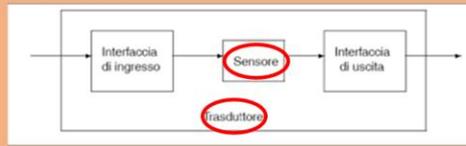
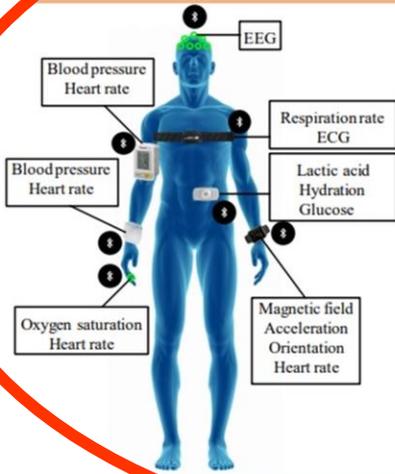
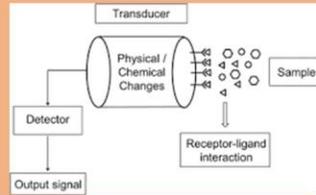


Sensori e trasduttori biomedici



→ **Principali classificazioni:**
attivi/passivi,
fisici/chimici,
impiantabili/
indossabili

→ **Tipologie di trasduzione:**
meccanica,
ottica,
elettrochimica



Lezione 2:

Sensori e trasduttori per ambito biomedicale

Misure e acquisizione di dati biomedici

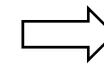
Sarah Tonello, PhD

Dip. Ingegneria dell'Informazione

Università di Padova

OUTLINE

- Sensori e trasduttori: generalità
- Caratterizzazione metrologica dei sensori
- Classificazione di sensori e trasduttori biomedici
- Esempi di sensori passivi e relativi circuiti di trasduzione



QUIZ 1



WE WANT YOU!



QUIZ 2



WE WANT YOU!



QUIZ 3



WE WANT YOU!

Sensori e trasduttori: generalità

Trasduttore:

Dispositivo che interfaccia il mondo fisico con un sistema di misura.

- trasferisce l'informazione di interesse dal misurando ad un parametro del segnale di uscita
- Spesso integrata una **compensazione numerica** tramite specifici algoritmi per fornire un output di diretta interpretazione.

Sensore:

L'elemento sensibile alla grandezza fisica che si vuole misurare all'interno del trasduttore.

Molte grandezze possono essere convertite in segnali elettrici tramite opportuni sensori, che sfruttano una varietà di principi fisici.



*N.B. nel linguaggio corrente la parola «**sensore**» ha assunto un significato generico quasi equivalente a «**trasduttore**» ed i due termini si possono trovare utilizzati quasi come sinonimi, nonostante questa ambiguità andrebbe evitata.
La stessa caratterizzazione metrologica si può trovare riferita sia al trasduttore che al sensore.*

Esempio 1: Misura del livello di glucosio nel sangue

MISURANDO

Quanto glucosio c'è nel sangue?

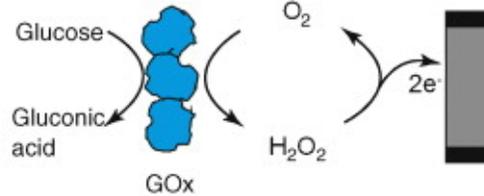


glucosio
CONCENTRAZIONE
= GRANDEZZA
CHIMICA

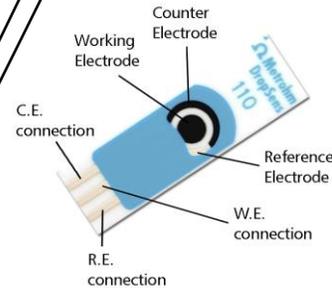
INTERFACCIA MISURANDO- SENSORE



SENSORE

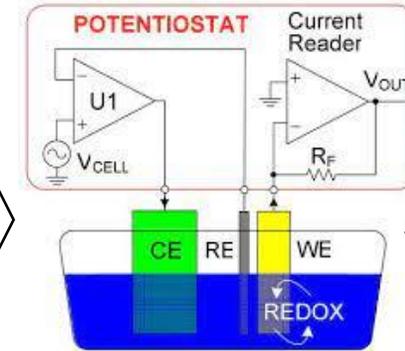


Sensore elettrochimico



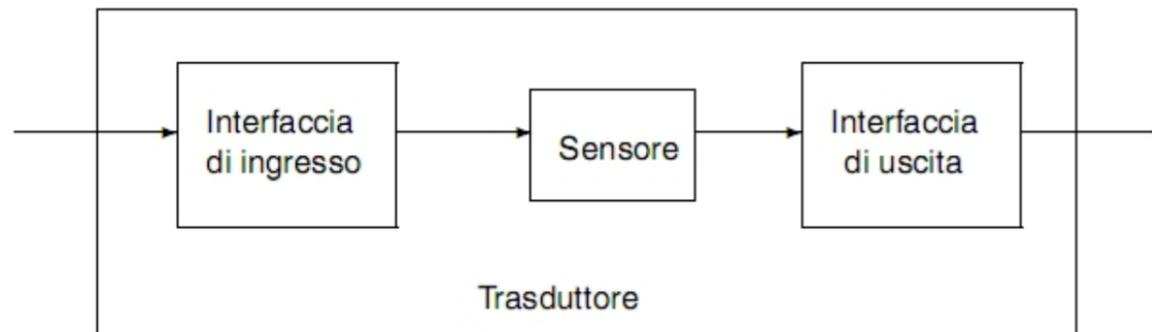
da una grandezza chimica in ingresso (concentrazione di glucosio) restituisce una grandezza elettrica (corrente).

CIRCUITO DI CONDIZIONAMENTO



Potenziostato: circuito che controlla la tensione e legge la corrente prodotta dalle catene di reazioni innescate.

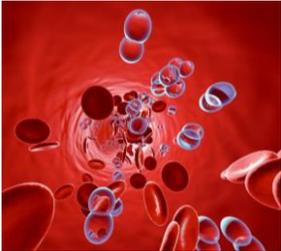
ACQUISIZIONE E TRASMISSIONE
DELL'INFORMAZIONE



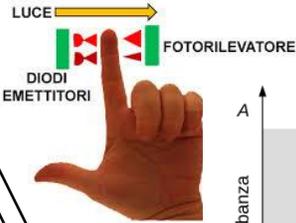
Esempio 2: Misura della saturazione dell'emoglobina nel sangue

MISURANDO

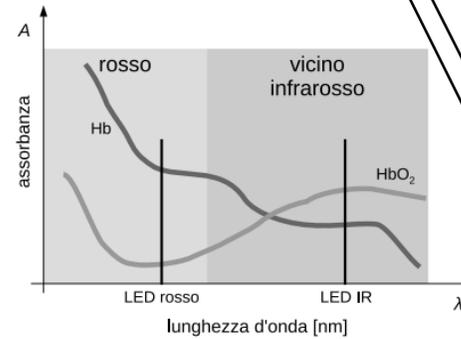
Quanto *ossigeno* c'è nel sangue?



PERCENTUALE DI EMOGLOBINA SATURA = GRANDEZZA CHIMICA



SENSORE

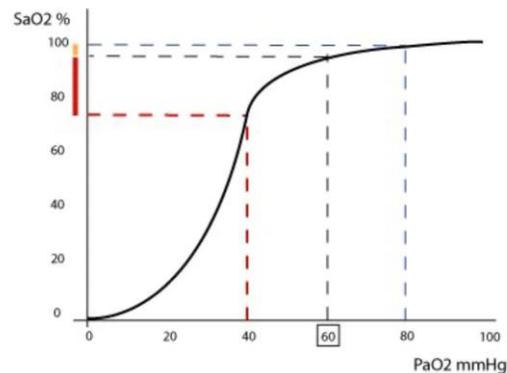


Sensore ottico (fotorilevatore)

da una grandezza ottica in ingresso (intensità luminosa diversa) restituisce una grandezza elettrica (corrente) proporzionale.

ACQUISIZIONE E TRASMISSIONE DELL'INFORMAZIONE

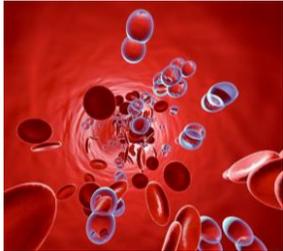
N.B. Misura indiretta: maggior parte dell'ossigeno non libero ma legato all'emoglobina, quindi il misurando vero diventa: **Quanta ossiemoglobina c'è rispetto al totale?**



Esempio 2: Misura della saturazione dell'emoglobina nel sangue

MISURANDO

Quanto ossigeno c'è nel sangue?

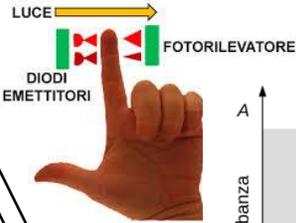
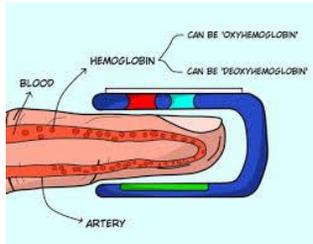


PERCENTUALE DI EMOGLOBINA SATURA = GRANDEZZA CHIMICA

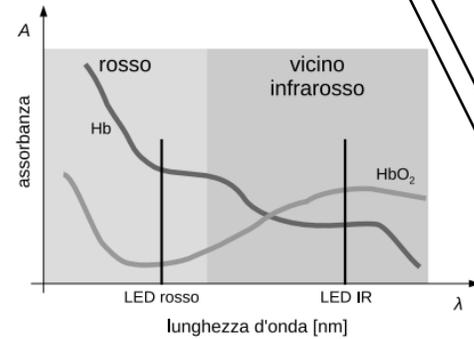
INTERFACCIA MISURANDO-SENSORE



SATURIMETRO



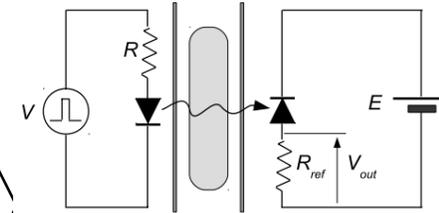
SENSORE



Sensore ottico (fotorilevatore)

da una grandezza ottica in ingresso (intensità luminosa diversa) restituisce una grandezza elettrica (corrente) proporzionale.

CIRCUITO DI CONDIZIONAMENTO

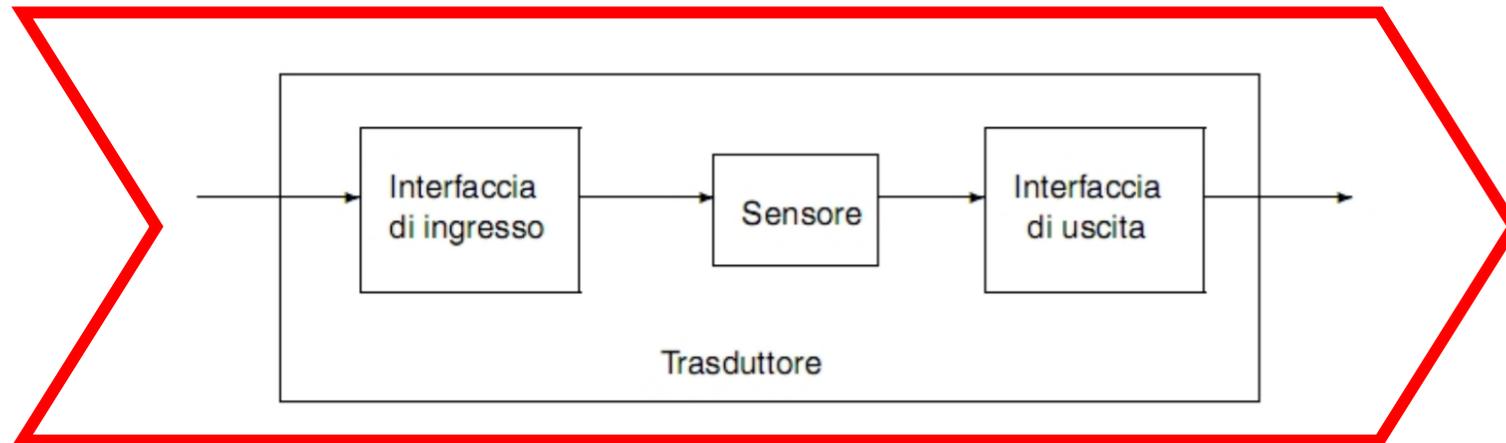


Circuito di **misura della trasmissione** dell'intensità luminosa, che permette di ottenere l'assorbanza

$$A = -\log_e \frac{I}{I_0} = \epsilon^\lambda c \cdot l.$$

$\epsilon^\lambda \rightarrow$ coefficiente di assorbimento molare

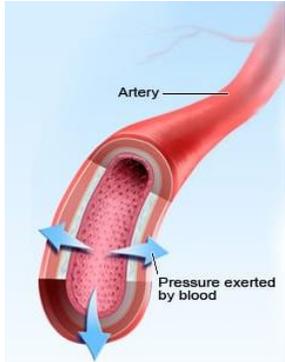
ACQUISIZIONE E TRASMISSIONE DELL'INFORMAZIONE



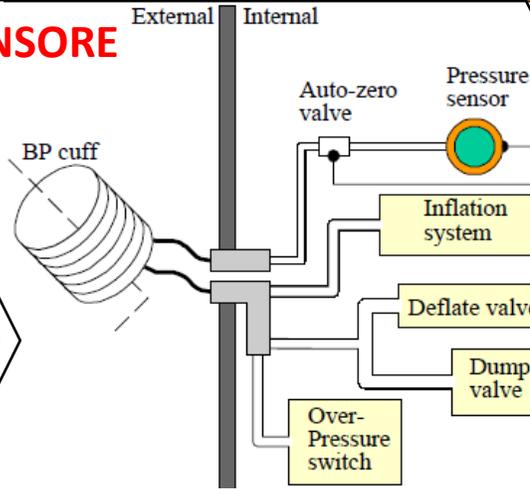
Esempio 3: Misura della pressione sanguigna (metodo oscillometrico)

MISURANDO

Che *pressione* esercita il sangue sulle pareti delle arterie?



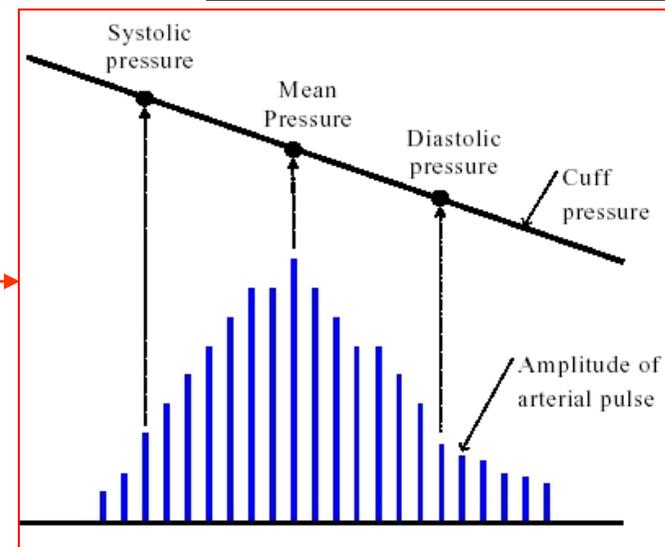
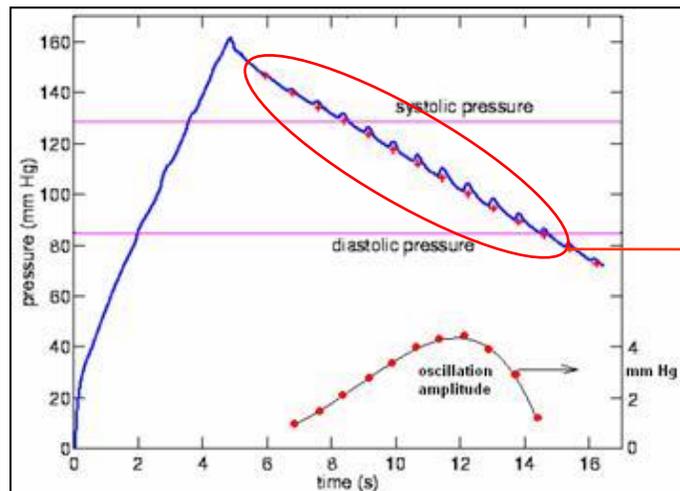
SENSORE



Sensore piezoelettrico

da una grandezza meccanica (deform.) restituisce una grandezza elettrica (tensione) proporzionale

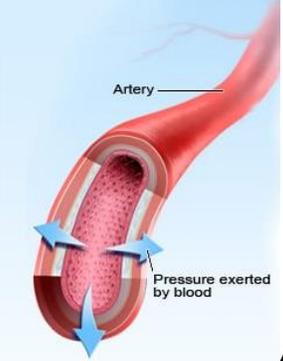
ACQUISIZIONE E TRASMISSIONE DELL'INFORMAZIONE



Esempio 3: Misura della pressione sanguigna (metodo oscillometrico)

MISURANDO

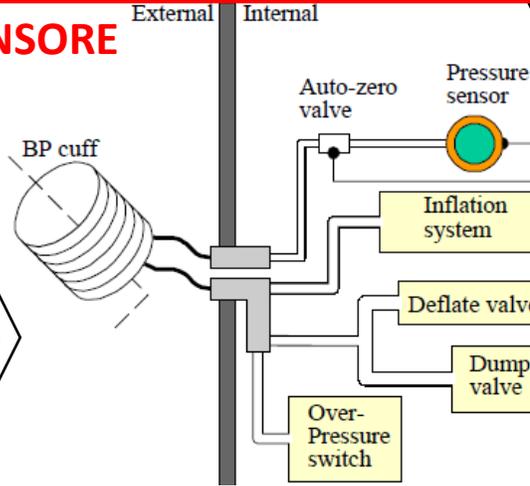
Che pressione esercita il sangue sulle pareti delle arterie?



