

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA  
DIPARTIMENTO DI TECNICA E GESTIONE DEI SISTEMI  
INDUSTRIALI

Corso di Laurea in  
Ingegneria Meccanica e Meccatronica  
Curriculum Meccatronico



Tesi di Laurea Triennale

# Sensore di pressione su esoscheletro per arti inferiori

**Relatore:**  
Ch.mo prof. Oboe Roberto  
**Correlatore:**

**Laureando:**  
Morbin Gabriele  
Matr. 610299

Anno Accademico 2015/2016



# Indice

|   |            |
|---|------------|
| <b>Indice</b>   | <b>i</b>   |
| <b>Elenco delle figure</b>                              | <b>iii</b> |
| <b>Introduzione</b>                                     | <b>v</b>   |
| <b>1 Esoscheletro</b>                                   | <b>1</b>   |
| 1.1 Storia dell'esoscheletro . . . . .                  | 1          |
| 1.2 Tipologie di esoscheletri . . . . .                 | 3          |
| 1.3 Esoscheletro in sviluppo: BioMot Project . . . . .  | 9          |
| <b>2 Sensore di forza e tattile</b>                     | <b>11</b>  |
| 2.1 Sensori in commercio . . . . .                      | 11         |
| 2.1.1 Sensore propriocettivo . . . . .                  | 12         |
| 2.1.2 Sensore di cinematica . . . . .                   | 12         |
| 2.1.3 Sensore tattile dinamico . . . . .                | 13         |
| 2.1.4 Matrice di sensori tattili . . . . .              | 13         |
| 2.2 Il sensore tattile flessibile . . . . .             | 14         |
| 2.3 Sensore utilizzato nel progetto . . . . .           | 15         |
| 2.3.1 Descrizione del sensore piezoresistivo . . . . .  | 15         |
| 2.3.2 Datasheet . . . . .                               | 16         |
| <b>3 Realizzazione del sensore</b>                      | <b>19</b>  |
| 3.1 Case di contenimento . . . . .                      | 20         |
| 3.2 Circuiti di azionamento e condizionamento . . . . . | 20         |
| 3.2.1 Circuito per alimentare i sensori . . . . .       | 20         |
| 3.2.2 Circuito con uscita differenziale . . . . .       | 22         |
| 3.3 Test sui sensori . . . . .                          | 23         |
| 3.3.1 Peso aumentato . . . . .                          | 23         |
| 3.3.2 Prova di drift . . . . .                          | 29         |
| <b>4 Utilizzo del sensore</b>                           | <b>31</b>  |
| 4.1 Posizione del sensore . . . . .                     | 31         |
| 4.2 Cenni sull'elaborazione dati . . . . .              | 31         |
| <b>Conclusioni</b>                                      | <b>33</b>  |
| <b>Bibliografia</b>                                     | <b>35</b>  |



# Elenco delle figure

|      |   |    |
|------|---|----|
| 1.1  | Leonardo da Vinci meccanismo per volare[1]  | 1  |
| 1.2  | Robert Seymour con il "camminatore a vapore"  | 2  |
| 1.3  | Esoscheletro <i>Hardiman</i> , un progetto nato nella metà del 900[1]   | 2  |
| 1.4  | Esoscheletro <i>Lifesuit</i> , un prototipo che permise di far tornare a camminare un paraplegico dopo 20 anni[1] | 3  |
| 1.5  | Esempi di esoscheletro impiegati per l'uso militare[2]  | 4  |
| 1.6  | Esoscheletro alimentato da una forma di energia esterna[2]  | 4  |
| 1.7  | Catena cinematica associata ad un arto inferiore dell'esoscheletro[2]   | 5  |
| 1.8  | Attuatori principalmente utilizzati negli esoscheletri  | 5  |
| 1.9  | Esempi di esoscheletro impiegati per la riabilitazione motorizzata[2]   | 6  |
| 1.10 | Esempi di sistemi aptici applicati alla mano[2]   | 7  |
| 1.11 | "Master Arm" Systems Lab, Southern Methodist University, Dallas, TX[2]  | 8  |
| 1.12 | "Rutgers Ankle Haptic Interface", CAIP Center, Rutgers University, Piscataway NJ[2]                               | 8  |
| 1.13 | Sviluppo del progetto <b>BioMot</b> [13]  | 9  |
| 1.14 | Apprendimento neuronale nel progetto <b>BioMot</b> [13]   | 9  |
|      |   |    |
| 2.1  | Accelerometro che misura due inclinazioni[9]  | 13 |
| 2.2  | Immagini relative al <i>sensore tattile sensibile</i> [10]  | 14 |
| 2.3  | Datasheet di FlexiForce <sup>®</sup> <i>Standard Model A301</i> , prima pagina[11]                                | 17 |
| 2.4  | Datasheet di FlexiForce <sup>®</sup> <i>Standard Model A301</i> , seconda pagina[11]                              | 18 |
|      |   |    |
| 3.1  | Schema a blocchi dell'acquisizione dati globale, BioMot Project[13]   | 19 |
| 3.2  | Circuito per alimentare i sensori ed adattare l'uscita.   | 21 |
| 3.3  | Secondo circuito  | 22 |
| 3.4  | Test su tre sensori con case in Linea <b>1</b>  | 23 |
| 3.5  | Test su tre sensori con case in Linea <b>2</b>  | 24 |
| 3.6  | Test su tre sensori con case in Linea <b>3</b>  | 25 |
| 3.7  | Confronto delle tre linee con la prima prova  | 26 |
| 3.8  | Confronto delle tre linee con la seconda prova  | 26 |
| 3.9  | Confronto delle tre linee con la terza prova  | 26 |
| 3.10 | Test sul singolo sensore senza case in Linea <b>1</b>   | 27 |
| 3.11 | Test sul singolo sensore senza case in Linea <b>2</b>   | 27 |
| 3.12 | Test sul singolo sensore senza case in Linea <b>3</b>   | 28 |
| 3.13 | Confronto delle tre linee con singolo sensore   | 28 |
| 3.14 | Test di drift con peso di 2380 g su tre sensori con case  | 29 |
| 3.15 | Test di drift con peso di 4380 g su tre sensori con case  | 29 |
|      |   |    |
| 4.1  | Particolare della scheda <b>BeagleBone Black</b> [14]   | 32 |



# Introduzione

Questa tesi di laurea tratta in particolar modo di un sensore di pressione. Questo sensore andrà inserito in un esoscheletro per arti inferiori, utilizzato in ambito medico per la riabilitazione del paziente che ha perso certe abilità.

Il progetto è il **BioMot**, trattato in maggior dettaglio nel capitolo 1.3. Un progetto in sviluppo da diverse Università e con lo scopo di portare innovazioni riguardanti l'iterazione uomo-robot, con acquisizione dati sulla camminata del paziente sia da un punto di vista strutturale, cioè sulla camminata, che da un punto di vista neurologico, ricavando così informazioni dal cervello[13]. Altro aspetto importante è quello economico: si cerca di abbassare il costo dell'esoscheletro, ancora troppo elevato per quelli in vendita ai giorni nostri. Per questo si cerca di trovare ottimi compromessi tra costi e prestazioni per i componenti meccanici, elettrici ed elettronici di questo progetto, a partire dal sensore di pressione utilizzato.

La tesi è strutturata per andare nel dettaglio del lavoro eseguito sul sensore di pressione. Partendo dal primo capitolo in cui vi è una descrizione generale dell storia degli esoscheletri arrivando a quelli attuali per poi passare alla descrizione del progetto **BioMot**. Si arriverà al secondo capitolo in cui vi è una descrizione generale sul sensore di forza, le varie tipologie, e il particolare sensore FlexiForce<sup>®</sup> *Standard Model A301* utilizzato nel progetto.

Il terzo capitolo sarà dedicato al lavoro svolto in laboratorio: i circuiti di condizionamento per alimentare il sensore e adattare il segnale d'uscita all'ingresso della scheda **BeagleBone Black**[14] e alcuni test per vedere la linearità dell'uscita, con test riguardanti il *drift* per vedere quanto e in quanto tempo cala la tensione d'uscita. Il quarto capitolo darà una breve descrizione dell'impiego di questo sensore nel progetto **BioMot** e qualche accenno sulla scheda **BeagleBone Black**.





# Capitolo 1

## Esoscheletro

Quando si pensa all'esoscheletro la nostra immaginazione ci porta subito ad associarlo ad un dispositivo elettrico usato nel mondo fantascientifico del cinema: basta pensare ai celebri film come *Alien*, *Edge of Tomorrow*, *Avatar*, *Robocop*, *Elysium* e molti altri[1].

In realtà l'Esoscheletro ha una storia molto più vasta e non è così distante dalla realtà. In questo capitolo si fornisce una descrizione generale dell'esoscheletro, la sua storia, le varie tipologie, fino ad arrivare al modello che stiamo sviluppando all'università.

### 1.1 Storia dell'esoscheletro

L'esoscheletro, dal greco exo (al di fuori) e skeletos (duro), è sempre stato concepito dall'uomo come un dispositivo che aumenta le capacità fisiche, in particolar modo la forza umana relativamente limitata. Nel corso della storia l'uomo ha progettato vari tipi di esoscheletro, a partire da Leonardo Da Vinci (si veda la figura 1.1) che ideò una struttura, indossabile dall'uomo, che permettesse di volare[1].



Figura 1.1. Leonardo da Vinci meccanismo per volare[1]

Nonostante le varie idee di esoscheletro trovate, si ebbe sempre il problema dell'alimentazione, cioè riuscire a fornire l'energia giusta per moltiplicare la forza umana esercitata dall'esoscheletro ed avere una certa autonomia. Nel 1800, con la comparsa delle prime macchine a vapore, questo problema iniziava ad istinguersi, ma solo nella fantasia dell'uomo, lo dimostrò il vignettista satirico Robert Seymour con il "camminatore a vapore" in figura 1.2, in quanto non si riusciva ancora ad alimentare un esoscheletro (indossato dall'uomo) con una macchina a vapore esterna; doveva esserci un sistema di alimentazione in grado di essere "indossato" dall'individuo, insieme all'esoscheletro[1].



Figura 1.2. Robert Seymour con il “camminatore a vapore”

Successivamente il russo Nicholas Yagn sviluppò il primo esoscheletro per arti inferiori: consisteva in un apparato esterno in grado di aumentare le capacità motorie, per esempio la camminata, il salto, la corsa. Per fornire la giusta energia creò un sistema con una sacca di gas in pressione e delle molle[1].

Nel 1917, l’inventore Leslie C. Kelley trovò un sistema di alimentazione a vapore. Studiò un modo per portare una piccola macchina a vapore sulla schiena, come fosse uno zainetto. Ma, come tante tra le più importanti invenzioni nella storia, il primo "vero" esoscheletro venne dal Dipartimento della Difesa degli Stati Uniti nel 1960. Questo progetto fu chiamato *Hardiman*, figura 1.3, tramite un sistema idraulico, permetteva di moltiplicare la forza di chi lo usava di 25 unità. Per esempio si riuscì a sollevare un carico di 110 kg facendo uno sforzo come se si sollevasse 4,5 kg. I difetti che presentava questo esoscheletro erano ben visibili: con i suoi 680 kg di peso era alquanto ingombrante e lento nei movimenti, oltre ad essere pericoloso per certi movimenti incontrollati e non previsti[1].



Figura 1.3. Esoscheletro *Hardiman*, un progetto nato nella metà del 900[1]

Grazie a Monty Reed (un Ranger statunitense che, dopo un incidente col paracadute, rimase paraplegico), nel 1986, l’esoscheletro venne introdotto in una nuova modalità di impiego: non venne più utilizzato esclusivamente per moltiplicare la forza umana, ma anche per restituire

all'individuo certe abilità perse. Egli creò un prototipo di esoscheletro di nome *Lifesuit*, in figura 1.4, il quale fu in grado di camminare per quasi 2 km e di sollevare 90 kg con una carica completa[1].



**Figura 1.4.** Esoscheletro *Lifesuit*, un prototipo che permise di far tornare a camminare un paraplegico dopo 20 anni[1]

## 1.2 Tipologie di esoscheletri

Ai giorni nostri esistono varie tipologie di esoscheletri, con prestazioni e costi che variano, anche se per ora sono perlopiù prototipi in fase di progettazione. Possiamo suddividerli in tre principali categorie:

- Esoscheletri attivi

Questa tipologia di esoscheletri possiamo considerarla come dei *robot indossabili*, cioè da una struttura esterna letteralmente indossata da una persona. Sono costituiti da varie parti: la struttura meccanica, una fonte di energia per alimentare vari componenti della struttura stessa, gli attuatori per controllare i movimenti, un modulo di controllo e tutto ciò che riguarda la sicurezza[2]. Un esempio può essere l'esoscheletro *Hardiman*, citato nel paragrafo 1.1 e visibile in figura 1.3.

