

Développement d'un système d'acquisition biomédical en vue de mesurer et d'analyser le temps de transit de l'onde de pouls.

Benmoula Hadj Mohamed¹, F. Bereksi-Reguig

*Laboratoire de recherche génie biomédical. Faculté de Technologie Département de génie électrique et électronique
Université de Tlemcen; Algérie.*

[1] hadjtlem@yahoo.fr

RESUME : Dans ce travail, concerne un procédé permettant de mesurer le temps de transit d'impulsion d'un objet vivant. Pour produire un premier et un second signal d'onde d'impulsion, on détecte l'impulsion respectivement au niveau d'un premier et d'un second point espacés. le système conçu mesure le temps de transit d'impulsion au moyen d'une technologie optique non invasive appropriée. Cette étude est accomplie par le développement d'un système de détection du signal photopléthysmographique (PPG). Le dispositif réalisé est à double canal permettant de relever le PPG sur deux sites de mesures. Il comporte respectivement deux sondes de contact optiques censées d'être appliquées simultanément pendant les mesures, un circuit d'acquisition et de conversion avec un port de communication série ou USB et un PC avec un logiciel.

MOTS CLE : PPG, photopléthysmographie, élasticité artérielles, PTT, acquisition USB, RS232.

1. Introduction

L'organisation mondiale de la santé a rapporté que les maladies cardio-vasculaires étaient la cause majeure de décès dans le monde, avec une statistique approximative de 30% de tous les décès.

Des outils conventionnels et non invasif pour évaluer l'athérosclérose ont été développés et sont actuellement en service. Parmi ces derniers, on peut citer le temps de transit de pouls (PTT) [1]. Il représente la vitesse avec laquelle une vague d'impulsion se propage entre deux sites artériels. Le PTT constitue un index clinique de la rigidité aortique[2]. Elle est déterminée par l'élasticité et l'épaisseur du mur artériel.

L'utilisation de PTT pour mesurer la vitesse de l'onde de pouls (PWV) a suscité l'attention croissante comme méthode non invasif pour mesurer les dommages vasculaires [3]. Les niveaux de PTT changent avec l'âge, le sexe, et augmentent en présence des maladies athérosclérotiques et des facteurs de risque associés [4].

Dans ce travail, nous discutons une technologie optique non invasive appropriée pour étudier la vitesse de l'onde de pouls. Cette étude est accomplie par le développement d'un système de détection du signal photopléthysmographique (PPG). Le dispositif réalisé est à double canal permettant de relever le PPG sur deux sites de mesures. Il comporte respectivement deux sondes de contact optiques censées d'être appliquées simultanément pendant les mesures, un circuit d'acquisition et de conversion avec un port de communication série ou USB et un PC avec un logiciel qui a été développé pour : Le traitement du signal PPG, La mesure du temps de transit de l'onde de pouls PTT a travers lequel le PWV est mesurée, La mesure du rythme cardiaque et l'affichage du signal PPG, et les mesures respectives. En première phase et en vue d'expliquer la technique de la photopléthysmographie autour de laquelle le dispositif est conçu, les principes physiques sur lesquels cette technique repose sont décrits. Une explication détaillée est donnée sur les interactions lumière-tissu, lumière-sang. Cette étape est suivie par une étude illustrée de schéma bloc des circuits électroniques et optoélectroniques pour réaliser le photopléthysmographe afin de mesurer le PTT. La phase suivante dans cette étude est consacrée à la réalisation pratique et les critères de choix des composants et méthodes de détections, ainsi qu'une étude détaillée du système d'acquisition, basé sur un microcontrôleur et la communication USB ou série RS232, est présentée. La dernière partie s'intéresse à l'évaluation pratique du dispositif réalisé. À travers cette évaluation différentes mesures sur le circuit électronique sont réalisées ; ainsi qu'une description des logiciels.

