

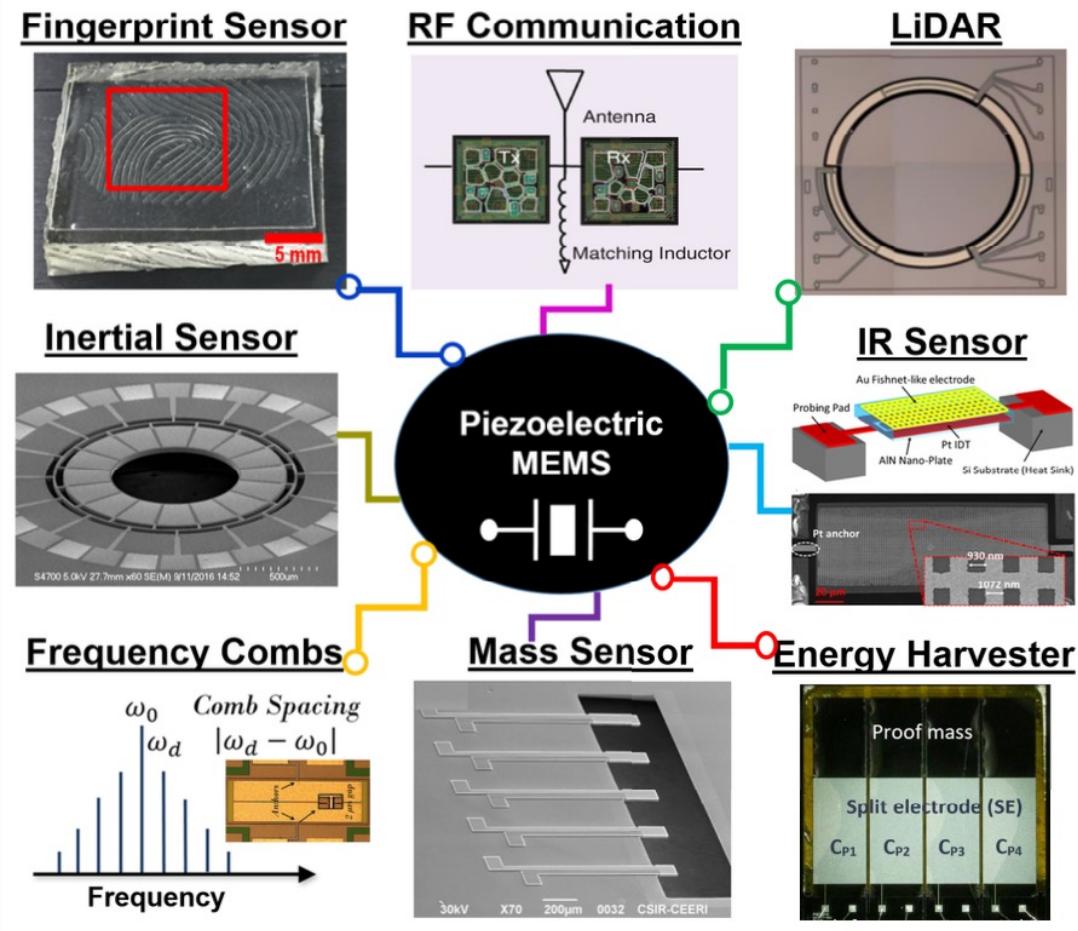
Chapitre 8 - Capteurs piézoélectriques

Partie 1 : Bases de la piézoélectricité

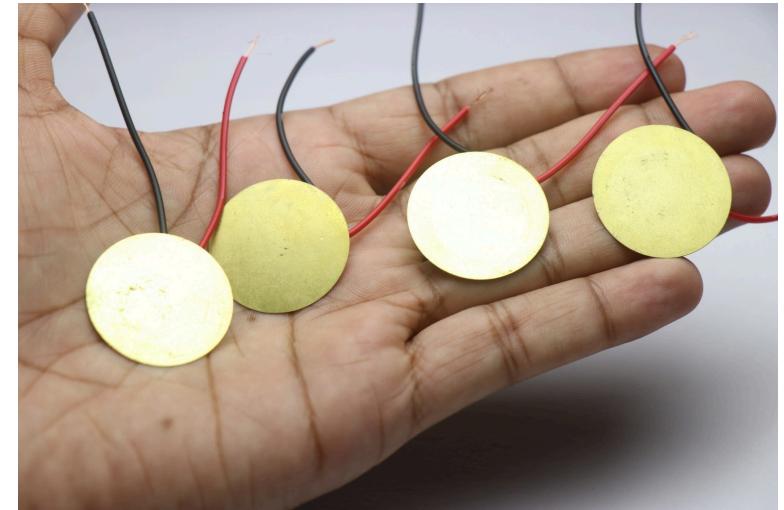
Partie 2: Circuits

Partie 3 : Capteurs mécaniques

Partie 4 : Capteurs ultrasons



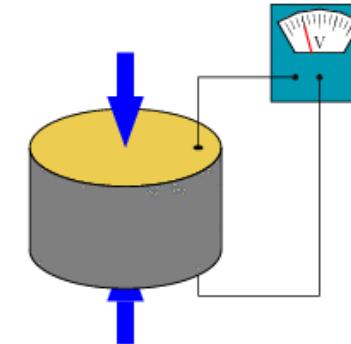
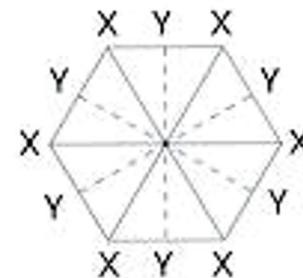
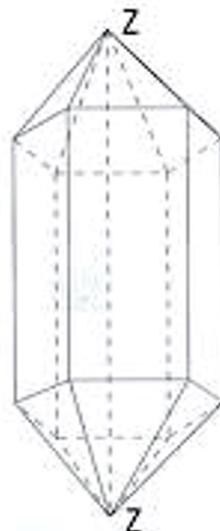
G. Pillai and S.-S. Li,
 "Piezoelectric MEMS Resonators: A Review,"
IEEE Sensors Journal, vol. 21, pp. 12589–12605, 2021
 doi: [10.1109/JSEN.2020.3039052](https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.3039052)



<https://www.kistler.com/PT/en/cp/piezoelectric-pressure-sensors-601c/P0001172>

Chapitre 8 - Capteurs piézoélectriques

Partie 1 : Bases de la piezoélectricité



<https://en.wikipedia.org/wiki/Piezoelectricity>

Effet piézoélectrique: capteur et actionneur

La piézoélectricité est la propriété que possèdent certains matériaux diélectriques de:

- se polariser électriquement sous l'action d'une contrainte mécanique et,
- réciproquement, de se déformer mécaniquement lorsqu'on applique un champ électrique.

L'effet piézoélectrique lie donc une **déformation** d'un matériau à une **polarisation** électrique.

$$\varepsilon_l = \frac{\Delta l}{l} \quad \leftrightarrow \quad P \left[\frac{C}{m^2} \right]$$

La **polarisation** désigne la densité de dipôles électriques. Unité: C/m²

Le changement de polarisation induit l'**apparition de charges** en surface

L'effet Piezoélectrique lie **déformation** (ε et donc σ) et **polarisation électrique P**

- An applied electric field leads to mechanical strain
- Mechanical stress generates charges

$$\varepsilon_{ij} = S_{ijkl} \sigma_{kl} + d_{ijk} E_k$$

$$D_i = \epsilon_{ij} E_k + d_{ijk} \sigma_{kl}$$

Violet: tous les matériaux

Vert: seulement les piézos

S_{ijkl} Compliance tensor (inverse of Elasticity tensor)

ε_{ij} Strain

σ_{kl} Stress

ϵ_{ij} Permittivity matrix

E_k Electric field components (not Young's modulus !)

D_i Displacement field (electric)

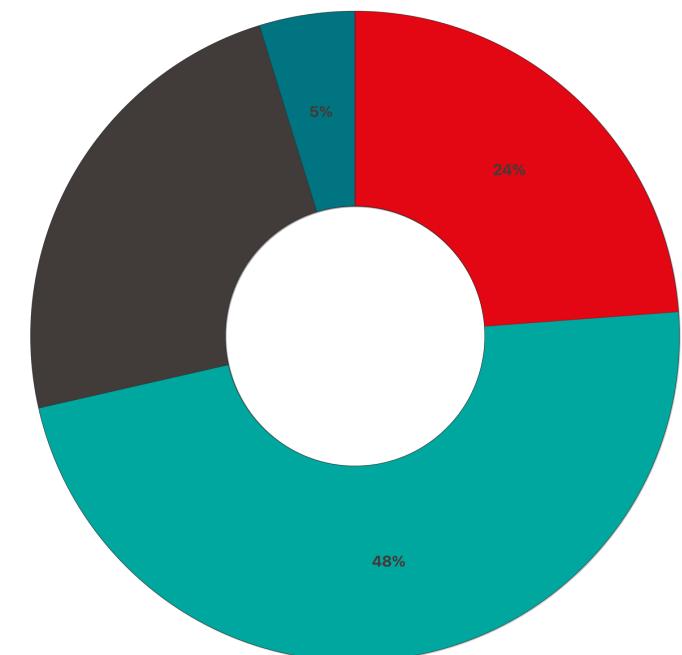
d_{ijk} Piezo tensor

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} + \vec{P}$$

\vec{P} Polarization: density of electric dipoles.
units: C/m²

Quelle déformation relative maximum pour un capteur piezo ?

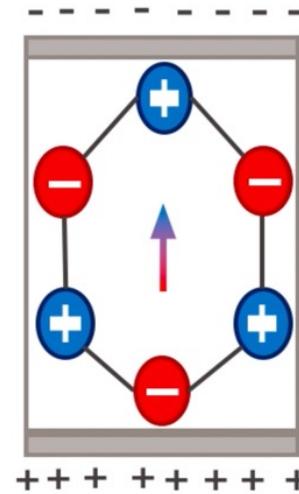
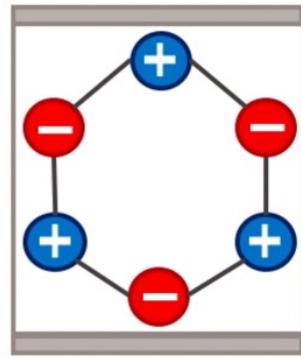
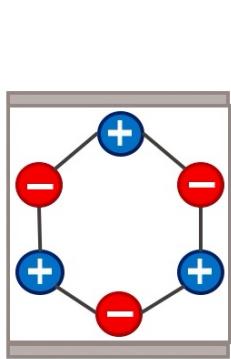
- A. 0.01 %
- B. 0.1%
- C. 1%
- D. 10%



Piezoelectric Material	Maximum Strain
PZT (Lead Zirconate Titanate)	0.1% to 0.2%
Quartz (SiO_2)	0.01 % to 0.05 %
AlN (Aluminum Nitride)	0.1% to 0.3%
ZnO (Zinc Oxide)	0.2% to 0.5%
PVDF (Polyvinylidene Fluoride) polymer	3% to 5%

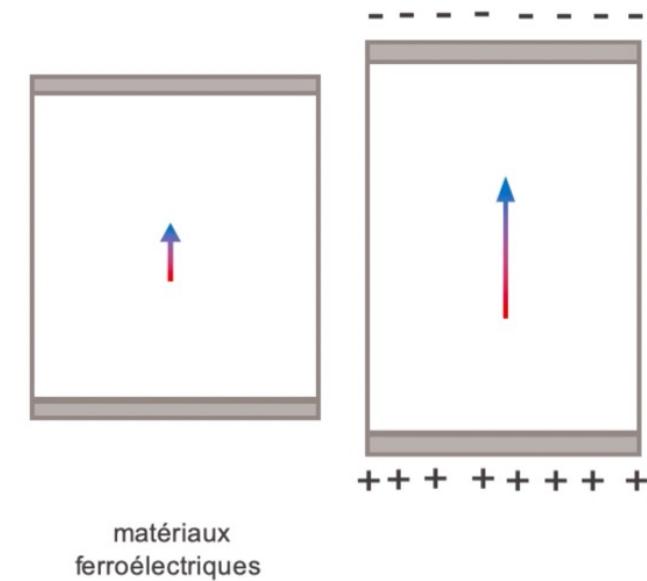
Matériaux piézoélectriques: 2 types

1. Cristaux non-centrosymétrique
2. Matériaux ferroélectriques



cristaux
non-centrosymétriques

Quartz, PbTiO_3



matériaux
ferroélectriques

Lead zirconate titanate $\text{Pb}[\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x}] \text{O}_3$
nom courant: PZT

Polarisation:

Densité volumique de moment dipolaire électrostatique.

Unité: C/m^2

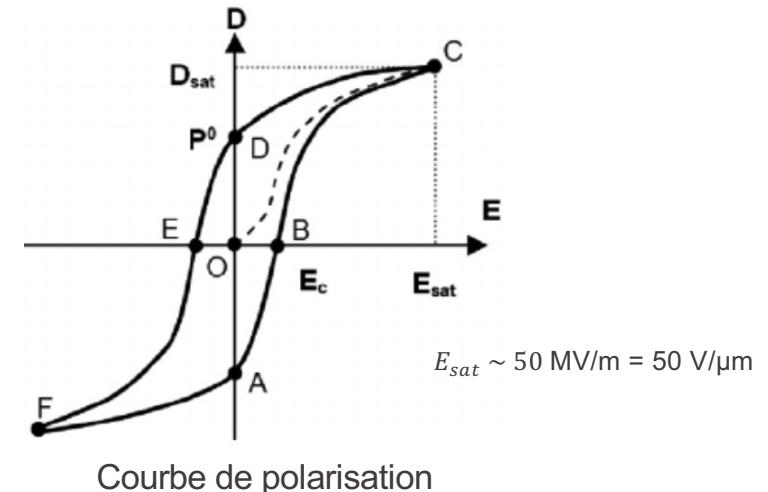
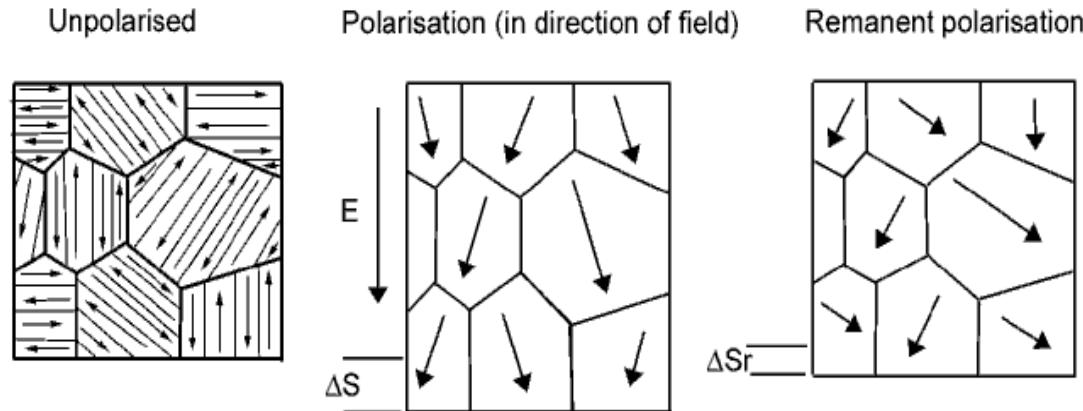


https://youtu.be/wcJXA8IqYI8?si=vwVk6lWK0_jVE8v1

Matériaux ferroélectriques

Un matériau ferroélectrique est un matériau diélectrique dans lequel les moments dipolaires sont couplés.

Le couplage ferroélectrique provoque, localement, un alignement des moments dipolaires les uns par rapport aux autres et la création de **domaines ferroélectriques**, où tous les moments dipolaires sont alignés parallèlement les uns aux autres.



La densité de charges en surface (q_s) est égale à la polarisation interne rémanente P_0 (à champ nul)

Température de Curie: disparition de la polarisation spontanée dans une ferroélectrique

Matrice piézoélectrique d_{ij}

La matrice piézoélectrique d_{ij} décrit la relation entre les contraintes σ_{ij} et le déplacement électrique D_i qu'elles provoquent dans le matériau.

$$[D_i] = [d_{ij}] \cdot [\sigma_j]$$

D_i : Déplacement électrique

d_{ij} : Coefficients piézoélectriques

$$\vec{D} = \varepsilon \vec{E} + \vec{P}$$

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix}$$

On a **3 composantes** pour décrire le vecteur de champ de **déplacement électrique D** (unité : C/m²)

Les **contraintes** sont décrites par un vecteur à **6 composantes** :

- les composantes **1, 2, 3** décrivent les contraintes **axiales**
- les composantes **4, 5, 6** décrivent les contraintes de **cisaillement**

Matrice piézoélectrique

Le champ de déplacement **D** équivaut à une densité de charge en surface q [C/m²]

L'unité des coefficients piézoélectriques d_{ij} est: C/N (Coulomb par Newton)

$$\begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & .. & .. & .. & d_{16} \\ d_{21} & .. & .. & .. & .. & .. \\ d_{31} & d_{32} & .. & .. & .. & d_{36} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_4 \\ \tau_5 \\ \tau_6 \end{pmatrix}$$

axial *cisaillement*

$$q_i = [C/m^2]$$

d_{ij} en [C/N] ou en [m/V]
(souvent pC/N et pm/V)

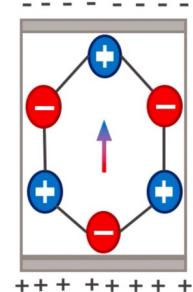
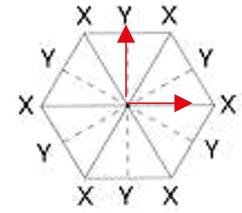
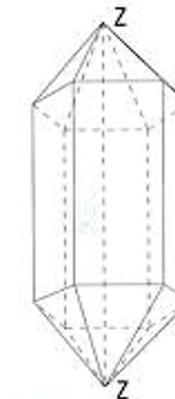
$$\sigma_{ij} \text{ en } [N/m^2]$$

La matrice piézoélectrique a donc $3 \times 6 = 18$ composantes :

- La partie de **gauche de la matrice** représente les coefficients piézoélectriques liés aux déformations **axiales**
- La partie de **droite de la matrice** représente les coefficients piézoélectriques liés aux déformations de **cisaillement**.
- Pour raisons de symétrie, plupart des coefficients sont souvent nuls

Matrice piézoélectrique du quartz

$$\begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{11} & -d_{11} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} d_{14} & 0 & 0 \\ 0 & -d_{14} & -2d_{11} \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \cdot (\sigma_{1...6})$$



Cinq coefficients non-nuls et seulement **deux** valeurs différentes (pour des raisons de symétrie) :

$$d_{11} = 2.3 \text{ pC/N}$$

$$d_{14} = -0.7 \text{ pC/N}$$

Electrodes en:

x: axe « électrique » → une **compression** axiale en **x ou y** ou un **cisaillement** en **xy** induit une polarisation

y: axe « mécanique » → seul un **cisaillement yz ou zx** induit une polarisation

z: axe « optique » → **aucune** polarisation possible selon cet axe

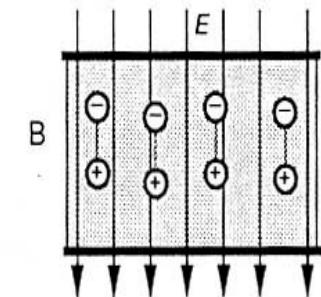
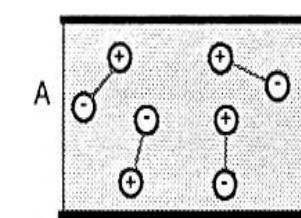
(attention, les coefficients dépendent du plan de coupe)

Matrice piézoélectrique: céramiques piézoélectriques

La céramique ferroélectrique doit être **polarisée** avant devenir piézoélectrique. La polarisation est obtenue en appliquant un fort champ électrique, à haute température, en dernière étape de fabrication.

Par convention, la **direction de polarisation** définit la **direction z** du référentiel de la matrice.

$$\begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{31} & d_{33} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 0 & d_{15} & 0 \\ d_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \cdot (\sigma_{1\dots 6})$$



- (a) Longitudinal effect (d33 mode)
- Transverse effect (d31 mode)
- Shear effect (d15 mode)

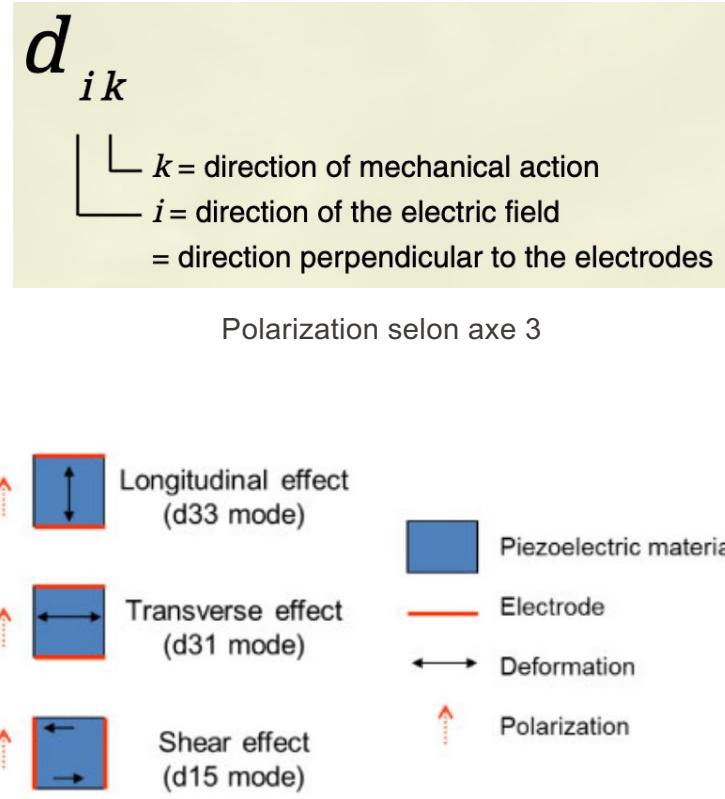
Pour PZT, Cinq coefficients non-nuls et seulement **trois** valeurs différentes (symétrie) :

$$d_{33} = 375 \text{ pC/N}$$

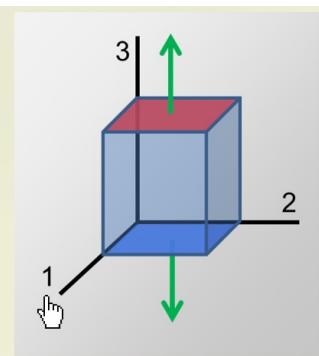
$$d_{31} = -190 \text{ pC/N}$$

$$d_{15} = 515 \text{ pC/N}$$

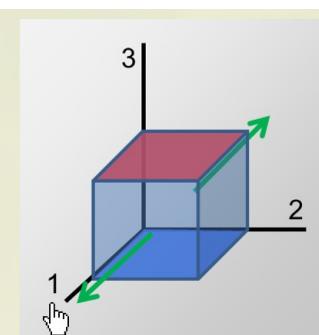
La constante diélectrique des céramiques piézoélectriques est très élevée : $\epsilon=1200$

**Compression Mode**

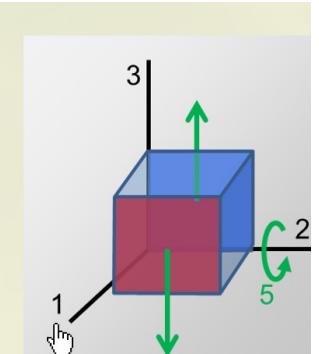
d_{33} would indicate the polarization generated in the 3-direction per unit of mechanical compression stress (T) applied in the 3-direction to the piezoelectric body.

**Transverse Mode**

d_{31} is the polarization developed in the 3-direction per unit stress applied in the 1-direction (all other external stresses = 0).

**Shear Mode**

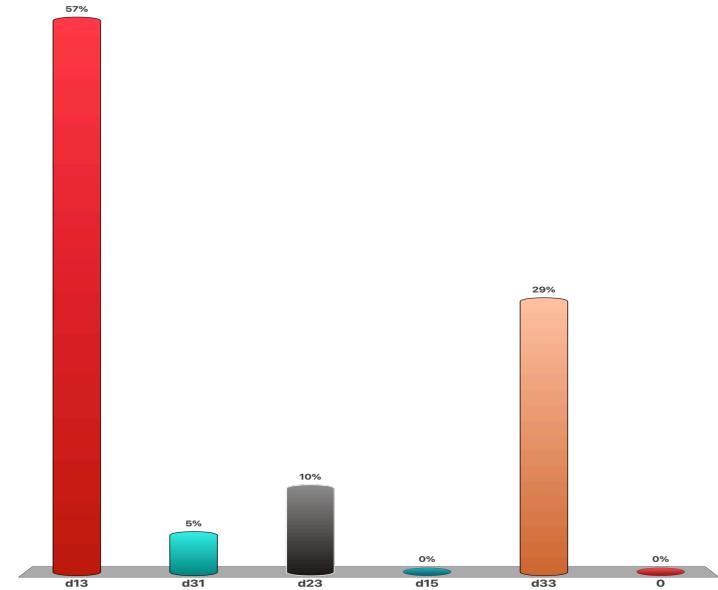
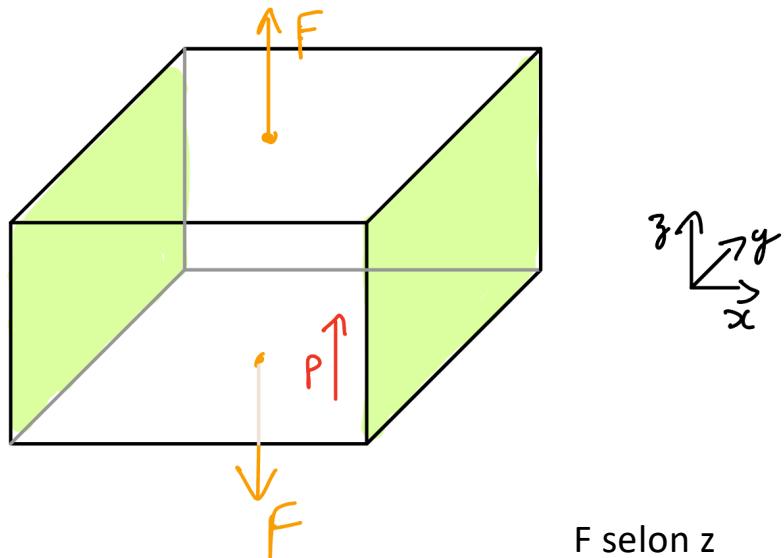
d_{15} means the polarization developed in the 1-direction per unit shear stress 5 applied (= shear around the 2-direction) when there are no other external stresses.



Session: MICRO330

Quel coefficient Piezo pour PZT?

