POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Sistemi di misura applicati al corpo umano per applicazione in ambito riabilitativo

Studente

Luca Fenotti

Relatore

Prof. Giorgio De Pasquale

A.A. 2019-2020

INDICE

Indice delle figure 5

INTRODUZIONE 8

CAPITOLO I 12

CENNI DI ANATOMIA 12

Generalità 12

Cute 12

Innervazione dell'apparato tegumentario 13

BIOMECCANICA DELLA MANO 14

Introduzione 14

Movimenti elementari, gradi di libertà e giunti 15

SCARA 17

Analisi segmentale e dimensioni antropometriche 19

FISIOLOGIA GENERALE DELLA SENSIBILITA'. 22

Classificazione dei sistemi sensoriali 22

Classificazione dei recettori sensoriali 23

Recettori tattili 23

Processo di trasduzione 26

Intensità 26

Durata 27

Soglia sensoriale 28

Tempi di reazione 28

Psicofisica 30

Legge di Weber 30

Legge di Fechner 30

Legge di Stevens 31

Caratteristiche vibrazionali della mano 31

CAPITOLO II 33

STATO DELL'ARTE 33

Introduzione 33

In passato *35*
Digital Data Entry Glove 36
Power Glove 36
VPL Data Glove 37
CyberGlove 38
P5 - CyberGlove 38
Image-Based Data Glove (IBDG, Vitor Pamplona) 39

Oggi *40*
CyberGlove III 40
CyberGlove II 41
5DT DataGlove Ultra 42
HumanGlove 42
GoldFinger 43
Forte Wireless Data Glove 44

MATERIALI 45

Spandex *45*
Caratteristiche tecniche 46

Nylon *47*

Politetrafluoroetilene (PTFE) *48*
Caratteristiche tecniche 48

Gore-Tex *49*

Neoprene *50*

Poliuretano (PU) – Alcantara *51*

Poliammide rivestito da Argento – Shieldex (Statex) *52*

Fibra Spectra® *53*

CAPITOLO III 55

IL PROGETTO 55

CAPITOLO IV 64

IL CASE 64

Introduzione *64*

Primo componente: Case – Guanto *67*

Secondo componente: Case – Inferiore *71*

Terzo componente: Case – Superiore *75*

Assieme *78*

Case USB *80*

Stampante 3D e processo di produzione FDM *88*

I limiti della tecnologia 90

CAPITOLO V 91

INTERFACCIA GRAFICA SERIALPLOT 91

Introduzione e configurazione 91

Connessione Bluetooth e Training 92

Training Forza e Flessione 94

Memorizzazione dei dati 94

Spegnimento e ricarica della scheda 96

Funzionamento LED blu 97

CAPITOLO VI 98

TEST SPERIMENTALI E RISULTATI OTTENUTI 98

Introduzione 98

Prime prove sperimentali del guanto 100

CAPITOLO VII 102

CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI 102

RINGRAZIAMENTI 104

Bibliografia 105

Anatomia, Biomeccanica e Fisiologia 105
Guanti sensorizzati e stato dell'arte 105
Materiali 107
Stampante 3D (FDM) 108

Indice delle figure

Figura 1. Effetto di trasferimento dell'apprendimento motorio. 9
Figura 2. Cute. 13
Figura 3. Struttura di un'articolazione. 15
Figura 4. Giunto cardanico: articolazione a sella. 16
Figura 5. Giunto cardanico: condilo-artrosi. 17
Figura 6. Struttura robot SCARA a 4 gdl. 18
Figura 7. Schema cinematico SCARA a 4 gdl ed equivalenza con arto superiore. 18
Figura 8. Modelli di corpi segmentali di Chandler (a) e Zatsiorsky (b). 19
Figura 9. Stima calcolo peso del segmento mano. 19
Figura 10. Momenti d'inerzia rispetto ai vari assi. 20
Figura 11. Parametri segmentali del campione 1 (23 anni). 20
Figura 12. Parametri segmentali del campione 2 (26 anni). 21
Figura 13. Risultati segmentali del modello di Zatsiorsky. 21
Figura 14. Risposta dei recettori a rapido (RAI), rapidissimo (RAII) e lento (SAI e SAII) adattamento. 25
Figura 15. Distribuzione dei diversi tipi di recettori sulla mano. 25
Figura 16. Intensità dello stimolo mediante la frequenza di scarica dei potenziali di azione. 27
Figura 17. Fenomeno di adattamento. 27
Figura 18. Sensibilità delle varie regioni cutanee all'applicazione di stimoli meccanici. 28
Figura 19. Andamento della legge di Hick. 29
Figura 20. Rappresentazione grafica di un guanto che posiziona sensori sulle articolazioni delle dita. 34
Figura 21. The Sayre Glove. 36
Figura 22. Power Glove. 37
Figura 23. VPL Data Glove. 37
Figura 24. CyberGlove. 38
Figura 25. P5 - CyberGlove. 39
Figura 26. Image-Based Data Glove (IBDG). 40
Figura 27. CyberGlove III. 41
Figura 28. CyberGlove II. 41
Figura 29. 5DT Data Glove Ultra. 42
Figura 30. HumanGlove. 43
Figura 31. GoldFinger. 43
Figura 32. Forte Wireless Data Glove. 44
Figura 33. Bobine di Elastam Spandex. 47
Figura 34. Nylon. 48
Figura 35. Politetrafluoroetilene (PTFE). 49
Figura 36. Gore-Tex. 50
Figura 37. Neoprene. 51
Figura 38. Poliuretano (PU) – Alcantara. 52
Figura 39. Poliammide rivestito da Argento. 53
Figura 40. Fibra Spectra. 54
Figura 41. Sensore di bending. 57
Figura 42. Sensore di forza. 57
Figura 43. Schema di progetto del cavo a 4 poli con i sensori. 58
Figura 44. Struttura staffette case. 59

Figura 45. Sezione del dito del guanto con sensori. *60*
Figura 46. Assemblaggio del case al guanto. *61*
Figura 47. Rappresentazione del guanto (vista laterale). *62*
Figura 48. Rappresentazione del guanto (vista frontale). *62*
Figura 49. Scheda elettronica miniaturizzata. *64*
Figura 50. Schema qualitativo del dispositivo. *66*
Figura 51. Assieme completo del case. *67*
Figura 52. Fronte Case-Guanto (prima versione). *67*
Figura 53. Fronte Case-Guanto a contatto con il tessuto del guanto (seconda versione). *69*
Figura 54. Retro Case-Guanto a contatto con il tessuto del guanto (seconda versione). *69*
Figura 55. Case-Guanto (ultima versione). *70*
Figura 56. Fronte Case-Inferiore (prima versione). *71*
Figura 57. Retro Case-Inferiore (prima versione). *72*
Figura 58. Fronte Case-Inferiore (seconda versione). *73*
Figura 59. Retro Case-Inferiore (seconda versione). *74*
Figura 60. Case-Inferiore quotato (ultima versione). *75*
Figura 61. Fronte Case-Superiore (prima versione). *76*
Figura 62. Retro del Case-Superiore (prima versione). *77*
Figura 63. Case-Superiore quotato (ultima versione). *78*
Figura 64. Assieme definitivo ricostruito. *79*
Figura 65. Assieme definitivo scomposto. *79*
Figura 66. Base inferiore penna USB (prima versione). *80*
Figura 67. Coperchio superiore penna USB (prima versione). *81*
Figura 68. Base inferiore penna USB (seconda versione). *82*
Figura 69. Coperchio superiore penna USB (seconda versione). *82*
Figura 70. Assieme case USB ricostruito. *83*
Figura 71. Assieme case USB scomposto. *83*
Figura 72. Involucro case con scheda elettronica. *84*
Figura 73. Retro della scheda e case. *85*
Figura 74. Posizione viti case. *85*
Figura 75. Scheda intermedia per contatto con i sensori. *86*
Figura 76. Prototipo completo di tutti i componenti. *86*
Figura 77. Prototipo guanto ultimato. *87*
Figura 78. Case penna USB. *87*
Figura 79. Case penna USB (vista frontale). *88*
Figura 80. Bobina di filamento per stampanti 3D. *89*
Figura 81. Cinematica della tecnologia additiva FDM *89*
Figura 82. Interfaccia iniziale del software SerialPlot. *92*
Figura 83. Interfaccia SerialPlot. *93*
Figura 84. Suddivisione dei canali. *94*
Figura 85. Memorizzazione Real Time *95*
Figura 86. Memorizzazione dati successiva. *96*
Figura 87. Prova di training di flessione dell'indice. *100*
Figura 88. Prova di training di forza dell'indice. *101*

INTRODUZIONE

In questa prima parte introduttiva vorrei richiamare la vostra attenzione parlando di cosa mi ha spinto a scegliere tale argomento e conseguentemente nel lavorare in questo progetto.

Non appena conclusa la sessione autunnale di esami del 2019, mi sono subito messo in contatto con alcuni professori, riguardo alla scelta di una tesi da svolgere. In quei mesi avevo anche immaginato di interessarmi per una tesi all'estero, per poter migliorare la lingua inglese e fare un'esperienza formativa al di fuori della mia università.

A ottobre ho incontrato il Professore Giorgio De Pasquale, a me già noto per aver seguito un paio di suoi corsi negli anni precedenti. La sua proposta trattava di un progetto già avviato da qualche anno in collaborazione con l'università giapponese della Tohoku University (Sendai). La ricerca era proiettata nello studio dell'effetto di trasferimento dell'apprendimento motorio. In parole più semplici, quando apprendiamo un compito motorio con la nostra mano (ad esempio esercitandoci con una sequenza toccando il dito con la mano destra) il programma motore generato viene automaticamente trasferito all'altra mano; ovvero quando la mano sinistra ripete il comando del motore, le prestazioni risulteranno più precise e veloci.

Questo risultato si chiama esattamente "*effetto di trasferimento dell'apprendimento motorio*". Ma cosa succede se una persona non è in grado di muovere parte del proprio corpo a causa di un disturbo neurologico? Questa ricerca sensazionale ha la finalità di mettere alla prova che è possibile "ingannare" il cervello e far credere alla persona che in realtà essa si stia muovendo, al fine di migliorare le capacità di apprendimento motorio. Questa ipotesi può essere provata grazie anche all'utilizzo della *Realtà Virtuale Immersiva* (*IVR*): quindi si vuole verificare se un'attività motoria eseguita dal nostro corpo virtuale può essere trasferita al nostro corpo reale.

Il corpo umano è una macchina operativa molto efficiente: in situazioni normali acquisiamo azioni motorie osservando qualcun altro eseguirle o, ancora meglio, eseguendole. Infatti, noi siamo in grado di imparare dal nostro stesso corpo: quando eseguiamo un gesto motorio con un arto, il programma motorio generato viene automaticamente trasferito all'altro arto, grazie alla connessione funzionale e anatomica tra gli emisferi. Questo meccanismo naturale comprende la capacità di applicare le abilità ottenute con un arto a quello opposto, raggiungendo un livello più elevato di prestazioni e riducendone gli errori.

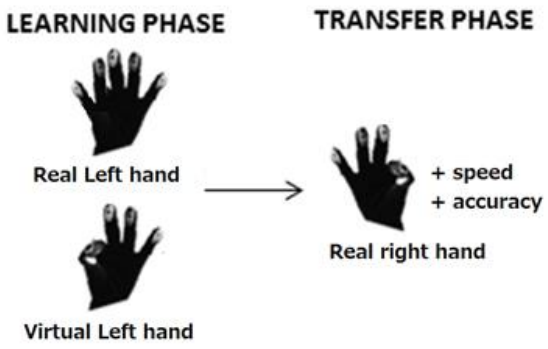

Figura 1. Effetto di trasferimento dell'apprendimento motorio.

Per ovvi motivi questo studio si prefigge l'analisi dell'arto della mano, poiché è quello più comunemente preso in considerazione, anche nei casi di pazienti paraplegici. Grazie all'uso di tecnologie recenti di realtà virtuale, siamo in grado di manipolare il cervello di un paziente paraplegico e fargli pensare che il proprio corpo si stia muovendo. È possibile indurre un'illusione di tutto il corpo, creando una sensazione di appartenere ad un "avatar" virtuale, inesistente nel mondo reale. Numerosi studi precedenti in questo campo hanno già dimostrato che manipolando le caratteristiche di un personaggio virtuale, è possibile di conseguenza manipolare le caratteristiche di una persona reale: in particolare al fine di questo progetto è stato dimostrato che se il corpo virtuale cammina mentre il soggetto è completamente immobile, quest'ultimo reagisce come se stesse effettivamente camminando, cioè aumentando la frequenza cardiaca.

Lo scopo generale di questo progetto è testare una procedura sperimentale, sfruttando le potenzialità offerte dalla Realtà Virtuale Immersiva, al fine di migliorare le capacità di apprendimento motorio, in particolare per gli arti superiori, in soggetti sani e ripristinarle in pazienti neurologici.
L'ipotesi di fondo è che l'apprendimento dei training motori dal nostro stesso corpo virtuale è molto più efficace e veloce rispetto all'apprendimento in altri modi, come ad esempio osservando eseguire il compito da un'altra persona; per questo motivo si prevede di trovare un comportamento simile anche nei pazienti neurologici con disturbi motori.

L'obiettivo principale di questo progetto sarà raggiunto attraverso vari step specifici:

- Lo sviluppo di un guanto indossabile ingegnerizzato, munito di sensori per registrare diversi parametri cinetici e statici delle prestazioni motorie dei soggetti, necessari per testare l'ipotesi sperimentale.
- Lo sviluppo di un training di trasferimento dell'apprendimento motorio IVR per i soggetti sani.
- Lo sviluppo di un training di trasferimento dell'apprendimento motorio IVR per pazienti neurologici.

Sfortunatamente, a causa della diffusione del virus Covid 19, abbiamo dovuto ridimensionare il progetto iniziale, riformulare il piano degli impegni e riprogrammare il calendario cronologico delle attività. Per ovvi motivi, il mio soggiorno presso la Tohoku University in Giappone è stato annullato e per tale ragione si è svolta gran parte dell'attività giapponese in sede a Torino. Il progetto di tesi è stato compiuto interamente nella città piemontese, nella speranza di concludere il lavoro come era pensato in principio all'estero, potendo partire nel nuovo anno e portare con sé il progetto finito.

Il mio lavoro di tesi è iniziato a marzo, con una lunga ricerca bibliografica per approfondire le ultime tecnologie di oggi presenti sul mercato. Nei mesi in cui non era possibile accedere ai laboratori dell'università, ho cercato di mettere a punto un'introduzione anatomica e fisiologica del campo di interesse. Ho studiato quali fossero i materiali più opportuni per realizzare questi tipi di dispositivi, quali erano i migliori dal punto di vista meccanico e funzionale. In altre parole, in quei mesi ho cercato di produrre la parte più teorica dell'elaborato della tesi. A giugno, non appena era possibile tornare nei laboratori, ho potuto iniziare a lavorare sulla parte più pratica del progetto.

Come annoterò nel seguito della tesi, durante tutti questi mesi, abbiamo apportato modifiche al progetto e al dispositivo, in seguito a prove applicative non andate a buon fine. Per concludere il lavoro si è svolta un'attività di testing sperimentale, per verificare la corretta funzionalità dell'intero dispositivo.

Ho scelto di dividere la tesi in diversi capitoli, per ordinare le fasi in maniera cronologica e mostrarvi come, il professore De Pasquale ed io, siamo arrivati alla conclusione di questo progetto attraverso tutti i vari passi.

Nel *primo capitolo* ho voluto fare una introduzione di tipo anatomico e fisiologico (con un approccio ingegneristico) dell'apparato tegumentario e sulla sensibilità, sottolineando l'importanza della cute e il compito dei recettori sensoriali, passando attraverso ad una descrizione della biomeccanica della mano.

Nel *secondo capitolo* sarà presente un breve excursus storico dei precedenti guanti sensorizzati, con le loro caratteristiche tecniche, i pro e i contro dei vari modelli; infine analizzerò quelli che sono i materiali esistenti in commercio migliori per la realizzazione di un guanto cablato.

Nel *terzo capitolo* sarà descritto come verrà affrontato il progetto scelto, le decisioni che si sono prese, le soluzioni adottate e le ipotesi di realizzazione.

Nel *quarto capitolo* descriverò passo passo il progetto vero e proprio con la creazione del case, attraverso l'utilizzo del software SolidWorks, il montaggio della scheda elettronica all'interno di esso e infine l'assemblaggio del case al guanto.

Nel *quinto capitolo* verrà spiegato brevemente il software SerialPlot, utilizzato per la registrazione dei dati acquisiti dai sensori; inoltre verrà descritto il funzionamento dei comandi della scheda elettronica.

Nel *sesto capitolo* riporterò i risultati ottenuti dai test funzionali sperimentali: verrà fatto un check dell'intero dispositivo, verranno fatte le opportune verifiche e si riporteranno esempi di funzionamento.

E infine, nel *settimo ed ultimo capitolo*, riporterò le conclusioni sperimentate e i possibili sviluppi futuri.

CAPITOLO I

CENNI DI ANATOMIA

Generalità

La *cute*, facente parte dell'*apparato tegumentario*, è un organo fondamentale che ricopre tutta la superficie del nostro organismo. È organizzata in due strati sovrapposti: l'*epidermide*, posta più superficialmente di natura epiteliale, e il *derma*, posto più profondamente e costituito da tessuto connettivo fibrillare denso. Al di sotto di questi strati, è presente l'*ipoderma*, formato da tessuto connettivo fibrillare lasso, con abbondanza di tessuto adiposo.
I compiti svolti dall'apparato tegumentario sono numerosi. Il più evidente è la *protezione* degli organi interni dai fenomeni meccanici, fisici e chimici dell'ambiente esterno. Inoltre, esso concorre all'*eliminazione* di *sostanze* in eccesso o tossiche attraverso le sue ghiandole. Rappresenta una *barriera* per l'ingresso di sostanze nocive, ma presenta anche una certa capacità di *assorbimento* che permette il passaggio di farmaci. L'apparato partecipa alla regolazione della temperatura corporea, mediante la produzione e l'evaporazione di sudore.

La cute è inoltre sede di numerose *terminazioni nervose* della sensibilità somatica, costituendo così il più esteso organo del corpo umano.

Cute

La cute, o pelle, è una struttura epitelio-connettivale a forma di lamina o di membrana che riveste l'intera superficie esterna del corpo. Il suo spessore può variare a seconda della regione: può variare da 0,5 mm (membrana timpanica e quella delle palpebre) a 3-4 mm (nuca, palmo delle mani e nella pianta dei piedi). Di norma è più sottile sulle superfici flessorie che estensorie ed è dotata di una buona elasticità.

La cute, pur aderendo ai piani profondi per mezzo dell'ipoderma, presenta una certa mobilità su di essi e ciò facilita i movimenti articolari.

La cute non è liscia, ma presenta delle irregolarità più o meno accentuate, che appaiono come depressioni puntiformi, solchi, rilievi e pieghe. Le rosette, ad esempio, sono piccole protuberanze di forma variabile, che possiedono numerose terminazioni nervose, come i corpuscoli di Pacini e sono formate da cute più spessa.

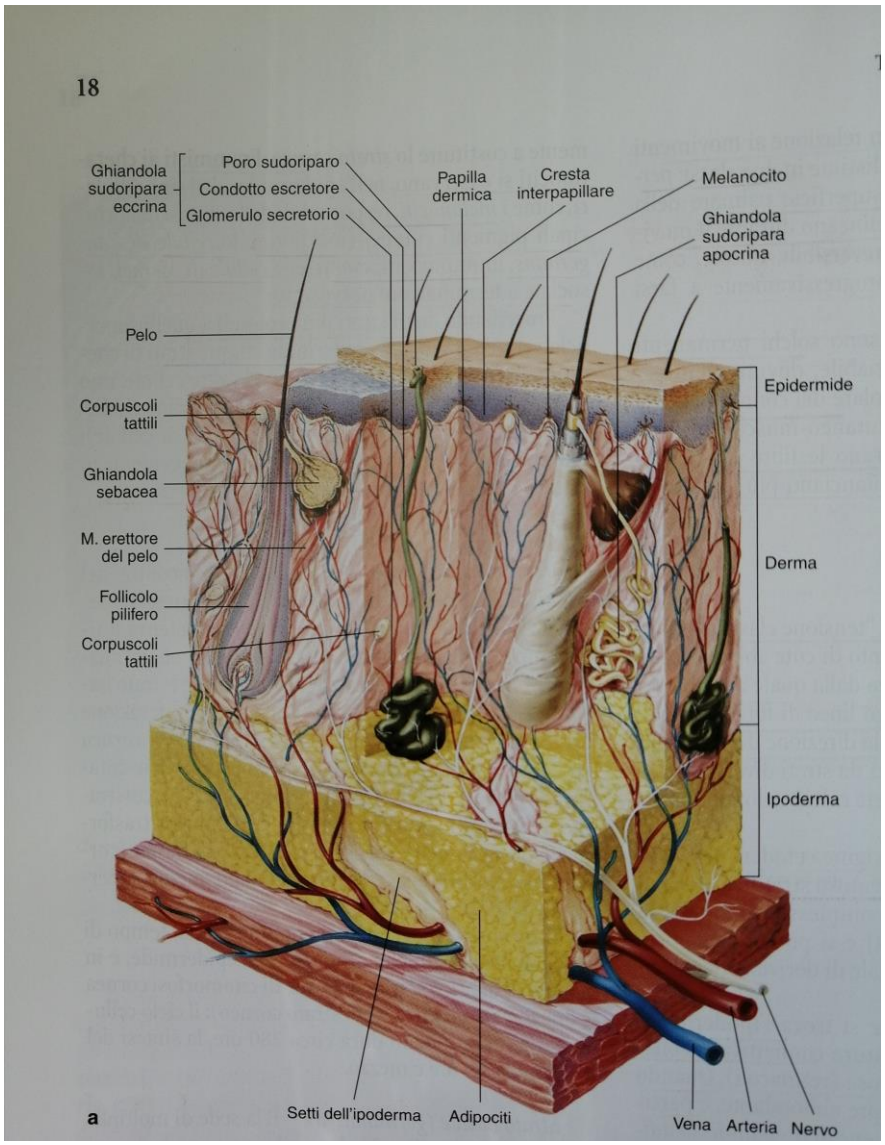

Figura 2. Cute.

Innervazione dell'apparato tegumentario

I nervi si distribuiscono nel derma e arrivano fino alle papille penetrando in parte nell'epidermide come terminazioni libere. Tra le fibre nervose della cute, un contingente cospicuo è dato dalle fibre somatosensitive per la ricezione di stimoli tattili, termici e dolorifici. In passato si è attribuita una specificità sensoriale a ogni tipo di terminazione nervosa corpuscolata. Si ritiene attualmente che ogni recettore sia potenzialmente capace di evocare qualunque tipo di sensazione, semplicemente in rapporto alla natura, all'intensità e alla durata dello stimolo che riceve e soprattutto alla sua soglia di sensibilità.

BIOMECCANICA DELLA MANO

Introduzione

Ritengo opportuno che una tesi di questo calibro debba, per forza di cose, contenere al suo interno una parte inerente alla biomeccanica della mano.

La meccanica è quella branca della fisica che studia l'effetto delle forze a corpi (sistemi) solidi, fluidi o viscoelastici. Gli effetti riguardano la resistenza strutturale dei corpi o il funzionamento dei sistemi; i sistemi possono essere tecnologici (meccanica delle macchine) o biologici (*biomeccanica*).

I vari segmenti corporei sono costituiti da parti rigide (le ossa) che, a seconda delle proporzioni, si distinguono in ossa brevi, piatte o lunghe. Le ossa sono collegate tra di loro mediante le *articolazioni*. Il movimento relativo tra i segmenti ossei adiacenti dipende dalla forma delle superfici articolari e dai mezzi di connessione.

Le articolazioni si possono dividere in tre classi:

- Sinartrosi: presentano superfici articolari immobili; unite tra di loro da tessuto osseo, tessuto cartilagineo e tessuto connettivo; non presentano una meccanica articolare. Es: ossa del cranio.
- Anfiartrosi: articolazioni semi mobili; sono generalmente caratterizzate da superfici articolari quasi pianeggianti, con l'interposizione di un disco cartilagineo (es. vertebre); consentono quindi piccoli movimenti.
- Diartrosi: permettono movimenti più ampi; sono completamente avvolte da un manicotto di tessuto connettivo (capsula); i capi ossei presentano superfici articolari di forme diverse, che determinano il tipo di moto relativo.

Prendendo in considerazione l'articolazione della mano, possiamo collocarla nella posizione più distale delle articolazioni degli arti superiori. La mano è collegata all'avambraccio tramite l'articolazione del polso, che racchiude al suo interno le articolazioni radio-ulnare distale e radio-carpica prossimale.

Le articolazioni del corpo umano, come l'articolazione della mano, sono definite da una struttura molto precisa, che comprende:

- Capsula articolare: strato di tessuto connettivo denso che ricopre completamente l'articolazione.
- Legamenti: cordoni che uniscono un capo osseo all'altro, molto resistenti; possono situarsi all'interno o all'esterno della capsula articolare.
- Tendini: fibre dei muscoli che si inseriscono sull'osso.

- Cartilagini articolari: rivestono le superfici articolari; in alcune articolazioni, come ad esempio il ginocchio, si frappone anche un disco cartilagineo; sono composte di materiale soffice, compressibile, estensibile e deformabile; esse tendono a riacquistare lo spessore di riposo.
- Membrana sinoviale: secerne un liquido viscoso (liquido sinoviale) che funge da lubrificante.

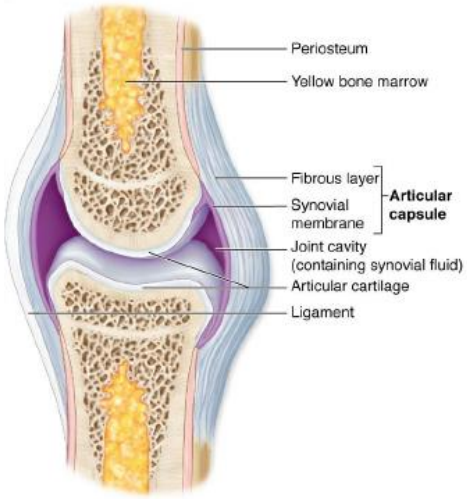

Figura 3. Struttura di un'articolazione.

Movimenti elementari, gradi di libertà e giunti

I principali movimenti delle articolazioni consistono in rotazioni attorno ad assi presi come riferimento. Questi ultimi possono essere rappresentati dai movimenti di un segmento rigido a contatto con una superficie di appoggio: il punto di contatto è il centro ideale dell'articolazione.

I movimenti che l'articolazione della mano può compiere sono diversi: la flessone, l'estensione e la iperestensione, l'abduzione e l'adduzione. Inoltre, la combinazione di flesso-estensione con abduzione e adduzione produce il movimento di circonduzione.

I movimenti del *polso* avvengono simultaneamente nell'articolazione radiocarpica e mediocarpica. La flessione è molto più ampia nella seconda rispetto alla prima, viceversa succede nell'estensione. Anche l'adduzione ulnare e l'abduzione radiale avvengono in entrambe queste due articolazioni; nella circonduzione, poiché il movimento di flesso-estensione è molto più ampio del movimento di abduzione-adduzione, la mano descrive un cono a base ellittica.

Nella *mano*, invece, troviamo le articolazioni metacarpo-falangee, che consentono movimenti di flesso-estensione, di adduzione e abduzione, di circonduzione e di rotazione passiva. Le *articolazioni interfalangee* consentono movimenti di flessione ed estensione. La giuntura carpo-metacarpale del pollice permette il combinarsi dell'adduzione con la flessione nel movimento di opposizione per il quale il polpastrello del pollice può venire a contatto con la faccia anteriore delle altre 4 dita.

L'articolazione della mano fa parte delle diartrosi, le articolazioni caratterizzate dal più ampio movimento possibile. Le diartrosi si possono suddividere a loro volta in: trocleo-artrosi, trocoide, articolazione a sella, condilo-artrosi ed enartrosi. Di seguito prenderò in considerazione solo l'articolazione di nostro interesse e quindi il tipo di giunto e di movimento ad essa connessi.

Nella mano è presente un'*articolazione a sella*, nella quale ognuna delle due superfici a contatto ha una curvatura concava e una convessa. Questo tipo di articolazione consente movimenti di flessione, estensione, abduzione e adduzione. Il movimento relativo è un movimento angolare, caratterizzato da 2 gradi di libertà. Nel movimento angolare il punto di contatto non varia posizione, ma il segmento ruota attorno ad un asse passante per il punto di contatto. L'esempio che fa al caso nostro è proprio il carpo-metacarpo del pollice, come si può osservare nella figura sottostante. Nella biomeccanica è uso comune per ogni articolazione fare riferimento all'equivalente giunto meccanico: in questo caso l'articolazione a sella può essere pensata come un giunto cardanico.

