



UNIVERSITÉ  
LAVAL

---

## Système d'oxymètre de flux lors de l'exercice

---

Réalisé par  
Gabrielle Germain (111 266 117)  
Sandrine Poulin (111 262 987)

Dans le cadre du cours  
Travaux pratiques d'optique photonique I (GPH-2004)

Travail présenté à  
Daniel Côté

Du département de physique, de génie physique et d'optique photonique  
Faculté des Sciences et de Génie  
Université Laval  
30 mars 2021

### Résumé

Les méthodes pour mesurer la saturation d'oxygène dans le sang ont longtemps été invasives et peu précises. Avec l'arrivée des oxymètres de flux, il est possible de mesurer la saturation d'oxygène dans le sang avec nos connaissances sur l'absorption de la lumière par les différents tissus humains. De plus, nous souhaitons vérifier si le taux d'oxygène est affecté par le port d'un masque pendant l'activité physique. Aucune corrélation n'a été trouvée entre le port ou non du masque et la saturation du sang en oxygène pendant l'activité physique. Les taux d'oxygènes que trouvés se situaient autour de  $(70 \pm 30) \%$ . Avec l'incertitude, le taux d'oxygénation pour chacun des essais tombe dans les valeurs acceptées, même s'il n'est pas du tout précis. Avec la méthode utilisée en oxymétrie, il est également possible de calculer le pouls d'une personne pendant la prise de mesures. Les valeurs de pouls qui ont été trouvées variaient entre 84 bpm et 233 bpm. La précision de ces valeurs variaient grandement selon les essais. Ainsi, même si les résultats obtenus n'étaient pas d'une bonne précision, il a été trouvé que le taux d'oxygénation du sang ne dépend pas du port du masque.

## Introduction

Depuis la nuit des temps, les hommes tentent de défier la science. Dans le contexte actuel, les sceptiques contredisent le port du masque sous prétexte que celui-ci affecte le taux d'oxygène dans le sang. Afin de vérifier cette hypothèse, un oxymètre de flux sera construit et celui-ci servira à mesurer la saturation en oxygène du sang pendant un léger effort physique avec et sans masque. L'oxymétrie a pour but de déterminer la saturation du sang en oxygène. Pour une personne en santé, cette valeur se trouve normalement entre 90% et 100% [2]. Les méthodes modernes et non destructives d'oxymétrie consistent à mesurer l'absorption de la lumière rouge et infrarouge par les composantes du sang afin d'en déduire son taux d'oxygénation [3]. En effet, l'oxyhémoglobine a tendance à absorber les infrarouges alors que la désoxyhémoglobine absorbe la lumière rouge [2]. En analysant la quantité de lumière rouge et infrarouge qui passe à travers un doigt, il est possible de connaître la saturation en oxygène du sang de la personne. Afin de distinguer le sang des autres tissus qui sont présents dans le doigt, le battement du cœur est utilisé dans l'obtention des mesures d'intensité.

## Théorie

La loi de Beer-Lambert est à la base de l'oxymétrie. En effet, elle permet de décrire l'atténuation d'un signal passant dans un milieu uniforme et homogène. Il est même possible à l'aide de cette loi de prendre en compte plusieurs milieux simultanément, comme dans le cas présent [4]. Lorsque la lumière traverse le doigt, une partie est absorbée non seulement par le sang oxygéné, mais également par le sang désoxygéné et les autres tissus présents, comme le montre la figure 1. Le pouls permet quant à lui de distinguer le sang artériel, qu'on cherche à étudier, du sang veineux, qui est désoxygéné.

