A red oval border encloses the text.

Sensori piezo- piro-elettrici

# Materiali piezo- piro- e ferro-elettrici

---

La **polarizzazione** di un materiale è legato al concetto di **dipolo elettrico**. Il dipolo elettrico ( $P$ ) è una grandezza vettoriale che ha modulo

$$p = q \cdot d \quad [C \cdot m]$$



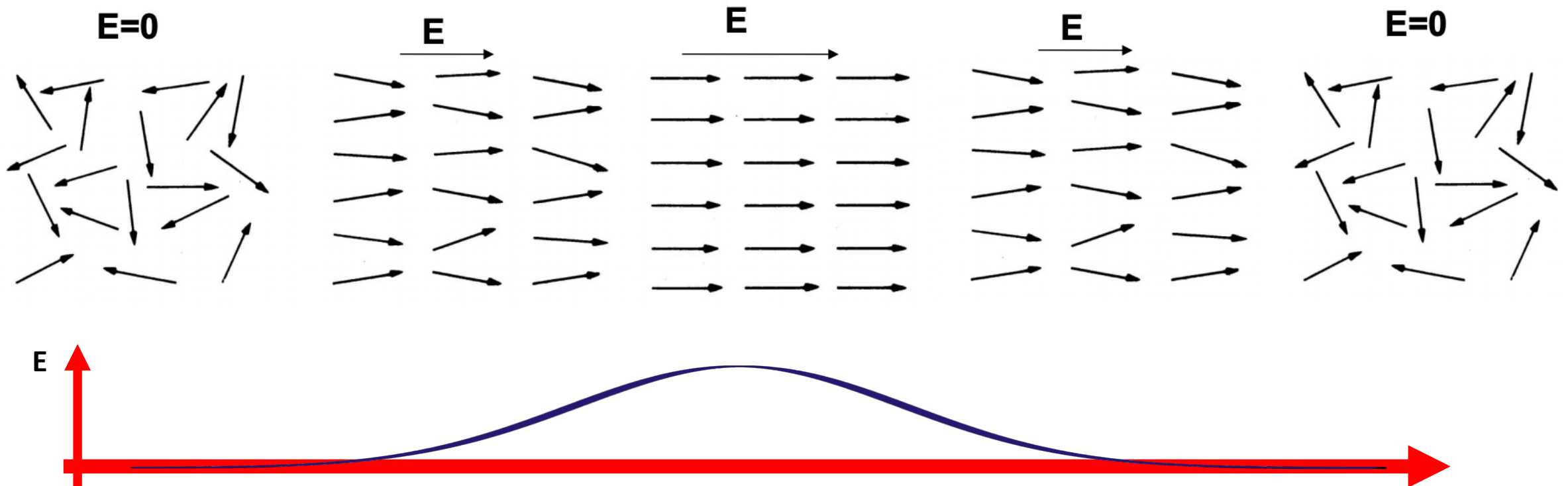
e direzione e verso **dalla carica negativa a quella positiva**.

Il vettore polarizzazione globale ( $\mathbf{P}$ ) è definito come la sommatoria dei singoli **momenti di dipolo presenti in un dato volume di materiale**:

$$P = \frac{\sum p}{V} \quad [C/m^2]$$

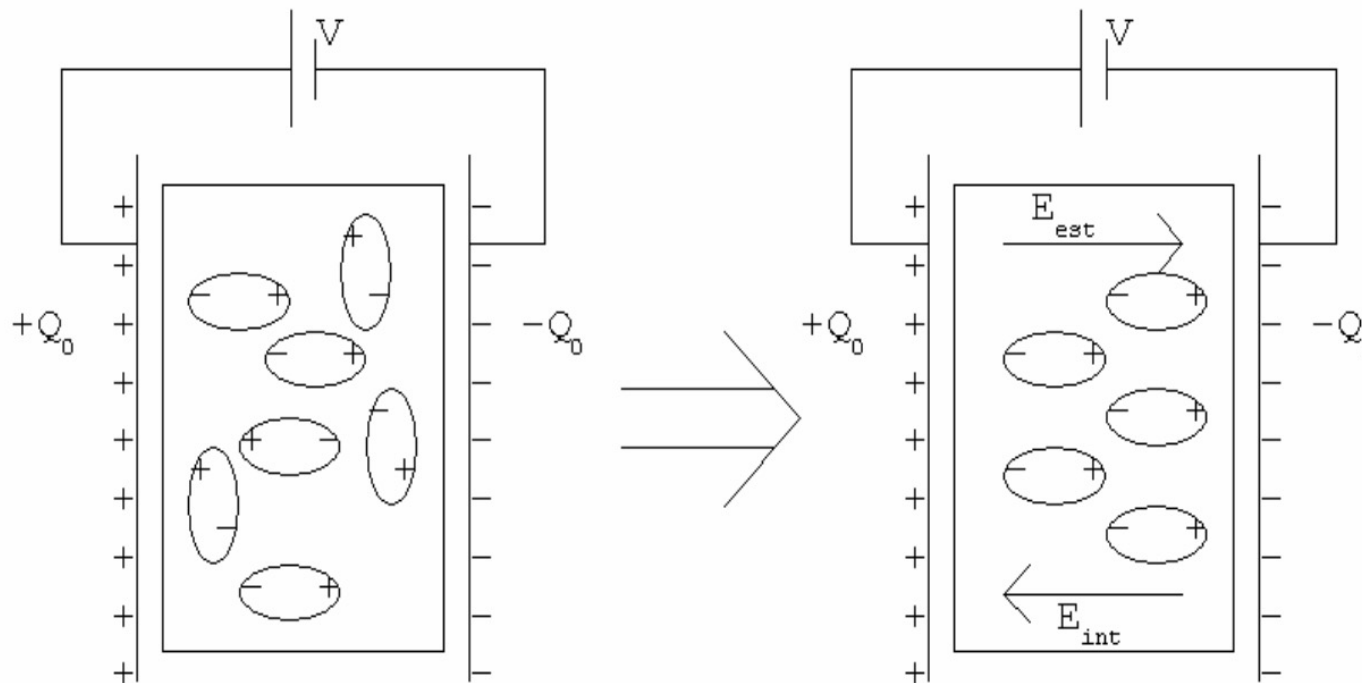
# Materiali piezo- piro- e ferro-elettrici

Se ai capi di un **materiale dielettrico** è imposto un campo elettrico, si osserva la **formazione di un dipolo orientato** in modo tale da contrastare tale campo elettrico stesso. Una volta che il campo viene interrotto, i dipoli tornano alla loro configurazione iniziale (momento di dipolo netto: nullo).



# Materiali piezo- piro- e ferro-elettrici

Se ai capi di un **materiale dielettrico** è imposto un campo elettrico, si osserva la **formazione di un dipolo orientato** in modo tale da contrastare tale campo elettrico stesso. Una volta che il campo viene interrotto, i dipoli tornano alla loro configurazione iniziale (momento di dipolo netto: nullo).



# Materiali piezo- piro- e ferro-elettrici

---

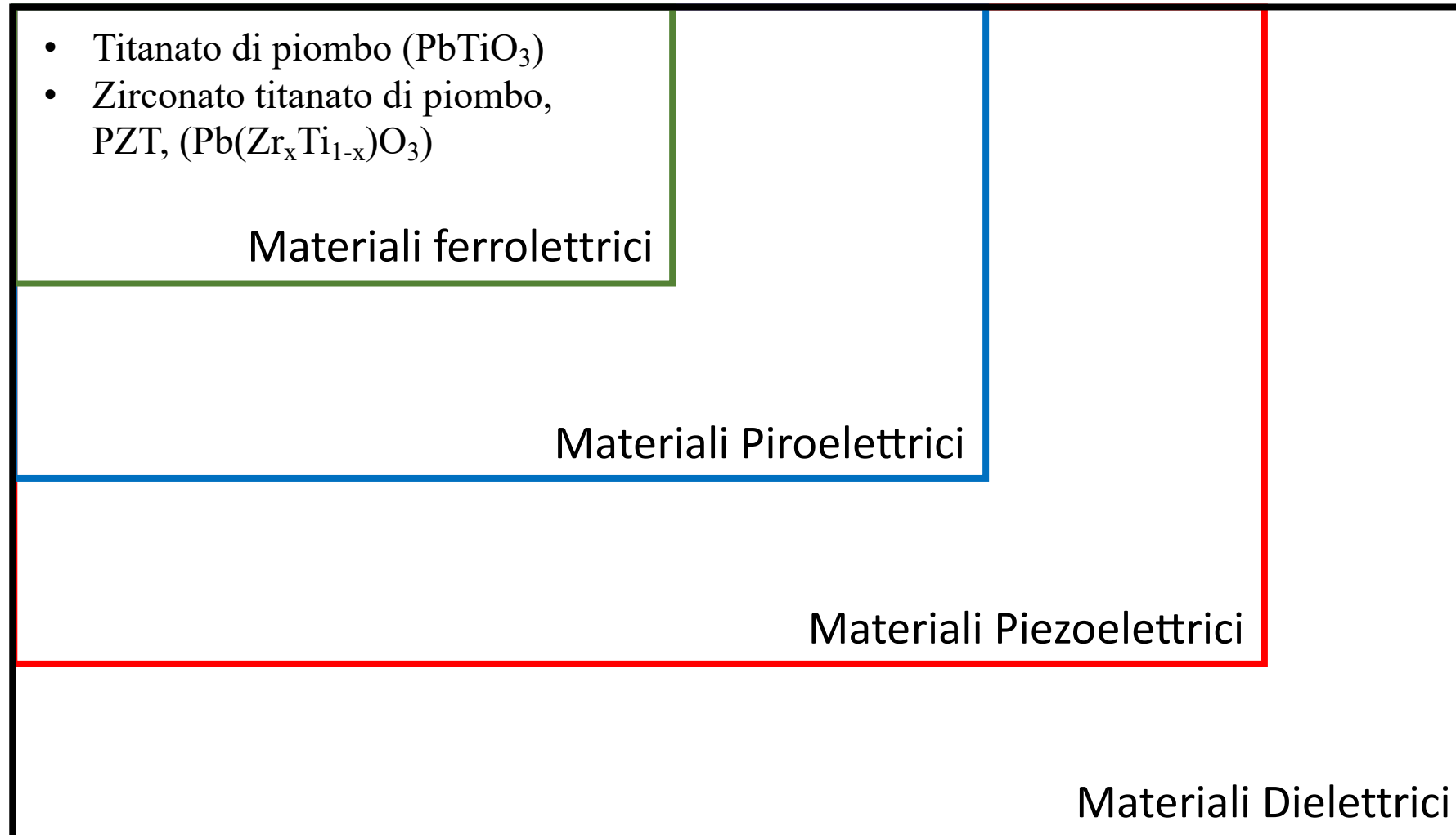
In alcuni tipi di materiali dielettrici particolari, cosiddetti **ferroelettrici**, si osserva una **polarizzazione netta** (la polarizzazione si può definire semplicemente come vettore di polarizzazione  $P$  sul volume  $V$  del materiale) **anche in assenza di stimolo esterno**: questi materiali hanno sempre proprietà piezoelettriche.

$$\vec{P} = \frac{\sum_{i=1}^N \vec{p}_i}{V} \neq 0 \quad \text{con} \quad E = 0$$

# Materiali piezo- piro- e ferro-elettrici

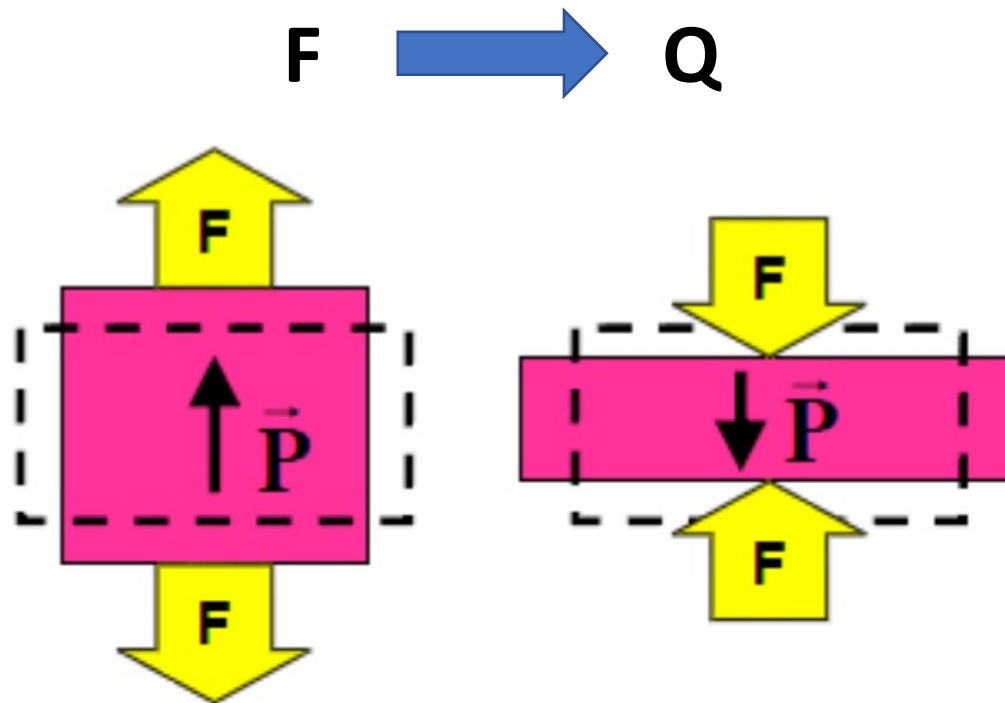
**Piroelettricità:** variazione dello stato polarizzato interno con la temperatura

**Piezolettricità:** variazione dello stato polarizzato interno in seguito a stimoli meccanici



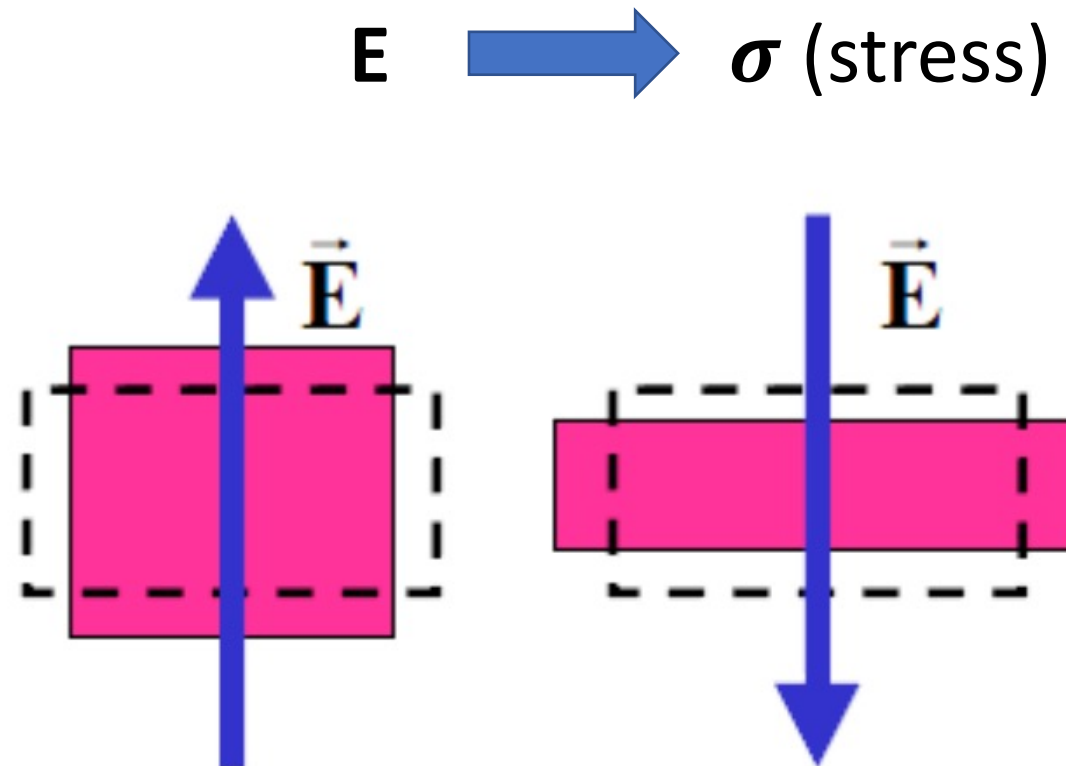
# Materiali piezo- piro- e ferro-elettrici

**Effetto piezoelettrico diretto.** Deformando la struttura cristallina del materiale si provoca una **conseguente variazione della polarizzazione in virtù della variazione del momento di dipolo**. Se il materiale è posto tra due elettrodi, le cariche indotte si accumulano sulle rispettive interfacce (cariche di un segno su una faccia, cariche del segno opposto sull'altra), inducendo una differenza di potenziale misurabile. **Il processo è reversibile.**



# Materiali piezo- piro- e ferro-elettrici

**Effetto piezoelettrico inverso.** Applicando invece un opportuno potenziale attraverso il materiale, si **svilupperà una forza elettrostatica tale da indurre una deformazione del materiale stesso.**