INTERFACCIA MISURANDO-SENSORE



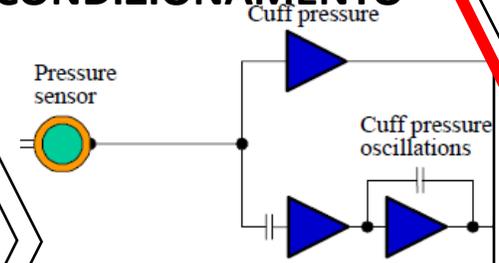
SENSORE



Sensore piezoelettrico

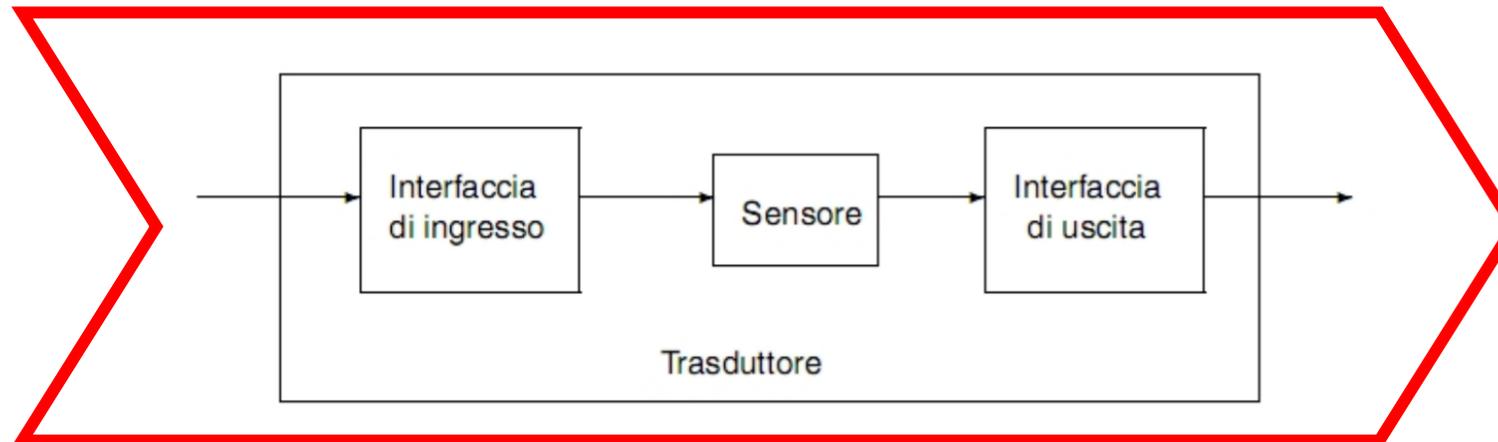
da una grandezza meccanica (deform.) restituisce una grandezza elettrica (tensione) proporzionale

CIRCUITO DI CONDIZIONAMENTO

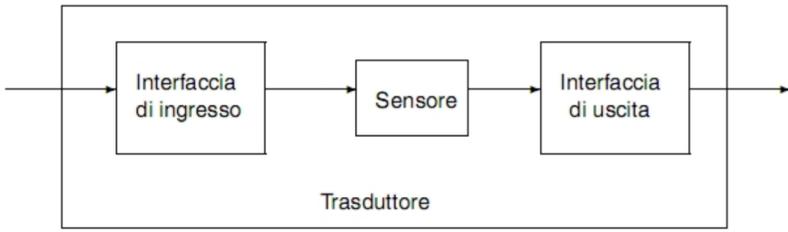


Condizionamento passivo in quanto sensore attivo. Direttamente a blocchi di acquisizione per processing con algoritmi dedicati

ACQUISIZIONE E TRASMISSIONE DELL'INFORMAZIONE



Caratteristiche dei trasduttori



CARATTERISTICHE

CARATTERISTICHE DELLA
GRANDEZZA IN INGRESSO

Tipologia fisica ingresso

Range di operazione

Effetto di carico

CARATTERISTICHE DELLA
GRANDEZZA IN USCITA

Tipo di uscita elettrica

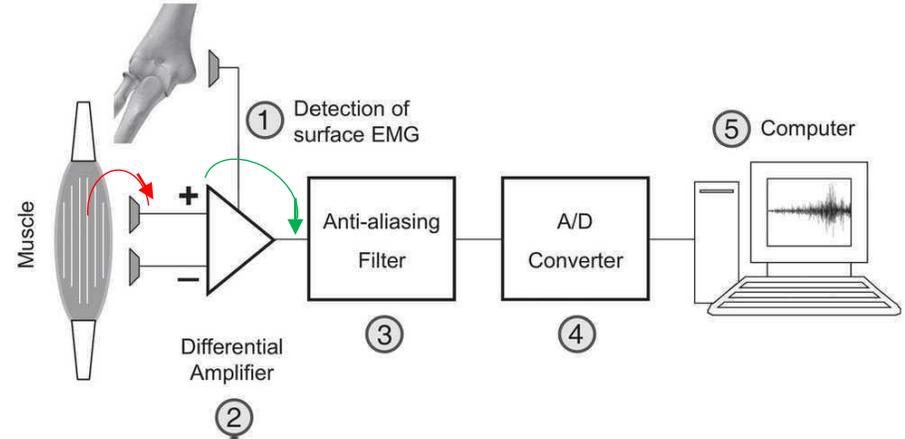
Range dell'uscita

Impedenza d'uscita

PRESTAZIONI

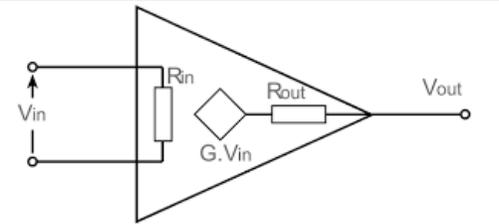
Caratteristiche
metrologiche statiche e
dinamiche
(parzialmente coincidenti
con quelle del sensore)

Esempio: acquisizione EMG



Operational Amplifier

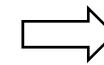
Very HIGH



Very LOW

OUTLINE

- Sensori e trasduttori: generalità
- Caratterizzazione metrologica dei sensori
- Classificazione di sensori e trasduttori biomedici
- Sensori passivi e relativi circuiti di trasduzione



QUIZ 1



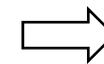
WE WANT YOU!



QUIZ 2



WE WANT YOU!



QUIZ 3



WE WANT YOU!

Tipologie di caratterizzazione

1. Caratterizzazione statica

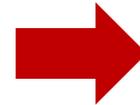
Le caratteristiche statiche descrivono le prestazioni del sensore in condizioni normali, nell'ipotesi di **variazioni lente dell'ingresso ed in assenza di sollecitazioni esterne.**



- curva di taratura
- caratteristiche calcolabili dalla curva

2. Caratterizzazione dinamica

Le caratteristiche dinamiche descrivono il comportamento del sensore in **condizioni di variazioni (rapide) dell'ingresso con il tempo, specificando in particolare il suo tempo di risposta.**



- risposta in frequenza (guadagno e banda passante)
- risposta nel tempo (tempo di risposta, tempo di salita, costante di tempo)

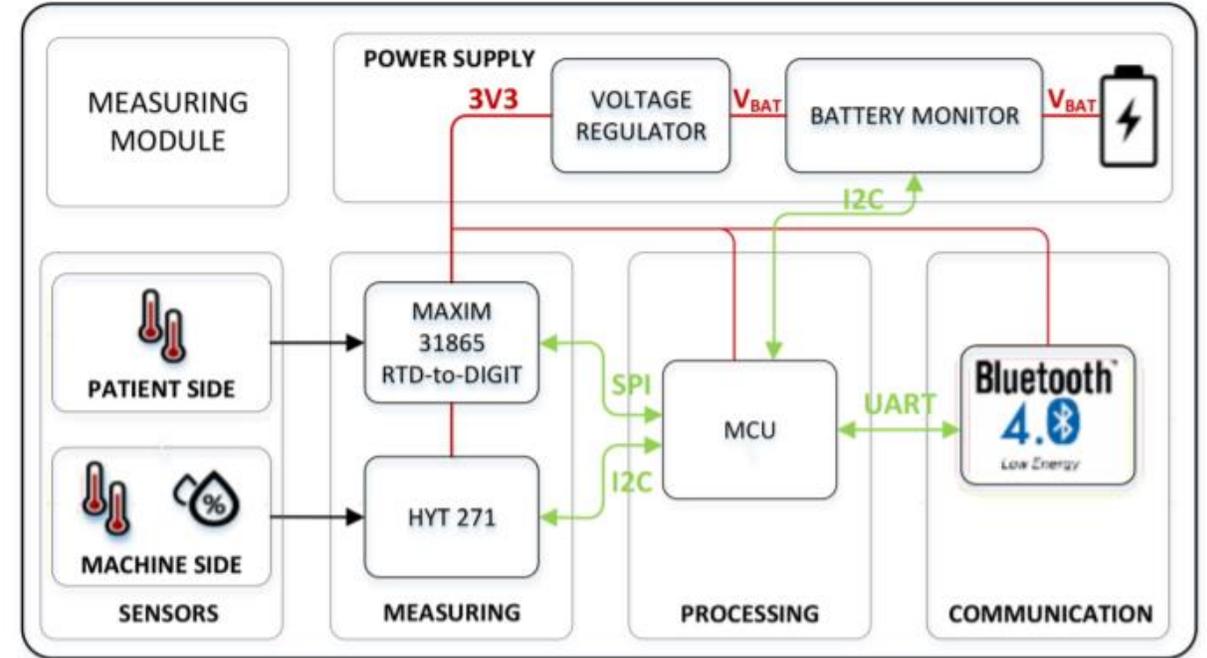
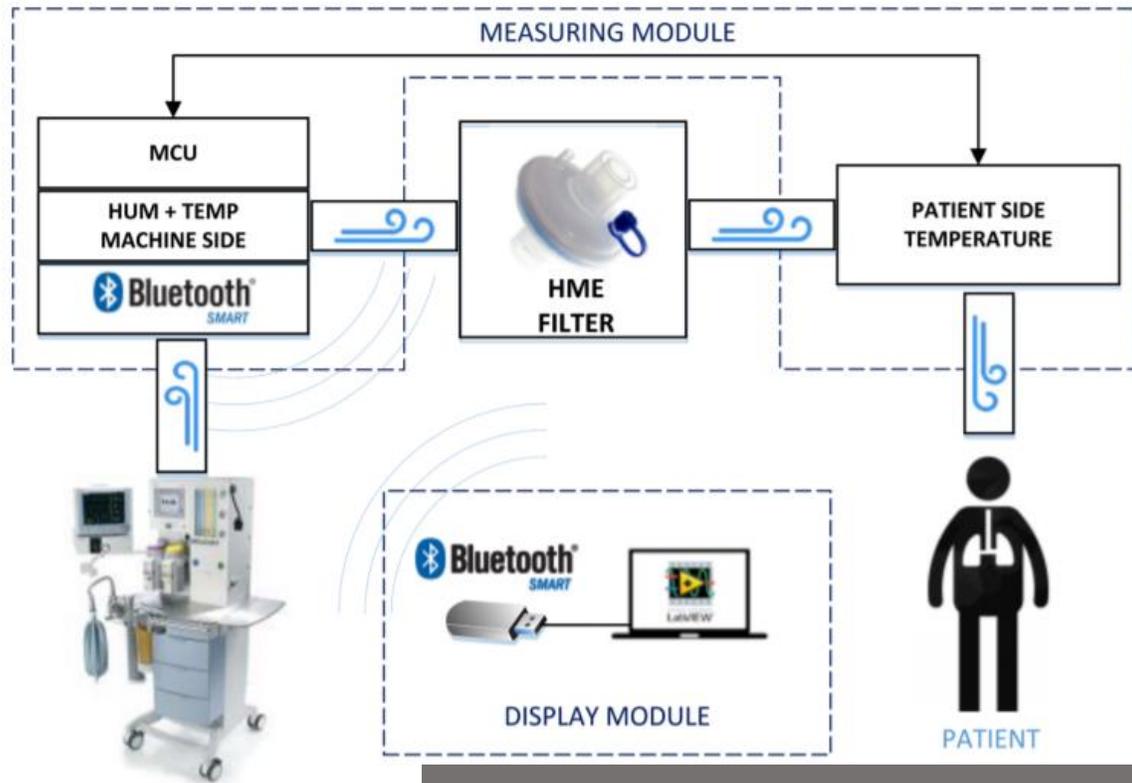
3. Caratterizzazioni ambientali e di affidabilità

- La caratterizzazione ambientale testa il comportamento del sensore in **condizioni non normali di operatività, definendo le variazioni dovute a sollecitazioni esterne (temperatura, vibrazioni...)**
- La caratterizzazione di affidabilità testa la vita utile e le possibili cause di malfunzionamento



- Errori sull'output causati da ciascuna sollecitazione
- Vita operativa e numero di cicli

Esempio: caratterizzazione di un sensore di umidità per applicazioni biomediche



IOP Publishing

Measurement Science and Technology

Meas. Sci. Technol. 30 (2019) 025701 (15pp)

<https://doi.org/10.1088/1361-6501/aaf406>

A compact low-power wireless system for *in vivo* evaluation of heat and moisture exchanger performance

P Bellitti¹, A Bodini¹, M Borghetti¹, M Filippini², N Latronico^{2,3}, E Sardini¹, M Serpelloni¹ and S Tonello¹

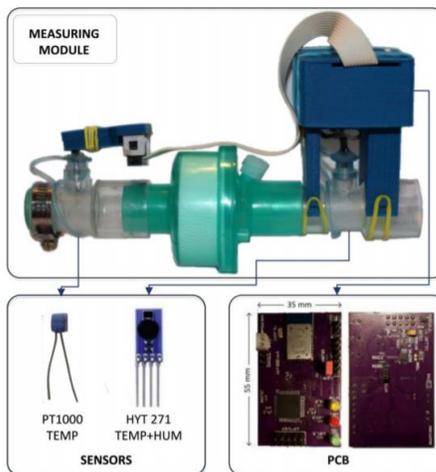
¹ Department of Information Engineering, University of Brescia, Brescia, Italy

² Department of Anesthesia, Critical Care and Emergency, Spedali Civili University Hospital, Brescia, Italy

³ Department of Medical and Surgical Specialties, Radiological Sciences and Public Health, University of Brescia, Brescia, Italy

Sistema wireless utile in ICU per monitorare costantemente le caratteristiche in termini di temperatura e umidità dell'aria data ai pazienti ventilati artificialmente

Prima di testarlo in vivo, come viene caratterizzato in vitro?



Esempio: caratterizzazione di un sensore di umidità per applicazioni biomediche

Caratterizzazione statica

3.1. System evaluation under static conditions

An initial evaluation of the system is performed under static conditions inside a climatic chamber (Perani UC 150/70) able to set specific T and RH conditions with a precision of 0.1 °C and an accuracy of ± 0.5 °C for T and of $\pm 3\%$ for RH, by using the setup shown in figure 7.

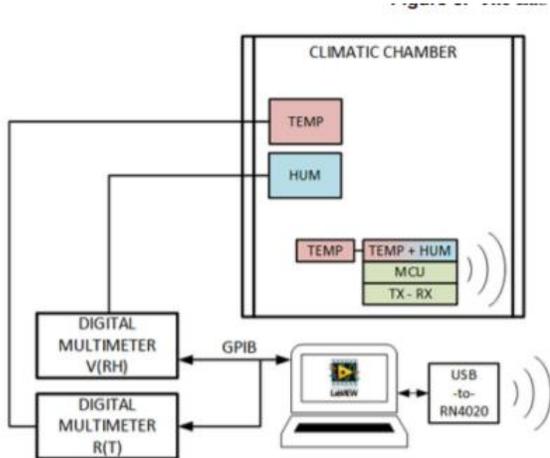
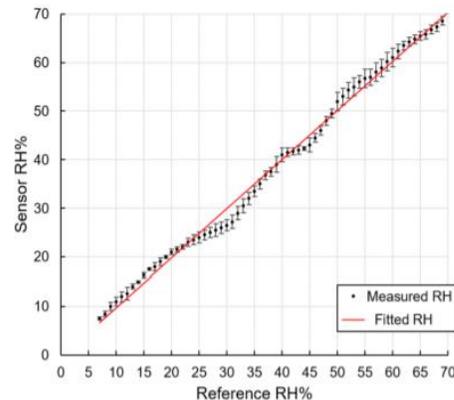
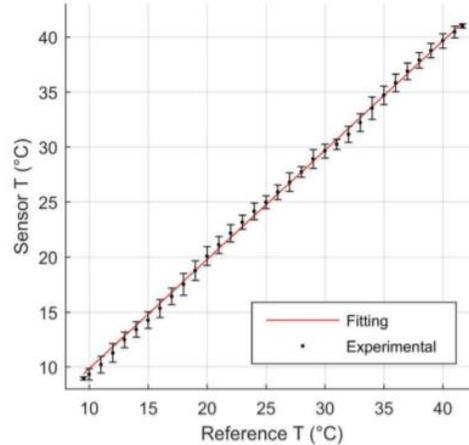


Figure 7. The climatic chamber test setup.

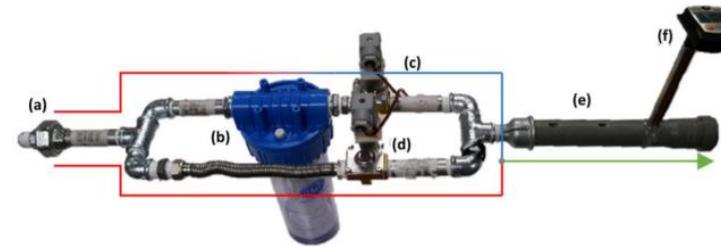
**Linearità,
accuratezza,
sensibilità,
errore statico**



Caratterizzazione dinamica

3.2. System evaluation under dynamic conditions

The HYT 271 component installed on the device, due to its longer time response compared to Pt1000 (<1 s), has been further investigated under dynamic conditions to assess the



**Tempo di risposta a gradini crescenti e decrescenti di umidità,
Errore dinamico commesso simulando diverse frequenze di respiro in ingresso**

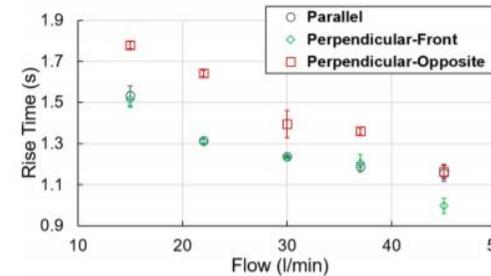
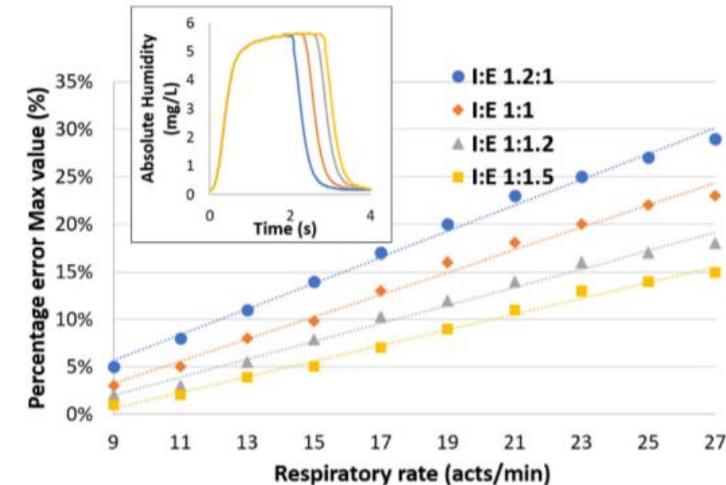
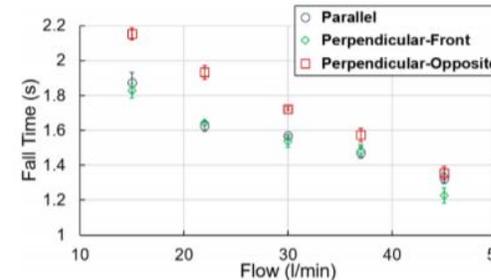


Figure 12. The rise-time for humidity from 10% RH to 70% RH.



