



Politecnico di Milano
Facoltà del Design
Laurea in Design&Engineering
a.a. 2010/2011

B01

Pedana baropodometrica realizzata mediante
stampaggio di inchiostri conduttivi
con tecnica inkjet

Relatore

Prof. Francesco Trabucco

Correlatore

Prof. Giuseppe Andreoni

Tesi di Davide Zanesi
matricola 749962

Prefazione

Non sempre è facile individuare il reale limite tra quello che viene considerato design e il fattore che fa di un prodotto un elemento di successo.

Questo avviene perché l'aspirazione del mondo economico e della ricerca del guadagno garantito portano a sviluppare prodotti tendenzialmente uguali e allineati alla politica comune della gestione della progettazione. Effettivamente, studiando i vari processi produttivi che attualmente vengono sfruttati, si notano subito delle ferree limitazioni e regole a cui attenersi per poter garantire al prodotto un corretto senso di economicità e design. Queste regole però, oltre ad un limite tendenzialmente tecnologico, descrivono in maniera sistematica e analitica un comportamento economico che limita la nostra attività d'intelletto ad un freddo studio di settore con forti contaminazioni economiche.

Questa considerazione giustifica il continuo malcontento che accompagna il mondo della ricerca, mondo sempre più limitato e ridotto alla fame in un paese che noi consideriamo avanzato come l'Italia. Lo sviluppo di nuovi prodotti deve essere obbligatoriamente legato alle potenzialità che questi prodotti offrono e non alle possibili soluzioni che in futuro questi possono offrire. Tecnicamente è sicuramente migliorabile l'evanescente punto di non ritorno a cui ora si è costretti a sottostare, e questo non significa elaborare delle tecnologie aliene lontano dalle attuali posizioni di sviluppo ma perfezionare quelle tecnologie che in un passato neanche troppo lontano hanno permesso all'uomo e alla civiltà di fare enormi passi avanti. Tutto questo è sempre legato al fattore temporale: offrire una tecnologia tendenzialmente avanzata in tempi in cui la visione comune non è predisposta ad accettarla risulta essere un errore rilevante per il successo di un prodotto o di una tecnologia. Il fattore scatenante dell'espansione conoscitiva di questo settore è invece dettata dalla regola della esigenza in ogni sua soluzione e considerazione. Purtroppo ci troviamo sempre di fronte alla crudele realtà di dover obbligatoriamente relazionarci con soluzioni esclusivamente economiche, subordinando l'eterna potenzialità che la ricerca offre presso questi settori, dimostrando che i successi anche in chiave economica (che possiamo considerare la leva che da sempre ha alimentato imprese e imprenditori nell'investire nella ricerca) possono scaturire da un importante passo tecnologico verso il futuro.

Esplorando il mondo universitario della ricerca ci si può invece imbattere in uomini e ragazzi che hanno deciso di "rischiare" con l'unico obiettivo di andare ad offrire alle generazioni future qualcosa di diverso dal consumismo puro. Un fenomeno che vive

sulle spalle di chi costantemente mette a punto soluzioni avanzate, lontano dall'immaginario comune e che solo poche persone nel mondo della produzione industriale sono in grado di capire e sfruttare. E in un periodo come questo, dove la crisi economica e la crisi d'identità del popolo occidentale viene schiacciata dalla prepotente crescita delle nuove forze economiche penso sia corretto fare delle riflessioni a riguardo. Innanzitutto capire i motivi di tanta intenzione di crescere costantemente senza guardarsi intorno, senza apprezzare gli sforzi di chi come noi, giorno per giorno, si mette in discussione, rischiando di tasca propria per cercare di garantire un futuro per noi e per chi userà le nostre tecnologie. Un futuro per chi, anche quando si è immersi in una realtà di favoritismi e raccomandazioni, lavora con umiltà prefiggendosi obbiettivi, portando avanti progetti e sacrificando quello che normalmente viene chiamato svago nella ricerca di un futuro diverso. Un futuro che, in paesi come l'Italia, una classe dirigente ignorante e obsoleta sta distruggendo per milioni di giovani. Ma questo è un discorso a parte, il progresso offre grandi prospettive e grandi rischi e la differenza tra chi è bravo e chi non lo è sta nel saper cogliere il lato giusto della proposta.

Ci sediamo ad un tavolo in un piccolo ristorante di Torino e parliamo di quanto è straordinariamente eclatante la mole di investimenti che il governo cinese sta utilizzando per far avanzare un paese operaio. Di come han fatto della qualità e dalla crescita un must strategico per la realtà produttiva locale e subito un confronto con la nostra terribile realtà viene spontanea. Non per polemica o per paura di fallimenti, ma per una spiccata visione della realtà di chi questo lo sta alimentando dal basso. E fa male quando si scopre che anche nel mondo universitario, poche mele marce rovinano quanto di buono è stato creato in secoli di studi e ricerca.

Purtroppo è troppo facile parlare e limitarsi al costante lamento: è giunto il tempo in cui ogni persona che crede in un futuro nuovo si prenda le proprie responsabilità e inizi ad accettare che la vera risorsa di questo paese siamo noi, le piccole medie imprese che ogni giorno si scontrano con la realtà oscena che gioca solo ed esclusivamente a prosciugare quei pochi pozzi di risorse anche disponibili.

E ringrazio la fortuna che ho avuto la possibilità nella mia vita di poter avvicinarmi ad un mondo così variegato e aperto come il design, una delle poche vie dove creatività, analisi e inventiva offrono l'opportunità di uscire dalla grigia situazione che ci circonda. E questo deve essere una linea guida che ci accompagna fino a quando la visione pubblica su argomenti sensibili non sia mutata radicalmente.

Una grande strategia in cui il design e tutti gli operatori del settore trovino coordinamento per modificare usi e abitudini di clienti e utilizzatori.

Perché abbiamo questa opportunità, una occasione di rinnovamento e mutamento che deve guidare una rivoluzione morale e di intenti sociali.

1 Introduzione

1.1 Sistemi Biomedicali

Il progressivo invecchiamento della popolazione nei Paesi economicamente avanzati e l'aumento quantitativo e qualitativo della richiesta di servizi alla persona in grado di garantire un'elevata qualità della vita hanno determinato negli ultimi decenni il rapido sviluppo del settore biomedicale.

La definizione "biomedicale", coniata negli anni Ottanta, fa riferimento a "quell'area industriale che comprende l'insieme delle tecnologie e dei prodotti che afferiscono alla sanità ad eccezione dei farmaci". Si tratta quindi di un settore che riveste una posizione cruciale nell'industria della salute, che sviluppa e realizza un insieme di prodotti e servizi afferenti al campo della medicina che contribuiscono direttamente all'aumento dell'efficacia dei sistemi sanitari ed i cui campi disciplinari, molteplici ed in rapida evoluzione, possono essere raggruppati nelle seguenti macroaree:

- o Diagnostica;
- o Terapia e riabilitazione;
- o Materiali di consumo;
- o Attrezzature ed arredo tecnico;
- o Servizi

Si fa riferimento ad un'area di attività economica assai ampia, che include, ad esempio, prodotti che vanno dai tavoli operatori alle valvole cardiache, dalle strumentazioni per bioimmagini ai reagenti per laboratori, dagli ausili per disabili alle protesi ortopediche.

Le nuove conoscenze nella biofisica e nella biochimica, l'applicazione dell'elettronica, delle scienze dei materiali e dell'informatica, e più recentemente, le nuove discipline come l'ingegneria genetica e le nanobiotecnologie, hanno determinato un rapido sviluppo del settore biomedicale, modificandone al contempo i confini, a causa dell'emergere di nuovi campi di applicazione e di nuove aree di convergenza.

In particolare, considerate la complessità della delimitazione del settore e la necessità di tener conto dell'evoluzione tecnologica, si avverte oggi sempre più la necessità di proporre una classificazione del settore biomedicale che prenda in considerazione anche il comparto della biotecnologia medica, seppur condiviso con il settore farmaceutico.

Il settore biomedicale riveste un ruolo di assoluto rilievo anche

nel sistema dell'innovazione, sia perchè interessa segmenti produttivi ad alta intensità di ricerca, sia perché fa propri e stimola i progressi scientifici e tecnologici realizzati in diversi campi disciplinari e in numerosi settori industriali ad alta tecnologia.

In questo contesto, le relazioni tra università e impresa e tra ricerca pubblica e privata sono fondamentali, come è dimostrato dalle esperienze degli Stati Uniti che sono fondate sugli effetti indotti dai programmi di ricerca pubblici. E' da considerare, poi, che il settore presenta la caratteristica peculiare di essere governato non solo da dinamiche tipicamente di mercato, ma anche dalle strategie di governo del Welfare che sovrintendono a gran parte della domanda.

1.2 Ingegneria Biomedica: una definizione

Anche se ciò che è incluso nel campo della ingegneria biomedica è considerato da molti essere abbastanza chiaro, ci sono alcuni disaccordi circa la sua definizione.

Per esempio, consideriamo i termini di ingegneria biomedica, la bioingegneria, e i clinici (o medico) di ingegneria, che sono stati definiti in Directory Bioingegneria Pacela Formazione accademica [Quest Publishing Co., 1990].

Mentre Pacela definisce la bioingegneria come un termine ad ampio raggio usato per descrivere questo intero campo, la bioingegneria è di solito definita come una ricerca orientata ad attività strettamente legate alla biotecnologia e all'ingegneria genetica, cioè la modificazione delle cellule animali o vegetali, o parti di cellule, per migliorare piante o animali o per sviluppare microrganismi nuovi per fini benefici.

Gli ingegneri biomedici applicano i principi dell'ingegneria elettrica, meccanica, chimica, ottica, e altri per capire, modificare, o il controllo biologico (ad esempio, umana e animale) dei sistemi, così come prodotti di progettazione e produzione in grado di monitorare le funzioni fisiologiche e aiutare nella diagnosi e nel trattamento dei pazienti.

Quando gli ingegneri biomedici lavorano all'interno di un ospedale o una clinica, sono più propriamente chiamati ingegneri clinici.

1.3 Le attività degli ingegneri biomedici

L'ampiezza delle attività degli ingegneri biomedici è significativa. Il campo si è spostato in modo significativo in primo luogo con lo sviluppo di dispositivi medici nel 1950 e 1960 arrivando ad includere un insieme più ampio di attività.

Come illustrato di seguito, il campo di ingegneria biomedica ora include molte aree e nuove carriere, ognuna delle quali è presentata in questa relazione. Queste aree includono:

- Applicazione di analisi del sistema di engineering (modellazione fisiologica, simulazione e controllo) ai problemi biologici
- Rilevamento, misura e monitoraggio di segnali fisiologici (ad esempio, biosensori e strumentazione biomedica)
- interpretazione diagnostica tramite tecniche di elaborazione dei dati applicate a segnali bioelettrici
- Dispositivi per la sostituzione o l'aumento di funzioni corporee (organi artificiali)
- l'analisi computerizzata del paziente e studio dei dati relativi al processo decisionale clinico (cioè, informatica medica e l'intelligenza artificiale)
- Medical imaging, ovvero la visualizzazione grafica dei dettagli anatomici o di una funzione fisiologica
- La creazione di nuovi prodotti biologici (ad esempio, le biotecnologie e ingegneria dei tessuti)

Le linee di ricerca tipiche degli ingegneri biomedici, pertanto, sono:

- Ricerca di nuovi materiali per organi artificiali impiantati
- Sviluppo di nuovi strumenti diagnostici per l'analisi del sangue
- modellazione informatica della funzione del cuore umano
- Software di scrittura per l'analisi dei dati di ricerca medica
- Analisi dei rischi dei dispositivi medici per la sicurezza e l'efficacia
- Sviluppo di nuovi sistemi di diagnostica per immagini
- Progettazione di sistemi di telemetria per il monitoraggio del paziente
- progettazione di sensori biomedici per la misurazione di variabili fisiologiche dei sistemi umani
- Sviluppo di sistemi esperti per la diagnosi di malattia
- Progettazione di sistemi a circuito chiuso di controllo per la somministrazione del farmaco
- Modellazione dei sistemi fisiologici del corpo umano
- Progettazione di strumentazione per la medicina dello sport
- Sviluppo di nuovi materiali dentali
- Progettazione di ausili per la comunicazione portatori di handicap

- Studio della dinamica dei fluidi polmonari
- Studio della biomeccanica del corpo umano
- Sviluppo di materiale da utilizzare in sostituzione di pelle umana

Si può comprendere che la ricerca, lo sviluppo, l'implementazione e il funzionamento dei sistemi medicali comportino una concatenazione di passaggi tutti legati tra loro. Di conseguenza, per come la pratica medica si è sviluppata, è improbabile che una singola persona possa acquisire competenze che abbraccia o un settore specifico o l'intero campo.

Tuttavia, a causa della natura interdisciplinare di questa attività, vi è una notevole interazione e sovrapposizione di interessi e di sforzi tra loro.

Per esempio, gli ingegneri biomedici impegnati nello sviluppo di biosensori possono interagire con coloro che sono interessati a dispositivi protesici per sviluppare uno strumento capace di rilevare e utilizzare lo stesso segnale bioelettrico per alimentare un dispositivo protesico.

Coloro che sono impegnati in automazione del laboratorio di chimica clinica possono collaborare con i sistemisti esperti di sviluppo per aiutare i medici a prendere decisioni basate su dati di laboratorio specifici. Le possibilità come si nota sono infinite.

Forse un maggiore beneficio potenziale che si verifica dall'utilizzo di ingegneria biomedica è l'identificazione dei problemi e delle esigenze del nostro attuale sistema di assistenza sanitaria che può essere risolto usando la tecnologia esistente e la metodologia di ingegneria dei sistemi.

Di conseguenza, il campo di ingegneria biomedica offre una speranza nella battaglia continuando a fornire alta qualità, l'assistenza sanitaria ad un costo ragionevole, se correttamente orientato verso la soluzione di problemi relativi alla prevenzione nell'approccio medico, servizi di assistenza ambulatoriale, e simili. Gli ingegneri biomedicali possono fornire gli strumenti e le tecniche per rendere il nostro sistema sanitario più efficace ed efficiente.

[Joseph D. Bronzino]

2 Obiettivo della tesi

Questa tesi si prefigge l'obiettivo di analizzare, approfondire e proporre delle nuove alternative riguardo l'utilizzo di materiali innovativi utilizzabili come sensori, unendo due mondi tendenzialmente distanti come l'ambito biomedicale e lo sviluppo di speciali tessuti in grado realizzare questa ipotesi.

L'incipit progettuale nasce da alcune considerazioni sviluppate nel percorso di studio in cui, in più corsi e più ambiti, si è sempre sottolineata l'importanza dell'utilizzo di materiali denominati tessili. La parola tessile non va interpretata solo ed esclusivamente in relazione al mondo dell'abbigliamento o del tessile industriale, ma va al contrario inserita in un ambito tecnologico tendenzialmente molto differente e allo stesso tempo Importante. La capacità di trafilare in fibre materiali con caratteristiche fisico-chimiche interessanti spingono questo settore a limiti fino ad ora mai esplorati. Si voglia ricordare ad esempio come i materiali compositi sono una reinterpretazione del tessile tradizionale in un ambito commerciale completamente diverso da quello supposto.

Unendo le caratteristiche di duttilità, praticità e leggerezza di speciali tessuti con la tenacità di speciali resine si è creato un materiale estremamente resistente ma allo stesso tempo leggero. Questa evoluzione nella interpretazione dei materiali tessili ha concentrato l'attenzione della ricerca verso mondi ancora più ambiziosi e allo stesso tempo raggiungibili.

L'ipotesi, dunque, di realizzare un materiale che coniughi al suo interno caratteristiche di riconoscimento di stimoli esterni con caratteristiche di duttilità e utilizzo potrebbe aprire nuovi orizzonti sia in ambito di ricerca che in ambito progettuale.

Il secondo focus esplorativo sviluppato durante il percorso di studi è l'approfondimento verso quei materiali e quelle tecnologie innovative che portano alla realizzazione di artefatti impensabili fino a pochi anni fa.

L'avvento delle nanotecnologie definite come l'insieme, lo studio, lo sviluppo e la modellazione delle nano strutture sta sconvolgendo la visione canonica nel mondo dei materiali.

Per nano struttura si intende lo sviluppo di strutture, cristalli, nell'ordine dei nanometri.

Operando a queste dimensioni, le proprietà e le caratteristiche del materiale risultano diverse dai materiali con struttura di dimensioni maggiori a causa del diverso rapporto di atomi all'interno e sulla superficie.

La necessità di miniaturizzare, cercare soluzioni estremamente piccole per poter venire incontro alle esigenze dell'utente finale ha permesso di fare grandi passi avanti nei più svariati ambiti

progettuali introducendo un concetto nuovo: i materiali funzionali.

A dir la verità i materiali funzionali sono da sempre stati utilizzati, ma solo ora si arriva a comprendere veramente nel dettaglio l'estrema importanza e le molteplici applicazioni in cui possono essere sfruttati. E ne consegue, data l'importanza della conoscenza dei materiali per un progettista moderno, l'idea di incarnare in una ricerca quello che magari è da lontano considerato un mondo complesso come la biomedicina avvicinandolo a soluzioni tecnologiche innovative e fino ad ora solamente ipotizzate a livello materico.

Si pensi ad un lenzuolo, un banale lenzuolo che noi tutti bene o male conserviamo in casa, in grado di prendersi cura di noi. Immaginiamo di essere costantemente monitorati, studiati, controllati e curati solamente perché siamo avvolti in un banale lenzuolo.

E pensiamo a quanto questa soluzione sulla carta banale e priva di utilità, possa diventare fondamentale per anziani, malati cronici, malati con problemi di movimento e tutti coloro per cui il monitoraggio è diventato la costante compagnia dei loro giorni. Immaginiamo di poter sostituire miriadi di cavi, tubi e controller elettronici semplicemente con un lenzuolo.

Ecco, la nostra tesi mira a visualizzare in maniera sistematica e preparando il terreno su una base progettuale le possibili applicazioni di tessuti innovativi a base di nuovi materiali funzionali in grado di semplificare e migliorare la vita di chi, già per varie ragioni lotta con una esistenza complessa.

Lo sviluppo della tesi si evolverà in due fasi principali; la prima è una fase di pura ricerca nella quale cercheremo di approfondire anche dettagliatamente molti aspetti della biomedicina. In particolare cercheremo di capire quali sono i segnali realmente analizzabili del corpo umano e quali tecniche sono ad oggi utilizzate. Dopo di che approfondiremo le tipologie di sensori sviluppati nella storia e le applicazioni di essi, approfondendo le problematiche, le limitazioni progettuali e gli iter di realizzazione degli esami ospedalieri. Data la delicatezza dell'argomento infine allargheremo la nostra ricerca a quali materiali sono attualmente in uso nell'ambito biomedicale cercando di interpretare per ognuno il perché della scelta di un materiale in uno specifico campo invece che altri.

La seconda parte si concentrerà invece in un ambito più specifico. Studieremo come la ricerca nel campo del monitoraggio ha portato a soluzioni interessanti e quali problematiche i progettisti hanno dovuto approfondire. Evidenziato ciò studieremo un materiale funzionale in grado di

poter introdurre un'importante novità in questo settore assetato di sviluppi.

In particolare si approfondiranno delle nuove tecnologie produttive ancora in fase di sviluppo che in un futuro neanche troppo lontano diventeranno fondamentali per le strategie aziendali.

Accosteremo due filosofie di lavorazioni, creando un know out produttivo da una idea estremamente artistica, come possiamo declinare il design, ad una regione estremamente tecnologica ed estremamente interessante per le nuove tecnologie che in un futuro prossimo guideranno la nostra vita.

D'altro canto vogliamo sottolineare in maniera marcata la semplicità e l'intuitività dell'idea che dalla sua stravolge per la sua banalità e allo stesso tempo stupisce per l'estrema potenzialità che questo settore offre.

Lo studio e l'analisi dell'ambito biomedicale risulta fondamentale per capire, approfondire ed interpretare i limiti, lo stato dell'arte e le opportunità che un mondo estremamente complesso ma allo stesso tempo affascinante offre alla collettività.

3 Problema Clinico

In questa fase andremo a delineare l'ambito entro il quale svilupperemo il nostro processo di progettazione. In particolare ci focalizzeremo su degli esami speciali in cui l'utilizzo dei materiali piezo elettrici ricoprono un ruolo fondamentale nella realizzazione di tale dispositivo.

3.1 Posturologia

La *posturologia* è una branca relativamente recente della medicina; si propone di studiare l'essere umano nel suo complesso ed in particolare come questo si pone in relazione allo spazio, alle cose ed alle persone che lo circondano.

Nella determinazione della postura che il soggetto assume entrano in gioco numerosi fattori di tipo strutturale ma rivestono anche una grossa importanza fattori di tipo metabolico e soprattutto psichico; pertanto, nello studio della postura non si possono trascurare questi aspetti non strumentali ma bisogna anzi è necessario considerare il soggetto da un punto di vista globale.

La postura di un soggetto non è infatti da intendersi solo come la posizione del corpo nello spazio, ma anzi essa ha un valore ben più profondo poiché è una via di comunicazione extravertebrale dell'organismo con la quale manifesta l'integrazione che riesce a trovare rispetto a ciò che lo circonda. Lo studio della postura quindi ci può fornire delle indicazioni preziose sul paziente e sulla sua patologia in quel determinato momento della vita.

Lo scopo della posturologia è la diagnosi e la terapia delle disfunzioni del sistema posturale sulla base di un modello diagnostico globale che consente di correlare e integrare le valutazioni cliniche specifiche quali quella neurologica, oculistica, ortopedica, fisiatica, odontoiatrica, ecc.

La postura è un atteggiamento "statico", con limiti d'oscillazione molto ristretti, mentre l'equilibrio è "dinamico" e può essere mantenuto con oscillazioni più ampie, che richiedono una serie di atteggiamenti posturali i quali mantengono la proiezione del baricentro al suolo entro il poligono d'appoggio.

L'attività tonica posturale, differente dal tono muscolare di base, è l'attività muscolare che consente l'ortostasi ed avviene attraverso contrazioni muscolari riflesse o meglio contrazioni isometriche ripetute; questa attività è un'attività motoria riflessa che si avvale di vie sensitivo-motorie complesse e multiple ed è regolata da un complesso sistema di afferenze ed efferenze.

La **contrazione muscolare** è la caratteristica fondamentale di

ogni attività muscolare. Si distinguono due tipi di contrazione:

– **fasica** : è isotonica ovvero non determina apprezzabile variazione del tono muscolare ma una significativa variazione in lunghezza che ha come effetto l'esecuzione di movimenti

– **tonica** : è isometrica ovvero senza apprezzabile variazione di lunghezza del muscolo mentre provoca una significativa variazione del tono muscolare producendo non un movimento ma stabilizzando i segmenti ossei.

Ovviamente questa distinzione è solamente teorica poiché gli stessi muscoli in diverse situazioni si comportano come muscoli tonici in altre svolgono funzione fasica.

La postura è regolata dalla contrazione tonica.

Il *sistema posturale* con tutta la sua complessità per funzionare ha bisogno di una serie d'informazioni che sono rilevate continuamente dai recettori, che attraverso le fibre nervose le inviano all'elaboratore centrale, rappresentato dal sistema nervoso e dagli effettori, che sono i muscoli, i quali a loro volta ricevono l'input dall'elaboratore centrale.

I recettori di cui sopra sono i propriocettori come i fusi neuromuscolari, altri recettori come gli organi tendinei del Golgi, i corpuscoli del Pacini, terminazioni libere ed i recettori cutanei.

Nel momento in cui uno o più recettori non inviano informazioni corrette, appaiono gli squilibri posturali.

Oltre ai recettori il sistema posturale utilizza anche tutte le informazioni provenienti dai suoi organi sensitivi e sensoriali che sono rappresentati da: occhio, apparato vestibolare dell'orecchio, pianta del piede, sistema stomatognatico.

- L'**occhio** e l'**orecchio** sono importanti per l'equilibrio del corpo rispetto allo spazio.
- Il **piede** rappresenta la parte terminale della catena cinetica che realizza il mantenimento dell'equilibrio nel cammino, nella corsa, ecc.
- La **mandibola** svolge funzione respiratoria, funzione di sostegno del complesso ioideo - tracheale e funzione stabilizzante della posizione del cranio; l'occlusione fa parte del sistema; è una importante stazione di riferimento, in entrata e in uscita, di messaggi proprio-esterocettivi della situazione posturale.

In definitiva, per “**postura corretta del corpo**” s'intende la posizione anatomica che un individuo assume nello spazio stando in piedi, con la faccia rivolta in avanti, gli arti superiori allineati ai fianchi ed i piedi allineati posteriormente e divaricati

di circa 30°. La postura eretta normale sui vari piani è la seguente:

- sul **piano frontale**: la linea sagittale passa dall'apice della testa, tra le sopracciglia, sulla punta del naso e del mento, prosegue per l'osso ioide, per l'apofisi ensiforme dello sterno; di qui scende all'ombelico, al centro del pube e passa equidistante dalle ginocchia per terminare a uguale distanza dai piedi
- sul **piano posteriore**: la linea deve passare sulle apofisi spinose delle vertebre, sulla punta del coccige seguendo la linea interglutea e prosegue ad uguale distanza dagli arti inferiori sino ai piedi
- sul **piano laterale**: la linea passa dal processo mastoideo al centro della spalla, attraverso l'articolazione dell'anca fino a terminare subito posteriormente al malleolo laterale.

3.2 Misurazioni posturali su diversi piani

Piano sagittale: L'asse verticale del corpo passa per:

- Apice Cranio
- Apofisi Odontoide
- Corpo vertebrale della 3° vertebra lombare
- Si proietta al suolo nel centro del quadrilatero di sostegno, egual distanza dai due piedi
- I piani scapolare e gluteo sono allineati
- Nell'adulto **la freccia lombare** deve essere da 4 a 6 cm (3 dita trasverse)
- La freccia cervicale da 6 a 8 cm (4 dita trasverse)

Piano frontale: differenti linee devono essere orizzontali:

- la linea bi-pupillare
- la linea bi-tragalica
- la linea bi-mamillare
- la linea bi-stiloidea
- la linea bi-scapolare
- la cintura pelvica

Piano orizzontale:

non c'è né avanzamento, né arretramento di un gluteo o di una spalla in rapporto all'altra. Nel soggetto normale non esiste alcuna rotazione a livello delle cinture scapolare e pelvica;

Apparecchiatura specifica e metodologia di esecuzione dell'esame

Non si può effettuare nessun esame clinico podologico o rachideo senza un *esame posturologico* accurato, effettuato con apparecchiature specifiche e con una metodologia stretta. Esistono presidi di controllo posturale molto sofisticati.

3.3 Analisi o valutazioni

Il podobaroscopio: si tratta di un podoscopio particolare il cui cristallo temperato è illuminato, non da sotto come avviene per i podoscopi tradizionali, ma tangenzialmente al cristallo. Questo tipo di illuminazione permette di evidenziare non solo gli appoggi del capitone plantare ma anche i punti di iperpressione ossea.

Il podografo: esistono varie metodiche per il rilievo dell'impronta podale; la carta podografica a quadrettatura variabile che permette una valutazione abbastanza corretta dei carichi pressori del piede; i podografi elettronici che permettono l'analisi delle pressioni plantari esercitate, sia in bipolarità sul soggetto immobile, sia durante lo svolgimento del passo il più vicino possibile al passo normale.

L'analizzatore posturale: permette di misurare con precisioni millimetriche un repère somatico nelle dimensioni dello spazio. Si tratta di un quadrante metallico sul quale si possono far scorrere delle aste orientabili e millimetriche in grado di fornire la posizione nello spazio in tridimensionalità di punti somatici di riferimento antropologico.

Il filo a piombo antropometrico con misuratore di freccia: permette di arrivare sul punto più posteriore della cresta sacrale situato nella piega interglutea e di misurare le diverse distanze (freccie) prese su punti di repere standard: rachide cervicale, rachide lombare

L'inclinometro: per la valutazione del gibbo nelle scoliosi

Pedana baropodometrica: è un sistema elettronico che studia le pressioni con una specifica applicazione nell'analisi del piede;

viene in tal modo ricavata una immagine computerizzata che evidenzia attraverso colori differenti le diverse aree pressorie misurate con appositi sensori. I centri di pressione dei due arti e la proiezione del centro di gravità nel poligono di appoggio consentono il controllo di squilibri pelvici.

L'esame effettuato con questo strumento è completato da stabilogrammi che evidenziano: frequenza ed ampiezza delle oscillazioni antero-posteriori e latero-laterali, ellisse di spostamento e rettangolo posturale, permettendo test sequenziali

La presenza di un disordine posturale sia di natura strutturale che funzionale comporta un sovraccarico e/o tensione di alcune parti del corpo umano, che a lungo andare si usurano dando origine a:

- dismorfismi che causano alterazioni in età evolutiva (deviazione del rachide, deformazione delle ginocchia e dei piedi)
- malattie degenerative in età adulta: artrosi, tendinopatie, discopatie ed ernie discali, meniscopatie.

Dal disordine strutturale e funzionale posturale-motorio derivano per gli organi interni disagi e sofferenze che facilitano malattie respiratorie, digestive e circolatorie.

3D-Tmt: utilizza telecamere speciali per lo studio del movimento di marcatori passivi catarifrangenti opportunamente posizionati in punti di repere anatomico particolarmente significativi. I dati raccolti e la successiva analisi permettono una valutazione quantitativa dei movimenti del corpo umano.

3.4 Come valutare la postura

Quali sono i metodi e quali gli strumenti per una corretta e valida cultura posturale?

La scienza della funzionalità neuro-motoria del corpo umano che chiamiamo Postura, ha aperto impensati orizzonti in molti campi.

È la scienza del corretto allineamento e della armonica distribuzione delle forze che agiscono sul corpo umano. Lo strumento più importante per questo studio è il Sistema Posturo-Stabilometrico, mezzo moderno e indispensabile per un corretto e valido approccio per l'indagine e la ricerca del rimedio. Esso solo permette di rilevare in modo esatto come agiscono le forze interne ed esterne del corpo umano in relazione all'allineamento del soggetto. Si studiano le forze attraverso la loro proiezione al suolo o meglio sui pilastri di appoggio dei piedi:

- baricentro generale;
- baricentro dei due piedi;
- carichi sui pilastri di appoggio;
- indici di asimmetria tra i dati rilevati.

Con la stessa attrezzatura è possibile programmare ed effettuare una mirata rieducazione posturale; mediante esercizi Feedback e Feed-Forward, ricodificare il proprio schema corporeo e creare una cultura estetica della propria immagine.

Pedana baropodometrica

La biomedica posturale è il campo d'applicazione che permette allo specialista, **Ingegnere Biomedico**, in collaborazione con vari specialisti, vedi **Fisiatra**, **Otorini**, **Odontoiatri**, etc.. di poter individuare e valutare le manifestazioni algico-disfunzionali della postura avvalendosi di metodiche diagnostiche strumentali.

Le valutazioni posturali consistono nell'analizzare il paziente rilevandone le informazioni dell'appoggio plantare, del corpo e , in definitiva, dell'equilibrio. L'analisi informatizzata è entrata negli studi di podologia ormai da tempo. Negli anni 80 gli americani utilizzavano già prototipi strumentali per l'analisi in laboratori di biomeccanica con dei captori direttamente a contatto con la pelle che registravano le variazioni di pressione durante il cammino.

Molti clinici biomeccanici iniziarono quindi ad approfondire lo studio della dinamica del movimento e non solo più della statica. Le piattaforme stabilometriche computerizzate rappresentano oggi uno strumento fondamentale nel campo della posturologia in quanto deputate ad indagare sulla natura dei disequilibri posturali misurandone l'entità e fornendo al **Fisiatra**, ed agli altri specialisti, i dati necessari di aiuto alla diagnostica.

Grazie ad esse viene ricavata un'immagine computerizzata che evidenzia con diversi colori le diverse aree pressorie di appoggio podalico misurate con appositi sensori. La misurazione della posizione dei centri di pressione dei due arti e della proiezione del centro di gravità nel poligono di appoggio consente il controllo degli squilibri pelvici. Lo scopo della biomedica posturale è di ampliare l'indagine della patologia per poter indirizzare, laddove necessario, il paziente verso approfondimenti specialistici complementari che potrebbero evidenziare l'origine della patologia evidenziata.

Tali strumenti sono ormai indispensabili sia in clinica quotidiana sia in ricerca, nella valutazione posturale, nell'analisi delle turbe della statica e dell'equilibrio e nel monitoraggio del ciclo terapeutico.

La pedana baropodometrica computerizzata consente:

- un'analisi statica con molteplici visualizzazioni a video e in stampa.
- un'analisi dinamica con la cinematografia delle diverse fasi di appoggio.
- un'analisi posturografica mediante : una visualizzazione numerica e grafica dei dati stabilometrici, uno statokinesigramma , un elettrostabilogramma.

La biomeccanica posturale in un Centro di Medicina Fisica Riabilitativa consente di diagnosticare i disturbi motori e sensoriali del paziente. I risultati sono confrontabili ed eseguibili in qualunque momento e permettono di effettuare successive valutazioni nei controlli, durante le terapie e nei follow-up.

4 Sensori Biomedicali

4.1 Introduzione

4.1.1 Physical Measurements

Le variabili fisiche associate ai fenomeni biomedici sono misurati da un gruppo di sensori conosciuti come sensori fisici.

I sensori per queste variabili, che si tratti di sistemi di misura biomedica o altri sistemi, sono essenzialmente gli stessi. Così, i sensori di spostamento lineare possono essere utilizzati altrettanto frequentemente per misurare lo spostamento del muscolo cardiaco durante il ciclo cardiaco o il movimento di un braccio di un robot.

Vi è, tuttavia, una notevole eccezione per quanto riguarda la somiglianza di questi sensori: la struttura esterna del sensore e il metodo di aggancio al sistema da misurare.

Anche se i sensori fisici utilizzati in applicazioni non biomedicali devono essere confezionati in modo da essere protetti dal loro ambiente circostante, pochi di questi sensori hanno a che fare con un ambiente duro come un tessuto biologico, in particolare con i meccanismi insiti in questo tessuto come il tentativo di espulsione di un corpo estraneo.

Un'altra notevole eccezione a questa somiglianza tra sensori per la misura di grandezze fisiche nei sistemi biologici e non biologici sono i sensori usati per le misure fluide come la pressione e portata.

Esigenze particolari di queste misurazioni nei sistemi biologici hanno portato a speciali sensori e sistemi di strumentazioni per queste misurazioni che possono essere molto diversi dai sistemi per misurare pressione e portata in ambienti non biologici.

In questo capitolo si cercherà di rivedere vari esempi di sensori utilizzati per la misurazione fisica nei sistemi biologici.

Ogni capitolo contiene una breve descrizione del principio di funzionamento del sensore e dei principi fisici di base, esempi di alcune delle forme più comuni di questi sensori per applicazioni in sistemi biologici, i metodi di elaborazione dei segnali di questi sensori. Da tutto questo dedurremo importanti considerazioni per quando riguarda l'applicazione del sensore.

4.2 Descrizione dei sensori

4.2.1 Sensori di spostamento lineare e angolare

4.2.1.1 Resistenza sensore variabile

Uno dei più semplici sensori per misurare lo spostamento è una resistenza variabile simile al controllo del volume su un dispositivo audio elettronico. La resistenza tra due terminali su questo dispositivo è legato allo spostamento lineare o angolare di un elemento scorrevole lungo una resistenza elettrica.

Negli strumenti di precisione, la posizione reciproca tra l'elemento mobile e la resistenza variabile ottenibile crea una relazione lineare tra la resistenza residua e il dislocamento misurato.

Questi dispositivi possono essere collegati a circuiti che misurano la resistenza come un ohmmetro o un ponte, o possono essere usati come parte di un circuito elettrico che fornisce una tensione proporzionale allo spostamento.

Tali circuiti includono un partitore di tensione che immette nel circuito una nota costante di corrente che attraversa la resistenza e misura la tensione risultante su di essa. Questo sensore è semplice e poco costoso e può essere utilizzato per misurare spostamenti relativamente grandi.

4.2.1.2 Strain Gauge

Un altro sensore di spostamento sviluppato sulla base di una variazione di resistenza elettrica è l'estensimetro.

Se un lungo conduttore elettrico stretto come un pezzo di lamina di metallo o un filo sottile è teso nel suo limite elastico, aumenterà di lunghezza e diminuirà la sezione trasversale.

Poiché la resistenza elettrica tra le due estremità di questa pellicola o filo può essere calcolata matematicamente relazionando la resistività elettrica del materiale della lamina o del filo, la sua lunghezza, e la sezione trasversale, questo allungamento si tradurrà in un aumento della resistenza.

La variazione della lunghezza può essere molto piccola per la pellicola e soggiornare nel suo limite elastico, quindi la variazione di resistenza elettrica sarà anch'essa piccola. La sensibilità relativa di questo dispositivo è data dal suo fattore di gauge.

Estensimetri a pellicola sono i più utilizzati frequentemente e sono costituiti da una struttura come mostrato in fig. 47.1b.

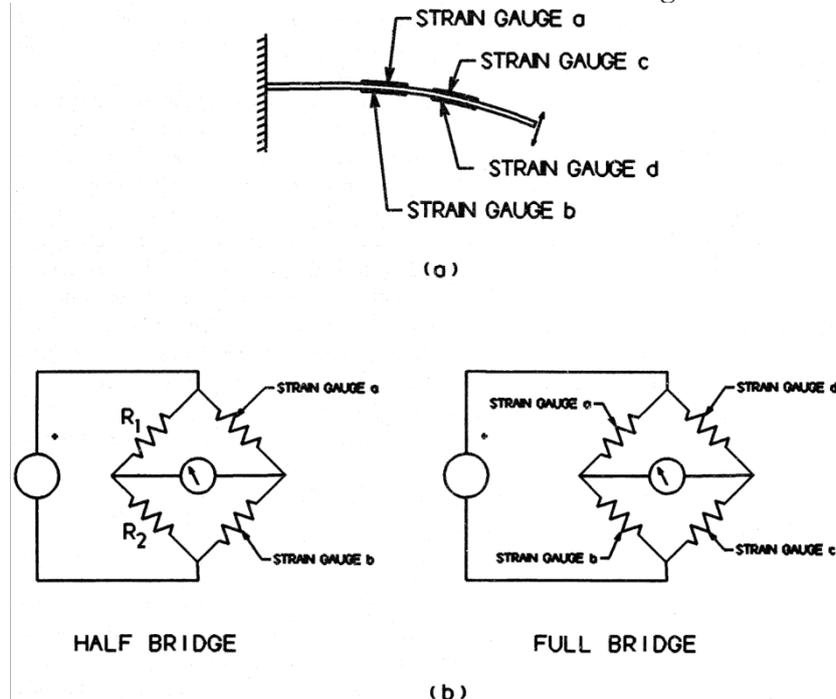


FIGURA 47,2 estensimetri su una struttura a sbalzo per fornire la compensazione di temperatura:
 (a) vista in sezione trasversale del cantilever e (b) il deposito di estensimetri in un ponte di mezzo o ponte completo per la compensazione di temperatura e maggiore sensibilità.

Un pezzo di lamina di metallo è collegata ad una pellicola isolante polimerica (poliammide) che ha una resistenza alla flessione molto maggiore della pellicola stessa.

Quando una flessione è applicata nella direzione sensibile, la direzione dei singoli elementi degli strain gauge, la lunghezza della misura sarà leggermente aumentata, e questo si tradurrà in un aumento della resistenza elettrica misurata tra i terminali.

Dal momento che lo spostamento o lo sforzo che questa struttura può misurare è abbastanza piccolo, per rimanere all'interno del suo limite elastico, questo sistema può essere utilizzato solo per misurare spostamenti di piccole dimensioni. Se si vuole aumentare la portata di un estensimetro, si deve allegare una sorta di convertitore d'impedenza meccanica come una piccola trave a sbalzo.

Se l'estensimetro è collegato ad una superficie del fascio come mostrato in fig. 47,2, uno spostamento abbastanza grande può

essere tradotto in uno spostamento relativamente piccolo sulla superficie della trave.

Siccome i cambiamenti di resistenza elettrica di un estensimetro sono abbastanza piccoli, la misura di questa variazione di resistenza può essere complessa. Generalmente vengono utilizzati i circuiti ponte Wheatstone . E' importante notare, tuttavia, che i cambiamenti di temperatura possono anche tradursi in cambiamenti di resistenza elettrica che sono dello stesso ordine di grandezza o addirittura più grande della resistenza elettrica causata dalla deformazione.

Quindi, è importante compensare la temperatura degli estensimetri nella maggior parte delle applicazioni. Un metodo semplice di compensazione della temperatura è quello di utilizzare un estensimetro a doppia o quadrupla lamina e un circuito a ponte per la misurazione della variazione di resistenza. Questo è illustrato nella fig. 47,2.

Come descritto sopra, nell'applicazione della trave a sbalzo , si possono mettere una o due strutture per misurare la tensione sul lato concavo della trave e una o due sul lato convesso della trave.

Così, a seconda di come il fascio devia, l'indicatore di pressione sul lato convesso sperimenterà la tensione, e sul lato concavo sperimenterà la compressione.

Mettendo questi misuratori adiacenti al ponte di Wheatstone, i loro effetti possono raddoppiare la sensibilità del circuito in caso di strain gauge doppie e quadruplicarle nel caso in cui si fa il ponte intero di estensimetri su un sistema Cantilever.

In alcune applicazioni non è possibile mettere estensimetri in modo che un indicatore sia in fase di tensione, mentre l'altro sia in fase di compressione. In questo caso, l'indicatore sul secondo ceppo è utilizzato per la compensazione della temperatura e può essere orientato in modo tale che l'asse sensibile sia in una direzione in cui lo sforzo è minimo.

Così, è ancora possibile avere la compensazione di temperatura avendo due estensimetri identici alla stessa temperatura e adiacenti al circuito a ponte, ma il miglioramento della sensibilità indicato precedentemente non si vede.

Un altro vincolo imposto dalla temperatura è che il materiale a cui è collegato l'estensimetro e l'estensimetro stesso hanno entrambi coefficienti di temperatura di espansione simili.

Così, anche se un indicatore è collegato ad una struttura in condizioni di non tensione, se la temperatura è cambiata,

l'estensimetro potrebbe subire qualche tensione a causa della diversa espansione che avrà rispetto alla struttura a cui è collegato. Per evitare questo problema, gli estensimetri sviluppati hanno coefficienti di temperatura di espansione simili ai valori di vari materiali comuni.

Nella scelta di un estensimetro, si dovrebbe scegliere un dispositivo con caratteristiche di dilatazione termica il più vicino possibile a quelli dell'oggetto da misurare.

Una struttura più compatibile che ha trovato applicazioni in strumentazione biomedica è l'estensimetro in metallo liquido. Invece di usare un conduttore elettrico solido come il foglio di filo o di metallo si utilizza del mercurio confinato in una parete sottile di un tubo forato elastomerico.

Il vantaggio di questo sensore rispetto alla tecnologia strain gauge è determinato dalle proprietà elastiche del tubo. Poiché solo il limite elastico del tubo è da considerare, questo sensore può essere utilizzato per rilevare spostamenti molto più grandi di estensimetri tradizionali.

La sua sensibilità è più o meno la stessa di un foglio o di estensimetri a filo, ma non è così affidabile. Il mercurio può diventare facilmente ossidato o si possono verificare dei vuoti d'aria di piccole dimensioni nella colonna di mercurio. Questi effetti rendono le caratteristiche del sensore "rumorosi" e talvolta si traducono in completi fallimenti della misurazione.

Un'altra variazione negli estensimetri è l'estensimetro a semiconduttore.

Questi dispositivi sono spesso fatti di pezzi di silicio utilizzando una tecnologia microelettronica a semiconduttori.

Il vantaggio principale di questi dispositivi è che i loro fattori di calibrazione possono essere più di 50 volte superiore a quello dei dispositivi metallici solidi e liquidi.

Sono disponibili in commercio, ma sono un po' più difficile da gestire e collegare alle strutture da misurare a causa delle loro piccole dimensioni e fragilità.

4.2.1.3 Sensori a mutua induttanza

L'induttanza reciproca tra due bobine è legata a molti fattori geometrici, uno dei quali è la separazione delle bobine. Così, si può creare un sensore di spostamento molto semplice avendo due bobine che sono coassiali, ma con separazione

diversa.

Guidando una bobina con un segnale ac e misurando il segnale di tensione indotta nella seconda bobina, questa tensione è collegata alla distanza tra le bobine. Quando le bobine sono vicine, l'induttanza reciproca sarà alta, e così una tensione più alta sarà indotta in una seconda bobina; quando le bobine sono più distanti, l'induttanza reciproca sarà inferiore come sarà inferiore la tensione indotta.

La relazione tra tensione e la separazione sarà determinata dalla geometria delle bobine specifiche e, in generale, non sarà un rapporto lineare con la separazione a meno che il cambio di forma sia relativamente piccolo.

Tuttavia, questo è un metodo semplice per misurare la separazione: funziona ragionevolmente se le bobine rimangono coassiali.

Se c'è un movimento trasversale delle bobine al loro asse, è difficile separare gli effetti di spostamento trasversale da quelli di spostamento lungo l'asse.

4.2.1.4 A riluttanza variabile

Una variante di questo sensore è il sensore a riluttanza variabile in cui una singola bobina o due bobine rimangono fisse su un modulo che permette a un cursore ad alta riluttanza di muoversi all'interno o all'esterno della bobina o lungo il loro asse.

Dal momento che la posizione di questo materiale di base determina il numero di collegamenti di flusso che attraversa la bobina (o le bobine), questo può influenzare l'auto-induttanza e la mutua induttanza delle bobine. Nel caso di mutua induttanza, questa può essere misurata con la tecnica descritta nel paragrafo precedente, mentre per quanto riguarda l'auto-induttanza i cambiamenti possono essere misurati con vari circuiti utilizzati per la misurazione induttanza. Questo metodo è anche un metodo semplice per misurare gli spostamenti, ma le caratteristiche sono generalmente non lineari, e il sensore è in genere solo di precisione moderata.

4.2.1.5 Trasformatore a differenziale variabile lineare

Di gran lunga il trasduttore di spostamento più frequentemente utilizzato in base all'induttanza è il trasformatore a differenziale variabile lineare (LVDT).

Questo dispositivo è illustrato nella fig. 47.1c ed è essenzialmente un trasduttore tre-coil a riluttanza variabile.

Le due bobine secondarie sono simmetriche mentre la bobina primaria è collegata in modo tale che le tensioni indotte in ogni

bobina secondaria si oppongono l'un l'altra.

Quando il nucleo si trova nel centro della struttura equidistante da ogni bobina secondaria, la tensione indotta in ogni secondaria sarà la stessa.

Dal momento che queste tensioni si oppongono l'un l'altra, la tensione di uscita dal dispositivo sarà pari a zero.

Come il nucleo viene spostato più vicino all'uno o altre bobine secondarie, le tensioni in ogni bobina non saranno più uguali, e ci sarà una tensione di uscita proporzionale allo spostamento del nucleo dalla centrale.

A causa della simmetria della struttura, questa tensione è linearmente legata allo spostamento. Quando il nucleo passa attraverso il centro (punto zero), la fase della tensione di uscita dal sensore cambia di 180 gradi. Quindi, misurando l'angolo di fase e la tensione, si può determinare la posizione del nucleo. Il circuito associato alla LVDT non solo misura la tensione, ma spesso misura anche l'angolo di fase. LVDT sono commercialmente disponibili in diverse dimensioni e forme.

A seconda della configurazione delle bobine, si possono misurare spostamenti che vanno da decine di micrometri a svariati centimetri.

4.2.2 Sensori capacitivi

Sensori di spostamento possono essere basati su misurazioni di capacità e induttanza. Il principio di funzionamento è la capacità di un condensatore piano parallelo di trattenere la tensione, dove si deve considerare la costante dielettrica del mezzo tra le piastre, la distanza tra le piastre, la sezione trasversale delle piastre stesse. Ognuna delle caratteristiche può essere variata per formare un trasduttore di posizione, come mostrato in fig. 47.1c. Spostando uno dei piatti rispetto alle altre si nota che la capacità varia in modo inversamente proporzionale rispetto alla distanza tra le placche.

Questo darà un andamento iperbolico della capacità caratteristica.

Tuttavia, se la distanza tra le placche è mantenuta a un valore costante e le piastre sono spostate lateralmente l'una rispetto all'altra in modo da sovrapporre l'area di sovrapposizione dei cambiamenti, questo può produrre una capacità di forma caratteristica che può essere lineare, a seconda della forma reale dei piatti.

Il terzo modo che un trasduttore di capacità variabile in grado di misurare lo spostamento è quello di avere un condensatore fisso

piatto parallelo con una lastra di materiale dielettrico con una costante dielettrica diversa da quella dell'aria che si interpone tra le piastre.

La costante dielettrica efficace per il condensatore dipenderà da come gran parte della lastra è interposta tra le piastre e come gran parte della regione tra le piastre è occupata solo per via aerea.

Questo, inoltre, può produrre un trasduttore con caratteristiche lineari.

I circuiti elettronici utilizzati per i trasduttori con capacità variabile, sono essenzialmente gli stessi di qualsiasi altro circuito utilizzato per misurare la capacità. Come per i trasduttori a induttanza, questo circuito può assumere la forma di un circuito a ponte o di circuiti specifici che misura reattanza capacitiva.

4.2.3 Sonic e Sensori a ultrasuoni

Se la velocità del suono in un mezzo è costante, il tempo che impiega un breve scoppio di energia sonora per propagarsi da una sorgente ad un ricevitore sarà proporzionale allo spostamento tra i due trasduttori.

Un breve impulso sonoro ad ultrasuoni viene generato dal trasduttore e si propaga attraverso il mezzo. Viene rilevato da un secondo trasduttore che lo riceve al tempo T dopo che lo scoppio è stato avviato. La variazione di tempo tra il segnale in partenza e il segnale captato fornisce la distanza tra i due trasduttori

In pratica, questo metodo è utilizzato al meglio con gli ultrasuoni, in quanto la lunghezza d'onda è più corta, e il dispositivo non produce suoni fastidiosi, né risponde a suoni estranei nell'ambiente. Piccoli trasduttori piezoelettrici sono in grado di generare e ricevere impulsi ultrasonici.

Il circuito elettronico utilizzato con questo apparecchio esegue tre funzioni: generazione del burst sonico o ultrasonico, rilevazione del burst ricevuto, e misurazione del tempo di propagazione degli ultrasuoni.

Un vantaggio di questo sistema è che i due trasduttori sono accoppiati tra loro solo dal punto di vista sonoro.

Non vi è alcuna connessione fisica come è avvenuto per gli altri sensori descritti in questa sezione.

4.2.4 Misurazione della velocità

Velocità è la derivata rispetto al tempo di uno spostamento, e

così tutti i trasduttori di spostamento sopra indicato possono essere utilizzati per misurare la velocità, se i loro segnali vengono elaborati dal passare attraverso un circuito di differenziazione.

Ci sono però due ulteriori metodi che possono essere applicati per misurare la velocità direttamente.

4.2.4.1 Induzione magnetica

Se un campo magnetico che passa attraverso una bobina conducente varia nel tempo, una tensione che è indotta nella bobina è proporzionale alla variabile nel tempo del campo magnetico.

Un modo semplice per applicare questo principio è quello di allegare un piccolo magnete permanente ad un oggetto la cui velocità deve essere determinata, e allegare una bobina ad una struttura vicina che servirà da riferimento rispetto al quale la velocità deve essere misurata.

Una tensione sarà indotta in una bobina contenuta nella struttura che contiene il magnete permanente, e questa tensione sarà correlata alla velocità di quel movimento in misurazione. Il rapporto esatto sarà determinato dalla distribuzione di campo magnetico per il magnete e l'orientamento del magnete rispetto alla bobina.

4.2.4.2 Doppler a ultrasuoni

Quando il ricevitore di un segnale sotto forma di onda, come le radiazioni elettromagnetiche o il suono si muove ad una velocità diversa da zero rispetto all'emettitore di quell'onda, la frequenza dell'onda percepita dal ricevitore sarà diversa della frequenza del trasmettitore. Questa differenza di frequenza, noto come effetto Doppler, è determinato dalla velocità relativa del ricevitore rispetto al trasmettitore.

Questo principio può essere applicato in applicazioni biomedicale, come un velocimetro Doppler.

Un trasduttore piezoelettrico può essere utilizzato come sorgente di ultrasuoni con un trasduttore simile a quella del ricevitore.

Quando non c'è movimento relativo tra i due trasduttori, la frequenza del segnale al ricevitore sarà la stessa dell'emettitore, ma quando c'è moto relativo, la frequenza al ricevitore sarà spostata in base ad una relazione calcolabile.

Il velocimetro ad ultrasuoni può essere applicato nello stesso modo in cui il sensore di spostamento a ultrasuoni viene utilizzato.

In questo caso il circuito elettronico produce un'onda continua ad ultrasuoni che, invece di rilevare il tempo di transito del segnale, rileva la differenza di frequenza tra i segnali trasmessi e ricevuti. Questa differenza di frequenza può essere convertita in un segnale proporzionale alla velocità relativa tra i due trasduttori.

4.2.5 Accelerometri

L'accelerazione è la derivata temporale della velocità e la derivata seconda rispetto al tempo di spostamento.

Così, i sensori di spostamento e di velocità possono essere usati per determinare l'accelerazione quando i loro segnali sono opportunamente elaborati tramite i circuiti di differenziazione. In aggiunta, ci sono sensori di accelerazione diretta basata sulla seconda legge di Newton e la legge di Hooke.

Poiché la struttura è accelerata in direzione sensibile all'elemento elastico, si applica una forza di questo elemento base alla seconda legge di Newton. Questa forza fa sì che l'elemento elastico si distorce secondo la legge di Hooke, che si traduce in uno spostamento della massa rispetto alla base dell'accelerometro.

Questo spostamento è misurato da un sensore di spostamento. Il rapporto tra lo spostamento e l'accelerazione è trovato combinando la seconda legge di Newton e la legge di Hooke

Uno qualsiasi dei sensori di spostamento sopra descritto può essere utilizzato come un accelerometro.

I sensori di spostamento più utilizzati sono estensimetri o i LVDT.

Un tipo di accelerometro utilizza un sensore piezoelettrico come sensore di spostamento e come elemento elastico.

Un sensore piezoelettrico genera un segnale elettrico che è legato al cambiamento dinamico di forma del materiale piezoelettrico proporzionale alla forza che viene applicata.

Così, materiali i piezoelettrici possono misurare direttamente il tempo delle forze variabili. Un accelerometro piezoelettrico è, quindi, meglio per misurare i cambiamenti in accelerazione rispetto ai sensori per la misurazione delle accelerazioni costanti. Un vantaggio principale degli accelerometri piezoelettrici è che

possono essere resi molto piccoli, cosa che è utile in molte applicazioni biomediche.

4.2.6 Forza

La forza è valutata convertendola per uno spostamento e misurando lo spostamento con un sensore di spostamento.

La conversione avviene come conseguenza delle proprietà elastiche di un materiale. Applicando una forza al materiale, questa forza distorce la forma del materiale, e questa distorsione può essere determinata da uno spostamento del sensore.

Per esempio, la struttura Cantilever potrebbe essere un sensore di forza. Applicando una forza verticale sulla punta del fascio farà sì che il fascio si deformi in base alle sue proprietà elastiche. Questa deviazione può essere rilevata utilizzando un sensore di spostamento come un estensimetro.

Una forma comune di sensore di forza è la cella di carico. Si tratta di un blocco di materiale con note proprietà elastiche che ha estensimetri collegati ad esso. Applicando una forza alla cella di carico sotto al materiale si sviluppa un conseguente sforzo che può essere misurato con l'indicatore di tensione.

Applicando la legge di Hooke, si scopre che il segnale è proporzionale alla forza applicata. Gli estensimetri su una cella di carico sono di solito in una configurazione half-bridge o full-bridge per minimizzare la sensibilità alla temperatura del dispositivo.

Celle di carico sono disponibili in vari formati e configurazioni, e possono misurare una vasta gamma di forze.

4.2.7 Misurazione della Fluidotecnica a variabili dinamiche

La misura della pressione del fluido ed il flusso di liquidi e gas è importante in molte applicazioni biomediche.

Queste due variabili, tuttavia, spesso sono le variabili più difficili da misurare in applicazioni biologiche a causa delle interazioni con il sistema biologico e per problemi di stabilità. Alcuni dei sensori più frequentemente utilizzati per queste misure sono descritte nei paragrafi seguenti.

4.2.7.1 Misurazione della pressione

Sensori di pressione per misure biomediche come la pressione arteriosa consistono in una struttura come mostrato in fig. 47,4. In questo caso un fluido accoppiato al fluido da misurare è

alloggiato in una camera con una membrana flessibile che costituiscono una porzione del muro, con l'altro lato della membrana a pressione atmosferica.

Quando esiste una pressione sulla membrana, questa farà sì che il diaframma devi.

Questa flessione è poi misurata da un sensore di spostamento. Nell'esempio in figura. 47.4, il trasduttore è costituito da quattro fili di diametro sottile intrecciati tra una struttura collegata al diaframma e l'alloggiamento del sensore in modo che questi fili fungono da estensimetri. Quando la pressione fa sì che il diaframma devi il flusso, due estensimetri a fili sottili si allungheranno di una piccola quantità, e gli altri due si contrarranno dello stesso ammontare. Collegando questi fili in un circuito a ponte si otterrà una tensione proporzionale alla deflessione del diaframma e quindi può essere ottenuta la pressione.

La tecnologia dei semiconduttori è stata applicata alla progettazione di trasduttori di pressione tale che l'intera struttura può essere fabbricata dal silicio.

Una porzione di un chip di silicio può essere inserito in un diaframma e gli estensimetri a semiconduttore integrati direttamente nel diaframma per la produzione di un sensore di pressione piccolo, poco costoso e sensibile.

Tali sensori possono essere usati come usa e getta, dispositivi monouso per la misurazione della pressione arteriosa senza la necessità di ulteriore sterilizzazione prima di essere utilizzati sul paziente successivo. Questo riduce al minimo il rischio di trasmissione ematica di infezioni nei casi in cui è accoppiato il trasduttore direttamente al sangue del paziente per la misurazione diretta della pressione sanguigna.

Utilizzando questo tipo di sensore per misurare la pressione sanguigna, è necessario accoppiare la camera contenente il diaframma al sangue o altri fluidi da misurare. Ciò è fatto solitamente tramite un piccolo tubo flessibile in plastica conosciuto come catetere, che può avere una fine messa in un'arteria del soggetto, mentre l'altro è collegato al sensore di pressione.

Questo catetere viene riempito con una soluzione fisiologica salina in modo che la pressione arteriosa è accoppiata alla membrana. Questo metodo di misurazione della pressione sanguigna esterno viene utilizzato abbastanza di frequente in clinica e nei laboratorio di ricerca, ma ha il limite che le proprietà del fluido nel catetere e lo stesso catetere possono influenzare la misura. Per esempio, entrambe le estremità del

catetere devono essere allo stesso livello verticale per evitare una pressione di compensazione a causa degli effetti d'idrostatica.

Inoltre, la conformità del tubo influenzerà la risposta in frequenza della misurazione della pressione. Le bolle d'aria nel catetere o ostruzioni a causa di sangue coagulato o altri materiali può introdurre distorsioni della forma d'onda a causa di risonanze e smorzamenti.

Questi problemi possono essere minimizzati utilizzando un trasduttore di pressione in miniatura a semiconduttori che si trova sulla punta di un catetere e può essere posizionato nel vaso sanguigno, invece di essere posizionata esterno al corpo. Tali sensori di pressione interni sono disponibili in commercio e hanno vantaggi di una risposta in frequenza molto più ampia, nessun errore di pressione idrostatica, e segnali generalmente più chiari rispetto al sistema esterno.

Anche se è possibile misurare la pressione sanguigna utilizzando le tecniche sopra descritte, questo rimane uno dei problemi principali nella tecnologia dei sensori biomedicali.

La stabilità a lungo termine di trasduttori di pressione non è molto buona.

Ciò è particolarmente vero per la misurazione della pressione del sangue venoso, liquido cerebrospinale, o fluidi nel tratto gastrointestinale, dove le pressioni sono relativamente basse.

Cambiamenti a lungo termine della pressione di base per i sensori di pressione richiedono frequenti adeguamenti per essere certi di pressione pari a zero. Anche se questo può essere fatto abbastanza facilmente quando il trasduttore di pressione si trova esterno al corpo, questo può essere un grosso problema in caso di applicazioni all'interno del corpo. Quindi, questi trasduttori devono essere estremamente stabili e con bassa deriva per essere utili a lungo termine nelle applicazioni.

La struttura del trasduttore di pressione è anche un problema che deve essere affrontato, soprattutto quando il trasduttore è in contatto con il sangue per lunghi periodi. Non solo il pacchetto deve essere biocompatibile, ma deve anche permettere la pressione adeguata per essere trasmessa dal liquido biologico al diaframma.

Così è necessario un materiale che è meccanicamente stabile in ambienti corrosivi e acquosi nel.

4.2.7.2 Misurazione di flusso

La misura della vera portata volumetrica nel corpo rappresenta

uno dei problemi più difficili delle rilevazioni biomedicali.

I sensori che sono stati sviluppati, piuttosto che misurare la velocità del flusso di volume, possono essere utilizzati solo per misurare il flusso se la velocità viene misurata per un tubo di sezione nota. Così, i sensori di flusso limitano la maggior parte delle misurazioni a condotti con una specifica sezione trasversale.

Il sensore di flusso più frequentemente utilizzato nei sistemi biomedicali è il misuratore di portata elettromagnetico.

Questo dispositivo è costituito da un mezzo per generare un campo magnetico trasversale al vettore di flusso in un vaso. Una coppia di elettrodi biopotenziali molto piccoli sono attaccati alla parete del vaso in modo che il diametro del vaso tra loro è ad angolo retto rispetto alla direzione del campo magnetico. Mentre il sangue scorre nella struttura, gli ioni nel sangue deviano in direzione di uno o l'altro elettrodo a causa del campo magnetico, e la tensione tra gli elettrodi è data dal campo magnetico, la distanza tra gli elettrodi, e la velocità media istantanea del fluido attraverso il vaso.

Se il sensore vincola il vaso sanguigno per avere un diametro specifico, allora la sua sezione trasversale sarà conosciuta, e moltiplicando questo valore per la velocità darà la portata.

Sebbene i sensori di flusso sono stati sviluppati e sono disponibili sul mercato, il metodo più interessante è quello di utilizzare l'eccitazione del campo magnetico in modo da compensare gli effetti potenziali degli elettrodi biopotenziale non generando errori in questa misura.

Piccoli trasduttori ad ultrasuoni possono essere anche collegati ad un vaso sanguigno per misurare il flusso come illustrato.

In questo caso i trasduttori sono orientati in modo tale che uno trasmette un segnale continuo ad ultrasuoni che illumina il sangue. Cellule nel sangue riflettono diffusamente questo segnale nella direzione del secondo sensore in modo che il segnale ricevuto subisce uno spostamento Doppler in frequenza che è proporzionale alla velocità del sangue.

Misurando lo spostamento di frequenza e conoscendo la sezione trasversale del vaso, è possibile determinare il flusso.

Un altro metodo di misurazione della portata che ha avuto applicazione biomedicali è la misura di raffreddamento di un oggetto riscaldato per convezione.

L'oggetto è di solito un termistore collocato in un vaso sanguigno o in tessuto, e il termistore serve sia come elemento riscaldante che come sensore di temperatura.

In una modalità di funzionamento, la quantità di potenza necessaria per mantenere il termistore ad una temperatura leggermente superiore a quella del sangue viene misurata a monte.

