

Ateliers - AT15

Oxymétrie – Rapport final

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

ESIEE
PARIS

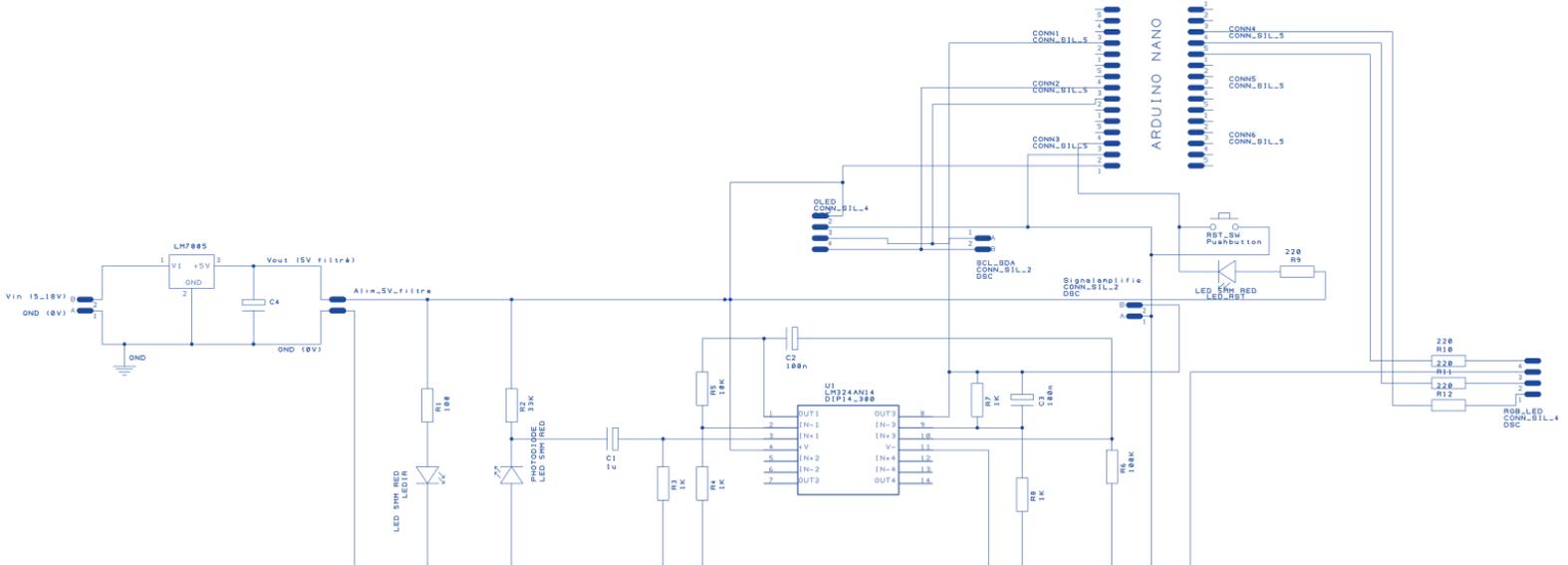


Table des matières :

CARACTERISATION DES COMPOSANTS OPTOELECTRONIQUES	6
I. MISE EN ŒUVRE PRATIQUE.....	6
A. RESSOURCES UTILES	6
B. ÉTUDE DE LA DEL	7
C. ÉTUDE DE LA PHOTODIODE (ATTENTION, CABLAGE EN INVERSE).	8
D. ÉLIMINATION DE LA COMPOSANTE CONTINUE.....	9
RECHERCHES BIBLIOGRAPHIQUES ET SYNTHÈSE SUR LE FONCTIONNEMENT DE L'OXYMETRE.....	11
PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L'OXYMETRE :	11
PRINCIPE DE LA MESURE PHYSIQUE :	14
PRINCIPE OPTIQUE DES TISSUS (DETAILS).....	16
Effets de réfraction :	16
Effets de diffusion.....	17
Effets d'absorption	18
PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT ELECTRONIQUE	19
COMPLÈMENTS SUR LA PHYSIOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE	20
QUELQUES RÉFÉRENCES D'OXYMETRES COMMERCIAUX :	22
OXYMETRE DE POULS DIGITAL POUR LA MESURE DE LA SATURATION EN OXYGÈNE DANS LE SANG.	22
RESSOURCES SUR CETTE PARTIE	23
MISE EN ŒUVRE DES CIRCUITS DE L'OXYMETRE SUR PLAQUETTE DE TEST SK10	24
RAPPEL DU TP1 :	24
CIRCUIT INTÈGRE LM324	24
MISE EN ŒUVRE DU CIRCUIT	25
SÉRIE DE MESURES DU RYTHME CARDIAQUE SUR DIFFÉRENTES PERSONNES	27
RYTHME CARDIAQUE PERSONNE 1 (AWAIS)	27
RYTHME CARDIAQUE PERSONNE 2 (MARIE)	28
RYTHME CARDIAQUE PERSONNE 3 (INES)	29
RYTHME CARDIAQUE PERSONNE 4 (ALBAN)	30
ÉTUDE THÉORIQUE DES CIRCUITS ÉLECTRONIQUES (AMPLIFICATION ET FILTRAGE)	31
FREQUENCE DE COUPURE EXPERIMENTALE.....	31
DETERMINATION DE LA FONCTION DE TRANSFERT THEORIQUE ET PRATIQUE DE L'AO N°1	31
A. Fonction de transfert théorique	31
B. Fonction de transfert expérimentale	32
DETERMINATION DE LA FONCTION DE TRANSFERT THEORIQUE ET PRATIQUE DE L'AO N°2 ET ETUDE DU FILTRE PASSE BAS.	33
DETERMINATION DE LA FONCTION DE TRANSFERT GLOBALE (AO1 + AO2)	35

CONCEPTION DU PCB (DIFFERENTES VERSIONS), MINIATURISATION ET OPTIMISATION.....37

SCHEMATISATION ELECTRIQUE.....	37
CONCEPTION DU PCB	38
FABRICATION DU PCB ET DIFFICULTES RENCONTREES.....	40
UNE FOIS LE PCB VERSION 2 CONÇU, NOUS AVONS VERIFIE LA COHERENCE DES PISTES RELIEES AVEC LE PLAN DE CABLAGE QUE NOUS AVIONS TRACE PRECEDEMMENT ET AVONS LANCE LA FABRICATION. NOUS REMERCIONS MONSIEUR PINTO CARLOS POUR LA GRANDE RAPIDITE DE FABRICATION.	40
PCB – VERSION 4	43

ARDUINO – CODAGE, ANALYSE DES SIGNAUX ET COMMUNICATION SUR DIFFERENTES INTERFACES.....45

ARDUINO ET MODULE BLUETOOTH – POURQUOI CES CHOIX ?.....	45
PROGRAMME INFORMATIQUE D’ANALYSE DES SIGNAUX	46

MISE EN ŒUVRE D’UNE INTERFACE COMPLEMENTAIRE : APPLICATION MOBILE49

APPLICATION MOBILE.....	49
-------------------------	----

MODELISATION ET IMPRESSION D’UN BOITIER 3D54

MODELISATION D’UN BOITIER 3D	54
A. Esquisse du boîtier (coque extérieure)	55
VERSION 1 :	55
B. Esquisse du capot (coque supérieure + support doigt).....	56
C. Protocole d’impression 3D.....	57
VERSION 2 :	58

INFORMATIONS COMPLEMENTAIRES SUR LES COMPOSANTS UTILISES (DATASHEET, PINOUT ET DIMENSIONS).....60

ARDUINO NANO	60
BOUTON POUSSOIR (UTILISE POUR LA REMISE A ZERO)	60
LED RGB (ROUGE-VERTE-BLEUE)	61
REGULATEUR DE TENSION LM7805	61
BLE P CLICK (BLUETOOTH SHIELD).....	61
MODULE BLUETOOTH BLE HM-10.....	62
▪ Datasheet	62
▪ Code Arduino.....	62

ANNEXE : PROGRAMME ARDUINO DE NOTRE PROJET (ANALYSE DES SIGNAUX, TRAITEMENT, AFFICHAGE SUR ECRAN, COMMUNICATION PAR LEDS ET LIAISON BLUETOOTH POUR APPLICATION MOBILE).....63

RESSOURCES	63
PROGRAMME	63

ANNEXE : PROGRAMME (FICHIER .APK) DE L’APPLICATION MIT APP INVENTOR, APPLICATION BLE TERMINAL.....68

APPLICATIONS - TELECHARGEMENTS	68
--------------------------------------	----

ANNEXE : CORRESPONDANCE COMMANDES – ACTIONS SUR APPLICATION BLE TERMINAL	69
---	-----------

ANNEXE : PROGRAMMATION ET CONCEPTION DE L'APPLICATION MOBILE SUR MIT APP INVENTOR.....	70
---	-----------

Écran de présentation	70
Écran d'accueil	70
Écran fréquence cardiaque maximale (FCM).....	71
Écran d'information pour connaître sa zone de fréquence correcte selon la situation	71
Écran permettant d'accéder au site internet (perso.esiee).....	72
Écran fréquence cardiaque maximale (FCM).....	72
RESSOURCES	73

ANNEXE : UTILISATION DE L'OXYMETRE – MODE D'EMPLOI	74
---	-----------

GUIDE D'UTILISATION DE L'OXYMETRE	74
---	----

TABLE DES ILLUSTRATIONS	75
--------------------------------------	-----------

REMERCIEMENTS	76
----------------------------	-----------

BIBLIOGRAPHIE	76
----------------------------	-----------

I. Mise en œuvre pratique

A. Ressources utiles

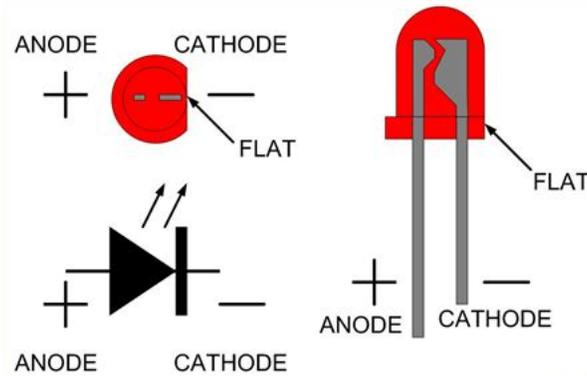


Figure 1 : Datasheet d'une DEL

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

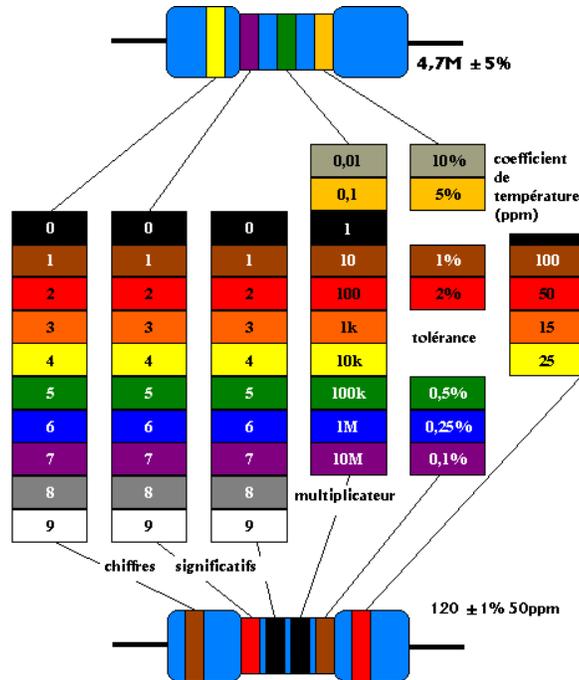


Figure 2 : Code couleurs des résistances

B. Étude de la DEL

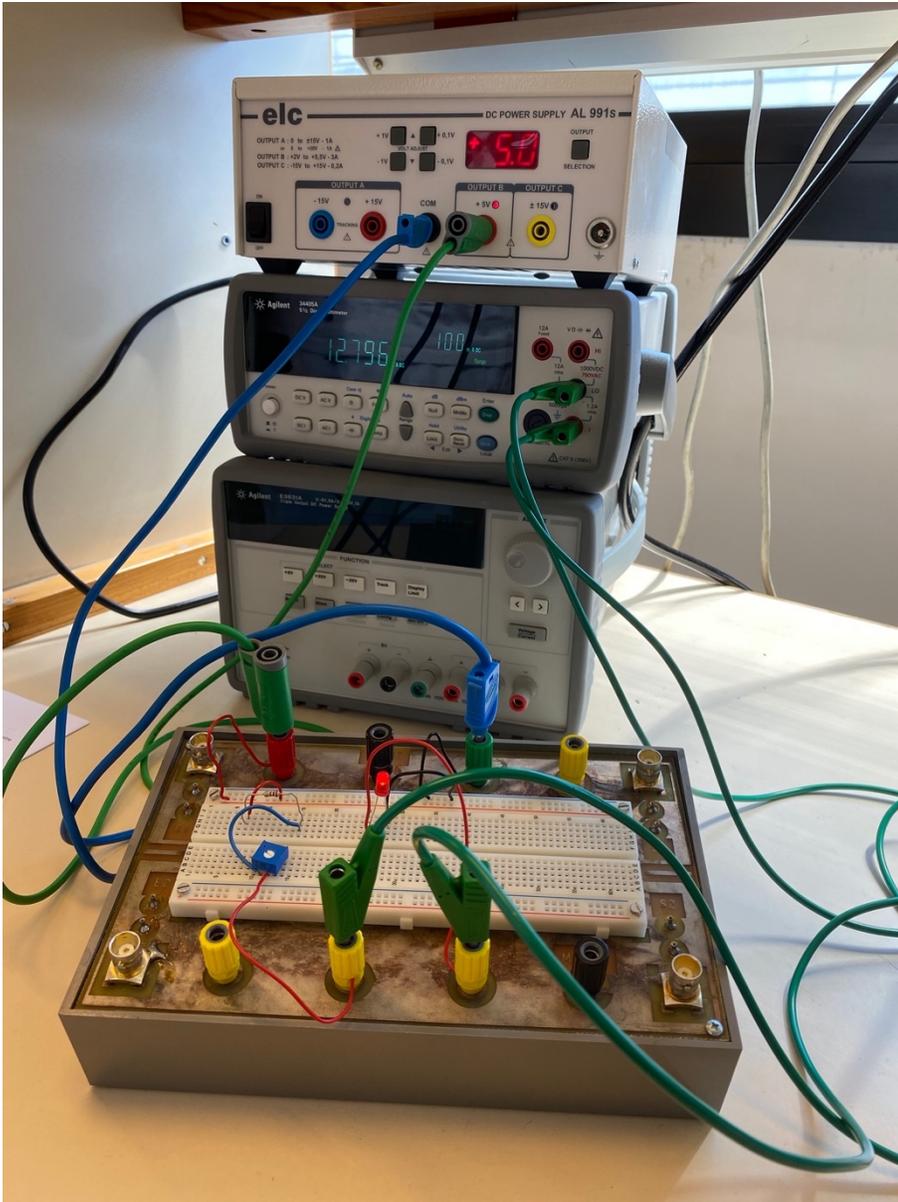
Calcul du courant en direct dans la diode I_f :

$$U=RI$$

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

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

50 mA < 100 mA (I_{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.

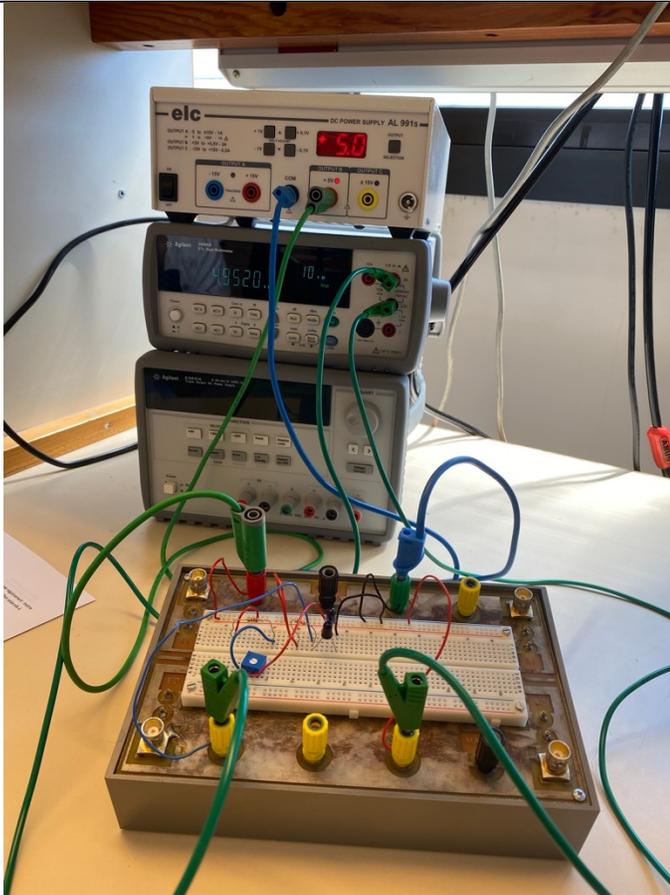
Le flux lumineux est proportionnel à la valeur de l'intensité (courant donc à la résistance). Donc le nombre de photons émis par la LED dépendra de l'intensité du courant.

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

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

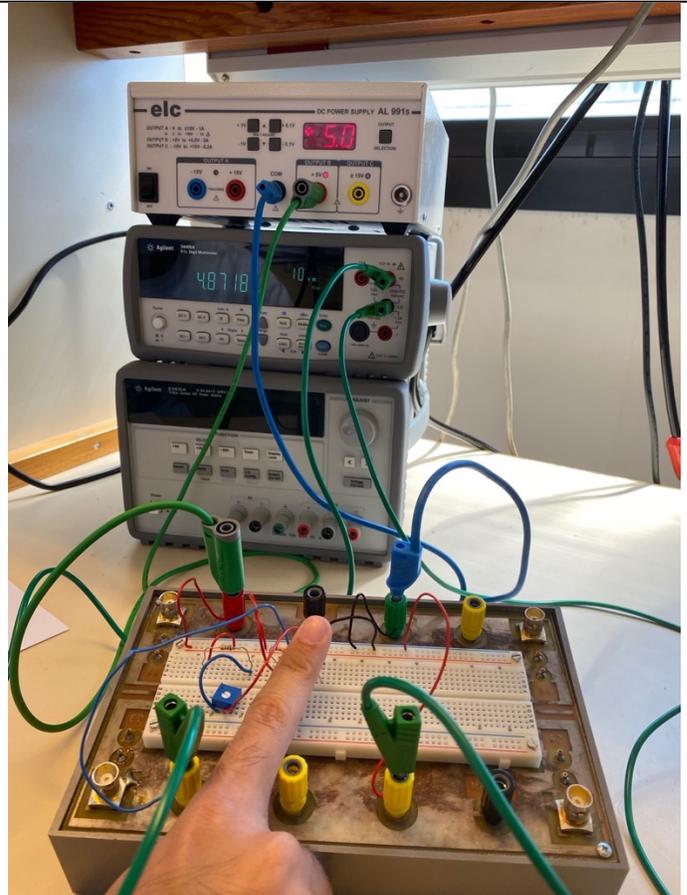
Tension aux bornes de la photorésistance

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 $V = 4,9520 \text{ V}$

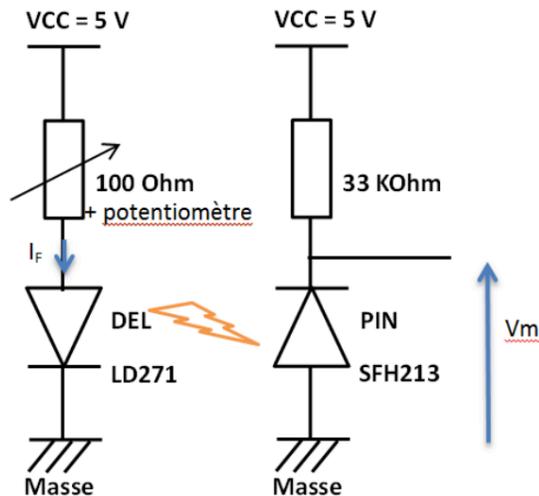
Tension aux bornes de la photorésistance avec le doigt posé sur la DEL et la photorésistance



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

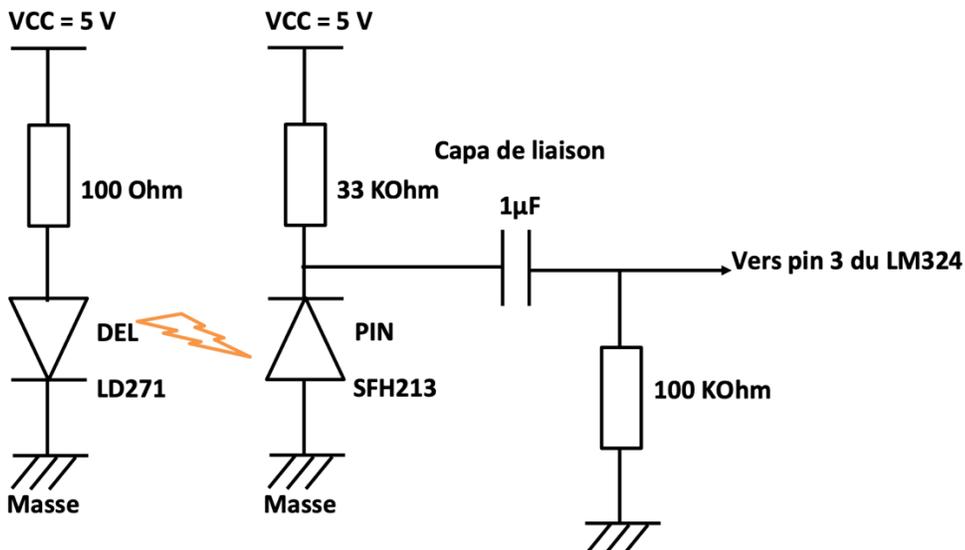


Explication :

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 $V_e = 4,9166 \text{ V}$ (sans que le doigt soit posé sur la diode) et qu'on obtient une tension $V_s = 4,7227 \text{ V}$, et que nous effectuons un offset de $4,9166 \text{ V}$ nous obtenons alors une tension de : $4,7227 - 4,9166 = -0,1939 \text{ V}$. 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.

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 (HbO₂) : absorbe essentiellement de la lumière IR.
- Hémoglobine désoxygénée (Hb) : absorbe essentiellement de la lumière rouge.

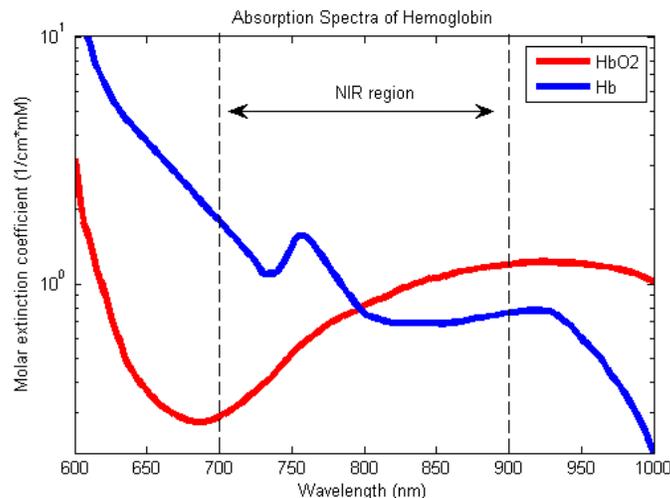


Figure : spectre d'absorption des deux types d'hémoglobines

<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.

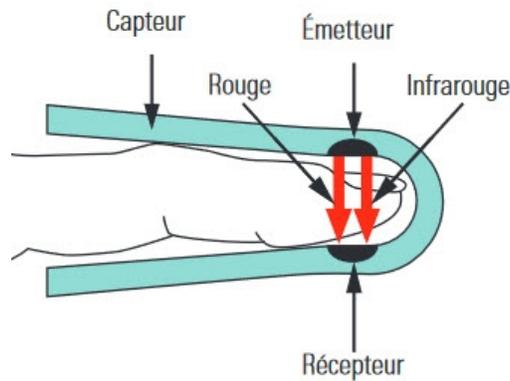


Figure : Oxymètre en transmission

<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.

Reflection

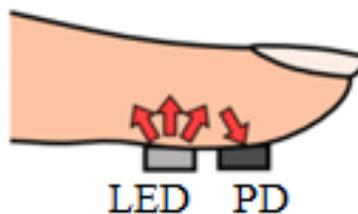


Figure : Oxymètre en réflexion

<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.

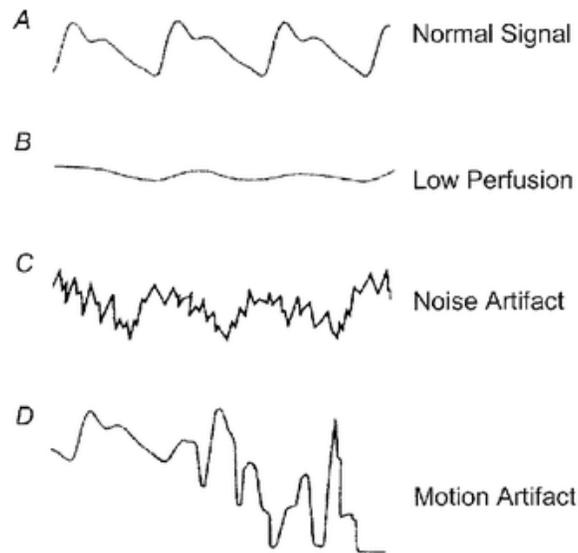


Figure : signaux des ondes des oxymètres de Pouls
<https://urlz.fr/fNra>

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
- σ la section efficace d'absorption (surface effective d'interaction entre l'onde et la particule).

On pourrait également écrire la loi comme ceci :

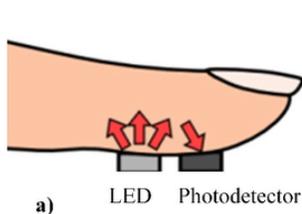
$$I(x) = I_0 \times \exp(-\alpha \cdot x)$$

Avec :

- α 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

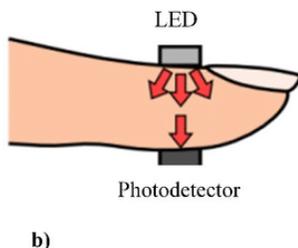
On peut conclure de cette loi qu'à coefficient d'absorption α supposé constant, plus l'épaisseur du doigt sera grande, plus l'intensité du faisceau lumineux en sortie des tissus du doigt (I) sera faible.

Notons également que cette formule est exacte dans le cas où la diode émettrice et la photorésistance réceptrice 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).

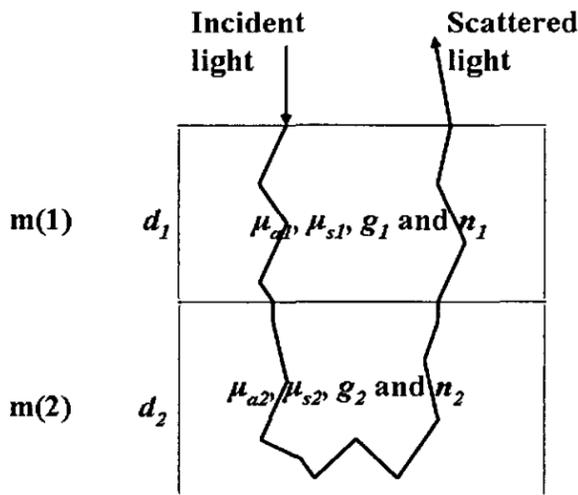


Figure 3.7 A diagram of a two-layered tissue $M=\{m(1), m(2)\}$.

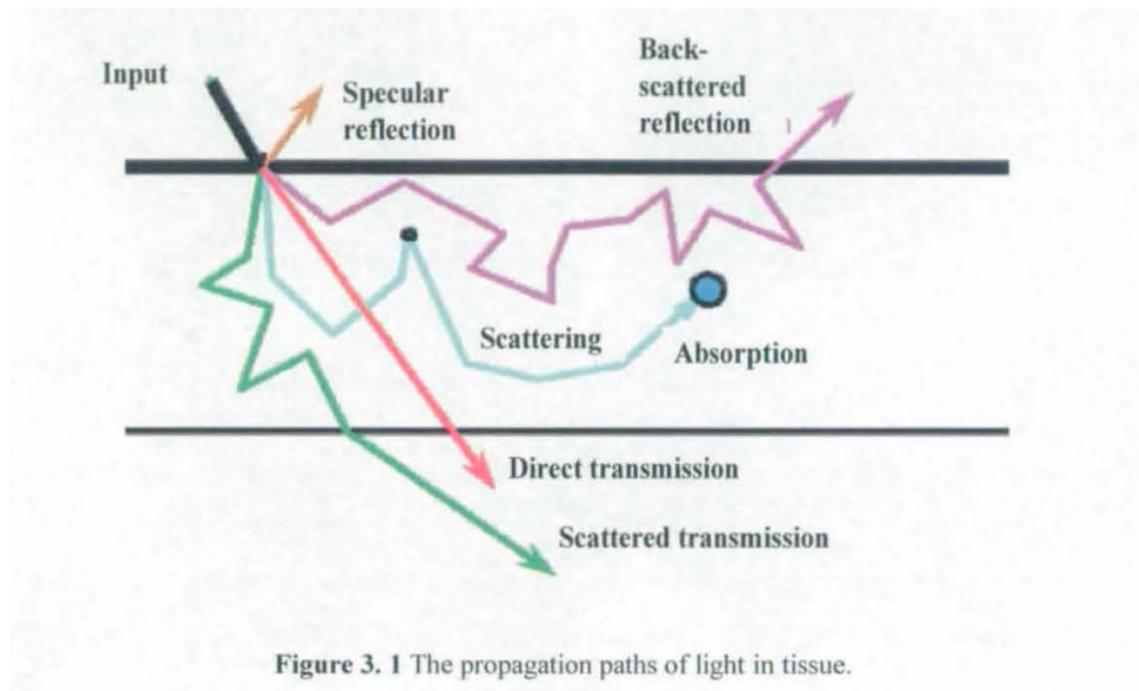
Sur la figure ci-contre, on peut considérer un schéma d'un tissu à deux couches, qui ont chacune des propriétés physiques différentes.

