

**POLITECNICO DI MILANO**

Scuola di Ingegneria Industriale

Corso di Laurea in Ingegneria Meccanica



# **APPLICAZIONE DI LEGHE A MEMORIA DI FORMA PER ATTUATORI INDOSSABILI**

Relatore: Prof. Gaetano Cascini

Co Relatore: Ing. Marco Citro  
Ing. Paolo Barbatelli  
Ing. Francesco Butera

Tesi di Laurea di:

Luca Chiarelli  
787137

**Anno Accademico 2012-2013**







## Ringraziamenti

Il lavoro riassunto in questa tesi è il frutto di mesi di studi e sperimentazioni svolte in laboratorio. Durante questo percorso sono stati affrontati diversi problemi, la cui soluzione ha portato al raggiungimento dei risultati raccolti in queste pagine. Ciò non sarebbe stato possibile senza l'aiuto costante e paziente di Marco, che mi ha permesso di affrontare le difficoltà presentatesi in maniera rigorosa e precisa, mantenendo allo stesso tempo un clima disteso e di cordialità che ha facilitato la buona riuscita del lavoro. Basilare è stato anche il contributo del Prof. Gaetano Cascini per l'opera di supervisione e per i mezzi messi a disposizione. A tale proposito è doveroso ricordare la collaborazione del gruppo Rold Elettrotecnica SPA, Saes Getters SPA e Pavis SPA, il cui contributo materiale è stato essenziale per tutta la fase di ricerca.

Fondamentali sono stati anche Mauro e Michele, per la disponibilità e per il prezioso supporto. Infine vorrei ringraziare miei genitori, che per tutti questi cinque anni mi hanno sempre sostenuto e supportato.

A loro devo tutto ciò che sono oggi.

# Indice Generale

<b>Sommario</b>	<b>X</b>
<b>Abstract</b>	<b>XI</b>
<b>Capitolo 1 – Introduzione</b>	<b>1</b>
Introduzione	1
<b>Capitolo 2 – Stato dell’Arte</b>	<b>7</b>
2.1) L’uomo e la comprensione del proprio corpo	7
2.2) Gli esoscheletri	10
2.3) Dalle protesi attive agli attuatori indossabili	16
2.4) L’impiego delle leghe a memoria di forma	23
2.5) SMA e attuatori “textile based”	29
2.6) Conclusioni	30
<b>Capitolo 3 – Integrazione delle leghe SMA nei tessuti</b>	<b>31</b>
3.1) Integrare fili SMA e tessuti: alcune soluzioni	32
3.2) Cucitura dei fili SMA tramite telaio	33
3.3) Impiego di fili SMA su tessuti già disponibili: cintura di sicurezza	35
3.4) Utilizzo di un tessuto ibrido con proprietà meccaniche migliorate	38
3.4.1) Individuazione definitiva del tessuto composito	41
3.5) Conclusioni	42
<b>Capitolo 4 – Caratterizzazione dell’attuatore</b>	<b>45</b>
4.1) Classificazione meccanica dei campioni: comportamento a trazione	46
4.2) Prove di trazione e relativi risultati	49
4.3) Introduzione ad ANOVA: Design of Experiments, raccolta dati e loro validazione	53
4.3.1) DOE e scelta dei fattori significativi per la regressione	54
4.3.2) Esecuzione delle prove e raccolta dei dati	60
4.3.3) Validazione dei dati	63
4.3.4) Regressione e formalizzazione del modello empirico	71
4.4) Confronto tra forza e curvatura: caratterizzazione del	

comportamento di SWeAT	73
4.5) Conclusioni	75
<b>Capitolo 5 – Due applicazioni: SMARt Glove e Kneepad</b>	<b>77</b>
5.1) SMARt Glove: un primo esempio di applicazione di SWeAT	78
5.1.1) Scelta della configurazione SWeAT più adatta	79
5.1.2) Realizzazione del guanto ed analisi delle sue performance	82
5.1.3) Movimentazione del guanto tramite Arduino ®	85
5.2) Kneepad: SWeAT diventa ginocchiera attiva	87
5.2.1) Realizzazione del modello della gamba	87
5.2.2) Kneepad: analisi dei problemi e progettazione della soluzione ottimale	90
5.2.3) Dimensionamento elettrico e termico dell'attuatore	94
5.2.4) Dimensionamento geometrico dell'attuatore	100
5.2.5) Alleggerimento della struttura	104
5.2.6) Costruzione dell'attuatore: dalla progettazione alla pratica	113
5.2.7) Integrazione dei fili e previsione delle performance di Kneepad	115
5.2.8) Il modello regressivo come strumento di progettazione	116
5.2.9) Dimensionamento del sistema di alimentazione	118
5.2.10) Verifica delle prestazioni e considerazioni finali	120
5.3) Conclusioni	123
<b>Appendice A – Note sulle leghe a memoria di forma</b>	<b>125</b>
<b>Appendice B – Ipotesi di modifica dei provini SWeAT</b>	<b>135</b>
B.1) Provino con 2 fili saldati mediante ultrasuoni	135
B.2) Provino con fili cuciti al tessuto	138
B.3) Conclusioni	140
<b>Appendice C – Risultati dettagliati della caratterizzazione di SWeAT</b>	<b>141</b>
C1) Provino realizzato con silicone fluido	141
C2) Provino realizzato con silicone per alta temperatura	143
C3) Provino realizzato con silicone “alta flessibilità”	145
C4) Test su tessuto semplice	147
C5) Dati Piano Sperimentale	148
C6) Legame Forza-Curvatura SWeAT	150

C7) Calcolo rigidzze per alleggerimento	153
<b>Appendice D - Codice Arduino per la movimentazione del guanto</b>	<b>157</b>
<b>Bibliografia</b>	<b>161</b>



## Indice delle Figure

Fig. 2.1	Uno dei primi esempi di arti robotici, la Belgrade/USC Hand	8
Fig. 2.2	Mano antropomorfa realizzata dall'Università dello Utah e dal MIT	8
Fig. 2.3	La Robonaut's Hand sviluppata dalla NASA	9
Fig. 2.4	Il progetto di esoscheletro proposto dalla General Electric	11
Fig. 2.5	Due versioni finali del programma BLEEX	12
Fig. 2.6	Il sistema HAL, progettato per l'assistenza delle attività locomotorie	14
Fig. 2.7	Alcuni dettagli tecnici dell'esoscheletro HAL	14
Fig. 2.8	Alcune versioni dell'esoscheletro realizzato dal Prof. Vukobratovic	15
Fig. 2.9	Altri esempi di esoscheletri prodotti negli anni 70 per fini terapeutici	16
Fig. 2.10	La protesi per caviglia e piede messa a punto dal MIT	17
Fig. 2.11	Meccanismo di funzionamento del dispositivo di riabilitazione	18
Fig. 2.12	Il sistema per riabilitazione HWARD	19
Fig. 2.13	Modello 3D del sistema pneumatico di riabilitazione della mano	20
Fig. 2.14	Il dispositivo indossato dall'utente	21
Fig. 2.15	Schema del guanto proposto nel brevetto WO 2011/117901 A1	21
Fig. 2.16	Il guanto Gloreha <sup>®</sup> basato sul documento brevettuale sopra citato	22
Fig. 2.17	Schema della steccatura dinamica proposto dall'Università di Taiwan	25
Fig. 2.18	Steccatura dinamica per la riabilitazione del movimento delle dita	26
Fig. 2.19	Il risultato finale del progetto SHADE per la rieducazione della caviglia	27
Fig. 2.20	Attuatore indossabile a base SMA per la riproduzione di impulsi tattili	28
Fig. 3.1	Fascia di cotone con fili SMA	34
Fig. 3.2	Cintura di sicurezza con filo SMA cucito a macchina	35
Fig. 3.3	Cintura di sicurezza con fili cuciti agli estremi	37
Fig. 3.4	Tessuto composito con resina epossidica. In evidenza i difetti legati alla fragilità della struttura e la rottura dei fili SMA	39
Fig. 3.5	Tessuto composito in resina epossidica con filo SMA	40
Fig. 3.6	Schema rappresentativo delle proprietà del nuovo tessuto composito	41
Fig. 3.7	Procedura con cui viene realizzato un provino basato sul tessuto composito in silicone	42
Fig. 4.1	Dinamometro Sauter FH 100	47
Fig. 4.2	Tre provini impiegati per le prove di trazione	48
Fig. 4.3	Grafico Forza-Spostamento di un campione con silicone fluido	49
Fig. 4.4	Grafico Forza-Spostamento di un campione con silicone ad alta temperatura	50
Fig. 4.5	Grafico Forza-Spostamento di un campione a bassa rigidità	51
Fig. 4.6	Grafico Forza-Spostamento di un campione di tessuto	52
Fig. 4.7	Stampo per la realizzazione dei provini. Le frecce indicano dove	

posizionare gli spessori per ottenere l'altezza dei provini desiderata	57
Fig. 4.8 Impostazione del piano fattoriale di esperimenti	59
Fig. 4.9 Definizione dei livelli di ogni fattore	59
Fig. 4.10 Randomizzazione delle prove	60
Fig. 4.11 Sistema di bloccaggio del provino	61
Fig. 4.12 Fase di ritorno del provino in posizione orizzontale	61
Fig. 4.13 Secondo metodo di misura della forza	62
Fig. 4.14 Scelta del primo modello con 3 fattori e 3 interazioni	63
Fig. 4.15 Andamento temporale dei residui	64
Fig. 4.16 Verifica grafica di normalità dei residui	65
Fig. 4.17 Confronto tra una distribuzione normale e quella dei residui ottenuti	65
Fig. 4.18 Verifica grafica dell'omogeneità della varianza	66
Fig. 4.19 Risultati dei test statistici di Bartlett e Levene	66
Fig. 4.20 Trasformazione di Box Cox	67
Fig. 4.21 Time Series Plot dei residui nel nuovo data set	69
Fig. 4.22 Test di normalità dei residui. Si nota una distribuzione più normale rispetto al caso precedente	69
Fig. 4.23 Verifica dell'omogeneità della varianza con test statistici	70
Fig. 4.24 Verifica dell'omogeneità della varianza con metodo grafico	70
Fig. 4.25 Grafico riassuntivo delle verifiche svolte	71
Fig. 4.26 Significatività dei parametri sulla regressione	72
Fig. 4.27 Verifiche di adeguatezza del modello	72
Fig. 4.28 Caratteristica Forza-Corsa di un campione SWeAT con 4 fili	74
Fig. 4.29 Caratteristica Forza-Corsa di un campione SWeAT con 6 fili	74
Fig. 5.1 Attuatore SWeAT scelto come base per la realizzazione di SMArt Glove	79
Fig. 5.2 Lo stesso attuatore SWeAT in una vista complessiva	80
Fig. 5.3 L'aumento della lunghezza del filo a 14 cm determina un incremento notevole della curvatura.	81
Fig. 5.4 Particolare di un dito del guanto con applicato l'attuatore SWeAT	83
Fig. 5.5 Il guanto SMArt Glove completo	84
Fig. 5.6 SMArt Glove in fase di attuazione	85
Fig. 5.7 L'unità di controllo e il relativo alimentatore	86
Fig. 5.8 Rappresentazione schematica del giunto	88
Fig. 5.9 Giunto a cerniera	89
Fig. 5.10 Rappresentazione delle forze in gioco nell'attuazione del modello del ginocchio	90
Fig. 5.11 Provino SWeAT attuato con 6 fili da 150 $\mu\text{m}$	91
Fig. 5.12 Relazione tra lunghezza del filo e corrente effettivamente circolante	93
Fig. 5.13 Provino con silicone disposto a bande non uniformi	95
Fig. 5.14 Confronto tra le performance dei due provini. Nella foto di destra	

la corsa massima in altezza è di 8 cm, a sinistra di soli 4.8 cm	97
Fig. 5.15 Variazione del comportamento dei provini in funzione del tipo di alimentazione scelta	99
Fig. 5.16 Campione di silicone (spessore 4 mm) usato per il calcolo della k a trazione	103
Fig. 5.17 Verifica sperimentale del valore di rigidezza a trazione di un provino con spessore pari a 4 mm	103
Fig. 5.18 Rigidezza flessionale di un provino standard	107
Fig. 5.19 Sezione classica piena	108
Fig. 5.20 Rigidezza flessionale di un provino cavo	109
Fig. 5.21 Provino cavo	110
Fig. 5.22 Rigidezza flessionale di un provino con 2 tubi	111
Fig. 5.23 Sezione alleggerita con 2 tubi	111
Fig. 5.24 Confronto tra le diverse sezioni proposte	112
Fig. 5.25 Un prototipo di attuatore SWeAT	118
Fig. 5.26 Alimentatore da 24 Volt – 25 Ampere	118
Fig. 5.27 L'attuatore SWeAT montato sulla gamba realizzata in laboratorio in posizione intermedia (sinistra) e di massima escursione (destra)	121
Fig. 5.28 Particolare dell'attuatore: in vista la sezione cava con cui è stato ottenuto l'alleggerimento.	122
Fig. 5.29 Particolare delle connessioni elettriche: si noti l'isolamento ottenuto tramite guaine termo restringenti e silicone.	122
Fig. A.1 Schema generale degli SRMs	126
Fig. A.2 Rappresentazione grafica dell'effetto di memoria di forma e di superelasticità	127
Fig. A.3 Variazioni del reticolo cristallino	127
Fig. A.4 Condizione di partenza: martensite twinned	129
Fig. A.5 Applicazione del carico: martensite detwinned	129
Fig. A.6 Riscaldamento della molla	130
Fig. A.7 Raffreddamento e conclusione del ciclo	130
Fig. A.8 Ciclo di isteresi di una lega SMA al variare di temperatura e percentuale di martensite	131
Fig. A.9 Data sheet dei fili SMA SAES Getters impiegati in laboratorio.	133
Fig. A.10 Altre caratteristiche delle leghe SMA a disposizione	134
Fig. B.1 Massima curvatura del provino saldato ad ultrasuoni	136
Fig. B.2 Confronto tra il provino classico e quello saldato	137
Fig. B.3 Esempio di provino con filo inglobato nel tessuto	138
Fig. B.4 Attuazione del provino con filo cucito	139

## Indice delle Tabelle

Tab. 2.1 Confronto tra le aree di applicazione di dispositivi indossabili	30
Tab. 4.1 Esito prova di trazione sul provino a rigidità massima	50
Tab. 4.2 Esito prova di trazione sul provino a rigidità media	51
Tab. 4.3 Esito prova di trazione sul provino a rigidità minima	51
Tab. 4.4 Esito prova di trazione sul provino di solo tessuto	52
Tab. 4.5 Primo confronto di forze al variare delle rigidità	53
Tab. 4.6 Dimensioni dello stampo	56
Tab. 4.7 Definizione del piano sperimentale	58
Tab. 5.1 Riassunto delle caratteristiche del modello di attuatore scelto	80
Tab. 5.2 Prestazioni di SMArt Glove	85
Tab. 5.3 Analisi degli amperaggi in funzione della lunghezza di filo	93
Tab. 5.4 Tempi di ritorno in secondi del provino classico e del provino con scambio termico in aria	96
Tab. 5.5 Raffronto dei diversi tempi di ritorno in funzione del tipo di alimentazione	99
Tab. 5.6 Dimensioni e rapporti di forma dell'attuatore scelto come modello	101
Tab. 5.7 Rapporti di forma dell'attuatore scelto come modello	101
Tab. 5.8 Dimensioni geometriche scelte (considerando la similitudine)	101
Tab. 5.9 Caratteristiche del provino a sezione piena	108
Tab. 5.10 Caratteristiche del provino a sezione cava	109
Tab. 5.11 Confronto delle soluzioni per la riduzione del peso	112
Tab. 5.12 Requisiti per l'alimentazione di Kneepad	119
Tab. 5.13 Prestazioni di Kneepad	123

## Sommario

*L'obiettivo di questo lavoro di tesi è proporre una possibile soluzione per la realizzazione di un attuatore indossabile basato sull'utilizzo delle leghe a memoria di forma. A tale fine, sono state indagate diverse modalità di integrazione che permettessero di ottenere un tessuto attivo, capace di rispondere a requisiti di indossabilità e di performance, sia in termini di corsa che di forza espresa. Si è inoltre fatto in modo di costituire una struttura di base (un composito tessuto-silicone) in grado di essere impiegata su indumenti già esistenti, senza dover ricorrere a personalizzazioni o a profonde modifiche.*

*L'attenzione è stata poi focalizzata sull'ottenimento di un moto flessionale, vista la sua frequente occorrenza nei movimenti tipici del corpo umano. In aggiunta a ciò, si è cercato di definire, per via sperimentale, un modello empirico che permettesse di progettare l'attuatore a seconda dei diversi livelli di forza richiesti, in modo tale da rendere il prodotto finale il più possibile scalabile e adattabile alle esigenze. Per validare quanto supposto sono state messe a punto due demo, un guanto e una ginocchiera attiva (basate sull'impiego della struttura base dell'attuatore) capaci di raggiungere performance di curvatura e di forza fissate a priori. Risultato di questo percorso è quindi un prototipo il cui impiego ultimo potrà spaziare dal campo della riabilitazione, a quello del training e del videogaming. Semplicità, adattabilità e previsione delle performance sono quindi gli aspetti chiave del lavoro, come presentato nelle pagine seguenti.*

## Abstract

*This Master Thesis work presents a possible solution to design a shape-memory-alloys-based wearable actuator. Different ways of embedding Nitinol wires in a fabric background have been studied, in order to create an active textile able to fulfil a wide range of requirements in terms of portability, stroke and maximum force.*

*Since most of the human movements involve flexion, this new actuator has been developed to reach remarkable results in bending. For this reason, the definition of a base structure, which could directly be used on existing clothes, has been considered a fundamental aspect. Moreover an experimental approach has been set to get a deep knowledge of the most important features of this active textile, so that designing the actuator depending on needs is now possible. To make sure that all the hypothesis and the experimental results are correct, two applications of the actuated textile have been made: an active glove and an active kneepad, both able to reach previously defined stroke and force performances; to get this, the same silicone-fabric composite structure has been used. As a result of this work, a new prototype of smart textile has been made, which may be used in the rehabilitation field or as a training or videogaming force feedback device (and much more...). Simplicity, adaptability and performance predictability are the keywords of the entire work, as explained in the following pages.*

# Capitolo 1

## Introduzione

Nella vita quotidiana ogni persona è a stretto contatto con diversi tipi di strumenti, utensili o accessori; in gran parte dei casi l'interfaccia che ci permette di comunicare con questi oggetti è un tessuto, sia esso di origine naturale o sintetica. Non a caso, sin dall'antichità, l'uomo ha trovato nelle fibre tessili un valido alleato per "combattere" le condizioni naturali più avverse, sfruttando la loro semplice reperibilità, la facilità di lavorazione e le qualità isolanti e protettive. Con l'evolversi della tecnologia e il variare delle necessità, il rapporto tra uomo e tessuto è cambiato notevolmente, spingendosi sempre più verso un sostanziale aumento delle funzionalità richieste: molti requisiti considerati "secondari" nel passato sono divenuti al giorno d'oggi prerogative imprescindibili. Gli esempi sono svariati e molto diversi tra loro: dalle richieste di resistenza e affidabilità dei tessuti tecnici da lavoro alla ricerca di vestibilità, versatilità e performance che si possono trovare nel settore dello sportswear. Inoltre, spostandosi in contesti più estremi (come quello delle tute per esplorazioni spaziali ad esempio) si può comprendere come il tessuto moderno non sia più un semplice scudo che separa l'uomo da ciò che lo circonda, ma come esso diventi in realtà una sua estensione vera e propria, in grado di fornire informazioni, svolgere funzioni e interfacciarsi con l'ambiente. Il sempre più vivo interesse verso questa nuova frontiera tecnologica ha fatto sì che l'area del "technical textiles" potesse godere di un impulso innovativo costante, fatto che tradotto in termini economici ha portato ad una crescita del 4% annuo del mercato del tessile tecnico (dato riferito al periodo 1995-2005). Per circoscrivere meglio il settore del technical textiles è opportuno individuare quali siano i rami e le categorie che lo compongono [1]. I principali sotto gruppi sono l'automotive textiles, il protective textiles e il medical textiles, ognuno dei quali raccoglie svariate applicazioni.

Citando alcuni esempi di rilievo si passa dalla realizzazione di indumenti per protezione da temperature estreme (barriere per il freddo, materiali “flame retardant”, resistenza al calore), impatti balistici, agenti chimici, alla progettazione di tessuti impiantabili nel corpo umano o per applicazioni esterne ad esso. In aggiunta, è possibile delineare “a fianco” dei tessuti tecnici una categoria che sta conoscendo negli ultimi anni una fase di notevole espansione: gli smart textiles. Con questo termine si intende un vasto range di tessuti capaci di ricevere ed analizzare input e di rispondere a questi stimoli (di natura elettrica, chimica, termica o magnetica) in maniera “intelligente”. In quest’ottica, materiali avanzati, come quelli sopra citati nel settore della protezione, non rientrano perfettamente nel gruppo dei tessuti intelligenti, vista l’assenza di una reazione ad una perturbazione proveniente dall’ambiente esterno. Altro aspetto che differenzia questo nuovo genere di tessuti attivi è l’ottenimento di un risultato finale pienamente integrato, capace tuttavia di mantenere inalterate le caratteristiche tradizionali dei tessuti, come comfort, facilità d’uso ed estetica. In determinati settori (su tutti quello biomedicale), gli smart textiles possono rappresentare una grande occasione per sviluppare soluzioni in grado di sostituire sistemi già esistenti, migliorando le attuali capacità di intervento.

L’area degli smart textile può essere suddivisa in 3 sottogruppi: [1]

- **passive smart textiles** , capaci unicamente di avvertire stimoli dall’esterno (sono in sostanza dei sensori)
- **active smart textiles** , in grado di reagire alle variazioni ambientali e di svolgere attuazione
- **very smart textiles** aventi la capacità di adattare il loro comportamento a seconda delle circostanze

La prima generazione di tessuti intelligenti si è distinta per l’introduzione di materiali, componenti e metodi di design che permettessero l’unione dei primi elementi esterni; questa serie di sviluppi ha portato alla nascita del cosiddetto e-apparel, settore che raggruppava indumenti capaci di relazionarsi con cellulari e lettori MP3 ad esempio.



La seconda fase dell'evoluzione degli smart textile ha portato alla definizione di funzionalità precise che conferissero elementi di distinzione certa rispetto alle soluzioni appena descritte. Fondamentalmente si possono elencare 5 compiti che possono essere svolti da uno smart textile:

- **Sensoristica**
- **Data Processing**
- **Archiviazione**
- **Comunicazione**
- **Attuazione**

Ovviamente, non tutti gli smart textiles presenteranno contemporaneamente queste 5 funzioni, ma il conseguimento separato di ognuna di esse porta alla necessità di impiegare materiali appropriati e tecniche di abbinamento adeguate.

Per comprendere meglio il contesto generale, si propone una breve descrizione di ciò che uno smart textile è in grado di offrire all'utente, con particolare riferimento alle finalità sopra elencate.

### **Sensoristica**

I tessuti rivestono larga parte della superficie del corpo umano, fatto che li rende un ottimo mezzo per costruire strumenti di misura di biosegnali quali:

- Temperatura
- Attività cardiaca
- Pressione e flusso sanguigno
- Parametri respiratori

### **Data Processing**

Alcuni esempi di smart textile prevedono la realizzazione di strutture ibride capaci (tramite l'aggiunta di elementi microelettronici) di elaborare dati raccolti dall'esterno. Questo settore rappresenta tuttavia

una sfida ancora aperta nel campo dei tessuti intelligenti, viste le difficoltà riscontrate nelle applicazioni finora messe in opera:

### **Archiviazione**

Sebbene non sia considerato un obiettivo primario, la possibilità delle smart suits di accumulare dati o energia è spesso necessaria per portare a termine gli altri obiettivi indicati a livello di interazioni con l'ambiente esterno.

### **Comunicazione**

La capacità di trasferire informazioni di uno smart textiles può essere notevolmente diversificata a seconda dei requisiti necessari e dei destinatari:

- Comunicazione all'interno della smart suit
- Dall'utente alla smart suit per passare informazioni
- Dalla smart suit all'utente o verso l'ambiente

### **Attuazione**

Una delle fasi di sviluppo più recenti degli smart textiles è stata incentrata sulla realizzazione di attuatori indossabili

Nella maggior parte dei casi, la progettazione di questo tipo di applicazioni prevede l'utilizzo di elementi attivi (generalmente in grado di condurre elettricità) capaci di modificare la loro fase (PCM Phase Changing Materials) e di conseguenza la loro struttura. Per ottenere questo comportamento vengono associati all'interno del tessuto base polimeri a memoria di forma (SMP, Shape Memory Polimers) o leghe a memoria di forma (SMA Shape Memory Alloys). Questi ultimi, data la loro capacità di reagire ad una variazione di temperatura, trovano un perfetto collegamento con quanto richiesto nel campo dell'attuazione tramite tessuti intelligenti.

Per questa ragione, gli smart textiles possono entrare in gioco in svariate declinazioni dei tessuti tecnici, dal campo medico a quello della protezione. Tuttavia, oltre a questo tipo di finalità e ad esempi proposti

nel campo del design (tessuti auto stiranti), la vera sfida degli attuatori indossabili è la creazione di “muscoli artificiali”, in grado di produrre forze e corse paragonabili a quelle sviluppate dal corpo umano. Negli ultimi anni lo studio di tessuti dotati di queste caratteristiche “intelligenti” ha portato alla ribalta la possibilità di integrare (in maniera particolarmente diretta) fili di leghe metalliche SMA all’interno dei tessuti più comuni. Vantaggio indubbio di questo connubio è la similitudine dimensionale tra i due elementi in gioco, fatto che conferisce al risultato finale una notevole omogeneità e pressoché perfetta compatibilità.

A fronte di tali prerogative, l’obiettivo di questo lavoro di tesi è quello di individuare un metodo di unione tra fili SMA e tessuti che possa rappresentare la base di partenza per la progettazione di un attuttore indossabile. Linee guida del percorso sono la semplicità realizzativa e funzionale, oltre alla volontà di ottenere un prodotto finale il più possibile scalabile ed adattabile a seconda delle esigenze dell’utente. In quest’ottica l’impiego di questo tipo di wearable actuator può trovare una possibile collocazione, ad esempio, nel campo della riabilitazione. Ulteriore finalità è quella di fornire una legge sperimentale che permetta la progettazione del dispositivo a seconda dei requisiti di forza richiesti dall’ambito applicativo.

Lo sviluppo dell’intero percorso ha avuto come input fondamentale le ricerche svolte nel laboratorio HapreLab del Politecnico di Milano da parte dell’Ing. Marco Citro, incentrate su analisi delle tipologie e dei range di movimenti ottenibili da una prima forma di integrazione di tessuti, fili SMA e materiali di supporto. Come verrà evidenziato in seguito, i risultati ricavati da questa fase iniziale di test permetteranno di avere una prima panoramica di quelle che sono le effettive potenzialità dell’attuttore nella sua versione finale.

Altro punto cardine dell’intero lavoro è stata la collaborazione con Saes Getters SpA (fornitrice dei fili SMA impiegati durante tutta la fase di sperimentazione) ed Elettrotecnica Rold SpA, azienda leader nel settore dei componenti elettronici e microattuatori. In questo contesto, le attività sperimentali si sono basate inizialmente sulla ricerca del miglior metodo di integrazione fili – tessuto, a cui ha fatto seguito la scelta del

supporto ideale per la creazione dell'attuatore. Sono stati vagliati differenti tipi di materiali che, unitamente al tessuto e alle leghe SMA, potessero garantire la base di partenza più adatta per la successiva progettazione. A tal fine sono state effettuate diverse prove per caratterizzare al meglio i provini rappresentati la versione embrionale del risultato finale. Passo successivo è stata la raccolta di dati relativi alle performance di movimento, focalizzate al raggiungimento di curvature il più possibile accentuate. A valle di questa fase è stato poi avviato un piano sperimentale per definire i parametri rilevanti nello sviluppo di forza da parte dell'attuatore; i dati raccolti sono stati poi sottoposti ad analisi statistiche che hanno permesso di definire un modello regressivo, capace di prevedere le performance dell'attuatore e quindi di definirne un primo dimensionamento (in base alle necessità). Come verifica dello studio finora riassunto sono state realizzate due demo dimostrative delle potenzialità del prodotto finale.

Il lavoro fin qui introdotto verrà presentato secondo uno schema predefinito, al fine da rendere più chiara ed immediata possibile la comprensione dei contenuti; è stato dato spazio ad un'analisi dello stato dell'arte per approfondire le conoscenze di base nel campo dell'attuazione indossabile, fase che ha permesso di collocare in maniera precisa il campo di utilità in cui il prodotto finale andrà a porsi.

Successivamente è stato dato risalto alla descrizione del concept di base, mettendo in luce il processo che ha permesso di sviluppare la soluzione, per poi passare ad una sua precisa caratterizzazione sperimentale che ha a sua volta reso possibile il conseguimento di un'adeguata conoscenza del meccanismo di funzionamento e dei fattori su di esso più incidenti.

In ultima analisi vengono poi studiate due applicazioni pratiche di quanto dedotto dal percorso di ricerca, con la finalità di applicare gli strumenti messi a disposizione dalle fasi di studio precedenti, unitamente all'intento di mostrare possibili sviluppi e campi di impiego dell'attuatore progettato.

# Capitolo 2

## Stato dell'arte

La disponibilità di tecnologie indossabili è in grande aumento negli ultimi anni: in svariati settori l'esigenza di affiancare alle attività motorie del corpo umano attuatori in grado di sostenere, replicare e rieducare diverse funzioni di movimento è di indubbia attualità. Numerosi studi sono stati condotti per poter realizzare questi obiettivi, utilizzando approcci e percorsi notevolmente diversificati a seconda delle necessità. Gli stimoli che hanno mosso la ricerca verso la sperimentazione e la produzione di queste tecnologie sono stati molto intensi, soprattutto per quanto concerne applicazioni legate all'ambito biomeccanico, medico e militare. Al fine di comprendere in maniera più approfondita come si sia arrivati alla realizzazione di dispositivi moderni, viene presentato un riassunto dei principali traguardi raggiunti dal punto di vista innovativo e progettuale in questo campo.

### 2.1) L'uomo e la comprensione del proprio corpo

Come già introdotto, una panoramica chiara e completa di questo ambito tecnologico non può esimersi dal sottolineare come i primi passi svolti verso la costruzioni di attuatori indossabili siano stati mossi verso il riprodurre arti o parti del corpo capaci di replicare correttamente le performance naturali. Scorrendo l'evoluzione di questi sistemi partendo dagli esempi meno recenti, si può notare come l'analisi si fosse indirizzata verso la realizzazione di attuatori antropomorfi, in grado di comportarsi come una mano ad esempio.

È questo il caso della Belgrade/USC Hand [1], un attuatore costituito da 5 dita aventi 3 gradi di libertà ciascuna (pollice escluso, limitato a 2 Gdl). Risultato della collaborazione tra l'Università di Belgrado e della

California nella prima metà degli anni 80, questa mano robotica otteneva un comportamento dinamico grazie ad un singolo motore (quattro nelle versioni più evolute) che, tramite un sistema di link, permetteva il moto dei giunti costituenti la mano. Questo primo esempio di riproduzione robotica di un arto umano era in grado di afferrare oggetti grazie alla simultanea chiusura delle dita, controllate tramite l'impiego di potenziometri lineari. Con l'affinarsi delle conoscenze in questo settore, altri esemplari di robot antropomorfi fecero la loro comparsa nel palcoscenico scientifico, come nel caso della Utah/MIT hand [2] (1982).

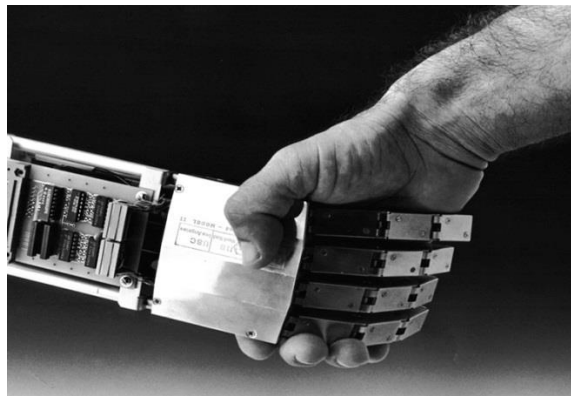


Fig 2.1 Uno dei primi esempi di arti robotici, la Belgrade/USC Hand [1]

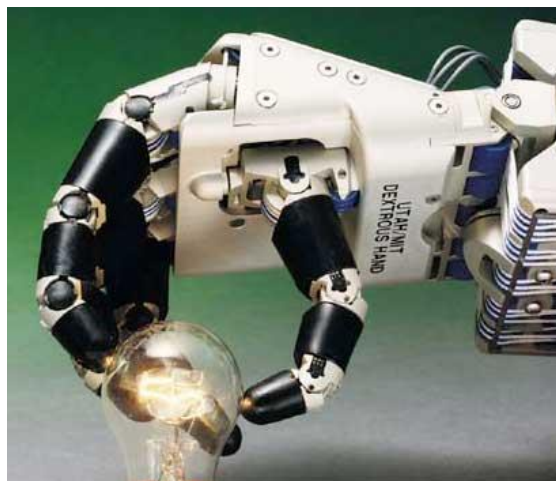


Fig 2.2 Mano antropomorfa realizzata dall'Università dello Utah e dal MIT [2]

Questo prototipo rappresentava un notevole passo avanti nel design di componenti “human-like”, caratterizzato dall’implementazione di diversi gradi di libertà. Era infatti in grado di afferrare e manipolare oggetti, oltre a presentare innovazioni di rilievo nel campo della sensoristica e del controllo, legate soprattutto alla possibilità di leggere informazioni sul moto in feedback. Il range di movimenti raggiunto era pressoché simile a quello di una mano umana, con una geometria e delle dimensioni molto vicine a quelle naturali. L’attuazione dei giunti veniva effettuata sfruttando elementi pneumatici, che permettevano una diminuzione dei pesi e buoni livelli di forza esercitata.

A seguito di questa esperienza, diversi tipi di mani robotiche vennero sviluppati per applicazioni legate, ad esempio, all’esplorazione spaziale (soprattutto tra gli anni 80 e 90) come nel caso della DLR Hand [3] e della Nasa’s Robonaut Hand [4]. In entrambe le versioni i gradi di libertà disponibili erano decisamente maggiori rispetto ai primi prototipi, unitamente ad un comportamento quasi totalmente paragonabile a quello di un arto umano. Ulteriori sviluppi coinvolgevano il campo dell’interfaccia con l’esterno e della miniaturizzazione dei componenti elettro-meccanici che garantivano il movimento.

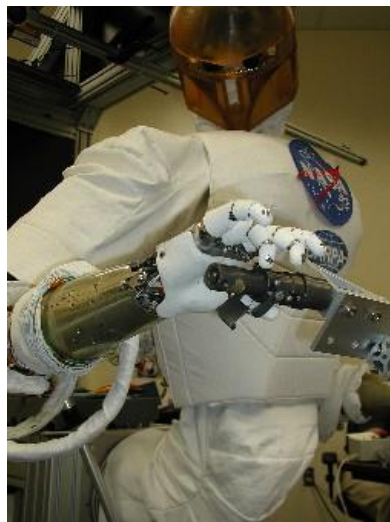


Fig 2.3: La Robonaut’s Hand sviluppata dalla NASA [4]

## 2.2) Gli esoscheletri

Parallelamente allo sviluppo di questo tipo di dispositivi, molti scienziati, a partire dalla fine degli anni 60, iniziarono a portare avanti la realizzazione di veri e propri esoscheletri meccanici, un effettivo primo passo verso la nascita dei dispositivi indossabili. In particolare negli Stati Uniti e nell'ex Jugoslavia l'aumento delle capacità umane tramite esoscheletri divenne un tema di particolare interesse, sia per applicazioni con finalità militari (spesso subordinate al "performance augmenting") che per usi terapeutici. Nonostante le differenze nei fini, in entrambi i casi le difficoltà affrontate sono state praticamente le stesse, in particolare legate alla portabilità e alla possibilità di interfacciarsi con un operatore umano. Per queste ragioni, le prime forme di esoscheletri possono essere definite come un dispositivo meccanico essenzialmente antropomorfo indossabile dall'utente e capace di aumentare le performance dello stesso. Altra categoria (che verrà discussa in seguito) riconducibile a questo settore è quella delle protesi attive, comprendente una serie di dispositivi che rendono possibile l'aumento delle capacità di movimento di una persona affetta da patologie motorie.

I primi esoscheletri ideati con l'intento di migliorare le performance umane incontrarono notevoli problematiche realizzative, accompagnate da risultati al di sotto delle aspettative. Nel 1963 la U.S. Army Exterior Ballistics Laboratory pubblicò un report tecnico su di un esoscheletro pensato per permettere all'utilizzatore (un soldato) di incrementare la capacità di trasportare carichi. Malgrado questa idea non superasse il livello di semplice concept, vennero messe in luce i problemi più importanti legati alla sua messa a punto, quali la necessità di una fonte energetica portatile, la sensoristica integrata per il controllo e la precisa ricostruzione della biomeccanica del moto. Sebbene questa proposta non trovò fondi sufficienti per essere portata a termine, rappresenta il primo documento ufficiale in cui lo sviluppo di un esoscheletro viene analizzato in maniera precisa e approfondita.

Verso il finire degli anni Sessanta, il reparto di ricerca della General Electric, con il supporto dell'U.S. Office of Naval Research, realizzò un prototipo di esoscheletro umano caratterizzato dall'impiego di attuatori





diverse istituzioni e centri di sviluppo per raggiungere gli obiettivi preposti. Una delle versioni di maggiore successo fu quella proposta dall'università di Berkeley, conosciuta con il nome di BLEEX. [8]



Fig 2.5: Due versioni finali del programma BLEEX [8]

Questo esoscheletro è costituito da due gambe motorizzate e da un telaio posteriore su cui possono essere posizionati diversi tipi di carichi. Tale tipologia di supporto indossabile permette all'utilizzatore di camminare, correre, muoversi con discreta agilità in condizioni di salita o discesa, nonostante il trasporto di equipaggiamento o attrezzature. L'attuazione viene resa possibile utilizzando cilindri idraulici, scelti in quanto considerati il miglior rapporto tra dimensioni e potenza specifica, mentre la cinematica è studiata cercando di replicare i movimenti di un umano di 75 kg. L'intero dispositivo è energeticamente autonomo e raggiunge dei consumi di medi in fase di camminata di 1100 W. Studi successivi hanno però dimostrato come l'impiego di un attuazione elettrica fosse in

grado di diminuire le potenze richieste, a scapito però del peso globale che ne risultava notevolmente aumentato.

In termini di performance, gli utenti che hanno testato questo sistema indossabile hanno dimostrato la capacità di trasportare un carico di 75 kg ad una velocità di camminata di 0.9 m/s.

Sempre in tale contesto, altre varianti di questo tipo di esoscheletro vennero presentate dalla Sarcos Research Corporation e dal MIT: in entrambi i casi ulteriori migliorie vennero apportate per quanto riguarda il carico sostenibile, l'indossabilità e il consumo energetico. [9]

Col progredire delle conoscenze, il target degli esoscheletri ha assunto diversi connotati, come dimostrato dal progetto HAL (Hybrid Assistive Leg) dell'Università di Tsukuba in Giappone. Le finalità di questo studio infatti non sono solo rivolte al "performance augmenting" ma anche alla riabilitazione.[10], [11] Questa nuova finalità non è tuttavia una strada inesplorata nel settore dei dispositivi indossabili.

Entrando nel dettaglio, HAL è in grado di rilevare, interfacciandosi con la pelle, i biosegnali che indicano l'attività muscolare dell'indossatore; l'unità di controllo quindi mette in moto gli attuatori dell'esoscheletro, che vanno ad assistere il movimento impresso dall'utente, sostenendolo ed amplificandolo a seconda delle necessità. Con queste caratteristiche "HAL" può essere impiegato sia per riabilitazione, sia per il supporto di attività fisiche di grande fatica, spaziando dall'ambito industriale alle operazioni di ricerca e salvataggio in ambienti particolarmente ostili.

Gran parte dei risultati raggiunti sono stati protetti dal documento EP 1661 543 A1, che raccoglie anche i perfezionamenti apportati nelle ultime versioni del progetto HAL per quanto concerne il controllo e l'eliminazione delle incongruenze riscontrate durante i test dell'esoscheletro.

Il successo ottenuto da questo prototipo è stato così rilevante da averne velocizzato i tempi di commercializzazione: in Giappone infatti, esistono già piani che prevedono l'immissione sul mercato di HAL.