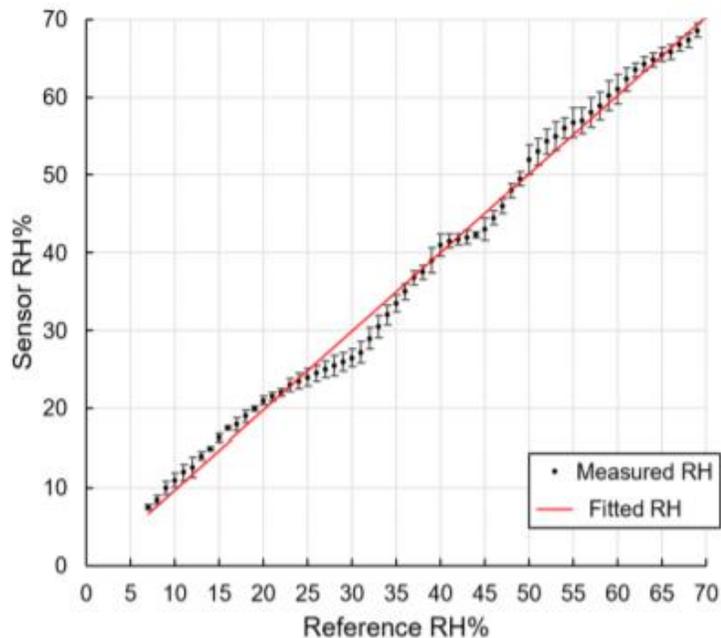
Caratterizzazione statica dei sensori

- La caratterizzazione statica permette di ottenere la **caratteristica del sensore** che esprime quindi il **legame tra variabile di ingresso e di uscita**, in condizioni normali di funzionamento.

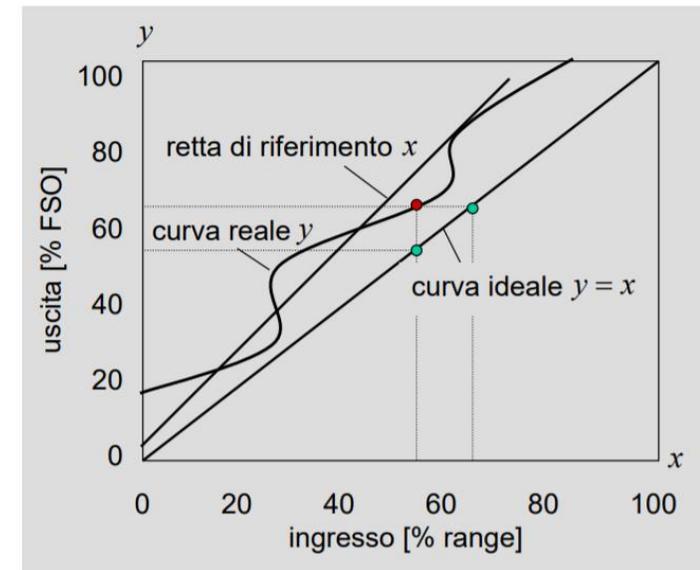
condizioni
normali di
funzionamento

- $25\text{ °C} \pm 10\text{ °C}$ temperatura
- $\leq 90\%$ umidità relativa
- $88 \div 100\text{ kPa}$ pressione atmosferica

Esempio: caratterizzazione statiche sensore di umidità



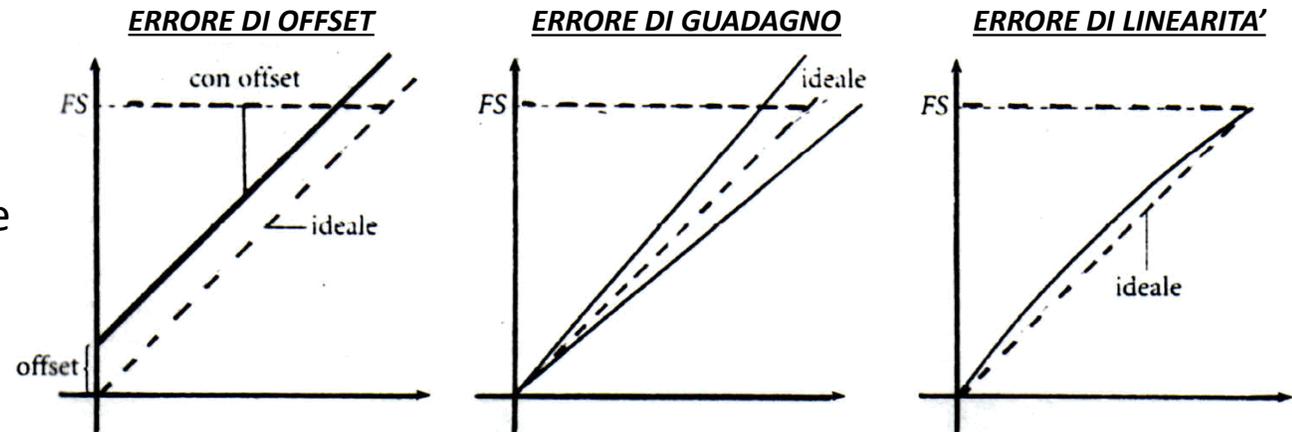
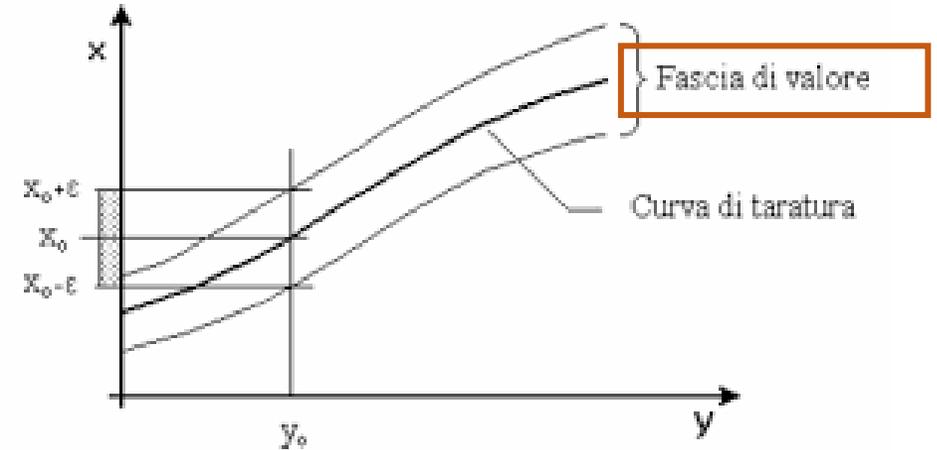
- Tale caratteristica può essere espressa sia mantenendo i **valori assoluti** ottenuti come indicazioni dallo strumento che **normalizzando per il massimo valore dell'output** (definito Full Scale Output, FSO) ed esprimendolo in forma **percentuale**.
- La **caratteristica ideale**, espressa come %FSO, sarebbe una retta con pendenza unitaria.
- La **caratteristica reale** ha un comportamento non ideale che produce una deviazione rispetto al valore «vero». Tale differenza rappresenta l'**errore** del sensore (più tale errore è elevato, meno il sensore sarà accurato)



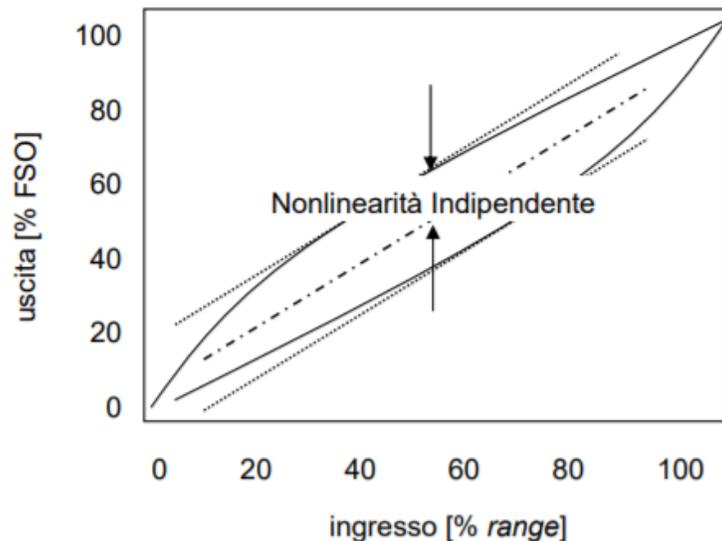
Caratterizzazione statica dei sensori

Come quantifichiamo l'errore?

- Il modo più immediato per considerare l'errore del sensore è definire la sua **fascia di incertezza** che rappresenta la massima deviazione dalla retta di riferimento.
- Per individuare la fascia di incertezza è necessario svolgere una **taratura completa**, che comprende **due o più cicli di taratura** (ciascuno ottenuto con una prova sull'intero range del sensore per valori crescenti e decrescenti)
- Tale errore può essere ulteriormente **scomposto in molteplici componenti (non linearità, guadagno, offset)** e conoscere da dove deriva l'errore può essere utile per effettuare la correzione finale dei dati e migliorare l'accuratezza, riducendo la fascia di incertezza.



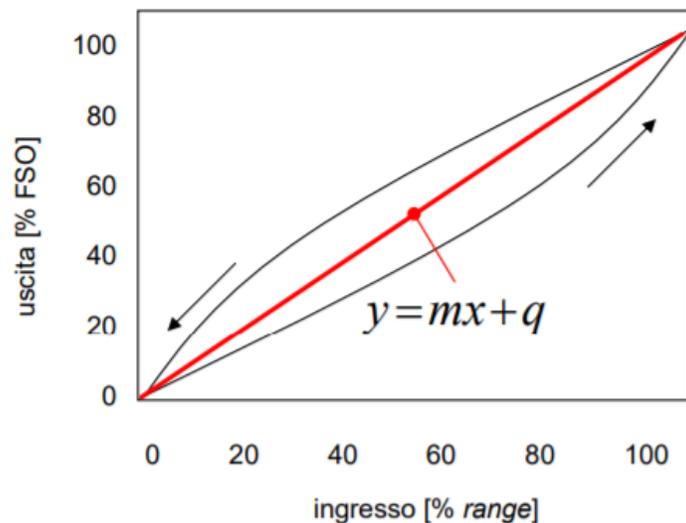
Caratteristiche statiche dei sensori



- Indica lo **scostamento** della curva di taratura dalla **retta di riferimento**.
- Tale retta può essere ottenuta in vari modi, la più comune è quella ottenuta dal **fitting lineare con il metodo dei minimi quadrati**.

SENSIBILITA' O GUADAGNO

- Rappresenta il **rapporto** tra la **variazione dell'uscita**, dovuta a una variazione dell'ingresso, e la **variazione dell'ingresso**.
- E' la **pendenza** della retta di riferimento.

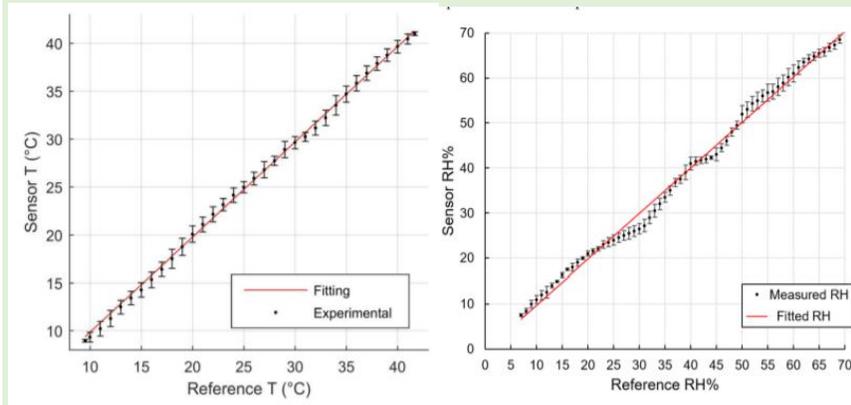


- Rappresenta il **segnale in uscita anche in assenza** del segnale in ingresso.
- E' il **termine noto** o intercetta della retta di riferimento

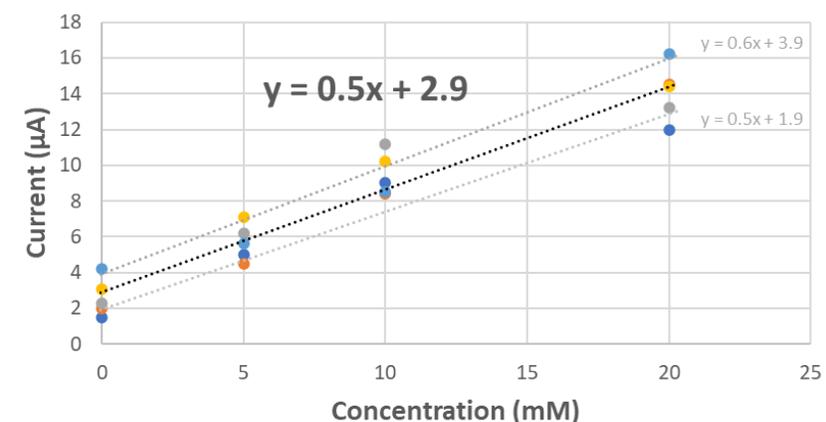
OFFSET

Esempi:

LINEARITA' DEL SENSORE DI TEMPERATURA RISPETTO A QUELLO DI UMIDITÀ



RETTA DI TARATURA DI SENSORI ELETTROCHIMICI



Sensibilità o guadagno = 0.5 uA/mM
Offset= 2.9 uA

Caratteristiche statiche dei sensori

RISOLUZIONE

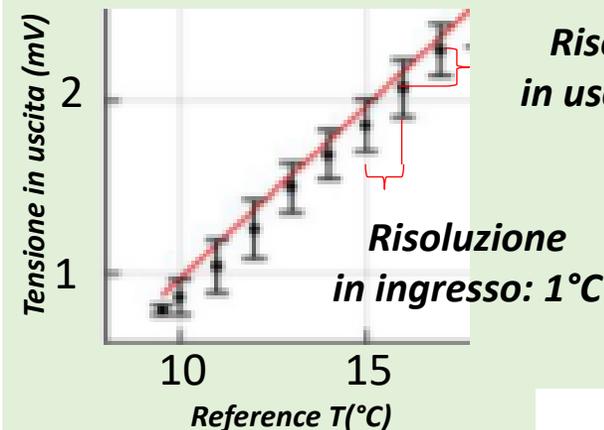
- **In uscita:** l'ampiezza del passo delle uscite (**distanza fra due uscite consecutive**) al variare dell'ingresso in tutto il suo range.
- **In ingresso:** l'ampiezza del passo in ingresso (**distanza tra due soglie successive**) che causa una variazione del valore di uscita.

LIMITE DI DETECTION (LOD)

- La **più bassa concentrazione** che può essere rilevata con una certa affidabilità dal sensore, ovvero distinta dal fondo di rumore.
- Il metodo più comune per calcolarla è con la regola delle **3 sigma**, dove sigma è la **stdev delle misure effettuate in assenza dell'analita**, e rappresenta il fondo di rumore del sensore.

Esempi:

RISOLUZIONE DI UN SENSORE DI TEMPERATURA

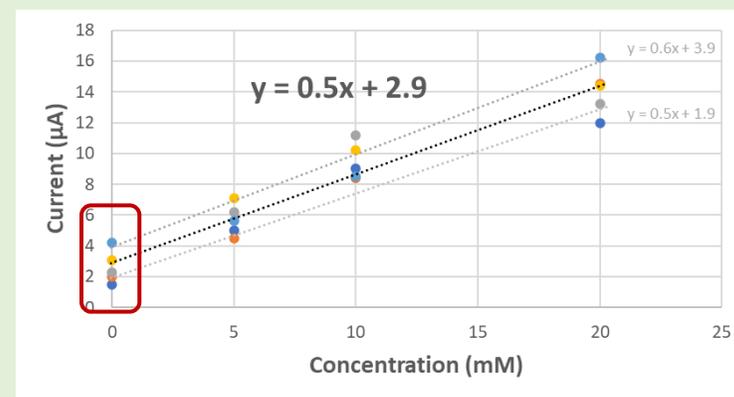


Risoluzione in uscita: 0.2 V

Da qui si può ricavare la risoluzione in termini di resistenza

Retta di taratura di sens $v_u = A \cdot \delta r_x \frac{I_p}{2}$

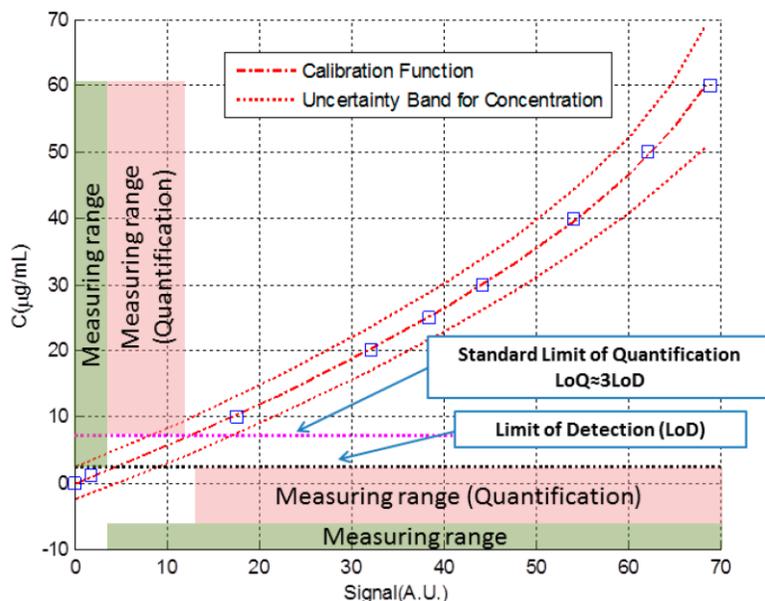
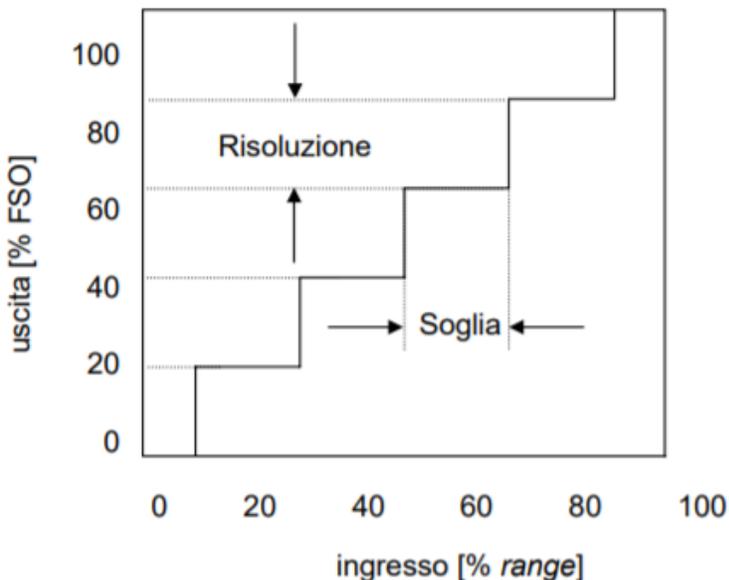
LOD DI UN SENSORE ELETTROCHIMICO



