



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE  
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

## **Pelle elettronica: proprietà, applicazioni e prospettive**

Relatore: Prof. Gaudenzio Meneghesso

Laureanda: Sofia Crespi  
Matricola: 1227012

Anno accademico 2021/2022  
Data di laurea: 25 novembre 2022

## Indice

Introduzione.....	2
Capitolo 1. Elettronica estensibile.....	3
1.1 I materiali.....	3
1.2 Strategie per elasticità.....	4
1.2.1 Materiali intrinsecamente conduttivi.....	4
1.2.2 Strutturazione geometrica.....	8
Capitolo 2. I recettori cutanei.....	11
2.1 Corpuscolo di Pacini.....	13
2.1.1 Equivalente artificiale del corpuscolo di Pacini.....	14
2.2 Termocettori.....	16
2.2.1 Equivalente artificiale dei termocettori.....	17
2.3 Nocicettori.....	19
2.3.1 Equivalente artificiale dei nocicettori.....	21
Capitolo 3. Ricreare le sensazioni della pelle biologica.....	24
3.1 Metodi di trasduzione.....	25
3.2 Metodi di codifica.....	29
Capitolo 4. Applicazione della pelle elettronica in ambito protesico.....	31
4.1 E-skin adatta a rispondere a stimoli multidirezionali.....	31
4.2 E-skin su mano protesica.....	33
Capitolo 5. Conclusioni e prospettive future.....	35
Bibliografia e sitografia.....	37

## **Introduzione**

La pelle è l'organo sensoriale più vasto che costituisce il corpo umano e gioca un ruolo chiave nel mediare le nostre interazioni con il mondo esterno; rappresenta la barriera fisica che ci permette di percepire cambiamenti di temperatura e variazioni di pressione, riconoscere forme e consistenze, percepire dolore. Questo è reso possibile grazie alla rete integrata e flessibile di sensori altamente specializzati che la compongono. Questi recettori in un primo momento trasducono l'informazione generata dallo stimolo esterno in un segnale elettrico e, successivamente, inviano l'informazione al sistema nervoso centrale, dove può essere ulteriormente processata. I segnali ricavati vengono poi interpretati dalla corteccia somato-sensoriale, permettendo di innescare una risposta.

In ambito biomedicale, sta assumendo sempre più rilevanza la cosiddetta "pelle elettronica" o "E-skin", una pelle artificiale in grado di simulare le proprietà del tessuto cutaneo originale tramite componenti elettronici. I principali recettori cutanei si riferiscono a pressione, temperatura e dolore, e sono definiti rispettivamente corpuscoli di Pacini, termocettori e nocicettori. Questi recettori hanno il compito di rilevare gli stimoli, quantificarli e trasmettere i segnali al cervello innescando una reazione. Simulare il loro comportamento con recettori elettronici artificiali è un lavoro complesso e nel corso dell'elaborato verranno approfondite le modalità di funzionamento.

Nello sviluppo della pelle elettronica, un'accurata attenzione va posta nella scelta dei materiali di fabbricazione e nelle strategie per garantire flessibilità ed elasticità, che rappresentano un requisito fondamentale per la realizzazione di proprietà analoghe a una pelle biologica.

La sfida di creare una pelle artificiale che abbia capacità sensoriali analoghe a quelle della pelle umana è motivata dall'ampio raggio di applicazione, che spazia dall'intelligenza artificiale alla diagnostica medica, dalle protesi biomeccaniche alla robotica.

La possibilità di ripristinare una normale interazione con gli stimoli esterni in persone che hanno subito danni cutanei o amputazioni conduce a un netto miglioramento della qualità della vita. Ad esempio, esistono protesi robotiche in grado di simulare molte proprietà meccaniche delle mani biologiche, e l'aggiunta di funzionalità sensoriali comporta, nella maggioranza dei casi, un aumento dell'accettazione della protesi, a partire dall'alleviamento del dolore dell'arto fantasma (che affligge l'80% degli amputati), dal promuovere un senso di appartenenza dell'arto protesico al proprio corpo, fino al ristabilire un corretto senso di propriocezione.

## **Capitolo 1. L'ELETTRONICA ESTENSIBILE**

Alla base dell'implementazione di una pelle artificiale si trova il concetto di elettronica estensibile, che sta assumendo sempre più rilevanza nel mondo della ricerca biomedica grazie alla sua possibilità di applicazione in diversi campi. L'elettronica estensibile consiste in dispositivi costituiti da materiali elettronici e circuiti integrati su substrati estensibili. Questi circuiti hanno la capacità di flettersi meccanicamente, comprimersi, torcersi e allungarsi, come risultato dell'utilizzo di substrati elastomerici. [1] Per lo sviluppo dell'e-skin, importanti considerazioni vanno fatte sulla scelta dei materiali da utilizzare per la fabbricazione e sulle strategie per conferire le proprietà meccaniche della pelle biologica alla pelle artificiale, che possono riassumersi in:

- basso modulo
- elasticità
- flessibilità

### **1.1. I MATERIALI**

I materiali scelti per la fabbricazione della pelle elettronica devono rispecchiare l'elasticità e la flessibilità della pelle biologica, che possiede un basso modulo meccanico permettendo di trasmettere le proprietà fisiche dell'oggetto con cui stiamo interagendo ai recettori presenti sotto lo strato di tessuto cutaneo. Per questo motivo, la scelta dei materiali è critica e di fondamentale importanza, ed è affiancata da un progresso tecnologico continuo che permette l'impiego di materiali sempre nuovi. Altre proprietà della pelle da tenere presenti sono una buona prestazione elettrica e compatibilità su vasta area. [2]

Per raggiungere un'alta estensibilità, vengono solitamente usati come substrati o come matrici da integrare con altre parti del sistema dei materiali elastomerici, ad esempio Polimetildisossano (PDMS), Ecoflex e Poliuretano (PU). Per raggiungere un'alta conduttività, invece, vengono normalmente impiegati conduttori metallici tradizionali o nanomateriali conduttori come nanofili metallici e nanotubi di carbonio. [1]

## **1.2. STRATEGIE PER GARANTIRE ELASTICITÀ**

Per realizzare una pelle artificiale elastica che si adatti ai movimenti del corpo senza incorrere in danni, è necessario ricorrere a strategie di fabbricazione che vengono classificate in tre categorie:

- I. Strutturazione geometrica di componenti non elastici
- II. Sviluppo di materiali intrinsecamente elastici
- III. Combinazione di I e II

Una delle principali strategie per produrre conduttori elastici è quella di utilizzare materiali intrinsecamente conduttivi. Il metodo più comune per raggiungere questo obiettivo consiste nel disperdere nanomateriali riempitivi in una matrice elastomerica, combinando la conduttività elettrica dei nanomateriali e l'elasticità meccanica della matrice elastomerica. Particolare attenzione va posta nel mantenere un equilibrio tra la conduttività e l'elasticità: l'aggiunta di un elevato numero di riempitivi causa un irrigidimento progressivo del materiale complessivo.

Un'altra strategia utilizzata sfrutta la combinazione geometrica di conduttori non elastici con una matrice elastica, che conferisce elasticità al materiale complessivo. Un'elettronica estensibile può essere raggiunta tramite "isole" di componenti elettronici rigidi e interconnessioni elastiche. Questa tecnica di fabbricazione, pur garantendo una buona elasticità e stabilità, si rivela spesso più critica e più costosa. [1]

Dal momento che entrambe le strategie mostrano vantaggi e svantaggi, alcune ricerche sostengono che la combinazione delle due può portare a un aumento delle prestazioni.

### **1.2.1. MATERIALI INTRINSECAMENTE CONDUTTIVI**

Combinazione di riempitivi conduttivi (generalmente rigidi) con matrice elastomerica, formando un'isola composita omogenea o uno strato sottile. Le diverse proprietà tipiche di ciascun componente, in particolare la conduttività elettrica dei riempitivi e l'elasticità dell'elastomero, si completano.

I riempitivi conduttivi possono essere:

- A base di carbonio (CNTs, grafene, grafite, fibre di carbonio)
- A base metallica (Ag, Au, Cu)
- Polimeri (PEDOT: PSS, PANi, PPy)

Tra i substrati elastomerici in cui i riempitivi vengono depositati, i più utilizzati sono: PDMS, PU, Ecoflex, SBS.

I riempitivi depositati sulla matrice polimerica formano percorsi conduttivi dove possono viaggiare gli elettroni, rendendo il composto elettricamente conduttore. La conduttività è altamente influenzata dal tipo e dalla forma dei riempitivi.

Una particolare attenzione va inoltre posta sul metodo di fabbricazione, in quanto può andare ad interferire con i benefici apportati dai riempitivi. Analizzando vantaggi e svantaggi dei vari metodi, i più promettenti si sono rivelati essere il drop-casting e lo spin-coating, che permettono la lavorazione a basse temperature, produzione su larga scala e deposizione su diversi substrati, ad un costo piuttosto limitato.

### - **Riempitivi a base di Carbonio**

I principali riempitivi a base di Carbonio utilizzati per la realizzazione di conduttori elastici sono i CNT, il grafene e le nanofibre di carbonio.

I nanotubi di carbonio (CNT) sono i più promettenti; sono molecole cilindriche costituite da monostrati di carbonio arrotolati su sé stessi. Hanno la caratteristica di avere una resistenza allo sforzo meccanico particolarmente elevata, proprietà termiche ed elettriche molto rilevanti ed eccellente stabilità chimica. I CNT che vengono prodotti in bulk mostrano il vantaggio di poter essere depositati su substrati flessibili, tramite tecniche di vacuum filtration, spin-coating, spray-coating e inkjet-printing. [2]

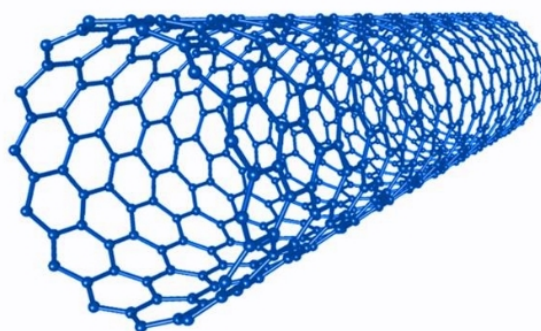


Figura 1. *Struttura di un nanotubo di carbonio*

Il grafene, invece, è costituito da un monostrato di atomi di carbonio disposti a formare un reticolo esagonale, di uno spessore talmente ridotto da far sì che il grafene sia considerato un materiale bidimensionale. [3]

In base a come viene processato, il grafene può essere impiegato come semiconduttore o conduttore.