Come il flusso aumenta in tutto il termistore, il calore viene rimosso dal termistore per convezione, e la potenza immessa è necessaria per mantenere la temperatura costante.

Il relativo flusso viene poi misurato determinando la quantità di energia fornita al termistore.

In un secondo approccio il termistore viene riscaldato mediante l'applicazione di un impulso di corrente e quindi è possibile misurare la curva di raffreddamento del termistore quando il sangue scorre attraverso di esso.

Il termistore si raffredderà più velocemente all'aumentare del flusso del sangue. Entrambi questi metodi sono relativamente semplici da realizzare elettronicamente, ma hanno anche gravi limitazioni.

Essi sono essenzialmente misure qualitative e dipendono fortemente da come le sonde a termistori vengono posizionate nel vaso da misurare.

Se la sonda è più vicina alla periferia o addirittura in contatto con la parete del vaso, il flusso misurato sarà diverso se il sensore è nel centro del vaso.

4.2.8 Temperatura

Ci sono molti diversi sensori di temperatura, ma tre trovano ampie applicazioni per i problemi biomedici.

La resistenza elettrica di un pezzo di metallo o di filo generalmente aumenta con la temperatura del conduttore elettrico.

La maggior parte dei metalli hanno coefficienti di temperatura della resistenza dell'ordine del $0,1-0,4\% / ^\circ\text{C}$. I metalli nobili sono preferiti per le termoresistenze, dal momento che non si corrodono facilmente e, quando vengono ridotti in fili sottili, la loro sezione trasversale rimane costante, evitando così la deriva nella resistenza nel tempo, che potrebbe tradursi in un sensore instabile.

Si è visto anche che i metalli nobili come l'oro e platino sono quelli con i più alti coefficienti di temperatura e di resistenza tra i metalli comuni.

Termometri a resistenza metallica sono spesso costituiti da fini cavi isolati calibrati avvolti in una bobina di piccole dimensioni.

E' importante in questo caso accertarsi che non ci sono altre fonti di variazione di resistenza che potrebbero influenzare il sensore. Per esempio, la struttura dovrebbe essere utilizzata in modo tale che nessun ceppo esterno sia applicato al cavo, in quanto il filo potrebbe anche comportarsi come un estensimetro.

I circuiti elettrici utilizzati per misurare la resistenza, e quindi la temperatura, sono simili a quelli utilizzati con il filo o estensimetri a pellicola. Un circuito a ponte è la soluzione più idonea, anche se i circuiti ohmetro possono anch'essi essere usati.

E' importante assicurarsi che nel circuito elettronico non passi una corrente di grandi dimensioni attraverso il termometro a resistenza in quanto potrebbe fornire un auto-riscaldamento dovuto alla conversione Joule di energia elettrica in calore.

4.2.8.1 Termistori

A differenza dei metalli, materiali semiconduttori hanno una relazione inversa tra la resistenza e la temperatura.

Questa caratteristica è molto lineare e non può essere caratterizzata da una equazione lineare come per i metalli. Il termistore è un sensore di temperatura a semiconduttore.

I termistori possono assumere una varietà di forme molto ampia e coprono una vasta gamma di resistenze. Le forme più comuni utilizzati in applicazioni biomediche sono il tallone, disco, o forme a barra. Queste strutture possono essere formate da una varietà di semiconduttori diversi che vanno da elementi come il silicio e germanio a miscele di vari ossidi metallici semiconduttori.

La maggior parte dei termistori disponibili in commercio sono realizzati con quest'ultimi materiali, e i materiali specifici come pure il processo per la realizzazione sono strettamente tenuti segreti.

Questi materiali vengono scelti non solo per avere alta sensibilità ma anche per avere la massima stabilità, dal momento che termistori non sono generalmente stabili come i termometri a resistenza metallica. Tuttavia, termistori sono vicini a un ordine di grandezza più sensibili.

4.2.8.2 Termocoppie

Quando diverse regioni di un conduttore elettrico o semiconduttori sono a temperature diverse, vi è un potenziale elettrico tra queste regioni che è direttamente correlato alle

differenze di temperatura.

Questo fenomeno, noto come effetto Seebeck, può essere usato per produrre un sensore di temperatura conosciuta come una termocoppia prendendo un filo di filo metallico o in lega di A e B di un altro metallo o leghe.

Uno dei nodi è conosciuto come il nodo di rilevamento, e l'altro è chiamato giunzione di riferimento.

Quando queste giunzioni sono a temperature diverse, una tensione proporzionale alla differenza di temperatura si vedrà al voltmetro quando metalli A e B hanno differenti coefficienti di Seebeck.

Questa tensione è grosso modo proporzionale alla differenza di temperatura e possono essere rappresentate inoltre differenze di temperatura relativamente piccole incontrate in applicazioni biomediche.

4.2.8.3 Forme comuni di termistori.

Per ottenere la corretta lettura dei dati mediante il sistema di termistori è necessario creare un sistema di riferimento, e si usa un mezzo indipendente come un termometro a mercurio in vetro per misurare la temperatura del giunto freddo.

Nei casi in cui devono essere fatte misure di precisione, la giunzione di riferimento è spesso collocata in un ambiente a temperatura nota come un bagno di ghiaccio.

Le misurazioni elettroniche della temperatura di giunzione di riferimento possono essere effettuate e utilizzate per compensare la temperatura di giunzione di riferimento in modo che il voltmetro legge un segnale equivalente a quello che sarebbe da vedere se il giunto di riferimento è a 0°C .

Questa compensazione elettronica del giunto di riferimento è di solito effettuata utilizzando una resistenza del sensore di temperatura in metallo per determinare la temperatura di giunzione di riferimento.

Le tensioni generate dalle termocoppie utilizzate per la misurazione della temperatura sono generalmente piuttosto piccole nell'ordine di decine di microvolt per grado C.

Quindi, per la maggior parte delle misure biomedicali, dove c'è solo una piccola differenza di temperatura tra il rilevamento e la

giunzione di riferimento, devono essere utilizzati amplificatori molto sensibili per misurare queste variazioni di potenziale.

Per molti anni le termocoppie sono state utilizzate nell'industria per misurare la temperatura.

Diverse leghe standard per fornire la sensibilità ottimale e la stabilità di questi sensori si sono evoluti.

Le termocoppie possono essere fabbricate in molti modi diversi a seconda delle loro applicazioni. Sono particolarmente adatti per misurare le differenze di temperatura tra due strutture, dal momento che la giunzione di rilevamento può essere posizionata su una struttura mentre l'altro elemento ha la giunzione di riferimento.

Termocoppie possono essere costituite da fili molto sottili che possono essere impiantati nei tessuti biologici per misurare la temperatura, ed è anche possibile inserire queste termocoppie a filo sottile all'interno del foro di un ago ipodermico per fare misure a breve termine di temperatura nei tessuti.

4.3 Applicazioni biomediche di sensori fisici

Così come non è possibile coprire l'intera gamma di sensori fisici in questo capitolo, è anche impossibile considerare le molte applicazioni biomedicali che sono state segnalate per questi sensori.

Invece, saranno forniti alcuni esempi rappresentativi.

Gli estensimetri a liquidi metallici sono particolarmente utili nell'applicazioni biomedicali, perché sono meccanicamente compatibili e forniscono una migliore corrispondenza dell'impedenza meccanica ai tessuti rispetto ad altri tipi di estensimetri.

Avvolgendo uno di questi estensimetri intorno ad una circonferenza dell'addome, si estendono e si contraggono con i movimenti di respirazione addominale. Il segnale proveniente dall'estensimetro può quindi essere utilizzato per monitorare la respirazione nei pazienti o in animali da esperimento. Il vantaggio di questo sensore è la sua conformità in modo da non interferire con i movimenti respiratori o aumentare notevolmente lo sforzo richiesto per la respirazione. Una delle applicazioni originali dei sensori a liquidi di metallo è

la pletismografia degli arti.

Uno o più di questi sensori sono avvolti attorno ad un braccio o una gamba in diversi punti e può essere utilizzato per misurare le variazioni di circonferenza che sono legate alla sezione trasversale e quindi il volume dell'arto in quei punti.

Se il drenaggio venoso dell'arto è occluso, il volume degli arti aumenterà in quanto si riempie di sangue. Rilasciando l'occlusione si permette al volume di tornare alla normalità.

Il tasso di questa diminuzione di volume può essere monitorato tramite l'estensimetro a liquido metallico, e questo può essere utilizzato per identificare il blocco venoso, quando il ritorno alla linea di base del volume è troppo lento.

Movimenti respiratori, anche se non del volume, possono essere visualizzati utilizzando un rilevatore di velocità magnetico semplice. Inserendo un piccolo magnete permanente sul lato anteriore del torace o all'addome e un elemento base di riferimento, su un'ampia superficie della bobina sul lato opposto posteriore dal magnete vengono indotte tensioni direttamente correlate ai movimenti dell'addome durante la respirazione.

La stessa tensione può essere utilizzata per rilevare la presenza di movimenti respiratori, oppure può essere integrata elettronicamente per dare un segnale legato allo spostamento.

Il LVDT è un sensore di spostamento che può essere utilizzato per le applicazioni più precise. Per esempio, può essere utilizzato in studi di fisiologia muscolare in cui si vuole misurare lo spostamento di un muscolo o di cui si sta misurando la forza isometrica generata dal muscolo (usando una cella di carico) e deve garantire che non vi è alcun movimento muscolare.

Possono anche essere incorporati in altri sensori fisici, come un sensore di pressione o di un toco-dinamometro, un sensore elettronico usato per "sentire" le contrazioni uterine di pazienti in travaglio o quelli a rischio di parto prematuro.

Oltre a studiare le forze muscolari, le celle di carico possono essere utilizzate in vari tipi di bilance elettroniche per pesare i pazienti o animali di studio. La più semplice bilancia elettronica è costituita da una piattaforma posta in cima ad una cella di carico. Il peso di ogni oggetto posto sulla piattaforma produrrà una forza che può essere percepita dalla cella di carico.

In alcune situazioni di terapia intensiva, in ospedale, è importante monitorare con attenzione il peso di un paziente. Per

esempio, questo è importante per controllare il bilancio idrico nei pazienti sottoposti a terapia di fluidi.

Il concetto di bilancia elettronica può essere esteso inserendo una cella di carico sotto ogni gamba del letto del paziente e sommando le forze misurate da ogni cella di carico per ottenere il peso totale del paziente e del letto. Dal momento che il peso letto rimane fisso, variazioni di peso riscontrate riflettono i cambiamenti nel peso del paziente.

Gli accelerometri possono essere utilizzati per misurare pazienti o attività oggetto di ricerca. Accompagnati da un piccolo accelerometro per l'individuo in fase di studio, i movimenti possono essere rilevati.

Questo può essere utile in studi sul sonno in cui il movimento può aiutare a determinare lo stato di sonno. Accelerometri miniaturizzati e dispositivi di registrazione possono anche essere indossati dai pazienti per studiare modelli di attività e determinare gli effetti della malattia o trattamenti in attività sul paziente.

Mini-sensori di pressione al silicio vengono utilizzati per la misurazione della pressione del liquido che dimora nelle cavità corporee.

La misurazione della pressione intra-arteriosa del sangue è l'applicazione più frequente, ma le pressioni di altre cavità, come la vescica e l'utero possono essere misurate. Le piccole dimensioni di questi sensori e la conseguente facilità di introduzione del sensore nella cavità rendono questi sensori importanti per queste applicazioni.

Il sensore di flusso elettromagnetico è stato un metodo standard in uso nel laboratorio di fisiologia per molti anni. La sua applicazione principale è stata per la misurazione della gittata cardiaca e il flusso di sangue agli organi specifici negli animali di ricerca.

Nuovi sensori di flusso invertito in miniatura elettromagnetici permettono di introdurre temporaneamente una sonda di flusso in un'arteria per fare misurazioni cliniche.

La misurazione della temperatura corporea utilizzando termistori come sensore è aumentata notevolmente negli ultimi anni. Tempi di risposta rapidi di questi piccoli i sensori permettono di valutare rapidamente la temperatura corporea dei pazienti in modo che più pazienti possono essere valutati in un determinato periodo.

Questo può aiutare a ridurre i costi sanitari. Il tempo di risposta

rapido dei termistori li rende un sensore semplice da utilizzare per il rilevamento della respirazione. Inserendo piccoli termistori vicino al naso e la bocca, l'elevata temperatura di aria espirata può essere rilevata per documentare un soffio.

Le potenziali applicazioni dei sensori fisici in medicina e biologia sono quasi illimitate. Per poter usare questi dispositivi, tuttavia, gli scienziati devono prima avere familiarità con i principi di rilevamento. E 'quindi possibile applicare queste in una forma che affronta i problemi a portata di mano.

4.3.1 Elettrodi biopotenziali

Sistemi biologici hanno spesso attività elettrica ad essi associati. Questa attività può essere una costante del campo elettrico a corrente continua, un flusso costante di carica che trasportano particelle di corrente, o un tempo variabile nel campo elettrico di corrente associata con alcuni fenomeni dipendenti dal tempo biologico o fenomeni biochimici.

Il fenomeno bioelettrico e i fenomeni ad esso associati dipendono dalla distribuzione di ioni o molecole cariche in una struttura biologica e i cambiamenti in questa distribuzione sono la risultante di processi specifici.

Questi cambiamenti possono verificarsi a seguito di reazioni biochimiche, o possono derivare da fenomeni che alterano l'anatomia locale.

Si possono trovare dei fenomeni bioelettrici associati con il sistema d'organo in quasi tutto il corpo.

Tuttavia, gran parte di questi segnali sono associati con fenomeni che, in questo momento, non sono particolarmente utili nella medicina clinica in quanto segnali di basso livello non facilmente misurabili in pratica.

Ci sono, comunque, diversi segnali che sono significativi per la diagnostica o che forniscono un mezzo di valutazione elettronica per facilitare la comprensione dei sistemi biologici.

Di questi, il più noto è l'elettrocardiogramma, un segnale derivato dalla attività elettrica del cuore.

Questo segnale è ampiamente utilizzato nella diagnosi di disturbi del ritmo cardiaco, la conduzione del segnale attraverso il cuore, e danni a causa di ischemia cardiaca o di un infarto. L'elettromiogramma è utilizzato per la diagnosi delle malattie neuromuscolari, e l'elettroencefalogramma è importante per

identificare disfunzioni cerebrali e la valutazione del sonno.

Questi segnali sono generalmente allo stato stazionario o lentamente variabili, in contrasto con la variabile nel tempo.

4.3.2 Segnali di rilevamento bioelettrico

Il meccanismo della conducibilità elettrica del corpo coinvolge ioni come portatori di carica. Così, per raccogliere i segnali bioelettrici si richiede l'interazione con questi portatori di carica ionica e la trasduzione di correnti ioniche in correnti elettriche mediante strumentazioni elettroniche.

Questa funzione di trasduzione è svolta da elettrodi che sono costituiti da conduttori elettrici in contatto con le soluzioni acquose ioniche del corpo.

L'interazione tra gli elettroni negli elettrodi e gli ioni nel corpo possono influenzare notevolmente le prestazioni di questi sensori e richiede considerazioni specifiche affinché le loro applicazioni vengano effettuate.

All'interfaccia tra un elettrodo ed una soluzione ionica redox (ossidazione-riduzione), le reazioni devono verificarsi per permettere il trasferimento tra l'elettrodo e la soluzione.

Per la maggior parte dei sistemi di elettrodi, i cationi in soluzione e il metallo degli elettrodi sono gli stessi, quindi gli atomi sono ossidati quando rilasciano gli elettroni per andare in soluzione con ioni positivi.

Questi ioni sono ridotti quando il processo avviene in direzione opposta.

Nel caso della reazione anionica le indicazioni per l'ossidazione e la riduzione sono invertite. Per un funzionamento ottimale degli elettrodi, queste due reazioni devono essere reversibili, cioè, dovrebbe essere altrettanto facile per loro che si verifichi in una direzione.

L'interazione tra un metallo a contatto con una soluzione di suoi ioni produce un cambiamento locale della concentrazione degli ioni in soluzione vicino alla superficie metallica.

Questo fa sì che la neutralità di carica non può essere mantenuta in questa regione, provocando l'elettrolita che circonda il metallo ad avere un diverso potenziale elettrico dal resto della soluzione.

Così, una differenza di potenziale noto come la metà del potenziale delle cellule si instaura tra il metallo e la maggior parte dell'elettrolita.

Si è constatato che diversi potenziali caratteristici si verificano per diversi materiali.

Il rapporto tra potenziale elettrico e le concentrazioni ioniche o, più precisamente, le attività ioniche è spesso considerato in elettrochimica.

Più comunemente due soluzioni ioniche di attività diverse sono separate da uno ione-selettivo su una membrana semipermeabile che permette ad un determinato tipo di ione di passare liberamente attraverso la membrana.

Si può dimostrare che un potenziale elettrico esisterà tra le soluzioni su entrambi i lati della membrana, in base all'attività relativa degli ioni permeabili in ciascuna di queste soluzioni.

Quando una corrente elettrica fluisce tra un elettrodo e la soluzione dei suoi ioni o attraversa una membrana permeabile, il potenziale osservato dovrebbe essere l'half-cell potenziale o il potenziale di Nernst.

Se, tuttavia, vi è una corrente, questi potenziali possono essere modificati. La differenza tra il potenziale in assenza di corrente e il potenziale misurato mentre la corrente passa è conosciuta come la tensione superiore ed è il risultato di un'alterazione nella distribuzione di carica nella soluzione a contatto con gli elettrodi a ione-selettivi nella membrana.

Questo effetto è noto come polarizzazione e può portare ad una diminuzione delle prestazioni dell'elettrodo, soprattutto in condizioni di movimento.

Ci sono tre componenti di base per la polarizzazione sul potenziale: il ohmico, la concentrazione, e l'attivazione oltre potenzialità.

Di questi, l'attivazione sul potenziale è di maggiore preoccupazione nella misura bioelettrica.

In elettrodi perfettamente polarizzabili, passa una corrente tra l'elettrodo e la soluzione elettrolitica cambiando la distribuzione della carica all'interno della soluzione vicino all'elettrodo. Quindi, nessuna corrente reale attraversa l'elettrodo-elettrolita.

Elettrodi non-polarizzati, però, permettono alla corrente di

passare liberamente attraverso l'interfaccia elettrodo-elettrolita senza cambiare la distribuzione di carica nella soluzione elettrolitica adiacente all'elettrodo.

Anche se questi tipi di elettrodi possono essere descritti in teoria, non possono essere fabbricati in pratica. E' possibile, tuttavia, sviluppare strutture di elettrodi che si avvicinano alle loro caratteristiche.

Elettrodi a base di metalli nobili come il platino sono spesso altamente polarizzabili. Una distribuzione di carica diversa da quella della soluzione elettrolitica di massa si trova nella soluzione vicino alla superficie dell'elettrodo.

Tale distribuzione può creare seri limiti quando il movimento è presente e la misura comporta una bassa frequenza o anche segnali in corrente continua.

Se l'elettrodo si sposta rispetto alla soluzione elettrolitica, la distribuzione di carica nella soluzione adiacente alla superficie dell'elettrodo cambierà, e questo indurrà un cambiamento di tensione nel elettrodo che apparirà come una variazione nella misura.

Così, per la maggior parte delle misure biomediche, gli elettrodi non polarizzabili sono preferiti a quelli che sono polarizzabili.

L'elettrodo a cloruro d'argento è un elettrodo che ha caratteristiche simili a un elettrodo perfettamente non polarizzabile ed è pratico per l'uso in molte applicazioni biomedicali.

L'elettrodo è costituito da una struttura di base di argento che è rivestito con uno strato di cloruro d'argento ionico.

Il cloruro d'argento quando è esposto alla luce si riduce ad argento metallico, quindi è finemente suddiviso tra argento metallico all'interno e una matrice di cloruro d'argento sulla sua superficie.

Dal momento che il cloruro d'argento è relativamente insolubile in soluzioni acquose, questa superficie rimane stabile. Poiché non vi è minima polarizzazione associata a questo elettrodo, errori causati dalla variazione del segnale sono ridotti rispetto agli elettrodi polarizzabili come l'elettrodo di platino.

Inoltre, a causa della riduzione della polarizzazione, c'è anche un effetto minore di frequenza dell'impedenza dell'elettrodo, soprattutto alle basse frequenze.

Gli elettrodi a cloruro d'argento di questo tipo possono essere realizzati partendo da una base d'argento e mediante un processo elettrolitico si favorisce la crescita dello strato di cloruro d'argento sulla sua superficie.

Anche se un elettrodo prodotto in questo modo può essere utilizzato per svariate misure biomedicali, questi elettrodi non presentano una struttura robusta, e pezzi del film di cloruro d'argento possono essere scheggiati dopo l'uso ripetuto della struttura.

Una struttura con una maggiore stabilità meccanica è l'elettrodo in cloruro d'argento sinterizzato. Questo elettrodo è costituito da un cavo d'argento circondato da un cilindro sinterizzato costituito da argento finemente distribuito di cloruro d'argento in polvere premuta insieme.

In aggiunta al suo comportamento non polarizzabile, l'elettrodo a cloruro d'argento presenta meno rumore elettrico degli elettrodi equivalente polarizzabili.

Questo è vero soprattutto alle basse frequenze, e così gli elettrodi di cloruro d'argento sono raccomandati per le misure che comportano tensioni molto basse e per i segnali che sono costituiti principalmente da basse frequenze.

4.3.3 Caratteristiche elettriche

Le caratteristiche elettriche degli elettrodi bio-potenziali sono generalmente non lineari e dipendono della densità di corrente e dalla loro superficie.

Le caratteristiche elettriche degli elettrodi sono influenzate da molte proprietà fisiche di questi elettrodi

4.3.4 Elettrodi pratici per misure biomedicali

Molte forme diverse di elettrodi sono state sviluppate per i diversi tipi di misure biomedicali. Descrivere ognuno di questi andrebbe oltre i limiti di questa ricerca, ma alcuni degli elettrodi più comunemente utilizzati sono presentati in questa sezione.

4.3.5 Body-elettrodi di superficie biopotenziale

Questa categoria comprende gli elettrodi che possono essere posizionati sulla superficie del corpo per la registrazione di segnali bioelettrici. L'integrità della pelle non è compromessa quando questi elettrodi vengono applicati, e possono essere utilizzati a breve termine la registrazione diagnostica, come fare un elettrocardiogramma clinico o registrazioni a lungo termine croniche come avviene nel monitoraggio cardiaco.

4.3.6 Metal Plate Elettrodi

L'elettrodo a piastra metallica di base è costituito da un conduttore metallico a contatto con la pelle con un sottile strato di un gel elettrolita tra il metallo e la pelle in grado di stabilire questo contatto.

I metalli comunemente usati per questo tipo di elettrodo comprendono argento tedesco (una lega di nichel-argento), argento, oro e platino.

A volte questi elettrodi sono fatti di una lamina di metallo in modo da essere flessibili e, talvolta, vengono prodotti sotto forma di un elettrodo di aspirazione per rendere più semplice per collegare l'elettrodo sulla pelle per fare una misura e poi spostarlo in un altro punto di ripetere la misurazione.

Questi tipi di elettrodi sono utilizzati principalmente per le registrazioni di diagnostica bio-potenziale come l'elettrocardiogramma o l'elettroencefalogramma. Dischi elettrodi di metallo con una superficie d'oro a forma conica sono frequentemente utilizzati per le registrazioni EEG. L'apice del cono è aperto in modo che elettrolita in gel o pasta può essere introdotto per rendere sia un buon contatto tra l'elettrodo e la testa.

4.3.7 Elettrodi per il monitoraggio del paziente cronico

Il monitoraggio a lungo termine di biopotenziali come l'elettrocardiogramma eseguiti da monitor cardiaci pone vincoli particolari per gli elettrodi utilizzati per captare i segnali.

Questi elettrodi devono avere una interfaccia stabile tra loro e il corpo, e gli elettrodi frequentemente non polarizzabili sono, pertanto, la miglior soluzione per questa applicazione.

Le stabilità meccanica dell'interfaccia tra l'elettrodo e la pelle può contribuire a ridurre errori causati dal movimento degli elettrodi, e quindi si sono sviluppati vari approcci per ridurre il moto di interfaccia tra l'elettrodo e l'elettrolita di aggancio sulla pelle.

Un esempio di un approccio per ridurre errori da movimento è quello di incassare l'elettrodo in una tazza di liquido elettrolitico o gel. La coppa viene poi fissata saldamente alla superficie della pelle con una doppia faccia di un anello adesivo.

Il movimento della pelle rispetto all'elettrodo può influenzare l'elettrolita vicino alla pelle dove è posta la soluzione elettrolitica, ma l'interfaccia elettrodo-elettrolita può essere a diversi millimetri di distanza da questa posizione, poiché è incassata nella tazza.

Il movimento è fluido e quindi non potrà influenzare l'incasso dell'interfaccia elettrodo-elettrolita rispetto a cosa accadrebbe se l'elettrodo fosse separato dalla pelle da solo un sottile strato di elettrolita.

I vantaggi degli elettrodi ad incasso è quello che possono essere realizzati in un design semplice che si presta alla produzione di massa attraverso l'automazione.

Ciò si traduce in basso costo unitario in modo che questi elettrodi possono essere considerati usa e getta. Lo strato di elettrolita è composto da uno strato a celle aperte in spugna satura di una soluzione ispessita (alta viscosità) elettrolitica. La spugna ha la stessa funzione della nicchia in elettrodi a ventosa ed è direttamente accoppiata ad un elettrodo a cloruro d'argento.

Spesso, lo stesso elettrodo è collegato a uno snap attraverso un adesivo isolante che contiene la struttura contro la pelle. Questo snap funge da punto di collegamento di un cavo.

Molte versioni commerciali di questi elettrodi in diverse dimensioni sono disponibili, tra cui elettrodi con un'interfaccia argento/cloruro d'argento o quelli che usano argento metallizzato come il materiale degli elettrodi.

Recentemente sono state sviluppate delle variazioni rispetto a questa struttura di base per gli elettrodi di monitoraggio. In questi casi, l'elettrodo metallico è una lamina d'argento con un rivestimento superficiale di cloruro d'argento. La pellicola dà all'elettrodo maggiore flessibilità per adattarsi più da vicino ai contorni del corpo. Invece di usare la spugna, un film idrogel (in

realità una spugna a livello microscopico) saturato con una soluzione elettrolitica e formata da materiali che sono molto appiccicosi è posta sopra la superficie dell'elettrodo. La superficie opposta dello strato di idrogel può essere collegata direttamente alla pelle, e poiché è molto appiccicosa, non necessita di una soluzione adesiva supplementare.

La mobilità e la concentrazione di ioni nello strato di idrogel è generalmente inferiore a quello per la soluzione elettrolitica utilizzata nella spugna o nella coppa. Ciò si traduce in un elettrodo che ha una impedenza della sorgente più alta rispetto a queste altre strutture.

Un importante vantaggio di questa struttura è la sua capacità di avere la base elettrolitica direttamente sulla pelle. Questo riduce notevolmente il movimento di interfaccia tra la superficie della pelle e l'elettrolita, e quindi c'è una minore quantità di errori da movimento nel segnale. Questo tipo di elettrodo idrogel è, quindi, particolarmente utile nel monitoraggio dei pazienti che si spostano molto o durante l'esercizio (bambini).

Elettrodi a film sottile flessibile sono stati utilizzati per i neonati da monitorare. Essi sono fondamentalmente gli stessi elettrodi a placca di metallo, ma lo spessore del metallo in questo caso è meno di un micrometro.

Questi film di metallo devono essere supportati da un substrato di plastica flessibile, come il poliestere o poliammide. Il vantaggio di usare solo un sottile strato di metallo per l'elettrodo sta nel fatto che questi elettrodi diventeranno allora x-ray trasparente.

Elettrodi che non utilizzano soluzioni elettrolitiche artificiali applicate o gel e, di conseguenza, sono spesso indicati come elettrodi a secco, sono stati utilizzati in alcune applicazioni di monitoraggio. Questi sensori possono essere collocati sulla pelle e tenuti in posizione da un elastico o un nastro.

Essi sono costituiti da grafite o da metallo pieni di polimeri come il silicone. Le particelle sono ridotte in una polvere fine, e a queste viene aggiunto del silicone elastomero in modo da produrre un materiale conduttivo con caratteristiche fisiche simili a quelle degli elastomeri.

Quando vengono tenuti contro la superficie della pelle, questi elettrodi stabiliscono un contatto con la pelle senza la necessità di un liquido elettrolitico o gel. In realtà tale strato è formato da sudore sotto la superficie dell'elettrodo. Per questo motivo questi

elettrodi hanno un miglior rendimento dopo che sono stati lasciati al loro posto per un'ora o due in modo che questo strato formi. Alcuni ricercatori hanno scoperto che mettendo una goccia di soluzione fisiologica salina sulla pelle prima di applicare l'elettrodo si accelera questo processo.

Questo tipo di elettrodo ha trovato ampia applicazione nel monitoraggio cardiorespiratorio del bambino a casa per la facilità con cui può essere applicato da operatori sanitari non addestrato.

4.3.8 Elettrodi per cavità e tessuti

Elettrodi possono essere inseriti all'interno del corpo per le misure biopotenziali.

Questi elettrodi sono generalmente più piccoli degli elettrodi di superficie della pelle e non richiedono particolari liquidi elettrolitici di accoppiamento, dal momento che i fluidi corporei naturali favoriscono questa funzione.

Ci sono molti disegni differenti per questi elettrodi interni, e solo alcuni esempi sono riportati nei paragrafi seguenti.

Fondamentalmente questi elettrodi possono essere classificati come elettrodi ad ago, che possono essere utilizzati per penetrare la pelle e tessuti per raggiungere il punto in cui la misura deve essere effettuata, o sono gli elettrodi che possono essere collocati in una cavità naturale o chirurgicamente prodotta nel tessuto.

Una punta del catetere o sonda permette all'elettrodo di essere posizionato in una cavità naturale nel corpo, come nel sistema gastrointestinale. Una punta di metallo o su un segmento di catetere costituisce l'elettrodo. Il catetere o, nel caso in cui non c'è lume cavo, sonda, viene inserito nella cavità in modo che l'elettrodo metallico entra in contatto con il tessuto.

L'elettrodo ad ago di base è costituito da un ago solido, di solito in acciaio inossidabile, con una punta aguzza. Un cappotto isolante sul gambo dell'ago si sviluppa fino ad un millimetro o due dalla punta in modo che la stessa punta dell'ago rimane esposta. Quando questa struttura si trova in tessuto come il muscolo scheletrico, i segnali elettrici possono essere raccolti da una punta esposta.

Si possono anche fare elettrodi ad ago mediante l'esecuzione di uno o più conduttori isolati lungo il lume di un ago ipodermico standard. L'elettrodo come mostrato è schermato dal metallo dell'ago e può essere utilizzato per captare i segnali molto localizzati nei tessuti.

Fili sottili possono anche essere introdotti in tessuto con un ago ipodermico, che poi viene ritirato. Questo filo può rimanere nel tessuto per le misure. Caldwell e Reswick hanno usato bene elettrodi a filo avvolto nel muscolo scheletrico per diversi anni senza effetti negativi.

4.3.9 Elettrodi fabbricati con tecnologia microelettronica

La moderna tecnologia microelettronica può essere usata per fabbricare diversi tipi di elettrodi per specifiche applicazioni biomedicali.

Per esempio, gli elettrodi a secco con resistenze sorgenti ad alta impedenza o microelettrodi con caratteristiche simili agli elettrodi tradizionali possono essere migliorati inserendo un amplificatore microelettronico per l'impedenza sullo stesso elettrodo.

Nel caso delle tradizionali dimensioni degli elettrodi, un disco di metallo intorno ai 5-10 millimetri di diametro, può avere un amplificatore ad alta impedenza d'ingresso microelettronico configurato come un tutor e integrato nella parte posteriore dell'elettrodo in modo che il trattamento localizzato del segnale ad alta impedenza della sorgente è in grado di produrre uno dei più bassi valori d'impedenza, creando un sistema più pratico per la trasmissione del segnale.

Elettrodi singoli e multi-elemento possono essere fatti da un film sottile e tecnologia del silicio. Mastrototaro e colleghi hanno mostrato sonde per la misurazione dei potenziali intramiocardici usando sottili film d'oro modellati su del poliammide. Quando gli elettrodi sono costituiti da pezzi di silicio micro-macinati, è possibile integrare un amplificatore direttamente nell'elettrodo.

Amplificatori multicanale o multiplexer possono essere utilizzati con elettrodi multipli sulla stessa sonda. Elettrodi per il contatto con singole fibre nervose possono essere fabbricati utilizzando i fori micro-macinati in un chip di silicio che sono grande quanto basta per far passare un singolo assone in crescita.

I contatti elettrici sui lati di questi fori possono essere usati per raccogliere l'attività elettrica da questi nervi.

Questi esempi sono solo alcune delle tante possibilità che possono essere realizzate utilizzando la microelettronica e la tecnologia tridimensionale di microlavorazione per fabbricare elettrodi specializzati.

4.3.10 Sensori ottici

I metodi ottici sono tra le tecniche più antiche e meglio stabilite per il rilevamento analitico di sistemi biochimici.

La strumentazione per le misure ottiche consiste generalmente in una sorgente luminosa, un certo numero di componenti ottici per generare un fascio di luce con caratteristiche specifiche e di dirigere questa luce per qualche agente modulante, e una cellula fotoelettrica per l'elaborazione del segnale ottico.

Il numero di pubblicazioni nel campo dei sensori ottici per applicazioni biomedicali è cresciuto significativamente nel corso degli ultimi due decenni.

Sensori ottici sono di solito a base di fibre ottiche o guide d'onda planari. In generale, ci sono tre metodi distintivi per il rilevamento ottico delle superfici:

- L'analitica: influenza direttamente le proprietà ottiche di una guida d'onda, come le onde evanescenti (le onde elettromagnetiche generate nel terreno al di fuori della guida d'onda ottica quando la luce viene riflessa dall'interno) o plasmoni di superficie (risonanze indotte da un'onda evanescente in un film sottile depositato su una superficie guida d'onda).

- Una fibra ottica è usata come un trasduttore di segnale a guida di luce ad un campione a distanza e si considera la luce di ritorno dal campione come sistema di rivelazione.

I cambiamenti nelle proprietà intrinseche ottiche del mezzo stesso sono rilevati da uno spettrofotometro esterno.

- Un indicatore o un reagente chimico posto all'interno o su un supporto polimerico vicino alla punta della fibra ottica è usato come un mediatore per la produzione di un segnale ottico osservabile. Tipicamente, le tecniche convenzionali, come la spettroscopia di assorbimento e fluorimetria, sono impiegate per misurare le variazioni del segnale ottico.

4.3.10.1 Strumentazione

L'effettiva attuazione della strumentazione progettata per interfacciarsi con sensori ottici varia notevolmente a seconda del tipo di sensore ottico utilizzato e la sua applicazione prevista.

Gli elementi costitutivi di base di tale strumento sono la fonte di luce, vari elementi di ottica, e fotorivelatori.

4.3.10.2 Fonte di luce

Una vasta selezione di fonti di luce sono disponibili per applicazioni di sensori ottici. Questi includono: luce laser a diodi a gas e a semiconduttori, larga banda spettrale delle lampade ad incandescenza, e a banda stretta, a stato solido, diodi emettitori di luce (LED).

Il requisito importante di una sorgente luminosa è ovviamente una buona stabilità. In alcune applicazioni, ad esempio nella strumentazione portatile, i LED sono significativamente vantaggiosi rispetto ad altre fonti di luce perché sono piccoli e poco costosi, consumano meno energia, producono lunghezze d'onda selettiva, e sono facili da lavorare.

Al contrario, le lampade al tungsteno offrono una più ampia gamma di lunghezze d'onda, maggiore intensità e una maggiore stabilità, ma richiedono una fonte considerevole di potenza e può causare problemi di riscaldamento all'interno dell'apparato.

4.3.10.3 Elementi ottici

Vari elementi ottici sono usati di routine per manipolare la luce nella strumentazione ottica.

Questi includono lenti, specchi, separatori di fasci, e accoppiatori per dirigere la luce proveniente dalla sorgente di luce nella piccola apertura di un sensore in fibra ottica o su una specifica area di una superficie del sensore prima che sia elaborato dal fotorivelatore.

Per la selezione di lunghezza d'onda vengono usati filtri ottici, prismi e reticoli di diffrazione. Questi sono i componenti più comuni utilizzati per fornire una larghezza di banda stretta di eccitazione quando viene utilizzata una sorgente luminosa broadband.

4.3.11 Fotorivelatori

Nella scelta dei fotorivelatori per sensori ottici, una serie di fattori devono essere considerati. Questi includono la sensibilità, rumore, risposta spettrale e tempo di risposta.

I fotorivelatori quantistici, come fotoconduttori e fotodiodi, sono entrambi idonei nel mondo dai sensori ottici. La scelta, tuttavia, in qualche modo dipende dalla lunghezza d'onda di

interesse. Fotodiodi sono di solito più attraenti a causa della compattezza e per la semplicità dei circuiti coinvolti. Tipicamente, due fotorivelatori sono utilizzati nella strumentazione ottica, perché spesso è necessario includere un rivelatore separato di riferimento per monitorare le fluttuazioni d'intensità della sorgente e della temperatura.

4.3.11.1 Signal Processing

Tipicamente, il segnale ottenuto da una cellula fotoelettrica fornisce una tensione o una corrente proporzionale alla intensità della luce misurata. Pertanto, sia i circuiti analogici semplici di calcolo (per esempio, un convertitore corrente-tensione) o il collegamento diretto ad una fase di tensione programmabile forniscono un risultato appropriato.

Di solito, l'output di una cellula fotoelettrica è collegato direttamente ad un preamplificatore prima che sia applicato il campionamento e ad un circuito di conversione analogico-digitale che risiedono all'interno di un computer.

Molto spesso due diverse lunghezze d'onda della luce sono utilizzate per eseguire una misura specifica. Una lunghezza d'onda è di solito sensibile ai cambiamenti nell'oggetto in valutazione, e la lunghezza d'onda supplementare non è influenzata dai cambiamenti nella concentrazione di luce.

In questo modo, la lunghezza d'onda inalterata viene utilizzata come riferimento per compensare le fluttuazioni nella strumentazione nel corso del tempo.

In altre applicazioni, le discriminazioni supplementari, come impulsi di eccitazione elettronica o sottrazione del fondo utilizzando un sistema di rilevamento sincronizzato lock-in, sono utili, permettendo una migliore selettività e un miglior rapporto segnale-rumore.

4.3.11.2 Fibre ottiche

Diversi tipi di misure biomedicali possono essere effettuate utilizzando fibre ottiche piane come un dispositivo remoto per rilevare i cambiamenti nelle proprietà spettrali di tessuti del sangue o fibre ottiche strettamente accoppiate a vari indicatori mediante trasduttori.

La misura si basa sia sull'illuminazione diretta di un campione attraverso la zona di contatto della fibra o per eccitazione di un rivestimento sulla superficie della parete laterale tramite

accoppiamento d'onda evanescente.

In entrambi i casi, il rilevamento si svolge in una regione al di fuori della fibra ottica stessa. Luce proveniente dal fine fibra è disseminata o fluorescente indietro nella fibra, che permette la misurazione della luce di ritorno come indicazione dell'assorbimento ottico o fluorescente del campione alla punta della fibra ottica.

Le fibre ottiche si basano sul principio della riflessione interna totale. Luce incidente è trasmessa attraverso la fibra se si colpisce il rivestimento con un angolo superiore al cosiddetto angolo critico, in modo che la luce sia totalmente riflessa internamente alla base del rivestimento.

4.3.12 Sensori chimici

4.3.12.1 Introduzione e definizioni

Poiché i sensori generano una proprietà misurabile materiale, essi appartengono a qualche gruppo di dispositivi trasduttore.

Sensori specificamente includono un processo di riconoscimento che è caratteristica di un campione di materiale a livello molecolare chimico, e un sensore incorpora un processo di trasduzione (passo) per creare un segnale utile.

I sensori biomedici comprendono una gamma completa di dispositivi che possono essere sensori chimici, sensori fisici, o un qualche tipo di sensore mescolato.

Sensori chimici utilizzano processi chimici nella procedura di riconoscimento e di trasduzione dei segnali. Biosensori sono sensori chimici, ma usano particolari classi di riconoscimento biologico per la trasduzione processi.

Un sensore di pura fisica genera e trasduce un parametro che non dipende dalla chimica di per sé, ma è la capacità del sensore di rispondere come un aggregato di masse puntiformi.

Tutti questi se utilizzati in un sistema biologico (Biomatrix) possono essere considerati i sensori bio-analitici senza riguardo alla sostanza chimica, biochimica, fisica in fase di analisi. Essi forniscono un "segnale analitico del sistema biologico" per qualche ulteriore utilizzo.

Il processo di riconoscimento chimico si concentra su alcune misurazioni a livello molecolare dell'entità chimica.

Nell'analisi classica, questa struttura può essere un semplice gruppo funzionale: SiO- in una superficie di elettrodo di vetro, un cromoforo di un colorante indicatore, o una struttura di superficie metallica, come il metallo argento che riconosce Ag^+ in soluzione.

Anche se questi sono spesso grandi molecole legate alle membrane cellulari, che contengono specifiche strutture che permettono una grande varietà di diversi passi riconoscimento molecolare tra cui il riconoscimento delle specie di grandi e piccoli cariche e scariche.

Così, i chemiorecettori, appaiono nella letteratura sui sensori come un termine generico per la principale attività svolta di riconoscimento.

Storicamente, l'applicazione di recettori non ha significato necessariamente la misurazione diretta del recettore. Di solito ci sono reazioni chimiche accoppiate, e la trasduzione di queste ha permesso la misurazione dei sottoprodotti in analisi: modifica del pH, il cambiamento di O_2 disciolto, generazione di H_2O_2 , variazioni di conduttività, variazione dell'assorbimento ottico, e cambiamenti di temperatura. I principali recettori sono enzimi a causa della loro straordinaria selettività.

Altri recettori possono essere trovati nella specie più sottile di biochimica: anticorpi, organuli, i microbi e fette di tessuto, per non parlare del livello di traccia "recettori" che guida le formiche, come i feromoni, e altre specie insolite.

Classificazione delle reazioni e dei processi di riconoscimento del recettore

Il concetto di riconoscimento in chimica è universale. E' quasi superfluo dire che tutte le reazioni chimiche coinvolte nel riconoscimento e nella selezione vengono sviluppate sulla base della dimensione, forma e carica.

Ai fini della costruzione di sensori, il riconoscimento generale sulla base di questi fattori non sono di solito sufficienti.

Spesso in chimica inorganica uno ione dato indiscriminatamente reagirà con gli ioni simili della stessa dimensione e carica.

I cambiamenti nella carica da unità a due, per esempio, cambiano le forze motrici di alcune reazioni ioniche.

Con il controllo della costante dielettrica delle fasi, reazioni eterogenee possono spesso essere "su misura" per selezionare gli

ioni bivalenti oltre che gli ioni monovalenti e di selezionare gli ioni piccoli contro grandi o viceversa.

La natura riesce a utilizzare soluzioni insieme con le cariche in grado di costruire molecole organiche, chiamate enzimi, che hanno acquisito notevole selettività.

E 'nel campo della biochimica naturale che queste costruzioni sono studiate e catalogate.

I libri di biochimica contengono un gran numero di enzimi e di altri materiali selettivi che attivano le reazioni chimiche direttamente. Molti di questi sono stati provati come base di sensori selettivi per scopi bio-analitici e biomedicali.

4.3.12.2 Calorimetrico, Trasduttori termometrica, e piroelettrici

Particolarmente utile per le reazioni enzimatiche, la generazione di calore (variazione di entalpia) può essere utilizzata in modo semplice e generale.

L'enzima fornisce la selettività e l'entalpia di reazione non può essere confusa con altre reazioni in una miscela biologica tipica.

L'obiettivo ideale è quello di misurare il calore totale evoluto, cioè, in forma di misura calorimetrica.

Nei sistemi reali c'è sempre una minima perdita di calore, cioè, il calore viene condotto via dal campione mediante il contenitore del campione stesso in modo che il processo non risulta essere adiabatico come richiesto per una misura del calore.

Come risultato, la differenza di temperatura prima e dopo l'evoluzione si misura più spesso. Si deve presumere che la capacità termica del contenitore è costante nel piccolo tempo in cui la gamma temperature è solitamente misurata.

Il più semplice trasduttore è un termometro rivestito con l'enzima che permette il verificarsi della reazione selezionata. Sono spesso usati come trasduttori termistori piuttosto che termometri o termocoppie. Il cambiamento di resistenza degli ossidi è di certo molto più grande del cambiamento di lunghezza di una colonna di mercurio o le variazioni in microvolt nelle giunzioni di una termocoppia.

I trasduttori piroelettrici di flusso di calore sono relativamente nuovi.

Il calore fluisce da una regione riscaldata ad una regione con temperatura più bassa, provocando una variazione delle dimensioni del materiale piroelettrico. La parte a bassa temperatura può essere rivestita con un enzima.

Quando il substrato è convertito, la parte a bassa temperatura si riscalda. Il materiale piroelettrico è una categoria di materiali che sviluppa una spontanea differenza di tensione in un gradiente termico.

Se il gradiente è disturbato dall'evoluzione del fenomeno termico o dall'assorbimento di calore da parte di una fonte esterna, la tensione tenderà a subire delle modifiche temporanee.

Nel rilevamento biomedicale, alcuni dei dispositivi a stato solido basati su sensori termici non possono essere utilizzati in modo efficace.

4.3.12.3 Trasduttori ottici e optoelettronici

La maggior parte dei sistemi di rilevazione per i sensori ottici sono piccoli, cioè, occupano una piccola regione di spazio, perché la dimensione del campione e il volume analizzati sono piccoli.

Ciò significa che l'assorbimento comune con strumenti come gli spettrofotometri e fotofluorosensori non vengono utilizzati con le loro tradizionali campionature contenenti cellule o con il loro fascio convenzionale del sistema di gestione.

Invece, un conduttore di luce realizzato mediante fibre ottiche, è utilizzato per collegare il campione con il monocromatore che è il sistema più remoto di lettura ottica.

Le tecniche ancora oggi largamente utilizzate sono la spettrofotometria di assorbimento, tra cui la fluorimetria, la tempra a fluorescenza, e la riflettometria.

I sensori più ampiamente pubblicati nell'ottica utilizzano un reagente in miniatura contenuto sulla punta di una fibra ottica.

4.3.12.4 Trasduttori piezoelettrici

Cristalli di quarzo hanno tagliato i modi caratteristici della vibrazione che può essere indotta da elettrodi sulla superficie opposta e applicando una tensione alternata.

La frequenza è cercata fino a quando il cristallo va in una

risonanza.

La frequenza di risonanza è molto stabile.

Si tratta di una proprietà del materiale di mantiene un valore di poche parti per cento milioni. Quando la superficie è rivestita con una massa rigida, la frequenza è alterata. Il cambiamento di frequenza è direttamente correlato alla massa superficiale di strati sottili e rigidi.

La reazione di un substrato con questo strato cambia le costanti del film e si sposta ulteriormente la frequenza di risonanza.

Questi dispositivi possono essere utilizzati in aria, nel vuoto, o in soluzioni elettrolitiche.

4.3.12.5 Conclusione

Ai fini dello sviluppo della nostra tesi, essendo l'ambito del monitoraggio al centro della ricerca, abbiamo trovato svariati spunti su quali metodologie per il rilevamento dei segnali bioelettrici sono attualmente utilizzati negli ospedali e nelle cliniche.

Approfondendo il funzionamento di tali sensori abbiamo sottolineato il funzionamento di questi ponendo le basi per lo sviluppo dei prodotti. Si nota subito come l'utilizzo di tecniche consolidate nel mondo clinico non lasciano spazio a sistemi innovativi che suggeriscono invece di approfondire l'argomento e le soluzioni pensabili.

5 Biomateriali

Un biomateriale è usato per fare dei dispositivi atti a sostituire una parte o una funzione del corpo in modo sicuro e affidabile, economico, e fisiologicamente accettabile [Hench e Erthridge, 1982].

Oltre a questa definizione possiamo catalogare i biomateriali come quei materiali che vengono utilizzati per applicazioni e strumentazioni biomedicali, cioè non solo per sostituire parti del corpo lesionate ma per tutti quei dispositivi utilizzati in ambito biomedicale.

Una varietà di dispositivi e materiali sono utilizzati nel trattamento di malattie o lesioni.

Esempi banali sono suture, aghi, cateteri, piatti, otturazioni dei denti, ecc

In questi casi il biomateriale è un materiale sintetico utilizzato per sostituire parte di un sistema vivente o per funzionare in intimo contatto con i tessuti viventi.

Il Clemson University Advisory Board ha formalmente definito un biomateriale "un livello sistemico e farmacologico", cioè una sostanza inerte destinata ad essere impiantata all'interno di sistemi viventi.

Black ha invece definito biomateriale "un materiale non vitale utilizzato in un dispositivo medico, destinato a interagire con i sistemi biologici" [Black, 1992].

Altri includono "materiali di sintesi e di origine naturale a contatto con tessuti, sangue e liquidi biologici, e destinati ad essere utilizzati per protesi, sistemi diagnostici o terapeutici, e le applicazioni di monitoraggio senza danneggiare l'organismo vivente e delle sue componenti" [Bruck, 1980].

Ancora un'altra definizione di biomateriali è indicato come "qualsiasi sostanza (diversa dai farmaci) o associazione di sostanze, sintetiche o di origine naturale, che può essere utilizzata per qualsiasi periodo di tempo, nel suo insieme o come parte di un sistema che tratta, aumenta, o sostituisce qualsiasi tessuto, organo o funzione del corpo" [Williams 1987].

Al contrario, un materiale biologico è un materiale come la pelle o un'arteria, prodotta da un sistema biologico. Materiali artificiali che semplicemente sono in contatto con la pelle, come ad esempio apparecchi acustici e arti artificiali non sono inclusi nella nostra definizione di biomateriali poiché la pelle agisce come una barriera con il mondo esterno.

Secondo queste definizioni si deve avere un vasto campo di conoscenza o di interazione tra diverse specialità al fine di sviluppare e utilizzare biomateriali in medicina e odontoiatria.

Gli usi di biomateriali comprendono la sostituzione di una parte del corpo che ha perso la funzione a causa di malattie o traumi, per aiutare nella guarigione, per migliorare la funzione, e per correggere le anomalie.

Il ruolo dei biomateriali è stato influenzato notevolmente dai progressi in molti settori della biotecnologia e della scienza.

Ad esempio, con l'avvento degli antibiotici, la malattia infettiva rappresenta una minaccia meno pressante che in tempi passati, mentre la malattia degenerativa assume un'importanza maggiore.

Inoltre i progressi nella tecnica chirurgica e negli strumenti hanno permesso di utilizzare materiali in modi che non erano possibili in precedenza.

Questa sezione della tesi manuale ha lo scopo di sviluppare nel lettore una familiarità con l'utilizzo di materiali in medicina e odontoiatria e con qualche base razionale per queste applicazioni.

Le prestazioni dei materiali nel corpo possono essere classificate in molti modi. In primo luogo, i biomateriali possono essere considerati dal punto di vista della zona dove il problema deve essere risolto.

In secondo luogo, possiamo considerare il corpo a livello dei tessuti, un livello d'organo, o un livello di sistema. In terzo luogo, possiamo considerare la classificazione dei materiali come polimeri, metalli, ceramica e materiali compositi.

In questa stessa ottica, il ruolo dei materiali come biomateriali è governata dall'interazione tra la materia e il corpo, in particolare, l'effetto dell'ambiente sul corpo materiale, e l'effetto del materiale sul corpo [Black, 1992; Bruck, 1980; Greco, 1994; Hench e Erthridge, 1982; Park e Laghi, 1992; von Recum, 1986; Williams e Roaf, 1973].

Dovrebbe essere evidente da qualsiasi di queste prospettive che le applicazioni più recenti di biomateriali coinvolgono funzioni strutturali, anche in quegli organi e sistemi che non sono principalmente strutturali.

Funzioni chimiche complesse come quelle del fegato, e le complesse funzioni elettriche o elettrochimiche, come quelli

degli organi di senso e del cervello, non possono essere effettuate da biomateriali in questo momento.

5.1 Cenni storici

L'utilizzo dei biomateriali non è diventata pratica fino all'avvento di una tecnica asettica chirurgica sviluppata dal Dr. J. Lister nel 1860.

In precedenza le procedure chirurgiche, erano generalmente senza successo a causa di un'infezione.

I primi impianti di successo, così come una gran parte di quelli moderni, sono stati nel sistema scheletrico. Placche ossee sono state introdotte all'inizio del 1900 per facilitare la fissione delle fratture delle ossa lunghe. Molti di questi primi piatti tendevano a rompersi a causa del sofisticato disegno meccanico in quanto erano troppo sottili e avevano molto stress concentrato sugli angoli.

Inoltre, i materiali come l'acciaio vanadio che è stato scelto per le sue buone proprietà meccaniche, si corrode rapidamente nel corpo e ha causato effetti negativi sui processi di guarigione.

Dopo l'introduzione degli acciai inossidabili e leghe di cromo-cobalto nel 1930, un maggior successo è stato ottenuto nella fissione della frattura, e furono eseguiti i primi interventi chirurgici di sostituzione articolare .

Per quanto riguarda i polimeri, si è constatato che i piloti di aerei nella seconda guerra mondiale che sono stati feriti da frammenti di plastica degli aeromobili (polimetilmetacrilato), non hanno subito reazioni croniche avverse dalla presenza dei frammenti nel corpo.

Polimetilmetacrilato metacrilato (PMMA) si è diffuso dopo poco tempo per la sostituzione della cornea e per la sostituzione di parti delle ossa del cranio danneggiato.

A seguito di ulteriori progressi nei materiali e nella tecnica chirurgica furono resi possibili le trasfusioni di vasi sanguigni, eseguite nel 1950, e le sostituzioni di valvole cardiache e la cementificazione sostitutiva articolare nel 1960.

5.2 Prestazioni di Biomateriali

Il successo di un biomateriale nel corpo dipende da fattori quali la proprietà dei materiali, il design e la biocompatibilità dei materiali utilizzati, così come altri fattori non sotto il controllo dall'ingegnere, tra cui la tecnica usata dal chirurgo, la salute e la condizione del paziente, nonché le attività del paziente.

Se siamo in grado di assegnare un valore numerico f alla probabilità di fallimento di un impianto, l'affidabilità può essere espressa come

$$r = 1 - f$$

Se, come è solitamente il caso, ci sono molteplici modalità di guasto, il risultato totale dell'affidabilità r_t è dato dal prodotto dei singoli fattori di affidabilità $r_1 = (1 - f_1)$, ecc

$$r_t = r_1 \cdot r_2 \cdot \dots \cdot r_n$$

Di conseguenza, anche se una modalità di guasto quali frattura dell'impianto è perfettamente controllato in modo che l'affidabilità corrispondente è l'unità, altre modalità di guasto come le infezioni potrebbero limitare severamente l'utilità rappresentata dalla totale affidabilità dell'impianto.

Una modalità di guasto che può verificarsi in un biomateriale è un attacco da parte del sistema immunitario sull'impianto.

Un'altra problematica dovuta alla non affidabilità del sistema è un effetto indesiderato della protesi sul corpo, ad esempio, la tossicità, l'indurre reazioni allergiche, o causare il cancro.

Di conseguenza, la biocompatibilità è inclusa come requisito del materiale, oltre a quelle esigenze connesse direttamente con la funzione dell'impianto.

Biocompatibilità comporta l'accettazione di un innesto artificiale dai tessuti circostanti e dal corpo come un tutto. Materiali biocompatibili non irritano le strutture circostanti, non provocano una risposta infiammatoria anomala, non scatenano reazioni allergiche e immunologiche, e non causano il cancro.

Altre caratteristiche di compatibilità che possono essere importanti in funzione di un dispositivo di impianto costituito da biomateriali riguardano le proprietà meccaniche adeguate quali la resistenza, rigidità e resistenza a fatica, e le proprietà ottiche appropriate se il materiale deve essere utilizzato negli occhi, pelle, o nei denti, e la densità appropriata.

Elementi da considerare sono anche la sterilizzabilità, la producibilità, lo stoccaggio a lungo termine e la progettazione. Al di là dell'importanza che il biomateriale ha in relazioni a fasi di impianti chirurgici, è fondamentale considerare anche tutti

quei biomateriali che invece hanno un compito di monitoraggio e controllo delle funzioni vitali del corpo.

Consideriamo il fattore fondamentale che anche tutte le attrezzature che entrano in contatto con il corpo possono essere soggette a fenomeni allergenici e di rifiuto. Di conseguenza uno studio approfondito delle tecnologie dei materiali utilizzati nella medicina ci guiderà per la ricerca di eventuali problematiche relative a questo settore.

5.3 Definizione dei termini

Biomateriale: un materiale sintetico utilizzato per realizzare dispositivi in grado di sostituire parte di un sistema vivente o di funzionare in intimo contatto con i tessuti viventi.

Materiale biologico: un materiale prodotto da un sistema biologico.

Biocompatibilità: L'accettazione di un innesto artificiale dai tessuti circostanti e dal corpo come un intero.

5.4 Biometalli

5.4.1 Biomateriali metallici

I metalli sono utilizzati come biomateriali grazie alla loro eccellente conduttività elettrica e termica e alle proprietà meccaniche.

Dal momento che alcuni elettroni sono indipendenti nei metalli, possono facilmente trasferire una carica elettrica o energia termica.

Gli elettroni mobili sono liberi di agire sulla forza vincolante che tiene gli ioni metallici positivi insieme.

Questa attrazione è forte, come dimostra la disposizione atomica con un conseguente elevato peso specifico e alto punto di fusione della maggior parte dei metalli. Dal momento che il legame metallico è essenzialmente non-direzionale, la posizione degli ioni metallici può essere modificata senza distruggere la struttura cristallina risultante in un solido deformabile plasticamente.

Alcuni metalli sono utilizzati come sostituti passivi per la sostituzione dei tessuti duri come dell'anca e del ginocchio, per favorire la guarigione della frattura come placche ossee e viti, dispositivi di fissazione della colonna vertebrale, e impianti dentali a causa delle loro eccellenti proprietà meccaniche e resistenza alla corrosione.

Alcune leghe metalliche sono utilizzate per i ruoli più attivi in

dispositivi come gli stent vascolari, fili guida del catetere, archi ortodontici e impianti cocleari.

La lega metallica inizialmente sviluppata specificamente per uso umano è stata l'acciaio-vanadio che è stato utilizzato per la fabbricazione di piastre per fratture ossee (piatti Sherman) e viti. La maggior parte dei metalli come il ferro (Fe), cromo (Cr), cobalto (Co), nichel (Ni), titanio (Ti), tantalio (Ta), niobio (Nb), molibdeno (Mo) e tungsteno (W), che sono stati utilizzati per fare le leghe per impianti di produzione possono essere tollerati dall'organismo in quantità minime.

A volte questi elementi metallici, in forme naturali, sono essenziali per le funzioni dei globuli rossi (Fe) o la sintesi di vitamina B12 (Co), ma non possono essere tollerati in grandi quantità nel corpo [Black, 1992].

La biocompatibilità delle protesi metalliche è di grande preoccupazione perché questi impianti possono corrodersi in un ambiente in vivo [Williams, 1982]. Le conseguenze della corrosione sono la disintegrazione del materiale dell'impianto di per sé, che indebolirà l'impianto, e l'effetto nocivo dei prodotti di corrosione sui tessuti circostanti e gli organi.

5.4.2 Acciai Inossidabili

Il primo acciaio inossidabile utilizzato per la fabbricazione di protesi è stato il 18-8 (tipo 302 nella classificazione moderna), che è più forte e più resistente alla corrosione rispetto all'acciaio-vanadio.

Vanadio non è più utilizzato negli impianti nonostante la sua resistenza alla corrosione in quanto è inadeguata per impianti negli esseri umani.

Dopo l'acciaio 18-8, è stato introdotto l'acciaio inox al molibdeno (18-8 Mo), che contiene una piccola percentuale di molibdeno per migliorare la resistenza alla corrosione in soluzione di cloruro (acqua salata).

Questa lega è stata conosciuta come acciaio inossidabile di tipo 316.

Nel 1950 il contenuto di carbonio di acciaio inox 316 è stato ridotto da 0,08 a un importo massimo di 0,03% per una migliore resistenza alla corrosione in soluzione di cloruro e per ridurre al minimo la sensibilità a tization e, quindi, divenne noto come tipo acciaio inossidabile 316L.

La concentrazione minima efficace di cromo è dell' 11% per fornire resistenza alla corrosione negli acciai inossidabili. Il cromo è un elemento reattivo, ma le sue leghe possono essere passivate del 30% di acido nitrico per dare eccellente resistenza alla corrosione.

Gli acciai inossidabili austenitici, soprattutto di tipo 316 e 316L, sono più utilizzati per la fabbricazione degli impianti. Questi non possono essere induriti con il trattamento termico, ma possono essere induriti da lavorazione a freddo.

Questo gruppo di acciai inossidabili non è magnetico e possiede una maggiore resistenza alla corrosione rispetto agli altri.

L'inclusione di molibdeno aumenta la resistenza alla corrosione pitting in acqua salata. L'American Society of Testing and Materials (ASTM) raccomanda l'acciaio 316L piuttosto che 316 per la realizzazione dell'impianto.

Il nichel stabilizza la fase austenitica, creando una struttura cristallina cubica a facce centrate (FCC), a temperatura ambiente e migliora la resistenza alla corrosione. La formazione di fase austenitica può essere influenzata dalla presenza Ni e Cr contenuti per acciai al carbonio 0,10% inox.

L'importo minimo di Ni per mantenere fase austenitica è circa il 10%. Questa percentuale di nichel dà le proprietà meccaniche all'acciaio inossidabile 316L.

Una vasta gamma di proprietà possono essere fornite a seconda del trattamento termico eseguito (ricottura per ottenere materiali più morbidi) o lavorazione a freddo (per una maggiore resistenza e durezza).

L'ingegnere deve quindi fare attenzione nella scelta dei materiali di questo tipo. Anche gli acciai inox 316L si possono corrodere all'interno del corpo in determinate circostanze, in una regione altamente stressata e impoverite d'ossigeno, come i contatti con le viti della piastra di fratture ossee.

Così, questi acciai inossidabili sono adatti da usare solo in dispositivi di protesi temporanea come piatti frattura, viti, chiodi e dell'anca. Metodi di modificazione superficiale come anodizzazione, passivazione, e glow-scarico azoto-impianto, sono ampiamente utilizzati per migliorare la resistenza alla corrosione, resistenza all'usura e resistenza a fatica di acciaio inossidabile 316L [Bordiji et al., 1996].

5.4.3 CoCr Leghe

Esistono fondamentalmente due tipi di leghe di cobalto-cromo: la lega calcinabile CoCrMo e la lega CoNiCrMo che di solito è ottenuta mediante un lavorazione di forgiatura.

La lega calcinabile CoCrMo è stata usata per molti decenni in odontoiatria e, in tempi relativamente recenti, nel fare le articolazioni artificiali. La lega CoNiCrMo è relativamente nuova ed è ora utilizzata per fare i gambi di protesi per le articolazioni fortemente caricate come il ginocchio e dell'anca.

I due elementi di base delle leghe CoCr formano una soluzione solida fino al 65% Co.

L'aggiunta del molibdeno permette la produzione di grani più fini che si traduce in maggiori punti di forza dopo la fusione o forgiatura. Il cromo, dunque, aumenta la resistenza alla corrosione mentre la soluzione solida ottenuta permette il rafforzamento della lega.