Nella progettazione di questi esoscheletri è molto importante l'accoppiamento tra la persona che lo indossa e la struttura del robot, i gradi di libertà e il finecorsa devono coincidere con quelli umani[2].

All'inizio venivano usati nell'ambito della teleoperazione e in quello militare per aiutare i soldati nel trasportare munizioni e scorte molto pesanti nei campi di battaglia, aumentando così la forza umana, alcuni esempi sono riportati nelle immagini di figura 1.5 Ma ora l'applicazione di questi esoscheletri vede molti altri ambiti, come il controllo neuro-motorio (anche se questo è ancora in fase di ricerca), nella riabilitazione e per assistere le persone disabili nella mobilità (molto utile in quanto non solo si diminuisce il numero di fisioterapisti, ma si può progettare un esoscheletro adattandolo al singolo paziente e fornendo così una migliore riabilitazione), indossati come ortesi, o ancora per assistere gli infermieri stessi quando devono mobilitare i pazienti. Sempre nell'ambito medico si può avere il caso di persona affetta da paraplegia, in cui gli arti inferiori sono completamente paralizzati; così l'esoscheletro può consentire al paziente di camminare con l'aiuto delle stampelle[2].



Figura 1.5. Esempi di esoscheletro impiegati per l'uso militare[2]

Si vuole dare ora una breve descrizione delle parti che costituiscono un esoscheletro attivo. Prima di tutto è l'**alimentazione** ad interessarci, ancora oggi resta un problema l'accumulo di energia elettrica in uno spazio abbastanza ristretto. Si può pensare ad altre fonti di energia, come un motore a combustione interna o una pila a combustibile (fuel cell), ma andrebbe ad incidere principalmente sui costi e rendimento. Attualmente il sistema più utilizzato per alimentare un esoscheletro, per qualche ora, è con l'uso di batterie al litio oppure, all'interno di ambienti attrezzati, di attaccarlo tramite un "cordone" ad una fonte di energia separata (si veda l'esempio in figura 1.6)[2].



Figura 1.6. Esoscheletro alimentato da una forma di energia esterna[2]

Passiamo ora alla descrizione della **struttura meccanica** dell'esoscheletro. Inutile dire che, essendo indossato da una persona, deve essere leggero e allo stesso tempo resistente agli urti e alla fatica. Inizialmente gli esoscheletri venivano realizzati in acciaio e alluminio, ma i problemi erano evidenti: l'acciaio aumentava il peso complessivo e l'alluminio era poco resistente alla fatica, così finiva per rompersi. Dagli anni successivi ad oggi si usano materiali più pregiati, come titanio e materiali compositi (per esempio la fibra di carbonio), ma allo stesso tempo più costosi[2].

C'è poi da considerare i gradi di libertà della struttura. Per esempio, se si considera un arto superiore come la catena cinematica sintetizzata in figura 1.7, arriviamo a 7 GDL: 3 sulla spalla (giunto sferico), 1 sul gomito (cerniera), 1 sull'avambraccio (cerniera) e 2 sul polso (giunto universale). Attualmente sono in sviluppo delle articolazioni meccaniche più complesse, per cercare di riprodurre al meglio il movimento umano[2].

Altri elementi importanti sono gli **attuatori**, situati nei giunti servono per trasferire potenza al movimento. Sostanzialmente si dividono in tre categorie: attuatori con cilindri idraulici 1.8(a), attuatori con servomotori elettrici 1.8(b) e gli attuatori pneumatici 1.8(c). I primi

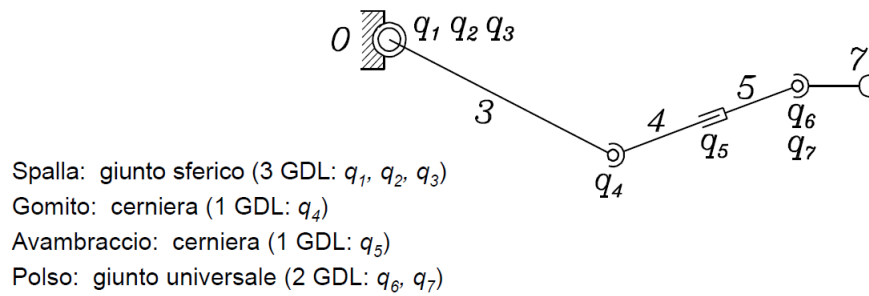
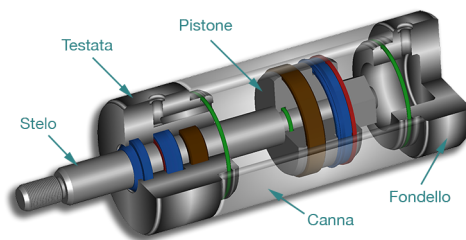
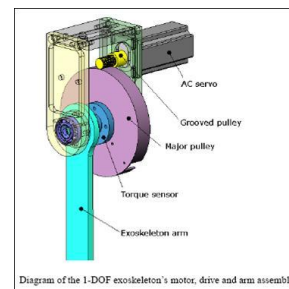


Figura 1.7. Catena cinematica associata ad un arto inferiore dell'esoscheletro[2]

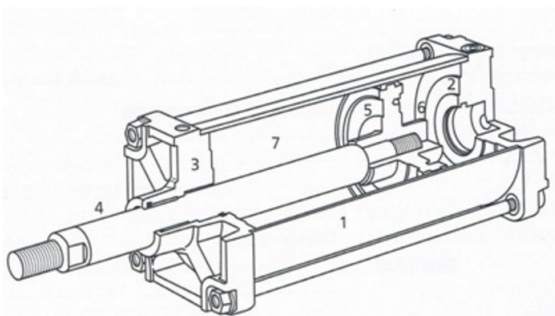
sono sia potenti che precisi, ma per contro è il peso che li penalizza (l'alta pressione del fluido richiede uno spessore dei componenti maggiore), oltre al pericolo di avere eventuali perdite di fluido; più usati e più efficienti sono i servomotori elettrici, dotati di riduttori di velocità per frenare il giunto in posizione statica e senza avere spese in termini di energia. Se parliamo di dimensione, precisione e densità di potenza questi ultimi offrono un rendimento maggiore. Infine gli attuatori pneumatici trovano un maggior controllo della forza, ma risulta molto difficile contrallare velocità e posizione, inoltre risentono notevolmente del carico durante il movimento[2].



(a) Cilindro idraulico[8]



(b) Schema di attuatore con servomotore elettrico[2]



(c) Attuatore pneumatico

Elementi costruttivi di un attuatore lineare:

1. camicia o corpo
2. Testata posteriore
3. Testata anteriore
4. Stelo o asta
5. Pistone o stantuffo
6. Camera posteriore
7. Camera anteriore

Figura 1.8. Attuatori principalmente utilizzati negli esoscheletri

- Riabilitazione motorizzata

Sono degli strumenti robotizzati, indossati da persone che hanno perso abilità e funzioni motorie, che sostituiscono il fisioterapista. Possono essere usati sia come riabilitazione, cioè aiutano il paziente a recuperare funzioni motorie e cognitive, che come vero e proprio organo sostitutivo. Si veda le immagini di figura 1.9, che illustrano delle applicazioni, in cui l'esoscheletro può aiutare o sostituire il paziente. Per esempio, se in un paziente la

camminata è irrimediabilmente compromessa, con un esoscheletro indossato per camminare, si possono riscontrare benefici nel sistema cardiocircolatorio e di conseguenza nel funzionamento degli organi interni, riduzione della contrattura articolare e prevenzione dell'osteoporosi[2].

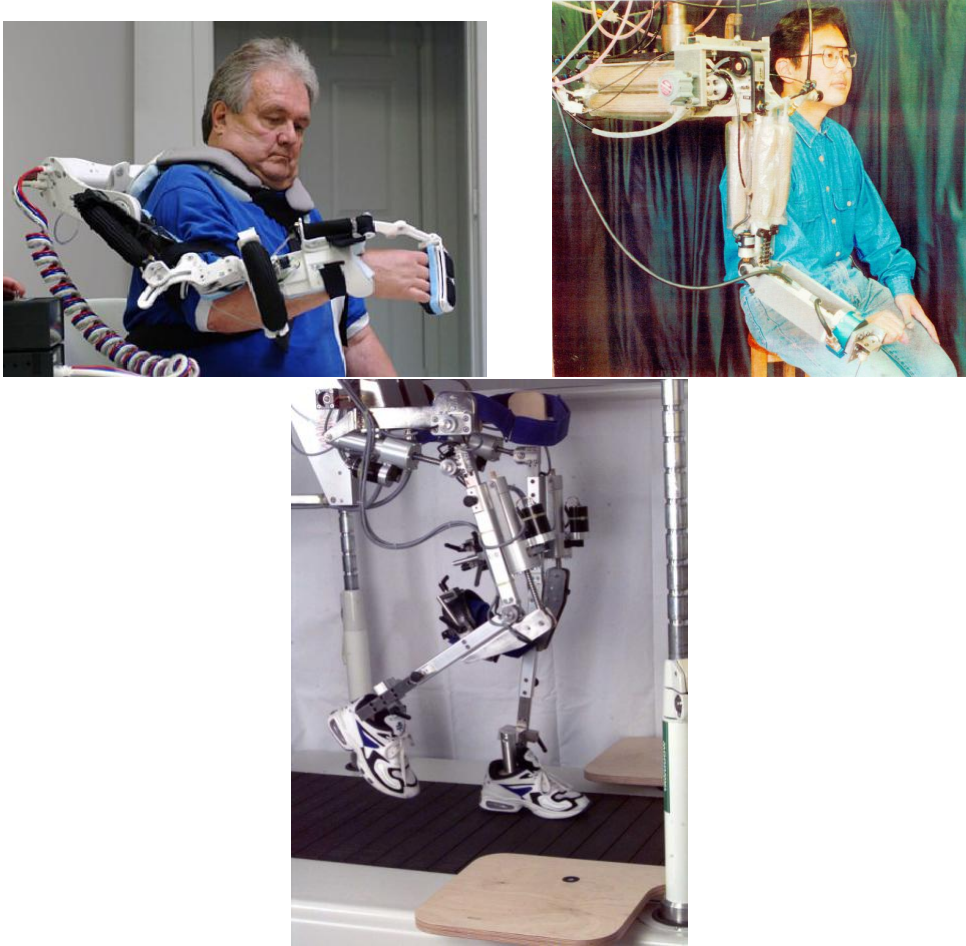


Figura 1.9. Esempi di esoscheletro impiegati per la riabilitazione motorizzata[2]

Questa tipologia di esoscheletri sono studiati in modo specifico per i pazienti, in base al grado e al tipo di disabilità, e forniscono informazioni per una valutazione quantitativa del recupero motorio[2].

- Sistemi aptici

Il termine "aptico" deriva dal Greco e significa "toccare", questa tipologia di esoscheletri si interfaccia con l'uomo per mezzo del tatto[2].

Si crea un'interfaccia aptica tra computer e uomo, così che attraverso il tatto la persona può inviare informazioni al computer e viceversa. Con questo senso percepiamo due tipi di informazioni: informazioni tattili, come scabrezza, vibrazione, temperatura, umidità, ecc.; informazioni cinestetiche, dimensioni, forma e peso. Questa interazione dovrà avere due tipi di risposta, sia tattile che cinestetica[2].

Un esempio può essere la **teleoperazione**, in cui l'operatore pilota un robot attraverso un dispositivo di comando (come un guanto): questo restituisce all'operatore delle forze e vibrazioni. Si cerca così di ricreare l'ambiente (utilizzando, per esempio, anche vista e udito) e l'operatore avrà la sensazione di trovarsi direttamente sul posto[2]. Per avere un'immagine di sistema aptico applicato ad una mano si vedano le immagini di figura 1.10.



Figura 1.10. Esempi di sistemi aptici applicati alla mano[2]

Gli elementi che compongono un'**interfaccia aptica** sono sostanzialmente quattro: *sensori di posizione* per quanto riguarda la rilevazione del movimento della mano umana, *l'elettronica* che controlla la parte sensoristica e gli attuatori, tutto ciò che riguarda l'ambiente virtuale da riprodurre tramite un'unità logica con *equazioni e algoritmi software* infine gli *attuatori* che creano la risposta del mondo virtuale all'operatore[2].

Nelle figure 1.11 e 1.12 sono riportati due realizzazioni di sistemi aptici sviluppati in laboratorio universitario. Il primo (figura 1.11) consiste di un manipolatore di alluminio con quattro giunti rotoidali. Insegue il movimento di spalla e gomito, applicando forze tramite attuatori pneumatici; registra il movimento dell'arto umano presentando una minima resistenza, lo comunica all'ambiente virtuale ed applica le forze d'interazione virtuali all'arto dell'operatore umano. Il secondo (figura 1.12) consiste in un sistema per la riabilitazione della caviglia; il paziente muove il piede, la posizione e l'orientamento di quest'ultimo sono valutati da sensori e utilizzati per guidare l'immagine di un aereo attraverso un determinato percorso[2].