2. Origine de la photopléthysmographie :

La loi de Beer (également dénommée Beer-Lambert ou la loi de Bouguer) décrit l'atténuation de la lumière à travers un milieu de transmission uniforme contenant une substance absorbante. Si la lumière monochromatique d'une intensité I_0 irradie le milieu, une partie de cette lumière est transmise par le substrat tandis qu'une autre partie est absorbée. L'intensité I de la lumière qui traverse le substrat diminue exponentiellement avec la distance selon l'équation 1 ci-dessous :

$$I = I_0 e^{-(\epsilon)cdl} \quad (1)$$

Où (ϵ) , est le coefficient d'extinction de l'absorption d'une substance à une longueur d'onde (λ) , c : la concentration de la substance dont l'absorption est constante dans le milieu, et d : la longueur du chemin optique à travers le support (voir équation 1). La concentration c est mesurée en mmol L^{-1} et le coefficient d'extinction est exprimé en $\text{L mmol}^{-1}\text{cm}^{-1}$. La loi de Beer est fondée sur la propriété que la somme de la lumière transmise et absorbée égale la lumière incidente. La loi de Beer est valable même s'il y a plus qu'une substance qui absorbe la lumière dans le milieu. Chaque absorbeur contribue par sa part à l'absorption totale. La représentation mathématique de ce système d'absorbants est une superposition des différents processus d'absorption. Au total, l'absorbance A_t de la lumière dans un milieu à n substrats est la somme des n absorbances indépendantes.[5]

$$A_t = \epsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \epsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \epsilon_n(\lambda)c_nd_n = \sum_{i=1}^n \epsilon_i(\lambda)c_id_i \quad (2)$$

Où $\epsilon_i(\lambda)$ et c_i représentent le coefficient d'extinction et la concentration de la substance et le d_i représente la longueur du chemin optique à travers la substance. Le tracé photopléthysmographique découle de la modification de l'atténuation de la lumière, par l'énergie transmise ou réfléchiée par les tissus sur lesquels la lumière a été appliquée. La Photopléthysmographie montre une corrélation très étroite entre la composante pulsatile de l'écoulement du sang dans le doigt et le changement de l'absorption de lumière [6]. Il est possible de séparer les deux composantes principales de la forme d'onde du pléthysmogramme (à savoir, le flux artériel et le flux veineux) [7]. Dans ce cas, alors on peut extraire des informations non invasives sur la fonction cardiaque, le système vasculaire et le flux sanguin [8]. Cependant quand la sonde est attachée au bout du doigt ou le lobe de l'oreille, les pulsations sont détectées presque exclusivement à partir du lit capillaire cutané [9]. Le facteur qui règle la circulation sanguine de la peau aura un effet profond sur le photopléthysmogramme. La compréhension de ces facteurs indique que les informations contenues dans le pléthysmogramme est d'une grande importance. Comme cela était précisé précédemment, le photopléthysmogramme résulte de l'effet d'absorption de lumière à travers les lits capillaires.

Différentes sources peuvent causer cette variation, on peut citer :

- Changements dans la quantité de sang au voisinage de la sonde
- orientation d'érythrocyte ou l'hématie (du grec erythro : rouge et cyte : cellule)
- concentration d'érythrocyte
- formation des rouleaux érythrocyte
- la vitesse locale du sang
- la distance qui sépare la source de lumière du détecteur
- le flux artériel et veineux

La vitesse de l'onde de pouls (PWV Pulse wave velocity) décrit à quelle vitesse une impulsion artérielle voyage d'un point à l'autre dans le corps humain. La PWV est linéairement proportionnel au PTT, sachant que le PTT représente le temps nécessaire pour qu'une onde d'impulsion voyage entre deux emplacements artériels espacés par une distance L . En supposant un flux laminaire du sang, le PWV est alors donné par :

$$\text{Pulse wave velocity} = \frac{L \text{ (distance)}}{PTT \text{ (pulse transit time)}} \quad (3)$$

La différence de temps entre ces deux endroits est connue comme temps de transit d'impulsion(PTT). L'athérosclérose rend le mur artériel plus épais et plus dur et rétrécit le lumen artériel. L'augmentation de l'inflexibilité du mur artériel sert à augmenter le PWV, parce que l'énergie de l'impulsion artérielle ne peut pas être conservée par un mur inflexible. PWV peut être employé comme index de distensibilité artérielle. Ces dernières années, un certain nombre d'études ont été élaborées sur le diagnostic des maladies cardio-vasculaires et la prévision de risque de mortalité. En termes de diagnostic médical, PWV est un paramètre fortement intéressant, parce qu'il fournit une évaluation de l'état du système cardio-vasculaire basé sur des vastes zones du corps humain.