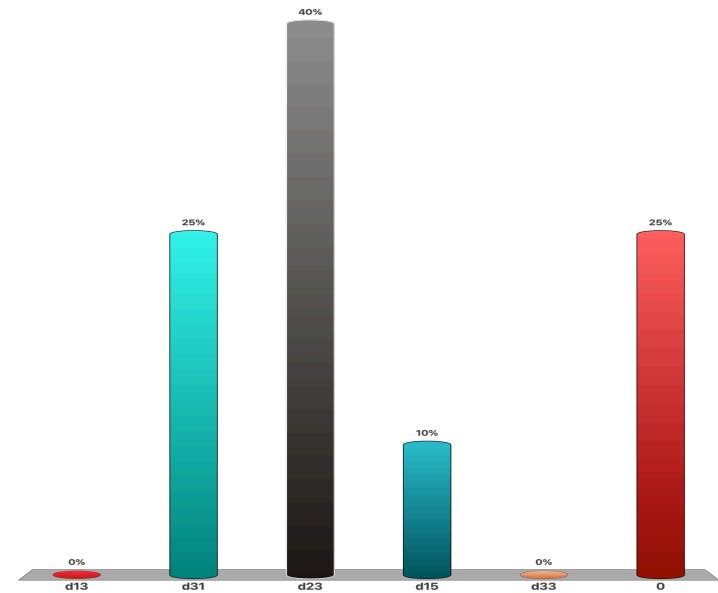
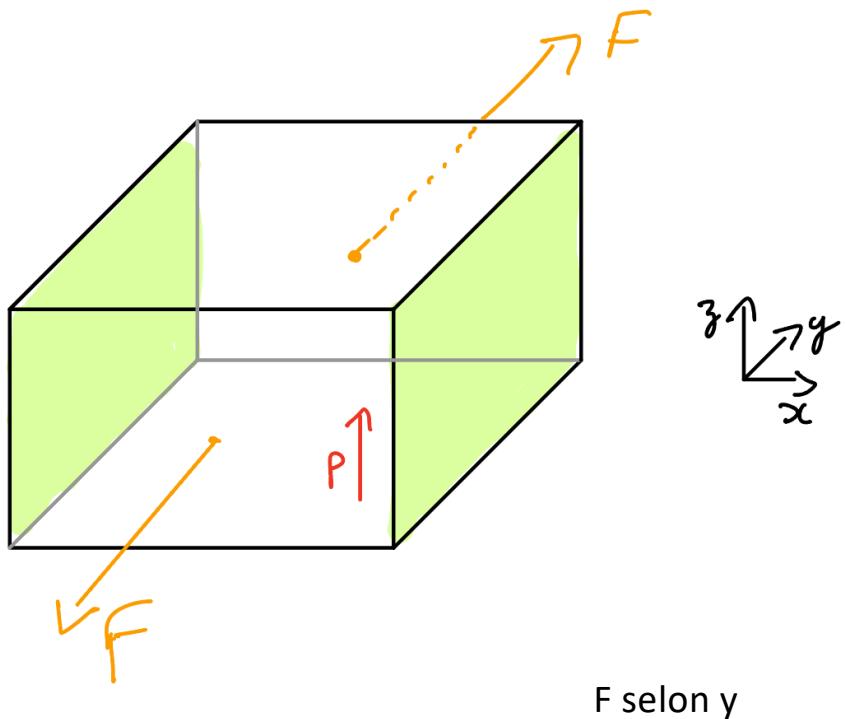
- A. d₁₃
- B. d₃₁
- C. d₂₃
- D. d₁₅
- E. d₃₃
- F. 0



Session: MICRO330

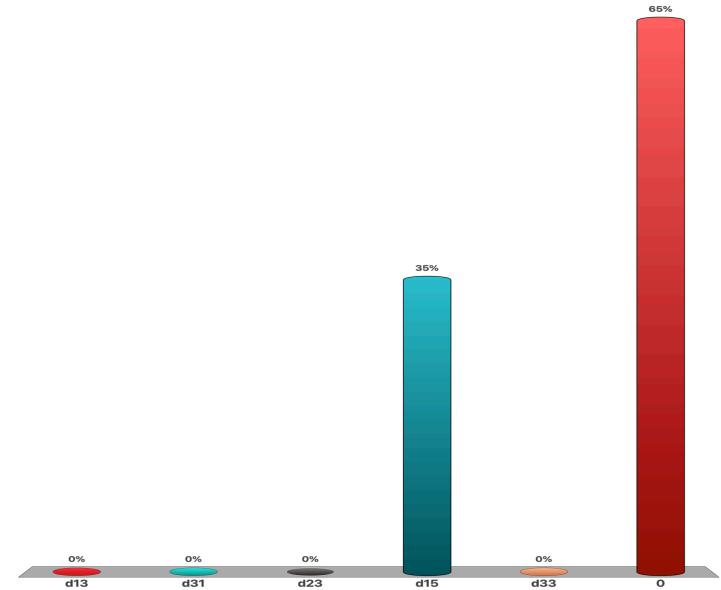
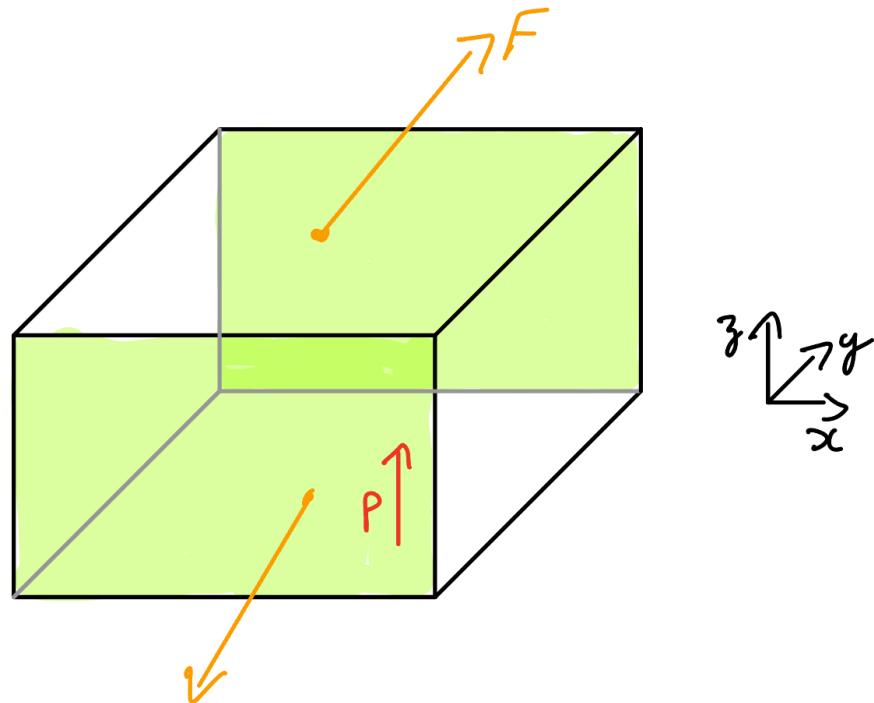
Quel coefficient Piezo pour PZT?

- A. d₁₃
- B. d₃₁
- C. d₂₃
- D. d₁₅
- E. d₃₃
- F. 0



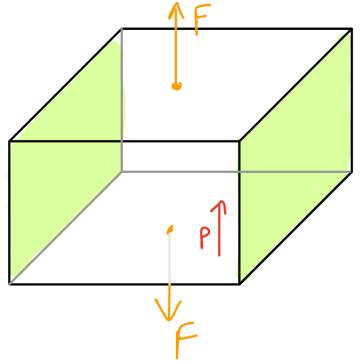
Quel coefficient Piezo?

- A. d₁₃
- B. d₃₁
- C. d₂₃
- D. d₁₅
- E. d₃₃
- F. 0

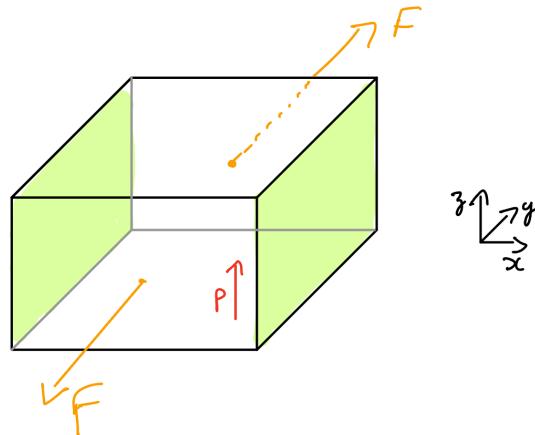


F cisaillement, force axe +y, sur faces dans plans xy

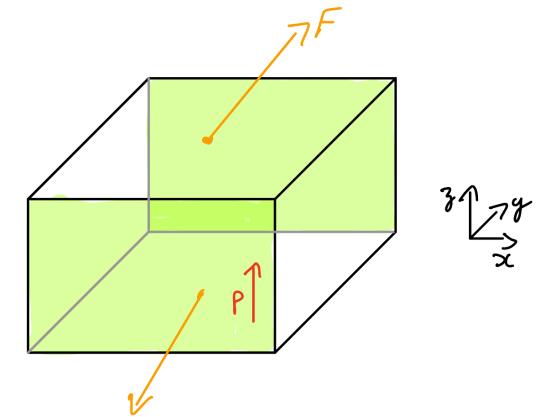
Solutions



$$d_{13}=0$$



$$d_{12}=0$$



$$d_{24}=d_{15}$$

$$\begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{31} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \cdot (\sigma_{1\dots 6})$$

d_{ik}

- └ k = direction of mechanical action
- └ i = direction of the electric field
- └ = direction perpendicular to the electrodes

Polarization selon axe 3

1. Non-ferroelectric materials: Quartz ($T=570\text{ }^{\circ}\text{C}$)

Advantages

- Mechanical robustness
- Linearity, no hysteresis
- Can be used up to $400\text{ }^{\circ}\text{C}$ (transition temperature $573\text{ }^{\circ}\text{C}$)
- No pyroelectric effect (no T dep)
- No aging

Drawbacks

- Price (~ $10'000$ x more expensive than PZT)
 - Requires a charge amp (weak coupling)
 - Difficult to assemble
- good for precision devices like oscillators and scales
 - can't integrate Quartz in MEMS flow (AlN however OK)

2. Ferroelectric materials: PZT ceramics (Lead - Zirconium - Titanium, + oxides), BaTiO,

Single crystals: LiNbO₃, ($T=1210\text{ }^{\circ}\text{C}$),...

Advantages

- low cost
- High piezoelectric modules
- High electrical permittivity (1200) → High capacitance
- Machining/casting possible
- Adjustable Curie temperature (depending on composition)

Drawbacks

- Thermal dependence of coefficients
 - Thermal hysteresis
- good for applications requiring high energy density (actuators)
 - Higher sensitivity than Quartz

EPFL Comparing Piezo materials

3. Polymer piezo materials

Polyvinylidene Fluoride (PVDF) is the most widely used piezoelectric polymer. The piezoelectric effect in PVDF arises from its molecular structure. $d_{33} = -33 \text{ pC/N}$.

- Lightweight, flexible
- Can be cast as thin film

Advantages:

- **Flexibility and Processability:** can be manufactured into large areas, thin sheets and various shapes, offering design flexibility.
- **High Piezoelectric Stress Constants:** PVDF has higher piezoelectric stress constants (g_{33} , units of V. m /N) than ceramics like PZT, i.e., better sensitivity in sensor applications.

$$g_{33} = \frac{d_{33}}{\epsilon_0 \epsilon_r}$$

Drawbacks:

- Pyroelectric effect (leads to thermal drift)
- Low Curie temperature (120°C)
- Mechanical damping
- Lower Electro-Mechanical Coupling Factor

Property	PVDF (Polyvinylidene Fluoride)	PZT (Lead Zirconate Titanate)	Quartz	BaTiO ₃ (Barium Titanate)
Density (g/cm ³)	1.78–1.80	7.5–8.0	2.65	~6.0
Dielectric Constant	10–12	300–1200	~4.5	1200–1700
d_{33} (pC/N)	–20 to –33	200–600	~2.3	~190–350
Pyroelectric Constant ($\mu\text{C/m}^2\text{K}$)	~30	~300	~0.1	~100
Elastic Modulus (GPa)	2–4	50–70	~80	~30–35
Electromechanical Coupling Constant (k ²)	~0.12	0.35–0.7	~0.1	~0.45–0.5

Source: ChatGPT, 12-2024

Calcul de la sensibilité d'une céramique piézoélectrique

Ici, électrodes dans plan xy (=champ électrique selon z), polarisation selon z

La densité de charge q_z qui apparaît sur les électrodes (selon la direction z) en fonction d'un vecteur de contraintes quelconque est :



$$q_z = d_{31}\sigma_x + d_{32}\sigma_y + d_{33}\sigma_z + d_{34}\sigma_{xy} + d_{35}\sigma_{xz} + d_{36}\sigma_{yz}$$

En tenant compte des coefficients nuls de la matrice des céramiques piézoélectrique (PZT), il ne reste que :

$$q_z = d_{31}\sigma_x + d_{31}\sigma_y + d_{33}\sigma_z$$

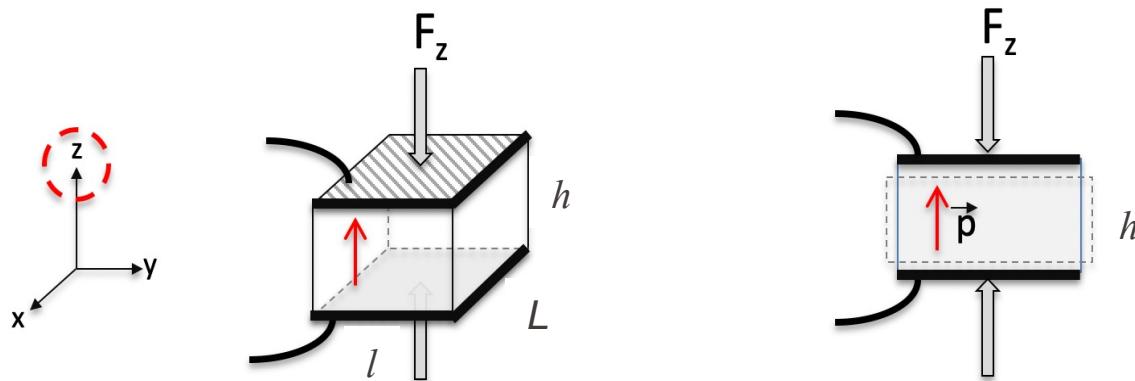
Pour des raisons de **symétrie**, une contrainte en x ou en y induit la **même** densité de charge

Pour q_z il n'y a **pas** de couplage piézoélectrique pour les contraintes de **cisaillement**.

Calcul de la sensibilité d'une céramique piézoélectrique

Cas 1: Effet longitudinal (Force selon z , tension selon z)

Polarisation perpendiculaire aux électrodes



$$\sigma_3 = \frac{F_z}{L \cdot l}$$

$$q_z = d_{33} \sigma_z = d_{33} \frac{F_z}{L \cdot l}$$

$$Q_z = L \cdot l \cdot q_z = d_{33} \cdot F_z$$

La réponse en charge du capteur est **indépendante** de sa **géométrie**.

$$V = \frac{Q_z}{C} \quad C = \frac{\epsilon \epsilon_0 L \cdot l}{h}$$

$$V_z = \frac{Q_z}{C} = \frac{Q_z h}{\epsilon \epsilon_0 L l} = \frac{d_{33}}{\epsilon \epsilon_0} \frac{h}{A} \cdot F_z$$

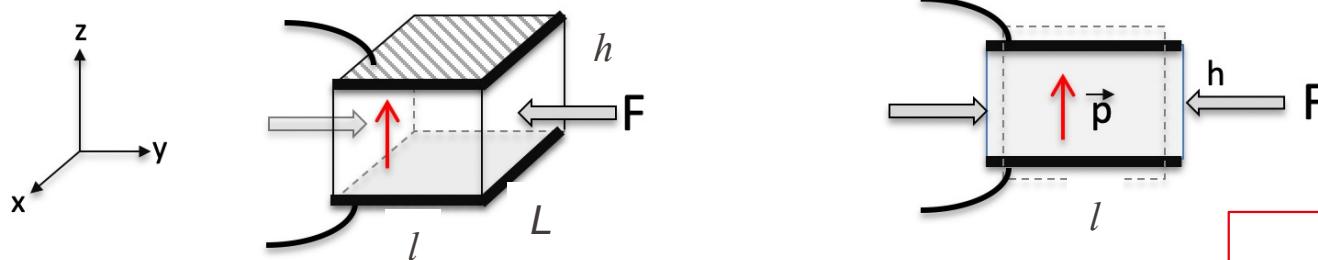
La réponse en tension du capteur **dépend** de la géométrie

Pour optimiser un capteur, il faut savoir quel signal on souhaite mesurer. Charge ou tension? Ça change bcp la géométrie souhaitée. Ou vice versa, si la géométrie est fixe, on peut choisir de mesurer soit tension ou charge

Calcul de la sensibilité d'une céramique piézoélectrique

Cas 2: Effet transverse (Force selon y , tension en z)

Polarisation perpendiculaire aux électrodes



$$\sigma_2 = \frac{F_y}{Lh}$$

$$q_z = d_{31}\sigma_y = d_{31} \frac{F_y}{Lh}$$

$$Q_z = Llq_z = d_{31} \frac{l}{h} F_y$$

$$V_z = \frac{Q_z}{C} = d_{31} F_y \frac{1}{L} \frac{1}{\epsilon_0 \epsilon_r}$$

La réponse en charge et la réponse en tension du capteur **dépendent** de la géométrie.

Plus le capteur est mince (h petit) et long (l grand), plus sa sensibilité en Q est grande

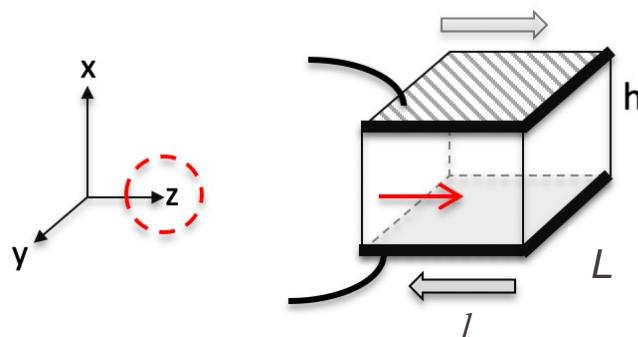
Plus le capteur est court (L petit), plus sa sensibilité en V est grande

Aucune sensibilité au cisaillement

Calcul de la sensibilité d'une céramique piézoélectrique

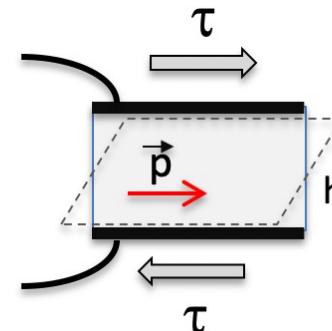
Cas 3: Effet transverse (forces en z pour cisaillement plan yz , tension en x)

Polarisation parallèle aux électrodes



(attention : P défini la direction z)

$$\sigma_{yz} = \frac{F}{L \cdot l} \quad q_x = d_{15} \sigma_{yz}$$



$$Q_x = L \cdot l \cdot q_x = d_{15} \cdot F_z$$

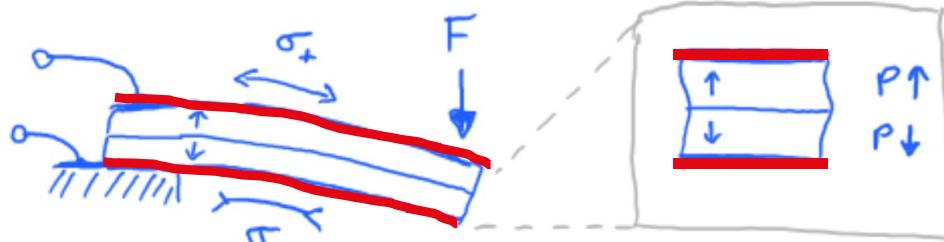
$$V_x = d_{15} \frac{h}{\epsilon \epsilon_0 L \cdot l} F$$

$$V_x = \frac{Q_x}{C}$$

La réponse en charge ne **dépend pas** de la géométrie

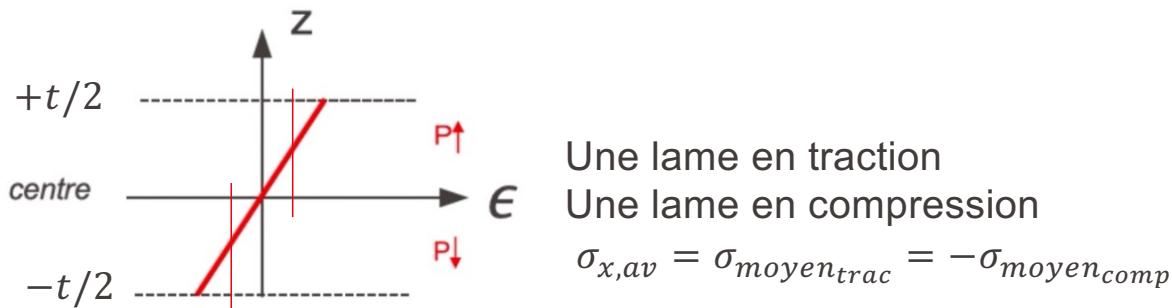
La réponse en tension du capteur **dépend** de sa géométrie

Bimorphe piézoélectrique



2 lames piézos, dos à dos,
collées avec polarisations opposées

$$Q = 2 \times (l w d_{31} \sigma_{av}) \quad \text{Cas 2}$$



$$\sigma_{x,av} = \frac{3l}{wt^2} F$$

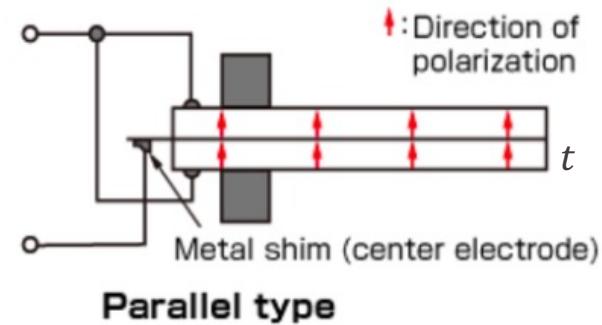
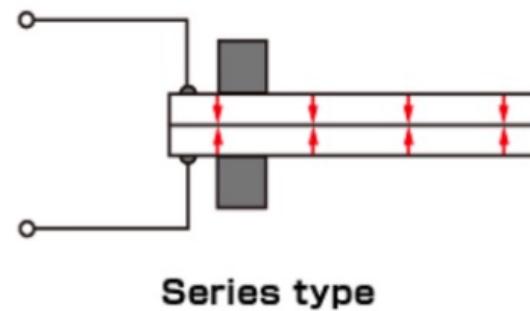
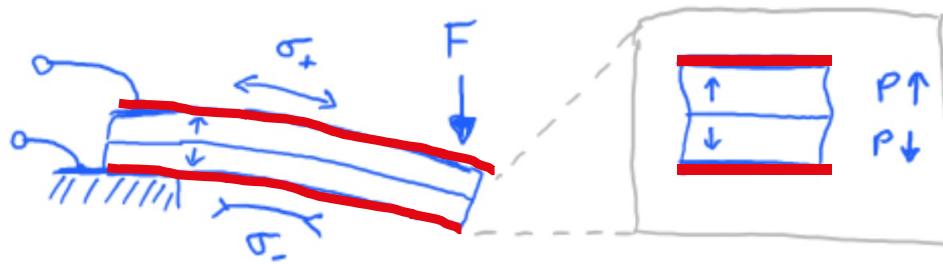
$$Q_{cs} = 6 d_{31} \left(\frac{l}{t} \right)^2 F$$

$$V_s = \frac{Q}{C} = 6d_{31} \frac{l}{tw} \frac{1}{\epsilon_0 \epsilon_R} F$$

l: longueur du bimorphe
t: épaisseur du bimorphe
w: largeur du bimorphe

J. G. Smits et al, "The constituent equations of piezoelectric bimorphs", Sensors and Actuators A: Physical **28**, p.41 (1991).

Bimorphe piézoélectrique

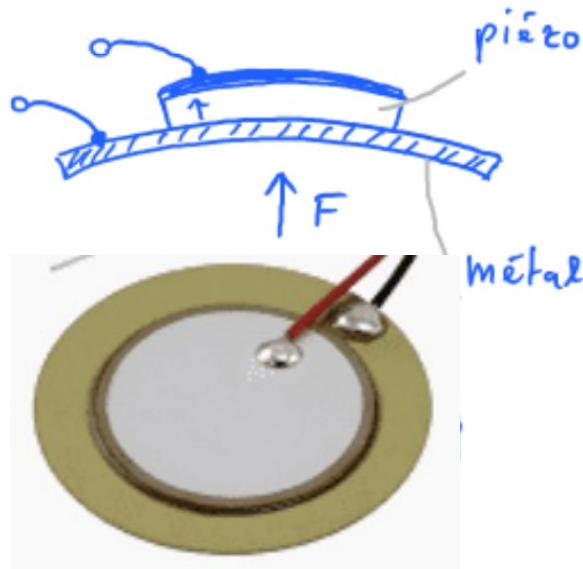


$$Q_{cs} = 6 d_{31} \left(\frac{l}{t} \right)^2 F$$

$$Q_{cp} = 12 d_{31} \left(\frac{l}{t} \right)^2 F$$

Autres configurations de capteurs

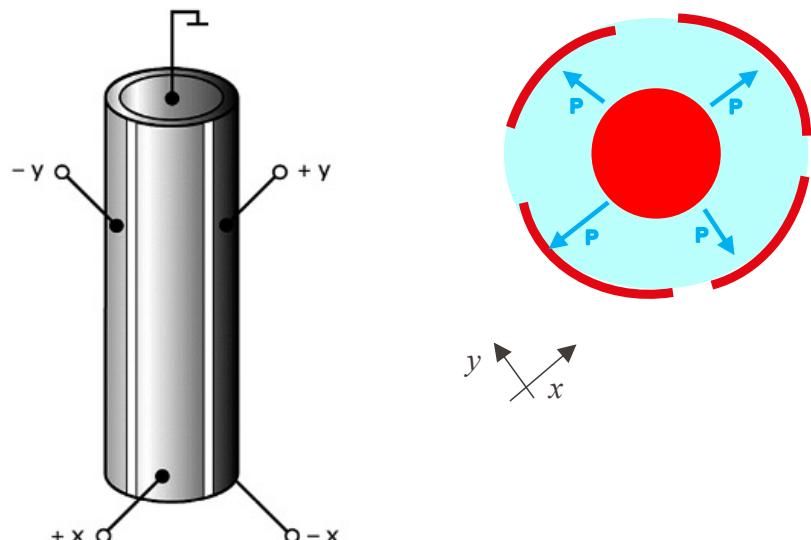
Bimorphe piézoélectrique-métal



Coefficient d_{31} , pas d_{33}
F est parallèle à z, mais force sur le piezo est radiale (x, y)

Autres configurations de capteurs

Tube

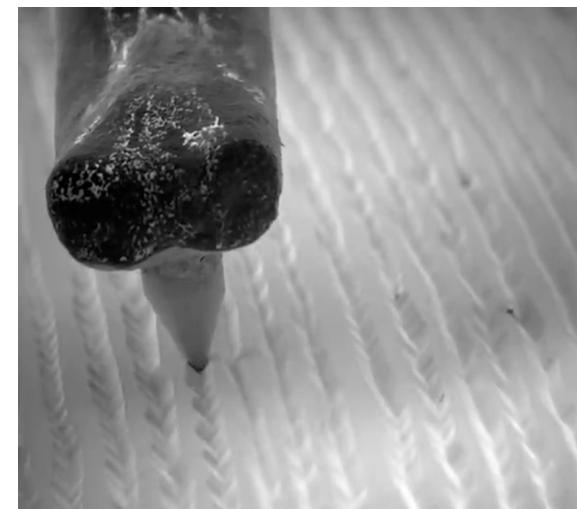


4 segments d'électrode externes
1 électrode interne (à la masse)

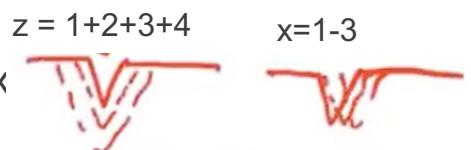
- Force en z : même réponse 4 électrodes, d_{31}
- Force en x ou en y : un côté en traction, un côté en compression: signal différentiel

Capteur/actionneur X Y Z

- Polarisation **radiale**
- Coefficient **d_{31}** pour les forces X Y
- Coefficient **d_{31}** pour la force Z