Fig 2.6: Il sistema HAL, progettato per l'assistenza delle attività locomotorie [10],[11]

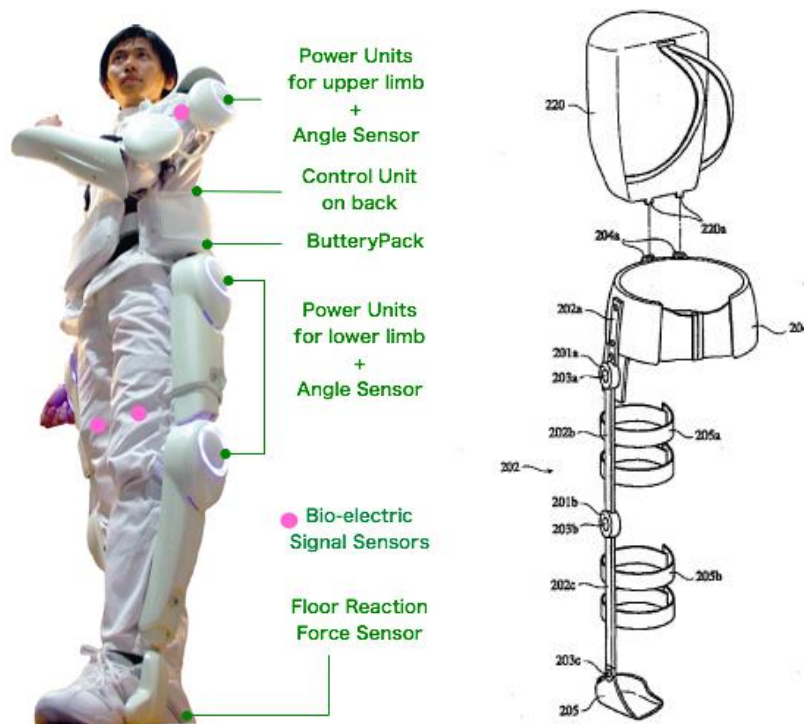


Fig 2.7 Alcuni dettagli tecnici dell'esoscheletro HAL [11]

HAL rappresenta inoltre il risultato di uno sviluppo tecnologico iniziato negli anni Settanta con la costruzione di un esoscheletro da parte del Prof. Miomir Vukobratovic [12],[13] dell'università di Belgrado, considerabile a tutti gli effetti il primo impianto in grado di assistere persone disabili o con handicap nella locomozione. Nato come uno strumento di misura della cinematica della camminata, questo progetto si evolse rapidamente nella realizzazione di un esoscheletro motorizzato. Il primo prototipo prevedeva infatti la presenza di attuatori pneumatici che permettessero la flessione e l'estensione di bacino, ginocchia e caviglia. Più di 100 prove vennero svolte su questo dispositivo, ed un numero considerevole di pazienti con diversi gradi di disabilità risultò in grado di camminare. L'integrazione tuttavia non prevedeva ancora l'unione, all'interno dell'esoscheletro, dell'unità di controllo e della fonte di energia.

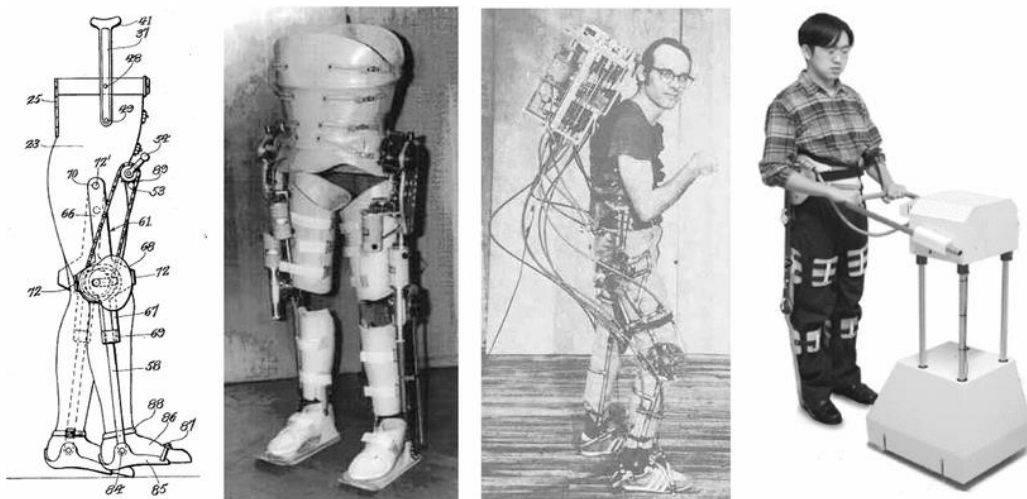


Fig 2.8: Alcune versioni dell'esoscheletro realizzato dal Prof. Vukobratovic [12]

Sulla scia di queste scoperte, nuove migliorie vennero introdotte fino a realizzare anche un apparato controllato tramite joystick capace in questo caso di muovere arti superiori di pazienti immobilizzati; risulta evidente quindi come tale filone di ricerca abbia dato vita ad un sempre

più complesso e articolato settore scientifico: quello della robotica umanoide.

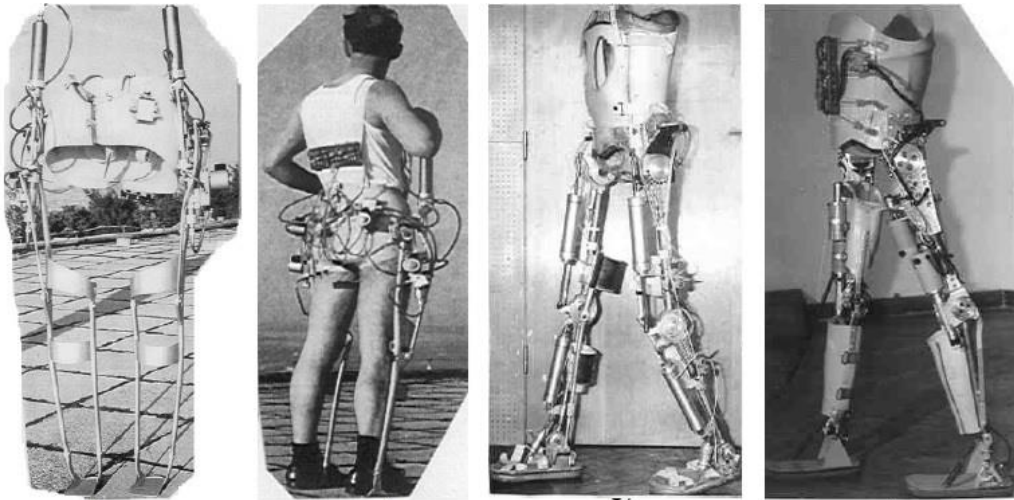


Fig 2.9 Altri esempi di esoscheletri prodotti negli anni 70 per fini terapeutici [13]

### 2.3) Dalle protesi attive agli attuatori indossabili

Con il passare degli anni, all'attenzione verso la realizzazione di esoscheletri si affiancò lo sviluppo di vere e proprie protesi indipendenti: a differenza di quanto visto finora, in questi dispositivi il fine ultimo non è quello di garantire il movimento completo di una serie di articolazioni, ma bensì lo specifico funzionamento di una sola. Anche in questo settore, a partire dagli anni 80, vennero proposti sistemi consistenti in motori elettrici in corrente continua che permettessero il movimento della caviglia dell'utente in flessione ed in estensione. Alcuni esempi di tali applicazione sono la Active Ankle-Foot orthoses sviluppata da Jaukovic nel 1981 e la MIT Ankle-Foot Orthosis, [14] progettata per favorire il recupero delle funzionalità motorie di pazienti soggetti ad infarti o a paralisi.

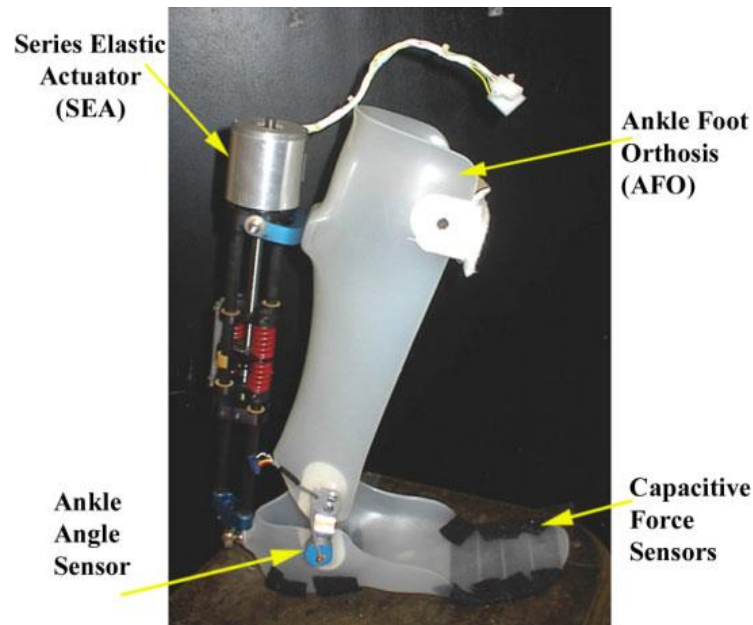


Fig 2.10 La protesi per caviglia e piede messa a punto dal MIT [14]

Anche in questo caso, analisi cliniche hanno dimostrato come questi dispositivi fossero vincenti, migliorando la velocità di camminata dell'utente. A ciò si va ad aggiungere un netto miglioramento rispetto alle versioni precedenti in termini di compattezza e di autonomia di alimentazione.

Tuttavia, i primi esempi di dispositivi indossabili erano caratterizzati da una notevole invasività, aspetto ritenuto secondario nelle prime fasi di sperimentazione ma che col passare del tempo ha assunto via via maggiore rilevanza. Ciò implicava infatti la necessità di utilizzo di questi sistemi in ambienti sanitari, rendendo pressoché impossibile l'impiego, da parte dell'utente, in contesti di vita quotidiana. Per risolvere questo problema, si è cercato di progettare dispositivi per la riabilitazione che fossero via via sempre più contenuti in termini di dimensioni e maggiormente fruibili dall'utente. Grande impulso al raggiungimento di questi obiettivi è stato dato dal settore della riabilitazione di arti quali la mano. Nel corso degli anni infatti si è passati dall'impiego di strumenti decisamente lontani dal concetto di indossabilità ad altre tipologie di dispositivi che si integrassero maggiormente con l'anatomia umana.

Attualmente, gran parte delle ricerche è stata orientata verso l'impiego di attuatori di tipo pneumatico, tali da garantire il range di forze necessarie per le attività riabilitative. Tuttavia, come nel caso degli esoscheletri, anche questo campo ha visto un costante progresso, che ha permesso di raggiungere l'attuale stato dell'arte. Si consideri ad esempio il dispositivo per riabilitazione progettato da T.T. Worsnopp, M.A. Peshkin, J.E. Colgate, e D.G. Kamper, [15] in cui una serie di diversi attuatori permette la riproduzione del moto delle falangi di un dito sia in flessione che in estensione.

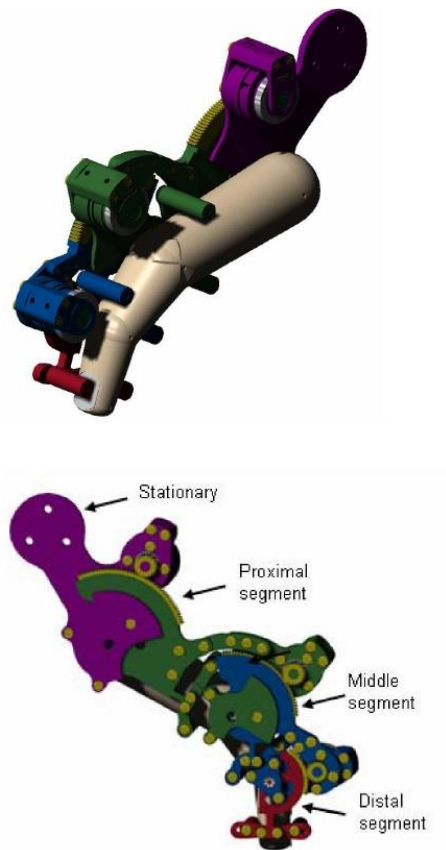


Fig 2.11: Meccanismo di funzionamento del dispositivo di riabilitazione [15]

Entrambi i movimenti sono garantiti dalla presenza di due motorini elettrici che, comportandosi come muscoli antagonisti, mettono in



tensione due cavi, ciascuno dei quali distribuisce il moto imposto alle singole falangi grazie alla presenza di pulegge di trasmissione.

Come già visto in molti casi prima esposti, queste unità necessitano di un preciso sistema di controllo, che in questo esempio si basa sulla presenza di due encoder solidali ai motori in corrente continua.

Sebbene questa soluzione possa risultare vincente da un punto di vista terapeutico, trova notevoli limitazioni in quanto a facilità d'uso e portabilità per l'utente. In questo contesto di contraddizione si pone anche il sistema HWARD [16] (Hand-Wrist Assisting Robotic Device) realizzato da C.D. Takahashi, L. Der-Yeghiaian, V.H. Le, S.C. Cramer. Questo strumento di riabilitazione per la mano prevede l'impiego di attuatori pneumatici per la rieducazione di movimenti quali l'afferraggio e il rilascio di oggetti di diversa forma.

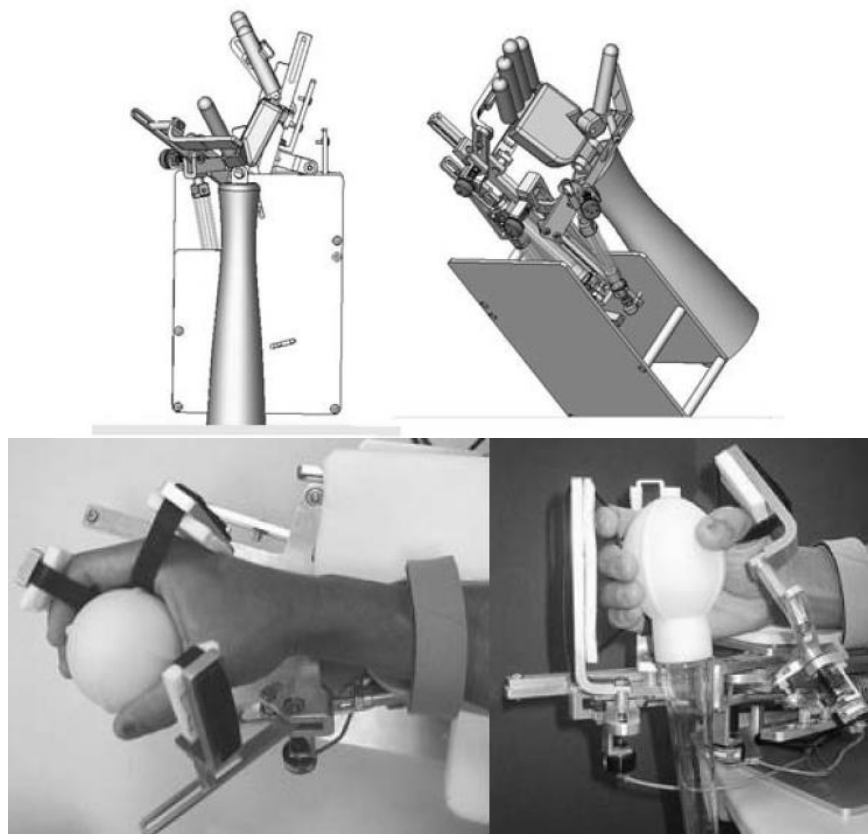


Fig 2.12 Il sistema per riabilitazione HWARD [16]

Di nuovo, come già accennato, questo dispositivo è in grado di raggiungere l'obiettivo in termini di movimento e forza sviluppata nel contesto riabilitativo, ma rimane uno strumento di cui l'utente può far uso solamente in un contesto clinico, ben lontano quindi dall'essere integrato.

Passi avanti verso il conseguimento di entrambi gli obiettivi si possono individuare nel lavoro svolto da Jun Wu, Jian Huang, Yongji Wang e Kexin Xing, in cui attuatori pneumatici accoppiati a molle torsionali vengono impiegati per creare un sistema decisamente più indossabile e di maggiore facilità di impiego. [17]

L'oggetto in esame è infatti in grado di ottenere il moto bidirezionale dei giunti delle dita, unendo a questo vantaggio di performance un abbattimento dei costi legato all'assenza di un attuttore antagonista, sostituito in questo contesto dalla presenza di molle. I progettisti hanno di fatto dato grande rilievo alla possibilità di costruire un sistema di riabilitazione a basso costo che potesse essere impiegato anche in un ambiente domestico, per completare la routine di esercizi quotidiani del paziente.

Questa scelta ha permesso anche di ottenere un sistema globalmente più semplice, con un minor numero di componenti, un abbattimento generale dei pesi e una semplificazione delle logiche di controllo.

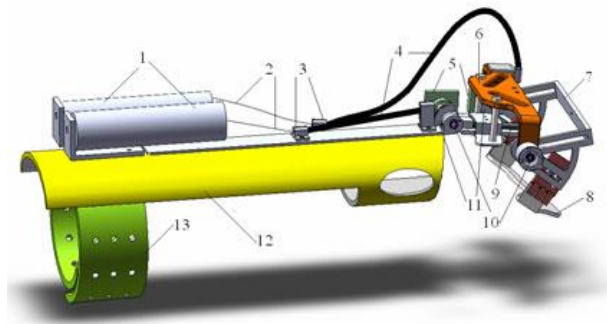


Fig 2.13: Modello 3D del sistema pneumatico per riabilitazione della mano [17]

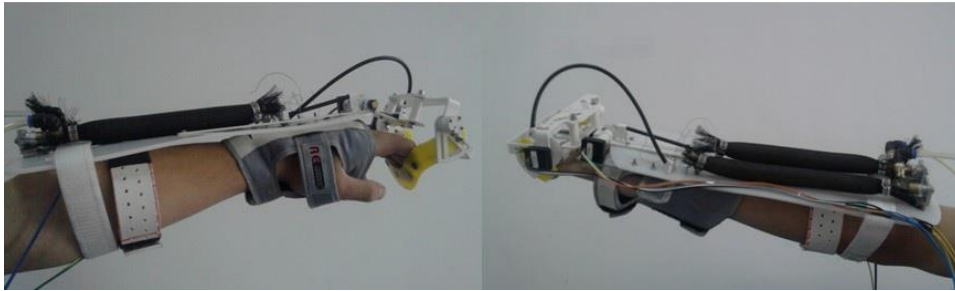


Fig 2.14: Il dispositivo indossato dall'utente [17]

Altro esempio di attuatore indossabile moderno è quello proposto nel brevetto WO 2011/117 901 A1 [18] in cui viene descritto un vero e proprio guanto per riabilitazione della funzionalità motoria delle falangi e della mano. Questo obiettivo viene raggiunto tramite la tecnica CPM (Continuous Passive Motion) che permette all'utente di migliorare il range di movimento delle articolazioni evitando che si possano formare dannose adesioni all'interno dei tessuti dovute alla prolungata immobilizzazione degli stessi. In questo modo inoltre, si evita che il paziente possa provare dolore dall'azione volontaria esercitata sulle zone ancora danneggiate.

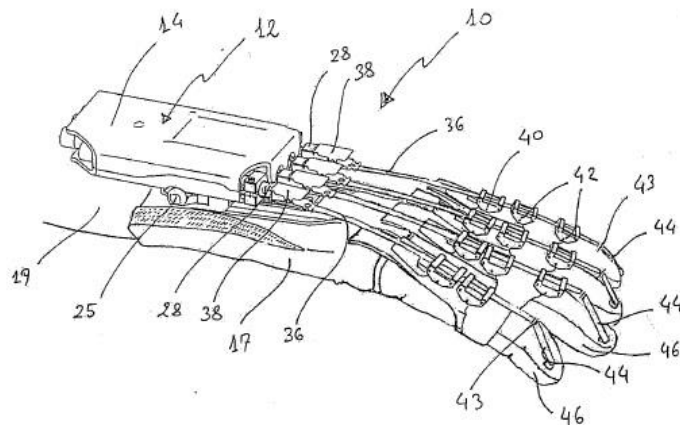


Fig 2.15: Schema del guanto proposto nel brevetto WO 2011/117901 A1 [18]

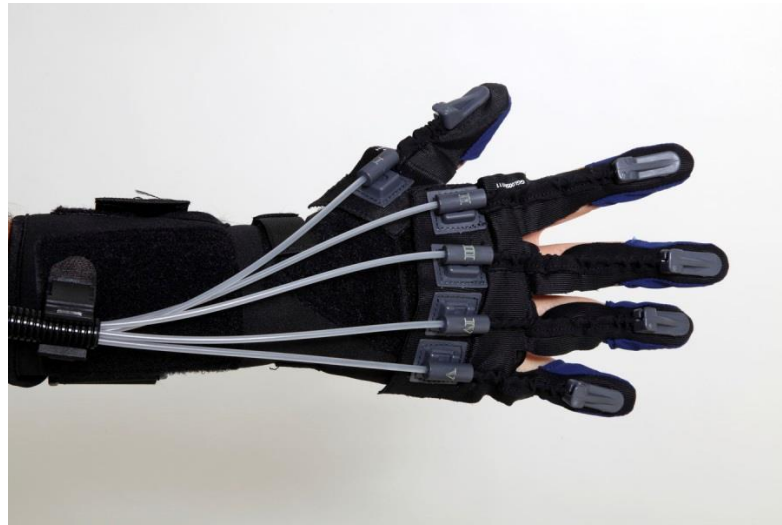


Fig 2.16: Il guanto Gloreha <sup>®</sup> basato sul documento brevettuale sopra citato

Altro vantaggio di questo dispositivo è la possibilità di muovere le singole dita in maniera autonoma, evitando quindi che il movimento nel percorso di riabilitazione sia sempre il medesimo con le stesse velocità di attuazione.

Dal punto di vista tecnico invece, il movimento e l'output in forza viene raggiunto con l'impiego di motori dedicati ad ogni dito; grande elemento di innovazione è invece la possibilità di utilizzare il dispositivo in maniera del tutto autosufficiente, grazie alla facilità con cui può essere indossato (sfrutta infatti un supporto in tessuto) e vincolato alla mano (tramite strisce in velcro).

Viste le caratteristiche finora descritte, questo guanto per riabilitazione rappresenta uno dei risultati meglio riusciti nell'ambito della progettazione di un dispositivo indossabile e allo stesso tempo efficiente nel raggiungimento dei requisiti medici.

In aggiunta, alcune versioni offrono la possibilità al paziente di visualizzare tramite realtà virtuale i movimenti svolti, fornendo quindi un coinvolgimento a 360° nell'opera di riabilitazione.

Analizzando altri documenti brevettuali, inoltre, è stato possibile individuare tipologie di attuatori indossabili capaci di adattarsi a svolgere più funzioni, senza essere quindi "relegati" alla movimentazione

di una specifica parte del corpo. Ne è esempio il brevetto EP 1 324 403 A1 [19], in cui si presenta un dispositivo basato sull'impiego di un attuatore elettro-elastico, capace di trasferire output di forza a seconda del giunto su cui viene applicato. Le funzioni di questo tipo di dispositivo vengono espletate grazie alla presenza di un "core" dielettrico che, alimentato da una adeguata differenza di potenziale, consente una deformazione.

La tendenza a rendere i dispositivi indossabili via via più confortevoli e per nulla invasivi trova conferma anche in recenti studi condotti su applicazioni legate al mondo hi-tech delle esplorazioni spaziali. Il progetto CoSpaR [20] (Components for Space Robotics) ha infatti dimostrato come, sviluppando due tipi di attuatori indossabili, l'uno definito "soft" e l'altro "hard", i migliori risultati siano stati riscontrati nell'applicazione più wearable. Come indicato dal nome, progettare un attuatore indossabile (focalizzato in questo caso sulla mano) "soft" permette di ridurre gli ingombri totali, il peso e, prescindendo da elementi rigidi, di raggiungere una notevole flessibilità. Procedendo in questa direzione, il range di movimenti può essere ampliato enormemente, rendendo di fatto questi attuatori decisamente più all'avanguardia rispetto a quelli comunemente impiegati finora. Lo sforzo più intenso in questo contesto di ricerca viene rivolto quindi verso il campo dei materiali, che devono necessariamente presentare caratteristiche "smart" per poter agevolare l'utente in operazioni molto complesse come quelle delle attività extra veicolari.

## **2.4) L'impiego delle leghe a memoria di forma**

Alla luce dell'evoluzione dei sistemi indossabili finora descritti è utile chiedersi come attuatori basati sull'utilizzo di leghe a memoria di forma possano collocarsi in questo quadro. Aspetti come l'attuazione silenziosa, le buone performance di forza e le dimensioni contenute di ogni filo sono interessanti presupposti per poter pensare ad un loro impiego nella realizzazione di un attuatore indossabile, sia esso una protesi attiva o addirittura un vero e proprio indumento "smart".

In campo accademico e scientifico infatti, molti autori hanno riconosciuto nell'utilizzo di leghe SMA l'indubbio vantaggio della compattezza e della leggerezza, fattori che indicano come questi materiali possano risultare vincenti a tale fine. Il problema più importante finora incontrato nello sviluppo di questa tecnologia sembra essere il dimensionamento dell'attuatore per quanto concerne il raggiungimento di soddisfacenti target di corsa e di forza. Infatti le articolazioni e i muscoli che compongono il nostro corpo sono in grado di permettere movimenti angolari e lineari marcati, possedendo inoltre masse importanti. A seguito di ricerche in letteratura, non è stato ancora individuata una soluzione a questo tipico problema delle leghe a memoria di forma (trade off tra corsa e forza). Prendere coscienza di ciò è il primo passo per arrivare a definire un approccio ingegneristico ottimale verso la soluzione di questo problema. In particolare, per raggiungere performances robuste dell'attuatore sono necessari fili aventi grosse sezioni, spesso disposti in parallelo per aumentare l'effetto finale. Ciò però implica diversi inconvenienti, primi su tutti la necessità di aumentare i valori di corrente richiesti per alimentare il filo e il dilatarsi dei tempi di riscaldamento e raffreddamento del filo stesso, fattori che rendono la frequenza di attuazione un parametro particolarmente a rischio. Di contro, un'attuazione più rapida può essere raggiunta con l'impiego di sezioni più piccole, sebbene questa strada implichi l'impiego di un numero maggiore di fili, che andranno poi opportunamente collegati per contenere i dimensionamenti elettrici (voltage ed amperaggi) entro limiti di sicurezza per l'utenza.

In applicazioni in cui la frequenza del moto è un vincolo preponderante, molti degli studi condotti indicano come soluzione principale quella di individuare una condizione ottima tra superficie e volume del filo SMA utilizzato, al fine di individuare un modulo termico tale da consentire un riscaldamento-raffreddamento adeguato. A questo proposito però, è utile ricordare come una buona conoscenza del comportamento biomeccanico della parte del corpo su cui l'attuatore agirà diventi un aspetto fondamentale per un suo corretto dimensionamento.

Partendo da questi presupposti è interessante analizzare in quali campi specifici siano stati impiegati finora gli attuatori basati su leghe SMA.

Rimanendo nel settore biomedico, la fisioterapia passiva rappresenta un'area in cui dispositivi indossabili possono essere in grado di ripetere movimenti con diversi livelli di forza: uno dei casi più diffusi è quello relativo alla rieducazione delle dita. Tra le varie soluzioni proposte spiccano quelle messe a punto da Yao-Jen Lai, Long-Jyi Yeha, Min-Chie Chiub dell'università di Taiwan [21], in cui un attuatore composto da 4 fili a memoria di forma dal diametro di 1 mm vengono impiegati per raggiungere le specifiche necessarie in termini di forza. L'obiettivo in questo contesto va oltre la semplice riabilitazione, ma si prefigge anche la finalità di fornire all'utente uno strumento in grado di opporre resistenza al movimento, divenendo quindi un attuatore adatto anche alle fasi di recupero delle performance standard della zona affetta da deficit. Il design finale di questo dispositivo prevede quindi una sorta di "steccatura" dinamica del dito, in cui i componenti SMA sono vincolati rigidamente all'interno di piastrine forate. La dissipazione del calore viene garantita dalla presenza di gel refrigerante che favorisce un rapido passaggio della temperatura al di sotto del limite di transizione di fase.

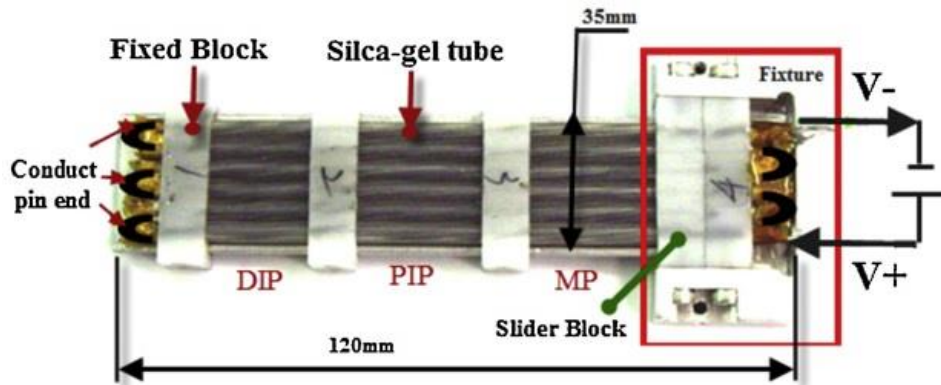


Fig 2.17 Schema della steccatura dinamica proposto dall'Università di Taiwan [21]

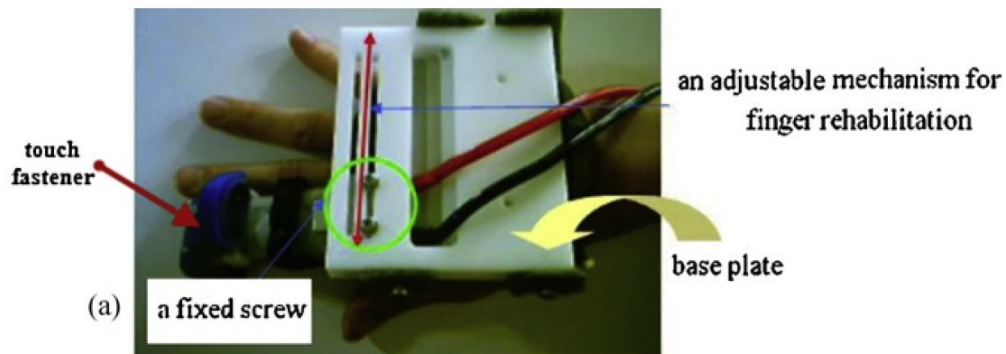


Fig 2.18 Steccatura dinamica per la riabilitazione del movimento delle dita [21]

Questo studio presenta inoltre una prima logica di controllo del dispositivo, basata sul monitoraggio della temperatura stessa e sulla conseguente necessità di definire cicli di avviamento e spegnimento dell'alimentazione, atti a consentire un ritorno in posizione dell'attuatore in tempi consoni all'attività riabilitatoria.

Risulta di nuovo evidente una delle principali problematiche insite nel comportamento delle leghe a memoria di forma, ossia il già citato trade off tra risposta in forza e velocità.

Spostando la lente d'ingrandimento verso altre aree del corpo umano, esempi come quelli proposti da S. Pittaccio, S. Viscuso, M. Rossini, L. Magoni, S. Pirovano, E. Villa, S. Besseghini, e F. Molteni nel progetto SHADE (Shape-Memory-Activated Device Promoting Ankle Dorsiflexion) risultano molto interessanti per capire come gli SMA possano essere impiegati per la riabilitazione di articolazioni come la caviglia ad esempio. [22]

L'attuatore proposto basa il suo funzionamento sull'azione di due fili a memoria di forma, vincolati alle estremità di un frame fatto di materiale termoplastico direttamente indossabile dall'utente.



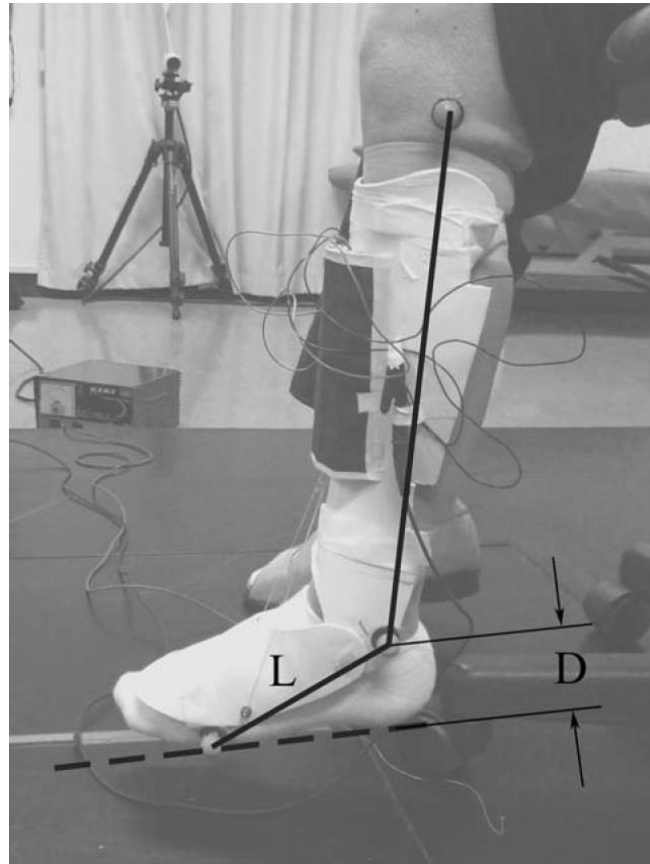


Fig 2.19 Il risultato finale del progetto SHADE per la rieducazione della caviglia [22]

Il dimensionamento ha portato all'impiego totale di 2,5 m di materiale SMA, avente un diametro di 0.25 mm che consente di esercitare un valore di forza soddisfacente per la movimentazione dell'articolazione. Come nei casi già illustrati molta importanza è stata data alla capacità di ottenere un'attuazione rapida che si traduce in un tempo di andata del dispositivo pari a circa 7 secondi, con una durata del ritorno di 30 secondi. Questi valori vengono ritenuti accettabili e sono ottenuti grazie alla semplice convezione naturale tra filo e aria.

Le leghe a memoria di forma, inoltre, hanno trovato impiego anche in altri campo della riabilitazione, in particolare quello della percezione di soglie di impulsi.

Questo tipo di percorso curativo permette di migliorare il recupero di funzionalità neurologiche utilizzando attuatori indossabili che si focalizzano sullo stimolo tattile della pelle. (legati quindi al “mondo” haptic)

In generale, sensazioni di questo tipo possono essere classificate in due tipi, a seconda dei diversi input che le generano: cinestetico e cutaneo.

Per la rieducazione legata al riconoscimento di perturbazioni a livello cutaneo, sono stati realizzati una serie di dispositivi in cui gli SMA hanno assunto importanza vista la loro capacità di accorciarsi e quindi, tramite l'utilizzo di una adeguata struttura esterna, produrre una sensazione di costrizione se collocati sull'estremità di un dito, come evidenziato in figura.



Fig 2.20 Attuatore indossabile a base SMA per la riproduzione di impulsi tattili [23]

Il risultato è stato un particolare attuatore capace di generare una sensazione simile a quella che si percepisce durante il contatto con oggetti, a cui si aggiunge la sollecitazione termica a cui è sottoposta la

cute (ottenuta con l'impiego di un filo rivestito, in modo da evitare qualsiasi rischio per il paziente). [23]

L'ultima frontiera delle leghe SMA nel campo dell'attuazione indossabile è relativa invece alla cosiddetta "assistive robotics", ossia la possibilità di supportare attivamente o addirittura sostituirsi a funzioni motorie del tutto assenti. A livello di pubblicazioni sono state indagate le possibilità di attuare un modello scalato di articolazione (in particolare la caviglia) tramite protesi basate sempre su fili a memoria di forma, così come la possibilità di realizzare veri e propri tessuti intelligenti in grado di assistere il paziente affetto da handicap motori nelle fasi della camminata. Sebbene questo traguardo specifico appaia ancora lontano da un vero e proprio raggiungimento, l'integrazione tra fili a memoria di forma e tessuti con la finalità di ottenere un attuatore più compatto, più pratico ma allo stesso tempo privo di svantaggi dal punto di vista delle performances risulta essere di più probabile conseguimento.

## **2.5) SMA e attuatori "textile based"**

Come è stato possibile notare, gran parte degli attuatori indossabili finora descritti è in grado di soddisfare i requisiti tecnici, sacrificando tuttavia alcuni aspetti legati alla portabilità e all'impiego in ambienti di vita quotidiana.

Attualmente, ciò che si avvicina maggiormente ad un completo soddisfacimento del requisito di indossabilità è il mondo degli "smart textiles". L'unione di elementi attivi all'interno di comuni indumenti ha portato alla nascita di particolari dispositivi, capaci tuttavia di svolgere funzioni maggiormente legate al settore della sensoristica, del data processing e della comunicazione che a quello dell'attuazione vera e propria. Per questi tre campi, gli studi finora svolti si sono basati sull'unione di fibre attive (si pensi alle fibre ottiche) che hanno una naturale affinità con quelle tessili, rendendone l'integrazione un processo piuttosto rapido. In generale, l'obiettivo primario a cui gli smart textile puntano è un incremento dell'interfaccia tra utente e mondo esterno, molto utile in campo biomedicale dove i tessuti intelligenti sono spesso impiegati come strumenti di monitoraggio.

In questo settore manca tuttavia un segmento di dispositivi che sia in grado di svolgere attuazione in maniera efficace ed affidabile; a tale proposito questo lavoro di tesi si è incentrato sullo studio di una possibile forma di integrazione tra leghe a memoria di forma e tessuti, avente come fine la progettazione di un attuatore in grado di mantenere le performance disponibili ora sul mercato sfruttando un'architettura generale poco invasiva e quanto più "user friendly".

## 2.6) Conclusioni

La ricerca condotta finora ha evidenziato la presenza di un quadro molto diversificato di applicazioni e prodotti attualmente disponibili nel campo dell'attuazione indossabile. Volendo riassumere quanto riportato, si possono definire 3 macro aree in cui i dispositivi wearable hanno un grosso impatto: l'ambito militare, quello della riabilitazione e quello della neuroscienza. Sebbene all'interno di ciascuna categoria possono essere fatti ulteriori distinguo, si è cercato di confrontare questi settori da un punto di vista delle performance ottenute e dai requisiti tecnici che li caratterizzano.

Tab. 2.1 Confronto tra le aree di applicazione di dispositivi indossabili

Applicazione	Forza (N)	Peso (kg)	Potenza Richiesta (W)	Gradi di Libertà
Militare	500-1000	20-50	1000-2000	>20
Riabilitazione	2-200	2-15	40-100	1-3
Neuroscienza	<2	0.02-0.5	1-20	1

# Capitolo 3

## Integrazione delle leghe SMA nei tessuti

L'analisi dei diversi tipi di attuatori indossabili presenti oggi sul mercato ha permesso di definire una serie di caratteristiche che saranno, nel corso degli anni, oggetto di grande interesse dal punto di vista dello sviluppo tecnologico e della ricerca. Riuscire a progettare un attuttore il più possibile ergonomico ma allo stesso tempo capace di esprimere performance di rilievo è un traguardo sempre più vicino.

L'utilità di un dispositivo di questo tipo è indiscussa: esso infatti permetterebbe di rendere attività, ad esempio la riabilitazione, molto meno pesanti per l'utente; uno strumento indossabile sarebbe infatti in grado trasformare situazioni che richiedono assistenza medica o tecnica in generale, in momenti comuni, per nulla estranei alla quotidianità. Allargando il panorama ad aspetti più specifici, un attuttore indossabile ergonomico e flessibile può rappresentare uno strumento fondamentale per professioni in cui è richiesta notevole precisione in operazioni da svolgere manualmente. Si pensi ad esempio ad un dispositivo di supporto per chirurghi, capace di controllare in maniera efficiente i movimenti della mano, oppure ad un dispositivo indossabile capace di alleviare la fatica in ambienti come quello delle esplorazioni spaziali o ancora aiutare l'utente nel mantenimento di posizioni e traiettorie nel corso di attività delicate, come saldatura di precisione in campo industriale.

Attualmente, il percorso di ideazione e di sviluppo di tali prodotti ha avuto un importante impulso, soprattutto per quanto concerne lo studio di materiali innovativi, capaci di avere un comportamento adattabile a quello del corpo umano

Tra i vari materiali sotto la lente d'ingrandimento in questo campo di ricerca vi sono senza ombra di dubbio le leghe a memoria di forma. Esse rappresentano infatti una delle fonti principali per lo studio di attuatori e

meccanismi capaci di garantire elevati livelli di forza con ingombri minimi. Altri vantaggi indiscussi sono l'assenza totale di rumore e l'affidabilità del loro funzionamento, basato su una transizione di fase da martensite ad austenite.

Questa tipologia di lega è spesso disponibile in fili, fatto che consente di esaltare molte delle proprietà elencate in precedenza, su tutto il rapporto forza per unità di superficie; ciò le rende inoltre molto simili, da un punto di vista biomimetico e biomeccanico alle fibre che costituiscono i muscoli, capaci di contrarsi e generare forza.

Una possibile soluzione ai problemi e alle necessità finora esposte può essere trovata nell'integrazione delle leghe SMA all'interno di elementi di origine tessile.

