

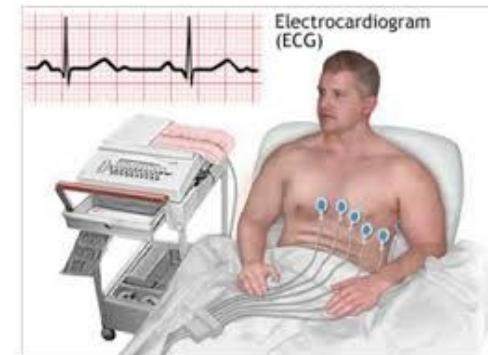
# Réalisation de 2 systèmes de mesure de l'activité cardiaque

Systemes électriques et électroniques

Adil KOUKAB

# Buts

- Appliquer les connaissances acquises au cours sur les systèmes électroniques
- Concevoir et réaliser deux circuits permettant l'observation de l'activité cardiaque selon 2 principes différents:
  - Electrique: électrocardiogramme (ECG)
  - Optique: photoplethysmogramme (PPG)



# EX: AFE4900 Ultra-low Power, Integrated AFE for Wearable Optical, Electrical Bio-sensing



Capteur

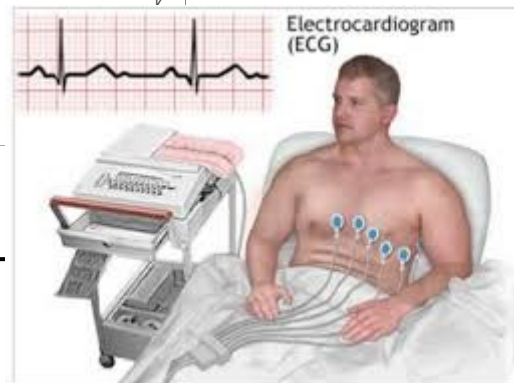
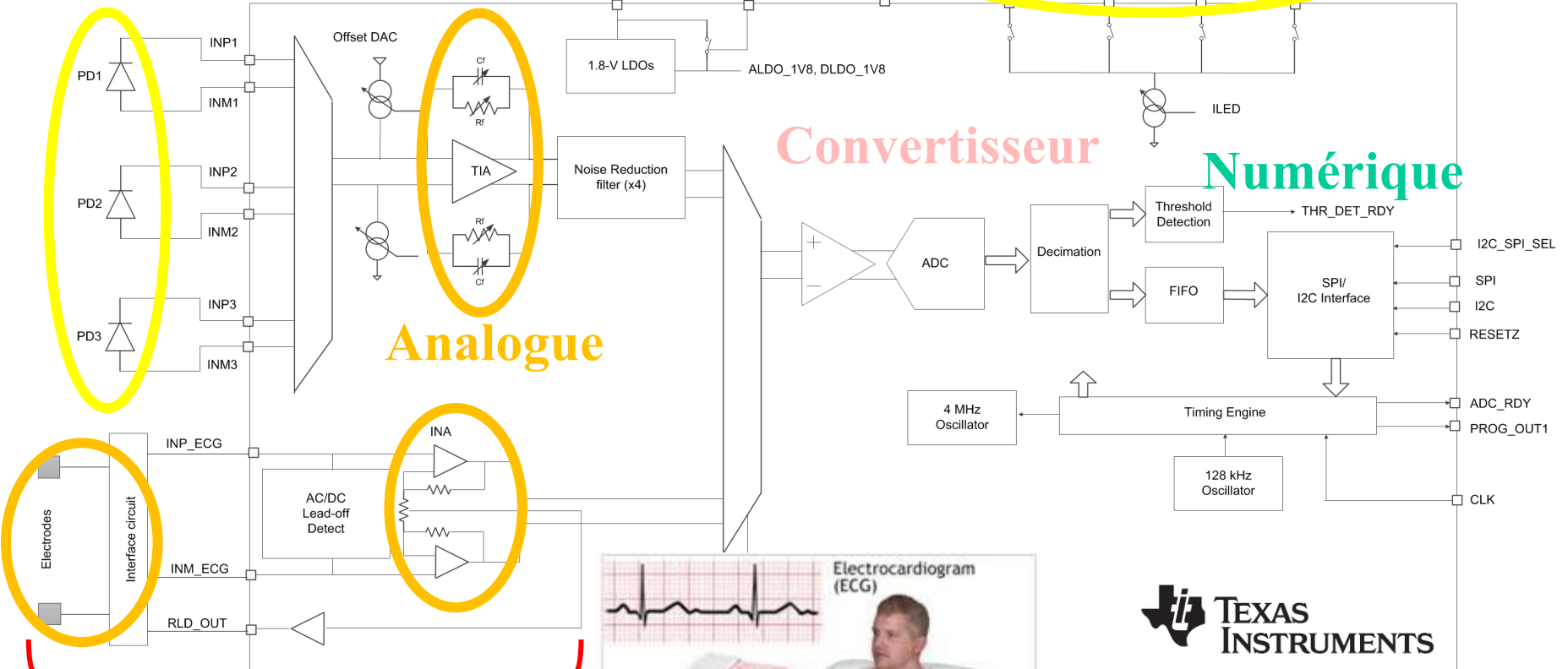
PPG

Analogue

Convertisseur

Numérique

ECG

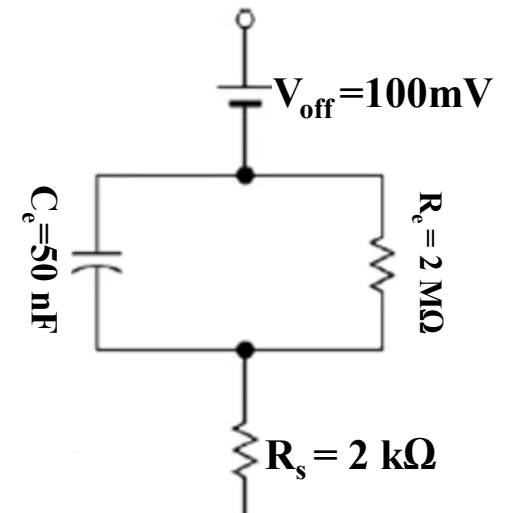
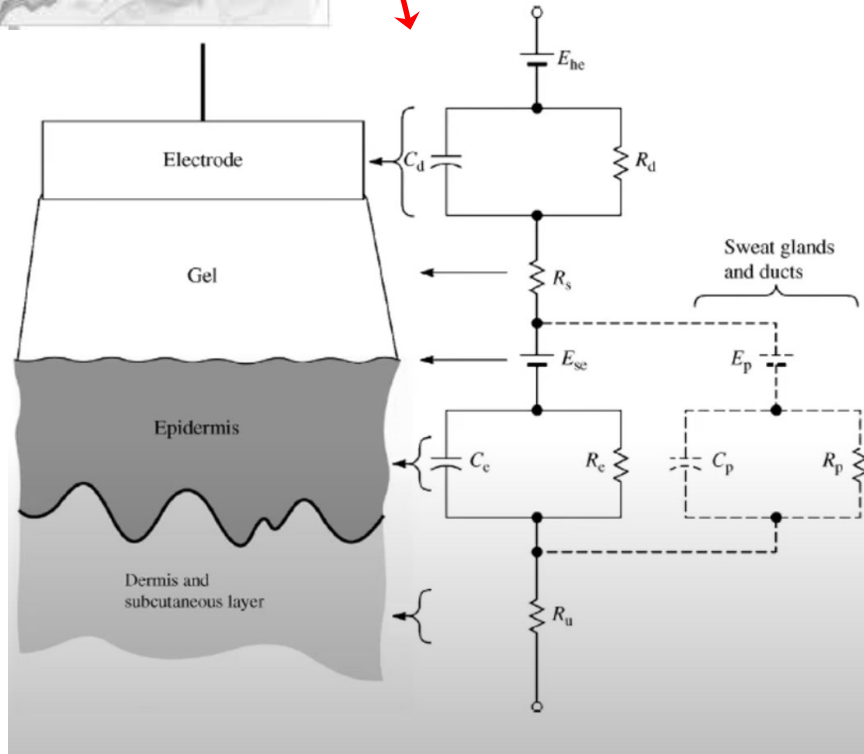
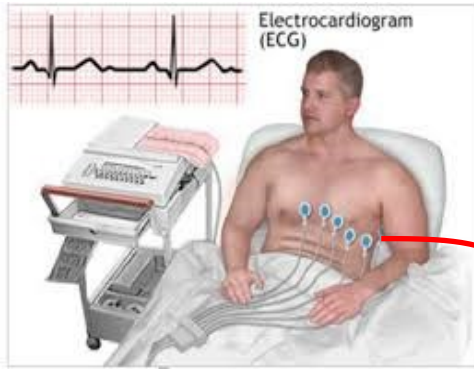


# Généralités: Corps humain & électricité

# Corps humain: Impédance

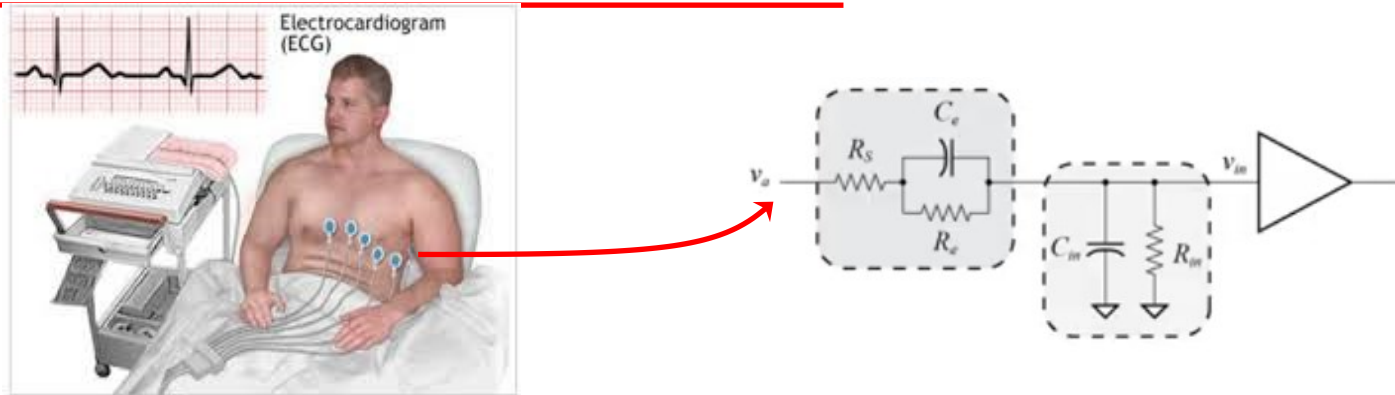
- Corps  $\equiv$  Enveloppe isolante renfermant de l'eau salée (des ions: sodium, potassium, chlore et calcium)
  - Conducteur médiocre de l'électricité:
- L'enveloppe, c'est la peau :
  - Sèche → faible conduction ( $Z > 100\text{k}\Omega$ )
  - Mouillée → Forte conduction ( $Z \sim 1-10\text{k}\Omega$ )
    - risques d'électrocution.

# Model simplifié des électrodes



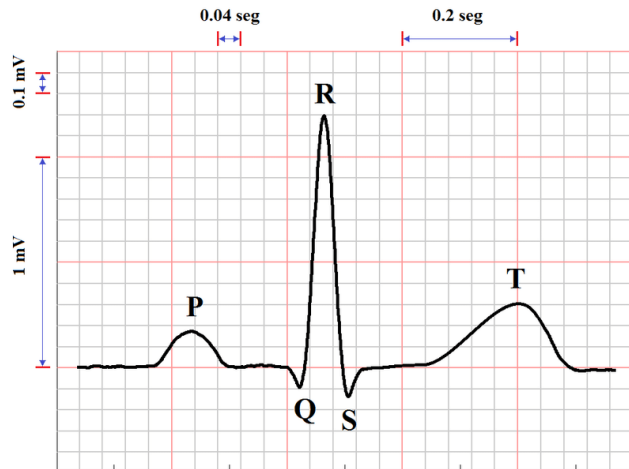
Model simplifié

# Instrumentation médicale

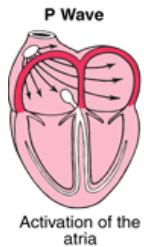


- Le patient est volontairement branché sur un appareil électrique
- Il faut garantir que le courant  $i$  injecté au patient reste inoffensif
- L'appareil médical doit donc assurer l'isolation du patient : **son impédance d'entrée très élevée**
- Norme IEC 60601 (International Electrotechnical Commission)
- $Z_{in}$  élevé  $\rightarrow R_{in}$  élevée et  $C_{in}$  faible:
  - $R_{in} \nearrow$  minimise l'atténuation du signal utile en tension à l'entrée de système électronique:  $(R_{in}/(R_s+R_{in})) \rightarrow 1$
  - $C_{in} \searrow$  minimise l'atténuation du signal utile en tension à l'entrée de système électronique  $(C_e/(C_e+C_{in})) \rightarrow 1$
  - $Z_{in} \nearrow$  minimise l'effet du "mismatch" inévitable des électrodes

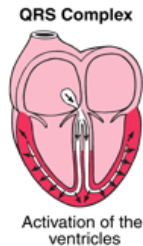
# Activité Cardiaque



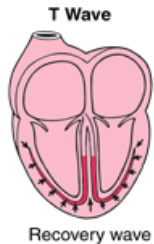
- L'électrocardiographie (ECG)  $\equiv$  Représentation graphique de l'activité électrique du cœur.
- Variations de potentiel électrique des cellules spécialisées



P  $\rightarrow$  Dépolarisation oreillettes (nœud sinusal)

