

POLITECNICO DI MILANO

Facoltà di Ingegneria Industriale
Dipartimento di Meccanica

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Meccanica



APPLICAZIONE DI LEGHE A MEMORIA DI FORMA PER DISPOSITIVO PRESSO TERAPICO

Relatore: Prof. Gaetano CASCINI

Tesi di Laurea di:

Alessio BORRELLO Matr. 820147

Francesco COLOMBO Matr. 819367

Anno Accademico 2014-2015

To you!

Ringraziamenti

Si desidera ricordare tutti coloro che ci hanno aiutato e sostenuto sia durante la stesura di questo elaborato che nello svolgimento del percorso accademico, con suggerimenti, critiche ed osservazioni.

In particolare si ringrazia il Professor Cascini del Dipartimento di Meccanica, in quanto relatore di questa tesi, per la grande disponibilità e cordialità, nonché per il sostegno e la fiducia che ci ha prestato durante tutto il periodo di stesura della tesi.

Fondamentale è stata la costante presenza ed il puntuale supporto fornitoci dai colleghi del laboratorio HAPRE; è inoltre doveroso ricordare la collaborazione del gruppo SAES Getters SPA il cui contributo materiale è stato essenziale per la fase di ricerca.

Un ringraziamento è inoltre rivolto a tutti gli amici e ai compagni di studi, per esserci stati vicini sia nei momenti difficili che in quelli felici dell'intero percorso di studio.

Il più sentito ringraziamento è comunque rivolto ai nostri genitori e familiari, che, con il loro costante sostegno sia morale che economico, ci hanno permesso di raggiungere questo meritato traguardo.

Indice

Sommario	XIII
Abstract	XIV
CAPITOLO 1: INTRODUZIONE	1
1.1 CENNI STORICI: NASCITA ED EVOLUZIONE DEL DRENAGGIO LINFATICO	1
1.2 COS'E' ED A COSA SERVE IL LINFODRENAGGIO.....	2
1.3 METODO VODDER E SCUOLA LEDUC: LE CORRENTI DI PENSIERO	3
1.3.1 Metodo Vodder: tecnica di linfodrenaggio manuale più diffusa ..	3
1.3.2 Benefici del linfodrenaggio manuale.....	4
1.3.3 Durata e costi	6
1.4 LINFODRENAGGIO MANUALE O MECCANICO.....	7
1.5 LINFODRENAGGIO E PRESSO TERAPIA A CONFRONTO.....	7
1.6 CARATTERISTICHE GENERALI DELLA PRESSO TERAPIA	8
1.6.1 Parametri della presso terapia.....	12
1.7 CARATTERISTICHE TECNICHE DEI SISTEMI ATTUALMENTE UTILIZZATI	15
1.8 CONCLUSIONI	17
CAPITOLO 2: STATO DELL'ARTE.....	19
2.1 L'IDEA DI UN TUTORE ATTIVO CON AZIONAMENTO A FILI SMA	19
2.1.1 Previsione tecnologica in ambito TRIZ	20
2.1.2 Ricerca brevettuale	23
2.2 CONCLUSIONI	29
CAPITOLO 3: REQUISITI E OBIETTIVI	31
3.1 REALIZZAZIONE DEL BRACCIO PROVA.....	31
3.1.1 Durezza Bloom: panoramica	32
3.1.2 Durezza Bloom: test sperimentali	33
3.1.3 Realizzazione del braccio prova	36

3.2 SETUP DI MISURA DEL BRACCIO PROVA.....	37
3.2.1 Caratterizzazione del sensore di forza.....	39
3.2.2 Caratterizzazione del sensore di temperatura	43
3.3 REQUISITI RICHIESTI	45
3.3.1 Deformazione	45
3.3.2 Altre caratteristiche necessarie.....	47
3.4 CONCLUSIONI.....	50
CAPITOLO 4: CARATTERIZZAZIONE FILI SMA	51
4.1 EFFETTO MEMORIA DI FORMA	52
4.2 CARATTERIZZAZIONE DEI FILI.....	55
4.2.1 Contrazione percentuale al variare della corrente applicata	61
4.2.2 Temperatura di equilibrio del filo al variare della corrente	66
4.2.3 Sforzo massimo in contrazione a correnti differenti	68
4.2.4 Andamento del creep al variare del carico applicato.....	70
4.2.5 Creep ciclico a deformazione imposta	74
4.3 CONCLUSIONI.....	78
CAPITOLO 5: PROTOTIPI	79
5.1 PROTOTIPO 1	79
5.1.1 Progettazione del prototipo 1	79
5.1.2 Analisi delle prestazioni.....	89
5.1.3 Conclusioni	95
5.2 PROTOTIPO 2	97
5.2.1 Progettazione del prototipo 2	97
5.2.2 Analisi delle prestazioni.....	109
5.2.3 Conclusioni	112
5.3 ALTRI CONCEPT	113
5.3.1 Progettazione del prototipo 3	113
CAPITOLO 6: CONCLUSIONI	121
6.1 SUNTO DELLE CARATTERISTICHE DELLA PRESSO TERAPIA	121

6.2 OBIETTIVI POSTI AD INIZIO TESI	122
6.3 RISULTATI OTTENUTI E CONFRONTO CON GLI OBIETTIVI.....	122
6.3 SVILUPPI FUTURI	124
6.3.1 Incremento della pressione di esercizio.....	124
6.3.2 Diminuire la temperatura all'interfaccia dispositivo-utente.....	125
6.3.3 Ulteriori migliorie	125
Appendice A: Cataloghi	127
A.1 Cataloghi SAES Getters, dati fili SMA	127
A.2 Catalogo Sensore Pressione	131
A.2 Catalogo Sensore Temperatura	135
Appendice B: Risultati Dettagliati	137
Risultati Capitolo 4	137
Andamento del creep al variare del carico applicato	137
Creep ciclico a deformazione libera	139
Risultati Capitolo 5	144
Prototipo 1	144
Prototipo 2	146
Bibliografia	148

Elenco delle figure

Figura 1 sezione rappresentante i vari strati sottocutanei	3
Figura 2 linfodrenaggio manuale su arto superiore ed inferiore.....	4
Figura 3 benefici del linfodrenaggio manuale	4
Figura 4 confronto tra arto sano e in presenza di linfedema	6
Figura 5 presso terapia domiciliare.....	8
Figura 6 confronto pre e post trattamento di presso terapia	9
Figura 7 disposizione parzialmente sovrapposta delle guaine all'interno delle sacche pneumatiche	10
Figura 8 sacche munite di cerniere lampo per l'adattabilità all'arto.....	10
Figura 9 esempi di bendaggio degli arti post trattamento	11
Figura 10 spaccato di gambale con direzioni del flusso venoso e linfatico	13
Figura 11 ciclo sequenziale di presso terapia per il trattamento del linfedema	14
Figura 12 trattamento presso terapico professionale	17
Figura 13 esempi di indumenti con effetto a memoria di forma	19
Figura 14 schematizzazione del sistema ad azionamento pneumatico secondo la legge di conducibilità dell'energia.....	22
Figura 15 schematizzazione del sistema ad azionamento SMA secondo la legge di conducibilità dell'energia	22
Figura 16 immagini brevetto JP2005334290	25
Figura 17 immagine brevetto WO9525038	27
Figura 18 immagine brevetto EP19960112965.....	28
Figura 19 miscelamento gelatina e acqua	33
Figura 20 setup di misura dei gradi Bloom a diverse concentrazioni di gelatina	35
Figura 21 realizzazione pratica braccio prova: colata della gelatina	36
Figura 22 braccio prova finito	37
Figura 23 sensore di forza FSR 402	38
Figura 24 relazione forza-resistenza sensore di forza.....	39
Figura 25 circuito di misura e sensibilità in funzione della resistenza.....	40
Figura 26 circuito reale di misura della forza.....	40
Figura 27 multimetro digitale IDM 207.....	41
Figura 28 misuratore di pressione W1001.....	41
Figura 29 setup di taratura sensore di forza su braccio prova	42
Figura 30 curva di caratterizzazione sensore di forza su braccio prova	43
Figura 31 sensore di temperatura TS-NTC-103.....	44

Figura 32 curva di caratterizzazione sensore di temperatura	44
Figura 33 determinazione del valore di accorciamento necessario a generare la pressione obiettivo	46
Figura 34 quote caratteristiche per la determinazione della deformazione	46
Figura 35 ciclo di memoria di forma SME	52
Figura 36 grafico sforzo-temperatura-deformazione SME	52
Figura 37 temperature di transizione di fase e isteresi termica.....	53
Figura 38 alimentatore programmabile HAMEG HMP 4040	56
Figura 39 comparatore a contatto millesimale	56
Figura 40 sensore di temperatura NTC- DHT0B204	57
Figura 41 curva caratteristica sensore temperatura NTC- DHT0B204	57
Figura 42 macchina prova fili.....	58
Figura 43 andamento della contropinta in funzione della corsa del comparatore.....	59
Figura 44 metodo di fissaggio filo: nodo	60
Figura 45 metodo di fissaggio filo: mammut.....	60
Figura 46 metodo di fissaggio filo: incollaggio	60
Figura 47 metodo di fissaggio filo: attrito	61
Figura 48 accorciamento filo SMA diametro 150 [µm] con corrente continua .	62
Figura 49 accorciamento filo SMA diametro 150 [µm] con corrente impulsata	65
Figura 50 esempio andamento creep in funzione del numero di cicli	72
Figura 51 andamento reale del creep in funzione di sollecitazione e numero di cicli	72
Figura 52 andamento del creep in funzione del numero di cicli a deformazione libera	74
Figura 53 setup di misura per verificare il creep a deformazione imposta.....	76
Figura 54 disposizione dei fili SMA nel prototipo 1	80
Figura 55 schematizzazione del problema tramite serbatoio in pressione di piccolo spessore.....	81
Figura 56 disposizione dei fili sulla larghezza nel prototipo 1	82
Figura 57 snervamento del filo tramite molla	83
Figura 58 composizione a strati del prototipo 1.....	84
Figura 59 spessore dei vari strati del prototipo 1.....	85
Figura 60 funzionamento della chiusura a velcro nel prototipo 1	86
Figura 61 setup per la determinazione della resistenza del giunto incollato	87
Figura 62 resistenza del giunto incollato	88
Figura 63 prototipo 1 completo.....	89
Figura 64 setup di misura del braccio prova al fine di valutare la pressione generata dal prototipo 1	90

Figura 65 setup di misura del cilindro rigido al fine di valutare la pressione generata dal prototipo 1	91
Figura 66 setup di misura del braccio prova al fine di valutare la temperatura generata dal prototipo 1	93
Figura 67 ciclo di accensione e spegnimento al fine di valutare la temperatura generata dal prototipo 1	93
Figura 68 andamento della temperatura nel tempo del prototipo 1	94
Figura 69 alimentazione e contrazione dei settori durante un ciclo di trattamento	95
Figura 70 confronto allungamento e modalità di vincolo dei fili sui rinvii	97
Figura 71 concept dei rinvii per prototipo 2	98
Figura 72 filo SMA intubato	100
Figura 73 geometria realizzativa di un elemento del prototipo 2	101
Figura 74 dimensioni costruttive e lunghezze filo prototipo 2	102
Figura 75 porzione di tutore presso terapeutico, geometria prototipo 2	103
Figura 76 determinazione della pressione generabile con la deformazione generata dal prototipo 2	105
Figura 77 porzione di tutore presso terapeutico completa di fili	106
Figura 78 funzionamento della chiusura ad attrito nel prototipo 2	107
Figura 79 prototipo 2 completo	108
Figura 80 setup di misura del braccio prova al fine di valutare la pressione generata dal prototipo 2	109
Figura 81 setup di misura del braccio prova al fine di valutare la temperatura generata dal prototipo 2	110
Figura 82 andamento della temperatura nel tempo del prototipo 2	111
Figura 83 concept dei rinvii per prototipo 3	113
Figura 84 dimensioni caratteristiche del prototipo 3	115
Figura 85 particolare degli elementi rigidi inseriti nello strato di silicone nel prototipo 3	116
Figura 86 disposizione del tessuto rigido al fine di limitare la deformazione del settore stratificato	117
Figura 87 spessore dei vari strati del prototipo 3	117
Figura 88 disposizione dei fili SMA nel prototipo 3	118
Figura 89 dettaglio degli anellini e del tirante interno del prototipo 3	119

Elenco delle tabelle

Tabella 1 percentuali di diluizione: peso acqua riferito a peso totale gelatina ..	34
Tabella 2 durezza Bloom di diverse concentrazioni di gelatina	35
Tabella 3 pressioni di taratura sensore di forza su braccio prova	42
Tabella 4 relazione tra la pressione obiettivo e il riscontro in tensione.....	45
Tabella 5 accorciamento percentuale richiesto.....	46
Tabella 6 forza, deformazione massime e consigliate in funzione del diametro dei fili.....	54
Tabella 7 corrente massima consigliata in funzione del diametro dei fili	55
Tabella 8 accorciamento filo SMA in funzione della corrente impulsata applicata (A).....	64
Tabella 9 accorciamento filo SMA in funzione della corrente impulsata applicata (B).....	65
Tabella 10 andamento della temperatura con corrente continua decrescente	66
Tabella 11 andamento della temperatura con corrente impulsata decrescente	67
Tabella 12 esito prove di sollevamento a sollecitazioni crescenti e correnti decrescenti.....	69
Tabella 13 sollecitazioni di prova per ricerca sollecitazione no-creep	71
Tabella 14 lunghezza iniziale fili per prova ricerca no-creep	71
Tabella 15 allungamento percentuale dei fili in prova ricerca no-creep	73
Tabella 16 allungamenti percentuali imposti in prova ciclica.....	75
Tabella 17 allungamento plastico permanente in funzione di allungamento imposto e cicli.....	76
Tabella 18 allungamento plastico permanente corretto in funzione di allungamento imposto e cicli	77
Tabella 19 vita a fatica dei fili con deformazione imposta	77
Tabella 20 caratteristiche dei fili riscontrate nei test sperimentali	78
Tabella 21 valore medio di pressione generata dal prototipo 1 sul braccio prova	90
Tabella 22 dati operativi del prototipo 1 riferiti al braccio prova.....	90
Tabella 23 valore medio di pressione generata dal prototipo 1 sul cilindro rigido	92
Tabella 24 dati operativi del prototipo 1 riferiti al cilindro rigido	92
Tabella 25 relazione tra tensione rilevata con deformazione di 24.5 [mm] e pressione.....	105

Tabella 26 dati progettuali del prototipo 2 riferiti al braccio prova.....	105
Tabella 27 valore medio di pressione generata dal prototipo 2 sul braccio prova	109
Tabella 28 dati operativi del prototipo 2 riferiti al braccio prova	110
Tabella 29 confronto delle prestazioni tra i vari dispositivi	123
Tabella 30 incremento lunghezza filo SMA per creep.....	137
Tabella 31 allungamento filo SMA: test di riferimento a deformazione libera	139
Tabella 32 andamento della temperatura all'interfaccia del prototipo 1.....	144
Tabella 33 pressione generata dal prototipo 1	145
Tabella 34 andamento della temperatura all'interfaccia del prototipo 2.....	146
Tabella 35 pressione generata dal prototipo 2	147

Sommario

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è proporre una possibile soluzione per la realizzazione di un tutore attivo basato sull'utilizzo delle leghe a memoria di forma, focalizzandosi sulla possibile sostituzione degli attuali sistemi ad alimentazione pneumatica.

La difficoltà principale incontrata è stata quella di fornire una soluzione che rispettasse contemporaneamente i requisiti di corsa, forza, frequenza d'attuazione, modularità e indossabilità.

A tal fine si sono analizzate le prestazioni ottenibili dai fili SMA, concentrandosi in particolare sulla loro resistenza a fatica e sulle possibili combinazioni di deformazione e forza sviluppate.

I risultati dei test sperimentali sono stati dunque elaborati e utilizzati per la progettazione e successiva realizzazione di varie soluzioni di tutore, con l'intento di replicare il valore di pressione ottenibile con una soluzione di tipo pneumatico.

Per ogni soluzione proposta sono stati effettuati dei test sperimentali al fine di comparare le prestazioni effettivamente ottenibili rispetto alle soluzioni attualmente sul mercato, evidenziandone punti di forza, svantaggi e verificarne l'effettiva possibilità di un suo utilizzo, proponendo possibili sviluppi futuri.

Parole chiave:

Leghe a memoria di forma, SMA, SME, Transizione di fase, Deformazione, Linfodrenaggio, Presso terapia, Indossabilità, Adattabilità.

Abstract

The goal of this thesis is to propose a possible solution for the realization of a guardian active based on the use of shape memory alloys, focusing on the possible replacement of current systems for air supply.

The main difficulty encountered was that of providing a solution that fulfilled the requirements of both stroke, force, frequency implementation, modularity and wearability.

To this end, the performance obtainable from the wires SMA has been analyzed, focusing in particular on their fatigue resistance and possible combinations of deformation and strength developed.

The results of the experimental tests then have been processed and used for the design and subsequent construction of various solutions guardian brace with the intent to replicate the pressure value obtained with a pneumatic type solution.

For each proposed solution have been carried out experimental tests in order to appear the performance actually obtainable than the solutions currently on the market, highlighting the strengths and drawbacks and to verify the possibility of its use, suggesting possible future developments.

Keywords:

Shape memory alloys, SMA, SME, Phase Transition, Deformation, lymphatic drainage, Pressure therapy, Wearability, Adaptability.

CAPITOLO 1: INTRODUZIONE

Lo scopo di questo elaborato di tesi è la progettazione di un tutore attivo attuato tramite fili a memoria di forma.

In particolare, anche se il campo d'applicazione finale potrà svariare dall'estetica al benessere, l'intento è fornire una soluzione alternativa ai sistemi ad azionamento pneumatico attualmente in uso, per riattivare la circolazione del sistema linfatico, nei casi di traumi o lesioni.

Di conseguenza, dopo una prima descrizione del trattamento di linfo-drenaggio e di presso terapia, si elencheranno le caratteristiche tecniche dei macchinari attualmente utilizzati a tale scopo, al fine di ricavare una base di requisiti da cui partire per la progettazione del tutore. Verrà in seguito riportato l'esito della ricerca brevettuale al fine di conoscere il reale stato dell'arte e delle eventuali soluzioni già note.

In seguito, proseguendo con l'elaborato, si cercheranno soluzioni in grado di sfruttare le caratteristiche di contrazione dei fili in lega a memoria di forma, come componente attivo del tutore per presso terapia.

Prima della vera applicazione e della successiva realizzazione di prototipi, si è reso necessario condurre una campagna sperimentale per meglio comprendere i fenomeni, le caratteristiche e le proprietà dei materiali SMA.

Conclusa la parte sperimentale, a seguito della realizzazione di un dispositivo neutro sul quale effettuare l'analisi delle prestazioni, saranno proposti diversi concept per il reale utilizzo dei fili a memoria di forma.

I concept saranno quindi trasformati in prototipi funzionanti, dei quali saranno valutate le reali prestazioni e confrontate con quelle degli attuali dispositivi presso terapeutici.

Infine, dopo un'analisi dei confronti effettuati, saranno proposti degli sviluppi futuri con l'intento di migliorare ulteriormente le prestazioni dei prototipi realizzati.

1.1 CENNI STORICI: NASCITA ED EVOLUZIONE DEL DRENAGGIO LINFATICO

La conoscenza parziale del sistema linfatico risale all'antica Grecia, ma uno studio innovativo venne effettuato dal medico Gaspare Aselli, il quale scoprì e dimostrò, nel primo ventennio del seicento, l'esistenza dei vasi chiliferi.

Solo nella metà dello stesso secolo venne presentato uno studio che documentava l'azione depurativa dell'intero sistema linfatico nell'uomo, effettuato dall'anatomista danese Thomas Bartholin.

Sono invece da attribuire a Mascagni, Sappey e Rouvière le prime mappe che tracciano il percorso linfatico, mentre il viennese Von Winiwarter fu il primo studioso a considerare il massaggio manuale un utile strumento per ottenere effetti benefici nel trattamento dei problemi linfatici.

Successivamente il fisioterapista danese Emil Vodder, che dedicò gran parte della sua vita allo studio del sistema linfatico, iniziò a sperimentare una particolare tecnica per curare le gambe gonfie, cercando di stimolare manualmente la circolazione della linfa corporea.

Il metodo venne presentato per la prima volta a Parigi intorno agli anni Trenta riscuotendo un notevole successo, (si parlò di un "metodo rivoluzionario per il trattamento della pelle"), apprezzato in prima istanza nell'ambito di tecniche estetiche, oggi gode di un riconoscimento ufficiale da parte di importanti Società Scientifiche di Flebolinfologia ed è indicato come terapia d'elezione (Golden Standard) nell'approccio fisioterapico di alcune patologie specifiche del sistema linfatico.

1.2 COS'E' ED A COSA SERVE IL LINFODRENAGGIO

Per linfodrenaggio si intende quel metodo che, tramite stimolazione manuale, è capace di rimuovere ristagni liquidi accumulati negli spazi interstiziali e favorire un corretto deflusso all'interno dei vasi linfatici, promuovendo lo scorrimento della linfa all'interno dell'apparato circolatorio linfatico, costituito da una fitta rete di vasi.

La linfa è una sostanza prodotta dai capillari sanguigni, (formata prevalentemente da acqua, sali minerali e proteine), che scorre unilateralmente tra cellula e cellula verso il circolo sanguigno attraverso stimoli contrattivi muscolari; essa ha il compito di ripulire l'organismo dalle scorie, come cellule morte, virus e liquidi in eccesso. Durante il suo percorso, che si svolge a senso unico dal basso verso l'alto, raccoglie gli elementi di scarto a livello interstiziale potenziando l'azione del circolo venoso, per poi veicolare il tutto verso organi incaricati alla depurazione come ad esempio il fegato o nelle stazioni linfonodali deputate all'attivazione di meccanismi difensivi in caso di aggressione da agenti patogeni.

1.3 METODO VODDER E SCUOLA LEDUC: LE CORRENTI DI PENSIERO

Il linfodrenaggio segue i dettami fondamentali di due correnti di pensiero, quella del danese E.Vodder e la scuola del fisiatra belga Albert Leduc che differiscono per la tipologia e il numero di manovre.

Il linfodrenaggio di Vodder si basa sull'attuazione di quattro movimenti: cerchi fermi, tocco a pompa, movimenti erogatori e tocchi rotatori.

Secondo Leduc invece, il trattamento deve essere svolto attraverso solo due manipolazioni che differiscono a seconda dell'infezione da trattare che sono: manovra di richiamo e manovra di riassorbimento [1].

1.3.1 Metodo Vodder: tecnica di linfodrenaggio manuale più diffusa

La tecnica manuale di Vodder consiste nel compiere sui tessuti manipolazioni di diverso tipo allo scopo di stimolare lo scorrimento meccanico della linfa (ripristinandolo o accelerandolo) nella direzione del flusso dei vasi allontanando liquidi in eccesso dai siti di interesse.

Viene eseguita attraverso leggere pressioni circolari, ovali e rotanti più o meno estese e profonde simili a carezze, tali da produrre sulla pelle spostamenti longitudinali e trasversali, evitando scivolamenti o frizioni.

La delicatezza dei movimenti e la limitatezza di alcune pratiche, viene scelta per non provocare danni ai delicati capillari sanguigni e linfatici. Infatti, non si tratta di spremere o tirare violentemente la muscolatura, ma solamente di agire sul sistema linfatico che si trova proprio sotto la pelle.

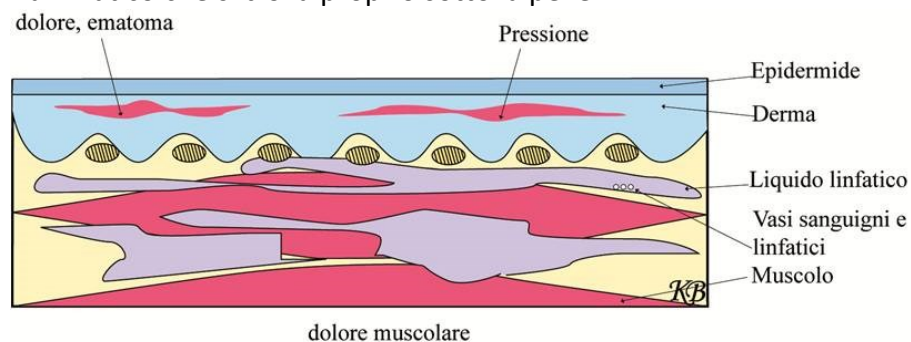


Figura 1 sezione rappresentante i vari strati sottocutanei

Il massaggio può essere praticato attraverso quattro movimenti detti: cerchi fermi, tocco a pompa o a pompaggio, movimenti erogatori e tocchi rotatori, come accennato in precedenza.

Le tre principali sedi trattate durante una seduta di linfodrenaggio sono il terminus, alla base del collo, l'ascellare e l'inguinale; altri linfonodi importanti si

trovano nel ginocchio posteriore, addome, torace e schiena.

Il massaggio inizialmente viene praticato su una delle stazioni linfonodali per la fase di “apertura”, cioè per far sì che il linfonodo sia pronto a ricevere la linfa; successivamente il massaggiatore si sposta sulla zona interessata dal problema, il cui ristagno verrà veicolato verso la “stazione aperta”.



Figura 2 linfodrenaggio manuale su arto superiore ed inferiore

1.3.2 Benefici del linfodrenaggio manuale

Il linfodrenaggio manuale produce svariati benefici effetti [2]: da quello vegetativo che deve avvenire lentamente e in maniera ripetitiva, incidendo sul sistema nervoso parasimpatico, con conseguente rilassamento della muscolatura, a quello antalgico (antidolorifico), che stimolando le cellule inibitorie del dolore, minimizza o addirittura elimina la sensazione dolorifica (utile per contratture, distorsioni, strappi).



Figura 3 benefici del linfodrenaggio manuale

L'effetto immunologico potenzia la resistenza alle infezioni tramite la stimolazione di tutti i linfonodi palpabili che attivano meccanismi di difesa dopo aver sequestrato gli agenti patogeni. L'azione tonificante agisce sulla muscolatura liscia dei vasi sanguigni e linfatici, i quali si contraggono più efficacemente stimolando una maggiore circolazione capillare; quella drenante o anti edematosa elimina liquidi stagnanti nell'interstizio favorendo la circolazione linfatica e potenziando la velocità del flusso.

Inoltre il massaggio ha azione rigenerante perché, migliorando il transito dei liquidi, restituisce un'adeguata irrorazione alle zone disidratate e mal nutrite e un'azione rilassante prodotta dai movimenti lievi, delicati e ritmati con cui viene praticata.

- IL MASSAGGIO DRENANTE IN ESTETICA.

Il linfodrenaggio si usa anche in estetica in caso di gambe pesanti o per ridurre gli inestetismi della cellulite.

Il massaggio è utile per combattere tutti i tipi di cellulite tenendo presente che deve essere praticato in modo soft proprio per non creare la reazione inversa.

Alla base di questo problema estetico si individua il ristagno e la stratificazione di scorie interstiziali che non sono state drenate attraverso la normale funzione circolatoria.

La posizione seduta è preferita nel massaggio anticellulitico; l'operatore circonda manualmente la parte interessata producendo lievi spinte verso l'alto alternate a periodi di rilassamento.

- AZIONE MEDICA DEL DRENAGGIO LINFATICO CONTRO GLI EDEMI.

La scelta del linfodrenaggio in medicina è optata principalmente per il trattamento fisico delle raccolte edematose, come per esempio il linfedema del braccio. Il linfedema del braccio è un effetto collaterale che può avere inizio durante o dopo il trattamento per il tumore al seno. Pur non essendo un effetto grave, può protrarsi per un lungo periodo di tempo. Questa condizione si manifesta sotto forma di gonfiore dei tessuti molli del braccio o della mano (edema). Il gonfiore può essere accompagnato da torpore, fastidio e a volte da un'infezione.

La formazione degli edemi può essere legata o all'aumento della pressione sanguigna nei vasi che, non riuscendo più a "contenere" i liquidi in maniera corretta, permettono uno stravasamento con formazione di raccolte interstiziali, o a causa della ridotta funzionalità e occlusione parziale/totale dei vasi linfatici: il linfedema.

Si parla di linfedemi primari e secondari a seconda della causa scatenante; i primari si manifestano soprattutto nelle gambe a causa di una dilatazione anomala dei vasi linfatici o per la perdita di elasticità degli stessi in seguito ad un processo ripartivo successivo a traumi o lesioni.

I linfedemi secondari sono susseguenti a lesioni linfonodali o linfatiche provocate da traumi, flogosi, interventi chirurgici o malattie parassitarie.

Il trattamento degli edemi associa ai lievi movimenti circolari e centripeti di base, alcune prese definite "da edema" che inducono maggior assorbimento nei vasi, poi completate da altri movimenti del massaggio.

Terminata la seduta è necessario applicare un bendaggio o calza di compressione per evitare che il reflusso edematoso possa retrocedere nel tessuto massaggiato.

Ripetendo per mesi il trattamento si può migliorare nettamente la funzionalità dei vasi ed eliminare opportunamente i ristagni liquidi.



Figura 4 confronto tra arto sano e in presenza di linfedema

1.3.3 Durata e costi

La durata e la frequenza dei trattamenti possono variare a seconda della gravità e della risposta del paziente; generalmente ogni massaggio viene praticato per circa un'ora e mezza da ripetersi per almeno dieci sedute.

Nel caso che questa manipolazione venga richiesta per combattere l'antiestetica cellulite, vengono generalmente consigliate 35 sedute della durata di 30-60 minuti.

E' necessario, per un primo periodo, sottoporsi a sedute frequenti, (circa 2-3 la

settimana), che vengono gradualmente ridotte, fino ad arrivare a circa 2 al mese, man mano che si riduce l'inetetismo. Il costo di ogni seduta è di circa 40-50 €.

1.4 LINFODRENAGGIO MANUALE O MECCANICO

La seconda scuola esistente, che fa capo al fisiatra belga Albert Leduc prevede, oltre alle sedute di linfodrenaggio manuale simili a quelle descritte, anche presso terapia e bendaggi contenitivi, al fine di evitare lo sviluppo di tessuto fibrotico che altrimenti avrebbe una certa tendenza a manifestarsi [3]. I macchinari destinati alla presso terapia sono caratterizzati da manicotti gonfiabili, simili a quelli usati per la misura della pressione, azionati da un sistema pneumatico con frequenza alternata che aumenta gradualmente la pressione di spinta sulla parte di interesse in direzione caudale craniale (dal basso verso il cranio), incrementando la stimolazione in direzione centripeta della linfa verso le stazione linfatiche.

Vengono applicati prima del linfodrenaggio vero e proprio, che interviene successivamente a convogliare il liquido verso i vasi linfatici.

Il vantaggio di questo metodo è la praticità, dato che in alcuni casi, è possibile trasformare il linfodrenaggio in un trattamento domiciliare.

1.5 LINFODRENAGGIO E PRESSO TERAPIA A CONFRONTO.

La principale differenza tra presso terapia e linfodrenaggio è quella cui si è già avuto modo di accennare alla fine paragrafo precedente, ovvero: mentre il linfodrenaggio si basa sul massaggio manuale effettuato da uno specialista, la presso terapia, invece, si avvale del ruolo principale di un macchinario che, collegato a guaine che circondano le aree interessate, agiscono con gonfiamento e sgonfiamento per applicare la pressione sul corpo.

Ciò comporta probabilmente, anche se tale sensazione varia di paziente in paziente, una maggiore delicatezza del linfodrenaggio, il che potrebbe tornare utile in particolare laddove vi fossero sensazioni forti di dolore nelle zone interessate. Viceversa, vi è chi rileva una maggiore efficacia della presso terapia.

Uno dei vantaggi principali rispetto al linfodrenaggio manuale risiede nella possibilità di sottoporri al trattamento di presso terapia in casa propria, senza nessuna necessità di prenotare o fare lunghe code in centri estetici super affollati: sarebbe sufficiente, in questo caso, un semplice apparecchio in casa propria per procedere in completa autonomia.



Figura 5 presso terapia domiciliare

Questo aspetto è di fondamentale importanza, non solo per le persone impegnate e con poco tempo libero, ma soprattutto per le persone anziane, le quali possono avere difficoltà nel recarsi in centri appositi.

1.6 CARATTERISTICHE GENERALI DELLA PRESSO TERAPIA

Il termine presso terapia definisce il trattamento con mezzi pressori degli arti affetti da edema, ritenzione idrica e problemi circolatori.

La presso terapia è comparsa nel mondo per la prima volta in ambito estetico, mentre il trattamento del linfedema con presso terapia pneumatica è stato proposto dalla fine degli anni '50. Da allora le apparecchiature hanno subito una grande evoluzione tecnica, passando da macchine con un'unica camera gonfiabile, a macchine con fasce separate, poi con camere affiancate, fino alle più recenti con camere parzialmente sovrapposte e a settori comunicanti.

Le apparecchiature di presso terapia hanno suscitato un notevole interesse e riscosso molto successo poiché trasmettono un'immediata sensazione di benessere, sono di facile applicazione e danno buoni risultati.

La presso terapia pneumatica si basa sull'applicazione di una pressione esercitata da elementi pneumo-distensibili sui tessuti edematosi, allo scopo di ottenere una riduzione del volume dell'arto tramite un incremento del drenaggio emo-linfatico centripeto. Le modalità con cui viene applicata questa pressione condizionano fortemente il risultato ottenuto: il tipo di apparecchiatura utilizzata, la sequenza compressiva, la pressione applicata,

sono solo alcuni dei parametri che devono essere tenuti in considerazione per garantire una risposta terapeutica adeguata allo stadio clinico della patologia ed alla tollerabilità del paziente.

La pressione presente all'interno degli elementi gonfiabili si trasmette alla superficie cutanea in maniera uguale in tutti i punti ed in tutte le direzioni, in accordo con la legge di Pascal.

L'effetto drenante si ottiene solo se questa pressione viene applicata in maniera da determinare un gradiente pressorio in senso disto-proximale (sequenzialità della compressione) e se si alternano fasi di compressione e fasi di rilascio (intermittenza della compressione).

Se applicata in maniera corretta, la presso terapia presenta diversi effetti dimostrati sperimentalmente [4]:

- aumento della velocità di flusso venosa e linfatica;
- effetti biochimici con rilascio di sostanze ad azione anti-trombotica, profibronolitica e vaso-dilatatrice;
- effetti sull'edema;

I risultati sono evidenti come si può notare dall'immagine seguente.



Figura 6 confronto pre e post trattamento di presso terapia

Il trattamento prevede di effettuare un massaggio attraverso un'onda di pressione generata da un'apposita apparecchiatura ed applicata sugli arti tramite particolari terminali (gambali/piedi, bracciali, gambaletti sotto ginocchio, fasce addominali) dotati, al proprio interno di sacche pneumocompressive che gonfiandosi esercitano la pressione desiderata.

E' necessario che le sacche interne siano perfettamente allineate e parallele, ma soprattutto è importantissimo che siano parzialmente sovrapposte, affinché non si creino dei vuoti tra due sacche contigue quando si gonfiano.



Figura 7 disposizione parzialmente sovrapposta delle guaine all'interno delle sacche pneumatiche

E' importante inoltre che la pressione all'interno dei settori in cui sono suddivisi i bracciali ed i gambali sia perfettamente omogenea al fine di evitare qualsiasi ristagno o discontinuità.

Per evitare che il materiale con cui è costruito il terminale possa formare delle pieghe nella sua parte interna (se di dimensioni eccessive rispetto all'arto) o per evitare che determini una compressione di base sull'arto (se troppo stretto), è necessario che il terminale si adatti il più possibile alle dimensioni dell'arto da trattare; per questo è necessario che il terminale possieda più possibilità di chiusura, con più cerniere lampo o con chiusure regolabili a velcro.



Figura 8 sacche munite di cerniere lampo per l'adattabilità all'arto

In caso di arti con particolari dismorfie, può essere utile applicare al di sotto del manicotto gonfiabile uno strato di benda di ovatta di cotone a modellamento dell'arto stesso per garantire una distribuzione più omogenea della pressione. L'adattabilità del terminale all'arto deve riguardare anche la sua lunghezza; è infatti importante che il terminale giunga il più possibile vicino alla radice

dell'arto per evitare di creare aree di accumulo di fluidi. La possibilità di utilizzare 2 terminali separati per la parte distale (mano o piede) e per la parte lineare dell'arto, che possono essere più o meno sovrapposti, consente di adattare meglio la lunghezza globale alla lunghezza dell'arto.

Un altro aspetto importante è il modo in cui viene applicata la pressione. Dovendo, infatti, riattivare la circolazione del sistema linfatico, la pressione non viene esercitata contemporaneamente su tutta la superficie coperta dai bracciali o dai gambali, ma secondo una sequenza centripeta che è quella seguita dal sangue venoso e dalla linfa. La sequenza pressoria favorisce l'entrata del liquido interstiziale nei vasi linfatici e nell'albero circolatorio, attivandone il naturale percorso.

L'efficacia del trattamento dipende sostanzialmente dal numero globale di ore e dalla condizione evolutiva del linfedema; il mantenimento del risultato ottenuto tra una seduta e la successiva, indipendentemente dalla sua durata, deve essere garantito utilizzando un bendaggio compressivo o un tutore elastico adeguato.



Figura 9 esempi di bendaggio degli arti post trattamento

La durata di ciascuna seduta potrà variare da un minimo di 30 minuti ad alcune ore, in relazione alla pressione utilizzata ed alla tollerabilità del paziente. Solitamente 60-90 minuti sono ben tollerati da tutti i pazienti mentre oltre le 2 ore è necessario prevedere delle pause.

Il numero minimo di sedute di un ciclo deve prevedere almeno 5 ore di trattamento (5 sedute di un'ora) nei linfedemi di consistenza morbida ed almeno 15-20 ore di trattamento (10 sedute di 90-120 minuti) nei linfedemi di consistenza elevata. La cadenza delle sedute deve essere quotidiana per garantire un effetto drenante cumulativo con mantenimento di un bendaggio compressivo tra una seduta e la successiva.

1.6.1 Parametri della presso terapia.

I parametri principali del trattamento presso terapeutico sono:

- pressione di applicazione;
- ciclo operativo di compressione-decompressione;

Pressione di applicazione

La presso terapia pneumatica fu proposta inizialmente utilizzando pressioni tra i 60 e 90 [mmHg] con camera di compressione unica; successivamente vennero proposte pressioni di utilizzo molto superiori tra 100 e 150 [mmHg] fino a pressioni di 200 [mmHg], con camere affiancate gonfiate rapidamente in maniera sequenziale, con le quali si dimostrarono risultati notevoli in termini di riduzione del volume dell'edema in poche ore di trattamento ma che provocavano la comparsa di segni di ischemia muscolare.

Basandosi sui dati fisiologici che riportano pressioni endolinfatiche massime di 30-40 [mmHg], le indicazioni più recenti indicano una pressione inferiore a 30-40 [mmHg] quella massima di applicazione per ottenere uno stimolo al drenaggio linfatico. A supporto di questa indicazione, inoltre, un lavoro sperimentale mostrò i danni tissutali indotti dall'applicazione di pressioni oltre 90-100 [mmHg].

Sulle pressioni di applicazione si discute ancora molto: se è vero, infatti, che in un soggetto con linfedema iniziale, di modeste dimensioni, una pressione eccessiva può provocare dei danni irreversibili al sistema linfatico, è anche vero che in condizioni di linfedema più avanzato le pressioni endolinfatiche sono verosimilmente molto più elevate rispetto a quelle fisiologiche misurate in soggetti sani; ciò spiegherebbe lo scarso risultato ottenuto dalla presso terapia a basse pressioni in questi pazienti. Ancor più, quando si è di fronte ad un linfedema con una condizione di fibrosclerosi avanzata, nel quale non è più presente un sistema linfatico normalmente organizzato ma è presente una stasi linfatica quasi assoluta con presenza di lacune linfatiche incarcerate nel tessuto interstiziale fibro-sclerotico, la pressione necessaria per determinare uno spostamento fisico dei fluidi attraverso l'interstizio, all'interno di canali tissutali neo-formati verso aree dove sia presente un tessuto linfatico normo funzionante, dovrà essere notevolmente superiore.

In definitiva, la pressione di applicazione deve essere adeguata alle condizioni tissutali: tanto più il tessuto presenta una condizione di fibrosclerosi, tanto più la pressione dovrà essere elevata.

Ciclo operativo di compressione-decompressione

Un altro vantaggio consentito da questi macchinari è la possibilità di variare il programma di trattamento, personalizzandolo in funzione della terapia da effettuare e delle caratteristiche del paziente. In particolare ciò che contraddistingue i diversi sistemi è il cosiddetto ciclo operativo, ovvero il modo con il quale l'apparecchio applica la pressione attraverso i suoi terminali.

È evidente, dallo spaccato di gambale sotto riportato, nel quale sono evidenziate le sacche interne, che a gambale chiuso, diventano circolari e che, a seconda della sequenza di compressione, i fluidi che ristagnano nella gamba vengono spinti in una certa direzione e conseguentemente rimossi.

Ad esempio se il ciclo inizia gonfiando la sacca centrale, i fluidi (sangue venoso e linfa) vengono spinti nelle due direzioni opposte: ovvero dalla periferia al centro (a) e dal centro alla periferia (b).

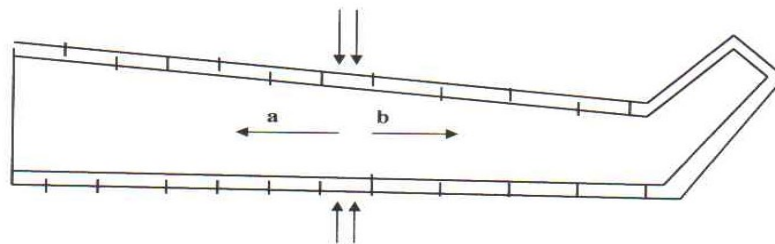
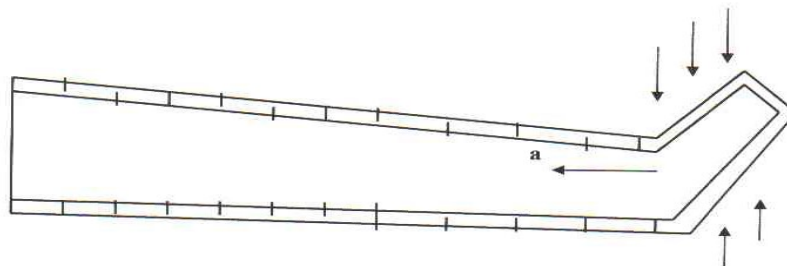


Figura 10 spaccato di gambale con direzioni del flusso venoso e linfatico

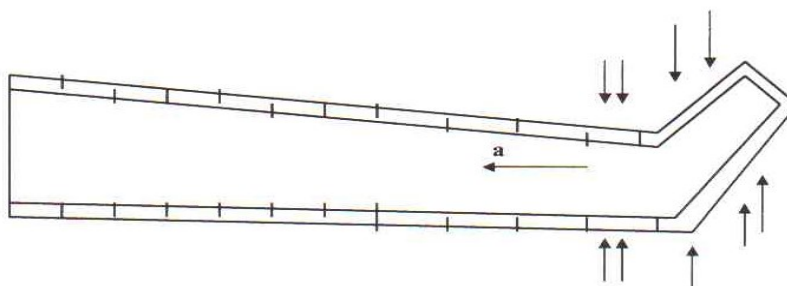
Mentre la direzione del flusso (a) è corretta, non si può dire altrettanto di quella del flusso (b), in quanto i fluidi vengono spinti in direzione opposta al normale flusso fisiologico, andando ad incrementare la stasi. Questa compressione crea inoltre un "laccio" al flusso normale della gamba. Di conseguenza, soprattutto per il trattamento del linfedema, è necessario operare una sequenza ben determinata di riempimento-svuotamento delle sacche.