L'introduzione di fili metallici SME (Shape Memory Effect) in una matrice di fibre naturali può infatti rappresentare un vero e proprio punto di svolta nella ricerca di un attuatore indossabile forte, ma al tempo stesso comodo e affidabile. A tale proposito, questo lavoro di tesi mira alla formalizzazione e alla caratterizzazione di un possibile impiego delle leghe a memoria di forma nella progettazione di un prototipo di attuatore tessile indossabile.

Di conseguenza, per raggiungere questo obiettivo, è necessario individuare il miglior modo per unire i due componenti fondamentali all'interno del dispositivo stesso.

### **3.1) Integrare fili SMA e tessuti: alcune soluzioni**

L'ottenimento di un dispositivo indossabile efficiente presuppone, come punto di partenza per qualsiasi tipo di dimensionamento e successiva progettazione, la scelta del tipo di movimento che esso deve essere in grado di svolgere. Per definire con chiarezza questo aspetto di notevole importanza è tuttavia necessario capire in quale modo si intende ottenere l'integrazione dei fili SMA in ambito tessile, passaggio dal quale dipende fortemente la dinamica finale dell'attuatore; nel corso di questo lavoro ci si è concentrati sulla riproduzione di moti di tipo flessionale.

Come primo passo, in questa fase di creazione del concept dell'attuatore vengono prese in considerazione alcune alternative che possono portare a risolvere questo problema

L'attenzione si è concentrata fundamentalmente su 3 ipotesi, aventi caratteristiche e peculiarità diverse:

- Realizzazione tramite telaio di uno smart textile costituito da cotone e leghe Nitinol
- Cucitura meccanizzata di filo SMA su tessuti rigidi (cintura di sicurezza)
- Realizzazione di un tessuto composito su cui cucire manualmente i fili a memoria di forma

### **3.2) Cucitura dei fili SMA tramite telaio**

Alla luce di queste premesse, il punto di partenza dell'indagine è stato, come anticipato, l'utilizzo di un telaio su cui poter tessere fili a memoria di forma e cotone. Scopo della prova è quello di realizzare una banda di tessuto in grado di modificare la sua forma e successivamente riportarsi in posizione originale; l'obiettivo è quindi realizzare un tessuto attivo, che sia in grado di deformarsi sviluppando un effetto flessionale. Altro aspetto da tener presente è la volontà di raggiungere questo obiettivo impiegando unicamente i due componenti essenziali di questo esperimento, ossia SMA e cotone. Nello specifico si sono presi in esame 3 diversi diametri, rispettivamente:

- 100  $\mu\text{m}$
- 150  $\mu\text{m}$
- 200  $\mu\text{m}$

Come ulteriore variabile (di cui si vuole capire l'effetto) si è deciso di tessere bande aventi densità di filo diverse, passando da una fitta alternanza di filo SMA (uno ogni filo di cotone) a livelli più bassi (uno ogni due e uno ogni quattro fili di cotone).



Fig. 3.1: Fascia di cotone con fili SMA

La costruzione pratica del provino (fig. 3.1) non ha presentato particolari problemi, dimostrando quindi come anche un elemento metallico possa essere collocato facilmente in ambito tessile.

Tuttavia, una volta alimentato il campione di tessuto così ottenuto si sono riscontrati i seguenti problemi:

- Deformazioni poco visibili se non del tutto assenti
- Assenza di un ritorno in posizione
- Assenza di forze effettivamente apprezzabili

L'insuccesso di questo esperimento ha come probabili cause la mancanza di un elemento all'interno della banda capace di bloccare meccanicamente gli estremi dei fili SMA, che possono quindi scorrere senza esercitare alcuna azione visibile sulla parte in cotone. L'attrito tra metallo e fibra non è di fatti sufficiente a garantire un'armonia di movimento, né tanto meno un ritorno elastico una volta tolta l'alimentazione.

Una semplice cucitura alternata non è quindi in grado, nemmeno lontanamente, di rispondere ai requisiti richiesti per poter pensare di costruire su questa base un attuatore.

Visto l'esito deficitario di questo primo tentativo di integrazione, l'impiego del telaio è stato accantonato.



Alla luce di questi risultati si è quindi intrapresa un'altra via, ossia l'utilizzo di tessuti già presenti in laboratorio su cui cucire i fili SMA.

### 3.3) Impiego di fili SMA su tessuti già disponibili: cintura di sicurezza

Il secondo metodo di integrazione proposto ha come fine quello di produrre un tessuto avente la capacità di raggiungere deformazioni notevolmente più evidenti rispetto a quelle riscontrate con l'impiego del telaio. Si è presa in considerazione la possibilità di utilizzare un tessuto estremamente rigido (caratteristica opposta a quella della pezza ottenuta con il telaio) come supporto per accogliere i fili SMA. La metodologia di unione è stata poi scissa in due vie parallele, una manuale e una di tipo meccanico (con l'impiego di una macchina da cucire).

Si è quindi scelto di modificare il tipo di tessuto di base, facendo ricorso ad una cintura di sicurezza, elemento decisamente più rigido e compatto della fascia ottenuta con la tessitura diretta. Viste le prove già realizzate in questo contesto, la sperimentazione si è concentrata sulla possibilità di integrare un array di fili da 100  $\mu\text{m}$  in parallelo l'uno all'altro, con un passo di cucitura di 1 cm (limite di massima spaziatura fornito dalla macchina da cucire). L'idea di partenza è quindi quella di fornire un ancoraggio della lega metallica al substrato molto più stabile.



Fig. 3.2 Cintura di sicurezza con filo SMA cucito a macchina

Il processo di cucitura si è rivelato fattibile da un punto di vista tecnico, rimanendo tuttavia molto vincolato alla dimensione del diametro del filo. Per misure superiori ai 100  $\mu\text{m}$  infatti una comune macchina da cucire risulta limitata, non permettendo un processo sicuro dal punto di vista dell'integrità finale; sarebbero infatti necessari strumenti più sofisticati e con requisiti tecnici elevati, tuttavia presenti in ambito industriale.

Anche in questo caso, al momento dell'attuazione, non è stato però riscontrato alcun effetto, né in termini di movimento, né in termini di forza: ciò è dovuto essenzialmente a due cause:

- La cucitura “rompe” la continuità del filo

I punti di cucitura si comportano come estremi di un segmento, andando a suddividere l'intera lunghezza del filo in sottoparti. In questo modo si prede il beneficio dato dalla contrazione percentuale del filo, che non risulta più essere scalata sull'estensione complessiva, ma sulla distanza tra i punti di cucitura

- La porzione di filo che corre nello spessore non consente di ottenere un effetto utile.

Per questi motivi, simili metodi di integrazione (basati sull'interruzione del filo) non possono essere presi in considerazione, vista la capacità della lega di contrarsi in maniera proporzionale alla sua lunghezza. Ciò che viene dedotto da questi esperimenti può essere quindi riassunto in alcune considerazioni fondamentali che permettono di definire in maniera più circoscritta la configurazione finale in grado di unire filo SMA e tessuto.

Per ottenere flessione è quindi necessario:

- Realizzare una struttura rigida per superare i problemi legati alla natura eccessivamente cedevole dei tessuti.
- Raggiungere un grado di rigidità tale da ottenere effetti visibili in flessione, sia in fase di attuazione sia in fase di ritorno del sistema.

- Utilizzare quanta più lunghezza di filo possibile senza introdurre interruzioni, al fine di massimizzare la corsa.

Tenendo conto dell'ultimo punto, si è valutato anche il comportamento di un campione simile, in cui il filo SMA è stato semplicemente cucito agli estremi, lasciandolo libero di contrarsi staccandosi dalla cintura.

In questa configurazione si sono ottenuti notevoli miglioramenti: si raggiunge una flessione caratterizzata da un angolo di circa  $30^\circ$  rispetto all'orizzontale.

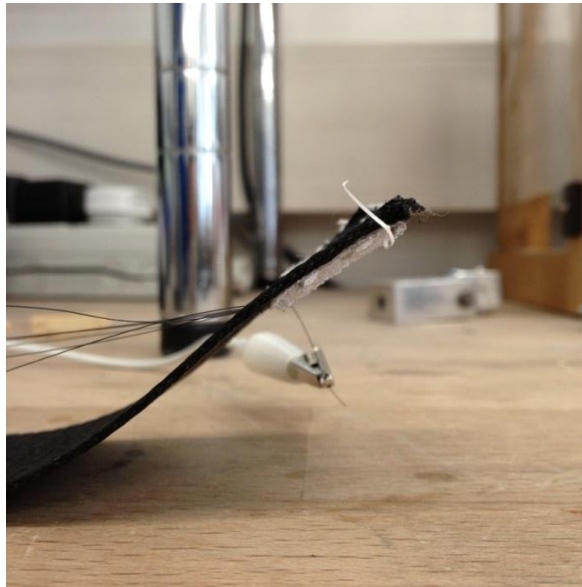


Fig. 3.3 Cintura di sicurezza con fili cuciti agli estremi

Tuttavia rimangono dei problemi sul ritorno e sull'effettiva possibilità di utilizzare un tessuto così sconfortevole per fini di attuazione indossabile. Non va poi dimenticato che questo risultato è stato ottenuto utilizzando i fili come tiranti (quindi come elementi esterni), condizione che difficilmente si sposa con un'integrazione totale della lega SMA nel tessuto.

### **3.4) Utilizzo di un tessuto ibrido con proprietà meccaniche migliorate.**

Le due campagne di prove fin qui condotte hanno dimostrato come una struttura caratterizzata da una rigidità molto bassa o, in caso contrario, molto alta, non sia adatta alla soluzione desiderata.

Inoltre, per arrivare a questo obiettivo è importante definire una struttura standard, impiegabile in tutte le declinazioni in cui il dispositivo troverà impiego.

Si considera quindi la terza ed ultima opzione, vale a dire la creazione di un tessuto “ibrido”, in cui l’aggiunta di un terzo elemento oltre agli SMA possa garantire un substrato capace di resistere alle sollecitazioni termiche imposte dal filo e allo stesso tempo di fornire la rigidità necessaria all’ottenimento di curvature continue, regolari ed il più accentuate possibile.

Come punto di partenza da cui avviare una ricerca volta a soddisfare questi requisiti sono state prese in considerazione le campagne sperimentali già affrontate dall’Ing. Marco Citro sull’ottenimento di tessuti intelligenti in grado di flettersi.

Analizzando lo stato dell’arte del laboratorio, si può intuire come individuare questo materiale sia un problema di non immediata soluzione. Le prove condotte infatti hanno visto l’impiego di differenti elementi irrigidenti, vale a dire

- Resina epossidica
- Cianometacrilato
- Cartone

Viene riportata in particolare la sperimentazione condotta con l’aiuto di resina epossidica, da cui sono stati tratti i maggiori spunti per arrivare alla definizione della nuova struttura finale

L’utilizzo di questo materiale infatti non si limita solamente all’ottenimento di un tessuto con maggiore rigidità, ma anche come elemento di fissaggio per il filo al substrato. I test condotti hanno però evidenziato come questa sostanza permetta sì un comportamento

maggiormente controllabile del tessuto, ma anche la presenza di aspetti migliorabili.

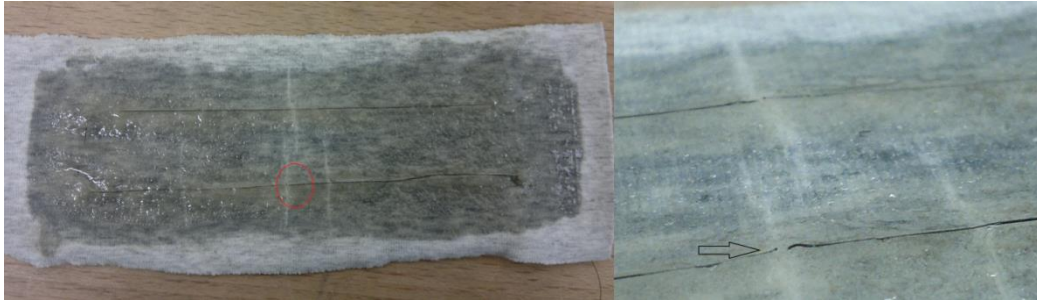


Fig. 3.4 Tessuto composito con resina epossidica. In evidenza i difetti legati alla fragilità della struttura e la rottura dei fili SMA

Questo prototipo è stato realizzato utilizzando del tessuto elastico e della resina epossidica, avente il compito di irrigidire il composito così ottenuto. Inoltre, la resina viene sfruttata per ancorare il filo a memoria di forma alla superficie del tessuto.

Il tipo di resina preso in considerazione è bicomponente, con una percentuale di miscela di uno a uno, una parte indurente ed un'altra di resina pura. Il prodotto risultante è stato spalmato su tutta la superficie del provino, in un caso mantenendo uno spessore contenuto, nell'altro aumentando la quantità di resina.

I risultati ottenuti sono i seguenti:

- Il primo campione (a basso spessore) è in grado di muoversi, ma a causa della fragilità della resina, dopo pochi cicli di attuazione si manifestano delle rotture sul filo.
- Il secondo campione, visto lo spessore elevato non è in grado di muoversi.

Come si può facilmente dedurre, questo primo tentativo di integrazione a 3 elementi non ha portato ad una soluzione definitiva del problema; ciò nonostante dall'analisi dei problemi emersi è possibile ricavare indicazioni aggiuntive su come indirizzare le prossime campagne sperimentali.

Nel particolare i punti su cui migliorare il comportamento del campione sono:

- L'incapacità della resina di bloccare il filo, che una volta attivato si comporta come una lama calda che va a tagliare la resina stessa.
- La resina provoca un infragilimento del composito, che di fatto ne limita l'utilizzo a poche attuazioni.
- Lo scarso livello di flessione finora ottenuto.

Per queste ragioni, il passo successivo nella ricerca di un composito basato su un tessuto deve tener conto di alcuni aspetti quali:

- L'utilizzo di un materiale in grado di resistere ad alte temperature e allo stesso tempo in grado di sviluppare caratteristiche elastiche globali costanti
- La ricerca di una struttura in cui l'effetto flessionale sia amplificato.



Fig. 3.5 Tessuto composito in resina epossidica con filo SMA

### 3.4.1) Individuazione definitiva del tessuto composito

Traendo spunto dai test condotti finora, si è cercato tra i vari materiali a disposizione quali potesse rispondere alle esigenze evidenziatesi.

Visti i requisiti, l'attenzione si è focalizzata sulla possibilità di realizzare un particolare tessuto composito a "sandwich" dotato di un anima centrale in silicone. La scelta è ricaduta su questo elemento viste le sue ottime proprietà isolanti e per l'elasticità che ne caratterizza il comportamento meccanico.



Fig. 3.6 Schema rappresentativo delle proprietà del nuovo tessuto composito

La procedura di ottenimento di questo particolare composito è molto semplice: essa infatti prevede la distribuzione di uno film di silicone su una porzione di tessuto, sulla quale verrà poi piegata la metà che andrà a costituire lo strato superiore del sandwich.

Il filo viene successivamente cucito a mano, una volta che il silicone si è completamente solidificato. Lo SMA attraversa il substrato in 4 punti seguendo un percorso ad U, che garantisce l'assenza di interruzioni della lunghezza utile di filo e il massimo grado di vincolo al tessuto composito. Come si può notare in fig. 3.7, il filo a memoria di forma viene poi fatto aderire completamente al tessuto depositando un sottile strato di silicone per alte temperature, in modo tale da garantire l'isolamento elettrico necessario.

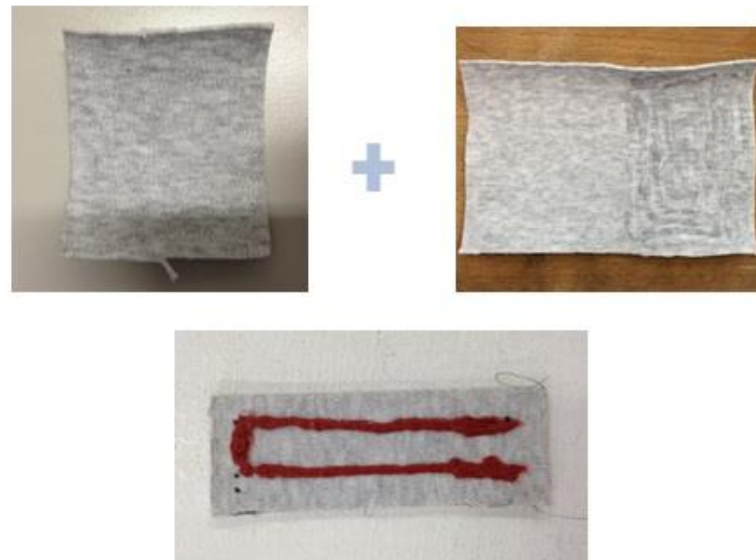


Fig. 3.7 Procedura con cui viene realizzato un provino basato sul tessuto composito in silicone

Rispetto alle prove precedenti, questa nuova struttura riesce ad offrire una rigidità sufficiente ad ottenere buone curvature, caratterizzate da una notevole regolarità. Inoltre, aspetti come il ritorno elastico e l'isolamento termico/elettrico hanno beneficiato di notevoli miglioramenti.

Per queste ragioni lo schema a sandwich così formulato viene giudicato adeguato agli scopi della ricerca e viene fissato come punto di partenza su cui costruire le successive analisi atte a definire l'attuatore indossabile proposto.

### 3.5) Conclusioni

L'individuare un elemento base su cui progettare i futuri sviluppo del dispositivo indossabile era l'obiettivo primario di questa fase di studio; un valore aggiunto di indubbia utilità è l'aver raggiunto questo traguardo attraverso una struttura molto semplice, il cui ingombro risulta minimo



(soprattutto a livello di spessore), in particolare se rapportato alle proprietà meccaniche dimostratesi utili per le funzionalità desiderate.

Inoltre, l'aspetto esterno del nuovo composto è del tutto simile a quello di un tessuto, di cui mantiene praticamente intatte le caratteristiche di comfort e indossabilità.

Ovviamente, collocandosi in una fase iniziale dell'intero progetto, questa struttura potrà essere rivista per affinarne ulteriormente alcuni dettagli parzialmente migliorabili (uno su tutti il metodo di ancoraggio del filo al tessuto).

Si può quindi procedere con una classificazione e caratterizzazione del comportamento del mini attuatore, (denominato d'ora in poi SWeAT, Sma Wearable Actuated Textile) attraverso un'indagine sperimentale e statistica.



# Capitolo 4

## Caratterizzazione dell'attuatore indossabile

Definita la struttura di base dell'attuatore e il metodo che permette la migliore integrazione tra fili e tessuto, si passa alla caratterizzazione della versione più efficiente per l'ottenimento delle massime performance. L'obiettivo di questo capitolo è quello di mostrare come si possa giungere ad un'approfondita conoscenza delle proprietà dell'attuatore, indicando in partenza su quale aspetto del suo funzionamento ci si vuole focalizzare. Rifacendosi a quanto esposto nello stato dell'arte, un dispositivo indossabile trova in tre fattori le caratteristiche di maggiore interesse per delineare le prestazioni che è in grado di sviluppare, in particolare:

- **Forza**
- **Corsa**
- **Potenza di alimentazione**

Nel caso specifico degli attuatori SWeAT (Sma Wearable Actuated Textile), l'attenzione viene rivolta alla comprensione e alla formulazione di un modello empirico, capace di prevedere l'output di forza che essi sono in grado di produrre. In questo modo si rende il dispositivo scalabile, ossia adatto ad essere progettato per poter rispondere a diverse esigenze, noto in partenza il valore di forza richiesto.

Questa caratteristica, una volta validata, può rendere SWeAT un componente del tutto universale, che non richiede una customizzazione in funzione dell'utilizzo finale, ma bensì una semplice taratura dei parametri di progetto ritenuti significativi.

Per sua natura inoltre, questo tipo di attuatore può trovare facile integrazione su indumenti già esistenti, rendendo quindi superflua la

realizzazione di prodotti tecnici ad hoc come spesso accade nel campo dell'attuazione indossabile. (Una semplice cucitura è sufficiente a renderlo completamente funzionante)

Come già parzialmente indicato, la via scelta per poter conseguire almeno in parte questi obiettivi si basa su di un approccio statistico, in cui, tramite la definizione di un piano sperimentale, si vuole individuare il legame tra le variabili progettuali che caratterizzano SWeAT e la performance di forza.

I dati che saranno raccolti a valle di questa campagna verranno quindi analizzati (tramite ANOVA) per poter stabilire un'equazione regressiva capace di indicare, a livello quantitativo, il peso di ciascun parametro.

La costituzione del piano sperimentale prevende quindi questi passaggi:

- **Classificazione dei provini tramite prova di trazione**
- **Determinazione delle diverse costanti elastiche**
- **Scelta dei parametri influenti sulla performance di forza**
- **Progettazione dell'esperimento**
- **Raccolta dei dati (livelli di forza esercitata)**
- **Analisi dei dati e regressione**

Una volta stimato il modello sperimentale, si cercherà di dare una prima risposta al trade off tra corsa e forza, evidenziando quale sia la relazione tra la variazione di questi due elementi fondamentali per il funzionamento di SWeAT

### **4.1) Classificazione meccanica dei campioni: comportamento a trazione**

In questa fase preliminare è indispensabile una definizione delle diverse caratteristiche meccaniche dei provini a nostra disposizione; infatti, sfruttando il concept di tessuto a "sandwich" sono stati utilizzati, come rinforzo, 3 diversi tipi di silicone, i quali riflettono sul composito finale il loro comportamento meccanico.

Il modo più semplice per classificare i vari provini realizzati è quello di sottoporli a prove di trazione, in modo tale da ricavare un primo parametro di discriminazione. Vengono quindi pianificate delle serie di acquisizioni dati in cui, tramite dinamometro, si cerca di identificare il grafico forza – spostamento al variare della tipologia di silicone impiegato. Il set up della prova prevede l'impiego di un dinamometro Sauter FH-100, avente fondo scala di 100 N e risoluzione di 0.05 N; vengono utilizzati 2 afferraggi dedicati che permettono di serrare adeguatamente il provino, in modo tale da scongiurare il verificarsi di scorrimenti e deformazioni locali che potrebbero falsare i risultati della prova.



Fig. 4.1: Dinamometro Sauter FH 100

I 3 tipi di substrati che sono presi in esame sono stati realizzati con i seguenti siliconi:

- Silicone fluido colabile RS
- Silicone per alte temperature
- Silicone ad alta flessibilità

Per facilitare e rendere più agile la procedura di test, è stato scelto un provino di dimensioni uniformi, caratterizzato da uno spessore di 3 mm, con larghezza di 30 mm e lunghezza utile per il test pari nuovamente a 30 mm, utilizzato per tutti i tipi di composito. Il metodo di fabbricazione dei provini è stato mantenuto standard, in modo tale che le dimensioni geometriche non variassero. Una volta colato il silicone ogni campione è stato fatto solidificare sotto un peso di 700 g, al fine di lasciare la stessa quantità di incapsulante all'interno del substrato. Così facendo anche gli spessori risultano uniformi, così come larghezze e lunghezze.

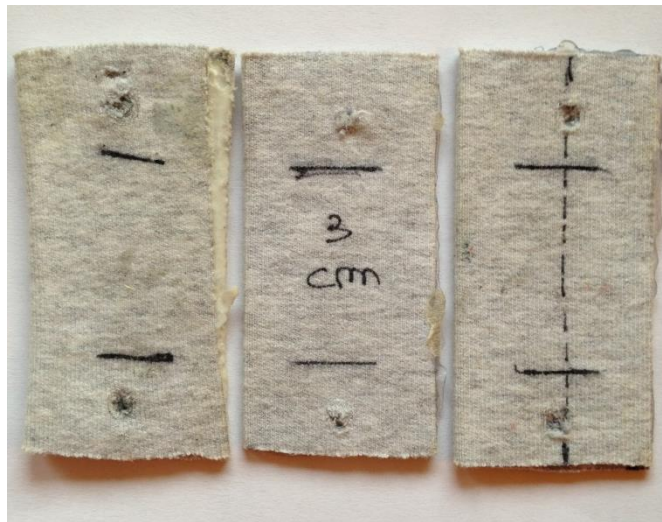


Fig. 4.2 Tre provini impiegati per le prove di trazione

Inoltre, per valutare in maniera omogenea il comportamento dei diversi campioni, è stato fissato un valore di allungamento massimo in cui concludere la prova, pari al 60% della lunghezza utile iniziale. Per ogni acquisizione, è stata fissata una velocità di avanzamento costante, in modo tale da mantenere il più possibile invariate le condizioni al contorno.

Vista la difficoltà nel definire parametri prettamente meccanici nel caso dei tessuti, i risultati della prova di trazione sono stati utilizzati al fine di ricavare la costante elastica  $k$  dei diversi campioni, elemento comunque utile per elaborare delle prime assunzioni sul comportamento dei compositi presi in considerazione.

In aggiunta a ciò è stato testato anche un campione di tessuto singolo, in modo tale da poter individuare quale fosse il comportamento dell'elemento tessile.

Formalizzata la modalità con cui viene effettuata la prova, si riportano i grafici elaborati dopo l'acquisizione dati (ottenuta tramite registrazione video del test stesso).

## 4.2) Prove di trazione e relativi risultati

- Provino in silicone fluido

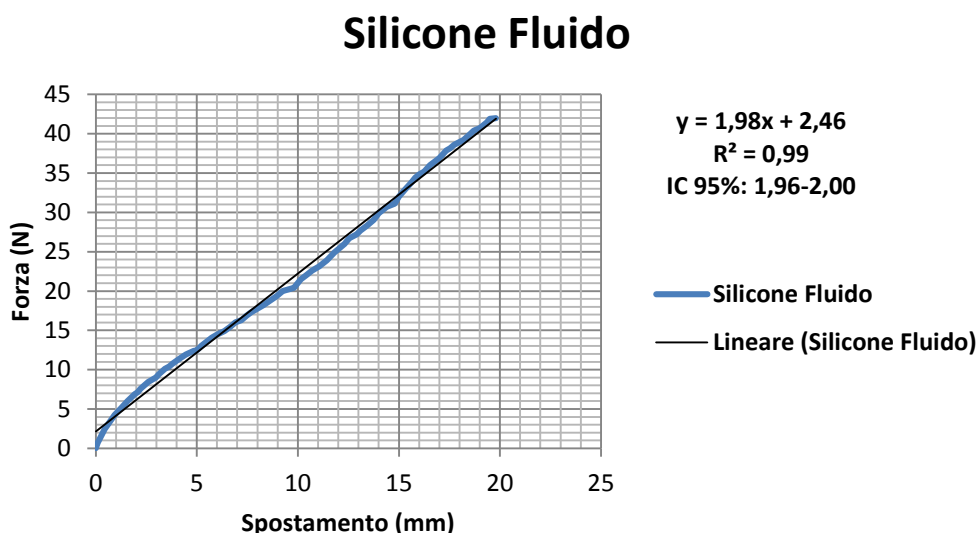


Fig. 4.3 Grafico Forza-Spostamento di un campione con silicone fluido

Il provino realizzato con silicone fluido presenta la costante elastica più elevata fra i 3 casi presi in considerazione. Il suo comportamento è decisamente lineare, come dimostra l'  $R^2$  della retta interpolante la serie di dati. Ciò è giustificato anche da un punto di vista meccanico, essendo il risultato dell'azione di un elastomero (silicone) e di un tessuto che (come osservabile a breve) presenta un comportamento associabile ad una retta.

Tab. 4.1 Esito prova di trazione sul provino a rigidità massima

Riassunto dati provino	
Tipo Silicone	Rubber Flow Compound
Dimensioni	3x30x30
Costante Elastica	1.98 N/mm
R <sup>2</sup>	0.99

- Provino in silicone per alta temperatura

### Silicone Alta Temp.

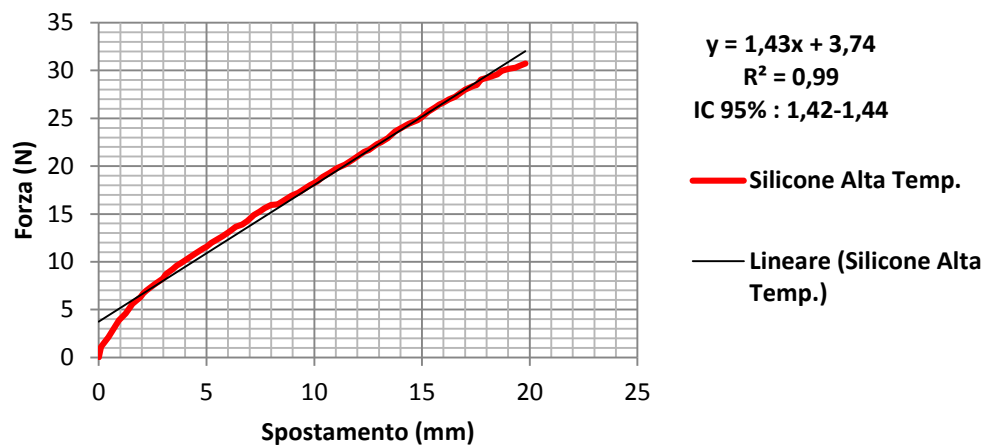


Fig. 4.4 Grafico Forza-Spostamento di un campione con silicone ad alta temperatura



Tab. 4.2 Esito prova di trazione sul provino a rigidezza media

Riassunto dati provino	
Tipo Silicone	Alta Temperatura
Dimensioni	3x30x30
Costante Elastica	1.43 N/mm
R <sup>2</sup>	0.99

- Provino in silicone ad alta flessibilità

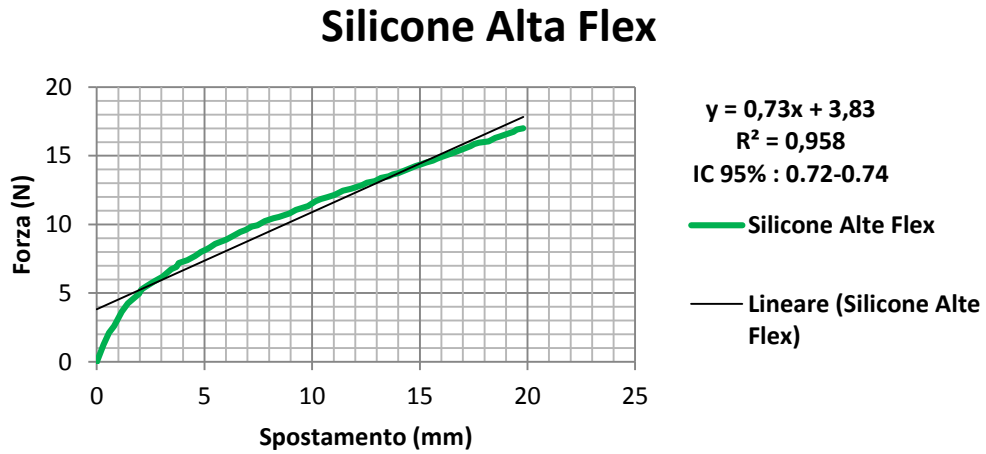


Fig. 4.5 Grafico Forza-Spostamento di un campione a bassa rigidezza

Tab. 4.3 Esito prova di trazione sul provino a rigidezza minima

Riassunto dati provino	
Tipo Silicone	Alta Flessibilità
Dimensioni	3x30x30
Costante Elastica	0.73 N/mm
R <sup>2</sup>	0.95

- Provino di tessuto semplice

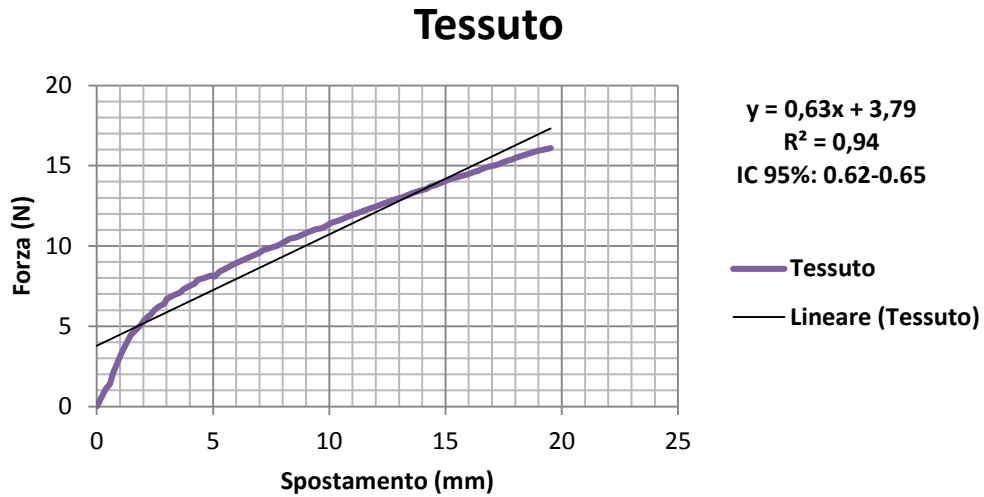


Fig. 4.6 Grafico Forza-Spostamento di un campione di tessuto

Tab. 4.4 Esito prova di trazione sul provino di solo tessuto

Riassunto dati provino	
Tipo Silicone	Assente – Solo tessuto
Dimensioni	3x30x30
Costante Elastica	0.63 N/mm
R <sup>2</sup> interpolante	0.94

Alla luce di quanto emerso dalle prove, è possibile classificare i provini realizzati sulla base di un parametro meccanico oggettivo. Il loro comportamento a trazione, inoltre, rispecchia quanto si può evincere dal confronto dei moduli elastici dei siliconi impiegati. Infatti, confrontando le schede tecniche dei prodotti utilizzati, si nota come le E siano così distribuite:

- **Silicone fluido:**  $E=0.575 \text{ N/mm}^2$
- **Silicone per alta temperatura:**  $E=0.4 \text{ N/mm}^2$

- **Silicone ad alta flessibilità:**  $E=0.25 \text{ N/mm}^2$

La definizione di questa scala di rigidzze induce ad ipotizzare che questa caratteristica possa influenzare il modo in cui l'attuatore è in grado di scaricare la forza esercitata dai fili. Ciò è confermato, in fase preliminare, dall'analisi dei dati ricavabili da alcuni campioni realizzati in precedenza dove, a parità di dimensioni e numero di fili, la forza esercitata è stata la seguente:

Tab. 4.5 Primo confronto di forze al variare delle rigidzze

Tipo silicone	Numero fili	Forza (N)
Fluido	2	0.52
Alta Temperatura	2	0.41
Alta Flessibilità	2	0.28

Questa osservazione pone dunque un interrogativo molto importante per poter capire come giungere ad un dimensionamento efficace dell'attuatore indossabile: capire quali siano i fattori controllabili in fase di progettazione capaci di influenzare la forza finale prodotta.

### 4.3) Introduzione ad ANOVA: Design of Experiments, raccolta dati e loro validazione

La scelta di affrontare il nostro problema tramite modellazione empirica consente di identificare una relazione tra i parametri influenti (causa) e il verificarsi del fenomeno preso in considerazione (effetto), consentendo di raggiungere un grado di controllo migliore, soprattutto se le conoscenze fisiche pregresse non sono in grado di portare ad una piena soluzione. Questi risultati vengono ottenuti attraverso l'applicazione della statistica sperimentale (in particolare ANOVA e Regression Analysis); questo modo di affrontare la progettazione permette inoltre di comprendere alcuni elementi fondamentali, vale a dire:

- Identificare dei parametri che influenzano il risultato

- Inquadrare in che direzione bisogna variare i parametri per ottenere una variazione del risultato nella direzione desiderata.
- capire a che valore selezionare i livelli dei fattori per raggiungere l'output voluto.

A queste domande si può rispondere attraverso l'Analisi della Varianza (ANOVA). Da un punto di vista procedurale, lo studio statistico di un problema come il dimensionamento in forza dell'attuatore indossabile, si articola in queste fasi:

- **Definizione del problema**
- **Progettazione dell' esperimento**
- **Esecuzione dell' esperimento**
- **Analisi dei dati (Test di ipotesi – ANOVA)**
- **Analisi dei dati (Analisi della regressione RSM)**

Essendo ben chiaro il problema a cui vogliamo dare una soluzione (capire come SWeAT sviluppa forza) si procede con la definizione del piano sperimentale.

#### **4.3.1) DOE e scelta dei fattori significativi per la regressione**

Progettare un esperimento significa:

- **selezionare la/e variabile/i di risposta più appropriate e il sistema di misura più idoneo**
- **selezionare il tipo di esperimento (Design Of Experiments)**
- **selezionare i fattori e i livelli**
- **selezionare il numero di repliche**
- **fissare i fattori con non devono variare durante l'esperimento**

Alla base di questa fase vi è quindi la definizione dei parametri che rientreranno nell'analisi: come primo passo, infatti, sono stati scelti 6 fattori che si ipotizza abbiano peso sulle performance, quali:

- **Numero di fili**
- **Distanza filo-asse neutro**
- **Rigidezza del composito**
- **Corrente di alimentazione**
- **Diametro del filo impiegato**
- **Tipo di tessuto**

Per rendere più efficiente e calzante la campagna sperimentale, prima di creare un piano di esperimenti basato su questi 6 parametri sono state fatte delle assunzioni che hanno permesso di ridurre a 3 i fattori ritenuti “importanti” (limitando quindi il numero totale di trattamenti, la cui produzione è vincolata ai tempi tecnici di polimerizzazione dei siliconi):

- La corrente ha un effetto sulla forza, ma incide notevolmente sulla velocità di attuazione, per questo viene scartata dal gruppo di fattori di interesse
- Il diametro del filo è un parametro di sicura influenza sulla capacità dell'attuatore di esercitare forza. Una maggiore sezione tuttavia richiede più corrente di alimentazione; essa inoltre implica un modulo termico maggiore a parità di lunghezza e determina quindi una frequenza di movimento minore rispetto a fili aventi diametro più piccolo. In aggiunta a ciò va ricordato come il limite riscontrato per poter ottenere un'integrazione facile e non eccessivamente invasiva è fissato all'utilizzo di un filo da 150  $\mu\text{m}$ . Già il filo da 200  $\mu\text{m}$ , capace di generare una forza doppia in condizioni standard (come riportato nei datasheet in Appendice A), presenta grossi limiti nell'adesione al substrato, rendendo per ora impossibile il suo impiego vista la fase ancora non automatizzata-meccanizzata del processo. Per queste ragioni pratiche è stato deciso di escludere questo fattore dall'analisi statistica.
- L'effetto del tessuto si è dimostrato poco evidente: sono stati realizzati provini in lino e in jeans seguendo le stesse procedure viste per il campione in cotone. Utilizzando una configurazione a 4 fili con rigidezza massima, gli output di forza registrati non hanno

manifestato grosse differenze: tutti i dati sono infatti allineati su un valore di 0.80 N

A fronte di quanto esposto i fattori ritenuti in prima approssimazioni utili alla formulazione di un piano sperimentale si riducono a:

- **Distanza filo-asse neutro**
- **Rigidezza del composito**
- **Numero di fili**

Per quanto concerne la distanza dall'asse neutro, si cerca di valutarne l'effetto realizzando provini di diverso spessore, in modo tale da avere a disposizione diversi campioni in cui il filo viene posizionato più esternamente rispetto al caso base finora preso in considerazione. Da un punto di vista operativo, la fabbricazione di questi trattamenti presenta alcune difficoltà, su tutte quella legata alla durata dei tempi di polimerizzazioni di alcuni prodotti, in particolare quella del silicone ad alta flessibilità. Per ottenere spessori quanto più omogenei è infatti necessario utilizzare stampi in legno chiusi in cui colare il silicone; tali stampi sono progettati per produrre piatti siliconici in cui lo spessore viene controllato variando la distanza del coperchio (che riproduce il negativo dell'interno dello stampo) dal piano di base. Il materiale viene colato da un foro praticato sulla sommità della forma, in seguito chiuso con un inserto cilindrico metallico. Le dimensioni sono tali da consentire, a seguito di ogni ciclo produttivo, l'ottenimento di 4 provini.

Tab. 4.6 Dimensioni dello stampo

Caratteristiche dello Stampo	
<b>Materiale</b>	<b>Legno</b>
<b>Larghezza</b>	<b>120 mm</b>
<b>Lunghezza</b>	<b>80 mm</b>

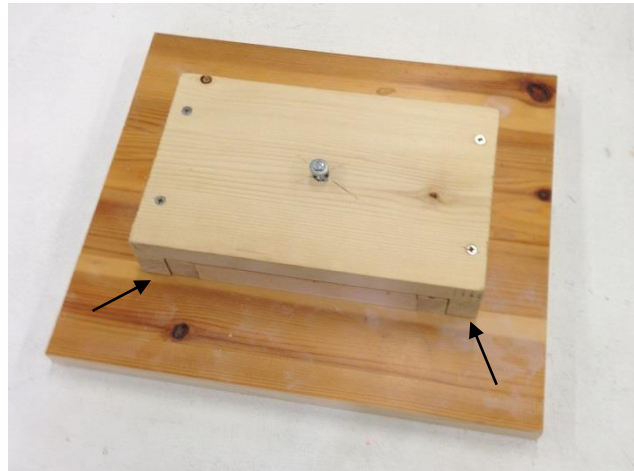


Fig. 4.7 Stampo per la realizzazione dei provini. Le frecce indicano dove posizionare gli spessori per ottenere l'altezza dei provini desiderata

Così facendo, è possibile realizzare substrati di diverso spessore in maniera precisa, eliminando le disomogeneità legate alla semplice colata diretta del silicone sul tessuto.

