unico modo per farlo è disporre di più RAM.

La scelta fatta è stata di cambiare microcontrollore utilizzando il SAM3X montato sulla scheda Arduino DUE, questo oltre ad avere una frequenza di clock maggiore ($84MHz$) possiede molta più memoria RAM ($96kByte$ di cui circa $93kByte$ sono allocabili per il buffer) consentendo di realizzare un buffer con più di 5000 elementi. Inoltre questo microcontrollore possiede ben 12 ingressi analogici e un ADC da 12 bit le prestazioni quindi dovrebbero risultare migliori.

2.9 Porting dello sketch per il funzionamento sulla scheda Arduino DUE

Per trasportare il progetto sulla nuova scheda bisogna tener conto di due caratteristiche di diversità (anche se in realtà ce ne sono molte) tra le due versioni di Arduino. Prima di tutto i microcontrollori della famiglia SAM3X hanno un'architettura a 32 bit diversa da quella degli ATmega (16 bit). Un'altra differenza è la tensione di lavoro, per gli ATmega è di 5 volt, mentre i SAM3X lavorano a 3,3 volt, questa caratteristica è da tenere in considerazione nella realizzazione dei circuiti esterni, sia quelli necessari per il condizionamento del segnale sia per quelli necessari al controllo (pulsanti, led, display, ecc).

Per ora ci si focalizzerà solo sulle differenze nell'architettura del microcontrollore. Oltre al diverso numero di bit, che porta a diversi nomi dei registri di configurazione bisogna dire che le periferiche come l'ADC e i Timer hanno una struttura completamente diversa (anche se poi la funzione svolta è la stessa) e richiedono un nuovo studio per la loro configurazione.

Anche se inizialmente il nuovo processore è sembrato più complesso dopo qual-

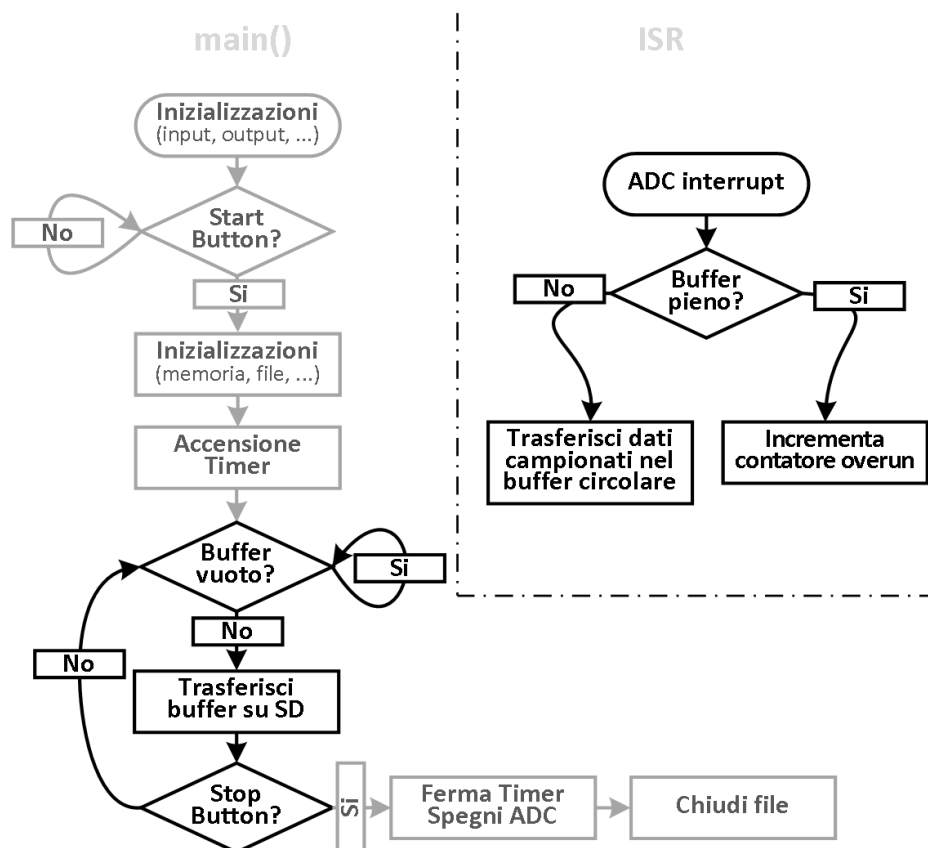


Figura 2.6: Diagramma di flusso dell'algoritmo già visto prima modificato per la scheda Arduino DUE, l'unica modifica si riferisce all'ISR dell'ADC che non si deve più occupare del campionamento (che è controllato via hardware) ma solo del trasferimento dei dati sul buffer.

che giorno di studio del datasheet ci si è resi conto che l'aumento di complessità si riflette in una maggiore flessibilità di utilizzo. In particolare la configurazione e l'utilizzo dell'ADC risulta molto più intelligente, è possibile difatti configu-

rare l'acquisizione automatica di più canali (abilitandoli all'interno del registro ADC_CHER) che il convertitore quantizzerà automaticamente in sequenza, senza bisogno di dare nessun altro comando. Inoltre è possibile collegare a livello hardware un Timer che dia il trigger per il campionamento, in questo modo tutto il processo di conversione è gestito da Timer e ADC in autonomia, senza bisogno dell'intervento della CPU che quindi è libera di fare altro. L'unica parte per cui si necessita del lavoro della CPU è nel trasferimento dei valori convertiti dai registri dell'ADC al buffer circolare, per questo è stata scritta una ISR che viene lanciata non appena l'ultimo canale è stato convertito. Quindi se si facesse un'analisi come quella fatta Sezione 2.7 si vedrebbe che il tempo che la CPU dedica all'acquisizione è molto piccolo, nell'ordine del microsecondo, quindi quasi due ordini di grandezza in meno.

Per quanto riguarda la parte di trasferimento dati dal buffer circolare alla scheda SD il programma è rimasto uguale, con la sola differenza che ora il buffer circolare possiede 4000 elementi invece di 40.

Nota: In realtà si è tentato anche con l'Arduino UNO di realizzare un campionamento controllato esclusivamente via hardware (o comunque con un intervento minimo del microcontrollore), i risultati non erano però ottimi (rumore elevato nei dati, flusso di programma macchinoso, dubbio miglioramento delle prestazioni), questo è stato imputato all'architettura più semplice dell'ATmega e del suo ADC non è ottimizzata per la lettura in sequenza di più ingressi analogici.

2.10 Prestazioni e commenti sull'ultima versione

Le migliorie apportate dall'utilizzo dell'Arduino DUE consentono ora all'acquisitore di funzionare correttamente senza incorrere in overrun. Si è notato comunque che con registrazioni di lunghezza superiore ai 3 minuti alcuni punti vengono persi (si verificano overrun). Questo non è stato giudicato come un grosso problema perché la presenza delle informazioni temporali relative ai campioni permette di ricostruire la curva anche in assenza di qualche punto. Inoltre per l'utilizzo che ne verrà fatto se anche mancasse un'intero passo non è un problema in quanto basterà analizzare i passi limitrofi, che in caso di velocità costante saranno praticamente uguali.

Capitolo 3

Sensori

3.1 Introduzione

La misura delle forze di reazione al suolo (GRF) è operata da sensori di forza resistivi (Tekscan Flexiforce A401) che sono resistori il cui valore di impedenza varia al variare della forza applicata su di essi (Force Sensing Resistor, FSR). Sono spesso utilizzati in lavori simili ([6] [7] [8]), e spesso le aziende produttrici sono specializzate nelle misure di pressione sul plantare [3].

3.2 Sensori FSR



Figura 3.1: Sensore FSR (Flexiforce A401).

3.2.1 Scelta dei sensori

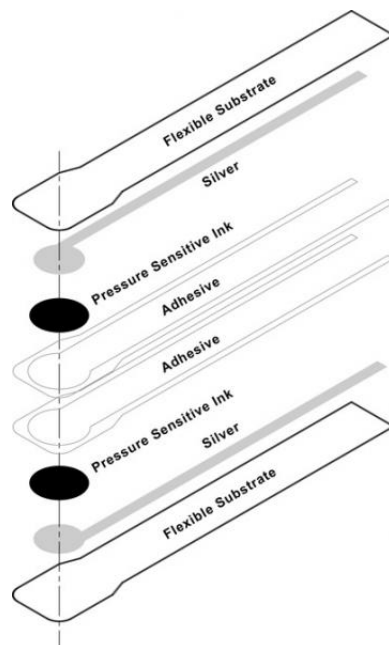
Come si vedrà successivamente le misure fatte con questo tipo di sensori non sono precisissime, guardando il datasheet fornito, alla sezione performance tipiche sono riportati i valori riportati in Tabella 3.1

Per fare un confronto si tenga presente che le celle di carico Strain Gauge possono tranquillamente arrivare a errori di non linearità e isteresi nell'ordine di $\pm 0,25\%$ (riferito al fondoscala). Un'ulteriore cosa da notare è il dato sulla deriva

Tabella 3.1: Performances tipiche riportate nel datasheet dei sensori Flexiforce A401.

Typical Performance	Evaluation Conditions
<i>Linearity (Error) $< \pm 3\%$</i>	<i>Line drawn from 0 to 50% load</i>
<i>Repeatability $< \pm 2.5\%$ of full scale</i>	<i>Conditioned sensor, 80% of full force applied</i>
<i>Hysteresis $< 4.5\%$ of full scale</i>	<i>Conditioned sensor, 80% of full force applied</i>
<i>Drift $< 5\%$ per logarithmic time scale</i>	<i>Constant load of 25 lb (111 N)</i>
<i>Response Time $< 5 \mu\text{sec}$</i>	<i>Impact load, output recorded on oscilloscope</i>

(Drift). Questo ci dice che anche se i sensori sono equiparabili a delle resistenze hanno una sorta di costante di tempo, per cui un carico fisso sul sensore darà una lettura che cala nel tempo. Ciò sarà da tenere presente nella fase di taratura. Come si è visto le peculiarità di questo tipo di sensori non sono accuratezza e precisione, la scelta difatti è stata fatta più per una questione meccanica in quanto i sensori FSR sono laminari (vedi Figura 3.1) e la loro integrazione all'interno di una scarpa è poco invasiva non ne pregiudica la funzionalità [2].