La lega CoNiCrMo originariamente chiamato MP35N (Standard pressata Steel Co.) contiene circa il 35% Co e Ni ciascuno. La lega è altamente resistente alla corrosione in acqua di mare (contenente ioni cloruro) e sotto stress.

Le lavorazioni a freddo possono aumentare notevolmente la forza della lega. Tuttavia, vi è una notevole difficoltà di lavorazione a freddo in questa lega, soprattutto quando si effettua su dispositivi di grandi dimensioni. Solo lo stampaggio a caldo può essere usato per fabbricare un impianto di grandi dimensioni con questa lega.

Le proprietà di resistenza all'usura abrasiva della lega CoNiCrMo sono simili a quelli in lega CoCrMo (circa 0,14 millimetri / anno nei test di simulazione congiunta), ma il primo non è raccomandato per le superfici dei cuscinetti di protesi articolare per le sue proprietà d'attrito con se stesso o altri materiali.

La fatica superiore e carico di rottura della lega CoNiCrMo lo rendono adatto per le applicazioni che richiedono una lunga durata senza la fatica di frattura o di stress. Tale è il caso per gli steli delle protesi dell'anca.

I prodotti metallici liberati dalla protesi a causa di usura, corrosione e sfregamento possono compromettere organi e tessuti locali. Studi in vitro hanno indicato che Co particolato è tossico per gli osteoblasti umani come le linee cellulari e inibisce la sintesi del collagene di tipo I.

Il modulo di elasticità per le leghe CoCr non cambia con i cambiamenti nel loro carico di rottura.

I valori sono compresi 220-234 GPa, che sono più alti rispetto ad altri materiali quali acciai inossidabili.

Ciò potrebbe avere alcune implicazioni nelle diverse modalità di trasferimento del carico alle ossa artificiali in sostituzione articolare, anche se l'effetto del modulo maggiore e la longevità degli impianti non sono ancora del tutto chiari.

5.4.4 Ti Leghe

Pure Ti e Ti6Al4V

I tentativi di utilizzare l'impianto in titanio per la fabbricazione risale alla fine del 1930. Si è riscontrato che il titanio è stato tollerato in femori di gatto, come l'acciaio inox e Vitallium[®] (lega CoCrMo).

Ci sono quattro gradi di titanio non legato commercialmente puro (CP) per le applicazioni di protesi. Il contenuto di impurità presenti nel titanio (ossigeno, ferro e azoto) deve essere controllato attentamente. L'ossigeno, in particolare, ha una grande influenza sulla duttilità e sulla resistenza del materiale.

Una lega di titanio (Ti6Al4V) è ampiamente usata per la fabbricazione di impianti chimici.

I principali elementi di lega della lega sono alluminio (5,5 ~ 6,5%) e vanadio (3,5 ~ 4,5%). La lega Ti6Al4V ha approssimativamente la stessa resistenza alla fatica (550 MPa) della lega CoCr.

Nelle leghe di titanio è possibile rafforzare le proprietà meccaniche variando la composizione chimica della lega e sfruttando tecniche di lavorazione termo-meccaniche.

L'aggiunta di elementi in lega al titanio permette di avere una vasta gamma di proprietà: l'alluminio tende a stabilizzare la "fase", cioè aumentare la temperatura di trasformazione chimica interna. L'effetto stabilizzante del contenuto di alluminio in questi gruppi di leghe le rende eccellenti come resistenza meccanica e ne caratterizza la resistenza all'ossidazione ad alta temperatura (300 ~ 600 ° C).

Queste leghe non possono essere trattate termicamente per indurimento o per precipitazione, poiché sono monofase.

Titanio deriva la sua resistenza alla corrosione, dalla formazione di uno strato di ossido solido a una profondità di 10 nm.

L'ossido formato (TiO_2) è l'unico prodotto di reazione stabile. Tuttavia, micromovimenti delle giunzioni tra l'elemento impianto e l'area circostante è inevitabile e, di conseguenza, ossido di titanio e particelle di lega di titanio vengono rilasciati all'interno del corpo.

Molte volte questi detriti tendono a concentrarsi andando a scatenare reazioni allergiche nelle cellule circostanti l'impianto

5.4.5 TiNi Leghe

Le leghe nichel titanio presentano caratteristiche fisiche anomale ma estremamente interessanti in ambito bio medicale.

Queste leghe hanno la capacità di ritornare in una forma prestabilita dopo una deformazione semplicemente mediante il riscaldamento del materiale.

Questo fenomeno viene chiamato effetto a memoria di forma (PMI).

Il fenomeno PMI della lega TiNi è stato osservato per la prima volta da Buehler e Wiley presso la US Naval Ordnance Laboratory [Buehler et al., 1963].

Le caratteristiche delle leghe a memoria di forme a base di nichel e cromo chiamate rispettivamente Ti-Ni equiatomica o la lega NiTi (Nitinol) presentano una temperatura di trasformazione del PMI vicino alla temperatura ambiente. Se queste leghe vengono deformate sotto la temperatura di trasformazione la deformazione plastica rimane costante fino a quando non viene applicata una fonte di calore che riporta la lega alla sua forma originale.

Le PMI possono essere generalmente legate ad una trasformazione in fase martensitica, che in natura è anche termoelastica. Questa termo-elasticità può essere attribuita a pre-ordinata nella fase di trasformazione martensitica [Wayman e Shimizu, 1972].

Un'altra caratteristica insolita è la superelasticità.

Lo stress sulla forma non aumenta con la tensione aumentata dopo la regione iniziale di stress elastico e al rilascio del carico o della tensione, la molla metallica torna alla sua forma originale a differenza di altri metalli (come l'acciaio inossidabile).

La proprietà superelastica è utilizzata negli archi ortodontici in quanto i cavi convenzionali in acciaio inox sono troppo rigidi e

duri per il dente.

Alcune possibili applicazioni delle leghe a memoria di forma sono ortodontico dell'arco dentale, un gancio da aneurisma intracranico, filtri cavali, contrattile dei muscoli artificiali per un cuore artificiale, stent vascolari, filo guida del catetere, e fiocco ortopedico.

Al fine di sviluppare tali dispositivi, è necessario comprendere a fondo il comportamento meccanico e termico associato alla trasformazione di fase martensitica.

Una lega ampiamente conosciuta è la NiTi 55-Nitinol (55% in peso o 50% Ni atomici), che ha una sola fase e la memoria meccanica, più altre proprietà, ad esempio, lo smorzamento acustico, la conversione diretta di energia termica in energia meccanica, buona resistenza a fatica, e la duttilità alle basse temperature.

Deviazione dalla 55-Nitinol arricchendo la lega con Nichel si ottiene in un secondo gruppo di leghe che sono anch'esse completamente non-magnetiche ma si differenziano dalla lega 55-Nitinol nella loro capacità di essere temprate termicamente a livelli di durezza superiore.

L'efficienza del recupero della forma nella lega 55-Nitinol può essere controllata cambiando le temperature di ricottura finale durante la preparazione del dispositivo [Lee et al., 1988].

Per un recupero più efficiente, la forma è fissata limitando il campione in una configurazione desiderata riscaldandola a 482 ~ 510 ° C. Se il filo ricotto si deforma a una temperatura al di sotto della temperatura di recupero di forma, il recupero di questa avverrà in seguito al riscaldamento, a condizione che la deformazione non abbia superato i limiti del ceppo cristallografico (ceppo ~ 8% in tensione).

Le leghe NiTi mostrano anche una buona biocompatibilità e resistenza alla corrosione.

5.4.6 Altri metalli

Diversi altri metalli sono stati utilizzati per una varietà di applicazioni specializzate.

Un esempio di questi metalli è il Tantalio che fu sottoposto a studi d'impianto in animali e si dimostrò essere molto biocompatibile.

Grazie alle sue proprietà meccaniche povere e la sua alta densità (16,6 g/cm³), questo metallo è limitato ad alcune applicazioni come fili per suture chirurgiche plastiche e neurochirurgiche.

Metalli del gruppo del platino (PGM) come Pt, Pd, Rh, Ir, Ru, Os sono estremamente resistenti alla corrosione, ma offrono scarse proprietà meccaniche [Wynblatt, 1986].

Essi sono utilizzati principalmente come leghe per gli elettrodi, come elementi delicati per i pacemaker a causa della loro elevata resistenza alla corrosione e bassa soglia di potenziale e per conduttività elettrica importante.

Thermoseeds composto per il 70% Ni e 30% Cu sono metalli che possiedono punti Curie nel range terapeutico dell'ipertermia, circa 40 a 50 ° C [Ferguson et al., 1992].

Al momento, mediante l'applicazione di un campo magnetico alternato, vengono indotte correnti parassite che forniscono una continua fonte di calore per riscaldamento resistivo del materiale. Quando la temperatura di una sostanza ferromagnetica si avvicina al suo punto di Curie, tuttavia, vi è una perdita di proprietà ferromagnetiche e una conseguente perdita di produzione di calore.

Così, si ottiene una auto-regolazione della temperatura e può essere utilizzata per fornire una temperatura costante ipertermica extracorporea in qualsiasi momento e per la durata scelta.

5.4.7 La nanotecnologia nei metalli biomedicali

Le modificazioni della superficie e delle leghe metalliche come rivestimenti mediante plasma spray, deposizione di vapore fisiche o chimiche, ionic implantation, e la deposizione a letto fluido sono stati utilizzati nell'industria moderna [Smith, 1993].

Gli impianti di rivestimento con materiali tessuti compatibili come idrossiapatite, ceramica ossido, Bioglass[®], e il carbonio pirolitico sono le applicazioni tipiche negli impianti.

Tali sforzi sono risultati ampiamente inefficaci se gli impianti sono permanenti e in particolare se gli impianti sono sottoposti a carichi di grandi dimensioni.

Il problema principale è la delaminazione del rivestimento o di un eventuale usura del rivestimento. Il costo aggiuntivo di rivestimento o di ioni nell'impianto impediscono l'impiego di

tali tecniche a meno che la tecnica mostri una superiorità inequivocabile rispetto agli impianti non trattati.

5.5 Biomateriali ceramici

La ceramica è definita come l'arte e la scienza di fare e usare oggetti solidi che hanno come componente essenziale i materiali inorganici non metallici [Kingery et al., 1976].

Le ceramiche sono refrattarie, policristalline e di solito sono formate da composti inorganici, silicati, ossidi metallici, carburi e vari idruri refrattari e solfuri.

Ossidi come Al_2O_3 , MgO , SiO_2 , ZrO_2 contengono elementi metallici e non metallici e sali ionici, come $NaCl$, $CsCl$ e ZnS [Park e Laghi, 1992].

Deroghe al precedente comprendono ceramiche legate covalentemente come il diamante e le strutture carboniose come i carboni di grafite e i ceramici pirolizzati [Park e Laghi, 1992].

I materiali ceramici sotto forma di ceramica sono stati utilizzati dagli esseri umani per migliaia di anni.

Fino a poco tempo fa, il loro uso era piuttosto limitato a causa della loro intrinseca fragilità, suscettibilità alle micro-fessure, e bassa resistenza alla trazione.

Tuttavia, negli ultimi 100 anni, le tecniche innovative per la fabbricazione di ceramiche hanno sviluppato il loro uso come nei materiali hi-tech.

Negli ultimi anni, gli scienziati si sono resi conto che la ceramica ed i loro compositi possono essere utilizzati anche per aumentare o sostituire le varie parti del corpo, in particolare le ossa.

Così, le ceramiche utilizzate per gli scopi ultimi sono classificati come bio-ceramiche.

La loro inerzia rispetto ai fluidi del corpo, alta resistenza alla compressione, l'effetto esteticamente piacevole hanno portato all'utilizzo della ceramica in odontoiatria, come le corone dentali, in ambiti strettamente clinici come i bisturi per le operazioni (usa e getta) o per la realizzazione di protesi.

Alcuni atomi di carbonio hanno trovato impiego come impianti in particolare per applicazioni di interfacciamento col sangue come le valvole cardiache. Grazie alla loro elevata resistenza

specifiche delle fibre e la loro biocompatibilità, le ceramiche sono anche utilizzate come rinforzo di componenti in materiali compositi e impianti per le applicazioni di carico a trazione, come tendini e legamenti artificiali [Park e Laghi, 1992].

A differenza dei metalli e dei polimeri, le ceramiche sono difficili da tagliare plasticamente a causa della natura del legame tra le molecole (ionici) e del numero minimo di sistemi di scorrimento tra molecole. Queste caratteristiche rendono la ceramica non duttile e sono responsabili di uno scorrimento quasi pari a zero a temperatura ambiente [Park e Laghi, 1992]. Di conseguenza, le ceramiche diventano molto sensibili alle tacche o microfessure perché invece di subire deformazioni plastiche in quanto avranno un comportamento elastico alle fratture.

Per essere classificato come un bioceramica, il materiale ceramico deve soddisfare o superare le proprietà elencate nella Tabella 38.1. Il numero di ceramiche specifiche attualmente in uso o in esame non può essere calcolato.

Questo capitolo si concentrerà su una panoramica generale delle ceramiche relativamente bioinerti, bioattive o di superficie reattiva, e biodegradabile o bioceramiche riassorbibili.

5.5.1 Bioceramica non riassorbibili o relativamente bioinerti

5.5.1.1 Ceramica relativamente bioinerti

Ceramiche relativamente bioinerti mantengono le loro proprietà fisiche e meccaniche anche se direttamente impiantate all'interno del corpo umano.

Resistono alla corrosione e all'usura ed evidenziano tutte le caratteristiche indicate per le bioceramiche. Esempi di ceramiche relativamente bioinerti sono ossidi di alluminio densi o porosi, ceramica in zirconio e calcio monofase alluminati.

Ceramiche relativamente bioinerti sono tipicamente utilizzati come struttura di supporto per gli impianti.

Alcuni di questi sono placche ossee, viti ossee, e teste femorali.

Esempi di usi non strutturali di sostegno sono tubi di ventilazione, dispositivi di sterilizzazione [Feenstra e de Groot, 1983] e dispositivi di somministrazione dei farmaci.

5.5.1.2 Allumina (Al_2O_3)

La principale fonte di allumina ad elevata purezza (ossido di alluminio, Al_2O_3) è la bauxite. L'allumina comunemente disponibile può essere preparata per calcinazione del triidrato di allumina.

La composizione chimica e la densità dell'allumina "pura" calcinata in commercio si attesta tra il 99,1% al 99,9%. L'American Society for Testing and Materials (ASTM) specifica che allumina per l'uso dell'impianto deve contenere 99,5% allumina pura e meno dello 0,1% combinato con ossidi SiO_2 e alcalini (per lo più Na_2O).

L'Allumina ha una struttura cristallina romboedrica. L'Allumina naturale è conosciuta come zaffiro o rubino, a seconda del tipo di impurità che danno luogo a colori. La forma singolo cristallo di allumina è stata utilizzata con successo per la costruzione di impianti [Kawahara, 1989; Parco 1991].

Per la realizzazione di componenti in allumina è necessario creare un sistema di polveri di allumina che vengono fusi mediante una fiamma ad arco elettrico o a idrogeno fino a costituire un cristallo di allumina di dimensioni utili. Cristalli singoli di allumina possono misurare fino a dieci centimetri di diametro.

La forza dell'allumina policristallina dipende molto dalla sua granulometria interna e dalla porosità tra i cristalli. In termini matematici, minore è la granulometria e di conseguenza le porosità tra i grani e maggiore sarà la resistenza meccanica dell'impianto.

Gli standard ASTM (F603-78) richiedono una resistenza alla flessione superiore a 400 MPa e modulo elastico di 380 Gpa.

Ossido di alluminio è stato utilizzato nel campo dell'ortopedia da oltre 25 anni [Hench, 1991].

Allumina cristallo singolo è stata utilizzata in ortopedia e chirurgia dentale per quasi 20 anni. Allumina è generalmente un materiale molto duro, la sua durezza varia 20-30 GPa. Questa elevata durezza ne consenta l'uso come abrasivo (smeriglio) e come cuscinetti per movimenti di orologi [Park e Laghi, 1992].

Sia policristallino e monocristallino allumina sono stati usati clinicamente. L'elevata durezza è accompagnata da un basso attrito ed usura e da inerzia negli ambienti biologicamente attivi.

Queste caratteristiche rendono allumina un materiale ideale per

l'uso in sostituzione articolare [Park e Laghi, 1992].
Uno degli usi più popolari di ossido di alluminio è nelle protesi per la sostituzione totale dell'anca.

Si è infatti dimostrato che le protesi in Ossido di alluminio dell'anca con un ultra-alto peso molecolare mediante l'aggiunta di polietilene (UHMWPE) risultano essere un dispositivo migliore rispetto ad una protesi di metallo con una presa di UHMWPE [Oonishi, 1992].

Tuttavia, la chiave del successo di qualsiasi impianto, oltre al corretto impianto chirurgico, è al massimo grado il controllo di qualità durante la fabbricazione del materiale e la produzione dell'impianto [Hench, 1991].

5.5.1.3 Ossido di zirconio (ZrO_2)

Cristalli di zirconia pura possono essere ottenuti dalla conversione chimica dello zircone ($ZrSiO_4$), che è un minerale abbondante sulla superficie terrestre [Park e Laghi, 1992].

Zirconia ha una alta temperatura di fusione ($T_m = 2953 \text{ K}$) e presenta una importante stabilità chimica.

A temperature elevate la zirconia tende ad avere delle fasi non stabili e di conseguenza per evitare problemi negli impianti, il materiale viene drogato con elementi stabilizzati.

Ossido di zirconio prodotto in questo modo viene detto zirconia parzialmente stabilizzata [Drennan e Steele, 1991].

Tuttavia, le proprietà fisiche dell'ossido di zirconio sono un po' inferiori a quella dell'allumina.

L'alta densità di ossido di zirconio ha mostrato un'eccellente compatibilità con l'osso autologo nella scimmia Rhesus ed è stato completamente reattivo all'ambiente corpo per tutta la durata dello studio pari a 350 giorni [Hentrich et al., 1971].
La zirconia ha mostrato eccellente biocompatibilità e un'elevata resistenza all'usura e all'attrito quando combinato con polietilene ad altissimo peso molecolare [Kumar et al, 1989; Murakami e Ohtsuki, 1989].

5.5.1.4 Carboni

Carboni possono essere ottenuti in molte forme allotropiche: cristallina sottoforma di diamante, grafite, carbone vetroso non cristallino e carbonio pirolitico semi-cristallino.

Tra questi, solo il carbonio pirolitico è ampiamente utilizzato

per la fabbricazione di protesi, e ricopre la funzione di rivestimento per le superficie.

E' anche possibile creare un cappotto alle superfici con il diamante.

Sebbene le tecniche di rivestimento con il diamante hanno il potenziale per rivoluzionare la produzione di dispositivi medicali, non è ancora commercialmente disponibile dato l'elevato prezzo del materiale [Park e Laghi, 1992].

La struttura cristallina del carbonio, come utilizzato nelle protesi, è simile alla struttura della grafite. La struttura molecolare splanare esagonale è formata da forti legami covalenti in cui uno degli atomi o elettroni di valenza è libero di muoversi, con conseguente elevata conducibilità elettrica a carattere anisotropo.

I carboni poco cristallini si pensa che contengano atomi di carbonio non associati o non orientati. Gli strati esagonali non sono perfettamente disposti di conseguenza le proprietà dei singoli cristalliti sembrano essere altamente anisotropi.

Tuttavia, se i cristalliti sono dispersi in modo casuale, l'aggregato diventa isotropo [Park e Laghi, 1992].

Le caratteristiche meccaniche del carbonio, il carbonio pirolitico soprattutto, sono in gran parte dipendente dalla sua densità. Le proprietà meccaniche sono direttamente collegate alla maggiore densità, il che indica che le proprietà del carbonio pirolitico dipendono principalmente dalla struttura aggregata del materiale [Park e Laghi, 1992].

Grafite e carbonio vetroso hanno una resistenza meccanica molto inferiore rispetto al carbonio pirolitico.

Tuttavia, il modulo di elasticità media è quasi la stessa per tutti i carboni.

La resistenza del carbonio pirolitico è abbastanza alta rispetto alla grafite e carbonio vetroso.

Di nuovo, questo è dovuto al minor numero di difetti e carboni non associati in forma aggregata.

Un composito di carbonio, che è rinforzato con fibra di carbonio è stato considerato per fare impianti.

Tuttavia, il materiale composito a base di carbonio è altamente anisotropo, e la sua densità è nel range di 1,4-1,45 g/cm³ con una porosità del 35 al 38%.

I Carboni presentano un'ottima compatibilità con i tessuti. L'alta compatibilità del carbonio pirolitico nel rivestimento di dispositivi al contatto col sangue hanno portato ad un ampio uso di questi dispositivi per la riparazione di valvole cardiache e vasi sanguigni malati (Parco e dei laghi, 1992).

Atomi di carbonio pirolitico possono essere depositati su impianti costituiti da gas di idrocarburi in un letto fluido a temperatura e pressione controllata.

Di recente, è stato ottenuto un discreto successo nel deposito di carbonio pirolitico sulle superfici degli impianti dei vasi sanguigni fatti di polimeri.

Il carbonio vitreo o vetroso è il risultato di pirolisi controllata di polimeri quali phenolformaldehyde, Rayon (cellulosa), e polyacrylnitrite ad alta temperatura in un ambiente controllato. Questo processo è particolarmente utile per fare fibre di carbonio e tessuti che possono essere usati da soli o come componenti dei materiali compositi.

5.5.1.5 Ceramica biodegradabile o riassorbibili

Anche se l'ideazione del gesso è stata introdotta nel 1892 come sostituto osseo [Peltier, 1961], il concetto di utilizzare delle ceramiche riassorbibili sintetiche come sostituti ossei è stato introdotto nel 1969 [Hentrich et al, 1969;.. Graves et al, 1972]. Le ceramiche riassorbibili, come dice il nome, sono ceramiche che si degradano su un impianto nell'ospite. Il materiale riassorbito è sostituito da tessuti endogeni. La velocità di degradazione varia da materiale a materiale.

Quasi tutte le ceramiche biorassorbibili tranne il Biocoral e il gesso (solfato di calcio diidrato) sono variazioni di fosfato di calcio. Esempi di ceramiche riassorbibili sono calcio fosfato di alluminio, coralline e il fosfato tricalcico.

5.5.1.6 Fosfato di calcio

Fosfato di calcio è stato utilizzato in forma di osso artificiale. Questo materiale è stato sintetizzato e usato per la produzione di diverse forme di impianti, così come per i rivestimenti solidi porosi o su altri impianti

Alluminio-calcio-fosfato (ALCAP) Ceramica:

Inizialmente fu fabbricato un alluminato di calcio in ceramica contenente anidride fosforica [Hentrich et al, 1969, 1971; Graves et al, 1972.].

L'ossido di alluminio-calcio-fosforo ceramico (ALCAP) è stato sviluppato in seguito [Bajpai e Graves, 1980]. ALCAP ha proprietà isolanti dielettriche ma non magnetiche o piezoelettriche [Allaire et al., 1989]. Ceramiche ALCAP sono uniche perché forniscono una ceramica su un impianto che può essere più rapidamente riassorbita rispetto ad altri componenti [Bajpai, 1983; Mattie e Bajpai, 1988; Wyatt et al, 1976.]. ALCAP è preparato da magazzino polveri di ossido di alluminio, ossido di calcio e pentossido di fosforo.

Coralline

Il corallo è una sostanza naturale prodotta da invertebrati marini. Secondo Holmes nel 1984, gli invertebrati marini vivono nelle strutture calcaree presenti nel mare chiamati coralli.

La struttura porosa del corallo è unica per ogni specie di invertebrati marini [Holmes et al., 1984]. Coralli per l'uso come impianti ossei sono selezionati alla base della somiglianza strutturale con le ossa [Holmes et al., 1984]. Il corallo fornisce una struttura eccellente per la crescita interna dell'osso, e la componente principale, carbonato di calcio, viene gradualmente riassorbita dal corpo [Khavari e Bajpai, 1993].

I coralli possono anche essere convertiti in idrossiapatite con un processo di scambio idrotermale. Sia il corallo puro (Biocoral) che il corallo trasformato in idrossiapatite sono attualmente utilizzati per la riparazione delle ossa traumatizzate, per sostituire ossa malate, e correggere difetti ossei vari. Biocoral è composta da carbonato di calcio cristallino o aragonite, la forma metastabile del carbonato di calcio. La resistenza a compressione del Biocoral varia da 26 (50% poroso) a 395 MPa (densa) e dipende dalla porosità della ceramica. Allo stesso modo, il modulo di elasticità (modulo di Young) di Biocoral varia da 8 (50% poroso) a 100 GPa (densa) [Biocoral, 1989].

5.5.1.7 Ceramica bioattivi o Surface-reattiva

Dopo l'impianto nella zona del corpo ospitante, la ceramica a superficie reattiva forma legami forti con i tessuti adiacenti.

Uno dei loro molti usi è il rivestimento di protesi metalliche. Questo rivestimento fornisce un legame più forte per i tessuti adiacenti, che è molto importante per le protesi.

5.5.1.8 Vetro ceramica

Diverse varianti di vetro e ceramica sono stati utilizzati da diversi operatori medici nell'ultimo decennio. La vetroceramica utilizzata per l'impianto forma sistemi a base di ossido di silicio, con o senza pentossido di fosforo.

Le vetroceramiche sono ceramiche policristalline ottenute dalla cristallizzazione controllata di vetri, sviluppato da SD Stookey di Corning Glass Works nel 1960 [Parco e Laghi, 1992].

La vetroceramica è stata utilizzata per gli occhiali fotosensibili, in cui piccole quantità di rame, argento e oro sono precipitate da irradiazione di luce ultravioletta. Questi precipitati metallici aiutano la nucleazione a cristallizzare il vetro in una ceramica a grana fine che possiede eccellenti proprietà meccaniche e termiche.

La formazione della vetroceramica è influenzata dalla nucleazione e dalla crescita di cristalli di piccole dimensioni (<1 micron di diametro). Importante è anche la disposizione spaziale che questi cristalli occupano all'interno del materiale stesso.

Oltre agli agenti metallici già accennati, anche i gruppi Pt, TiO₂, ZrO₂, P₂O₅ sono ampiamente utilizzati per la nucleazione e la cristallizzazione. La nucleazione del vetro avviene a temperature molto più basse rispetto alla temperatura di fusione. Al fine di ottenere una percentuale maggiore della fase microcristallina, il materiale è ulteriormente riscaldato a una temperatura adeguata per la crescita massima dei cristalli.

La deformazione del prodotto, trasformazione di fase nelle fasi cristalline, o ridissoluzione di alcune delle fasi dovrebbero essere evitate.

La cristallizzazione è di solito completa per più del 90% con granulometria pari a 0,1-1 micron. Questi grani sono molto più piccoli rispetto a quelli della ceramica tradizionale.

5.5.1.9 Ceravital

La composizione del Ceravital è simile a quella dei Bioglass in SiO₂ contenuti, ma si differenzia un po' in altri componenti.

Al fine di controllare la velocità di dissoluzione, Al₂O₃, TiO₂ e Ta₂O₅ sono aggiunti nelle vetroceramiche Ceravital.

Le vetroceramiche hanno diverse proprietà desiderabili rispetto ai vetri e le ceramiche. Il coefficiente di dilatazione termica è molto basso, tipicamente 10^{-7} a $10^{-5} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$, e in alcuni casi può anche essere fatto negativo. A causa della granulometria controllata e una maggiore resistenza ai danni di superficie, la resistenza alla trazione di questi materiali può essere aumentata di almeno un fattore, da circa 100 a 200 MPa. La resistenza ai graffi e all'abrasione della ceramica di vetro è simile a quello di zaffiro [Park e Laghi, 1992].

Una caratteristica negativa del piano in vetroceramica è la sua fragilità. Inoltre, la limitazione della composizione utilizzata per produrre una vetroceramica biocompatibile (o osteoconduttiva) riduce la possibilità di ottenere delle vetroceramiche con caratteristiche meccaniche molto migliori.

Così le vetroceramiche non possono essere usate per fare grandi impianti come le protesi articolari. Tuttavia, possono essere usati come riempitivi per cemento osseo, compositi dentali di restauro, e materiale di rivestimento.

5.5.1.10 Tecniche di fabbricazione bioceramica

Al fine di fabbricare bioceramica in forme sempre più complesse, gli scienziati stanno studiando l'uso di tecniche di produzione vecchie e nuove. Queste tecniche vanno dall'adattamento di una vecchia tecnica della ceramica già sperimentata nei secoli dall'attività umana ai più recenti metodi di produzione per componenti ad alta temperatura in ceramica per i motori di aereo.

Non importa dove si perfeziona la tecnica, l'obiettivo finale è la realizzazione di particelle bioceramiche o dispositivi in una forma desiderata in modo coerente con le proprietà desiderate.

Dalla tecnica utilizzata per produrre il dispositivo bioceramica dipenderà in gran parte l'applicazione definitiva del dispositivo, sia per la sostituzione dei tessuti duri che per l'integrazione del dispositivo all'interno del tessuto circostante.

Alcune delle tecniche utilizzate per la produzione di bioceramiche dense sono lo stampaggio ad iniezione, colata gel, microemulsione bi-continua, microemulsione inversa, emulsione, e additivi.

Stampaggio ad iniezione è una tecnica comune usata per formare le parti in plastica per molte applicazioni commerciali, come parti di automobile. In breve, il processo implica forzare un materiale riscaldato in uno stampo e poi espellere il pezzo

formato dallo stampo.

Stampaggio ad iniezione permette di fare forme complesse. La microemulsione bi-continua, la microemulsione inversa, ed emulsione sono tutte lavorazioni a base chimica umida delle metodiche per la produzione di polveri di dimensioni nanometriche.

Un'altra strategia per aumentare la densità della ceramica è quella di utilizzare additivi o impurità in percentuale piccoli durante la sinterizzazione. I principali svantaggi di questa tecnica includono l'eventuale decomposizione della bioceramica originale pura.

La porosità è un fattore critico per la crescita e l'integrazione di un tessuto nell'impianto bioceramica. In particolare la porosità aperta, ciò che è collegato alla superficie esterna, è fondamentale per l'integrazione del tessuto nella ceramica soprattutto se la bioceramica è inerte.

Diversi metodi sono stati sviluppati per formare ceramica porosa, due di questi sono il consolidamento di amido e di colata goccia.

5.5.1.11 Consolidamento di amido

Polveri di amido di una dimensione specifica sono mescolati con un impasto bio-ceramico a una percentuale di peso predeterminato.

A seguito di riscaldamento, l'amido sarà assorbito dall'acqua dalla miscela e si gonfierà.

Durante la fase di sinterizzazione della miscela amido-bioceramico, l'amido è bruciato ed i pori sono lasciati al loro posto. L'amido di consolidamento è stato usato per creare forme complesse in allumina con porosità finale tra il 23 e il 70% del volume.

Controllando il contenuto in amido, si può controllare la porosità finale e dimensioni dei pori che ne derivano.

Liu (1996) ha usato una tecnica di colata goccia per formare granuli porosi con dimensioni dei pori 95-400 micron.

Questa tecnica parte da un impasto con acqua e poli (butirrale di vinile) in polvere. L'impasto è stato poi lasciato gocciolare su una superficie sferica dello stampo.

5.6 Polimeri biomedicali

Materiali polimerici sintetici sono stati ampiamente utilizzati in medicina come fornitura usa e getta, materiali protesici, materiali dentali, impianti, medicazioni, dispositivi extracorporea, incapsulanti, prodotti di ingegneria tessutale, e ortopedia come quella di metallo e ceramica sostituenti [Lee, 1989].

I principali vantaggi dei biomateriali polimerici rispetto al metallo o ai materiali ceramici sono la facilità di producibilità per la produzione di varie forme (in lattice, pellicole, fogli, fibre, ecc), la facilità di processo secondo le capacità, un costo ragionevole, e la disponibilità con meccanica desiderata e proprietà fisiche idonee alla funzione.

Le proprietà richieste ai biomateriali polimerici sono simili alle caratteristiche richieste per altri biomateriali, cioè, biocompatibilità, sterilizzabile capacità, adeguate proprietà meccaniche e fisiche, e la producibilità relativamente semplice.

5.7 Polimerizzazione

Al fine di collegare le piccole molecole polimeriche, si deve costringerli a perdere i loro elettroni dai processi chimici di condensazione.

Controllando la temperatura di reazione, la pressione e il tempo in presenza di catalizzazione, lo sviluppo delle unità ripetute di catene possono essere manipolati.

5.7.1 Condensazione di reazione e la polimerizzazione passo passo

Durante la polimerizzazione per condensazione una piccola molecola come l'acqua sarà condensata fuori dalla reazione chimica.

Questo particolare processo è usato per formare dei poliammidi (nylon). Nylon è stato il primo polimero commerciale, realizzato nel 1930.

Uno dei maggiori svantaggi di polimerizzazione per condensazione è la tendenza della reazione di cessare prima della crescita ad una lunghezza sufficiente delle catene.

Ciò è dovuto alla diminuzione della mobilità delle catene e delle specie chimiche reagenti con il progredire della

polimerizzazione.

Ciò si traduce in catene corte. Tuttavia, nel caso del nylon, le catene sono polimerizzate in misura sufficientemente grande prima che questo si verifica e le proprietà fisiche del polimero sono conservate.

Polimeri naturali, quali polisaccaridi e proteine vengono anche ottenuti dalla polimerizzazione per condensazione. La molecola di condensazione è sempre l'acqua (H₂O).

5.7.2 Polimerizzazione per addizione o la polimerizzazione radicalica

Polimerizzazione per addizione può essere ottenuta riorganizzando i legami all'interno di ogni monomero.

Dal momento che ogni monomero deve condividere almeno due elettroni covalenti con altri programmatori, il monomero dovrebbe avere almeno un legame doppio.

La rottura di un doppio legame può essere fatta con un iniziatore. Questo è di solito un esempio di radicali liberi come il perossido di benzoile (H₅C₆COO-OOCC₆H₅).

L'iniziazione può essere attivata dal calore, luce ultravioletta, e altre sostanze chimiche. I radicali liberi (responsabili) possono reagire con i monomeri e questi radicali possono reagire con un altro monomero e il processo può proseguire.

Questo processo si chiama propagazione. Ci sono altri tre tipi di specie per avviare la polimerizzazione per addizione accanto ai radicali liberi, cationi, anioni, e coordinamento (stereospecifica) catalizzatori.

Alcuni monomeri possono usare due o più dei processi di iniziazione, ma altri possono utilizzare un solo processo.

5.7.3 Struttura di base

I polimeri sono molecole con strutture a catena molto lunghe che si formano da legami covalenti lungo la catena principale. Le lunghe catene sono tenute insieme da parte delle forze di legame secondario come van der Waals e legami idrogeno o forze primarie legame covalentemente attraverso legami crociati tra le catene.

Le catene lunghe sono molto flessibili e possono essere facilmente aggrovigliate. Inoltre, ogni catena può avere gruppi laterali, rami e le catene di copolimero o blocchi che possono interferire con il lungo sviluppo delle catene.

Per esempio, cera di paraffina ha la stessa formula chimica del polietilene (PE) $[(CH_2CH_2)_n]$, ma si cristallizza quasi completamente a causa della sua lunghezza della catena molto più breve.

Tuttavia, quando le catene diventano estremamente lunghe {40-50 unità ripetute $[-CH_2CH_2-]$ per diverse migliaia di molecole come il PE lineare} non possono essere cristallizzate completamente (è possibile una cristallizzazione fino a 80 al 90%).

Inoltre, PE ramificato in cui sono attaccati catene laterali alla catena dorsale principale in posizioni normalmente occupate da un atomo di idrogeno, non si cristallizzano facilmente a causa dello sterico delle catene laterali risultante in una struttura non più cristallina.

La struttura parzialmente cristallizzata si chiama semicristallina che è la struttura più comune che si verifica per i polimeri lineari. La struttura semicristallina è rappresentata da un sistema disordinato.

Il grado di polimerizzazione (DP) è definito come un numero medio di tori, o unità ripetute, per molecola, vale a dire anelli di una catena.

Ogni catena può avere un diverso numero di programmatori a seconda delle condizioni di polimerizzazione. Inoltre, la lunghezza di ogni catena può essere diversa. Pertanto, si presume vi sia un grado medio di polimerizzazione o medio peso molecolare.

Il rapporto tra il peso molecolare e il grado di polimerizzazione può essere espresso in modo matematico e calcolato per condensare nei polimeri le caratteristiche fisiche e chimiche desiderate.

Come le catene molecolari si allungano dal progresso della polimerizzazione, la loro mobilità relativa diminuisce. La mobilità della catena è anche legata alle proprietà fisiche del polimero finale.

In generale, maggiore è il peso molecolare, minore è la mobilità delle catene che si traduce in maggiore resistenza e stabilità termica.

Le catene polimeriche possono essere organizzate in tre modi: lineare, ramificata, e un cross-linked (o tridimensionale) della rete.

Polimeri lineari come i polivinili, i poliammidi, e i poliesteri

sono molto più facili da ottenere rispetto alla cristallizzazione dei polimeri reticolati o ramificati.

Tuttavia, queste catene cristalline non possono essere cristallizzate al 100% con i metalli. Per questo motivo queste catene creano dei polimeri semicristallini.

La disposizione delle catene nelle regioni cristalline si crede essere una combinazione di catene ripiegate ed estese.

Le pieghe della catena, che sono apparentemente più difficili da formare, sono necessarie per spiegare le strutture osservate in ogni singolo cristallo in cui lo spessore del cristallo è troppo piccolo.

Copolimerizzazione, in cui due o più omopolimeri (un tipo di unità di ripetere per tutta la sua struttura) sono chimicamente combinati, sempre interrompendo la regolarità delle catene polimeriche favorendo così la formazione di una struttura non cristallina.

L'aggiunta di plastificanti per evitare la cristallizzazione, mantenendo le catene separate le une dalle altre si tradurrà in più polimeri flessibili, una versione non cristallina di un polimero che cristallizza normalmente.

Un esempio è un monomero di celluloidi che è normalmente costituito da nitrocellulosa cristallina plastificata con canfora. Gli elementi plastificanti sono utilizzati anche per ottenere polimeri non cristallini rigidi come il polivinilcloruro (PVC) in un solido più flessibile (un buon esempio è Tygon[®] usato per le tubazioni).

Elastomeri o gomme, sono polimeri che presentano grande elasticità a temperatura ambiente e può ritornare alla dimensioni originale quando il carico viene rilasciato.

Gli elastomeri sono non-polimeri cristallini che hanno una struttura intermedia costituita da lunghe catene di molecole in tre dimensioni.

Le catene hanno anche "pieghe" o "curve", in esse, che si raddrizzano quando un carico viene applicato.

Se il gruppo metile è sul lato opposto dell'idrogeno allora diventa trans-poliisoprene che cristallizza a causa dell'assenza del presente sterico in forma cis.

Il polimero risultante è un solido molto rigido chiamato guttaperca che non è un elastomero. Al di sotto della temperatura di transizione, la gomma naturale perde la sua conformità e diventa un materiale simile al vetro. Pertanto, per essere flessibile, tutti gli elastomeri devono avere una temperatura di transizione vetrosa ben al di sotto della

temperatura ambiente.

Ciò che rende gli elastomeri con comportamenti non simili ai liquidi a temperature superiori a T_g è in realtà dovuto ai legami incrociati tra le catene che fungono da punti di pinning.

Senza legami incrociati del polimero che si deformano in modo permanente. Un esempio è il lattice che si comporta come un liquido viscoso

5.7.4 Effetto della modifica sulle proprietà strutturali

Le proprietà fisiche dei polimeri possono essere influenzate in molti modi.

In particolare, la composizione chimica e la disposizione delle catene avrà un grande effetto sulle proprietà finali. Da tali mezzi i polimeri possono essere adattati per soddisfare l'utilizzo finale.

5.7.5 Effetto del peso molecolare e composizione

Il peso molecolare e la sua distribuzione hanno un grande effetto sulle proprietà di un polimero. La sua rigidità è dovuta principalmente alla immobilizzazione delle catene. Questo perché le catene sono disposte come fili di spaghetti cotti in una ciotola. Aumentando il peso molecolare le catene polimeriche si allungano diminuendo la mobilità ed il risultato finale è un materiale più rigido.

Altrettanto importante è che tutte le catene devono essere uguali in lunghezza perché se ci sono catene corte agiranno come plastificanti.

Un altro modo evidente di cambiamento delle proprietà è quello di cambiare la composizione chimica della spina dorsale o delle catene laterali.

Sostituendo il carbonio nella spina dorsale di un polietilene con l'ossigeno bivalente o zolfo diminuisce la temperatura di fusione e di transizione vetrosa, dopo di che la catena diventa più flessibile a causa della maggiore libertà di rotazione.

D'altra parte se le catene nella spina dorsale possono essere rese più rigide, un polimero risulterà più rigido.

5.7.6 Effetto della temperatura sulle proprietà

I polimeri amorfi subiscono un cambiamento sostanziale delle loro proprietà nella loro temperatura di transizione vetrosa. La temperatura di transizione vetrosa è un confine tra la regione di comportamento vetroso in cui il polimero è relativamente rigido e la regione gommosa in cui è molto compatibile.

Questa temperatura può anche essere definita come la temperatura alla quale la pendenza della variazione del volume in funzione della temperatura ha una discontinuità in salita.

Dato che i polimeri sono non-cristallini o al massimo semicristallini, il valore ottenuto in questa misura dipende da quanto velocemente si è presa.

5.7.7 Polimeri utilizzati come biomateriali

Anche se centinaia di polimeri sono facilmente sintetizzati e potrebbero essere usati come biomateriali, solo 10-20 polimeri sono usati principalmente nei fabbricazioni di dispositivi medici monouso da impianti a lungo termine.

5.7.8 Polivinilcloruro (PVC)

5.7.8.1 Applicazioni

Sangue e soluzione sacchetto, il confezionamento chirurgico, IV serie, dispositivi di dialisi, bottiglie catetere, connettori e cannule.

Bottiglia farmaceutica, tessuto non tessuto, catetere, custodia, contenitore flessibile e protesi ortopediche.

Siringhe monouso, ossigenatore a membrana sangue, suture, tessuto non tessuto, e artificiale innesti vascolari.

Pompare il sangue e serbatoi, membrana di sangue dializzatore, oculari impiantabili e cemento osseo.

Tessuto cultura fiaschi, bottiglie rullo, e filterwares. Sutura impiantabili, maglia, artificiale innesti vascolari e delle valvole cardiache. Catetere e artificiale innesti vascolari. Film, tubi e componenti. Packaging film, cateteri, suture, e le parti dello stampo.

Il PVC è un polimero amorfo, rigido a causa del gruppo laterale di grandi dimensioni (Cl, cloruro) con una Tg di 75 ~ 105 ° C.

Ha una elevata viscosità in fase liquida quindi è difficile da elaborare. Per evitare la degradazione termica del polimero (HCl

può essere rilasciato), vengono aggiunti stabilizzanti termici come saponi o sali metallici.

Lubrificanti sono formulati in compound di PVC per evitare l'adesione alle superfici metalliche e facilitare la fluidità durante la lavorazione. I plastificanti sono utilizzati nella gamma da 10 a 100 parti per 100 parti di resina PVC per renderlo flessibile.

Tuttavia, i plastificanti di trioctyltrimellitate (TOTM), poliestere, azelate ed esteri fosforici sono utilizzati anche per impedire l'estrazione di sangue, soluzione acquosa, e l'acqua calda durante la sterilizzazione in autoclave.

Teli in PVC e film vengono utilizzati in sacchetti di conservazione del sangue o per il confezionamento chirurgico.

Tubi in PVC sono comunemente usati in via endovenosa, nei dispositivi di dialisi, cateteri e cannule.

5.7.8.2 Polietilene (PE)

PE è disponibile commercialmente in cinque classi principali: ad alta densità (HDPE), bassa densità (LDPE), (3) bassa densità lineare, densità molto bassa (VLDPE), e ad altissimo peso molecolare (UHMWPE).

HDPE è polimerizzato ad una bassa temperatura ($60 \sim 80^\circ \text{C}$), e ad una pressione bassa ($\sim 10 \text{ kg/cm}^2$) con catalizzatori metallici. E' altamente cristallino e risulta essere un polimero lineare con densità che vanno dal $0,94\text{-}0,965 \text{ g/cm}^3$.

LDPE è derivato ad una temperatura elevata ($150 \sim 300^\circ \text{C}$) e pressioni anch'esse elevate ($1.000 \sim 3.000 \text{ kg/cm}^2$) utilizzando iniziatori di radicali liberi. Il risultato è un polimero altamente ramificato con minore cristallinità e densità che vanno $0,915\text{-}0,935 \text{ g/cm}^3$.

LLDPE (densità: $0,91 \sim 0,94 \text{ g/cm}^3$) e VLDPE (densità: $0,88 \sim 0,89 \text{ g/cm}^3$), che sono polimeri lineari, sono polimerizzati sotto basse pressioni e temperature con catalizzatori metallici con comonomeri come butene, esene, o ottene per ottenere le proprietà fisiche desiderate e gli intervalli di densità previsti.

HDPE è usato in bottiglie farmaceutiche, tessuti non tessuti, e berretti. LDPE si trova in applicazioni per contenitori flessibili, tessuto non tessuto monouso e laminato (o coestrusi con carta) di alluminio e polimeri per l'imballaggio.

LLDPE è spesso impiegato in buste e sacchetti per la sua eccellente resistenza alla perforazione e VLDPE viene utilizzato in tubi estrusi. UHMWPE ($PM > 2 \times 10^6 \text{ g / mol}$) è stato utilizzato per il montaggio d'impianti ortopedici, soprattutto per importanti applicazioni come una coppa acetabolare dell'anca e del piatto tibiale e le superfici rotuleo del ginocchio.

5.7.8.3 Polipropilene (PP)

PP può essere polimerizzato con un catalizzatore Ziegler-Natta stereospecifico che controlla la posizione isotattico del gruppo metilico.

Le proprietà termiche e fisiche del PP sono simili a quelle del PE ($T_g: -12^\circ \text{C}$, $T_m: 125 \sim 167^\circ \text{C}$ e densità: $0,85 \sim 0,98 \text{ g/cm}^3$).

Il peso molecolare medio di molecole di PP varia dai $2,2 \sim 7,0 \times 10^5 \text{ g / mol}$ e ha un'ampia distribuzione del peso molecolare (polidispersità).

Additivi per PP come gli antiossidanti, stabilizzatore di luce, agenti nucleanti, lubrificanti, distaccanti, antiblock, e agenti di scorrimento sono formulati per migliorare le proprietà fisiche e lavorabilità di questo materiale.

PP ha una resistenza eccezionale alla flessione ed eccellente resistenza allo stress-cracking.

La permeabilità al vapore del gas e dell'acqua del PP sono a metà tra quelle del LDPE e del HDPE. Il polipropilene è usato per fare siringhe ipotermiche, ossigenatori a membrana per il sangue, packaging per i dispositivi, protesi vascolari artificiali, tessuti non tessuti, ecc

5.7.8.4 Polimetilmetacrilato (PMMA)

Il PMMA commerciale presenta una struttura amorfa ($T_g: 105^\circ \text{C}$ e densità: $1,15 \sim 1,195 \text{ g/cm}^3$) e risulta essere un materiale con una buona resistenza alle soluzioni alcaline inorganiche.

Il PMMA è meglio conosciuto per la sua eccezionale trasparenza (92% di trasmissione), alto indice di rifrazione, buona resistenza agli agenti atmosferici, e per essere uno dei polimeri più biocompatibili.

Il PMMA può essere facilmente lavorato con strumenti

convenzionali, rivestire superfici, o essere inciso al plasma con bagliori o effetto corona.

Un altro polimero acrilico come polimetacrilato (PMA), polyhydroxyethyl-metacrilato (pHEMA), e poliacrilamide (PAAm) sono anche utilizzati in applicazioni mediche. PHEMA e PAAm sono idro-gel, leggermente reticolati da ethyleneglycoldimethylacrylate (EGDM) per aumentare la loro resistenza meccanica.

5.7.8.5 Polistirolo (PS) e i suoi co-polimeri

PS è polimerizzato con la polimerizzazione radicale e di solito è atattico.

Sono disponibili tre gradi di polimerizzazione del PS non modificato; la forma schiumogena generale PS (GPPS, T_g: 100 ° C), PS ad alto impatto (HIPS), e PS tradizionale. GPPS ha buona trasparenza, assenza di colore, presenta una buona facilità di fabbricazione, stabilità termica, basso peso specifico (1,04 ~ 1,12 g/cm³), e modulo elastico relativamente alto.

HIPS contiene un modificatore gommoso che forma legami chimici con le catene in crescita di PS. Da qui la duttilità e resistenza all'impatto sono aumentate e la resistenza allo stress-cracking è anche migliore.

PS è principalmente lavorato mediante stampaggio ad iniezione a 180 ~ 250 ° C. GPPS è comunemente usato in flaconi per colture di tessuti, bottiglie, contenitori sottovuoto, e filterware.

5.7.8.6 Acrilonitrile-butadiene-stirene (ABS)

Questo copolimero viene realizzato da tre monomeri: acrilonitrile, butadiene e lo stirene.

Le proprietà fisiche e chimiche desiderate dei polimeri ABS ,con una vasta gamma di caratteristiche funzionali, possono essere controllate cambiando il rapporto di questi monomeri.

Sono resistenti alle soluzioni comuni inorganiche, hanno buone proprietà di superficie, e stabilità dimensionale. L'ABS è usato per morsetti, dializzatori del sangue, kit per il test diagnostico, e così via.

5.7.8.7 Poliesteri

I poliesteri come il polietilene tereftalato (PET) si trovano frequentemente in applicazioni mediche per le loro caratteristiche chimiche e fisiche uniche.

Il PET è finora il più importante tra questo gruppo di polimeri in termini di applicazioni biomediche come il graft artificiale vascolare, suture, e maglie. È altamente cristallino con una temperatura di fusione alta (T_m : 265 °C), idrofobo e resistente all'idrolisi in acidi diluiti. Inoltre, il PET può essere convertito con tecniche convenzionali in articoli stampati come filtri luer, valvole di ritegno, e alloggiamenti per cateteri.

Il Policaprolattone è cristallino ed ha una fusione a bassa temperatura (T_m : 64 °C). Il suo utilizzo come matrice soffice o rivestimento delle fibre di poliestere convenzionale è stato proposto dalla recente indagine di Leininger e Bigg del 1986.

5.7.8.8 Poliammidi (nylon)

I poliammidi sono noti come nylon e sono composti da elevato numero di atomi di carbonio in unità ripetute.

Le catene di nylon possono essere polimerizzate passo-reazione (o condensazione) e subire una polimerizzazione ad anello-scissione. Hanno ottime capacità di formazione di fibre a causa dei legami idrogeno tra le catene e un alto grado di cristallinità, che aumenta la forza nella direzione delle fibre.

La presenza di gruppi CONH poliammidi attira fortemente le catene mediante dei legami idrogeno.

Dal momento che il legame idrogeno gioca un ruolo importante nel determinare le proprietà, il numero e la distribuzione dei gruppi CONH.

Per esempio, T_g può essere diminuita diminuendo il numero di gruppi CONH. D'altra parte, un aumento del numero di gruppi-CONH migliora le proprietà fisiche come la resistenza, e lo si può vedere in quanto il Nylon 66 è più forte di nylon 610 e Nylon 6 è più forte di Nylon 11.

Oltre ai Nylon superiori (610 e 11) ci sono le poliammidi aromatiche chiamate aramidi.

Uno di questi è il poli (p-tereftalato), comunemente conosciuto come Kevlar[®], realizzato da DuPont. Questo materiale può essere fatto in fibre. Il punto di forza specifico di tali fibre è cinque volte superiore di quello dell'acciaio, quindi, è più adatto alla realizzazione di materiali compositi.

5.7.8.9 Polimeri fluorcarbonio

Il miglior polimero fluorcarbonico noto è politetrafluoroetilene (PTFE), comunemente conosciuto come Teflon[®] (DuPont). Altri polimeri contenenti fluoro sono politrifluorocloroetilene (PTFCE), polyvinylfluoride (PVF), etilene e propilene fluorurato (FEP).

Solo il PTFE sarà discusso qui perché gli altri sono piuttosto inferiori riguardo proprietà chimiche o proprietà fisiche e raramente sono utilizzati per la fabbricazione degli impianti.

PTFE è fatto da tetrafluoroetilene sotto pressione con un catalizzatore perossido in presenza di acqua in eccesso per la rimozione del calore. Il polimero è altamente cristallino (cristallinità oltre il 94%) con un peso molecolare medio di $0,5 \sim 5 \times 10^6$ g / mol. Questo polimero ha una densità molto alta (2,15 ~ 2,2 g/cm³), basso modulo di elasticità (0,5 GPa) e la resistenza alla trazione (14 MPa). Ha anche una tensione superficiale molto bassa (18,5 erg/cm²) e un basso coefficiente di attrito (0,1).

Il PTFE ha anche una caratteristica insolita, cioè di essere in grado di espandersi su scala microscopica in un materiale microporoso creando così un ottimo isolante termico. I PTFE non possono essere stampati ad iniezione o estrusi a causa della sua viscosità molto elevata e non può essere plastificato. Di solito le polveri sono sinterizzate sopra 327 ° C sotto pressione per la produzione di impianti.

5.7.8.10 Gomme

Silicone naturale e gomme sintetiche sono state utilizzate da sempre per la fabbricazione di protesi. La gomma naturale è composta principalmente dal lattice dell'albero *Hevea brasiliensis* e la formula chimica è la stessa di quella del poliisoprene.

La gomma naturale è stato dimostrato essere compatibile con il sangue nella sua forma pura. Da svariati anni oramai, gomme sintetiche sono state sviluppate per sostituire la gomma naturale con caratteristiche di compatibilità notevolmente superiori alla gomma naturale.

Le proprietà fisiche variano ampiamente a causa delle ampie variazioni nelle ricette di preparazione di queste gomme.

La gomma siliconica, sviluppata dalla società Dow Corning, è

uno dei pochi polimeri sviluppati per uso medico. L'unità di ripetizione è dimetil silossani che viene polimerizzato da una polimerizzazione per condensazione.

5.7.8.11 Poliuretani

I poliuretani sono polimeri termoindurenti in genere: sono ampiamente utilizzati per gli impianti cappotto. Gomme poliuretatiche vengono prodotte facendo reagire una catena preparata prepolimero con un reattivo di-isocianato per formare catene molto lunghe di gruppi di isocianato attivo. La gomma poliuretatica è molto tenace e ha una buona resistenza agli oli e sostanze chimiche.

5.7.8.12 Poliacetale, polisulfone, e policarbonato

Questi polimeri hanno eccellenti proprietà meccaniche, termiche e chimiche a causa della loro catene irrigidite lungo la loro dorsale principale.

Poliacetalica e polisulfoni sono la prova di materiali per impianti, mentre i policarbonati hanno trovato le loro applicazioni nei dispositivi di assistenza al cuore o ai polmoni.

5.7.8.13 I polimeri biodegradabili

Recentemente, diversi polimeri biodegradabili come il polilattico (PLA), polyglycolide (PGA), poli (glicolide-co-lactide) (PLGA), poli (diossanone), poli (carbonato trimethylene), poli (carbonato), e così via sono stati ampiamente utilizzati o testati su un'ampia gamma di applicazioni mediche per la loro buona biocompatibilità, biodegradabilità controllabile, e lavorabilità relativamente buona.

5.7.9 Sterilizzazione

La sterilizzabilità di polimeri biomedicali è un aspetto importante delle proprietà perché polimeri hanno una stabilità termica e chimica inferiore rispetto ad altri materiali come la ceramica e metalli, di conseguenza, sono anche più difficili da sterilizzare con tecniche convenzionali.

Tecniche di sterilizzazione comunemente utilizzate sono a calore secco, autoclave, radiazioni, e l'ossido di etilene.

Nella sterilizzazione a calore secco, la temperatura varia tra i 160 e i 190 ° C. Questo è al di sopra della temperatura di fusione di molti polimeri lineari come il polietilene e PMMA.

Nel caso di poliammide (nylon), l'ossidazione si verifica alla temperatura di sterilizzazione a secco anche se questo è al di sotto della sua temperatura di fusione. Gli unici polimeri che possono tranquillamente essere sterilizzati a secco sono il PTFE e il silicone.

La sterilizzazione a vapore (autoclave) è eseguita sotto la pressione del vapore a temperatura relativamente bassa (125-130 ° C). Tuttavia, se il polimero è sottoposto agli attacchi di vapore acqueo, questo metodo non può essere impiegato. PVC, poliacetalica, PE (a bassa densità), e i poliammidi appartengono a questa categoria.

Agenti chimici come i gas di ossido di etilene e propilene e di resine fenoliche sono ampiamente utilizzati per la sterilizzazione dei polimeri in quanto possono essere usati a basse temperature. Agenti chimici a volte causano un deterioramento polimerico anche quando la sterilizzazione avviene a temperatura ambiente. Tuttavia, il tempo di esposizione è relativamente breve (una notte), e la maggior parte degli impianti polimerici possono essere sterilizzati con questo metodo.

La sterilizzazione per radiazione utilizzando il ^{60}Co isotopico ad alto dosaggio può anche peggiorare le caratteristiche dei polimeri in quanto le catene polimeriche possono essere dissociate in base alle caratteristiche delle strutture chimiche.

Nel caso di PE, ad alto dosaggio (sopra 106 Gy), se la sterilizzazione avviene per radiazione, diventa un materiale fragile e duro.

Ciò è dovuto ad una combinazione di scissione a catena casuale cross-linking.

Articoli in PP spesso scoloriscono durante l'irraggiamento ma il problema più grave è la fragilità con la possibile conseguente rottura della flangia dell'oggetto.

E' da evidenziare che le proprietà fisiche continueranno a deteriorarsi con il tempo a seguito delle irradiazione. Questi problemi di colorazione e la modifica delle proprietà fisiche sono meglio risolti evitando l'uso di additivi che scoloriscono alla dose di radiazioni sterilizzanti.

5.8 Materiali compositi

I materiali compositi sono solidi che contengono due o più materiali costituenti a fasi distinte, su scala più grande dell'atomica.

Il termine "composito" di solito è riservato a quei materiali in cui sono separate le fasi distinte su scala più grande delle atomiche, e in cui le proprietà, come il modulo elastico è significativamente alterata rispetto a quelle di un materiale omogeneo. Di conseguenza, plastica rinforzata in fibra di vetro così come i materiali naturali come le ossa sono visti come materiali compositi, ma le leghe come l'ottone non lo sono.

Una schiuma è un composito in cui una fase è lo spazio vuoto. Materiali naturali biologici tendono ad essere compositi. Compositi naturali comprendono osso, legno, dentina, cartilagine e pelle. Schiume naturali comprendono il polmone, osso spugnoso, e legno. Composti naturali spesso mostrano strutture gerarchiche in cui si vedono particelle, le caratteristiche poroso e fibroso strutturali su diversi micro-scale.

I materiali compositi offrono una varietà di vantaggi rispetto a materiali omogenei. Questi includono la possibilità per lo scienziato o l'ingegnere di esercitare un controllo notevole sulla proprietà del materiale. C'è il potenziale per rigido, forte, materiali leggeri e per materiali altamente resistenti e conformi. Tra i biomateriali è importante che ogni componente del composito possa essere biocompatibile.

Inoltre l'interfaccia tra i costituenti non deve essere degradata dall'ambiente corpo.

Alcune applicazioni dei compositi in applicazioni di biomateriali sono: compositi di riempimento dentali, cemento armato per ossa a base di metilmetacrilato e polietilene ad altissimo peso molecolare per impianti ortopedici con superfici porose.

5.8.1 Struttura

Le proprietà dei materiali compositi dipendono molto dalla struttura. I compositi differiscono dai materiali omogenei in quel controllo che può essere esercitato in modo notevole sulla struttura più una vasta scala e quindi sulle proprietà desiderate.

In particolare, le proprietà di un materiale composito dipendono dalla forma e dalla eterogeneità, sulla frazione di volume occupato da loro, e sull'interfaccia tra i costituenti.

La forma della eterogeneità in un materiale composito è classificato come segue.

Le principali categorie di forma inclusione sono la particella senza dimensione lunga, la fibra con una dimensione a lungo, e le piastrine o lamina con due dimensioni lungo.

Le inclusioni possono variare per forma e dimensioni all'interno di una categoria. Per esempio, inclusioni del particolato possono essere sferiche, ellissoidali, poliedriche, o irregolari.

Se la prima fase presenta dei vuoti, riempiti di aria o liquido, il materiale è conosciuto come solido cellulare.

Se le cellule sono poligonali, il materiale è un nido d'ape, invece se le cellule sono poliedriche, è una schiuma.

5.8.2 Limiti sulle proprietà

Proprietà meccaniche in molti materiali compositi dipendono da struttura in modo complesso, tuttavia, per alcune strutture, la previsione delle proprietà è relativamente semplice.

Le strutture composite più semplici sono state riassunte nei modelli idealizzati da Voigt e Reuss.

5.8.3 Anisotropia di Compositi

E' da evidenziare che il laminato Reuss è identico al laminato Voigt, fatta eccezione per una rotazione rispetto alla direzione del carico. Pertanto, la rigidità del laminato è anisotropo, cioè dipendente dalla direzione di applicazione dello sforzo [Agarwal e Broutman, 1980; Nye, 1976; Lekhnitskii, 1963].

I compositi anisotropi offrono una resistenza e rigidità superiori rispetto a quelli isotropo. Le proprietà del materiale in una direzione sono a scapito delle proprietà in altre direzioni. E' ragionevole quindi utilizzare i materiali compositi anisotropi solo se la direzione di applicazione dello stress è noto in anticipo.

5.8.4 Particolari compositi

E 'spesso conveniente per irrigidire un materiale composito, indurire un materiale comunemente polimero con l'incorporazione di inclusioni in forma di particolato.

La forma delle particelle incluse è importante. Nei sistemi

isotropi, inclusioni di piastrine rigide (o a fiocco) sono i più efficaci nella creazione di un composito rigido, seguita dall'inclusione di fibre mentre la geometria meno efficace come inclusioni rigide è la particella sferica.

Anche se le particelle sferiche sono perfettamente rigide rispetto alla matrice, il loro effetto di irrigidimento alla base della concentrazione è modesta.

Un importante rinforzo di particelle è stato utilizzato per migliorare le proprietà del cemento osseo. Per esempio, l'inclusione di particelle di osso in un cemento di PMMA migliora notevolmente la rigidità e la resistenza a fatica.

Inoltre, le particelle di osso all'interfaccia con l'osso del paziente sono in definitiva riassorbite e sono sostituite da incarniti nuovi di tessuto osseo. Questo approccio è in fase sperimentale. Gomma utilizzata in cateteri, guanti di gomma, ecc di solito è rinforzato con particelle finissime di silice (SiO_2) per rendere la gomma più forte e più dura.

I denti cariati sono state tradizionalmente restaurati con metalli come l'amalgama d'argento. Restauri metallici non sono considerati desiderabili per i denti anteriori per ragioni estetiche. Resine acriliche e cementi in silicato sono stati usati per i denti anteriori, ma le loro proprietà di materiale povero hanno portato alla durata di vita breve e a errori clinici.

Resine dentali composite hanno praticamente sostituito questi materiali e sono comunemente utilizzati per ripristinare i denti posteriori e anteriori [Cannon, 1988].

Le resine composite dentali sono costituite da una matrice polimerica e inclusioni rigide inorganiche [Craig, 1981]. Le particelle sono molto in forma angolare. Le inclusioni inorganiche conferiscono una rigidità relativamente alta e alta resistenza all'usura del materiale. Inoltre, dal momento che sono traslucidi e il loro indice di rifrazione è simile a quello dello smalto dentale, sono esteticamente accettabili.