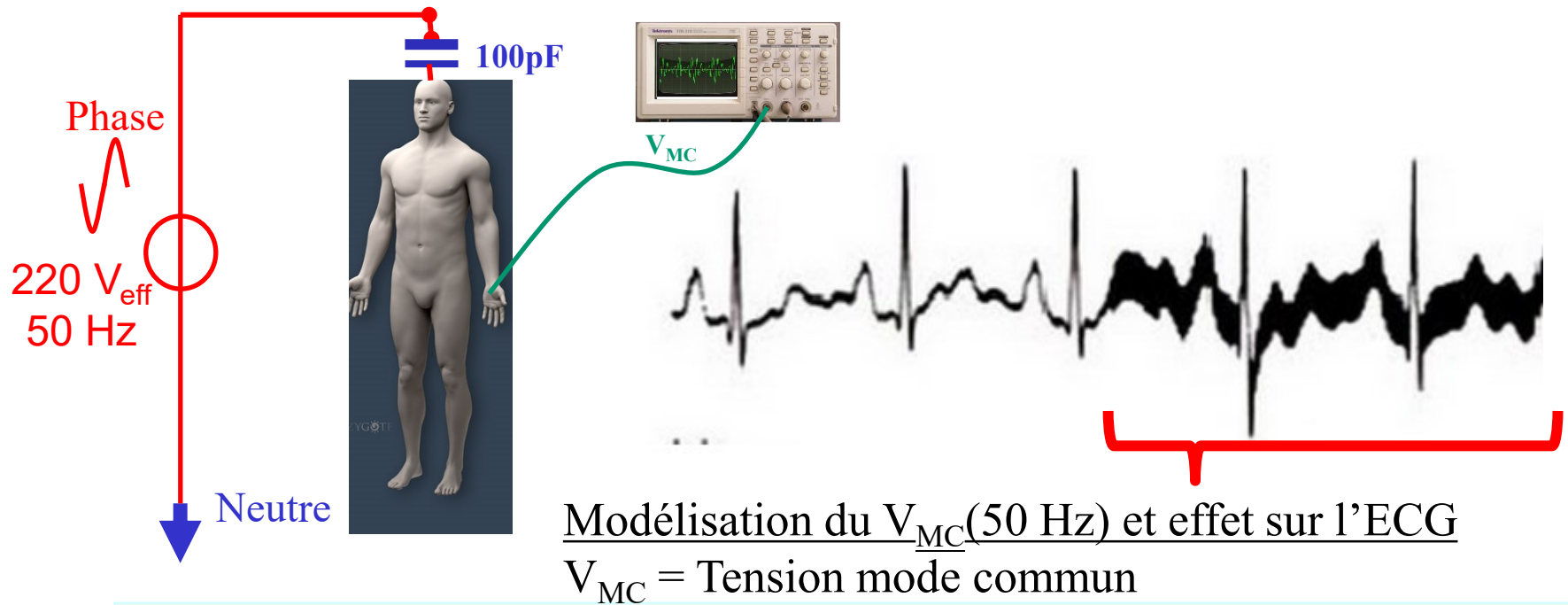


QRS  $\rightarrow$  Dépolarisation ventriculaire (nœud atrio-ventriculaire)



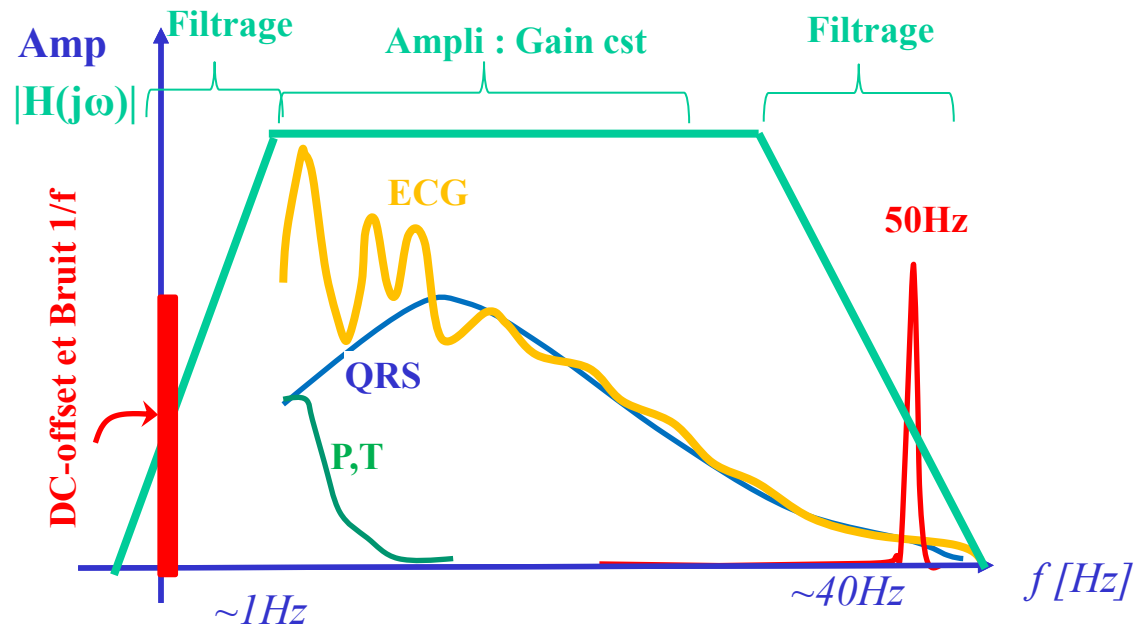
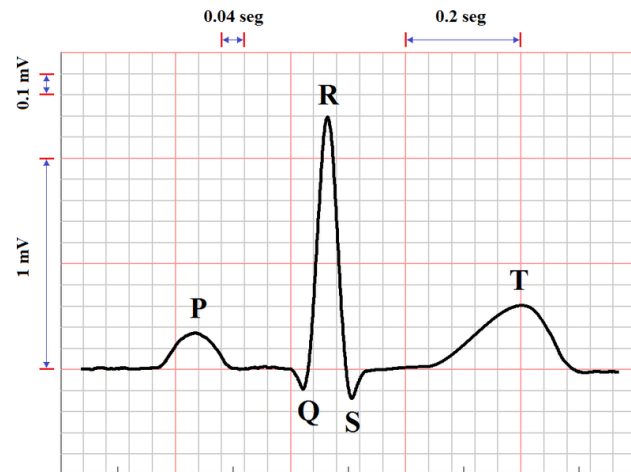
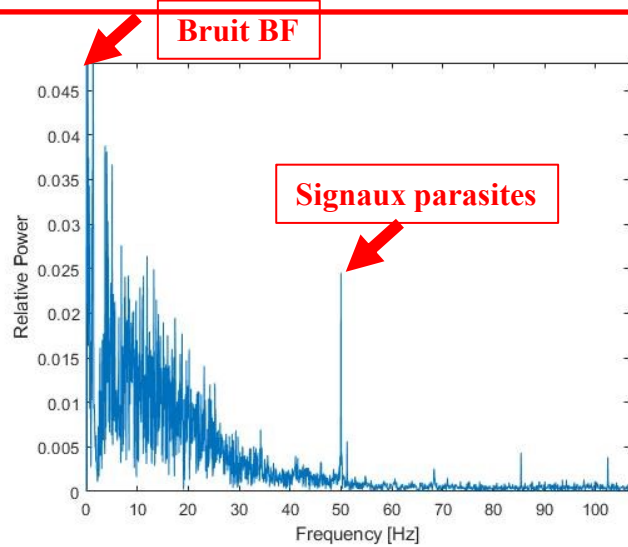
T  $\rightarrow$  Repolarisation des ventricules

# ECG: sources d'interférence

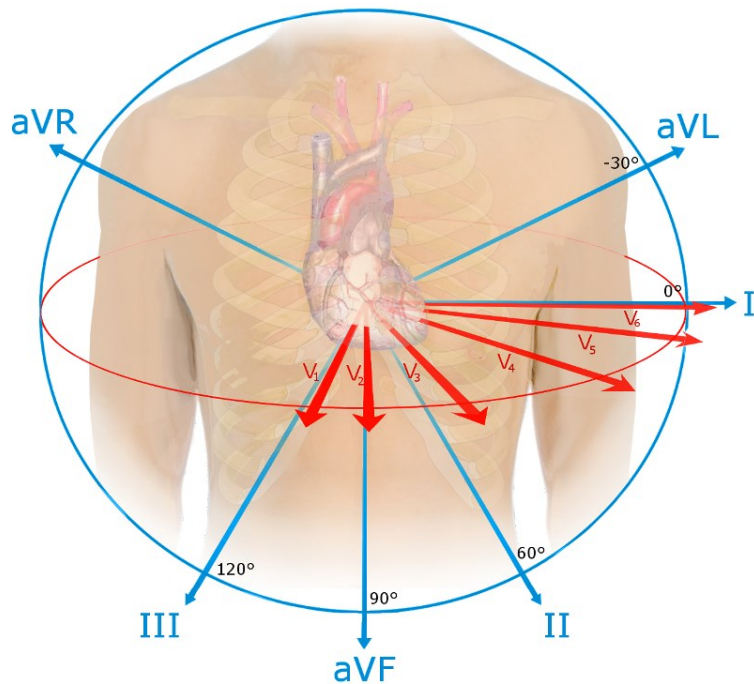


- Sources d'interférence:
- Réseau électrique (220 V<sub>eff</sub> à 50 Hz): La plus importante source d'interférence au cours de l'enregistrement de l'ECG
- Le corps est couplé au réseau par une capacité de l'ordre d'une centaine de pF ce qui correspond a un injection de courant  $i_{\text{eff}} \approx V_{\text{eff}} / |Z_{\text{cl}}| = 7 \mu\text{A}$  à 50Hz.
- Autres interférences: Offset des électrodes, Bruit électronique 1/f, appareils de radiographie, équipement ultrasons, radios, lampes fluorescentes; trémulation musculaires, mouvement de respiration ...

# Conditionnement analogique $\equiv$ Amplification et filtrage

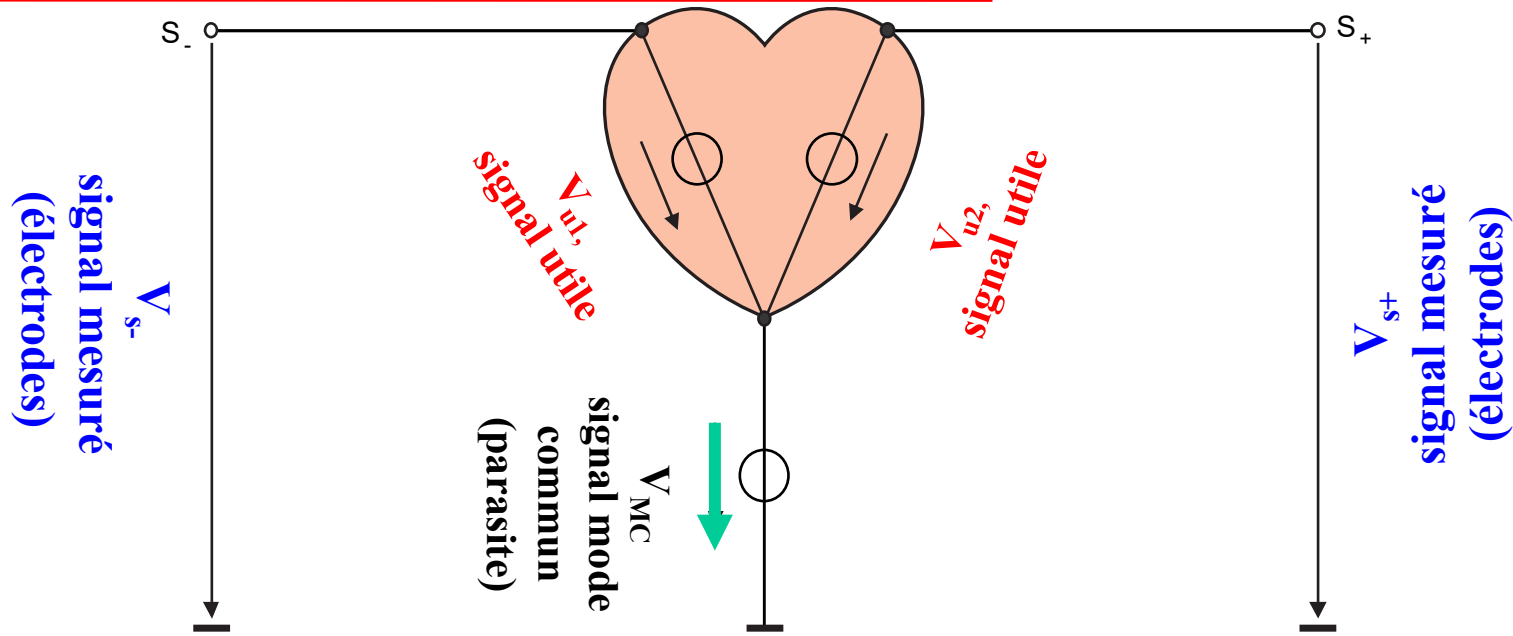


# Électrocardiographe sophistiqué: Mesures Différentielles



- Mesures différentielles entre 12 électrodes: frontales et précordiales → rejection du mode commun
- L'analyse et le recoupement entre ces différentes mesures permettent d'établir un diagnostic et de détecter les éventuelles anomalies et pathologies.