**Figura 3.2:** Struttura dei sensori FSR usati[3].

3.2.2 Funzionamento sensori FSR

Il funzionamento di questo tipo di sensori è abbastanza semplice, il sensore è costituito da vari fogli (vedi Figura 3.2), i due elettrodi conduttivi sono isolati ma toccano entrambi il materiale sensibile alla pressione. Se nessuna pressione è applicata la resistenza vista ai capi dei due elettrodi è superiore al mega ohm, mentre applicando pressione sulla zona di sensing la resistenza misurata decresce. Analizzando come la resistenza varia in funzione della forza si nota che l'andamento è tutt'altro che lineare, se si analizza però come varia la conduttan-

za del sensore al variare della forza applicata si vede che l'andamento ottenuto è abbastanza lineare (vedi Figura 3.3).

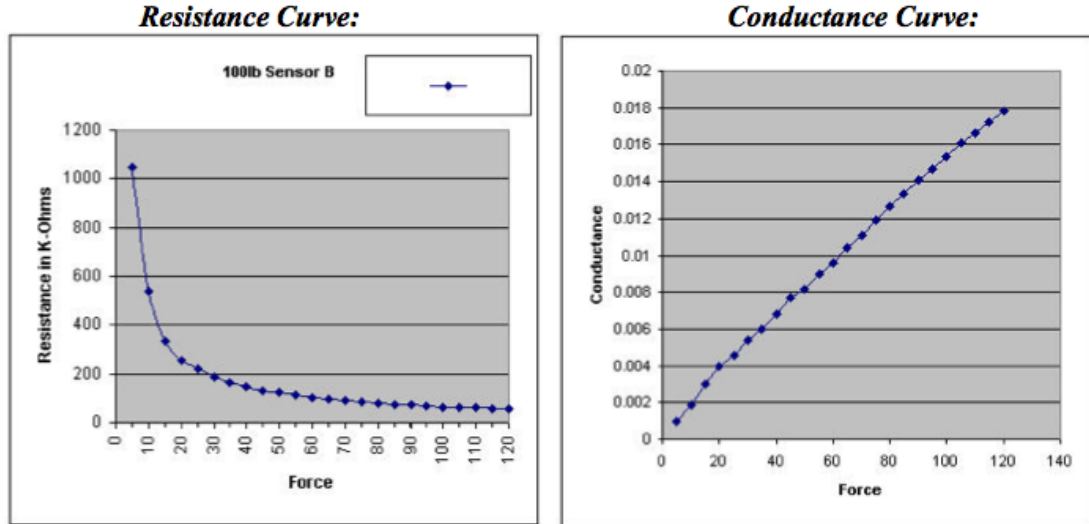


Figura 3.3: Andamento della resistenza in $k\Omega$ (a sinistra) e della conduttanza in mS (a destra) in funzione della forza applicata.

3.2.3 Circuito base di condizionamento del segnale

Dato l'andamento lineare (o quasi) della conduttanza del sensore, il circuito di condizionamento dovrà essere un convertitore conduttanza-tensione (tensione perché il segnale dovrà poi essere convertito da un convertitore ADC che avrà l'ingresso in tensione). Il circuito di base può quindi essere un semplice amplificatore operazionale in configurazione invertente, dove la resistenza di ingresso è sostituita dal sensore FSR e la tensione di ingresso ha un valore fisso. Come è noto l'andamento ingresso/uscita di un circuito con amplificatore operazione in configurazione invertente è:

$$V_{out} = -V_{in} \frac{R_F}{R_S}. \quad (3.1)$$

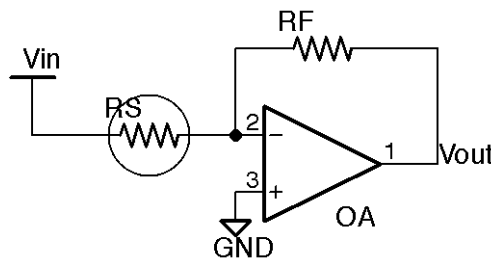


Figura 3.4: Circuito di condizionamento di base per i sensori FSR.

Pensando di mantenere costante la tensione di ingresso (V_{in}) e di sostituire la resistenza di ingresso (R_S) con il sensore si otterrebbe, per V_{out} , un andamento lineare con la conduttanza del sensore. In questo caso il circuito viene utilizzato in modo un po' insolito dato che solitamente la resistenza di ingresso è una costante

e V_{in} è variabile. In questo caso la grandezza variabile è la resistenza del sensore (R_S) mentre la tensione di ingresso rimane fissa, e il suo valore determina, assieme alla resistenza di feedback, il guadagno che sarà espresso da:

$$A = \frac{V_{out}}{G_S} = -V_{in}R_F. \quad (3.2)$$

con G_S conduttanza della resistenza, cioè del sensore, messo in ingresso all'amplificatore.

Un ulteriore vantaggio di questa configurazione è di poter sommare facilmente le uscite dei vari sensori, difatti costruendo un normale circuito sommatore (Figura 3.5) il cui ingresso è ad un valore fisso si ha che:

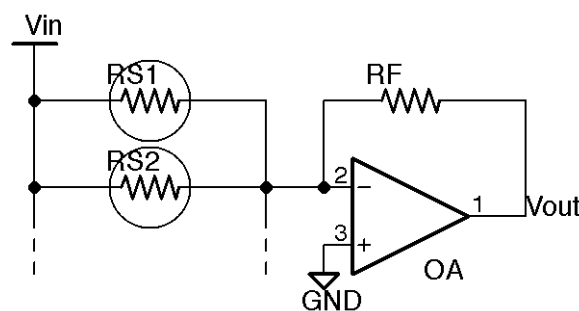


Figura 3.5: Circuito di condizionamento per avere la somma di due sensori FSR.

$$V_{out} = -V_{in} \left(\frac{R_F}{R_{S1}} + \frac{R_F}{R_{S2}} + \frac{R_F}{R_{S3}} + \dots \right) = -V_{in} R_F \left(\frac{1}{G_{S1}} + \frac{1}{G_{S2}} + \frac{1}{G_{S3}} + \dots \right) \quad (3.3)$$

Si vorrà poi sicuramente un condensatore di filtraggio (filtro anti aliasing) in parallelo ad R_F , necessario per ridurre il rumore quando si vorrà convertire il segnale in digitale. Questo realizzerà un circuito passa basso la cui frequenza di taglio è data da $f_{-3dB} = (2\pi R_F C_F)^{-1}$.

3.2.4 Circuito di condizionamento completo

Scelta dell'operazionale: Il primo vincolo da tener conto per la realizzazione del circuito è la tensione di alimentazione. Sulla scheda Arduino (cioè la parte che farà l'acquisizione e il salvataggio dei segnali) è presente, tra le altre cose, una uscita da 5 volt per l'alimentazione delle schede di espansione. Essendo tale uscita pilotata da un regolatore di tensione è l'ideale per l'alimentazione degli amplificatori operazionali anche perché gli ADC a disposizione sono in grado di operare la conversione in digitale di tensioni comprese esclusivamente tra 0 e V_{CC_Ard} ¹.

Quest'ultima osservazione porta ad un vincolo sulla scelta dell'amplificatore operazionale, per sfruttare al meglio lo swing del convertitore ADC l'operazionale dovrà essere in grado di mantenere elevato il suo guadagno anche per tensioni di uscita che si avvicinano molto ai limiti imposti dalle tensioni di alimentazione, servirà quindi un operazionale *rail to rail* in grado di lavorare bene anche con

¹ V_{CC_Ard} si riferisce alla tensione di lavoro del microcontrollore, nel caso dell'Arduino UNO $V_{CC_Ard} = 5V$ mentre nel caso dell'Arduino DUE $V_{CC_Ard} = 3,3V$

tensioni di alimentazione piuttosto basse. Date le caratteristiche del sistema di misura non ci sono particolari necessità di banda, slew rate, guadagno o altro, si è scelto il modello TLV2772 che è studiato tra l'altro per ottimizzare i consumi (la corrente di alimentazione è 1mA per canale).

Schema completo: Lo schema finale utilizzato è una piccola variante del circuito presentato prima. Le differenze si limitano solo alla creazione di una massa virtuale (V_{GND}) la cui tensione sia leggermente inferiore a V_{CC_Ard} . Per il progetto di questo circuito si sono tenuti in considerazione i seguenti aspetti:

- tensione di alimentazione 0-5V
- tensione di uscita con pressione nulla sul sensore pari a V_{GND} e comunque non superiore a 4,8V
- swing di uscita ammesso: da V_{GND} (pressione nulla) 0,2V (pressione massima)

Il secondo e terzo vincolo sono dettati dal fatto che anche se l'operazionale è rail to rail l'uscita non può arrivare comunque a uguagliare la tensione di alimentazione (sia per il rail positivo sia per quello negativo). Si è arrivati quindi al circuito (relativo a due canali di acquisizione separati) presentato in Figura 3.6. Il guadagno (trascurando l'effetto dei condensatori di filtraggio) per il canale che

