

Réalisation de 2 systèmes de mesure de l'activité cardiaque

Systèmes électriques et électroniques

Adil KOUKAB

EPFL



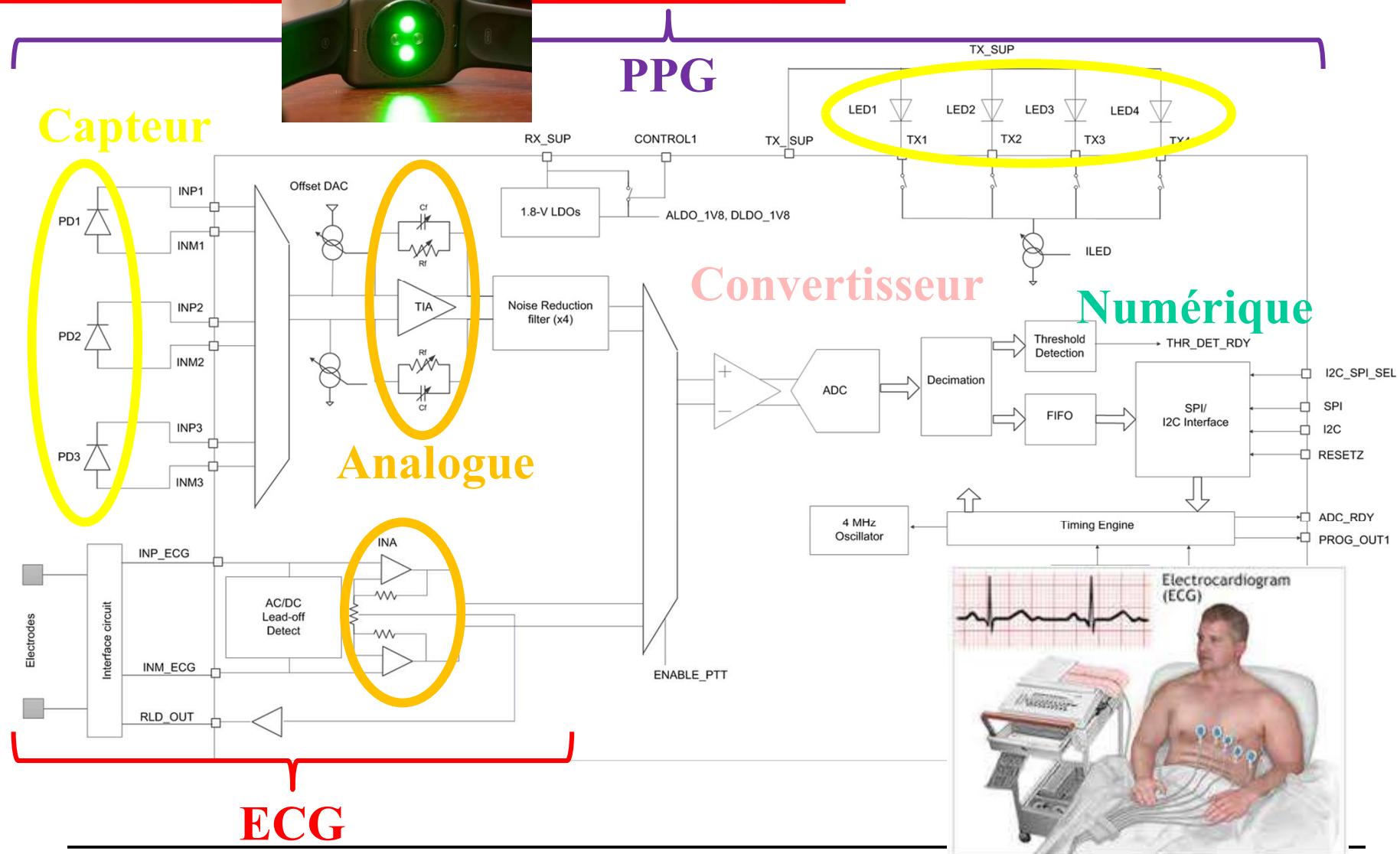
Buts

- 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)

Organisation

- **Introduction:**
 - Généralités: (Corps humain et électricité, Activité cardiaque, électrocardiogramme ...)
- **Conception en 3 étapes pour les 2 circuits**
 - Séance de Cours: Principe de fonctionnement, performances requises et architecture du circuit.
 - Séance d'exercices:
 - Dimensionnement des différents éléments du circuit
- **Laboratoire:**
 - Montage du circuit
 - Mesure des caractéristiques & performances
 - Observation des pulsations cardiaques

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



Généralités: Corps humain & électricité

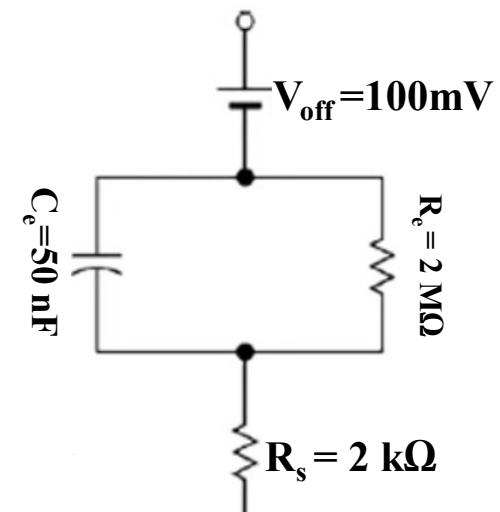
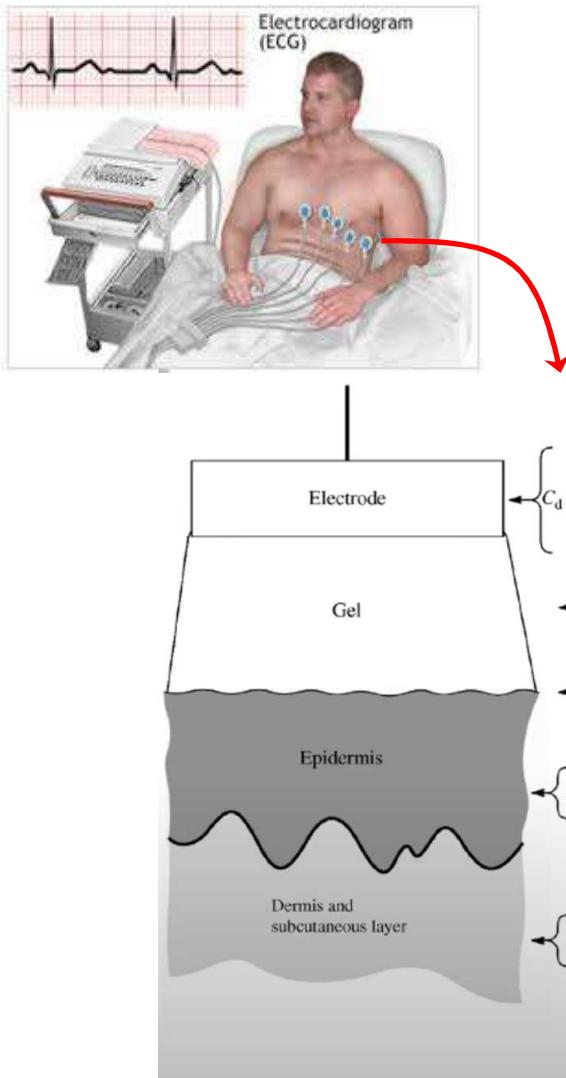
EPFL



Corps humain: Impédance

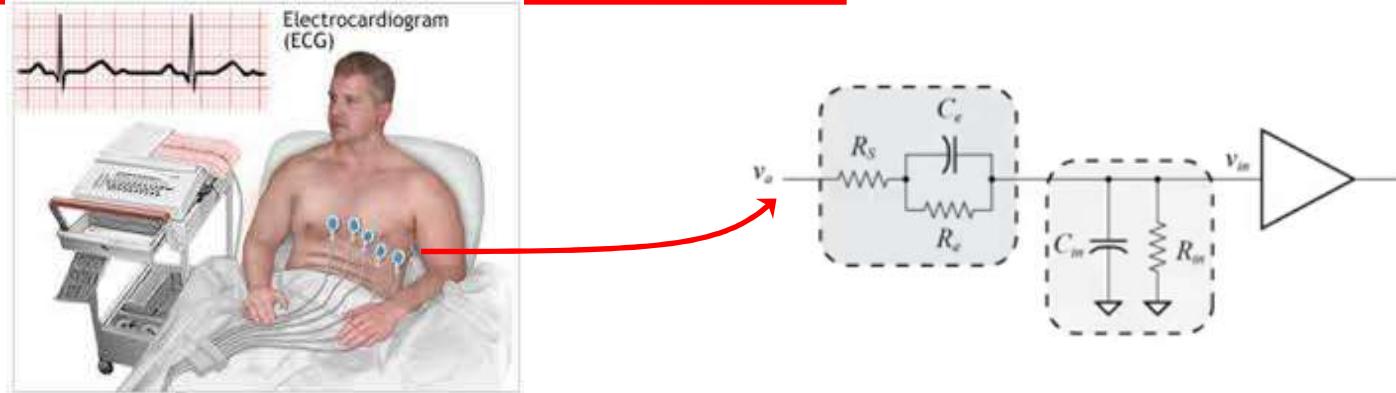
- Corps \equiv Enveloppe isolante renfermant de l'eau salée (des ions: sodium, potassium, chlore et calcium)
→ Conducteur médiocre de l'électricité:
- L'enveloppe, c'est la peau :
 - Sèche → faible conduction ($Z > 100\text{k}\Omega$)
 - Mouillée → Forte conduction ($Z \sim 1-10\text{k}\Omega$)
→ risques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

Model simplifié des électrodes



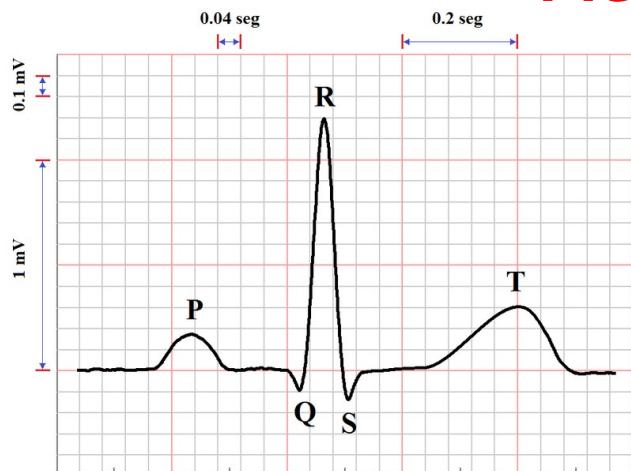
Model simplifié

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:**
 - $R_{in} \uparrow$ minimise l'atténuation du signal utile en tension à l'entrée de système électronique: $(R_{in}/(R_s+R_{in}) \rightarrow 1)$
 - $C_{in} \downarrow$ minimise l'atténuation du signal utile en tension à l'entrée de système électronique $(C_e/(C_e+C_{in}) \rightarrow 1)$
 - $Z_{in} \uparrow$ minimise l'effet du « mismatch » inévitable des électrodes dans les ampli-diff.

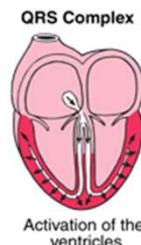
Activité Cardiaque



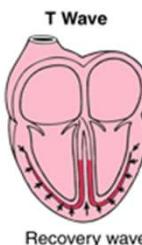
- L'electrocardiographie (ECG) ≡ Représentation graphique de l'activité électrique du cœur.
- Variations de potentiel électrique des cellules spécialisées



P → Dépolarisation oreillettes (nœud sinusal)



