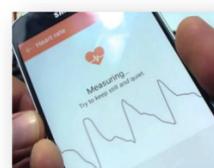


PCB



Acquisition sur le doigt

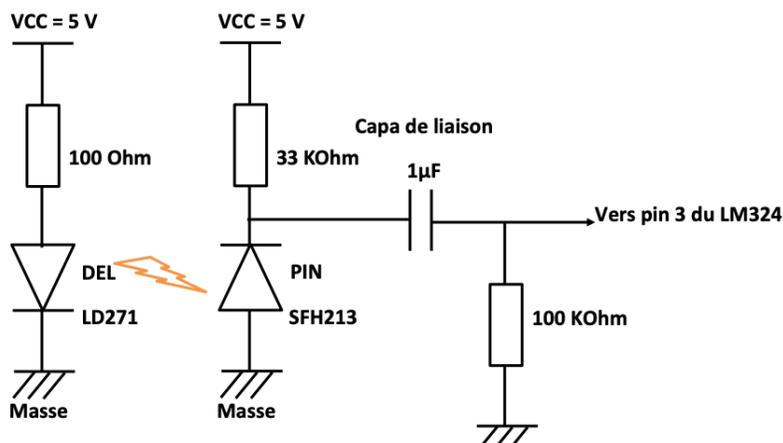


Visualisation sur Smartphone

# Ateliers - AT15

## Oxymétrie

Alban FERRACANI, Awais CHAUDHRY, Marie ESTIVALS, Inès DJERIDI  
E1- 2020/2021



## Table des matières :

<b>TP1 - CARACTERISATION DES COMPOSANTS OPTOELECTRONIQUES .....</b>	<b>3</b>
<b>I. MISE EN ŒUVRE PRATIQUE .....</b>	<b>3</b>
A. RESSOURCES UTILES.....	3
B. ÉTUDE DE LA DEL.....	4
C. ÉTUDE DE LA PHOTODIODE (ATTENTION, CABLAGE EN INVERSE).....	5
D. ÉLIMINATION DE LA COMPOSANTE CONTINUE .....	6
<b>PERS – RECHERCHES BIBLIOGRAPHIQUES ET SYNTHÈSE SUR LE FONCTIONNEMENT DE L’OXYMETRE .....</b>	<b>9</b>
<b>PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L’OXYMETRE : .....</b>	<b>9</b>
<b>PRINCIPE DE LA MESURE PHYSIQUE : .....</b>	<b>12</b>
<b>PRINCIPE OPTIQUE DES TISSUS (DETAILS) .....</b>	<b>14</b>
Effets de réfraction : .....	14
Effets de diffusion .....	15
Effets d'absorption .....	16
<b>PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT ELECTRONIQUE .....</b>	<b>17</b>
<b>COMPLÈMENTS SUR LA PHYSIOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE .....</b>	<b>18</b>
<b>QUELQUES RÉFÉRENCES D’OXYMÈTRES COMMERCIAUX : .....</b>	<b>20</b>
<b>OXYMÈTRE DE POULS DIGITAL POUR LA MESURE DE LA SATURATION EN OXYGÈNE DANS LE SANG.....</b>	<b>20</b>
RESSOURCES – PERS 01/06 : .....	21
<b>TP2 – MISE EN ŒUVRE DES CIRCUITS DE L’OXYMÈTRE .....</b>	<b>22</b>
RAPPEL DU TP1 :.....	22
DATASHEET DU LM324 : .....	22
RYTHME CARDIAQUE PERSONNE 1 (AWAIS).....	26
RYTHME CARDIAQUE PERSONNE 2 (MARIE).....	27
RYTHME CARDIAQUE PERSONNE 3 (INES).....	28
RYTHME CARDIAQUE PERSONNE 4 (ALBAN).....	29
<b>PERS – ÉTUDE THÉORIQUE DES CIRCUITS ÉLECTRONIQUES (AMPLIFICATION ET FILTRAGE) .....</b>	<b>30</b>
FREQUENCE DE COUPURE EXPERIMENTALE .....	30
DETERMINATION DE LA FONCTION DE TRANSFERT THEORIQUE ET PRATIQUE DE L’AO N°1 .....	30
A. Fonction de transfert théorique .....	30
B. Fonction de transfert expérimentale.....	31
DETERMINATION DE LA FONCTION DE TRANSFERT THEORIQUE ET PRATIQUE DE L’AO N°2 ET ETUDE DU FILTRE PASSE BAS. ....	32
DETERMINATION DE LA FONCTION DE TRANSFERT GLOBALE (AO1 + AO2).....	34

# I. Mise en œuvre pratique

## A. Ressources utiles

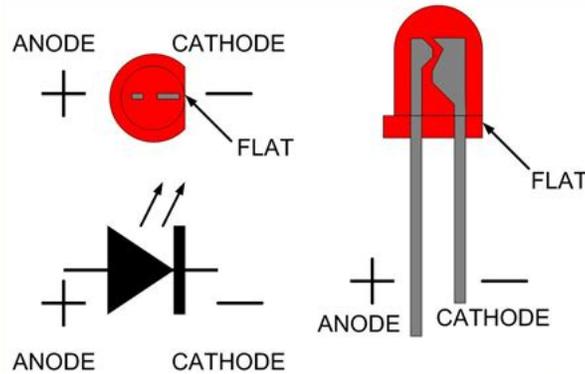


Figure 1 : Datasheet d'une DEL

Remarque : ce schéma correspond au câblage d'une DEL. Néanmoins, dans le cas d'une photorésistance, il faut inverser le câblage (anode et cathode).

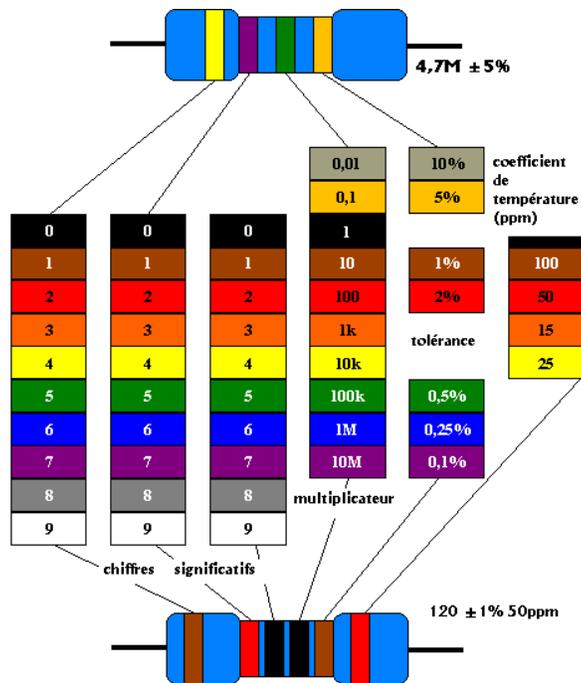


Figure 2 : Code couleurs des résistances

## B. Étude de la DEL

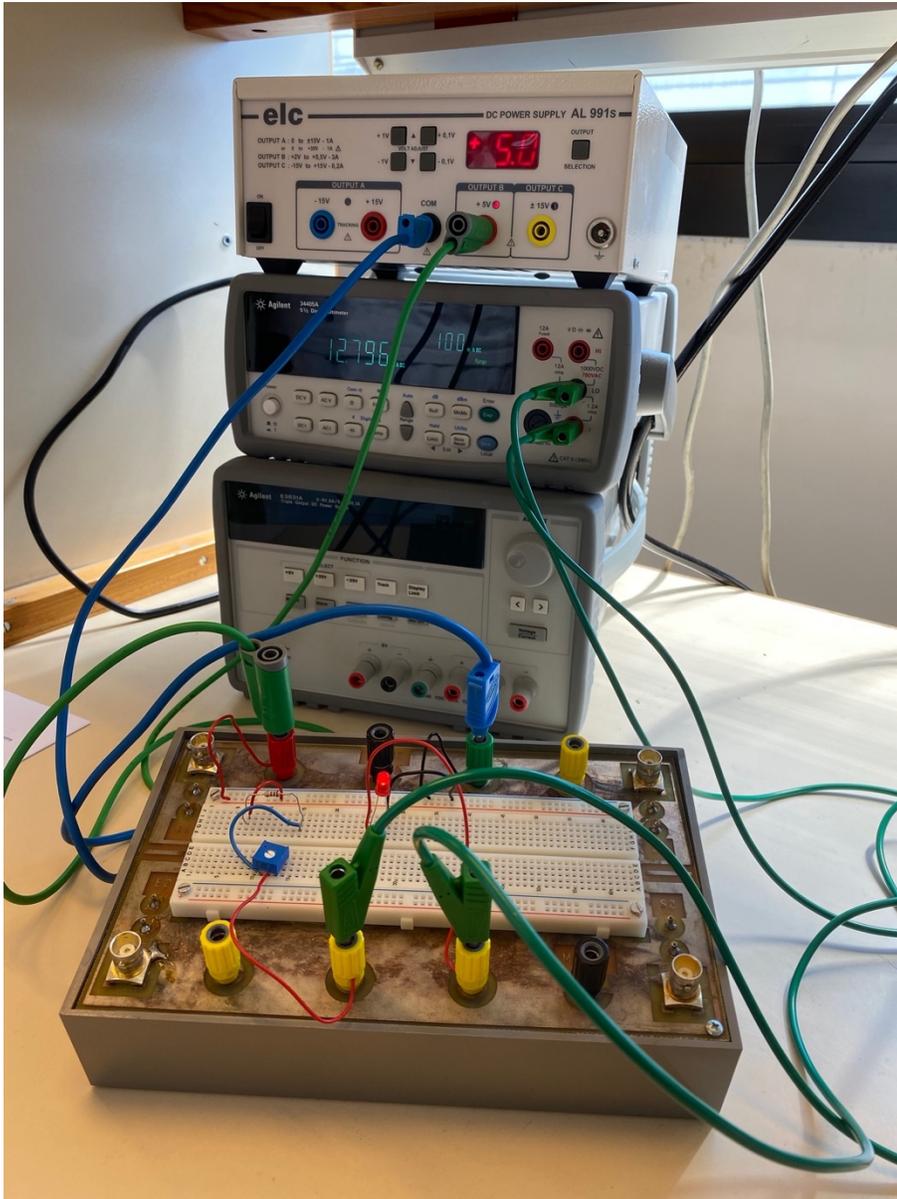
Calcul du courant en direct dans la diode  $I_f$  :

$$U=RI$$

$$\Rightarrow I = U/R = 5/100 = 0,05 \text{ A} = 50 \text{ mA}$$

Donc la valeur de la résistance de 100 ohm est bien adaptée.

50 mA < 100 mA ( $I_{\text{max}}$  constructeur) donc la DEL est bien protégée par la résistance.



On mesure  $I = 38 \text{ mA}$  sans potentiomètre et  $I = 12,8 \text{ mA}$  avec le potentiomètre réglé au maximum.

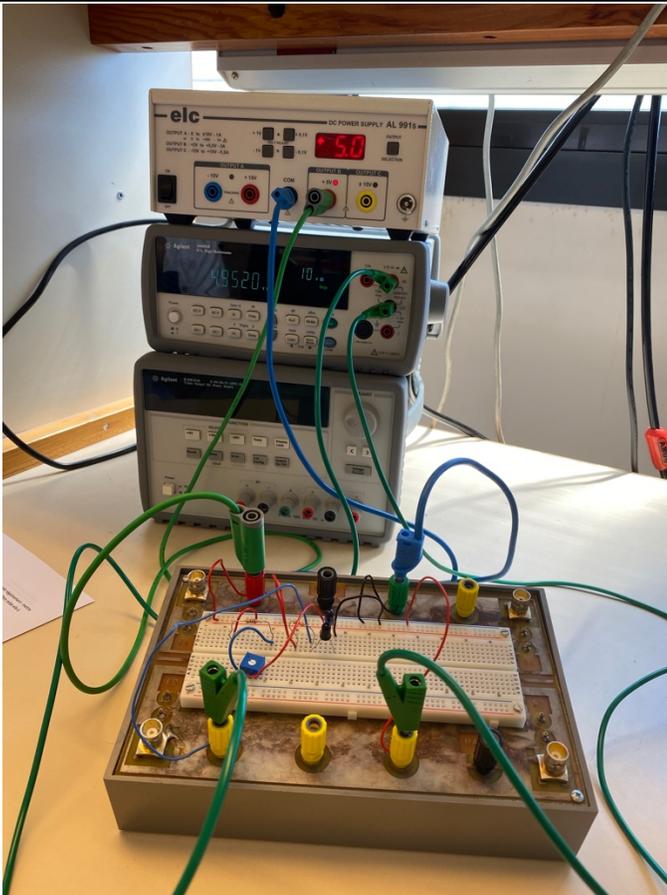
Le flux lumineux est proportionnel à la valeur de l'intensité (courant donc à la résistance). Donc le nombre de photons émis par la LED dépendra de l'intensité du courant.

### C. Étude de la photodiode (attention, câblage en inverse).

Il faudra adapter le récepteur pour pouvoir obtenir une proportion correcte de photons à analyser.

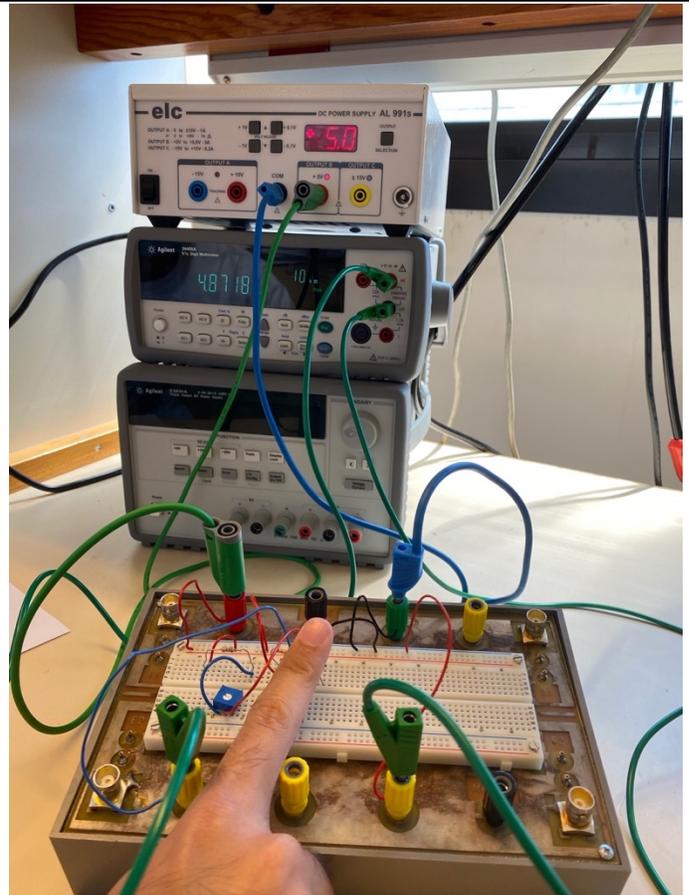
#### Tension aux bornes de la photorésistance

Tension aux bornes de la photorésistance sans le doigt posé sur la DEL et la photorésistance



Tension aux bornes de la photorésistance avant de poser le doigt (donc sans absorption)  
On relève  $V = 4,9520 \text{ V}$

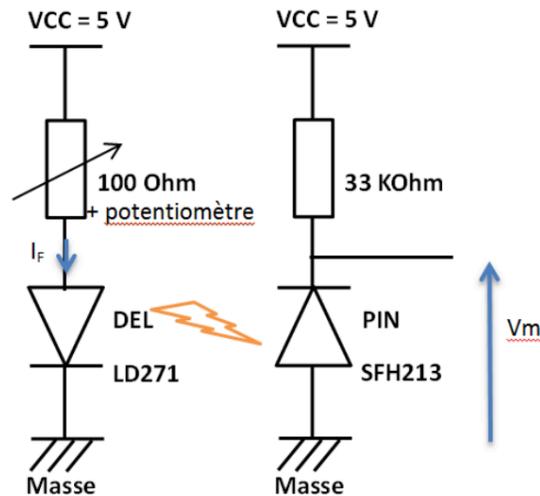
Tension aux bornes de la photorésistance avec le doigt posé sur la DEL et la photorésistance



Tension aux bornes de la photorésistance après avoir posé le doigt (donc avec absorption).  
On relève  $V = 4,8718 \text{ V}$

⇒ On peut en conclure que la tension est proportionnelle au flux lumineux. En effet, lorsqu'un obstacle (un doigt par exemple) atténue la propagation de la lumière, alors la tension aux bornes de la photodiode diminue. Réciproquement, la tension augmente lorsque l'absorption du flux lumineux est moindre donc lorsque le flux lumineux augmente.