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 α 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.

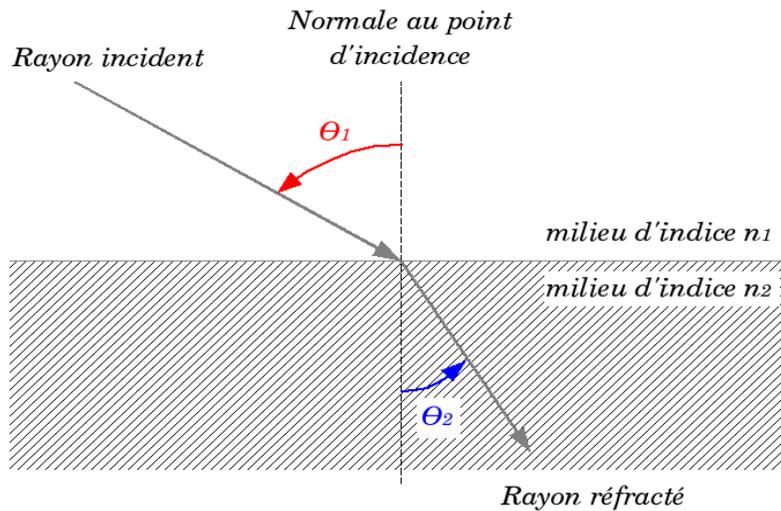
Principe optique des tissus (détails)

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 ($m^2 \cdot s^{-1}$).

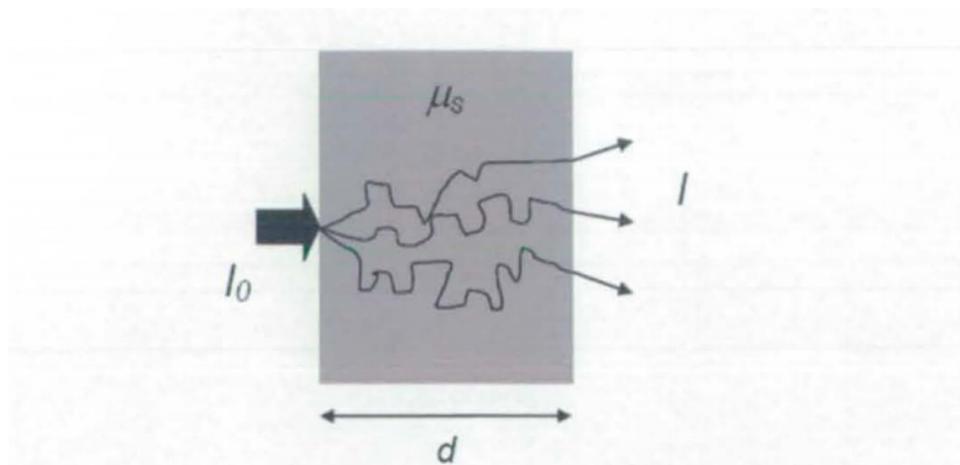


Figure 3. 3 Scattering of light through a scattering medium, where I is the intensity of the scattered transmitted light, I_0 is the incident light intensity, and μ_s is the scattering coefficient of the homogenous medium of thickness d .

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 :

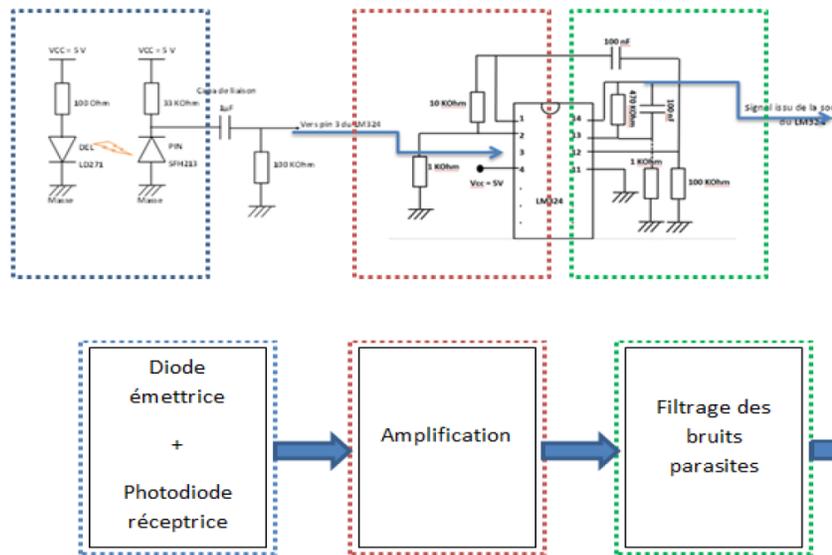
Recherche (anglais) : OPTO-PHYSIOLOGICAL MODELLING OF IMAGING PHOTOPLETHYSMOGRAPHY BY JIAZHENG, Jan 2010, Loughborough University.

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



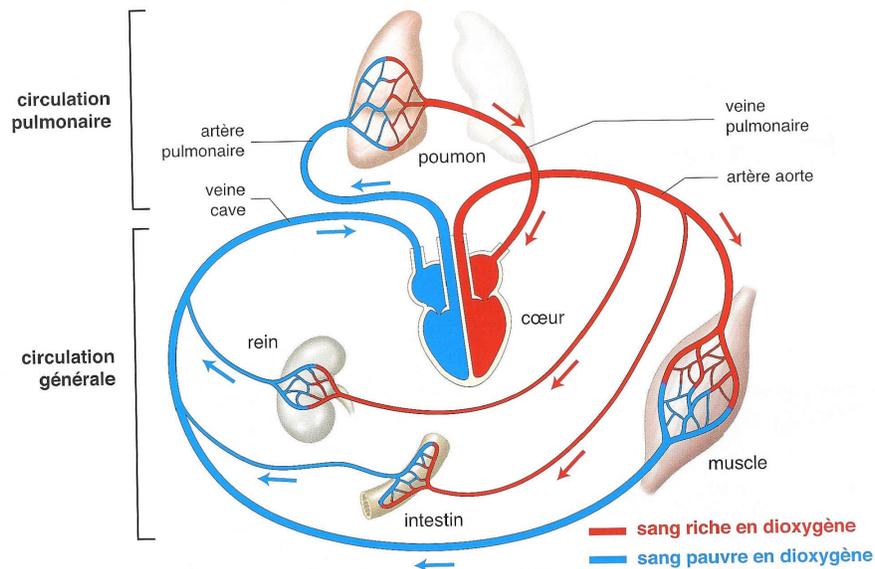
Le principe de fonctionnement électronique de l'oxymètre se décompose en trois grandes parties :

- 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 :

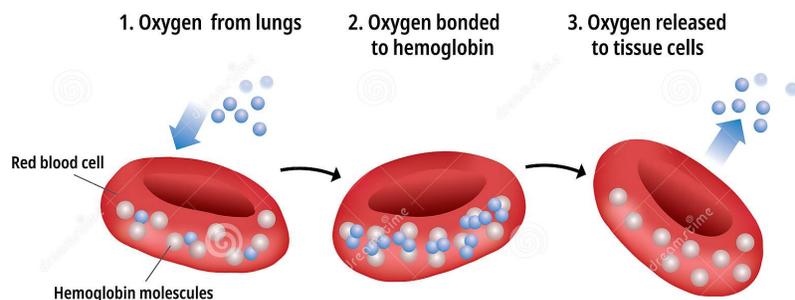
- 4) L'**acquisition** du signal de sortie analogique et son **traitement** par le biais d'un microprocesseur (traitement numérique du signal) afin de calculer la fréquence cardiaque. Pour cela, comme nous l'avons détaillé précédemment, on calcule la période entre deux pics afin d'en déduire la fréquence 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 CO₂ 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.

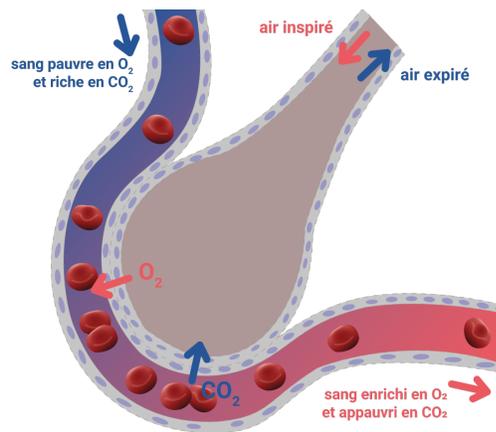
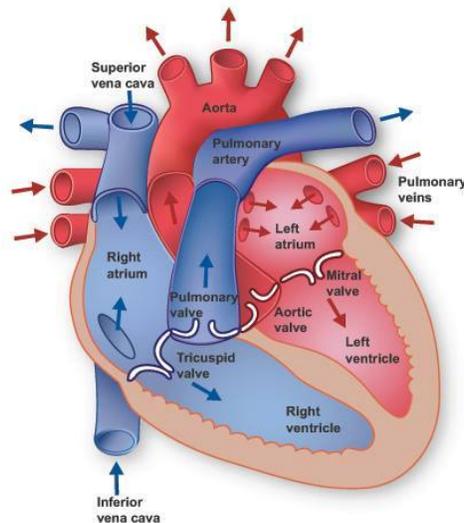


Figure 3 : Alvéole pulmonaire

- 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 aux 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 :

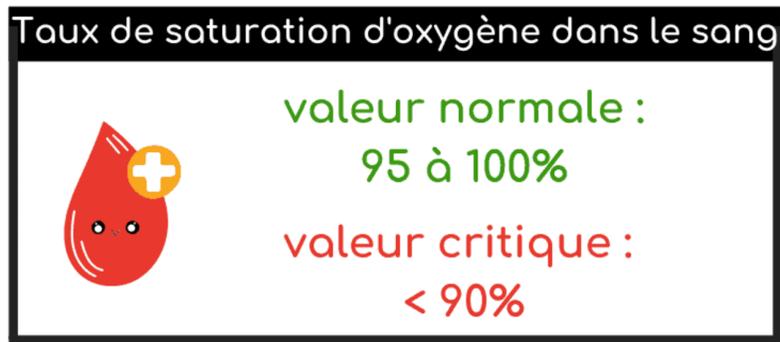


Figure : taux de saturation d’oxygène dans le sang
<https://www.medisafe.fr/blog/comment-fonctionne-un-oxymetre-de-pouls/>

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"> ● Mesure de la SpO2 ● Mesure du pouls
2		HYLOGY OXYMETRE : Oxymètre de pouls électronique numérique.	<ul style="list-style-type: none"> ● Moniteur de fréquence cardiaque ● Capteur d’oxygène ● Ecran LED
3		IDOIT OXYMETRE : Oxymètre de doigt ou saturomètre pour calculer SpO2, PR et PI.	<ul style="list-style-type: none"> ● Moniteur de fréquence cardiaque ● Ecran LED d’alarme ● Précision de la SpO2 : +/- 2%

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

SpO2 : taux d'oxygène dans le sang.

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

PI : indice de perfusion.

Ressources sur cette partie

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 :

Nous avons déjà câblé lors du TP1 la diode IR, la photodiode et éliminé la composante continue (cf. schéma ci-dessous).

Nous devons maintenant câbler le reste du circuit afin d'amplifier le signal cardiaque puis de le filtrer, afin qu'il soit exploitable pour son traitement.

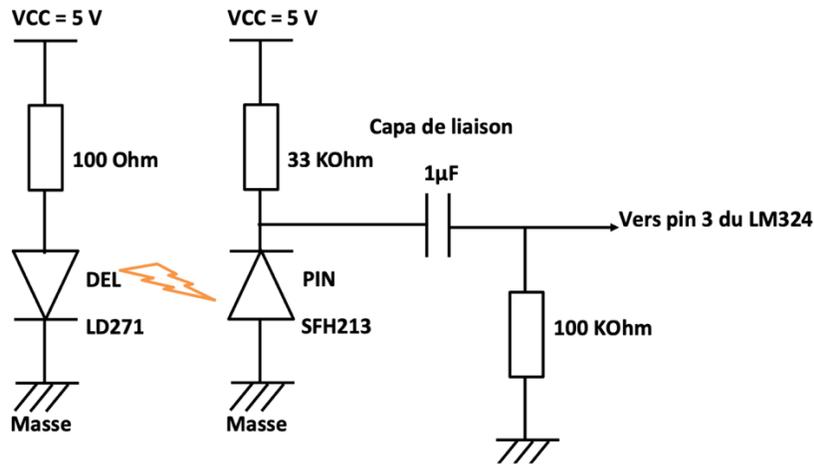


Figure 4 : Schéma de câblage sans amplification ni filtrage

Circuit intégré LM324

La datasheet du circuit intégré LM324 est ci-dessous. On se rend compte que le CI (circuit intégré) LM324 renferme quatre amplificateurs opérationnels. On aurait très bien pu en utiliser un autre car dans notre situation, il ne nous faut que deux amplificateurs opérationnels. L'ESIEE nous fournit exclusivement ce composant, c'est pourquoi nous utiliserons ce dernier dans ce projet (il n'est tout de même pas trop volumineux).

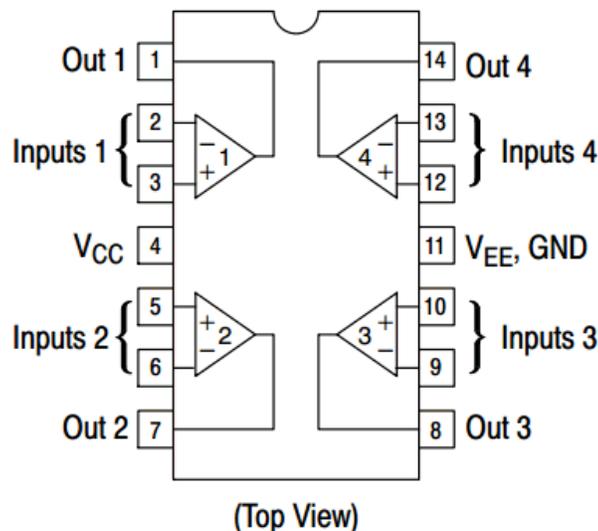


Figure 5 : Schéma de câblage (pinout) du LM324

Source : Texas Instruments

Mise en œuvre du circuit

Nous devons ainsi mettre en œuvre le circuit global. Pour cela, on reprend le montage effectué lors du TP1 et on y ajoute toute la partie amplification et filtrage qui s'articule autour du circuit intégré LM324. On met donc en œuvre le circuit sur la plaquette de test SK10 tout en suivant scrupuleusement le schéma de câblage ci-dessous.

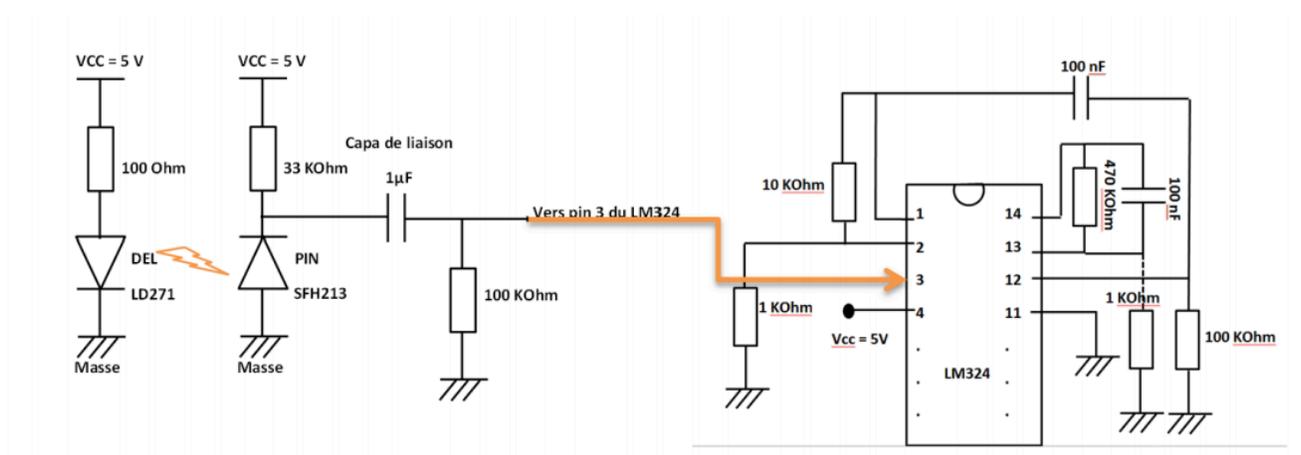


Figure 6 : Schéma électrique et électronique global de l'oxymètre

Source : Mme Lissorgues – ESIEE Paris

En câblant le circuit précédent, on obtient donc le montage visible sur la figure ci-dessous. On peut alors faire des tests d'amplification et de filtrage d'abord en injectant une sinusoïdale issue du GBF (Générateur Basse Fréquence) puis avec le signal cardiaque issu de la photodiode.

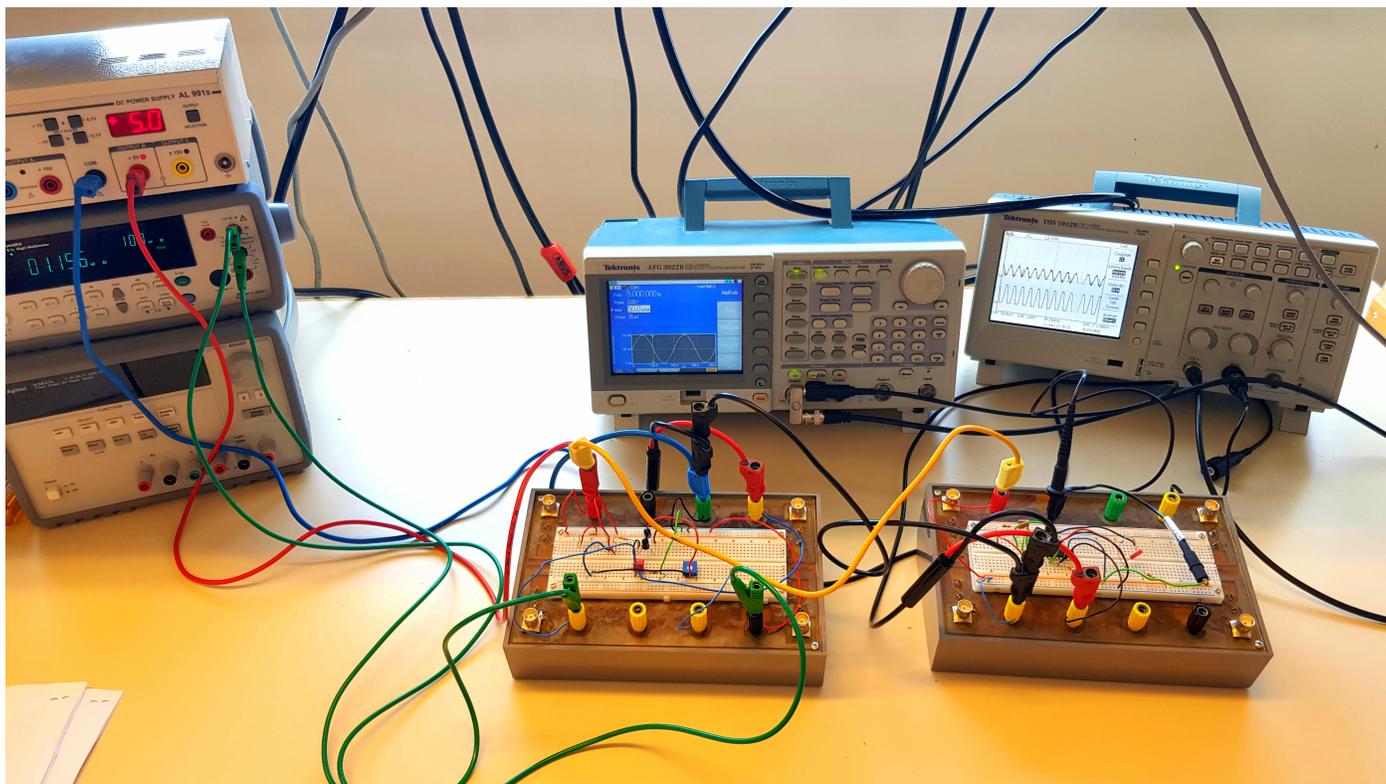


Figure 7 : Mise en pratique du montage complet sur plaquette de test SK10

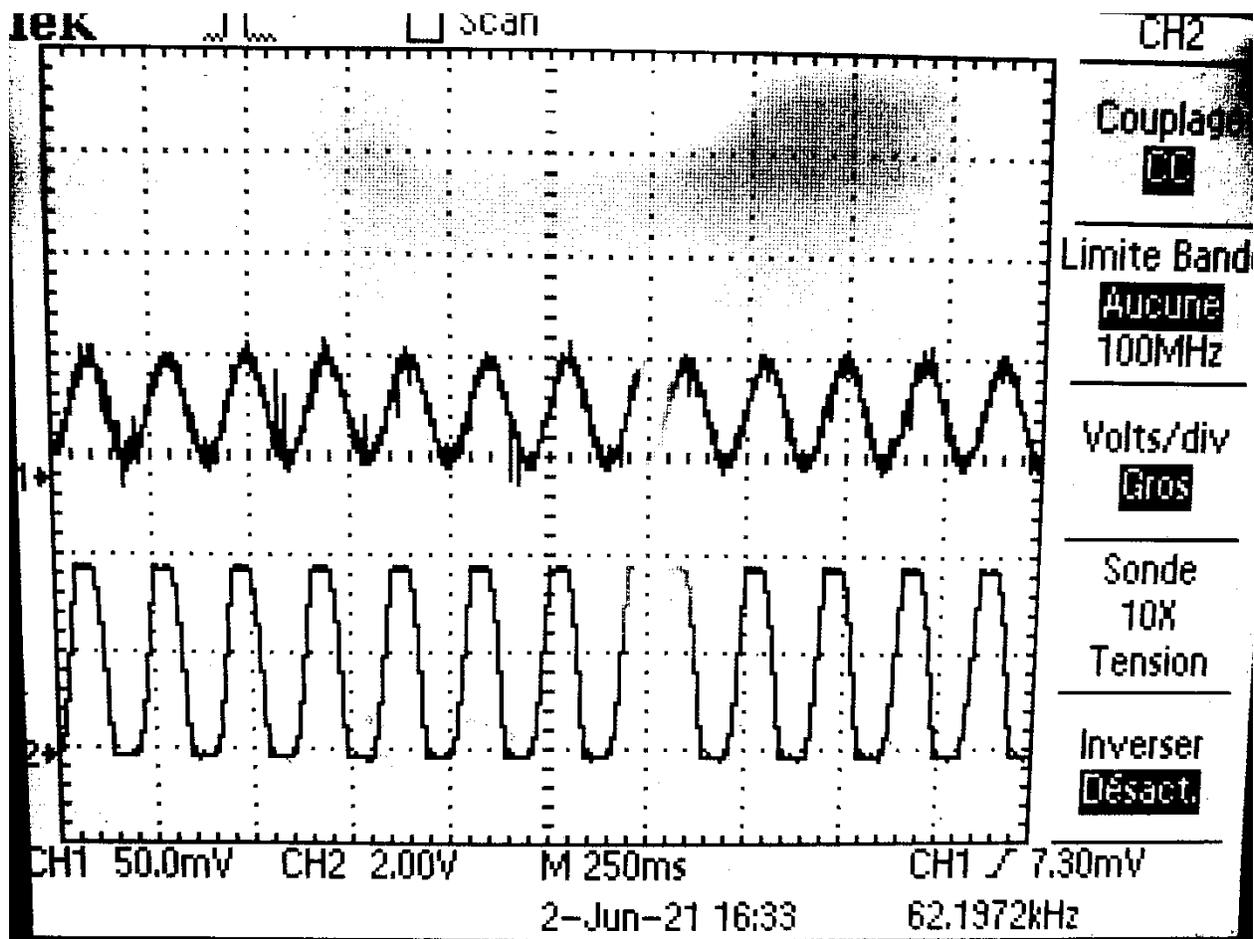


Figure : Visualisation de l'amplification sur oscilloscope

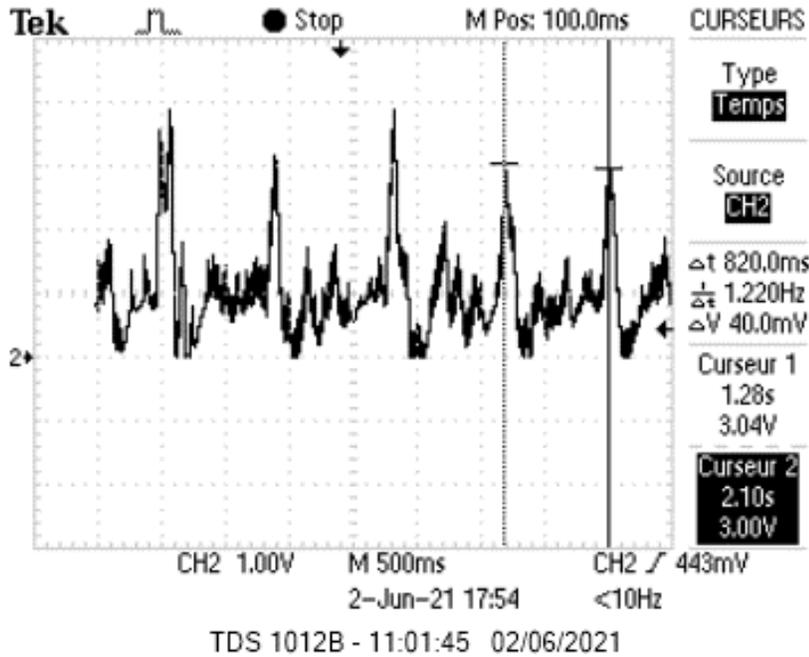
Sur la figure ci-dessus, on a :

- ⇒ La courbe du haut représente le signal d'entrée, au niveau du pin 3 du LM324 et qui a été généré par le GBF.
- ⇒ La courbe du bas représente le signal de sortie de la première étape d'amplification, au niveau du pin 1 du LM324.

On repère alors approximativement les coefficients d'amplification, qui sont néanmoins occultés par la saturation du signal. On rappelle que la tension de saturation est régie par la tension d'alimentation du LM324. Ici $V_{sat} = \pm V_{cc} = \pm 5V$. Nous expliquerons toute la partie électronique dans la partie « Étude théorique des circuits électroniques (amplification et filtrage) ».

