

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria

dell'Informazione

TECNICHE DI TRASDUZIONE DI
SEGNALI BIOMETRICI IN
RIABILITAZIONE FUNZIONALE

Laureando:

Paolo Roberto

SACERDOTI

Relatore:

Prof. Alessandro

PACCAGNELLA

Correlatore:

Dott. Matteo

SCARAMUZZA

27 novembre 2012

Indice

1	Grandezze Biometriche e Trasduzione	11
2	Trasduzione di Forza	15
2.1	Caratteristiche Generali / Tecnologia	16
2.1.1	Sensori Capacitivi	16
2.1.2	Sensori Piezoelettrici	20
2.1.3	Sensori Piezoresistivi	22
3	Trasduzione di Posizione	27
3.1	Sensori Optoelettronici	28
3.2	Goniometri	31
3.3	Giroscopi	33
3.4	Accelerometri	36
4	Applicazioni	39
4.1	Guanti Sensorizzati	39
A	Appendici	51
A.1	Tabelle	51

A.2 Allegati 55

Abstract

Electrical transduction is a well established practice in a number of scientific and industrial fields. Aim of this Thesis is to give an exhaustive overview on the available sensing technologies, with a focus on the electrical transduction of biometric parameters, specifically those of interest in the field of functional rehabilitation. Force sensing and proprioception ability are the key features that must be implemented in sensing devices and capacitive and piezoresistive sensors have arisen as the most widespread choice for measurement purposes. Special attention has been given to glove based systems, and results from personal observations and measurements on an actual device have been included.

Introduzione

Gli ultimi vent'anni hanno visto un miglioramento inimmaginabile nelle condizioni di vita delle persone con disabilità, trainato dall'evoluzione della tecnologia applicata allo sviluppo e alla produzione di ausili, sempre più efficaci e sofisticati, e accompagnato da un impegno crescente da parte di medici e ricercatori a sviluppare nuove strategie di cura e assistenza per molte patologie invalidanti finora ritenute definitive e irreversibili. La riabilitazione funzionale (o occupazionale, dall'inglese *occupational therapy* [1]), cioè quella disciplina terapeutica specifica che si occupa di fornire al paziente gli strumenti per tornare a eseguire quelle funzioni che per qualche motivo ha perduto, è sempre più praticata e studiata. Questa persegue il suo obiettivo in due modi: tramite la correzione, o rimozione, del danno, ad esempio in seguito a traumi lievi, o con l'addestramento all'uso di soluzioni alternative ove necessario, come nel caso di amputazioni o danni traumatici gravi [1].

L'uso strategico di dispositivi elettronici per supportare terapie e pazienti, ha posto l'esigenza di sviluppare strumenti precisi di misura e valutazione, che siano anche in grado di memorizzare i dati e mostrare gli effetti e i benefici - o i danni - di eventuali cure nel tempo.

Eppure posso dire per esperienza personale che la strada da percorrere è

ancora molto lunga. Se da un lato infatti si cerca di aiutare le persone affette da disabilità a recuperare velocemente una vita il più normale possibile, è anche vero che pare non esserci, in particolare in Italia, un interesse ad andare oltre un recupero meramente funzionale. In seguito ad un traumatismo da tuffo che mi ha procurato uno schiacciamento delle vertebre a livello C5-C6 avvenuto nel 2006, per i cinque anni successivi sono dovuto andare negli Stati Uniti per soddisfare l'ovvio desiderio di fare qualcosa per migliorare la mia condizione. Al Kennedy Krieger Institute ho trovato medici e fisioterapisti preparati e soprattutto disposti a trattare lesioni midollari croniche. In Italia trovare un atteggiamento simile è assai raro. Eppure già nel 2002 una pubblicazione dimostrava la plasticità del midollo spinale e gli effetti benefici della FES, Functional Electrical Stimulation [2], che è usata negli USA da almeno vent'anni. In Italia la FES Bike sarà commercializzata a partire da quest'anno, con grande diffidenza¹.

Ebbene, quando lo scorso inverno ho letto la proposta di tesi che prevedeva lo sviluppo di un guanto per la riabilitazione di pazienti con lesione midollare cervicale, non ho potuto fare a meno di pensare che forse questa poteva essere la mia occasione per contribuire a colmare quel gap tecnologico che ci allontana da paesi come la Germania o gli Stati Uniti e che forse, unendo l'esperienza dell'utente a quella dello sviluppatore, avrei potuto aiutare a scoprire quale sia il motivo per cui un tale dispositivo, ai miei occhi palesemente utile, non sia usato affatto.

Non avendo il tempo e le competenze per seguire pienamente il progetto,

¹Ho partecipato come dimostratore alla presentazione in anteprima la scorsa estate, Agosto 2012

ho comunque avuto la possibilità, e di questo sono grato al gruppo di BioDevices, di osservare una parte del lavoro svolto e di partecipare a due incontri dimostrativi tenuti presso l'Ospedale San Bortolo di Vicenza (dove ha sede l'Unità Spinale Unipolare del Veneto), lo stesso in cui sono stato ricoverato per sette mesi durante la fase acuta post traumatica, alla presenza di medici e fisioterapisti che mi conoscevano come paziente. Inoltre ho avuto l'occasione di leggere articoli e pubblicazioni sull'argomento e di constatare come, sebbene la tecnologia sia disponibile e i prototipi realizzati numerosi, non ce ne sia uno usato in modo consistente.

Sarebbe molto interessante approfondire il problema e forse ci sarà modo di farlo in futuro. Per cominciare in questa tesi è stata effettuata una ricerca sulle grandezze biometriche di maggiore interesse in campo riabilitativo, su come queste possano essere misurate ed elaborate tramite tecniche di trasduzione elettrica, su quale sia lo stato attuale delle tecnologie disponibili per tale scopo e su come queste siano attualmente utilizzate.

In particolare, questa tesi si inserisce all'interno delle attività svolte dal laboratorio di BioDevices del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Padova in relazione allo sviluppo di un guanto dotato di sensori di pressione da usare come supporto per la riabilitazione della mano nei pazienti affetti da lesione midollare cervicale (in collaborazione con Wetware Concepts srl, spin off del Dipartimento di Scienze Biomediche dell'Università di Padova).

Capitolo 1

Grandezze Biometriche e Trasduzione

L'integrazione tra la medicina, la terapia fisica e lo sviluppo tecnologico, consente oggi a persone affette da patologie anche molto invalidanti di vivere una vita normale e in molti casi autonoma o semi autonoma. Questo avviene parallelamente a una crescente presa di coscienza da parte della società del fatto che la disabilità esiste ma che, se adeguatamente supportata, può essere ridotta e addirittura tradotta a vantaggio di una popolazione sana, seppure sempre più anziana.

L'aumento della casistica, la crescente consapevolezza e la sensibilizzazione dell'opinione pubblica rispetto alla disabilità e all'importanza di ogni forma di riabilitazione e, non ultimo, l'invecchiamento della popolazione, hanno posto l'esigenza di uno studio approfondito e specifico delle problematiche legate alle patologie invalidanti, sia dal punto di vista dell'analisi, che da quello della soluzione.

Ecco dunque che, se fino a non molto tempo fa la valutazione delle capacità residue di una persona e i progressi ottenuti mediante le diverse terapie disponibili venivano affidate unicamente all'esperienza e alla manualità di medici e fisioterapisti, oggi si sente sempre più l'esigenza di affiancare a questi ultimi strumenti precisi di misura e valutazione.

In un tale contesto diviene quindi fondamentale la ricerca di soluzioni tecnologiche che favoriscano chi deve studiare i problemi ¹ e proporre le relative soluzioni, fornendo dati precisi, attendibili e facilmente interpretabili, e allo stesso tempo consentano a chi da tali problemi è affetto di monitorarli, contrastarli e, ove possibile, alleviarli. In questo processo assume una parte rilevante la riabilitazione funzionale, la quale si avvale in misura considerevole di strumenti tecnologici: si pensi, ad esempio, ai sistemi di controllo delle protesi, ai sistemi di stimolazione elettrica dei muscoli o ai dispositivi esterni di supporto alla deambulazione. Ciascuno di questi sistemi, per funzionare adeguatamente, è dotato di un certo numero di sensori che di volta in volta vengono usati per rilevarne - ed eventualmente correggerne - la posizione, per valutare la forza applicatavi o fornire un feedback all'utilizzatore in seguito al verificarsi di qualche condizione.

Gli ultimi anni hanno visto una notevole accelerazione nello sviluppo di tecnologie per la trasduzione di segnali tattili, grazie soprattutto all'incremento delle possibilità di calcolo e all'introduzione di algoritmi per l'interpretazione in tempo reale dei dati acquisiti. In letteratura questo interesse è dimostrato dal raddoppio del numero di pubblicazioni sull'argomento tra la

¹In questa sede si è considerata, nello studio dell'applicazione di sensori a sistemi riabilitativi, la sola disabilità fisica motoria, così come definita dal WHO ICF [3] [4]

decade 1990-1999 e quella 2000-2009 (Fig. 1.1) [5].

Year	Scopus	IEEE	Compendex	SPIE Digital Library	Springerlink
1970-1979	47	4	42	-	0
1980-1989	536	97	480	-	8
1990-1999	647	342	607	40	117
2000-2009	1341	675	1132	70	1709

Figura 1.1: Numero di pubblicazioni relative a sensori tattili [5]

Da un punto di vista riabilitativo vi è la necessità di studiare il movimento del paziente e eventualmente agevolarlo o sostituirlo. Per fare questo è necessario studiare come l'essere umano percepisca ed esegua le azioni motorie, quali siano gli stimoli esterni ed interni su cui basa le strategie di movimento, come interpreti tali stimoli e in che modo vi reagisca. Nell'ipotesi che i pazienti soffrano di sole minorazioni fisiche e non intellettive o sensoriali (vista, udito, ecc), è necessario misurare, e talvolta riprodurre, la capacità propriocettiva del soggetto, ovvero la percezione che questo ha del proprio corpo nello spazio, e la capacità di produrre movimento e quindi di generare delle forze e allo stesso tempo di percepire queste forze e reagire in maniera appropriata. Le grandezze ritenute necessarie per studiare e riprodurre il movimento sono: la forza del paziente, misurata tramite sensori di forza e pressione, che consente di simulare il senso del tatto [6]; gli angoli relativi tra le giunzioni, l'inclinazione degli arti e del busto e le loro rotazioni, usate per analizzare il modo in cui le forze vengono utilizzate, rilevati con tecniche di trasduzione della posizione [7] [8].

Le principali tecniche di trasduzione elettrica fanno attualmente uso di sensori capacitivi, piezoresistivi, piezoelettrici, optoelettronici, strain gages

(o gauges) e induttivi. Tra questi quelli di gran lunga più utilizzati, per le proprietà che saranno analizzate nei Capitoli 2 e 3, sono i sensori piezoresistivi e capacitivi per le misure di pressione e contatto; gli optoelettronici e strain gages per le rilevazioni di posizione.

La maggior parte di questi sensori viene prodotta come dispositivo singolo e quindi applicata tramite saldatura, cucitura o altro alla zona che si desidera monitorare. Questo consente una certa flessibilità nell'uso di sensori diversi in zone diverse e una relativa semplicità di adattare le posizioni alle situazioni d'uso, per lo meno in fase di studio. Tuttavia l'uso di colle o termosaldature per le connessioni implica dei difetti nell'acquisizione del segnale e delle rigidità nei punti di applicazione che sovente non sono tollerabili.