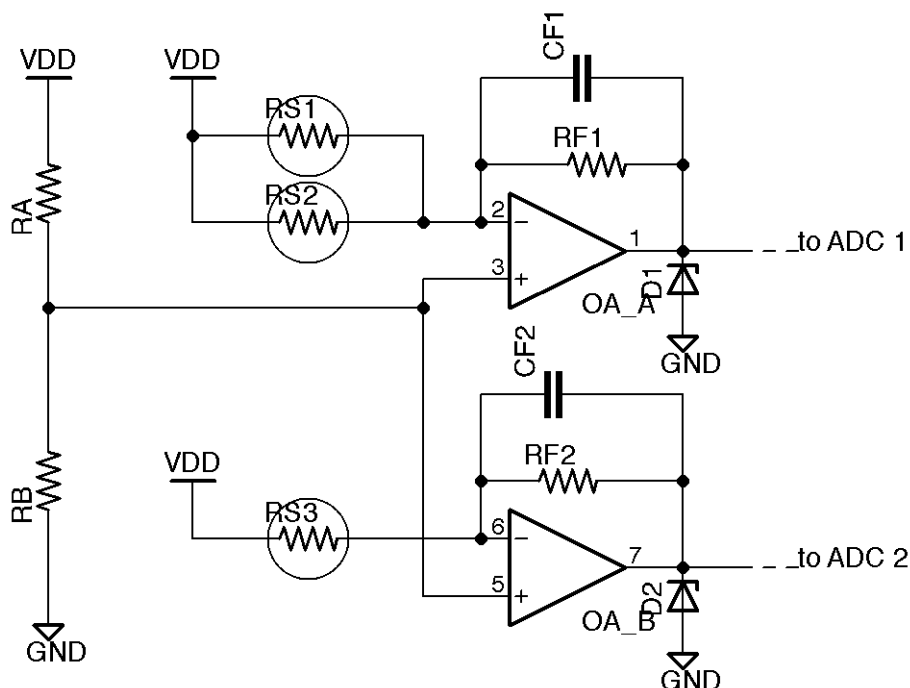


Figura 3.6: Circuito di condizionamento realizzato. In figura sono mostrati solo due canali di sei totali.

opera la somma di due sensori è calcolabile con la sovrapposizione degli effetti e risulta:

$$V_{out2} = -V_{DD} \frac{R_F}{R_{S1}} - V_{DD} \frac{R_F}{R_{S2}} + V_+ \left(1 + \frac{R_F}{R_{S1} // R_{S2}} \right) \quad (3.4)$$

da cui, riorganizzando i conti si arriva a:

$$V_{out2} = -\Delta V \frac{R_F}{R_{S1}} - \Delta V \frac{R_F}{R_{S2}} + V_+ \quad (3.5)$$

dove $\Delta V = V_{DD} - V_+$. Si avrà quindi un segnale che parte dal valore V_+ quando nessuna pressione è applicata ai sensori e che scende poi linearmente (la linearità dipende dal sensore, le non linearità introdotte dall'operazionale sono trascurabili) con la pressione applicata. Il valore V_+ è creato con un semplice partitore resistivo tra V_{DD} e GND . Nel circuito realizzato per l'Arduino UNO $V_+ = 4.6V$ mentre nella seconda versione per l'Arduino DUE (i cui ADC lavorano da $0V$ a $3.3V$) $V_+ = 3.2V$.

Nel circuito (solo nella versione per l'Arduino DUE) sono stati inseriti anche dei diodi zener da $3.6V$ (vedi D_1 e D_2 Figura 3.6) in parallelo alle uscite degli operazionali, questi servono come protezione per gli ingressi della scheda. Difatti se un pin del sensore andasse a collegarsi a massa (per colpa di un cortocircuito all'interno della soletta oppure di un danneggiamento dei vari collegamenti) l'uscita dell'operazionale potrebbe andare a $5V$ danneggiando irreparabilmente l'ingresso analogico dell'Arduino. Utilizzando i diodi zener si blocca la tensione massima a $V_{out} = 3.6V$, valore che non danneggia la scheda (vedi datasheet SAM3x [5]).

Valori delle resistenze: Per quanto riguarda le resistenze per la creazione della massa virtuale (V_+) sono imposte dalla tensione voluta. Nella versione UNO si era utilizzato, in sostituzione della resistenza R_A (vedi Figura 3.6) un diodo con caduta di circa $0.4V$ per avere $V_+ = 4.6V$, nella versione DUE, per questioni di compatibilità della board si è optato per il partitore resistivo con resistenze di $R_A = 1.8k\Omega$ e $R_B = 3.3k\Omega$.

Il calcolo delle resistenze di feedback è stato fatto imponendo un valore di fondo scala al sistema di misura, sapendo che durante la corsa le forze di reazione al suolo verticali arrivano fino a due volte il peso corporeo ([11]) e stimando con $100kg$ il peso massimo per i soggetti sotto test si impone che la tensione di fondo scala (0.2 volt in uscita dagli operazionali) sia raggiunta con un peso di circa $200kg$ (poco meno di $2000N$). Ora il problema è che il sensore copre solo una parte del piede che esercita la forza, si trascura però questo aspetto al fine di avere un certo margine di sicurezza.

Dal datasheet (Figura 3.3-destra) è possibile calcolare una stima per la conduttanza del sensore sotto una pressione di $200kg$ ($440lb$).

La pendenza della curva conduttanza/peso risulta essere:

$$m = \frac{G_s(120lb) - G_s(20lb)}{120lb - 20lb} = 1.6 \cdot 10^{-7} \left[\frac{S}{lb} \right] \quad (3.6)$$

Da cui si calcola la conduttanza:

$$G_s(440lb) = m \cdot F = m \cdot 440lb = 70.4\mu S \quad (3.7)$$

e la resistenza del sensore:

$$R_s(440lb) = \frac{1}{G_s(440lb)} = 14.2k\Omega \quad (3.8)$$

Riprendendo l'Equazione 3.5 e riorganizzando per il calcolo di R_F (trascurando il secondo sensore):

$$UNO : \quad R_{F_UNO} = \frac{V_+ - V_{out}}{\Delta V} R_S = \frac{4.6V - 0.2V}{0.4V} 14.2k\Omega = 156.2k\Omega \quad (3.9)$$

$$DUE : \quad R_{F_DUE} = \frac{V_+ - V_{out}}{\Delta V} R_S = \frac{3.2V - 0.2V}{1.8V} 14.2k\Omega = 23.5k\Omega \quad (3.10)$$

e si scelgono i valori commerciali dalla serie E12, $R_{F_UNO} = 150k\Omega$ e $R_{F_DUE} = 22k\Omega$.

Ci si riserva ovviamente di cambiare tali valori qualora, in fase di messa a punto, il sistema si dimostri troppo o troppo poco sensibile.

Valori dei condensatori: I condensatori sono scelti in modo da avere una frequenza di taglio del filtro attorno ai $F_C = 250Hz$, ottenendo:

$$UNO : \quad C_{F_UNO} = \frac{1}{2\pi F_C R_{F_UNO}} = 4.2nF \quad (3.11)$$

$$DUE : \quad C_{F_DUE} = \frac{1}{2\pi F_C R_{F_DUE}} = 29nF \quad (3.12)$$

i cui valori commerciali più vicini sono $C_{F_UNO} = 4.7nF$ e $C_{F_DUE} = 27nF$.

Questo condensatore realizza un filtro che serve per ridurre l'effetto dell'aliasing del rumore termico a banda elevata in modo da avere letture più pulite del segnale in uscita dagli operazionali.

3.3 Messa a punto dei guadagni

Uno dei primi aspetti da verificare in fase di messa a punto è proprio il valore della resistenze di feedback. La stima fatta nella parte precedente pone solo un valore di partenza. Durante i primi test descritti alla Sezione 5.4 la prima cosa fatta è stata verificare che i guadagni fossero adeguati. Durante una corsa sostenuta ($15km/h$ circa) con un soggetto di peso $85kg$ l'ampiezza di picco del segnale è attorno a $1000LSB$. Si ricorda che il convertitore dell'Arduino DUE è a 12 bit, il numero totale dei livelli è quindi 4096. In queste condizioni si sfrutta quindi solo il 25% dei livelli dell'ADC. Si è quindi aumentato il guadagno sostituendo le resistenze di feedback, si è passati da $R_{F_DUE} = 22k\Omega$ a $R_{F_DUE} = 56k\Omega$.

Questa modifica aumenta il guadagno di ogni singolo canale di un fattore circa pari a due, riducendo il rumore di quantizzazione (che è comunque basso confrontato con le altre non idealità del sistema) e mantenendo un certo margine di sicurezza rispetto alla saturazione.

Capitolo 4

Realizzazione

4.1 Introduzione

Il progetto di tesi prevede la realizzazione fisica del sistema, non come versione finale ma come prototipo funzionante. Tra i vari passi di realizzazione del prototipo gli aspetti che si sono andati migliorando non sono tanto le specifiche elettriche del sistema (il circuito di condizionamento non è complesso e le specifiche di velocità/precisione offerte dagli operazionali sono parecchi ordini di grandezza maggiori rispetto a quelle richieste dal progetto) ma piuttosto le specifiche di affidabilità.

Inizialmente tutti i circuiti sono stati realizzati su millefori e interconnessi in modo provvisorio con collegamenti volanti. Questo tipo di costruzione è ovviamente sensibile al minimo movimento, può andare bene in una primissima fase, ma una volta che si vogliano mettere i sensori sulla soletta e registrare le forze durante una corsa bisogna realizzare qualcosa di più solido e in grado di sopportare movimenti bruschi.

La versione finale del sistema di acquisizione prevede due blocchi:

- acquisitore
- soletta sensorizzata

L'acquisitore sarà montato sul soggetto e tenuto fermo da una cintura, mentre la soletta verrà inserita nella scarpa e sostituirà la soletta originale. Le due parti sono connesse tramite un cavo multipolare in grado di trasportare tutti i segnali dei sensori.

4.2 Acquisitore

Il blocco acquisitore è costituito da tre board:

- l'Arduno che monta il microcontrollore che gestisce l'acquisizione
- una scheda di espansione che monta lo slot per la memoria SD e alcuni circuiti per il controllo dell'acquisizione
- il circuito di condizionamento del segnale per 6 canali separati di acquisizione

posizionate una sopra all'altra e interconnesse con dei connettori (header) così da poterle smontare facilmente per eventuali modifiche o messe a punto. La struttura finale è visibile in Figura 4.1, i circuiti sono al momento realizzati su millefori ma è in lavorazione lo stampato PCB (lo schema è visibile in Figura 4.2).