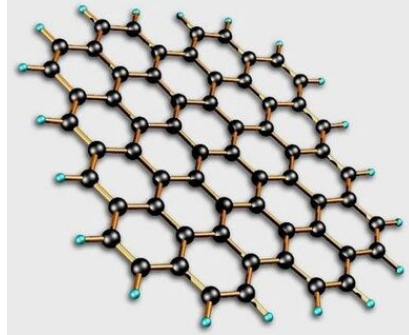


Figura 2. *Struttura del grafene*

Le nanofibre di carbonio sono un'altra forma allotropica del carbonio e consistono in particelle filiformi costituite da un numero elevato di strati di grafene impilati a un certo angolo  $\alpha$  rispetto all'asse della fibra. Vengono ottenute tramite deposizione chimica da vapore (CVD). Possiedono rilevanti proprietà meccaniche e di resistenza, e hanno un'alta conducibilità elettrica e termica. Tuttavia, la fabbricazione comporta costi spesso elevati che ne impediscono l'applicabilità su larga scala. [4]

#### - **Riempitivi a base metallica**

Un sostanziale progresso in termini di conducibilità viene raggiunto con l'utilizzo di riempitivi a base metallica; i più utilizzati sono quelli ottenuti da oro, argento e rame.

Le loro forme possono essere molteplici, dalle nanoparticelle ai nanofili, da nanosheets a nanoflakes.

Tra i riempitivi a base metallica, i più comunemente utilizzati sono quelli a base di argento, essendo meno costoso dell'oro e più stabile del rame. In particolare, lunghi nanofili di argento (AgNWs) realizzati tramite SMG (successive multistep growth) mostrano un'elasticità molto performante accompagnata da una buona conducibilità elettrica, che li porta ad essere i più diffusi sul mercato.

Per quanto riguarda il rame, nonostante il suo minor costo e la maggior abbondanza rispetto ad oro e argento, ha lo svantaggio di essere sensibile all'ossidazione, che ne riduce la conducibilità. Diverse strategie possono essere messe in atto per ovviare a questo rischio, tra cui il rivestimento protettivo con ossido di grafene, nickel o chitosano, la riduzione dello strato di ossido tramite soluzione acida o l'integrazione in un elastomero. [2]

## - Riempitivi a base di polimeri conduttivi

Il principale vantaggio dell'utilizzo di polimeri conduttivi come riempitivi sta nel livello di equilibrio tra proprietà elettriche e meccaniche.

Tipici esempi di polimeri conduttivi sono PPy, PANi, PTh, PEDOT:PSS. Mentre i primi tre sono scarsamente solubili, trovando quindi limitato impiego, il PEDOT:PSS si tratta di un polimero conduttivo solubile in acqua, formato da PEDOT caricato positivamente combinato con PSS caricato negativamente. I vantaggi chiave consistono in un'elevata conduttività, buona trasparenza, stabilità termica e un alto livello di biocompatibilità. È inoltre compatibile con le tecniche di coating, printing e litografia. [6]

Per aumentare le proprietà meccaniche, vengono spesso aggiunti dei plasticizzanti, che riducono il modulo elastico.

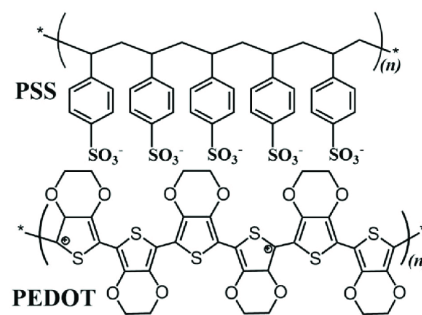


Figura 3. *Struttura chimica del PEDOT:PSS*

## - Substrati

Per la realizzazione dell'e-skin, come substrato viene largamente impiegato il Polidimetildisossano (PDMS), polimero organico a base di silicio.

I suoi principali punti di forza consistono in: inerzia chimica, stabilità in un vasto range di temperature, trasparenza, proprietà meccaniche variabili, capacità di definire regioni adesive o non adesive tramite esposizione a raggi UV. [history and design]

A seconda dell'applicazione, altri substrati potrebbero però rivelarsi più vantaggiosi del PDMS; ad esempio, il poliuretano (PU) si mostra particolarmente compatibile con i circuiti stampati flessibili.



### 1.2.2. STRUTTURAZIONE GEOMETRICA

Il vantaggio della strutturazione geometrica sta nella capacità di rendere elastici materiali conduttivi originariamente non elastici; diversi livelli di elasticità possono essere raggiunti in base alle diverse configurazioni strutturali.

Le principali strutture utilizzate sono:

- Buckling design
- Design 2D
- Design 3D
- Kirigami e Origami design

#### - **Buckling design**

Un circuito flessibile prevede in genere uno strato rigido di materiale metallico o polimerico applicato su un substrato flessibile elastomerico. Una compressione dello strato rigido può portare a un cedimento locale con un motivo increspato sinusoidale, che permette all'eccesso di superficie di trovare spazio nel substrato compresso. In questo modo, materiali conduttivi rigidi diventano capaci di subire allungamento meccanico senza rompersi. I meccanismi di buckling sono stati applicati anche a materiali come CNT, grafene e nanofili di argento per realizzare conduttori flessibili. Questa tecnica richiede meccanismi di fabbricazione complessi e richiede una buona integrazione tra materiale conduttivo e substrato.

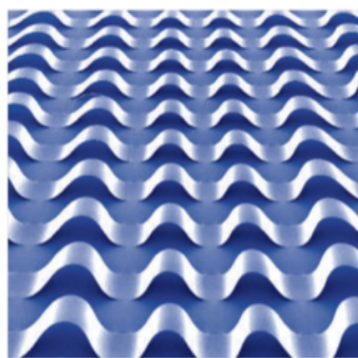


Figura 4. *Strategia di Buckling*

## - Design 2D

Un'elettronica estensibile può essere raggiunta assemblando componenti elettronici rigidi su un substrato deformabile, ottenendo elasticità grazie alle regioni flessibili che si trovano tra isole rigide. In genere, in questo tipo di struttura vengono impiegate microstrutture ripetitive come elemento elastico; ogni unità viene progettata con una forma specifica in modo da garantire flessibilità a tutta la struttura. Tra i pattern più comuni, si evidenziano la struttura a serpentina e a reticolo. I parametri che influenzano le prestazioni meccaniche della struttura sono diversi: il tipo di materiale, il suo spessore, la forma del reticolo. La prestazione meccanica migliore tra le strutture a reticolo è data da ferro di cavallo.

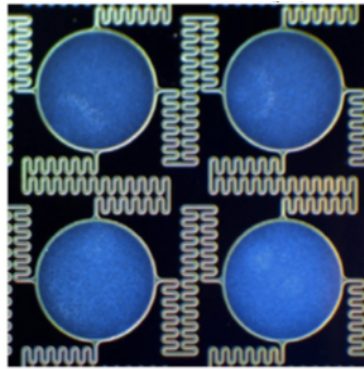


Figura 5. *Design 2D a serpentina*

## - Design 3D

La principale configurazione 3D si tratta di quella ad elica, in quanto può essere progettata per raggiungere ratio di elasticità molto elevati e altrettanto valide prestazioni meccaniche. Può essere realizzata con la tecnica di stampa 3D, anche se solo pochi materiali possono essere fabbricati con questo approccio e spesso sviluppano caratteristiche di fragilità. In alternativa, una tecnica che è stata studiata per la realizzazione del conduttore flessibile eHelix-Cu, è quella di arrotolare un filo di rame attorno a una barra e poi rimuoverlo, ottenendo una struttura a spirale. Il filo viene poi sottoposto a un trattamento di superficie tramite l'utilizzo di un silicone adesivo, che permette l'instaurazione del legame tra filo di rame e il substrato di silicone. Il risultato che si ottiene è un sistema metallo-gomma che si comporta come un conduttore altamente flessibile. Le strutture ad elica possono anche essere generate da strutture 2D a serpentina tramite la tecnica di buckling fuori-piano.

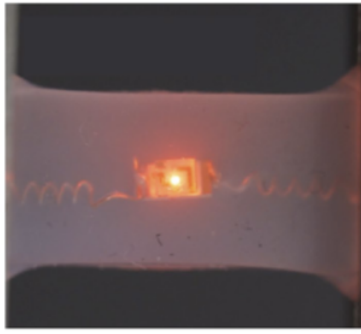


Figura 6. *Design 3D ad elica*

#### - **Kirigami e origami design**

Negli ultimi decenni, il design degli origami è stato studiato per essere applicato all'ingegneria, con l'obiettivo di alterare il comportamento dei materiali, rendendo aperta a possibilità di ottenere un'elettronica "piegabile". Il design kirigami, a differenza dell'origami, utilizza tagli alla struttura invece che ripiegamenti, ottenendo quindi una ancora maggiore flessibilità.

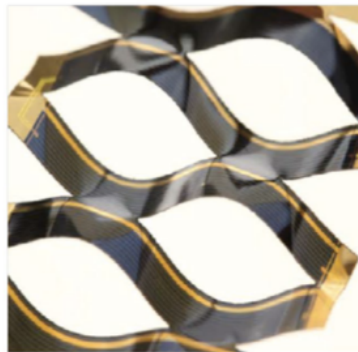


Figura 7. *Design Kirigami*

## Capitolo 2. I RECETTORI CUTANEI

La pelle è l'organo sensoriale più vasto che costituisce il corpo umano e questo è reso possibile grazie a una rete di somatosensori che rilevano gli stimoli provenienti dall'esterno, ne misurano l'entità e inviano l'informazione al cervello, in modo che questa venga processata e possa essere innescata una risposta. Realizzare dei recettori per pelle artificiale significa raggiungere la possibilità di sostituire somatosensori danneggiati, aumentare la percezione di determinati stimoli o avere un modo alternativo per svolgere la funzione di feedback per l'interfaccia uomo-macchina o macchina-macchina.

