

4.1. Introduction :

Dans ce chapitre, une étude pratique détaillée du dispositif qu'on a réalisé est faite. Cette étude pratique est menée par un ensemble de tests sur les différents blocs constituant le dispositif.

Ces tests sont accomplis en fixant la pince (le capteur) sur l'index du sujet, et prendre les différentes mesures. Ces mesures sont faites sous forme de niveaux des potentiels et de morphologies des signaux, sur les différents points tests prévus sur notre dispositif. En fait, la localisation de ces différents points tests est choisie de telle sorte que l'utilisateur puisse étudier et par conséquent dépanner s'il le faut le système.

En plus de ces mesures, la présentation d'une manipulation de travaux pratiques est faite. Cette manipulation permet à l'étudiant d'étudier pratiquement les différents blocs d'un dispositif de mesure du photopléthysmogramme; et de comprendre un tel dispositif qui constitue un outil essentiel dans le bloc opératoire.

4.2. Mesures et interprétations :

Notre carte est réalisée en prévoyant dix points tests. Ces points tests sont disposés tel que l'utilisateur peut étudier le signal à la sortie de chaque bloc.

PT1 : la sortie d'astable

PT2 : la sortie des transistors montés en commutation

PT3 : la sortie du premier monostable U2 (rouge)

PT4 : la sortie du deuxième monostable U3 (rouge)

PT5 : la sortie du premier monostable U4 (infrarouge)

PT6 : la sortie du deuxième monostable U5 (infrarouge)

PT7 : la sortie du régulateur

PT8 : la sortie du convertisseur lumière tension

PT9 : la sortie du premier amplificateur

PT10 : la sortie du filtre

PT11 : la sortie finale PPG

4.2.1/ La sortie de l'astable (PT1):

Le signal mesuré sur le point Test PT1 est un signal carré de fréquence 434 Hz et d'amplitude à vide de 22V crête à crête (Photo de la figure 4.1). Cependant en connectant les capteurs (LED R & LED IR) le signal chute à 10V crête à crête. Ceci est tout à fait normal compte tenu du courant absorbé par les LEDs lors de leurs allumages.

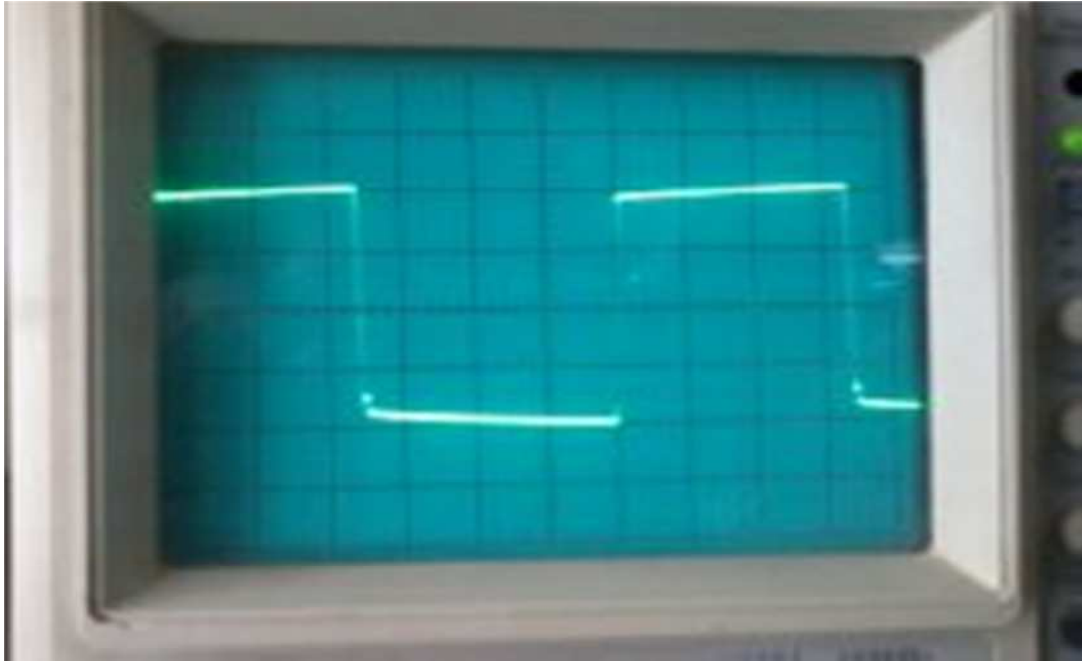


Figure 4.1 : la sortie d'astable

4.2.2. La sortie des transistors montés en commutation (PT2) :

Le rôle principal de ces transistors est de rendre le signal carré provenant de l'astable et qui change de -12V à 12V sous une forme unipolaire d'amplitude de 0 V à 12V. Le signal mesuré sur ce point test est un signal carré unipolaire de 0 à 12 V. Il est illustré par la photo sur la figure 4.2.

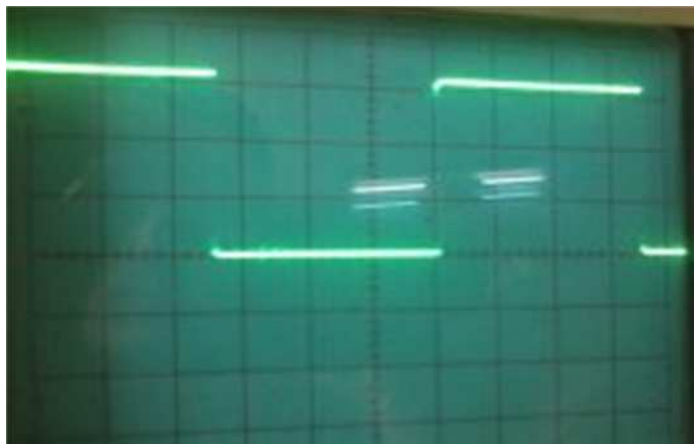


Figure 4.2 : la sortie des transistors montés en commutation

4.2.3. Sortie du 1^{er} monostable U2 (pour la lumière rouge) (PT3)

Le front montant du signal issu des transistors en commutation (ci-dessus), déclenche le premier monostable U2. Ce dernier génère une impulsion de durée 10 μ s et d'amplitude (0-12V). La photo sur la figure 4.3 ci-

dessous illustre cette impulsion simultanément avec le signal de déclenchement.