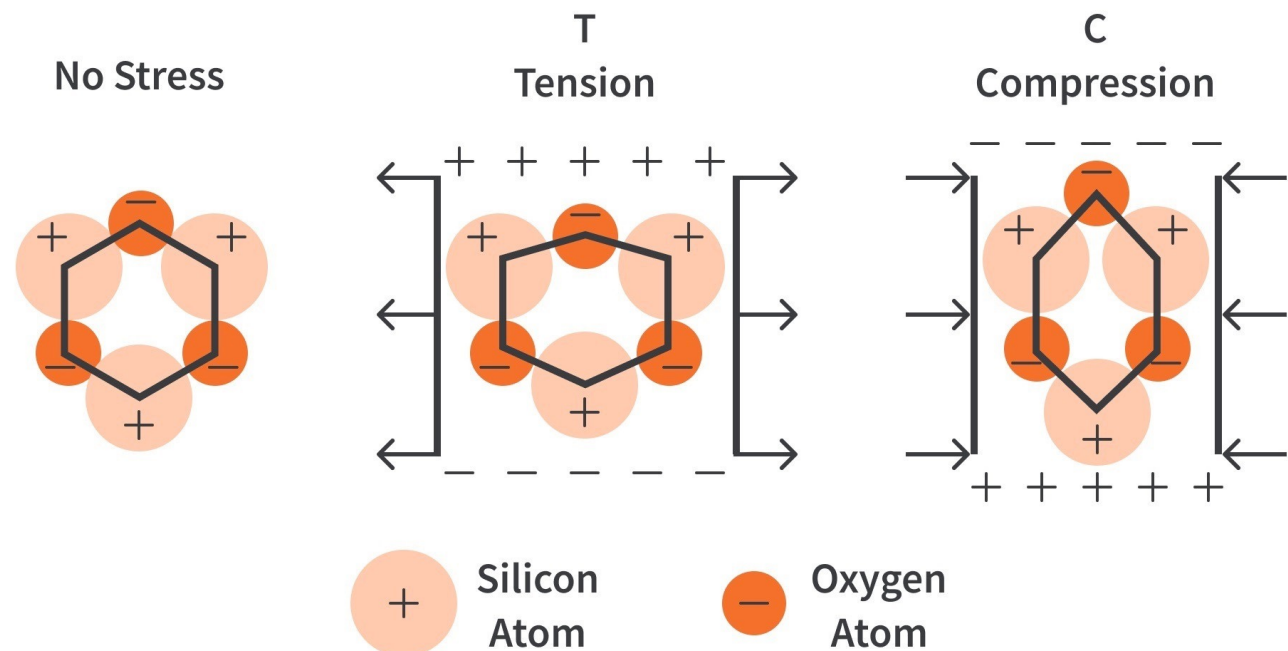


# Materiali piezo- piro- e ferro-elettrici

La piezoelettricità si manifesta principalmente nei cristalli **non dotati di centro di simmetria** nei quali cioè il momento di dipolo totale è diverso da zero.

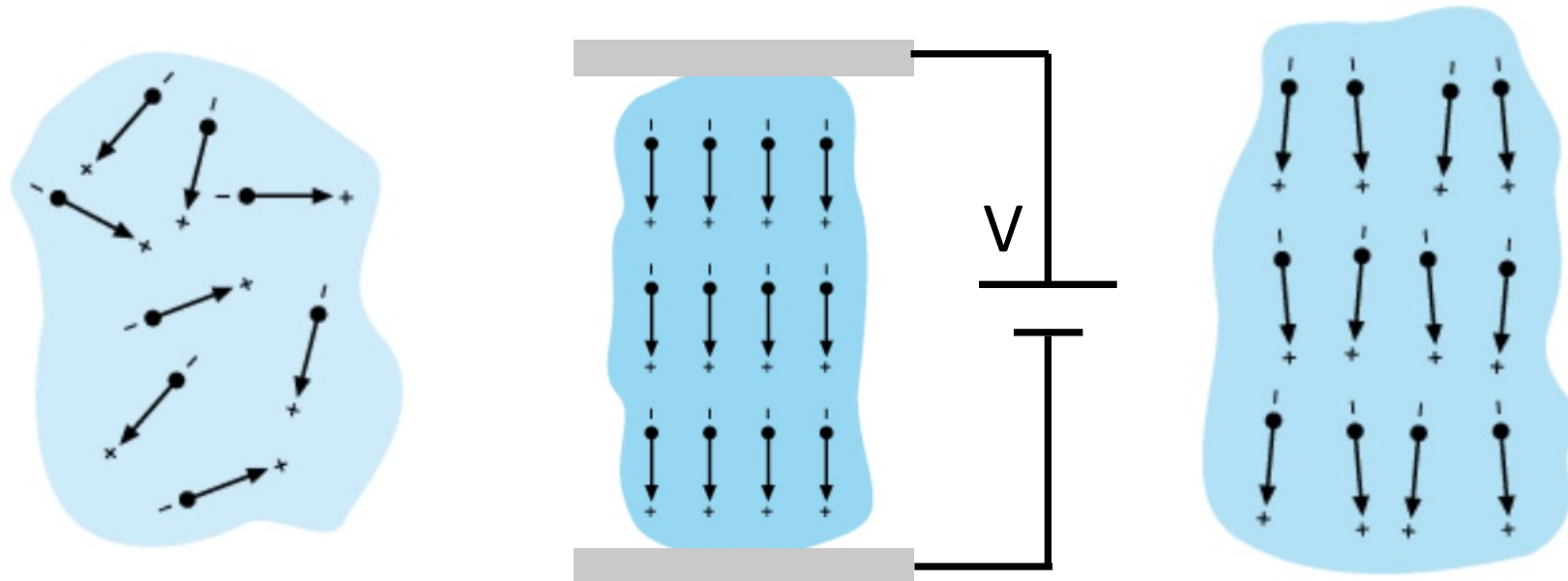
- Alcuni materiali piezoelettrici naturali:

- Quarzo
- Tormalina
- Langasite ( $\text{La}_3\text{Ga}_5\text{SiO}_{14}$ )
- $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_6$
- $\text{ZnO}$



# Materiali piezo- piro- e ferro-elettrici

**Polarizzazione** di materiali policristallini: i materiali policristallini sono costituiti da un gran numero di grani cristallini orientati casualmente, **ognuno con un suo momento di dipolo**. Presentano effetto piezoelettrico solo dopo polarizzazione: **applicazione di un elevato campo elettrico** (1-4 kV/mm) che **orienta i dipoli elettrici interni in un'unica direzione** (spesso indotto durante l'applicazione di una deformazione meccanica).



# Materiali piezo- piro- e ferro-elettrici

---

Esempi di materiali piezoelettrici solo dopo la polarizzazione:

- Piezoceramici (policristallini):
  - BaTiO<sub>3</sub>
  - PbTiO<sub>3</sub>
  - PZT, PbNb<sub>2</sub>O<sub>6</sub>
- Piezocompositi (polimero-piezoceramico)
- **Piezopolimeri: Polivinilidenfluoruro (PVDF) e suoi copolimeri (PVDF-TrFE)**

# Sensori piezoelettrici

Relazioni principali di trasduzione nei sensori piezoelettrici:

$$D = d \cdot \sigma_M + \varepsilon^T \cdot \varepsilon_0 \cdot E$$

Nelle prossime slide ci  
concentreremo su questa  
relazione

$$E = -g \cdot \sigma_M + \frac{D}{\varepsilon^T \cdot \varepsilon_0}$$

**D**: spostamento dielettrico (o densità di carica elettrica superficiale) [C/m<sup>2</sup>]

**E**: intensità del campo applicato [V/m]

$\varepsilon^T$ : permittività in assenza di sforzi applicati ( $\sigma_M = 0$ )

$\sigma_M$ : sforzo meccanico applicato [N/m<sup>2</sup>]

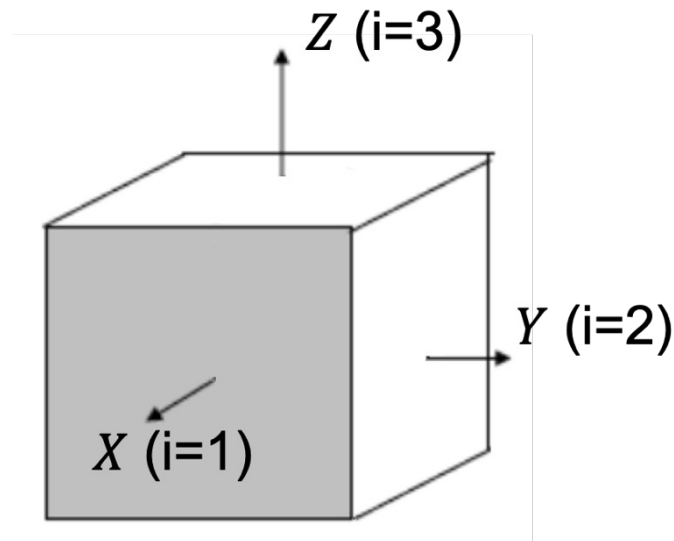
**d**: coefficiente piezoelettrico di carica [C/N] o [m/V]

**g**: coefficiente piezoelettrico di tensione (o sforzo) [(V\*m)/N] o [m<sup>2</sup>/C]

# Sensori piezoelettrici

Il comportamento elettro-meccanico di questi materiali piezoelettrici è tipicamente **NON isotropo** (non è dunque omogeneo in tutte le direzioni).

I sensori piezoelettrici trasducono una forza applicata al materiale in una carica. La **dipendenza della carica generata dalla deformazione** causata da una forza applicata al materiale è legata al valore dei cosiddetti **coefficienti piezoelettrici ( $d_{ij}$ )**. Questi coefficienti sono forniti dal costruttore.



$$P_i = \sum_{j=1}^6 d_{ij} \sigma_j$$

Vettore polarizzazione  
dipendente dallo sforzo  
applicato

$i_1, i_2, i_3 (X, Y, Z)$ : asse di  
polarizzazione.

$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3, \sigma_4, \sigma_5, \sigma_6$ : componenti  
normali delle tensioni (meccaniche)  
applicate.

# Sensori piezoelettrici

---

Un modo per visualizzare il comportamento dei coefficienti piezoelettrici è considerare il primo **indice (i) come relativi agli assi "elettrici"** mentre il secondo **indice (j) come relativo agli assi di deformazione meccanica**.

I primi sono generalmente 3 e sono solidali **alla terna di riferimento ortogonale che coincide con gli assi di simmetria del cristallo**.

La matrice  $d_{ij}$  è dunque composta da 18 elementi: **3** direzioni "elettriche" **X 3** direzioni di deformazione **X 2** (compressione e trazione). Nella pratica comune, solo alcuni dei termini sono  $\neq 0$ .

Per quanto riguarda le componenti di deformazione:

- Coefficiente d negativo: compressione
- Coefficiente d positivo: trazione

# Sensori piezoelettrici

---

I **coefficienti  $d_{ij}$**  definiscono dunque il **rapporto tra la deformazione che si genera nel film rispetto al campo elettrico applicato** o, viceversa, **l'entità della carica indotta in seguito all'applicazione di una forza esterna**.

Descrivono il comportamento del materiale sia quando questo funge da  **sensore**:

$$d_{32} = \frac{\text{carica per area unitaria di elettrodo}}{\text{sforzo applicato lungo l'asse 2}} \quad \left[ \frac{C/m^2}{N/m^2} \right] = \left[ \frac{C}{N} \right]$$

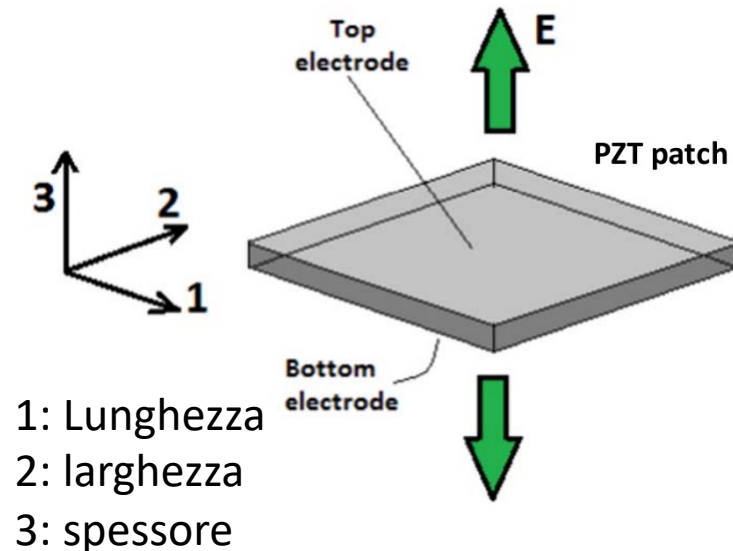
che quando viene utilizzato da **attuatore**:

$$d_{32} = \frac{\text{deformazione lungo l'asse 2}}{\text{campo applicato lungo l'asse 3}} \quad \left[ \frac{m/m}{V/m} \right] = \left[ \frac{m}{V} \right]$$

# Sensori piezoelettrici

È possibile trasformare un materiale piezoelettrico in un sensore/trasduttore semplicemente applicando degli elettrodi al materiale attraverso i quali si può rilevare la carica generata dalla deformazione o imporre un campo elettrico.

Nel caso di un sensore basato su un film sottile di materiale piezoelettrico, tipicamente i coefficienti significativamente diversi da zero sono  $d_{31}$ ,  $d_{32}$  e  $d_{33}$ .



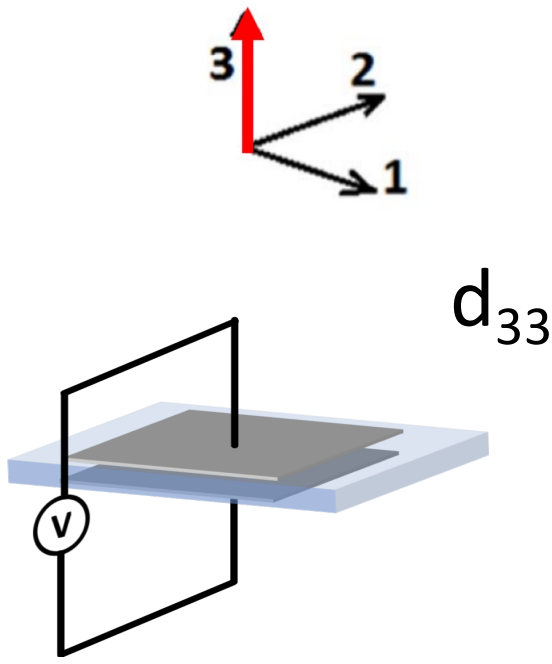
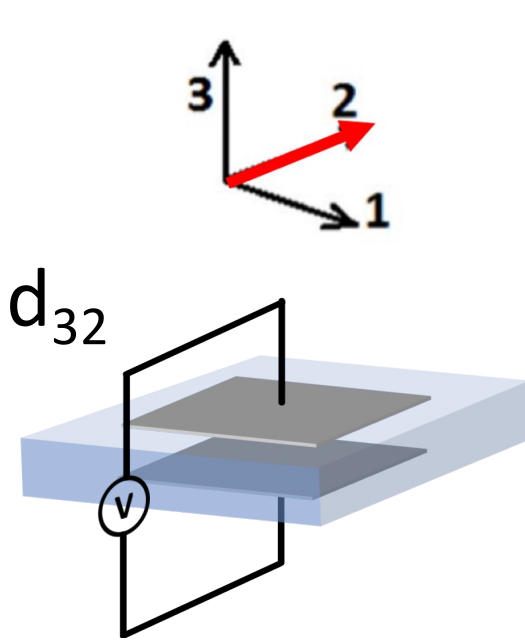
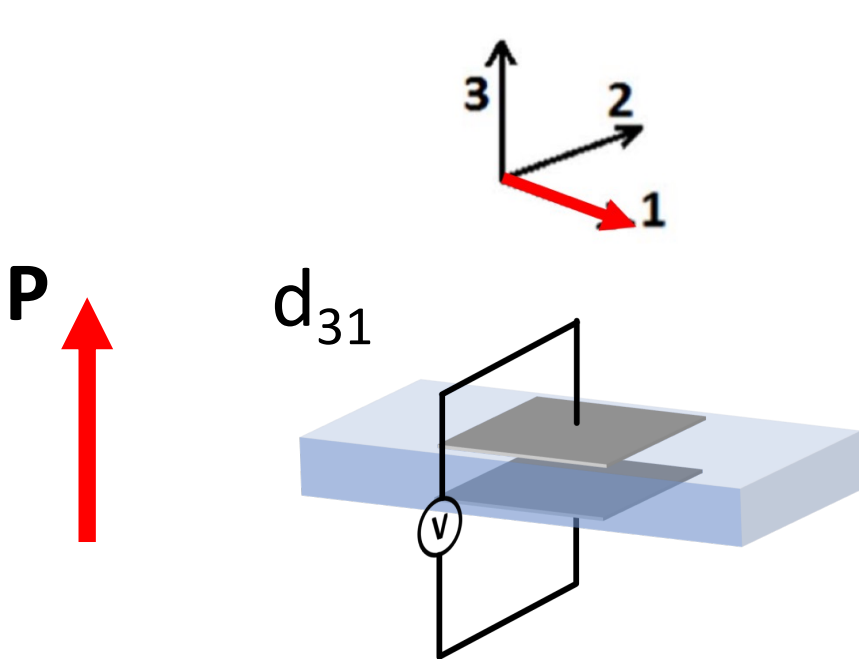
$$P_3 = \sum_{j=1}^3 d_{3j} \sigma_j$$

# Sensori piezoelettrici

$d_{31}$ : elettrodi disposti perpendicolarmente alla direzione 3, forza lungo la direzione 1

$d_{32}$ : elettrodi disposti perpendicolarmente alla direzione 3, forza lungo la direzione 2

$d_{33}$ : elettrodi disposti perpendicolarmente alla direzione 3, forza lungo la direzione 3



# Sensori piezoelettrici

---

## Proprietà piezoelettriche del PVDF

PROPRIETES PIEZO/PYROELECTRIQUES (A 23°C)

|  |              |
|--|--------------|
| $d_{33}$ (pC.N <sup>-1</sup> )               | -16,5 ± 10 % |
| $d_{31}$ (pC.N <sup>-1</sup> )               | 8,5 ± 15 %   |
| $d_{32}$ (pC.N <sup>-1</sup> )               | 8,5 ± 15 %   |
| $g_{33}$ (V.m.N <sup>-1</sup> ) à 1 kHz      | -0,16 ± 10%  |
| $p_3$ (μC.m <sup>-2</sup> .K <sup>-1</sup> ) | -26 ± 25 %   |

# Sensori piezoelettrici

---

La semplicità dei dispositivi ed il basso costo dei materiali piezoelettrici li rendono ottimi candidati nella realizzazione di trasduttori di diversi fenomeni fisiologici, come **microfoni per misurare e registrare il battito cardiaco (fonocardiografi)**, o strumenti per **rilevare i suoni associati al metodo occlusivo** per misurare la pressione sistolica e diastolica (suoni di Korotkoff).