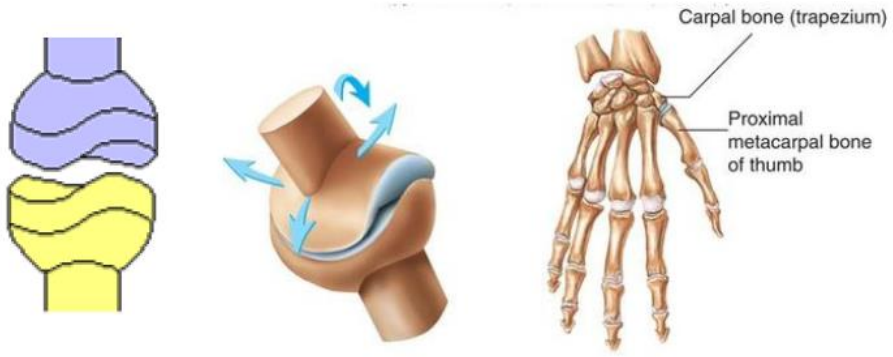

Figura 4. Giunto cardanico: articolazione a sella.

Nella mano, inoltre, è presente anche una *condilo-artrosi*, dove è presente una sporgenza allargata (ovoidale) inserita in una superficie concava, anch'essa ovoidale. La condilo-artrosi consente movimenti di flessione, estensione, abduzione e adduzione; il movimento relativo è un movimento angolare a 2 gradi di libertà. Anche in questo caso l'equivalente meccanico si tratta di un giunto cardanico e l'esempio di un'articolazione è il radio-carpo.

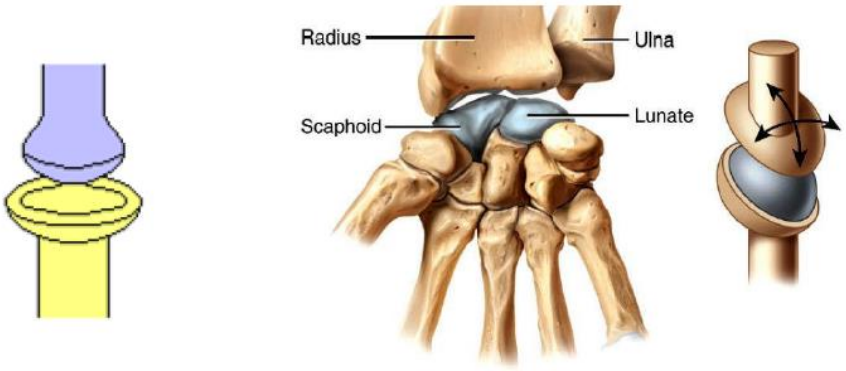

Figura 5. Giunto cardanico: condilo-artrosi.

SCARA

L'arto superiore può essere pensato come un meccanismo facente parte di un sistema multibody: a questo scopo si può fare un richiamo al braccio robotico *SCARA* (*Selective Compliance Assembly Robotic Arm*). Esso è costituito da un certo numero di corpi interconnessi che presentano dei gradi di libertà relativi. Un sistema multibody può essere organizzato in una struttura definita *catena cinematica*, che può appartenere a due diverse categorie: *seriale* (braccio, avambraccio e mano) o *parallela*. I robot sono sistemi multibody, così come possiamo pensare ad un corpo umano, che è costituito da tanti elementi collegati tra di loro dalle articolazioni; queste ultime sono assimilate ai giunti meccanici di un robot. Per questo motivo, per studiare il movimento del corpo umano e come questo è controllato tramite i muscoli, si può fare riferimento agli algoritmi matematici sviluppati per la robotica.
Un robot SCARA è caratterizzato da una struttura seriale, in cui gli elementi (link) sono disposti in successione a formare una catena aperta (da qui l'analogia all'arto superiore). Il collegamento tra i vari elementi consente un solo grado di libertà relativo (di rotazione o di traslazione); il primo elemento costituisce la *base* della struttura, l'ultimo è il dispositivo di estremità (mano) che svolge le operazioni richieste (*end effector*).
Nelle immagini seguenti è rappresentato un esempio di robot SCARA con l'equivalente braccio umano.

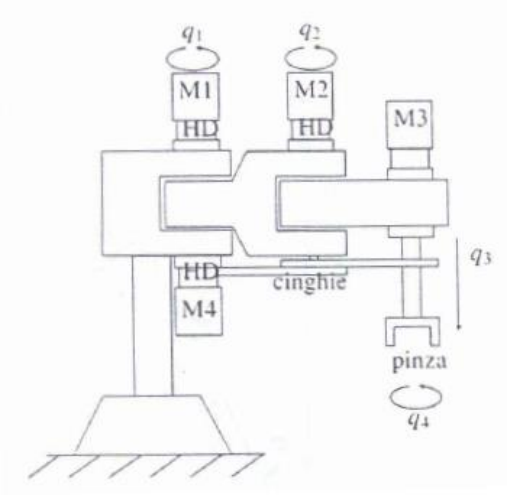

Figura 6. Struttura robot SCARA a 4 gdl.

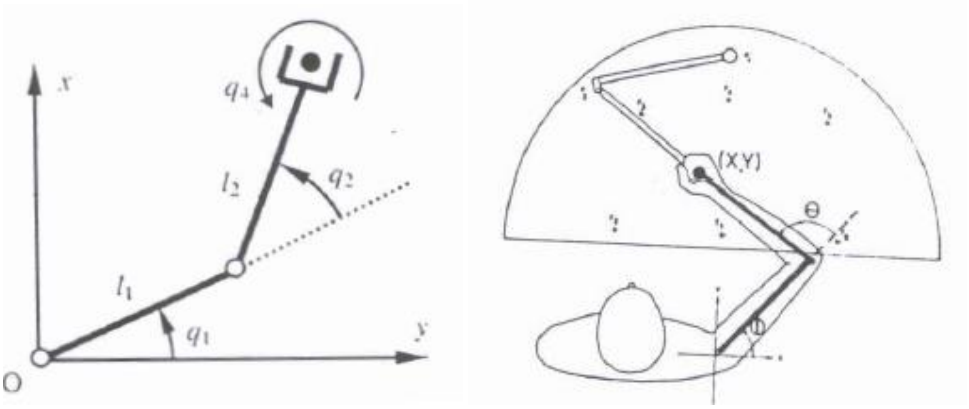

Figura 7. Schema cinematico SCARA a 4 gdl ed equivalenza con arto superiore.

In figura 6 è presente una raffigurazione della struttura di un braccio SCARA. Aderente al piano orizzontale è fissata una colonna verticale (primo elemento); il secondo link è collegato al primo tramite un giunto rotoidale ad asse verticale (q_1) ; il terzo segmento è collegato al secondo anch'esso tramite un giunto rotoidale ad asse verticale (q_2); il terzo grado di libertà (q_3) è dato dal movimento di un'asta che scorre verticalmente ed infine il quarto grado di libertà (q_4) che comanda il movimento rotatorio di una pinza (mano) che quindi può ruotare intorno all'asse della guida verticale.
Se si considerano solo i primi due gradi di libertà (q_1, q_2) si può stabilire una analogia cinematica con un arto superiore umano, vincolato a muoversi in un piano orizzontale (figura 7).

Analisi segmentale e dimensioni antropometriche

Quando in un problema si considera un diagramma di corpo libero, è necessario fare riferimento ad un sottosistema: si introduce così l'analisi segmentale, che ha lo scopo di dividere il corpo umano in diversi segmenti rigidi sui quali si può misurare la posizione del centro di massa (punto in cui l'intera massa dell'oggetto viene concentrata) e la massa dei singoli segmenti. Per determinare la posizione del centro di massa dell'intero corpo durante il movimento, i biomeccanici usano la procedura conosciuta come analisi segmentale. Esistono diversi modelli per l'analisi segmentale: uno dei primi è stato quello di Chandler (1975, 14 segmenti, perfetta simmetria tra lato destro e lato sinistro) (figura 8.a) e successivamente giunse anche il modello di Zatsiorsky (1983, 16 segmenti) (figura 8.b).

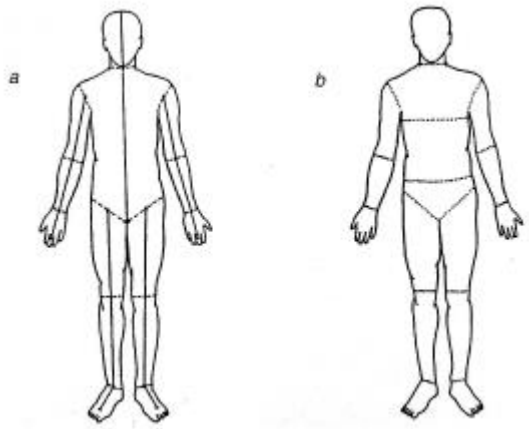

Figura 8. Modelli di corpi segmentali di Chandler (a) e Zatsiorsky (b).

In letteratura sono presenti diversi modelli e tabelle con valori approssimati di peso e posizione del centro di massa di ciascun segmento corporeo. È di fondamentale importanza conoscere la distribuzione della massa di un segmento, che può essere quantificata attraverso il momento d'inerzia.

In figura 9 è rappresentata una tabella dove viene riportata la posizione del centro di massa per la stima del peso del singolo segmento a partire dal peso dell'intero corpo (P).

Segmento	Peso (N)	Posizione CM (%)	Estremità prossimale
Mano	0.005·P + 0.75	51.5	Articolazione polso

Figura 9. Stima calcolo peso del segmento mano.

Esistono delle tabelle in letteratura anche per i momenti d'inerzia del corpo e dei singoli segmenti in diverse posizioni di interesse. Il momento d'inerzia dipende da come il corpo è disposto nello spazio. Ci sono tre diversi tipi di momenti d'inerzia che ruotano attorno a tre diversi assi: asse medio-laterale, longitudinale e antero-posteriore. Il momento d'inerzia si riduce quando la massa si posiziona maggiormente nelle vicinanze dell'asse di rotazione.

Studi su cadaveri hanno prodotto i seguenti momenti di inerzia [kg·m²] rispetto ai tre diversi assi:

Segmento	Medio-laterale	Longitudinale	Antero-posteriore
Mano	0.0008	0.0002	0.0006

Figura 10. Momenti d'inerzia rispetto ai vari assi.

Per integrare i dati segmentali derivati dai cadaveri, alcuni ricercatori hanno utilizzato procedure di modelli matematici; con questo approccio, il corpo umano è rappresentato come un set di componenti geometrici, quali sfere, cilindri e coni. Il primo ideatore di questa soluzione fu Hanavan, che nel 1980 usufruì di un nuovo modello costituito da segmenti che assomigliassero di più alle reali geometrie del corpo umano, che approssimassero in maniera più fedele le strutture anatomiche. Il principale vantaggio è che erano necessarie poche semplici misure antropometriche per personalizzare il modello, ma dall'altro lato i segmenti erano assunti come rigidi, i confini tra due segmenti assunti come distinti e i segmenti aventi densità uniforme. Questo ovviamente costituiva un limite.
Nel 1980 Hatze sviluppò un modello di corpo umano che consisteva di 17 segmenti in cui si complica la geometria. Si trattava di segmenti che si avvicinavano molto alle geometrie reali; c'era la necessità di 242 misure antropometriche sul soggetto. Non era stata fatta nessuna assunzione sulla simmetria: i due lati del corpo venivano trattati come indipendenti. Inoltre permise di introdurre differenze a livello di misure antropometriche maschili e femminili, considerando anatomie diverse nell'età evolutiva.
Di seguito viene riportato un esempio di parametri segmentali per due campioni maschi di età differenti, usando come riferimento il modello di Hatze:

Segmento	Volume	CM %	Mom. di inerzia
Mano sinistra	0.453	0.515	0.0011
Mano destra	0.446	0.531	0.0011

Figura 11. Parametri segmentali del campione 1 (23 anni).

Segmento	Volume	CM %	Mom. di inerzia
Mano sinistra	0.416	0.533	0.0010
Mano destra	0.417	0.524	0.0010

Figura 12. Parametri segmentali del campione 2 (26 anni).

Nelle tabelle precedenti il dato della posizione del centro di massa è calcolato come distanza in percentuale dall'estremità prossimale del segmento (in proporzione della lunghezza del segmento stesso); mentre il momento d'inerzia è quello riferito all'asse medio-laterale passante per il centro di massa.

Un'altra tecnica è basata sulle procedure di imaging, come ad esempio la tomografia computerizzata (TC) e la risonanza magnetica (MRI).
La tabella successiva mostra i risultati ottenuti dagli studi di Zatsiorsky e i suoi colleghi, su un insieme di campioni formato da 100 uomini e 15 donne. Sono riportati la lunghezza, la massa in percentuale (rispetto alla totalità del peso corporeo) e la posizione in percentuale del centro di massa, di uomini e donne in età adulta.

	Lunghezza [cm]		Massa (%)		Posizione CM (%)	
Segmento	Donne	Uomini	Donne	Uomini	Donne	Uomini
Mano	7.8	8.62	0.56	0.61	74.74	79

Figura 13. Risultati segmentali del modello di Zatsiorsky.

FISIOLOGIA GENERALE DELLA SENSIBILITA'.

La fisiologia della sensibilità studia le leggi che governano il funzionamento di sistemi che permettono all'individuo di estrarre informazioni dal mondo esterno e di elaborarle per formare sensazioni e percezioni. Le informazioni dal mondo esterno arrivano agli organi di senso sotto forma di *energia* (elettromagnetica, meccanica, termica o chimica): queste forme di energia costituiscono gli stimoli sensoriali.
Ogni organo di senso possiede delle cellule specializzate (*recettori sensoriali*) sensibili ad uno specifico tipo di stimolo; il suo compito è quello di trasformare l'energia dello stimolo in un segnale nervoso elettrico (processo di *trasduzione*). Il segnale nervoso riflette alcune caratteristiche importanti dello stimolo, quali il tipo, l'intensità, la durata, la localizzazione spaziale.
Ogni modalità sensoriale viaggia lungo vie formate da catene di neuroni collegati in serie, che attraversano nuclei nervosi nei quali avviene un'elaborazione dei segnali via via più complessa. L'insieme dei recettori sensoriali e dei neuroni della catena che veicolano una modalità sensoriale è detto *sistema sensoriale*.
Durante la progressiva elaborazione vengono estratte le qualità dello stimolo, i segnali subiscono processi di convergenza e divergenza che contribuiscono a regolarne l'amplificazione e lo stimolo sensoriale originario può venire trasformato in una *sensazione cosciente* e successivamente in una *percezione*.

Classificazione dei sistemi sensoriali

Per ciascuna delle cinque classiche modalità sensoriali (vista, udito, tatto, olfatto e gusto) esiste un sistema sensoriale adeguato. L'elenco attuale tuttavia è più complesso e si è arricchito con l'aggiunta del *sistema vestibolare* (veicolante la modalità dell'equilibrio) e l'inquadramento del sistema tattile in un sistema molto più articolato, il *sistema somatosensoriale*, comprendente oltre al tatto, anche la *propriocezione*, la *temperatura* e la *nocicezione* (veicola segnali di allarme di danneggiamento dell'organismo). La propriocezione, conosciuta anche come cinestesia, è definita come la capacità di percepire e riconoscere la *posizione* del proprio organismo nello spazio circostante e lo stato di contrazione dei muscoli, senza l'utilizzo della vista. La nocicezione, invece, comprende tutti i meccanismi sensoriali, che convogliano i segnali e le sensazioni di dolore.
Ogni sistema sensoriale possiede recettori sensoriali adatti a trasdurre uno specifico tipo di energia, concentrati in un organo di senso, oppure dispersi su un'ampia superficie corporea.

Classificazione dei recettori sensoriali

Tutti i recettori sensoriali hanno in comune la funzione di generare un segnale nervoso quando vengono stimolati. Questo segnale prende il nome di *potenziale di recettore* (variazione del potenziale di membrana simile al potenziale postsinaptico); è di tipo elettronico e si propaga con decremento, diminuendo di ampiezza man mano che ci si allontana dal punto di origine. A differenza del potenziale postsinaptico, il potenziale di recettore è generato dall'energia esterna dello stimolo. Tale potenziale dà origine a un potenziale d'azione, che si propaga lungo il primo neurone della catena giungendo al sistema nervoso centrale. Questo primo neurone è detto cellula gangliare (o anche fibra afferente primaria).
Secondo i passaggi che portano dall'insorgenza del potenziale di recettore a quella del potenziale d'azione, i recettori si dividono in tre classi:

- Classe I. Il recettore è costituito dalla terminazione periferica della fibra nervosa della cellula gangliare. Il potenziale di recettore si propaga fino ad un punto, che per le fibre mielinizzate è in genere il primo nodo di Ranvier, e qui innesca il potenziale d'azione. L'intero processo, dunque, avviene nella parte più periferica del neurone gangliare. Un esempio è il corpuscolo di Pacini oppure i nocicettori.
- Classe II. Il recettore è costituito da una cellula recettoriale specializzata, distinta dalla fibra afferente primaria ma in contatto sinaptico con essa. Il potenziale di recettore, generato nel recettore, provoca la liberazione di un neurotrasmettitore che genera un potenziale postsinaptico sulla terminazione periferica del neurone gangliare. Il potenziale di recettore e il potenziale d'azione insorgono su cellulare diverse, in diretto contatto tra loro. Le cellule cigliate dell'apparato vestibolare o di quello acustico sono esempi di questa seconda classe.
- Classe III. Il recettore è costituito da una cellulare recettoriale specializzata, ma tra esso e la cellula gangliare è interposto un interneurone, che riceve il segnale elettronico dalla cellula recettoriale e lo trasmette alla fibra afferente primaria dove insorge il potenziale d'azione. È il caso della retina, dove i fotorecettori comunicano con le cellule gangliari con il tramite delle cellule bipolari, che fungono da interneuroni.

Recettori tattili.

Il tatto è rappresentato dalla *meccanocezione superficiale*, vale a dire dalla rilevazione di stimoli meccanici applicati alla cute da parte di recettori localizzati sulla cute stessa.
Nella pelle umana esistono cinque *recettori tattili* (di classe I) che sono:

- Corpuscoli di Pacini (Filippo Pacini)
- Corpuscoli di Meissner (George Meissner)

- Corpuscoli di Merkel (Friedrick Merkel)
- Corpuscoli di Ruffini (Angelo Ruffini)
- Le terminazioni libere delle fibre dolorifiche

Il *corpuscolo di Pacini* è un recettore costituito dalla terminazione di un assone sensitivo e da una capsula di lamelle concentriche che avvolge la terminazione nervosa. La deformazione meccanica della membrana dell'assone apre una serie di passaggi nella membrana stessa. L'apertura di questi passaggi permette il flusso di ioni attraverso la membrana, creando una corrente elettrica, chiamata potenziale generatore: il potenziale è tanto più forte quanto maggiore è la deformazione meccanica.
Il potenziale generatore viene modificato, in uno stadio successivo, in una serie di impulsi, la cui frequenza è proporzionale all'ampiezza del potenziale generatore. Gli impulsi (spike) vengono poi inviati al sistema nervoso centrale.

I *corpuscoli di Meissner* sono molto superficiali (subito al di sotto dell'epidermide) e sono i più comuni meccanocettori della cute glabra presenti, ad esempio, nei polpastrelli, nella palma delle mani e nella pianta dei piedi. Sono corpuscoli di forma allungata, costituiti da una guaina nella quale entra un assone mielinico Aβ che si avvita in spirali separate da cellule non nervose. Essendo recettori a rapido adattamento e superficiali, sono particolarmente adatti a rilevare il contatto rapido, la velocità, la direzione del movimento e l'applicazione di pressioni anche molto leggere sulla cute. Inoltre, essi mediano la capacità di rilevare le vibrazioni a bassa frequenza (5-55 Hz).

I *corpuscoli di Merkel* sono superficiali e situati in una posizione simile a quelle dei corpuscoli di Meissner; sono distribuiti in particolare sulle dita e sulle labbra. Dal punto di vista elettrofisiologico, il corpuscolo di Merkel fa parte dei recettori che presentano risposte all'applicazione di stimoli meccanici alla cute caratterizzate da lento adattamento e bassa soglia. Essi rispondono alla deformazione della cute con una scarica iniziale di elevata frequenza, seguita da una scarica a bassa frequenza e sono, pertanto, particolarmente adatti a rilevare la durata e l'intensità della deformazione cutanea, nonché la sua velocità. Svolgono un ruolo importante nella stimolazione statica della cute e costituiscono circa il 25 % dell'innervazione sensoriale della mano.

I *corpuscoli di Ruffini* si trovano in profondità della cute, nei legamenti e nei tendini. Hanno un lento adattamento e la loro forma allungata a fuso li rende adatti a registrare la tensione prodotta dai movimenti delle dita e degli arti. Costituiscono circa il 20 % dei meccanocettori della mano. Anch'essi, come i corpuscoli di Merkel, presentano una scarica iniziale ad alta frequenza che diminuisce lentamente.

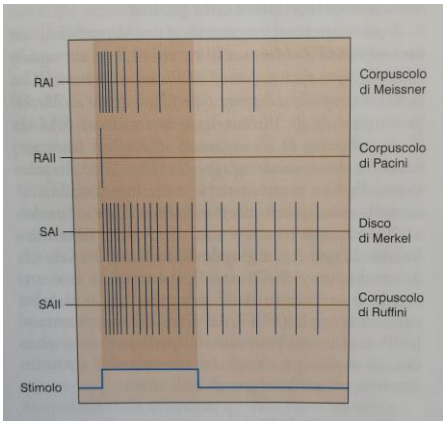

Figura 14. Risposta dei recettori a rapido (RAI), rapidissimo (RAII) e lento (SAI e SAII) adattamento.

I diversi tipi di recettori non hanno la stessa distribuzione nelle varie parti del corpo. La figura seguente mostra la distribuzione dei differenti tipi di recettori nella mano: è possibile notare che i recettori RAI e SAI sono maggiormente presenti sui polpastrelli e decrescono procedendo in direzione della palma. Invece, i recettori RAII e SAII hanno uguale distribuzione sulle dita e sulla palma della mano.

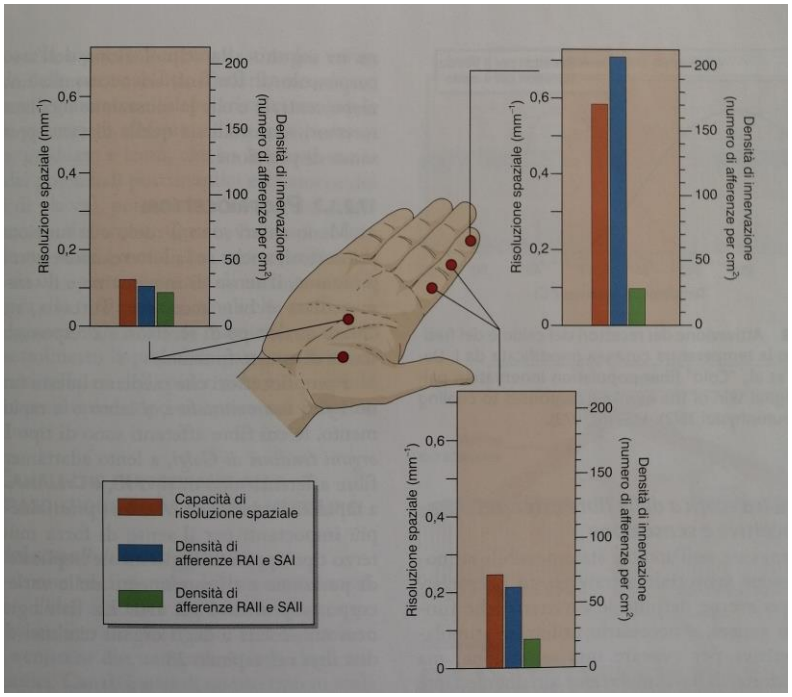

Figura 15. Distribuzione dei diversi tipi di recettori sulla mano.

Processo di trasduzione

La *trasduzione* è il processo di trasformazione dell'energia dello stimolo nella variazione di potenziale della cellula che costituisce il potenziale sensoriale. Ogni recettore è sensibile ad un intervallo di variazione dello stimolo (ad esempio la frequenza del suono). Questa specificità è dovuta alle caratteristiche morfologiche e chimiche della cellula, e in particolare, al corredo proteico della membrana cellulare, che presenta canali ionici che si aprono e si chiudono in seguito a vari stimoli.

Esistono diversi meccanismi di trasduzione: il più semplice è la deformazione meccanica della membrana cellulare, con conseguente depolarizzazione della stessa (ad esempio i recettori acustici, ciglia); in altri casi la trasduzione è più complessa e prevede reazioni chimiche a cascata, con l'attivazione di sistemi di secondi messaggeri (ad esempio i bastoncelli della retina).

La complessità dei meccanismi biochimici alla base del processo di trasduzione offre ampie possibilità di modulazione del processo stesso, dall'amplificazione all'inibizione. Questo significa che il medesimo stimolo sensoriale può suscitare nel recettore una risposta maggiore o minore, a seconda delle condizioni. La trasduzione, quindi, è il primo di una serie di possibili punti di modulazione del segnale sensoriale, che avviene all'ingresso stesso del sistema nervoso.

Intensità

L'*intensità* di un stimolo viene sempre codificata in due modi: come *frequenza* di scarica del neurone afferente primario e come *numero di fibre attivate* simultaneamente.
La frequenza dei potenziali d'azione è tanto più elevata quanto maggiore è l'intensità dello stimolo: uno stimolo debole corrisponde a un potenziale sensoriale di ampiezza limitata (la cui fase di salita presenta una pendenza molto bassa); questo si traduce in un treno di potenziali d'azione a bassa frequenza. Viceversa, uno stimolo forte induce un potenziale sensoriale molto ampio (con fase di salita rapida) che genera un treno di potenziali d'azione ad alta frequenza.
Gli stimoli più intensi, inoltre, tendono a stimolare un'area maggiore della superficie sensoriale, interessando un maggior numero di recettori e fibre afferenti.

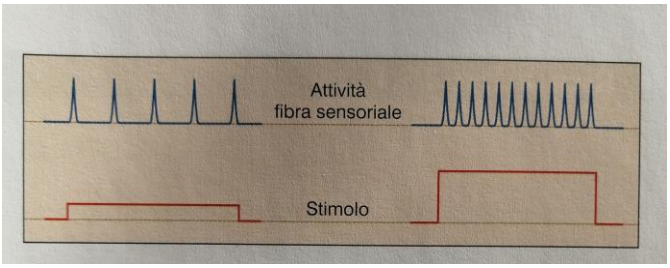

Figura 16. Intensità dello stimolo mediante la frequenza di scarica dei potenziali di azione.

Durata

La *durata* di una sensazione non coincide necessariamente con il tempo in cui lo stimolo è presente, poiché tutti i recettori presentano il fenomeno dell'adattamento, per il quale al perdurare di uno stimolo costante corrisponde una progressiva diminuzione della frequenza di scarica. I recettori si dividono in *rapido adattamento* e *lento adattamento*. I recettori a rapido adattamento segnalano l'inizio dello stimolo e restano silenti successivamente se lo stimolo risulta costante, per riprendere infine a scaricare quando lo stimolo viene rimosso. I recettori a lento adattamento, pur diminuendo la frequenza di scarica, restano attivi per tutto il tempo in cui lo stimolo è presente, per cessare alla fine dello stimolo.
I recettori a lento adattamento sono più adeguati a codificare l'intensità, quelli a rapido adattamento sono invece idonei a codificarne la derivata prima, ovvero la velocità di cambiamento.

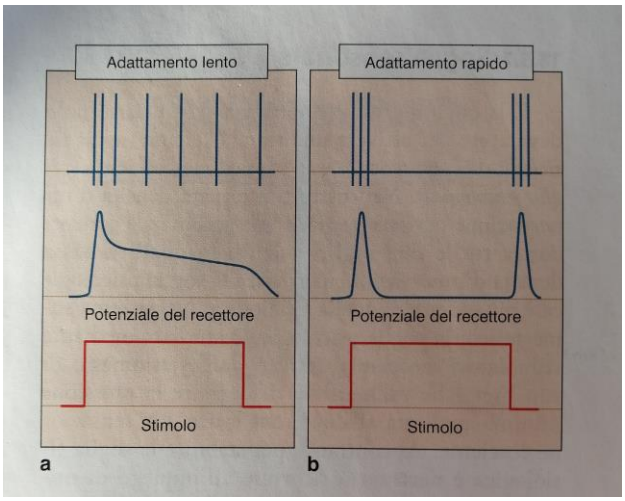

Figura 17. Fenomeno di adattamento.

Soglia sensoriale

La *soglia sensoriale* è la minima energia necessaria che uno stimolo deve avere per attivare una fibra afferente (soglia fisiologica) o per evocare una sensazione cosciente (soglia psicologica).
Esiste una soglia di percezione per ogni tipo di stimolo, che però, non ha valore universale, ma è individuale: è più bassa nelle labbra e nelle regioni periorali, più elevata nel dorso e nelle gambe.
Le caratteristiche locali di sensibilità vengono determinate dal numero e dal tipo di recettori tattili nella pelle. Nel grafico seguente vengono rappresentate le soglie minime di percezione tattile per varie zone del corpo umano quando viene toccato con un ago.