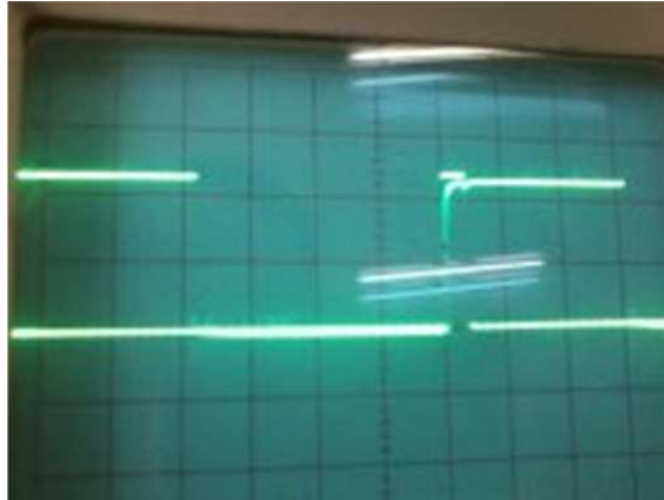


Figure 4.3 : l'impulsion du monostable U2

4.2.4. La sortie du deuxième monostable U3 (PT4):

Le front descendant de l'impulsion provenant du premier monostable U2 déclenche le deuxième monostable U3. Ce dernier génère une impulsion de durée $10\mu\text{s}$ et d'amplitude (0-12V).

On note sur la photo illustrée sur la figure 4.4 que la durée générée du retard est de $20\mu\text{s}$. Cette impulsion est utilisée pour l'échantillonnage du signal PPG provenant de la voie rouge.

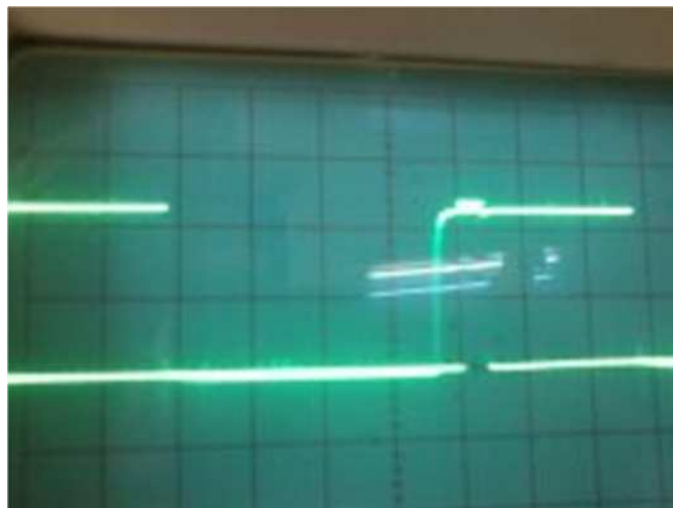


Figure 4.4 : l'impulsion du monostable U3

Nb : Ces deux monostables (U2 et U3) génèrent les impulsions pendant l'émission de la lumière rouge.

4.2.5-Sortie du 1^{er} monostable U4 : (lumière infrarouge) (PT5)

Le front descendant du signal issu des transistors en commutation (de la voie Infrarouge), déclenche le premier monostable U4. Ce dernier génère une impulsion de durée $10\mu\text{s}$ et d'amplitude (0-12V). La photo donnée sur la figure 4.5 suivante illustre cette impulsion.

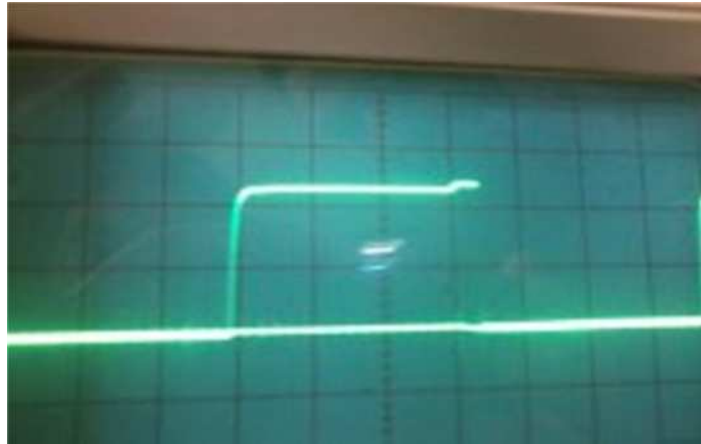


Figure 4.5 : la sortie du monostable U4

4.2.6-Sortie du deuxième monostable U5 (PT6) :

Le front descendant de l'impulsion provenant du premier monostable U4 déclenche le deuxième monostable U5. Ce dernier génère une impulsion de durée $10\mu\text{s}$ et d'amplitude (0-12V).

On note sur la photo illustrée sur la figure 4.6 que la durée générée du retard est de $20\mu\text{s}$. Cette impulsion est utilisée pour l'échantillonnage du signal PPG provenant de la voie infrarouge.