Il campo di applicazione più ampio è quello degli **accelerometri** (consistenti in una massa collegata ad una faccia di un materiale piezoelettrico). Utilizzati nella **rilevazione della postura**.

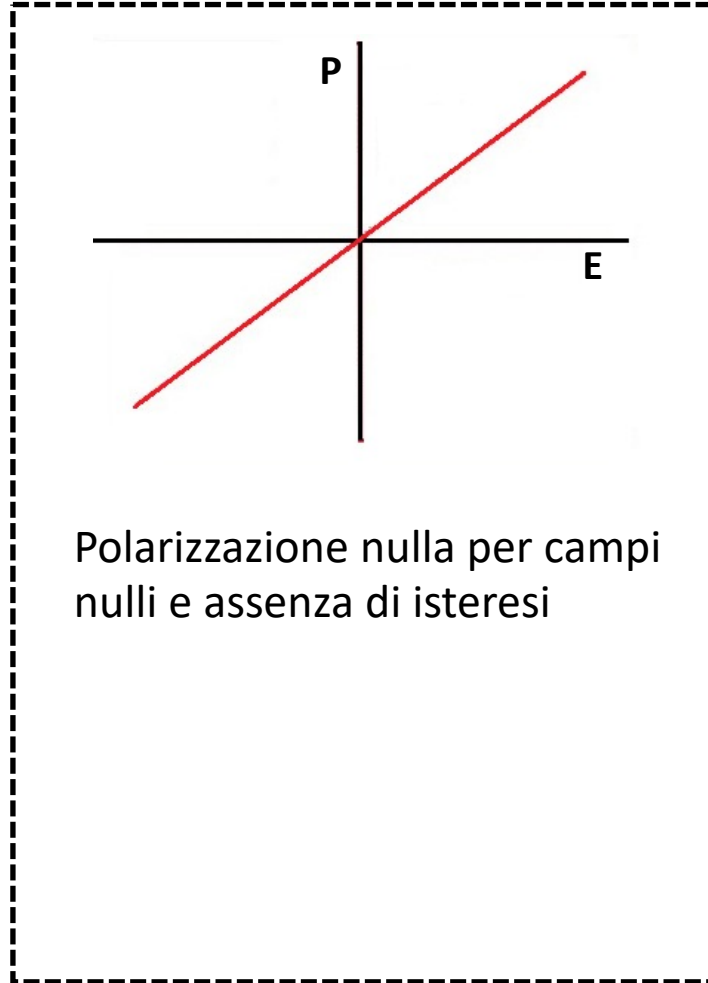
È da notare anche il fatto che i **trasduttori ultrasonici per uso diagnostico** (ecografi) sono tutti basati sull'uso di materiali piezoelettrici.

# Sensori piezoelettrici – applicazioni biomedicali

| Material   | Applications  | Device characteristics  |
|--|---|---|
| Prawn cell   | Wrist pulse   | 100 Hz–10 MHz range   |
| PVDF   | Human voice detection<br>Hand motion<br>Breathing rate              | 50–1000 Hz range  |
| (Na <sub>0.5</sub> ,K <sub>0.5</sub> )NbO <sub>3</sub> (NKN) thin film | Cardio mechanical electric sensor                                   | 10 Hz resonance   |
| PVDF   | Wrist pulse<br>Measuring peripheral arterial pressure pulse         |   |
| AlN  | Heart and respiration patterns for sleep apnea                      | Tested over 0.1–10 Hz   |
| PVDF   | Heartbeat and respiration detection                                 | Tested 0.1–2 Hz   |
| Fish gelatin   | Joint movement<br>Human vocal cord movement<br>Radial artery pulses | d <sub>33</sub> –20 pm/V<br>Stability over 108,000 cycles                         |
| PZT  | Eye fatigue via eyelid motion                                       |   |
| Poly-L-lactic acid   | Lung pressure<br>Eye pressure<br>Brain pressure                     | Biodegradable<br>Stability over 108,000 cycles                                    |
| Piezoelectric ceramic  | Vision correction   | Force sensitivity 0.1 × 10 <sup>-2</sup> N to 5 × 10 <sup>-2</sup> N<br>0.01–5 Hz |
| PVDF   | Food detection by swallowing pattern                                | Limit of detection: 1 Hz<br>Tested over 1–5 Hz                                    |

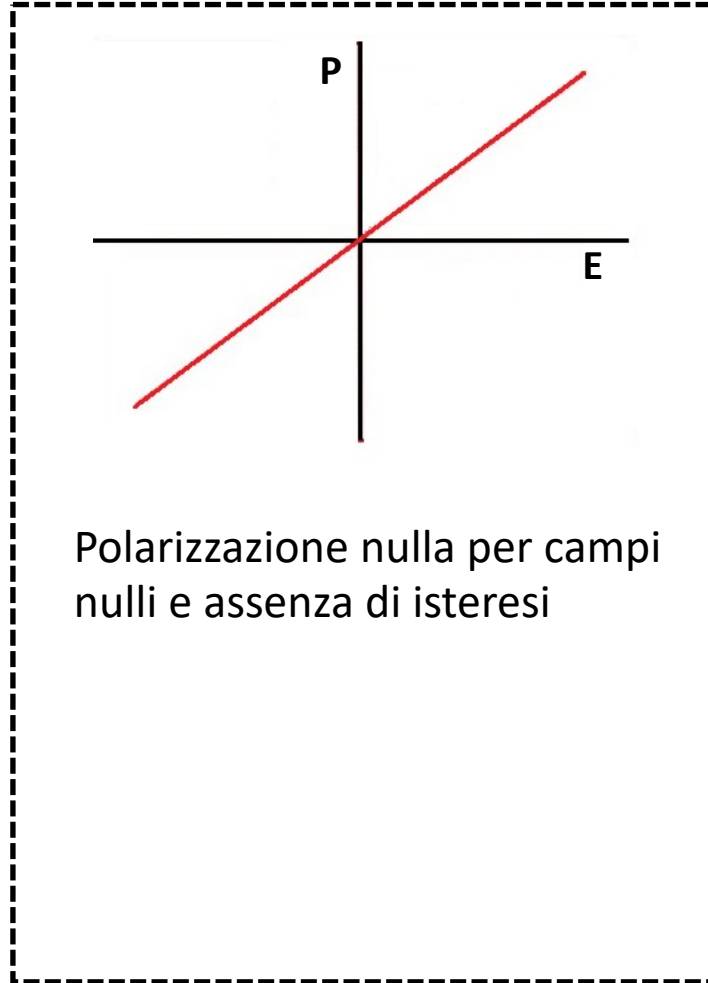
# Sensori piezoelettrici – Altre caratteristiche

## Dielettrici lineari

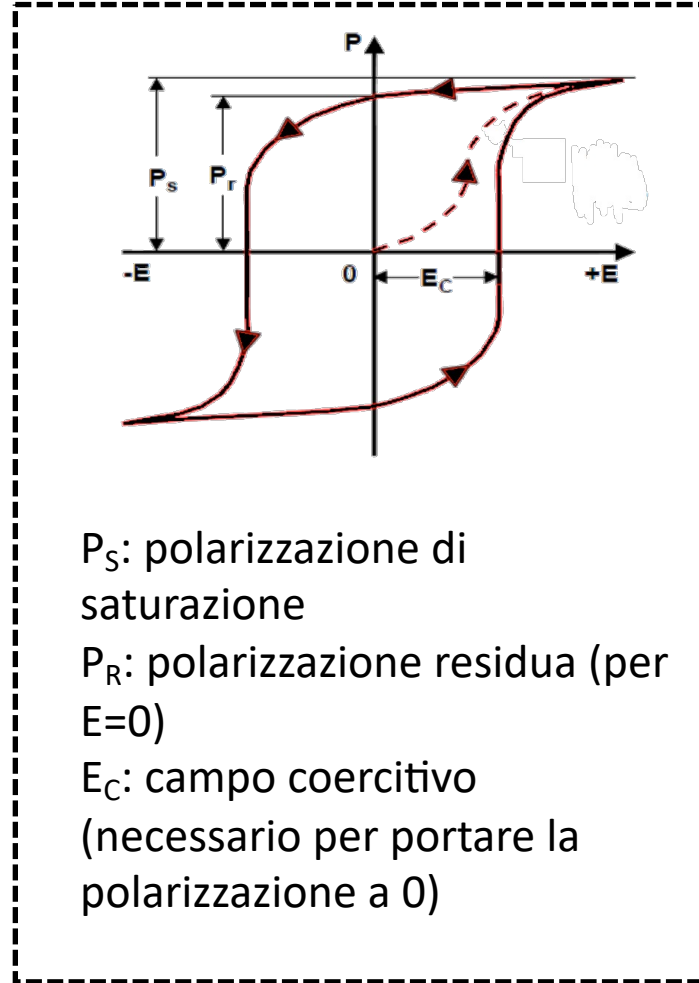


# Sensori piezoelettrici – Altre caratteristiche

## Dielettrici lineari

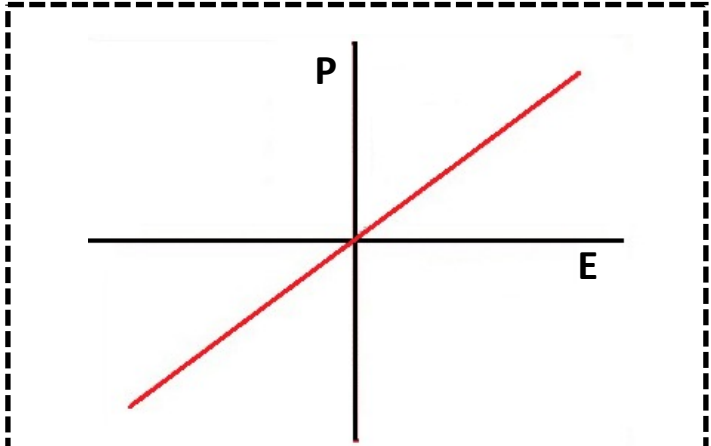


## Materiali ferroelettrici



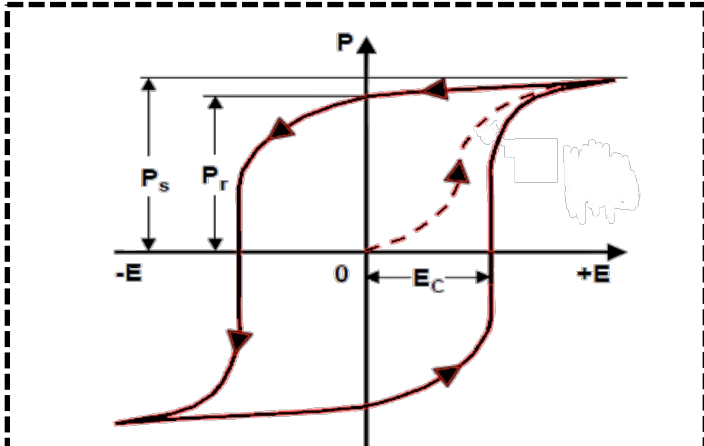
# Sensori piezoelettrici – Altre caratteristiche

## Dielettrici lineari

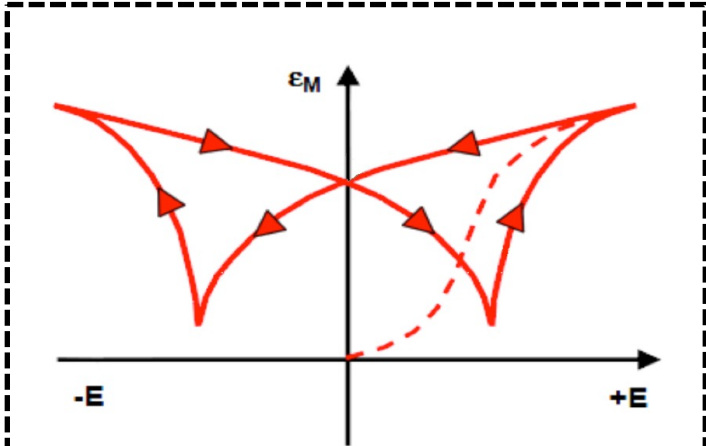


Polarizzazione nulla per campi nulli e assenza di isteresi

## Materiali ferroelettrici



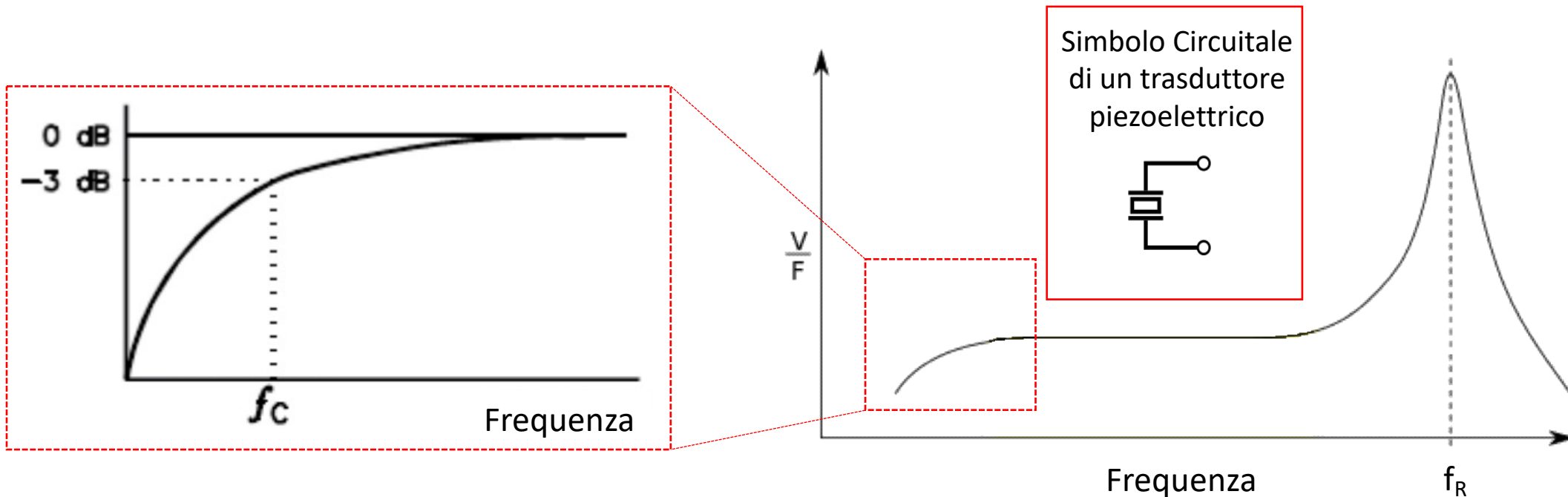
$P_s$ : polarizzazione di saturazione  
 $P_r$ : polarizzazione residua (per  $E=0$ )  
 $E_c$ : campo coercitivo (necessario per portare la polarizzazione a 0)



Comportamento isteretico dalla tipica forma "a farfalla".  
 $\epsilon_M$ : strain residuo

# Sensori piezoelettrici – circuito equivalente

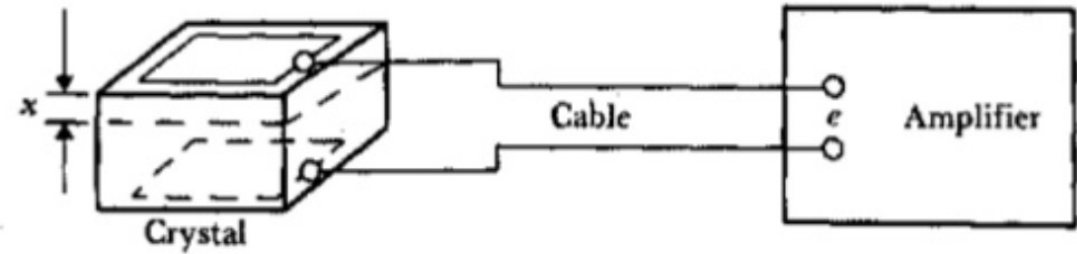
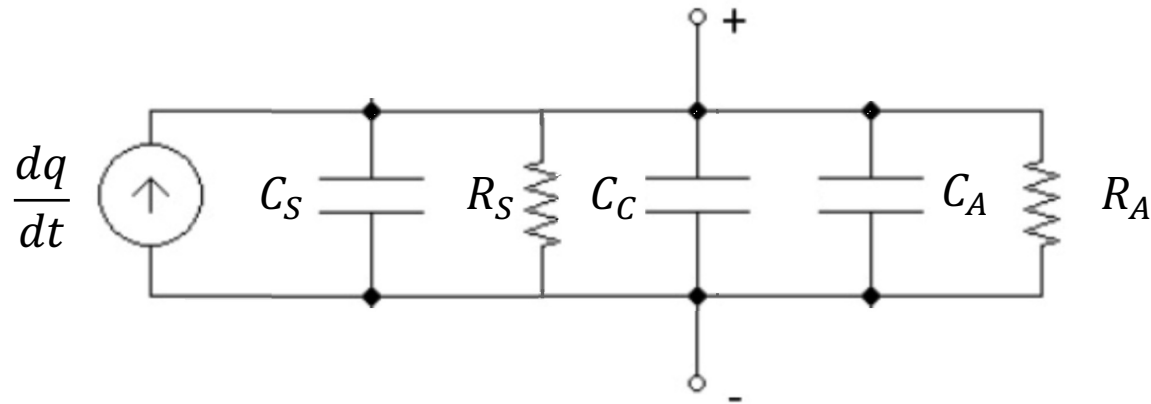
La risposta in frequenza di un generico sensore piezoelettrico è mostrata in figura. Il comportamento dal punto di vista elettrico è quello di un **filtro passa alto**, con una zona piatta e una frequenza di risonanza ( $f_R$ ) che dipende dallo specifico materiale e dalle sue caratteristiche geometriche. **La zona di utilizzo come sensore/trasduttore è quella piatta**, la zona cioè in cui l'uscita del sensore è sostanzialmente indipendente dalla frequenza.