I principali recettori che costituiscono la pelle sono quelli con il compito di rilevare stimoli di pressione, temperatura e dolore e si definiscono rispettivamente corpuscolo di Pacini, termocettori e nocicettori. Simulare artificialmente il compito di questi recettori è un lavoro complesso che necessita un'approfondita e continua ricerca; le soluzioni studiate sono molteplici, per cui è stato selezionato e qui riportato uno studio pubblicato nel 2020 da un team di ricercatori della RMIT University di Melbourne, Australia. [7]

Il risultato da loro conseguito è stato raggiunto grazie alla combinazione di più unità funzionali:

- Memristore a base di titanato di stronzio carente di ossigeno  $\text{SrTiO}_{3-x}$  (STO)
- Sensore di pressione costituito da oro depositato su elastomero elastico a base di PDMS
- Trigger di temperatura costituito da ossido di vanadio  $\text{VO}_2$

Un memristore è un componente elettrico passivo non lineare a due terminali. È una sorta di resistore variabile che varia la propria resistenza al passaggio della corrente (in base a quantità e verso) e ha la peculiarità di ricordare la corrente che lo attraversa anche quando essa smette di fluire, consentendo la memorizzazione delle informazioni anche a dispositivo spento. [8]

Come materiale memristivo è stato scelto lo STO in quanto garantisce alte prestazioni di memoria con alti rapporti ON/OFF, ripetibilità e durabilità. Viene depositato a temperatura ambiente, quindi, può essere sviluppato su substrati flessibili.

Il PDMS per il sensore di pressione è stato scelto per le sue proprietà elastiche e per la sua sensibilità a pressione minore di 3 kPa.

L'ossido di Vanadio è invece apprezzato per la sua capacità di subire la transizione da isolante a metallo con la temperatura.

La combinazione  $\text{VO}_2$ -STO permette la realizzazione di termocettori e nocicettori artificiali. Il sensore di pressione a base di PDMS combinato con un memristore a base di STO è in grado di riprodurre il comportamento del corpuscolo di Pacini.

I somatosensori sono connessi tramite il corno dorsale al midollo spinale, che ha il compito di far arrivare le informazioni al cervello. I percorsi per il rilevamento della pressione e della temperatura sono separati. In seguito, entriamo nello specifico dei tre gruppi di recettori, analizzando il loro funzionamento e approfondendo la realizzazione dei rispettivi recettori artificiali. [7]

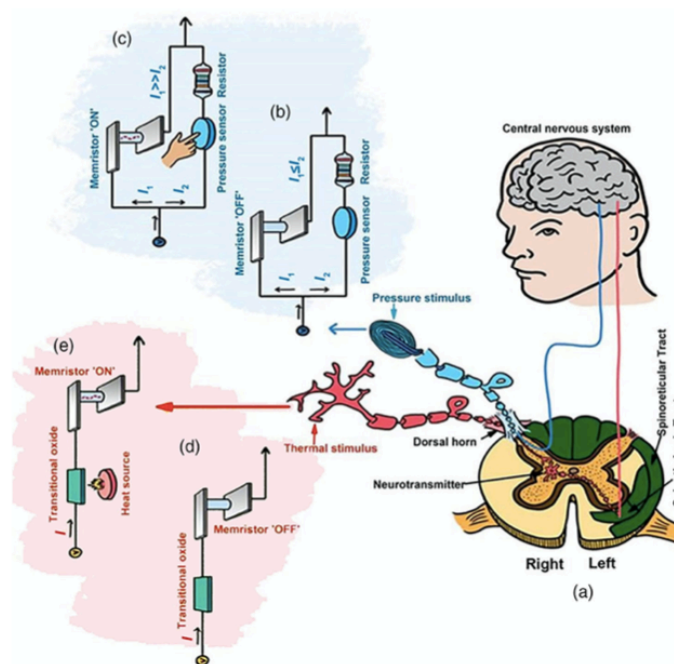


Figura 8. Rappresentazione schematica del principio di funzionamento dei recettori termici e di pressione biologici e artificiali

## 2.1. I CORPUSCOLI DI PACINI

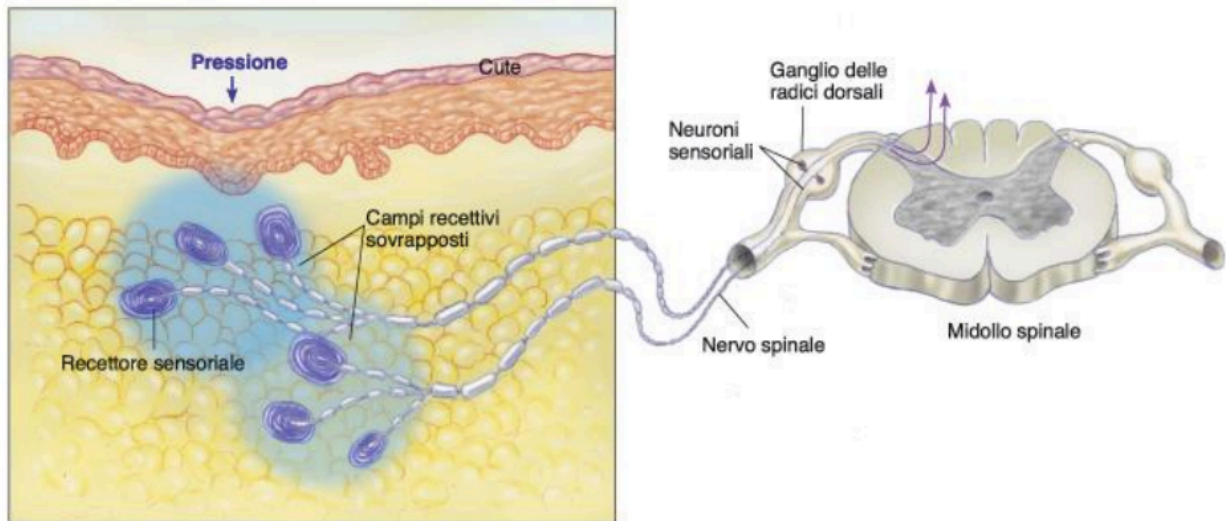


Figura 9. *Corpuscoli di Pacini*

I corpuscoli di Pacini sono corpuscoli tattili, di lunghezza compresa tra 0,5 e 4 mm, che si trovano nel derma, nel tessuto connettivo sottocutaneo, nello stroma di alcuni organi, nel periostio. Sono costituiti da tessuto connettivo denso fibroso di tipo lamellare, organizzato in lamelle concentriche. Una fibra nervosa sensitiva penetra nel corpuscolo e lo percorre quasi per intero.

[9]

Quando viene applicata una pressione, una parte del corpuscolo si deforma e determina un aumento della permeabilità di membrana per il  $\text{Na}^+$  e lo sviluppo di un potenziale generatore che, se supera un valore soglia, fa sì che si generi potenziale d'azione. Quest'ultimo, tramite le fibre nervose, raggiunge il sistema nervoso centrale per avviare una risposta allo stimolo. Tanto più intenso è lo stimolo, maggiore è il numero di recettori attivati e, quindi, di fibre nervose interessate. [10]

### 2.1.1. EQUIVALENTE ARTIFICIALE DEL CORPUSCOLO DI PACINI

Per realizzare un recettore artificiale in grado di simulare il comportamento del corpuscolo di Pacini, è stato utilizzato un memristore a base di STO con una struttura a pila costituita da Platino (100 nm), Titanio (10 nm), STO (55 nm), Platino (25 nm), Titanio (7 nm) su un substrato di Silice (SiO<sub>2</sub>). Il Titanio alla base funge da strato adesivo con il Platino mentre il Titanio in superficie fa sia da riserva di ossigeno sia da strato adesivo con il Platino superiore. La funzione del Platino in superficie è quella di prevenire la formazione dell'ossido di Titanio, che avverrebbe con l'esposizione all'ossigeno dell'ambiente esterno.

Il sensore di pressione è stato realizzato tramite uno strato di PDMS di spessore 300 μm su cui sono stati depositati 200 nm di Argento e 20 nm di Cromo. [7]

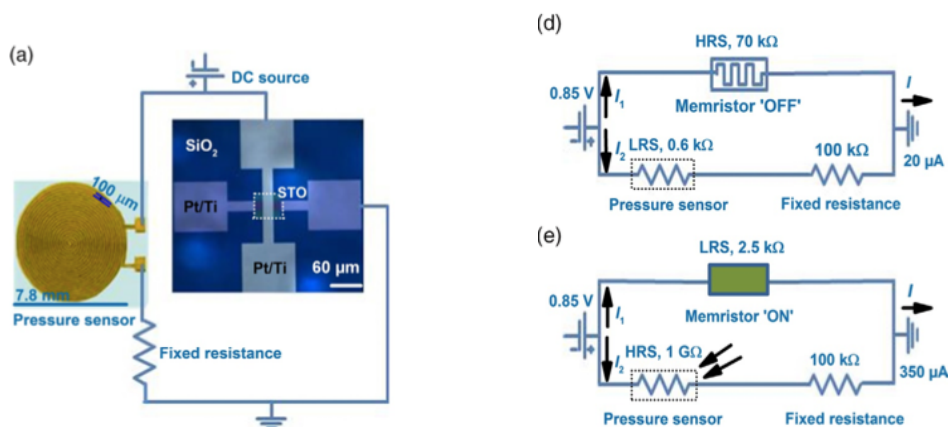


Figura 10. *Struttura schematica del corpuscolo di Pacini artificiali e diagrammi circuitali*

L'elettronica del sensore di pressione opera in modo da rendere il potenziale del recettore in grado di attivare il memristore che, al raggiungimento di un potenziale soglia, è capace di generare un impulso elettrico e, conseguentemente, di attivare il sistema nervoso centrale. Nella ricerca compiuta dai ricercatori della RMIT University [7], è specificato che lo studio del funzionamento del corpuscolo di Pacini è stato approfondito solo in condizioni di pressione nulla e di pressione molto elevata. Nel circuito è stata selezionata una resistenza fissa di 100 kΩ per limitare il passaggio di corrente attraverso il sensore, che ha una resistenza di soli 0,6 kΩ per assicurare che, in condizioni di pressione nulla, il sistema mostri corrente molto bassa.

Dal ramo da cui proviene lo stimolo di pressione, si diparte un parallelo tra il memristore e la serie costituita dal sensore di pressione e la resistenza fissata a 100 kΩ, così la corrente si divide nei due rami. Quindi, quando il sistema si trova in condizione di assenza di pressione, la corrente che

fluisce attraverso il memristore non è sufficiente per attivarlo. Quando invece viene applicata una pressione, il sensore entra in uno stato di HRS, facendo sì che il potenziale attraverso il memristore sia massimo. Non appena superato il potenziale soglia, il memristore passa da stato di HRS a LRS. Lo stimolo di pressione genera così un segnale di risposta, che raggiunge un valore di quasi 18 volte superiore rispetto a quello che si ha nello stato rilassato, che attiva il sistema nervoso centrale per innescare la risposta.