Il funzionamento dell'acquisitore è molto semplice, appena acceso viene inizia-

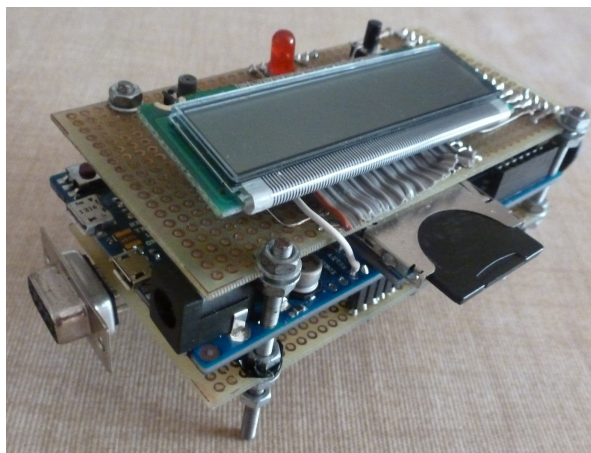


Figura 4.1: Le schede del sistema di acquisizione montate. In ordine dal basso: circuito di condizionamento del segnale (sulla sinistra è visibile il connettore a cui arrivano i segnali dei sensori), l'Arduino DUE, la scheda di controllo con lo slot per la memoria SD e il display.

lizzato il microcontrollore dopodiché è pronto ad acquisire. Alla pressione del tasto START/STOP inizia la registrazione su file con nome TESTxx.CSV, dove xx è un numero progressivo, da 00 a 99. Ad una nuova pressione del tasto START/STOP la registrazione viene fermata, poi prima di eseguire una nuova registrazione occorre premere il tasto RESET.

4.3 Soletta

Essendo la posizione dei sensori un aspetto piuttosto critico del progetto inizialmente si è scelto inizialmente una soluzione versatile (ma poco elegante) in cui utilizzando una normale soletta, con minime modifiche si sono fissati i sensori con del nastro adesivo (vedi Figura 4.3). In un secondo momento si è preferito realizzare una soletta ad hoc di cuoio. Il principale vantaggio di questo è il posizionamento dei sensori che ora sono appoggiati su una superficie assolutamente piatta. La soletta utilizzata inizialmente era difatti leggermente sagomata, sagomatura che curvava leggermente i sensori facendoli lavorare in condizioni non ottimali. I cablaggio è stato fatto con dei normali fili di rame nella parte inferiore della soletta, i cavi e i connettori sono protetti da guaine termorestringenti e tenuti in posizione da nastro adesivo.

Nota: Nonostante l'aspetto e la costruzione poco professionale, la presenza della soletta si nota appena sia durante la camminata che durante la corsa, questo conferma che il sistema non è invasivo e quindi non altera il normale andamento del passo.

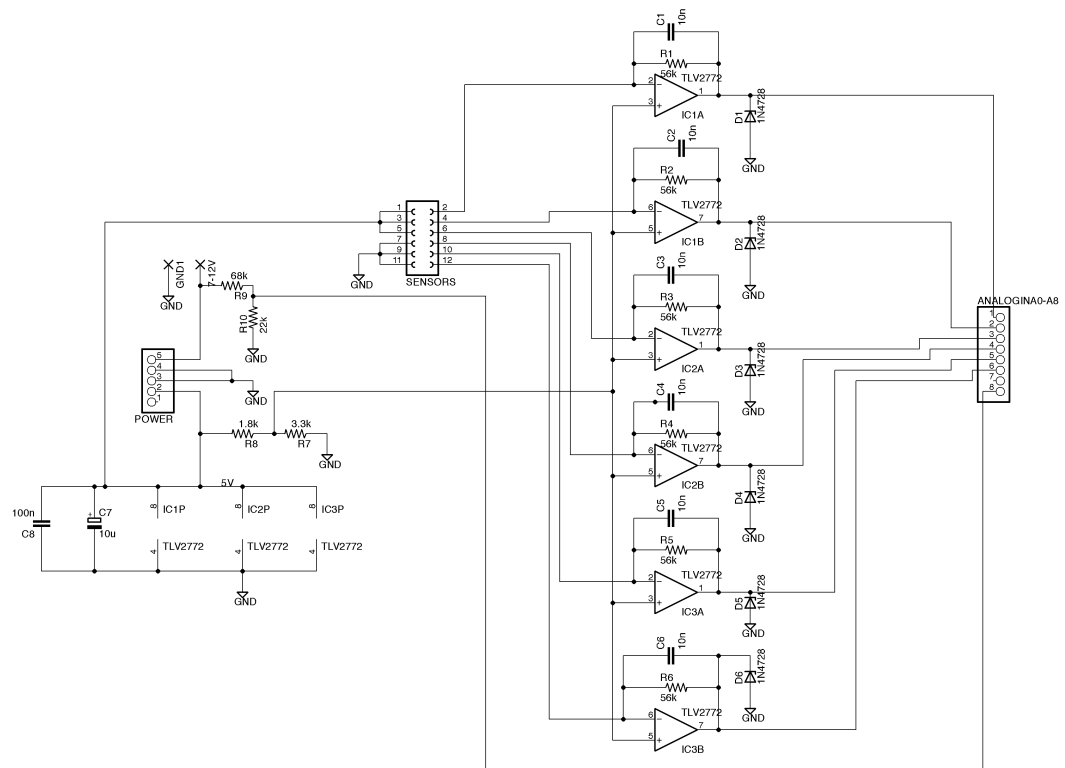


Figura 4.2: Schema completo realizzato in maniera sperimentale su millefori (lo stampato è in lavorazione al momento della stesura).



Figura 4.3: Ultima versione della soletta, sono ben visibili i cinque sensori Flexiforce A401.

Capitolo 5

Messa a punto e taratura

5.1 Introduzione

Come ogni sistema di misura, anche questo necessita di una taratura: il sistema difatti registra l'andamento della tensione in uscita dagli operazionali, è necessario trovare il modo di operare una conversione volt-newton per poter avere una lettura delle forze. Dalla scelta delle resistenze di guadagno nel circuito di condizionamento si può risalire a dei coefficienti di conversione. Trascurando il termine fisso si ha:

$$V_{out} = -\Delta V R_F G_s \quad (5.1)$$

dove un'espressione per G_s può essere approssimata guardando il datasheet (Figura 3.3) come già fatto nel capitolo precedente:

$$G_s = m \cdot F_{lb} \quad (5.2)$$

dove F_{lb} è la forza esercitata sul sensore misurata in libbre forza.

Sostituendo la 5.2 all'interno della 5.1 e rimaneggiando l'espressione per esplicitare la forza si ottiene:

$$F_{lb} = -\frac{V_{out}}{m\Delta V R_F} \quad (5.3)$$

La conversione libbre forza-newton è una moltiplicazione per 4,45, quindi:

$$F_N = -\frac{V_{out}}{m\Delta V R_F} \cdot 4.45 \quad (5.4)$$

Il valore ΔV è $0.4V$ nella prima versione del circuito di condizionamento (realizzato per l'Arduino UNO) mentre $\Delta V = 1.8V$ nel circuito realizzato per l'Arduino DUE. In questo capitolo non si farà più distinzione, ci si riferirà sempre alla seconda versione del circuito.

Si ha quindi una costante di conversione data da:

$$k_{V \rightarrow N} = -\frac{1}{m\Delta V R_F} \cdot 4.45 = 702 \left[\frac{N}{V} \right] \quad (5.5)$$

Si noti che moltiplicando questo valore per lo swing ammesso all'uscita dell'operazionale (3.3 volt accettati dall'ADC meno $0.2V$ dovuti alla difficoltà dell'operazionale di pilotare la propria uscita ad un valore vicino alla tensione di

alimentazione) si ottiene $702 \frac{N}{V} \cdot 3.V = 2180[N]$ che è circa la forza massima che il sistema misurerà (vedi la parte di scelta delle resistenze in 3.2.4).

In realtà la lettura effettuata dall'acquisitore non è una misura di tensione ma una lettura diretta della conversione in digitale del segnale, si avrà quindi un valore numerico intero variabile tra 0 e 4095¹ che rappresenta la tensione tra 0 e la tensione di fondo scala dell'ADC ($V_{FS_ADC} = 3.3V$). E' quindi possibile trovare direttamente la conversione tra il valore numerico convertito dall'ADC e la forza:

$$k_{ADC \rightarrow N} = -\frac{1}{m\Delta V R_F} \cdot 4.45 \cdot \frac{V_{FS_ADC}}{2^N} = 566 \cdot 10^{-3} \left[\frac{N}{LSB} \right] \quad (5.6)$$

Questo è la differenza di forza minima misurabile (accuratezza) del sistema. In realtà, come si vedrà dai test, definire questa come l'accuratezza dell'intero sistema di misura è un poco troppo ottimistico, risulta essere però il limite fisico dell'accuratezza oltre al quale non si potrà andare con questa strumentazione.

5.2 Limiti caratteristici del sistema

Come già accennato precedentemente la struttura stessa del sistema lo rende intrinsecamente poco accurato. Le variabili in gioco sono molte e poco prevedibili, si tratta di un sistema che si interfaccia con l'uomo, la sua struttura e il suo modo di muoversi. L'esperienza ci dice che queste caratteristiche sono uniche (e se non uniche sono molto variabili) tra le persone. La pianta del piede può assumere forme diverse da cui ovviamente risultano distribuzioni diverse della forza durante la camminata. Si tratta di differenze che ad un primo sguardo possono risultare non molto marcate ma sommate alle scarse qualità dei sensori, al loro posizionamento poco favorevole (condizioni particolari di umidità e temperatura) fanno sì che la taratura del sistema dipenda da troppi fattori per poterne tener conto in un modello.

La soluzione adottata per questo problema è una taratura per confronto. Utilizzando una pedana di forza si possono ottenere gli andamenti già calibrati delle forze di reazione al suolo². Realizzando quindi un'acquisizione sia con la pedana sia con i sensori FSR si possono mettere a confronto i due andamenti e calcolare delle funzioni (più o meno lineari) che riducano il più possibile l'errore tra le due curve.

Questa procedura si fonda sull'ipotesi che l'errore sulle forze dato dalla pedana sia trascurabile rispetto all'errore accettato per il nuovo sistema di misura. A proposito di questo è necessario dire che per il tipo di utilizzo proposto per il sistema di misura, l'errore che si vorrebbe ottenere (intervallo di attendibilità della misura) è nell'ordine del 5%.