Relativamente alla rigidezza, la campagna sperimentale si basa sui risultati sopra esposti, andando quindi a definire tre diversi livelli, legati alla tipologia di silicone con cui sono realizzati i provini.

L'ultimo parametro rimasto, il numero di fili, è ovviamente rilevante per la performance di forza; la sua introduzione nell'analisi statistica permette tuttavia di chiarire in maniera definitiva il contributo di ciascun filo sull'output totale, parametro imprescindibile per poter dimensionare in maniera precisa e non casuale l'attuatore.

Questo aspetto, come sarà sottolineato poi in seguito, rappresenta un punto di notevole interesse, in quanto un sovradimensionamento del dispositivo può portare a problemi legati ad un difficoltoso ritorno in posizione (dovuto a dissipazioni termiche lente) e a potenze richieste elevate (soprattutto nei casi in cui sono richiesti elevati amperaggi).

A questo punto, una volta spiegata la logica che ha permesso di delineare i fattori su cui impostare la campagna di prove si passa alla pianificazione vera e propria degli esperimenti.

Va precisato che l'obiettivo di questa analisi sperimentale è quello di ricavare un modello di regressione lineare il più preciso possibile, senza

tuttavia sbilanciare il trade off legato alla semplicità dello stesso: per questa ragione, si cerca di riassumere in maniera rigorosa il comportamento in forza dell'attuatore attraverso una legge empirica facilmente applicabile.

Generalmente, in un piano sperimentale strutturato vengono effettuate ponderate variazioni delle variabili di controllo del sistema, osservando i dati di output per poi decidere quale fattore è responsabile dei cambiamenti rilevabili nelle performance. Inoltre, esperimenti basati su tali principi e sulla randomizzazione delle prove sono necessari per individuare in maniera certa il rapporto causa – effetto che governa il fenomeno che si vuole indagare.

A riprova di ciò, va ricordato come molto di quanto è ora noto in ambito scientifico (oltre al campo ingegneristico anche in quello chimico e fisico) è stato spiegato attraverso questo tipo di approccio; è infatti caso non raro trovarsi a confrontarsi con situazioni in cui le più comuni basi teoriche non possono essere del tutto applicabili: in questo scenario l'analisi e il confronto dei dati risulta essere l'unica via per il raggiungimento di un buon livello di comprensione del problema in esame. Esempi tipici di approccio statistico sono quelli legati alla formulazione di leggi sperimentali nell'ambito dei processi produttivi, in cui gran parte dei parametri di lavorazione vengono caratterizzati tramite questa tipo di criterio.

Relativamente al caso specifico, la definizione del piano sperimentale viene ottenuta tramite il software Minitab, che permette, dati in input i fattori e i relativi livelli, di comporre il quadro delle combinazioni corrispondenti al numero totale di campioni da produrre. Prima di presentare tale prospetto vengono riassunti i valori forniti al programma:

Tab. 4.7 Definizione del piano sperimentale

Dati per Minitab	
<b>Numero di Fattori</b>	<b>3</b>
<b>Numero di Livelli</b>	<b>3</b>
<b>Numero di Trattamenti</b>	<b>27</b>



La costruzione del piano prevede innanzi tutto la scelta della tipologia da impiegare; per giungere ad una regressione adatta ai nostri scopi si fa ricorso ad un design of experiments che si basa su un piano fattoriale completo. In questo modo è possibile poter avere indicazioni importanti anche su come le interazioni tra i parametri vadano a pesare sull'uscita in forza.

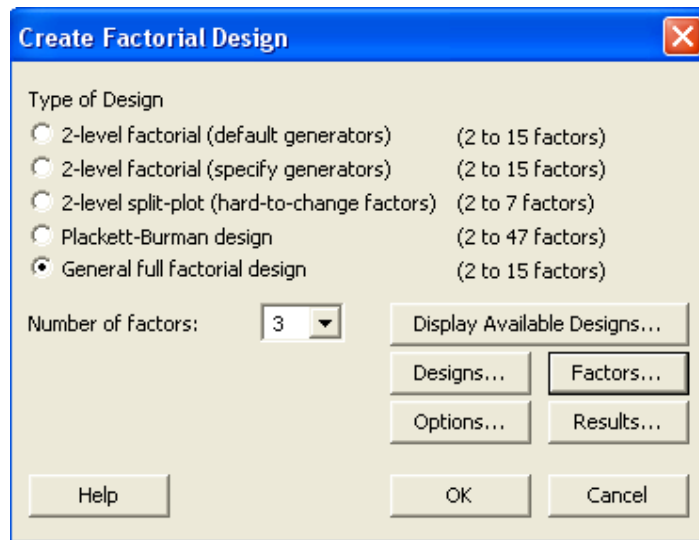


Fig. 4.8: Impostazione del piano fattoriale di esperimenti

Passo successivo è la scelta del tipo di fattori e la loro suddivisione in livelli.

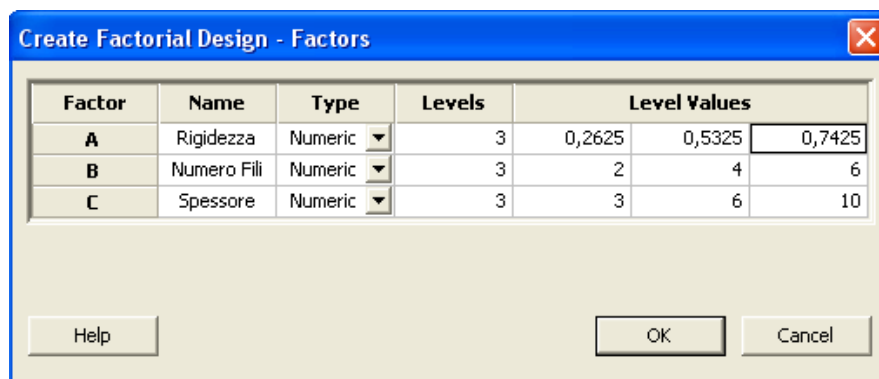


Fig. 4.9 Definizione dei livelli di ogni fattore

Per dare validità statistica al design degli esperimenti si sceglie di randomizzare le ripetizioni, fissate ad 8 per ogni trattamento. In questo modo si cerca di bilanciare il numero di acquisizioni con la durata complessiva della prova.

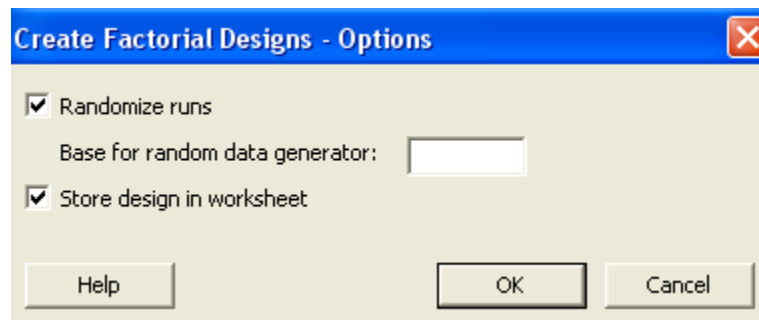


Fig. 4.10 Randomizzazione delle prove

#### 4.3.2) Esecuzione delle prove e raccolta dei dati

A questo punto, dopo aver inquadrato come si è giunti alla formalizzazione del piano sperimentale, si passa all'acquisizione dei dati. Questa fase risulta molto importante ai fini della qualità del modello finale, in quanto eventuali errori o imprecisioni possono portare a falsare i valori di forza dei singoli trattamenti e di conseguenza a riflettersi in maniera distorsiva sul risultato finale. Per queste ragioni, allestire un set up di prova che minimizzi il contributo di perturbazioni esterne è di basilare importanza: si analizzano quindi 2 metodologie di acquisizione, dalle quali verrà poi scelta la procedura definitiva

La misura delle forze esercitate dai provini realizzati viene effettuata impiegando il dinamometro Sauter FH 100 presente in laboratorio. Per poter ottenere risultati corretti e quanto più ripetibili va, come già detto, scelto un set up della prova, in modo tale da evitare possibili variazioni o alterazioni delle condizioni al contorno tali da invalidare quanto osservato.

- **Primo set up**

L'estremità contenente le code dei due fili SMA viene bloccata tramite un incastro ad una base in legno. L'incastro viene ottenuto posizionando due perni che andranno a sostenere una piastrina (sempre in legno) che impedirà il moto dell'attuatore. L'estremità rimasta libera, una volta attivato il campione, sarà riportata allo zero.

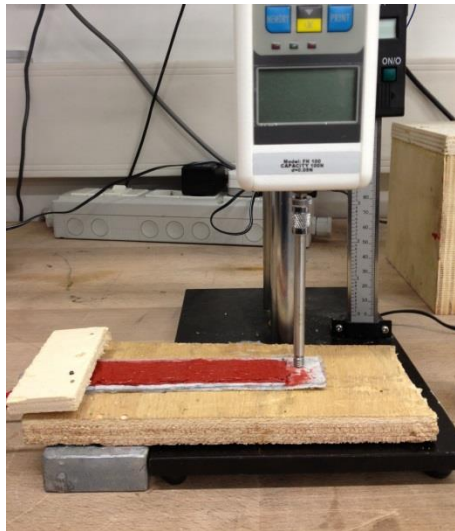


Fig. 4.11 Sistema di bloccaggio del provino

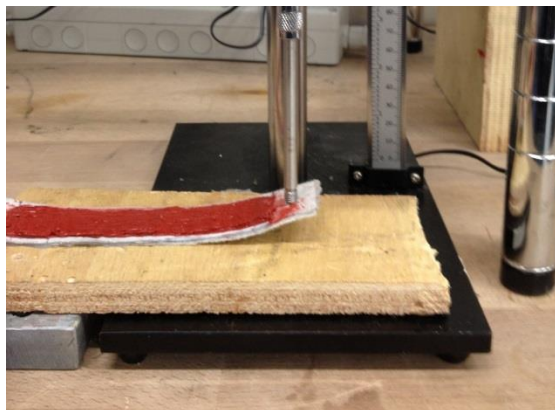


Fig. 4.12 Fase di ritorno del provino in posizione orizzontale

- **Secondo set up:**

Il provino viene posizionato con il lato su cui sono fissati i fili verso il basso, con entrambe le estremità libere. Al momento dell'attuazione esso assumerà la solita forma ad U, inarcandosi. Tramite la punta del dinamometro il provino verrà riportato in posizione orizzontale, procedura che permetterà di leggere il valore di forza esercitata.



Fig. 4.13 Secondo metodo di misura della forza

Tra le varianti proposte si sceglie di condurre le misure adottando il primo set up, in grado di riflettere meglio le condizioni operative con cui si intende far funzionare l'attuatore SWeAT, ossia bloccandone un'estremità. Durante le operazioni di misura è tuttavia emerso un problema di difficile soluzione, legato alla quantificazione del contributo dovuto alla compressione del provino (a fine corsa) rispetto all'effettivo valore di forza. In particolare, nel caso dei campioni aventi maggiore spessore, le curvature sono ridotte al punto tale da rendere particolarmente impegnativo il riconoscimento del punto di inizio e fine corsa. Questa problematica non è presente invece nel caso dei trattamenti con basso spessore, in cui è possibile apprezzare con certezza la fine dell'escursione dell'estremità libera del campione analizzato.

Nonostante questa incertezza, è stata comunque condotta una prima acquisizione di dati i quali sono stati poi processati seguendo le procedure fissate dalla tecnica di analisi della varianza. Inoltre, visti i valori massimi di forza e la risoluzione dello strumento disponibile, risulta difficile poter ottenere un elevato grado di precisione nella campagna sperimentale. Per questo motivo è necessario adottare un nuovo dinamometro, avete un fondo scala di 5N ed una risoluzione di 0.001 N, ideale per apprezzare con maggiore accuratezza gli effettivi valori in gioco.

### 4.3.3) Validazione dei dati

Per poter avere validità, i risultati provenienti dalla campagna sperimentale devono verificare tre ipotesi fondamentali:

- Test di normalità sui residui
- Omogeneità della varianza
- Indipendenza dei residui

Una volta importati i valori delle misurazioni in Minitab si procede con l'impostazione di un modello regressivo che tenga conto dei singoli fattori e delle interazioni tra di essi.

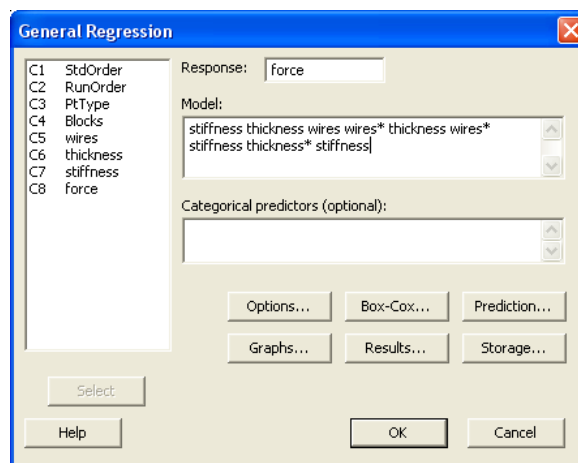


Fig. 4.14 Scelta del primo modello con 3 fattori e 3 interazioni

Definito il modello, è quindi necessario validarne le fondatezza dal punto di vista statistico. Si procede quindi con un'analisi dell'indipendenza dei residui, condotta tramite l'osservazione della distribuzione temporale degli stessi. Se i residui fossero infatti disposti rispetto al run order con un andamento periodico, l'intera analisi della varianza non avrebbe fondamento e il modello fin qui costruito perderebbe significato.

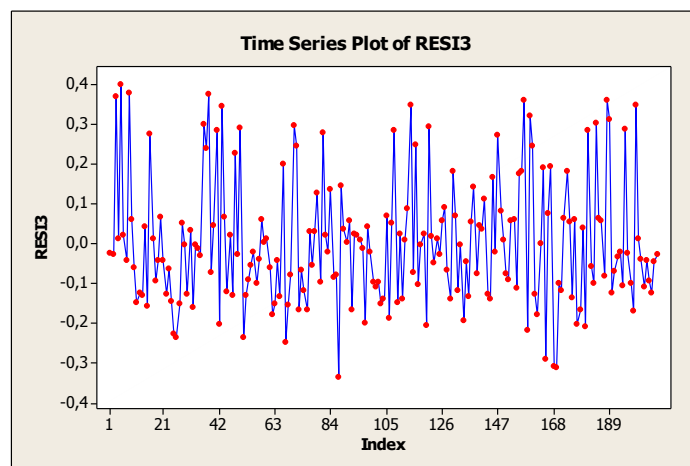


Fig. 4.15 Andamento temporale dei residui

Dall'andamento riportato in figura, non risulta esserci alcun tipo di periodicità o trend; si tratta tuttavia di un risultato atteso, in quanto la successione delle prove era stata opportunamente randomizzata col il software in fase preliminare.

Soddisfatta la prima richiesta, si passa a valutare la normalità dei residui.

Con un Normality Test basato sul modello di Anderson Darling si può capire quanto i dati in possesso possano essere vicini ad una distribuzione normale.

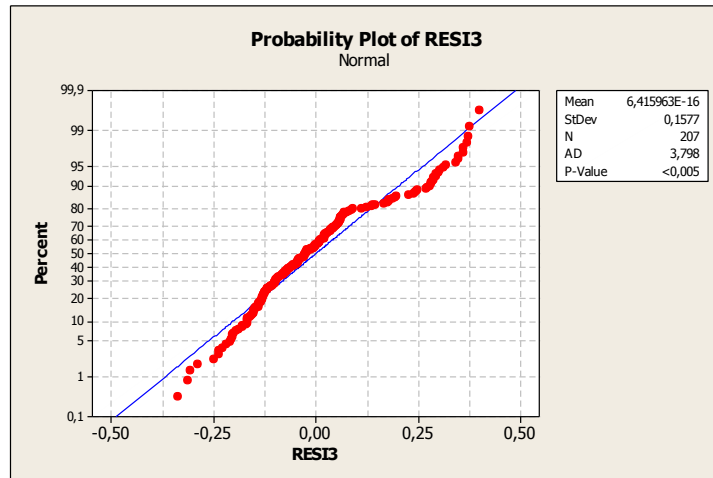


Fig. 4.16 Verifica grafica di normalità dei residui

La figura 4.16 dimostra come la dispersione dei residui sia decisamente lontana dall'accostarsi ad una gaussiana. A conferma di ciò, il valore del p-value risulta decisamente basso, fatto che porta a rifiutare l'ipotesi nulla  $H_0$ , ossia quella di normalità. Ci si trova di fronte ad un problema: non essendo superato il normality test, l'intera campagna sperimentale rimane robusta, sebbene i risultati finali siano molto meno rilevati rispetto a quanto aspirato.

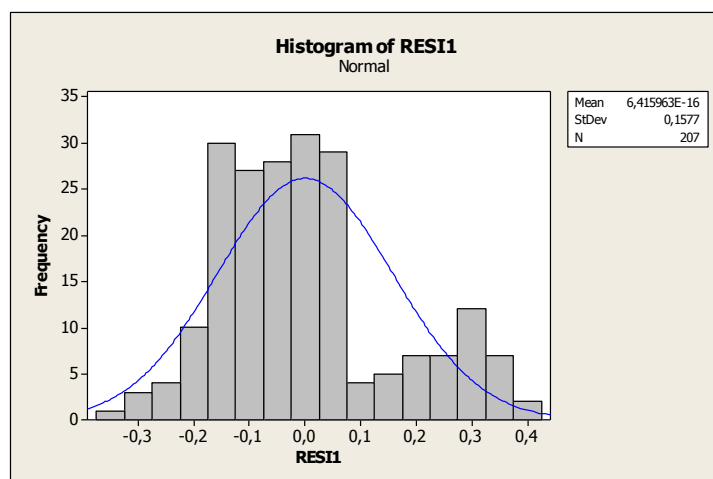


Fig. 4.17 Confronto tra una distribuzione normale e quella dei residui ottenuti

Si procede quindi con la verifica della omoschedasticità dei dati, andando a plottare su un grafico l'andamento dei residui rispetto ai fits. Ciò che si ricava è riportato in figura 4.18, dove si può notare l'assenza di un andamento omogeneo.

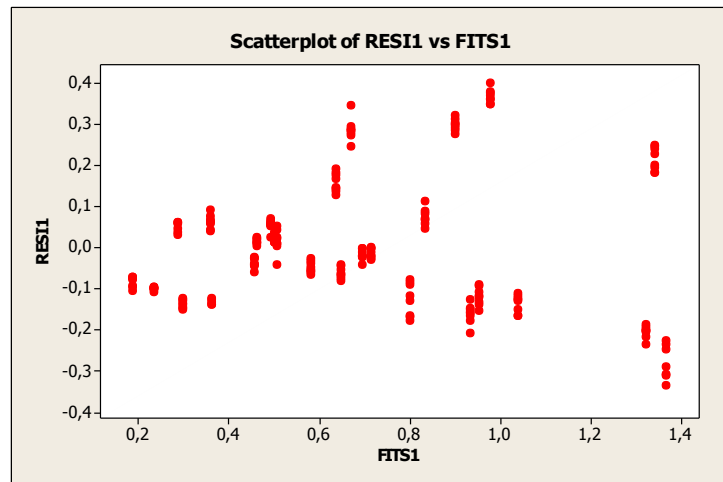


Fig. 4.18 Verifica grafica dell'omogeneità della varianza

Vista la mancanza del requisito di normalità, si sceglie come discriminante il test di Levene, robusto anche in questa particolare condizione.

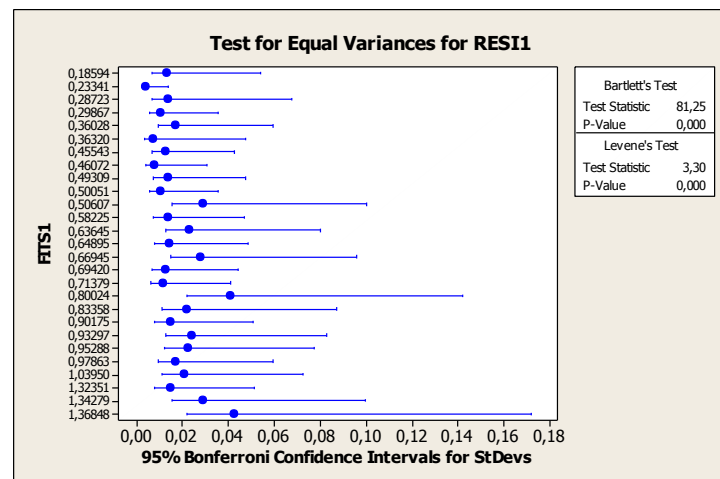


Fig. 4.19 Risultati dei test statistici di Bartlett e Levene



Nuovamente, il ricorso alla statistica test da esiti in accordo con quanto già ipotizzato dal data snooping proposto sopra. Per uscire da questa situazione, una possibile soluzione è quella di ricorrere alla trasformazione di Box Cox, tramite la quale i dati di partenza (relativi alla forza) vengono modificati, in modo tale da rendere verificate le due ipotesi attualmente violate.

Con Minitab è possibile individuare quale trasformazione porta a una migliore struttura di dati, più adatta quindi alle analisi di interesse, in questo caso a minimizzare la disomogeneità della varianza.

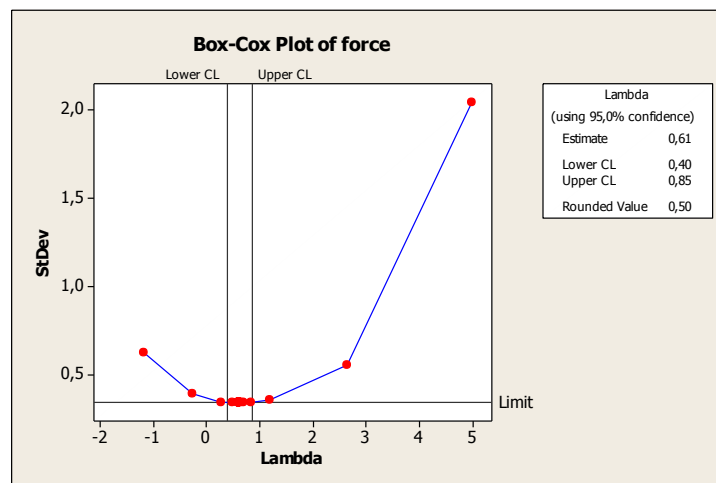


Fig. 4.20 Trasformazione di Box Cox

Applicando una trasformazione con esponente  $\lambda=0.5$ , si ottiene una modifica del data set che tuttavia non sembra migliorare la condizione di partenza. Infatti, eseguendo nuovamente i test di normalità ed omoschedasticità non si apprezzano variazioni di rilievo. A fronte di questa situazione, si cerca quindi di capire se le perturbazioni legate alla metodologia di acquisizione dati possano esserne la causa; per fugare ogni dubbio viene isolato il livello relativo allo spessore (lasciato libero di variare) e si fissano i valori di rigidità e numero di fili, giungendo quindi ad estrarre dal data set di origine un sottogruppo contenente 24 osservazioni. Analogo procedimento viene effettuato per i fattori rigidità e numero fili. Obiettivo di questo test è cercare di capire se le caratteristiche di non normalità e di eteroschedasticità siano proprie

dell'intera raccolta di dati o se esista, al suo interno, un sottoinsieme di misure "falsate" tale da far cadere le prerogative necessarie per affrontare l'analisi della varianza.

Ripetendo la stessa procedura appena riassunta, si nota come il sottogruppo di dati in cui lo spessore è unica variabile libera presenti un notevole allontanamento dalla normalità e una marcata disomogeneità della varianza. Viste inoltre le oggettive difficoltà manifestatesi nell'ottenimento di una misura precisa per i livelli di spessore più alto e dato anche lo scarso controllo della componente di compressione rispetto a quella di forza effettiva, si è deciso di focalizzare l'indagine statistica sul contributo dei fattori rigidità e numero di fili. A seguito di queste conclusioni, il piano sperimentale viene rivisto, andando quindi a comporsi non più di 27 trattamenti totali ma di 9; si mantiene invariato il numero di ripetizioni e si cerca quindi di portare avanti una regressione che si basi sull'azione di 2 parametri più facilmente "dominabili". Si sottolinea inoltre come il requisito di indossabilità mal si presti all'impiego di spessore troppo alti, che vanno a rendere più ingombrante e meno accettabile l'attuatore da un possibile utente finale.

Giunti a questo punto, considerando il nuovo gruppo di misure a disposizione, (depurato da quelle relative ai provini di grande spessore) si ripetono le stesse procedure di validazione statistica viste poco fa.

In questo nuovo scenario, il modello regressivo terrà conto solamente delle due variabili numero di fili e rigidità e della loro interazione.

Di nuovo, dopo aver svolto la solita regressione generale, viene verificata l'indipendenza temporale dei residui che come è noto viene garantita dalla randomizzazione delle prove ottenuta con il DOE.

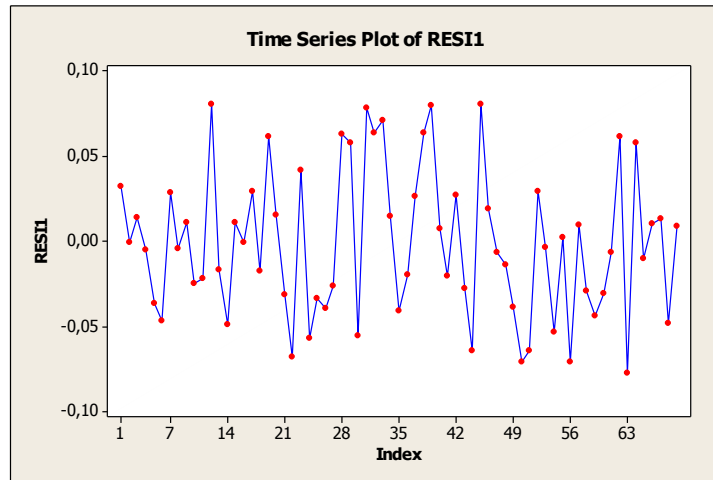


Fig. 4.21 Time Series Plot dei residui nel nuovo data set

Come era lecito aspettarsi, non è presente nessun tipo di andamento periodico.

I residui vengono quindi sottoposti al test di normalità e di omogeneità della varianza. Il risultato atteso, ossia quello di distribuzione gaussiana e di omoschedasticità viene confermato, come si può osservare nei grafici riportati in figura 4.22, 4.23 e 4.24

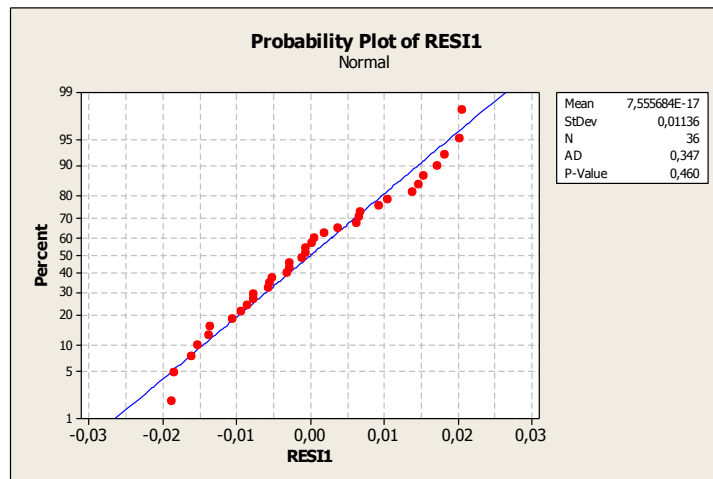


Fig. 4.22 Test di normalità dei residui. Si nota una distribuzione più normale rispetto al caso precedente

Il test di normalità di Anderson Darling fornisce in output un P value di 0.460, decisamente maggiore di 0.05, permettendo quindi di accettare l'ipotesi di distribuzione gaussiana. Per quanto riguarda invece la varianza, sia la verifica grafica che quella ottenuta con i test di Levine e Bartlett risultano essere concordi, indicando quindi la presenza di dati omoschedastici.

Anche in questo caso i P value di entrambi i test sono sufficientemente alti e quindi permettono di procedere con l'analisi della regressione

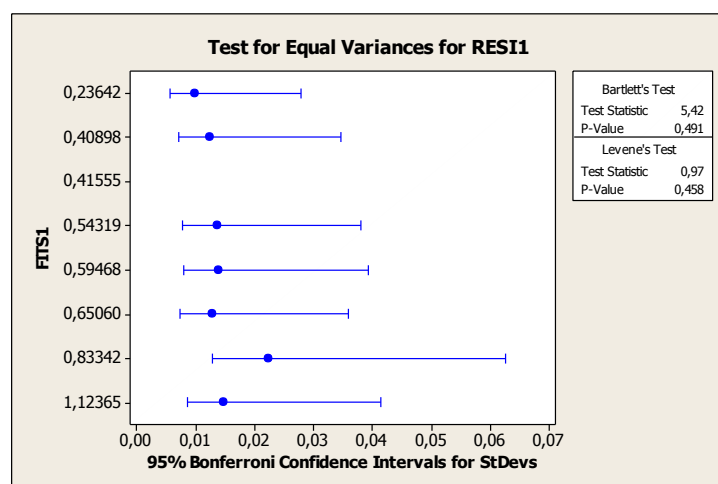


Fig. 4.23 Verifica dell'omogeneità della varianza con test statistici

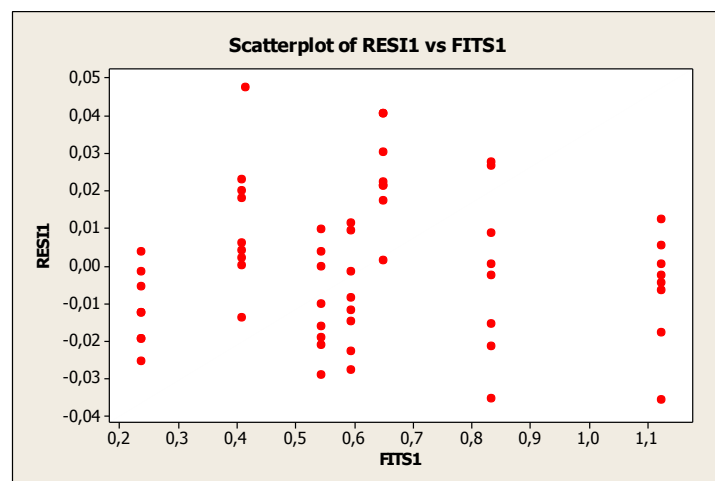


Fig. 4.24 Verifica dell'omogeneità della varianza con metodo grafico

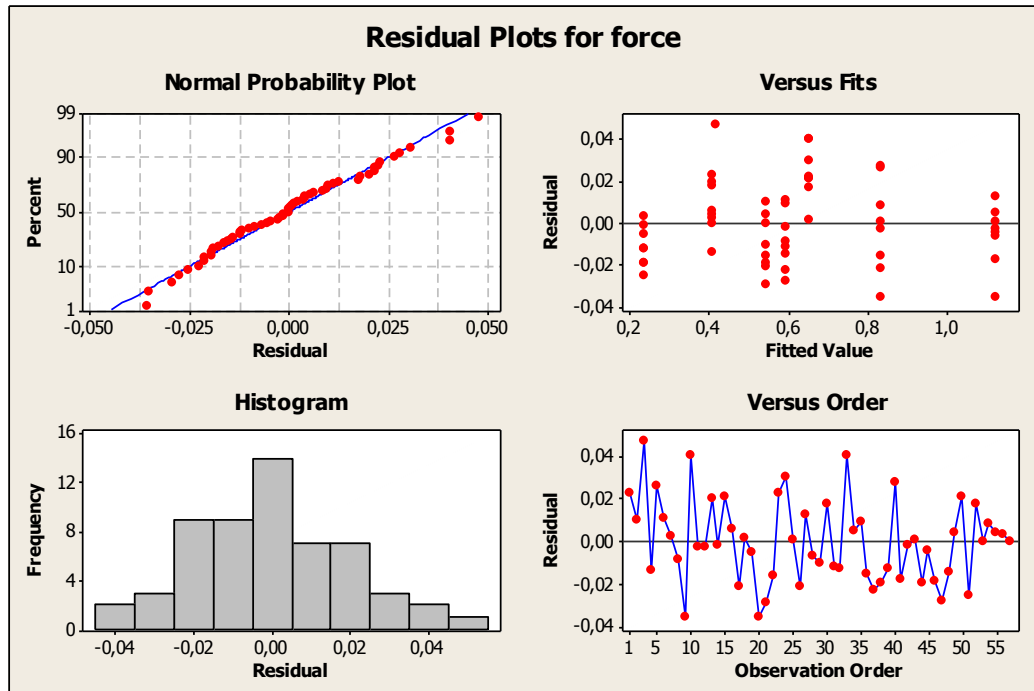


Fig. 4.25 Grafico riassuntivo delle verifiche svolte

#### 4.3.4) Regressione e formalizzazione del modello empirico

Come passo successivo alla verifica delle ipotesi si presta attenzione alla significatività dei fattori utilizzati nel corso del piano sperimentale.

Minitab, oltre all'equazione sperimentale che descrive il problema, è in grado di fornire indicazioni a riguardo, distinguendo quali parametri pesano effettivamente nell'ottenimento dell'output di forza.

Vista la presenza di due fattori, il modello ricercato è ovviamente di tipo lineare, con in aggiunta l'effetto dell'interazione.

La regressione svolta da Minitab fornisce quindi la seguente relazione:

$$Forza = 0.051 \cdot Fili + 0.35 \cdot Rigidezza + 0.11 \cdot Fili \cdot Rigidezza$$

(4.1)

**General Regression Analysis: force versus wires; stiffness**

Regression Equation

$$\text{force} = 0,0175484 + 0,0516677 \text{ wires} + 0,350989 \text{ stiffness} + 0,110425 \text{ wires*stiffness}$$

Coefficients

Term	Coef	SE Coef	T	P
Constant	0,017548	0,0470694	0,37282	0,710
wires	0,051668	0,0108944	4,74257	0,000
stiffness	0,350989	0,0857572	4,09283	0,000
wires*stiffness	0,110425	0,0198489	5,56326	0,000

Modello regressivo stimato

P value < 0.05 per tutti i fattori di interesse (costante ha poco peso)

Fig. 4.26 Significatività dei parametri sulla regressione

Come si può notare l'equazione (4.1) è stata semplificata rispetto a quella riportata in fig. 4.26, tralasciando la costante (avente P value alto) e le cifre meno significative.

Con questo modello è ora possibile poter prevedere la risposta dell'attuatore; a maggiore conferma della buona adesione della regressione rispetto ai dati raccolti viene valutato il coefficiente  $R^2$  e il parametro "lack of fit" (indicante quale percentuale di errore nella regressione è dovuta all'inadeguatezza del modello).

Summary of Model

S = 0,0540358 R-Sq = 95,37% R-Sq(adj) = 95,16%  
 PRESS = 0,217449 R-Sq(pred) = 94,93%

Analysis of Variance

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Regression	3	4,08700	4,08700	1,36233	466,573	0,0000001
wires	1	2,25030	0,06567	0,06567	22,492	0,0000112
stiffness	1	1,74632	0,04891	0,04891	16,751	0,0001154
wires*stiffness	1	0,09037	0,09037	0,09037	30,950	0,0000005
Error	68	0,00514	0,00514	0,00016		
Lack-of-Fit	5	0,00072	0,00072	0,00024	1,63	0,203103
Pure Error	63	0,00442	0,00442	0,00015		
Total	71	3,23366				

Fig. 4.27 Verifiche di adeguatezza del modello

Anche quest'ultima verifica risulta superata positivamente, ragion per cui è lecito poter impiegare la (4.1) come strumento di progettazione del dispositivo SWeAT.

### **4.4) Confronto tra forza e curvatura: caratterizzazione del comportamento di SWeAT**

Come spesso ribadito, nel funzionamento generale di una lega a memoria di forma il bilancio delle performance di corsa e forza è sempre una tematica di grande rilevanza, vista la necessità, in molti campi, di ottenere massimi risultati per entrambi i requisiti.

Tuttavia, l'obiettivo di questo lavoro, è rivolto principalmente all'ottenimento di buoni risultati in termini di forza, senza però dimenticare il trade off che lega i due parametri. Per questa ragione, una progettazione completa dell'attuatore SWeAT non può esimersi dal definire, almeno in via qualitativa, il modo con cui forza e curvatura incidono l'una sull'altra. A tal fine, si conduce una semplice acquisizione di dati in cui, per i campioni considerati, vengono registrati i valori di forza in funzione delle diverse altezze a cui il provino può essere mantenuto in equilibrio. Questa prova consiste quindi nell'attivare i fili, lasciare che il mini attuatore giunga a massima flessione per poi riportarlo in posizione di partenza, annotando i valori di forza espressi al decrescere della curvatura.

I grafici ricavati forniscono una prima indicazione su questo aspetto così importante del dispositivo finora messo a punto.

In questo momento, si è interessati a definire solamente da un punto di vista qualitativo la relazione che intercorre tra forza e curvatura; dall'andamento delle curve riportate in fig. 4.28 e in fig. 4.29 si denota un trend di variazione dei parametri piuttosto lineare, avente come estremi il valore di forza massima e quello di forza minima.

Alla luce di ciò, è possibile elaborare una prima norma di progettazione che verrà molto utile nel capitolo successivo: fissato infatti un valore di forza a cui il provino deve giungere a metà della sua escursione, è possibile dimensionare l'attuatore semplicemente raddoppiando tale requisito. Così facendo si è di fatto definita una regola valida per

qualsiasi applicazione, sebbene non si sia in possesso di una legge che permetta di prevedere a priori la caratteristica di ogni singolo dispositivo.

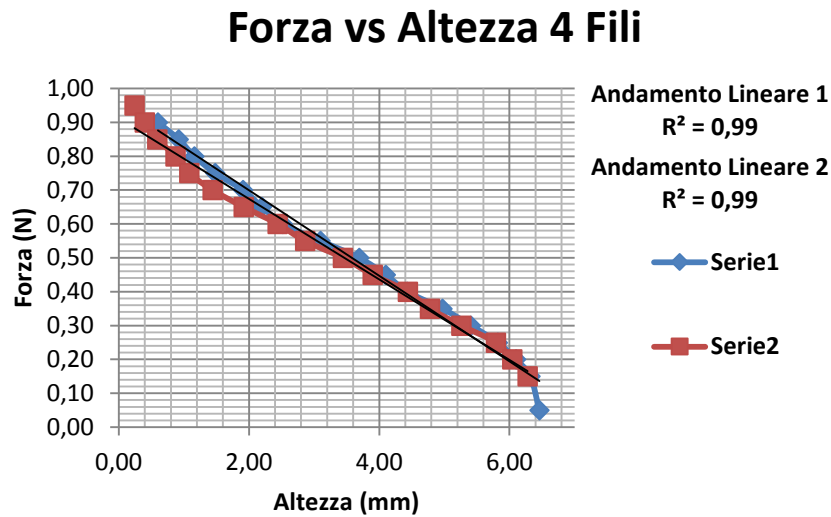


Fig. 4.28 Caratteristica Forza-Corsa di un campione SWeAT con 4 fili

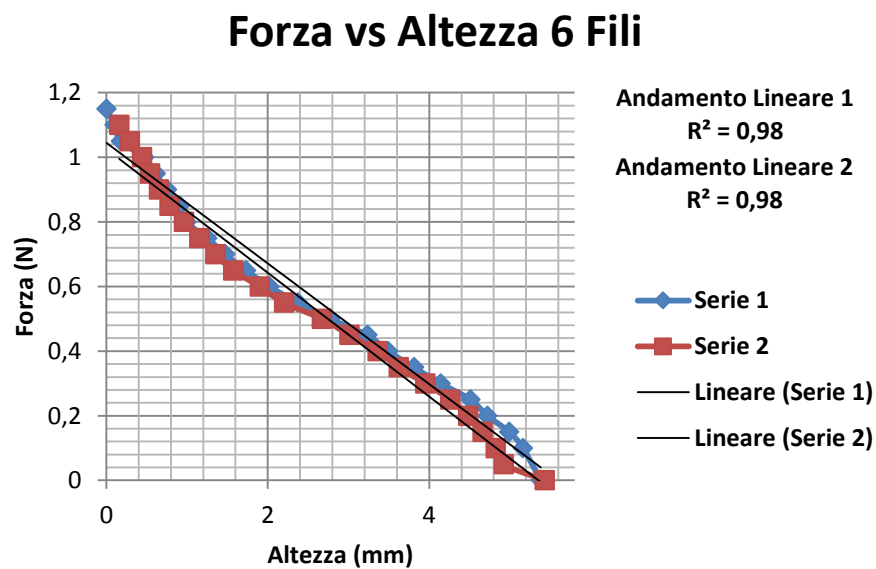


Fig. 4.29 Caratteristica Forza-Corsa di un campione SWeAT con 6 fili



### 4.5) Conclusioni

Lo studio sperimentale ha permesso di passare dal semplice tessuto composito ad un vero e proprio attuatore, di cui sono ora noti i principali aspetti di funzionamento. La caratterizzazione fin qui svolta ha preso in considerazione due tematiche fondamentali:

- **Metodi di ottenimento della forza**
- **Definizione del legame forza-curvatura**

Rispetto ai tre parametri fondamentali esposti ad inizio capitolo, non è stato dato particolare rilievo alla quantificazione delle potenze necessarie ad alimentare gli attuatori SWeAT. Tuttavia, questo elemento non può essere definito a priori, in quanto, al variare dei parametri di progetto (in particolare numero di fili e lunghezza di ciascuno di essi), i valori di voltaggio ed amperaggio cambiano notevolmente. Inoltre, a seconda del tipo di collegamento scelto (serie – parallelo) il fabbisogno energetico dell'attuatore può cambiare in maniera molto consistente. In linea generale, approfondimenti legati a questo tema sono presi in considerazione in maniera più dettagliata nel Capitolo 5, in cui sono state condotte verifiche legate alle specifiche applicazioni presentate.