5.8.5 Compositi fibrosi

Le fibre incorporate in una matrice polimerica possono aumentare la rigidità, resistenza, durata a fatica, e altre proprietà [Agarwal e Broutman, 1980; Schwartz, 1992].

Fibre sono meccanicamente più efficaci per ottenere un composto rigido e forte rispetto a compositi formati da

particelle.

I materiali possono essere preparati in forma di fibre con difetti molto piccoli che concentrano lo stress. Fibre come la grafite sono rigide (il modulo di Young è 200-800 GPa) e tenaci (la resistenza alla trazione è 2,7-5,5 GPa).

Compositi a base di grafite possono presentare caratteristiche meccaniche simili all'acciaio ma risultano essere molto più leggeri.

Tuttavia se queste fibre vengono caricate trasversalmente la rigidità risulterà essere non molto superiore a quella della matrice da sola.

Mentre i compositi in fibra unidirezionale possono essere sviluppati con una forte resistenza in direzione longitudinale, sono più deboli rispetto alla matrice solo quando vengono caricati trasversalmente, a seguito della concentrazione degli sforzi intorno alle fibre.

Se la rigidità e la resistenza sono necessarie in tutte le direzioni, le fibre possono essere orientate in modo casuale. In questi compositi tridimensionali isotropi, per una bassa concentrazione di fibre, la rigidità è ridotta di circa un fattore di sei rispetto ad un composito a fibre allineate.

Tuttavia, se le fibre sono allineate in modo casuale in un piano, la riduzione della rigidità è solo un fattore da considerare e il comportamento del materiale dipende anche da altri elementi. Il grado di anisotropia nei compositi fibrosi può essere molto ben controllato formando laminati costituiti da strati di fibre annegate in una matrice.

Ogni livello può avere fibre orientate in una direzione diversa. Si può raggiungere un comportamento quasi isotropo nel piano in laminato. Tuttavia un composito laminato non è così forte e rigido come un composito a fibre orientate unidirezionali.

La resistenza dei materiali compositi dipende da particolari come la fragilità o duttilità delle inclusioni e della matrice.

In materiali compositi fibrosi gli errori che si possono verificare possono essere la rottura delle fibre a causa del carico di punta o del ritiro della matrice, il cracking della matrice, o la scissione della fibra dalla matrice.

I compositi a fibre corte vengono utilizzati in molte applicazioni. Non sono così rigidi o forti come i compositi con fibre continue,

ma possono essere formati economicamente per stampaggio ad iniezione o mediante una post polimerizzazione.

Scelta di una lunghezza della fibra ottimale può portare a resistenza migliorata, grazie alla predominanza di fibre di pull-out come un meccanismo di frattura.

Le fibre di carbonio sono state incorporate nel polietilene ad alta densità utilizzato in sostituzione totale del ginocchio.

Lo standard del polietilene ad altissimo peso molecolare (UHMWPE), utilizzato in questi impianti è considerato adeguato per la maggior parte degli scopi per l'impianto nei pazienti più anziani. Una vita più lunga dell'impianto esente da usura è auspicabile per l'uso in pazienti più giovani.

Polimetilmetacrilato (PMMA) usato in cemento osseo è compatibile e debole in confronto con l'osso. Pertanto i metodi di rinforzo sono stati diversi. Fili di metallo sono stati inseriti clinicamente come fibre macroscopiche per rafforzare il cemento PMMA utilizzato nella chirurgia di stabilizzazione vertebrale [Fishbane e Pond, 1977].

I fili sono fatti di una lega biocompatibile come la lega di cobalto-cromo o in acciaio inox. Linee di questo tipo non sono attualmente utilizzate in sostituzione articolare a causa del limitato spazio disponibile. Fibre di grafite sono stati incorporati nel cemento osseo [Knoell et al., 1975] in via sperimentale. Con questa soluzione sono stati raggiunti significativi miglioramenti nelle proprietà meccaniche. Inoltre, le fibre hanno un effetto benefico aggiunto di ridurre l'aumento della temperatura che si verifica durante la polimerizzazione del PMMA nel corpo.

Tali temperature elevate possono causare problemi come la necrosi di una parte delle ossa in cui avviene l'impianto.

Sottili, le fibre titanio sono state incorporate in un cemento di PMMA [Topoleski et al, 1992.]; Un aumento tenacità del 51% è stata osservata con un contenuto volumetrico del 5% di fibra.

5.8.6 Materiali porosi

La presenza di vuoti nei solidi porosi o cellulari riduce la rigidità del materiale. Per alcuni scopi, questo fenomeno è accettabile e auspicabile. Solidi porosi sono utilizzati per diversi scopi: strutture flessibili, come cuscini di seduta, isolamento termico, filtri, core per pannelli sandwich rigidi e leggeri, dispositivi di galleggiamento, e per proteggere gli oggetti da urti e vibrazioni,

e in biomateriali, come rivestimenti per favorire crescita dei tessuti.

La maggior parte delle schiume presenti nell'uomo a cellule chiuse tendono ad avere una concentrazione di materiale ai bordi delle cellule, in modo che si comportano come schiume a cellule aperte a livello meccanico.

Il punto saliente nei rapporti per le proprietà meccaniche dei solidi cellulari è che la densità relativa influenza notevolmente la rigidità e la resistenza.

Materiali porosi hanno un elevato rapporto di superficie al volume. Quando i materiali porosi sono utilizzati in applicazioni di biomateriali, le richieste sulla inerzia e biocompatibilità sono probabilmente maggiori che per un materiale omogeneo.

Materiali porosi, se usati in impianti, permettono crescita dei tessuti [Spector et al. 1988a, b]. La crescita interna si ritiene opportuna in molti contesti, in quanto consente un ancoraggio relativamente permanente della protesi ai tessuti circostanti. Ci sono in realtà due composti da considerare impianti porosi: l'impianto prima di crescita interna, in cui i pori sono pieni di liquido con la conseguente diminuzione della resistenza meccanica, e l'impianto pieno di tessuti.

Nel caso dell'impianto prima di crescita verso l'interno, si deve riconoscere che la rigidità e la resistenza del solido poroso sono molto inferiori rispetto alle caratteristiche del solido da cui deriva.

Strati porosi vengono utilizzati in impianti a livello osseo compatibile per favorire crescita ossea [Galante et al, 1971; Ducheyne, 1984]. La dimensione dei pori di un solido cellulare non ha alcuna influenza sulla sua rigidità e forza (anche se influenza la robustezza), la dimensione dei pori tuttavia può essere di notevole importanza biologica.

In modo specifico, in impianti ortopedici con pori più grandi di circa 150 micron permettono una crescita ossea nei pori e questo è utile per ancorare l'impianto.

Materiali porosi utilizzati in applicazioni dei tessuti molli sono il poliuretano, il poliammide, e il poliestere utilizzati in dispositivi percutanei.

Collagene poroso ricostituito è stato utilizzato in pelle artificiale, e polipropilene intrecciato è stato utilizzato in legamenti artificiali. Come nel caso di impianti ossei, la porosità incoraggia

la crescita dei tessuti.

Sostituzioni dei vasi sanguigni sono realizzati con materiali porosi che incoraggiano i tessuti molli a crescere dentro, alla fine formano un nuovo rivestimento, o neointima. Il nuovo rivestimento è costituito da cellule del paziente stesso. Si tratta di un superficie naturale simile al rivestimento dei vasi sanguigni originale. Questo è un ulteriore esempio del ruolo biologico di materiali porosi in contrasto con il ruolo di meccanico. La crescita interna del tessuto nei pori impianto non è sempre auspicabile.

Le schiume sono utilizzate anche all'esterno per proteggere il corpo umano da un infortunio. Gli esempi includono ginocchiere, gomitiere, stuoie wrestling, e cuscini sedia a rotelle. Dal momento che queste schiume sono solo in contatto con la pelle piuttosto che gli organi interni, non sono soggetti a requisiti di biocompatibilità rigorosi. Sono quindi progettati sulla base di considerazioni meccaniche. Le schiume utilizzate in attrezzature sportive devono avere il corretto adempimento di limitare forza d'urto senza toccare il fondo. Cuscini di schiuma utilizzati sulle sedie a rotelle sono destinate a prevenire piaghe da decubito nelle persone che soffrono di mobilità limitata. Le proprietà dei cuscini sono fondamentali per ridurre la malattia e la sofferenza nelle persone che sono su sedia a rotelle o letti d'ospedale per lunghi periodi. Una pressione prolungata su parti del corpo può ostruire la circolazione nei capillari. Se questo dura troppo a lungo può causare l'ulcera o piaga chiamata decubito.

Nella sua manifestazione più grave, le piaghe da pressione possono formare un profondo cratere, come l'ulcera, in cui muscoli sottostanti o osso sono esposti [Dinsdale, 1974].

Una varietà di materiali cuscino flessibile sono stati sviluppati per minimizzare l'incidenza e la gravità delle piaghe da decubito [Garber, 1985]. Una schiuma viscoelastica permette al cuscino di conformarsi progressivamente alla forma del corpo. Tuttavia, una progressiva densificazione della schiuma a causa di scorrimento si traduce in un cuscino più rigido che deve essere periodicamente sostituito.

Materiali porosi sono prodotti in svariate varietà di modi.

Per esempio, nel caso di superfici ossee compatibili, esse sono formate per sinterizzazione di perline o fili. Impianti tessuto vascolare e molli sono prodotti mediante tessitura o intrecciatura delle fibre così come da tessuto non tessuto con la tecnologia della feltratura.

Schiume di protezione per uso al di fuori del corpo sono di solito prodotte da uso di un "agente espandente", che è una sostanza chimica che si evolve sotto forma di gas durante la polimerizzazione della schiuma. Un approccio interessante per la produzione di micro-porosi è la replica di strutture che si trovano in materiali biologici: [White et al, 1976] il processo di replamineform.

La struttura scheletrica del corallo o di echinodermi (come ricci di mare) è replicata da un processo di fusione dei metalli e dei polimeri, questi sono stati provati in protesi vascolari e tracheali e in sostituti ossei.

5.8.7 Biocompatibilità

Il carbonio stesso è stato usato con successo come biomateriale. Le fibre di carbonio utilizzate come base nei compositi sono note per essere inerti in soluzioni acquose (anche acqua di mare) e negli ambienti corrosivi; tuttavia esse non hanno un track record in ambito dei biomateriali.

Studi in vitro fatti da Kovacs [1993] forniscono una sostanziale attività elettrochimica di materiali compositi in fibra di carbonio in un ambiente acquoso. Se questi compositi sono collocati in prossimità di un impianto metallico, la corrosione galvanica è una possibilità. I materiali compositi a matrice polimerica assorbono l'acqua quando sono immessi in un ambiente idratato come il corpo.

L'umidità agisce come plastificante della matrice e sposta la temperatura di transizione vetrosa verso valori più bassi [DeIasi e Whiteside, 1978] con una conseguente riduzione della rigidità e un aumento di smorzamento meccanico.

Immersione in acqua di un composito a base di grafite a tele in una resina epossidica [Gopalan et al., 1989] per 20 giorni ha ridotto la forza del 13% e la rigidità del 9%.

L'assorbimento di umidità da parte dei costituenti polimerici causa anche gonfiore. Gonfiore può essere vantaggioso in compositi dentali, poiché compensa alcune fasi del ritiro a causa della polimerizzazione.

5.8.8 Riassunto

I materiali compositi sono un'aggiunta relativamente recente alla classe dei materiali utilizzati nelle applicazioni strutturali. Nel campo dei biomateriali, l'ingresso dei materiali compositi è stata

ancora più recente. In considerazione del loro potenziale per alte prestazioni, i materiali compositi sono suscettibili di trovare impiego sempre più come biomateriali.

01.1 Piezoelettricità

6 Materiali Piezoelettrici

6.1 I materiali dielettrici

Dal punto di vista del comportamento elettrico i materiali possono essere classificati in conduttori, semiconduttori e dielettrici o isolanti.

Un materiale dielettrico ideale non possiede cariche libere e quindi non consente il passaggio di correnti elettriche stazionarie.

Quando un dielettrico è sottoposto ad un campo elettrico esterno, i centri di carica positiva e negativa all'interno delle molecole di cui è composto si spostano dalle loro posizioni di equilibrio di alcune frazioni di diametro molecolare ed in versi opposti lungo le linee di campo; ogni singola molecola diventa così un dipolo elettrico e nasce uno stato di polarizzazione all'interno del materiale.

Il contributo di tutti i dipoli elettrici molecolari ha l'effetto di alterare il campo elettrico all'interno del materiale in maniera significativa.

La polarizzazione di un dielettrico può avvenire secondo tre modalità differenti:

polarizzazione elettronica, polarizzazione ionica e polarizzazione per orientazione.

Nel primo caso i dipoli si formano a causa di uno spostamento degli elettroni rispetto al nucleo positivo. Nel secondo caso, applicabile a materiali la cui struttura chimica contiene ioni, i dipoli sono generati da uno spostamento relativo tra ioni di carica opposta. Infine il terzo caso si applica a materiali le cui molecole, in assenza di campi elettrici esterni, sono dipoli elettrici permanenti orientati in maniera casuale; l'applicazione di un campo elettrico provoca un parziale ri-orientamento dei dipoli lungo le linee di campo con la conseguente comparsa di una polarizzazione netta nel materiale.

Per una completa descrizione del campo elettrico all'interno di un dielettrico si introducono i vettori campo elettrico e [newton/coulomb], intensità di polarizzazione elettrica p [coulomb/m²] e spostamento elettrico d [coulomb/m²], tra i quali esiste la relazione:

$$d = \epsilon_0 e + p$$

essendo ϵ_0 la costante dielettrica del vuoto. Il vettore p è pari a $N p_m$, essendo N il numero di dipoli per unità di volume e p_m il loro momento dipolare; tale vettore è proporzionale al campo elettrico locale all'interno del materiale e vale la relazione:

$$p = \epsilon_0 \chi_e e$$

e, essendo χ_e una grandezza adimensionale detta suscettività elettrica del mezzo. Sostituendo quest'ultima relazione nella (1.1) si ottiene:

$$d = \epsilon e$$

essendo

$\epsilon = \epsilon_0(1 + \chi_e)$ la permeabilità del mezzo dielettrico.

In mezzi anisotropi χ_e e ϵ sono tensori del secondo ordine.

Queste considerazioni matematiche servono a noi per dimostrare che è possibile, già in fase di progettazione, sviluppare un sistema di attrezzature con caratteristiche piezoelettriche con valori numerici noti.

Di conseguenza per una corretta progettazione e sviluppo di oggetti con questi oggetti inseriti diventa fondamentale avere una visione numerica pre-progettuale chiara.

6.2 Materiali piezoelettrici (piezo = pressione)

La piezoelettricità è la proprietà di alcuni cristalli di generare una differenza di potenziale quando sono soggetti ad una sollecitazione meccanica.

Piezoelettricità è la carica che si accumula in alcuni materiali solidi (in particolare cristalli, alcune ceramiche, e il materiale biologico come le ossa, il DNA e le varie proteine) in risposta alla sollecitazione meccanica applicata sotto forma di tensione o compressione.

Il funzionamento di un cristallo piezoelettrico è abbastanza semplice: quando viene applicata una pressione (o decompressione) esterna, si posizionano, sulle facce opposte, cariche di segno opposto.

Il cristallo, così, si comporta come un condensatore al quale è stata applicata una differenza di potenziale.

Se le due facce vengono collegate tramite un circuito esterno, viene quindi generata una corrente elettrica detta corrente piezoelettrica.

Al contrario, quando si applica una differenza di potenziale al cristallo, esso si espande o si contrae. L'effetto piezoelettrico è inteso come l'interazione elettromeccanica lineare tra l'effetto di tipo meccanico e lo stato elettrico contenuto all'interno dei materiali cristallini senza simmetria di inversione .

L'effetto piezoelettrico è un processo reversibile che nei materiali piezoelettrici può essere suddiviso in un effetto piezoelettrico di tipo diretto o di tipo inverso.

Si definisce effetto piezoelettrico diretto la produzione interna al materiale di una carica elettrica derivante dalla applicazione di una sollecitazione meccanica (una forza) esterna al cristallo piezoelettrico.

Si dice invece effetto piezoelettrico inverso la generazione interna di una sollecitazione meccanica risultante dalla applicazione di un campo elettrico esterno al cristallo piezoelettrico. Ad esempio sollecitando dei cristalli di zirconato titanato di piombo, questi genereranno una piezoelettricità misurabile quando la loro struttura statica è deformata di circa il 0,1% della dimensione originale.

Al contrario, i cristalli stessi cambieranno di circa lo 0,1% della loro dimensione statica quando viene applicato un campo elettrico esterno al materiale.

La piezoelettricità così ottenuta risulta utile per applicazioni come la produzione e l'individuazione del suono, la generazione di alte tensioni, generazione di frequenza elettronica, microbilance , e per la messa a fuoco di gruppi ottici di precisione.

E' anche la base di una serie di tecniche scientifiche strumentale con risoluzione atomica (la microscopia a scansione mediante sonda) come STM , AFM , MTA , SNOM , ecc, ed è utilizzata tutti i giorni in qualità di fonte di accensione per accendini e push-start propano per barbecue e cucine.

6.3 Struttura cristallina

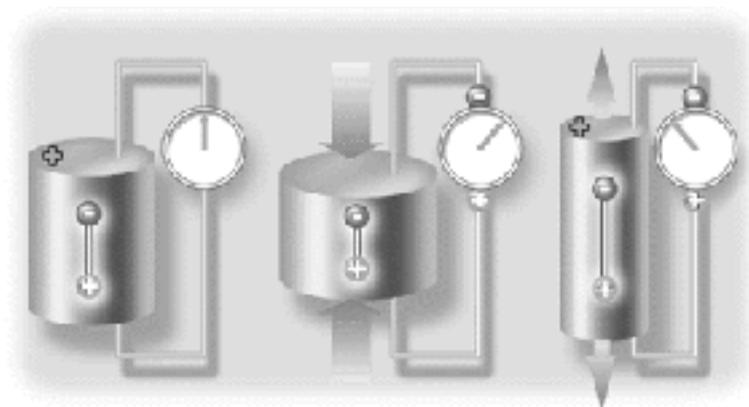
6.3.1 Meccanismo

La natura dell'effetto piezoelettrico è strettamente correlata al verificarsi di momenti dipolari elettrici nei solidi.

Questi momenti dipolari possono essere indotti da ioni posizionati sul reticolo cristallino in un ambiente caricato asimmetrico (come in Batio 3 e PZT) o possono essere effettuati direttamente da gruppi molecolari (come in zucchero di canna).

La densità di dipolo o polarizzazione può essere facilmente calcolata per ogni singolo cristallo sommando i momenti di ogni singolo dipolo sviluppato in una singola cella unitaria per l'intero volume del cristallo stesso.

Dato che ogni dipolo è un vettore, il dipolo densità P è anche un vettoriale o un modulo noto, direzione nota e verso noto.



Possiamo dunque dire che due dipoli uno vicino all'altro tendono ad essere allineati in regioni chiamate domini di Weiss.

I domini sono di solito orientati in modo casuale ma possono, mediante degli speciali trattamenti, essere allineati con un processo chiamato di poling (non è lo stesso del poling magnetico).

Questo è un processo mediante il quale un forte campo elettrico viene applicato in tutto il materiale di solito a temperature elevate.

E' da evidenziare che non tutti i materiali piezoelettrici possono essere allungati e polarizzati con questa tecnologia.

Di fondamentale importanza ai fini di ottimizzare l'effetto piezoelettrico è il cambio di polarizzazione P quando si applica una sollecitazione meccanica.

Questo potrebbe essere causato da una nuova configurazione del dipolo che induce costantemente ad un ri-orientamento dei momenti di dipolo molecolari sotto l'influenza delle sollecitazioni esterne.

La piezoelettricità può quindi manifestarsi in una variazione della resistenza di polarizzazione, la cui direzione di entrambi i dipoli varia

Materiali piezoelettrici si dispongono a seconda del primo orientamento della polarizzazione all'interno del cristallo.

Questo fenomeno porta ad una nuova configurazione della simmetria all'interno del cristallo modificando l'orientamento ideale per la sollecitazione meccanica applicata.

Il cambiamento di polarizzazione appare come una variazione della densità di carica sulle facce del cristallo, cioè come una variazione del campo elettrico che si estende tra le facce; questo avviene in quanto l'unità di superficie e la densità di carica di polarizzata sono gli stessi.

Tuttavia la piezoelettricità non è causata da un cambiamento nella densità di carica sulla superficie, ma è causata dalla variazione di densità del dipolo all'interno del bulk.

I materiali piezoelettrici mostrano anche l'effetto opposto, chiamato effetto piezoelettrico inverso, in cui l'applicazione di un campo elettrico crea deformazione meccanica nel cristallo.

6.3.2 Descrizione matematica

Noti i dati del materiale, è possibile ricavare il valore dell'effetto piezoelettrico; infatti la piezoelettricità è l'effetto combinato del

comportamento elettrico del materiale quantizzabile nella equazione:

$$D = \epsilon E$$

dove D è la densità di carica elettrica di spostamento (spostamento elettrico), ϵ è la permittività ed E è la forza del campo elettrico ;

Essendo il materiale sollecitato da una pressione, il comportamento interno del materiale può essere considerato elastico e di conseguenza risponde alla legge di Hooke:

$$S = sT$$

dove S è la forza impressa al materiale , s è la costante elastica del materiale e T è lo stress accumulato all'interno del materiale stesso.

Mettendo a sistema le due equazioni, queste possono essere combinate in una sola equazione mediante la quale è possibile ricavare il valore della densità di carica proporzionata alla forza applicata:

$$S = S_e (T) + d_t (E) \quad D = d (T) + \epsilon T (E)$$

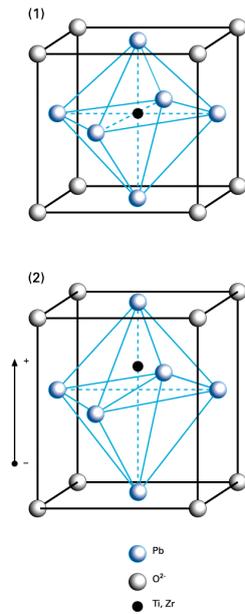
dove d è la matrice per l'effetto piezoelettrico diretto e $[t \ d]$ è la matrice per l'effetto piezoelettrico inverso.

La E indica un esponente zero, o costante, del campo elettrico; l'apice T indica uno zero, o costante, campo di stress, e la t apice rappresenta la trasposizione di una matrice .

6.3.3 Principio fisico

Come visto sopra, nei moderni dispositivi si utilizzano cristalli artificiali, come il sale di Rochelle, il solfato di litio e i piezoceramici (titanato di bario, titanato di piombo, PZT) dapprima sottoposti ad un processo di polarizzazione (poling).

Le proprietà piezoelettriche sono dovute alla struttura cristallina interna di tali materiali.



Prima che il materiale diventi piezoelettrico la sua struttura cristallina è formata da una cella elementare cubica con un atomo centrale di Titanio o Zirconio.

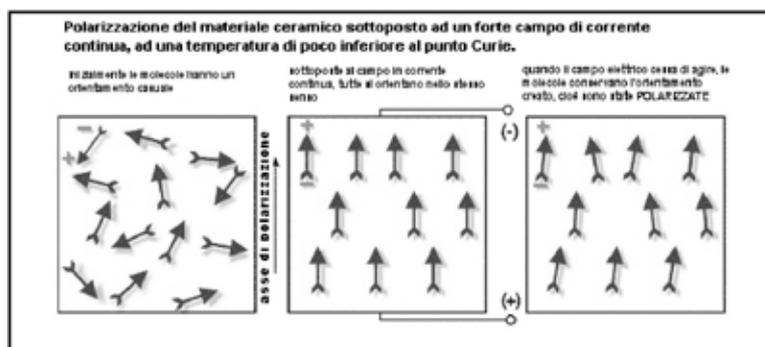
Data la simmetria della disposizione atomica, in assenza di sollecitazioni la struttura non presenta polarità di cariche elettriche.

Sotto l'azione di un campo elettrico o di una sollecitazione meccanica, l'atomo centrale si sposta dal centro causando uno squilibrio nelle cariche, che dà origine alla formazione di un dipolo elettrico

6.4 Polarizzazione

Approfondiamo ora brevemente come avviene la polarizzazione di alcuni materiali piezoelettrici.

Il processo di polarizzazione consiste nell'orientazione dei dipoli elettrici all'interno del materiale e si effettua attraverso le seguenti fasi. Innanzitutto il materiale viene riscaldato ad una temperatura prossima a quella di Curie così da indebolire i legami interni e permettere la modifica della cella interna di materiale.



Una volta a temperatura, si applica un intenso campo elettrico in modo da allineare i domini di polarizzazione nel materiale secondo la direzione del campo applicato così da garantire la direzionalità di polarizzazione.

Una volta raggiunta la direzione desiderata si raffredda il materiale così che l'orientazione dei domini viene bloccata e permane anche dopo la rimozione del campo elettrico.

Il risultato del processo è una polarizzazione residua con i dipoli quasi perfettamente orientati nella direzione del campo elettrico applicato.

6.5 I materiali

6.5.1 Materiali piezoelettrici naturali

6.5.1.1 Quarzo

Il quarzo è il secondo minerale più abbondante sulla crosta terrestre, dopo il feldspato .

Si compone di un quadro continuo di SiO_4 silicio - ossigeno a tetraedri , in cui ogni atomo di ossigeno è condiviso tra due tetraedri, dando una formula generale SiO_2 .

Ci sono molte diverse varietà di quarzo, molti dei quali sono gemme semi-preziose . Soprattutto in Europa e nel Medio Oriente, le varietà di quarzo sono state, fin dall'antichità, comunemente usate, nella realizzazione di gioielli e sculture in pietre dure.

Il quarzo appartiene al sistema trigonale di cristallo. La forma del cristallo ideale è un cristallo a sei facce a prisma

che si chiude con sei facce piramidi a ciascuna estremità. In natura i cristalli di quarzo si trovano spesso gemellati , distorti, o aderenti a nodi adiacenti con i cristalli di quarzo o altri minerali.

I cristalli di quarzo hanno proprietà piezoelettrica cioè la capacità di sviluppare un potenziale elettrico al momento di una sollecitazione meccanica applicata esternamente al cristallo . Uno dei primi usi di questa proprietà riguardante i cristalli di quarzo è stata la realizzazione di pickup per i primi fonografi.

Ai giorni d'oggi, uno degli usi più comuni del fenomeno piezoelettrico del quarzo è utilizzarlo come un oscillatore a cristallo.

L' orologio al quarzo è un apparecchio che utilizza il minerale. La frequenza di risonanza di un oscillatore al cristallo di quarzo cambia meccanicamente il carico, e questo principio è usato per alcune misure molto accurate della massa o per calcolare variazioni molto piccole in microbilance.

I cristalli di quarzo trasformati in film di spessore sottile vengono oggi utilizzati nei monitor ultrapiatti. Molto stabili con la temperatura però presentano bassi coefficienti elettromeccanici e piezoelettrici.

6.5.1.2 Tormalina

La tormalina è un cristallo di boro silicato minerale composto con elementi come alluminio , ferro, magnesio , sodio , litio o potassio .

Il cristallo di Tourmaline è classificato come una pietra semi-preziosa e la gemma è disponibile in una vasta gamma di colori.

Il nome deriva dal cingalese parola “Thuramali” o “Thoramalli”, che si applicava alle gemme diverse che si trovano in Sri Lanka. Tourmaline appartiene ad un sistema a cristallo triangolare e si presenta lungo, sottile con forma prismatica.

Sezionando una colonna di cristallo trasversalmente, la sezione risulta essere triangolare uniforme.

La struttura alle estremità dei cristalli è asimmetrica, piccoli cristalli prismatici sottili sono miscelati in una grana fine di granito chiamata aplite, spesso formando modelli radiali a forma

di margherita.

La tourmaline si distingue per il prisma a tre lati, infatti nessun altro minerale comune ha tre lati. Le facce dei prismi hanno spesso pesanti striature verticali che producono un effetto triangolare arrotondato.

Alcune gemme di tormalina, soprattutto dal rosa al rosso, sono modificate mediante irradiazione per migliorare il loro colore.

Sale Rochelle Tartrato doppio di potassio

Il tartrato di sodio potassio è un sale doppio realizzato per la prima volta nel 1675 da parte di un farmacista , Pierre Seignette , di La Rochelle , Francia .

Di conseguenza il sale era conosciuto come il sale Seignette Rochelle.

Questo sale di Rochelle non deve essere confuso con sale grosso in quanto il sale grosso è semplicemente la forma minerale di cloruro di sodio.

Il tartrato di potassio e sodio fosfato monopotassico sono stati i primi materiali nei quali sono stati notati il fenomeno della piezoelettricità.

Questa caratteristica della struttura ha portato al suo uso estensivo del cristallo in apparecchi come grammofoni, pick-up, microfoni e cuffie durante il boom dell'elettronica di consumo War-post della metà del 20 ° secolo.

Tali trasduttori avevano una produzione di un segnale qualitativamente eccezionale con elevate caratteristiche in uscita e rendevano questo materiale straordinariamente competitivo per applicazioni e elettriche ed elettroniche.

L'unico problema era che il sale di Rochelle perdeva le proprie caratteristiche a causa dell'umidità e richiedeva dei sistemi di conservazione dei dispositivi importante.

La sua formula molecolare è $\text{K}_2\text{NaC}_4\text{H}_4\text{O}_6 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ leggermente solubile in alcool, ma completamente solubile in acqua. Ha un peso specifico di circa 1,79, un punto di fusione di circa 75 ° C, In medicina è stato utilizzato come lassativo mentre in processi industriali moderni è tutt'ora utilizzato per la realizzazione dell'argentatura degli specchi.

In sintesi organica, è utilizzato per indagini diagnostiche acquosa per rompere le emulsioni, in particolare per le reazioni in cui per i reagenti è stato utilizzato idruro base di alluminio.

6.5.1.3 Altri materiali naturali: Bone

Per Bone si intende la parte ossea umana, che presenta anch'essa proprietà piezoelettriche.

Studi compiuti dallo scienziato Fukada et al. hanno dimostrato che la piezoelettricità non è dovuta alla struttura cristallina ossea che, in quanto centrosimmetrica non può essere piezoelettrica, ma al collagene .

Il collagene permette l'orientamento polare uniassiale dei dipoli molecolari.

La sua struttura può essere quindi considerata come un bioelettrico.

La differenza di potenziale che si viene a creare si verifica quando un certo numero di molecole di collagene sono sollecitate, andando a modificare in modo significativo lo spostamento dei portatori di carica dall'interno alla superficie del materiale.

La piezoelettricità del singolo elemento di collagene è stata misurata utilizzando la microscopia , ed è stato dimostrato che l'elemento di collagene si comporta prevalentemente come un materiale piezoelettrico normale.

Tale effetto è stato studiato da una ricerca condotta presso la University of Pennsylvania tra i primi anni degli anni settanta e l'inizio degli anni ottanta, che ha stabilito che l'applicazione costante di potenziale elettrico potrebbe stimolare la crescita (a seconda della polarità) del riassorbimento osseo.

6.6 Materiali piezoelettrici polarizzati

6.6.1 Piezoceramici (policristallini)

6.6.1.1 BaTiO₃, Titanato di bario

Il titanato di bario è un materiale ferroelettrico ceramico, con un effetti fotorifrattivi e proprietà piezoelettriche.

Allo stato solido può esistere in cinque fasi, elencate come segue a partire dalla temperatura più elevata a quella più bassa: esagonale , cubico , tetragonale , ortorombico , e romboedrico a struttura cristallina . Tutte le fasi subiscono l' effetto

ferroelettrico tranne la fase allo stato cubico.

Il titanato di bario è un ceramico dielettrico usato per i condensatori .

Si tratta di un materiale piezoelettrico utilizzato nei microfoni e altri trasduttori.

La polarizzazione spontanea del titanato di bario è di circa $0,15 \text{ C / m}^2$ a temperatura ambiente e il suo punto di Curie è di 120°C .

Questo materiale piezoelettrico, è stato in gran parte sostituito da titanato zirconato di piombo , noto anche come PZT.

Il Titanato di bario policristallino presenta un alto coefficiente di temperatura , il che lo rende un materiale utile per termosensori e per sensori di auto- regolazione di impianti di riscaldamento elettrico.

I cristalli di titanato di bario trovano inoltre impiego nell'ottica non lineare . Il materiale può infatti essere utilizzato a lunghezze d'onda visibili e nell'infrarosso. Film sottili di titanato di bario sono utilizzati per display a modulazione elettroottici a frequenze superiori a 40 GHz.

La proprietà ferroelettriche e piroelettriche del titanato di bario sono utilizzate in alcuni tipi di sensori non raffreddati per telecamere termiche.

6.6.1.2 PbTiO_3 , titanato di piombo

Piombo titanato è un composto inorganico con formula chimica PbTiO_3 .

Alle alte temperature il titanato di piombo adotta una struttura cubica perovskite. A 720 gradi Kelvin il materiale subisce una seconda transizione di fase ad una struttura di perovskite tetragonale che gli conferisce ferroelettricità.

Il titanato di piombo è uno dei componenti del titanato zirconato di piombo ($\text{Pb} [\text{Zr}^x \text{Ti}^{1-x}] \text{O}_3$ $0 \leq x \leq 1$, PZT), che è tecnologicamente uno dei più importanti ferroelettrici ceramici.

Il titanato di piombo è tossico, come altri composti del piombo.

È irritante per la pelle , le mucose e gli occhi . Inoltre può

causare danni in caso di gravidanza e potrebbe avere effetti sulla fertilità .

6.6.1.3 PZT, zirconato titanato di piombo

Il titanato zirconato di piombo ($\text{Pb} [\text{Zr}_x \text{Ti}_{1-x}] \text{O}_3$ $0 \leq x \leq 1$), detto anche PZT, è una ceramica perovskite che mostra un marcato effetto piezoelettrico, piroelettrico e ferroelettrico .

Alla base dei composti PZT ci sono elementi chimici quali piombo, zirconio e titanato combinati ad elevate temperature.

Viene poi utilizzato un filtro meccanico per filtrare le particelle.

I composti PZT sono utilizzati nella produzione di trasduttori ad ultrasuoni, nella produzione di condensatori ceramici, attuatori (tubi) STM / AFM, e simili.

Il PZT è un materiale pericoloso, registrato come numero di registro CAS 12626-81-2 , CE n. 235-727-4 e PubChem 159.452

PZT è stato sviluppato da Yutaka Takagi , Gen Shirane e Etsuro Sawaguchi , fisici presso il Tokyo Institute of Technology , circa nel 1952.

Il materiale presenta un valore elevato della costante dielettrica. Queste caratteristiche rendono i composti a base di PZT uno dei più importanti e utili elettroceramici .

Commercialmente, non viene utilizzato nella sua forma pura, ma è drogato con altri accettori, che creano mediante l'ossigeno (anione) i posti vacanti (o mediante altri elementi droganti) e nel metallo (catione) onde facilitare il passaggio di carica.

In generale, il processo di doping aggiuntivo crea PZT rigido mentre doping donatore crea PZT soft.

PZT rigidi e soft in genere si differenziano per le loro costanti piezoelettriche. Le costanti piezoelettriche sono proporzionali alla polarizzazione e al campo elettrico generato per unità di sollecitazioni meccaniche.

In generale, PZT soft ha un valore piezoelettrico costante, ma presenta perdite maggiori nel materiale a causa di attriti interni . In un PZT duro, il movimento di cariche da una parete all'altra è ostacolato dalle impurità riducendo così le perdite nel materiale, ma a scapito di una riduzione della costante piezoelettrica.

PZT è usato per fare trasduttori, altri sensori e attuatori, così come condensatori ceramici e FRAM chips.

Il PZT può essere utilizzato per la fabbricazione di sensori per macchine fotografiche, termografiche ecc. La formula del materiale utilizzato solitamente è $\text{Pb}_{1,1}(\text{O},3 \text{ Zr Ti } 0,7) \text{O}_3$ (chiamato PZT 30/70). Nel 1975 Sandia National Laboratories stava lavorando su occhiali anti-flash per proteggere l'equipaggio da ustioni e cecità, in caso di un'esplosione nucleare. Le lenti PLZT diventano opache in meno di 150 microsecondi.

6.6.1.4 Niobato di litio

Il niobato di litio (Li Nb O_3) è un composto di niobio, litio e ossigeno. I suoi cristalli sono importanti per guide d'onda ottiche, telefoni cellulari, modulatori ottici e varie altre applicazioni lineari e non lineari ottiche.

Il niobato di litio è un solido incolore e insolubile in acqua. Ha una struttura trigonale cristallina, che gli conferisce ferroelettricità, effetto Pockels, piezoelettricità, fotoelasticità e polarizzabilità ottica non lineare.

È trasparente per lunghezze d'onda tra 350 e 5200 nanometri.

Il niobato di litio può essere drogato con ossido di magnesio, che aumenta la sua resistenza al danno ottico (noto anche come danno fotorifrattivo).

Nanoparticelle di niobato di litio e pentossido di niobio possono essere prodotti a bassa temperatura.

Le nanoparticelle sferiche di niobato di litio con un diametro di circa 10 nm preparati impregnandole su una matrice di silice mesoporous con una miscela di una soluzione acquosa di LiNO_3 e NH_4NBO_2 seguito da 10 minuti di riscaldamento in un forno ad infrarossi.

Il niobato di litio è ampiamente utilizzato nel mercato delle telecomunicazioni, ad esempio in telefoni cellulari e modulatori ottici.

È il materiale utilizzato per la produzione di onde acustiche per dispositivi di superficie.

Per alcuni usi può essere sostituito dal tantalato di litio, Li Ta O_3 . Altri usi sono nel laser con raddoppio di frequenza, ottica non lineare, celle di Pockels, oscillatori ottici parametrici, Q-

switching per dispositivi laser, diversi dispositivi acusto-ottico e commutatori ottici per le frequenze gigahertz.

E' un ottimo materiale per la fabbricazione di guide d'onda ottiche.

Piezocompositi (polimero-piezoceramico)(manca parte da aggiungere)

Questi materiali sono caratterizzati da una matrice in materiale piezo- ceramico con l'aggiunta di un polimero.

6.6.2 Piezopolimeri

PVDF, Fluoruro di polivinilidene, o PVDF

PVDF è un materiale plastico speciale della famiglia dei fluoropolimeri; è usato generalmente in applicazioni che richiedono la più alta purezza, forza e resistenza ai solventi, acidi, basi e calore e la minor generazione di fumo in caso di incendio.

Rispetto ad altri fluoropolimeri, ha un più facile processo di fusione a causa del suo punto di fusione relativamente basso di circa 177 ° C.

Ha una bassa densità (1.78) e basso costo rispetto agli altri fluoropolimeri.

È disponibile sotto forma di tubazioni, lamiere, tubi, film.

Può essere iniettato, modellato o saldato ed è comunemente usato nelle industrie chimiche, dei semiconduttori, medico e della difesa, così come nelle batterie agli ioni di litio.

E' disponibile anche come espanso reticolato a celle chiuse, sempre più utilizzato in applicazioni aeronautiche e aerospaziali. Un grado polvere finissima, KYNAR 500 PVDF o Hylar 5.000 PVDF, viene utilizzato anche come ingrediente principale in vernici high-end per i metalli.

Queste vernici PVDF hanno una buona brillantezza e ritenzione del colore, e sono in uso su molti edifici di rilievo in tutto il mondo, ad esempio la Petronas Towers in Malesia e Taipei 101 di Taiwan, nonché sulle coperture metalliche residenziali e commerciali.

Nel 1969, la forte piezoelettricità del PVDF è stata osservata da Kawai et al.

Il coefficiente di poled su sottili pellicole di materiale è pari a pC

/ N. 10 volte più grande di quella osservata in qualsiasi altro polimero.

PVDF ha una temperatura di transizione vetrosa (T_g) di circa -35°C ed è di solito 50-60% cristallina. Per dare al materiale le sue proprietà piezoelettriche, il materiale è teso meccanicamente ad orientare le catene molecolari.

Queste caratteristiche lo rendono utile nei sensori e nelle batterie.

Film sottili di PVDF sono utilizzati in alcuni recenti sensori in telecamera termica.

A differenza di altri materiali piezoelettrici popolari, il PVDF è in grado di comprimere invece di espandere o viceversa se esposti allo stesso campo elettrico.

Al fine di ottenere una risposta piezoelettrica, il materiale deve prima essere allungato in un grande campo elettrico.

Poling del materiale richiede in genere un campo esterno di $> 30\text{ MV/m}$. film spessi (in genere $> 100\text{ micron}$), deve essere riscaldata durante il processo di poling, al fine di ottenere una risposta piezoelettrica di grandi dimensioni.

Spesso i film sono di solito riscaldati a $70-100^\circ\text{C}$ durante il processo di poling.

PVDF è comunemente usato come isolante su alcuni tipi di fili elettrici, grazie alla sua combinazione di flessibilità, basso peso, bassa conducibilità termica, la resistenza chimica alla corrosione e resistenza al calore.

Le proprietà piezoelettriche del PVDF sono usate per la fabbricazione di sensori tattili, estensimetri poco costosi e leggeri, trasduttori audio. Pannelli piezoelettrici in PVDF sono utilizzati per i Venetia Burney Student Dust Counter, uno strumento scientifico della New Horizons, sonda spaziale che misura la densità in polvere del sistema solare esterno.

Nelle scienze biomediche PVDF è usato in immunoblotting come membrana artificiale, di solito con 0,22 o 0,45 micrometri dimensioni dei pori, in cui le proteine sono trasferite utilizzando l'energia elettrica. PVDF è utilizzato per specialità di pesca monofilamento, venduti come sostituti fluorocarbon per monofilo di nylon.

La densità ottica è inferiore rispetto al nylon, il che rende la

linea meno percettibile. La superficie è più resistente alle abrasioni e ai denti dei pesci vivi.

E' anche più denso del nylon, facendolo affondare più facilmente.

6.7 Storia

L'etere lumifero e la scoperta delle prime scintille piezoelettriche

Durante il diciannovesimo secolo gli scienziati concentrarono molte delle loro ricerche su un materiale, l'etere luminifero, che era stato solo ipotizzato nella teoria ondulatoria della luce di Young e Fresnel.

Si riteneva che la radiazione luminosa dovesse passare attraverso un mezzo e che questo elemento fosse presente in quantità differenti in ogni materiale.

L'etere luminifero fu, difatti, il sacro Graal della ricerca scientifica fino al 1887 quando Michelson e Morley hanno fornito quello che, a posteriori, viene dai più considerato come l'*experimentum crucis* sulla questione.

Nell'esperimento dimostrarono, con loro enorme stupore, che la velocità della luce era indipendente dalla velocità della terra rimanendo costante in qualunque direzione venga osservata, cosa che dimostra l'inesistenza di un qualunque mezzo che trasporti l'energia luminosa.

Tornando all'etere fu proprio ricercando questa chimera scientifica che i fratelli Pierre e Jacques Curie scoprirono nel 1880 il fenomeno piezoelettrico.



I due scienziati, seguendo l'esempio di molti altri contemporanei, avevano deciso di far espellere l'etere lumifero da alcuni materiali solidi schiacciandoli con una pressa secondo varie direzioni.

Quando un cristallo di quarzo fu compresso i due fratelli osservarono il particolare fenomeno piezoelettrico: le due facce schiacciate del cristallo si erano polarizzate elettricamente in maniera molto simile alle batterie chimiche dell'epoca.

Pierre e Jacque Curie continuarono a sperimentare su vari materiali questa tecnica scoprendo lo stesso fenomeno anche nel topazio, nella canna da zucchero, nel sale di Rochelle, nella tormalina e persino nelle ossa umane.

Pierre Curie proseguì nella ricerca di questo fenomeno formulando il principio della simmetria, secondo cui la proprietà piezoelettrica implica una struttura non simmetrica del cristallo, dando un'ampia dimostrazione teorica sul rapporto tra lo studio del cristallo e il comportamento fisico.

Lo scienziato inventò la scala di Curie deducendo dagli esperimenti di laboratorio come la temperatura influenzi la struttura cristallina.

A questa associò la legge di Curie: un enunciato che indica per ogni materiale piezoelettrico la temperatura critica in cui la disposizione della struttura cristallina diventa simmetrica. In campo scientifico Lindman nel 1881 dedusse matematicamente il principio inverso per cui se ad un cristallo piezoelettrico si applica un campo elettrico si misura una deformazione proporzionale al campo elettrico generato.

Seguì la immediata conferma del fenomeno da una sperimentazione dei fratelli Curie.

Fino alla rivoluzione marittima di Paul Langevin la scoperta della piezoelettricità non ebbe alcun risalto fuori dalla comunità scientifica.

L'energia prodotta da questi cristalli naturali era troppo poca e il segnale troppo discontinuo così nonostante il grande fermento scientifico non fu possibile trovarne un utilizzo pratico.

Paul Langevin e la rivoluzione della guerra navale

La prima vera applicazione dell'effetto piezoelettrico si deve a Paul Langevin. Egli nacque a Parigi il 23 gennaio del 1872, fu quindi contemporaneo di Marie Curie, Albert Einstein e

Hendrik Lorentz. Nel 1898 si iscrisse al prestigioso istituto ESPCI (Ecole Supérieure Physique Chimie Industriale) di Parigi dove rimase per tre anni fino al 1902.

Il suo supervisore di laboratorio fu proprio Pierre Curie, all'epoca molto noto nel mondo scientifico, e tra loro si strinse un forte legame professionale. Qualche anno più tardi grazie all'appoggio di Curie, Paul Langevin raggiungerà il ruolo di professore e poi direttore del prestigioso istituto ESPCI.

Nel 1934 fu eletto come membro onorario della Academy of science. Divenne famoso in Francia per il suo attivismo nella divulgazione della teoria del relativismo di Einstein di cui era un grandissimo fan. I suoi studi furono incentrati sulla struttura molecolare dei gas e sulla teoria del magnetismo.

Durante la prima guerra mondiale il suo nome si legò per sempre alla storia militare navale, in quanto egli ideò e realizzò il primo apparecchio ad ultrasuoni per il rilevamento dei sottomarini e lo scandaglio dei fondali marini.

Divenne possibile individuare con largo anticipo le altre imbarcazioni e i migliori punti di sbarco.

Da allora gli scenari bellici si modificarono nettamente dando un nuovo impulso alla marina.

La ricerca militare trovò, tra la prima e la seconda guerra mondiale, una ampia gamma di applicazioni ad una scoperta che era stata considerata per oltre trent'anni un semplice caso da laboratorio.

Con le loro sperimentazioni i militari riuscirono a produrre su larga scala sistemi come l'aisdc e il sonar, che, una volta conclusosi il conflitto, permisero la prima mappatura dei fondali oceanici.

Il 1940 e l'industrializzazione della produzione

Un anno cruciale nello sviluppo della piezoelettricità fu il 1940 durante il quale furono fatti tre passi fondamentali:

Materiali piezoelettrici

- la scoperta del processo di polarizzazione
- nuovi materiali con una elevata costante dielettrica e la sua importanza nel processo di polarizzazione
- l'importanza della ferroelettricità nel processo di polarizzazione.

Le tre scoperte, che sono tra loro molto correlate, permisero la produzione su scala industriale degli elementi piezoelettrici che

erano divenuti indispensabili in campo militare per lo scoppio della seconda guerra mondiale.

La supremazia nelle battaglie marittime si rivelò fondamentale in più di un'occasione.

Ad esempio permise di bloccare ogni rifornimento all'asse Italo-Tedesco in Egitto risolvendo una tra le situazioni più critiche in cui si sia mai trovato l'esercito Angloamericano.

L'esercito tedesco comandato da Rommel fu, difatti, ridotto alla fame dai massicci siluramenti ai danni della flotta navale italiana che doveva occuparsi dei rifornimenti.

Il secondo dopoguerra ed il boom economico

Come spesso accade, le conoscenze acquisite per scopi militari vengono in seguito trasferite al mondo civile una volta concluso il conflitto.

È stato così anche per la piezoelettricità entrata gradualmente nel nostro vivere quotidiano grazie alla costruzione di megafoni, altoparlanti, microfoni e grammofoni.

Nel secondo dopo guerra in Europa e negli Stati Uniti le grandi aziende acquisirono la proprietà dei brevetti militari riducendo enormemente la libera ricerca. Mentre in Giappone, nello stesso periodo, l'assenza di tali brevetti permise un fiorire di nuove applicazioni e un incredibile avanzamento tecnologico.

Una delle ragioni del basso costo degli strumenti di precisione giapponesi, che per anni hanno invaso i nostri mercati con macchine fotografiche, computer e apparecchiature mediche di ogni genere, è stata proprio l'assenza di brevetti sulla piezoelettricità.

6.7.1 Ai giorni nostri

Al giorno d'oggi le applicazioni in campo informatico e di strumenti di precisione di qualsiasi genere offre agli elementi piezoelettrici un posto di primaria importanza nello sviluppo della tecnologia nel senso generale del termine.

Questo fenomeno è conosciuto quasi esclusivamente dagli addetti ai lavori.

Con certezza lo studio della piezoelettricità all'interno dei normali programmi di fisica delle superiori permetterebbe a tutti di comprendere il funzionamento di molti oggetti del nostro uso

quotidiano e di esami medici importantissimi come la risonanza magnetica.

6.8 Stato dell'arte

6.8.1 Settori di utilizzo

Dalla loro scoperta, i materiali piezoelettrici sono utilizzati in svariate applicazioni e in svariati ambiti. Approfondiamo ora alcuni settori in cui i materiali piezoelettrici ricoprono un ruolo strategico.

6.8.1.1 Automobilistico

A metà degli anni '80, lo sviluppo delle tecnologie di sicurezza riguardanti le automobili ha imposto l'utilizzo di sensori e attuatori necessari all'aumento dei controlli sull'autovettura.

Esempi significativi dell'utilizzo dei materiali piezoelettrici nei veicoli sono i sensori di attivazione degli air bag, sensori grazie ai quali un urto viene trasformato in segnale che attiva l'impianto di sicurezza all'interno dell'autovettura.

Altra applicazione molto interessante sono i giroscopi usati nei sistemi di stabilizzazione dei veicoli registrando il cambiamento di senso di marcia del veicolo permettendo di arrestare o modificare il percorso del veicolo in caso di anomalia registrata.

Inoltre i materiali piezoelettrici sono utilizzati anche come sensori di controllo apertura valvole offrendo un minor ritardo di attuazione ed una maggiore velocità di salita dell'ago rispetto agli iniettori tradizionali consentendo così un dosaggio intelligente del ciclo di iniezione.

Inoltre i materiali piezoelettrici permettono la realizzazione dei sensori di parcheggio, che funzionano sul principio delle onde ultrasonore rifratte.

6.8.1.2 Prodotti industriali

Nell'ambito del mercato di consumo, da sempre i materiali piezoelettrici hanno un ruolo fondamentale per la realizzazione di prodotti che quotidianamente utilizziamo.

Ad esempio negli accendini tradizionali, una forte pressione meccanica sulla superficie di due cilindri piezoelettrici provoca un elevato voltaggio agli elettrodi con produzione di una scintilla che innesca l'accensione della fiamma.

Inoltre i materiali piezoelettrici sono la base di sensori antifumo e per il controllo dell'umidità all'interno di case e uffici.

6.8.1.3 Informatica

A livello informatico e sui computer, l'utilizzo di materiali piezoelettrici permette il funzionamento delle stampanti a getto d'inchiostro.

Infatti, mediante la vibrazione calibrata di una barra è possibile nebulizzare e convogliare l'inchiostro che viene depositato sul foglio di carta.

Inoltre, dei lettori piezoelettrici sono utilizzati per la scrittura e la lettura dei dischi che compongono gli hard disk dei computer.

6.8.1.4 Macchinari industriali

Sicuramente l'ambito in cui i materiali piezoelettrici hanno riscosso un elevato utilizzo è l'ambito industriale; sfruttando l'effetto Doppler è possibile misurare la frequenza di spostamento delle onde ultrasonore riflesse dalle particelle del liquido oppure sfruttando la potenza ultrasonora, si genera cavitazione nel liquido, che assicura la pulitura di superfici anche complesse.

Accelerometri, rivelatori di inquinamento, flussimetri, rivelatori di bolle d'aria nei tubi, sensori di impatto, indicatori di livello, equipaggiamento di microposizionamento, sensori di pressione, sono solo alcuni dei sensori utilizzabili in ambito industriale.

Oltre al principio dei sensori, l'utilizzo di materiali piezoelettrici permette di realizzare anche lavorazioni e microlavorazioni su prodotti, oltre a permettere dei controlli non distruttivi.

I controlli mediante ultrasuoni consistono nel far attraversare i

materiali in analisi da delle onde calibrate e confrontare le onde risultanti con l'onda originaria.

La differenza generata tra l'onda originale e l'onda risultante determina l'eventuale difetto. La generazione di tale onda è generata mediante un sistema a piezoelettrici.

Altra applicazione ampiamente utilizzata in saldatura ultrasonora: applicando una forte potenza ultrasonora su due parti in contatto, esse iniziano a vibrare riscaldandosi per attrito e fondendo.

Il sonotrodo amplifica gli ultrasuoni generati dal trasduttore piezoceramico e fornisce l'energia alle parti da unire.

6.8.1.5 Medicina

In ambito medicale, l'utilizzo degli ultrasuoni è ampiamente impiegato per controlli e per terapie.

Ad esempio l'ecografia o ecotomografia sono sistemi d'indagine diagnostica medica che non utilizza radiazioni ionizzanti, ma ultrasuoni e si basa sul principio dell'emissione di eco e della trasmissione delle onde ultrasonore.

Questa tecnica è utilizzata routinariamente in ambito internistico, chirurgico e radiologico.

ESWT (Extracorporeal Shock Waves Therapy) consiste nell'applicazione di onde d'urto con effetti terapeutici sui tessuti molli (azione antinfiammatoria, analgica e rivascularizzante) e sulle ossa (osteogenesi e riparazione delle fratture non consolidate).

Altri esempi di applicazioni sono i litotrittori in cui moltissimi elementi piezoceramici, disposti in un'apparecchiatura concava, sono fatti vibrare simultaneamente da un impulso elettrico ad alta frequenza.

L'onda ultrasonora risultante è concentrata e ad alta energia riuscendo a frantumare i calcoli renali.

I piezoelettrici sono utilizzati anche per i nebulizzatori ultrasonori dove un disco piezoceramico è incorporato nel fondo di un contenitore riempito di liquido.

L'onda ultrasonora, impattando sul liquido, causa delle onde capillari sulla superficie.

Se l'intensità dell'onda sonora è sufficiente, si producono gocce

di liquido con diametro dipendente dalla frequenza di disinnesto delle onde ultrasonore.

Con lo stesso principio vengono realizzati ablatori di tartaro ultrasonori in cui l'alta frequenza oscillante (20-80 KHz) dell'attrezzo ad ampiezze molto piccole (nella gamma del μm) permette di rimuovere completamente la placca senza danneggiare il dente.

6.8.1.6 Militare

Gli sviluppi tecnici di maggior interesse, come molte tecnologie utilizzate ogni giorno, ha origini militare; il sonar (sound navigation and ranging), ad esempio, permette di calcolare la distanza di un oggetto a partire dal tempo intercorso tra l'invio e la ricezione di un fascio ultrasonoro che è riflesso dall'oggetto di cui si vuol misurare la distanza.

Questo processo permette, oltre al tracciamento di oggetti pericolosi, anche di sviluppare sistemi di guida automatici e a distanza.

6.8.1.7 Telecomunicazioni ed elettronica

L'ultimo ambito che abbiamo approfondito riguarda le telecomunicazioni, ottica e l'acustica che sono stati i primi settori in cui i piezoelettrici sono stati sviluppati; la realizzazione dei primi grammofoni ha aperto all'esplorazione di sistema a ricezione di vibrazione mediante i quali è stata possibile la realizzazione di microfoni, altoparlanti, tweeter, risonatori, filtri, microscopia a scansione, videocamere, ecc.

6.9 Nuovi materiali piezoelettrici

Lo sviluppo e le applicazioni dei materiali piezoelettrici è in continua evoluzione; da pubblicazioni su riviste specializzate possiamo estrapolare le direzioni guida nella ricerca di nuovi materiali piezoelettrici.

Il primo punto sul quale si sta lavorando è aumentare la risoluzione, in quanto i segnali attualmente ottenibili sono di breve durata e risultano non idonei per molte applicazioni industriali.

Inoltre si sta intervenendo per migliorare la conversione elettromeccanica, aumentando l'ampiezza di segnale.

La buona lavorabilità di molti materiali piezoelettrici sta portando svariate industrie internazionali a sviluppare nuove tecnologie produttive cercando di arrivare così ad un vasto assortimento di forme ottenibili.

Le problematiche maggiori riguardo l'utilizzo dei materiali piezoelettrici riguarda i range di temperature nei quali utilizzarli; infatti possiamo declinare i limiti dell'alta temperatura per cristalli naturali e piezoceramici in:

- transizioni di fase depolarizzazione
- deriva della carica (per dispositivi a bassa frequenza)
- aumento dell'attenuazione e delle perdite dielettriche
- instabilità composizionale.
-

Negli ultimi decenni si è sviluppata la ricerca sui monocristalli per elevate temperature:

- Langasite ($\text{La}_3\text{Ga}_5\text{SiO}_{14}$) $T_m = 1470^\circ\text{C}$ Nessuna transizione di fase fino a T_m . k superiore a quello del quarzo.
- Tetraborato di litio ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) $T_m = 917^\circ\text{C}$ k superiore a quello del quarzo.
- Zincite (ZnO) $T_m = 1975^\circ\text{C}$ Applicazioni Filtri SAW, sensori chimici, ottica
- Ortofosfato di gallio (GaPO_4) $T = 930^\circ\text{C}$

Polimeri piezoelettrici

- Copolimeri di VDF (fluoruro di vinilidene)
- TrFE (trifluoroetilene)
- TeFE (tetrafluoroetilene)

Sono usati ad elevate frequenze, laddove i piezoceramici sarebbero troppo fragili per essere usati. I vantaggi di questi materiali consistono nel:

- vasto range di frequenza (103-109 Hz)
- bassa impedenza acustica
- alta deformabilità elastica
- alta rigidità dielettrica

Svantaggi:

- basse temperature operative
- debole trasmissione elettromeccanica

6.9.1 Lead-free

Più di recente, vi è una crescente preoccupazione riguardo alla tossicità del piombo contenuto nei dispositivi, preoccupazione

che ha portato a delle restrizioni importanti all'utilizzo di questa sostanza negli ambienti di tutti i giorni.

Per risolvere questo problema, c'è stata una importante ricerca nello sviluppo di materiali piezoelettrici senza piombo.

- Niobato di sodio potassio (NaKNb). Nel 2004, un gruppo di ricercatori giapponesi guidati da Yasuyoshi Saito ha scoperto una composizione niobato di sodio potassio con caratteristiche vicine a quelle di PZT, tra cui una T alta C .
- Ferrite di bismuto (BiFeO_3) è anche un promettente candidato per la sostituzione di ceramica a base di piombo.
- Sodio niobato NaNbO_3 . Finora, né l'impatto ambientale, né la stabilità di fornitura di tali sostanze sono state confermate.

6.10 Sensori piezoelettrici

Essendo la nostra ricerca orientata al mondo dei sensori biomedicali e di tutte le applicazioni ad essi associate, approfondiamo ora l'impiego dei materiali piezoelettrici nell'ambito dei sensori.

La comparsa dei dispositivi Mosfet a stato solido e lo sviluppo di materiali ad alto isolamento quali il Teflon e il Kapton hanno contribuito a migliorare sensibilmente le prestazioni dei sensori piezoelettrici, che oggi trovano posto virtualmente in tutte le aree della moderna tecnologia.

I sensori piezoelettrici sono sistemi elettrici "attivi"; in altre parole, i cristalli producono un'uscita elettrica solo quando si verifica una variazione nel carico (stress) meccanico.

Per questa ragione, non sono in grado di effettuare misure statiche nel vero senso della parola; non è comunque corretto affermare che la strumentazione piezoelettrica è in grado di effettuare solo misure dinamiche: trasduttori a quarzo, accoppiati ad adeguati circuiti per il condizionamento del segnale, possono effettuare misure quasi statiche in modo eccellente e con ottima precisione, su intervalli di minuti e finanche di ore.

I sensori piezoelettrici sono utilizzati ampiamente sia nei laboratori che nelle linee di produzione, in tutte quelle

applicazioni che richiedono misure accurate dei cambiamenti dinamici di grandezze meccaniche quali la pressione, la forza e l'accelerazione.

La lista delle possibili applicazioni continua a crescere, e a tutt'oggi comprende l'aerospazio, la balistica, la biomeccanica, l'ingegneria meccanica e strutturale.

6.10.1 Come funzionano

La maggior parte dei trasduttori piezoelettrici utilizza il quarzo come sensore, in virtù delle sue eccellenti caratteristiche: elevata resistenza allo stress meccanico, resistenza a temperature fino a 500 C, alta rigidità, alta linearità, isteresi trascurabile, sensibilità costante in un ampio range di temperature e bassissima conducibilità.

Sono comunque in uso anche gli elementi piezo-ceramici.

I trasduttori in quarzo consistono essenzialmente in sottili lastre di cristallo tagliate in modo opportuno (rispetto agli assi del cristallo), a seconda della specifica applicazione; il cristallo genera un segnale (una carica da pochi piconCoulomb) che è proporzionale alla forza applicata.

Il meccanismo piezoelettrico è semplice: quando al cristallo viene applicata una forza meccanica, le cariche elettriche si spostano e si accumulano sulle facce opposte.

La forma e le dimensioni del cristallo dipendono dall'applicazione specifica; gli accelerometri in genere dispongono di una massa aggiuntiva (detta "sismica").

Esistono due diverse soluzioni:
a pressione e a compressione.

La configurazione a compressione ha il vantaggio di un'alta rigidità, che la rende adatta per la rilevazione di pressioni e forze ad alta frequenza. Alla semplicità del sistema a flessione si contrappone il limitato range di frequenze di funzionamento e la bassa tolleranza ai sovraccarichi meccanici.

La configurazione "shear" (o a taglio) è quella tipicamente adottata negli accelerometri in quanto offre il giusto equilibrio tra range di frequenze utilizzabili, bassa sensibilità alle sollecitazioni fuori asse, bassa sensibilità alle sollecitazioni della base e bassa deriva termica.

Il taglio del cristallo è spesso oggetto di brevetto; la maggior parte dei sensori Kistler, ad esempio, includono un elemento che è sensibile a carichi sia di compressione che shear; altri tagli “specializzati” includono il taglio trasversale (per alcuni trasduttori di pressione) e il taglio “polistabile” per trasduttori di pressione ad alta temperatura.

6.10.2 Struttura

La struttura tipica di sensori di forza, pressione e accelerazione è la seguente: è presente un contenitore del sensore, il cristallo piezoelettrico e l'elettrodo dove si localizza la carica generata per effetto piezoelettrico prima che sia condizionata dall'amplificatore.

L'accelerometro incorpora anche una massa.

Non c'è molta differenza nella configurazione interna tra i diversi tipi di sensore.

Negli accelerometri, che misurano la variazione di moto, la massa sismica viene costretta dal cristallo a seguire i movimenti della base e della struttura a cui è attaccata.

Dalla forza risultante è possibile ottenere l'accelerazione tramite la legge di Newton

$$F=MA$$

I sensori di pressione e forza sono quasi identici, e in entrambi i casi la forza viene applicata direttamente sul cristallo; differiscono principalmente nel fatto che i sensori di pressione utilizzano un diaframma per convertire la pressione (che è forza per unità di area) in forza.

A causa delle suddette analogie, i sensori progettati per misurare una grandezza spesso sono sensibili anche ad altre sollecitazioni.