Più di recente hanno preso piede i sensori tessili (e-Textiles), ovvero materiali polimerici di vario tipo che possono essere integrati direttamente nel capo da indossare, limitando così l'ingombro e il problema del posizionamento tipico dei sensori esterni [9].

In Appendice A.1 si riporta una lista di compagnie produttrici di sensori resistivi e capacitivi.

Capitolo 2

Trasduzione di Forza

L'interazione dell'essere umano con l'ambiente e gli oggetti che lo circondano è in gran parte basata sul senso del tatto. Grazie a questo infatti l'uomo è in grado di sentire il proprio peso e come questo sia distribuito sugli appoggi, riesce ad afferrare oggetti senza romperli e a percepire quando stanno scivolando. La mancanza o l'alterazione di questa sensibilità crea dei grossi problemi di coordinazione e funzionalità e non è quindi strano che la forza impressa su una superficie sia oggetto di numerosi studi e tentativi di trasduzione elettrica.

Il problema della trasduzione elettrica della forza viene affrontato basandosi sulle proprietà di alcuni materiali di modificare le proprie caratteristiche elettriche se sottoposti a ben determinate sollecitazioni meccaniche secondo una qualche legge, che nel caso più semplice è di tipo lineare nel range di utilizzo [10] [11].

2.1 Caratteristiche Generali / Tecnologia

La trasduzione elettrica della forza è una pratica ben consolidata e utilizzata da molti anni in numerosi campi scientifici e industriali, rendendo la materia della tecnologia utilizzabile estremamente vasta. L'applicazione in ambito biometrico però, impone dei vincoli costruttivi che limitano la possibilità di riutilizzo di dispositivi già disponibili e spesso richiede lo studio e lo sviluppo di sistemi ad hoc, specifici per la singola applicazione. In particolare le necessità più rilevanti, dati i sistemi su cui i sensori vanno montati, sono: la miniaturizzazione, la precisione, il consumo energetico, l'isolamento da disturbi esterni, la durabilità, l'affidabilità, la sicurezza, il comfort. Il soddisfacimento di tutti questi requisiti costituisce una notevole sfida per chiunque approcci la materia della trasduzione di segnali biometrici, e rende tutt'altro che univoca la soluzione al problema, fatto questo che si riflette in letteratura con una moltitudine di proposte tecnologiche diverse, ma di fatto spesso analoghe nei risultati ottenuti.

2.1.1 Sensori Capacitivi

Questi sensori sfruttano la proprietà capacitiva del sistema fisico costituito da due facce di materiale conduttivo poste su piani paralleli e separati da uno strato di materiale dielettrico. La capacità dipende dalla superficie delle facce e dalla distanza a cui queste vengono poste. Quando poi sulle facce c'è una variazione della quantità di carica, il segnale elettrico dipende direttamente dalla capacità ed è così possibile misurare la forza tramite il suo effetto sulla deformazione della superficie delle facce o la loro distanza [12].

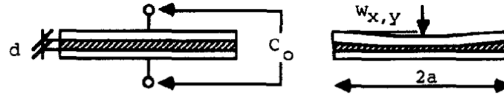


Figura 2.1: Deformazione del sensore in seguito all'applicazione di una forza [12]

Definiamo prima di tutto la capacità a riposo C_0 di un condensatore costituito da due facce parallele di superficie A , poste a distanza d e separate da un materiale di costante dielettrica ε :

$$C_0 = \varepsilon \left(\frac{A}{d} \right) \quad (2.1)$$

La maggior parte dei sensori considera una variazione della distanza tra le facce Δd , come parametro per la misura della forza. Sulla capacità questo ha l'effetto

$$C = \varepsilon \left(\frac{A}{d + \Delta d} \right) \quad (2.2)$$

Per $\Delta d \ll d$ la variazione percentuale della capacità è data da

$$\frac{C}{C_0} \approx 1 - \frac{\Delta d}{d} \quad (2.3)$$

che risulta quindi essere lineare. In termini di variazione di capacità ΔC relativa alla compressione si ha

$$\frac{\Delta C}{\Delta d} = -\varepsilon \frac{A}{d^2} \quad (2.4)$$

che rappresenta la sensitività del sensore.

Le relazioni precedenti non tengono però conto del fatto che la deforma-

zione del sensore non può essere omogenea su tutta la superficie. Per tenere conto della deflessione del sensore chiamiamo $w(x, y)$ la deflessione locale e riscriviamo (2.2) come

$$C = \int_{x=0}^a \int_{y=0}^a \frac{\varepsilon}{d - w} dx dy \quad (2.5)$$

Definendo v come il valore medio della distribuzione del carico sulla faccia superiore del sensore

$$v = \frac{1}{A} \int_{x=0}^a \int_{y=0}^a w(x, y) dx dy \quad (2.6)$$

(2.5) diventa

$$\Delta C = C_0 \left(\frac{v}{d - v} \right) = C_0 \left(\frac{v}{d} \right) \quad (2.7)$$

che rivela in questo caso, in termini di sensitività $\Delta C/(d + v)$, un andamento non lineare.

I parametri costruttivi di questi sensori sono molto variegati e l'uso estensivo che ne è stato fatto negli anni ha portato all'impiego di una vasta gamma di materiali sia per quanto riguarda le facce capacitive, sia per quanto riguarda il dielettrico, sia per quanto riguarda gli involucri protettivi e le componenti circuitali. Una soluzione molto usata per i costi ridotti impiega strati di pellicola spessa sovrapposti per le facce del condensatore e gomma di silicone come dielettrico [13]. In alternativa dielettrici in ceramica possono essere usati per dare una maggiore rigidità alla struttura.

In Tab. A.1 sono riportate alcune soluzioni precedenti agli '90.

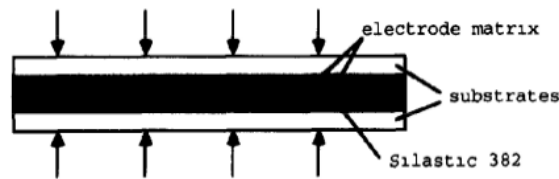


Figura 2.2: Trasduttore capacitivo basato su tecnologia a pellicole spesse [12]

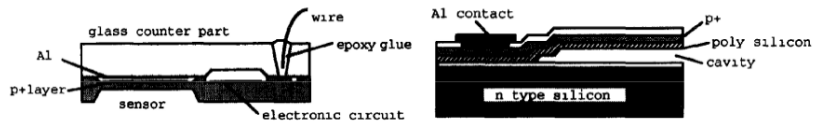


Figura 2.3: Realizzazioni tecnologiche di sensori capacitivi basati su semiconduttori [12]

L'uso di dispositivi capacitivi realizzati con tecnologia MEMS (Micro Electro-Mechanical System) tramite l'impiego di materiali semiconduttori quali germanio e silicio ha consentito di ridurre notevolmente le dimensioni di questi sensori. Capacità nell'ordine dei femtofarad (fF) sono state raggiunte, integrate in sensori di dimensioni nell'ordine dei micron (μm), con la conseguente possibilità di sfruttare variazioni minime nello spessore del dielettrico per effettuare le misure di forze fino a pochi nano Newton (nN) [14] (si vedano le eq. (2.2) e (2.7)). Per tali dispositivi si è però posto il problema di proteggerli senza peggiorare eccessivamente gli effetti termici.

Il procedimento tecnologico per la realizzazione di dispositivi capacitivi Micromachined fa uso degli stessi processi industriali per la produzione di circuiti integrati, tra i quali il processo fotolitografico e l'impiantazione termoionica. L'effetto capacitivo si ottiene tramite la creazione di cavità all'interno del wafer che vengono ricavate con la rimozione selettiva di zone di silicio successivamente sigillate alla pressione opportuna. Le tecniche di sigil-

lazione sono principalmente due: la connessione anodica e la connessione per fusione. La prima è ottenuta a una temperatura di circa $400\text{ }^{\circ}\text{C}$ applicando una corrente DC tra un substrato di vetro e uno di silicio. Questo processo conferisce al sensore delle ottime proprietà meccaniche ed è usato con successo per la produzione di sensori di pressione in campo medico. La seconda, di più recente introduzione, fa uso di processi termici ad alta temperatura ($\sim 800\text{ }^{\circ}\text{C}$), al posto dell'applicazione di corrente, per mettere a contatto due substrati di silicio. Questa tecnica consente di ridurre la presenza di capacità parassite che possano disturbare le misure.

Sviluppi recenti fanno uso di materiali polimerici che possano essere usati per integrare sensori di tipo capacitivo direttamente nel tessuto [15] o per realizzare transistor organici posti su pelli artificiali [16].

2.1.2 Sensori Piezoelettrici

I sensori piezoelettrici possono essere usati in modo ambivalente come sensori o come attuatori, infatti sfruttano la proprietà di alcuni materiali con strutture cristalline di produrre una differenza di potenziale quando sottoposti a stress e, viceversa, di modificare la propria forma quando vi si applica una differenza di potenziale. Per questo motivo sono diffusamente utilizzati in strumentazione a ultrasuoni e come trasduttori per interfacce aptiche, ovvero quelle tecnologie che forniscono un feedback sensoriale (forza o vibrazione) in risposta a uno stimolo virtuale¹ (comando a distanza, evento sullo schermo di un pc).

¹Si veda l'esempio del Cap. 4.1 a pag. 42

Il principio di funzionamento, assumendo inizialmente che il cristallo abbia una resistenza infinita, si basa sul fatto che l'imposizione di una forza f sul reticolo cristallino induce una carica q a depositarsi sulla superficie del cristallo secondo una costante k , detta costante piezoelettrica:

$$q = kf \quad (2.8)$$

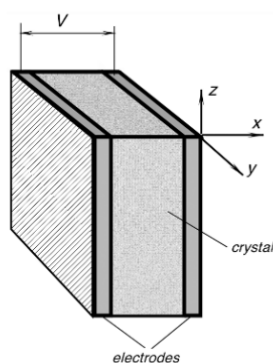


Figura 2.4: Sezione di un sensore piezoelettrico [17]

Se consideriamo una sezione piana del materiale sufficientemente sottile, possiamo considerare il complesso cristallo-elettrodi come un condensatore di capacità

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{x} \quad (2.9)$$

dove ε_0 è la permittività del vuoto e ε_r la costante dielettrica, A è la superficie degli elettrodi (non del cristallo) e x lo spessore del cristallo. Allora la tensione tra le facce sarà data dalla carica diviso la capacità del materiale:

$$V = \frac{kf}{C} = \frac{kfx}{\varepsilon_0 \varepsilon_r A} \quad (2.10)$$

Ciò che accade durante la compressione del sensore è un avvicinamento delle cariche all'interno del reticolo cristallino del materiale piezoelettrico che fa variare di conseguenza la tensione misurata in (2.10).

I materiali più usati per la produzione di sensori piezoelettrici sono: composti ceramici opportunamente lavorati, in modo da rendere la struttura cristallina reattiva sotto stress; composti polimerici PVFD (Polyvinylidene Fluoride) che, rispetto ai composti cristallini, mostrano caratteristiche migliori in termini di sensibilità termica, mantenimento delle proprietà piezoelettriche nel tempo e resistenza alle sollecitazioni meccaniche.