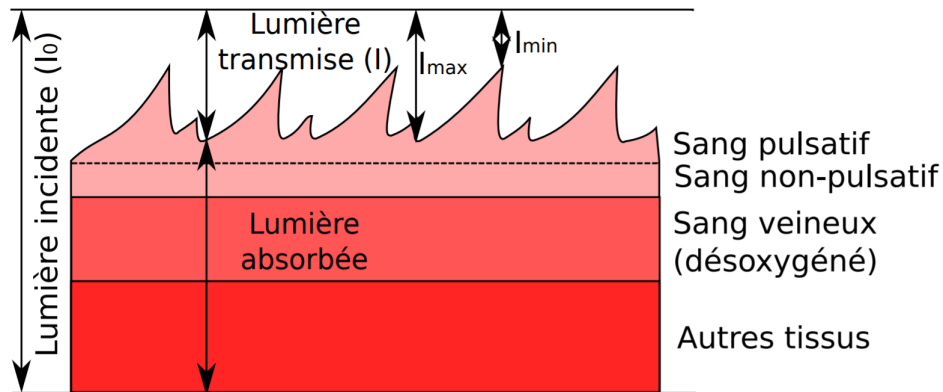


FIGURE 1 – Signal transmis et absorbé dans les différents composants du sang [3]

En utilisant les valeurs d'intensités minimales et maximales atteinte par le faisceau rouge et le faisceau infrarouge, on trouve le ratio

$$R = \frac{\ln I_{min,R}/I_{max,R}}{\ln I_{min,IR}/I_{max,IR}}.$$

Celui-ci, appliqué à la loi de Beer-Lambert et suite à quelques simples prouesses mathématiques, donne

$$SpO_2 = \frac{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) - \epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})R}{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) - \epsilon_{HbO_2}(\lambda_R) + [\epsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]R}.$$

Afin d'obtenir  $SpO_2$  dans l'expression, il suffit d'établir le lien entre les concentrations dans le sang en hémoglobine et oxyhémoglobine, qui sont eux présents dans la loi de Beer [4]. Les coefficients d'extinction sont quant à eux connus pour une longueur d'onde donnée. Dans le cas présent [3],

	$\lambda$ (nm)	$\epsilon_{Hb}$ (mM <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )	$\epsilon_{HbO_2}$ (mM <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )
$\lambda_R$	660	0.81	0.08
$\lambda_{IR}$	940	0.18	0.29

## Méthode expérimentale

### Matériel

1. Arduino Uno
2. Nellcor oximeter sensor CST060-3120
3. Prise DB9
4. Ampli-Op
5. Condensateurs, transistors et résistances variés
6. Oscilloscope
7. Breadboard
8. 2 piles 9V

### Méthodes

Tout d'abord, le circuit de la figure 2 doit être reproduit sur le breadboard. Les entrées AO1 et AO0 doivent provenir de l'Arduino et chacun leur tour fournir une intensité afin d'allumer la LED rouge et infrarouge respectivement. Il est suggéré d'alterner les deux lumières aux 5 secondes afin de laisser le système lire le pouls. Dans la section détection, il est nécessaire d'ajouter un filtre RC à la sortie OP6 afin de limiter le bruit lors de la lecture du signal.

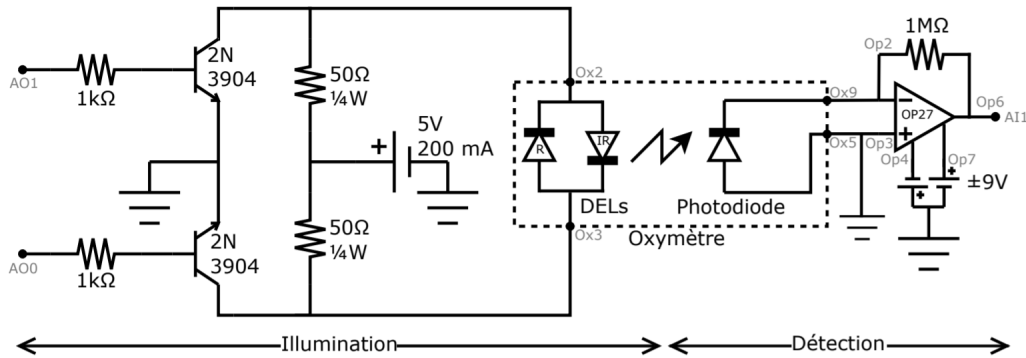


FIGURE 2 – Circuit utilisé pour le projet tiré du protocole de laboratoire [3]

Le filtre doit diminuer au minimum le bruit sans toutefois empêcher la lecture du pouls. La valeur du condensateur et de la résistance du filtre peuvent être ajusté selon