Per quanto concerne invece i primi due punti (forza e suo legame con la corsa), si è in possesso di strumenti più certi ed affidabili, che trovano impiego nella realizzazione delle due demo descritte nelle pagine a seguire.

In conclusione è possibile affermare che SWeAT è a tutti gli effetti un attuatore indossabile, capace di flettersi e di esprimere forza secondo un andamento lineare rispetto alla corsa da esso raggiunto. Esso è inoltre scalabile a seconda dell'output di forza richiesto ed è facilmente adattabile a supporti già esistenti. Queste peculiarità saranno messe in luce nella progettazione di un modello di guanto "SMA based" e di una ginocchiera attiva.



# Capitolo 5

## Due applicazioni: SMARt Glove e Kneepad

La fase di sperimentazione illustrata nei capitoli precedenti ha permesso di caratterizzare in maniera esaustiva il comportamento dei mini attuatori SWeAT (Sma Wearable Actuated Textile), mettendo a disposizione un numero di informazioni tali da poter impostare la realizzazione di due applicazioni dimostrative delle potenzialità del dispositivo.

La finalità di questi due progetti è quella di valutare l'applicabilità, in diversi contesti, della forma base dell'attuatore, evidenziandone quindi alcuni dei principali aspetti quali la scalabilità, l'adattabilità a diversi ambiti operativi e la previsione delle performance tramite una progettazione basata su dati sperimentali.

L'attuatore viene quindi impiegato in primo luogo per costruire una demo di un guanto per riabilitazione, in cui si testano i requisiti di curvatura raggiunti e la possibilità di integrazione diretta su un tessuto già esistente. In secondo luogo la conoscenza delle performance di SWeAT viene sfruttata per mettere a punto una ginocchiera attiva che, noti i requisiti di forza e corsa, sia in grado di attuare un modello di gamba con frequenze di moto sufficientemente rapide.

Scopo comune di entrambe le due applicazioni è quello di far risaltare la versatilità dell'attuatore, visto finora solo in forma di campione sperimentale, mettendo in luce quello che potrebbe essere, in step successivi di ricerca, un valido strumento per il raggiungimento di un'attuazione indossabile discreta, poco invasiva ed efficace.

### 5.1) SMARt Glove: un primo esempio di applicazione di SWeAT

Nel capitolo precedente è stata definita, a seguito di diverse prove, la struttura ideale dell'attuatore indossabile basato sulle leghe a memoria di forma. Per validarne in maniera certa la capacità di produrre movimento si è pensato di trovarne un primo impiego al di fuori del semplice confronto tra provini.

A tale proposito si è guardato al mondo della riabilitazione come fonte ispiratrice per una possibile destinazione d'uso in cui l'attuatore potesse trovare terreno fertile.

Nello specifico, la realizzazione di strumenti capaci di aiutare i pazienti affetti da handicap nel movimento della mano è un tema di grande interesse, le cui necessità (intese come range di movimenti e forze da imprimere) spaziano notevolmente.

Si pensi infatti a come possano essere diversificate le capacità motorie di un paziente in fase di guarigione avanzata rispetto a quelle di utenti che si trovano a dover affrontare ancora l'intero periodo di rieducazione.

In aggiunta a ciò, è bene non dimenticare come i progressi sviluppati nell'ambito delle neuroscienze stiano richiedendo un numero sempre maggiore dispositivi capaci di sviluppare forze in valori contenuti (anche inferiori a 1 N), tali da poter quantificare la soglia sensoriale e di percezione di pazienti colpiti da paralisi temporanee di parti del corpo (si pensi a tal proposito a soggetti in fase di recupero post infarto). Attualmente sul mercato sono disponibili diversi dispositivi per la riabilitazione, spesso caratterizzati come specificato nello stato dell'arte da notevoli ingombri e da un'indossabilità decisamente bassa.

Per questi motivi, si è scelta come primo vero banco di prova di SWeAT la realizzazione ex novo di un guanto che potesse rappresentare il primo passo verso la realizzazione di un nuovo strumento utile nel miglioramento delle tecnologie già esistenti. Ovviamente, vista la prematura fase di sviluppo, la demo Smart Glove ha come obiettivo verificare la reale capacità di un mini attuatore SWeAT di replicare i movimenti raggiunti singolarmente anche in un contesto più complesso.

Altri elementi salienti (come la risposta in forza) saranno oggetto di indagine nella seconda demo “Kneepad” (che verrà presentata più avanti).

### 5.1.1) Scelta della configurazione SWeAT più adatta

Valutando tutti i campioni realizzati fino a questo punto, è stato possibile osservare (classificandoli in base alla massima altezza raggiunta da un'estremità del provino) come parametri quali lo spessore, la rigidità e la presenza di discontinuità localizzate nel substrato (dovute a difetti di fabbricazione) avessero incidenza sulla curvatura.

Per questo motivo la realizzazione dell'attuatore che verrà poi impiegato nel guanto si basa su un campione specifico che ha fornito i migliori risultati rispetto a questo requisito.

La scelta è ricaduta sul mini attuatore riportato in figura 5.1, caratterizzato dai seguenti aspetti:

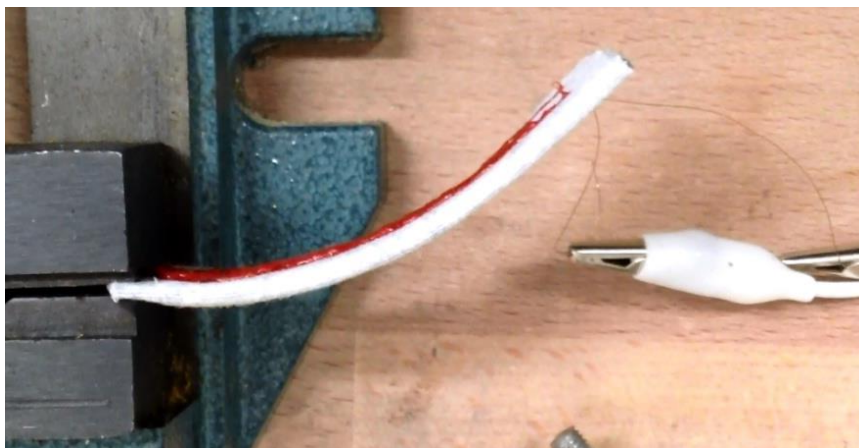


Fig. 5.1 Attuatore SWeAT scelto come base per la realizzazione di SMARt Glove



Fig. 5.2 Lo stesso attuatore SWeAT in una vista complessiva

Tab. 5.1 Riassunto delle caratteristiche del modello di attuatore scelto

Specifiche Tecniche Campione SWeAT	
Lunghezza	80 mm
Larghezza	30 mm
Spessore	3 mm
Lunghezza Filo	60 mm
Angolo di Curvatura	27 °
Altezza Massima (raggiunta da un estremo)	20 mm
Modulo Elastico Silicone	0.57 N/mm <sup>2</sup>

Ovviamente, per poter ambire ad un'attuazione visibile e di un certo rilievo per le possibili applicazioni citate è necessario aumentare la performance di corsa.

In quest'ottica il modo più ragionevole per ottenere prestazioni di maggior impatto visivo è anche il più semplice, vale a dire l'incremento della lunghezza del filo utilizzato dall'attuatore.

Viene realizzato quindi un nuovo provino in cui la lunghezza di filo risulta aumentata fino a raggiungere i 14 cm. Tale misura non è stata presa casualmente ma tiene conto del limite massimo reso disponibile dalle dimensioni di una mano umana.

Come è logico aspettarsi un aumento così marcato della lunghezza di filo provoca un netto miglioramento delle performance di curvatura come è possibile vedere in figura 5.3.



Fig. 5.3 L'aumento della lunghezza del filo a 14 cm determina un incremento notevole della curvatura.

Nonostante il miglioramento sia chiaro, la curvatura massima visibile in figura 5.3 (che arriva a sfiorare i 90°) non è sufficiente a riprodurre nemmeno in questa configurazione (quindi in attuazione libera, senza nessuna interazione dinamica con altri corpi) il range totale di movimenti della mano (non si è in grado di replicare la forma assunta da un pugno chiuso ad esempio).

Tuttavia, sebbene questo limite sia evidente, va comunque puntualizzato che un comune percorso riabilitativo viene strutturato secondo programmi differenziati, in cui i diversi traguardi di movimento sono raggiunti “step by step”.

Inoltre, è frequente trovare nelle prime fasi del trattamento fisioterapico un target di moto piuttosto basso, in cui l'obiettivo primario non è tanto l'esercizio di grandi escursioni dell'arto, quanto evitare che i tessuti rimasti immobilizzati per lungo tempo possano sviluppare forme di adesione molto dannose.

Fatta questa doverosa precisazione, l'attenzione si sposta sull'individuare il miglior metodo di applicazione dell'attuatore su un guanto di cotone appositamente realizzato.

### 5.1.2) Realizzazione del guanto ed analisi delle sue performance

Scelto il tipo di attuatore SWeAT da impiegare in questo progetto, si prosegue nella costruzione del guanto vero e proprio.

Per poter unire i due elementi finora separati, possono essere prese in considerazione diverse vie. Nonostante abbiano delle differenze, i metodi di giunzione proposti sono caratterizzati da un aspetto comune molto importante, ossia la facilità realizzativa e l'impiego di tecniche semplicissime e ampiamente presenti nella vita quotidiana di ogni individuo.

Procedendo in maniera schematica si elencano le diverse soluzioni a cui si è giunti:

- Cucitura di SWeAT al guanto
- Incollaggio di SWeAT tramite silicone
- Soluzione ibrida con cucitura e fissaggio con silicone

Per massimizzare i risultati in termini di curvatura dell'attuatore, una volta fissato al guanto, è necessario fornire alle due parti in gioco un legame molto profondo e saldo, in modo tale che i carichi possano essere trasferiti dall'una all'altra nella maniera più efficiente.

Cucendo SWeAT su ogni dito del guanto ciò è di fatto possibile, così come nel caso si decidesse di fissare l'attuatore disponendo uno strato di silicone facente da tramite tra i due elementi.

In entrambi i casi tuttavia la distanza tra filo SMA e superficie esterna del guanto andrebbe ad aumentare, traducendosi di fatto in un peggioramento delle performance di corsa dato l'allontanamento della zona attiva dell'attuatore dall'asse neutro dello stesso.

Per questa ragione, si sceglie di impiegare una soluzione ibrida, che sfrutti il tessuto del guanto come parte integrante dell'attuatore SWeAT. L'obiettivo è dunque quello di ridurre il gap tra filo e asse neutro del sistema, eliminando di fatto uno strato di tessuto (quello costituente la faccia inferiore dell'attuatore) del tutto inutile in questa applicazione.



Si procede andando a cucire il tessuto costituente la parte superiore dell'attuatore direttamente sul guanto, fissando solamente una stretta porzione laterale (evidenziata in figura 5.4 dalla linea tratteggiata blu)

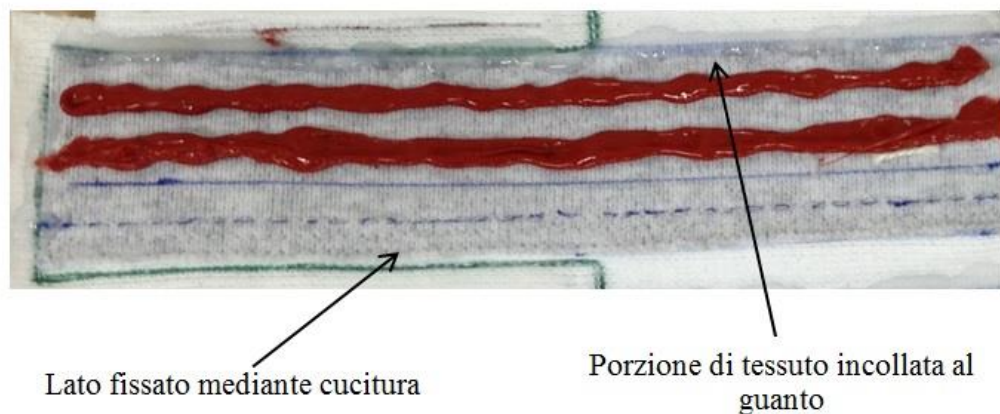


Fig. 5.4 Particolare di un dito del guanto con applicato l'attuatore SWeAT

A questo punto la banda di tessuto rimanente viene incollata colando del silicone sul dito, in modo tale che le due superfici (superiore ed inferiore) siano vincolate a muoversi solidalmente.

Se è così ottenuto un metodo di integrazione “ibrido”, volto a limitare gli spessori e finalizzato di conseguenza all'ottenimento di migliori performance in termini di curvatura. Le altre soluzioni proposte restano comunque valide, vista la loro semplicità e rapidità realizzativa, fattori che potrebbero risultare preponderanti in un possibile processo di realizzazione automatizzata del guanto.

Ripetendo l'operazione per tutte le 5 dita si ottiene dunque la base su cui inserire i fili SMA; vista la scarsa forza che ogni attuatore deve vincere ci si limita all'utilizzo di soli 2 fili, capaci di generare 0.5 N in condizione orizzontale.

Come già visto nel caso dei provini, anche in questo contesto lo schema con cui le leghe sono abbinato al tessuto non cambia, sfruttando i 4 ancoraggi agli estremi del percorso ad U e l'azione adesiva del silicone ad alta temperatura.

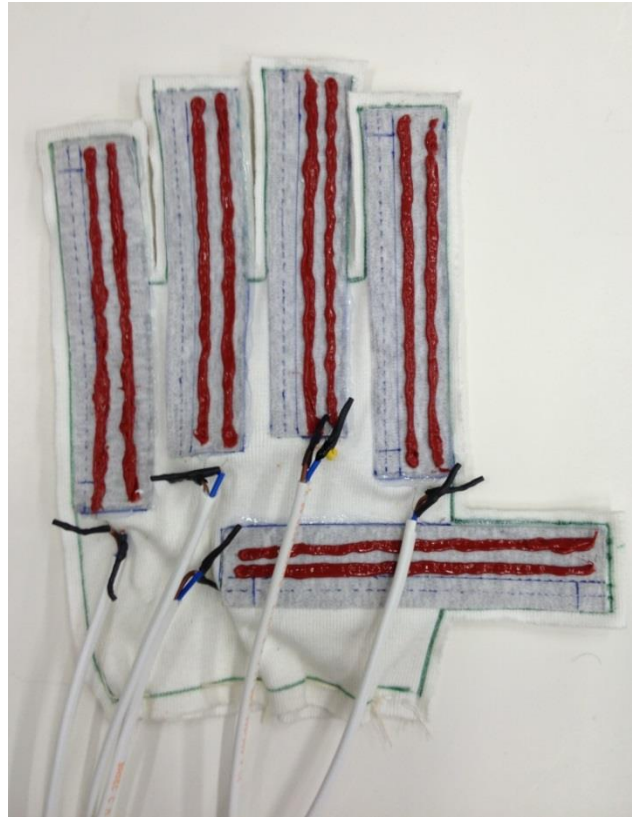


Fig. 5.5 Il guanto SMART Glove completo

Attivando ciascun dito si può notare come, non potendo bloccare l'estremità che idealmente giace sul palmo della mano, ci sia una diminuzione dell'effetto complessivo di curvatura. Tuttavia, nonostante questa limitazione, è possibile misurare una curvatura prodotta da ciascun attuatore pari a  $30^\circ$ , valore che può essere facilmente superato una volta identificato un mezzo per fissare in maniera rigida la coda posteriore dell'attuatore. (Fig. 5.6)

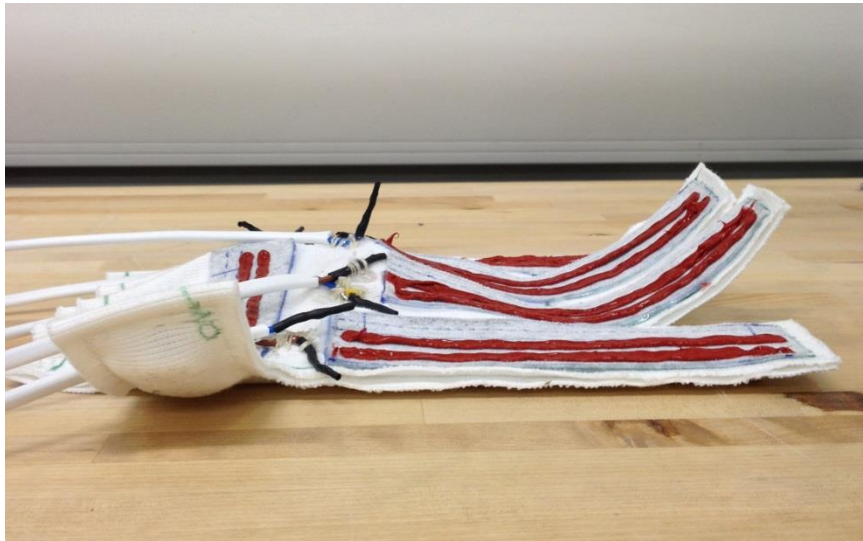


Fig. 5.6 SMARt Glove in fase di attuazione

Tab. 5.2 Prestazioni di SMARt Glove

Scheda Tecnica Glove	
Numero Fili	2
Forza Massima Espressa	0.45 N
Angolo di Curvatura	30 °
Tempo di Attuazione	10 s
Corrente di Alimentazione	0.6 A
Voltaggio di Alimentazione	10 V
Potenza Richiesta da ogni Dito	6 W

### 5.1.3) Movimentazione del guanto: attuazione tramite Arduino ®

Completata la fase di realizzazione fisica del guanto, si è deciso di abbozzare un primo passo verso il raggiungimento di un utilizzo più indipendente e personalizzabile del guanto. Per prima cosa sono stati valutati i consumi di ciascun dito per poter definire quale alimentatore fosse sufficiente a fornire la potenza necessaria ai 5 attuatori SWeAT.

Come riportato in Tabella 4.aa per conseguire l'attuazione dell'intero sistema sono necessari 30 W, 6 per ciascun dito (in cui scorre una corrente di 0.6 A sotto una tensione di 10 V). Considerati tali parametri si è pensato di dotare il guanto di una primissima forma di controllo, basata sull'impiego di una scheda Arduino Uno <sup>®</sup>. Il requisito di corrente totale è infatti di 3 A, ben al di sotto del limite che la scheda stessa è in grado di fornire, fissato a 10 A. Per quanto concerne invece l'alimentatore si è scelto di impiegare un'unità in grado di fornire 10 V di tensione e 5 A di corrente.

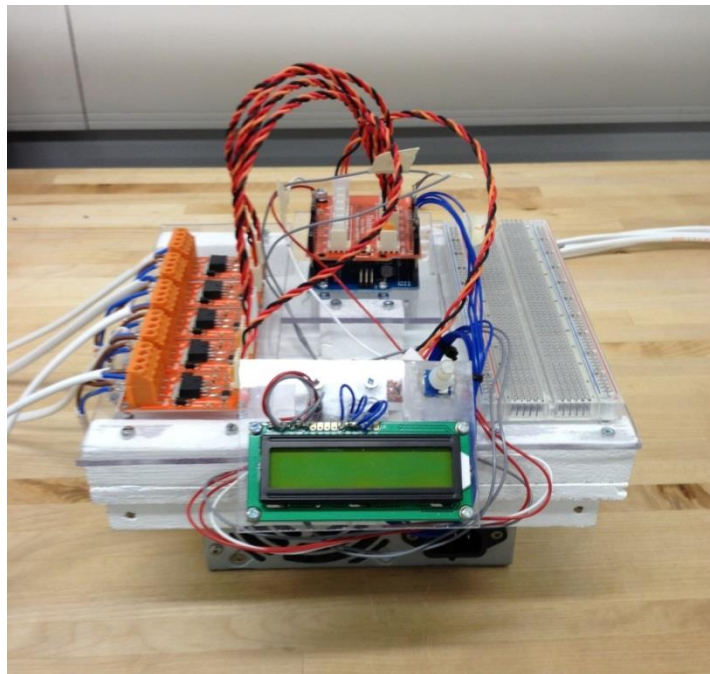


Fig. 5.7 L'unità di controllo e il relativo alimentatore

Grazie alle funzionalità di Arduino <sup>®</sup> è possibile compilare uno script che permetta di ottenere il movimento separato delle singole dita, lasciando quindi aperto un amplissimo range di possibili programmi in grado di rendere del tutto autonoma l'attuazione del guanto.

All'interno di ogni programma possono essere infatti predefiniti i ritardi con cui un elemento deve muoversi rispetto ad un altro, variare i tempi

di alimentazione, comandare simultaneamente la contrazione di due o più attuatori.

Non è tuttavia possibile (e non è interesse allo stato attuale dello sviluppo) garantire un controllo sulle corse, inteso come raggiungimento (e mantenimento) di un determinato punto all'interno della traiettoria tracciata da ciascun dito; ciononostante, un semplice schema di attuazione come quello attualmente installato permette di aprire un orizzonte vasto di applicazioni, rendendo di fatto SMARt Glove indipendente una volta settato il programma desiderato.

### **5.2) Kneepad: SWeAT diventa ginocchiera attiva**

Terminato il piano sperimentale e ricavato il modello regressivo, si può procedere con la realizzazione di un vero e proprio attuttore pensato per simulare i movimenti tipici del processo riabilitativo di una articolazione come il ginocchio. Gli obiettivi che si intende raggiungere in questa fase sono:

- Corsa finale rilevante per un'applicazione terapeutica (gli angoli notevoli sono 15°, 30° e 45°)
- Elevata frequenza di attuazione, con tempi di andata e ritorno consoni alla finalità riabilitativa.

In aggiunta a questi due punti, vista la fase ancora prototipale del dispositivo, viene data grande rilevanza anche al rispetto degli output di forza attesi: si cerca quindi di avere una verifica tangibile della bontà dei risultati del modello ottenuto con l'analisi della varianza, strumento su cui si basa il dimensionamento dell'attuttore SWeAT nella versione "Kneepad".

#### **5.2.1) Realizzazione del modello della gamba**

Per poter mettere in atto quanto finora elencato è tuttavia necessario realizzare un modello che possa riprodurre in maniera accettabile il movimento biomeccanico che si è interessati a simulare. Visto lo scopo, si

fa ricorso ad un'approssimazione quanto più semplice possibile, basata sulla giunzione tramite cerniera di due barre filettate, di cui l'estremità superiore sarà fissata tramite incastro ad una struttura portante, mentre quella inferiore sarà libera di oscillare.

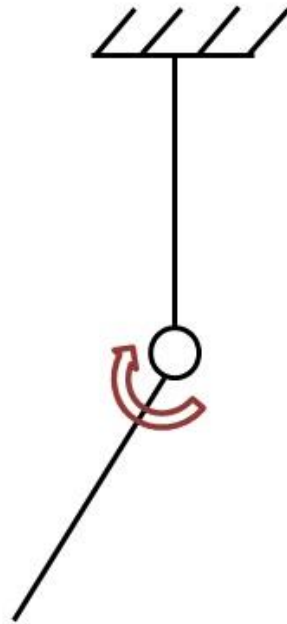


Fig. 5.8 Rappresentazione schematica del giunto

Il collegamento tra i due elementi è stato realizzato in laboratorio con pezzi metallici di recupero, assemblati in maniera tale da ottenere una sezione a U che permettesse il passaggio di un perno attraverso le facce laterali.

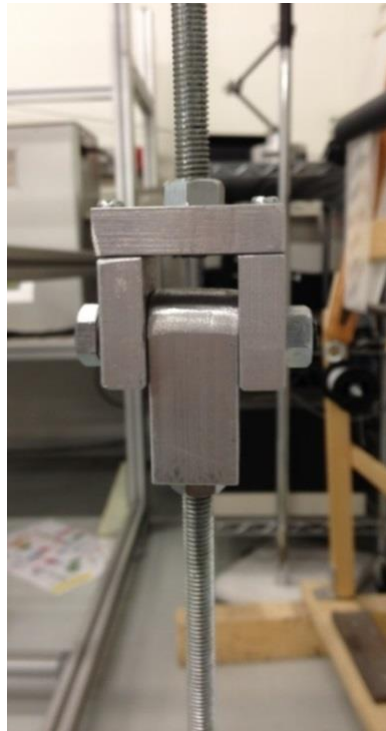


Fig. 5.9 Giunto a cerniera

Ottenuto quindi lo “scheletro” che costituisce la riproduzione di una gamba umana, si passa alla realizzazione della parte esterna. Per giungere ad un effetto quanto più simile alle dimensioni di un arto inferiore si utilizza della schiuma poliuretana che, opportunamente disposta attorno alla struttura di alluminio, permette di avere un volume adeguato alle esigenze specifiche, in aggiunta ad una consistenza fisica notevole (l'intero modello è sufficientemente rigido e resistente).

Come ultimo passo nella preparazione del modello si è passati alla scelta di un pantalone che potesse coprire la struttura fin qui realizzata e che rendesse possibile l'effettiva integrazione dell'attuatore. Questa fase che a prima vista può sembrare banale rappresenta invece un punto importante nel definire le caratteristiche del dispositivo: esso infatti deve essere in grado di adattarsi a indumenti già disponibili, tramite metodi di unione semplici e accettabili dall'utente finale. Ottenere uno strumento in grado di adeguarsi a quanto già esistente è infatti un notevole

vantaggio, non rendendo necessario alcun tipo di customizzazione né tantomeno la realizzazione ex novo di indumenti tecnici.

### 5.2.2) Kneepad: analisi dei problemi e progettazione della soluzione ottimale

Fissata la struttura su cui il dispositivo andrà ad operare si passa alla fase di progettazione vera e propria. Come target viene scelto il raggiungimento di un angolo di  $30^\circ$ , posizione che, come già indicato poc'anzi rappresenta uno step molto comune nell'ambito riabilitativo. Il conseguimento di questo obiettivo passa tuttavia per il soddisfacimento del requisito di forza necessario a portare l'intero sistema in posizione di equilibrio rispetto all'angolo di inclinazione imposto. La forza che SWeAT deve esercitare nella fase di massima estensione viene misurata tramite l'ausilio di un dinamometro, posizionato perpendicolarmente rispetto a quello che sarà il punto di applicazione del carico sulla gamba. Vista la dinamica del problema, la componente della forza peso che si oppone al moto della gamba sarà via via maggiore all'aumentare dell'angolo di inclinazione raggiunto; ad essa, andrà quindi sommata la percentuale dovuta alla presenza dell'attuatore stesso.

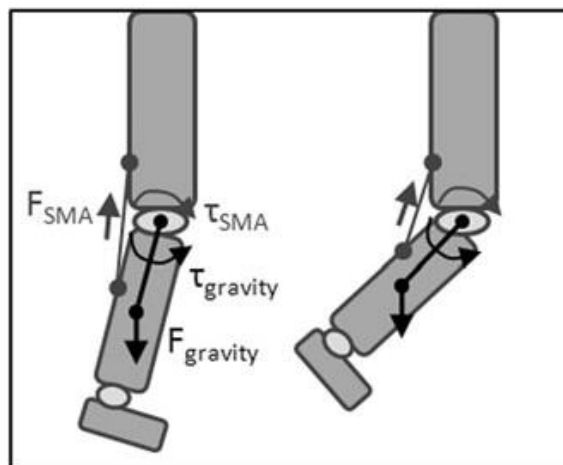


Fig. 5.10 Rappresentazione delle forze in gioco nell'attuazione del modello del ginocchio



Questa particolare condizione si scontra con la caratteristica lineare dell'attuatore, che vede una decrescita della forza esprimibile all'aumentare della corsa raggiunta in flessione. Per questo motivo, il valore fissato come target dovrà essere adeguatamente "trattato" per poter dimensionare "Kneepad" in maniera corretta: l'attuatore infatti dovrà garantire una spinta sufficiente per far coincidere la posizione di equilibrio finale con quella scelta in fase preliminare (inclinata di 30° rispetto alla verticale). Tuttavia, la costruzione della ginocchiera non prevede solamente il suo dimensionamento a livello di forza, bensì coinvolge diversi aspetti non meno rilevanti, quali la valutazione della parte elettrica, dei collegamenti necessari ad ottenere un funzionamento regolare e la scelta del sistema di alimentazione più adatto agli scopi.

Innanzitutto, va precisato che il corretto comportamento dell'attuatore è garantito dal rispetto di alcuni vincoli geometrici, fissati tramite alcuni rapporti di forma. Infatti, per fare sì che il dispositivo sia in grado di assumere la tipica forma ad U è di fondamentale importanza rispettare dei fattori di scala tali da permettere un ottimale trasferimento di carico, prerogativa imprescindibile per un' adeguata funzionamento del dispositivo.



Fig. 5.11 Provino SWeAT attuato con 6 fili da 150  $\mu\text{m}$

Il parametro fondamentale per il dimensionamento geometrico è la lunghezza del filo: da essa infatti vengono fatte dipendere le altre misure, quali larghezza, spessore e lunghezza (intesa come estensione totale dell'attuatore).

Modificando questo parametro si può di fatto ridisegnare SWeAT a seconda della finalità che è chiamato a svolgere.

La scelta della lunghezza di filo costituisce inoltre un elemento molto importante in quanto è il risultato di un compromesso tra le seguenti necessità:

Lunghezza di filo alta:

- Permette di avere una curvatura dell'attuatore maggiore
- Permette di allontanare il punto di applicazione della forza dal giunto, andando quindi ad abbassare il valore di forza richiesta all'attuatore.

Lunghezza di filo bassa:

- Contiene la potenza necessaria ad alimentare l'attuatore

Per superare questa contraddizione sono stati prese in considerazione diverse lunghezze di filo: alimentando ciascuna di esse è stato possibile registrare il valore di corrente effettivamente circolante, una volta fissato il voltaggio a 24V (valore scelto per non sovraccaricare l'alimentatore presente in laboratorio e facilmente reperibile nelle configurazioni disponibili sul mercato. La versione finale di Kneepad dovrà essere infatti indipendente a livello energetico, con un alimentatore ad essa dedicata).

Tab. 5.3 Analisi degli amperaggi in funzione della lunghezza di filo

Amperaggio (A)	Lunghezza (cm)	Voltaggio (V)
0,80	60	24
0,76	64	24
0,74	68	24
0,72	70	24
0,69	72	24
0,68	74	24
0,66	77	24
0,64	80	24

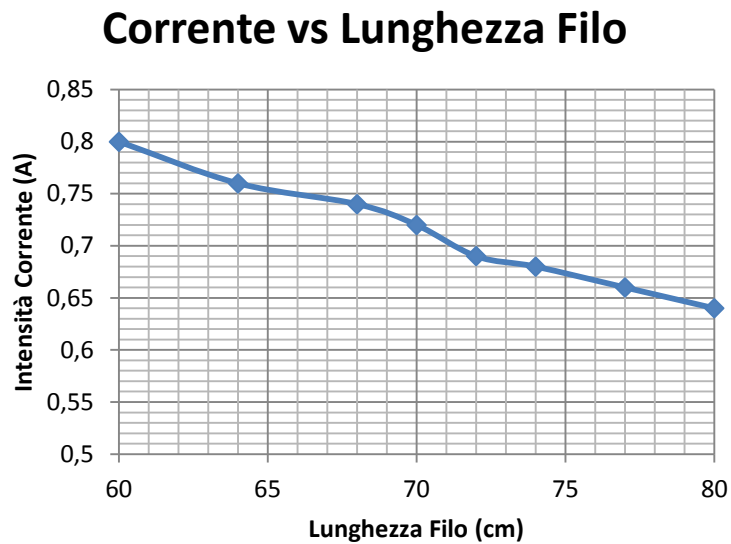


Fig. 5.12 Relazione tra lunghezza del filo e corrente effettivamente circolante

I dati raccolti e riportati sopra si riferiscono all'intera lunghezza di un canale che andrà a comporre l'attuatore nella sua configurazione finale, vale a dire 2 fili disposti ad U, connessi quindi da un punto di vista elettrico come serie.

La scelta della corretta combinazione di lunghezza filo e corrente circolante è un passaggio estremamente delicato in quanto, a livello macroscopico, costituisce il principale grado di libertà (in sede di progettazione) utile per controllare la velocità e i tempi di attuazione una volta fissato il dispositivo al modello di gamba. Esso di fatto va ad incidere sul comportamento termico ed elettrico dell'attuatore; per questa ragione, prima di procedere con la descrizione delle fasi successive, è bene soffermarsi su questo aspetto e riportare i risultati di una campagna di test rivolta a chiarire alcune particolarità.

### **5.2.3) Dimensionamento termico ed elettrico dell'attuatore**

Come accennato nel paragrafo precedente, la scelta della lunghezza del filo ha un effetto rilevante, a voltaggi fissati, sulla quantità di corrente necessaria per attivare l'attuatore. Questo fa sì che anche la componente termica del problema venga ad essere fortemente condizionata dalla scelta di questo parametro dimensionale (il passaggio di fase è infatti ottenuto per effetto Joule). A tale proposito si è cercato, durante la realizzazione di Kneepad, di individuare alcune soluzioni che garantissero un rapido smaltimento del calore dal filo verso l'ambiente esterno.

I provini realizzati nel corso delle varie analisi hanno sempre previsto una copertura del filo in silicone per alte temperature per garantire un corretto posizionamento e un adeguato isolamento elettrico (in applicazioni che richiedono un elevato numero di fili un elemento capace di dividere e impedire i contatti elettrici risulta di fondamentale importanza). Di conseguenza, il silicone è posto direttamente a contatto con i fili, diventando il primo mezzo con cui essi scambiano calore. Questa soluzione scelta per l'integrazione delle leghe fa sì che la potenza termica non sia dissipata per convezione, ma per conduzione tra due solidi. La modalità di raffreddamento del filo è particolarmente influente sulla fase di ritorno; far sì che questo passaggio avvenga in maniera rapida rappresenta un punto di notevole importanza, in quanto un ritorno troppo lento può rendere inutile l'applicazione dell'attuatore (non avrebbe infatti senso progettare un dispositivo capace di raggiungere la

posizione operativa, ma non in grado di percorrere il cammino opposto, se non in tempi molto lunghi).

Per questa ragione si è cercato di individuare quale potesse essere il modo più efficace per raggiungere un rateo di raffreddamento il più rapido possibile, andando quindi a soddisfare i requisiti sopra esposti.

Questo tipo di analisi ha preso in considerazione due aspetti fondamentali:

- Una modifica al sistema di isolamento dei fili, basata sulla disposizione del silicone in punti strategici per massimizzare lo scambio termico in aria
- Una variazione della corrente di alimentazione, i cui effetti hanno ripercussioni diretti sulle inerzie termiche dell'attuatore.

Viene quindi realizzato un nuovo provino, da confrontare con il classico a sei fili già esistente, che si presenta con questo aspetto.

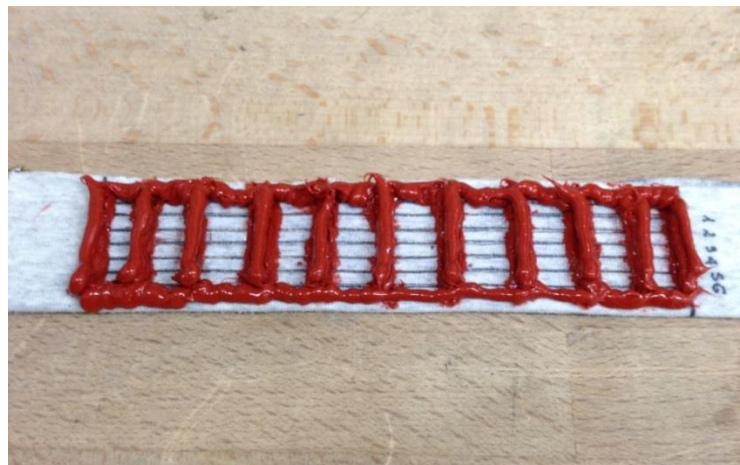


Fig. 5.13 Provino con silicone disposto a bande non uniformi

Il primo aspetto preso in considerazione è l'effetto della disposizione a bande del silicone sui fili; la corrente viene fissata ad un livello costante di 0.6 A, così come il tempo di alimentazione a cui sono sottoposti i provini (sufficiente in entrambi i casi a giungere a fine corsa). Mantenendo invariate queste condizioni al contorno si possono misurare i

valori in secondi dei ritorni in posizione delle due configurazioni a confronto.

Tab. 5.4 Tempi di ritorno in secondi del provino classico e del provino con scambio termico in aria

Provino Standard	Provino con silicone a bande
5.3 s	7.1 s
5.5 s	7.3 s
5.6 s	7.5 s
5.4 s	7.6 s
5.5 s	7.5 s
5.7 s	7.7 s

A fronte dei dati raccolti, non viene evidenziato tuttavia una diminuzione dei tempi di andata e ritorno del singolo attuatore; per di più, lasciando porzioni di filo non bloccate dal silicone sono visibili ad occhio nudo deformazioni trasversali dannose, che impediscono al filo di operare secondo contrazioni unicamente lineari (le sole effettivamente utili per avere flessione). Alla luce di ciò si esclude la possibilità di impiegare questa soluzione, visto anche l'insorgere, dopo ripetuti cicli di attivazione, di ritorni non completi, dovuti appunto ai moti non controllati del filo nelle zone in cui il silicone è assente. Inoltre, valutando la corsa totale dei due mini attuatori risulta evidente un deficit importante pagato dal provino modificato rispetto a quello standard. Infatti, l'assenza del silicone in diverse zone determina un aumento dei gradi di libertà del filo che, in primo luogo, perde la tensione necessaria ad ottenere il massimo effetto di accorciamento. In particolare, dopo alcuni cicli, il filo SMA in diversi punti non si contrae più secondo un percorso rettilineo, bensì seguendo traiettorie anomale e poco controllabili che risultano essere controproducenti per il conseguimento di un moto flessionale.

A riprova di ciò viene proposto un confronto visivo tra le due varianti che lascia pochi dubbi su quale dispositivo sia più indicato per le finalità di interesse.



Fig. 5.14 : Confronto tra le diverse performance dei due provini. Nella foto di destra la corsa massima in altezza è di 8 cm, a sinistra di soli 4.8 cm

Eliminata questa possibile soluzione si passa ad analizzare in maniera più dettagliata come l'effetto della corrente possa modificare i tempi di ritorno e le quindi le frequenze di attuazione. A tale proposito si fissano 3 livelli di amperaggio, precisamente

- 0.5 A, corrispondente ad un'intensità minore di quella consigliata
- 0.6 A, valore suggerito da datasheet
- 0.7 A, livello che va a sovralimentare il filo

Ciò che si aspetta da questo esperimento è una migliore conoscenza dell'aspetto termico del problema: infatti la corrente è diretta responsabile del passaggio di stato della leghe che, una volta raggiunti i 90°C inizia a trasformarsi da martensite ad austenite per effetto Joule.

Tuttavia, l'innalzamento locale di temperatura prodotto dal filo ha ripercussioni su tutto il sistema, facendo sì che l'equilibrio termico sia, a seconda della modalità di alimentazione scelta, spostato più verso l'alto (l'attuatore tende quindi ad operare ad una temperatura globalmente più alta).

Questa condizione è particolarmente dannosa, in quanto è la causa principale delle inerzie termiche che vanno a penalizzare notevolmente l'effetto utile finale; i principali problemi da esse causate sono infatti:

- Lentezza nel ritorno

- Surriscaldamento dell'attuatore fino a temperature poco sopportabili da un utente medio
- Frequenze di moto ridotte al punto di rendere il dispositivo inutile dal punto di vista pratico

Trovare una soluzione capace di risolvere questi problemi è quindi fondamentale per poter passare ad un successivo dimensionamento in termini geometrici e di performance. Per poter comprendere meglio come si possa superare questa situazione sono stati nuovamente fissati dei tempi di alimentazione sufficienti a giungere a completa attuazione, in cui il provino viene attivato con impulsi a gradino. I risultati di questa indagine sperimentale sono stati schematizzati nei grafici seguenti, in cui viene riportato l'andamento nel tempo (quindi a seguito di più attuazioni) delle durate dei ritorni. Come si può notare, il comportamento del provino cambia, mostrando peculiarità differenti a seconda del livello di corrente scelto. Per quanto riguarda il livello più basso, infatti, il lasso di tempo necessario per giungere a fine corsa si dilata: l'allungarsi delle tempistiche provoca come diretta conseguenza un trasferimento di calore maggiore dal filo al silicone circostante. Si crea quindi una particolare situazione in cui gran parte dell'effetto Joule che dovrebbe essere sfruttato per ottenere il passaggio di fase va a fornire potenza termica all'intera struttura, surriscaldandola. In questo modo, una volta giunto a fine corsa, tutti i materiali componenti il provino risultano mediamente più caldi, rendendo più basso il gap termico tra di essi e il filo. Ciò si traduce in una differenza di temperatura bassa, non sufficiente a velocizzare il processo di ritorno in posizione dovuto al passaggio inverso in fase martensitica. Queste conclusioni trovano conferma nel comportamento riscontrato alimentando il provino ad un valore di corrente nominale (0.6 A), dove la frequenza di movimento risulta migliore. Passando poi ad una sovralimentazione i benefici visti nel caso intermedio si enfatizzano ulteriormente: l'elevato amperaggio fa sì che il passaggio di fase sia molto più rapido (si abbattano notevolmente i tempi di alimentazione) e che il flusso di calore cambi radicalmente. Infatti, in questo contesto il silicone si comporta come vero e proprio estrattore di calore, potendo rimanere in una temperatura di



equilibrio tra filo e ambiente più spostata verso l'esterno. Il miglioramento di performance termiche viene confermato anche da un contenimento della temperatura della faccia posteriore dell'attuatore.