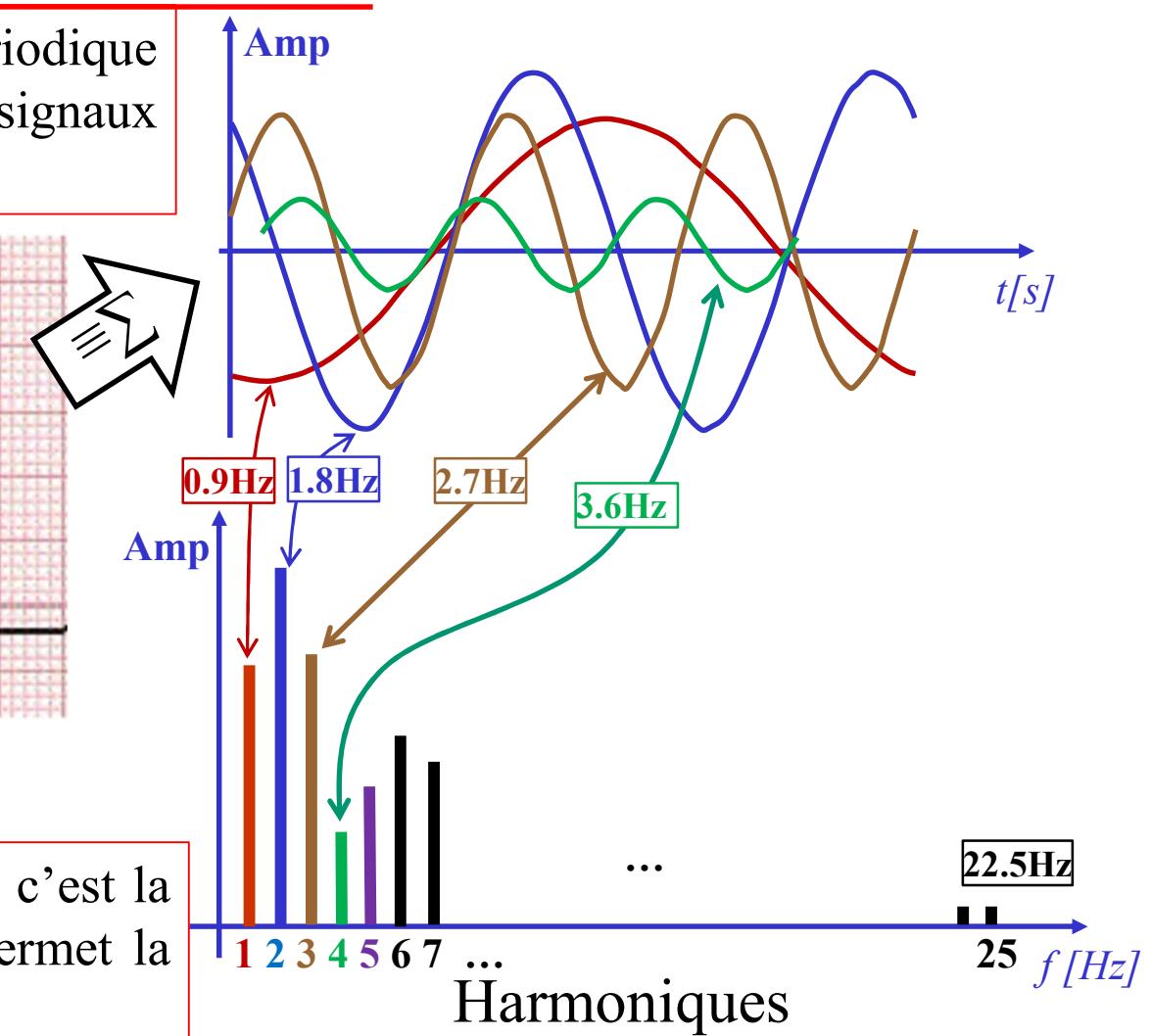
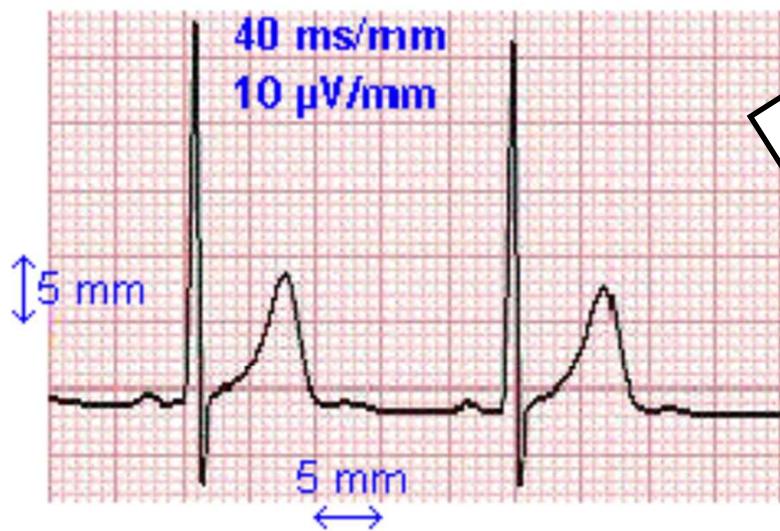
QRS → Dépolarisation ventriculaire (nœud atrio-ventriculaire)



T → Repolarisation des ventricules

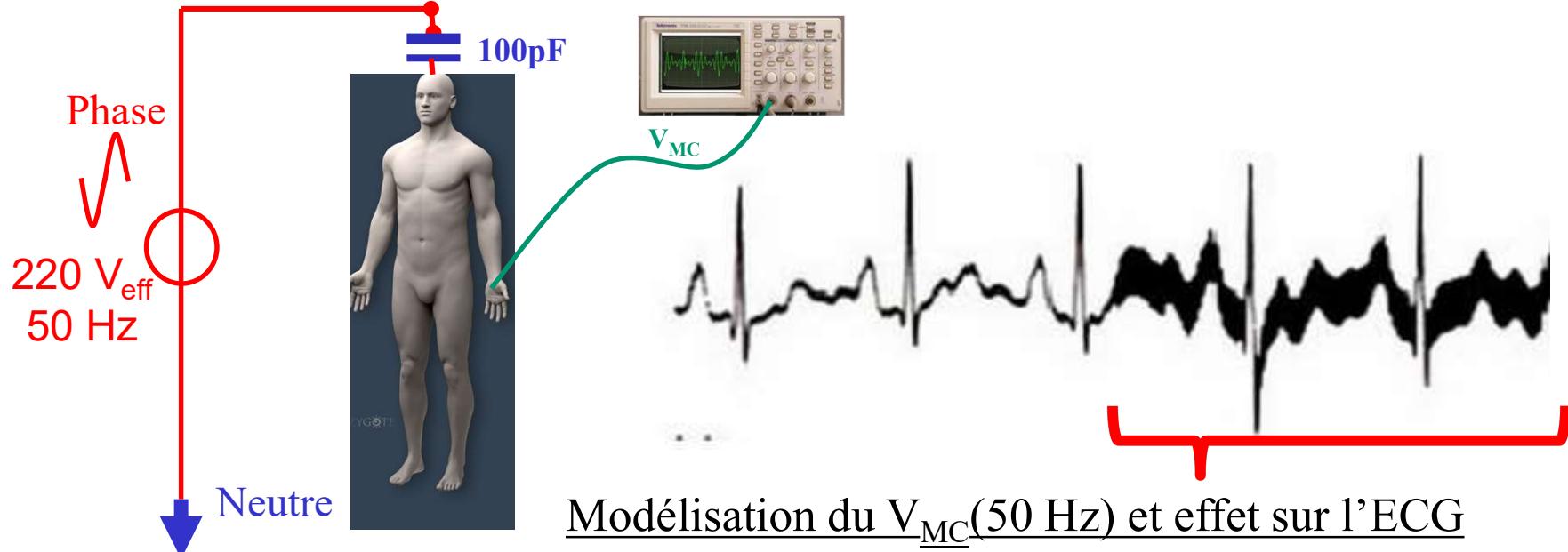
Généralisation: signaux analogiques quelconques

Série de Fourier: Tout signal périodique est décomposable en signaux sinusoïdaux.



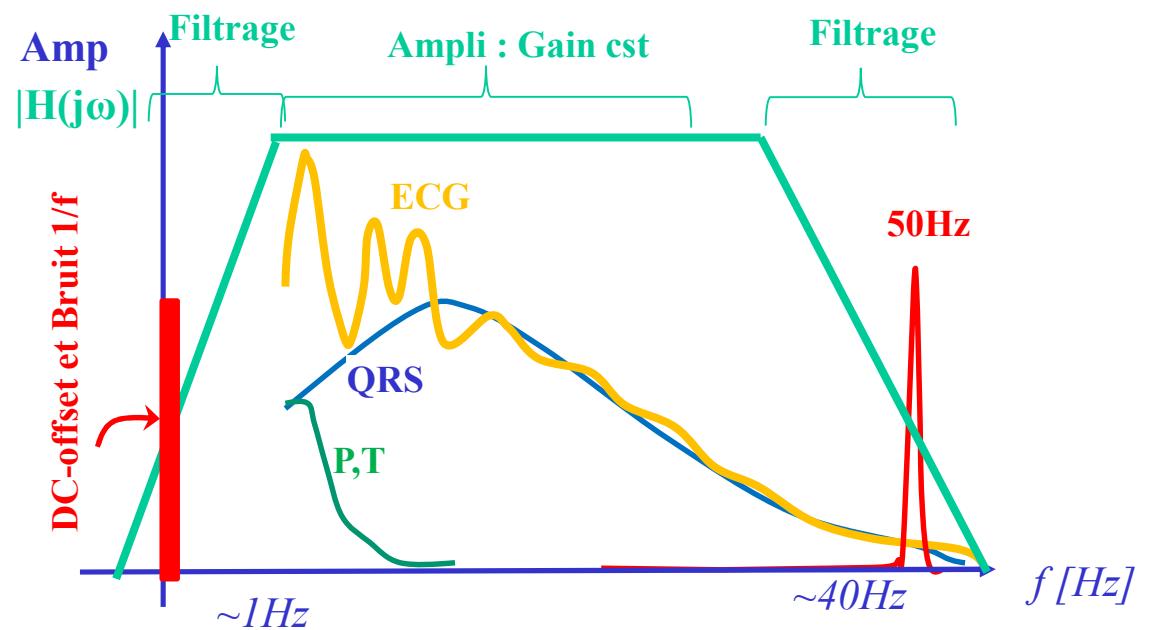
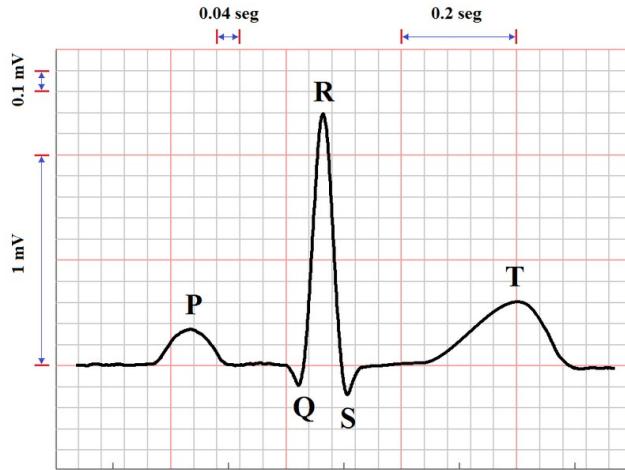
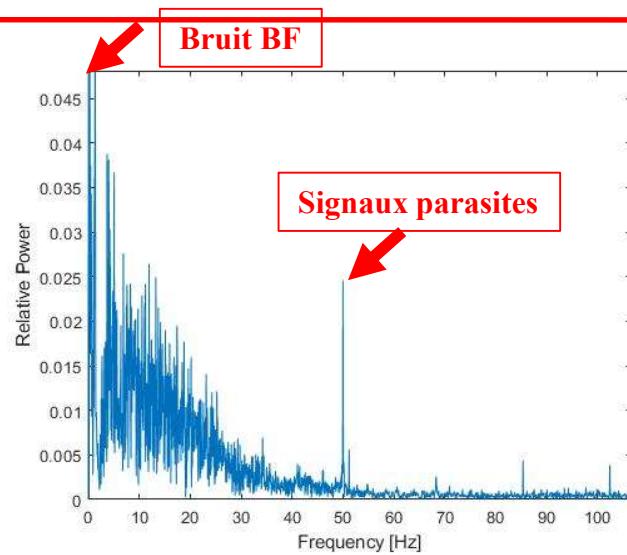
Si le signal n'est pas périodique c'est la **Transformée de Fourier** qui permet la conversion temps-fréquence.

ECG: sources d'interférence

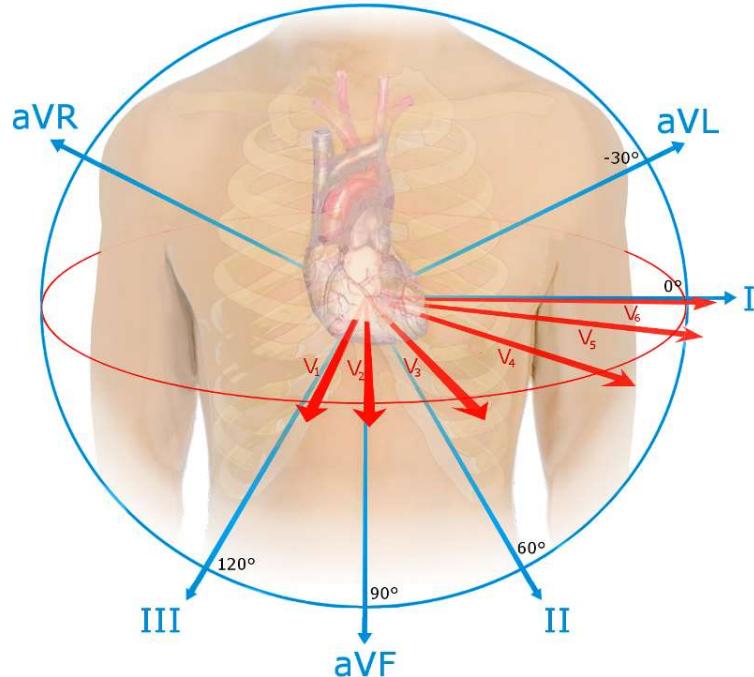


- Sources d'interférence:
- Réseau électrique (220 V_{eff} à 50 Hz): La plus importante source d'interférence au cours de l'enregistrement de l'ECG
- Le corps est couplé au réseau par une capacité de l'ordre d'une centaine de pF ce qui correspond à un injection de courant $i_{eff} \approx V_{eff} / |Z_{cl}| = 7\mu A$ 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