Figura 1.11. "Master Arm" Systems Lab, Southern Methodist University, Dallas, TX[2]



Figura 1.12. "Rutgers Ankle Haptic Interface", CAIP Center, Rutgers University, Piscataway NJ[2]

### 1.3 Esoscheletro in sviluppo: BioMot Project

Questo progetto riunisce otto partner provenienti da cinque diversi paesi (Spagna , Belgio, Italia , Islanda e Giappone); l'obiettivo è quello di creare un esoscheletro indossabile che abbia notevoli risultati sia da un punto di vista scientifico che nell'ambito commerciale, diminuendo i costi e favorendone le vendite[13].

Lo scopo del progetto **BioMot** è migliorare l'efficienza nella gestione dell'interazione uomo-robot dell'esoscheletro, attuando approcci di apprendimento neuronale. L'obiettivo è quello di mostrare come l'incarnazione di meccanismi bioispirati e architettonici può consentire ad un utente di modificare opportunamente il comportamento di esoscheletri per camminare[13].

Nelle figure 1.13 e 1.14 momenti di sviluppo del progetto **BioMot**.





Figura 1.13. Sviluppo del progetto BioMot[13]



Figura 1.14. Apprendimento neuronale nel progetto BioMot[13]



## Capitolo 2

# Sensore di forza e tattile

Il punto di partenza per l'acquisizione ed elaborazione dati è il sensore di forza, ossia misurare la pressione che il paziente imprime sull'esoscheletro in modo che i motori elettrici esercitino la coppia giusta per assisterlo nella camminata.

Nel corso degli ultimi 20 anni l'elettronica ha fatto molti progressi nel perfezionare i sensori tattili. In commercio ne esistono di vari tipi, caratterizzati dal principio di funzionamento, dalle dimensioni, dall'accuratezza, dal costo, ecc.[3] Un sensore tattile può avere diverse funzioni in un robot, come:

- Manipolazione: per afferrare un oggetto deve essere in grado di rilevare la forza che sta applicando, per evitare una stretta troppo forte da romperlo o viceversa una stretta troppo leggera da non riuscire ad afferrarlo. In questa funzione il sensore tattile risulta indispensabile[3].
- Esplorazione: a volte il robot deve ricevere delle informazioni tattili, cioè quello che riguarda la struttura superficiale di un oggetto, attrito, durezza, proprietà termiche, ecc.[3]
- Risposta: quello che riguarda il rilevamento dei contatti da agenti esterni.[3]

In questo capitolo si partirà dalla descrizione di alcuni tipi di *sensori di forza* a livello generale, per passare al sensore tattile flessibile un particolare tipo di sensore utilizzato nella progettazione di altri esoscheletri, infine sarà descritto il sensore utilizzato in questo progetto.

### 2.1 Sensori in commercio

Questo paragrafo descrive cinque tipi di sensori tattili: propriocettivi, cinematica, tattile dinamica, matrice sensori tattili.

Con il senso tattile quello che ci interessa misurare sono due grandezze fisiche: la forma e la forza, le altre grandezze, come la temperatura, coinvolgeranno altri tipi di sensori, che non saranno trattati in questo capitolo[3].

Si possono avere tre tipi di contatto tra la persona e il sensore e ogni tipo di contatto è percepito da diverse tipologie di sensori.

- Pressione normale

Il sensore più semplice sia nella forma che come segnale d'uscita da elaborare è quello *piezoresistivo*, organizzato in array. Adatto per la produzione di massa, risulta il più economico in commercio; per contro si possono notare diversi svantaggi, come la fragilità, la sensibilità nei confronti della temperatura (che condiziona notevolmente il segnale d'uscita) e alcuni errori dovuti alla deriva e all'isteresi[3].

Troviamo poi il sensore *capacitivo*, organizzato in un array di giunzioni capacitive. Con questo tipo di sensori abbiamo una notevole diminuzione dell'isteresi e troviamo una buona sensibilità, a costo però di un circuito molto complesso[3].

Altro tipo di sensore è il *piezoresistivo MEMS*; la sigla MEMS sta per Micro Electro-Mechanical Systems, sono cioè costituiti da un insieme di parti meccaniche, elettriche ed elettroniche a livello microscopico, in sostanza è un array di silicio microlavorato con silicio drogato. Anche questo è adatto per la produzione di massa, quindi relativamente economico, ma molto fragile[3].

Infine il sensore *ottico*; del tutto diverso dai precedenti, questo sensore utilizza una forma di energia luminosa. Il vantaggio di questo sensore è che, non avendo una matrice di interconnessioni, risulta meno fragile rispetto agli altri, ma richiede una maggiore elaborazione dei dati in uscita[3].

- Deformazione della pelle

Troviamo ancora il sensore *ottico*, composto da una membrana che contiene del liquido, e costituito da algoritmi che lo controllano per minimizzare l'energia. Il vantaggio principale è che non possiede interconnessioni elettriche che possono essere danneggiate, ma allo stesso tempo è difficile da addattare e richiede dei calcoli per le informazioni in uscita molto complessi[3].

Il sensore *magnetico* è composto da una serie di sensori ad effetto Hall, ma gli svantaggi principali sono quelli del sensore precedente[3].

Un altro sensore basato sulla *tomografia resistiva* è composto da un array di tracce a gomma conduttiva che funziona come elettrodi. Ha una struttura robusta[3].

Infine troviamo il sensore *piezoresistivo con curvatura*, composto da una serie di estensimetri, offre una misura diretta della curvatura, ma presenta fragilità nelle interconnessioni elettriche e un ciclo di isteresi[3].

- Rilevamento tattile dinamico

Il primo sensore è *piezoelettrico con un tasso di stress*, incorporato in pelle elastomerica. Possiede una elevata larghezza di banda a discapito di una fragilità tra le giunzioni elettriche[3].

Il secondo è il sensore di *accelerazione della pelle*, considerato come un accelerometro commerciale. Molto semplice nella realizzazione, ma non si distribuisce bene nello spazio ed è sensibile alle vibrazioni della risonanza strutturale[3].

### 2.1.1 Sensore propriocettivo

Si chiamano propriocettivi (cioè il controllo della posizione e del movimento del corpo nello spazio) la tipologia di sensori che misurano grandezze "proprie", quindi si riferiscono allo stato interno del meccanismo. Questi sensori permettono di misurare forze, coppie, posizione... Servono per l'orientamento nello spazio per il robot, in maniera analoga al corpo umano: il cervello, tramite i recettori propriocettivi, riceve informazioni da elaborare sulla posizione e sul movimento del corpo; conseguenza di tutto ciò è l'orientamento e l'equilibrio[3].

### 2.1.2 Sensore di cinematica

Questa tipologia di sensori non rientra necessariamente nell'insieme dei sensori tattili, ma servono per misurare la posizione geometrica di un arto del robot[3].

I sensori per misurare la cinematica di un robot sono principalmente quattro: *accelerometri, inclinometri, giroscopi e goniometri*[4].

- Gli *accelerometri* sono dei sensori con alta sensibilità nel rilevare il movimento. Sono molto piccoli e possono rilevare il movimento su uno, due o tre assi. Molto importanti tra questa tipologia di sensori sono gli accelerometri MEMS; al loro interno ci sono due ponti con quattro termocoppie, una accelerazione esterna modifica la distribuzione interna della temperatura, in questo modo i due ponti risentono di una differenza e quindi si può avere una misura piana dell'accelerazione[4]. Un esempio di accelerometro che misura due inclinazioni (nel piano) lo si vede in figura 2.1.

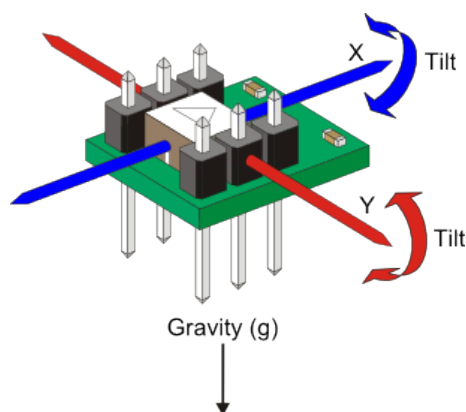


Figura 2.1. Accelerometro che misura due inclinazioni[9]

Come si può notare, questi sensori sono sensibili a qualsiasi accelerazione, che sia una traslazione, la gravità, un'accelerazione tangenziale dovuta alla rotazione oppure l'accelerazione centripeta. Si può quindi integrare la misurazione con tre terne di sensori, due per ogni asse nello spazio. Altro problema resta l'accelerazione gravitazionale, che può essere risolto analizzando il contenuto spettrale del segnale d'uscita[4].

- L'*inclinometro* può essere di due tipi: meccanico, come un accelerometro con una massa di prova vincolata ad oscillare e smorzata; oppure di tipo MEMS che si riferisce alla misura della gravità lungo gli assi. Il primo risulta pesante e grande in dimensioni, in più per eseguire una misura deve essere in condizioni quasi statiche; mentre il secondo è più piccolo e leggero e permette una misura più ampia[4].
- *Giroscopi*, per la misura della velocità angolare, non sono molto diffusi e presentano problemi con il rumore, ma sono molto sensibili e offrono una buona risoluzione[4].
- *Goniometri*, misurano l'angolo e possono essere meccanici, a fluido o elettromeccanici[4].

### 2.1.3 Sensore tattile dinamico

Questa tipologia di sensori viene utilizzata principalmente per rilevare lo spostamento di un oggetto a contatto col sensore. Esistono varie tipologie di questi sensori, per esempio, una di queste vede la percezione attraverso la temperatura: percepisce la temperatura di un oggetto a contatto, se questo si sposta la temperatura superficiale cambia e in base a questo si riesce a capire il movimento[3].

Un esempio di sensore tattile dinamico può essere

### 2.1.4 Matrice di sensori tattili

Questa è una tipologia molto importante e diffusa, applicati in molti settori, quali automotive, packaging, robotica, sport, studio di impatti e studio dell'ergonomia e confort in generale[7].

Il principio di funzionamento è relativamente semplice: una griglia le cui colonne e righe sono di materiale semiconduttivo che cambia la sua resistenza in base alla pressione esercitata, molto importanti sono i punti d'intersezione tra le colonne e le righe, in quanto proprio questi sono i "punti sensibili". Con la variazione di resistenza proprio in questi punti sensibili e con una scansione elettronica su tutto il sensore, si potrà determinare l'intensità della forza applicata e la sua collocazione sulla superficie del sensore. Generalmente possono arrivare a misure di pressione fino a 175 MPa. Un notevole vantaggio di questi sensori è lo spessore della griglia (di circa 0,1 mm) che favorisce un disturbo molto basso della distribuzione della pressione di contatto[7].

## 2.2 Il sensore tattile flessibile

Un sensore di cui si vuole dare particolare attenzione è quello *tattile flessibile*, di recente sviluppo. Si tratta di una conversione d'energia meccanica in energia luminosa e da luminosa ad elettrica[10].

Questo sensore è stato studiato per essere inserito in un progetto di esoscheletro, sia per arti inferiori che per arti superiori; si rimanda alla referenza [10] per quanto riguarda lo sviluppo di tale progetto, in particolar modo del *sensore tattile flessibile*.

Dalla figura 2.2(a) possiamo descrivere il principio di funzionamento: il sensore è costituito da un emettitore di luce e da un fotodiiodo che funziona come ricevitore, il tutto è racchiuso in una membrana morbida di silicone. L'emettitore di luce illumina lungo tutta la direzione longitudinale il fotodiiodo e questo rilascia una corrente in uscita (il fotodiiodo ha un range di 0,2 V, non amplificato, con una impedenza d'uscita di 22  $\Omega$ ). Quando si schiaccia il sensore varia la luce percepita dal fotodiiodo e di conseguenza la sua corrente d'uscita[10].