5.3 Metodologia di calibrazione

La calibrazione è fatta con l'ausilio di Matlab e la procedura è stata variata a seconda della versione del sistema su cui si stava lavorando con lo scopo di ottenere

¹Si ricorda che l'ADC dell'Arduino DUE ha 12 bit, quindi la quantizzazione avverrà su $2^{12} = 4096$ livelli

²Anche la pedana ovviamente soffrirà di problemi di rumore e di non idealità, ma è lo strumento più preciso a disposizione per questo tipo di lavoro.

una calibrazione ottimale per il sistema in uso. Si è partiti da una configurazione di 3 sensori su 2 canali separati per arrivare a 5 sensori su 5 canali separati. Nella prima versione l'andamento delle tracce dei due canali è pressoché completamente scorrelato e questo permette di fare considerazioni che non è possibile fare una volta che i segnali dei sensori presentino andamenti simili.

La metodologia usata si basa però sempre sulla regressione lineare, calcolando dei coefficienti moltiplicativi per i segnali dei sensori (equivalenti a $k_{ADC \rightarrow N}$ di 5.6) e un coefficiente di offset che minimizzano il valore RMS del segnale di errore, il metodo è usato in lavori simili dove sembra dare buoni risultati con errori nell'ordine del 5%[7].

Si distinguono in particolare due filosofie seguite per la calibrazione:

- minimizzare in valore RMS del segnale di errore tra le rilevazioni della pedana e quelle dei sensori: questo porta ad avere un andamento della forza complessiva che dovrebbe approssimare l'andamento della pedana con un certo margine di errore.
- minimizzare il valore RMS dell'errore sulle feature³: questo dovrebbe portare ad una traccia della forza che si allontana maggiormente da quella della pedana, ma si dovrebbe avere un'incertezza minore sul valore delle feature estratte

L'idea per il sistema finale è di utilizzare entrambi gli approcci per ottenere due tipi di dati differenti, l'utilizzatore utilizzerà una calibrazione piuttosto che l'altra a seconda delle necessità.

Nota: Per le prime versioni del sistema verranno presentati solo i risultati relativi alle singole prove in quanto inizialmente ci si è focalizzati sul fatto che il sistema funzionasse e che le acquisizioni fossero sensate. Una volta messo a punto il sistema si sono registrate un numero maggiore prove calibrando il sistema con dati di maggior valenza statistica.

5.4 Primo confronto

La prima versione della soletta è stata fatta principalmente come indagine preliminare, quindi si sono utilizzati solo due canali di acquisizione con tre sensori separati (due sensori sono sommati). La disposizione dei sensori è mostrata in Figura 5.1 ed è stata scelta considerando i punti di maggiore pressione durante la locomozione ([13]). Sono stati fatti alcuni test in laboratorio con la pedana di forza. In Figura 5.2 è visibile l'andamento dei segnali acquisiti con i sensori e con la pedana. I coefficienti per la taratura sono stati trovati in modo diverso per i due canali. Per il primo canale (il cui sensore è posizionato sotto il tallone) si è trovata una costante moltiplicativa (k_1) che faccia uguagliare l'ampiezza del primo picco registrata con i sensori con l'ampiezza registrata dalla pedana. Per

³le feature sono le caratteristiche del segnale che interesseranno maggiormente per l'analisi dei dati

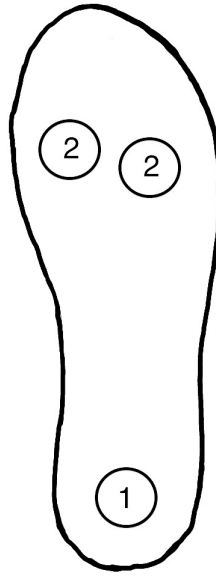


Figura 5.1: Disposizione dei sensori sulla soletta nella prima versione. Il numero indica il canale dell'acquisitore associato al relativo sensore.

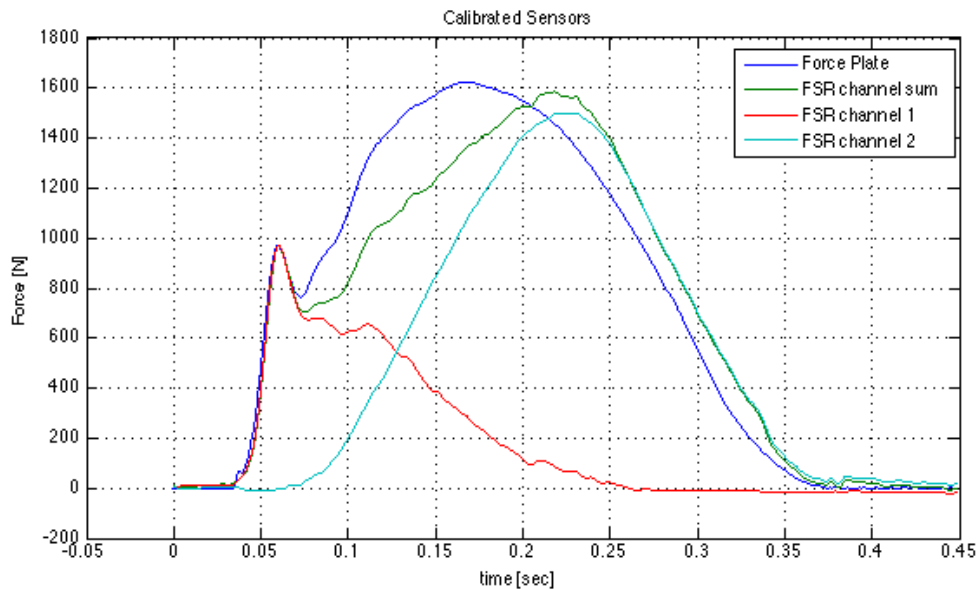


Figura 5.2: Prima taratura dei sensori per confronto con la pedana di forza

il secondo canale invece il termine (k_2) è quello che minimizza il valore RMS del segnale di errore dato da:

$$e = f_{ForcePlate} - k_1 \cdot s_{channel_1} - k_2 \cdot s_{channel_2} \quad (5.7)$$

dove: e è il segnale di errore tra l'acquisizione della pedana e quella dei sensori, $f_{ForcePlate}$ è il segnale acquisito dalla pedana di forza e usato come riferimento, $k_1 \cdot s_{channel_1}$ rappresenta il segnale del primo canale di acquisizione (già calibrato in quanto k_1 è trovata per confronto dei picchi) e k_2 è l'incognita che moltiplica il segnale del secondo canale ($s_{channel_2}$) e che minimizza il valore RMS di e .

Commenti: dall'analisi del test riportato in Figura 5.2 si è notato che:

- l'andamento complessivo è corretto
- i tempi di contatto sono rilevati correttamente
- nella parte iniziale le due curve sono sovrapposte
- nella parte centrale del passo l'errore è maggiore

Oltre a questo bisogna dire che l'andamento di questa curva è tutto sommato buono perché la calibrazione è stata fatta sulla singola prova, bisogna studiare la ripetibilità della misura; se non ci fosse una certa omogeneità dei coefficienti tra prove diverse la taratura avrebbe poco senso. Inoltre i primi test si sono svolti (per questioni pratiche/organizzative) in un ambiente poco adatto in quanto la pedana di forza si trovava appoggiata e non incassata sul pavimento, alterando l'andamento naturale e la velocità della corsa che risultava abbastanza ridotta. Per ottenere delle acquisizioni più coerenti è necessario effettuare i test nelle condizioni più vicine possibile all'utilizzo finale.

5.5 Secondo confronto

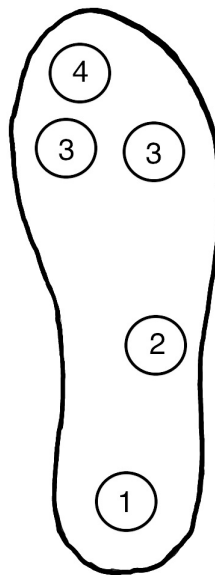


Figura 5.3: Disposizione dei sensori sulla soletta nella seconda versione. Il numero indica il canale dell'acquisitore associato al relativo sensore.

Le prime modifiche apportate hanno mirato ad ottenere una maggior fedeltà della curva, si sono quindi aggiunti due canali (quattro canali totali) e due sensori (cinque sensori totali). La disposizione dei sensori è mostrata in Figura 5.3. Il sensore centrale ha lo scopo di fornire l'informazione mancante nella fase centrale del passo mentre quello in punta serve per ottenere l'informazione sulla spinta dell'alluce.