# ECG: Mode normal vs Mode différentiel



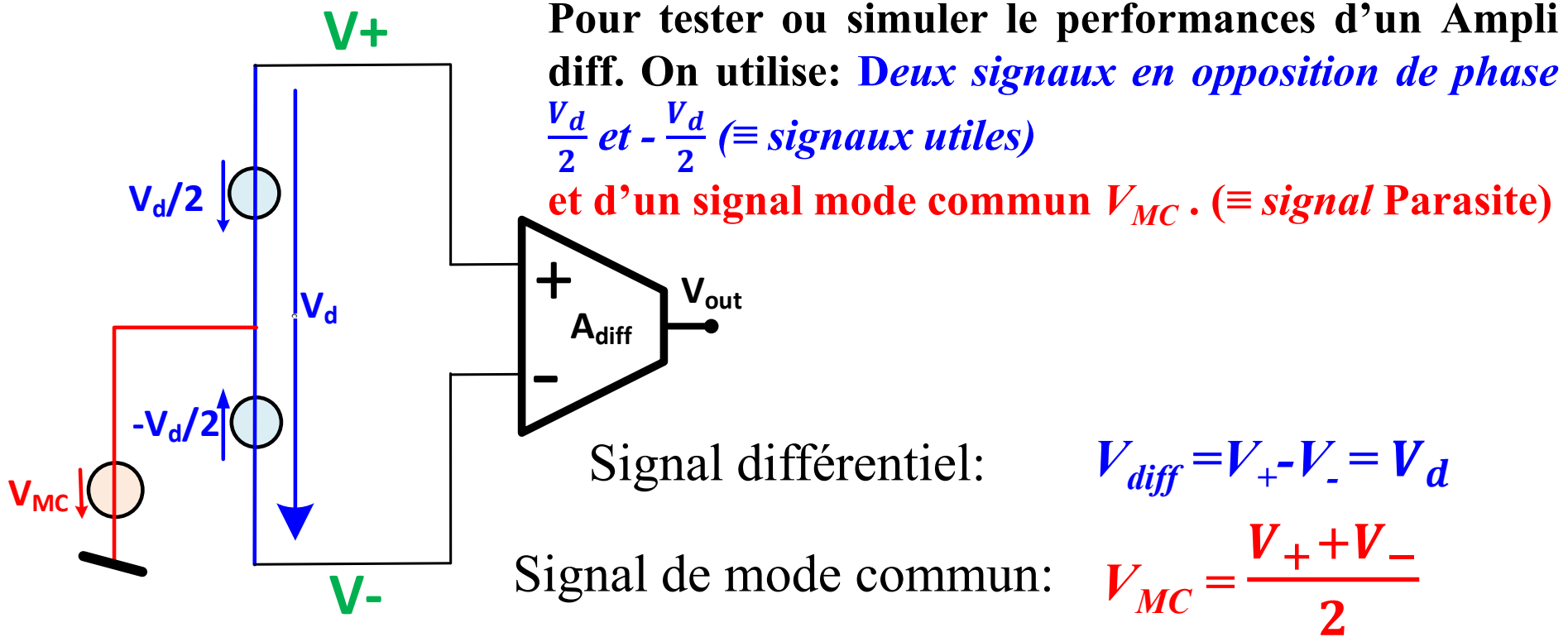
- Mode normal (une sortie):  $V_{S+} = V_{u2} + V_{MC}$  (*mesure parasitée*)
- Mode différentiel:  $V_{diff} = V_{S+} - V_{S-} = V_{u2} - V_{u1}$  (*mesure propre*)

**Objectif:** Utilisation d'un Ampli Différentiel avec l'objectif de:  
Amplifier  $V_{u,diff} \rightarrow V_{out} = A_{diff} (V_{u2} - V_{u1})$  et rejeter  $V_{MC}$  ( $A_{MC}=0$ )

En plus  $R_{in}$  doit  $\rightarrow \infty$  et le circuit doit être symétrique

# Amplificateur différentiel

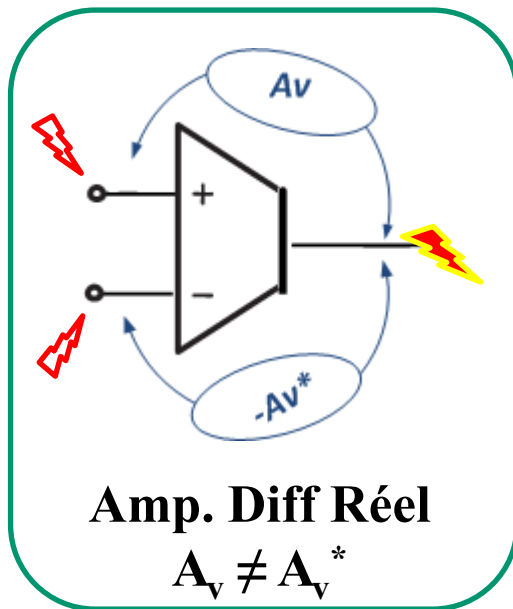
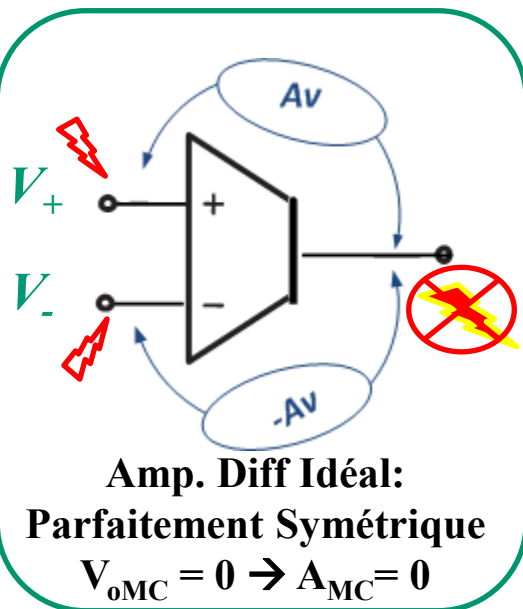
# Test d'un Ampli différentiel



**Superposition:**  $V_{MC}=0 \rightarrow$  le gain différentiel  $\rightarrow A_{diff} = [V_{out}/V_d]_{V_{MC}=0}$

$V_{diff}=0 \rightarrow$  le gain mode commun  $\rightarrow A_{MC} = [V_{out}/V_{MC}]_{V_d=0}$

# Ampli diff idéal vs réel:



$$V_{out} = A_v \left( \frac{V_d}{2} + V_{MC} \right) - A_v^* \left( \frac{-V_d}{2} + V_{MC} \right)$$

$$= V_d (A_v + A_v^*) / 2 + V_{MC} (A_v - A_v^*)$$

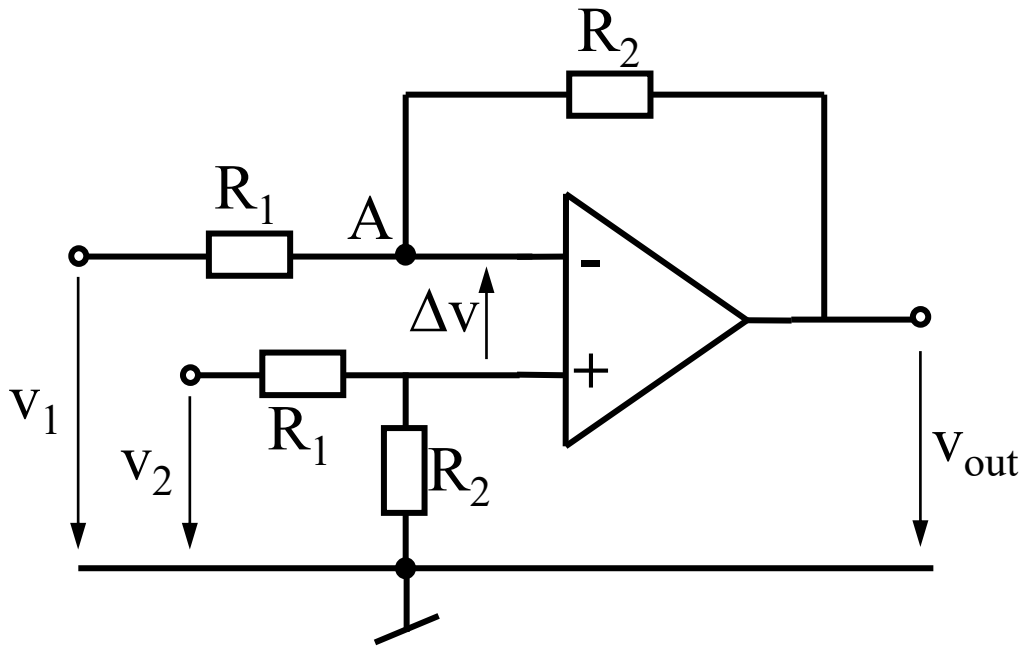
$$= V_d A_{diff} + V_{MC} A_{MC}$$

- $A_{diff} = [V_{out} / V_d]_{V_{MC}=0}$   
est le gain différentiel
- $A_{MC} = [V_{out} / V_{MC}]_{V_{diff}=0}$   
est le gain du mode commun

- $A_{diff} / A_{MC}$  est le taux de réjection du mode commun (TRMC).

- En réalité l'Ampli différentiel ne peut pas être parfaitement symétrique
  - “Mismatch” entre les composants du chemins ( $V_+ \rightarrow V_{out}$ ) et ceux de  $V_- \rightarrow V_{out}$
  - Ex: résistances qui définissent les gains sont données avec une erreur (ex:  $\pm 5\%$ )

## Variante à un amplificateur opérationnel



$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1} (V_2 - V_1)$$

Observation 1:  
impédance d'entrée

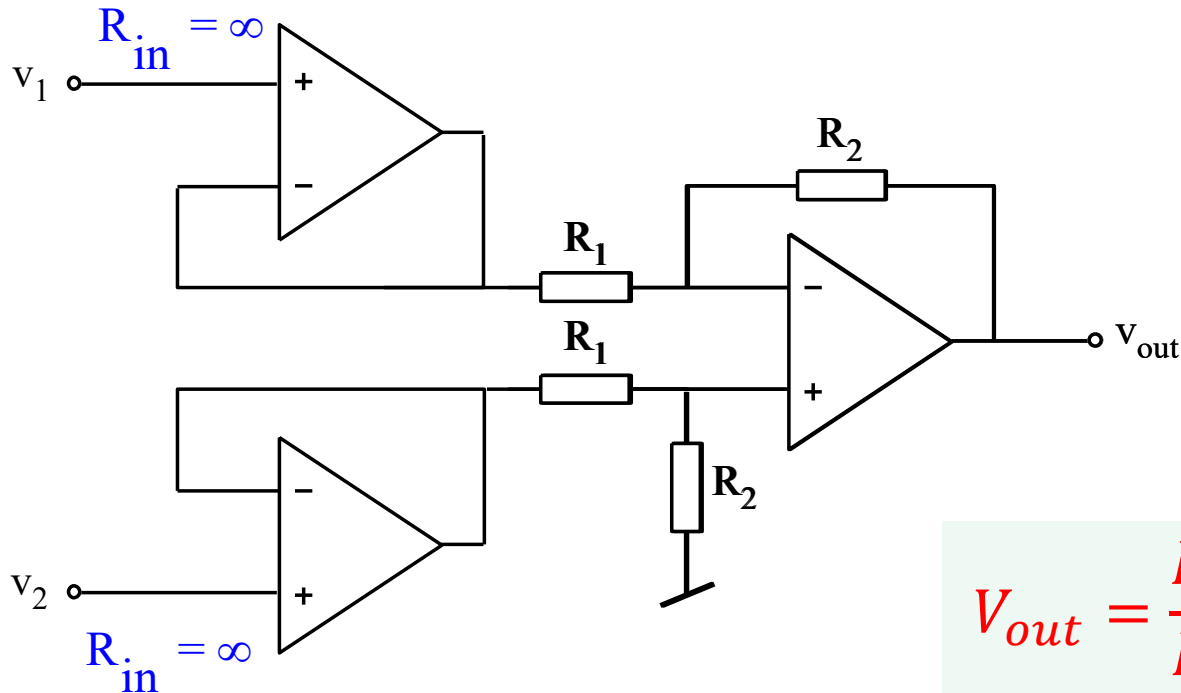
$$R_{in1,2} = \frac{v_{1,2}}{i_{1,2}} \Big|_{v_{2,1}=0} \text{ finie}$$



Observation 2:

**$A_{MC}$  dépend des défauts d'appariement des résistances (voir série d'exo S5)** 🤔

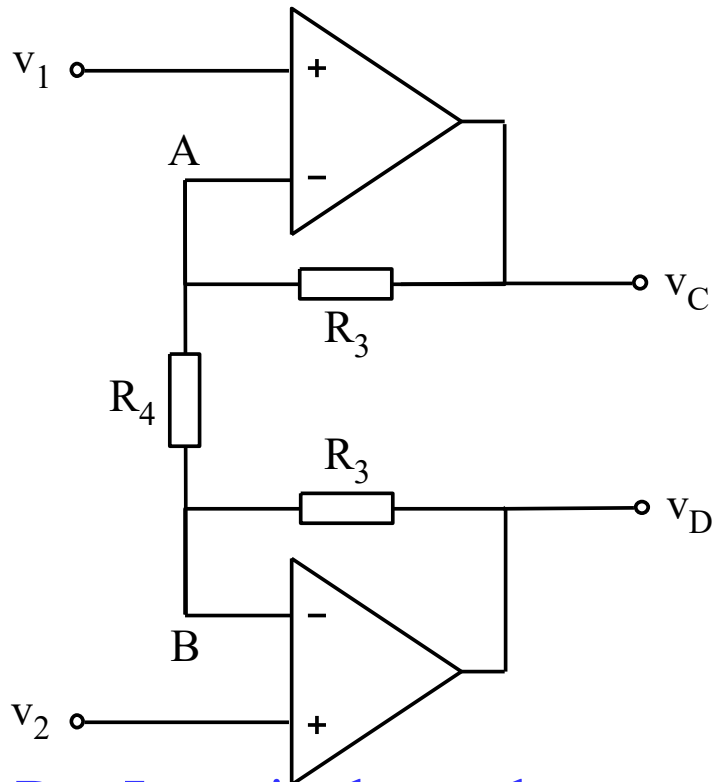
# Variante à impédance d'entrée infinie



$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1} (V_2 - V_1)$$

Observation:  $R_{in} \rightarrow \infty$  ; Symétrique 🍌  
Complexité et consommation 🤔

