

Glossaire

C

CA : Composante Alternative

CC : Composante Continue

F

Fc : Fréquence de coupure

O

OP : Onde de Pouls

P

PAD : Pression Artérielle Diastolique

PAS : Pression Artérielle Systolique

PPG: Photopléthysmogramme

PP: Pression Pulsée

PWV: Pulse Wave Velocity

PTT : Pulse Transit Time

V

VOP : Vitesse de l'Onde de Pouls

Table de matière

Remerciement	
Dédicace.....	a
Table de matière	
La Liste des figures	
Glossaire	
Introduction générale	1
Chapitre 1 : Le système cardiovasculaire : la rigidité artérielle méthodes d'évaluation	
1.1 Introduction	5
1.2 Le coeur	5
1.2.1 La position et dimensions du coeur	5
1.3 Circulation et vaisseaux sanguins	6
1.3.1 Circulation pulmonaire et systémique.....	6
1.3.2 La dynamique de la circulation	8
1.3.2.1 La systole auriculaire	8
1.3.2.2 La systole ventriculaire	8
1.3.2.3 La diastole ventriculaire	9
1.3.2.4 La pression artérielle	9
1.3.2.5 Le débit cardiaque	10
1.3.2.6 Le volume d'éjection	10
1.3.2.7 La fréquence cardiaque	10
1.3.2.8 Le temps de transit (PPT Pulse transit time)	10
1.3.2.9 La vélocité de l'onde de pouls (PWV pulse wave velocity)	11
1.4 Introduction à la rigidité artérielle	11
1.4.1 Méthodes d'évaluation de la rigidité artérielle	12
1.4.1.1 Pression pulsée	12
1.4.1.2 Tonométrie à aplation	12
1.4.1.3 Evaluation locale par techniques échographiques (echotracking)	14
1.4.1.4 La bio-impédancemétrie	15
1.4.2 Autres techniques de mesure de la rigidité artérielle	15
1.4.2.1 Mesure de la VOP par photopléthysmographie	16
1.7 Conclusion	18
Chapitre 2 : présentation de l'entreprise et formulation du problème	
2.1 Introduction	20
2.2 Le capteur	20
2.2.1 Circuit d'émission de la lumière	20
2.2.1.1 A Electroluminescence	21

2.1.1. B Jonction PN	21
2.1.1. C Principe de fonctionnement	22
2.1.1. D Principe d'émission	22
2.1.2 Circuit de détection de la lumière	23
2.1.2. A Structure de phototransistor	23
2.1.2. B Caractéristique du phototransistor	23
2.2. La mise en forme	24
2.2.1 L'amplification	24
2.2.2 Etage de filtrage.....	25
2.2.2. A Filtre analogique	25
• Filtre passe Haut passif.....	25
• Filtre passe Bas actif	26
• Etage sommateur	27
• L'alimentation	27
2.3. L acquisition.....	28
2.4. Conclusion.....	28

chapitre 3 : Acquisition par Ardiono et interprétation des résultats

3.1 Intoduction	30
3.2 Présentation de la carte Ardiuno Uno	30
3.2.1 Qu'est ce qu'Arduino ?	30
3.2.2 Pourquoi Arduino ?	30
3.2.3 Description de la carte Arduino ?	31
3.2.4 Caractéristiques	32
3.2.5 Logiciel de programmation Arduino.....	32
3.2.6 Structure d'un programme	33
3.3 Calcul de la vitesse de l'onde de poul..	36
3.4 Conclusion.....	37
Conclusion générale	38
Manipulation pratique.....	
Bibliographie.....	
Annexes	39
Résumé	

La liste des figures

Chapitre 01

Figure 1.1 Position du cœur	5
Figure 1.2. Artère de moyen calibre et ses trois tuniques	6
Figure 1.3. Système cardio-respiratoire.	8
Figure 1.4. Courbe de pression artérielle	9
Figure 1.5. Tonomètre pour la mesure de la vitesse de l'onde de pouls	13
Figure 1.6. Mesure de la vitesse de l'onde de pouls carotide fémorale par tonométrie d'aplanation ..	13
Figure 1.7. Composante pulsatile (DZ).....	15
Figure 1.8. La loi de Beer-Lambert	16
Figure 1.9. Le principe Emission/Réception	17
Figure 1.10. Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (composante alternative CA) est le seul composant pulsatile, la composante continue CC étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles.....	17
Figure 1.11. Le signal photopléthysmogramme	18

Chapitre 02

Figure 2.1 : Schéma bloc.....	20
Figure 2.2 : Bande d'énergie	21
Figure 2.3 : Jonction PN	21
Figure 2.4 : Circuit d'émission de la lumière.....	22
Figure 2.5 : Homojonction plane structure de phototransistor.....	23
Figure 2.6 : Circuit de détection	23
Figure 2.7 : a) -TCRT5000	24
Figure 2.7 : b) - Le capteur réalisé	24
Figure 2.8 : Amplificateur non-inverseur.....	24
Figure 2.9: Filtre passe haut	25
Figure 2.10 : Les deux signaux PPG à la sortie du filtre passe haut	26
Figure 2.11: Filtre passe bas actif.....	26
Figure 2.12 :A) Les deux signaux PPG filtrés.	27
:B) PPG 1 (Poignet).	27
:C) PPG 2 (Doigt).....	27
Figure 2.13 : Circuit sommateur non inverseur.....	27
Figure 2.14 : convertisseur de tension négative.....	28
Figure 2.15 : Photo des circuits de mise en forme du signal PPG.	28

Chapitre 03

Figure 3.1 : Les différentes connections d'une carte Arduino Uno	31
Figure 3.2 Structure d'un programme en Arduino	33
Figure 3.3 : Programme pour la lecture des signaux analogiques en entrées de la carte.....	34
 Figure 3.4 : Code MATLAB	 35
Figure 3.5 : Résultat d'exécution	35
Figure 3.6 : Les deux pics	36
 Figure 3.7 : Test sur un sujet	 37
Figure 3.8 : Photo du circuit complet avec son alimentation	37

INTRODUCTION GENERALE

Introduction générale :

Les maladies cardiovasculaires sont considérées parmi les causes principales de mortalité dans le monde. Plus particulièrement, en Algérie, l'hypertension prend de l'ampleur et devient de plus en plus inquiétante. Selon les dernières statistiques communiquées par la société algérienne d'hypertension artérielle (SAHA), 35% des Algériens âgés de plus de 20 ans souffrent déjà d'hypertension. [1]

Les statistiques proportionnelles à l'âge prouvent que la cause principale des décès entre les âges de 15 à 59 ans était HIV/SIDA, suivi des maladies cardiaques et de la tuberculose ischémique.

Au de-là de 59 ans, les causes principales des décès étaient les maladies cardiaques ischémiques suivie des maladies vasculo-cérébrale [2]. Ces données marquent l'importance de diagnostiquer et de traiter les maladies athérosclérotiques.

La détection d'une athérosclérose asymptomatique chez les sujets à risque cardiovasculaire pourrait aider à identifier les personnes les plus susceptibles de développer une maladie clinique.

Les progrès techniques accomplis dans l'exploration du cœur et des vaisseaux permettent de diagnostiquer de façon non invasive différents types de lésions associées à une athérosclérose infra-clinique. La détection précoce des deux composantes de l'athérosclérose, l'athérome et la sclérose, constitue les principales lésions vasculaires et représente une nouvelle stratégie de prévention des maladies cardiovasculaires.

Il existe plusieurs paramètres permettant d'évaluer la santé cardiovasculaire tels que la pression artérielle, le débit cardiaque, le volume d'éjection systolique, la cholestérolémie, la saturation en oxygène et la vitesse de propagation de l'onde de pouls. Dans le cadre de la synthèse des facteurs de risques liés à l'hypertension, au diabète, à l'athérosclérose et à l'hypercholestérolémie, la vitesse de l'onde de pouls (VOP) est habituellement utilisée par la communauté médicale pour dresser un bilan de santé cardiovasculaire complet.

Dans ce travail, on s'intéresse à réaliser un dispositif de mesure de la vitesse de l'onde de pouls (VOP). En fait, l'onde de pouls (OP) est l'onde (impulsion) artérielle qui se propage à travers le système vasculaire. La technique adoptée pour cette réalisation est basée sur la mesure du temps de transit de l'OP entre deux sites de mesures espacés d'une distance connue. Cependant la détection de l'OP est réalisée à travers le principe de la photopléthysmographie. Ce principe permet de mesurer des variations de volumes de sang au niveau des vaisseaux sanguins en utilisant des capteurs optoélectroniques (émission et détection de lumière). Les signaux photopléthysmographiques une fois détectés sont mis en forme digitalisés et acquis sur un PC pour être traités et en déduire la VOP.

Les travaux menés dans le cadre de ce mémoire et les résultats obtenus sont structurés en trois chapitres.

Le premier chapitre est d'abord une description succincte du fonctionnement général du système cardiovasculaire. Cette description est suivie par une présentation de notions générales sur la rigidité artérielle et de certaines méthodes utilisées pour son évaluation. Les principes de base de la photopléthysmographie, qui en fait constitue la technique à laquelle on s'intéresse dans ce travail, sont aussi présentés dans ce chapitre.

Le second chapitre est consacré à l'étude et à la description de la réalisation du dispositif de mesure de la vitesse de l'onde de pouls en commençant par le schéma bloc du système à réaliser jusqu'au schéma électrique et la réalisation pratique

Enfin, nous présentons dans le dernier chapitre les résultats obtenus relatifs à l'acquisition des deux signaux PPG à travers la carte Arduino, ainsi que le calcul de la vitesse de l'onde de pouls (VOP).

Nous terminons ce mémoire avec une conclusion générale synthétisant le contenu de ce projet de fin d'études et présentant les perspectives du thème développé.

CHAPITRE 1

LE SYSTEME CARDIOVASCULAIRE : LA RIGIDITE ARTERIELLE ET METHODES D'EVALUATION

1.1 Introduction :

Nous présentons dans ce chapitre une description générale du système cardiovasculaire ainsi que la dynamique de la circulation sanguine. Nous allons étudier les méthodes d'évaluation de la rigidité artérielle et les principes de base de la photopléthysmographie.

1.2 LE CŒUR :

Le cœur constitue l'organe moteur du système cardiovasculaire. Il propulse le sang à travers des milliers de kilomètres de vaisseaux sanguins et il est merveilleusement conçu pour accomplir cette tâche.

Bien que nous ne soyons pas conscients de son activité la plupart du temps, la capacité de travail du cœur est remarquable. Même lorsque nous sommes au repos, le cœur pompe 30 fois son propre poids chaque minute, environ 5 litres de sang sont envoyés aux poumons et le même volume au reste du corps. À ce rythme, le cœur pourrait pomper plus de 7 000 litres de sang par jour et 5 millions de litres par an. Etant donné que l'on ne passe pas tout son temps au repos et que le cœur pompe de manière plus vigoureuse en période d'activité, son débit réel est bien plus grand.[3]

1.2.1 La position et dimensions du cœur :

- Malgré sa puissance, le cœur, qui est un organe musculaire creux de forme conique, est relativement petit, de la grosseur d'un poing fermé et, chez l'adulte.
- il ne pèse que 300 g environ.
- Il contient quatre cavités : deux oreillettes et deux ventricules.
- Il repose sur le diaphragme, près du centre de la cage thoracique, dans un espace appelé le médiastin, qui s'étend du sternum à la colonne vertébrale, entre les poumons. (**voir figure 1.1**)
- Les deux tiers environ de la masse du cœur se trouvent à gauche de la ligne médiane du corps.
- Cet organe a 12 cm de longueur, 9 cm de largeur à son point le plus large, et 6 cm d'épaisseur. [3]

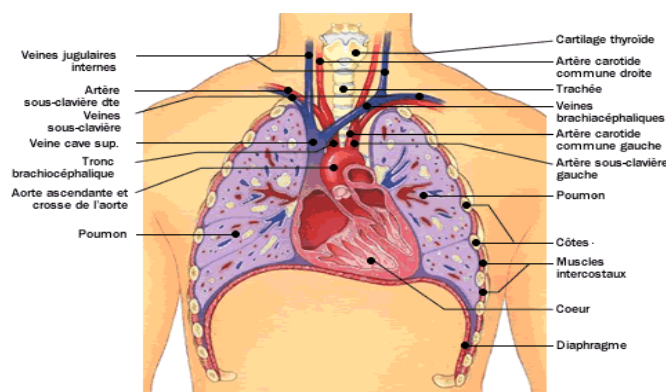


Figure 1.1 position du cœur [d'après www.qhrv.com]

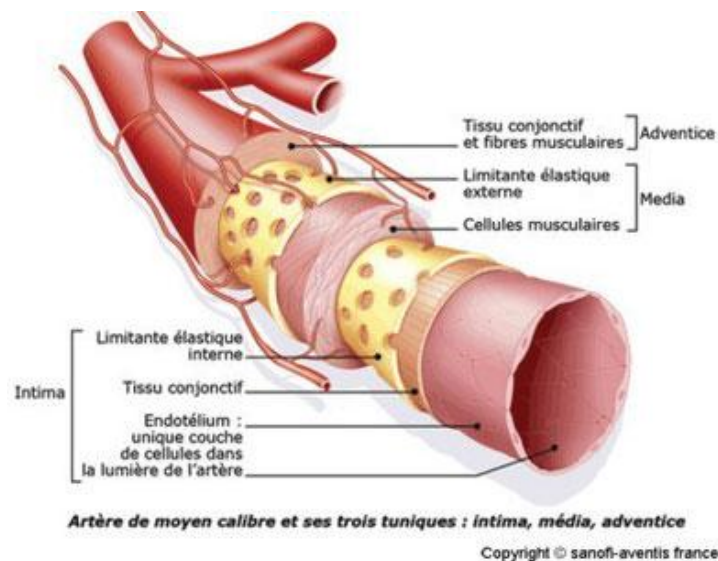
1.3 Circulation et vaisseaux sanguins :

1.3.1 Circulation pulmonaire et systémique :

À chaque battement, le cœur pompe de façon simultanée le sang dans deux circulations parallèles : la circulation pulmonaire ou petite circulation et la circulation systémique ou grande circulation.

Le système vasculaire se compose d'un réseau de vaisseaux qui assure le transport à travers le corps du sang et de toutes les substances chimiques et éléments biologiques qui le composent.

Les vaisseaux sont en continuité avec le cœur et leur paroi se compose donc de trois couches. La tunique interne ou intima est formée d'une seule couche de cellules épithéliales qui est en contact avec le sang et d'une couche mince de cellules élastiques. Des cellules musculaires et élastiques composent la tunique moyenne ou media. La tunique externe ou adventice contient principalement des fibres élastiques et collagènes qui assurent le soutien et limite la dilatation des vaisseaux. [3] (voir figure 1.2)



1.2 Paroi artérielle composée de trois tuniques : intima, media, adventice. D'après Sanofi-Aventis, image extraite du site <http://www.chirurgie-vasculaire-caen.fr/anatomie-1>.

La circulation systémique transporte le sang oxygéné du cœur vers les cellules et permet le transport des déchets métaboliques des cellules vers les systèmes de transformation et d'excrétion.

Les artères se subdivisent graduellement en branches de plus en plus petites pour finalement devenir des capillaires, ces vaisseaux à paroi mince qui permettent un échange optimal entre les cellules et les composants du sang.

L'aorte est la plus grande artère qui reçoit le sang directement du ventricule gauche. Elle se subdivise en 3 portions

- Aorte ascendante d'où sont issues les artères coronaire
- Crosse de l'aorte d'où sont issues le tronc brachio-céphalique, la carotide gauche, la sous-clavière gauche
- Aorte descendante

L'aorte est une artère élastique qui permet d'emmagasiner l'énergie mécanique du ventricule en s'étirant et en transférant cette énergie au sang durant la diastole. Le tronc brachio-céphalique, les artères carotides communes, sous-clavières, vertébrales, pulmonaires et iliaques sont aussi des artères élastiques. [3]

Les artères musculaires sont de tailles moyennes et se caractérisent par une couche épaisse de muscles lisses. Ces artères permettent de contrôler la distribution du sang dans l'organisme.

Les artérioles sont de petites artères qui apportent le sang aux capillaires. Elles contrôlent le débit sanguin dans les capillaires et permettent d'ajuster le débit de la micro-circulation pour rencontrer les besoins métaboliques des cellules. Les capillaires permettent l'échange efficace des substances entre le sang et les cellules puisque leur paroi se compose d'une seule couche de cellules épithéliales soutenues par une membrane basale sans tuniques moyenne ou externe.

Les veinules se forment par l'union de plusieurs capillaires. Les parois des plus petites veinules sont très poreuses pour permettre le passage de molécules et de certaines composantes du sang. Lorsque les veinules deviennent de plus grand calibre leurs tuniques deviennent semblables à celle des grandes veines. Les veines périphériques des extrémités possèdent des valvules veineuses pour favoriser un débit unidirectionnel. La veine cave supérieure et inférieure permet le retour du sang désoxygéné vers le cœur.

La circulation pulmonaire (voir figure 1.3) permet le transport du sang du cœur vers les poumons où le gaz carbonique (déchet métabolique des cellules) est libéré et l'oxygène est emmagasiné dans le sang.

Contrairement à la circulation systémique, les artères transportent le sang à basse teneur en oxygène et les veines transportent le sang oxygéné. Les artères pulmonaires se distinguent aussi des artères systémiques par une paroi plus minces, la présence de moins de tissus élastiques dans la paroi et un diamètre plus grand ce qui contribue à réduire la résistance au débit. La faible résistance demande donc moins de pression pour faire circuler le sang. Le tronc pulmonaire émerge du ventricule droit et se divise rapidement en artères droite et gauche. La division des artères se fait successivement jusqu'aux capillaires pulmonaires qui forment une enveloppe autour des alvéoles. Les capillaires s'unissent pour former des veinules puis des veines pulmonaires qui émergent des poumons en quatre grandes veines pulmonaires ramenant le sang oxygéné à l'oreillette gauche.

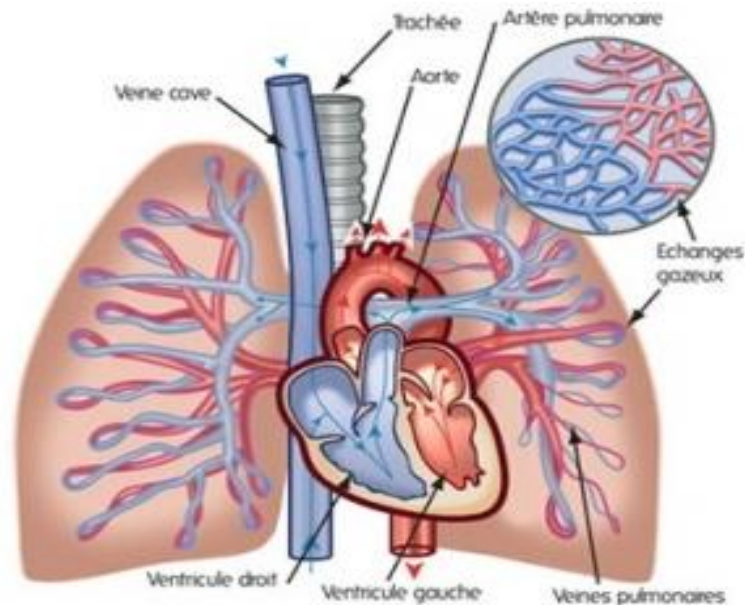


Figure 1.3 Système cardio-respiratoire (www.qhrv.com)

1.3.2 La dynamique de la circulation :

Le muscle cardiaque se contracte régulièrement grâce à la propagation d'influx électriques aux cellules musculaires qui le composent. Lorsque les cellules se contractent et que la longueur des fibres musculaires se raccourcit, le cœur est en systole. Lorsque les fibres musculaires se relaxent, le cœur est en diastole. Cette contraction et relaxation du muscle cardiaque amène la circulation du sang. [5]

1.3.2.1 La systole auriculaire :

Dans des conditions normales, le sang s'écoule constamment de la veine cave supérieure, de la veine cave inférieure et du sinus coronaire dans l'oreillette droite, et des veines pulmonaires dans l'oreillette gauche. **La plus grande partie du sang, environ 70 %, s'écoule passivement des oreillettes aux ventricules** avant même le début de la contraction auriculaire. La plus grande partie du remplissage ventriculaire se produit immédiatement après l'ouverture des valvules auriculo-ventriculaires. Lorsque le nœud sinusal envoie une impulsion électrique, les oreillettes se contractent. La contraction auriculaire pousse dans les ventricules le sang qui reste dans les oreillettes. Cette poussée finale ne transporte qu'environ 30 % du sang qui passe dans les ventricules. Par conséquent, la contraction auriculaire n'est pas vraiment nécessaire pour remplir les ventricules, lorsque la fréquence cardiaque est normale. [5]

1.3.2.2 La systole ventriculaire :

Lors de la systole ventriculaire, la pression s'élève dans les ventricules et force les valvules auriculo-ventriculaires à se fermer. Le sang, qui ne peut plus retourner dans les oreillettes, est propulsé dans les vaisseaux qui ont une pression moindre que les ventricules. Lorsque la pression dans les grandes artères égale la pression ventriculaire, les valvules artérielles se referment et le débit des ventricules s'arrête. L'énergie du cœur emmagasiné temporairement dans les fibres élastiques des grandes artères augmente la pression dans celles-ci, ce qui force le sang à circuler dans les autres artères, dans les capillaires, puis dans les veines qui possède une pression plus basse. Bien que la pression soit moins élevée au cours de la contraction, le ventricule droit éjecte le même volume que le ventricule gauche. [5]

1.3.2.3 La diastole ventriculaire :

À la fin de la systole, les parois ventriculaires se décontractent et la pression dans les ventricules baisse rapidement au-dessous de la pression auriculaire, ce qui permet l'ouverture des valves auriculo-ventriculaires et aux ventricules de se remplir de nouveau, et le cycle recommence.

La pression la plus basse dans tout le système se trouve dans l'oreillette droite durant la diastole ce qui amène le retour du sang vers le cœur. La pression intra thoracique négative favorise aussi le retour du sang puisque cette pression est transmise aux vaisseaux qui sont situés à l'intérieur de la cage pulmonaire, puis à retourner vers l'oreillette gauche. [5]

1.3.2.4 La pression artérielle :

On définit trois pressions ; la pression artérielle systolique, la pression artérielle diastolique et la pression artérielle moyenne. (Voir figure 1.4)

Pression systolique (PAS) : Forces exercées par le sang sur les parois artérielles durant la contraction ventriculaire.