Sigma_blk = 0.2 µA

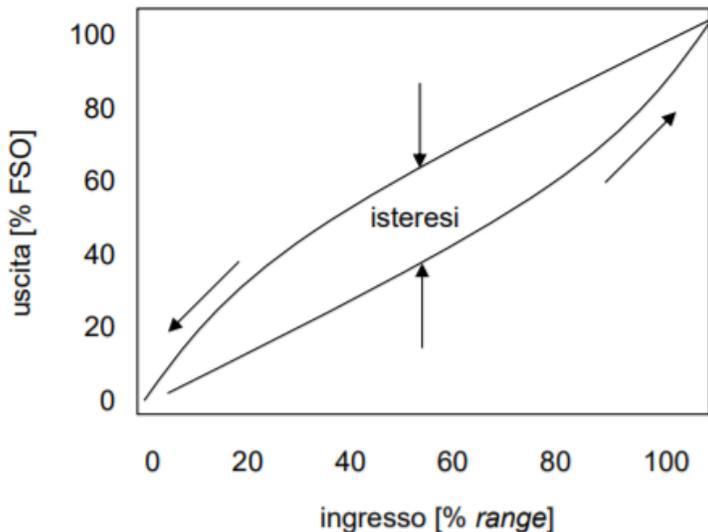
3*sigma_blk = 0.6 µA

LOD = (3*sigma_blk)/slope = 0.6/0.5 = 1.2 mM



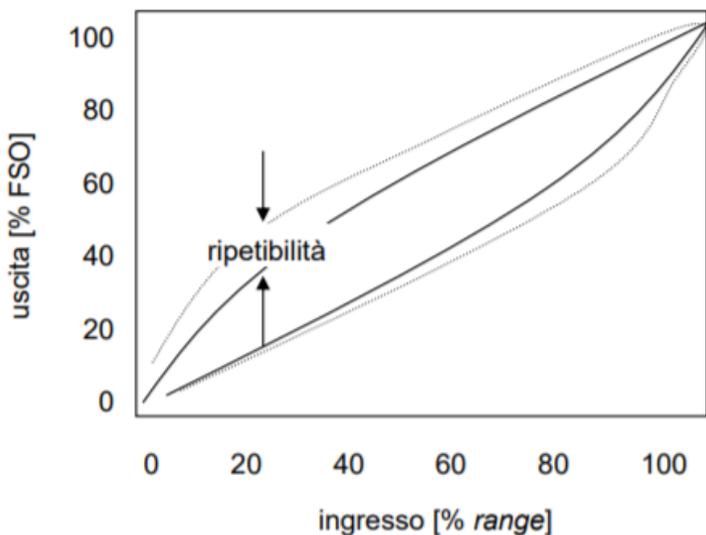
Caratteristiche statiche dei sensori

ISTERESI



- Rappresenta la **massima differenza tra i valori di uscita** corrispondente ad uno stesso ingresso, ottenuto prima per valori **crescenti e poi decrescenti**

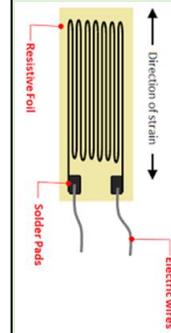
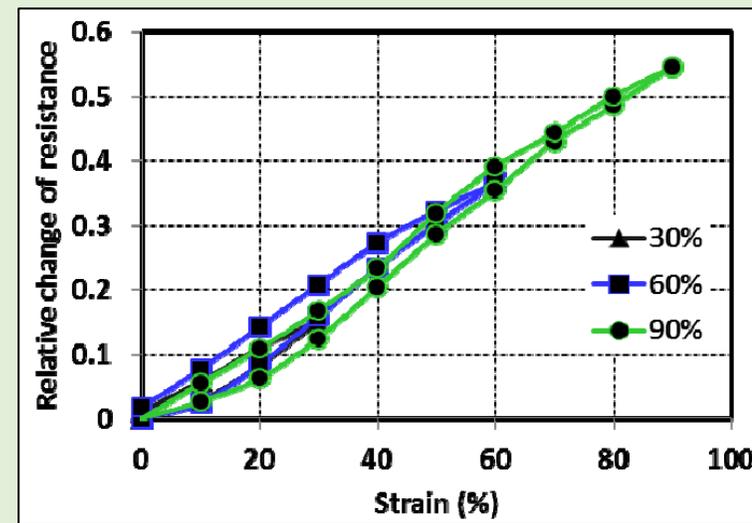
RIPETIBILITA'



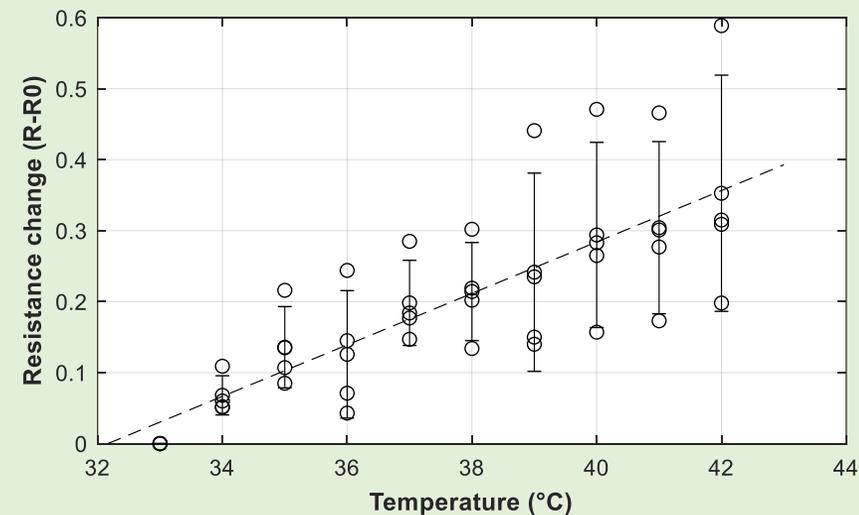
- Rappresenta la **capacità di riprodurre la stessa uscita** quando è applicato lo stesso ingresso, consecutivamente, nelle stesse condizioni operative e nella stessa direzione.
- Può essere espressa come differenza tra le uscite di diversi cicli, oppure come **relative standard deviation (RSD)**, rapporto tra la dev standard delle misure e la media

Esempi:

ISTERESI IN UN ESTENSIMETRO



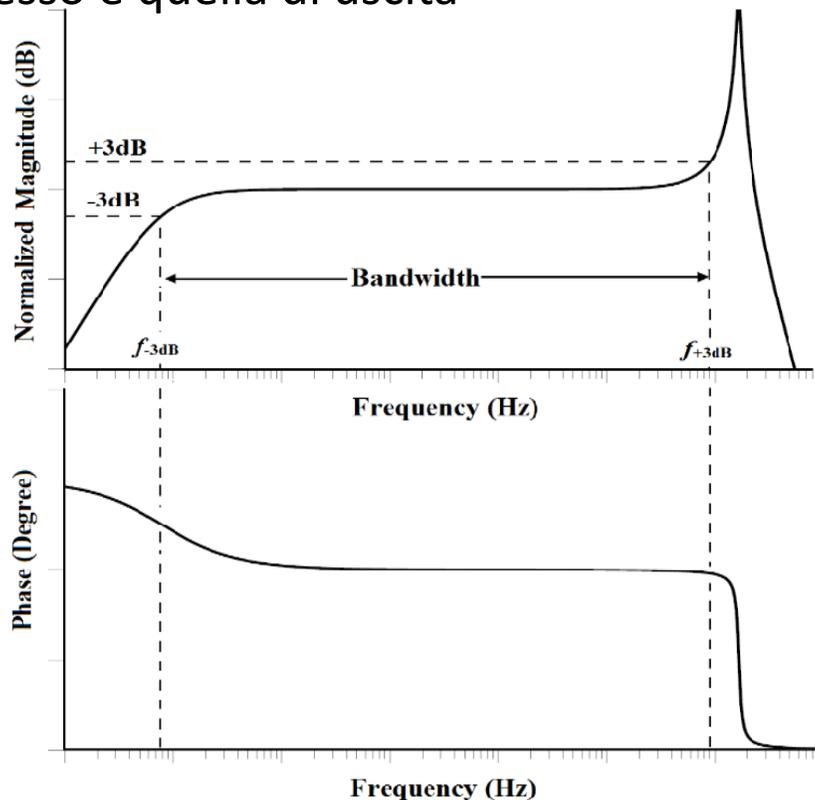
RIPETIBILITA' DI UN SENSORE DI TEMPERATURA



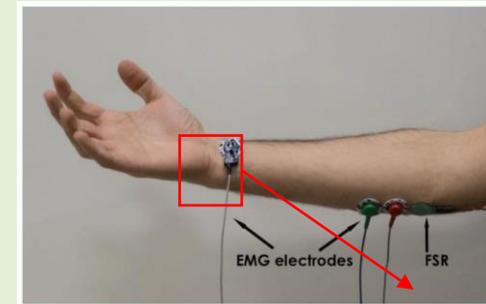
Caratteristiche dinamiche dei sensori

RISPOSTA IN FREQUENZA

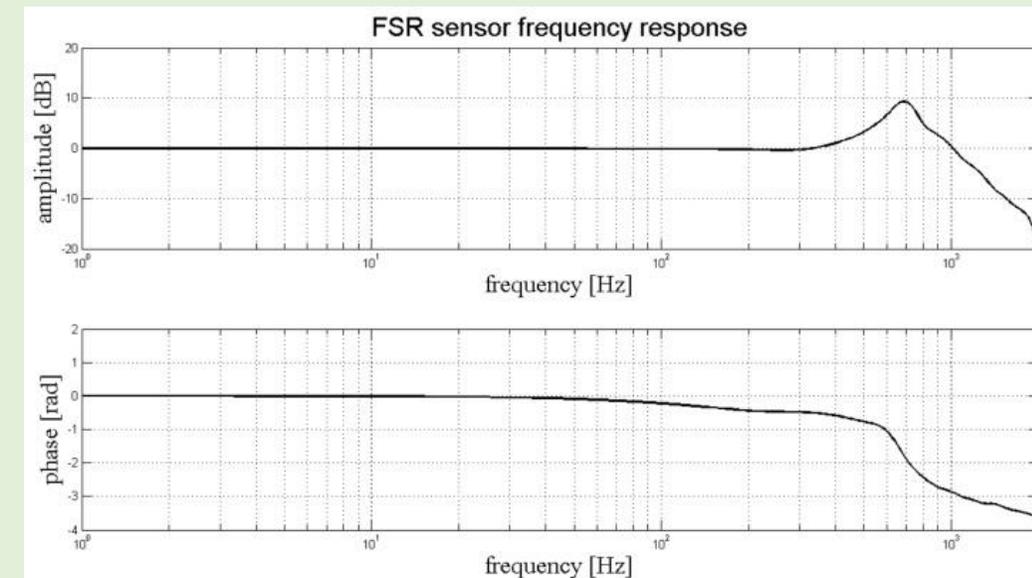
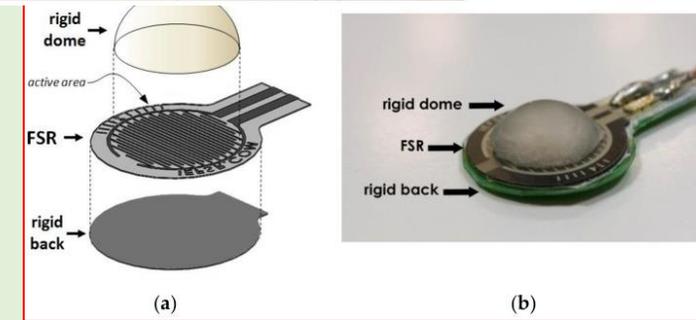
- Rappresenta:
- 1) La variazione con la frequenza del rapporto fra l'ampiezza in uscita e l'ampiezza in ingresso (**Guadagno**), entro una definita banda.
 - 2) La differenza al variare della frequenza fra la **fase** di ingresso e quella di uscita



Esempio:



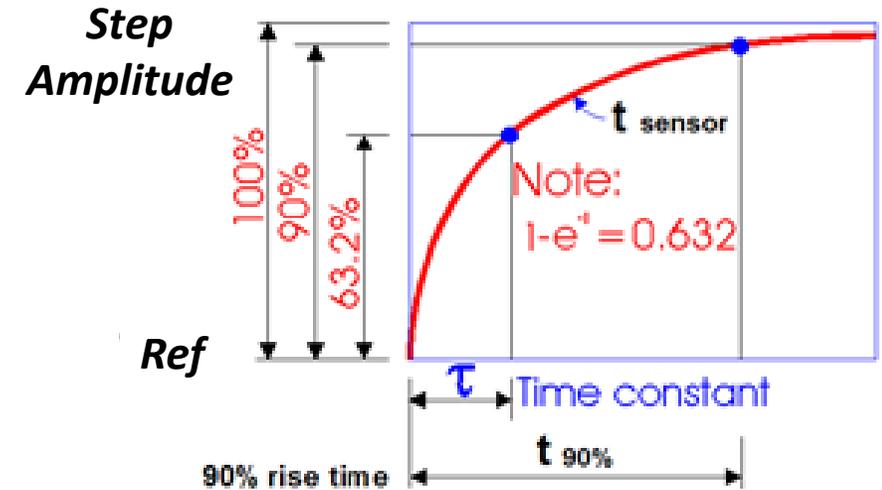
FORCE-SENSITIVE RESISTOR



Caratteristiche dinamiche dei sensori

RISPOSTA NEL TEMPO

- Caratterizza la risposta ad una variazione dell'ingresso con il tempo:
- 1) **Tempo di risposta:** tempo necessario affinché l'uscita raggiunga una specificata % del valore finale (al 95% o 98%)
- 2) **Tempo di salita:** tempo necessario affinché l'uscita vada da un prefissato valore ad uno maggiore definiti come % del valore finale (10%-90% o 5%-90%)
- 3) **Costante di tempo:** tempo necessario affinché uscita raggiunga il 63% del valore finale

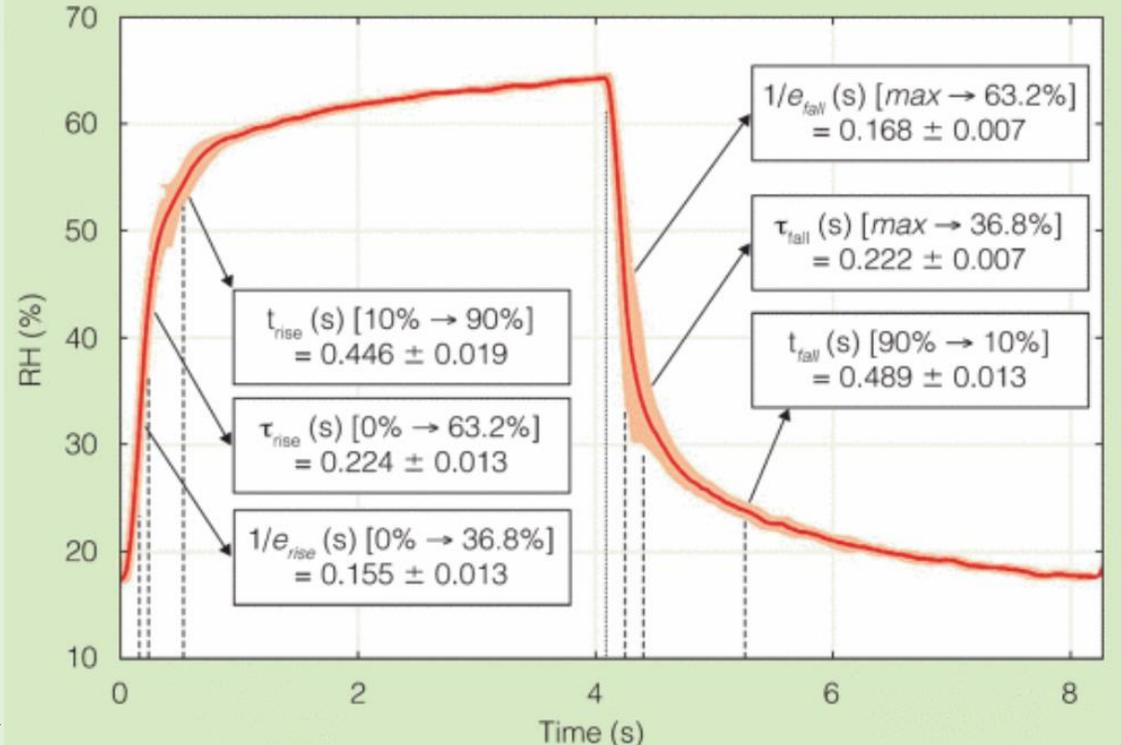
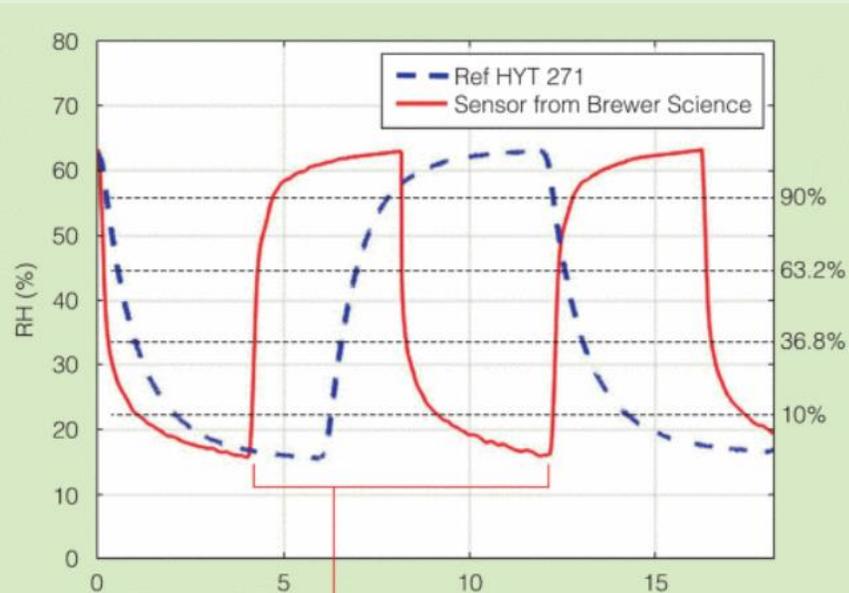


Esempio:

RESISTIVE HUMIDITY SENSOR



HYT 271
TEMP+HUM



Caratterizzazioni ambientali

condizioni normali di funzionamento	• 25 °C ±10 °C	temperatura
	• ≤ 90 %	umidità relativa
	• 88÷100 kPa	pressione atmosferica

- La caratterizzazione ambientale testa il comportamento del sensore in **condizioni non normali di operatività**, definendo le variazioni dovute a sollecitazioni esterne
- Questo tipo di caratterizzazione è molto utile per stabilire le fasce di tolleranza entro cui i sensori continueranno a garantire determinate performances (le caratteristiche discusse prima)