L'élasticité artérielle est déterminée comme le rapport du changement du volume au changement de la pression,

$$C = \Delta V / \Delta P. \quad (3)$$

Alternativement le volume peut être remplacé par la section, A . Les propriétés élastiques et géométriques de l'arbre artériel déterminent également la manière et la vitesse avec laquelle une impulsion artérielle voyage à travers le système cardio-vasculaire. PWV peut être exprimée par l'équation de Bramwell-Collins. [10]

$$PWV = \sqrt{\frac{\Delta p}{\rho b \Delta a}} \quad (4)$$

ρ est la densité du sang, A est la section du lumen artériel dans la diastole. Cette relation permet l'étude de la conformité en mesurant le PWV. En outre, PWV peut être formalisée par l'équation de Moens-Korteweg [10]

$$PWV = \sqrt{\frac{Eh\nu}{2\rho brvt}} \quad (5)$$

E est le module élastique, h est l'épaisseur du mur artériel et r est le rayon interne de l'artère. Le temps de transit PTT et la vélocité de l'onde de pouls constituent notre domaine d'intérêt.

3. Conception du système :

En vue d'exploiter le PPG pour déterminer le PTT et PWV, deux chaînes sont réalisées pour des mesures de PPG sur deux sites différents.

La conception se présente alors selon le schéma bloc illustré sur la figure 1 ci-dessous:

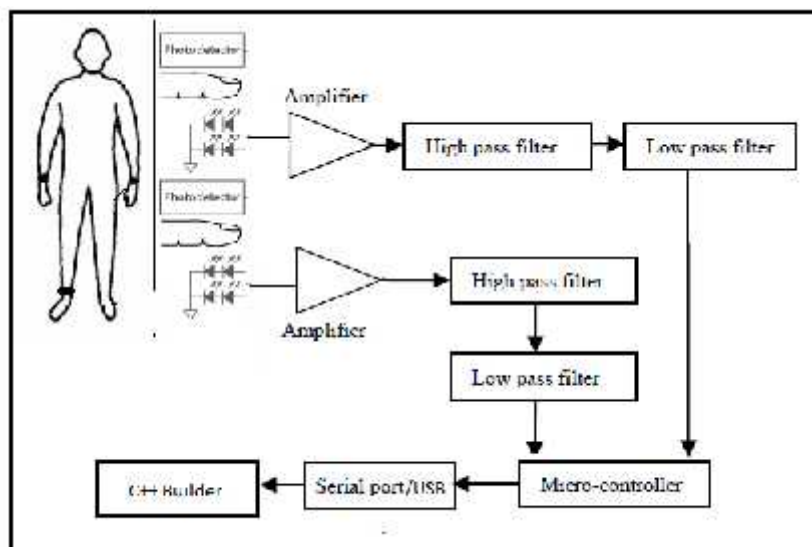


Figure1: Schéma bloc du système réalisé.

A travers ce schéma bloc deux grandes parties se distinguent :

- Partie de détection du signal : qui contient toutes les parties nécessaires pour avoir un signal lisible et capable de refléter la réponse du système à explorer. Cette partie est une chaîne de mesure qui commence par le capteur et se termine par le dernier élément nécessaire pour avoir le signal désiré. Elle est constituée par :

- Le capteur ou sonde regroupant : source de lumière et détecteur de lumière.
- les circuits d'amplification et filtrage.

-partie d'acquisition : c'est la partie responsable de la numérisation du signal pour avoir un signal capable d'être lu par un système numérique (PC, DSP...). Elle est constituée par :

- Système de conversion analogique numérique.
- Interface de communication avec le PC.