Rythme cardiaque personne 1 (Awais)

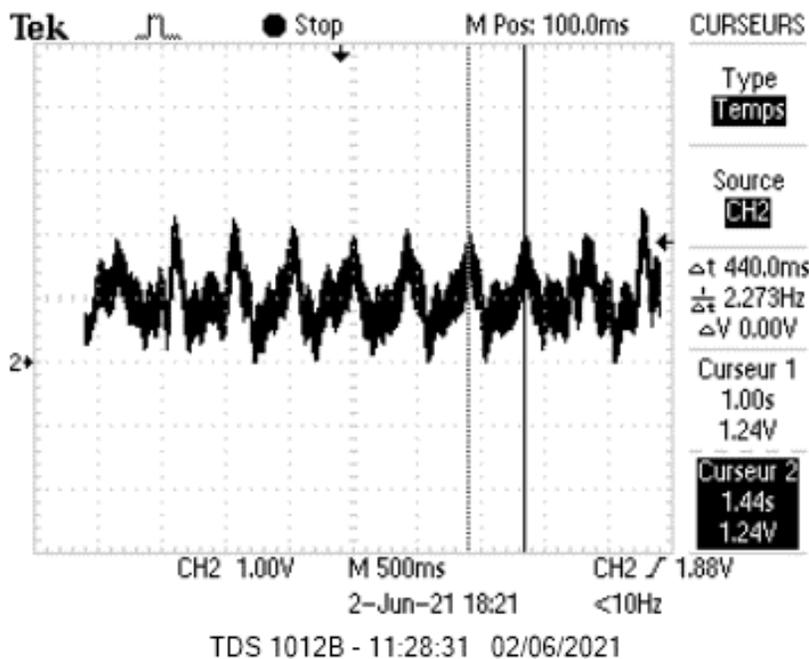
Cœur au repos



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

$$= 73 \text{ bpm}$$

Après un effort physique

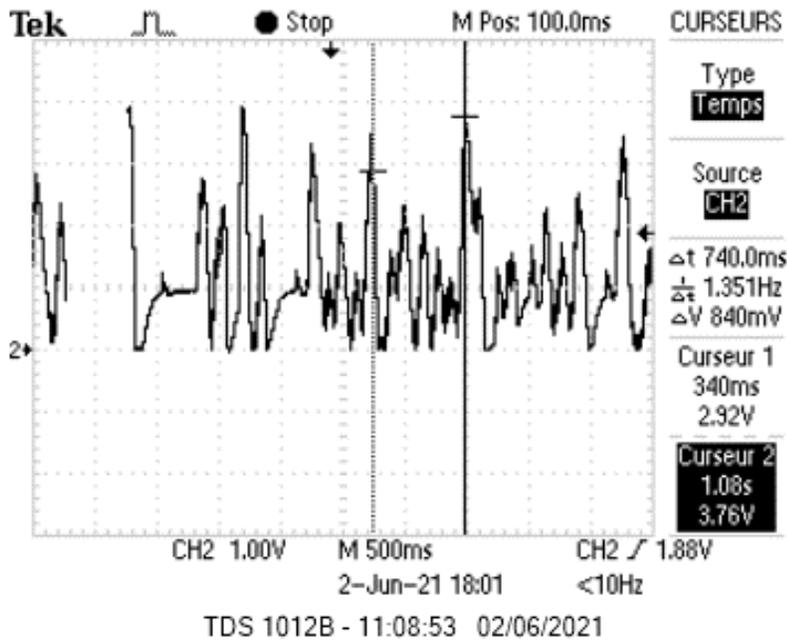


$$F = 1/T = 1/0.440 = 2.27 \text{ Hz}$$

$$= 136 \text{ bpm}$$

Rythme cardiaque personne 2 (Marie)

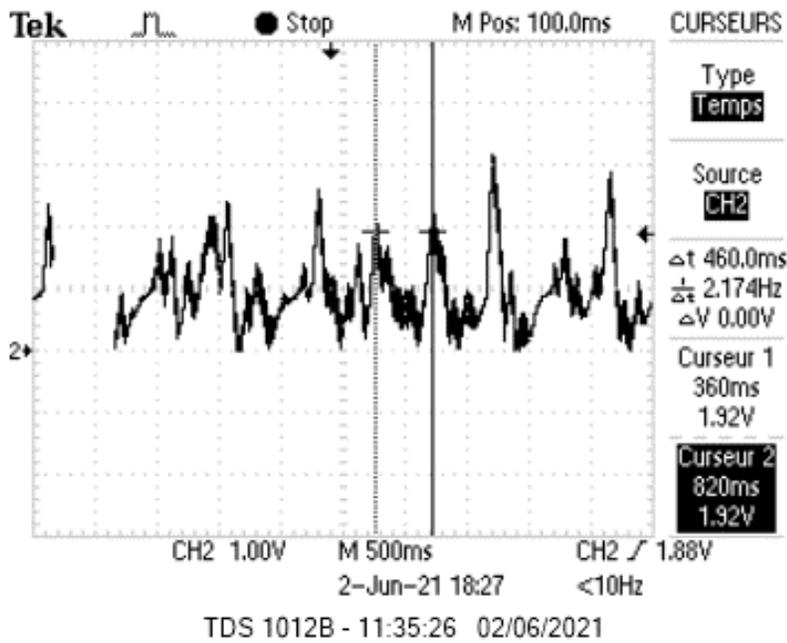
Cœur au repos



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

= 81 bpm

Après un effort physique

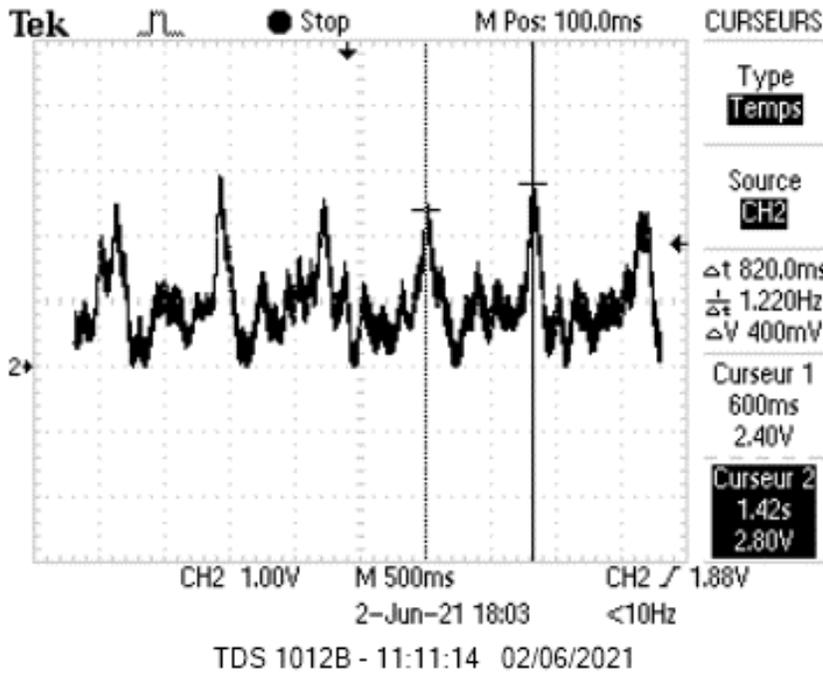


$$F = 1/T = 1/0.460 = 2.17 \text{ Hz}$$

= 130 bpm

Rythme cardiaque personne 3 (Inès)

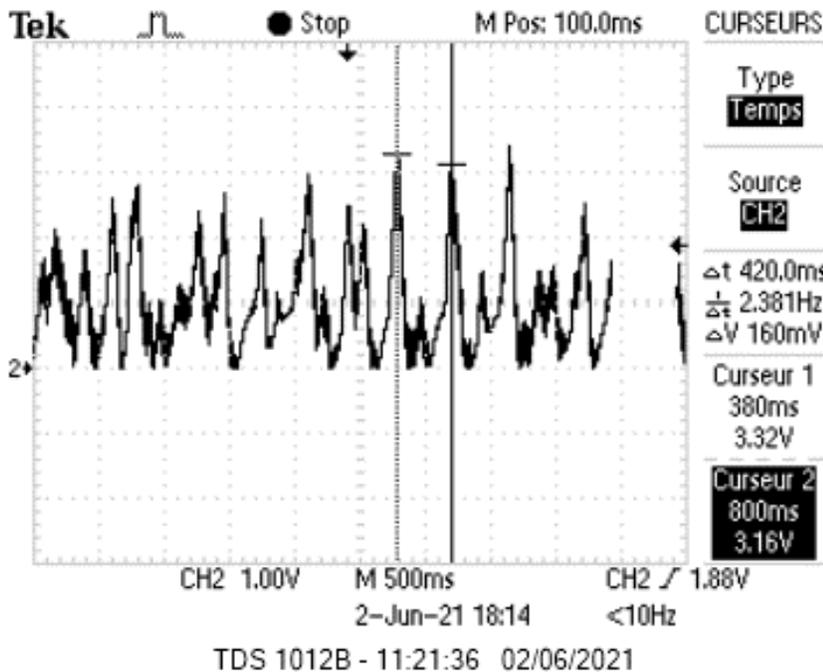
Cœur au repos



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

= 73 bpm

Après un effort physique

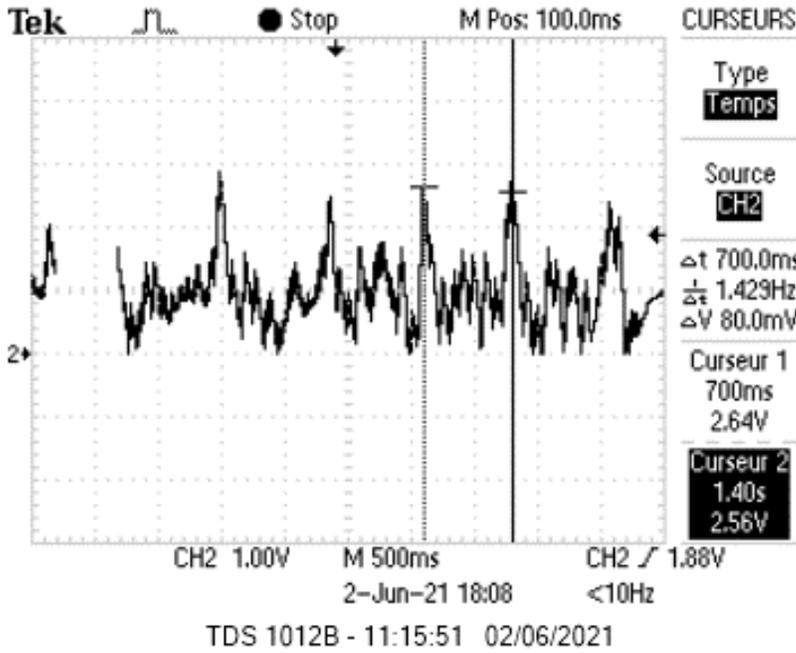


$$F = 1/T = 1/0.420 = 2.38 \text{ Hz}$$

= 142 bpm

Rythme cardiaque personne 4 (Alban)

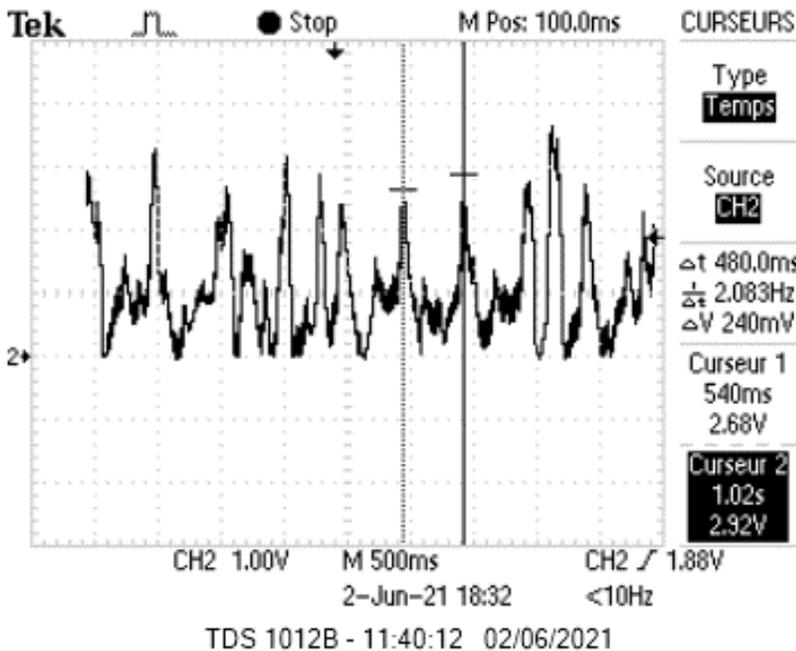
Cœur au repos



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

$$= 85 \text{ bpm}$$

Après un effort physique



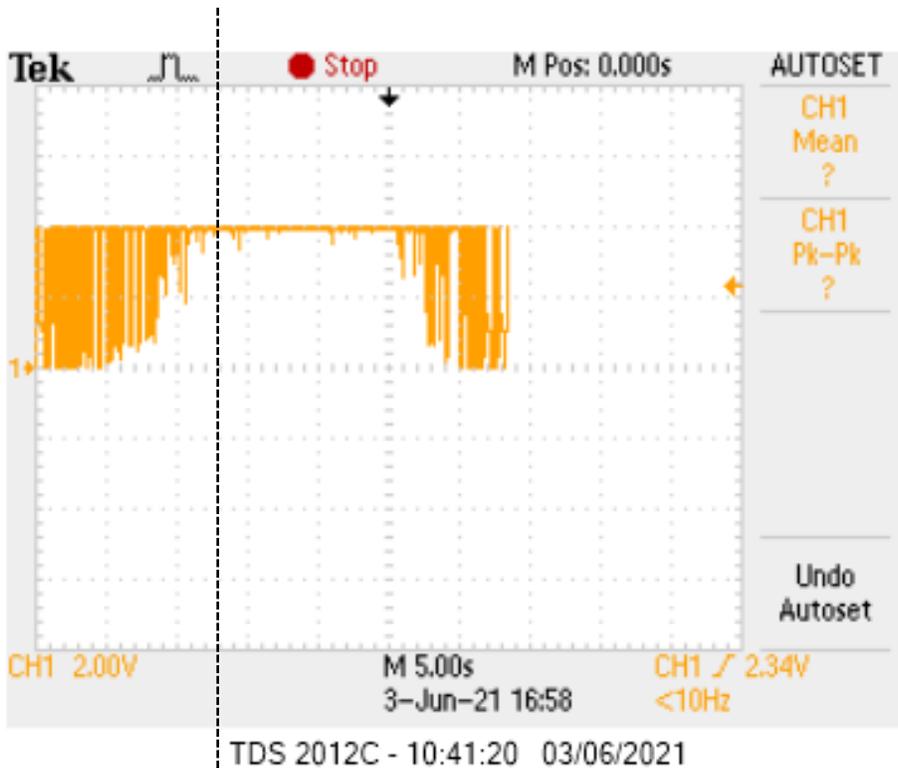
$$F = 1/T = 1/0.480 = 2.08 \text{ Hz}$$

$$= 125 \text{ bpm}$$

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.

Changement d'oscilloscope et de sonde BNC

Fréquence de coupure expérimentale



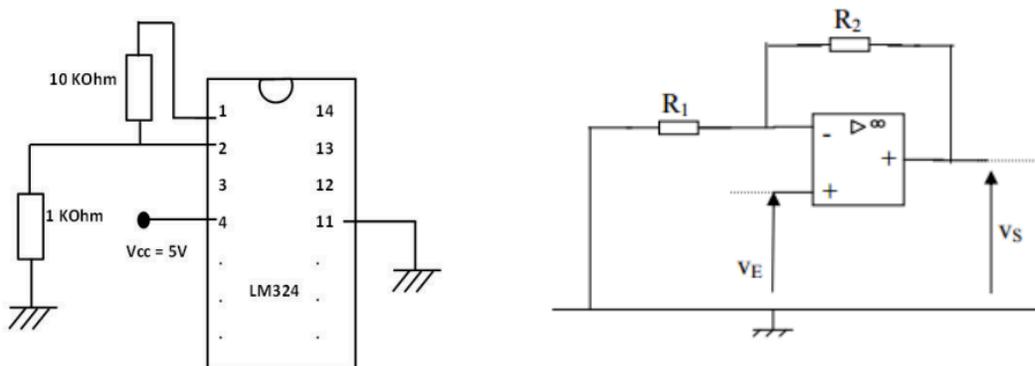
Fréquence de coupure f_c

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 :

$$A_v = \frac{V_s}{V_e} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

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).

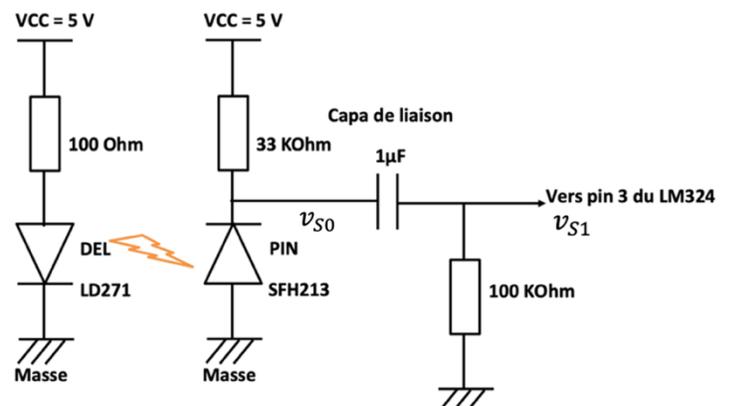
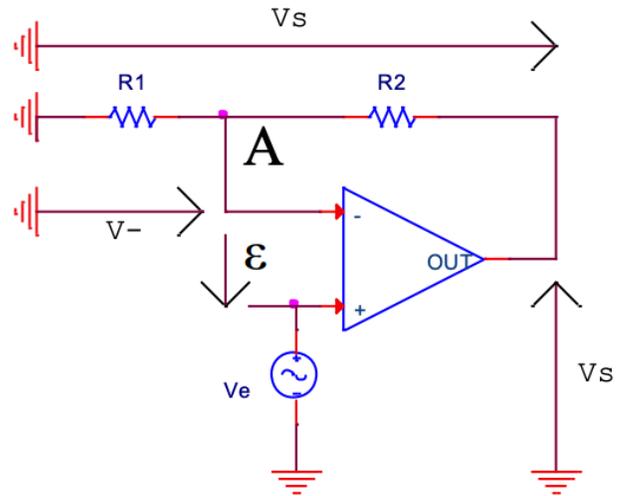
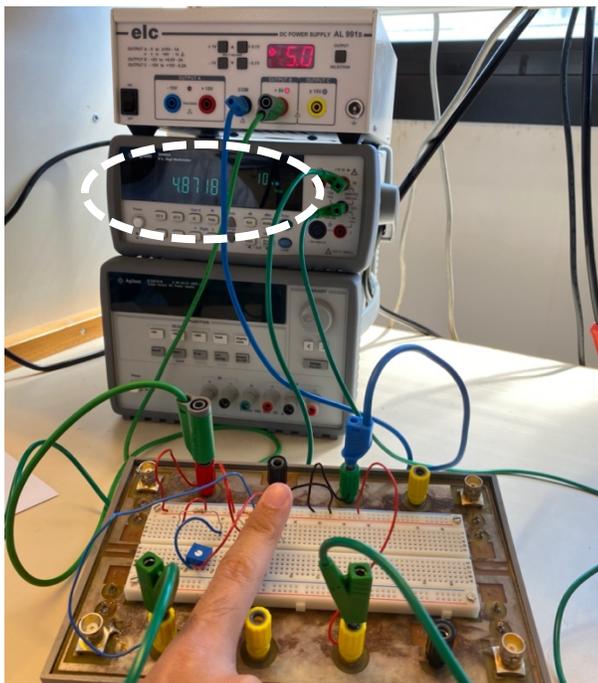


Figure 8

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.

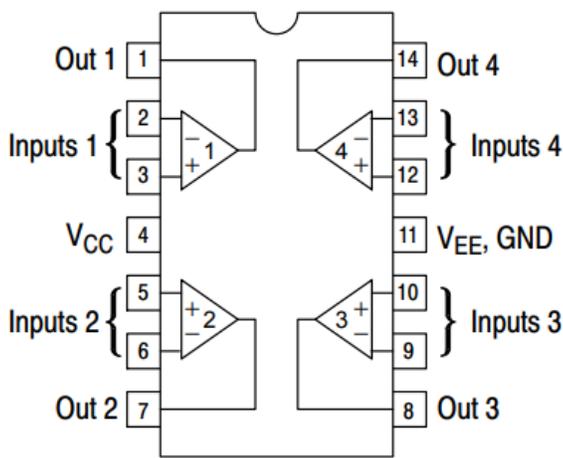


Figure 9 : Datasheet du LM324

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

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

Afin de comprendre l’utilité du condensateur de 100 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 2nde 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^{ère} 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^{ère} partie une résistance $R_2 = 470\text{ K}\Omega$ et un condensateur d’impédance $Z_2 = \frac{1}{j\omega C}$ en parallèle avec $R_2 = 470\text{ K}\Omega$.

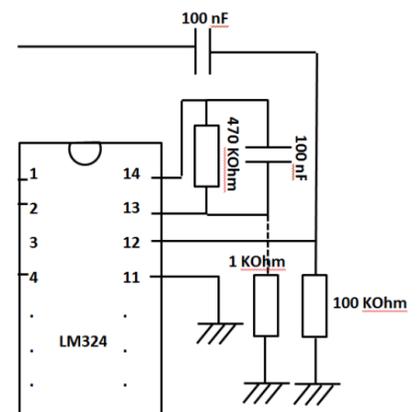


Figure 10 : Deuxième partie d’amplification et de filtrage

Source : Mme Lissorgues – TP2

En simulant sur PSIM la 2^{ème} 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.

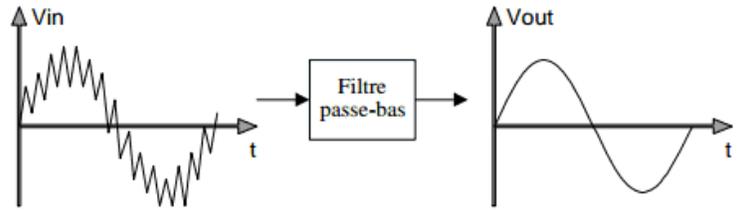
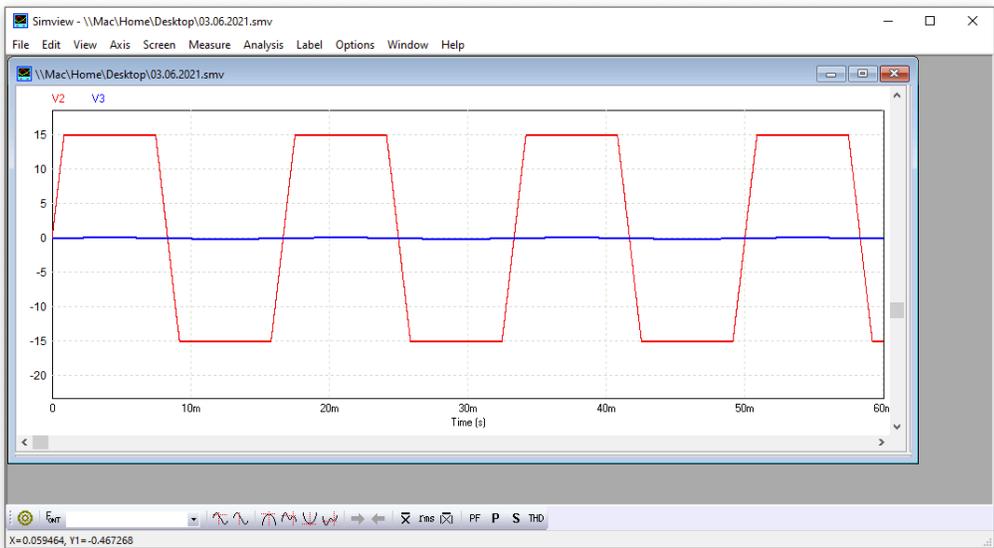


Figure 11 : Réduction des bruitages parasites de haute fréquence avec un filtre passe-bas
 Source : <https://urlz.fr/fODY>

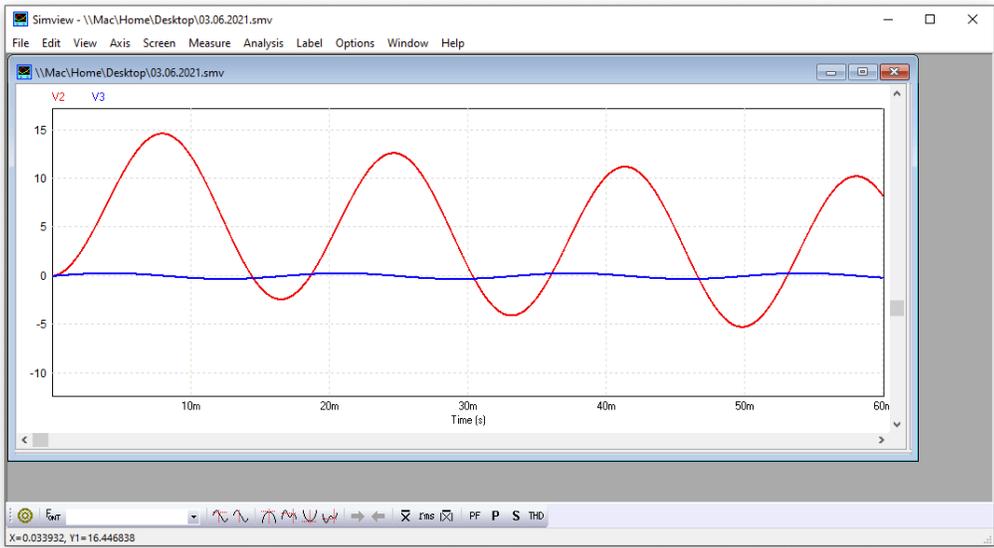
Simulation sans le condensateur :



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.

Simulation avec le condensateur :



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.

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 .

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 2nde 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.

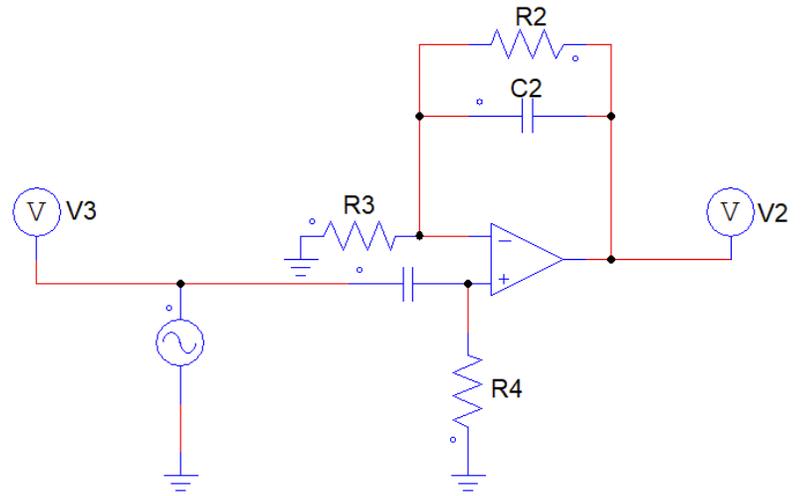


Figure 12 : Partie 2 (amplification et filtrage)

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.



TDS 2012C - 11:46:04 03/06/2021

Figure 13 : 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^{ème} amplificateur (filtre passe bas) à savoir le pin 14 du LM324 ou V_2 sur la simulation PSIM de la figure 8.

Si l'on note $Z_{EQ} = R_2 // C_2$

$$\Leftrightarrow Z_{EQ} = \frac{R_2 Z_{C2}}{R_2 + Z_{C2}}$$

Dans ce cas-là, on se retrouve avec le même type de montage que dans la partie amplification, à savoir avec un amplificateur non inverseur.

Afin d'influer sur le coefficient d'amplification $A_{v2} = \frac{v_s}{v_e}$ (et qui est égal sur le schéma que nous avons tracé à $\frac{v_s}{v_e} = \frac{v_2}{v_3}$) de cette 2^{ème} étape d'amplification (et de filtrage), on doit jouer sur la valeur du rapport

$$A_{v2} = \frac{R_3 + R_2 // C_2}{R_3} = \frac{R_3 + Z_{EQ}}{R_3} = 1 + \frac{Z_{EQ}}{R_3}$$

Sans partir dans des calculs induisant les nombres complexes comme mentionné précédemment, on peut savoir comment augmenter ou diminuer la valeur du coefficient d'amplification A_{v2} de la 2^{ème} partie d'amplification. Pour cela, il faut modifier la valeur du rapport $\frac{Z_{EQ}}{R_3}$.

Le plus simple est de modifier la valeur de R_3 car il existe beaucoup plus de valeurs de résistances que de condensateurs.

Ainsi, sans toucher à $Z_{EQ} (R_2 // C_2)$:

- ⇒ pour augmenter A_{v2} , il faut diminuer la valeur de la résistance R_3 ($R_3 < Z_{EQ}$) ;
- ⇒ pour diminuer A_{v2} , il faut augmenter la valeur de la résistance R_3 ($R_3 > Z_{EQ}$).

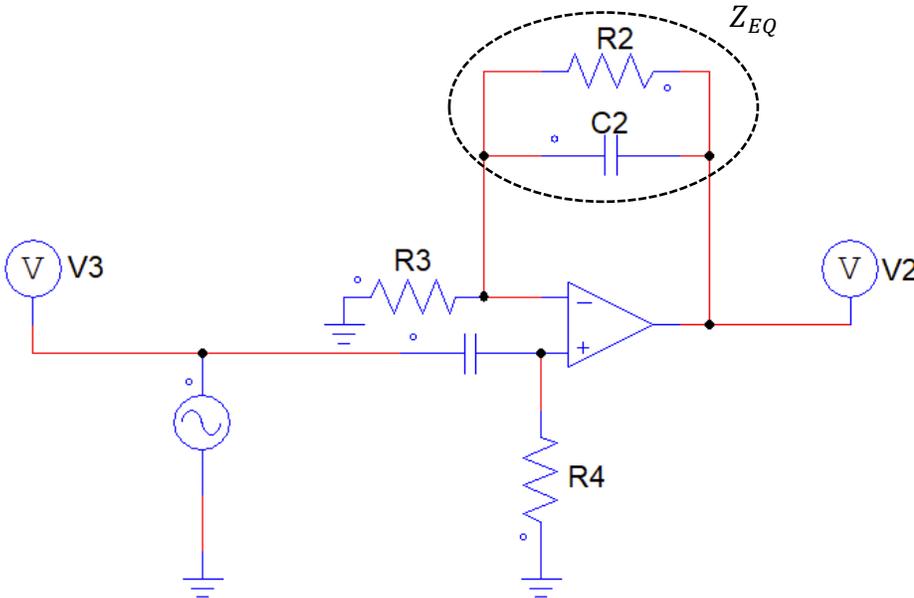


Figure 14 : Partie 2 (amplification et filtrage) avec Z_{EQ}

Enfin, calculons la fréquence de coupure théorique qui est déterminée par la « cellule de filtrage » $R_2 C_2$.

On a alors : $F_{coupure} = \frac{1}{2\pi RC}$

Or ici, $R = R_2 = 470K\Omega$ et $C = C_2 = 100nF$.

$$\Rightarrow F_{coupure} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} = \frac{1}{2\pi \times 470 \times 10^3 \times 100 \times 10^{-9}} \approx 3,39 \text{ Hz}$$

Schématisation électrique

Afin de pouvoir concevoir le layout du PCB, nous avons utilisé le logiciel de CAO préconisé par l’ESIEE à savoir DESIGN SPARK.

La première étape consiste à créer le schéma électrique. On choisit d’abord les composants, puis si nécessaire, on saisit leur valeur. Cette saisie n’est pas obligatoire mais nous l’avons faite rigoureusement car elle sera très utile par la suite pour se repérer dans la nomenclature et dans la soudure des composants sur le PCB par la suite.

Le schéma ci-dessous est celui que nous avons effectué sous DESIGN SPARK en vue de la modélisation du PCB. On y repère les composants principaux du montage vu en classe (LM324, diode IR, photodiode, filtrage) mais également quelques composants supplémentaires comme l’écran OLED, un bouton poussoir permettant de remettre à zéro la mesure, un emplacement pour une LED RGB (red-green-blue) ainsi qu’un bornier sur lequel viendra se clipser l’Arduino nano.