Il ciclo operativo corretto è quello che simula il massaggio distale-proximale che spinge i fluidi nella loro direzione fisiologica. Occorre, quindi, che la presso terapia sia sequenziale, ovvero che i terminali siano costituiti da una serie di sacche inserite nel loro interno e che queste siano riempite d'aria una dopo l'altra partendo da quella più periferica (mano o piede) e che vengano mantenute tutte in pressione sino a quando anche l'ultima si è gonfiata. Solo a questo punto tutte le sacche possono essere contemporaneamente sgonfiate, pronte per essere gonfiate di nuovo. Questo ciclo sequenziale permette perciò di muovere correttamente i fluidi nella loro direzione naturale sgonfiando conseguentemente l'arto.

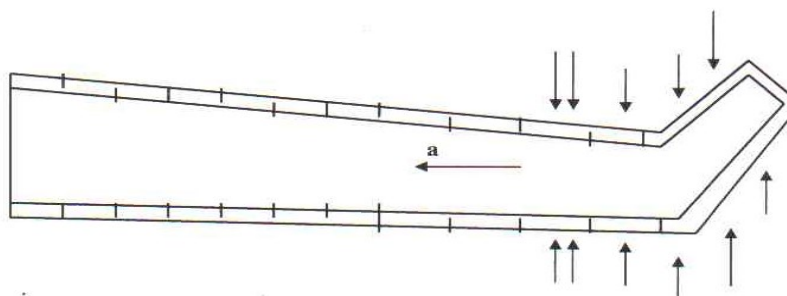
GONFIAGGIO I° SETTORE



GONFIAGGIO I° E II° SETTORE



GONFIAGGIO I°, II° E III° SETTORE



GONFIAGGIO DI TUTTI I SETTORI SINO ALL'ULTIMO

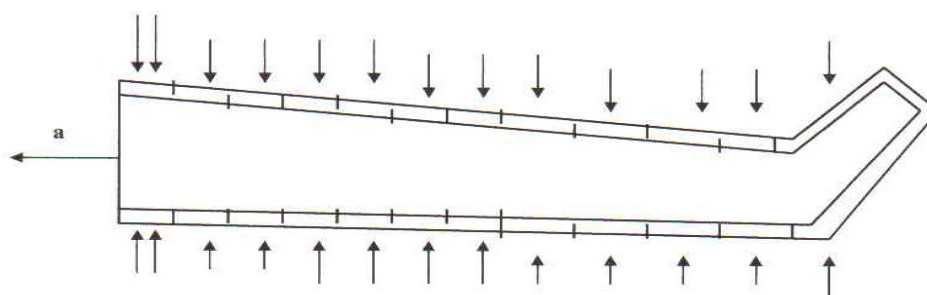


Figura 11 ciclo sequenziale di presso terapia per il trattamento del linfedema

La durata delle fasi di gonfiaggio sequenziale e di sgonfiaggio ha la sua importanza: infatti un ciclo troppo lungo crea disagio al paziente che avverte la sensazione sgradevole della compressione, soprattutto nei casi dove è richiesto un uso dell'apparecchiatura a pressioni più elevate.

Un ciclo troppo veloce, viceversa, rischia di perdere la sua efficacia e di essere altrettanto fastidioso per il paziente.

Per attrezzature professionali, con 12 camere, la durata complessiva del ciclo è intorno ai 30 secondi (24 [s]. gonfiaggio, 2 [s]. persistenza, 4 [s]. sgonfiaggio) [5].

Per quanto riguarda la modalità di utilizzo di un apparecchio di presso terapia sequenziale, sono disponibili le linee guida sia italiane che europee, messe a disposizione dalle varie Società Scientifiche preposte a tali studi (Linfologia, Flebo Linfologia, Angiologia).

1.7 CARATTERISTICHE TECNICHE DEI SISTEMI ATTUALMENTE UTILIZZATI

Al fine di replicare il più fedelmente possibile i sistemi più moderni utilizzati nella presso terapia risulta utile elencare, oltre ai componenti principali e alle caratteristiche costruttive, anche le varie funzionalità fornite.

In particolare si riportano le caratteristiche dell'apparecchio FP 1000 DIGITAL della casa produttrice Fisiopress, che rappresenta l'attuale prodotto tecnologicamente più avanzato nel campo della presso terapia professionale.

Componenti principali e caratteristiche costruttive:

- display digitale;
- terminali a 12 settori, per arto superiore (bracciale) ed arto inferiore (gambale/piede);
- i terminali contengono al loro interno un certo numero di sacche pneumodistensive che si riempiono d'aria secondo la sequenza del ciclo operativo esercitando così la pressione che viene impostata dall'operatore;
- le sacche interne ai terminali sono mantenute parallele, separate e parzialmente sovrapposte per consentire una perfetta continuità del massaggio senza interspazi tra una sacca e l'altra durante il gonfiaggio;
- possibilità di sostituire individualmente ogni singola sacca;
- gambale e piede sono separati per adattare la lunghezza complessiva del terminale alla lunghezza della gamba del paziente;
- tubi di per la trasmissione dell'aria;

- filtro di aspirazione per ripulire tutte le impurità e le micro-polveri dell'aria prelevata;
- 2 gruppi di "valvole rotanti" per il convogliamento dell'aria ai settori di gonfiaggio;
- compressore ad alta portata di aria per effettuare le operazioni di gonfiaggio/sgonfiaggio.

Funzionalità:

- intervallo di pressione 0-160 [mmHg];
- ciclo operativo sequenziale intermittente (compressivo-decompressivo) della durata di 30 secondi (di cui 24 compressivi e 6 decompressivi), regolato elettronicamente;
- gradiente di pressione distale-proximale;
- 12 settori di uscita;
- regolazione elettronica del tempo di trattamento e visualizzazione del tempo residuo;
- spegnimento automatico dell'apparecchio, a fine trattamento, in fase decompressiva;
- allarmi acustici (con eventuale spegnimento automatico) su sovra-pressioni o sotto-pressioni, programmabili dall'utilizzatore;
- ogni apparecchiatura può pilotare sia il singolo gambale (bracciale), che il doppio gambale (bracciale) ed il doppio gambale e la fascia addominale;
- microprocessore in grado di gestire sia gli algoritmi appositamente elaborati che i programmi, adattandoli alle caratteristiche del paziente, controllando, secondo i criteri medici ed in tempo reale, i livelli pressori delle vesciche di gonfiaggio;
- archivio dati corrispondente a ben 500 clienti e capacità di contenere in memoria fino a 100 terapie create e personalizzate dall'operatore;
- 25 programmi preimpostati in funzione del trattamento da eseguire (trattamento estetico, massaggio rilassante o linfo-drenaggio), personalizzabili in relazione ai dati specifici del cliente contestualmente digitati;
- possibilità di modificare la pressione dei diversi settori durante il trattamento, senza interromperlo, nel caso in cui una pressione molto alta possa arrecare fastidio al paziente o una pressione troppo bassa risulti inefficiente.

Di seguito vengono riportate alcune immagini rappresentative dell'uso del macchinario in ambito professionale. La differenza principale rispetto ai

macchinari destinati all'uso domestico (rappresentati in Figura 5), riguarda il maggior numero di settori in uscita, sia di gambale che di bracciale, al fine di frammentare il più possibile la zona di massaggio.



Figura 12 trattamento presso terapeutico professionale

1.8 CONCLUSIONI

Dopo un'attenta analisi del trattamento di presso terapia, e delle caratteristiche che contraddistinguono i più moderni macchinari ad azionamento pneumatico, è utile selezionare alcune funzionalità principali che ci si pone come obiettivo per la progettazione del futuro tutore attivo.

In particolare si intendono replicare e al limite migliorare:

- pressione massima di esercizio pari a 160 [mmHg];
- adattamento alle diverse dimensioni degli arti da trattare;

- rimozione del compressore dell'aria e della relativa componentistica pneumatica, con l'intento di rendere maggiormente compatto l'intero sistema;
- aumento della dinamizzazione del gambale/bracciale incrementando il numero di settori indipendenti;
- riduzione degli ingombri degli attuali gambali/bracciali, al fine di renderli maggiormente indossabili;
- gestione di differenti pressioni e frequenze nei vari settori dello stesso gambale/bracciale.

Si sottolinea che non si è posta particolare attenzione alla logica e alla componentistica di controllo in quanto implementabile con la successiva adozione di schede elettroniche.

CAPITOLO 2: STATO DELL'ARTE

Nel seguente capitolo viene eseguita, oltre ad una previsione tecnologica, una ricerca brevettuale con lo scopo di indagare la diffusione di dispositivi adibiti al massaggio che sfruttano l'attuazione tramite leghe a memoria di forma.

2.1 L'IDEA DI UN TUTORE ATTIVO CON AZIONAMENTO A FILI SMA

A questo punto, dopo aver spiegato il funzionamento e le caratteristiche tecniche dei macchinari più moderni destinati all'uso del trattamento di presso terapia, si introduce all'idea che sta alla base di questo lavoro di tesi, ovvero un tutore attivo azionato tramite fili a memoria di forma, con l'intento di replicare e migliorare alcuni aspetti critici dei sistemi ad azionamento pneumatico. Sebbene a questo punto del lavoro non siano ancora chiare le caratteristiche di dettaglio, l'idea del prodotto finale al culmine del suo sviluppo, sarebbe quella di progettare e realizzare un dispositivo avente le caratteristiche esterne di un tutore elastico passivo, dotato quindi di estrema adattabilità e indossabilità, ma che replichi sul corpo del paziente una pressione di tipo sequenziale, come quella realizzata dagli attuali sistemi. Al giorno d'oggi, infatti, sono sempre più diffusi indumenti con effetto a memoria di forma, con applicazioni che variano dall'underwear all'abbigliamento casual fino allo sport wear.

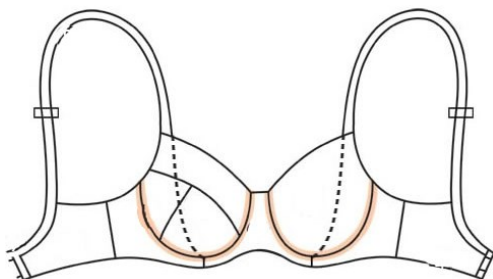


Figura 13 esempi di indumenti con effetto a memoria di forma

In particolare le immagini sopra raffigurano due differenti applicazioni. Per quanto riguarda il reggiseno, il normale ferretto è stato sostituito da un elemento realizzato in materiale metallico super elastico che consente, anche a seguito di grandi deformazioni, di ritornare nella forma ideale. La camicia, invece, è costituita da un tessuto realizzato tramite l'intrecciamento tra fibre di nylon e leghe a memoria di forma, che consentono all'indumento di ripristinare la sua forma iniziale solo con l'ausilio di un phon evitando l'operazione di stiratura.

Ritornando all'idea del tutore attivo, risulta conveniente verificare la bontà dell'idea al fine di valutare se essa possa effettivamente essere vincente sul mercato. A tale scopo sono state effettuate due tipologie di analisi:

- previsione tecnologica in ambito TRIZ;
- ricerca brevettuale.

2.1.1 Previsione tecnologica in ambito TRIZ

La previsione tecnologia è un modo di prevedere il futuro di un sistema, che può essere una macchina, un procedimento o una tecnica. Una semplice analogia può essere rappresentata dalle previsioni meteo, che non prevedono la conoscenza precisa del futuro, ma suggerimenti per aiutare le persone, ad esempio, a scegliere se portare un ombrello oppure no. Questo strumento risulta essere molto utile a tutte le organizzazioni legate all'evoluzione tecnologica, in quanto hanno bisogno di un sostegno riguardo alla strategia decisionale da adottare nel medio e lungo termine. Ciò al fine di non rendere vane le spese di ricerca e sviluppo e ottenere più benefici possibili dagli sforzi spesi. L'ampio range di sistemi ai quali può essere applicata la previsione tecnologica ha generato vari metodi di previsione. Essi sono stati raggruppati in 4 famiglie, in accordo con Kucharavy [6]:

- modelli causali;
- modelli fenomenologici;
- modelli intuitivi;
- modelli basati sul monitoraggio delle pubblicazioni in letteratura.

Un approccio causale di previsione tecnologica in ambito TRIZ è stato sviluppato da Genrikh Altshuller e la sua scuola [7-13]. La fondazione teorica della previsione tecnologica in ambito TRIZ è un set di leggi o trend prevalenti rilevati nell'evoluzione dei sistemi attraverso l'analisi di centinaia di migliaia di descrizioni di invenzioni disponibili nell'archivio dati mondiale dei brevetti.

Le leggi di evoluzione sono molto utili nella previsione tecnologica in quanto esse identificano la miglior direzione generale di sviluppo del sistema, anche se non specifica i dettagli di tale evoluzione.

Di seguito vengono riportate le leggi a cui si fa riferimento [14]:

- legge di completezza del sistema;
- legge di conducibilità dell'energia;
- legge di armonizzazione;
- legge di incremento del grado di idealità;
- legge di sviluppo non uniforme dei componenti di un sistema;
- legge di transizione al supersystem;
- legge di transizione da macro a micro livello;
- legge di incremento delle interazioni Su-Field.

Queste leggi, inoltre possono essere utilizzate per un'analisi giudiziosa riguardo al grado di innovazione portato da un nuovo sistema. Con questo intento è stato analizzato il sistema ideato in questa tesi, confrontandolo con i sistemi tradizionali al fine di verificare se effettivamente rispecchia alcune delle legge evolutive caratterizzanti i prodotti innovativi.

In particolare si può notare che nel passaggio dall'azionamento pneumatico all'azionamento tramite leghe a memoria di forma è stata applicata al sistema la legge di conducibilità dell'energia, in quanto motore, trasmissione e utensile, che negli attuali sistemi sono ben distinti, sono stati condensati in un unico oggetto, ovvero il tutore attivo. Quanto spiegato è rappresentato dai seguenti schemi:

Sistema ad azionamento pneumatico:

- Motore: compressore dell'aria;
- Trasmissione: aria compressa;
- Utensile: gambale/bracciale;
- Controllo: elettronico tramite CPU.

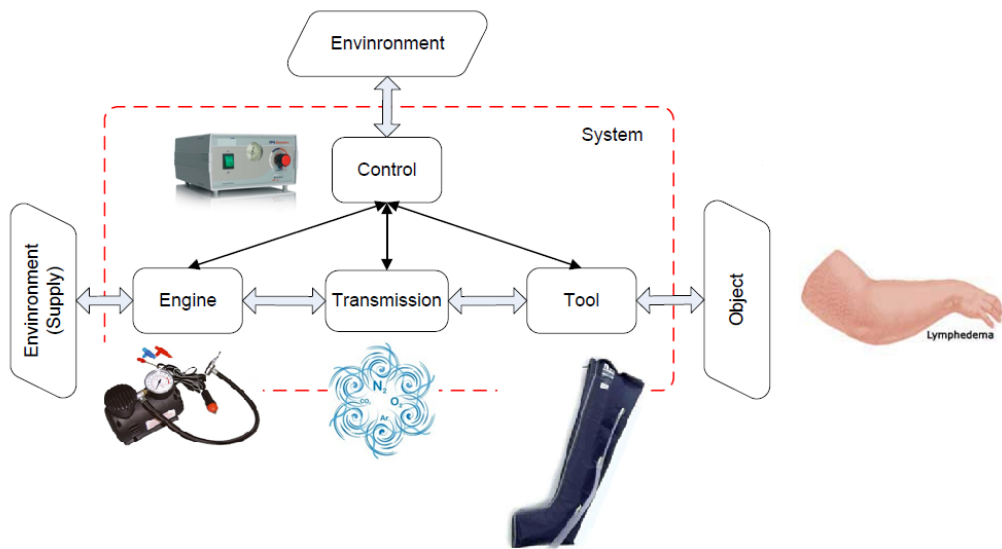


Figura 14 schematizzazione del sistema ad azionamento pneumatico secondo la legge di conducibilità dell'energia

Sistema azionato tramite fili SMA:

- Motore: fili SMA;
- Trasmissione: assente;
- Utensile: tutore;
- Controllo: alimentatore programmabile.

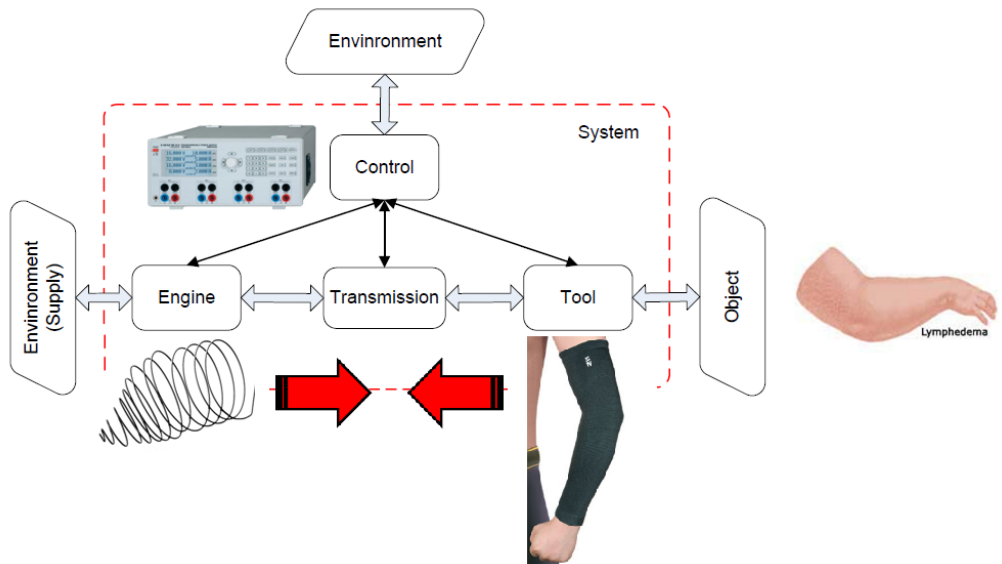


Figura 15 schematizzazione del sistema ad azionamento SMA secondo la legge di conducibilità dell'energia

Un'altra legge che è possibile riscontrare nel passaggio da una tecnologia all'altra è quella legata all'incremento delle interazioni Su-Field con l'applicazione dello standard 2.2.4 (incremento della dinamizzazione del sistema). In particolare osservando gli utensili dei due sistemi si può notare un aumento dei gradi di libertà del tutore attivo rispetto ai tradizionali gambali/bracciali. Infatti, questi ultimi, a causa del vincolo legato alle uscite del compressore, hanno un numero di settori indipendenti finito (come raffigurato in Figura 5 nei sistemi destinati all'uso domestico si arriva ad un numero massimo di 4 settori), mentre il tutore può realizzare una discretizzazione dei settori molto più fitta e tendente alla dimensione del diametro del singolo filo SMA, che può attivarsi secondo una logica di controllo indipendente da ogni altro, senza andare incontro a difficoltà costruttive eccessive. Quest'aspetto risulta particolarmente utile, come spiegato precedentemente, per effettuare un massaggio con una sequenzialità più elevata.

Osservando i due sistemi rappresentati negli schemi sopra è possibile fare, altre considerazioni di carattere generale. Si può notare, infatti, che tramite il tutore attivo è possibile eliminare diversi componenti facenti parte dei sistemi pneumatici, quali il compressore, valvole e tubi, rendendo il sistema più compatto.

2.1.2 Ricerca brevettuale

Con brevetto per invenzione, o più comunemente brevetto, si intende un titolo giuridico mediante il quale al titolare viene conferito un diritto esclusivo di sfruttamento dell'invenzione, in un territorio e per un periodo ben determinati. Il titolo consente inoltre di impedire ad altri di produrre, vendere o utilizzare l'invenzione senza l'autorizzazione del titolare del brevetto per un periodo massimo di 20 anni dalla data di presentazione della domanda.

Per invenzione si intende una soluzione con requisiti di novità, originalità e industriabilità ad un certo problema tecnico. Essa può riguardare un prodotto o un processo (metodo, procedimento).

Il diritto relativo al brevetto per invenzione appartiene al campo della cosiddetta proprietà intellettuale, unitamente al diritto d'autore e ai marchi. Esiste inoltre un'altra forma di brevetto, cioè il brevetto per modello di utilità, che protegge i nuovi modelli o varianti, consistenti ad esempio in particolari conformazioni o combinazioni di parti più efficaci rispetto a quanto già noto.

Con il fine di non investire tempo e risorse nella ricerca di tecnologie già protette da brevetti altrui, si effettua una ricerca di brevetti riportanti soluzioni, metodologie o dispositivi per eseguire massaggi, ponendo particolare attenzione a quelle soluzioni che sono attuate da materiali a memoria di forma. Tale ricerca si svolge con l'ausilio di portali web gratuiti per la ricerca

brevettuale [15-16].

La ricerca si articola partendo dalla identificazione della classe IPC (International Patent Classification) di appartenenza dei dispositivi ricercati.

La classificazione IPC è un sistema gerarchico per la classificazione di brevetti e modelli di utilità secondo differenti settori tecnologici. Questa ha una struttura ad albero organizzata in 8 sezioni (A-H), divise in sottosezioni, classi, sottoclassi e gruppi, per un totale di 70.000 gruppi

SEZIONI:

- A- Fabbisogni umani;
- B- Esecuzione di operazioni – trasporto;
- C- Chimica e metallurgia;
- D- Prodotti tessili – carta;
- E- Costruzioni immobili;
- F- Ingegneria meccanica, illuminazione, riscaldamento, ermi e esplosivi;
- G- Fisica;
- H- Energia elettrica.

La sezione di appartenenza dei dispositivi atti al massaggio risulta essere la A; all'interno della quale si considerano le classi:

- A41 Wearing Apparel;
- A61 Medical or Veterinary science – hygiene;
- A63 Sports – games – amusements.

Proseguendo con la ricerca, aumentando il livello di dettaglio, è possibile selezionare delle sottoclassi specifiche con lo scopo ultimo di ridurre al minimo la ricerca di brevetti non pertinenti all'argomento:

- A61F filters implantable into blood vessels; prosthesis; devices providing patency to, or preventing collapsing of tubular structures of the body, e.g. stents, orthopedic, nursing or contraceptive devices; fomentation; treatment or protection of eyes or ears; bandages, dressing or absorbents pads; first aid kits;
- A61H physical therapy apparatus, e.g. devices for locating or stimulating reflex point in the body; artificial respiration; massage; bathing devices for special therapeutic or hygienic purposes or specific parts of the body.

La seguente ricerca ha portato a trovare un discreto numero di brevetti inerenti all'argomento trattato, di seguito vengono riportati i più rilevanti:

• **JP2005334290(A)**

Numero di applicazione: JP20040156940.

Data di priorità: 2004-05-26.

Numero di pubblicazione: JP2005334290(A).

Titolo: *massage device*.

Data di pubblicazione: 2005-12-08.

Classe IPC: A61H39/4.

Titolare del brevetto: MATSUSHITA ELECTRIC WORKS LTD.

Inventore: SAITO AKIHIKO DOUNO SHIGERU.

Riassunto: *PROBLEMA DA RISOLVERE: realizzare un dispositivo di massaggio in grado di essere spinto a premere localmente parte del corpo di un utente per l'applicazione di massaggi come digitopressione.*

SOLUZIONE: Il dispositivo di massaggio comprende un primo elemento anulare o approssimativamente cilindrico 1 con un'apertura H, un secondo elemento 2 impegnata con l'apertura H, e un corpo in lega a memoria di forma 3 con una estremità collegata alla periferia dell'apertura H del primo elemento 1 e l'altra estremità collegata ad una parte del secondo elemento 2. Il corpo in lega a memoria di forma 3 viene deformato controllando l'elettrificazione del corpo in lega a memoria di forma ed il secondo elemento 2 viene spostato nella direzione ortogonale che attraversa la direzione periferica del primo elemento 1 così da premere il corpo dell'utente. COPYRIGHT: (C) 2006 JPO & NCIP.

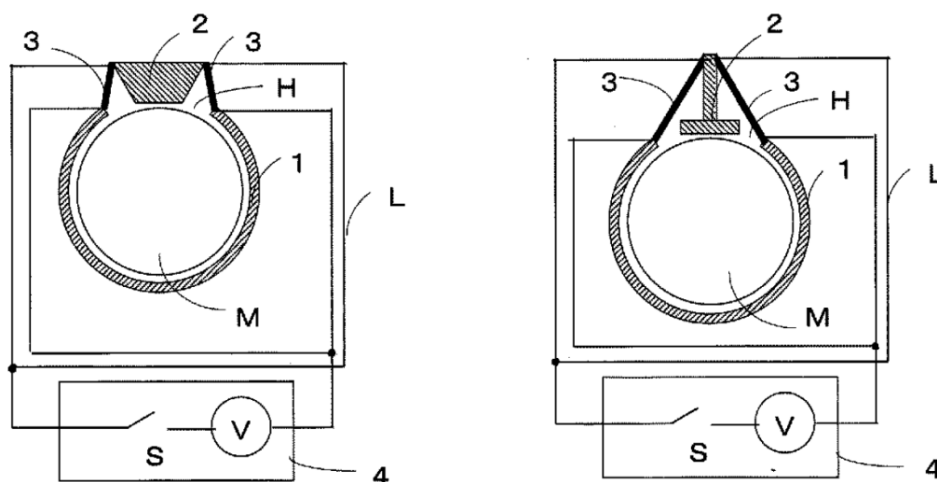


Figura 16 immagini brevetto JP2005334290

Stato legale: *Rifiutato*.

Data rifiuto: 2010-05-26.

Documenti citati:

JP2003024401(A) BATHING MASSAGER AND PULSATING PRESSURE GENERATOR THEREFOR;

JPH10500916(A) DEVICE FOR EXERTING AN EXTERNAL PRESSURE ON A HUMAN BODY (Concesso, Decaduto);

JP2000501971(A) CHEST COMPRESSION APPARATUS FOR CARDIAC ARREST (rifiutato).

È utile sottolineare che il brevetto sopra riportato non risulta propriamente dedicato ad un trattamento presso terapeutico in ambito medico; tuttavia condivide lo stesso principio di funzionamento, ovvero l'applicazione di una pressione esterna sul corpo con azionamento mediante SMA, che è l'aspetto che si intende sviluppare all'interno dell'elaborato di tesi.

- **WO9525038**

Numero di applicazione: *JP19950523986*.

Data di priorità: *1994-03-17*.

Numero di pubblicazione: *WO9525038*.

Titolo: *DEVICE FOR EXERTING AN EXTERNAL PRESSURE ON A HUMAN BODY*.

Data di pubblicazione: *1998-01-27*.

Classe IPC: *A61H7/00, A61F13/08, A41D13/00*.

Titolare del brevetto: *FFV AEROTECH AB*.

Inventore: *SAVAGE STEVEN J, JOHANSSON WILLY*.

Riassunto: *L'invenzione riguarda un dispositivo (1, 3, 37) per esercitare una pressione esterna su una parte del corpo umano. Il dispositivo, che è progettato per circondare la parte del corpo con il massimo comfort, comprende componenti (15, 19 e 28) di materiale a memoria, come metallo a memoria. Riscaldando i componenti, ad esempio facendo condurre corrente elettrica attraverso di essi, assumeranno una forma diversa, ad esempio una lunghezza inferiore, il dispositivo essendo atto ad essere contratto in modo da "spremere" la parte del corpo. Quando i componenti vengono successivamente raffreddati, riprenderanno la loro forma precedente e la contrazione cessa. Il dispositivo è destinato, in particolare, per evitare ristagno del sangue nelle parti del corpo di un pilota se sottoposto a forze G, e di aumentare, con la contrazione, la circolazione sanguigna nelle parti del corpo circondate dal dispositivo ricorrente.*

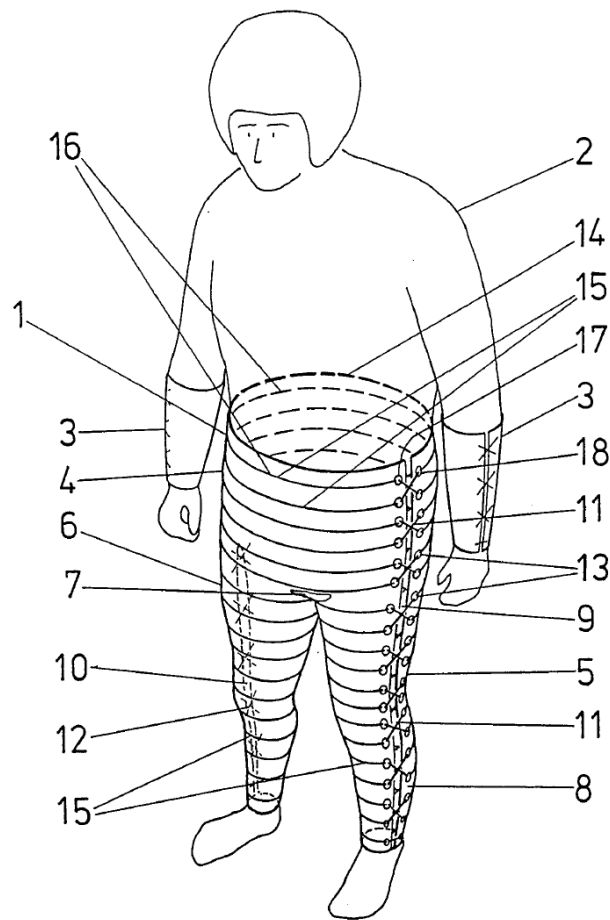


Figura 17 immagine brevetto WO9525038

Stato legale: concesso WO9525038 B1.

Data concessione: 1999-03-11.

Decadenza: 2014-03-17.

Documenti citati:

US5153938(A) ACCELERATION PROTECTION ENSEMBLE AND METHOD;

WO8910871(A1) PROTECTIVE GARMENTS FOR AIRCREW;

US3820162(A) CONSTANT PRESSURE MATERIAL.

- **EP19960112965**

Numero di applicazione: DE1995129500.

Data di priorità: 1995-8-10.

Numero di pubblicazione: EP19960112965.

Titolo: *supporting fabric with memory metal and uses thereof.*

Data di pubblicazione: 1996-08-12.

Classe IPC: A61F13/04, A61F13/08, A61F13/00.

Titolare del brevetto: 1ST MEMORY ALLOYS GMBH [DE].

Inventore: STECKMANN HELGE G [DE]; PRIEB VIKTOR DR[DE].

Riassunto: *Un tessuto composito composto da una vasta trama di tessuto in cui viene lavorato un filo o filo composto da una lega con memoria di forma. Si rivendica: (i) un bendaggio di supporto che genera pressione usando il tessuto composito in cui la temperatura è aumentata sopra la temperatura di contrazione. La temperatura è maggiore della temperatura media della parte del corpo a cui è applicato il bendaggio. (ii) Un dispositivo di massaggio a un tubo o manicotto che utilizza il tessuto e racchiude la parte del corpo da massaggiare, si usa un controller per produrre differenti pressioni nelle varie regioni del manicotto il controllore è in grado di produrre impulsi di corrente elettrica nel filo in lega. Abbassando la temperatura della lega, questa ritorna alla sua forma originale, al di sopra della temperatura media della parte del corpo. (iii) Una tuta pressurizzata per piloti e astronauti che utilizza il tessuto e un controller per produrre differenti pressioni in diverse parti della tuta.*

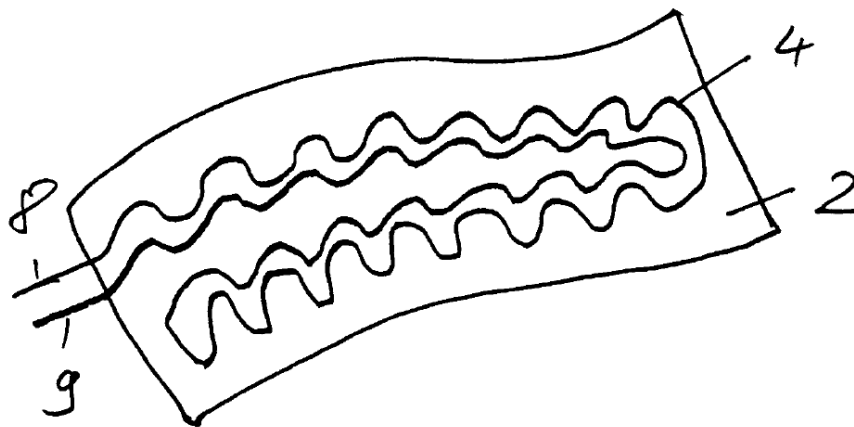


Figura 18 immagine brevetto EP19960112965

Stato legale: *domanda ritirata.*

Data ritiro domanda: 2002-11-12.

I tre brevetti sopra riportati, sono quelli di maggior rilevanza in quanto utilizzano, come elemento attivo per il movimento o le contrazioni, materiali a memoria di forma.

Dall'analisi dei documenti trovati si evince che l'unico brevetto rilasciato risulta essere WO9525038. Invece i brevetti JP2005334290 e DE1995129500 non

hanno superato la fase di esaminazione in quanto nel loro rapporto di ricerca è citato il brevetto *WO9525038*.

Il brevetto *WO9525038* limita molto il campo di brevettabilità di altre soluzioni in quanto, all'interno delle rivendicazioni, prende in esame una vasta gamma di soluzioni differenti riguardanti sia il campo di utilizzo dei dispositivi per la generazione di pressione che diverse geometrie costruttive e realizzative.

Anche se l'applicazione principale a cui questo brevetto è rivolto, risulta essere il campo aeronautico, il fatto che le soluzioni proposte vanno ad agire sul corpo umano e in particolare sulla circolazione sanguigna, limita enormemente l'applicazione e la brevettabilità in campo medico ed estetico.

Valutando la data di decorrenza del brevetto *WO9525038* (marzo 2014) è possibile proseguire con la ricerca e lo sviluppo di soluzioni che condividono il fine di applicare pressione esterna al corpo umano, senza però avere limitazioni imposte.

2.2 CONCLUSIONI

L'analisi effettuata tramite la previsione tecnologica in ambito TRIZ porta a confermare la sensatezza dell'idea di fondo alla base di questo elaborato. Nello specifico, emergono le limitazioni tecnologiche delle attuali soluzioni ad azionamento pneumatico, che possono trovare soluzione dall'integrazione dei diversi componenti tramite l'impiego di leghe a memoria di forma.

La ricerca brevettuale effettuata, sondando le classi di interesse specifiche, ha portato al ritrovamento di numerose domande di brevetto e ad alcuni brevetti già concessi che condividono l'idea di inglobare leghe a memoria di forma in componenti indossabili. Anche se non tutti i ritrovati hanno il fine ultimo di applicare un trattamento presso terapeutico al corpo, questa ricerca fa emergere il reale interesse che sta riscuotendo l'applicazione di leghe SMA per la realizzazione di dispositivi attivi indossabili, evidenziando, inoltre, le possibili aree di sviluppo.

A fronte di queste considerazioni risulta lecito intraprendere uno studio al fine di sviluppare e concretizzare tale tecnologia.

CAPITOLO 3: REQUISITI E OBIETTIVI

In questo capitolo verrà inizialmente affrontata la realizzazione di un dispositivo strumentato per effettuare misure di prestazioni. Verranno in seguito illustrati i diversi setup di misura utilizzati e la caratterizzazione dei sensori impiegati a tale scopo.

Infine, avendo a disposizione gli strumenti sopra citati, verranno ricavati ed elencati i requisiti che il tutore per presso terapia dovrebbe avere; questi verranno utilizzati come obiettivi di progetto.

3.1 REALIZZAZIONE DEL BRACCIO PROVA

Con lo scopo di poter effettuare delle misurazioni di prestazioni a pari condizioni, sia dei dispositivi per presso terapia pneumatici che dei futuri prototipi realizzati con attuazione a leghe a memoria di forma, si vuole realizzare un dispositivo che replichi fedelmente una porzione di arto umano.

Questa realizzazione è resa necessaria per eliminare tutte le possibili variabili fisiche e disturbi nelle misurazioni che potrebbero riscontrarsi in misure effettuate direttamente sul corpo umano. Le proprietà di ripetibilità e di affidabilità dei risultati possono essere falsate principalmente dalla temperatura corporea, dalla contrazione muscolare e dalla geometria non perfettamente simmetrica degli arti.

Si decide quindi di realizzare una porzione di braccio che ne replichi il più fedelmente possibile le caratteristiche di consistenza e di dimensioni; in particolare si vuole replicare una porzione che comprenda i muscoli bicipite e tricipite che circondano l'omero.

Il compito più arduo risulta replicare consistenza, elasticità e deformabilità caratterizzanti gli arti umani. Queste caratteristiche influenzano notevolmente la scelta del materiale da impiegare per la realizzazione del braccio prova.

In prima analisi si sono considerati materiali come siliconi, gel, schiume espanse e imbottiture; tuttavia questi, anche con analisi non puramente scientifiche, sono stati scartati in quanto non garantivano le prestazioni richieste.

La scelta finale è ricaduta sulle gelatine; tale opzione è ispirata dall'utilizzo delle gelatine balistiche per l'analisi del potere d'arresto delle armi da fuoco. Queste gelatine replicano fedelmente le caratteristiche statiche e dinamiche delle parti massive del corpo umano, come muscoli e adipi.

La misura delle prestazioni di queste gelatine è espressa in gradi Bloom; nel paragrafo seguente si affronta meglio questo argomento.

3.1.1 Durezza Bloom: panoramica

Il valore Bloom è un parametro che indica essenzialmente il grado di solidità della gelatina ed è definito come il peso in grammi richiesto da uno specifico pistone per deprimere la superficie di un gel o gelatina fino ad una profondità prestabilita, in condizioni standard [17].

Questo tipo di misurazione venne sviluppato e brevettato nel 1925 dallo scienziato americano Oscar T. Bloom, da cui il nome del metodo.

Entrando maggiormente nel dettaglio di questa procedura, il potere gelatinizzante si determina con uno strumento a pistone cilindrico del diametro di 12,7 [mm], chiamato *Bloom Gelometer*, che misura il peso (espresso in grammi) richiesto per deprimere la superficie della gelatina di 4 [mm].

Si riporta in seguito la procedura standardizzata per il test di rilevamento della durezza Bloom condotto sulle gelatine.

Per ottenere risultati riproducibili è necessario rispettare i seguenti parametri:

- la temperatura del bagno finale nel quale è effettuata la misurazione deve essere di 10 [°C], tollerando una variazione massima di $\pm 0,02$ [°C];
- la capacità del contenitore in cui è immerso il campione di gelatina deve essere sufficiente per ridurre la temperatura dell'acqua a 10 [°C] in 1 ora;
- il contenitore va posto su una piattaforma con superficie perfettamente piatta e orizzontale;
- il livello dell'acqua deve essere di almeno 10 [mm] al di sopra del gel;
- il punzone deve essere standardizzato e non deve presentare alcuna scheggia sui margini; è necessario inoltre che sia adeguatamente riscaldato e calibrato prima del suo utilizzo;
- nella sequenza dei campioni di gelatina da testare vanno inclusi campioni a valore Bloom noto per poter eventualmente considerare possibili errori di preparazione o errori strumentali riscontrabili durante procedura del test.

Il valore del grado Bloom varia tipicamente tra 30 e 300; tuttavia le gelatine solitamente disponibili a livello commerciale hanno un grado Bloom compreso tra 80 (la più molle, o più correttamente, la meno densa) e 280 (la più dura, quindi, la più densa). Considerando che l'applicazione a cui sarà destinata la gelatina con cui si realizza il braccio prova avviene a temperatura ambiente ed in aria, la procedura standardizzata per la ricerca dei gradi Bloom descritta sopra non è completamente applicabile per le nostre esigenze. Si procederà quindi con una campagna prove.

3.1.2 Durezza Bloom: test sperimentali

Si ricava dalla letteratura [18] che la durezza in grammi Bloom delle parti massive del corpo umano è compreso tra 230÷250 [Bloom] ; a tal proposito si pone come obiettivo quello di ricreare una gelatina che costituisca il braccio prova con tale caratteristiche. Considerando che la gelatina dovrà garantire le prestazioni di durezza ad una temperatura ambiente ed in aria, si rende necessaria una campagna prove per decidere quale sia la concentrazione ottimale.

La prima scelta da effettuare è relativa al materiale di base da utilizzare; le normali e più diffuse gelatine utilizzate in ambito balistico sono a base di collagene animale. Nonostante le ottime prestazioni iniziali garantite, queste hanno la problematica derivante dal rapido deperimento (1÷2 giorni), portando alla formazione di muffe e il conseguente decadimento delle prestazioni.

La scelta ricade quindi su gelatine a base di zuccheri, che garantiscono le identiche prestazioni di quelle a base animale, ma non presentano decadimenti e deperimenti apprezzabili nel medio periodo.

Il materiale base da cui si parte con la produzione di questa gelatina è un composto granulare a forma di pellet che può essere fuso e diluito con acqua per cambiarne le caratteristiche di durezza.



Figura 19 miscelamento gelatina e acqua

Per l'identificazione della concentrazione ottimale di acqua e gelatina, per giungere ad una durezza di 240 [Bloom], è necessario predisporre una campagna prove come in seguito descritta.

Si vogliono testare 5 diverse percentuali di diluizione, espresse come peso dell'acqua riferito al peso totale finale della gelatina.

Tabella 1 percentuali di diluizione: peso acqua riferito a peso totale gelatina

Percentuale di diluizione in peso [%]				
15%	20%	25%	30%	35%

Per la preparazione del composto è sufficiente portare a fusione i pellet di gelatina e aggiungere la quantità di acqua necessaria per creare la giusta diluizione. Al termine della miscelazione si lascia solidificare il composto a temperatura ambiente per un periodo di 7 giorni, per lasciare stabilizzare le proprietà della gelatina.

Per rilevare l'effettiva durezza Bloom si utilizza un dinamometro digitale al quale viene applicato un tastatore opportunamente realizzato in conformità dei requisiti citati nel paragrafo precedente.

- Dinamometro digitale:
 - Modello: FH 100;
 - Produttore: Sauter;
 - Range di misura: 0 ÷ 100 [N];
 - Sensibilità: 0.05 [N].

Il dinamometro è vincolato ad uno strumento di misura digitale che valuta il valore di penetrazione del tastatore nella gelatina.

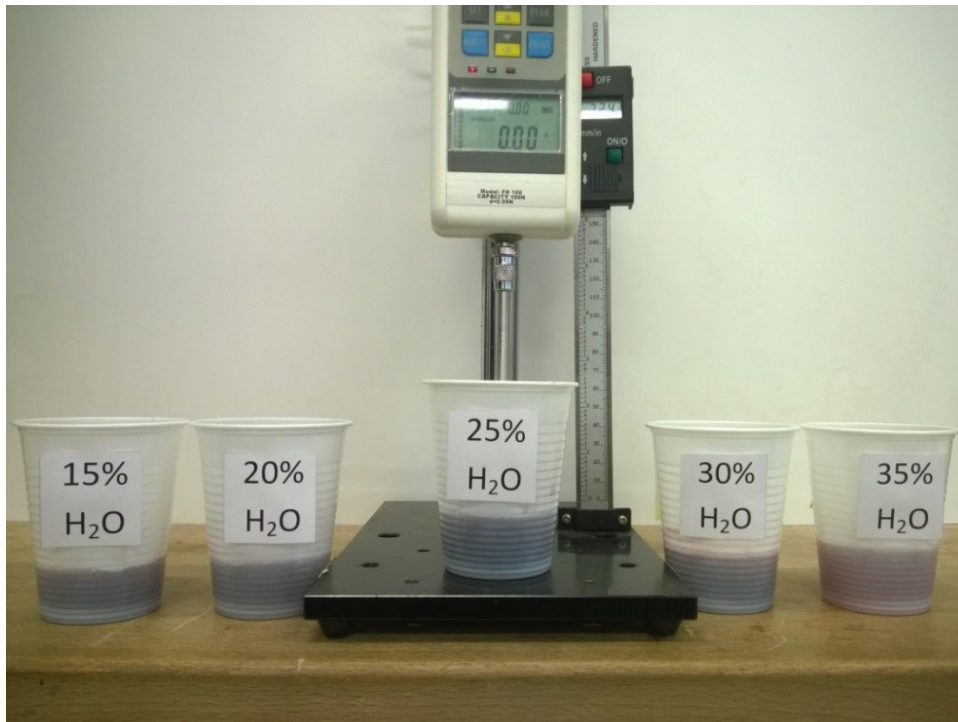


Figura 20 setup di misura dei gradi Bloom a diverse concentrazioni di gelatina

I valori di spinta, applicata una corsa di 4 [mm], vengono letti in Newton; convertendoli poi in grammi si ricavano direttamente i valori di durezza Bloom della gelatina.