## 2.2. I TERMOCETTORI

[12] I termocettori sono i recettori sensoriali che si occupano della termoregolazione; ne esistono di due tipi, uno per la percezione del caldo e uno per quella del freddo, in base all'intervallo di temperatura: tra i 5 e i 40 °C si attivano i recettori del freddo mentre tra i 29 e i 45 °C si attivano quelli del caldo. A temperature inferiori ai 5 °C e superiori ai 45 °C, invece, entrano in gioco i nocicettori, imputati alla percezione del dolore. I termocettori sono sempre attivi, anche quando il corpo non sta subendo cambiamenti di temperatura; presentano infatti una scarica di potenziali di azione, la cui frequenza è funzione della temperatura, facendo sì che il sistema nervoso sia sempre aggiornato sullo stato della temperatura cutanea. Per la derivazione univoca dell'informazione termica, è necessario un confronto tra le due classi di termocettori, in quanto in base al cambiamento di temperatura in corso, essi genereranno delle risposte antitetiche.

Gli assoni dei neuroni che fungono da termocettori sono fibre mieliniche molto sottili o fibre amieliniche caratterizzate da basse velocità di conduzione degli impulsi nervosi. Dopo l'ingresso nel midollo spinale, i termocettori stabiliscono sinapsi con neuroni della porzione dorsale del midollo. Le informazioni termiche vengono trasmesse al tronco encefalico, al talamo e all'ipotalamo, consentendo un'adeguata risposta termoregolativa e percettiva.

## 2.2.1. EQUIVALENTE ARTIFICIALE DEI TERMOCETTORI

[7] Per costruire un termocettore artificiale che avesse un comportamento analogo a quello biologico, è stato utilizzato lo stesso memristore spiegato precedentemente nel caso della realizzazione del corpuscolo di Pacini. Nella parte superiore viene però aggiunto uno strato di ossido di Vanadio ( $\text{VO}_2$ ), per ottenere un collegamento in serie con il sensore termico. Per polarizzare la struttura, sullo strato di  $\text{VO}_2$  viene depositato un elettrodo costituito da 100 nm di Pt e 10 nm di Ti.

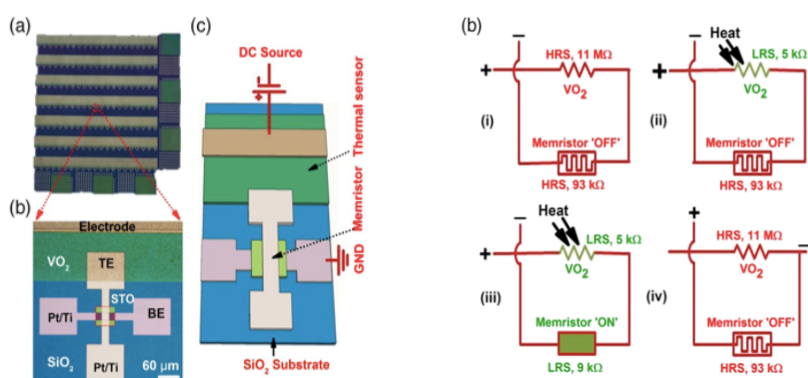


Figura 11. *Struttura schematica del termocettore artificiale e diagrammi circuitali*

Il grafico mostra la resistività del complesso  $\text{VO}_2\text{-SiO}_2$  in funzione della temperatura, evidenziando il crollo di quattro ordini di grandezza che si ha al raggiungimento della temperatura di transizione e il fenomeno di isteresi che si genera nei cicli di riscaldamento e raffreddamento. Il memristore può esibire cambiamenti di resistenza da un massimo di 100 k $\Omega$  a un minimo di 2 k $\Omega$ , tuttavia è stato considerato come riferimento 93 k $\Omega$  per lo stato di HRS e 9k $\Omega$  per lo stato di LRS al voltaggio di 80 mV.

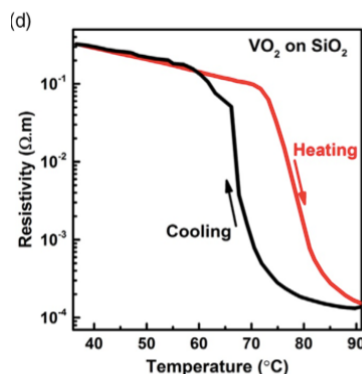


Figura 12. *Fenomeno di isteresi del  $\text{VO}_2$  durante cicli di riscaldamento e raffreddamento*

Quando non è applicato nessun cambiamento radicale di calore, sia il memristore sia il sensore termico si trovano in stato di HRS, che fa sì che scorra una quantità di corrente minima attraverso il termorecettore. Quando viene applicata una temperatura critica di 70 °C, la resistenza del sensore termico decresce di quattro ordini di grandezza raggiungendo lo stato di LRS, mentre il voltaggio del memristore comincia ad aumentare. Una volta raggiunto il voltaggio  $V_{SET}$  che attiva ad “on” il memristore, questo va da HRS a LRS con una resistenza di 9 k $\Omega$ , raggiungendo quindi la condizione di massima risposta recettiva. Lo stato di LRS viene mantenuto anche quando lo stimolo termico è totalmente rimosso. Per riprogrammare il memristore è necessario applicare un voltaggio negativo  $V_{RESET}$  che lo riporta alla condizione di HRS.

## 2.3. I NOCICETTORI

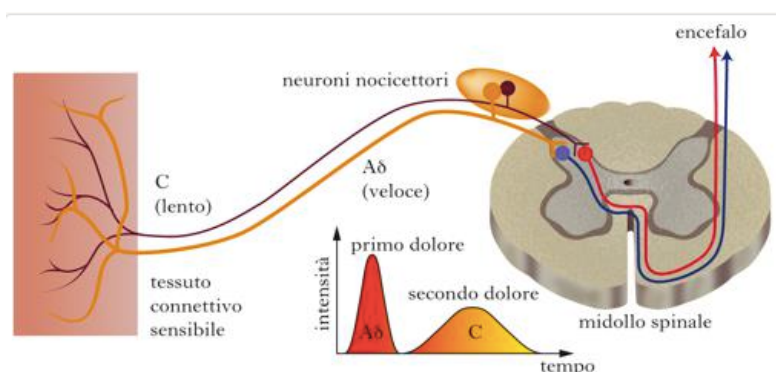


Figura 13. *Rappresentazione schematica nocicettori*

[13] I nocicettori consistono in terminazioni di neuroni sensoriali e sono addetti alla percezione e alla trasmissione di segnali di dolore. Hanno il corpo cellulare situato all'interno dei gangli spinali e hanno la tipica struttura neuronale a T, in cui un'estremità si occupa della trasduzione dello stimolo doloroso in zona periferica mentre l'altra si dirige verso il centro e forma sinapsi con altri neuroni.

I nocicettori, in base alle proprietà funzionali, si dividono in diverse categorie, che agiscono in modo coordinato nella ricezione del segnale. Più precisamente si dividono in:

- Meccanici: entrano in gioco in seguito a stimoli cutanei intensi e l'effetto che hanno sul corpo è quello di dolore vivo. Il segnale è raccolto da terminazioni nervose amieliniche e tramite fibre mielinizzate chiamate A $\delta$  raggiunge il sistema nervoso centrale.
- Termici: si attivano in condizioni di temperature estreme, superiori a 45°C o inferiori a 5°C.
- Polimodali: possono attivarsi in seguito a stimoli di diversa natura (meccanici, termici e segnali chimici) e hanno un effetto di dolore sordo.
- Silenti: presenti in particolare nei visceri; sono infatti sensibili alla torsione, distensione e ischemia di un viscere.

[14] In base alla categoria di nocicettore attivato, il segnale viene trasmesso da fibre di tipo diverso, che si distinguono per criteri anatomici e funzionali:

- Fibre A $\beta$ : mielinizzate, a diametro largo, velocità di conduzione elevata. Queste fibre rilevano stimoli innocui che la pelle subisce, non contribuendo al dolore.

- Fibre C: non mielinizzate, a diametro piccolo, velocità di conduzione bassa. Trasmettono il segnale dei nocicettori polimodali e mediano il cosiddetto “secondo dolore”, ritardato e diffuso.
- Fibre A $\delta$ : sottile mielinizzazione, a medio diametro, velocità di conduzione intermedia. Trasmettono il segnale dei nocicettori termici e meccanici, e mediano il “primo dolore”, rapido e acuto.

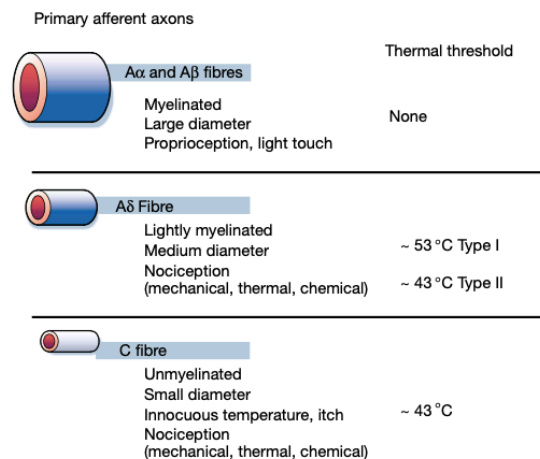


Figura 14. *Diversi tipi di fibre nocicettive*

La nocicezione ha caratteristiche di unicità all'interno del sistema sensoriale, in quanto i nocicettori hanno l'abilità di rilevare una varietà di stimoli ampia, che li porta ad avere un variegato repertorio di dispositivi trasduttori. Inoltre, la loro unicità riguarda anche l'entità del dolore che possono rilevare, che varia dal dolore acuto istantaneo al dolore cronico di una condizione patologica. Quando attivati, i nocicettori sono in grado di rilasciare peptidi e neurotrasmettitori