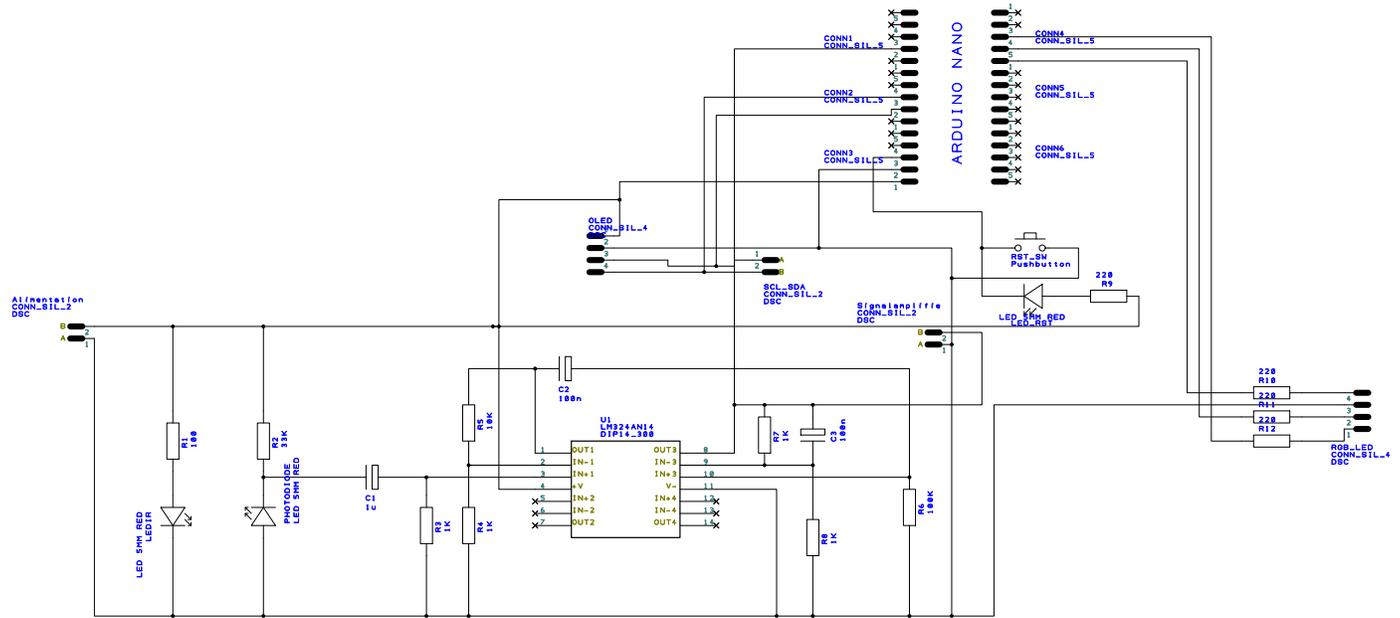


Figure 15 : Schéma électrique sans alimentation filtrée

Une dernière fonctionnalité que nous avons ajoutée (qui n’apparaît pas sur le schéma ci-dessus mais que l’on a tracé directement sur le PCB) est l’ajout d’un régulateur de tension LM7805 afin de pouvoir alimenter le circuit avec une plage de tension comprise entre 5 et 18 Volts. On a également couplé ce régulateur de tension avec un condensateur de filtrage qui permettra d’éliminer les parasites et garder exclusivement un courant continu après filtrage.

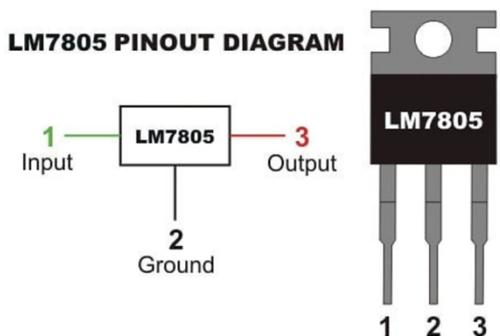


Figure 16 : Datasheet LM7805

Cette technique de filtrage est d’ailleurs largement utilisée à la sortie des ponts de diodes par exemple (pont redresseur) afin de lisser le signal qui n’est pas parfaitement un courant continu. Ci-dessous, le schéma électrique (effectué sous DESIGN SPARK) de la partie alimentation et filtrage de l’alimentation.

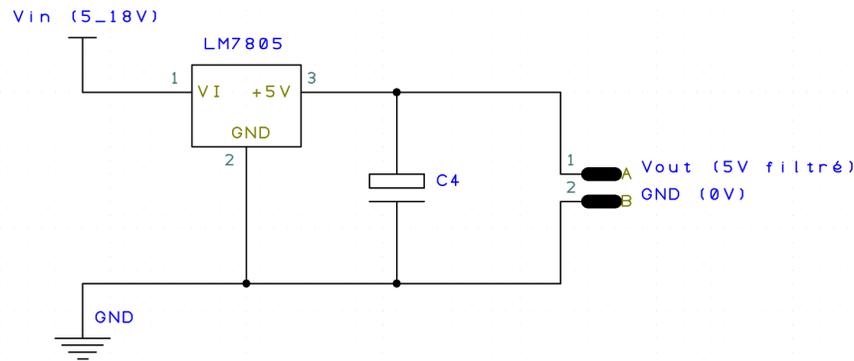


Figure 17 : Schéma électrique LM7805 avec condensateur de filtrage

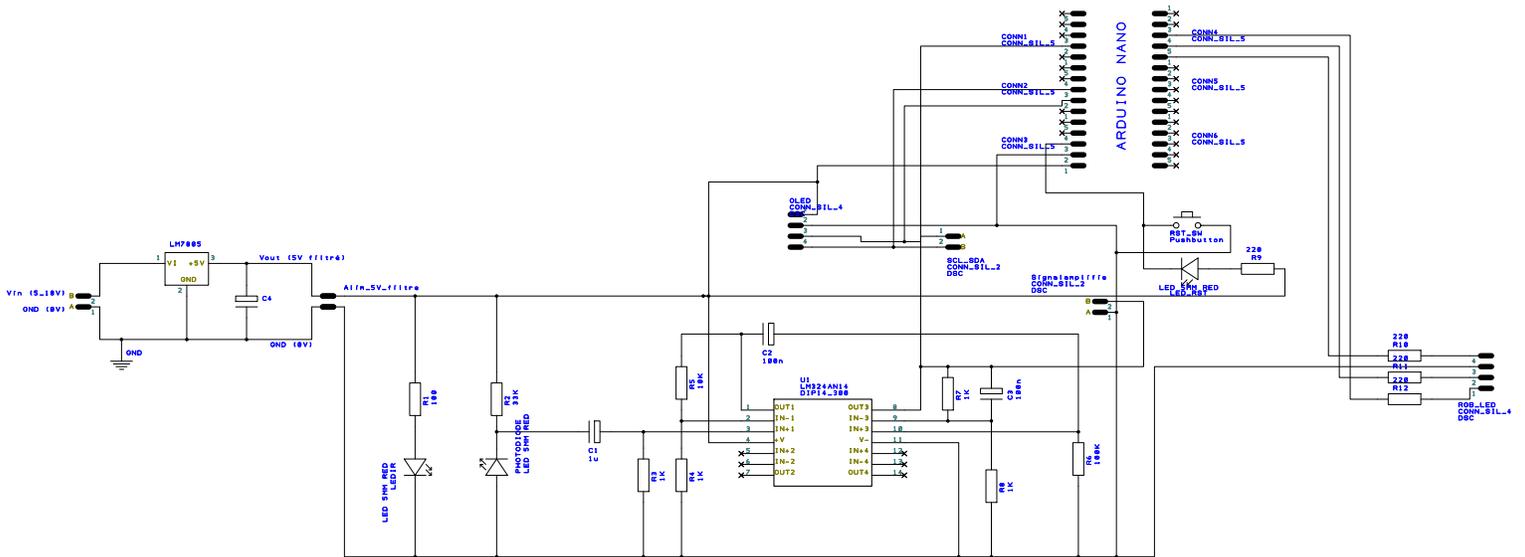


Figure 18 : Schéma électrique complet de l'oxymètre

Si l'on ajoute maintenant cette partie d'alimentation et de filtrage de l'alimentation au schéma précédent, cela donne le schéma global suivant qui va nous permettre de dessiner le PCB.

Conception du PCB

Nous sommes donc aptes à convertir ce schéma en un PCB. Plusieurs contraintes apparaissent ici :

- ⇒ La notion de taille du PCB : celui-ci ne doit pas être trop grand mais doit pouvoir accueillir tous les composants et les pistes nécessaires au bon fonctionnement de l'oxymètre (y compris les composants additionnels comme l'écran OLED, la LED RGB, le bouton poussoir et sa LED ainsi que l'Arduino nano et le bloc alimentation).
- ⇒ La notion de pistes qui doivent être en mono couche : le tracé est donc beaucoup plus difficile, d'autant plus que nous avons ajouté beaucoup de composants additionnels. Les pistes ne doivent donc pas se croiser, se chevaucher.
- ⇒ La notion de disposition des composants : les composants doivent être positionnés ergonomiquement. En effet, l'écran doit être dans le même sens que le capteur (diode IR + photodiode) et suffisamment espacé du LM324 (Amplificateur Opérationnel) ainsi que de l'Arduino Nano qui sont plus épais que ce dernier. Enfin, il faut penser à l'intégration de ce PCB dans un boîtier imprimé en 3D.

En prenant en compte toutes ces contraintes, nous sommes arrivés à une première version du PCB. En imprimant ce PCB sur papier (à l'échelle), nous avons trouvé que ses dimensions n'étaient pas appropriées et même démesurées. Voici l'illustration de ce premier PCB conçu sur DESIGN SPARK.

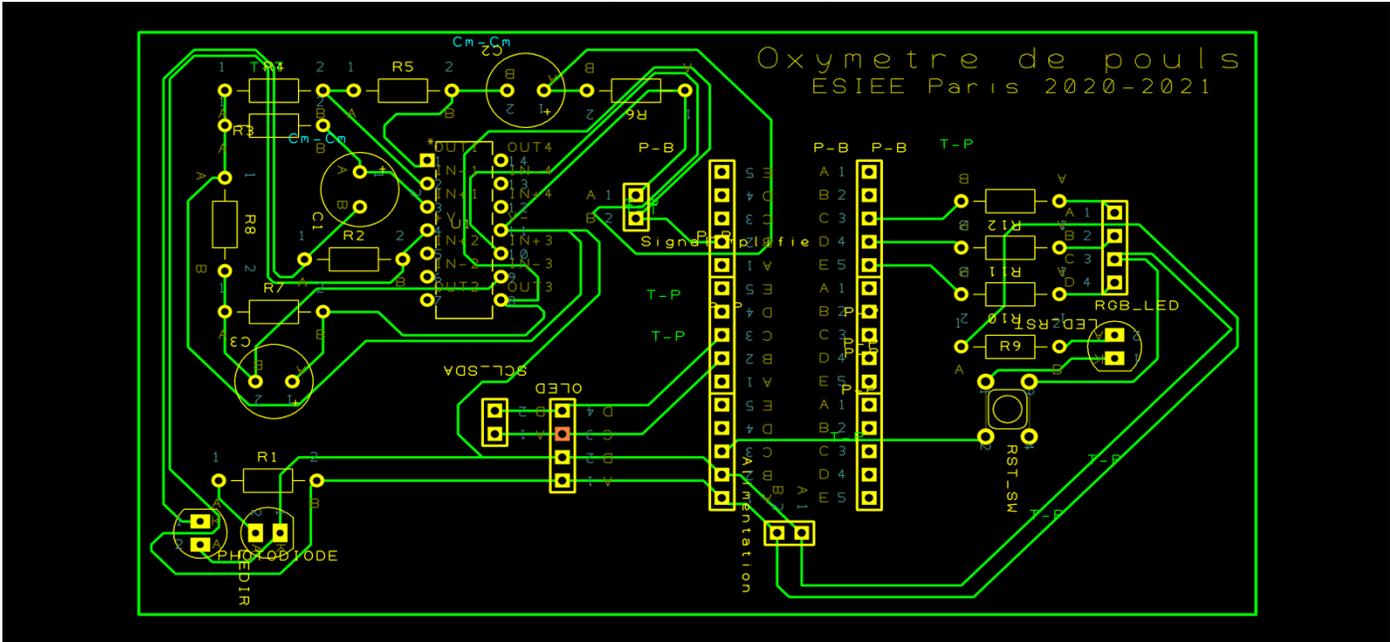


Figure 19 : PCB - Version 1

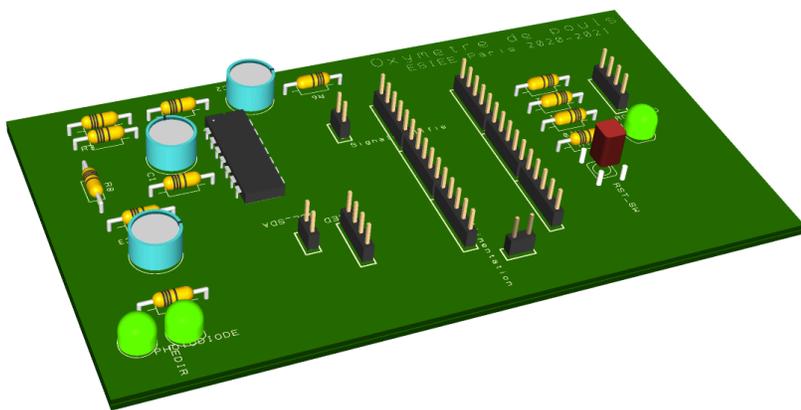


Figure 20 : PCB - Version 1 - Vue 3D

Pour ce qui est de sa modélisation 3D (cf. figure ci-contre), une fois celle-ci imprimée à l'échelle, on se rend encore mieux compte de la disposition des composants (car nous ne faisons pas apparaître les pistes dessus), ce qui nous permet de nous focaliser sur l'ergonomie, la disposition des composants et la taille du PCB.

Nous avons donc créé une deuxième version de ce PCB puis une troisième, laquelle est beaucoup plus

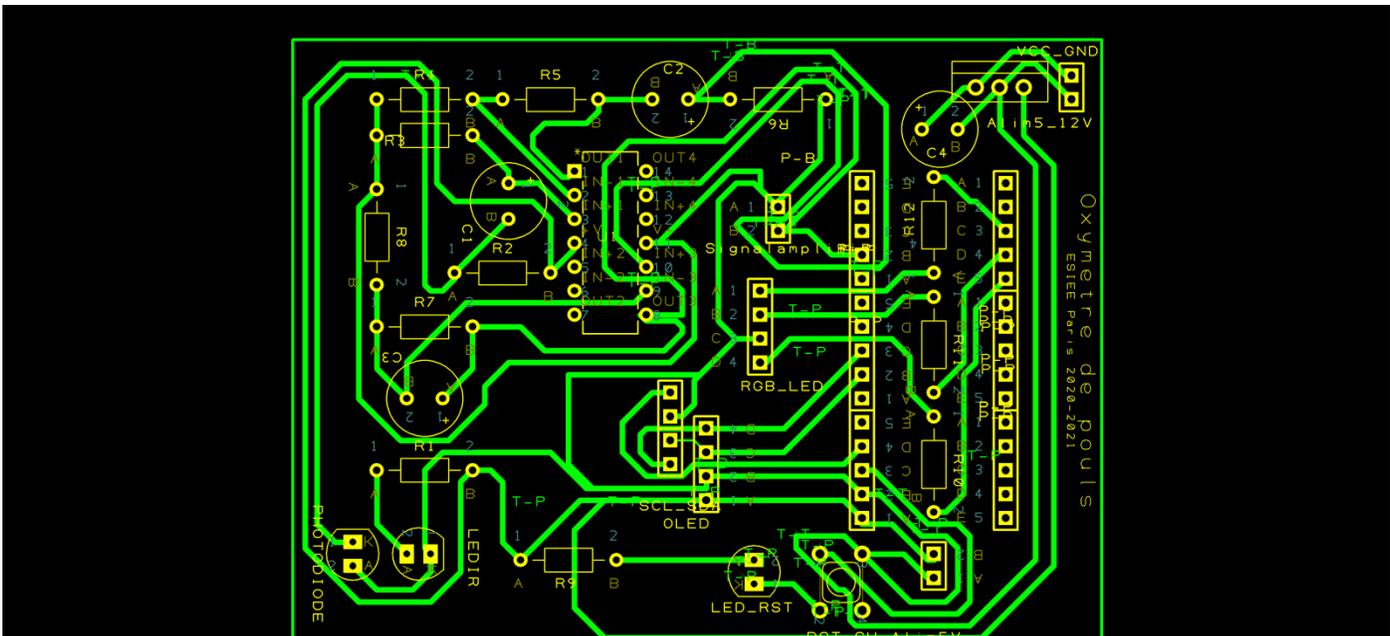


Figure 21 : PCB - Version 2

compacte, l'ergonomie a été étudiée pour même pouvoir positionner l'écran OLED dans différentes orientations. En voici l'aboutissement en termes de schématisation du PCB et de modélisation 3D.

On se rend bien compte qu'on a gagné plus de 30% d'espace environ en optimisant la disposition des composants. L'Arduino sera positionné au niveau des deux rangées de pins à droite.

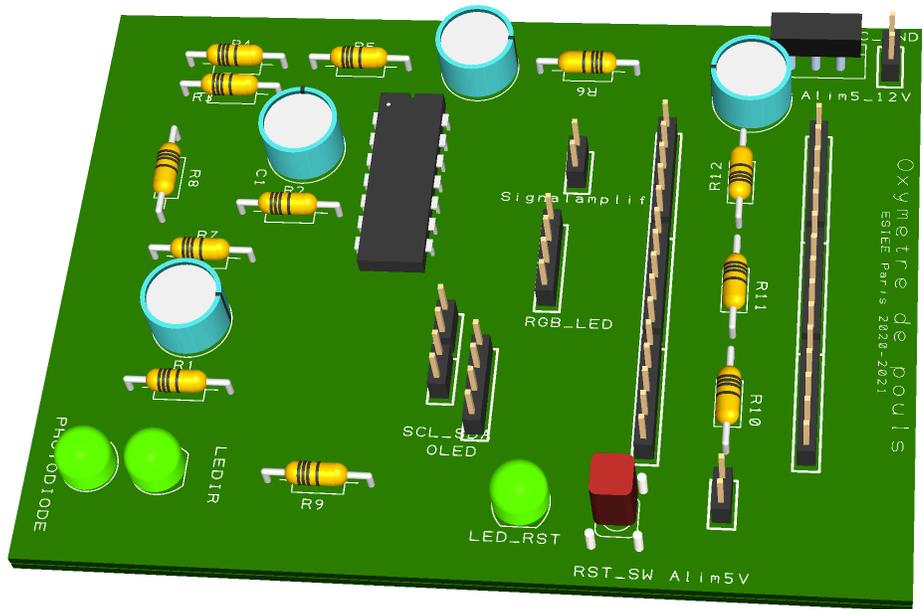


Figure 22 : PCB - Version 2 - Vue 3D

Fabrication du PCB et difficultés rencontrées

Une fois le PCB version 2 conçu, nous avons vérifié la cohérence des pistes reliées avec le plan de câblage que nous avons tracé précédemment et avons lancé la fabrication. Nous remercions Monsieur PINTO Carlos pour la grande rapidité de fabrication.

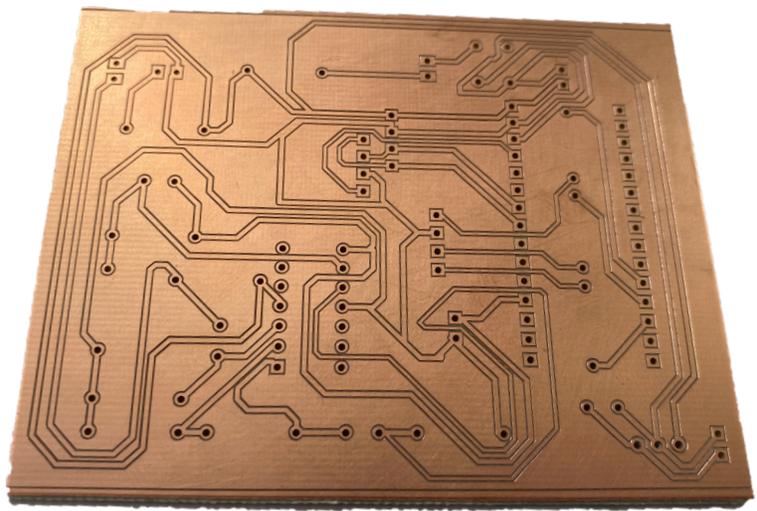


Figure 23 : PCB - Version 2 - Fabrication

Nous avons ensuite soudé les composants dessus, en suivant scrupuleusement le plan de câblage décrit précédemment (cf. Figure – Schéma électrique complet de l'oxymètre). Voici le résultat du PCB une fois tous les composants soudés et assemblés.

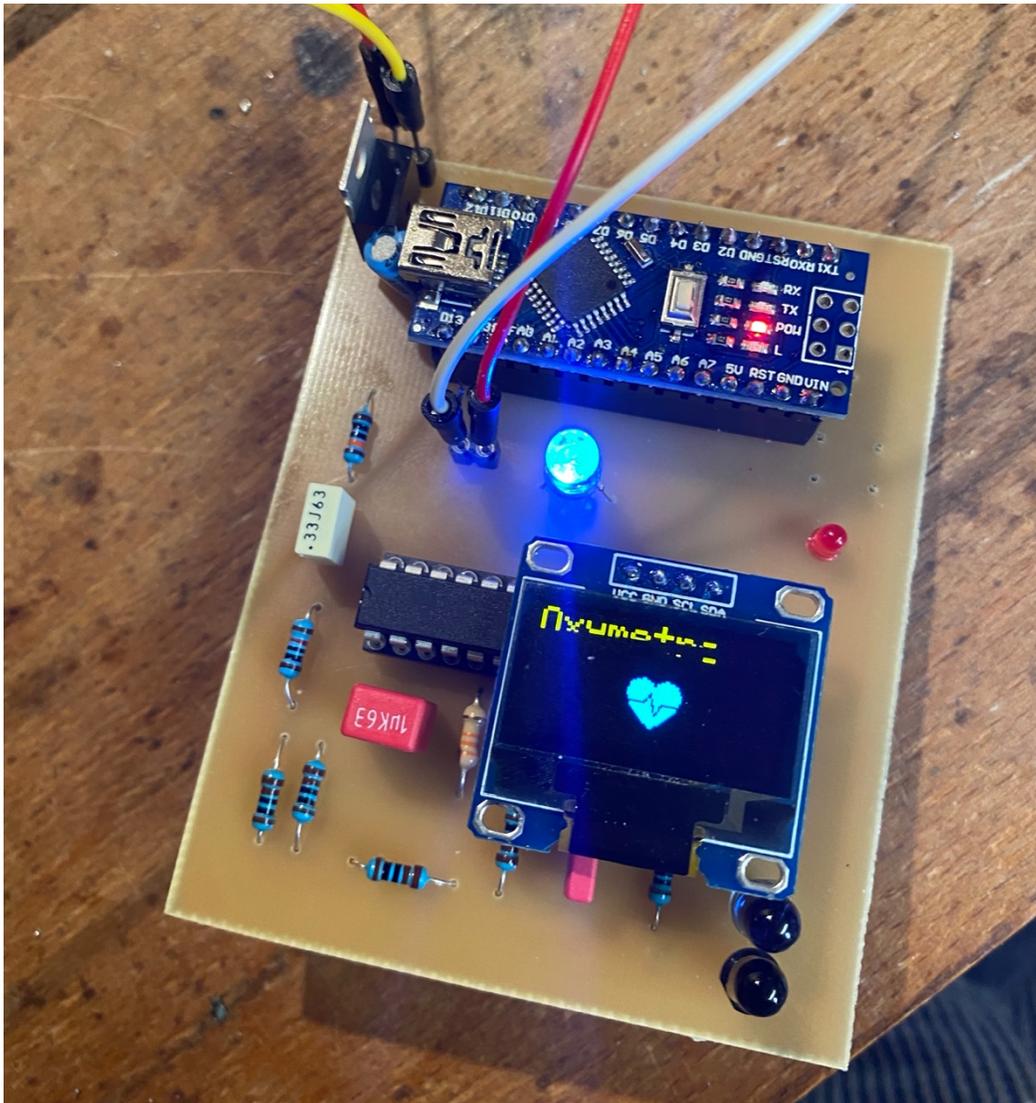


Figure 24 : PCB - Version 2 - Assemblé

Une fois tous les composants soudés et après vérifications, nous l'avons alimenté. Résultat : le PCB version 2 n'est qu'en partie fonctionnel. La partie alimentation avec le régulateur, celle de l'Arduino, l'affichage l'écran et sur les LEDs et le bouton de remise à zéro fonctionnent parfaitement. En revanche, on rencontre un souci avec la partie amplification et alimentation de la diode IR. Cela est sûrement dû au plan de masse commun à tout le PCB. Car il suffit d'un tout petit peu de soudure qui dépasse dessus pour que ça fasse un court-circuit.

Après une analyse pas à pas des origines des problèmes, nous avons confirmé notre hypothèse précédente à savoir que c'est le plan de masse commun et les soudures qui sont susceptibles de dépasser légèrement sur la masse qui génèrent des court-circuit.

Deux solutions s'offrent alors à nous pour corriger le problème :

- ⇒ Soit l'ESIEE peut refaire un PCB sans plan de masse commun afin d'éviter ces problèmes de court-circuit (rappelons que lors de ce projet la machine faisant des PCB double couche et sans plan de masse commun est en panne – c'est pour cela qu'on a dû faire toutes les pistes sur une même face).
- ⇒ Si non, on a refait un plan du PCB mais avec des diamètres autour des points de soudures beaucoup plus élevés (3mm au lieu de 1.5) afin de ne pas dépasser lors de la soudure et donc ne pas générer de court-circuit. Cela donne alors le PCB version 3 de la figure ci-dessous.

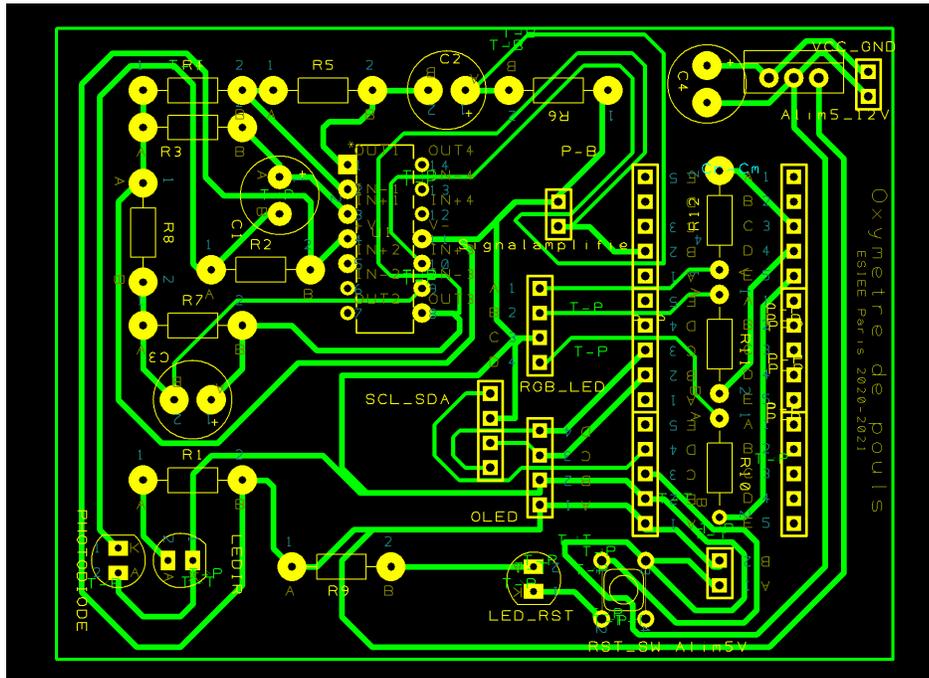


Figure 25 : PCB - Version 3 - Avec élargissement des points de soudure

Comme nous allons être obligé de refaire un PCB, nous en avons profité pour apporter quelques autres modifications pratiques sur cette version 3. Cela donne alors le PCB version 3 bis qui a pour principales différences du 2 :

- ⇒ Élargissement des diamètres des points de soudure autour des trous (déjà fait dans la conception de la version 3).
- ⇒ Ajout d'un emplacement pour le module Bluetooth HM10 directement sur le PCB.
- ⇒ Déplacement du régulateur de tension et du condensateur de filtrage de l'alimentation pour des raisons d'ergonomie (ces derniers gênaient l'utilisation du cordon micro-USB afin de téléverser le programme sur l'Arduino nano. Bien qu'on puisse dé-clipper ce dernier du PCB, il est plus pratique de pouvoir directement téléverser le programme dessus sans avoir à effectuer cette modification.

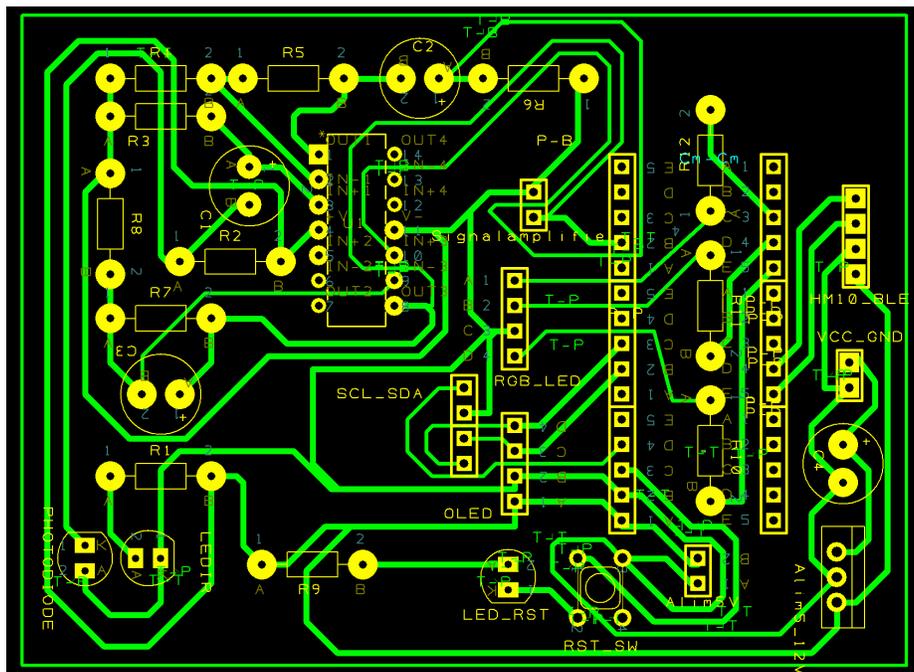


Figure 26 : PCB - Version 3 bis

PCB – Version 4

Pour la quatrième et dernière version du PCB, nous avons :

- ⇒ Élargit les diamètres des points de soudure autour des trous (déjà fait dans la conception de la version 3).
- ⇒ Mais surtout arrangé et simplifié les pistes afin de limiter l'effet « antenne ». Pour cela, nous avons :
 - Fait des angles à 45° plutôt que des diagonales, limité la longueur des pistes.
 - Simplifié certaines pistes (dont une qui était beaucoup trop longue car en mono-face qu'on a remplacée par un fil soudé derrière le PCB, grâce aux conseils de Monsieur Lionel BOUGRIOT).
 - Retiré le bouton reset (remise à zéro) et la LED témoin du reset afin de simplifier les croisés de pistes (d'autant plus que ces derniers sont déjà intégrés sur l'Arduino Nano).
 - Changé l'emplacement de la LED tricolore et des trois résistances associées afin de ne pas avoir à faire passer des pistes entre les pins de l'Arduino (comme dans la version 1,2, 3 et 3 bis).