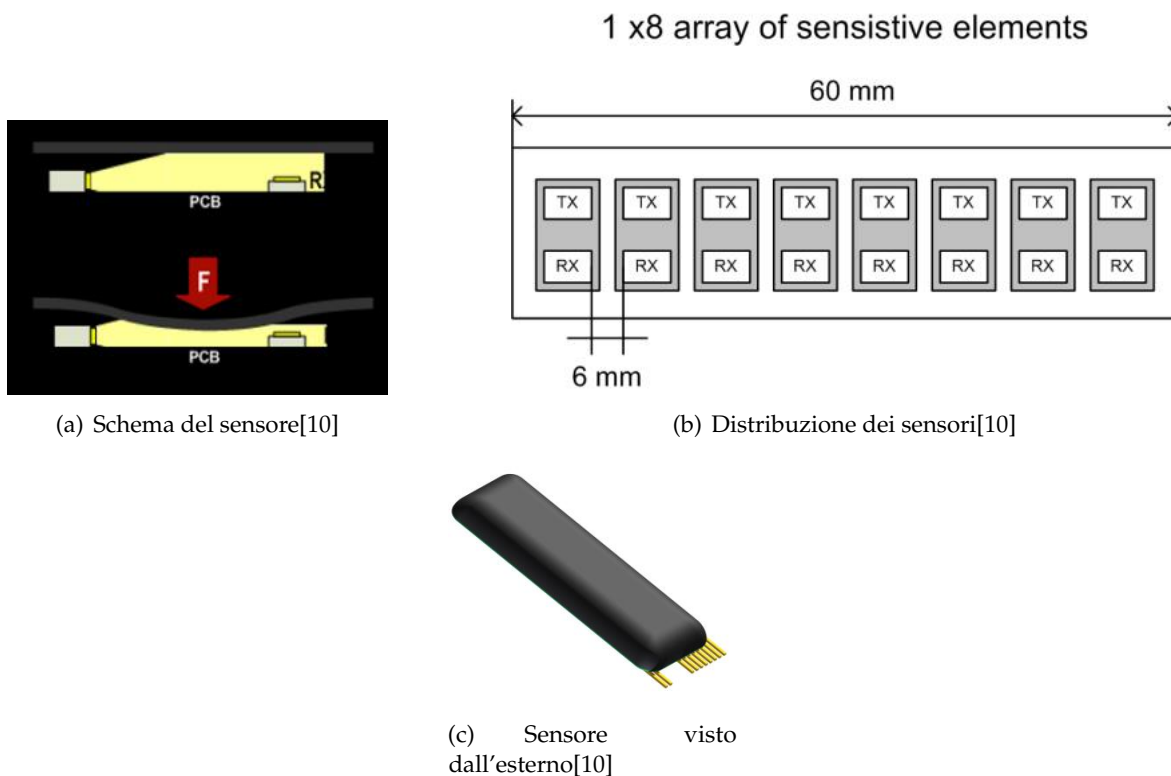


Figura 2.2. Immagini relative al sensore tattile sensibile[10]

Le dimensioni del sensore (figura 2.2(c)) sono di 60 mm in lunghezza e 20 mm in larghezza, con

uno spessore di 7 mm. Queste dimensioni sono state scelte in modo che il sensore non interferisca significativamente con la flessibilità della cinghia in cui sarà inserito[10].

La disposizione di otto sensori nella cinghia, riferendoci alla figura 2.2(b), è dovuta al fatto che i sensori si estendono principalmente nella loro lunghezza. Così, secondo queste dimensioni dei sensori e secondo la loro disposizione, si è trovato il miglior compromesso tra la risoluzione spaziale e l'interferenza ottica[10].

## 2.3 Sensore utilizzato nel progetto

In questo progetto il sensore utilizzato è il FlexiForce<sup>®</sup> *Standard Model A301*[11]. Si darà una descrizione generale del sensore, per poi passare al datasheet dettagliato e alla sua caratteristica. Nel capitolo successivo si descriverà invece l'impiego di tale sensore, con i circuiti di condizionamento e i test.

### 2.3.1 Descrizione del sensore piezoresistivo

Il FlexiForce<sup>®</sup> *Standard Model A301* è un sensore di forza piezoresistivo. La piezoresistività è una proprietà dei materiali, cioè essi variano la propria resistenza elettrica se sottoposti ad una forza esterna, statica o dinamica. Questo valore non è apprezzabile se non per particolari materiali, come i cristalli di silicio[12].

Considerando una barretta di lunghezza  $L$ , sezione  $A$  e resistività  $\rho$ , la sua resistenza elettrica è definita come

$$R = \frac{\rho L}{A} \quad (2.1)$$

La variazione di resistenza è dovuta da sostanzialmente due fattori: variazioni geometriche  $A$  e dalla variazione della resistività  $\rho$  della (2.1)[12].

Derivando la (2.1), con semplici passaggi matematici si arriva a

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dL}{L} - \frac{dA}{A} \quad (2.2)$$

dall'ultimo termine della (2.2) si nota che la variazione della sezione  $A$  è data dall variazione della base  $W$  più una variazione dell'altezza  $H$ , inoltre per definizione si ha che il *coefficiente di Poisson* è il rapporto negativo tra la variazione della base, o dell'altezza, sulla lunghezza. In termini matematici

$$\nu = -\frac{\frac{dW}{W}}{\frac{dL}{L}} = -\frac{\frac{dH}{H}}{\frac{dL}{L}} \quad (2.3)$$

dalla (2.3) si può dunque esprimere la variazione della sezione  $A$  come

$$\frac{dA}{A} = \frac{dW}{W} + \frac{dH}{H} = -2\nu \frac{dL}{L} \quad (2.4)$$

inserendo la (2.4) nella (2.2) si ottiene

$$\frac{dR}{R} = (1 + 2\nu) \frac{dL}{L} + \frac{d\rho}{\rho}. \quad (2.5)$$

Definiamo ora un nuovo termine, il **Gauge Factor**,  $GF$ :

$$GF = \frac{\frac{dR}{R}}{\frac{dL}{L}}; \quad (2.6)$$

inserendo la (2.5) nella (2.6) risulta

$$GF = 1 + 2\nu + \frac{d\rho}{\rho} \frac{L}{dL}. \quad (2.7)$$

Per un semiconduttore la resistività  $\rho$  varia secondo la seguente legge

$$\rho = \frac{1}{eNi\mu_m} \quad (2.8)$$

in cui  $e$  è la carica elettronica,  $Ni$  il numero di cariche e  $\mu_m$  la mobilità media delle cariche. Dalla (2.8) si deduce che l'effetto di una forza esterna agisce sui fattori  $Ni$  e  $\mu_m$ , ampiezza e segno della variazione dipenderanno dal tipo di semiconduttore e dall'inclinazione della forza esterna rispetto l'orientamento dei suoi grani cristallini[12].

In uno stato di tensione o compressione la resistività cambia secondo la legge

$$\frac{d\rho}{\rho_0} = \pi_l \sigma \quad (2.9)$$

in cui  $\pi_l$  è il coefficiente di piezoresistività longitudinale e  $\sigma$  la tensione applicata.

Si può notare inoltre che

$$\frac{dL}{L} = \epsilon \quad (2.10)$$

è il coefficiente di deformazione, legato dal **modulo di Young**  $E$  secondo la relazione  $E = \sigma/\epsilon$ . Inserendo la (2.9) nella (2.7) e tenendo conto della (2.10) si arriva facilmente a

$$GF = 1 + 2\nu + \pi_l E. \quad (2.11)$$

Il termine (2.5) rappresenta la variazione della resistenza dovuta alla deformazione del materiale, cioè alla variazione dei parametri geometrici, di conseguenza in base alla (2.6) cambierà anche il fattore di calibro  $GF$ . Mentre il termine (2.11) rappresenta la variazione di resistenza in base alla forza applicata, che comprime o espande (in caso di trazione) il materiale[12].

In un semiconduttore il  $GF$  è di solito compreso tra 45 e 200. A seconda delle caratteristiche che si vogliono ottenere nella parte sensibile del sensore piezoresistivo, il semiconduttore, vengono aggiunte impurità secondo la tecnica del *drogaggio*. In questo modo possono essere modificate le caratteristiche del sensore solo agendo sulle impurità (tipo, quantità e procedimento di drogaggio)[12].

Si può notare dalla (2.8) che un semiconduttore con alta concentrazione di cariche il  $GF$  risulta indipendente dalla temperatura e dalla forza, quindi costante. Questa tipologia di sensori risulta molto precisa nella misurazione. Mentre per semiconduttori con un numero di cariche  $Ni$  il  $GF$  necessita di un fattore di correzione che viene calcolato in base alla temperatura con qui viene utilizzato e alla forza applicata[12].

I sensori piezoresistivi sono utilizzati in un vasto campo di applicazioni, proprio per il fatto che basta agire sul drogaggio per cambiarne le caratteristiche[12].

### 2.3.2 Datasheet

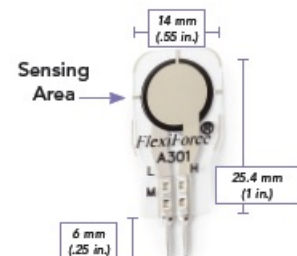
Nelle figure 2.3 e 2.4 si riporta il datasheet completo del sensore FlexiForce® *Standard Model A301*[11].





## FlexiForce® Standard Model A301

### Actual size of sensor



The FlexiForce A301 is our smallest standard piezoresistive force sensor. The A301 design is optimized for high volume manufacturing and is ideal for embedding into products and applications. This sensor is available in low and high quantities off-the-shelf, ideal for an easy proof of concept. The A301 sensor is designed to use with your own electronics or multimeter.

### BENEFITS

- Small size is ideal for prototyping and integration
- Thin and flexible
- Easy to use

### PHYSICAL PROPERTIES

|              |                              |
|--------------|------------------------------|
| Thickness    | 0.203 mm (0.008 in.)         |
| Length       | 25.4 mm (1 in.)*             |
| Width        | 14 mm (0.55 in.)             |
| Sensing Area | 9.53 mm (0.375 in.) diameter |
| Connector    | 2-pin Male Square Pin        |
| Substrate    | Polyester (ex: Mylar)        |
| Pin Spacing  | 2.54 mm (0.1 in.)            |

✓ ROHS COMPLIANT

\* Length does not include pins, please add approximately 6mm (0.25 in.) for pin length for a total length of approximately 32 mm (1.25 in.)

Figura 2.3. Datasheet di FlexiForce® Standard Model A301, prima pagina[11]

### STANDARD FORCE RANGES

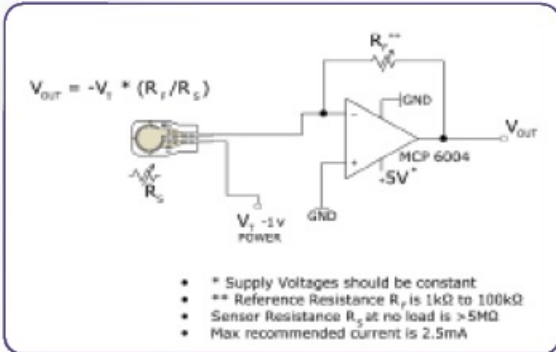
(as tested with circuit shown below)

- 4.4 N (0 - 1 lb)
- 111 N (0 - 25 lb)
- 445 N (0 - 100 lb)

In order to measure higher forces, apply a lower drive voltage (-0.5 V, -0.10 V, etc.) and reduce the resistance of the feedback resistor (1kΩ min.) To measure lower forces, apply a higher drive voltage and increase the resistance of the feedback resistor.

Sensor output is a function of many variables, including interface materials. Therefore, Tekscan recommends the user calibrate each sensor for the application. The graph below is an illustration of how a sensor can be used to measure varying force ranges by changing the feedback resistor (the graph below should not be used as a calibration chart).

### Recommended Circuit



|                       | Typical Performance             | Evaluation Conditions                                     |
|-----------------------|---------------------------------|---|
| Linearity (Error)     | < ±3%                           | Line drawn from 0 to 50% load                             |
| Repeatability         | < ±2.5% of full scale           | Conditioned sensor, 80% of full force applied             |
| Hysteresis            | < 4.5 % of full scale           | Conditioned sensor, 80% of full force applied             |
| Drift                 | < 5% per logarithmic time scale | Constant load of 111 N (25 lb)                            |
| Response Time         | < 5μsec                         | Impact load, output recorded on oscilloscope              |
| Operating Temperature | -40°C - 60°C (-40°F - 140°F)    | Time required for the sensor to respond to an input force |

- Force reading change per degree of temperature change = 0.36%/°C (±0.2%/°F)



ISO 9001 & 13485



**PURCHASE TODAY ONLINE AT**  
**WWW.TEKSCAN.COM/STORE**

+1.617.464.4283 | 1.800.248.3669 | info@tekscan.com | www.tekscan.com/flexiforce

Figura 2.4. Datasheet di FlexiForce® Standard Model A301, seconda pagina[11]

## Capitolo 3

# Realizzazione del sensore

Il sensore descritto nel capitolo 2.3 verrà impiegato nel progetto dell'esoscheletro descritto nel capitolo 1.3. Esso servirà per acquisire informazioni sul movimento. Quando l'operatore muoverà l'arto, eserciterà una certa pressione sui sensori applicati alle fascette, queste ultime saranno indossate sull'operatore in certe zone. La forza impressa sarà captata dal sensore che la convertirà in un segnale in tensione. Il segnale sarà adattato attraverso degli opportuni circuiti di condizionamento ed inviato ad una scheda con controllo a processore, per essere analizzato e memorizzato, e capire così, attraverso altri segnali cerebrali, la camminata tipica dell'operatore[13]. In figura 3.1 lo schema generale dell'acquisizione e confronto dei segnali, il sensore sarà utilizzato per acquisire informazioni riguardanti la camminata e il segnale sarà adattato in base al collocamento del sensore (per esempio sotto il piede sarà una forza diversa rispetto alla fascetta attorno la coscia e di conseguenza l'uscita sarà differente).