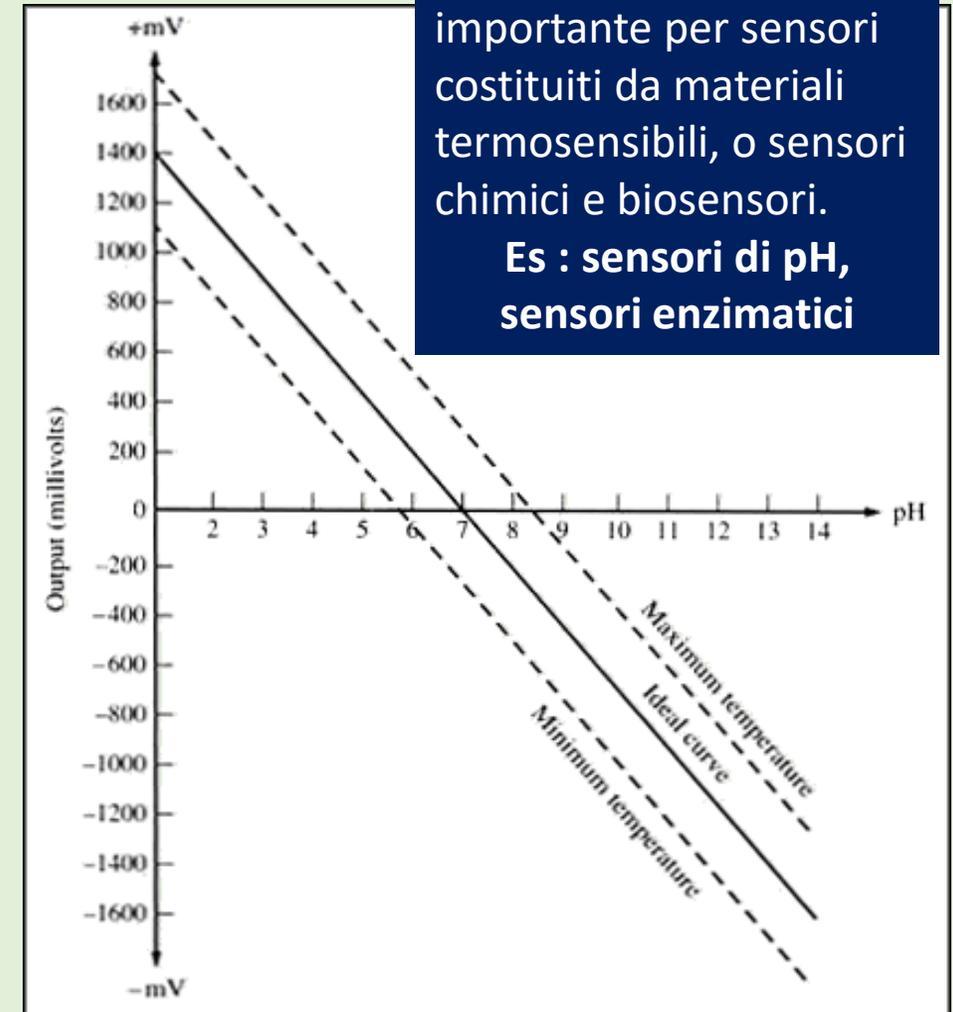
PRINCIPALI CARATTERISTICHE AMBIENTALI:

- ❖ *Errore di temperatura*
- ❖ *Errore di accelerazione*
- ❖ *Errore di pressione*
- ❖ *Errore di vibrazione*
- ❖ *Errore di sovraccarico*
- ❖ *Ecc...*

Esempio:

Influenza della temperatura sull'output di un sensore di pH

N.B. Questo è particolarmente importante per sensori costituiti da materiali termosensibili, o sensori chimici e biosensori.
Es : sensori di pH, sensori enzimatici



Caratterizzazioni di affidabilità

- Tutte le caratteristiche statiche e dinamiche viste e di solito indicate nel datasheet del sensore sono valide per un tempo e per condizioni prestabilite.
- Questo si riferisce all'affidabilità espressa in termini statistici come **probabilità che il dispositivo funzioni per un certo intervallo di tempo o numero di utilizzi.**

PRINCIPALI CARATTERISTICHE DI AFFIDABILITÀ:

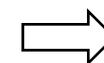
- ❖ La **vita operativa o tempo medio al degrado**, ossia il minimo intervallo di tempo nel quale il dispositivo opererà senza che cambino le sue caratteristiche di funzionamento. Una volta trascorso questo intervallo, pur non essendo fuori uso, il sensore potrebbe manifestare la mancata osservanza di alcune caratteristiche di funzionamento
- ❖ **Numero di cicli**, ossia il minimo intervallo di escursioni nel suo range di funzionamento nel quale il dispositivo opererà senza che cambino le sue caratteristiche di funzionamento
- ❖ il **tempo medio tra i guasti** (MTBF, Mean Time Between Failures)

OUTLINE

- Sensori e trasduttori: generalità
- Caratterizzazione metrologica dei sensori

➤ Classificazione di sensori e trasduttori biomedici

- Sensori passivi e relativi circuiti di trasduzione



QUIZ 1



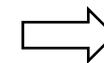
WE WANT YOU!



QUIZ 2



WE WANT YOU!

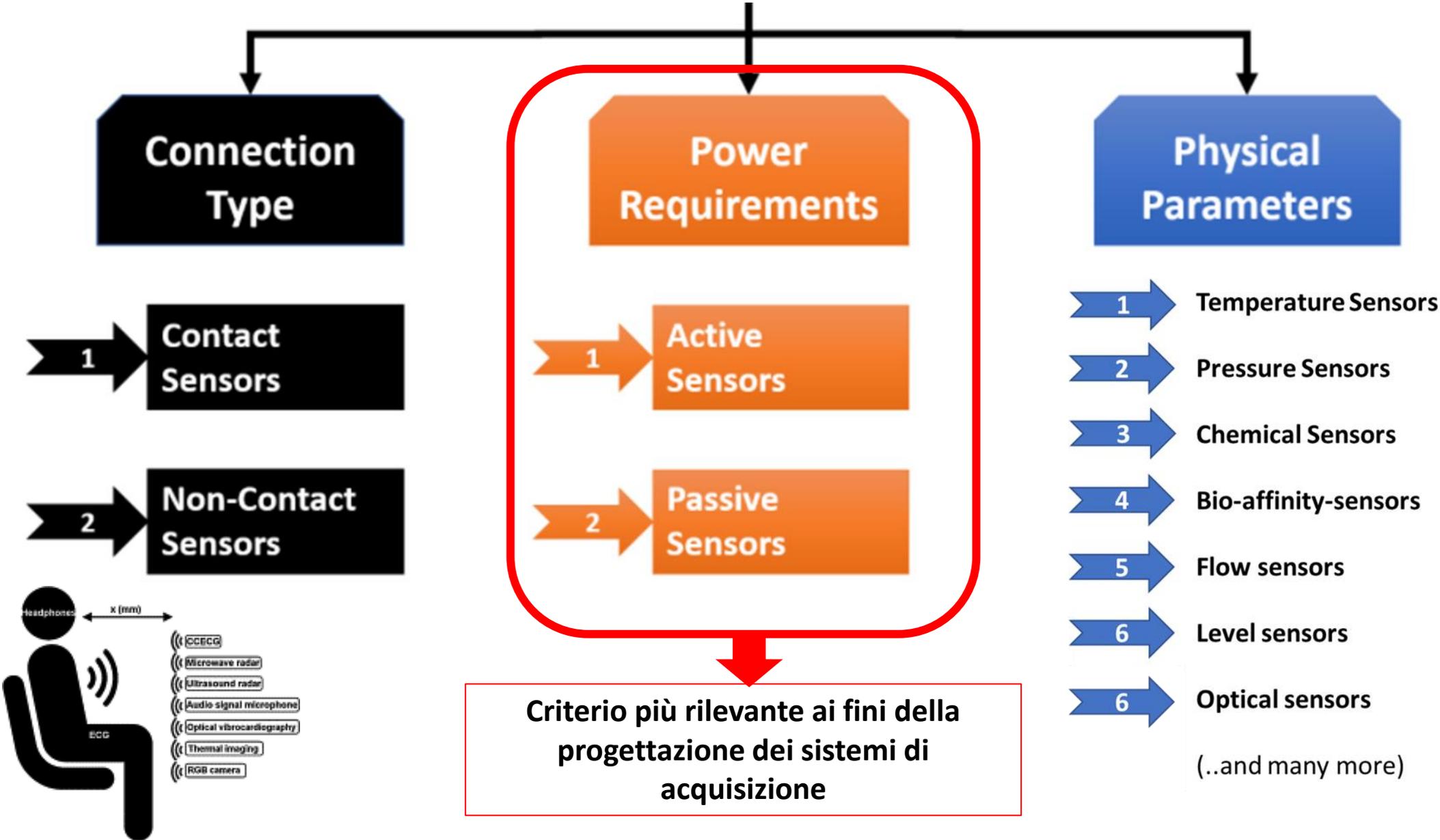


QUIZ 3



WE WANT YOU!

Classificazione di sensori biomedici



Sensori attivi e passivi

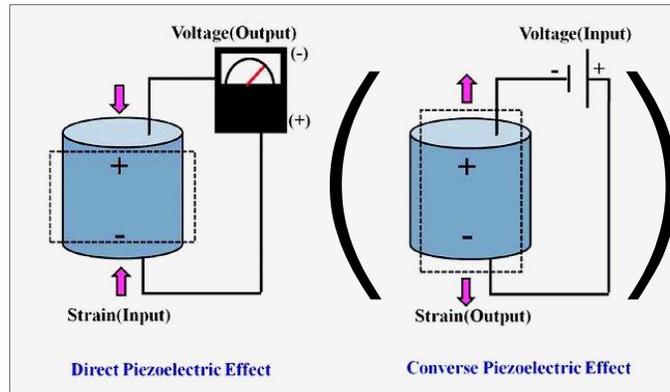
- Interazione con il misurando prende necessariamente la forma di uno **scambio di energia**
- L'energia ricevuta dal dispositivo può dare effetti di **due tipi**:

SENSORI ATTIVI

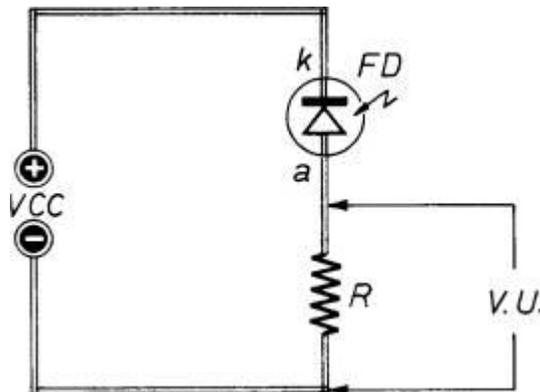
- il sensore **effettua una conversione in energia di natura diversa.**

Esempi

- 1) il sensore **piezoelettrico** contenuto in un **misuratore di pressione** elettronico converte energia meccanica in energia elettrica.



- 2) Il **fotodiodo** contenuto nel **pulsossimetro** converte energia luminosa in energia elettrica.

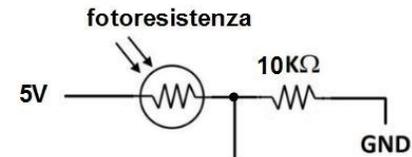


SENSORI PASSIVI

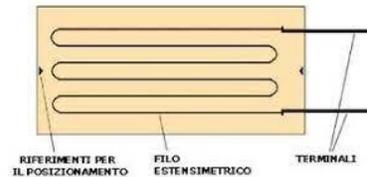
- il sensore **modifica una sua proprietà fisica per effetto dell'energia ricevuta**

Esempi

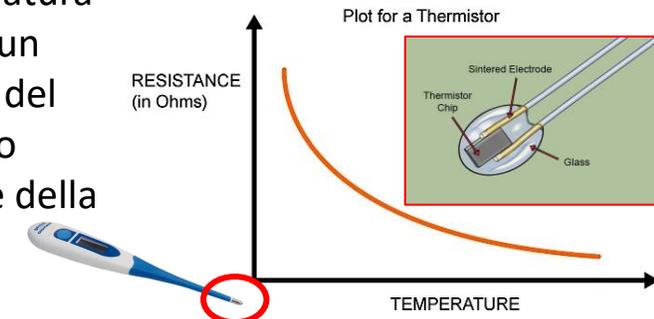
- 1) l'energia luminosa assorbita da un **fotoresistore** provoca una variazione misurabile della resistenza elettrica.



- 2) La deformazione a cui viene sottoposto un **estensimetro** provoca una variazione della resistenza elettrica.



- 3) La variazione di temperatura a cui viene sottoposto un **termistore** nella punta del termometro elettronico provoca una variazione della resistenza elettrica.



Sensori attivi: specifiche e categorie

- ❑ Essi possono essere considerati dei **CONVERTITORI DI ENERGIA** che assorbono energia dal sistema sottoposto a misura e la trasformano in energia di natura diversa, dotati di una certa efficienza η .

Potenza prodotta

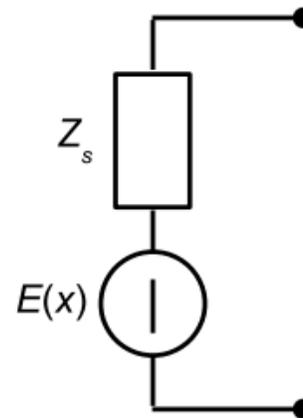
$$-\eta P_i$$

Potenza dissipata

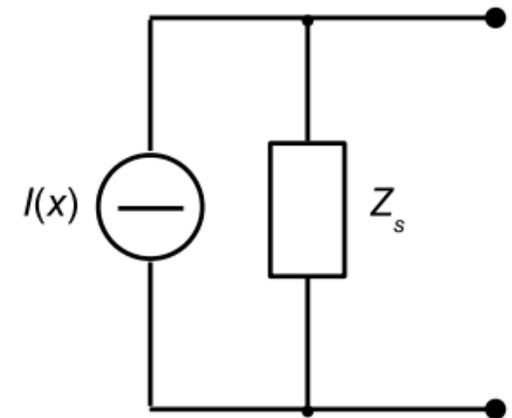
$$(1 - \eta) \cdot P_i$$

- ❑ Sensore attivo in generale schematizzabile come un generatore di tensione o corrente
- ❑ Essendo già un generatore di segnale, **non necessari circuiti aggiuntivi per ottenere il segnale elettrico in output**
- ❑ **MA** non sempre il segnale fornito presenta caratteristiche adatte quindi necessario comunque condizionamento.

Eq. Thevenin



Eq. Norton



- ❑ **Categorie difficilmente raggruppabili sotto criteri generali:** necessario approfondire gli **specifici principi** dei fenomeni fisici di conversione dell'energia (es. effetto termoelettrico, effetto piezoelettrico, effetto fotoelettrico) **molto diversi da una categoria all'altra.**

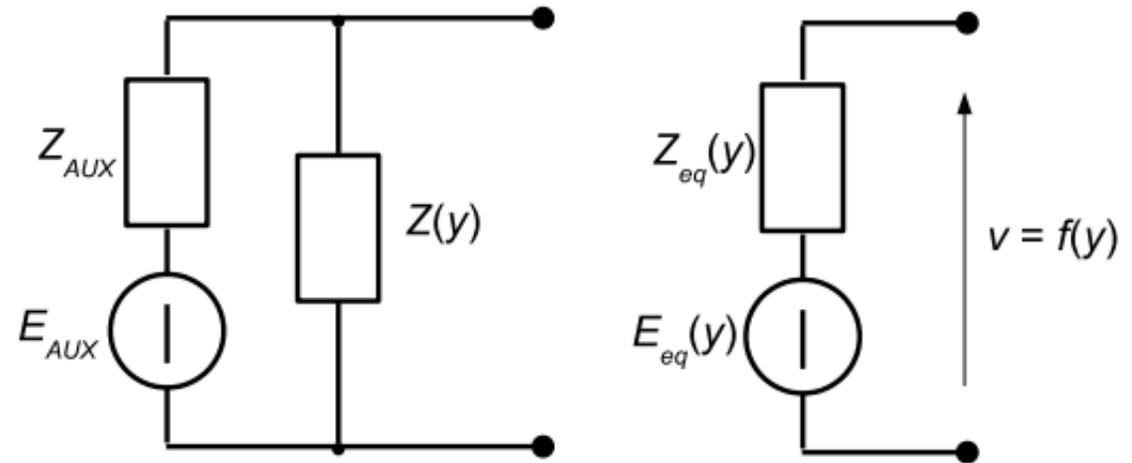
Sensori passivi: specifiche

- ❑ Essi si comportano da **ELEMENTI CONTROLLATI** che **fanno variare alcuni parametri del segnale di uscita dal circuito a causa delle interazioni con il misurando.**

- ❑ Sensore passivo in generale schematizzabile come il parallelo tra: generatore di tensione ausiliario e impedenza del sensore.

- ❑ La **forza elettromotrice $E_{eq}(y)$** è **proporzionale a E_{AUX}** della sorgente ausiliaria secondo un **fattore che dipende dal misurando: $E_{eq}(y) = E_{AUX} \cdot k(y)$** (sensori di modulazione).

- ❑ Di interesse non tanto il *valore assoluto* della grandezza elettrica y , ma **le sue variazioni rispetto al valore y_0 assunto in corrispondenza ad un dato valore di riferimento x_0 del misurando.**



$$y = y_0 + \Delta y; \quad x = x_0 + \Delta x \quad \text{con:} \quad \Delta y = f(\Delta x)$$

Sensori passivi: categorie

- ❑ I **sensori passivi** hanno in comune la caratteristica di fare riferimento ad una grandezza elettrica “passiva”, ossia una **resistenza**, una **capacità**, oppure una **auto o mutua induttanza**.
- ❑ Tali grandezze sono tutte costituite dal prodotto di un **fattore legato alla geometria** del dispositivo e di un altro dipendente dalle sue **caratteristiche elettromagnetiche** (**resistività**, **costante dielettrica**, **permeabilità magnetica**).