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

et il est pertinent de vérifier la sortie simultanément sur l'oscilloscope afin de vérifier le bon fonctionnement du filtre. Le rôle de l'Arduino est de faire allumer en alternance de 5 secondes la LED rouge et la LED infrarouge. La sortie 6 est liée à l'oscilloscope et permet de prendre les mesures d'intensité nécessaires aux calculs. initialement, il était prévu de faire l'analyse en temps réel avec l'Arduino, afin que le pouls et la saturation en oxygène se calculent automatiquement. La saturation en oxygène se trouve à l'aide des valeurs minimales et maximales et le pouls se trouve grâce à la fréquence des oscillations. Toutefois, la tâche s'est avérée plus difficile que prévu. Bien que ce n'était pas ce qui était prévu initialement, les mesures seront prises à l'aide de l'oscilloscope, en sauvant les données sur une clé USB et les analysant avec python.

Le code Arduino est présenté dans l'annexe A. Celui-ci sert à allumer la lumière rouge et la lumière infrarouge en alternance. De plus, le code Python qui a été utilisé pour analyser les données est aussi présenté en annexe.

## Résultats

L'analyse des données s'est faite complètement à l'aide d'un script en python. Celui-ci a été écrit de façon à ce que le traitement soit le plus automatique possible et nécessite le moins d'intervention humaine possible.

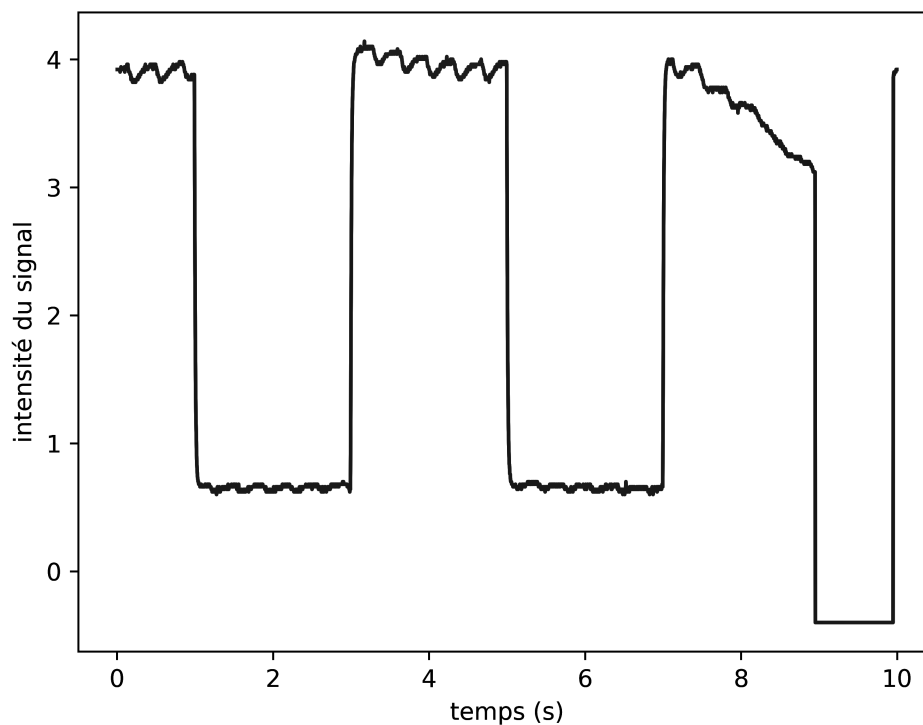


FIGURE 3 – Exemple de données (essai 4). Les "marches" du haut correspondent aux moments où la LED rouge est allumée, alors que celles du bas correspondent plutôt aux moments où la LED infrarouge est allumée. Le pouls correspond à la fréquence observée à l'intérieur d'une même marche.

Le code réussissait à découper les données en sous-matrices qui correspondaient à la lumière rouge ou infrarouge. Puis, dans chaque matrice, il était possible d'identifier un maximum et un minimum qui

correspondaient aux quatre valeurs utilisées pour calculer le ratio  $R$  dont l'équation est présentée à la section *Théorie*.