Pression diastolique (PAD) : Forces exercées par le sang sur les parois artérielles durant la relaxation ventriculaire.

Pression artérielle moyenne (PAM) : Pression moyenne des vaisseaux. Cette valeur est un indicateur fiable du débit sanguin aux différents tissus.

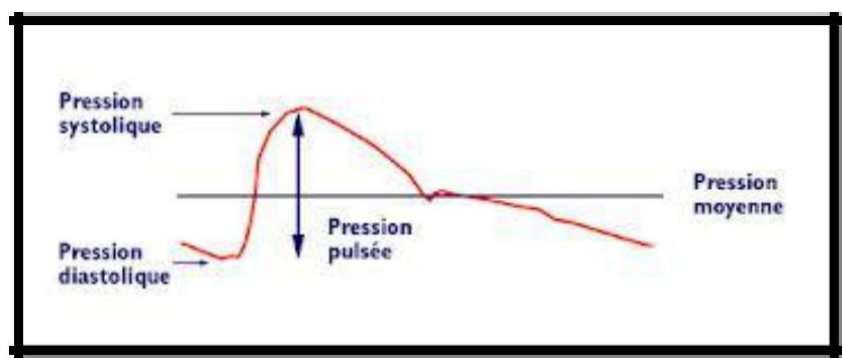


Figure 1.4 Courbe de pression artérielle (d'après le site www.hypertension-online.com)

1.3.2.5 Le débit cardiaque:

Le débit cardiaque DC, correspond à la quantité de sang éjecté par les ventricules en une minute. Ce débit s'obtient en multipliant la fréquence cardiaque par le volume d'éjection.

$$\text{DC} = \text{volume d'éjection} \times \text{fréquence cardiaque}$$

Il est exprimé en litres de sang (l / min). Physiologiquement il dépend de nombreux facteurs : stress, fièvre, hémorragie ainsi que de la corpulence du sujet.

Les phénomènes observés au niveau de l'hémi cœur droit sont les mêmes que pour l'hémi cœur gauche en terme de cycle cardiaque, et se produisent simultanément. C'est en période de diastole (cœur au repos) que s'effectue le remplissage des ventricules. Le volume sanguin ainsi obtenu juste avant la contraction ventriculaire se nomme volume télé diastolique. [4]

1.3.2.6 Le volume d'éjection :

Le volume d'éjection correspond à la quantité de sang éjecté par le ventricule lors d'une contraction. Au repos, le volume d'éjection normal est d'environ 60 à 100 ml par battement (valeur indexée : 33 à 47 ml / batt. / m²). On utilise la fraction d'éjection comme indice de la fonction ventriculaire gauche (F.E.V.G. en %). Cette valeur représente la quantité de sang éjecté par rapport à la quantité de sang présente à la fin de la diastole. La valeur normale est d'environ 55-75 %. Les déterminants du volume d'éjection sont : la précharge, la postcharge, la contractilité. Ceux-ci sont inter reliés et agissent simultanément pour influencer le volume d'éjection et le débit cardiaque.

1.3.2.7 La fréquence cardiaque:

Le moyen le plus simple d'ajuster le débit cardiaque en regard des besoins de l'organisme est de modifier la fréquence cardiaque. Chez le sujet sain, le débit cardiaque augmente avec toute élévation de la fréquence cardiaque jusqu'à une certaine limite.

Si le volume éjecté à chaque contraction diminue, la fréquence cardiaque va augmenter pour tenter de maintenir le DC.

Si la fréquence cardiaque excède 160 - 180 battements / min, la période diastolique devient trop courte pour permettre un remplissage ventriculaire adéquat et, par conséquent, le volume d'éjection et le débit cardiaque diminuent.

1.3.2.8 Le temps de transit (PPT Pulse transit time) :

Le temps de transit d'impulsion artérielle se rapporte au temps nécessaire pour qu'une onde d'impulsion voyage entre deux emplacements artériels. La vitesse à laquelle cette vague artérielle voyage est directement proportionnelle à la tension artérielle. Une élévation aigue de la tension artérielle fait augmenter le son vasculaire et par conséquence une augmentation de la rigidité de la

paroi artérielle entraînant une diminution du PTT. Réciproquement, quand la tension artérielle diminue, le son vasculaire diminue et le PTT augmente. [5]

1.3.2.9 La vitesse de l'onde de pouls (PWV pulse wave velocity) :

PWV 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

Le PWV est alors donné par :

$$\text{PWV (Pulse Wave Velocity)} = \frac{L (\text{distance})}{PTT (\text{pulse transit time})} [5]$$

1.4 Introduction à la rigidité artérielle :

Les maladies cardiovasculaires demeurent actuellement la première cause de mortalité dans le monde. Ceci est notamment lié au fait qu'on y observe une augmentation constante des facteurs de risque cardiovasculaires dans les populations. L'artériosclérose, par exemple, ou le durcissement (sclérose) et l'épaississement de la paroi des artères, reste longtemps asymptomatique au cours des premières décennies de la vie, se révélant plus tard par un symptôme ou un accident aigu parfois fatal. Il est donc nécessaire, afin de réduire les méfaits de ces maladies dégénératives du système vasculaire, et en particulier de l'artériosclérose, d'en améliorer le dépistage afin de prévenir leur apparition, ou tout au moins d'anticiper ou de stopper leur développement par une prise en charge précoce des patients.

Un grand nombre d'études a montré une association forte entre le risque d'un accident cardiovasculaire et les altérations de la structure et/ou des fonctions pariétales vasculaires, [6]. La rigidification de l'arbre vasculaire est physiologiquement liée à l'âge et s'accélère avec le développement de la maladie athéromateuse favorisée par des facteurs de risque, au rang desquels figurent le diabète, l'hypertension, la consommation de tabac, l'hypercholestérolémie, l'hérédité et la sédentarité. Une rigidité élevée signifie simplement que l'artère perd sa capacité à se dilater sous l'action de la pression. Elle n'est donc plus en mesure de contrôler le débit pulsé provoqué par les pulsations cardiaques. Ceci est principalement vrai pour l'aorte, l'aorte abdominale et l'artère carotidienne qui sont réputées posséder, chez de jeunes personnes en bonne santé, une composante élastique importante.

Il apparaît donc important de favoriser le développement de nouvelles techniques permettant de quantifier le degré d'atteinte de la paroi artérielle en mesurant son indice de rigidité. Dans ce qui suit, on retrace brièvement les différentes techniques actuellement disponibles pour la détermination de la rigidité d'une artère de conduction, et plus particulièrement de l'aorte. [6]

1.4.1 Méthodes d'évaluation de la rigidité artérielle :

1.4.1.1 Pression pulsée :

La pression pulsée (PP) est la différence entre la PAS et la PAD.

La fonction d'amortissement des artères élastiques permet de transformer un débit pulsatile en débit continu, avec maintien d'une pression en diastole. Cette fonction est d'autant moins efficace que l'artère est non COMPLAINT ou "rigide". Ainsi son altération provoquera une moins bonne accumulation d'énergie en systole; d'où une PAS plus élevée et une PAD plus basse et donc une PP plus élevée.

La PP a pris une place croissante dans l'évaluation du risque cardiovasculaire en raison de sa corrélation avec la mortalité par événements cardiovasculaires [7]. Cette valeur prédictive semble prédominante chez les sujets de plus de 55 ans, proportionnellement à l'âge, et chez ceux porteurs de comorbidités ou de facteurs de risque cardiovasculaires [8].

Les recommandations européennes de l'ESH (European Society of Hypertension)/ESC (European Society of Cardiology) 2013 considèrent une pression pulsée supérieure à 60 mmHg comme marqueur de haut risque cardiovasculaire chez les patients âgés hypertendus.

1.4.1.2 Tonométrie à aplanation :

La technique tonométrique permet l'enregistrement du pouls artériel au moyen d'un ou plusieurs capteurs ultra sensibles aux variations de pression et aux mouvements des tissus environnants l'artère étudiée. Les variations de pression pulsiles dues à la déformation de la paroi artérielle par le sang peuvent être ainsi recueillies à chaque battement cardiaque. Dans le cas de la mesure de la vitesse de l'onde de pouls (VOP), un seul capteur est suffisant pour l'enregistrement du signal de pression(9)

Deux enregistrements successifs sur deux zones anatomiques sont nécessaires afin d'évaluer une vitesse. En pratique, le capteur de pression s'apparente à un stylo que l'on pose directement sur la peau. Celui-ci est relié par fibre optique à une unité centrale, comme visualisé sur la figure 1.5. Aussi, le pouls ne pourra être enregistré qu'au niveau des zones de perception du flux pulsé : artère temporale, artère carotide, artère humérale et radiale, artère fémorale et artère pédieuse pour ne citer que les principales. L'aorte n'est donc pas directement accessible via cette technique [9]. Toutefois il est possible d'obtenir une bonne approximation de la vitesse de conduction au niveau de l'aorte en se positionnant d'une part sur l'artère carotidienne et d'autre part sur l'artère fémorale (au milieu du pli de l'aîne). On évalue ainsi la rigidité du tronçon carotide-fémorale qui est approximativement la rigidité de l'aorte prise dans son ensemble [10]

Il a été observé que la courbe de l'onde de pouls mesurée sur différentes zones anatomiques présente un décalage temporel en prenant l'onde R du signal électrocardiogramme comme base de temps [11](voir la figure 1.6). Ce décalage temporel reflète directement le temps de transit de l'onde de pouls d'un site anatomique à l'autre et dépend des propriétés élastiques de la paroi artérielle. La vitesse de l'onde de pouls (VOP) aortique peut donc être évaluée comme le rapport de la distance d , séparant le site de mesure de la carotide et de la fémorale, et le temps de transit t de l'onde entre les deux sites de mesures. [11]



Figure 1.5 Tonomètre pour la mesure de la vitesse de l'onde de pouls

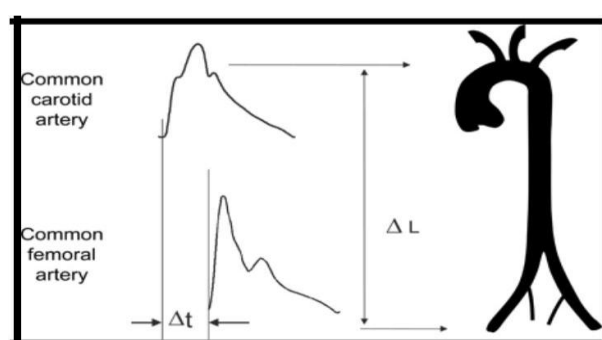


Figure 1.6 Mesure de la vitesse de l'onde de pouls carotide fémorale par tonométrie d'aplanation

Afin de faire une évaluation précise du temps de transit entre deux ondes de pouls, plusieurs méthodes de calculs ont été envisagées. En se basant par rapport à l'onde R du signal ECG, une méthode propose de mesurer le décalage temporel entre les deux pieds de l'onde de pouls (figure 1.6). A cet effet, plusieurs algorithmes de calculs ont été développés dans le but de détecter automatiquement le pied de chaque onde de pouls. L'algorithme retenu principalement est la détection du pied de l'onde par l'intersection des tangentes aux courbes [12].

La technique tonométrique pour la mesure de la vitesse de l'onde de pouls a séduit un grand nombre de chercheurs et de plus en plus de praticiens de par son caractère non invasif et sa simplicité d'utilisation. Elle a été définie comme la méthode de référence pour la mesure de la rigidité régionale de l'aorte. Une multitude d'études prospectives et rétrospectives ont montré un intérêt grandissant à l'utilisation de la rigidité comme nouveau facteur prédictif pour la mortalité toute cause confondue [13] (la mortalité cardiovasculaire, cardiopathie ischémique et accidents vasculaires cérébraux).

Pourtant cette technique souffre de plusieurs inconvénients qui freinent son implantation en milieu hospitalier dans le cadre d'examens en routine clinique. Bien que d'une simplicité apparente, la nécessité d'une bonne expérience de l'opérateur couplée à la qualité du capteur de pression est parfois indispensable afin d'obtenir une mesure fiable et précise de la vitesse de l'onde de pouls. De plus la technique est très souvent inefficace chez les personnes présentant un indice de masse

corporelle (IMC) élevé : l'accès au poulx est impossible du fait du panel adipeux. Enfin, la mesure de la distance entre les deux sites anatomiques est encore sujette à controverse.

Le choix des sites de mesures pour la distance carotido-fémorale n'est pas encore bien défini et la méthode anglo-saxonne (différence entre la distance fourchette sternale-fémorale et carotido-fourchette sternale) a tendance à être prise par défaut afin d'éliminer le segment artériel croisé aortique-carotide.

1.4.1.3 Evaluation locale par techniques échographiques (echotracking):

L'échographie est une technique d'imagerie employant des ultrasons. L'élément de base de l'échographie est une céramique piézoélectrique (PZT), située dans la sonde, qui, soumise à des impulsions électriques, vibre en générant des ultrasons. Les échos sont captés par cette même céramique qui joue alors le rôle de récepteur : on parle alors de transducteur ultrasonore. Un échographe est muni d'une sonde échographique, nommée barrette échographique, pourvue de 64, 96 voire 128 transducteurs ultrasonores en ligne [14]. Les ultrasons sont envoyés dans un périmètre délimité (souvent trapézoïdal), et les échos enregistrés sont des signatures des obstacles qu'ils ont rencontrés. La fréquence des ultrasons peut être modulée : augmenter la fréquence permet d'avoir un signal plus précis (et donc une image plus fine) mais l'ultrason est alors rapidement amorti par l'organisme et ne permet plus d'examiner les structures profondes. En pratique l'échographe a, à sa disposition, plusieurs sondes avec des fréquences différentes (de 1,5 à 18 MHz) [15].

L'échographie permet une analyse locale détaillée de la carotide et des artères périphériques mais difficilement de l'aorte [16]. Plusieurs indices peuvent être calculés permettant de caractériser les propriétés élastiques de la paroi vasculaire mais le plus intéressant reste la mesure de la compliance, notée C [17]. L'évaluation de la compliance artérielle correspond au rapport de la **variation de volume de l'artère** (dv) sur la **variation de pression à l'intérieur de l'artère** (dp), comme mentionné à l'équation :

$$C = \frac{dv}{dp}$$

Plus la paroi est rigide, plus la compliance de l'artère diminue. La mesure du diamètre, pour le calcul du volume, peut être obtenue en mode Echotracking de la paroi, c'est-à-dire par suivi automatique du déplacement de la paroi artérielle [18].

D'autres paramètres peuvent également être mesurés comme le module élastique en contrainte de pression E_p ou le coefficient β de distensibilité. Tous ces facteurs peuvent être directement rattachés aux propriétés intrinsèques de la paroi artérielle et fournir un bilan précis et local de la carotide et des artères périphériques.

Cependant, bien que les techniques échographiques offrent des informations morphologiques utiles (visualisation de l'artère et de ses parois), elles ne peuvent pas être proposées dans le dépistage systématique et le diagnostic des maladies cardiovasculaires du fait de leur coût et de la durée de chaque examen. De plus, elles requièrent un haut niveau d'expertise de l'opérateur, ce qui nous éloigne considérablement d'une évaluation en routine clinique.

1.4.1.4 La bio-impédancemétrie :

Le principe de la technique d'impédance bioélectrique (ou impédancemétrie) est de mesurer la variation de résistance électrique des tissus biologiques par l'envoi d'un courant sinusoïdal de faible intensité et de haute fréquence [19]

Afin d'acquérir le signal d'impédance bioélectrique, un jeu d'électrodes est nécessaire et disposé judicieusement sur la zone anatomique à étudier. Puisque les tissus sont principalement hétérogènes et évoluent dans le temps, les modifications des propriétés électriques des tissus vont directement modifier l'impédance entre les électrodes. Plus le milieu sera conducteur, plus la valeur de l'impédance sera faible.

Le signal est très souvent recueilli au niveau du thorax. En effet, on met en place une paire d'électrodes qui injecte un courant sinusoïdal d'intensité (I) connue, tout en maintenant le potentiel aux bornes de ces électrodes constant. Une seconde paire d'électrodes récupère le courant modulé par les tissus biologiques et un voltmètre y mesure la tension (U) aux deux bornes. Ceci permet, selon la loi d'Ohm, d'obtenir un signal d'impédance (Z) [20].

- Une composante oscillatoire, de même fréquence et d'amplitude proportionnelle à la ventilation pulmonaire.
- Une composante pulsatile (DZ), synchrone de l'activité cardiaque, et dont la forme (comparable à une onde de pouls) traduit la projection ohmique des variations de volume sanguin dans les gros troncs artériels proches du ventricule gauche en raison de leur compliance. [21] voir figure 1.7 ci-dessous :



Figure 1.7 composante pulsatile (DZ) (www.wikipédia.org)

1.4.2 Autres techniques de mesure de la rigidité artérielle :

D'autres techniques de mesure de la rigidité artérielle sont aussi envisageables, cependant elles ne sont pas reconnues comme des méthodes fiables ou efficaces. On trouve ainsi ; par exemple la mesure de la vitesse de propagation de l'onde de vitesse acquise par vélocimétrie Doppler ultrasonore. Le principe s'apparente à la VOP, c'est-à-dire que deux points de mesures sont nécessaires afin d'étudier le temps de transit entre chaque site de mesures. Généralement, les sites choisis pour cette technique sont l'artère radiale au niveau du poignet et l'artère carotidienne [22]. C'est donc ici une estimation de la rigidité régionale des artères périphériques qui est établie et non aortique.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) peut également estimer la rigidité de l'aorte par mesure de la vitesse locale de l'onde de flux. Cette technique utilise les propriétés de résonance des protons d'hydrogène de l'organisme placé dans un champ magnétique puissant et homogène et soumis à des impulsions de radio fréquence [23].

L'IRM permet l'acquisition d'images morphologiques dans n'importe quel plan de l'espace : le ou les plans d'acquisition sont préétablis sur des séquences de repérage. Ces images morphologiques permettent des mesures de distances, comme des longueurs et diamètres de structures vasculaires. En imagerie vasculaire, les séquences de vélocimétrie par contraste de phase, synchronisées à l'électrocardiogramme, donnent accès à des informations sur le profil de vitesse de l'écoulement sanguin. Des mesures peuvent être réalisées en différents points de l'aorte (thoracique ascendante, descendante et abdominale). Le décalage de temps entre le pic de vitesse du flux systolique par rapport à la distance entre deux sites de mesures permet de calculer la vitesse de propagation de l'onde de flux, indice de rigidité [24]. Cependant la faible résolution temporelle, de l'ordre de 10 ms impliquant une erreur d'environ 2 m/s, ne permet pas à cette technique d'offrir une valeur précise de la rigidité locale aortique. De plus, le coût élevé de l'examen, la durée de l'examen et le besoin d'un opérateur très expérimenté pour ce type d'appareillage freine une nouvelle fois l'application de cette technique en routine clinique.

1.4.2.1 Mesure de la VOP par photopléthysmographie :

Cette méthode consiste à mesurer la VOP à travers deux signaux photopléthysmographiques (PPG) détectés respectivement sur deux sites espacés par une distance L de l'arbre vasculaire. En fait le PPG est le signal qui traduit les variations de volume d'un organe ou d'un vaisseau sanguin à travers des moyens optiques. Ces variations se traduisent à travers l'absorption de la lumière à une longueur d'onde déterminée par les différents constituants de l'organe et/ou du vaisseau sanguin. Ce principe est décrit par la loi de Beer-Lambert.

La loi de Beer-Lambert [26] (Figure 1.8) exprime la variation de l'intensité lumineuse en fonction de la distance parcourue dans un milieu transparent. Lorsqu'une lumière monochromatique d'intensité I qui traverse un milieu homogène, l'intensité de la lumière émergente I décroît exponentiellement lorsque l'épaisseur l du milieu absorbant augmente. $I = I_0 \cdot e^{(-al)}$
Ou a : est une constante appelée coefficient d'absorption, caractéristique du milieu et de la longueur d'onde considérés.

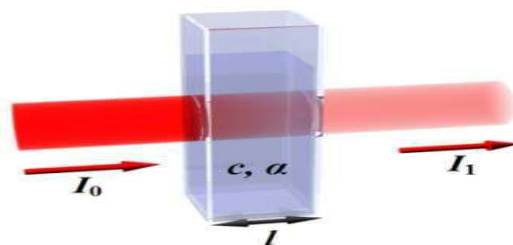


Figure 1.8 : la loi de Beer-Lambert

Dans le cas des solutions, la loi de Beer fait intervenir les concentrations et la relation devient.

$$I = I_0 \cdot e^{(-elc)}$$

Où ϵ est un coefficient caractéristique de la substance appelé coefficient d'absorbance ($\text{Lmol}^{-1}\text{cm}^{-1}$), l est l'épaisseur de la cuve (cm) et c la concentration de la solution (mol/L).
Cette loi est vérifiée lorsque la solution est de concentration inférieure à : $c < 0.1 \text{ mol.L}^{-1}$.

Dans le cas de la spectrophotométrie, on déduit de la loi de Beer-Lambert l'absorbance (ou densité optique) A qui est alors déduite de : $A = \log(I_0/I) = \epsilon lc$

Bref en fonction des applications la loi de Beer-Lambert est exploitée pour déduire différents coefficients relatifs au milieu de propagation de la lumière émise.
Dans le cas du PPG, très souvent l'index et/ou le lobule de l'oreille sont utilisés comme milieu de propagation de la lumière. En fait, n'importe quelle position peut être utilisée l'essentiel que la lumière puisse être transmise à travers un vaisseau sanguin puis détectée après absorption, réflexion et/ou diffusion. La figure 1.9 ci-dessous illustre une telle configuration de capteur ou des diodes LED émettent des lumières rouge et/ou infrarouge à travers un lit capillaire et la lumière diffusée après absorption est détectée par un photo-détecteur.

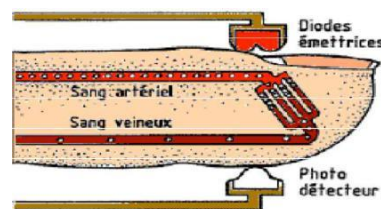


Figure 1.9 Le principe Emission/Réception

Le signal détecté présente une composante continue CC et une composante pulsatile CA (voir figure 1.10).