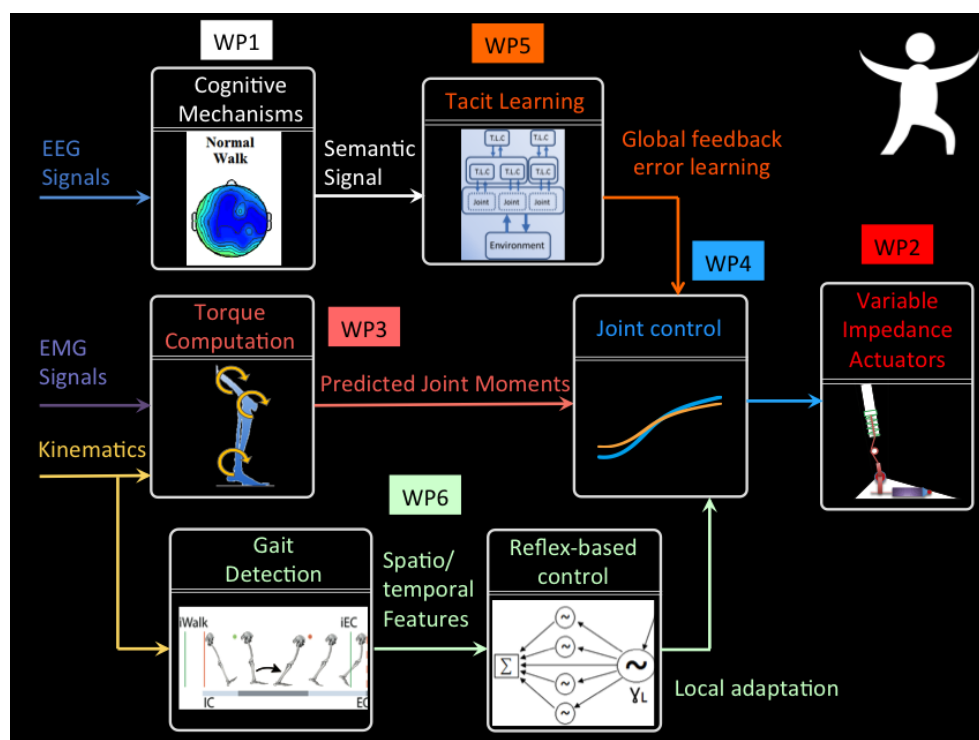


Figura 3.1. Schema a blocchi dell'acquisizione dati globale, BioMot Project[13]

### 3.1 Case di contenimento

Il *case* è un contenitore dove saranno inseriti tre sensori FlexiForce<sup>®</sup> *Standard Model A301*. Si è deciso di metterne tre per avere una migliore acquisizione della forza: come descritto precedentemente, un sensore piezoresistivo dovrà essere pressato in maniera uniforme su tutta la superficie della parte sensibile; se ciò non accade si rileverà un'uscita differente da quella che dovrebbe essere. Avendo tre sensori quello che si acquisirà sarà una stima di tutte le tre forze che rileveranno e quindi un segnale più preciso rispetto ad avere un solo sensore.

Fattore molto importante è la precisione con cui si realizza questo *case*: dovrà premere su tutta la superficie sensibile del sensore in modo uniforme, inoltre dovrà essere presente una molla che non influenzi eccessivamente la forza esterna e che permetta di tornare nella posizione di riposo quando non è applicata nessuna forza al sensore.

Questo *case* è stato realizzato con una prototipatrice rapida, in materiale plastico. Ci sono tre posti per il contenimento dei tre sensori FlexiForce<sup>®</sup> *Standard Model A301*, una molla piana per il "rilascio" in condizioni di riposo.

### 3.2 Circuiti di azionamento e condizionamento

Come descritto in precedenza è molto importante che l'uscita dal sensore sia adattata all'ingresso della BeagleBone Black[14], per avere un segnale che riproduca il più possibile quello della forza reale. Per fare questo è stato deciso di realizzare tre circuiti elettrici: il primo è un circuito *DC/DC Converter*, alimentato da una tensione positiva pari a 5 V, ne restituisce in uscita una negativa a  $-5$  V, che servirà come ingresso per il secondo circuito. Il primo circuito non verrà trattato in questi capitoli, si analizzerà invece il secondo ed il terzo.

Il secondo circuito servirà per alimentare ed acquisire il segnale in uscita dal sensore ed è stato studiato per "lavorare" in tre zone, in base al collocamento del sensore. Il terzo è un circuito con uscita differenziale, questo per attenuare il rumore esterno (derivante per esempio dagli attuatori). Verranno ora analizzati nel dettaglio gli ultimi due.

#### 3.2.1 Circuito per alimentare i sensori

Il primo circuito ha sostanzialmente due funzioni: attivare i sensori e adattare il segnale d'uscita ad un range da 0 V a 5 V.

Lo schema elettrico del primo circuito è rappresentato in figura 3.2:

In cui i valori sono i seguenti:

|                      |                     |
|----------------------|---------------------|
| $R_1=4$ M $\Omega$   | $R_5=47$ k $\Omega$ |
| $R_2=2,5$ M $\Omega$ | $R_6=82$ k $\Omega$ |
| $R_3=1$ M $\Omega$   | $C_1=100$ nF        |
| $R_4=10$ k $\Omega$  | $+V_{cc}=5$ V       |

Le linee **1**, **2**, **3** sono tutte alimentate con una tensione di  $-5$  V, dal primo circuito descritto in precedenza, mentre i tre sensori FlexiForce<sup>®</sup> *Standard Model A301* sono rappresentati come tre resistenze variabili  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$ .

Sono state create tre linee di adattamento in base all'impiego del sensore. Esse servono per dare più o meno sensibilità all'uscita dei tre sensori:

- **Linea 1:** bassa sensibilità, usato in carichi relativamente elevati, come ad esempio sotto il piede.
- **Linea 2:** media sensibilità, per carichi non troppo elevati.
- **Linea 3:** alta sensibilità, per piccole forze.

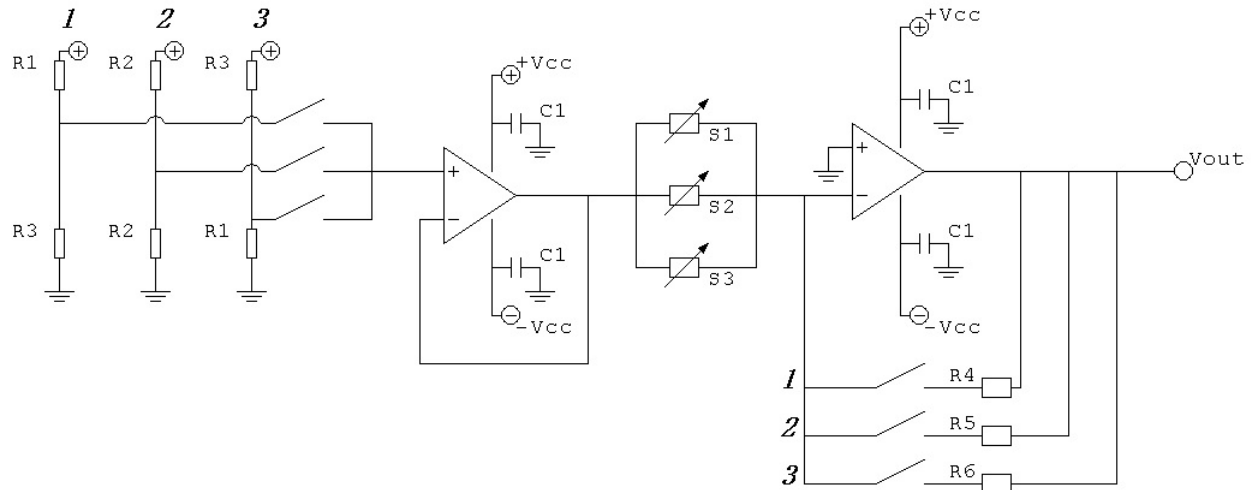


Figura 3.2. Circuito per alimentare i sensori ed adattare l'uscita.

Per ogni linea attivata (si osserva che ne viene attivata soltanto una alla volta, mettendo i due interruttori della linea nella posizione "chiuso") il circuito è diviso in tre parti: un partitore di tensione con le resistenze calcolate per lavorare secondo la sensibilità che si vuole ottenere dai sensori, un buffer a guadagno unitario per stabilizzare la tensione ed un amplificatore operazionale in configurazione invertente, anch'esso la resistenza in retroazione è calcolata secondo la zona in cui lavorerà il sensore. Tra il buffer e l'invertente sono stati posizionati i tre sensori, in parallelo, che possiamo riassumere come una resistenza variabile  $S$  data dal parallelo di  $S_1$ ,  $S_2$  ed  $S_3$ .

Se indichiamo con  $V_{ref}$  la tensione in uscita dal buffer e con  $V_{alim} = -5\text{ V}$  la tensione di alimentazione di ogni linea, si avrà:

$$V_{ref} = V_{alim} \frac{R_3}{R_1 + R_3} \quad (3.1)$$

Per la linea 1;

$$V_{ref} = \frac{V_{alim}}{2} \quad (3.2)$$

Per la linea 2;

$$V_{ref} = V_{alim} \frac{R_1}{R_1 + R_3} \quad (3.3)$$

Per la linea 3;

Infine si ottiene

$$V_{out} = -V_{ref} \frac{R_f}{S} \quad (3.4)$$

in cui si è voluto chiamare  $R_f$  le resistenze  $R_4$ ,  $R_5$  ed  $R_6$ , a seconda della linea attivata.

Si nota che l'invertente restituisce la tensione d'ingresso cambiata di segno, moltiplicata per il valore dato dal rapporto  $R_f$  su  $S$ . Quindi, essendo la tensione negativa, ne risulterà in uscita una tensione positiva da 0 V a 5 V.

Questo è stato deciso per rispettare il più possibile il circuito di attivazione dato dal datasheet del sensore, in figura 2.4.

### 3.2.2 Circuito con uscita differenziale

Il circuito differenziale di figura 3.3 riceve in entrata l'uscita del circuito descritto nel capitolo 3.2.1, calcolata nella 3.4. Con guadagno unitario, restituisce in uscita un valore differenziale. Questo perchè tra l'uscita dal circuito differenziale e l'ADC seguente, la lunghezza del cavo sarà relativamente elevata, quindi non si possono trascurare eventuali disturbi esterni. Un'uscita differenziale è meno sensibile al rumore creato per esempio dai campi elettromagnetici esterni, restituendo così un segnale più pulito.

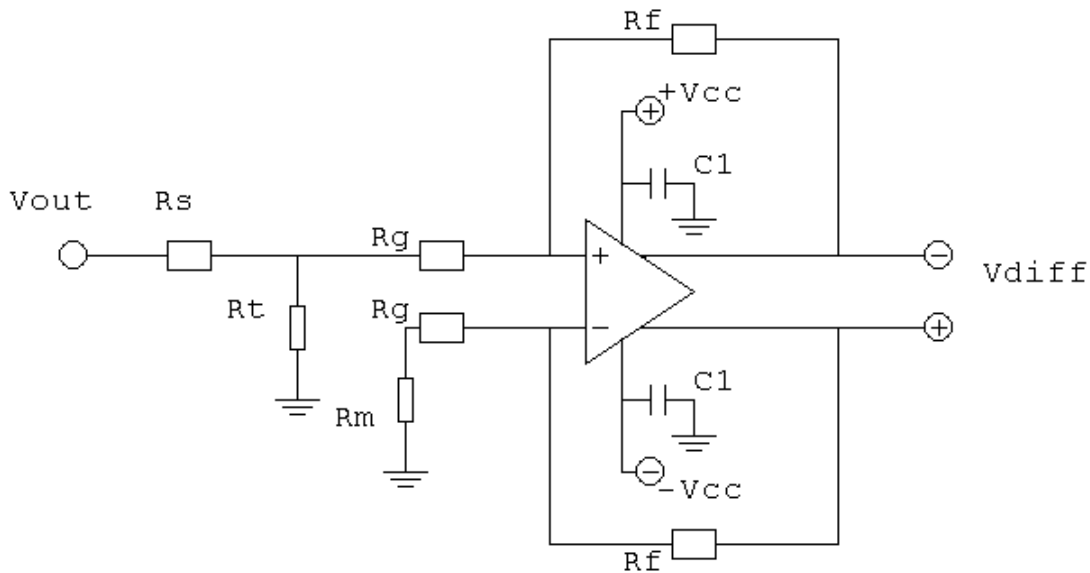


Figura 3.3. Secondo circuito

I valori dei componenti elettrici sono i seguenti:

|                           |                           |
|---------------------------|---------------------------|
| $R_s=520 \Omega$          | $R_f=100 \text{ k}\Omega$ |
| $R_t=520 \Omega$          | $C_1=100 \text{ nF}$      |
| $R_g=100 \text{ k}\Omega$ | $+V_{cc}=5 \text{ V}$     |
| $R_m=260 \Omega$          |                           |

$V_{out}$  è l'uscita 3.4; perchè il guadagno sia unitario dovrà essere  $R_m$  uguale al parallelo tra  $R_s$  ed  $R_t$ , in questo modo l'uscita risulterà:

$$V_{diff} = V_{diff+} - V_{diff-} = V_{out} \frac{R_f}{R_g + R_m}. \quad (3.5)$$

Con i valori delle resistenze illustrati precedentemente il valore d'uscita dal differenziale è  $V_{diff} = 0,997V_{out}$ , l'errore di 0,3% è trascurabile e si può dire che il circuito è a guadagno unitario.