Les résultats expérimentaux sont comparés avec des mesures prises au même moment avec un oxymètre commercial. Pour les différents essais, les "cobayes" (Sandrine et Gabrielle) portaient un masque ou non et avaient préalablement couru ou non, afin de déterminer si le port du masque affecte le taux d'oxygénation dans le sang. Les conditions des essais sont résumées dans le tableau 1.

Essais	Personne	Activité	Masque
0	Gabrielle	Au repos	Oui
1-2	Sandrine	Jogging léger	Oui
3-4	Sandrine	Jogging léger	Non
5-6-7	Gabrielle	Jogging léger	Oui
8-9	Sandrine	Au repos	Oui

TABLE 1 – Conditions et caractéristiques de chaque essai

Essais	Oxymètre commercial		Résultats expérimentaux	
	Taux d'oxygénation (%)	Pouls (bpm)	Taux d'oxygénation ( $\pm 30\%$ )	Pouls (bpm)
0	98	80	72	84
1	98	150	73	188
2	98	150	70	154
3	96	166	76	188
4	96	166	69	169
5	98	140	76	NAN
6	98	140	75	NAN
7	98	140	NAN	NAN
8	98	117	69	233
9	98	117	78	171

TABLE 2 – Résultats finaux de l'analyse. Les "NAN" représentent des valeurs que le script n'a pas été en mesure de calculer.

Les figures 4 et 5 comparent les résultats expérimentaux aux valeurs mesurées par l'oxymètre commercial.

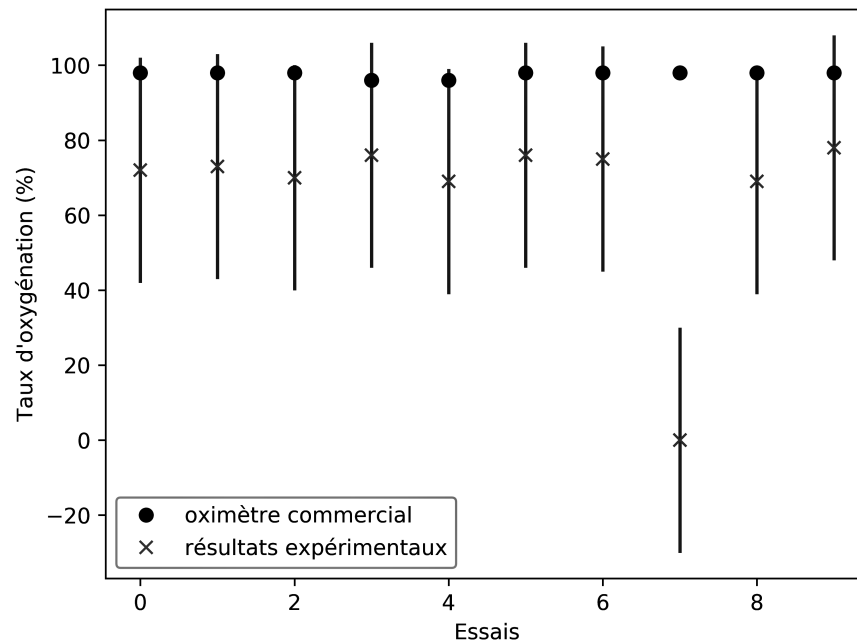


FIGURE 4 – Valeur expérimentale et mesure avec l'oxymètre commercial du taux d'oxygénation selon l'essai. Pour l'essai 7, le résultat expérimental à 0 correspond au NAN. Ne pas en tenir compte.