Tabella 2 durezza Bloom di diverse concentrazioni di gelatina

Durezza gelatina [Bloom]				
15%	20%	25%	30%	35%
4.60 [N]	3.50 [N]	2.85 [N]	2.10 [N]	1.95 [N]
469	357	291	214	199

Con i dati a disposizione si sceglie di utilizzare una diluizione del 28%, che dovrebbe portare ad una durezza prossima ai 240 [Bloom] o comunque all'interno dell'intervallo desiderato.

In seguito, una volta realizzato il braccio prova, è stata controllata la durezza che risulta pari a 2.40 [N] che equivalgono a 245 [Bloom].

3.1.3 Realizzazione del braccio prova

Il diametro del braccio prova sarà di 100 [mm] derivante da una media di misurazioni eseguite e comprendenti sia misure maschili che femminili. Per quanto riguarda la lunghezza, si considera che 100 [mm] siano adeguati per testare i dispositivi e contestualmente non generare effetti di bordo indesiderati e non prevedibili.

La geometria di massima risultante è quindi un cilindro di gelatina, all'interno del quale verrà collocato un ulteriore cilindro di materiale plastico rigido per ricreare la presenza dell'osso e quindi rimanere il più fedeli possibile con l'arto umano.



Figura 21 realizzazione pratica braccio prova: colata della gelatina

Per la realizzazione pratica si effettua una colata di gelatina fusa, con la giusta diluizione, in una forma cilindrica, con coassialmente all'interno posizionato il cilindro di plastica rigido. La sagoma esterna è ricoperta con una carta anti aderente che ne agevolerà l'estrazione. Il cilindro interno, invece, costituirà parte integrante del braccio prova, utilizzato anche con la funzione di sostegno.

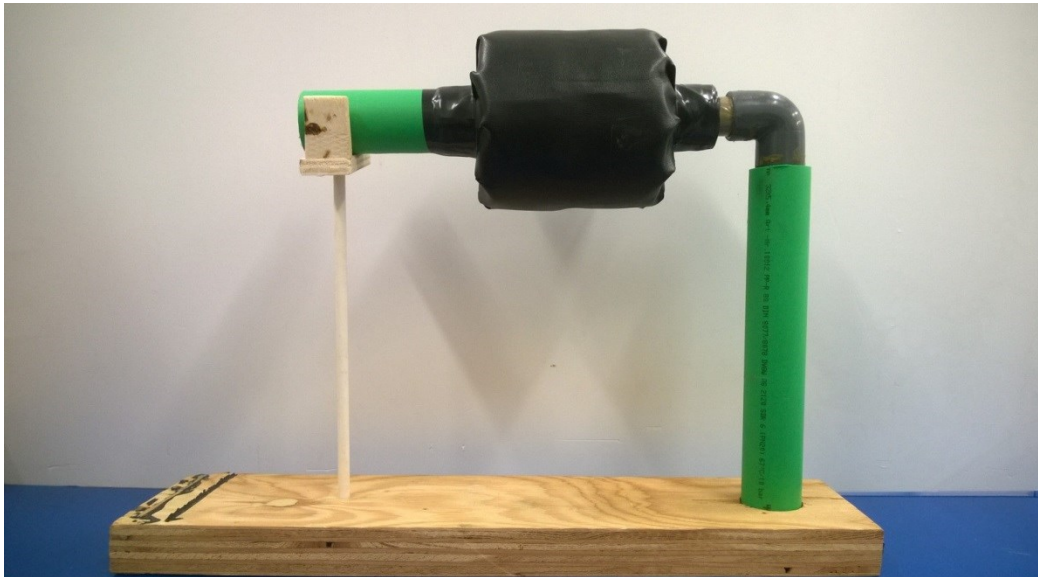


Figura 22 braccio prova finito

Infine la gelatina è ricoperta con una pelle sintetica, sia per ricreare l'effetto della pelle umana, che per evitare il contatto diretto tra gelatina e dispositivi. Il braccio prova sarà poi strumentato con dei sensori di forza resistivi che saranno utilizzati per valutare le prestazioni dei dispositivi presso terapeutici.

3.2 SETUP DI MISURA DEL BRACCIO PROVA

Il fine ultimo della costruzione del braccio prova è quella di poter effettuare delle misurazioni, non affette da disturbi, delle prestazioni dei diversi dispositivi per presso terapia realizzati con azionamento con leghe ad effetto di memoria di forma. Per questo si prevede di applicare opportuni sensori al braccio prova per creare un braccio strumentato in grado di rilevare forze e temperature di esercizio generati dai dispositivi applicati.

Come riportato nei capitoli introduttivi, si cerca di riprodurre con dispositivi attuati con SMA, delle pressioni all'interfaccia dispositivo-braccio comprese nell'intervallo 0÷160 [mmHg]. A questo proposito si rende necessario l'utilizzo di opportuni sensori di forza e o pressione che siano in grado di apprezzare queste sollecitazioni.

Convertendo le prestazioni richieste in unità di misura del sistema internazionale, si ricava:

$$160 \text{ [mmHg]} = 21331 \text{ [Pa]}$$

Si necessita quindi di un sensore con campo di misura in cui sia compreso tale valore. La scelta ricade su un sensore di forza resistivo (Force Sensing Resistor FSR); la principale caratteristica riguarda lo spessore ridotto che facilita notevolmente le misurazioni, in quanto il sensore può essere applicato semplicemente sotto i dispositivi da misurare, senza che esso generi dei disturbi o degli effetti dovuti alla propria geometria.

Nello specifico si seleziona:

- Sensore di forza FSR
 - Modello: FSR 402 Short Tail;
 - Produttore: Interlink Electronics;
 - Range di misura: 0.1 ÷ 10 [N];
 - Diametro area attiva del sensore: 12.70 [mm];
 - Spessore massimo: 0.46 [mm];
 - Tempo di risposta: <3 [ms].

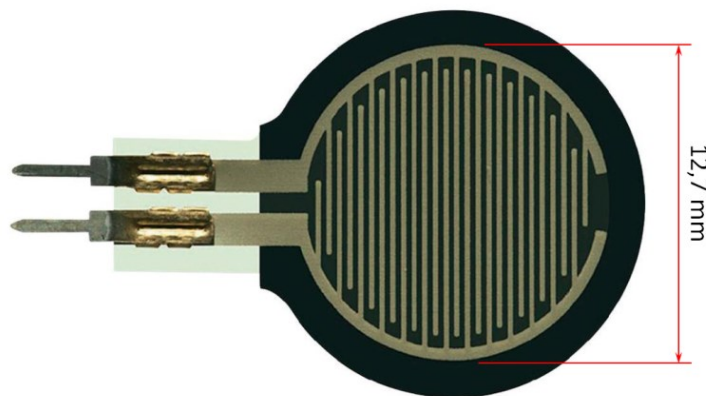


Figura 23 sensore di forza FSR 402

Considerando l'area utile del sensore ed il range di misura in peso, si ricava l'intervallo di pressioni che è in grado di apprezzare:

- Area attiva: 126.7 [mm²];
- Intervallo di pressioni: 790 ÷ 78900 [Pa].

Il campo di misura risulta ottimo per le esigenze sopra citate.

Il sensore, al variare del peso applicato, varia la sua resistenza secondo il grafico sotto riportato, fornito nel datasheet del prodotto.

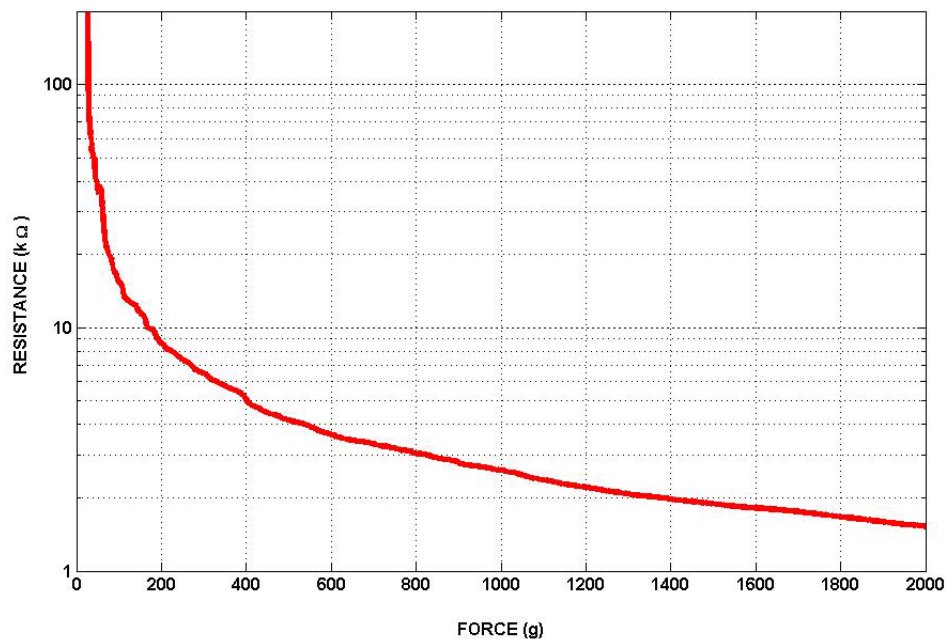


Figura 24 relazione forza-resistenza sensore di forza

Questa relazione forza-resistenza è valida se il sensore è applicato su una superficie tendenzialmente piana e sufficientemente rigida da generare una reazione costante ed uniforme su tutta l'area attiva.

3.2.1 Caratterizzazione del sensore di forza

Dato che il sensore sarà applicato sul braccio prova, realizzato in gelatina e quindi non rigido, la curva di taratura forza-resistenza, sopra riportata, perde di validità; si rende quindi necessaria una nuova taratura effettuata specificamente sul braccio prova.

Per la taratura dello strumento si costruisce un circuito elettrico nel quale il sensore prende parte come resistenza attiva; il circuito Voltage Divider che si realizza consente di trasformare semplicemente la forza applicata al sensore in un valore di voltaggio in uscita dal circuito. Si preferisce inserire il sensore in un circuito, in primo luogo per poterne variare la sensibilità apparente in funzione degli altri elementi del circuito e in secondo luogo perché misure di tensione risultano molto più immediate e pratiche da valutare rispetto a quelle di resistenza.

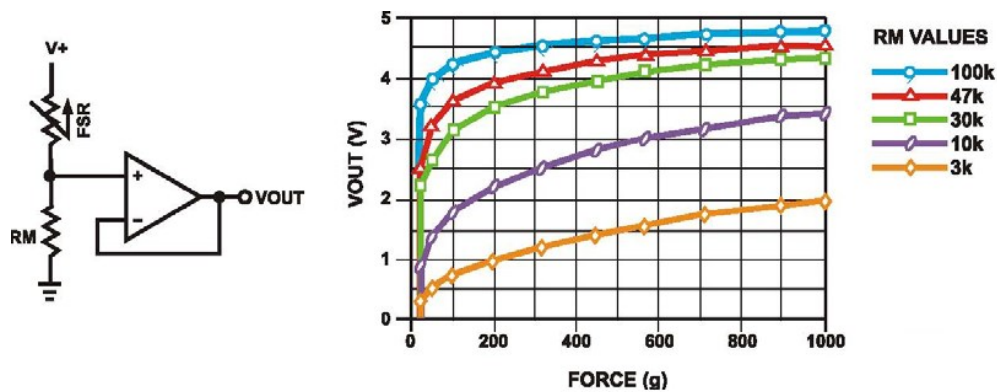


Figura 25 circuito di misura e sensibilità in funzione della resistenza

L'immagine sopra, riporta lo schema del circuito elettrico realizzato; è possibile rilevare dal grafico a fianco come, al variare della resistenza fissa RM, vari la sensibilità dell'intero circuito di prova. Per le nostre esigenze si opta per l'applicazione di una resistenza RM pari a 10 [kΩ], che rappresenta il giusto compromesso tra sensibilità e range di misura, considerato che il campo d'interesse risulta essere 0 ÷ 400 [g]. Il circuito è poi alimentato con una tensione V+ = 5 [V], pari alla massima consigliata dal produttore; maggiore è la tensione maggiore ne risulterà la sensibilità dello strumento in quanto variazioni di forza sul sensore comporteranno maggiori variazioni di tensione da 0 a 5 [V].

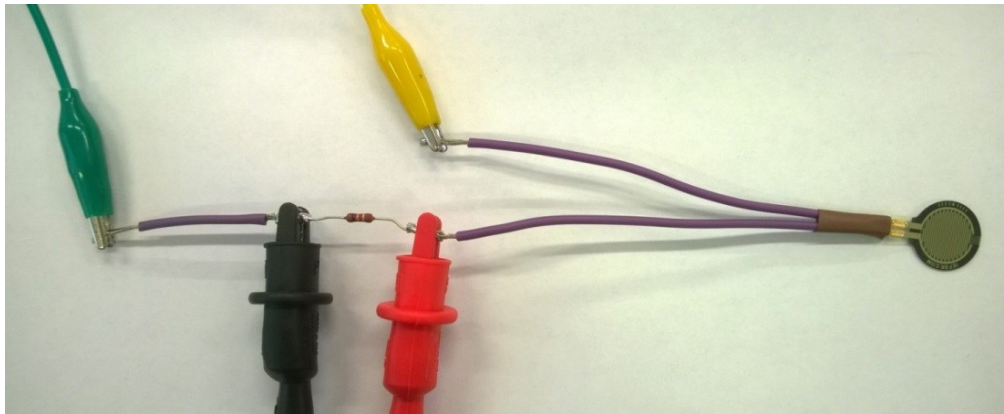


Figura 26 circuito reale di misura della forza

Nella pratica il sensore, variando la sua resistenza, fa cambiare il voltaggio a cavallo della resistenza nota RM; rilevando tale tensione è possibile risalire al valore di forza applicata al sensore.

Le misure di tensione sono realizzate con l'utilizzo di un multimetro digitale da banco:

- Multimetro digitale da banco:
 - Modello: IDM207;
 - Produttore: ISO-TECH;
 - Range di misura di interesse: $0 \div 4$ [V];
 - Sensibilità in nel range: 0.1 [mV].



Figura 27 multimetro digitale IDM 207

Come valori di riscontro per la taratura del sensore sul braccio prova strumentato si sceglie di utilizzare le pressioni generate da un misuratore di pressione automatico da braccio per uso medico:

- Misuratore di pressione automatico:
 - Modello: W1001;
 - Produttore: WIMED Medical Technologies;
 - Range di misura: $30 \div 280$ [mmHg];
 - Sensibilità: 1 [mmHg].



Figura 28 misuratore di pressione W1001

Questo strumento ricrea perfettamente e in modo controllabile pressioni che si impiegano nei dispositivi presso terapeutici durante l'uso. Anche la conformazione del bracciale ad azionamento pneumatico è del tutto simile a quelli utilizzati per l'esecuzione della presso terapia.

Per questo motivo la taratura del sensore di pressione effettuata in queste modalità assume una duplice funzione: la taratura vera e propria dello strumento ma anche il rilevamento effettive prestazioni dei dispositivi presso terapeutici. I futuri prototipi di dispositivi azionati a leghe a memoria di forma verranno comparati con questi valori che sono una sorta di target a cui si tende arrivare per poter considerare paritetiche le prestazioni delle due tecnologie.

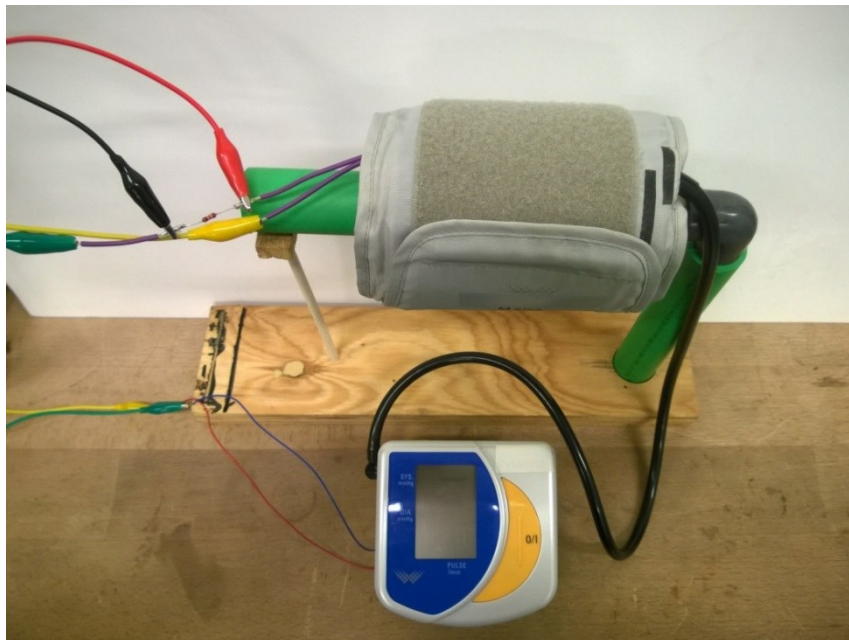


Figura 29 setup di taratura sensore di forza su braccio prova

Tabella 3 pressioni di taratura sensore di forza su braccio prova

Pressioni di riferimento [mmHg]														
50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150	160	170	180	190

Valutati i valori di tensione forniti dal circuito di misura a valori di pressione noti, sopra riportati, è possibile collocarli in un grafico pressione-tensione e ricavarne così la curva interpolante da utilizzare per il calcolo delle pressioni, in funzione di input qualsiasi di tensione derivante dallo strumento di misura.

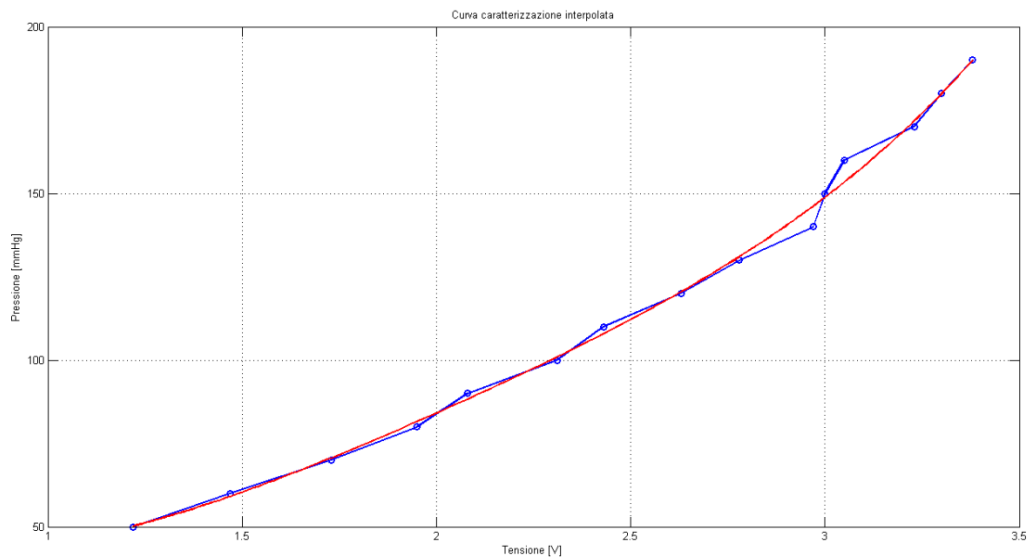


Figura 30 curva di caratterizzazione sensore di forza su braccio prova

La curva blu riporta i dati sperimentali, mentre quella rossa è la curva interpolante; si ritiene che nel range di misura selezionato questa approssimazione sia sufficientemente accurata per le future operazioni di misura.

3.2.2 Caratterizzazione del sensore di temperatura

Come noto, per azionare i fili SMA bisogna riscaldarli tramite effetto Joule sopra la temperatura di transizione.

Per analizzare le temperature dei fili e quelle del materiale con cui andranno a contatto durante l'esercizio, si utilizza un sensore di temperatura termo resistivo.

Le caratteristiche principali ricercate per il sensore di temperatura sono: dimensioni ridotte, inerzia termica non eccessivamente elevata e temperatura massima che permetta di misurare la temperatura dei fili.

Si opta per il seguente sensore:

- Sensore di temperatura:
 - Modello: TS-NTC-103;
 - Produttore: B+B Sensor;
 - Range di misura: $-60 \div 150$ [°C];
 - Tempo di risposta in aria: 15 [s].

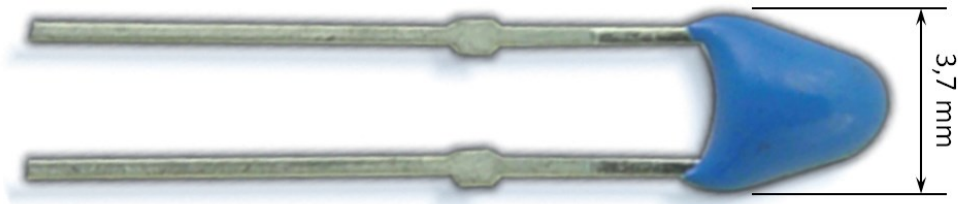


Figura 31 sensore di temperatura TS-NTC-103

il produttore fornisce inoltre i valori di taratura resistenza-temperatura discretizzati con intervallo 1 [°C].

I rilevamenti di temperatura che saranno eseguiti non necessitano di tempi di risposta rapidi quanto quelli di pressione, in quanto si vuole determinare la temperatura di regime sviluppata dal dispositivo. Per questo motivo, e per il tempo di risposta non immediato dello strumento, non risulta necessario alcun circuito di misura, per la trasformazione dei valori di resistenza in tensione. A questo proposito è sufficiente interpolare i dati resistenza-temperatura noti, per ricavare la curva caratteristica del sensore; quindi, rilevando un qualsiasi valore di resistenza, si ricava un valore di temperatura corrispondente.

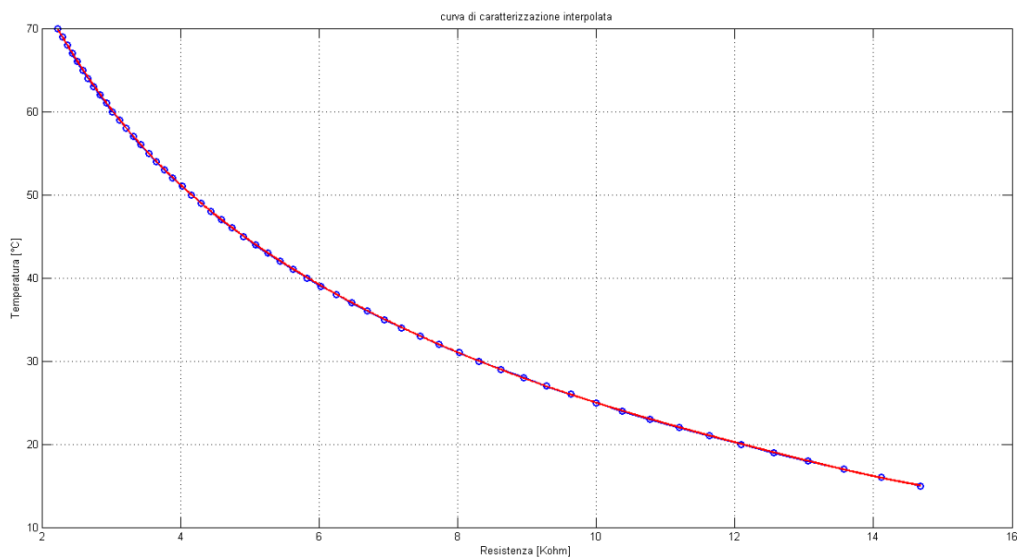


Figura 32 curva di caratterizzazione sensore di temperatura

Anche in questa circostanza la curva blu riporta i dati sperimentali di taratura forniti dal costruttore mentre la curva rossa è quella interpolante; la completa sovrapposizione delle due curve indica una corretta interpolazione.

3.3 REQUISITI RICHIESTI

In questo paragrafo si elencheranno i vari requisiti richiesti dal tutore, sia dal punto di vista prestazionale che di design, per poterlo rendere concorrenziali con gli attuali dispositivi ad azionamento pneumatico.

3.3.1 Deformazione

A questo punto, dopo aver realizzato il nostro campione di braccio prova, con il quale si testeranno le prestazioni dei prototipi e aver caratterizzato il sensore di pressione, risulta utile trovare il valore di deformazione in direzione circonferenziale richiesta per ottenere il valore di pressione generato attualmente dai macchinari pneumatici. Al fine di ricavare tale valore è stata simulata manualmente l'azione massaggiante tramite una striscia di tessuto altamente indeformabile, avendo cura di annotare l'accorciamento necessario. Di seguito sono riportate le fasi di misura.

- Punto 1: tramite la curva interpolante ricavata durante la caratterizzazione del sensore di pressione si ricava il valore di tensione necessario affinché il sensore rilevi una pressione di 160 [mmHg], che rappresenta il valore di target che dovrà generare il tutore e corrispondente al valore massimo generato dagli attuali dispositivi ad azionamento pneumatico.

Tabella 4 relazione tra la pressione obiettivo e il riscontro in tensione

Pressione [mmHg]	Tensione [V]
160	3.119

- Punto 2: una volta noto il valore di tensione generato dal sensore di pressione, corrispondente alla pressione "di target", viene simulata manualmente l'operazione di costrizione del braccio, avendo cura di annotare il valore di accorciamento circonferenziale del tessuto quando il valore letto risulta uguale a 3.119 [V].

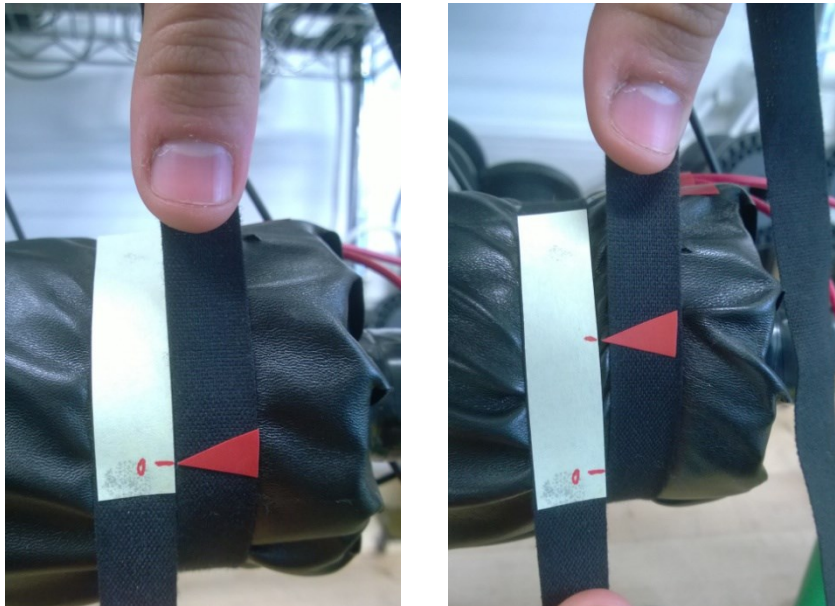


Figura 33 determinazione del valore di accorciamento necessario a generare la pressione obiettivo

- Punto 3: a questo punto è possibile ricavare la deformazione necessaria, tramite l'accorciamento subito dal tessuto e la lunghezza iniziale corrispondente alla circonferenza del braccio in configurazione indeformata.



Figura 34 quote caratteristiche per la determinazione della deformazione

Tabella 5 accorciamento percentuale richiesto

Lunghezza iniziale L_0 [mm]	Accorciamento ΔL [mm]	Deformazione
306	28,5	9.31%

Prima di proseguire risulta utile fare delle precisazioni al fine di giustificare l'elevato valore di deformazione necessario riscontrato. Sia il braccio prova realizzato che un braccio naturale, durante una deformazione, mantengono inalterato il proprio volume. Detto questo, è facile capire come il valore di deformazione richiesto, al fine di generare un certo valore di pressione, risulta

essere funzione della porzione di volume di braccio di cui se ne limita lo spostamento. Infatti, se ipoteticamente tutto il volume fosse vincolato in una posizione fissa nello spazio, l'aumento di pressione si avrebbe anche con deformazioni tendenti a zero. A fronte di tale premessa si deduce che la deformazione necessaria risulta essere correlata alla larghezza del tessuto con il quale viene costretto il braccio. Nel caso sopra riportato è stato utilizzato un tessuto largo 16 [mm], in quanto l'intento è quello di realizzare un tutore composto da un numero discreto di moduli, replicanti i settori dei gambali/bracciali già descritti nel capitolo 2. Considerando una lunghezza media per un arto superiore di 570 [mm] e di 760 [mm] per un arto inferiore, il tutore finale avrà per braccio e gamba rispettivamente 35 e 47 settori indipendenti, portando ad un aumento nella dinamizzazione rispetto ai tradizionali dispositivi e consentendo, così, la generazione più uniforme del massaggio. Un altro aspetto da tenere in considerazione riguarda la modalità di attivazione di ogni singolo modulo. Infatti, al fine di replicare il ciclo sequenziale già descritto nel capitolo 2, soltanto il settore più estremo ricadrà nelle condizioni simulate per ricavare la deformazione massima, mentre i moduli successivi necessiteranno di valori di deformazione minori in quanto risentono già dell'effetto causato dai settori contigui. In conclusione, quindi, i valori sopra ricavati sono stati ottenuti nelle condizioni di lavoro peggiori ovvero quelle che necessitano di deformazioni più elevate.

3.3.2 Altre caratteristiche necessarie

Oltre alla richiesta di forza associata a deformazioni elevate, il tutore deve presentare elevate caratteristiche di:

- frequenza di attuazione;
- temperatura d'equilibrio limitata;
- adattabilità e indossabilità.

Frequenza d'attuazione.

Tale requisito risulta di fondamentale importanza in generale per tutti i tipi di attuatore dove è richiesta una determinata frequenza d'azionamento. Nel caso in esame, il tutore attivo può essere considerato un attuatore indossabile, che, dovendo simulare l'azione massaggiante, necessita di una certa reattività di azionamento. Questo aspetto risulta ancora più critico se si pensa di eguagliare le prestazioni degli attuali dispositivi ad azionamento pneumatico. Infatti, uno degli aspetti migliori di questi ultimi, risulta l'elevata frequenza ottenibile rispetto ai normali attuatori SMA, che vedono una loro limitazione proprio in

seguito alla loro bassa frequenza di attuazione, che non supera mai i 2 [Hz] [19]. La causa della loro bassa reattività risiede nel fatto che il fenomeno del cambio di fase di tale leghe è governato dalla temperatura raggiunta dal filo. In particolare possono essere individuati due tempi principali: tempo di riscaldamento e tempo di raffreddamento. Il primo risulta essere proporzionale alla velocità con la quale il filo raggiunge la temperatura di austenite finish, mentre il secondo è proporzionale alla velocità con la quale il filo, partendo dalla temperatura raggiunta nella fase di attuazione, raggiunge la temperatura di martensite finish.

In particolare la fase più critica risulta essere il raffreddamento, in quanto, al contrario della fase di riscaldamento, che può essere governata aumentando o diminuendo la corrente con la quale viene alimentato il filo, è governata dallo scambio termico di convezione con l'ambiente e che quindi, a pari diametro del filo e temperatura di austenite finish, risulta essere vincolata. L'unico modo per velocizzare la fase di raffreddamento risulta essere quello di aumentare il coefficiente di scambio convettivo. Infatti negli attuatori SMA di tipo tradizionale le soluzioni più comuni sono quelle di passare da una convezione naturale ad una convezione forzata in aria o sostituire il fluido con olii refrigeranti che consentono un ulteriore decremento del tempo di raffreddamento, in seguito ad un aumento del coefficiente di scambio convettivo.

Sebbene le soluzioni adottate risultano migliorare le prestazioni di tali attuatori, sono di difficile implementazione nel tutore, in quanto richiederebbero delle soluzioni costruttive molto complicate e che tendono a far perdere il requisito di indossabilità. Di conseguenza l'unica soluzione possibile al fine di limitare il tempo di raffreddamento, essendo costretti a lavorare in convezione naturale in aria, risulta quella di limitare il più possibile il diametro dei fili. Infatti, la velocità di raffreddamento risulta essere inversamente proporzionale al diametro dei fili.

Temperatura d'equilibrio limitata

Un altro fattore importante da tenere in considerazione durante la progettazione del tutore sarà quella di limitare la temperatura percepita dal paziente durante una seduta di trattamento. Questo aspetto risulta di fondamentale importanza, soprattutto se si utilizza il dispositivo per il trattamento del linfedema, in quanto l'esposizione a fonti di calore risulta essere una controindicazione per i pazienti affetti da tale patologia. Principalmente il grado con il quale il dispositivo tende a scaldarsi è funzione delle temperature caratteristiche del filo SMA. In particolare il parametro

principale risulta essere la temperatura di austenite finish, che deve essere necessariamente raggiunta, durante la fase di riscaldamento, al fine di completare in tutto il filo la trasformazione in fase austenitica e sfruttare così la massima deformazione consentita. Per lo svolgimento della tesi sono stati utilizzati fili della ditta SAES Getters, i quali, come si può vedere dall'appendice A, completano il cambio di fase ad una temperatura che può variare tra i 90 e 120 [°C] in funzione dello sforzo applicato. Tale valore risulta essere troppo elevato per consentire un'integrazione completa nel tessuto; di conseguenza sarà necessario provvedere un'adeguato isolamento tra il paziente e i fili SMA, al fine di limitare la temperatura percepita dallo stesso.

La soluzione più efficace, però, risulta essere l'adozione di fili costituiti da leghe che presentano una temperatura di austenite finish limitata, al fine di consentire una maggiore integrazione dei fili nel tessuto.

Adattabilità e indossabilità

Per adattabilità si intende la capacità del dispositivo di adattarsi alle diverse condizioni operative. Nel caso trattato, quindi, il tutore dovrà essere in grado di potersi adattare a diverse circonferenze di bracci e gambe, senza che ci sia la necessità di dover realizzare un dispositivo su misura da paziente a paziente. Tale requisito risulta fondamentale se si vuole competere con gli attuali sistemi ad azionamento pneumatico, che consentono già una buona adattabilità. Sebbene tale requisito possa sembrare banale richiede uno studio approfondito, in quanto, al fine di generare la pressione necessaria, si utilizzeranno dei fili metallici, che, pur consentendo una deformazione molto elevata rispetto alle normali leghe, necessitano di avvolgere perfettamente il braccio o la gamba al fine di non disperdere la loro deformazione. Infatti se il dispositivo non avesse un'ottima adattabilità e quindi non fosse ben aderente all'arto del paziente, la contrazione subita dai fili si tramuterebbe solo in una diminuzione del gioco tra il tutore e la zona da trattare, anziché in un incremento di pressione. Al contrario, questo problema risulta molto meno sentito negli attuali dispositivi, in quanto l'aria compressa risulta in grado di sopperire anche alla presenza di eventuali vuoti causati da una imperfetta adattabilità.

Per indossabilità si intende, invece, la possibilità di utilizzare il dispositivo nel modo più comodo possibile. L'obiettivo sarà quindi quello di migliorare tale caratteristica rispetto ai gambali bracciali attualmente in uso. Quest'ultimi infatti, come si può notare dalla Figura 5, presentano ancora margini di evoluzione.

3.4 CONCLUSIONI

Come riportato nei paragrafi precedenti il tutore attivo, per poter realizzare lo scopo per il quale è stato pensato, dovrà avere una serie di requisiti che sono di seguito brevemente riassunti:

- **Deformazione:** è il parametro determinate al fine di generare il valore di pressione obiettivo (160 [mmHg]). Con riferimento alle caratteristiche del braccio prova e del settore risulta necessaria una deformazione lungo la circonferenza di 28.5 [mm].
- **Frequenza d'attuazione:** è il parametro che governa la velocità di risposta del settore; risulta maggiormente influenzata dal tempo di raffreddamento dei fili. Tale valore deve essere sufficiente a garantire la corretta esecuzione del ciclo di massaggio.
- **Temperatura d'equilibrio limitata:** è la temperatura di regime che il tutore raggiunge durante il trattamento; risulta necessario che tale parametro rimanga prossimo alla temperatura corporea.
- **Adattabilità:** si intende la capacità del dispositivo di potersi adattare alle diverse circonferenze di bracci e gambe, senza che ci sia la necessità di dover realizzare un dispositivo su misura.
- **Indossabilità:** si intende la possibilità di utilizzare il dispositivo nel modo più comodo possibile

La difficoltà principale, durante la progettazione, è stata quella di soddisfare contemporaneamente tutti i requisiti sopra elencati, i quali, risultano spesso in contrasto tra di loro.

CAPITOLO 4: CARATTERIZZAZIONE FILI SMA

Nel seguente capitolo, dopo un'introduzione relativa al comportamento e al principio di funzionamento dell'effetto memoria di forma, si riporteranno le varie prove sperimentali condotte sui fili a disposizione:

- Contrazione percentuale al variare della corrente applicata;
- Temperatura di equilibrio del filo al variare della corrente;
- Sforzo massimo in contrazione a correnti differenti;
- Andamento del creep al variare del carico applicato;
- Creep ciclico a deformazione imposta.

Tali prove sperimentali si sono rese necessarie al fine di indagare il reale comportamento dei fili SMA, simulando alcune condizioni di esercizio a cui saranno sottoposti durante l'impiego del tutore attivo.

Materiali a memoria di forma

Fino a qualche decennio fa, quando si considerava l'utilizzo di materiali metallici ingegneristici, questi venivano utilizzati solamente con impieghi strutturali passivi, sfruttando le ottime caratteristiche meccaniche che li caratterizzano. Un impiego attivo all'interno di strutture e meccanismi sembrava impensabile fino a quando sono state scoperte delle particolari leghe con caratteristiche dinamiche attive non trascurabili.

Le nuove leghe appartenenti al gruppo *Shape Memory Materials* (SMM) mostrano un comportamento unico, modificano temporaneamente e macroscopicamente la loro forma, a seguito di uno stimolo esterno, al termine del quale possono recuperare la conformazione originale, anche a seguito di deformazioni considerevoli.

Il fenomeno fisico che sta alla base di questo cambiamento di forma è nominato *Shape Memory Effect* (SME); questo è riscontrabile sia in particolari leghe metalliche *Shape memory Alloy* (SMA), che in alcune materie plastiche *Shape Memory Polymers* (SMP).

Questo lavoro di tesi si pone l'obiettivo di sfruttare al meglio le caratteristiche delle leghe metalliche a memoria di forma a base di Nichel-Titanio (Ni-Ti).

Il capitolo seguente ha lo scopo di introdurre i principi che stanno alla base

della fisica di queste leghe a memoria di forma e di caratterizzare il loro comportamento meccanico e ciclico per un utilizzo come attuatore attivo in un dispositivo presso terapeutico.

4.1 EFFETTO MEMORIA DI FORMA

In laboratorio sono disponibili fili SMA in lega Nichel-Titanio, comunemente chiamata NiTiNOL, di vari diametri; l'azienda fornitrice di questi materiali è SAES Getters.

L'effetto memoria di forma si manifesta in quanto queste leghe, quando vengono riscaldate, cambiano fase passando da uno stato di martensite ad uno stato di austenite. Questa transizione avviene a temperatura relativamente bassa, attorno ai $90 \div 110$ [°C] a secondo della lega considerata.

Ad alta temperatura, il materiale viene a trovarsi nello stato di austenite, caratterizzato da una buona resistenza meccanica ($500 \div 900$ [MPa]) e da un reticolo cristallino ordinato e difficilmente deformabile. Quando la temperatura scende al di sotto della transizione, l'austenite si trasforma in martensite indeformata; macroscopicamente le dimensioni e la forma del materiale rimangono invariate, mentre microscopicamente è avvenuta una trasformazione del reticolo cristallino.

Il nuovo reticolo che è venuto a formarsi è molto mobile e può essere deformato plasticamente con una forza applicata molto inferiore a quanto sarebbe servito per plasticizzare l'austenite. Una volta applicato il carico, la struttura martensitica diventa martensite deformata; durante questa trasformazione il materiale può subire deformazioni plastiche che, a seconda della composizione della lega, possono superare l'8%.

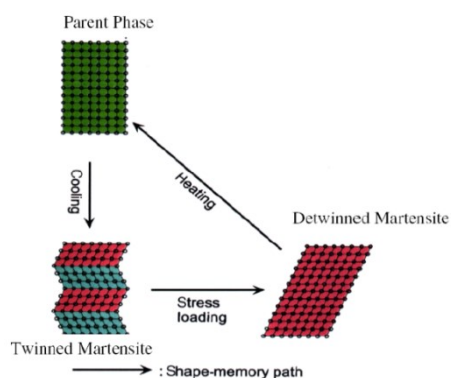


Figura 35 ciclo di memoria di forma SME

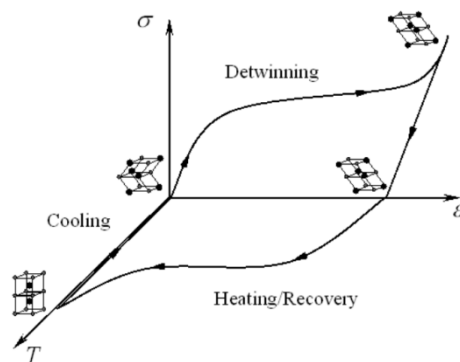


Figura 36 grafico sforzo-temperatura-deformazione SME

Quando il carico è rimosso il materiale rimane deformato plasticamente; solo uno stimolo esterno (l'aumento di temperatura al di sopra della temperatura di austenitizzazione), è in grado di far recuperare completamente la deformazione. La motivazione alla base di questo fenomeno è che lo stato di austenite ammette solo una possibile configurazione del reticolo cristallino: quella memorizzata.

Analizzando le temperature di transizione martensite–austenite riportate nel grafico sottostante, si evince che i due rami di trasformazione non risultano sovrapposti, creando quindi un'isteresi termica. Le temperature di trasformazione e il delta d'isteresi sono strettamente legate: alla tipologia di lega considerata, ai trattamenti termici subiti dal materiale e allo sforzo esercitato al momento della trasformazione.

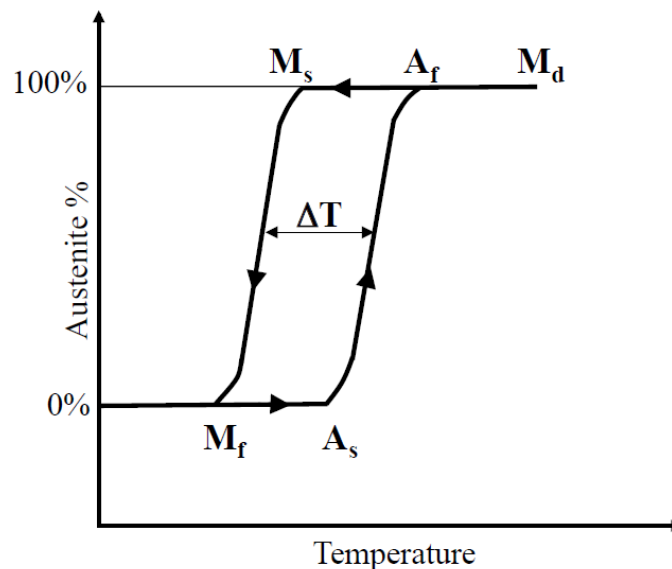


Figura 37 temperature di transizione di fase e isteresi termica

Ms: martensite start (prima apparizione di martensite nell'austenite);
Mf: martensite finish (stato pienamente martensitico);
As: austenite start (prima apparizione di austenite nella martensite);
Af: austenite finish (stato pienamente austenitico);
Md: sopra questa temperatura non è più manifestato l'effetto di memoria;
 ΔT : isteresi termica.

Questo fenomeno è da tenere in considerazione durante la progettazione dell'attuatore in quanto, sfruttando questa peculiarità e considerando che la trasformazione non avviene istantaneamente, è possibile controllare la corsa dell'attuatore semplicemente controllando la temperatura del filo.

La casa produttrice fornisce inoltre una tabella di valori consigliati per quanto riguarda la forza applicabile e la deformazione applicabile, al variare del diametro del filo.