## D. Élimination de la composante continue

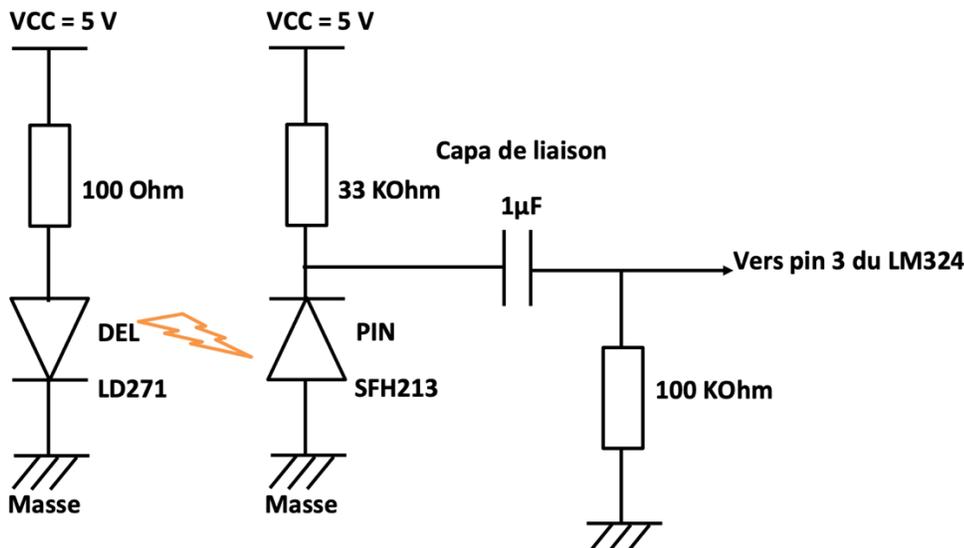


### Explication :

Lorsque l'on fait varier la valeur de la résistance générée par le potentiomètre situé en série avec la résistance de 100 ohms, cela a une influence sur le courant traversant la LED (infrarouge) donc sa luminosité. Plus la résistance est élevée, plus le courant sera faible et donc plus le flux lumineux sera atténué.

Ce flux lumineux de la LED infrarouge est en partie capté par la photorésistance. En effet, une partie est absorbé par le doigt, l'autre est réfléchi jusque sur la photorésistance qui convertit alors le flux lumineux en tension. Plus le flux lumineux est élevé, plus la tension générée par la photorésistance est élevée.

### Composante continue (élimination) :

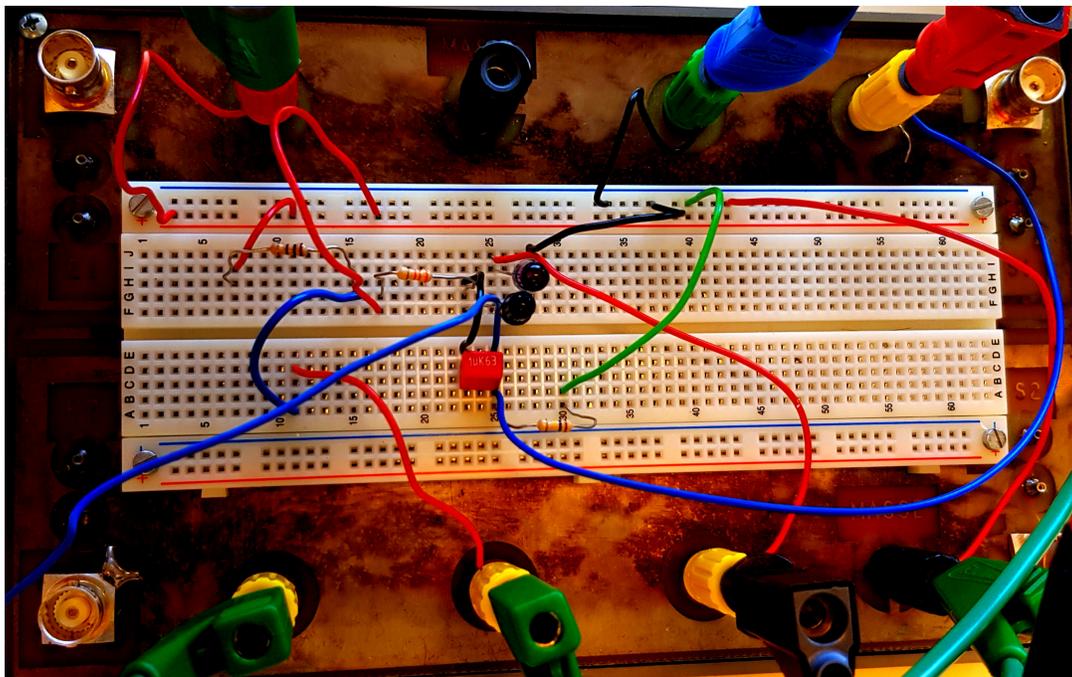
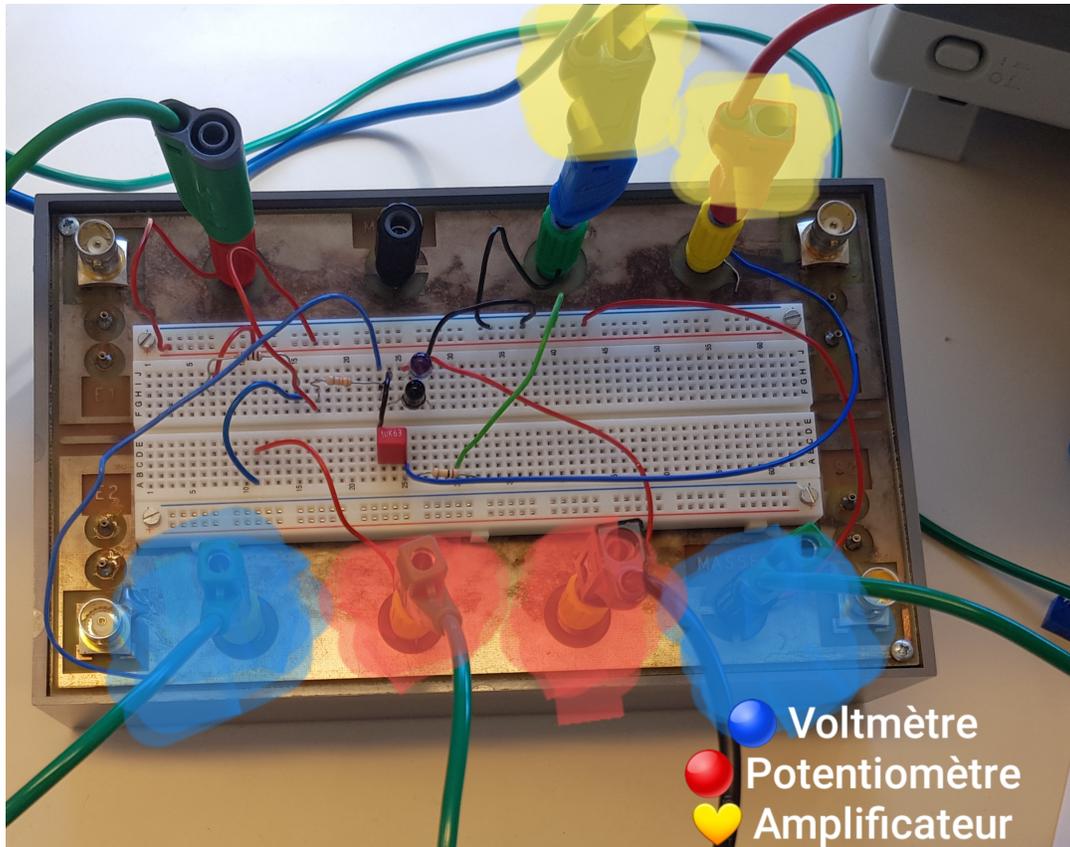


Pour éliminer la composante continue, on utilise un condensateur ainsi qu'une résistance. Cela permet de filtrer la composante continue et de laisser passer que la composante alternative.

Ainsi, cela permet d'éliminer la composante continue de par une sorte d'offset.

Par exemple, si on prend une tension  $V_e = 4,9166$  V (sans que le doigt soit posé sur la diode) et qu'on obtient une tension  $V_s = 4,7227$  V, et que nous effectuons un offset de  $4,9166$  V nous obtenons alors une tension de :

$4,7227 - 4,9166 = -0,1939$  V. Nous prenons en compte que la valeur absolue obtenue suite à l'offset. Cette valeur sera amplifiée par l'AO pour obtenir des données exploitables.



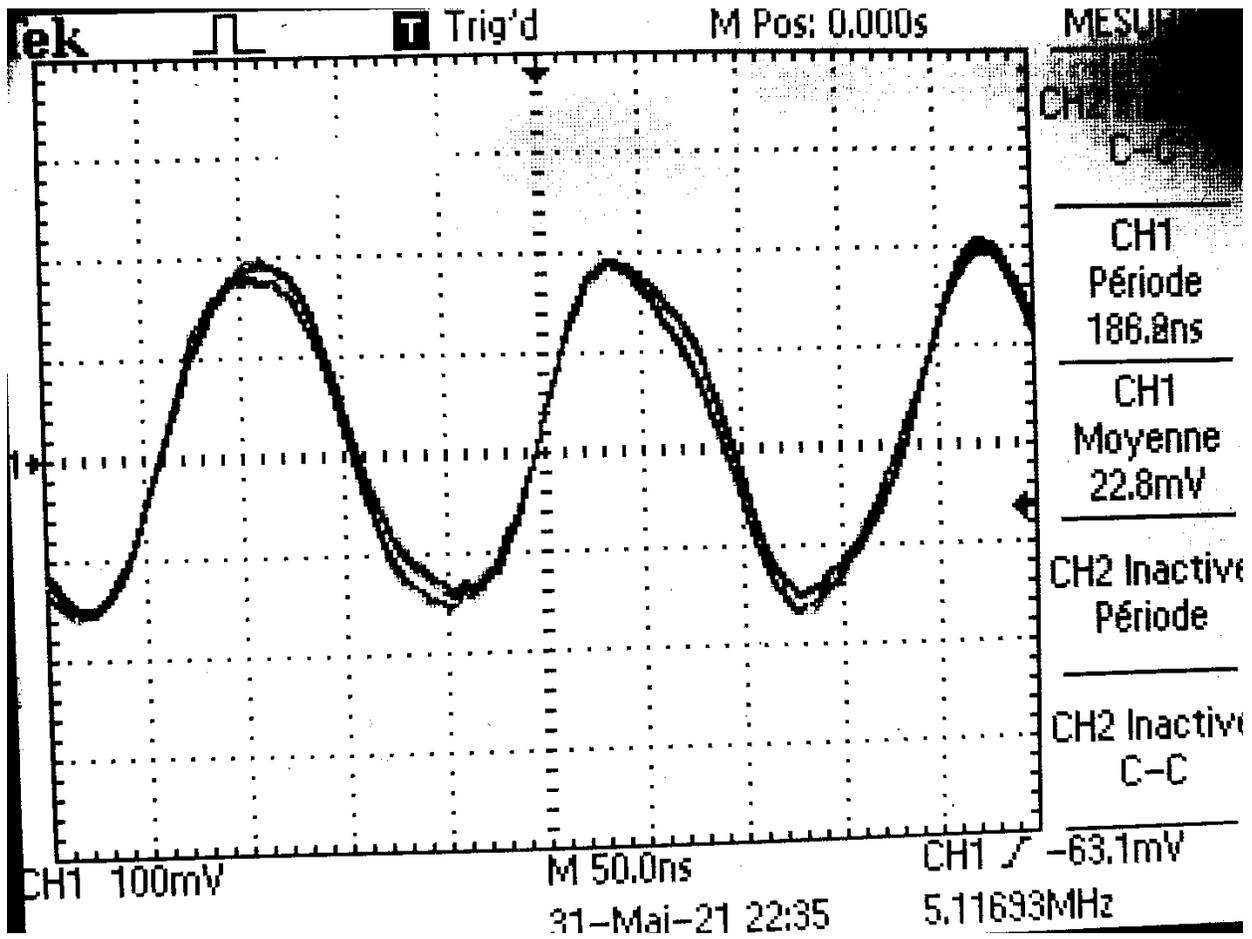


Figure 3 : Visualisation du signal sans composante continue sur oscilloscope

## Principe de fonctionnement de l'oxymètre :

L'oxymètre est un outil permettant de mesurer l'oxygénation du sang d'un individu.

Il peut être utilisé sur plusieurs parties du corps, généralement il est exploité au niveau de l'index car le sang est distribué par le cœur dans tout le corps et notamment jusqu'au bout des doigts.



Figure : mise en place d'un oxymètre de pouls au niveau de l'index

<https://urlz.fr/fNr2>

Le fonctionnement de l'oxymètre est basé sur l'hémoglobine qui est une protéine permettant la liaison entre l'oxygène et le sang. En effet le sang étant composé de 55% à 60% d'eau ce qui fait que l'oxygène est peu soluble dans ce dernier.

Il existe deux types d'hémoglobine :

- Hémoglobine oxygénée (HbO<sub>2</sub>) : absorbe essentiellement de la lumière IR.
- Hémoglobine désoxygénée (Hb) : absorbe essentiellement de la lumière rouge.