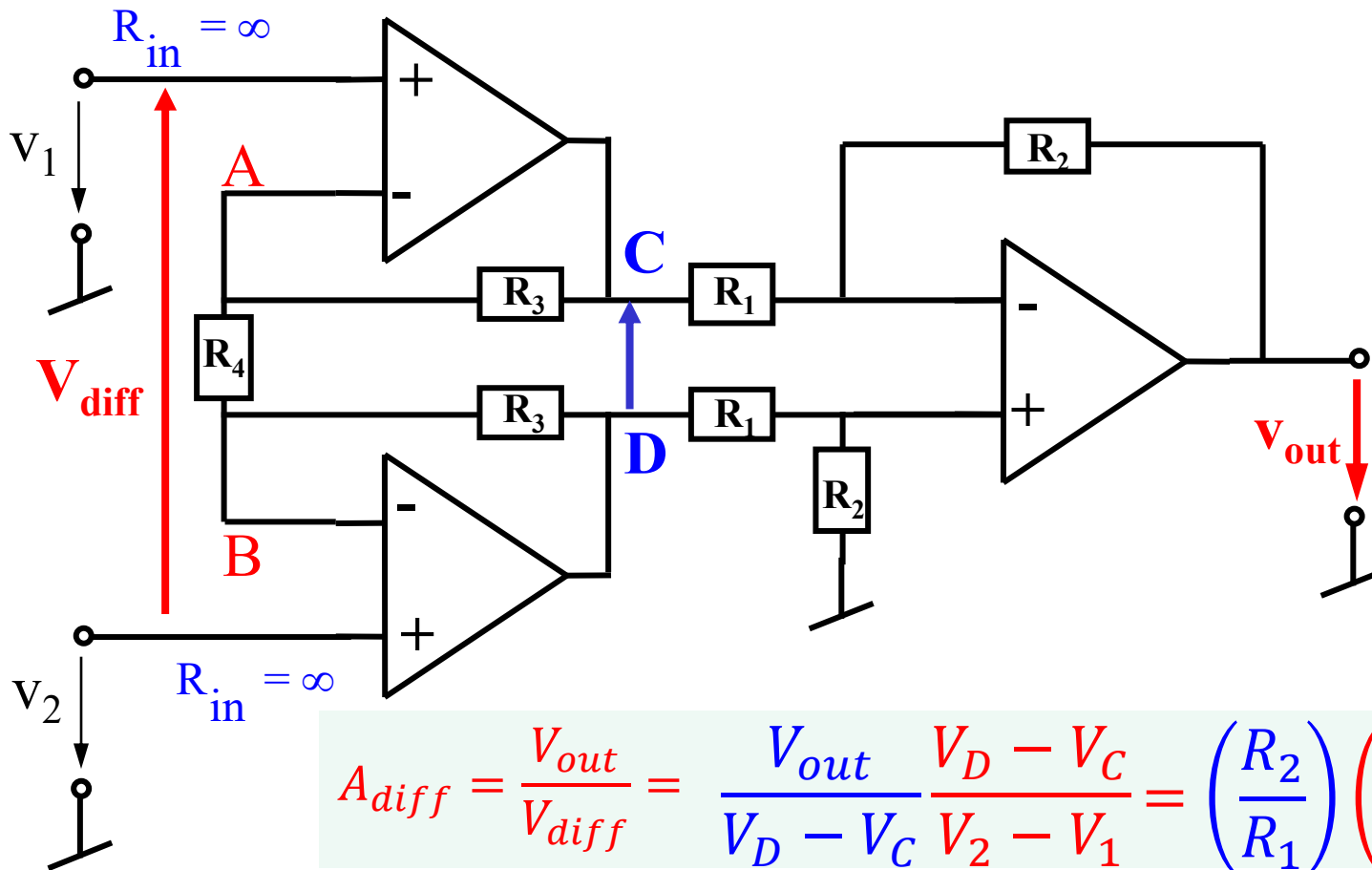
# Variante à impédance d'entrée infinie et gain >1



$$\begin{aligned}V_D - V_C &= \left( \frac{2R_3 + R_4}{R_4} \right) (V_2 - V_1) \\ &= \left( 1 + \frac{2R_3}{R_4} \right) (V_2 - V_1)\end{aligned}$$

- Rq: Le gain du mode commun ( $A_{MC} = V_C/V_{MC} = V_D/V_{MC} = 1$ )
- Conclusion: Le signal utile (différentiel) est amplifié alors que le signal parasite (mode commun) non. 🍌

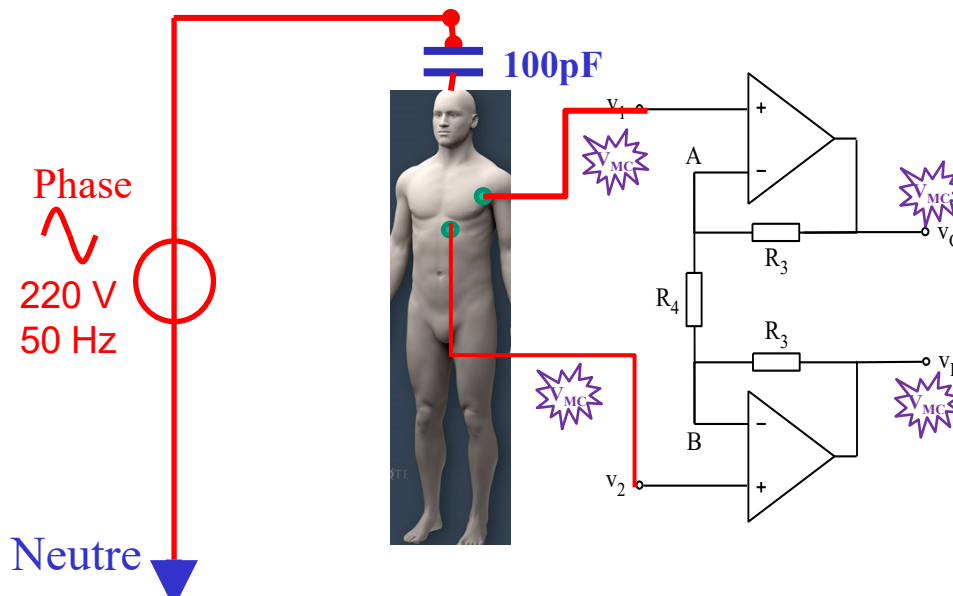
# Variante à impédance d'entrée et à haut TRMC



$$A_{diff} = \frac{V_{out}}{V_{diff}} = \frac{V_{out}}{V_D - V_C} \frac{V_D - V_C}{V_2 - V_1} = \left( \frac{R_2}{R_1} \right) \left( 1 + \frac{2R_3}{R_4} \right)$$

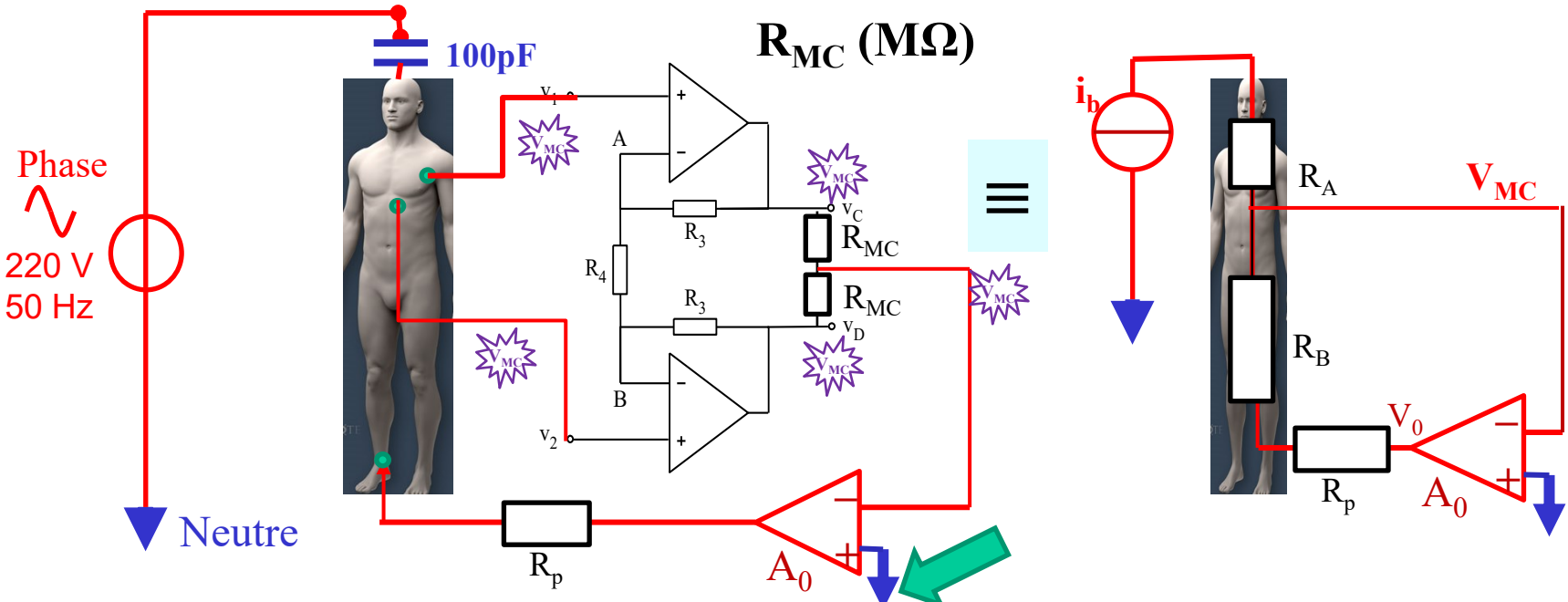
Rq: Le gain mode commun est essentiellement due à un appariement imparfait entre les deux résistances  $R_2$  (resp.  $R_1$ ) du deuxième étage.

# Encore deux problèmes à résoudre



- Polarisation des AOs ?
  - La polarisation DC des AOs est fixées par le corp humain
  - Or cette tension (mode commun du corp humain) varie énormément par rapport à celle de la masse (c.à.d la tension 0V de votre circuit),
  - Elle peut atteindre des valeurs trop grandes qui endommagerait les composants.
- Mode commun résiduel
  - Exemple des électrodes ou des ampli-Ops

# Réjection du mode commun: Méthode RLD (Right-Leg Drive)



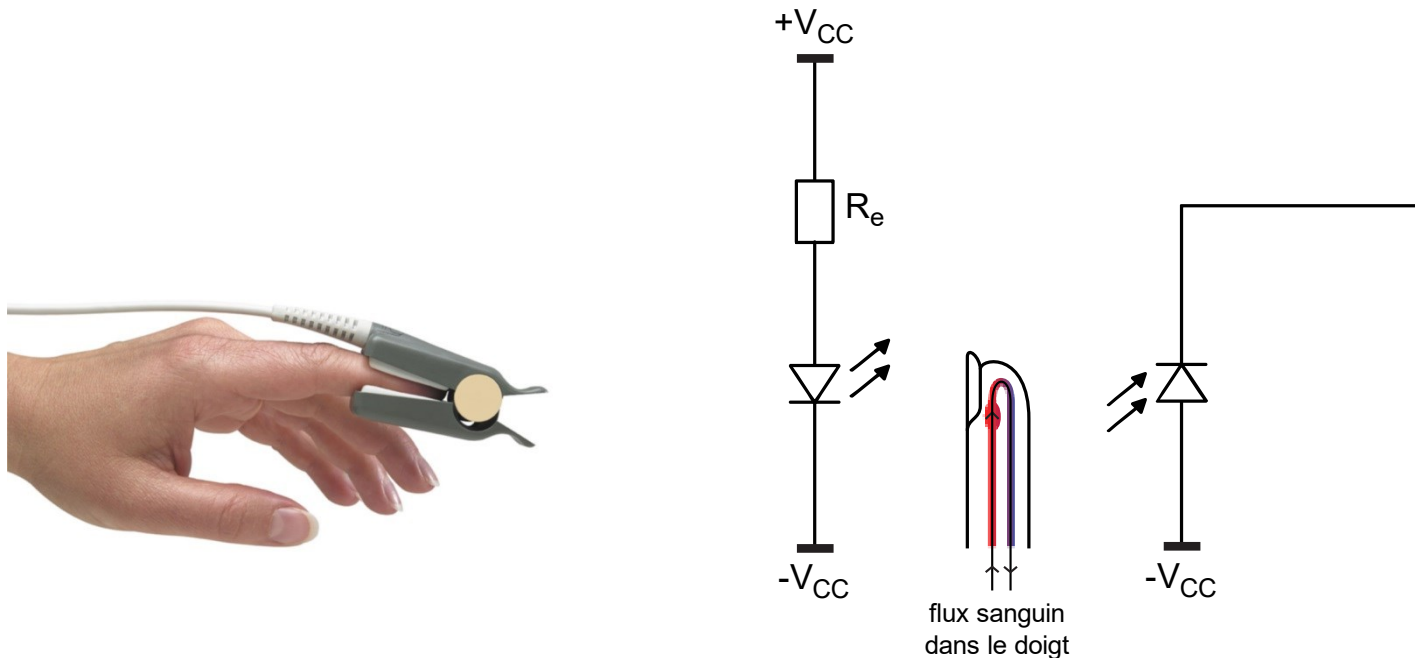
$i_b \approx 7\mu A$  pour  $220V_{eff}$  (50 Hz) à travers 100 pF;  $R_A$  et  $R_B$  quelques dizaines de  $k\Omega$   
 $R_p$  résistance de protection ( $\approx M\Omega$ );  $R_{MC}$  ( $M\Omega$ ) pour ne pas atténuer le gain diff.