### 2.3.1. EQUIVALENTE ARTIFICIALE DEI NOCICETTORI

[7] I nocicettori sono la classe di recettori più complicata da riprodurre artificialmente, data la complessità dei loro meccanismi di azione. Quando la pelle riceve uno stimolo doloroso, i nocicettori possono rispondere in due modi, che si riferiscono a condizioni normali o anormali di dolore. In condizioni normali, il segnale di risposta allo stimolo viene mandato al nocicettore, per essere confrontato con un valore soglia e capire se un potenziale d'azione dev'essere inviato al sistema nervoso centrale. Il nocicettore viene disattivato lentamente per un periodo di tempo detto tempo di rilassamento. Il valore soglia e il tempo di rilassamento fanno sì che il corpo non sia continuamente soggetto all'impatto di stimoli. In una condizione anormale, invece, il corpo subisce stimoli con segnali di risposta molto vicini alla soglia di rottura del nocicettore, il quale inizia ad agire come un normale recettore per evitare ulteriori danni. Quando il tessuto cutaneo subisce una ferita, il sistema nocicettivo reagisce alla condizione di vulnerabilità abbassando la soglia e facilitando la risposta nocicettiva, garantendo una protezione del tessuto adeguata. Il nocicettore ha due diversi comportamenti sotto condizioni anormali:

- Allodinia: produce un segnale di risposta sotto il valore soglia
- Iperalgesia: genera un segnale di risposta più forte del normale a un valore oltre-soglia

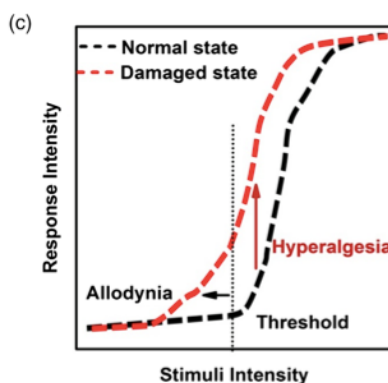


Figura 15. *Comportamenti di allodinia e iperalgesia (intensità della risposta è maggiore in condizioni anormali)*

Lo studio del funzionamento del nocicettore artificiale è stato condotto sia in condizioni normali sia anormali.

### - **Condizioni normali**

Per studiare il comportamento in condizioni normali, è stato sfruttato il termocettore artificiale precedentemente presentato, in quanto lavora come un nocicettore durante uno stimolo doloroso. Il termocettore viene impostato in stato di LRS e viene letto il dispositivo al voltaggio di 80 mV ( $V_{\text{READ}}$ ). Dal momento che il nocicettore biologico dipende dall'intensità dello stimolo, viene applicata al nocicettore artificiale una serie di stimoli di temperatura con diverse intensità, dai 66°C agli 82°C. Il nocicettore viene attivato dopo il raggiungimento dei 68°C, ovvero la temperatura di transizione del VO<sub>2</sub>. Quando il VO<sub>2</sub> passa allo stato di LRS in seguito alla transizione indotta dalla temperatura, inizia a fluire una corrente maggiore lungo tutto il circuito. Il memristore a base di STO non è influenzato dalla temperatura e conserva lo stato di LRS finché non viene riprogrammato. Dal momento che la resistenza del VO<sub>2</sub> aumenta al decrescere della temperatura nel tempo, il nocicettore artificiale limita la corrente nel circuito, registrando quindi una riduzione dell'ampiezza del segnale di risposta. Un segnale di risposta intenso dovuto a un forte stimolo impiega un tempo maggiore per rilassarsi.

### - **Condizioni anormali**

Per studiare il comportamento sotto condizioni anormali, è stato applicato al nocicettore artificiale uno stimolo di intensità molto maggiore rispetto a quello applicato in condizioni normali; è stato portato a una temperatura di 90°C con una velocità (ramp up rate) di 20°C al minuto e poi raffreddato fino a 60°C, temperatura inferiore al valore soglia di 68°C delle condizioni normali. (È stato scelto 60°C perché la sensibilizzazione del nervo nocicettivo porta a uno spostamento della funzione di risposta allo stimolo per abbassare le intensità degli stimoli, cosa che accade tipicamente nel caso di una ferita.) Il nocicettore viene poi scaldato nuovamente fino a 90°C per verificare se si generano le proprietà base delle condizioni di allodinia e iperalgesia: valore soglia ridotto e risposta amplificata. La sequenza di 60-90-60-90°C è applicata al solo VO<sub>2</sub> e all'intero nocicettore contenente VO<sub>2</sub> e memristore a base di STO, per confrontare le risposte. È evidente notare la risposta lineare del solo VO<sub>2</sub>, dovuto al suo comportamento metallico, e la non-linearità del nocicettore complessivo.

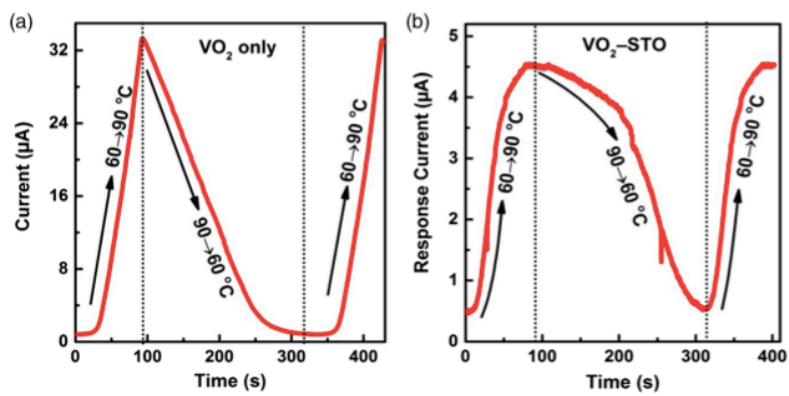


Figura 16. Risposte alla sequenza riscaldamento-raffreddamento-riscaldamento del solo VO<sub>2</sub> e dell'intero nocicettore



### Capitolo 3. RICREARE LE SENSAZIONI DELLA PELLE BIOLOGICA

[15] Per ricreare artificialmente una pelle in grado di simulare le proprietà della pelle biologica, è necessario avere chiara la struttura della cute e le modalità con cui vengono trasmessi fisiologicamente i segnali.

Il tessuto cutaneo è costituito da tre strati, l'ipoderma, il derma e l'epidermide, e gli ultimi due sono protagonisti nella rilevazione degli stimoli e nella trasmissione dei segnali. L'epidermide è lo strato più esterno, conferisce resistenza alla pelle e la protegge dagli urti esterni. Conferisce inoltre proprietà rigenerative e di dinamicità alla pelle, essendo costituito da strati che vengono continuamente sostituiti da nuove cellule. Il derma, invece, è lo strato di spessore maggiore, è costituito da collagene, ha modulo elastico minore rispetto all'epidermide e ospita vasi sanguigni, ghiandole sudoripare, terminazioni nervose e meccanocettori.

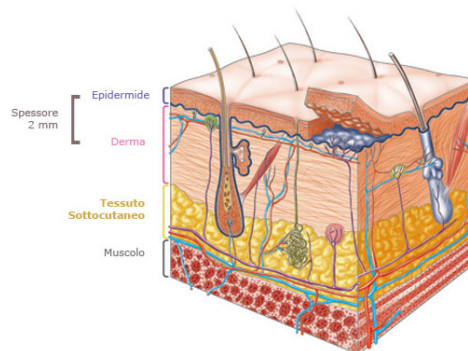


Figura 17. *Struttura del tessuto cutaneo*

Quando la pelle è soggetta a stimoli tattili, determinati meccanocettori codificano questi stimoli come potenziali d'azione. Tramite le fibre nervose, il potenziale d'azione generato viene poi trasmesso alle sinapsi per essere processato ed essere inviato al cervello.

Lo strato superiore del derma è costituito da protuberanze di tessuto connettivo che si incastrano in modo complementare con lo strato inferiore dell'epidermide, formando la giunzione dermo-epidermica. La trasmissione degli stimoli meccanici è favorita dalla differenza tra i moduli elastici di derma ed epidermide e dalla peculiarità delle strutture che caratterizzano la giunzione.

[17] I punti chiave nel ricreare le sensazioni della pelle biologica sono ricoperti da:

- Metodi per la **trasduzione** degli stimoli (di temperatura, pressione, sforzo, vibrazione) in segnali elettrici. La trasduzione costituisce il primo step verso la realizzazione di un sistema artificiale che simuli l'output elettrico di recettori biologici. I metodi sono:
  1. Trasduzione della temperatura;
  2. Trasduzione delle pressioni statiche
  3. Trasduzione degli sforzi statici
  4. Trasduzione delle forze dinamiche
  5. Array di sensori biomimetici
  
- Metodi per la **codifica** dei dati biomimetici, ovvero per modificare i segnali elettrici e renderli leggibili dal sistema nervoso:
  1. Circuiti per codificare output biomimetici
  2. Integrazione di sensori con l'elettronica di acquisizione

### 3.1. METODI DI TRASDUZIONE

#### 1) Trasduzione della temperatura

I sensori di temperatura per e-skin sono stati ideati sulla base di termometri a resistenza, giunzioni p-n o materiali compositi soggetti ad espansione termica.

I termometri a resistenza con TCR lineare sono stati usati per misurare proprietà termiche della pelle con una buona risoluzione, però hanno bassa sensibilità.

La sensibilità termica della giunzione p-n, con cui si indica l'interfaccia che separa due parti di un semiconduttore drogate in maniera differente, è basata sull'attivazione termica dei trasportatori di carica. Dispositivi molto sensibili possono essere realizzati con matrice polimerica combinata con un riempitivo conduttivo. Al variare della temperatura, l'espansione termica provoca l'allontanamento reciproco dei riempitivi provocando un aumento della resistenza.

## 2) Trasduzione della pressione statica

Funziona soprattutto con meccanismi di trasduzione capacitivi e resistivi.

Nei sensori capacitivi, la capacità è modificata dal variare della distanza tra due piatti di elettrodi paralleli. Godono di alta sensibilità e linearità. Il dielettrico di un sensore capacitivo può essere un solido polimerico o un elastomero microstrutturato.

I sensori resistivi, invece, possono rispondere a due meccanismi:

- Piezoresistività intrinseca dei materiali: la pressione applicata modifica la struttura del semiconduttore o la distribuzione dei riempitivi conduttivi nel composto polimerico.
- Cambiamento della resistenza di contatto provocata dal cambiamento dell'area di contatto tra un conduttore ruvido e un elettrodo.