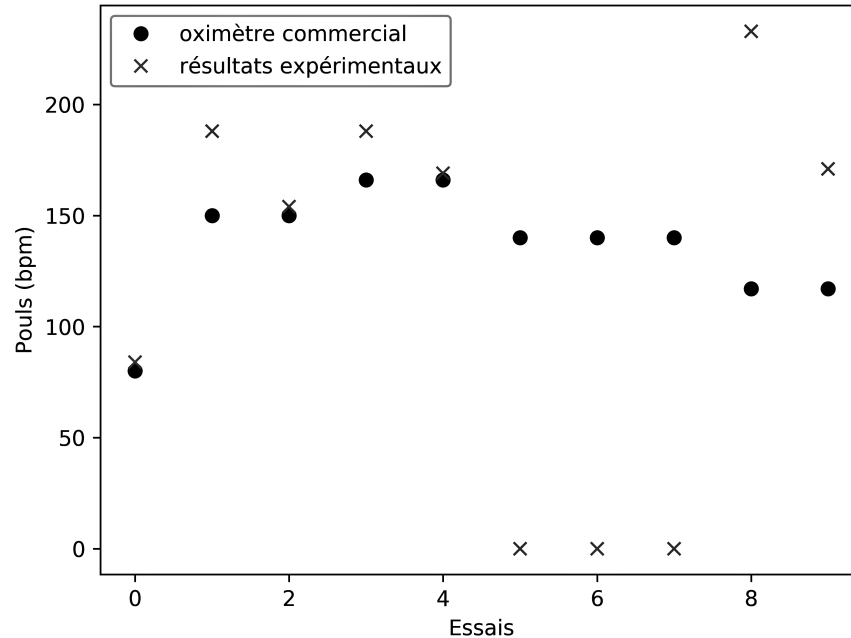


FIGURE 5 – Valeur expérimentale et mesure avec l'oxymètre commercial du pouls selon l'essai. Pour les essais 5, 6 et 7, les résultats expérimentaux à 0 correspondent aux NAN. Ne pas en tenir compte.

## Discussion et analyse

La première chose dont il est important de discuter est l'échec de fournir une mesure en temps réel avec l'Arduino. En effet, malgré l'ajout du filtre RC, le bruit était trop important et il était impossible pour le code Arduino de l'ignorer. À cause de cela, la valeur du pouls était en fait la fréquence du bruit, ce qui donnait des résultats dans les milliers de Hertz. C'est entre autres une des raisons pourquoi il a été décidé de plutôt utiliser un script python. Avec celui-ci, même si l'analyse des résultats nécessite un certain délais, les mesures sont plus réalistes.

Selon le tableau 2, pour la majorité des essais, le taux d'oxygénation mesuré avec l'oxymètre commercial se situait tout près de 100% (entre 96 et 98%), ce qui, selon la littérature [2], est un résultat normal pour des jeunes femmes non-fumeurs en santé. Pour les résultats expérimentaux, ces valeurs se situent plutôt autour de 75% (entre 69 et 78%). Un taux d'oxygénation aussi bas est très loin de la valeur attendue, mais est aussi dangereusement bas selon la littérature. Toutefois, la figure 4 présente les résultats avec les incertitudes et on peut voir que celles-ci (autour de 30% pour chaque essai) englobent la valeur attendue. Il est donc possible d'affirmer que les résultats sont pour la majorité exacts, mais très, très peu précis. Cette énorme incertitude est probablement due à l'échelle utilisée avec l'oscilloscope pour enregistrer les données. Afin de voir le signal pour le rouge et l'infrarouge, il fallait utiliser une échelle qui manquait de précision, surtout pour les données dans l'infrarouge qui variaient très peu et dans l'échelle de la précision de l'oscilloscope. Ce phénomène est présenté de façon plus visuelle avec la figure 6.

Une solution pour remédier à ce problème serait simplement de prendre un premier enregistrement de données où seulement la LED rouge est allumée, ce qui permettrait d'adapter l'échelle à ce signal seulement, puis de prendre un second enregistrement avec la LED infrarouge allumée, encore une fois avec une échelle optimisée. Bien sur, cela nécessiterait de modifier le script python, mais l'analyse serait au final encore plus simple qu'elle ne l'était puisqu'il ne serait plus nécessaire de découper les données en "sous-matrices" rouge et infrarouge.