Questa sensibilità è spesso indesiderata, e può essere ridotta con una progettazione accurata: nei sensori di pressione, ad esempio, può essere introdotto un elemento di compensazione per ridurre la sensibilità all'accelerazione; detto elemento altro non è che un accelerometro opportunamente calibrato connesso in serie al sensore di pressione, con polarità opposta.

Un altro problema è la deriva termica del cristallo; questa può essere compensata mediante l'utilizzo di amplificatori con caratteristica termica opposta.

6.10.3 L'amplificatore

Come detto, il segnale (una carica elettrica) generato dal cristallo va amplificato utilizzando un amplificatore ad elevata impedenza d'ingresso.

Il dispositivo attivo è un amplificatore di tensione ad alto guadagno (in configurazione invertente) con ingresso a Fet o Mosfet.

In sostanza, l'amplificatore agisce da integratore di carica, compensando la carica del trasduttore con una carica di valore uguale ma polarità opposta, producendo così una tensione ai capi del condensatore.

In linea di principio, più che di amplificatore si dovrebbe quindi parlare di convertitore carica-tensione.

I due parametri più importanti di cui tenere conto nell'utilizzo pratico degli amplificatori di carica sono la costante di tempo e il drift.

La costante di tempo è definita come il tempo di scarica di un circuito accoppiato in AC: applicando in ingresso un gradino, trascorso un intervallo pari alla costante di tempo la tensione in uscita si riduce al 37% del suo valore iniziale.

Il drift è definito come la variazione (indesiderata) del livello di uscita nel tempo, quando il segnale applicato in ingresso è costante.

Dei due effetti uno sarà dominante: con ingresso "nullo" (forza sul cristallo costante) l'uscita dell'amplificatore di carica saturerà alla tensione di alimentazione (se a dominare sarà il drift) o decadrà a zero (alla velocità della costante di tempo).

La costante di tempo ha inoltre un impatto importante sulle prestazioni del sensore nel suo complesso; in generale, più lunga è la costante di tempo, migliore è la risposta del sensore in bassa frequenza.

Nella misura delle vibrazioni, l'amplificatore si comporta sostanzialmente come un filtro passa alto a singolo polo: se si vogliono misurare eventi impulsivi, la costante di tempo deve essere almeno 100 volte più grande della durata totale dell'evento stesso; in caso contrario, la componente in continua del segnale d'uscita va a zero prima che l'evento sia terminato.

6.10.4 Alta e bassa impedenza

Il progredire della microelettronica ha reso possibile l'integrazione dell'amplificatore nel sensore; i dispositivi di questo tipo sono classificati come sensori a "bassa impedenza", ed offrono una serie di vantaggi tra i quali ricordiamo:

- 1) la disponibilità in uscita di un segnale di tensione a bassa

impedenza, compatibile con la maggior parte della strumentazione di misura;

2) la possibilità di trasmettere il segnale in cavi di notevole lunghezza senza degrado delle prestazioni;

3) la possibilità di caratterizzare in modo molto preciso il sensore, le cui prestazioni non dipendono più dall'elettronica cui è collegato.

Dal canto loro i sensori cosiddetti ad "alta impedenza", quelli cioè che non integrano l'amplificatore, sono di utilizzo più complesso, in quanto:

1) hanno bisogno di un circuito esterno di condizionamento e conversione del segnale;

2) a causa dell'elevata impedenza d'uscita sono più sensibili ai disturbi ambientali quali accoppiamenti parassiti, interferenze elettromagnetiche, ecc.;

3) richiedono speciali cablaggi a basso rumore e bassa perdita, che necessariamente non possono essere molto lunghi.

Ma i sensori ad alta impedenza offrono anche alcuni vantaggi rispetto a quelli a bassa impedenza, che possono consigliarne l'impiego in applicazioni particolari: non integrando elettronica, sono utilizzabili anche a temperature molto elevate (fino a 500 gradi centigradi); inoltre, le caratteristiche in termini di sensibilità e risposta in frequenza possono essere modificate agendo sull'amplificatore esterno.

In conclusione, i sensori piezoelettrici possono offrire prestazioni uniche rispetto ai sensori realizzati con altre tecnologie; la convenienza del loro utilizzo va valutata tenendo conto dei vantaggi (l'ampio range di frequenze e di temperature di lavoro) e degli svantaggi (non effettuano misure statiche) alla luce della specifica applicazione.

6.10.5 Nuove applicazioni dei materiali piezoelettrici

Importante da analizzare sono anche i nuovi utilizzi di questi materiali che hanno portato allo sviluppo di nuove frontiere soprattutto nell'ambito biomedicale.

Lame chirurgiche

Strumenti chirurgici attivi che percepiscono e compensano i piccoli tremiti del chirurgo.

Sensori di movimento molto piccoli sulla punta di ogni strumento ne rintracciano la posizione e trasmettono le informazioni ad un calcolatore.

Il software distingue i movimenti intenzionali della mano dai tremiti a più alta frequenza.

Il calcolatore trasmette un segnale agli azionatori piezoelettrici all'interno dell'impugnatura degli strumenti, che annullano i movimenti indesiderati.

Il trasduttore consiste di parecchi piccoli anelli piezoceramici oscillanti alla frequenza di risonanza (20-80 kHz), che inducono la lamierina del bisturi a vibrare consentendo tagli piccoli e molto precisi con minor forza di taglio e senza danneggiare il tessuto circostante.

Sensori piezoelettrici per protesi

Un sottopiede piezoelettrico potrebbe rilevare quale parte del piede è effettivamente in appoggio.

Schermo tattile - Tastiera braille

Dispositivo costituito da celle tattili dotate di otto elementi piezoelettrici che si sollevano (producendo un rilievo sulla cella) o si abbassano per riprodurre il carattere braille. Sei degli otto elementi corrispondono ai sei punti dei caratteri braille, mentre altri due elementi identificano altre caratteristiche del testo, come ad esempio la posizione attuale del cursore o altre caratteristiche della lettera o del simbolo da rappresentare.

6.10.6 Considerazioni

Da una profonda analisi riguardo i materiali piezoelettrici basta subito all'occhio l'estrema diffusione e l'ampia gamma di settori interessati dall'utilizzo di questi materiali.

E' però importante evidenziare come la visione di questi materiali tende molte volte ad essere associata a tecnologie avanzate e ambiti puramente specialistici.

Effettivamente una visione globale sui materiali piezoelettrici tende ad associarli solo ad applicazioni di nicchia e focalizzata in ambiti tecnici come l'elettronica e il biomedicale.

Al contrario, studiando gli svariati materiali che presentano il fenomeno piezoelettrico notiamo che troviamo tracce di applicazioni ogni giorno, magari lo portiamo al polso oppure lo utilizziamo per accendere una sigaretta.

Questa visione quasi distorta della realtà porta a non apprezzare e a non sfruttare le immense potenzialità che i materiali piezoelettrici offrono al mercato del mondo moderno.

Se gli ambiti tecnici di applicazioni potessero essere interpretati in un visione più quotidiana, anche la loro posizione nei confronti del comune credere sarebbe esaltata e valorizzata.

Solo da poco si sente parlare di materiali piezoelettrici per la produzione di energia elettrica come fonte rinnovabile e con una ricerca persistente e costante sarebbe possibile ottimizzare tali materiali per applicazioni ancora più interessanti. Da ricordare è la notizia uscita da pochi giorni riguardante la sperimentazione negli Stati Uniti di un asfalto speciale realizzato miscelando asfalto tradizionale con elementi piezoelettrici ceramici. Si è stimato che applicando questo nuovo materiale per un tratto di strada pari a cento chilometri, con un volume di traffico medio, è possibile in un mese ottenere corrente elettrica per alimentare 2500 persone.

Questa sperimentazione detta una linea importante su cui lavorare cercando di focalizzare l'attenzione della ricerca sulla possibilità di ampliare la vita utile di questi materiali, che insieme alla temperatura di utilizzo, rappresenta l'unico tallone d'Achille che frena l'utilizzo dei piezoelettrici verso nuovi orizzonti.

Al contrario, l'ampissimo campo applicativo dei materiali piezoelettrici evidenzia le ottime potenzialità che questo materiale offre ed è compito di noi progettisti inserire e sfruttare tali prospettive portando questi materiali in applicazioni tecnologicamente meno raffinate ma sicuramente più apprezzabili da un pubblico moderno.

Riporto ora un articolo preso dalla rivista "Nano Letters" con la quale attiro l'attenzione sui progressi effettuati in ambito di materiali tessuti con l'introduzione del fenomeno piezoelettrico.

“Piezoelettrico tessuto ... ancora”

L'ultima edizione del Nano Letters ha ancora un'altra carta su una sorta di tessuto piezoelettrico che genera elettricità quando deformato. In teoria, si può indossare pantaloni realizzati con questo materiale e il potere, per esempio, alimentare l'orologio con una passeggiata in giro. Certo questo non è esattamente

romanzo. Abbiamo sentito parlare già nel 2003, 2007 e nel febbraio dell'anno scorso (almeno. Ho smesso di cercare dopo due minuti). Tuttavia, questo lavoro è piuttosto interessante perché si allontana da quella di base della progettazione dei materiali e affronta una questione che è più vicino a domande: Come possono dispositivi come questo essere integrati in abiti di tutti i giorni?

Materiali piezoelettrici organici come il fluoruro di polivinile (PVDF) avrebbero funzionato bene con il tessuto comune, ma sono circa un ordine di grandezza meno efficaci rispetto ad altre alternative. Materiali inorganici come il titanato zirconato di piombo (PZT), d'altro canto, sono molto più efficaci, ma la loro sintesi richiede tecniche come deposizione chimica da fase vapore. E CVD richiede temperature di diverse centinaia di gradi, che avrebbe probabilmente rovinato il vostro media sottoveste in cotone. La soluzione più ovvia a questo è far crescere un materiale inorganico piezoelettrico su un substrato normale e trasferirlo su una superficie flessibile dopo. Questo suona molto più facile di quanto non sia in realtà. Una nanostruttura piezoelettrica è di solito a poche centinaia di nanometri e cresciuto su un substrato duro, a cui si attacca. Inoltre, i cristalli sono fragili. Si rischia di finire con la tua roba in piccoli pezzi e tutto il luogo.

Qi et al. Affrontato questo problema rimuovendo il substrato chimicamente. PZT è cresciuto su ossido di magnesio perché le costanti reticolari sono una buona partita. Ma qui non è cresciuto un film continuo, ma in nastri di cinque micron di larghezza. Dopo aver controllato le proprietà piezoelettriche del materiale che la cialda immerso in acido fosforico caldo che scioglie l'ossido di magnesio. Fondamentalmente l'acido non solo incide il materiale nel vuoto, ma mina anche i nastri PZT dal lato senza turbare loro.

Ora il PTZ può essere semplicemente trasferito premendo un substrato flessibile sul reticolo, in questo caso polidimetilsilossano. Gli scienziati riferiscono che circa il 95 per cento di tutti i nastri aderiscono alla superficie. Inoltre, le misurazioni indicano che esse conservano la loro proprietà piezoelettriche. Il passo successivo sarebbe quello di coprire con un altro film polimerico a fissarli, e collegarli ad un elettrodo, naturalmente. Gli autori avvertono che il comportamento meccanico della combinazione non è ancora chiaro, ma credo che la scienza dei materiali moderni sia così attenta alla proprietà del materiale tweaking che qualcosa di utile verrà da esso. Il processo sembra facilmente scalabile, anche.

7 Smarth Clothing

7.1 Incipit

La ricerca è importante e ci aiuta a interpretare in maniera corretta la grande quantità di informazioni che raccogliamo quotidianamente intorno a noi.

In questa parte di ricerca andiamo ad approfondire alcune soluzioni che sono state adottate attualmente nel mondo del monitoraggio non invasivo.

In particolare approfondiremo lo sviluppo degli smart clothing per cercare di estrapolare delle soluzioni tecnologiche affini al nostro percorso di ricerca.

Ho scelto di approfondire questo argomento dal momento che negli ultimi anni ha attirato su di sé molte attenzioni proponendo soluzioni interessanti sia dal punto di vista tecnologico che dal punto di vista dei materiali.

L'esigenza di un monitoraggio non va considerato solo come un capriccio dei ricercatori, ma deve essere un elemento fondante per ampliare il settore anche al di fuori delle strutture ospedaliere.

La gran parte delle problematiche affrontate in questo settore sono direttamente riconducibili ai controlli ospedalieri e quindi al centro della nostra analisi.

Presentando il capitolo possiamo dire che andremo a studiare delle specifiche situazioni e soluzioni adottate nel campo degli smart clothing elaborando poi delle soluzioni che possano essere utili ad un possibile sviluppo del nostro prodotto.

7.2 Introduzione

Sensori ed elettrodi per il monitoraggio del corpo basati sui tessuti.

I sensori misurano e controllano parametri fisiologici o ambientali e possono agire come interfacce di input. Partendo da tessuti conduttivi e fibre ottiche sono stati sviluppati sensori ed elettrodi tessili.

7.2.1 Informazioni fisiologiche.

I sensori tessili consentono di registrare elettrocardiogrammi, tassi di respirazione, battito cardiaco etc. eliminando i problemi tipici dei sensori tradizionali come, ad esempio, irritazione della pelle a causa dell'adesivo o del gel usato nei tradizionali elettrodi in uso per l'ECG.

Van Langenhove and Hertleer (2004) hanno sviluppato elettrodi per ECG e misurazione del battito cardiaco che,

nonostante il rumore aggiuntivo, forniscono un segnale accurato comparabile con gli elettrodi convenzionali. Questi cosiddetti “textrodes” sono costituiti da fibre di acciaio inossidabile con una struttura a maglia a diretto con la pelle e sono stati incorporati in una cintura per il torace.

Tale tecnologia può aiutare a monitorare pazienti in ricovero clinico, atleti durante attività fisica, tecnici in condizioni ambientali estreme, etc..

Il centro di ricerca Smart Wear della Yonsei University ha sviluppato elettrodi tessili per ECG ricamati con fili di acciaio inossidabile. Questi elettrodi sono stati inseriti in magliette tessute con una quantità di spandex compresa tra 0% al 7% per esaminare l'effetto dell'elasticità del tessuto sulla misurazione dell'ECG e sul comfort del tessuto stesso.

Loriga e altri (2005) hanno inserito in un abito tessuto a maglia fibre conduttive e piezoresistive usate come sensori ed elettrodi per il monitoraggio dell'attività cardio-polmonare. Il tessuto mostrava delle proprietà piezoresistive in risposta ad uno stimolo meccanico esterno; la variazione della resistenza veniva convertita in variazione della tensione elettrica. Questi elettrodi sono stati realizzati con un filato in cui un filo di acciaio inossidabile è stato arrotolato attorno ad un filo di cotone. Da questi elettrodi sono stati ricavati elettrocardiogrammi e diagrammi di respirazione.

Catrysse e altri (2004) hanno sviluppato “Respibelt”, un sensore tessile per la misurazione della respirazione dalla elasticità regolabile in quanto costituito da fibre d'acciaio inossidabile tessute in una cinta contenente lycra. Il respibelt viene indossato attorno all'addome e al torace e misura le variazioni di lunghezza dovute al respiro in base ai cambiamenti di resistenza e induttanza.

,

Brady e altri (2005) hanno integrato in un abito un sensore di pressione basato sulla schiuma per misurare il tasso di respirazione di chi lo indossa. Il sensore è stato fabbricato ricoprendo una schiuma poliuretanicca con un polimero conduttivo, il Polipirrolo (PpY) e risulta essere morbido, comprimibile e sensibile alle sollecitazioni in tutte e tre le direzioni diversamente dai sensori tessili che lavorano in due dimensioni. Questo sensore misura l'espansione del tronco in

base alla compressione della struttura di schiuma tra il corpo e il vestito mentre i sensori tessili decritti prima misurano i tassi di respirazione in base all'allungamento del sensore dovuto all'espansione della cassa toracica.

Negli ultimi anni l'attenzione si è spostata sulla tecnologia delle fibre ottiche che consente sia la misurazione dei parametri che la trasmissione del segnale. I sensori a maglia-Fiber Bragg (FBG) sono fabbricati variando l'indice di rifrazione del nucleo di una fibra ottica single-mode al fine di misurare la variazione della lunghezza d'onda provocata dalla deformazione o dalle variazioni di temperatura. Questi sensori contengono una griglia di diffrazione che riflette la luce incidente di una particolare lunghezza d'onda nella stessa direzione da cui essa proviene. Il valore di questa lunghezza d'onda è in relazione lineare con l'allungamento o la contrazione della fibra. In questo modo il sensore funziona come un sensore di deformazione. Questi sensori sono stati usati per il monitoraggio delle condizioni strutturali di materiali compositi, di calcestruzzo e di altri materiali da costruzione. Le potenziali applicazioni dei sensori FBG nell'ambito dello Smart clothing includono il monitoraggio cardiaco, la rilevazione degli impatti, il controllo della forma etc..

7.2.2 Movimento e posizione del corpo

Farrington e altri (1999) hanno sviluppato dei sensori a maglia che controllano i movimenti del corpo misurando la deformazione in base alle variazioni di resistenza elettrica di strisce tessute in modo tale da incorporare fibre conduttive larghe dieci millimetri .

Un interesse crescente si sta sviluppando intorno ai polimeri intrinsecamente conduttivi che potrebbero essere utilizzati come sensori, attuatori etc. in quanto essi possiedono le caratteristiche meccaniche, elettriche, elettroniche e ottiche dei metalli. Tra questi troviamo il Polipirrolo e la Polianilina che da soli o mescolati con polimeri convenzionali possono produrre fibre conduttive o materiali da rivestimento.

De Rossi, Della Santa e Mazzoldi (1999) hanno evidenziato come fibre ricoperte con un sottile strato con polimeri conduttivi sono sensibili agli sforzi e alle temperature. La combinazione di un polimero conduttivo come il polipirrolo con una fibra come

la lycra presenta alti coefficienti di piezoresistività e termoresistività offrendo un grande confort per il corpo.

7.2.3 Interfacce di uscita

Una interfaccia di uscita è un mezzo con cui vengono presentate le informazioni a chi indossa l'abito. Una interfaccia di uscita è un mezzo con cui vengono presentate le informazioni a chi lo indossa. Interfacce visive, uditive e tattili sono mezzi importanti per la trasmissione di informazioni tra sistemi indossabili e l'uomo.

7.2.4 Interfacce visuali

I dispositivi di visualizzazione sono ancora i dispositivi più utilizzati nei tradizionali sistemi di elaborazione.

Da indossare sul corpo umano come parte di abbigliamento intelligente, il display visivo deve essere compatibile adattabile al corpo. Display flessibili per l'abbigliamento intelligenti sono in fase di sviluppo.

I diodi emettitori di luce (OLED e PLED) organici e polimerici hanno attirato molta attenzione in questi ultimi anni per l'uso in schermi piatti in cui i display a cristalli liquidi (LCD) sono la principale tecnologia di visualizzazione utilizzata. Gli OLED offrono una maggiore contrasto, un più alto livello di luminosità, un angolo di visione completa, e richiedono meno energia rispetto a tecnologie concorrenti (Tao 2005b). OLED flessibile, cioè, gli OLED fabbricati su un substrato flessibile come il foglio di plastica o metallo, hanno il vantaggio di essere leggeri e adattabili. I Polimeri coniugati sono in grado di fornire una buona flessibilità e proprietà meccaniche, che li rendono candidati promettenti per gli OLED flessibili.

Sono stati analizzati anche display tessili flessibili a base di fibre ottiche. Koncar, Deflin e Weill (2005) hanno intrecciato fibre ottiche polimeriche (metilmetacrilato) (PMMA) di 0,5 mm di diametro con fibre tessili per la costruzione di un display flessibile. Il sistema include un piccolo dispositivo elettronico per controllare i diodi emettitori di luce (LED) che illuminano gruppi di fibre. Con le fibre possono essere utilizzati vari stili di tessitura come dobby e jacquard.

7.2.5 Interfacce audio

Interfacce audio sono utilizzate in dispositivi portatili e sono particolarmente utili perché non richiedono attenzione continua e non disturbano l'attività principale.

Sawhney e Schmandt (1998) hanno discusso le tecniche e le questioni relative all'uso della parola e dell'audio nelle interfacce indossabili. Hanno progettato dispositivi audio per sistemi indossabili (ad esempio, Nomadic Radio, Radio Vest e Soundbeam necklace) e hanno sperimentato una interfaccia audio indossabile utilizzando varie tecniche di interazione.

7.2.6 Interfaccia tattile.

Schermi tattili sono uno strumento efficace in abiti intelligenti grazie alla loro costante vicinanza alla pelle. Display tattili non entrano in conflitto con display audio o video e possono aiutare a fornire informazioni nei casi in cui gli altri tipi di display sono fisicamente o socialmente inadatti.

Tan e Pentland (1997) hanno per primi sviluppato un display tattile da indossare che potrebbe essere utilizzato per guidare i movimenti.

Nel retro di un giubbotto è stata incorporata una matrice 3×3 di micromotori che invia schemi vibrazionali alla schiena di chi lo indossa. I test con diversi schemi di stimolazione hanno dimostrato che i portatori potrebbero percepire informazioni direzionali dagli schemi vibrazionali. Toney et al. (2003) hanno integrato un display vibrotattile, che utilizza motori elettromagnetici, e l'elettronica di supporto in una parte di abbigliamento standard, la spallina. Essi hanno proposto linee guida per la progettazione e l'integrazione di una interfaccia tattile per spalla e hanno dimostrato che essa può fare uso di stimolatori multipli a un basso livello di risoluzione.

Le capacità di azionamento dei polimeri conduttivi sono oggetto di numerose ricerche negli anni recenti. Tessuti conduttivi contenenti fasci di fibre polimeriche che si contraggono e si rilassano sotto controllo elettrico possono essere usati come interfaccia tattile di uscita (De Rossi, Della Santa, e Mazzoldi 1999). De Rossi, Della Santa, e Mazzoldi (1999) hanno mostrato nei loro studi che i filati di fibre polimeriche come la

polianilina (Pani) presentano capacità elettrochimiche di azionamento.

7.3 Comunicazione

Il termine Comunicazione indica il trasferimento di potenza e informazioni tra le componenti degli abiti intelligenti. Si intende “comunicazione a corto raggio” quella all'interno di un singolo dispositivo o tra due dispositivi indossati dall'utente; “comunicazione a lungo raggio” quella tra due utenti (Tao 2005a).

7.3.1 Comunicazione a corto raggio

Le comunicazioni “on body” possono essere cablate o wireless, con cablaggi incorporati, trasmissione a infrarossi e tecnologia Bluetooth.

7.3.2 Cablaggio incorporato

Un lavoro considerevole è stato fatto per sostituire negli abiti intelligenti i tradizionali fili con reti di comunicazione tessili. Le tecniche prevedono l'utilizzo di fibre conduttive, filati, tessuti, ricami e fibre ottiche.

Post e Orth (1997) hanno costruito circuiti elettronici con vari tessuti conduttivi. Linee conduttrici sono state realizzate eseguendo ricami con fibre metalliche o realizzando tessuti con fili di seta avvolta in un foglio di rame sottile. "Gripper snaps", connette tessuti conduttivi ed elettronica. (Post et al. 2000). "Electric suspender", sviluppato da Gorlick (1999), contiene conduttori in acciaio inox utilizzati per l'alimentazione trasferimento dati.

Nel lavoro di Dhawan et al. (2004), fili conduttori sono intrecciati per realizzare un tessuto elettricamente conduttivo. Alternando e intrecciando tessuti conduttivi e non è stato realizzato un network conduttivo su tessuto con interconnessioni nei punti di incrocio. Lo Smart wear Research Center della Yonsei University, ha sviluppato linee di trasmissione a base tessile utilizzando filati in acciaio inox rivestiti di teflon. Strisce di tessuto conduttivo sono state realizzate tessendo il filo in acciaio inox come ordito e filati di poliestere come trama. Nella

direzione dell'ordito della striscia sono stati messi, a intervalli di 2,54 mm, cinque fili di linee di trasmissione del segnale, mentre la larghezza della banda è stato fissato a 14 mm per facilitare la connessione di connettori standard.

Jayaraman e collaboratori (Lind et al 1997;. Park e Jayaraman 2001) hanno messo a punto un indumento in cui fibre elettricamente conduttive e fibre ottiche in plastica trasferiscono le informazioni dai sensori alle unità di elaborazione. Tale tipo di indumento è stato progettato per monitorare i segni vitali di militari in combattimento, per rilevare ferite da proiettile e fornire informazioni sulla penetrazione dei proiettili

7.3.3 Wireless Short Range Communications

La comunicazione a infrarossi è usata nei telecomandi, computer portatili e fotocamere digitali. Starner, Kirsch, e Assefa (1997) hanno sviluppato il sistema Locust Swarm, che fornisce messaggistica e informazioni di posizione che al chiuso sono trasferite tramite infrarossi.

La trasmissione ad infrarossi richiede la visibilità reciproca, ma è economica e adatta alle trasmissioni a corto raggio.

Bluetooth è una tecnologia che collega e trasferisce i dati tra dispositivi elettronici in un breve intervallo di frequenze radio. È usato per il trasferimento a corto raggio dei dati nei vari sistemi di indumenti intelligenti (Hung, Zhang e Tai 2004;. Naya et al 2005).

Hung, Zhang e Tai (2004) hanno studiato una combinazione di Bluetooth e sensori indossabili per il monitoraggio in tempo reale dei segni vitali di pazienti a distanza.

Naya et al. (2005) hanno proposto un metodo di rilevamento di prossimità, basato sul bluetooth, per la sicurezza in ambito neonatale. Informazioni di prossimità scambiate tra dispositivi Bluetooth collegati a persone e ad apparati medicali aiuta a stimare la posizione di infermieri, pazienti e attrezzature mediche.

Il MIT Media Lab ha sviluppato una Personal Area Network (PAN) che si basa sul corpo umano come mezzo di trasmissione in collaborazione con IBM (Post et al. 1997). La rete si avvale della salinità naturale del corpo umano (che è un buon conduttore di corrente) per trasmettere i dati. Questa tecnologia può trasmettere dati elettronici, ad esempio, biglietti da visita

nel corso di una stretta di mano. La sicurezza è un problema perché toccare un corpo dotato di una PAN equivale a toccare una linea telefonica, ma la tecnica è comoda e conveniente.

7.4 Sicurezza

La sicurezza riguarda l'essere protetti contro i danni fisici, sociali, psicologici o di altro tipo. Il guasto fisico di un indumento intelligente, come il surriscaldamento o lo shock elettrico, potrà derivare da un errore di funzionamento. La realizzazione di abiti intelligenti sicuri richiede di porre attenzione a vari fattori come onde elettromagnetiche, elettricità, ecc

Per migliorare la sicurezza dei tessuti conduttivi a trama stretta usati per la trasmissione del segnale, Yang et al. (2007) hanno testato se l'aggiunta di rivestimento in teflon su fili di metallo usato per la realizzazione di tessuti conduttivi a trama stretta aumenta la sicurezza e hanno verificato che questo tipo di trattamento, dopo l'applicazione di forza fisica esterna (flessione / abrasione) al tessuto, mantiene un migliore isolamento elettrico e previene le interferenze elettriche.

Prima di giungere a una produzione di massa dell'abbigliamento intelligente dovrebbero essere fatti ulteriori studi sulla sicurezza da più diversi aspetti, e dovrebbe essere stabilito un indice standard utilizzabile sia dai produttori che dai consumatori.

7.5 Movimenti del corpo

Movimenti, schemi di movimento, gesti e posture sono elementi fondamentali tipici dell'attività umana. Seguire i movimenti del corpo, i gesti e le posizioni fornisce informazioni utili per classificare le attività, per rimuovere il rumore da biosegnali, e per interpretare lo stato fisiologico (Tröster 2004). Accelerometri, giroscopi, magnetometri, sensori piezoelettrici, e il GPS (Global Positioning System) sono spesso combinati per rilevare il movimento.

Computer indossabili o indumenti intelligenti sono stati utilizzati per studiare metodi di misurazione dei movimenti umani in vari campi. I sistemi di motion capture funzionano, ma causano disagi agli utenti e richiedono molti dispositivi come telecamere e sistemi di analisi di immagine. Così, sensori di movimento a base tessile sono una valida alternativa (Sung et al. 2007).

Sung et al. (2004) hanno presentato un monitor indossabile che analizza in tempo reale i brividi in base alla Mithril sistema Live Net, una piattaforma mobile distribuita e flessibile utilizzabile in molte applicazioni sanitarie proattive.

In questo studio esplorativo, hanno dimostrato che i brividi possono essere accuratamente rilevati da misurazioni accelerometriche continue. Hanno tentato di sviluppare un monitor in tempo reale da indossare per classificare con precisione i brividi attraverso il semplice rilevamento accelerometrico. Il rilevamento del movimento avviene tramite due microcontrollori incorporati basati su sensori della Analog Devices ADXL202. Al verificarsi di una moderata esposizione al freddo, il brivido diventa intenso e incontrollabile. Questa ricerca esplorativa anticipa la nascita di sistemi sanitari di monitoraggio in tempo reale in grado di classificare l'esposizione al freddo dei soldati in ambienti freddi con sistemi di rilevamento non invasivi e risorse computazionali limitate.

Motoi et al. (2006) hanno sviluppato un sistema indossabile per il monitoraggio della velocità della camminata e della postura statica e dinamica, fornendo una valutazione quantitativa del movimento del paziente durante i programmi di riabilitazione. Nella postura dinamica, la variazione dell'angolo si ottiene integrando il segnale del sensore giroscopico. I movimenti di quattro marcatori attaccati sui soggetti sono contemporaneamente registrati a 30 fotogrammi al secondo con una telecamera digitale che registra anche i cambiamenti di postura dei soggetti. Nonostante la precisione della valutazione, questo sistema deve ancora migliorare la flessibilità per poter essere usato con la tecnologia elettronica.

Trasduttori a maglia di fibre induttive (per cui è stata utilizzata la tecnica del lavoro a maglia) (FMTs) sviluppati da Wijesiriwardana (2006) possono essere integrati in maniche, calze e gambe di pantaloni di capi di abbigliamento per misurarne la posizione angolare. Per misurare lo spostamento angolare viene utilizzata la variazione dell'auto-induttanza o dell'induzione elettromagnetica di una singola bobina. L'interfaccia di input lavorata a maglia offre un maggiore comfort per il movimento del corpo rispetto a qualsiasi altro materiale.

Gibbs e Asada nel 2004 hanno creato sensori a fibre conduttive indossabili per misurare con continuità i movimenti articolari. Per misurare questi movimenti viene utilizzato un insieme di 11 filati conduttivi che coprono l'articolazione del ginocchio. I fili sono a distanza di 5mm uno dall'altro e ciascuno ha una lunghezza a riposo di 55 cm. I fili sono fibre di nylon ricoperte d'argento ottenute integrando minuscole particelle di polvere di carbone elettricamente conduttivo sulla superficie di una fibra di nylon.

Michahelles e Schiele (2005) ha sviluppato un sistema di rilevamento e di monitoraggio per sciatori professionisti. Basato su sensori indossabili e registrazione video, può rivelare importanti caratteristiche dei movimenti dell'atleta, aiutando gli allenatori a identificare punti di forza e di debolezza dello sciatore. Hanno messo tre sensori di forza disposti a triangolo sul piede per ottenere un centro di pressione. Quando il piede dello sciatore applica la pressione, uno inchiostro semiconduttore mette in corto circuito gli elettrodi determinando un valore di resistenza.

Il sistema può aiutare a imparare autonomamente snowboard, skateboard, e il ciclismo.

Taelman et al. (2006) ha suggerito dei sensori elettromiografici senza contatto per monitorare continuamente l'attività muscolare e per prevenire i disturbi muscoloscheletrici. I sensori sono stati sviluppati per un tessuto indossabile e forniscono misurazioni senza arrecare fastidio, non hanno bisogno di contatto con la pelle perché rilevano una variazione di corrente elettrica per mezzo di un accoppiamento capacitivo con il corpo. I sensori sono integrati da ricami con fili conduttori e isolanti. La mancanza di necessità di contatto con la pelle dà l'opportunità di indossare la maglia sopra altri indumenti e migliora il comfort.

Rocha e Correia (2006) hanno progettato una rete di sensori indossabili per il monitoraggio dei movimenti del corpo come la postura, i gesti, la frequenza cardiaca, frequenza respiratoria e la temperatura di un paziente durante il trattamento. I moduli di rilevamento, composti da un accelerometri a tre assi, magnetometri a tre assi e l'elettronica di interfaccia, sono integrati in costume da bagno e collegati ad un microcontrollore con un' interfaccia seriale. La tuta integra sia galleggianti che componenti elettronici.

La caratteristica principale dell'applicazione è l'ambiente umido, che aggiunge vincoli di sviluppo unici. Microsistemi di rilevamento personalizzati inseriti all'interno di tasche impermeabili possono essere integrati in abiti. Il microsistema di monitoraggio della cinematica del corpo è una rete di sensori composto da cinque moduli. Sia la forza gravitazionale che il campo magnetico della terra sono utilizzati per rilevare la posizione delle articolazioni del corpo principale.

Dunne et al. (2005) hanno sviluppato capi che raccolgono le informazioni dal corpo intero. Il componente chiave è una schiuma ricoperta di Polipirrololo sensibile alla pressione. Invece di controllare i cambiamenti di posizione degli arti, la lunghezza del corpo, o circonferenze, l'informazione è raccolta dalle forze fisiche dinamiche preesistenti che operano tra il corpo di chi la indossa e un indumento durante le funzioni fisiologiche o i movimenti. Il test di configurazione usa schiuma per monitorare la respirazione, i movimenti delle spalle, movimenti del collo e la normale pressione sulle scapole. Realizzato in poliuretano espanso standard rivestito con il polipirrololo conduttivo, il sensore mantiene tutte le proprietà fisiche del poliuretano espanso standard ed è lavabile (Brady et al. 2005). È importante sottolineare che questa tecnologia può essere facilmente inserita in un abito normale, mantenendo le proprietà strutturali e tattili di una struttura tessile. Sulla base dei dati preliminari, la schiuma rivestita di polipirrololo conduttivo è promettente come tecnologia di base per il rilevamento dei movimenti del corpo e delle funzioni fisiologiche basandosi sull'interazione corpo-vestito.

I disturbi muscoloscheletrici degli arti superiori causati dal lavoro al computer possono essere prevenuti modificando la postura (Gerr et al. 2005) o con interventi ergonomici quali hardware specifico (ad esempio, sedie regolabili) o modifiche delle workstation (Lindegård et al. 2005). Tuttavia, pochi metodi affidabili, oggettivi e accurati, consentono il monitoraggio continuo della postura sul posto di lavoro per valutare il successo di questi interventi.

Dunne et al. (2006) ha utilizzato un sensore indossabile POF per monitorare la postura spinale da seduto. Un sensore a fascia in fibra ottica è costituito da una sorgente di luce, un sensore di luce, e un pezzo di fibra ottica in plastica (POF). Il POF è abraso lungo un lato, permettendo alla luce di sfuggire. La quantità di luce rilevata dipende dalla curvatura della fibra, la risposta del sensore è affidabile, precisa, ripetibile e senza variazione nel tempo. Il sensore POF è economico e ben si adatta ad applicazioni indossabili grazie alle sue piccole

dimensioni, alla flessibilità e alla lunghezza facilmente personalizzabile.

7.6 Rivalutazione dell'abbigliamento intelligente

Abbiamo esaminato gli sviluppi tecnologici e le applicazioni dell'abbigliamento intelligente. In base allo stato attuale di abbigliamento intelligente questo capitolo suggerisce la direzione in cui sviluppare gli indumenti intelligenti e lavoro futuro.

7.6.1 Lavori futuri

Nella tecnologia intelligente per il tessile e l'abbigliamento, è necessario lo sviluppo continuo per integrare la tecnologia che unisce l'elettronica in ogni componente del tessuto intelligente.

Ci aspettiamo di procedere da una tecnologia a blocchi a una tecnologia integrata, e di conseguenza di spostarci dalle fibre tessili convertite alle fibre ottiche. Pertanto, materiali nuovi in fibra come ICP e le nuove tecnologie come le nanotecnologie e elettrospinning svolgerà un ruolo importante nella prossima generazione di materiali e delle tecnologie.

Per implementare le funzioni di ciascun componente in abiti intelligenti, è necessaria una tecnologia di interconnessione. Attualmente la tecnologia dei tessuti conduttivi per i diversi componenti è a un differente livello di sviluppo; ad esempio, il livello tecnologico dei display è superiore a quello delle batterie. Quindi, dobbiamo uniformare le specifiche per un'efficiente

interconnessione tra i componenti, considerando l'intercambiabilità, la durata e l'usabilità.

L'abbigliamento intelligente è un oggetto di moda che ha bisogno di soddisfare gli utenti da un punto di vista emozionale così come da un punto di vista funzionale per cui è essenziale lo sviluppo sia della tecnologia User-oriented che rifletta i bisogni latenti dei consumatori, sia delle tecnologie di integrazione e interconnessione.

7.7 Design per i sistemi indossabili

7.7.1 La necessità di un nuovo processo di progettazione per l'abbigliamento intelligente

Abbigliamento Smart è un nuovo tipo di abbigliamento creato utilizzando una tecnologia di fusione che combina ingegneria elettronica e design dell'abbigliamento.

Dato che gli indumenti intelligenti richiedono una combinazione di diverse caratteristiche differenti quali l'efficienza elettronica, sicurezza elettrica, benessere fisico, e l'estetica di un capo, i progettisti che sviluppano questi capi di abbigliamento intelligente dovrebbero considerare l'insieme di tutti questi fattori nel loro design.

Anche con una tale visione interdisciplinare, tuttavia, sarà difficile per i progettisti di abbigliamento evitare di confrontarsi con limitazioni importanti nel loro processo di progettazione. Pertanto, per una progettazione di successo di abbigliamento intelligente, è prerequisito fondamentale modificare il tradizionale processo di progettazione di abbigliamento e inserire alcune misure appropriate per la creazione interdisciplinare che questa progettazione richiede.

In questo capitolo, si illustrano gli ultimi modelli di processo di abbigliamento appena modificato nella progettazione per l'abbigliamento elegante, e si evidenziano i risultati principali di un progetto di ricerca, sviluppo tecnologico di usura intelligente per il futuro la vita quotidiana, svolto a partire dal 2005 al 2009 con il sostegno della Ministero della Conoscenza e dell'Economia del governo coreano.

7.7.2 Esigenze di progettazione per l'abbigliamento intelligente

In tutti i campi del design industriale, il termine "progettare" è definito come: un processo che parte da un'analisi delle esigenze di progettazione e termina con la loro sintesi in alcune forme visualizzabili, in cui le "esigenze di progettazione" implicano le attese detenute dai consumatori e dai produttori verso l'oggetto da progettare nei contesti di estetica, funzionalità, ergonomia, sicurezza e prezzo.

In sintesi, esigenze di progettazione indicano ciò che dovrebbe riflettere ogni singolo prodotto "progettato". In altre parole, si tratta dei cambiamenti critici che si verificano nel processo di progettazione, quando ad esempio emergono nuove esigenze di progettazione. Nel caso di capi di abbigliamento intelligenti per

il monitoraggio del corpo umano, il territorio del design per l'abbigliamento dovrebbe essere ampliato per includere nuove categorie, come ad esempio incorporazione di funzioni digitali o l'interazione tra le parti della funzione digitale e del corpo umano.

Nel campo dell'abbigliamento intelligente, alcuni ricercatori hanno analizzato le esigenze di progettazione (o requisiti) in base alle loro definizioni diverse. A definire gli indumenti intelligenti come "madre indossabile" nella sua analisi su "GTWM" (ad esempio, "madre indossabile" della Georgia Tech), Tao (2001) ha classificato i requisiti in funzionalità, connettibilità, durabilità, manutenibilità, facilità d'uso in combattimento, producibilità, vestibilità e convenienza.

Questa sezione considera le implicazioni di abbigliamento intelligente nel contesto delle tre definizioni. In primo luogo, è un tipo di abbigliamento che dovrebbe soddisfare i bisogni fondamentali per un gradimento, emozione di chi lo indossa e la sensibilità che tali oggetti provoca sull'utente finale.

In secondo luogo, è un nuovo tipo di abbigliamento in cui è incorporata la funzione digitale o meccanica. In terzo luogo, si tratta di un abbigliamento tipico di interfaccia uomo-macchina in cui tutte le esigenze per il sistema di abbigliamento, il sistema della macchina, e le interazioni tra di essi dovrebbero riflettersi in armonia.

Queste tre definizioni di abbigliamento intelligente implicano che sono molteplici gli aspetti da considerare tra cui aspetti soggettivi per l'utente, le richieste per la funzione meccanica, interazione confortevole tra utente e sistema, ecc. Questi aspetti dovrebbero essere considerati come bisogni fondamentali nelle fasi dell'intero processo di progettazione.

Sulla base di esami precedenti riguardo le esigenze di progettazione, si consiglia un totale di 10 categorie principali di esigenze di progettazione per l'abbigliamento hi-tech: funzionalità, usabilità, comfort, manutenzione, semplicità nella cura dei capi, producibilità, sicurezza, portabilità, durabilità, e aspetto.

7.7.3 Abbigliamento intelligente per l'assistenza sanitaria

Visto come l'intelligenza ambientale che è più vicino al corpo umano, il monitoraggio dei segni vitali tramite indumento è un nuovo tipo di assistenza sanitaria che unisce la biotecnologia e la tecnologia informatica con la moda (Cho, Yang, e Sung 2008).

In altre parole, questo si riferisce ai capi di abbigliamento con dispositivi integrati in grado di monitorare i segni vitali, convertire elettricamente i valori fisici misurati dal corpo ed esprimere i fenomeni biologici risultanti in segnali elettrici.

Come tale, essa rende possibile la gestione della salute e il trattamento a distanza.

Il monitoraggio dei segnali vitali è costruito su un sistema che misura, analizza, trasmette, e si alimenta di nuovo con i segni vitali provenienti del corpo umano.

Una varietà di dispositivi collegati sui vestiti sono in grado di rilevare i segni vitali dei portatori, come la respirazione e il battito cardiaco, monitorando le loro condizioni di salute costantemente.

La cosiddetta "seconda generazione dei capi di abbigliamento intelligente", attualmente in fase di sviluppo, è per lo più abbigliamento "high-end" con i segni vitali di monitoraggio considerati come funzioni che richiedono una tecnologia sofisticata di controllo del rumore.

Lo sviluppo di questo abbigliamento si basa su una visione che guarda avanti, ad un cambiamento dello stile di vita verso il concetto di benessere e la tendenza della società di comprendere l'importanza dell'assistenza sanitaria.

Da questo punto di vista della necessità di innovare, i metodi di assistenza sanitaria stanno affrontando sforzi considerevoli per estrarre dal corpo segnali analizzabili e per questo motivo, lo sviluppo di questi indumenti viene considerato come un prodotto di grande potenzialità per sviluppi futuri.

Attualmente, la ricerca e lo sviluppo di vestiti di monitoraggio della salute è attivamente in corso in tutto il mondo.

La richiesta di monitoraggio sanitario mediante abbigliamento intelligente, tra cui il tipo di sistema che rileva e reagisce agli stimoli ambientali al corpo umano, è previsto in aumento.

7.7.4 Caso sviluppo di prototipi per il bio-monitoraggio

Lo Smart clothing Research Lab della Yonsei University, ha sviluppato un prototipo di bio-monitoraggio intelligente applicabile all'abbigliamento che permette di ottenere misure ECG da sforzo tramite sensori di velocità, ECG, il polso, e la

respirazione.

Disegno di questo prototipo è stato fatto come un abbigliamento sportivo che ha un aspetto non intrusivo, incontrando l'andamento favorevole della domanda dei clienti.

Un sensore per la misurazione dei parametri vitali, tessuto in metallo cromato (MPF) a base di sensori e dispositivi ECG, è incorporato nel tessuto.

Un segnale di linea di trasmissione per i segni di trasporto è stato progettato a base tessile, e il dispositivo è removibile.

L'elettrodo a base tessile è appositamente progettato per minimizzare errori da movimento in modo che il posizionamento assoluto dell'elettrodo non è legato al movimento del soggetto utilizzatore.

Questo prototipo di abbigliamento per l'assistenza sanitaria, può costantemente controllare la funzione ECG e ha quindi la capacità di aiutare la prevenzione di attacchi di cuore e infarto del miocardio.

La misurazione dei segnali elettrocardiografici vengono trasmessi in modalità wireless a PC e al telefono cellulare del medico curante, in modo tale da poter controllare lo stato di salute del paziente e, in caso di problematiche, intervenire con tempestività.

Lo scenario di sviluppo del modello di base è costituito dalle seguenti prospettive.

In una situazione di emergenza in cui chi lo indossa viene portato in un ospedale, un operatore di soccorso è in grado di risalire alla storia sanitaria del paziente e accedere ai dati privati attraverso la lettura del pendaglio RFID appeso al braccio di chi indossa l'indumento.

I dati personali verranno trasferiti in ospedale in modo che le misure di emergenza possono essere assunte immediatamente dopo l'arrivo del paziente.

Sensori e dispositivi utilizzati nel modello di sviluppo includono un modulo ECG, elettrodi ECG, sensore di temperatura, sensore di velocità, modulo di comunicazione per la comunicazione wireless, e le batterie di alimentazione. Inoltre è incorporato nel prototipo un tag RFID che memorizza la storia del paziente e i dati personali.

I sensori e dispositivi che compongono tali indumenti intelligenti per monitorare i segnali vitali hanno quattro componenti funzionali: il sensore, l'aritmica, la comunicazione, e le unità di alimentazione. Il sensore è costituito da un sensore di temperatura in grado di misurare i parametri vitali, ed elettrodi ECG. Questa parte del sensore è azionata in connessione con le altre parti: la parte operativa finalizzata alla misurazione precisa ECG, la parte dell'operazione di trasmissione di uscita della parte operativa, quali la frequenza cardiaca, la velocità di respirazione e la temperatura; la parte di trasmissione permette l'invio di questi segnali di uscita verso il telefono cellulare o il computer principale.

7.8 Tessile elettrificato

7.8.1 Introduzione

Proprio come la storia di un costume o di un'usanza riflette l'evolversi della cultura, della tecnologia e del tempo che questa usanza porta, lo scopo dell'abbigliamento è stato quello di modificare la cultura della propria epoca.

I tessuti in particolare sono sempre stati il cuore di questo settore, mostrandosi innovatori e sperimentatori di soluzioni che ad oggi non esistono più ma che da sempre hanno contraddistinto la sperimentazione e l'evoluzione del settore.

In età primitiva lo scopo dell'abbigliamento era quello di proteggere il corpo dall'ambiente esterno. L'utilizzo delle pelli di animali, le foglie d'erba hanno non solo protetto l'uomo dall'ambiente esterno permettendogli di prolungare la sua vita utile, ma hanno permesso ai primitivi di poter operare in condizioni difficili grazie all'abbigliamento protettivo.

Il concetto di abbigliamento si è evoluto da una idea pregressa di protezione e riscaldamento ad una vera e propria soluzione partner per incrementare e migliorare le capacità umane.

La base dell'intera ricerca si focalizza sulla volontà di incidere in maniera significativa su come l'introduzione dei moderni tessuti possa modificare le abitudini sociali.

Visto dal punto di vista dell'età moderna, l'abbigliamento intelligente può essere definito come l'abbigliamento che combina i materiali funzionali e le tecnologie elettroniche per migliorare la capacità di adattamento degli umani nell'ambiente.

Ma allo stesso tempo l'utilizzo dell'abbigliamento tecnologico ha permesso di creare un network informativo riguardo alle attività svolte dall'individuo, caratterizzandone particolarità e monitorando le condizioni dell'uomo in queste fasi e permettendo lo sviluppo delle migliori condizioni fisico-attitudinali per salvaguardare l'incolumità del soggetto.

L'abbigliamento del futuro sarà collegato alle informazioni e alle infrastrutture di comunicazione per essere in grado di fornire un servizio discreto per gli esseri umani in grado di percepire l'ambiente e allo stesso tempo fornendo le informazioni generate in ambiti personali come la salute, le emozioni, e le interazioni delle persone nell'ambiente.

Tutto ciò che è in contatto diretto o vicino al corpo nello spazio onnipresente è da considerarsi abbigliamento.

L'abbigliamento è il confine che distingue la zona del corpo dall'ambiente circostante.

Le Informazioni raccolte da questo abbigliamento intelligente sul corpo di chi lo indossa, forniscono a chi lo indossa (oppure a un soggetto terzo atto al monitoraggio del paziente) dati informativi sulle condizioni del corpo inviandoli al mondo esterno, mentre allo stesso tempo danno all'utilizzatore informazioni o servizi disponibili nel mondo esterno. Per svolgere queste funzioni, i tessuti intelligenti devono possedere proprietà speciali che la fibra convenzionale non ha.

L'abbigliamento deve avere una funzione di rilevamento in modo da percepire variabili quali segnali biomedici e la temperatura corporea di chi lo indossa. Inoltre, deve anche avere la funzione di attuatore per informare chi lo indossa delle informazioni o servizi disponibili nel mondo esterno

Sarebbe un caso ideale se la fibra stessa diventa il sensore o è un built-in funzione di attuatore.

In questo capitolo, discuteremo i prodotti che sono applicabili e disponibili per i sistemi di monitoraggio e il modo in cui la fibra può essere resa intelligente mediante l'applicazione delle tecnologie elettroniche.

7.8.2 Problematiche attuali

La problematica che da sempre ha spinto i ricercatori verso fibre "intelligenti" nasce da un problema essenzialmente fisico. I tessuti, per loro caratteristica, sono spesso molto flessibili e soggetti a sollecitazioni meccaniche complesse. Al contrario, i

componenti elettronici necessari per la realizzazione di questo abbigliamento tecnologico sono solidi e delicati in fase di utilizzo.

Parti di prodotti elettronici sono fatti di materiali inorganici o metalli compresi quelli semi-conduttori. Pertanto, la maggior parte dei materiali e componenti sono solidi o racchiusi in contenitori solidi.

Poiché per la maggior parte i tessuti sono costituiti da fibre corte o lunghe fibre che si sono intrecciate, sono molto sottili e flessibili e la loro forma può essere cambiata e può anche essere allungata quando viene esercitata una forza.

Quando i componenti elettronici e tessuti sono integrati, lo stress è focalizzato sul confine tra le parti flessibili e solide, e questo causa un influsso negativo sulla affidabilità del prodotto. Inoltre, le parti solide in abiti riducono notevolmente il comfort dell'indumento e riducono la vita utile del materiale in quanto sono più soggetti ad usura.

Una seconda differenza importante è la conducibilità elettrica. Parti elettroniche sono caratterizzate da materiali conduttori o da semiconduttori e sono attivati da corrente elettrica che fluisce dalla fonte di alimentazione. Tuttavia, la maggior parte delle fibre è non conduttivo per natura.

La terza differenza è la tenuta all'aria e resistività dell'acqua. Il materiale della maggior parte delle apparecchiature elettroniche per sé non assorbe liquidi, ma l'impianto elettrico potrebbe essere danneggiato da acqua una volta che è integrato al circuito stampato (PCB).

D'altra parte, l'abbigliamento è costantemente in contatto con il liquido come l'acqua, perché non solo deve assorbire il sudore e lo scarico, ma anche deve essere lavato. Pertanto devono essere adottate misure speciali per renderlo impermeabile.

Oltre a queste differenze nelle proprietà fisiche, l'industria tessile e l'industria elettronica hanno problemi con termini tecnici, standard industriali, e processi produttivi.

Le problematiche nei processi produttivi sono legate alle temperature di lavorazione. I componenti elettronici per essere cablati in modo strutturale necessitano di saldature eseguite ad una temperatura media variabile tra i 200°C e i 350°C. La maggior parte dei tessuti non sopporta sollecitazioni termiche superiori ai 200°C e pertanto non è possibile eseguire una saldatura su questi elementi.

Un ricercatore coinvolto nello studio di tessuti così detti “intelligenti” si trova di fronte a numerosi problemi oltre a quelli citati fino ad ora e in questo capitolo cercheremo di evidenziarli, studiarli e se possibile risolverli.

7.8.3 Interfaccia elettro-tessile

L'emergere di dispositivi mobili e apparati elettronici miniaturizzati ha avuto una grande influenza sui modelli di vita della gente moderna.

Molte persone possono ascoltare la musica durante il jogging. La tecnologia della telefonia mobile permette alle persone di rispondere alle telefonate ovunque.

La prima sperimentazione verso questo ambito è lo sviluppo di fibre guida per le cuffie auricolari. Questo settore era limitato solo ad un ambito di design giovanile con poche applicazioni in ambito scientifico.

La fase successiva della ricerca ha portato all'integrazioni di veri e propri dispositivi elettronici direttamente integrati nei vestiti. Fili elettrici formati da speciali fibre metalliche vengono tessuti con le fibre tessili tradizionali permettendo il passaggio di piccole correnti e segnali, offrendo la possibilità di inserire già all'interno dell'indumento un lettore MP3 o una tastiera.

Questo non significa però sostenere che l'industria del tessile e l'industria elettronica hanno trovato la soluzione per integrare queste tecnologie ma si limitano ad unire in modo semplice e funzionale due prodotti industriali provenienti in ambiti diversi.

Per abbigliamento intelligente si intende sviluppare un sistema in cui la fibra stessa agisce da sensore o da attuatore.

Per realizzare questo obiettivo, il prodotto tessile deve avere varie funzioni attive in se stesso e dei prodotti elettronici dovrebbero essere fusi all'interno del tessuto.

Ci sono alcuni materiali che ora dispongono di funzionalità elettroniche che le tecnologie attualmente disponibili sono in grado di offrire.

Per fare vestiti intelligenti, dobbiamo sviluppare una nuova tecnologia in grado di integrare e fondere prodotti elettronici con le fibre. Questa nuova tecnologia si chiama interfaccia elettrotessile.

7.8.4 Connessione tra oggetti

Nell'universo dei materiali esistono svariate tipologie di materiali reagenti alle sollecitazioni fisiche.

Ad esempio esistono vernici termosensibili (Camaleonte) che variano la propria colorazione in base alla temperatura nell'ambiente. Purtroppo è possibile vedere solo passivamente l'azione del calore su queste vernici e non è possibile intervenire attivamente per modificare la colorazione a piacimento.

Tutti i prodotti elettronici svolgono le loro funzioni attraverso il controllo della corrente elettrica che scorre in oggetti che hanno funzioni indipendenti.

Una varietà di oggetti possono essere utilizzati, come un materiale speciale funzionale, una resistenza, un circuito integrato (IC), un PCB su cui sono integrati numerosi componenti elettronici, o un dispositivo con una funzione indipendente. Qualunque sia la forma degli oggetti o quella che possono prendere, se ci sono alcuni oggetti elettronici nei vestiti, avranno bisogno per forza di un percorso fisico attuale per collegarsi tra loro e per la fornitura di energia elettrica.

Per esempio, quando un tessuto a base di tastiera è posizionato sulla manica e un MP3 è posizionato nella tasca interna, risulteranno necessarie linee di trasmissione del segnale. Se una fonte di alimentazione supplementare è necessaria per un oggetto indipendente per poter svolgere una funzione attiva, saranno necessarie delle linee elettriche.

Ci sono metodi wired e wireless di trasmissione di segnali. Il metodo di trasmissione senza fili del segnale ha molti problemi, come ad esempio il consumo di energia o di interferenza elettromagnetica (EMI) con altri dispositivi e il corpo umano. Il più grande problema è come fornire stabilmente l'alimentazione al sistema wireless. Anche se la trasmissione del segnale wireless è comoda, consuma molta più potenza elettrica di trasmissione del segnale via cavo. A differenza dei prodotti elettronici portatili, gli abiti sono indossati costantemente. In altre parole, l'abbigliamento sta fornendo il servizio potenziale di 24 ore per chi lo indossa.

Questo elemento risulta fondamentale per una corretta progettazione e per avere una visione delle problematiche in osservazione ampia e corretta.

Infatti questa nuova visione dell'indossare sostituisce ad una visione passiva del tessuto, una struttura complessa di interazioni con l'organismo umano. Un esempio da riportare è la problematica dell'alimentazione di tale tessuto. In caso di monitoraggio continuo si render necessario l'utilizzo di una batteria più grande e pesante e questo fattore, oltre ad aumentare

il disagio all'utente, impone delle scelte progettuali forzate.

Un altro elemento da calcolare è il quantitativo di emissioni sottoforma di onde elettromagnetiche provenienti da questi tessuti. Questa condizione è dettata dal fatto che i segnali in studio devono obbligatoriamente essere trasmessi verso dispositivi di visualizzazione mediante cavo o onde.

Siccome l'utilizzo dei cavi "tradizionali" può causare problemi in termini di affidabilità, rigidità sul tessuto e problematiche dovute al cablaggio, la soluzione ormai in fase di sviluppo è l'utilizzo della comunicazione a distanza wire-less. Questa tecnologia comporta inevitabilmente l'emissione di radiazioni elettromagnetiche che devono essere previste, misurate e contenute ai sensi di legge.

Un filo ideale da applicare in ambito abbigliamento sarebbe un materiale che sia chimicamente stabile e al tempo stesso possieda una proprietà fisica identica a quella del tessile. Il materiale migliore per l'abbigliamento intelligente dunque sarebbe una fibra polimerica che ha un elemento trasmissivo per la conducibilità.

Ad oggi, tale materiale non è stato ancora sviluppata.

Attualmente sono disponibili materiali a filo ottenuti da filati di metallo, fili ricoperti di polvere di metallo e metallo placcato. Questi materiali non sono però efficienti come il filo elettrico perché la loro conducibilità è insufficiente e sono deboli nel lavaggio e nei cambiamenti della struttura meccanica del tessuto.

7.8.5 Piattaforma elettro-tessile

Come abbiamo visto, la convivenza tra un tessuto tradizionale e dei componenti elettronici risulta essere per molti aspetti molto complessa. Nella realtà progettuale è stato sviluppato un sistema innovativo che permette di limitare le problematiche tra il tessuto e i componenti elettronici.

Questo elemento viene chiamato "piattaforma elettro-tessile".

Questa piattaforma è essenzialmente una interfaccia tra il tessuto con le sue caratteristiche interne e i componenti elettronici che devono ad esso essere uniti.

Le piattaforme elettro-tessili si dividono in due macro categorie:

- micro piattaforma: atta all'interconnessione tra i componenti in una zona relativamente piccola e mirata del tessuto;
- macro piattaforma: atta all'interconnessione con ogni sottosistema in base alla funzionalità dell'indumento

sviluppato.

La maggior parte delle micro piattaforme possono essere interlacciate insieme su un singolo modello di cucitura. Una macro-piattaforma collega un oggetto all'altro formando un sistema integrato. In generale, una macro-piattaforma va oltre il confine tra i modelli. Una micro piattaforma non influisce sulla progettazione del capo dato che occupa una piccola porzione del tessuto. D'altra parte, una macro piattaforma fornisce una influenza molto maggiore sull'intero processo di produzione che va dalla selezione del materiale per la realizzazione, alla fase di cucito, fino al post-processing. Questo porta ad una progettazione macchinosa e complessa.

L'uso di bande strette è il metodo più comune per ottenere queste piattaforme.

La banda stretta è simile al cavo piatto nel settore dell'elettronica, ed è tessuta con fili diversi di fibra immerse in parallelo. In generale, filo metallico o filo rivestito con particelle metalliche (solitamente filo rivestito d'argento) è usato come conduttore. Per evitare possibili cortocircuiti tra i fili, le varie bande sono in genere rivestite con materiale isolante.

Il cucito e il ricamo sono anche uno dei metodi disponibili per l'applicazione delle piattaforme.

Le vie conduttive sono spesso cucite o ricamate lungo i sentieri del circuito. Questo metodo, in modo troppo generico, utilizza filati metallici o fili rivestiti con particelle metalliche.

Il filo di metallo però risulta essere più rigido rispetto alle fibre del tessuto stesso ordinario e provoca difficoltà di ricamo per produzione di massa.

In alcuni casi, sono necessarie macchine da ricamo appositamente progettate perché macchine da ricamo ordinarie non sono utilizzabili.

È più facile ricamare il metallo rivestito rispetto ai filati metallici, ma il loro svantaggio è la perdita di conduttività elettrica quando vengono lavate.

Come nel caso della banda stretta, possibili cortocircuiti tra i fili sono un altro punto debole del metodo di ricamo.

Un altro metodo di applicazione al tessuto di queste piattaforme è l'utilizzo di speciali inchiostri conduttivi.

L'inchiostro conduttivo compone il circuito in un metodo simile al processo di produzione dei PCB, che può essere teoricamente il modo più semplice e facile da usare

Questo metodo risulta essere anche il sistema di produzione di

massa più veloce ed economico.

Il circuito può essere effettuato con serigrafia o utilizzando una stampante digitale tessile (DTP). L'uso commerciale della tecnologia di stampa si trova ad affrontare i seguenti problemi. Il problema più grande è il procurarsi l'inchiostro altamente conduttivo. La resistenza elettrica è proporzionale alla lunghezza del filo e inversamente proporzionale alla sezione trasversale. La tecnica di stampa per sua natura, forma uno strato molto sottile di inchiostro, il che significa che la sezione trasversale del filo necessariamente diventa estremamente piccola.

Pertanto, ne consegue che lo strato di inchiostro da stampare deve essere spesso e, allo stesso tempo, altamente conduttivo..

Polianilina e polipropilene sono polimeri conduttivi che possono essere utilizzati per questa soluzione, ma non hanno buona conduttività. Inchiostro conduttivo può essere ottenuto inoltre dai neri mescolando carbonio conduttivo o metallo sottoforma di nano particelle, ma anche in questo caso è difficile ottenere sufficiente conduttività elettrica. Se la quantità di polvere di carbone o polvere di metallo viene aumentata per migliorare la conducibilità elettrica, la capacità di legarsi al tessuto diminuisce in proporzione.

Un altro svantaggio dell'utilizzo della polvere di carbone o polvere di metallo è la sua debolezza per cambiamenti fisici della forma . Ripetuti cambiamenti fisici della forma infatti possono creare crepe sulla superficie, e le crepe tagliare la corrente elettrica, disabilitando le sue funzioni.

Quanto maggiore è l'elasticità del tessuto, maggiore è la probabilità di crepe sulla superficie. E ' molto importante trovare una combinazione ottimale dei materiali conduttivi e leganti in grado di sopportare variazioni di forma fisica e al tempo stesso soddisfare le richieste di conducibilità.

L'incollaggio è una tecnica che aumenta la funzionalità del tessuto mediante, appunto, l'incollaggio di due o più tessuti eterogenei. Una eccellente piattaforma elettro-tessile può essere effettuata tagliando l'elettrolisi di un metallo placcato su un tessuto nello schema di un circuito desiderato e legandolo al tessuto normale.

Dal momento che il metallo è direttamente rivestito sulla fibra, l'elettrolisi del metallo placcato nel tessuto ha conducibilità elettrica superiore a qualsiasi altro materiale. La sua debolezza al lavaggio può essere superata con spalmatura o altri metodi produttivi.

Il problema principale è la precisione di taglio dei modelli: è difficile, quindi sono necessarie apparecchiature per il taglio laser.

La tecnica di incollaggio può essere applicata ad una piccola scala di produzione. Oltre ai metodi che sono stati introdotti qui, ci può essere una grande varietà di metodi. Forse il modo più veloce e più facile da trovare sarebbe per gli specialisti in vari campi di stare insieme e di brainstorming per nuove idee.

Sensori a base tessile

Finché un cambiamento fisico è osservato come stimolo esterno, qualsiasi materiale può essere utilizzato come un sensore.