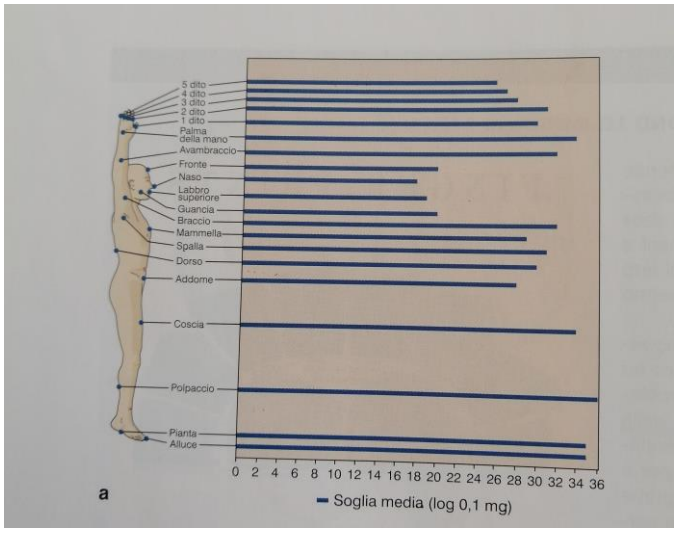

Figura 18. Sensibilità delle varie regioni cutanee all'applicazione di stimoli meccanici.

Un ruolo fondamentale viene occupato dalle caratteristiche frequenziali dei recettori tattili; essi, infatti, rispondono agli stimoli in modo preferenziale a seconda della frequenza di oscillazione dello stimolo. I corpuscoli di Merkel e quelli di Ruffini sono responsabili delle sensazioni di pressione statica e delle variazioni lente nella pressione. I corpuscoli di Pacini e di Meissner sono invece responsabili delle sensazioni dovute a cambiamenti rapidi della pressione.

Tempi di reazione

Una caratteristica fondamentale della percezione umana è l'intervallo di tempo necessario per individuare o identificare uno stimolo esterno. La misura di questo intervallo risale agli studi di molti ricercatori, a partire da quelli di Hermann von Helmholtz nel 1850. Helmholtz utilizzò i tempi di reazione dei soggetti come stima semplificata della velocità di conduzione delle cellule nervose.

I tempi di reazione possono essere di due tipi:

- *Tempi di reazione semplici*; si intende l'intervallo di tempo tra l'inizio di uno stimolo esterno e la risposta del soggetto umano. Si osserva che il tempo di reazione aumenta con il diminuire dell'intensità dello stimolo. In particolare, il tempo di reazione si allunga notevolmente in prossimità della soglia minima di percezione.
- *Tempi di reazione nel caso di decisioni*; si intende l'intervallo di tempo tra l'inizio di uno stimolo e la risposta del soggetto, dove la risposta è una scelta tra varie alternative. Il tempo di reazione si allunga all'aumentare del numero di alternative da scegliere. Quanto è maggiore l'informazione da analizzare, tanto maggiore è il tempo di reazione. Il tempo di reazione nel caso di decisioni si allunga non solo in base alle possibilità di scelta, ma anche in base alla quantità di informazione nello stimolo.

La *legge di Hick*, descrive la relazione tra l'informazione presente nello stimolo ed il tempo di reazione del soggetto umano. Questa legge afferma che il tempo necessario a compiere una scelta e il numero delle opzioni non è una funzione lineare: vale a dire che tra queste due grandezze non c'è una proporzionalità diretta. Inizialmente, all'aumentare delle opzioni, è presente anche un aumento del tempo, ma non proporzionale; in seguito, l'aumento del tempo diventa esiguo e tende a stabilizzarsi. Oltre al numero delle opzioni, il tempo è sensibile ad altre variabili: il criterio secondo cui le opzioni sono presentate e il grado di abitudine, ovvero la nostra familiarità con il sistema in esame. La legge di Hick è rappresentata dalla formula

$$T = a + b \cdot \log_2(n + 1)$$

Dove *a* è il criterio secondo cui le scelte sono presentate, *b* è il grado di abitudine, *n* è il numero delle possibili scelte e *T* è il tempo necessario a fare una scelta. Di seguito è raffigurato l'andamento di tale funzione.

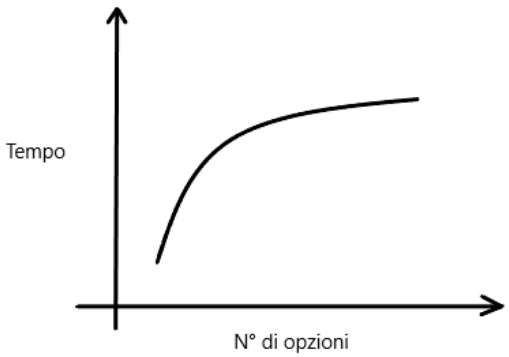

Figura 19. Andamento della legge di Hick.

Psicofisica

La *psicofisica* studia la relazione tra stimoli fisici e risposte dell'organismo da essi provocate, per esempio l'intensità di uno stimolo e l'intensità della sensazione da esso suscitata. L'intensità dello stimolo può essere fisicamente misurata, mentre per l'intensità della sensazione si deve fare affidamento sulla risposta del soggetto, il che colloca la psicofisica nell'ambito della fisiologia soggettiva.
Al soggetto possono essere richiesti due tipi di valutazione: una assoluta e l'altra relativa (confronto di due stimoli). La misura di quanto debbano differire due stimoli per poter essere percepiti come distinti è alla base della legge enunciata a metà dell'Ottocento da Weber.

Legge di Weber

Una caratteristica fondamentale della percezione umana è la sensibilità del sistema sensoriale alle variazioni degli stimoli esterni. Una misura di questa sensibilità è la differenza minima di intensità che si possa identificare tra due stimoli esterni.

Gli studi più famosi volti a identificare la differenza minima percepibile sono stati eseguiti da Ernst Helnrich Weber nel 1834. Weber notò le differenze che i soggetti in esame potevano notare quando tenevano oggetti di peso diverso nelle due mani. Questa differenza minima di peso era proporzionale al peso assoluto dell'oggetto tenuto nella mano.

I risultati di Weber si sono poi rilevati applicabili a tutte le vie percettive e vengono descritti dalla legge che porta il suo nome:

$$\Delta I = kI$$

Dove ΔI è la differenza minima percepibile, I è l'intensità dello stimolo e k è una costante caratteristica per ogni via percettiva. La frazione di Weber

$$k = \frac{\Delta I}{I}$$

descrive la sensibilità dei sistemi sensoriali umani alla variazione degli stimoli esterni. Quanto è maggiore il valore di k, tanto minore è la risoluzione degli stimoli da parte del sistema sensoriale.

Legge di Fechner

Il primo studioso a definire una relazione tra l'intensità di uno stimolo fisico e l'intensità della sensazione provocata fu Gustav Theodor Fechner. Il ragionamento di base che utilizzò Fechner fu l'uguaglianza tra lo scatto minimo percepibile tra due stimoli (dato dalla

frazione di Weber) e uno scatto della scala di sensazione percepito. Fechner iniziò col dare un valore di disturbo soggettivo (sensazione) di 0 all'intensità di soglia e un valore di 1 al primo scatto calcolato con la legge di Weber. Procedendo in questo modo, si ottiene una curva descritta dall'equazione

$$S = \frac{1}{k} \ln \left(\frac{I}{I_0}\right)$$

dove *S* è la sensazione soggettiva, *k* è la frazione di Weber, *I* è l'intensità dello stimolo ed I_o l'intensità di soglia dello stimolo. La legge di Fechner modella in modo adeguato la risposta del sistema nervoso a vari stimoli fisici.

Legge di Stevens

I miglioramenti nella tecnica di prova e nei metodi di sollecitare le risposte soggettive hanno permesso di migliorare il modello di sensibilità umana rispetto a quello di Fechner. Un'innovazione nel modo di sollecitare le risposte soggettive portò alla definizione della legge di Stevens:

$$S = \alpha I^m$$

dove *S* è la sensazione soggettiva, *I* l'intensità dello stimolo e *m* un esponente caratteristico di ogni tipo di stimolo.

Caratteristiche vibrazionali della mano

Sono state eseguite ricerche per determinare le caratteristiche vibrazionali della mano e la sensibilità umana a queste vibrazioni locali. Le caratteristiche sono state normalmente ottenute mediante prove di laboratorio con vari tipi di maniglia montati su martinetto vibrazionale. Su queste maniglie sono stati applicati estensimetri in considerazione della forte dipendenza che esiste tra le caratteristiche vibrazionali della mano e la forza di presa esercitata sulla maniglia.

Nelle prove eseguite da Reynolds, i soggetti venivano esposti a vibrazioni sinusoidale (della maniglia) in una sola direzione alla volta. Le vibrazioni erano di tipo sinusoidale, con frequenza compresa nell'intervallo da 5 a 1000 Hz. Nelle misure vibrazionali effettuate da Reynolds, sono state interposte un accelerometro ed una cella di carico tra maniglia e martinetto: dai segnali acquisiti sono state calcolate le funzioni di trasferimento tra spostamento e forza (mobilità dinamica).

Reynolds propose un modello vibrazionale della mano a tre gradi di libertà.
Il tessuto esterno delle dita e della mano è formato da epidermide. Questi strati di tessuto consistono in cellule molto ravvicinate tra loro, che formano così un tessuto molto denso.

Sotto l'epidermide si trova il tessuto subcutaneo, che contiene la maggior parte dei vasi sanguigni e delle strutture nervose che mettono la mano in comunicazione con il resto del corpo umano. La grande quantità di liquidi e l'organizzazione sparsa delle cellule, fanno di questa zona un materiale poco denso. Esiste un'ultima zona di tessuto, quella muscolare, collocata tra la zona subcutanea e le strutture ossee.

Considerando il collegamento meccanico tra questi strati di tessuto si nota che le zone di epidermide sono collegate in modo molto forte alla zona subcutanea, mentre esiste un collegamento molto debole tra la zona subcutanea ed i muscoli.

CAPITOLO II
STATO DELL'ARTE

Introduzione

Gli studi delle neuroscienze e dell'ingegneria biomedica stanno facendo passi da giganti per quanto riguarda le tecnologie HMI (Human – Machine Interface): negli ultimi anni l'elettronica si sta evolvendo in modo consistente e sta lasciando spazio ad un nuovo scenario della scienza, rappresentato dai sistemi di interfacciamento tra uomo e macchina.

In passato si sono svolte molte ricerche per lo sviluppo di dispositivi che fossero in grado di trasferire comandi analogici dal corpo umano alle macchine. Sfortunatamente, ancora oggi, i dispositivi fin qui creati, presentano delle limitazioni sia dal punto di vista funzionale sia dal punto di vista di indossabilità, a causa di lunghe procedure di calibrazione, dalla presenza di cavi elettrici e quindi dalla necessità di alimentazione. Un ulteriore aspetto problematico del passato era legato alla modalità di alimentazione elettrica, in quanto venivano utilizzate batterie con ridotta autonomia e con la necessità di sostituzione della stessa.

Col passare del tempo, molti studi hanno portato alla miniaturizzazione dell'elettronica, che in passato era rappresentata da componenti di grosse dimensioni; al giorno d'oggi si riescono ad ottenere dispositivi più funzionali e ottimali con dimensioni enormemente minori. La miniaturizzazione delle interfacce elettroniche e la loro integrazione in indumenti, infatti, ha portato una serie di vantaggi, quali ad esempio il confort nell'utilizzo del dispositivo tramite l'interazione tra uomo e macchina grazie a semplici gesti e soprattutto in assenza di cavi e strumenti intermedi.

L'evoluzione naturale dell'uomo ha portato ad ottenere una delle interfacce meccaniche con l'ambiente circostante molto efficiente: l'articolazione della mano.

L'uomo utilizza questa parte del corpo costantemente: è il primo strumento utilizzato per indagare e studiare il mondo che ci circonda; attraverso le mani si interagisce con strumenti e persone, comunicando messaggi e comandi; sono in grado di riconoscere la temperatura, oppure la rugosità di una superficie. Inoltre, si può afferrare un oggetto, alzarlo, posarlo e fare un innumerevole azioni, che talvolta non ci rendiamo nemmeno conto.
La continua evoluzione della tecnologia riveste un ruolo fondamentale nella ricerca scientifica e quindi anche lo studio dei movimenti della mano ha portato grandi innovazioni, come ad esempio appunto all'interazione uomo-macchina, intelligenza artificiale e robot.

In questa parte introduttiva viene descritto il cosiddetto "*stato dell'arte*" delle tecnologie utilizzate in passato e delle loro applicazioni. In sostanza viene fornita una panoramica generale dei dispositivi in commercio, dal più datato fino ai giorni nostri, con relative problematiche per quanto riguarda la progettazione di "*wired-glove*", discutendo e confrontando le diverse generazioni negli anni.
Un *Wired Glove* (o Data Glove) è essenzialmente un'interfaccia cablata con alcune unità sensoriali tattili (o di altro genere) che sono connesse alle dita o alle articolazioni del guanto, indossato dall'utente. Gli interruttori tattili, il goniometro ottico o i sensori di resistenza che misurano la flessione di diverse articolazioni offrivano misure alquanto grezze per determinare se una mano era aperta o chiusa, oppure se le articolazioni delle dita erano stese o piegate. Questi risultati sono stati associati a gesti unici e sono stati interpretati da un computer. Il vantaggio di un dispositivo così semplice era rappresentato dal fatto che non necessitava di alcun tipo di pre-elaborazione. Con una potenza di elaborazione molto limitata sui computer degli anni '90, questi sistemi hanno mostrato grandi promesse nonostante la limitata manovrabilità dovuta ai connettori che collegavano il guanto al computer.

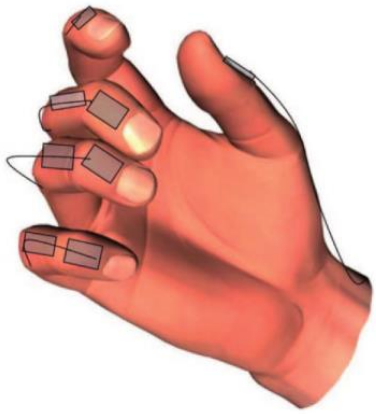

Figura 20. Rappresentazione grafica di un guanto che posiziona sensori sulle articolazioni delle dita.

La figura qui sopra mostra una ricostruzione grafica di un Data Glove, che strategicamente posiziona una varietà di sensori per monitorare la flessione delle dita e formare diversi gesti.

Oggi esistono guanti *wireless*, caratterizzati dall'assenza di fili, e facili da indossare, diversamente da quelli che si potevano vedere nelle prime versioni.

Nel corso degli anni si è potuta osservare l'evoluzione di questi dispositivi, i quali si dividono in due grandi categorie:

- Guanti *attivi*: consistenti di molte varietà di sensori applicati sul guanto, per misurare la flessione delle articolazioni o l'accelerazione; avevano un percorso di comunicazione con il dispositivo host, utilizzando la tecnologia cablata o wireless.

- Guanti *passivi*: consistevano solo di marcatori per il rilevamento delle dita, attuato da un dispositivo esterno (per esempio una fotocamera); questo tipo di guanto non supportava nessun tipo di sensore su di esso.

In campo medico esistono già questi particolari dispositivi e vengono utilizzati per la riabilitazione e il controllo funzionale del movimento delle mani, mediante la misura di alcuni parametri, quali la forza della presa, la sensibilità alla temperatura e la mobilità delle articolazioni.

La maggiore limitazione nel campo della tecnologia HMI integrata in guanti è l'invasività rispetto ai normali movimenti della mano del soggetto. Inoltre, il tessuto del supporto del dispositivo va a gravare sulla percezione tattile, che porta ad una imprecisione sulle prestazioni della misura.
Un ulteriore problema riguarda la necessità di lunghe procedure di calibrazione per un corretto funzionamento del dispositivo.

Il successivo utilizzo del Wired Glove dipende dal campo di applicazione: può essere impiegato come mezzo di interazione con un computer (HCI) o come dispositivo di interfaccia per la realtà virtuale (Immersive Virtual Reality); in ogni caso il dispositivo acquisisce grandezze di misura dalla mano e le trasmette a un elaboratore in grado di analizzare i dati ricevuti.

In passato

The Sayre Glove

Il primo prototipo wired-glove risale al 1977, "*The Sayre Glove"*, che viene creato da Thomas Zimmerman a Chicago nell' Electronic Visualization Laboratory: trattasi di un guanto economico e leggero, per monitorare i movimenti della mano. Questo dispositivo prevedeva l'utilizzo di sensori basati sulla luce con tubi flessibili aventi sorgente luminosa ad una estremità e una fotocellula all'altra. Nel momento in cui la falange della mano era piegata, la quantità di luce che colpiva le fotocellule variava di conseguenza, fornendo così una misura della flessione delle dita. In questo modo il sistema rilevava la misura della flessione delle dita, usando la tensione rilevata da un fotodiodo.

Figura 21. The Sayre Glove.

Digital Data Entry Glove

Nel 1983, Gary Grimes, ai laboratori Bell (USA), progettò il "*Digital Data Entry Glove*", il primo guanto con una sufficiente flessibilità e sensori tattili e inerziali, per monitorare la posizione della mano per una varietà di applicazioni, come ad esempio fornire un'alternativa all'input da tastiera per l'immissione di dati. Questo tipo di guanto usava differenti sensori, montati su una stoffa. Esso consisteva in sensori di tocco o di prossimità per determinare se il pollice dell'utente stesse toccando le dita o un'altra parte della mano; erano presenti quattro sensori di bending, per misurare la flessione delle articolazioni di pollice, indice e mignolo. Infine, presentava anche due sensori di rotazione per misurare l'inclinazione della mano sul piano orizzontale e due sensori inerziali per misurare la torsione dell'avambraccio e la flessione del polso.
I guanti precedentemente descritti avevano una precisione limitata e venivano collegati ai computer tramite un cablaggio ingombrante.

Power Glove

Qualche anno dopo Thomas Zimmerman (USA, 1982) depositò un brevetto riguardante un dispositivo ottico di rilevamento della flessione, montato su un guanto per misurare la flessione delle dita. Nel progetto sono stati incorporati ultrasuoni e tecnologia di localizzazione magnetica della posizione della mano, per creare rispettivamente il "*Power Glove"* e il "*Data Glove"*. Nel 1987 la Nintendo ha reso disponibile sul mercato il primo wired-glove per uso domestico, progettato per scopo ludico.

Figura 22. Power Glove.

VPL Data Glove

Nel 1987 fu lanciato sul mercato il "*VPL Data Glove*", che ha generato anche un sistema di tracciamento del movimento completo chiamato DataSuit, un display montato sulla testa chiamato EyePhone e un sistema VR condiviso per due persone, chiamato RB2 (Reality Built for 2).

Figura 23. VPL Data Glove.

CyberGlove

Successivamente, nel 1990, viene proposto il "*CyberGlove"*, creato da Virtual Technologies, Inc. (poi ceduto a Immersion Corporation e una nuova società, CyberGlove Systems LLC, che ha rilevato lo sviluppo, la produzione e la vendita).

Figura 24. CyberGlove.

Oltre a CyberGlove, Immersion Corporation ha sviluppato anche altri tre prodotti: il "CyberTouch", che emette una vibrazione quando il dito tocca un oggetto nella realtà virtuale; il "CyberGrasp" che simula la compressione e il contatto effettivo di oggetti solidi; infine il "CyberForce" che riprende tutte le abilità finora citate e inoltre misura il movimento preciso dell'intero braccio dell'utente.

P5 - CyberGlove

Nel 2002 viene rilasciato un nuovo tipo di guanto, il *P5* (quinta generazione, versione aggiornata del Power Glove), che aveva come campo di applicazione i giochi per computer, dato che funzionava nella stessa maniera di un mouse per pc. Nonostante il dispositivo abbia avuto dei feedback positivi da molte riviste, la mancanza di un software compatibile ed altri problemi associati, provocò l'interruzione della produzione.

Figura 25. P5 - CyberGlove.

Successivamente al P5 si arriva alla produzione di un kit di guanti e strisce flessorie. Il pacchetto si usava attraverso la rilevazione flessibile della piegatura ottica per monitorare il movimento di mani e braccia; il sistema può essere utilizzato con un sistema di monitoraggio a ultrasuoni, che possono seguire il movimento fino ad un massimo di 2 metri di distanza dal trasmettitore dell'unità.
Il "*P5 Glove*" è stato sviluppato da MindFlux come un modo per fornire un'alternativa più economica a molti costosi guanti cablati disponibili sul mercato che possono essere utilizzati per i giochi. Esso incorpora un sensore di flessione e tecnologie di tracciamento remoto, che forniscono agli utenti un'interazione intuitiva con ambienti 3D virtuali, come giochi, siti Web e software educativi.

Image-Based Data Glove (IBDG, Vitor Pamplona)

A causa dell'elevato prezzo di mercato delle soluzioni più complete, Pamplona propose un nuovo dispositivo di input: un guanto di dati basato su immagini (Image-Based Data Glove, IBDG). Collegando una fotocamera alla mano dell'utente e un indicatore visivo per ogni punta del dito, usano tecniche di visione computerizzata per stimare la posizione relativa della punta del dito; una volta ottenute queste informazioni, applicano tecniche di cinematica inversa al fine di stimare la posizione di ciascuna articolazione del dito e ricreare i movimenti dell'utente in un mondo virtuale.

Figura 26. Image-Based Data Glove (IBDG).

Oggi

Al giorno d'oggi il continuo aggiornarsi della tecnologia e dell'elettronica ha portato ingegneri e scienziati a soluzioni sempre più funzionali. Molti dei seguenti dispositivi sono commercialmente disponibili per differenti tipi di interazioni uomo computer (HCI). Questi guanti sono principalmente rivolti ai ricercatori per sviluppare un sistema sofisticato in modo da trasformare l'HCI in realtà.

CyberGlove III

Il "*CyberGlove III*", sviluppato da CyberGlove Systems è un dispositivo che mira a registrare accuratamente i gesti per la *motion capture* per l'industria cinematografica e l'animazione grafica. Il dispositivo comprende anche la connessione Wi-fi per la comunicazione dei dati, con un raggio di trasmissione di 30 m. L'unità contiene 22 sensori ed è in grado di operare per 2-3 ore con la batteria ricaricabile montata. È inoltre presente una scheda di memoria che offre l'opzione di registrazione del movimento per *motion capture*.

Figura 27. CyberGlove III.

CyberGlove II

Il "*CyberGlove II*" è stato sviluppato per fornire molti input di dati a causa della diversa flessione del movimento articolare da altre aree della mano. Il guanto è dotato di due sensori di flessione su ciascun dito, quattro sensori di abduzione e sensori che misurano il crossover del pollice, l'arco del palmo, la flessione del polso e l'abduzione del polso. Una versione differente di questo guanto presenta 22 sensori: 3 sensori per la flessione delle dita, 4 sensori di abduzione, un sensore dell'arco palmare e sensori per la misura della flessione e abduzione del polso. Ogni sensore è estremamente sottile e flessibile rendendolo quasi non rilevabile nel guanto elastico. Una versione successiva offre punte delle dita del guanto aperte che consentono all'utente di digitare, scrivere e afferrare facilmente gli oggetti.

Figura 28. CyberGlove II.

5DT DataGlove Ultra

Il "*5DT DataGlove Ultra*" è un altro tipo di guanto che si basa su un dispositivo di riconoscimento dei gesti con una risoluzione dei flessori di altissima precisione. Con il suo array di sensori, offre una risoluzione della flessione a 10 bit che mira alla cattura del movimento altamente naturale (l'industria cinematografica).
Il sensore "Glove Ultra" è noto per produrre un'alta qualità dei dati con una bassa cross-correlazione tra le diverse metriche dei sensori per animazioni real time utilizzando il trasferimento di dati Bluetooth.

Figura 29. 5DT Data Glove Ultra.

HumanGlove

Lo "*HumanGlove*", prodotto dall'azienda Humanware in collaborazione con la Scuola Superiore Sant'Anna di Pisa, è un nuovo guanto sensorizzato a 22 gradi di libertà, con trasmissione dati wireless, in grado di rilevare in tempo reale tutti i movimenti delle dita e del polso. Nel panorama internazionale dei Data Glove spicca per il numero di gradi di libertà monitorati e la sua precisione nelle misurazioni effettuate. HumanGlove può essere utilizzato per applicazioni di Medicina/Riabilitazione, Realtà Virtuale e Tele-Robotica.

Figura 30. HumanGlove.

GoldFinger

Il "*GoldFinger*" è uno degli ultimi dispositivi HMI basato sul tracciamento ottico, consistente in un guanto ingegnerizzato, progettato con lo scopo di convertire l'energia cinetica del movimento delle articolazioni delle dita in energia elettrica, la quale viene accumulata nella batteria e utilizzata per il giusto funzionamento del sistema. L'obiettivo di questo dispositivo indossabile è quello di offrire una soluzione tecnologica compatta, energicamente efficiente, a costo contenuto e con una lunga durata di funzionamento.

Figura 31. GoldFinger.

Forte Wireless Data Glove

Il "*Forte Wireless Data Glove*" è l'ultima novità del mondo ingegneristico prodotta da BeBop Sensors nel 2018; ha debuttato come primo guanto di dati completo e conveniente sul mercato, che incorpora tattilità e sensing rapido e accurato. Il guanto è utilizzabile per un'ampia varietà di applicazioni, tra cui ambito industriale, medico, umano, realtà virtuale e design. Il dispositivo offre 15 ore di utilizzo wireless, è comodo da indossare. Il dispositivo è costituito da 6 attuatori tattici full range, un frame rate a 130 Hz, un tempo di attivazione della risposta di 6 millisecondi; la connettività è possibile sia tramite Bluetooth sia tramite USB, la batteria dura circa 10 ore.

Figura 32. Forte Wireless Data Glove.

MATERIALI

Le future HMI (Human-Machine Interface) integrate in guanti dovranno possedere caratteristiche avanzate quali l'integrazione di sensori e componenti elettronici nel tessuto, autonomia energetica, comunicazione wireless, operabilità immediata senza procedure di calibrazione e costo contenuto.

Se da una parte è fondamentale la scelta di una giusta tecnologia ed elettronica per il funzionamento ottimale del dispositivo, dall'altra è necessaria un'attenta valutazione dei materiali dei tessuti indossabili. È facile intuire che le specifiche di confort e indossabilità suggeriscono l'impiego di circuiti ed elementi conduttivi di tipo flessibile. Altri vincoli per la fabbricazione riguardano la resistenza meccanica complessiva del sistema e dei collegamenti tra le singole interfacce, la compatibilità con ambienti ostili, la presenza di elementi di protezione (per prevenire impatti di natura meccanica, polvere e usura), una buona impermeabilità e traspirabilità, ma soprattutto una ridotta massa totale.

Qui di seguito inizierò una descrizione dettagliata dei materiali più opportuni che sono stati utilizzati in guanti di versioni precedenti, in ambito medico o riabilitativo; nell' elenco saranno presenti anche altri tessuti che al momento non sono ancora stati utilizzati nella realizzazione di un guanto sensorizzato, ma gli studiosi ritengono che tali fibre potrebbero prendere spazio nel mercato futuro, grazie alle loro caratteristiche e proprietà che li contraddistinguono.

Spandex

Il materiale che viene utilizzato nelle precedenti versioni di Wired Glove è l'*elastam*, noto anche come *Spandex*, è un particolare materiale elastico costituito da fibre sintetiche di poliuretano, caratterizzate da forti allungamenti e buone proprietà elastiche.

La prima fibra elastomerica brevettata in laboratorio fu realizzata tramite il processo "Dry Spinning" (filatura a secco): prese il nome di *fibra k* e successivamente denominata *Lycra*. Questo è il primo e vero materiale commercializzato in ambito medico, poiché grazie alla sua grande capacità di allungamento, venne usato come calzature medicali. La caratteristica fondamentale di elastam è il suo istantaneo accorciamento, una volta che la tensione di allungamento è allentata; la fibra mantiene a lungo la sua elasticità e non si usa mai da sola, ma viene indossata in tutti i tipi di tessuto e in combinazione con ogni genere di fibra naturale o sintetica.

Lo Spandex può essere utilizzato nudo, senza lavorazioni precedenti all'immissione nella calza e nei tessuti in Spandex. Un semplice filo di Spandex viene aggiunto (tramato) alla struttura della maglia creata dal filo principale, piatto o testurizzato. Altra tecnica di

lavorazione è l'immagliatura di Spandex, nudo o ricoperto, all'interno del capo (lavorazione in vanisè), formando anch'esso una maglia. Generalmente è usato a ranghi alterni, cioè una fila di maglia sì e una no. Infine, il filo ricoperto può essere utilizzato in tutti i ranghi, ovvero in tutte le fila della maglia, per un'elasticità tridimensionale.

Oltre che nudo, lo Spandex può essere impiegato ricoperto; la ricopertura consiste nell'avvolgere lo Spandex con il filo principale che compone la calza-nylon o altro; quindi lo Spandex diventa l'anima del filato. La ricopertura può avvenire attraverso quattro processi:

1. Monoricopertura: il nylon o altra fibra è avvolto a spirale attorno allo Spandex una sola volta e con una media di 1.200-2.200 spire/metro; più elevato è il numero di spire, maggiore è la qualità.
2. Doppia ricopertura: il filo di Spandex è avvolto da due capi di nylon o altra fibra, uno in senso orario, l'altro in senso antiorario; il numero di spire è in media di 2.400 spire/metro, ma arriva fino a 3.000 al metro nei filati di altissima qualità. E' utilizzato nei filati destinati alla produzione di collant velati di alta qualità.
3. Ricopertura ad aria: lo Spandex in tensione e il nylon testurizzato vengono passati insieme attraverso un getto ad aria, interfacciando così il nylon a intervalli all'anima di Spandex.
4. Core-spun: nel corso del processo di filatura lo Spandex è ricoperto da un insieme di fibre discontinue.