2.1.3 Sensori Piezoresistivi

I sensori piezoresistivi sfruttano la proprietà di alcuni materiali metallici di variare la loro resistenza elettrica quando vengono deformati.

Strain Gauge Nel caso di un allungamento si avrà un aumento della resistenza, viceversa nel caso di una compressione si avrà una diminuzione di resistenza elettrica. Spesso il materiale metallico viene posto all'interno di una fascia di altro materiale, in modo da evitare una deformazione eccessiva. In alcuni casi invece viene posta una fascia con una certa elasticità nota tra due o più fasce di materiale conduttivo che avvicinandosi o allontanandosi a seconda della forza esercitata sulla fascia elastica, variano la conducibilità dell'intero sistema.

La grandezza variabile con l'applicazione di una forza è quindi la resistenza elettrica, che varia a sua volta con la variazione della lunghezza del materiale. Detta ε la variazione relativa di lunghezza, si ha

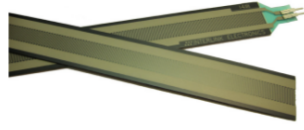


Figura 2.5: Sensore piezoresistivo Interlink (Allegato A.2)

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (2.11)$$

$$G_f = \frac{1}{\varepsilon} \frac{\Delta R}{R} \quad (2.12)$$

In particolare la relazione (2.12) rappresenta il *gage factor*, ovvero il rapporto tra la variazione relativa di resistenza elettrica $\Delta R/R$ e di lunghezza ε , che misura la sensitività del sensore. La variazione di resistenza in seguito a una trazione è data quindi da

$$\frac{\Delta R}{R} = \underbrace{(1 + 2\mu) \frac{\Delta L}{L}}_{\text{Effetto Geometrico}} + \underbrace{\frac{\Delta \rho}{\rho}}_{\text{Effetto Piezoresistivo}} \quad (2.13)$$

dove ρ è la resistività del materiale e μ il coefficiente di Poisson che lega la variazione di diametro ΔD del materiale conseguente ad un allungamento, a quella di lunghezza secondo $\frac{\Delta D}{D} = -\mu \frac{\Delta L}{L}$

Sensori Tattili Nel caso in cui al posto di una trazione sul sensore agisca una compressione, si usano configurazioni come quelle in Fig. 2.6, in cui tra due strati conduttivi viene posto un materiale con parametri di deformazione noti. La caratteristica di uscita dipende dai materiali ed è solitamente fornita dal costruttore nel datasheet del prodotto. Nel sensore in Fig. 2.5,

ad esempio, è $V_{out} = \frac{R_M V_+}{R_M + R_{fsr}}$ (si veda l'Allegato A.2 per il significato dei simboli).

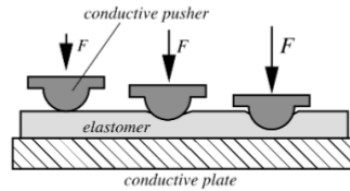


Figura 2.6: Sensore tattile piezoresistivo [10].

I materiali usati per la realizzazione di questo tipo di sensori hanno solitamente un range di uscita lineare con la forza esercitata, ammesso che si rimanga in un certo intervallo di temperatura. Quando si effettuano misure al di fuori di questo intervallo la resistenza del materiale subisce variazioni che disturbano la misura ed è necessario introdurre della circuiteria che corregga l'errore.

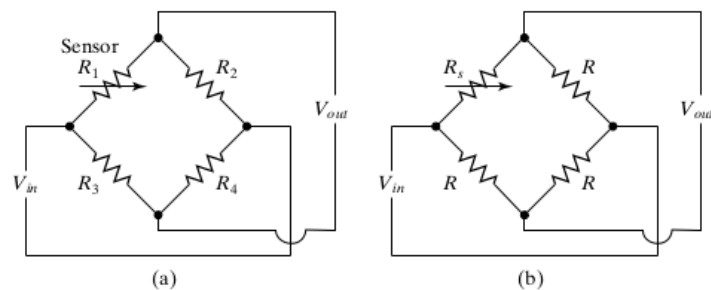


Figura 2.7: Configurazioni per il Ponte di Wheatstone

La soluzione più utilizzata è il cosiddetto Ponte di Wheatstone, riportato in Fig. 2.7 (a). Le quattro resistenze di cui è composto sono molto spesso uguali, da cui i pedici di Fig. 2.7 (b), dove $R_s = R + \Delta R$ è la resistenza

variabile del sensore. La tensione in uscita è quindi proporzionale a quella d'ingresso secondo

$$V_{out} = \left(\frac{-\Delta R}{\Delta R + 2R} \right) V_{in} \quad (2.14)$$

Quando il circuito è sottoposto a una temperatura diversa da quella di funzionamento lineare, tutte le resistenze sono sottoposte alla stessa variazione percentuale e di conseguenza numeratore e denominatore in (2.14) si semplificano cancellando l'effetto del disturbo. Bisogna tuttavia notare che, sebbene questo circuito migliori la precisione della misura, introduce anche una non linearità nel caso in cui la variazione ΔR sia superiore all'1 % di R .

Sensori piezoresistivi sono stati realizzati anche con tecniche MEMS analoghe a quelle descritte in 2.1.1, in cui al posto di cavità vuote vengono usate celle di materiale piezoresistivo [18] (Fig. 2.8)

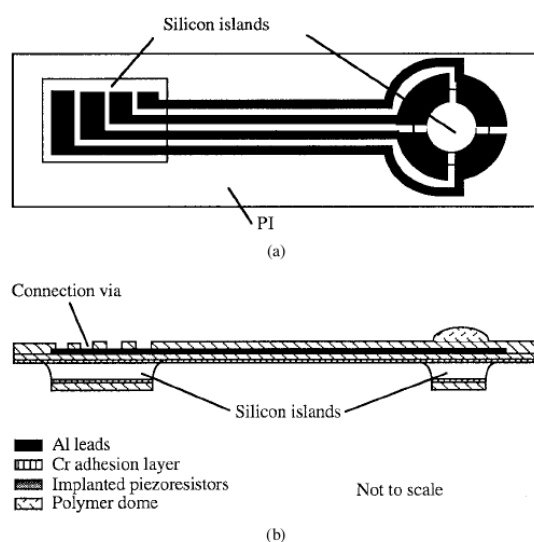


Figura 2.8: Celle di carico piezoresistive basate su tecnologia MEMS [18]

In Tab.A.4 sono riportati i G_f per alcuni materiali. Si può vedere che i semiconduttori opportunamente drogati hanno gage factors anche di un ordine di grandezza superiori rispetto ai metalli.

Capitolo 3

Trasduzione di Posizione

Le tecniche di rilevazione della posizione possono essere divise in due macro categorie: la rilevazione on-body e quella visuale [19]. Con la prima si intende che i dispositivi usati per monitorare la posizione sono solidali con l'oggetto in esame: è il caso ad esempio di tutti quei sensori montati sulle giunzioni di arti robotici o umani. Con la seconda si indicano invece quei dispositivi che effettuano la rilevazione dall'esterno tramite ad esempio videocamere o fotorilevatori.

Da un punto di vista riabilitativo è chiaro che quelli di maggiore interesse sono i sensori on-body, anche detti sensori inerziali [20], in quanto consentono una rilevazione precisa di singoli movimenti, richiedono una strumentazione relativamente semplice e forniscono dati immediati. I rilevatori visuali sono molto usati invece nella simulazione computerizzata del movimento e nell'elaborazione di realtà virtuali.

Le componenti elettroniche usate per effettuare le misure non sono diverse da quelle già viste per la rilevazione di forza e pressione: i sensori, sebbene con

caratteristiche di funzionamento diverse, sono pressoché gli stessi. Ciò che cambia è il modo in cui i segnali in uscita vengono interpretati al momento dell'elaborazione.

L'elaborazione della posizione viene fatta attraverso sensori optoelettronici e strain gauges per la misurazione di angoli, accelerometri e giroscopi, realizzati con sensori capacitivi e piezoresistivi, per la rilevazione di spostamenti e torsioni rispettivamente [21].

3.1 Sensori Optoelettronici

Precisazione Il funzionamento dei sensori optoelettronici viene descritto in questa sezione in quanto, almeno dal punto di vista della letteratura, il loro uso è molto più consistente nella rilevazione di variazioni di angoli piuttosto che di pressioni. Occorre però notare che sono impiegati anche per la misurazione della forza.

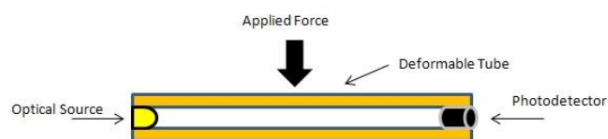


Figura 3.1: Sensore optoelettronico

Questi sensori possono essere composti da: una coppia emettitore - fotorelevatore, fibre ottiche o guide d'onda planari e basano la misura sulla variazione intrinseca di assorbenza, riflessione, scattering, fluorescenza, polarizzazione o indice di rifrazione del mezzo [22].

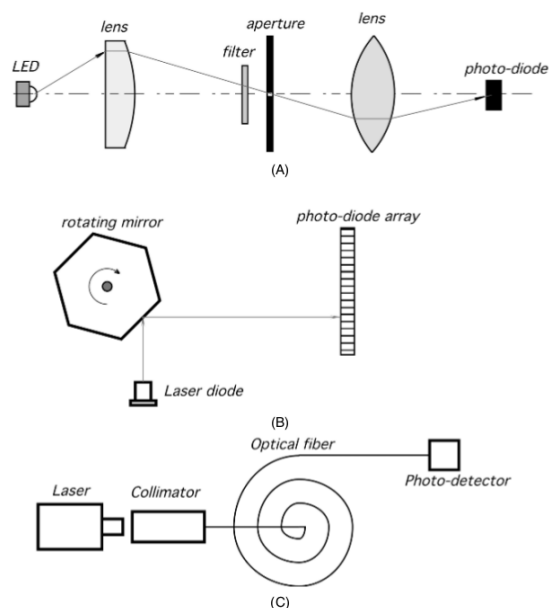


Figura 3.2: Componenti per sensori ottici [17] Rifrazione (A), Riflessione (B,C)

Fibre Ottiche e Guide D'Onda Sfruttando la proprietà di riflessione totale, la luce può essere incanalata e propagata attraverso dei sottili tubi flessibili di materiale polimerico con superfici riflettenti, o guide di vetro, a seconda della lunghezza d'onda che si desidera trasmettere. Dato che il

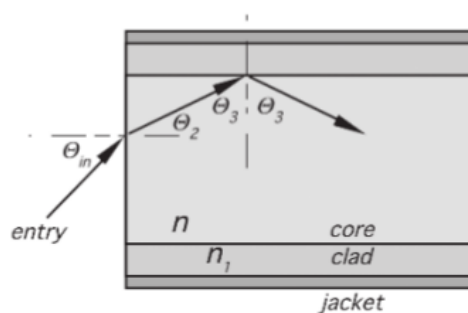


Figura 3.3: Fibra Ottica in sezione [17]

passaggio della luce da un mezzo a un altro, con indici di rifrazione diversa, ne

modifica l'angolo d'incidenza, è necessario orientare correttamente la sorgente luminosa - tipicamente un LED o una sorgente laser - rispetto alla fibra. Con riferimento alla Fig. 3.3, diciamo Θ_0 l'angolo di riflessione interna della luce che si propaga nel mezzo con indice n e si riflette sull'involucro di indice n_1 :

$$\Theta_0 = \arcsin\left(\frac{n_1}{n}\right) \quad (3.1)$$

Inoltre è importante valutare un angolo massimo di ingresso, per il quale si abbia ancora riflessione totale all'interno della fibra. Supponendo un angolo minimo di riflessione interna $\Theta_0 = \Theta_3$, dalla legge di Snell si ha

$$\Theta_{2(max)} = \arcsin\left(\frac{\sqrt{n^2 - n_1^2}}{n}\right) \quad (3.2)$$

Applicando nuovamente la legge di Snell e ricordando che per l'aria si ha $n \approx 1$, si ottiene

$$\sin \Theta_{in(max)} = n_1 \sin \Theta_{2(max)} \quad (3.3)$$

ed infine, combinando (3.2) e (3.3), otteniamo l'angolo massimo d'ingresso della luce rispetto alla normale della fibra, per cui si ha riflessione totale

$$\Theta_{in(max)} = \arcsin\left(\sqrt{n^2 - n_1^2}\right) \quad (3.4)$$

Dato che per angoli d'ingresso superiori non si ha trasmissione di segnale, e l'intensità della trasmissione diminuisce gradualmente all'avvicinarsi a $\Theta_{in(max)}$, questa proprietà viene sfruttata per misurare variazioni nella geometria della guida e di conseguenza, di quella del relativo supporto.