Poiché la struttura e il materiale dei tessuti differiscono dai semiconduttori inorganici o oggetti che vengono utilizzati nell'industria elettronica, coloro che stanno progettando sensori tessili hanno bisogno di un cambiamento radicale nella loro concettualizzazione. Esaminiamo alcune caratteristiche del tessile prima di progettare il sensore tessile.

Il tessile è un materiale composto da fibre.

C'è tessuto e tessuto non tessuto. Tessuto è una varietà di strutture a seconda del metodo di tessitura: tela, saia, raso, tessuto a maglia, ecc Dopo che il materiale è stato tessuto, questo passa attraverso vari processi di finissaggio come la tintura, ammorbidente, finitura antistatico, ecc

Molti tipi di tessuto così creati possono essere usati come sensori in base alle loro proprietà meccaniche e chimiche. Se un certo cambiamento avviene nel tessuto, il cambiamento deve essere registrato nel dispositivo di elaborazione analogico / digitale.

A tal fine, il cambiamento deve essere convertito in una quantità elettrica. Inoltre, per la trasmissione del segnale elettrico di conversione, è richiesto un tessuto di tipo conduttivo.

Il materiale che viene utilizzato per il sensore deve avere sufficiente conduzione per essere in grado di trasmettere l'uscita al sistema. Un sensore tessile ideale sarebbe il tessuto che può generare elettricità o cambiare il flusso della corrente elettrica nella sua reazione agli stimoli esterni. (piezoelettrici).

7.8.6 Sensori

Il sensore è un dispositivo atto alla conversione di stimoli esterni in una grandezza fisica misurabile con uno strumento.

Anche se nella maggior parte dei sistemi digitali della nostra epoca, le grandezze fisiche o chimiche vengono convertite in segnali elettrici, non tutti i sensori sono necessariamente emittori di segnali elettrici.

I sensori chimici, ad esempio, possono convertire cambiamenti di colore, volume o temperatura in segnali elettrici solo dopo elaborazioni secondarie del sistema digitale.

I sensori possono essere classificati in:

- sensori chimici
- sensori elettrici
- sensori biologici

A livello biomedicale, la classificazione dei sensori si divide in due aree principali di studio dei vari segnali: segnali biomedici e segnali ambientali. Queste aree sono interconnesse tra loro, in quanto una variazione di una grandezza ambientale può portare ad una variazione dei segnali biomedicali o viceversa.

Dal momento che i vestiti sono degli oggetti che restano vicino al corpo umano 24 ore al giorno, sono la migliore piattaforma per misurare costantemente segnali biomedici senza disturbare i portatori.

I segnali che sono relativamente facili da misurare e più frequentemente analizzati sono :

- la temperatura corporea,
- la respirazione,
- il polso dell'elettrocardiogramma (ECG),
- elettromiografia (EMG),
- elettroencefalogramma (EEG),
- risposta galvanica della pelle (GSR),
- movimenti umani.

I sensori di misura per l'ambiente invece sono in grado di misurare:

- gas
- temperatura
- umidità,
- radiazione ultravioletta
- luce,
- rumore.

Essi comprendono ciò che si chiama consapevolezza in funzione del contesto.

Inoltre, vari altri sensori possono essere applicati per la costruzione di un sistema di abbigliamento intelligente.

La temperatura corporea che si misura in una certa situazione può diventare un pezzo di informazioni utile da solo. La temperatura corporea misurata di continuo è in grado di offrire ulteriori informazioni. Il corpo umano ha un ciclo giornaliero chiamato ritmo circadiano, e il sistema di termoregolazione cerca di mantenere la sua omeostasi se non è disturbato dai cambiamenti di circostanze o emozione.

Così, i cambiamenti di temperatura nel tempo sono utili per comprendere le condizioni di chi lo indossa. Inoltre, è anche possibile estrarre informazioni completamente diverse dalle informazioni misurate attraverso la manipolazione secondaria.

Per esempio, le informazioni emotive possono essere estratte mediante l'ECG.

Come già riportato in fase di ricerca, lo scopo originario dell'ECG è quello di diagnosticare le malattie cardiache. I segnali ECG sono segnali deboli di circa 1 mV, e sono suscettibili di essere esposti a rumori diversi nel processo di misura.

Segnali ECG misurati nell'ambiente dell'abbigliamento dovrebbero essere di scarsa qualità rispetto a quelli misurati in ospedale.

In generale, il test di morfologia e il test di stimolazione sono i due metodi utilizzati in ospedale per la diagnosi ECG. Il test di morfologia è possibile solo quando la qualità del segnale corrisponde ai criteri di attrezzature mediche, ma il test di stimolazione è possibile anche quando la qualità del segnale è relativamente bassa.

7.8.7 Elettrodi

ECG, EEG, EMG, e GSR sono i segnali più utilizzati in ambito biomedicale.

Questi segnali vengono misurati mediante elettrodi. Negli ospedali, elettrodi monouso sono usati per estrarre questi segnali biomedicali.

Negli esami tradizionali, per ottenere questi segnali si utilizza uno strato di gel, posto tra l'elettrodo e la pelle, che permette il passaggio di ioni dalla pelle all'elettrodo.

Tuttavia in caso di monitoraggi lunghi, l'utilizzo del gel diventa molto difficoltoso e la misurazione nel tempo tenderebbe a non essere più affidabile.

Molti ricercatori hanno cercato alternative per non causare disagi e le soluzioni ad oggi proposte sono l'elettrodo a secco e l'elettrodo capacitivo.

L'elettrodo a secco non fa uso di gel e le misure di bio-segnali avvengono letteralmente in stato secco.

Gomma conduttiva, schiume poliuretatiche rivestite in argento, tessuti rivestiti con metallo o atomizzati, metallo e stoffa tessuti possono essere usati come elettrodi a secco.

Ultimamente, si utilizzano polimeri conduttori come polianilina o polipirrolo e i loro sviluppi sono stati ampiamente utilizzati per elettrodi o materiali conduttivi.

L'impedenza della pelle può variare secondo le condizioni della pelle e della sorgente elettrica, ma è generalmente nota. (Capitolo sui segnali biomedicali).

Fatta eccezione per alcuni casi particolari, la resistenza e la conducibilità dell'elettrodo devono essere inferiori rispetto l'impedenza della pelle e non importa che tipo di materiale viene utilizzato.

Pertanto, il fattore elettrico dovrebbe essere la massima priorità nella progettazione di elettrodi. I materiali con bassa conducibilità sono deboli rispetto ai disturbi elettrici provocati dalla mancata impedenza o interferenze elettromagnetiche, che rendono difficoltosa l'acquisizione dei segnali.

Se il materiale non è sufficientemente flessibile aumenta il rumore causato dal movimento. Inoltre, l'elettrodo tessile non dovrebbe provocare nessun danno alla pelle umana. Invece spesso fili di acciaio inossidabile tendono a stimolare la pelle con i suoi filamenti provocando dei tagli, oppure metalli, come il nichel, possono provocare irritazione della pelle.

Pertanto, si dovrebbe stare attenti a scegliere i materiali conduttivi.

Dobbiamo prestare attenzione ai minimi dettagli, non solo nella scelta dei materiali conduttivi, ma anche nella progettazione dell'oggetto da usare.

L'impedenza di contatto degli elettrodi a secco è molto più grande rispetto all'elettrodo bagnato, e l'elettrodo a secco è più sensibile ai vari rumori tra cui i movimenti dell'utente o le onde radio.

Il modo più semplice per ridurre l'impedenza di contatto è quello di aumentare la pressione tra l'elettrodo e la superficie del corpo.

A tal fine, è comune utilizzare una struttura a fascia toracica per gli elettrodi ECG, ma questa fascia esercita una pressione sul torace e può causare disagio e dolore se indossata per lungo tempo. Ora è il momento di sviluppare nuovi concetti di design che considerino la convenienza per l'utente e la qualità dei segnali.

Gli elettrodi capacitivi accoppiati offrono una nuova tecnica per misurare ECG senza un contatto diretto con la pelle. In senso stretto, sono diversi dagli elettrodi, ma sono facili da applicare ai vestiti, e l'attività dell'utente non deve essere limitata.

Per tali vantaggi l'applicazione di elettrodi capacitivi accoppiati è fortemente raccomandata per gli indumenti intelligenti.

L'elettrodo, inoltre, può essere integrato mediante un ricamo a filo conduttore direttamente all'interno del tessuto.

È anche possibile fare un elettrodo con telaio Jacquard (sistema di allestimento di elementi elettronici mediante un sistema di accoppiamento a telaio).

Così, le tecniche tessili tradizionali possono anche essere efficacemente usate per la fabbricazione di sensori, se vengono utilizzati in una corretta combinazione con materiali e sistemi produttivi appropriati.

Il sensore tattile è un altro campo di applicazione dell'elettrodo di cui le principali operazioni sono simili a quelle di elettrodi capacitivi accoppiati.

Questa tipologia di elettrodo è in grado di misurare le variazioni di capacità quando l'elettrodo viene toccato con un dito.

La debolezza del sensore a sfioramento è la sua eccessiva sensibilità che, molte volte, si attiva in maniera indesiderata ed errata.

Fatta eccezione per questo problema, il sensore dovrebbe essere applicato frequentemente per abbigliamento intelligente perché è facile da produrre e molto adatto per l'ambiente abbigliamento.

Infine, l'elettrodo è un sensore che riceve i segnali, e nello stesso tempo può essere utilizzato come attuatore per la stimolazione elettrica.

In campo medico, si sfrutta generalmente il fenomeno della elettro-stimolazione per speciali terapie fisiche.

L'elettrodo è stato utilizzato anche per la stimolazione elettrica funzionale (SEF) nel campo dell'ingegneria della riabilitazione.

I ricercatori devono però stare molto attenti ai seguenti punti durante la progettazione degli elettrodi per la stimolazione elettrica del corpo umano.

A differenza dell'elettrodo bagnato che viene utilizzato in campo medico, il tessile a base di elettrodi a secco non è uniformemente a contatto con la pelle umana.

Dal momento che i flussi di energia elettrica dal generatore al percorso incontrano una minor resistenza, la corrente elettrica tende a concentrarsi nel punto in cui l'impedenza di contatto è il più basso.

Quando avviene il passaggio della corrente elettrica nelle resistenze, viene generato del calore che al di là di un certo valore può infliggere ustioni cutanee.

Pertanto è necessario prendere delle precauzioni di sicurezza come ad esempio limitare la corrente elettrica che attraversa il circuito o sviluppare un metodo per mantenere una impedenza di contatto costante calcolata in anticipo, cioè quando l'elettrodo a secco viene utilizzato per la stimolazione elettrica.

7.8.7.1 Sensori di pressione tessile

La pressione è una grandezza fisica che è ampiamente utilizzata non solo nelle industrie, ma anche nella nostra vita quotidiana.

Una bilancia è un apparato tipico della vita quotidiana in cui si applica un sensore di pressione. Quando la gravità agisce su un oggetto, la pressione si aggiunge alla bilancia, e questa pressione viene convertita in peso.

Così, l'uscita della pressione è talvolta usata come valore numerico della pressione stessa, e talvolta è trasformata in varie grandezze fisiche secondarie o informazioni inerenti a questa grandezza fisica.

Quando la pressione di un tocco è estratta dal sensore di pressione, questa caratteristica fisica può essere convertita in segnali on / off dell'interruttore.

Sensori di pressione meccanici, estensimetri e sensori a semiconduttore piezoresistivi o piezoelettrici sono sensori di pressione normali ampiamente usati in commercio.

Alcuni tipi di sensori “film” possono essere sfruttati per l'abbigliamento, ma altri tipi di sensori sono troppo grandi o troppo difficili da applicare direttamente ai vestiti. Pertanto, abbiamo bisogno di progettare sensori speciali che sono adatti all'ambiente abbigliamento.

Sensori di pressione vari sono stati studiati fino ad oggi includendo sensori tessili che utilizzano la struttura tessile per ottenere questi sensori (Sung 2007),

Questo effetto è raggiungibile creando un rivestimento o spalmando il tessuto con dei materiali piezoelettrici in grado di misurare la pressione esercitata sul tessuto.

Per poter realizzare dei piezo-resistori si utilizzano dei composti di polimeri conduttori (o elastomeri conduttivi) con annegati al loro interno particelle di materiali piezoelettrici.

Con questa soluzione si ottiene un sensore in grado di misurare anche piccole variazioni di pressioni.

Come in tutti i sensori, è necessario ai fini della progettazione, un accurato studio sulla gamma di pressione che vogliamo misurare. In altre parole, l'esatto range di funzionamento del sensore dovrebbe essere definito con chiarezza prima di progettare i sensori.

Un altro tipo di sensore è un materiale piezoelettrico reso flessibile da rivestimento sul film sottile. I sensori piezoresistivi descritti nel precedente paragrafo trasformano i cambiamenti di volume convertendoli in resistenza elettrica, e il sensore piezoelettrico è un materiale che produce elettricità. Il sensore piezoresistivo ha bisogno di un processo in cui vengono convertite variazioni di resistenza alla differenza di potenziale, ma l'uscita di un sensore piezoelettrico può essere inserito direttamente nel circuito analogico.

Un sensore di pressione capacitivo utilizza il principio di un condensatore elettronico. La capacità è proporzionale alla permittività (costante dielettrica) e l'area di ogni lamiera è inversamente proporzionale alla distanza tra le piastre.

Un sensore di pressione capacitivo applica questo principio creando una struttura 3D collegando un tessuto conduttivo su due strati, uno isolante e uno strato di sostegno.

Quando la pressione viene applicata in direzione ortogonale al sensore, i cambiamenti di segnale avvengono negli intervalli dello strato di supporto, che a sua volta cambia la capacità. Un

senso di pressione capacitivo è abbastanza sensibile per misurare piccole pressioni, ma è debole per i rumori elettrici e meccanici dell'ambiente esterno.

Pertanto, nella concezione capacitiva dei sensori di pressione, il materiale corretto che si adatta allo scopo e all'impiego del sensore dovrebbe essere selezionato opportunamente in relazione alle condizioni ambientali di utilizzo, e la dimensione e la forma deve essere definita chiaramente.

Un altro esempio di sensore di pressione tessile flessibile è il POF (Rothmaier, Luong, e Clemens 2008; Tao 2002).

Questo sensore si basa su un sistema a fibra ottica che reagisce alla variazione di pressione.

Queste variazioni della pressione causano cambiamenti nella forma della fibra ottica di plastica, che a sua volta interpreta il ruolo di gatekeeper per il flusso di luce.

In generale, POF non cambia la sua forma o la forma in risposta alle pressioni applicate nella direzione radiale. Pertanto, abbiamo bisogno di un materiale che risponde con i cambiamenti fisici di pressioni esercitate in direzione radiale.

Per misurare la forza esercitata in senso orizzontale, si potrebbe considerare un sensore tessile che utilizza l'estensimetro.

7.8.7.2 Altri sensori

Il tessile-based sensore è stato molto al centro dell'attenzione negli ultimi 20 anni.

Tuttavia, i sensori che sono realizzati mediante un processo di produzione tessile non sono così tanti.

Anche se i sensori sono stati miniaturizzati grazie ai progressi della nanotecnologia, molti problemi devono ancora essere risolti prima che dei sensori miniaturizzati possono essere inseriti direttamente nei tessuti.

Per soddisfare questa domanda, è necessario combinare le tecnologie esistenti. Un buon esempio è il recente tentativo di montare chip elettronici miniaturizzati su dei circuiti stampati flessibili (FPCB) da applicare all'ambiente abbigliamento.

Rispetto alla flessibilità dei tessuti, FPCB è ancora molto rigido ma potrebbe svolgere il ruolo di una buona alternativa fungendo

da cuscinetto tra il chip elettronico solido e i tessuti flessibili.

E' facile comporre una struttura a matrice come sensori tattili sulla FPCB (Hwang e Kim 2005). Celle solari flessibili sono anche un materiale che può essere applicato ai vestiti per le stesse ragioni (Schubert e Werner 2006).

Un altro metodo che merita lo sforzo della ricerca è quello di installare sensori miniaturizzati su tessuti. Alcune termocoppie disponibili sul mercato sono sottili e abbastanza piccole per essere tessute in essi..

Se si riuscisse a sviluppare un sistema di interconnessione dei sensori e dei tessuti efficace, questi sensori potrebbero essere direttamente applicati al vestiario ambiente.

Potremmo essere in grado di trovare il modo di applicare i sensori anche un po' grandi per abbigliamento. L'ambiente di abbigliamento utilizza una grande quantità di accessori come bottoni. Ci sono molti modi di mettere i pulsanti sui vestiti. Questi metodi dovrebbero essere esplorati per trovare i possibili modi per installare i sensori sui vestiti. Questi metodi possono permetterci di utilizzare quasi tutti i sensori elettronici in ambiente vestiti fino a quando un sensore tessile efficiente viene sviluppato.

7.8.8 Conclusioni

Il fronte comune nello sviluppo di sensori sotto forma di tessuti come indicato in questo capitolo è in cima alle priorità dei progettisti. Questo sottolinea ancora una volta che un tessuto tecnologico atto al compito del monitoraggio è una proposta di fondamentale importanza per l'evoluzione di apparecchiature biomedicali moderne.

8 Conductive Inkjet printing for textile

8.1 Definizione del settore in cui inserire il progetto.

Questa seconda parte di tesi si focalizzerà sullo sviluppo di un sistema biomedicale realizzato con una tecnologia innovativa ancora in fase di sperimentazione ma che sicuramente tra pochi anni diventerà una potenziale realtà.

La realizzazione di questo sistema biomedicale si baserà sullo stampaggio di tutte le componentistiche elettroniche mediante l'utilizzo di inchiostri conduttivi su materiali tessili.

L'idea progettuale nasce dall'unione dell'esperienza nel mondo della serigrafia di una piccola Cooperativa in provincia di Lecco e la ricerca di allargare questa tecnologia verso orizzonti innovativi e sicuro interesse futuro.

Porteremo a sostegno di questa tesi importanti casi di ricerca applicazioni attualmente in uso che dimostrano che lo stato dell'arte attuale permette già oggi di sviluppare questa tipologia di oggetti con un importante incremento di questo mercato negli anni a seguire.

Riporteremo ora una piccola ricerca riguardo l'elettronica stampata e come questa può essere trasferita sui tessuti. Nella seconda parte svilupperemo una balance board, sistema biomedicale utilizzato in ospedali e studi medici per lo studio della corretta postura di pazienti con problematiche di movimento.

8.2 Elettronica stampata

Elettronica stampata è un insieme di metodi di stampa utilizzati per creare dispositivi elettrici su vari substrati.

La stampa utilizza in genere attrezzature comuni di stampa o altre attrezzature a basso costo idonee per la definizione dei modelli di materiale, come ad esempio la serigrafia, flessografia, rotocalco, litografia offset e inkjet.

Inchiostri elettronici o ottici e inchiostri elettricamente funzionali vengono depositati sul substrato permettendo la creazione di dispositivi attivi o passivi, come i transistor a film sottile o le resistenze.

L' elettronica stampata dovrebbe facilitare la diffusione di questa tecnologia, con costi estremamente bassi, basse prestazioni di elettronica per applicazioni come display flessibili, etichette intelligenti, poster decorativi e d'animazione, e abbigliamento attivo, campi in cui non sono richieste prestazioni elevate.

Il termine "elettronica stampata" è legato all'elettronica organica di circuiti elettronici in plastica, in cui sono composti uno o più inchiostri basati sul carbonio.

L'inchiostro può essere depositato sulla base da soluzioni a base acquose o di solvente a sottovuoto (sublimazione).

Nell'elettronica stampata, al contrario, è possibile utilizzare qualsiasi materiale basato su soluzioni, tra cui semiconduttori organici, inorganici, conduttori metallici, nanoparticelle, nanotubi, ecc

Per la preparazione di elettronica stampata posso essere utilizzati quasi tutti i metodi di stampa industriale.

Simile alla stampa tradizionale, elettronica stampata applica strati di inchiostro su una base in modo che lo sviluppo coerente della stampa permetta la realizzazione dei circuiti desiderati. Il vantaggio più importante della stampa è il basso costo di fabbricazione soprattutto su grandi volumi.

Il basso costo permette di utilizzarla in svariate applicazioni.

Un esempio sono i sistemi RFID, che consentono l'identificazione contactless in commercio. In alcuni ambiti, come nel lighting design, la stampa non influisce sulla qualità

del segnale trasmesso e viene costantemente usata per la realizzazione di linee LED.

L'elemento realmente innovativo della stampa di circuiti elettronici è l'opportunità di poter stampare su substrati flessibili permettendo di realizzare circuiti elettronici che possono essere posizionati su superfici curve, per esempio, permettendo di realizzare pannelli solari sui tetti dei veicoli.

8.2.1 Risoluzione, la registrazione, spessore, fori, i materiali.

La risoluzione massima richiesta dalle strutture per la stampa tradizionale è determinato dall'occhio umano. Dimensioni caratteristiche inferiori a circa 20 micron non possono essere distinte dall'occhio umano e di conseguenza non possono superare la capacità dei processi di stampa tradizionali.

Al contrario, una risoluzione più alta e con strutture più piccole sono necessarie nella stampa elettronica, in quanto interessano direttamente la densità del circuito e la funzionalità (soprattutto per quanto riguarda i transistor).

8.3 Tecnologie di stampa

L'attrazione della tecnologia di stampa per la fabbricazione di elettronica è dovuta soprattutto alla possibilità di preparare pile micro-strutturate a livelli (e quindi dispositivi a film sottile) in modo molto più semplice e conveniente rispetto all'elettronica convenzionale.

Oltre questo, anche la possibilità di implementare funzionalità nuove o migliorate (ad esempio la flessibilità meccanica) svolge un ruolo strategico per lo sviluppo di queste tecnologie.

La scelta dei metodi di stampa utilizzata è determinata da requisiti relativi agli strati stampati, dalle proprietà dei materiali stampati, così come da considerazioni di carattere economico e tecnico in termini di prodotti stampati.

Le tecnologie di stampa sono le più svariate.

Tecniche denominate shape-based, come la tecnologia a getto d'inchiostro e la stampa serigrafica, sono le migliori per basso volume e alta precisione di lavoro.

Rotocalco, offset e stampa flessografica sono più comuni per elevati volumi di produzione, come le celle solari, raggiungendo i 10.000 metri quadrati all'ora (m^2 / h). Mentre la stampa offset e la stampa flessografica sono utilizzati principalmente per l'utilizzo di inchiostri inorganici e conduttori biologici (quest'ultimi anche per dielettrici), la stampa rotocalco è particolarmente adatta, per la sua elevata qualità, per stampare elementi sensibili come gli strati semiconduttori organici e dei semiconduttori.

Le stampanti a getto d'inchiostro sono flessibili e versatili e possono essere configurate con uno sforzo relativamente basso.

La tecnologia a getto d'inchiostro è probabilmente il metodo più comunemente utilizzato.

Tuttavia, questa tecnologia offre tempi di lavorazione di circa $100 \text{ m}^2 / \text{h}$ e una risoluzione inferiore rispetto ad altre tecniche (circa 50 micron).

E' adatta per la bassa viscosità a stampare materiali solubili, come i semiconduttori organici.

Con materiali ad alta viscosità, come inchiostri dielettrici organici o a particelle disperse, come inchiostri metallici inorganici, si possono riscontrare delle difficoltà a causa di possibili intasamenti degli ugelli.

Poiché l'inchiostro viene depositato tramite goccioline, spessori e omogeneità di dispersione sono ridotti.

La tecnologia a getto d'inchiostro di stampa è preferibile per semiconduttori organici in campo dei bio-transistor ad effetto (OFETs) e diodi organici emettitori di luce (OLED).

Frontplanes e backplane di display OLED, circuiti integrati, celle fotovoltaiche organiche (OPVCs) e altri dispositivi possono essere preparati con la tecnologia a getto d'inchiostro.

La serigrafia è una tecnologia appropriata per la realizzazione di impianti elettrici ed elettronica su scala industriale grazie alla sua capacità di produrre spessi strati di materiale in forma pastosa.

I suoi $50 \text{ m}^2 / \text{h}$ di velocità e la risoluzione di 100 micron sono simili alle stampanti a getto d'inchiostro.

Questo metodo versatile è relativamente semplice, ed è usato principalmente per realizzare strati conduttivi e dielettrici, ma anche semiconduttori organici, ad esempio, per OPVCs, e anche OFETs.

Altri metodi con simili alla stampa, tra cui la stampa per micro-contatto e la nano-imprint litografia sono di grande interesse e in fase di ricerca.

Strati di inchiostro nell'ordine dei micron sono preparati con metodi simili allo stampaggio su basi morbide o dure.

Sporadicamente stampa a tampone viene utilizzata per ottenere risultati molto simili alla stampa tradizionale.

Di tanto in tanto i cosiddetti metodi di trasferimento, in cui vengono trasferiti i livelli solidi da un vettore al substrato, sono considerati elettronica stampata.

Le necessità di realizzare circuiti stampati di dimensioni ridotte su supporti tessili ci propone di analizzare una nuova frontiera nella realizzazione di circuiti stampati su basi flessibili.

Questa tecnologia può portare alla realizzazione di soluzioni tecnologiche innovative coniugando allo stesso tempo una

semplicità costruttiva rivoluzionaria nel mondo della micro-elettronica.

8.4 Tecniche produttive

Approfondiremo in questa sezione come sia possibile ottenere dei circuiti stampati su supporti flessibili.

Come detto in precedenza esistono svariate tecniche per ottenere questo effetto. Purtroppo non sempre tutte le tecniche di stampaggio di tessuti tradizionali sono in grado di garantire la correttezza delle stampe eseguite.

Per lo studio e lo sviluppo di circuiti elettrici/elettronici tradizionali è di fondamentale importanza conoscere la sezione del cavo in cui la corrente circola. Questo serve per dimensionare l'intero circuito con una corretta resistenza elettrica necessaria per il funzionamento di tutti le componenti montate sul circuito.

La resistenza elettrica possiamo definirla come una grandezza fisica scalare che misura la tendenza di un conduttore ad opporsi al passaggio di una corrente elettrica quando è sottoposto ad una tensione.

Questa resistenza può essere calcolata con la formula

$$R = V / I$$

In cui R è la resistenza elettrica, V è la differenza di potenziale posto agli estremi del circuito e I è l'intensità di corrente che attraversa il circuito.

Questa formula non è l' unica in grado di definire la resistenza.

Per i nostri studi è necessario considerare che non stiamo lavorando su supporti rigidi ma al contrario su supporti flessibili. E' quindi necessario considerare che la sezione della linea stampata deve essere costante.

8.4.1 Serigrafia

Tra le tecnologie esplorate per realizzare circuiti elettronici su supporti flessibili, una delle più economiche è senza ombra di dubbio la serigrafia.

La tecnica serigrafica consiste nel realizzare stampe mediante l'utilizzo di speciali polimeri foto incisi che permettono il passaggio dell'inchiostro attraverso un sistema rigido chiamato telaio.

Questi telai sono costituiti da una struttura in legno o alluminio dentro la quale viene inserita la pellicola di materiale foto polimerico inciso.

Nei punti in cui la pellicola è incisa si formano delle micro fessure che permettono all'inchiostro di fluire e quindi di depositarsi sul supporto inserito al di sotto del telaio, mentre la parte non incisa mantiene le proprie caratteristiche impermeabili.

Con la tecnologia serigrafica è possibile stampare su un ampio range di materiali semplicemente variando l'inchiostro utilizzato. Inoltre con le moderne tecniche serigrafiche è possibile stampare su superfici piane, di grandi dimensioni e su superfici della forma complessa (bottiglie, contenitori e attrezzature varie).

La dimensione dell'area di stampa varia a seconda dell'applicazione dell'oggetto in stampa. Questa può variare da una dimensione di pochi millimetri a dimensioni industriali che possono misurare anche svariati metri.

Il vantaggio della serigrafia è la possibilità di riuscire a variare la sottigliezza della linea stampata. Esiste una proporzione diretta tra la velocità di stampa (in termini tecnici "passata") e lo spessore di inchiostro depositato sul tessuto. Una passata rapida comporta che passa poco inchiostro attraverso le fessure del telaio e quindi la quantità di inchiostro depositato è poco. Al contrario una passata estremamente lenta aumenta la quantità di inchiostro depositata sul tessuto e il relativo spessore di traccia.

Ciò rende questo procedimento lento e molte volte macchinoso.

8.4.1.1 Procedura

La prima fase della stampa serigrafica consiste nella realizzazione del telaio. Il telaio, come già detto in precedenza, è un foglio di materiale foto polimerico inciso per esposizione a speciali lampade (UV o ad alta densità luminosa) che polimerizzano il foto polimero.

Per poter ottenere la traccia da stampare e quindi le zone con le micro fessure per far passare l'inchiostro, questo film polimerico viene esposto alla fonte luminosa con sovrapposto il negativo della traccia. Il negativo viene stampato con una banale

stampante a laser su fogli di acetato trasparenti e la zona stampata (rigorosamente in colore nero) non permette il passaggio della luce e la conseguente polimerizzazione del foto polimero.

Nelle zone d'ombra così ottenute si creano delle micro fessure.

Il film ottenuto viene successivamente montato su un telaio in legno e alluminio per rimanere costantemente in trazione e permettere la corretta aderenza con il substrato da stampare.

La seconda fase consiste nel montare il telaio su un sistema oscillante. Per la stampa serigrafica è necessario realizzare un telaio per ogni singola traccia da riportare sul substrato. Questo significa che se devono essere realizzate cinque tracce differenti saranno necessari 5 telai.

La macchina per la stampa serigrafica tradizionale (esistono una infinità di varianti industriali realizzate per speciali lavorazioni) è formata da una base rotante sulla quale vengono allestiti i bracci oscillanti. Su ogni braccio viene montato un telaio. Su una postazione fissa viene montata l'attrezzatura per il posizionamento dell'oggetto da stampare. Facendo ruotare i vari bracci oscillanti è possibile far aderire al substrato le varie tracce da stampare. Una volta posizionato l'oggetto da stampare, il telaio viene abbassato e fatto aderire al substrato. Su telaio viene distribuito l'inchiostro in modo uniforme così che tutte le fessure sul telaio vengano coperte. L'ultima fase consiste nell'eseguire una piccola pressione mediante una spatola di gomma per permettere all'inchiostro di attraversare il telaio. Una volta sollevato il braccio portante il telaio, sul substrato sarà comparsa la stampa con la traccia desiderata.

Per fissare con maggior tenacità l'inchiostro al substrato è necessario farlo essiccare in forno per una completa asciugatura.

8.4.1.2 Storia e prospettiva della serigrafia

Di questa tecnologia si hanno tracce dalla prima metà del 20° secolo. Questo è dovuto alla scoperta della foto incisione dei telai che è attribuibile a quegli anni.

La tecnica madre dalla quale si è sviluppata la serigrafia è la tecnica dello stencil, tecnica già adottata nel medioevo in Europa per decorare carte e muri. In Giappone, sempre nello stesso periodo, era stato creato un sistema a stencil in grado di decorare anche i tessuti.

Lo stencil consiste nel realizzare delle maschere che presentano il negativo della stampa che si vuole ottenere. Una volta posizionate queste maschere sopra il tessuto da stampare, venivano passate con speciali inchiostri che, dopo un processo di essiccazione, rimanevano impressi sul tessuto.

Queste maschere, utilizzate come stencil, furono realizzate in una resina vegetale impermeabile e con della carta spessa.

I singoli elementi del modello sono rimasti collegati alla maschera durante il taglio attraverso "ponti" che collegano gli uni agli altri gli elementi formanti il disegno da trasferire, o attraverso una rete di fili di seta. La stampa su tessuti (kimono, ecc) è stata effettuata utilizzando semplicemente un pennello mediante il quale la pasta di stampa fu trasferita sul tessuto.

Nel 19 ° Secolo, questa tecnica arrivò in Europa e negli Stati Uniti, dove riscosse un grande interesse. Questo tipo di stampa affascinante è ancora in esecuzione in botteghe artigiane giapponesi. La tecnica di stampa usata in Giappone viene chiamata stencil "Katagami".

Nello stesso periodo, in Europa e negli Stati Uniti, si stavano sviluppando delle nuove tecnologie nel campo delle etichette e della cartellonistica e furono introdotte delle nuove tecnologie a base di garze di seta debitamente lavorate.

Ci sono prove che tali "telai" di inizio del 20 ° secolo sono stati utilizzati per realizzare stampe e segni negli Stati Uniti. Si può presumere che l'impulso tecnico per il telaio di oggi non è proveniente dall'Asia, ma dall'arte pittorica statunitense.

Questa speciale garza è stata prodotta principalmente in Europa dal 1830 (in Svizzera), e più tardi in Francia, Germania e Italia. La garza è stata esportata in tutto il mondo per la realizzazione di mulini per la produzione della farina.

Soprattutto la "Seidengazhersteller", azienda svizzera, dal 1910 ha favorito lo sviluppo iniziale del processo di serigrafia negli Stati Uniti, perché il processo ha rappresentato un nuovo mercato per le loro garze.

Il processo di diffusione della serigrafia risale agli inizi del 20 ° secolo sulla costa orientale degli Stati Uniti e in particolare in California.

Nel 1908 a San Francisco, viene fondata la società Velvetone.

La Velvetone è stata una delle prime aziende che ha assunto il processo di stampa mediante telaio per realizzare lavori di stampa e grafica dal 1912.

Importante per lo sviluppo e la diffusione di serigrafia è stata la società americana Selectasine, fondata nel 1915 a San Francisco. La Selectasine ha collocato nel 1918 un brevetto per

fare stencil e per ottenere effetti "multi-colori."

A fronte di un canone annuo, le aziende interessate potevano acquisire i diritti per esercitare il "processo Selectasine" anche nei loro stabilimenti.

La Selectasine collocò i loro brevetti negli Stati Uniti, Europa e in Australia.

Intorno al 1923, un ramo della società fondata a Londra distribuì il procedimento in Inghilterra. Nel 1926 dall'Inghilterra è stato sviluppato un nuovo metodo Selectasine con l'aiuto dell'azienda svizzera "Seidengazefabrikanten" di Zurigo.

Dal 1928, la Selectasine ha un brevetto su questa tecnologia depositato a Berlino.

Nacque in quella data la moderna serigrafia moderna. In Germania la tecnologia serigrafica fu portata dalla carta sul tessuto e durante la seconda guerra mondiale era utilizzata per stampare le etichette da apporre sulle armi e contemporaneamente per preparare le divise dei militari destinati al fronte.

Nel 1940, negli Stati Uniti viene introdotto un telaio non più in garza ma in nylon con un netto miglioramento della qualità di stampa e l'aumentata durabilità del telaio.

Svariati sviluppi riguardo agli inchiostri serigrafici e ai macchinari per realizzare questa tecnologia hanno permesso alla serigrafia di esplodere nel primo dopo guerra.

Il metodo di stampa serigrafica utilizzata è estremamente versatile. Distinguiamo ora tre importanti applicazioni: la serigrafia grafica, serigrafia industriale e stampa tessile.

Ci sono anche altre importanti applicazioni, ad esempio la stampa su vetro, la ceramica stampata o la stampa di etichette. Anche se una classificazione precisa spesso non è possibile, ecco alcuni esempi di stampa:

- Stampa schermo grafico: manifesti, adesivi, espositori, cartelli stradali e informativi, striscioni, regali promozionali quali accendini, ecc, stampe d'arte (serigrafie), processi di finiture con finiture lucide, disegni su CD e DVD, casse per il trasporto di merce e casse di birra, scratch-off di inchiostri sui biglietti della lotteria ecc.
- Serigrafia industriale: circuiti stampati e circuiti elettronici, celle solari, le sovrapposizioni di sistemi elettronici complessi, sistemi di riscaldamento dei lunotti posteriore delle auto, pannelli di controllo per attrezzature e controller, rivestimenti a bassa tensione ecc.
- Tessile Stampa: T-shirt, borse sportive, tende, coperte, vestiti, tessuti, tappeti, bandiere e molto altro ancora.

Fare previsioni riguardo a futuri sviluppi di questa tecnologia è estremamente difficile in quanto la nascita delle tecnologie digitali ha notevolmente ridimensionato la strategia di investimenti verso questo settore. L'unica opportunità di poter ottenere sistemi serigrafici competitivi per velocità di stampa, qualità e costi dell'attrezzatura è sviluppare macchinari ad elevata automazione.

8.4.2 Stampa a getto d'inchiostro

Una **stampante a getto d'inchiostro** è un sistema di stampa computerizzata che crea una immagine digitale mediante la propulsione di goccioline di inchiostro sulla carta. Stampanti a getto d'inchiostro sono il tipo di stampanti più comunemente usate per stampare e vanno dai piccoli modelli di consumo economico, a macchine professionali fino a sistemi molto grandi che possono costare fino a migliaia di dollari.

Il concetto di stampa a getto d'inchiostro ha origine nel 19° secolo, e la tecnologia è stata ampiamente sviluppata nei primi anni del 1950.

A partire dalla fine del 1970 le stampanti a getto d'inchiostro che potessero riprodurre immagini digitali generate dal computer sono state sviluppate principalmente da Epson, Hewlett-Packard (HP) e Canon.

Nel mercato consumer in tutto il mondo, quattro produttori si dividono la maggior parte delle vendite di stampanti a getto d'inchiostro: Canon, HP, Epson e Lexmark , spin-off realizzato da IBM nel 1991.

L'emergere del mercato dei materiali di posizione mediante la tecnologia ha portato allo sviluppo di svariate testine di stampa utilizzando tipicamente cristalli piezoelettrici, per depositare materiali direttamente su substrati.

8.4.2.1 Tecnologie

Ci sono due principali tecnologie in uso nelle stampanti a getto d'inchiostro sviluppate contemporaneamente: continuo (CIJ) e il Drop-on-Demand (DOD).

Il sistema Drop-on-demand è ulteriormente suddiviso in DOD termici e DOD piezoelettrici.

8.4.2.2 Stampanti a getto d'inchiostro continuo (CIJ)

Il metodo a getto d'inchiostro continuo viene utilizzato commercialmente per la marcatura e la codifica dei prodotti e dei pacchetti. L'idea fu brevettata nel 1867 da Lord Kelvin, ed i primi dispositivi commerciali (registratori a nastro di carta) sono stati introdotti nel 1951 da Siemens.

Nella tecnologia a getto d'inchiostro continuo, una pompa ad alta pressione dirige inchiostro liquido da un serbatoio attraverso un gun-body e un ugello microscopico, creando un flusso continuo di gocce di inchiostro attraverso il fenomeno fisico dell'instabilità di Plateau-Rayleigh. Un cristallo piezoelettrico crea un'onda acustica quando vibra all'interno del gun-body e fa sì che il flusso di liquido si rompa in gocce a intervalli regolari (possono essere raggiunte da 64.000 a 165.000 gocce al secondo).

Le gocce d'inchiostro sono sottoposte ad un campo elettrostatico creato da un elettrodo di carica; questo campo varia a seconda del grado di flessione delle goccioline. Il risultato è la deposizione controllata della carica elettrostatica variabile su ogni goccia.

Le goccioline caricate passano attraverso un campo elettrostatico e sono dirette (deviate) mediante piastre di deflessione elettrostatica per stampare sul materiale recettore (substrato), o vengono deviate su un deflected (grondaia) di raccolta per il riutilizzo.

Le goccioline con carica più alta vengono deviate in misura maggiore. Solo una piccola frazione delle gocce viene utilizzata per stampare, la maggior parte viene riciclata.

La tecnica a getto d'inchiostro continuo è una delle tecnologie più antiche di getto d'inchiostro in uso. I vantaggi principali sono la velocità molto elevata (~ 50 m / s) delle gocce di inchiostro, che permette una distanza relativamente grande tra

testina di stampa e il substrato, e l'altissima frequenza di eiezione di goccia, permettendo una stampa ad altissima velocità.

Un altro vantaggio è la libertà dall' ostruzione degli ugelli, in quanto il getto è sempre in uso, permettendo quindi di utilizzare "volatili" (particelle disperse nell'inchiostro liquido che danno il colore) particolari a base di solventi come chetoni e alcoli, dando all'inchiostro la capacità di "mordere" nel substrato e asciugare rapidamente.

Il sistema di inchiostro richiede attivo controllo del solvente per contrastarne l'evaporazione durante il tempo di volo (tempo che intercorre tra l'ugello di eiezione e riciclaggio nella grondaia), e del processo di sfogo in cui l'aria che viene aspirata nella grondaia con le gocce non utilizzate viene espulsa dal serbatoio. La viscosità è costantemente monitorata e un solvente (o miscela di solventi) viene aggiunto per contrastare la perdita di solvente.

8.4.2.3 Stampa Termica (a getto d'inchiostro termico DOD)

Maggior parte delle stampanti a getto d'inchiostro, realizzate da aziende come Canon ,HP e Lexmark (ma non Epson), utilizzano cartucce di stampa con una serie di piccole camere ognuna contenente un riscaldatore.

Per espellere un "droplet" da ciascuna camera, viene fornito un impulso di corrente che passa attraverso l'elemento riscaldante provocando una rapida vaporizzazione dell'inchiostro nella camera per formare una bolla, che causa un forte aumento della pressione, spingendo una goccia di inchiostro sulla carta (da qui il nome commerciale di Canon *Bubble Jet*). L'inchiostro di tensione superficiale , così come la condensazione e quindi la contrazione della bolla di vapore, tende ad attirare un ulteriore quantitativo di inchiostro nella camera attraverso uno stretto canale collegato a un serbatoio di inchiostro.

Gli inchiostri utilizzati sono di solito a base d'acqua (*acquosa*) e utilizzano pigmenti e coloranti come particelle sospese.

Gli inchiostri utilizzati devono avere una componente volatile per formare la bolla di vapore, altrimenti il fenomeno di espulsione delle gocce non può verificarsi. Poiché non sono necessari materiali speciali, la testina di stampa è generalmente più economica da produrre rispetto a altre tecnologie a getto d'inchiostro. Il principio a getto d'inchiostro termico è stato scoperto dall' ingegnere della Canon Ichiro Endo nel mese di agosto del 1977.

Le stampanti a getto d'inchiostro termico non sono le stesse stampanti termiche, che producono immagini per riscaldamento su carta termica, come si è visto su vecchie macchine fax, registratori di cassa, bancomat, stampanti di ricevute e stampanti per biglietti della lotteria.

8.4.2.4 Piezoelettrico (a getto d'inchiostro piezoelettrica DOD)

Le stampanti a getto d'inchiostro che hanno avuto un maggior sviluppo commerciale e industriale (e alcune stampanti consumer come quelle prodotte da Epson e Brother Industries) utilizzano un materiale piezoelettrico in una camera piena d'inchiostro dietro ciascun ugello invece di un elemento riscaldante. Quando viene applicata una tensione, il materiale piezoelettrico cambia forma, il che genera un impulso di pressione nel liquido forzando una goccia d'inchiostro dall'ugello. Il cristallo piezoelettrico (anche chiamato Piezo) a getto d'inchiostro permette una più ampia varietà di inchiostri inkjet rispetto alla stampante termica in quanto non vi è alcun obbligo per un componente volatile, e nessun problema con la coagulazione dell'inchiostro (accumulo di residui di inchiostro), ma le testine di stampa sono più costose da produrre a causa dell'uso di materiale piezoelettrico (PZT di solito, titanato di Zirconio).

Un processo drop-on-demand utilizza un software che dirige le testine per applicare da zero a otto gocce di inchiostro per punto, solo dove necessario.

La tecnologia piezoelettrica a getto d'inchiostro è spesso utilizzata nelle linee di produzione per contrassegnare i prodotti: per esempio si sfrutta spesso il movimento sincrono di un carrello e di una testina così da poter eseguire stampe speciali.

Requisiti di questa applicazione sono alta velocità, una lunga durata, un divario relativamente grande tra la testina di stampa e il substrato, e costi operativi ridotti.

I recenti sviluppi della tecnologia piezoelettrica a getto d'inchiostro stanno estendendo la tecnica di stampa a processi produttivi innovativi ed economicamente efficienti. L'ultimo di queste tecnologie è il depositare strati di materiale plastico come rilievo digitale sopra la parte superiore di opere a stampa.

8.4.2.5 Formulazione degli inchiostri

Un inchiostro per stampanti inkjet è composta da due elementi distinti. L'elemento colorante e un elemento fluido che lo contiene. E' importante considerare che le particelle di colorante disperse nell'inchiostro si andranno a depositare sulla superficie da stampare mentre il liquido di contenimento si asciugherà.

Le tradizionali stampanti che noi abbiamo in casa utilizzano inchiostri a base acquosa con dispersione al suo interno di elementi coloranti denominati pigmenti.

Questi inchiostri sono economici da produrre ma sono difficili da controllare sulle superfici del sub-strato che spesso richiedono trattamenti speciali di rivestimento della parte stampabile.

Gli inchiostri acquosi sono principalmente utilizzati nelle stampanti con testine a getto d'inchiostro termico, in quanto queste teste devono miniaturizzare l'inchiostro in particelle estremamente piccole a temperature contenute.

Mentre gli inchiostri acquosi spesso forniscono la più ampia gamma di colori e intensità di colore più vivo, la maggior parte di questi non sono impermeabili senza speciali rivestimenti o laminazioni dopo la stampa. Questa operazione influisce chiaramente sul costo del prodotto finito.

La maggior parte dei coloranti a base di inchiostri sono soggetti a rapida dissolvenza quando esposti alla luce. I pigmenti per inchiostri a base acquosa sono in genere più costosi, ma offrono una durata molto più lunga della stampa e una buona resistenza agli ultravioletti.

Alcune stampanti professionali di grande formato utilizzano inchiostri acquosi, ma la maggior parte in uso professionale oggi utilizzano una gamma molto più ampia di inchiostri, la maggior parte dei quali richiedono testine a getto d'inchiostro piezo e una manutenzione approfondita.

8.4.2.6 Inchiostri a base solvente

L'ingrediente principale di questi inchiostri sono composti organici volatili (VOC), composti chimici organici che hanno alta tensione di vaporizzazione. Il colore è realizzato con pigmenti coloranti, soluzione che offre un'eccellente resistenza allo sbiadimento.

Il vantaggio principale di inchiostri a solvente è che sono relativamente poco costosi e permettono la stampa su supporti flessibili, supporti rivestiti in vinile, che vengono utilizzati per la produzione di grafiche per veicoli, cartelloni, striscioni e

decalcomanie adesive.

Gli svantaggi includono il vapore prodotto dal solvente e la necessità di disporre del solvente utilizzato.

Diversamente dalla maggior parte degli inchiostri acquosi, le stampe realizzate con inchiostri a base solvente sono generalmente impermeabili e molto resistenti ai raggi ultravioletti (per uso esterno) senza particolari rivestimenti.

La velocità di stampa risulta elevata per molte stampanti a solvente e sono richiesti speciali impianti di essiccazione, di solito una combinazione di riscaldatori e soffianti. Il substrato è di solito riscaldato immediatamente prima e dopo che le testine di stampa applicano l'inchiostro.

Inchiostri a base solvente sono divisi in due sottocategorie:

Hard inchiostro solvente offre la massima durata nel tempo senza specializzati sovra-rivestimenti, ma richiede una ventilazione specializzata dell'area di stampa per evitare l'esposizione ai fumi pericolosi.

Lieve o "Eco" inchiostri a solvente, non ancora sicuri come gli inchiostri acquosi, sono destinati ad essere utilizzati in spazi chiusi senza ventilazione. Questi inchiostri a base solvente hanno rapidamente guadagnato popolarità negli ultimi anni e la qualità del colore e la durata sono aumentati mentre il costo di inchiostro è calato notevolmente.

Inchiostri UV: questi inchiostri sono costituiti principalmente da monomeri a base acrilica.

Dopo la stampa, l'inchiostro è essiccato da una forte esposizione alla luce UV.

Il vantaggio di inchiostri UV è che "a secco", non appena loro sono applicati, possono essere applicati a una vasta gamma di supporti non patinati, e producono un'immagine molto robusta.

Gli svantaggi sono che sono costosi, richiedono costosi moduli di essiccazione nella stampante, e l'inchiostro essiccato ha un volume significativo e dà così un leggero rilievo sulla superficie.

Anche se sono stati fatti dei netti miglioramenti nella tecnologia, inchiostri UV, a causa del loro volume, sono in qualche modo suscettibili di rottura, se applicati su un substrato flessibile.

Come tali, essi sono spesso usati in grandi stampanti "piane" che stampano direttamente su supporti rigidi come plastica, legno o alluminio in cui la flessibilità non è un problema.

- **Inchiostri a sublimazione:** questi inchiostri contengono particolari coloranti per effetto sublimatico e vengono utilizzati per stampare direttamente o indirettamente sui tessuti che consistono in una elevata percentuale di fibre in poliestere. Un costante riscaldamento permette ai coloranti di sublimare nelle fibre e creare un'immagine con colori forti e una buona durata.

8.4.2.7 Filosofie di progettazione

Ci sono due filosofie principali alla base della progettazione di testa a getto d'inchiostro: **testa a testa fissa** e **monouso**. Ognuno ha i suoi punti di forza e di debolezza.

8.4.2.8 Testa fissa

La **testa fissa** fornisce una testina di stampa incorporata (spesso indicato come una *ghetta a testa*) che è destinato a durare per la vita della stampante. L'idea è che perché la testa non deve essere sostituita ogni volta che l'inchiostro si esaurisce, i costi di consumo possono essere più bassi e la stessa testa può essere più precisa di una usa e getta; di solito non richiede calibrazione.

D'altra parte, se una testa fissa è danneggiata, ottenere una testa sostitutiva può diventare costoso, se la rimozione e la sostituzione del capo è ancora possibile. Se la testa della stampante non può essere rimossa, la stessa stampante dovrà quindi essere sostituita.

Stampanti a testa fissa sono disponibili nei prodotti di consumo, ma c'è una maggiore probabilità di trovarle su stampanti industriali di alta fascia e plotter di grande formato.

8.4.2.9 Testa usa e getta

La filosofia della testa **usa e getta** sfrutta una testina di stampa che viene fornita come parte integrante di una cartuccia d'inchiostro sostituibile. Ogni volta che si esaurisce una cartuccia, l'intera cartuccia e testina di stampa vengono sostituiti con una nuova.

Ciò si aggiunge al costo del materiale di consumo e rende più

difficile la produzione di testine ad alta precisione ad un costo ragionevole, ma significa anche che in caso di una testina di stampa danneggiata o intasata l'utente può semplicemente acquistare una nuova cartuccia senza dover cambiare l'intero apparato di stampa.

HP ha tradizionalmente favorito la testina di stampa usa e getta, come ha fatto la Canon nei suoi primi modelli. Questo tipo di costruzione può anche essere visto come un tentativo dei produttori di stampanti di parti terze per arginare la sostituzione della cartuccia d'inchiostro, in quanto questi aspiranti fornitori non hanno la capacità di produrre testine di stampa specializzate.

Rispetto alle tecnologie più costose come cera termica, sublimazione e stampa laser, le inkjet hanno il vantaggio di non avere praticamente nessun tempo di riscaldamento e di ridurre quindi i costi per la singola lavorazione. Tuttavia, stampanti laser a basso costo possono avere bassi costi per pagina, almeno per il nero in bianco e stampa, e forse per il colore.

Quando si passa dall'utilizzo d'inchiostro a colori a quello in bianco e nero, è necessario eliminare l'inchiostro vecchio dalla testina di stampa con una cartuccia di pulizia.

Software speciali o almeno una modifica dei driver di periferica sono solitamente richiesti, per affrontare le diverse mappatura dei colori.

8.4.2.10 Svantaggi

Le stampanti a getto d'inchiostro possono avere una serie di svantaggi:

L'inchiostro è spesso molto costoso. (Per una tipica OEM cartuccia al prezzo di \$ 15, contenente 5 ml di inchiostro, l'inchiostro costa effettivamente 3000 dollari per litro, o 8.000 dollari per gallone.) Secondo la BBC (2003), "Il costo dell'inchiostro è stato oggetto di un ufficio of Fair Trading indagine. La rivista *Which?* ha accusato i produttori di una mancanza di trasparenza in merito al prezzo di inchiostro e ha chiesto uno standard industriale per la misurazione delle prestazioni delle cartucce d'inchiostro".

Molte cartucce "intelligenti" contengono un microchip che comunica il livello stimato di inchiostro alla stampante, questo può portare la stampante a visualizzare un messaggio di errore, e quindi a non informare correttamente l'utente che la cartuccia è vuota. In alcuni casi, questi messaggi possono essere ignorati, ma alcune stampanti a getto d'inchiostro si rifiuteranno di stampare con una cartuccia che si dichiara vuota, per impedire ai

consumatori la ricarica delle cartucce.

La durata delle stampe inkjet prodotte da inkjet che utilizzano inchiostri acquosi è limitata, ma alla fine la dissolvenza e il bilanciamento del colore possono cambiare. D'altra parte, le stampe prodotte dal getto d'inchiostro a base solvente possono durare diversi anni, prima di svanire, anche in pieno sole, e il cosiddetto "inchiostro per archivi" è stato prodotto per l'utilizzo in soluzione acquosa a base di macchine che offrono maggiore durata.

Poiché l'inchiostro utilizzato nella maggior parte delle inkjet consumer è solubile in acqua, occorre avere cura con i documenti stampati a getto d'inchiostro per evitare anche la più piccola goccia d'acqua, che può causare seri problemi di "offuscamento" o "in esecuzione". Allo stesso modo, evidenziatori marcatori a base d'acqua possono offuscare i documenti stampati a getto d'inchiostro.

Gli ugelli a getto d'inchiostro molto stretti sono inclini a intasamento. L'inchiostro consumato per pulirli - sia durante la pulizia richiesta dall'utente, o in molti casi, eseguita automaticamente dalla stampante su un programma di routine - può rappresentare una percentuale significativa di inchiostro utilizzato nella macchina.

Questi svantaggi sono stati affrontati in diversi modi:

- Terzi fornitori di inchiostro vendono le cartucce d'inchiostro a sconti significativi (almeno il 10% -30% di sconto OEM prezzi cartuccia, a volte fino al 80%), ma anche inchiostro sfuso e cartuccia auto-ricarica kit a prezzi ancora più bassi.
- "Intelligente" Molti fornitori 'di cartucce di inchiostro sono stati in grado di creare un sistema di reverse engineering . Ora è possibile acquistare dispositivi economici per ripristinare affidabile tali cartucce di segnalare se stessi come pieno, in modo che possano essere ricaricate più volte.
- La vita di stampa è fortemente dipendente dalla qualità, dalla formulazione di inchiostro e dalla carta scelta. Le prime stampanti a getto d'inchiostro, destinate per la casa e applicazioni per piccolo ufficio, hanno usato inchiostri dye-based. Anche i migliori inchiostri dye-based non sono durevoli come gli inchiostri a pigmenti, che sono ora disponibili per molte stampanti a getto d'inchiostro.
- Molte stampanti a getto d'inchiostro utilizzano inchiostri a base pigmento che è insolubile in acqua.
- Ugelli a getto d'inchiostro a volte possono essere puliti e unclogged da immersione in acqua bassa o in un altro solvente per 1 minuto.

8.4.2.11 Analisi dei costi

La maggior parte delle stampanti a getto d'inchiostro costano meno di stampanti laser in fase di acquisto, ma il loro costo per pagina è di solito significativamente più alto. Se il numero di stampe prodotte nel corso della vita di una stampante non è molto piccolo, il costo totale di possesso-prezzo di acquisto, di consumo, manutenzione, e tutti gli altri costi, può essere maggiore per un getto di inchiostro economico di una stampante laser.

In particolare per le stampanti non utilizzate di frequente, ci sono costi aggiuntivi a causa di sprechi di pulizia richiesto con l'uso intermittente, e l'eventuale sostituzione delle cartucce, che sono intasate a causa della mancanza di impiego, anche se non vuote.

Stampanti a getto d'inchiostro sono spesso preferite, in particolare per uso domestico, a causa del loro prezzo di acquisto basso e le dimensioni relativamente piccole. La migliore qualità fotografica a getto d'inchiostro potrebbe produrre un output di qualità migliore rispetto alle stampanti laser a colori. Le stampanti laser sono in genere preferito in un ambiente di ufficio, con volumi di stampa più elevata.

8.4.3 Stampa di materiali funzionali

- La stampa tridimensionale costruisce un prototipo di "stampa" a spessore realizzato creando sezioni di materiale su uno sopra l'altro.
- Il brevetto degli Stati Uniti 6.319.530 descrive un "Metodo di fotocopia l'immagine su un supporto commestibile per decorare dolci da forno". In altre parole, questa invenzione permette di stampare a getto d'inchiostro un alimento di qualità a colori sulla superficie di una torta di compleanno. Molte panetterie ora usano questi tipi di decorazioni, che sono stampabili con inchiostri commestibili. Le stampanti a getto d'inchiostro dedicate per inchiostro commestibile possono essere ottenute utilizzando normali stampanti a usate in casa a getto d'inchiostro come le Canon Bubble Jet con cartucce d'inchiostro commestibile installato, e con il riso carta o fogli di glassa come supporto stampabile.
- Stampanti a getto d'inchiostro e tecnologie simili sono utilizzati nella produzione di molti oggetti microscopici.
- Stampanti a getto d'inchiostro vengono utilizzati per formare le tracce per i circuiti conduttivi e filtri di colore nei display LCD e al plasma.

Stampanti a getto d'inchiostro, in particolare i modelli prodotti dalla Dimatix (ora parte di Fujifilm), Xennia Tecnologia e Pixdro, sono di uso abbastanza comune in molti laboratori in tutto il mondo per lo sviluppo di metodi di deposito alternativi che riducono il consumo di costosi materiali rari o problematici. Queste stampanti sono state utilizzate nella stampa di polimero, macromolecolare, punti quantici, nanoparticelle metalliche, nanotubi di carbonio, ecc. Le applicazioni di metodi di stampa elettronica quali sono transistor a film sottile, diodi organici emettitori di luce, le celle solari organiche, sensori, ecc. La tecnologia a getto d'inchiostro viene utilizzata nel campo emergente della bioprinting .

8.4.4 Conductive Ink

8.4.4.1 Gli sviluppi in Inchiostri conduttivi

Dalla stampa speciali industriali da Sanjay Monie, Ph.D.

L'elettronica stampata ha percorso una lunga strada per la realizzazione di circuiti stampati (PCB) in cui il rame è stato usato come contenente di paste per la realizzazione di film spessi su substrati rigidi, che sono stati modellati utilizzando due fasi di processo di mascheramento e di incisione. Questo processo ha portato a un eccesso di rifiuti ed è costoso a causa della lavorazione laborintensive del dispositivo finale.

Al contrario sono ora disponibili inchiostri conduttivi che utilizzano tecnologie di stampa già esistenti, come schermo, rotocalco, flessografica, offset e stampa a getto d'inchiostro conduttivo con tracce direttamente su supporti rigidi e flessibili relativamente a buon mercato. Gran parte dello slancio per avanzamenti nel campo degli inchiostri conduttivi è venuto dal campo dell'elettronica organica, dove l'obiettivo è di creare dispositivi elettronici e display completamente stampati richiedendo quindi conduttori stampabili per i contatti e le linee di segnale.

L'elettronica stampata sta vivendo una crescita esplosiva, in quanto fornisce l'industria microelettronica a basso costo di fabbricazione rispetto ai circuiti incisi per l'elettronica di consumo e applicazioni simili. Allo stesso tempo, rappresenta una opportunità highvalue per l'industria della stampa nel corso di un periodo di declino nella stampa causato dall'avvento dei media elettronici. Infatti, permette all'industria della stampa di continuare a svolgere un ruolo in queste tecnologie emergenti, come lettori di libri elettronici, stampando componenti funzionali su substrati flessibili.

Il processo di stampa ad inchiostro conduttivo è usato per produrre componenti attivi e passivi come i transistor, resistenze, condensatori, diodi, e anche circuiti completi, come i tag RFID, tastiere, sensori ed elettrodi, così come i backplane di organici diodi emettitori di luce (OLED) e altri display elettroluminescenti. Applicazioni finali per l'elettronica stampata i dispositivi medici, fotovoltaico, packaging intelligente, display flessibili, etichette RFID, immagazzinamento di energia, e abbigliamento attivo.

In generale, i circuiti stampati elettronici hanno caratteristiche prestazionali e di durata inferiore rispetto ai circuiti incisi, ma hanno anche un costo notevolmente inferiore.

Tuttavia, essi rimangono ancora troppo costosi per molte applicazioni. Questo è uno dei limiti principali di inchiostri conduttivi, come gli inchiostri migliori prestazioni sulla base di nanoparticelle d'argento sono troppo costosi, mentre per molte applicazioni, alternative a basso costo sono o non sufficientemente conduttivi (come inchiostri conduttivi polimerici), o perché mancanti di flessibilità o di movimentazione caratteristiche (come ad esempio gli inchiostri tradizionali di carbonio). Un nuovo operatore nel settore degli inchiostri conduttivi è grafene, che potrebbe rivoluzionare il settore degli inchiostri conduttivi, fornendo ad alte prestazioni, soluzione a basso costo per molte applicazioni.

8.4.4.2 Tecnologie per lo stampaggio di inchiostri conduttivi

I primi inchiostri conduttivi stampabili evoluti utilizzabili per i PCB sono paste a film spesso utilizzabili mediante serigrafia per stampare interruttori e tastiere a membrana.

Sebbene la stampa serigrafica è ancora ampiamente in uso, si stanno sviluppando processi ad alta velocità di stampa come rotocalco e flessografia.

L'ingrediente principale di inchiostri conduttivi e paste d'argento è ora in forma di pellets, scaglie, e nanoparticelle. Argento non è solo uno dei metalli più altamente conduttivo (ha una resistività di $1,62 \mu\text{-cm}$), ma è anche ossidativamente stabile e ha il vantaggio di un ossido conduttivo. Tuttavia, a bassa temperatura di polimerizzazione presenta una sfida con inchiostri d'argento.

Mentre alcuni inchiostri d'argento recenti affermano di essere

curabili a temperature inferiori a 302 ° F, inchiostri più argento richiedono temperature più elevate e tempi lunghi (dell'ordine di minuti) per curare completamente.

Il raggiungimento di conducibilità vicina a quella d'argento alla rinfusa con inchiostri a base di argento richiede sinterizzazione a temperature elevate (oltre 662 ° F, e anche fino a 1292 ° F), il che limita severamente la scelta di substrati per alcune applicazioni. Sinterizzazione è tipicamente una operazione di post-stampa. Aggiunge spese e colpisce il throughput. Inoltre, burn-off dei leganti e superficie agenti stabilizzanti in questi inchiostri possono provocare la rottura del film a causa della contrazione del volume, che può danneggiare la conducibilità, soprattutto in film di alto spessore. L'argento è troppo costoso per molte applicazioni, e poiché i prezzi tendono a fluttuare in argento, le strutture dei costi di sviluppo è difficile.

Inchiostri di carbonio sono utilizzati, ove possibile, in alternativa a costosi inchiostri d'argento, ma sono lontani da una soluzione ideale. Per esempio, il carbonio non ha la conduttività richiesta per molte applicazioni, e gli inchiostri tendono a soffrire di scarsa adesione ai substrati e scarsa coesione all'interno del film d'inchiostro, con conseguente scarsa flessibilità e resistenza allo sfregamento, che possono limitarne l'uso in applicazioni che richiedono un sacco di movimentazione.

Il rame è un'alternativa a basso costo di argento. La sua resistività, $\mu\Omega$ 1,67 cm, è simile a quella d'argento, tuttavia, il rame è soggetto a ossidazione piroforica rapida e, a differenza di argento, ossido è isolante, quindi la conducibilità promessa è difficile da realizzare. Per prevenire la formazione di ossido di rame gli inchiostri richiedono una sinterizzazione ad alta temperatura, il che limita il loro uso con i substrati termicamente sensibili, o realizzare un costoso processo per realizzare un'atmosfera inerte, che ha inibito l'uso diffuso di questi inchiostri.