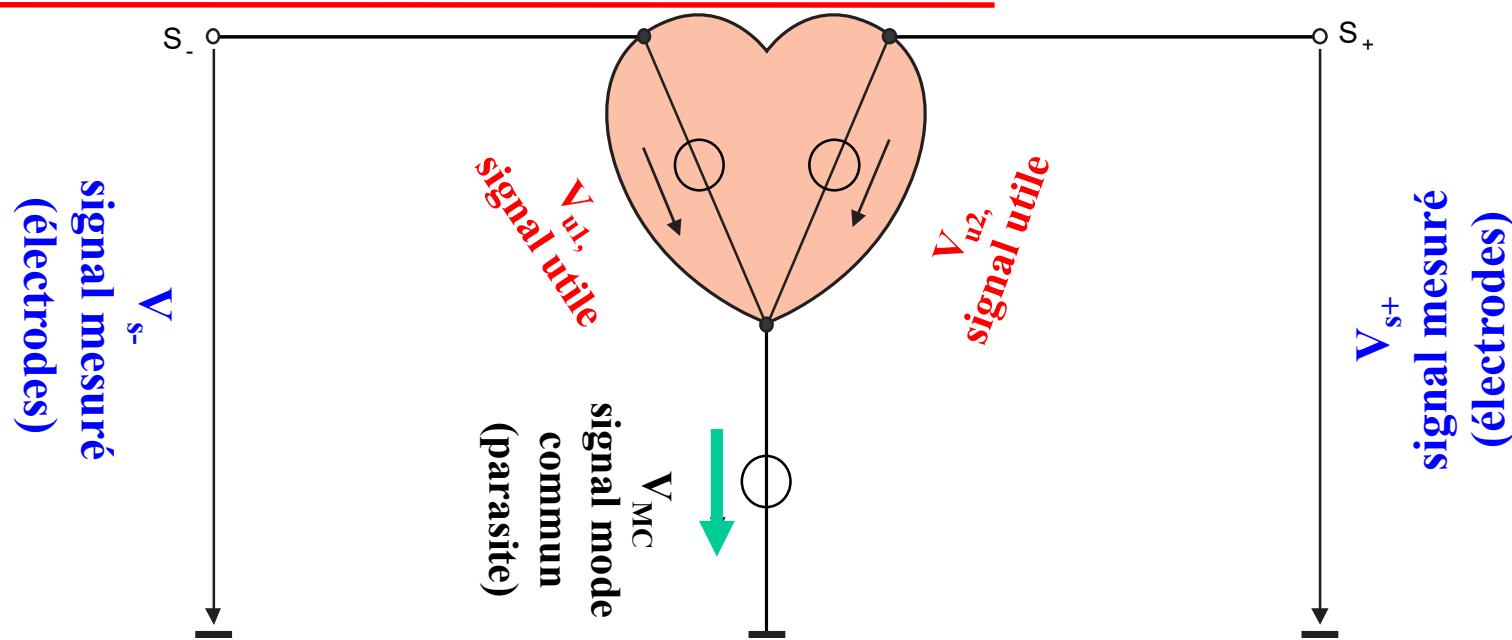


Électrocardiographe sophistiqué: Mesures Différentielles



- Mesures différentielles entre 12 électrodes: frontales et précordiales → rejection du mode commun
- L'analyse et le recouplement entre c'est 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} ($A_{MC} = 0$)

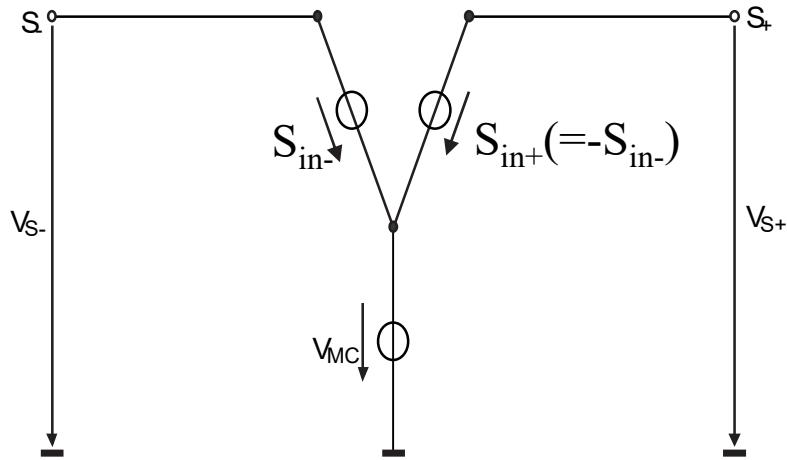
En plus R_{in} doit $\rightarrow \infty$ et le circuit doit être symétrique

Amplificateur différentiel

EPFL



Test d'un Ampli différentiel



Pour tester ou Simuler le performances d'un Ampli diff. On utilise un signal diff (utile): $S_{diff} = S_{in+} - S_{in-}$ composé de deux signaux en opposition de phase $S_{in+} = -S_{in-}$ accompagné d'un signal mode commun V_{MC} . (Parasite)

Signal différentiel

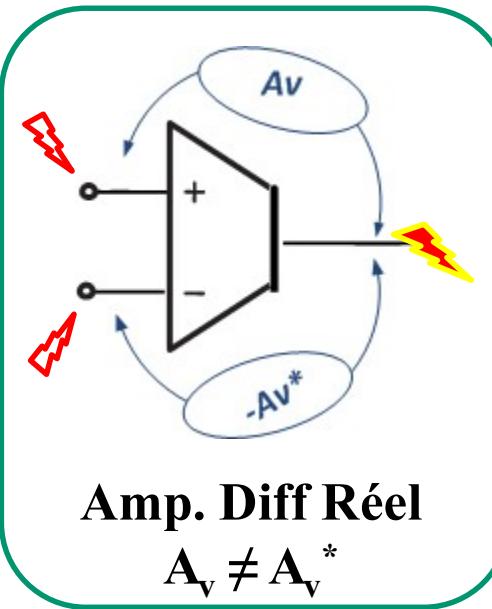
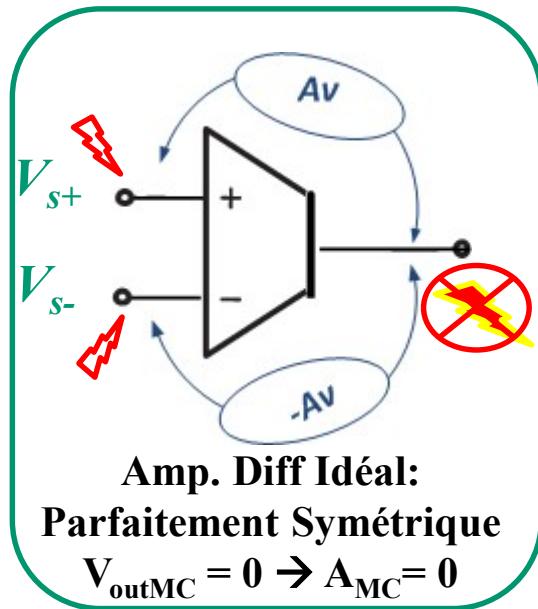
$$V_{diff} = V_{S+} - V_{S-} = S_{diff} = S_{in+} - S_{in-} = 2S_{in+}$$

Signal de mode commun: $V_{MC} = (V_{S+} + V_{S-})/2$

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

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

Effet des imperfections de l'Ampli diff:



$$V_{out} = A_v (S_{in+} + V_{MC}) - A_v^* (S_{in-} + V_{MC})$$

$$S_{in-} = -S_{in+} \quad S_{in+} = V_{diff}/2$$

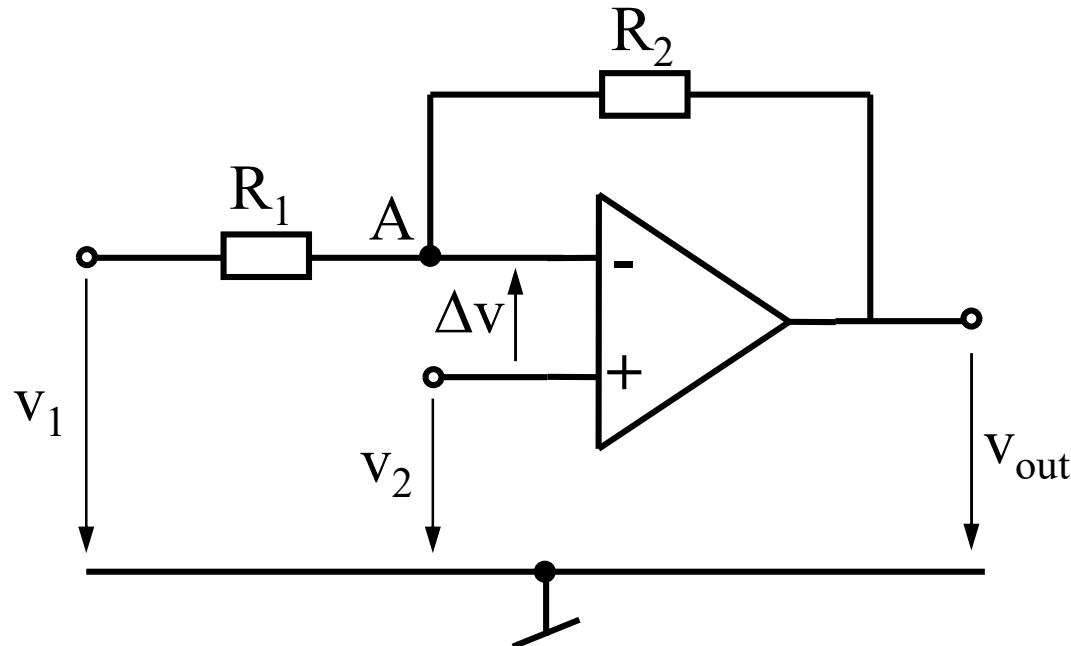
$$= V_{diff} (A_v + A_v^*)/2 + V_{MC} (A_v - A_v^*)$$

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

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

- En réalité l'Ampli différentiel ne peut pas être parfaitement symétrique
 - En effet les composants qui constituent les deux chemins ($V_{s+} \rightarrow V_{out}$ et $V_{s-} \rightarrow V_{out}$) ne peuvent pas être parfaitement appariés
 - Par exemple les valeurs des résistances qui définissent Av et Av^* , sont en général données avec une marge d'erreur ± 5 à 10 % ce qui résulte en un taux de réjection du mode commun finie.
 - A_{diff}/A_{MC} est le taux de réjection du mode commun (TRMC).

Amplificateur différentiel?

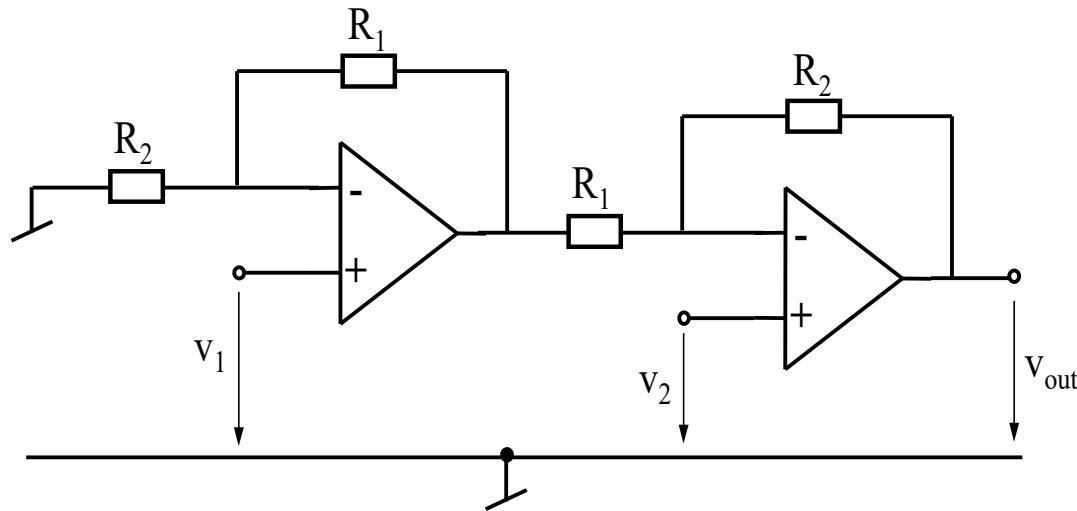


$$V_{out} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} V_2 - \frac{R_2}{R_1} V_1$$

Observation: les gains sont différents pour V_1 et V_2

Déterminer A_{MC} ? Conclusion ?