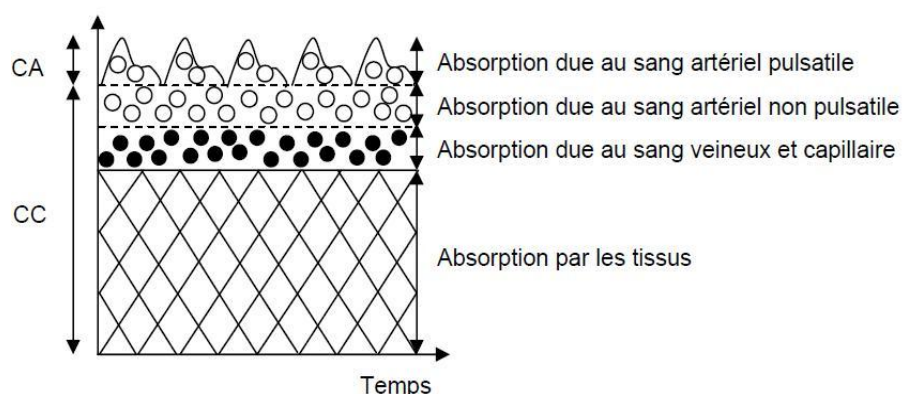


Figure 1.10 Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (composante alternative CA) est le seul composant pulsatile, la composante continue CC étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles.

La composante pulsatile est due à la circulation artérielle. Dans ce cas l'absorption est en lien avec la systole artérielle. Elle est modifiée par les variations de volume intra vasculaire.

La composante continue est due à l'absorption de la lumière par les tissus, le sang veineux et capillaire et par le sang artériel non pulsatile.

En fait, la composante CA représente le signal photopléthysmogramme. Il est décrit par la morphologie illustrée sur la figure 1.11 ci-dessous.

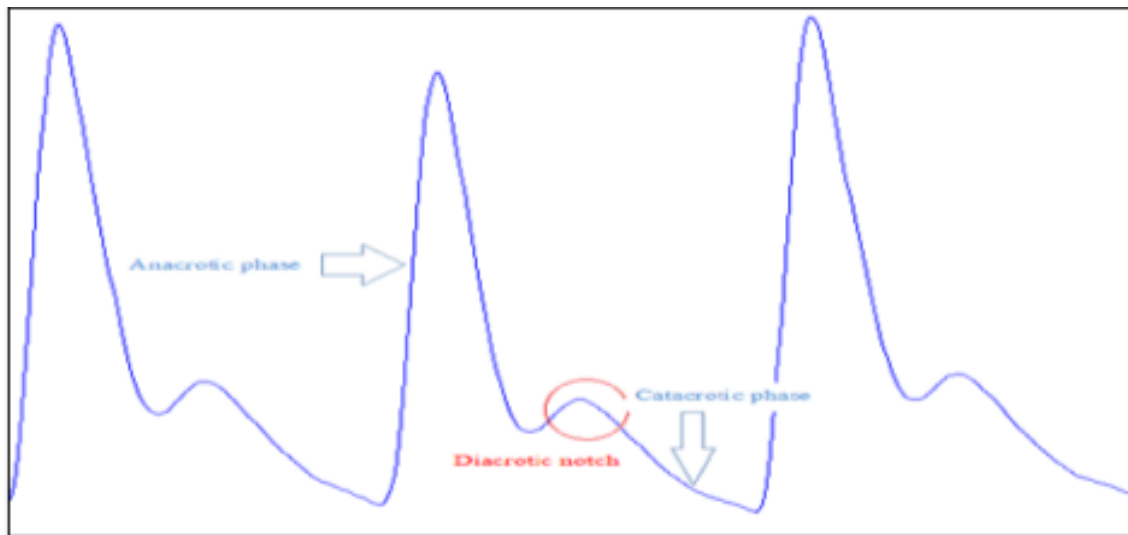


Figure 1.11 Le signal photopléthysmogramme

Cette morphologie décrit deux phases distinctes ; la première phase correspond à l'onde systolique ou l'intensité du signal croît et atteint son maximum pendant la systole cardiaque. Cette phase est en lien avec le volume d'éjection systolique. La deuxième phase correspond à l'onde diastolique ou l'intensité du signal décroît indiquant que le cœur a terminé le cycle systolique et a commencé sa diastole. La partie rouge sur la figure 1.11 représente l'encoche dichroïque qui apparaît lorsque la valve aortique ; qui empêche le reflux de sang ; se referme.

1.7 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons d'abord présenté des notions générales sur le système cardiovasculaire. Cette présentation a été suivie par des notions sur la rigidité artérielle et la description de certaines méthodes pour son évaluation. Parmi ces méthodes la photopléthysmographie était détaillée compte tenu qu'elle constitue l'objectif de ce travail. Elle permet de déterminer la vitesse de l'onde de pouls paramètre important pouvant être utilisé pour évaluer la rigidité artérielle.

CHAPITRE 2

CONCEPTION ET REALISATION DU SYSTEME

Introduction :

Dans ce chapitre on s'intéresse à étudier les différents blocs pouvant constituer un dispositif de mesure de la vitesse d'onde de pouls.

Comme cela était décrit dans le chapitre précédent, on va exploiter le photopléthysmogramme afin de déterminer le temps de transit (PTT) et par la suite déduire la vitesse de l'onde de pouls. Pour cette raison, deux chaînes sont réalisées pour des mesures de PPG sur deux sites de mesure.

Une fois le temps de transit déterminé et sachant L la distance qui sépare les deux sites de mesure, la vitesse de l'onde de pouls peut être déduite.

Le dispositif peut se présenter selon le schéma bloc donné (figure 2.1) ci-dessous :

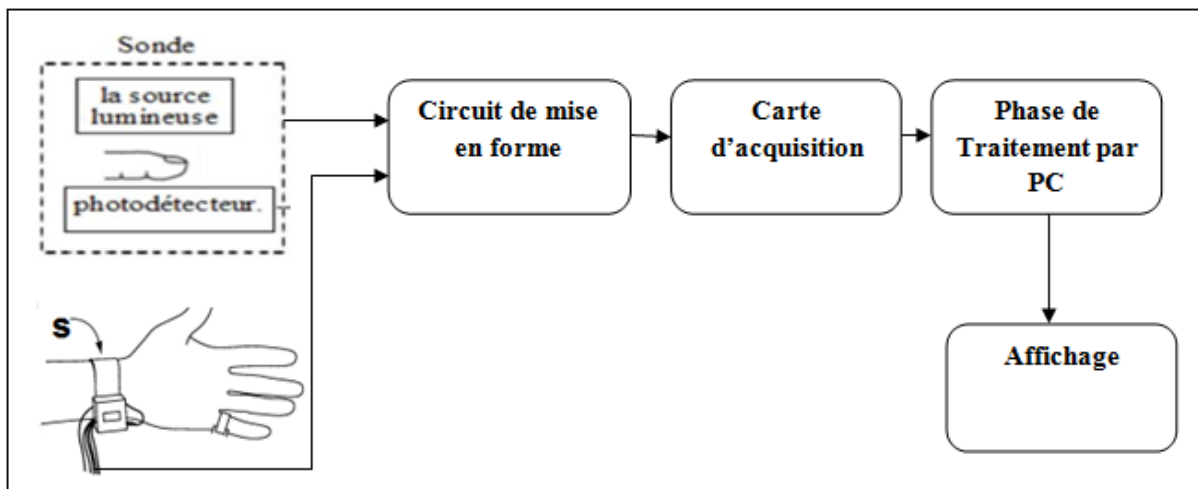


Figure 2.1 : schéma bloc

Le dispositif réalisé est constitué par des capteurs convenablement disposés sur deux sites de mesure distants de L connu, un circuit de mise en forme pour chaque signal photoplethysmographique (PPG) détecté, une carte d'acquisition et finalement un PC pour le traitement numérique, mesure de la VOP et l'affichage des différentes grandeurs détectées et déterminées.

2.1 Le capteur :

Le capteur est l'élément clé dans la détection du signal PPG. En effet, ce capteur est constitué essentiellement d'une source lumineuse et d'un photo-détecteur. La source lumineuse émet de la lumière tandis que le photo-détecteur reçoit de la lumière transmise ou réfléchi. Cette lumière dépend principalement de la variation du volume sanguin dans le site de mesure ; qui peut être le doigt, le poignet ou le lobule de l'oreille.

2.1.1 circuit d'émission de la lumière :

Une diode électroluminescente (DEL), est un composant optoélectronique capable d'émettre de la lumière lorsqu'il est parcouru par un courant électrique. Elle ne laisse passer le courant électrique que dans un seul sens (le sens passant, comme une diode classique, l'inverse étant le sens bloquant)

et produit un rayonnement monochromatique ou poly chromatique non cohérent à partir de la conversion d'énergie électrique lorsqu'un courant la traverse.

2.1.1. A. Electroluminescence :

La physique des semi-conducteurs nous enseigne que les électrons dans les solides cristallins se situent à des niveaux d'énergie spécifiques. Ces niveaux très proches les uns des autres, sont regroupés en bandes d'énergie (Figure 2.2).

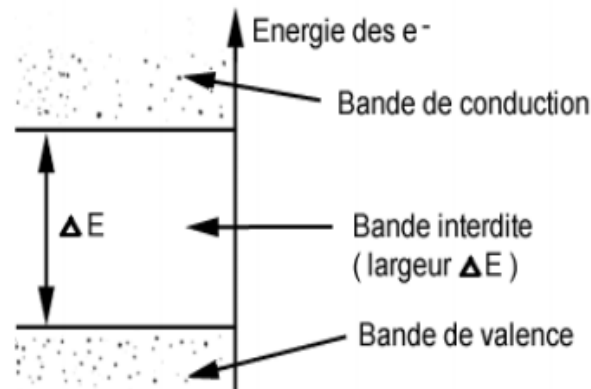


Figure 2.2 Bande d'énergie

Un électron de la bande de valence peut passer dans la bande de conduction à condition d'acquiescer une énergie supplémentaire au moins égale à ΔE . C'est l'effet photoélectrique. Un électron de la bande de conduction peut passer dans une bande de valence. Dans ce cas il libère une énergie au moins égale à ΔE . Cette énergie peut être :

- Dissipée sous forme de chaleur (phonons).
 - émise sous forme de lumière (photons).
- C'est l'effet d'électroluminescence (visible ou non).

2.1.1. B jonction PN :

Ce phénomène d'électroluminescence sera obtenu à la condition de créer une forte quantité d'électrons dans la bande de conduction.

On l'obtient par injection de porteurs en polarisant dans le sens direct une jonction PN à semi-conducteur (Figure 2.3).

Le même résultat aurait pu être obtenu en irradiant le cristal avec une source lumineuse d'énergie importante (photoluminescence) ou par bombardement électronique (cathodoluminescence). (Figure 2.3)

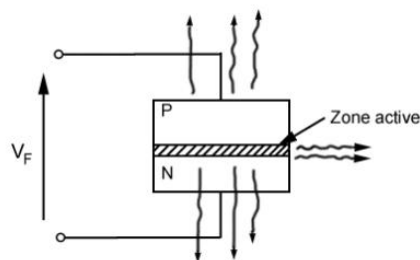


Figure 2.3 Jonction PN

Selon la fabrication, la lumière peut être émise soit latéralement, soit perpendiculairement à travers la mince couche N ou P.

2.1.1. C Principe de fonctionnement :

Le fonctionnement d'une jonction PN à l'état passante implique une recombinaison constante des porteurs. Des électrons qui étaient placés sur la bande de conduction grâce à un apport d'énergie provenant de l'agitation thermique vont retomber dans la bande de valence en restituant cette énergie.

Cette restitution se fait sous forme d'une radiation on a constaté que la fréquence de cette radiation était d'autant plus grande que la barrière de potentiel de la jonction était plus élevée. C'est ainsi qu'avec une diode au silicium on constate une émission infrarouge alors qu'à partir de l'arséniure de gallium (seuil d'environ 1.6 v) GaAs elle se fait dans le rouge.

2.1.1. D Principe d'émission :

C'est lors de la recombinaison d'un électron et d'un trou dans un semi-conducteur qu'il y a émission d'un photon. En effet, la transition d'un électron entre la bande de conduction et la bande de valence peut se faire avec la conservation du vecteur d'onde. Elle est alors radiative (émissive) et elle s'accompagne de l'émission d'un photon. Dans une transition émissive, l'énergie du photon créée est donnée par la différence des niveaux d'énergie avant (E_i) et après la transition (E_f) :

$$h\nu = E_i - E_f (\text{eV})$$

2.1.1. E diode électroluminescente :

Une diode électroluminescente est une jonction PN qui doit être polarisée en sens direct lorsqu'on veut émettre de la lumière. La plupart des recombinaisons sont radiatives. La face émettrice de la LED est la zone P car c'est la plus radiative.

La LED ne doit jamais être reliée directement à la source car elle serait détruite en quelques secondes.

Pour commander l'allumage d'une diode LED sans l'endommager il faut la relier en série avec une résistance capable de réduire le courant qui provient de l'alimentation. (Figure 2.4)

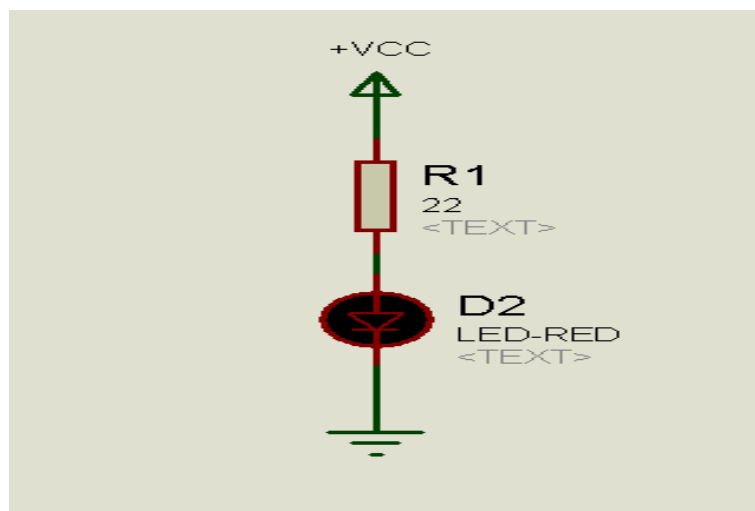


Figure 2.4 Circuit d'émission de la lumière

2.1. 2- Circuit de détection de la lumière :

La lumière qui a traversé le site de mesure sera détectée par le circuit de réception constitué par un phototransistor. Le phototransistor a pour rôle principal de convertir la lumière reçue en un courant.

Dans notre réalisation on utilise un phototransistor à large bande. Il est de type NPNsilicium-BPX43, c'est un très bon capteur caractérisé par sa large bande de détection de 450nm jusqu'à 1100 nm.

Comme les transistors, le phototransistor est conçu selon une base, un émetteur, un collecteur. Mais la base est sensible à la lumière et contrôle donc le passage du courant dans le collecteur.

2.1.2. A- Structure du phototransistor :

La structure du phototransistor est différente de celle-ci d'un transistor normal, il a une base beaucoup plus grande ainsi que les zones de collecteur que celle-ci qui serait utilisée pour un transistor normal. Ces dispositifs sont généralement fabriqués en utilisant la diffusion ou implantation ionique. (Figure 2.5)

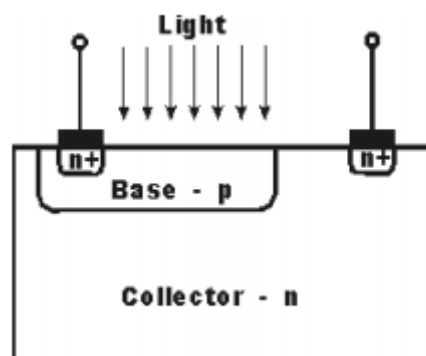


Figure 2.5 Homojonction plane structure de phototransistor

2.1.2. B Caractéristique du phototransistor :

Comme c'est déjà mentionné le phototransistor a un haut niveau de gain résultant de l'action du transistor. Pour l'homo-structure, c'est-à-dire ceux qui utilisent le même matériau tout au long du dispositif, ce gain est de l'ordre d'environ 50 à quelques centaines. Toutefois, pour les dispositifs hétéro-structure, les niveaux de gain peuvent s'élever à dix milles. (Figure 2.6).

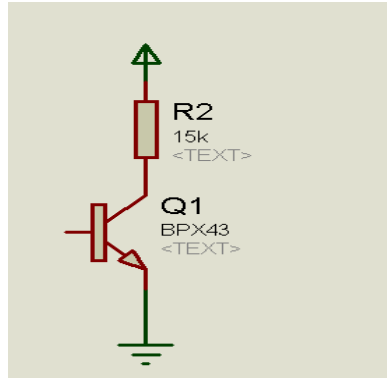


Figure 2.6 Circuit de détection

Le deuxième capteur utilisé pour récupérer le signal PPG au niveau du poignet est le TCRT5000.

➤ Description :

Le TCRT5000 est un capteur optique réfléchissant qui détecte la présence d'un objet en utilisant un faisceau infrarouge. (Figure 2.7) (Voir configuration du TCRT5000 sur son datasheet sur annexes).

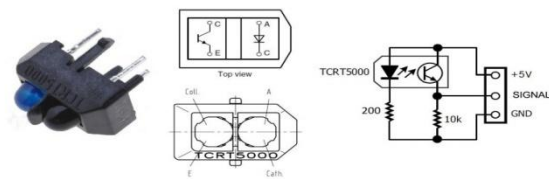


Figure 2.7 –a TCRT5000

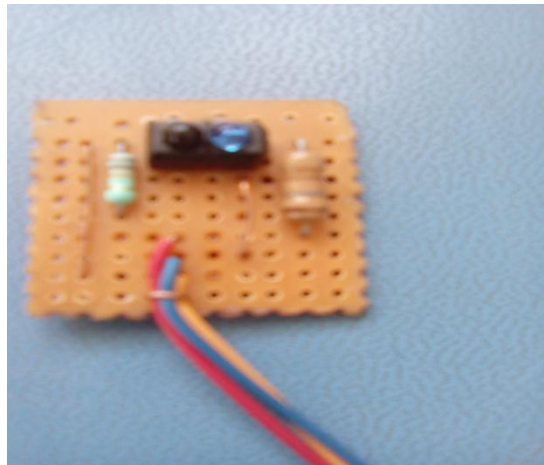


Figure 2.7 –b le capteur réalisé

2.2. La mise en forme :

Le signal PPG est de très faible niveau et noyé dans du bruit ce qui nécessite des circuits d'amplification et de filtrage.

2.2.1 L'amplification :

Le signal PPG détectée au niveau du capteur est de faible niveau de quelque mV en plus d'être noyé dans différentes sources de bruits. Il est alors nécessaire pour une bonne détection à ce que l'étage de détection présente une impédance d'entrée élevée afin de limiter l'action des parasites extérieurs. Cette fonction est accomplie par l'amplificateur. Le signal délivré par le phototransistor est amplifié par un étage amplificateur non inverseur à base d'amplificateur opérationnel $\mu A741$. (Figure 2.8)

➤ Le gain d'amplificateur est donné par :

$$G = \frac{R5}{R4} + 1$$

En prenant $R4=1k\Omega$ et $R5=100k\Omega$, le gain obtenu est égal à 101

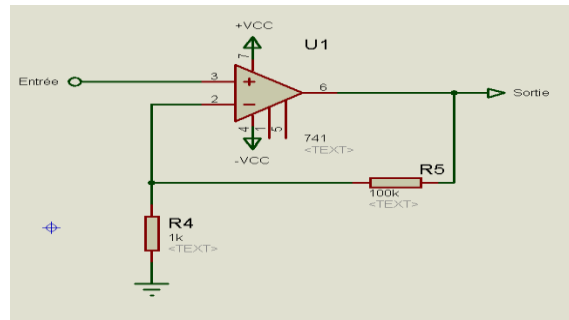


Figure 2.8 Amplificateur non-inverseur

2.2.2 Etage de filtrage :

Dans la pratique, le filtrage se compose de deux modes :

- Filtrage analogique
- Filtrage numérique

Le filtrage analogique consiste à réaliser un circuit de filtrage, qui nous permet d'éliminer le bruit qui s'ajoute avec le signal utile, avec des composants soient actifs (généralement les actifs sont les plus utilisés) ou encore passifs. Il existe plusieurs genres de filtre selon le besoin dont on peut avoir. On trouve ainsi les filtres passe-bas, passe haut, passe bande, coupe bande, etc. Dans chaque cas plusieurs configurations existent dépendant des caractéristiques de réponses en amplitude et en phase. Ainsi on trouve : des configurations de Butterworth, Chebychev, Bessel...Etc.

Cependant en filtrage numérique on n'a pas besoin de composants électroniques, c'est des équations de récurrences qui permettent d'aboutir à différents réponses de filtres et de configurations. Ils sont ainsi plus flexibles car c'est du logiciel. La structure générale c'est les RIF (réponse Impulsionnelle Finie) ou les RII (Réponse impulsionnelle infinie). Pour les structure à réponse impulsionnelle fini des réponses en phase linéaire peuvent être réalisés, par contre pour les RII c'est plutôt des réponses en amplitude diverses qui peuvent être réalisés (c'est-à-dire Butterworth, Chebyshev, Bessel...etc).

2.2.2. A Filtre analogique :

- **Filtre passe Haut passif :**

Dans le cadre de la présente réalisation, nous avons besoin d'un simple filtre RC passe haut passif, c'est la nature de signal qui n'impose pas un choix assez judicieux de filtre.