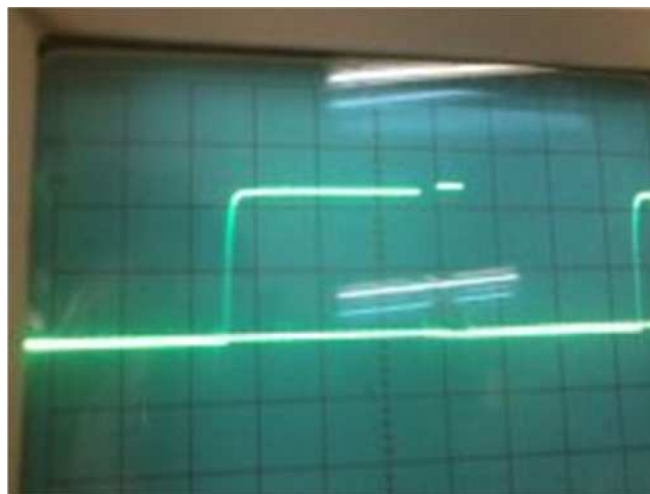


Figure 4.6 : la sortie du monostable U5

NB : ces deux monostables (U4 et U5) génèrent les impulsions pendant l'émission de la lumière infrarouge

Le chronogramme donné sur la figure 4.7 illustre les impulsions d'échantillonnage des deux voies rouge et infrarouge.

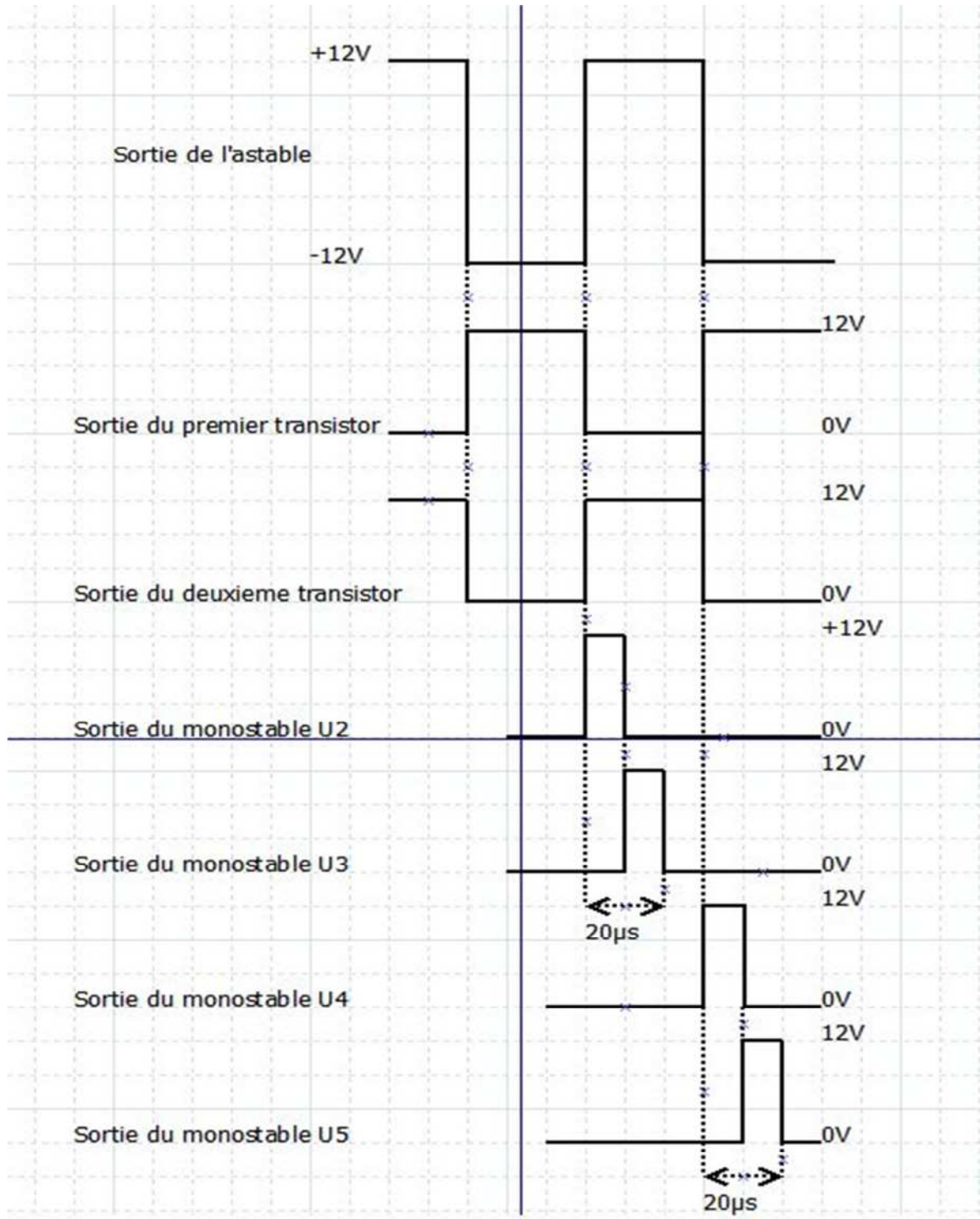


Figure 4.7 : le chronogramme des monostables

4.2.7-La sortie du régulateur (PT7):

Compte tenu que l'échantillonneur bloqueur ne fonctionne pas avec une impulsion d'échantillonnage de 0 à 12V, il était nécessaire de générer une impulsion de 0 à 5V. Un régulateur de 5V était utilisé et le signal obtenu est illustré sur la photo illustrée sur la figure 4.8 suivante

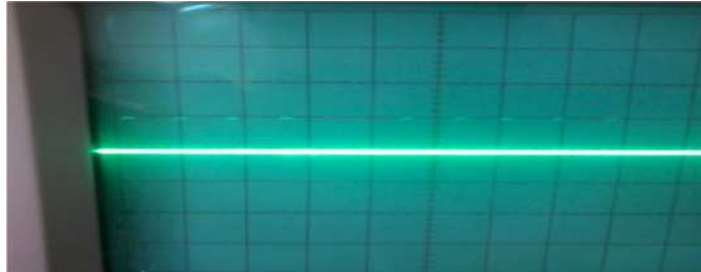


Figure 4.8 : sortie de régulateur

Suite à un problème au niveau du capteur plus précisément le phototransistor qui était grillé après une mauvaise manipulation et la non disponibilité de ce type de phototransistor (BPX43) dans le magasin du laboratoire ou sur le marché (à Tlemcen) et la contrainte du temps cela nous a empêché de recueillir nos signaux PPG auxquels on s'attendait.