4. La mise en forme du signal

La partie mise en forme du signal est une chaîne de mesure qui commence par le capteur. Les valeurs des composants sont déterminées en s'inspirant d'abord de l'étude théorique menée sur le système et des mesures expérimentales menées à travers des essais successifs.

Cette partie du dispositif regroupe alors :

1. Le circuit émetteur.
2. Le photodétecteur.
3. L'adaptateur.
4. Le filtrage.
5. L'amplification.
6. Le convertisseur bipolaire /unipolaire.

5. Circuit d'acquisition du signal

Le circuit d'acquisition est réalisé autour d'un microcontrôleur le PIC 16F88. En fait ce composant est utilisé pour gérer toutes les procédures du multiplexage, d'échantillonnage, de conversion analogique digitale et de transmission de données.

A travers l'approche de conception choisie, le dispositif d'acquisition ainsi conçu, permet d'avoir un dispositif à deux voies de communication.

1. Une carte de communication USB avec le module USBMOD3 :c'est une carte autoalimentée qui assure l'alimentation au microcontrôleur avec deux LED pour signaler l'émission et la réception.

2. Une carte de communication série sur le protocole RS-232 SUBD9 qui peut être alimentée de deux manières, soit par une alimentation externe ou bien avec le bus USB. Dans ce cas on aura besoin d'un convertisseur de tension. Il est réalisé à travers le MAX 232.

6. Interface d'acquisition

L'interface est développée avec l'environnement C++ Builder, (figure2) pour satisfaire les fonctions d'acquisition, l'affichage, le traitement et l'extraction d'information utiles de données.

Notre interface est constituée de quatre parties :

- Partie d'affichage.
- Partie de réglage.
- Partie de traitement.
- Partie d'affichage des résultats traités.

Ces parties se partagent la même interface avec des procédures et des fonctions accessibles et d'autres routines masquées.

Le premier problème à résoudre c'est la communication avec le port d'acquisition dans le système d'exploration Windows XP car dans ce système toutes les communications ou accès au port sont interdits d'une manière directe pour une protection générale du système. L'autre problème c'est la manière dont on a besoin de programmer pour donner au système la diversité, l'adaptation et la sensibilité de communication pour arriver à un système qui fonctionne en temps réel avec une marge d'erreur acceptable pour des applications bien spécifiques. Mais la réelle difficulté c'est d'utiliser le programme pour remplir les parties vides du squelette pour les procédures et les routines pour émission, réception, ouverture et fermeture du port. En fait les parties du réglage sont classifiées par des Groupe-Box, chacune d'elle nous donne une partie du réglage. Ainsi, on peut citer 4 différents réglages : la liaison RS232, le temps de conversion, tension de traçage et tension d'échelle de traçage.

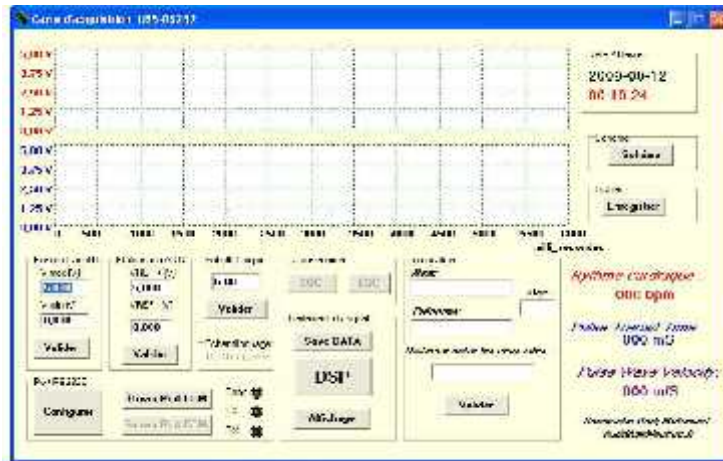


Figure 2 : Vue générale de l'interface d'acquisition.