Tab. 5.5 Raffronto dei diversi tempi di ritorno in funzione del tipo di alimentazione

Provino Sottoalimentato (0.4 A)	Provino con Alimentazione Nominale (0.6 A)	Provino Sovralimentato (0.7 A)
8.0 s	4.8 s	1.7 s
8.2 s	5.2 s	1.8 s
8.3 s	5.5 s	1.8 s
8.2 s	5.3 s	1.9 s
8.5 s	5.4 s	2.1 s
8.4 s	5.1 s	2.2 s

### Confronto Tempi di Ritorno

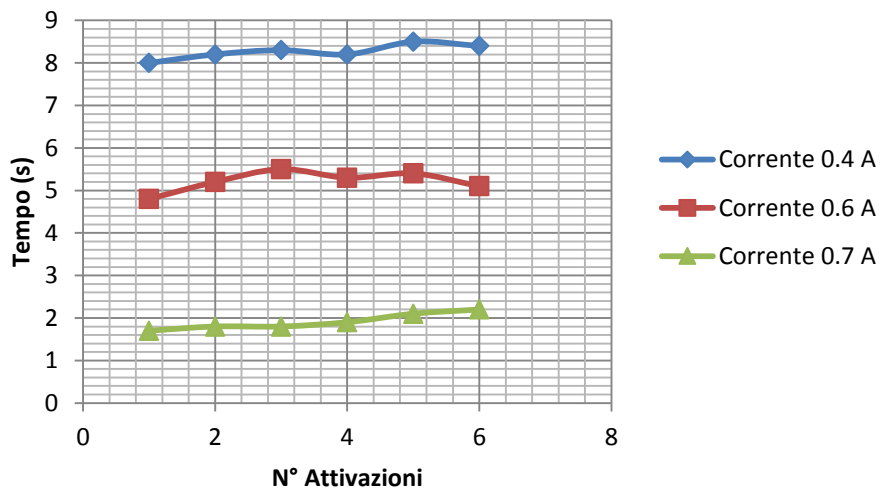


Fig. 5.15 Variazione del comportamento dei provini in funzione del tipo di alimentazione scelta

Noto quindi il comportamento termico del provino si trasferisce quanto osservato alla progettazione dell'attuatore vero e proprio definendo il parametro principale per il dimensionamento dello stesso, ovvero la lunghezza di filo.

Come già spiegato, il trade off per la scelta di questo fattore verte principalmente sulla possibilità di allontanare il punto di applicazione della forza dal giunto in contrapposizione con la necessità di mantenere bassi i voltaggi.

La scelta della condizione di ottimo per rientrare nei 24 Volt resi disponibili dall'alimentatore, per ottenere contemporaneamente vantaggi di leva (punto di applicazione della forza) e per giungere a tempi di ritorno accettabili (aumentando la lunghezza di filo a voltaggio fissato cala la corrente circolante) viene individuata nell'adozione di un'estensione totale di filo pari a 68 cm, disposta secondo la consueta forma ad U. Per mantenere questo vantaggio anche sull'attuatore, le connessioni elettriche vedranno l'impiego di un collegamento in parallelo delle coppie di fili utilizzate nella versione finale.

#### **5.2.4) Dimensionamento geometrico dell'attuatore**

Definita la lunghezza di filo con cui si intende procedere nella progettazione del dispositivo, si passa alla fase di dimensionamento geometrico, in cui i restanti parametri di forma vengono scelti.

Identificare questi elementi in maniera precisa è di basilare importanza, visto che da essi dipende la capacità dell'attuatore di assumere una curvatura continua, senza punti angolosi che determinerebbero mancati trasferimenti di forza in fase di esercizio. Per questo motivo e per evitare che questo scenario possa verificarsi in questa fase della realizzazione della ginocchiera attiva si sceglie come elemento di riferimento il solito provino preso in considerazione per l'analisi termica (fig 5.11) Esso infatti presenta le massime performance di forza e di curvatura finora ottenute e può quindi essere scalato da un punto di vista dimensionale per poter, in prima approssimazione, risolvere il problema delle relazioni geometriche all'interno dell'attuatore.

Tab. 5.6 Dimensioni e rapporti di forma dell'attuatore scelto come modello

<b>Dimensione</b>	<b>Valore (mm)</b>
Spessore	3
Larghezza	30
Lunghezza	160
Lunghezza Filo	120

Tab. 5.7 Rapporti di forma dell'attuatore scelto come modello

<b>Rapporto Geometrico</b>	<b>Valore</b>
Spessore/Lunghezza Filo	0.025
Larghezza/Lunghezza Filo	5.33
Lunghezza/Lunghezza Filo	1.33
Lunghezza Filo	120

Vista la presenza di un effetto di scala (dimostrata dal malfunzionamento di provini che si discostano dalla forma base) il nuovo attuatore presenta le seguenti dimensioni:

Tab. 5.8 Dimensioni geometriche scelte (considerando la similitudine)

<b>Dimensione</b>	<b>Valore (mm)</b>
Spessore	10
Larghezza	120
Lunghezza	400
Lunghezza Filo	340

Noti questi parametri è possibile iniziare a prevedere la rigidità a trazione dell'attuatore finale (fattore su cui si basa il modello empirico, oltre al numero di fili) tramite l'equazione 5.1

$$K = \frac{EA}{l}$$

(5.1)

dove E è il modulo elastico del silicone utilizzato per realizzare il substrato.

Risulta evidente come questo calcolo tenda ad approssimare la rigidità complessiva del composito con quella del solo spessore in silicone. Questa semplificazione, valida solamente per i casi in cui lo spessore è rilevante (la dimensione scelta è infatti di 10 mm), non è avventata, essendo infatti verificata tramite prove di trazione opportunamente tarate.

Si è preso in considerazione un provino di solo silicone avente le seguenti dimensioni:

- Spessore: 4 mm
- Lunghezza: 80 mm
- Larghezza: 30 mm

Per consentire un corretto afferraggio del campione durante la prova si è operato su una lunghezza effettiva ridotta rispetto agli 80 mm di partenza, portando quindi a considerare un'estensione utile per l'allungamento di 40 mm (ogni estremo infatti necessita di almeno 2 cm per poter evitare microslittamenti e per garantire un serraggio efficiente, condizioni imprescindibili per l'ottenimento di un risultato il più possibile veritiero).



Fig. 5.16 Campione di silicone (spessore 4 mm) usato per il calcolo della  $k$  a trazione

Seguendo l'ipotesi di partenza, il valore di rigidezza che ci si aspetta (noto il modulo elastico del silicone pari a  $0.57 \text{ N/mm}^2$ ) è pari a:

$$K = \frac{EA}{l} = \frac{0.57 \cdot 30 \cdot 4}{40} = 1.725 \frac{\text{N}}{\text{mm}}$$

(5.2)

Tale parametro viene quindi paragonato con quello che si può ricavare sperimentalmente da prova di trazione:

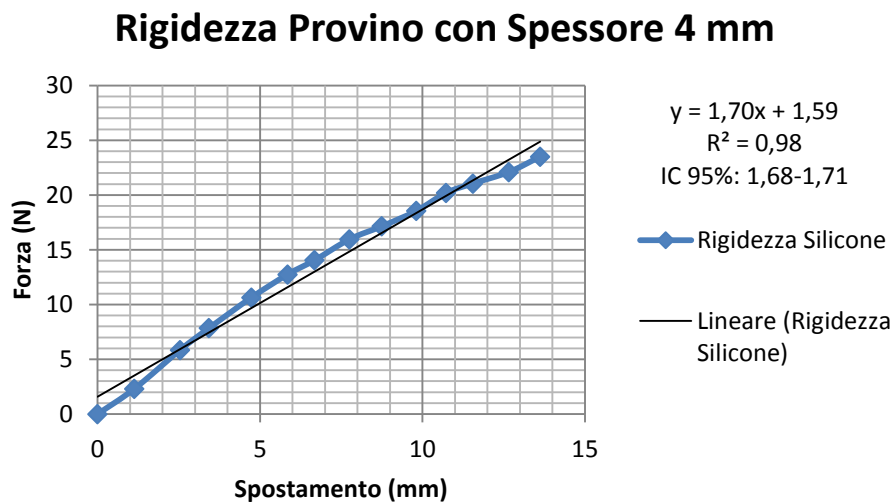


Fig. 5.17 Verifica sperimentale del valore di rigidezza a trazione di un provino con spessore pari a 4 mm

La differenza tra i due valori è contenuta ed è quindi consentito pensare che per spessori elevati ( $>3\text{mm}$ ) il contributo dato dal tessuto possa essere trascurabile rispetto a quello del substrato. Ovviamente, è bene non eccedere con gli spessori, in quanto un aumento non controllato porta ad ottenere strutture poco portabili e meno accomunabili ad un vero e proprio indumento. Di conseguenza, in questi contesti (attuatori di dimensioni importanti) sarà opportuno, come sviluppo futuro, individuare materiali che possano garantire una rigidità maggiore del silicone, soprattutto a livello di modulo elastico, in modo tale da mantenere lo spessore il più basso possibile, senza inficiare però la rigidità globale dell'attuatore.

Una volta fissate le proprietà geometriche, è bene considerare un aspetto non secondario per il raggiungimento dell'obiettivo di movimentazione del modello di gamba. Vista infatti la collocazione del dispositivo (cucito verticalmente su un pantalone), il peso dell'elemento attivo avrà (in particolare per quanto concerne la metà inferiore) un effetto limitante, ragion per cui, in fase di progettazione, è consigliabile cercare di contenere il più possibile le masse. Si vuole dunque evitare che parte della forza esercitata dall'attuatore sia persa per sostenere il peso proprio, andando a ridurre l'escursione effettiva della gamba.

### 5.2.5) Alleggerimento della struttura

Allo stato attuale del dimensionamento è possibile prevedere con un buon grado di accuratezza il peso finale dell'attuatore, note le dimensioni dello stesso. Il valore ottenuto è tuttavia da considerare minore rispetto a quello finale, data l'assenza di fili e silicone ad alta temperatura per il loro isolamento.

$$Peso\ attuatore = \rho_{silicone} \cdot Volume_{silicone} \cdot 9,81$$

(5.3)

Considerando la sezione del composito perfettamente rettangolare, il volume di silicone che verrà utilizzato sarà quindi pari a

$$Volume_{silicone} = lunghezza \cdot altezza \cdot larghezza = 480 \cdot 10^3 \text{ mm}^3$$

(5.4)

Da scheda tecnica, il silicone impiegato presenta una densità pari a 1.03 g/cm<sup>3</sup>, che porta quindi l'intera struttura di base ad avere una massa di 494 g, pari a 4,84 N, che andrebbero a diminuire la performance della ginocchiera.

Per contenere il peso vengono quindi vagliate due ipotesi, quali:

- Impiego di un silicone a minore densità
- Alleggerimento della struttura, trasformandola da piena a cava

Visto lo stato avanzato della sperimentazione, cambiare un parametro così importante come quello legato al silicone risulta una via piuttosto complessa: si deve infatti individuare un incapsulante capace di garantire le stesse performance dal punto di vista dell'elasticità e della rigidità unite ad una densità decisamente inferiore rispetto a quella del prodotto utilizzato finora. Da una ricerca in rete è emerso che le densità dei siliconi più facilmente reperibili sono in gran parte allineate al valore del silicone a disposizione in laboratorio.

Per questi motivi si decide di proseguire con lo stesso materiale, variando quindi la struttura del substrato che, viste le contemporanee esigenze di leggerezza e rigidità, viene riprogettato a sezione cava.

Questa modifica tuttavia non può essere fatta in maniera grossolana o tramite semplici approssimazioni in quanto va a toccare dei parametri fondamentali che, se non opportunamente calibrati, possono rendere infruttuoso, se non deleterio, l'alleggerimento dell'attuatore.

Come primo passo si è scelto di ottenere la sezione cava tramite l'inserimento di tubi di plastica all'interno della matrice siliconica. Prima di proseguire per questa strada si è valutata la possibilità di estrarre tali elementi dal silicone una volta solidificato, verificando quindi che l'aderenza tra i due materiali fosse bassa. Inoltre, l'adozione di questa idea per giungere ad un alleggerimento complessivo del sistema, è stata preceduta da una approfondita campagna di analisi sperimentali sull'effetto che le cavità cilindriche hanno sull'integrità generale in

primis, sulla rigidità e sulla capacità di trasferimento di forza da parte dei mini attuatori utilizzati come provini.

L'obiettivo a cui si vuole giungere è un contenimento del peso pari a circa il 25% rispetto a quanto si potrebbe aspettare con una classica sezione rettangolare piena.

Per trarre conclusioni più precise si realizzano 3 provini differenti, caratterizzati dall'impiego di tubi annegati all'interno del substrato. Vengono impiegati 4 tubi con diametro esterno di 5 mm.

Le dimensioni geometriche sono invece le stesse viste per i trattamenti del piano sperimentali e sono mantenute tali per poter avere un confronto diretto e alla pari con le condizioni in cui ci si è trovati abitualmente ad operare. In particolare, questo accorgimento è molto importante per poter avere dei raffronti sicuri sulla capacità della nuova struttura di trasferire forza e per valutare un eventuale gap rispetto a quella standard.

A tale proposito, vista la possibilità di estrarre dal silicone i tubi (l'aderenza tra i due componenti è sufficientemente bassa da permettere una rimozione agevole) è interessante analizzare se uno schema che preveda la presenza di elementi plastici residui possa essere preso in considerazione come soluzione finale per il problema in oggetto.

Il metro di paragone con cui si è valutato l'effetto della modifica alla sezione in termini di rigidità si è basato su una prova di flessione a 3 punti, che risulta più adatta a questo scopo in quanto notevolmente più rapida rispetto alla prova di trazione pura e più indicata per verificare se la costituzione del provino è adatta per poter generare un movimento flessionale una volta attivato.

Il primo valore che si è registrato è quello di un provino standard, con sezione piena in silicone, rispetto al quale potranno essere scelte le varianti ipotizzate.



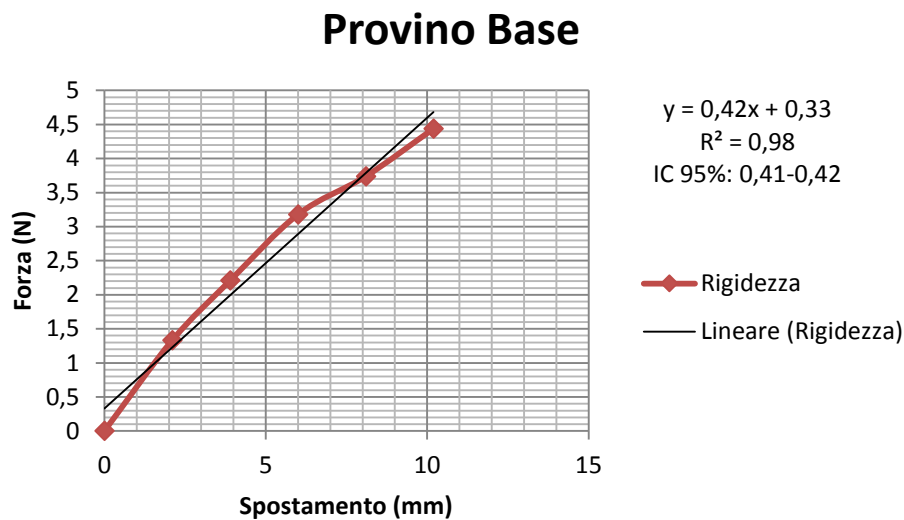


Fig. 5.18 Rigidezza flessionale di un provino standard

Per ogni misura di rigidezza vengono effettuate 5 acquisizioni, in modo tale da poter individuare eventuali errori legati a deformazioni locali durante l'avanzamento del dinamometro. Dall'andamento del grafico riportato in figura 5.18 si può notare come il comportamento del provino in fase di flessione sia piuttosto lineare, con un  $R^2$  alto (0.98); la rigidezza che si può ricavare è quindi di 0.42 N/mm ed è il parametro su cui si vuole avere la minor variazione possibile. Altro parametro di cui è fondamentale tenere traccia è il peso del provino, sul quale si vuole invece raggiungere un abbattimento considerevole lasciando immutate le altre caratteristiche.

Si riassumono quindi le proprietà del campione base che si vuole modificare nella seguente tabella:

Tab. 5.9 Caratteristiche del provino a sezione piena

Provino Base	
Rigidezza	0.42 N/mm
Peso	16.30 g
Larghezza	30 mm
Lunghezza	80 mm
Spessore	5 mm



Fig. 5.19 Sezione classica piena

Note ora le condizioni iniziali di partenza, è possibile mettere a confronto diverse tipologie di configurazioni che possono portare al raggiungimento di un'apprezzabile riduzione in peso dell'attuatore finale.

Si prende in esame quindi un'architettura fortemente modificata, in cui il campione presenta una sezione cava, ottenuta con 4 tubi posizionati nella matrice siliconica e successivamente estratti una volta avvenuta la solidificazione.

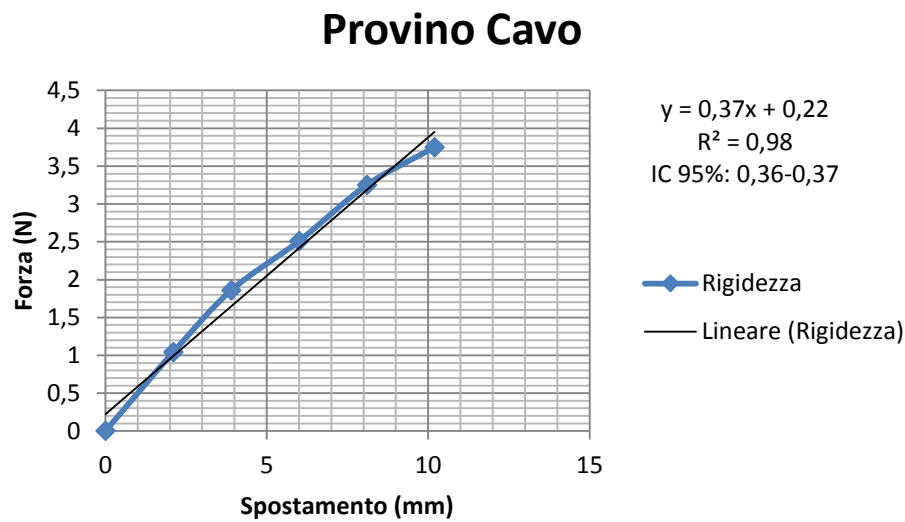


Fig. 5.20 Rigidezza flessionale di un provino cavo

Il provino analizzato presenta una rigidezza flessionale minore rispetto al precedente, con una riduzione percentuale del 12% rispetto alla sezione piena. Tuttavia questo dato viene compensato da un notevole abbattimento del peso, che passa infatti dai 16.3 g di partenza agli 11.6, equivalente ad un -28.8%.

Tab. 5.10 Caratteristiche del provino a sezione cava

Provino Cavo con 3 Fori	
Rigidezza	0.37 N/mm
Peso	11.6 g
Larghezza	30 mm
Lunghezza	80 mm
Spessore	5 mm



Fig. 5.21 Provino cavo

Dopo aver esaminato due configurazioni notevolmente diverse fra loro, si passa a valutare il comportamento di uno schema intermedio in cui, dopo aver predisposto i soliti 4 tubi all'interno del substrato, ne vengono estratti solamente due. Si cerca in questo modo di ottenere un buon compromesso tra rigidità e riduzione di peso, con l'obiettivo di non andare a stravolgere troppo l'aspetto tipico dei provini finora prodotti.

Il confronto tramite la solita prova di flessione a 3 punti permette di individuare un aumento della rigidità, che risulta maggiore del 19%, a fronte tuttavia di una diminuzione in peso del solo 11%. Il grafico sotto riportato presenta il comportamento fisico del provino, evidenziandone ancora una volta come nei casi precedenti una spiccata linearità

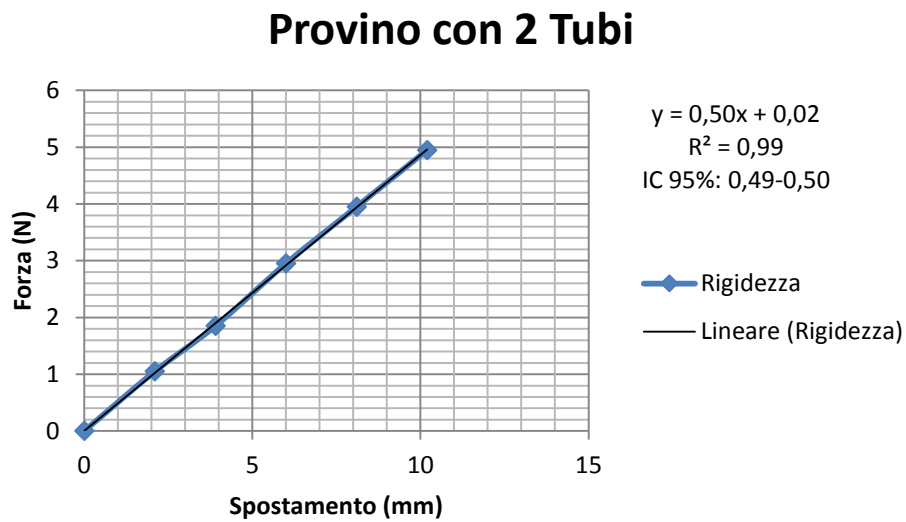


Fig. 5.22 Rigidezza flessionale di un provino con 2 tubi



Fig. 5.23 Sezione alleggerita con 2 tubi

Le tre varianti finora proposte non sono le uniche studiate nel corso di questa indagine sperimentale; tuttavia per rendere meno pesante la trattazione sono state riportate le soluzioni che più si avvicinano

all'obiettivo preposto in termini di riduzione di peso. Dovendo ora scegliere quale metodo utilizzare per giungere ad un alleggerimento dell'attuatore finale, si cerca di raccogliere tutti i dati salienti (legati alle versioni finora proposte) al fine di individuare la via che possa soddisfare in maniera più esaustiva le esigenze.

Tab. 5.11 Confronto delle soluzioni per la riduzione del peso

Campione	Rigidezza (N/mm)	Variazione Rigidezza	Peso (g)	Variazione Peso
Sezione Piena	0.42	/	16.3	/
Cavo (3 fori)	0.37	-12.00 %	11.8	-28 %
Ibrido (2 fori)	0.50	+19.00 %	14.4	-11%



Fig. 5.24 Confronto tra le diverse sezioni proposte

Osservando la tabella 5.11, si nota come le 2 varianti finali prese in considerazione abbiano entrambe dei vantaggi, ma allo stesso tempo elementi non del tutto convincenti. In particolare, per quanto concerne il caso del provino completamente cavo è opportuno chiedersi se l'ottenimento di un notevole abbattimento del peso possa supplire alla ridotta rigidezza del composito, fattore molto importante (come evidenziato dal piano sperimentale) nella capacità dell'attuatore di trasferire forza.

Per fugare il campo da ogni dubbio si passa quindi alla realizzazione di un mini attuatore cavo (dotato come al solito di 6 fili SMA da 150  $\mu\text{m}$  di diametro) per poterne valutare le performance in termini di forza.

Ripetendo la misura al dinamometro, viene evidenziato un picco di prestazione minore: il valore massimo raggiunto è infatti di 1.50 N contro 1.60 N del campione a sezione piena. Valutando però in termini percentuali questa perdita si nota come il gap tra le due configurazioni sia inferiore al 10%, rendendo quindi accettabile l'adozione di questa architettura nella progettazione della ginocchiera SWeAT che andrà a movimentare il modello di gamba realizzato.

### **5.2.6) Costruzione dell'attuatore: dalla progettazione teorica alla pratica**

A seguito dei dimensionamenti e delle ricerche sperimentali svolte finora, è possibile passare alla realizzazione vera e propria dell'attuatore SWeAT. Questo passaggio è un banco di prova decisivo, in quanto permette di verificare l'effettiva pertinenza del lavoro fin qui svolto e delle assunzioni fatte durante il percorso di sviluppo.

I dati raccolti hanno permesso di individuare le dimensioni geometriche del substrato che andrà ad accogliere i fili, il tipo di sezione con cui verrà realizzato e l'output di forza che ci si attende una volta terminate le connessioni elettriche necessarie per il funzionamento.

Come ultimo passo prima della produzione dell'attuatore è necessario scegliere il numero di fori che la matrice in silicone presenterà; per quantificare questo dato viene fissato un valore in riduzione percentuale del peso che si prevede possa raggiungere lo spessore privo di cavità (nella forma originaria).

Viste le dimensioni scelte, vale a dire

- Lunghezza: 40 cm
- Larghezza: 12 cm
- Spessore: 1 cm

è noto il peso finale dell'attuatore, ossia 4.85 N. Per far sì che la ginocchiera non sia costretta a dover "spendere" parte della sua forza nel

compito di auto portarsi, si procede utilizzando gli spunti emersi in precedenza.

Viene fissata come obiettivo una contrazione del 25% del peso globale, che, come si è visto, in termini di rigidità non comporta eccessive ripercussioni sul trasferimento della forza.

Questa quota corrisponde ad un valore in massa di 113 g, che costituiscono uno sgravio di 1,10 N sulla performance dell'attuatore; per poter raggiungere questo traguardo si fa ricorso ai già citati tubi in PVC, disponibili in diametro da 6 mm. Supponendo di poter asportare un volume cilindrico di silicone pari all'ingombro del tubo, risultano necessari 9 elementi immersi nel substrato dell'attuatore.

$$Volume\ da\ asportare = 440 \cdot \frac{25}{100} = 110\ cm^3$$

(5.5)

$$Volume\ di\ 9\ Tubi\ PVC = 0.3^2 \cdot \pi \cdot 40 \cdot 9 = 101.78\ cm^3$$

(5.6)

Altro vantaggio di cui finora non è stata messa in luce la presenza è il ruolo giocato dalle cavità presenti nel silicone come sistema di aerazione e di dissipazione del calore, peculiarità che contribuisce a diminuire le inerzie termiche del sistema di cui si è già diffusamente parlato.

Definito quest'ultimo dato (numero di tubi da impiegare) è possibile passare alla fabbricazione vera e propria del substrato in silicone e tessuto.

Come primo passo si è distribuito sul tessuto un sottile strato di silicone, pari a 2 mm, avente la funzione di elemento di congiunzione tra parte interna e parte tessile del dispositivo. Successivamente, con il silicone ancora non solidificato sono stati messi in posizione i 9 elementi in PVC, opportunamente vincolati in una dima in legno precedentemente forata.

L'ultima fase della produzione del substrato consiste invece nel ricoprire le intercapedini tra ciascun tubo e lo spazio sopra di essi per un'estensione nuovamente pari a 2 mm. (Ovviamente questa fase richiede un controllo molto preciso sullo spessore che, sfortunatamente, non



risulta ancora sufficientemente ripetibile in maniera “artigianale”.) Ricoprendo poi il tutto con il lembo di tessuto piegato si arriva alla forma definitiva del supporto su cui si andranno ad applicare i fili.

Una volta asciugato il silicone è possibile confrontare il peso effettivo della base dell’attuatore con quello previsto dai calcoli, pari a 335 g.

Il discostamento da tale quota è molto contenuto, dato che il peso reale del composito ottenuto è di soli 5 g superiore, per una massa complessiva di 340 g totali. Alla luce di questo risultato può dirsi raggiunto il primo obiettivo effettivamente verificabile, fatto che prova la sufficiente precisione delle osservazioni effettuate sui campioni di piccole dimensioni. In quest’ottica viene ad essere evidenziata la scalabilità dell’intero attuatore che, a patto di rispettare similitudini di forma, dimostra una costanza di performance sia “nel piccolo” che “nel grande”.

### **5.2.7) Integrazione dei fili e previsione delle performance di Kneepad**

Realizzata la base dell’attuatore, si passa alla seconda fase della fabbricazione di SWeAT, ossia alla disposizione e integrazione dei fili SMA. Giunti a questo punto è necessario conoscere il valore di forza che l’attuatore deve essere in grado di esercitare una volta applicato sulla gamba. Per approssimare questo termine si misura con un dinamometro la spinta richiesta per mantenere in equilibrio a 30° rispetto alla verticale la seconda estremità del giunto. Il punto di applicazione della forza viene fissato a 17 cm dalla cerniera (rappresentazione del ginocchio nello schema semplificato), in maniera tale da rispecchiare la posizione effettiva in cui SWeAT andrà a compiere lavoro.

Per quantificare in maniera effettiva e veritiera quella che sarà la forza da vincere, si è deciso di svolgere la misura tramite dinamometro dopo aver cucito la base di SWeAT sul pantalone.

Come si può facilmente intuire, misurare solamente la forza necessaria a muovere la gamba non consente di tener conto dell’effetto peso dell’attuatore, fatto che porterebbe ad un sottodimensionamento e quindi ad un mancato raggiungimento dell’obiettivo finale.

I dati letti dal dinamometro indicano che a  $30^\circ$  la proiezione della forza peso perpendicolare all'asse della gamba (ossia la vera componente che si oppone all'azione di SWeAT) è di 4.5 N.

Per poter rendere l'attuazione rapida tuttavia, si è scelto di impostare un sovradimensionamento, in modo tale che il raggiungimento dell'angolo di inclinazione fissato avvenisse durante il transitorio, evitando quindi di dover mantenere alimentati i fili a lungo. Infatti, come si può prevedere dalla fisica del problema, all'aumentare dell'escursione angolare corrisponde una maggior richiesta di forza da parte dell'attuatore, che, avvicinandosi ad una posizione di equilibrio tenderà a rallentare. Per questo, fissando a 6 N il requisito di forza a cui SWeAT deve essere in grado di rispondere, si è certi di poter superare i  $30^\circ$  con una sufficiente velocità, tale da permettere frequenze di andata e ritorno più rapide possibili.

### **5.2.8) Il modello regressivo come strumento di progettazione**

Nei paragrafi precedenti sono stati descritti i passaggi che hanno permesso di perfezionare la funzionalità dell'attuatore da un punto di vista dinamico, geometrico e di compattezza. L'ultimo elemento mancante per poter completare la progettazione della ginocchiera attiva basata su SWeAT è il calcolo del numero dei fili necessari al suo corretto funzionamento.

Per prima cosa va ricordato come il comportamento dell'attuatore sia lineare rispetto alla corsa: noto infatti il livello di forza massimo esprimibile in condizione non inflessa, esso tende a calare in maniera lineare all'aumentare della deformazione provocata dall'accorciamento dei fili SMA.

Tenendo ben presente questo presupposto è possibile quantificare il numero di fili da disporre sul composito finora realizzato per arrivare ad una definitiva attuazione del ginocchio.

Poco sopra si è di fatto giunti a scegliere come target di forza necessaria un valore di 6 N, che diventano, per i motivi appena esposti, 12 N nella fase di spunto dell'attuatore. Ricordando l'equazione sperimentale ricavata con il metodo dell'analisi della varianza, è ora possibile

identificare tutti i parametri che concorrono al conseguimento di tale performance:

$$\text{Forza} = 0,051 \cdot \text{numero fili} + 0,35 \cdot \text{rigidezza} + 0,11 \cdot \text{numero fili} \cdot \text{rigidezza} \quad (5.7)$$

In questo particolare contesto il valore da assegnare alla variabile rigidezza è definito dalla struttura geometrica dell'attuatore, e risulta essere pari a:

$$K = \frac{EA}{L} = \frac{0.575 \cdot [120 \cdot 10 - (3^2 \cdot \pi \cdot 9)]}{400} = 1.36 \frac{N}{mm} \quad (5.8)$$

Sostituendo il valore di K nell'equazione della forza è possibile isolare il termine numero di fili.

$$12 = 0,0175484 + 0,0516677 \cdot \text{numero fili} + 0,350989 \cdot 1.36 + 0,110425 \cdot \text{numero fili} \cdot 1.36$$

$$\text{numero fili} = \frac{11.505}{0.203} = 57.25 \approx 60 \quad (5.9)$$

I 12 N richiesti dall'applicazione saranno quindi disponibili con 60 fili SMA cuciti all'attuatore. Vista l'approssimazione, ci si aspetta che il livello effettivo di forza finale sia leggermente superiore.

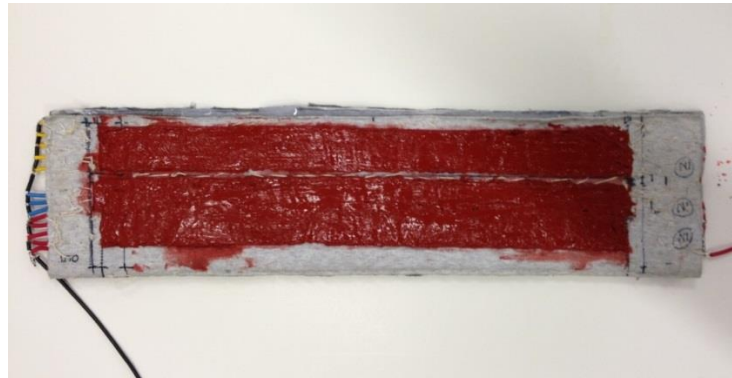


Fig. 5.25 Un prototipo di attuatore SWeAT

### 5.2.9) Dimensionamento del sistema di alimentazione

Definito il numero di fili è ora possibile svolgere una prima analisi sulle potenze richieste e sul sistema di alimentazione capace di soddisfarle.

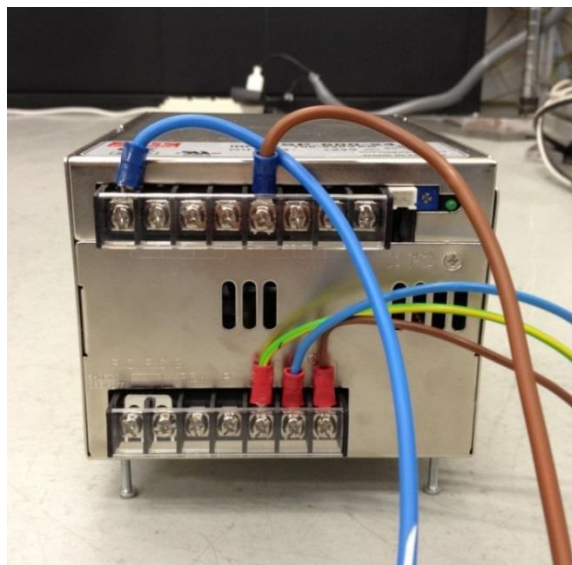


Fig. 5.26 Alimentatore da 24 Volt – 25 Ampere

Ricordando quanto esposto relativamente al dimensionamento elettrico dell'attuatore, è bene precisare che l'alimentatore presente in laboratorio

è in grado di generare 24 Volt di differenza di potenziale, con una massima intensità di corrente di 25 Ampere.

La configurazione finale dell'attuatore prevede, per rientrare nel limite del voltaggio, una connessione in parallelo tra i 60 terminali, disposti in serie a 2 a 2. Di conseguenza, si deve mantenere un filo continuo per la lunghezza pari a 2 passate (collegamento in serie secondo la forma ad U), per poi ripetere questa disposizione 30 volte (in modo tale da raggiungere i 60 fili complessivi).

A questo punto, noti i dati sull'andamento della corrente in funzione del parametro lunghezza filo, è possibile fissare il consumo del dispositivo.

Secondo le stime sperimentali, in ciascun filo collegato ad U scorre una corrente pari a 0,72 A, che moltiplicata per il numero di giunzioni in parallelo (30) determina il fabbisogno totale di corrente, quantificato in 21 A.

Appare evidente come questo aspetto sia penalizzante dal punto di vista pratico, visto l'elevato consumo energetico e la presenza di alti valori di amperaggio; in quest'ottica è quindi fondamentale la presenza di un elemento isolante come il silicone che impedisce il contatto tra i fili e l'ambiente esterno.

È tuttavia necessario, a livello di sviluppi futuri, trovare una configurazione elettrica che minimizzi queste necessità, spostando l'attenzione verso una maggiore indipendenza energetica del dispositivo

Tab. 5.12 Requisiti per l'alimentazione di Kneepad

<b>Lunghezza Filo</b>	34,00 cm
<b>Numero di Fili</b>	60
<b>Lunghezza Totale Filo</b>	20,40 m
<b>Corrente Circolante Stimata</b>	0,72 A
<b>Corrente Circolante Totale</b>	21,00 A
<b>Voltaggio Richiesto</b>	24,00 V
<b>Potenza Assorbita</b>	500 W

Confrontando i dati riportati in tabella 5.12 con quelli presenti nella scheda tecnica dell'alimentatore a disposizione si nota come esso sia in grado di fornire i voltaggi, gli amperaggi e la potenza totale richiesta.

### 5.2.10) Verifica delle prestazioni e considerazioni finali

Conclusasi la parte di progettazione della ginocchiera attiva, si passa a testare le sue performance, cercando di registrare in maniera precisa alcuni dati relativi all'effettiva escursione garantita dal dispositivo e dei tempi con cui esso riesce a completare un ciclo operativo.

Per ottenere il massimo risultato dall'attuatore è importante fare in modo che si vengano a creare le condizioni al contorno migliori affinché esso sia in grado di esprimere il massimo della sua potenzialità.

Al fine di raggiungere la più ampia inclinazione possibile, va trovato un modo per vincolare solidalmente pantalone ed attuatore: quest'ultimo viene quindi cucito con una sequenza di punti molto fitta, per far sì che non vi siano scostamenti localizzati tra i due elementi, che andrebbero a limitare l'effetto globale. Inoltre, per poter concentrare l'intera forza dell'attuatore nella parte inferiore della gamba (quella mobile) è necessario bloccare l'estremità superiore, riproducendo qualcosa di simile al sistema di set up utilizzato per testare i provini durante il piano sperimentale.

Soluzione a questo problema è stata individuata nello stringere la parte superiore del pantalone, che essendo quindi bene aderente alla parte superiore della gamba, agisce da incastro, non permettendo rotazioni o spostamenti alcuni dell'estremità alta della ginocchiera. In questa configurazione, viene misurata con un metro l'escursione lineare  $h$  percorsa dalla gamba, elemento che permette di risalire al massimo angolo di inclinazione raggiunto. Perciò, nota  $h$  ed  $l$  (distanza tra la cerniera e la fine della gamba, pari a 40 cm) è possibile calcolare il valore di  $\alpha$

$$\tan \alpha = \frac{h}{l} = \frac{25}{40}$$

$$\tan^{-1}\left(\frac{25}{40}\right) = 33^\circ$$

$$(5.11)$$

L'angolo descritto dalla gamba è quindi molto vicino a quanto previsto in fase di progettazione, andando a superare leggermente l'obiettivo che era stato preposto. In aggiunta a ciò, anche la dinamica con cui l'attuatore riesce a raggiungere il fine corsa appare sufficientemente rapida, con un tempo di andata e ritorno pari a 7 secondi.



Fig. 5.27 L'attuatore SWeAT montato sulla gamba realizzata in laboratorio in posizione intermedia (sinistra) e di massima escursione (destra)



Fig. 5.28 Particolare dell'attuatore: in vista la sezione cava con cui è stato ottenuto l'alleggerimento.

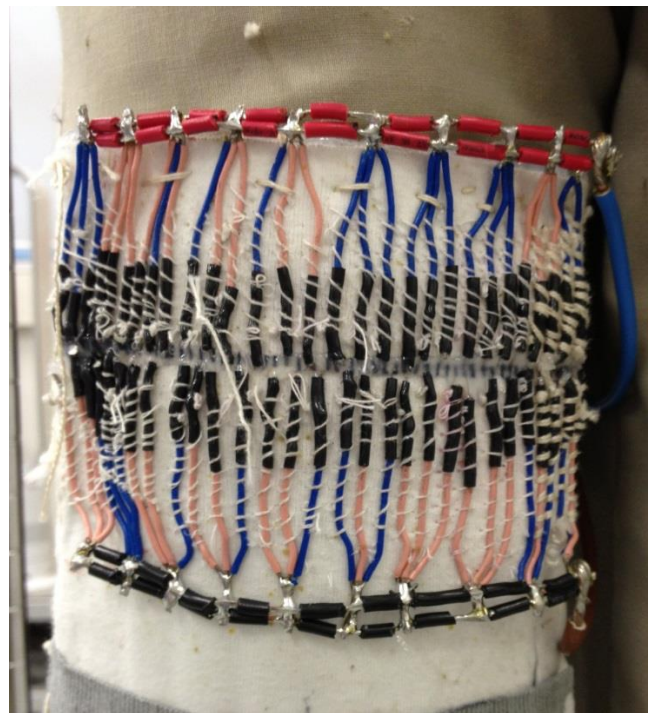


Fig. 5.29 Particolare delle connessioni elettriche: si noti l'isolamento ottenuto tramite guaine termo restringenti e silicone.