Variante à impédance d'entrée infinie



Observation:

$$R_{in1,2} = v_{1,2}/i_{in1,2} \rightarrow \infty$$

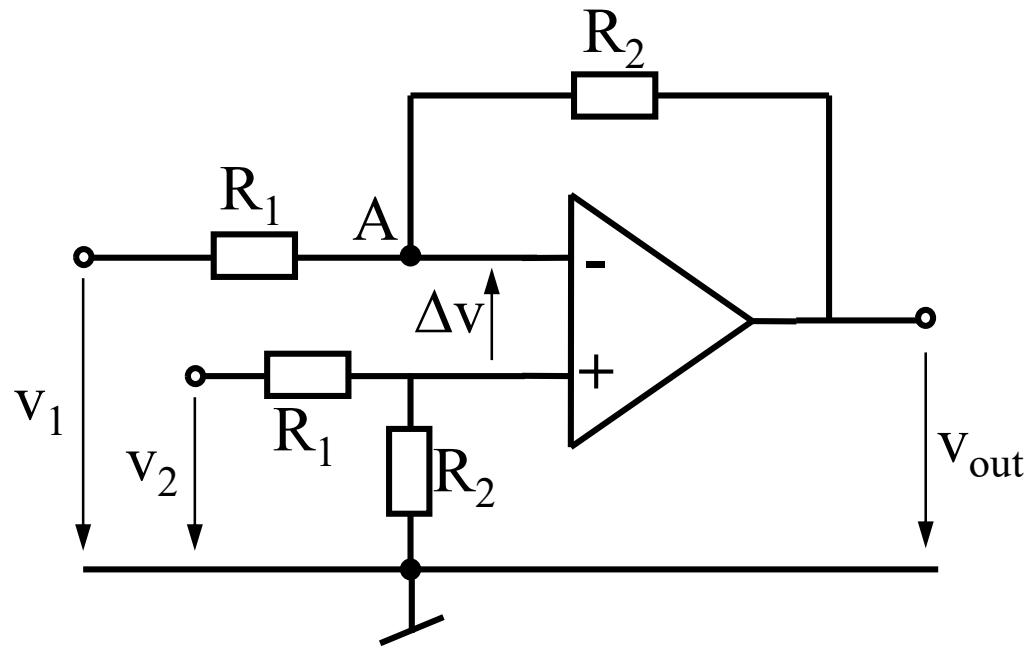


Asymétrique



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

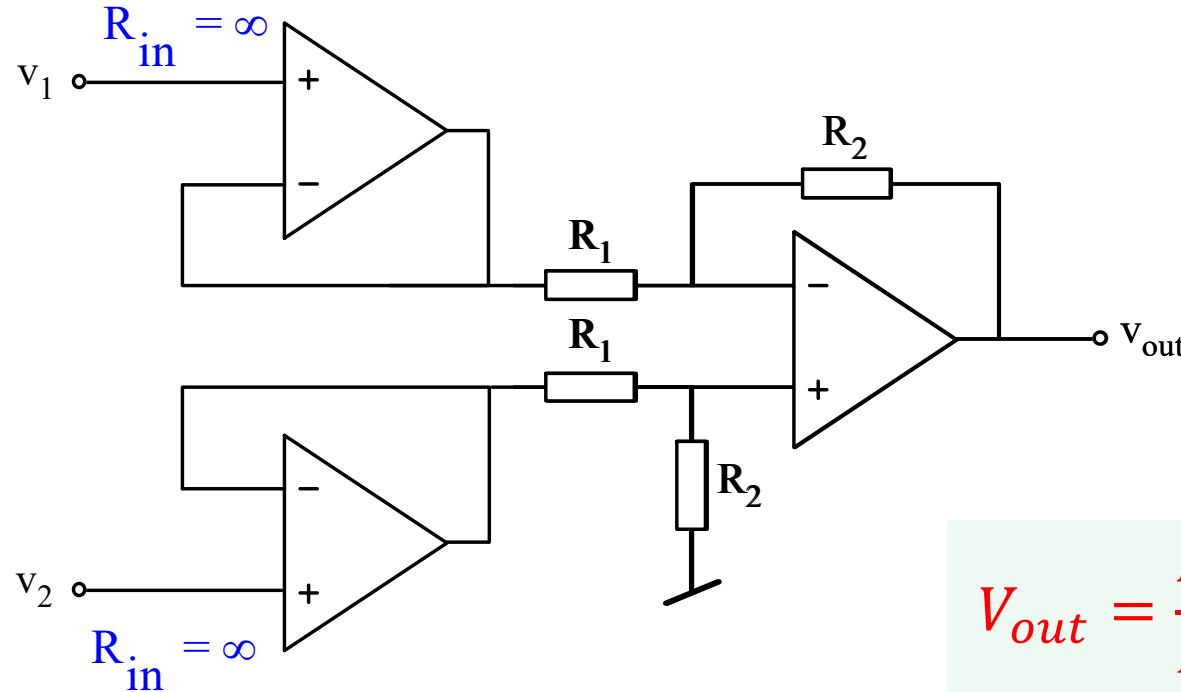
Variante à un amplificateur opérationnel



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

Observation: impédance d'entrée $R_{in1,2} = \left. \frac{v_{1,2}}{i_{1,2}} \right|_{v_{2,1}=0}$

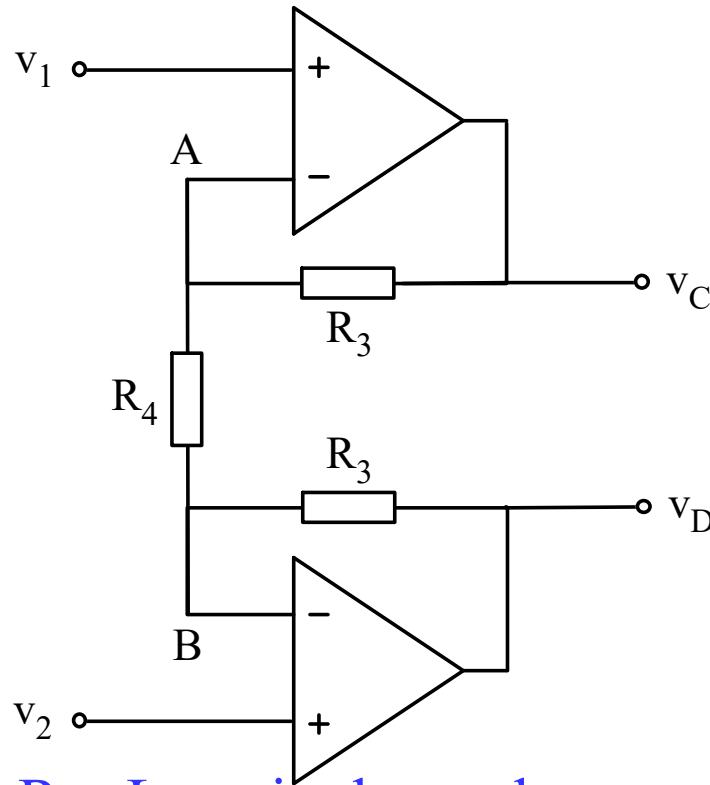
Variante à impédance d'entrée infinie



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



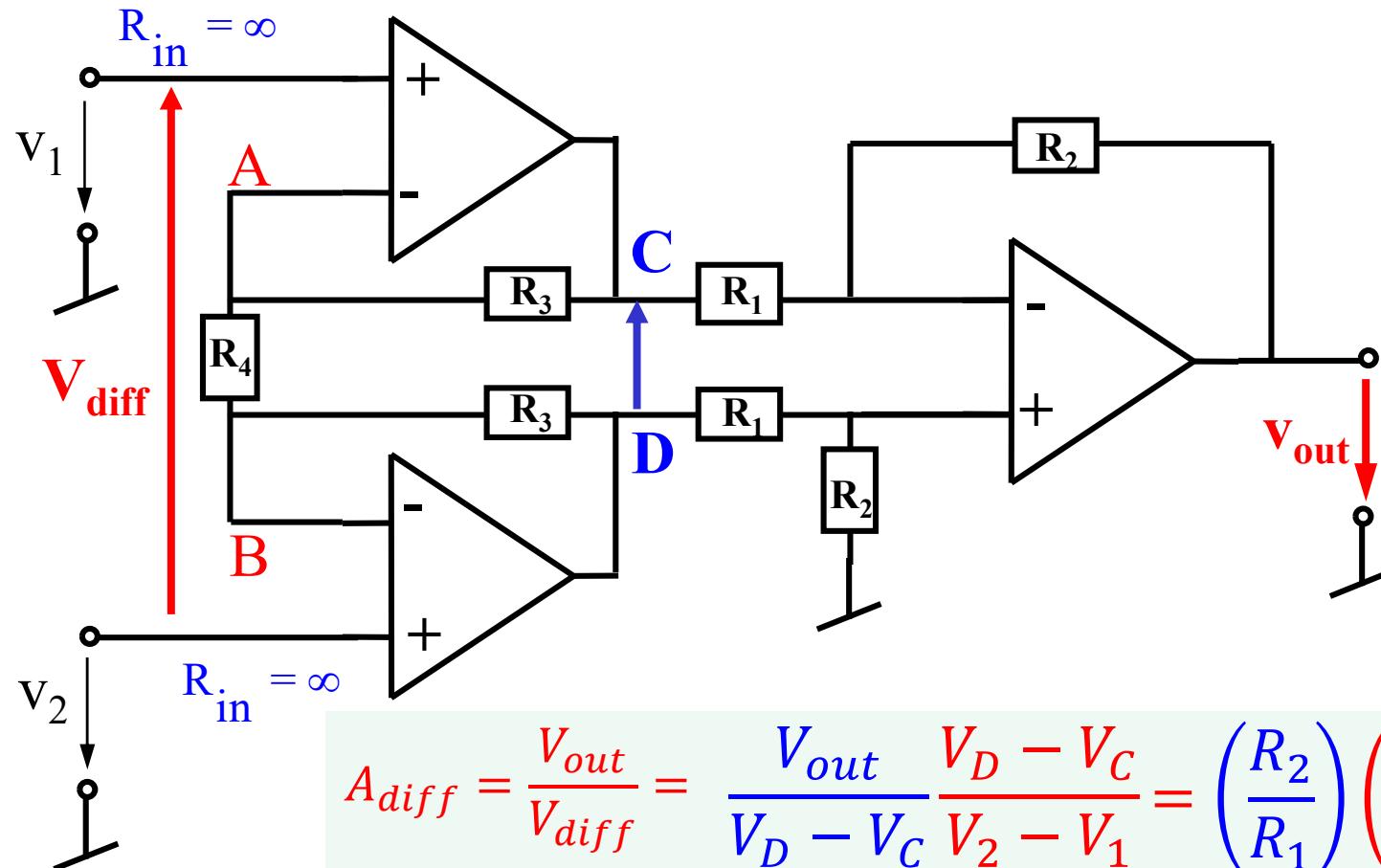
Variante à impédance d'entrée infinie et gain >1



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

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

Variante à impédance d'entrée et à haut TRMC



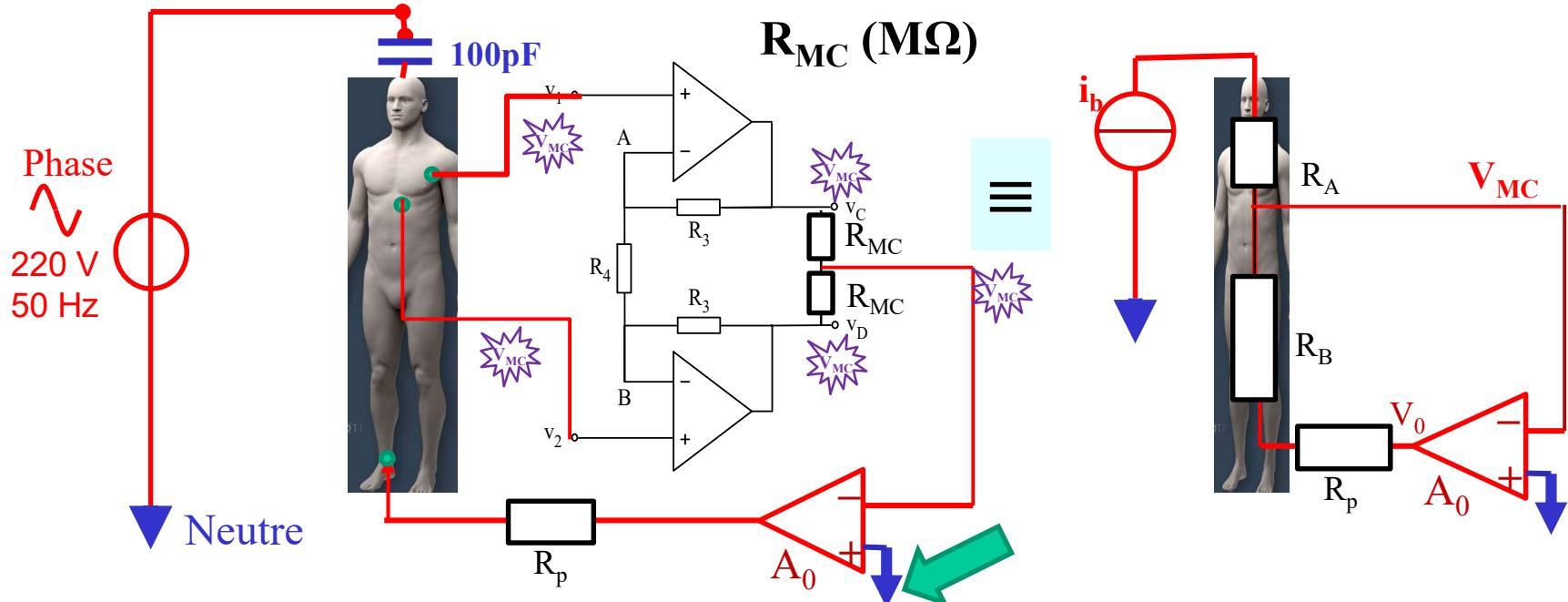
$$A_{diff} = \frac{V_{out}}{V_{diff}} = \frac{V_{out}}{V_D - V_C} \frac{V_D - V_C}{V_2 - V_1} = \left(\frac{R_2}{R_1} \right) \left(1 + \frac{2R_3}{R_4} \right)$$

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 AO**s ?
 - La polarisation DC des AO est fixées par le corps humain
 - Or cette tension (mode commun du corps 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.