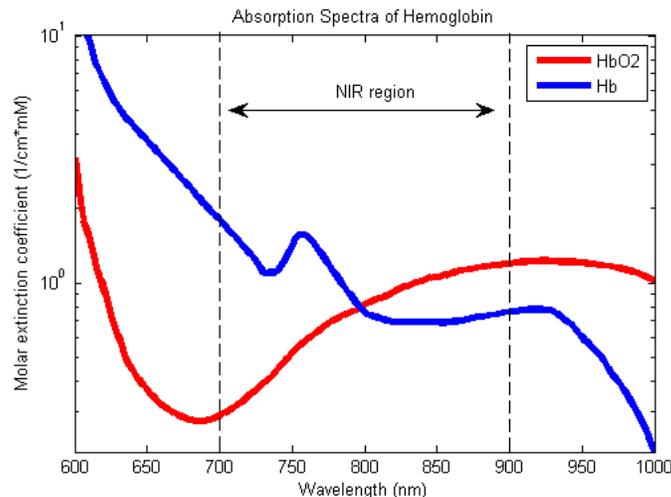


Figure : spectre d'absorption des deux types d'hémoglobines

<https://urlz.fr/fNqB>

Ainsi l'oxymètre est doté de deux voyants :

- Voyant infrarouge (invisible, 960 nm)
- Voyant rouge ( 660 nm )

Ces deux voyants vont émettre deux lumières mais dans des champs d'absorption différents.

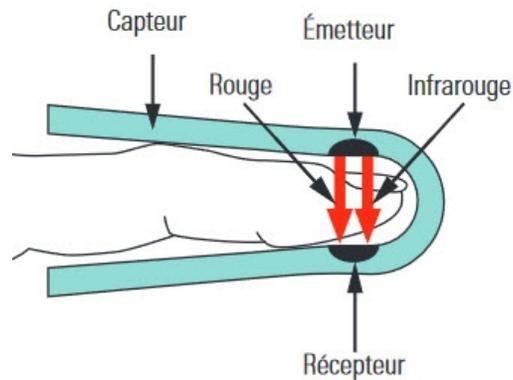


Figure : Oxymètre en transmission

<https://urlz.fr/fNr6>

<https://urlz.fr/fNr7>

L'appareil en mode transmission a un côté émetteur et un côté récepteur.

Les deux lumières vont traverser le doigt en passant notamment à travers la peau et les os car le doigt est irrigué en sang à chaque battement du cœur.

De l'autre côté le récepteur (avec une photodiode) va capter et amplifier la transparence de la lumière ce qui va nous permettre de calculer le taux de saturation artérielle en oxygène :

$$S_aO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb}$$

Cette transparence de lumière correspond à la lumière qui n'a pas été absorbée par le milieu traversé. Cette transparence nous donne des indications sur l'absorption des tissus et des os, du sang veineux ou encore sur l'absorption artérielle constante, cependant ici ce qui nous intéresse c'est la variation de l'absorption artérielle.

Cette variation étant très faible, elle va être amplifiée.

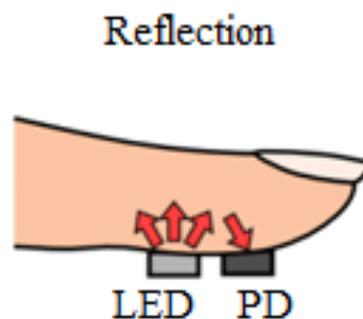


Figure : Oxymètre en réflexion

<https://urlz.fr/fNqI>

L'appareil lorsqu'il est en mode réflexion, son émetteur et son capteur se situent sur le même côté.

Les lumières envoyées vont traverser le doigt comme pour l'appareil en transmission mais vont être réceptionnées par le capteur du même côté.

Le capteur ( photo détecteur ) va récupérer le flux lumineux reflété par le milieu traversé. Ce flux lumineux sera plus faible car il aura fait un aller-retour ainsi il aura subi une double absorption. Il faudra donc une amplification plus importante pour pouvoir exploiter le taux de saturation artérielle en oxygène. La double absorption du flux lumineux permet d'améliorer la précision de la fréquence cardiaque, la lumière sera fortement absorbée par le sang et faiblement par les autres tissus ce qui va créer un contraste important. Néanmoins il a quelques avantages par rapport à l'oxymètre en transmission, en effet ce dernier dispose d'une résistance mécanique plus forte et également le fait qu'il est utilisable sur une surface de corps plus importante car une peau plus ou moins fine n'interfère pas dans l'utilisation de l'appareil à cause de son système qui repose sur le retour de la lumière rétrodiffusée à la surface de la peau.

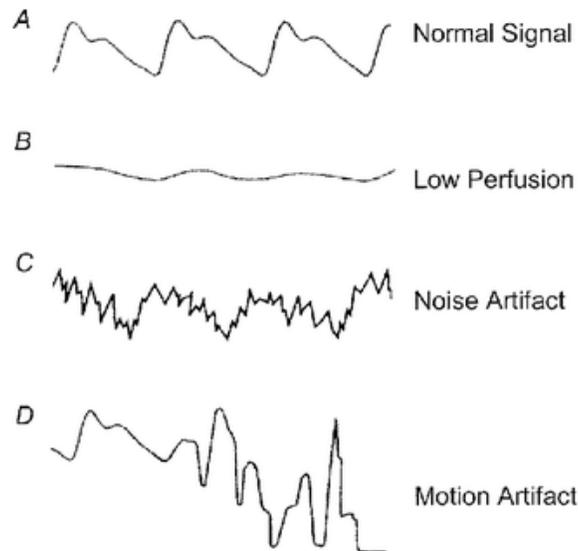


Figure : signaux des ondes des oxymètres de Pouls  
<https://urlz.fr/fNra>

L'oxymètre peut également permettre la mesure du rythme cardiaque et cela par la mesure de la variation des différents flux de sang à l'extrémité du doigt.

Le signal peut être faussé par le mouvement du patient, mais également si ce dernier a du vernis au niveau de son doigt. Un patient peut avoir un bon taux d'oxygène dans le sang mais un débit sanguin médiocre peut fausser les résultats, si le patient a un taux élevé de monoxyde de carbone alors cela fausse également les résultats.

Nous avons notamment choisi de mettre l'oxymètre au niveau du bout du doigt pour des questions de transparence, en effet l'extrémité du doigt la peau est plus fine et ainsi nous obtenons un coefficient de saturation plus exploitable. Ce principe de transparence a été établi par la loi de Beer-Lambert.

## Principe de la mesure physique :

Le principe du fonctionnement de l'oxymètre repose sur le phénomène physique de l'absorption et de la réflexion de la lumière.

Ce phénomène est régi par la loi de Beer Lambert qui est une relation empirique reliant l'absorption du rayonnement aux propriétés des milieux qu'elle traverse.

$$I(x) = I_0 \times \exp(-C \cdot \sigma \cdot x)$$

Avec :

- C le nombre de particules par unité de volume
- $\sigma$  la section efficace d'absorption (surface effective d'interaction entre l'onde et la particule).

On pourrait également écrire la loi comme ceci :

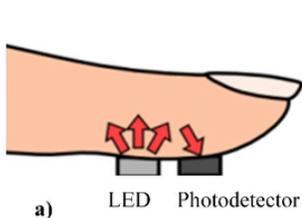
$$I(x) = I_0 \times \exp(-\alpha \cdot x)$$

Avec :

- $\alpha$  le coefficient d'absorption des tissus du doigt
- $x$  l'épaisseur du tissu parcouru par la lumière
- $I$  l'intensité du faisceau sortant des tissus du doigt
- $I_0$  l'intensité du faisceau entrant dans les tissus du doigt

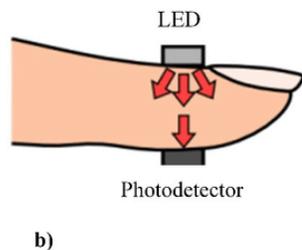
On peut conclure de cette loi qu'à coefficient d'absorption  $\alpha$  supposé constant, plus l'épaisseur du doigt sera grande, plus l'intensité du faisceau lumineux en sortie des tissus du doigt ( $I$ ) sera faible.

Notons également que cette formule est exacte dans le cas où la diode émettrice et la photorésistance sont placées respectivement d'un côté et de l'autre du doigt, donc en transmission.



Légende :

- a) Principe de fonctionnement de l'oxymètre en réflexion
- b) Principe de fonctionnement de l'oxymètre en transmission



Néanmoins, notre système sera non pas en transmission mais en réflexion (cas [a] sur la figure ci-dessus). Le principe reste le même mais l'intensité du faisceau sortant des tissus du doigt ne sera pas la même qu'en transmission.

Le signal quant à lui restera identique (période pic à pic) mais aura une amplitude plus ou moins élevée. Comme ce que nous cherchons à mesurer est la période entre deux pics afin d'en déduire la fréquence cardiaque, cette différence entre la transmission et à la réflexion n'est pas à prendre en compte.



Pour calculer le flux lumineux réfléchi le plus précisément possible, il faudrait séparer la formule de Beer Lambert en plusieurs parties, car le tissu est considéré comme un milieu global composé de milieux à  $k$  couches. Chaque milieu ayant des propriétés physiques différentes (absorption, épaisseur, coefficient de diffusion, indice de réfraction).

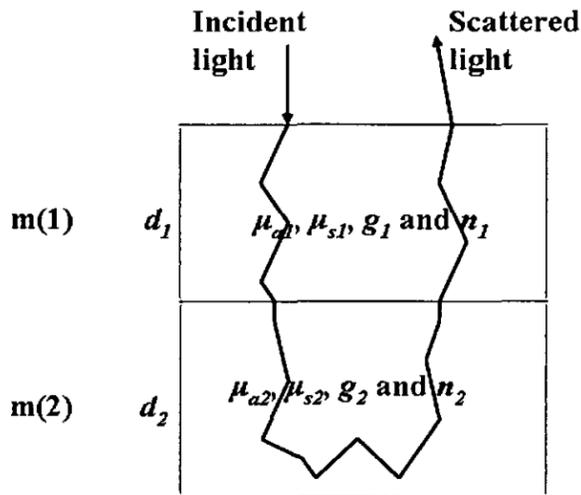
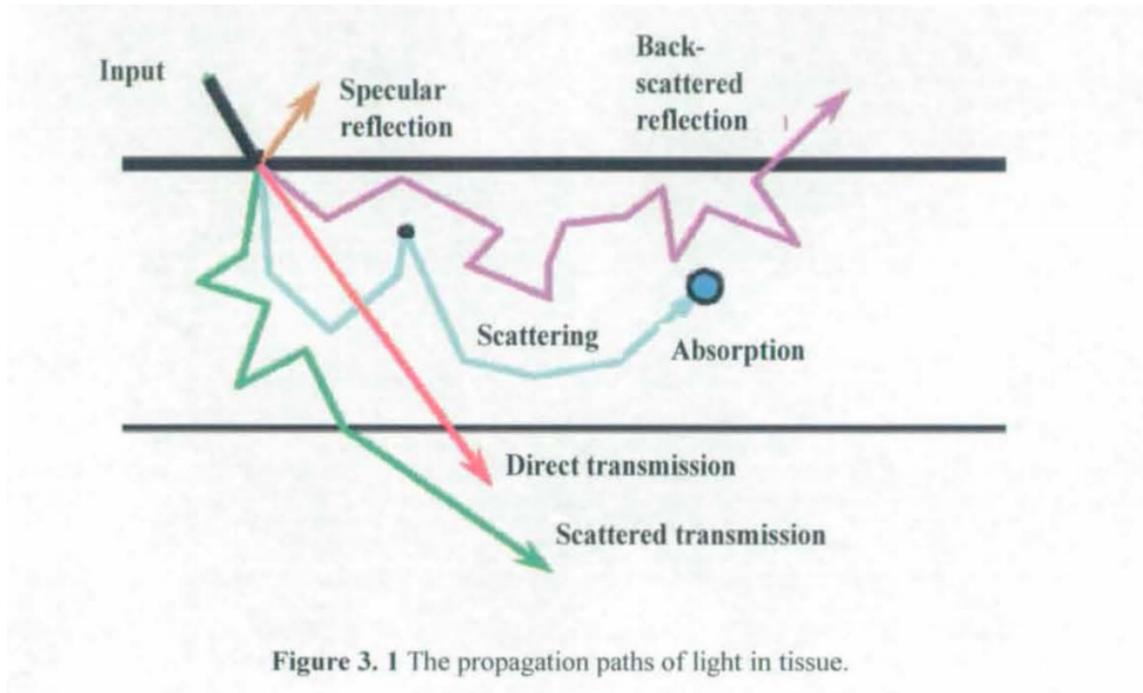


Figure 3.7 A diagram of a two-layered tissue  $M=\{m(1), m(2)\}$ .

Sur la figure ci-contre, on peut considérer un schéma d'un tissu à deux couches, qui ont chacune des propriétés physiques différentes.

Aussi, même si l'on parle dans notre configuration d'une configuration en réflexion, il ne faut pas négliger le fait que tous les rayons incidents ( $I_0$ ) ne sont pas réfléchis :

- Une partie est absorbée. Celle-ci est donnée par le coefficient d'absorption  $\alpha$  ou  $C \cdot \sigma$ .
- Une autre partie est transmise soit par transmission directe ou diffusée.
- La partie restante est réfléchi et est captée par la photodiode.



La figure 3.1 ci-dessus illustre les différents trajets que les faisceaux lumineux peuvent emprunter. Aussi, la propagation optique dans les tissus est régie conjointement par les propriétés d'absorption et de diffusion de ces derniers.

La section suivante passe en revue certaines propriétés optiques clés qui régissent le comportement de la lumière se propageant à travers un milieu optiquement dense tel que la peau humaine.

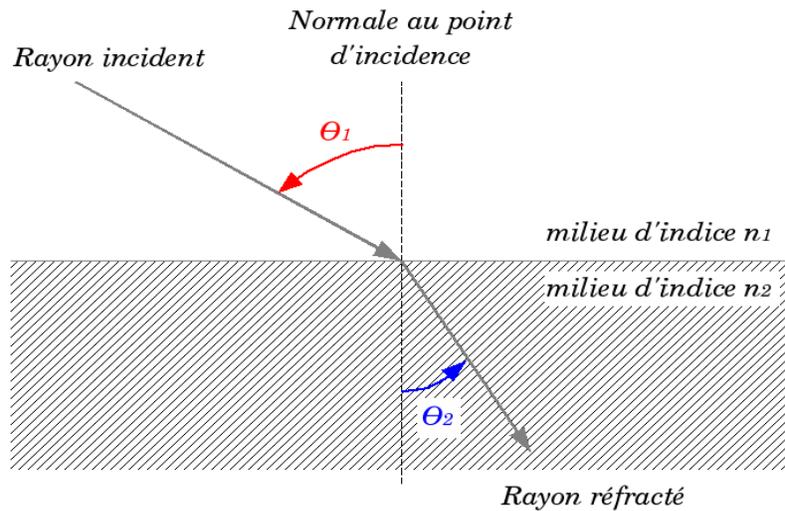
## **Principe optique des tissus (détails)**

Effets de réfraction : La réfraction se produit dans tous les cas où la lumière qui se propage rencontre un changement d'indice de réfraction  $n$ , comme le montre la figure 3.2.