E' da sottolineare che aggiungendo canali si aumenta sicuramente l'informazione a disposizione si aumenta però anche la complessità, soprattutto per quanto

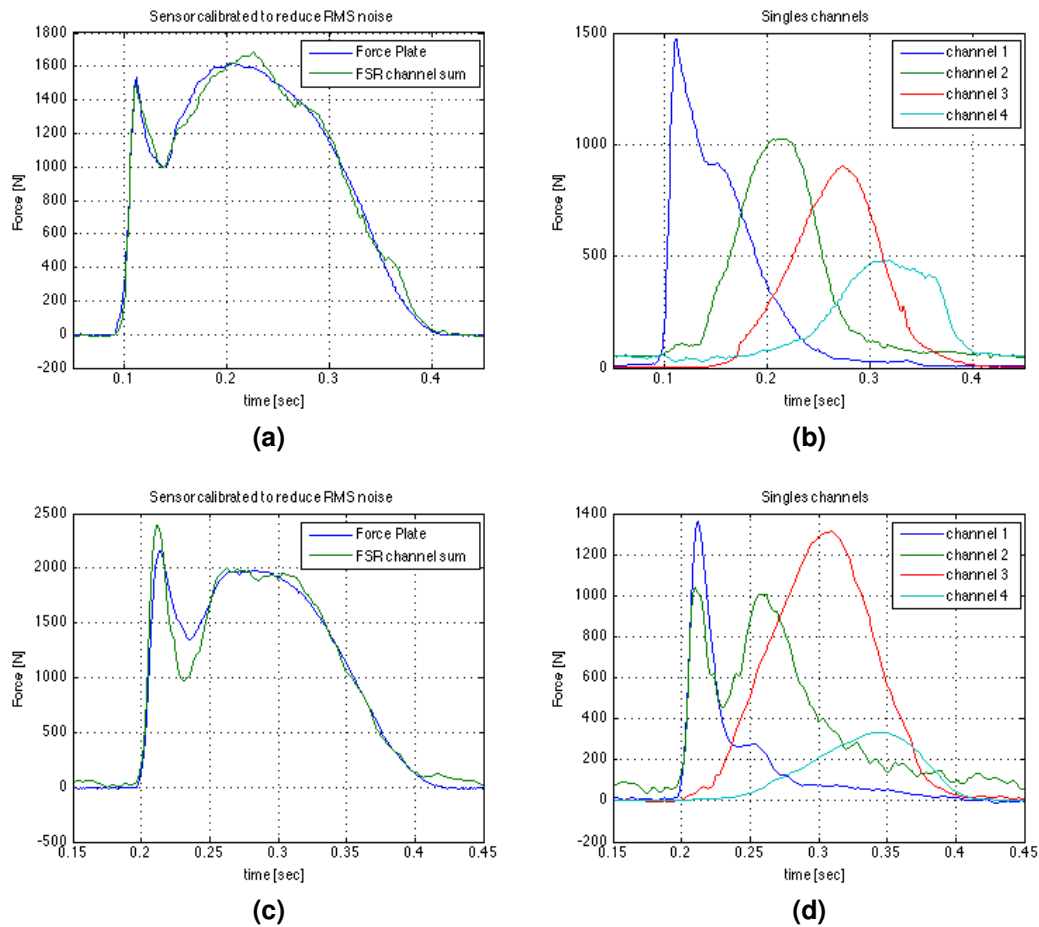


Figura 5.4: Acquisizioni con la seconda configurazione di due soggetti diversi (soggetto uno riga superiore, soggetto due riga inferiore). **(a-c)** Somma dei canali calibrati per ridurre il valore RMS dell'errore tra le due curve. **(b-d)** Andamenti dei singoli canali

riguarda la taratura. La calibrazione è stata fatta con l'ausilio del computer (in Matlab) con il quale si sono calcolati i coefficienti moltiplicativi per i vari canali che minimizzassero il valore RMS dell'errore tra la somma dei canali e la traccia della pedana. Per adesso i coefficienti vengono calcolati sulle singole prove, quindi non si possono ancora fare considerazioni di ripetibilità e affidabilità.

Commenti: Le prove presentate in Figura 5.4 sono due e sono relative a soggetti diversi: la prima prova è stata eseguita in laboratorio con la pedana sporgente dal pavimento mentre la seconda si è fatta in pista con la pedana in posizione ottimale.

Dato che le due prove sono state fatte con versioni leggermente diverse dell'acquisitore (si sono cambiati i guadagni dei canali) i valori delle costanti di calibrazione non possono essere confrontati ma si possono comunque fare delle osservazioni: prima di tutto si noti il diverso andamento del segnale del canale 2 (traccia verde nelle Figure 5.4-b e 5.4-d), nella prima prova presenta solo un picco mentre nella seconda se ne vedono due. Questo è imputabile al posizionamento della pedana di forza, allo stile di corsa e alla velocità che è maggiore nella seconda prova (si vedano i tempi di contatto).

Un'altra osservazione fatta sempre relativa al canale 2 è che la traccia risulta irregolare e rumorosa aumentando la velocità.

Anche se singolarmente le tracce sembrano migliori rispetto a quelle presentate in Figura 5.2, con un numero maggiore di prove si è visto che proprio il canale 2 introduce incertezza nella misura; questo è dovuto al posizionamento del sensore. In posizione centrale è molto sensibile al tipo di appoggio e allo stile di corsa che sono aspetti variabili tra soggetti diversi sotto test.

5.6 Terzo confronto

Alla luce delle osservazioni fatte sopra si è deciso di seguire l'approccio già usato in [6], ed eliminare il sensore centrale in favore di una migliore copertura dell'avampiede. Questo con lo scopo di rilevare con più precisione il picco di maggiore forza a discapito dell'informazione relativa agli istanti precedenti che però non è molto importante al fine dell'utilizzo finale.

Le modifiche apportate sono quindi:

- modifica della posizione del sensore 2 (vedi Figura 5.5)
- collocamento di tutti i sensori su canali indipendenti (per un totale di 5 canali)

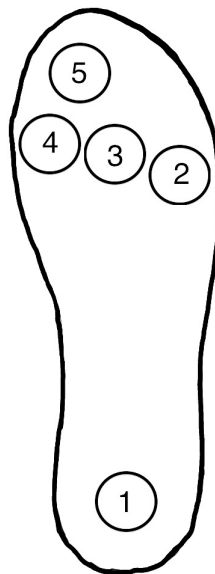


Figura 5.5: Disposizione dei sensori sulla soletta nella terza versione. Il numero indica il canale dell'acquisitore associato al relativo sensore.

5.6.1 Procedura

Per questi ultimi test i dati considerati sono stati acquisiti in questo modo: la pedana è stata posizionata in una pista di atletica (quindi in posizione ottimale rispetto al livello del terreno) e si sono registrate le forze di reazione esercitate da

quattro soggetti diversi. Ogni soggetto ha registrato un totale di quindici passi indossando quattro tipi di scarpe diverse, questo per capire quanto i coefficienti possano variare al variare delle condizioni di lavoro.

Sono stati calcolati due tipi di coefficienti entrambi calcolati con la regressione lineare. Il primo set di coefficienti mira a minimizzare l'errore tra le curve della pedana e dei sensori, ed è stato calcolato accodando i vari test⁴ eseguiti dallo stesso soggetto e applicando la regressione lineare all'andamento complessivo di tutti i passi registrati. Il secondo set di coefficienti è mirato invece a minimizzare l'errore sui due picchi caratteristici delle GRF in maniera simile a quanto fatto per il primo set di coefficienti, si sono però considerati solo i valori dei picchi, trascurando il resto dell'andamento delle forze. Per il primo picco, che riporta la pressione esercitata nel momento del contatto del tallone col terreno si sono considerati i canali 1 e 2 (vedi Figura 5.5), per il secondo picco, che rende conto della spinta esercitata sui metatarsi è tenuto conto dei canali 2,3,4 e 5.

Questa procedura è eseguita in maniera indipendente per ogni soggetto.

5.6.2 Risultati

In Figura 5.6 sono riportati alcuni risultati dei test. In particolare l'immagine si riferisce all'andamento ottenuto con i coefficienti che minimizzano il valore RMS del segnale di errore tra la forza registrata dalla pedana e quello dei sensori (tale set di coefficienti verrà chiamato k_{graph}). Sebbene questi risultati sembrino

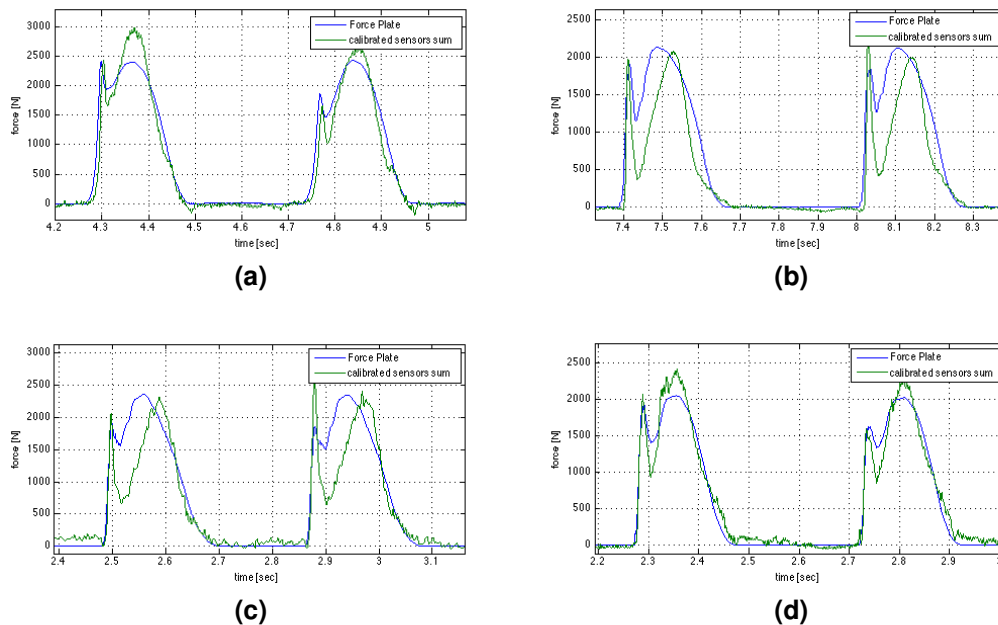


Figura 5.6: Segnali acquisiti per i quattro soggetti sotto test. Si vede l'andamento della traccia registrata dalla pedana di forza (in blu) e quella dei sensori calibrati per ridurre il valore RMS del segnale di errore tra le due curve. Vengono mostrati solo due passi ma in totale ne sono stati eseguiti 15 a persona.

peggiori di quelli proposti precedentemente è da ricordare che i coefficienti di

⁴Si ricorda che la pedana di forza ha una lunghezza di circa un metro e può quindi registrare solo un passo, per analizzare più passi è necessario realizzare più prove e poi accodarle.

taratura calcolati per quest'ultimo confronto tra pedana e sensori sono stati calcolati tenendo conto di 15 passi e non della singola prova come nei confronti precedenti.