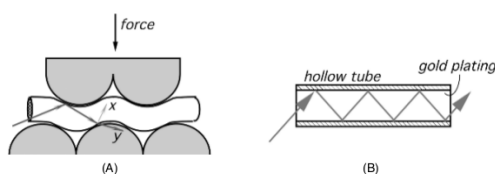


Figura 3.4: A) Forza agente su una fibra ottica e B) guida d'onda [17]

3.2 Goniometri

La misura degli angoli è una grandezza di fondamentale importanza in un gran numero di situazioni. Si pensi ad esempio al controllo di braccia robotizzate, alla valutazione della mobilità articolare o all'acquisizione di dati sulla tipologia e qualità del movimento di un arto. Esistono in commercio un gran numero di dispositivi che svolgono questa funzione basandosi su molte tecnologie diverse, elettroniche e non. Per il nostro campo di interesse ci si è limitati a considerare gli elettrogoniometri, ovvero gli strumenti che sfruttano componenti elettromeccaniche o ottiche per effettuare la misura e restituiscono segnali di tipo elettrico. I dispositivi più usati per la determinazione della flessione articolare sono gli elettrogoniometri flessibili e quelli potenziometrici.

Goniometri Flessibili Sono costituiti da due supporti, che vengono fissati sui membri tra cui si vuole misurare l'angolo di giunzione (Fig. 3.5(a)), collegati da una strain gage come quelle analizzate in 2.1.3.

L'uscita è evidentemente proporzionale alla tensione della strain gage, che è a sua volta funzione dell'angolo tra i due supporti.

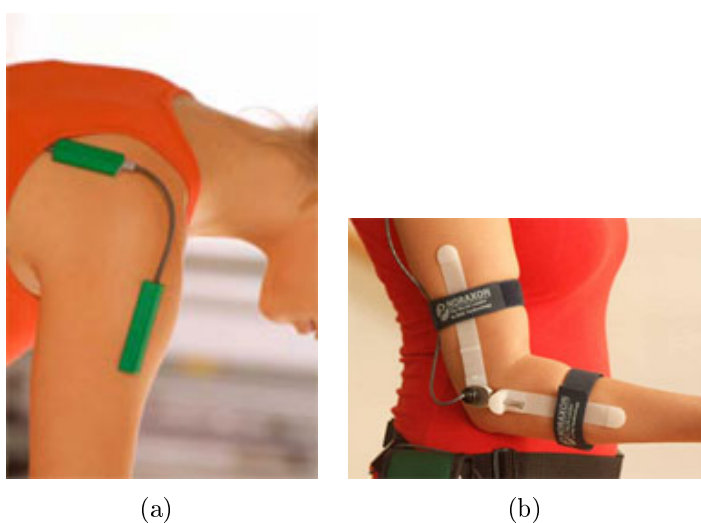


Figura 3.5: Elettrogoniometro, Biometrics LTD UK (a) e Goniometro Meccanico, Noraxon (b)

Goniometri a Potenzometro Oramai poco usati in favore dei precedenti, ritenuti più accurati e di utilizzo più ampio [23], sono basati su un potenziometro posto alla giunzione tra due aste rigide (Fig. 3.5(b)) che restituisce un segnale che cresce linearmente con la flessione o la deflessione dell'articolazione.

Goniometri Ottici I goniometri ottici sono i più recenti e vengono utilizzati per misure in situazioni dinamiche o tali per cui la rigidità dei precedenti non sia tollerabile. In [24] è presentato un sensore goniometrico basato su fibre ottiche che effettua le misure misurando la variazione nella birifrangenza della luce emessa da una sorgente laser e ricevuta da un fotodiodo. In [25] invece è proposto un sensore di angoli basato su una coppia LED - fotorilevatore, ciascuno posto su uno dei membri tra cui si desidera misurare l'angolo (Fig. 3.6). L'elaborazione viene effettuata sui pattern luminosi rilevati al

fotorilevatore, che variano con l'angolo a cui questo è posto rispetto al LED e danno luogo a una corrente $I(\alpha)$ (dove α è l'angolo da misurare) che varia linearmente con la flessione.

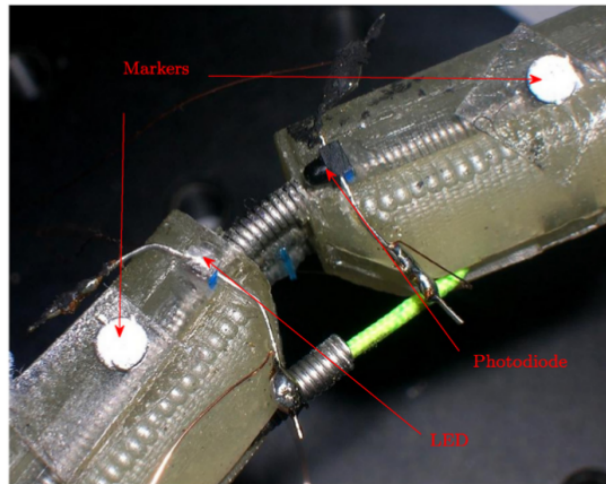


Figura 3.6: Goniometro ottico LED/fotorilevatore [25]

Il vantaggio in questo caso è che le due unità non sono connesse tramite fili, lasciando spazio per l'apposizione di eventuali altri sensori sulla giunzione.

3.3 Giroscopi

I sensori a giroscopio possono essere utilizzati per determinare la posizione di un oggetto e il modo in cui si sta muovendo. In particolare questo sensore fornisce informazioni sull'inclinazione relativa dell'oggetto monitorato rispetto al suo asse di rotazione.

Il principio su cui classicamente si basano i giroscopi meccanici è quello della conservazione del momento angolare totale di una massa, su cui non

agiscano forze esterne, che sia posta in rotazione attorno ad un asse. Se il sistema di cui si desidera misurare la rotazione è disaccoppiato dal movimento dell'asse tramite collegamenti mobili, il giroscopio tenderà a mantenere l'asse di rotazione originario indipendentemente dal movimento dei supporti, consentendo la valutazione dello spostamento relativo.

L'avvento della tecnologia MEMS ha consentito la miniaturizzazione dei giroscopi e ha reso possibile l'uso di questo tipo di sensori anche su strumentazione con requisiti di leggerezza e ingombro ridotto. Il principio fisico su cui si basano i giroscopi Micromachined è la legge di Coriolis, secondo cui in un sistema in rotazione a velocità $\boldsymbol{\Omega}$, su un corpo di massa m che si muove con velocità \mathbf{v} agisce una forza $\mathbf{F} = 2m\mathbf{v} \times \boldsymbol{\Omega}$. In questi dispositivi alla rotazione della massa si sostituisce una vibrazione a frequenza nota, che viene alterata dalla forza di Coriolis quando il sistema viene messo in rotazione. Esistono diverse configurazioni con cui i giroscopi MEMS sfruttano questa legge, di seguito sono riportati i più usati [26]:

Giroscopi a diapason In questi dispositivi due diapason (Figura 3.7) vengono messi a vibrare in condizioni di risonanza con uguale ampiezza ma direzioni opposte. Durante la rotazione la forza di Coriolis modifica le condizioni di vibrazione e questa variazione viene rilevata da sensori capacitivi (v. Sezione 2.1.1).

Giroscopi a disco vibrante In questo tipo di giroscopi un disco viene fatto vibrare attorno al suo asse di simmetria e una rotazione attorno a uno degli altri due assi ha come effetto l'inclinazione del disco rispetto al piano

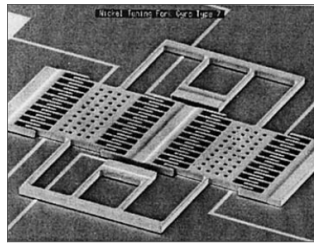


Figura 3.7: Giroscopio MEMS a doppio diapason [26]

orizzontale, che anche in questo caso viene misurata tramite sensori capacitivi (v. Sezione 2.1.1).

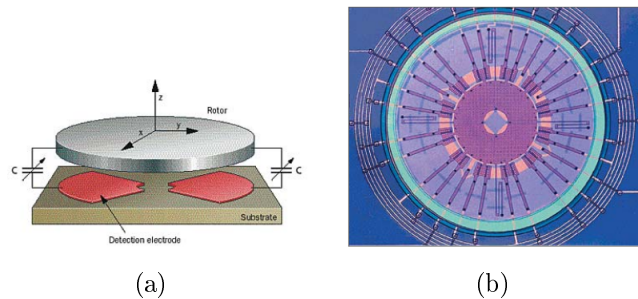


Figura 3.8: (a) Rappresentazione schematica di un giroscopio a disco vibrante. (b) Giroscopio a disco vibrante MEMS, UC Berkley. [26]

Oscillatore a bicchiere da vino Anche detto giroscopio a oscillatore semisferico, è costituito da un anello vibrante connesso al sistema tramite punti nodali la cui posizione risente dell'effetto di Coriolis durante una rotazione. Un magnete permanente viene posto sopra all'anello che, percorso da corrente, entra in vibrazione. Lo spostamento dei punti nodali dovuto alla rotazione induce una variazione nella tensione misurata ai nodi stessi e consente di misurarne lo spostamento.