Ce n'est qu'un travail d'homme, un savant disait que « la science des projets consiste à prévenir les difficultés de l'exécution ».

Toutefois, lors de développement du dispositif sur la plaque d'essai (photo sur la figure 4.9) les signaux PPG des deux voies étaient détectés.

Ces signaux ne sont pas mesurés sur le circuit imprimé (photo sur la figure 4.10) ou le dispositif réalisé (photo sur la figure 4.11). Ils devraient avoir les allures décrites sur les figures 4.12 et 4.13 ci-dessous.

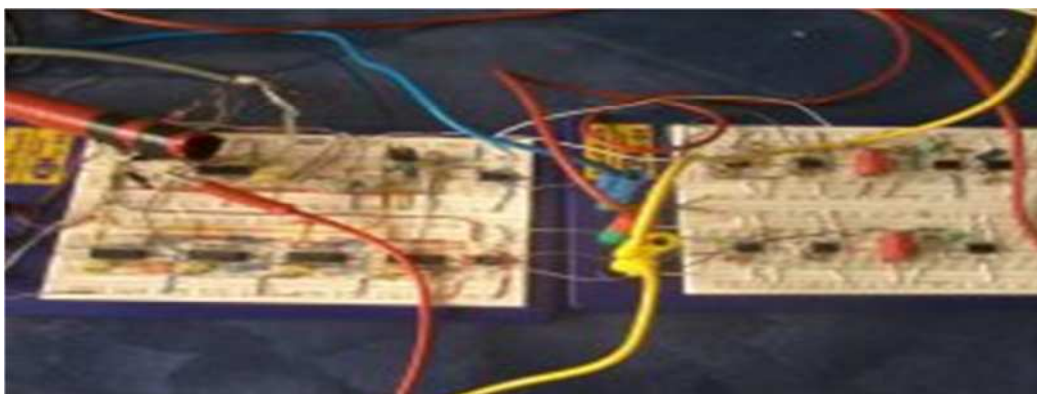


Figure 4.9 : photo du dispositif lors de son développement sur plaque d'essai

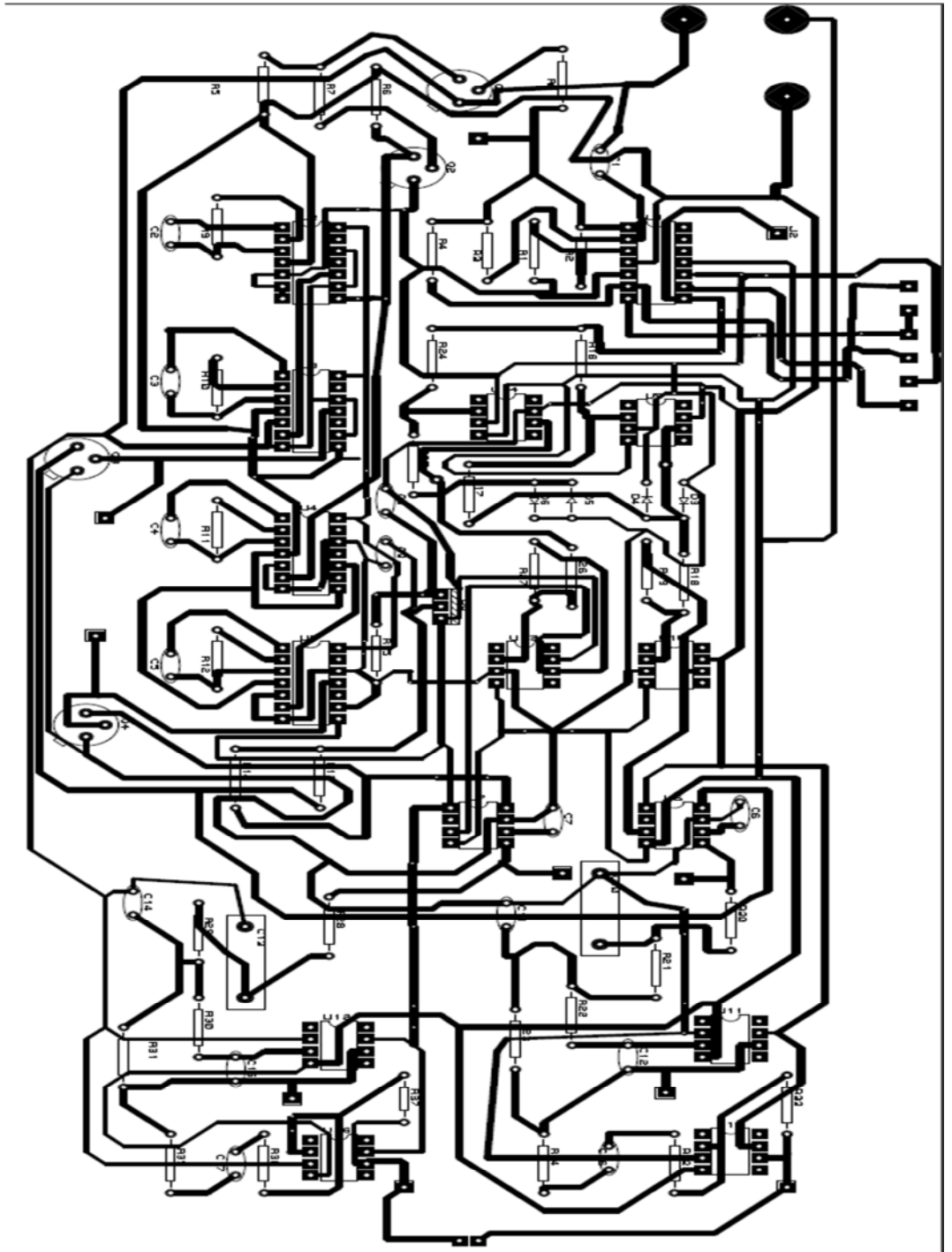


Figure 4.10: le circuit imprimé du dispositif



Figure 4.11 : Photo du dispositif réalisé

4.2.8 La sortie du convertisseur lumière tension (PT8):

Le signal qui devrait être obtenu se présente comme illustré sur la figure 4.12.

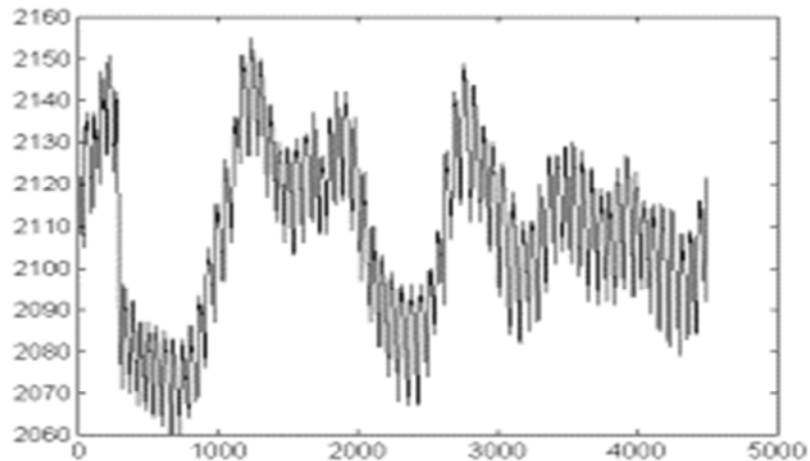


Figure 4.12 : signal PPG bruité

L'amplitude crête à crête varie entre -40 mv et 40 mv. Cette amplitude n'est toujours pas limitée à ces valeurs. Elle dépend de la lumière ambiante de l'environnement et les conditions de mesures.

4.2.9 La sortie finale (signal PPG) (PT11) :