Ce circuit est constitué d'une résistance $R3$ et d'un condensateur de capacité $C1$. Ces deux éléments sont placés en série avec la source de signal (entrée). (figure 2.9)

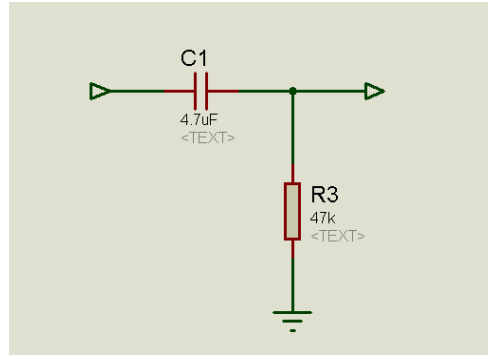


Figure 2.9 filtre passe haut

- La fréquence de coupure est :

$$F_c = \frac{1}{2\pi C_1 R_3}$$

En choisissant $C_1 = 4.7\mu\text{F}$ et $R_3 = 47\text{k}\Omega$, on obtient une fréquence de 0.72Hz

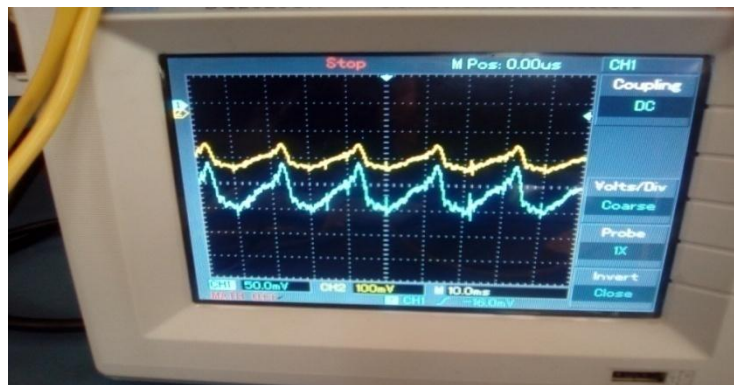


Figure 2.10 Les deux signaux PPG à la sortie du filtre passe haut

Malheureusement, Notre filtre n'arrive pas à filtrer totalement les bruits (figure 2.10)

- **Filtre passe bas actif :**

On constate qu'il y'a toujours une présence du bruit. En effet, ceci est dû au capteur utilisé, la lumière ambiante et au bruit de 50 Hz, d'où la nécessité d'utiliser un filtre passe bas. En fait la structure utilisée est plutôt celle qui permet de limiter la bande passante d'un amplificateur, c'est-à-dire de disposer en parallèle à la résistance de contre réaction une capacité. Le circuit réalisé est illustré sur la figure 2.11 ci-dessous. Il est constitué par l'amplificateur opérationnel Le $\mu\text{A}741$ de deux résistances R_4 et R_5 pour fixer le gain de l'amplificateur et d'une capacité C_2 pour limiter sa bande passante.

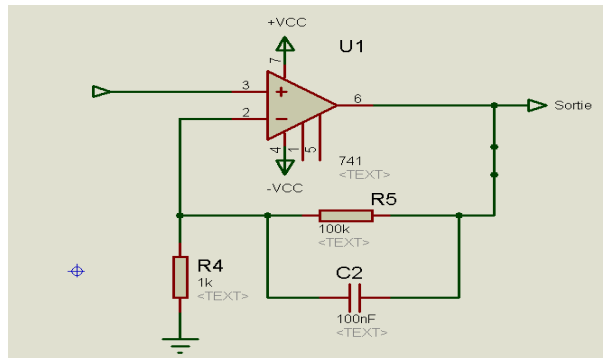


Figure 2.11 Filtre passe bas actif

- La fréquence de coupure est :

$$F_c = \frac{1}{2\pi C_2 R_5}$$

En choisissant $C_2=100\text{nF}$ et $R_5=100\text{k}\Omega$, on obtient une fréquence de 15.92 Hz

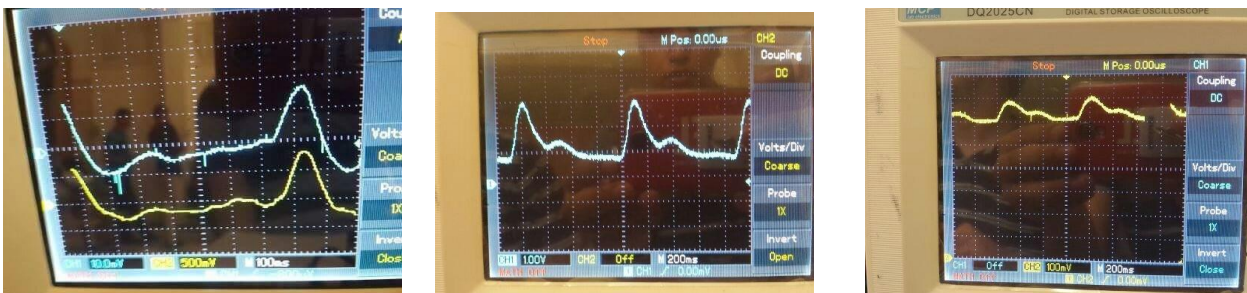


Figure 2.12 A) Les deux signaux PPG filtrés. B) PPG 1 (doigt) C) PPG 2 (poignet)

Les signaux PPG ainsi détectés et mise en forme sont bipolaire, cependant et compte tenu que la carte d'acquisition utilisée dans notre réalisation exploite des signaux analogiques unipolaires (voir chapitre suivant) un circuit d'offset est réalisé. Ce circuit va permettre d'ajouter une composante continue (offset) au signal PPG bipolaire pour le décaler vers la partie positive (devenir unipolaire). C'est en fait un circuit sommateur qui est réalisé.

- **Etage sommateur :**

Ce type de montage est utilisé pour sommer (on dit aussi additionner ou mélanger) plusieurs signaux entre eux. C'est en quelque sorte un "mixeur" possédant au moins deux entrées et une seule sortie.

Dans notre cas, on a réalisé un sommateur non inverseur à base d'un amplificateur opérationnel TL082 (Figure 2.13). Le gain de ce sommateur est donné par $G=1+R_9/R_8$ (soit environ 5). La tension DC additionnée est ajustée sur le potentiomètre RV1 de 1k. Elle appliquée simultanément avec le signal PPG (bipolaire) respectivement via les résistances R6 et R7 à l'ampli non inverseur (sommateur).

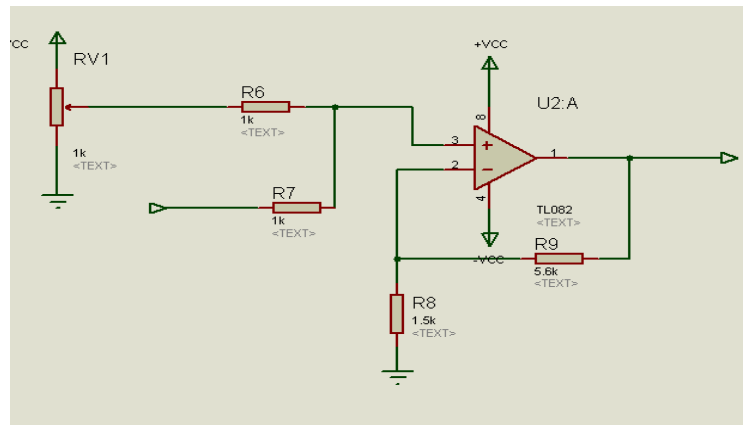


Figure 2.13 Circuit sommateur non inverseur

- **L'alimentation :**

Notre dispositif est alimenté par le $\pm 5V$ d'où la nécessité de générer $-5V$ à partir du $5V$. Ce montage est à la base du circuit intégré ICL7660, il contient tout les circuits nécessaires pour compléter un convertisseur de tension négative avec deux condensateurs externes de types électrolytiques polarisés (Voir figure)

La réalisation de cette alimentation a permis une utilisation facile, sécurisée et plus pratique du circuit surtout pendant la période d'essai sur les différents sujets.

Generating $-5V$ from $5V$

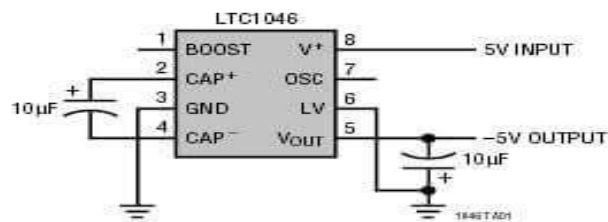


Figure 2.14 convertisseur de tension négative

La photo du circuit de détection et de mise en forme des signaux PPG est donnée sur la figure 2.15 ci-dessous.

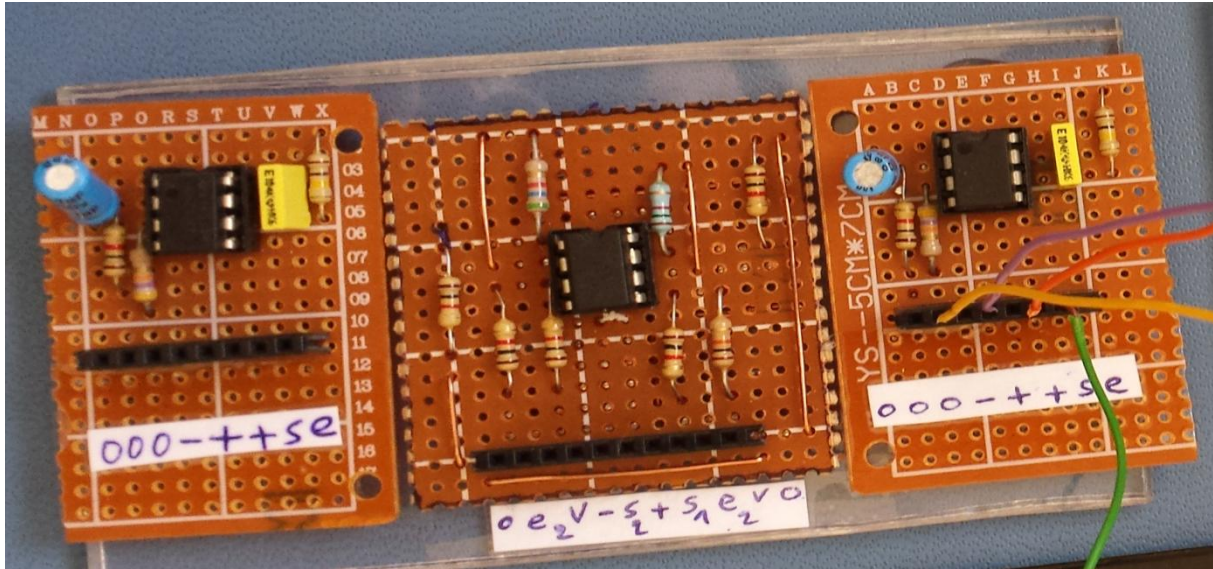


Figure2.15 Photo des circuits de mise en forme du signal PPG

2.3 L acquisition :

L'acquisition du signal est réalisée à l'aide d'une carte ArduinoUno. Ce composant est utilisé pour gérer toutes les procédures du multiplexage, d'échantillonnage, de conversion analogique digitale et de transmission de données. Le circuit doit être conçu afin d'acquérir les deux signaux PPG de manière séquentielle avec des fréquences bien définies (de 0.8 à 2 Hz). Cette partie va être détaillée dans le chapitre suivant.

2.4 Conclusion :

A travers ce chapitre l'étude des différents blocs qui peuvent être utilisés pour réaliser un dispositif de mesure de la vitesse de l'onde de pouls a été faite.

L'étude était menée sur les différents circuits à partir des capteurs et circuit de mise en forme des signaux détectés en arrivant à l'acquisition via Arduino.

Dans le chapitre qui va suivre, une description détaillée sur l'acquisition des signaux PPG, le traitement et mesures de la vitesse de l'onde de pouls va être présentée.

CHAPITRE 3

ACQUISITION DES SIGNAUX, MESURES ET INTERPRETATION DES RESULTATS

3.1 Introduction :

La carte de mise en forme du signal physiologique comporte une partie numérique dédiée à l'acquisition de données qui est la partie responsable de la numérisation du signal pour avoir un signal capable d'être lus par un système numérique (PC) et d'être traité en vue d'extraire les grandeurs physiologiques appropriées pour une aide au diagnostic médical. Elle est conçue autour d'une Carte multifonctions ArduinoUno qui est détaillé dans ce chapitre avec ses applications et ses avantages ainsi que les résultats obtenus lors de la période d'essai.

3.2 Présentation de la carte Arduino Uno :

3.2.1 Qu'est ce qu'Arduino ?

Le système Arduino est un outil pour fabriquer de petits ordinateurs qui peuvent capter et contrôler davantage de choses du monde matériel que votre ordinateur de bureau. C'est une plateforme open-source d'électronique programmée qui est basée sur une simple carte à microcontrôleur (de la famille AVR), et un logiciel, véritable environnement de développement intégré, pour écrire, compiler et transférer le programme vers la carte à microcontrôleur.

Arduino peut être utilisé pour développer des objets interactifs, pouvant recevoir des entrées d'une grande variété d'interrupteurs ou de capteurs, et pouvant contrôler une grande variété de lumières, moteurs ou toutes autres sorties matérielles. Les projets Arduino peuvent être autonomes, ou bien ils peuvent communiquer avec des logiciels tournant sur votre ordinateur (tels que Flash, processing, ou MaxMSP). Les cartes électroniques peuvent être fabriquées manuellement ou bien être achetées pré-assemblées; le logiciel de développement open-source peut être téléchargé gratuitement.

Le langage de programmation Arduino est une implémentation de Wiring, une plateforme de développement similaire, qui est basée sur l'environnement multimédia de programmation Processing.[25]

3.2.2 Pourquoi Arduino ?

Il y a de nombreux microcontrôleurs et de nombreuses plateformes basées sur des microcontrôleurs disponibles pour l'électronique programmée. Parallax Basic Stamp, Netmedia's BX-24, Phidgets, MIT's Handyboard, et beaucoup d'autres qui offrent des fonctionnalités comparables. Tous ces outils prennent en charge les détails compliqués de la programmation des microcontrôleurs et les intègrent dans une présentation facile à utiliser. De la même façon, le système Arduino simplifie la façon de travailler avec les microcontrôleurs, tout en offrant plusieurs avantages pour les enseignants, les étudiants et les amateurs intéressés par les autres systèmes : [25]

- **Pas cher** : les cartes Arduino sont relativement peu coûteuses comparativement aux autres plateformes.
- **Multi-plateforme** : Le logiciel Arduino, écrit en Java, tourne sous les systèmes d'exploitation Windows, Macintosh et Linux. La plupart des systèmes à microcontrôleurs sont limités à Windows. [25]
- **Un environnement de programmation clair et simple**: L'environnement de programmation Arduino (= le logiciel Arduino) est facile à utiliser pour les débutants, tout en étant assez flexible pour que les utilisateurs avancés puisse en tirer profit également. Pour les enseignants, il est basé sur l'environnement de programmation Processing : les étudiants qui apprennent à programmer dans cet environnement seront déjà familiarisés avec l'aspect du logiciel Arduino. [25]
- **Logiciel Open Source et extensible** : Le logiciel Arduino et le langage Arduino sont publiés sous licence open source, disponible pour être complété par des programmeurs expérimentés. Le langage peut être aussi étendu à l'aide de bibliothèques C++, et les personnes

qui veulent comprendre les détails techniques peuvent reconstruire le passage du langage Arduino au langage C pour microcontrôleur AVR sur lequel il est basé. De la même façon, vous pouvez ajouter du code du langage AVR-C directement dans vos programmes Arduino si vous voulez. [25]

- **Matériel Open source et extensible :** Les cartes Arduino sont basées sur les microcontrôleurs Atmel ATMEGA8, ATMEGA168, ATMEGA 328. Les schémas des modules sont publiés sous une licence Creative Commons, et les concepteurs de circuits expérimentés peuvent réaliser leur propre version des cartes Arduino, en les complétant et en les améliorant. Même les utilisateurs relativement inexpérimentés peuvent fabriquer la version sur plaque d'essai de la carte Arduino, dans le but de comprendre comment elle fonctionne et pour économiser de l'argent. [25]

3.2.3 Description de la carte Arduino ?

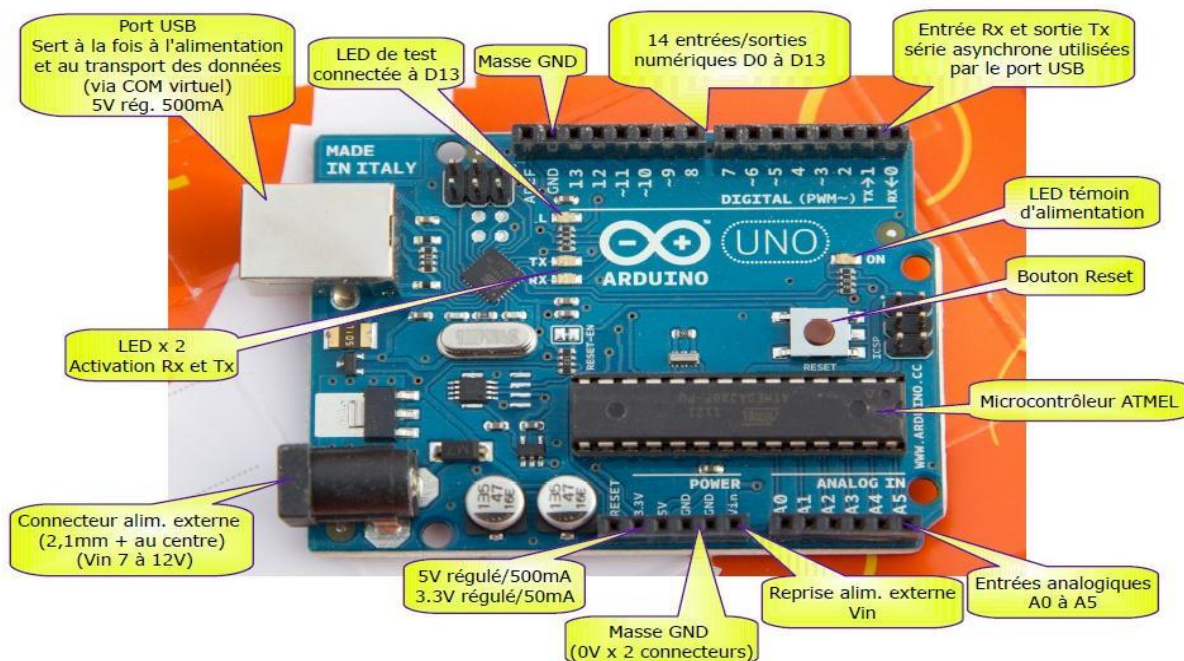


Figure3.1 Les différentes connections d'une carte ArduinoUno [25]

➤ Alimentation :

Pour fonctionner, la carte a besoin d'une alimentation. Le microcontrôleur fonctionnant sous 5V, la carte peut être alimentée en 5V par le port USB ou bien par une alimentation externe qui est comprise entre 7V et 12V. Cette tension doit être continue et peut par exemple être fournie par une pile 9V. Un régulateur se charge ensuite de réduire la tension à 5V pour le bon fonctionnement de la carte. [14 m 16]

➤ **Microcontrôleur :**

La carte Arduino repose sur un circuit intégré programmable (un mini-ordinateur appelé également microcontrôleur), le type de ce circuit change d'une carte à une autre. Il est associé à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes. [26]

➤ **Les entrées/ sorties :**

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au monde extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de 6 entrées analogiques. 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM. Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètre, etc.). Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux «0» ou «1» traduits par 0 ou 5V. On décide du comportement de ces connecteurs en général dans l'initialisation du programme mais il peut être aussi changé dans le corps du programme. [26]

➤ **Interface USB/Série :**

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur est fait de façon très simple par port USB. En outre, des bibliothèques de fonctions « clé en main » sont également fournies pour l'exploitation d'entrées/sorties courantes : gestion des E/S, Gestion des convertisseurs ADC, générateur de signaux PWM, exploitation de bus TWI/I2C, exploitation de servomoteur. [26]

3.2.4 Caractéristiques :

- Microcontrôleur : ATmega328.
- Tension d'alimentation interne = 5V.
- Tension d'alimentation (recommandée) = 7 à 12V, limites = 6 à 20 V.
- Entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM.
- Entrées analogiques = 6.
- Courant max par broches E/S = 40 mA.
- Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader.
- Mémoire SRAM 2 KB.
- Mémoire EEPROM 1 KB.
- Fréquence horloge = 16 MHz.
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm. [27]

3.2.5 Logiciel de programmation Arduino :

Le logiciel de programmation est un logiciel gratuit téléchargeable sur le site web [Arduino.cc](http://arduino.cc). L'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing. L'IDE (logiciel Arduino) permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte Arduino.

Le logiciel de programmation peut transférer le firmware (et le programme) à travers la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module).

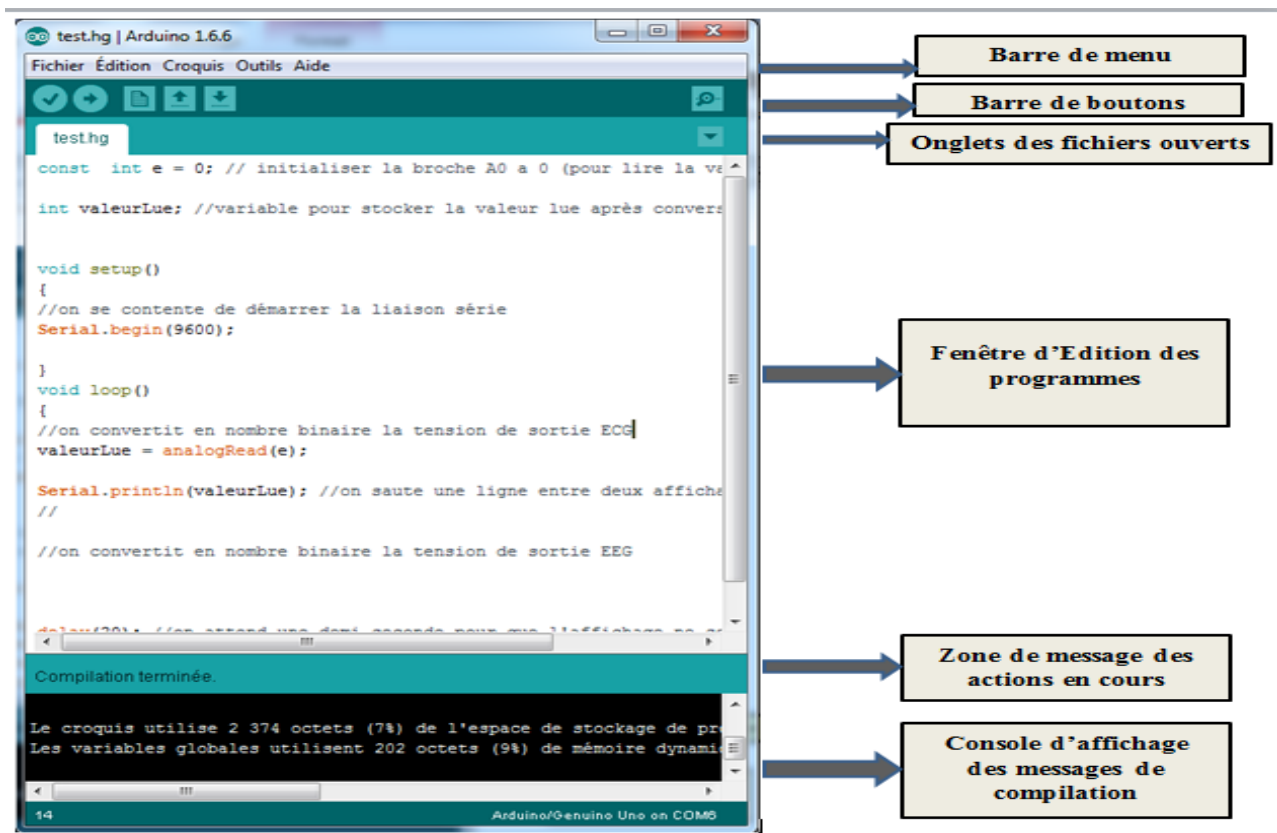


Figure 3.2 Structure d'un programme en Arduino [25]

3.2.6 Structure d'un programme :

Le programme est lu par le microcontrôleur de haut vers le bas.