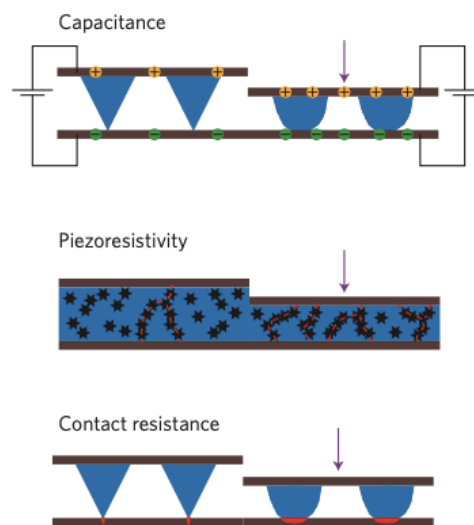


Figura 18. *Meccanismi per misurare la pressione statica; le frecce viola indicano la pressione applicate; le stelle nere indicano i riempitivi conduttivi e le linee rosse indicano i percorsi di percolazione; i trattini rossi dell'immagine inferiore indicano la variazione dell'area di contatto.*

### 3) Trasduzione sforzo statico

I sensori di sforzo resistivi sono tipicamente basati su due meccanismi, rappresentati dall'equazione per la resistenza  $R=\rho L/A$ , dove  $\rho$ = resistività,  $L$ =lunghezza e  $A$ =area della sezione trasversale.

- Meccanismo I: si basa sul cambiamento della geometria ( $L$  ed  $A$ ). Quando il sensore viene allungato, la lunghezza  $L$  cresce e l'area diminuisce per effetto di Poisson.
- Meccanismo II: si basa sulla variazione di  $\rho$ , che può essere causata da un cambiamento nella struttura del semiconduttore o un cambiamento nei percorsi di filtrazione tra particelle conduttive in materiali compositi.

Anche sensori capacitivi flessibili sono in grado di misurare lo sforzo tramite il cambiamento nello spessore e nell'area del dielettrico.

### 4) Trasduzione di forze dinamiche

Sensori piezoelettrici e triboelettrici producono un voltaggio in risposta a una deformazione meccanica, che agisce cambiando l'ordine di grandezza dei dipoli nello strato attivo, provocando una crescita graduale della carica negli elettrodi.

Nei dispositivi triboelettrici, i dipoli sono indotti da un processo chiamato effetto volta, in cui due conduttori metallici, caratterizzati da diversi valori di lavoro di estrazione, vengono messi a contatto, creando così una piccola differenza di potenziale. Questo tipo di sensori è specificatamente sensibile alle pressioni dinamiche.

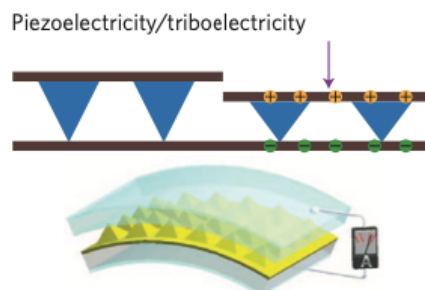


Figura 19. *Sensori triboelettrici e piezoelettrici producono un voltaggio in seguito a pressione applicata*

## 5) Array di sensori biomimetici

I recettori nella pelle biologica si trovano a diverse profondità, in modo da regolare la loro sensibilità agli stimoli; quelli più superficiali sono maggiormente sensibili agli stimoli di pressione, mentre quelli situati più in profondità sono coinvolti negli stimoli di stiramento.

Allo stesso modo, collocare i diversi recettori artificiali a diverse profondità nella e-skin, permette di ottenere una risposta più accurata alla complessa distribuzione delle forze e di sintonizzare la sensibilità dei recettori ai diversi stimoli. Comunemente viene depositato un rivestimento elastomerico sul sensore di pressione, in modo da migliorare la frizione. Per riprodurre l'intero range di risposte agli stimoli meccanici e termici, vengono richieste più tipologie diverse di sensori. Sono state quindi sviluppate delle e-skin multistrato, proprio per essere in grado di riprodurre molteplici sensazioni tipiche della pelle. Per distinguere più stimoli, il dispositivo deve necessariamente avere più terminali e includere o mezzi di calcolo comparativo o schemi di polarizzazione che producono più output misurabili.

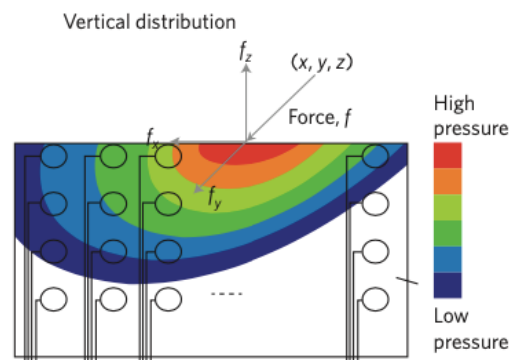


Figura 20. *Quattro strati di sensori di pressione permettono di capire la complessa distribuzione delle forze applicate*

## 3.2. METODI DI CODIFICA

### 1) Circuiti per codificare output biomimetici

Per modificare l'ampiezza di uno stimolo, si fa ricorso all'utilizzo di diversi mezzi. Innanzitutto, un amplificatore svolge il compito di amplificare il segnale registrato dal sensore. Depositando una membrana di silicone o un semiconduttore organico su un substrato flessibile, e collegandoli ad un ossido metallico semiconduttore è possibile ottenere un amplificatore estensibile. Per controllare le forme d'onda dello stimolo servono circuiti aggiuntivi; gli stimoli elettrici è importante che abbiano forme d'onda con cariche bilanciate mentre gli stimoli ottici necessitano una durata limitata, obiettivo che può essere raggiunto tramite un edge detector ("rilevatore dei contorni") che permette di ottenere un impulso con specifica frequenza. Per realizzare questi circuiti sono necessari componenti come membrane di silicone, ossidi flessibili e dispositivi a base di CNT.

Con le tecnologie ad oggi disponibili, è possibile assemblare i componenti in un sistema a circuito chiuso che sia in grado di registrare, convertire e trasmettere i segnali dai sensori al tessuto nervoso.

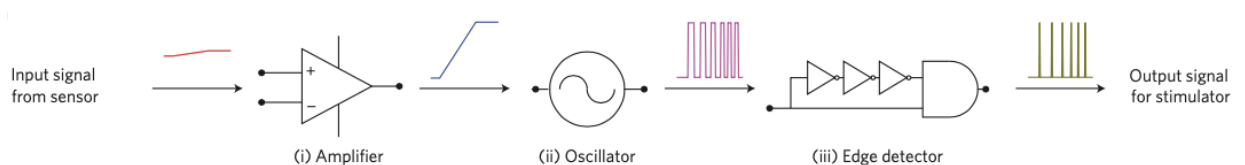


Figura 21. Schema del processo di conversione del segnale in input in impulsi elettrici tramite (i) un amplificatore, un oscillatore(ii) e un edge detector (iii).

### 2) Integrazione di sensori con l'elettronica di acquisizione

L'utilizzo di diversi sensori con molteplici funzioni per simulare nel modo più accurato possibile le proprietà della pelle biologica prevede la combinazione di ogni sensore con un transistor, per permettere una trasduzione locale del segnale e l'amplificazione, senza interferenze. Facilita inoltre la moltiplicazione, ovvero la combinazione di più segnali in un unico segnale, che viene definito "moltiplicato", che viene poi trasmesso in output su un unico collegamento fisico. Questo può essere realizzato tramite una matrice attiva, che consiste in uno schema di indirizzamento

dove ogni pixel è collegato a un transistor e a un condensatore, mantenendo attivamente lo stato di un pixel mentre gli altri vengono indirizzati. Sensori capacitivi o piezoelettrici possono essere integrati come gate in un transistor, mentre i resistivi vengono spesso incorporati nel source.

La conversione diretta di un segnale sensoriale in un segnale digitale senza il ricorso di un amplificatore né di un convertitore analogico/digitale esterno, è resa possibile integrando il sensore con un convertitore A/D, come un oscillatore ad anello.

Ci sono diversi modi per leggere le informazioni provenienti da un array di sensori: una matrice attiva di sensori combinata con un convertitore A/D esterno; il segnale analogico può essere localmente trasdotto da un convertitore A/D in un segnale biomimetico che stimoli direttamente le fibre nervose; alternativamente, gli output digitali possono essere connessi lungo le stesse linee di campionamento.

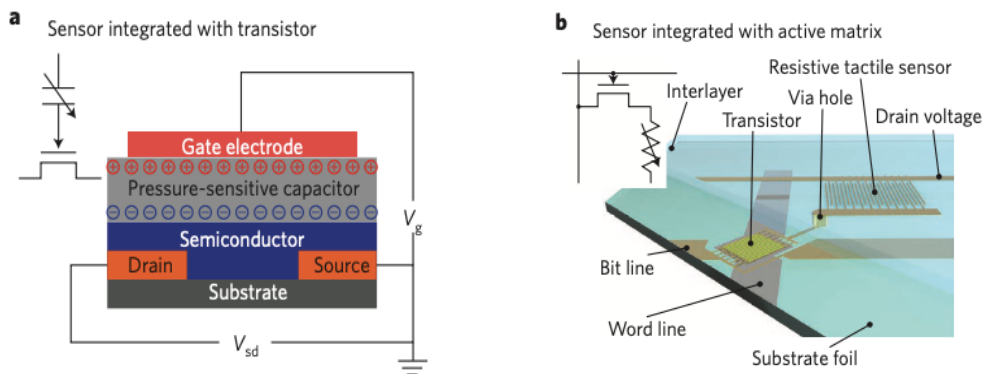


Figura 22. Rappresentazioni di un sensore integrato con un transistor (a) e di un sensore integrato con una matrice attiva (b)

## Capitolo 4. APPLICAZIONE DELLA PELLE ELETTRONICA IN AMBITO PROTESICO

### 4.1. E-SKIN ADATTA A RISPONDERE A STIMOLI MULTIDIREZIONALI

[15] L'irregolarità della giunzione dermo-epidermica ha portato allo sviluppo di diverse tipologie di pelle elettronica, formate dall'intreccio di più strati; ad esempio, elastomeri ricavati da tessuti a base di seta, foglie di mimosa o carta vetrata possono essere impiegati come sensori di pressione piezoresistivi interconnessi con uno strato di materiale conduttivo; il principio di funzionamento di un sensore di pressione piezoresistivo si basa sul fatto che un cambiamento della pressione applicata si riflette in un cambiamento nel valore di resistenza corrispondente. Sono state studiate e-skin piezoresistive che presentano come microstrutture caratterizzanti la giunzione dermo-epidermica delle protuberanze a forma di micro-cupole, micro-piramidi o micro-pilastrini.