Tabella 6 forza, deformazione massime e consigliate in funzione del diametro dei fili

Diametro [μm]	Forza Max [N]	Deformazione Max	Forza Suggerita [N]	Deformazione Consigliata
25	0.3	5%	0.1	3.5%
50	1.2		0.3	
76	2.7		0.8	
100	4.7		1.3	
150	6.2		2.7	
200	19		5	
300	42		12	
400	75		21	
500	118		33	

Considerando l'impiego ciclico che dovrà affrontare il dispositivo presso terapeutico, è stata posta particolare attenzione alla fatica ciclica dei materiali a memoria di forma. Considerando la proprietà caratterizzante degli SMA, questi necessitano di una estensione alla usuale definizione di fatica comunemente attribuita ai normali materiali metallici; in queste circostanze è lecito considerare tre differenti modalità di fatica:

- Cedimento per frattura causata da sforzi o deformazioni cicliche a temperatura costante;
- Cambiamenti fisici, meccanici e delle caratteristiche funzionali a seguito di sollecitazioni cicliche sia termiche che meccaniche;
- Degrado dell'effetto memoria di forma a seguito di sollecitazioni cicliche sia termiche che meccaniche.

A questo proposito nel proseguo di questo capitolo verrà affrontata un'analisi sperimentale riguardante il comportamento a fatica dei fili in lega a memoria di forma.

4.2 CARATTERIZZAZIONE DEI FILI

Per incrementare la temperatura dei fili e quindi cambiare la disposizione del reticolo da martensitica ad austenitica, si sfrutta l'effetto Joule. Questo è agevolato dal fatto che i fili in lega Ni-Ti possiedono una resistività importante ($0.5 \div 1.1 \cdot 10^{-6} [\Omega m]$), se confrontati con la resistività del ferro e del rame.

A seguito di una deformazione plastica avvenuta a temperatura ambiente (martensite), facendo scorrere la corrente attraverso i fili, questi si scaldano superando la temperatura di austenitizzazione, contraendosi e ritornando così in configurazione indeformata.

La casa produttrice fornisce dei valori consigliati di corrente da applicare ai fili in base al loro diametro:

Tabella 7 corrente massima consigliata in funzione del diametro dei fili

Diametro Max [μm]	Corrente Max Consigliata [mA]
25	45
50	100
76	180
100	300
150	600
200	800
300	1600
400	3000
500	5000

Per effettuare i test sperimentali di caratterizzazione, riguardanti i fili a disposizione in laboratorio, si utilizza la seguente attrezzatura:

- Alimentatore da banco programmabile:
 - Modello: HMP 4040;
 - Produttore: HAMEG;
 - 4 canali indipendenti a corrente continua;
 - 384 [W] potenza massima;
 - 32 [V] tensione massima per canale;
 - 10 [A] corrente massima per canale;
 - 160 [W] potenza massima per canale;
 - 1 [mV] sensibilità sulla tensione;
 - 1 [mA] sensibilità sulla corrente;
 - 10 [ms] durata impulso minimo.



Figura 38 alimentatore programmabile HAMEG HMP 4040

- Comparatore digitale a contatto
 - 1 [μm] sensibilità;
 - 0 ÷ 25.4 [mm] campo di misura.



Figura 39 comparatore a contatto millesimale

- Sensore di temperatura a termo resistenza:
 - Modello: NTC- DHT0B204;
 - Produttore: THINKING ELECTRONIC INDUSTRIAL CO;
 - Range di misura: -40 ÷ 200 [$^{\circ}\text{C}$];
 - Resistenza nominale a 25 [$^{\circ}\text{C}$]: 200 [k Ω].

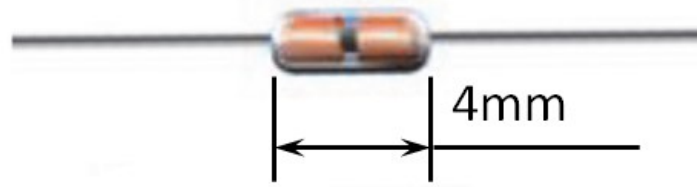


Figura 40 sensore di temperatura NTC- DHT0B204

Questo sensore è caratterizzato da una legge esponenziale che lega la resistenza effettiva alla temperatura.

$$R = R_0 e^{B\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)}$$

Dove:

R: resistenza ad una certa temperatura [kΩ];

R₀: Resistenza a 25 [°C] fornita = 200[kΩ];

B: parametro fornito dal fornitore = 3950 [K];

T: temperatura incognita [K];

T₀: temperatura di riferimento = 298 [K].

A questo punto è possibile trovare la curva caratteristica per legare i valori di resistenza forniti alle relative temperature:

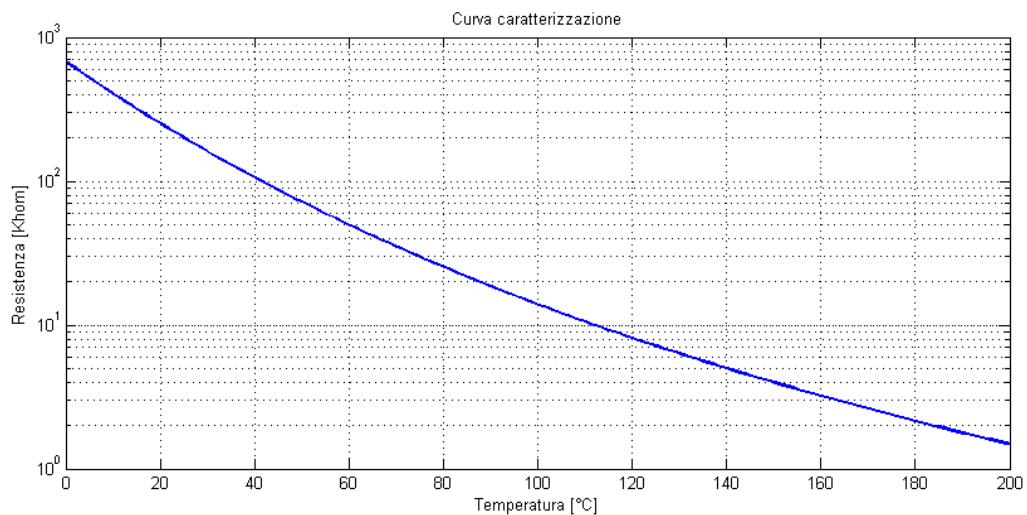


Figura 41 curva caratteristica sensore temperatura NTC- DHT0B204

- Macchina prova:

Siccome risulta difficoltoso effettuare test su fili con diametri molto sottili come quelli a disposizione, si utilizza una macchina prova già presente in laboratorio, realizzata durante un precedente lavoro di tesi.

La macchina è costituita da un supporto inferiore per il comparatore, il quale è posizionato al di sotto dell'area test dei fili. Un'incastellatura metallica fornisce un supporto per appendere il filo da esaminare, al quale è poi applicato un vassoio sopra al quale si posizionano diversi pesi. Questo vassoio è progettato in modo tale da mantenere i pesi applicati in una posizione di equilibrio; sarà poi valutato esperimento per esperimento il bilanciamento dei pesi con lo scopo di mantenere perfettamente orizzontale il piano di riscontro per il comparatore.

Il comparatore è quindi posto a contatto con la superficie inferiore del vassoio misurando così la corsa generata dai fili.

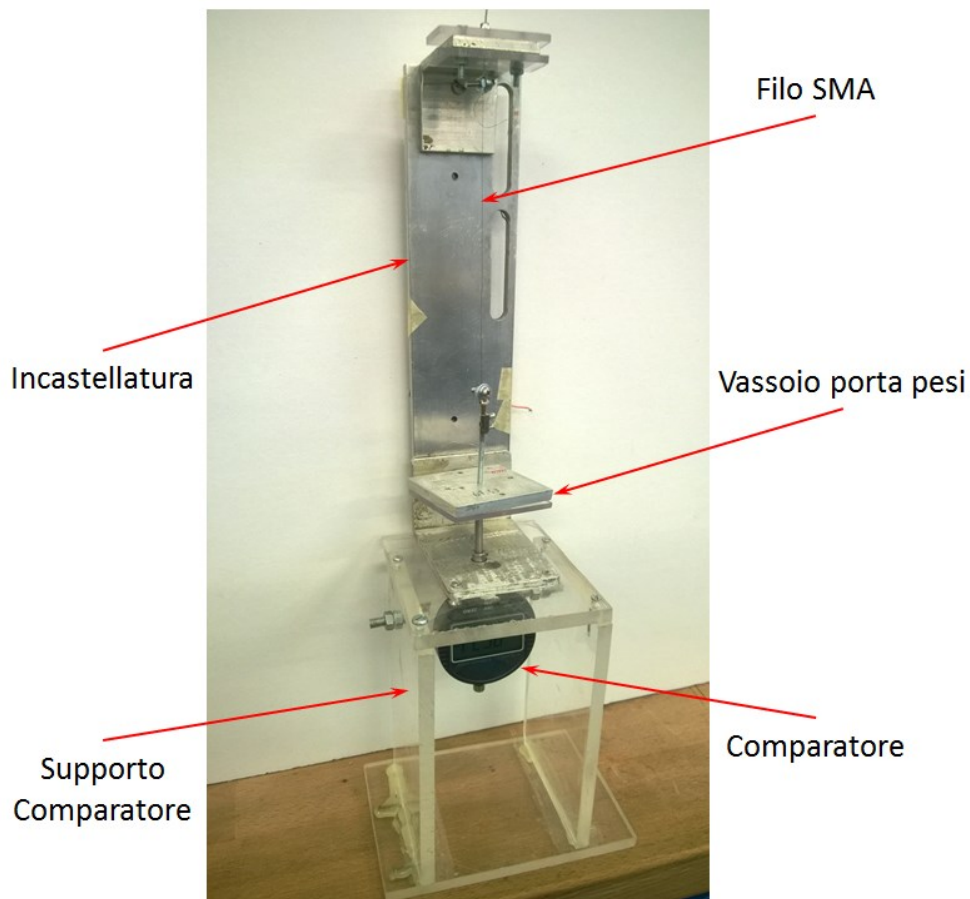


Figura 42 macchina prova fili

È utile precisare che nella configurazione della macchina di prova, il comparatore esercita una contropinta verticale e opposta al peso sul vassoio; per questo motivo nelle successive fasi di misura è da tenere presente questo aspetto, andando a modificare il peso applicato, con una maggiorazione uguale alla contropinta.

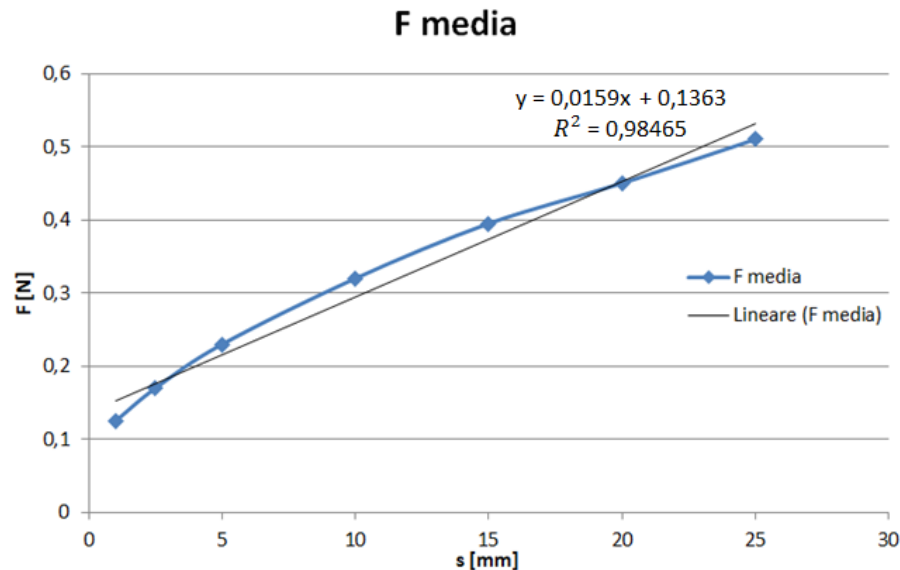


Figura 43 andamento della contropinta in funzione della corsa del comparatore

Da dati sperimentali noti è possibile, tramite interpolazione lineare, calcolare la rigidezza della molla interna al comparatore. Tale valore risulta essere 0.0159 [N/mm], quindi a seconda della corsa che ci si aspetta è possibile correggere il peso con un valore medio della contropinta.

Contestualmente all'utilizzo della macchina prova si deve valutare quale sia il migliore metodo di vincolo del filo sull'incastellatura e dualmente al vassoio porta pesi. Il vincolo deve garantire sia la tenuta statica, ovvero resistere ad una sollecitazione pari o superiore a quella di rottura per trazione del filo, che dinamica, quindi non deve creare effetti di intaglio o geometrici che vadano ad interferire con la resistenza ciclica del materiale.

Lavorando praticamente con fili, i cui diametri variano da 100 a 200 [μm], si valutano le seguenti metodologie di fissaggio:

- **Nodo:** è sicuramente il metodo più semplice e pratico da realizzare; per quanto riguarda la resistenza statica non si riscontrano particolari problematiche, mentre risulta critico per la resistenza a fatica in quanto si riscontra che tutte le rotture avvengono in prossimità del nodo.

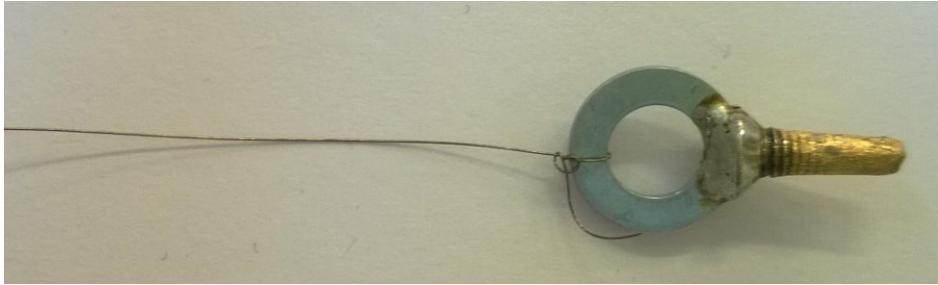


Figura 44 metodo di fissaggio filo: nodo

- Mammuto elettrico: metodo pratico, regolabile e reversibile; con i diametri dei fili in esame risulta particolarmente complicato costringere il filo tra vite e mammuto. Frequentemente capita che con sollecitazioni elevate il filo scorra verso il basso e falsi i dati del test; applicando un serraggio maggiore si giunge a tranciare il filo.

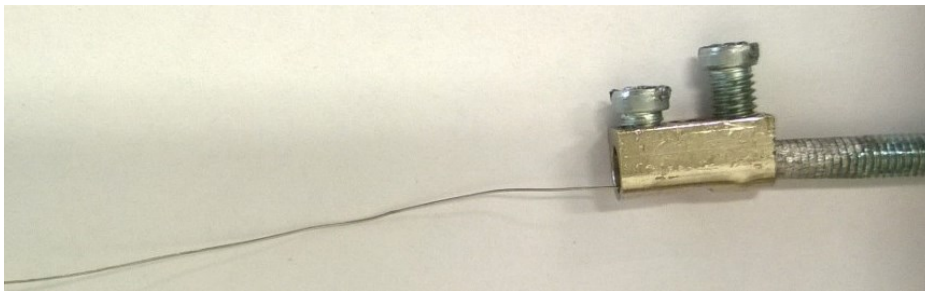


Figura 45 metodo di fissaggio filo: mammuto

- Incollaggio: nonostante il metodo sia particolarmente laborioso risulta ottimo per quanto riguarda l'assenza di intagli; anche in questo caso con filo alimentato e sollecitato questo tende a scorrere e svincolarsi.

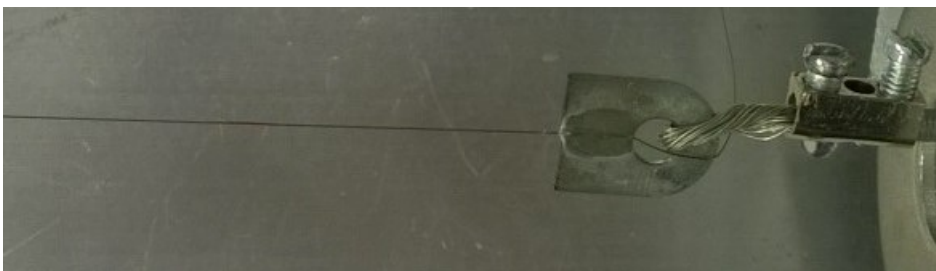


Figura 46 metodo di fissaggio filo: incollaggio

- Attrito: metodo regolabile e reversibile tramite il quale si costringe il filo tra due rondelle metalliche appositamente smussate che vengono serrate l'una

contro l'altra; per quanto riguarda la resistenza statica non si riscontrano problemi così come risulta ottima per la resistenza a fatica, in quanto le prove mostrano rotture lontane dalla zona di vincolo.

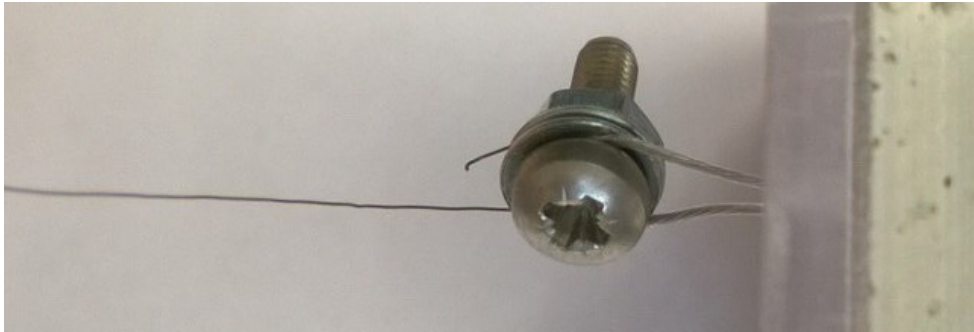


Figura 47 metodo di fissaggio filo: attrito

A fronte delle considerazioni appena fatte si utilizza come metodo di vincolo quello per attrito in quanto soddisfa le caratteristiche ricercate.

Premessa:

essendo a conoscenza, ed avendolo verificato sperimentalmente, che i fili necessitano di una fase di training per stabilizzarne le prestazioni, come in seguito descritto.

Ad ogni filo utilizzato, prima dell'impiego nei test, viene applicato un training di 1000 cicli di trazione e allungamento applicando una sollecitazione di 75 [MPa] pari a metà di quella massima consigliata dal fornitore. Durante questa fase, la corsa per ciclo e l'allungamento percentuale si stabilizzano e arrivano a valori costanti e ripetibili.

4.2.1 Contrazione percentuale al variare della corrente applicata

In questo paragrafo si vuole indagare come varia il recupero elastico del filo SMA, durante la trasformazione martensitica-austenitica, al variare della corrente applicata; in particolare si valuta sia l'intensità che il metodo di applicazione della corrente.

Per l'esecuzione della prova si seleziona un filo con diametro nominale di 150 [μm] il quale è vincolato alla macchina prova con la metodologia selezionata in precedenza. Sul vassoio si applica un peso pari a quello consigliato dalla casa fornitrice pari a 2.7 [N], opportunamente incrementato del valore della contropinta esercitata dal comparatore.

La lunghezza iniziale del filo $L_0 = 108.28$ [mm] è considerata in fase martensitica a temperatura ambiente e deformata dal peso applicato. Inoltre la misura è eseguita al termine del transitorio di allungamento. A tale scopo si considera un tempo sufficientemente lungo pari a 60 [s], il quale sarà ripetuto ad ogni prova, tra la fine dell'applicazione della corrente e la successiva alimentazione. Il comparatore posto a contatto con il vassoio viene azzerato contestualmente alla misurazione della lunghezza iniziale, in modo tale da fornire misurazioni relative all'accorciamento del filo.

Il campo di correnti analizzato si estende dalla massima corrente consigliata dalla casa ($I_i = 600$ [mA]) ad una minima corrente ritenuta di interesse ($I_f = 100$ [mA]). Il passo con cui viene decrementata la corrente è $\Delta I = 25$ [mA].

Il filo, collegato ad una uscita in corrente continua dell'alimentatore programmabile tramite morsetti, viene poi alimentato volta per volta con la corrente di riferimento lasciando libero il valore del voltaggio.

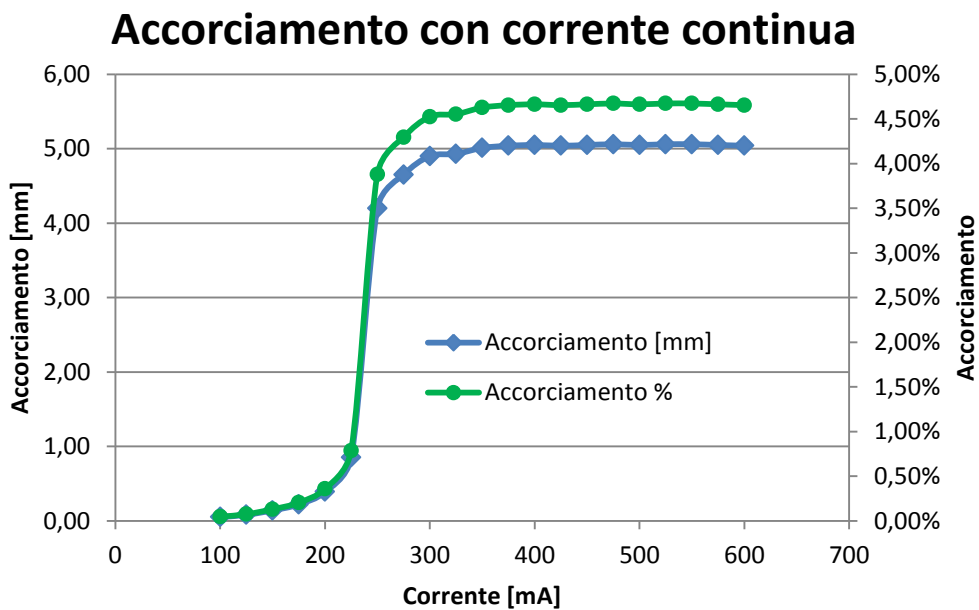


Figura 48 accorciamento filo SMA diametro 150 [μm] con corrente continua

Dalle prove effettuate è emerso che il filo mantiene le sue capacità di contrazione completa, dalla corrente nominale di 600 [mA] fino ad una corrente di 275 [mA]. Superato tale valore la potenza introdotta nel filo non risulta sufficiente al riscaldamento sopra alla temperatura di cambiamento di fase. In questa circostanza la potenza introdotta ($W = V \cdot I$) eguaglia la potenza scambiata con l'ambiente tramite convezione.

Tra i 300 [mA] e i 200 [mA] è riscontrabile un transitorio; un'ipotesi plausibile di

questo comportamento è che la potenza introdotta risulta sufficiente solo a far aumentare la temperatura di parte del materiale (quello più interno non a contatto con l'aria) e quindi la contrazione risulta minore. Ad avvalorare l'ipotesi si fa riferimento al diagramma di trasformazione martensite-austenite (Figura 37 temperature di transizione di fase e isteresi termica) dal quale si nota che se la temperatura del filo non supera la temperatura di Af (austenite finish), rimane ad un livello intermedio tra As e Af. Di conseguenza solo parte del materiale subisce la trasformazione ed è quindi in grado di contrarsi, mentre la restante porzione non contraendosi provoca una riduzione della corsa totale.

Durante l'esecuzione pratica del test, proseguendo con il decremento della corrente, si riscontra un aumento del tempo necessario alla contrazione; passando dai valori di corrente da 600 [mA] a 300 [mA], nonostante la contrazione finale risulta invariata, il tempo impiegato per la contrazione è visibilmente aumentato.

Un'ipotesi verosimile per motivare questo comportamento considera sempre l'influenza dello scambio termico convettivo; diminuendo la potenza entrante e rimanendo invariato lo scambio termico, l'incremento di temperatura è più lento; di conseguenza è necessario più tempo per arrivare alla temperatura di cambiamento fase.

Proseguendo con la sperimentazione si intende analizzare il valore di accorciamento del filo SMA con l'applicazione di una corrente impulsata.

Il setup della prova rimane invariato rispetto a quanto descritto nel precedente test effettuato in corrente continua, così come la lunghezza del filo; l'unica differenza risulta essere la modalità con cui viene somministrata la corrente. Avendo a disposizione l'alimentatore programmabile, si impostano diversi cicli di impulsi per fornire corrente al filo.

L'alimentatore è in grado di generare singoli impulsi di corrente con durata minima pari a 0.01 [s]; sfruttando questa funzione si cerca di fornire una corrente media teorica al filo semplicemente alternando periodi di accensione t_{on} e di spegnimento t_{off} dell'alimentazione.

Si imposta il valore della corrente durante il periodo t_{on} pari a quello consigliato dal produttore $I_{on} = 600$ [mA] e la corrente $I_{off} = 0$ [mA]. Anche in questo test si parte dall'applicazione di una corrente media teorica di 600 [mA] e modificando i parametri dei tempi si giunge ad una corrente media teorica di 100 [mA]. Per quanto riguarda il passo di decremento della corrente si utilizza $\Delta I = 50$ [mA].

Tabella 8 accorciamento filo SMA in funzione della corrente impulsata applicata (A)

Corrente media teorica [mA]	t_on [s]	t_off [s]	Accorciamento [mm]	Accorciamento [%]
600	1.00	0.00	5.05	4.66
550	0.11	0.01	5.05	4.66
500	0.05	0.01	5.05	4.66
450	0.03	0.01	5.06	4.67
400	0.02	0.01	5.07	4.68
350	0.07	0.05	5.08	4.69
300	0.01	0.01	5.03	4.65
250	0.05	0.07	5.04	4.65
200	0.01	0.02	0	0.00
150	0.01	0.03	0	0.00
100	0.01	0.05	0	0.00

Con l'intento di mantenere l'impulso minimo pari a 0.01 [s], compatibilmente con il rapporto tra tempi di accensione e spegnimento, opportuni a somministrare la corretta corrente per ciclo, si procede con il test impostando i cicli come riportato dalla tabella sopra. Si evidenzia che, anche con una corrente teorica di 250 [mA], si garantisce un accorciamento pari a quello ottenibile con corrente massima. Dal valore di 200 [mA] non si riesce a garantire, con questo tipo di impulso, un accorciamento apprezzabile dal comparatore.

Per valutare la possibile dipendenza dal tempo dei dati acquisiti in precedenza, si effettua nuovamente il test raddoppiando i tempi di accensione e di spegnimento, mantenendo quindi invariata la corrente media teorica per ciclo.

Tabella 9 accorciamento filo SMA in funzione della corrente impulsata applicata (B)

Corrente media teorica [mA]	t_on [s]	t_off [s]	Accorciamento [mm]	Accorciamento [%]
600	1.00	0.00	5.05	4.66
550	0.22	0.02	5.06	4.67
500	0.10	0.02	5.05	4.66
450	0.06	0.02	5.06	4.67
400	0.04	0.02	5.07	4.68
350	0.14	0.10	5.07	4.68
300	0.02	0.02	5.05	4.66
250	0.10	0.14	5.04	4.65
200	0.02	0.04	4.94	4.56
150	0.02	0.06	4.80	4.43
100	0.02	0.10	3.17	2.93

Con questa prova, anche a correnti medie teoriche inferiori a 250 [mA] si apprezzano considerevoli accorciamenti.

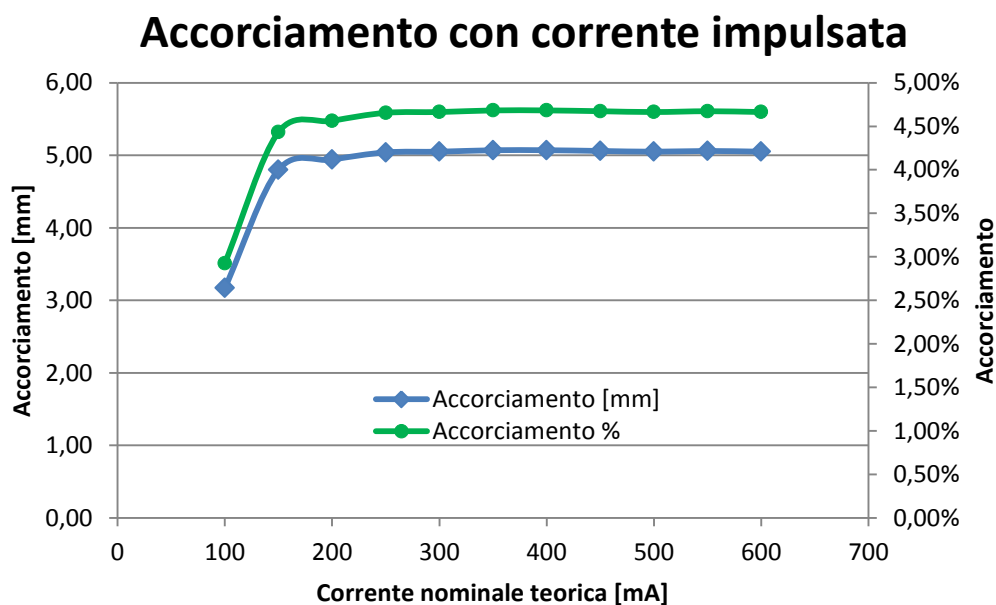


Figura 49 accorciamento filo SMA diametro 150 [μm] con corrente impulsata

Dalle tre prove effettuate si evince che è possibile avere accorciamenti pari a quelli nominali anche con correnti minori di quelle consigliate; un possibile

svantaggio di questa applicazione è l'incremento del tempo di accorciamento, che a seconda delle applicazioni più o meno dinamiche potrebbe essere una problematica. Un possibile vantaggio, nell'applicare meno corrente, è la minore temperatura raggiunta dal filo e quindi un tempo di raffreddamento minore per ritornare in fase martensitica. Variando opportunamente i parametri di corrente è possibile ottenere il giusto compromesso tra velocità di contrazione e di rilassamento, come più opportuno per l'applicazione specifica.

A questo punto dell'indagine, con i dati fino a questo momento raccolti è possibile affermare che la corrente applicata non influenza la forza che il filo è in grado di esercitare, ma ne influenzi solamente la corsa. Nei paragrafi successivi si indagherà meglio l'aspetto dell'influenza della corrente sulla forza e sulla temperatura raggiunta dai fili.

4.2.2 Temperatura di equilibrio del filo al variare della corrente

Per meglio valutare quale influenza ha un cambiamento di corrente di alimentazione nei confronti della temperatura di equilibrio raggiunta dal filo, si svolge una campagna prove con l'obiettivo di ricavare tale temperatura a diversi valori di corrente applicati. Nello specifico si valutano le temperature raggiunte dal filo con l'applicazione di correnti continue ed impulsive per valutarne meglio l'effetto riscaldante. Per l'analisi sono utilizzati la termo resistenza NTC- DHT0B204 e il multimetro da banco IDM207.

Sono valutate le temperature del filo relative alle correnti imposte nei test al paragrafo precedente.

- Corrente continua:

Tabella 10 andamento della temperatura con corrente continua decrescente

Corrente[mA]	Lettura [kΩ]	Temperatura[°C]
600	1.73	191
550	2.55	171
500	4.07	148
450	6.97	126
400	13.6	100
350	21.3	85.6
300	33.1	71.8
250	49.7	59.9
200	69.9	50.7
150	95.5	42.6
100	120.7	36.8

- Corrente impulsata:

Tabella 11 andamento della temperatura con corrente impulsata decrescente

Corrente media teorica[mA]	Tempo riferimento 0.01 [s]		Tempo riferimento 0.02 [s]	
	Letture [kΩ]	Temperatura[°C]	Letture [kΩ]	Temperatura[°C]
600	1.73	191	1.73	191
550	3.58	154	2.94	164
500	5.57	135	4.41	145
450	8.89	116	6.8	127
400	13.7	100	11.5	107
350	11.8	106	11.6	106
300	31.6	76.2	24.7	80.8
250	21.9	84.7	22.3	84.1
200	48.6	60.6	41.6	65.0
150	62.8	53.5	55.8	56.7
100	80.9	46.8	76.9	48.2

Si riscontra che le temperature di equilibrio calano con l'abbassarsi della corrente imposta e quindi della potenza elettrica entrante. Questo fenomeno conferma l'ipotesi che, a certi valori di corrente, la temperatura a cui si trova il filo è intermedia tra le temperature di A_s e A_f . Per questo motivo non tutto il materiale riesce a trasformarsi in austenite provocando una minore contrazione percentuale.

È inoltre da evidenziare che valori sopra a 400 [mA] in corrente continua generano temperature di equilibrio maggiori se confrontate con quelle sviluppate con corrente impulsata. Al di sotto di questa corrente la tendenza si inverte e l'equilibrio si raggiunge a temperature maggiori con la corrente impulsata; questo trend aumenta con la diminuzione della corrente media teorica impostata.

Il fenomeno appena descritto è particolarmente utile se si è intenzionati ad utilizzare i fili con alimentazioni relativamente basse; infatti a parità di consumo energetico si ottengono temperature maggiori con correnti impulsive.

Una volta valutate le temperature di equilibrio si vuole valutare come la corrente imposta e la conseguente temperatura influenzi la forza di trazione del filo.

4.2.3 Sforzo massimo in contrazione a correnti differenti

In questo paragrafo si vuole ricercare lo sforzo massimo che un filo in NiTiNOL riesce a sopportare in fase di contrazione, ovvero, il peso maggiore applicatogli che è in grado di alzare. Inoltre si ricerca un'eventuale dipendenza di questa forza dalla corrente applicata.

In questa fase si trascura la componente plastica permanente del filo, quindi non recuperabile, che inevitabilmente si presenterà nel materiale, analizzando solamente la capacità di tale filo di alzare o meno il carico applicato.

Per l'esecuzione della prova si seleziona un filo con diametro nominale di 150 [μm]; la scelta deriva principalmente dal massimo peso applicabile sul vassoio pari a 1600 [g], che deve essere in grado di generare una sollecitazione prossima a quella di rottura. Si scarta la scelta di un filo con diametro maggiore in quanto risulterebbe difficoltoso applicare carichi che portino il materiale ad una sollecitazione prossima a quella di rottura. Viceversa fili con diametro minore risultano essere troppo sensibili a variazioni anche limitate del peso applicato sul vassoio.

Il test è eseguito mantenendo invariato il setup di prova rispetto a quanto descritto nel paragrafo 4.2.1. Si andranno a svolgere prove con un valore di peso crescente applicato al vassoio, partendo dal valore di peso nominale consigliato di 2.7 [N] fino ad arrivare al peso che provoca la sollecitazione di rottura del filo pari a 15 [N] con passo di incremento di 1 [N]. Per ogni step di peso la prova è ripetuta a differenti correnti di alimentazione partendo da $I = 600$ [mA] fino a giungere a $I = 100$ [mA] con passo 50 [mA], in corrente continua.

Siccome è necessario valutare lo sforzo [MPa], si misura il diametro del filo con l'ausilio di un micrometro millesimale; ne risulta che il reale diametro è 148 [μm].

Tabella 12 esito prove di sollevamento a sollecitazioni crescenti e correnti decrescenti

Peso [N]	sollecitazione [MPa]	600 [mA]	550 [mA]	500 [mA]	450 [mA]	400 [mA]	350 [mA]	300 [mA]	250 [mA]	200 [mA]	150 [mA]	100 [mA]
2.7	157	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
3	174	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
4	233	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
5	291	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
6	349	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
7	407	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
8	465	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
9	523	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
10	581	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
11	639	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
12	698	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
13	756	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
14	814	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok	ok
15	872	Rottura										

La tabella riporta i risultati del test, ovvero ogni prova si ritiene superata (ok) se all'applicazione della corrente il filo mostra una contrazione apprezzabile dallo strumento di misura.

In questo test l'allungamento del filo risulta molto maggiore del valore nominale consigliato di 3.5%, dovuto principalmente all'applicazione di carichi anche 5 volte superiori a quelli raccomandati. Il filo ad ogni prova si snerva di una componente plastica non recuperabile nemmeno in fase austenitica e di una parte plastica recuperabile. Non conoscendo l'entità della prima, non è stato possibile calcolare un vero e proprio accorciamento percentuale, questo sarebbe stato falsato dalla componente plastica permanente.

L'andamento delle prove a pari peso, rispecchia qualitativamente l'andamento delle corse effettuate dal filo durante i test del paragrafo 4.2.1. A tal proposito si conferma che una volta che il filo viene riscaldato sopra la temperatura di transizione, questo esercita la sua massima forza indipendentemente dalla corrente applicata. La corrente e conseguentemente la temperatura del materiale influiscono solamente sulla capacità di compiere una corsa più o meno lunga.

La rottura del filo è avvenuta per trazione con l'applicazione del carico di 15 [N], prima che sia stato possibile applicare la corrente di 600 [mA]. Ne risulta una sollecitazione di 872 [MPa] che è prossima alla sollecitazione di rottura fornita dal produttore pari 900 [MPa]

Dai dati raccolti si evidenzia che la proprietà di memoria di forma è mantenuta anche con sollecitazioni prossime a quelle di rottura. Quando viene superato lo sforzo che provoca una deformazione maggiore del 3.5%, una componente di deformazione plastica permanente si accumula nel materiale, portando il filo ad allungarsi permanentemente e riducendone conseguentemente il diametro. Nei paragrafi successivi si intende valutare l'aspetto della deformazione plastica permanente.

4.2.4 Andamento del creep al variare del carico applicato

In questo paragrafo si vuole analizzare l'andamento della deformazione plastica permanente (creep) che il materiale a memoria di forma subisce quando è sollecitato ciclicamente. Nello specifico si vuole ricercare una sollecitazione limite, sotto la quale il materiale non manifesta più la deformazione plastica permanente ciclica.

Il comportamento caratterizzante il creep è il costante aumento della componente di deformazione plastica permanente che incrementa la lunghezza del filo ad ogni ciclo di contrazione – rilassamento, mantenendo applicata una sollecitazione meccanica costante nel tempo. La ciclicità imposta è solamente quella derivante dall'applicazione della corrente.

Ancora una volta il setup del test è invariato rispetto a quanto descritto nei paragrafi precedenti; il filo, appeso alla macchina prova, è a sua volta posto in trazione dal vassoio, il quale risulta libero di abbassarsi.

Per l'esecuzione della prova sperimentale è selezionato un filo di diametro nominale di 150 [μm] il cui reale diametro misurato risulta pari a 147 [μm]; questa misura del diametro risulta fondamentale per il calcolo dei pesi da applicare al vassoio per generare la giusta sollecitazione [MPa].

Siccome ci si aspetta una diminuzione del diametro derivante dall'allungamento plastico del filo, al termine di ogni prova viene misurato il diametro per il successivo calcolo del peso per fornire la sollecitazione desiderata.

Si intende indagare un campo di sforzi caratterizzato da una sollecitazione massima pari a 225 [MPa], fino a quella sollecitazione che non manifesta più il trend del crescente aumento della lunghezza del filo. Lo sforzo di 225 [MPa] risulta essere 1.5 volte quella nominale consigliata di 150 [MPa] (derivante dal carico nominale di 2.7 [N]).

La scelta di considerare una sollecitazione di 225 [MPa] è giustificata dal fatto che nei test precedenti si era riscontrata deformazione plastica permanente con tale sforzo.

Tabella 13 sollecitazioni di prova per ricerca sollecitazione no-creep

Sollecitazioni di prova [MPa]										
225	200	175	150	140	130	120	110	100	90	85

Il delta di sollecitazione di decremento dello sforzo non è costante ma valutato prova per prova in base all'entità del creep riscontrato nella prova precedente; man mano che si giunge a convergenza si diminuisce il delta di decremento come mostrato nella tabella sopra.

Per ogni sollecitazione si eseguono 20 cicli di accorciamento ed allungamento; tale numero si ritiene sufficiente per mostrare il trend dell'allungamento ciclico del filo. Per l'esecuzione dei cicli si applica la corrente nominale di 600 [mA] per un tempo di 3[s] che è sufficiente a rilevare le misure di interesse. Per quanto riguarda il tempo di raffreddamento viene imposto un valore di 10 [s], che consente di riportare il filo nella configurazione deformata.

Una volta applicato il corretto carico al filo, calibrato per fornire la giusta sollecitazione, si lascia esaurire il transitorio iniziale di allungamento per un tempo di 60 [s]; questo a temperatura ambiente e quindi in fase martensitica. Esaurito questo transitorio, si azzerà il comparatore posto a contatto con il vassoio; in questo modo lo strumento misurerà l'entità della corsa effettuata dal filo in accorciamento quando viene riscaldato con la corrente.

Contestualmente è misurata la lunghezza iniziale del filo in stato martensitico deformato a temperatura ambiente:

Tabella 14 lunghezza iniziale fili per prova ricerca no-creep

Lunghezza iniziale [mm]										
225 [MPa]	200 [MPa]	175 [MPa]	150 [MPa]	140 [MPa]	130 [MPa]	120 [MPa]	110 [MPa]	100 [MPa]	90 [MPa]	85 [MPa]
106.20	106.62	107.00	107.32	107.49	107.63	107.74	107.90	108.01	108.06	108.12

Ad ogni ciclo, siccome il filo si allunga plasticamente, il comparatore misurerà un accorciamento relativo minore rispetto alla prima misurazione. Questo non è dovuto ad una diminuzione della capacità di contrarsi, che rimane all'incirca costante, ma al vero e proprio creep.

In seguito si riporta un'immagine per meglio comprendere il comportamento del filo e il setup di misura.

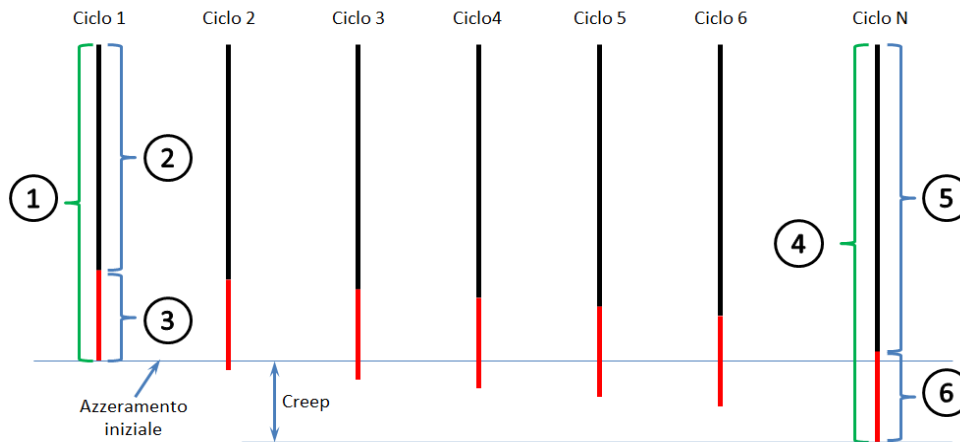


Figura 50 esempio andamento creep in funzione del numero di cicli

1. Lunghezza iniziale filo in stato martensitico deformato a T ambiente;
2. Lunghezza iniziale filo in stato austenitico, con alimentazione elettrica;
3. Accorciamento iniziale;
4. Lunghezza finale filo in stato martensitico deformato a T ambiente;
5. Lunghezza finale filo in stato austenitico, con alimentazione elettrica;
6. Accorciamento finale confrontabile con quello iniziale.