Caratteristiche tecniche

Il filo di Spandex *nudo* è utilizzato nei prodotti standard. Spandex nudo, ma immagliato con la lavorazione vanisè è usato nei prodotti standard, nei collant velatissimi o estivi: l'elasticità è sì ridotta, ma permette la realizzazione di tessuti molto velati. Lo Spandex *ricoperto* si rivolge alle fasce di mercato media e alta: infatti, tanto più protetto è lo Spandex tanto più duraturo e costoso è il tessuto; inoltre il capo risulta anche molto morbido al tatto.
Non esiste un collant in 100% Spandex, a questo viene sempre aggiunta in percentuali non elevate un'altra fibra (nylon, cotone, lana e seta) che costituisce la base del materiale. La sua caratteristica essenziale è *l'elevata elasticità* e la *forza di rientro*, che mantiene inalterate nel tempo.

In altre parole, il filo di Spandex può allungarsi fino a otto volte la sua lunghezza iniziale e ritornare istantaneamente alla condizione iniziale non appena la tensione viene allentata. Vestibilità e comfort sono le prime e più apprezzate conseguenze di questa proprietà. Il tessuto con Spandex è aderente alla superficie a cui è applicato, pur lasciando un'assoluta libertà di movimento. Rende più duraturo il materiale perché questo ha maggiore vestibilità: il tessuto non è mai troppo teso o poco teso, le due cause maggiori di rottura. Inoltre, non richiede particolari attenzioni nel lavaggio. A queste caratteristiche di base, i produttori ne hanno aggiunte altre quali la resistenza al cloro, ai fumi, inquinamento, agenti chimici e ossidanti, muffe e batteri.

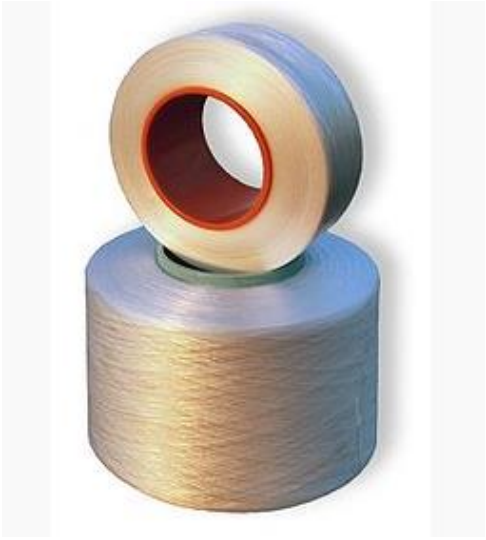

Figura 33. Bobine di Elastam Spandex.

Nylon

Un materiale che potrebbe essere utilizzato per la progettazione di Wired Glove è il *nylon*, appartenente ad una famiglia particolare di poliammidi sintetiche. Il nylon può essere utilizzato soprattutto come fibra tessile, ovvero come insieme di prodotti fibrosi che, per la loro struttura, lunghezza, resistenza ed elasticità, hanno la proprietà di unirsi attraverso la filatura, in fili sottili, tenaci e flessibili.

Se la fibra viene utilizzata in *filo continuo*, il campo principale d'impiego è quello delle calze (collant). Inoltre, spesso viene usata per costumi da bagno, abbigliamento sportivo (tute da ciclista, giacche a vento), ombrelli e fodere, arredamento e pavimentazione, con fili di diametro molto elevato.
Negli anni settanta si diffuse un nuovo modo di completare la fase "tessile" della produzione del filo: anziché sottoporlo a torsione, si "volumizza" con un procedimento detto *testurizzazione*. Il filato così ottenuto acquista maggiore elasticità, permettendo la produzione di calze senza la cucitura.
Come la maggior parte delle fibre sintetiche, il nylon rispetto alle fibre naturali presenta i seguenti vantaggi:

- maggiore resistenza all'usura
- leggerezza
- non si restringe durante il lavaggio
- si asciuga in fretta e non ha bisogno di stiratura

Per aumentarne la solidità al sudore e al lavaggio a seguito di una tintura con coloranti acidi si può procede con dei post-trattamenti utilizzando acidi arilsolfonici.

Figura 34. Nylon.

Politetrafluoroetilene (PTFE)

Il *politetrafluoroetilene* (*PTFE*) è il polimero appartenente alla classe dei perfluorocarburi (PFC) derivante dall'omopolimerizzazione del tetrafluoroetene. In ambito commerciale è spesso più conosciuto come *Teflon*. È un materiale plastico, liscio al tatto e resistente a temperature fino ai 260 °C, usato nell'industria per ricoprire superfici sottoposte ad alte temperature alle quali si richiede una "antiaderenza" e una buona inerzia chimica. Inoltre è il materiale con il più basso coefficiente d'attrito conosciuto.

Caratteristiche tecniche

Il PTFE presenta una serie di caratteristiche peculiari che lo avevano portato ad essere considerato materiale strategico fino agli anni settanta; le principali caratteristiche tecniche sono:

- la completa inerzia chimica, per cui non viene aggredito dalla quasi totalità dei composti chimici e soprattutto non modifica i fluidi con i quali viene posto in contatto, ad esempio i fluidi ultrapuri per l'industria elettronica;
- la completa insolubilità in acqua e in qualsiasi solvente organico;
- ottime qualità dielettriche (65 kV/mm di rigidità dielettrica e ε = 2.1);

- ottime qualità di resistenza al fuoco: non propaga la fiamma;
- ottime proprietà di scorrevolezza superficiale: il coefficiente di attrito risulta il più basso tra i prodotti industriali;
- antiaderenza: la superficie non è incollabile (l'angolo di contatto risulta essere 127°), non è noto alcun adesivo capace di incollare il PTFE.

Queste caratteristiche assumono un'ulteriore importanza se si pensa che rimangono pressoché invariate in un campo di temperature comprese tra i −80 e 250 °C.

Le applicazioni del Teflon sono innumerevoli, ma nel nostro campo di interesse, può essere utilizzato in odontoiatra per creare membrane non riassorbibili utili negli interventi di rigenerazione ossea guidata (GBR). Un film di Teflon viene usato nei laboratori chimici per garantire la tenuta dei giunti di vetro smerigliato, senza il rischio di incorrere nell'eventuale difficile distacco delle parti.

Senza tanta fatica si può pensare di progettare una tipologia di Wired Glove utilizzando questa tecnologia tessile, grazie alle sue molteplici proprietà chimiche e meccaniche.

Figura 35. Politetrafluoroetilene (PTFE).

Gore-Tex

Un materiale innovativo è il *Gore-Tex*, un tessuto sintetico dalle alte capacità impermeabili e traspiranti, costituito da teflon microporoso. Il nome deriva proprio dal cognome dell'imprenditore W.Gore e letteralmente significa appunto "tessuto di Gore".

Il Gore-Tex è composto da *politetrafluoroetilene (PTFE)* espanso termomeccanicamente. Il tessuto vero e proprio è poi costituito da dieci membrane di Gore-Tex ciascuna delle quali presenta circa 9 miliardi di microscopici fori per pollice quadrato. Proprio questi fori permettono la traspirazione mantenendo l'impermeabilità del materiale.

Il Gore-Tex, come gli altri materiali composti da politetrafluoroetilene (Teflon), viene usato per una grande varietà di applicazioni: tessuti tecnici e ad alte prestazioni, ma anche guarnizioni e isolanti. In particolare, ha presentato una grossa evoluzione per alcuni settori quali l'alpinismo e gli sport estremi in generale, in quanto ha permesso la produzione di abbigliamento tecnico (giacche a vento) resistente all'acqua, al vento, traspirante e assai leggero. In campo chirurgico viene utilizzato per la produzione di vasi sanguigni artificiali e protesi addominali.

Figura 36. Gore-Tex.

Neoprene

Il *Neoprene* è la denominazione commerciale dell'azienda "DuPont Performance Elastomers" per una famiglia di gomme sintetiche basate sul policloroprene.

Il Neoprene (originalmente denominato Duprene) è stato il primo residuo della gomma sintetica prodotto a larga scala. Esso appartiene alla famiglia degli elastomeri di sintesi (ovvero delle gomme sintetiche) e si presenta come una gomma porosa, la cui massa è costituita da cellule gassose uniformemente distribuite. Le principali caratteristiche sono la elasticità, la resistenza al taglio e allo schiacciamento, la resistenza all'invecchiamento atmosferico e al calore, ed inoltre risulta essere inerte verso molti agenti chimici, olii e solventi. Per questi motivi trova importanti applicazioni nel campo dell'industria chimica,

automobilistica, nautica, e nella realizzazione di raccordi, guarnizioni, rivestimenti protettivi e indumenti (ad esempio, mute subacquee).

Tessuto Dura-Grip ™ applicato sulla costruzione del palmo che offre livelli incredibili di aderenza senza compromessi in termini di flessibilità e durata. Il rinforzo Dura-Grip ™ senza cuciture su palmo e dita garantisce una durata ancora maggiore, resistenza all'abrasione e presa migliorate. Il tessuto elasticizzato in 4 direzioni sul dorso della mano offre protezione UV 50+ ed è idrorepellente.

La costruzione preformata si adatta alla forma della mano naturale. Le cuciture offset delle dita rimuovono i punti di pressione e aiutano a ridurre l'usura. La protezione avvolgente del palmo elimina le cuciture laterali scomode e fornisce una protezione completa dall'usura. Inoltre, presenta un ampio cinturino in Neoprene con elastico, per un ulteriore aderenza.

Figura 37. Neoprene.

Poliuretano (PU) – Alcantara

Con il termine *Poliuretano* si indica una famiglia di polimeri in cui la catena polimerica è costituita di legami uretanici –NH-(CO)-O-. I guanti in PU offrono oltre alla protezione, una grande libertà di movimento ed un confort inimitabile. Questi guanti hanno un'elevata praticità grazie al cotone che garantisce una presa sicura e una grande sensibilità nel movimento, all'elasticità del polsino ed alla traspirabilità del dorso, trattato con materiali elasticizzanti capaci di aumentare la flessibilità del prodotto.

Il poliuretano è uno dei componenti dell'*Alcantara* (insieme al poliestere). L' Alcantara è un materiale di rivestimento a marchio registrato, prodotto e commercializzato dall'omonima azienda. I principali settori di impiego sono l'industria automobilistica, l'arredamento e l'abbigliamento.

Il tessuto Alcantara è un materiale composito, composto dal 68% di poliestere e 32% di poliuretano, che rendono il prodotto duraturo e resistente alle macchie. Ottenuto dalla particolare combinazione di un processo di filatura e di numerosi processi di produzione tessili e chimici, l'Alcantara è un materiale estremamente resistente ma anche morbido, adatto a molteplici impieghi.

Figura 38. Poliuretano (PU) – Alcantara.

Poliammide rivestito da Argento – Shieldex (Statex)

L'azienda *Statex* è tra le ditte pioniere nella produzione di fili rivestite ad argento. Ha una grandissima gamma di tessuti e fili con le più diverse caratteristiche. Essi sono venduti a rivenditori o sono usati per produrre pezzi propri. Questi prodotti sono sempre di uso tecnico e trovano utilizzo nei settori della medicina, veterinaria e sicurezza. Col tessuto da loro svolto chiamato "*Shieldex*", hanno potuto produrre vestimenti multi-protettivi che non sono soltanto antibatterici, ma anche antistatici. Questi vestimenti sono stati svolti per essere usati in cleaning rooms, che sono ambienti che necessitano essere sterili in base alle normative o a esigenze di alcuni test. Il prodotto può essere lavato e riutilizzato molte volte prima che perdano le proprietà antibatteriche.

Ha in sostanza le stesse caratteristiche di un tessuto in Pa6 rivestito d'argento però in più presenta delle proprietà elastiche nelle due direzioni, dovuta alla presenza di 10% di

Dorlastan nella sua composizione. Questo tessuto è molto adatto per l'uso di elettrodi di contatto, sacchetti elastici, calze, guanti e curativi anti-batterici.

Alcune delle sue caratteristiche sono:

- Spessore: 0,5 mm.
- Resistenza superficiale: 1 Ohm/cm (non teso).
- Peso: 130 g/m².
- Allungamento: 100% in lunghezza e 60% in larghezza.

Figura 39. Poliammide rivestito da Argento.

Fibra Spectra®

Analizzando la struttura, la composizione e le varie applicazioni dei materiali, uno dei migliori tessuti per la fabbricazione di Wired Glove è la *Fibra Spectra*, una delle fibre più forti e leggere disponibili sul mercato. Prodotta dall'azienda americana Honeywell, la Fibra Spectra è un polietilene bianco brillante, 15 volte più resistente dell'acciaio; ha una resistenza specifica maggiore del 40% rispetto ad ogni altra fibra aramidica. Grazie alla sua durezza eccezionale ed alle sue proprietà visco-elastiche, la Fibra Spectra è in grado di sopportare elevati carichi di peso.

Le proprietà fondamentali della Fibra Spectra per la resistenza al taglio sono:

- bassa densità
- alto peso molecolare
- alta resistenza alla trazione
- flessibilità
- resistenza all'abrasione
- resistenza agli agenti chimici e ai raggi UV
- non assorbe acqua

La Fibra Spectra è utilizzata in varie applicazioni per le quali è richiesta un'altissima resa, come, ad esempio, la realizzazione di giubbotti anti-proiettile, elmetti o veicolo blindati.

Il guanto in esame è prodotto in tessuto con tecnica a maglia in filato Spectra antitaglio leggero. Il guanto permette un'ottima manipolazione di pezzi taglienti, una buona resistenza all'abrasione e al calore da contatto e un grande confort.
Sono disponibili in varie misure (4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11); lunghezza da 220 a 270 mm e spessore 13 mm.

Figura 40. Fibra Spectra.

CAPITOLO III

IL PROGETTO

L'oggetto di interesse che vorrei portare all'attenzione in questa tesi è un guanto sensorizzato, con un circuito elettronico integrato all'interno, in grado di acquisire diverse grandezze, quali la flessione delle falangi e la forza impressa dai polpastrelli. Il fine ultimo di questo progetto è quello di creare un dispositivo utilizzabile in ambito riabilitativo, per pazienti con ridotta motilità dell'arto superiore, in ausilio alla tecnologia IVR per migliorare l'efficacia dell'apprendimento motorio.

Il compito del guanto è di supportare diverse prove di training di riabilitazione clinica: ciascuno dei training si pone come obiettivo la misura di determinate grandezze (tramite l'attivazione di sensori) e di conseguenza tali risultati verranno inviati al computer via Bluetooth, in modo da poter essere analizzati e studiati in tempo reale.

Il progetto originario, come già descritto in precedenza, prevedeva degli step specifici; una parte del progetto consisteva nella realizzazione fisica del guanto sensorizzato vero e proprio, con la scelta del materiale più opportuno e le caratteristiche di fabbricazione del dispositivo; l'altra era rivolta ai test sperimentali del dispositivo su soggetti sani e, in un futuro, su soggetti con problemi motori.

Dopo uno studio attento dei dati ricavati dallo stato dell'arte, abbiamo appreso le nozioni base e le caratteristiche che avremmo voluto dare al nostro progetto.
Il primo compito è stato quello di stilare un elenco di tutti i componenti necessari alla progettazione del guanto. Il nostro obiettivo è stato fin da subito quello di creare un dispositivo indossabile, che fosse perfettamente stabile sull'arto, confortevole al tatto e non ingombrante.
I requisiti minimi necessari per la realizzazione del guanto consistevano quindi negli elementi base per la lavorazione:

- un tessuto adeguato da lavorare, tagliare e cucire in modo da ottenere la forma voluta del guanto;
- la scheda integrata era pronta e funzionante per l'utilizzo, poiché era stata progettata e sviluppata in precedenza;
- fissare la scheda sul guanto: qui è nata l'idea di fabbricare un case tramite stampaggio 3D, che contenesse l'elettronica;
- sensori di bending e forza da applicare sul guanto per la rilevazione dei movimenti;
- dei cavi di trasmissioni che colleghino la scheda elettronica ai vai sensori;
- una penna USB che trasmetta il segnale Bluetooth dalla scheda al pc.

Successivamente è avvenuta la scelta dei vari componenti che avrebbero soddisfatto i requisiti sopra descritti.

Il primo passo intrapreso è stato quello di valutare le caratteristiche di vari tipi di materiali: considerando i pro e i contro di ciascun tessuto, abbiamo scelto un materiale che fosse idoneo al nostro caso; si tratta di una particolare fibra di tessuto tecnico sintetico utilizzata in campo sportivo e in particolar modo nella guida di automobili da corsa. Il materiale è un tessuto di colore nero sul dorso e di colore rosso sul lato palmare, molto resistente all'usura, ma allo stesso tempo morbido, in modo da permettere un buon movimento delle dita al suo interno. La leggerezza complessiva del materiale permette un ampio range di movimento di tutte le dita. All'altezza del polso si è pensato di applicare una striscia in velcro per poter stringere o allargare il guanto a seconda della dimensione della mano di ciascun candidato.
Una volta entrati in possesso del guanto nudo, ci siamo interessati di assemblare su di esso i cavi con i sensori. Dato che il fine ultimo del guanto è quello di supportare test di training sperimentali e ricavarne dati di ambito clinico, è di fondamentale importanza fare un cenno riguardo alla tipologia dei sensori scelti e quali sono le caratteristiche di ciascuno di essi. Ci siamo soffermati su due tipi di sensori: un primo sensore di bending situato su ciascun dito (escluso il pollice) in direzione longitudinale e un secondo sensore di forza posizionato sui polpastrelli. È di estrema importanza capire la scelta della posizione assunta da questi sensori. I sensori di bending sono stati posti nella parte superiore delle dita e non inferiore, per il semplice fatto che il piegamento delle varie falangi non avrebbe permesso una lettura veritiera dell'ampiezza degli angoli, ovvero ci sarebbero stati degli artefatti dovuti al piegamento del dito (e quindi all'ingombro della cute sottostante) e un conseguente contorcimento del sensore di flessione. Per tali motivi il sensore è stato posto sulla superficie superiore delle dita (stessa superficie dove sono presenti le unghie) e più precisamente a cavallo dell'articolazione che unisce la prima falange con la successiva falangetta. È stata scelta questa esatta posizione poiché è l'articolazione che presenta la maggiore capacità di piegamento e quindi di mobilità (circa 90°).
I sensori di forza sono stati posizionati sui polpastrelli, ovvero sulla superficie diametralmente opposta rispetto ai sensori di bending. Queste soluzioni sono state pensate in seguito alla scelta dei vari tipi di training clinici che si intendono svolgere.

Nella figura sottostante vengono riportati i due tipi di sensori utilizzati nel progetto: si trattano di sensori flessibili, di tipo resistivo, che mimano in maniera fedele il movimento delle falangi. In particolar modo è stato utilizzato il sensore di bending della *Flexpoint*, uno di quelli più utilizzati in commercio. Essi sono caratterizzati dall'applicazione di inchiostro di carbonio, la cui resistenza varia a seconda del livello di flessione del sensore stesso. Si trattano di sensori di lunghezza variabile e quindi facilmente utilizzabili in una vasta gamma di applicazioni.

Figura 41. Sensore di bending.

Questo tipo di sensore (figura 41) consente la misura del movimento meccanico, del flusso d'aria, del flusso dell'acqua e addirittura delle vibrazioni. Si tratta di un sensore di movimento molto resistente e affidabile, fisso e completamente silenzioso durante il funzionamento. Il sensore in esame ha le dimensioni di 52 mm in lunghezza e 7 mm in larghezza.

Figura 42. Sensore di forza.

Il sensore di forza, invece, presenta l'area di rilevamento attiva all'estremità del sensore stesso: essa consiste in un cerchio di diametro di 2,5 cm. I cavi conduttivi sono facilmente collegabili ad una breadboard. La forza che rileva il sensore ha un range che va da 0 V (assenza di forza) a 4.2 V, che corrisponde a 25 libbre, ovvero a circa 11 kg (circa 110 N).

La scelta dei sensori sottili, flessibili e la loro successiva ubicazione è stata doverosa, per garantire la riuscita dei test che avremmo compiuto. Con il guanto si è scelto di svolgere particolari esercizi clinici con lo scopo di valutarne l'efficacia e l'efficienza. Si intendono svolgere i seguenti test sperimentali:

- Grasping: con questo termine si intende l'azione di afferrare un oggetto posto in una particolare posizione; quindi questo test implica il piegamento delle varie dita e una lettura dell'ampiezza degli angoli. Il test può essere completato facendo lasciare l'oggetto, preso in precedenza, in un altro luogo, per valutare il ritorno delle dita nella configurazione iniziale di mano aperta.
- Tocco del pollice: questo test implica il tocco, da parte di ciascun polpastrello, del pollice. L'esercizio può essere fatto in sequenza (indice, medio, anulare e

mignolo), per valutarne la forza impressa sulle dita e la velocità impiegata per svolgere il compito.

- Premere un punto in posizione prestabilita: questo è un altro esercizio pensato per misurare la forza impressa dai polpastrelli e la velocità impiegata per arrivare all'obiettivo.

Un aspetto fondamentale per la realizzazione del sistema è la connessione dei sensori all' integrato elettronico, ovvero come trasmettere i valori di flessione e di forza dalle dita alla scheda elettronica. A questo scopo si è pensato di utilizzare dei cavi formati da 4 poli ciascuno: i sensori scelti presentato dei connettori di output doppi, come è possibile notare nelle figure 41 e 42. In questo modo il cavo di trasmissione unisce contemporaneamente i due sensori: 2 poli vengono saldati sull'output del sensore di flessione e gli altri 2 su quello di forza, entrambi su uno stesso dito. Quindi è necessario un cavo di trasmissione (4 poli) per ciascun dito. L'altro capo del cavo di trasmissione viene saldato a specifici connettori collocati sulla scheda miniaturizzata. La figura successiva chiarisce il concetto di progettazione.

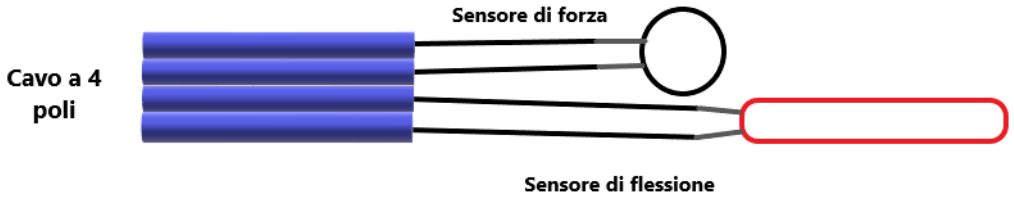

Figura 43. Schema di progetto del cavo a 4 poli con i sensori.

La nostra attenzione si è poi focalizzata sulla disposizione della scheda elettronica, il centro operativo dell'intero dispositivo. La scelta della posizione più idonea a cui siamo giunti è sul dorso della mano, più precisamente tra l'articolazione del polso e l'inizio delle falangi. In questo modo il movimento della mano e del guanto risulta fluido, senza grossi impedimenti di spazio.

In secondo luogo, abbiamo dovuto ragionare a come posizionare e come rendere fisso l'integrato sul guanto. Siamo giunti a conclusione che la soluzione migliore a questo problema era la realizzazione, tramite stampante 3D, di un case in materiale polimerico, ovvero un involucro che contenesse e proteggesse la componente elettronica del guanto, e che permettesse inoltre l'adesione di quest'ultima con il tessuto del guanto. Si è pensato quindi di applicare due staffette additive in materiale polimerico sul tessuto sintetico del guanto, tramite punti di sutura lungo il loro bordo. Nella figura successiva è raffigurata la struttura delle due staffette che sostengono e bloccano il case.

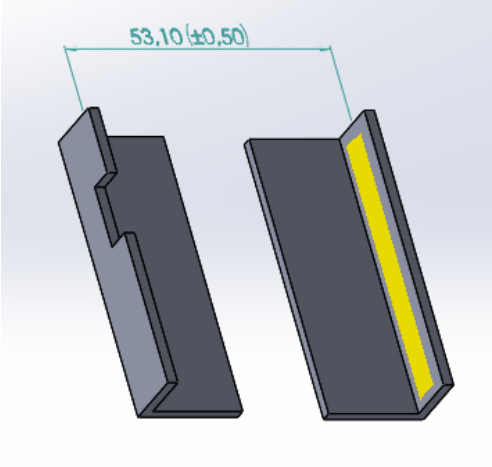

Figura 44. Struttura staffette case.

La base di queste strutture (non visibile in foto) sarà adagiata sul dorso del guanto, tramite punti di sutura. Si può notare dalla figura che sul lato verticale è presente una banda gialla: si tratta di un nastro biadesivo, che è stato applicato anche sulla struttura gemella. Il suo scopo è quello di mantenere in posizione il case: le staffette vengono fissate sul tessuto a una distanza di 53 mm tra di loro, con una tolleranza ammissibile di 0.5 mm.

Il passo successivo da affrontare è stato quello di stabilire la modalità di assemblaggio dei sensori di flessione e di forza sul guanto. Si erano pensate varie ipotesi, per ottenere la migliore realizzazione del guanto cablato. Una delle prime tecniche pensate era quella di apportare delle tasche sulle dita, nelle quali inserire fisicamente il sensore. L'idea delle tasche era una delle migliori soluzioni: si sarebbero applicati degli scomparti di un tessuto elastico, cucito sul dorso delle dita. La tasca avrebbe dovuto avere le dimensioni giuste: non troppo piccola e stretta da non poter inserire il sensore, ma nemmeno troppo larga, che avrebbe comportato una misura poco affidabile del segnale. In questo campo di utilizzo, per ovvi motivi, i sensori di flessioni dovevano essere per forza di cose flessibili, in modo da seguire fedelmente il movimento della falange e registrare l'angolo di flessione. La tecnica delle tasche avrebbe dovuto garantire un fissaggio consistente dei due tipi di sensori: il sensore di flessione doveva rimanere in posizione sulla falange e non doveva muoversi durante la rotazione del dito; stessa cosa valeva per il sensore di forza: durante la pressione non avrebbe dovuto cambiare la posizione all'interno della tasca.

Un'altra soluzione possibile era quella di apportare dei punti di sutura attorno al sensore di flessione posizionato sulla falange, in modo che lo avvolgesse lungo la direzione longitudinale: questa tecnica però, seppur semplice da realizzare, non è stata ritenuta ottimale. In primis per il fatto che i sensori di flessione sarebbero rimasti esterni a qualsiasi tessuto, quindi in vista e questo avrebbe comportato un'elevata fragilità del dispositivo intero; in secundis la tecnica dei punti di sutura avrebbe realizzato un

posizionamento lasco per il sensore, che avrebbe portato allo spostamento del sensore dalla sua posizione originaria.

Per sopperire ai possibili inconvenienti descritti precedentemente, che avrebbero causato misure poco precise, si è adottata una soluzione migliore, evitando di aggiungere ulteriori tessuti al prodotto: creare un guanto fatto di un tessuto doppio, caratteristica grazie alla quale si potevano inserire già all'interno i vari sensori (sia di flessione che di forza) durante la realizzazione del guanto stesso. Questo sistema ha semplificato la fabbricazione del guanto in modo consistente: i vari sensori sono contenuti all'interno del tessuto, in maniera stabile anche nel caso di lavaggio del materiale. Un'altra nota positiva di questa tecnica è di certo l'estetica migliore, grazie anche all'assenza di fili e parti scoperte in vista, che rende il dispositivo in generale più pratico all'uso e meno delicato. L'unica nota negativa, se così si può definire, è l'impossibilità di rimuovere i vari sensori, che dovranno rimanere in posizione. Nonostante il doppio strato di tessuto, all'interno del quale sono inseriti i sensori, il guanto non risulta ingombrante, ma al contrario, ben adeso alla mano. Di seguito è possibile osservare la figura 45 che ritrae uno schema qualitativo di una sezione di un dito del guanto per mostrare meglio la posizione assunta dai sensori.

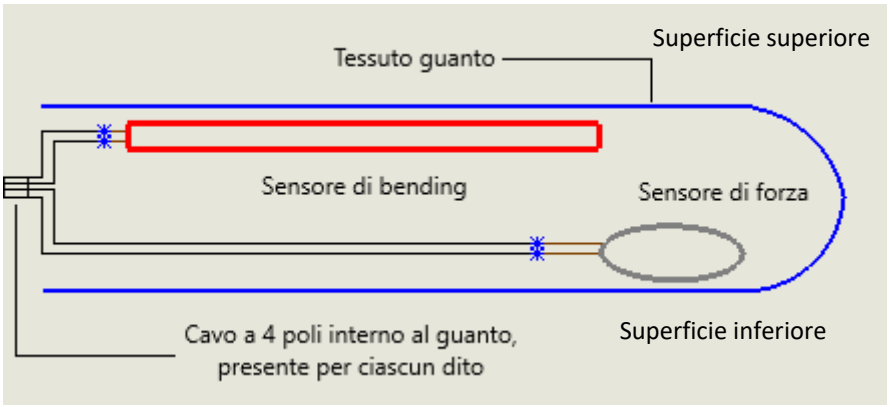

Figura 45. Sezione del dito del guanto con sensori.