Une variable doit être déclarée avant d'être utilisée par une fonction.

La structure minimale est constituée :

➤ En tête : déclaration des variables, des constantes, indication de l'utilisation de bibliothèques...

// Fonction d'initialisation de la carte

➤ Un setup (= initialisation) cette partie n'est lue qu'une seule fois, elle comprend les fonctions devant être réalisées au démarrage.

Void setup ()

{

// Contenu de l'initialisation

}

➤ Une loop (boucle) : cette partie est lue en boucle ! C'est ici que les fonctions sont réalisées.

// Fonction principale, elle se répète (s'exécute) à l'infini

Void loop ()

{

// Contenu du programme

La figure ci-dessous représente le programme utilisé pour lire les deux signaux PPG après avoir branché les deux sorties du circuit (PPG 1 et PPG 2) dans les entrées de la carte conçues pour les signaux analogiques pour la numérisation et permettre leur visualisation sur PC.



```
ppg | Arduino 1.8.1
Fichier Édition Croquis Outils Aide

ppg

void setup() {
  Serial.begin(115000);
}
void loop() {
  int a = analogRead(A0);
  int z = analogRead(A1);
  Serial.print(a);
  Serial.print("\t");
  Serial.println(z);
  Serial.println (micros);
  delay(20);
  if (Serial.available()) {
    Serial.end();
  }
}
```

Figure 3.3 Programme pour la lecture des signaux analogiques en entrées de la carte

Après avoir acquis les deux signaux PPG via la carte Arduino Uno, nous avons pris les valeurs numériques des signaux pour les utiliser sous MATLAB pour un éventuel traitement

La figure ci-dessous présente le code Matlab : (figure 3.4)


```

2
3 - x=load('test11.txt');
4 - sig1=x(:,1)*7;
5 - sig2=x(:,2);
6 - t=x(:,3);
7 - y=detrend(sig1);
8 - z=detrend(sig2);
9 - Fs=800;
10 - Fn=Fs/2;
11 - [b,a]=butter(4,10/Fn,'low');
12 - yy = filtfilt(b,a,y);
13 - zz = filtfilt(b,a,z);
14 - findpeaks(zz,'MinPeakHeight',658);
15 - findpeaks(zz,'MinPeakHeight',1015)|
16
17 - hold on
18 - plot(t,yy,'r');
19 - plot(t,zz,'b');
20 - grid on
21 - grid minor

```

Figure 3.4 Code MATLAB

La figure 3.5 présente le résultat de l'exécution du code MATLAB :

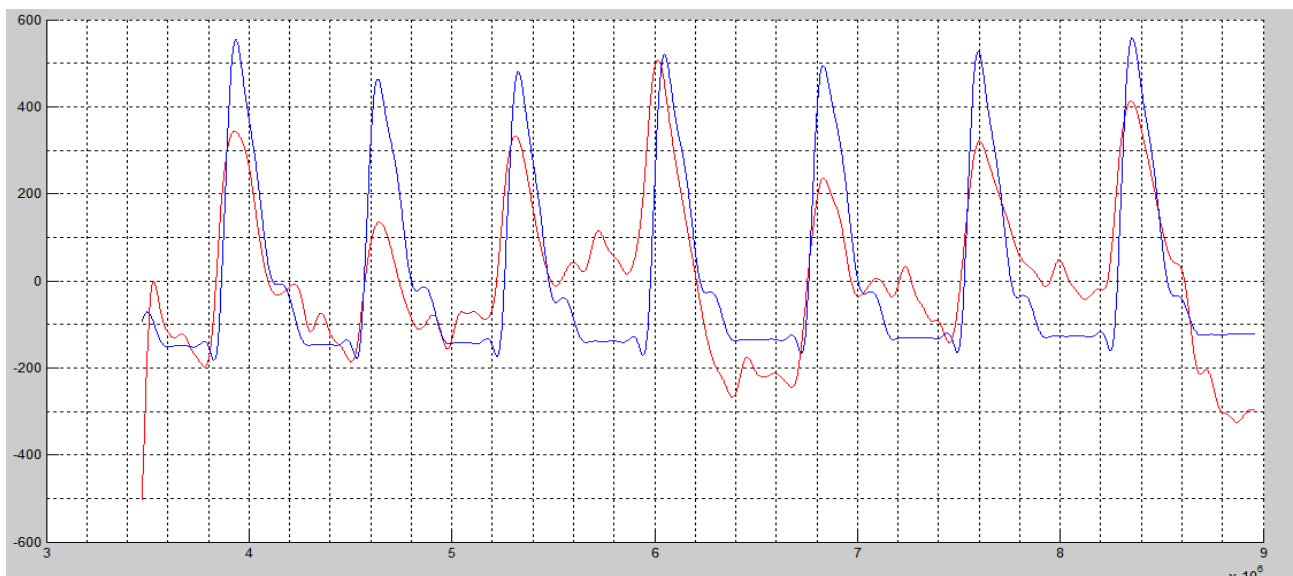


Figure 3.5 Résultat d'exécution

3.3 Calcul de la vitesse de l'onde de pouls (VOP) :

Pour calculer la vitesse de l'onde de pouls, on a choisi une partie du signal qui contient un seul battement cardiaque où on a pu détecter un décalage entre les deux pics. Ce décalage représente le Δt . (figure 3.6)

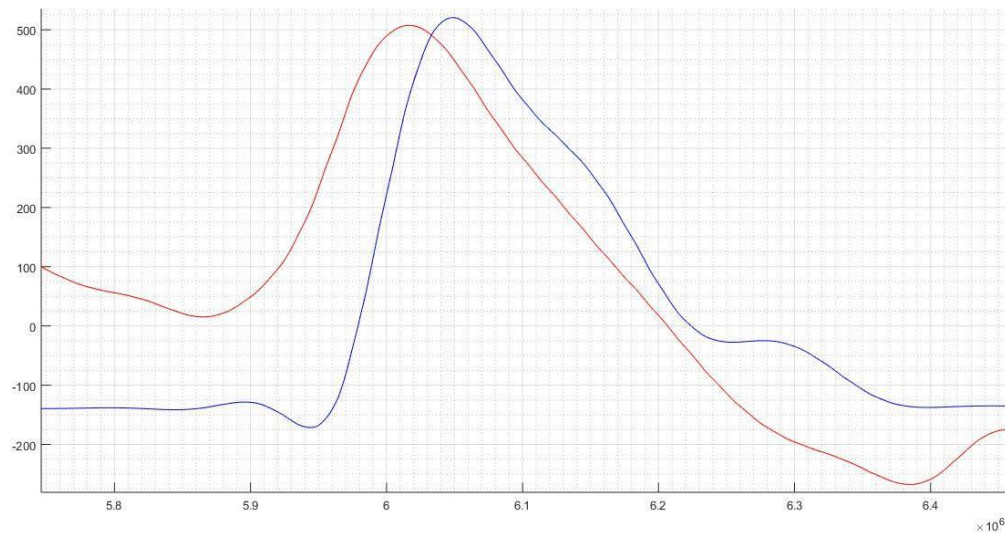


Figure 3.6 Les deux pics

On a :

$T_1 = 6.018136 \text{ s}$

$T_2 = 6.044316 \text{ s}$

Donc $\Delta T = T_2 - T_1$

$= 26.18 \text{ ms}$ (

On a mesuré la distance L entre les deux sites de mesure : $L = 20 \text{ cm}$

Donc la vitesse de l'onde de pouls est :

$$VOP = \frac{L}{\Delta T} = \frac{20}{26.18} = \frac{0.2}{0.02618}$$

$$VOP = 7.64 \text{ m/s}$$

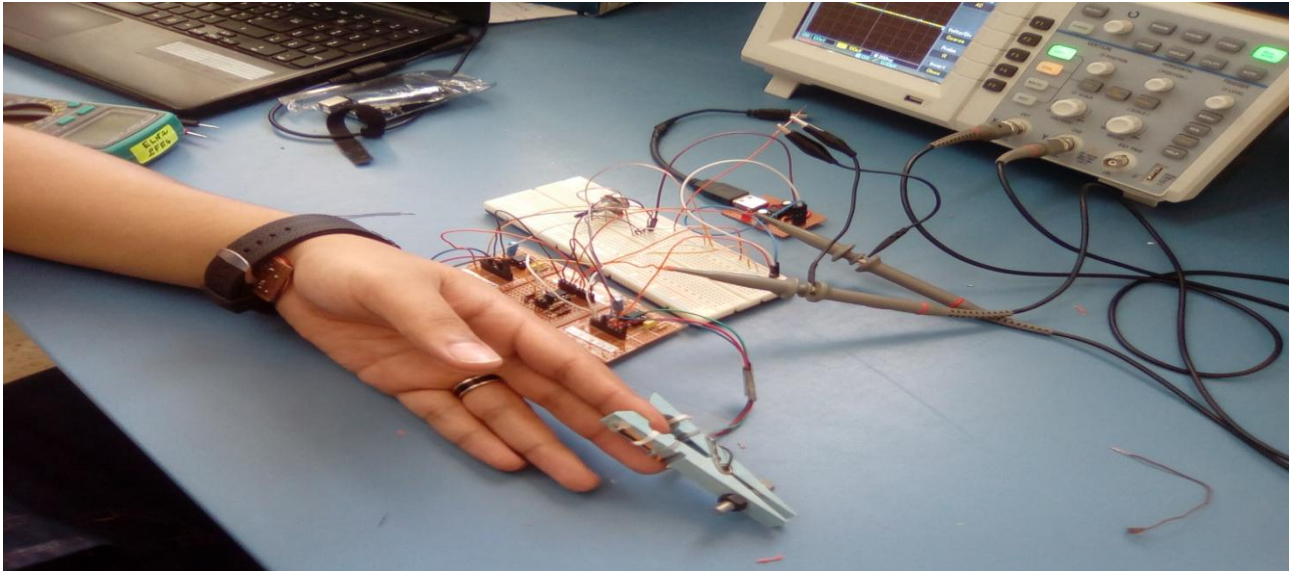


Figure 3.7 Test sur un sujet

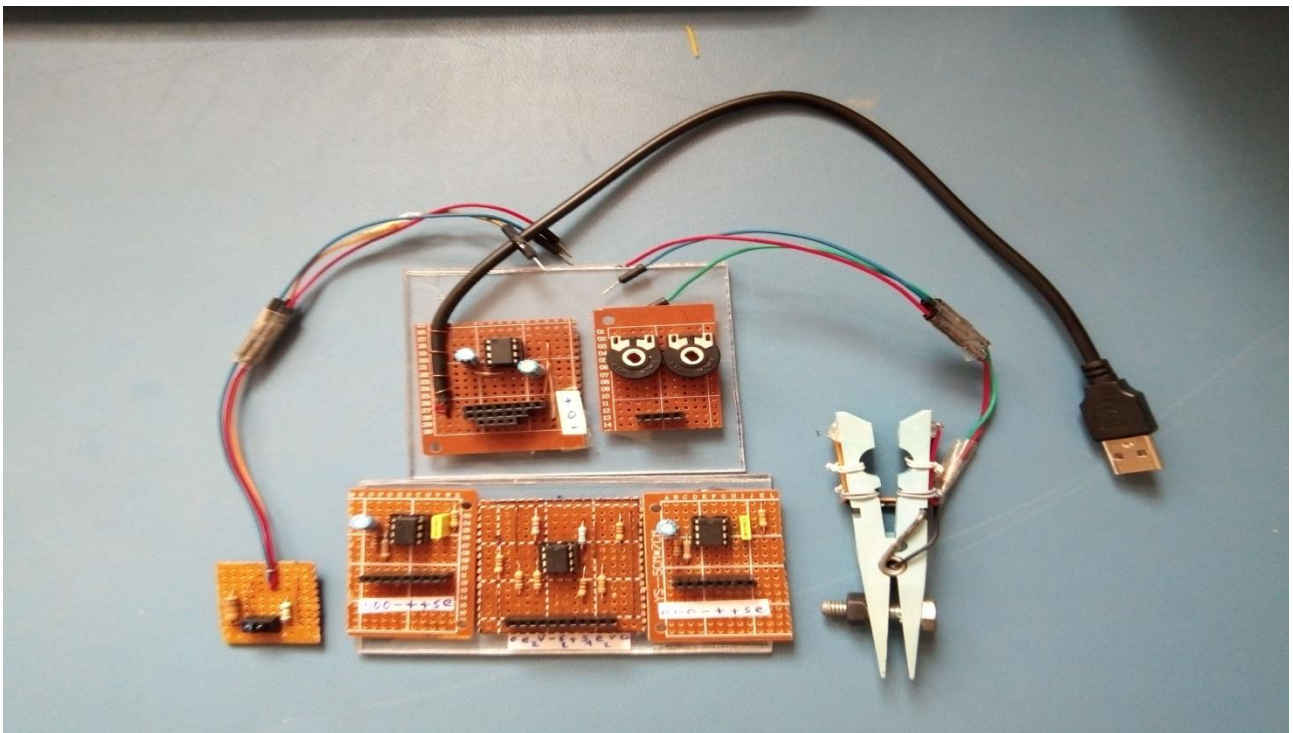


Figure 3.8 Photo du circuit complet avec son alimentation

3.4 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté les résultats de mesure et d'acquisition des deux signaux PPG et par la suite le calcul de la vitesse de l'onde de pouls. Les mesures ont été effectuées sur plusieurs sujets dans des différents emplacements où le pouls est détectable (doigts, poignets, lobule de l'oreille...).

Conclusion générale

Dans ce projet de fin d'études, nous avons réalisé un dispositif de mesure de la vitesse de l'onde de pouls, une grandeur physiologique qui 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. L'approche adoptée pour déterminer cette vitesse était de déterminer d'abord le temps de transit de l'impulsion artérielle entre deux sites de mesure, puis de déterminer la vitesse. La détermination de ce temps était faite à travers la détection des deux photopléthysmogrammes 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 une carte ArduinoUno.

La partie analogique consiste en une sonde optique, des circuits analogiques de mise en forme ; en particulier un circuit amplificateur branché avec le photodétecteur afin d'obtenir les signaux photoplethysmographiques désirés dans de bonnes conditions. Le photodétecteur utilisé dans le capteur de doigt est un phototransistor permettant d'améliorer la qualité du signal que l'on recueillir à travers une photodiode, pour le capteur du poignet ; le photodétecteur est assemblé avec la photodiode dans un module tout en assurant une bonne qualité du signal. L'utilisation de deux types différents des capteurs et leurs positionnements dans les deux sites de mesures expliquent la différence en amplitude des deux PPG recueillis. Un circuit de filtrage a été aussi réalisé afin de réduire le bruit pouvant affecter le signal recueilli.

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.

La partie numérique est basée sur une carte Arduino Uno qui dispose d'un convertisseur analogique numérique. Après l'étape de mise en forme, les deux signaux PPG sont injectés dans deux entrées analogiques de la carte en vue d'un échantillonnage. Les signaux discrétisés sont ensuite envoyés vers le PC. Un traitement ultérieur est alors possible afin d'extraire les paramètres nécessaires au diagnostic médical tel que la VOP, le rythme cardiaque...

Plusieurs mesures ont été effectuées sur différents sujets. Ces mesures se présentent sous forme de temps de transit de l'impulsion artérielle qui a permis de calculer la vitesse de l'onde de pouls de chaque sujet.

Ce projet de fin d'étude s'inscrit aussi dans un contexte de développement de cartes électroniques didactiques dédiées aux étudiants de licence et de master de la filière du génie biomédical.

Manipulation pratique

1. L'objectif :

Le but de ce TP est de mesurer la vitesse de l'onde de pouls (VOP) qui est un paramètre important pour l'évaluation de la rigidité artérielle, à travers la technique photoplethysmographique

2. Partie théorique :

2.1 Principe de la photopléthysmographie :

La photopléthysmographie est une méthode de mesure de taux de saturation en oxygène, elle consiste à mettre le doigt dans une pince qui contient au-dessus une LED qui émet la lumière vers le doigt sur lequel on applique une vasodilatation, ainsi un photo détecteur placé au-dessous de doigt pour recevoir la lumière traversée.

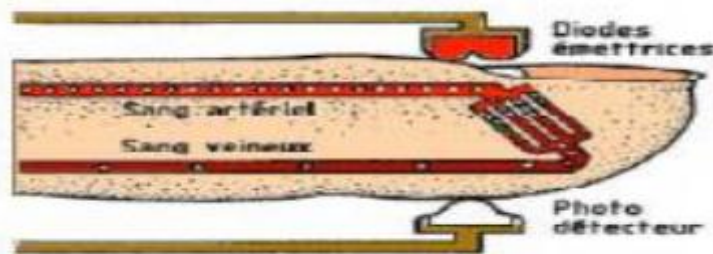


Figure 1 .Le principe Emission/Réception

2.2 Caractéristique du signal photo pléthysmogramme :

Les paramètres issus du signal PPG prouvent une forte relation entre les caractéristiques de consistance de gros artères et celle de l'onde de pouls périphérique. Dans la suite, nous allons détailler certaines caractéristiques essentielles du signal PPG.

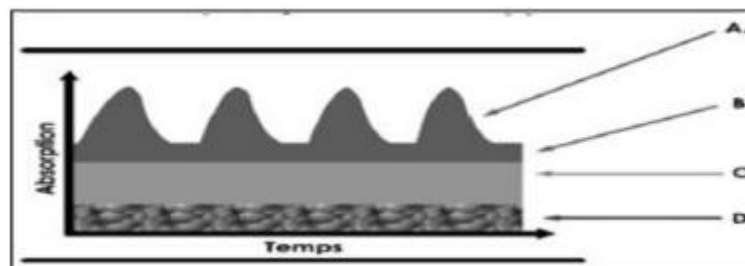


Figure 2. Représentation simplifiée des composantes du signal PPG

Composante pulsatile due à la circulation artérielle dite « AC ». (B) absorption en lien avec la diastole artérielle. (C) absorption par le sang veineux. (D) absorption par les tissus. La composante « DC » est la somme B+C+D.

Le signal PPG possède 2 composantes principales, qui ont une relation avec la circulation du courant électrique :

- La première relative à la circulation artérielle dite « AC », est la composante pulsatile battement par battement, modifiée par les variations de volume intravasculaire.
- La deuxième « DC » ou courant direct, représente l'absorption du signal par les tissus, le sang veineux ainsi que la diastole artérielle.

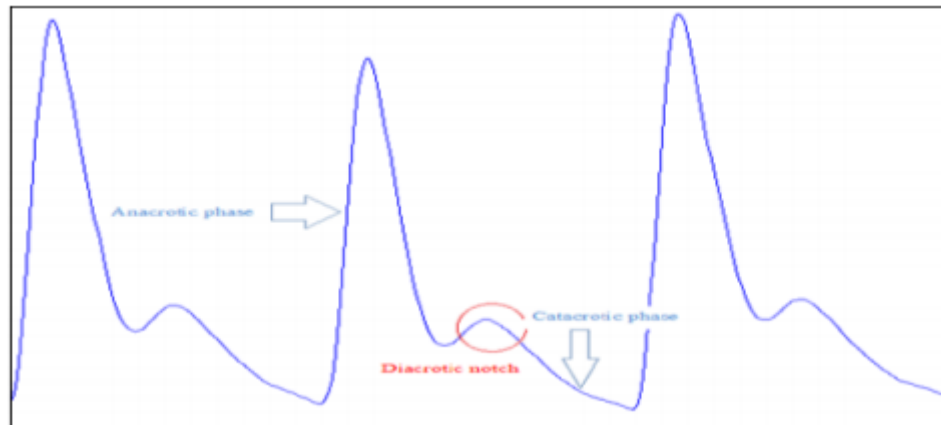


Figure 3. Le signal photopléthysmogramme.

La composante pulsatile de l'onde PPG se décompose en deux phases distinctes :

La première phase correspond à l'onde systolique ou l'intensité du signal croît atteint son maximum pendant la systole cardiaque. Cette phase est en lien avec le volume d'éjection systolique. La deuxième phase correspond à l'onde diastolique ou l'intensité du signal décroît indiquant que le cœur a terminé le cycle systolique et a commencé sa diastole. La partie rouge sur la figure 3 représente l'encoche dichroïque qui apparaît lorsque la valve aortique ; qui empêche le reflux de sang ; se referme.

Mesure de la VOP par oxymétrie de pouls :

Dans ce TP , on s'intéresse à mesurer la vitesse de l'onde de pouls (VOP). En fait, l'onde de pouls (OP) est l'onde (impulsion) artérielle qui se propage à travers le système vasculaire. La technique adoptée pour cette réalisation est basée sur la mesure du temps de transit de l'OP entre deux sites de mesures espacés d'une distance connue. Cependant la détection de l'OP est réalisée à travers le principe de la photopléthysmographie. Ce principe permet de mesurer des variations de volumes de sang au niveau des vaisseaux sanguins en utilisant des capteurs optoélectroniques (émission et détection de lumière). Les signaux photopléthysmographiques une fois détectés sont mis en forme digitalisés et acquis sur un PC pour être traités et en déduire la VOP

$$VOP = \frac{L}{\Delta T}$$

3. Partie pratique :

3.1 Matériels utilisés :

- Carte électronique :

- Les sondes optiques (capteur de doigt + capteurs de poignet).
- Circuit de mise en forme.
- Carte d'alimentation (+5V, -5V, la masse).
- Les fils connecteurs.