Ces différentes versions du PCB (5 en conception et 2 en fabrication) et l'optimisation progressive de la disposition des composants, du diamètre des pads, du tracé des pistes et de la simplification globale du PCB nous ont permis d'avoir un PCB fonctionnel sans aucuns courts-circuits liés au plan de masse commun généré par le type de fabrication du PCB qui est une gravure à l'Anglaise.

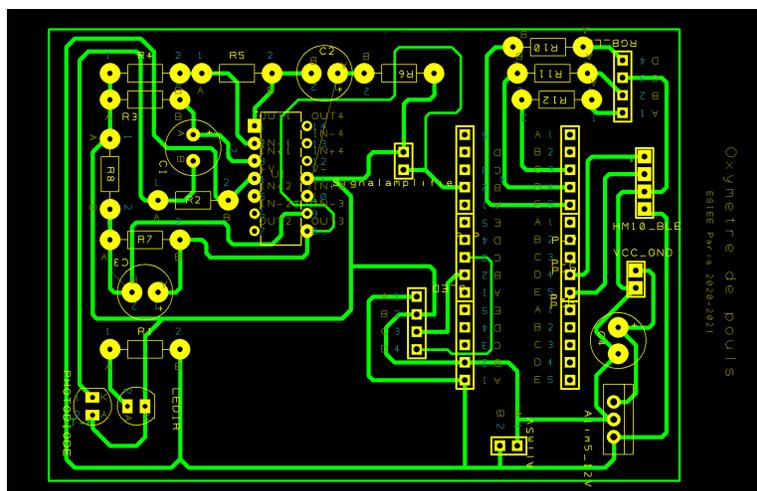


Figure 27 : PCB version 4

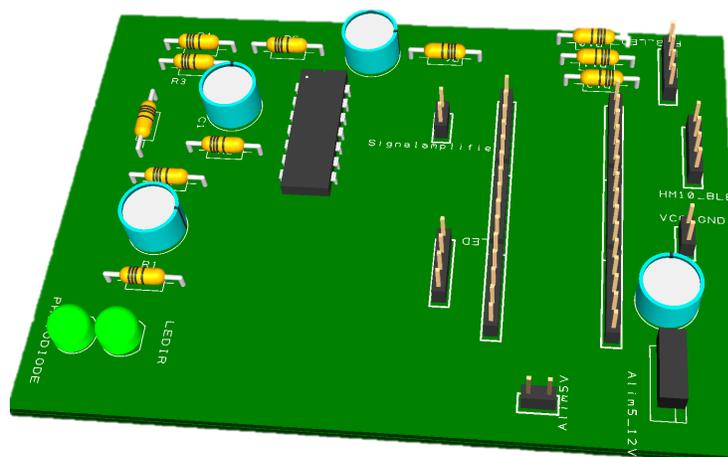


Figure 28 : PCB version 4 - Modèle 3D

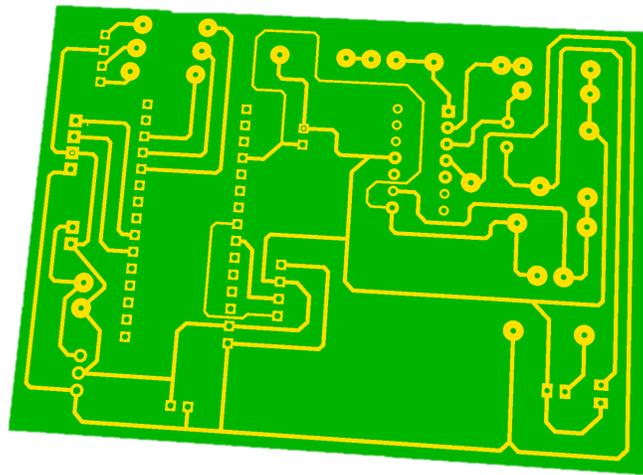


Figure 29 : PCB version 4 - Verso vue 3D

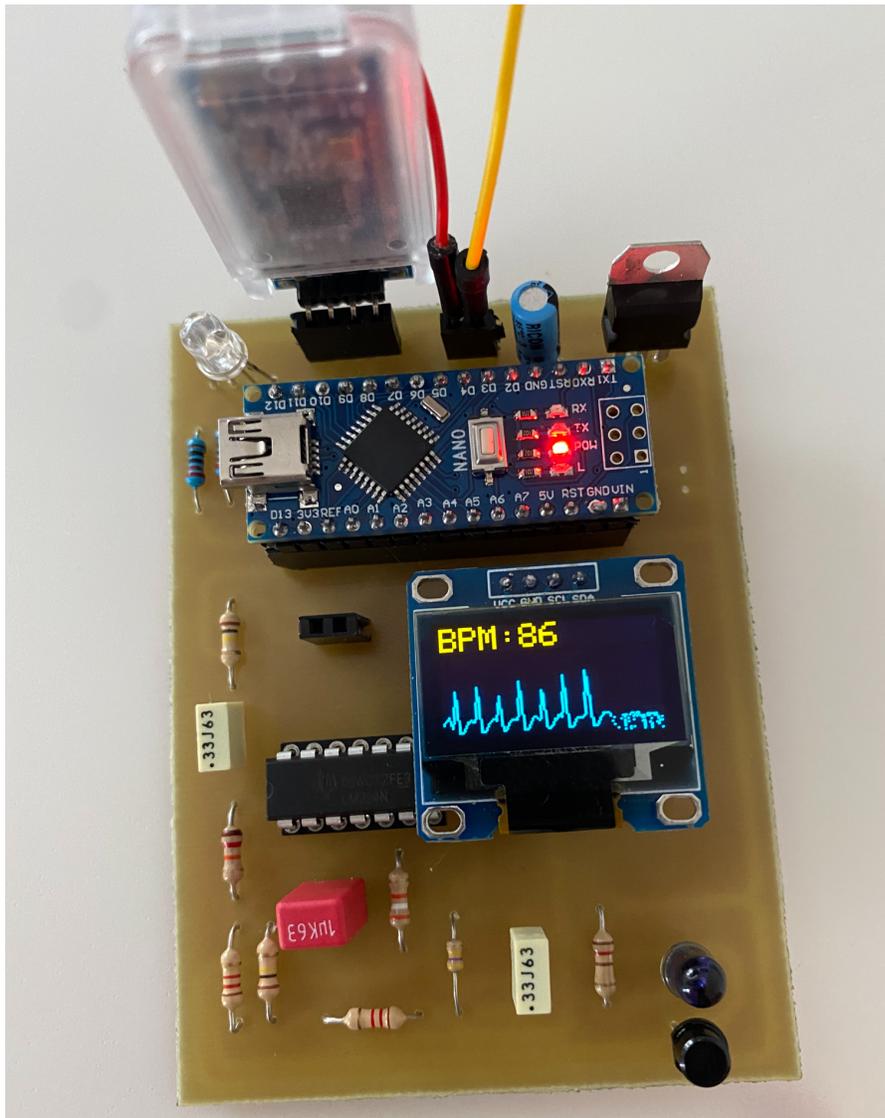


Figure 30 : PCB version 4 - Réalisation

Arduino et module Bluetooth – Pourquoi ces choix ?

Nous avons préféré utiliser :

- ⇒ Un Arduino Nano plutôt qu’un Arduino UNO pour des raisons d’espace occupé trop important avec le UNO.
 - L’Arduino nano a largement suffisamment de ports analogiques et numériques et son microcontrôleur est tout aussi performant que celui du UNO.
 - Nous aurions également pu utiliser un Attiny 85 (encore plus compact qu’un Arduino Nano, mais en raison des équipements supplémentaires ajoutés au projet, nous aurions dû le coupler à un multiplexeur donc, finalement, le gain de place n’aurait pas été flagrant.

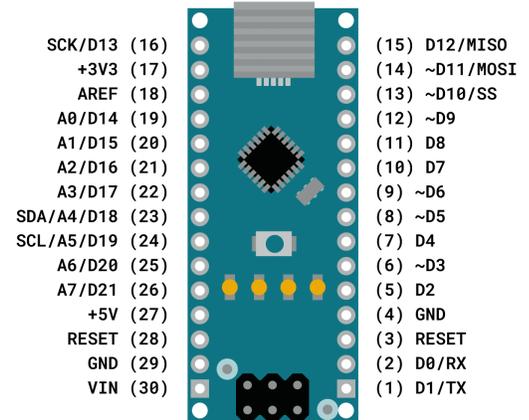


Figure 31 : Arduino Nano - Pinout



Figure 34 : Arduino UNO

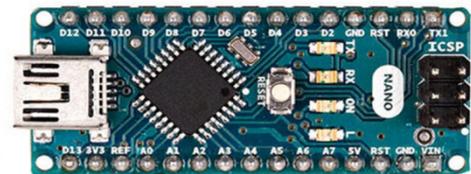


Figure 32 : Arduino Nano



Figure 33 : Attiny 85

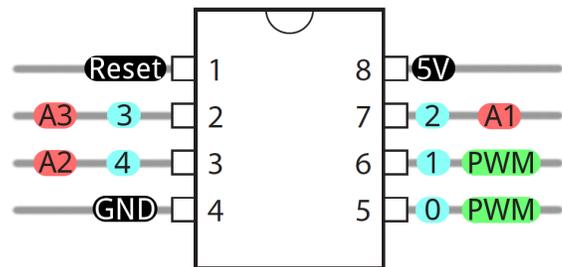


Figure 35 : Attiny 85 - Pinout

- ⇒ Un module Bluetooth BLE (Bluetooth Low Energy) HM-10 au lieu du module BLE P-Click de Mikroe également pour des raisons de taille mais aussi en raison du nombre de pins du module P-Click de Mikroe (16 pins) alors que le HM-10 n’en a que 4 seulement.



Figure 36 : Module BLE P-Click



Figure 37 : Module BLE HM-10

Programme informatique d'analyse des signaux

L'objectif premier de l'Arduino est de récupérer le signal analogique amplifié (qui est ici relié sur son pin A0) et de pouvoir le tracer directement sur le moniteur série ou alors de l'exporter dans d'autres applications comme Matlab ou Mit App Inventor par exemple.

Néanmoins, nous avons voulu compléter ce simple tracé de la courbe, qui, à l'œil nu, n'est pas facilement interprétable du point de vue du nombre de battements par minute.

Nous avons donc créé un algorithme qui permet de calculer le nombre de BPM en fixant deux seuils : un seuil inférieur et un seuil supérieur. Celui-ci permet que, dès que la valeur à l'instant t du signal est supérieure à $Seuil_{inf}$, et que cette valeur est inférieure à $Seuil_{sup}$, alors on calcule le temps entre deux pics grâce à la fonction `millis()` présente par défaut dans le compilateur Arduino.

Illustrons ce raisonnement par un schéma. L'objectif de la définition de ces seuils inférieurs et supérieurs est de concentrer notre analyse du signal sur les pics car c'est bien l'écart temporel entre ces derniers qui nous intéresse pour pouvoir calculer la fréquence cardiaque (Hz) et ainsi le rythme cardiaque en nombre de battements par minute (BPM).

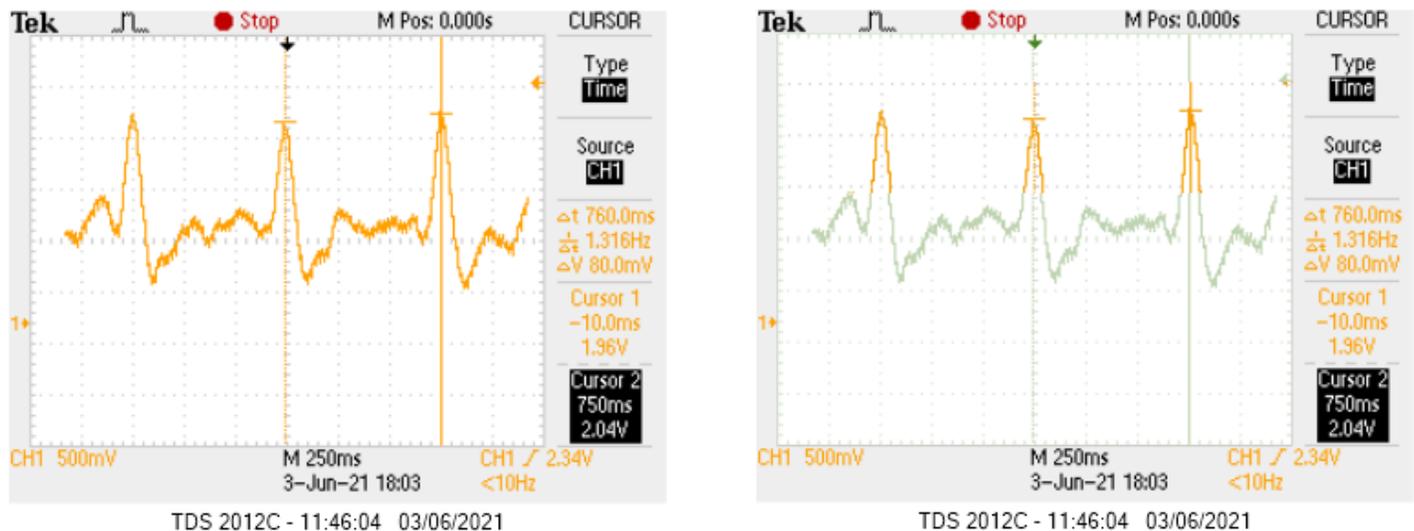


Figure 38 : Illustration du traitement du signal effectué par l'Arduino

Le montage ci-dessus illustre bien ce que nous souhaitons analyser de par l'utilisation de $Seuil_{inf}$ et de $Seuil_{sup}$. La figure de gauche correspond à une capture d'écran que nous avons effectuée sur l'oscilloscope. Elle représente le signal amplifié et filtré donc notre rythme cardiaque. On peut manuellement calculer notre fréquence cardiaque (en Hz puis en BPM) grâce aux curseurs de l'oscilloscope. Mais cette manipulation est longue et fastidieuse. C'est pourquoi l'utilisation d'un algorithme semble très adaptée.

Néanmoins, l'algorithme n'est pas capable de repérer tels quels les pics du signal car ce dernier est constitué de différents pics, certes d'amplitudes différentes mais il demeure néanmoins inexploitable à ce stade.

C'est pourquoi l'utilisation de $Seuil_{inf}$ et de $Seuil_{sup}$ permet de concentrer l'analyse sur des pics d'amplitude comprise dans une même plage de tensions. Ici, nous focalisons le traitement sur les pics en orange représentés sur la figure de droite ci-dessus. Cela permet de ne pas perturber notre algorithme avec des pics d'amplitude inférieure (qui correspondent à la partie du signal en verte qui sont donc éliminés grâce à l'utilisation de $Seuil_{inf}$) et des pics d'amplitude supérieure correspondant généralement à un mouvement du doigt sur le capteur (éliminés grâce à l'utilisation de $Seuil_{sup}$).

Pour l'ajustement de $Seuil_{inf}$ et de $Seuil_{sup}$, il faut visualiser le signal issu de la lecture du pin A0 de l'Arduino sur le moniteur série. On repère alors approximativement avec une série de tests (sur plusieurs personnes) et d'ajustements les valeurs assignées à $Seuil_{inf}$ et $Seuil_{sup}$, comme on peut l'observer sur la courbe ci-dessous. Attention néanmoins, ici les échelles en abscisse et en ordonnée sont respectivement en ms et codé sur 255 en ordonnée (donc pas en volts pour les ordonnées). On a donc fixé $Seuil_{inf} = 300$ et $Seuil_{sup} = 460$.

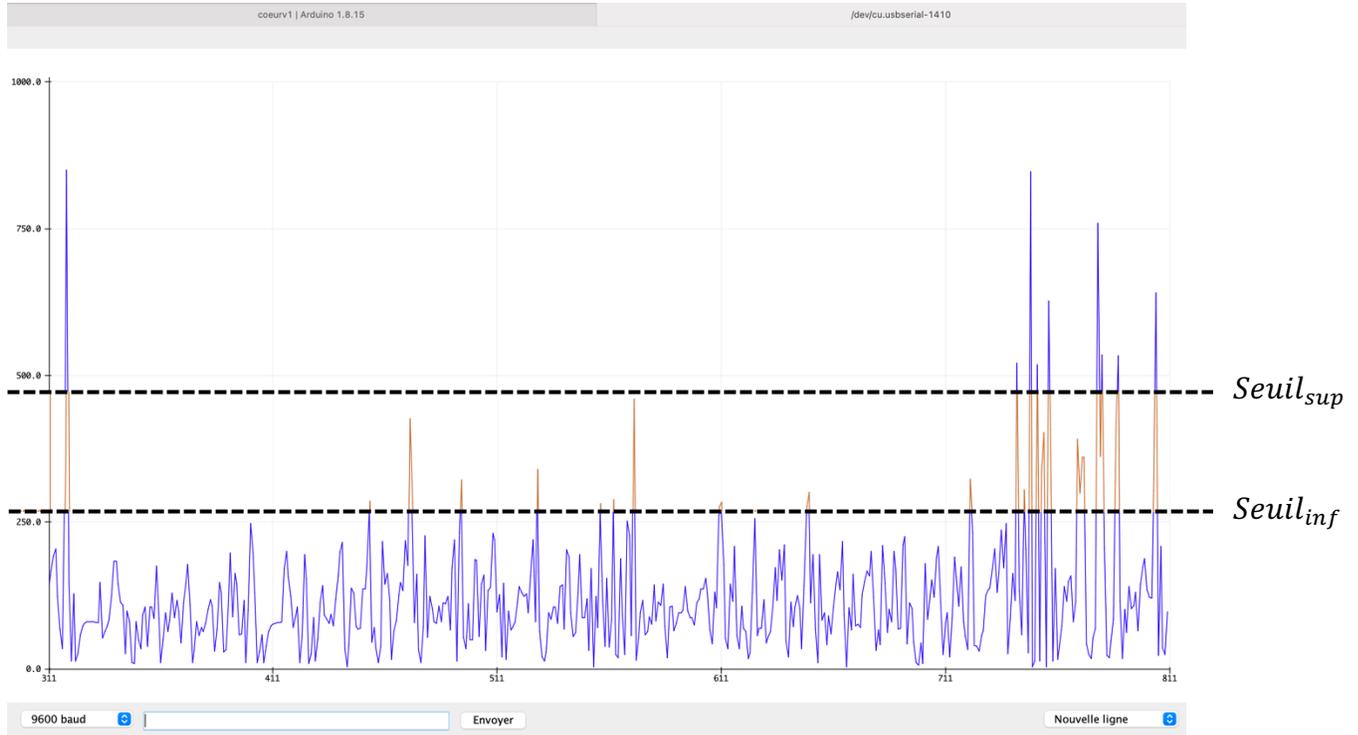


Figure 39 : Visualisation du signal sur le traceur série de l'IDE Arduino

Nous avons également ajouté différentes fonctionnalités supplémentaires associées à la programmation :

- ⇒ L'affichage d'un message au démarrage de l'oxymètre et tant que le doigt n'est pas positionné sur le capteur, des instructions s'affichent sur l'écran.
- ⇒ L'ajout d'une LED RGB, qui s'allume et s'éteint brièvement à chaque pulsation cardiaque (ce qui correspond aux pics compris entre $Seuil_{inf}$ et $Seuil_{sup}$ décrits précédemment).
 - Si $50 \leq BPM \leq 140$ alors la LED clignote à chaque impulsion cardiaque en vert.
 - Si $BPM < 50$ alors la LED clignote à chaque impulsion cardiaque en rouge.
 - Si $BPM > 140$ alors la LED clignote à chaque impulsion cardiaque en rouge.
- ⇒ L'affichage du rythme cardiaque en BPM et de le tracé de la courbe sur écran OLED.



Vidéo disponible à l'adresse :

https://drive.google.com/file/d/1MraWegGs4y1higITqW9UQLiGy16kPw_1/view?usp=sharing

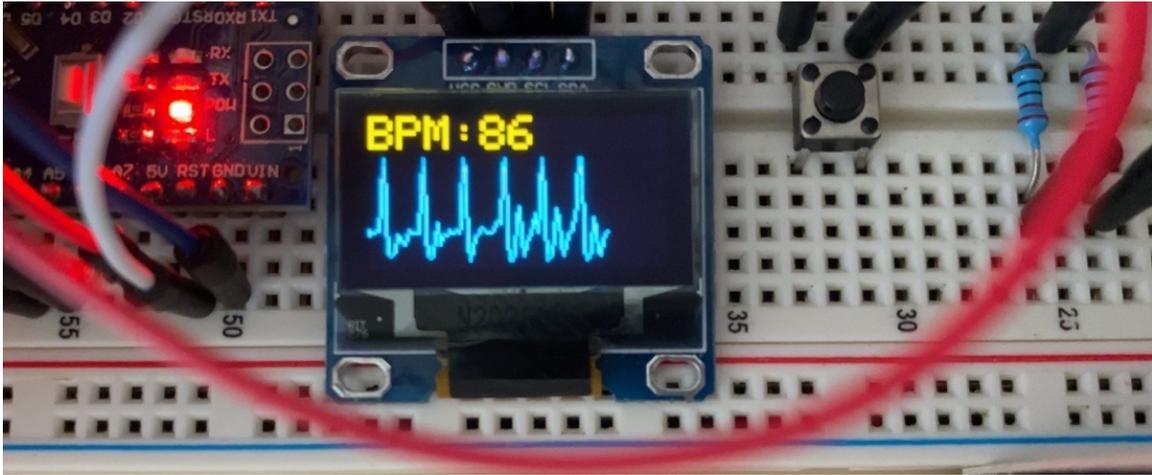


Figure 40 : Affichage du rythme cardiaque et tracé de la courbe sur l'écran OLED

La communication du signal, du nombre de battements par minute ainsi que des informations complémentaires se fera par le biais de l'écran OLED (qui sera clipsé sur les connecteurs soudés au PCB) ainsi que par l'application mobile. Détaillons maintenant les fonctionnalités de cette dernière.

Remarque :

Le programme que nous avons codé sur l'IDE Arduino sera disponible sur la page WEB de l'atelier que nous avons créé à l'adresse suivante et dans les annexes à la fin de ce rapport :

<https://perso.esiee.fr/~ferracaa/projets/OxymetriePage/oxypage1.html>

Nous avons également fait **une vidéo explicative du code** Arduino complet (15 minutes environ). Pour la visionner, cliquez sur le lien ci-dessous sans oublier de vous identifier avec votre compte Google ESIEE :

<https://drive.google.com/file/d/14HIHB-l-tEjSMfc3IF-c8Rp8rfv2dQMi/view?usp=sharing>

Application mobile

Un message est diffusé sur l'écran au démarrage de l'oxymètre pour rappeler à l'utilisateur que l'application renferme des fonctionnalités complémentaires. La LED tricolore s'allume d'ailleurs en jaune.



Figure 41 : Message sur écran concernant l'application mobile et LED

Afin de simplifier l'utilisation de l'application, au démarrage de l'oxymètre un QR code s'affiche afin de pouvoir télécharger l'application sur smartphone. Elle s'installe alors sur le téléphone et l'utilisateur n'aura pas à le re-scanner par la suite. L'utilisateur peut également télécharger l'application sur smartphone depuis la page web de l'oxymètre (<https://perso.esiee.fr/~ferracaa/projets/OxymetriePage/oxypage1.html>).

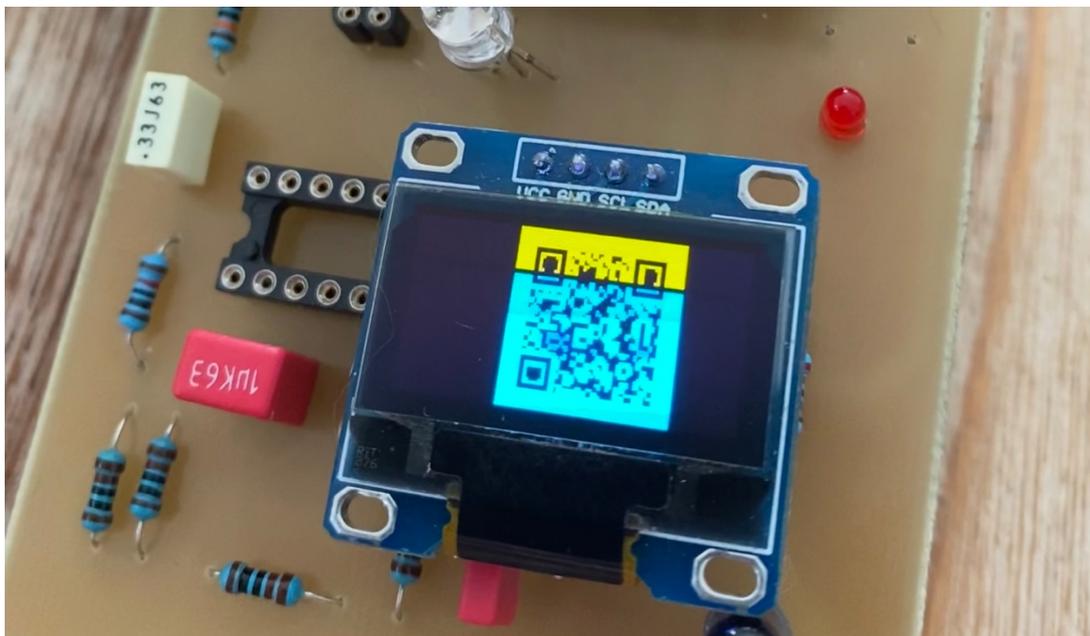


Figure 42 : Affichage du QR code pour télécharger l'application

Nous avons décidé de mettre en place une application mobile afin de permettre à l'utilisateur de visualiser son pouls en temps réel. Cette application a été développée grâce à la plateforme suivante : <https://appinventor.mit.edu/>

Nous nous sommes connectés grâce à un compte mail notamment ici celui de l'ESIEE.

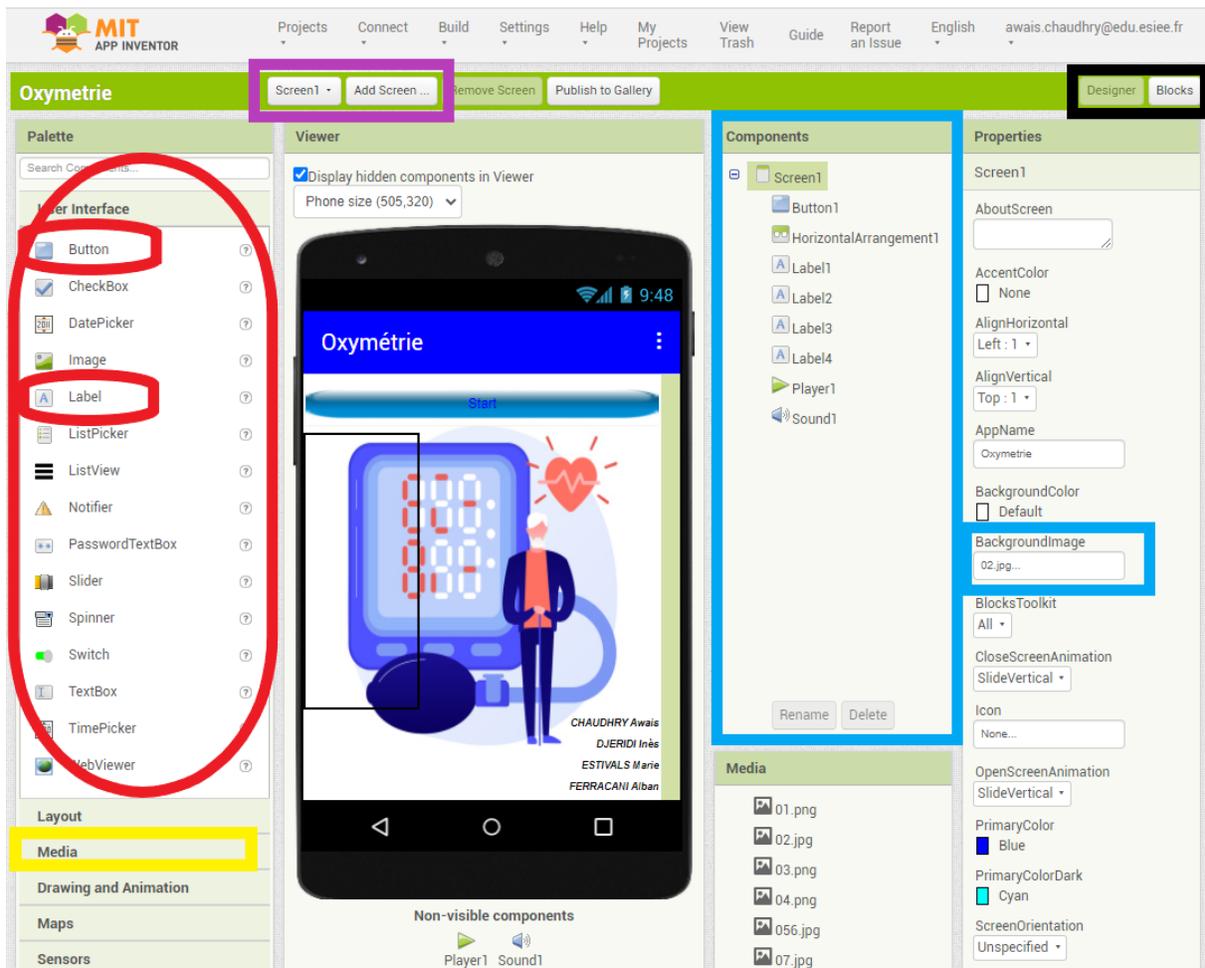


Figure 43 : Interface internet de MIT AppInventor

La partie en haut, en violet, nous permet de changer ou d'ajouter un écran (cette fonctionnalité est utile par exemple lorsque nous ajoutons un bouton et que nous voulons que suite à notre appui on change d'écran).