Successivamente abbiamo proseguito il lavoro occupandoci del case, che racchiude la scheda elettronica miniaturizzata, in modo da assemblarla definitivamente e tenerla in un luogo protetto. L'involucro è stato pensato delle giuste dimensioni senza eccedere nelle grandezze, per avere un dispositivo maneggevole, leggero e non fosse di intralcio nel movimento della mano durante l'utilizzo del guanto. La lavorazione del case sarà descritta nei dettagli nel capitolo successivo.

Per quanto riguarda l'adesione tra case e guanto, inizialmente si era pensato di intervenire con dei punti di sutura, che andassero a legare il tessuto direttamente al case, in particolare sul componente inferiore. Difatti in principio il case prevedeva dei piccoli fori ai 4 angoli per il passaggio del filo di sutura, ma successivamente abbiamo riscontrato una fragilità dell'intero dispositivo. Per questo motivo abbiamo preferito accostare delle placchette di plastica laterali (in figura 44) aderenti al tessuto del guanto tramite dei punti di sutura, per poter immobilizzare in modo migliore il case al guanto. Infine, la parte più inferiore del case è collegata alle placchette tramite un nastro biadesivo, ritenuto sufficientemente resistente affinchè non si muova.

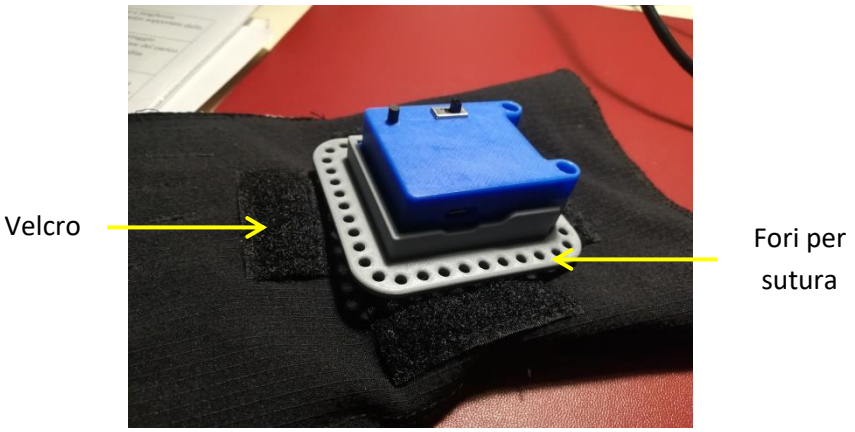

Figura 46. Assemblaggio del case al guanto.

L'immagine qui sopra (figura 46) rappresenta l'assemblaggio finale della struttura del case al guanto. Il materiale in grigio è caratterizzato da un contorno più volte forato, per permettere il passaggio del filo di sutura, che servirà a immobilizzare l'involucro al tessuto del guanto.
Come è possibile vedere sempre in figura sono presenti delle zone del guanto attorno al case caratterizzate da bande di velcro: il loro scopo è quello di far aderire un ritaglio di tessuto, per proteggere il case da agenti meccanici esterni e da polvere che potrebbe interferire con il giusto funzionamento del dispositivo.

Di seguito viene riportata un'immagine rappresentativa del guanto (figura 47) nella sua vista laterale. È possibile osservare come i cavi passino sotto il tessuto e vadano a connettersi ai rispettivi sensori di flessione e di forza. Inoltre, è riportata anche la quota di altezza dell'assieme di case e scheda elettronica, per avere un'idea qualitativa dell'ingombro spaziale che presenta l'intero dispositivo rispetto al guanto.

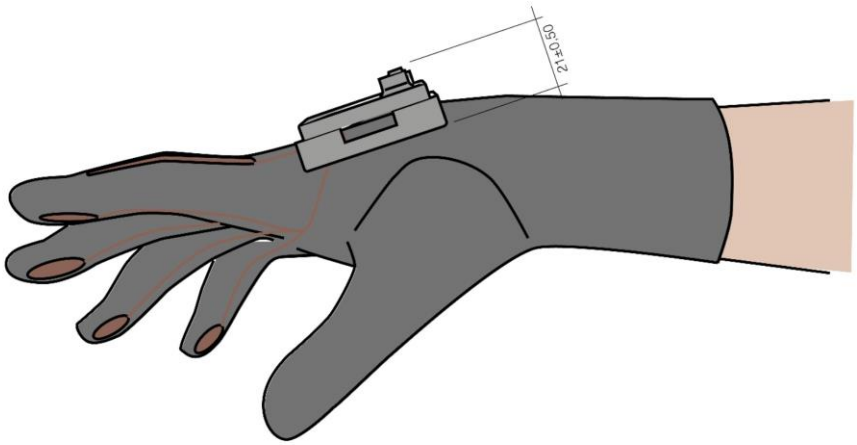

Figura 47. Rappresentazione del guanto (vista laterale).

Nella figura 48 sottostante viene riportata un'altra illustrazione della stessa struttura del guanto, ma dalla vista frontale, dove è possibile osservare le varie dimensioni occupate dal case e l'ingombro frontale sul dorso della mano.

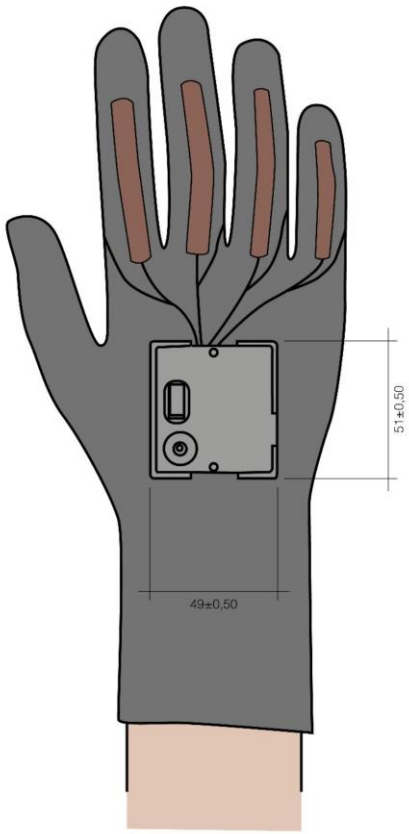

Figura 48. Rappresentazione del guanto (vista frontale).

Una volta ottenuto il dispositivo pronto e totalmente assemblato, ci si è assicurati che il guanto rispondesse a tutte le richieste volute e che non presentasse nessun tipo di difetto. In questo modo si è potuti procedere ai vari test di validazione, che verranno spiegati in maniera esaustiva nel capitolo VI.

CAPITOLO IV

IL CASE

Introduzione

La prima vera parte pratica del mio progetto è stata quella dell'analisi dimensionale della scheda elettronica. Nel corso delle prime settimane mi sono occupato della formalizzazione e la schematizzazione dell'integrato. Con l'ausilio di un calibro in plastica (per non danneggiare le componenti elettroniche) ho analizzato tutti i vari rilievi e componenti facenti parte della board, in modo da poter creare disegni in varie viste con indicazioni tecniche della scheda. Una volta apprese le quote dimensionali necessarie, ho iniziato la realizzazione di un involucro (case) per contenere e proteggere la scheda elettronica, che governa tutto il processo di trasduzione dei segnali.

La scheda, applicata al guanto, è collegata tramite cavi (a quattro poli) ai sensori di flessione (sulle falangi) e di forza (sui polpastrelli): il contatto tra la scheda e il case è stabilito tramite un sistema fisso di 16 connettori in metallo (pogo pin) contenenti delle molle, che trasmettono il segnale elettrico. Il movimento delle falangi e la forza impressa dai polpastrelli sono dati che vengono acquisiti dal circuito elettrico e inviati, tramite un sistema Bluetooth, al software installato sul pc. Proprio per questo motivo sulla scheda è alloggiato una connessione Bluetooth che comunica con un dispositivo drive USB nel pc.

Figura 49. Scheda elettronica miniaturizzata.

La scheda elettronica ha le dimensioni di 36 mm in larghezza, 33 mm in lunghezza e 0.9 mm in altezza e deve essere posizionata all'interno di un contenitore, che in uno step successivo dovrà essere applicato al tessuto del guanto.

Il case è stato realizzato tramite SolidWorks, un software di disegno e progettazione tridimensionale parametrica, e successivamente stampato con l'utilizzo di una stampante 3D. La progettazione del case è stata studiata nei minimi dettagli, per ottimizzare il posizionamento della scheda elettronica all'interno di esso; sono state fatte un paio di stampe, correggendo e migliorando sempre più dettagli.
Si sono valutate due diverse tipologie di materiali per la stampa: una plastica nera opaca e l'ABS (polimero) di un colore azzurro trasparente. Si è provato, per la prima stampa, l'elaborazione di entrambe le strutture per capire quale fosse la migliore per il fine ultimo del progetto: il primo materiale è risultato meno preciso nelle rifiniture, mentre il secondo è apparso più maneggevole al tatto e con dettagli più precisi. Dalla seconda stampa si è deciso, di comune accordo, di procedere con il processamento dell'intero involucro utilizzando il polimero, per i motivi sopra citati, oltre che ad una migliore questione estetica. Questo tipo di materiale è il cosiddetto acrilonitrile-butadiene-stirene (ABS), un comune polimero termoplastico utilizzato nell'industria per creare oggetti leggeri ma allo stesso tempo rigidi.

La progettazione del case è stata prevista divisa in diverse parti, tutte facilmente estraibili, in modo da poter separare i vari pezzi e poter lavare il guanto separatamente, senza danneggiare la componente elettronica.
Quindi si è pensato di comporre l'involucro in tre parti:

1. Una base a diretto contatto con il guanto.
2. La base del contenitore.
3. Il coperchio del contenitore

Il primo componente è collegato direttamente al guanto, adeso alle staffette di plastica descritte in precedenza, tramite un nastro biadesivo. Quest'ultimo componente, insieme all'intero guanto, è fissato in maniera definitiva e può essere lavato senza rischiare di danneggiare parti elettroniche in vista.

Inizialmente il case era stato pensato con un meccanismo costituito da 16 pogo pin, ovvero dei piccoli connettori elettrici, simili a perni, caricati a molla che trasmettono il segnale elettrico. Questo prima sistema ci è sembrato funzionante per la semplicità degli strumenti e il vasto campo di utilizzo tecnologico. Una volta sviluppato il dispositivo, però, si sono verificate delle complicanze riguardo il contatto tra pogo pin e sensori. Il montaggio dei pogo pin doveva essere svolto con un'estrema precisione e delicatezza, ma soprattutto bisognava montarli uno per uno, all'interno di ciascun foro. Per questi motivi si è preferito modificare il disegno del circuito, per inserire il connettore fisso maschio sulla scheda (sostituendolo ai pogo pin) e un connettore fisso di tipo femmina, con la

quale si accoppierà il primo, sul fondo del case. Qui di seguito è presente una foto dello schema del dispositivo.

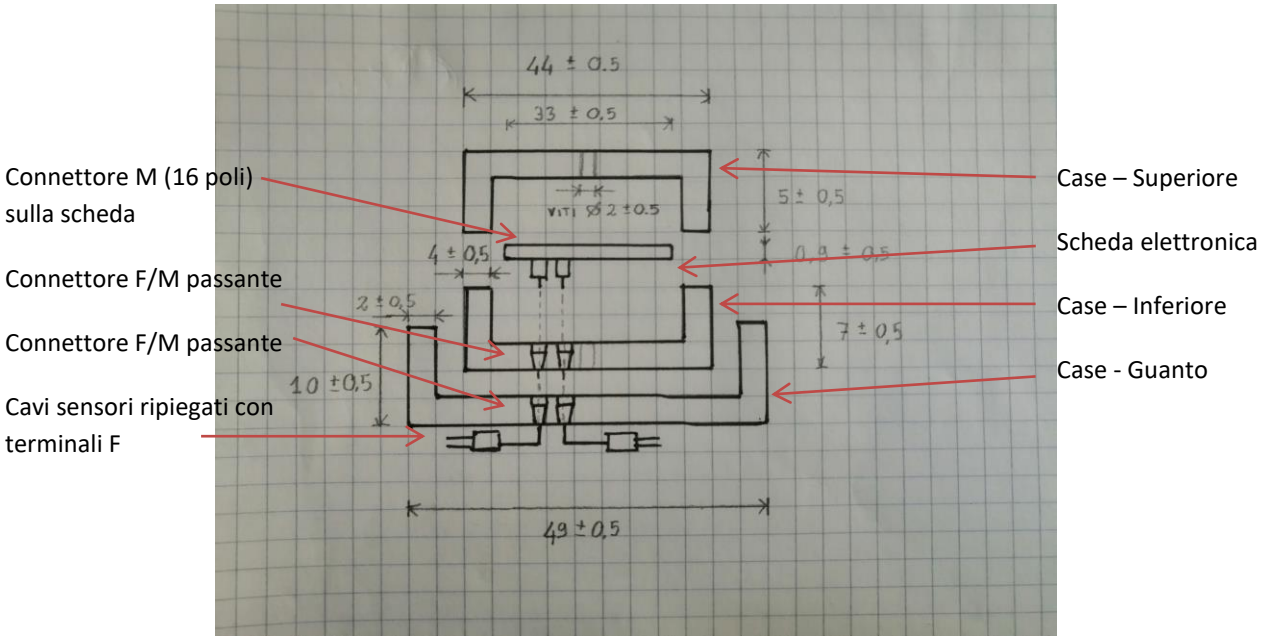

Figura 50. Schema qualitativo del dispositivo.

Il primo e il secondo componente sono collegati semplicemente tramite l'accoppiamento del meccanismo (incastro) del connettore maschio-femmina; infine il secondo componente è fissato con il terzo tramite due viti. La scheda elettronica viene esattamente inserita e fissata in mezzo agli ultimi due componenti.

Viene riportata qui sotto una figura dell'assieme finale dell'intero case, con i rispettivi tipi di accoppiamenti.

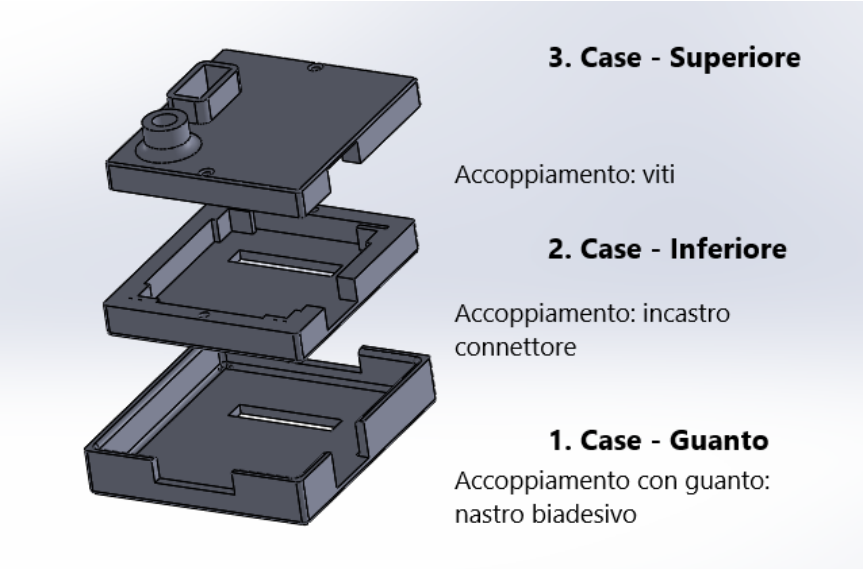

Figura 51. Assieme completo del case.

Primo componente: Case – Guanto

Il primo componente che è stato sviluppato è la parte più inferiore, quella a contatto con il guanto, che per semplicità chiamerò da qui in avanti come Case-Guanto. La prima versione (figura 52) si trattava di una forma geometrica rettangolare dalle dimensioni di 51x47 mm; il rettangolo è stata estruso con un'altezza di 10 mm e successivamente svuotato al fine di ottenere un bordo e un fondo con spessore di 1 mm.

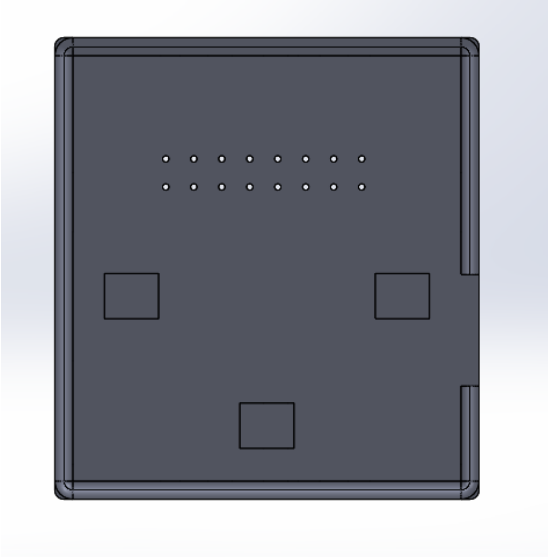

Figura 52. Fronte Case-Guanto (prima versione).

Su uno dei 4 bordi laterali è stato tagliato il materiale, fino a livello del fondo, per creare un ingresso per la carica della scheda attraverso cavo USB: esattamente in quel foro passerà il cavo attaccato alla scheda elettronica, con il fine di ricaricare la batteria della scheda stessa.

Sul fondo erano presenti 16 fori passanti (divisi in 2 serie da 8) con un diametro di 1.4 mm. Dalla parte superiore del case sarebbero entrati i pogo pin e fuoriusciti sul retro della superficie: essi permettono il passaggio del segnale elettrico dalla scheda ai cavi collegati ai sensori. In altre parole, sottostante a questo componente del case passavano i pogo pin che venivano collegati ai cavi a 4 poli e quindi ai sensori di flessione e forza sulle dita.

Sul fondo sono stati creati 3 fori ciechi di forma rettangolare con dimensioni di 5x6 mm e una profondità di 1 mm. In questi siti venivano collocati i magneti che contribuivano a mantenere le due componenti salde tra di loro e garantire un contatto efficacie tra i vari pogo pin. È stata scelta la soluzione dei magneti, poiché è un metodo semplice ed efficacie nella progettazione e rapido in caso di smontaggio dei vari componenti.

Dopo una prima stampa del componente ci si è accorti di alcune imprecisioni dovute al processo di stampa e a delle discrepanze nelle misure; così sono state fatte alcune modifiche, per sopperire ai difetti venuti a galla e ottimizzare alcuni dettagli.
Al primo tocco del prodotto si è subito notata l'eccessiva sottigliezza ed elevata fragilità del componente e per questo motivo si è deciso di aumentare lo spessore dei bordi portandolo a 2 mm. Come prima conseguenza di questo cambiamento si sono dovute aumentare anche le dimensioni del rettangolo dello schizzo iniziale (53x49 mm).

Inoltre, una rifinitura della stampa poco precisa per quanto riguarda la profondità dei fori per i magneti, ci ha portato a rivalutare la geometria delle sedi, nonostante questi ultimi fossero di forma rettangolare. Infine, abbiamo optato per una forma circolare, con un diametro di 6.5 mm. È stata aumentata anche la profondità di 0.5 mm. La profondità delle sedi di 1.5 mm è stata scelta in modo tale da non creare un dislivello e uno spessore eccessivo tra le varie componenti del case: difatti, in questo modo, i magneti a contatto tra le due superfici del case erano ben adesi tra di loro, senza creare un sovra spessore, ma facendo in modo che risultassero in linea con la propria superficie. In questa versione è stata aggiunta una quarta sede per i magneti in alto per migliorare l'aderenza e il contatto tra le diverse parti.

Infine, si è valutata la dimensione dei fori passanti, risultata troppo grande rispetto al diametro nominale dei pogo pin. Per questo motivo si è dimezzato il diametro del foro a 0.7 mm. Una volta stampato il componente, si è fatto uso di un trapano generico per allargare i fori e ottenere l'esatta larghezza dei pogo pin, cosa che non sarebbe stata possibile se avessimo lasciato il diametro maggiore.
In figura 53 è rappresentata quest'ultima versione del componente Case-Guanto, comprendente di tutte le modifiche citate in precedenza.

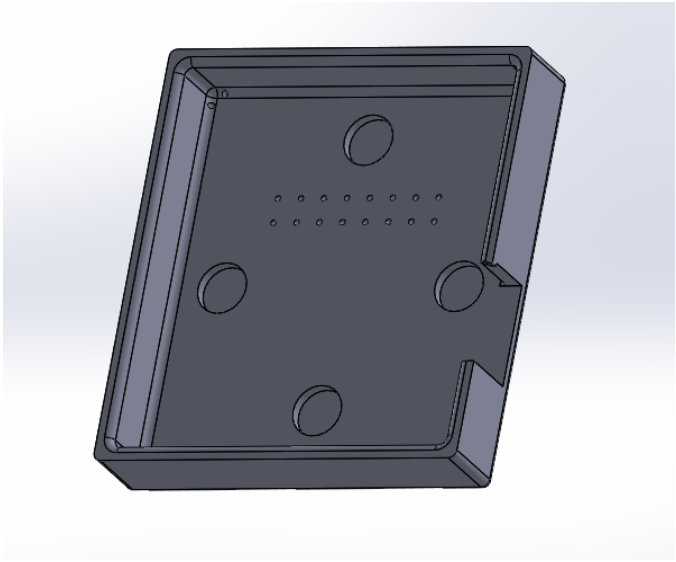

Figura 53. Fronte Case-Guanto a contatto con il tessuto del guanto (seconda versione).

Se si osserva il retro del solido (figura 54) si possono notare dei piccoli fori passanti di diametro 0.7 mm ai 4 angoli: essi sono stati progettati per il passaggio del filo di sutura per la cucitura del componente al tessuto del guanto. Questa parte dell'intero case è l'unica che rimane sempre collegata al guanto, in modo da poter separare le restanti parti, in caso di lavaggio del materiale.

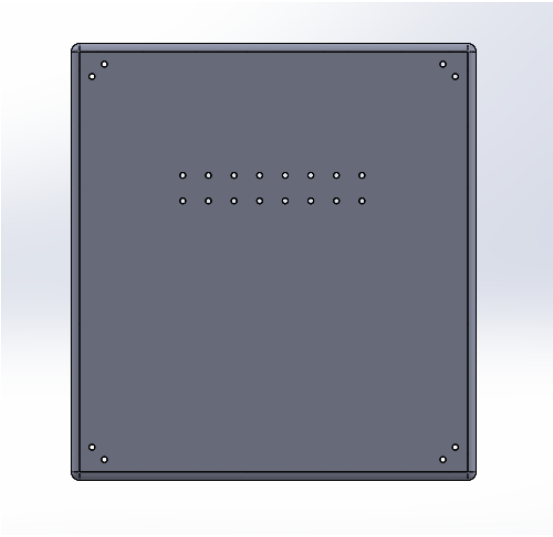

Figura 54. Retro Case-Guanto a contatto con il tessuto del guanto (seconda versione).

Infine, sono stati creati dei raccordi su tutti i bordi del solido e sono stati smussati gli spigoli, al fine di ottenere un oggetto più maneggevole e migliore al tatto.

Dopo una seconda stampa, si è proseguito con il montaggio delle varie parti e l'inserimento della scheda all'interno del case. Ci siamo imbattuti in alcune difficoltà riguardanti il contatto tra i pogo pin e i sensori, che ci hanno portato a dover cambiare strategia dei collegamenti elettrici, passando ad un connettore fisso maschio-femmina. La scheda elettronica è stata studiata e analizzata nuovamente, per poter essere idonea alle nuove esigenze. Sono stati eliminati i pogo pin e sostituiti con un sistema di connettori fissi M/F alternati, per la trasduzione del segnale dai sensori alla scheda, e da quest'ultima al pc.
Come conseguenza a questo fatto, si è dovuto cambiare ulteriormente il case, disponendolo di nuovi aggiornamenti (figura 55).

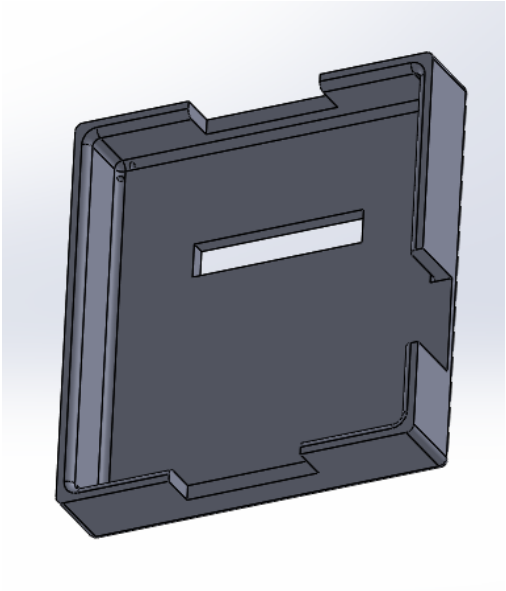

Figura 55. Case-Guanto (ultima versione).

Il primo dettaglio che salta all'occhio osservando la figura qui sopra è la sostituzione dei fori dei 16 pogo pin con un foro rettangolare, dove verrà installato il connettore fisso a 16 componenti. Sulla superficie superiore (in figura) sarà presente la parte femmina del connettore, mentre sulla superficie inferiore (non visibile in figura) sarà presente la parte maschio che si collegherà direttamente ai cavi dei sensori, tramite saldatura (vedere schema dispositivo in figura 50).
Successivamente sono state rimosse le sedi dei magneti, per il semplice fatto che il nuovo sistema di connessione presenta già di per se una sorta di assemblaggio trattandosi di incastri tra connettori maschi e femmine e quindi risultava superfluo introdurre un ulteriore bloccaggio. Difatti abbiamo verificato che l'assemblaggio risultasse fisso, robusto e stabile. Infine, è stato tagliato del materiale su entrambi i bordi superiori (18x5 mm) per migliorare la presa della scatoletta con le dita, in caso di rimozione della stessa dal Case - Guanto.

Secondo componente: Case – Inferiore

Andando in ordine di composizione, come seconda struttura del case ho realizzato il Case-Inferiore, ovvero la base dell'involucro del circuito elettronico. Questa è stata la struttura più impegnativa da progettare, a causa delle precise misure che andavano fatte: in primis bisognava che avesse una dimensione esterna idonea da poter essere inserita nel componente descritto in precedenza (Case-Guanto), e in seguito una dimensione interna precisa nei minimi particolari, affinchè contenesse e limitasse il movimento della scheda elettronica. Punto fondamentale di questo componente erano i due diversi tipi di accoppiamento che andavano a stretto contatto con le altre strutture del case: tale struttura è collegata inferiormente al Case-Guanto tramite il metodo magnetico delle calamite, superiormente tramite viti che chiudono ermeticamente l'involucro. Il circuito elettronico deve essere adagiato in maniera perfetta sulla superficie di questo componente.
Nelle immagini sottostanti (figura 56 e figura 57) sono presenti il fronte e il retro della prima versione del componente in esame.

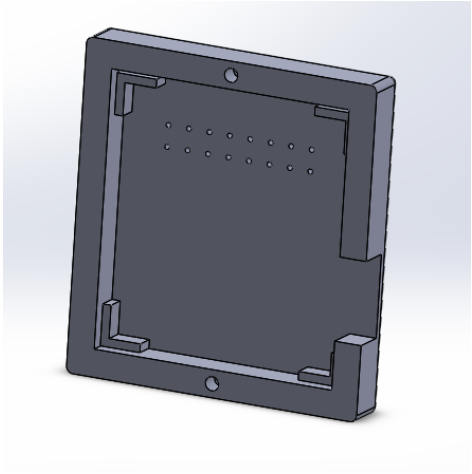

Figura 56. Fronte Case-Inferiore (prima versione).

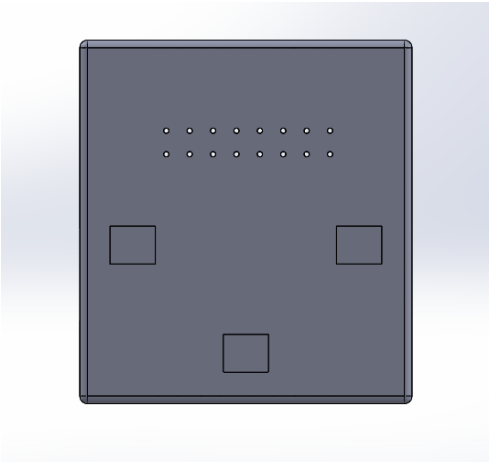

Figura 57. Retro Case-Inferiore (prima versione).

Come ogni componente il primo passo è il disegno dello schizzo, che consiste in un rettangolo 48x44 mm, estruso di 7 mm. Ovviamente la dimensione di questo componente deve essere per forza di cose minore della dimensione del componente precedente, poiché deve essere alloggiato all'interno di esso. È stato eseguito un Taglio-Estrusione profondo 5 mm, lasciando un bordo laterale di 4 mm. Si è voluto lasciare uno spessore maggiore rispetto al componente precedente, proprio per l'importanza del compito di questa struttura, ovvero quella di contenere e proteggere il circuito.