➤ Oscilloscope.

3.2 Conception et étude du système :

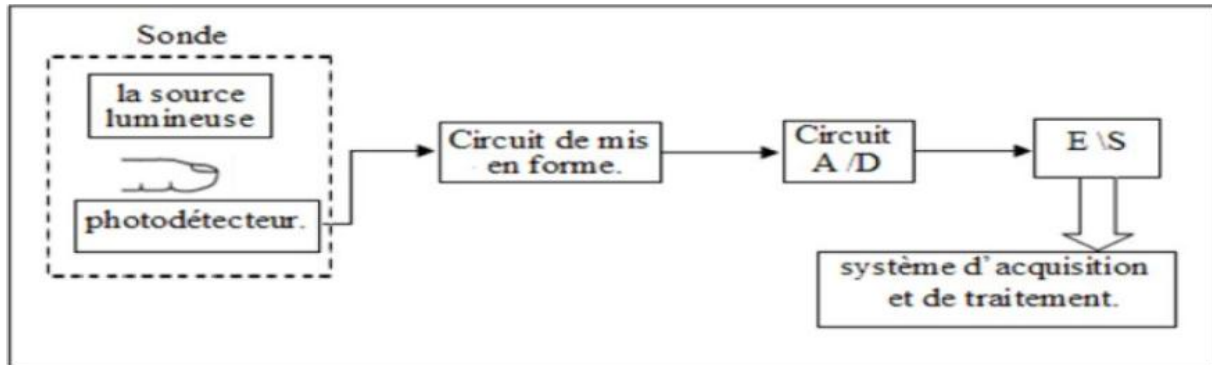
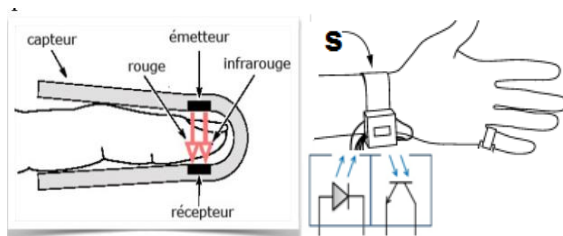


Figure 4 schéma bloc du système

Le dispositif réalisé est constitué par des capteurs convenablement disposés sur deux sites de mesure distants de L connu, un circuit de mise en forme pour chaque signal photoplethysmographique (PPG) détecté, une carte d'acquisition et finalement un PC pour le traitement numérique et mesure de la VOP et son affichage.

Capteur (sensor) :

La réalisation d'un photopléthysmographe exige l'utilisation d'un capteur optique composé d'une source lumineuse puissante pour pénétrer dans le tissu, et d'un photo-détecteur pour détecter la lumière réfléchiée ou diffusée. Il est toujours souhaitable que la source lumineuse (LED) ait une longueur d'onde spécifique et un spectre d'émission très étroit pour minimiser l'erreur dans la mesure



-(b) capteur utilisé : capteur à réflexion

Le TCRT5000 est un capteur optique réfléchissant qui détecte la présence d'un objet en utilisant un faisceau infrarouge (figure 6).

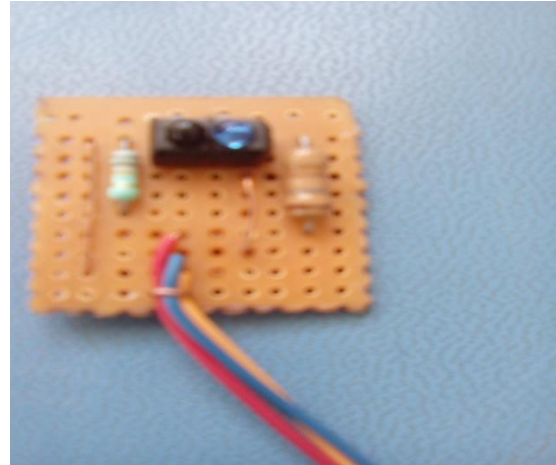
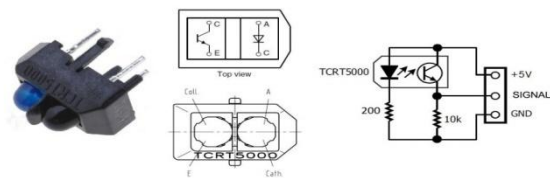


Figure 6 capteur 2

Circuits de mise en forme :

Le signal PPG est de très faible niveau ce qu'il nécessite un circuit amplificateur à une impédance d'entrée élevée et ainsi suivie par un circuit de filtrage qui permet de réduire le niveau de bruit.

L'amplification :

Le signal PPG est de faible niveau de quelque mV provient de la sonde, pour pouvoir le capter, il est nécessaire que l'étage de détection présent une impédance d'entrée élevée afin de limiter l'action des parasites extérieurs, cette tâche est accomplie par l'amplificateur. Le signal délivré par le phototransistor est amplifié par un étage amplificateur non inverseur à base d'amplificateur opérationnel $\mu A741$.

Etage de filtrage :

Filtre passe Haut passif :

Dans le cadre de la présente réalisation, nous avons besoin d'un simple filtre RC passe haut passif, c'est la nature de signal qui n'impose pas un choix assez judicieux de filtre.

Ce circuit est constitué d'une résistance R3 et d'un condensateur de capacité C1. Ces deux éléments sont placés en série avec la source de signal (entrée).

Filtre passe bas actif :

On constate qu'il y'a toujours une présence du bruit. En effet, ceci est dû au capteur utilisé, la lumière ambiante et au bruit de 50 Hz, d'où la nécessité d'utiliser un filtre passe bas.

En fait la structure utilisée est plutôt celle qui permet de limiter la bande passante d'un amplificateur, c'est-à-dire de disposer en parallèle à la résistance de contre réaction une capacité. Le circuit réalisé est illustré sur la figure 2.11 ci-dessous. Il est constitué par l'amplificateur opérationnel Le $\mu A741$ de deux résistances R4 et R5 pour fixer le gain de l'amplificateur et d'une capacité C2 pour limiter sa bande passante.

Etage sommateur :

Dans notre cas, on a réalisé un sommateur non inverseur à base d'un amplificateur opérationnel TL082 (Figure 2.13). Le gain de ce sommateur est donné par $G=1+R9/R8$ (soit environ 5). La tension DC additionnée est ajustée sur le potentiomètre RV1 de 1k. Elle appliquée simultanément avec le signal PPG (bipolaire) respectivement via les résistances R6 et R7 à l'ampli non inverseur (sommateur).

L'alimentation :

Notre dispositif est alimenté par le +/- 5V d'où la nécessité de générer -5V à partir du 5V. Ce montage est à la base du circuit intégré ICL7660, il contient tout les circuits nécessaire pour compléter un convertisseur de tension négative avec deux condensateur externes de types électrolytiques polarisées.

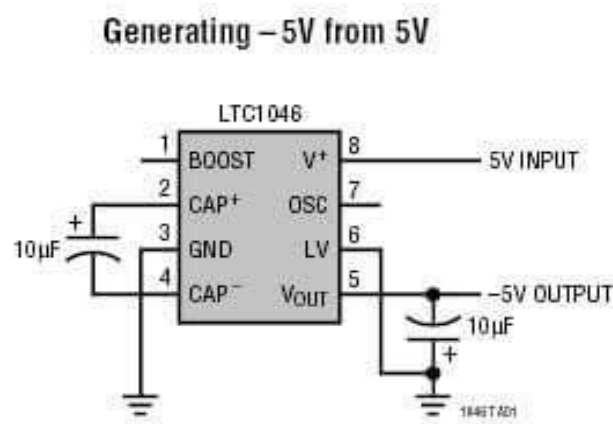


Figure 3 Convertisseur de tension négative

L acquisition :

L'acquisition du signal est réalisée à l'aide d'une carte Arduino Uno. Ce composant est utilisé pour gérer toutes les procédures du multiplexage, d'échantillonnage, de conversion analogique digitale et de transmission de données. Le circuit doit être conçu afin d'acquérir les deux signaux PPG de manière séquentielle avec des fréquences bien définies (de 0.8 à 2 Hz).

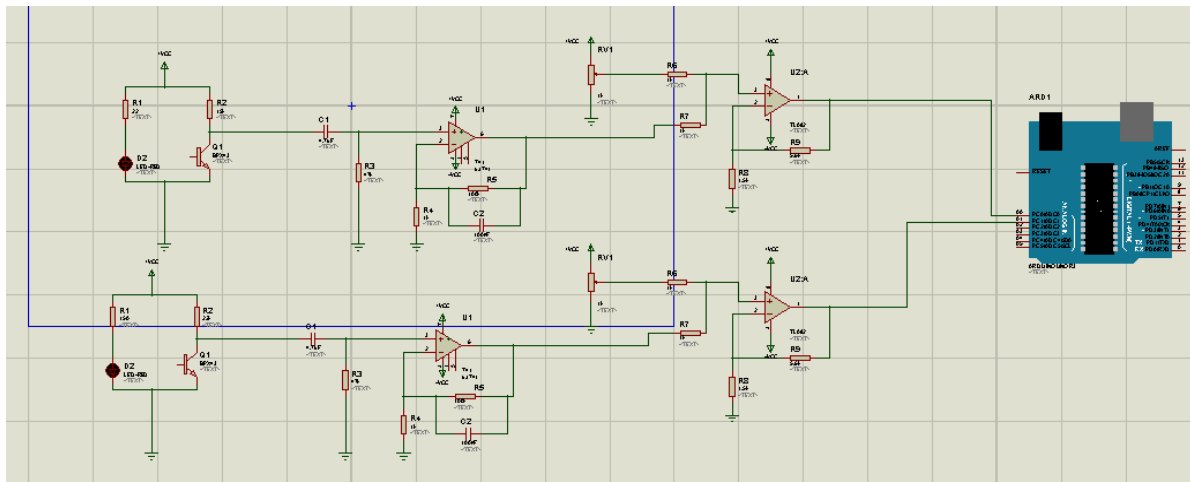


Schéma électrique de la carte

Travail demandé :

1. identifier les différents blocs et points test sur la carte d'acquisition PPG
2. Quel est l'intérêt d'utiliser le sommateur non inverseur ?
3. Etudier brièvement la fiche technique de chaque composant.
4. Disposer votre index dans la pince, puis relever les signaux aux différents points tests. Sur l'oscilloscope.
5. Après la réalisation du branchement et l'acquisition des deux PPG :
 - Calculer le temps de transit de l'onde de pouls, en déduire la VOP.

Description du circuit ; code utilisés et leurs significations :

0 → GND

+ → + Vcc

- → -Vcc

e → Sortie du capteur poignet (bleu/vert)

s → Sortie du (s vers e1 et l'autre s vers e2)

V → liez chaque v vers un potentiomètre : les trois ports du potentiomètre :

1 (à gauche) vers +Vcc

2 (à droite) vers GND

3 (au milieu) vers V

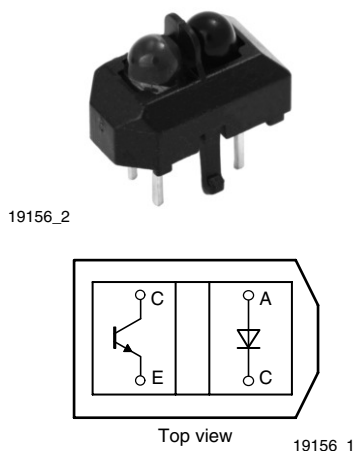
Bibliographie :

1. Pr Ahcène Chibane en marge du 12eme congrès de la société algérienne d'hypertension artérielle. [statistique de 2004] ; Sétif, 25-26 octobre 2014.
2. The world Health report, Global health : today's challenges, world health organization ,2003 .
3. LEWIS Sharon M, HEITKEMPER Margaret M, DIRKSEN Shannon R, Soins infirmiers médecine-chirurgie, Tome 2, Laval, groupe Beauchemin, 2003.
4. HENDY Sandra, PROULX Martine, ROY Francine, Le monitoring hémodynamique, Approche clinique et soins infirmiers, Boucherville, gaëtan morin Éditeur, 1992.
5. Benmoulaï Hadj Mohamed, F. Bereksi-Reguig, thèse pour l'obtention du magister « Développement d'un système d'acquisition biomédical en vue de mesurer et d'analyser le temps de transit de l'onde de pouls », p1, Université de Tlemcen; Algérie,2009.
6. Mathieu Collette. Contribution a la mesure de la rigidite arterielle par technique d'impedance bioelectrique : modelisation, instrumentation et traitement des signaux. Interface homme-machine [cs.HC]. Universit d'Angers, 2009.
7. Gasowski, J., R.H. Fagard, J.A. Staessen, T. Grodzicki, S. Pocock, F. Boutitie, F. Gueyffier, and J.P. Boissel, *Pulsatile blood pressure component as predictor of mortality in hypertension: a meta-analysis of clinical trial control groups*. J Hypertens, 2002. **20**: p. 145-51.
8. Blacher, J., J.A. Staessen, X. Girerd, J. Gasowski, L. Thijs, L. Liu, J.G. Wang, R.H. Fagard, and M.E. Safar, *Pulse pressure not mean pressure determines cardiovascular risk in older hypertensive patients*. Arch Intern Med, 2000. **160**: p. 1085-9.
9. Van Bortel LM, Duprez D, Starmans-Kool MJ, Safar ME, Giannattasio C, and Cockcroft J. Applications of arterial stiffness, task force iii : recommendations for user procedures. Am J Hypertension, 15 :445–452, 2002.
10. Van bortel LM, Struijker-Boudier HA, and Safar ME. Pulse pressure, arterial stiffness and drug treatment of hypertension. Hypertension, 38(1) :914–921, 2001.
11. Millasseau SC, Stewart AD, Patel SJ, Redwood SR, and Chowienzyk PJ. Evaluation of carotid-femoral pulse wave velocity : influence of timing algorithm and heart rate. Hypertension, 42(1) :222–226, 2005.
12. Laurent S, Boutouyrie P, Asmar R, Gautier I, Laloux B, Guize L, Ducimetiere P, and Benetos A. Aortic stiffness is an independent predictor of all-cause and cardiovascular mortality in hypertensive patients. Hypertension, 37(1) :1236–1241, 2001.
13. Andzhelova DV, Kiseleva TN, and Kravchuk EA. Three-dimensional echography in the diagnosis of hexophthalmia. Vestn Oftalmol, 124(1) :22–25, 2008

14. Mao F, Gill J, Downey D, and Fenster A. Segmentation of carotid artery in ultrasound images : method development and evaluation technique. *Med Phys*, 27(1) :940–949, 2000.
15. Van Bortel LM, Balkestein EJ, van der Heijden-Spek JJ, Vanmolkot FH, Staessen JA, and Kragten JA. Non-invasive assessment of local arterial pulse pressure : comparison of applanation tonometry and echo-tracking. *J Hyper-tension*, 19(6) :1037–1044, 2001.
16. Chui B, Egger M, Spence JD, Parraga G, and Fenster A. Quantification of carotid vessel wall and plaque thickness change using 3d ultrasound images. *Med Phys*, 35(1) :3691–3710, 2008.
17. Pannier BM, Avolio AP, Hoeks A, Mancia G, and Takazawa K. Methods and devices for measuring arterial compliance humans. *Am J Hypertens*, 15(1) :743–753, 2002.
18. Malmivuo J and Plonsey R. Bioelectromagnetism - principles applications of bioelectrical and biomagnetic fields, volume 1. Oxford university press NEW YORK, 1995 edition, 1995.
19. Charloux, A., E. Lonsdorfer-Wolf, R. Richard, E. Lampert, M. Oswald-Mammossier, B. Mettauier, B. Geny, and J. Lonsdorfer, *A new impedance cardiograph device for the non-invasive evaluation of cardiac output at rest and during exercise: comparison with the "direct" Fick method*. *Eur J Appl Physiol*, 2000. **82**: p. 313-20.
20. Jansen, J.R., *The thermodilution method for the clinical assessment of cardiac output*. *IntensiveCare Med*, 1995. **21**: p. 691-7.
21. Jiang B, Liu B, McNeill KL, and Chowienczyk PJ. Measurement of pulse wave velocity using pulse wave doppler ultrasound : comparison with arte-rial tonometry. *Ultrasound Med Biol*, 34(3) :509–512, 2008.
22. Tasu JP, Bléry M, and Bittoun J. Principes de mesure de la vitesse en irm et principales applications cliniques. *feuillet de radiologie*. *Feuillet de radio-logie*, 40(2) :136–146, 2000.
23. Gatehouse PD, Keegan J, Crowe LA, Masood S, Mohiaddin RH, Kreitner KF, and Firmin DN. Applications of phase-contrast flow and velocity ima-ging in cardiovascular mri. *Eur Radiol*, 15(10) :2172–2184, 2005.
24. J. Mesplède, *CAPES externe 2000-2005, agrégation de physique 2000-2005: problèmes de chimie avec solutions et annexes*. Editions Bréal, 2005.
25. Eskimon et Olyte : *Arduino pour bien commencer en électronique et en Programmation*. 2009
26. Jzan Noel Montagne : *Initiation à la Mise en œuvre Matérielles et Logicielles Sur L'Arduino*, Centre De Ressource Art Sensitif , novembre 2006
27. Datasheets d'Arduino, Arduino UNO .

ANNEXES

Reflective Optical Sensor with Transistor Output



FEATURES

- Package type: leaded
- Detector type: phototransistor
- Dimensions (L x W x H in mm): 10.2 x 5.8 x 7
- Peak operating distance: 2.5 mm
- Operating range within > 20 % relative collector current: 0.2 mm to 15 mm
- Typical output current under test: $I_C = 1$ mA
- Daylight blocking filter
- Emitter wavelength: 950 nm
- Lead (Pb)-free soldering released
- Compliant to RoHS directive 2002/95/EC and in accordance to WEEE 2002/96/EC



RoHS
COMPLIANT

DESCRIPTION

The TCRT5000 and TCRT5000L are reflective sensors which include an infrared emitter and phototransistor in a leaded package which blocks visible light. The package includes two mounting clips. TCRT5000L is the long lead version.

APPLICATIONS

- Position sensor for shaft encoder
- Detection of reflective material such as paper, IBM cards, magnetic tapes etc.
- Limit switch for mechanical motions in VCR
- General purpose - wherever the space is limited

PRODUCT SUMMARY

PART NUMBER	DISTANCE FOR MAXIMUM CTR _{rel} ⁽¹⁾ (mm)	DISTANCE RANGE FOR RELATIVE $I_{out} > 20\%$ (mm)	TYPICAL OUTPUT CURRENT UNDER TEST ⁽²⁾ (mA)	DAYLIGHT BLOCKING FILTER INTEGRATED
TCRT5000	2.5	0.2 to 15	1	Yes
TCRT5000L	2.5	0.2 to 15	1	Yes

Notes

⁽¹⁾ CTR: current transference ratio, I_{out}/I_{in}

⁽²⁾ Conditions like in table basic characteristics/sensors

ORDERING INFORMATION

ORDERING CODE	PACKAGING	VOLUME ⁽¹⁾	REMARKS
TCRT5000	Tube	MOQ: 4500 pcs, 50 pcs/tube	3.5 mm lead length
TCRT5000L	Tube	MOQ: 2400 pcs, 48 pcs/tube	15 mm lead length

Note

⁽¹⁾ MOQ: minimum order quantity

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ⁽¹⁾

PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
INPUT (EMITTER)				
Reverse voltage		V_R	5	V
Forward current		I_F	60	mA
Forward surge current	$t_p \leq 10 \mu s$	I_{FSM}	3	A
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ C$	P_V	100	mW
Junction temperature		T_j	100	$^\circ C$

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ⁽¹⁾				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
OUTPUT (DETECTOR)				
Collector emitter voltage		V_{CEO}	70	V
Emitter collector voltage		V_{ECO}	5	V
Collector current		I_C	100	mA
Power dissipation	$T_{amb} \leq 55^\circ\text{C}$	P_V	100	mW
Junction temperature		T_j	100	$^\circ\text{C}$
SENSOR				
Total power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ\text{C}$	P_{tot}	200	mW
Ambient temperature range		T_{amb}	- 25 to + 85	$^\circ\text{C}$
Storage temperature range		T_{stg}	- 25 to + 100	$^\circ\text{C}$
Soldering temperature	2 mm from case, $t \leq 10$ s	T_{sd}	260	$^\circ\text{C}$

Note

⁽¹⁾ $T_{amb} = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

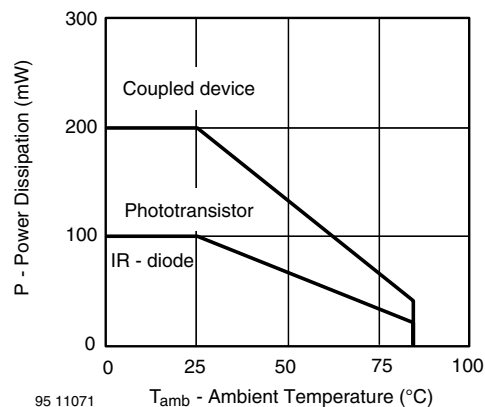


Fig. 1 - Power Dissipation Limit vs. Ambient Temperature

BASIC CHARACTERISTICS ⁽¹⁾						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
INPUT (EMITTER)						
Forward voltage	$I_F = 60$ mA	V_F		1.25	1.5	V
Junction capacitance	$V_R = 0$ V, $f = 1$ MHz	C_j		17		pF
Radiant intensity	$I_F = 60$ mA, $t_p = 20$ ms	I_e			21	mW/sr
Peak wavelength	$I_F = 100$ mA	λ_P	940			nm
Virtual source diameter	Method: 63 % encircled energy	d		2.1		mm
OUTPUT (DETECTOR)						
Collector emitter voltage	$I_C = 1$ mA	V_{CEO}	70			V
Emitter collector voltage	$I_e = 100$ μA	V_{ECO}	7			V
Collector dark current	$V_{CE} = 20$ V, $I_F = 0$ A, $E = 0$ lx	I_{CEO}		10	200	nA
SENSOR						
Collector current	$V_{CE} = 5$ V, $I_F = 10$ mA, $D = 12$ mm	I_C ^{(2) (3)}	0.5	1	2.1	mA
Collector emitter saturation voltage	$I_F = 10$ mA, $I_C = 0.1$ mA, $D = 12$ mm	V_{CEsat} ^{(2) (3)}			0.4	V