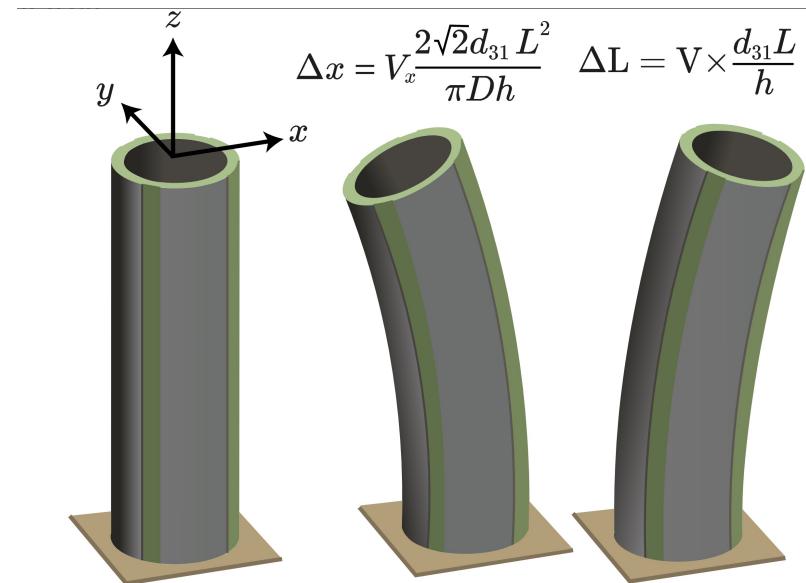


Disque vinyle
stéréo: faut 2 canaux



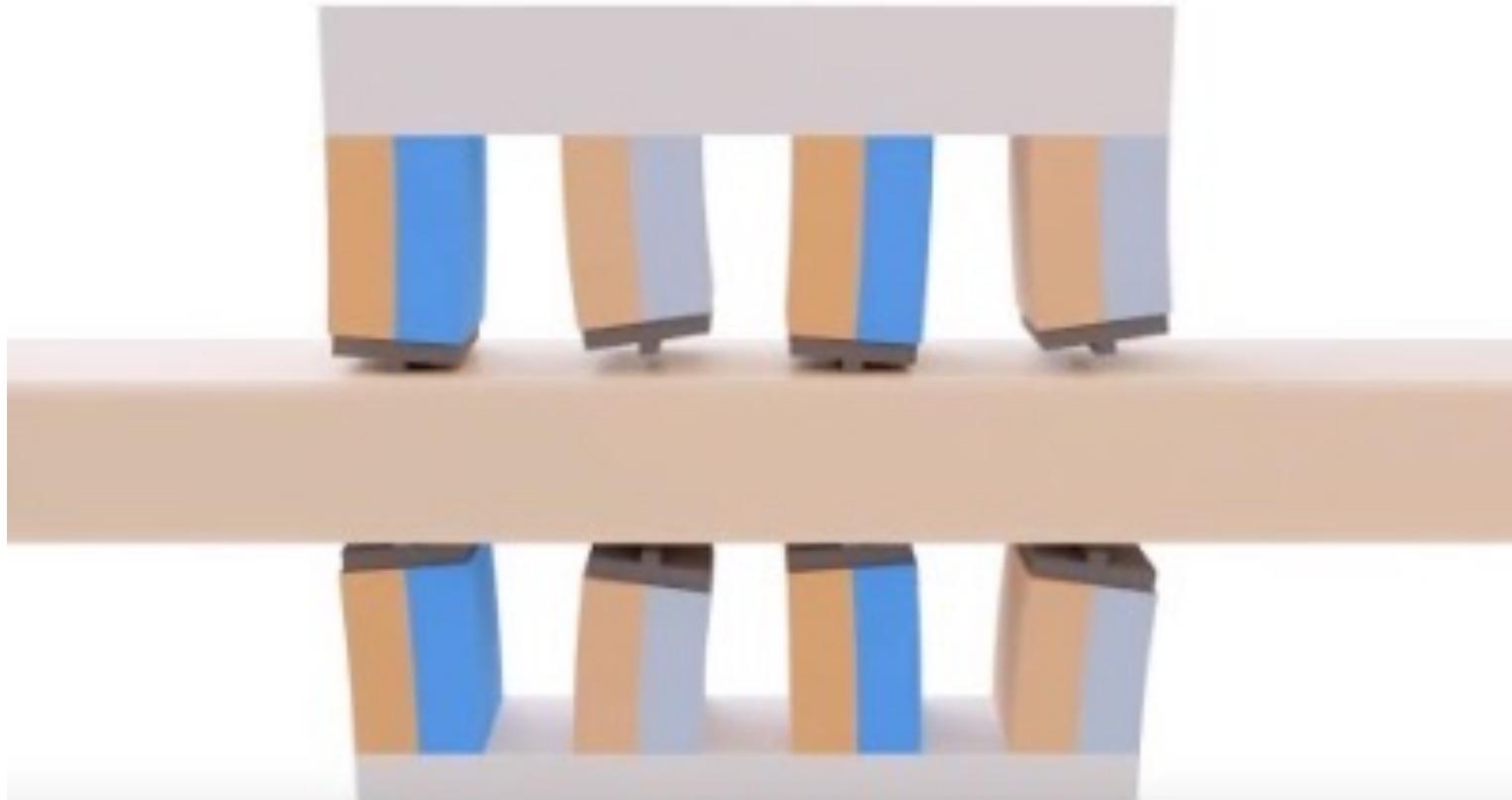
45° bien expliqué dans <https://www.youtube.com/watch?v=3DdUvoc7tJ4>

Quelques actionneurs (même config que capteurs)



<https://www.piezodrive.com/actuators/piezoelectric-tube-scanners/>

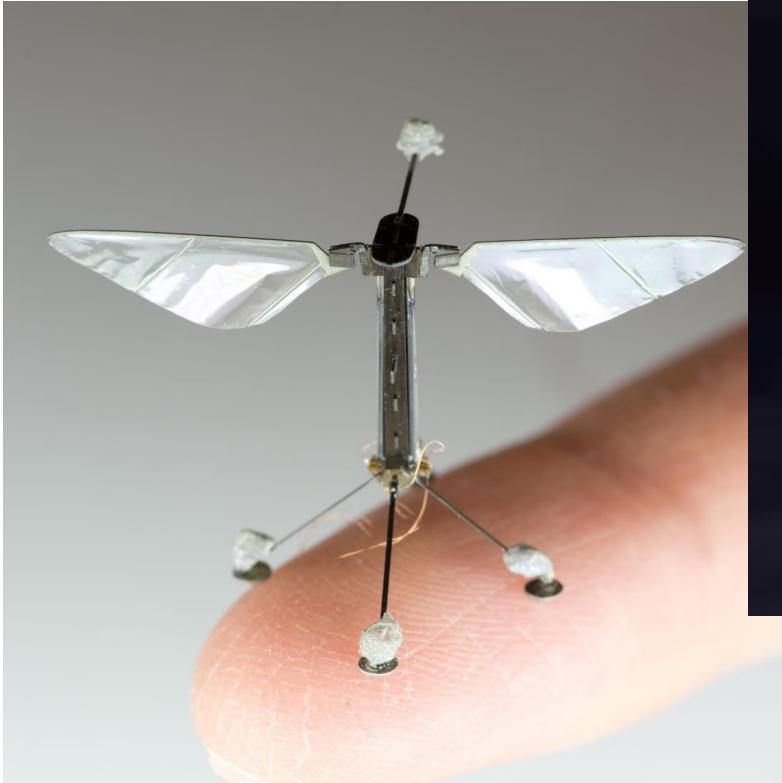
Piezomotor, mm-scale (or less)



<https://www.youtube.com/watch?v=7iHL4ZCkCKc>

nm steps at many kHz

<https://www.piezomotor.com/>



MICRO 330 C/

Rob Wood and co, Robobee, Harvard University

Piezo bimorph (2 antagonistic), 200 Hz

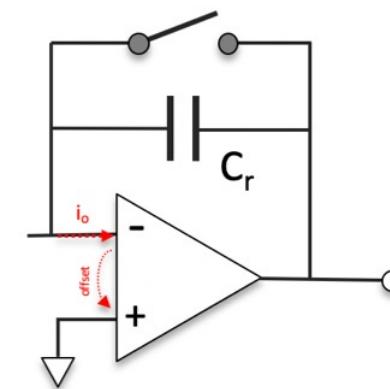
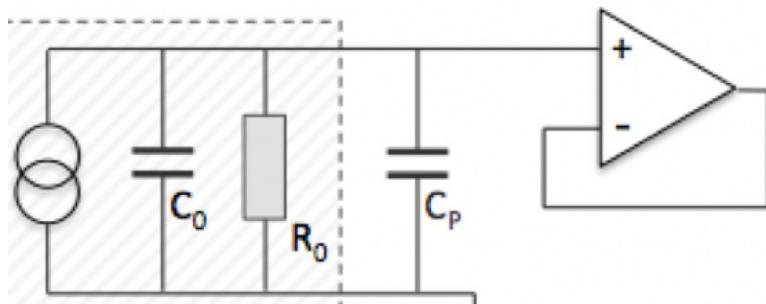


<https://vimeo.com/65313515>

K. Y. Ma, P. Chirarattananon, S. B. Fuller, and R. J. Wood, "Controlled Flight of a Biologically Inspired, Insect-Scale Robot," *Science*, vol. 340, no. 6132, pp. 603–607, May 2013,
doi: [10.1126/science.1231806](https://doi.org/10.1126/science.1231806).

Chapitre 8 - Capteurs piézoélectriques

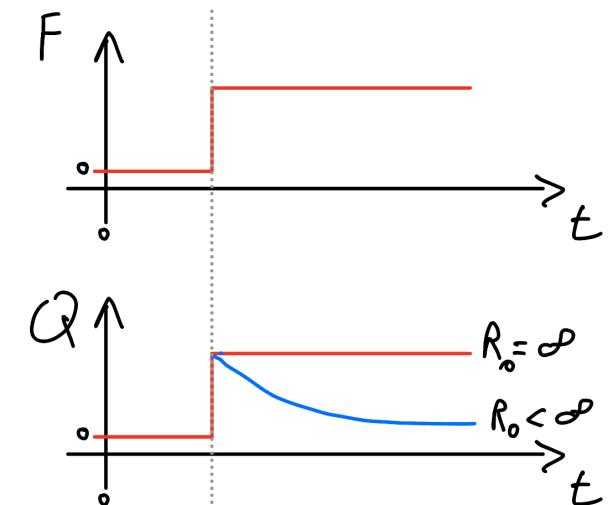
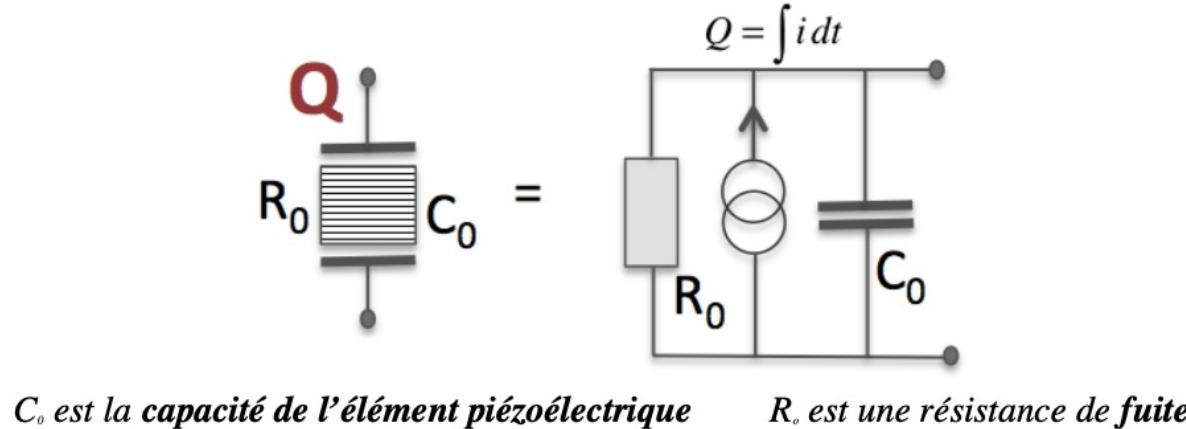
Partie 2 : Circuits



Modèle électrique équivalent du piézo

L'effet piézoélectrique génère des **charges** qui induisent une **tension** sur les électrodes $V = Q/C$

L'effet piézoélectrique est modélisé par une **source de courant** (génération de charges Q)



R_0 est une résistance qui représente l'**auto-décharge** de la capacité. Cette résistance peut être très grande ($G\Omega$ et plus dans le quartz), mais jamais infinie. Les capteurs piézoélectriques ne peuvent donc **jamais** avoir une **réponse continue** (pour une force constante)

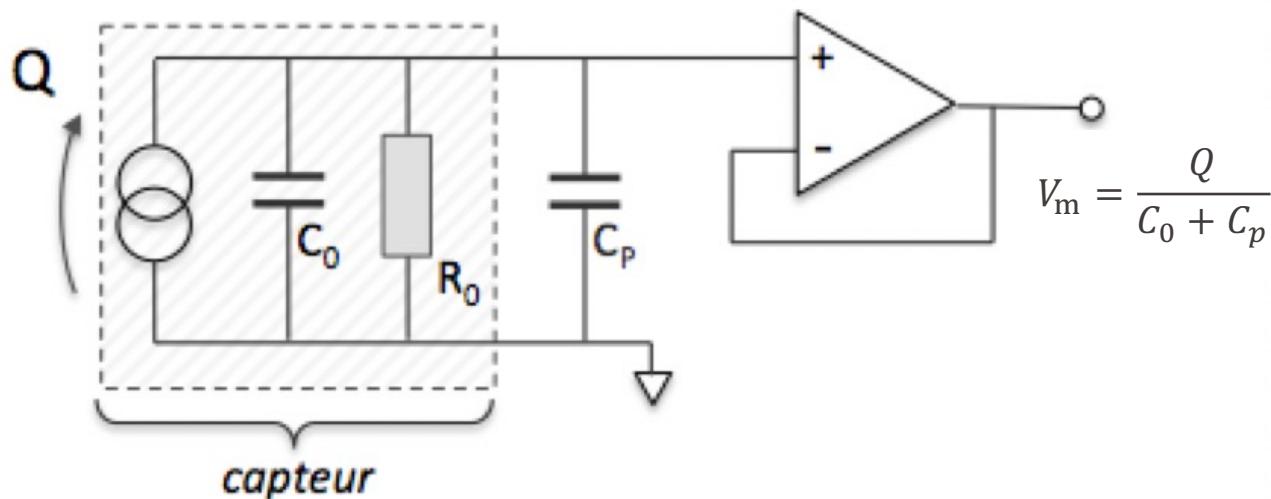
On a deux possibilités de lecture du signal des capteurs piézoélectriques :

- **amplificateur de tension**
- **amplificateur de charge**

Amplificateur de tension

Si on branche directement un élément piézoélectrique sur un amplificateur à trop basse impédance d'entrée, il sera très **rapidement déchargé**.

Il faut donc faire un montage avec un amplificateur opérationnel non-inverseur ou suiveur (= **haute impédance d'entrée**).



R_0 , C_0 = résistance et capacité interne de l'élément piézoélectrique
 Q = charges générées par le capteur

C_p = capacité parasite (souvent les câbles)

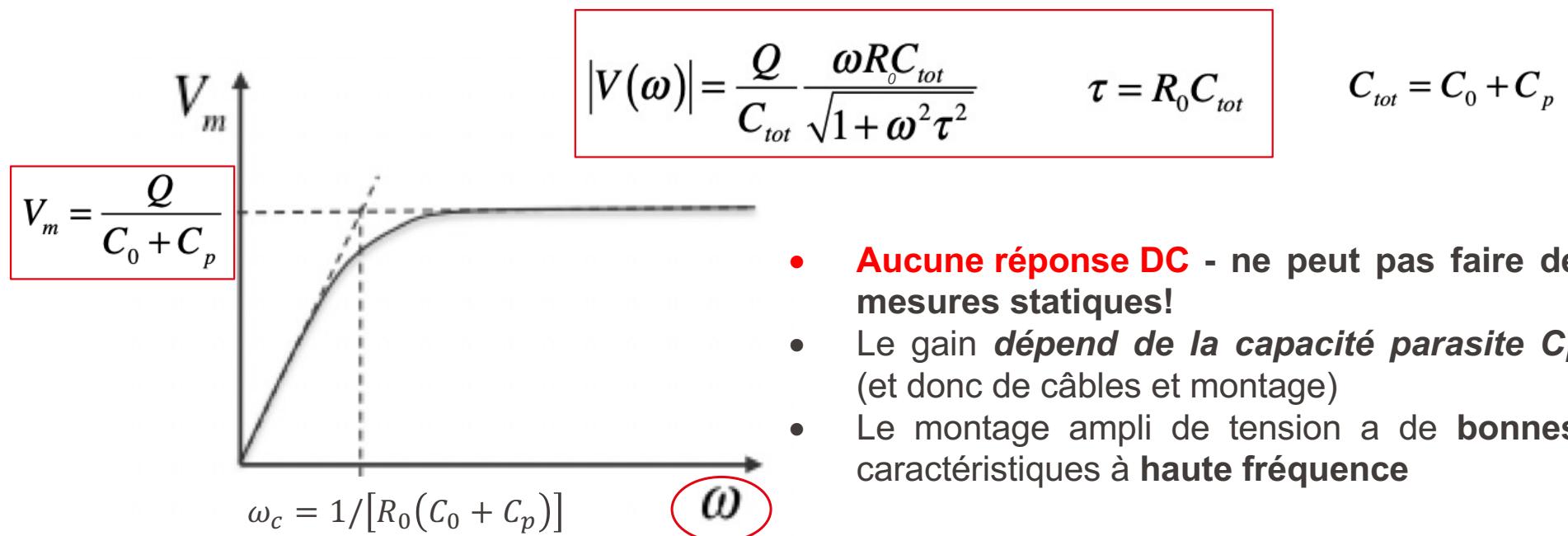
Amplificateur de tension – réponse en fréquence

Réponse du circuit:

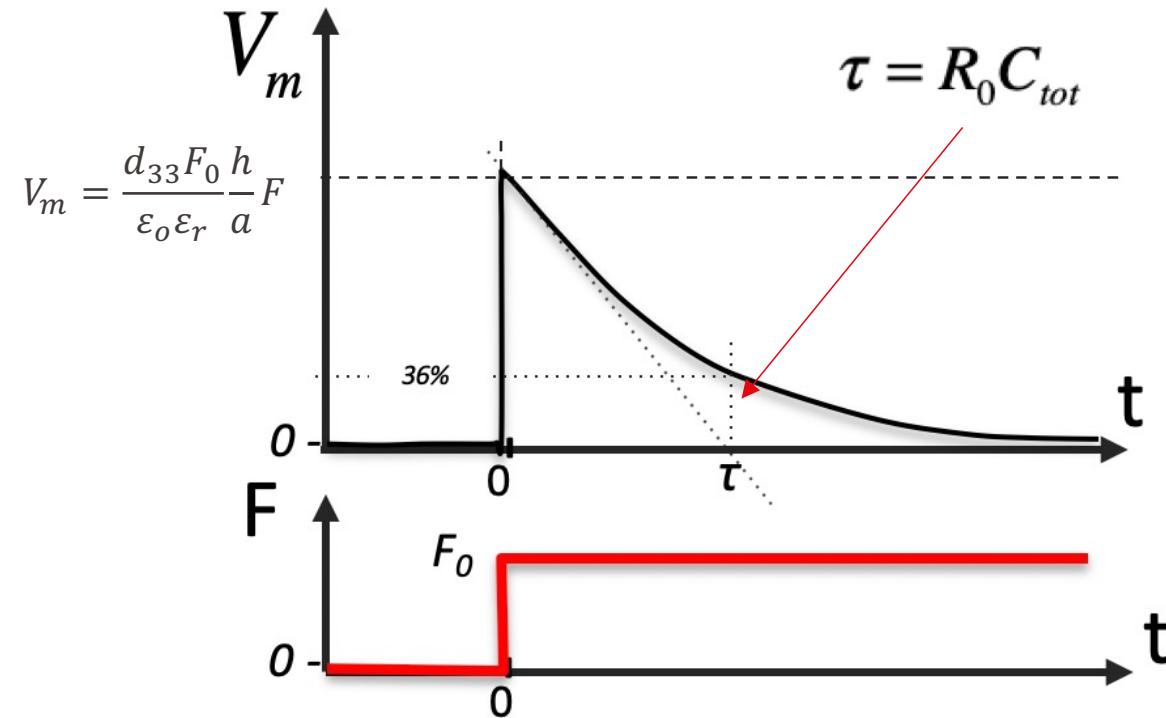
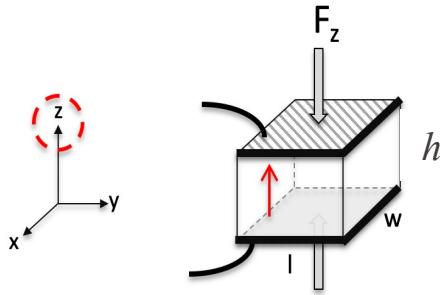
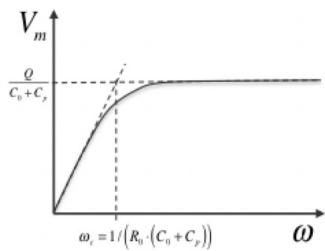
Le courant à l'entrée (ampli OP idéal) est nul. La somme des courants à l'entrée est définie par :

$$i_{op} = \frac{dQ}{dt} - (C_0 + C_p) \frac{dV_{in+}}{dt} - \frac{V_{in+}}{R_0} = 0$$

Réponse en fréquence : $j\omega Q - j\omega V \cdot C_{tot} + V / R_0 = 0$



Amplificateur de tension – réponse en temps



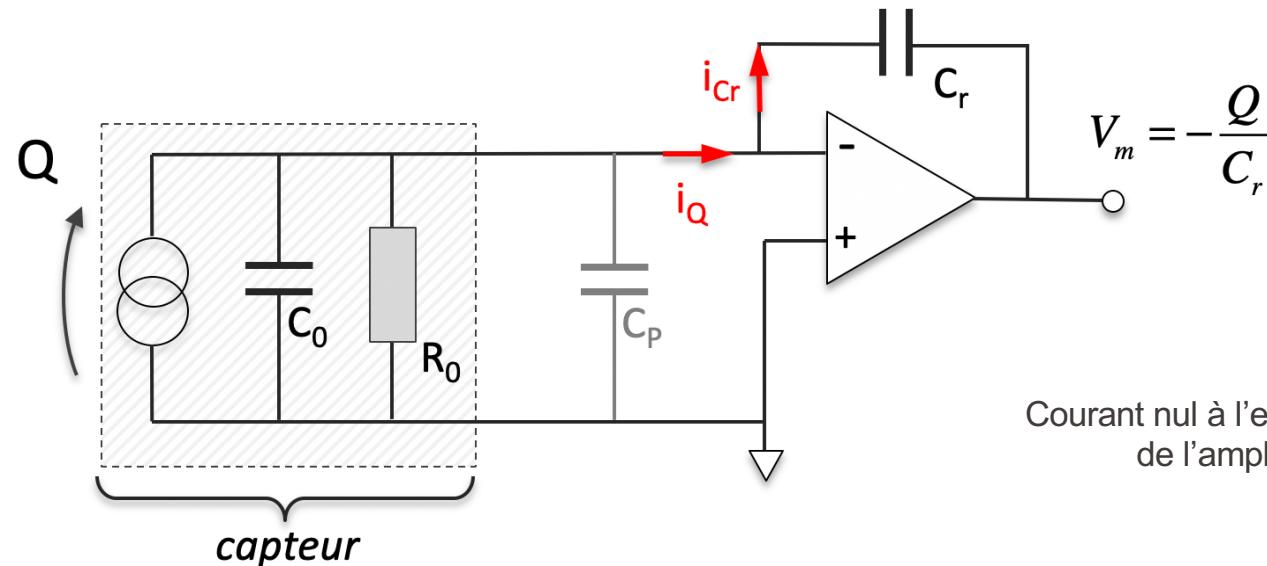
Piézo: Pas de réponse en DC

Réponse à un saut en force est un saut de tension, suivie d'une chute exponentielle



<https://www.youtube.com/watch?v=qun4HYWeOBg>

Amplificateur de charge (avec ampli op idéal)



Calcul de la réponse du circuit (pour un ampli OP idéal: zéro courant d'entrée, zéro offset, gain infini)

$$i_Q + i_{Cr} = \frac{dQ}{dt} + C_r \frac{dV_m}{dt} = 0$$

$$Q = -C_r \cdot V_m$$

$$V_m = -\frac{Q}{C_r}$$

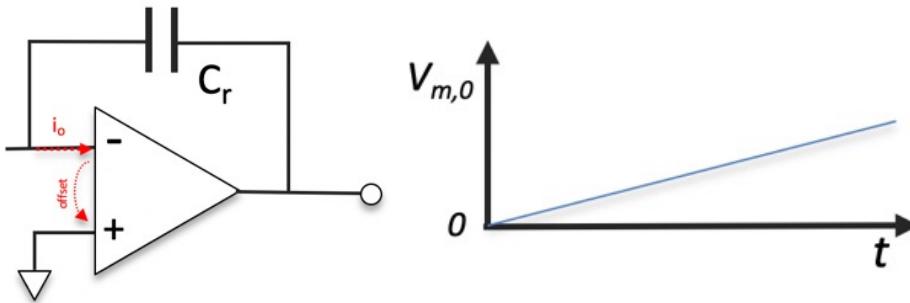
- 1) Le **gain dépend uniquement de C_r** (aucun effet ni de C_p ni de C_0 !)
- 2) $V = 0$ à l'entrée de l'ampli op: Il n'y a donc pas **de courant à travers R_0**
-> pas de perte de charges dans le capteur. Donc réponse DC?

Si l'ampli-op est idéal, on a tout réglé: réponse en fréquence DC et pas de dépendance sur C_p !

Chapitre 8 - partie 2

Amplificateur de charge – ampli OP *non idéal*

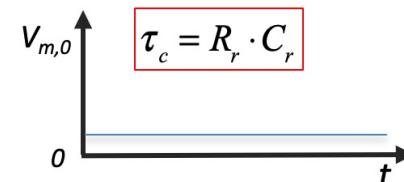
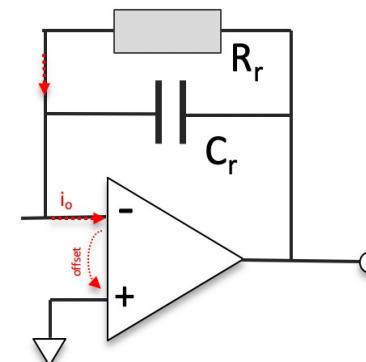
Ampli OP réel: i) courant à l'entrée et ii) un offset qui provoque une **dérive** de la tension de sortie V_m .



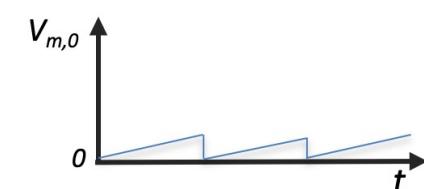
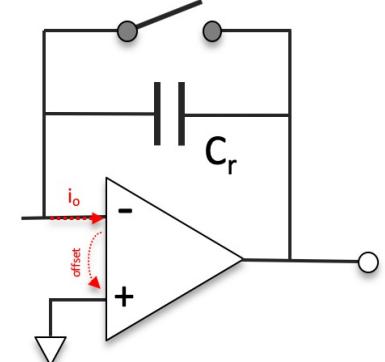
Pour compenser ceci on peut soit:

- a) mettre une **résistance en parallèle** à C_r
- b) mettre **commutateur** que l'on actionne à intervalle régulier pour remettre V_m à zéro

résistance en parallèle



commutateur

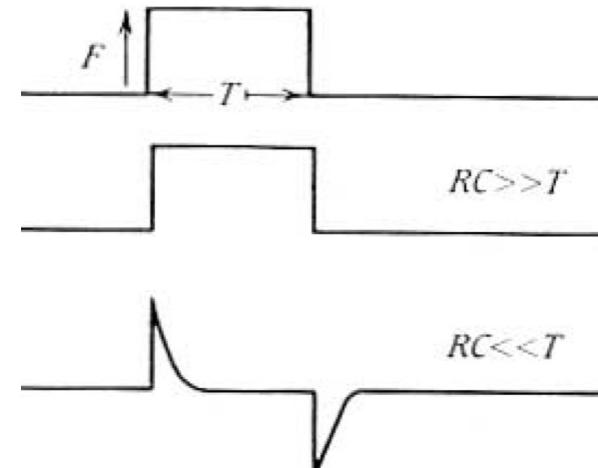
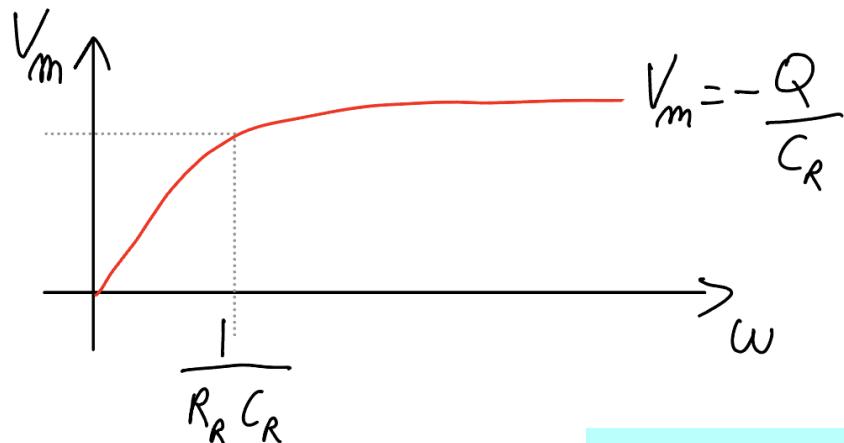


Amplificateur de charge - ampli OP *non-ideal*

Réponse en fréquence avec une résistance compensation R_r (en parallèle à C_r)

$$j\omega Q + C_r j\omega V_m + \frac{V_m}{R_r} = 0 \quad \frac{Q}{C_r} + V_m \left(1 + \frac{1}{j\omega R_r C_r} \right) = 0$$

$$|V(\omega)| = \frac{Q}{C_r} \frac{\omega R C_r}{\sqrt{1 + \omega^2 R^2 C_r^2}}$$



R_r permet de régler la constante de temps du capteur

Ampli charge $\tau_{charge} = R_r C_r$

Ampli tension $\tau_{tension} = R_0(C_0 + C_p)$

Gain (V/Q) = $-1/C_r$

Gain (V/Q) = $+1/(C_0 + C_p)$

Session: MICRO330

On veut mesurer à une fréquence min de 0.1 Hz avec un ampli de charge. On veut un gain de -10^7 V/C. Quelle valeur de R_r ?