RESISTIVI

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

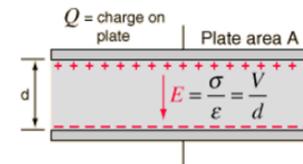
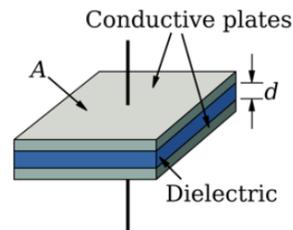
VARIANZA RELATIVA

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dl}{l} - \frac{dS}{S}$$

$$\frac{dS}{S} = \frac{2k \cdot a \cdot da}{ka^2} = 2 \frac{da}{a}$$

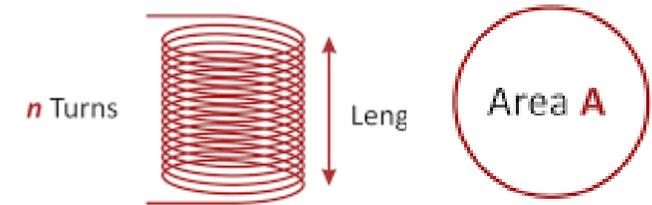
CAPACITIVI

$$C = \frac{Q}{V} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d}$$



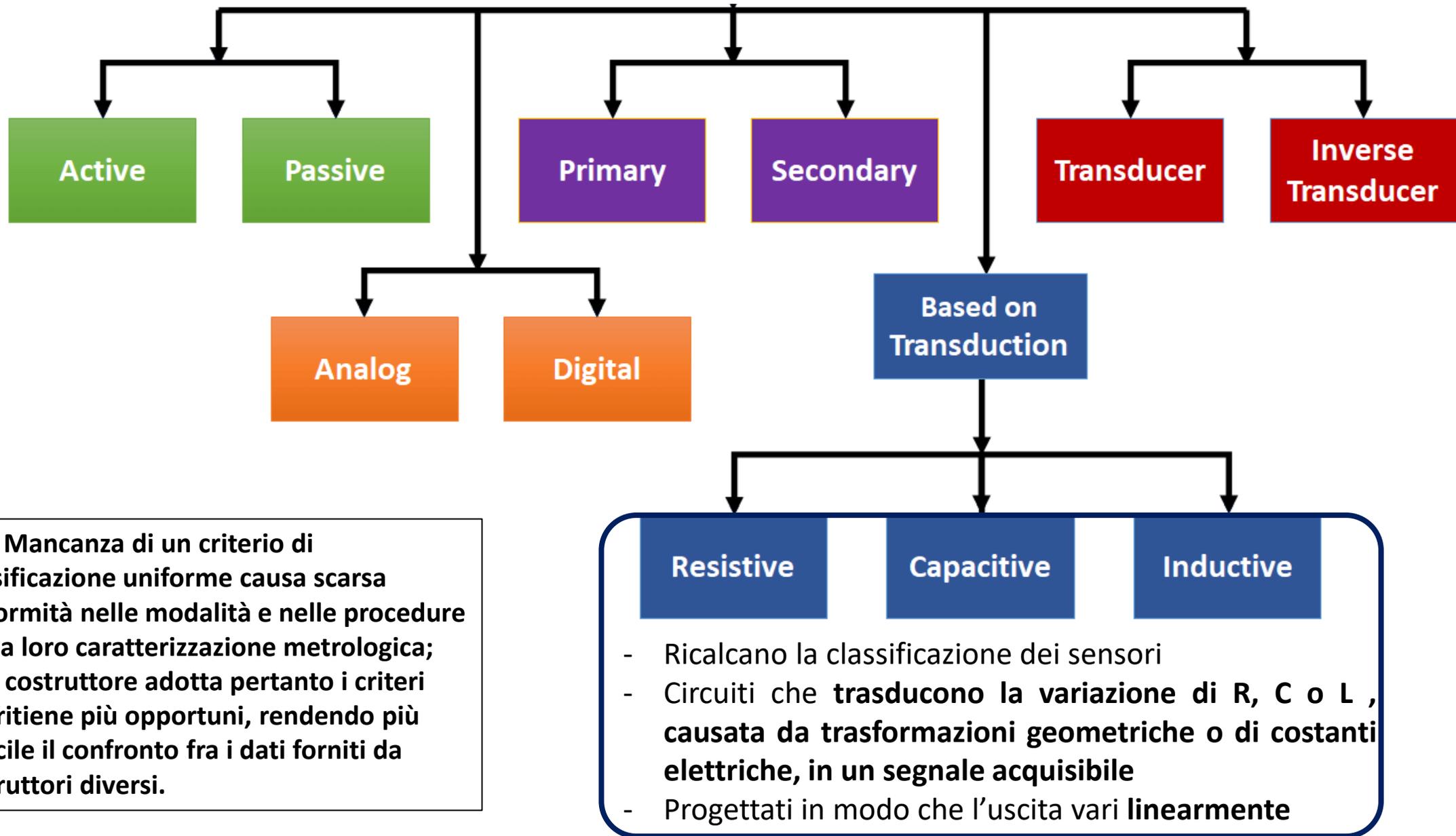
INDUTTIVI

$$L = \mu_0 \mu_r \frac{A}{l} \cdot n^2$$



- ❑ Interazione tra misurando e sensore può avvenire: o **cambiando la sua geometria** (ad es., estensimetri, sensori di spostamento) oppure **modificandone le proprietà elettromagnetiche** (ad es., termistori).

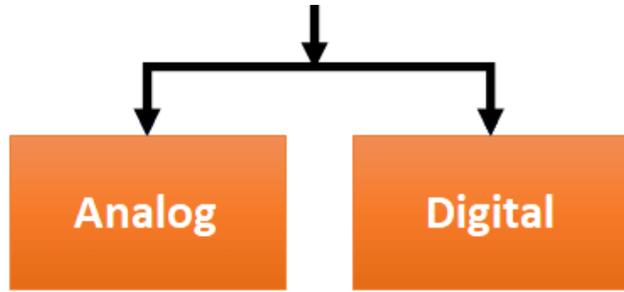
Classificazione dei trasduttori



N.B. Mancanza di un criterio di classificazione uniforme causa scarsa uniformità nelle modalità e nelle procedure per la loro caratterizzazione metrologica; ogni costruttore adotta pertanto i criteri che ritiene più opportuni, rendendo più difficile il confronto fra i dati forniti da costruttori diversi.

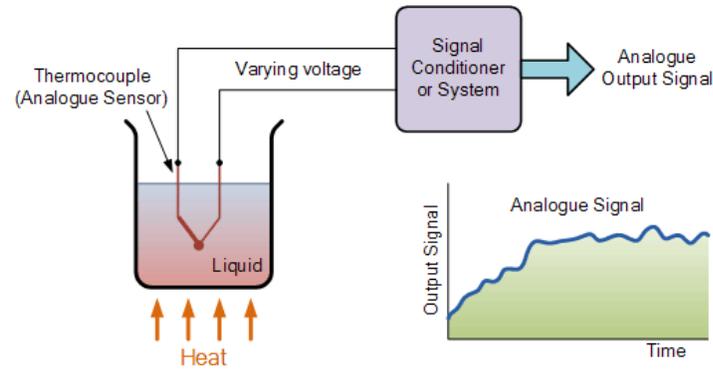
- Ricalcano la classificazione dei sensori
- Circuiti che **trasducono la variazione di R, C o L**, causata da trasformazioni geometriche o di costanti elettriche, in un segnale acquisibile
- Progettati in modo che l'uscita vari **linearmente**

Classificazione dei trasduttori



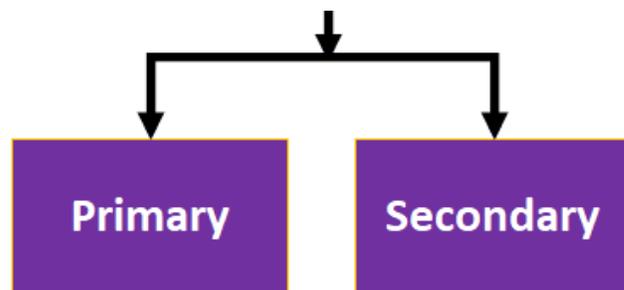
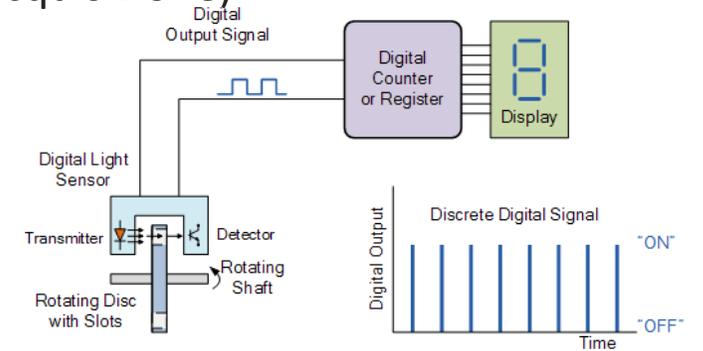
Analog Transducers

- Trasformano l'ingresso analogico in un'uscita analogica (segnale continuo sia nei tempi che nelle ampiezze).



Digital Transducers

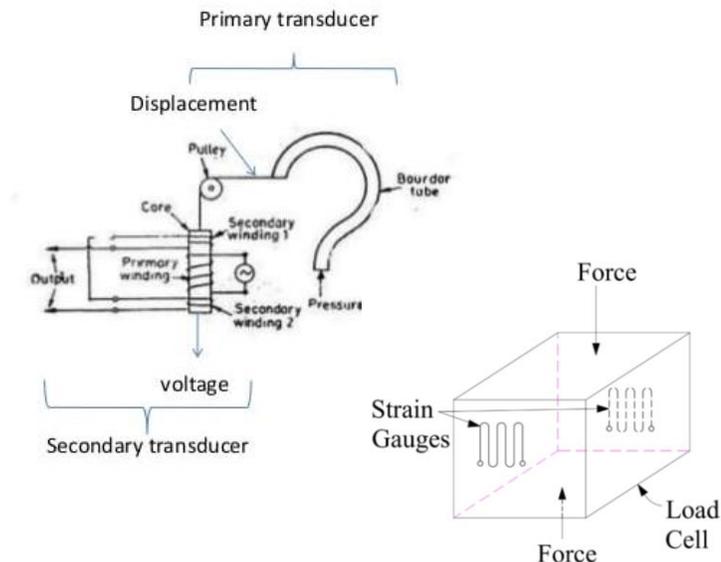
- Trasformano l'ingresso analogico in un'uscita digitale, (segnale con campioni discreti in tempo e ampiezze, senza errore di quantizzazione nella fase di acquisizione)



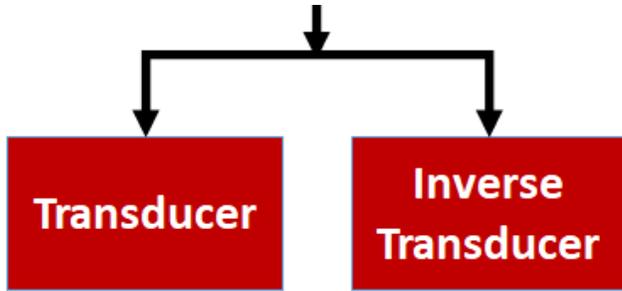
Alcuni trasduttori sono costituiti da un dispositivo meccanico associato ad uno elettronico.

Il **dispositivo meccanico** che trasforma la grandezza da misurare in una variazione meccanica (spostamento, compressione, allungamento ecc) viene chiamato **trasduttore primario**.

Il **dispositivo elettronico** che trasforma questa in una variazione di un parametro elettrico (tensione, corrente) viene chiamato **trasduttore secondario**.

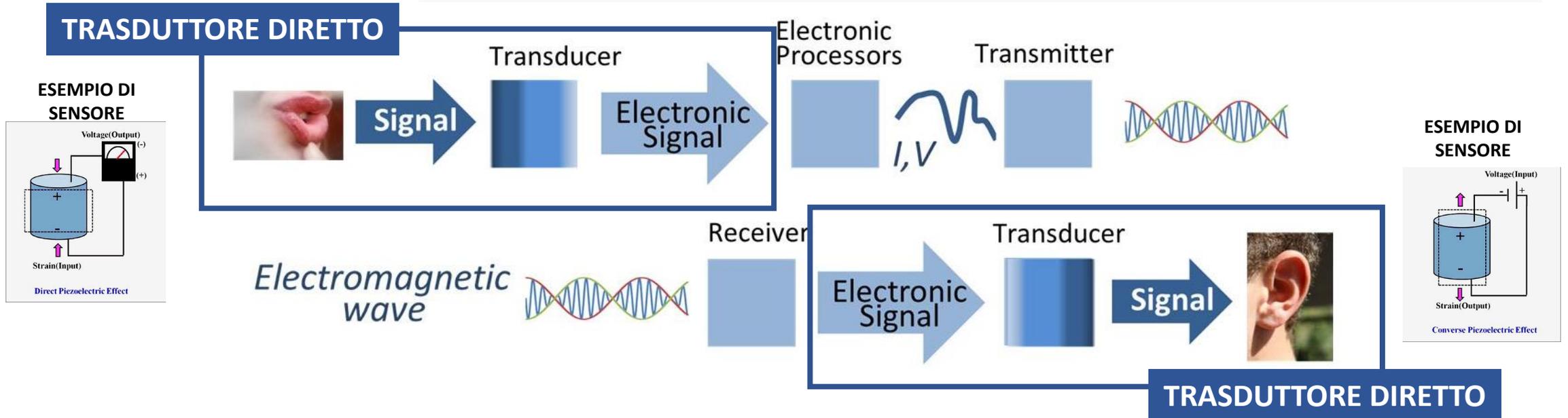


Classificazione dei trasduttori



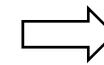
CRITERIO DI CONFRONTO	TRASDUTTORI DIRETTI	TRASDUTTORI INVERSI
Definizione	Il trasduttore converte una grandezza fisica non elettrica in una quantità elettrica	Il trasduttore converte una grandezza elettrica in una grandezza fisica di natura diversa
Input	Grandezza fisica non elettrica	Grandezza elettrica
Output	Grandezza elettrica	Grandezza fisica non elettrica
Esempi	Trasduttore foto-conduttivo, Termocoppia, Trasduttori di pressione, trasduttori di deformazione	Trasduttori piezoelettrici (ad effetto indiretto), conduttore elettrico attraversato da corrente che provoca campo magnetico

Esempio:



OUTLINE

- Sensori e trasduttori: generalità
- Caratterizzazione metrologica dei sensori

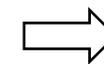


QUIZ 1



WE WANT YOU!

- Classificazione di sensori e trasduttori biomedici

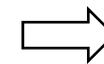


QUIZ 2



WE WANT YOU!

- Sensori passivi e relativi circuiti di trasduzione



QUIZ 3



WE WANT YOU!

Sensori resistivi di temperatura

APPLICAZIONI BIOMEDICALI: termometri, monitoraggio di temperatura in strumentazione clinica, monitoraggio aria in ventilazione assistita

PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO

Aumento di T

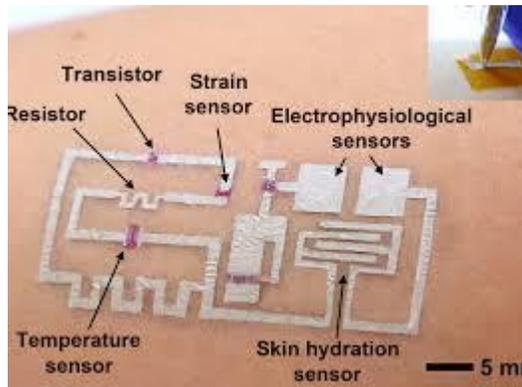
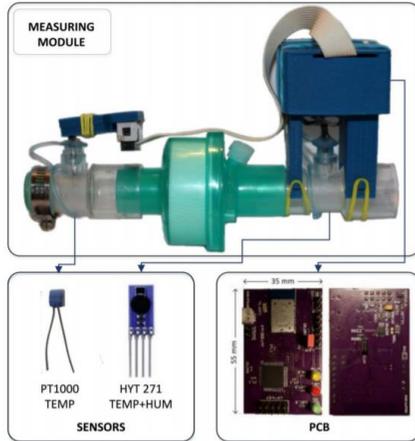
→ modifica movimento elettroni nel materiale

→ modifica la resistività

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

Il coefficiente di temperatura (temperature coefficient, TC) (**positivo o negativo a seconda del materiale**), definisce la sensibilità relativa del termistore, ossia la **variazione relativa di resistenza corrispondente ad una variazione di temperatura di un grado**.

$$TC = \frac{1}{R} \frac{dR}{dT}$$



N.B. Il fatto che per ottenere in uscita una grandezza elettrica necessariamente i circuiti di condizionamento impongano un passaggio di corrente nel termistore provoca un **aumento della temperatura del sensore stesso rispetto alla temperatura incognita**, con una conseguente variazione della sua resistenza, **contributo di incertezza** sul segnale di uscita

Sensori resistivi di temperatura

APPLICAZIONI BIOMEDICALI: termometri, monitoraggio di temperatura in strumentazione clinica, monitoraggio aria in ventilazione assistita

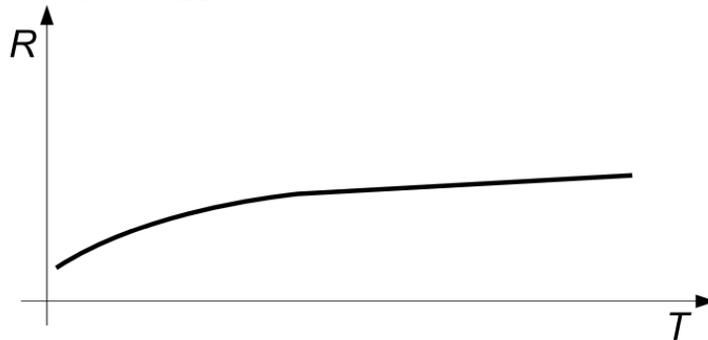
SENSORI DI TEMPERATURA: sfruttano la dipendenza della propria resistività da questa grandezza

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

CLASSIFICAZIONE:

RTD (Resistance Temperature Detector)

- Sensori composti da **materiali conduttori metallici**, spesso chiamati anche termoresistori
- **Coefficiente positivo:** aumento di temperatura provoca aumento di agitazione che si oppone al passaggio di corrente → **crece R**



$$R_T = R_0[1 + \alpha\Delta T + \beta\Delta T^2 + \gamma\Delta T^3 + \dots]$$

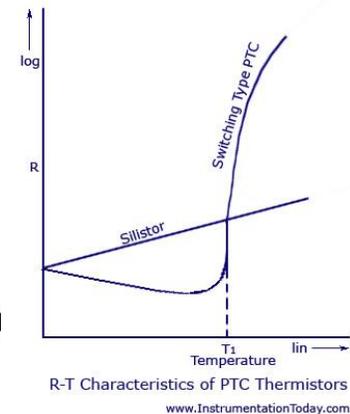
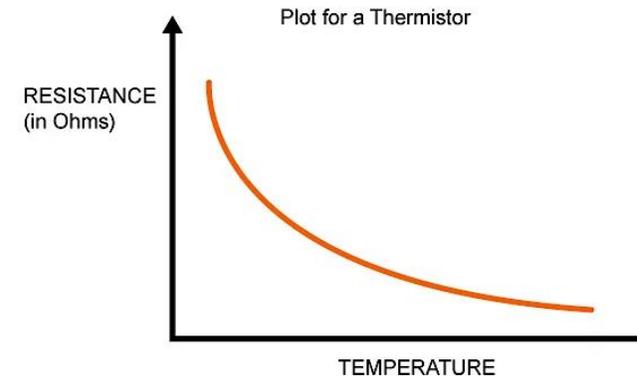
Per applicazioni pratiche con

- campo di temperatura non molto esteso
- non richiesta un'accuratezza molto spinta

$$R_T = R_0[1 + \alpha\Delta T] \quad \alpha \text{ dipende dal materiale}$$

TERMISTORI (Thermal sensitive resistor)