ANTICIPAZIONE: ci sono dei sensori gravimetrici (per la misura di masse molto piccole), che sfruttano invece la dipendenza della quantità di materiale depositato su un oscillatore al quarzo (materiale piezoelettrico) dalla frequenza di risonanza...

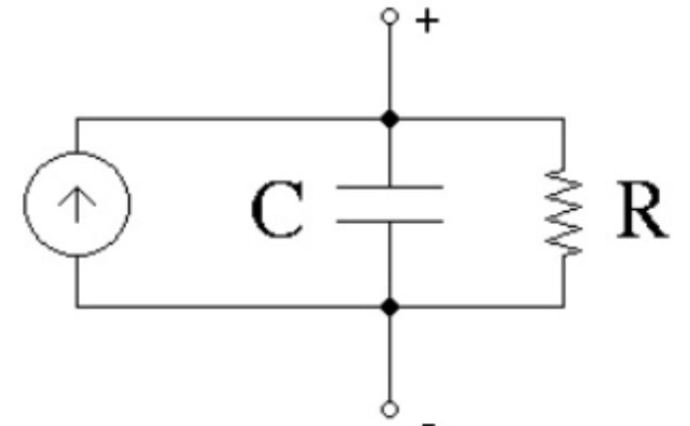
# Sensori piezoelettrici – circuito equivalente

Nella generica situazione in cui il sensore è connesso ad un amplificatore (A), l'equivalente modello circuitale si può ridurre a :



- $R_S$ : resistenza del materiale
- $C_S$ : capacità del materiale piezoelettrico
- $C_C$ : capacità del cavo
- $C_A$ : capacità dell'amplificatore
- $R_A$ : resistenza d'ingresso dell'amplificatore

$$C = C_S + C_C + C_A$$
$$R = R_S || R_A$$



# Sensori piezoelettrici – circuito equivalente

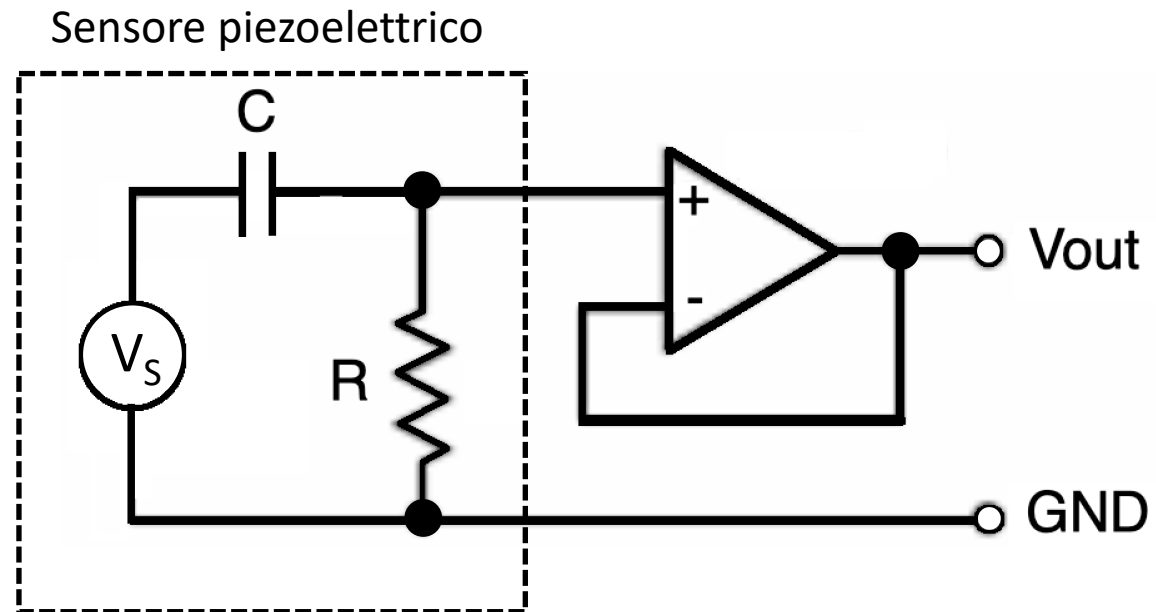
Il più semplice circuito di lettura è costituito da un **operazionale in configurazione buffer** (dunque guadagno unitario). Il circuito **converte l'alta impedenza di uscita del sensore in una uscita in bassa impedenza**, rendendo il **segnale più stabile e meno rumoroso**.

Utilizzato come primissimo stadio di un sistema di acquisizione.

Sfrutta la resistenza d'ingresso (idealmente) infinita e la resistenza in uscita (idealmente) nulla della configurazione buffer.

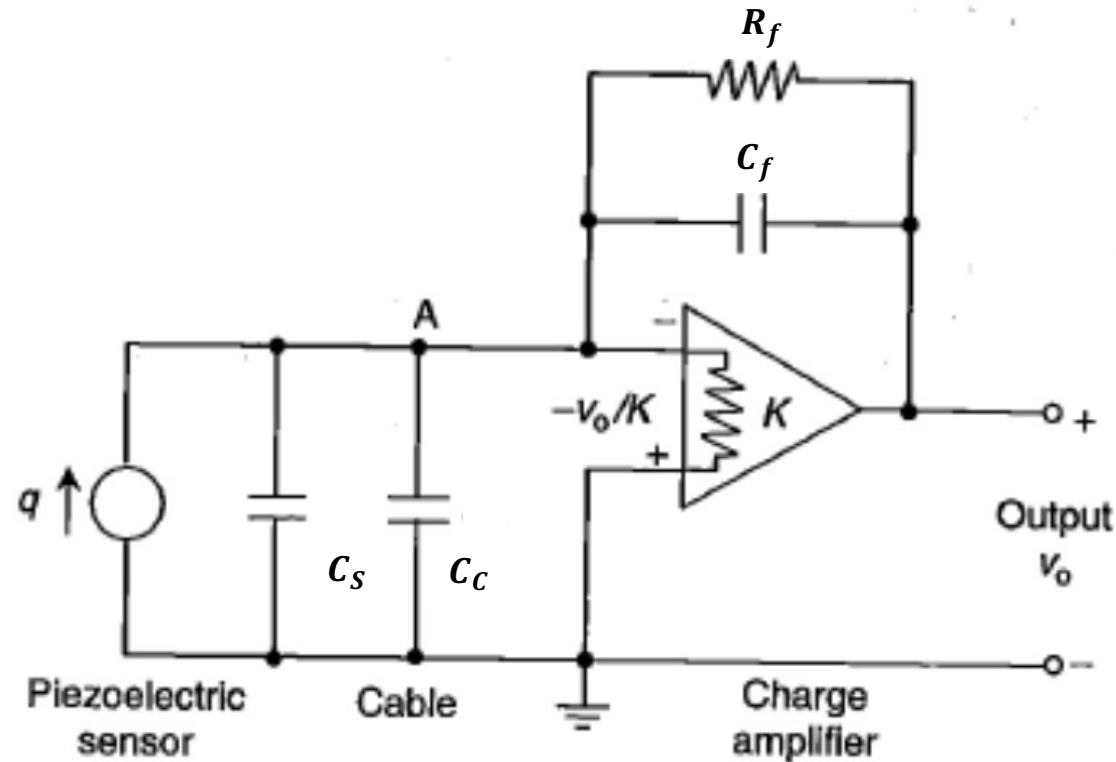
La carica generata in seguito all'applicazione di una forza può essere espressa come:

$$q = V_S \cdot C$$

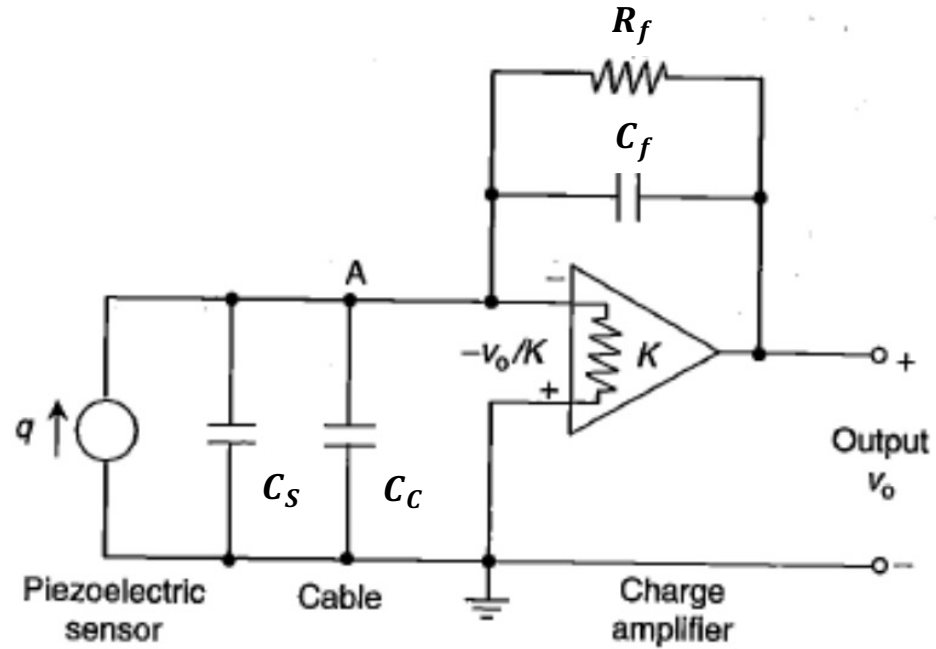


# Sensori piezoelettrici – circuito equivalente

Un'altra configurazione utilizzata per la lettura da sensori piezoelettrici è l'amplificatore di carica. L'amplificatore operazionale è retroazionato tramite la capacità  $C_f$  ed opera come un **integratore della corrente in ingresso**. Tale **corrente in ingresso è in questo caso generata dalla carica indotta dal sensore piezoelettrico** e l'uscita del circuito sarà una **tensione proporzionale a questa carica** (e dunque alla forza applicata al sensore).



# Sensori piezoelettrici – circuito equivalente



Se il guadagno ad anello aperto dell'operazionale è sufficientemente grande ( $A_0 \rightarrow \infty$ ) si può scrivere:

$$V_O = -\frac{C_S || C_C}{C_f} V_{IN} = -\frac{q}{C_f}$$

La frequenza di taglio sarà  $f_C = \frac{1}{2\pi R_f C_f}$  con  $\tau = R_f C_f$  costante di tempo del sistema

# Sensori piezoelettrici – circuito equivalente

## Risposta del circuito a forze tempo varianti

Consideriamo l'equazione differenziale relativa al circuito dell'amplificatore di carica:

$$R_f C_f \frac{dV_O}{dt} + V_O = -R_f \frac{dq}{dt}$$

La carica del piezo è, come sappiamo, legata alle forze che l'hanno generata. In particolare:

$$q(s) = d_{ij} \cdot F(s)$$

Passando al dominio di Laplace otteniamo la seguente funzione di trasferimento ( $s = j\omega$ ):

$$\frac{V_O(s)}{q(s)} = -\frac{R_f s}{[R_f C_f s + 1]}$$

Sostituendo nella funzione di trasferimento otteniamo:

$$\frac{V_O(s)}{F(s)} = -\frac{d_{ij} \cdot R_f s}{[R_f C_f s + 1]} = -\frac{d_{ij} \cdot R_f}{[R_f C_f + \frac{1}{s}]}$$

Dunque per forze che variano velocemente nel tempo ( $j\omega \gg 1$ ) avremo:

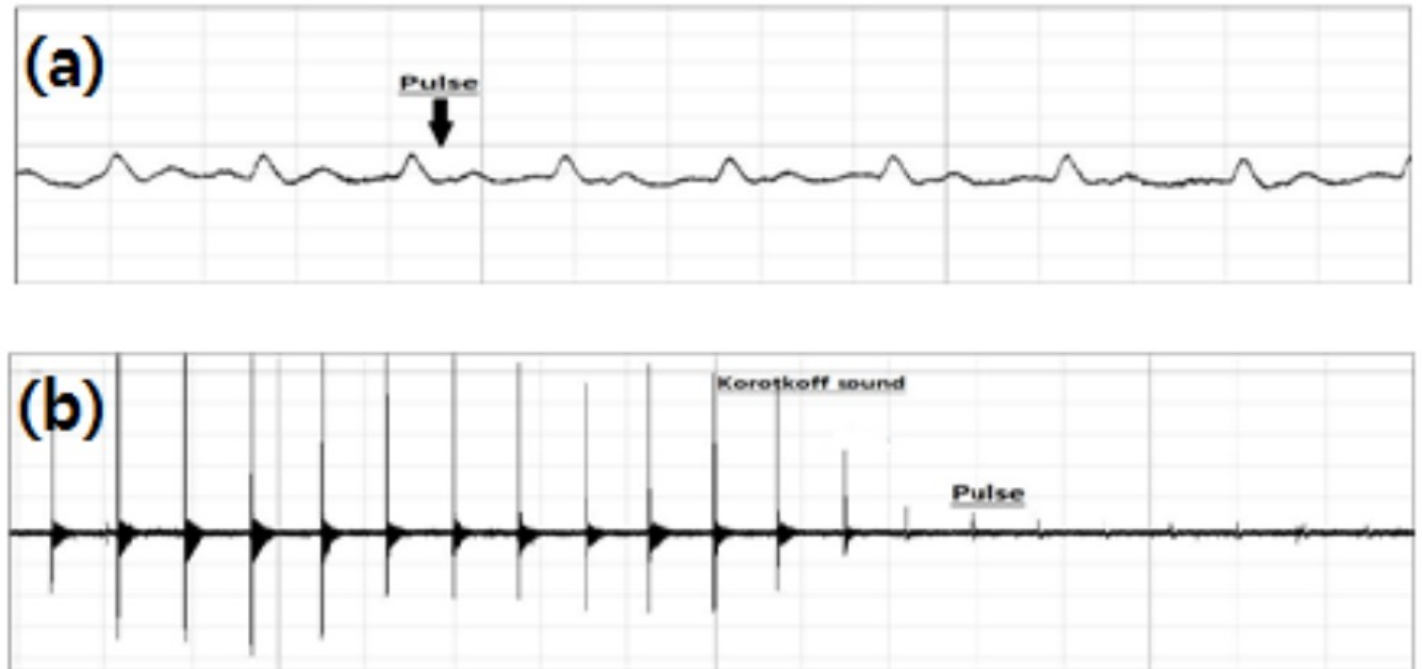
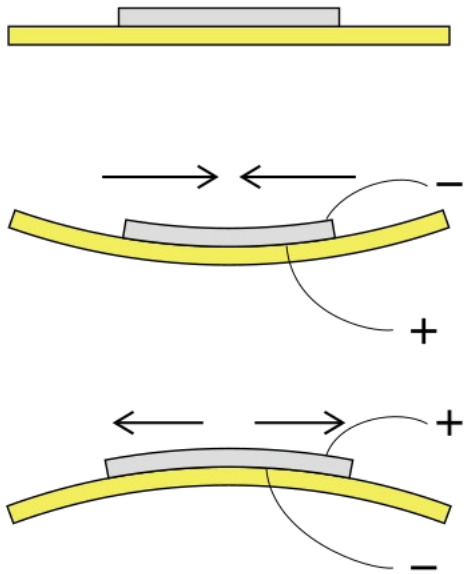
$$\frac{V_O(s)}{F(s)} \approx -\frac{d_{ij}}{C_f}$$