$V_{MC}/i_b$  🤔  $V_0 = -A_0 V_{MC}$  et  $V_{MC} - V_0 = (R_p + R_B) i_b \rightarrow V_{MC}/i_b = (R_p + R_B)/(A_0 + 1) \xrightarrow{A_0 \rightarrow \infty} 0$

On force ainsi le  $V_{MC}$  du corp humain à être égale à celui du circuit c.à.d. 0V.  
 Et minimise le  $V_{MC}$  parasite (ex 50Hz)

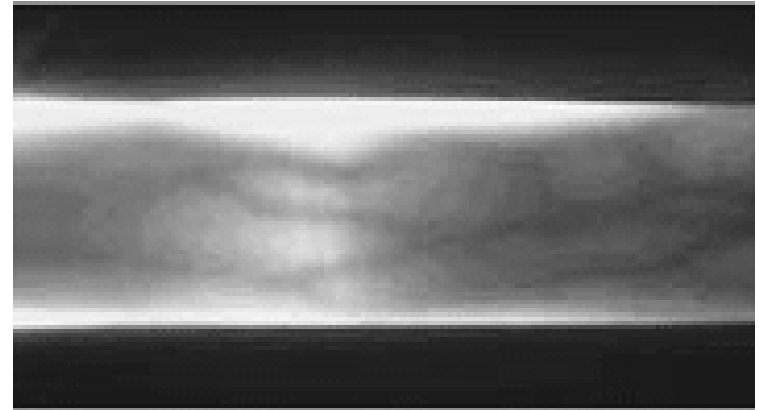
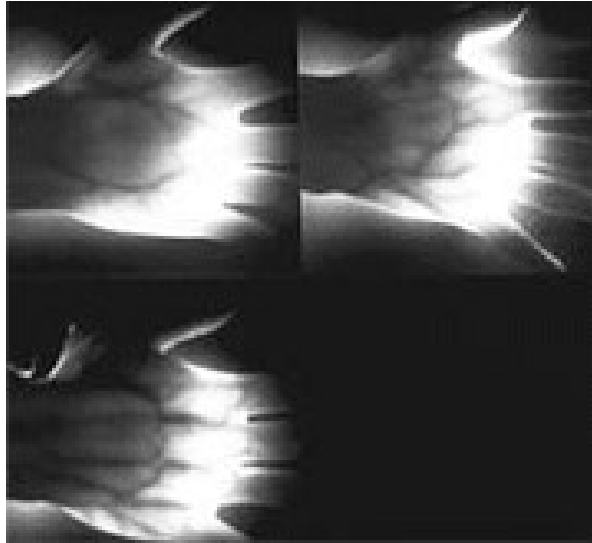
# Mesure de l'activité cardiaque Méthode Optique

# Capteur:



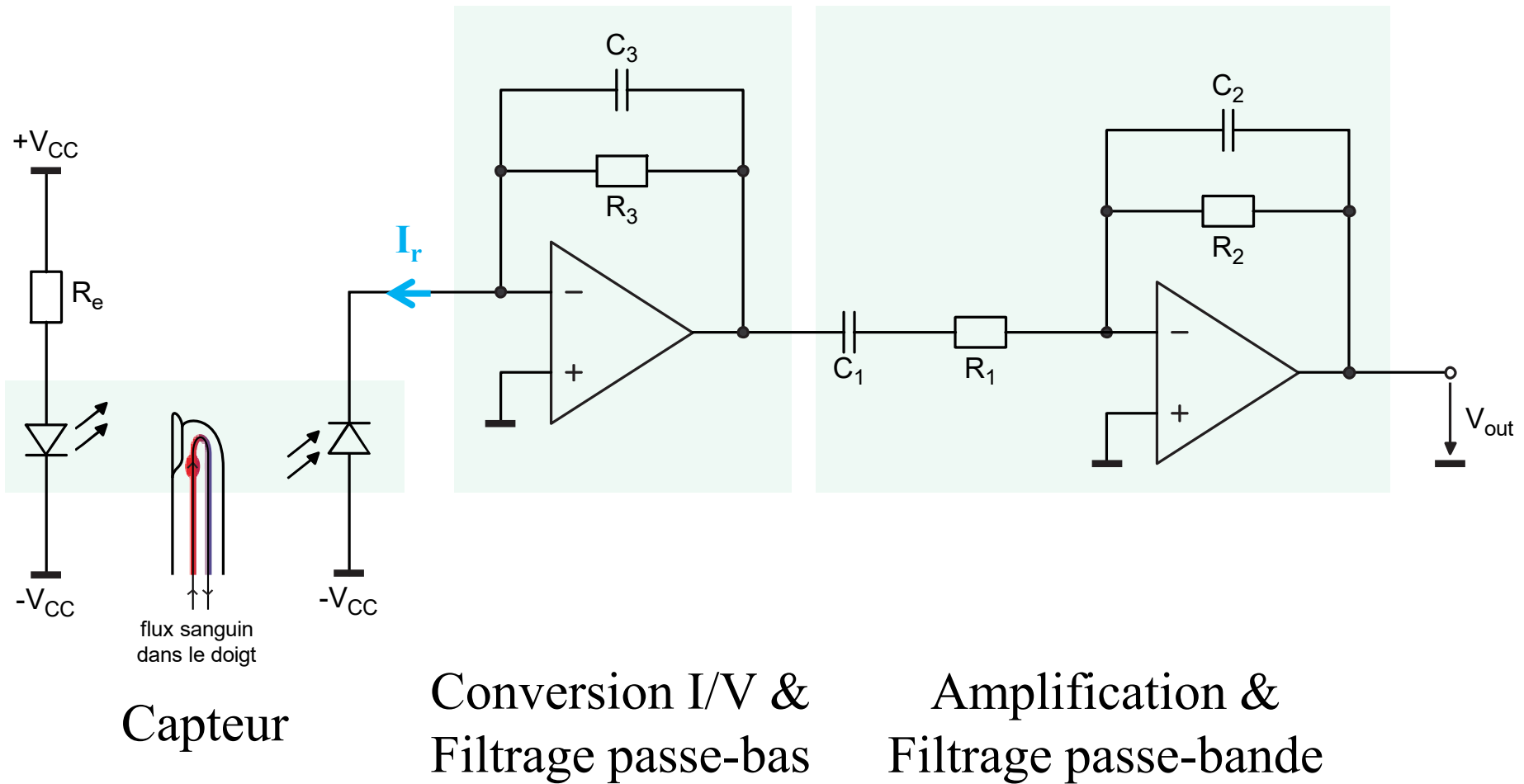
- Photodiode + diode électroluminescente (LED)
- Le courant dans la photodiode est fonction de l'intensité de la lumière reçue

# Principe

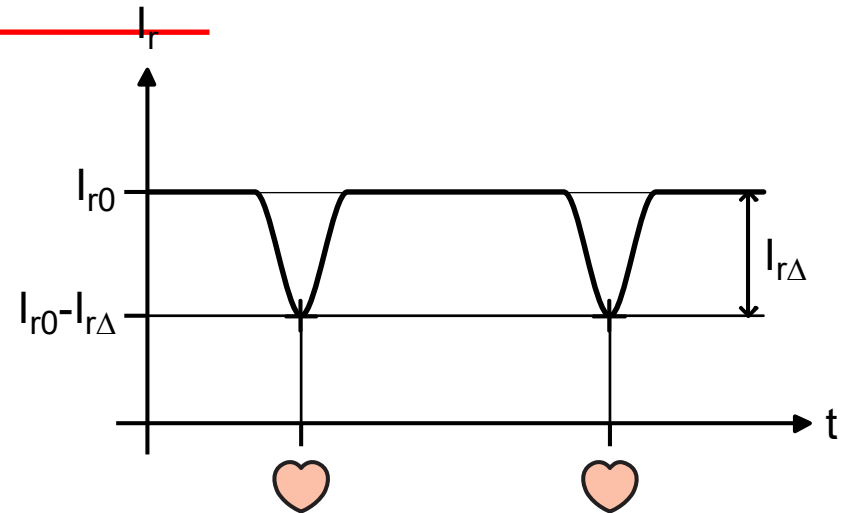
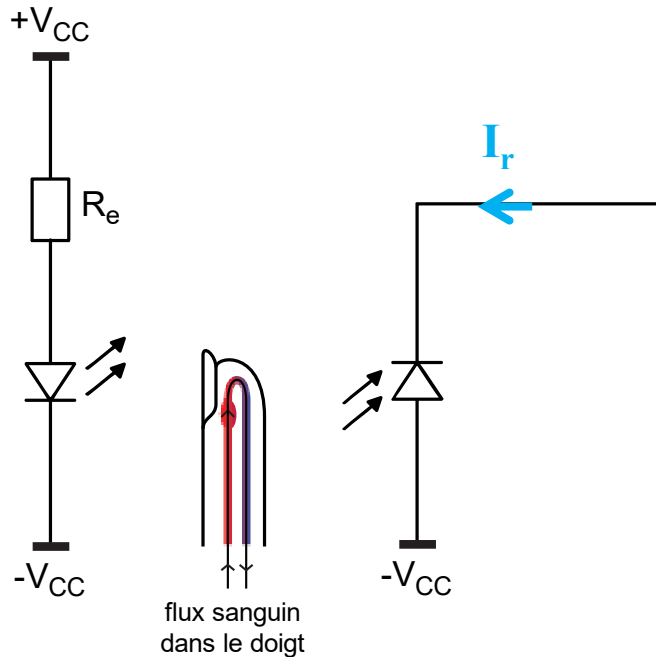


- Le volume de sang dans le doigt augmente lors des pulsations cardiaques
- On peut mesurer l'opacité du doigt

# Schéma électrique complet



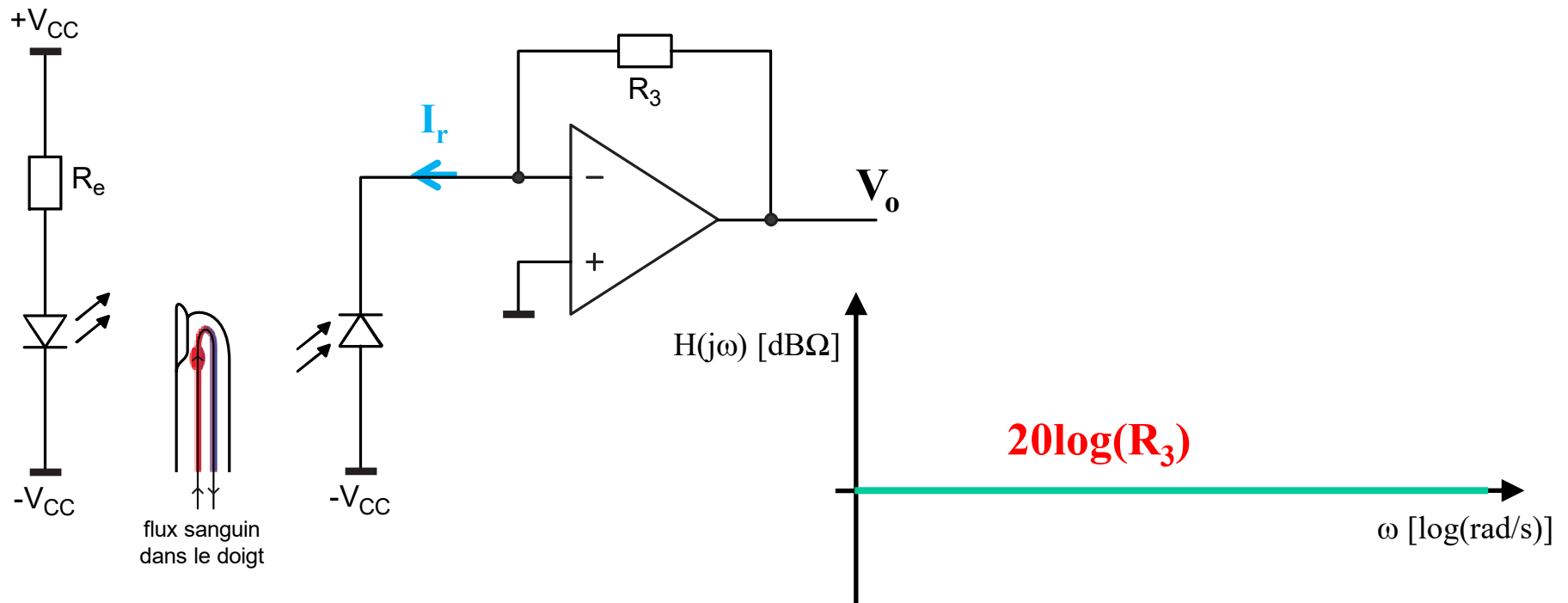
# Capture: LED-Photodiode



| Paramètre     | Valeur | Unité         |
|---------------|--------|---------------|
| $I_{r0}$      | 8      | $\mu\text{A}$ |
| $I_{r\Delta}$ | 0.04   | $\mu\text{A}$ |

- Courant de fuite  $I_r$  proportionnel à l'intensité lumineuse reçue
- La variation de courant  $I_{r\Delta}$  est très faible par rapport au courant de repos  $I_{r0}$  (1/200).