Note

⁽¹⁾ $T_{amb} = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified

⁽²⁾ See figure 3

⁽³⁾ Test surface: mirror (Mfr. Spindler a. Hoyer, Part No. 340005)

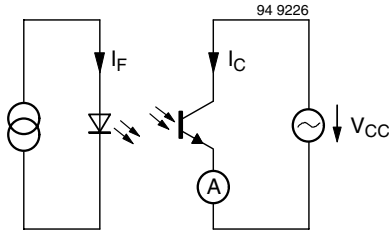


Fig. 2 - Test Circuit

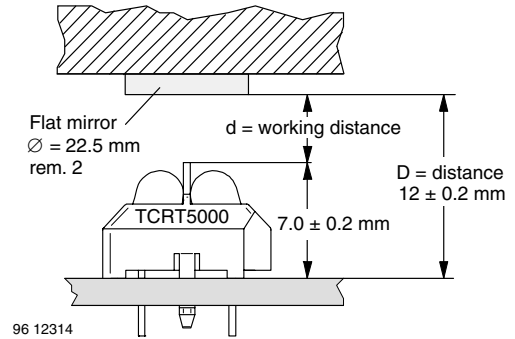


Fig. 3 - Test Circuit

BASIC CHARACTERISTICS

$T_{amb} = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified

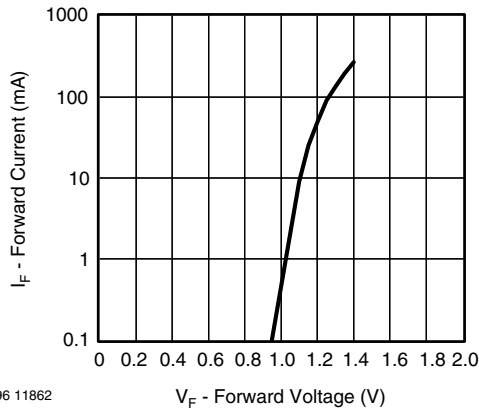


Fig. 4 - Forward Current vs. Forward Voltage

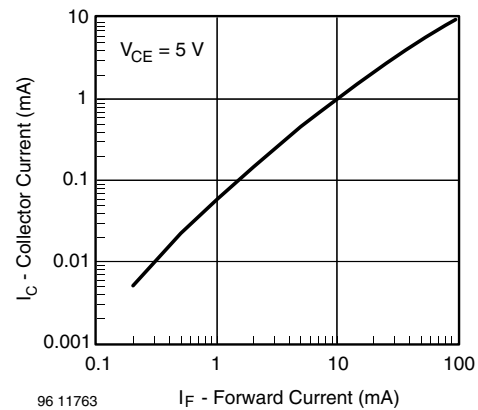


Fig. 6 - Collector Current vs. Forward Current

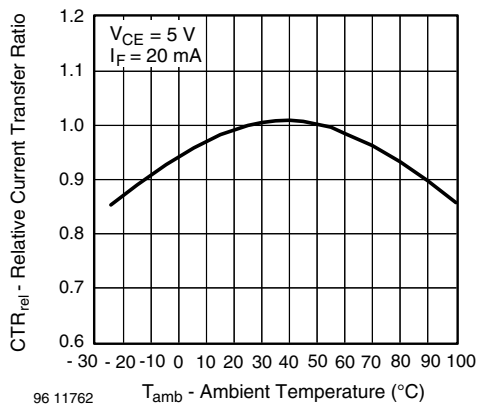


Fig. 5 - Relative Current Transfer Ratio vs. Ambient Temperature

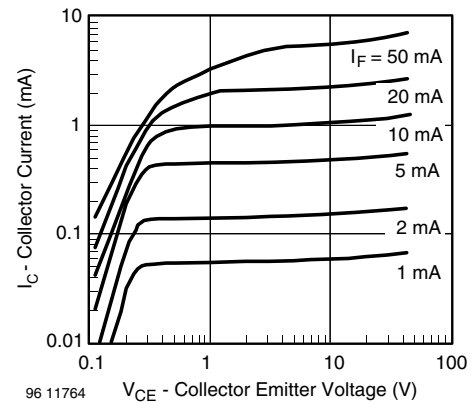


Fig. 7 - Collector Emitter Saturation Voltage vs. Collector Current

TCRT5000, TCRT5000L

Vishay Semiconductors

Reflective Optical Sensor with
Transistor Output

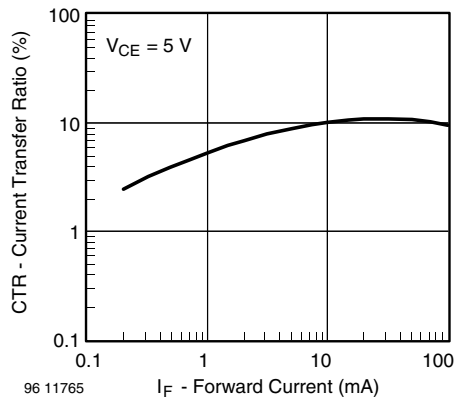


Fig. 8 - Current Transfer Ratio vs. Forward Current

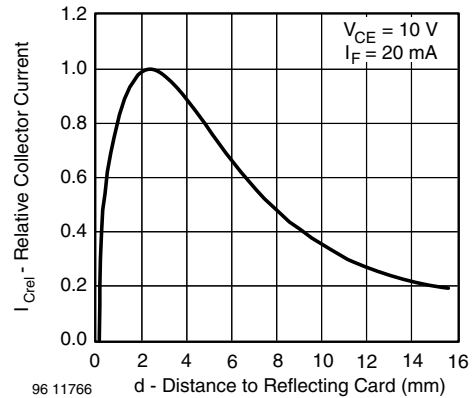
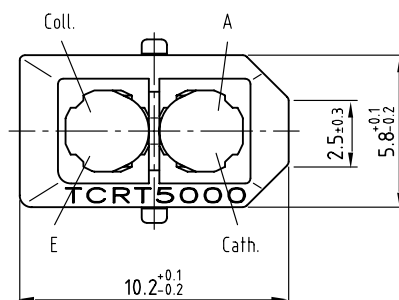
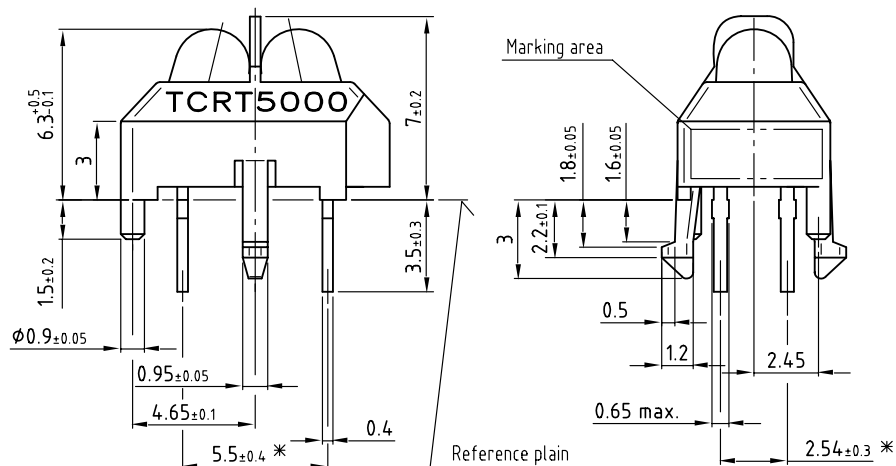


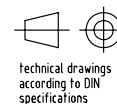
Fig. 9 - Relative Collector Current vs. Distance

PACKAGE DIMENSIONS in millimeters, TCRT5000

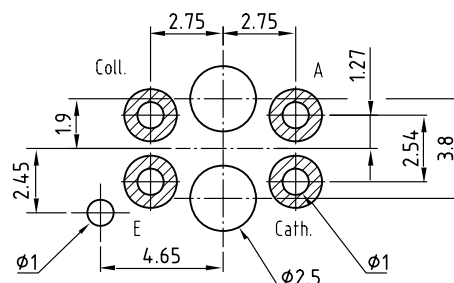


* Tolerances related to reference plain

weight: ca. 0.23g



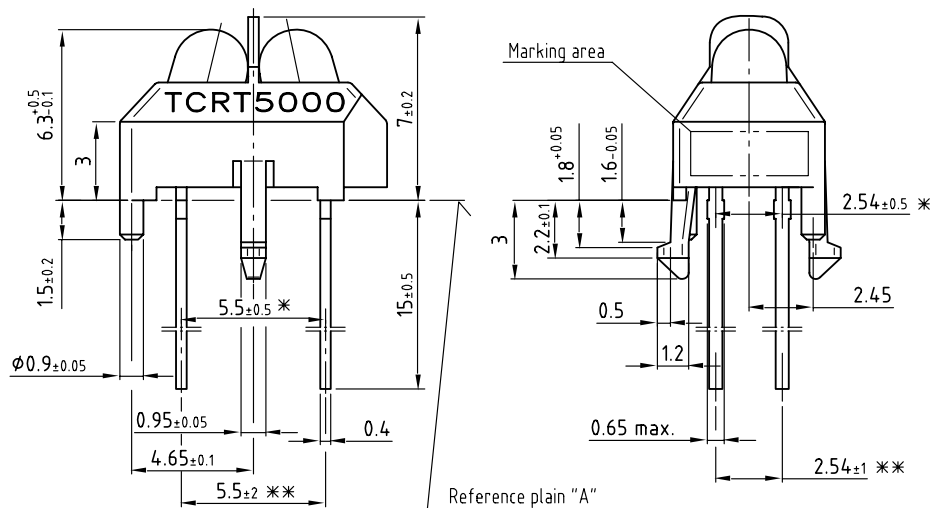
Footprint Top View



Drawing-No.: 6.550-5096.01-4

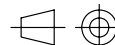
Issue: 4; 11.04.02

96 12073

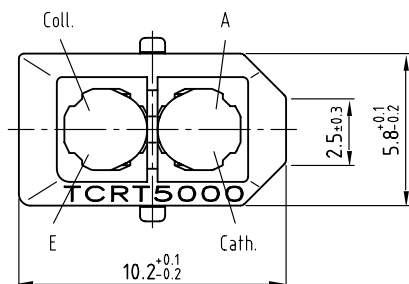
PACKAGE DIMENSIONS in millimeters, **TCRT5000L**

* Tolerances related to reference plain "A"

** Tolerances related
 on lead end



technical drawings
according to DIN
specifications



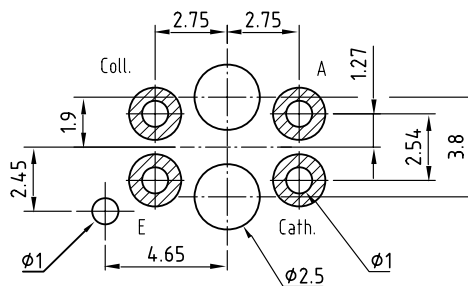
weight: ca. 0.23g

Drawing-No.: 6.550-5146.01-4

Issue: 4; 11.04.02

95 11267

Footprint Top View



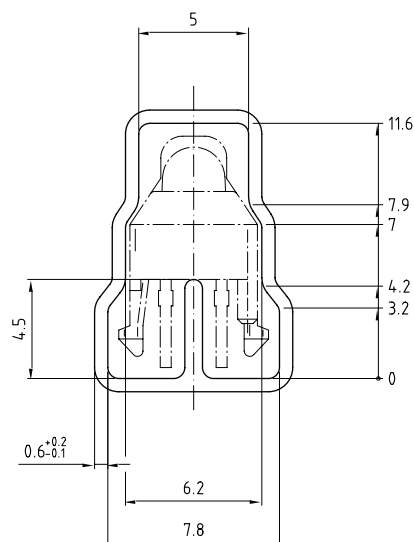
TCRT5000, TCRT5000L

Vishay Semiconductors

Reflective Optical Sensor with
Transistor Output



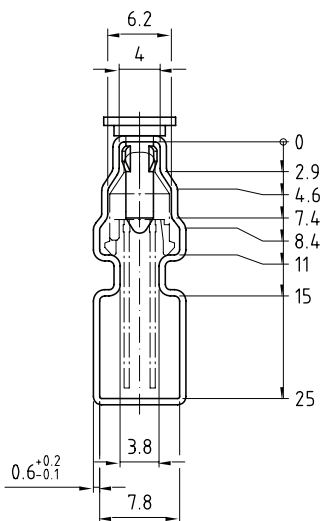
TUBE DIMENSIONS in millimeters, TCRT5000



With rubber stopper
Tolerance: ± 0.5 mm
Length: 575 ± 1 mm

Drawing-No.: 9.700-5139.01-4
Issue: 1; 10.05.00
20298

TUBE DIMENSIONS in millimeters, TCRT5000L



With stopper pins
Tolerance: ± 0.5 mm
Length: 575 ± 1 mm

Drawing-No.: 9.700-5178.01-4
Issue: 1; 25.02.00
20299

Packaging and Ordering Information

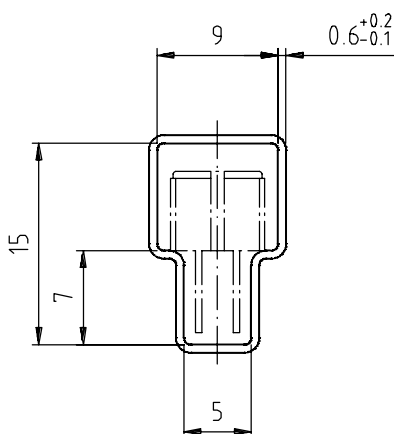
PART NUMBER	MOQ ⁽¹⁾	PCS PER TUBE	TUBE SPEC. (FIGURE)	CONSTITUENTS (FORMS)
CNY70	4000	80	1	28
TCPT1300X01	2000	Reel	⁽²⁾	29
TCRT1000	1000	Bulk	-	26
TCRT1010	1000	Bulk	-	26
TCRT5000	4500	50	2	27
TCRT5000L	2400	48	3	27
TCST1030	5200	65	5	24
TCST1030L	2600	65	6	24
TCST1103	1020	85	4	24
TCST1202	1020	85	4	24
TCST1230	4800	60	7	24
TCST1300	1020	85	4	24
TCST2103	1020	85	4	24
TCST2202	1020	85	4	24
TCST2300	1020	85	4	24
TCST5250	4860	30	8	24
TCUT1300X01	2000	Reel	⁽²⁾	29
TCZT8020-PAER	2500	Bulk	-	22