La partie à gauche, en rouge, va nous permettre d'ajouter un bouton ou encore du texte sur notre écran. Par exemple ici le bouton « start » et nos identités sur l'écran d'accueil. Les propriétés du bouton et du texte se font à droite (la partie en bleu).

La partie à droite, en bleu, on choisit le composant que l'on souhaite modifier puis on modifie au niveau de « Properties ». Par exemple ici nous avons choisi le composant « Screen1 » et nous lui avons fixé un fond d'écran qui est l'image « 02.jpg ».

Pour accéder à cette image nous avons dû la charger au niveau de « Media » :

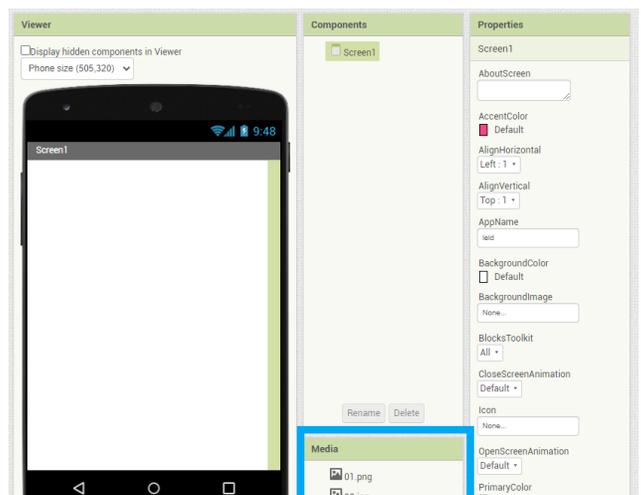


Figure 44 : Chargement d'un document sur le site internet de MIT AppInventor

Une fois l'image chargée nous pouvons l'utiliser comme fond d'écran ou encore comme icône d'un bouton.

Dans la figure 1, à gauche en jaune au niveau de « media » nous pouvons ajouter des images, de la musique ou encore des sons sur notre écran.

Par exemple nous pouvons ajouter un son à chaque fois qu'on appuie sur un bouton ou encore nous pouvons mettre des images pour rendre l'écran plus attractif comme dans l'exemple ci-dessous :

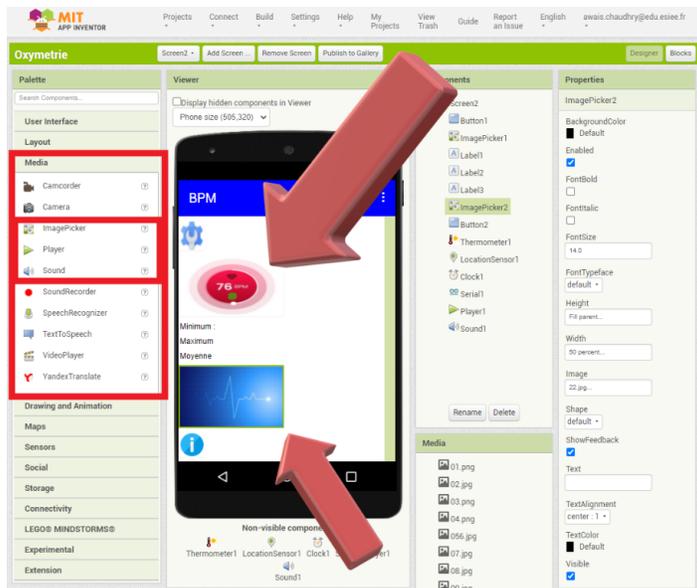


Figure 45 : Mise en place d'image sur un écran depuis le site internet de MIT AppInventor

Enfin pour que la musique fonctionne sur un écran ou encore pour qu'un bouton fonctionne il faut un programme derrière tout cela. C'est pourquoi nous allons nous intéresser maintenant à la partie programmation.

Au niveau de la figure 1 nous pouvons voir en haut à droite en noire que nous avons deux interfaces. L'une est « Designer » elle s'occupe du côté esthétique en ajoutant l'emplacement des boutons, le fond d'écran, le texte etc... et l'autre « Blocks » s'occupe du fonctionnement par exemple que se passe-t-il suite à l'appui d'un bouton ou lorsqu'un nouvel écran s'ouvre.

Par exemple prenons le cas de l'écran d'accueil, nous voulons que lorsque cet écran s'ouvre alors une musique démarre, que lorsque l'on clique sur le bouton « start » qui ici se nomme « Button1 » cela arrête la musique et que ça produit le son spécifique que nous avons chargé au préalable et que cela nous fasse changer d'écran à la suite des cliques.

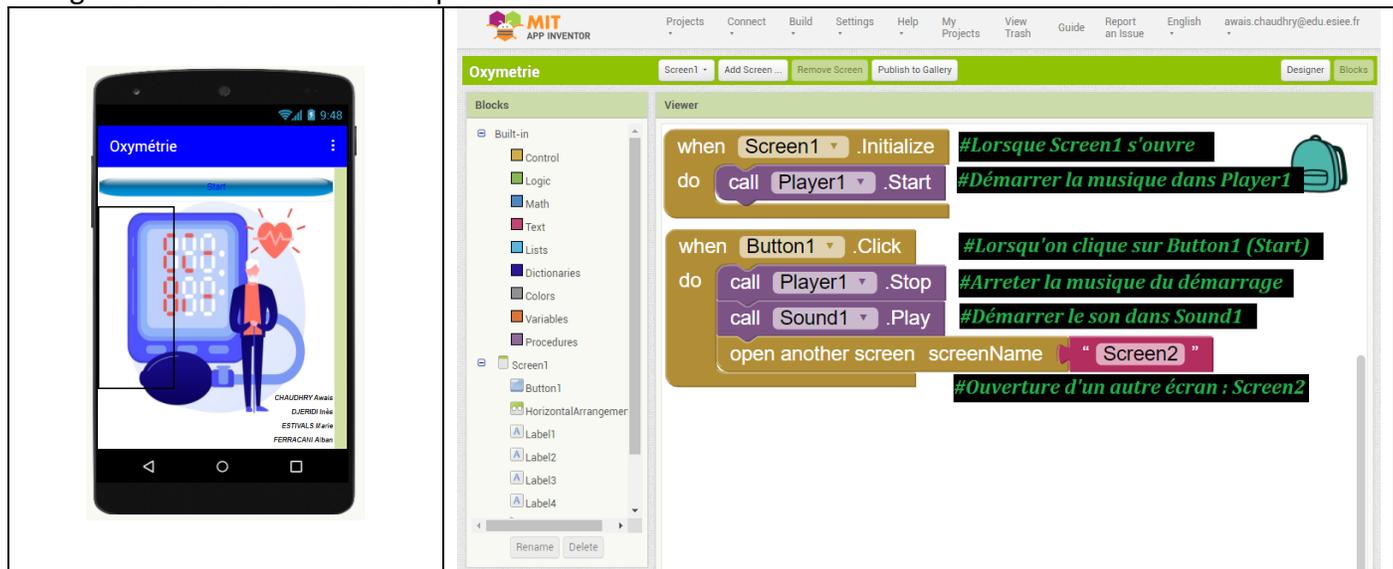
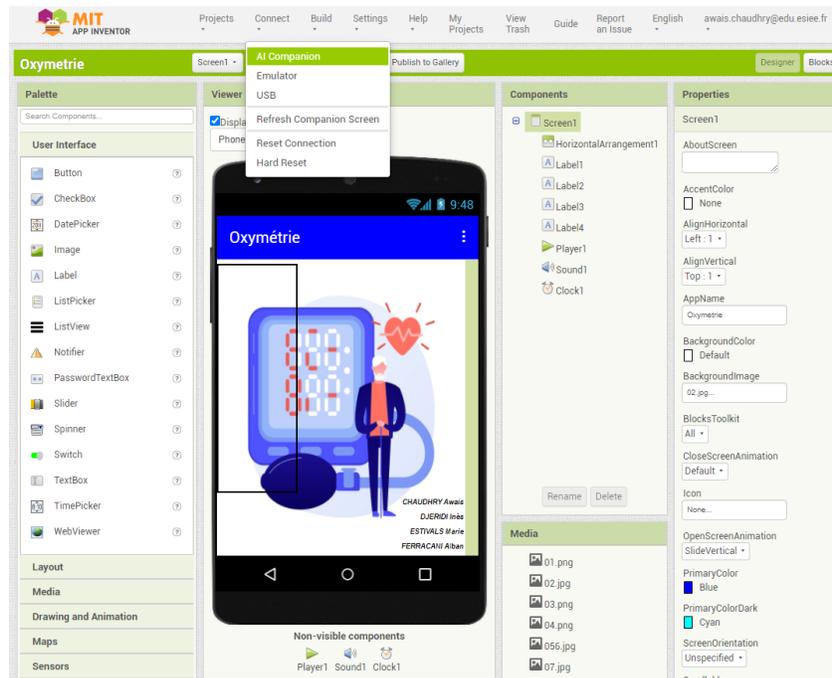


Figure 46 : Partie programmation sur site internet de MIT AppInventor

Pour pouvoir utiliser l'application sur son téléphone il faut se rendre sur le site internet et générer un QR code qu'il faudra scanner en se rendant sur l'application MIT AppInventor sur son smartphone :



Si nous n'avons plus aucun changement à faire sur l'application il existe une autre solution qui est plus pratique, qui consiste à télécharger notre propre application sur notre smartphone en générant un fichier type apk. C'est d'ailleurs exactement ce qui se passe lorsque l'utilisateur scanne le QR code sur l'écran de l'oxymètre : cela installe l'application sur son smartphone et cela évite d'avoir à la re-télécharger à chaque fois.

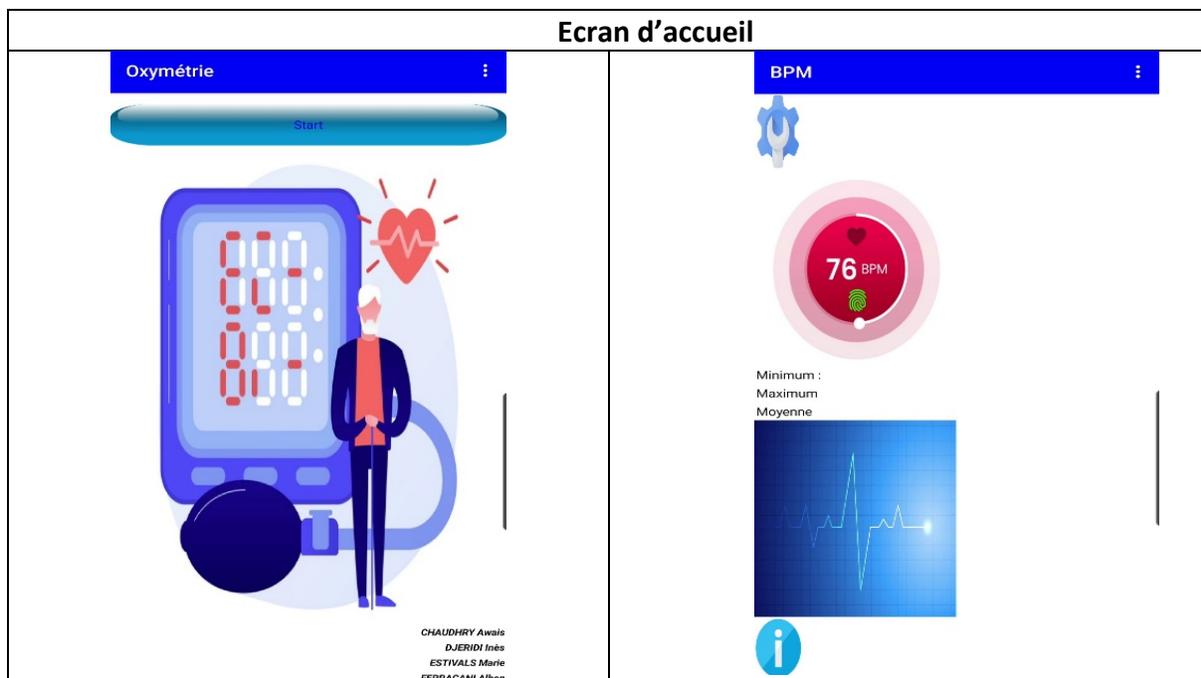


Figure 47 : Visualisation de l'écran d'accueil sur l'application mobile



Figure 48 : Autres pages de l'application

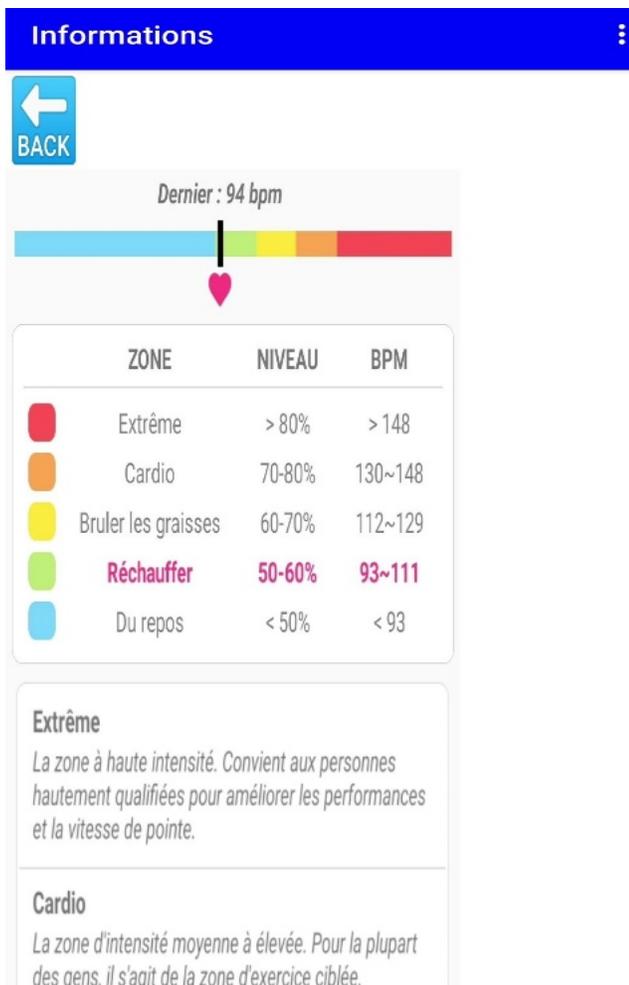


Figure 49 : Informations présentes sur l'application pour auto-interpréter son rythme cardiaque.

Nous avons également mis en place un bouton d'information au niveau de l'écran d'accueil (là où sera affiché le pouls de l'utilisateur) afin qu'il puisse accéder à la page ci-contre et analyser selon la situation dans laquelle il se trouve si son pouls est correct ou non.

Les images et les écritures peuvent être déformées selon la taille de l'écran sur laquelle l'application est utilisée.

Enfin nous avons modifié notre page d'accueil en supprimant le bouton « Start » que nous avons remplacé par un compte à rebord de 10 secondes au bout duquel l'utilisateur est automatiquement redirigé vers le deuxième écran d'accueil sur laquelle la mesure de son pouls pourra être effectuée.

La partie du code de la figure 17 a donc, par conséquent, été modifiée.

```

when Clock1.Timer
do
  call Player1.Stop
  open another screen screenName "Screen2"

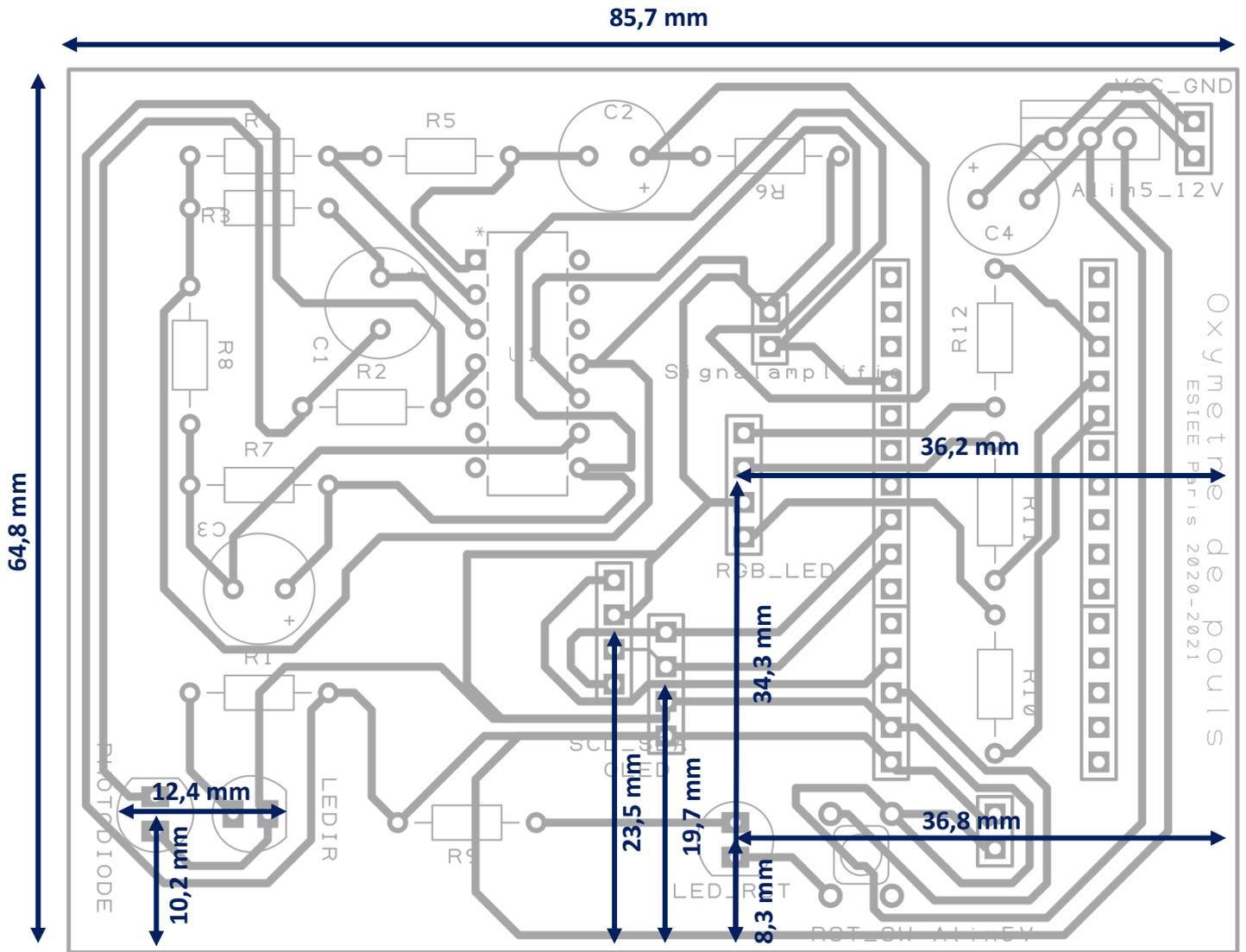
when Screen1.Initialize
do
  call Player1.Start
  
```

Figure 50 : Programmation de la musique d'arrière-plan à l'initialisation de l'application.

Remarque : les explications de la programmation de l'application se trouve en annexe à la fin du rapport.

Modélisation d'un boîtier 3D

Rappelons d'abord quelques dimensions utiles à la modélisation du boîtier en 3D. Ici, nous utiliserons le logiciel FUSION 360 et nous exporterons le fichier au format STL.



A. Esquisse du boîtier (coque extérieure)

Version 1 :

Le boîtier sera constitué de plusieurs éléments, assemblés les uns avec les autres :

- ⇒ Une coque extérieure adaptée aux dimensions du PCB. Le PCB viendra y être vissé et isolé par l'intermédiaire d'entretoises.
- ⇒ Un capot supérieur permettant d'accueillir un support de doigt pour l'oxymètre. Le capot sera creux en partie afin de permettre la vision de l'écran ainsi que des LED et pour faciliter l'accès au bouton poussoir. Cela permettra également d'assurer une régulation thermique du boîtier, qui, de par l'utilisation d'un régulateur de tension peut être amené à chauffer en cas d'utilisation prolongée.