Les frontières macroscopiques non concordantes, telles que celles entre les couches de tissus, sont l'un des effets de surface les plus importants.

On peut citer les lois de Snell Descartes qui permettent de rendre compte quantitativement le phénomène de réfraction :

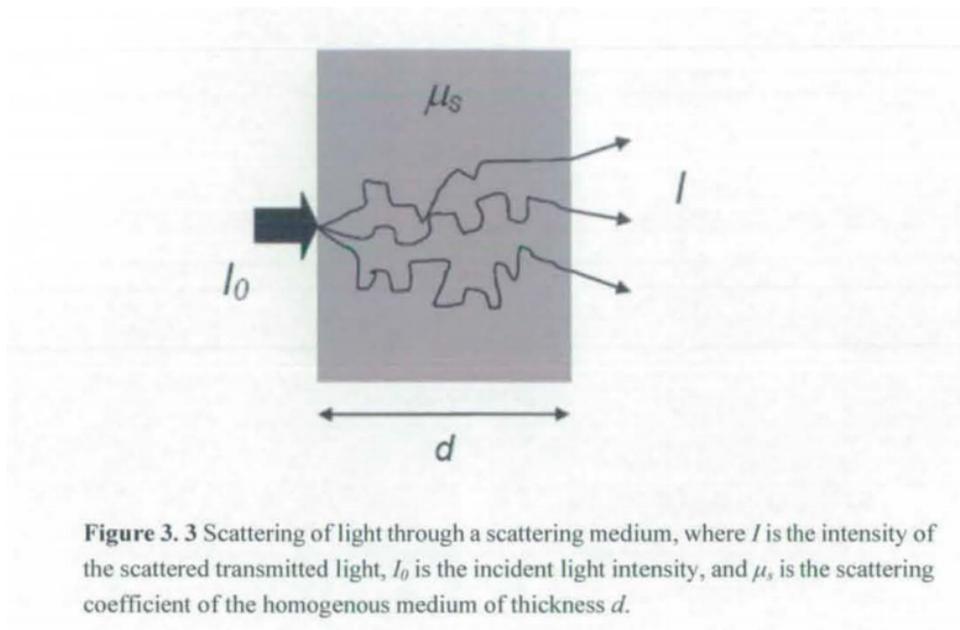
$$n_1 \sin(\theta_1) = n_2 \sin(\theta_2).$$



C'est exactement l'un des phénomènes qui a lieu dans les couches de tissus. Comme nous l'avons dit précédemment, le doigt ou toute autre partie du corps est composé de différentes couches de tissus, avec des indices de réfraction différents qui conduisent à une déviation des rayons lumineux.

**Effets de diffusion :** Les déséquilibres d'indice de réfraction au sein des tissus existent également à l'échelle microscopique, où vaisseaux sanguins, fibres de collagène, membranes cellulaires et organelles, etc. soumettent la lumière à des effets de réfraction. Cette réfraction microscopique est appelée diffusion, dont l'efficacité est décrite à l'aide de coefficients de diffusion.

Le symbole du coefficient de diffusion est usuellement  $D$ , et son unité est le mètre carré par seconde ( $m^2 \cdot s^{-1}$ ).



**Figure 3. 3** Scattering of light through a scattering medium, where  $I$  is the intensity of the scattered transmitted light,  $I_0$  is the incident light intensity, and  $\mu_s$  is the scattering coefficient of the homogenous medium of thickness  $d$ .

L'effet de diffusion est déterminé par la structure du tissu. Le tissu s'étend des membranes aux fibres de collagène, aux noyaux et aux cellules. La lumière est plus fortement diffusée par ceux dont la taille correspond à la longueur d'onde de la lumière.

Effets d'absorption : L'absorption est un effet qui s'explique à l'échelle atomique par la conversion de photons en énergie thermique lors de leur collision avec des atomes. Cet effet est le plus susceptible de se produire lorsque l'énergie d'un photon (déterminée par sa fréquence) coïncide avec l'un des états excités de l'atome avec lequel il entre en collision. Sa relation directe à la transmission effective de la lumière à travers un milieu en constitue le phénomène principal à prendre en compte dans la conception de l'oxymètre de pouls.

Dans les tissus humains, les principaux absorbeurs de lumière dans le domaine spectral du proche infrarouge sont l'hémoglobine oxygénée et désoxygénée.

Sources de la partie :

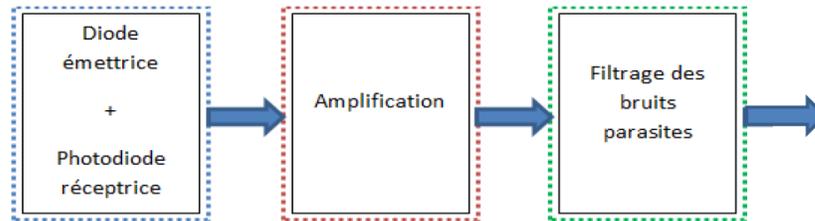
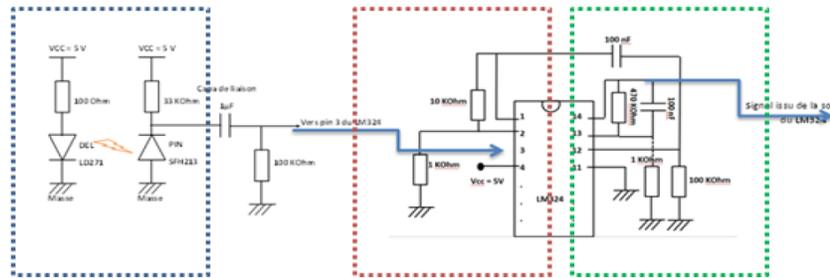
Recherche (anglais) : OPTO-PHYSIOLOGICAL MODELLING OF IMAGING PHOTOPLETHYSMOGRAPHY BY JIAZHENG, Jan 2010, Loughborough University.

Disponible au téléchargement (scan de la recherche) :

<https://core.ac.uk/download/pdf/288360165.pdf>

Images : <https://urlz.fr/fNqF>  
<https://urlz.fr/fNqH>  
<https://urlz.fr/fNqK>  
<https://urlz.fr/fNqI>

# Principe de fonctionnement électronique



Le principe de fonctionnement électronique de l'oxymètre se décompose en trois grandes parties :

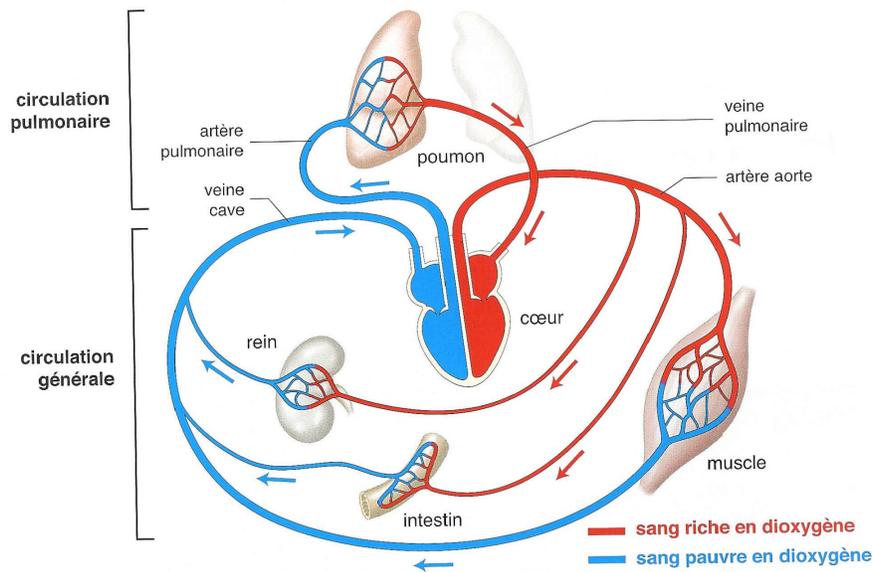
- 1) Acquisition : collection des données émises par la diode via le capteur photodiode.  
Il existe deux types d'oxymètres, l'un est en transmission et l'autre en réflexion. C'est ce dernier que nous utiliserons pour la mesure de nos données.
- 2) Amplification : augmentation de l'amplitude de la tension de sortie aux bornes de la photodiode. Afin d'amplifier le signal, nous utiliserons un amplificateur opérationnel.
- 3) Filtrage : clarification du signal en vue de son exploitation afin d'éliminer les bruits parasites liés aux perturbations. Pour cela, un filtre passe bas sera utilisé pour épurer le signal en ne gardant que les basses fréquences (comprises entre 1 et 3 Hz environ car le cœur bat au repos à 1 battement par seconde et au maximum à 220 battements par seconde en activité).

Aussi, deux parties complémentaires viennent agrémenter l'utilisation de l'oxymètre :

- 4) L'acquisition du signal de sortie analogique et son traitement par le biais d'un microprocesseur (traitement numérique du signal) afin de calculer la fréquence cardiaque. Pour cela, comme nous l'avons détaillé précédemment, on calcule la période entre deux pics afin d'en déduire la fréquence cardiaque.
- 5) La communication des données collectées à l'utilisateur via une interface telle qu'une application mobile ou éventuellement d'un écran.

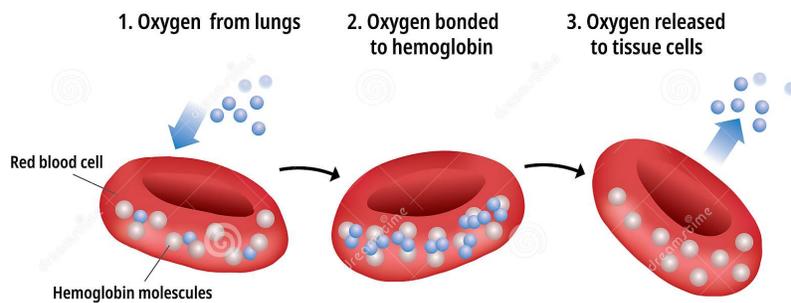
L'utilisation d'un Arduino pour le traitement du signal à la sortie de l'AO permettra de combiner ces deux types d'affichages (sur MIT App Inventor et sur écran OLED).

# Compléments sur la physiologie cardio-respiratoire



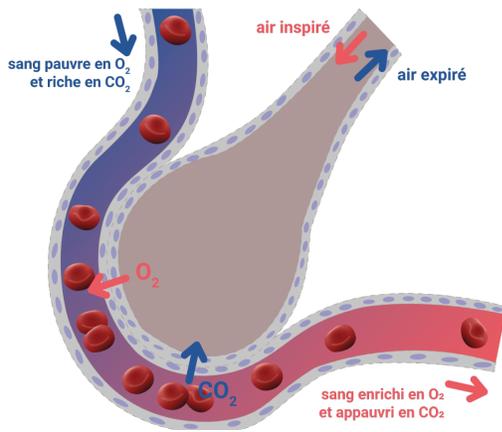
L'appareil cardio-respiratoire permet d'échanger l'oxygène et le CO<sub>2</sub> entre l'air et les cellules de plusieurs organes du corps humain. Cette livraison d'oxygène est vitale pour l'Homme d'autant plus que les cellules meurent sans oxygène. Elle est effectuée grâce à l'hémoglobine contenue dans les globules rouges qui est dite "saturée en oxygène" lorsqu'elle transporte de l'oxygène.

## Oxygen Hemoglobin dissociation curve



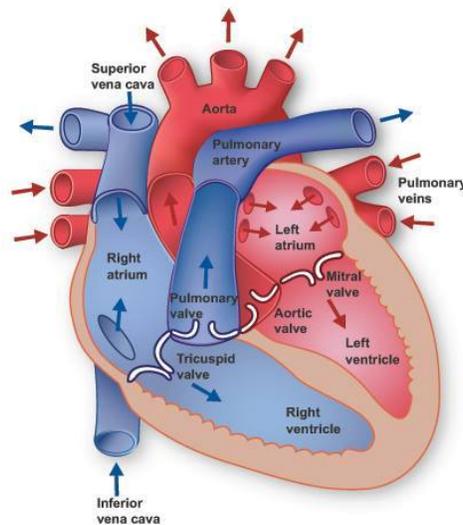
Comme l'indique son nom, il est composé de 2 appareils principaux :

- L'appareil respiratoire est composé de l'ensemble des organes permettant d'amener le dioxygène aux cellules du corps humain et de rejeter le dioxyde de carbone produit pendant la respiration cellulaire. Les organes principaux qui entrent en jeu sont les poumons, qui sont très vascularisés dans le but d'avoir une plus grande surface d'échange avec le sang grâce aux alvéoles pulmonaires.



Alvéole pulmonaire

- L'appareil cardiovasculaire est un système circulatoire qui permet d'amener le sang du cœur vers tous les organes du corps et vice-versa grâce à la pompe cardiaque.



Il est constitué du système vasculaire ( cœur et vaisseaux sanguins ) et du système lymphatique. Ce mécanisme permet l'acheminement de certaines substances dont le dioxygène, qui passe dans le sang au niveau des alvéoles pulmonaires vers les cellules de l'organisme, et assure également la collecte des déchets métaboliques des cellules dont fait partie le dioxyde de carbone qui est transféré au sang avant d'arriver au poumons qui vont le rejeter.

Dans le sang artériel, là où le sang circule du cœur vers l'organisme, 98% de l'hémoglobine est saturée en oxygène et le sang est riche en oxygène et pauvre en dioxyde de carbone. Tandis que 75% de l'hémoglobine est saturée dans le sang veineux, qui fait le chemin retour et qui est appauvri en oxygène et enrichi en dioxyde de carbone.