Après amplification et filtrage le signal PPG (pour les deux voies) qui devrait être obtenu est sous la forme illustrée sur la figure 4.13. Bien sur les niveaux des signaux d'une voie (rouge) sont différents par rapport à l'autre voie (infrarouge).

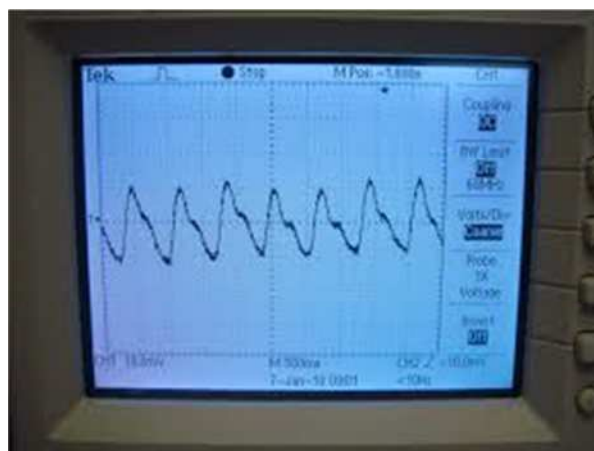


Figure 4.13 : signal PPG

4.3 Test hardware de la carte d'acquisition :

Comme cela était fait pour la partie de mise en forme de signal PPG, la carte d'acquisition a été aussi testée pour s'assurer de son bon fonctionnement. Les tests réalisés ont porté sur le générateur de fréquence (l'horloge) d'échantillonnage, sur l'impulsion de début de conversion et l'impulsion de fin de conversion pour s'assurer du bon fonctionnement de l'ADC.

4.3.1-Test de l'horloge :

Le signal à la sortie de l'astable, qui en fait constitue l'horloge (pour l'échantillonnage) est mesuré.

Le signal obtenu est illustré sur la figure 4.15. La fréquence de ce signal varie de $f_{min}=133\text{Hz}$ à $f_{max}= 3\text{Khz}$ permettant ainsi à l'utilisateur de fixer sa fréquence d'échantillonnage en fonction du signal à échantillonner.

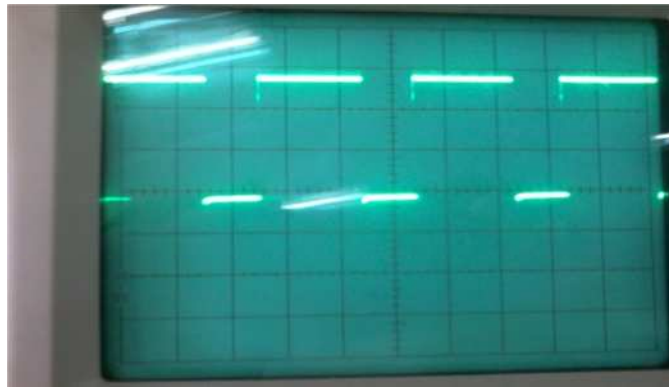


Figure 4.14 : sortie d'astable

4.3.2-L'impulsion de début de conversion :

La fréquence du signal d'horloge était fixée à une valeur intermédiaire entre f_{min} et f_{max} et le signal de début de conversion était mesuré. Ce signal, généré par un monostable est illustré sur la figure 4.15 ci-dessous.