Tab. 5.13 Prestazioni di Kneepad

Scheda Tecnica Kneepad	
Numero Fili	60
Forza Massima Espressa	12.7 N
Angolo di Curvatura	33°
Tempo di Attuazione	7 s
Corrente di Alimentazione	0.7 A
Voltaggio di Alimentazione	24 V
Potenza Richiesta	500 W

### 5.3) Conclusioni

Le due applicazioni presentate rappresentano una dimostrazione delle effettive capacità dell'attuatore indossabile ideato in questo lavoro di tesi. Le attuali performance di SMARt Glove e di Kneepad sono infatti il frutto di un lungo percorso di sperimentazione e progettazione, che ha portato, partendo da zero, alla costituzione di questi due prototipi. Come già ribadito, i risultati ottenuti non devono essere intesi come definitivi, bensì come un elemento di verifica della fondatezza dei modelli, delle supposizioni e dei metodi progettuali utilizzati. Essi rappresentano infatti una base di partenza su cui poter completare il lavoro, andando a migliorare gli aspetti perfezionabili. Non va poi dimenticato come entrambe le soluzioni proposte siano state prodotte in maniera del tutto artigianale, senza l'ausilio di mezzi meccanici; questo punto, a prima vista banale, costituisce un elemento a vantaggio a favore di SWeAT: un'automatizzazione della fase produttiva, infatti, può solamente rendere il risultato finale più efficiente e prestazionale. In aggiunta, processi di fabbricazione ripetibili e affidabili possono consentire un maggior controllo sui parametri di progetto, riflettendosi di fatto in un notevole aumento delle performance finali.

Concludendo, è giusto evidenziare come l'intento generale di questa tesi sia quello di proporre una soluzione primaria al problema della realizzazione di attuatori indossabili, sfruttando le leghe a memoria di forma come elemento attivo. Ovviamente, un tema così ampio e

particolareggiato, può trovare sicuro giovamento dall'analisi più approfondita di alcuni aspetti, (come la ricerca nel campo dei materiali impiegati) superando quindi la fase prototipale e passando in una fase di standardizzazione e miglioramento continuo.

# Appendice A

## Note sulle leghe a memoria di forma

Viste le necessità dettate dallo sviluppo di applicazioni ingegneristiche, nuovi materiali sono in fase di studio e di ricerca, per permettere il raggiungimento di performance sempre più elevate e per facilitare la realizzazioni di funzioni sempre più complesse. Tra di essi vi è un gruppo in grado di rispondere ad un particolare stimolo, modificando le loro proprietà fisiche e/o chimiche. Da un punto di vista tecnico, questo famiglia di materiali prende il nome di “Stimuli Responsive Materials” (SRMs) e possono essere attivati da variazioni di tipo termico, meccanico, elettrico o magnetico.

In particolare, le leghe a memoria di forma (note come SMAs, Shape Memory Alloys) fanno parte di una categoria di SRMs basata sul riconoscimento di stimoli termici che permettono di attivare l’effetto di memoria, vale a dire la capacità di recuperare la forma originale, dopo essere stati deformati severamente o, addirittura, quasi plasticamente.

Questi particolari metalli, in genere basati su leghe di nichel e titanio (da cui il nome Nitinol), fondano il loro comportamento SME (Shape Memory Effect) su una transizione di fase solida tra austenite e martensite, passaggio che avviene in assenza di diffusione.

Rispetto ai materiali ferrosi più comuni, come gli acciai, le SMA presentano delle temperature di transizione molto basse, tali da essere raggiunte anche in laboratorio; inoltre il cambiamento di fase avviene evidenziando una completa reversibilità. Per poter attivare una lega a memoria di forma di questo tipo si sfruttano le seguenti temperature limite, che governano il fenomeno appena spiegato.

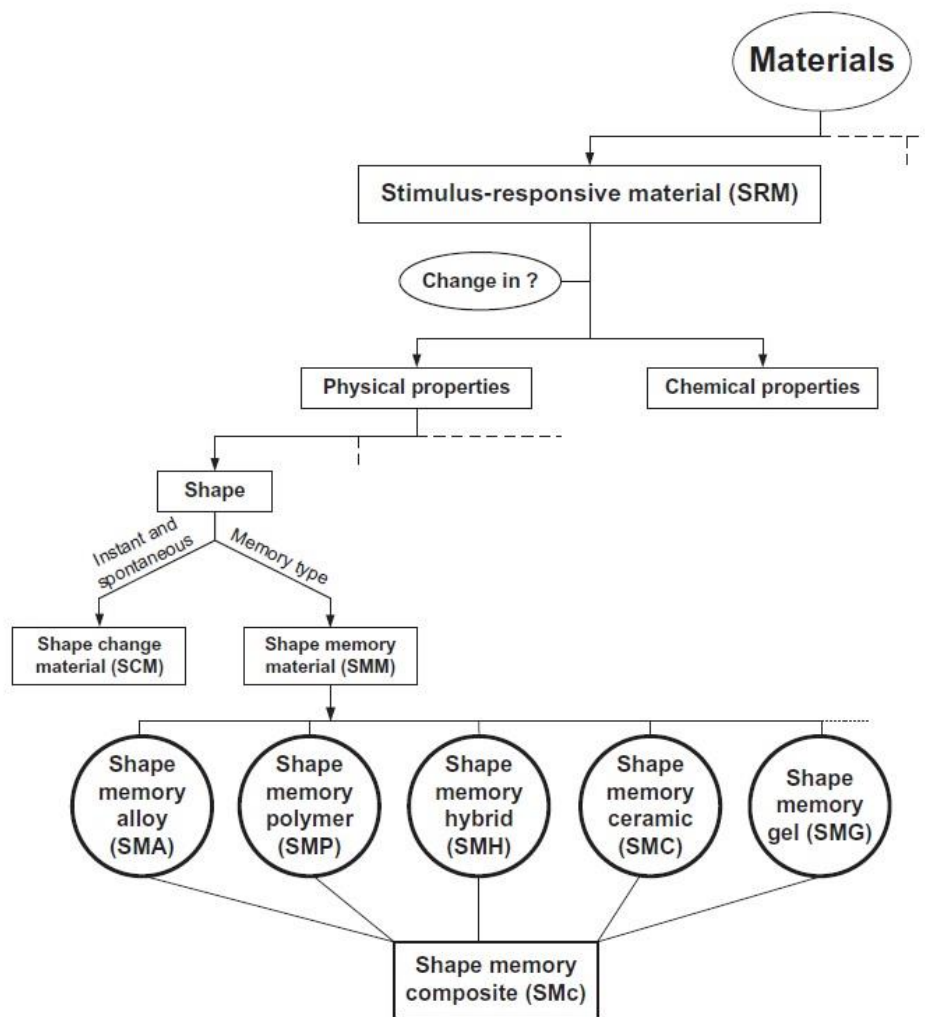


Fig. A.1 Schema generale degli SRMs [1]

- $A_s$  (Austenite start) temperatura a cui inizia la trasformazione della fase austenitica
- $A_f$  (Austenite finish), temperatura in cui ha termine la trasformazione
- $M_s$  (Martensite start) valore di temperatura per cui, raffreddando la lega si passa in campo martensitico
- $M_f$  (Martensite finish) limite inferiore per cui si ha completo passaggio della struttura cristallina in fase martensitica.

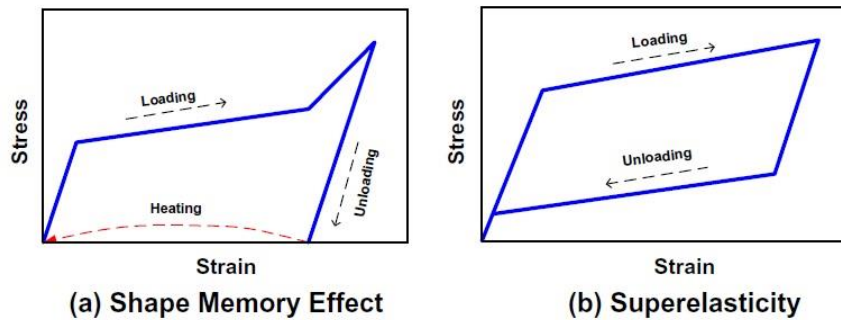


Fig. A.2 Rappresentazione grafica dell'effetto di memoria di forma e di superelasticità [1]

A basse temperature, le leghe SMA presentano l'effetto di memoria di forma: applicando un carico è quindi possibile indurre una deformazione che sarebbe permanente se il materiale non venisse scaldato oltre il limite di completa austenitizzazione. Da un punto di vista metallurgico, ciò che accade durante questo ciclo (si faccia riferimento alla fig. A.2 a ) è una riorganizzazione del reticolo cristallino, che passa da una forma disordinata (martensite twinned) ad una regolare (austenite) e vice versa.

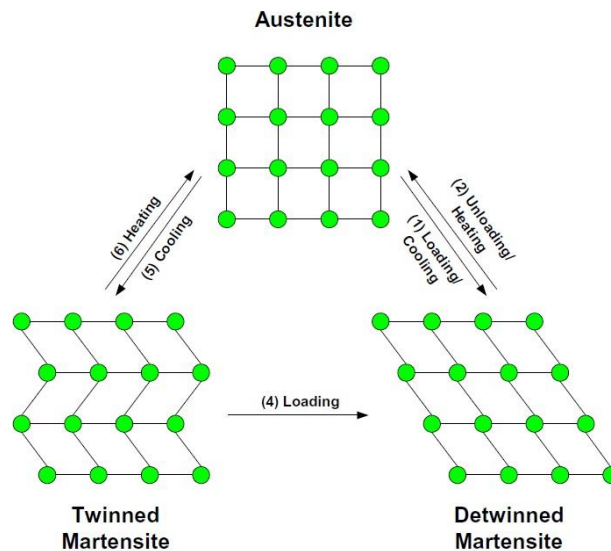


Fig. A.3 Variazioni del reticolo cristallino [1]

In fig. A.3 è evidente come partendo da una condizione iniziale di martensite irregolare, un riscaldamento del materiale (6) riporti la struttura ad essere regolare in fase austenitica. E' bene precisare che questi passaggi di fase non avvengono con una termostatazione tipica di molte altre sostanze, ma sono caratterizzati da un intervallo in cui, al crescere della temperatura, una porzione sempre maggiore di martensite viene portata in austenite. Tuttavia, il semplice riscaldamento non provoca effetti macroscopici visibili. Il tipico effetto di memoria di forma, infatti, viene invece ottenuto sottoponendo ad un carico la lega (4), che passa dalla condizione di martensite twinned a quella di martensite detwinned, orientata secondo un'inclinazione preferenziale. A questo punto la deformazione subita può essere recuperata riscaldando il materiale (2), che torna ad assumere la forma in cui era stato "memorizzato". Successivamente, facendo raffreddare il metallo si torna nella condizione di partenza, ossia di martensite disordinata (5).

Da un punto di vista più generale, il comportamento SME può essere spiegato tramite questo esempio. Si consideri una molla realizzata con un materiale a memoria di forma. A temperatura ambiente e in assenza di carico essa si presenterà indeformata e con una struttura cristallina martensite twinned. Applicando un carico, il reticolo cristallino si riordina, assumendo la tipica conformazione detwinned. La molla, inoltre, è stata deformata in maniera evidente, ben oltre il campo elastico dei comuni metalli impiegati in ambito meccanico.

A questo punto, riscaldando la lega, viene iniziato il processo di trasformazione di fase, che porta i grani di martensite a diventare austenite. In questo modo la deformazione viene totalmente recuperata: la molla infatti assume la forma in cui era stata memorizzata, e ritorna nella condizione di partenza senza che vi sia alcuna distorsione residua. Da un punto di vista metallurgico si nota come la struttura in questa fase sia ordinata e organizzata in cubi regolari.

Raffreddando il metallo si ritorna nella condizione di origine, passando da austenite a martensite twinned, processo che non dà luogo a deformazioni macroscopiche ma ad una semplice riorganizzazione del reticolo.

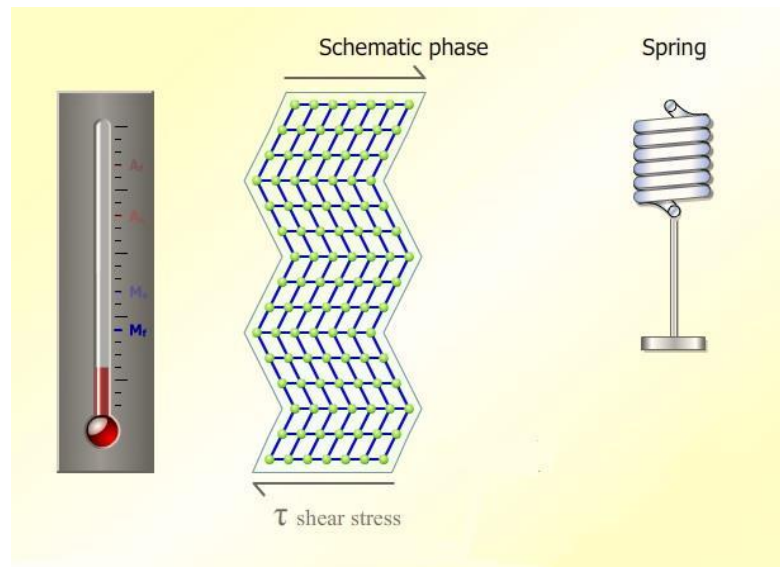


Fig. A.4 Condizione di partenza: martensite twinned [2]

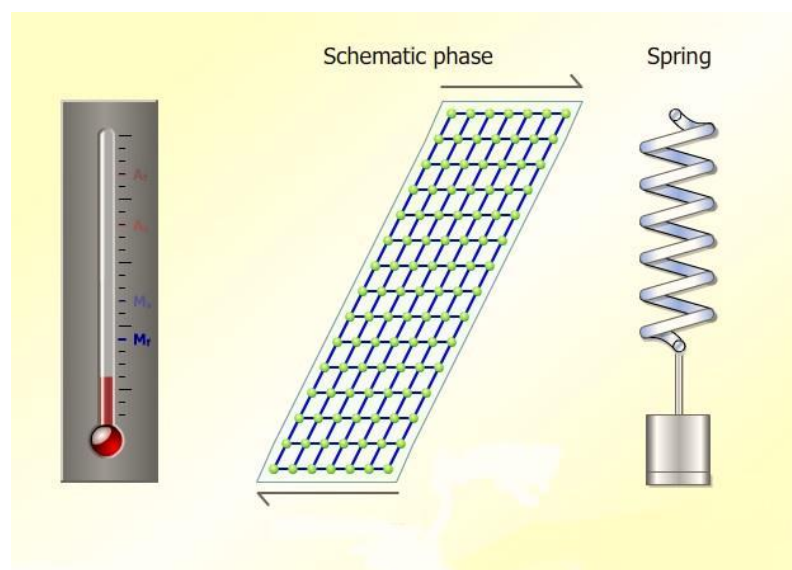


Fig. A.5 Applicazione del carico: martensite detwinned [2]

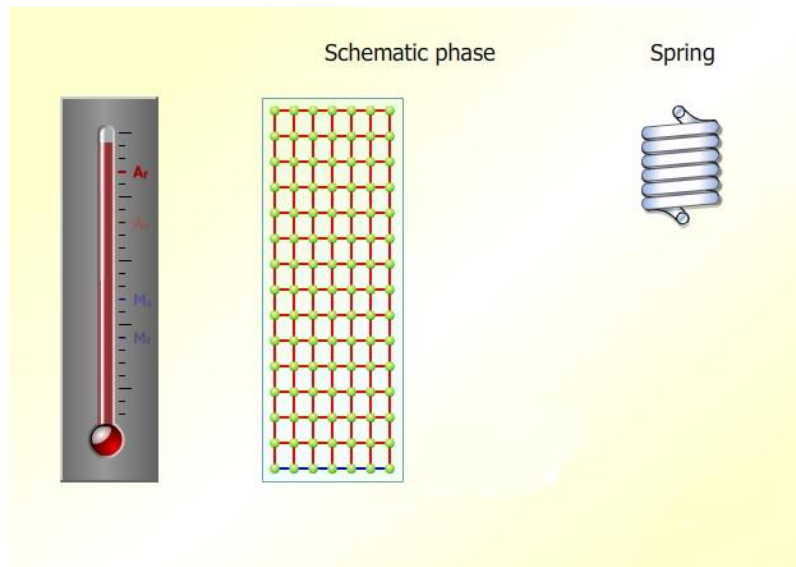


Fig. A.6 Riscaldamento della molla [2]

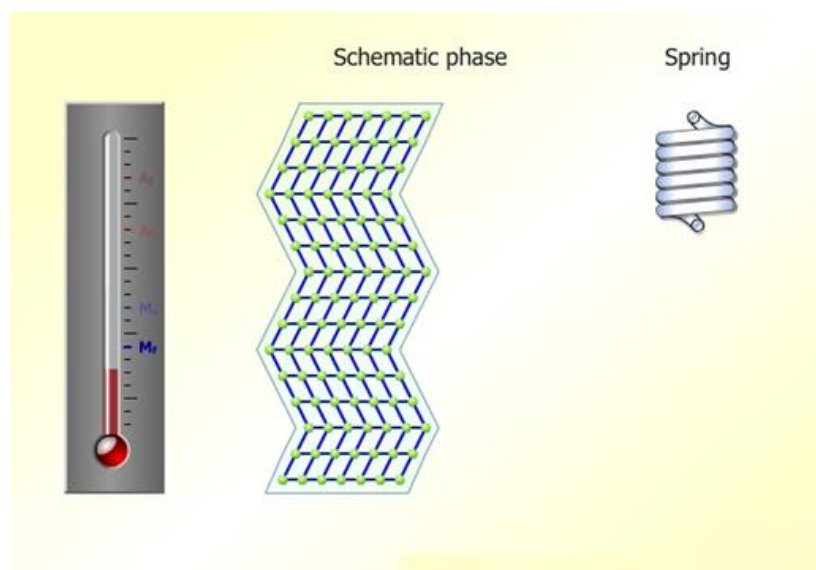


Fig A.7 Raffreddamento e conclusione del ciclo [2]



Una particolarità del comportamento appena descritto è il ciclo di isteresi che si manifesta durante i passaggi di fase. Come si può notare dal grafico riportato in figura, il percorso di riscaldamento e di raffreddamento sono diversi

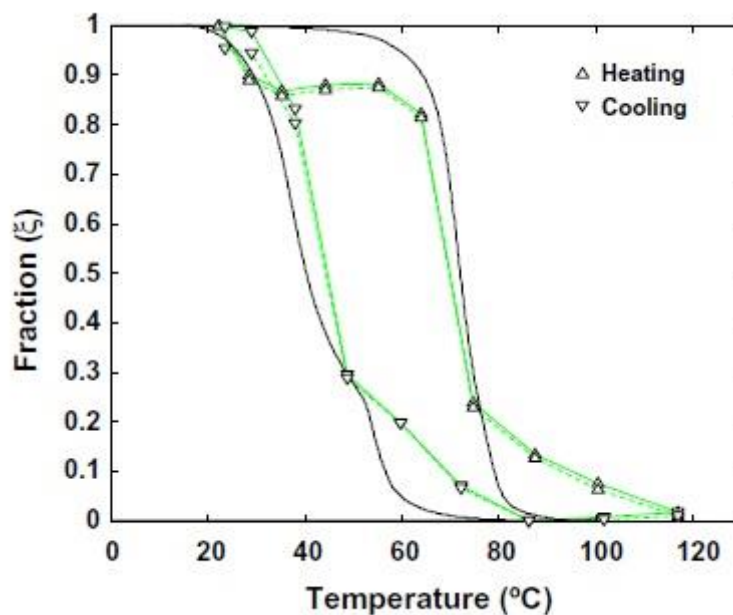


Fig. A.8 Ciclo di isteresi di una lega SMA al variare di temperatura e percentuale di martensite

Parallelamente a questo tipo di comportamento le leghe a memoria di forma presentano, in particolari condizioni, la cosiddetta super elasticità, ossia la capacità di recuperare notevoli deformazioni direttamente nel momento in cui viene a mancare il carico applicato. Tale caratteristica si manifesta a temperature maggiori rispetto ad  $A_s$ , e non è attivata per via termica, bensì per l'imposizione di uno sforzo capace di stimolare la trasformazione locale di austenite in martensite (spesso definita "stress induced martensite").

Il metallo di fatti subisce una trasformazione di fase localizzata che lo porta ad assumere la forma di martensite twinned per tutta la durata del carico, per poi tornare in fase totalmente austenitica. Per poter sfruttare

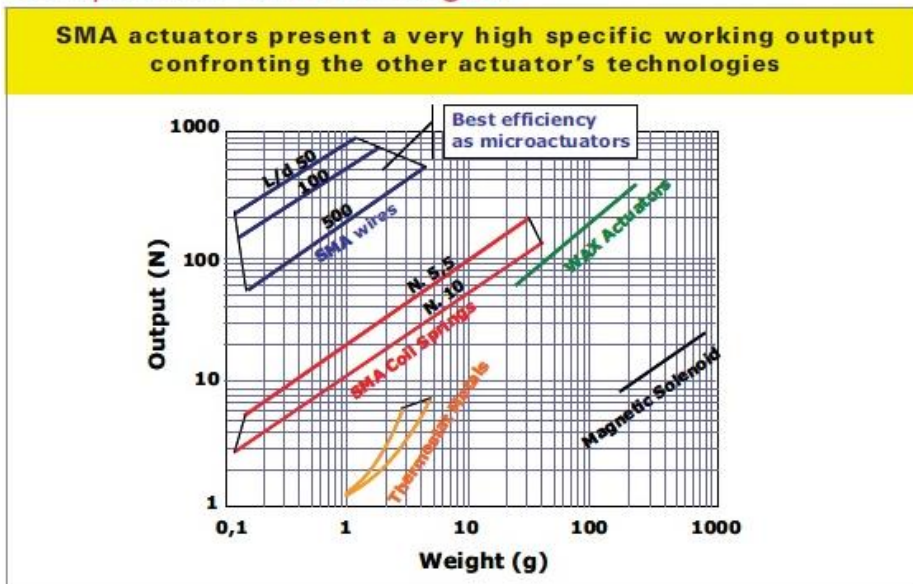
questa notevole proprietà anche a temperatura ambiente, molte leghe superelastiche presentano valori di temperatura di transizione sotto lo zero, tipicamente  $-25^{\circ}\text{C}$ .

Le performance di questi materiali (il cui comportamento è schematizzato nella fig. A.2 (b) ) sono molto elevate e permettono di sostenere deformazioni del 12 % della lunghezza iniziale senza lasciare tracce di plasticizzazione (si ricorda che il campo elastico dei metalli più comuni raramente supera lo 0.3 %).

Queste peculiarità rendono le leghe a memoria di forma particolarmente adatte ad essere impiegate in campi quali la micro attuazione, il settore biomedicale o in applicazioni aerospaziali per citare solo alcuni esempi

Product	Diameter [μm]	Diameter [inch]	Max Force [N]	Max Stroke	Suggested operating Force [N]	Suggested operating Stroke
SmartFlex25	25	0,001	0,3	5%	0,1	<3,5%
SmartFlex50	50	0,002	1,2		0,3	
SmartFlex76	76	0,003	2,7		0,8	
SmartFlex01	100	0,004	4,7		1,3	
SmartFlex015	150	0,006	6,2		2,7	
SmartFlex02	200	0,008	19		5	
SmartFlex03	300	0,012	42		12	
SmartFlex04	400	0,016	75		21	
SmartFlex05	500	0,020	118		33	

### Comparison of technologies



### Typical electrical actuation

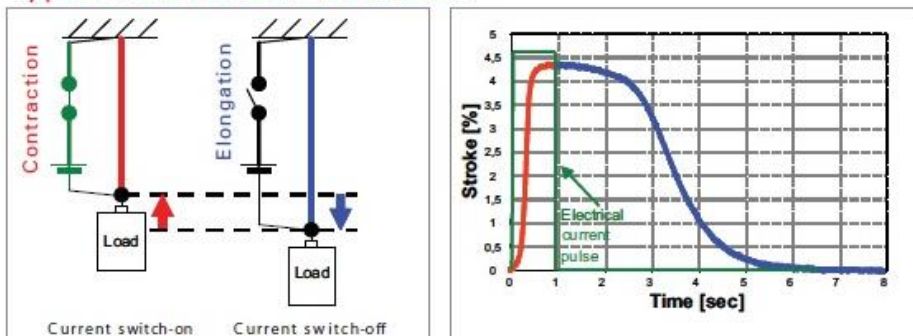
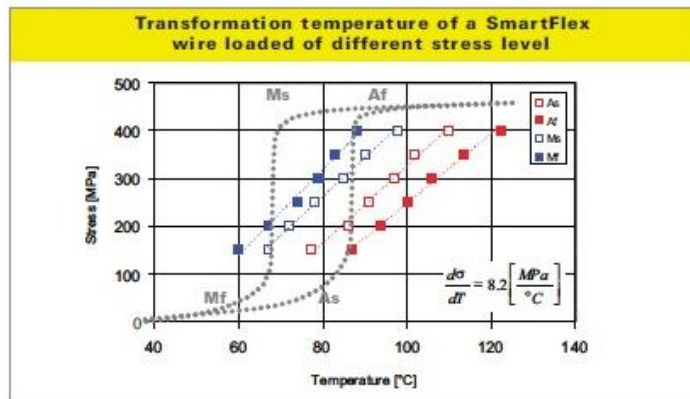
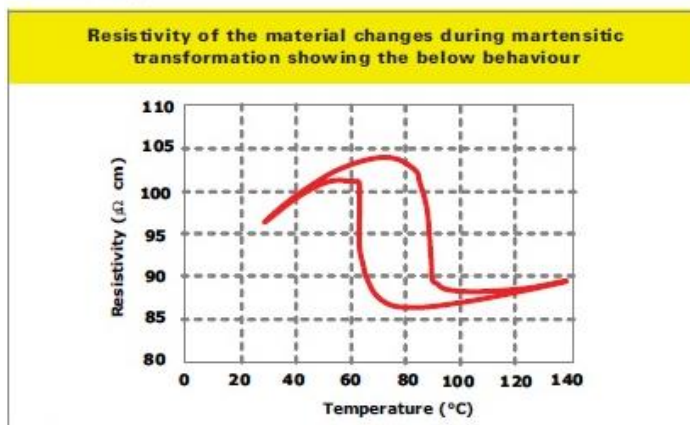


Fig. A.9 Data sheet dei fili SMA SAES Getters impiegati in laboratorio.

Transformation temperatures



Resistivity



Fatigue behavior

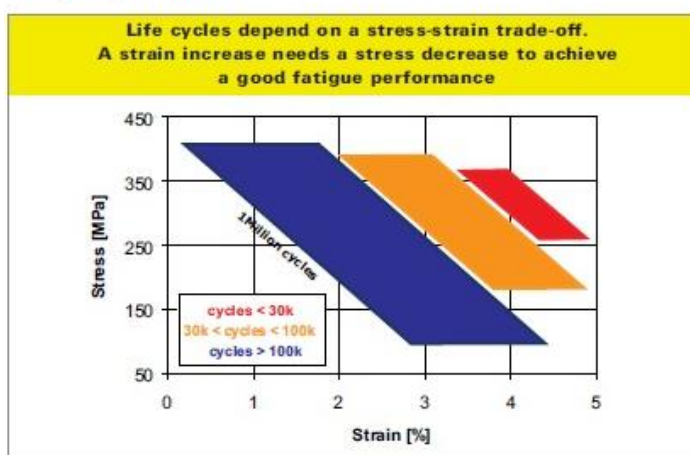


Fig. A.10 Altre caratteristiche delle leghe SMA a disposizione

# Appendice B

## Ipotesi di modifica dei provini SWeAT

A valle del lavoro di tesi è stato possibile, grazie alla collaborazione dell'azienda Pavis di Bugugiate (VA), svolgere un primo tentativo di innovazione e modifica dei provini. In particolare l'attenzione si è focalizzata sull'avvicinamento del filo SMA all'asse neutro della struttura, per aumentarne la curvatura. Sono state apportate alcune modifiche rispetto all'architettura finora presentata, volte a rendere ancor meno invasivo l'inserimento del filo nel tessuto.

I nuovi campioni presentano quindi le seguenti caratteristiche:

- Fissaggio dei fili SMA tramite saldatura ad ultrasuoni di una striscia di poliuretano
- Cucitura del filo SMA sul tessuto, realizzata con un passo di avanzamento molto fitto

Vengono presentati nel dettaglio i risultati ottenuti.

### **B 1) Provino con 2 fili saldati mediante ultrasuoni**

In questo nuovo schema il filo viene adagiato al tessuto (con la solita forma ad U) e fissato ad esso per mezzo di una sottile striscia di poliuretano. L'adesione è ottenuta tramite saldatura ad ultrasuoni dell'elemento polimerico, che va a bloccare i fili metallici. L'attivazione del campione ha manifestato queste peculiarità:

- **La striscia di poliuretano resiste in temperatura, senza fumate e senza che vi sia rammollimento del polimero**
- **A corsa massima (in altezza) il provino saldato raggiunge 1.5 cm**

- Un provino (del tutto identico dal punto di vista dimensionale e di posizionamento del filo) con ancoraggio in silicone e lunghezza di filo pari a 7.5 cm presenta un'escursione in altezza pari a 2.9 cm.

Le possibili differenze nel comportamento dei 2 campioni si possono individuare nei seguenti aspetti:

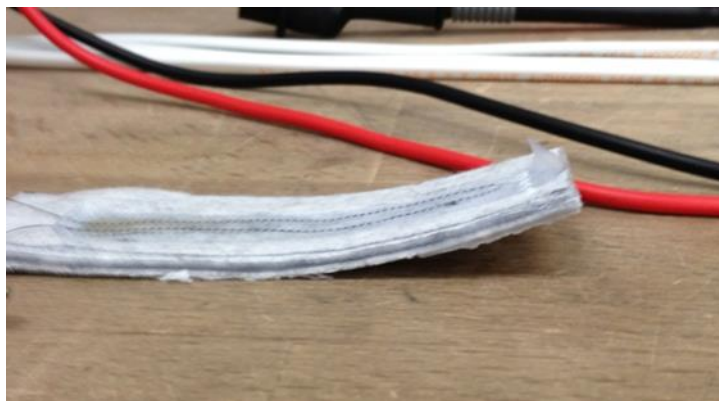


Fig. B.1 Massima curvatura del provino saldato ad ultrasuoni

- 1) Nel provino saldato il filo è solamente adeso al tessuto, non c'è un passaggio nello spessore come in quelli classici. (Mancanza di un punto di ancoraggio fisso)
- 2) E' plausibile pensare che il filo tenda comunque a slittare al di sotto della striscia. Prove fatte mettendo in morsa il campione hanno evidenziato l'esistenza di tale tendenza allo scorrimento.

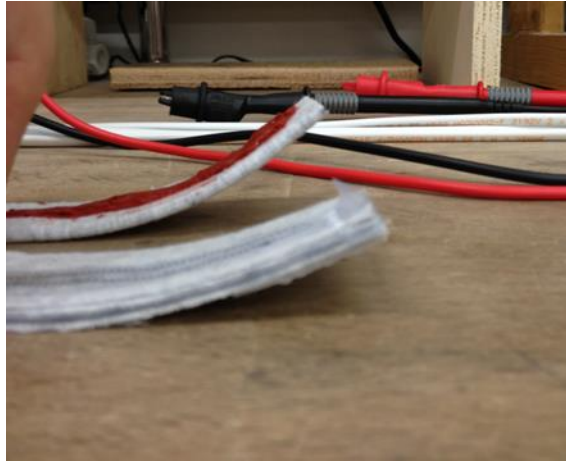


Fig. B.2 Confronto tra il provino classico e quello saldato

Da un punto di vista fisico, il poliuretano ha dimostrato una buona resistenza al calore, requisito imprescindibile per l'applicazione. Di contro, la scelta di non vincolare al substrato il filo si è dimostrata deficitaria. Ciò tuttavia non preclude la possibilità di rivedere la struttura, impiegando una cucitura standard del filo SMA a cui aggiungere, al posto del silicone, la striscia polimerica come immobilizzante.

Questo schema misto dovrebbe essere in grado di unire i vantaggi della nuova e della vecchia soluzione.

## B 2) Provino con fili cuciti al tessuto

Un'altra variante presa in considerazione è stata l'integrazione dei fili a memoria di forma tramite una stretta cucitura al substrato in silicone.

Con questa modifica si cerca di raggiungere un grado di compatibilità tra SMA e tessuto ancora più alto rispetto al caso precedente e a quello standard. Tuttavia, sebbene questo metodo di unione possa sembrare a prima vista ottimale sono emersi alcuni problemi legati essenzialmente all'incapacità del tessuto di bloccare il moto del filo. Analizzando con maggior precisione il comportamento del provino sono state tratte le seguenti conclusioni.

- Lo scorrimento dei fili nei “canali” di tessuto cucito attorno ad essi è evidente già ad occhio.
- Una volta attivati, i provini presentano una appena percettibile forma di curvatura ad U, del tutto non comparabile con quelle già viste nei test passati.

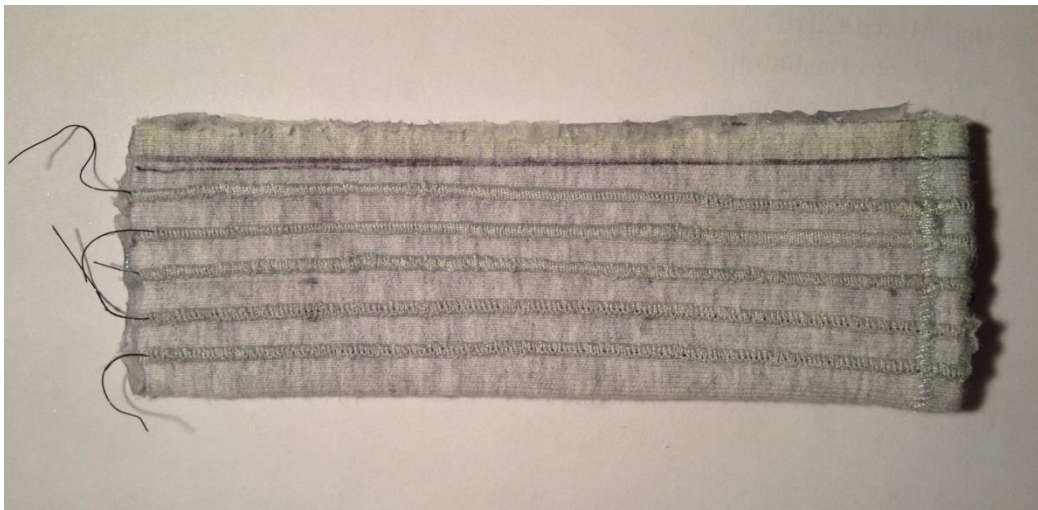


Fig. B.3 Esempio di provino con filo inglobato nel tessuto



- 1) In questo caso è lecito addurre la responsabilità del mancato funzionamento dei provini allo scorrimento relativo, vista l'assenza di un vincolo forte che mantenga in posizione i fili.
- 2) Come si evince dalla fig. B.4 la curvatura è pressoché nulla, a fronte di una lunghezza di 11 cm e ad una distanza dall'asse neutro ridotta (che teoricamente dovrebbero aumentare l'effetto).

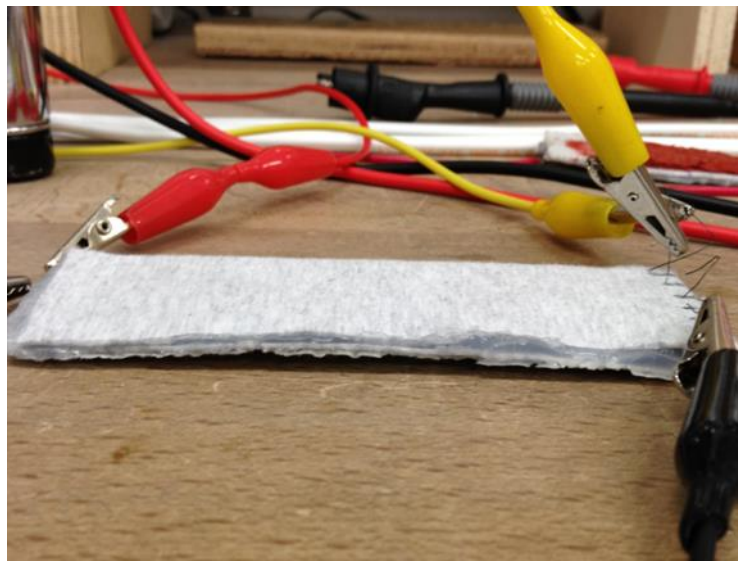


Fig. B.4 Attuazione del provino con filo cucito

Con tutta probabilità, l'attrito tra filo metallico e tessuto non è sufficiente a bloccarne lo scorrimento, fatto che va a separare il moto di accorciamento del filo SMA da quello dell'intero provino.

A valle di queste considerazioni è stato fatto anche un confronto di performance a livello di forza tra:

- Provino saldato 2 fili 200  $\mu\text{m}$
- Provino silicone 2 fili 150  $\mu\text{m}$
- Provino silicone 2 fili 200  $\mu\text{m}$

I livelli registrati sono stati rispettivamente:

- 0.40 N
- 0.55 N
- 0.70 N

Il fatto che il provino in silicone risulti essere superiore a livello di forza espressa pone dei dubbi sul modo in cui vengono trasferiti i carichi nella struttura con bloccaggio tramite PU.

Alla luce di ciò si ipotizza che una soluzione del problema può essere raggiunta con un processo di adesione tra PU e tessuto più deciso. Inoltre anche la dimensione del filo può giocare un ruolo importante: un diametro minore ha la tendenza a rimanere meglio adeso al tessuto (tendenza ben visibile anche nell'integrazione con il silicone rosso). Passando ad esempio ad un 150  $\mu\text{m}$  il PU potrebbe diventare sufficiente a immobilizzare il filo in maniera definitiva. In aggiunta a ciò e per ripetute esperienze legate alla fabbricazione dei provini, la differenza legata alla mancanza di un ancoraggio nello spessore rimane un punto di notevole importanza.

### **B 3) Conclusioni**

I test svolti per trovare una variante alla struttura base di SWeAT non hanno portato a grandi modifiche, viste le scarse performance delle alternative considerate. Tuttavia, unendo aspetti positivi (come la possibilità di saldare tramite ultrasuoni elementi polimerici al tessuto) ad altri già noti (impiego di 4 punti di ancoraggio del filo al substrato) è ragionevole ipotizzare la costituzione di una nuova struttura capace di migliorare quanto attualmente si è raggiunto e, allo stesso tempo, rendere l'integrazione delle leghe SMA ancora più efficace.