Le taux de saturation artérielle en oxygène se décompose en deux parties :

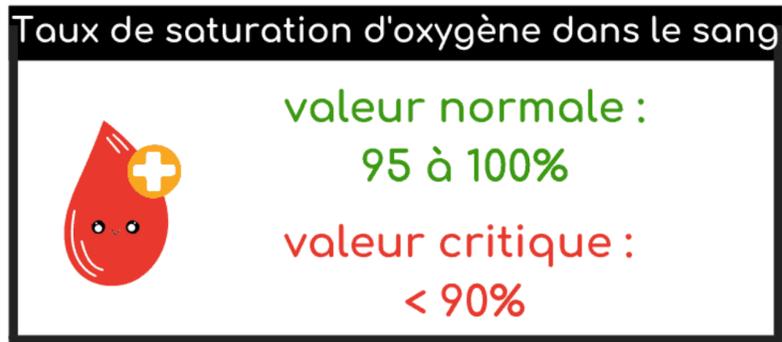


Figure : taux de saturation d’oxygène dans le sang  
<https://www.medisafe.fr/blog/comment-fonctionne-un-oxymetre-de-pouls/>

**Quelques références d’oxymètres commerciaux :**

	Image	Nom	Caractéristiques
1		BEURER PO 30 : Oxymètre de pouls digital pour la mesure de la saturation en oxygène dans le sang.	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Mesure de la SpO2</li> <li>● Mesure du pouls</li> </ul>
2		HYLOGY OXYMETRE : Oxymètre de pouls électronique numérique.	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Moniteur de fréquence cardiaque</li> <li>● Capteur d’oxygène</li> <li>● Ecran LED</li> </ul>
3		IDOIT OXYMETRE : Oxymètre de doigt ou saturomètre pour calculer SpO2, PR et PI.	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Moniteur de fréquence cardiaque</li> <li>● Ecran LED d’alarme</li> <li>● Précision de la SpO2 : +/- 2%</li> </ul>

4		KKMIER OXYMETRE	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Moniteur de fréquence cardiaque</li> <li>● Capteur d'oxygène</li> <li>● Précision : +/- 2% (SpO2)</li> </ul>
5		SIMBR OXYMETRE	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Précision : +/- 2% (SpO2)</li> <li>● Affichage LCD</li> </ul>

*SpO2 : taux d'oxygène dans le sang.*

*PR : fréquences du pouls = mesure de la fréquence cardiaque.*

*PI : indice de perfusion.*

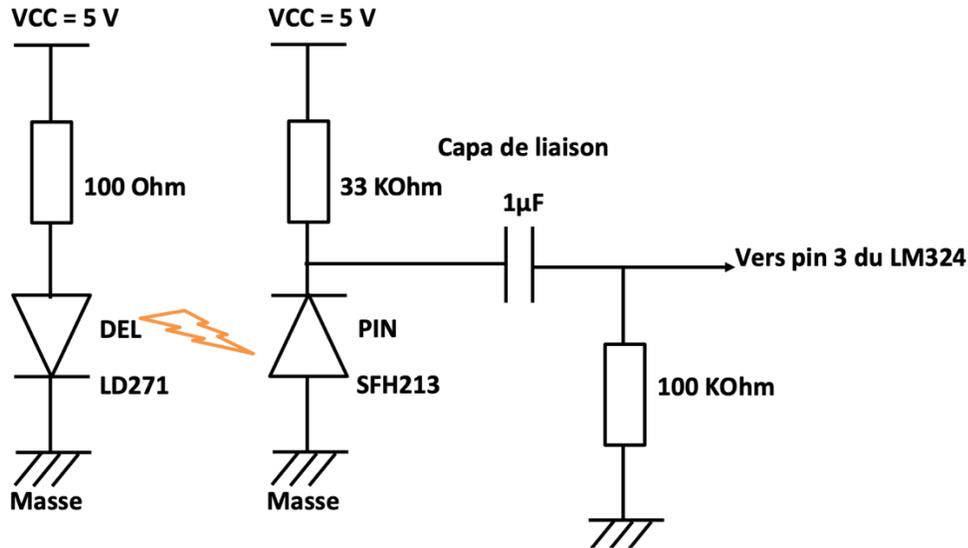
### **Ressources – PERS 01/06 :**

Retrouvez les ressources à l'adresse :

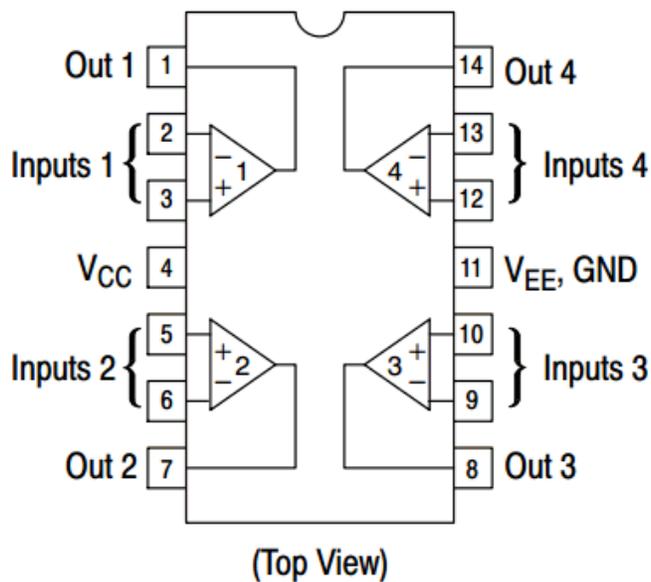
- Slides : <https://perso.esiee.fr/~ferracaa/projets/OxymetriePage/pers0106.pdf>

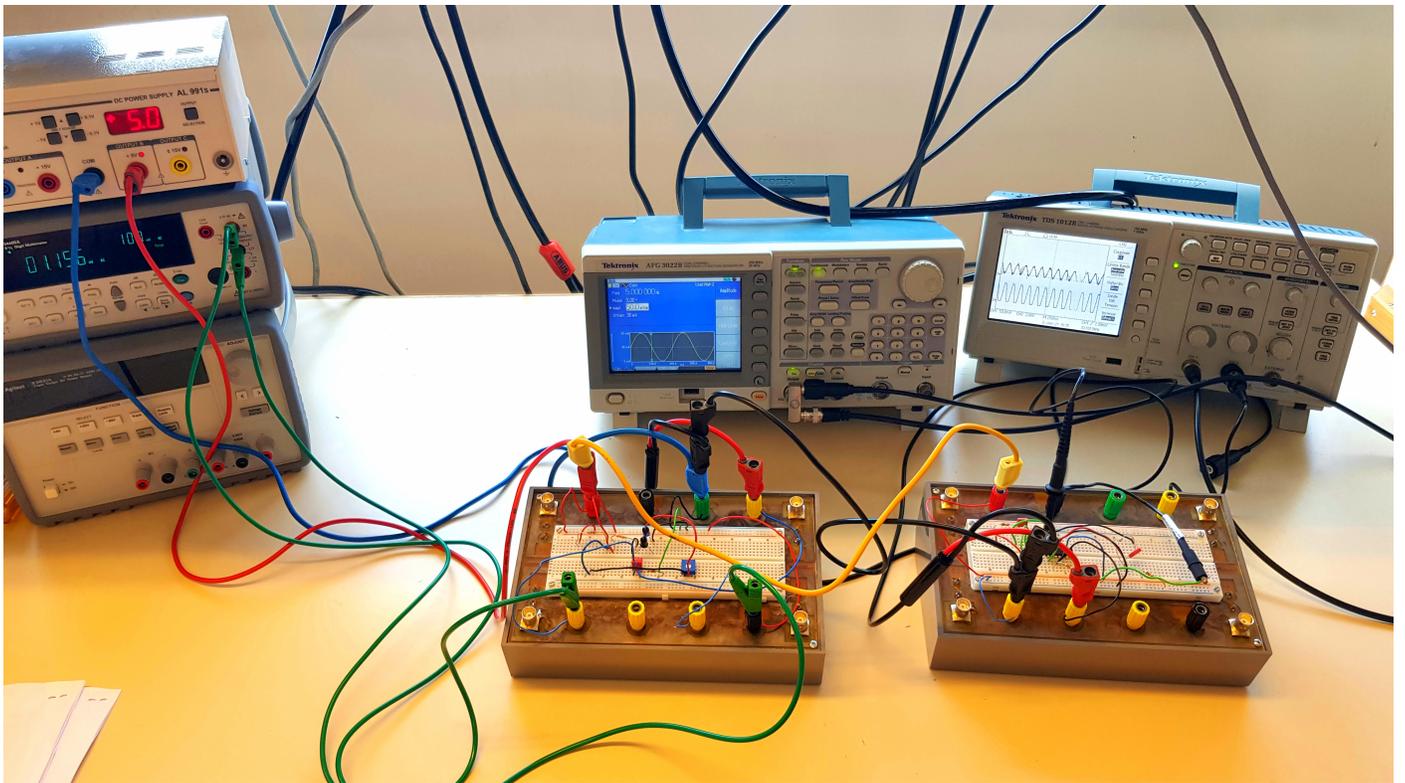
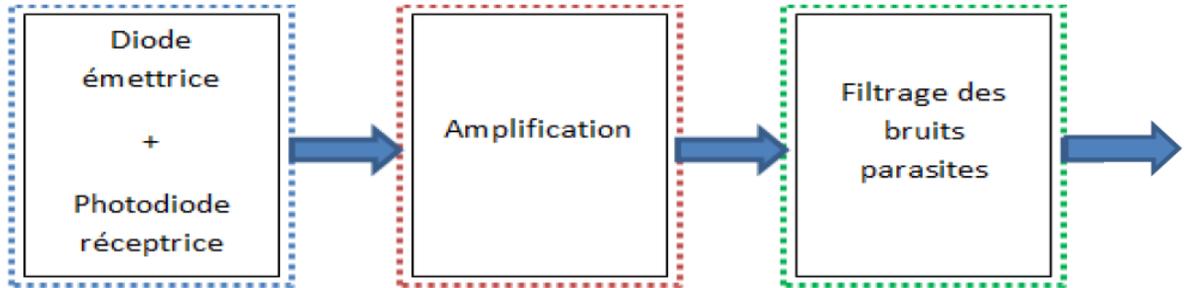
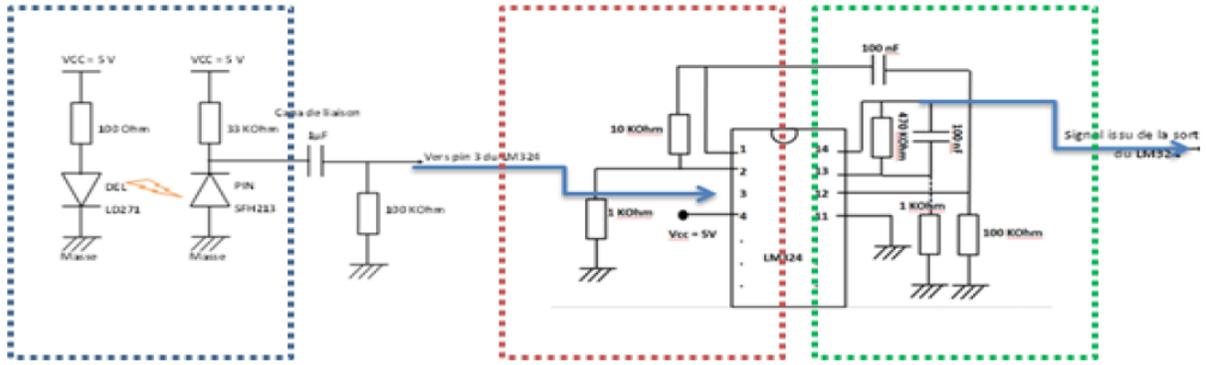
- Rapport : <https://perso.esiee.fr/~ferracaa/projets/OxymetriePage/rapportpers0106.pdf>

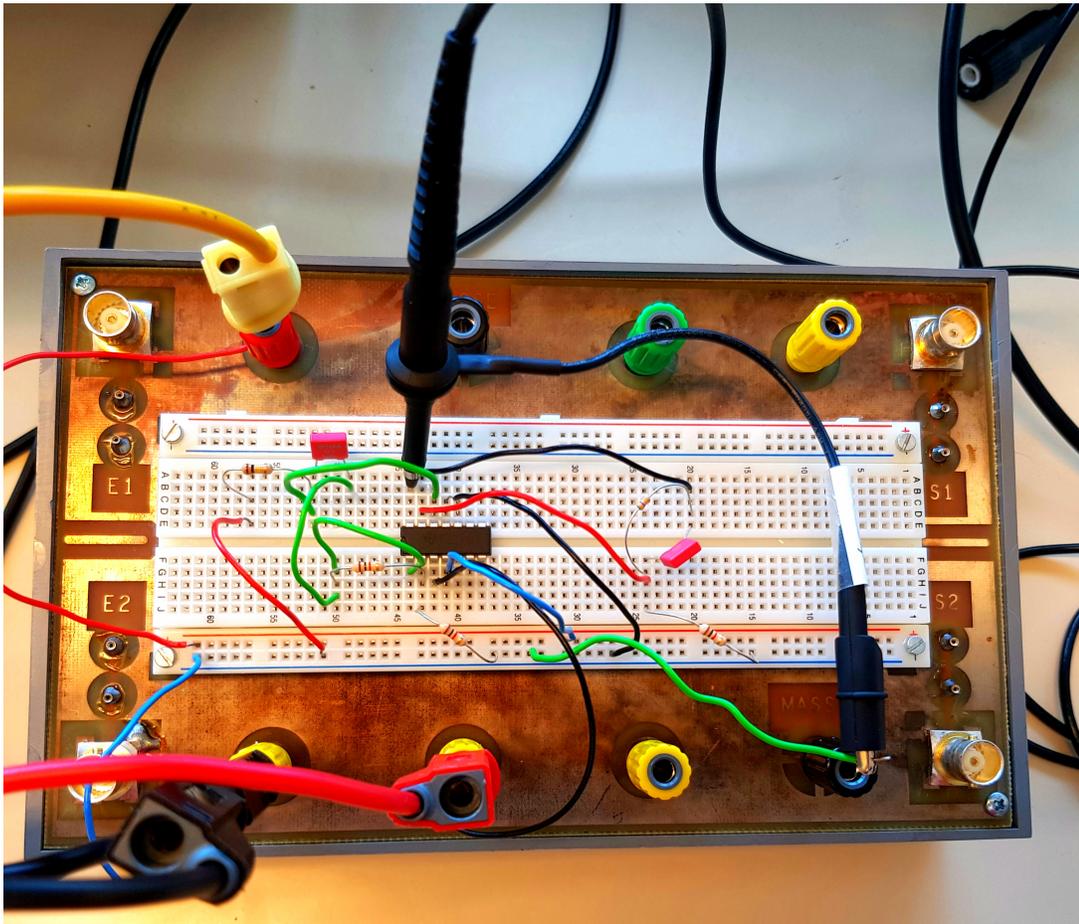
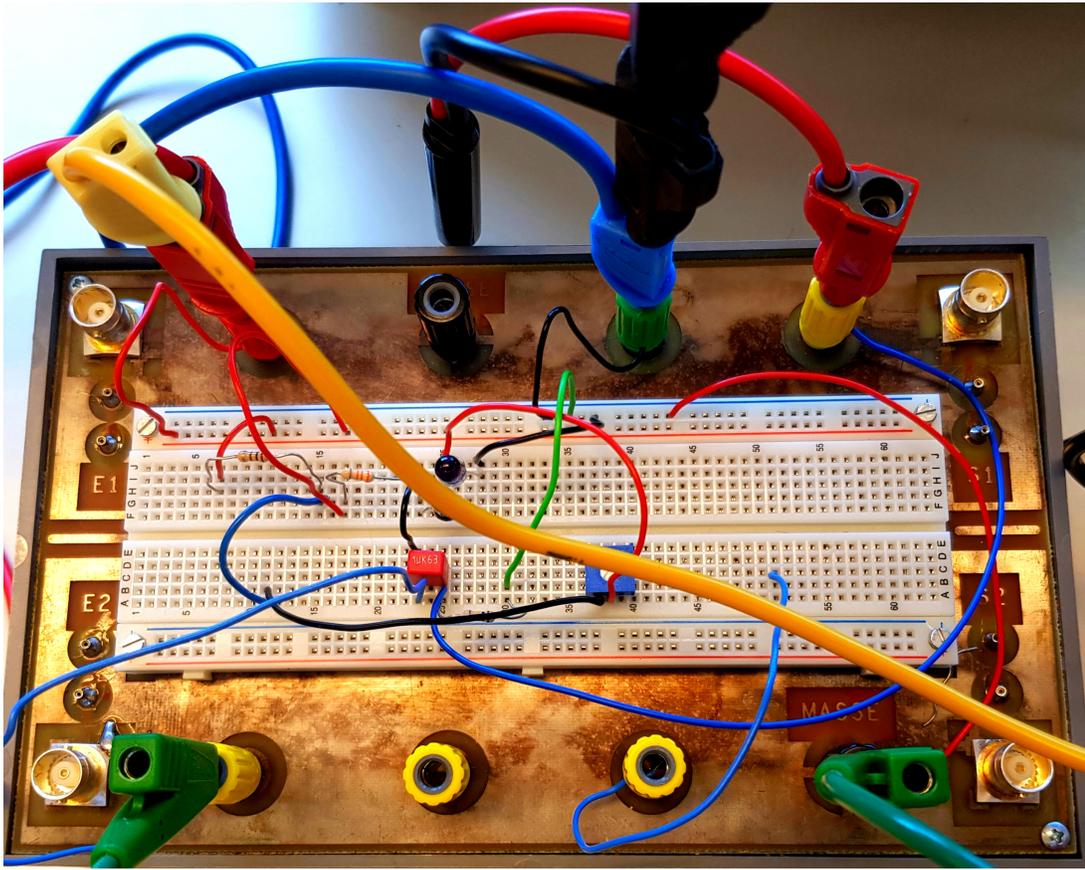
Rappel du TP1 :