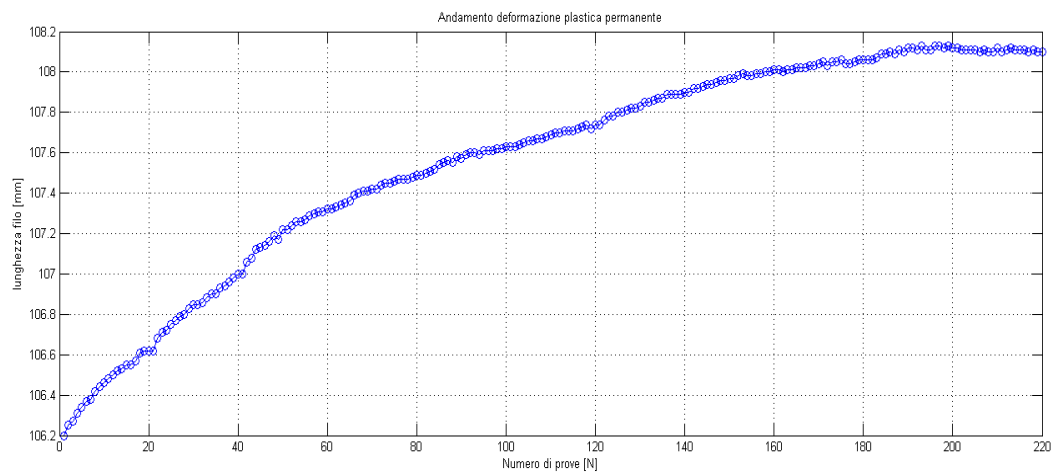


Figura 51 andamento reale del creep in funzione di sollecitazione e numero di cicli

Nel grafico sopra è riportato l'andamento dell'allungamento del filo utilizzato per la prova. In particolare vengono riportati gli andamenti di tutti gli 11 test affiancati per meglio valutarne il trend. Si ricorda che ogni 20 cicli viene cambiata la sollecitazione.

Come aspettato, con l'applicazione di sforzi maggiori dei valori consigliati, si

riscontra un notevole creep, come mostrato nel grafico nelle prime 60 prove. Inoltre si evidenzia un notevole accumulo di deformazione plastica permanente anche con l'applicazione dello sforzo nominale 150 [MPa], effettuato come quarta prova e quindi rappresentato sul grafico sulle ascisse da 60 a 80. Il comportamento appena descritto non era previsto applicando la sollecitazione nominale. Per giungere ad una convergenza soddisfacente e quindi avere una prova che non manifestasse il trend di allungamento, si è dovuti scendere ad una sollecitazione pari a 85 [MPa], che risulta molto inferiore a quella nominale.

Per avvalorare i dati sperimentali trovati si è ripetuto il test con l'utilizzo di un nuovo filo sempre con diametro nominale di 150 [μm]; gli step di sollecitazione ed il numero di cicli per step rimangono invariati; l'unica differenza è la sequenza invertita delle sollecitazioni, ovvero si parte da 85 [MPa] fino ad arrivare a 225 [MPa].

I risultati rispecchiano l'andamento e il trend della prima prova, confermando che la massima sollecitazione che non genera deformazione plastica permanente è 85 [MPa].

Per meglio comprendere quanto appena riscontrato, si calcolano le deformazioni percentuali medie per ogni sollecitazioni per confrontarle tra di loro e compararle a quella consigliata dal fornitore:

Tabella 15 allungamento percentuale dei fili in prova ricerca no-creep

Allungamento percentuale [%]										
225 [MPa]	200 [MPa]	175 [MPa]	150 [MPa]	140 [MPa]	130 [MPa]	120 [MPa]	110 [MPa]	100 [MPa]	90 [MPa]	85 [MPa]
5.39	5.25	5.01	4.79	4.68	4.55	4.46	4.44	4.18	4.09	3.97

Si evince che l'allungamento percentuale recuperato aumenta con il carico, in quanto una maggiore sollecitazione deforma maggiormente la martensite e ne consegue un aumento di recupero in fase austenitica; questo a scapito però di una piccola, ma non trascurabile, componente plastica permanente che si accumula.

Spostandosi sempre più verso la deformazione nominale consigliata di 3.5% la componente di creep diminuisce fino ad esaurirsi. In particolare per lo specifico filo selezionato si riscontra che ad una deformazione del 3.97% non si apprezza più il trend.

A fronte di queste considerazioni nel paragrafo successivo si vuole indagare se la componente di creep è maggiormente influenzata dal carico o dall'allungamento.

4.2.5 Creep ciclico a deformazione imposta

Constatato che aumentando lo sforzo aumenta la deformazione recuperabile, ma aumenta inevitabilmente anche la componente non recuperabile, in questo paragrafo si valuta come una corsa imposta e limitata, a fronte di una sollecitazione predefinita, influenzi l'accumulo di deformazione plastica permanente.

Nello specifico si vuole valutare come viene influenzato l'accumulo di creep, imponendo uno sforzo, che in configurazione libera genera un creep considerevole, imponendo però una corsa limitata inferiore a quella realizzabile in configurazione libera.

Ancora una volta il setup del test rimane invariato. Di conseguenza si utilizzano fili con diametro nominale di 150 [μm] che vengono alimentati con corrente nominale di 600 [mA]; inoltre il comparatore è posto sempre a contatto con il vassoio porta pesi.

Si sceglie di riproporre uno sforzo di 225 [MPa] pari a 1.5 volte quello consigliato, in quanto, dal test precedente, si era riscontrato un notevole creep. Come test di riferimento, per il confronto con i futuri dati raccolti a deformazione imposta, si vuole portare ciclicamente a rottura il filo e quindi valutarne il numero di cicli che il filo sopporta, lasciando libera la deformazione. A tal proposito si impone un ciclo con 1 [s] di alimentazione e 3 [s] senza alimentazione, che risulta sufficiente a permettere un soddisfacente allungamento senza perdere il carattere ciclico della prova.

Dal test risulta un numero di cicli che porta a rottura il filo pari a $N = 843$.

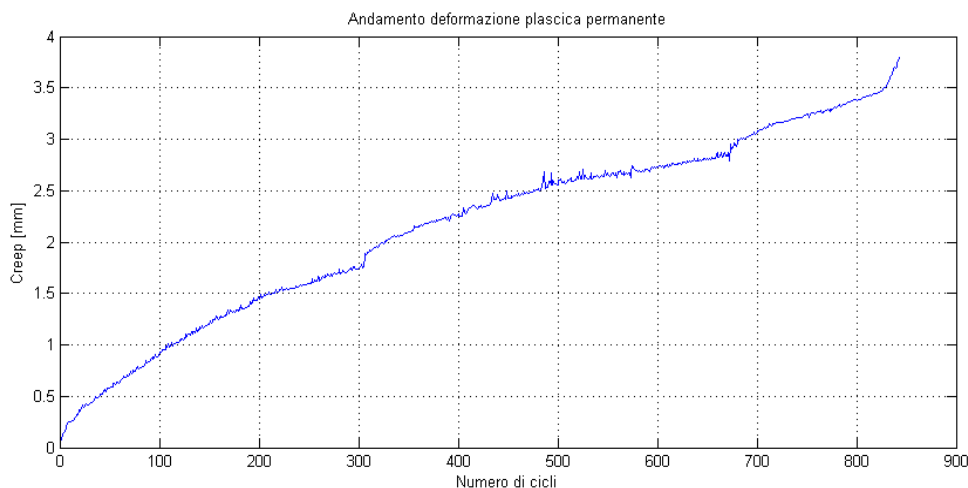


Figura 52 andamento del creep in funzione del numero di cicli a deformazione libera

Si riscontra una deformazione plastica permanente pari a 3.801 [mm] rilevata

al ciclo precedente quello della rottura. Si valuta anche che il trend rimane pressoché costante durante tutta la prova a meno di un aumento di pendenza in prossimità del collasso finale.

Per limitare la corsa in allungamento del filo sono utilizzati due parallelepipedi in alluminio, sopra i quali andrà ad appoggiarsi il vassoio; questi risultano comunque più bassi della massima escursione del comparatore, per poter comunque acquisire i valori di contrazione.

Si intende valutare il comportamento ciclico dei fili a diversi allungamenti percentuali nello specifico:

Tabella 16 allungamenti percentuali imposti in prova ciclica

Allungamenti percentuali			
1%	2%	3%	3.5%

Per ogni valore si eseguono 2000 cicli e se ne valuta ogni 500 cicli l'andamento del creep.

A tal fine è doveroso definire il setup e il procedimento di misura:

- si valuta la lunghezza iniziale del filo in stato di martensite deformata a temperatura ambiente;
- si calcola poi l'accorciamento percentuale da imporre;
- successivamente, con filo alimentato e quindi contratto, si pone il vassoio a contatto con i parallelepipedi e contestualmente si azzerava il comparatore;
- sempre con filo contratto si regola l'altezza di questo andando ad applicare il giusto gap tra vassoio e parallelepipedi (deformazione imposta), valutando la misura riportata sul comparatore. In questo modo, quando si interrompe l'alimentazione, il vassoio andrà ad appoggiarsi limitando la corsa in snervamento del filo;
- una volta impostato il gap si rimuovono momentaneamente i supporti per azzerare nuovamente il comparatore alla massima lunghezza del filo. Questo per essere in grado di valutare ogni 500 cicli quanto il filo si sia allungato permanentemente;
- si confronta tale misura con quella del primo ciclo;
- a questo punto sono riapplicati i sostegni ed è possibile procedere con i cicli, la cui durata è imposta a 1 [s] con alimentazione e 3 [s] senza

alimentazione, che risulta sufficiente a far allungare il filo ed appoggiare il vassoio ai supporti.



Figura 53 setup di misura per verificare il creep a deformazione imposta

Questo iter è stato ripetuto per tutti e 4 gli allungamenti percentuali.

Tabella 17 allungamento plastico permanente in funzione di allungamento imposto e cicli

Allungamento plastico permanente [mm]				
Cicli	$\epsilon = 1\%$	$\epsilon = 2\%$	$\epsilon = 3\%$	$\epsilon = 3.5\%$
500	0.075	0.105	0.125	0.190
1000	0.120	0.170	0.184	0.263
1500	0.140	0.230	0.233	0.263
2000	0.180	0.190	0.275	0.333

La prima considerazione da fare è che tutte le prove sono arrivate a compimento, quindi a tutte le deformazioni imposte si è abbondantemente superato il numero di cicli compiuti nella prova di riferimento.

Si deduce inoltre che, a pari sforzo applicato, la corsa imposta influisce sul creep; infatti se si paragona la deformazione permanente dopo 2000 cicli a $\epsilon=1\%$ con quella a $\epsilon=3.5\%$ si nota quasi un raddoppio della deformazione.

Per meglio valutare i dati rilevati dalla prova sperimentale è utile considerare che parte della deformazione, presente nei dati sopra riportati, è dovuta alle 4 misurazioni effettuate e quindi non imputabile al creep accumulato in deformazione imposta. Ovvero per eseguire le 4 misurazioni di lunghezza totale

del filo, in fase martensitica deformata, si è reso necessario rimuovere i sostegni e lasciarlo deformare completamente. A questo proposito i dati relativi alla deformazione totale a 2000 cicli, sono la somma della deformazione plastica permanente dei 4 cicli di snervamento a deformazione libera e della deformazione plastica permanente dei 2000 cicli a deformazione imposta.

Per correggere questi valori, togliendo la componente non di interesse, si valuta quanto il filo nella prova a deformazione libera si è allungato nei primi 4 cicli, così da poter decurtare questo valore dalle prove precedenti.

Si valuta che in media a ogni ciclo a deformazione libera a 225 [MPa] si accumula una deformazione permanente pari a 0.035 [mm]. A questo punto è possibile riportare la tabella che tiene conto di questa correzione media

Tabella 18 allungamento plastico permanente corretto in funzione di allungamento imposto e cicli

Allungamento plastico permanente [mm]				
Cicli	$\epsilon = 1\%$	$\epsilon = 2\%$	$\epsilon = 3\%$	$\epsilon = 3.5\%$
500	0.040	0.070	0.090	0.155
1000	0.850	0.135	0.149	0.228
1500	0.105	0.195	0.198	0.228
2000	0.145	0.155	0.240	0.298

Con questa correzione applicata è meglio evidente come la corsa applicata influenzi la deformazione plastica permanente. È da considerare però che il creep accumulato in 2000 cicli alla deformazione imposta di 3.5% è stata accumulata in solamente 12 cicli con la deformazione libera.

Questo aspetto è fondamentale per quanto riguarda la progettazione di componenti che devono effettuare un gran numero di cicli, come il dispositivo presso terapeutico obiettivo di questa tesi.

Infine, per concludere quest'analisi si effettuano dei test di fatica con deformazione imposta; si vuole trovare il numero di cicli che porta a rottura il filo applicando sempre una sollecitazione di 225 [MPa].

Si effettuano 4 test di rottura a fatica con deformazione imposta; due effettuati con una deformazione del 3.5% e due effettuati con una deformazione del 1%.

Tabella 19 vita a fatica dei fili con deformazione imposta

	Cicli
Test 1 3.5%	6845
Test 2 3.5%	6493
Test 3 1%	9261
Test 4 1%	9572

Come si nota l'ordine di grandezza dei cicli rimane lo stesso. È inoltre emerso che con una deformazione minore è possibile effettuare un numero di cicli leggermente maggiore. Tale differenza non risulta comunque sufficiente per giustificare una progettazione maggiormente mirata alla resistenza a fatica, piuttosto che sulle prestazioni ottenibili con elevate deformazioni.

4.3 CONCLUSIONI

Di seguito viene riportata una tabella riassuntiva dei risultati riscontrati nell'esecuzione dei test precedentemente descritti. In particolare verranno elencate le principali caratteristiche dei fili.

Tabella 20 caratteristiche dei fili riscontrate nei test sperimentali

Deformazione	Dipende da: <ul style="list-style-type: none"> • intensità media della corrente applicata; • sforzo applicato;
Forza in contrazione	È una caratteristica intrinseca del filo. Infatti tende a sviluppare sempre la massima forza possibile. Non si riscontrano dipendenze da corrente e deformazione.
Temperatura	Dipende da: <ul style="list-style-type: none"> • intensità media della corrente applicata; • modalità di somministrazione della corrente media (continua o impulsata)
Creep	Dipende da: <ul style="list-style-type: none"> • entità dello sforzo applicato; • entità della deformazione applicata;

Le caratteristiche sopra elencate saranno da tenere in considerazione durante la successiva fase di progettazione del tutore.

CAPITOLO 5: PROTOTIPI

Dopo aver elencato le caratteristiche principali che dovrà avere il tutore attivo, nel seguente capitolo verranno riportate le varie fasi che si sono rese necessarie al fine di realizzare i vari prototipi. Risulta utile sottolineare che ci si è concentrati solo su un singolo settore dell'ipotetico tutore finale, immaginando poi di replicare tale porzione per un numero N di volte al fine di comporre l'intero dispositivo. Infatti, come spiegato nel capitolo 1, in analogia con i gambali/bracciali dei macchinari ad azionamento pneumatico, ogni porzione funzionerà in maniera indipendente l'una dall'altra.

Di seguito, verranno proposti due prototipi, dei quali, a seguito delle fasi di progettazione e realizzazione, verranno analizzate le prestazioni elencandone punti deboli e di forza e traendo delle conclusioni per eventuali sviluppi futuri.

5.1 PROTOTIPO 1

La realizzazione di tale prototipo ha avuto lo scopo, più che di realizzare una soluzione definitiva che rispettasse tutte le caratteristiche elencate nel capitolo 3, di indagare le effettive prestazioni dei fili, con l'intento di validare il comportamento esibito nel capitolo 4.

5.1.1 Progettazione del prototipo 1

Dimensioni

Al fine di attuare una forte dinamizzazione dell'intero tutore, rispetto ai tradizionali gambali/bracciali, è stato deciso di realizzare il singolo settore avente una larghezza di 16 [mm], che, come già brevemente accennato nel paragrafo 3.3.1, consentirà di realizzare degli attuatori aventi in media per bracciale e gambale rispettivamente 35 e 47 settori indipendenti.

Disposizione dei fili

Per la realizzazione del primo prototipo è stata scelta una disposizione dei fili, che risulta essere la più intuitiva possibile, ovvero allineati parallelamente lungo la direzione longitudinale del settore.

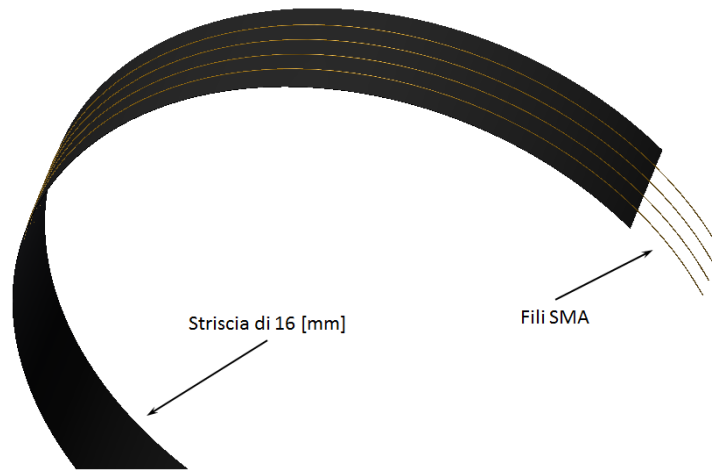


Figura 54 disposizione dei fili SMA nel prototipo 1

Scelta del diametro dei fili

Un'altra importante scelta risulta essere quale diametro dei fili SMA utilizzare. In particolare tale decisione influenzerà diversi fattori quali: il numero dei fili e la frequenza di attuazione che sarà in grado di fornire il dispositivo. In particolare per la realizzazione di questo prototipo sono stati scelti fili del diametro di 150 μm . Tale scelta è stata vincolata soprattutto al fine di garantire una buona frequenza d'attuazione. Infatti, tale diametro consente di avere un tempo di raffreddamento abbastanza contenuto e nell'ordine dei 3 secondi, come mostrato in appendice A. La scelta di un diametro maggiore avrebbe comportato un aumento della forza generata dal singolo filo, consentendo quindi di diminuire il numero di fili necessari per settore, ma avrebbe reso poco reattivo il dispositivo soprattutto durante le fasi di diminuzione della pressione, a causa del più elevato tempo di raffreddamento. Viceversa l'adozione di fili di diametro minore, pur avendo dei tempi di raffreddamento paragonabili, avrebbero comportato l'uso di un numero eccessivo di fili per generare la forza richiesta, il che avrebbe comportato una difficile realizzazione. Di conseguenza la scelta di tale diametro risulta essere un giusto trade-off tra la richiesta di forza e quella di frequenza d'attuazione, garantendo inoltre una difficoltà realizzativa accettabile.

Calcolo del numero di fili

Una volta nota la disposizione dei fili e il relativo diametro risulta necessario calcolarne il numero esatto al fine di generare il valore di pressione voluto, ovvero i 160 mmHg , corrispondente al valore massimo erogato dagli attuali

dispositivi ad azionamento pneumatico.

A tal fine, prendendo spunto dai risultati sperimentali del paragrafo 4.2.4, si ipotizza che ogni singolo filo possa generare una forza di 1.41 [N], corrispondente a 80 [MPa], che risulta il più alto valore di sforzo per il quale il filo non mostra più il fenomeno del creep. A questo punto, risulta possibile ricavare la porzione di competenza di ogni filo all'interno del settore, per produrre il valore di pressione desiderato sul braccio/gamba. Per calcolare tale parametro è stato modellato il problema come un serbatoio in pressione, utilizzando l'ipotesi di piccolo spessore e trascurando gli effetti di bordo. Come rappresentato dallo schema sottostante, avendo noti i valori di forza generata dal singolo filo, il diametro del braccio prova, oltre che la pressione obiettivo risulta possibile calcolare la larghezza del settore di pertinenza del singolo filo (indicata come L_{filo}).

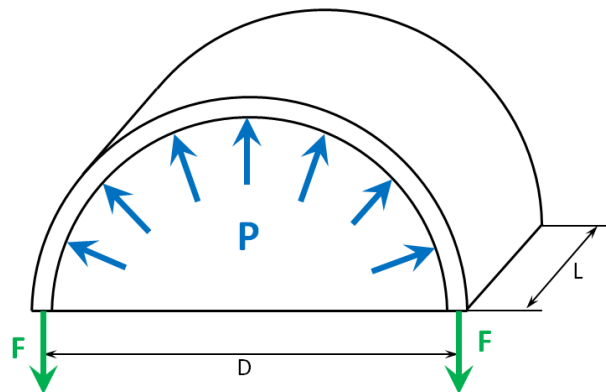


Figura 55 schematizzazione del problema tramite serbatoio in pressione di piccolo spessore

Imponendo l'equilibrio delle forze in direzione circonferenziale si ottiene:

$$P D L_{filo} = 2F;$$

in cui l'unica incognita risulta essere L_{filo} ; quindi rigirando la formula e sostituendo $\frac{D}{2}$ con R si ottiene:

$$L_{filo} = \frac{F}{P R};$$

sostituendo i valori numerici elencati nella tabella sottostante si ricava $L_{filo}=1.32$ [mm].

A questo punto risulta possibile calcolare il numero di fili totali con i quali realizzare l'intero settore, tenendo conto dell'effettiva larghezza.

$$N_{fili} = \frac{L_{utile}}{L_{filo}};$$

Imponendo quindi una larghezza utile dell'intero settore di 12 [mm] si ricava che:

$$N_{fili} = 9.07;$$

che approssimando per eccesso portano all'adozione di 10 fili.

Risulta utile precisare che, per il calcolo del numero di fili non è stata utilizzata l'intera larghezza del settore, pari a 16 [mm], bensì l'effettiva larghezza coperta dai fili (larghezza utile), considerando di lasciare 2 [mm] per lato nella fase di realizzazione.

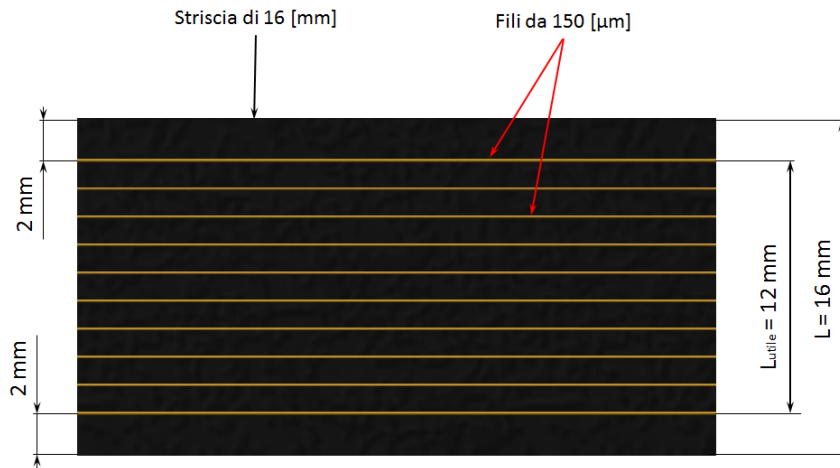


Figura 56 disposizione dei fili sulla larghezza nel prototipo 1

Snervamento dei fili

Come già accennato nell'introduzione del capitolo 4, i fili SMA, dopo essersi trasformati dalla fase di martensite deformata alla fase di austenite, a seguito del raggiungimento della temperatura di transizione, per ripristinare la configurazione iniziale, necessitano, oltre che della diminuzione della temperatura, anche di una forzante. Questo aspetto risulta di fondamentale importanza nella progettazione del tutore, in quanto un'errata considerazione ne provocherebbe una contrazione senza, però, essere seguita da una decontrazione anche al raggiungimento della temperatura di martensite finish. Di conseguenza, l'unico modo possibile, al fine di riportare i fili nella configurazione di massima estensione risulta prevedere una forzante che si oppone alla contrazione. Nei casi di attuatori più comuni tale ruolo è affidato,

ad esempio, tarando opportunamente la rigidità di una molla, la quale, durante la contrazione del filo subisce un allungamento, mentre nella fase di raffreddamento tende a riportarlo nella configurazione iniziale. Ovviamente in questo caso il valore di rigidità della molla gioca un ruolo di fondamentale importanza, in quanto determina, in base alla forza che trasferisce al filo, il valore di deformazione.

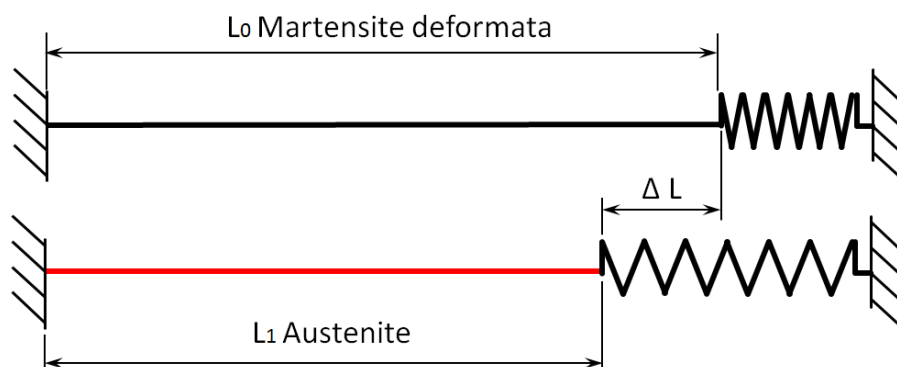


Figura 57 snervamento del filo tramite molla

Sebbene sia una buona soluzione per gli attuatori comuni, tale configurazione non può essere in alcun modo adottata per l'attuatore indossabile. La ragione principale risiede nel fatto che, la presenza di un elemento non perfettamente rigido collegato ai fili, provocherebbe una perdita di deformazione utile sull'arto, in quanto gran parte della contrazione sarebbe spesa per la deformazione, ad esempio della molla, rendendo trascurabile l'azione di contrazione dei fili sul braccio. Per questa ragione, per risolvere tale problema, si è pensato di vincolare in modo rigido le estremità dei fili sul settore, lasciando il compito di riportare i fili nella configurazione di massima estensione alla reazione elastica dell'arto. In questo modo e come se la molla fosse stata sostituita dal braccio, senza però perdere deformazione utile dei fili SMA.

Isolamento dai fili

Dopo la prima fase della progettazione in cui ci si è concentrati sulle prestazioni, ovvero garantire un determinato livello di pressione, verranno ora analizzati altri aspetti, non meno importanti per un buon funzionamento del dispositivo. Per prima cosa si è pensato a come isolare i fili SMA rispetto all'arto da trattare. Infatti, come è possibile vedere dall'appendice A e confermato dai risultati sperimentali ottenuti nel paragrafo 4.2.2, essendo la temperatura di

austenite finish, ovvero quel valore in cui si raggiunge la completa trasformazione di fase, prossima ai 90 [°C] risulta impensabile porre i fili in contatto diretto con la pelle. Di conseguenza si è proposto di realizzare il settore composto da 3 strati al fine di limitare il più possibile la temperatura percepita all'utente.

- Strato 1: rappresenta la parte del dispositivo posta direttamente a contatto con la pelle. Per questo motivo si è pensato di realizzarlo in un tessuto generico (cotone) al fine di non causare problemi di irritazione all'arto del paziente.
- Strato 2: svolge la funzione vera e propria di isolante termico. In questo caso si è pensato di realizzarlo in silicone. Tale strato, inoltre, ha il compito di uniformare la pressione generata dai fili SMA. In caso contrario, infatti i fili disposti secondo lo schema di Figura 56, genererebbero sul corpo del paziente una pressione molto alta in corrispondenza dei fili e molto bassa nella zona compresa tra un filo e l'altro, portando ad avere lungo la larghezza del settore un profilo di pressione non uniforme e anche difficilmente controllabile.
- Strato 3: per evitare il contatto diretto tra i fili e lo strato in silicone (strato 2), che potrebbe portare all'incisione dello stesso durante la generazione di pressione, si pone un terzo strato in tessuto, che abbia la caratteristica di resistere alle elevate temperature che verranno raggiunte durante l'alimentazione.

Di seguito viene riportato una figura rappresentante i vari strati sopra elencati.

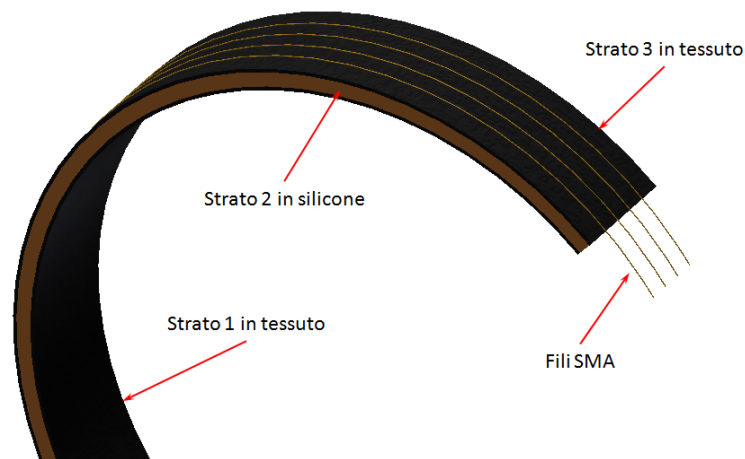


Figura 58 composizione a strati del prototipo 1

Indossabilità e integrità dei fili

L'indossabilità del tutore risulta essere uno degli obiettivi principali di questo lavoro di tesi, e per questo, tale aspetto non è stato trascurato durante la fase di progettazione. In particolare le difficoltà maggiori sono state riscontrate nel combinare caratteristiche legate a requisiti tecnici con l'esigenza di realizzare un prodotto avente, appunto, la caratteristica di essere indossabile. A tal fine è stato reso necessario realizzare i vari strati precedentemente descritti con uno spessore che sia il più basso possibile. Ma tale esigenza, per esempio, risulta in contrasto con il requisito funzionale dello strato 2, avente il compito di isolare termicamente il paziente. Infatti, al fine di ottenere una maggior protezione dalla temperatura, risulta utile adottare strati aventi spessori il più elevati possibile. Queste considerazioni hanno portato a definire uno spessore di 2 [mm] dello strato in silicone che rappresenta un buon trade-off tra la funzione di isolamento e quella di indossabilità. Infine, per quanto riguarda i due strati periferici (strati 1 e 3), viene imposto uno spessore di circa 0,5 [mm] compatibilmente con le caratteristiche dei tessuti presenti sul mercato. Al fine di preservare i fili durante l'allacciamento del prototipo risulta necessario limitarne la deformazione. A tal fine è richiesto che i tessuti utilizzati per gli strati 1 e 3 siano il più rigidi possibile. La configurazione finale porta, quindi, ad uno spessore totale del settore di circa 3 [mm], garantendo quindi una buona indossabilità rispetto ai tradizionali gambali e bracciali. Di seguito viene riportato uno schema che evidenzia gli spessori dei vari strati.

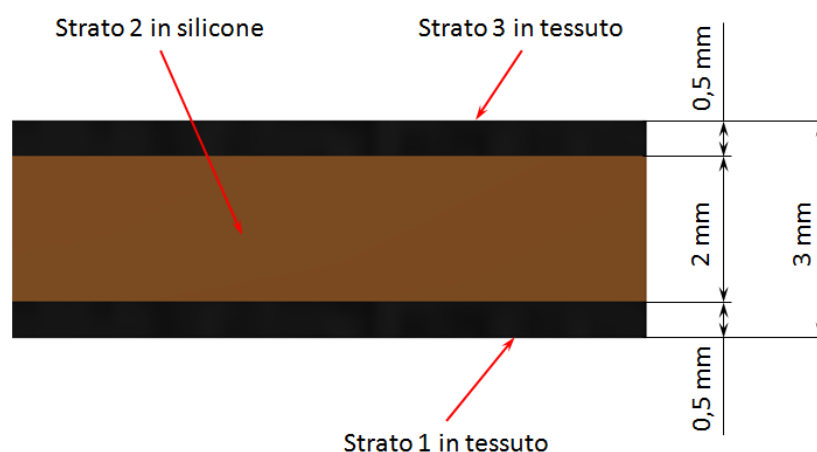


Figura 59 spessore dei vari strati del prototipo 1

Adattabilità

Un altro aspetto di fondamentale importanza risulta realizzare un dispositivo che sia il più possibile adattabile alle diverse dimensioni circonferenziali di braccio e gamba. E' infatti impossibile pensare di dover realizzare un dispositivo su misura per ogni paziente. A tal fine è stato pensato di dotare il settore con una chiusura in velcro, che in base al diametro possa consentire un'adeguata regolazione. In particolare, la soluzione proposta è quella di cucire, ad una delle estremità del prototipo, un tratto di velcro maschio sulla superficie esterna dello strato 3, avente lunghezza di 40 [mm] e larghezza di 16 [mm] corrispondente alla larghezza del settore. Inoltre sempre sul medesimo strato viene posto, tramite incollaggio sullo strato 1, un tratto di velcro femmina avente, sempre estensione di 16 [mm], ed estensione di circa 60 [mm] al fine di poter consentire un adeguato intervallo di diametri su cui allacciare il prototipo.

Al fine di rendere più chiara la spiegazione viene riportato sotto un disegno esplicativo riguardo al funzionamento della chiusura a velcro.

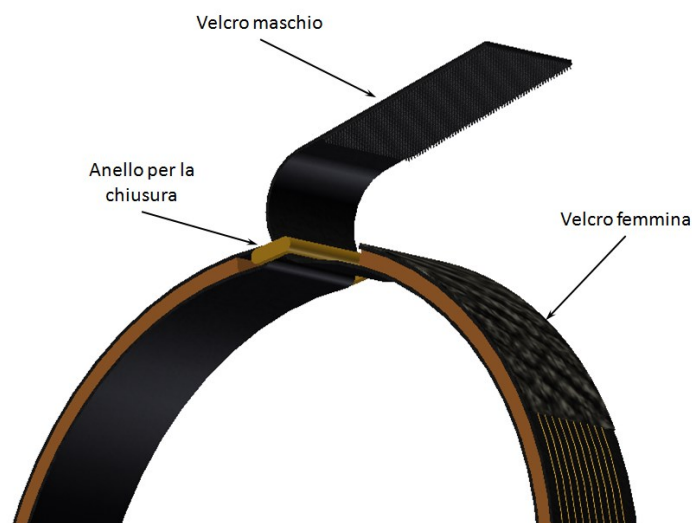


Figura 60 funzionamento della chiusura a velcro nel prototipo 1

Ancoraggio dei fili e alimentazione

A questo punto, dopo che il progetto di massima del dispositivo risulta completo, è necessario pensare a come ancorare i fili e come alimentarli. Per quanto riguarda l'ancoraggio sono state analizzate 2 soluzioni principali che saranno elencate di seguito. E' utile sottolineare, prima di proseguire, che anche tale aspetto ha richiesto l'uso di soluzioni compatibili il più possibile con il requisito di indossabilità. Di conseguenza sono stati scartati a priori tutti i

metodi di collegamento tradizionali quali viti e mammut.

La prima soluzione analizzata è rappresentata da un ancoraggio tramite annodamento dei fili. Questa soluzione è stata pensata con lo scopo ultimo di realizzare una giunzione dei fili ad una piastrina forata che a sua volta verrà vincolata sulla superficie esterna dello strato 3, consentendo però alla stessa di variare, entro un determinato intervallo, la sua posizione lungo la direzione longitudinale del settore. Tale requisito è stato pensato al fine di apportare, durante la fase di primo funzionamento, una micro regolazione sulla lunghezza utile dei fili al fine di non perdere l'effetto utile della deformazione a causa dei fili laschi.

L'annodamento è risultata una buona soluzione in quanto il valore massimo di forza sopportato dalla giunzione è risultato essere superiore al limite di rottura del filo, anche se risulta critico per il comportamento a fatica, come evidenziato nel capitolo 4. Di conseguenza tale soluzione verrà adottata nella fase di realizzazione del prototipo.

Per quanto riguarda l'estremità dei fili, vincolati in modo rigido con lo strato 3, si è pensato ad un fissaggio tramite giunzione incollata. Per verificare l'effettiva tenuta della giunzione, anche in questo caso, sono state effettuati dei test in laboratorio. In particolare è stato ricavato il valore di forza massimo sopportabile dal collegamento.



Figura 61 setup per la determinazione della resistenza del giunto incollato

Il setup di misura è rappresentato in Figura 61; si può notare come la giunzione incollata, della lunghezza di 8 [mm], sia stata realizzata su una striscia avente le medesime caratteristiche costruttive finali del prototipo 1. Inoltre per garantire un perfetto ancoraggio al dinamometro è stata realizzata una doppia giunzione incollata, di cui bisognerà tenere conto durante l'analisi dei risultati.

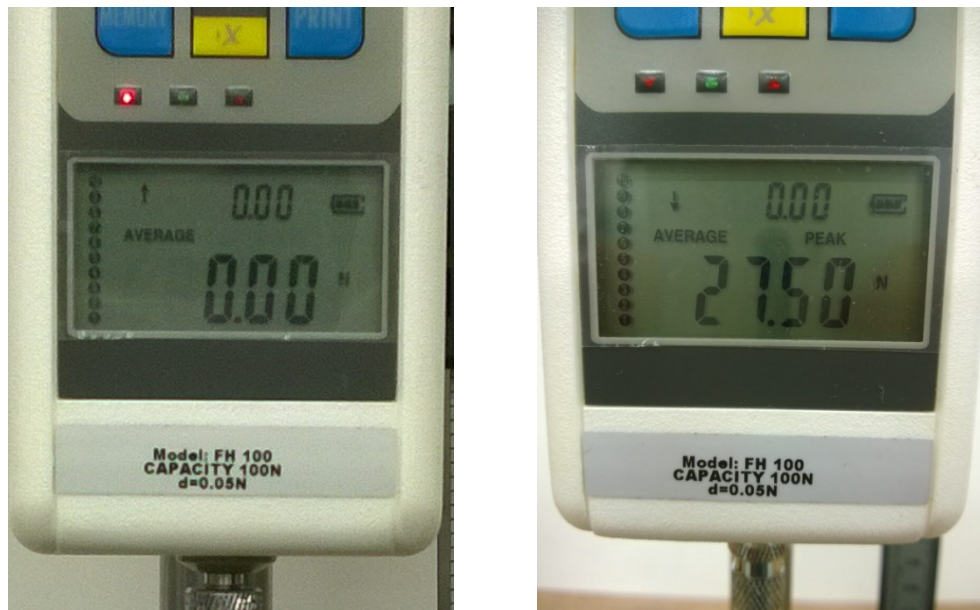


Figura 62 resistenza del giunto incollato

A questo punto è stata gradualmente aumentata la forza gravante sulla giunzione, fino a quando, come rappresentato nella Figura 62 di destra, è stato raggiunto il valore di 27.5 [N] che ha portato allo scollamento dei fili SMA. Al fine di considerare la resistenza del collegamento di un singolo filo, risulta necessario dimezzare il valore ricavato. Di conseguenza l'incollaggio di un solo filo SMA del diametro di 150 [μm] è in grado sopportare una forza di 13.75 [N], che risulta essere ben lontana dal valore di forza di progetto erogabile da ogni filo pari a 1.41 [N]. Inoltre il valore di scollamento, risulta essere vicino al limite di rottura del filo pari a 15 [N], come da risultati sperimentali ricavati nel paragrafo 4.2.3.

Per quanto concerne l'alimentazione dei fili, essendo questi ultimi disposti in parallelo, viene imposta una corrente di 6 [A] alle due estremità alle quali sono vincolati. In questo modo, ipotizzando la medesima resistenza per ogni filo, si otterrà una corrente circolante uguale a quella nominale consigliata dal costruttore, come da Tabella 7.

Per l'alimentazione dell'estremità dotata del grado di libertà longitudinale

verrà sfruttata la presenza della piastrina metallica sulla quale sono annodati i fili, mentre per l'estremità dei fili incollata, per facilitarne l'alimentazione contemporanea, viene posta anche in questo caso una piastrina appena prima della giunzione al fine di non pregiudicarne la tenuta a seguito dell'aumento di temperatura raggiunta dai fili.

A questo punto, dopo aver esaminato le varie fasi della progettazione risulta nota la configurazione finale del prototipo 1. Di seguito vengono riportate alcune immagini al fine di chiarire ulteriormente le caratteristiche.

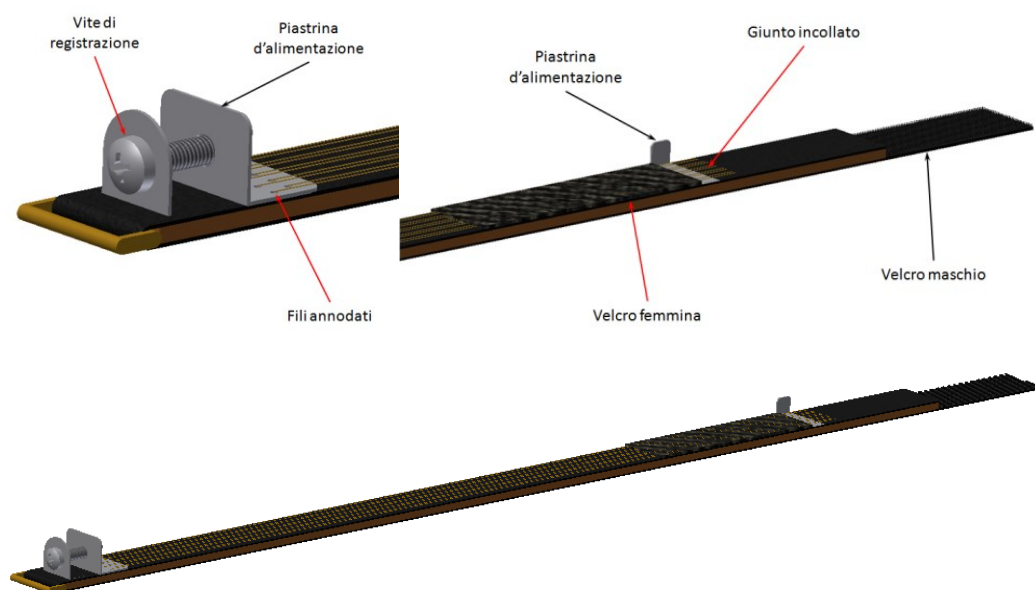


Figura 63 prototipo 1 completo

5.1.2 Analisi delle prestazioni

Dopo aver realizzato il prototipo 1 risulta necessario verificarne sperimentalmente le prestazioni. In particolare verranno effettuati 2 test principali:

- analisi del livello di pressione generato;
- analisi della temperatura percepita dal paziente.

Inoltre, in un ottica di riduzione dei consumi che risulta sempre più attuale, verrà verificata la spesa energetica per l'alimentazione dei fili.

Analisi del livello di pressione generato

Al fine di ricavare il livello di pressione realmente generato dal prototipo 1 risulta necessario strumentare il braccio prova con il sensore di pressione, opportunamente tarato precedentemente, come spiegato nel paragrafo 3.2.1.

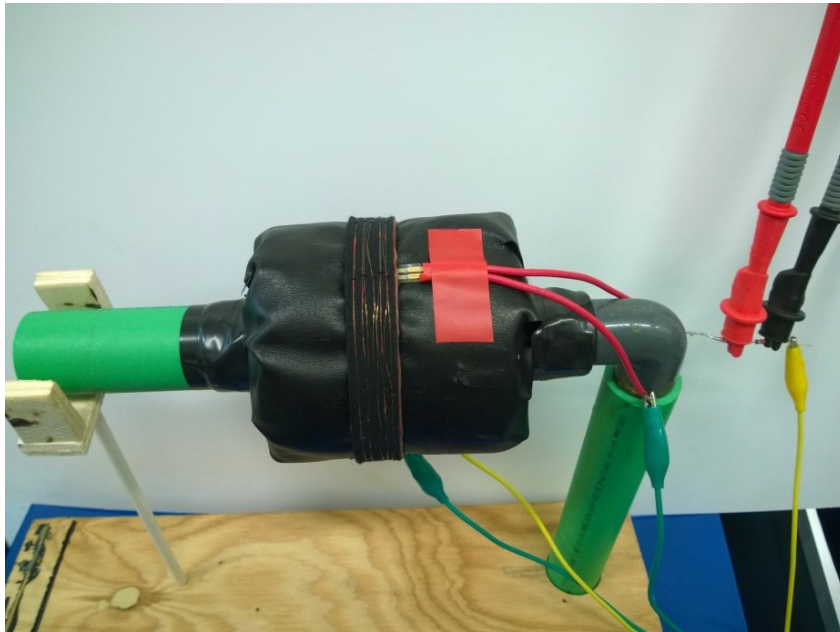


Figura 64 setup di misura del braccio prova al fine di valutare la pressione generata dal prototipo 1

Con l'intento di estrapolare un valore che possa avere una valenza statistica sono state effettuate 20 misurazioni, dalle quali è stato ricavato il valore medio:

Tabella 21 valore medio di pressione generata dal prototipo 1 sul braccio prova

Tensione [V]	Pressione [mmHg]
1.83	75.32

Risulta quindi possibile ricavare il valore di forza esercitato dai 10 fili componenti il prototipo 1 dalla formula del paragrafo 5.1.1, avendo cura di inserire la pressione in [MPa].