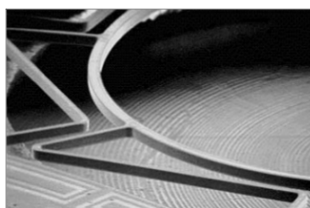


Figura 3.9: Anello vibrante in un giroscopio a oscillatore semisferico [26]

3.4 Accelerometri

Gli accelerometri sono tra i sensori di movimento più usati commercialmente con milioni di unità vendute ogni anno e in particolare quelli realizzati con tecnologia MEMS sono ormai i più diffusi. Le tecniche di trasduzione alla base di questi dispositivi sono tutte quelle già viste nel Cap. 2 e, come nel caso dei giroscopi, la più usata è quella che sfrutta trasduttori capacitivi. Il

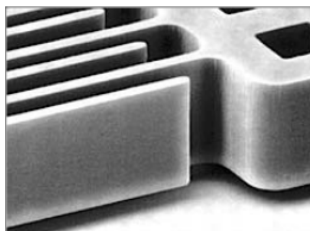


Figura 3.10: Barre flessibili in un accelerometro MEMS [26]

funzionamento di questi sensori è relativamente semplice: una o più strutture flessibili (Fig. 3.10) di massa m e costante elastica k_e vengono poste in vibrazione con pulsazione di risonanza ω_0 . Ciò che si misura è lo spostamento d_g causato da un'accelerazione (in g) secondo la legge

$$d_g = \frac{mg}{k_e} = \frac{g}{\omega_0^2} \quad (3.5)$$

Ciascuna barra o gruppo di barre flessibili può misurare l'accelerazione solo nella direzione della sua vibrazione, dunque con un singolo chip si può misurare l'accelerazione lungo al massimo due direzioni.

Capitolo 4

Applicazioni

La trasduzione di segnali biometrici è usata in un gran numero di situazioni diverse, numero che non viene ridotto poi tanto restringendosi al campo riabilitativo. In questa tesi ci si è limitati a mostrare alcuni esempi, ponendo in particolare l'attenzione sui guanti sensorizzati. Va ricordato comunque l'uso in protesica, robotica ed ergonomia [27–31].

4.1 Guanti Sensorizzati

L'uso di guanti dotati di sensori risale agli anni '70 e da allora ne sono stati proposti oltre 30 modelli diversi. La maggior parte di questi però, e specialmente in ambito riabilitativo, non ha avuto grande successo e la loro diffusione è ancora molto limitata.

Hand Tutor Il guanto per uso riabilitativo di più recente commercializzazione è l'Hand TutorTM(2010) [32], sviluppato presso l'università di Haifa, Israele. L'Hand Tutor è composto da una parte tessuta in materiale elastico,

che viene indossata sul dorso della mano e del polso e fissata sull'ultima falange di ogni dito, su cui è applicato un sistema per la rilevazione del movimento (Fig. 4.1).



Figura 4.1: Hand Tutor™ [32]

A ciascun dito è fissato un sottile cavo rigido collegato all'unità centrale che lo tiene in tensione. Ad una flessione delle dita corrisponde dunque un aumento di questa tensione, che costituisce l'unico parametro su cui viene valutata la posizione del dito. La tensione in rapporto alla posizione del dito richiede quindi una calibrazione iniziale sulla tensione a riposo (mano aperta) e in massima flessione (pugno chiuso). Contestualmente alla posizione delle dita il sistema rileva anche la flessione e la rotazione del polso tramite due accelerometri che richiedono a loro volta una calibrazione iniziale con braccio parallelo al pavimento e palmo rivolto verso il basso. I dati acquisiti vengono elaborati in tempo reale da un software, dotato di una semplice interfaccia grafica, che registra i movimenti e propone all'utente degli esercizi da eseguire seguendo una traiettoria pilotata dai movimenti della mano.

NeuroAssess Nel 2012 Oess et al. [33] hanno proposto un guanto per la misurazione dell'articolarietà della mano (Range Of Motion) che fosse preci-

so e allo stesso tempo economico. Allo scopo, sono stati usati dei sensori commerciali Flexipoint, basati su un potenziometro flessibile (Strain Gauge), posti sopra alle giunzioni tra due falangi, tra palmo e dita e sul polso (Fig. 4.2).

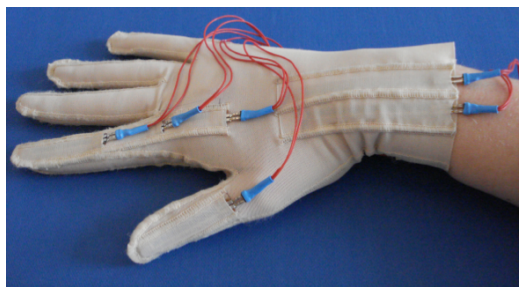


Figura 4.2: Guanto sensorizzato NeuroAssess [33]

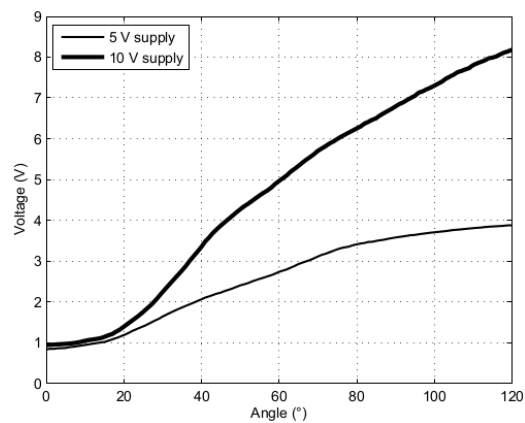


Figura 4.3: Caratteristica Flessione-Voltaggio [33]

Come si può vedere in Fig. 4.3, la caratteristica dei sensori, in questo caso lunghi 2 pollici in materiale poliestere sovrallaminato, è quasi lineare con un segnale che cresce all'aumentare della flessione.

Cyber Grasp e Cyber Glove In uno studio del 2009, Adamovich et al. [34] hanno creato un ambiente di simulazione virtuale integrando l'uso di un guanto dotato di sensori, il CyberGloveTM con uno dotato di attuatori meccanici, il CyberGraspTM¹ (Figura 4.4). Il primo è dotato di 22 sensori di

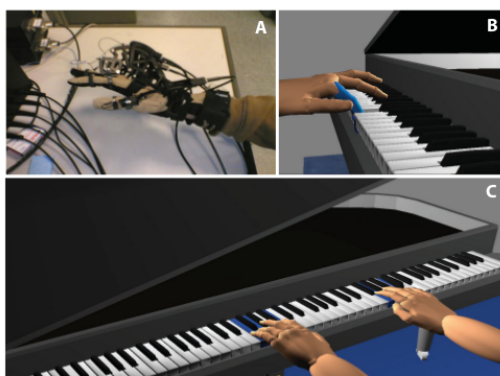


Figure 1
Virtual Piano trainer. A. CyberGrasp haptic device worn over a CyberGlove instrumented glove. B. Depiction of Virtual Key Press C. Piano Trainer Simulation; hands shown in a first person perspective.

Figura 4.4: Simulazione di una tastiera con CyberGlove e CyberGrasp [34]

flessione resistivi con risoluzione inferiore a 1° , tramite il quale viene rilevata e inviata al calcolatore la posizione della mano. Il secondo è composto di una serie di cinque attuatori, uno per dito, che creano una certa resistenza al movimento per fornire un feedback sensoriale, anche detto aptico², durante

¹<http://www.cyberglovesystems.com>

²Dal greco ἅπτω, tocco.

l'esecuzione di determinati esercizi, o agiscono in favore del movimento nel caso in cui l'utilizzatore assuma atteggiamenti scorretti della mano.

Sebbene, come precisato dagli autori, questo lavoro non sia stato altro che uno studio di fattibilità, è comunque interessante sottolineare i risultati ottenuti. I partecipanti allo studio erano infatti persone con limitata mobilità alle mani in seguito a infarti e molti di questi hanno visto dei miglioramenti nella manualità in soli dieci giorni, come conseguenza della loro partecipazione.

SenGlove (Wetware Concepts) Questo prototipo è costituito da un guanto in neoprene dotato di otto sensori di forza piezoresistivi FSR408 della Interlink Electronics, di cui è riportato il datasheet in allegato A.2. Questi sensori sono costituiti da strisce flessibili di materiale polimerico che fa da elemento separatore tra due linee interdigitate di polimero conduttivo, hanno uno spessore nominale di 0,28 mm e un'area attiva complessiva di 609,2 x 5,1 mm, facilmente customizzabile in aree più piccole. Il guanto è studiato in modo da poter rilevare simultaneamente la forza impressa su ciascun dito e sul palmo e i dati acquisiti possono essere visualizzati ed elaborati tramite interfaccia LabVIEW (fig. 4.5). Quest'ultima è stata elaborata in collaborazione con l'ospedale San Bortolo di Vicenza per fungere da supporto alla riabilitazione funzionale: i dati acquisiti dai sensori di forza vengono elaborati in modo tale da generare appropriati feedback visivi che informino il paziente sulla correttezza o meno dell'esecuzione dell'esercizio proposto. Grazie a questa consapevolezza il paziente è in grado di correggere autonomamente la distribuzione della forza sulla mano.

In tabella 4.1 si riportano i risultati di misurazioni eseguite in laboratorio

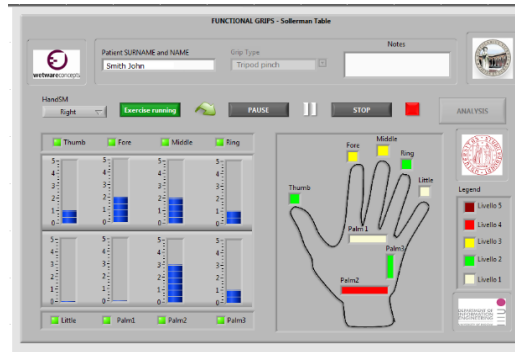
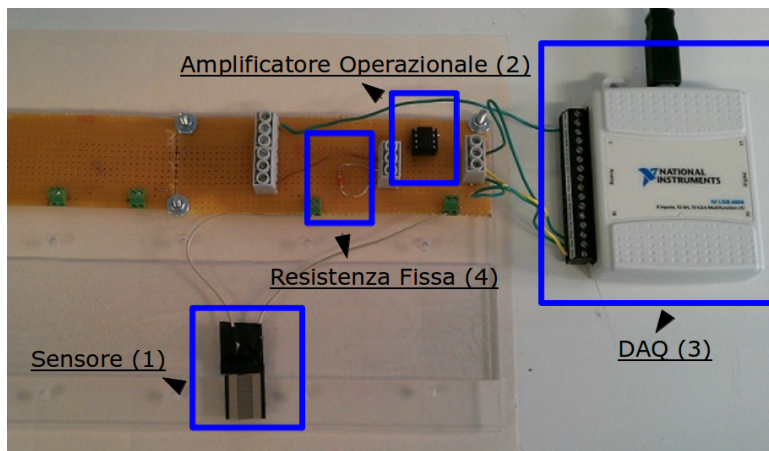


Figura 4.5: Interfaccia LabVIEW 2011 (National Instruments) per il SenGlove

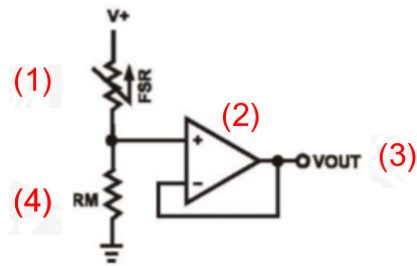
su un singolo sensore in tre diverse configurazioni. Sono stati eseguiti tre test differenti sul sensore a disposizione, con l'obbiettivo di verificare l'influenza del tipo di substrato di appoggio sulla risposta elettrica dei sensori piezoresistivi. Per questo motivo i test sono stati condotti assicurando il sensore su tre tipi differenti di substrati ((a) PVC rigido, (b) 1,5 mm di neoprene e (c) 3 mm di neoprene) e applicandovi una forza variabile tale da minimizzare la resistenza elettrica. Si è potuto così osservare il funzionamento del sensore, le cui caratteristiche di funzionamento nei tre casi sono riportate in Figura 4.7(a)(b)(c), evidenziando tre parametri notevoli: la resistenza in assenza di pressione (stand off resistance); la resistenza alla sola pressione di appoggio; la resistenza alla massima forza impressa.