Come si può notare in figura 56, all'interno della struttura sono state applicate quattro asticelle ai quattro angoli di dimensioni 6x6 mm e altezza 3 mm. Il compito di questa sorta di telaio è quello di mantenere in posizione la scheda elettronica e non permettere nessun tipo di movimento in direzione x e in direzione y.
Sul fondo sono stati realizzati i 16 fori passanti per la connessione dei pogo pin: quest'ultima è stata una procedura di altissima precisione, poiché, ovviamente, i 16 fori del Case-Inferiore dovevano combaciare perfettamente con i 16 fori del Case-Guanto; in caso contrario il circuito elettronico non sarebbe entrato in loco e i rispettivi pogo pin non sarebbero stati centrati con i rispettivi fori e quindi non ci sarebbe stato alcun contatto.
Sul fronte della faccia, più precisamente sui bordi superiore e inferiore, sono stati generati due fori (con diametro di 1 mm), per l'applicazione delle viti e l'assemblaggio con il coperchio, che va a chiudere e sigillare il tutto. Per ovvi motivi i fori su questo elemento sono di tipo cieco, mentre sul coperchio saranno di tipo passante, per permettere l'ingresso della vite.
E' stata tagliata la parte di bordo necessaria al passaggio del cavo USB per la ricarica della batteria della scheda, esattamente come è stato eseguito nel componente descritto in precedenza.
Se si ruota il solido e si osserva il retro, si può notare che erano presenti le tre sedi dei magneti, che sarebbero servite per l'accoppiamento con il Case-Guanto.

Anche in questo caso è stata realizzata una seconda versione del pezzo con le opportune modifiche. Come primo ritocco è stata corretta l'altezza delle asticelle che mantengono in situ la scheda elettronica. Ci si è accorti che, dopo la stampa della struttura e il collocamento della scheda, questa non era perfettamente stabile come desiderato, per via della quota non sufficiente delle asticelle. Per questo motivo è stata corretta l'altezza fino a raggiungere i 5 mm e quindi fino a risultare esattamente corrispondente con i bordi laterali del case. Inoltre, a causa dell'inspessimento del componente Case-Guanto fatto in precedenza, non risultavano più combaciare i fori per i pogo pin e quindi sono stati riposizionati correttamente per ottenere la giusta combinazione. Dopo aver valutato che la dimensione dei fori che ospiteranno le viti erano troppo limitati, sono stati modificati fino a raggiungere un diametro di 2 mm ciascuno.

La superfice frontale della seconda versione è riportata nella figura 58 qui sotto.

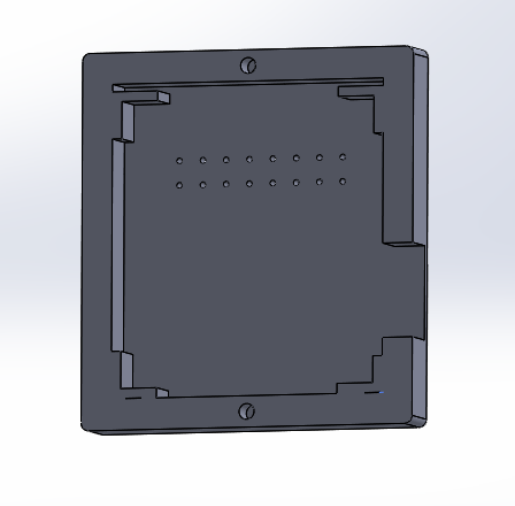

Figura 58. Fronte Case-Inferiore (seconda versione).

Si sono fatte anche le variazioni sulla superficie inferiore del componente (figura 59), la quale deve associarsi con la superficie superiore del Case-Guanto. È stato modificato il numero (da 3 a 4) e la geometria delle sedi per i magneti, da rettangolare a circolare; è stato mantenuto il diametro di 6.5 mm, ma è stata aumentata la profondità di una piccola quota (+ 0.2 mm) per migliore ulteriormente la connessione tra gli elementi.

Infine, sono stati riportati raccordi e smussature sui bordi e sugli spigoli, per migliorare l'estetica e il tatto. Le modifiche eseguite sono visibili nella figura sotto.

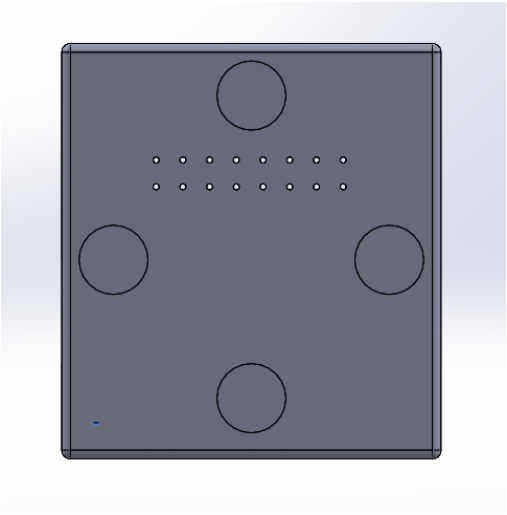

Figura 59. Retro Case-Inferiore (seconda versione).

Per i motivi di mancato contatto tra pogo pin e sensori, che ho spiegato precedentemente, abbiamo dovuto modificare anche questo componente del case. In primis si sono rimossi i 16 fori per il passaggio dei pogo pin della scheda e sostituiti con un foro rettangolare passante. Nell'ultima versione della scheda è stato sostituito un componente elettronico fondamentale: si è inserito il connettore maschio, che si andrà ad accoppiare elettricamente al connettore femmina del Case-Guanto; pertanto la parte di case in esame ha la funzione di mettere in comunicazione direttamente la scheda con il Case-Guanto, venendosi a creare una sequenza di connettori maschio e femmina, che termina con i sensori (come è raffigurato nello schema di figura 50). Sono state rimosse le sedi dei magneti, come nel recedente componente, poiché ritenute ormai superflue.

In figura 60 è riportato l'ultima versione del componente inferiore della scatola, con le relative modifiche.

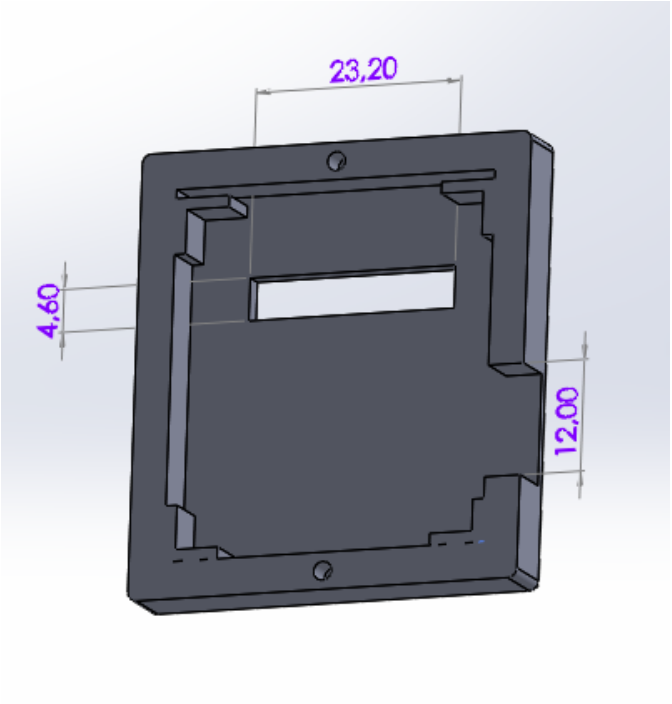

Figura 60. Case-Inferiore quotato (ultima versione).

Terzo componente: Case – Superiore

Come step conclusivo è stato progettato l'ultimo componente del case, ovvero il coperchio dell'involucro che andrà a collimare con il Case-Inferiore e sarà fissato con esso tramite due viti.
Ovviamente questo pezzo avrà le stesse grandezze dimensionali del precedente: quindi si tratta anch'esso di un rettangolo 48x44 mm, estruso in questo caso di 6 mm (per migliorare il bloccaggio della scheda), con i bordi spessi 4 mm e svuotato di 5 mm.

In questo componente sono presenti tre nuovi particolari. Essi consistono di tre diverse fessure con i seguenti scopi:

- il foro rettangolare (12.5x6 mm) permette la fuoriuscita dell'interruttore della scheda, che consente il contatto con la batteria e quindi l'accensione del dispositivo.

- la fessura circolare (5 mm di diametro) consente l'uscita di un bottone circolare alto circa 15 mm, utilizzato per l'accensione del dispositivo e quindi la ricerca di dispositivi Bluetooth nelle vicinanze.
- il foro quadrato (6x6 mm), realizzato in quella precisa posizione per visualizzare la luce di un led presente sulla scheda che si illumina quando è attivo il sistema, quando cerca una connessione e quando è connesso.

A differenza del componente precedente, in questa struttura le sedi per le viti sono state realizzate attraverso fori passanti, per permettere l'ingresso della vite; per migliorarne l'accesso è stato smussato il bordo circolare superiore. Per completezza anche in questo caso sono stati smussati bordi e spigoli del solido.

In figura 61 è possibile osservare la faccia superiore nella prima versione.

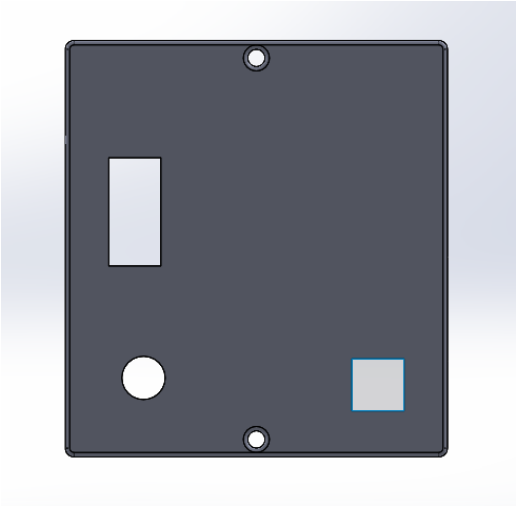

Figura 61. Fronte Case-Superiore (prima versione).

In figura 62 è rappresentato il retro del Case-Superiore. Come ci si può aspettare, sul bordo laterale è presente il taglio del materiale per l'ingresso del cavo USB.

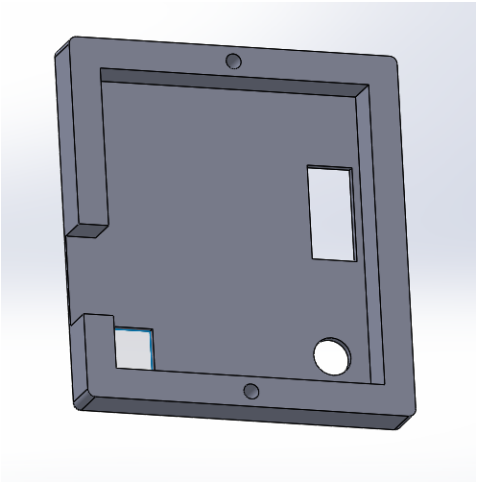

Figura 62. Retro del Case-Superiore (prima versione).

In figura 63, invece, è rappresentata la seconda ed ultima versione di questo componente, dopo aver fatto alcune modifiche. Il foro circolare è stato rinforzato con un cilindro cavo di altezza 6 mm e successivamente irrobustito alla base tramite un raccordo di raggio 2 mm. Questa modifica è stata applicata per rendere più forte la struttura e meno delicato l'utilizzo del bottone della scheda elettronica. Inoltre, è stata eliminata la finestra trasparente per la visualizzazione del led, poiché, avendo deciso per la stampa 3D il polimero ABS trasparente, abbiamo ritenuto inutile compiere un altro foro, dato che la luce del led si sarebbe vista ugualmente.
Un'altra modifica è stata fatta attorno al foro rettangolare dell'interruttore: è stato applicato un sostegno di altezza 5 mm, in modo da avere una protezione contro la possibile rottura dell'interruttore. Infine, è stato applicato un piccolo cilindro pieno (diametro 2 mm e altezza 4 mm) all'interno del coperchio: questa geometria ha lo scopo di andare a premere, in un punto preciso, la scheda elettronica, in modo da aumentare ulteriormente la stabilità e la fissione di essa all'interno del case.

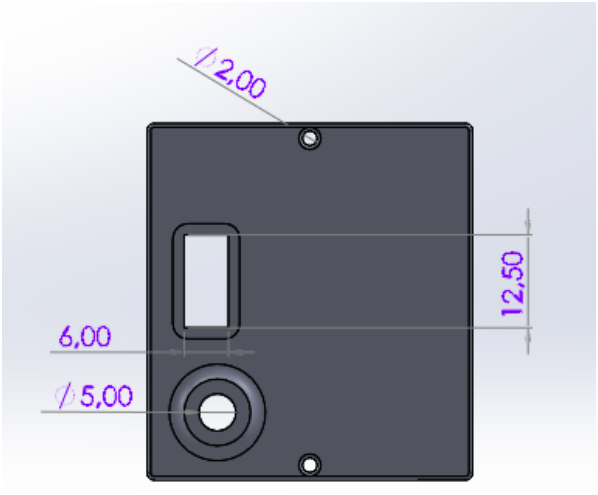

Figura 63. Case-Superiore quotato (ultima versione).

Assieme

Una volta conclusi i singoli pezzi dell'involucro, si procede alla creazione dell'assieme, ovvero un processo che assembla più componenti tra di loro e li fissa in determinati punti, rendendoli rigidi tra di loro. Partendo dal Case-Guanto, esso si fissa rispetto ad un piano: i componenti successivi saranno tutti assemblati prendendo come riferimento il primo. Il Case-Inferiore è stato associato al Case-Guanto facendo combaciare perfettamente il foro rettangolare del connettore fisso, in modo che i loro bordi siano aderenti.

Inoltre, è stata creata una sorta di scheda elettronica con il software SolidWorks, in maniera del tutto qualitativa, per rendere l'idea degli spazi necessari e dello spessore che avrebbe impiegato all'interno del case. I connettori di quest'ultima sono stati associati al foro del Case-Inferiore. Infine, il Case-Superiore è stato adagiato in cima a chiudere l'involucro: sono state associate le sedi delle viti e i bordi laterali.

Si conclude così la progettazione del case che racchiude e protegge il circuito elettronico. Di seguito vengono riportate due immagini: la prima rappresenta l'assieme ricostruito (figura 64) e la seconda l'assieme scomposto (figura 65).

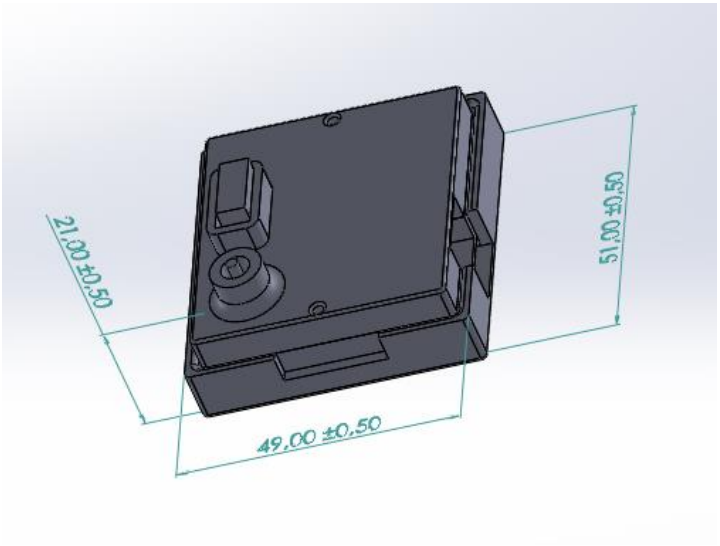

Figura 64. Assieme definitivo ricostruito.

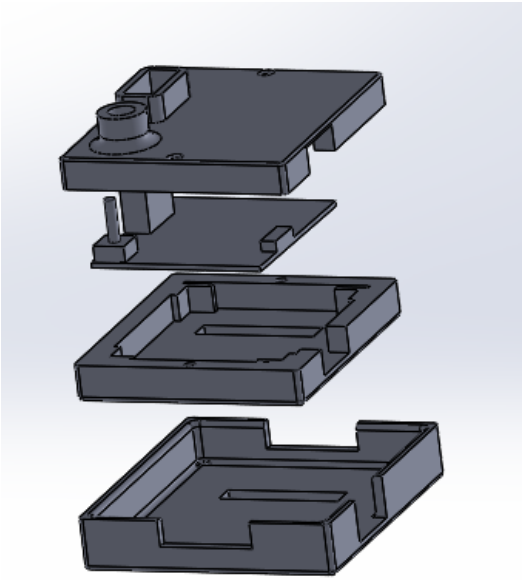

Figura 65. Assieme definitivo scomposto.

Case USB

Come ho detto in precedenza, il dispositivo funziona tramite un meccanismo Bluetooth, che invia i dati acquisiti dai sensori sul guanto ad un software installato sul pc. Il procedimento è guidato una pendrive USB collegata al computer. Si è pensato di creare una protezione e quindi un involucro anche per questo dispositivo, che sarebbe rimasto spoglio, poco protetto ad eventuali urti meccanici.

Si è pensato di procedere con la realizzazione di due componenti che si accoppiassero tra di loro tramite viti: la penna USB Bluetooth viene inserita dentro e fissata.

Il primo componente creato è stato il pezzo inferiore della pendrive USB. Inizialmente si era pensato di progettare l'intero involucro semplicemente con un meccanismo ad incastro: nella parte inferiore erano presenti 6 cilindri cavi ciechi che ospitavano delle asticelle appartenenti al componente superiore, proprio come se fosse una scatola. I cilindri cavi (di altezza 3 mm e diametro 2 mm) erano stati posizionati in maniera strategica sui bordi del solido, per non ostruire la parte centrale, sede della componente elettronica.

Lo schizzo si trattava di un rettangolo 23x35 mm con un restringimento nella parte anteriore (13 mm), da dove fuoriesce la penna USB da inserire nel pc. Il disegno è stato estruso di 4 mm e successivamente svuotato di 3 mm.

Inoltre, sono stati applicati 4 coppie di rettangoli al fine di appoggiare la penna USB su questi supporti. Questi ultimi elementi sono formati da due rettangolini (di dimensioni 2x1 mm e 3x1 mm) disposti a forma di "T" e aventi altezze diverse (1 mm e 2 mm) in modo tale da bloccare la traslazione della pennetta nelle due direzioni x e y. Il restringimento del bordo anteriore funge proprio da bloccante, per impedire l'extra scorrimento della penna USB al di fuori del componente.

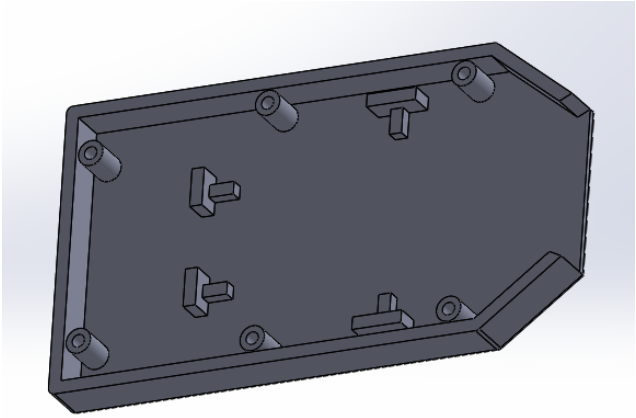

Figura 66. Base inferiore penna USB (prima versione).

Il coperchio presenta la stessa geometria della base, con le stesse dimensioni. Nelle medesime posizioni dei cilindri cavi precedenti, erano situati dei cilindri pieni di diametro 1 mm (stessa dimensione nominale del diametro interno del cilindro cavo). Questi ultimi hanno un'altezza tale (4 mm) da superare l'altezza dei bordi del componente e le loro teste presentano un raccordo di raggio 0.5 mm, per migliorare l'incastro.

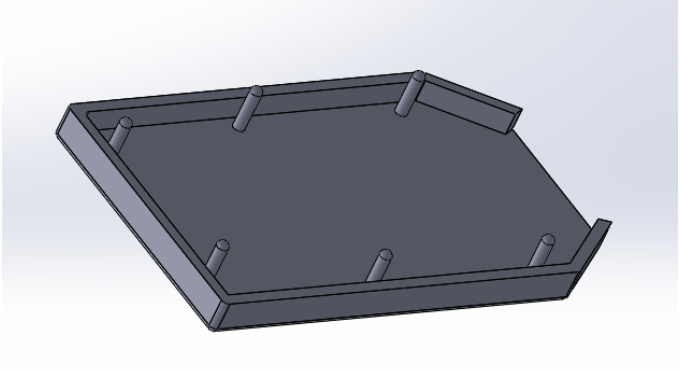

Figura 67. Coperchio superiore penna USB (prima versione).

Una volta stampato l'intero componente ci si è resi conto dell'estrema delicatezza dei pezzi, nonostante questi non avessero bisogno della stessa rigidezza del case del circuito. Abbiamo valutato di fare qualche modifica funzionale in entrambi i componenti.

Sono state modificate le dimensioni dello schizzo iniziale portando la larghezza da 23 mm a 28 mm, irrobustendo quindi l'intera struttura.
I supporti sui quali si appoggia la pennetta USB sono stati mantenuti delle stesse dimensioni, ma sono stati incrementati di 1 mm in larghezza e 2 mm in altezza i piccoli solidi che mantengono in posizione la scheda: è stata effettuata questa modifica per il fatto che appoggiando la penna elettronica sui supporti rettangolari, questa non era perfettamente stabile, ma aveva bisogno di supporti più larghi e alti.

Abbiamo deciso di ridurre il numero dei meccanismi di fissaggio dei componenti, da 6 a 4, e cambiare la loro tipologia: si è optato per una chiusura con viti, più funzionale rispetto alla semplice chiusura ad incastro. Sono stati realizzati dei cilindri cavi di diametro 4 mm e con un'altezza (3 mm) che combacia con quella dei bordi laterali. Il foro ha una dimensione di 1.5 mm di diametro. Sulla base dei 4 cilindri è stato applicato un raccordo di raggio 1 mm, per rendere più spesso e robusto il posizionamento.

Nella figura sottostante (figura 68) è possibile osservare la versione definitiva del componente.

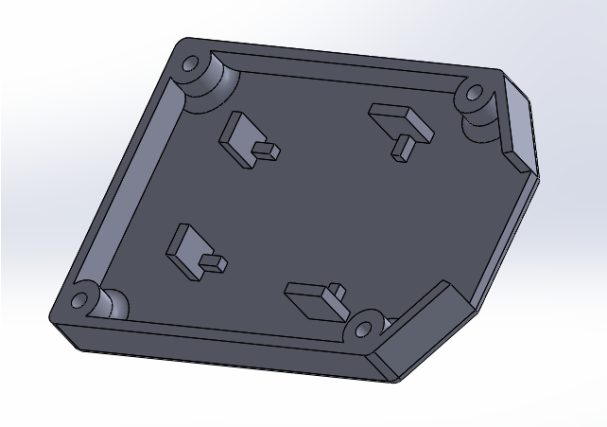

Figura 68. Base inferiore penna USB (seconda versione).

Nella figura 69, invece, è rappresentato il coperchio del case, ovvero la superficie superiore. Come si può notare, presenta la stessa geometria del precedente, con lo stesso meccanismo di chiusura (viti), ma si è voluto incrementare di 1 mm (in totale 2 mm) lo spessore del fondo, poiché appariva poco rigido, sebbene questo componente non vada incontro a particolari stress meccanici. È stato aggiunto un piano longitudinale con diverse altezze: nei primi 19 mm caratterizzato da un'altezza di 1.5 mm e nei restanti 20 mm un'altezza di 1 mm. È stata progettata questa soluzione per sopperire al gioco che si veniva a creare tra materiale e penna USB, con lo scopo di migliorare il fissaggio dell'apparecchio elettronico all'interno e impedirne il suo movimento in direzione z.

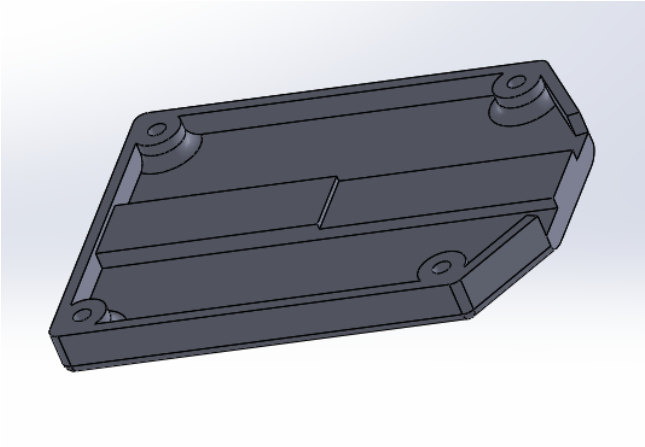

Figura 69. Coperchio superiore penna USB (seconda versione).

Infine, di seguito, viene riportato sia l'immagine dell'assieme ricostruito con le relative quote (figura 70) sia l'immagine dell'assieme scomposto (figura 71). Per completezza si è aggiunto anche il disegno qualitativo della pendrive USB.

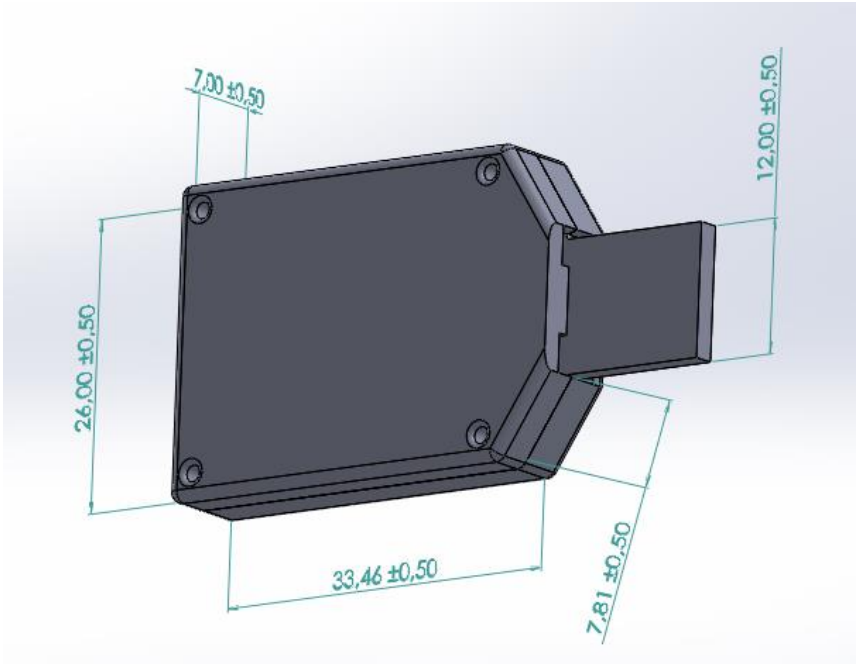

Figura 70. Assieme case USB ricostruito.

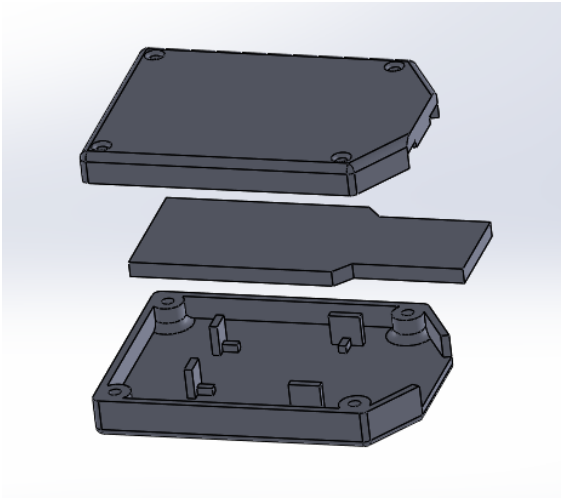

Figura 71. Assieme case USB scomposto.

Nella figura 72 di seguito viene riportata una fotografia del prodotto case concluso e stampato successivamente ad ulteriori modifiche. Come è possibile osservare, la scheda elettronica è posta perfettamente all'interno dell'involucro. Durante il nostro lavoro di sperimentazione, ci siamo serviti della collaborazione da parte di un'azienda interessata esclusivamente a componenti elettroniche e al loro assemblaggio che, seguendo le nostre specifiche di progetto, si è occupata di ristabilire la parte elettronica che era presente nella prima versione, consistente nel sistema di contatto dei pogo pin. Il problema elettronico che si era presentato riguardava il mancato contatto preciso dei connettori ai cavi dei sensori. Grazie alla rielaborazione e l'analisi del circuito elettronico e alla rilavorazione del case adeguandosi ai rinnovamenti, abbiamo ottenuto i risultati aspettati.
Qui di seguito riporto le immagini dei prodotti finali conclusi, andando ad analizzare ogni piccola modifica effettuata. In particolare nella figura sottostante è possibile osservare la presenza di piccoli rilievi nel case, eseguiti con la stampa, con il fine ultimo di migliorare l'alloggiamento della scheda all'interno della sua locazione precisa. La presenza di questi dettagli blocca eventuali spostamenti della board elettronica nelle tre direzioni x, y e z.