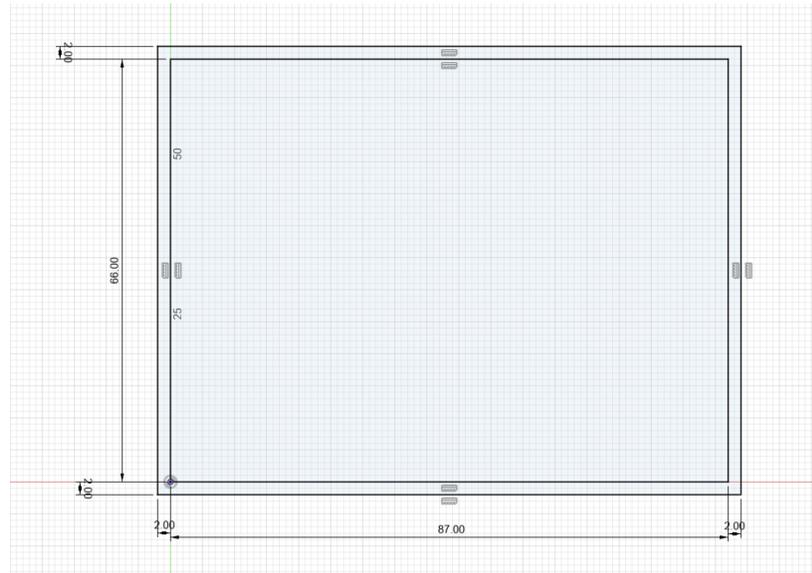


Figure 51 : Dimensions extérieures du boîtier extérieur

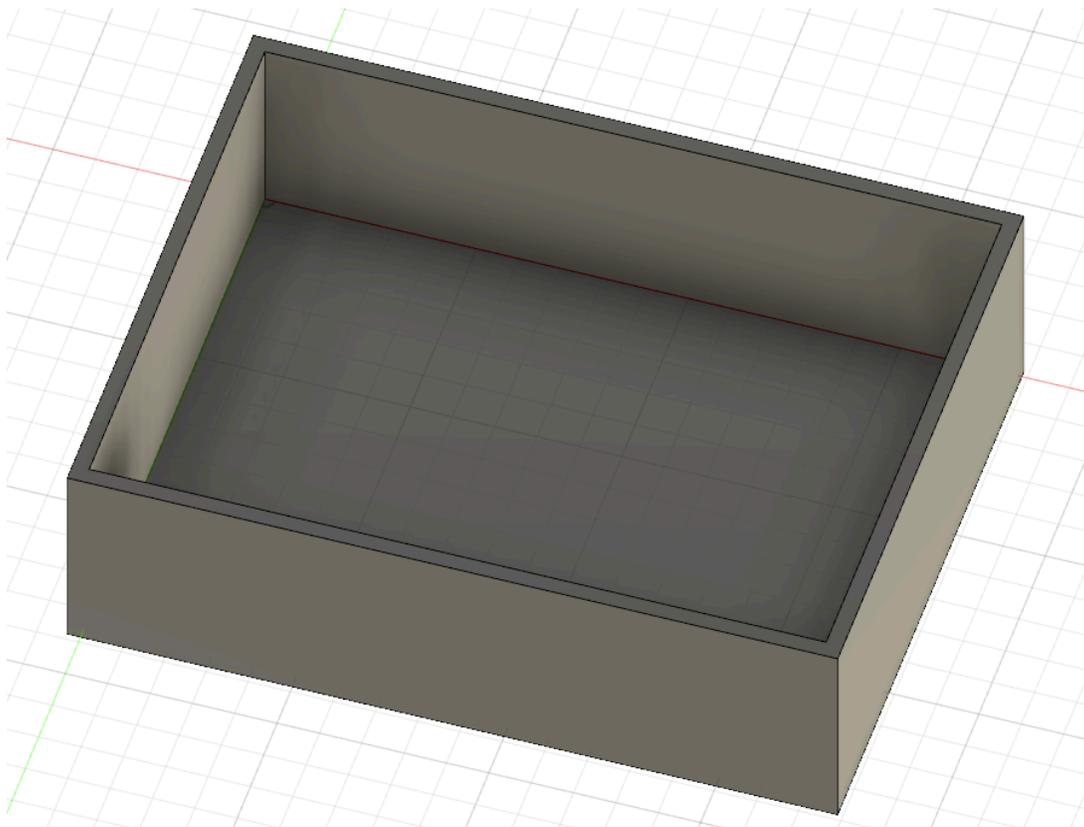


Figure 52 : Vue 3D de la coque extérieure

B. Esquisse du capot (coque supérieure + support doigt)

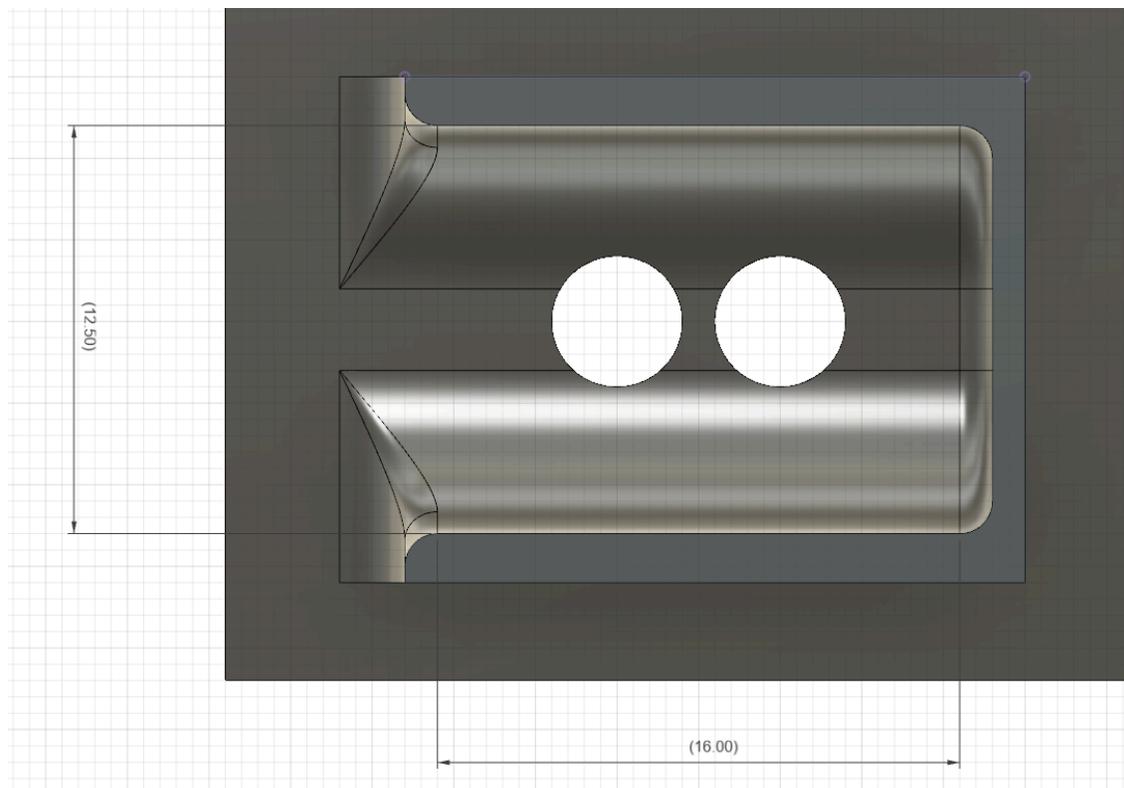


Figure 53 : Support de doigt afin de ne pas bouger pendant la mesure

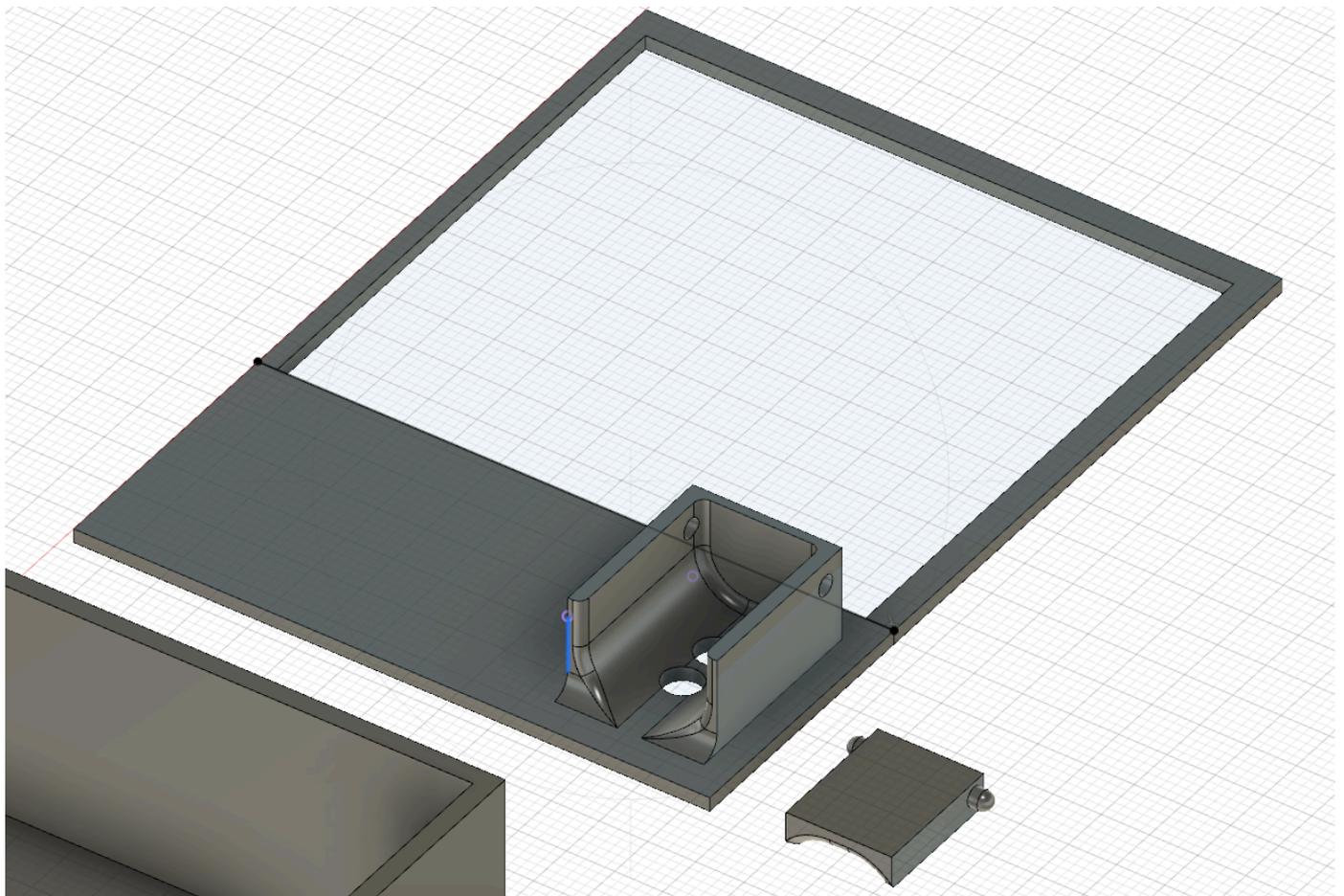


Figure 54 : Vue 3D du capot supérieur avec support de doigt

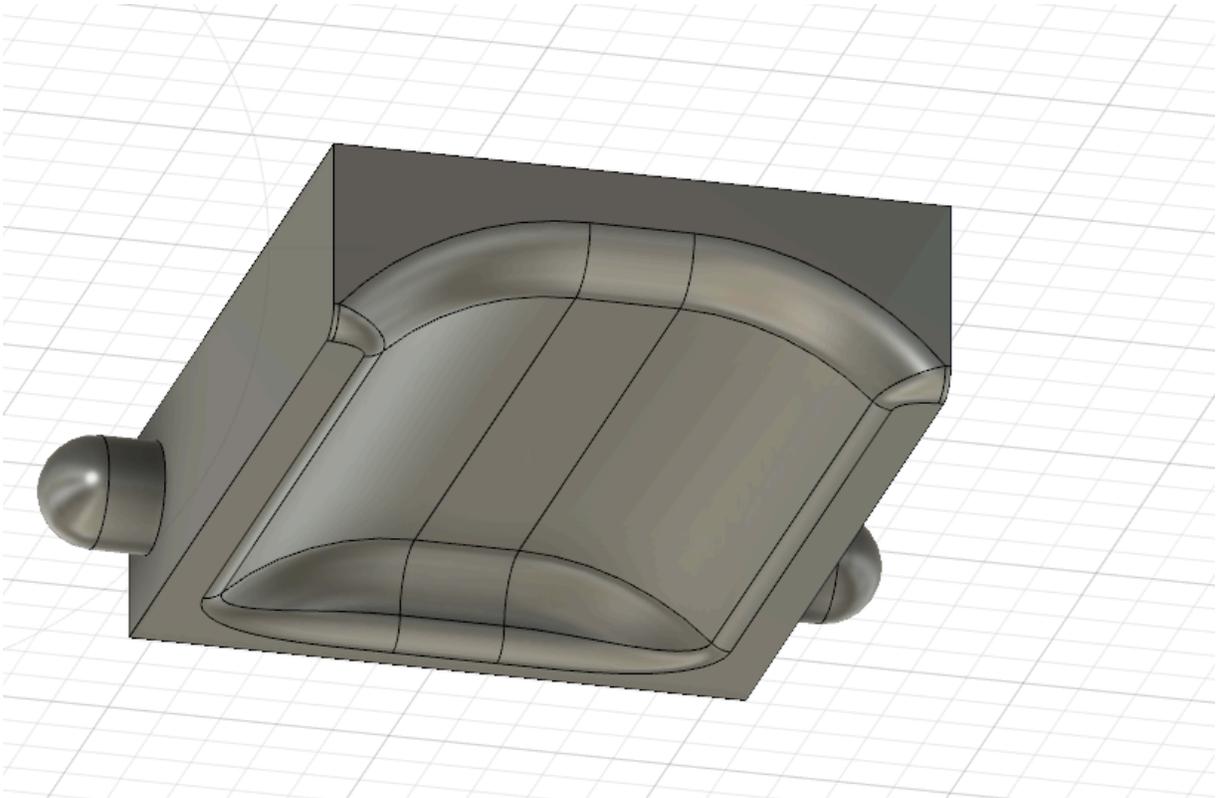
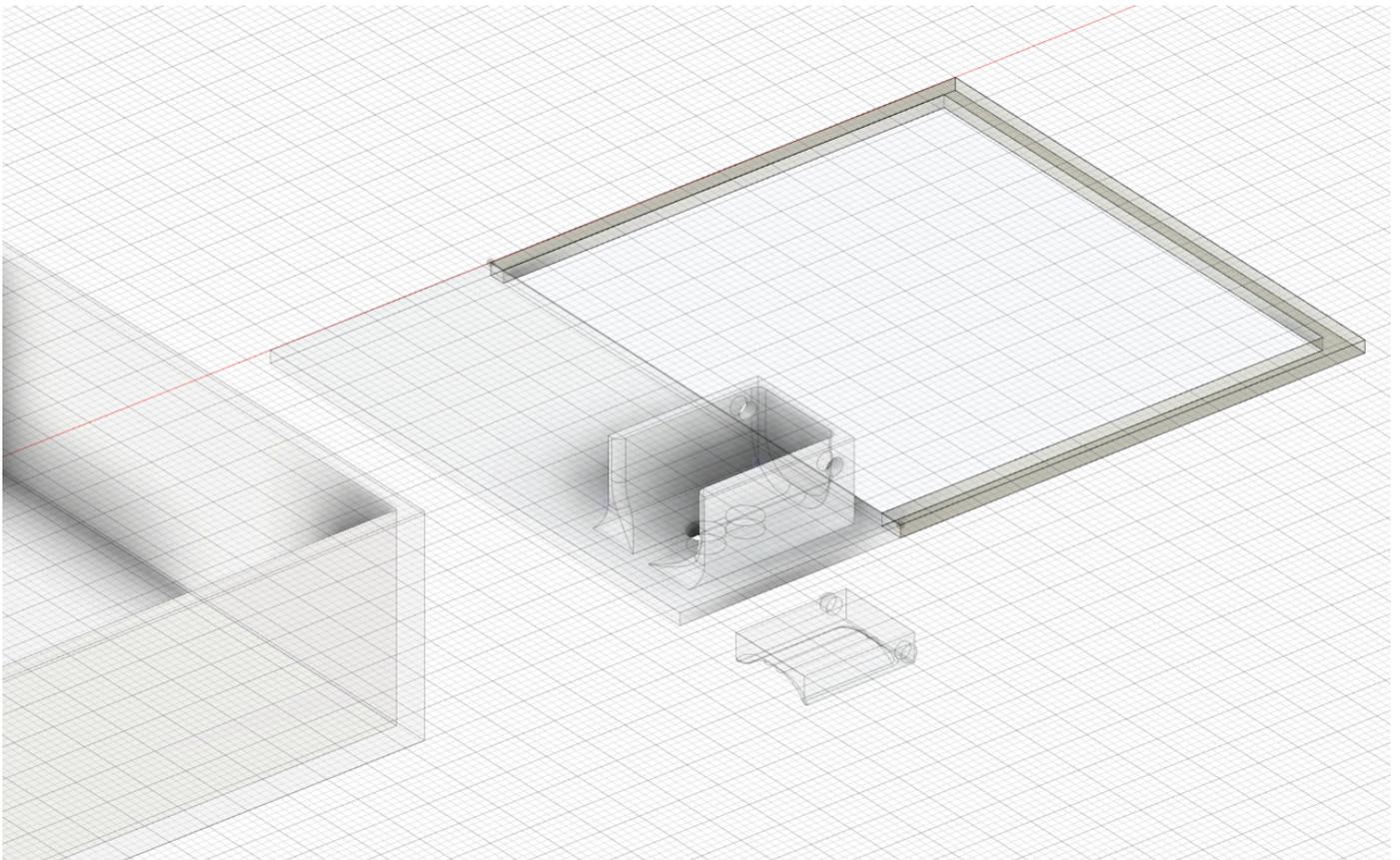


Figure 55 : Pince supérieur venant tenir le doigt en position sur le support qui sera clipsée dessus

C. Protocole d'impression 3D



Pour faciliter l'impression 3D et l'accrochage de l'impression au plateau de l'imprimante, toutes les pièces (au nombre de 3) ont une face entièrement plane.

Version 2 :

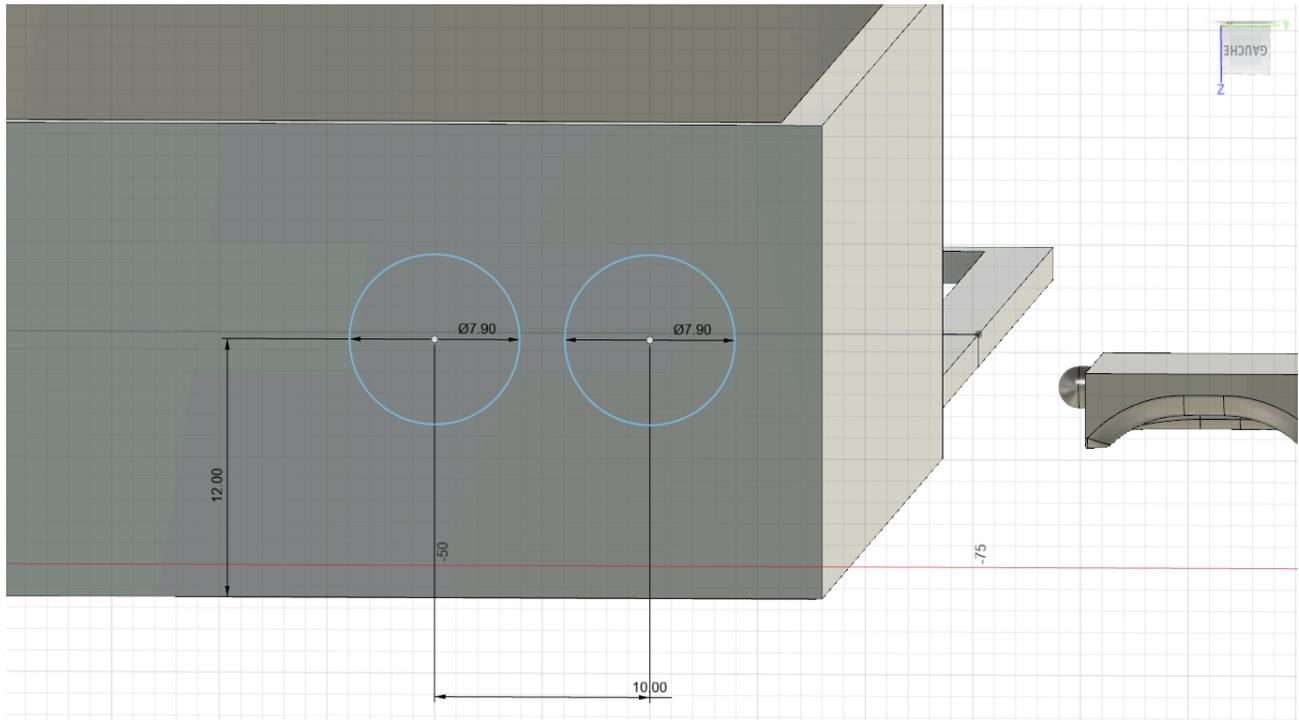


Figure 56 : Ajout d'emplacements pour connecteurs fiche banane (alimentation)

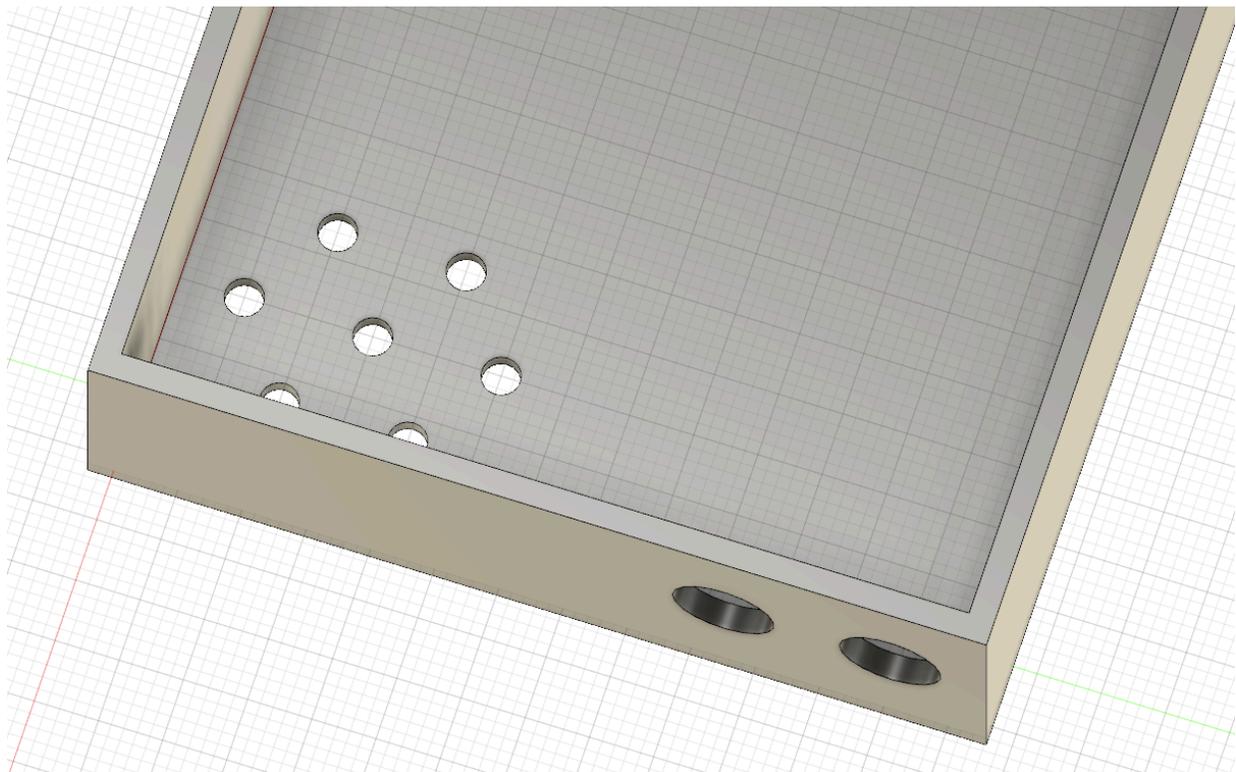


Figure 57 : Ajout de trous de ventilation au niveau du régulateur de tension

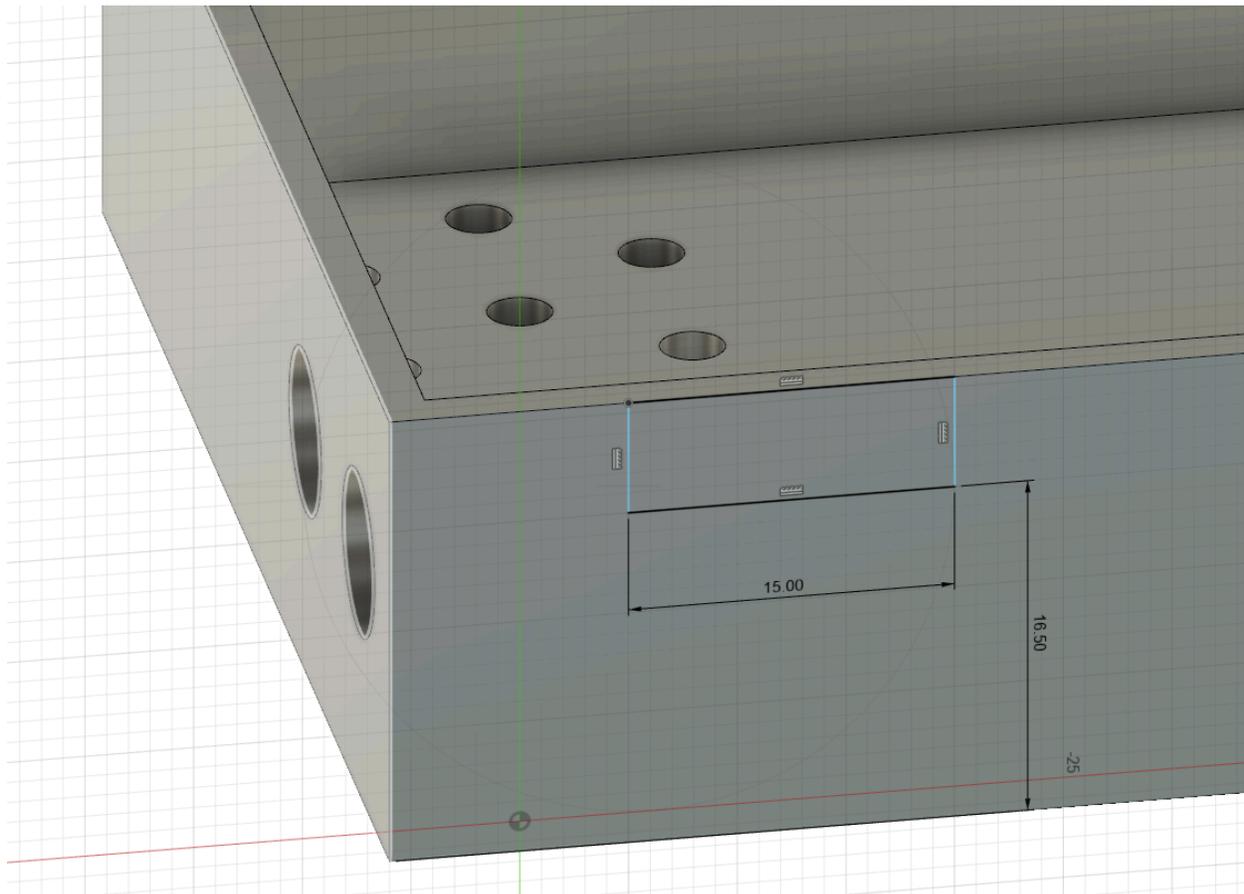


Figure 58 : Ajout d'un emplacement pour le connecteur micro-USB

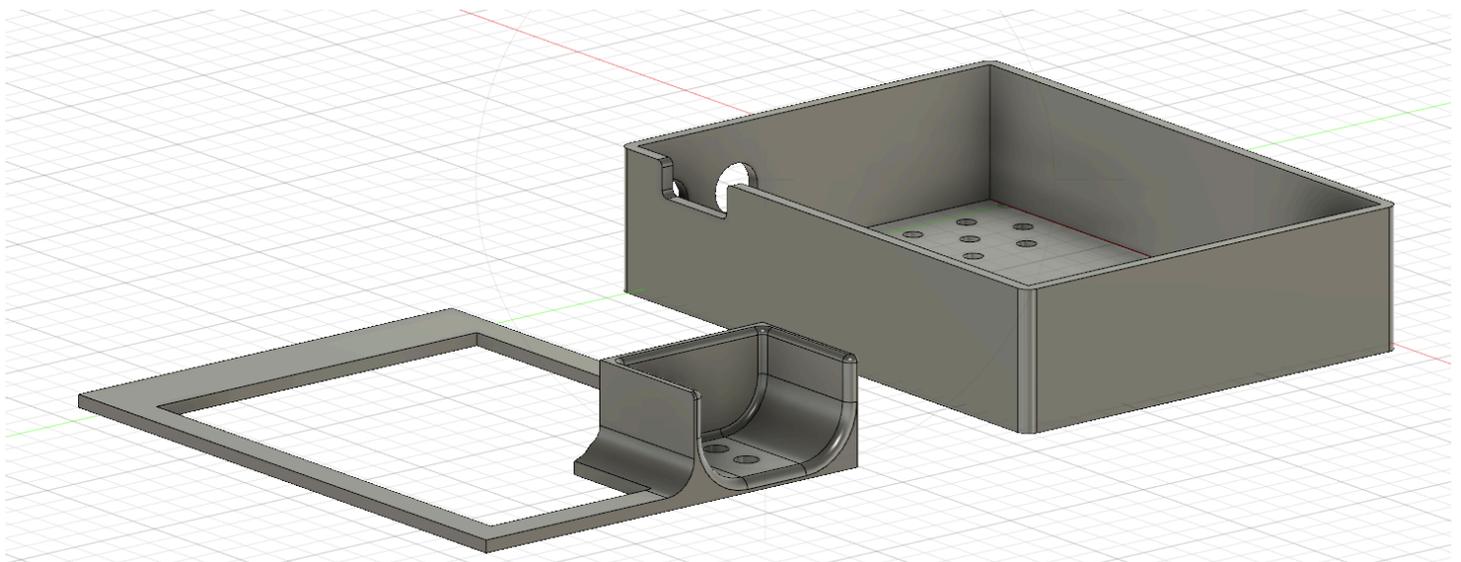


Figure 59 : Vue globale du boîtier 3D

Remarque :

Nous avons mis en place un lien permettant de voir la conception 3D du boîtier directement en ligne et ainsi de pouvoir le regarder sous tous ses angles.

⇒ Lien : <https://a360.co/3cw7WFn>

⇒ Mot de passe : ESIEE2021

Arduino Nano

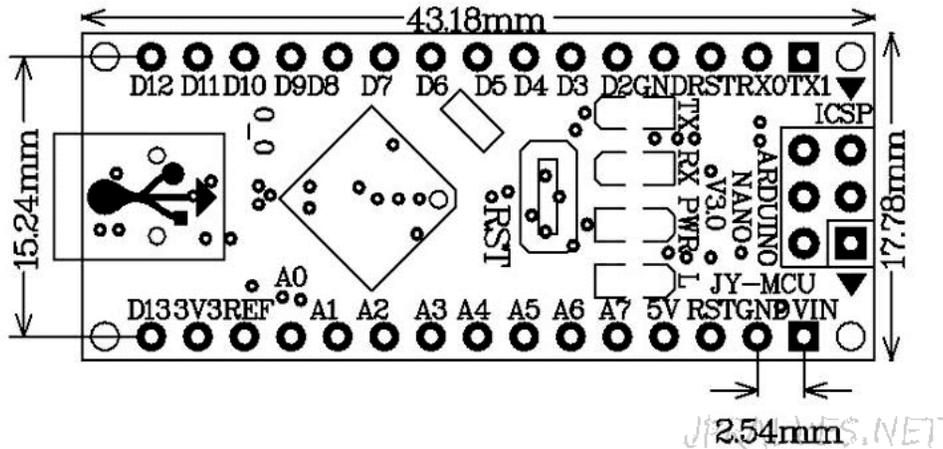


Figure 60 : Dimensions et pinout d'un Arduino Nano

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

Bouton poussoir (utilisé pour la remise à zéro)

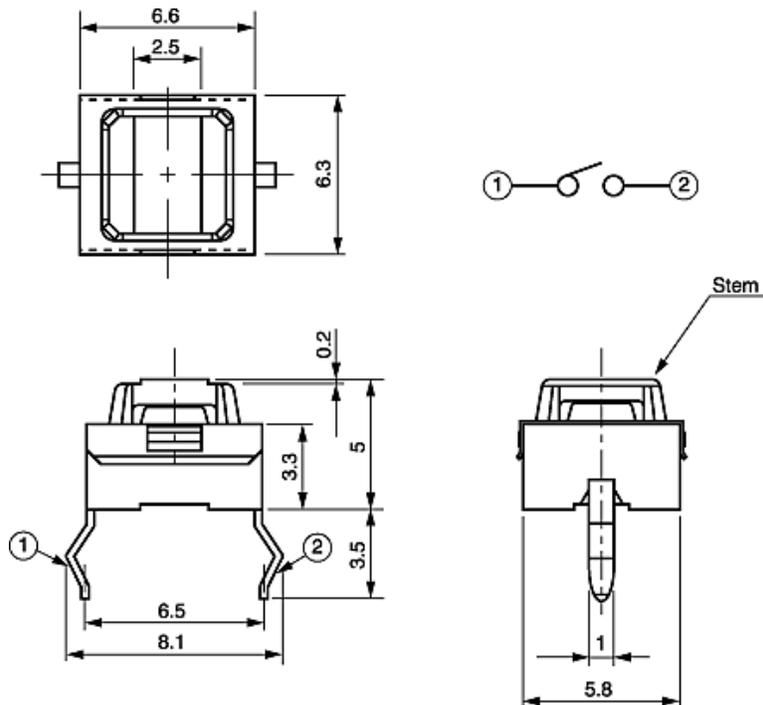


Figure 61 : Dimensions et pinout bouton poussoir (reset dans notre cas)

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

LED RGB (Rouge-Verte-Bleue)

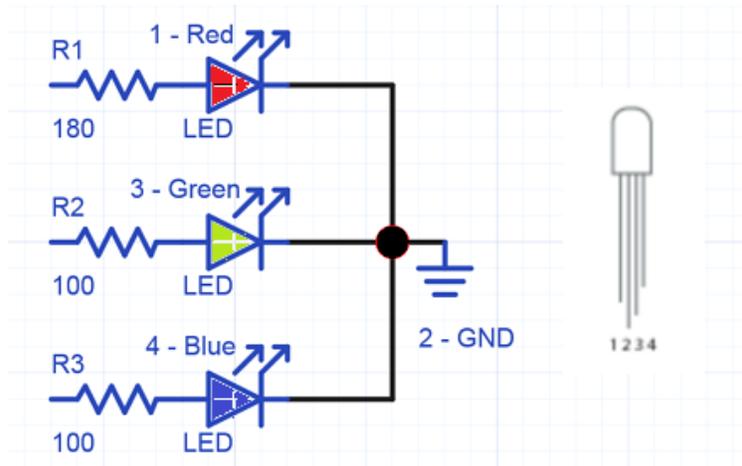


Figure 62 : Dimensions et pinout led RGB

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

Régulateur de tension LM7805

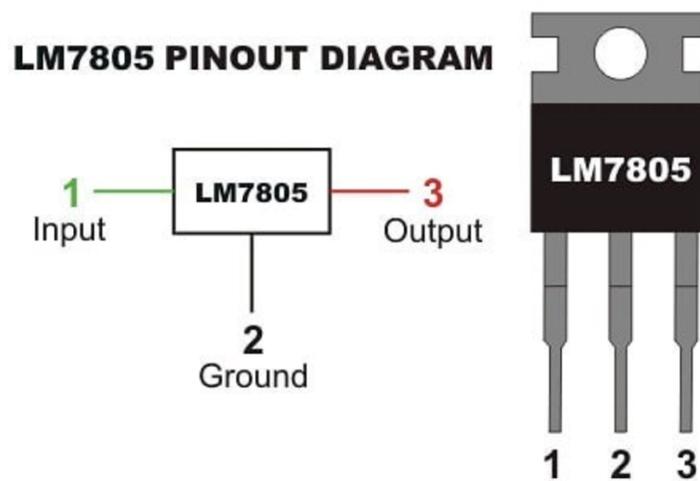


Figure 63 : Datasheet régulateur de tension LM7805

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

BLE P CLICK (Bluetooth shield)

- <https://download.mikroe.com/documents/add-on-boards/click/ble-p/ble-p-click-schematic-v100.pdf>
- <https://www.mikroe.com/blog/bluetooth-low-energy-part-1-introduction-ble>
- <https://www.mikroe.com/blog/bluetooth-low-energy-part-2-ble-p-click>
- https://github.com/MikroElektronika/Click_BLE_P_NRF8001

Module Bluetooth BLE HM-10

- Datasheet

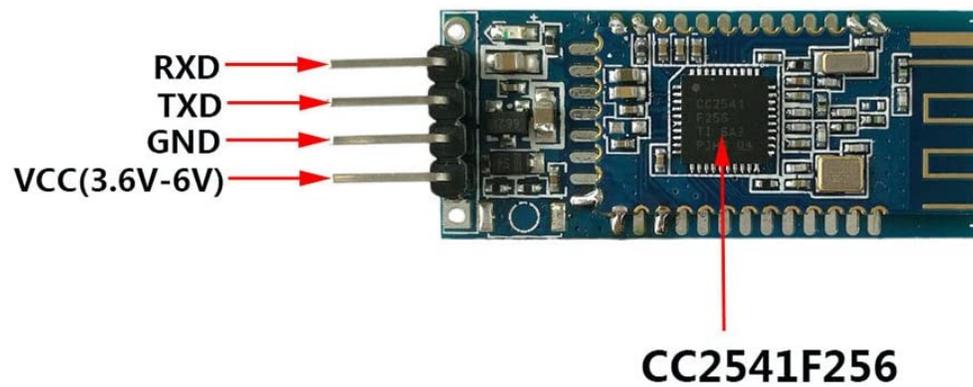


Figure 64 : Datasheet du module BLE HM-10

- Code Arduino

Code disponible sur le site Arduino : <https://urlz.fr/fTcH> . Nous l'avons néanmoins beaucoup revu
Auteur : Michael Stal.