I coefficienti calcolati sono riportati in Tabella 5.1 Da questi dati si può sicura-

canale	soggetto 1	soggetto 2	soggetto 3	soggetto 4
1	3.37	1.65	2.66	4.49
2	4.55	3.13	6.42	2.90
3	0.79	0	0	0
4	0	1.25	1.22	0.86
5	5.40	0.84	0	3.34

Tabella 5.1: Coefficienti di calibrazione k_{graph} calcolati con l'ausilio di Matlab. Si tratta di coefficienti moltiplicativi per i valori grezzi dei dati acquisiti dai sensori e sono quindi espressi in $\left[\frac{N}{LSB}\right]$.

mente dire che i coefficienti variano molto tra i soggetti sotto test, al momento non risulta quindi possibile utilizzare lo stesso set di coefficienti per soggetti diversi (è necessaria una calibrazione specifica per ognuno).

Un'altra importante osservazione da fare è che alcuni coefficienti sono nulli questo significa che il relativo canale non porta informazione in più rispetto a quella che portano gli altri. In realtà, inizialmente, alcuni coefficienti (gli stessi che qui sono nulli) risultavano negativi, si è quindi introdotto il vincolo che questo non potesse accadere in quanto non ha senso considerare il contributo di un sensore con segno invertito.

I risultati ottenuti utilizzando il secondo set di coefficienti (k_{peaks}), quelli cioè che minimizzando l'errore relativo ai soli picchi delle curve, sono riassunti nelle Figure 5.7 e 5.8 I grafici rappresentano quanto i picchi di forza (su tallone e metatarsi) registrati dai sensori FSR sono fedeli alla reale forza esercitata (ogni punto è relativo a una prova). In tutti i test si vede la tendenza monotona crescente (come era lecito aspettarsi) che mostra una certa linearità tra forza esercitata e forza misurata, si vede però che la dispersione dei punti è molto variabile tra i soggetti.

Il valore RMS dell'errore su queste misure è stato normalizzato al valore massimo dei picchi di forza registrati dalla pedana di forza su talloni e metatarsi dal singolo soggetto, e i risultati per i singoli soggetti sotto test sono riportati in Tabella 5.2. Si vede come l'errore sia variabile tra i soggetti, dimostrando

picco	soggetto 1	soggetto 2	soggetto 3	soggetto 4
tallone	6.60%	10.7%	15.5%	11.6%
metatarsi	2.79%	8.84%	7.38%	4.31%

Tabella 5.2: Errore RMS nel valore dei picchi di forza raggiunti nel momento del contatto col terreno (picco relativo al tallone) e nel momento di maggiore spinta verso l'alto (picco relativo ai metatarsi). I valori sono stati normalizzati al valore massimo dei picchi registrati per ogni soggetto.

ancora una volta come questo tipo di sistema sia sensibile alla variabilità delle

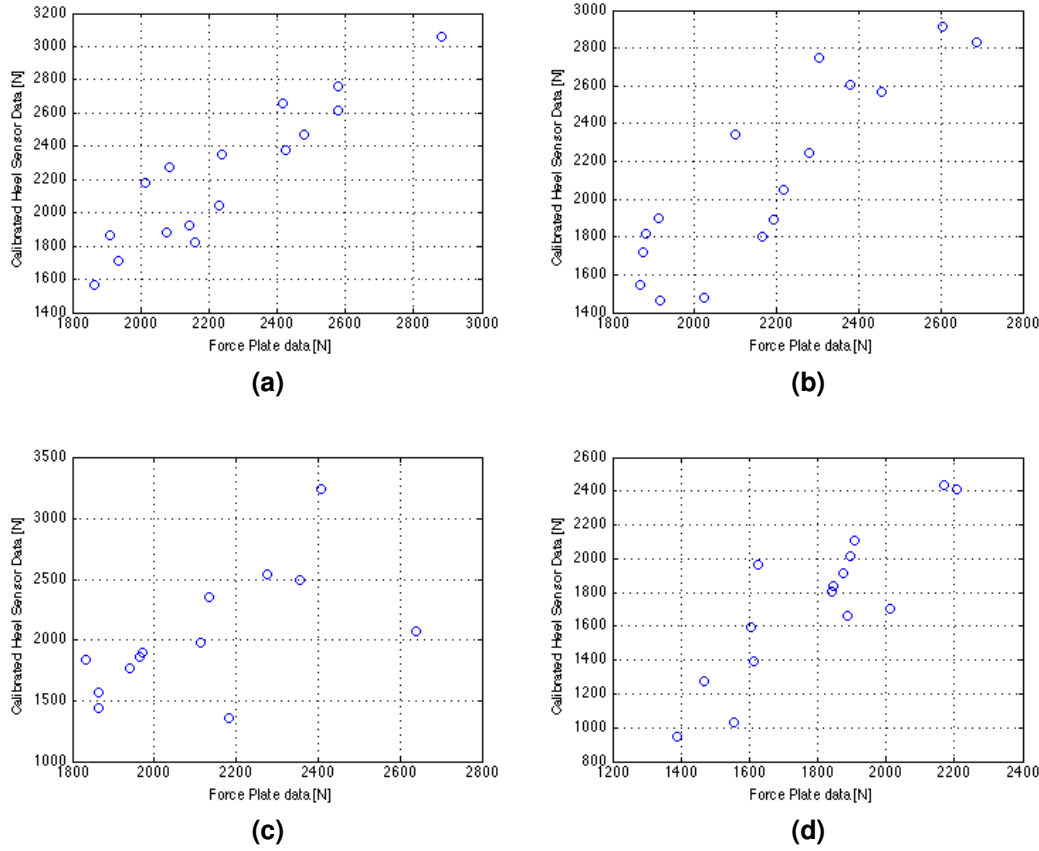


Figura 5.7: Forze di picco sul tallone misurate dai sensori FSR in funzione della forza reale misurata dalla pedana per i quattro soggetti sotto test. Si vede chiaramente una tendenza monotona crescente.

caratteristiche fisiche tra individui diversi. Il valore medio del valore RMS dell'errore (considerando entrambi i picchi) è circa 8.5% che è un risultato non molto lontano da quello a cui si mirava, occorrerebbe però fare un'analisi più accurata, con un maggior numero di prove e soggetti per avere un valore più affidabile dell'errore RMS medio (15 passi per soggetto non sono abbastanza per avere una statistica che rispecchi la realtà).

Il set di coefficienti calcolati sulla base dei picchi di forza sono riportati in Tabella 5.3. Anche qui le osservazioni sono le stesse fatte prima, quindi la variabilità dei coefficienti tra i soggetti è elevata e inoltre alcuni di essi sono nulli, annullando di fatto il contributo del relativo canale sulla forza totale.

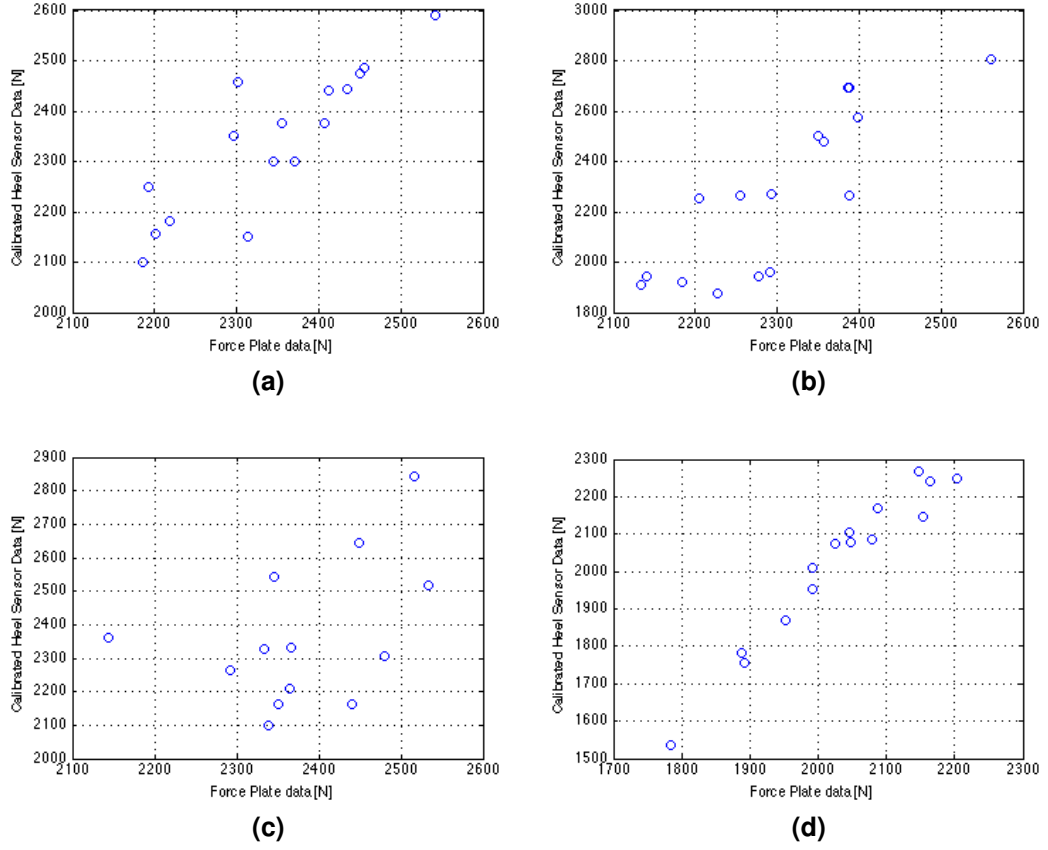


Figura 5.8: Forze di picco sui metatarsi misurate dai sensori FSR in funzione della forza reale misurata dalla pedana per i quattro soggetti sotto test. Si vede chiaramente una tendenza monotona crescente.

canale (tallone)	soggetto 1	soggetto 2	soggetto 3	soggetto 4
1	2.85	0	0.4	2
2	7.88	44.1	54.5	11.7
canale (metatarsi)	soggetto 1	soggetto 2	soggetto 3	soggetto 4
2	1.60	0	1.08	0.35
3	3.18	2.26	1.06	1.90
4	2.39	0.24	2.17	0
5	4.74	0	1.49	7.45

Tabella 5.3: Coefficienti calcolati per minimizzare il valore RMS dell'errore tra i picchi delle forze registrati con i sensori FSR e la pedana di forza k_{peaks} . L'unità di misura è sempre $\left[\frac{N}{LSB}\right]$.