- A. $R_r = 630 \text{ k}\Omega$
- B. $16\text{M}\Omega$
- C. $314 \text{ M}\Omega$
- D. $160 \text{ M}\Omega$
- E. $3.14 \text{ G}\Omega$
- F. $320 \text{ G}\Omega$

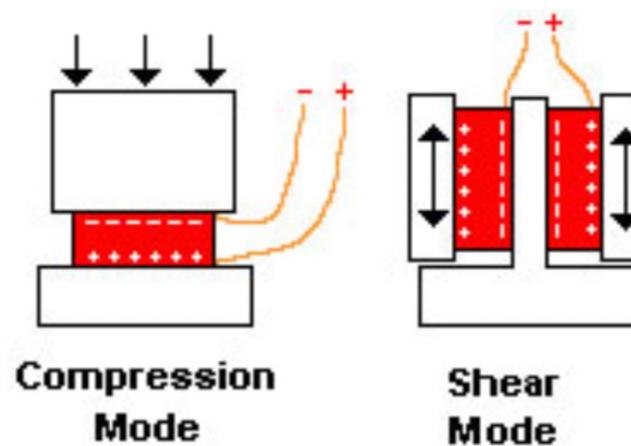
$$f = \frac{1}{2\pi} \frac{1}{RC} \quad R = \frac{1}{2\pi \cdot f \cdot C}$$

f=0.1 Hz C=100 nF alors R= 16 MΩ

Si f= 0.01 Hz et C=100 pF, alors R= 160 GΩ.

Chapitre 8 - Capteurs piézoélectriques

Partie 3 : Capteurs mécaniques



Capteurs de force et de pression

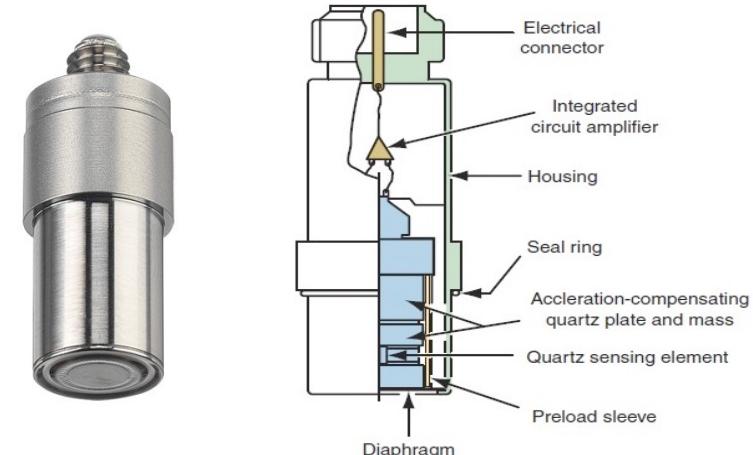
Capteurs de force

- Mesure de force axiale ou de couple
- Quartz. Précision, stabilité excellente, peu d'effets parasites
- Mesure de forces (> 100 kN pour une cellule) et couples élevés.
- Grande rigidité (peu de déplacement sous charge, quelques mm à pleine échelle)
- Mesures quasi-statiques possibles avec quartz et ampli de charge (0.001 Hz)

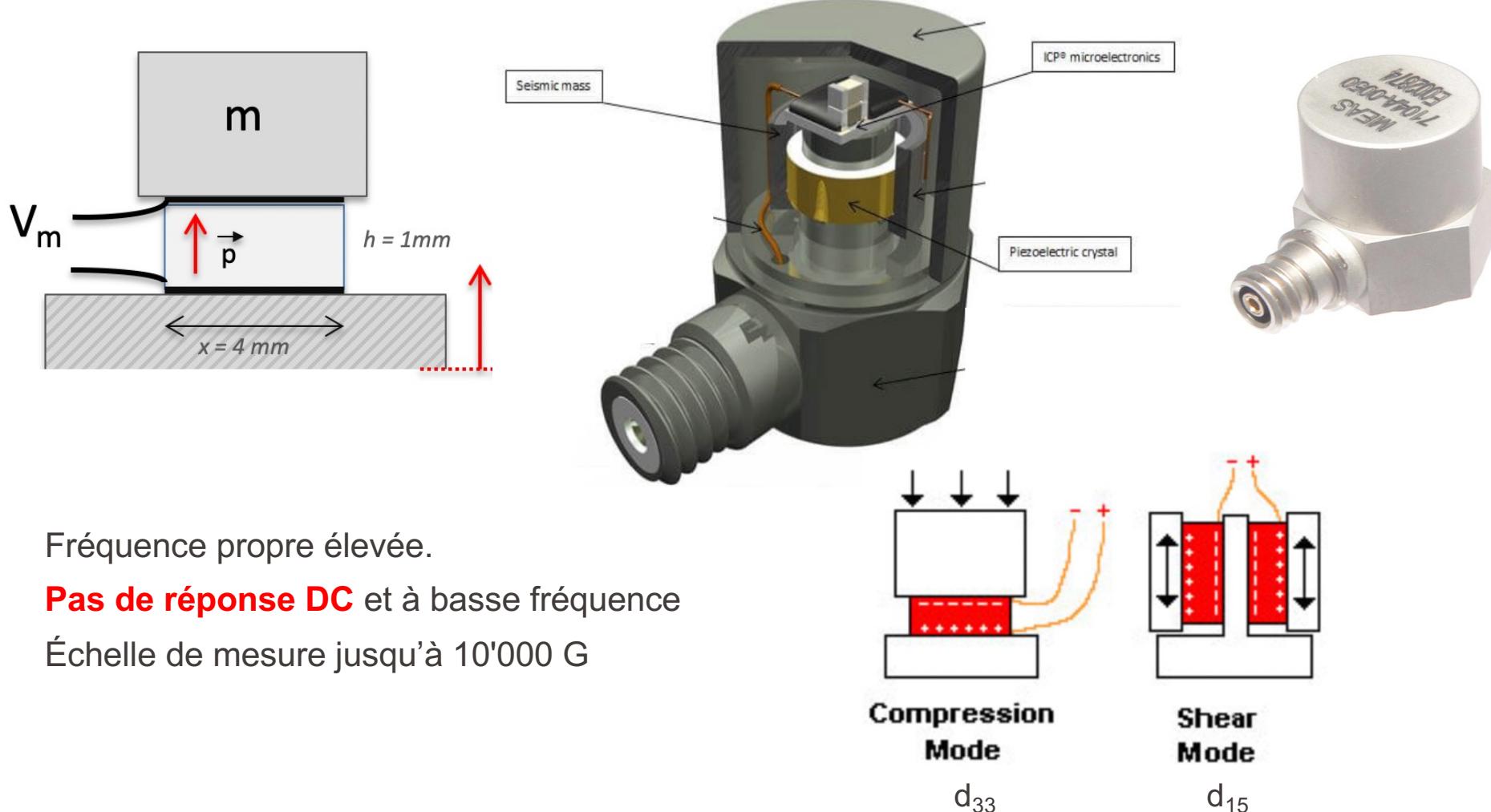


Capteurs de pression

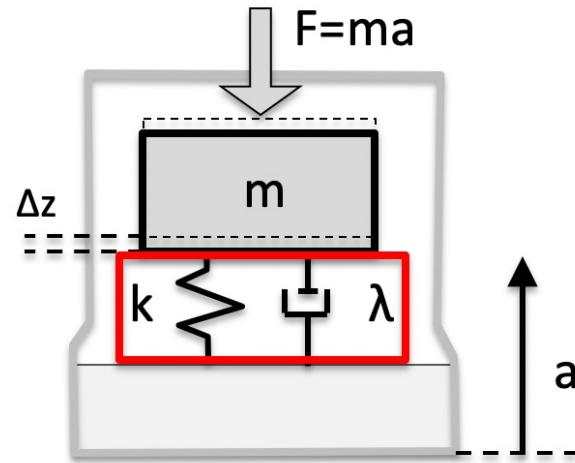
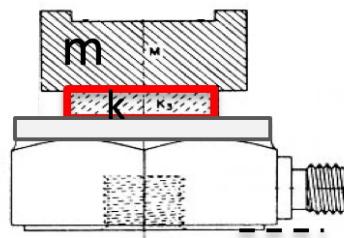
- Capteur Quartz
- Convient aux mesures de hautes pression : jusqu'à 7'000 bar
- Temps de réponse court (fréquence propre possible > 100 kHz)
- Pas de mesure DC de la pression
- Peut fonctionner à haute température



Accéléromètre piézoélectrique

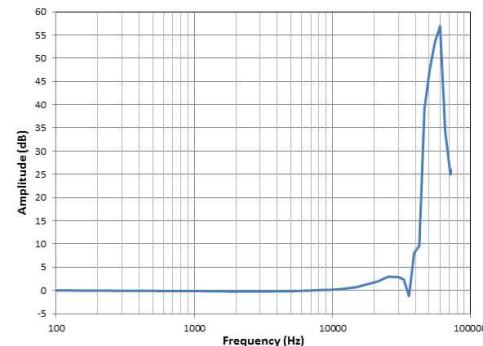


Accéléromètre piézoélectrique – modèle mécanique



Fonction de transfert mécanique

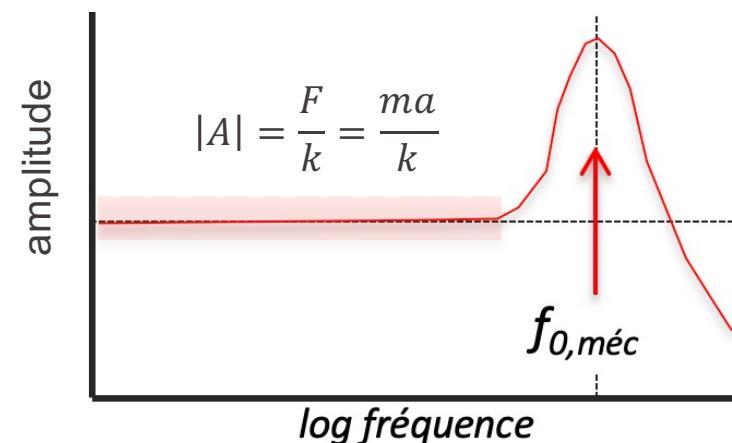
$$|F(\omega)| = k \cdot |x(\omega)| = m \cdot a \left(\left(1 - (\omega / \omega_0)^2 \right)^2 + 4\xi(\omega / \omega_0)^2 \right)^{-1/2}$$



Fréquence propre : $\omega_0 = \sqrt{k/m}$

Coefficient d'amortissement : $\xi = \lambda / 2\sqrt{km}$

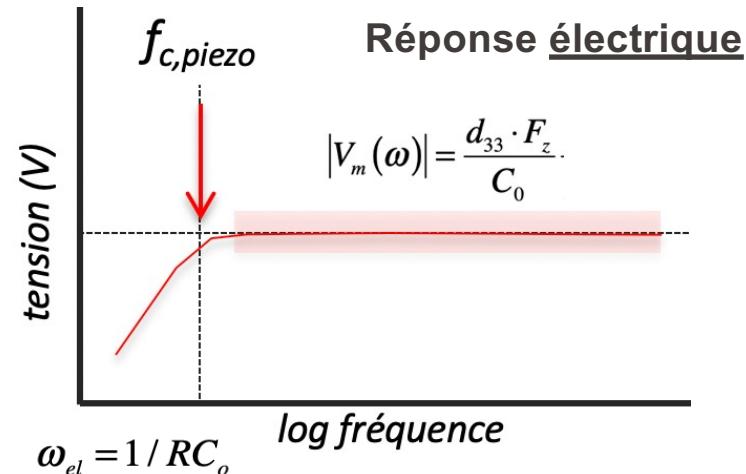
Réponse mécanique:



Accéléromètre piézoélectrique - modèle

Fonction de transfert piézoélectrique

$$|V_m(\omega)| = \frac{d_{33} \cdot F_z}{C_0} \frac{\omega}{\sqrt{1 + (\omega^2 / \omega_{el}^2)}}$$

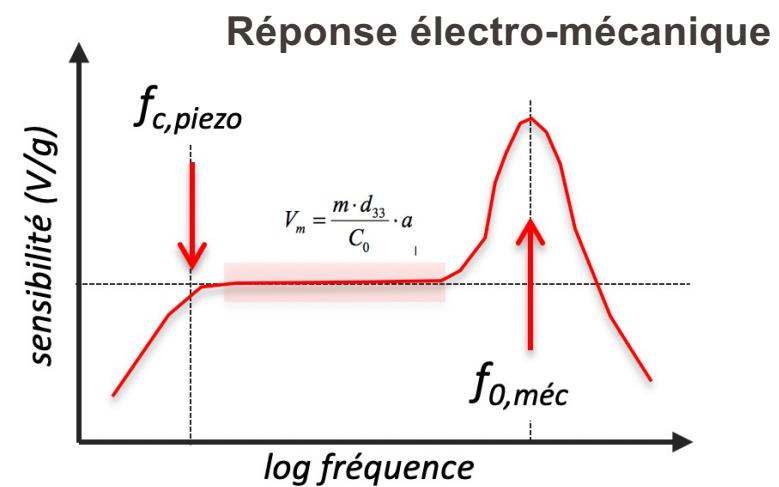


Réponse du capteur (mécanique + piézoélectrique) :

$$V_m = a \cdot \frac{m \cdot d_{33}}{C_0} \left(\left(1 - (\omega / \omega_0)^2 \right)^2 + 4\xi (\omega / \omega_0)^2 \right)^{-1/2} \cdot \frac{\omega}{\sqrt{1 + (\omega^2 / \omega_{el}^2)}}$$

Domaine de fréquences "utilisable"

$$f_{c,piezo} < f < f_{0.mec}$$



Mesure de vibration- Maintenance préventive

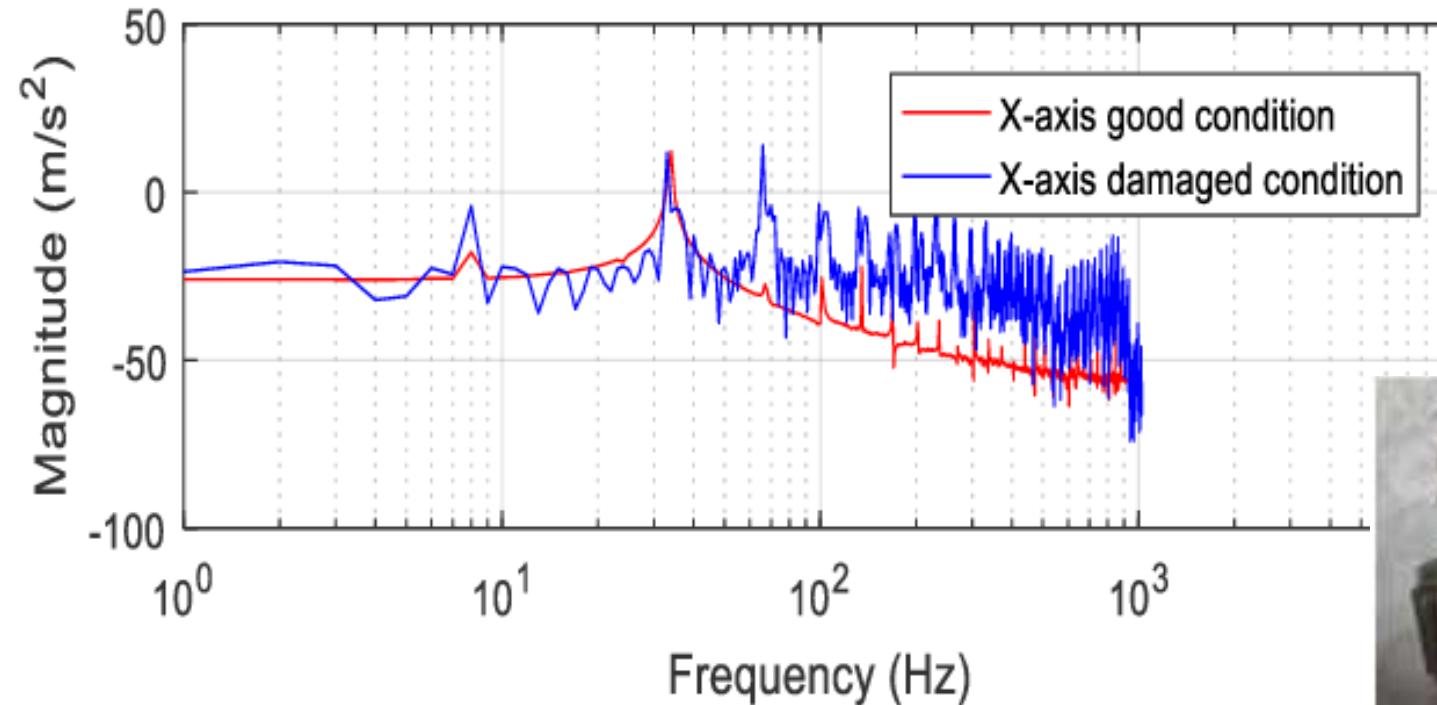
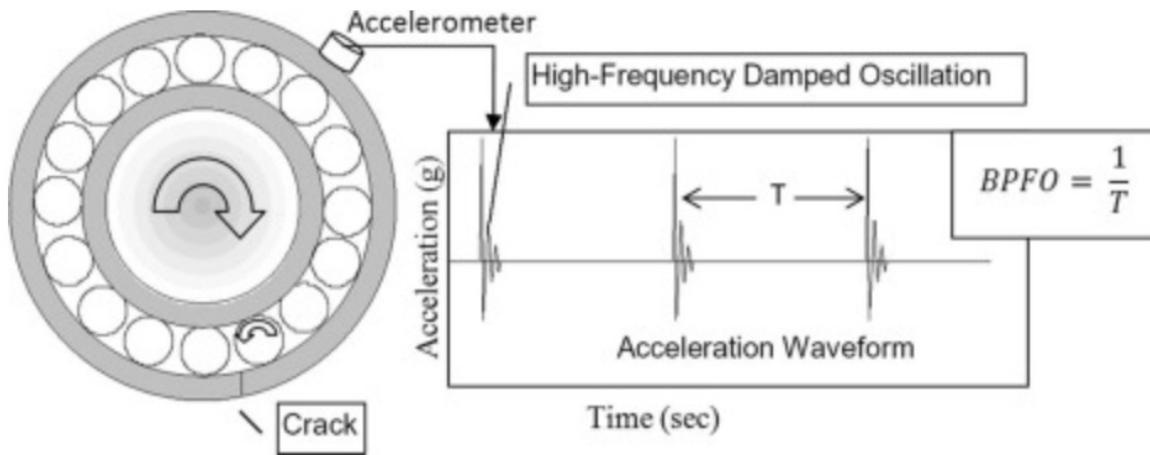


Figure 17. Taper and House Bearing

A. Susanto et al, Implementation of frequency response function on taper bearing maintenance. *Sinergi* 23, 132 (2019).

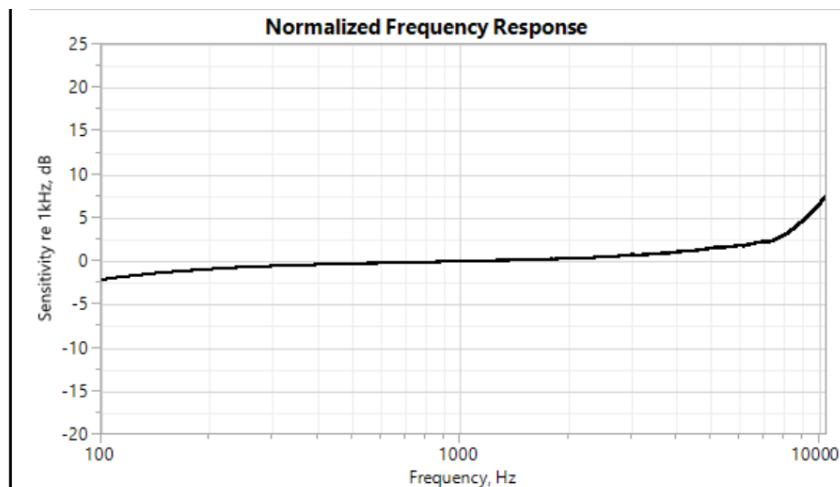
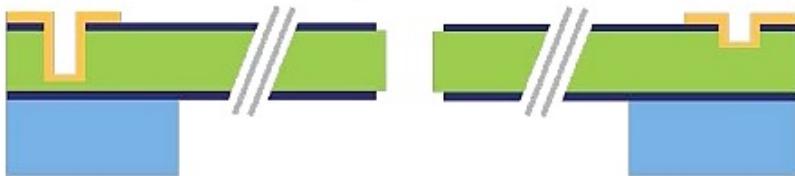
Mesure de vibration- Maintenance préventive



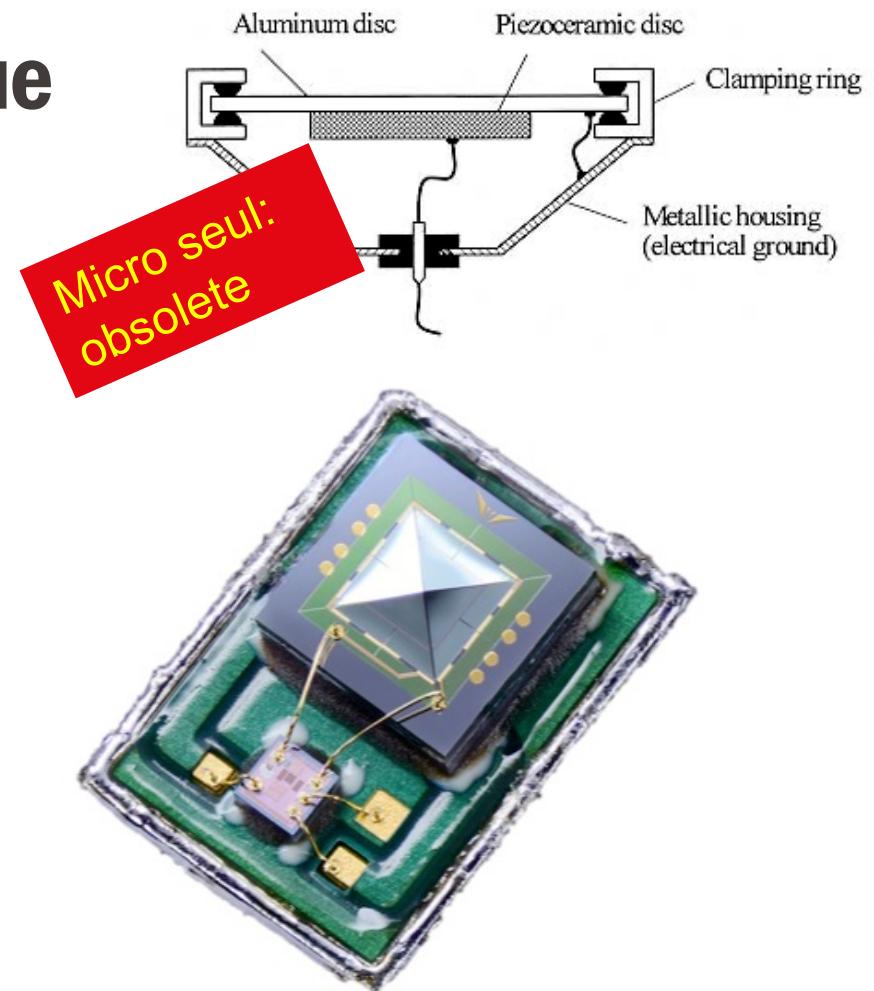
S. Tyagi, S. K. Panigrahi, An improved envelope detection method using particle swarm optimisation for rolling element bearing fault diagnosis. *Journal of Computational Design and Engineering* 4, 305–317 (2017).

Microphone piézoélectrique

couches minces PZT sur silicium



Normalized Frequency Response



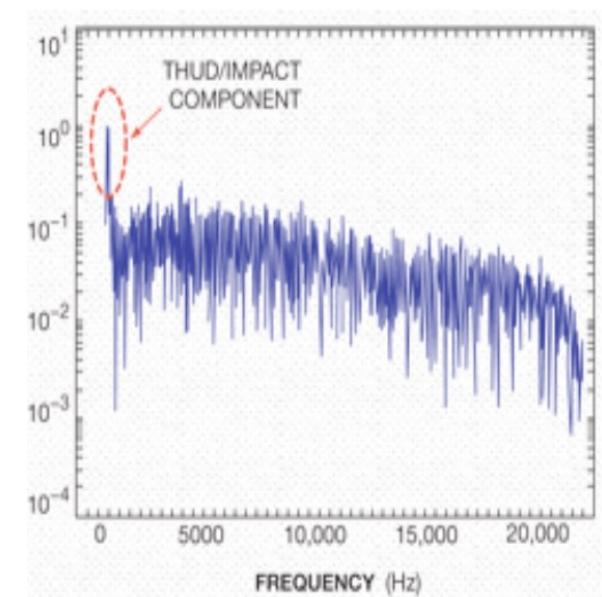
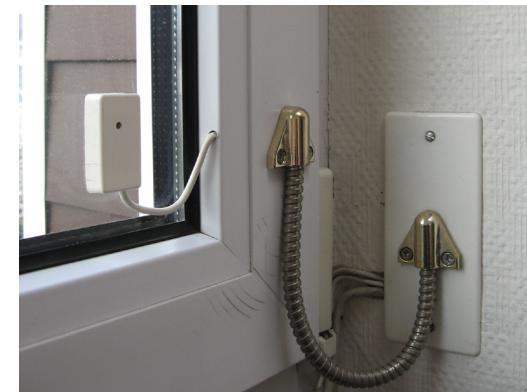
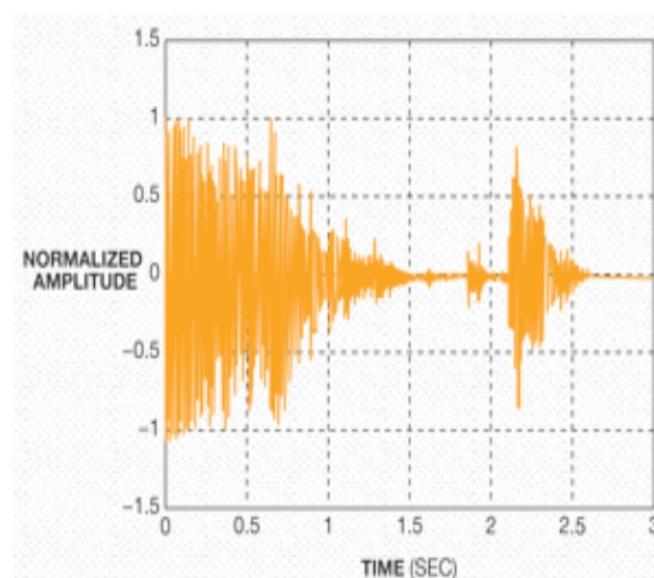
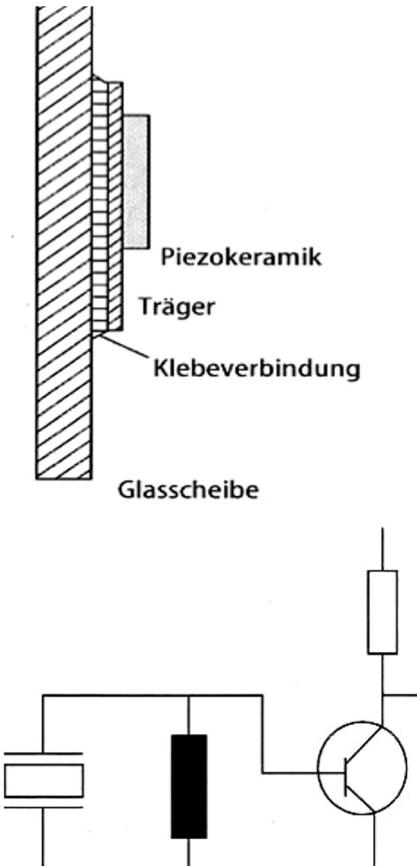
18 μ W in « wake on sound » mode