Per forze che variano lentamente ( $j\omega \ll 1$ ) avremo invece:

$$\frac{V_O(s)}{F(s)} \approx 0$$

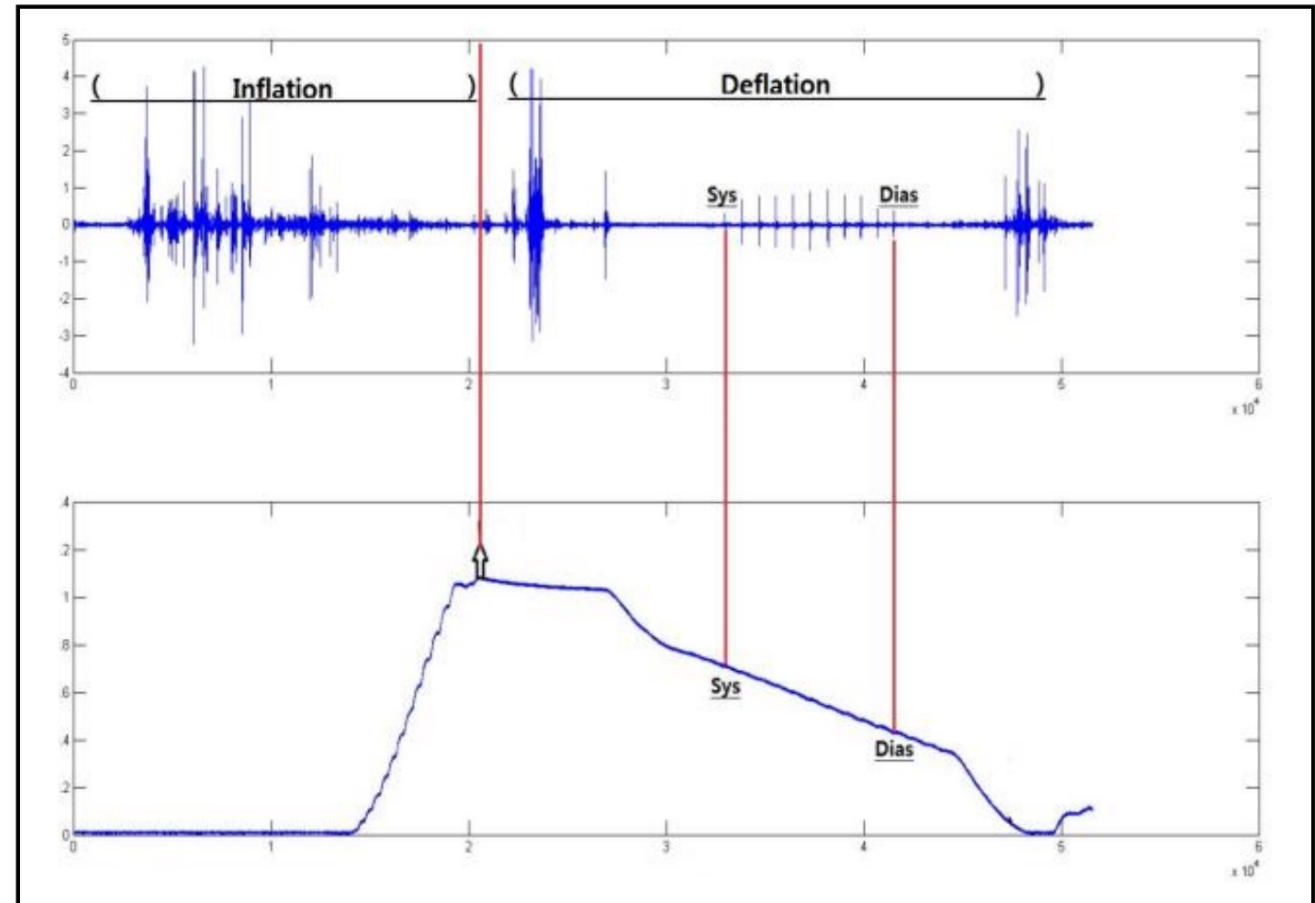
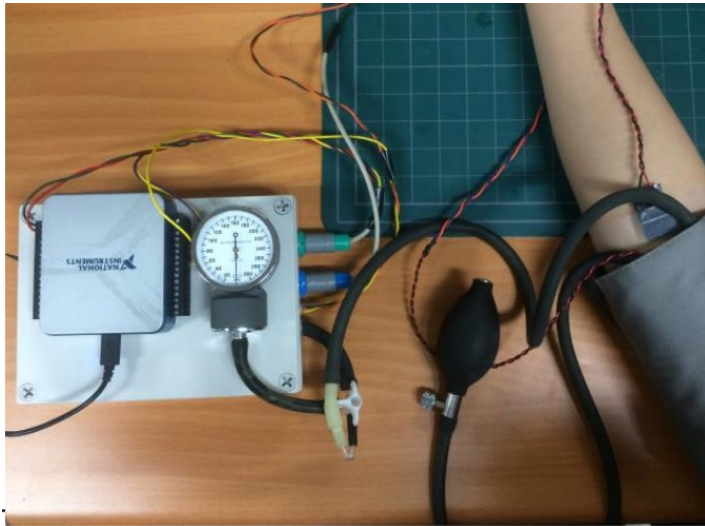
# Piezoelectric sensors and biomedical applications

Piezoelectric materials are widely used in the biomedical field, for example for the fabrication of sensors such as **phonocardiographs**, or **automatic sphygmomanometers** that exploit **Korotkoff sounds**.



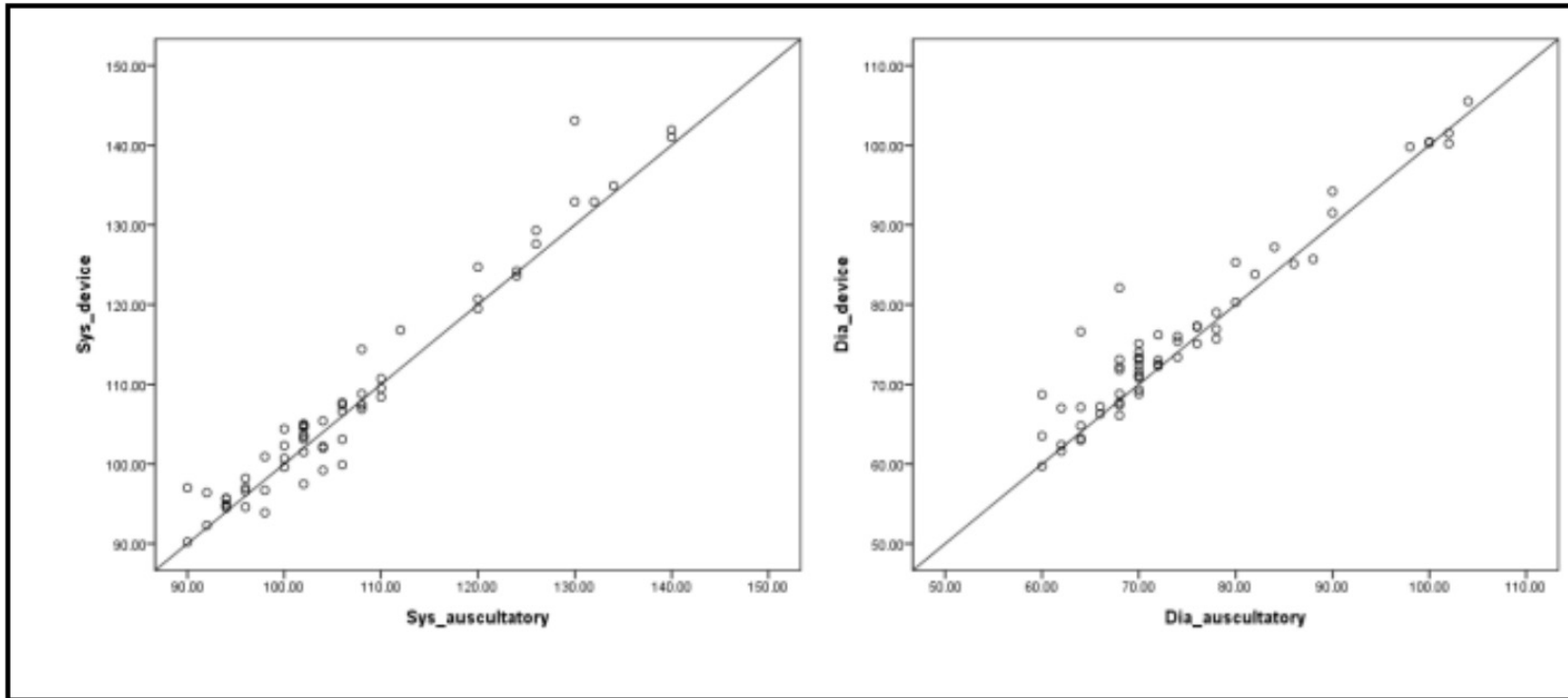
# Piezoelectric sensors and biomedical applications

Piezoelectric materials are widely used in the biomedical field, for example for the fabrication of sensors such as **phonocardiographs**, or **automatic sphygmomanometers** that exploit **Korotkoff sounds**.



# Piezoelectric sensors and biomedical applications

Piezoelectric materials are widely used in the biomedical field, for example for the fabrication of sensors such as **phonocardiographs**, or **automatic sphygmomanometers** that exploit **Korotkoff sounds**.

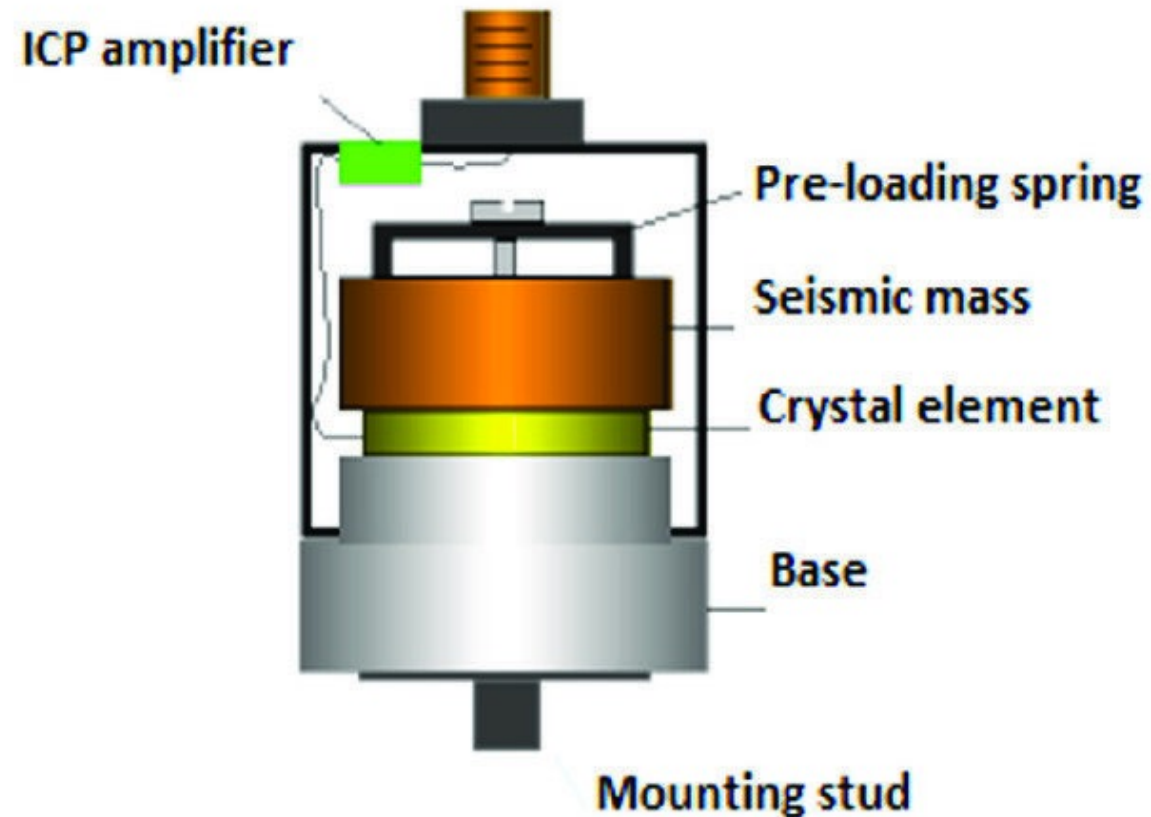


Correlation between the systolic (left) and diastolic (right) pressure values measured with the PVDF device and a standard auscultatory method.

# Piezoelectric sensors and biomedical applications

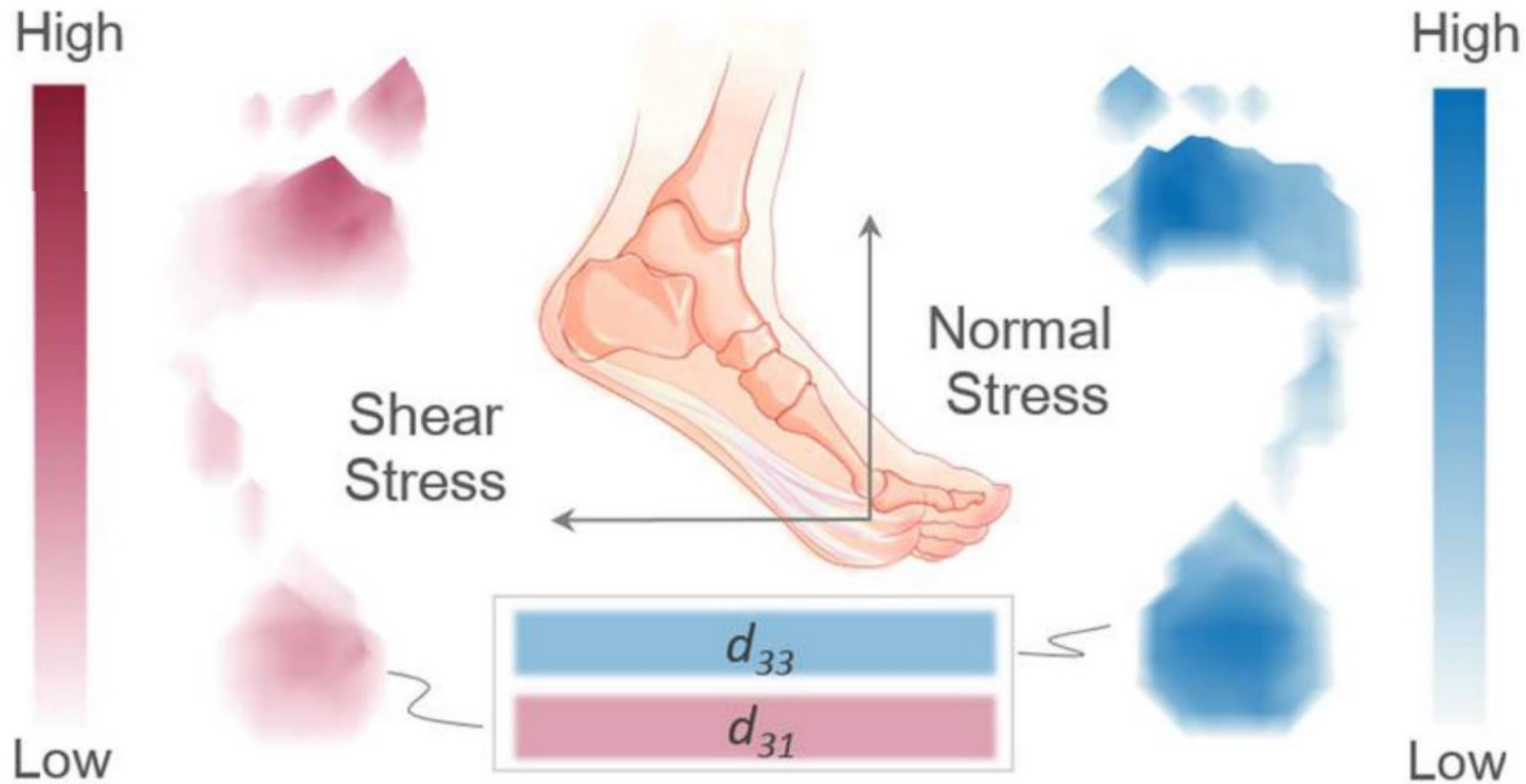
---

Another possible use of piezoelectric materials is the **movement detection** and the posture monitoring through the use of accelerometers (basically masses connected to piezoelectric materials through springs).