Capitolo 6

Conclusioni

6.1 Discussione

E' stato realizzato un sistema di misura delle forze di reazione al suolo verticali. I risultati ottenuti sono soddisfacenti, considerando la natura low-cost del sistema di acquisizione e dei sensori. Si valuta che una soluzione più accurata possa essere ottenuta tramite l'utilizzo di sensori dotati di una migliore ripetibilità. La parte relativa all'acquisitore ha comunque validità generale e potrà essere utilizzata nel proseguimento del lavoro.

Le aspettative sull'accuratezza erano migliori di quanto ottenuto in quanto, buona parte degli articoli studiati prima della realizzazione riportavano risultati migliori di quelli riportati nel capitolo precedente. Bisogna però considerare che la quasi totalità degli studi simili si è occupata dell'analisi della camminata e non della corsa. Nella corsa le forze in gioco sono molto più elevate e di natura più impulsiva, questo ovviamente porta i sensori e l'intero sistema di misura in condizioni di lavoro più problematiche rispetto a quelle dalla normale camminata.

Sono stati utilizzati dei sensori laminari FSR posizionati in modo strategico sulla soletta della scarpa, si è visto come la posizione dei sensori sia critica ma, soprattutto dai risultati degli ultimi test, si conclude che un elevato numero di sensori non aumenta necessariamente l'accuratezza del sistema (si vedano i coefficienti nulli calcolati nel capitolo precedente).

Gli aspetti principali che hanno caratterizzato il lavoro sono:

- scelta dei sensori (inizialmente l'idea era quella di utilizzare celle di carico strain gauge)
- realizzazione fisica del prototipo in una soluzione compatta e affidabile
- disposizione dei sensori sulla soletta per ottenere la maggior quantità di informazioni possibile
- calibrazione dei sensori

In particolare l'ultimo punto è quello su cui si sono prese in considerazione il maggior numero di opzioni. Tra quelle scartate ci sono:

- parametrizzazione della curva di forza: in questo modo estraendo solo alcuni parametri (tempo di contatto, forze massime, ecc) sarebbe possibile ricostruire l'andamento complessivo descritto dalla curva parametrizzata. In questo modo si riuscirebbero ad avere curve più omogenee (prive di rumori e disturbi) la cui validità sarebbe però tutta da verificare.
- taratura singola di tutti i sensori: in questo caso la problematica è nella stima dell'area di pressione a cui associare la forza registrata (il sensore occupa solo una frazione della pianta del piede). Questo può essere fatto ma la variabilità da persona a persona nella forma del piede sarebbe un problema.

Date le non linearità intrinseche del sistema i coefficienti di taratura sono da ritenere tanto più corretti quanto più vicine sono le condizioni della corsa a quelle dei test eseguiti per la calibrazione. Una calibrazione ad personam è necessaria in quanto le differenze nella struttura del piede e nelle caratteristiche personali nel modo di correre fanno sì che i sensori siano eccitati in modo diverso, questo incrementa le non linearità del sistema rendendo poco adatti i coefficienti di taratura all'intercambiabilità tra le persone.

Bisogna inoltre sottolineare come lo sviluppo di questo tipo di sistemi si basi sia su osservazioni quantificabili che su altre poco prevedibili ottenute col metodo trial and error. Si pensi ad esempio al posizionamento dei sensori, esistono molti studi medici su come il peso corporeo venga distribuito sulla pianta del piede, è difficile però dire a priori quale posizionamento dia i risultati migliori e più affidabili se non provando e confrontando i risultati.

6.2 Sviluppi futuri

6.2.1 Miglioramento dell'accuratezza del sistema realizzato

Un modo per ridurre l'indeterminazione della misura è quello di utilizzare una media di più passi per eseguire l'analisi. Si potrebbe a tal proposito registrare una sequenza di n passi successivi eseguiti a velocità e andatura costante e poi ricavare un'unico passo mediando l'andamento dei segnali su tutti i passi che si suppone siano uguali. L'analisi dovrebbe quindi essere fatta sul passo mediato, questo dovrebbe ridurre il valore RMS dell'errore e offrire misure più precise. Ovviamente per fare ciò sarebbe necessario eseguire anche la procedura di taratura su dei passi successivi e mediati. Questa operazione è possibile solamente avendo a disposizione una sorta di pedana di forza in grado di registrare tutti gli n passi successivi, cosa evidentemente non possibile con una singola pedana lunga un metro. Una soluzione sono le piste di atletica sensorizzate (normali piste di atletica con una serie di pedane di forza messe in successione e in grado di registrare più passi) oppure ancora meglio i tapis roulant provvisti di sensoristica sui quali il numero di passi essere scelto a piacimento e non è dettato dai limiti della macchina.

A livello di costruzione, per aumentare l'accuratezza si può provare (si ripropone quindi la metodologia trial and error) ad utilizzare sensori di dimensioni minori. In altri studi ([1]) viene sottolineato come la pressione non uniforme esercitata

dal piede sul singolo sensore possa essere mediata (in maniera non necessariamente lineare) dal sensore stesso risultando in letture con una ripetibilità bassa. L'utilizzo di sensori più piccoli permetterebbe di fare la misura su una superficie minore, all'interno della quale la pressione è distribuita più uniformemente (il posizionamento in questo caso sarebbe più critico).

Per migliorare la validità dei coefficienti di taratura tra persone diverse una strada che potrebbe essere seguita è quella dell'utilizzo di plantari, appositamente studiati sul soggetto, per normalizzare la distribuzione del peso ad un normotipo. In questo modo la distribuzione soggettiva della pressione plantare verrebbe riportata a quella del normotipo, eliminando la variabile della diversa struttura corporea. Di fatto con questo metodo si sostituisce il problema della taratura ad personam con la realizzazione di un plantare ad personam. Questo però permetterebbe ulteriori studi per avvicinarsi sempre di più ad una calibrazione di validità il più generale possibile.

6.2.2 Altri sensori da integrare

Per quanto riguarda la misura delle forze orizzontali (il sistema finale dovrebbe quantificare anche quelle) si dovrebbero poter misurare grazie all'utilizzo di piccole celle di carico strain gauge (di tipo a 'S') montate all'interno di una particolare soletta composta da due parti (superiore e inferiore) in grado di scivolare una sull'altra. E' stato costruito il modellino in cuoio e cartoncino che però per essere testato dovrà essere realizzato in materiale più resistente. La procedura di calibrazione in questo caso potrebbe rispecchiare abbastanza fedelmente quella fatta per le forze verticali.

Oltre a questo, un'ulteriore aggiunta al sistema è un sensore IMU (Inertial Measurement Unit) posizionato sull'acquisitore (che si trova sulla vita del soggetto sotto test). Questo tipo di sensore (ad esempio il modello DMP 6050) integra un giroscopio triassiale, un accelerometro triassiale e un microcontrollore. Incrociando i dati di accelerazione e rotazione il microcontrollore interno riesce a fornire dei dati molto puliti riguardanti l'orientamento e le accelerazioni, riducendo al minimo l'effetto della gravità e del drift cui questo tipo di sensori è solitamente affetto. Lo scopo di questo sensore è la stima del movimento del centro di massa (altro dato biomeccanico utile oltre alle GRF) attraverso una doppia integrazione dell'accelerazione registrata.

Bibliografia

- [1] Abdul Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*. 2012; 12(7):9884-9912.
- [2] Gefen, A. Pressure-sensing devices for assessment of soft tissue loading under bony prominences: Technological concepts and clinical utilization. *Wounds* 2007, 19, 350-362.
- [3] <http://www.tekscan.com/>
- [4] <http://novel.de/novelcontent/pedar>
- [5] <http://www.atmel.com/>
- [6] Edward S. Sazonov, George Fulk, James Hill, Yves Schutz, and Raymond Browning - Monitoring of Posture Allocations and Activities by a Shoe-Based Wearable Sensor, *IEEE Trans. On Biomedical Engineering*, Vol. 58, No. 4, April 2011
- [7] Adam M. Howell, Student Member, IEEE, Toshiki Kobayashi, Heather A. Hayes, K. Bo Foreman, and Stacy J. Morris Bamberg, Senior Member, IEEE - Kinetic Gait Analysis Using a Low-Cost Insole, *IEEE Trans. On Biomedical Engineering*, Vol. 60, No. 12, December 2013
- [8] Stacy J. Morris Bamberg, Member, IEEE, Ari Y. Benbasat, Donna Moxley Scarborough, David E. Krebs, and Joseph A. Paradiso - Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System, *IEEE Trans. on information technology in biomedicine*, vol. 12, no. 4, July 2008
- [9] Stacy J. Morris Bamberg, Paul LaStayo, Lee Dibble, Josh Musselman, Swarna Kiran Dasa Raghavendra - Development of a Quantitative In-Shoe Measurement System for Assessing Balance: Sixteen-Sensor Insoles, *EMBS Annual International Conference*, 2006
- [10] Nadezhda Sazonova, Raymond C. Browning, Edward Sazonov - Accurate Prediction of Energy Expenditure Using a Shoe-Based Activity Monitor, *American College of Sports Medicine*, 2010
- [11] Paolo Taboga - Energetics And Mechanics Of Running: The Influence Of Body Mass And The Use Of Running Specific Prostheses, PhD thesis in Biomedical And Biotechnological Sciences.
- [12] G. A. Cavagna, M. Kaneko - Mechanical Work And Efficiency In Level Walking And Running, *The Journal of Physiology*, Jun. 1977.

- [13] Lin Shu, Tao Hua, Yangyong Wang, Qiao Li, David Dagan Feng, Xiaoming Tao - In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array, Trans. On Information Technology In Biomedicine, Vol. 14, No. 3, May 2010
- [14] Bryant L. Sih, Jaycor - Improving Accuracy of the F-Scan Sensor, US Army Medical Research and Materiel Command, june 2001
- [15] P. A. Willems, G. A. Cavagna, N. C. Heglund - External, Internal And Total Work In Human Locomotion, The Journal of Experimental Biology 198, 379–393 (1995)