MEMS piézoélectrique microphone: Vesper VM1010

https://vespermems.com/wp-content/uploads/2019/03/VM1010_Datasheet-1.pdf

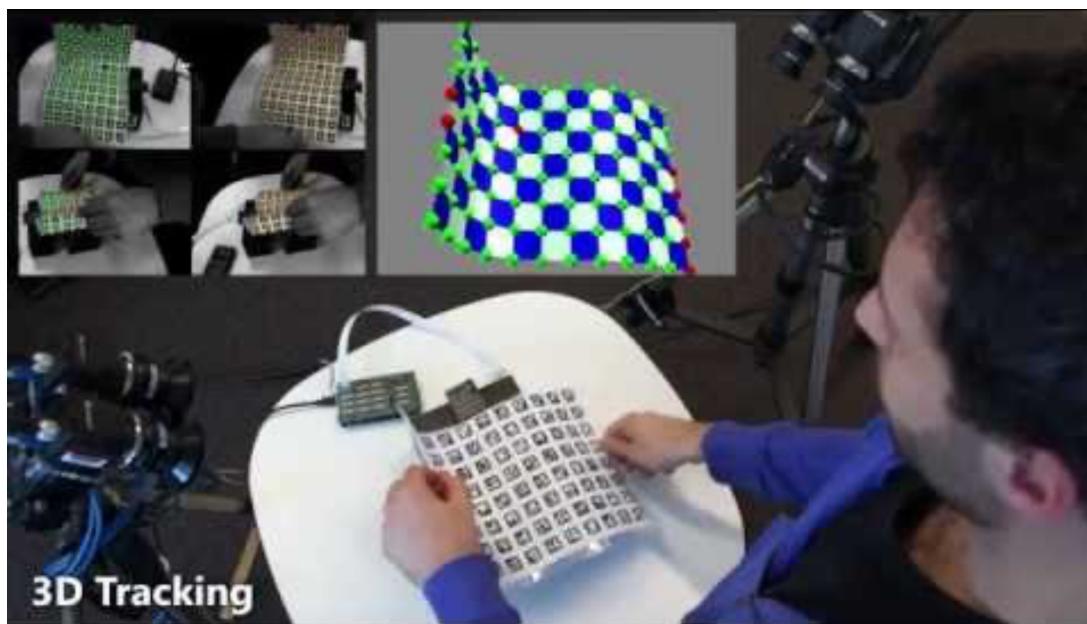


Détecteur de bris de vitres



Capteurs piezo flexibles en PVDF

- PVDF-TrFE
 - Peut être imprimé
 - Puis il faut appliquer un fort champ électrique pour orienter le piezo)



<https://www.pyzoflex.com/>

Product name	Typical TrFE content (mol%)	Curie Temperature (°C)	Typical remnant polarization at 150 V/ μ m (mC/m ²)	Typical d ₃₃ (pC/N)
Piezotech® FC20	20	136	85	-24 to -30
Piezotech® FC25	25	115	70	
Piezotech® FC30	30	100	65	-18 to -22
Piezotech® FC45	45	60	45	

<https://piezotech.arkema.com/en/Products/piezoelectric-copolymers/>

Pop Touch @EPFL-LMTS

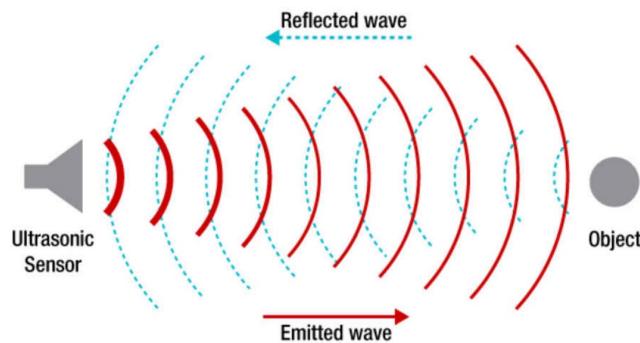
- Adding flexible piezoelectric sensing to haptic buttons



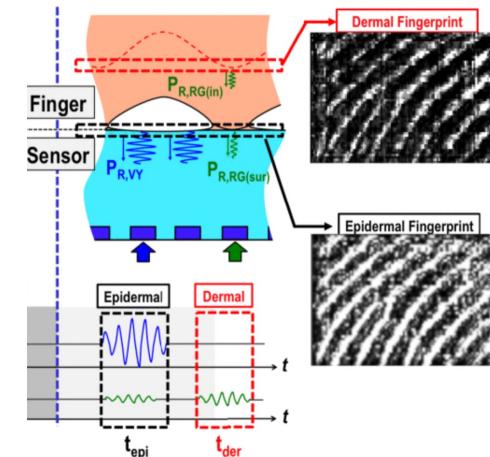
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adma.202307636>

Chapitre 8 - Capteurs piézoélectriques

Partie 4 : Capteurs ultrasons (de distance)



30–500 kHz
(dans l'air)



20–50 MHz
(dans liquides ou solide)

Capteur de distance à ultrasons

Principe: émettre une impulsion sonore puis mesurer le temps de transit de l'écho

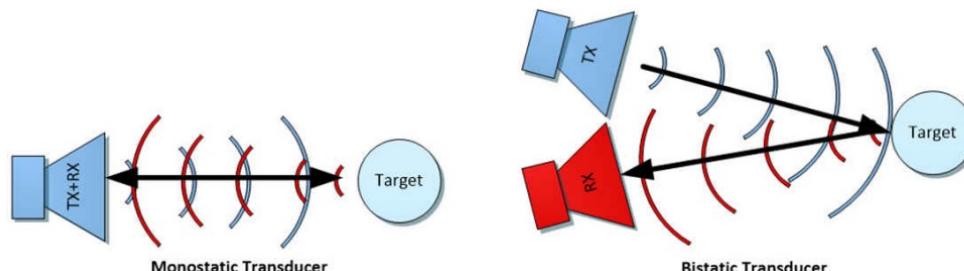
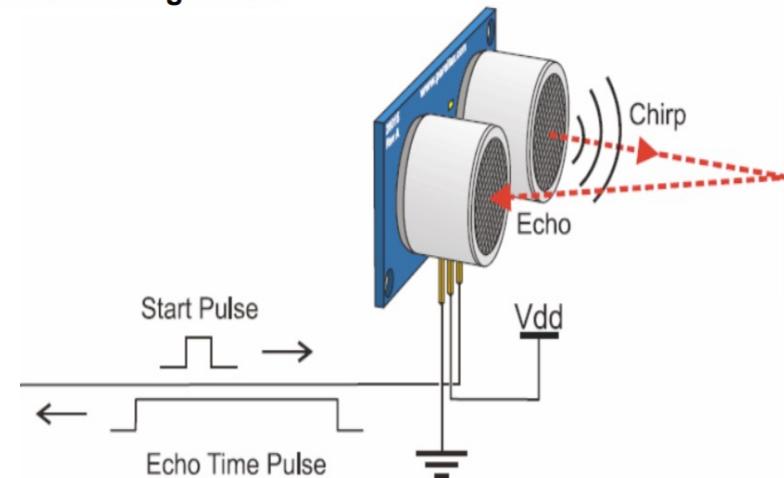


Figure 2-7. Monostatic vs Bistatic Configuration

$$d = \frac{1}{2} v_s T_{TOF}$$



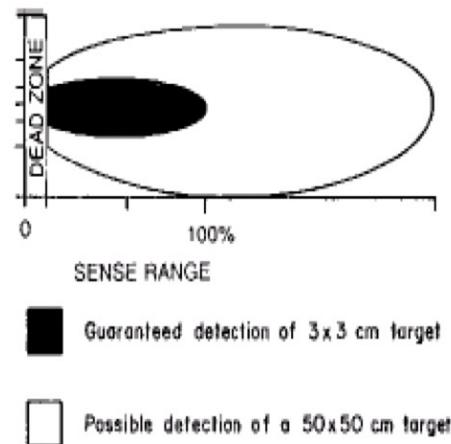
- v_s : vitesse du son (330 m/s dans l'air)
- TOF: Time of Flight (temps de vol)

Ultrasonic Sensing Basics:

<https://www.ti.com/lit/an/slaa907d/slaa907d.pdf?ts=1681549683232>

Capteur de distance à ultrasons

- Fréquence: de 50 kHz (air) à 1 MHz (liquides)
- Etendue de mesure typique dans l'air : entre 10 cm et 1 m
- Précision absolue : entre 1 et 5 mm
- Envoi de trains d'impulsions (par ex: 16 pulse, 2 ms total)
- Technologie alternative : transducteur **magnétostriiction**



Applications :

- Détection de proximité, occupation
 - Mesure de distance
 - Niveau de liquide (très courant)
 - Détection de bulles (systèmes médicaux)
 - Sonar (sous-marin)
 - Capteur de débit
- Typiquement 1 MHz

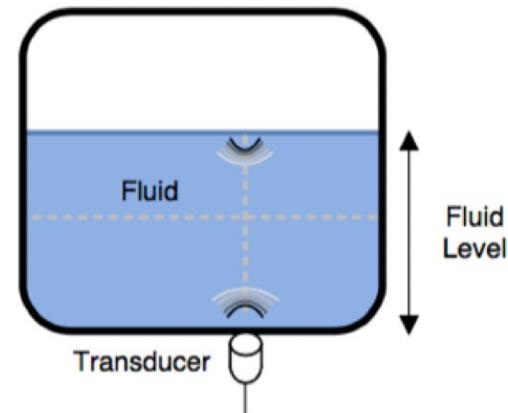


Table 1-1. Proximity Sensing Technology Comparison

	Passive Infrared	Ultrasonic	Optical ToF	mmWave
Detection Range	0.1 to 5 m	0.1 to 10 m	0.01 to 20 m	0.01 to 100+ m
Resolution	Few cm	Few mm (transducer dependent)	Few mm (optics dependent)	Few mm (range dependent)
Field of View	Up to 180°	5° to 120°	0.15° to 120°	5° to 160°
Current Consumption	<5 mA	72 mW to 336 mW (active) 2-9 mW (standby/sleep)	100 µW to 200 mW (active) ~ 80 µW (standby/sleep)	0.5 W to 1.5 W
Solution / Module Size	Medium	Medium	Small	Large
Aesthetics	Requires lens to achieve range and wide field of view	Exposure to medium for longer range	Hidden behind dark glass	Penetrates most materials (not metal)
Measuring Medium Speed	Infrared light (emitted by object)	Sound	Light	Light
Single Sensor System Cost (US\$)	< \$1	\$1 - \$3	\$1.5 - \$4	\$18 - \$26
Key Differentiation	<ul style="list-style-type: none"> • Limited performance in high heat environments and corner regions • Insensitive to slow motion • Prone to false positives 	<ul style="list-style-type: none"> • Effectively detect solid and transparent glass surfaces • Able to detect objects in a smoke/gas-filled environment 	<ul style="list-style-type: none"> • Target localization (up to 3 zones of detection) • Precise long-range measurements 	<ul style="list-style-type: none"> • Provides range, velocity, and angle data • Can penetrate non-metal materials • Intelligent object differentiation

<https://www.ti.com/lit/an/slaa907d/slaa907d.pdf?ts=1681549683232>

La vitesse du son c ne dépend pas fortement de la fréquence
(mais dépend fortement du milieu)

$$c_{solide} = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

c: vitesse du son
E: module de Young (pour solide)
 ρ : densité

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

λ : longueur d'onde
f: fréquence

$$c_{gaz} = \sqrt{\frac{\gamma RT}{M}}$$

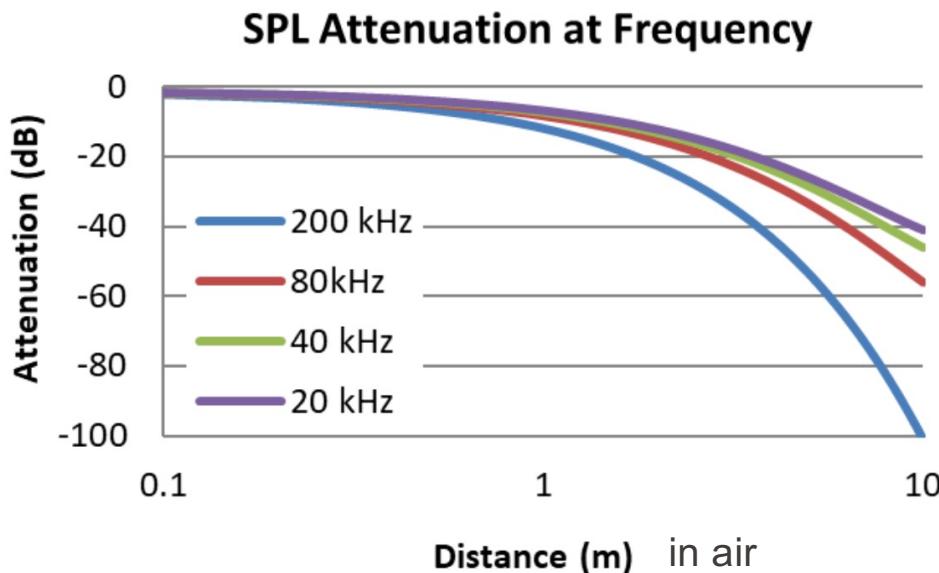
γ = Adiabatic index (C_p/C_v)
R = Universal gas constant (8.314 J/mol·K)
T = Absolute temperature (K)
M = Molar mass of the gas (kg/mol)

freq (kHz)	λ (mm) in air
20	16.5
40	8.25
60	5.5
100	3.3
200	1.65
500	0.66
1000	0.33

Material	Speed ms ⁻¹ (mean <i>in vitro</i>)
Air	330
Fat	1400
Water	1500
Assumed soft tissue mean	1540
Muscle	1580
Blood	1580
Transducer PZT	3000
Tooth	3600
Bone	3500
Steel	4000

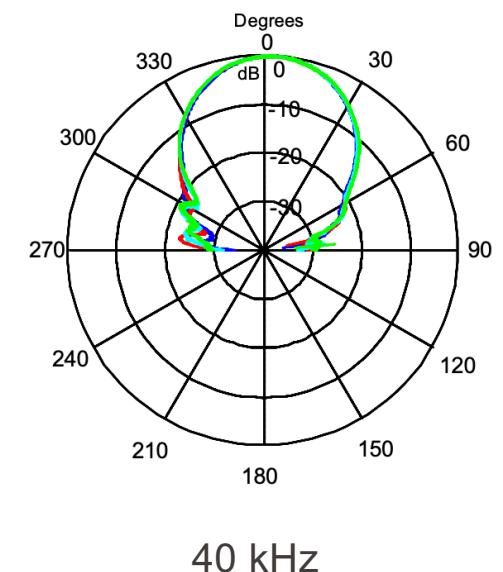
Capteur de distance à ultrasons. Quelle fréquence ?

- Haute fréquence,
 - λ plus petit (donc plus précis)
 - faisceau souvent plus étroit.
 - Mais plus d'atténuation



<https://www.ti.com/lit/an/slaa907d/slaa907d.pdf?ts=1681549683232>

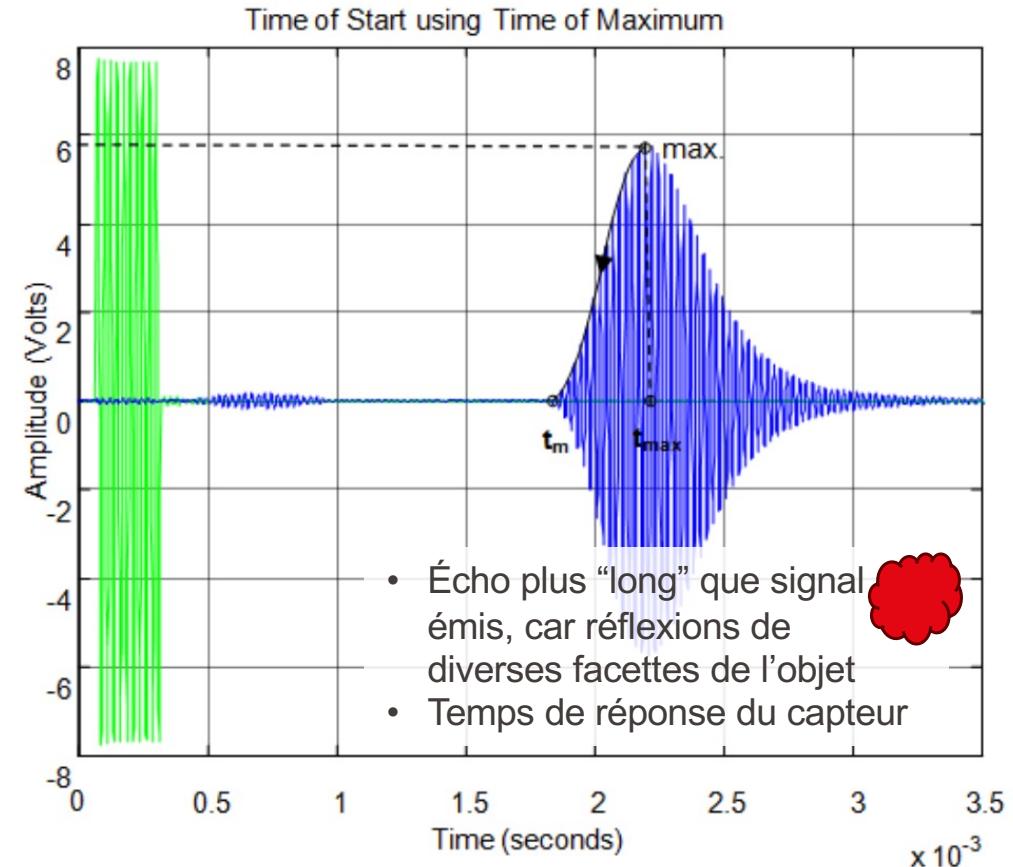
- 30 kHz à 80 kHz: bien pour longue portée
- 80 kHz à 500 kHz: plus précis, mais portée plus courte



Capteur de distance à ultrason

- Génère un train d'impulsions
- Il faut au minimum une impulsion!
- Typiquement de l'ordre de 8 impulsions
- Train d'impulsion aussi court que possible (car on ne peut pas écouter les échos quand on transmet en même temps)

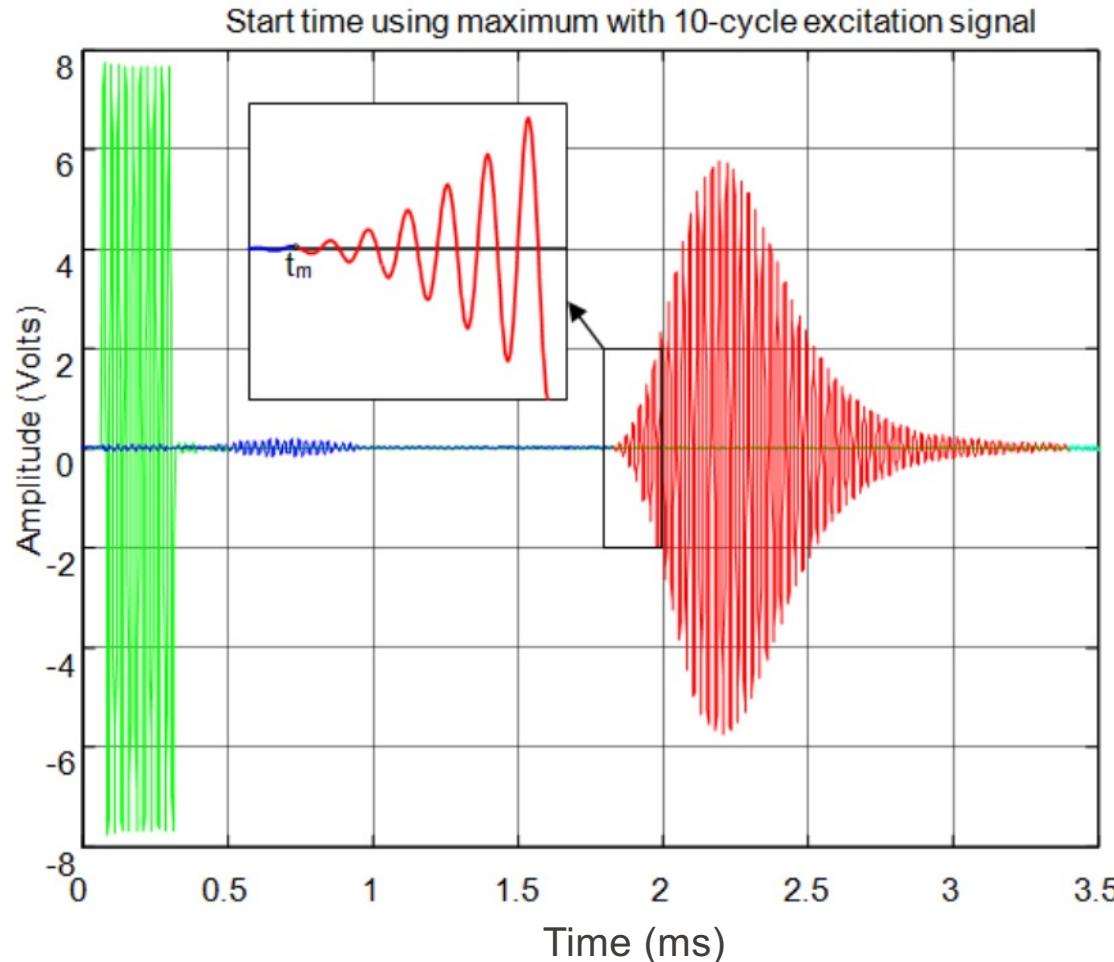
La forme de l'écho reçu dépend de la forme du signal électrique appliqué à l'émetteur (en vert), mais aussi des caractéristiques mécaniques du transducteur émetteur et récepteur.



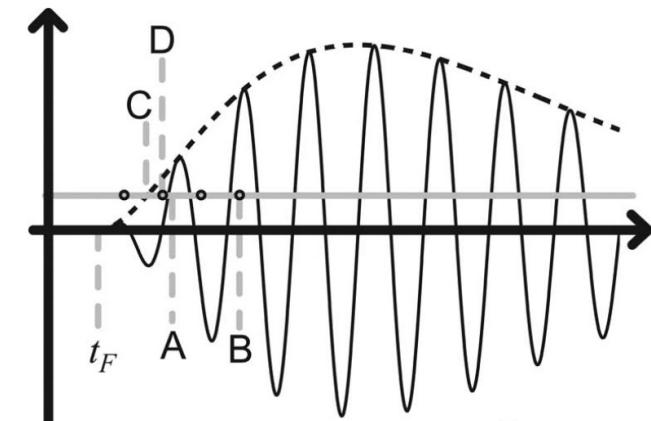
40 kHz, 3 cm spacing

E. G. Sarabia et al, Accurate Estimation of Airborne Ultrasonic Time-of-Flight for Overlapping Echoes. *Sensors* **13**, 15465–15488 (2013).

Quand a-t-on reçu l'écho ?

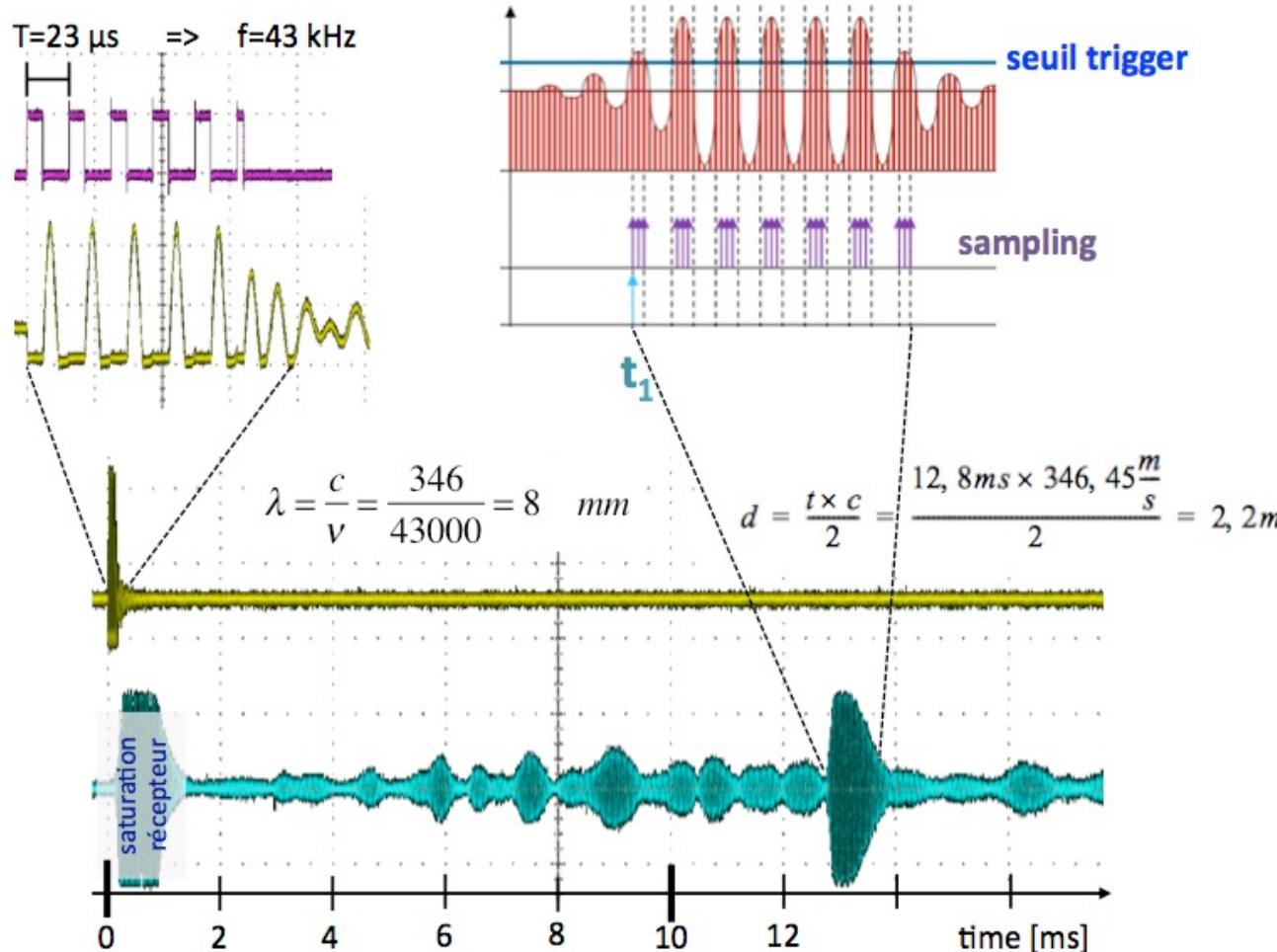


Il faut connaître t_{echo} avec précision pour déterminer la distance d avec précision



- Seuil (très facile, pas précis)
- Analyse de l'enveloppe

Capteur de distance à ultrasons. TOF par seuil



TOF par Seuil

1. Quel seuil choisir (très sensible au bruit)?
2. On ne peut guère être plus précis qu'une longueur d'onde...
3. On tolère une erreur de combien de périodes?

Signal faible quand objet est loin

Le signal reçu chute comme $(\text{distance})^2$

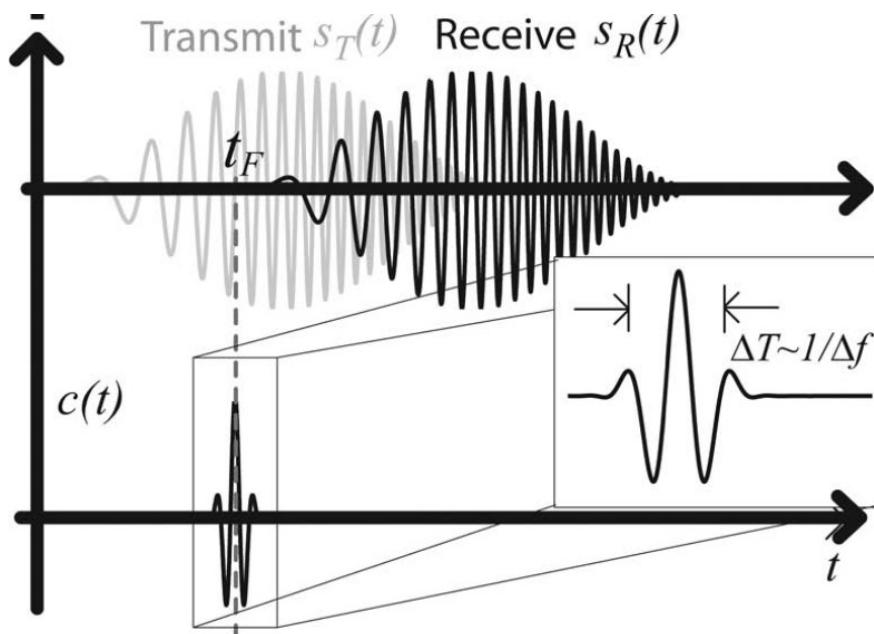
Une solution:

- Ampli avec un gain qui dépend du temps.
- Ampli logarithmique

Mesure TOF par auto-corrélation

Le seuil du trigger influence très fortement la précision de la mesure.