Inchiostri conduttivi sono formulati utilizzando nichel, ferro, o alluminio, ma sono tutti soggetti a ossidazione e sono intrinsecamente molto meno conduttivi del rame o argento.

Negli ultimi anni, i polimeri conduttivi, come poli (ethylenedioxythiophene) drogato con poli (stirene solfonico) (PEDOT: PSS) e Pani (polyanilines) sono state studiati come alternative agli inchiostri a base di particolati. Tuttavia, questi inchiostri sono in grado di raggiungere i livelli di alta conducibilità richiesti per molte applicazioni. Anche se la conducibilità polimero può essere aumentata in alcuni casi aumentando il peso molecolare, ciò tende a ridurre la loro solubilità in molti dei solventi necessari per formulare un

inchiostro stampabile.

I nanotubi di carbonio (CNT) hanno raccolto un sacco di attenzione come una forma altamente conduttiva di carbonio, e sono stati fatti tentativi per realizzare inchiostri, ma il successo è rimasto finora elusivo. Gli svantaggi principali sono la instabilità causata dalla dispersione di poveri, la difficile lavorabilità, e livelli di conduttività complessivi inaffidabili perché i nanotubi di carbonio come prodotto sono una miscela che unisce particelle conduttive e particelle a semiconduttore.

Grafene Uno dei concorrenti più interessanti nel campo è una classe di inchiostri a base di grafene. Il grafene è la forma più conduttiva di carbonio ed è il materiale più sottile conosciuto, con uniche proprietà elettroniche termiche e meccaniche. È costituito da un unico foglio di carbonio una spessa singolo atomo (che può essere pensato come un nanotubo di carbonio srotolato), attraverso cui gli elettroni possono viaggiare con mobilità estremamente elevata. Esso rappresenta una svolta potenziale nel campo della elettronica stampata, consentendo la produzione di inchiostri conduttivi che forniscono prestazioni molto elevate a basso costo rispetto all'argento. Inoltre, la capacità delle piastine grafene permette di orientare la deposizione di film sottili che sono altamente conduttivi rispetto ad altre forme di carbonio.

Indipendentemente dai funzionali principali in-gredient, una delle sfide principali nella formulazione di inchiostri conduttivi è che l'uso di additivi per migliorare la stampabilità e lavorabilità possono interferire con le caratteristiche elettriche, e quindi con la funzionalità chiave dell'oggetto stampato.

In generale, la corretta formulazione comprende un complesso equilibrio tra il pigmento funzionale disperso in un adeguato sistema di solventi e dei leganti e altri additivi che assicurano una stampa, opportunamente dispersi in inchiostro. In tutti i casi, l'inchiostro dovrebbe fornire stampe che hanno coesione sufficiente della pellicola e l'adesione al supporto, oltre a possedere caratteristiche conduttive.

Inchiostri conduttivi ad alte prestazioni, basati su grafene, sono formulati per lavorare su una vasta gamma di supporti mediante tecniche di rotocalco, flexographic, e stampanti a getto d'inchiostro industriale, consentendo una resistività superficiale di $1 \Omega / \text{mq}$ o al di sotto. Questo si traduce in conducibilità massa superiore a $300 \text{ S} / \text{cm}$ a 5 micron , a seconda della tecnologia di stampa e il substrato. Questi inchiostri sono estremamente flessibili in fase di stampa e consentire solo una goccia minima di conducibilità dopo un gran numero di pieghe su un mandrino. Un'altra proprietà fondamentale è eccellente

rub-resistenza, dimostrato da una riduzione di conducibilità inferiore a 10% dopo 10 passaggi di strofinatura. Questi tipi di inchiostri sono in grado di far raggiungere alte conducibilità al film di basso spessore con una flessibilità di gran lunga migliorata e caratteristiche di maneggevolezza rispetto agli inchiostri di carbonio, offrendo soluzioni che colmano il divario di prezzo-prestazioni tra argento e carbonio inchiostri tradizionali.

8.4.4.3 Il futuro

Mentre il più grande mercato per l'elettronica stampata rimane l'elettronica di consumo, l'obiettivo finale non è quello di sostituire solo PCB, ma piuttosto sostituire eventualmente circuiti integrati a base di silicio (IC). Ad esempio, un transistor a effetto di campo economico potrebbe essere realizzato stampando uno strato conduttore che forma due elettrodi, seguito da uno strato semiconduttore, uno strato dielettrico, e un altro strato conduttore usato come elettrodo cancello. Con la scrittura diretta di dispositivi multistrato direttamente su substrati flessibili con inchiostri a semi-conduttori, conduttori, dielettrici e con basse temperature di polimerizzazione, si potrebbe evitare il modello costoso in fotolitografia. Dispositivi a transistor possono essere stampati direttamente su substrati economici utilizzando dispositivi a getto d'inchiostro.

La prossima generazione di elettronica, o più applicazioni esigenti che richiedono la stampa multistrato, sarà una sfida per le stampanti di raggiungere risoluzioni più elevate, una maggiore precisione nella stampa di spessori, requisiti più severi per eliminare difetti di stampa, e una maggiore precisione nella realizzazione dello strato di registrazione di quello che si possono realizzare con presse attualmente in uso per la stampa grafica. Tuttavia, i futuri progressi nelle tecnologie di stampa che sono specificamente mirate verso l'elettronica di stampa, insieme a nuove generazioni di inchiostri conduttivi come formulazioni a base di grafene, potrebbe rendere ancora un'alternativa economica a base di silicio una fabbricazione realizzabile nel prossimo futuro.

9 Applicazione tecnologica

9.1 Circuito stampato

In elettronica con il termine circuito stampato, anche conosciuto come PCB,[1] si intende una tipologia di componente elettrico utilizzato per la realizzazione dei moderni circuiti elettronici come ad esempio schede elettroniche.

Sigle identificative

Nel campo industriale italiano molti si riferiscono al Circuito Stampato con la sigla "CS". La sigla "PCB", più internazionale, sta per "Printed Circuit Board"; meno spesso si usa anche la sigla sinonima "PWB", che sta per "Printed Wiring Board". A volte (ma erroneamente) viene chiamato "PCB" anche un circuito elettronico completo, cioè costituito da un circuito stampato completo dei componenti elettronici già saldati.

Funzioni

Questi circuiti stampati vengono adibiti alle seguenti funzioni:

1. collegamento elettrico tra i vari componenti elettronici, in modo da costituire un vero e proprio circuito elettrico propriamente detto;
2. supporto meccanico per i componenti e gli accessori (dissipatori, connettori, ecc...), in modo da costituire un sistema nel quale ogni componente trova una precisa posizione geometrica. Inoltre la lavorabilità meccanica del supporto consente la sagomatura dei bordi (mediante fresatura o tranciatura) in modo da consentire l'alloggiamento meccanico del circuito stampato in contenitori anche di forma complessa.

Tipologie di circuito stampato

A seconda del tipo di substrato e di processo produttivo, il circuito stampato può essere definito meccanicamente:

- "rigido"
- "flessibile"
- "rigido-flessibile" costituito da parti rigide collegate tra loro da sezioni flessibili.

A seconda degli strati conduttivi presenti nel circuito stampato, si parla di:

- "monofaccia" o "monorame" (un solo strato conduttivo)
- "doppia faccia"
- "4 strati"

Gli strati conduttivi normalmente sono presenti in numero pari ma possono essere anche dispari. Gli strati sono detti in inglese "layers".

Un circuito stampato rigido a doppia faccia si compone di un substrato isolante solido, piano e di spessore costante (normalmente da 0,4 a 3,0 mm, anche se gli spessori possono variare da 0,1 mm a 5,0 mm) costituito da materiali (normalmente FR-4) aventi caratteristiche più o meno spinte di autoestinguenza nei confronti del fuoco. Questi materiali sono

detti "materiali di base" (in inglese "raw material"), esistono in una vasta gamma di varietà e si distinguono essenzialmente per la diversa rigidità dielettrica, capacità di resistere alle elevate temperature e/o agli stress termici.

Su entrambe le facce esterne del substrato viene applicato, con un forte collante termoadesivo composto da tessuto di vetro impregnato di resina, uno strato di rame laminato avente spessore costante e

predeterminato (normalmente 18, 35 o 70 μm , per lavorazioni di schede speciali si possono utilizzare spessori di rame da 5 μm e 140 μm).[2] La piastra così ottenuta viene forata per consentire il futuro passaggio dei terminali passanti dei componenti elettronici e soprattutto per realizzare (come illustrato in seguito) il collegamento elettrico tra i piani superiore ed inferiore. Per ricavare dal piano pieno di rame l'insieme dei soli collegamenti (detti "piste") necessari, si esegue l'asportazione chimica selettiva del rame in eccesso (tramite preliminare processo fotografico, eseguito solitamente con un bromografo).

Il collegamento elettrico tra lo strato di rame superiore e quello inferiore avviene attraverso la metallizzazione di tutti i fori precedentemente realizzati, ovvero vengono metallizzati sia i fori dove successivamente verranno inseriti i vari componenti, sia appositi fori (detti "fori di vias") realizzati appunto al solo scopo di collegare lo strato superiore a quello inferiore; questo è reso possibile da un delicato processo di deposizione galvanica di rame detto "processo di metallizzazione". Per realizzare circuiti con più di due strati, si replica quanto su detto per ciascun elemento da due strati, ma senza la foratura e il processo galvanico; successivamente i vari elementi doppia faccia vengono separati da fogli isolanti di pre-preg (tessuto di vetro misto a resina) e pressati termicamente (con tempi e temperature predeterminate) fino a sciogliere le resine interne e costituire un unico circuito, da destinare quindi alla foratura e successivamente alla metallizzazione dei fori mediante deposito di rame chimico dentro i fori, fotostampa dei lati esterni e galvanica rame finale. Uno dei processi più diffusi prevede la successiva deposizione di un metallo (normalmente stagno o lega di stagno-piombo); questo ulteriore strato di metallo funziona da "metal resist", cioè protegge il rame depositato dall'asportazione successiva (incisione o "etching") che determina il tracciato finale.

Le parti delle due facce esterne di rame non destinate alla successiva saldatura dei terminali dei componenti, i quali verranno poi montati sul circuito stampato, vengono protette dall'ossidazione e dai contatti elettrici indesiderati con una vernice isolante chiamata "solder resist" o "solder mask", normalmente di colore verde smeraldo (per consentire il massimo contrasto ottico con il colore arancio del rame

scoperto). Infine si procede alla eventuale stampa serigrafica di scritte, diciture, disegni e altre indicazioni sul circuito stampato. Al fine di garantire che il circuito stampato non presenti anomalie elettriche, al termine di tutte le lavorazioni il circuito stampato viene testato elettricamente per verificare la funzionalità elettrica. Quando questo test verifica l'integrità di tutte le connessioni, si dice che il test è effettuato al 100%. Negli ultimi anni si è diffusa una tecnologia che prevede la foratura non più di fori passanti ("through holes"), cioè sull'intero spessore del circuito stampato, bensì di fori cosiddetti ciechi ("blind via holes"), i quali connettono una delle facce esterne a uno degli strati interni, quindi vengono praticati a profondità controllata sull'asse Z (o spessore) del circuito. Questa tecnica permette di ottenere una più alta densità di connessioni per unità di superficie e diventa quasi inevitabile quando il progettista voglia montare sul circuito stampato componenti elettronici di ultimissima generazione (ad esempio i cosiddetti microBGA). I fori ciechi di piccola dimensione vengono realizzati mediante un laser di precisione; per questo motivo si parla anche di "circuiti stampati con fori laser".

THT

La tecnologia tradizionale viene chiamata "THT" ("through holder technology") in quanto prevede l'utilizzo di componenti dotati di lunghi terminali metallici da infilare in appositi fori del circuito stampato. Trattenuti in sede da una colla successivamente rimovibile, i componenti vengono poi saldati alle piazzole (e al foro le cui pareti sono normalmente metallizzate per rafforzare la tenuta meccanica del componente) mediante una breve massiva esposizione ad una lega saldante fusa (metodo di saldatura "ad onda"). In pratica il circuito stampato con i componenti già posizionati viene fatto lentamente scorrere sulla cresta di un'onda fissa di lega saldante fusa creata artificialmente in un apposito crogiolo. La lega saldante aderisce ("bagna") alle piazzole di rame e ai terminali metallici dei componenti, e risale lungo il foro metallizzato bagnandone le pareti e il terminale, fino ad arrivare a bagnare correttamente anche la piazzola di rame superiore.

SMT

A partire dal 1960 è stata sviluppata una tecnica chiamata Surface Mounting Technology (SMT), che prevede il montaggio di componenti appositamente progettati direttamente a contatto della superficie del circuito stampato. I componenti (SMD, Surface Mounting Device) sono progettati per avere il minimo ingombro e peso possibile, ed i contatti sono costituiti dalla metallizzazione delle estremità dell'oggetto, oppure da corte terminazioni metalliche sporgenti. Un

componente SMD può avere un ingombro pari ad un decimo di un componente tradizionale e costare, compreso il montaggio, fino ad un quarto.

Questa fondamentale tecnologia ha consentito una vera e propria rivoluzione industriale nel mondo dei circuiti elettronici, infatti rispetto alla tecnologia tradizionale PTH ("Pin Through Hole"), ha i seguenti vantaggi:

- consente di collocare (tramite processo serigrafico) una quantità molto precisa di pasta saldante sulle piazzole di rame (dette "pads") che in seguito alloggeranno terminali di componenti;
- dà la possibilità di utilizzare potenti e velocissime automazioni per collocare i componenti sul circuito stampato, riducendo l'incidenza della manodopera e quindi consentendo una maggiore economia ed una maggiore qualità;
- consente di saldare i componenti elettronici alle pads tramite un processo termico (detto "a rifusione" o "reflow") molto più controllabile e meno stressante di quello usato per i componenti tradizionali (saldatura "ad onda");
- consente di usare componenti molto più miniaturizzati, riducendo drasticamente le dimensioni degli apparecchi elettronici;
- riduce il numero di fori da praticare sul circuito stampato in quanto non sono più necessari i fori per alloggiare le terminazioni dei componenti (restano necessari invece i fondamentali "fori di vias" sopradefiniti).

Prima del posizionamento del componente occorre depositare "mattoncini" di pasta saldante (aventi dimensioni predefinite) sulle piazzole destinate alla saldatura; ciò si ottiene normalmente per serigrafia, ossia spatolando (normalmente con macchine automatiche) la pasta saldante attraverso le aperture di uno stencil metallico giustapposto aderente al circuito stampato. La pasta saldante è costituita da una miscela di microsferette metalliche aventi una precisa distribuzione statistica di diametri (cosiddetto "tipo" della pasta), miscelate in proporzioni tali da costituire - una volta fuse assieme - una ben precisa lega.

L'insieme delle microsferette viene tenuto aggregato in forma pastosa grazie alla tensione superficiale di un liquido chiamato flussante, la cui funzione è anche quella di disossidare le superficie metalliche mediante la propria vaporizzazione durante il processo di saldatura.

I componenti SMD vengono commercializzati in confezioni adatte al prelievo automatizzato; in particolare si usano bobine a nastro continuo (reel) per i componenti più grandi e/o dotati di polarizzazione (ossia che devono essere montati in un preciso senso), e da piccole scatole (bulk) nel caso dei componenti più

minuscoli. Una macchina automatica preleva i componenti dalle confezioni mediante apposite testine ad aria aspirante, e li depone con precisione nella loro collocazione finale sul circuito stampato. I componenti sono in genere trattenuti nella loro posizione fino alla fase di saldatura dalla viscosità dei mattoncini di pasta saldante sottostanti ai terminali del componente; in alcuni casi particolari si può anche avere un punto di colla pre-depositata sul circuito stampato (normalmente mediante processo serigrafico). Il circuito così completo di componenti viene preriscaldato e collocato in un apposito forno elettrico suddiviso in zone di prescaldo(pre-heating), refusione (reflow) e raffreddamento (cooling)dove la temperatura e la ventilazione possono essere regolate con grande precisione. Alcuni forni arrivano anche a 24 zone, suddivise in 12 TOP e 12 BOT. Per mezzo di un nastro trasportatore il circuito avanza lentamente nel forno attraversando aree con temperature via via crescenti. Superato il punto di fusione della lega saldante, la pasta saldante rifonde e aderisce alle superficie metalliche scoperte, realizzando così il giunto saldante vero e proprio tra il circuito stampato i e componenti elettronici SMD. In seguito il circuito attraversa zone a temperature calanti per consentire un graduale raffreddamento dei materiali.

9.2 Applicazioni

Lo sviluppo di speciali tecnologie per lo stampaggio di circuiti integrati su tessuti può portare a scoprire e sviluppare un interessantissimo campo industriale non ancora esplorato.

Riporto ora una relazione redatta sullo sviluppo fino al 2040 delle tecnologie di stampaggio di inchiostri conduttivi.

9.3 Sviluppi dell'elettronica stampata organica

L'elettronica stampata organica si basa sulla combinazione di materiali nuovi e di processi produttivi ad ampia scala economicamente convenienti che aprono nuovi campi di applicazione. Elettronica sottile, leggera, flessibile ed ecocompatibile - questo è ciò che l'elettronica organica intende introdurre.

Consente inoltre di realizzare una vasta gamma di componenti elettrici che possono essere prodotti e direttamente integrati a

basso costo in processi “reel-to-reel” (linne di produzione continue).

Imballaggi intelligenti, illuminazione OLED, chip identificati RFID (Radio Frequency Identification) a basso costo, display arrotolabile, celle solari flessibili, dispositivi diagnostici o giochi usa e getta, touchscreen flessibile, e le batterie stampate sono solo alcuni esempi di settori promettenti di applicazione dell'elettronica organica sulla base di nuovi materiali elettricamente conduttivi e semiconduttori lavorabili su grande scala.

Nel seguito sarà effettuata una panoramica aggiornata delle applicazioni di elettronica organica, di tecnologie e dispositivi, così come una discussione sui diversi livelli di tecnologia che può essere utilizzata nella produzione di prodotti elettronici organici, raggruppando i campi di applicazione simili in cinque gruppi di applicazioni di grande importanza commerciale.

Nella capitolo seguente (Applicazioni), abbiamo aggiornato la nostra previsione riguardante l'ingresso nel mercato a scala più ampia delle diverse applicazioni ed esaminato l'aspetto dei primi prodotti. Abbiamo inoltre riesaminato le applicazioni e i parametri principali della tecnologia e le principali sfide previste per un ulteriore sviluppo dell'elettronica organica. Nella sezione “tecnologia” abbiamo preso in esame i recenti progressi nei nuovi materiali e nei processi produttivi.

L'elettronica stampata organica è una piattaforma tecnologica che si basa sull'utilizzo di conduttori e semiconduttori organici e di materiali inorganici stampabili. Essa rende disponibili nuove possibilità per le applicazioni e prodotti. Un certo numero di applicazioni principali sono stati scelte per dimostrare le esigenze dal lato applicazione, individuare le sfide principali, eseguire un controllo incrociato con le possibilità della tecnologia e prevedere un calendario per l'entrata sul mercato di grande consumo.

Di seguito, continuiamo a guardare le applicazioni discusse nella precedente edizione della tabella di marcia, raggruppate però in cinque gruppi, analogamente a quanto fatto dalla Strategic Research Agenda (SRA) per la Commissione europea (CE) "Verso la Green Electronics in Europa".

I cinque gruppi sono: Fotovoltaico Organico, Display Flessibili, Illuminazione (inclusi sia OLED che prodotti elettroluminescenti), Elettronica e Componenti (tra cui RFID, memorie, batterie e altri componenti) e Integrated Smart Systems (ISS, quali oggetti intelligenti, sensori e tessuti intelligenti).

La figura 1 dà una visione d'insieme dello sviluppo atteso per i

cinque gruppi.

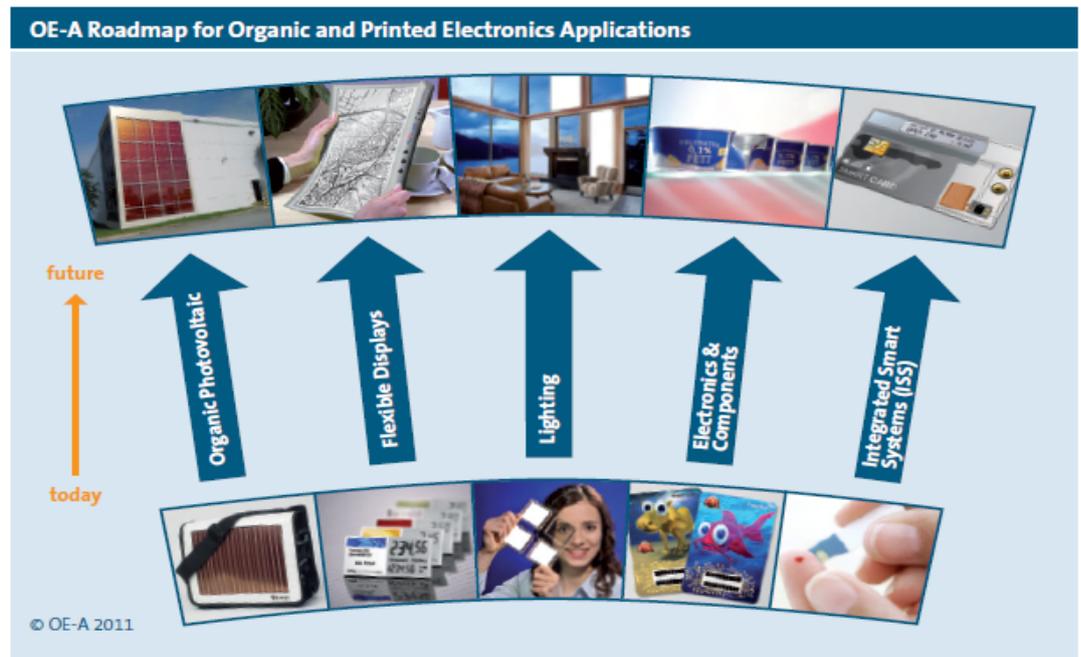
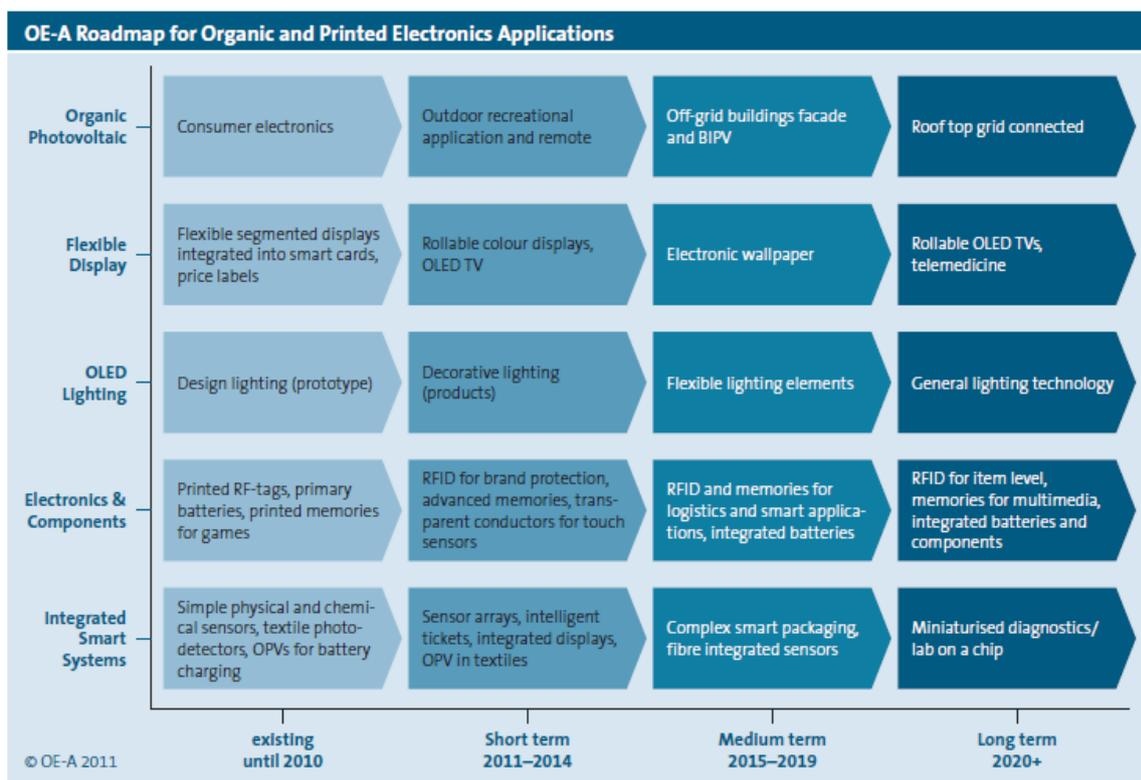


Figure 1: Overview of the OE-A Roadmap for organic and printed electronics applications.

Il gran numero di applicazioni riflette la complessità del tema e l'ampio spettro di usi possibili per l'elettronica organica ed è probabile che l'elenco potrà anche crescere in futuro. Questa è una ragione per raggruppare le applicazioni in gruppi legati al fine di rendere possibile mantenere la visione d'insieme.

I campi di applicazione e le specifiche coprono una vasta gamma, e anche se diversi parametri come l'accuratezza del processo di patterning o la conducibilità elettrica dei materiali sono di fondamentale importanza, il tema non può essere ridotto ad un singolo parametro temporale, come è noto dalla famosa Silicon Roadmap (legge di Moore). Indipendentemente da ciò, si guarderanno le tendenze per prevedere se sarà possibile trovare un analogo alla legge di Moore per l'elettronica organica.



OE-A Tabella di marcia per l'elettronica organica e stampata, con le previsioni per l'ingresso sul mercato in grandi volumi (disponibilità generale) per le diverse applicazioni. La tabella è un ulteriore sviluppo e un aggiornamento per la terza versione della OE-A Roadmap presentata nel 2009.

9.4 Parametri chiave delle applicazioni

La redditività di ogni applicazione o prodotto dipende dalla valorizzazione di una serie di parametri che descrivono la complessità o le prestazioni del prodotto (parametri di applicazione). Per le suddette applicazioni gruppi di specialisti hanno individuato l'applicazione più importante della tecnologia e i parametri e i requisiti per diverse generazioni di prodotti. Qui di seguito elenchiamo solo un piccolo estratto dei parametri applicativi chiave che sono stati identificati come rilevanti per numerose applicazioni. Non sorprende che i questi parametri attraverso i cinque gruppi di applicazione non siano cambiati dopo l'ultima edizione. Il seguente elenco è in ordine sparso in quanto la rilevanza delle differenti parametri varia per le diverse applicazioni.

9.4.1 La complessità del dispositivo

La complessità del circuito (ad esempio il numero di transistor), così come il numero di dispositivi diversi (ad esempio circuito,

alimentazione, switch, sensori, display) che sono integrati hanno un influsso determinante sulla affidabilità e la resa produttiva.

9.4.2 Frequenza di funzionamento del circuito

Con la crescente complessità dell'applicazione (ad esempio una capacità di memoria maggiore) si rende necessaria una velocità di commutazione superiore.

9.4.3 Vita / stabilità / omogeneità / affidabilità

Durata del ciclo di vita (scaffale e funzionamento), la stabilità ambientale, la stabilità riguardo altri materiali e solventi, e l'omogeneità dei materiali costituiscono un problema a causa delle proprietà intrinseca dei materiali.

9.4.4 Tensione di funzionamento

Per i dispositivi portatili alimentati da batterie, PV o radiofrequenza, è essenziale avere una tensione di funzionamento bassa (<10 V).

9.4.5 Efficienza

L'efficienza di conversione della luce in elettricità o viceversa è un parametro chiave per le celle fotovoltaiche e per fotodiodi o OLED, e l'efficienza energetica dei circuiti è importante anche per molte applicazioni, specialmente quelle mobili che hanno bisogno di contenere il peso.

9.4.6 Costo

Sebbene il target della maggior parte delle applicazioni siano nuove applicazioni e mercati piuttosto che la sostituzione di vecchie applicazioni, i costi devono essere bassi. Per alcune applicazioni, come i display arrotolabili, un costo maggiore rispetto ai tradizionali schermi rigidi può essere accettato, mentre per altre applicazioni, ad esempio nella confezione, il basso costo sarà un fattore trainante.

9.4.7 Parametri chiave della tecnologia

Le specifiche dettagliate dei parametri di applicazione per le

differenti applicazioni e le generazioni di prodotti aiutano a definire i requisiti che devono essere soddisfatti dal lato tecnologico. I parametri tecnologici sono più "fondamentali" e descrivono i materiali fondamentali, i dispositivi o le proprietà del processo.

Come per i parametri di applicazione, ci limitiamo ad elencare un piccolo estratto dei parametri tecnologici chiave individuati per le varie applicazioni, concentrandosi su quelli che sono rilevanti per più applicazioni. Come è avvenuto con i parametri di applicazione, gli stessi elementi chiave della scorsa edizione sono importanti.

9.4.8 Mobilità / prestazioni elettriche (tensione di soglia, corrente di on / off)

La performance (frequenza operativa, corrente massima fornita) dei circuiti dipende dalla mobilità dei portatori di carica del semiconduttore, la conduttività dei conduttori e il comportamento dielettrico del materiale dielettrico.

9.4.9 Risoluzione / registrazione

La performance (frequenza operativa, corrente massima fornita) e l'affidabilità dei circuiti dipende dalla distanza laterale degli elettrodi (risoluzione) all'interno dei dispositivi (transistor ad esempio) e dalla precisione di sovrapposizione (registrazione) tra i diversi strati.

9.4.10 Proprietà di barriera / stabilità ambientale

La durata dipende da una combinazione di sensibilità dei materiali e dispositivi all'ossigeno e all'umidità e le proprietà di barriera di strati protettivi, substrati e sigillanti contro l'ossigeno e l'umidità. Le proprietà di barriera necessarie variano per le diverse applicazioni su diversi ordini di grandezza.

9.4.11 Flessibilità / raggio di curvatura

Fattori di forma sottili e flessibilità dei dispositivi sono i vantaggi principali dell'elettronica organica. Al fine di ottenere una flessibilità affidabile e addirittura materiali arrotolabili per i dispositivi, la progettazione e il processo di produzione devono essere scelti con grande cura.

Adattamento dei parametri di processo (velocità, temperatura, solventi, condizioni ambientali, sottovuoto, in atmosfera di gas inerte)

Al fine di avere un sistema di lavoro utilizzabile, è importante regolare i parametri dei diversi materiali e dispositivi utilizzati per la costruzione dell'elettronica organica

9.5 Il mercato globale per l'elettronica organica e stampato

Siamo entrati nel secondo decennio da quando l'elettronica stampata si è trasferita dal mondo accademico alla commercializzazione. Il tema è ormai incredibilmente ampio, comprendendo la chimica organica ed inorganica che può o no essere utilizzata per la stampa ad oggi e, a giudicare dalle molte fonti di notizia ad ora disponibili, l'innovazione sta crescendo ad un ritmo rapido.

Ci sono già molti enormi successi nell'elettronica stampata, come conduttori stampati usa e getta per sensori ECG (monitoraggio, ad esempio, dell'attività cardiaca), strisce reattive al glucosio, sistemi inorganici di retroilluminazione elettroluminescente per cruscotti auto e cellulari e molto altro. Per molti dei nuovi materiali è stato più facile commercializzarli inizialmente grazie ai processi sotto vuoto convenzionali, come nel caso dei display OLED, che nel 2011 costituiranno un mercato da 1 miliardo di dollari, ampiamente utilizzati per i display dei telefoni cellulari. Queste applicazioni più mature raggiungono una dimensione di mercato per l'elettronica stampata e potenzialmente stampata da 2,2 miliardi di dollari nel 2011. Tuttavia, solo il 37% della parte elettronica è prevalentemente stampata. Abbiamo incluso schermi OLED e CIGS PV che al momento non vengono stampati, perché la tendenza per queste tecnologie è ad essere prevalentemente stampate.

Come per molte altre tecnologie nella fase iniziale, quelle società che hanno avuto un successo commerciale si sono spostate dalla sinistra della catena del valore, cioè dalla fornitura di materiali, a destra, nella progettazione e vendita di prodotti completa. Almeno questo è probabile che sia il percorso iniziale di redditività attraverso la creazione di un mercato, ritornando poi al settore della fornitura orizzontale di materiali.

Tuttavia, ci sono alcune importanti lezioni che ci vengono dalle esperienze negative. Frequentemente, i partecipanti hanno cercato di correre prima di saper camminare, o hanno scelto obiettivi che erano troppo ambiziosi per il livello di investimento disponibile. Per esempio, alcuni produttori di display OLED

sono falliti. I produttori di antenne stampate e sensori hanno invece prosperato.

Alcuni hanno semplicemente mancato di raggiungere il punto di equilibrio prezzo-prestazioni necessario per l'ingresso nel mercato. Per esempio, nessuno ha ricevuto un ordine significativo per i lungamente promessi transistor organici stampati, nonostante il transistor sia il motore della maggior parte dell'elettronica. Questo è stato un grosso colpo per l'industria.

Per esempio, le memorie stampate organiche e molti sensori stampati non possono raggiungere il loro potenziale mercato primario senza questi transistor.

Ci sono lezioni importanti anche dai recenti successi. I display "E-paper" hanno creato un mercato miliardi di dollari essendo l'antidoto a telefoni e computer che non si possono leggere sotto il sole diretto e che hanno una scarsa durata della batteria.

Come con la maggior altre tecnologie allo stato embrionale, questo settore è anche molto frammentato e vi è un'opportunità per il consolidamento. Ci è già stato qualche scossone nel settore OLED nell'ultimo decennio e più recentemente in quello dei semiconduttori organici, ma sono pochi quelli che stanno mettendo insieme tecnologie complementari per costruire una proposta forte di catena del valore. Le aziende in Asia orientale hanno dimostrato furbizia nel consolidare alcune delle attività display, come ad esempio PVI (ora E-Ink), Sumitomo, Samsung e LG. In Europa e Nord America, guardare la Bayer, Solvay e BASF, tra gli altri.

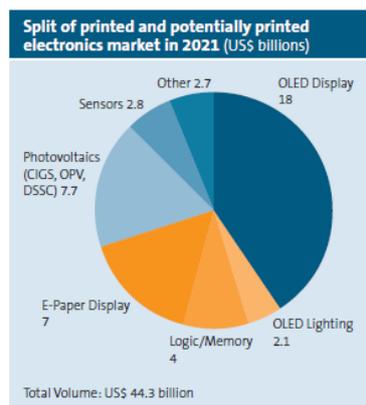
Tutto ciò ci porta ad oggi. Molte aziende che hanno recepito il messaggio di iniziare con l'elettronica stampata meno complessa lanceranno dispositivi semplici basati su diodi stampati e modelli conduttivi. Ad esempio, la vecchia idea di stampare uno strato conduttivo trasparente non con costosi e sofisticati prodotti chimici ma con fini strutture in metallo sottile riemergerà ed otterrà i primi grandi ordini – il touchscreen essendo una opportunità.

Più che i costi, una ricerca di IDTechEx rileva che il più grande motore dell'elettronica stampata è il fattore di forma - dispositivi che sono flessibili, conformi, arrotolabile o di grandi dimensioni. Nella maggior parte di questi casi, l'elettronica stampata sta facendo qualcosa che l'elettronica convenzionale non può, o difficilmente può, fare e quindi sta creando nuovi mercati.

Competere solo sui costi è difficile - molti aspetti dell'elettronica stampata promettono di essere alla fine più economici, ma spesso presentano un costo superiore a quello della tecnologia attuale fino a quando il volume di produzione non diventa significativo.

Tutto questo porta ad una crescita costante nei prossimi pochi anni, come illustrato di seguito. Ingenti investimenti da parte di aziende come Samsung porteranno probabilmente la stampa a sostituire i metodi di lavorazione sottovuoto.

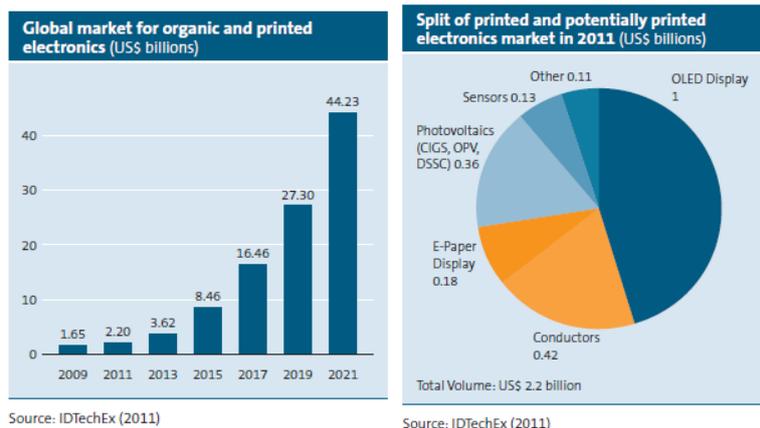
Entro il 2016 il mercato dell'elettronica stampata e potenzialmente stampata sarà 12,2 miliardi di dollari in aumento a US 44,3 miliardi dollari nel 2021. Stimiamo che il mercato sarà il seguente:



Source: IDTechEx (2011)

I display OLED passeranno alla tecnologie produttive a stampa, con il 35% prevalentemente stampati nel 2021. Altri componenti, come le unità logiche e le memorie, saranno prevalentemente stampate fin dall'inizio. Nel complesso, il 56% dei componenti saranno prevalentemente stampati e il 43% sarà su substrati non rigidi (conformemente alla flessibilità).

L'elettronica organica e stampata è una delle più importanti nuove tecnologie abilitanti. Avrà un impatto importante sulla maggior parte delle attività commerciali, dalla pubblicazione e stampa di sicurezza alla sanità, ai settore automotive, militare e beni di consumo confezionati. La commercializzazione può e deve avvenire in applicazioni molto diverse, in contrasto con la visione piuttosto ristretta di possibilità del passato, creando una nuova grande opportunità per chi opera nei settori dei prodotti chimici, delle apparecchiature, dell'elettronica, degli imballaggi e della conversione e integrazione.



Come indicato nell'articolo riportato, il futuro di queste tecnologie è molto interessante per investimenti e iniziative imprenditoriali indirizzate allo sviluppo di questo settore.

Durante la fase di ricerca mi sono imbattuto in molti agenti che si occupano della distribuzione di inchiostri conduttivi. Tutti hanno evidenziato che il fenomeno dello stampaggio di inchiostri conduttivi è la main way to business di molte tra le più grandi aziende a livello mondiale in ambito elettronico.

Le applicazioni di questa innovativa tecnologia spaziano in svariati ambiti in cui sono necessari dispositivi elettronici.

In ambito elettronico sarà possibile sviluppare apparati basati non più su elementi rigidi ma su di un supporto tessile. Questa soluzione permetterà, oltre ad esplorare lo sviluppo e il design di nuovi dispositivi elettronici, di sviluppare una nuova visione riguardo al trasporto di componenti elettronici. Infatti con questa tecnologia possiamo ripiegare su loro stessi questi apparati riducendo in maniera significativa l'ingombro globale dei trasporti e diminuendo di conseguenza l'impatto ecologico che questa tecnologia impone.

Inoltre lavorando con una tecnologia additiva, e non per sottrazione, le risorse impiegate e le energie investite nella produzione di prodotti elettronici permettono di aumentare l'efficienza produttiva degli impianti.

La base tessile inoltre tende ad essere economica e molto duttile in fase di lavorazione e questo permette in fase di sviluppo di ridurre i costi globali dei componenti.

Un'altra caratteristica fondamentale sfruttabile lavorando a livello di tessile è quello di poter inserire elementi ottenuti con

questa tecnologia in punti di oggetti fino ad ora considerati morti, permettendo di sviluppare un design più efficiente e innovativo per le future generazioni.

Applicazioni di possono avere sui personal computer introducendo una componentistica elettronica rivoluzionaria in grado di arrivare là dove attualmente la tecnologia non permette di arrivare. Un esempio suggestivo sarebbe lo sviluppo di capi di abbigliamento in grado di integrare al loro interno tastiere e controller elettronici in gradi di interfacciarsi sui grandi computer comuni e di gestire direttamente dalla propria giacca o dalla propria camicia il flusso di informazioni condivise.

Questa visione simile ad un film di fantascienza (pensate a Start Trek o Guerre stellari), sviluppando questa tecnologia, non è così lontana da una visione progettuale realizzabile anche in tempi brevi.

10 Stato dell'arte
stampa circuiti
elettronici su tessuti

Come già approfondito nel capitolo precedente, esistono varie tecnologie per lo stampaggio su supporti flessibili di circuiti elettrici e simili.

Riguardo lo sviluppo di questo settore, al giorno d'oggi esistono già varie applicazioni serigrafiche per lo stampaggio dei circuiti integrati su supporti flessibili.

Sono state sviluppate moltissime paste conduttive per queste applicazioni. Queste paste si dividono essenzialmente in due macro gruppi:

- Paste a base rame
- Paste a base argento.

Le paste a base rame sono le prime ad essere state sviluppate e sono nate come sperimentazione per la semplificazione nella realizzazione di schede elettroniche rigide.

Il procedimento di realizzazione di un circuito elettronico tradizionale comporta un consumo eccessivo di materiale ed un elevato numero di passaggi per ottenere il prodotto finito.

La barretta di partenza, solitamente in silicio, viene incisa meccanicamente creando le piste di collegamento tra i vari componenti. In una seconda operazione la barretta viene ricoperta di materiale conduttore (o per immersione o mediante pistola a spruzzo) che si deposita sulla superficie della barretta. L'ultimo passaggio consiste nell'eliminare il materiale conduttivo in eccesso e lasciare solo quello posto all'interno delle vie scavate.

Lo sviluppo di sistemi serigrafici ovviamente ha portato ad un netto miglioramento rispetto a questa tecnica in quanto sfrutta una tecnologia additiva che permette di ridurre i tempi di lavorazione, il numero di passaggi per il processo e una riduzione delle risorse impiegate.

D'altro canto la tecnologia serigrafica non è una tecnologia perfetta e di conseguenza è soggetta ad usura del telaio, modifica delle tracce e densità di inchiostro depositato non controllabile perfettamente.

Per questo motivo, la maggior parte delle aziende produttrici di inchiostri serigrafici stanno sviluppando in parallelo degli inchiostri speciali per stampanti inkjet. Lo stampaggio inkjet permette un controllo computerizzato della stampa permettendo alle aziende di ottenere una elevata elasticità nella lavorazione (in serigrafia una volta realizzato il telaio la traccia rimane sempre costante e per ogni traccia deve essere realizzato un telaio a sè).

Inoltre mediante software è possibile prevedere la quantità di inchiostro depositato con un maggior controllo delle caratteristiche fisiche del circuito.

Gli inchiostri a base rame sono inchiostri utilizzabili solo in serigrafia in quanto è molto difficile ottenere nano particelle di questo materiale in grado di depositarsi su dei substrati.

L'utilizzo del rame all'interno degli inchiostri è stato introdotto per diminuire il costo di questi in quanto, rispetto all'argento, aveva un costo inferiore. Va considerato però il fatto che il prezzo del rame sta avendo un'impennata e che a breve il costo del rame e dell'argento saranno paragonabili. Inoltre il rame presenta una resistività molto superiore all'argento e le scorte di questo materiale sono in fase di esaurimento. Le paste serigrafiche a base di rame hanno avuto un elevato successo non per la realizzazione di circuiti elettronici ma bensì nella realizzazione di abbigliamento tecnologico, per la sua caratteristica di schermo contro le radiazioni elettromagnetiche dei cellulari.

A livello elettronico, tutti gli sforzi sono sempre stati concentrati su inchiostri a base argento.

Nel mondo esistono svariati produttori di questi inchiostri e la tecnologia serigrafica si è instaurata stabilmente nella produzione di circuiti integrati.

La problematica nasce nel momento in cui si deve realizzare una linea stampata non più su un supporto rigido o semi-rigido ma su un tessuto. In questo caso le condizioni di aderenza tra il telaio serigrafico e il tessuto non sono più perfette come nel caso di un supporto rigido e diventa estremamente complesso controllare la sezione della traccia (elemento fondamentale per il dimensionamento elettronico del circuito).

Per questo motivo non sono mai stati portati avanti degli studi riguardo a questo settore. L'idea realmente innovativa per lo sviluppo di questo settore è non utilizzare più una tecnologia serigrafica ma trasferire tutta questa tecnologia su una tecnica di stampa digitale, tecnica che permette il controllo di tutti i parametri di traccia direttamente da computer e soprattutto non è soggetta al deterioramento del telaio.

Per ulteriori approfondimenti riguardo queste tecnologie, abbiamo incontrato i responsabili della azienda Politronica Srl di Torino con i quali abbiamo sviluppato e tracciato le linee base di ricerca per la realizzazione dei nostri dispositivi.

Politronica S.r.l. ha iniziato la sua attività nel giugno 2008, dopo

la presentazione della sua idea imprenditoriale al Governo italiano, nel quadro "Giovani Idee Cambiano l'Italia", vincendo un prestito per la realizzazione di una linea di piccola produzione basata sulla tecnologia di stampa a getto d'inchiostro applicata al campo di inchiostri conduttivi polimerici e semiconduttori.

Opera attualmente nel settore dell'elettronica stampata, nello sviluppo di inchiostri conduttivi a base argento, inchiostri polimerici semi-conduttivi o dielettrici.

La mission aziendale viene sintetizzata così sul loro sito:

“Our mission encompasses the inks production and the printing of electronic circuits and high-tech devices, making efforts to operate our business in an environmentally responsible manner.”

La nostra missione comprende la produzione di inchiostri e la stampa di circuiti elettronici high-tech, facendo sforzi per la nostra attività in modo ecologicamente responsabile.

La Politronica srl annovera tra i suoi brevetti un inchiostro conduttivo adatto alle stampanti inkjet. Questi inchiostri sono inchiostri ottenuti mediante la realizzazione di nano particelle di argento miscelate in un liquido a base di acqua ed etilene. Queste tecnologia innovativa permette di realizzare un inchiostro con elevatissime caratteristiche conduttive ma abbastanza liquido da poter essere utilizzato nelle stampanti a getto d'inchiostro.

La base di stampa è stata sperimentata su stampanti a getto piezoelettrico e l'impegno di Politronica è quello di allargare l'utilizzo di questa tecnologia anche su altre tipologie di macchine stampanti.

L'attività di ricerca, eseguita in collaborazione con il Politecnico di Torino, è principalmente basata sulla scienza dei materiali. La preparazione di prodotti con caratteristiche personalizzate passa attraverso la sintesi di nanoparticelle, additivazione di inchiostro, la stampa a getto d'inchiostro, post-elaborazione e la caratterizzazione.

Nanoparticelle metalliche, compresi rame e argento, sono sintetizzate per realizzare inchiostri sia per stampanti a testine piezo che per stampanti termiche.

Si sta inoltre conducendo una ricerca sullo sviluppo di inchiostri dielettrici a base di nanoparticelle, con fenomeni di piezoelettricità e materiali ad alta permeabilità.

Quando si parla di nanotecnologie si parla di particelle di dimensioni comprese tra 1 e 100×10^{-9}

Durante il percorso di studio è stata fornita una definizione di nanotecnologie:

“la progettazione, caratterizzazione, produzione e applicazione di strutture, strumenti e sistemi controllando la forma e le dimensioni su scala nanometrica”

Operando a queste dimensioni è possibile modificare le caratteristiche fisiche chimiche della materiale rispetto alla sua versione massica trasformando ad esempio l'alluminio in un combustibile ad elevatissime prestazioni (repellente solido utilizzato negli shuttle).

Il processo per ottenere questi inchiostri sfruttano anche loro una miniaturizzazione delle particelle di argento che vengono in una seconda battuta miscelate con la base acquosa dell'inchiostro.

Come ci è stato richiesto dall'azienda Politronica non riporteremo in questa tesi il processo per ottenere questi inchiostri in quanto sono frutto di una formulazione segreta. Ci occuperemo comunque di trovare tutte le condizioni tali per cui la loro applicazione sia il più possibile corretta ed efficiente ai fini realizzativi di prodotti.

L'inchiostro indicato per la realizzazione di prodotti stampati su tessuti mediante stampanti inkjet è il modello InkA – C100.

INKA-C100 è un inchiostro conduttivo, su base acquosa con dispersioni colloidali di nanoparticelle d'argento. E “progettato per stampanti a getto d'inchiostro piezoelettriche, per produrre tracce conduttive a bassa e ad alta resistività su diversi tipi di substrati.

La base di questo inchiostro come già detto è una miscela di acqua ed etanolo. Per ottenere una corretta conduzione di corrente, questo inchiostro deve subire un processo di sinterizzazione.

La sinterizzazione consiste nel far essiccare l'inchiostro a 180° C per circa 60 minuti. In questo modo le nano molecole di argento disperse nell'inchiostro precipitano unendosi, creando la conduttività della pista. Questo passaggio diventa un fattore critico in fase di progettazione in quanto la scelta della base tessile sopra al quale stampare deve essere in grado di resistere a queste temperature.

Nel mercato attuale della produzione di abbigliamento si opera già a queste temperature (fonte Domenico Rusconi Serigrafia) per materiali come il cotone e simili. E' importante comunque collaborare con l'azienda Politronica affinché si possa ulteriormente sviluppare questo inchiostro riducendo o addirittura eliminando l'impatto della fase di sinterizzazione così da poter ampliare il range di materiali stampabili.

Riportiamo ora gli sviluppi verso questo settore sempre sviluppati presso Politronica:

lo scopo di questa proposta è lo sfruttamento della ben nota tecnica di stampa termica a getto d'inchiostro, ampiamente utilizzata per la produzione di documenti cartacei e ad alta definizione, stampa fotografica digitale e nuove applicazioni avanzate.

Una delle applicazioni più interessanti del getto di inchiostro è la realizzazione di etichette di identificazione a radiofrequenza (il cosiddetto RFID), che sostituirà i codici a barre, consentendo un utilizzo più semplice di tag per uso commerciale, industriale, logistica, sanità, ecc .

La loro limitazione è dovuta ad una produzione ancora troppo costosa (alcune decine di centesimi di euro).

Per ottenere una diffusione di massa dei tag RFID (migliaia di miliardi di pezzi), il loro costo deve essere ulteriormente limitato a pochi centesimi di euro.

Le tecnologie attuali non consentono un costo così a buon mercato industriale, mentre la fabbricazione di semplici tecniche di stampa può consentire l'uso flessibile di stampanti personali per la produzione di smart tag. Possono essere realizzati dalle stampanti a getto d'inchiostro termico, in modo da ridurre il prezzo di questi tag intelligenti, e inoltre conterranno una quantità maggiore di informazioni, rispetto alle tecnologie attuali, aprendo così la strada ad un più ampio spettro di applicazioni.

In particolare, inchiostri speciali (contenenti nanoparticelle magnetiche o conduttive) per la produzione di massa di componenti elettronici saranno formulati, sintetizzati e testati.

Le nanoparticelle magnetiche e conduttive devono essere disperse in una rete di materiale polimerico, per consentire la realizzazione di una rete (con la tecnica "percolative") che garantisce le giuste proprietà elettriche.

Nuove testine di stampa appositamente dedicate, con opportune caratteristiche geometriche degli ugelli di espulsione, l'energia e la velocità corretta per la deposizione delle gocce espulso saranno sviluppate.

Diversi tipi di materiali del substrato adatto, sia rigidi (vetro, silicio) e flessibili (materie plastiche diverse, carta, ecc) saranno testate e la formulazione degli inchiostri indirizzata per l'ottimizzazione dell'interazione dell'inchiostro nel substrato.

Gli inchiostri verranno espulsi da una stampante appositamente sviluppata a base termica a getto d'inchiostro.

Lo scopo finale è quello di ottenere una rapida industrializzazione di prodotto di stampanti di etichette RFID.

L'importanza di questa politica è la possibilità di aumentare in maniera significativa l'espansione di questa tecnologia per poterla in ambiti non ancora trattati come ad esempio i tessuti.

Sui vantaggi dei tessuti potremmo sviluppare un'altra tesi, ma il concetto principale è che un tessuto offre una libertà di applicazioni senza uguali con costi produttivi e realizzativi estremamente contenuti rispetto ad altri substrati.

11 Balance board portatile per esami posturologici

11.1 Brief progettuale proposto

In questa ultima fase della tesi approfondiremo una applicazione dello stampaggio di circuiti elettronici mediante stampaggio inkjet su tessuti ad un caso specifico.

Il brief progettuale consiste nello studio e sviluppo di un sistema biomedicale per la ricerca del baricentro del corpo umano in soggetti con difficoltà motorie.

Ci focalizzeremo soprattutto sugli studi posturologici focalizzando la nostra attenzione su uno specifico esame chiamato “esame stabilometrico”.

Questo esame è necessario per calcolare la pressione di appoggio di un paziente sui due piedi ed è in grado di valutare eventuali problematiche nella distribuzione del baricentro all'interno del corpo del paziente.

Questo monitoraggio è fondamentale ai fini di prevenire problemi di postura che man mano possono diventare importanti e per la ricerca di una giusta terapia riabilitativa.

Il target di questo strumento è costituito quindi da tutti i soggetti con problemi di mobilità, dagli ingegneri biomedici che utilizzano questa attrezzatura e dalle strutture ospedaliere pubbliche o private che vogliono avvalersi di questa tecnologia.

Nello sviluppo di questo caso di studio dimostreremo come l'utilizzo dell'elettronica stampata permette una semplice concezione dell'idea offrendo spunti progettuali estremamente innovativi e fino ad ora non esplorati.

La prima fase dello studio di questa balance board consiste nello studiare in quale insieme di esami clinici si inserisca e quali funzioni debba ricoprire.

Esaminiamo uno studio guida fornito a fisioterapisti e ingegneri biomedici per lo studio della posturologia clinica.

Come indicato nello studio di questo esame proposto nel capitolo 2, questa analisi si inserisce in un insieme di esami coordinati per lo studio posturologico. In particolare la pedana baropodometrica B01 è uno strumento clinico atto all'interpretazione della pressione dei piedi sul terreno. Studiando la parte di pianta del piede, e soprattutto la pressione che questa ha sulla pedana è possibile tracciare l'andamento di come i pesi del paziente vengono distribuiti sui piedi.

Per ottenere questi segnali viene creata un'area attiva sulla pedana in grado di decifrare un elevato numero di punti d'appoggio ed associare ad esso un valore numerico. Questo valore numerico risulterà proporzionale alla pressione del piede sulla pedana.

I dati raccolti da questa zona attiva, vengono poi interpretati mediante un software che delinea in maniera dettagliata la forza su ogni punto della pianta del piede.

Oggi giorno, questa tipologia di esame viene effettuata direttamente a casa dei pazienti in quanto, a chi viene fatto questo esame soffre di patologie tali per cui diventa difficoltoso anche il trasferimento in ospedali o centri specialistici.

Diventa dunque importante creare un dispositivo trasportabile, semplice nella gestione e affidabile nelle risposte dell'analisi.

Per aumentare la frequenza di misurazione è necessario creare un elevato numero di sensori da inserire nell'area attiva di misurazione e creare un circuito elettronico entro il quale avviene la trasmissione dei dati e l'interpretazione di questi.

Questa tipologia di esame può essere eseguito, ovviamente in fase statica, anche con un sistema di solette piezoelettriche che ricoprono la stessa funzione della pedana. La scelta progettuale varierà a seconda delle esigenze specifiche di ogni esame e soprattutto sul grado di evoluzione che l'utilizzo dello stampaggio di inchiostri conduttivi può offrire al progetto.

11.2 Stato dell'arte nel mercato delle pedane baropodometriche

Nel mercato attuale esistono un elevato numero di pedane baropodometriche, divisibili in due macro gruppi:

- Pedane fisse
- Pedane portatili.

Le pedane fisse sono pedane grandi e costose che implementano all'interno della propria struttura anche tutti i componenti hardware necessari per eseguire le misurazioni. Questa tipologia di pedana è la prima ad essere stata sviluppata. Le necessità moderne hanno imposto di rendere questa pedane trasportabili, in primo piano per avvicinarsi a pazienti che dimostrano chiare difficoltà motorie, ed in secondo piano per permettere una logistica più semplice all'interno degli studi clinici ospedalieri.

Tutte le pedane in commercio sono comunque strutture complesse realizzate con un elevato numero di componenti. Il trend che si sta seguendo è quello di assottigliare lo spessore della balance board per permettere ad utenti degenti di poter salire al di sopra della pedana senza grandi difficoltà. La base sensoriale si basa su sensori di pressione piezoelettrici integrati su una struttura di analisi rigida.

La pedana si interfaccia sempre con un software installato su computer portatili che ha il compito di interpretare i dati provenienti dalle misurazioni. Un software apposito riproduce graficamente questi dati creando dei grafici di riferimento.



A livello di prezzi, queste pedane variano da prezzi intorno ai 2000 euro a prezzi anche di svariate decine di migliaia euro. La variabilità nel prezzo deriva dalla precisione di misura attesa dalla pedana e dalla complessità del software connesso ad essa.



A seconda della tipologia di esame che si vuole eseguire si possono avere pedane per analisi statiche o pedane per analisi dinamiche. La differenza tra le due consiste nella dimensione di queste pedane. Su pedane statiche, la misurazione della pressione è concentrata in un punto specifico della balance board, mentre nel caso di pedane per lo studio dinamico del movimento, il paziente si deve muovere al di sopra della pedana andando a definire diverse aree di appoggio tutte correlate tra loro.



Come si nota, le pedane per movimenti dinamici sono ingombranti e di difficile trasportabilità; questo è l'aspetto su cui interverremo migliorando, grazie ad una tecnologia innovativa, la praticità di questo strumento di misurazione.

Sul mercato abbiamo riconosciuto due principali competitors:

- Novel (www.novel.de)
- Tekscan (www.tekscan.com)

La Novel è leader nella realizzazione di pedane baropodometrica e utilizza una smart technology che si basa sullo stampaggio di paste piezoresistive.

A livello di sensori però è molto interessante analizzare il marchio



FlexiForce® Sensors sviluppato dall'azienda Tekscan.

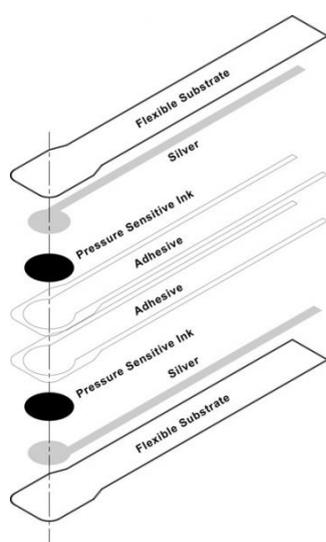
Il sensore di forza FlexiForce è un circuito stampato flessibile ultra sottile. Questo sensore di forza è costituito da due strati di substrato costituito da un film di poliestere. In caso di utilizzo

ad alta temperatura, il modello è composto da due strati di poliammide.

Su ogni livello viene stampato un materiale conduttivo (argento), seguito da uno strato di inchiostro sensibile alla pressione.

Il sensore viene realizzato con due film contrapposti che vengono accoppiati mediante l'applicazione di uno speciale adesivo.

Questa lavorazione rivoluzionaria permette di ottenere dei sensori estremamente precisi ed allo stesso tempo flessibili.



Il costo di un modello medio varia dai 65 dollari ai 250 dei modelli più complessi.

Come si nota, per ottenere modelli flessibili e dallo spessore ridotto, si utilizzano tecnologie di stampa innovative. In questo caso, sia per l'applicazione dello strato conduttivo, sia per lo stampaggio dei materiali piezo-resistivi si sono utilizzate delle paste serigrafiche.

L'azienda Tekscan offre solo tre misure di sensori. Questo deriva dal fatto che i telai necessari per lo stampaggio delle piste sono di dimensione fissa e di conseguenza non è possibile rendere personalizzabile la dimensione del sensore. Con la soluzione proposta in questa tesi è pensabile invece di realizzare lo stesso sensore con la medesima dimensione del cerchio realizzato con pasta piezo-elettrica mediante serigrafia e stampare mediante stampa inkjet le piste conduttive con un'elevata libertà di forme e dimensioni ottenibili.

Le applicazioni di questi sensori sono le più svariate. Vanno dalla realizzazione di utensili per l'odontoiatria ai sensori di

pressioni montati sulle cinture di sicurezza, ai sensori per i materassi ad applicazioni biomedicali all'interno di protesi.

L'innovazione può consistere nell'introdurre una nuova tecnologia produttiva di questi sensori, ampliando i campi di applicazione di questi e riducendo i costi di lavorazione in relazione alle forme ottenibili.

Approfondendo anche il campo delle pedane baropodometriche e le tecnologie ad esso associate incontriamo un progetto molto interessante proposto dall'azienda BTS Biomedical chiamato BTS P- WALK

BTS P-WALK è la soluzione ideale per chi tratta patologie che comportano disturbi del cammino e dell'equilibrio.

Consiste in un sistema a pedane pressorie multiple che si uniscono a formare un camminatoio sensorizzato che attraverso la misura statica e dinamica della pressione plantare e delle forze di una sequenza di passi permette di eseguire un'analisi funzionale del cammino. Con i dati acquisiti il sistema fornisce tutti i parametri spazio-temporali necessari per effettuare una diagnosi o definire un trattamento in maniera oggettiva e quantificata.



BTS P-WALK è una soluzione intuitiva e di facile utilizzo. La rapidità di esecuzione dei test, che non necessitano di alcuna preparazione del soggetto, e la generazione automatica dei report di stampa, rendono BTS P-WALK adatto ad un ampio range di applicazioni: prevenzione, diagnostica e follow-up di interventi riabilitativi o farmacologici.

Questi strumenti si inseriscono in un esame complesso sviluppato dall'azienda BTS, grazie al quale non si analizza solamente il peso applicato sulle piante dei piedi, ma si allarga lo studio ai comportamenti delle gambe e sulla ripartizione degli sforzi su di esso. Questo esame viene denominato esame Sway.

Questo esame viene eseguito su pedane di forza (simili alle pedane baropodometriche) realizzate con sensori piezo elettrici

e un sistema di telecamere in grado di registrare i movimenti di punti segnalati sulle gambe del paziente



Lo sviluppo di questo brief può allargare l'utilizzo della pedana Bo1 anche a questa tipologia di esami sostituendo pedane ingombranti con una soluzione più funzionale e trasportabile.

Una alternativa all'utilizzo di pedane è la creazione di speciali solette inseribili direttamente all'interno delle scarpe dei pazienti.

A tal proposito analizziamo quello che secondo noi è un esempio interessante di questa tecnologia.



Il sistema Pedar prodotto dalla Novel è uno strumento di alta qualità in grado di misurare la distribuzione delle pressioni plantari all'interno della scarpa e di controllare localmente i carichi che agiscono tra il piede e la calzatura. Essendo un sistema estremamente mobile e flessibile permette l'analisi di movimenti in diverse situazioni. Viene connesso a delle solette sensorizzate, flessibili ed elastiche, che coprono l'intera superficie plantare. Oltre alle classiche solette, sono stati creati sensori con particolari forme geometriche per monitorare le pressioni impresse in diverse regioni del piede, in particolare le aree dorsali, mediali o laterali del piede.