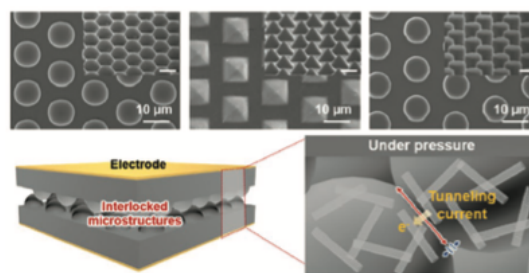


Figura 23. *E-skin con microstrutture rispettivamente a micro-cupola, a micro-piramide e a micro-pilastrino*

Queste microstrutture sono costituite da composti polimerici conduttivi di PDMS e CNT. Quando viene applicata una pressione alla struttura, l'area di contatto tra le microstrutture cambia notevolmente, provocando un cambiamento rilevante nella resistenza, da  $10^3$  a  $10^9 \Omega$ . A causa dell'andamento di deformazione diverso tra le microstrutture a contatto, questo tipo di pelle elettronica è in grado di differenziare e separare i diversi segnali provenienti dal sensore soggetto a forze direzionali di tipo diverso, come pressione, sforzo di trazione, sforzo di taglio, flessione. In risposta alle forze multidirezionali, questa e-skin esibisce diverse sensibilità in base ai diversi pattern di deformazione delle microstrutture, che dipendono dalla forma delle microstrutture stesse e dal tipo di forza applicata. La concentrazione delle sollecitazioni e la trasmissione ai meccanocettori sottostanti è favorita non solo dalla conformazione della giunzione dermo-epidermica, ma anche dalla differenza di modulo elastico tra i due strati.



È stato inoltre sviluppato un tipo di pelle elettronica con proprietà triboelettriche basato su geometria interconnessa/intrecciata (interlocked geometry) con rigidità non omogenea. Per lo strato superiore è stato scelto di utilizzare il PDMS, a basso modulo elastico, mentre per lo strato inferiore il (P(VDF-TrFE)), con alto modulo elastico. Il design scelto per le microstrutture è quello delle micro-cupole e vengono inoltre introdotte delle strutture porose che migliorano le capacità triboelettriche e la sensibilità dell'e-skin.

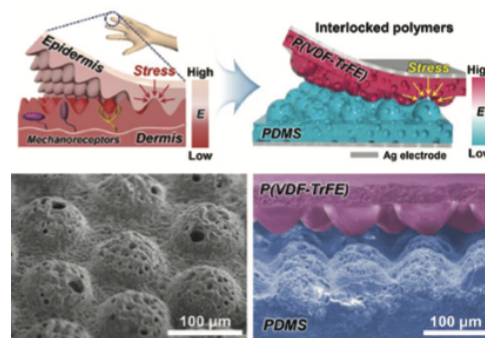


Figura 24. *E-skin con rigidità irregolare: micro-cupole porose*

## 4.2. E-SKIN SU MANO PROTESICA

[15] L'integrazione della pelle elettronica su dispositivi protesici permette a un soggetto che ha subito l'amputazione di un arto di recuperare sia le funzioni motrici sia le funzioni sensoriali perse, conferendogli nuovamente il senso del tatto, che gli permette di tornare a percepire quando viene applicata pressione sul corpo, una variazione di temperatura o una sensazione di dolore.

Mani robotiche con funzioni sensoriali sono state sviluppate integrando mani robotiche con sensori indossabili di temperatura, sforzo e pressione. Sono stati utilizzati come materiali il composto semiconduttore flessibile costituito da nanofibre di P3HT e PDMS, per rilevare la pressione e lo sforzo tramite un cambio di resistenza indotta dalla deformazione. Inoltre, le proprietà intrinseche dei nanotubi di Carbonio del materiale semiconduttore abilitano la rilevazione della temperatura tramite il crollo della resistenza che avviene con la temperatura. Per monitorare il movimento delle dita, i sensori di sforzo sono stati applicati alle articolazioni, mentre sulle falangi sono stati montati i sensori di temperatura e pressione, in modo da evitare interferenze di segnale.

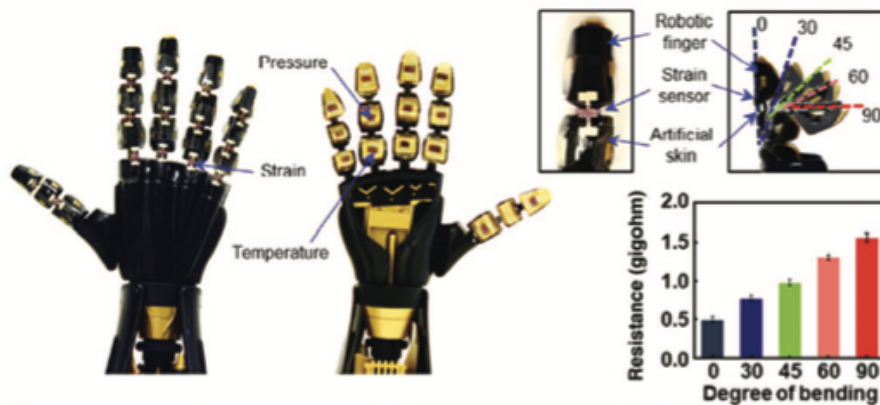


Figura 25. Mano robotica con sensori di pressione, temperatura e sforzo

Dal momento che la pelle biologica è in grado di differenziare forze multidirezionali come sforzo di taglio e sforzo normale, è necessario utilizzare la tipologia di e-skin illustrata nel precedente paragrafo, che permette alla mano robotica di performare un feedback tattile molto vicino a quello umano. Per realizzare il processo di feedback tattile, è stato sviluppato un sistema di controllo per feedback sensoriale e feedback di riflesso al dolore, tramite l'integrazione di sensori e-dermis multistrato con stimolazione elettrica nervosa transcutanea (TENS).

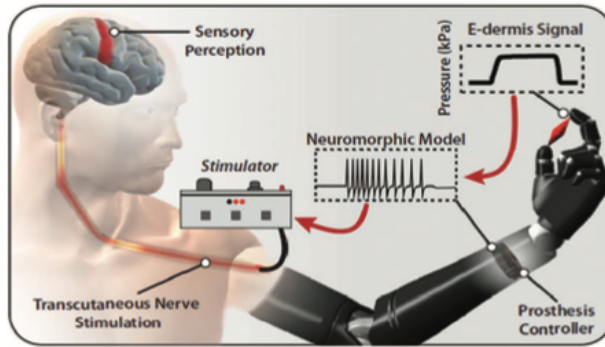


Figura 26. Sistema di controllo per feedback sensoriale e feedback di riflesso al dolore

I sensori e-dermis piezoresistivi sono in grado di percepire e differenziare stimoli di pressione innocua e di dolore dannoso, che sono stati convertiti in segnali input durante la TENS per quantificare le sensazioni tattili percepite. La stimolazione sensoriale, per cui l'ampiezza dell'impulso e la frequenza di stimolazione sono state variate dagli stimoli tattili percepiti, permette di attivare i nervi residui presenti in un arto superiore amputato e di provocare con successo sensazioni innocue o dolorose nella mano protesica.

## Capitolo 5. CONCLUSIONI E PROSPETTIVE FUTURE

Come illustrato nel corso dell'elaborato, simulare elettronicamente le strutture e le funzionalità della pelle biologica consiste in una grande sfida per il mondo della ricerca biomedica. Nel corso degli ultimi anni la e-skin ha compiuto enormi passi avanti in termini di multifunzionalità e performance sensoriali, raggiungendo prestazioni talvolta superiori alla pelle biologica, rendendone la sua applicazione ampiamente diffusa e in continua evoluzione.

Le sfide per la nuova generazione di pelli elettroniche ruotano attorno a una serie di fattori, tra i quali:

- Sensibilità lineare su un ampio range di pressione; permetterebbe di ottenere un'accurata informazione in uscita dal sensore senza la necessità di una processazione addizionale del segnale. Le e-skin realizzate fino ad ora comportano un compromesso tra la sensibilità di rilevazione e il range di pressione a causa della limitata deformabilità e della variazione non lineare dell'area di contatto.
- Autoalimentazione; nell'applicazione di dispositivi elettronici indossabili, è necessaria una fonte sostenibile di energia elettrica per alimentare i sensori, i meccanismi di processazione dei segnali e della loro trasmissione. Ad esempio, si potrebbero sfruttare i movimenti del corpo o le risorse provenienti dall'ambiente esterno (vento, vibrazione, energia solare...) per generare energia elettrica senza necessità di reperirla da altre risorse esterne.
- Sistemi integrati con proprietà estensibili; nuovi progressi nella miniaturizzazione dei componenti elettronici e nelle tecniche di integrazione dei sensori migliorando la flessibilità del dispositivo porterebbero ad ampliare il raggio di applicazione della e-skin.
- Capacità computazionali; i prototipi attualmente esistenti di e-skin sono in grado di risolvere task computazionali abbastanza semplici, come la valutazione del superamento di una soglia, che restano per il momento lontani dai requisiti reali come il riconoscimento di un materiale o la percezione di una forma. L'impiego di tecnologie più avanzate di analisi dei segnali, come il machine learning o il deep learning, potrebbero far progredire la ricerca per il miglioramento delle prestazioni.

- Materiali biocompatibili e biodegradabili; uno sviluppo nella ricerca dei materiali può portare a un progresso soprattutto per quanto riguarda i dispositivi elettronici impiantabili, con la prospettiva di arrivare ad ottenere un'elettronica che si auto-ripara.

L'evoluzione dell'elettronica estensibile in queste direzioni condurrebbe ad un netto avvicinamento verso ciò consiste, in gran parte, nel fine ultimo di tutta la ricerca biomedica: il miglioramento della qualità della vita delle persone.