Sostituendo i seguenti dati:

Tabella 22 dati operativi del prototipo 1 riferiti al braccio prova

Pressione [MPa]	Raggio del braccio R [mm]	Larghezza utile L_{utile} [mm]
0.01	50	12

si ottiene un valore di forza F pari a 6 [N], che suddivisa equamente tra i vari fili porta ad un valore di forza generata da ogni filo F_{filo} uguale a 0.6 [N].

Sulla base dei risultati ricavati è possibile affermare che la configurazione con la quale è stato realizzato il prototipo 1 non consente di raggiungere il livello di pressione che ci si era posti come obiettivo in fase di progettazione.

La ragione può trovare spiegazione nel livello di deformazione ottenibile dal prototipo 1. Infatti la lunghezza utile dei fili risulta essere pari a 260 [mm], che considerando una deformazione pari al 3,5% ottenibile con una forza di 1.41 [N], portano ad un accorciamento nella direzione longitudinale pari a 9.1 [mm]. Tale valore risulta ben lontano da quello necessario ricavato sperimentalmente nel paragrafo 3.3.1, pari a 28.5 [mm]. Di conseguenza, nonostante i fili possano raggiungere il livello di forza necessario per raggiungere la pressione obiettivo, non riescono a generarlo in quanto la reazione elastica del braccio, sottoposto al livello di deformazione ottenibile dal prototipo 1, non risulta sufficiente. Inoltre a causa della minor forza generata da ogni filo, pari a 0.6 [N], si riduce conseguentemente anche il delta di deformazione a cui sono sottoposti i fili e quindi c'è una diminuzione della contrazione reale rispetto a quella teorica calcolata.

A riprova di quanto appena ipotizzato è stato svolto il medesimo test ma sostituendo il braccio prova, dotato di una grande elasticità, con un cilindro rigido indeformabile.

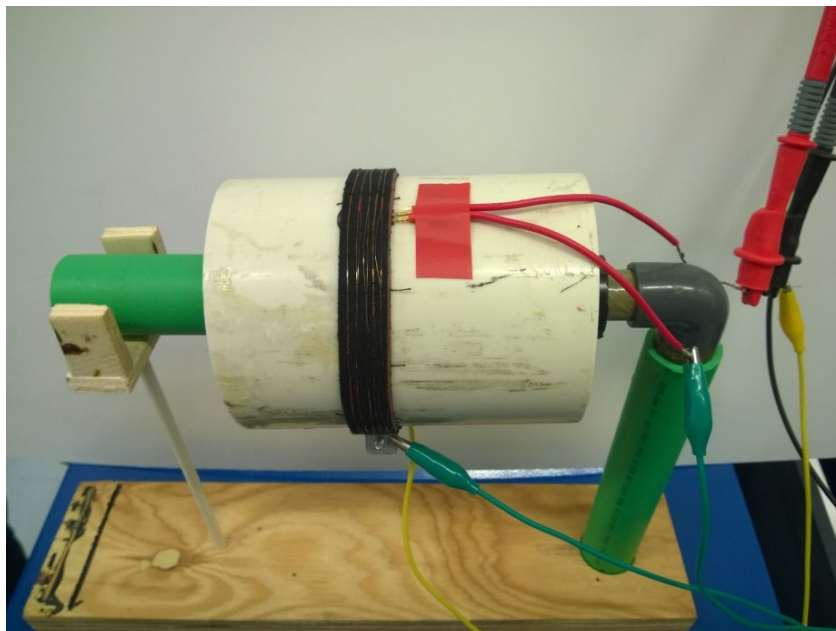


Figura 65 setup di misura del cilindro rigido al fine di valutare la pressione generata dal prototipo 1

I risultati sono riportati nella tabella sottostante.

Tabella 23 valore medio di pressione generata dal prototipo 1 sul cilindro rigido

Tensione [V]	Pressione [mmHg]
3.83	266.64

Anche in questo caso risulta possibile ricavare il valore di forza esercitato dai 10 fili componenti il prototipo 1 con la procedura mostrata per il braccio prova. Sostituendo i seguenti dati:

Tabella 24 dati operativi del prototipo 1 riferiti al cilindro rigido

Pressione [MPa]	Raggio del braccio R [mm]	Larghezza utile L_{utile} [mm]
0.0355	50	12

si ottiene un valore di forza F pari a 21.3 [N], che suddivisa equamente tra i vari fili porta ad un valore di forza generata da ogni filo F_{filo} uguale a 2.13 [N]. In questo caso, come giustamente ipotizzato, il valore di pressione potenzialmente generabile risulta molto più elevato del valore obiettivo.

Analisi del livello di temperatura percepito dal paziente

Un altro test importante, al fine di verificare la corretta funzionalità del prototipo 1, risulta verificare che la temperatura generata sull'arto sia compatibile con quella massima sopportabile dal paziente. A tale scopo è stata misurata la temperatura all'interfaccia braccio-strato 1 tramite il sensore già descritto nel paragrafo 3.2.2.

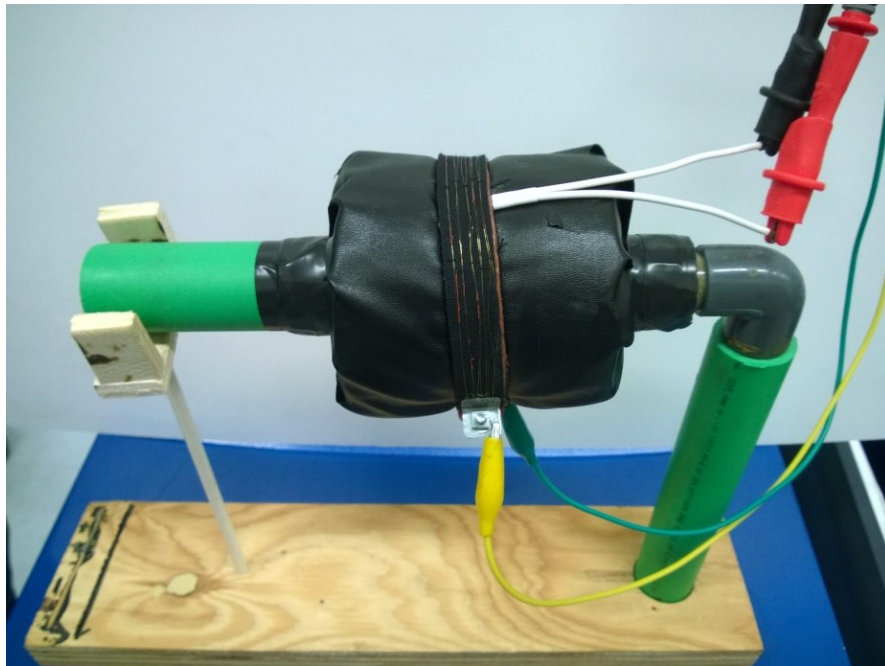


Figura 66 setup di misura del braccio prova al fine di valutare la temperatura generata dal prototipo 1

In particolare è stata simulata una seduta di trattamento tramite il ciclo canonico descritto nel paragrafo 1.6.1. Di conseguenza, prendendo il caso di settore più critico, ovvero quello che viene attivato per primo, l'alimentazione dei fili ha seguito tale sequenza di accensione e spegnimento.

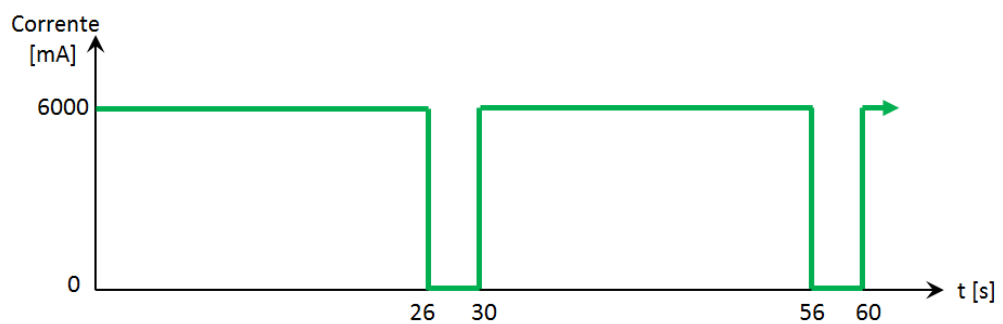


Figura 67 ciclo di accensione e spegnimento al fine di valutare la temperatura generata dal prototipo 1

L'andamento di temperatura riscontrato è riportato nel seguente grafico.

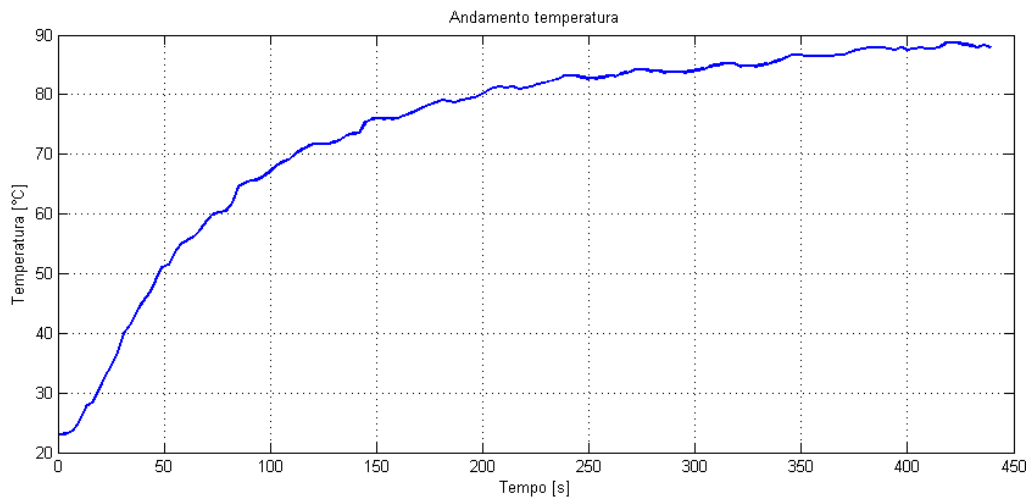


Figura 68 andamento della temperatura nel tempo del prototipo 1

Come si può notare, già dopo circa un ciclo di trattamento (30 [s]), la temperatura risulta essere superiore ai 40 [°C]. Proseguendo poi con i cicli si nota come la temperatura tende ad assestarsi ad un valore asintotico vicino ai 90 [°C]. Tale valore risulta essere troppo elevato per consentire un uso prolungato del dispositivo nel tempo.

Consumo energetico

Tramite la corrente nominale con la quale vengono alimentati i fili e il valore di tensione letto dall'alimentatore, risulta possibile calcolare la potenza necessaria al funzionamento del prototipo.

In seguito alla disposizione in parallelo e al diametro dei fili, il valore di corrente massimo necessario risulta pari a 6 [A]; inoltre il valore di tensione, per garantire tale valore di corrente, risulta essere pari a 8.7 [V]. Ricordando ora la formula ($W = VI$), ne risulta un valore di potenza massima assorbita pari a 52 [W].

Con le valutazioni relative al metodo di alimentazione dei fili trattato al paragrafo 4.2.1, si constata che, anche con un dimezzamento della corrente, la contrazione rimane del tutto paragonabile a quella compiuta con corrente nominale. Sfruttando questa considerazione è quindi possibile pensare di alimentare con corrente nominale, il singolo settore, per portarlo velocemente a completa contrazione; successivamente, per la restante durata del ciclo di massaggio, è possibile alimentarlo con una corrente di 300 [mA] sufficiente a mantenerlo contratto.

Ne risulta un consumo energetico pari a 14 [W], risultante da una tensione di 4.8 [V]; questa procedura porta ad una riduzione dei consumi del 73%.

A questo punto, considerando l'intero tutore composto in media da 40 settori, il consumo totale risulta pari a 560 [W]; risulta doveroso sottolineare che tale consumo deriva dalla contemporanea alimentazione di tutti i settori. Durante il reale ciclo di massaggio, i settori vengono alimentati sequenzialmente; ne risulta che il consumo massimo rimane quello calcolato in precedenza, ma il consumo medio durante un'ora di trattamento risulta essere circa la metà (≈ 300 [Wh]).

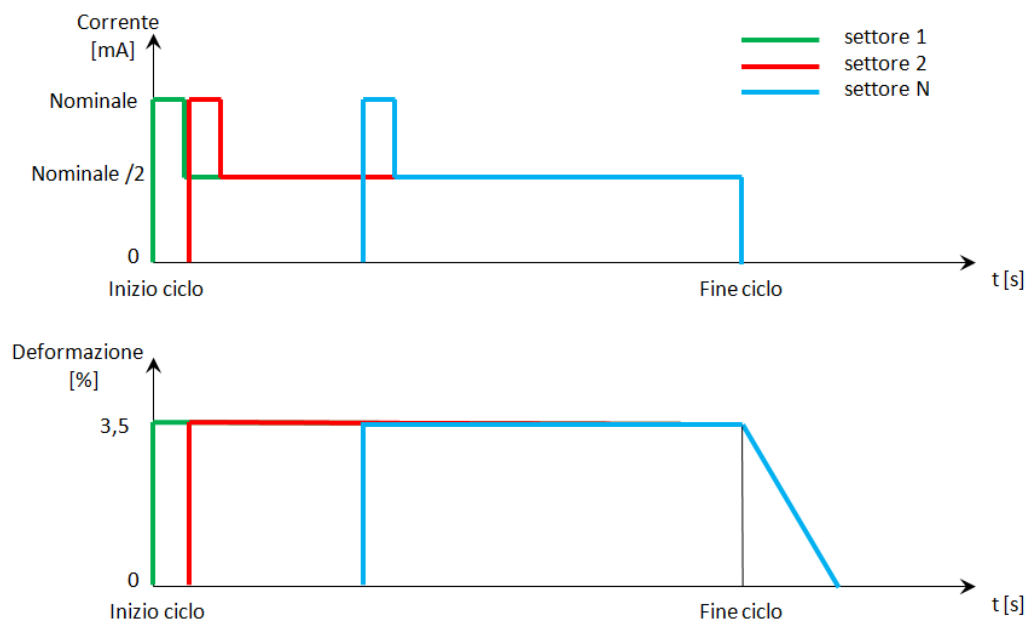


Figura 69 alimentazione e contrazione dei settori durante un ciclo di trattamento

5.1.3 Conclusioni

A seguito delle prestazioni sopra analizzate risulta utile trarre alcune conclusioni al fine di poter risolvere i problemi riscontrati. Di seguito verranno analizzati i tre principali aspetti che caratterizzano la buona funzionalità del tutore, che sono:

- livello di pressione generato;
- livello di temperatura percepito;
- livello di adattabilità e indossabilità.

Livello di pressione generato

Dalle analisi del paragrafo precedente è emerso che la pressione massima generabile dal prototipo 1 risulta minore del valore imposto come obiettivo. La causa principale è risultata essere la deformazione limitata che è in grado di sviluppare il dispositivo costruito con la disposizione dei fili descritta nel paragrafo 5.1.1. Inoltre è emerso che, sempre a causa della limitata deformazione, la forza massima generata dai fili risulta essere di 0.6 [N], portando quindi ad un'ulteriore diminuzione del delta di costrizione del dispositivo, una volta esaurito il transitorio del primo ciclo. Tale problema potrebbe essere risolto diminuendo il numero dei fili, fino a quando la forza vista da ogni filo risulti essere pari a 1.41 [N], garantendo così, anche a regime, una deformazione di circa il 3.5%.

È utile sottolineare che, nonostante il mancato raggiungimento della pressione di 160 [mmHg], il valore generato dal prototipo 1 può trovare applicazione per il trattamento dei linfedemi negli stadi iniziali, che, come descritto nel capitolo 1, necessitano di pressioni di trattamento molto basse.

Livello di temperatura percepito

Un altro aspetto emerso chiaramente durante le prove sperimentali risulta essere l'eccessiva temperatura sviluppata dal prototipo 1 all'interfaccia braccio-strato 1. La causa di tale problema risulta essere il non ottimale isolamento dei fili. Una delle tante possibili soluzioni potrebbe essere quella di evitare il contatto diretto tra lo strato 3 e i fili. In questo modo verrebbe aumentata l'energia termica dissipata in ambiente, tramite scambio convettivo.

Livello di adattabilità e indossabilità

L'adattabilità e l'indossabilità sono le caratteristiche migliori di cui è dotato il prototipo 1.

L'elevata adattabilità è garantita dalla chiusura a velcro, con la quale è possibile adattare la lunghezza del settore in funzione della circonferenza dell'arto.

Anche l'indossabilità risulta elevata a causa dei materiali utilizzati e soprattutto in seguito al limitato spessore (circa 3 [mm]).

5.2 PROTOTIPO 2

Partendo dalle conclusioni tratte dall'analisi delle prestazioni del prototipo 1, l'aspetto cruciale sul quale si deve porre maggiore attenzione, per lo sviluppo del secondo concept, è l'incremento della deformazione. Questo però senza andare ad intaccare le caratteristiche di indossabilità e di adattabilità già soddisfacenti del prototipo 1.

5.2.1 Progettazione del prototipo 2

Deformazione

Ogni filo, se utilizzato linearmente, è in grado di fornire una deformazione percentuale del 3.5%, risultata non sufficiente a comprimere il braccio prova fino a produrre una reazione sufficiente a generare la pressione desiderata.

L'unica strada percorribile, oltre a quella di utilizzare fili con deformazione maggiore, risulta quella di impiegare una serie di rinvii per incrementare la deformazione totale del settore. Questa configurazione consente di applicare una lunghezza maggiore di filo per sfruttarne la maggiore deformazione totale; in pratica il filo si contrae sempre del valore di riferimento pari al 3.5%, ma aumentando la sua lunghezza, aumenta la corsa in [mm] risultante.

A seconda di come si vincolano i capi del filo si può avere, o un aumento della corsa utile, a parità di forza esercitata, oppure un aumento della forza, a parità di corsa utile. In seguito si riporta un'immagine per meglio comprendere questo concetto.

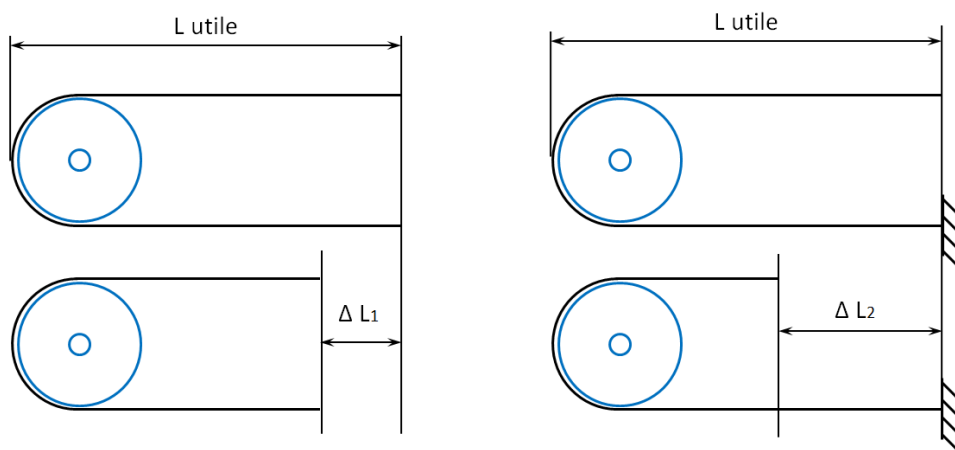


Figura 70 confronto allungamento e modalità di vincolo dei fili sui rinvii

Nell'esempio sopra riportato, a parità di lunghezza del filo e di ingombro utile, la soluzione di sinistra non comporta miglioramenti in accorciamento in quanto entrambi i lembi si accorciano della medesima lunghezza; infatti è come avere due fili in parallelo che raddoppiano la forza, ma mantengono la medesima corsa. Nella soluzione di destra, invece un capo del filo è vincolato; quindi quando si impone la contrazione questa si esprime tutta all'estremo libero. Di conseguenza il filo, scorrendo sulla puleggia, compie una corsa esattamente il doppio rispetto alla soluzione di sinistra. In questa circostanza è come avere due fili in serie che raddoppiano la corsa utile ma mantengono la medesima forza di trazione.

Il concetto che sta alla base del nuovo prototipo è proprio quello rappresentato nella figura sopra a destra. Per far sì che il meccanismo funzioni correttamente si deve garantire che la distanza tra l'incastro e il centro della carrucola rimanga costante durante l'esercizio. Un eventuale avvicinamento dei due punti andrebbe a diminuire la lunghezza ΔL_2 .

Come rilevato nel paragrafo 3.3.1, la deformazione richiesta sulla circonferenza, per riuscire a garantire la pressione di esercizio, è di 28.5 [mm], quindi circa 3 volte quella generata dal prototipo 1.

Per avere questa deformazione all'estremità di un filo, questo dovrebbe essere lungo 814 [mm]; l'intento è quello di applicare al prototipo 2 una lunghezza di filo consona per generare la deformazione richiesta, andando a sfruttare i principi delle carrucole e dei rinvii.

Dato che la lunghezza del filo va circa triplicata rispetto a quella del prototipo 1 si opta per una conformazione a due rinvii singoli come riportato in figura.

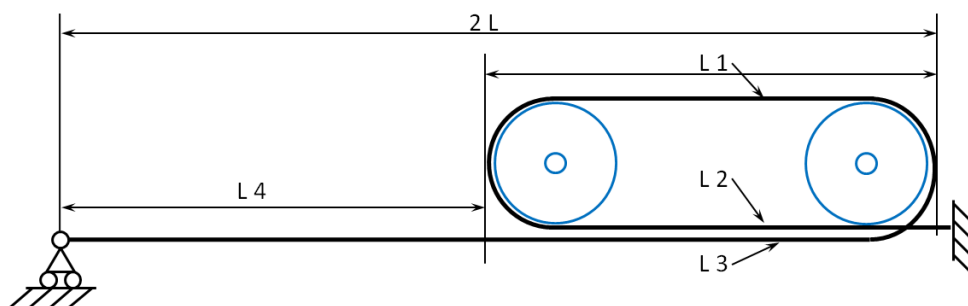


Figura 71 concept dei rinvii per prototipo 2

Analizzando la prestazione di accorciamento del modello sopra riportato si ricava:

trascurando, in prima analisi, i diametri delle carrucole, a fronte di una lunghezza di ingombro utile di $2L$ pari a $L_4 + L_3$, la reale lunghezza del filo risulta $L_1 + L_2 + L_3 + L_4$. Per valutare l'incremento di accorciamento risultante si

confronta la contrazione che avrebbe un filo lungo $2L$ con quello che la reale lunghezza di filo applicata genera. Si comincia considerando che se $L1 = L2 = L3 = L4 = L$ il filo singolo provoca un accorciamento di $0.035*2L$, invece la lunghezza reale del filo applicato porta ad un accorciamento risultante pari a $0.035*4L$, ovvero esattamente il doppio, 2:1.

Andando a variare la lunghezza $L4$ variandone il rapporto con le altre tre lunghezze, e riducendola alla minima necessaria ad assimilare l'accorciamento del filo presente sui rinvii, si possono ricavare rapporti di accorciamento anche superiori a 2:1.

$$L4_{min} = 0.035 (L1 + L2 + L3 + L4)$$

Ne risulta che la lunghezza minima di $L4$ espressa in percentuale è il 10.8% di L . Con questo valore quando il filo si contrae, la corsa è assorbita interamente dalla porzione di filo $L4$. Considerato $L4$ come espresso sopra, si giunge ad un rapporto di 2.85:1 rispetto al filo singolo. Per incrementare ulteriormente questo rapporto è possibile considerare non più trascurabile il diametro delle pulegge e sfruttare la terza dimensione (l'altezza), per accumulare ulteriore filo. Questa scelta però non deve andare ad influire negativamente sul requisito fondamentale dell'indossabilità, ovvero non si vuole andare ad eccedere con lo spessore del dispositivo presso terapeutico al fine di mantenere intatte le caratteristiche di confort e praticità di utilizzo. Si opta per una soluzione di compromesso che garantisca una buona corsa utile del filo non eccedendo troppo con lo spessore.

Risulta utile precisare che per far sì che l'accorciamento del filo si manifesti tutto ai capi, si deve garantire che la distanza tra le due carrucole rimanga fissa; ne risulta che devono essere montate su un supporto rigido che resista soprattutto alla forza di compressione. A tal fine si opta per un profilo rigido ad U in materiale plastico oppure in alluminio; questo è indubbiamente in grado di resistere alle forze applicate. La scelta obbligata di questi elementi rigidi comporta di dover discretizzare la circonferenza del braccio con un numero finito di elementi.

Isolamento dai fili

Analizzando in secondo luogo la problematica derivante dall'eccessiva temperatura all'interfaccia raggiunta durante l'esercizio del prototipo 1, si vuole risolvere questo inconveniente andando a limitare il contatto che i fili hanno con i sostegni e con il materiale che sarà a diretto contatto con l'arto dell'utilizzatore.

La prima soluzione pensata, è quella di intubarli in un cilindro isolante in materiale plastico. La soluzione è tendenzialmente buona dal punto di vista dell'isolamento dal calore, ma questo miglioramento della temperatura all'interfaccia si ripercuote negativamente sul tempo di raffreddamento e quindi sulla frequenza di utilizzo.

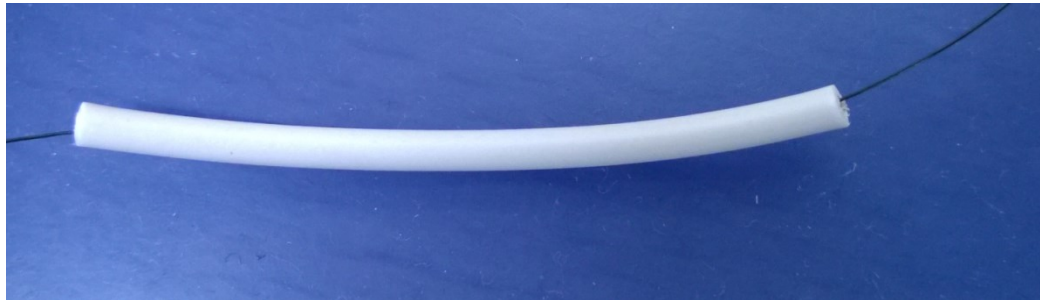


Figura 72 filo SMA intubato

Un vantaggio, invece, riguarda la prevenzione dei contatti accidentali con l'utilizzatore, in quanto, il rivestimento plastico protegge l'utilizzatore da un eventuale contatto diretto con i fili che, in fase di utilizzo, sono sia caldi che attraversati da corrente elettrica.

Un miglioramento di questa pratica potrebbe essere intubarli in un cilindro con foro interno decisamente maggiore del diametro dei fili per permettere all'aria di circolarvi all'interno e meglio raffreddarli; questo, però, influisce negativamente sulla capacità del filo di essere avvolto sul rinvio. Per queste considerazioni la soluzione di filo intubato è stata scartata.

Per questo si pensa che la soluzione migliore sia quella di tenere sospesi i fili; le uniche parti a contatto risultano essere i due rinvii che a loro volta non conducono direttamente sul braccio ma sono vincolati ai profili ad U. Questa configurazione non migliora solamente la temperatura raggiunta all'interfaccia ma offre un vero e proprio vantaggio in fase di raffreddamento dei fili; infatti, essendo completamente immersi in aria, possono dissipare una maggior quantità di calore con l'ambiente.

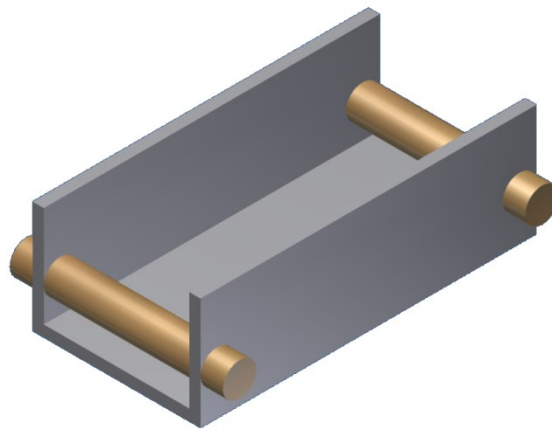


Figura 73 geometria realizzativa di un elemento del prototipo 2

La geometria di massima è quella rappresentata nella figura sopra. A questo punto rimangono da definire le dimensioni realizzative e il materiale opportuno con cui realizzare i componenti che andranno a diretto contatto con i fili ad alta temperatura.

Dimensioni

Considerando che la lunghezza utile della circonferenza del braccio prova, esclusa la parte dedicata alla chiusura del dispositivo presso terapeutico, è di 260 [mm], si decide di utilizzare 7 elementi rigidi per coprire la circonferenza utile del braccio.

La scelta deriva principalmente da un compromesso tra discretizzazione e fattibilità realizzativa. L'elemento rigido sarà lungo 30 [mm] e la lunghezza L_4 , ovvero la distanza tra un elemento e il successivo, sarà pari a 6 [mm]; in questo modo si va quindi a coprire una lunghezza attiva di 252 [mm]. Al fine di garantire una buona indossabilità il diametro dei rinvii sarà posto uguale a 3 [mm]. Per quanto riguarda la larghezza del profilo ad U, per continuità e per meglio valutare le differenze di prestazioni con il prototipo 1, si sceglie di rimanere su una misura di 15 [mm].

Con questa geometria è possibile calcolare la contrazione del dispositivo presso terapeutico teorica considerato in configurazione rettilinea.

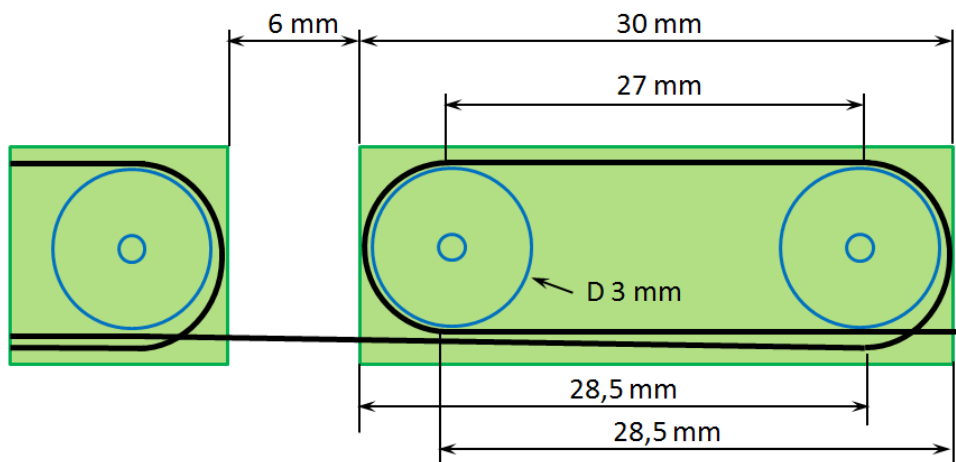


Figura 74 dimensioni costruttive e lunghezze filo prototipo 2

Lunghezza filo per un elemento = $28.5 \cdot 2 + 27 + 6 + (3 \cdot \pi) = 99.4$ [mm], che generano un accorciamento pari a 3.5 [mm]; considerando tutti e 7 gli elementi si giunge ad una deformazione totale teorica di 24.5 [mm]. Questa contrazione rimane comunque leggermente inferiore al valore obiettivo massimo di 28.5 [mm], che si ricorda essere quello nella condizione d'esercizio più gravosa. La scelta di utilizzare comunque la geometria sopra descritta, deriva da una fattibilità pratico-realizzativa del prototipo 2, anche a scapito di un decremento della prestazione aspettata.

Scelta materiali

I rinvii, per non andare a compromettere le prestazioni dell'intero elemento, devono essere costituiti con un materiale che abbia le seguenti caratteristiche:

- **Resistenza alla temperatura di esercizio del filo:** si cerca un materiale che non fonda, non bruci e mantenga le caratteristiche di resistenza meccanica a temperature prossime ai 200 [°C];
- **Resistenza meccanica:** maggiore è la rigidità del rinvio minore sarà l'accorciamento perso dal filo, con conseguente aumento delle prestazioni;
- **Non conduttore elettrico:** il rinvio non deve condurre corrente elettrica poiché, essendo a contatto con il filo in più di una porzione, questo può fungere da ponte elettrico. In questa circostanza la corrente salterebbe alcune porzioni di filo, percorrendo il percorso a minore resistenza, non generando quindi l'effetto Joule sul filo e portando, di conseguenza, alla mancanza di aumento di temperatura e di contrazione;

- **Non conduttore termico:** per migliorare l'isolamento tra fili e supporto, in modo tale da non trasmettere eccessivo calore all'interfaccia con il braccio dell'utilizzatore.

Considerando le caratteristiche richieste, i materiali selezionabili rimangono: i ceramici, alcune plastiche termoindurenti e il legno.

I ceramici sono attualmente scartati in seguito alle difficoltà realizzative a causa dell'eccessiva fragilità; test effettuati sul legno e su materiali termoindurenti hanno portato alla scelta del primo. I termoindurenti, sebbene garantiscono tutte le caratteristiche richieste, peccano sul coefficiente di attrito all'interfaccia con il filo, in quanto, soprattutto a temperature elevate, il filo fatica a scorrere liberamente. Il legno invece, dopo alcuni cicli di assestamento e di riscaldamento superficiale garantisce prestazioni di scorrevolezza migliori.

Sempre per non incorrere nella problematica del ponte elettrico si deve porre particolare attenzione ad evitare il contatto sia tra diverse spire dello stesso filo che tra due fili differenti. Per questo motivo si applica un distanziale appositamente realizzato, che tiene in posizione i fili anche in circostanze in cui questi non siano completamente tesi e in posizione. Anche per questo componente si utilizza un materiale non conduttore.

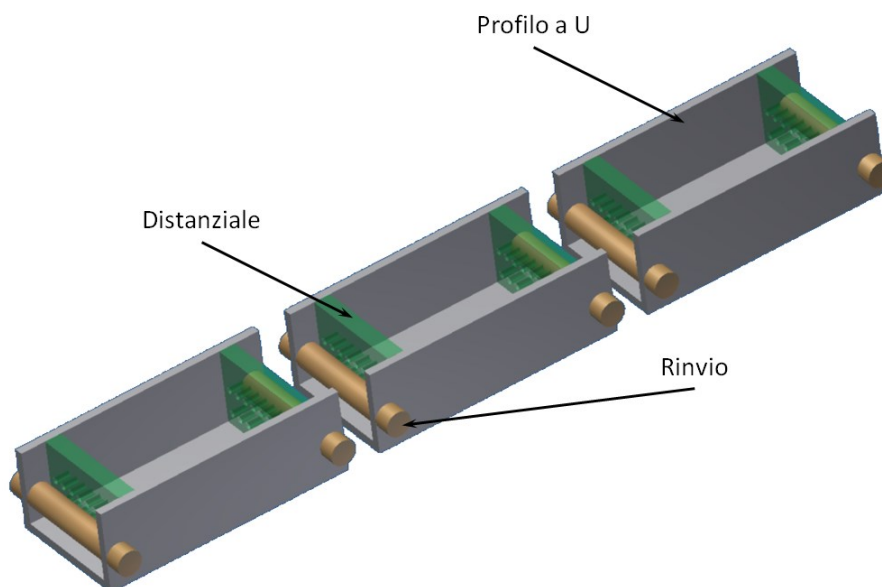


Figura 75 porzione di tutore presso terapeutico, geometria prototipo 2

La figura sopra riporta la geometria realizzativa del prototipo 2; si nota che gli elementi, essendo discreti, non approssimano perfettamente una circonferenza e per questo, per meglio distribuire la pressione sul braccio ed uniformarla, si applica sotto agli elementi uno strato di tessuto appositamente imbottito e isolato. Per prima cosa, il tessuto a contatto con la pelle, è molto più confortevole del profilo in alluminio; la proprietà elastica del tessuto garantisce sia la perfetta adesione con la pelle che l'assenza di grinze quando gli elementi si avvicinano in quanto il tessuto si restringe elasticamente come l'intero dispositivo.

Diametro, numero e disposizione fili

Per quanto riguarda la scelta del diametro nominale dei fili che si intende utilizzare per la realizzazione del prototipo 2, rimangono valide le considerazioni fatte per il prototipo 1; ne risulta quindi un diametro di 150 [μm].

Sempre vincolati dalla fattibilità realizzativa del prototipo, il numero massimo di fili, applicabile nella larghezza utile, risulta pari a 4.

Impostato il numero di fili, si procede quindi con una verifica degli stessi riguardante il valore di forza generata a seguito della pressione sviluppabile a fronte di una contrazione di 24.5 [mm].

Si evidenzia che la pressione obiettivo di 160 [mmHg] risulta conseguenza di una deformazione pari a 28.5 [mm]; si vuole quindi valutare la pressione risultante dalla reale contrazione esprimibile dal prototipo 2.

A tal fine viene simulata manualmente l'operazione di costrizione del braccio, avendo cura di annotare il valore di tensione generata dal sensore di pressione, a seguito di un accorciamento circonferenziale del tessuto pari a 24.5 [mm]

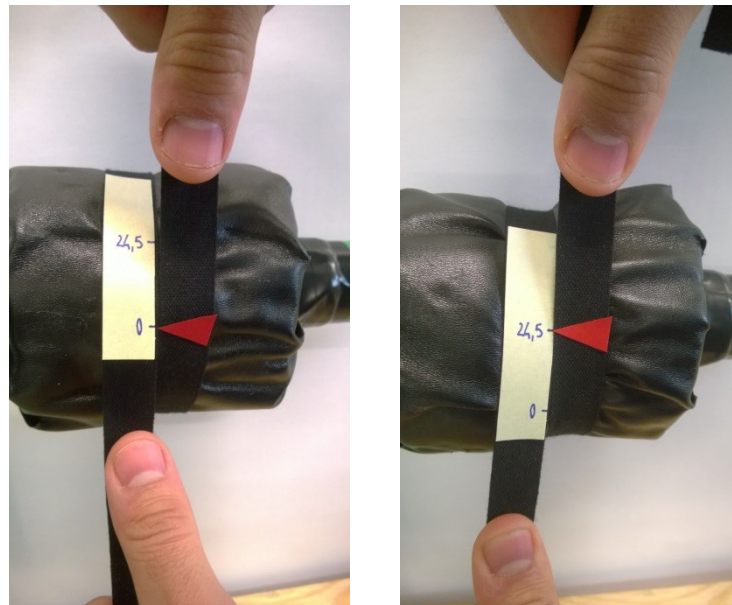


Figura 76 determinazione della pressione generabile con la deformazione generata dal prototipo 2

Tabella 25 relazione tra tensione rilevata con deformazione di 24.5 [mm] e pressione

Tensione [V]	Pressione [mmHg]
2.84	135

A fronte della pressione teoricamente generabile (135 [mmHg]), utilizzando le medesime formule del prototipo 1, sostituendo i seguenti dati:

Tabella 26 dati progettuali del prototipo 2 riferiti al braccio prova

Pressione [MPa]	Raggio del braccio R [mm]	Larghezza utile L_{utile} [mm]
0.0181	50	15

ne consegue che ogni filo è sollecitato con una forza di 3.4 [N], portando ad uno sforzo pari a 192 [MPa].

Lo sforzo risultante è indubbiamente maggiore rispetto al valore che non genera creep (80 [MPa]). È comunque possibile utilizzare i fili in questa con questa sollecitazione a fronte delle considerazioni e dei dati sperimentali ricavati nel paragrafo 4.2.5 nel quale si esprimono le caratteristiche cicliche dei fili con deformazione imposta.

Questa analisi ha un riscontro sulla geometria realizzativa del dispositivo presso terapeutico, ovvero quella di limitare la deformazione massima per ogni filo al valore imposto 3.5%.

Per fare fronte a questa imposizione di corsa si pensa di applicare, agli elementi

rigidi del prototipo, un vincolo di allungamento. A tal fine si vuole vincolarli con un elemento inestensibile in trazione ma flessibile in compressione, che ne permetta il libero avvicinamento. In pratica si vuole limitare la lunghezza massima (in precedenza chiamata L4) che separa i 7 profili ad U.

In prima analisi si opta per una fettuccia di tessuto che resiste molto bene a trazione ma, in fase di contrazione del prototipo, si lasca e permette l'avvicinamento degli elementi rigidi. In seguito, questa soluzione è stata scartata in quanto, durante l'accorciamento, la fettuccia andava ad interpersi tra gli elementi rigidi limitandone comunque la contrazione. Si opta quindi per una soluzione che condivide lo stesso concetto della fettuccia ma non vada ad interferire con il movimento degli elementi. Vengono quindi applicati, lateralmente e all'esterno degli elementi rigidi, dei cavi che garantiscono una ottima resistenza in deformazione a trazione ma in compressione sono molto labili e si piegano lateralmente senza interpersi tra gli elementi mobili.

Per quanto riguarda la disposizione dei fili, questa è vincolata dalla conformazione dei rinvi e dalla scelta di mantenerli sospesi rispetto alla superficie degli elementi rigidi. Per questo, i fili sono disposti il più possibile paralleli, a ricordare la disposizione del prototipo 1, ma con la presenza di una spira per ogni coppia di rinvi e tenuti opportunamente in posizione dal distanziale.

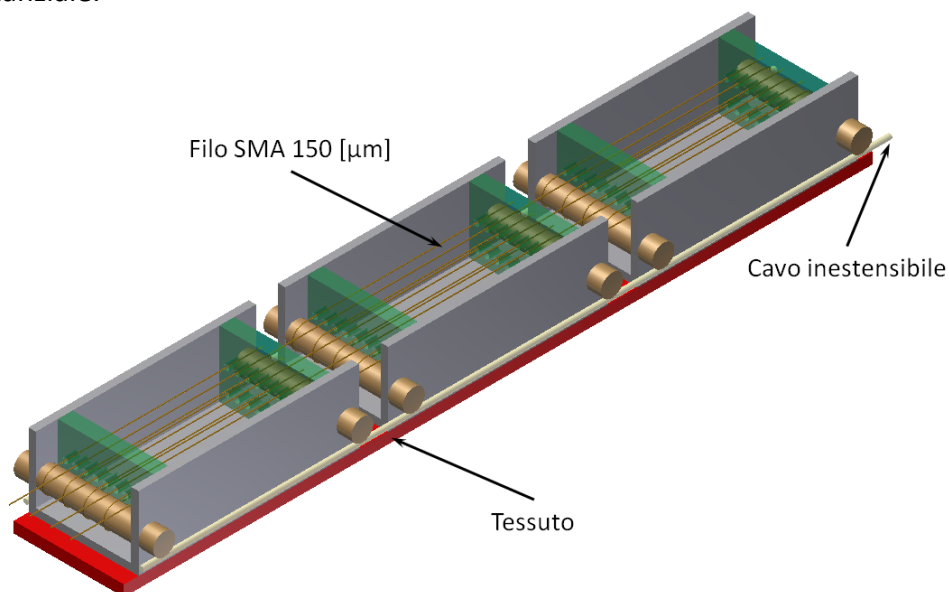


Figura 77 porzione di tutore presso terapeutico completa di fili

La figura sopra, riporta una porzione del dispositivo presso terapeutico completa; questa risulta la configurazione finale che si andrà a realizzare praticamente.

Adattabilità

Come già menzionato nella progettazione del prototipo 1, l'adattabilità rimane un aspetto fondamentale da tenere in considerazione.

Nel primo prototipo, per permetterne l'applicazione ad arti di diversa misura, si è utilizzata una chiusura a velcro; questa però non risulta implementabile nel prototipo 2 per motivi principalmente geometrici. Risulta infatti difficile trovare una superficie sulla quale applicare il velcro femmina, che non vada ad interferire con i rinvii e lo scorrimento dei fili SMA.

A questo proposito si opta per una soluzione ad attrito, sfruttando la presenza di un doppio anello di serraggio; questa soluzione è del tutto simile a quella applicata nelle allacciature dei caschi da moto.