Datasheet du LM324 :







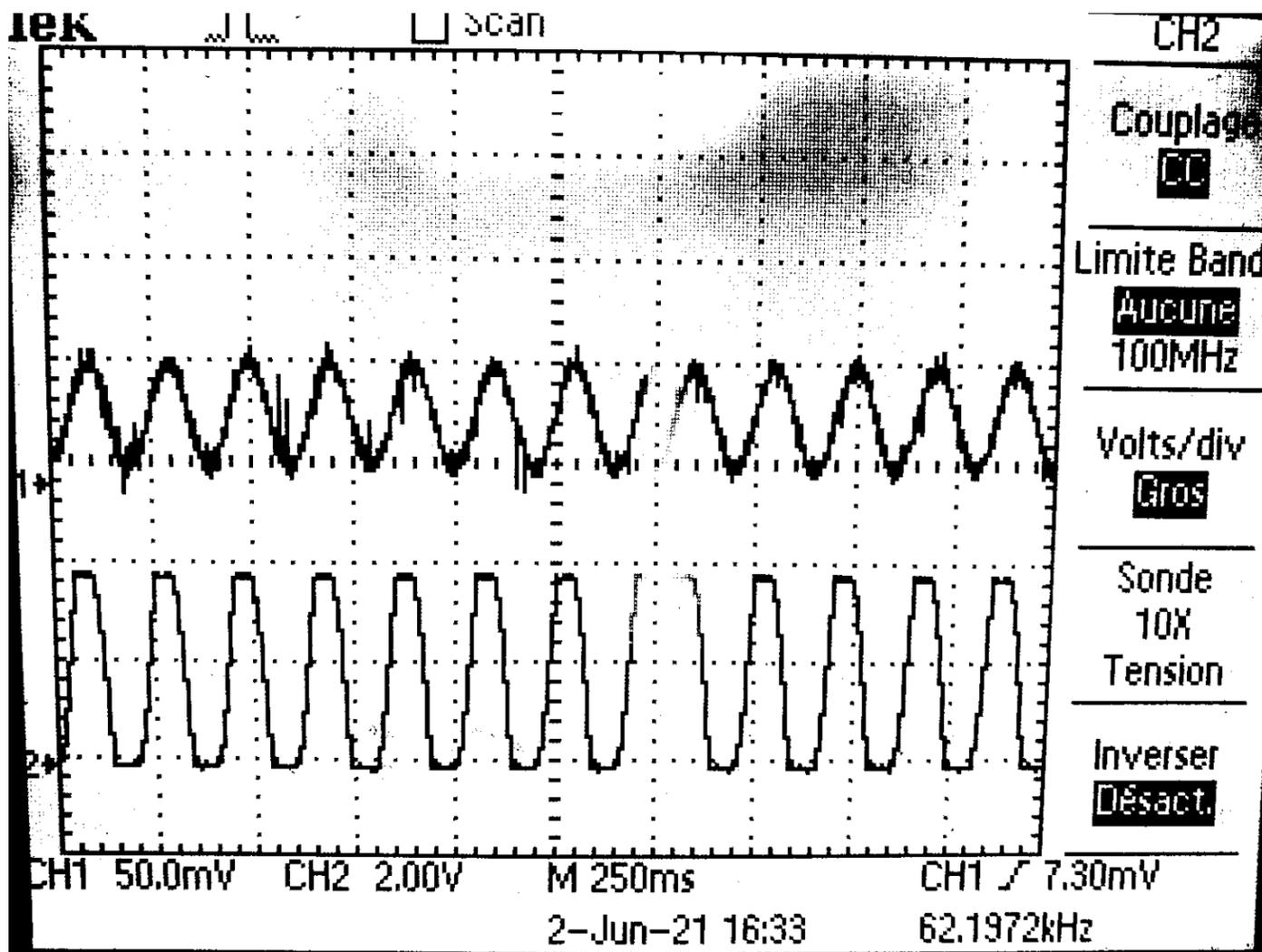
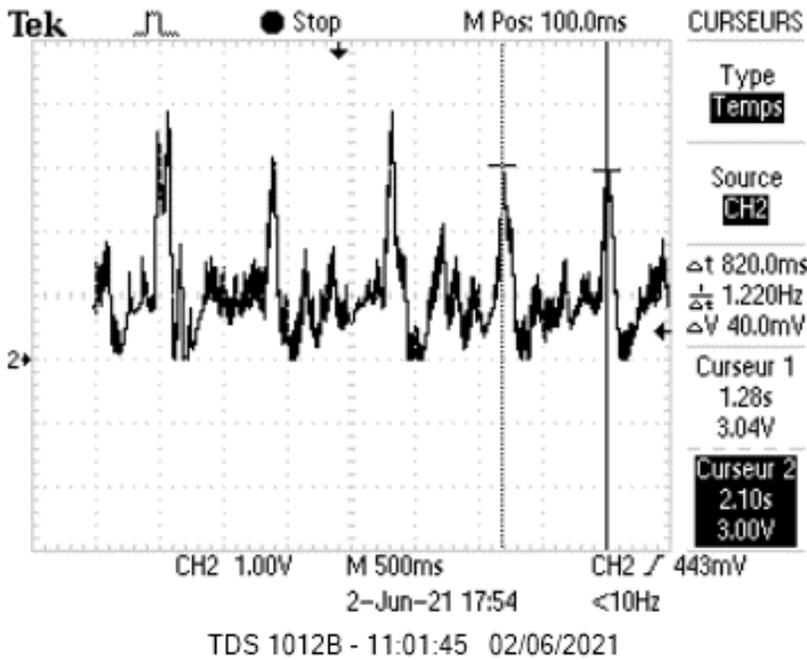


Figure : Visualisation de l'amplification sur oscilloscope

Attention, la valeur des résistances a été changée depuis, donc le coefficient d'amplification a changé (augmenté)

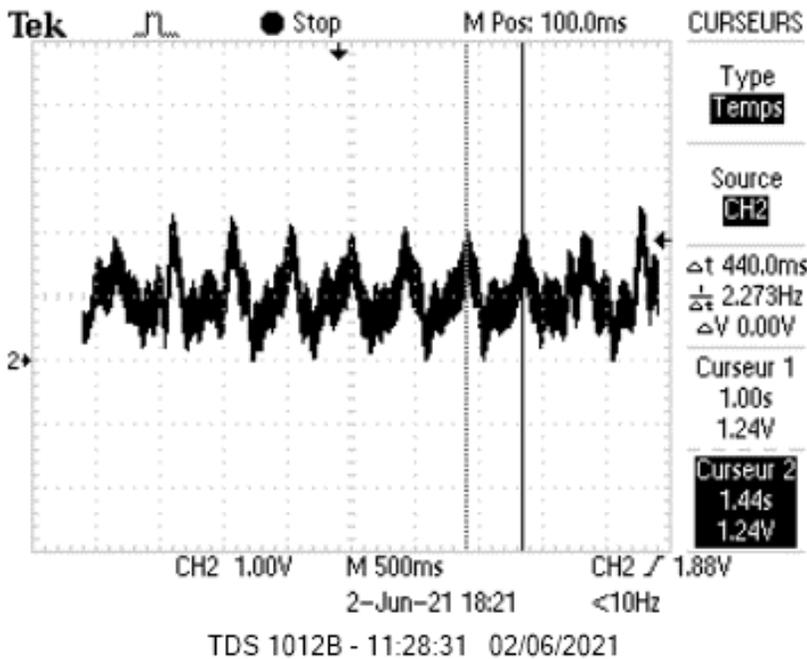
# Rythme cardiaque personne 1 (Awais)