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

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

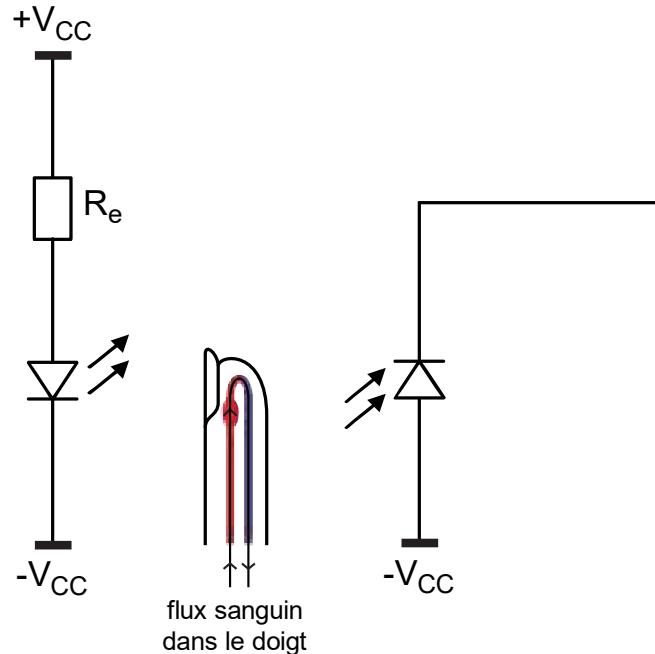
Mesure de l'activité cardiaque

Méthode Optique

EPFL

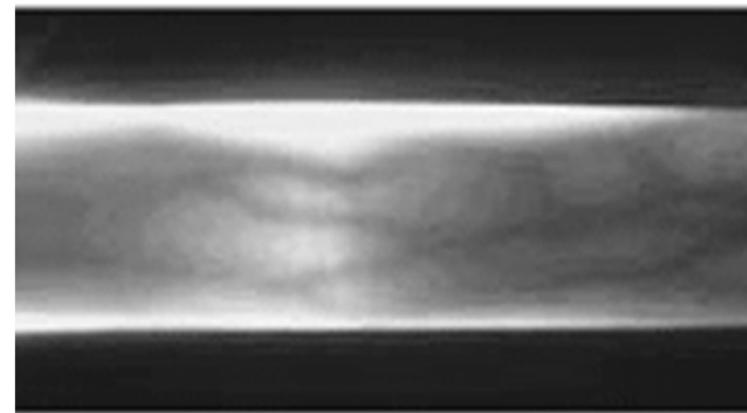
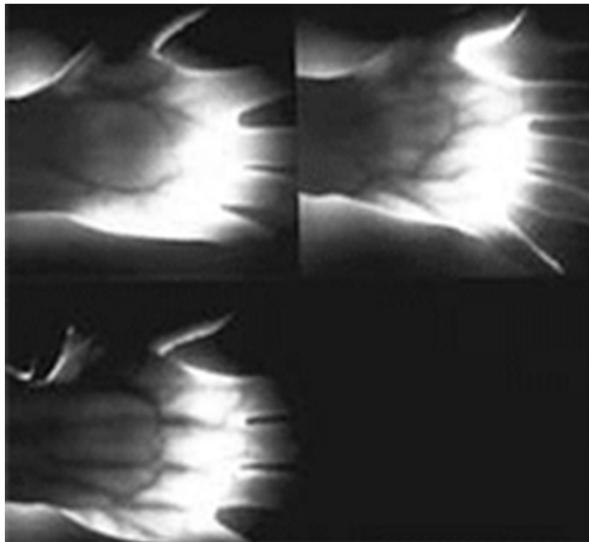


Capteur:



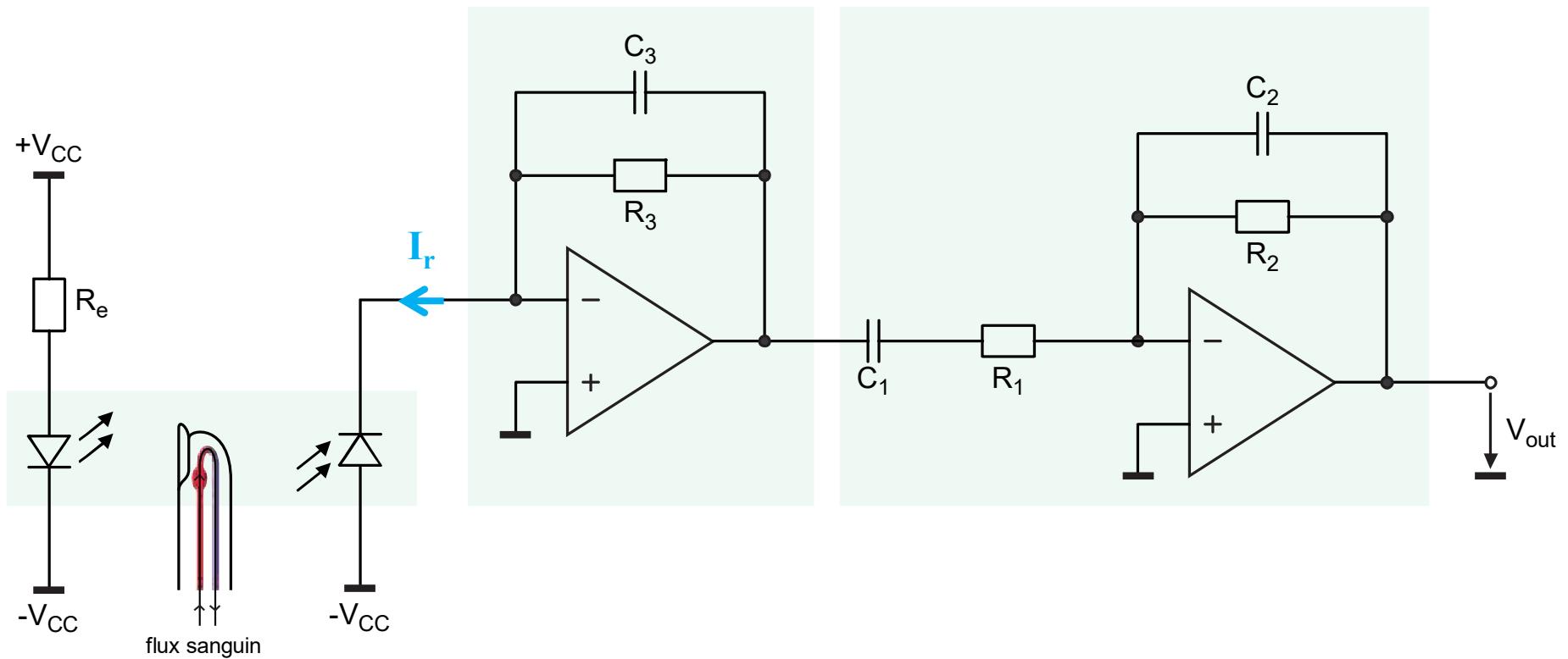
- Photodiode + diode électroluminescente (LED)
- Le courant dans la photodiode est fonction de l'intensité de la lumière reçue

Principe



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

Schéma électrique complet

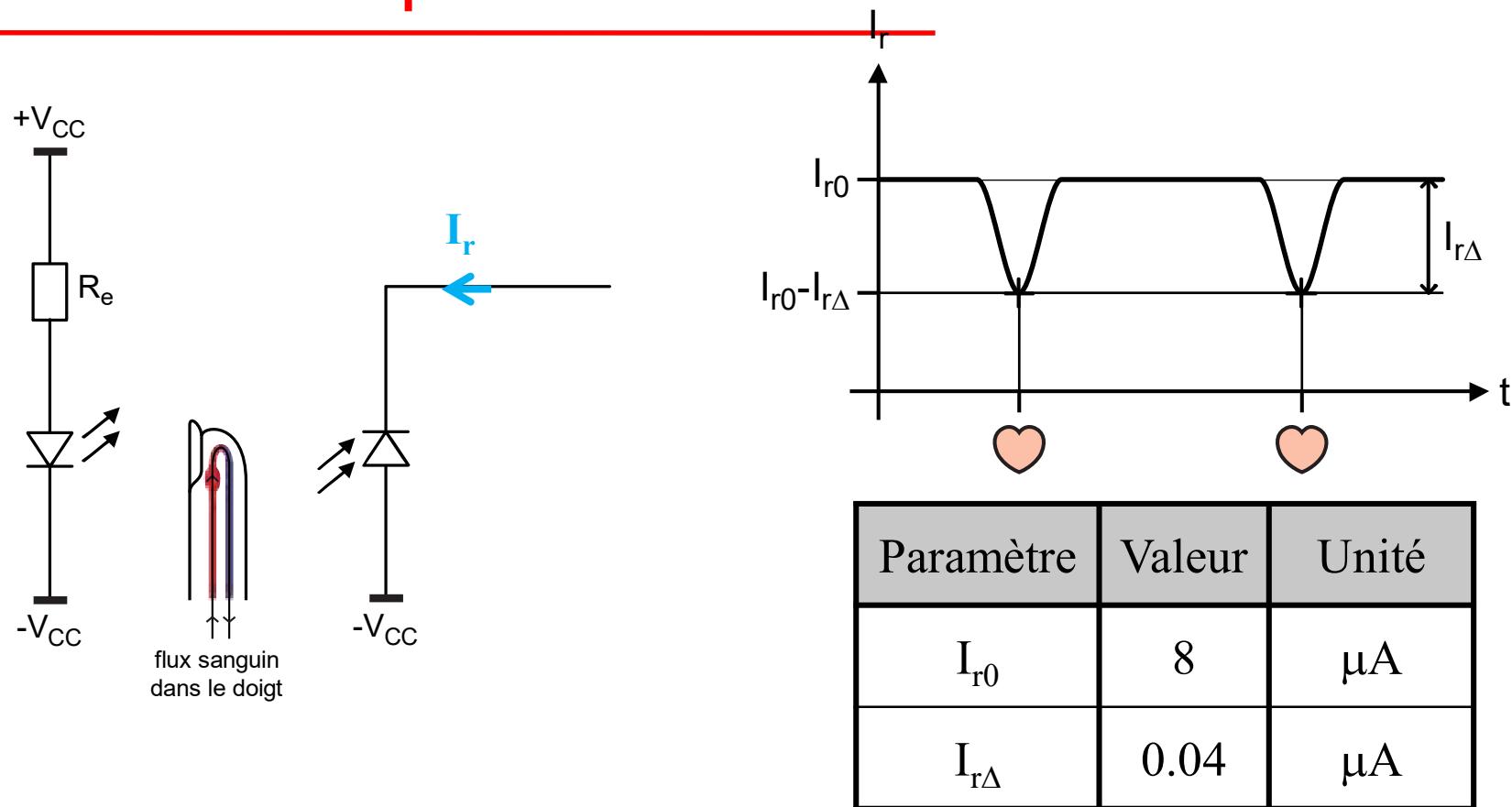


Capteur

Conversion I/V &
Filtrage passe-bas

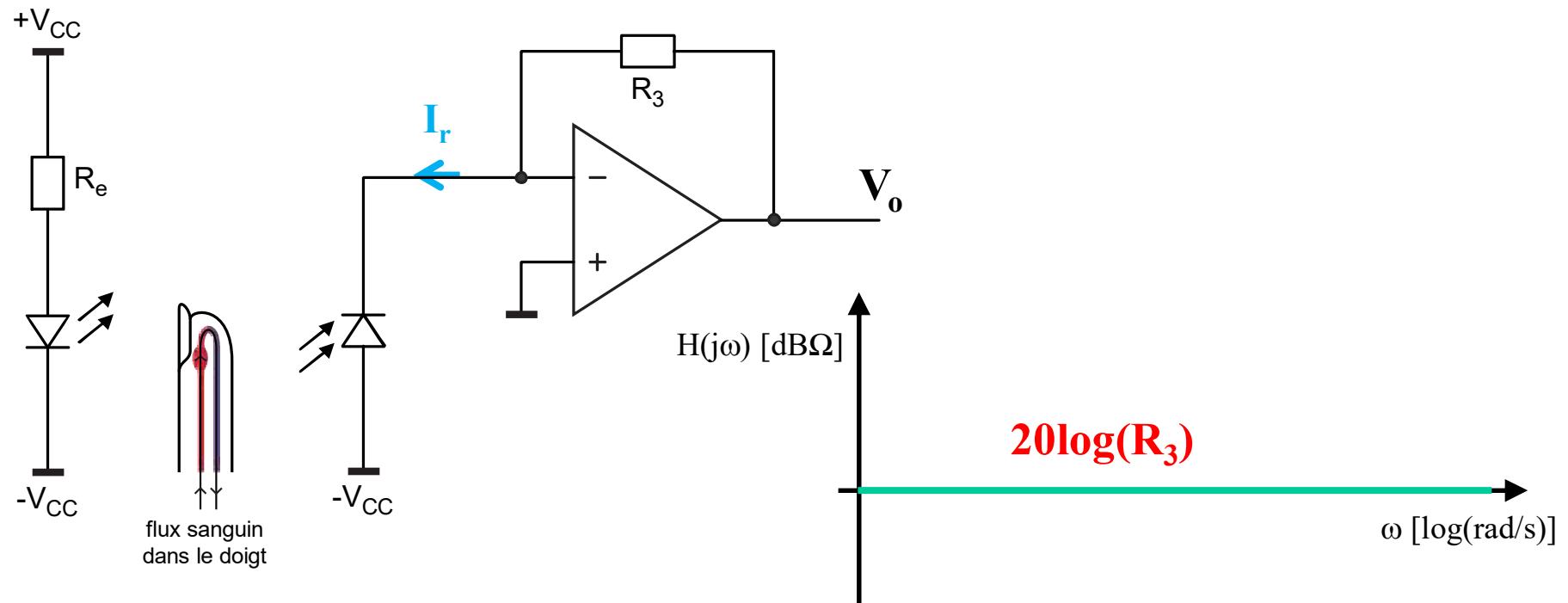
Amplification &
Filtrage passe-bande

Capture: LED-Photodiode



- 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).