# Appendice C

## Risultati dettagliati della caratterizzazione di SWeAT

### Prove di trazione

#### C1) Provino realizzato con silicone fluido

Dimensioni: 30·30·3 mm

Numero ripetizioni: 5

Velocità di avanzamento: 0.3 mm/s

Spost. (mm)	Serie 1 (N)	Serie 2 (N)	Serie 3 (N)	Serie 4 (N)	Serie 5 (N)	Media (N)
<b>0,00</b>	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>1,25</b>	5,10	5,40	5,80	5,50	5,60	5,48
<b>2,07</b>	7,15	7,30	7,65	7,45	7,50	7,41
<b>2,97</b>	9,00	9,40	10,60	10,20	10,10	9,86
<b>4,20</b>	11,50	11,70	12,00	11,90	11,90	11,80
<b>5,00</b>	12,45	12,50	13,85	13,00	13,10	12,98
<b>6,00</b>	14,45	14,90	15,45	15,10	15,20	15,02
<b>6,90</b>	16,00	16,25	17,05	16,60	16,60	16,50
<b>8,00</b>	17,75	18,00	18,45	18,30	18,30	18,16
<b>8,95</b>	19,35	19,35	20,50	19,65	19,80	19,73
<b>10,15</b>	21,50	21,65	22,30	21,80	21,90	21,83
<b>11,05</b>	23,15	23,40	23,55	23,00	23,30	23,28
<b>12,31</b>	26,00	26,25	25,20	25,50	25,70	25,73
<b>13,10</b>	27,70	27,50	27,05	27,35	27,30	27,38
<b>14,00</b>	29,90	29,60	28,95	29,50	29,40	29,47
<b>15,00</b>	32,00	32,50	31,95	32,30	32,30	32,21
<b>16,00</b>	34,80	34,50	34,20	34,70	34,50	34,54
<b>17,00</b>	36,90	36,50	37,20	36,75	36,80	36,83
<b>18,20</b>	39,20	39,00	39,45	39,50	39,30	39,29
<b>19,00</b>	41,00	40,70	41,60	41,40	41,20	41,18
<b>19,80</b>	42,00	40,00	42,55	41,50	41,40	41,49

	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4	Serie 5
Rigidezze (N/mm)	2,01	1,97	1,97	1,98	1,98

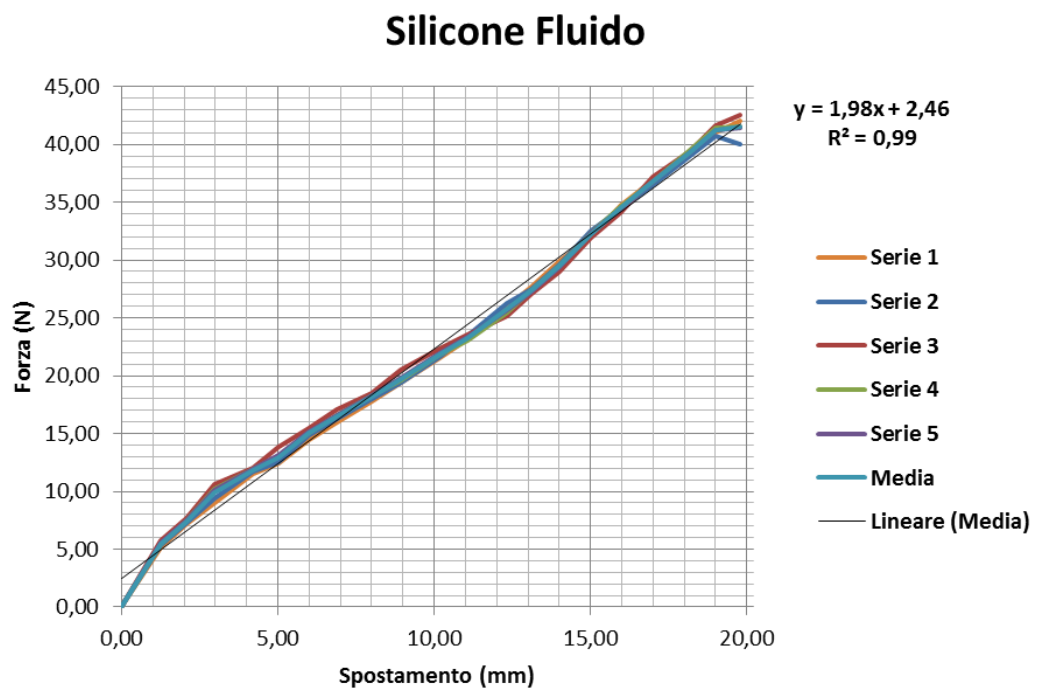
**Risultati:**

Media rigidezze: 1.98 N/mm

Dev. Std. : 0.02 N/mm

IC 95%: 1.96 – 2.00

**Grafico:**



## C2) Provino realizzato con silicone per alta temperatura

Dimensioni: 30·30·3 mm

Numero ripetizioni: 5

Velocità di avanzamento: 0.3 mm/s

Spost. (mm)	Serie 1 (N)	Serie 2 (N)	Serie 3 (N)	Serie 4 (N)	Serie 5 (N)	Media (N)
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1,16	4,50	4,70	4,60	4,60	4,80	4,64
2,07	6,55	6,75	6,70	6,70	6,80	6,70
3,05	8,50	8,70	8,24	8,50	8,90	8,57
4,20	10,30	10,50	9,85	10,20	10,65	10,30
5,00	11,67	11,90	11,40	11,65	12,15	11,75
6,00	12,75	12,70	12,65	12,70	12,95	12,75
7,20	14,65	14,80	14,25	14,60	15,00	14,66
8,20	16,20	16,40	15,60	16,05	16,65	16,18
9,25	17,58	18,00	16,90	17,50	18,25	17,65
10,15	18,50	18,65	18,00	18,40	18,95	18,50
11,05	19,85	20,00	19,30	19,70	20,25	19,82
12,31	21,20	21,60	20,70	21,15	21,80	21,29
13,20	22,60	22,80	22,30	22,60	23,05	22,67
14,00	23,70	24,10	23,65	24,00	24,25	23,94
15,00	24,95	25,15	24,80	25,00	25,50	25,08
16,00	26,60	26,65	26,45	26,55	27,00	26,65
17,00	27,35	27,75	27,25	27,45	27,95	27,55
18,20	29,40	29,50	29,05	29,30	30,00	29,45
19,00	30,25	30,40	29,95	30,20	30,80	30,32
19,80	30,65	30,75	30,45	30,60	31,25	30,74

	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4	Serie 5
Rigidezze (N/mm)	1,43	1,44	1,42	1,43	1,45

### Risultati:

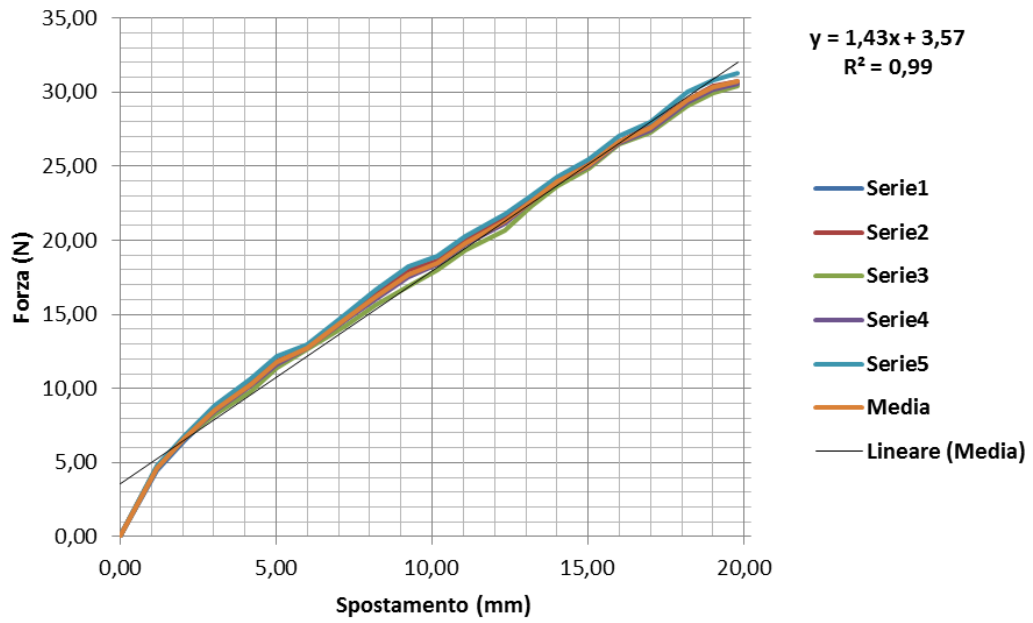
Media: 1.43 N/mm

Dev. Std. : 0.01 N/mm

IC 95%: 1.42 – 1.44

Grafico:

### Silicone Alta Temperatura



### C3) Provino realizzato con silicone “alta flessibilità”

Dimensioni: 30·30·3 mm

Numero ripetizioni: 5

Velocità di avanzamento: 0.3 mm/s

Spost. (mm)	Serie 1 (N)	Serie 2 (N)	Serie 3 (N)	Serie 4 (N)	Serie 5 (N)	Media (N)
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1,16	3,55	3,65	3,75	3,60	3,65	3,65
1,96	5,30	4,95	5,05	5,00	5,05	5,05
3,05	7,20	6,20	6,30	6,50	6,55	6,55
4,20	8,30	7,40	7,50	7,60	6,70	7,70
5,10	8,80	8,20	8,30	8,50	7,80	8,45
6,00	9,50	8,90	9,00	9,20	8,70	9,15
6,90	10,10	9,60	9,70	9,80	9,40	9,80
8,20	11,00	10,45	10,55	10,80	10,00	10,70
8,95	11,70	10,80	10,90	11,20	11,00	11,15
10,15	12,10	11,70	11,80	11,95	11,40	11,90
11,05	12,50	12,15	12,25	12,80	12,15	12,45
12,31	13,35	12,85	12,95	13,65	12,85	13,20
12,91	13,95	13,15	13,25	13,50	13,70	13,45
13,20	14,35	13,40	13,50	14,05	13,55	13,85
14,00	14,75	13,75	13,85	14,50	14,10	14,20
15,00	15,65	14,35	14,45	15,00	14,70	14,85
16,00	15,75	14,90	15,00	15,35	15,05	15,25
17,00	16,05	15,50	15,60	16,10	15,55	15,80
18,20	16,55	16,05	16,15	16,50	16,15	16,30
19,00	17,10	16,55	16,65	16,90	16,60	16,80

	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4	Serie 5
Rigidezze (N/mm)	0,74	0,72	0,72	0,74	0,74

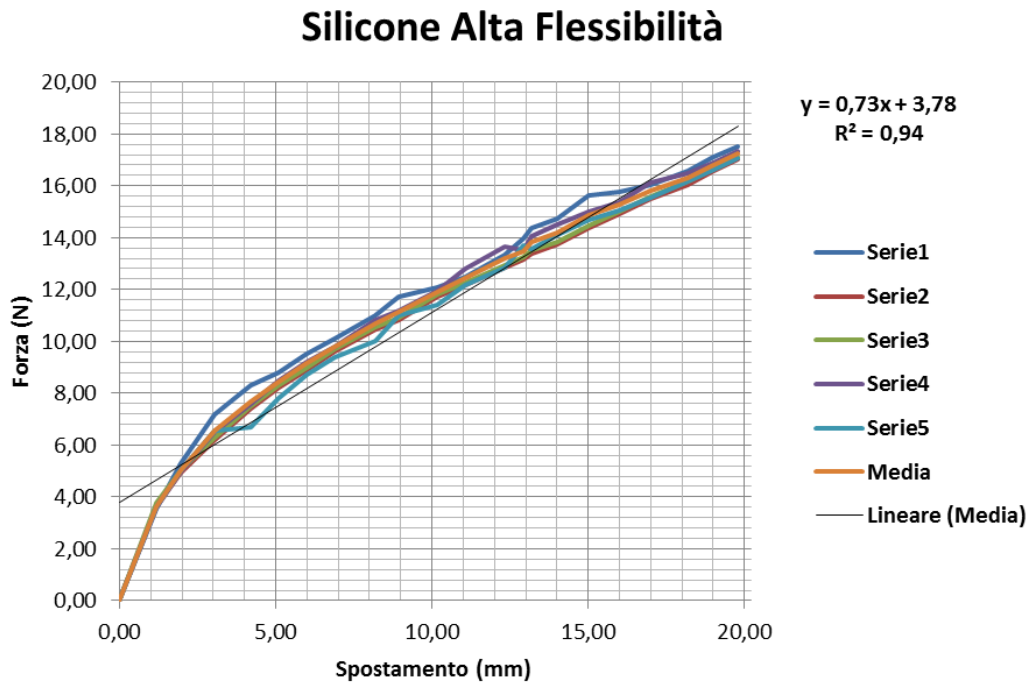
#### Risultati:

Media: 0.73 N/mm

Dev. Std. : 0.01 N/mm

IC 95%: 0.72 – 0.74

Grafico:





#### C4) Test su tessuto semplice

Dimensioni: 30·30·mm

Numero ripetizioni: 5

Velocità di avanzamento: 0.3 mm/s

Spost. (mm)	Serie 1 (N)	Serie 2 (N)	Serie 3 (N)	Serie 4 (N)	Serie 5 (N)	Media (N)
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1,25	1,85	1,65	1,70	1,80	1,60	1,72
2,07	2,65	2,45	2,55	2,50	2,30	2,49
2,97	3,40	3,10	3,00	3,15	2,90	3,11
4,20	4,60	4,20	4,05	4,15	3,85	4,17
5,00	5,35	5,00	4,95	5,15	4,70	5,03
6,00	5,85	5,60	5,45	5,50	5,30	5,54
7,20	6,60	6,20	6,35	6,40	6,15	6,34
8,00	7,30	6,90	7,05	7,20	6,85	7,06
8,95	7,65	7,25	7,35	7,45	7,30	7,40
10,15	8,15	7,75	7,95	8,00	7,65	7,90
11,05	8,75	8,45	8,55	8,60	8,30	8,53
12,31	9,30	9,00	9,15	9,20	8,95	9,12
13,10	9,85	9,50	9,75	9,90	9,45	9,69
14,00	10,50	10,20	10,35	10,35	10,05	10,29
15,00	10,95	10,70	10,95	11,05	10,65	10,86
16,00	11,50	11,30	11,55	11,70	11,05	11,42
17,00	11,95	11,70	12,15	12,25	11,50	11,91
18,20	12,60	12,20	12,75	12,95	12,05	12,51
19,00	13,10	12,85	13,35	13,45	12,95	13,14
19,80	13,50	13,20	13,95	14,00	13,35	13,60

	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4	Serie 5
Rigidezze (N/mm)	0,62	0,62	0,65	0,65	0,63

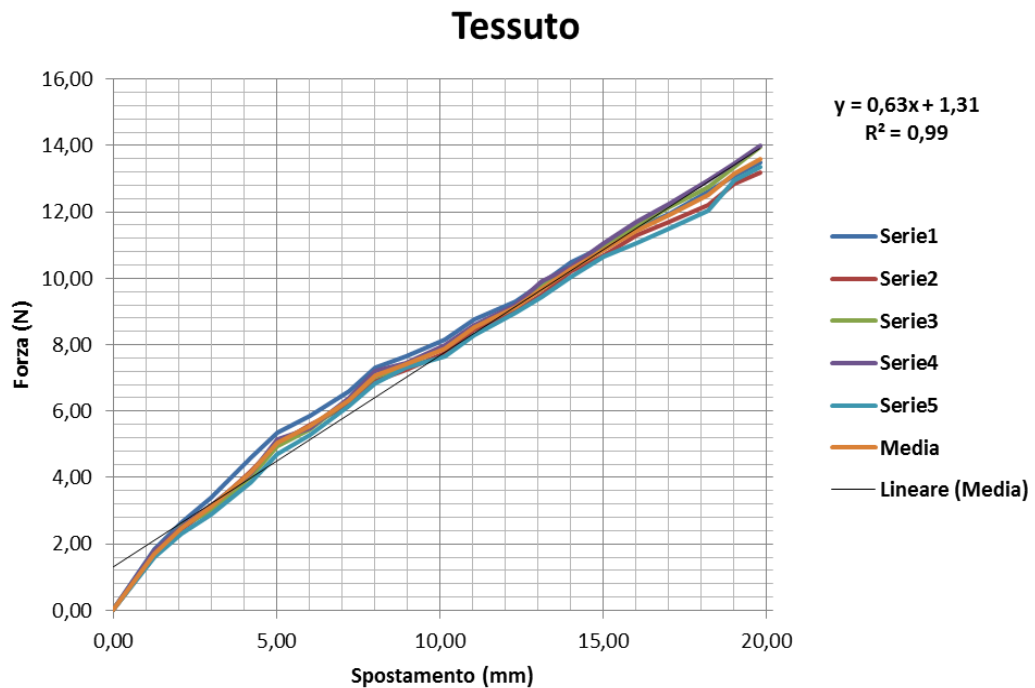
#### Risultati:

Media: 0.63 N/mm

Dev. Std. : 0.02 N/mm

IC 95%: 0.62 – 0.65

Grafico:



### C5) Dati Piano Sperimentale

StdOrder	RunOrder	N° Fili	Rigidezza (N/mm)	Forza (N)
191	1	2	0,53	0,432
192	2	2	0,74	0,553
37	7	4	0,26	0,463
137	12	2	0,53	0,395
101	13	6	0,53	0,784
199	16	4	0,26	0,548
155	17	6	0,53	0,774
120	20	4	0,74	0,860
46	21	6	0,26	0,606
29	23	2	0,53	0,411
73	25	6	0,26	0,586
129	28	6	0,74	1,088
172	30	4	0,26	0,558
92	31	4	0,53	0,691
74	32	6	0,53	0,804

## Risultati dettagliati della caratterizzazione di SWeAT

20	34	6	0,53	0,772
183	45	6	0,74	1,121
93	48	4	0,74	0,831
110	52	2	0,53	0,429
208	58	6	0,26	0,593
119	59	4	0,53	0,672
2	61	2	0,53	0,415
30	65	2	0,74	0,522
47	66	6	0,53	0,753
200	69	4	0,53	0,652
1	70	2	0,26	0,231
39	73	4	0,74	0,798
165	78	2	0,74	0,514
3	82	2	0,74	0,527
65	88	4	0,53	0,673
64	95	4	0,26	0,507
182	97	6	0,53	0,765
10	99	4	0,26	0,528
145	100	4	0,26	0,513
11	101	4	0,53	0,681
21	102	6	0,74	1,124
128	108	6	0,53	0,780
174	109	4	0,74	0,812
210	111	6	0,74	1,136
91	117	4	0,26	0,513
118	124	4	0,26	0,529
75	125	6	0,74	1,117
57	128	2	0,74	0,533
164	130	2	0,53	0,427
181	133	6	0,26	0,583
190	134	2	0,26	0,224
146	138	4	0,53	0,691
102	139	6	0,74	1,129
100	140	6	0,26	0,604
201	141	4	0,74	0,818
19	144	6	0,26	0,572
55	147	2	0,26	0,217
82	150	2	0,26	0,224
12	157	4	0,74	0,861

48	164	6	0,74	1,106
136	167	2	0,26	0,235
147	177	4	0,74	0,834
109	182	2	0,26	0,217
156	184	6	0,74	1,119
209	187	6	0,53	0,723
84	189	2	0,74	0,524
154	194	6	0,26	0,567
127	198	6	0,26	0,580
138	199	2	0,74	0,547
38	200	4	0,53	0,672
163	201	2	0,26	0,211
173	204	4	0,53	0,668
111	210	2	0,74	0,543
66	211	4	0,74	0,842
83	212	2	0,53	0,413
28	214	2	0,26	0,240
56	215	2	0,53	0,409

## C6) Legame Forza-Curvatura SWeAT

4 Fili

Serie 1		Serie 2	
Altezza (mm)	Forza (N)	Altezza (mm)	Forza (N)
0,60	0,90	0,24	0,95
0,92	0,85	0,40	0,90
1,16	0,80	0,59	0,85
1,48	0,75	0,87	0,80
1,91	0,70	1,08	0,75
2,20	0,65	1,44	0,70
2,52	0,60	1,92	0,65
3,10	0,55	2,44	0,60
3,69	0,50	2,86	0,55
4,10	0,45	3,44	0,50
4,43	0,40	3,90	0,45
4,97	0,35	4,44	0,40
5,41	0,30	4,78	0,35

## Risultati dettagliati della caratterizzazione di SWeAT

<b>5,82</b>	0,25	<b>5,26</b>	0,30
<b>6,10</b>	0,20	<b>5,79</b>	0,25
<b>6,32</b>	0,15	<b>6,04</b>	0,20
<b>6,46</b>	0,05	<b>6,28</b>	0,15

### 6 Fili

<b>Serie 1</b>		<b>Serie 2</b>	
Altezza (mm)	Forza (N)	Altezza (mm)	Forza (N)
<b>0,00</b>	1,15	<b>0,16</b>	1,10
<b>0,10</b>	1,10	<b>0,29</b>	1,05
<b>0,61</b>	0,95	<b>0,65</b>	0,90
<b>0,75</b>	0,90	<b>0,78</b>	0,85
<b>0,91</b>	0,85	<b>0,96</b>	0,80
<b>1,25</b>	0,75	<b>1,35</b>	0,70
<b>1,47</b>	0,70	<b>1,57</b>	0,65
<b>1,73</b>	0,65	<b>1,90</b>	0,60
<b>2,02</b>	0,60	<b>2,20</b>	0,55
<b>2,37</b>	0,55	<b>2,67</b>	0,50
<b>2,77</b>	0,50	<b>3,01</b>	0,45
<b>3,49</b>	0,40	<b>3,62</b>	0,35
<b>3,81</b>	0,35	<b>3,95</b>	0,30
<b>4,51</b>	0,25	<b>4,48</b>	0,20
<b>4,72</b>	0,20	<b>4,66</b>	0,15
<b>5,16</b>	0,10	<b>4,92</b>	0,05
<b>5,38</b>	0,00	<b>5,43</b>	0,00

Grafico 4 fili

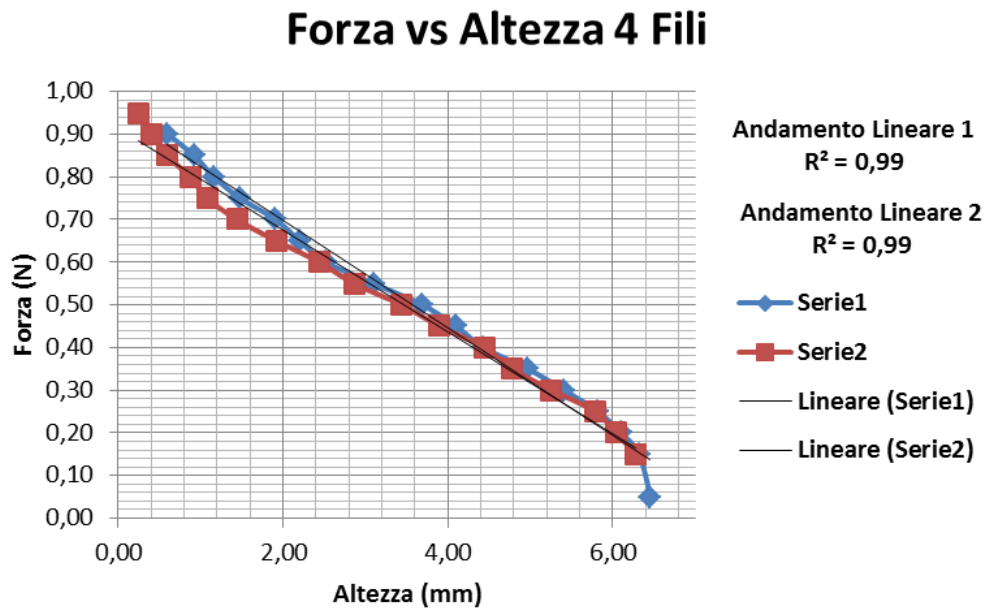
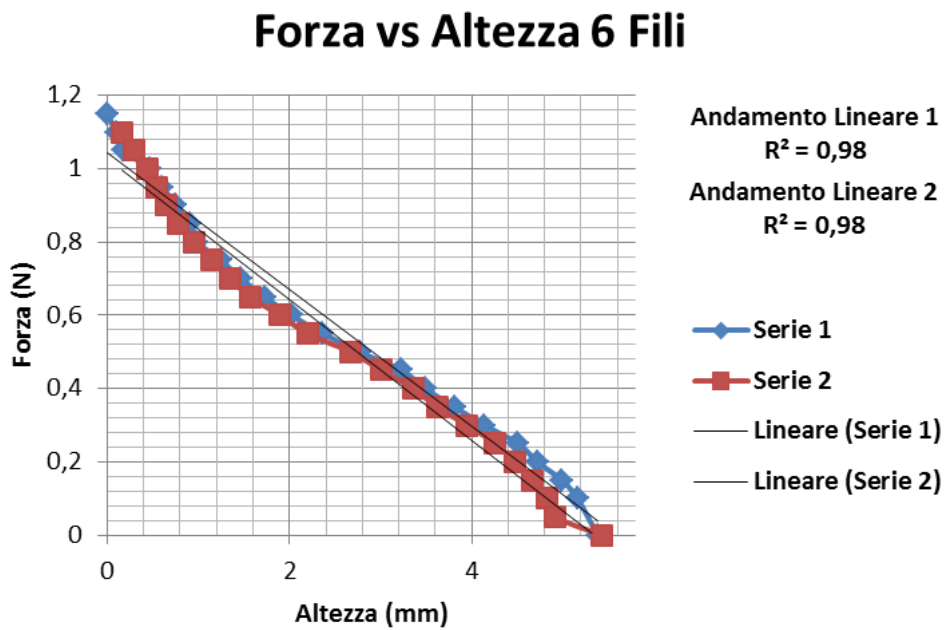


Grafico 6 Fili



## C7) Calcolo rigidezze per alleggerimento

Confronto tra provino cavo, con 2 tubi e con sezione piena. I dati si riferiscono alle rigidezze flessionali misurate con un 3 points bending test.

- **Provino Pieno**

Spost. (mm)	Serie 1 (N)	Serie 2 (N)	Serie 3 (N)	Serie 4 (N)	Serie 5 (N)	Media (N)
<b>0,00</b>	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>2,00</b>	1,35	1,40	1,30	1,30	1,30	1,33
<b>4,00</b>	2,20	2,35	2,15	2,15	2,20	2,21
<b>6,00</b>	3,20	3,25	3,10	3,20	3,15	3,18
<b>8,00</b>	3,70	3,85	3,70	3,75	3,70	3,74
<b>10,00</b>	4,40	4,55	4,40	4,45	4,40	4,44

	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4	Serie 5
<b>Rigidezze (N/mm)</b>	0,42	0,43	0,43	0,43	0,42

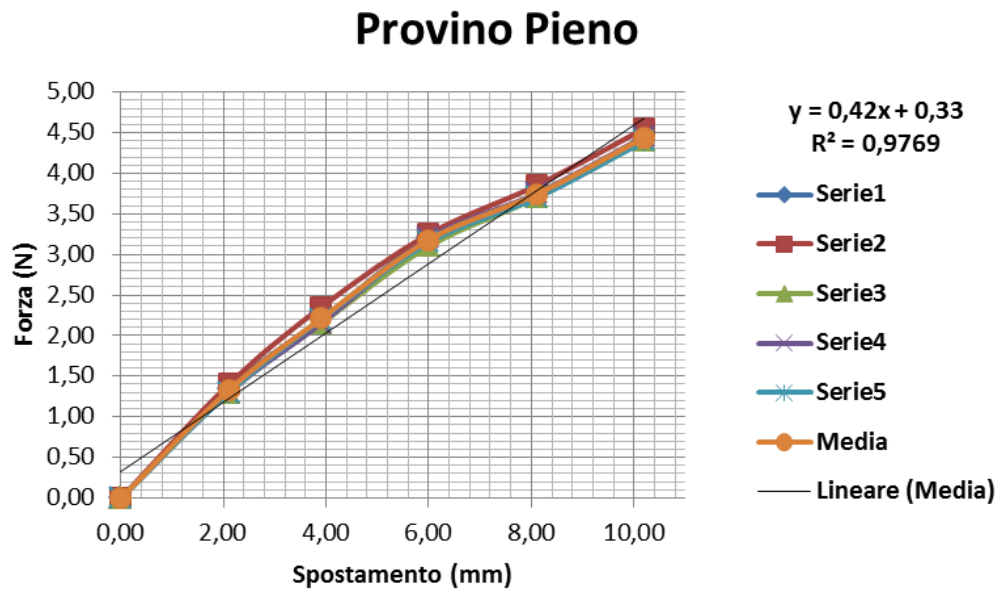
### Risultati:

Media: 0.42 N/mm

Dev. Std. : 0.005 N/mm

IC 95%: 0.41 – 0.42

Grafico



- Provino Cavo

Spost. (mm)	Serie 1 (N)	Serie 2 (N)	Serie 3 (N)	Serie 4 (N)	Serie 5 (N)	Media (N)
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2,00	1,00	1,00	1,05	1,10	1,05	1,04
4,00	1,85	1,85	1,85	1,90	1,85	1,86
6,00	2,50	2,45	2,55	2,55	2,50	2,51
8,00	3,20	3,25	3,25	3,30	3,25	3,25
10,00	3,75	3,70	3,75	3,80	3,75	3,75

	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4	Serie 5
Rigidezza (N/mm)	0,36	0,36	0,37	0,37	0,36



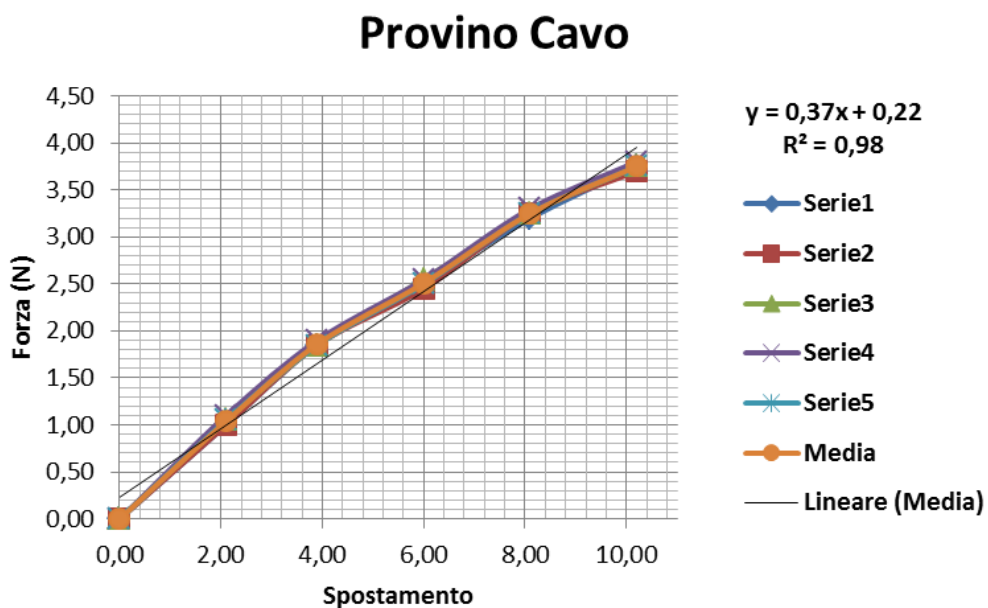
**Risultati:**

Media: 0.37 N/mm

Dev. Std. : 0.002 N/mm

IC 95%: 0.36 – 0.37

**Grafico:**



- Provino Cavo con 2 tubi

Spost. (mm)	Serie 1 (N)	Serie 2 (N)	Serie 3 (N)	Serie 4 (N)	Serie 5 (N)	Media (N)
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2,00	1,10	1,05	1,10	1,05	1,05	1,07
4,00	2,05	1,95	2,10	1,85	2,00	1,99
6,00	3,00	3,00	3,05	2,95	3,00	3,00
8,00	4,10	4,05	4,15	3,95	4,10	4,07
10,00	5,00	5,05	5,10	4,95	5,05	5,03

	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4	Serie 5
Rigidezze (N/mm)	0,5	0,5	0,5	0,49	0,49

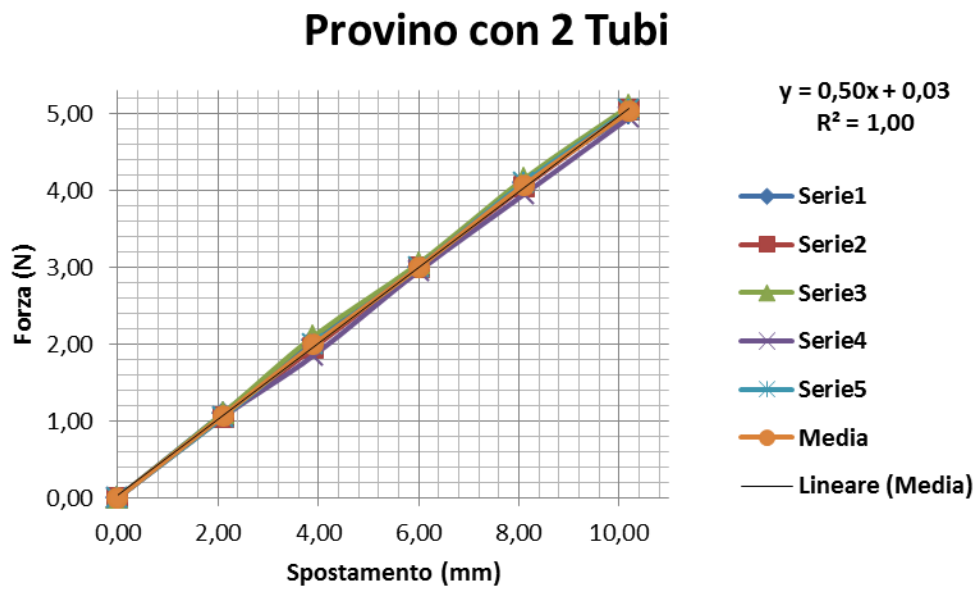
**Risultati:**

Media: 0.5 N/mm

Dev. Std. : 0.005 N/mm

IC 95%: 0.49 – 0.50

**Grafico:**



# Appendice D

## Codice Arduino per la movimentazione del guanto

*/\* Programma per comandare un guanto SMA ad eseguire movimenti multipli.  
Alimentazione pulsata dei fili SMA, azionati da programmi diversi a seconda  
del pulsante premuto e del numero di click di questo.*

*© Matteo Costa - 02/07/'13  
HapRe Lab - Politecnico di Milano  
Dipartimento Ingegneria Meccanica \*/*

```
#include <TinkerKit.h>
```

```
/* Dati MosFet */
```

```
//TKMosFet mos0(O0); // MosFet collegato al canale 0 di OUT  
TKMosFet mos1(O1); // MosFet collegato al canale 1 di OUT - pollice  
TKMosFet mos2(O2); // MosFet collegato al canale 2 di OUT - indice  
TKMosFet mos3(O3); // MosFet collegato al canale 3 di OUT - medio  
TKMosFet mos4(O4); // MosFet collegato al canale 4 di OUT - anulare  
TKMosFet mos5(O5); // MosFet collegato al canale 5 di OUT - mignolo
```

```
/* Dati alimentazione fili d = 0.15 mm */
```

```
int A = 12; // tensione di alimentazione del sistema [V]  
int V = 10; // tensione richiesta dall'utilizzatore [V]  
int val = (V*1023)/A; // discretizzo la tensione richiesta come valore  
// tra 0 e 1023 da passare al MosFet  
int dt1 = 800; // durata impulso [ms]  
int dt2 = 50; // durata attesa impulso [ms]  
int moto = 700; // alternanza movimenti mano
```

```
/* Dati pulsante: gestione dei programmi di demo */
```

```
TKButton Button(I0); // pulsante attivato canale 0 di INPUT  
int Counter = 0; // contatore dei click del pulsante
```

```

/* Attesa ritorno SMA */
int pause = 8000;          // [ms] di attesa ritorno SMA in posizione

void setup() {
  Serial.begin(9600);      // inizializzo il contatto con il monitor
}

void loop() {
  /* Contatore di click */
  if (Button.pressed()) {
    Counter++;
    mos1.write(0); mos2.write(0); mos3.write(0); mos4.write(0); mos5.write(0);
    Serial.println(Counter, DEC);
    Serial.print("Attendo il ritorno degli SMA... \n");
    delay(pause);
  }

  /* Programmi Pulsante */
  switch(Counter) {

    case 1: // Pianista

      mos1.write(val);
      delay(moto);
      mos2.write(val);
      delay(moto);
      mos3.write(val);
      delay(moto);
      mos4.write(val);
      delay(moto);
      mos1.write(0);
      delay(moto);
      mos2.write(0);
      delay(moto);
      mos3.write(0);
      delay(moto);
      mos4.write(0);
      delay(moto);

```

```
break;
```

```
case 2: // Spider Man
```

```
    mos3.write(0);  
    mos4.write(0);  
    delay(dt2);  
    mos3.write(val);  
    mos4.write(val);  
    delay(dt1);  
    break;
```

```
case 3: // Surfista
```

```
    mos2.write(0);  
    mos3.write(0);  
    mos4.write(0);  
    delay(dt2);  
    mos2.write(val);  
    mos3.write(val);  
    mos4.write(val);  
    delay(dt1);  
    break;
```

```
case 4: // Mano chiusa
```

```
    mos1.write(0);  
    mos2.write(0);  
    mos3.write(0);  
    mos4.write(0);  
    delay(dt2);  
    mos1.write(val);  
    mos2.write(val);  
    mos3.write(val);  
    mos4.write(val);  
    delay(dt1);  
    break;  
default:
```

```
    mos1.write(0); mos2.write(0); mos3.write(0); mos4.write(0); mos5.write(0);  
    break;  
}  
if (Counter > 4) {  
    Counter = 0;  
    Serial.print("Riavvio demo... \n");  
}  
}
```

# Bibliografia

## Introduzione

[1] Paul Kiekens, Lieva van Langenhove, Carla Hertleer, “*Smart Clothing: a New Life*”, Ghent University – Department of Textiles

## Stato dell’ arte

[1] Rohseim, M.E., “*Robot Evolution: The Development of Anthrobotics*”, New York, NY, USA: John Wiley & Sons, Inc., 1994, pp. 189-225

[2]. Jacobsen, S.C, Wood, J.E., Knutti, D.F. and Biggers, K.B., “*The UTAH/MIT dexterous hand: work in progress*”, Robotics Research: 1st International Symposium, 1984, pp.601-653

[3] Butterfass, J., Hirzinger, G., Knoch, S. and Liu H., “*DLR’s Multisensory Articulated Hand Part 1: Hard- and Software Architecture*”, IEEE Conference of Robotics and Automation, Belgium, vol.3, Leuven, Belgium, May 1998, pp. 2081-2086

[3] Butterfass, J., Grbenstein, M., Liu, H. and Hirzinger G., “*DLR-Hand II: Next Generation of a Dexterous Robot Hand*”, Proc. of the IEEE International Conference of Robotics & Automation, vol. 1 , Seoul, Korea, May 2001, pp. 109-114

[4] Lovchik, C.S. and Diftler, M.A., “*The Robonaut Hand: A Dexterous Robot Hand For Space*”, Proc. of the IEEE International Conference on Robotics & Automation, vol. 2, Michigan, USA, May 1999, pp. 907-912

[5] K. E. Gilbert and P. C. Callan, “*Hardiman I prototype*”, General Electric Company, Schenectady, NY, GE Tech. Rep. S-68-1081, 1968.

- [6] B. R. Fick and J. B. Makinson, “*Hardiman I prototype for machine Augmentation of human strength and endurance: Final report*,” General Electric Company, Schenectady, NY, GE Tech. Rep. S-71-1056, 1971.
- [7] N. J. Mizen, “*Powered exoskeletal apparatus for amplifying human strength in response to normal body movements*,” U.S. Patent 3 449769, 1969
- [8] H. Kazerooni and R. Steger, “*The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton*,” Trans. ASME, J. Dyn. Syst., Meas., Control, vol. 128, pp. 14–25, Mar. 2006
- [9] C. J. Walsh, D. Paluska, K. Pasch, W. Grand, A. Valiente, and H. Herr, “*Development of a lightweight, underactuated exoskeleton for loadcarrying augmentation*,” in Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom., Orlando, FL, 2006, pp. 3485–3491.
- [10] H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe, and Y. Sankai, “*Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller*” in Proc. IEEE Int. Conf. Syst., Man, Cybern., 2003, pp. 1648–1653.
- [11] EP 1 661 543 A1 “*Wearable action-assist device, and method and program for controlling wearable action-assist device*”
- [12] M. Vukobratovic, D. Hristic, and Z. Stojiljkovic, “*Development of active anthropomorphic exoskeletons*” Med. Biol. Eng., vol. 12, no. 1, pp. 66–80, 1974.
- [13] Miomir K. Vukobratovic “*When were active exoskeletons actually born?*” Mihajlo Pupin Institute, Robotics Department, Volgina 15, ART 59



- 
- [14] J. A. Blaya and H. Herr, “*Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait,*” IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 12, no. 1, pp. 24–31, Mar. 2004.
- [15] T.T. Worsnopp, M.A. Peshkin, J.E. Colgate, and D.G. Kamper, “*An Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke*”
- [16] Sarakoglou, I., Kousidou, S., Tsagarakis, N.G., and Darwin G. Caldwell, “*Exoskeleton-Based Exercisers for the Disabilities of the Upper Arm and Hand*”, Rehabilitation Robotics, Aug 2007, pp. 648
- [17] Jun Wu, Jian Huang, Yongji Wang, and Kexin Xing “*A Wearable Rehabilitation Robotic Hand Driven by PM-TS Actuators*”
- [18] WO 2011/117901 A1 “*A Hand Rehabilitation Device*”
- [19] EP 1 324 403 A1 “*Wearable human motion applicator*”
- [20] Progetto CoSpaR Components for Space Robotics
- [21] Yao-Jen Lai, Long-Jyi Yeha, Min-Chie Chiub “*An experimental investigation on shape memory alloy dynamic splint for a finger joint application*”
- [22] S. Pittaccio, S. Viscuso, M. Rossini, L. Magoni, S. Pirovano, E. Villa, S. Besseghini, and F. Molteni, “*SHADE: A Shape-Memory-Activated Device Promoting Ankle Dorsiflexion*”
- [23] G.V. Merrett, C.D. Metcalf, D. Zheng, S. Cunningham, S. Barrow, S.H. Demain, “*Design and qualitative evaluation of tactile devices for stroke rehabilitation*”

## Appendice A

[1] L. Sun, W.M. Huang, Z. Ding, Y. Zhao, C.C. Wangb, H. Purnawali ,  
C. Tang “*Stimulus-responsive shape memory materials: A review*”

[2] <http://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/superelasticity/intro.php>