## Cœur au repos



$$F = 1/T = 1/0,82 = 1,21 \text{ Hz}$$
$$= 73 \text{ bpm}$$

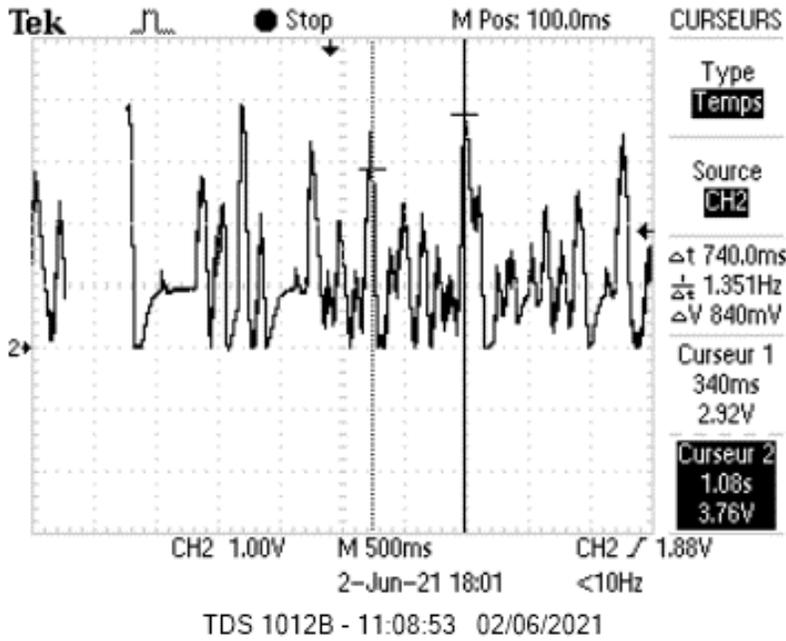
## Après un effort physique



$$F = 1/T = 1/0.440 = 2.27 \text{ Hz}$$
$$= 136 \text{ bpm}$$

# Rythme cardiaque personne 2 (Marie)

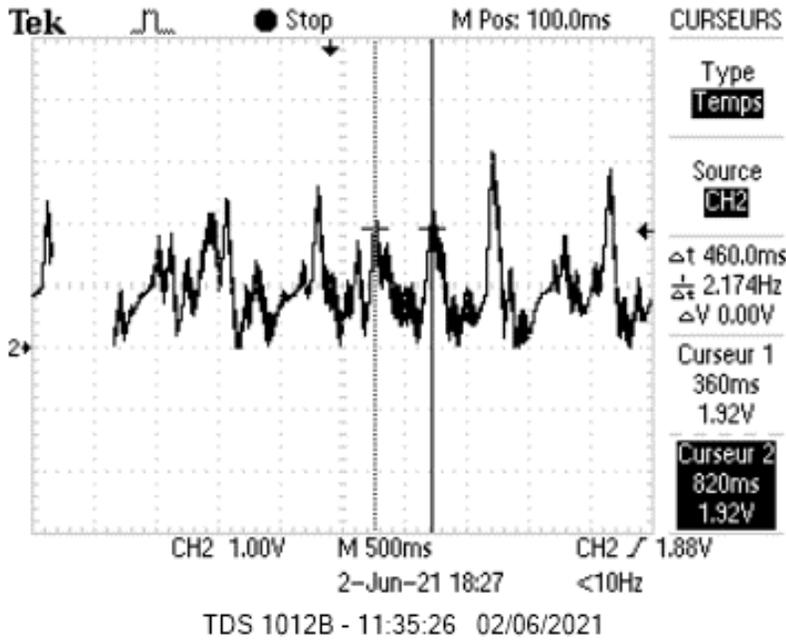
## Cœur au repos



$$F = 1/T = 1/0.740 = 1.35 \text{ Hz}$$

= 81 bpm

## Après un effort physique

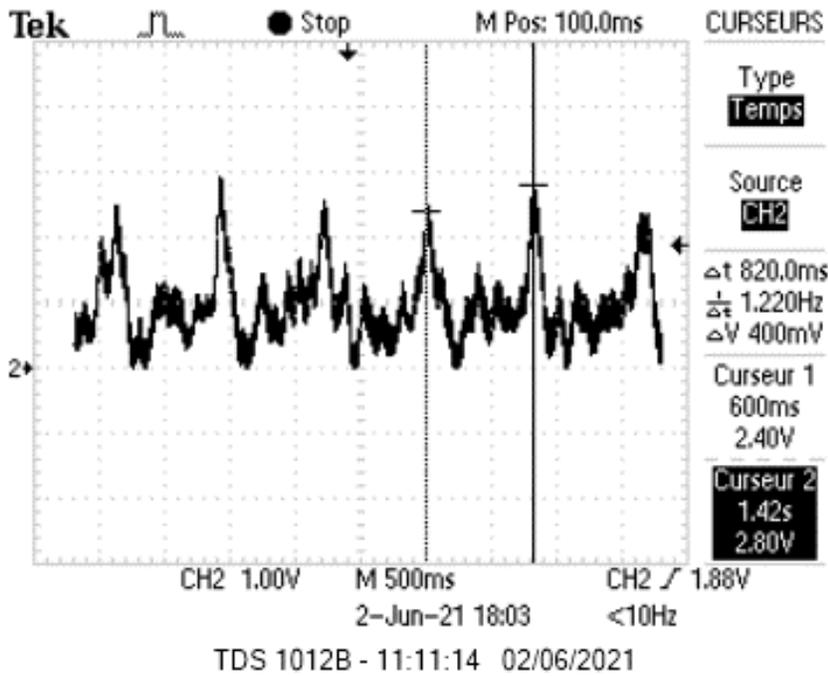


$$F = 1/T = 1/0.460 = 2.17 \text{ Hz}$$

= 130 bpm

# Rythme cardiaque personne 3 (Inès)

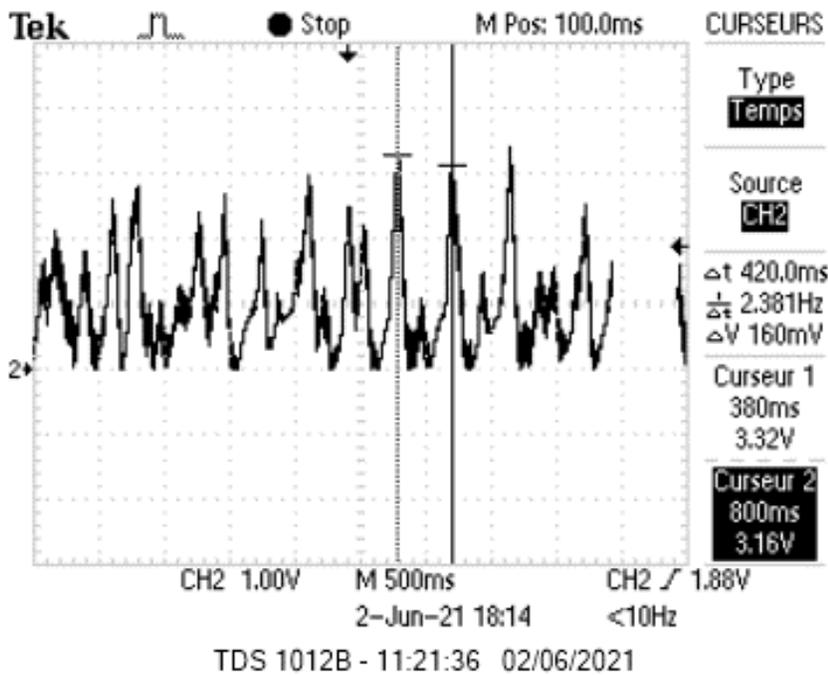
## Cœur au repos



$$F = 1/T = 1/0.820 = 1.21 \text{ Hz}$$

$$= 73 \text{ bpm}$$

## Après un effort physique

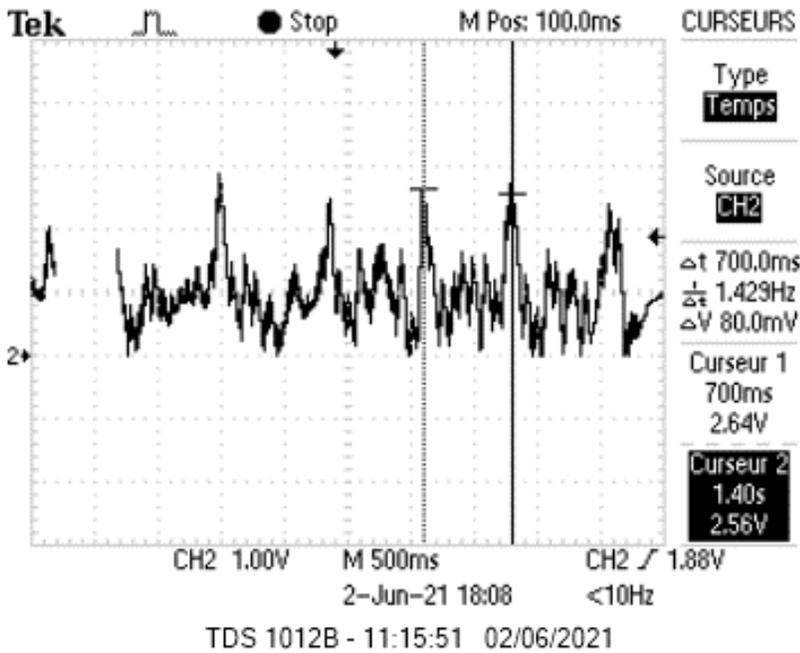


$$F = 1/T = 1/0.420 = 2.38 \text{ Hz}$$

$$= 142 \text{ bpm}$$

## Rythme cardiaque personne 4 (Alban)

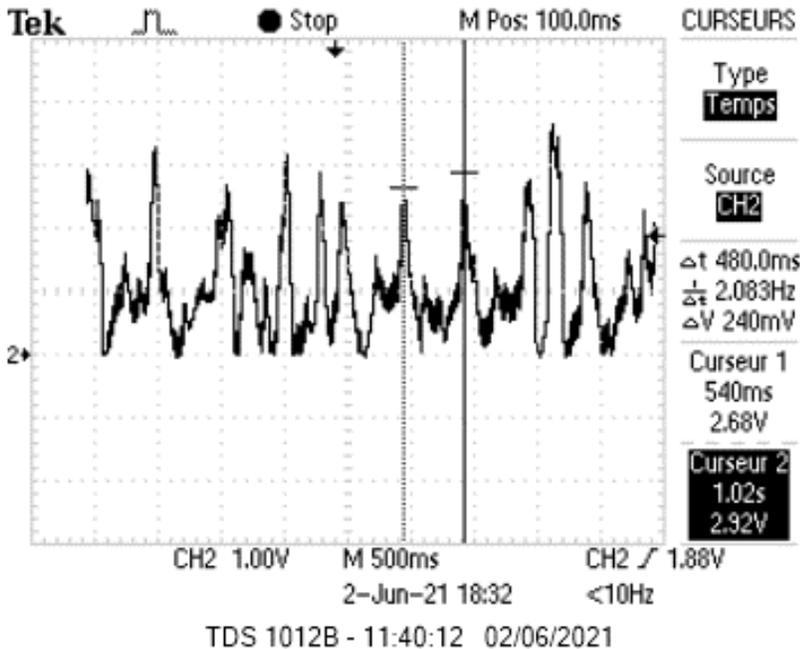
### Cœur au repos



$$F = 1/T = 1/0.700 = 1.42 \text{ Hz}$$

$$= 85 \text{ bpm}$$

### Après un effort physique

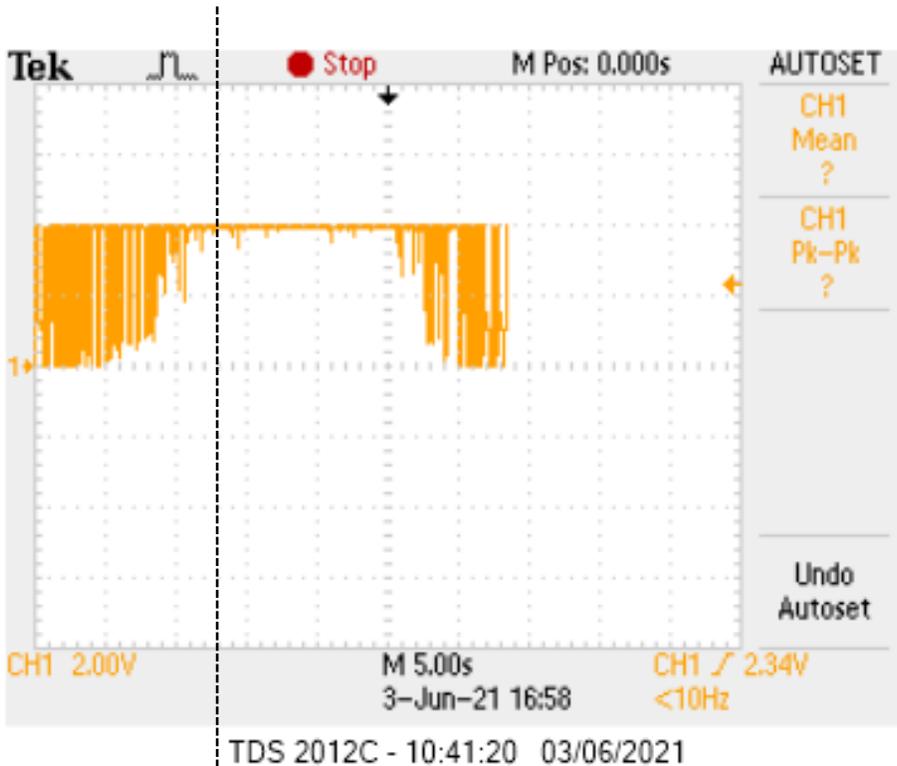


$$F = 1/T = 1/0.480 = 2.08 \text{ Hz}$$

$$= 125 \text{ bpm}$$

Remarque : La qualité des courbes obtenues sur cet oscilloscope est dégradée (oscilloscope plus ancien que les autres). Nous avons changé d'oscilloscope et le signal obtenu est bien meilleur.

**Fréquence de coupure expérimentale**



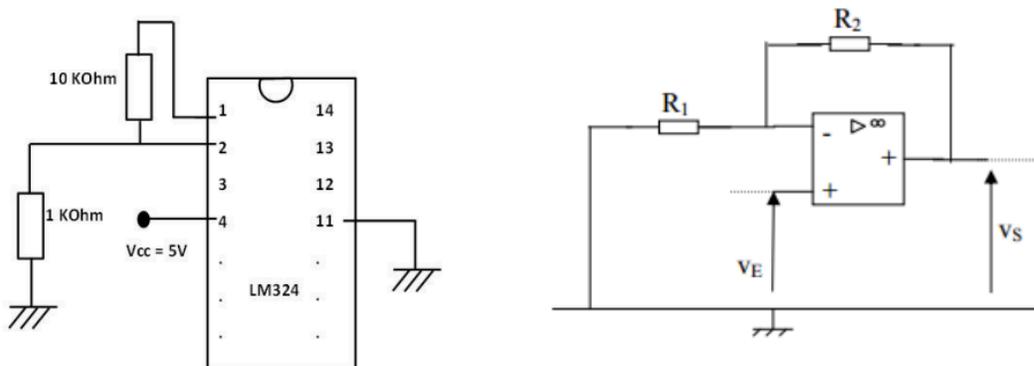
Fréquence de coupure  $f_c$

Par expérimentation, on relève  $f_c \approx 80 \text{ Hz}$ .

**Détermination de la fonction de transfert théorique et pratique de l'AO n°1**

Circuit amplificateur : montage non inverseur

A. Fonction de transfert théorique



L'ampli opérationnel est supposé idéal, et fonctionne en régime linéaire ( $V_+ = V_-$ ).  
Cela suppose alors que  $V_- = V_e$ .

D'après la formule du pont diviseur, on a :  $V_- = V_S \left( \frac{R_1}{R_1 + R_2} \right) = V_+ = V_e$ .

$$\Leftrightarrow V_S \left( \frac{R_1}{R_1 + R_2} \right) = V_e$$

$$\Leftrightarrow \frac{V_S}{V_e} = \frac{R_1 + R_2}{R_1}$$

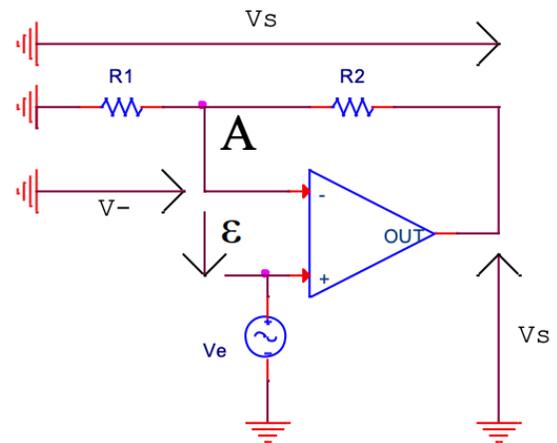
Ainsi, si l'on note  $A_v$  le coefficient d'amplification :

$$A_v = \frac{V_S}{V_e} = \frac{R_1 + R_2}{R_1}$$

Ici,  $R_1 = 1 \text{ K}\Omega$  et  $R_2 = 10 \text{ K}\Omega$ .

On peut donc calculer numériquement la valeur de  $A_v = \frac{V_S}{V_e}$ .

$$A_v = \frac{V_S}{V_e} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} = \frac{1 \times 10^3 + 1 \times 10^4}{1 \times 10^3} = 11$$



## B. Fonction de transfert expérimentale

Expérimentalement, nous avons vu lors du TP n°1 (consacré à la caractérisation des composants optoélectroniques) que la tension de sortie  $v_{S1}$  était très faible (de l'ordre de quelques millivolts).

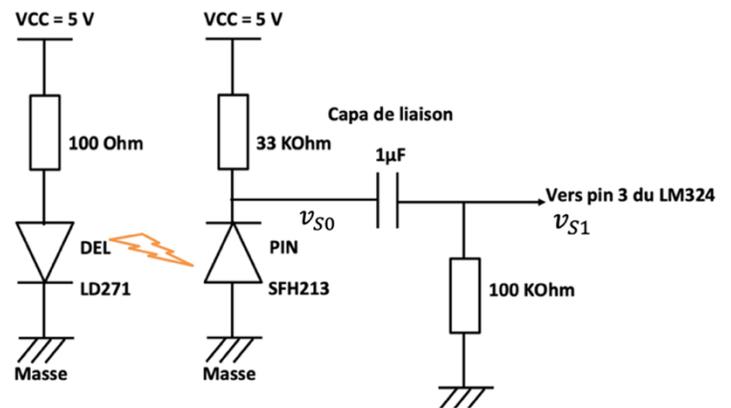
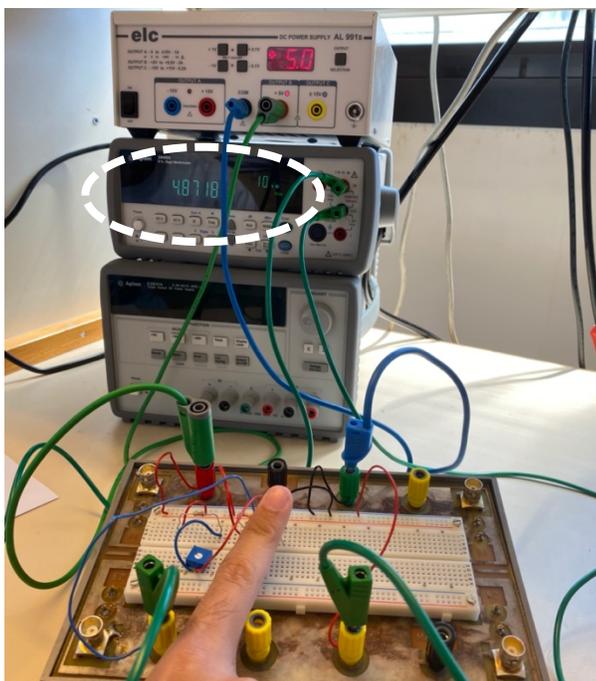


Figure 4

Avec un doigt posé sur la photodiode,  $v_{S0} \approx 4,87 \text{ V}$ . En annulant la composante continue,  $|v_{S1}| \approx 0,13 \text{ V} = 13 \text{ mV}$ .