Une autre solution qui pourrait être envisagée serait l'adaptation de la sonde afin de se retrouver avec des longueurs d'ondes dans le rouge et l'infrarouge qui sont absorbées de manière similaire par la peau. En effet, il est possible d'estimer l'absorbance des longueurs d'ondes par la peau grâce à une courbe [1]. Puisque la sonde utilisée date de plusieurs années, il est possible que les lumières ne fonctionnaient plus avec la même performance qu'avant, ce qui aurait pu affecter les résultats. Donc, en utilisant un capteur avec des LEDs de longueurs d'onde connues, il serait possible d'optimiser les mesures afin que les spectres de lumière rouge et infrarouge soient plus rapprochés. Ainsi, une plus petite échelle sur l'oscilloscope serait utilisée, ce qui mènerait à l'obtention de mesures plus précises.

Ensuite, pour le pouls, il est possible de voir sur la figure 5 que pour les essais 0, 2 et 4, les valeurs expérimentales et mesurées avec l'oxymètre commercial sont très similaires. Le tableau 2 indique que l'écart entre ces deux valeurs pour les trois essais est de 4 à 5 bpm, ce qui représente un écart d'environ 3 à 5%. C'est assez petit. Toutefois, les résultats sont moins concluants pour les essais 1, 3, 8 et 9 (le script n'a pas été capable de calculer une fréquence pour les essais 5, 6 et 7). L'écart pour chaque essai varie beaucoup et ce n'est pas d'une façon régulière. Pour l'essai 3, il y a un écart d'environ 20 bpm, alors que pour l'essai 8 l'écart est autour de 115 bpm, ce qui est presque le double de la valeur attendue.

Encore une fois, ces irrégularités peuvent être causées par le choix de l'échelle sur l'oscilloscope. Une échelle mieux adaptée aurait généré moins de bruit, ce qui aurait aidé le script à discerner le bruit du signal. Il est important de préciser que le pouls était calculé en analysant les données correspondant à la lumière rouge. C'était les données où le bruit était le moins visible dans le signal et donc où il risquait le moins d'influencer les calculs.