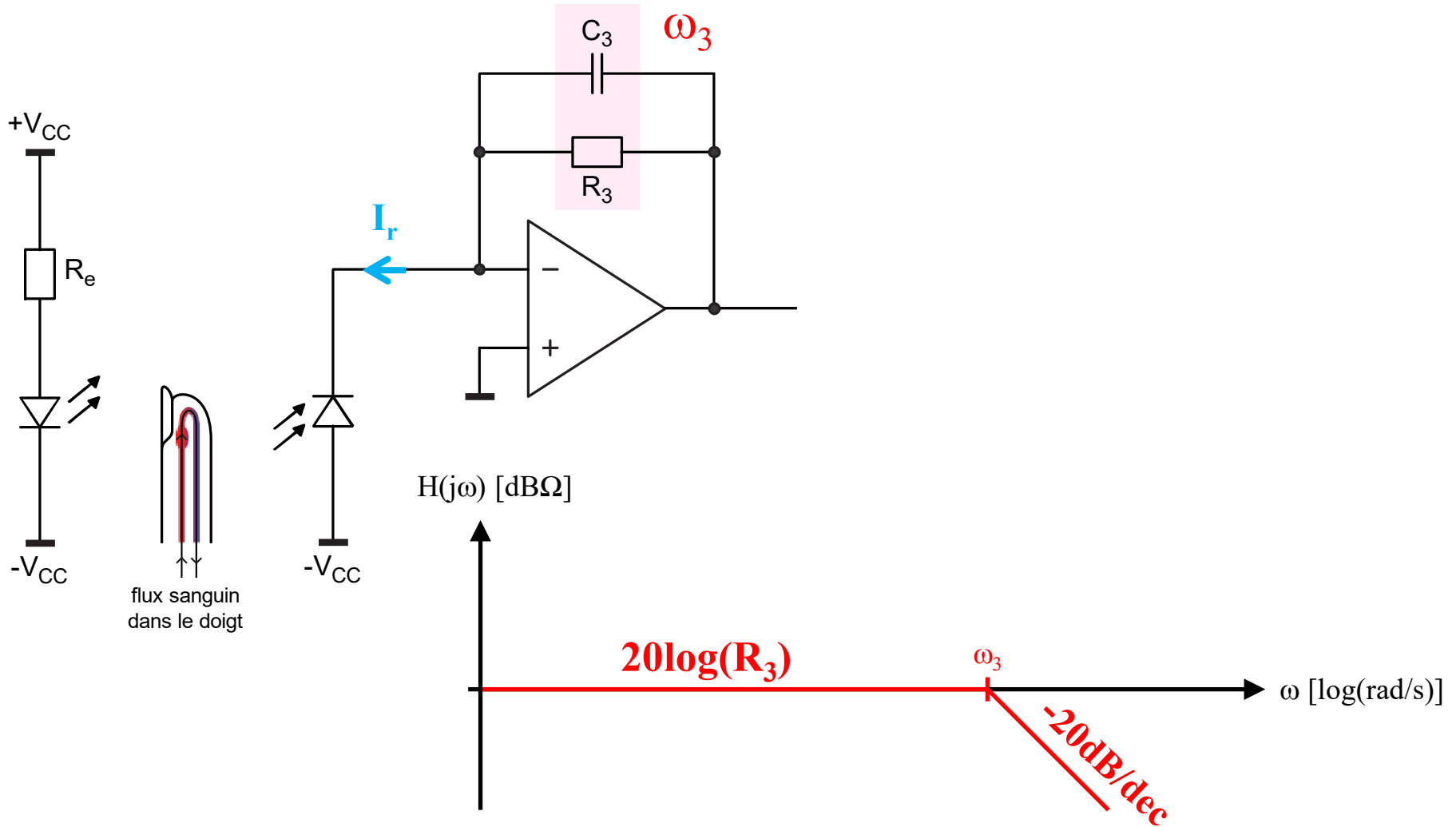
# Conversion courant/tension



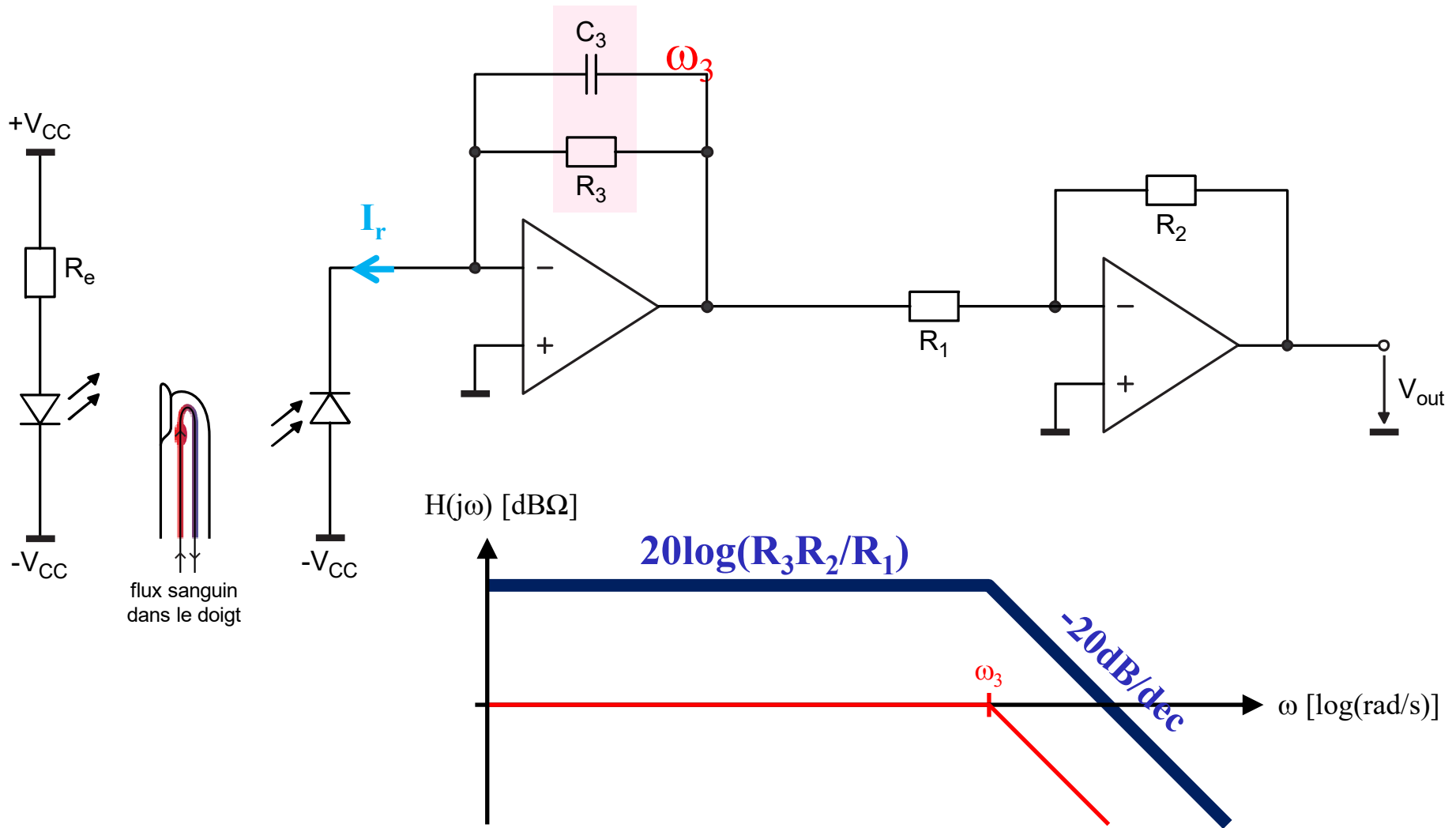
- La masse virtuelle polarise la photodiode
- Le courant est converti en tension à travers  $R_3$  ( $V_o/I_r = R_3$ )