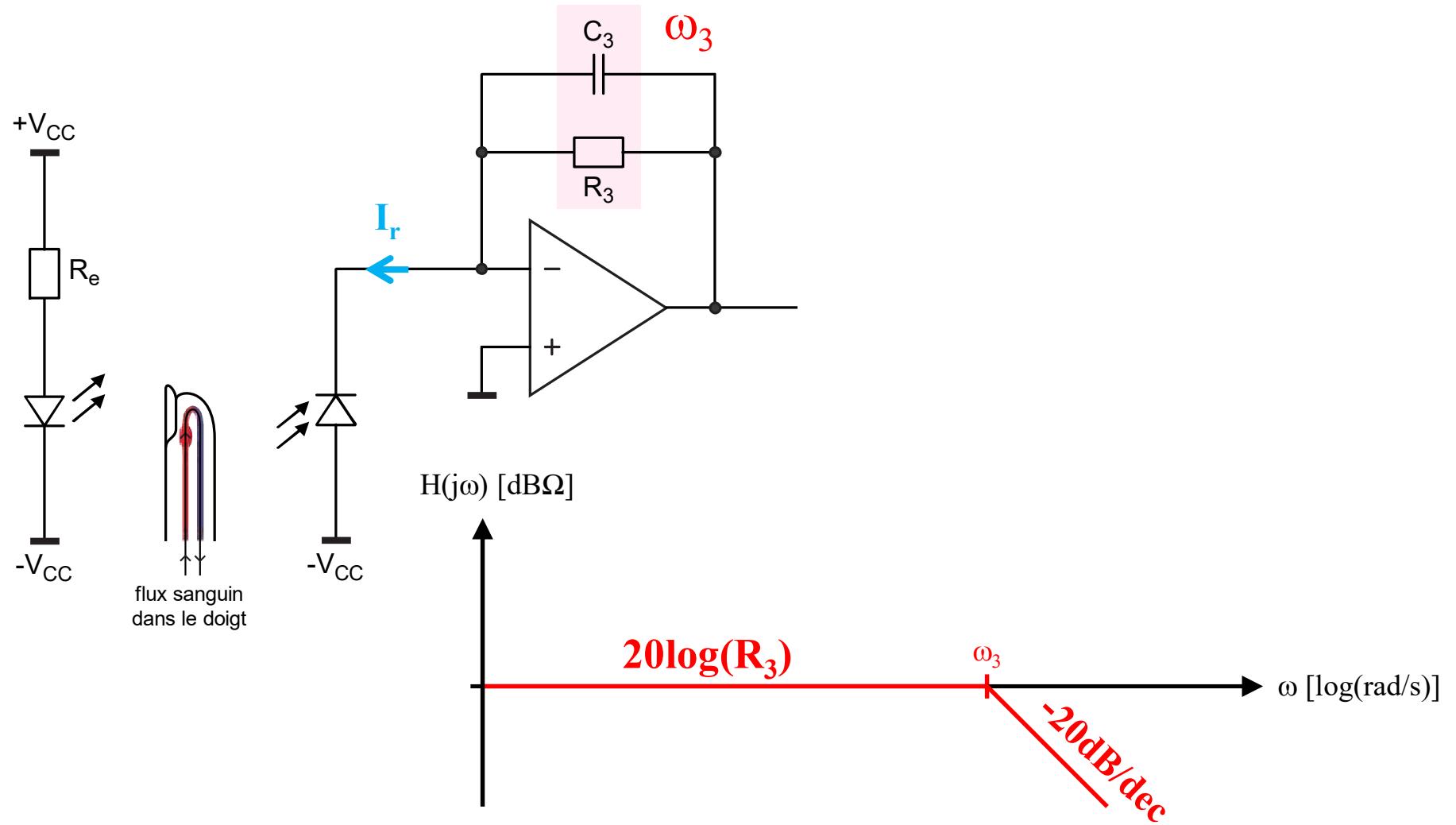
Conversion courant/tension



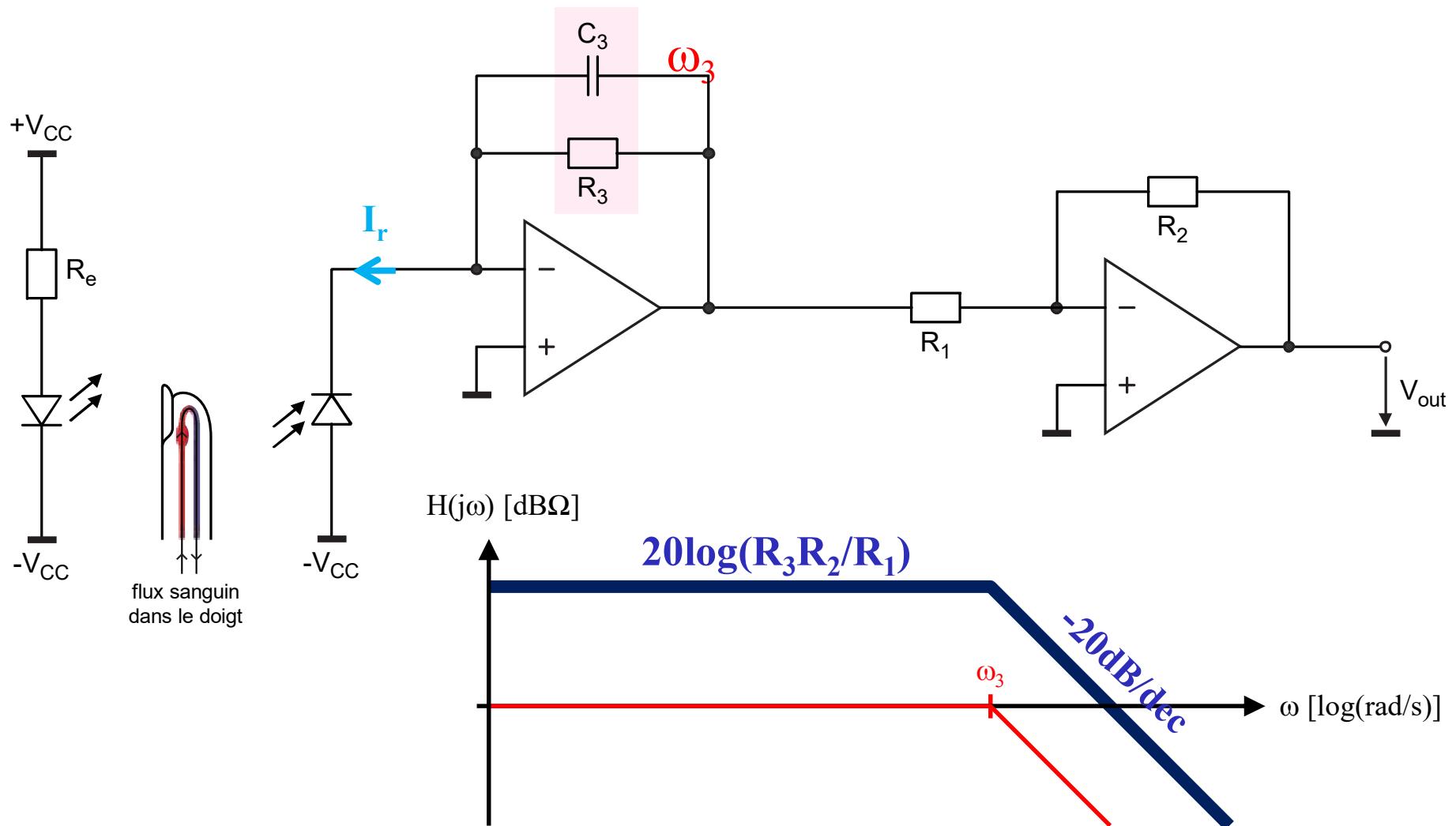
- La masse virtuelle polarise la photodiode
- Le courant est converti en tension à travers R_3 ($V_o/I_r = R_3$)