La partie du réglage de la liaison RS232 consiste en deux parties :

Une partie de configuration qui nous donne une boîte d'outils avec une possibilité de réglage :

- ✓ Le numéro du port.
- ✓ Le baud rate au bien la vitesse de communication.
- ✓ Nombre de bits de données.
- ✓ La parité.
- ✓ Le nombre de bit de stop.
- ✓ Le contrôle de flux.

Et deux boutons qui permettent la possibilité d'ouverture et de fermeture du port, ainsi que deux autres boutons qui nous permettent le début et la fin de conversion. On peut étalonner l'ADC en faisant la conversion de deux tensions connues avec précision pour le résultat obtenu après la conversion. Le gradient du résultat en fonction de v_{max} et v_{min} peut nous donner les nouvelles tensions de conversion suivant une relation linéaire. Les problèmes de réception sont résolus par un système de gestion d'erreur de réception qui nous donne une possibilité de dépasser les erreurs de Fam et de synchronisations. La quatrième partie est l'enregistrement et l'affichage des résultats qui sont respectivement le rythme cardiaque et le temps de transit. Après la validation des données, celles-ci peuvent être enregistrées dans un fichier texte avec toutes les données correspondantes au sujet d'examen. La partie de traitement des données est réalisée par un exécutable qui est généré par le compilateur MATLAB. La communication entre les deux exécutables est faite par des fichiers Txt de la manière suivante : Les résultats d'acquisition sont sauvegardés dans un fichier texte, ce qui est récupéré par l'exécutable MATLAB. Le traitement et l'extraction des données sont faits par les procédures de traitement. Les données de cette étape sont ensuite

enregistrées dans un fichier texte, ainsi que les résultats qui sont récupérés par notre programme principal pour être traduits, traités et tracés.

Les différentes parties du programme réalisé sont conçues par différents algorithmes. A chaque algorithme est affectée une approche pour compléter la fonction générale. On peut citer les algorithmes suivants :

- Algorithme de filtrage.
- Algorithme de détection du pic.
- Algorithme de détection de valley
- Algorithme de détection d'encoche dichrotique.
- Algorithme de calcul du rythme cardiaque et du déphasage entre les deux signaux PPG.

Les caractéristiques (en termes de réponse en fréquence et de phase) du filtre implémenté ne diffèrent pas de celles du filtre analogique réalisé dans la partie mise en forme du signal photopléthysmographique. En fait ces caractéristiques sont une bande de fréquence de 0.5 à 2Hz avec une linéarité de la sortie par rapport à l'entrée et un retard minimum négligeable, car notre information est portée sur l'amplitude ce que signifie que la conservation de la forme du signal nous donne une conservation de l'information utile du signal.

Les algorithmes de détection sont très simples du fait que la qualité du signal détecté est performante avec un rapport signal /bruit très grand comme cela est illustré sur les figures ci-dessous. Cette caractéristique est due à la bonne détection de la partie analogique et la performance de la partie acquisition. Pour la détection des pics d'éjections systoliques on utilise un algorithme très utilisé dans la détection des pics. On considère que l'échantillon pic est plus grand que l'échantillon précédant et suivant avec une hypothèse ; c'est que la valeur du pic doit être supérieure à 2/3 de la moyenne de notre signal. Les encoches dichrotiques sont détectées de la même manière que les pics mais avec une valeur inférieure à 2/3 de la valeur de la moyenne du signal. Les vallées sont détectées autant que la valeur minimale entre deux pics.

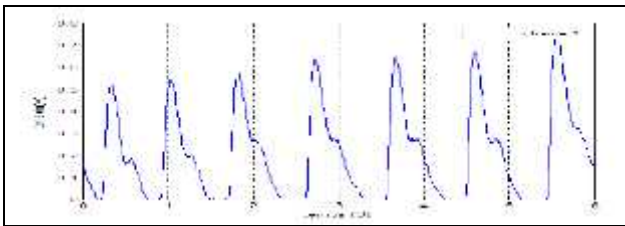


Figure 3 : Le signal photopléthysmogramme brut.