Pour éviter ce problème, dans système de précision, on calcule la cross-corrélation entre signal émis (X) et l'enregistrement digital du signal écho (Y) pour différents délais de temps (Δt).



$$c(t) = \int_{-\infty}^{\infty} s_T(\tau)s_R(t + \tau)d\tau.$$

Le **maximum de corrélation** indique
de temps de parcours (=TOF)

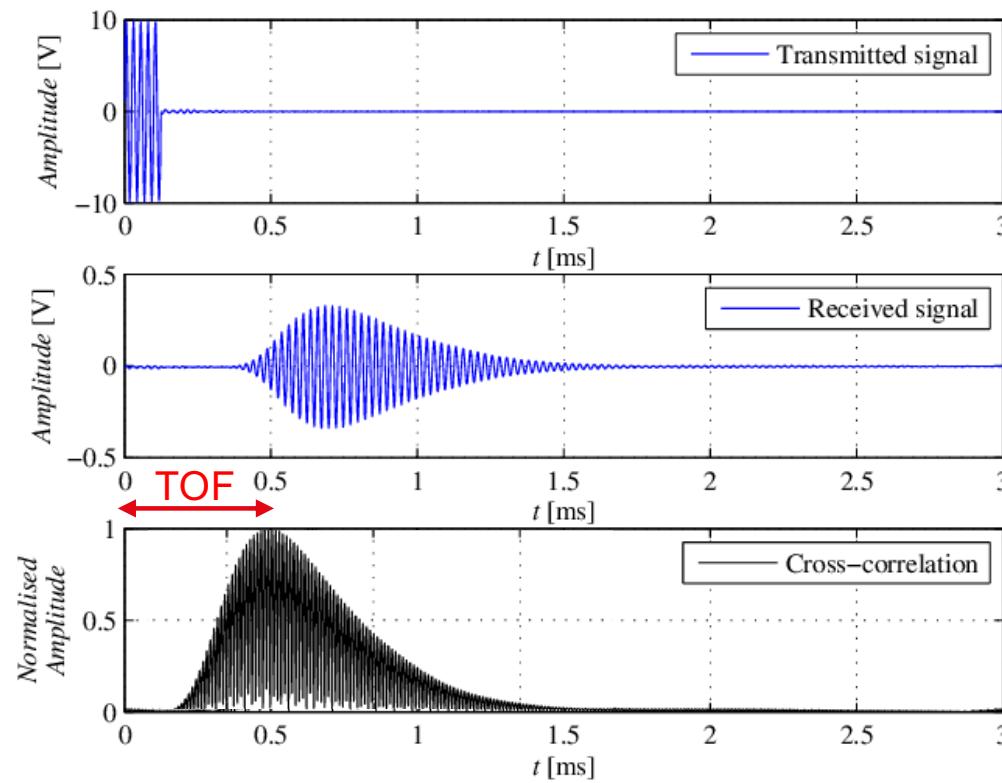
Précision proportionnelle à λ (mais peut
être bien plus petit que λ)

Utilise TOUT le signal.

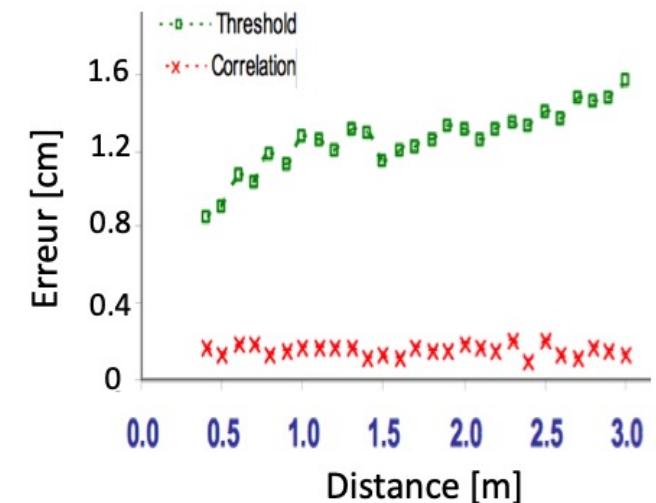
J. C. Jackson et al, Time-of-flight measurement techniques for airborne ultrasonic ranging. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* **60**, 343–355 (2013).

Mesure par corrélation

$$c(t) = \int_{-\infty}^{\infty} s_T(\tau)s_R(t + \tau)d\tau.$$



- ✓ **Précision améliorée** : réduit l'erreur due au bruit et aux signaux parasites.
- ✓ **Fiabilité accrue** : fonctionne même si l'amplitude du signal d'écho varie.
- ✓ **Meilleure détection** : permet d'identifier correctement l'écho même en présence de réflexions multiples.



TOF est peu sensible à l'intensité du signal reçu

Erreur 1 mm ou moins

Limitations de mesure de distance par ultrason

- La vitesse du son dépend de la Température
- $c = 300 + 0.6 T$ [m/s], avec T en degrés celsius

$$c = \sqrt{\frac{\gamma p}{\rho}} = \sqrt{\frac{\gamma R T}{M}}$$

M masse molaire
 p pression
 ρ densité
 γ adiabatic index of air

$$\left(\frac{\Delta d}{d}\right)^2 = \left(\frac{\Delta t_F}{t_F}\right)^2 + \frac{1}{4} \left(\frac{\Delta T}{T}\right)^2.$$

d: distance

- Courte distance: l'erreur de mesure de temps domine
- Longue distance: l'erreur de vitesse (due à la température) domine

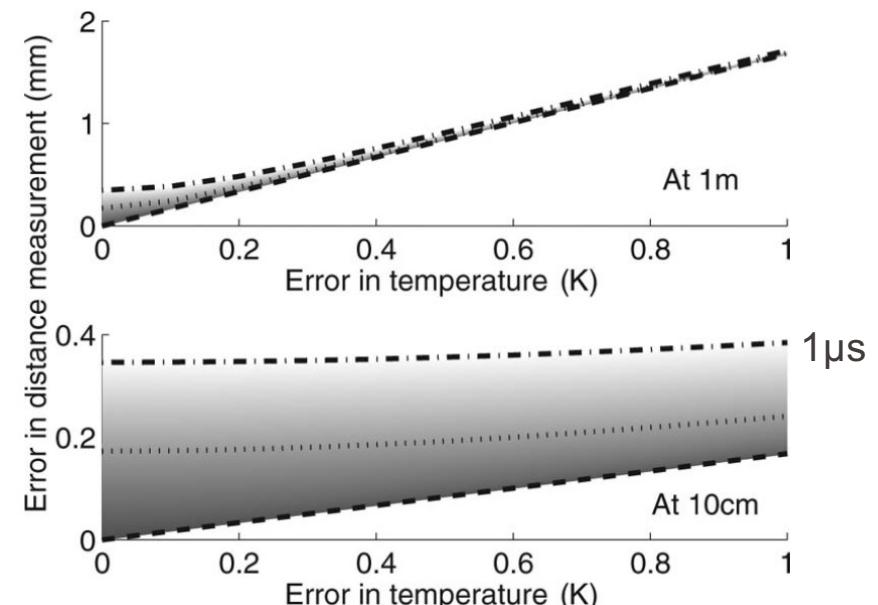
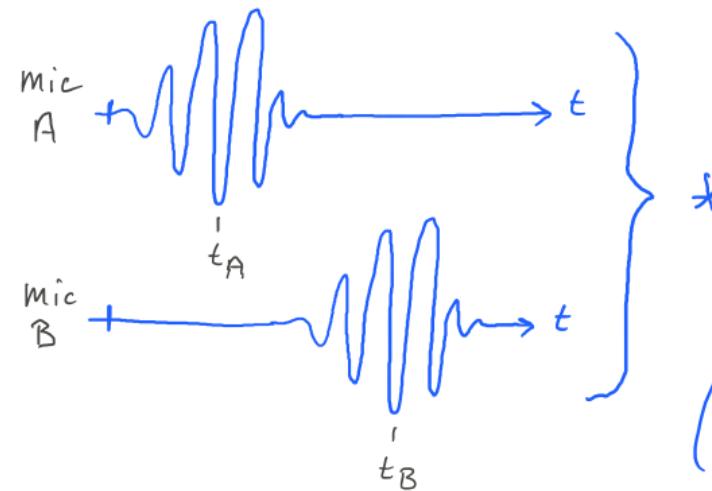
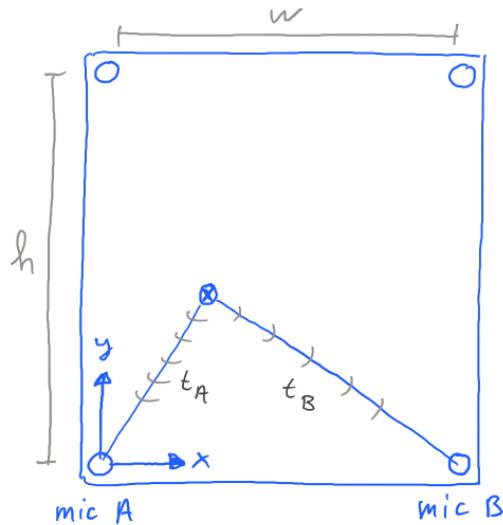


Fig. 8. Graph of the error in a distance measurement as a function of temperature uncertainty. The shading represents the effect of a time-of-flight error on this distance error; in these cases, black-to-white shading indicates the range of time-of-flight error of 0 μ s (bounded by the dashed line) to 1 μ s (bounded by the dot-dashed line). A time-of-flight error of 500 ns is indicated by the dotted-line contour. (top) A signal that has traveled 1 m in air. (bottom) A signal that has traveled 10 cm in air.

J. C. Jackson et al, Time-of-flight measurement techniques for airborne ultrasonic ranging. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* **60**, 343–355 (2013).

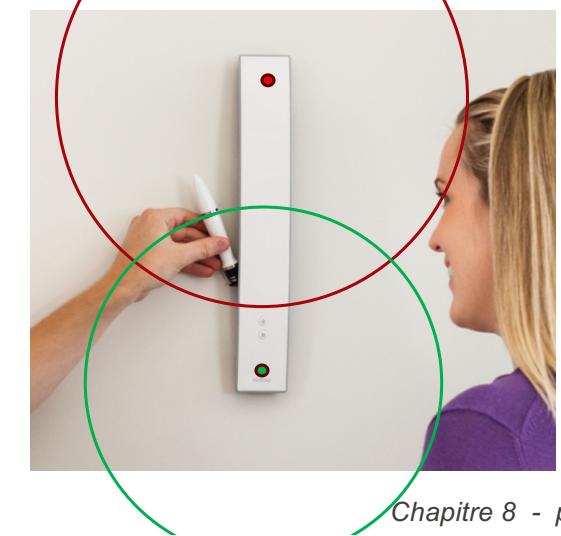
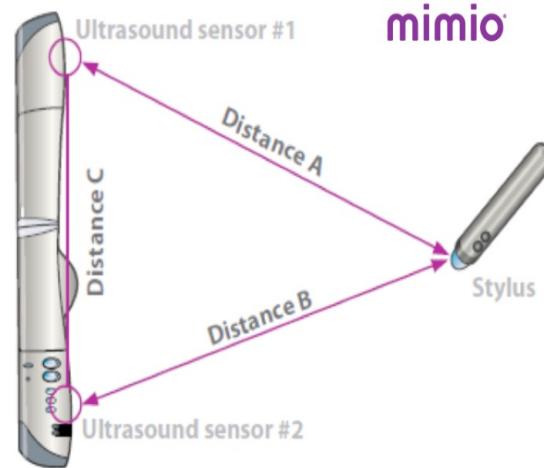
Stylo wireless à ultrasons



$$(X * Y)[t_i] = \sum_{n=1}^N X(t_n + t_i) \cdot Y(t_n)$$

A graph showing the result of the convolution operation. The top waveform is the result of the multiplication of the two waveforms above it. The time axis is labeled t_i . Below the graph is the mathematical expression for the convolution result:

$$(X * Y)[t_i] = \sum_{n=1}^N X(t_n + t_i) \cdot Y(t_n)$$



Imagerie par ultrasons: réflexions aux changements d'impédance acoustique

Impédance acoustique Z :
dépend de la densité et du module élastique

L'onde sonore est réfléchie à l'interface entre deux milieux d'impédance acoustique différente (comme en optique avec index de réfraction)

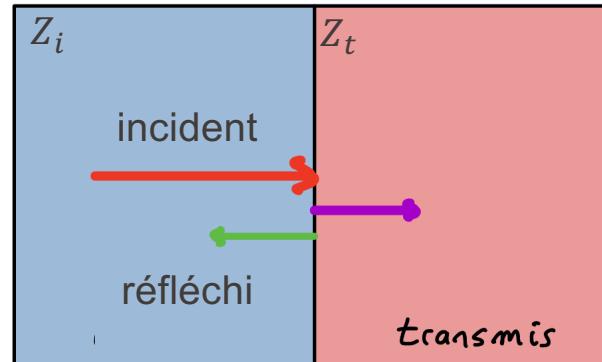
$$R = \left(\frac{Z_i - Z_t}{Z_i + Z_t} \right)^2$$

R : coefficient de réflexion à l'interface

$$R_{\text{air-graisse}} = 0.998$$

$$R_{\text{muscle-graisse}} = 0.02$$

$$Z_{acous} = \rho \cdot v_s \quad \left[\frac{Pa \cdot s}{m} \right] \quad v_s = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

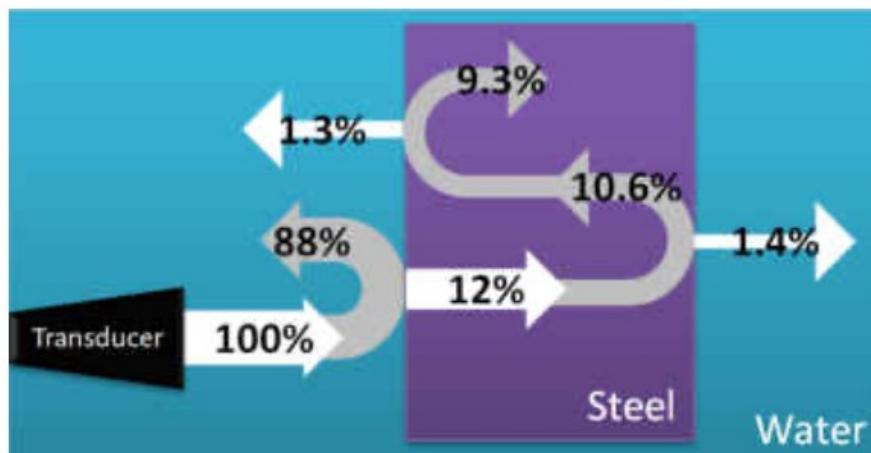


Milieu	Densité ρ	c en m/s	Z
air	1.3	343	$4.5 * 10^2$
poumons	300	600	$1.8 * 10^5$
graisse	924	1410-1470	$1.33 * 10^6$
foie	1061	1535-1580	$1.6 * 10^6$
muscle	1068	1545-1631	$1.7 * 10^6$
os	1913	2100-4080	$7.7 * 10^6$



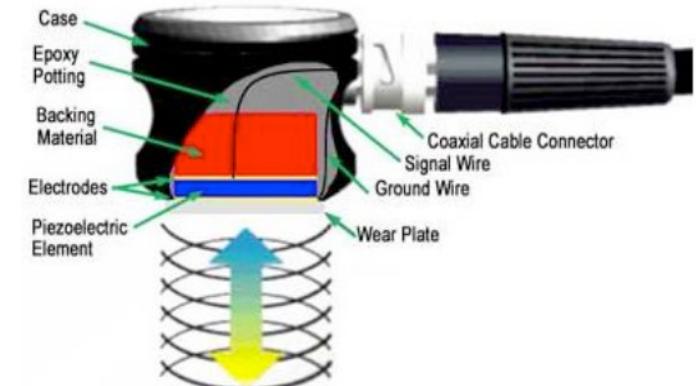
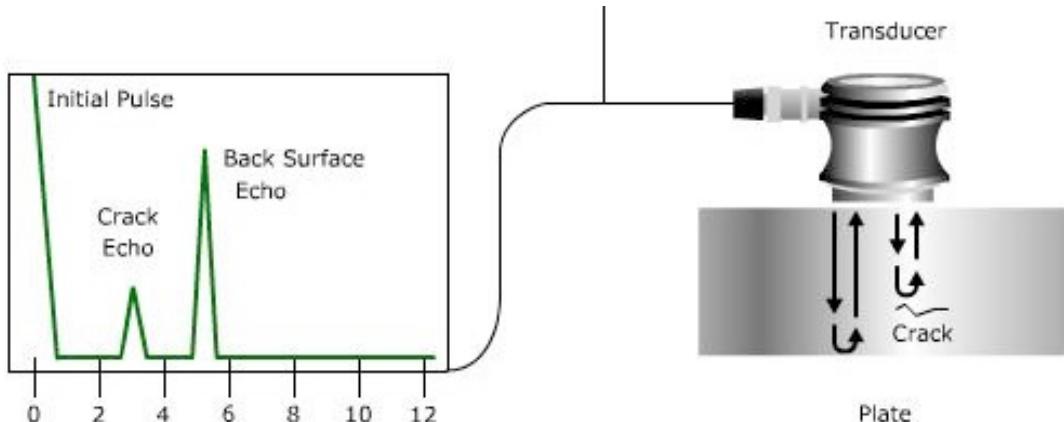
$$\left(\frac{Z_{\text{Skin}} - Z_{\text{Air}}}{Z_{\text{Skin}} + Z_{\text{Air}}} \right)^2 = \left(\frac{1.6 - 0.00429}{1.6 + 0.00429} \right)^2 = 0.99$$

(donc besoin de gel en imagerie US médicale pour éviter la première réflexion)



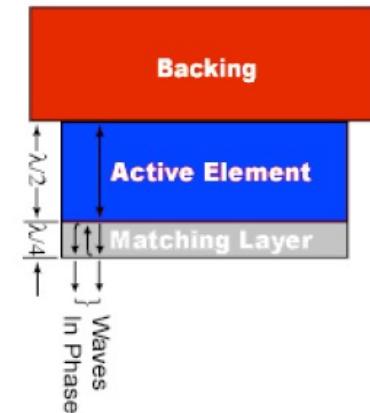
Ne pourra pas imager derrière une plaque d'acier

Test non destructif par ultrasons



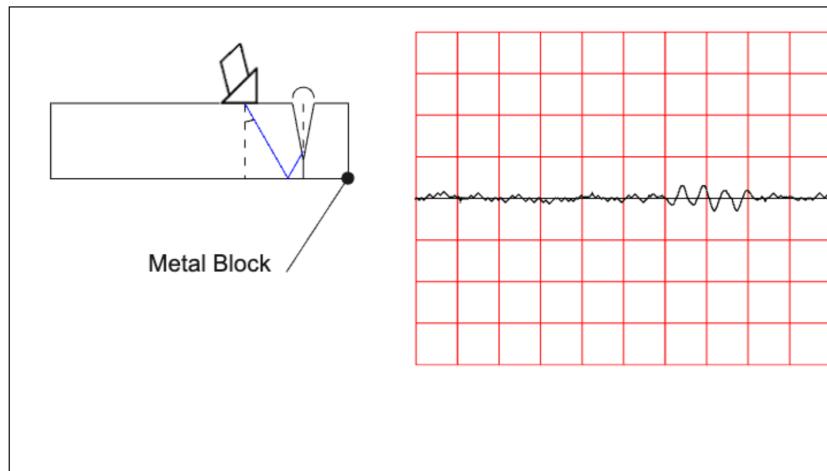
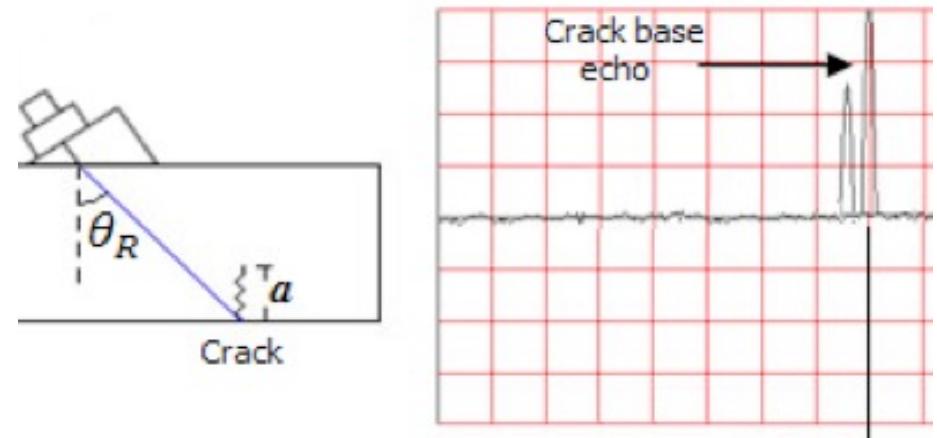
<https://www.nde-ed.org/NDETechniques/Ultrasonics/Introduction/description.xhtml>

- L'élément piézoélectrique a une épaisseur d'une demi-longueur d'onde pour maximiser le déplacement en surface. Onde longitudinale ou de cisaillement.
- L'élément de « backing » a la même **impédance acoustique** que le piézo. Il sert à amortir la vibration (et donc augmenter la bande de fréquence de la sonde)
- La couche d'interface (« matching » layer) a une épaisseur de **1/4 de longueur d'onde** pour maximiser transmission
- Un **couplant** (eau, graisse) est nécessaire (pour éviter de saut d'impédance dû à l'air de l'interface)

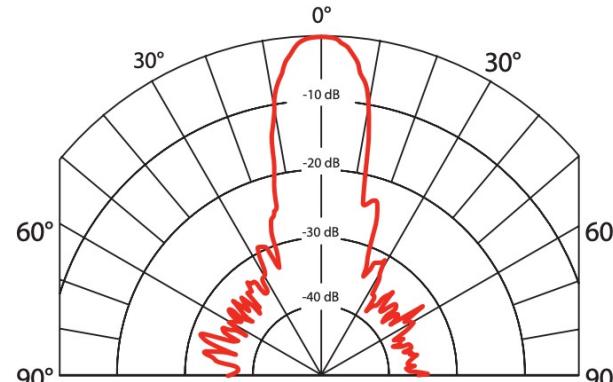
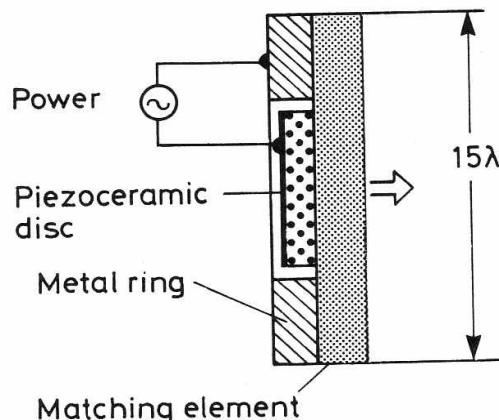


Test non destructif par ultrasons

Estimation de la profondeur de **fissures** en mesurant avec une sonde latérale à **différentes distances**
Ondes de cisaillement (**transversales**): ne sont pas transmises dans les fissures.



Transducteurs piézo-acoustiques (émetteur/récepteur d'ultrasons)

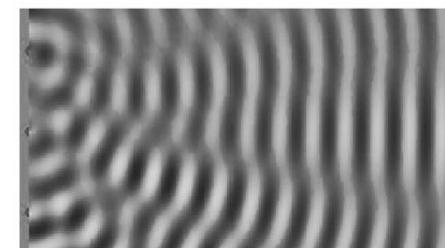


<https://www.airmarweb.com/uploads/air/AT120.pdf>

- Pas un seul lobe, car interférences
- Grand disque: bcp d'effets d'interférence
- Petit disque: Moins de puissance émise

Zone de champ proche (near field): à cause de la taille du transducteur, la zone proche contient des **interférences** qui rendre le **signal incohérent**. Il est donc difficile de mesurer dans cette zone.

La distance $X_{NearField}$ est donnée par la formule ci-contre pour une source circulaire de diamètre D fonctionnant à fréquence f :



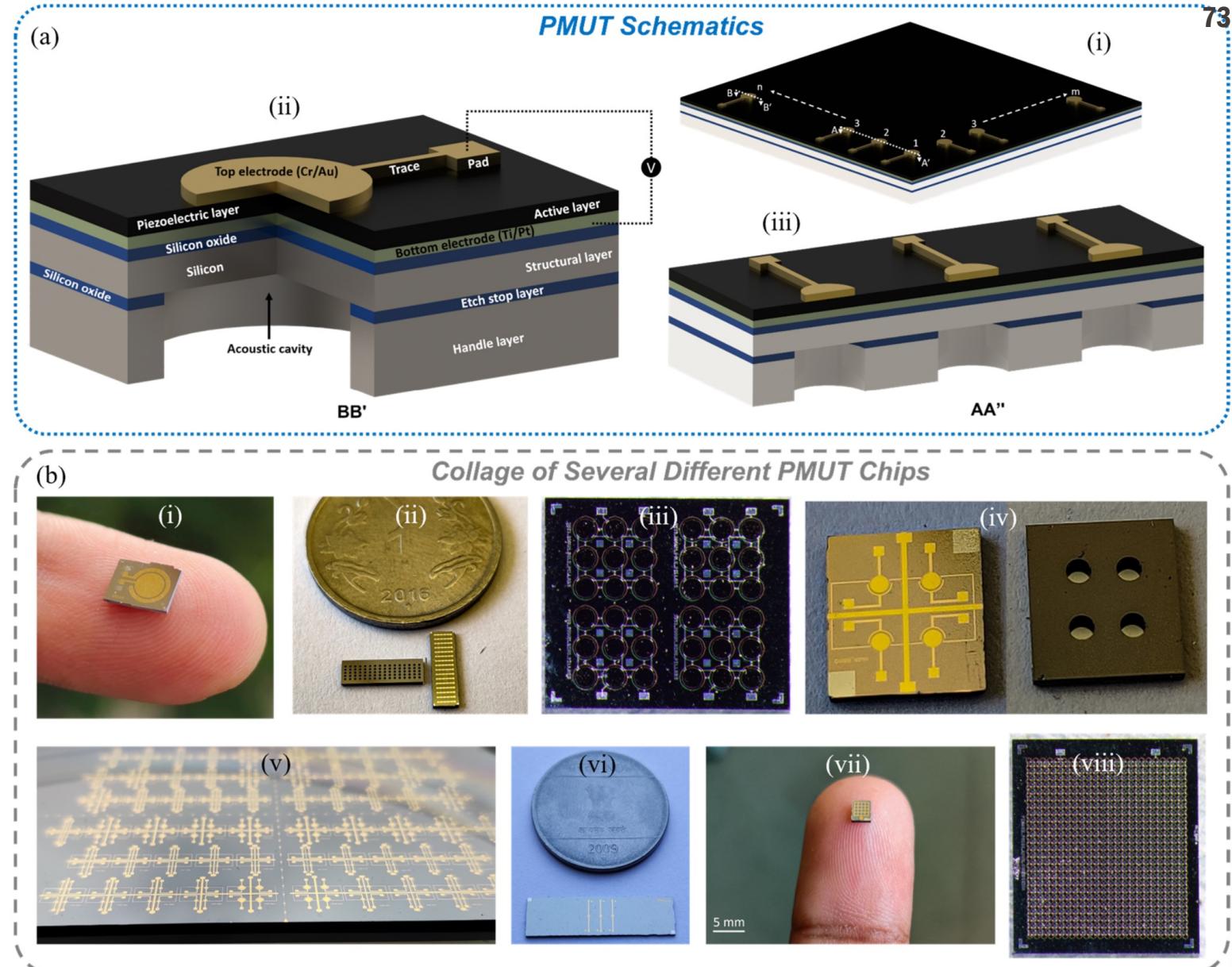
$$X_{NF} = \frac{D^2 f}{4v_{son}} = \frac{D^2}{4\lambda}$$

PMUT:

Piezoelectric Micromachined Ultrasound Transducers

K. Roy, J. E.-Y. Lee, C. Lee, Thin-film PMUTs: a review of over 40 years of research. *Microsyst Nanoeng* **9**, 1–17 (2023).