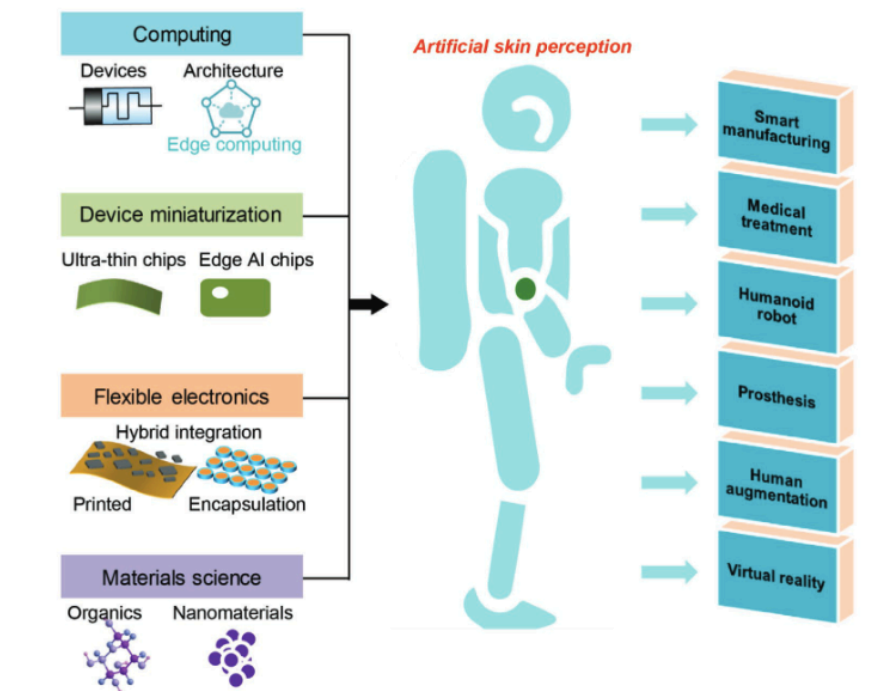


Figura 27. Prospettive della pelle elettronica

## Bibliografia e sitografia

- [1] Yue Zhao, Aeree Kim and Guanxiang Wan: *Design and applications of stretchable and self-healable conductors for soft electronics* (Singapore, 2019)
- [2] Mallory L. Hammock, Alex Chortos, Benjamin C.-K. Tee, Jeffrey B.-H. Tok, and Zhenan Bao: *The Evolution of Electronic Skin (E-Skin): A Brief History, Design Considerations, and Recent Progress* (Stanford University, USA, 2013)
- [3] <https://www.cogitoetvolò.it/cnts-nanotubi-di-carbonio-e-dove-trovarli/>
- [4] <https://grafene.cnr.it/il-grafene-proprietà-e-applicazioni/>
- [5] <https://sciencealpha.com/it/carbon-nanofibers/#uglerodnye-nanovolokna>
- [6] Xiaoshuang Zhang, Wentuo Yang, Hainan Zhang: *PEDOT:PSS: From conductive polymers to sensors* (Cina, 2021)
- [7] M. A. Rahman, Prof. S. Walia, Dr. M. Taha, Dr. S. Nirantar, Dr. F. Rahman, Prof. M. Bhaskaran, Prof. S. Sriram: *Artificial Somatosensors: Feedback Receptors for Electronic Skins* (RMIT University, Melbourne, 2020)
- [8] <https://it.theastrologypage.com/memory-resistor>
- [9] Atlante di citologia ed istologia, Politecnico di Torino
- [10] Fisiologia dell'Uomo, autori vari, Edi.Ermes, Milano: *Capitolo 5: Sensibilità somatica e dolore*, Rhoades R e Pflanzler R. Fisiologia Generale ed Umana, II edizione italiana sulla IV americana, Piccin, Padova: *Capitolo 8: Sistemi Sensoriali*
- [12] [https://www.treccani.it/enciclopedia/termocezione\\_%28Dizionario-di-Medicina%29/](https://www.treccani.it/enciclopedia/termocezione_%28Dizionario-di-Medicina%29/)
- [13] [https://www.treccani.it/enciclopedia/nocicettore\\_%28Dizionario-di-Medicina%29/](https://www.treccani.it/enciclopedia/nocicettore_%28Dizionario-di-Medicina%29/)
- [14] David Julius & Allan I. Basbaum: *Molecular mechanisms of nociception* (California, 2001)
- [15] Y. Lee, Dr. J. Park, A. Choe, S. Cho, J. Kim, Prof. H. Ko: *Mimicking Human and Biological Skins for Multifunctional Skin Electronics* (Republic of Korea, 2020)

[16] Wufan Chen, Xin Yan: *Progress in achieving high-performance piezoresistive and capacitive flexible pressure sensors: A review* (China, 2020)

[17] Alex Chortos, Jia Liu and Zhenan Bao: *Pursuing prosthetic electronic skin* (USA, 2016)

## Figure

- (1) <https://www.compositimagazine.it/wp-content/uploads/2017/02/slide6.jpg>
- (2) <https://www.icelscpa.it/flex/cm/pages/ServeBLOB.php/L/IT/IDPagina/99>
- (3) [https://www.researchgate.net/figure/Chemical-structure-of-PEDOTPSS\\_fig1\\_337328902](https://www.researchgate.net/figure/Chemical-structure-of-PEDOTPSS_fig1_337328902)
- (4) Yue Zhao, Aeree Kim and Guanxiang Wan: *Design and applications of stretchable and self-healable conductors for soft electronics* (Singapore, 2019)
- (5) Yue Zhao, Aeree Kim and Guanxiang Wan: *Design and applications of stretchable and self-healable conductors for soft electronics* (Singapore, 2019)
- (6) Yue Zhao, Aeree Kim and Guanxiang Wan: *Design and applications of stretchable and self-healable conductors for soft electronics* (Singapore, 2019)
- (7) Yue Zhao, Aeree Kim and Guanxiang Wan: *Design and applications of stretchable and self-healable conductors for soft electronics* (Singapore, 2019)
- (8) M. A. Rahman, Prof. S. Walia, Dr. M. Taha, Dr. S. Nirantar, Dr. F. Rahman, Prof. M. Bhaskaran, Prof. S. Sriram: *Artificial Somatosensors: Feedback Receptors for Electronic Skins* (RMIT University, Melbourne, 2020)
- (9) Fisiologia dell'Uomo, autori vari, Edi.Ermes, Milano: *Capitolo 5: Sensibilità somatica e dolore*, Rhoades R e Pflanzner R. *Fisiologia Generale ed Umana*, II edizione italiana sulla IV americana, Piccin, Padova: *Capitolo 8: Sistemi Sensoriali*
- (10) M. A. Rahman, Prof. S. Walia, Dr. M. Taha, Dr. S. Nirantar, Dr. F. Rahman, Prof. M. Bhaskaran, Prof. S. Sriram: *Artificial Somatosensors: Feedback Receptors for Electronic Skins* (RMIT University, Melbourne, 2020)
- (11) M. A. Rahman, Prof. S. Walia, Dr. M. Taha, Dr. S. Nirantar, Dr. F. Rahman, Prof. M. Bhaskaran, Prof. S. Sriram: *Artificial Somatosensors: Feedback Receptors for Electronic Skins* (RMIT University, Melbourne, 2020)
- (12) M. A. Rahman, Prof. S. Walia, Dr. M. Taha, Dr. S. Nirantar, Dr. F. Rahman, Prof. M. Bhaskaran, Prof. S. Sriram: *Artificial Somatosensors: Feedback Receptors for Electronic Skins* (RMIT University, Melbourne, 2020)
- (13) [https://www.treccani.it/enciclopedia/nocicettore\\_%28Dizionario-di-Medicina%29/](https://www.treccani.it/enciclopedia/nocicettore_%28Dizionario-di-Medicina%29/)

- (14) David Julius & Allan I. Basbaum: *Molecular mechanisms of nociception* (California, 2001)
- (15) M. A. Rahman, Prof. S. Walia, Dr. M. Taha, Dr. S. Nirantar, Dr. F. Rahman, Prof. M. Bhaskaran, Prof. S. Sriram: *Artificial Somatosensors: Feedback Receptors for Electronic Skins* (RMIT University, Melbourne, 2020)
- (16) M. A. Rahman, Prof. S. Walia, Dr. M. Taha, Dr. S. Nirantar, Dr. F. Rahman, Prof. M. Bhaskaran, Prof. S. Sriram: *Artificial Somatosensors: Feedback Receptors for Electronic Skins* (RMIT University, Melbourne, 2020)
- (17) <https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Flegacy.bd.com%2Fit%2Fdiabetes%2Fpage.aspx%3Fcat%3D31579%26id%3D63088&psig=AOvVaw2hQJp2qJYyrfEZaeqpyYu8&ust=1666969085913000&source=images&cd=vfe&ved=0CAoQjRxqFwoTCPi8rIvWgPsCFQAAAAAdAAAAABBBZ>
- (18) Alex Chortos, Jia Liu and Zhenan Bao: *Pursuing prosthetic electronic skin* (USA, 2016)
- (19) Alex Chortos, Jia Liu and Zhenan Bao: *Pursuing prosthetic electronic skin* (USA, 2016)
- (20) Alex Chortos, Jia Liu and Zhenan Bao: *Pursuing prosthetic electronic skin* (USA, 2016)
- (21) Alex Chortos, Jia Liu and Zhenan Bao: *Pursuing prosthetic electronic skin* (USA, 2016)
- (22) Alex Chortos, Jia Liu and Zhenan Bao: *Pursuing prosthetic electronic skin* (USA, 2016)
- (23) Y. Lee, Dr. J. Park, A. Choe, S. Cho, J. Kim, Prof. H. Ko: *Mimicking Human and Biological Skins for Multifunctional Skin Electronics* (Republic of Korea, 2020)
- (24) Y. Lee, Dr. J. Park, A. Choe, S. Cho, J. Kim, Prof. H. Ko: *Mimicking Human and Biological Skins for Multifunctional Skin Electronics* (Republic of Korea, 2020)
- (25) Y. Lee, Dr. J. Park, A. Choe, S. Cho, J. Kim, Prof. H. Ko: *Mimicking Human and Biological Skins for Multifunctional Skin Electronics* (Republic of Korea, 2020)
- (26) Y. Lee, Dr. J. Park, A. Choe, S. Cho, J. Kim, Prof. H. Ko: *Mimicking Human and Biological Skins for Multifunctional Skin Electronics* (Republic of Korea, 2020)
- (27) Ming Wang, Yifei Luo, Ting Wang, Changjin Wan, Liang Pan, Shaowu Pan, Ke He, Aden Neo, and Xiaodong Chen: *Artificial Skin Perception* (Singapore, 2020)