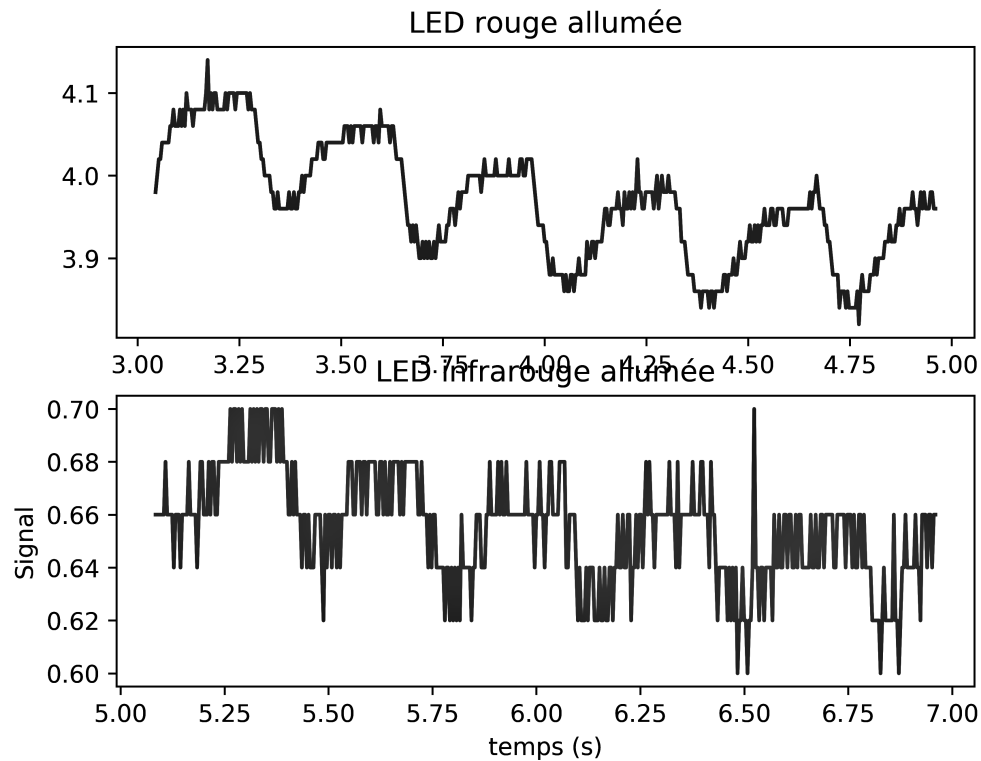


FIGURE 6 – La figure du haut présente une section de données où la LED rouge est allumée et celle du bas où la LED infrarouge est allumée. En observant la figure de l'infrarouge, on peut voir que la précision de l'oscilloscope était aux 0.02 V (les plus petits bonds visibles et permis sont de cette échelle). Le signal quant à lui varie entre 0.60 et 0.70, l'échelle est donc extrêmement peu précise. On sait par exemple, qu'à 6.5 s le signal se situait entre 0.60 et 0.62 V, mais sans plus. Afin d'avoir des résultats plus précis, il aurait fallu que l'échelle soit environ un dixième de ce qu'elle est présentement, donc 0.002 V (à l'oeil). Il est possible de distinguer des maxima, des minima et un cycle qui représente le pouls, mais c'est très grossier. L'échelle est un peu mieux adaptée pour le rouge, mais encore une fois, une échelle plus précise aurait permis d'avoir une lecture plus précise des maxima et minima.

Au final, les résultats expérimentaux ne permettent pas réellement de répondre à la question initiale : le masque affecte-t-il le taux d'oxygénation du sang. Les mesures prises avec l'oxymètre commercial sont plus précises et fiables. Toutefois, l'incertitude sur le taux d'oxygénation affiché sur le petit écran n'est pas connu et il a été remarqué lors de son utilisation que celui-ci pouvait varier beaucoup dépendamment de la façon dont l'oxymètre était placé sur le doigt. C'est pourquoi, même si les mesures semblent indiquer que le non port du masque diminue le taux d'oxygénation (tableau 2, essais 3 et 4), il est impossible de conclure quoi que ce soit. La conclusion la plus sage serait d'assumer que le port du masque affecte très peu le taux d'oxygénation si c'est le cas, et surtout, ne le fait pas diminuer sous un seuil critique.



## Conclusion

En conclusion, il était difficile d'utiliser les données expérimentales afin de déterminer si le port du masque affecte de taux d'oxygénation du sang. Les incertitudes sont beaucoup trop importantes, principalement dû à un mauvais choix d'échelle sur l'oscilloscope. Le pouls quant à lui était parfois juste, parfois complètement faux. Pour remédier à ces deux problèmes, il faudrait probablement repenser à la façon de prendre les mesures, soit en prenant deux enregistrements de données pour les deux lumières ou en ajustant la sonde pour avoir un écart moins grand au niveau du signal, ce qui permettrait d'utiliser une échelle plus précise.

Malgré le manque de précision du montage expérimentale, l'oxymètre commercial et les données de référence, utilisées pour vérifier le fonctionnement du montage expérimental. permettent de conclure de façon presque confiante que le port du masque affecte très peu ou pas du tout le taux d'oxygénation du sang et surtout, ne le fait pas baisser sous un seuil critique.

## Annexe A - exemples de codes

### Arduino

```
#include <math.h>
#include <FreqCount.h>

// Constantes (pins et variables):
const int OX2 = 10;
const int OX3 = 11;
const int FREQ = 5;
const int PHOT = A0;
// photodiode = A0 et 5, signal doit rentrer dans les deux pins
float e_r = 0.81;
float e_ir = 0.18;
float eo2_r = 0.08;
float eo2_ir = 0.29;
float ratio;
float oxyg;
float myArray[2000];

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  FreqCount.begin(10000); // 5000 pour 5000 ms (5s) entre chaque mesure
  // Initialisation des pins:
  pinMode(OX2, OUTPUT);
  pinMode(OX3, OUTPUT);
  pinMode(FREQ, INPUT);
}

void loop() {
  // Modulation des LEDs et mesures des signaux max et min:
  float ir_min = 0;
  float ir_max = 0;
  float r_min = 0;
  float r_max = 0;

  // Infrarouge:
  analogWrite(OX2, 255); // 85 parce que c'est le tiers du cycle, pwm...
  int var = 0;

  while (var < 20000) {
    if (analogRead(PHOT) > ir_max) {
      ir_max = PHOT/1023;
    }

    else if (analogRead(PHOT) < ir_min) {
      ir_min = PHOT/1023;
    }
    var++;
  }
  analogWrite(OX2, 0); // Éteindre la LED

  // Rouge:
  analogWrite(OX3, 255); // 85 parce que c'est le tiers du cycle, pwm...
  var = 0;
  while (var < 20000) {
    if (analogRead(PHOT) > r_max) {
      r_max = PHOT/1023;
    }

    else if (analogRead(PHOT) < r_min) {
      r_min = PHOT/1023;
    }
    var++;
  }
}
```