### 3.3 Test sui sensori

Verranno analizzati ora dei test fatti per vedere il comportamento dei sensori e dei circuiti in determinate situazioni. Sono stati eseguiti dei test in laboratorio, in particolare un test di *carico*, cioè caricando il sensore con dei pesi noti e annotando il valore d'uscita ed un test di *drift*, per vedere come varia l'uscita nel tempo.

Tutti i test sono stati ripetuti due volte: una con il case, cioè con tre sensori e la struttura per contenerli, una su singolo sensore. Inoltre sono state testate tutte e tre le linee, quindi le diverse zone di lavoro del sensore.

In ogni grafico è stata aggiunta la linea di tendenza, con la rispettiva equazione e lo scostamento quadratico, per capire l'errore dall'idealità lineare.

#### 3.3.1 Peso aumentato

Sono state eseguite tre prove per ogni linea di sensibilità per quanto riguarda il case con i tre sensori; mentre due prove per ogni linea per il singolo sensore.

##### Tre sensori con case

Dai dati delle varie prove sono stati costruiti i grafici delle figure 3.4, 3.5 e 3.6, infine i grafici delle figure 3.7, 3.8 e 3.9 sono dei confronti generali sulle prove eseguite.

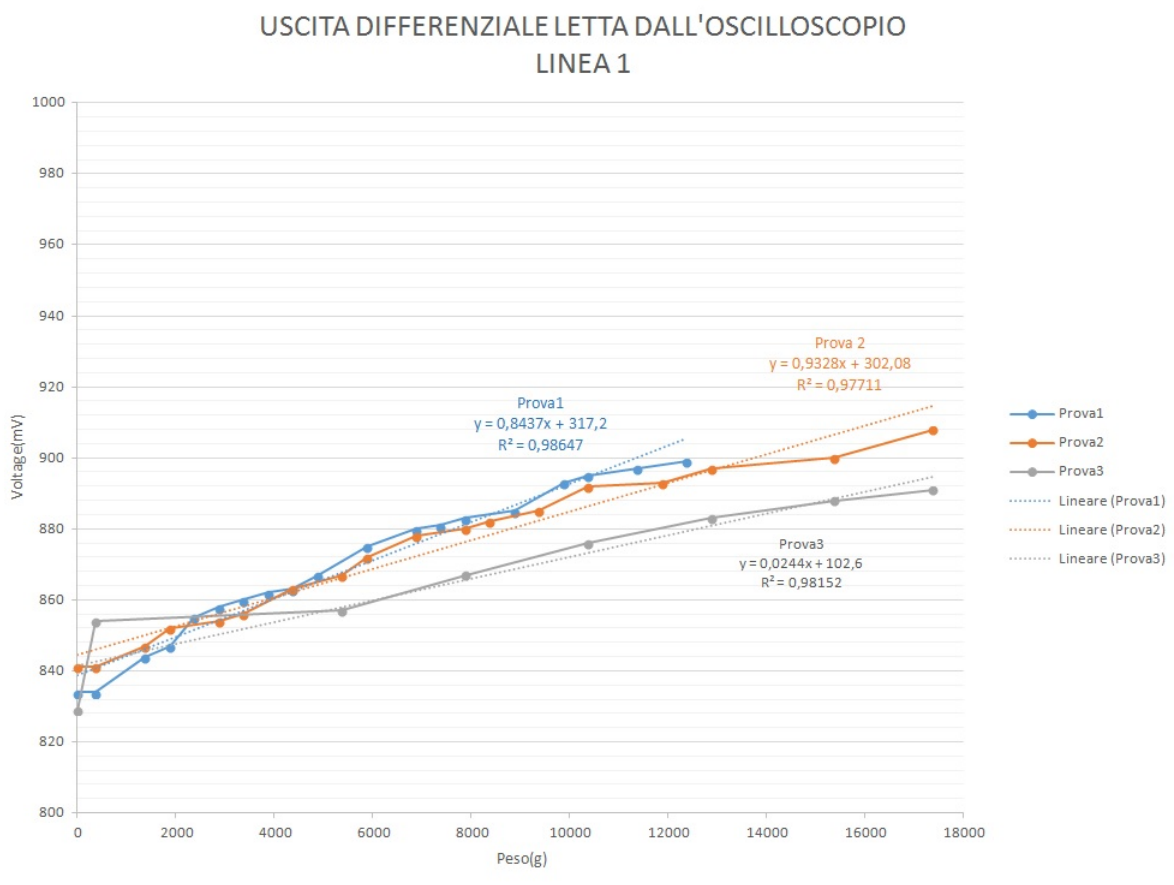
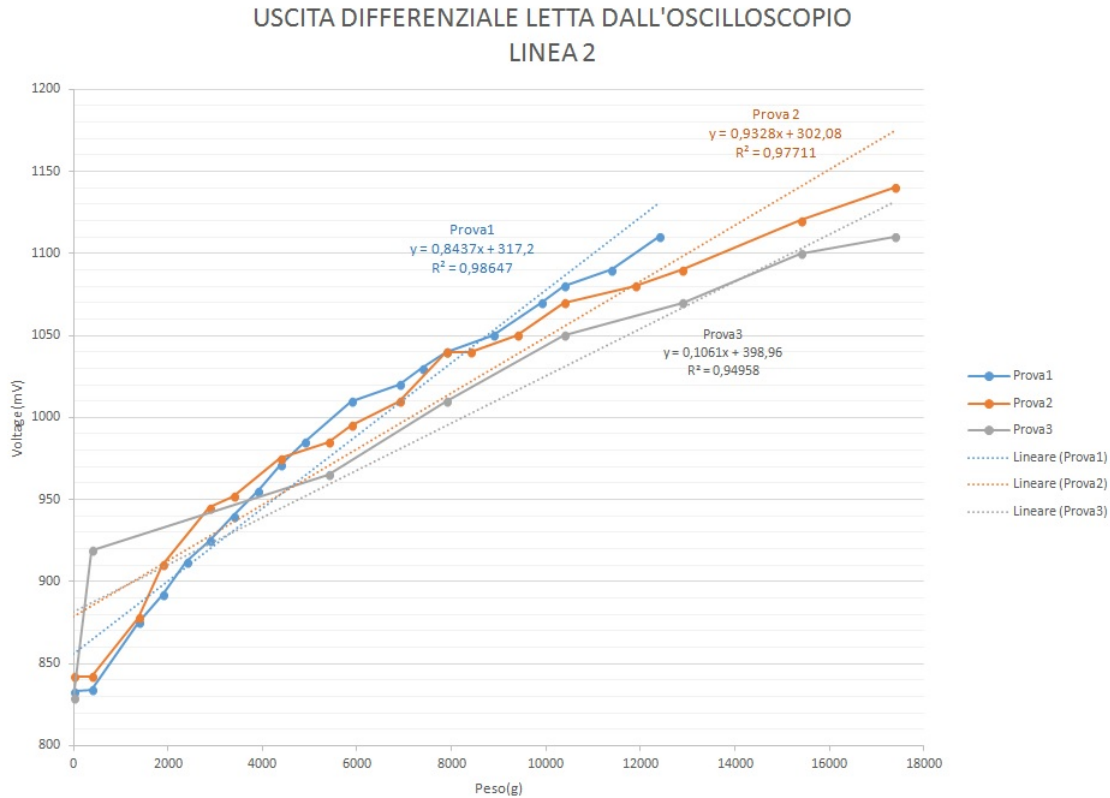


Figura 3.4. Test su tre sensori con case in Linea 1

Sono state eseguite tre prove sull'intero case contenente i tre sensori FlexiForce<sup>®</sup> Standard Model A301, in modalità *poco sensibile*, ovvero secondo la linea 1 di figura 3.2. Tutte le prove rispettano

un andamento lineare, eccetto in qualche zona dove si verificano alcune imprecisioni. Quello che si può notare è una alta imprecisione all'inizio, con pesi bassi, in cui la poca precisione dovuta alla linea 1 si riscontra nei valori distanti dall'idealità. Mentre la precisione aumenta con l'aumentare del peso.

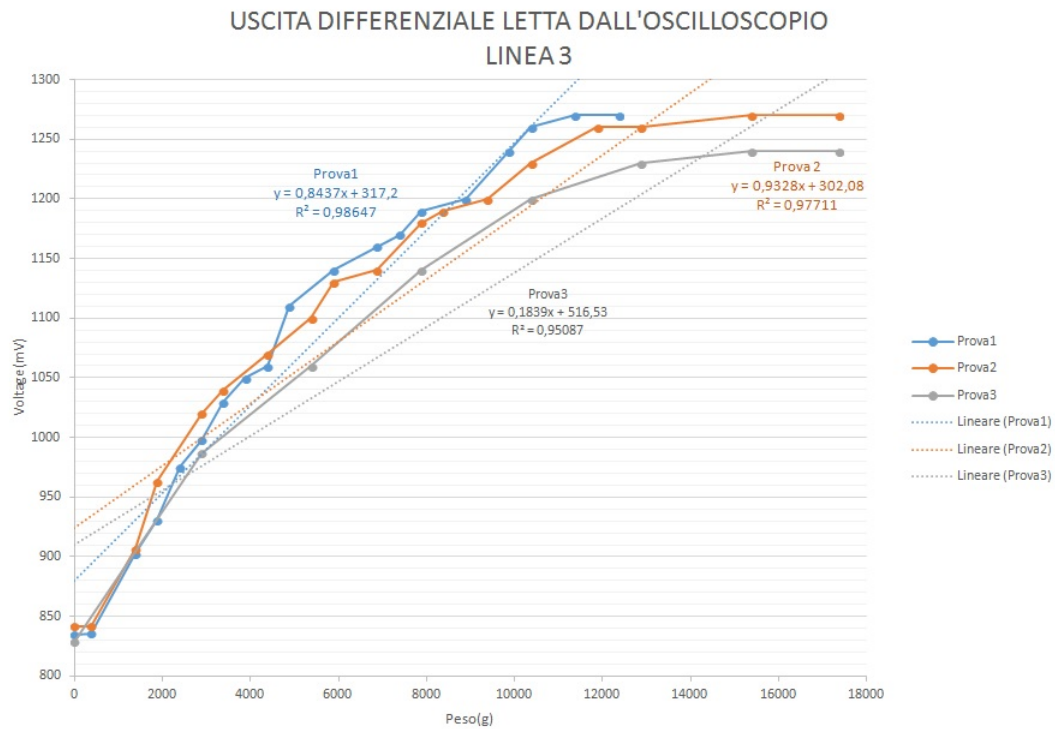


**Figura 3.5.** Test su tre sensori con case in Linea 2

Passando alla linea 2, in *sensibilità media*, figura 3.5, si possono notare ancora imprecisioni all'inizio, con bassi pesi. Nel centro del grafico, con pesi medi, c'è una linearità più evidente, per poi tornare a discostarsi con pesi elevati.

Con un'*alta sensibilità*, linea 3, figura 3.6, avremo una linearità molto visiva all'inizio, con pesi bassi, per poi assomigliare ad un andamento più logaritmico che lineare nel resto del grafico.





**Figura 3.6.** Test su tre sensori con case in Linea 3

Nelle figure 3.7, 3.8 e 3.9 si è messo a confronto prova per prova con le tre diverse linee di lavoro, in particolare la prima prova in figura 3.7, la seconda prova in figura 3.8 e la terza prova in figura 3.9.