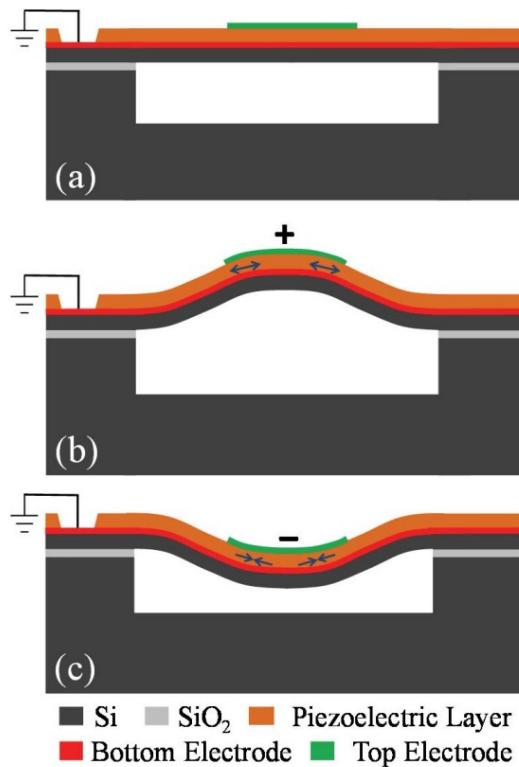
<https://www.nature.com/articles/s41378-023-00555-7>



EPFL

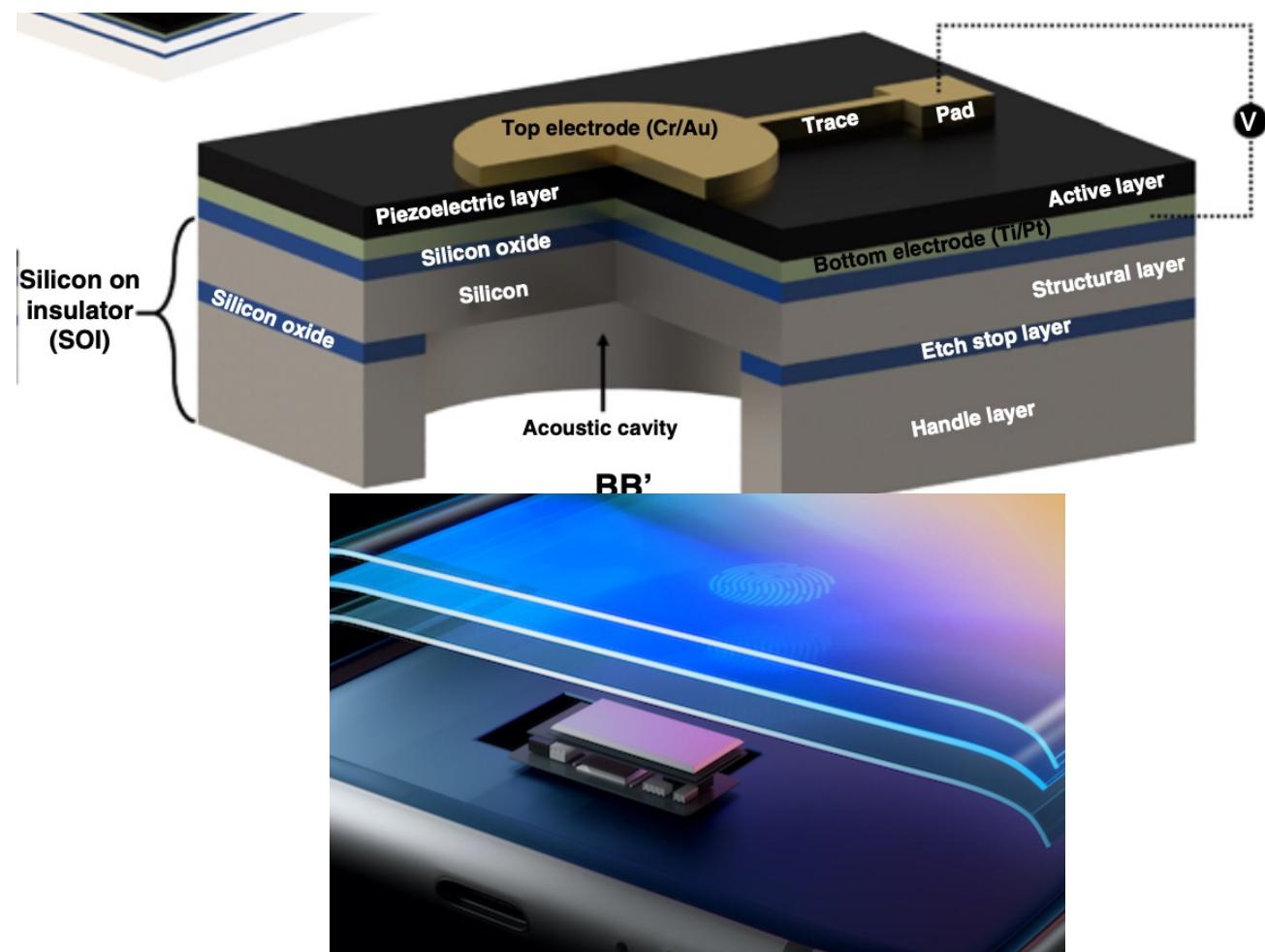
Ultrasound sources (PMUT)

piezoelectric micromachined ultrasonic transducer. μm -scale



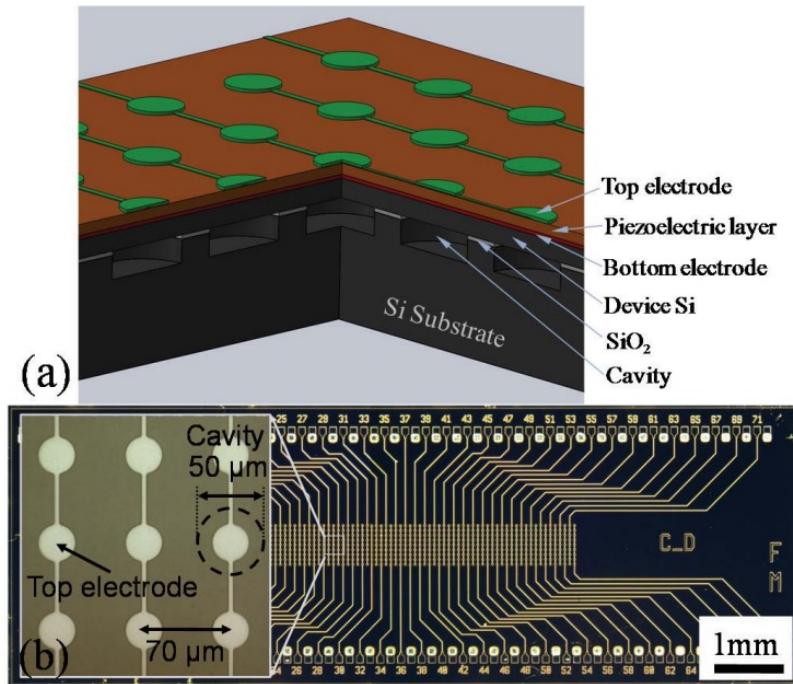
Y. Lu and D. A. Horsley, JMEMS 2015,
doi: [10.1109/JMEMS.2014.2387154](https://doi.org/10.1109/JMEMS.2014.2387154).

PMUT: To both sense **and** actuate



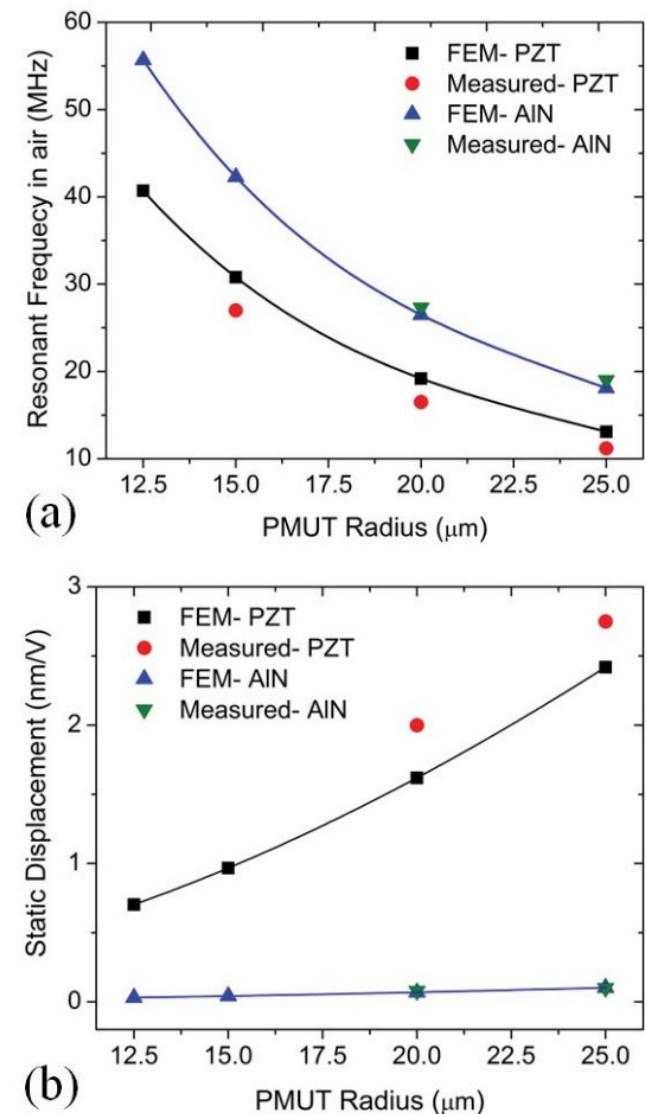
Ultrasound sources (PMUT)

piezoelectric micromachined ultrasonic transducer. μm -scale



PMUT: Must sense and actuate

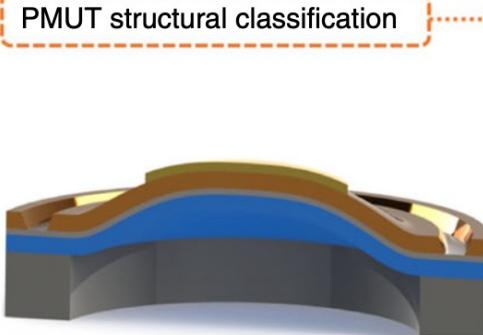
13-55 MHz



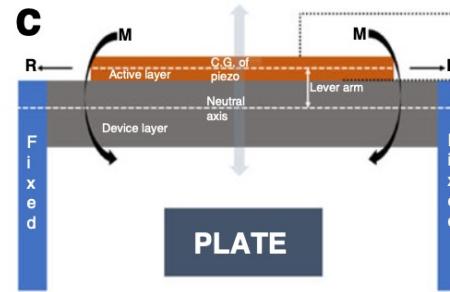
Y. Lu and D. A. Horsley, "Modeling, Fabrication, and Characterization of Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer Arrays Based on Cavity SOI Wafers," *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2015, doi: [10.1109/JMEMS.2014.2387154](https://doi.org/10.1109/JMEMS.2014.2387154).

PMUT

a



d31

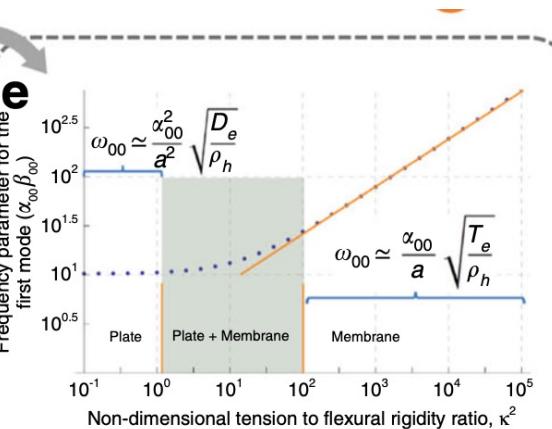


Flexural rigidity (D_e) dominated

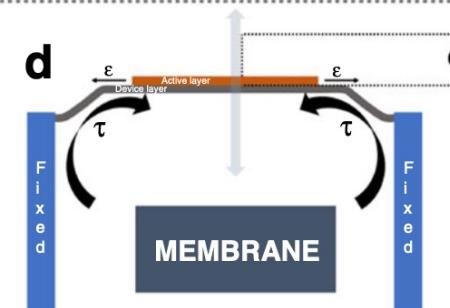
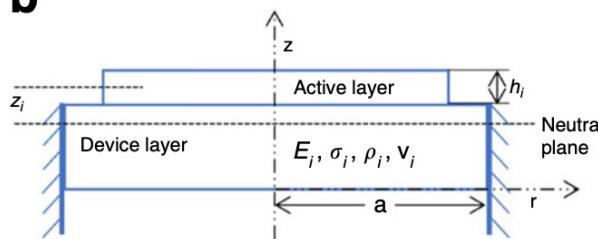
$$D_e = \sum_i \left(\frac{E_i}{1 - v_i^2} \right) \left(\frac{h_i^3}{12} + z_i^2 h_i \right)$$

E_i – Young's Modulus of the i^{th} layer
 v_i – Poisson's ratio of the i^{th} layer
 h_i – Thickness of i^{th} layer
 z_i – Distance of the i^{th} layer from the neutral axis

e



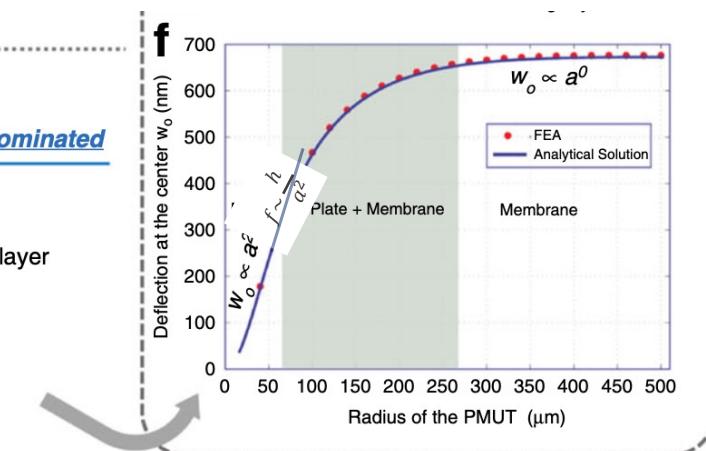
b



Pretension (T_e) dominated

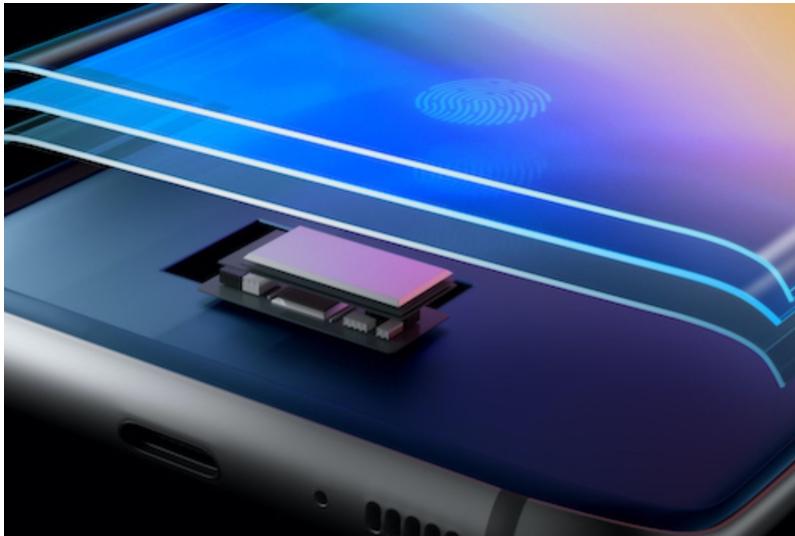
$$T_e = \sum_i \sigma_i h_i$$

σ_i – Prestress of the i^{th} layer

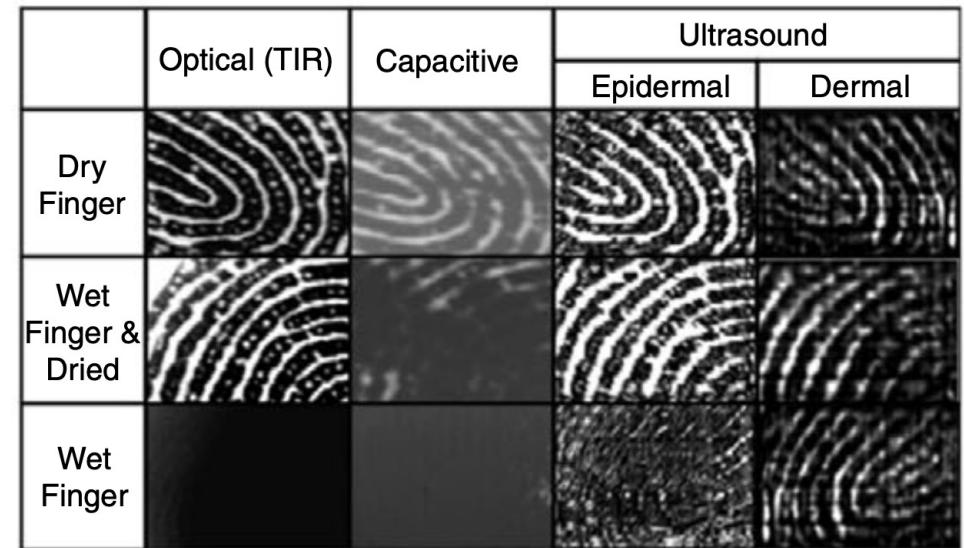
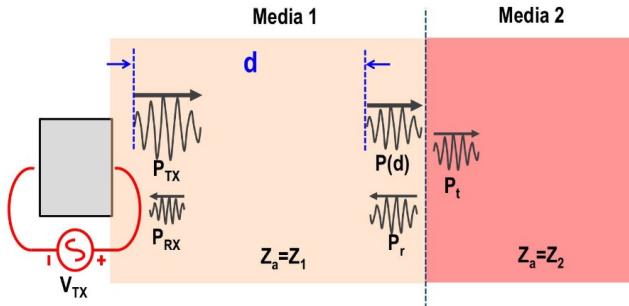


$$f \sim a^0$$

$$\kappa^2 = \frac{T_e a^2}{D_e}$$

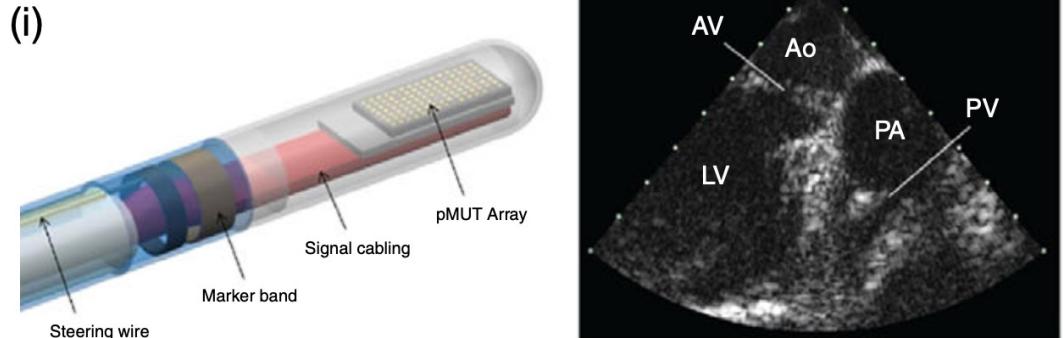


Qualcomm chip in Samsung phone
Under display

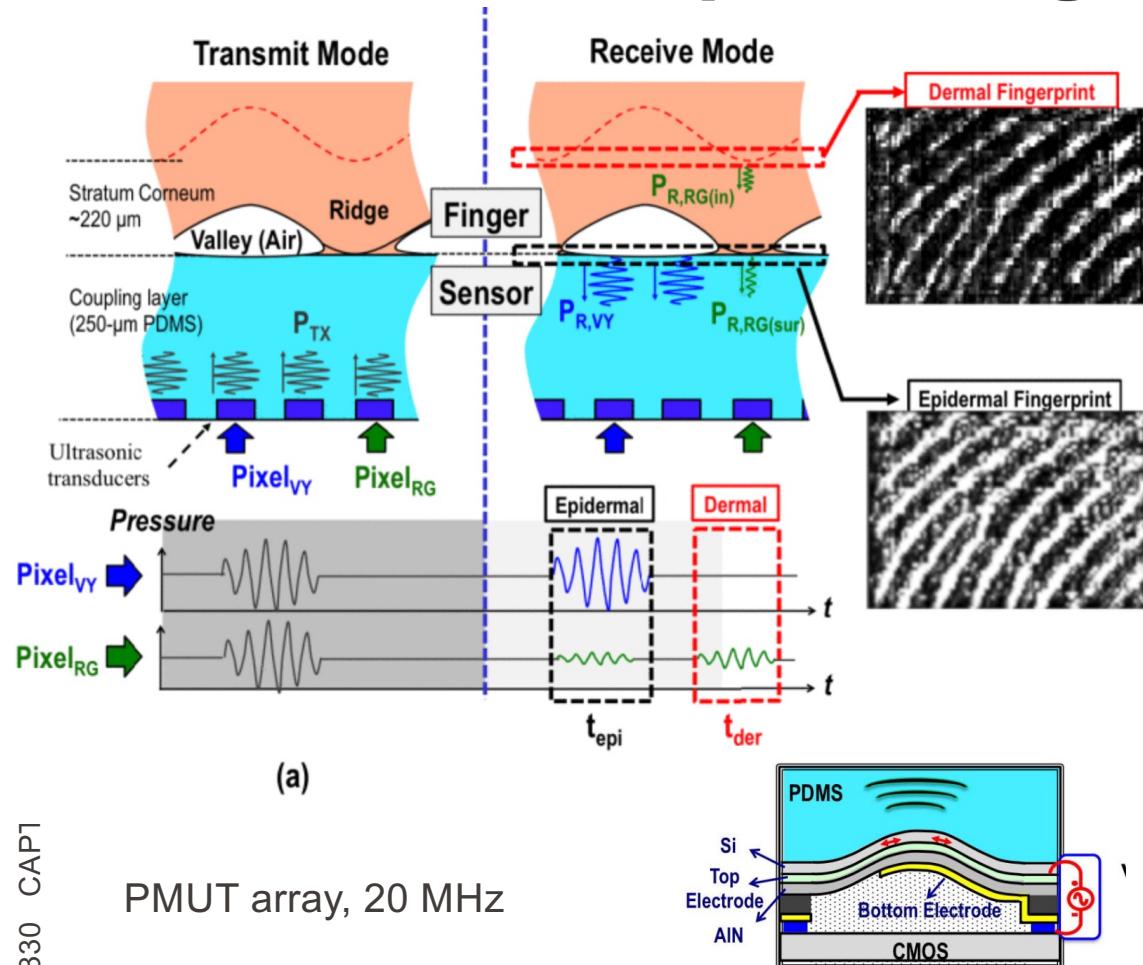


<https://www.nature.com/articles/s41378-023-00555-7>

Clinical & industrial imaging

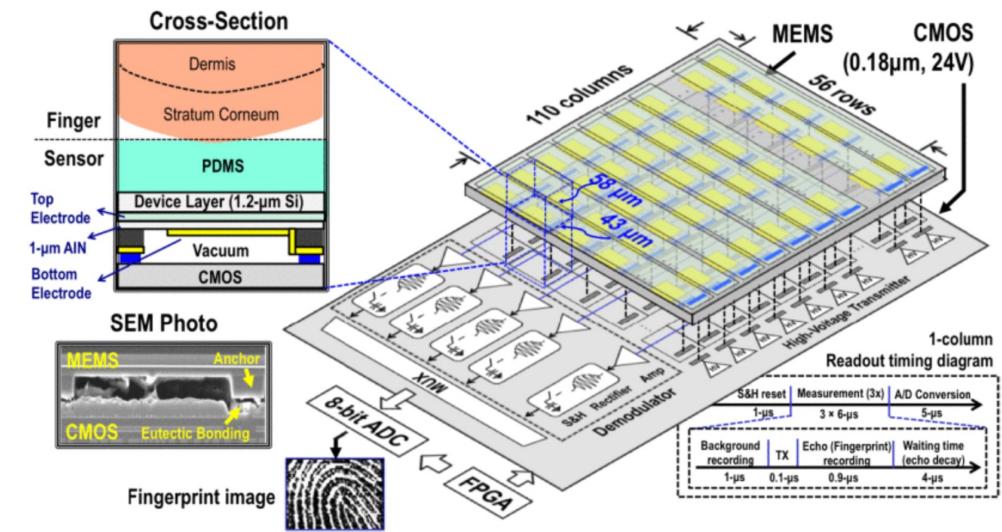
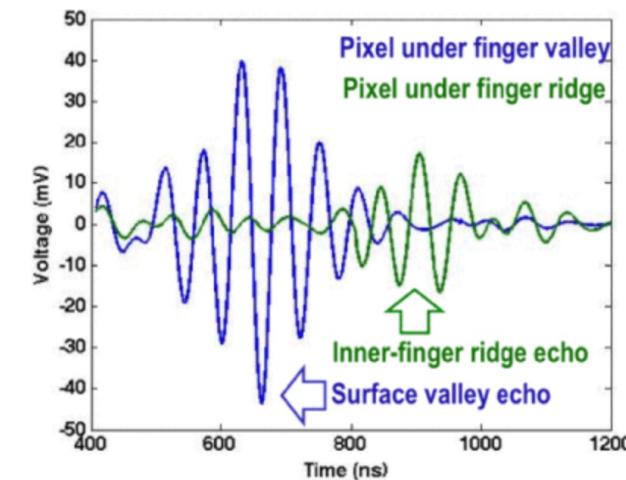


Lecture d'empreintes digitales



PMUT array, 20 MHz

H.-Y. Tang et al, 3-D Ultrasonic Fingerprint Sensor-on-a-Chip.
IEEE Journal of Solid-State Circuits 51, 2522–2533 (2016).



Comparison of Capacitive vs. Ultrasonic Fingerprint Readers

Feature	Capacitive Sensor	Ultrasonic Sensor
Mechanism	Locally measure Capacitance	Emits ultrasonic waves that bounce off the fingerprint, capturing both surface and subsurface details.
Image Formation	Creates a map of capacitance to plot the fingerprint pattern.	Uses the time-of-flight and reflection strength of ultrasonic waves to create a 3D fingerprint image.
Feature	Capacitive Sensor	Ultrasonic Sensor
Detail Captured	Captures only the surface fingerprint ridges.	Captures both surface and subsurface details, making it more secure.
Spoof Resistance	Can be fooled by high-quality fingerprint molds (e.g., silicone replicas).	Harder to spoof since it captures subsurface details (e.g., blood flow and sweat pores).
Feature	Capacitive Sensor	Ultrasonic Sensor
Placement	Usually found on physical buttons (home button, back panel, or side).	Can be embedded under the display (e.g., in-screen fingerprint readers).
Complexity & Cost	Cheaper and easier to manufacture (~\$3-5 per sensor).	More expensive (~\$7-10 per sensor) due to advanced MEMS and ultrasonic tech.
Integration	Limited to physical locations (button, back, or side).	Works through glass, allowing for full-screen fingerprint scanning.

EPFL Débitmètre ultrasons - à temps de transit

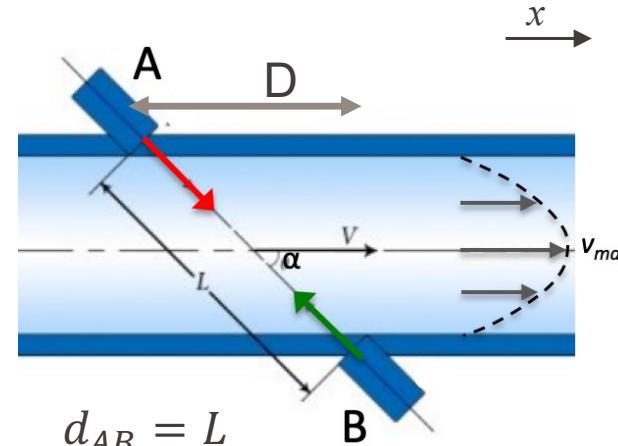
On souhaite mesurer le débit Q (m^3/s).