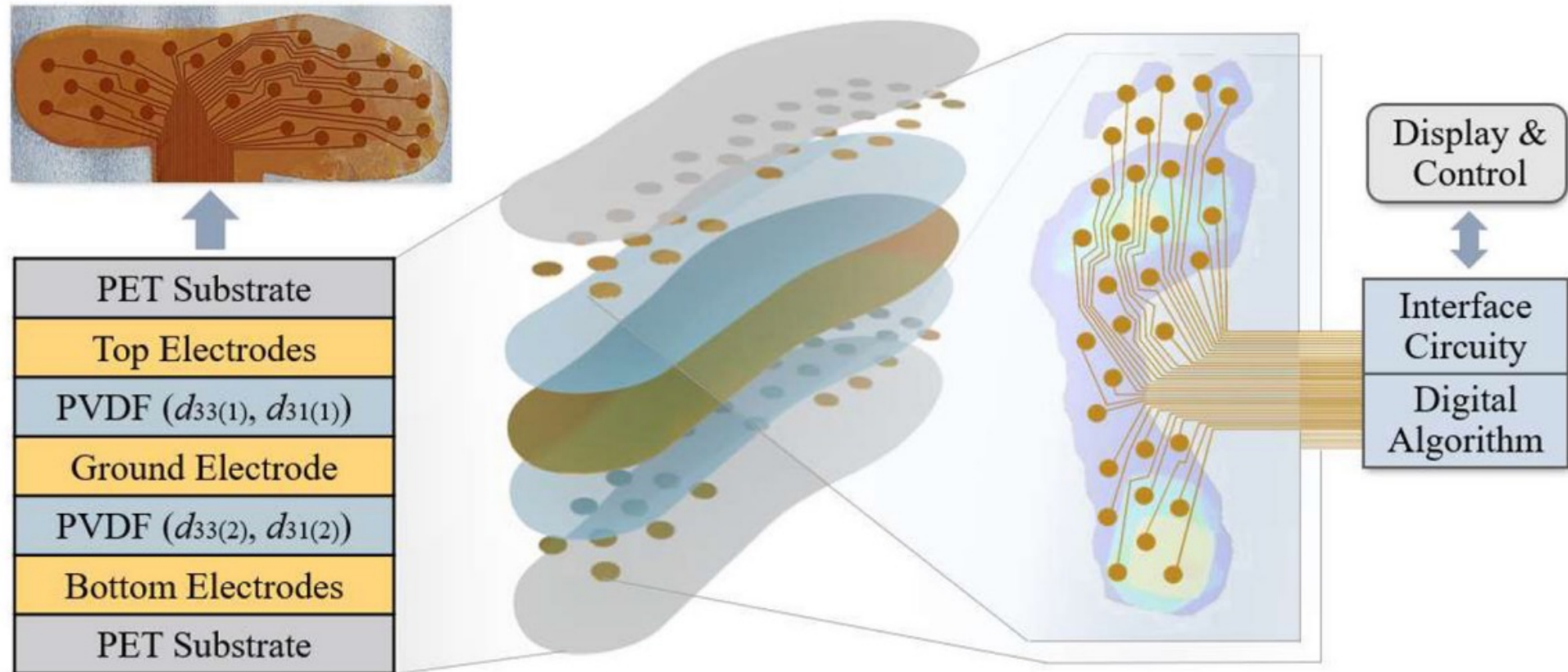
# Piezoelectric sensors and biomedical applications

Sensorized soles for gait analysis based on PVDF flexible films.



# Piezoelectric sensors and biomedical applications

Sensorized soles for gait analysis based on PVDF flexible films.



# Piezoelectric sensors and biomedical applications

**Sensorized soles for gait analysis** based on PVDF flexible films.

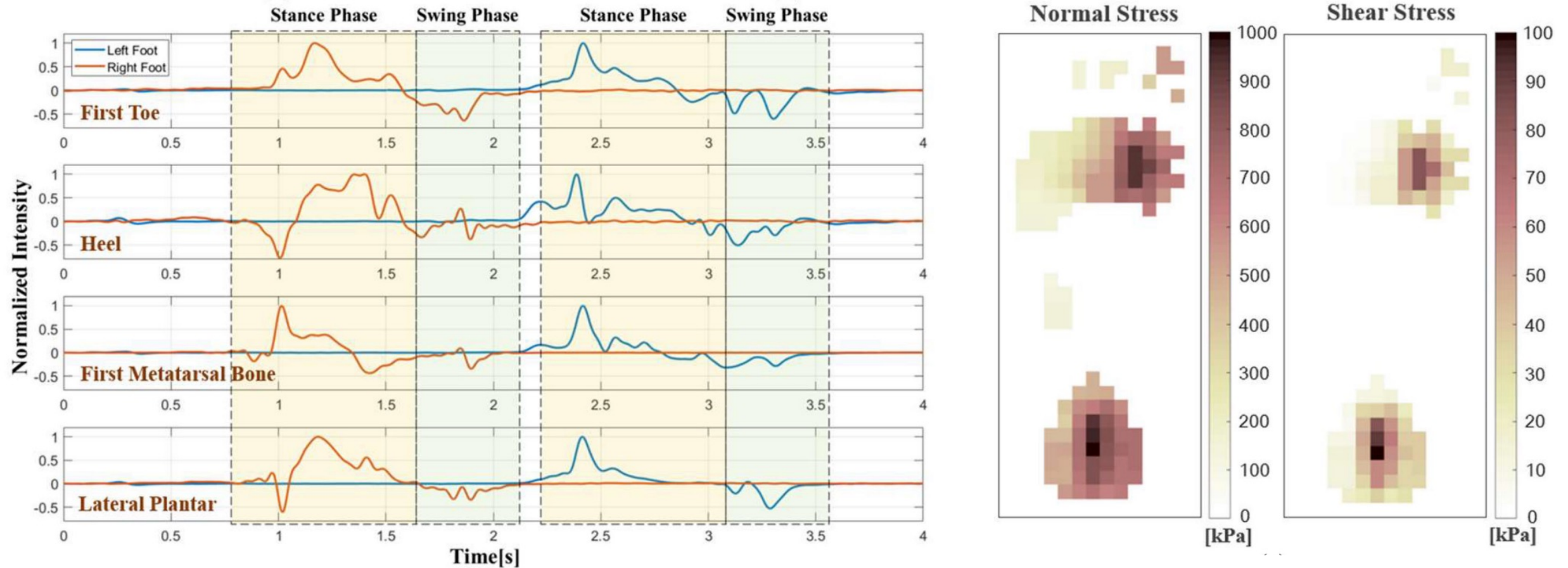
| Quantified specifications for gait analysis      |              |          |
|--|--------------|----------|
| Parameters                                       | Required     | Achieved |
| Normal stress dynamic range for single electrode | 0–10 N       | 0–10 N   |
| Shear stress dynamic range for single electrode  | 0–40 N       | 0–50 N   |
| Normal stress sensitivity                        | 100 mN       | 56 mN    |
| Shear stress sensitivity                         | 200 mN       | 173 mN   |
| Scanning rate                                    | >60 Hz       | 100 Hz   |
| Temporal resolution of cycle duration            | $\leq 10$ ms | 10 ms    |

## Durability

|                            | Initial    | 50 km      | 100 km     |
|----------------------------|------------|------------|------------|
| Normal stress responsivity | 692.6 mV/N | 689.2 mV/N | 685.5 mV/N |
| Shear stress responsivity  | 162.7 mV/N | 159.8 mV/N | 156.3 mV/N |

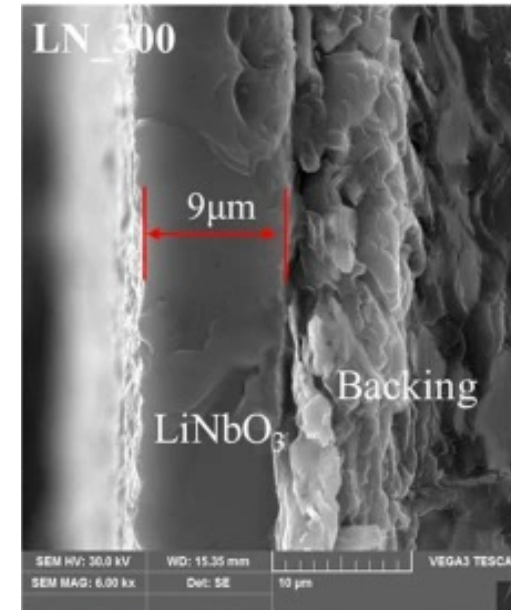
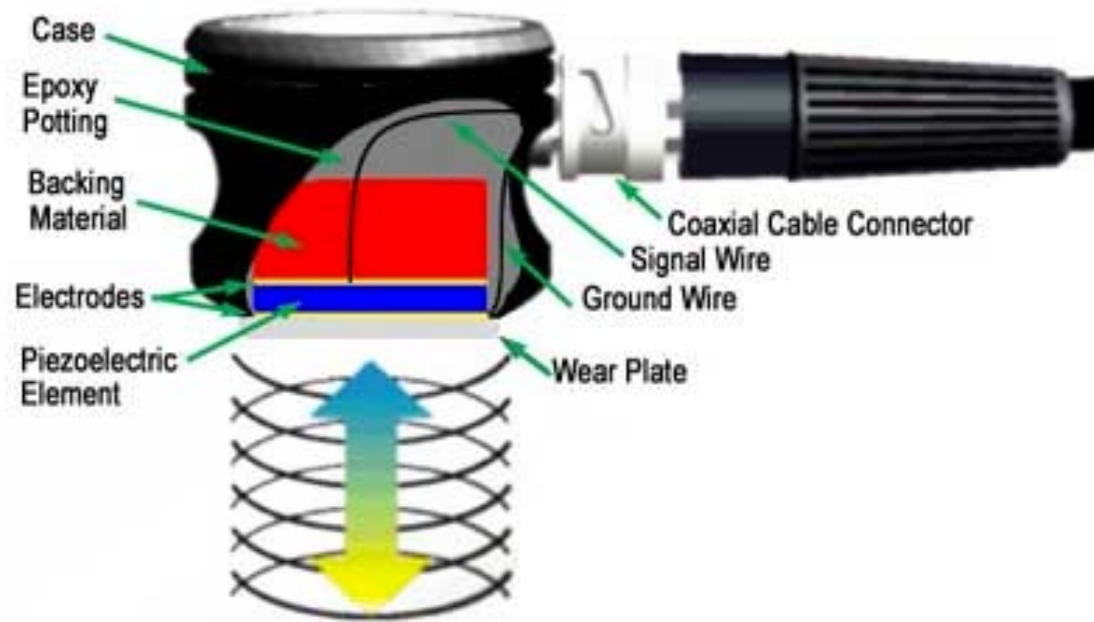
# Piezoelectric sensors and biomedical applications

Sensorized soles for gait analysis based on PVDF flexible films.



# Piezoelectric sensors and biomedical applications

The most common **ultrasonic transducers** (ecographs) are based on piezoelectric materials.



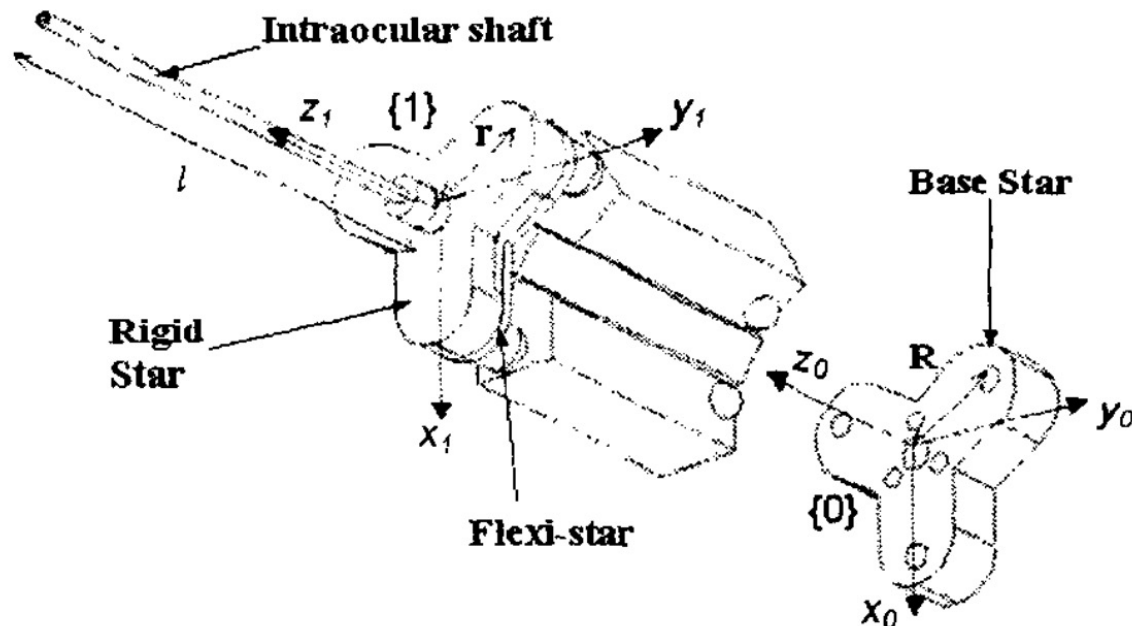
Fei, Chunlong, et al.  
"Ultrahigh frequency (100 MHz–300 MHz) ultrasonic transducers for optical resolution medical imaging." *Scientific reports* 6.1 (2016): 1-8.

# Piezoelectric sensors and biomedical applications

| Material   | Applications  | Device characteristics  |
|--|---|---|
| Prawn cell   | Wrist pulse   | 100 Hz–10 MHz range   |
| PVDF   | Human voice detection<br>Hand motion<br>Breathing rate              | 50–1000 Hz range  |
| (Na <sub>0.5</sub> ,K <sub>0.5</sub> )NbO <sub>3</sub> (NKN) thin film | Cardio mechanical electric sensor                                   | 10 Hz resonance   |
| PVDF   | Wrist pulse<br>Measuring peripheral arterial pressure pulse         |   |
| AlN  | Heart and respiration patterns for sleep apnea                      | Tested over 0.1–10 Hz   |
| PVDF   | Heartbeat and respiration detection                                 | Tested 0.1–2 Hz   |
| Fish gelatin   | Joint movement<br>Human vocal cord movement<br>Radial artery pulses | d <sub>33</sub> –20 pm/V<br>Stability over 108,000 cycles                         |
| PZT  | Eye fatigue via eyelid motion                                       |   |
| Poly-L-lactic acid   | Lung pressure<br>Eye pressure<br>Brain pressure                     | Biodegradable<br>Stability over 108,000 cycles                                    |
| Piezoelectric ceramic  | Vision correction   | Force sensitivity 0.1 × 10 <sup>-2</sup> N to 5 × 10 <sup>-2</sup> N<br>0.01–5 Hz |
| PVDF   | Food detection by swallowing pattern                                | Limit of detection: 1 Hz<br>Tested over 1–5 Hz                                    |

# Piezoelectric materials – other biomedical applications

Enhanced **handheld surgical tool with tremor compensation**. Piezoelectric transducers are used to cancel out the hand tremor in high precision surgical manipulators. Force sensors combined with actuators. In this example, the tool tip is attached to a 3-DOF parallel manipulator with **piezoelectric actuators which move the tip in opposition to the tremor**, thus suppressing the involuntary motion. **The active tool is able to reduce error amplitude by 45% in one-dimensional (1-D) tests and 37% in 3-D tests.**

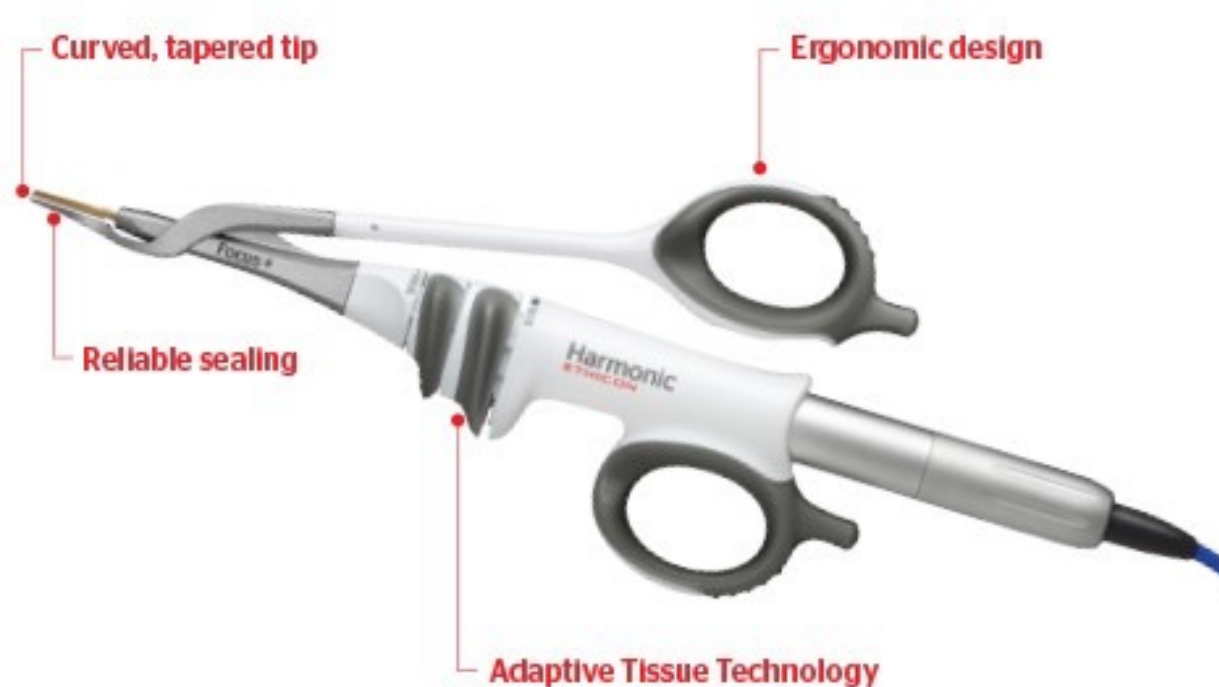


The stacked piezoelectric actuators are located on the three faces of the triangular column, and sandwiched between the base star and the contact pins. When voltage is applied to the piezoelectric stacks, they expand and push against the contact pins and the base star. This deflects the three overhanging legs of the flexi-star and in turn moves the intraocular shaft on the rigid star. There is a

# Piezoelectric materials – other biomedical applications

---

**Safer alternative to electric scalpels.** The oscillations (20-80 kHz) of a piezoceramic material can be used to perform a very precise incisions and cauterizations without the need of an electric scalpel.