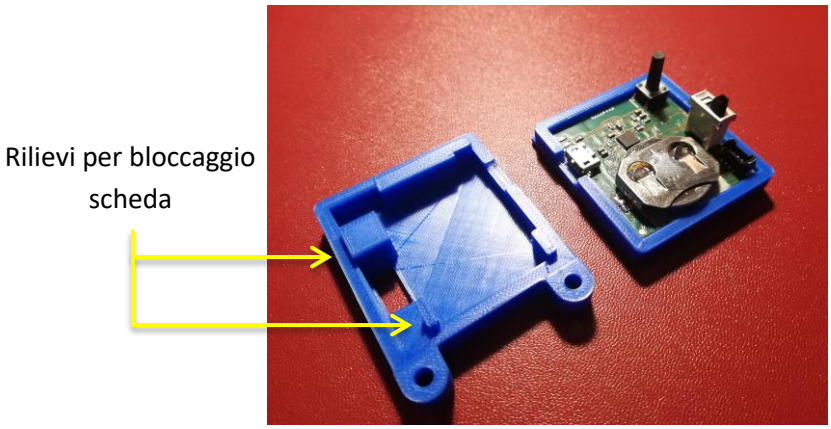

Figura 72. Involucro case con scheda elettronica.

Sul retro della scheda (figura 73) sono presenti i connettori (pogo pin) caratterizzati da una molla interna, che permettono un contatto adeguato e una trasmissione corretta dei segnali. Questi appena citati sono i connettori responsabili del trasferimento del segnale in arrivo dai sensori, diretti alla scheda e successivamente, tramite tecnologia Bluetooth, al pc.

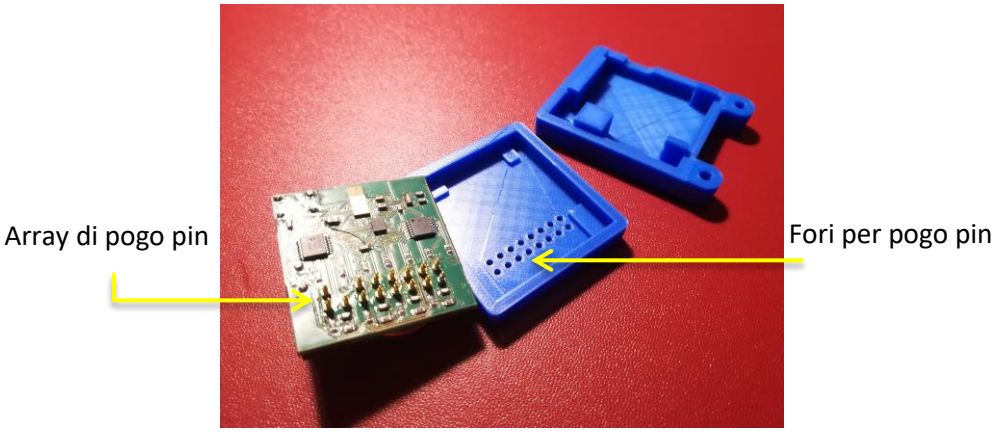

Figura 73. Retro della scheda e case.

Nella parte inferiore del case tornano presenti i 16 fori, che consentono il passaggio dei pogo pin della scheda e permettono il contatto con la parte sottostante del prodotto. Inoltre, per evitare un'aderenza instabile dei pogo pin, è stato necessario l'uso di 2 viti, in modo da stabilire un contatto fisso. La posizione delle viti è stata modificata: prima i fori delle due viti erano localizzati ai lati opposti dell'involucro che conteneva la scheda elettronica. Nella versione finale del prototipo è stata scelta un'ulteriore soluzione: unire il case della scheda con il case a contatto con il guanto in un unico blocco, creando così una struttura compatta del case.

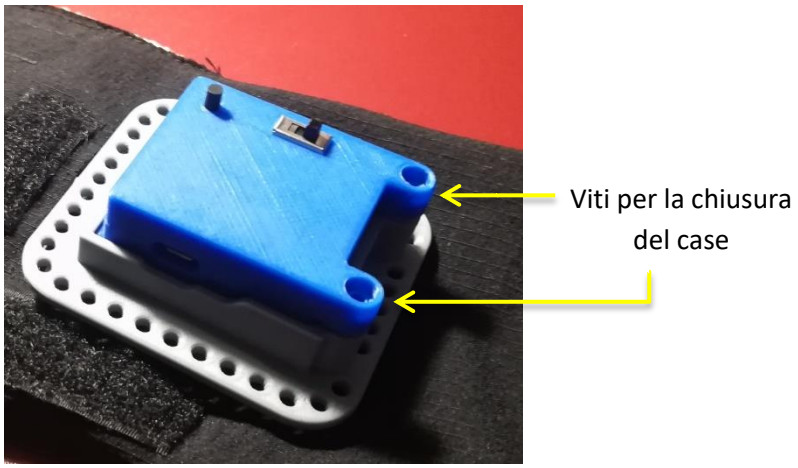

Figura 74. Posizione viti case.

Infine è stata aggiunta una scheda intermedia (figura 75) al di sotto del circuito elettronico per collegare i cavi dei sensori: su tale scheda avverrà il contatto dei pogo pin della board elettronica, uscenti dai 16 piccoli fori del case inferiore. Al di sotto della placca grigia sono presenti i fili dei sensori che, da una parte si inseriscono al di sotto del tessuto e proseguono il loro percorso fino alle falangi, dall'altra si collegano alla scheda intermedia applicata sul fondo di questo componente del case.

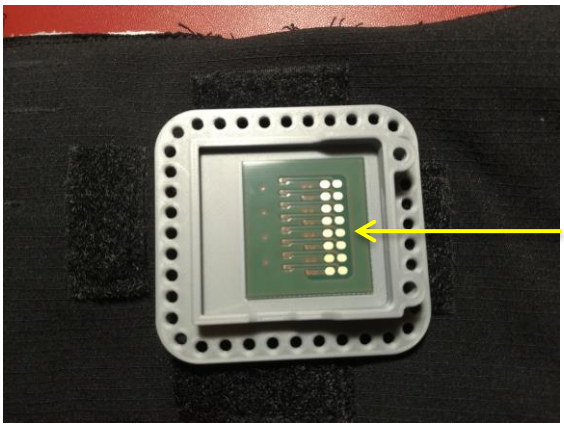

Figura 75. Scheda intermedia per contatto con i sensori.

Nelle due immagini seguenti riporto i prodotti finiti.

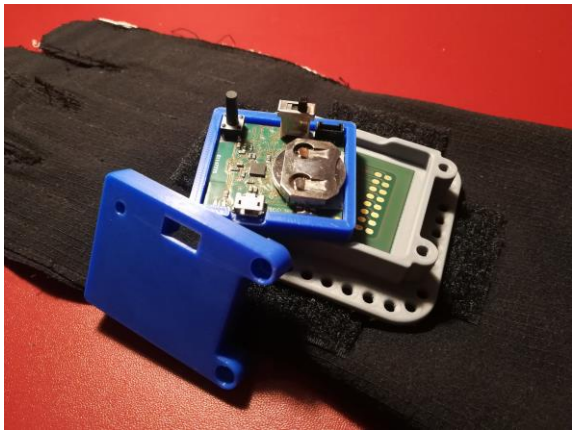

Figura 76. Prototipo completo di tutti i componenti.

Figura 77. Prototipo guanto ultimato.

Per quanto riguarda il prodotto del case della penna USB per il trasferimento dei dati tramite Bluetooth, sono presenti nel seguito alcune immagini del modello stampato. In questo caso, al contrario del case del circuito descritto precedentemente, non è stata eseguita nessuna modifica rispetto alla versione presentata nel sotto capitolo sopra. Il materiale utilizzato per la stampa 3D è sempre il polimero termoplastico ABS.

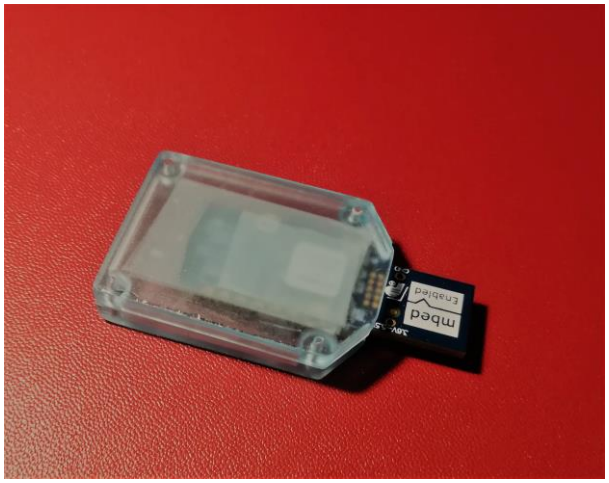

Figura 78. Case penna USB.

Figura 79. Case penna USB (vista frontale).

Stampante 3D e processo di produzione FDM

Come descritto precedentemente, il case progettato con SolidWorks è stato poi realizzato con una stampante 3D, attraverso un processo chiamato *Modellazione a deposizione fusa (FDM)*.
Una stampante 3D è un macchinario usato per realizzare oggetti tridimensionali, a partire da un modello 3D digitale. La risoluzione del dispositivo è espressa in spessore degli strati e la risoluzione X-Y in dpi. Lo spessore degli strati è all'incirca intorno ai 100 µm, mentre la risoluzione X-Y si avvicina di molto a quella delle stampanti laser. Le particelle (punti 3D) hanno un diametro cha varia dai 50 ai 100 µm.

Per poter stampare in 3D un oggetto bisogna avere un modello 3D il quale viene prodotto con dei software di modellazione 3D, come nel nostro caso SolidWorks. In questi software si possono impostare tutti i dati della stampante 3D e molti parametri per la stampa, come lo spessore del layer, l'infill, la velocità di stampa.

La Fused Deposition Modeling è una tecnologia di produzione additiva, utilizzata in ambito di modellazione, prototipazione e produzione, a partire da un file CAD. L'FDM lavora su un principio "additivo", rilasciando il materiale e procedendo strato su strato. È presente un filamento termoplastico che viene srotolato da una bobina, che fornisce il materiale ad un ugello di estrusione, grazie al quale è possibile gestire il flusso in uscita. L'ugello è riscaldato, per permettere al materiale di sciogliersi: esso può essere guidato sia in direzione orizzontale che in quella verticale, attraverso un meccanismo a controllo numerico dettato da un software di slicing, inviato alla macchina sotto forma di codice.

Figura 80. Bobina di filamento per stampanti 3D.

Per favorire l'adesione di alcuni materiali al piano di stampa, si ricorre all'impiego di piani riscaldati, i quali contrastano la compressione dovuta al raffreddamento del materiale. Nel metodo di processo FDM la risoluzione media è di 0,2 mm: tanto più lo spessore dello strato è minore, tanto più la risoluzione è alta, ma anche più lungo diventa il tempo di stampa.

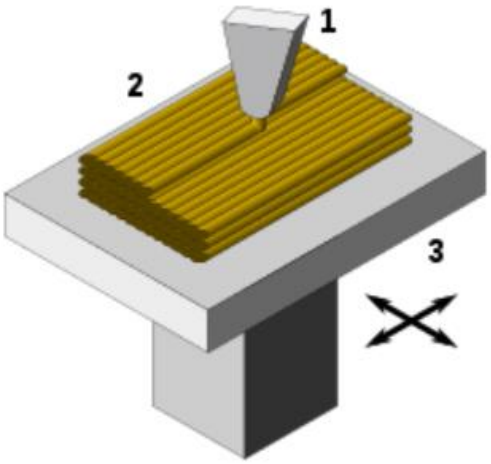

Figura 81. Cinematica della tecnologia additiva FDM

Il metodo FDM è basato su un ugello che deposita un polimero fuso strato dopo strato per creare la geometria del pezzo. I polimeri più conosciuti che vengono utilizzati col metodo FDM sono il PLA (Acido polilattico) e l'ABS (Acrilonitrile butadiene stirene). Proprio quest'ultimo materiale è stato scelto per l'elaborazione del nostro prodotto: l'ABS viene estruso normalmente a una temperatura di fusione variabile fra i 220 °C e i 250 °C. Al contrario dell'ABS il PLA non emette fumi potenzialmente dannosi quando viene fuso ed

estruso. Gli oggetti stampati in ABS sono meno fragili, maggiormente resistenti alle alte temperature e più flessibili degli oggetti stampati in PLA.

I vantaggi di questa tecnica possono essere innumerevoli e tra i principali troviamo:

- riduzioni dei tempi e costi di produzione rispetto alla tecnologia tradizionale
- maggiore libertà progettuale e possibilità di realizzare geometrie estremamente complesse
- nessun utilizzo di attrezzature e stampi
- possibilità di realizzare particolari monolitici di grandi dimensioni fino a 900 x 600 x 900 mm
- disponibilità di materiali tecnici altamente performanti e certificati.

I limiti della tecnologia

Come ogni tecnologia additiva la modellazione a deposizione fusa lavora per strati, il cui spessore minimo dipende da vari fattori, come la cinematica della macchina, la dimensione dell'ugello di estrusione, il materiale usato. Il risultato porterà a degli inestetismi, errori di tolleranza e problemi di anisotropia, ovvero differenti proprietà meccaniche in base all'orientamento degli strati.

Durante il processamento del case, abbiamo riscontrato alcuni problemi nella risoluzione della stampante 3D, che ha prodotto dettagli poco precisi. Difatti, uno dei problemi più grandi è la stampa di parti con sottosquadro (o comunque geometrie con un angolo rispetto al piano di stampa superiore ai 45°), che senza un supporto cederebbero. Per risolvere questo problema, in fase di slicing vengono generati dei supporti che potranno essere stampati dallo stesso ugello, con lo stesso materiale o con un secondo estrusore che utilizza un differente materiale di supporto. I supporti saranno rimossi in post processo tramite azione meccanica o, in caso di materiali solubili immergendo la parte in acqua o altri solventi.

CAPITOLO V

INTERFACCIA GRAFICA SERIALPLOT

Introduzione e configurazione

In questo capitolo è di fondamentale importanza capire come lavora l'intero dispositivo: andrò ad analizzare il funzionamento di un software installato sul pc, tramite un collegamento Bluetooth.

Il movimento delle dita provoca di conseguenza la flessione dei sensori di bending, la forza impressa sul dito instaura un cambiamento di pressione sui sensori posizionati sui polpastrelli. I sensori danno in output un voltaggio elettrico, che viaggia attraverso i cavi a 4 poli e arriva nel cervello centrale del dispositivo: il circuito elettronico miniaturizzato, posizionato sul dorso del guanto. Quindi la scheda acquisisce i segnali provenienti dalle dita e li trasmette via Bluetooth al software. Questa connessione è resa possibile grazie all'utilizzo della penna USB, che riceve i segnali e li trasmette all'apposito programma.

SerialPlot è un software che permette di tracciare su un grafico, in tempo reale, i dati che arrivano via Bluetooth direttamente dalla scheda installata sul guanto. Al primo utilizzo è necessario configurare il software per interfacciare il pc con il guanto.

Una volta avvenuta l'installazione, il programma è pronto per essere usato e l'interfaccia che si presenta all'avvio è rappresentata in figura 53.

Arrivati a questo punto è necessario configurare tutte le impostazioni per il corretto funzionamento con il guanto. Per importare le impostazioni all'interno di SerialPlot, bisogna cliccare su *File – Load Settings* e nella finestra che si apre selezionare il file "*Settings.ini*".

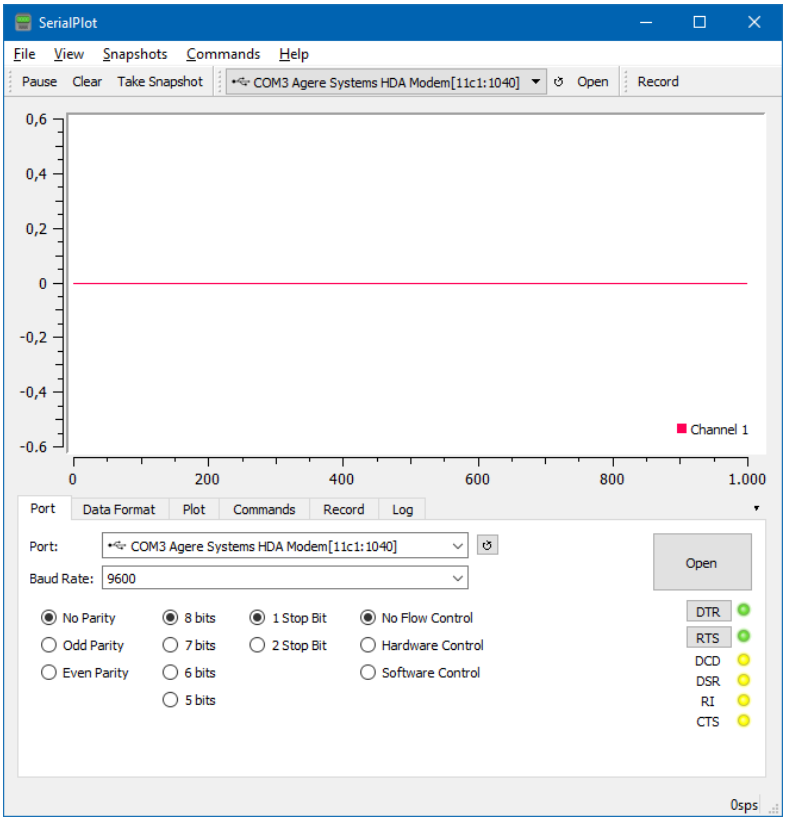

Figura 82. Interfaccia iniziale del software SerialPlot.

Connessione Bluetooth e Training

Per interfacciare il guanto con il PC, bisogna per prima cosa assicurarsi di aver inserito la chiavetta nella porta USB e di aver acceso la scheda del guanto. Sulla scheda sono presenti un interruttore e un bottone; per accendere la scheda occorre innanzitutto spostare il cursore dell'interruttore verso il bottone e successivamente premere quest'ultimo: si accenderà un led blu che indica l'avvenuta connessione.

A questo punto bisogna cliccare sulla freccia circolare (nella figura 74 è cerchiata) nella parte superiore del programma. Si noterà che la scritta a sinistra (indicante la porta COM) si aggiornerà in maniera automatica: se così non fosse, si può porre rimedio in maniera manuale, aprendo il menù a tendina e selezionare la porta COM e cliccare sul tasto "*Open*" a fianco.
Successivamente è necessario instaurare la connessione tra pc e guanto: nella voce "*Commands*" (nella figura sottostante è indicato dal numero *1*) sono contenuti tutti i possibili comandi. Sulla sinistra (*2*), in grassetto, appaiono i nomi dei comandi (Connect, Force, Bending, ...), la parte centrale rappresenta la parte di codice associata a ciascun comando, mentre a destra compare il comando *Send* (*3*), che serve per impartire i

comandi alla chiavetta USB che comunica direttamente con la scheda elettronica presente sul guanto. Per ogni comando bisogna premere sul bottone *Send* corrispondente, per attivare quella particolare funzione. La parte nera dell'immagine (*4*) rappresenta la regione dove verranno rappresentati i diversi grafici dei dati provenienti dai sensori.
Per instaurare la connessione PC-Guanto, cliccare sul bottone *Send* corrispondente al comando "*Connect*": se la connessione è andata a buon fine, sulla barra di stato in basso verrà visualizzato "*Connected*".

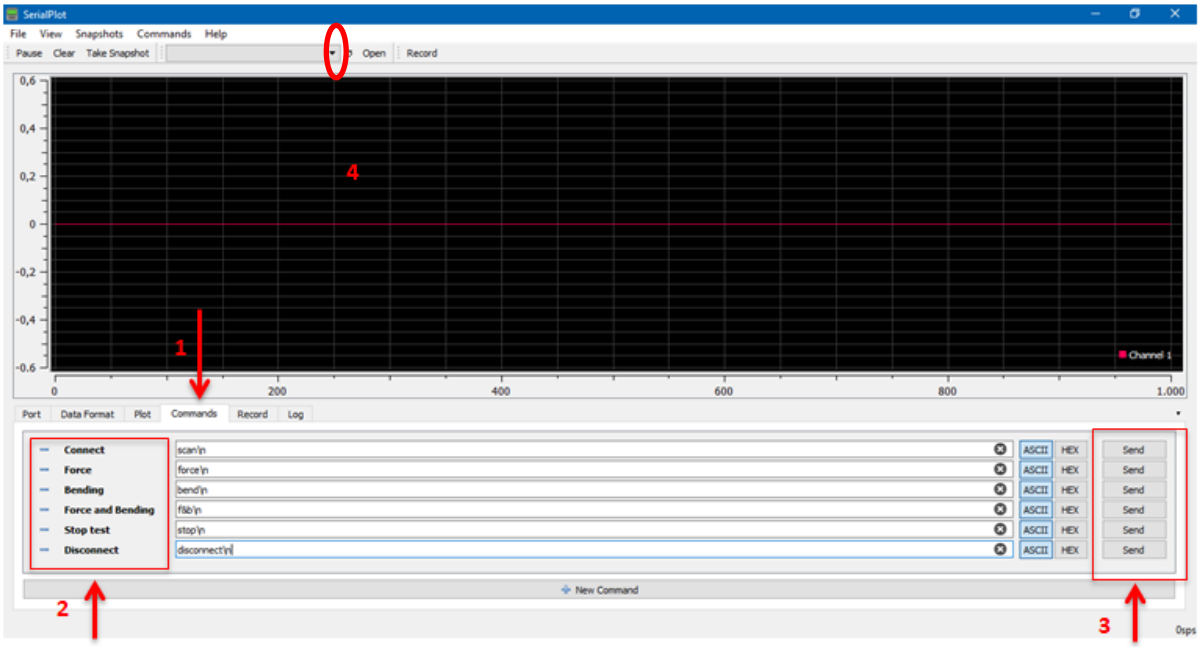

Figura 83. Interfaccia SerialPlot.

Una volta instaurata la connessione è possibile eseguire i vari training:

- **Force**: vengono abilitati soltanto i sensori di forza;
- **Bending**: vengono abilitati soltanto i sensori di flessione;
- **Force and Bending**: vengono attivati entrambi i tipi di sensori;
- **Stop test**: per fermare il training corrente;
- **Disconnect**: per disconnettere il guanto dal pc.

Training Forza e Flessione

Per capire meglio il funzionamento del processo, si riporta di seguito un esempio di training.

Si voglia fare un training sia di forza che di flessione: si seleziona il comando *Force and Bending,* si seleziona il comando *Send* e parte così la registrazione dei dati. Nell'interfaccia (*4*) si creeranno automaticamente 8 grafici, individuati come "*Channels*". Ogni canale corrisponde ad un determinato sensore. Di seguito si riporta una tabella riassuntiva:

Channel 1	Forza INDICE
Channel 2	Flessione INDICE
Channel 3	Forza MEDIO
Channel 4	Flessione MEDIO
Channel 5	Forza ANULARE
Channel 6	Flessione ANULARE
Channel 7	Forza MIGNOLO
Channel 8	Flessione MIGNOLO

Figura 84. Suddivisione dei canali.

È possibile zoomare i grafici selezionando la porzione di esso che si vuole analizzare; per tornare alla visualizzazione di partenza, sarà necessario semplicemente cliccare sul grafico con il tasto destro del mouse.
Nello stesso modo si può procedere per il training di Forza e quello di Flessione. Ciò che cambia è il numero di canali che vengono visualizzati in uscita. Infatti, nel caso in cui si selezionerà il training *Force*, verranno visualizzati solo 4 canali (*Channel 1, Channel 2, Channel 3, Channel 4*), indicanti rispettivamente la forza dell'indice, medio, anulare e mignolo. Analogamente per il training di *Bending* (4 canali per la flessione dell'indice, medio, anulare e mignolo).

Memorizzazione dei dati

Un aspetto di estremo interesse per il nostro lavoro è quello di poter memorizzare i dati provenienti dal movimento della mano, immagazzinarli e poterli analizzare in un secondo tempo.

Per questo tipo di software sono stati implementati due modalità di salvataggio dei dati:

1. Real Time
2. Salvataggio successivo

Nel primo caso, per memorizzare i dati in tempo reale, basterà cliccare sulla sezione *Record* (*5*): è necessario nominare il file su cui si sta lavorando, tramite il pulsante Browse (*6*). Successivamente, per abilitare la memorizzazione alla ricezione dei dati, bisogna cliccare sul pulsante *Record* (*7*). In altre parole, tutti i dati che stanno arrivando alla scheda, si stanno salvando tutti contemporaneamente nel file scelto. Prima si fa partire il salvataggio, poi si clicca su *Record* (*7*) e si avvia il test: vengono salvati i dati dall'inizio della prova e il file è in continuo aggiornamento.

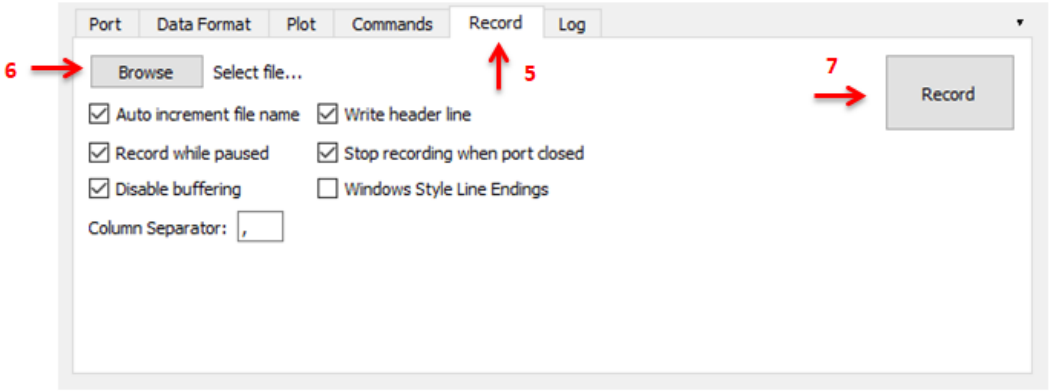

Figura 85. Memorizzazione Real Time

Nel secondo caso, invece, basterà andare nel menù *File – Export CSV* (*8*) e rinominare il file che si intende salvare. Il file così creato sarà un file senza estensione e per visualizzarlo è possibile utilizzare un qualsiasi editor di testo (Blocco note, Notepad, ...). Il salvataggio avviene da quando si fa partire il test a quando si salva il file.

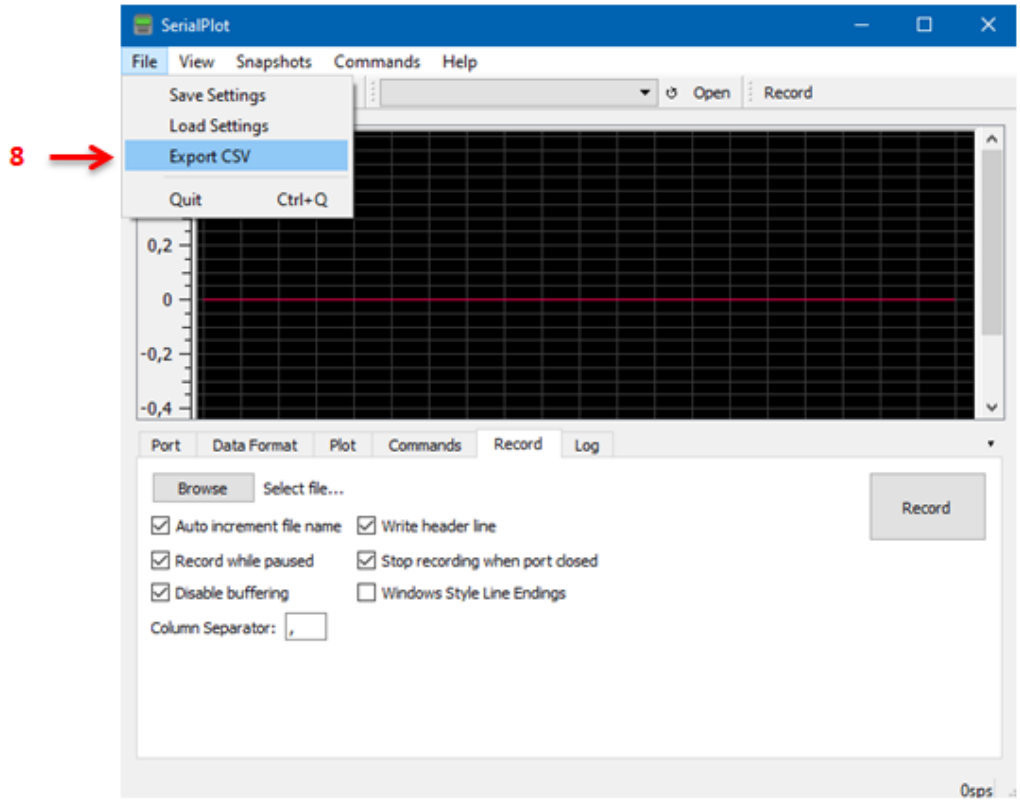

Figura 86. Memorizzazione dati successiva.

Spegnimento e ricarica della scheda

Per spegnere la scheda basterà riportare l'interruttore alla sua posizione di partenza, ovvero verso il lato opposto del bottone. Per ricaricare la scheda, invece, basterà adoperare un qualsiasi caricatore con presa micro USB (per esempio quello solito dello smartphone) e spostare l'interruttore verso il pulsante. A questo punto il LED blu si accenderà.

Il LED si accende anche se l'interruttore non è stato spostato verso il pulsante, ma ciò non significa che la batteria è in carica. Il LED, infatti, sta a indicare che la scheda è accesa; la scheda può dunque funzionare anche quando è connessa a una presa micro USB alimentata e senza batteria, ma la carica della batteria avviene soltanto quando l'interruttore è spostato nella giusta posizione.