## Python

```
1  import numpy as np
2  from matplotlib import pyplot as plt
3  import pandas as pd
4  from scipy import signal, interpolate
5
6
7  # filtre
8  b, a = signal.butter(4, 100, btype='low', analog=True, output='ba', fs=None)
9
10 for i in [0, 1, 2, 3, 4]:
11     position = r'C:\Users\gabrielle\Desktop\Université\Session 4\Optique (lab)\oximetre\F000{}\CH1.CSV'.format(i)
12     data = np.array(pd.read_csv(position, usecols=[3, 4])).transpose()
13     temps = data[0][600:2000]
14     _signal = data[1][600:2000]
15     data = np.array([temps, _signal])
16     #print(data)
17     if i == 7:
18         continue
19
20     #plt.plot(data[0], data[1])
21     #plt.title('essai {}'.format(i))
22     #plt.show()
23
24     freq = []
25     ir_min = []
26     ir_max = []
27     r_min = []
28     r_max = []
29     j = 0
```

```
30     while j < ((data.size) - 1):
31         try:
32             # MAX
33             if data[1][j+10] - data[1][j] > 2:
34                 try:
35                     s_temps = np.array(data[0][j:j+500])
36                     s_signal = np.array(data[1][j:j+500])
37
38                     s_temps = s_temps[20:]
39                     s_signal = s_signal[20:]
40
41                     r_max.append[]
42                     spl = interpolate.UnivariateSpline(s_temps, s_signal)
43                     spl.set_smoothing_factor(0.2)
44
45                     peaks, _ = signal.find_peaks(spl(s_temps), distance=50)
46
```

```
47         except IndexError:
48             continue
49         else:
50             plt.plot(s_temps, s_signal)
51             plt.plot(s_temps, spl(s_temps))
52             #plt.plot(s_temps[peaks], s_signal[peaks], 'rx')
53             plt.title('essai {}, max'.format(i))
54             plt.show()
55
56         j += 10
57
58     # MIN
59     elif data[1][j+10] - data[1][j] < -2:
60         try:
61             s_temps = np.array(data[0][j:j+500])
62             s_signal = np.array(data[1][j:j+500])
63
64             s_temps = s_temps[20:]
65             s_signal = s_signal[20:]
66
67             spl = interpolate.UnivariateSpline(s_temps, s_signal)
68             spl.set_smoothing_factor(0.08)
69
```

```
70         except IndexError:
71             continue
72         else:
73             plt.plot(s_temps, s_signal)
74             plt.plot(s_temps, spl(s_temps))
75             plt.title('essai {}, min'.format(i))
76             plt.show()
77
78         j += 10
79
80         j += 2
81
82     except IndexError:
83         break
84
```

## References

- [1] *Absorption spectra for biological tissues*. URL : <https://omlc.org/classroom/ece532/class3/muaspectra.html> (visité le 23/03/2021).
- [2] *Comment fonctionne un oxymètre de pouls ? Principe et définition ( $SpO_2$ ,  $CHbO_2$ ,  $CHb...$ )* URL : <https://www.mediprostore.com/fonctionnement-oxymetre> (visité le 20/03/2021).
- [3] *Protocole du laboratoire de Sphygmo-oxymètre (GPH-2004)*. Département de physique, de génie physique et d'optique. Déc. 2017.
- [4] J. G WEBSTER. *Design of pulse oximeters*. Inst. of Physics Publ., 2003.