Ressources

Pour concevoir notre programme, nous nous sommes aidés des ressources suivantes :

- Pour la communication Bluetooth : <https://urlz.fr/fTcH>
- Pour le traceur série : <https://urlz.fr/fTfY>
- Pour l'affichage de bitmap sur l'écran OLED : <https://urlz.fr/fTfU>
- Pour la conversion d'images en bitmap hexa : <https://urlz.fr/fTfW>
- Pour le traitement du signal et la communication avec l'application : <https://urlz.fr/fTg2>
- Envoi de données de l'Arduino vers le smartphone : <https://urlz.fr/fU3K>
- Pin state module HM-10: <https://urlz.fr/fU3S>
- Progdoc librairie OLED (écran) : <https://urlz.fr/fU5a>

Programme

Remarque : Le programme est consultable ci-dessous et téléchargeable depuis la page web du projet que nous avons développée à l'adresse suivante :

<https://perso.esiee.fr/~ferracaa/projets/OxymetriePage/oxypage1.html>

```
coeurV2 | Arduino 1.8.15

////////////////////////////////////
////////////////////////////////////
////////////////////////////////////
PROJET OXYMETRIE - ESIEE Paris - 2020/2021
Développé par : Alban FERRACANI
                Awais CHAUDHRY
                Marie ESTIVALS
                Ines DJERIDI
////////////////////////////////////
Rapport, sources d'aide et code
disponible sur page web du projet :
https://perso.esiee.fr/~ferracaa/projets/OxymetriePage/oxypage1.html
////////////////////////////////////
////////////////////////////////////

//Déclaration de l'écran OLED
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>

#define SCREEN_WIDTH 128 // OLED display largeur, en pixels
#define SCREEN_HEIGHT 64 // OLED display hauteur, en pixels

#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial mySerial(2,3);

// declare l'écran connecté en I2C
Adafruit_SSD1306 oled(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, -1);

int a=0;
int lasta=0;
int lastb=0;
int LastTime=0;
int ThisTime;
bool BPMTiming=false;
bool BeatComplete=false;
int BPM=0; // variable BPM
int BPM1=0; // variable BPM
int BPM2=0;
#define UpperThreshold 460 //de base 560 - seuil supérieur
#define LowerThreshold 300 //de base 500 - seuil inférieur

boolean bluetooth = false; // boolean activé (true) si le bluetooth est activé
int compteurrefresh = 0 ; //compteur pour actualiser le bouton bluetooth que toutes les 20 loops
```



```

oled.display();
tone(10,1000,800);
delay(800);
oled.clearDisplay();
oled.setCursor(0,0);
oled.setTextSize(2);
oled.setTextColor(WHITE);
oled.print("Oxymetre");
oled.display();
pinMode(10, LOW);
delay(300);
oled.display();
}

//Affichage des instructions pour placer son doigt sur le capteur
oled.setCursor(0,0);
oled.setTextSize(2);
oled.setTextColor(WHITE);
oled.print("Oxymetre");
oled.println(" Placez doigt sur capteur");
oled.display();
delay (4000);
oled.clearDisplay();

//Affichage App Mobile et QR Code
oled.setCursor(0,0);
oled.setTextSize(2);
oled.setTextColor(WHITE);
oled.print("App mobile");
oled.setCursor(0,20);
oled.setTextSize(1);
digitalWrite(8, HIGH);
digitalWrite(9, HIGH);
oled.println("Connectez vous sur application pour acceder a plus de contenu.");
oled.display();
delay (6000);
pinMode(8, LOW);
pinMode(9, LOW);
oled.clearDisplay();
oled.setCursor(0,0);
oled.setTextSize(2);
oled.setTextColor(WHITE);
oled.drawBitmap( 40, 0, QRbitmap, 64, 64, 1);
oled.display();
delay (2000);
oled.clearDisplay();

//Pour la moyenne glissante - plus utilisé faute de puissance de l'Arduino nano
for (int i = 0; i < nEchantillons; i++) {
  echantillon[i] = 0;
}
}

// ##### LOOP -Boucle exécutée automatiquement en permanence #####
void loop()
{
  int i;

  if (mySerial.available())
  {
    bluetooth = true;
    i=mySerial.read();

    //mySerial.write(Serial.read());
    //Serial.print(mySerial.read());
    //Serial.print(Serial.read());

    /*
    if(i=='1')
    {
      digitalWrite(9,1);
    }
    else if(i=='0')
    {
      digitalWrite(9,0);
    }
    */

    if(i=='2') //test bluetooth - affichage état connexion bluetooth
    {
      oled.clearDisplay();

      tone(10,1000,800);
      oled.clearDisplay();
      oled.setCursor(0,0);
      oled.setTextSize(2);
      oled.println("Bluetooth");
      oled.setCursor(0,20);
      oled.setTextSize(1);
      oled.println("BLE connecte");
      //mySerial.print("BLE ok");
    }
  }
}

```

```

oled.drawBitmap( 80, 20, bitmapBluetooth, 40, 40, 1);
oled.display();
delay(2000);
oled.writeFillRect(0,00,128,64,BLACK);
}

if(i=='3') //QR code - télécharge notre application MIT APP Inventor
{
oled.clearDisplay();
oled.drawBitmap( 40, 0, QRbitmap, 64, 64, 1);
oled.display();
delay (2000);
oled.clearDisplay();
}

if(i=='4') //Mesurer - Remet à zéro les BPM
{
oled.clearDisplay();
tone(10,1000,800);
oled.setCursor(0,00);
oled.setTextSize(2);
oled.setTextColor(WHITE);
oled.startscrollleft(0x00, 0x0A);
//oled.startscrollright(0x0A, 0x0F);
oled.print("Mesure...");
oled.drawBitmap( 50, 25, bitmap, 28, 28, 1);
oled.display();
delay(3000);
oled.stopscroll();
oled.clearDisplay();
BPM=0;
}

if(i=='5') //Fixe manuellement les BPM à 199 (pour démonstration lors de la soutenance orale exclusivement)
{
BPM=199;
oled.clearDisplay();
}
}

if(a>127) //Si le curseur de la courbe sort de l'écran on l'efface puis retrace depuis la gauche
{
oled.clearDisplay();
oled.writeFillRect(0,00,128,64,BLACK);
a=0;
lasta=a;
}

ThisTime=millis(); // Mesure du temps grâce à la fonction millis()
int value=analogRead(0); // On lit le port A0 (signal issu de l'amplificateur - photodiode)
//Serial.print(value);
//Serial.print(',');
//Serial.print("\n");

//Si une instruction bluetooth a été envoyée, on affiche un logo bluetooth en haut à droite de l'écran
if (bluetooth) {
oled.drawBitmap( 110, 00, bitmapBluetoothlittle, 18, 18, 1);
oled.display();
compteurrefresh +=1;
bluetooth = false;
}
else if (bluetooth == false){
bluetooth = false;
compteurrefresh +=1;
if (compteurrefresh > 10){
oled.writeFillRect(90,0, 38,20, BLACK);
compteurrefresh = 0;
}
}

// Tracé de la courbe sur le display OLED
oled.setTextColor(WHITE);
int b=60-(value/16);
oled.drawLine(lasta,lastb,a,b,WHITE); // On trace le segment correspondant à la variation cardiaque (d1)
lastb=b;
lasta=a;

if(value>UpperThreshold) // Si la valeur est supérieure au seuil supérieur
{
if(BeatComplete)
{
BPM=ThisTime-LastTime; // On mesure le temps entre deux battements (période)
BPM=int(60/(float(BPM)/1000)); // On convertit la période trouvée précédemment en BPM
BPMTiming=false;
BeatComplete=false;
//tone(9,1000,250); // tone (pin, frequency, duration) - on génère un signal carré sur le pin 8 de rapport cyclique 50% de fréquence 10
}
}

```

```

    if(BPMTiming==false)
    {
        LastTime=millis();
        BPMTiming=true;
    }
}
if((value<LowerThreshold)&(BPMTiming)) // Si la valeur est inférieure au seuil inférieur et BPMTiming = true on affiche le rythme cardiaque
    BeatComplete=true;

oled.setCursor(0,55);
oled.writeFillRect(0,00,100,16,BLACK);
oled.setCursor(0,00);
oled.setTextSize(2);

//On élimine numériquement les BPM incohérents (supérieurs à 200)
if (BPM<200){
oled.print("BPM:");           // Affichage texte sur display OLED
oled.print(BPM);             // Affichage nombre BPM sur display OLED
mySerial.print("BPM : ");    // Affichage texte sur application mobile (bluetooth)
mySerial.println(BPM);       // Affichage nombre BPM sur application mobile (bluetooth)
}

oled.display();
a++;

// Si BPM = 0 on affiche l'instruction de poser le doigt sur capteur sans bouger
if(BPM == 0)
{
    oled.setCursor(0,20);
    oled.writeFillRect(0,15,128,20,BLACK);
    oled.setTextSize(1);
    oled.setTextColor(WHITE);
    oled.print("Positionnez doigt surcapteur sans bouger ");
    oled.display();
}
}
}

```

Figure 65 : Code Arduino de l'oxymètre

Pour l'analyse des signaux, l'affichage sur le display OLED, la communication Bluetooth BLE avec smartphone, communication sur LED tricolore et gestion de l'oxymètre.

Remarque : Nous avons fait une vidéo explicative du programme Arduino qui est disponible à l'adresse suivante :

<https://drive.google.com/file/d/14HIHB-l-tEjSMfc3IF-c8Rp8rfv2dQMi/view?usp=sharing>

Applications - téléchargements

Application MIT - Oxymètre : Le fichier .apk est téléchargeable depuis la page web du projet que nous avons développée à l'adresse suivante :

<https://perso.esiee.fr/~ferracaa/projets/OxymetriePage/Oxymetrie.apk>

Ou en scannant le QR code ci-dessous :



Application BLE Terminal - Oxymètre : L'application est téléchargeable l'App Store et le PlayStore aux adresses suivantes :

- Sur l'App Store (Apple)
<https://apps.apple.com/fr/app/esp32-ble-terminal/id1567601472>



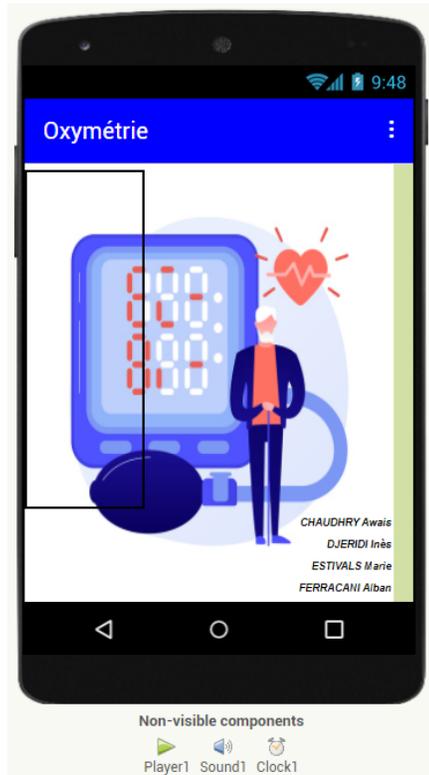
- Sur le PlayStore (Android)
https://play.google.com/store/apps/details?id=com.mightyit.gops.bleterminal&hl=en_US&gl=US



Si l'application n'a pas été téléchargée avec l'extension crée pour l'oxymètre, à la place d'appuyer sur les boutons, il faudra envoyer des chiffres. Voici le tableau de correspondance commande-action résultante.

Commande ASCII ou HEX	Action implémentée par l'Arduino
2	<p><u>Test Bluetooth</u> Affiche l'état de la connexion Bluetooth sur l'afficheur OLED. La LED tricolore s'allume en bleu.</p>
3	<p><u>QR Code</u> Affiche sur l'afficheur OLED le QR Code de l'application Mit App Inventor – Oxymètre.</p>
4	<p><u>Mesure</u> Remet à zéro les BPM relevés et mesure le nombre de BPM.</p>
5	<p><u>199</u> Fixe le nombre de BPM à 199 (pour démonstration lors de la soutenance orale).</p>
Tout autre caractère	<p><u>Pas d'action</u>, affiche juste logo Bluetooth en haut à droite de l'écran OLED pour dire que l'Arduino reçoit bien des commandes (mais pas exécutables).</p>

Écran de présentation



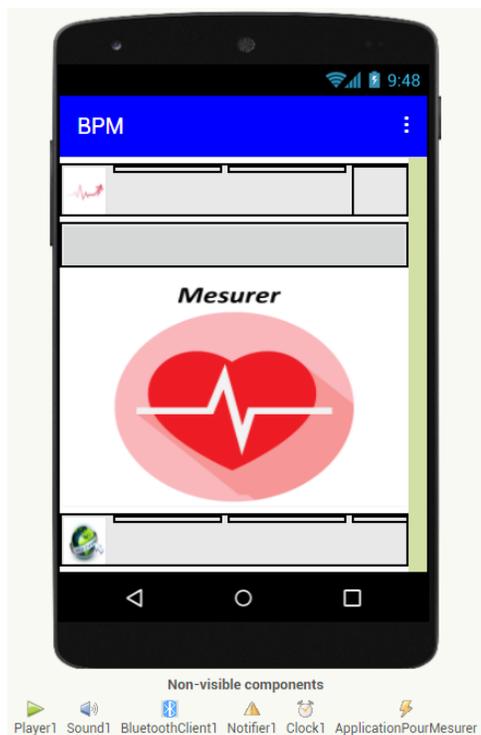
```

when Screen1.Initialize #Lorsque Screen1 s'allume
do call Player1.Start #La musique Player1 démarre

when Clock1.Timer #Lorsque le temps du timer est écoulé
do call Player1.Stop #On arrête la musique
  open another screen screenName "Screen2" #On ouvre l'ecran Screen2
  
```

Figure 66 : Écran de présentation et programmation

Écran d'accueil



```

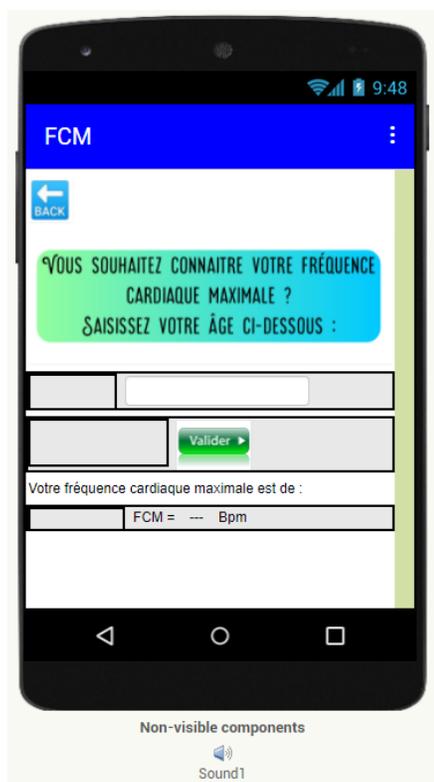
when Screen2.Initialize #Lorsque Screen2 s'allume
do call Player1.Start #Démarrer la musique
  if not BluetoothClient1.Enabled #Si le bluetooth n'est pas connecté
  then call Notifier1.ShowAlert #Afficher le message d'alerte
    notice "Attention votre bluetooth n'est pas activé !"
    call NotBluetooth #Lorsque Screen2 s'allume
  else call Bluetooth #Lorsque Screen2 s'allume

to Bluetooth #Fonction Bluetooth
do set Button3.BackgroundColor to #00FF00 #Changer le fond de couleur du bouton
  set Button3.Text to "Bluetooth connecté" #Changer le texte sur le bouton

to NotBluetooth
do set Button3.BackgroundColor to #FF0000
  set Button3.Text to "Bluetooth déconnecté"
  call BluetoothClient1.SendText
    text "Bluetooth déconnecté"
  
```

Figure 67 : Écran d'accueil et programmation

Écran fréquence cardiaque maximale (FCM)



```

initialize global Age to 0 #On initialise l'attribut Age à 0
when Button1 Click #Lorsqu'on clique sur Button1 (Valider)
do
  call Sound1 .Play #On démarre le son (ici nous avons mis d'un clique)
  set global Age to TextBox1 . Text #On attribut à Age le texte qui se trouve dans TextBox1 (là où va mettre son âge l'utilisateur)
  set Label2 . Text to join " bpm : "
  207 - 0.7 * get global Age #On écrit dans Label2 : « bpm : » suivi du calcul de la FCM : 207-0,7xAge
when Button2 Click
do
  call Sound1 .Play
  open another screen screenName " Screen2 " #Ci-contre est le bouton retour « back »
  
```

Figure 68 : Écran fréquence cardiaque maximale (FCM) et programmation

Écran d'information pour connaître sa zone de fréquence correcte selon la situation

```

initialize global FCM to 0 #On initialise FCM et FCR (fréquence cardiaque au repos) à 0
initialize global FCR to 0

when Button1 Click #Ci-contre est le code pour le bouton retour « back »
do
  call Sound1 .Play
  open another screen screenName " Screen2 "

when Button2 Click
do
  call Sound1 .Play #On récupère les valeurs validées par l'utilisateur
  set global FCM to FCMValide . Text
  set global FCR to FCRValide . Text
  set MinActiviteModeree . Text to join get global FCM - get global FCR * 0.40 + get global FCR
  set MaxActiviteModeree . Text to join get global FCM - get global FCR * 0.59 + get global FCR
  set MinActiviteRigoureuse . Text to join get global FCM - get global FCR * 0.60 + get global FCR
  set MaxActiviteRigoureuse . Text to join get global FCM - get global FCR * 0.89 + get global FCR

#On écrit dans MaxActiviteRigoureuse le seuil maximale que peut atteindre la personne lorsqu'elle pratique une activité rigoureuse par le calcul suivant : (FCM-(FCRx0,89))+FCR

#Quand on clique sur le bouton « Je ne connais pas ma FCM »
Cela nous retourne sur l'écran FCM où on peut la calculer

when Button3 Click
do
  call Sound1 .Play
  open another screen screenName " FCM "
  
```

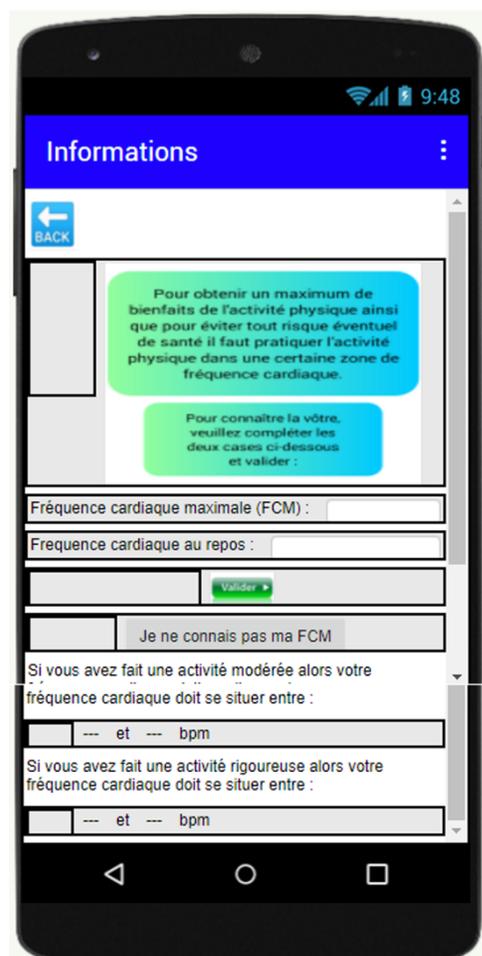


Figure 69 : Écran d'information pour connaître sa zone de fréquence correcte selon la situation et programmation

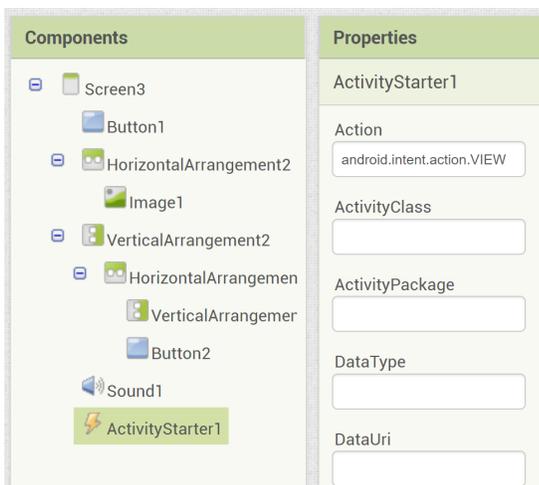
Écran permettant d'accéder au site internet (perso.esiee)



Figure 70 : Écran permettant d'accéder au site internet et programmation

Nous avons ajouté dans ActivityStarter1 un code qui permet d'exécuter l'action qui permet d'accéder à un site internet depuis un lien URL :

android.intent.action.VIEW



```
#Le bouton « back »
when Button1 .Click
do call Sound1 .Play
  open another screen screenName " Screen2 "

#Le bouton qui permet d'accéder au site internet
when Button2 .Click
do call Sound1 .Play
  set ActivityStarter1 . DataUri to " https://perso.esiee.fr/~ferraca/projets/Oxymetr..."
  call ActivityStarter1 .StartActivity
```

Écran fréquence cardiaque maximale (FCM)



```
when Button1 .Click
do call Sound1 .Play
  open another screen screenName " Screen2 "

when Button2 .Click
do call Sound1 .Play
  set Esiee_website . DataUri to " https://www.esiee.fr/ "
  call Esiee_website .StartActivity

when Button3 .Click
do call Sound1 .Play
  set coeur_website . DataUri to " https://fedecardio.org/je-m-informe/le-fonctionn..."
  call coeur_website .StartActivity
```

Figure 71 : Écran fréquence cardiaque maximale (FCM) et programmation

Ressources

Pour concevoir notre application, nous nous sommes aidés des ressources suivantes :

- <https://urlz.fr/fUY9> (Sert au simulateur des BPM en fonction de l'âge).

Remarque : Nous avons fait une vidéo explicative du fonctionnement de l'application et de l'établissement de la liaison Bluetooth qui est disponible à l'adresse suivante :

<https://drive.google.com/drive/folders/140vCM7068V30QTBHquTv7TDwQQTAw1np?usp=sharing>

Guide d'utilisation de l'oxymètre

L'utilisation de l'oxymètre peut se faire avec ou sans communication Bluetooth et application mobile.

- Alimenter l'oxymètre par les deux connecteurs dédiés en 5-18 V.
- L'oxymètre s'allume et on peut voir des LEDs témoins clignoter.
- Préparez l'appareil photo de votre smartphone pour pouvoir scanner le QR Code pour télécharger l'application au moment venu.
- Dès que ce dernier s'affiche (juste après le message de l'application) scanner le QR Code sur smartphone ou en scannant le QR code de l'annexe précédente afin de télécharger l'application.
Nous le remettons ci-dessous :



- Une fois sur l'application MIT téléchargée grâce au QR code ci-dessus, vous pouvez naviguer dans les différents menus, calculer votre fréquence cardiaque recommandée grâce à notre simulateur ainsi que votre plage de BPM.
- Pour voir les informations en direct provenant de l'oxymètre, cliquez sur mesurer au milieu de l'écran principal. Cela vous permettra alors de télécharger l'application assurant la communication BLE entre l'oxymètre et le smartphone. Si l'application est déjà téléchargée, l'action de cliquer sur mesurer l'ouvrira automatiquement.
- Il ne restera plus qu'à connecter le module Bluetooth de l'oxymètre qui est nommé DS TECH dans la liste des périphériques détectés.
- Vous pouvez alors interagir en direct avec l'oxymètre par Bluetooth soit en cliquant sur les boutons en bas s'ils ont été configurés, soit en envoyant des caractères (chiffres) correspondant à des commandes dont le tableau de correspondance est décrit dans l'annexe précédente nommée « Annexe : correspondance commandes – actions sur application BLE Terminal. »

Remarque : Nous avons fait une vidéo explicative du fonctionnement de l'application et de l'établissement de la liaison Bluetooth qui est disponible à l'adresse suivante :

<https://drive.google.com/drive/folders/140vCM7068V30QTBHquTv7TDwQQTaw1np?usp=sharing>

Table des illustrations

Figure 1 : Datasheet d'une DEL	6
Figure 2 : Code couleurs des résistances	6
Figure 3 : Alvéole pulmonaire	21
Figure 4 : Schéma de câblage sans amplification ni filtrage	24
Figure 5 : Schéma de câblage (pinout) du LM324	24
Figure 6 : Schéma électrique et électronique global de l'oxymètre	25
Figure 7 : Mise en pratique du montage complet sur plaquette de test SK10	25
Figure 8	32
Figure 9 : Datasheet du LM324	33
Figure 10 : Deuxième partie d'amplification et de filtrage	33
Figure 11 : Réduction des bruits parasites de haute fréquence avec un filtre passe-bas	34
Figure 12 : Partie 2 (amplification et filtrage)	35
Figure 13 : Signal relevé sur oscilloscope après amplification et filtrage des bruits parasites	35
Figure 14 : Partie 2 (amplification et filtrage) avec ZEQ	36
Figure 15 : Schéma électrique sans alimentation filtrée	37
Figure 16 : Datasheet LM7805	37
Figure 17 : Schéma électrique LM7805 avec condensateur de filtrage	38
Figure 18 : Schéma électrique complet de l'oxymètre	38
Figure 19 : PCB - Version 1	39
Figure 20 : PCB - Version 1 - Vue 3D	39
Figure 21 : PCB - Version 2	39
Figure 22 : PCB - Version 2 - Vue 3D	40
Figure 23 : PCB - Version 2 - Fabrication	40
Figure 24 : PCB - Version 2 - Assemblé	41
Figure 25 : PCB - Version 3 - Avec élargissement des points de soudure	42
Figure 26 : PCB - Version 3 bis	42
Figure 27 : PCB version 4	43
Figure 28 : PCB version 4 - Modèle 3D	43
Figure 29 : PCB version 4 - Verso vue 3D	44
Figure 30 : PCB version 4 - Réalisation	44
Figure 31 : Arduino Nano - Pinout	45
Figure 32 : Arduino Nano	45
Figure 33 : Attiny 85	45
Figure 34 : Arduino UNO	45
Figure 35 : Attiny 85 - Pinout	45
Figure 36 : Module BLE P-Click	45
Figure 37 : Module BLE HM-10	45
Figure 38 : Illustration du traitement du signal effectué par l'Arduino	46
Figure 39 : Visualisation du signal sur le traceur série de l'IDE Arduino	47
Figure 40 : Affichage du rythme cardiaque et tracé de la courbe sur l'écran OLED	48
Figure 41 : Message sur écran concernant l'application mobile et LED	49
Figure 42 : Affichage du QR code pour télécharger l'application	49
Figure 43 : Interface internet de MIT AppInventor	50
Figure 44 : Chargement d'un document sur le site internet de MIT AppInventor	50
Figure 45 : Mise en place d'image sur un écran depuis le site internet de MIT AppInventor	51
Figure 46 : Partie programmation sur site internet de MIT AppInventor	51
Figure 47 : Visualisation de l'écran d'accueil sur l'application mobile	52
Figure 48 : Autres pages de l'application	53
Figure 49 : Informations présentes sur l'application pour auto-interpréter son rythme cardiaque.	53
Figure 50 : Programmation de la musique d'arrière-plan à l'initialisation de l'application.	53
Figure 51 : Dimensions extérieures du boîtier extérieur	55
Figure 52 : Vue 3D de la coque extérieure	55
Figure 53 : Support de doigt afin de ne pas bouger pendant la mesure	56
Figure 54 : Vue 3D du capot supérieur avec support de doigt	56
Figure 55 : Pince supérieur venant tenir le doigt en position sur le support qui sera clipsée dessus	57
Figure 56 : Ajout d'emplacements pour connecteurs fiche banane (alimentation)	58
Figure 57 : Ajout de trous de ventilation au niveau du régulateur de tension	58

Figure 58 : Ajout d'un emplacement pour le connecteur micro-USB	59
Figure 59 : Vue globale du boîtier 3D	59
Figure 60 : Dimensions et pinout d'un Arduino Nano	60
Figure 61 : Dimensions et pinout bouton poussoir (reset dans notre cas)	60
Figure 62 : Dimensions et pinout led RGB	61
Figure 63 : Datasheet régulateur de tension LM7805	61
Figure 64 : Datasheet du module BLE HM-10	62
Figure 65 : Code Arduino de l'oxymètre	67
Figure 66 : Écran de présentation et programmation	70
Figure 67 : Écran d'accueil et programmation	70
Figure 68 : Écran fréquence cardiaque maximale (FCM) et programmation	71
Figure 69 : Écran d'information pour connaître sa zone de fréquence correcte selon la situation et programmation	71
Figure 70 : Écran permettant d'accéder au site internet et programmation	72
Figure 71 : Écran fréquence cardiaque maximale (FCM) et programmation	72

Remerciements

- Nous tenons à remercier tout particulièrement Madame LISSORGUES pour le grand accompagnement qu'elle nous aura apporté dans l'aboutissement de ce projet ainsi que pour avoir mis en place cet atelier, que nous avons trouvé très complet, enrichissant et intéressant.
- Nous remercions également Messieurs PINTO Carlos et PAGAZANI Julien pour la fabrication des PCB ainsi que Monsieur BOUGRIOT Lionel pour avoir fabriqué le deuxième PCB et nous avoir aidé dans les modifications à apporter pour limiter les effets « antenne » du PCB.

Bibliographie

Les sources et auteurs de toutes les images non libres de droits issues du WEB ont été mentionnées. Les figures ne comportant pas de source ni d'auteur sont celles que nous avons-nous même faites.

Ce rapport est disponible et téléchargeable sur la page web ESIEE du projet à l'adresse :

<https://perso.esiee.fr/~ferracaa/projets/OxymetriePage/oxypage1.html>

Pour tout complément d'information, vous pouvez nous contacter :

- alban.ferracani@edu.esiee.fr
- awais.chaudhry@edu.esiee.fr
- marie.estivals@edu.esiee.fr
- ines.djeridi@edu.esiee.fr