La scheda entra in modalità standby se non avviene la connessione entro tre minuti. Passati i tre minuti la scheda non viene più rilevata ed è necessario spegnerla e riaccenderla per effettuare nuovamente la connessione.

Funzionamento LED blu

Quando si accende la scheda, il LED blu si accende lampeggiando. Quando la connessione viene instaurata emette tre lampeggiamenti più veloci per poi ritornare a lampeggiare alla stessa velocità di prima. Stessa cosa avviene per la disconnessione della scheda.

Quando invece viene connessa l'alimentazione per caricare la scheda, il LED si accende in maniera fissa, ma emette tre lampeggiamenti quando avviene la connessione o la disconnessione.

CAPITOLO VI

TEST SPERIMENTALI E RISULTATI OTTENUTI

Introduzione

In questo capitolo verrà eseguito un check sul prodotto finale, ovvero verrà verificata la sua efficacia e validato il guanto sensorizzato.

In un progetto sperimentale come questo, credo sia di fondamentale rilevanza concludere il lavoro eseguendo vari test ed esercizi, atti a verificare il giusto funzionamento e l'efficienza del prodotto. Per questo motivo, ritengo doveroso svolgere alcuni test applicativi al fine di provare il guanto.

I principali test a cui sottoporre il prodotto finale della tesi sono quelli già citati precedentemente:

- Grasping: afferrare un oggetto posto in una particolare posizione e rilasciarlo in un'altra; questo test ci permette di valutare la misura della variazione degli angoli delle varie dita, durante il movimento della mano.
- Tocco del pollice: questo test prevede il tocco in sequenza del pollice da parte delle altre quattro dita; sostituendo il pollice può essere utilizzato anche il palmo della mano, aumentando in quest'ultimo caso l'angolo del piegamento delle singole falangi.
- Premere un punto prestabilito: questo esercizio consiste nello scegliere un punto nell'area visiva del paziente e ordinargli di raggiungerlo con un particolare dito, misurandone la forza di pressione. Anche in questo esercizio è possibile eseguire il task facendo una sequenza con le varie dita.

Questi appena descritti sono i test principali da cui avevamo pensato di iniziare la sperimentazione. Alcuni esercizi possono essere fatti in maniera sequenziale: ad esempio raggiungere un obiettivo con l'indice, tornare nella posizione iniziale e ripetere l'azione con le altre 3 dita. Oppure è possibile svolgere il task che prevede il tocco del pollice, partendo dalla sequenza indice, medio, anulare, mignolo e poi tornando alla configurazione iniziale (mignolo, anulare, medio e indice).
In test come questi appena descritti è possibile inserire anche la coordinata del tempo, un

aspetto molto importante se si vuole prendere in considerazione anche la questione di accuratezza e ripetibilità dell'esercizio.
Con questo tipo di dispositivo è possibile svolgere task clinici sia in maniera separata che congiunta: è possibile selezionare la modalità di rilevazione dati, essendo interessati al lavoro di un solo dito o a quello di tutte le dita assieme.

L'accuratezza può essere un dato molto importante per i test che si ripetono con una certa frequenza; si può stabilire se un esercizio viene svolto in maniera più precisa o veloce rispetto alla sequenza precedente. Oppure si può pensare di svolgere un task di forza, impiegando pressioni diverse nelle dita e vedere la differenza durante i vari cicli.

Come potete notare i task e gli esercizi clinici da eseguire possono essere parecchi, con un ammontare di varianze e perfezioni, che possono offrire migliorie.
Prima dell'inizio di ogni esercizio motorio è buona cosa stabilire la configurazione iniziale da cui si parte e la configurazione finale, l'obiettivo del test. Un esempio di configurazione iniziale dell'esercizio del grasping, può essere la posizione aperta della mano, ovvero sulla stessa linea del palmo. Ogni precisa posizione assunta dalle dita corrisponde ad un determinato valore letto sui grafici, la cui unità di misura è il Volt [V]. Se il test da svolgere è di tipo ciclico, è fondamentale ricominciare un nuovo ciclo sempre dalla stessa configurazione iniziale e concluderlo sempre nella stessa configurazione finale; se così non fosse, si ricorrerebbero ad errori di scarsa ripetibilità della misura, poiché il valore assunto in volt di ciascuna posizione, varia a seconda della posizione del dito. Questo significa che uno spostamento longitudinale di pochi millimetri può provocare grandi variazioni nella curva tensione - angolo di bending.
Un evento che capita spesso quando si lavora con sensori o con apparecchi elettronici in generale è il rumore di fondo generato dal dispositivo stesso. In altre parole, è possibile che, nonostante la mano del paziente sia immobile, si legga un valore diverso da zero sui grafici che si vengono a creare: questo è chiamato artefatto da movimento. Si tratta di un disturbo di natura elettronica, che è sempre bene calcolare e tenere da conto, in modo da selezionare il giusto offset e considerarlo quando si traggono delle conclusioni a test sperimentali terminati.

Prime prove sperimentali del guanto

Una volta ottenuto il guanto assemblato e pronto per l'utilizzo, abbiamo subito verificato la sua efficienza. Al momento sono stati eseguiti solo piccoli esercizi per verificare la funzionalità del dispositivo e la sua connessione al software SerialPlot.

Figura 87. Prova di training di flessione dell'indice.

Nella foto qui sopra (figura 87) è rappresentata la prima prova tecnica che è stata effettuata. Si tratta di un test unicamente di training (Channel 1) di flessione dell'indice. È molto chiaro l'andamento della curva di bending: ad ogni piegamento della falange corrisponde un picco nel grafico che raggiunge un valore simbolico di 2000; quando si riporta il dito nella sua posizione iniziale (falange parallela al palmo) il valore torna a quota 1000, da dove era partito. L'asse delle ascisse indica l'andamento del tempo; l'asse delle ordinate da' un'indicazione dei dati in output dal ADC: sono valori in 12 bit e quindi il massimo valore ottenibile è 4095. Mediante una conversione si possono trasformare questi valori in gradi, ovvero esplicitando l'angolo di flessione del dito.

Successivamente abbiamo provato anche ad eseguire un test di forza, per verificare il giusto funzionamento. Il risultato è raffigurato nella foto qui sotto.

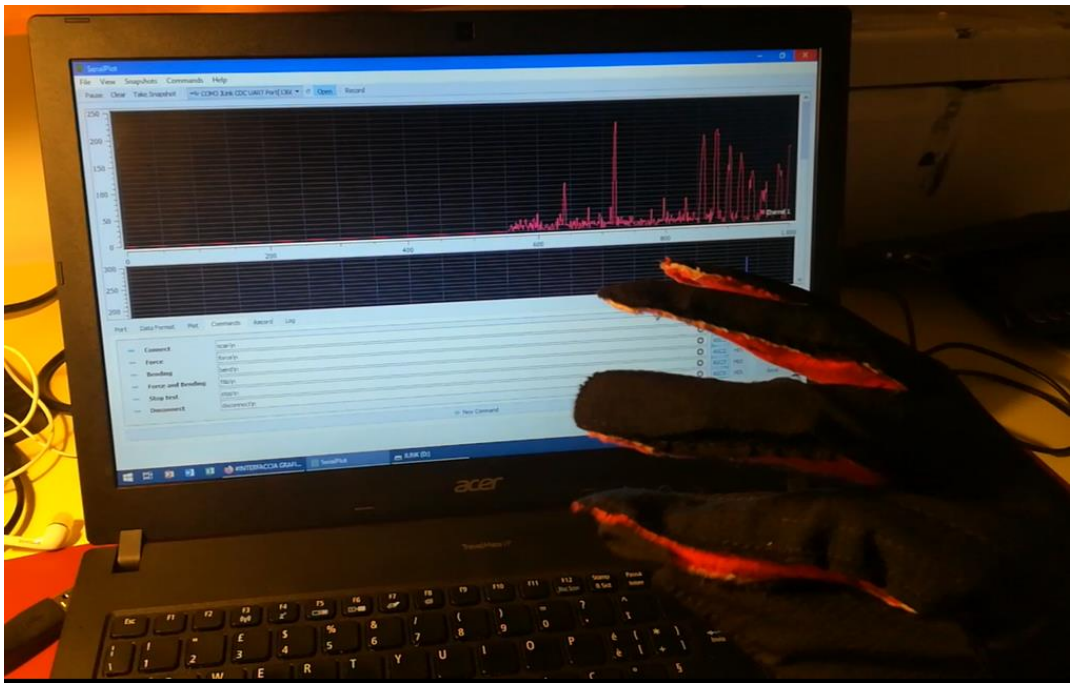

Figura 88. Prova di training di forza dell'indice.

Cambiando il tipo di training, ma sperimentando sempre un solo dito, si attiva un unico canale di visualizzazione e per semplicità si tratta sempre del Channel 1.
La prima cosa che salta all'occhio è la diversa altezza dei picchi delle curve: nell'esempio precedente riguardante il test di bending, i picchi risultavano molto precisi e pressoché della stessa ampiezza; in questo caso, invece, le ampiezze risultano molto variabili, ma è perfettamente comprensibile dal momento che è lo stesso utente a governare la forza di pressione sul polpastrello. Per questo semplice motivo il grafico della forza (indicata sull'asse delle ordinate) è soggetto a grandi variazioni di ampiezza.
Questo grafico presenta l'asse delle ordinate che ha origine in 0, che corrisponde a tensione nulla e quindi ad assenza di forza. Il sensore di forza ha un range di 0 - 4.2 V (corrispondente a 25 libbre): per ricavare la forza impressa sul polpastrello è possibile fare una proporzione con i valori letti sul grafico. L'asse delle ascisse indica anche in questo caso la variabile tempo.

CAPITOLO VII

CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

In questa ultima parte del mio elaborato vorrei riportare le conclusioni che sono affiorate durante il percorso del mio progetto.

Il nostro obiettivo era quello di realizzare un guanto ingegnerizzato con tutte le caratteristiche tecniche e di produzione consone al nostro scopo. Il dispositivo è stato prodotto in modo tale che fosse in grado di rilevare delle grandezze fisiche, tramite il lavoro di due tipi di sensori inseriti nel guanto e le comunicasse via Bluetooth al software presente nel PC.
Il lavoro fa parte di un ampio progetto iniziato con l'università giapponese della Tohoku University di Sendai. Esso consta nell'associare la grande potenza innovativa della tecnologia della realtà virtuale (IVR) con l'utilizzo di un guanto sensorizzato per la registrazione di dati cinetici. Lo scopo è quello di migliorare le abilità nell'apprendimento motorio, in particolar modo nell'arto superiore, nei pazienti sani e restaurarle in pazienti che hanno avuto danni neurologici.
Il campo d'interesse del sensor glove innovativo è l'ambito della riabilitazione medica. Mediante l'interfaccia grafica del software SerialPlot, il guanto verrà gestito dall'utente per far svolgere al paziente diversi test di training riabilitativi: si acquisiscono in maniera rapida ed efficiente i dati attraverso i sensori sulle dita, che successivamente vengono inviati tramite Bluetooth al PC, dove potranno essere analizzati in tempo reale.

Con questo elaborato sperimentale si porta a termine i primi due step del progetto giapponese, ovvero la realizzazione di un guanto sensorizzato e la verifica dello stesso con test sperimentali su volontari sani.
Per quanto riguarda questo piccolo traguardo che abbiamo raggiunto il Professore De Pasquale ed io, è possibile in un futuro fare delle modifiche al prototipo, ottimizzando sempre più dettagli fino a renderlo un vero e proprio dispositivo indossabile. Riflettendo tra le varie possibilità, mi sento di dire che questo dispositivo in futuro potrebbe essere aggiornato in termini di sensori: perciò aumentare il numero e la variazione del tipo di sensori, aggiungendo ad esempio un accelerometro e un giroscopio, per registrare altri tipi di dati utili, come l'accelerazione della mano o la sua velocità angolare insieme al polso. Potrebbero essere inseriti sensori di temperatura, per poter registrare una variazione di calore dell'arto, durante i vari test sperimentali.
Inoltre si può agire ancora sull'elettronica e renderla ancora più miniaturizzata tanto da

poterla inserire direttamente all'interno del tessuto del guanto.
Questo tipo di ricerca può essere svolta anche per quanto riguarda l'arto inferiore, sia facendo degli studi sull'analisi del cammino di pazienti sani, sia per pazienti neurologici.

La Realtà Virtuale Immersiva fornisce potenzialità e metodi di investigazione che non sono ancora disponibili nella ricerca scientifica; la tecnologia IVR potrebbe dunque stabilire contributi complementari agli studi classici di neuropsicologia e alle terapie di riabilitazione oggi esistenti.
Quello che ci si aspetta dal futuro è la perfetta coesione tra il dispositivo appena progettato e la tecnologia della realtà virtuale: insieme possono collaborare per realizzare enormi passi in avanti nel mondo delle neuroscienze e in ambito medico.

Sono un assiduo sostenitore della tecnologia e del suo continuo aggiornamento. Certamente l'avanzamento dell'elettronica ha migliorato molti aspetti del mondo odierno. Sono propenso a pensare che la scienza possa dare un enorme sostegno alla vita e al benessere dell'uomo: se usata in maniera costruttiva la bioingegneria è in grado di migliorare la salute e arrivare a risultati che, fino a qualche anno fa, erano impensabili da raggiungere.

RINGRAZIAMENTI

Con questa tesi magistrale concludo il mio percorso da studente universitario, ma mi auguro che il futuro mi conceda la possibilità di imparare ancora tante nuove nozioni che non conosco tutt'oggi.
Sono stati anni bellissimi, a tratti difficili e molto faticosi, dove pensavo di non farcela o che non fosse la mia strada, ma con il grande interesse nel campo biomedico e l'amore delle persone che mi sono state affianco, concludo anche io questo magnifico percorso pieno di soddisfazioni.

Vorrei concludere ringraziando alcune persone e dedicando loro questo mio traguardo.
In primis vorrei ringraziare il Professore Giorgio De Pasquale, che ha avuto la fiducia nell'assegnarmi questo compito e mi ha accompagnato lungo tutto questo percorso finale.
La mia mamma e il mio papà, ai quali forse ho detto troppe poche volte grazie, sono sempre stati presenti in questi anni, mi hanno sostenuto quando le cose non andavano per il verso giusto e mi hanno permesso di vivere nella città più bella d'Italia; mia sorella, per me sempre stata un punto di riferimento e ammirazione; mia nonna, figura da non sottovalutare se penso a tutte le attenzioni che mi ha dato ogni volta che tornavo a casa; mio zio Fabio, uomo fondamentale della mia crescita, da cui ho imparato che ogni giorno nella vita si può imparare una cosa nuova e se si sta attenti, pure due; mia zia Renata, persona meravigliosa a cui sono molto legato ed è sempre "dolce" vederla; mia zia Cristina e i miei cugini Alice e Mattia che ho visto crescere. E per ultima, ma non per importanza, un grazie a mia zia Marta, la mia seconda mamma, che se oggi sono un uomo è anche opera sua.

Come non ringraziare quelle persone di cui non ho potuto fare a meno in tutti questi anni, tasselli fondamentali della mia vita, i miei amici. A Mattia, compagno di corso e amico vero, con il quale ho condiviso tutto il mio percorso universitario, sempre disponibile, a cui devo molto; a Bruno, mio fratello pugliese non di sangue, con cui ci siamo sorretti a vicenda vivendo assieme momenti indimenticabili.
E infine i miei amici di una vita: Andrea, Daniele, Paul e tutti gli altri che mi hanno voluto bene. Siete stati la mia ancora di salvezza e la mia benzina, mi avete sostenuto in tutto e per tutto, a voi devo tanto; non mi avete mai lasciato solo, ma mi avete accompagnato per mano lungo le vie più difficili. Grazie davvero, siete unici.

Concludo definitivamente ringraziando tutti: siete il regalo più bello che mi potesse offrire la vita.

Luca

Bibliografia

Anatomia, Biomeccanica e Fisiologia

1. Anastasi G. et al., *Trattato di Anatomia Umana. Volume primo*., Milano, edi ermes, stampato ad agosto 2008, Capitolo 2 “Apparato tegumentario”.
2. Ferraresi C., Slide di “*Meccanica Applicata ai Sistemi Biomedici*”.
3. Gazzoni M., Slide di “*Bioingegneria dell’esercizio fisico e dello sport*”.
4. Conti F. et al., *Fisiologia medica*., Milano, edi ermes, stampato a luglio 2010, Seconda edizione, Capitolo 16 “Fisiologia generale della sensibilità”, pagine 411-420. Capitolo 17.2 “Meccanismi periferici della somestesia”, pagine 427-435.

Guanti sensorizzati e stato dell’arte

1. Premaratne P., *Human Computer Interaction Using Hand Gestures. Cognitive Science and Technology.,The University of Wollongong, North Wollongong, New South Wales, Australia, Springer, (2014), Edition I.*
2. Sturman, D.J., Zeltzer, D. (January 1994). *"A survey of glove-based input". IEEE Computer Graphics and Applications. 14 (1): 30–39. doi:10.1109/38.250916.*
3. US 4542291, "Optical flex sensor", issued 1982-09-29.
4. US 4988981B1, "Computer data entry and manipulation apparatus and method", issued 1989-02-28.
5. US 5097252, "Motion sensor which produces an asymmetrical signal in response to symmetrical movement", issued 1989-10-26.
6. *"Make your own instrumented glove". xspasm.com. Retrieved 10 April 2018.*
7. http://www.thevirtualrealityhq.com/essential-reality-p5-gaming-glove/.
8. Vitor F. Pamplona, Leandro A. F. Fernandes, João Prauchner, Luciana P. Nedel and Manuel M. Oliveira. *The Image-Based Data Glove*. Proceedings of X Symposium on Virtual Reality (SVR'2008), João Pessoa, 2008. Anais do SVR 2008, Porto Alegre: SBC, 2008, (ISBN 857669174-4). pp. 204–211.
9. GirardMaciejewski1985.
10. http://www.robots.ox.ac.uk/ActiveVision/Projects/Human/humanhand.01/index.html.
11. *Reverendkyle (2017-05-11). "VR Gloves: So Good Or So Bad?". Rev VR Studios. Retrieved 2019-02-15.*
12. Dipietro, L., Sabatini, A.M., Dario, P.: Survey of glove-based systems and their applications. IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Part C: Appl. Rev. 38(4), 461–482 (2008).
13. Zimmerman, T.G.: Optical flex sensor. US Patent 4,542,291 (1982).
14. Zimmerman, T., Lanier, J., Blanchard, C., Bryson, S., Harvill, Y.: A Hand Gesture Interface Device. In: Proceedings of the Human Factors in Computing System and Graphics Interface, pp. 189–192 (1987).
15. LaViola, J.J.: A survey of hand posture and gesture recognition techniques and technology. Providence, RI, Technical Report CS-99-11, Brown University (1999).
16. Eglowstein, H.: Reach out and touch your data. Byte 15(7), 283–290 (1990).
17. Gardner, D.L.: The power glove. Des. News 45, 63–68 (1989).
18. http://www.essentialreality.com. Accessed Sept. 2, 2013.
19. http://www.technologyreview.com/article/414021/open-source-data-glove/. Accessed Sept. 2, 2013.
20. http://info.organicmotion.com/motion-capture-blog/bid/306947/CyberGlove-III-Gives-MoCap-a-Hand. Accessed Sept. 2, 2013.
21. http://www.cyberglovesystems.com/products/cyberglove-ii/specifications. Accessed Sept. 2, 2013.
22. http://www.5dt.com/?page_id=34. Accessed Sept. 2, 2013.
23. http://inition.co.uk/3D-Technologies/x-ist-data-glove. Accessed Sept. 2, 2013.

24. http://www.mindflux.com.au/products/essentialreality/p5glove.html. Accessed Sept. 2, 2013.
25. Sturman, D.J., Zeltzer, D.: A survey of glove-based input. IEEE Comput. Graph. Appl. 14(1), 30–39 (1994).
26. Davies, J., Shah, M.: Recognizing hand gestures. ECCV-94 (1994).
27. Iwai, Y., Watanabe, K., Yagi, Y., Yachida, M.: Gesture recognition using Colored Gloves. Proceedings of ICPR '96, pp. 662–666 (1996).
28. Lamberti, L., Camastra, F.: Real-Time Hand Gesture Recognition using a Color Glove. In: Maino G. and Foresti G.L. (eds.) ICIAP 2011, Part I, Lectures Notes on Computer Science Series (LNCS) 6978, pp. 365–373. (2011).
29. Wang, R.Y., Popović, J.: Real-time hand-tracking with a color glove. ACM Trans. Graphics Proc. ACM SIGGRAPH. 28(3), 63 (2009).
30. Rehg, J.M., Kanade, T.: DigitEyes: Vision-based Human Hand Tracking. Proceedings of European Conference on Computer Vision (1994).
31. Gennery, D.: Visual tracking of known three-dimensional objects. Int. J. Comput. Vision 7(3), 243–270 (1992).
32. Kang, S.B., Ikeuchi, K.: Grasp recognition using the contact web. In: Proc. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Raleigh, NC (1992).
33. Darrell, T., Pentland, A.: Space-Time Gestures. In: Looking at People Workshop, Chambery, France pp. 335–340 (1993).
34. Utsumi, A., Miyasato, T., Kishino, F.: Multi-Camera Hand Pose Recognition System Using Skeleton Image. IEEE International Workshop on Robot and Human Communications, pp. 219–224 (1995).
35. Freeman, W.T., Michal, R.: Orientation Histograms For Hand Gesture. International Workshop of Automatic Face and Gesture Recognition (1995).
36. Cui, Y., Swets, D., Weng, J.: Learning-Based Hand Sign Recognition. Proceedings of the International Workshop on Automatic Face and Gesture Recognition, pp. 201–206 (1995).
37. Shimada, N., Shirai, Y., Kuno, Y., Miura, J.: Hand gesture estimation and model refinement using monocular camera-ambiguity limitation by inequality constraints. Proceedings of Third IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition. pp. 268–273 (1998).
38. Segen, J., Kumar, S.: Gesture VR: Vision-based 3D hand interace for spatial interaction. Proceeding MULTIMEDIA '98, Proceedings of the Sixth ACM International Conference on Multimedia, pp. 455–464 (1998).
39. Utsumi, A., Jun, O.: Multiple-hand-gesture tracking using multiple cameras. IEEE Comput. Soc. Con. Comput. Vis. Pattern Recognit. 1, 473–478 (1999).
40. Chen, F.S., Fu, C.M., Huang, C.L.: Hand gesture recognition using a real-time tracking method and hidden Markov models. Image Vision Comput. 21, 745–758 (2003).
41. Gastaldi, G., Pareschi, A., Sabatini, S., Solari, F., Bisio, G.M.: A man machine communication system based on the Visual Analysis of Dynamic Gestures. IEEE International Conference on Image Processing, pp. 397–400 (2005).
42. Premaratne, P., Safaei, F., Nguyen, Q.: Moment Invariant Based Control System Using Hand Gestures. In: Intelligent Computing in Signal Processing and Pattern recognition. Book Series Lecture Notes in Control and Information Sciences, Huang, D.-S., Li K., Irwin G.W. (eds.) ICIC 2006, LNCIS vol. 345, pp. 322–333. Springer Berlin Heidelberg (2006).
43. Nguyen, D.B., Ejima, T.: A New Approach Dedicated to Hand Gesture Recognition. Proceedings of the 5th International Conference Cognitive Informatics, pp. 62–67 (2006).
44. Binh, N.D., Shuchi, B., Ejima, T.: Real-time Hand Tracking and Gesture Recognition System. Proceedings of International Conference on Graphics, Vision and Image Processing (cVIP-o), pp. 362–368 (2005).
45. Berci, N., Szolgay, P.: Vision based Human Machine Interface via Hand Gestures. 18th European Conference on Circuit Theory and Design, ECCTD, pp. 496–499 (2007).
46. Appenrodt, J., Handrich, S., Al-Hamadi, A., Michaelis, B.: Multi stereo camera data fusion for fingertip detection in gesture recognition systems. International conference of soft computing and pattern recognition (SoCPaR), pp. 35–40 (2010).

47. De Pasquale G., *GoldFinger: l'interfaccia uomo-macchina alimentata da energia biomeccanica,* in "Scienze e Ricerche", 1 Agosto 2016, n. 34.

Materiali

1. Cesare Brisi, Chimica applicata, 3ª ed., Torino, Levrotto & Bella, 1997, p. 448, ISBN 88-8218-016-6.
2. Melvin I. Kohan, Steve A. Mestemacher, Rolando U. Pagilagan, Kate Redmond, Polyamides [collegamento interrotto], in Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry, 2003, DOI:10.1002/14356007.a21_179.pub2.
3. Leland L. Estes, Fibers, 4. Synthetic Organic, in Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry, 2002, DOI:10.1002/14356007.a10_567.
4. Klaus Weissermel, Hans-Jürgen Arpe, Charlet R. Lindley, Industrial organic chemistry, 4ª ed., Wiley-VCH, 2003, pp. 239-266, ISBN 3-527-30578-5.
5. Zapp JA, Limperos G, Brinker KC, Toxicity of pyrolysis products of 'Teflon' tetrafluoroethylene resin, in Proceedings of the American Industrial Hygiene Association Annual Meeting, 26 aprile 1955.
6. PTFE, su centerplast.it. URL consultato il 2 aprile 2014 (archiviato dall'url originale il 4 marzo 2016).
7. History Timeline 1930: The Fluorocarbon Boom, DuPont.
8. Roy Plunkett: 1938.
9. Richard Rhodes, The Making of the Atomic Bomb, New York, New York, Simon and Schuster, 1986, p. 494, ISBN 0-671-65719-4.
10. "Teflon History ", home.nycap.rr.com, Retrieved 25 January 2009.
11. Teflon offgas studies|Environmental Working Group Archiviato il 4 febbraio 2013 in Internet Archive. Ewg.org.
12. DuPont, Key Questions About Teflon, accessed on 3 December 2007.
13. http://www.medicalnewstoday.com/medicalnews.php?newsid=4716 "Can Teflon make you sick?", Medical News Today.
14. Petition to Require Warning Labels|Environmental Working Group Archiviato il 15 ottobre 2012 in Internet Archive.
15. United States Patent 4194041, United States Patent and Trademark Office.
16. Membrana, GORE-TEX Products.
17. Neoprene, su Enciclopedia Treccani.
18. Neoprene, dalle tute da sub all'abbigliamento di lusso: il 'tessuto scuba' è la nuova mania dei designer, su Il Fatto Quotidiano.
19. Claudio Soranzo, Alcantara, simbolo dell'eccellenza Made in Italy, su infomotori.com, 15 luglio 2015.
20. Anna Mossuto, Alcantara, un bene unico al mondo, in Corriere Economia, supplemento a Corriere della Sera, 6 luglio 2015.
21. Alberto Caprotti, «La sostenibilità è diventata il nostro valore aggiunto», in Avvenire, 19 novembre 2015.
22. Linda Parrinello, La qualità (da sola) non basta, in Business People, Aprile 2015.
23. Alcantara, il lusso made in Italy si fa green per sfidare la crisi e la recessione, su tgcom24.mediaset.it, 31 ottobre 2014.
24. Laura Cavestri, Alcantara veste le fotocamere, su ilsole24ore.com, 25 ottobre 2013.
25. Alcantara S.p.A., an Italian success, in The Japan Times, 16 novembre 2010.
26. Sergio Morales Sosa, Quando conviene la "sostenibilità", in La Gazzetta del Mezzogiorno, 24 ottobre 2015.
27. Alcantara. Le développement durable et la nouvelle chaîne de valeur automobile, in Auto Focus, Nov-Déc 2014, p. 26.
28. Lucia Grenna, Climate change: lessons in cross-sector collaboration, su theguardian.com, 17 aprile 2013.

29. Alcantara Continues Its Focus on Sustainability as Key Brand Value, su financial.de, 13 novembre 2015.
30. Bob Gritzinger, Making Luxury Interiors Green, su wardsauto.com, 9 novembre 2015.
31. Fabrizio de' Marinis, Dall'Umbria al resto del mondo quel magico tocco di Alcantara, su ilgiornale.it, 22 luglio 2015.
32. Walter Fung Coated and laminated textiles, Woodhead Publishing, 2002 ISBN 1-85573-576-8, p. 239.
33. JAB Anstoetz takes over Alcantara distribution Archiviato il 2 ottobre 2011 in Internet Archive., SleeperMagazine.com, 12 June 2010.
34. Anna Maria Ciuffa, Andrea Boragno: Alcantara®, il marchio in controtendenza, in Specchio Economico, Ottobre 2015, p. 17.
35. Walter Fung, Coated and Laminated Textiles, Sawston, Woodhead Publishing, 2002, ISBN 978-1-85573-576-7.
36. http://www.tecnoguanti.it/prodotti, Tecno Guanti, Guanti di protezione, “High performance, Made in Italy, Pino’s Gloves”.

Stampante 3D (FDM)

1. Stampa 3D: https://it.wikipedia.org/wiki/Stampa_3D
2. Modellazione a deposizione fusa: https://it.wikipedia.org/wiki/Modellazione_a_deposizione_fusa
3. Spring – Il processo FDM: https://www.aita3d.it/spring-il-processo-fdm/