**Il faut filtrer le bruit:** (shot noise, lumière ambiante, bruit des composants ...)

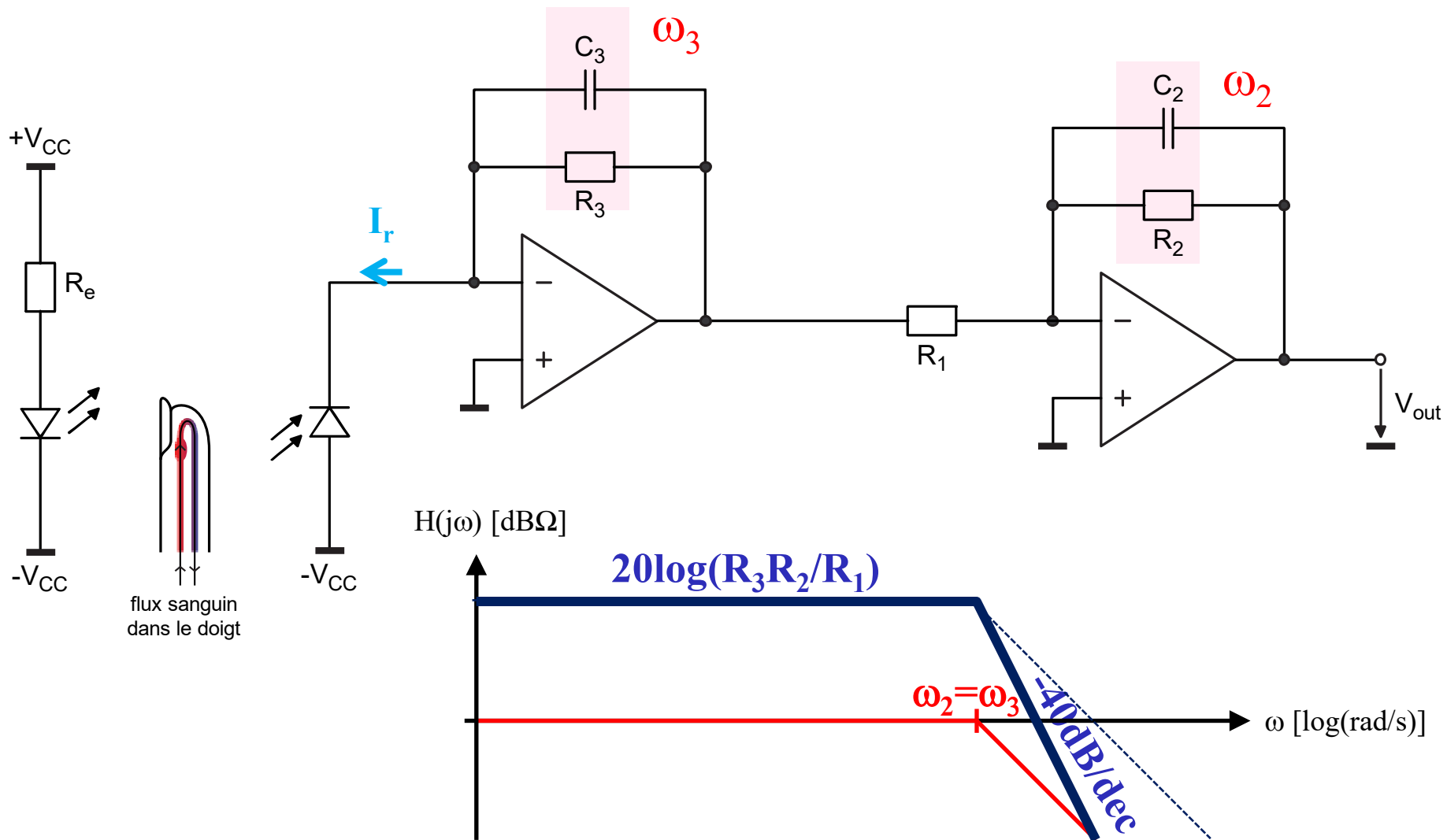
# Filtrage passe-bas



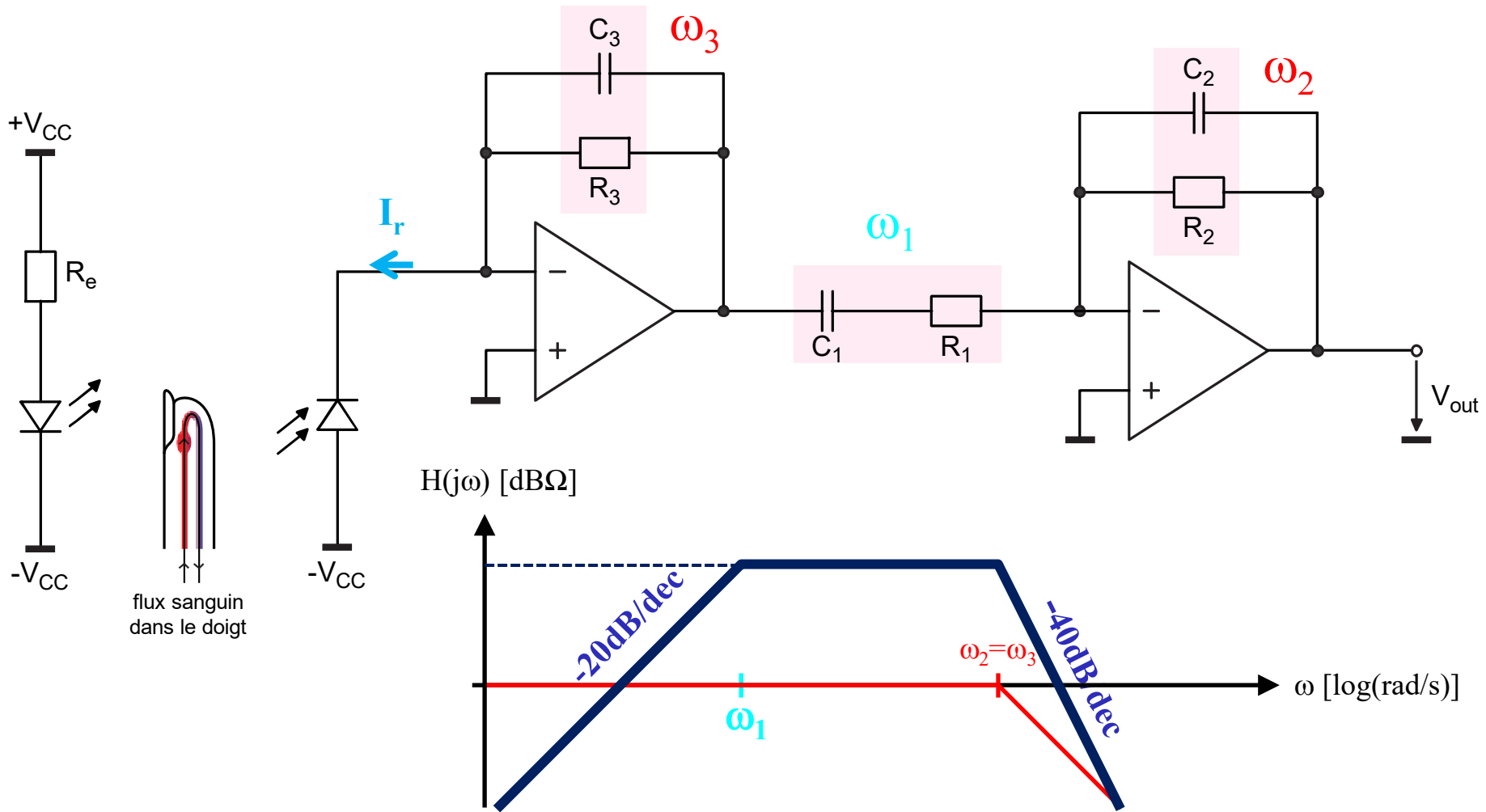
# Amplification



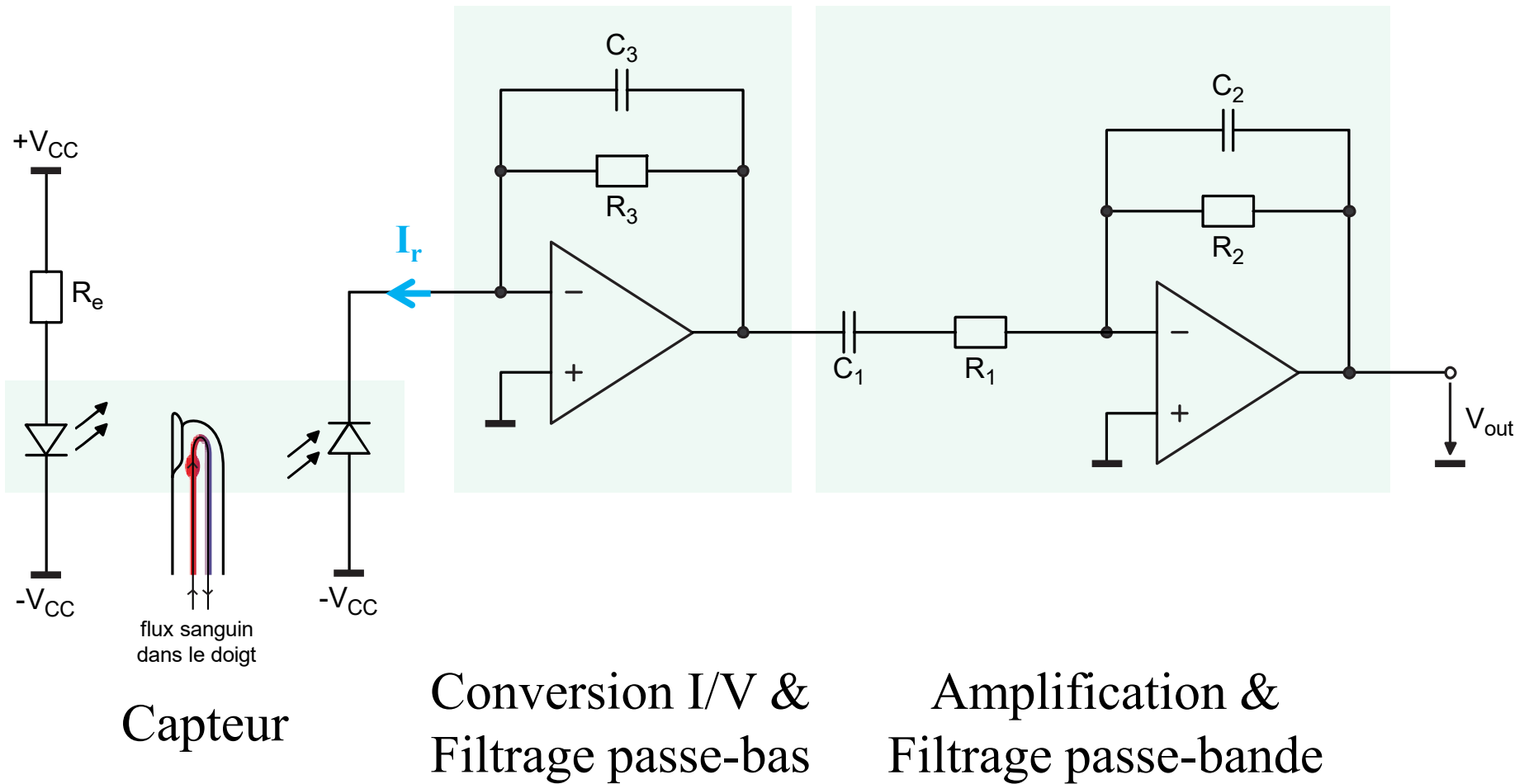
# Filtrage passe-bas du 2<sup>ème</sup> ordre



# Filtrage passe-bande



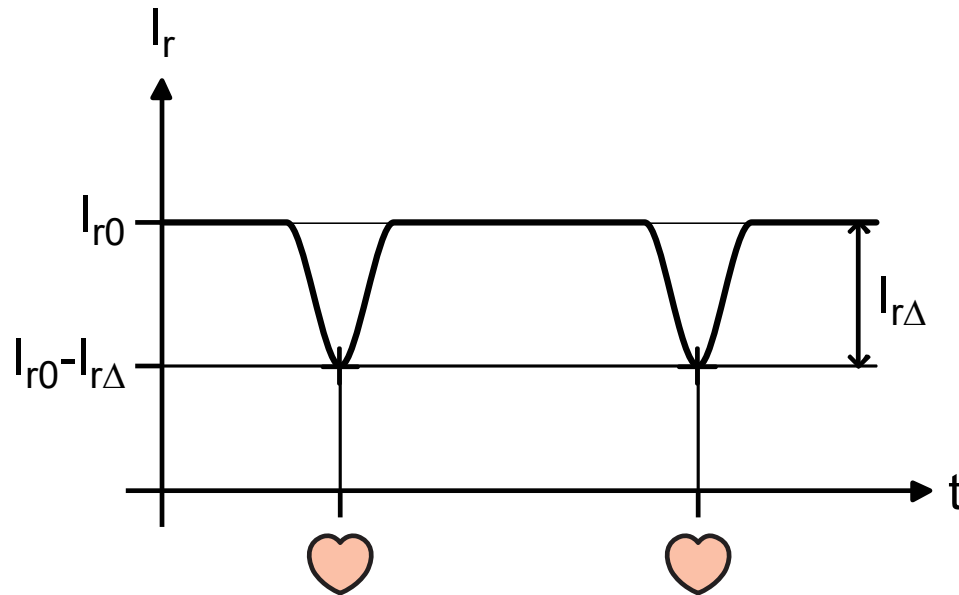
# Schéma électrique complet



# Spécifications

| Paramètre              | Valeur              | Unité  |
|------------------------|---------------------|--|
| $\pm V_{cc}$           | $\pm 7.5$           | V  |
| $I_e$                  | 90                  | mA   |
| $f_{min}$              | 1                   | Hz   |
| $f_{max}$              | 1000                | Hz   |
| Gain ( $V_{out}/I_r$ ) | $113 + 40 =$<br>153 | $\text{dB}\Omega + \text{dB} =$<br>$\text{dB}\Omega$ |

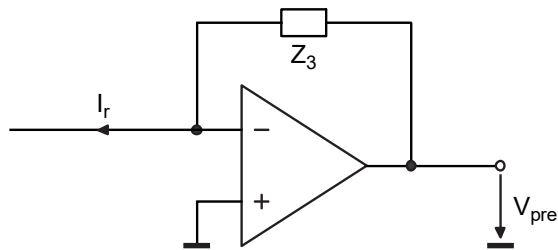
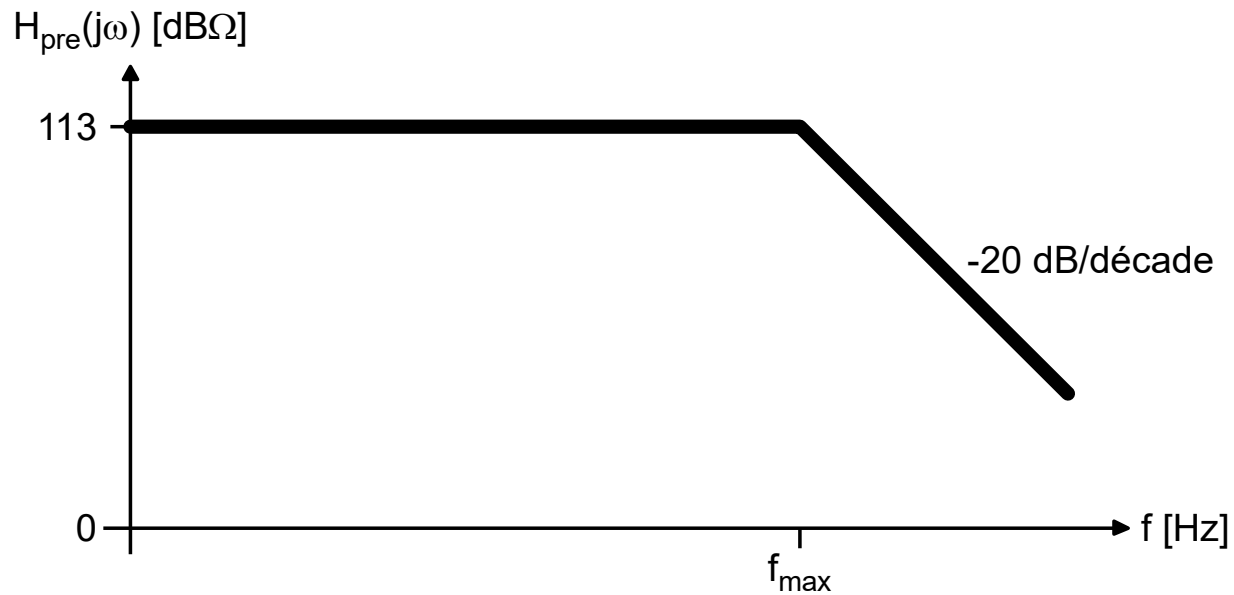
# Photodiode



| Paramètre     | Valeur | Unité         |
|---------------|--------|---------------|
| $I_{r0}$      | 8      | $\mu\text{A}$ |
| $I_{r\Delta}$ | 0.04   | $\mu\text{A}$ |

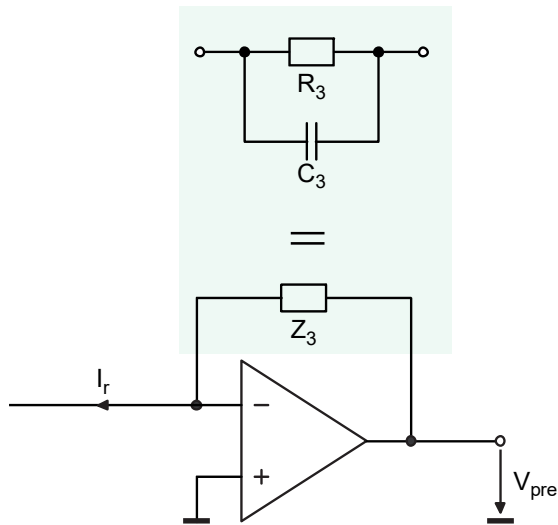
- Courant de fuite  $I_r$  proportionnel à l'intensité lumineuse reçue
- La variation de courant  $I_{r\Delta}$  est très faible par rapport au courant de repos  $I_{r0}$  (1/200).

# Conversion courant/tension: Spécification



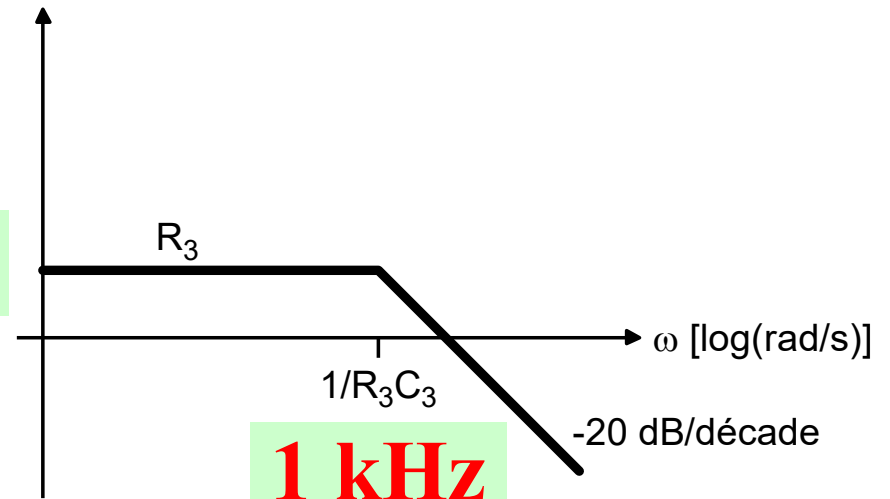
$$\underline{H}_{pre}(j\omega) = \frac{\underline{V}_{pre}(j\omega)}{\underline{I}_r(j\omega)} = \underline{Z}_3(j\omega)$$

# Choix de l'impédance et $\underline{H}(j\omega)$



$$H_{pre}(j\omega) = Z_3(j\omega) \text{ [dB}\Omega\text{]}$$

**113 dB**



$$\left| \underline{H}_{pre}(j\omega) \right| = \left| \underline{Z}_3(j\omega) \right| = \left| \frac{R_3}{1 + j\omega R_3 C_3} \right|$$