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

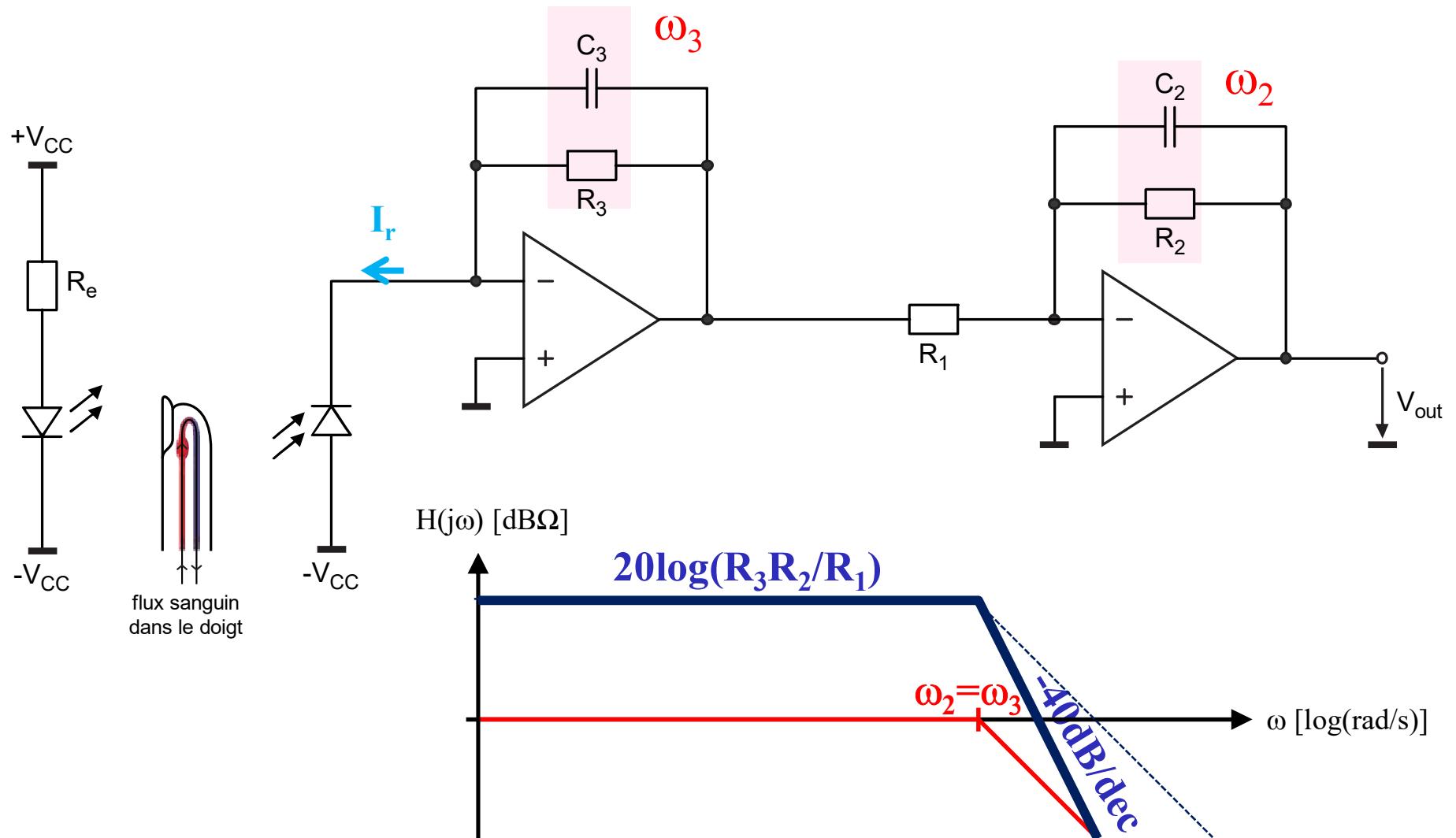
Filtrage passe-bas



Amplification



Filtrage passe-bas du 2^{ème} ordre



Filtrage passe-bande

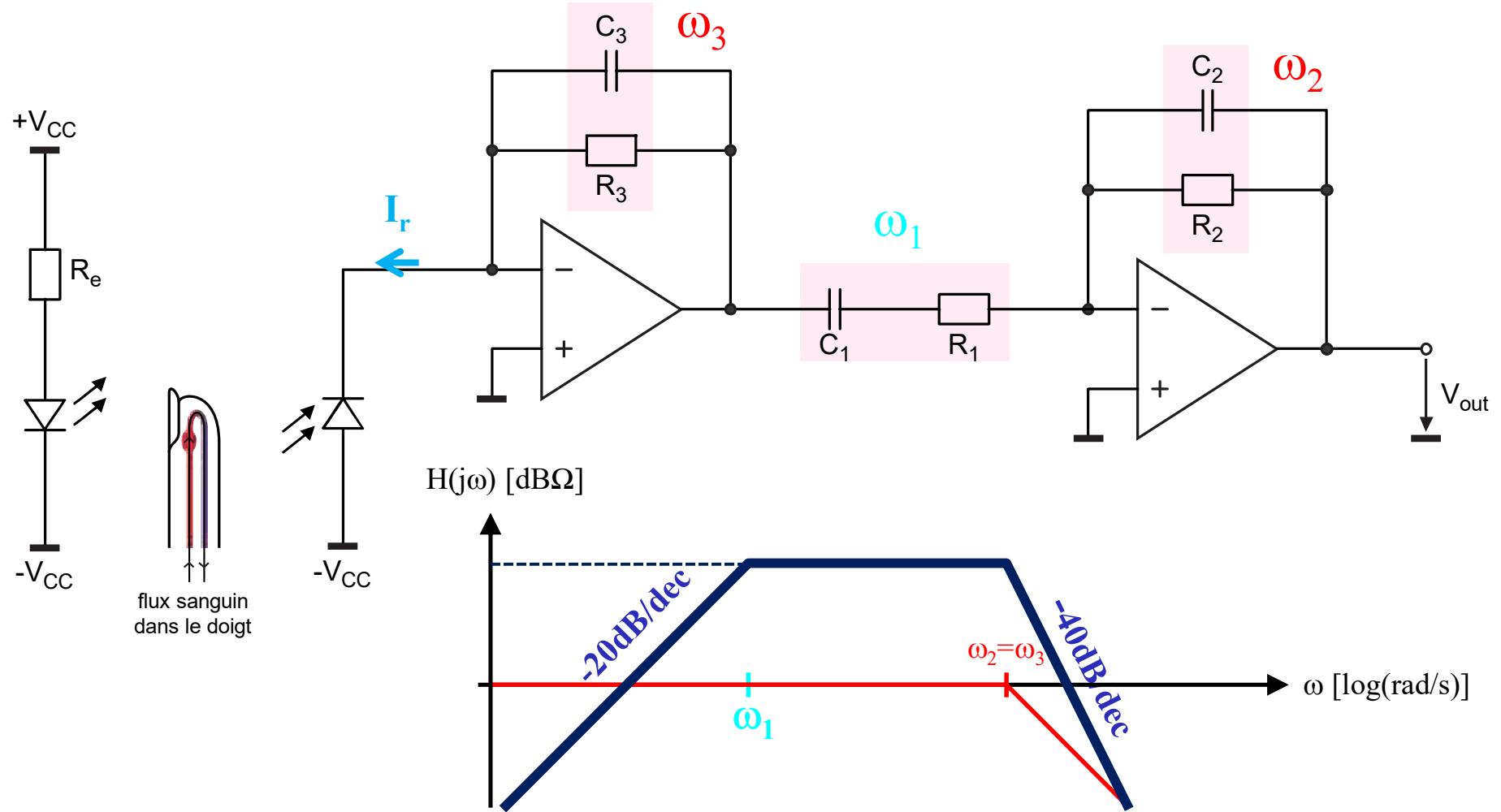
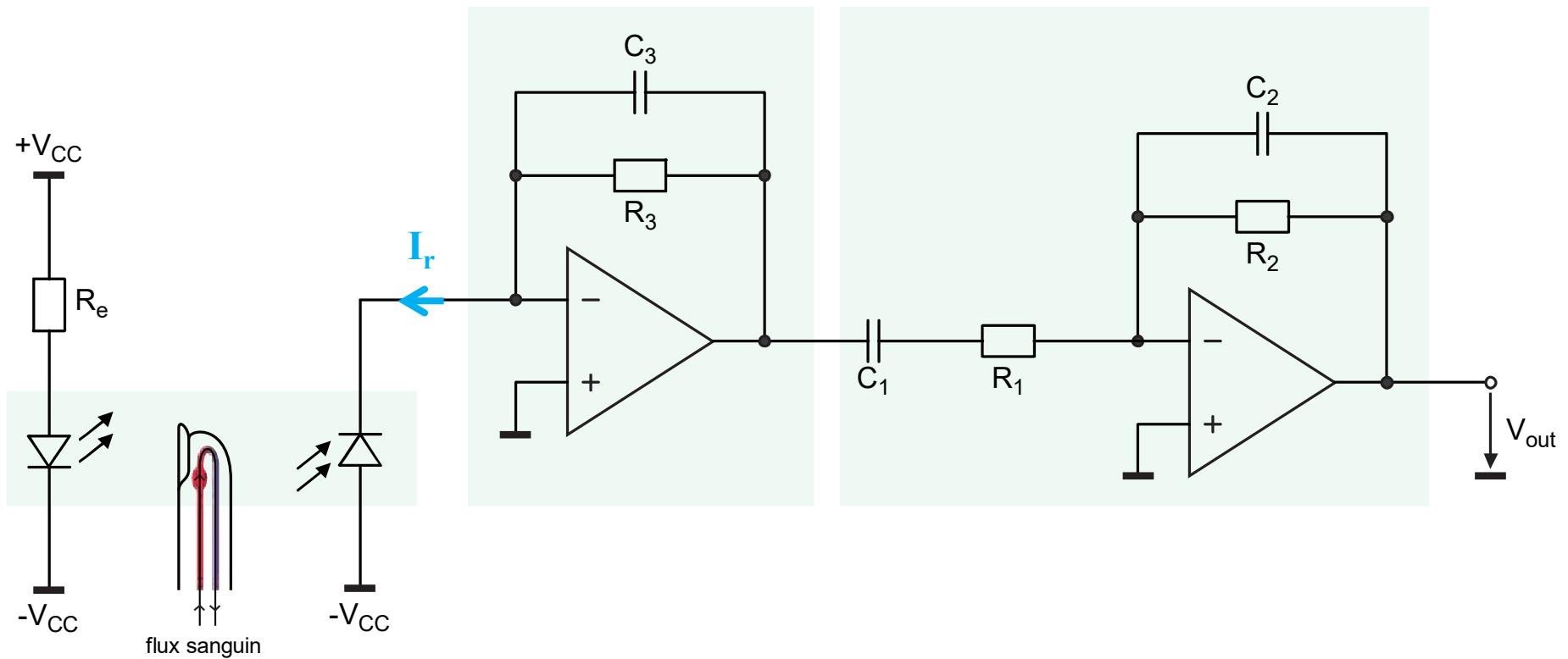


Schéma électrique complet



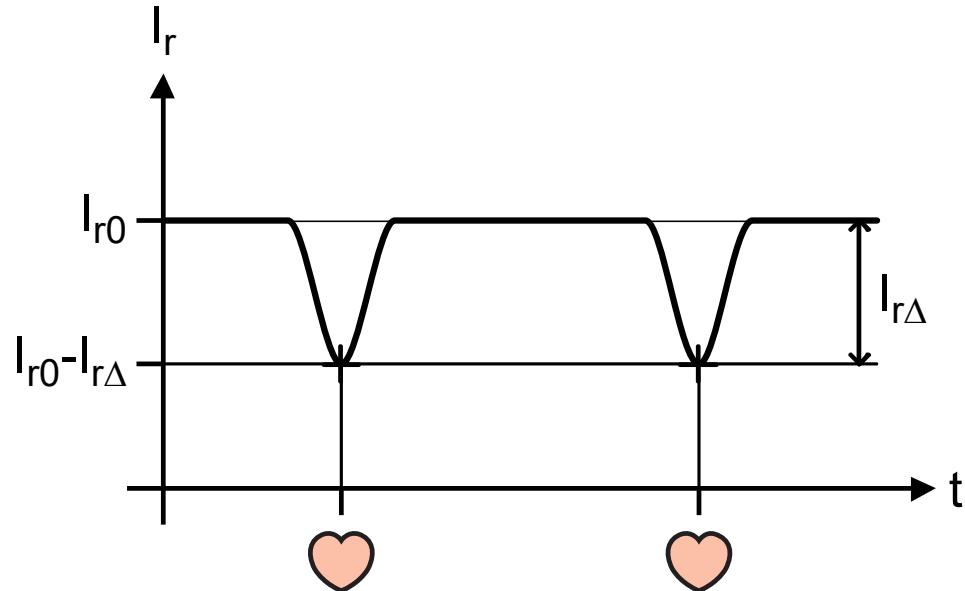
Conversion I/V &
Filtrage passe-bas

Amplification &
Filtrage passe-bande

Spécifications

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

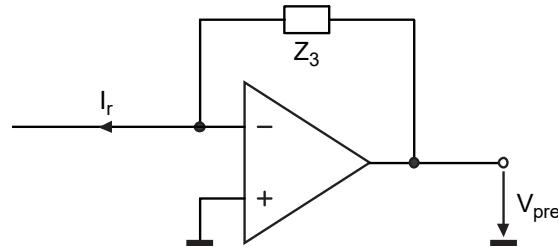
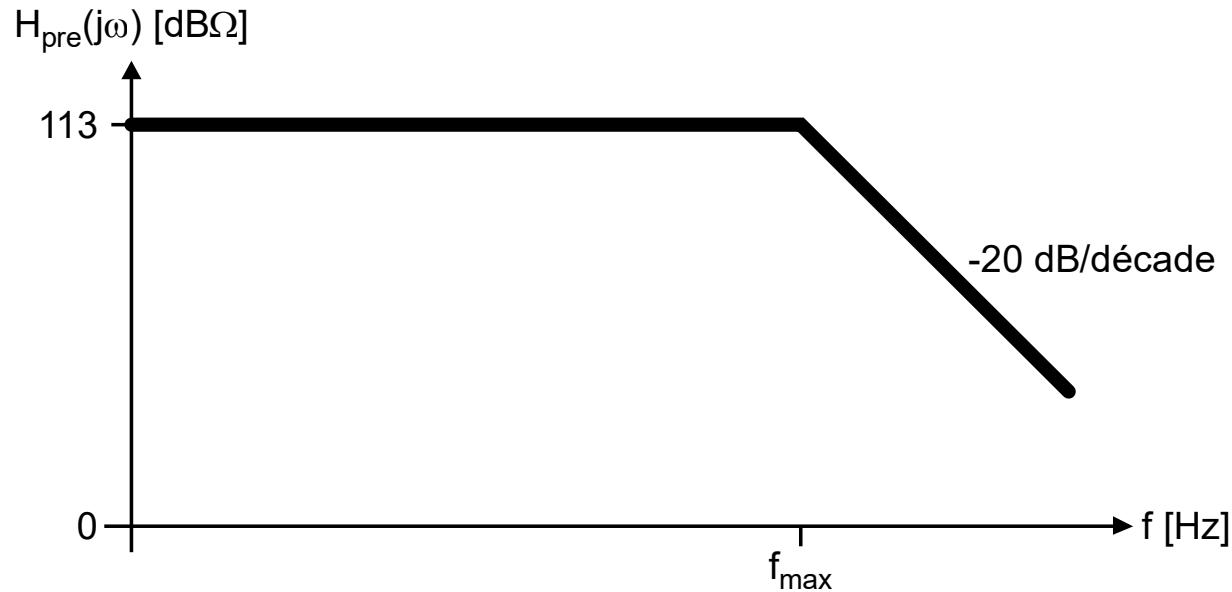
Photodiode



Paramètre	Valeur	Unité
I_{r0}	8	μA
$I_{r\Delta}$	0.04	μA

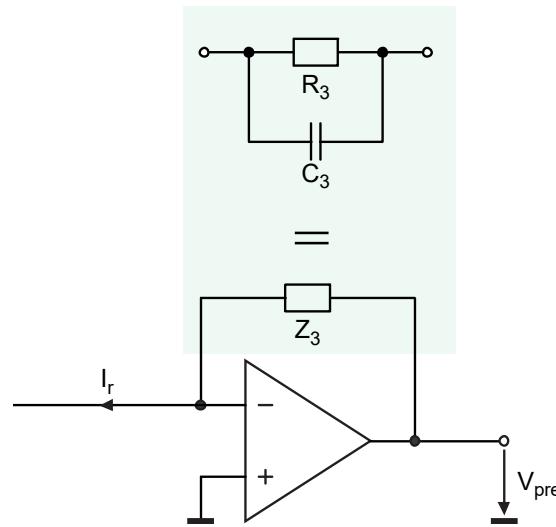
- Courant de fuite I_r proportionnel à l'intensité lumineuse reçue
- La variation de courant $I_{r\Delta}$ est très faible par rapport au courant de repos I_{r0} (1/200).