Figura 78 funzionamento della chiusura ad attrito nel prototipo 2

Per implementare questa chiusura si applicano al primo e all'ultimo elemento rigido, del dispositivo presso terapeutico, due fettucce: la prima con vincolati i due anelli di fissaggio, la seconda è invece una semplice fettuccia che andrà a vincolarsi tra i due anelli come mostrato nella figura sopra.

Questo metodo di chiusura permette un adattamento a diversi diametri in modo continuo, senza avere lunghezze discrete e predefinite.

Ancoraggio fili e alimentazione

Anche per questo prototipo si opta per un ancoraggio iniziale dei fili tramite annodamento, scelta derivante dalle medesime considerazioni proposte per il prototipo 1. I 4 fili vengono annodati al primo rinvio del primo elemento rigido, in particolare quello in corrispondenza della fettuccia con i doppi anelli.

Per vincolare i fili al termine del loro percorso lungo gli elementi rigidi, invece, si opta per una soluzione ad attrito, simile a quella descritta nel paragrafo 4.2.

L'ultimo elemento rigido, quello in prossimità della fettuccia singola, è dotato di un prolungamento sul quale sono vincolate 4 viti. Ogni vite è utilizzata per serrare tra due dadi un solo filo; questo, prima di essere vincolato, è stato teso lungo tutto il dispositivo con la tensione necessaria a garantirne lo snervamento.

Questo tipo di vincolo, non essendo definitivo, lascia la possibilità ad eventuali regolazioni future della tensione o del gioco di ogni filo; tale aspetto risulta non trascurabile in fase di esecuzione dei test sperimentali.

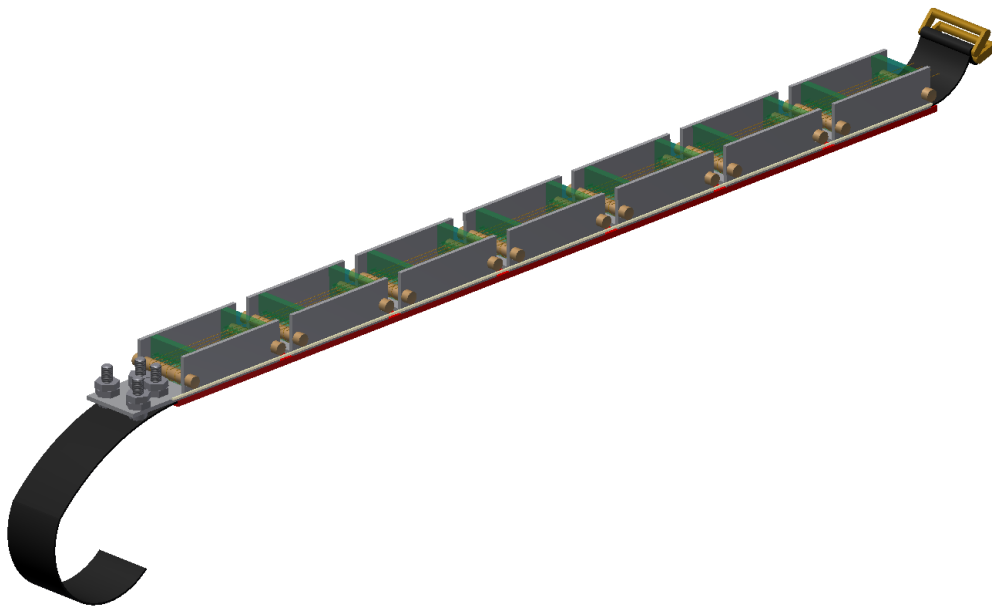


Figura 79 prototipo 2 completo

Per quanto riguarda l'alimentazione dei fili, si sceglie di alimentarli contemporaneamente e in parallelo. Per il collegamento elettrico si sfruttano, da un lato, i lembi di filo appositamente lasciati prima del nodo di fissaggio; questi sono vincolati assieme ad un cavo elettrico tramite un mammut e quindi collegati ad un capo dell'alimentatore. L'altro lato, quello con la presenza delle viti per il fissaggio, essendo costruito interamente in alluminio, quindi conduttore, è collegato direttamente al secondo capo dell'alimentatore.

Con riferimento alla corrente consigliata per l'alimentazione di un singolo filo di diametro 150 [μm], pari a 600 [mA], e considerando la configurazione in parallelo, si impone fino ad una corrente massima di 2400 [mA] per il funzionamento dell'intero prototipo 2.

5.2.2 Analisi delle prestazioni

Come svolto per il precedente prototipo, anche per il prototipo 2, risulta necessario verificarne sperimentalmente le prestazioni; vengono svolti i 2 test riguardanti la pressione generata e la temperatura percepita. Infine, anche in questo caso verrà fatta una considerazione riguardo al consumo energetico del dispositivo.

Analisi del livello di pressione generato

Al fine di ricavare il livello di pressione realmente generato dal prototipo 2, si utilizza il braccio prova con il setup di misura riportato del paragrafo 3.2.1.

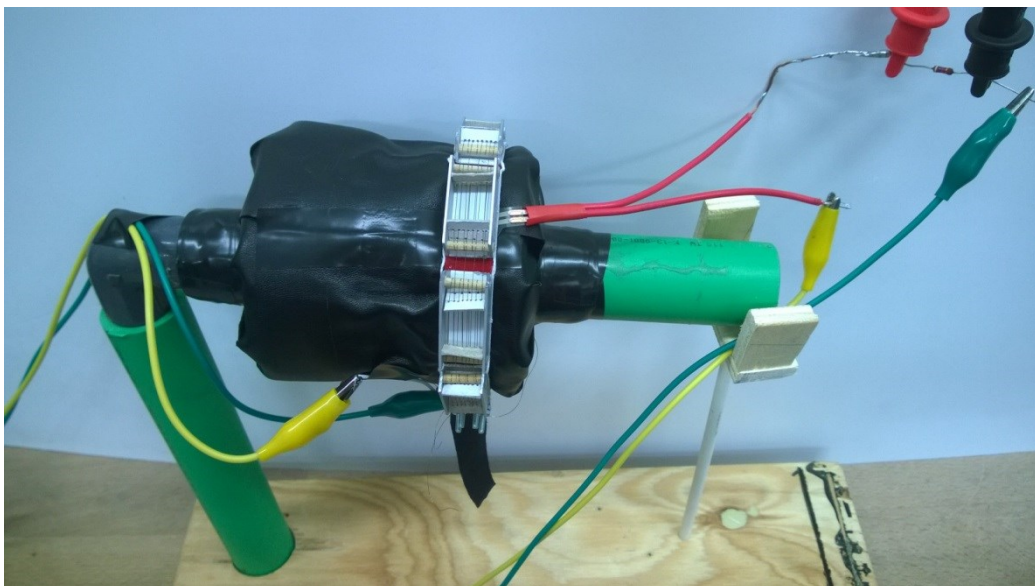


Figura 80 setup di misura del braccio prova al fine di valutare la pressione generata dal prototipo 2

Sono state effettuate 20 misurazioni, dalle quali è stato ricavato il valore medio:

Tabella 27 valore medio di pressione generata dal prototipo 2 sul braccio prova

Tensione [V]	Pressione [mmHg]
2.15	92.31

Risulta quindi possibile ricavare il valore di forza esercitato dai 4 fili componenti il prototipo 2, si utilizza la medesima procedura utilizzata per il prototipo 1. I dati da sostituire risultano quindi:

Tabella 28 dati operativi del prototipo 2 riferiti al braccio prova

Pressione [MPa]	Raggio del braccio R [mm]	Larghezza utile L_{utile} [mm]
0.0123	50	15

In questa configurazione, diversamente da quanto svolto per il precedente prototipo, come L_{utile} è utilizzata l'intera larghezza dell'elemento rigido, in quanto, essendo appunto indeformabile, riesce ad esprimere pressione uniforme su tutta la sua larghezza.

Si ottiene dunque un valore di forza F pari a 9.2 [N], che suddivisa equamente tra i 4 fili porta ad un valore di forza generata da ogni filo F_{filo} uguale a 2.3 [N]. Con questa configurazione relativa alla disposizione e al numero di fili, ognuno è sfruttato con una forza prossima a quella consigliata dal fornitore. Ancora una volta, però, anche se in fase di verifica si è ricavata una forza per filo pari a 3.4 [N], questo ne esprime un valore notevolmente inferiore, come già riscontrato nell'analisi delle prestazioni del prototipo 1.

Con il valore di forza realmente fornito dal filo, non è stato possibile giungere alla competa deformazione di progetto e quindi al valore di riferimento della pressione (135 [mmHg]).

Analisi del livello di temperatura percepito dal paziente

Si misura la temperatura all'interfaccia braccio-tessuto elastico, tramite il sensore già descritto nel paragrafo 3.2.2.

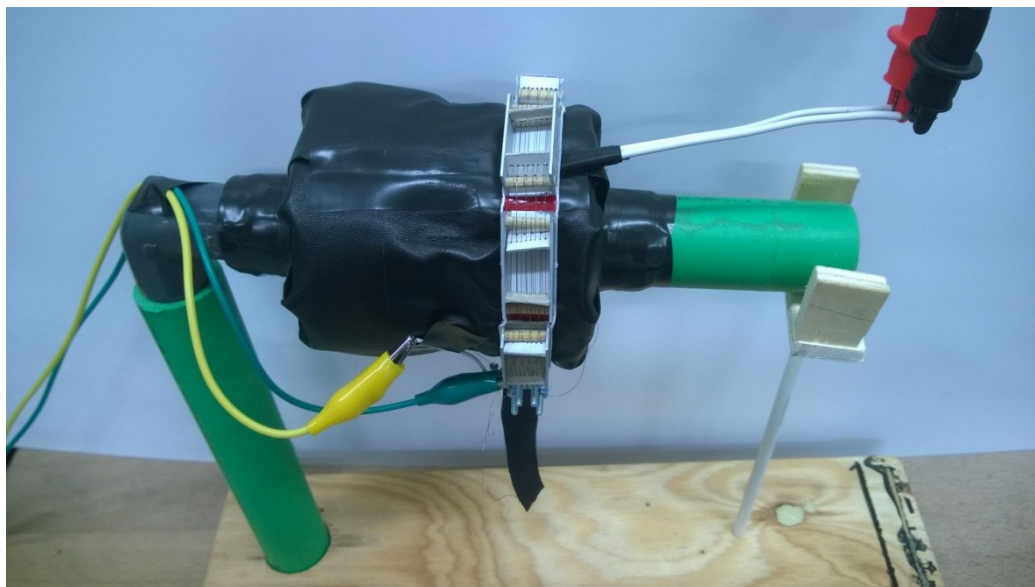


Figura 81 setup di misura del braccio prova al fine di valutare la temperatura generata dal prototipo 2

Si replica nuovamente il ciclo canonico descritto nel paragrafo 1.6.1 considerando sempre l'elemento più critico.

L'andamento di temperatura riscontrato è riportato nel seguente grafico.

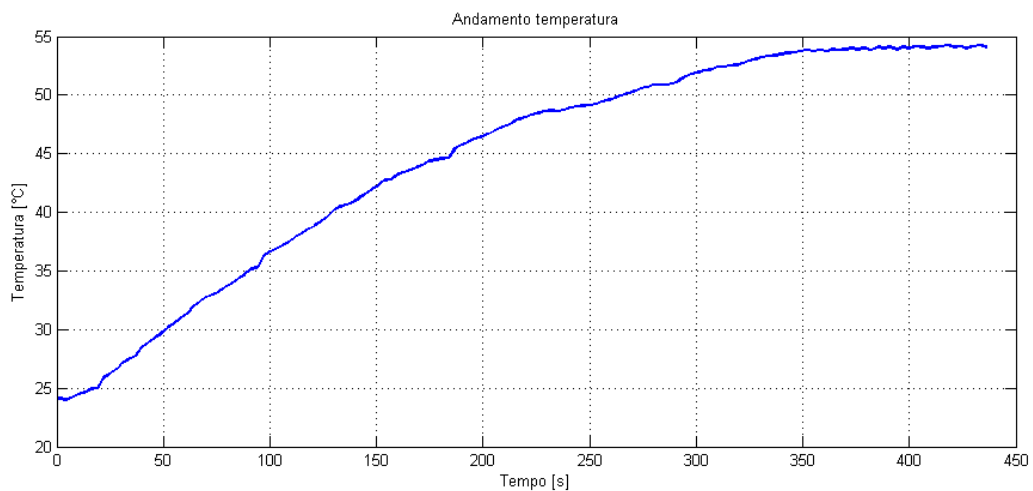


Figura 82 andamento della temperatura nel tempo del prototipo 2

Si evince che la temperatura massima raggiunta, durante l'utilizzo prolungato, risulta essere 54 [°C]; questa è notevolmente inferiore rispetto a quella riscontrata nel prototipo 1. Questa temperatura risulta essere ancora leggermente maggiore a quella corporea, ma, considerando che i fili in esercizio raggiungono temperature molto più elevate, è possibile affermare che la disposizione sospesa ha portato considerevoli risultati.

Consumo energetico

In seguito alla disposizione in parallelo e al diametro dei fili, il valore di corrente massimo necessario risulta pari a 2.4 [A]; inoltre, il valore di tensione per garantire tale valore di corrente risulta essere pari a 21.3 [V]. Il valore di potenza massima assorbita è pari dunque a 51 [W].

Anche per questo prototipo rimangono valide le considerazioni relative al metodo di alimentazione, fatte per il prototipo 1.

Ne risulta un consumo di circa 13 [W] derivante da una corrente di alimentazione pari a 1.2 [A] e da una tensione 10.6 [V]; con una diminuzione del consumo energetico del 75%; in questo caso il consumo massimo dell'intero tutore è pari a 520 [W]

5.2.3 Conclusioni

In seguito verranno analizzati gli aspetti relativi al livello di pressione, al livello di temperatura a allivello di adattabilità e indossabilità.

Livello di pressione generato

Come precedentemente accennato, la pressione target di 160 [mmHg] non poteva essere raggiunta a causa della deformazione massima teorica del prototipo 2 (24.5 [mm]) inferiore a quella richiesta. Nonostante ciò, dai dati sperimentali riscontrati è emerso che, il prototipo non ha garantito nemmeno la pressione relativa alla deformazione attuabile pari a 135 [mmHg]. Si riscontra, infatti, una pressione pari a 92 [mmHg], con un aumento del 23% rispetto a quella generata dal prototipo 1, risultando tuttavia, non ancora sufficiente.

Molto probabilmente la differenza di deformazione, tra quella reale di progetto e quella realmente realizzata durante l'esercizio, ha causato il decremento della prestazione in termini di pressione esercitata.

Il prototipo reale, anche se ben realizzato, manifesta giochi, attriti e deformazioni che vanno ad influire negativamente sul valore di contrazione realizzabile in esercizio.

A fronte di queste considerazioni è possibile affermare che la strada scelta per incrementare la deformazione, ovvero l'utilizzo di rinvii, è adeguata ma il rapporto di incremento risultante non è ancora sufficiente.

Livello di temperatura percepito

La temperatura massima raggiunta di 54 [°C] è molto più accettabile di quella raggiunta dal precedente prototipo. Anche in questa circostanza la strada percorsa, per limitare l'effetto termico percepito, ovvero sospendere i fili, è risultata soddisfacente portando ad un decremento del 40%.

Livello di adattabilità e indossabilità

L'adattabilità risulta ancora ottima, garantita dal metodo di chiusura ad attrito con doppio anello, che permette al prototipo di essere facilmente regolato a diversi diametri di arti.

Per fare fronte alle richieste di incremento della deformazione, il requisito di indossabilità è risultato leggermente peggiorato se confrontato con quello del prototipo precedente. Rimane comunque accettabile in quanto il dispositivo è caratterizzato da uno spessore di soli 10 [mm].

5.3 ALTRI CONCEPT

Di seguito saranno riportati altri concept che sono stati pensati al fine di ottenere un aumento delle prestazioni del tutore, con l'intento di risolvere o migliorare le problematiche emerse nei primi due prototipi. Queste idee sono rimaste tali in quanto la realizzazione tramite gli strumenti a disposizione è risultata molto complicata, o comunque, non in grado di rispettare i requisiti tecnici richiesti. È stato però deciso di elencare le caratteristiche progettuali di tali soluzioni al fine di una possibile futura realizzazione tramite l'uso di tecnologie industriali più avanzate.

5.3.1 Progettazione del prototipo 3

Deformazione

Anche il prototipo 3, così come il numero 2, è stato pensato con l'intento di aumentare la deformazione massima generata lungo la circonferenza del braccio.

Il modo con il quale si intende realizzare tale incremento si basa, anche in questo caso, su una serie di rinvii. In questo modo, infatti, come spiegato nel paragrafo 5.2.1, risulta possibile aumentare la lunghezza utile del filo portando quindi ad un aumento della contrazione.

Tuttavia, al contrario del prototipo 2, che sfrutta la terza dimensione, il prototipo 3 sfrutta la dimensione lungo la larghezza del settore.

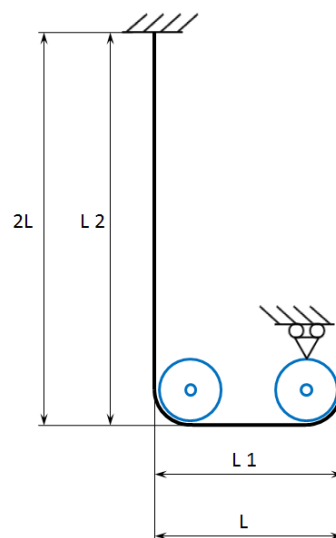


Figura 83 concept dei rinvii per prototipo 3

Dallo schema sopra, rappresentante il principio di funzionamento, si ricava: trascurando, in prima analisi, le curvature introdotte nei fili dalle carrucole, a fronte di una lunghezza di ingombro utile pari a $L1$, la reale lunghezza del filo risulta $L1 + L2$. Per valutare l'incremento di accorciamento risultante si confronta la contrazione che avrebbe un filo di lunghezza pari a quella di ingombro, con quella che la reale lunghezza di filo applicata genera. Si comincia considerando che se $L1 = L$ e $L2 = 2L$ il filo singolo, disposto in direzione longitudinale, provoca un accorciamento di $0.035 \cdot L$, invece la lunghezza reale del filo applicato porta ad un accorciamento risultante pari a $0.035 \cdot 3L$, ovvero esattamente il triplo, 3:1.

Andando a modificare la lunghezza $L1$, variandone il rapporto con la lunghezza $L2$, e riducendola alla minima necessaria ad assimilare l'accorciamento del filo presente sui rinvii, si possono ricavare rapporti di accorciamento anche superiori a 3:1.

$$L1_{min} = 0.035 (L1 + L2)$$

Ne risulta che la lunghezza minima di $L1$ espressa in percentuale è il 3.6% di $L4$. Con questo valore, quando il filo si contrae, la corsa è assorbita interamente dalla porzione di filo $L1$. Considerato $L1_{min}$ come espresso sopra, si giunge ad un rapporto massimo ottenibile pari a 28.7:1 rispetto al filo singolo.

Considerando il reale ingombro delle carrucole, la lunghezza $L1$ reale minima risulta essere uguale alla lunghezza minima teorica precedentemente calcolata ($L1_{min}$) più la somma di due volte il diametro delle carrucole.

Questo comporta una diminuzione del rapporto massimo ottenibile proporzionalmente alla dimensione delle carrucole. Di conseguenza considerando tale aspetto ne consegue un decremento della potenzialità del prototipo 3. Tuttavia, dato il grande rapporto ottenibile teoricamente (28.7:1), risulta possibile ottenere ugualmente rapporti reali molto elevati.

Risulta utile precisare che, per far sì che l'accorciamento del filo si manifesti tutto ai capi, si deve garantire che la distanza $L2$ rimanga fissa.

Isolamento dai fili

A riguardo dell'isolamento dai fili, il prototipo 3 risulta avere le medesime caratteristiche del prototipo 1; infatti al fine di isolare l'arto dai fili è previsto di realizzare una struttura a 3 strati, come nel caso del primo prototipo. L'unica differenza sta nel fatto che viene deciso di applicare un ulteriore strato, di spessore trascurabile, di silicone sulla faccia esterna dello strato 3, sia per ottenere un miglioramento dell'isolamento, sia per preservare l'integrità del

tessuto posto, altrimenti, in contatto diretto con i fili.

Dimensioni, indossabilità e integrità dei fili

In questo caso, per quanto riguarda la lunghezza del settore stratificato, sopra il quale verranno vincolati i fili, viene impostata uguale a 260 [mm], pari alla lunghezza utile della circonferenza del braccio prova, escludendo la parte dedicata alla chiusura del dispositivo.

Quest'ultima, verrà realizzata tramite un singolo strato di tessuto rigido di larghezza pari a 16 [mm] e lunghezza totale di 400 [mm], avente le stesse caratteristiche di quello utilizzato per la realizzazione del prototipo 1.

Per quanto riguarda la larghezza viene imposta pari a 30 [mm], ovvero circa il doppio delle larghezze dei primi due prototipi. In questo modo, ricordando le considerazioni fatte nel paragrafo 3.3.1, risulta possibile ottenere il livello di pressione obiettivo anche con una deformazione minore di quella calcolata con una larghezza del settore pari a 16 [mm] e pari a 28.5 [mm].

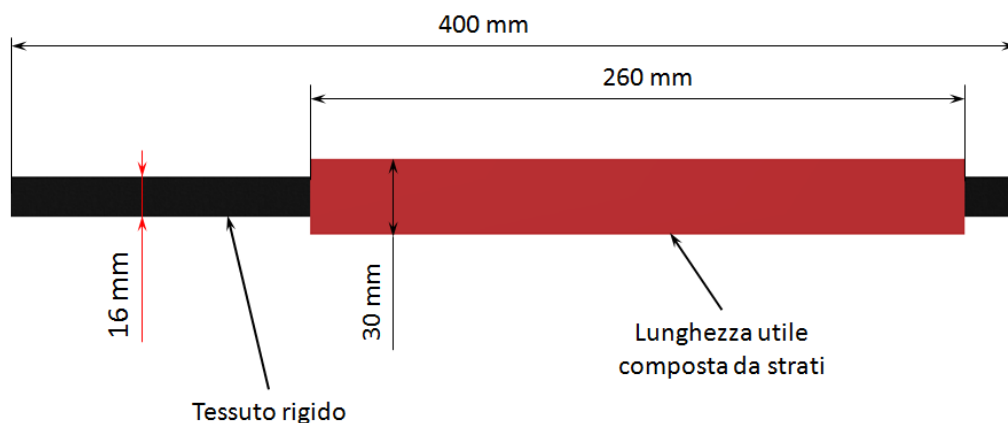


Figura 84 dimensioni caratteristiche del prototipo 3

Facendo le stesse considerazioni riguardo alla realizzazione di un dispositivo che sia altamente indossabile e allo stesso tempo isolante, fatte durante la progettazione del primo prototipo, hanno portato, anche in questo caso, a definire uno spessore di 2 [mm] dello strato in silicone;

A differenza del prototipo 1, in questo caso, viene previsto di inserire nello strato in silicone degli elementi rigidi, disposti parallelamente e in direzione trasversale alla lunghezza del settore, che fungono come puntoni durante l'azionamento dei fili, evitando così l'avvicinamento delle carrucole.

Un parametro di fondamentale importanza risulta essere la distanza tra i vari perni; infatti tale misura, fissata la larghezza di 30 [mm], determina

l'accorciamento che sarà capace di sviluppare il prototipo. Al fine di ottenere un elevato rapporto di accorciamento, tenendo presente le considerazioni fatte precedentemente riguardo alla deformazione, la distanza tra i perni viene imposta pari a 10 [mm], ottenendo così un rapporto di accorciamento pari a 4 volte rispetto al prototipo 1 (4:1); con tale configurazione la lunghezza totale del filo risulta essere uguale a 1040 [mm] che, considerando sempre una deformazione del 3.5%, porta ad ottenere così un accorciamento sulla circonferenza pari a 36.4 [mm].

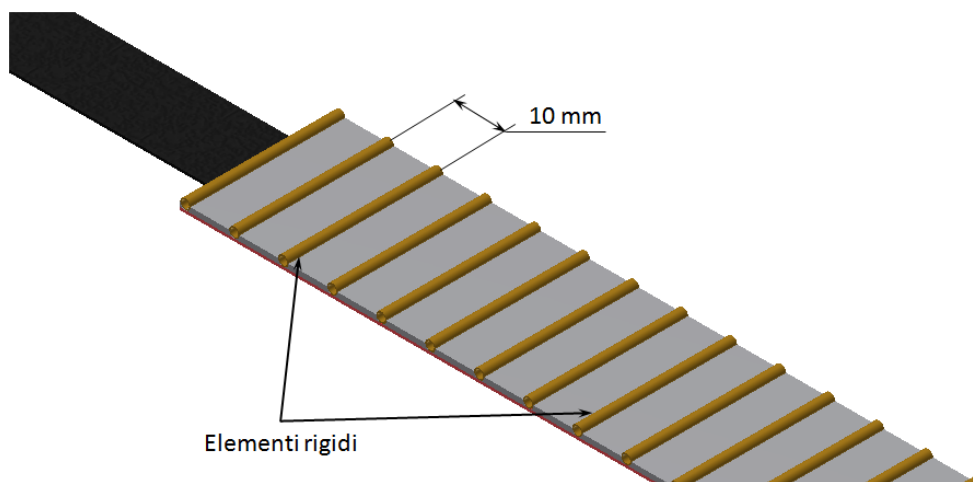


Figura 85 particolare degli elementi rigidi inseriti nello strato di silicone nel prototipo 3

Per quanto riguarda i due strati periferici (strati 1 e 3), viene imposto uno spessore di circa 0.5 [mm]. A questo proposito risulta utile precisare che, in questo caso, per la realizzazione degli strati 1 e 3, viene adottato un tessuto elastico al fine di evitare impedimenti durante l'azione di costrizione. Al fine di preservare i fili durante l'allacciamento del prototipo risulta necessario limitarne la deformazione.

Per evitare tale problema si prevede di cucire il tessuto rigido alle estremità dello strato in silicone.

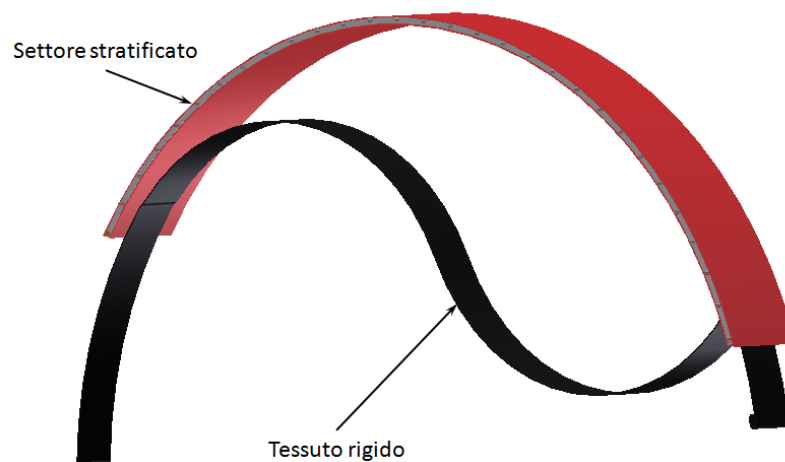


Figura 86 disposizione del tessuto rigido al fine di limitare la deformazione del settore stratificato

La configurazione finale porta, quindi, ad uno spessore totale del settore di circa 3.5 [mm], garantendo quindi un'indossabilità paragonabile al prototipo 1. Di seguito viene riportata una figura al fine di evidenziare gli spessori dei vari strati.

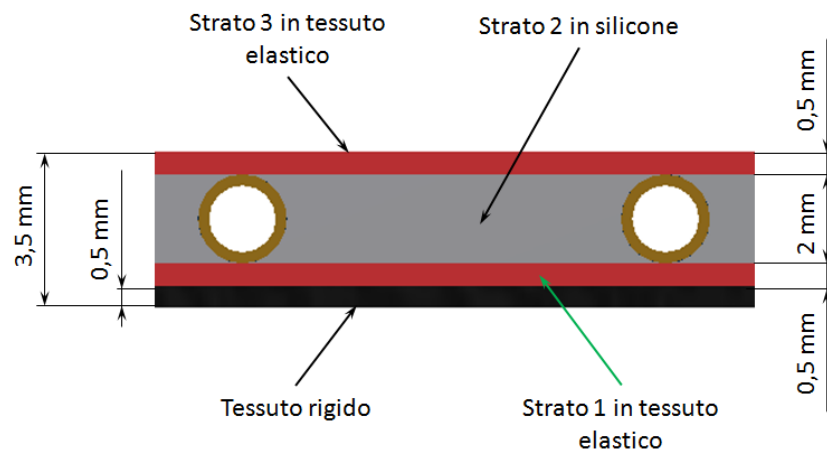


Figura 87 spessore dei vari strati del prototipo 3

Diametro, numero e disposizione fili

Il diametro dei fili scelto, a seguito delle stesse considerazioni precedentemente fatte ricade sul 150 [μm].

Per quanto concerne il calcolo del numero dei fili viene utilizzata la medesima formula precedentemente citata per la progettazione del modulo 1; come già spiegato per il prototipo 2, si considera ogni filo in grado di generare una forza

pari a 4.05 [N]; Questo porta, considerando una larghezza utile di 30 [mm], all'uso di 8 fili.

La disposizione dei fili, sulla superficie esterna dello strato 3, viene imposta in modo tale che sia possibile replicare il più fedelmente possibile il principio di funzionamento spiegato durante l'analisi della deformazione. Di seguito viene riportata un immagine per meglio chiarire la disposizione dei fili sul settore.

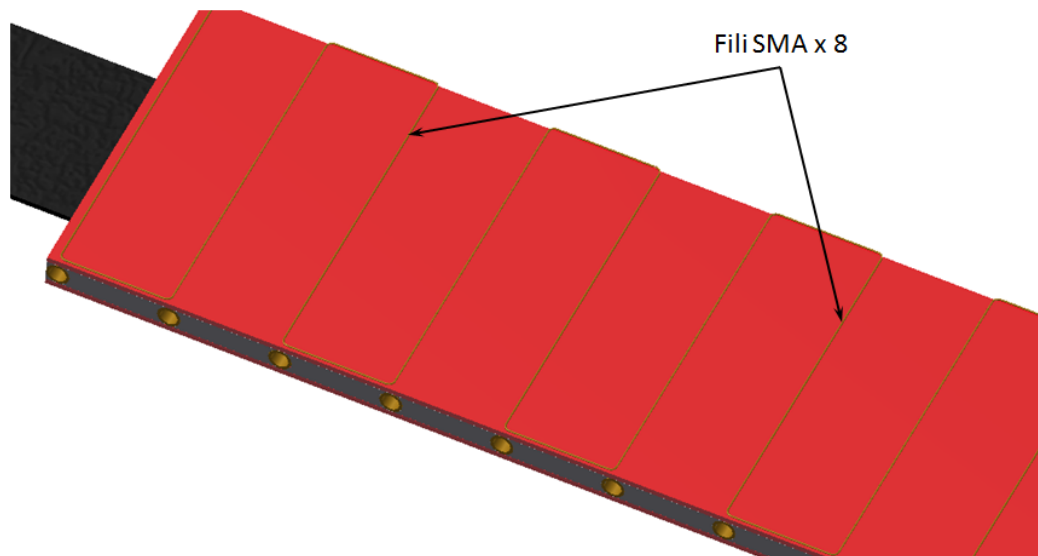


Figura 88 disposizione dei fili SMA nel prototipo 3

A seguito della disposizione sopra riportata risulta utile fare una considerazione. Sarebbe, infatti, risultato più logico, data la totale sovrapposizione dei fili, la scelta di fili con un diametro maggiore, che, generando una forza maggiore, avrebbe portato ad un diminuzione del numero necessario al fine di generare la pressione obiettivo. Sebbene tale aspetto sia stato tenuto in considerazione è stata scartata tale ipotesi, in quanto, oltre all'incremento del tempo di raffreddamento, avrebbe comportato una difficile sistemazione dei fili sulle carrucole; risulta, infatti, molto difficile piegare i fili con diametro maggiore di 150 [μm], facendoli seguire un percorso ben preciso.

Adattabilità

Per garantire l'adattabilità del prototipo 3 viene utilizzato lo stesso metodo di chiusura del prototipo 2.

Ancoraggio dei fili e alimentazione

Al fine di simulare l'effetto delle carrucole si è previsto di utilizzare degli anellini, dentro i quali verranno fatti scorrere i fili.

Il problema principale, riscontrato nella fase di progettazione, è stato trovare un metodo per vincolare tali anelli agli elementi rigidi. La soluzione finale proposta è ricaduta su un tirante, inserito all'interno dei perni, che limitasse il più possibile l'avvicinamento degli anellini. A tale scopo gli elementi rigidi devono necessariamente essere dei tubicini.

In questo modo le due estremità dei fili saranno vincolate tramite annodamento agli anelli.

Per l'alimentazione dei fili si sfrutta la conducibilità di tali anelli.

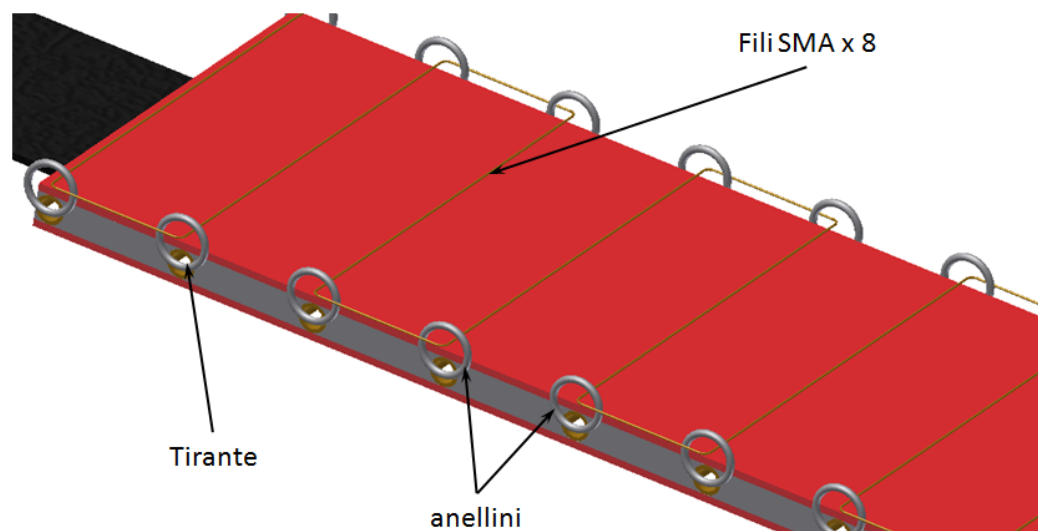


Figura 89 dettaglio degli anellini e del tirante interno del prototipo 3

CAPITOLO 6: CONCLUSIONI

In questo capitolo verranno riassunte le attività svolte durante lo svolgimento della tesi, evidenziando, oltre alle attività di caratterizzazione dei fili SMA, i risultati ottenuti a seguito della realizzazione dei prototipi, confrontandoli con gli obiettivi postisi ad inizio lavoro.

A fronte delle considerazioni tratte, verranno proposti degli sviluppi futuri con l'intento di proporre un prodotto finale il più possibile concorde con gli obiettivi prefissati.

6.1 SUNTO DELLE CARATTERISTICHE DELLA PRESSO TERAPIA

La prima attività svolta, ha riguardato l'analisi delle esigenze per far fronte al problema di replicare il linfodrenaggio manuale tramite dispositivi automatici, al fine di rendere il trattamento domiciliare.

La tecnica utilizzata, per effettuare il linfodrenaggio meccanico, prende il nome di presso terapia; tale tecnica, attualmente, prevede l'uso di macchinari ad azionamento pneumatico.

Tali sistemi sono caratterizzati dai seguenti componenti:

- **Compressore:** la funzione principale è quella di comprimere l'aria alla pressione desiderata per il massaggio.
- **Scheda di controllo elettronica:** ha il compito di gestire le diverse uscite di cui è dotato il compressore, al fine di erogare la giusta sequenza di massaggio.
- **Tubi:** consentono il trasporto, a distanza, dell'aria dal compressore al gambale/bracciale.
- **Gambale/bracciale:** è l'elemento attivo, a contatto con l'arto da trattare, che esegue fisicamente il massaggio; è composto da una serie di vesciche pneumatiche, che, gonfiandosi sequenzialmente, esercitano la pressione richiesta per il trattamento.

I sistemi appena descritti sono contraddistinti dalle seguenti caratteristiche:

- **Tipologia di trattamento:** è possibile effettuare diverse tipologie di trattamento sia in ambito medico che estetico.
- **Pressione:** gli attuali dispositivi sono in grado di generare pressioni comprese nell'intervallo 0-160 [mmHg].
- **Adattabilità:** viene garantita tramite delle chiusure a cerniera lampo, di cui sono dotati i gambali/bracciali, per l'adattamento alle varie dimensioni degli arti.

6.2 OBIETTIVI POSTI AD INIZIO TESI

L'idea, che sta alla base di questo lavoro di tesi, è stata quella di proporre una soluzione alternativa all'azionamento pneumatico. In particolare la soluzione proposta sfrutta l'azionamento tramite fili in materiale a memoria di forma. Tale scelta deriva dalla volontà di fornire una soluzione più compatta, al fine di rendere il trattamento meno vincolato ad una specifica postazione di massaggio, e aumentarne la dinamizzazione.

A tal proposito ci si è posti i seguenti obiettivi:

- **Pressione:** il dispositivo attuato tramite SMA deve essere in grado di fornire un intervallo di pressioni uguale agli attuali macchinari (0-160 [mmHg]).
- **Adattabilità:** l'intento è stato quello di fornire un prodotto che si possa adattare alle dimensioni degli arti da trattare, senza comprometterne le prestazioni.
- **Indossabilità:** lo scopo è quello di rendere i gambali/bracciali più compatti e meno ingombranti rispetto a quelli pneumatici.

6.3 RISULTATI OTTENUTI E CONFRONTO CON GLI OBIETTIVI

Prima di procedere alla progettazione dei vari prototipi, si è reso necessario valutare il comportamento dei fili SMA, in circostanze simili a quelle di possibile utilizzo.

Di seguito vengono riportate le peculiarità riscontrate durante i test sperimentali eseguiti:

- **Deformazione:** dipende dall'intensità media della corrente imposta, oltre che dallo sforzo applicato.
- **Forza in contrazione:** è una caratteristica intrinseca del filo. Infatti tende a sviluppare sempre la massima forza possibile. Non si riscontrano dipendenze da corrente e deformazione.
- **Temperatura:** dipende, sia dall'intensità media della corrente applicata, che dalla modalità di somministrazione della corrente media (continua o impulsata).
- **Creep:** dipende dalle entità di sforzo e deformazione applicati.

Una volta note le caratteristiche sopra citate, l'attenzione è stata rivolta alla progettazione e realizzazione di prototipi. Le difficoltà principali riscontrate durante la fase di prototipazione hanno riguardato: per quanto riguarda la fase di concept, quello di coniugare le esigenze di deformazione, forza, isolamento, adattabilità e indossabilità, spesso contrastanti tra di loro; mentre in fase realizzativa, quello di tradurre i concetti teorici in oggetti fisici.

Sono, quindi, stati effettivamente sviluppati e realizzati due prototipi, dei quali vengono riportati nella seguente tabella i risultati ottenuti, paragonandoli con gli obiettivi prefissati.

Tabella 29 confronto delle prestazioni tra i vari dispositivi

	Dispositivi pneumatici	Prototipo 1	Prototipo 2
Pressione massima	160 [mmHg]	75 [mmHg]	92 [mmHg]
Temperatura all'interfaccia	Prossima a quella corporea	≈ 90 [°C]	≈ 54 [°C]
Indossabilità (spessore)	≈ 50 [mm]	3 [mm]	10 [mm]
Dinamizzazione (numero di settori)	<ul style="list-style-type: none"> • domestico: 4 • professionale: 12 	≈ 40	≈ 40

Adattabilità	Discreta a cerniere lampo	Continua a velcro (0-110 [mm])	Continua con doppio anello (85-110 [mm])
Consumo energetico	≈ 120 [Wh]	≈ 300 [Wh]	≈ 300 [Wh]
Peso indicativo gambale e\o bracciale	≈ 1100 [g]	≈ 850 [g]	≈ 1150 [g]
Ingombro totale	Scheda di gestione + compressore + tubi + gambale\bracciale	Scheda di gestione + gambale\bracciale	Scheda di gestione + gambale\bracciale
Costo	400 ÷ 2000 €	≈ 100 € *	≈ 150 € *

**Prezzo riferito al materiale per realizzare 2 gambali e 2 bracciali*

6.3 SVILUPPI FUTURI

Alla luce dei risultati riassunti nella tabella sopra si evince che, per proporre una soluzione in linea con le caratteristiche degli attuali dispositivi presso-terapici, risulta necessario:

- incrementare la pressione di esercizio;
- diminuire la temperatura all'interfaccia dispositivo-utente.

Per quanto riguarda le restanti caratteristiche confrontate, si ritiene che siano paragonabili o al limite migliori rispetto a quelle delle attuali soluzioni.

6.3.1 Incremento della pressione di esercizio

Durante la fase di sperimentazione è emerso che, la pressione generata dai dispositivi presso terapici ad azionamento SMA, è data dalla combinazione tra forza e deformazione sviluppata dai fili.

Per sopperire ad un'eventuale carenza di forza risulta sufficiente incrementare il numero di fili per settore.

Per migliorare la deformazione totale generata dal dispositivo, e incrementarla

ulteriormente, risulta necessario, da una parte, ridurre gli attriti, e dall'altra, migliorare il rapporto di accorciamento.

Riduzione di attriti:

- ricerca di materiale, a minor attrito, per simulare l'azione delle carrucole; si ritiene che il vetro possa essere una valida soluzione alla sostituzione dei perni in legno (prototipo 2) e degli anellini (prototipo 3);
- l'utilizzo di cuscinetti volventi, per i rinvii di competenza di un singolo filo, porterebbe ad un ulteriore decremento dell'attrito, facilitando la contrazione del dispositivo.

Migliorare il rapporto di accorciamento:

- **prototipo 2:** risulta possibile incrementare il rapporto di accorciamento, aumentando il numero di rinvii per filo, in modo tale da incrementare la lunghezza utile di filo. Praticamente, senza modificare la geometria costruttiva degli elementi rigidi, è possibile passare dall'attuale singola spira a una soluzione a 2 o più spire. Tale soluzione è risultata di difficile realizzazione con i mezzi a disposizione;
- **prototipo 3:** risulta possibile incrementare il rapporto di accorciamento, aumentando il rapporto tra la larghezza del settore e la distanza tra gli elementi rigidi. Anche in questo caso, quindi, risulta possibile aumentare la lunghezza di filo utile, portando ad un conseguente aumento di contrazione.

6.3.2 Diminuire la temperatura all'interfaccia dispositivo-utente

La soluzione migliore, senza intaccare le caratteristiche di indossabilità raggiunte dai prototipi, risulta l'adozione di fili realizzati mediante leghe aventi una temperatura di transizione martensite-austenite minore, rispetto a quelli utilizzati.

6.3.3 Ulteriori migliorie

Al fine di incrementare ulteriormente i requisiti di indossabilità e adattabilità del prototipo 2 si pensa di apportare le seguenti modifiche:

- aumentare il numero di elementi rigidi, riducendone la loro lunghezza, portando, di conseguenza, sia ad una migliore approssimazione della geometria dell'arto, che una pressione maggiormente uniforme;
- prevedere la scomposizione dell'intero settore, in singoli elementi componibili, al fine di conseguire un'adattabilità anche in caso di forte differenze delle dimensioni degli arti.

Per incrementare ulteriormente il livello di dinamizzazione, tendendo all'idealità, si pensa di ridurre la larghezza di ogni settore a quella di competenza di un singolo filo.