**Remarque :** ici  $v_{S0}$  et  $v_{S1}$  sont les tensions de sortie de la photodiode respectivement sans puis avec offset. Néanmoins, ces tensions ( $v_{S0}$  et  $v_{S1}$ ) ne sont pas amplifiées.

Maintenant, si l'on ajoute l'amplificateur opérationnel non inverseur (composant LM324 ajouté et câblé lors du TP n°2), et que l'on relève la tension de sortie amplifiée une seule fois (car elle le sera de nouveau lors du filtrage donc au niveau du pin 1 du composant), on retombe approximativement sur le coefficient d'amplification  $A_v$  que nous avons calculé précédemment.



On peut également refaire cette expérience, en n’injectant cette fois-ci plus  $v_{S1}$  sur l’entrée de l’amplificateur opérationnel, mais un signal sinusoïdal issu d’un générateur de fréquences (GBF). Il faut évidemment générer un signal d’entrée issu du GBF de très faible amplitude car la tension de saturation des quatre amplificateurs opérationnels présents dans le composant LM324 est  $V_{sat} = \pm V_{cc} = \pm 5V$ .

En réalisant le montage précédemment cité avec le GBF dont la sinusoïde est parfaite et dont sa tension crête à crête est bien connue (contrairement à la photodiode où celle-ci dépend de la position du doigt, de ses propriétés physiques ainsi que de son mouvement), on retombe également sur le coefficient d’amplification  $A_v$  que nous avons calculé précédemment.

Ici, la marge d’erreur est beaucoup plus minime qu’avec la photodiode et avoisine les  $\pm 2\%$ , pour la raison expliquée ci-dessus.

Ainsi, on peut en conclure que la première partie d’amplification de notre oxymètre est largement acceptable. Néanmoins, le signal reste toujours inexploitable. En effet, il est composé d’une amplitude toujours trop faible et d’un bruit trop important.

### Détermination de la fonction de transfert théorique et pratique de l’AO n°2 et étude du filtre passe bas.

Pour corriger ces problèmes, la solution est alors de ré amplifier le signal une deuxième fois (cela est en plus possible sur le même composant LM324 qu’utilisé précédemment car il est composé de quatre AO [cf. figure 5 ci-dessous]). Durant cette deuxième amplification, on va aussi s’occuper de filtrer le signal amplifié sortant du pin 1 du LM324.

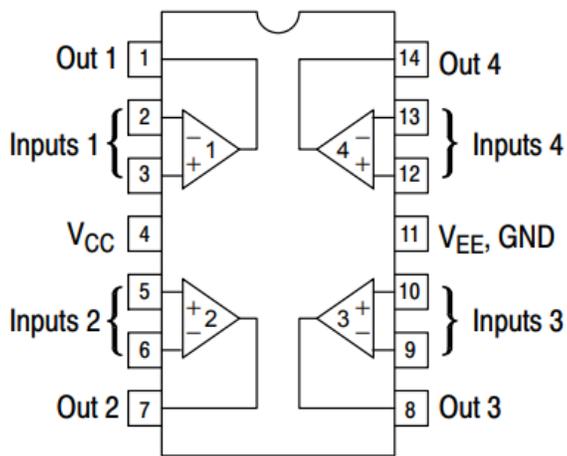


Figure 5 : Datasheet du LM324

Source : <https://urlz.fr/f6Hg>

utiliserons pour ce qui est de l’équivalent de  $R_2$  dans la 1<sup>ère</sup> partie une résistance  $R_2 = 470\text{ K}\Omega$  et un condensateur d’impédance  $Z_2 = \frac{1}{j\omega}$  en parallèle avec  $R_2 = 470\text{ K}\Omega$ .

Afin de comprendre l’utilité du condensateur de  $100\text{ nF}$  (que l’on nommera par son impédance complexe  $Z_2$ ), qui est en parallèle avec  $R_2 = 470\text{ K}\Omega$ , on va utiliser le logiciel de simulation PSIM.

Avant de déterminer le coefficient d’amplification de cette 2<sup>ème</sup> partie, il est déjà nécessaire de savoir quel type de fréquences on souhaite filtrer.

Comme nous avons pu le voir dans le compte-rendu de la PERS du 01/06/2021 (disponible sur notre page personnelle ESIEE : <https://urlz.fr/fOwW>), le cœur a une fréquence de battement qui varie de 1 à 4 Hertz (Hz) environ. Le signal sortant de la photodiode (puis amplifié une première fois) aura donc une très basse fréquence. On est ainsi aptes à éliminer les bruits parasites de moyenne et haute fréquences grâce à un filtre passe bas.

Pour ce qui est de l’amplification, on utilisera comme pour la 1<sup>ère</sup> étape un montage non inverseur. La seule différence pour la partie amplification est que nous

utiliserons pour ce qui est de l’équivalent de  $R_2$  dans la 1<sup>ère</sup> partie une résistance  $R_2 = 470\text{ K}\Omega$  et un condensateur d’impédance  $Z_2 = \frac{1}{j\omega}$  en parallèle avec  $R_2 = 470\text{ K}\Omega$ .

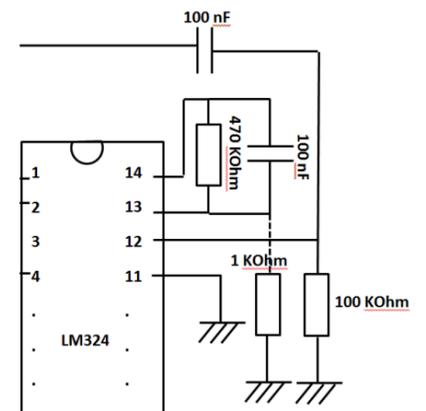


Figure 6 : Deuxième partie d'amplification et de filtrage

Source : Mme Lissorgues – TP2

En simulant sur PSIM la 2<sup>ème</sup> étape d'amplification, on s'est rendu compte que le condensateur avait pour objectif de créer un filtre passe-bas.  
 Cela permet, comme nous l'avons détaillé précédemment d'éliminer les bruits parasites liés aux bruits parasites liés aux hautes fréquences.

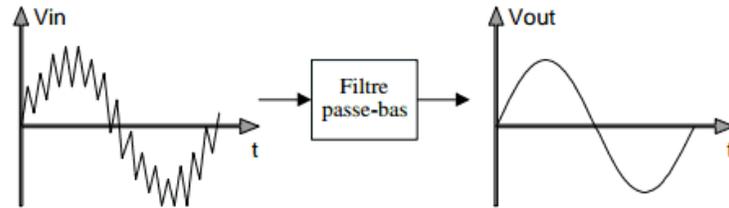
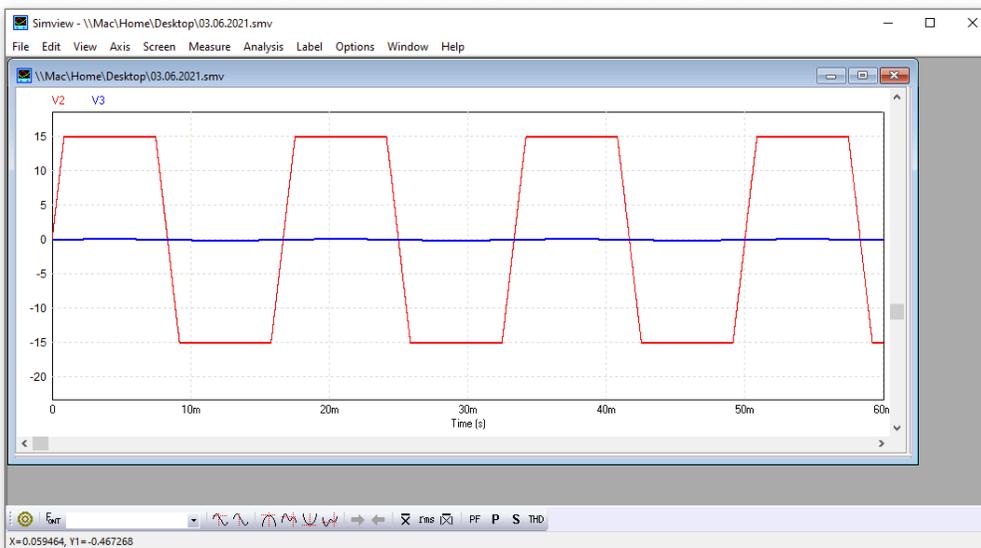


Figure 7 : Réduction des bruitages parasites de haute fréquence avec un filtre passe-bas  
 Source : <https://urlz.fr/fODY>

Simulation sans le condensateur :

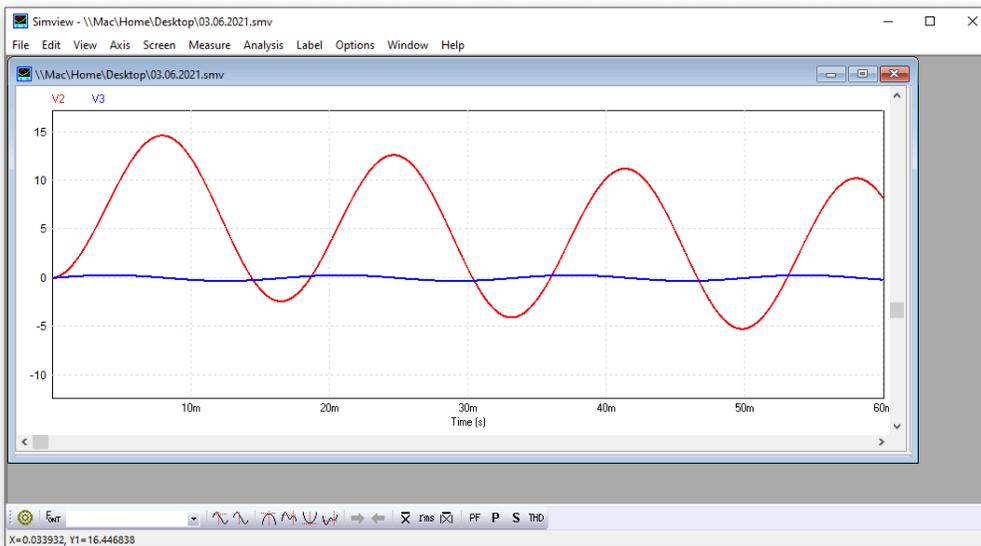


On notera ici que la fréquence du signal est de 50 Hz donc  $\leq f_c$ .  
 L'échelle de temps sur l'axe des abscisses est donc déformée.

Par contraintes de simulation les tensions sur l'axe des ordonnées sont très élevées par rapport à la réalité.

L'objectif initial de cette simulation étant seulement de voir l'influence de ce condensateur, ce qui nous a permis d'en déduire que ce dernier était utile au filtre passe-bas.

Simulation avec le condensateur :



Pour déterminer la fonction de transfert de ce filtre passe-bas, nous avons calculé  $A_v = \frac{V_s}{V_e}$ . Néanmoins, la présence des deux condensateurs implique des impédances complexes car  $Z_{Condensateur} = \frac{1}{j\omega}$ . La partie complexe ( $j$ ) ne se simplifie alors pas et ne nous permet pas de trouver  $A_v$ .

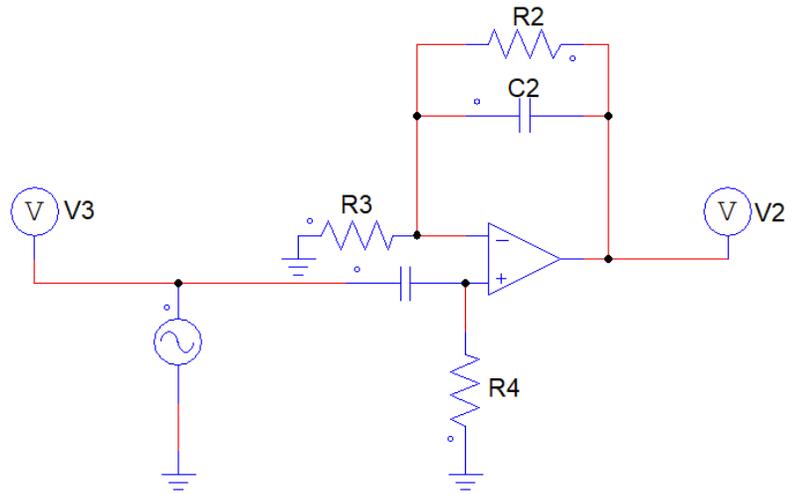


Figure 8 : Partie 2 ( amplification et filtrage)

On peut donc en conclure que cette deuxième partie du montage (reliée aux pins 14, 13 et 12 du LM324) permet d’amplifier le signal une 2<sup>nde</sup> fois mais également de constituer un filtre passe bas afin de réduire au maximum les bruits parasites. Cela permet d’avoir à la sortie du deuxième amplificateur opérationnel d’avoir un signal beaucoup plus clair qui sera donc exploitable au traitement par un algorithme.

Cet algorithme viendra par la suite détecter les « pics » du signal et mesurer la période entre ceux-ci. Cela permettra d’en déduire la fréquence du battement cardiaque donc le nombre de battements par minute.

Enfin, sans cette deuxième étape d’amplification mais surtout de filtrage, le signal n’aurait pas été exploitable ; cette étape est donc primordiale avec celle de l’amplification.



Figure 9 : Signal relevé sur oscilloscope après amplification et filtrage des bruits parasites

## Détermination de la fonction de transfert globale (AO1 + AO2)

Pour déterminer expérimentalement la fonction de transfert globale du circuit d’amplification et de filtrage, on cherche à relever le coefficient d’amplification global  $A_{v\ global} = \frac{V_s}{V_e}$

Ici :  $V_e = V_{S1}$  (cf. figure 4 – partie B). En effet, notre entrée dans l’amplificateur opérationnel non inverseur ( $V_e$ ) correspond à la sortie de la photodiode avec l’annulation de la composante continue ( $V_{S1}$ ).

$V_s$  correspond ici à la sortie du 2<sup>ème</sup> amplificateur (filtre passe bas) à savoir le pin 14 du LM324 ou  $V_2$  sur la simulation PSIM de la figure 8.

<i>Figure 1 : Datasheet d'une DEL</i>	3
<i>Figure 2 : Code couleurs des résistances</i>	3
<i>Figure 3 : Visualisation du signal sans composante continue sur oscilloscope</i>	8
<i>Figure 4</i>	31
<i>Figure 5 : Datasheet du LM324</i>	32
<i>Figure 6 : Deuxième partie d'amplification et de filtrage</i>	32
<i>Figure 7 : Réduction des bruitages parasites de haute fréquence avec un filtre passe-bas</i>	33
<i>Figure 8 : Partie 2 ( amplification et filtrage)</i>	34
<i>Figure 9 : Signal relevé sur oscilloscope après amplification et filtrage des bruits parasites</i>	34