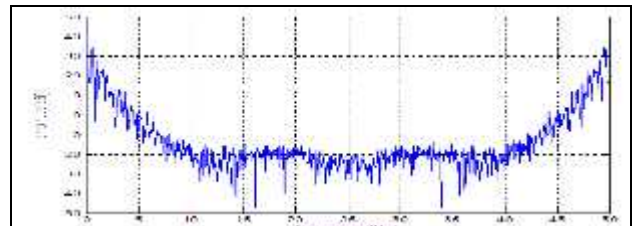


Figure.4 : Le spectre du signal PPG.

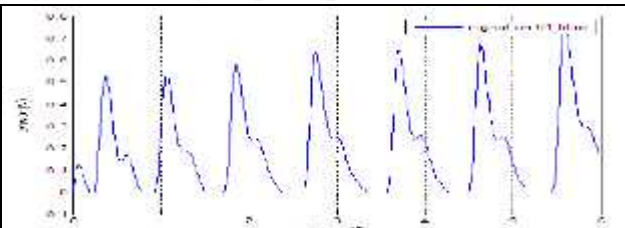


Figure 5 : Le signal photopléthysmogramme filtré.

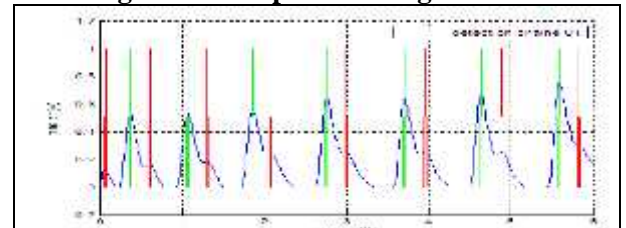


Figure 6 : La détection des pics et des vallées chaîne 01.

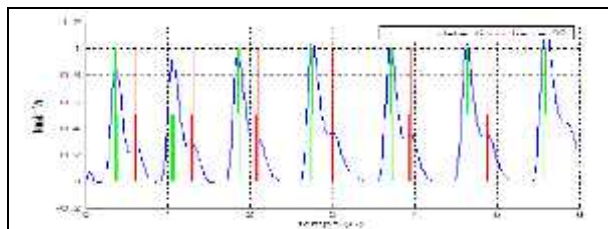


Figure 7 : La détection des pics et des vallées chaîne 02.

7. Résultats :

Pour s'assurer du bon fonctionnement du dispositif réalisé et valider les résultats obtenus ; des mesures ont été réalisées sur différents sujets pour apprécier les différents PWV, la variabilité du rythme cardiaque et le temps de transit du pouls artériel.

Ses mesures sont regroupées sur les tableaux (tab1-tab2 et Tab3) ci-dessous. Elles concernent des sujets sains.

Tableau 1 : Sujet d'étude n°-01.

PTT mS	PWV m/s	BPM	
25	1,6	66,666	
5	8	64,516	
5	8	63,829	
15	2,56565657	68,1818	
5	8	68,1818	
5	8	60	
MOYENNE	10	4	65,2291

Tableau 2 : Sujet d'étude n°-02.

PTT mS	PWV m/s	BPM	
5	7	66,67	
5	7	64,57	
5	7	63,83	
5	7	68,18	
15	2,333	68,18	
15	2,333	60	
MOYENNE	8,33	4,202	65,23

Tableau 3 : Sujet d'étude n°-03.

PTT mS	PWV m/s	BPM	
5	1,4	67,4157303	
25	1,4	61,8556701	
25	7	60,6060606	
5	1,4	65,2173913	
25	1	62,5	
MOYENNE	17	1,75	63,5185705

A chaque battement cardiaque on reçoit une nouvelle valeur de temps de transit de l'impulsion artérielle. La moyenne du rythme cardiaque pour les trois sujets est située dans la bande normale.