Si nota dalla 3.4 che più aumenta la sensibilità (cioè si cambia linea dalla 1 alla 2 per finire con la 3), più aumentano i valori sia di  $V_{ref}$  (per via del partitore) sia di  $R_f$ , di conseguenza aumenta il valore di  $V_{out}$  e questo è ben visibile nei grafici.

Inoltre si nota come all'aumentare della sensibilità la linearità si "sposta": lineare alla fine, per alti pesi, con sensibilità bassa, lineare nella zona centrale per la sensibilità media e lineare all'inizio, per bassi pesi, quando la sensibilità è al massimo.

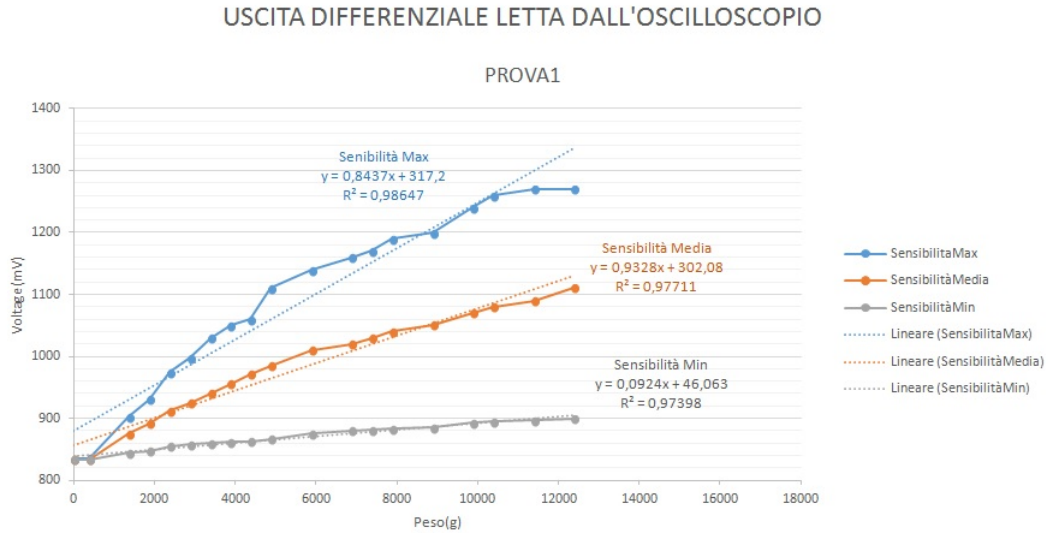


Figura 3.7. Confronto delle tre linee con la prima prova

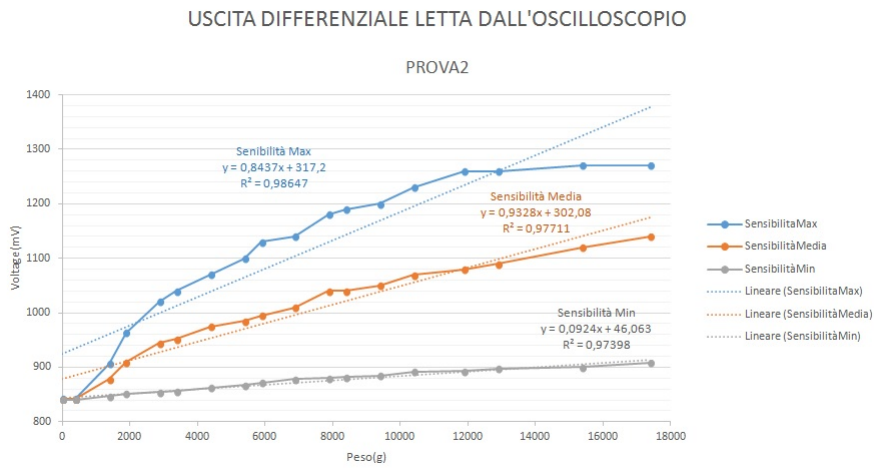


Figura 3.8. Confronto delle tre linee con la seconda prova

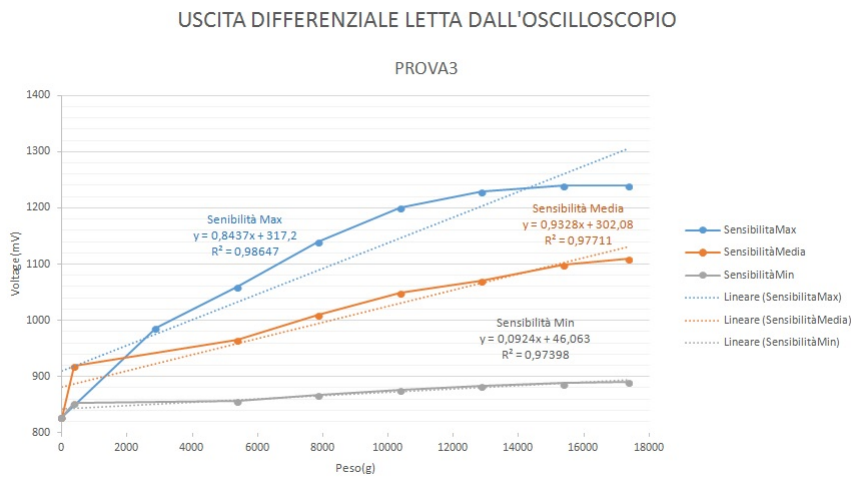
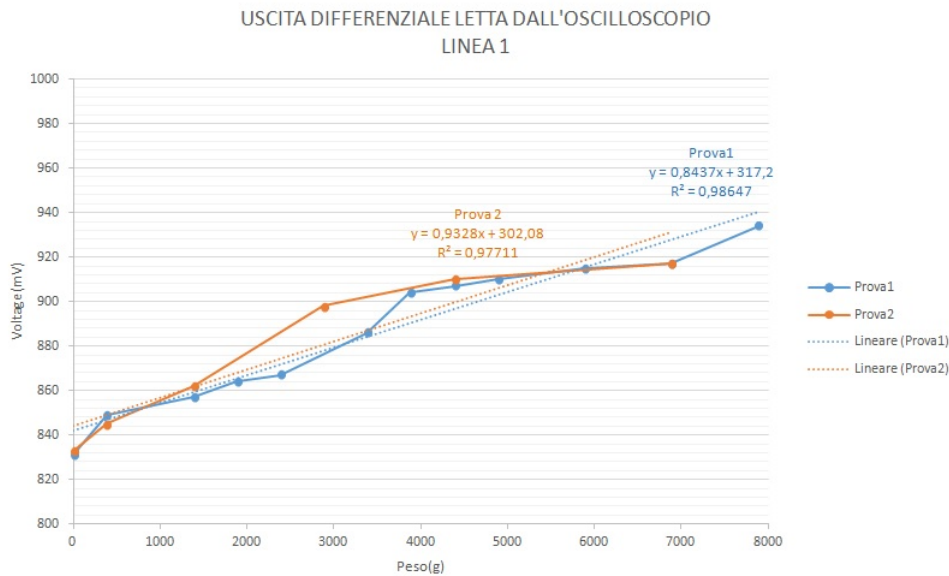


Figura 3.9. Confronto delle tre linee con la terza prova

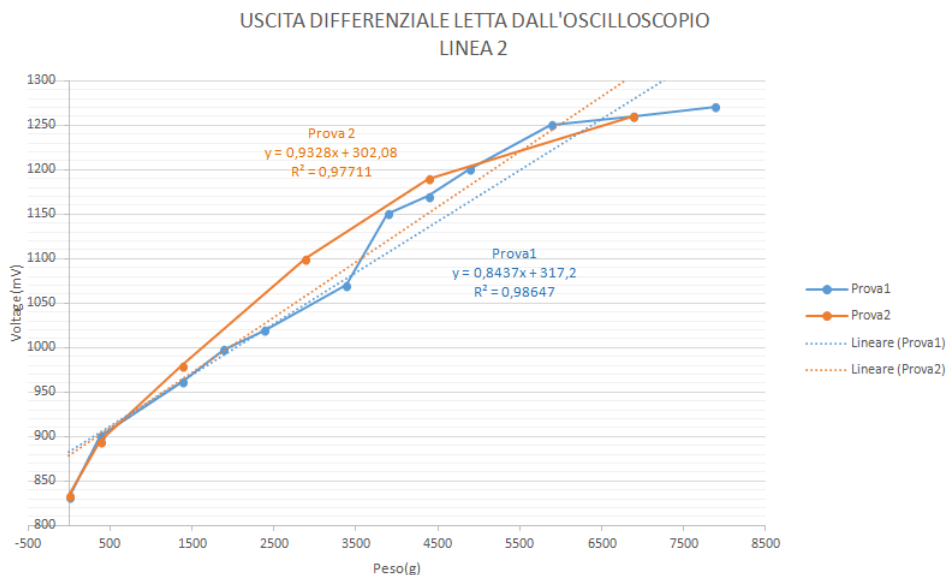
### Singolo sensore

Questi test sono stati eseguiti su un singolo sensore, senza il case. La misura è meno precisa rispetto a quella con i sensori nel case, questo perchè risulta più complicato avere una pressione uniforme su tutta la parte sensibile del sensore e per le proprietà di un sensore piezoresistivo viste in precedenza, l'uscita è diversa da quella che dovrebbe essere per pressioni non uniformi.



**Figura 3.10.** Test sul singolo sensore senza case in Linea 1

Come nei test precedenti, si può notare una linearità verso la fine, per alti pesi, mentre risulta un grafico più oscillatorio per bassi pesi. Figura 3.10.



**Figura 3.11.** Test sul singolo sensore senza case in Linea 2

Anche in figura 3.11 si può riscontrare una linearità nella zona centrale del grafico e dei valori imprecisi nella parte iniziale per poi arrivare ad una saturazione dell'uscita per pesi elevati, attorno ai 8880 g.

Per bassi pesi c'è un'evidente linearità, ma notiamo in figura 3.12 che il segnale satura attorno ai

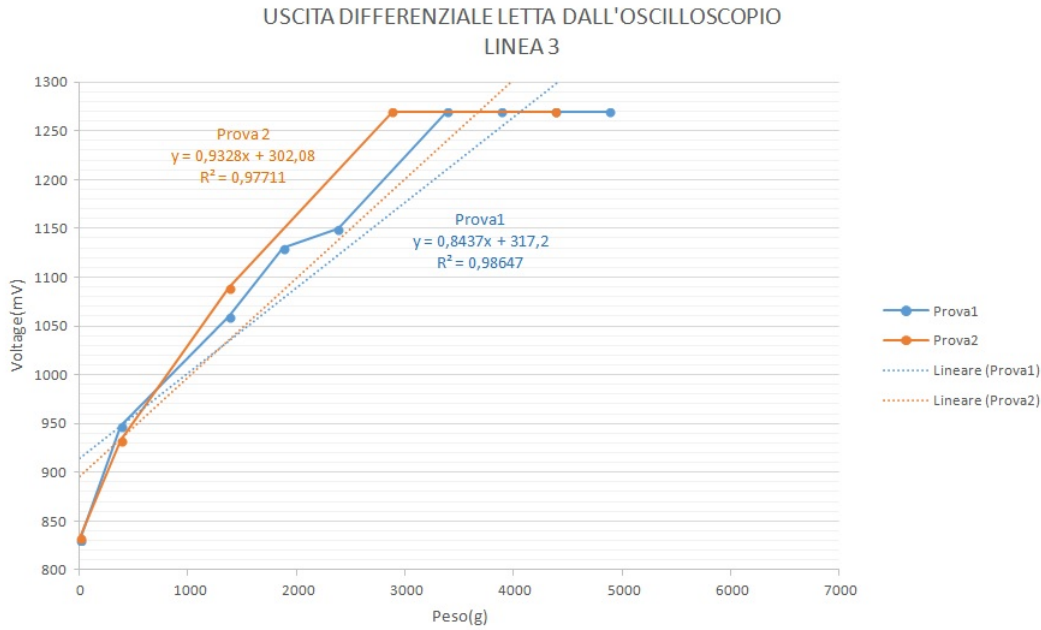


Figura 3.12. Test sul singolo sensore senza case in Linea 3

3000 g, non così importante visto che in questa zona più sensibile sarà per pesi bassi.