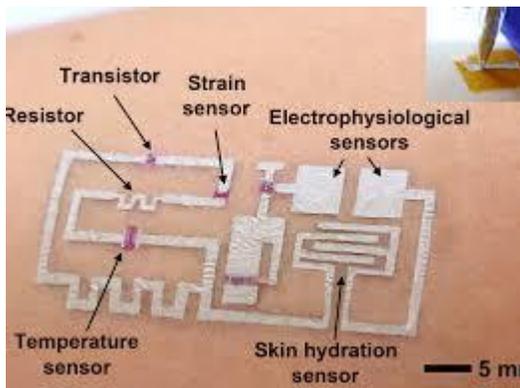
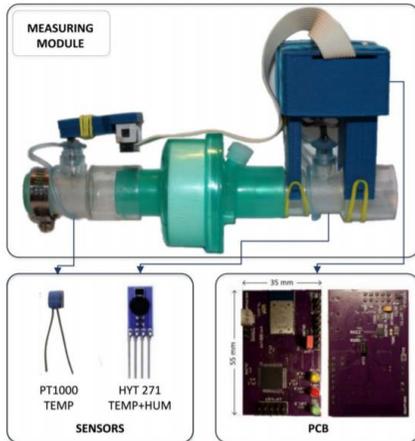
- Sensori composti da **materiali semiconduttori**
- **Più comuni, Coefficiente negativo:** aumento di temperatura provoca aumento delle cariche libere in movimento → **diminuisce R**
- **Meno comuni, Coefficiente positivo, meno stabili**



R-T Characteristics of PTC Thermistors
www.InstrumentationToday.com

→ Most common **NTC (negative Temperature Coefficient)**, good for low temperature

→ Less common **PTC (positive Temperature Coefficient)**, good for higher temperature, less stable



Sensori resistivi di temperatura

SENSORI DI TEMPERATURA: sfruttano la dipendenza della propria resistività da questa grandezza

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

APPLICAZIONI BIOMEDICALI: termometri, monitoraggio di temperatura in strumentazione clinica, monitoraggio aria in ventilazione assistita

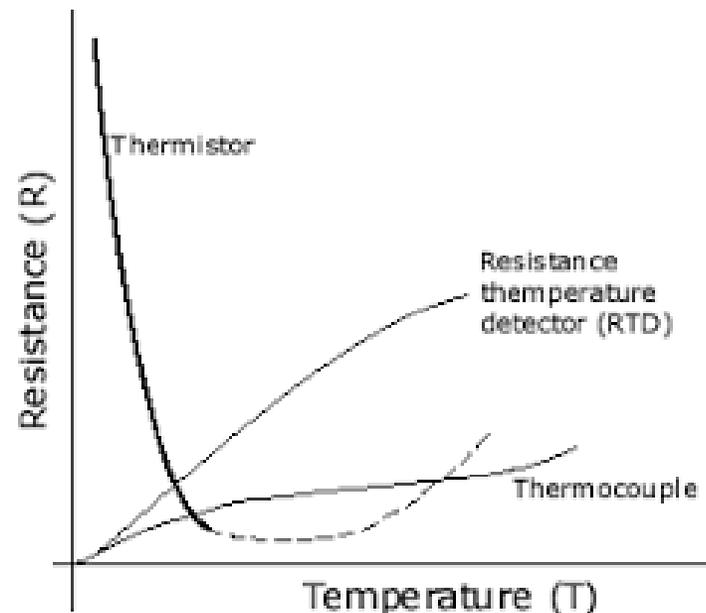
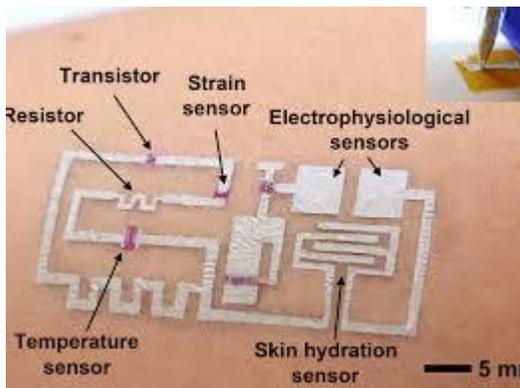
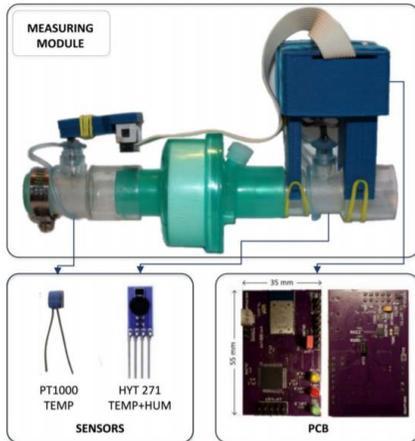
CLASSIFICAZIONE:

RTD (Resistance Temperature Detector)

- Sensori composti da **materiali conduttori metallici**, spesso chiamati anche termoresistori
- **Coefficiente positivo:** aumento di temperatura provoca aumento di agitazione che si oppone al passaggio di corrente → **crece resistività**

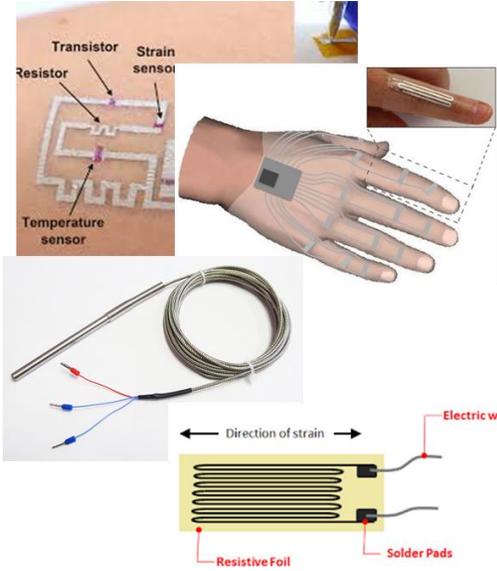
TERMISTORI (Thermal sensitive resistor)

- Sensori composti da **materiali semiconduttori**
- **Più comuni, Coefficiente negativo:** aumento di temperatura provoca aumento delle cariche libere in movimento → **diminuisce R**
- **Meno comuni, Coefficiente positivo, meno stabili**



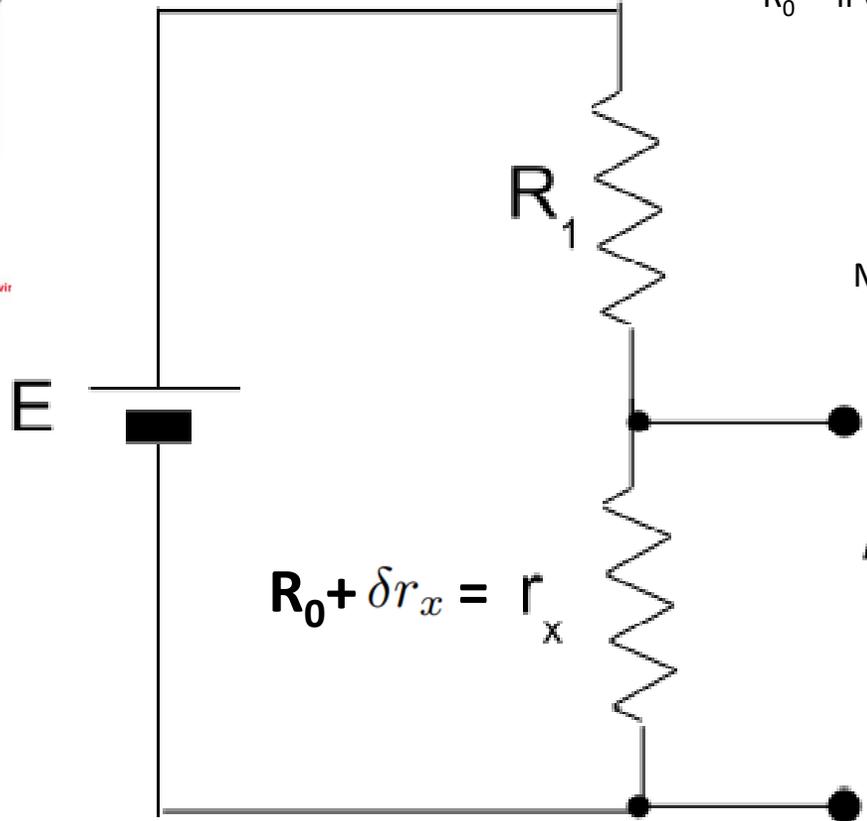
*I **TERMISTORI** sono i più sensibili, più stabili, molto veloci e quindi molto utilizzati per i range di temperature necessari in ambito biomedicale: fino a 100 volte più degli RTDs e 1000 volte più delle termocoppie.*

Trasduttori per sensori resistivi: Partitori resistivi



$$\delta r_x = r_x - R_0$$

→ Dove δr_x è la variazione di resistenza indotta dalla variazione del misurando
 r_x è la misura finale
 R_0 il valore in corrispondenza di una grandezza di riferimento del misurando,



Avremo quindi in uscita dal partitore:

$$v_x = E \frac{r_x}{R_1 + r_x} = E \frac{R_0 + \delta r_x}{R_1 + R_0 + \delta r_x}$$

Mettendo in risalto l'effetto della **variazione di resistenza relativa** $\frac{\delta r_x}{R_0}$

$$v_x = E \frac{R_0}{R_1 + R_0} \cdot \frac{1 + \frac{\delta r_x}{R_0}}{1 + \frac{R_0}{R_1 + R_0} \frac{\delta r_x}{R_0}}$$

definendo V_0 tensione di uscita in corrispondenza del rif. R_0

$$V_0 = E \frac{R_0}{R_0 + R_1} \Rightarrow v_x = V_0 \cdot \frac{1 + \frac{\delta r_x}{R_0}}{1 + \frac{R_0}{R_1 + R_0} \frac{\delta r_x}{R_0}}$$

METODO PIÙ SEMPLICE ma...



Che per piccole $\frac{\delta r_x}{R_0}$ diventa $\Rightarrow v_x = V_0 \left(1 + \frac{\delta r_x}{R_0} \right)$

- Essendo di solito δr_x di entità modesta rispetto R_0 , questo metodo costringe a misurare V_x con una **risoluzione molto elevata**, per essere in grado di rilevare un cambiamento nel valore di δr_x .
- **Più conveniente sfruttare metodi che permettano di eliminare la dipendenza dal termine costante legato a V_0**

Trasduttori per sensori resistivi : Ponti resistivi

PONTE A DEFLESSIONE

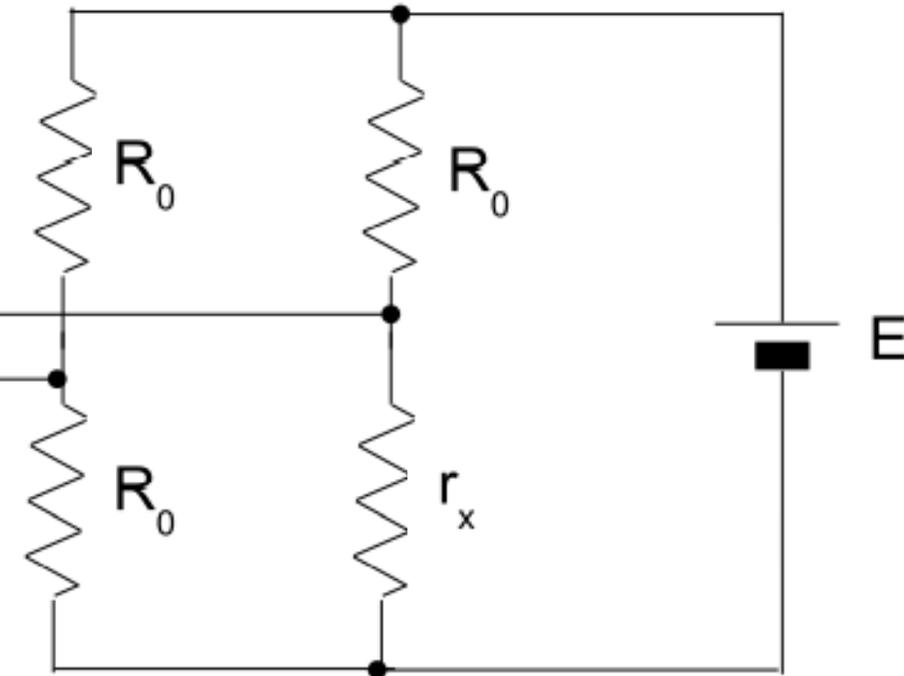
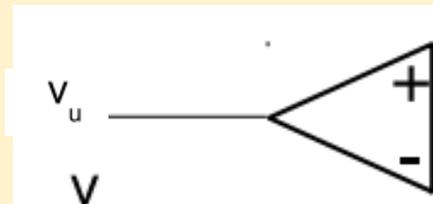
- Sfrutta un **secondo partitore**, in parallelo al primo con **resistenze non sensibili al misurando**, con un **rapporto di partizione** che fornisca proprio la **tensione V_0** .
- La scelta del valore di tali resistenze come R_0 garantisce massima sensibilità.
- In uscita fornisce solamente la **differenza tra queste due tensioni** grazie ad un amplificatore differenziale.

$$v_u = A \cdot V_0 \cdot \frac{\frac{\delta r_x}{R_0}}{1 + \frac{R_0}{R_0 + R_0} \frac{\delta r_x}{R_0}} = A \cdot V_0 \cdot \frac{\frac{\delta r_x}{R_0}}{1 + \frac{1}{2} \frac{\delta r_x}{R_0}}$$

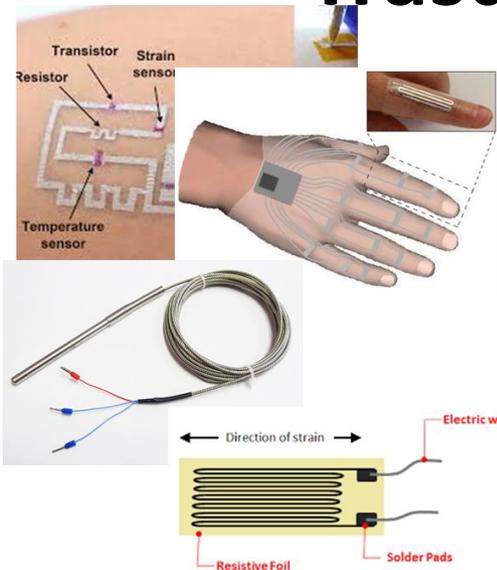


METODO SENSIBILE e ACCURATO che permette di far si che V_u dipenda esclusivamente dalla parte variabile di V_x ma...

- Uscita dipende linearmente dalla variazione di resistenza solo in caso di **piccole variazioni**
- Possibile metodo per risolvere consiste nell'**aumentare il numero di elementi sensibili** nel ponte.



Trasduttori per sensori resistivi : Ponti resistivi

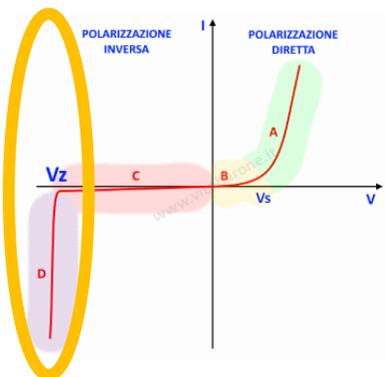


PONTE RESISTIVO CON CARATTERISTICA DI TRASDUZIONE LINEARE

- Sfrutta un **secondo elemento sensibile r_x** identico al primo inserito nel secondo ramo e il **matching delle due rimanenti resistenze con un valore pari al valore R_0** .
- Grazie a questo bilanciamento l'uscita dell'amplificatore differenziale sarà pari a 0 nella condizione di riferimento e sarà **dependente linearmente dalla variazione di r_x** , **indipendentemente dall'entità della variazione del misurando**.

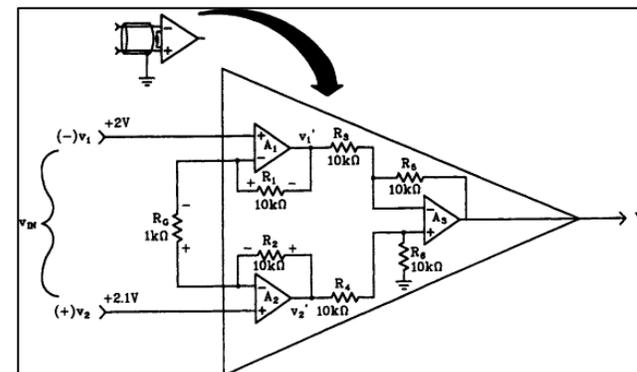
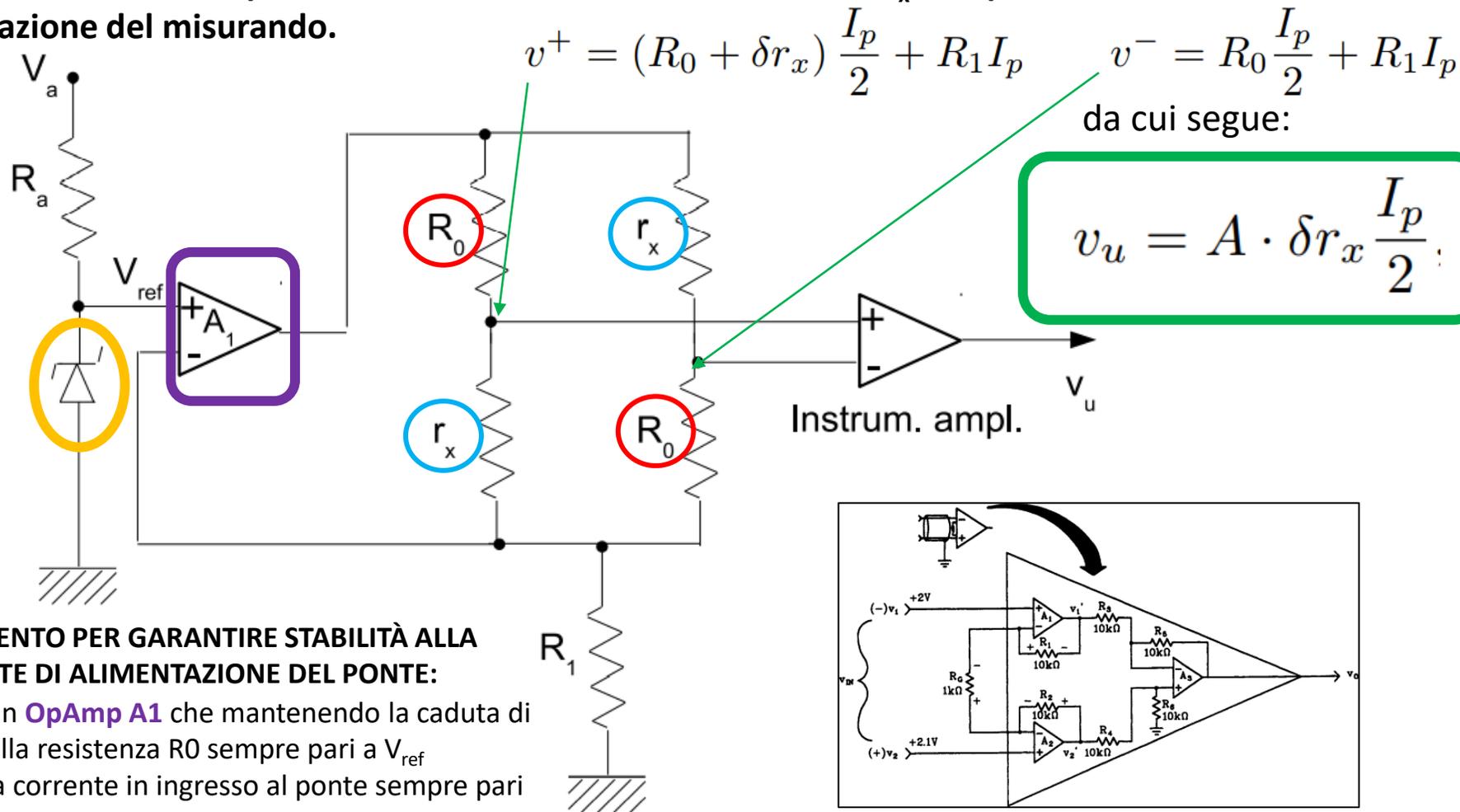
ACCORGIMENTO PER GARANTIRE STABILITÀ ALLA TENSIONE DI ALIMENTAZIONE:

- ✓ Utilizzo di un opportuno dispositivo, **diode Zener**, la cui tensione di scarica in polarizzazione inversa si può considerare costante e stabile, garantisce **stabilità alla tensione di riferimento V_{ref}**



ACCORGIMENTO PER GARANTIRE STABILITÀ ALLA CORRENTE DI ALIMENTAZIONE DEL PONTE:

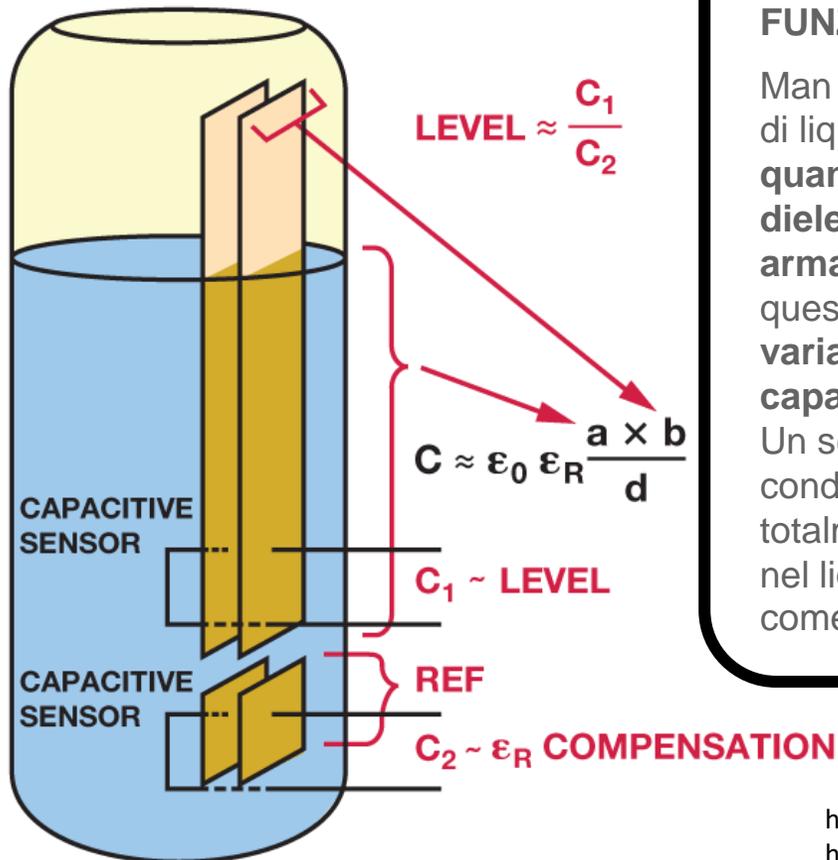
- ✓ Utilizzo di un **OpAmp A1** che mantenendo la caduta di tensione sulla resistenza R_0 sempre pari a V_{ref} mantiene la corrente in ingresso al ponte sempre pari a V_{ref}/R_1



Sensori capacitivi per applicazioni biomediche

SENSORI DI LIVELLO: sfruttano la dipendenza della propria costante dielettrica in base alla quantità di liquido presente tra le armature.

APPLICAZIONI BIOMEDICALI: *monitoraggio accurato di quantità da trasfondere/infondere, monitoraggio in incubatori*

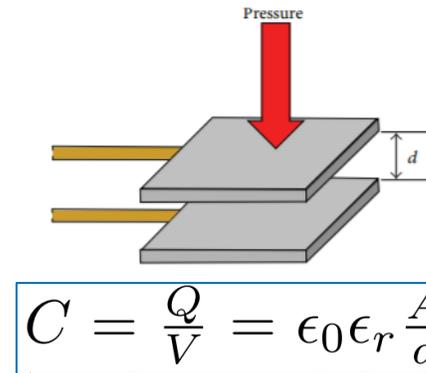


PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO:

Man mano il volume di liquido cambia, la **quantità di materiale dielettrico tra le armature cambia** e questo causa una **variazione della capacità stessa**. Un secondo condensatore totalmente immerso nel liquido è usato come **riferimento**.

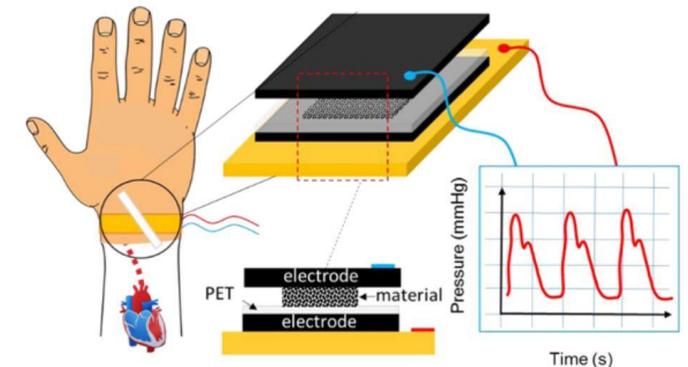
SENSORI DI PRESSIONE: sfruttano la dipendenza della capacità dalle variazioni geometriche indotte dallo spostamento.

APPLICAZIONI BIOMEDICALI: monitoraggio continuo pressione arteriosa, sensori di tocco interfacce uomo-macchina, mani robotiche

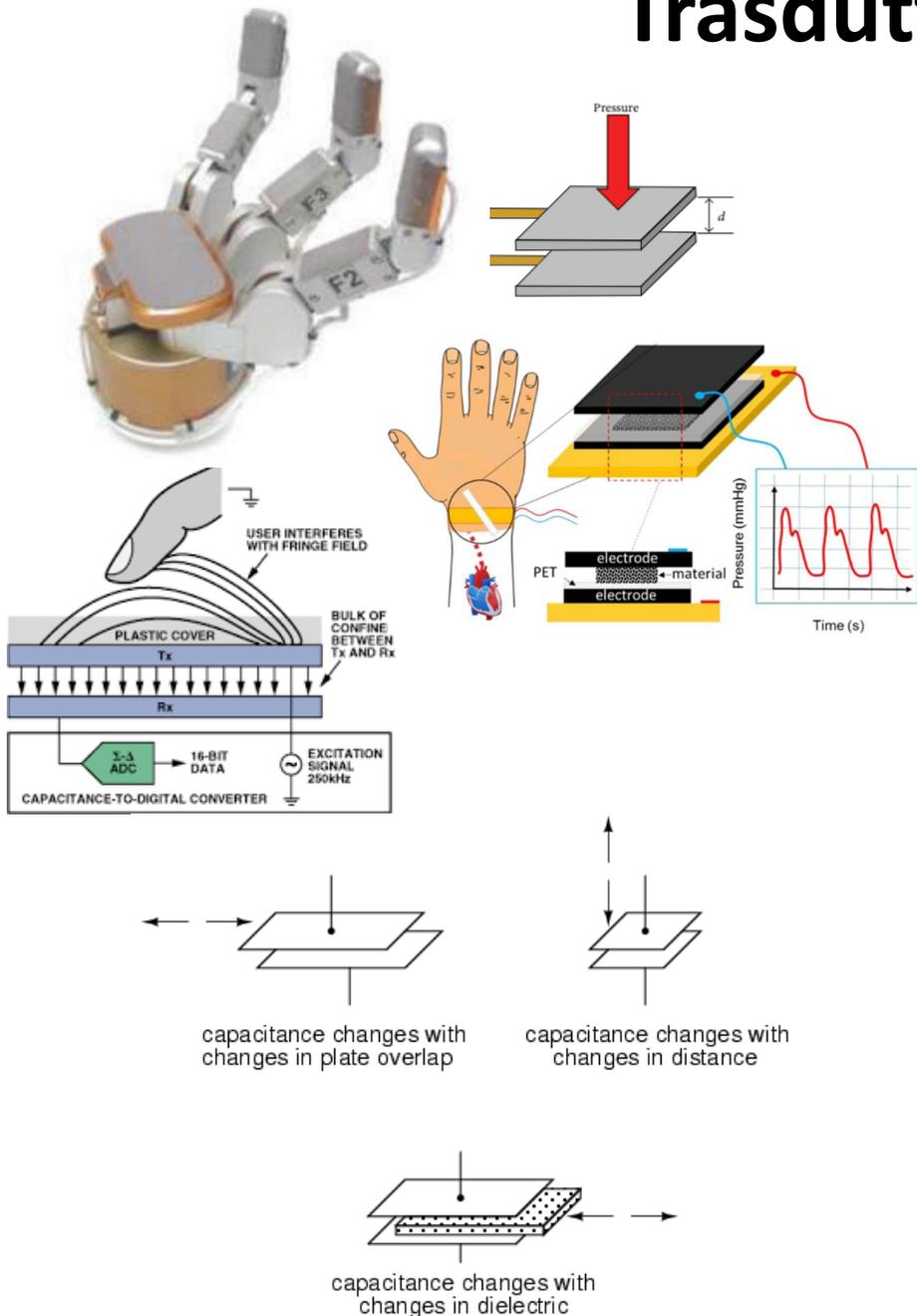


PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO:

L'azione di una pressione esternamodificando la distanza d provoca una **variazione geometrica** quindi modifica la capacità stessa.



Trasduttori per sensori capacitivi

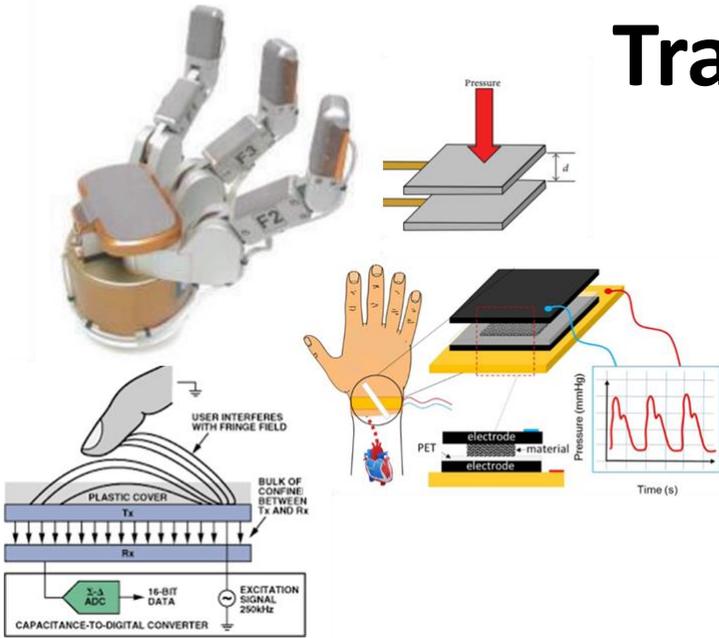


- Diversamente dalle resistenze, i condensatori hanno una caratteristica che dipende dalla frequenza, e quindi necessitano di essere sollecitati **da segnali periodici** affinché la loro variazione possa essere apprezzata (**se attraversati da DC → circuiti aperti**).

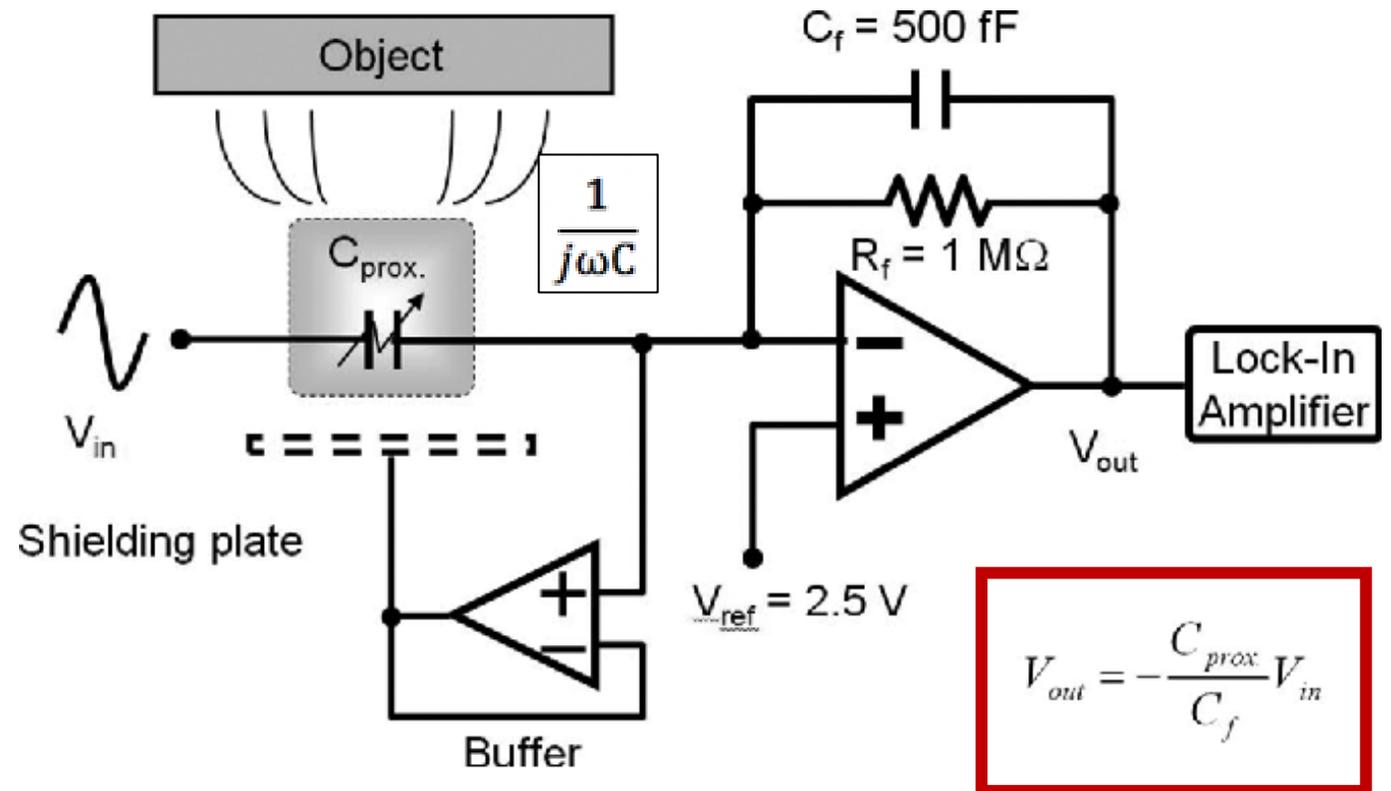
$$\frac{1}{j\omega C}$$

- Elemento necessario: generatore di segnali in frequenza o **OSCILLATORI** che convertono DC in AC.
- circuiti che convertano la **variazioni di capacità** in una **variazione di frequenza** molto variegata, non standardizzati rispetto ai trasduttori per sensori resistive.

Trasduttori per sensori capacitivi



Esempio di trasduttore per un sensore di prossimità



$$V_{out} = -\frac{C_{prox}}{C_f} V_{in}$$

- 1) Ingresso in AC per stimolare il sensore, con frequenza fissa.
- 2) Il sensore sfrutterà la modifica della distanza che farà variare il valore della capacità di accoppiamento tra oggetto e una piastra di riferimento

$$C = \frac{Q}{V} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d}$$

- 3) Al variare della C del sensore (C_{prox}) varierà in modo lineare anche l'uscita del circuito integratore proposto.

Take home messages

SENSORI E TRASDUTTORI: GENERALITÀ

- Il **trasduttore** è quel dispositivo che interfaccia il mondo fisico con un sistema di misura, trasferendo l'informazione di interesse dal misurando ad un segnale elettrico.
- Il **sensore** è l'elemento sensibile alla grandezza fisica che si vuole misurare all'interno del trasduttore.
- Le **caratteristiche metrologiche** complessive del trasduttore sono fortemente legate a quelle del sensore.

CARATTERIZZAZIONE METROLOGICA DEI SENSORI

- La **caratterizzazione dei sensori** è un processo di misura effettuato utilizzando il sensore sotto condizioni controllate.
- Tale caratterizzazione può avvenire in 2 modi: **statica**, valutando le prestazioni del sensore in condizioni normali, nell'ipotesi di variazioni lente dell'ingresso ed in assenza di sollecitazioni esterne (curva di taratura, linearità, isteresi, risoluzione, sensibilità, offset); **dinamica**, valutando il comportamento del sensore in condizioni di variazioni (rapide) dell'ingresso con il tempo, specificando in particolare il suo tempo di risposta (risposta in frequenza e nel tempo).
- Caratterizzazioni aggiuntive sono quelle che valutano il sensore in condizioni non normali (ambientale) e che ne valuta la vita utile (affidabilità)

CLASSIFICAZIONE DI SENSORI E TRASDUTTORI BIOMEDICI

- Il principale criterio di **classificazione** dei sensori riguarda la tipologia di scambio di energia con il misurando: ciò permette di suddividerli tra **attivi**, che effettuano una conversione in energia di natura diversa senza bisogno di energia esterna, e **passivi**, che modificano una propria proprietà fisica per effetto dell'energia ricevuta.
- Tali categorie possono essere modellate con equivalenti elettrici: un generatore per sensori attivi, e un elemento controllato per quelli passivi.
- I sensori attivi non sono facilmente classificabili in categorie, mentre quelli passivi vengono generalmente classificati in base al componente elettronico che subisce la modifica in: resistivi, capacitivi, induttivi
- I principali criteri di **classificazione dei trasduttori** sono: l'energia (attivi e passivi), la discretizzazione dell'uscita (analogici e digitali), il principio di trasduzione del sensore (resistivi, capacitivi e induttivi), la relazione con altre parti del trasduttore (primari e secondari), la direzione della trasformazione (diretti e inversi).

SENSORI PASSIVI E RELATIVI CIRCUITI DI TRASDUZIONE

- I **trasduttori per sensori resistivi** si basano sull'utilizzo di ponti resistivi combinati con amplificatori da strumentazione. Il metodo più utilizzato che garantisce dipendenza solo dalla variazione della resistenza sensibile e un output lineare prevede l'inserimento di due elementi sensibili nei rami opposti del ponte, e il bilanciamento delle altre due resistenze fisse di valore pari al valore dell'elemento sensibile in corrispondenza del valore di riferimento del misurando.
- I **trasduttori per sensori capacitivi (e in modo analogo per quelli induttivi)** avendo un comportamento in frequenza dipendente dalla frequenza del segnale che li attraversa, prevedono la presenza di un oscillatore per generare un segnale periodico, seguito da un circuito che valuta i cambiamenti nella frequenza o nell'ampiezza del segnale.