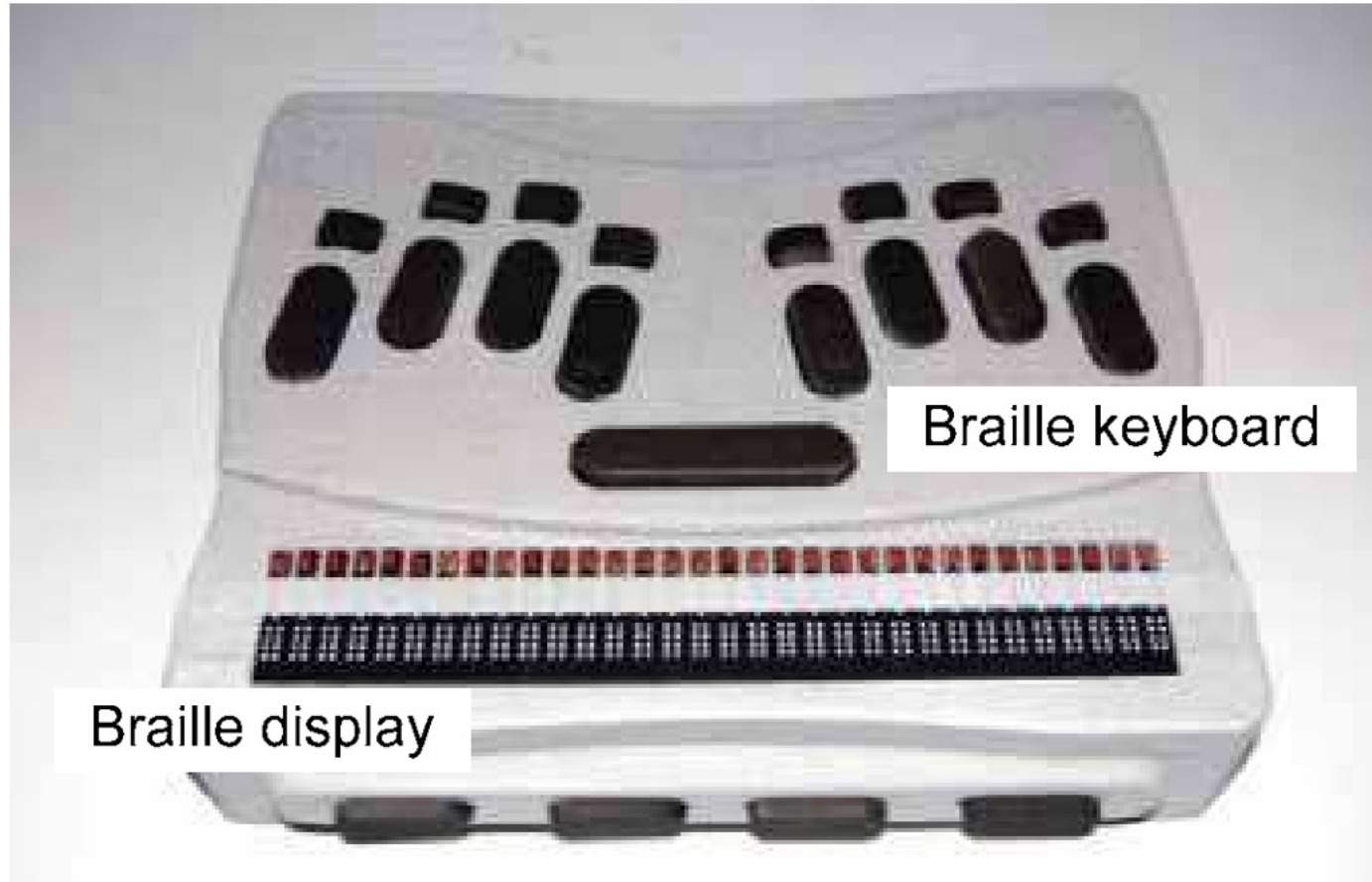


**Harmonic ultrasonic scalpel**

# Piezoelectric materials – other biomedical applications

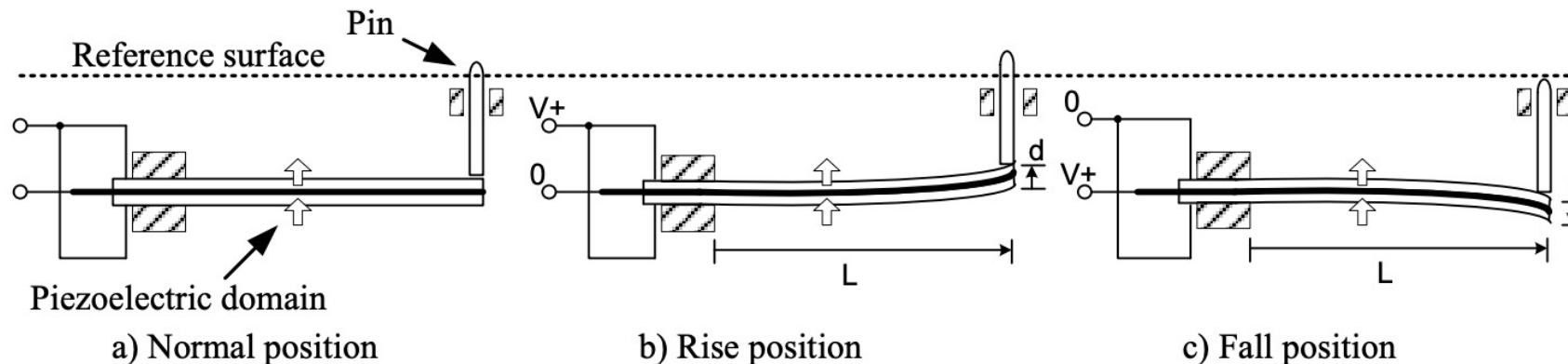
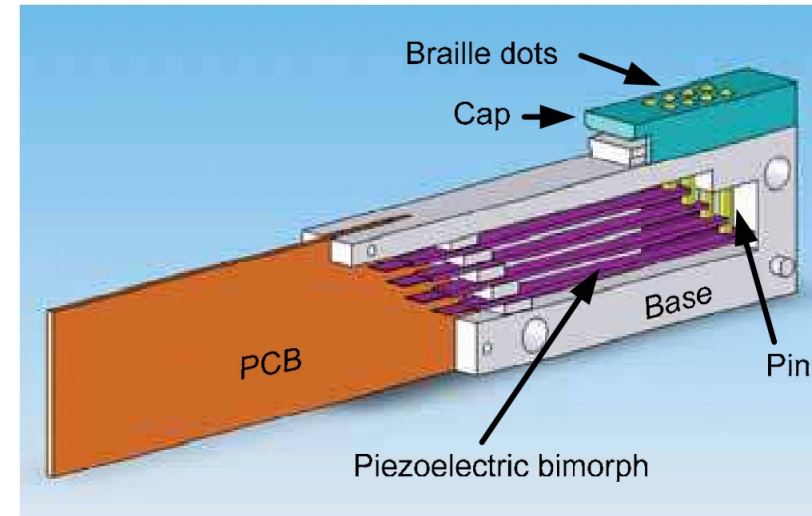
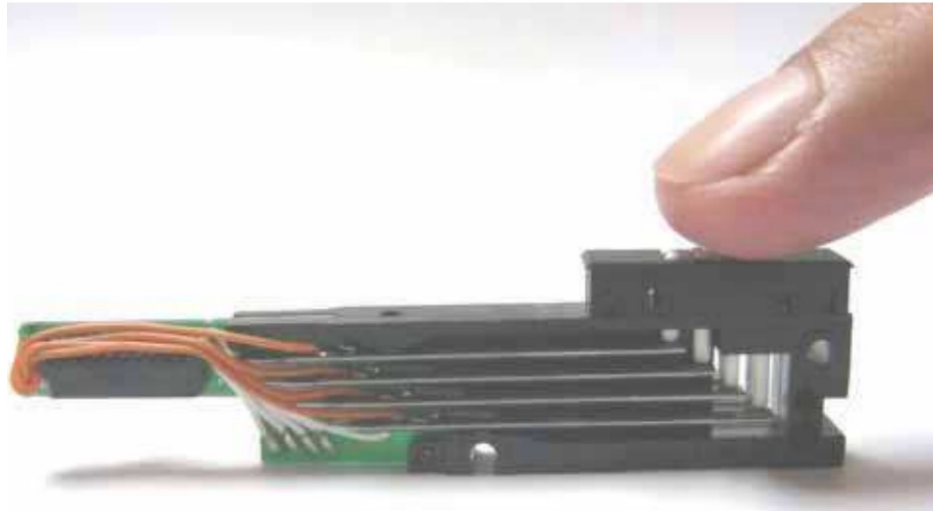
---

Smart **Braille displays**.



# Piezoelectric materials – other biomedical applications

## Smart Braille displays.



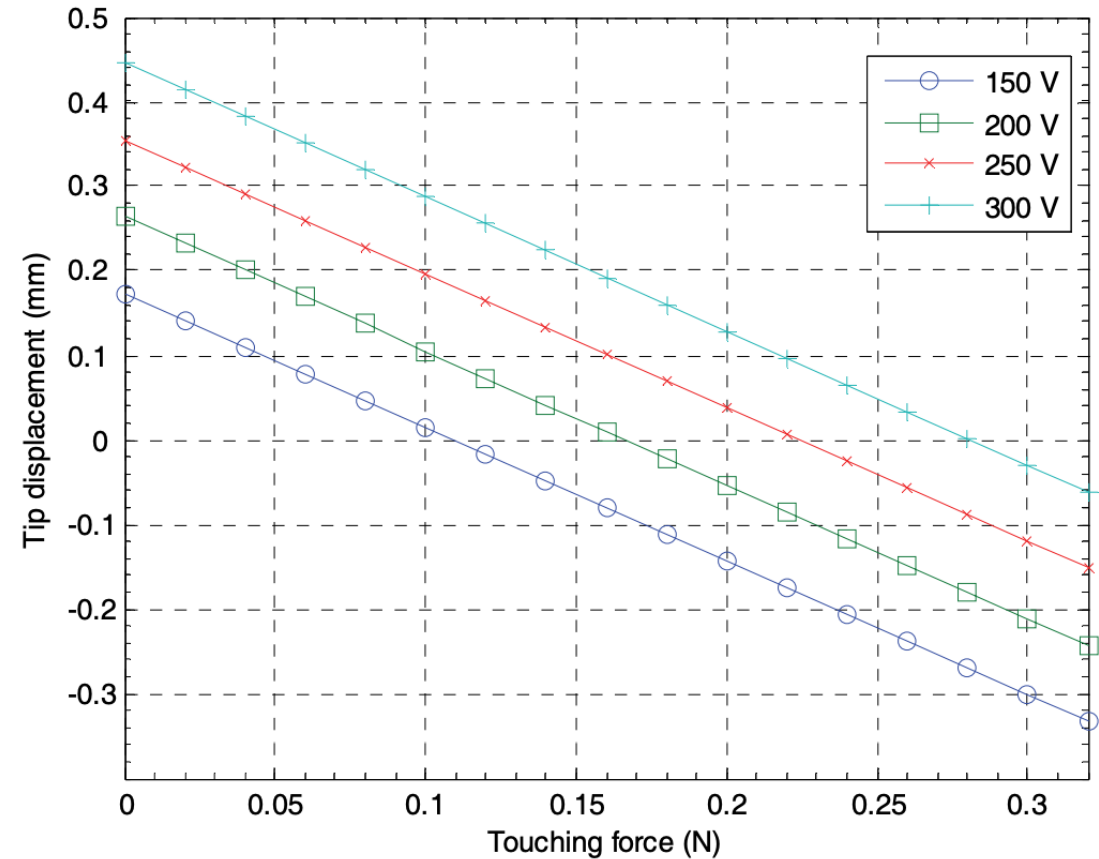
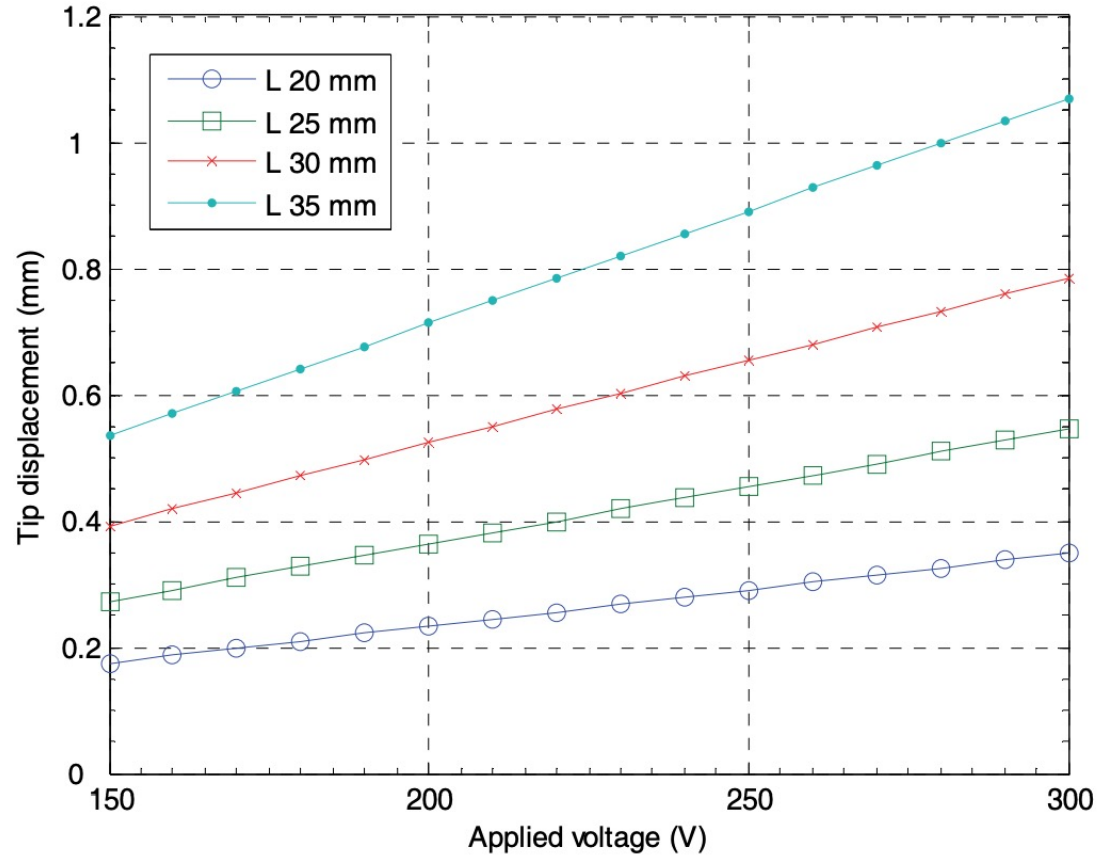
# Piezoelectric materials – other biomedical applications

Smart **Braille displays**.

|                        | Piezoelectric actuator (PZT-5)              | Carbon fiber beam                       | Unit              |
|------------------------|---|---|-------------------|
| Young's modulus        | $Y_{xx} = 61$<br>$Y_{zz} = 43$              | 100                                     | GPa               |
| Density                | $\rho_p = 7400$                             | 1770                                    | Kg/m <sup>3</sup> |
| Thickness              | $h^a = 0.25 \times 10^{-3}$                 | $h = 0.1 \times 10^{-3}$                | m                 |
| Poisson's ratio        | 0.35  |   |                   |
| Width                  | $b = 2.1 \times 10^{-3}$                    | $2.1 \times 10^{-3}$                    | m                 |
| Free length            | $L = 20 \times 10^{-3} - 35 \times 10^{-3}$ | $20 \times 10^{-3} - 35 \times 10^{-3}$ | m                 |
| Dielectric constant    | 4500  |   |                   |
| Piezoelectric constant |   |   |                   |
| $d_{31}$               | $-320 \times 10^{-12}$                      |   | C/N               |
| $d_{33}$               | $750 \times 10^{-12}$                       |   | C/N               |

# Piezoelectric materials – other biomedical applications

## Smart Braille displays.



# Piezoelectric materials – other biomedical applications

---

Smart **Braille displays**.