	(a)No Substrato	(b)Substrato 1.5 mm	(c)Substrato 2x1.5 mm
R Stand Off	125.89 $k\Omega$	125.89 $k\Omega$	125.89 $k\Omega$
R Appoggio	7 $k\Omega$	2.5 $k\Omega$	6 $k\Omega$
R Forza Max	1 $k\Omega$	0.6 $k\Omega$	0.7 $k\Omega$
Range Operativo	6 $k\Omega$	2.1 $k\Omega$	5.5 $k\Omega$

Tabella 4.1: Parametri notevoli estratti dalle misure



(a)



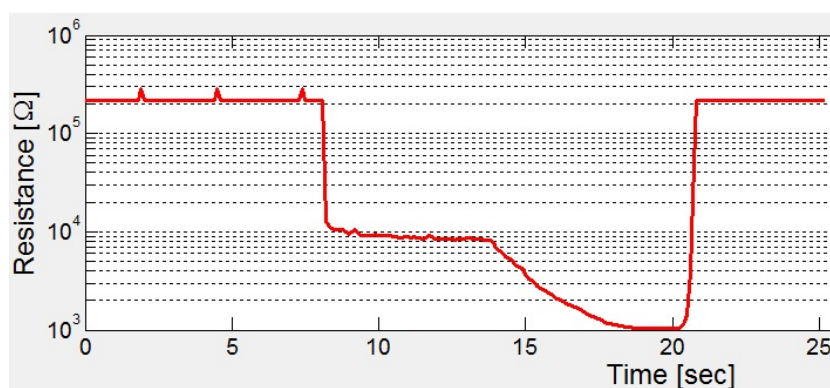
(b)

Figura 4.6: (1) Area Attiva: 16x6 mm, Dimensioni: 16x15 mm. (2) LM258P (Texas Instruments). (3) National Instruments NI USB-6008. (4) $R = 2.14 \text{ k}\Omega$

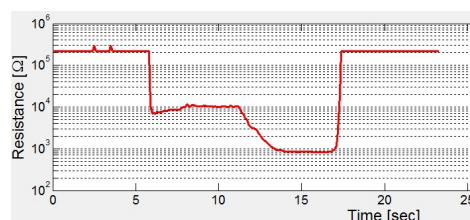
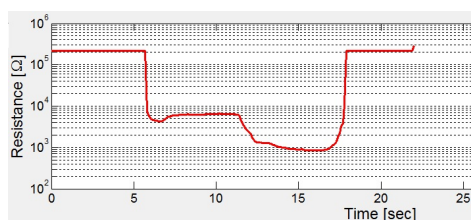
Il sensore in esame ha dimostrato una buona sensibilità nel range di forze di interesse nell'applicazione su un guanto per riabilitazione ($10^{-2} - 10 \text{ N}$) [5].

In figura 4.6(a) è riportato il circuito di controllo che è stato realizzato per comandare il sensore durante le misure, come specificato nel datasheet (Figura 4.6(b)).

Altri Guanti In [35], Di Pietro et al. riportano una panoramica storica dei dispositivi basati su guanti realizzati negli ultimi trent'anni, osservando come, nati originariamente come strumenti d'interfaccia uomo - macchina,



(a) Sensore Senza Substrato



(b) Sensore con Singolo Substrato 1.5 mm (c) Sensore con Doppio Substrato 3 mm

Figura 4.7: Caratteristiche di funzionamento del sensore

questi abbiano negli anni assunto sempre più importanza in numerose applicazioni tra cui, oltre quelle di cui si è discusso, risaltano il riconoscimento del linguaggio dei segni, gli studi di ergonomia, la simulazione di manipolazione virtuale, il controllo a distanza, la produzione musicale e l'intrattenimento. Alcuni di questi guanti sono riportati in Fig. 4.8, Tab A.2, Tab A.3. Dopo una lunga lista di dispositivi e possibili applicazioni, gli autori mettono in risalto come sia tuttora difficile, per chi approcci la ricerca di un guanto per un qualsiasi uso, trovare dei dati accurati sulle capacità reali di misura e acquisizione del sistema complessivo. Infine arrivano a individuare alcune limitazioni che paiono aver frenato la diffusione di questi sistemi, tra le quali risaltano i costi, spesso elevati; la scarsa portabilità, dovuta alla necessità di calibrazione per molti dei dispositivi considerati; la scarsa resistenza al-

l'usura. Ciononostante, le previsioni per gli sviluppi futuri sono positive e si vedono ampi margini di miglioramento per le attuali tecnologie. Il fatto che la letteratura datata successivamente la pubblicazione di tale lavoro sia molto abbondante, sembra dare ragione agli autori.



Fig. 2. Glove systems. (a) CyberGlove II. Reproduced by permission of Immersion Corporation. Copyright © 2008 Immersion Corporation. All rights reserved. (b) Humanglove. Image courtesy Humanware. (c) 5DT Data Glove. Image courtesy www.5dt.com. (d) Pinch Glove. Image courtesy Fakespace Systems. (e) Didjiglove. Image courtesy John Timlin, Didjiglove Pty. Ltd., Melbourne, Australia. (f) Fingemail Sensor [186]. Image courtesy H. H. Asada. (g) AcceleGlove [15]. Copyright © ACM. Reprinted by permission. (h) Upper limb garment prototype [187] and sensing glove [188] by Pisa University: sensors are directly integrated in Lycra fabrics by using conductive elastometers sensors. © 2006 IEEE and © 2005 IEEE.

Figura 4.8: Alcuni guanti dotati di sensori [35]

Conclusioni

In questa Tesi si è mostrata una panoramica delle tecniche di trasduzione elettrica più citate in letteratura e delle loro applicazioni su sistemi per la riabilitazione basati su guanti. Dal punto di vista delle componenti sensoristiche si è potuto osservare che le tecnologie più utilizzate sono la trasduzione capacitiva e quella piezoresistiva. E' stato inoltre interessante vedere come la trasduzione di posizione consista nell'interpretare in modo opportuno segnali acquisiti con trasduttori analoghi a quelli di forza, ma posti all'interno di sistemi appositamente realizzati in funzione della grandezza di interesse. Anche in questo settore la tecnica di trasduzione più usata è risultata essere quella capacitiva. Per quanto riguarda invece la parte applicativa, si è potuto osservare come un gran numero di guanti sensorizzati sia stato sviluppato, anche a scopo riabilitativo, eppure nessuno di questi sembra finora aver attratto adeguato interesse presso medici e terapeuti.

Dalla partecipazione a due confronti tra il personale sanitario dell'unità spinale di Vicenza e il gruppo di BioDevices, ho potuto però notare un certo interesse dei primi verso questo tipo di tecnologia, sebbene il dialogo tra mondi scientifici diversi non sia affatto semplice. In questo senso penso di essere in una posizione privilegiata di intermediatore, avendo vissuto da paziente

per sette mesi ed essendo un possibile beneficiario di un guanto riabilitativo, ma anche un suo possibile sviluppatore.

Per concludere vorrei ringraziare Matteo, Alessandro, Elisabetta, Federica e il prof. Paccagnella per avermi permesso di tornare nell'ospedale da cui sei anni fa sono uscito senza che mi fossero state date grandi prospettive, con un ruolo che invece di prospettive sembra aprirne più d'una. E questa volta, spero, non solo per me, ma anche per coloro che purtroppo dovranno affrontare lo stesso aspro percorso.

Appendice A

Appendici

A.1 Tabelle

ElekSen, Ltd	www.eleksen.com
FSA by VERG, Inc.	www.fsaworld.com
Gebiom, mbH	www.gebiom.de
Helvoet Elex BV	
IEE	www.iee.lu
Interlink Electronics, Inc.	www.interlinkelec.com
JSR Microtech, Inc.	www.jmt.jsr.co.jp
Novel, GmbH	www.novel.de
Pressure Profile Systems, Inc.	www.pressure-profile.com
Tekscan, Inc.	www.tekscan.com
Xsensor Technology Corporation	www.xsensor.com
Yokohama Rubber Co.	www.yrc.co.jp

Tabella A.1: Società produttrici di sensori resistivi e capacitivi [36]

Authors	Year	Type	Dimensions (μm^2)	C_0 (pF)	Etch	Seal	Circuit	Application	Discussion	Ref
Sander, Knutti and Meindl	1980	pressure	3×3	22	bulk	anodic	Schmitt oscillator, bipolar	cardio	early device	21
Ko, Bao and Hong	1982	pressure	2×4	?	bulk, hydrazine	anodic	integrated, bipolar	general	ring versus square membrane, drift aspects	24
Lee and Wise	1982	pressure	4×4	12	bulk, KOH	anodic	separate	general	effect sealing on TCO and TCS	26
Ko, Shao, Fung, Shen and Yeh	1983	pressure	2×4	6	bulk, hydrazine	anodic	integrated CMOS	biomedical	ref capacitor integrated with sensing capacitor	25
Smith, Frisbe, Shott and Meindl	1984	pressure	2×6	22	bulk	anodic	integrated oscillator, bipolar $10 \mu\text{m}$	cardio	temperature compensation	22
Hanneborg and Ohlkers	1985 1990	pressure	4×4	?	bulk	sputtered glass	separate chip	general	low TCO and drift	36, 37
Smith, Bowman and Meindl	1986	pressure	2×6	22	bulk	anodic	integrated oscillator, bipolar $10 \mu\text{m}$	cardio	comparison with piezoresistive devices	23
Chau and Wise	1987	pressure	1×5	0.5	EDP, bulk	anodic	separate	cardio	miniaturized	30
Myoshi, Akiyama, Shintaku, Inami and Hykigawa	1987	pressure	?	8	surface etch	n a	no	general	Ni diaphragm, sacrificial layer, cheap large batch prod	49
Shoji, Nisase, Esashi and Matsuo	1987	pressure	2×3	10	bulk, EDP	Si-Si fusion	CMOS	biomedical	direct fusion bonding	27
Furuta, Esashi, Shoji and Matsumoto	1989	pressure	3.5×0.7	3.5	bulk, KOH	anodic	separate, CMOS	cardio	small assembly, complete backside etch	33
Puers, Peeters and Sansen	1989	pressure	2×3.5	10	bulk, KOH	anodic	no	general	FEM analysis & linearization	39
Backlund, Rosengren, Hok and Svedbergh	1990	pressure	3×3	25	KOH bulk	fusion bonding	LC circuit only	eye-pressure	LC tuned by pressure- transponder system	69
Kandler, Eechholz, Manoh and Mokwa	1990	pressure	array $81 \times$ $100 \mu\text{m}^2$	2	sacrificial layer, polysilicon	n a	SC CMOS	general	preliminary results	47

Figura A.1: Alcune soluzioni tecnologiche per sensori capacitivi [12]