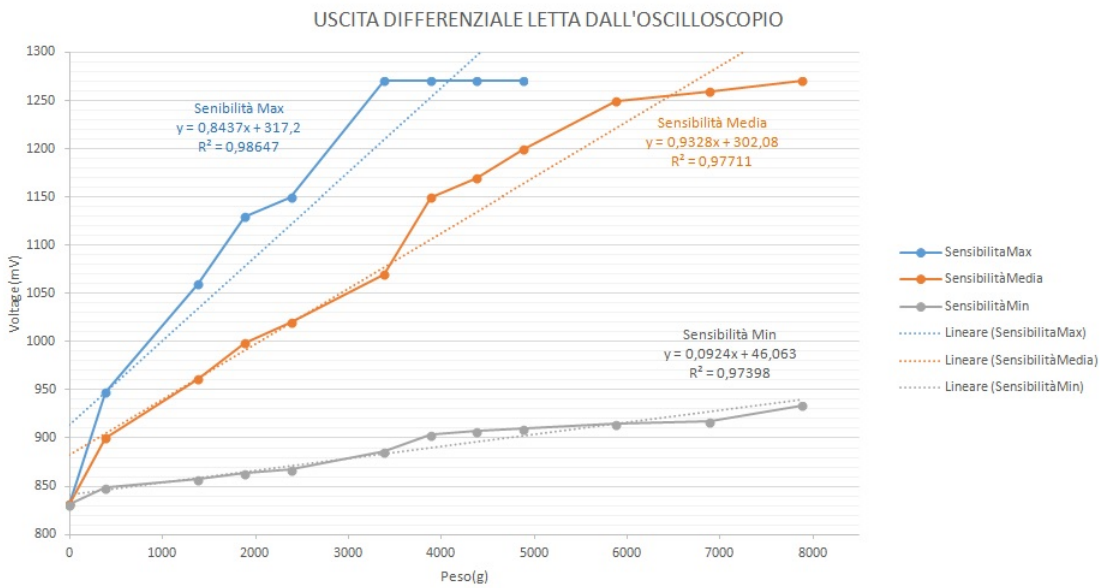


Figura 3.13. Confronto delle tre linee con singolo sensore

In figura 3.13 c'è un confronto delle diverse sensibilità. Come nel caso di tre sensori con case, si vede come all'aumentare della sensibilità aumenta la tensione d'uscita e si sposta la linearità: lineare con pesi elevati per la sensibilità minima, lineare con pesi medi per sensibilità media ed infine lineare con pesi bassi per la sensibilità elevata.

### 3.3.2 Prova di drift

In questa prova sono stati posizionati due pesi sopra il case contenente i tre sensori. All'uscita dal differenziale è stato collegato un oscilloscopio per vedere se e quanto varia la tensione d'uscita in un tempo di 60 min.

In figura 3.14 è riportato il grafico della prima prova: sopra il case è stato appoggiato un peso di 2380 g. Nel corso dei 60 min la tensione resta costante a 1020 mV, ad eccezione di 10 min in cui si nota un picco a 1030 mV. Si ha così un *drift* di 2,4%.

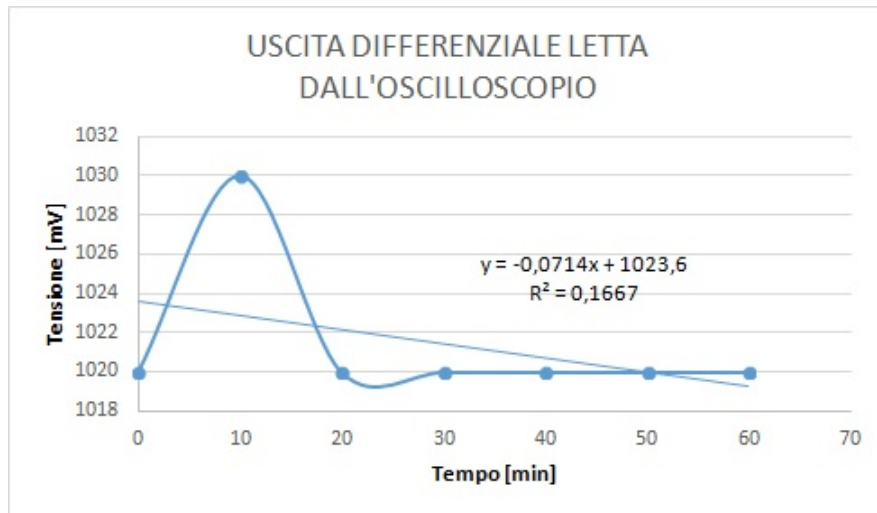


Figura 3.14. Test di drift con peso di 2380 g su tre sensori con case

Il grafico della seconda prova è quello di figura 3.15: sopra il case è presente un peso di 4380 g. Anche in questo caso le linee di tendenza delle tre prove segnano un progressivo diminuire della tensione in uscita dal differenziale. Più visibile rispetto alla precedente prova in quanto il peso è aumentato.

Si può quindi notare un *drift* di 5,5% per la prima prova, un *drift* di 4,7% per la seconda ed infine un *drift* di 5,5% per la terza.

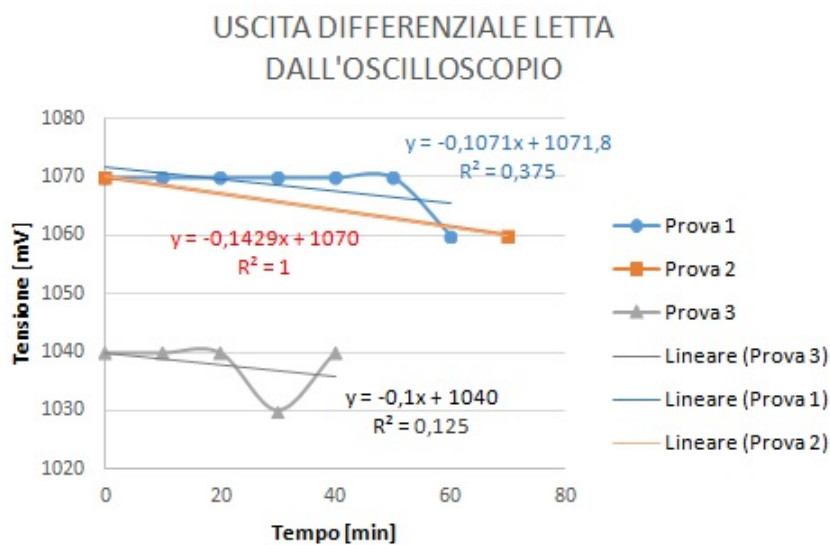


Figura 3.15. Test di drift con peso di 4380 g su tre sensori con case



## Capitolo 4

# Utilizzo del sensore

La funzionalità di questo sensore sarà quella di acquisire dati sulla camminata. Come descritto in precedenza è necessario che il segnale in entrata della **BeagleBone Black** sia il più "pulito" possibile. Eventuali disturbi esterni possono essere causati ad esempio dai campi elettromagnetici degli stessi attuatori; per questo si è fatta un'uscita differenziale dal blocco che compone i circuiti di azionamento del sensore e condizionamento del segnale: un eventuale picco di tensione verrà percepito da entrambe le linee di uscita, la **BeagleBone Black** riceverà così un segnale differenziale con un picco di tensione in entrambi gli ingressi, quello che misura sarà la differenza di questo segnale e quindi non percepisce il picco di tensione.

### 4.1 Posizione del sensore

Il sensore può essere inserito in diverse zone dell'esoscheletro, in modo da fornire una misura delle forze nelle diverse zone e con diversi tipi di camminata.

Un esempio può essere sotto il piede. Essendo la zona in cui si misura una forza maggiore (se si pensa al peso totale del paziente che viene impresso durante la camminata), sarà quindi necessario utilizzare il sensore nella configurazione *meno sensibile*, ossia in linea **1** del circuito di figura 3.2.

Altra posizione di utilizzo può essere in una fascetta attorno la coscia, per acquisire informazioni sulle forze della camminata, questa è una zona di media o bassa sensibilità: media se il sensore è sopra la coscia, bassa se è in posizione laterale, le configurazioni riguarderanno le linee **2** e **3** del circuito di figura 3.2.

### 4.2 Cenni sull'elaborazione dati

La scheda per elaborare i dati in uscita dal differenziale di figura 3.3 è la **BeagleBone Black**[14], un'immagine in figura 4.1.

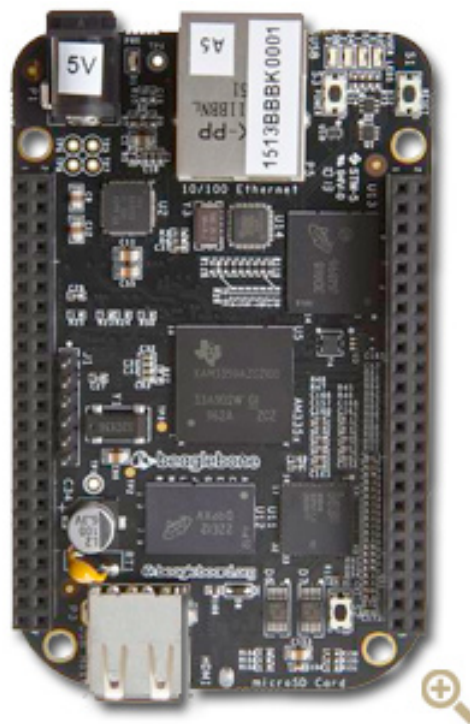


Figura 4.1. Particolare della scheda BeagleBone Black[14]



# Conclusioni

Con il progetto **BioMot** quello che si cerca di migliorare è non solo la qualità degli esoscheletri da un punto di vista di comfort e di riabilitazione del paziente cercando di eliminare il lavoro, spesso saturo, del fisioterapista; ma anche di migliorarne il mercato, abbassando il prezzo e favorendone la produzione e la vendita. Ai nostri giorni sono poche le aziende che realizzano e commerciano esoscheletri e questi assumono un costo il più delle volte eccessivamente elevato. Andando a realizzare un esoscheletro di buone prestazioni utilizzando componenti a basso costo, si cerca così di rilanciare una nuova proposta nel mercato.

Riguardo il sensore di pressione realizzato, dai test di carico effettuati in laboratorio si nota come va ad incidere la zona di lavoro del sensore sulla qualità del segnale in uscita. Sarà quindi opportuno sapere la posizione precisa in cui verrà collocato, avere una stima delle forze in gioco e scegliere la linea di sensibilità adeguata.

Questo perchè il sensore deve avere una transcaratteristica lineare, se ciò non dovesse essere si rischierebbe di avere un segnale in uscita diverso da quello che dovrebbe essere realmente. Per bassi pesi (fino a circa 4 kg) è bene utilizzare la terza linea, quella che comporta una sensibilità maggiore; per pesi dai 4 kg ai 12 kg circa è bene utilizzare la seconda linea, con sensibilità media; per pesi superiori la prima linea, con sensibilità bassa.

C'è poi la questione del *drift*, ossia come varia il segnale d'uscita nel tempo con un carico appoggiato sopra. In questo caso dopo 1 h circa non si sono misurati scostamenti molto evidenti e questo non sembra un problema rilevante.

Come è emerso nel primo capitolo, gli esoscheletri sono attualmente impiegati principalmente nell'uso militare, anche se l'utilizzo medico sta avendo sempre più riscontro. Sarà quindi utile ricordare che il progetto **BioMot** è per uso medico e non militare.

La ricerca e sviluppo degli esoscheletri è molto importante per il futuro dell'uomo, specialmente in ambito medico per restituire ai pazienti abilità che fino a qualche anno fa potevano considerarsi perse per sempre. Per questo è utile dare voce a questo mercato in via d'espansione per poter così migliorare la vita dell'uomo e rendere utilizzabile quello che ora è visto come un prototipo.



# Bibliografia

- [1] Enrico Pin, "Gli esoscheletri dalla finzione alla realtà"
- [2] Politecnico di Torino, "Tecnologie meccatroniche e robotiche"
- [3] Mark R. Cutkosky, Robert D. Howe, William R. Provancher, "Force and Tactile Sensors"
- [4] Angelo Buizza, "Valutazione quantitativa dell'attività motoria"
- [5] Immagine tratta da <http://www.colibrys.com/c/technology/mems-accelerometers/>
- [6] Immagine tratta da <http://www.luchsinger.it/sensore-di-pessione-piezolettrico-dytran-2200v1/>
- [7] Immagine tratta da <http://www.luchsinger.it/sensori-tattili-mappatura/>
- [8] Immagine tratta da <http://astonseals.com/>
- [9] Immagine tratta da <http://www.ic0nstrux.com/>
- [10] Stefano Marco Maria De Rossi, Nicola Vitiello, Tommaso Lenzi, Renaud Ronsse, Bram Koopman, Alessandro Persichetti, Fabrizio Vecchi, Auke Jan Ijspeert, Herman van der Kooij and Maria Chiara Carrozza, "Sensing Pressure Distribution on a Lower-Limb Exoskeleton Physical Human-Machine Interface"
- [11] Riferimenti a Tekscan, sito web <https://www.tekscan.com/>
- [12] C. Cinelli, "Misure dinamiche di pressione"
- [13] BioMot Project, sito web <http://www.biomotproject.eu/>
- [14] Scheda BeagleBone Black, sito web <https://beagleboard.org/black>