Questo lavoro di tesi è frutto della completa collaborazione e del lavoro congiunto di Alessio Borrello e di Francesco Colombo; ciò nonostante, per la stesura di questo elaborato è stata seguita la seguente suddivisione:

Alessio Borrello

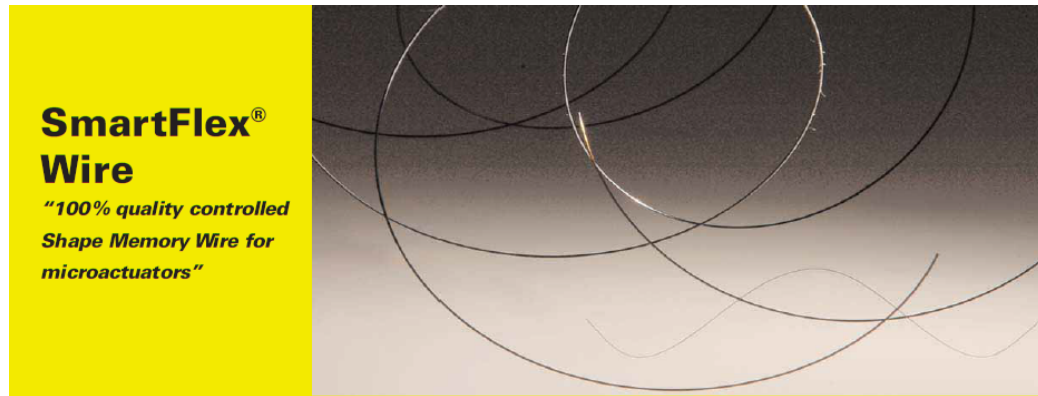
- *Capitolo 1*
- *Capitolo 2*
Paragrafo 2.1.1
- *Capitolo 3*
Paragrafo 3.3
- *Capitolo 5*
Paragrafi 5.1 e 5.3

Francesco Colombo

- *Capitolo 2*
Paragrafo 2.1.2
- *Capitolo 3*
Paragrafi 3.1 e 3.2
- *Capitolo 4*
- *Capitolo 5*
Paragrafo 5.2

Appendice A: Cataloghi

A.1 Cataloghi SAES Getters, dati fili SMA



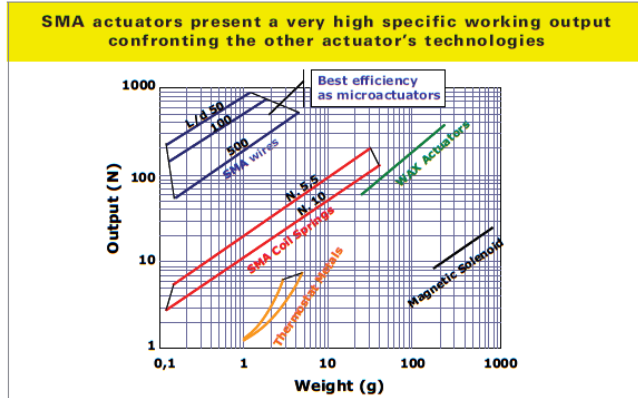
HIGHLIGHTS

General Features

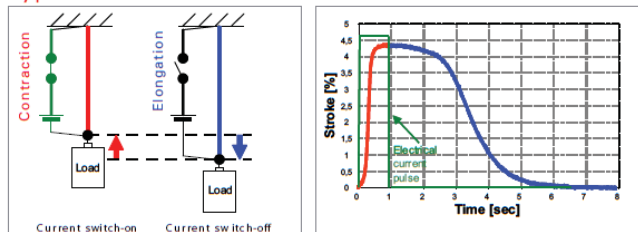
- The smallest powerful electrical actuator
- Direct linear or angular motion using a thin wire
 - Simple mechanism without bulky gears*
- The simplest solution
 - No noise emission during actuation*
- The silent solution
 - Smooth and controlled action*
- Nature-like movement

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

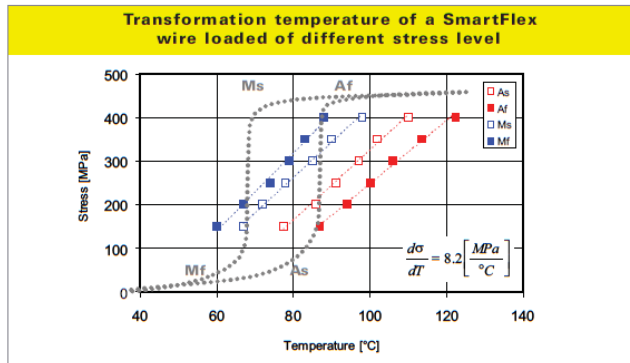


Typical electrical actuation

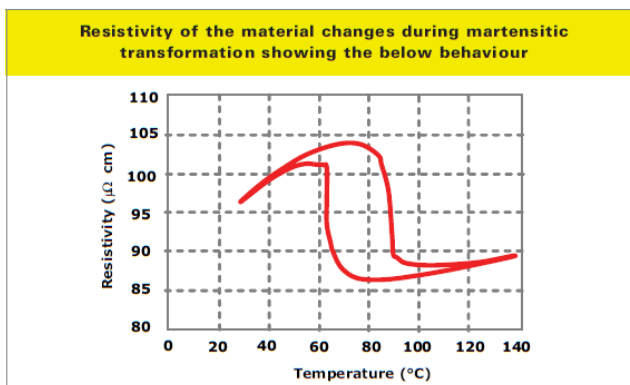


we support your innovation
saes
getters

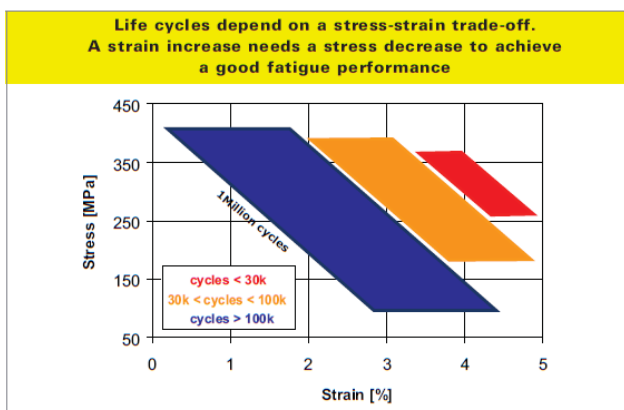
Transformation temperatures



Resistivity



Fatigue behavior



© 2009 SAES Getters. Printed in Italy. All rights reserved. SAES® and SmartFlex® are registered trademarks of SAES Getters S.p.A., its subsidiaries and affiliates. SAES Getters reserves the right to change or modify product specifications at any time without notice.

SmartFlex® Wire

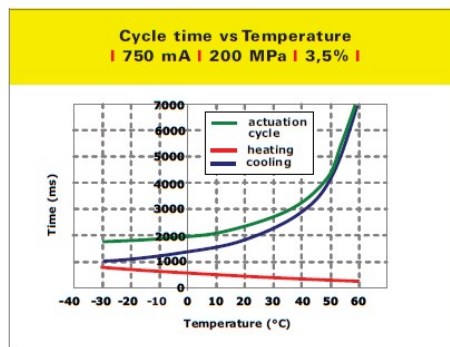
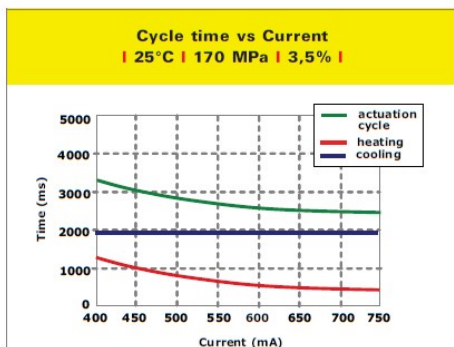
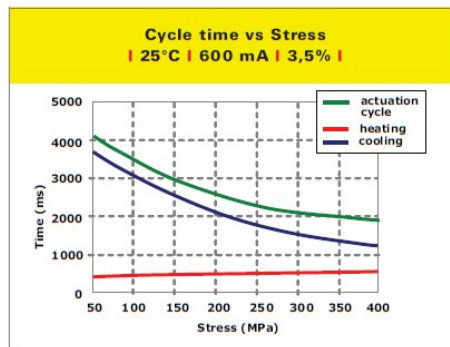
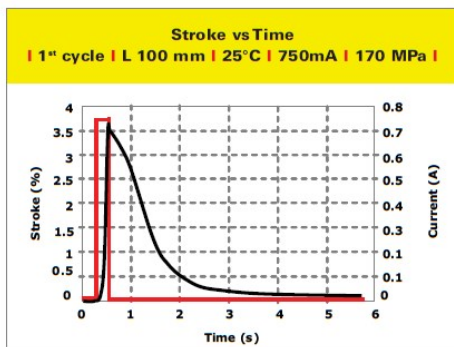
The SAES Getters Group manufacturing companies are ISO9001 certified, the Asian and Italian companies are also ISO14001 certified. Full information about our certifications for each company of the Group is available on our website at: www.saesgetters.com

D.SMA.93.0



SAES Getters Group
www.saesgetters.com
sma@saes-group.com

SmartFlex®
150 μm




SAES Getters Group
www.saesgetters.com
sma@saes-group.com



we support your innovation

A.2 Catalogo Sensore Pressione



**INTERLINK
ELECTRONICS**
Sensor Technologies

FSR[®] 400 Series Data Sheet

Features and Benefits


- Actuation Force as low as 0.2N and sensitivity range to 20N
- Cost Effective
- Ultra Thin
- Robust; up to 10M actuations
- Simple and easy to integrate

Force Sensing Resistors[®]


Description

Interlink Electronics FSR[®] 400 series is part of the single zone Force Sensing Resistor[®] family. Force Sensing Resistors[®], or FSRs, are robust polymer thick film (PTF) devices that exhibit a decrease in resistance with increase in force applied to the surface of the sensor. This force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices such as automotive electronics, medical systems, industrial, and robotics applications.


The 400 series sensors come in six different models with four different connecting options.




FSR[®] 400 Short
5mm Circle X 20mm



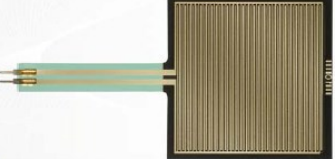
FSR[®] 400
5mm Circle X 38mm




FSR[®] 402 Short
13mm Circle X 25mm




FSR[®] 402
13mm Circle X 56mm



FSR[®] 406
38mm Square X 83mm



FSR[®] 408
10mm X 622mm Strip



P/N: 94-00027 Rev. D

Embrace the Power of Sensor Technologies

Applications

Detect & qualify press

Sense whether a touch is accidental or intended by reading force

Use force for UI feedback

Detect more or less user force to make a more intuitive interface

Enhance tool safety

Differentiate a grip from a touch as a safety lock

Find centroid of force

Use multiple sensors to determine centroid of force

Detect presence, position, or motion

of a person or patient in a bed chair, or medical device

Many other force change detection applications

Device Characteristics

Actuation Force*	~0.2N min
Force Sensitivity Range*	~0.2N - 20N
Force Resolution	Continuous (analog)
Force Repeatability Single Part	+/- 2%
Force Repeatability Part to Part	+/- 6% (Single Batch)
Non-Actuated Resistance	>10 Mohms
Hysteresis	+10% Average $(R_{+} - R_{-})/R_{+}$
Device Rise Time	< 3 microseconds
Long Term Drift 1kg load, 35 days	< 5% $\log_{10}(\text{time})$
Operating Temperature Performance	
Cold: -40 C after 1 hour	-5% average resistance change
Hot: +85 C after 1 hour	-15% average resistance change
Hot Humid: +85 C 95RH after 1 hour	+10% average resistance change
Storage Temperature Performance	
Cold: -25 C after 120 hours	-10% average resistance change
Hot: +85 C after 120 hours	-5% average resistance change
Hot Humid: +85 C 95RH after 240 hours	+30% average resistance change
Tap Durability Tested to 10 Million actuations, 1kg, 4Hz	-10% average resistance change
Standing Load Durability 2.5kg for 24 hours	-5% average resistance change
EMI	Generates No EMI
ESD	Not ESD sensitive
UL	All materials UL grade 94 V-1 or better
RoHS	Compliant

Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams, and are given as (one standard deviation / mean), unless otherwise noted.

*Typical value. Force dependent on actuation interface, mechanics, and measurement electronics

Connector Options

Bare Tail



Female Tin Contacts
PN: TE 2-487406-4



Female Tin Contacts
with 2 Pin Housing
PN: TE 2-487406-4
PN: TE 487378-1



Solder Tabs
PN: TE 1-88997-2



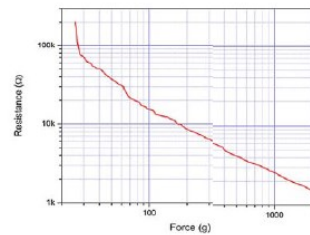
Other Available Part Numbers:
Hardware Development Kit
PN: 54-76247

Application Information

Force Sensing Resistors®

For specific application needs please contact Interlink Electronics support team. An integration guide and Hardware Development Kit (HDK) are also available.

FSRs are two-wire devices with a resistance that depends on applied force. To the right is a force vs. resistance graph that illustrates a typical FSR® response characteristic. Please note that the graph values are reference only and actual values are dependent upon actuation system mechanics and sensor geometry.



For a simple force-to-voltage conversion, the FSR® device is tied to a measuring resistor in a voltage divider (see figure below) and the output is described by the following equation.

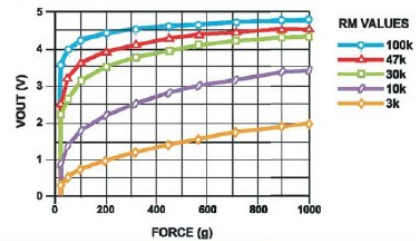
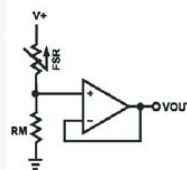
$$V_{OUT} = \frac{R_M V^+}{(R_M + R_{FSR})}$$

In the shown configuration, the output voltage increases with increasing force. If R_{FSR} and R_M are swapped, the output swing will decrease with increasing force.

The measuring resistor, R_M , is chosen to maximize the desired force sensitivity range and to limit current. Depending on the impedance requirements of the measuring circuit, the voltage divider could be followed by an op-amp.

A family of force vs. V_{OUT} curves is shown on the graph below for a standard FSR in a voltage divider configuration with various R_M resistors. A V^+ of +5V was used for these examples. Please note that the graph values are for reference only and will vary between different sensors and applications.

Refer to the FSR integration guide for more integration methods and techniques.



FSR® Model 402 Short Tail

Force Sensing Resistors®

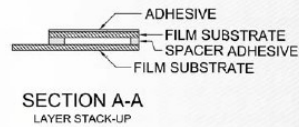
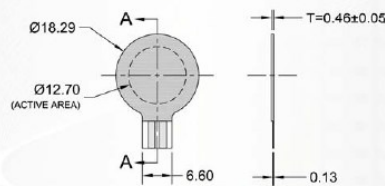
Model 402 Short Tail:

Active Area: $\varnothing 12.70\text{mm}$
Nominal Thickness: 0.46mm
Switch Travel: 0.15mm

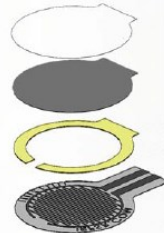
Available Part Numbers:

- PN: 34-00016 Model 402 Short Tail
- no contacts or solder tabs
- PN: 34-00017 Model 402 Short Tail
- with female contacts
- PN: 34-00018 Model 402 Short Tail
- with female contacts and housing
- PN: 34-00015 Model 402 Short Tail
- with solder tabs

Sensor Mechanical Data



Exploded View



Sensor mechanical 3D CAD data can be found on our website at www.interlinkelectronics.com/Support

A.2 Catalogo Sensore Temperatura

DATA SHEET

Precision temperature sensor TS-NTC



Description



Characteristics features

- Wide temperature range -60...+150 °C
- High accuracy of characteristics $\pm 0.5\%$
- Replaceable without calibration
- Miniaturised dimensions
- Fast response behaviour
- Low priced, ideal for mass applications

Typical areas of application

- Air conditioning, building automation
- Ventilators and ventilation systems
- Electrical domestic appliances
- Medical systems
- Industrial instrumentation
- Laboratory device, portable instruments
- Battery cells
- Automotive applications

Technical data

Precision temperature sensor TS-NTC	
Measuring principle	NTC
Measuring range	-60...+150 °C
Nominal resistance at 25 °C	See table
Resistance tolerance at 25 °C	$\pm 0.5\%$
B-value tolerance R25/85	$\pm 0.5\%$
Response time T66 in air	15 s
Self heating	1.2 mW / K
Max. power loss	6 mW
Connection wires	Tinned steel
Dimensions	3.8 x 2.8 x 17 mm
Rights reserved for change in technical data due to technological advancements!	

Features

The NTC Temperature sensors of series TS-NTC have a wide measuring range of -60...+150 °C, and hence, are suitable for applications where till now expensive platinum resistors were being used. Both the basic resistance as well as the B-value are within a tolerance of $\pm 0.5\%$, so that the component can be used in many applications without temperature calibration and can also be replaced without re-adjustment. Hence, by means of simple resistance measurement, an accuracy of $\pm 0.12\text{ K}$ at 25 °C can be achieved in this way. In the temperature range of -60...+85 °C, the maximum error is around $\pm 0.5\text{ K}$. Further product advantages are its very small dimensions, low thermal mass and high upward gradient, which enables simple evaluation circuits. Due to its high impedance, only a small measuring current is required which minimises power consumption in battery operated applications. Due to these outstanding performance data, the precision NTC is also suitable for meticulous application, for example, in the medical field. The component is also very well suitable for long term stable, industrial thermometer or laboratory devices which can be calibrated as well. Since the component is very low priced, it can also be used in price sensitive mass applications like automotive or consumer products.

Technical changes reserved
0141 0316-223 04/2008

B+B Thermo-Technik GmbH | Heinrich-Hertz-Straße 4 | D-78166 Donaueschingen
Fon +49 771 83160 | Fax +49 771 831650 | info@bb-sensors.com | bb-sensors.com

1
/ 2

DATA SHEET

Precision temperature sensor TS-NTC



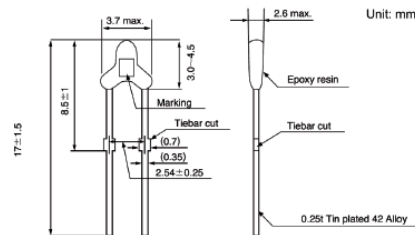
Type overview

Type	R25	B-value
TS-NTC-202	2.00 kW ±0.5 %	3976 K ±0.5 %
TS-NTC-232	2.252 kW ±0.5 %	3976 K ±0.5 %
TS-NTC-502	5.00 kW ±0.5 %	3976 K ±0.5 %
TS-NTC-103	10.0 kW ±0.5 %	3435 K ±0.5 %
TS-NTC-103A	10.0 kW ±0.5 %	3976 K ±0.5 %
TS-NTC-203	20.0 kW ±0.5 %	3976 K ±0.5 %
TS-NTC-503	50.0 kW ±0.5 %	4220 K ±0.5 %
TS-NTC-104	100 kW ±0.5 %	4261 K ±0.5 %
TS-NTC-204	200 kW ±0.5 %	4470 K ±0.5 %

Application notes

In comparison to other temperature sensors, the component offers a substantially higher sensitivity, because of which the circuit design expenses are minimised. In the high impedance types, the power consumption of measuring circuit is reduced, and hence, these types are particularly suitable for battery operated applications. With the help of a parallel resistor, the exponential characteristic of the component can be pre-linearised, in order to more effectively use the linear conversion range of an AD converter. Because of the low thermal mass, the response time (T66) is very fast i.e. 0.7 sec.

Drawing



Resistance tables

Extensive data on the sensor is available as EXCEL tables. The resistance table is on ITS90 basis. Further information on measuring circuits or linearisation methods can be obtained on request!

Appendice B: Risultati Dettagliati

Risultati Capitolo 4

Andamento del creep al variare del carico applicato

Tabella 30 incremento lunghezza filo SMA per creep

Incremento lunghezza filo SMA per creep [mm]					
225 [Mpa]	200 [Mpa]	175 [Mpa]	150 [Mpa]	140 [Mpa]	130 [Mpa]
106.20	106.62	107.00	107.32	107.49	107.63
106.25	106.68	107.06	107.33	107.50	107.63
106.27	106.71	107.08	107.34	107.51	107.64
106.31	106.72	107.12	107.35	107.52	107.65
106.34	106.75	107.13	107.36	107.54	107.66
106.37	106.77	107.14	107.39	107.55	107.66
106.38	106.79	107.16	107.40	107.56	107.67
106.42	106.80	107.19	107.41	107.55	107.67
106.44	106.83	107.17	107.41	107.58	107.68
106.46	106.85	107.22	107.42	107.57	107.69
106.48	106.85	107.22	107.42	107.59	107.70
106.50	106.86	107.24	107.44	107.60	107.70
106.52	106.88	107.26	107.45	107.60	107.71
106.53	106.90	107.26	107.45	107.59	107.71
106.55	106.90	107.27	107.46	107.61	107.71
106.55	106.93	107.29	107.47	107.61	107.72
106.57	106.94	107.30	107.47	107.61	107.73
106.61	106.96	107.31	107.47	107.62	107.74
106.62	106.98	107.31	107.48	107.62	107.72
106.62	107.00	107.32	107.49	107.63	107.74

Incremento lunghezza filo SMA per creep [mm]				
120 [Mpa]	110 [Mpa]	100 [Mpa]	90 [Mpa]	85 [Mpa]
107.74	107.90	108.01	108.06	108.12
107.76	107.92	108.00	108.06	108.11
107.78	107.92	108.01	108.07	108.11
107.78	107.93	108.01	108.09	108.11
107.80	107.94	108.02	108.09	108.11
107.80	107.94	108.02	108.10	108.10
107.81	107.95	108.02	108.09	108.11
107.82	107.96	108.03	108.11	108.10
107.82	107.96	108.03	108.10	108.10
107.83	107.97	108.04	108.12	108.12
107.85	107.97	108.05	108.12	108.10
107.85	107.98	108.03	108.11	108.11
107.86	107.99	108.05	108.13	108.12
107.87	107.98	108.05	108.11	108.11
107.87	107.98	108.06	108.11	108.11
107.89	107.99	108.04	108.13	108.11
107.89	107.99	108.04	108.13	108.10
107.89	108.00	108.05	108.12	108.11
107.89	108.00	108.06	108.13	108.10
107.90	108.01	108.06	108.12	108.10

Creep ciclico a deformazione libera*Tabella 31 allungamento filo SMA: test di riferimento a deformazione libera*

Allungamento filo [mm]									
Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL
1	0.057	36	0.497	71	0.737	106	0.955	141	1.153
2	0.087	37	0.486	72	0.718	107	0.984	142	1.158
3	0.130	38	0.490	73	0.745	108	0.972	143	1.187
4	0.142	39	0.499	74	0.760	109	1.012	144	1.169
5	0.160	40	0.530	75	0.740	110	0.975	145	1.179
6	0.210	41	0.519	76	0.747	111	0.986	146	1.177
7	0.200	42	0.520	77	0.781	112	1.022	147	1.190
8	0.235	43	0.524	78	0.785	113	0.994	148	1.192
9	0.255	44	0.561	79	0.764	114	1.001	149	1.193
10	0.248	45	0.563	80	0.771	115	1.016	150	1.203
11	0.251	46	0.547	81	0.779	116	1.017	151	1.231
12	0.262	47	0.558	82	0.782	117	1.023	152	1.213
13	0.269	48	0.581	83	0.794	118	1.019	153	1.221
14	0.265	49	0.577	84	0.790	119	1.028	154	1.243
15	0.291	50	0.579	85	0.797	120	1.046	155	1.246
16	0.300	51	0.585	86	0.847	121	1.038	156	1.242
17	0.318	52	0.590	87	0.831	122	1.060	157	1.275
18	0.322	53	0.595	88	0.822	123	1.056	158	1.267
19	0.363	54	0.620	89	0.831	124	1.050	159	1.245
20	0.360	55	0.628	90	0.836	125	1.059	160	1.272
21	0.370	56	0.611	91	0.863	126	1.101	161	1.260
22	0.395	57	0.640	92	0.876	127	1.068	162	1.282
23	0.410	58	0.642	93	0.860	128	1.088	163	1.270
24	0.390	59	0.631	94	0.887	129	1.106	164	1.274
25	0.410	60	0.645	95	0.870	130	1.107	165	1.278
26	0.420	61	0.650	96	0.908	131	1.088	166	1.293
27	0.425	62	0.660	97	0.884	132	1.131	167	1.284
28	0.410	63	0.670	98	0.886	133	1.111	168	1.305
29	0.420	64	0.694	99	0.903	134	1.128	169	1.338
30	0.430	65	0.683	100	0.932	135	1.123	170	1.306
31	0.440	66	0.690	101	0.920	136	1.122	171	1.344
32	0.444	67	0.690	102	0.928	137	1.161	172	1.327
33	0.450	68	0.710	103	0.959	138	1.134	173	1.316
34	0.453	69	0.700	104	0.951	139	1.136	174	1.315
35	0.469	70	0.710	105	0.952	140	1.170	175	1.324

Allungamento filo [mm]									
Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL
176	1.319	211	1.494	246	1.585	281	1.731	316	1.943
177	1.334	212	1.493	247	1.587	282	1.695	317	1.952
178	1.340	213	1.496	248	1.589	283	1.700	318	1.960
179	1.329	214	1.501	249	1.595	284	1.722	319	1.949
180	1.362	215	1.506	250	1.591	285	1.711	320	1.973
181	1.341	216	1.507	251	1.596	286	1.704	321	1.968
182	1.382	217	1.535	252	1.598	287	1.706	322	1.981
183	1.351	218	1.510	253	1.647	288	1.707	323	1.989
184	1.352	219	1.512	254	1.606	289	1.714	324	1.997
185	1.356	220	1.539	255	1.604	290	1.721	325	1.985
186	1.358	221	1.527	256	1.631	291	1.733	326	2.003
187	1.360	222	1.536	257	1.618	292	1.745	327	1.995
188	1.364	223	1.567	258	1.622	293	1.723	328	2.015
189	1.372	224	1.530	259	1.666	294	1.731	329	2.014
190	1.371	225	1.534	260	1.660	295	1.764	330	2.030
191	1.425	226	1.535	261	1.625	296	1.760	331	2.032
192	1.396	227	1.538	262	1.635	297	1.731	332	2.039
193	1.432	228	1.545	263	1.651	298	1.734	333	2.041
194	1.415	229	1.538	264	1.663	299	1.735	334	2.047
195	1.456	230	1.540	265	1.657	300	1.743	335	2.049
196	1.431	231	1.545	266	1.654	301	1.748	336	2.059
197	1.436	232	1.553	267	1.678	302	1.758	337	2.055
198	1.432	233	1.551	268	1.671	303	1.783	338	2.050
199	1.473	234	1.548	269	1.685	304	1.750	339	2.066
200	1.442	235	1.554	270	1.679	305	1.756	340	2.063
201	1.446	236	1.555	271	1.665	306	1.868	341	2.051
202	1.489	237	1.575	272	1.692	307	1.888	342	2.061
203	1.458	238	1.567	273	1.664	308	1.872	343	2.060
204	1.466	239	1.564	274	1.677	309	1.897	344	2.063
205	1.494	240	1.569	275	1.687	310	1.905	345	2.079
206	1.485	241	1.573	276	1.707	311	1.925	346	2.078
207	1.480	242	1.579	277	1.695	312	1.917	347	2.083
208	1.486	243	1.577	278	1.693	313	1.920	348	2.085
209	1.489	244	1.581	279	1.703	314	1.931	349	2.090
210	1.511	245	1.583	280	1.697	315	1.931	350	2.095

Allungamento filo [mm]									
Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL
351	2.100	386	2.238	421	2.341	456	2.456	491	2.589
352	2.103	387	2.240	422	2.340	457	2.452	492	2.590
353	2.110	388	2.244	423	2.353	458	2.464	493	2.560
354	2.107	389	2.220	424	2.331	459	2.456	494	2.667
355	2.115	390	2.243	425	2.343	460	2.474	495	2.558
356	2.154	391	2.208	426	2.334	461	2.461	496	2.589
357	2.147	392	2.255	427	2.349	462	2.455	497	2.572
358	2.143	393	2.257	428	2.348	463	2.460	498	2.562
359	2.150	394	2.264	429	2.357	464	2.468	499	2.555
360	2.157	395	2.272	430	2.360	465	2.461	500	2.557
361	2.151	396	2.262	431	2.357	466	2.478	501	2.599
362	2.155	397	2.263	432	2.379	467	2.483	502	2.599
363	2.168	398	2.256	433	2.408	468	2.472	503	2.613
364	2.160	399	2.258	434	2.428	469	2.480	504	2.581
365	2.172	400	2.273	435	2.477	470	2.478	505	2.579
366	2.175	401	2.248	436	2.411	471	2.475	506	2.579
367	2.180	402	2.255	437	2.412	472	2.486	507	2.586
368	2.184	403	2.254	438	2.415	473	2.498	508	2.573
369	2.178	404	2.255	439	2.467	474	2.490	509	2.576
370	2.180	405	2.329	440	2.416	475	2.486	510	2.603
371	2.192	406	2.298	441	2.403	476	2.506	511	2.603
372	2.196	407	2.293	442	2.403	477	2.496	512	2.609
373	2.195	408	2.280	443	2.409	478	2.504	513	2.620
374	2.201	409	2.286	444	2.410	479	2.507	514	2.589
375	2.197	410	2.327	445	2.411	480	2.516	515	2.587
376	2.210	411	2.330	446	2.416	481	2.506	516	2.588
377	2.188	412	2.333	447	2.425	482	2.497	517	2.600
378	2.214	413	2.335	448	2.411	483	2.514	518	2.601
379	2.201	414	2.344	449	2.502	484	2.553	519	2.640
380	2.214	415	2.355	450	2.432	485	2.608	520	2.618
381	2.218	416	2.353	451	2.422	486	2.679	521	2.614
382	2.220	417	2.346	452	2.426	487	2.654	522	2.689
383	2.216	418	2.331	453	2.426	488	2.517	523	2.609
384	2.228	419	2.325	454	2.445	489	2.538	524	2.610
385	2.229	420	2.332	455	2.444	490	2.538	525	2.702

Allungamento filo [mm]									
Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL
526	2.612	561	2.689	596	2.722	631	2.772	666	2.856
527	2.611	562	2.681	597	2.734	632	2.784	667	2.835
528	2.650	563	2.693	598	2.725	633	2.788	668	2.870
529	2.626	564	2.655	599	2.728	634	2.779	669	2.839
530	2.612	565	2.661	600	2.730	635	2.786	670	2.839
531	2.613	566	2.654	601	2.727	636	2.792	671	2.877
532	2.626	567	2.682	602	2.738	637	2.814	672	2.791
533	2.673	568	2.659	603	2.738	638	2.786	673	2.953
534	2.609	569	2.670	604	2.731	639	2.794	674	2.938
535	2.618	570	2.660	605	2.739	640	2.790	675	2.911
536	2.634	571	2.671	606	2.731	641	2.812	676	2.916
537	2.641	572	2.675	607	2.723	642	2.792	677	2.963
538	2.634	573	2.629	608	2.744	643	2.800	678	2.958
539	2.648	574	2.701	609	2.743	644	2.794	679	2.926
540	2.640	575	2.747	610	2.757	645	2.800	680	2.978
541	2.636	576	2.734	611	2.728	646	2.808	681	2.998
542	2.631	577	2.707	612	2.753	647	2.798	682	2.991
543	2.634	578	2.691	613	2.754	648	2.810	683	2.999
544	2.646	579	2.696	614	2.745	649	2.805	684	3.015
545	2.636	580	2.692	615	2.765	650	2.815	685	3.001
546	2.634	581	2.685	616	2.763	651	2.807	686	3.006
547	2.640	582	2.695	617	2.758	652	2.813	687	3.009
548	2.691	583	2.689	618	2.753	653	2.805	688	3.005
549	2.654	584	2.685	619	2.749	654	2.805	689	3.012
550	2.670	585	2.697	620	2.766	655	2.826	690	3.018
551	2.647	586	2.687	621	2.756	656	2.811	691	3.022
552	2.642	587	2.689	622	2.765	657	2.817	692	3.035
553	2.664	588	2.709	623	2.763	658	2.814	693	3.040
554	2.660	589	2.710	624	2.759	659	2.855	694	3.039
555	2.667	590	2.713	625	2.778	660	2.870	695	3.045
556	2.677	591	2.691	626	2.769	661	2.821	696	3.051
557	2.651	592	2.684	627	2.777	662	2.826	697	3.068
558	2.670	593	2.715	628	2.778	663	2.835	698	3.045
559	2.626	594	2.718	629	2.763	664	2.870	699	3.059
560	2.685	595	2.731	630	2.786	665	2.821	700	3.085

Allungamento filo [mm]									
Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL	Cicli	ΔL
701	3.073	736	3.194	771	3.291	806	3.401	841	3.738
702	3.084	737	3.200	772	3.285	807	3.404	842	3.769
703	3.096	738	3.196	773	3.288	808	3.406	843	3.801
704	3.089	739	3.211	774	3.274	809	3.415		
705	3.099	740	3.205	775	3.290	810	3.421		
706	3.101	741	3.209	776	3.295	811	3.418		
707	3.110	742	3.213	777	3.299	812	3.420		
708	3.114	743	3.208	778	3.315	813	3.433		
709	3.108	744	3.212	779	3.302	814	3.429		
710	3.117	745	3.211	780	3.312	815	3.425		
711	3.121	746	3.222	781	3.315	816	3.432		
712	3.148	747	3.228	782	3.322	817	3.440		
713	3.136	748	3.238	783	3.334	818	3.445		
714	3.146	749	3.232	784	3.318	819	3.446		
715	3.133	750	3.249	785	3.327	820	3.448		
716	3.151	751	3.247	786	3.335	821	3.449		
717	3.155	752	3.210	787	3.338	822	3.456		
718	3.156	753	3.250	788	3.339	823	3.461		
719	3.158	754	3.248	789	3.342	824	3.469		
720	3.149	755	3.254	790	3.354	825	3.473		
721	3.160	756	3.256	791	3.365	826	3.481		
722	3.164	757	3.252	792	3.358	827	3.496		
723	3.166	758	3.240	793	3.359	828	3.499		
724	3.167	759	3.253	794	3.368	829	3.506		
725	3.169	760	3.264	795	3.371	830	3.522		
726	3.165	761	3.265	796	3.369	831	3.548		
727	3.164	762	3.269	797	3.381	832	3.569		
728	3.170	763	3.268	798	3.385	833	3.592		
729	3.177	764	3.275	799	3.388	834	3.603		
730	3.174	765	3.260	800	3.375	835	3.625		
731	3.179	766	3.269	801	3.379	836	3.640		
732	3.183	767	3.258	802	3.384	837	3.689		
733	3.190	768	3.264	803	3.390	838	3.699		
734	3.188	769	3.278	804	3.386	839	3.695		
735	3.195	770	3.275	805	3.399	840	3.714		

Risultati Capitolo 5

Prototipo 1

Tabella 32 andamento della temperatura all'interfaccia del prototipo 1

Temperatura all'aumentare del tempo, prototipo 1 [°C]									
sec	Temp	sec	Temp	sec	Temp	sec	Temp	sec	Temp
0	23.06	90	65.56	180	79.09	270	84.13	360	86.64
3	23.09	93	65.68	183	78.90	273	84.13	363	86.64
6	23.65	96	66.33	186	78.72	276	84.13	366	87.08
9	24.95	99	67.13	189	79.09	279	83.92	369	87.51
12	27.65	102	68.08	192	79.27	282	83.72	372	87.73
15	28.38	105	68.78	195	79.64	285	83.72	375	87.95
18	30.15	108	69.06	198	80.01	288	83.72	378	87.95
21	32.52	111	70.07	201	80.58	291	83.92	381	87.95
24	34.64	114	70.81	204	81.15	294	84.13	384	87.73
27	36.86	117	71.41	207	81.34	297	84.33	387	87.51
30	39.96	120	71.72	210	81.15	300	84.74	390	87.95
33	41.32	123	71.72	213	81.15	303	84.95	393	87.51
36	43.37	126	71.72	216	80.96	306	85.16	396	87.73
39	45.18	129	72.02	219	81.15	309	85.16	399	87.51
42	46.73	132	72.33	222	81.34	312	85.16	402	87.73
45	48.81	135	73.12	225	81.73	315	84.74	405	87.95
48	51.08	138	73.43	228	81.93	318	84.74	408	87.73
51	51.47	141	73.60	231	82.32	321	84.74	411	87.73
54	53.66	144	75.40	234	82.71	324	84.95	414	87.95
57	54.97	147	75.91	237	83.11	327	85.16	417	88.62
60	55.60	150	76.08	240	83.11	330	85.58	420	88.62
63	56.25	153	75.91	243	83.11	333	85.79	423	88.40
66	57.29	156	75.91	246	82.91	336	86.22	426	88.17
69	58.79	159	76.08	249	82.71	339	86.64	429	87.95
72	59.94	162	76.42	252	82.71	342	86.64	432	88.40
75	60.26	165	76.94	255	82.91	345	86.43	435	87.95
78	60.48	168	77.29	258	83.11	348	86.43		
81	61.81	171	77.82	261	83.11	351	86.43		
84	64.55	174	78.36	264	83.52	354	86.43		
87	65.17	177	78.72	267	83.72	357	86.43		

Tabella 33 pressione generata dal prototipo 1

Braccio prova			Braccio rigido		
N	Tensione [V]	Pressione [mmHg]	N	Tensione [V]	Pressione [mmHg]
1	1.84	76.02	1	3.80	260.39
2	1.81	74.55	2	3.75	250.17
3	1.82	75.04	3	3.90	282.63
4	1.77	72.61	4	3.83	266.81
5	1.79	73.57	5	3.85	271.20
6	1.80	74.06	6	3.86	273.44
7	1.82	75.04	7	3.78	256.23
8	1.81	74.55	8	3.81	262.50
9	1.83	75.53	9	3.85	271.20
10	1.77	72.61	10	3.84	268.99
11	1.81	74.55	11	3.79	258.30
12	1.85	76.51	12	3.92	287.39
13	1.89	78.51	13	3.92	287.39
14	1.79	73.57	14	3.86	273.44
15	1.83	75.53	15	3.81	262.51
16	1.83	75.53	16	3.77	254.19
17	1.84	76.02	17	3.79	258.30
18	1.86	77.01	18	3.80	260.39
19	1.84	76.02	19	3.79	258.30
20	1.91	79.51	20	3.84	268.99
Media	1.83	75.32	Media	3.83	266.64

Prototipo 2

Tabella 34 andamento della temperatura all'interfaccia del prototipo 2

Temperatura all'aumentare del tempo, prototipo 2 [°C]									
sec	Temp	sec	Temp	sec	Temp	sec	Temp	sec	Temp
0	24.13	90	35.16	180	44.58	270	50.33	360	53.75
3	24.00	93	35.29	183	44.64	273	50.55	363	53.92
6	24.18	96	36.25	186	45.48	276	50.70	366	53.83
9	24.46	99	36.68	189	45.79	279	50.85	369	53.92
12	24.61	102	36.90	192	45.97	282	50.85	372	54.00
15	24.95	105	37.16	195	46.29	285	50.85	375	53.92
18	24.98	108	37.47	198	46.41	288	51.01	378	54.00
21	25.87	111	37.93	201	46.67	291	51.24	381	53.83
24	26.23	114	38.20	204	46.86	294	51.63	384	54.09
27	26.60	117	38.57	207	47.19	297	51.78	387	54.00
30	27.17	120	38.85	210	47.45	300	51.94	390	54.09
33	27.50	123	39.18	213	47.65	303	52.10	393	53.92
36	27.77	126	39.62	216	47.99	306	52.18	396	54.09
39	28.50	129	40.11	219	48.12	309	52.42	399	54.00
42	28.85	132	40.51	222	48.33	312	52.42	402	54.18
45	29.30	135	40.66	225	48.47	315	52.50	405	54.09
48	29.66	138	40.86	228	48.60	318	52.58	408	54.00
51	30.15	141	41.22	231	48.67	321	52.75	411	54.09
54	30.53	144	41.58	234	48.60	324	52.91	414	54.18
57	30.94	147	41.95	237	48.74	327	53.08	417	54.26
60	31.36	150	42.33	240	48.95	330	53.24	420	54.09
63	31.97	153	42.76	243	49.02	333	53.33	423	54.18
66	32.37	156	42.81	246	49.09	336	53.41	426	54.00
69	32.74	159	43.26	249	49.17	339	53.49	429	54.18
72	33.00	162	43.43	252	49.24	342	53.58	432	54.26
75	33.23	165	43.65	255	49.45	345	53.66	435	54.09
78	33.61	168	43.88	258	49.60	348	53.75		
81	33.88	171	44.05	261	49.81	351	53.83		
84	34.32	174	44.40	264	49.96	354	53.75		
87	34.68	177	44.46	267	50.18	357	53.83		

Tabella 35 pressione generata dal prototipo 2

Braccio prova		
N	Tensione [V]	Pressione [mmHg]
1	2.30	100.32
2	2.43	107.89
3	2.35	103.19
4	2.32	101.46
5	2.18	93.66
6	2.01	84.63
7	2.02	85.15
8	2.02	85.15
9	2.13	90.96
10	2.08	88.29
11	2.19	94.20
12	2.22	95.85
13	2.21	95.30
14	2.24	96.56
15	2.06	87.24
16	2.05	86.71
17	2.16	92.57
18	2.05	86.71
19	2.00	84.11
20	2.04	86.19
Media	2.15	92.31

Bibliografia

- [1] Leduc A. *Il drenaggio linfatico*. Ed. Masson, 1982.
- [2] Cariello M.G. Internet web site. *Linfodrenaggio (manuale o meccanico): benefici, controindicazioni e costi*. www.benessere360.com, 2014.
- [3] Leduc O, Leduc A. *Rehabilitation protocol in upper limb lymphedema*. Ann Ital Chir. 2002 Sep-Oct;73(5):479-84.
- [4] Hamner J.B., Fleming M.D. (2007) *Lymphedema therapy reduces the volume of edema and pain in patients with breast cancer*. *Ann. Surg. Oncol.*,14 (6), 1904-1908.
- [5] Aloisi D. *La presso terapia pneumatica nel trattamento dell'infedema dell'arto superiore: stato dell'arte*. Ed. M.C. Editing Srl, Roma 2005.
- [6] Kucharavy D., De Guio R. *Problems of forecast. En Proceeding of conference. ETRIA TRIZ Future 2005*. 2005. p. 219-235.
- [7] Altshuller G.S. *Creativity as an Exact Science*. Gordon and Breach, New York, 1988.
- [8] Altshuller G.S. *And Suddenly the Inventor Appeared*. Technical Innovation Center, Worcester, Massachusetts, 1996.
- [9] Fey V. *Fundamentals of the Theory of Inventive Problem Solving*. Course Materials, Wayne State University, Detroit, 1998.
- [10] Fey V., Rivin E. *The Science of Innovation: A Managerial Overview of the TRIZ Methodology*. The TRIZ Group, 1997.
- [11] Fey V., Rivin E. Hatamura Y. *Introduction to TRIZ*. Nikkan Kogyo Shimbun, Tokyo, Japan, 1997.
- [12] Fey V., Rivin E. "TRIZ: A New Approach to Innovative Engineering and Problem Solving". *Target*, Vol. 12, Number 4, pp. 7-13.

- [13] Porter A.T., Mason T., Rossini F., Banks J. *Forecasting and Management of Technology*. John Wiley & Sons, 1991.
- [14] Gaetano Cascini. *Slide di Metodi e Strumenti per l'Innovazione Sistemica*. Politecnico di Milano, 2014.
- [15] Questel. Internet web site. *Orbit*, www.orbit.com, 2014.
- [16] European Patent Office. Internet web site. *Espacenet*, worldwide. espacenet.com, 2014.
- [17] Schrieber R., Gareis H. *Gelatine handbook: theory and industrial practice*. Wiley, 2007.
- [18] Mori E. Internet web site. *La gelatina balistica*. www.earmi.it, 2003.
- [19] Butera F. *Shape memory actuators for automotive applications*. Shape memory alloys, advances in modeling and applications, 2001.