Device	Technology	Sensors	Sensor Precision	Records/sec	Interface	Applications	Advantages/ Disadvantages
5DT, 16DT Glove (5DT) [25]	fiber optic (proprietary technology)	5 (5DT) 14 (16DT) flex C	8 bit	200 Hz (5DT), 100 Hz (16DT)	serial, USB, adapter available	 	left-right-handed models available, wireless version available, MRI compatible version available, fair amount of recent literature, equipped with abduction-adduction sensors (16DT)/ 1 size, calibration required for new users
Pinch Glove (University of Central Florida, Fakespace Labs Inc) [26]	electrical contacts	7 C	1 bit	N/A	serial		over 1000 postures possible, no calibration, different sizes available/ does not record joint angles
TCAS Glove (T.C.A.S. Effects Ltd) [34]	piezo-resistive (proprietary technology)	8,11,16 flex C	N/A	N/A	N/A		the company produces a range of body sensing products, e.g., sensing jackets and pants to be used with the glove/ scarce literature
TUB-Sensor glove (Technical University of Berlin) [9] [10]	inductive length encoders	12, 22 flex C	8 bit	25 Hz -with 14 sensors	serial	 +	mechanical robustness of sensors, equipped with pressure sensors, available in 3 sizes/ scarce literature
SIGMA glove (Sheffield University) [99]	carbon ink bend sensors	30 flex C	N/A	N/A	parallel	+ 	available in 3 sizes, equipped with abduction-adduction sensors, easy donning for disabled users/ scarce literature
Humanglove (Humanware Srl) [96]	Hall-effect sensors	20,22 flex C	0.4 deg	50 Hz	serial	+ 	available in 3 sizes, equipped with abduction-adduction sensors, custom design available/ difficult recording from thumb and DIP joints, calibration required for new users
Washington University Glove (Washington University) [127]	pressure sensors and sealed air filled tubes	4 flex C	2.5-3 deg	240 Hz	serial		low cost/ bulky, low precision, leaking air hoses, scarce literature
Swedish glove (Swedish Defense Research Establishment, Linköping University, Örebro University) [11]	air pressure and capacitive sensors	3 pressure, 1 capacitive flex C	N/A	N/A	N/A		low cost/ low precision, scarce literature, not suitable for complex posture recognition, calibration required for new users
Aceele Glove (George Washington University) [15]	dual-axis accelerometers	6 C / No C	6.5 deg	100 Hz	serial		no calibration, external tracking system not required, low cost/ cannot recognize horizontal postures

Figura A.2: Guanti sensorizzati [35]





















Device	Technology	Sensors	Sensor Precision	Records/sec	Interface	Applications	Advantages/ Disadvantages
Sayre Glove (University of Illinois) [1]	flexible tubes - light source	7 flex C	N/A	N/A	N/A	multidimensional control of sliders and other 2D widgets	legacy equipment
MIT LED Glove (MIT) [1]	LED	N/A C	N/A	N/A	N/A		legacy equipment
Digital Entry Data Glove (AT&T Bell Telephone) [3]	N/A	4 flex C	N/A	N/A	N/A		legacy equipment
Data Glove (MIT, VPL Inc.) [4] [6]	fiber optic	5-15 flex C	12 bit	30-160 Hz	serial	     	good amount of literature/ non-linear mapping between joint movement and intensity of reflected light, no abduction - adduction sensors (early models), sampling inadequate for time-critical applications (early models), difficult recordings from thumb, calibration required for new users
Power Glove (Mattel Intellivision) [4] [7]	piezo-resistive	4 flex C	2 bit	N/A	serial	 	very low cost/ low precision, calibration required for new users
P5 Glove (Essential Reality Inc) [8]	piezo-resistive	5 flex C	0.5 deg	60 Hz	USB	 	very low cost/ calibration required for new users
Space Glove (W Industries, Virtuality Entertainment Systems) [2]	fiber optic	6 flex C	12 bit	N/A	works only with W Industries products		fairly responsive/ uncomfortable, scarce literature available
CyberGlove (Stanford University, Virtual Technology) [21] [24]	piezo-resistive	18, 22 flex C	8 bit	150 Hz unfiltered 112 Hz filtered -with 18 sensors	serial	     	equipped with abduction - adduction sensors, large amount of literature, wireless version available/ 1 size, difficult recordings from thumb, calibration required for new users, very expensive
Super Glove (Nissho Electronics) [4]	piezo-resistive (proprietary technology)	10-16 flex C	0.3 deg	0.2 ms/ sensor	serial		different sizes available wireless version available / abduction -adduction sensors, calibration required for new users, scarce literature

Figura A.3: Guanti sensorizzati [35]

Material	Composition (%)	Gage Factor	Temperature Coefficient of Resistivity ($^{\circ}\text{C}^{-1}-10^{-5}$)
Constantan (advance)	Ni ₄₅ , Cu ₅₅	2.1	± 2
Isoelastic	Ni ₃₆ , Cr ₈ (Mn, Si, Mo) ₄	3.52 to 3.6	+17
Karma	Fe ₅₂ Ni ₇₄ , Cr ₂₀ , Fe ₃ Cu ₃	2.1	+2
Manganin	Cu ₈₄ , Mn ₁₂ , Ni ₄	0.3 to 0.47	± 2
Alloy 479	Pl ₉₂ , W ₈	3.6 to 4.4	+24
Nickel	Pure	-12 to -20	670
Nichrome V	Ni ₈₀ , Cr ₂₀	2.1 to 2.63	10
Silicon	(<i>p</i> type)	100 to 170	70 to 700
Silicon	(<i>n</i> type)	-100 to -140	70 to 700
Germanium	(<i>p</i> type)	102	
Germanium	(<i>n</i> type)	-150	

Figura A.4: Gage Factors per diversi materiali. Fonte: R. S. C. Cobbold, *Transducers for Biomedical Measurements*, 1974, John Wiley and Sons, inc [10]

A.2 Allegati

FSR408 Datasheet

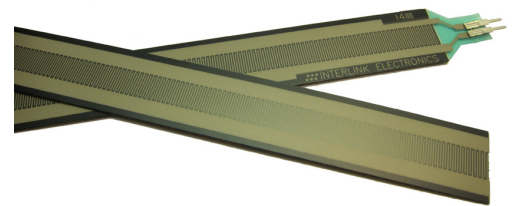
Features and Benefits

- Actuation force as low as 0.1N and sensitivity range to 10N.
- Easily customizable to a wide range of sizes
- Highly Repeatable Force Reading; As low as 2% of initial reading with repeatable actuation system
- Cost effective
- Ultra thin; 0.40mm
- Robust; up to 10M actuations
- Simple and easy to integrate

Description

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

The standard 408 sensor is a strip sensor 622.3mm in length and can be cut down to a very short length.



Industry Segments

- Game controllers
- Musical instruments
- Medical device controls
- Remote controls
- Navigation Electronics
- Industrial HMI
- Automotive Panels
- Consumer Electronics

Figure 1 - Typical Force Curve

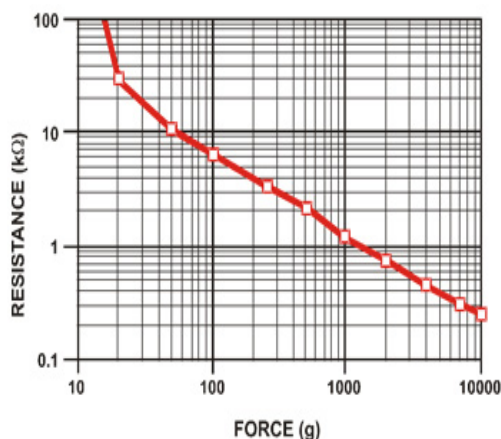
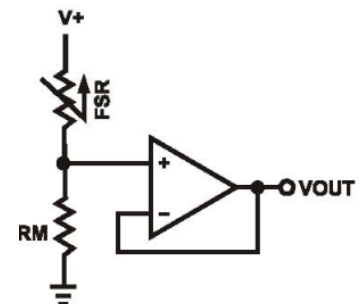


Figure 2 - Typical Schematic



Interlink Electronics - Sensor Technologies

Device Characteristics

Applications

Detect & qualify press

Sense whether a touch is accidental or intended by reading force

Use force for UI feedback

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

Enhance tool safety

Differentiate a grip from a touch as a safety lock

Find centroid of force

Use multiple sensors to determine centroid of force

Detect presence, position, or motion

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

Detect liquid blockage

Detect tube or pump occlusion or blockage by measuring back pressure

Detect proper tube positioning

Many other force measurement applications

Feature	Condition	Value*	Notes
Actuation Force		0.1 Newtons	
Force Sensitivity Range		0.1 - 10.0 ² Newtons	
Force Repeatability ³	(Single part)	± 2%	
Force Resolution ³		continuous	
Force Repeatability ³	(Part to Part)	±6%	
Non-Actuated Resistance		10M W	
Size		622.3mm	
Thickness Range		0.2 - 1.25 mm	
Stand-Off Resistance		>10M ohms	Unloaded, unbent
Switch Travel	(Typical)	0.05 mm	Depends on design
Hysteresis ³		+10%	$(R_{F+} - R_{F-})/R_{F+}$
Device Rise Time		<3 microseconds	measured w/steel ball
Long Term Drift		<5% per log ₁₀ (time)	35 days test, 1kg load
Temp Operating Range	(Recommended)	-30 - +70 °C	
Number of Actuations	(Life time)	10 Million tested	Without failure

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

1. Max Actuation force can be modified in custom sensors.
2. Force Range can be increased in custom sensors. Interlink Electronics have designed and manufactured sensors with operating force larger than 50Kg.
3. Force sensitivity dependent on mechanics, and resolution depends on measurement electronics.

Contact Us

United States Corporate Offices

Interlink Electronics, Inc.
546 Flynn Road
Camarillo, CA 93012, USA
Phone: +1-805-484-8855
Fax: +1-805-484-9457
Web: www.
interlinkelectronics.com
Sales and support:
fsr@interlinkelectronics.com

Japan

Japan Sales Office
Phone: +81-45-263-6500
Fax: +81-45-263-6501
Web: www.interlinkelec.co.jp

Korea

Korea Sales Office
Phone: +82 10 8776 1972

Application Information

FSRs are two-wire devices with a resistance that depends on applied force.

For specific application needs please contact Interlink Electronics support team. An integration guide is also available.

For a simple force-to-voltage conversion, the FSR device is tied to a measuring resistor in a voltage divider configuration (see Figure 3). The output is described by the equation:

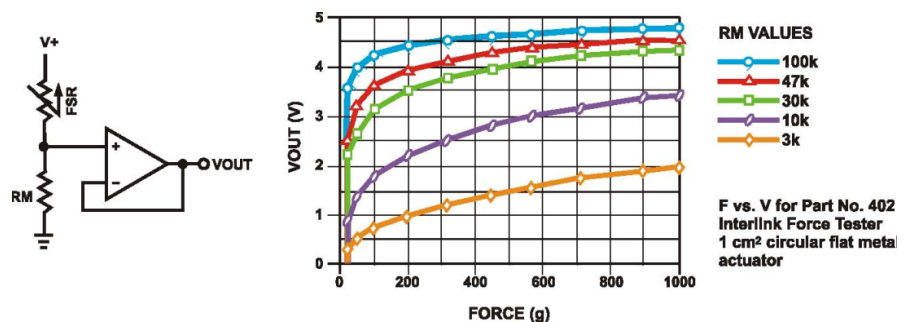
$$V_{OUT} = \frac{R_M V_+}{(R_M + R_{FSR})}$$

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

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

A family of force vs. V_{OUT} curves is shown on the graph below for a standard FSR in a voltage divider configuration with various R_M resistors. A (V_+) of +5V was used for these examples.