Conversion courant/tension: Spécification



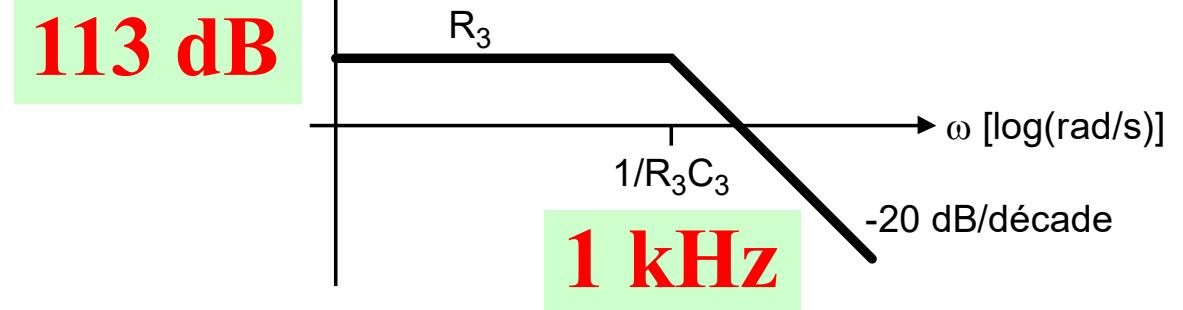
$$\underline{H}_{pre}(j\omega) = \frac{\underline{V}_{pre}(j\omega)}{\underline{I}_r(j\omega)} = \underline{Z}_3(j\omega)$$

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



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

113 dB



$$|H_{\text{pre}}(j\omega)| = |Z_3(j\omega)| = \left| \frac{R_3}{1 + j\omega R_3 C_3} \right|$$

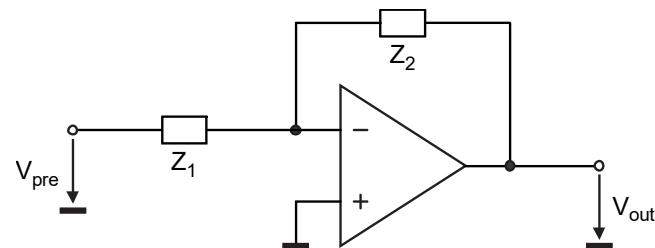
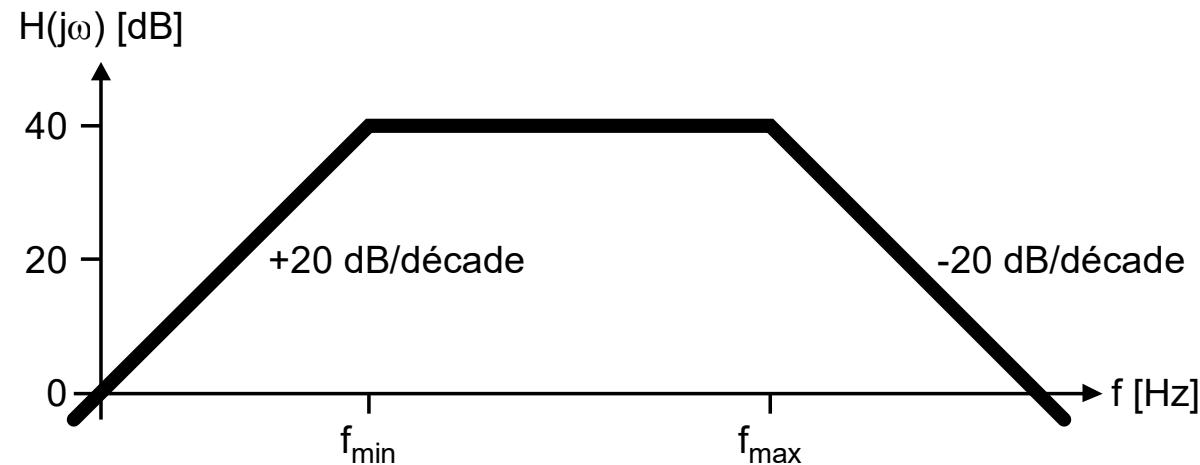
Valeurs des composants

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

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

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

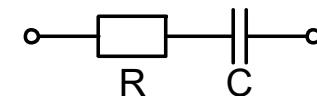
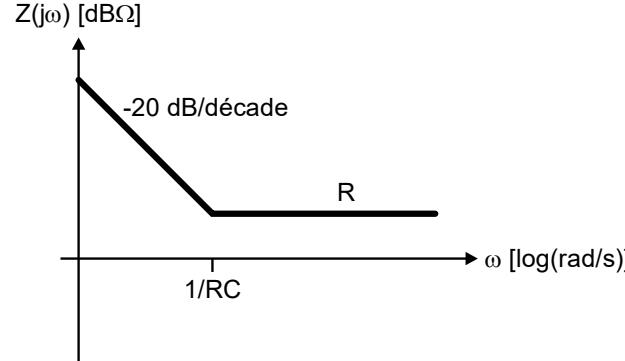
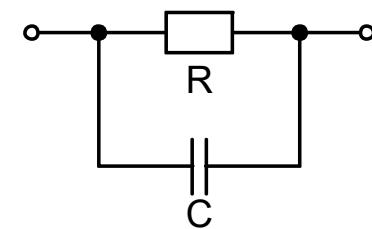
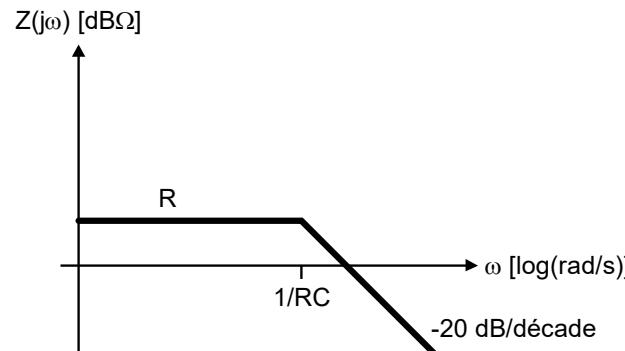
Filtrage passe-bande: Spécification



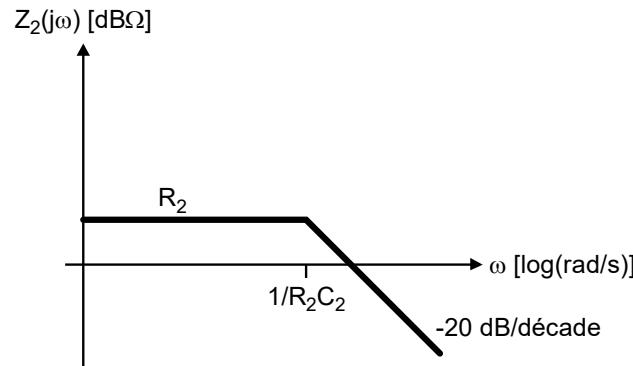
$$H(j\omega) = \frac{V_{out}(j\omega)}{V_{pre}(j\omega)} = -\frac{Z_2(j\omega)}{Z_1(j\omega)}$$

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

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

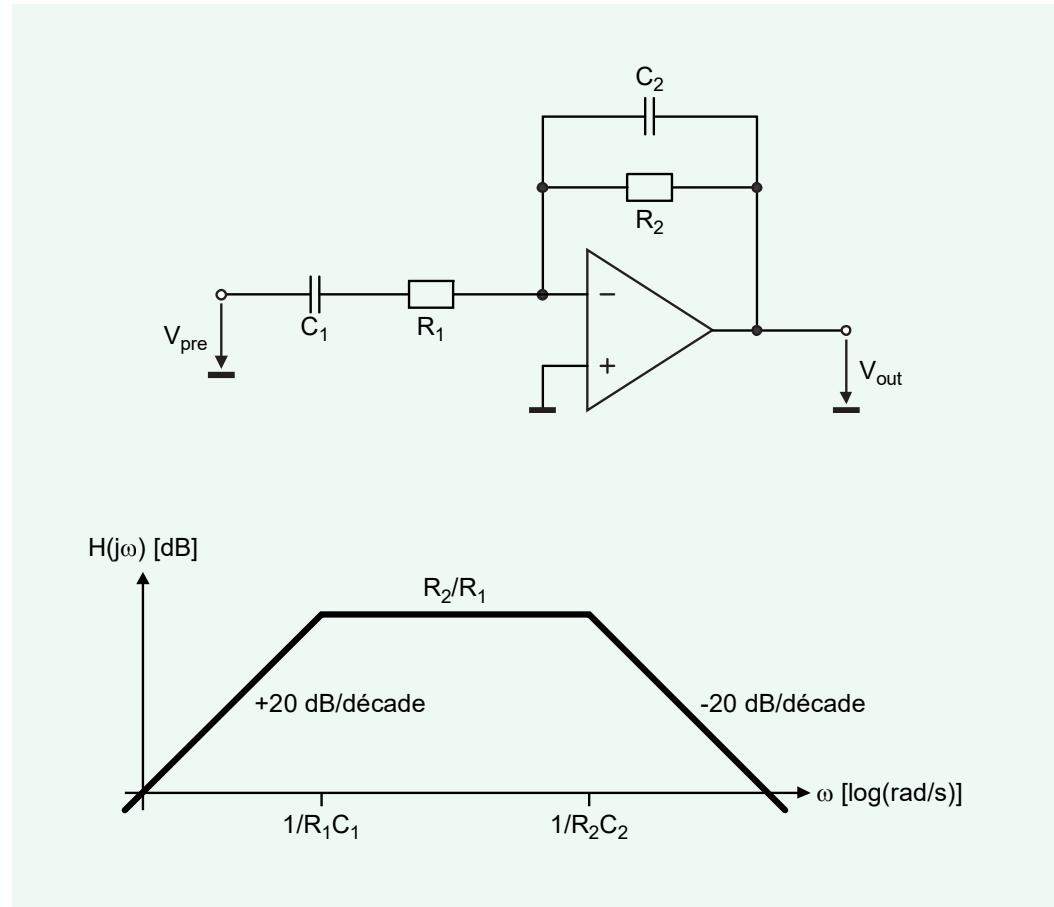
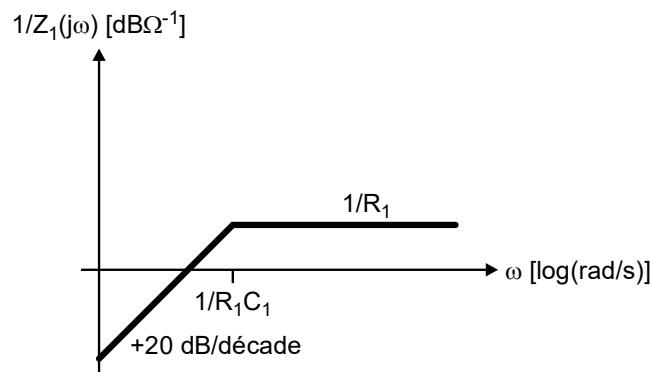


Fonction de transfert

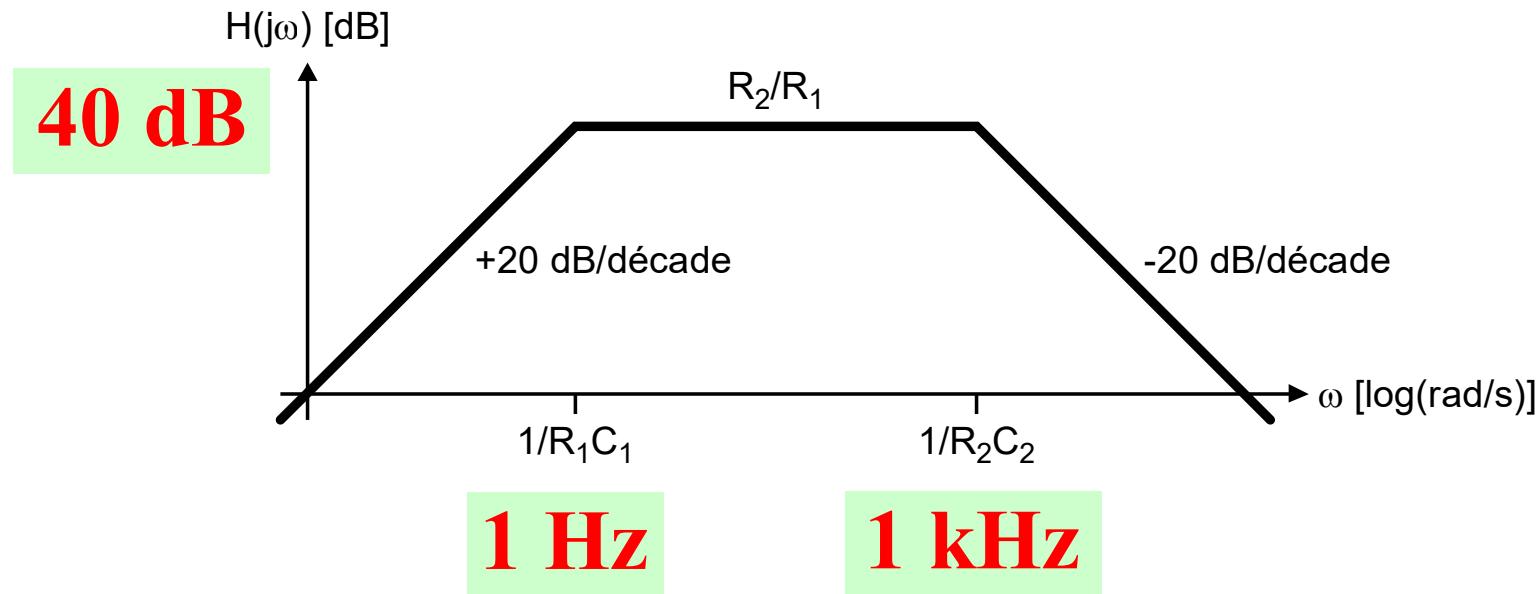


+

=



Equation de la fonction de transfert



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

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)