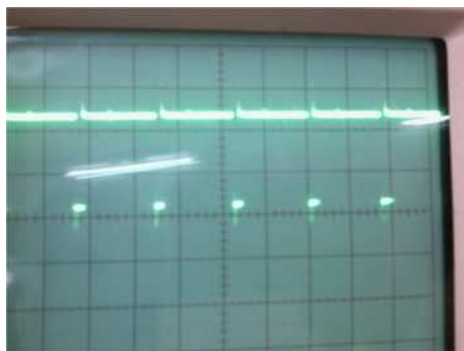


Figure 4.15 : l'impulsion de début de conversion.

4.3.3-L'impulsion de fin de conversion :

La mesure de cette impulsion en synchronisme avec l'impulsion de début de conversion permet de montrer le bon fonctionnement de l'ADC.

Cette impulsion représente la fin de conversion, le temps entre l'impulsion de début de conversion et la fin de conversion représente le temps de conversion, qui est propre à chaque ADC. L'impulsion de fin de conversion est donnée sur la photo illustrée sur la figure 4.16 ci-dessous



Figure 4.16 : l'impulsion de fin de conversion

4.4. Proposition d'une manipulation de travaux pratiques :

1. Etude théorique :

1.1 Principe de l'oxymètre de pouls :

Le principe de base de l'oxymétrie de pouls relève de la spectrophotométrie percutanée et de la loi de Beer-Lambert, c'est-à-dire que l'on utilise les propriétés de réflexion de la lumière de molécules pour mesurer la concentration d'entités chimiques dans un environnement liquide ou gazeux. La loi de Beer-Lambert relie la concentration d'un soluté à l'intensité de la lumière transmise à travers une solution. Elle est donnée par la formule suivante :

$$A = -\log(I/I_0) = \epsilon \cdot C \cdot l$$

- I/I_0 est la transmittance (sans unité).
- A est l'absorbance ou densité optique à une longueur d'onde λ (sans unité).
- ϵ est le coefficient d'extinction molaire, exprimée en $L \cdot mol^{-1} \cdot cm^{-1}$.
- l est la longueur du trajet optique dans la solution traversée, elle correspond à l'épaisseur de la cuvette utilisée (en cm).
- C est la concentration molaire de la solution (en $mol \cdot L^{-1}$)

La concentration d'une substance peut donc être déterminée en mesurant l'absorption d'une longueur d'onde spécifique avec un coefficient d'extinction

connu à travers une épaisseur connue. Lorsque l'on applique ce principe à l'oxygénation relative des molécules d'Hb, on parle d'oxymétrie. Quand l'oxymétrie est appliquée à du sang artériel (pulsatile), on parle d'oxymétrie de pouls. De manière similaire, on parle de capnométrie quand ce principe est appliqué à la concentration de CO₂ dans un gaz.

Nous savons que l'Hb absorbe la lumière, ce qui nous permet d'enregistrer les variations de cette absorption. Ceci se matérialise sous la forme d'une onde de pléthysmographie significative. Ceci va conduire à la possibilité d'envisager un calcul de la quantité d'hémoglobine.

Les oxymètres non invasifs mesurent les quantités de lumière transmises à travers un tissu, ou réfléchies par lui. Avec cette méthode, l'estimation précise de la SaO₂ implique plusieurs problèmes techniques. De nombreux corps sont d'abord susceptibles d'absorber la lumière sur son trajet, autres que l'hémoglobine artérielle (peau, tissus mous, sang et capillaires). L'oxymètre de pouls (voir figure 4.3.1) tient compte de l'absorption de la lumière par les tissus, et par le sang veineux, et par le sang artériel non pulsatile (composante CC). (Voir figure 4.3.1)

L'oxymétrie de pouls utilise les propriétés de réflexion de l'hémoglobine au sein de la composante pulsatile du sang artériel, (composante CA). (Voir figure 4.3.1).

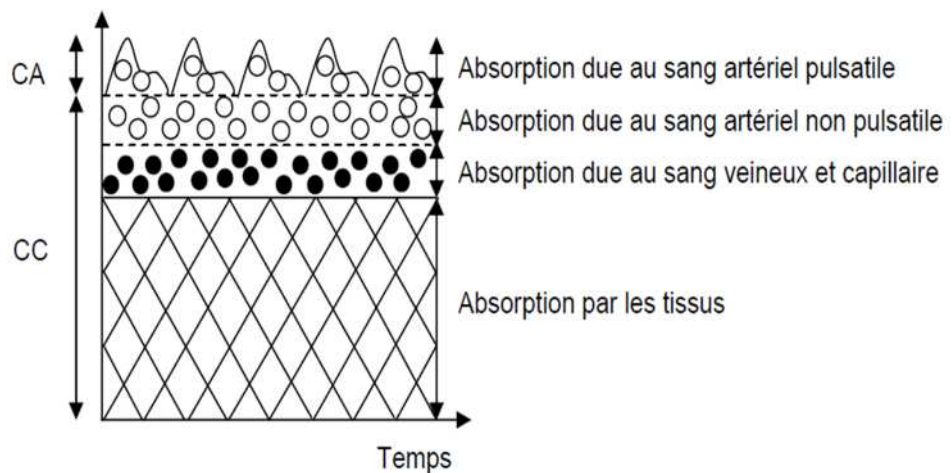


Figure 4.3.1 : Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (composante alternative CA) est le seul composant pulsatile, le composant continu CC étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles.