Il sistema presenta una straordinaria versatilità. Può essere collegato al PC tramite un cavo fibra ottica/USB, ma funziona anche in modalità wireless grazie alla tecnologia Bluetooth. Un'ulteriore alternativa è il salvataggio dei dati su memoria interna flash e la loro trasmissione al PC in un secondo momento. Offre numerose opzioni di sincronizzazione con sistemi EMG e video digitali utili per l'analisi del passo. Il sistema può essere avviato e sincronizzato da un piccolo telecomando wireless. Il sistema Pedar può essere utilizzato anche per monitoraggi a lungo termine. A tale scopo la Novel, casa produttrice delle solette, ha sviluppato il software Pedoport e ha reso disponibili batterie e solette speciali. Diversi sono i campi d'impiego del sistema Pedar. Può essere usato per la ricerca e la progettazione di calzature, come aiuto nella progettazione di ortesi, come strumento di valutazione durante la fase di riabilitazione. Permette di effettuare un'analisi cinetica dell'andatura libera, un monitoraggio del carico a lungo termine. Viene usato anche in studi legati alla biomeccanica sportiva, aspetto particolarmente rilevante presso i laboratori del CeBiSM.

Vantaggi e limiti del sistema Pedar

Il sistema pedar presenta grandi vantaggi:

- permette di registrare molti cicli consecutivi, fino a 25 minuti (o più se si ricorre al software pedoport);
- è utilizzabile su diversi terreni e applicato a svariate attività sportive;
- permette di creare delle maschere e vedere la distribuzione delle pressioni divisa in settori;
- rileva il centro di pressione facendo una media pesata, sullo spazio, delle pressioni
- è possibile sincronizzare il sistema con altri strumenti;
- funziona con qualsiasi PC tramite un convertitore USB/fibra ottica o Bluetooth;
- grazie alla memoria flash incorporata permette di raccogliere dati e di trasmetterli al PC in un secondo momento.

Il sistema Pedar presenta anche alcuni svantaggi:

- ha una limitata frequenza di campionamento (100 Hz). Per aumentare la frequenza è necessario disattivare alcuni sensori e di conseguenza perdere informazioni relative ad alcune aree;
- alcuni sensori possono rimanere disattivi perché il carico a cui sono sottoposti risulta inferiore alla soglia di attivazione, pari a 1,5 N/cm². Ciò può essere conseguenza del fatto che il sensore non venga caricato sull'intera area, ma solo parzialmente; la forza è infatti calcolata tramite un integrale superficiale;
- registra solo la componente perpendicolare alla superficie della soletta, non da quindi alcuna indicazione riguardo la componente tangenziale;

- è da tener presente inoltre che le solette sono dispositivi particolarmente fragili.



Questi sensori, come molti sensori sviluppati dalla azienda novel si basano sullo stampaggio serigrafico di materiali piezo elettrici, tecnologia analoga a quella da noi selezionata per la realizzazione della pedana.

11.3 Concept progettuale



Studiando la tipologia di esame eseguito con questa attrezzatura e considerando il target potenzialmente interessato alla balance board, definiamo ora il concept progettuale:

Studio e sviluppo di una pedana baropodometrica per attività statiche e dinamiche sviluppata su un tessuto. Questo permette di avere una soluzione portatile, economica e semplice per l'utilizzo direttamente a casa del paziente di questa tecnologia.

Tutte le moderne pedane in fase di sviluppo sono create su questi principi, ma, per esigenze tecniche risultano scomode e molte volte complesse da gestire durante il trasporto. Inoltre, per

lo studio di casi dinamici, il trasporto risulta praticamente impossibile.

11.4 Pedana B01

Viene realizzato un fondo in cotone. Il cotone è stato scelto come materiale in quanto risulta economico, resistente a temperature anche superiori ai 200 gradi e soprattutto è in grado di sostenere il circuito stampato. Altri materiali tessili risulterebbero più costosi, difficili da reperire e da lavorare ma non garantirebbero la stessa resistenza alla temperatura del cotone. Inoltre sono da scartare i tessuti a basi polimerici tradizionali in quanto non sono in grado di resistere a temperature necessarie per lo stampaggio elettronico e la successiva fase di sinterizzazione.

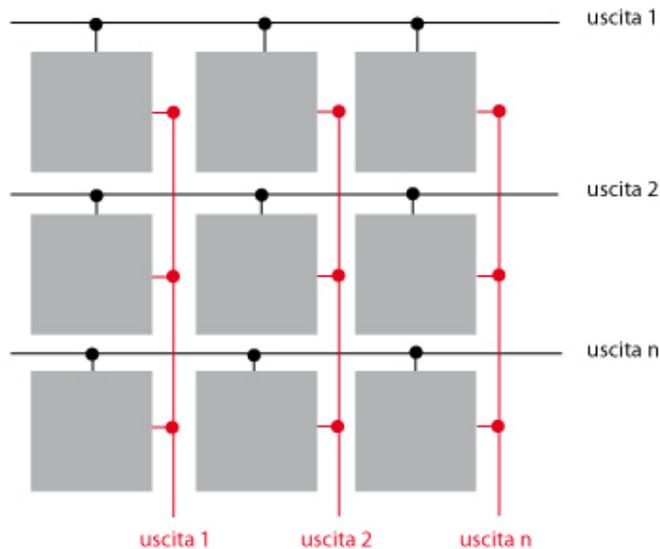
Sulla base di tessuto viene realizzata l'area attiva di misurazione mediante un sistema di micro sensori piezoelettrici che vengono distribuiti all'interno di un area quadrata di lato 50 cm x 50 cm.

Questi punti, ottenuti mediante stampaggio serigrafico, sono dei veri e propri sensori di pressione. Quando questo pad viene compresso dalla pressione del piede, ciascun elemento piezoelettrico depositato genera una differenza di potenziale direttamente proporzionale alla pressione che il piede esercita in quel punto. In questo modo, mediante un semplice circuito elettrico, si è in grado di riconoscere la pressione del piede e la distribuzione dei pesi lungo tutto la lunghezza del pad.

La complessità è data dall'elevato numero di sensori. Per ridurre il numero di collegamenti necessari, i sensori sono collegati secondo una struttura matriciale, in cui i due pin di uscita sono collegati in parallelo secondo righe e colonne. In questo modo, il numero di linee in uscita si riduce da $2 \cdot N$ (ove N è in questo caso 10000) a

$$L = 2\sqrt{N} = 2\sqrt{10\,000} = 200$$

pari in questo caso a 200 linee (100 righe e 100 colonne).



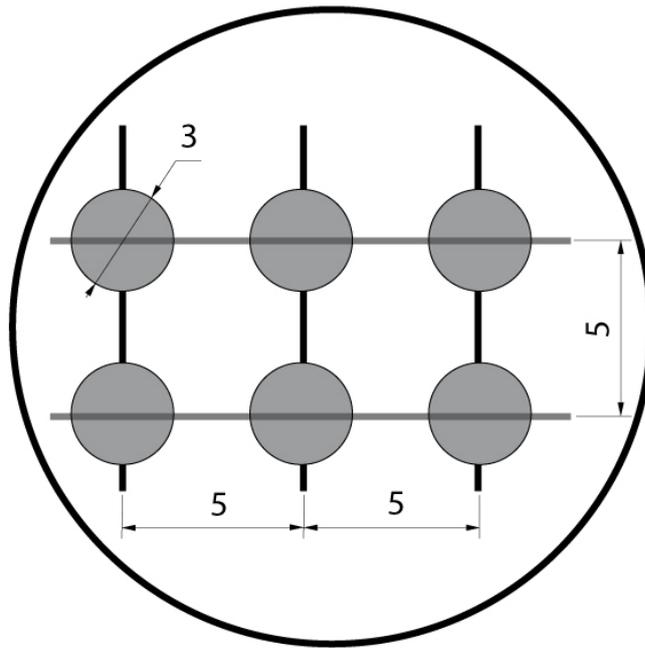
11.4.1 Dimensionamento dei sensori

I sensori realizzati mediante inchiostro piezo elettrico permette di ricavare una differenza di potenziale ai due poli del sensore proporzionale alla forza misurata da ciascun sensore.

Per dimensionare i sensori non è necessario tener conto della forma e delle dimensioni della traccia stampata del sensore, ma è necessario conoscere lo spessore di questa traccia.

La traccia influisce sulla misurazione in quanto va ad interagire con le caratteristiche elastiche del materiale ed uno spessore troppo elevato (stimato con Politronica in dimensioni superiori al millimetro) andrebbero a trasferire il comportamento meccanico del sensore da elastico ad elasto-plastico con una conseguente anomalia nella misurazione. Al contrario la dimensione e la forma del sensore non incidono in nessun modo sulla misura. Questo in quanto prima di andare ad eseguire una calibrazione digitale della pedana, per ogni sensore viene eseguita una *spettroscopia d'impedenza*, processo mediante il quale viene definito il coefficiente piezo elettrico del sensore. A questo punto il valore della differenza di potenziale ottenibile è nota ed è possibile eseguire la fase di calibrazione utilizzando due pesi e leggendo le corrispondenti tensioni derivate.

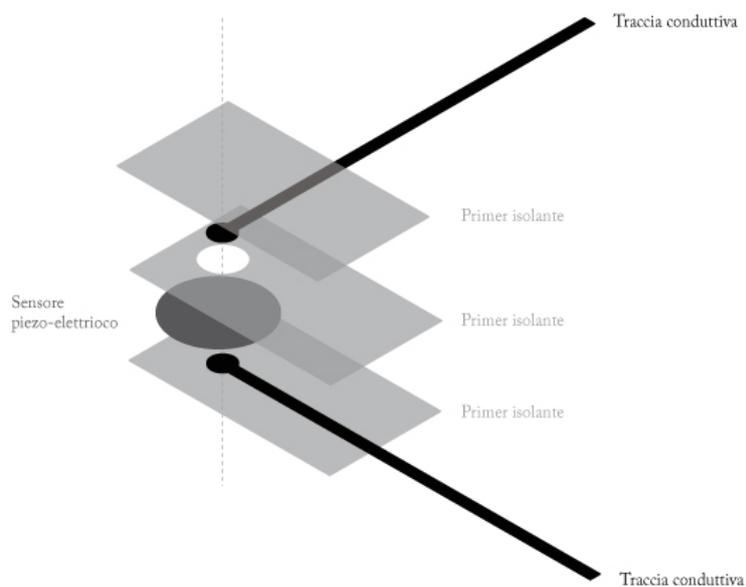
A monte di queste considerazioni dunque possiamo definire che i micro sensori piezoelettrici sono di forma circolare con diametro 3 mm e spazati tra loro di 5. Lo spessore di questi è controllato ed è accettabile in un range di valori tra i 0,5 mm e il 0,8 mm.



11.4.2 Isolamento delle piste

Come si nota dagli schemi riportati in precedenza, sul tessuto devono essere realizzate 2 piste separate e isolate tra loro.

L'utilizzo di un primer isolante a base polimerico (usato normalmente per creare strati sovrastampabili in serigrafia) permette di creare vari sub-strati isolati tra loro. In questo modo si evitano i possibili problemi riguardo al contatto tra le piste.



Sul fondo viene posizionato uno strato di primer (in seguito illustreremo la tecnica di deposito) sopra al quale andiamo a stampare la prima pista elettronica. Una volta sinterizzata la prima pista, viene stampato il sensore con un inchiostro speciale piezo elettrico e superiormente realizzato un altro stato isolante.

Questo stato isolante viene inciso in corrispondenza del sensore piezo elettrico mediante una rimozione chimica del primer. Al termine di questa operazione viene stampata la seconda pista elettronica che poggia sullo strato isolante sottostante. Infine viene isolato l'intero sistema con un ultimo strato di primer.

In questo modo è possibile realizzare piste elettroniche che si intersecano ma su piani differenti.

11.4.3 Calibrazione tensione/peso

Di fondamentale importanza risulta conoscere la giusta correlazione tra il valore della tensione in uscita dal sensore e la forza applicata ad esso. Questa funzionalità viene eseguita in due fasi distinte. La prima è la fase di spettroscopia d'impedenza, fase eseguita mediante un macchinario speciale che è in grado di definire per ogni sensore il coefficiente piezoelettrico. Il dato non sarà uguale per ogni sensore, in quanto la fase di deposito dell'inchiostro può modificare in maniera significativa il valore del coefficiente.

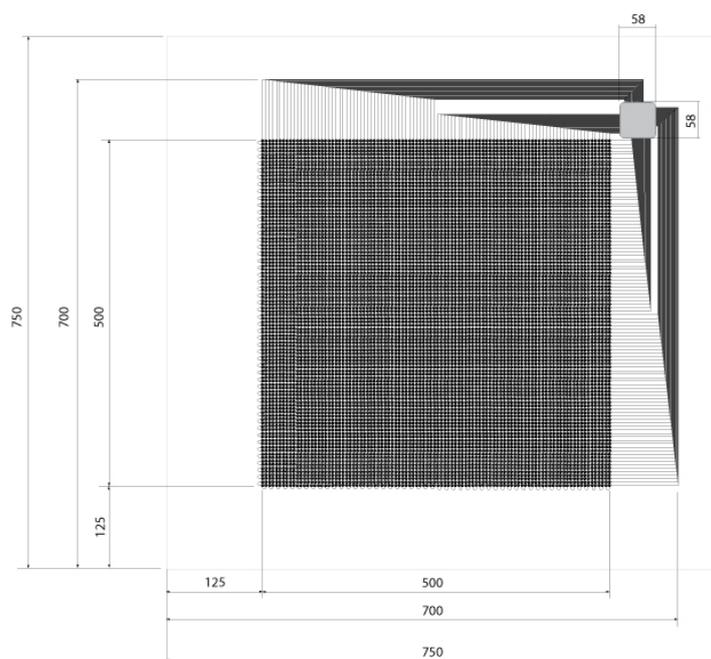
Una volta noto il valore della caratteristica piezo conduttiva è possibile calibrare la sensibilità della pedana.

Per uniformare i valori ottenibili, la pedana viene sottoposta a due carichi distinti di valore noto. In questo modo è possibile ottenere una normalizzazione delle misurazioni in uscita con una corretta calibrazione della pedana.

Il primo peso, di peso distribuito pari a 1 Kg viene appoggiato al di sopra della zona sensibile della pedana. Per ogni sensore è possibile riconoscere una differenza di potenziale nota e creare una variabile di scostamento tra il valore letto e il peso di 1 kg applicato. La stessa operazione viene effettuata applicando un peso uniforme di 100 Kg. Una volta normalizzati i valori sarà possibile effettuare l'esame con dati corretti.

11.4.4 Forma e dimensioni

La forma esterna della pedana è direttamente legata alla forma del tessuto. La pedana B01 offre un'area attiva quadrata di 500 mm per lato (100 piste distanziate tra loro di 5mm), area che determina un' ingombro totale pari a 750 x 750 mm. La pedana è piegabile su se stessa e questa operazione non incide in nessun modo sulla pista stampata. Infatti gli inchiostri piezo elettrici e gli inchiostri conduttivi sono molto elastici e non tendono a creare crepe in fase di piegatura. Inoltre è possibile stirare questa pedana in quanto il ferro da stiro lavora a temperature inferiori alle temperature di sinterizzazione degli inchiostri.

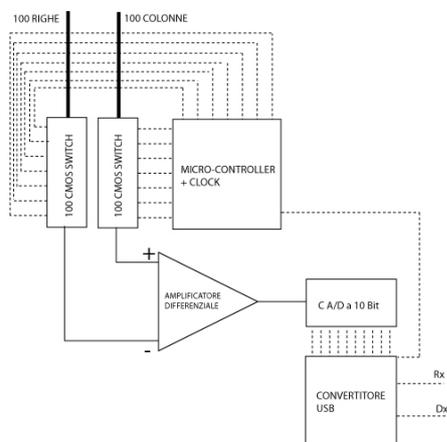


11.4.5 Circuito di condizionamento

Per analizzare questo comunque elevato numero di segnali viene utilizzato un circuito integrato che al suo interno ha un amplificatore differenziale, un controller elettronico per la gestione dei segnali sulle diverse linee e un convertitore A/D (analogico digitale) per trasferire i dati al computer. Il controller collega in sequenza, per righe e quindi per colonne, i due pin di ciascun sensore all'amplificatore e quindi al convertitore.

In questo modo si realizza una pedana portatile, precisa nella definizione delle pressioni in quanto è in grado di interpretare

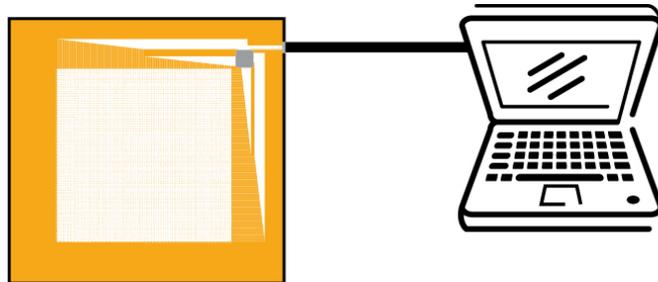
un elevatissimo numero di punti di appoggio per il piede a costi notevolmente inferiori ai prodotti attualmente in commercio.



Come si nota dall'immagine, le 100 righe e colonne provenienti dai sensori entrano in due Cmos switch digitali che hanno la funzione di interpretare i dati della matrice. I segnali vengono controllati non in parallelo ma in sequenza con una cadenza pari a dieci misurazioni al secondo. Questa sequenza viene garantita da un micro-controller azionato tramite un clock che alimenta un sistema a 100 Mhz.

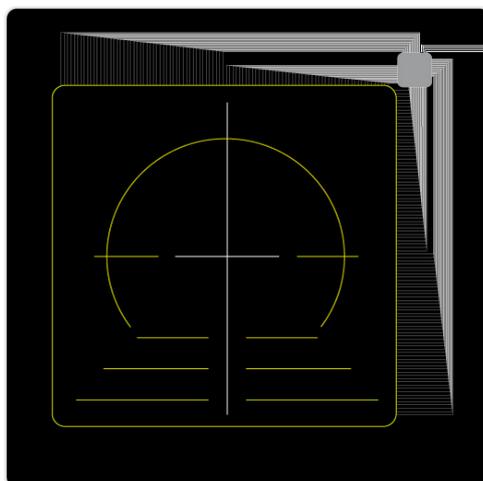
Questa gran mole di segnali ha bisogno però di essere amplificata in quanto il valore del segnale in entrata è nel range dei microvolt. Per questo motivo, all'interno del circuito di condizionamento, viene inserito un amplificatore differenziale che ha la funzione di amplificare i segnali in entrata dal polo positivo e dal polo negativo e convogliarli in un unico segnale d'uscita.

A questo punto il segnale viene trasformato da un segnale analogico ad un segnale digitale mediante un convertitore A/D a 10 Bit (10 Linee di uscita) per entrare un chip di gestione della periferica USB che ha il compito di interfacciare il computer dell'operatore con la pedana.



La scelta di utilizzare un sistema USB per il trasferimento dei dati deriva dal fatto che in questo modo è possibile alimentare il circuito di condizionamento direttamente dal computer portatile, senza quindi dover collegare la pedana alla corrente domestica o montare su di essa una batteria.

Tutti i collegamenti elettrici invece di essere realizzati mediante stampaggio serigrafico, vengono realizzati attraverso lo stampaggio inkjet. In questo modo si realizza una pista complessa con la stessa facilità con la quale si realizza un poster da appendere in camera. Inoltre è possibile, ove necessario, modificare le dimensioni dei circuiti stampati e sviluppare una nuova dimensione per la pedana senza dover ricreare per forza i telai serigrafici.



Questo dato viene trasferito con una codifica seriale su una linea dati verso l'elaboratore. Il risultato finale è un elevatissimo numero di differenze di potenziale che vengono interpretate dalla CPU del computer.



Utilizzando la tecnologia inkjet è possibile realizzare un elevato range di dimensioni stampabili, potendo così creare delle pedana apposite per specifiche esigenze.

Lo studio ha permesso di realizzare un elemento modulare riproducibile più volte per realizzare una pedana per analisi dinamiche. L'opportunità di ottenere questa soluzione è data dal fatto che utilizziamo delle tecnologie flessibili e tutta la produzione avviene su sistemi modulari.

Sulla superficie della zona attiva della pedana, viene applicato uno strato di PVC con spessore di 0,5 mm. Questo strato, applicato mediante trasferimento con una termo pressa, permette innanzitutto di ricavare le grafiche necessarie per indirizzare il paziente nella giusta posizione e soprattutto realizzare uno strato protettivo sulla vernice piezo-elettrica. Il pvc termo trasferibile è un materiale molto elastico, di conseguenza non varia in nessun modo la misura dei dati.

11.4.6 Software

L'elemento software ricopre un ruolo fondamentale nella gestione della gestione della pedana. Questo software si divide in due macro-funzioni; una funzione dedicata alla calibrazione e una funzione dedicata alla misurazione dei dati vera a propria.

Come già indicata in precedenza, la fase di calibrazione ricopre un ruolo fondamentale per il corretto utilizzo della padana e per garantire la veridicità dei dati ottenuti.

Questa funzione dipende dalla risposta dei sensori e serve per normalizzare i dati provenienti dai 10 000 sensori.

La risposta dei sensori può essere considerata lineare rispetto alla forza applicata, secondo la formula:

$$V_{i,j} = (d_{i,j} / \epsilon_0) * S_{i,j} * F_{i,j}$$

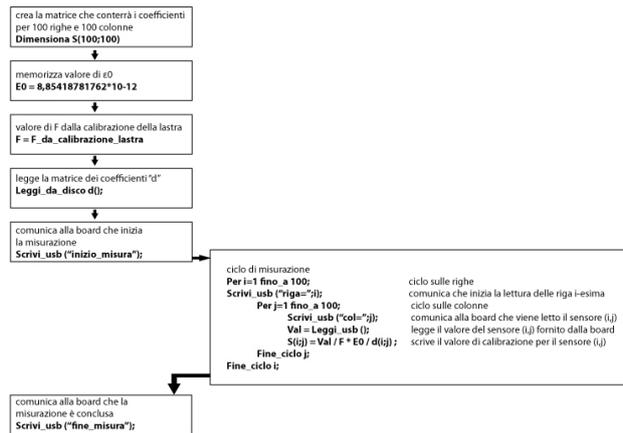
I coefficienti $d_{i,j}$ (detti “coefficienti piezoelettrici”) vengono determinati alla fine del processo produttivo tramite un’analisi spettrografica.

È quindi necessario determinare con precisione lo spessore $S_{i,j}$ del singolo sensore che risente inevitabilmente delle piccole variazioni nel processo di stampa.

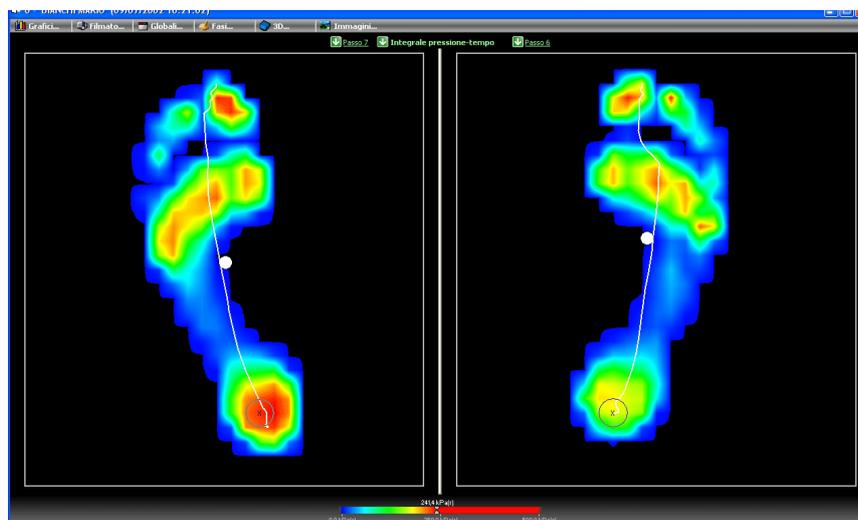
Per questo si utilizza una procedura di calibrazione basata sull’utilizzo di una lastra di materiale uniforme di peso calibrato. Ponendo questa lastra sulla board su ogni sensore viene applicata la stessa forza nota. Misurando quindi le tensioni in uscita, si può procedere in modo inverso alla determinazione dello spessore tramite la relazione:

$$S_{i,j} = (V_{i,j} / F) * (\epsilon_0 / d_{i,j})$$

Ove la F è costante su tutti i sensori. La procedura di calibrazione è quindi la seguente.

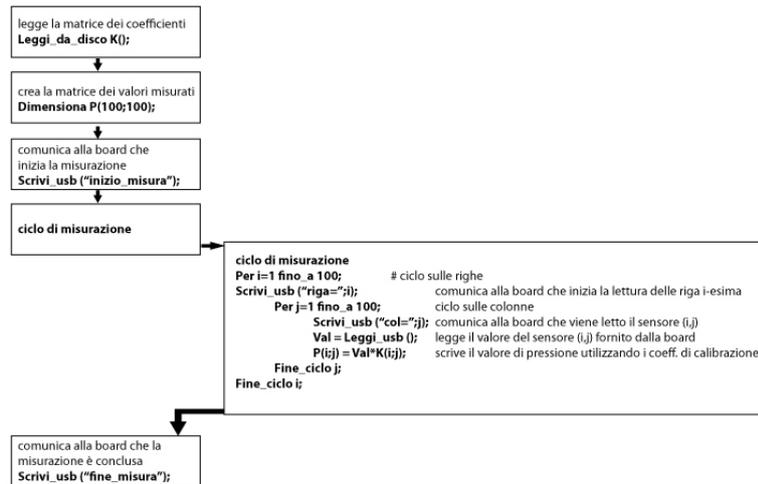


Il ruolo del software è quello di interpretare e rendere sottoforma grafica i valori misurati sulla pedana. Per eseguire questa operazione è necessario dunque leggere una matrice di dati, analizzarli e trasformarli in forma grafica.



Come si vede dall'immagine, la pressione dei piedi viene definita da una variazione cromatica sullo schermo. I punti di maggior pressione hanno un colore rosso/giallo, mentre le zone con meno sollecitazioni mostrano una colorazione blu. Dall'esempio sopra riportato si può notare come il baricentro del paziente è tutto spostato verso sinistra. Questa considerazione viene suggerita dal maggior numero di aree sollecitate sull'orma sinistra rispetto all'orma destra.

Per eseguire questa operazione è necessario sviluppare un software in grado di interpretare i dati provenienti dalla pedana.



Tutta la complessità riguardante l'elaborazione dei dati viene dunque affidata alla CPU installata sul portatile, diminuendo così l'elettronica installata direttamente su tessuto.

11.5 Analisi tecnica produttiva.

Si analizza ora la tecnica produttiva con la quale è possibile creare questa pedana mediante tessuto.

La prima fase consiste nello stampare la prima serie di piste (righe o colonne). Ogni sensore come già detto in precedenza ha due linee che trasmettono il segnale al circuito integrato interfacciato col PC. Queste linee devono essere separate tra di loro per evitare che interferiscano o che eventuali contatti annullino il segnale.

Per creare questo strato di isolamento si utilizza un particolare primer isolante che viene normalmente utilizzato in serigrafia per creare due strati sovrastampabili di inchiostro.

Studiamo ora nel dettaglio tutte le fasi da eseguire per ottenere la balance board sviluppando delle considerazioni su questa nuova tecnologia:

- Stampaggio primo insieme di piste: il tessuto in rotolo viene inserito in un plotter. Il plotter presenta al suo

interno una testina inkjet che permetterà lo stampaggio della prima pista.

La prima serie di tracce viene stampata mediante un inchiostro conduttivo prodotto dall'azienda Politronica (rif. Ink A-C100)

Utilizzando questa tipologia di stampa è possibile stampare grandi dimensioni di tessuti. Mediante software è possibile calcolare quanto inchiostro è necessario per ottenere le caratteristiche elettriche desiderate.

Dallo studio sviluppato presso l'azienda DOMENICO RUSCONI è stata stimato che per ottenere un deposito di inchiostro sufficiente allo stampaggio di una pista conduttiva, è necessario considerare un consumo di 0,1 ml di inchiostro per metro lineare di pista, per una larghezza di traccia di 2 mm. Questi saranno i dati utilizzati per stimare il costo di produzione della balance board.



- Sopra queste piste viene passato un film di primer isolante che ha la funzione di creare uno stato che separi le linee. Questo primer a livello industriale viene depositato facendo transitare il tessuto all'interno di una camera contenente questo materiale nebulizzato. Si è stimato che il consumo di primer è sui 50 ml per metro quadro di materiale; il costo del prodotto è di 25 euro al litro.



- Una volta applicato il primer, il tessuto stampato viene fatto passare in forno a 180° per circa un ora. In questa fase avviene la sinterizzazione della traccia stampata con inchiostro conduttivo in modo tale da permettere la conduttività dell'inchiostro.



- Completata la fase di sinterizzazione, il tessuto stampato viene trasferita su una macchina per la serigrafia per eseguire la fase di stampaggio delle piste piezo-resistive. Per eseguire questa lavorazione vengono realizzati due telai serigrafici. Il primo telaio servirà per asportare il primer isolante dalle aree ove sarà applicata tramite la successiva stampa il materiale piezoelettrico. Questo telaio presenterà delle lacune nel foto polimero molto vistose in quanto deve permettere il passaggio di un solvente in grado di asportare il primer. La tolleranza di realizzazione di questo telaio di aggira tra i - 0,5 mm e i - 1 mm. Il secondo telaio montato in successione serve per la realizzazione dei micro sensori piezo elettrici. Questa lavorazione è molto veloce ed economica. Per permettere un'ampia gamma di misure realizzate, il telaio presenta delle tracce a dimensioni standard in modo da permettere di riprodurre questa lavorazione ogni volta che sia necessario. Possibili sviluppi in questa fase possono essere ottenuti sviluppando un inchiostro piezo elettrico stampabile mediante inkjet, evitando così un passo di lavorazione.

La pasta serigrafica piezo-elettrica è una pasta realizzata sempre dall'azienda Politronica a base di PZT inseriti in una pasta a base di solventi.



- Una volta asciugata la pasta serigrafica piezo-conduttiva viene stampata la seconda serie di tracce conduttive sempre mediante un plotter inkjet. Queste si vanno a depositare sopra lo strato di primer isolante applicato in precedenza. In questo modo le due linee conduttive sono separate e isolate tra loro.
- Per completare l'isolamento viene distribuito un altro strato di primer isolante, andando a creare così un sistema completamente isolato anche con l'esterno.
- Come già avvenuto in precedenza, il tessuto deve essere fatto passare in forno per permettere la sinterizzazione dell'inchiostro e il fissaggio del primer sul tessuto.
- Stampaggio della maschera in Pvc termosaldabile stampata mediante plotter e termosaldato sotto pressa.

Come si può notare, la tecnologia per realizzare questa balance board è molto semplice. I tempi realizzativi però sono elevati. Questo deriva dal fatto che la tecnologia è estremamente precisa ma particolarmente lenta e di conseguenza si devono pensare accorgimenti industriali per accelerare i tempi di lavorazione. Inoltre è necessario calcolare i tempi necessari alla sinterizzazione dell'inchiostro conduttivo (circa 2 ore) che rallenta ulteriormente il processo. E' in fase di sviluppo presso l'azienda Politronica un inchiostro che permette di ridurre i tempi necessari alla sinterizzazione dell'inchiostro.

Analizziamo ora i costi di lavorazione;

Per analizzare i costi relativi alla realizzazione di questo prodotto studiamo nel dettaglio il costo di ogni attività:

- Inchiostri conduttivi. Gli inchiostri che ho esaminato in questo lavoro di tesi sono ancora sperimentali ma di grande interesse per soluzioni applicative e applicazioni future. La realizzazione di questi inchiostri è ancora artigianale e questo giustifica l'elevato costo del prodotto. Attualmente, a livello commerciale il prodotto è venduto a oltre i 10 000€ al litro, cifra troppo elevata per realizzare sistemi elettronici competitivi sul mercato mondiale. E' obiettivo della società Politronica riuscire ad abbattere i costi di questi inchiostri sviluppando con aziende partner delle collaborazioni che permettano una rapida industrializzazione del prodotto riducendo in modo drastico i costi che questo ha. Ritornando alla nostra balance board, è stato stimato mediante software del plotter che il consumo di inchiostro per la realizzazione della traccia è sui 0,1 ml per metro lineare stampato (valore calcolato su due

passate, con spessore di traccia 2 mm con stampa ad alta qualità). In questo modo è possibile calcolare il costo della pista stampata in quanto è nota la lunghezza dei tratti conduttivi.

Studiamo ad esempio il caso rappresentato sopra di una pedana con area sensibile quadrata con lato 50 centimetri.

Come da progetto si realizzano due schemi composti da 100 tracce ciascuno. La lunghezza di ogni traccia da stampare è quindi di 50cm più la lunghezza del collegamento verso il connettore. Questa lunghezza varia ad un minimo di pochi cm per la traccia più vicina al connettore a 50cm per la traccia più distante. Si può dimostrare che la lunghezza totale di questi collegamenti aggiunti è pari alla metà del lato per il numero delle tracce

sarà dunque di $100 \times 50 \text{ cm} = 5\,000 \text{ cm}$ pari a ulteriori 50 metri di traccia.

Per ciascuno dei due schemi, quindi, la lunghezza totale delle tracce è:

$$\text{Lunghezza piste} = L \times N/2 = 50 \times (100/2) = 2500 \text{ cm}$$

La lunghezza totale delle tracce è quindi di 15000cm, cioè 150m.

Il consumo totale di inchiostro sarà quindi di 15 ml, per un costo di 150€.

E' importante inoltre considerare il costo macchina. Per realizzare una stampa così complessa sono richiesti tempi macchina di 10 minuti per metro quadro stampato (dati forniti dall'azienda Domenico Rusconi con macchine a sua disposizione). Il costo macchina non è molto elevato in quanto non consuma grandi quantità di risorse ed è stimata in 25 €/h. Discorso analogo per l'operatore della macchina il cui costo è fissato a 25 €/h.

Se calcoliamo l'impatto economico del tempo di stampa possiamo dire che il costo a pezzo è di 8,5 € ($(25 + 25) \times 60/10 = 8,3333\text{€}$).

A questi costi sono da sommare anche i costi relativi all'applicazione del primer e i tempi di sinterizzazione.

Il costo di applicazione del primer è stimato in 50 ml al metro quadro. Il costo di questo primer isolante è di 50 € per litro per un costo totale al metro quadro di 2.5 €.

La superficie di area stampata è pari a 0,25 mq ($0,5 \times 0,5 = 0,25$) per un costo di primer calcolabile in 0,625€ per passata di primer.

Il tempo di applicazione è molto basso, dell'ordine di pochi secondi. Possiamo dunque considerare questo tempo pari a 10 s. Il costo della manodopera in questa operazione è dunque quantizzabile in pochi centesimi di euro.

Un costo molto importante da calcolare è il costo della sosta nel forno del materiale. Il forno ha un costo orario di 30 €/h e il tempo di soggiorno della balance board nel forno è di 120 minuti (2 Ore.) Questo significa che il costo relativo al forno incide per 60 euro sul costo del prodotto finito. In questo caso la manodopera è trascurabile in quanto non strettamente necessaria all'operazione.

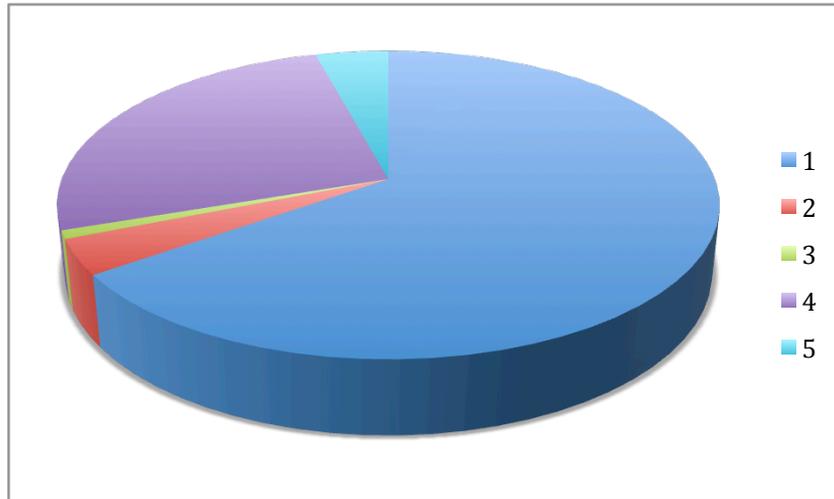
Gli ultimi fattori di costo da considerare sono le lavorazioni serigrafiche. Queste lavorazioni comportano dei costi fissi, quali il costo del telaio, e dei costi variabili dovuti alla velocità di applicazione della pasta, al tempo di centraggio e al tempo di asciugatura del solvente.

Un telaio per la realizzazione di questi sensori costa sui 50 € (Domenico Rusconi) per un costo finito di 100 €.

Questo costo è però da dividere per il numero di pedane realizzate con quei telai che stimeremo in 1000 pezzi. Il costo finito dei telai incide sul pezzo finito per euro 0,1 €.

Al contrario è importante calcolare il tempo di lavorazione. Per il centraggio e l'applicazione della vernice o del solvente si possono stimare 5 minuti complessivi per operazione per un totale di 10 minuti di lavorazione. Stimando sempre 25 €/h il costo della manodopera ricaviamo che il costo della serigrafia incide sul costo del pezzo per 4,5 €. Il costo macchina se si tratta di un macchinario industriale è stimabile in 30 €/h per un costo totale di 5 € al pezzo.

Il costo totale per la realizzazione della balance board sarà dunque di 225 € per pezzo.



Come si può notare, il maggior impatto di costo si ha per tutte quelle operazioni in cui è necessario utilizzare l'inchiostro conduttivo. (numeri 1 e 4 nel grafico).

Questo è dovuto al fatto che questo inchiostro è ancora in fase di sviluppo e i costi in un futuro potranno sicuramente diminuire. Il vantaggio di questa tecnologia produttiva è quella di avere pochissimi costi fissi di impianti e le lavorazioni possono essere modificate in caso di particolari modifiche o soluzioni.

Calcoliamo inoltre che queste attrezzature sul mercato hanno costi che variano dai 2000€ ai 10 000€ e questo è molto importante da considerare nella valutazione dei costi ottenuta. Essendo una tipologia di prodotto di cui saranno prodotti solo un numero di pezzi stimabili tra i 500 e i 1000 all'anno, utilizzare una lavorazione flessibile senza costi di impianti elevati risulta essere una scelta strategica importante e corretta.

Sulla balance board viene collegato un piccolo circuito integrato che ha la funzione di interpretare i segnali in arrivo dai micro sensori. Questo chip è in grado di interpretare segnali provenienti da 10 000 micro sensori. Su ogni micro sensore si misura una differenza di potenziale proporzionale alla pressione che il piede effettua sulla pedana. Questo dato viene interpretato ed analizzato mediante un software installato su un pc portatile.

Il chip viene collegato con le linee stampate mediante delle speciali resine conduttive a base di argento. Questa soluzione si rende necessaria in quanto il tessuto potrebbe bruciarsi durante una possibile fase di saldatura elettronica.

12 Conclusioni

Nel concludere questa tesi andiamo a tracciare delle considerazioni importanti su quanto scritto fino ad ora.

Nella prima parte della tesi ci siamo concentrati in maniera molto dettagliata su aspetti strettamente legati all'ingegneria biomedicale in quanto è stato reputato fondamentale avere una infarinatura generale su argomenti così delicati e sofisticati da trattare. Molti argomenti affrontati possono essere sembrati lontani dalla soluzione finale proposta e quindi non inerenti alla tesi, ma sono invece serviti per creare una base di conoscenze sufficienti a descrivere l'ambito nel quale inserire il nostro progetto. Infatti, con la tecnologia dello stampaggio elettronico su tessuti è possibile realizzare dispositivi biomedicali innovativi, come lenzuoli per il monitoraggio di pazienti cronici o magliette per controllo di malati con problemi cardiaci. L'aver approfondito argomenti come il passaggio di cariche libere all'interno delle membrane cellulari, tutti i fenomeni ad esso associato e i principali esami eseguiti per monitorare un paziente, hanno permesso in fase di dibattito sull'idea progettuale di indagare in un ampio range di applicazioni e idee innovative. La scelta di optare per la progettazione di una pedana baropodometrica nasce dalla volontà di approfondire in parallelo al mondo biomedicale anche il mondo dei materiali innovativi e delle nanotecnologie. Per questo motivo è stata progettata un'apparecchiatura sempre legata al mondo dell'ingegneria biomedicale ma che sfruttasse come componente fondamentale le caratteristiche fisiche dei materiali piezoelettrici. Questa scelta, oltre a focalizzare l'attenzione sull'importanza che questi materiali ricoprono ogni giorno nella nostra vita, ha offerto spunti progettuali interessanti nel comparare due tecniche produttive simili ma molto diverse tra loro come la stampa serigrafica e la stampa Inkjet.

L'idea di sfruttare queste due tecnologie nasce dall'esperienza nel settore che, oltre a fornire informazioni dettagliate e provate su delle tecnologie tradizionalmente lontane dal mondo elettronico, ha permesso di esplorare un nuovo campo, scoprendo nuovi trend a livello mondiale e nuovi ambiti in cui il design può sbizzarrirsi e creare.

Tutto questo è nato dallo studio e dall'analisi eseguita inizialmente. Lo studio dei sensori biomedicali, applicati in particolare agli smart clothing, ha permesso di scoprire la possibilità di utilizzare una tecnologia innovativa, e cioè quella dello "stampaggio di piste elettroniche su tessuti", la quale, reinterpretando i sensori (ovviamente quelli a base elettronica) normalmente utilizzati in ambito biomedicale, può fornire

nuove opportunità consentendo di arrivare là dove fino ad ora non era stato possibile arrivare, esplorando nuovi orizzonti in un mondo così complesso come la bioingegneria.

Inoltre si è offerta l'opportunità di valutare nuove soluzioni tecnologiche come tastiere stampate su tessuti, l'utilizzo di tessuti spalmabili con sovra-incisi circuiti integrati, tessuti di base per materiali compositi con piste elettroniche all'interno etc.

Con questo mio studio vorrei offrire non solo un nuovo prodotto innovativo, ingegnerizzato e dal nuovo design, ma anche uno strumento e uno stimolo per tutti quei progettisti che nel futuro crederanno nelle nuove tecnologie e cercheranno in maniera forte e decisa nuove vie progettuali per cercar di migliorare la vita quotidiana della persone.

Per tali ragioni, penso di poter affermare che gli argomenti trattati in questo lavoro di tesi restino aderenti all'ambito del "Desing & Engineering" , in quanto abbiamo applicato i suoi metodi e le sue tecniche ad un campo specifico, quale quello delle ricerche biomediche, definendo con questi mezzi un utilizzo semplice e innovativo dell'elettronica.

13 Sommario

1	Introduzione.....	6
1.1	Sistemi Biomedicali.....	7
1.2	Ingegneria Biomedica: una definizione.....	8
1.3	Le attività degli ingegneri biomedici.....	9
2	Obbiettivo della tesi.....	11
3	Problema Clinico.....	15
3.1	Posturologia.....	16
3.2	Misurazioni posturali su diversi piani.....	18
3.3	Analisi o valutazioni.....	19
3.4	Come valutare la postura	20
4	Sensori Biomedicali	23
4.1	Introduzione	24
4.1.1	Physical Measurements.....	24
4.2	Descrizione dei sensori.....	25
4.2.1	Sensori di spostamento lineare e angolare.....	25
4.2.2	Sensori capacitivi	30
4.2.3	Sonic e Sensori a ultrasuoni	31
4.2.4	Misurazione della velocità.....	31
4.2.5	Accelerometri	33
4.2.6	Forza	34
4.2.7	Misurazione della Fluidotecnica a variabili dinamiche 34	
4.2.8	Temperatura	38
4.3	Applicazioni biomediche di sensori fisici	41
4.3.1	Elettrodi biopotenziali.....	44
4.3.2	Segnali di rilevamento bioelettrico	45
4.3.3	Caratteristiche elettriche.....	48
4.3.4	Elettrodi pratici per misure biomedicali	48
4.3.5	Body-elettrodi di superficie biopotenziale	49
4.3.6	Metal Plate Elettrodi.....	49
4.3.7	Elettrodi per il monitoraggio del paziente cronico ...	49
4.3.8	Elettrodi per cavità e tessuti	52
4.3.9	Elettrodi fabbricati con tecnologia microelettronica 53	
4.3.10	Sensori ottici.....	54
4.3.11	Fotorivelatori	55
4.3.12	Sensori chimici	57
5	Biomateriali.....	62

5.1	Cenni storici	65
5.2	Prestazioni di Biomateriali	65
5.3	Definizione dei termini	67
5.4	Biometalli	67
5.4.1	Biomateriali metallici	67
5.4.2	Acciai Inossidabili	68
5.4.3	CoCr Leghe	70
5.4.4	Ti Leghe	71
5.4.5	TiNi Leghe	72
5.4.6	Altri metalli	73
5.4.7	La nanotecnologia nei metalli biomedicali	74
5.5	Biomateriali ceramici	75
5.5.1	Bioceramica non riassorbibili o relativamente bioinerti	76
5.6	Polimeri biomedicali	85
5.7	Polimerizzazione	85
5.7.1	Condensazione di reazione e la polimerizzazione passo passo	85
5.7.2	Polimerizzazione per addizione o la polimerizzazione radicalica	86
5.7.3	Struttura di base	86
5.7.4	Effetto della modifica sulle proprietà strutturali	89
5.7.5	Effetto del peso molecolare e composizione	89
5.7.6	Effetto della temperatura sulle proprietà	90
5.7.7	Polimeri utilizzati come biomateriali	90
5.7.8	Polivinilcloruro (PVC)	90
5.7.9	Sterilizzazione	96
5.8	Materiali compositi	98
5.8.1	Struttura	98
5.8.2	Limiti sulle proprietà	99
5.8.3	Anisotropia di Compositi	99
5.8.4	Particolari compositi	99
5.8.5	Compositi fibrosi	100
5.8.6	Materiali porosi	102
5.8.7	Biocompatibilità	105
5.8.8	Riassunto	105
6	Materiali Piezoelettrici	107
6.1	I materiali dielettrici	108
6.2	Materiali piezoelettrici (piezo = pressione)	109
6.3	Struttura cristallina	111
6.3.1	Meccanismo	111
6.3.2	Descrizione matematica	112
6.3.3	Principio fisico	113
6.4	Polarizzazione	114
6.5	I materiali	115
6.5.1	Materiali piezoelettrici naturali	115
6.6	Materiali piezoelettrici polarizzati	118
6.6.1	Piezoceramici (policristallini)	118
6.6.2	Piezopolimeri	122
6.7	Storia	124
6.7.1	Ai giorni nostri	127
6.8	Stato dell'arte	128
6.8.1	Settori di utilizzo	128
6.9	Nuovi materiali piezoelettrici	131

6.9.1	Lead-free.....	132
6.10	Sensori piezoelettrici.....	133
6.10.1	Come funzionano.....	134
6.10.2	Struttura.....	135
6.10.3	L'amplificatore.....	136
6.10.4	Alta e bassa impedenza.....	136
6.10.5	Nuove applicazioni dei materiali piezoelettrici	137
6.10.6	Considerazioni.....	138
7	Smarth Clothing.....	141
7.1	Incipit.....	142
7.2	Introduzione.....	142
7.2.1	Informazioni fisiologiche.....	142
7.2.2	Movimento e posizione del corpo.....	144
7.2.3	Interfacce di uscita.....	145
7.2.4	Interfacce visuali.....	145
7.2.5	Interfacce audio.....	146
7.2.6	Interfaccia tattile.....	146
7.3	Comunicazione.....	147
7.3.1	Comunicazione a corto raggio.....	147
7.3.2	Cablaggio incorporato.....	147
7.3.3	Wireless Short Range Communications.....	148
7.4	Sicurezza.....	149
7.5	Movimenti del corpo.....	149
7.6	Rivalutazione dell' abbigliamento intelligente.....	153
7.6.1	Lavori futuri.....	153
7.7	Design per i sistemi indossabili.....	153
7.7.1	La necessità di un nuovo processo di progettazione per l'abbigliamento intelligente.....	154
7.7.2	Esigenze di progettazione per l'abbigliamento intelligente.....	154
7.7.3	Abbigliamento intelligente per l'assistenza sanitaria	155
7.7.4	Caso sviluppo di prototiper per il bio-monitoraggio	156
7.8	Tessile elettrificato.....	158
7.8.1	Introduzione.....	158
7.8.2	Problematiche attuali.....	159
7.8.3	Interfaccia elettro-tessile.....	161
7.8.4	Connessione tra oggetti.....	162
7.8.5	Piattaforma elettro-tessile.....	163
7.8.6	Sensori.....	166
7.8.7	Elettrodi.....	168
7.8.8	Conclusioni.....	174
8	Conductive Inkjet printing for textile.....	175
8.1	Definizione del settore in cui inserire il progetto..	176
8.2	Elettronica stampata.....	177
8.2.1	Risoluzione, la registrazione, spessore, fori, i materiali.....	178
8.3	Tecnologie di stampa.....	179
8.4	Tecniche produttive.....	181
8.4.1	Serigrafia.....	181
8.4.2	Stampa a getto d'inchiostro.....	186
8.4.3	Stampa di materiali funzionali.....	195
8.4.4	Conductive Ink.....	196

9	Applicazione tecnologica	201
9.1	Circuito stampato.....	202
9.2	Applicazioni	206
9.3	Sviluppi dell'elettronica stampata organica.....	206
9.4	Parametri chiave delle applicazioni.....	209
9.4.1	La complessità del dispositivo	209
9.4.2	Frequenza di funzionamento del circuito	210
9.4.3	Vita / stabilità / omogeneità / affidabilità	210
9.4.4	Tensione di funzionamento	210
9.4.5	Efficienza.....	210
9.4.6	Costo	210
9.4.7	Parametri chiave della tecnologia.....	210
9.4.8	Mobilità / prestazioni elettriche (tensione di soglia, corrente di on / off).....	211
9.4.9	Risoluzione / registrazione	211
9.4.10	Proprietà di barriera / stabilità ambientale	211
9.4.11	Flessibilità / raggio di curvatura	211
9.5	Il mercato globale per l'elettronica organica e stampato	212
10	Stato dell'arte stampa circuiti elettronici su tessuti 217	
11	Balance board portatile per esami posturologici	224
11.1	Brief progettuale proposto	225
11.2	Stato dell'arte nel mercato delle pedane baropodometriche	226
11.3	Concept progettuale	233
11.4	Pedana B01.....	234
11.4.1	Dimensionamento dei sensori	235
11.4.2	Isolamento delle piste	236
11.4.3	Calibrazione tensione/peso.....	237
11.4.4	Forma e dimensioni.....	237
11.4.5	Circuito di condizionamento	238
11.4.6	Software	241
11.5	Analisi tecnica produttiva.	244
12	Conclusioni	251

Bibliografia

Ariyatun, B., and R. Holland. 2003. A strategic approach to new product development in smart clothing. Proceedings of the 6th Asian Design Conference. Tsukuba.

Baber, C. 2001. Wearable computers: A human factors review. *International Journal of Human-Computer Interaction*

Baps, B., M. Eber-Koyuncu, and M. Koyuncu. 2002. Ceramic based solar cells in fiber form. *Key Engineering Materials*

Barfield, W., S. Mann, K. Baird, F. Gemperle, C. Kasabach, J. Stivoric, M. Bauer, R. Martin, and G. Cho. 2001.

Computational clothing and accessories. In W. Barfield and T. Caudell (Eds.), *Fundamentals of wearable computers and augmented reality*. Lawrence Erlbaum Associates, Inc.

Baurley, S. 2005. Interaction design in smart textiles clothing and applications. In T. Xiaoming (Ed.), *Wearable electronics and photonics*. Woodhead Publishing Ltd. and CRC Press LLC.

Baurley, S., P. Brock, E. Geelhoed, and A. Moore. 2007. Communication-wear. Proceedings of Ubicomp 2007 Adjunct—Transitive Materials: Towards an Integrated Approach to Material Technology, a workshop of the 9th International Conference on Ubiquitous Computing (UbiComp 2007), Innsbruck.

Berzowska, J., and C. Marcelo. 2005. Kukkia and vilkas: Electronic garments. Proceedings of the 9th IEEE International Symposium on Wearable Computer (ISWC 2005), Osaka.

Bharatula, N. B., R. Zinniker, and G. Tröster. 2005. Hybrid micropower supply for wearable- pervasive sensor nodes, In Proceedings of the 9th IEEE International Symposium on Wearable Computers. Osaka, Japan: IEEE Computer Society.

Bodine, K., and F. Gemperle. 2003. Effects of functionality on perceived comfort of wear- ables. Proceedings of the 7th IEEE International Symposium on Wearable Computers. White

Plains, NY.

Brady, S., L. E. Dunne, R. Tynan, D. Diamond, B. Smyth, and G. M. P. O'Hare. 2005. Garment- based monitoring of respiration rate using a foam pressure sensor, In Proceedings of the 9th IEEE International Symposium on Wearable Computers. Osaka, Japan: IEEE Computer Society.

Catrysse, M., R. Puers, C. Hertleer, L. Van Lagenhove, H. van Egmond, and D. Matthys. 2004. Towards the integration of textile sensors in a wireless monitoring suit. *Sensors and Actuators A*.

Chae, H., J. Hong, H. Cho, K. Han, and J. Lee. 2007. An investigation of usability evaluation for smart clothing. *Proceedings of HCI International 2007. Review and Reappraisal of Smart Clothing*

Chae, H., J. Hong, J. Kim, J. Kim, K. Han, and J. Lee. 2007. Usability evaluation and development of design prototyping for MP3 smart clothing product. *Korean Society for Emotion and Sensibility*.

Chan Vili, Y. Y. F. 2007. Investigating smart textiles based on shape memory materials. *Textile Research Journal*.

Cho, J., J. Moon, M. Sung, K. Jeong, and G. Cho. 2007a. Design and evaluation of textile-based signal transmission lines and keypads for smart wear. *Proceedings of HCI International 2007*.

Cho, J., S. Jang, and G. Cho. 2007b. Effects of fabric elasticity on performance of textile-based ECG-monitoring smart wear. *Proceedings of 2007 Spring Conference of Korean Society for Emotion and Sensibility*.

David Rigby Associates. 2002. *Technical textiles and industrial nonwovens: World market forecast to 2010*. Manchester, U.K.: Author.

De Rossi, D., A. Della Santa, and A. Mazzoldi. 1999. *Dressware: Wearable hardware*. *Materials Science and Engineering C*.

De Rossi, D., F. Lorussi, A. Mazzoldi, P. Orsini, and E. P. Scilingo. 2000. Monitoring body kinematics and gesture through sensing fabrics. *Proceedings of the 1st Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine and*

Biology. Lyon, France.

Dhawan, A., A. M. Seyam, T. K. Ghosh, and J. F. Muth. 2004. Woven fabric-based electrical circuits. Part I: Evaluating interconnect methods. *Textile Research Journal*.

Dunne, L. E. 2004. *The design of wearable technology: Addressing the human-device interface through functional apparel design*.

Master's Thesis, Cornell University. Ithaca, NY, USA. Dunne, L. E., S. Brady, B. Smyth, and D. Diamond. 2005. Minimally invasive gathering of body context information from garment interactions. *Proceedings of the 3rd UK-UbiNet Workshop*. Dunne, L. E., P. Walsh, B. Smyth, and B. Caulfield. 2006. Design and evaluation of a wearable optical sensor for monitoring seated spinal posture. *Proceedings of 10th ISWC 2006*,

El-Sherif, M. A., J. Yuan, and A. MacDiarmid. 2000. Fiber optic sensors and smart fabrics.

Journal of Intelligent Material Systems and Structures 11:407–14. Farrington, J., A. J. Moore, N. Tilbury, J. Church, and P. D.

Biernacki. 1999. Wearable sensor badge and sensor jacket for context awareness. In *Digest of Papers of the 3rd International Symposium on Wearable Computers*, 107–13. Los Alamitos, CA: IEEE

Computer Society. Gemperle, F. C. Kasabach, J. Stivoric, M. Bauer, and R. Martin. 1998. *Design for wearability*.

Proceedings of the 2nd International Symposium on Wearable Computers

Los Alamitos, CA. Gerr, F., M. Marcus, C. Monteilh, L. Hannan, D. Oritz, and D. Kleinbaum. 2005. A randomized controlled trial of postural interventions for prevention of musculoskeletal symptoms among computer users. *Occupational and Environmental Medicine*. Gibbs, P., and H. H. Asada. 2004. Wearable conductive fiber sensor arrays for measuring multi-axis joint motion. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the*

IEEE EMBS. Gorlenko, L., and R. Merrick. 2003. No wires attached: Usability challenges in the connected mobile world. *IBM Systems Journal*. Gorlick, M. M. 1999.

Electric suspender: A fabric power bus and data network for wearable digital devices. In Digest of Papers of the 3rd International Symposium on Wearable

Computers. Los Alamitos, CA: IEEE Computer Society.
Grossman, P. 2003. The LifeShirts: A multi-function ambulatory system that monitors health, disease, and medical intervention in the real world. Proceedings of the International Workshop—New Generation of Wearable Systems for eHealth.

Hatch, K. L. 1993. Textile science. Minneapolis: West Publishing.
Hung, K., Y. T. Zhang, and B. Tai. 2004. Wearable medical devices for tele-home healthcare. In Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS.

San Francisco, CA: IEEE Computer Society. International Standard ISO 9241-11:1988(E) Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs)—Part 11: Guidance on usability. Jang, S., J. Cho, K. Jeong, and G. Cho. 2007. Exploring possibilities of ECG electrodes for bio-monitoring smartwear with Cu sputtered fabrics. In Proceedings of HCI International

2007, 1130-37. Jung, S., C. Lauterbach, M. Strasser, and W. Weber. 2003. Enabling technologies for disappearing electronics in smart textiles. In Proceedings of the 2003 IEEE International

Solid-State Circuits Conference, 386-7. IEEE International. Kirstein, T., D. Cottet, J. Grzyb, and G. Tröster. 2005. Wearable computing systems—Electronic textiles. In T. Xiaoming (Ed.), Wearable electronics and photonics.

Woodhead Publishing Ltd. and CRC Press LLC. Knight, J. F., and C. Baber. 2005. A tool to assess the comfort of wearable computers. Human

Factors 47. Knight, J. F., C. Baber, A. Schwirtz, and H. W. Bristow. 2002. The comfort assessment of wearable computers. Proceedings of the 6th International Symposium of Wearable

Computers. Seattle. Koncar, V., E. Deflin, and A. Weill. 2005. Communication apparel and optical fibre fabric display. In T. Xiaoming (Ed.), Wearable electronics and photonics. Woodhead

Publishing Ltd. and CRC Press LLC. Lam Po Tang, S., and G. K. Stylios. 2006. An overview of smart technologies for clothing design and engineering. *International Journal of Clothing Science and Technology*. Lane, R., and B. Craig. 2003. *Materials that sense and respond: An introduction to smart materials*.

Lindegård, A., C. Karlberga, E. W. Tornqvist, A. Toomingas, and M. Hagberg. 2005. Concordance between VDU-users' ratings of comfort and perceived exertion with experts' observations of workplace layout and working postures. *Applied Ergonomics*.

Loriga, G., N. Taccini, D. De Rossi, and R. Paradiso. 2005. Textile sensing interfaces for car- diopulmonary signs monitoring. *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*.

Mann, S. 1996. Smart clothing: The shift to wearable computing. *Communications of the ACM*.

Marrin, T. 1999. *Inside the Conductor's Jacket: Analysis, interpretation, and musical synthesis of expressive gesture*, Ph.D. Thesis, MIT, Cambridge, MA, USA.

McCann, J., R. Hurford, and A. Martin. 2005. A design process for the development of innovative smart clothing that addresses end-user needs from technical, functional, aesthetic and cultural view points. *Proceedings of IEEE International Symposium on Wearable Computers (ISWC 2005)*.

Michahelles, F., and B. Schiele. 2005. Sensing and monitoring professional skiers. *Proceedings of the IEEE Pervasive Computing*, 200.

Xiaoming (Ed.), *Smart fibres, fabrics and clothing*. Woodhead Publishing Ltd. and CRC Press LLC. Picard, R., and J. Healey. 1997. Affective wearables. *Personal Technologies* 1:231–40. Post, E. R., and M. Orth. 1997. Smart fabric, or “wearable clothing”. In *Digest of Papers of the 1st International Symposium on Wearable Computers*. Los Alamitos, CA: IEEE

International 10 (7): 3–27. Randell, C., I. Anderson, H. Muller, A. Moore, P. Brock, and S. Baurley. 2005. The sensor sleeve: Sensing affective gestures. In *Workshop Proceedings on Body Sensing*, 9th International Symposium on Wearable Computers (ISWC), 18–21. Osaka:

Osaka Castle. Randell, C., and H. Muller. 2000. The shopping jacket: Wearable computing for the consumer.

Sung, M., K. Baik, Y. Yang, J. Cho, K. Jeong, and G. Cho. 2007. Characteristics of low-cost textile-based motion sensor for monitoring joint flexion. In Proceedings of the 11th International Symposium on Wearable Computers—Student Colloquium Proposals.

Swallow, S. S., and A. P. Thompson. 2001. Sensory fabric for ubiquitous interfaces. *International Journal of Human-Computer Interaction*.

Sitografia

www.novel.de

www.kiian.com

www.dupont.com

www.politronica.ue

www.domenicorusconi.com

www.henkel.com

www.bayer.com

www.serigrafiatecnica.it

www.roland.com

www.forum.lavoricreativi.it

www.seritalia.com

www.kimos.it

www.teckscan.com

www.sustainability-lab.net/it/blogs

www.fisioterapia.com

www.wcpt.org

www.imagortesi.com/strumentazioni.htm

www.marianimedical.it

www.sportbrain.it

www.diasu.com

www.polimerica.it

www.italiainballaggio.it

www.cplfabbrica.com

www.industrystock.it

www.raptech.it

www.mohwinckel.it
www.refill.it
www.epson.it
www.durst.it
www.guidaprodotti.com
www.biblo.wordpress.com
www.nano.gov
www.bareconductive.com
www.vorbeck.com
www.conductiveinkjet.com
www.printedelectronicsworld.com
www.fashioningtech.com
www.neurophys.biomedicale.univ-paris5.fr
www.lob.epfl.ch
www.novacentrix.com
www.creativematerials.com
www.materialconnexion.com
www.innovativematerials.com
www.innovativetextiles.com
www.designtex.com
www.linkedin.com
www.prodelegroup.com
www.emilplast.com
www.camatrox.com
www.cfserigrafia.it
www.plcforum.it
www.serigraph.it
www.bopp.ch
www.sericart.it

www.cylex.it
www.elettronica.in.it
www.supsi.ch
www.acrnet.org
www.eurasia-rivista.org
www.iccwbo.org
www.cpradr.org
www.lineedisienza.linxedizioni.it
www.mednat.org
www.cronogenetica.it
www.nanoforum.it
www.giannivencato.com/tessile-innovativo.php
www.lineatessileitaliana.it
www.po.camcom.it/news/.../2007/20071109b.pdf
www.texclubtec.it/tex.../Tex Innovation 11.pdf
www.assofibre.federchimica.it
www.piezoenergysolutions.org/solutions
www.mixtal.it/index.asp?m=22
www.sansiotec.com
www.mcgdpg.com
www.mcghealth.org
www.vitals.com
www.news.georgiahealth.edu
www.imscouting.com
www.wikipedia.it
www.youtube.com

Sentiti ringraziamenti:

Ai miei genitori

Ai nonni Rosa e Lele

Agli Zii Daniela e Piero

Ai miei collaboratori Anthony Piceno e Stefano Ferrari

Al pres. della coop. "Domenico Rusconi" Alessandro Manzoni

*All'azienda Politronica nelle persone di Marco Grassi e
Alessandro Chiolerio*

Al professor Andreoni

All'azienda Lime-Render

Coop. Insieme di Lecco per le stampe

Hilary Corti