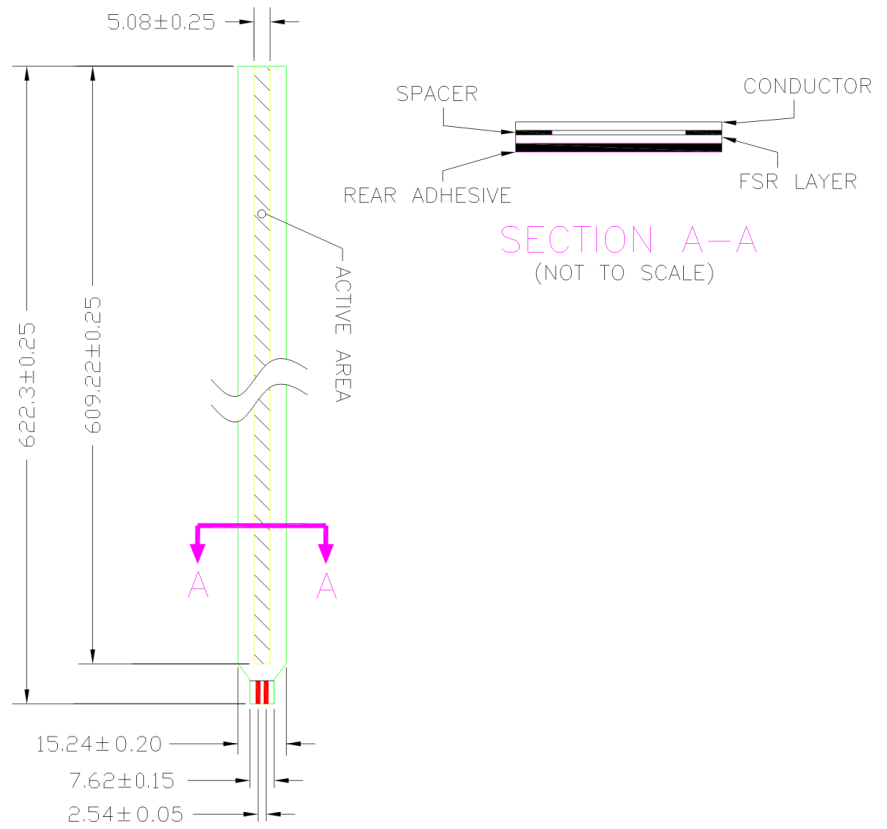
Figure 3



Part No. 408

- Active Area: 609.22 x 5.08mm
- Nominal thickness: 0.28 mm

Mechanical Data



Bibliografia

- [1] W. F. of Occupational Therapists. Definition of occupational therapy. World Federation of Occupational Therapists. [Online]. Available: <http://www.wfot.org>
- [2] J. McDonald and D. Becker, "Late recovery following spinal cord injury," *Journal of Neurosurgery: Spine*, vol. 97, no. Spine 2, pp. 252–265, 2002. [Online]. Available: <http://thejns.org/doi/pdf/10.3171/spi.2002.97.2.0252>
- [3] W. ICF. World health organization - international classification on functioning. [Online]. Available: <http://www.who.int/classifications/icf/en/>
- [4] T. H. Dahl, "International classification of functioning, disability and health: an introduction and discussion of its potential impact on rehabilitation services and research." *Journal of rehabilitation medicine : official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 34, no. 5, pp. 201–4, Sep. 2002. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12392233>

- [5] M. I. Tiwana, S. J. Redmond, and N. H. Lovell, "A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 179, pp. 17–31, Jun. 2012. [Online]. Available: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424712001641>
- [6] S.-C. Sun, C. Rosales, and R. Suarez, "Study of coordinated motions of the human hand for robotic applications," *The 2010 IEEE International Conference on Information and Automation*, pp. 776–781, Jun. 2010. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5512463>
- [7] N. Kamakura, M. Matsuo, and H. Ishii, "Patterns of static prehension in normal hands," *The American journal*, pp. 437–445, 1980. [Online]. Available: <http://ajot.aotapress.net/content/34/7/437.short>
- [8] J. R. Napier, "The prehensile movements of the human hand," *Journal of bone and joint surgery*, vol. 38-B, no. 4, pp. 902–13, 1956. [Online]. Available: <http://web.jbjs.org.uk/content/38-B/4/902.full.pdf><http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13376678>
- [9] F. Carpi and D. De Rossi, "Electroactive polymer-based devices for e-textiles in biomedicine." *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 9, no. 3, pp. 295–318, Sep. 2005. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16167684>

- [10] J. G. Webster, *Medical instrumentation: application and design*, J. W. (WIE) and Sons, Eds., 2009. [Online]. Available: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Medical+Instrumentation+Application+and+Design> \#0<http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Medical+instrumentation:+application+and+design> \#0
- [11] —, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, J. G. Webster, Ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., Apr. 2006. [Online]. Available: <http://doi.wiley.com/10.1002/0471732877>
- [12] R. Puers, “Capacitive sensors: When and how to use them,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 37-38, pp. 93–105, Jun. 1993. [Online]. Available: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/092442479380019D>
- [13] M. Neuman, A. Berec, and E. O’Connor, “Capacitive sensors for measuring finger and thumb tip forces,” *IEEE Frontiers Eng. Comp. in Health Care*, pp. 436–439, 1984.
- [14] J. Zhe, K. Farmer, and V. Modi, “A mems device for measurement of skin friction with capacitive sensing,” in *Microelectromechanical Systems Conference, 2001*, 2001, pp. 4–7.
- [15] C. Merritt, H. Nagle, and E. Grant, “Textile-Based Capacitive Sensors for Respiration Monitoring,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 9, no. 1, pp. 71–78, Jan. 2009. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4711330>

- [16] S. C. B. Mannsfeld, B. C.-K. Tee, R. M. Stoltenberg, C. V. H.-H. Chen, S. Barman, B. V. O. Muir, A. N. Sokolov, C. Reese, and Z. Bao, “Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers.” *Nature materials*, vol. 9, no. 10, pp. 859–64, Oct. 2010. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20835231>
- [17] J. Fraden, *Handbook of Modern Sensors: physics, designs, and applications*, 3rd ed. Springer, 2004. [Online]. Available: <http://www.bcin.ca/Interface/openbcin.cgi?submit=submit&Chinkey=203096>
- [18] D. J. Beebe, D. D. Denton, R. G. Radwin, and J. G. Webster, “A silicon-based tactile sensor for finger-mounted applications.” *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 45, no. 2, pp. 151–9, Feb. 1998. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9473838>
- [19] H. Zhou and H. Hu, “Human motion tracking for rehabilitation—A survey,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 3, no. 1, pp. 1–18, Jan. 2008. [Online]. Available: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809407000778>
- [20] N. Barbour and G. Schmidt, “Inertial sensor technology trends,” *Sensors Journal, IEEE*, vol. 1, no. 4, pp. 332–339, 2001. [Online]. Available: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs/_all.jsp?arnumber=983473
- [21] H. Zheng, N. D. Black, and N. D. Harris, “Position-sensing technologies for movement analysis in stroke rehabilitation.” *Medical & biological engineering & computing*, vol. 43, no. 4, pp. 413–20, Jul. 2005. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16255421>

- [22] J. G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, J. G. Webster, Ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., Apr. 2006, vol. 2. [Online]. Available: <http://doi.wiley.com/10.1002/0471732877>
- [23] L. Tesio, M. Monzani, R. Gatti, and F. Franchignoni, "Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers," *Clinical Biomechanics*, vol. 10, no. 5, pp. 2–4, 1995. [Online]. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/026800339500017F>
- [24] M. Donno, E. Palange, F. Di Nicola, G. Bucci, and F. Ciancetta, "A New Flexible Optical Fiber Goniometer for Dynamic Angular Measurements: Application to Human Joint Movement Monitoring," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 57, no. 8, pp. 1614–1620, Aug. 2008. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4538258>
- [25] a. Cavallo, G. De Maria, C. Natale, and S. Pirozzi, "Optoelectronic joint angular sensor for robotic fingers," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 152, no. 2, pp. 203–210, Jun. 2009. [Online]. Available: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424709001630>
- [26] J. Bernstein. An overview of mems inertial sensing technology. [Online]. Available: <http://www.sensormag.com/sensors/acceleration-vibration/an-overview-mems-inertial-sensing-technology-970>

- [27] O. a. J. van der Meijden and M. P. Schijven, “The value of haptic feedback in conventional and robot-assisted minimal invasive surgery and virtual reality training: a current review.” *Surgical endoscopy*, vol. 23, no. 6, pp. 1180–90, Jun. 2009. [Online]. Available: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2686803&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- [28] M. Tomko and S. Tomko, “MASTERING THE MECHANICS OF THE PROTO 2,” *136.142.82.187*, 2011. [Online]. Available: <http://136.142.82.187/eng12/history/spring2011/pdf/1200.pdf>
- [29] M. Belfiore, “The World’s Most Advanced Bionic Arm,” *Science Discoveries*, 2007. [Online]. Available: <http://www.kineadesign.com/news/articles/TheWorld’sMostAdvancedBionicArm.pdf>
- [30] M. Bridges, J. Beaty, and F. Tenore, “Revolutionizing prosthetics 2009: Dexterous control of an upper-limb neuroprosthesis,” *Johns Hopkins APL ...*, vol. 28, no. 3, pp. 2009–2010, 2010. [Online]. Available: <http://www.jhuapl.edu/techdigest/TD/td2803/01Bridges.pdf>
- [31] J. M. Burck, J. D. Bigelow, and S. D. Harshbarger, “Revolutionizing Prosthetics: Systems Engineering Challenges and Opportunities,” vol. 30, no. 3, 2011.
- [32] E. Carmeli, S. Peleg, G. Bartur, E. Elbo, and J.-J. Vatine, “HandTutorTM enhanced hand rehabilitation after stroke—a pilot study.” *Physiotherapy research international : the journal for researchers and*

- clinicians in physical therapy*, vol. 16, no. 4, pp. 191–200, Dec. 2011.
[Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20740477>
- [33] N. P. Oess, J. Wanek, and A. Curt, “Design and evaluation of a low-cost instrumented glove for hand function assessment.” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 9, no. 1, p. 2, Jan. 2012.
[Online]. Available: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3305482&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- [34] S. V. Adamovich, G. G. Fluet, A. Mathai, Q. Qiu, J. Lewis, and A. S. Merians, “Design of a complex virtual reality simulation to train finger motion for persons with hemiparesis: a proof of concept study.” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 6, p. 28, Jan. 2009.
[Online]. Available: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2729310&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- [35] L. Dipietro and A. Sabatini, “A survey of glove-based systems and their applications,” *IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS*, vol. 38, no. 4, pp. 461–482, 2008. [Online]. Available: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs/_all.jsp?arnumber=4539650
- [36] C. Ashruf, “Thin flexible pressure sensors,” *Sensor Review*, vol. 22, no. 4, pp. 322–327, 2002. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1108/02602280210444636>