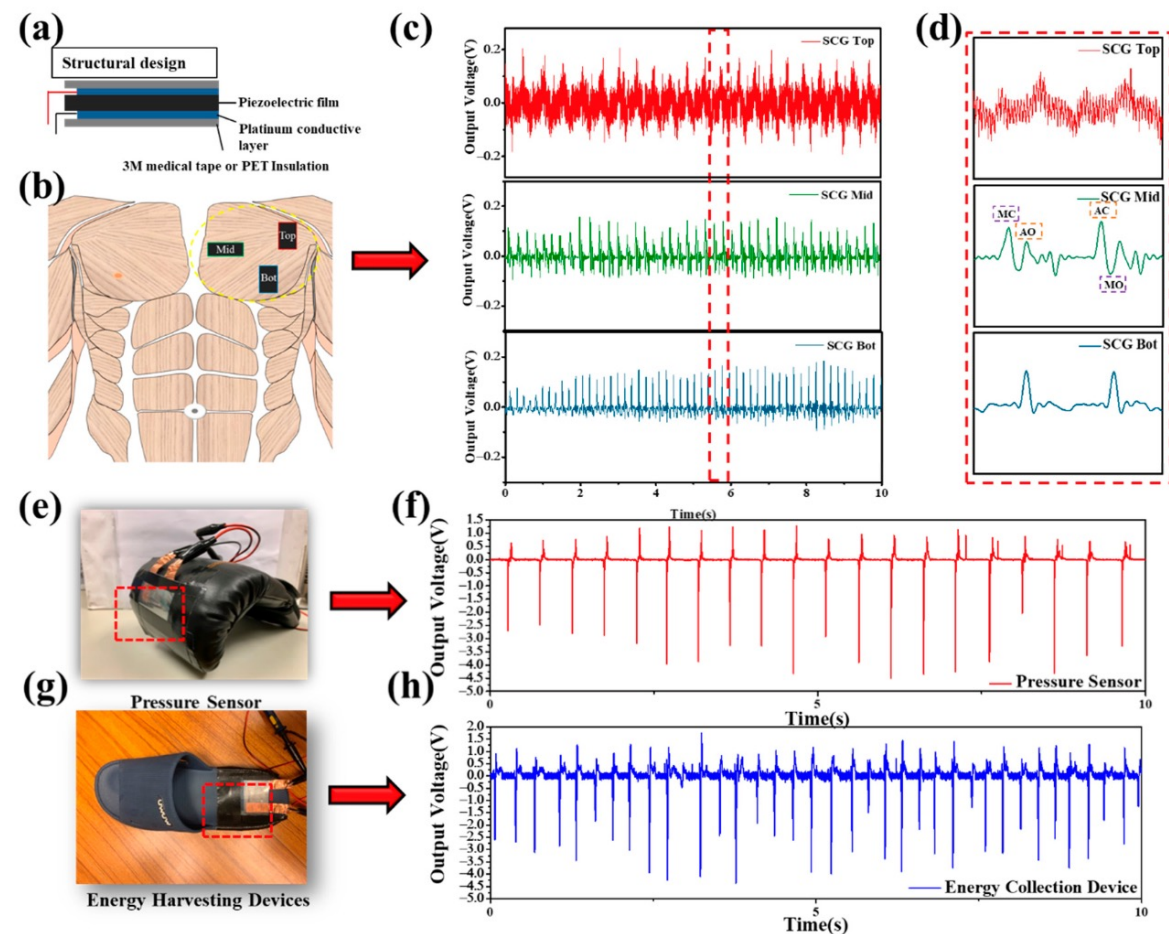


<https://store.humanware.com/hus/blindness-brailnote-touch-plus-32.html>

# Piezoelectric materials – other biomedical applications

PVDF sensors for **seismocardiography**, **pressure sensing** and **energy harvesting**.

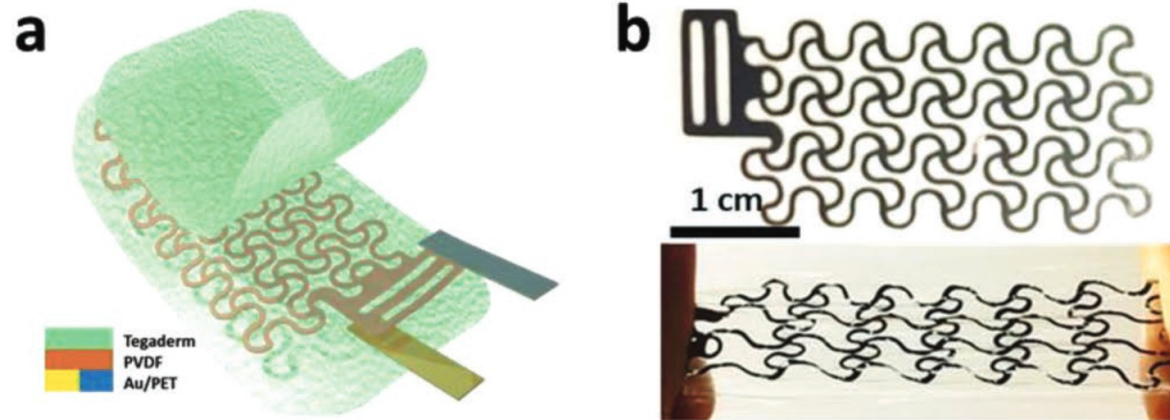
**Sismocardiogramma**: misura delle vibrazioni prodotte dal movimento del muscolo cardiaco.



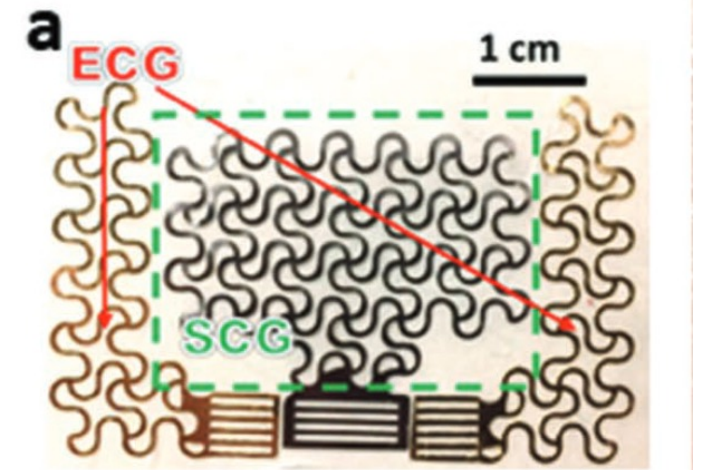
**Figure 7.** (a) Schematic of the CNT–COOH:SMA EF40-M/PVDF-T packaged sensing element, (b) schematic of the seismocardiography measurement positions, (c) measurement seismocardiography curves at different positions, and (d) partial enlarged view of the seismocardiography measurement at different positions. (e) Schematic of the pressure sensor and (f) measurement curves of the pressure sensor. (g) Schematic of the energy collector and (h) measurement curves of the energy collector.

# Piezoelectric materials – other biomedical applications

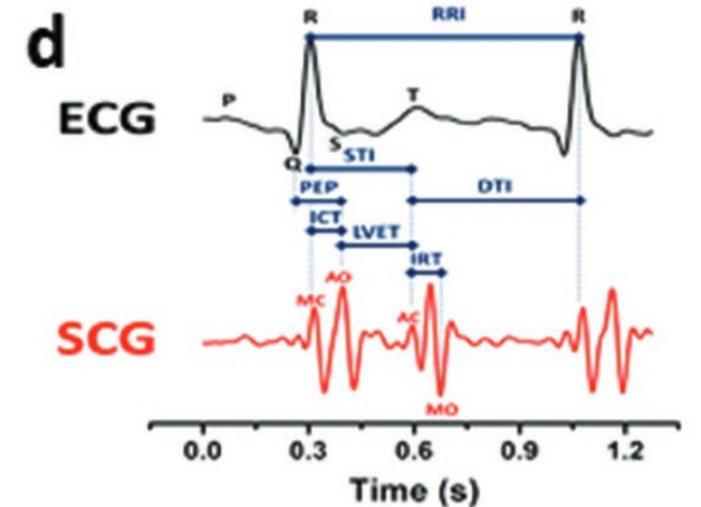
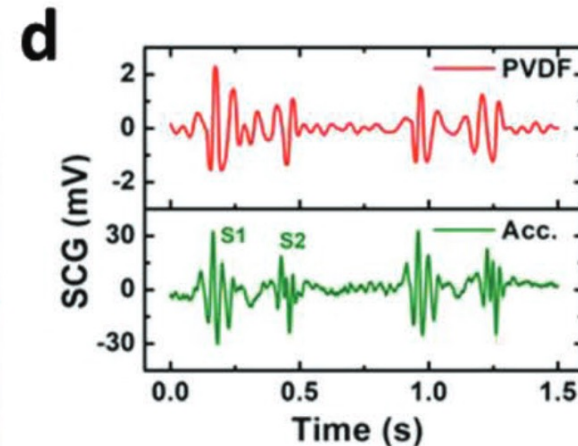
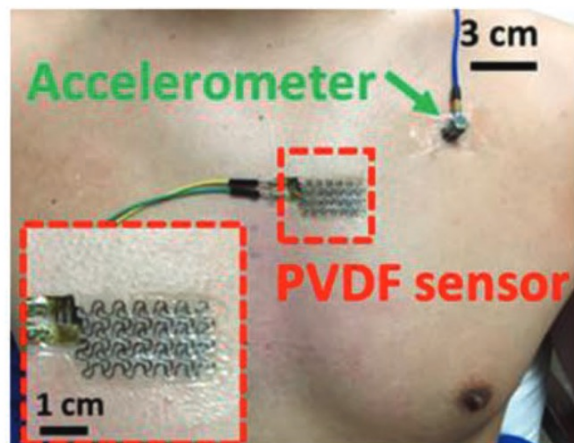
Struttura dispositivo



Misura contemporanea ECG SCG

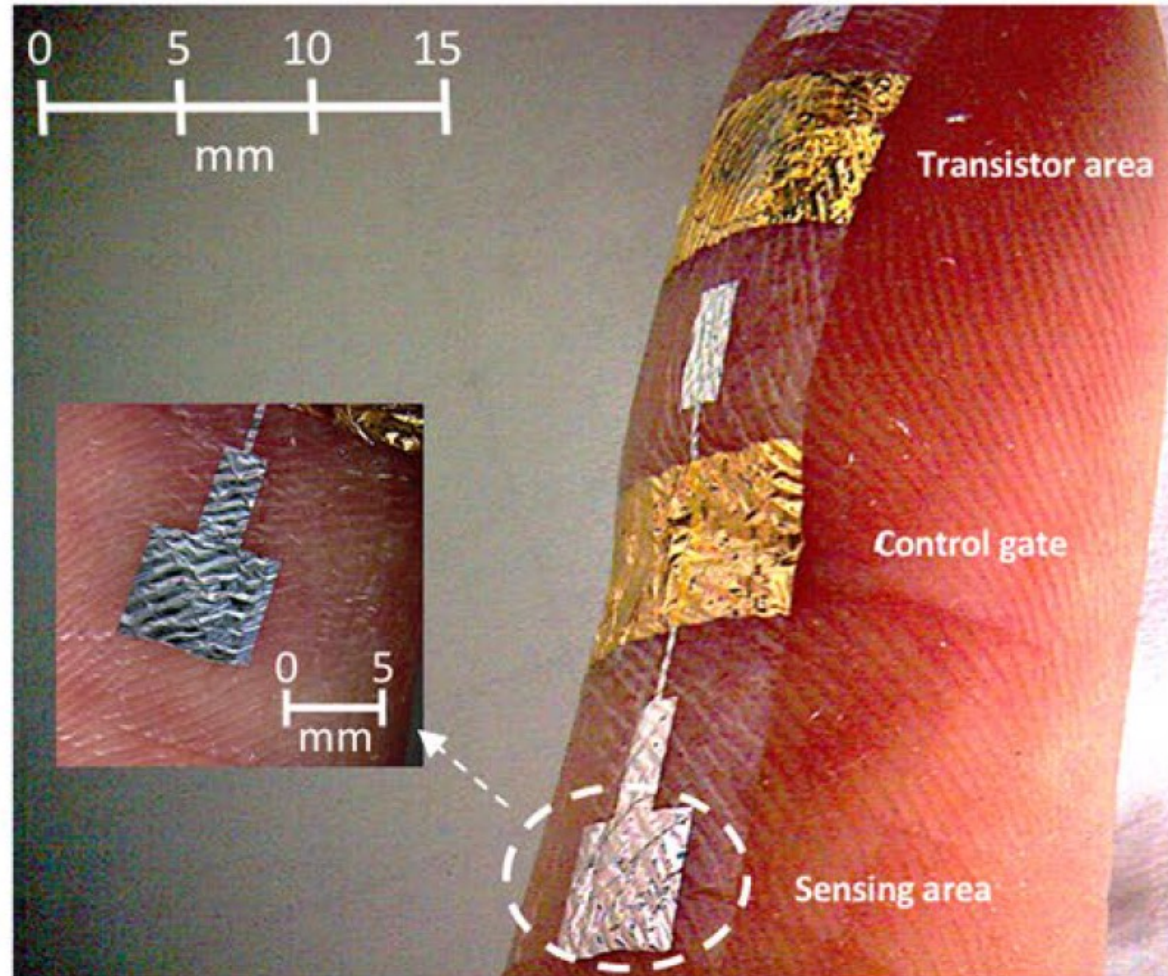


Validazione con accelerometro commerciale



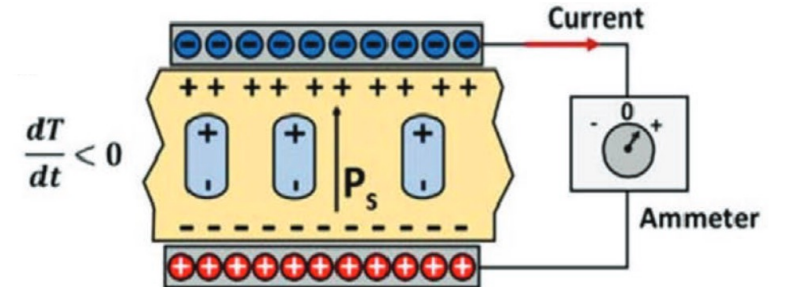
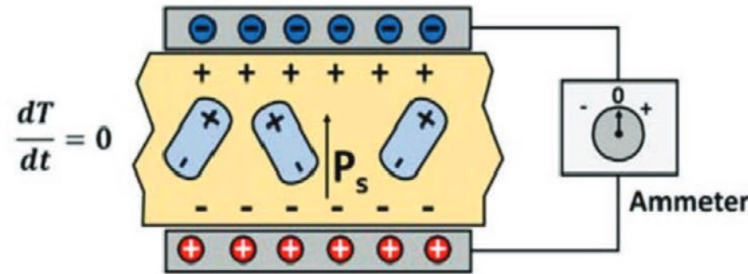
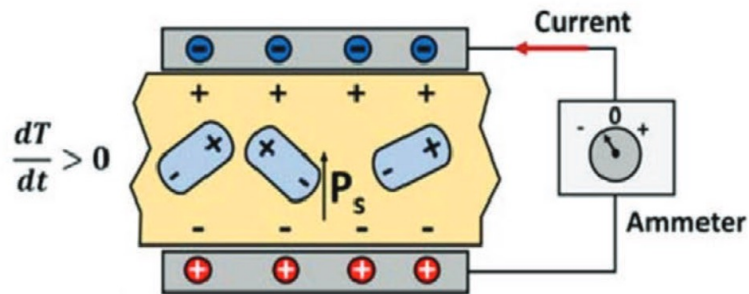
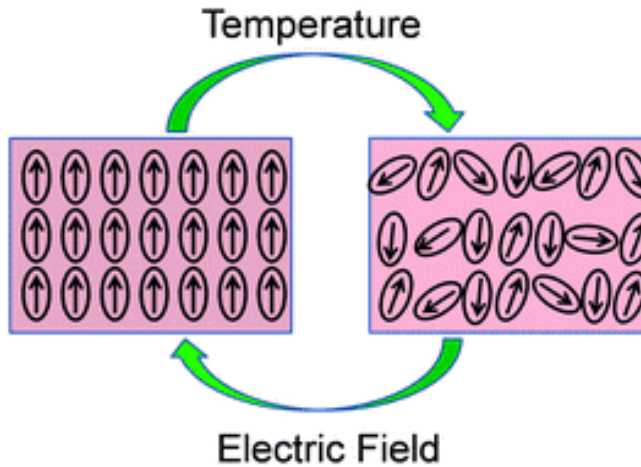
# Piezoelectric materials – other biomedical applications

Tactile sensing for electronic skin applications.



# Piezoelectric sensors and biomedical applications

The piezoelectric effect refers to a phenomenon in which a temperature change occurs in a piezoelectric material and causes the spontaneous polarization to change and **generate a charge** according to the temperature change.



# Sensori piezoelettrici

---

Alcuni eventi possono provocare la **depolarizzazione di un materiale piezoelettrico**. In particolare:

- forti campi elettrici in direzione opposta al campo polarizzante
- forti campi elettrici alternati
- forti stress meccanici
- temperature superiori al punto di Curie

Temperatura di Curie: temperatura alla quale si verifica una **transizione di fase nella struttura cristallina** tale da determinare la perdita delle proprietà piezoelettriche.

**Invecchiamento:** decadimento delle proprietà piezoelettriche col tempo.

# Piezo- piroelectric sensors – effect of temperature

- 1)  $T > T_C$  the unit cell has a cubic symmetry (no piezoelectric properties)
- 2)  $T < T_C$  the unit cell has a non-symmetric tetragonal structure (ferroelectric, thus both piezoelectric and pyro electric)

Very small displacements (less than a  $\text{\AA}$ )  
 $T_C$  = Curie temperature