Liquide et gaz

- Mesure non-intrusive, ne change pas le flux Q
- L'onde acoustique est « transportée » par le fluide qui s'écoule dans le tuyau
- Mais la vitesse d'écoulement v n'est pas homogène dans le tuyau. Pour mesurer le débit, on doit déterminer la vitesse moyenne \bar{v} du liquide
- On mesure d'abord la vitesse **moyenne** $\overline{v_{US}}$ de l'onde sur **une ligne à un angle α au flux**.
- La mesure de $\overline{v_{US}}$ ne dépend pas de la vitesse du son c si on mesure dans les 2 directions.

vitesse du moyenne $\overline{v_{US}}$ du liquide (vue par l'onde) à partir des temps de transit t_{AB} et t_{BA} :

$\overline{v_{US}}$ n'est pas la vitesse moyenne du flux sur toute la section du tuyau! C'est la vitesse moyenne sur l'axe AB



$$t_{AB} = \frac{L}{c + \overline{v_{US}} \cos \alpha}$$

$$t_{BA} = \frac{L}{c - \overline{v_{US}} \cos \alpha}$$

D: distance (le long du tuyau) entre les deux transducteurs

R: rayon du tuyau

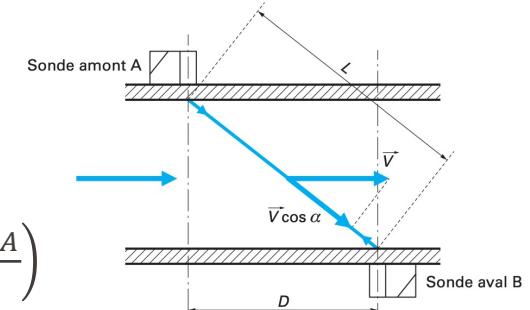
c: vitesse du son dans le liquide ou gaz

\bar{v} : vitesse moyenne du liquide

$\overline{v_{US}}$: vitesse moyenne du liquide sur axe AB

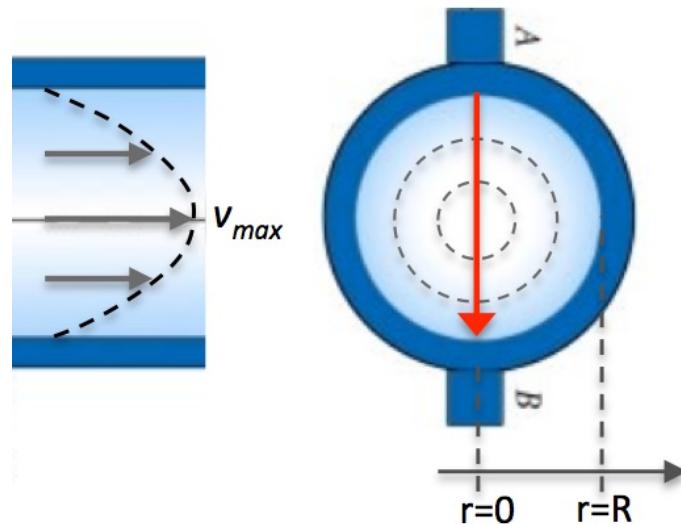
$$\overline{v_{US}} = \frac{L^2}{2D} \left(\frac{t_{AB} - t_{BA}}{t_{AB} t_{BA}} \right)$$

$$\overline{v_{US}} = \frac{R}{\cos \alpha \sin \alpha} \left(\frac{t_{AB} - t_{BA}}{t_{AB} t_{BA}} \right)$$



Débitmètre ultrasons à temps de transit

Calcul du **débit** à partir de la vitesse **moyenne** (vraie) du flux à partir de la vitesse moyenne \bar{v}_{US} vue par l'ultrason :



$$v(r) = v_{\max} \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right)$$

Dans un écoulement laminaire,
on a un **profil parabolique de la
vitesse**.

Vitesse moyenne sur la ligne
traversée par l'ultrason

$$\bar{v}_{US} = \frac{1}{R} \int_0^R v_{\max} \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right) dr = \frac{2}{3} v_{\max}$$

Vitesse moyenne du liquide
(section circulaire) :

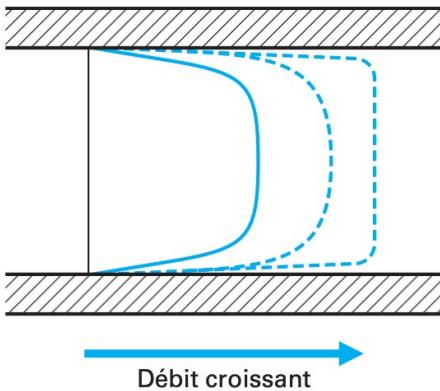
$$\begin{aligned} \bar{v} &= \frac{1}{2\pi R^2} \int_0^R v_{\max} \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right) R dr = \frac{1}{2} v_{\max} \\ &= \frac{3}{4} \bar{v}_{US} \end{aligned}$$

$$Q = \bar{v} A = \bar{v} \pi R^2$$

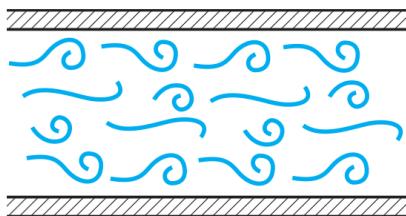
$$Q = \frac{3}{4} \bar{v}_{US} \pi R^2$$

$$Q = \frac{3}{4} \pi R^2 \frac{L^2}{2D} \left(\frac{t_{AB} - t_{BA}}{t_{AB} t_{BA}} \right)$$

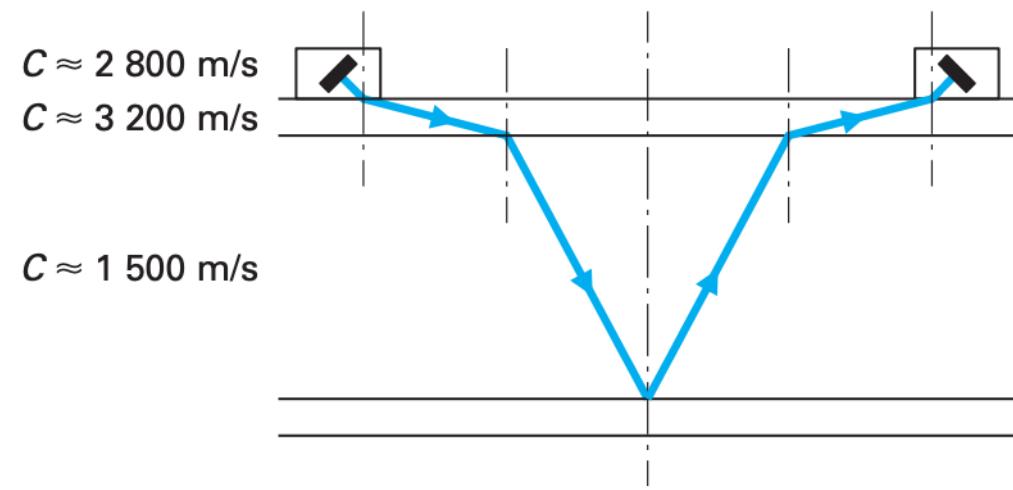
Débitmètre ultrasons à temps de transit



Allongement et aplatissement du profil de vitesses d'un écoulement turbulent quand le débit augmente



Sur flux non-laminaire, faut

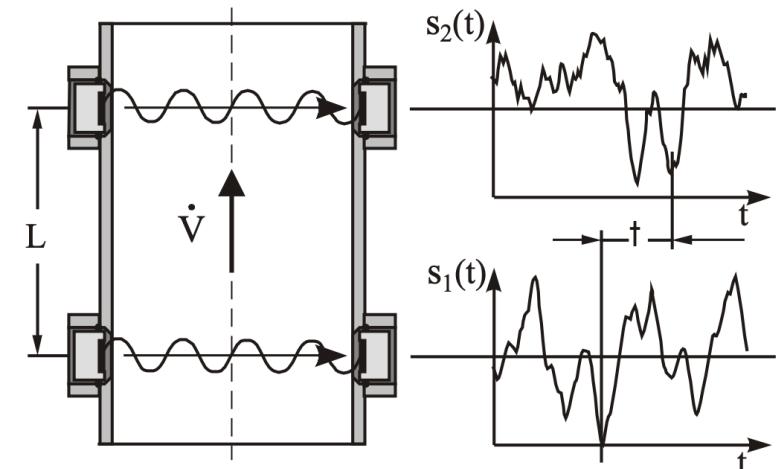
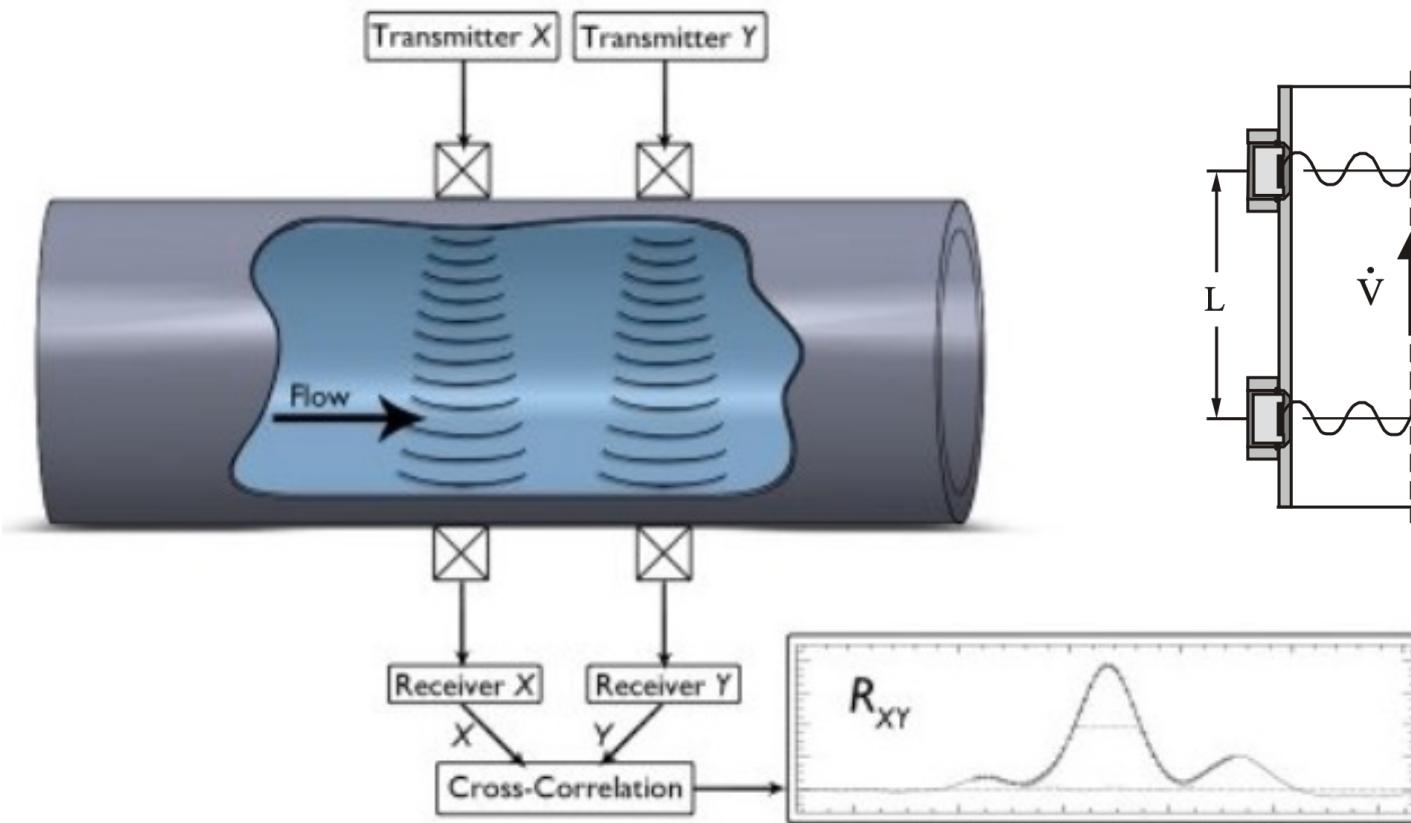


Réfraction pour guider onde

En réalité des corrections pour rugosité des parois, etc.

Capteur de débit : par corrélation

Pour liquides chargés



Donne le temps de parcours entre les 2 capteurs, et donc la vitesse du flux

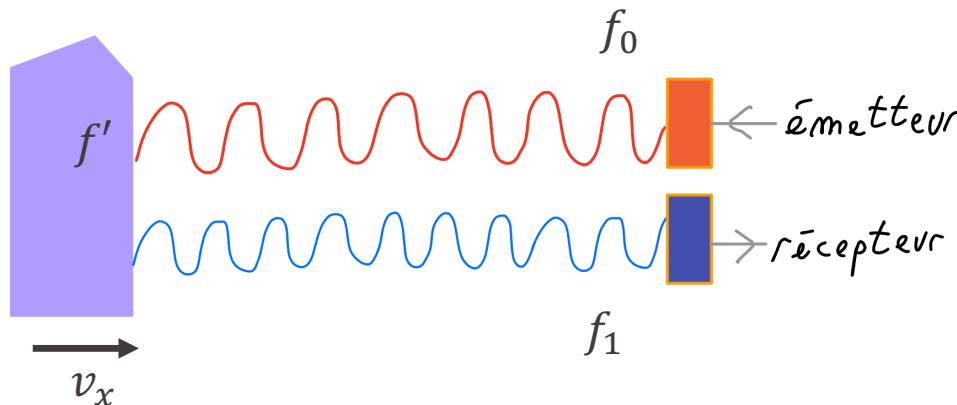
Capteurs Doppler acoustiques: mesure de vitesse

Un objet en **mouvement** à une vitesse v_x en direction de la source perçoit (dans son référentiel) l'onde sonore f_0 décalée à une fréquence f' à cause de l'effet **Doppler**:

Si cet objet réfléchit le son et le renvoie vers un récepteur fixe placé à côté de la source, ce récepteur voit l'onde sonore à une fréquence f_1 donnée par :

$$f' = \frac{c}{c - v_x} f_0 \approx f_0 \left(1 + \frac{v_x}{c} \right) \quad \text{si } v_x \ll c$$

$$f_1 = f' \left(1 + \frac{v_x}{c} \right)$$



$$f_1 = f_0 \underbrace{\left(1 + \frac{v_x}{c} \right)}_{f'} \left(1 + \frac{v_x}{c} \right) \approx f_0 \left(1 + \frac{2v_x}{c} \right)$$

c: vitesse du son

Émetteur et récepteurs fixes: 2x le changement de fréquence que si le récepteur est sur l'objet en mouvement

Capteur de débit - Doppler

Un **émetteur** à ultrasons est placé sur un tube et émet une onde sonore vers l'intérieur du tube avec un **angle α** fixe.

Un **récepteur** placé sur le même tube est détecté selon le même **angle α** .

Si le fluide qui se **déplace** à l'intérieur contient des particules (ou simplement des petites bulles) dont l'impédance acoustique est différente du liquide, celles-ci vont réfléchir une partie de l'onde sonore avec un décalage dû à l'**effet Doppler**.

Pour une **particule** du flux qui a une **vitesse horizontale** dans le flux de v_{i0}

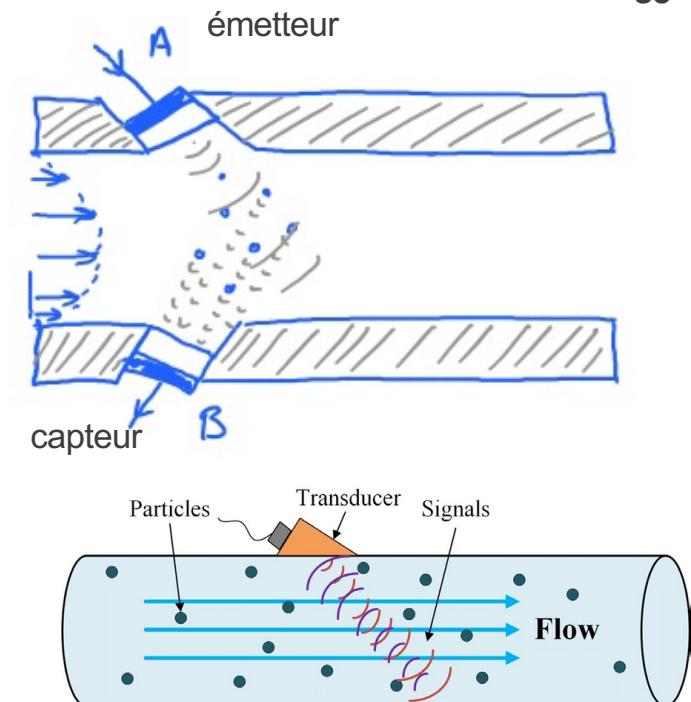
$$v_i = v_{i0} \cdot \cos \alpha$$

La fréquence du signal en retour est :

$$f_i = f_0 \left(1 + \frac{2v_{i0} \cos \alpha}{c} \right)$$

$$\Delta f_i = f_0 \frac{2v_i \cos \alpha}{c}$$

Echos à multiples fréquences si profile parabolique de vitesse



Capteur de débit Doppler

Comme les particules peuvent se situer dans n'importe quelle ligne de vitesse de l'écoulement, on doit tenir compte du **profil** d'écoulement pour calculer le **débit** du fluide.

Si l'écoulement est **laminaire**, le profil de vitesse est **parabolique**, avec la vitesse maximale au centre.

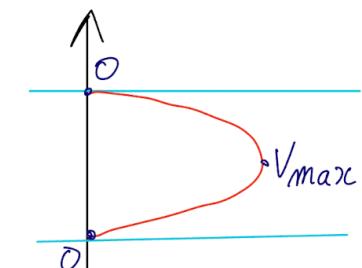
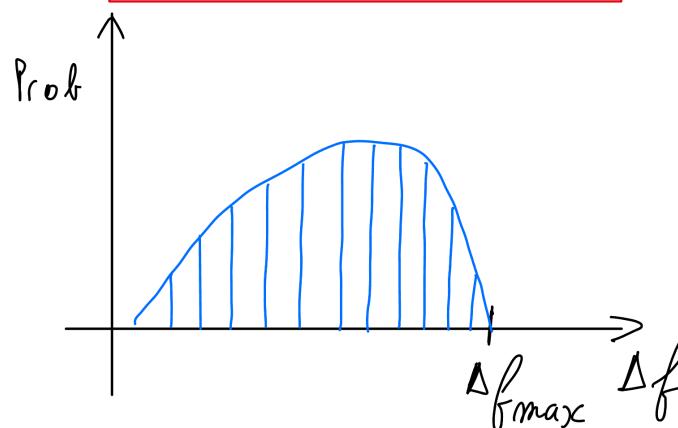
La mesure Doppler donne un spectre de Δf_i dont les décalages sont compris entre 0 et Δf_{\max} qui correspond à la **vitesse** maximale au **centre**.

$$\bar{v} = \frac{1}{2} v_{i,\max}$$

$$Q = \bar{v} \cdot \pi R^2$$

$$Q = \pi R^2 \frac{c}{\cos \alpha} \frac{\Delta f_{i,\max}}{f_0}$$

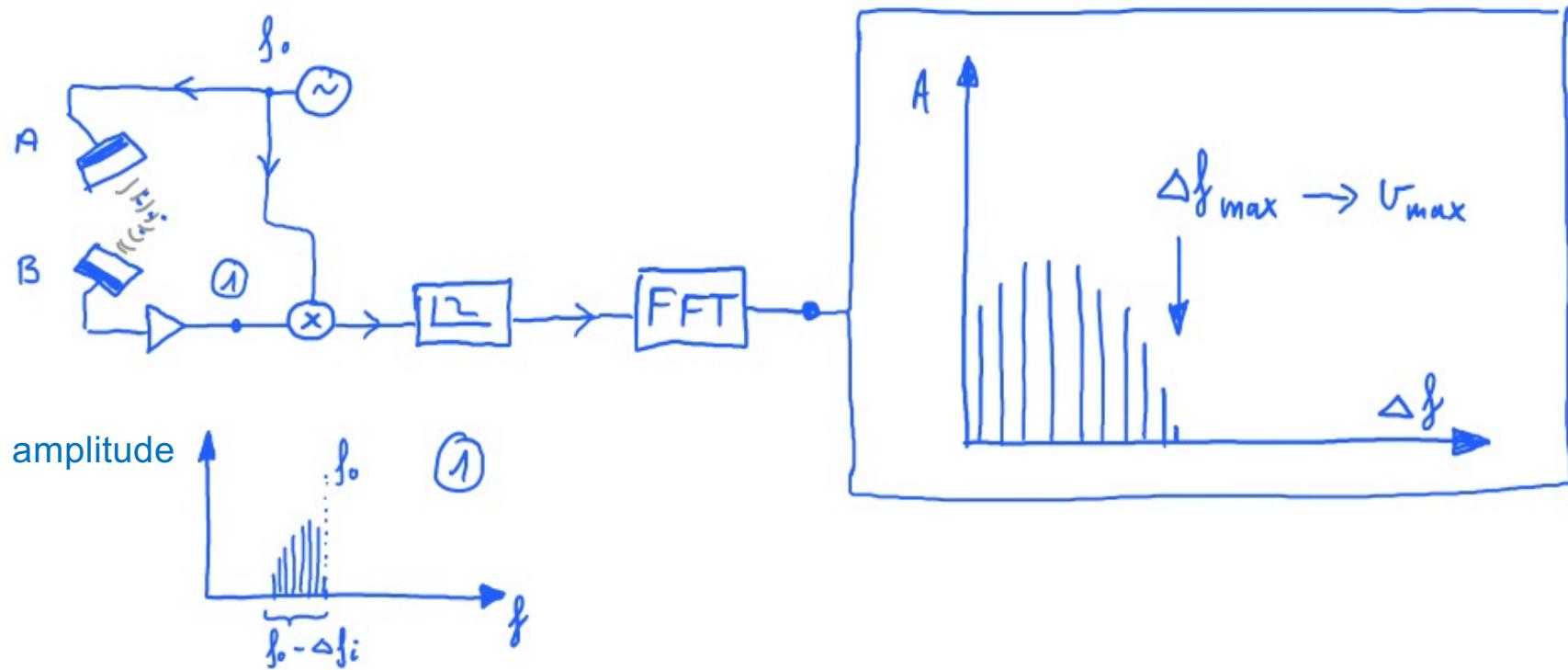
Le **maximum de décalage de fréquence** observé dans le **spectre Δf** indique la **vitesse maximale** des particules au centre.



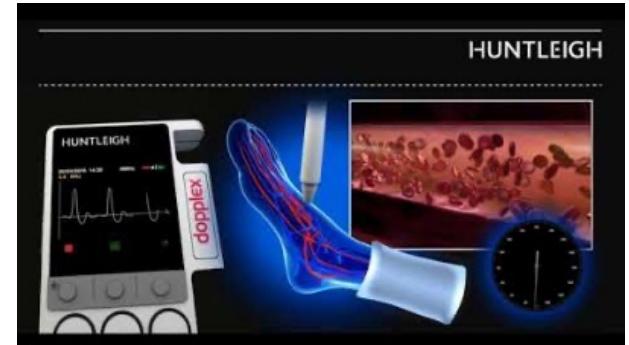
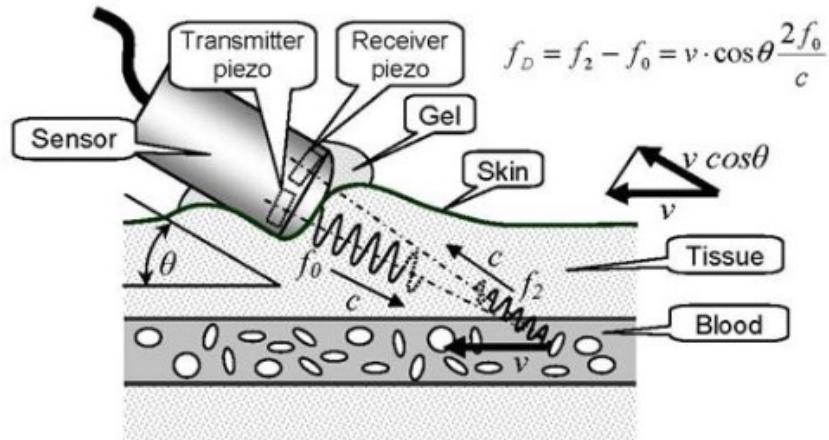
Circuit de mesure pour capteur Doppler (démodulation synchrone)

Le signal est généré par un **oscillateur à la fréquence f_0**

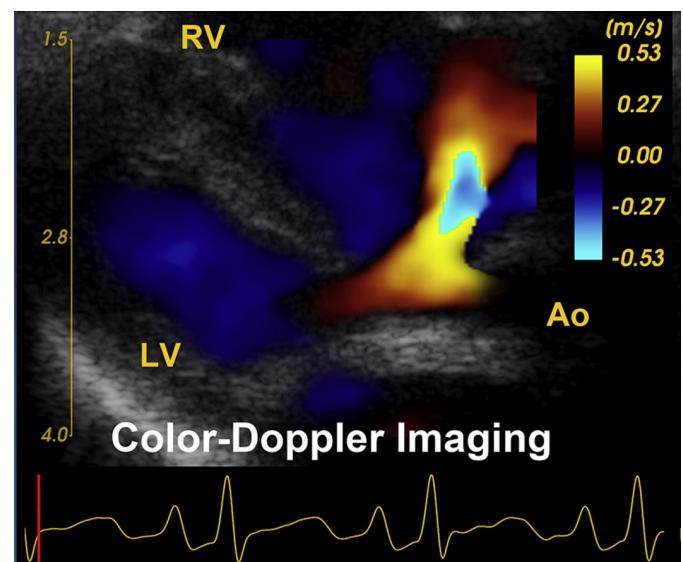
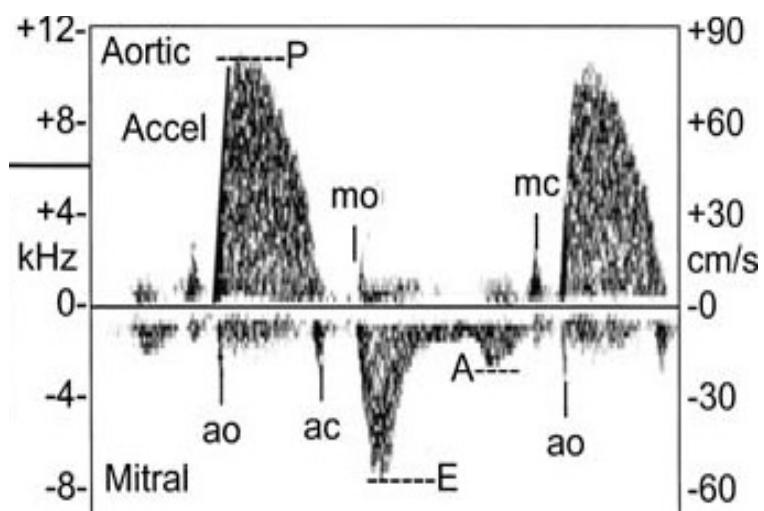
Le signal de retour à $f_0 + \Delta f$ est amplifié puis mixé (**multiplié**) avec le signal de l'oscillateur f_0
Puis **filtré basse bas** pour ne garder que les composantes Δf_i (en rejetant $2f_0$)



Capteurs Doppler : mesure du flux sanguin



<https://youtu.be/CM2yrvF9pqo>



<https://www.dicardiology.com/article/development-echo-blood-flow-dynamics-imaging>
https://en.wikipedia.org/wiki/Doppler_ultrasonography

Comparaison PiezoRésistif et PiezoÉlectrique comme capteur

Property	Piezoelectric Sensors	Piezoresistive Sensors
Detection Mechanism	Converts mechanical strain into electric charge (voltage)	Converts mechanical strain into a resistance change
Output Signal	Voltage or charge	Resistance change (then converted to voltage)
Response Time	Fast (can reach nanoseconds)	Slower (milliseconds)

Parameter	Piezoelectric Sensors	Piezoresistive Sensors
Sensitivity	High (charge generated per unit force)	Moderate to high (resistance change per unit strain)
Frequency Response	Very high (suitable for dynamic loads)	Lower (good for static and slow-varying loads)
Best for	<i>Dynamic</i> strain/force measurements	<i>Static</i> strain/force measurements
Linearity	Moderate (requires charge amplifier)	can be Highly linear
Temperature Sensitivity	High	Moderate

Comparaison PiezoRésistif et PiezoElectrique comme capteur

Application	Piezoelectric Sensors	Piezoresistive Sensors
Vibration Sensing	✓ Excellent	✗ Poor
Static Force Measurement	✗ Poor (leakage of charge over time)	✓ Excellent
High-Frequency Response (e.g., ultrasound, impact sensing)	✓ Superior	✗ Slow response
High-temperature use	✓ Excellent (Quartz, AlN, GaPO ₄ can withstand 600°C+)	✓ OK to excellent: Si-based max 150°C Pt-W up to 800°C
MEMS Sensors	✓ Used in accelerometers	✓ Used in pressure/strain sensors
Harsh Environment Use	✓ Durable (self-powered)	✗ Can be affected by drift

Comparaison PiezoRésistif et PiezoElectrique comme capteur

Use Piezoelectric Sensors for:

- Vibrations, impact, and dynamic force sensing.
- Aerospace, medical ultrasound, and energy harvesting applications.
- Self-powered operation in wireless sensor networks.

Use Piezoresistive Sensors for:

- Long-term static force/strain monitoring.
- Low-power MEMS devices (e.g., pressure sensors, strain gauges).
- Applications requiring high linearity and stable output.