1.2. La mesure pratique de la saturation :

Un dispositif typique qui peut être utilisé pour mesurer cette saturation est donné sur le schéma bloc suivant

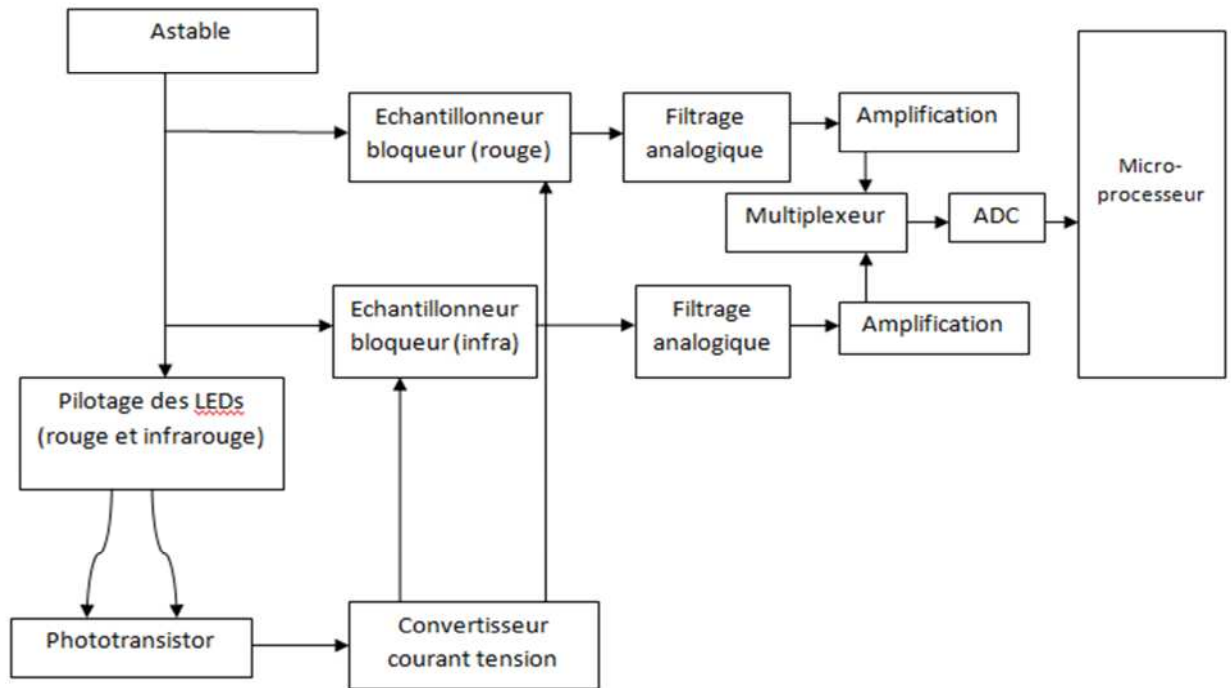


Figure 4.3.2 : schéma bloc

L'oxymètre de pouls commence par mesurer la composante « alternative » (CA) de l'absorption (absorption de la lumière par le sang artériel pulsatile) pour chacune des deux longueurs d'onde, puis il divise la valeur obtenue par la composante « continue » (CC) qui lui correspond (absorption de lumière par les tissus, y compris les sangs veineux et capillaire, ainsi que la fraction du débit artériel qui n'est pas pulsatile) pour obtenir un niveau d'absorption « relatif au pouls » qui est indépendant de l'intensité de la lumière incidente. L'oxymètre calcule alors le rapport R de ces absorptions relatives, qui sont liées à la SaO₂ par une formule empirique :

$$R = (CA_{660}/CC_{660}) / (CA_{940}/CC_{940})$$

La plupart des oxymètres utilisés habituellement fondent leurs calculs sur des courbes de calibration obtenues chez le volontaire sain. Les courbes utilisées dans les appareils du commerce reposent sur des études expérimentales faites chez des volontaires ; celles-ci sont très semblables chez les différents fabricants. Ainsi, quand le rapport entre les absorptions du rouge et de l'infrarouge est de 1, la saturation est de 85%.

La valeur de la saturation est donnée par $SaO_2 = 100 - 25R$, selon la courbe empirique ci-dessous.

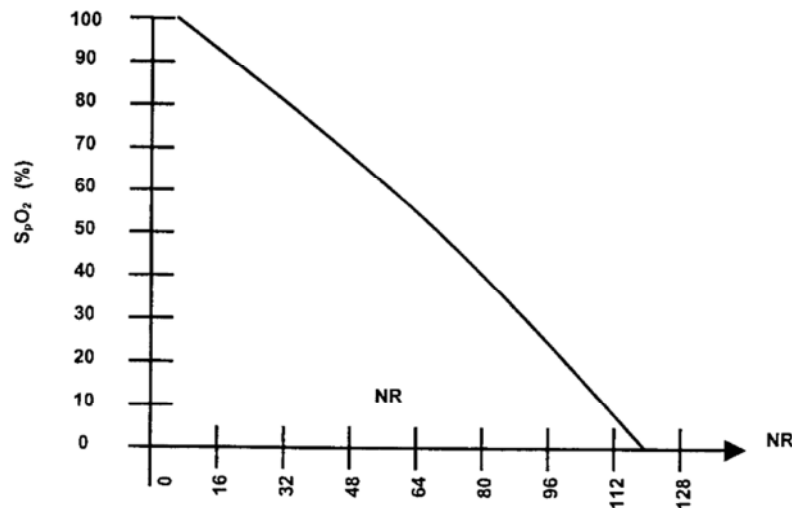


Figure 4.3.3 : Courbe empirique pour la mesure de la saturation

A titre de bilan, un système à deux longueurs d'onde peut être utilisé si les conditions suivantes sont admises : la lumière traverse le sang artériel, il n'y a pas de quantité significative d'un autre type d'Hb, l'absorption de la lumière par les tissus est négligeable.