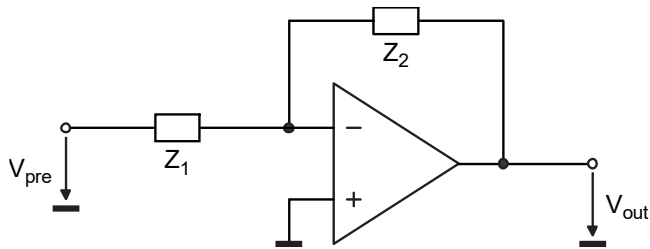
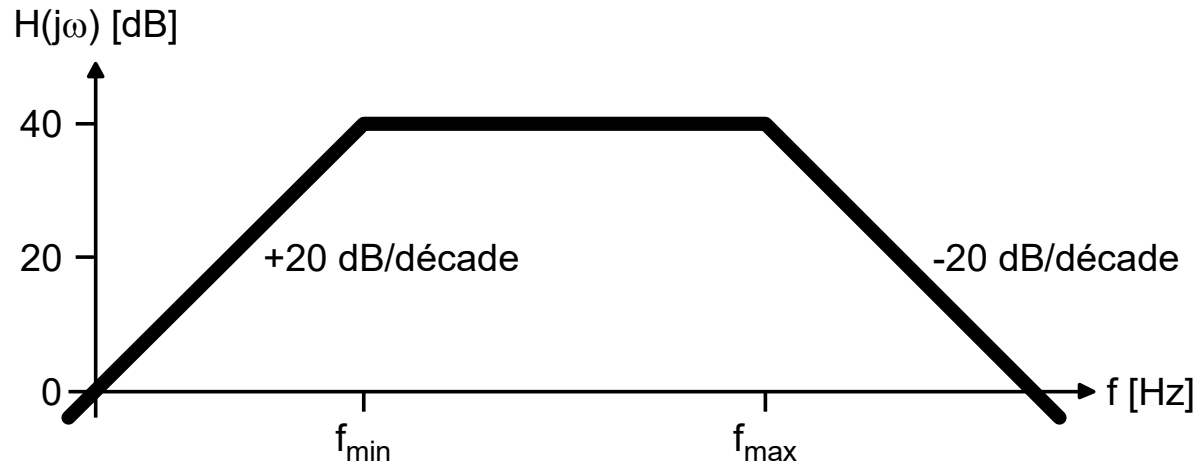
# Valeurs des composants

$$\underline{H}_{pre}(0) = R_3 = 470[k\Omega] \quad (113[dB\Omega])$$

$$\frac{1}{R_3 C_3} = 2\pi \cdot f_{max} \Leftrightarrow C_3 = \frac{1}{R_3 \cdot 2\pi \cdot 1000} = 340[pF]$$

- On n'a pas de degré de liberté pour le choix des composants

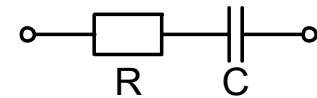
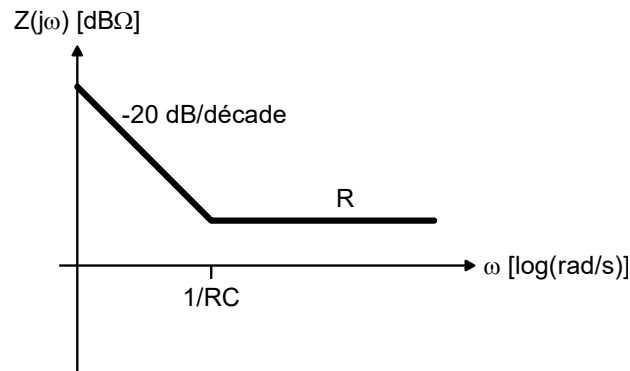
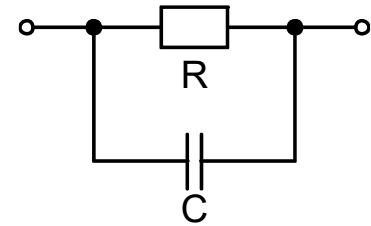
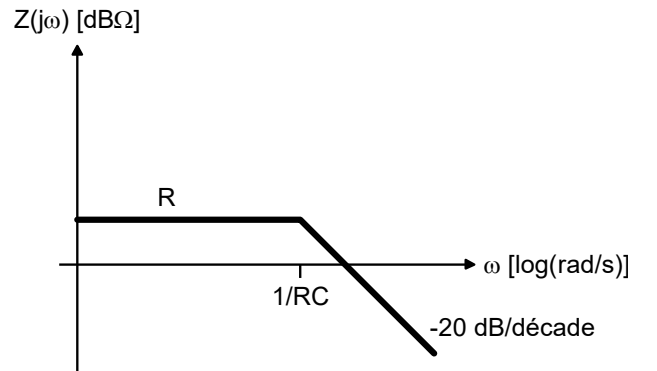
# Filtrage passe-bande: Spécification



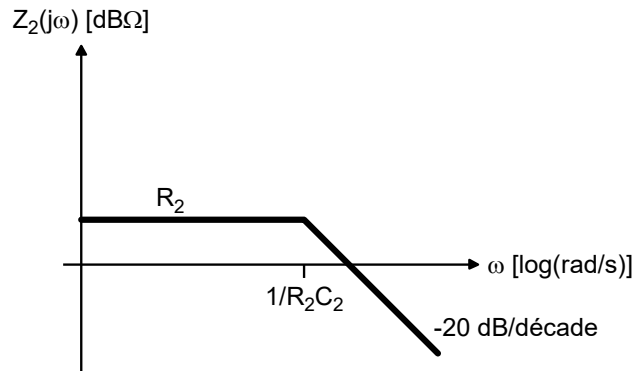
$$\underline{H}(j\omega) = \frac{V_{out}(j\omega)}{V_{pre}(j\omega)} = -\frac{Z_2(j\omega)}{Z_1(j\omega)}$$

# Choix des impédances et $\underline{H}(j\omega)$

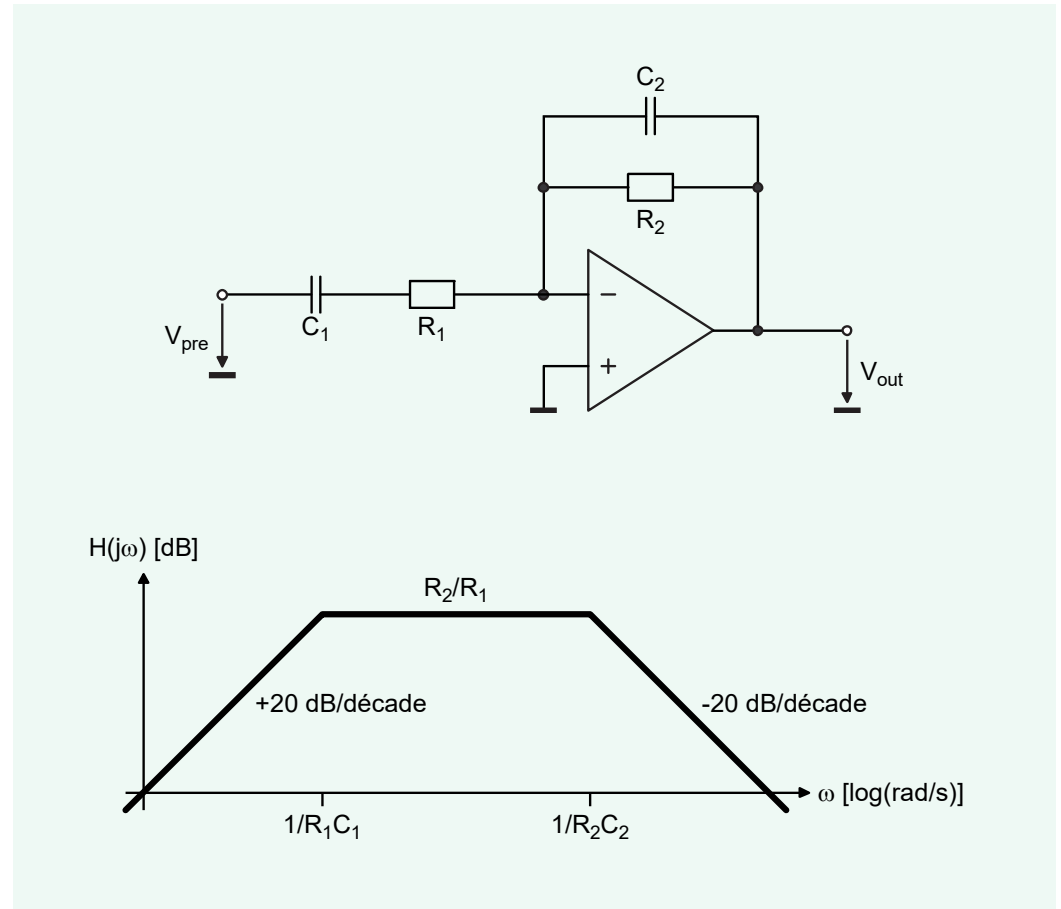
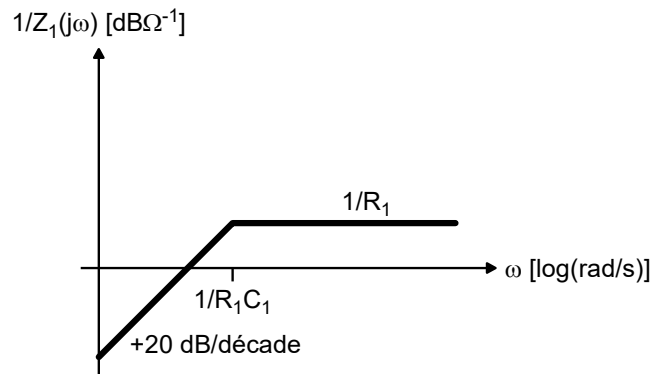
$$|\underline{H}(j\omega)| = \left| -\frac{\underline{Z}_2}{\underline{Z}_1} \right| =$$



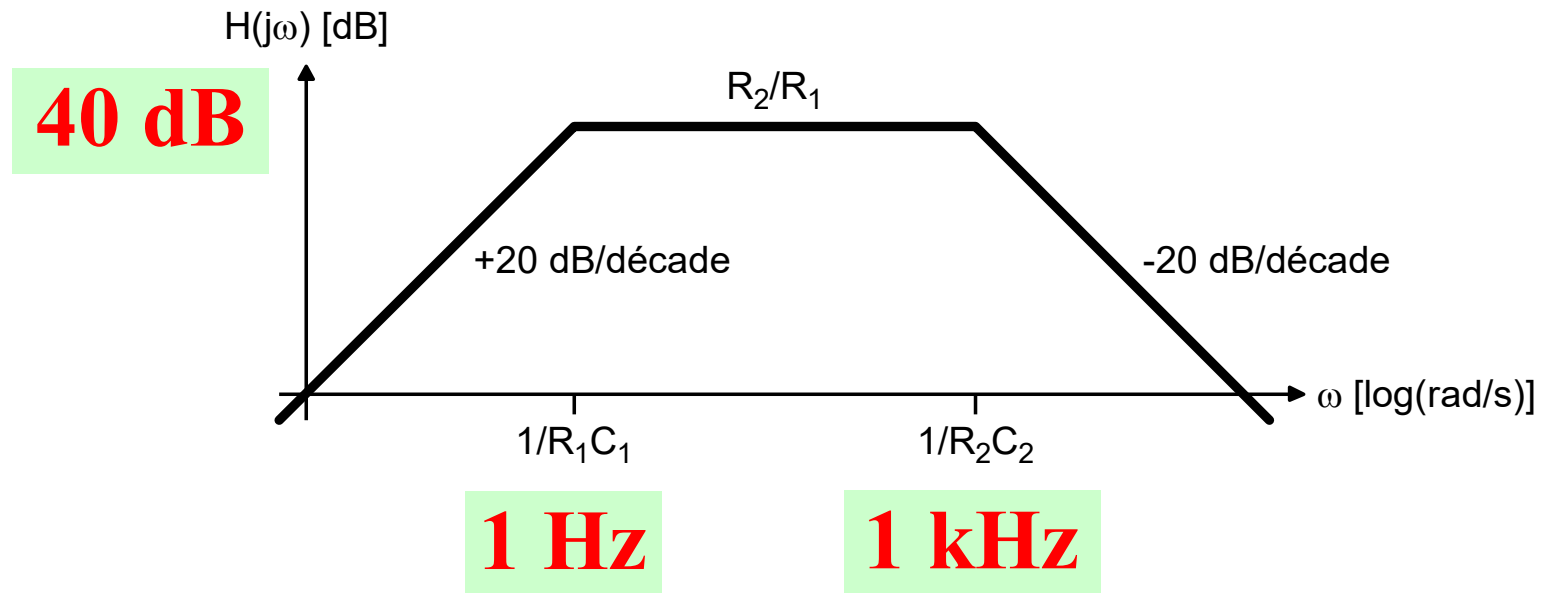
# Fonction de transfert



+ =



# Equation de la fonction de transfert



$$\underline{H}(j\omega) = -\frac{\underline{Z}_2}{\underline{Z}_1} = -\frac{R_2}{R_1} \cdot \frac{j\omega R_1 C_1}{(1 + j\omega R_1 C_1) \cdot (1 + j\omega R_2 C_2)}$$

# Valeurs des composants

$$\frac{R_2}{R_1} = 100 \Leftrightarrow R_2 = 100R_1$$

$$\frac{1}{R_1 C_1} = 2\pi \cdot f_{min} \Leftrightarrow C_1 = \frac{1}{R_1 \cdot 2\pi \cdot 1}$$

$$\frac{1}{R_2 C_2} = 2\pi \cdot f_{max} \Leftrightarrow C_2 = \frac{1}{R_2 \cdot 2\pi \cdot 1000}$$

- On a un degré de liberté  
(libre choix de la valeur d'un composant)