En se basant sur une étude menée par Nichols et Oroukre en 2006 sur la moyenne du PWV en fonction de l'âge, on peut confirmer la validité des résultats obtenus. En effet, à travers cette étude, il a été montré que la moyenne du PWV à l'âge de 25 ans est de 4m/s, que pour 44ans la moyenne est de 4,4m/s, que pour l'âge de 50 ans le PWV augmente à 8m/s et que pour l'âge de 70 ans le PWV est supérieure à 10m/s. c'est à dire que la PWV augmente avec l'augmentation de l'âge. Dans les résultats qu'on a obtenu, et compte tenu que les sujets sur lesquels les mesures ont été faites ont un âge de 25 ans, il est clair que le sujet 1 et le sujet 2 présente une PWV normale cependant le sujet 3, la PWV peut être considérée comme anormale.

8. Conclusion

La vitesse de l'onde de pouls offre une nouvelle méthodologie pour l'évaluation non vulnérante de l'élasticité de la paroi artérielle, simple et utilisée de manière exhaustive pendant les dernières années. La détermination de la vitesse de l'onde de pouls permet aussi l'évaluation de la compliance artérielle et peut fournir, quand elle est mesurée au niveau de l'aorte, une estimation globale de la charge athérosclérotique. C'est à cette vitesse qu'on c'était intéressé dans ce travail. En fait, l'approche adoptée pour déterminer cette vitesse était de déterminer d'abord le temps de transit de l'impulsion artérielle en deux sites de mesure, puis de déterminer la vitesse. La détermination de ce temps était faite à travers la détection du photopléthysmogramme PPG. Cette détection était accomplie à travers le développement et la réalisation pratique d'un dispositif permettant d'abord de détecter le PPG, puis de le traiter par ordinateur à travers une acquisition par le port série RS232 et /ou le bus USB.

Il est évident qu'à travers le développement d'une telle réalisation, les critères de choix des circuits et composants étaient largement discutés, principalement la constitution du capteur optoélectronique relativement à cette application ou l'interaction lumière-tissu-sang est le phénomène prédominant dans la détection du photopléthysmogramme.

Le système développé constitue une véritable plateforme qui sera exploitée pour des travaux de recherches sur le PPG, les modifications du contour de l'onde de pouls, sur l'encoche dichrotique ou encore la vélocité à travers différents sites de mesures.

REFERENCES.

- [1] Ali R. Khoshdel, Shane L. Carney, Balakrishnan R. Nair, and Alastair Gillies. *Better management of cardiovascular diseases by pulse wave velocity: combining clinical practice with clinical research using evidence-based medicine*. Clinical Medicine & Research (2007).
- [2] TOMIYAMA Hirofumi ; YAMASHINA Akira ; ARAI Tomio ; HIROSE Kenichi ; KOJI Yutaka ; CHIKAMORI Taishiro; HORI Saburoh ; YAMAMOTO Yoshio ; DOBA Nobutaka ; HINOHARA Shigeaki ; *Influences of age and gender on results of noninvasive brachial-ankle pulse wave velocity measurement a survey of 12517 subjects*. Atherosclerosis (2003).
- [3] Khoshdel, Shane L. Carney, FRACP, Balakrishnan R. Nair, FRACP and Alastair Gillies. *Better management of cardiovascular diseases by pulse wave velocity: combining clinical practice with clinical research using evidence-based medicine*. Clin Med Res (2007).
- [4] Bramwell JC, Hill AV *Velocity of transmission of the pulse-wave*. Lancet (1922).
- [5] J G Webster, *Design of Pulse Oximeters* Medical Science Series (1997).
- [6] De Trafford J, Lafferty K. *What does photoplethysmography measure?* Med BiolEngComput (1984).
- [7] Cook LB. *Extracting arterial flow waveforms from pulse oximeter waveforms*. Anaesthesia (2001).
- [8] Wisely NA, Cook LB. *Arterial flow waveforms from pulse oximetry compared with measured Doppler flow waveforms*. Anaesthesia (2001).
- [9] Hertzman AB. *The blood supply to various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph*. Am J Physiol (1938).
- [10] Yoshinori Nakata, Takahisa Goto and Yoshiki Ishiguro, " *Preoperative pulse wave velocity fails to predict hemodynamic responses to anesthesia and to surgical stimulation*" journal of clinical anesthesia **Volume 11**, Issue 4, Pages 285-289, June (1999).