2. Manipulation :

2.1. Matériel utilisés :

- Carte d'oxymètre de pouls
- Oscilloscope à mémoire
- Alimentations continues (+12V, -12V)
- Un générateur de fréquence GBF

2.2. Travail demandé :

1. identifier les différents blocs et points test sur la carte d'oxymètre de pouls figure 2.2
2. Mesurer l'amplitude et la fréquence du signal a la sortie de l'astable.
3. Comparer entre la fréquence théorique et la fréquence pratique d'astable.
4. Relever les signaux U2, U3, U4 et U5 que remarquez-vous ?
5. Disposer votre index dans la pince, puis relever les signaux aux différents points test ?
6. Interpréter les résultats obtenus ?

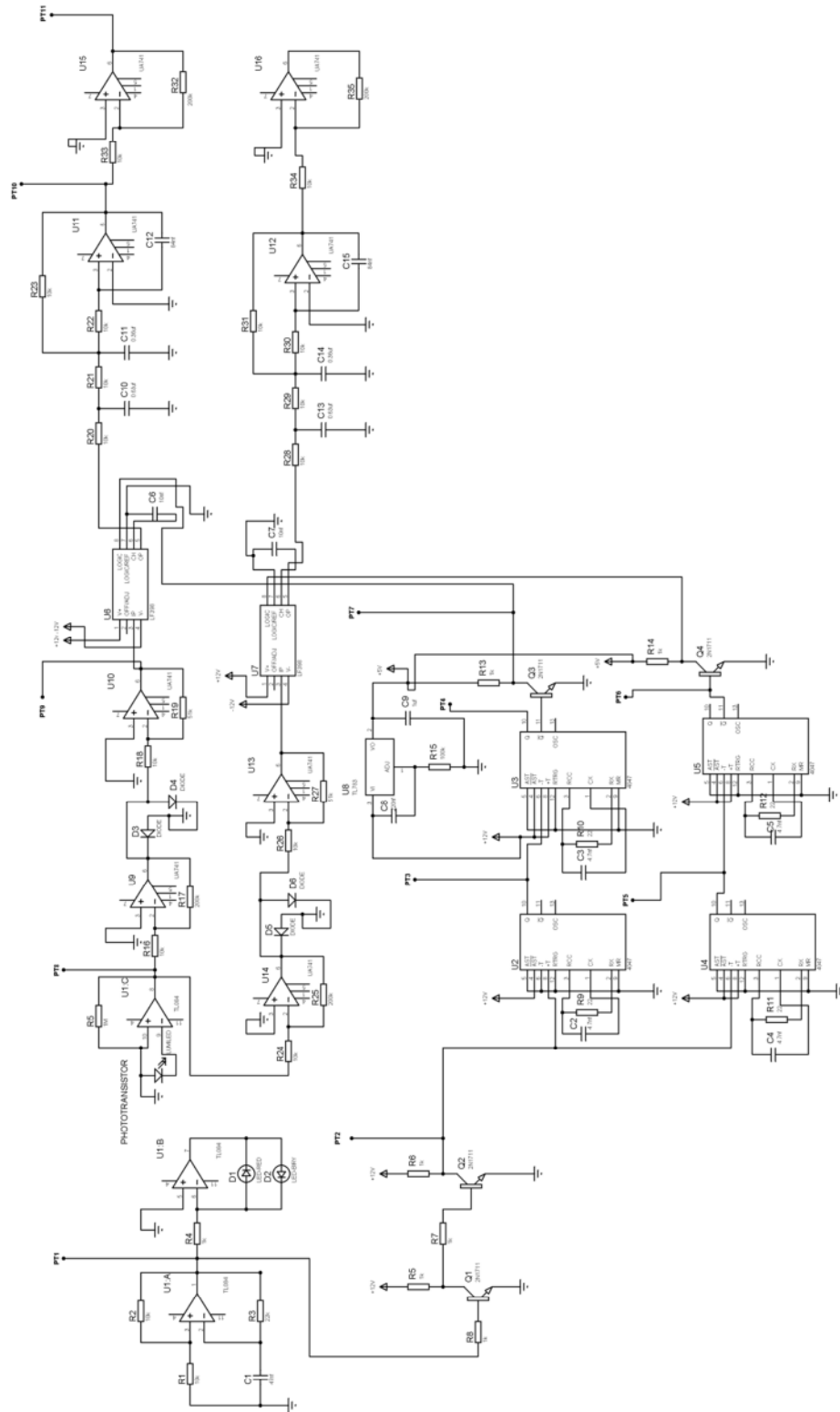


Figure 2.2 : schéma électrique de la carte

	UNIVERSITÉ
	07/06/13
	PROJET
	1/1
TITRE : Circuit de PPG	
(OU : nom du professeur, nom de l'étudiant)	

4.4 Conclusion

A travers ce chapitre une description de l'ensemble des mesures faites sur le dispositif réalisé a été présentée. En fait ces mesures étaient faites sur un ensemble de points tests initialement prévus sur le dispositif réalisé. Ces mesures permettent à l'utilisateur de comprendre le fonctionnement et de dépanner le système en cas de panne.

Une manipulation de travaux pratiques était aussi décrite. L'objectif à travers cette manipulation qui pourrait être utilisée par des étudiants de licence ou encore de master en Génie Biomédical et décrire et de comprendre comment le signal PPG peut être détecté et exploité pour la mesure de saturation en oxygène.