Notes

⁽¹⁾ MOQ: minimum order quantity

⁽²⁾ Please refer to datasheets

TUBE SPECIFICATION FIGURES



With rubber stopper

Tolerance: $\pm 0.5\text{mm}$

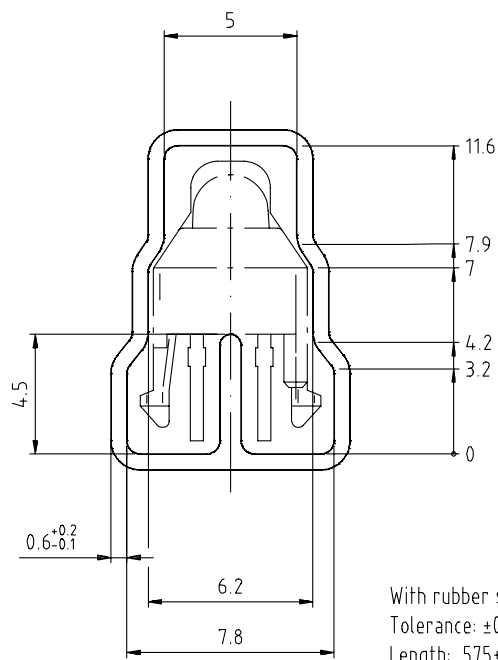
Length: $575 \pm 1\text{mm}$

Drawing-No.: 9.700-5097.01-4

Issue: 1; 25.02.00

15198

Fig. 1

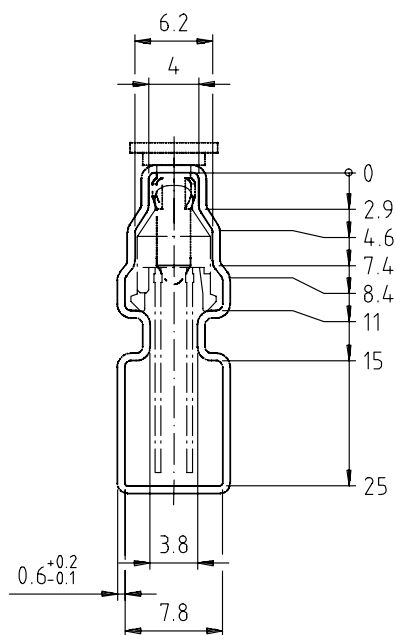


Drawing-No.: 9.700-5139.01-4
Issue: 1; 10.05.00

Drawing refers to following types: TCRT 5000

15210

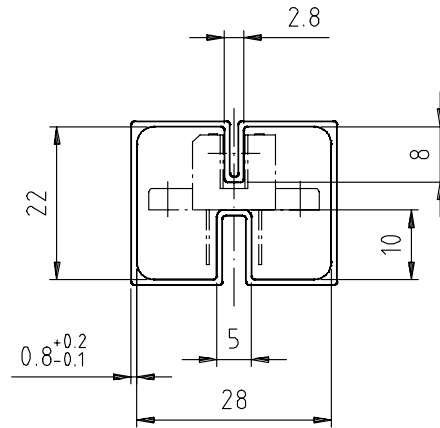
Fig. 2



Drawing-No.: 9.700-5178.01-4
Issue: 1; 25.02.00

15201

Fig. 3

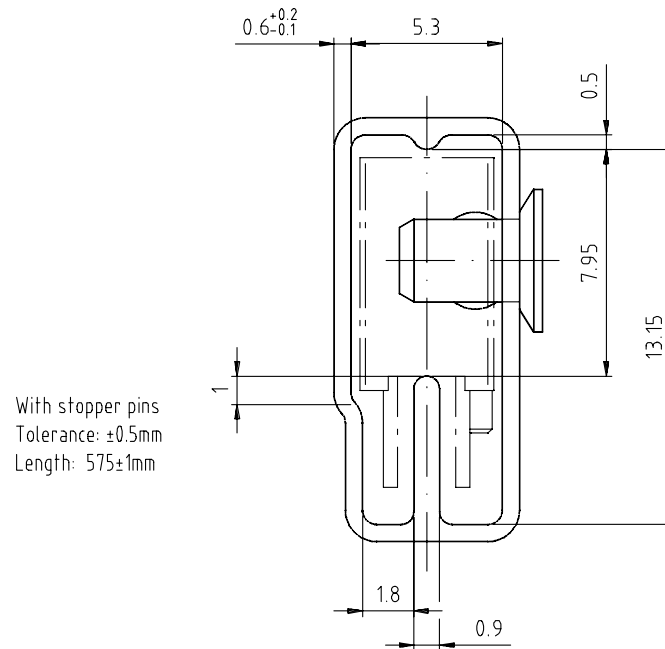


With rubber stopper
Tolerance: $\pm 0.5\text{mm}$
Length: $575 \pm 1\text{mm}$

Drawing-No.: 9.700-5100.01-4
Issue: 1; 25.02.00

15199

Fig. 4

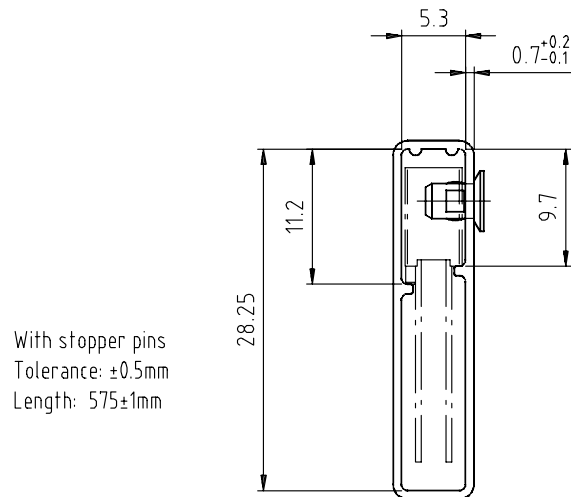


With stopper pins
Tolerance: $\pm 0.5\text{mm}$
Length: $575 \pm 1\text{mm}$

Drawing-No.: 9.700-5140.01-4
Issue: 1; 25.02.00

15202

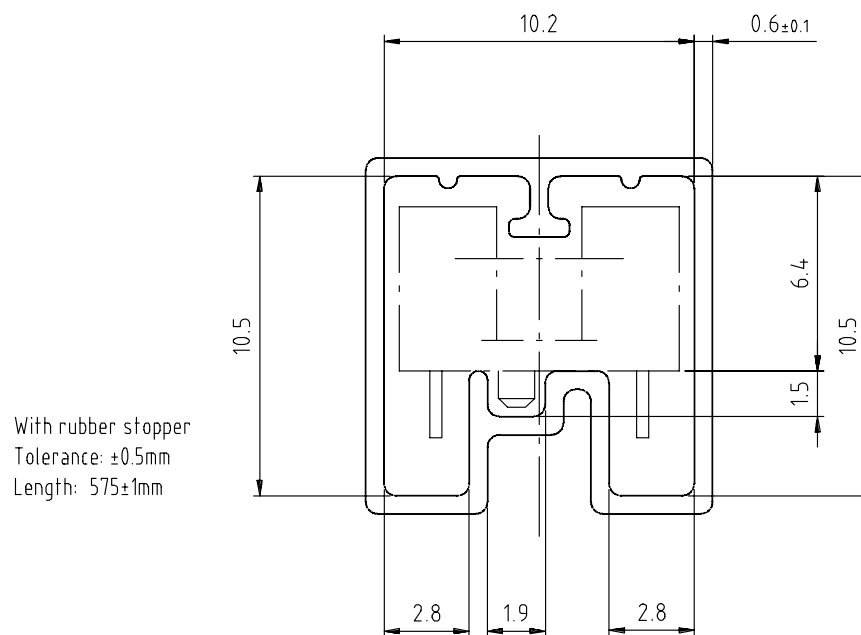
Fig. 5



Drawing-No.: 9.700-5205.01-4
Issue: 1; 25.02.00

15196

Fig. 6



Drawing-No.: 9.700-5245.01-4
Issue: 1; 25.02.00

15195

Fig. 7

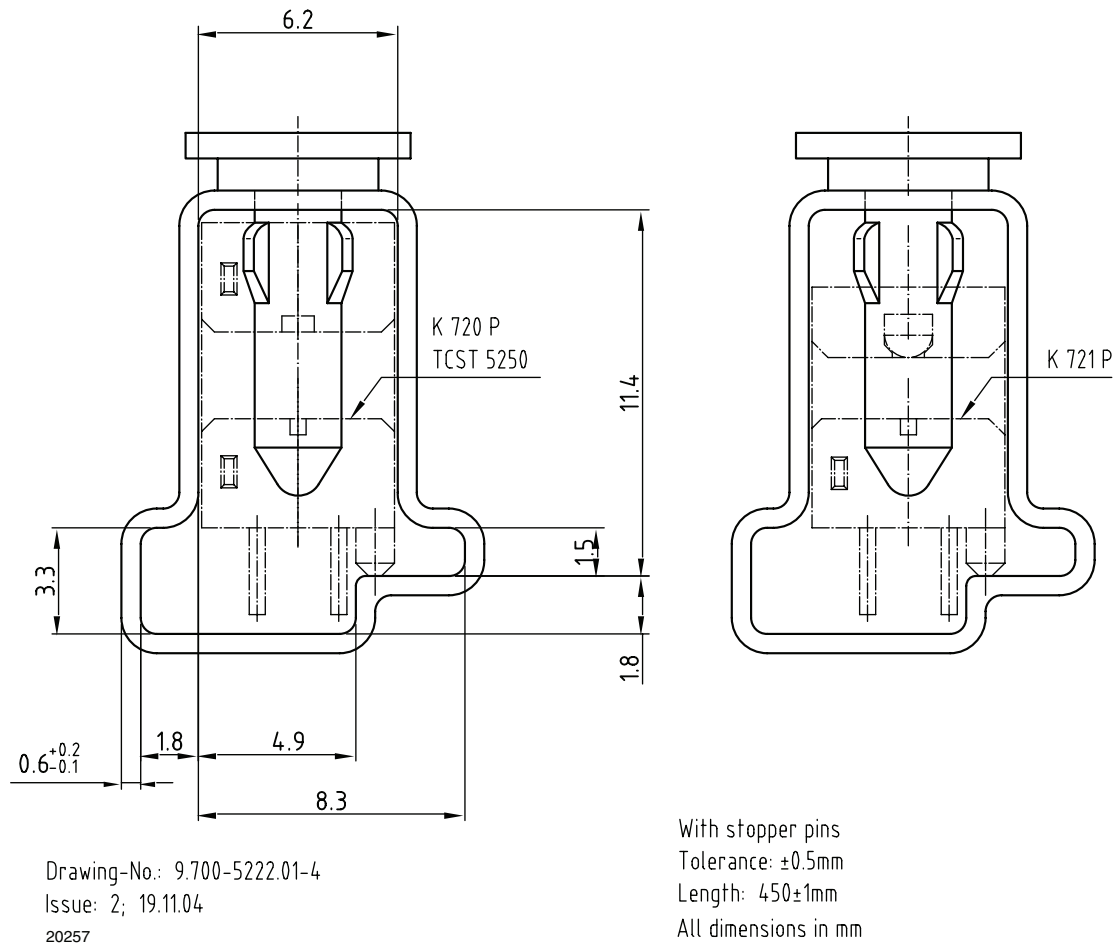


Fig. 8



Disclaimer

ALL PRODUCT, PRODUCT SPECIFICATIONS AND DATA ARE SUBJECT TO CHANGE WITHOUT NOTICE TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN OR OTHERWISE.

Vishay Intertechnology, Inc., its affiliates, agents, and employees, and all persons acting on its or their behalf (collectively, "Vishay"), disclaim any and all liability for any errors, inaccuracies or incompleteness contained in any datasheet or in any other disclosure relating to any product.

Vishay makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of the products for any particular purpose or the continuing production of any product. To the maximum extent permitted by applicable law, Vishay disclaims (i) any and all liability arising out of the application or use of any product, (ii) any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages, and (iii) any and all implied warranties, including warranties of fitness for particular purpose, non-infringement and merchantability.

Statements regarding the suitability of products for certain types of applications are based on Vishay's knowledge of typical requirements that are often placed on Vishay products in generic applications. Such statements are not binding statements about the suitability of products for a particular application. It is the customer's responsibility to validate that a particular product with the properties described in the product specification is suitable for use in a particular application. Parameters provided in datasheets and / or specifications may vary in different applications and performance may vary over time. All operating parameters, including typical parameters, must be validated for each customer application by the customer's technical experts. Product specifications do not expand or otherwise modify Vishay's terms and conditions of purchase, including but not limited to the warranty expressed therein.

Except as expressly indicated in writing, Vishay products are not designed for use in medical, life-saving, or life-sustaining applications or for any other application in which the failure of the Vishay product could result in personal injury or death. Customers using or selling Vishay products not expressly indicated for use in such applications do so at their own risk. Please contact authorized Vishay personnel to obtain written terms and conditions regarding products designed for such applications.

No license, express or implied, by estoppel or otherwise, to any intellectual property rights is granted by this document or by any conduct of Vishay. Product names and markings noted herein may be trademarks of their respective owners.

CMOS Voltage Converters

The Intersil ICL7660 and ICL7660A are monolithic CMOS power supply circuits which offer unique performance advantages over previously available devices. The ICL7660 performs supply voltage conversions from positive to negative for an input range of +1.5V to +10.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -10.0V and the ICL7660A does the same conversions with an input range of +1.5V to +12.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12.0V. Only 2 noncritical external capacitors are needed for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660 and ICL7660A can also be connected to function as voltage doublers and will generate output voltages up to +18.6V with a +10V input.

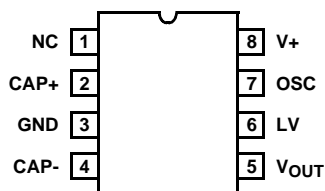
Contained on the chip are a series DC supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source-substrate junctions are not forward biased. This assures latchup free operation.

The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 10kHz for an input supply voltage of 5.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal, or the oscillator may be overdriven by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GROUND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (+3.5V to +10.0V for the ICL7660 and +3.5V to +12.0V for the ICL7660A), the LV pin is left floating to prevent device latchup.

Pinouts

ICL7660, ICL7660A
(8 LD PDIP, SOIC)
TOP VIEW



Features

- Simple Conversion of +5V Logic Supply to $\pm 5V$ Supplies
- Simple Voltage Multiplication ($V_{OUT} = (-) nV_{IN}$)
- Typical Open Circuit Voltage Conversion Efficiency 99.9%
- Typical Power Efficiency 98%
- Wide Operating Voltage Range
 - ICL7660 1.5V to 10.0V
 - ICL7660A 1.5V to 12.0V
- ICL7660A 100% Tested at 3V
- Easy to Use - Requires Only 2 External Non-Critical Passive Components
- No External Diode Over Full Temp. and Voltage Range
- Pb-Free Plus Anneal Available (RoHS Compliant)

Applications

- On Board Negative Supply for Dynamic RAMs
- Localized μ Processor (8080 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems

Ordering Information

PART NUMBER		TEMP. RANGE (°C)	PACKAGE	PKG. DWG. #
ICL7660CBA*	7660CBA	0 to 70	8 Ld SOIC (N)	M8.15
ICL7660CBAZ* (See Note)	7660CBAZ	0 to 70	8 Ld SOIC (N) (Pb-free)	M8.15
ICL7660CBAZA* (See Note)	7660CBAZ	0 to 70	8 Ld SOIC (N) (Pb-free)	M8.15
ICL7660CPA	7660CPA	0 to 70	8 Ld PDIP	E8.3
ICL7660CPAZ (See Note)	7660CPAZ	0 to 70	8 Ld PDIP** (Pb-free)	E8.3
ICL7660ACBA*	7660ACBA	0 to 70	8 Ld SOIC (N)	M8.15
ICL7660ACBAZA* (See Note)	7660ACBAZ	0 to 70	8 Ld SOIC (N) (Pb-free)	M8.15
ICL7660ACPA	7660ACPA	0 to 70	8 Ld PDIP	E8.3
ICL7660ACPAZ (See Note)	7660ACPAZ	0 to 70	8 Ld PDIP** (Pb-free)	E8.3
ICL7660AIBA*	7660AIBA	-40 to 85	8 Ld SOIC (N)	M8.15
ICL7660AIBAZA* (See Note)	7660AIBAZ	-40 to 85	8 Ld SOIC (N) (Pb-free)	M8.15

*Add "-T" suffix to part number for tape and reel packaging.

**Pb-free PDIPs can be used for through hole wave solder processing only. They are not intended for use in Reflow solder processing applications.

NOTE: Intersil Pb-free plus anneal products employ special Pb-free material sets; molding compounds/die attach materials and 100% matte tin plate termination finish, which are RoHS compliant and compatible with both SnPb and Pb-free soldering operations. Intersil Pb-free products are MSL classified at Pb-free peak reflow temperatures that meet or exceed the Pb-free requirements of IPC/JEDEC J STD-020.

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	
ICL7660	+10.5V
ICL7660A	+13.0V
LV and OSC Input Voltage	-0.3V to (V+ +0.3V) for V+ < 5.5V (Note 2) (V+ -5.5V) to (V+ +0.3V) for V+ > 5.5V
Current into LV (Note 2)	20µA for V+ > 3.5V
Output Short Duration (V _{SUPPLY} ≤ 5.5V)	Continuous

Operating Conditions

Temperature Range	
ICL7660C, ICL7660AC	0°C to 70°C
ICL7660AI	-40°C to 85°C

Thermal Information

Thermal Resistance (Typical, Note 1)	θ_{JA} (°C/W)	θ_{JC} (°C/W)
PDIP Package*	110	N/A
SOIC Package	160	N/A
Maximum Storage Temperature Range	-65°C to 150°C	
Maximum Lead Temperature (Soldering, 10s)	300°C (SOIC - Lead Tips Only)	

*Pb-free PDIPs can be used for through hole wave solder processing only. They are not intended for use in Reflow solder processing applications.

CAUTION: Stresses above those listed in "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress only rating and operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied.

NOTE:

1. θ_{JA} is measured with the component mounted on an evaluation PC board in free air.

Electrical Specifications

ICL7660 and ICL7660A, V+ = 5V, T_A = 25°C, C_{OSC} = 0, Test Circuit Figure 11
Unless Otherwise Specified

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	ICL7660			ICL7660A			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Supply Current	I+	R _L = ∞	-	170	500	-	80	165	µA
Supply Voltage Range - Lo	V _L +	MIN ≤ T _A ≤ MAX, R _L = 10kΩ, LV to GND	1.5	-	3.5	1.5	-	3.5	V
Supply Voltage Range - Hi	V _H +	MIN ≤ T _A ≤ MAX, R _L = 10kΩ, LV to Open	3.0	-	10.0	3	-	12	V
Output Source Resistance	R _{OUT}	I _{OUT} = 20mA, T _A = 25°C	-	55	100	-	60	100	Ω
		I _{OUT} = 20mA, 0°C ≤ T _A ≤ 70°C	-	-	120	-	-	120	Ω
		I _{OUT} = 20mA, -55°C ≤ T _A ≤ 125°C	-	-	150	-	-	-	Ω
		I _{OUT} = 20mA, -40°C ≤ T _A ≤ 85°C	-	-	-	-	-	120	Ω
		V+ = 2V, I _{OUT} = 3mA, LV to GND 0°C ≤ T _A ≤ 70°C	-	-	300	-	-	300	Ω
		V+ = 2V, I _{OUT} = 3mA, LV to GND, -55°C ≤ T _A ≤ 125°C	-	-	400	-	-	-	Ω
Oscillator Frequency	f _{OSC}		-	10	-	-	10	-	kHz
Power Efficiency	P _{EF}	R _L = 5kΩ	95	98	-	96	98	-	%
Voltage Conversion Efficiency	V _{OUT EF}	R _L = ∞	97	99.9	-	99	99.9	-	%
Oscillator Impedance	Z _{OSC}	V+ = 2V	-	1.0	-	-	1	-	MΩ
		V = 5V	-	100	-	-	-	-	kΩ

ICL7660A, V+ = 3V, T_A = 25°C, OSC = Free running, Test Circuit Figure 11, Unless Otherwise Specified

Supply Current (Note 3)	I+	V+ = 3V, R _L = ∞, 25°C	-	-	-	-	26	100	µA
		0°C < T _A < 70°C	-	-	-	-	-	125	µA
		-40°C < T _A < 85°C	-	-	-	-	-	125	µA
Output Source Resistance	R _{OUT}	V+ = 3V, I _{OUT} = 10mA	-	-	-	-	97	150	Ω
		0°C < T _A < 70°C	-	-	-	-	-	200	Ω
		-40°C < T _A < 85°C	-	-	-	-	-	200	Ω
Oscillator Frequency (Note 3)	f _{OSC}	V+ = 3V (same as 5V conditions)	-	-	-	5.0	8	-	kHz
		0°C < T _A < 70°C	-	-	-	3.0	-	-	kHz
		-40°C < T _A < 85°C	-	-	-	3.0	-	-	kHz

Typical Performance Curves (Test Circuit of Figure 11) (Continued)

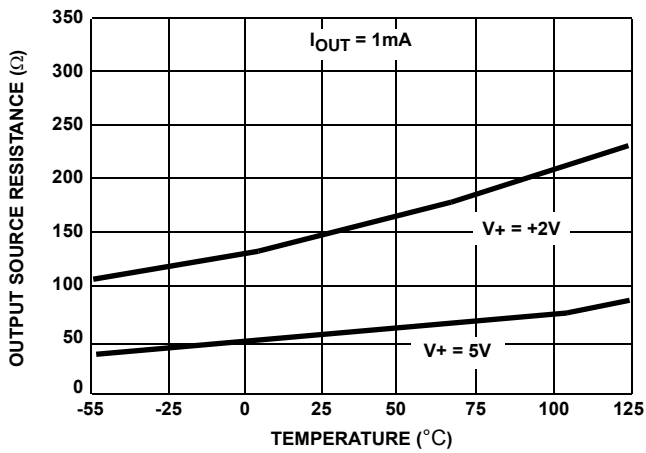


FIGURE 3. OUTPUT SOURCE RESISTANCE AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

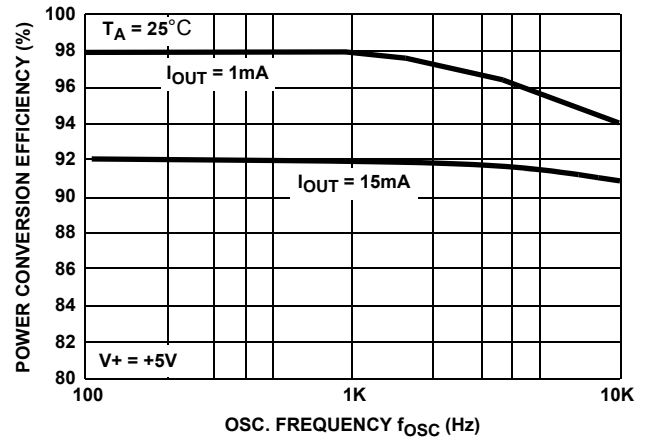


FIGURE 4. POWER CONVERSION EFFICIENCY AS A FUNCTION OF OSC. FREQUENCY

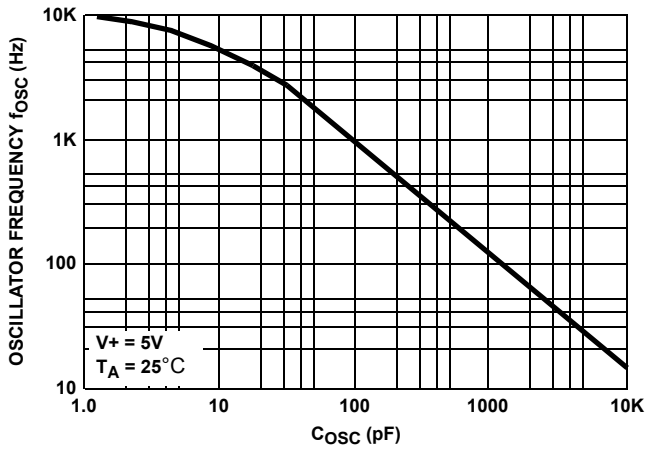


FIGURE 5. FREQUENCY OF OSCILLATION AS A FUNCTION OF EXTERNAL OSC. CAPACITANCE

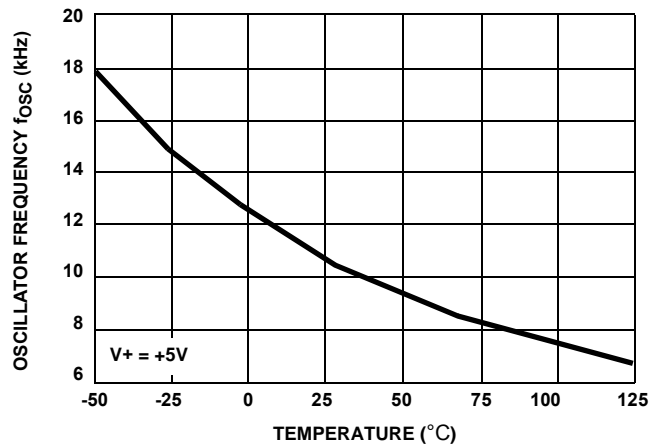


FIGURE 6. UNLOADED OSCILLATOR FREQUENCY AS A FUNCTION OF TEMPERATURE

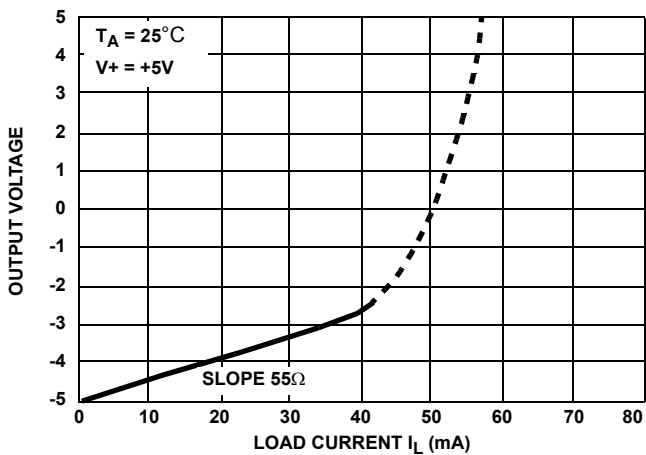


FIGURE 7. OUTPUT VOLTAGE AS A FUNCTION OF OUTPUT CURRENT

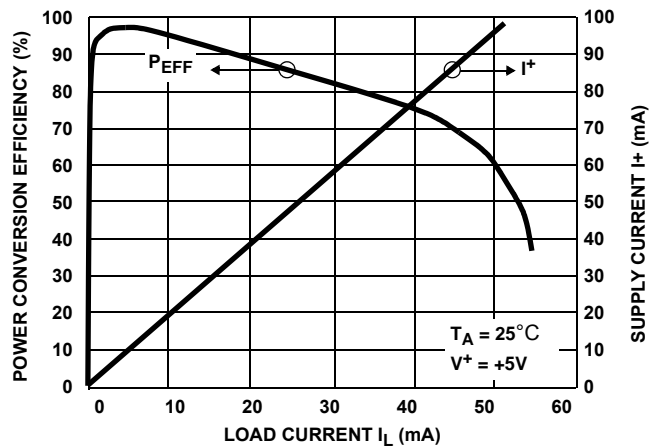


FIGURE 8. SUPPLY CURRENT AND POWER CONVERSION EFFICIENCY AS A FUNCTION OF LOAD CURRENT

Typical Performance Curves (Test Circuit of Figure 11) (Continued)

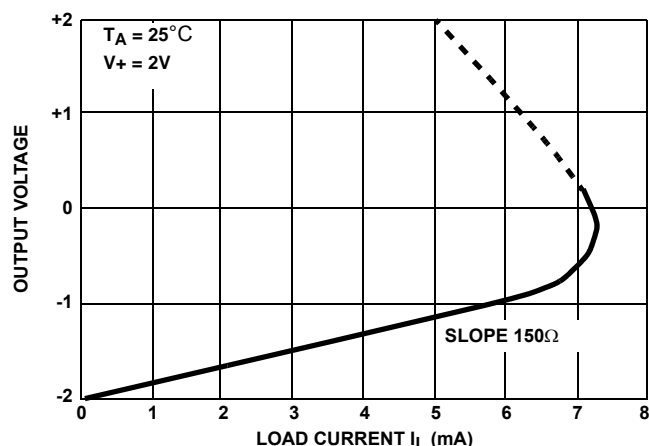


FIGURE 9. OUTPUT VOLTAGE AS A FUNCTION OF OUTPUT CURRENT

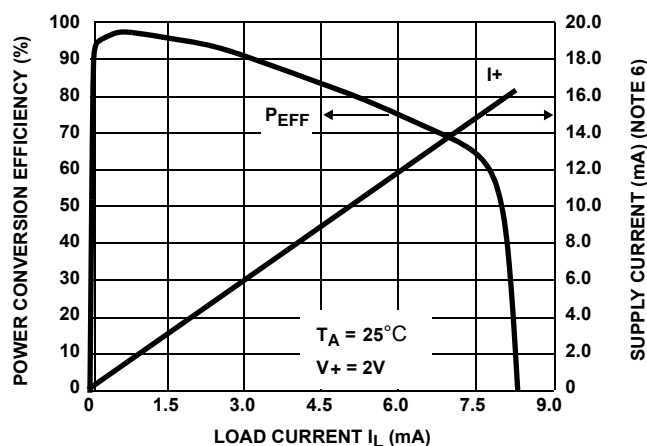
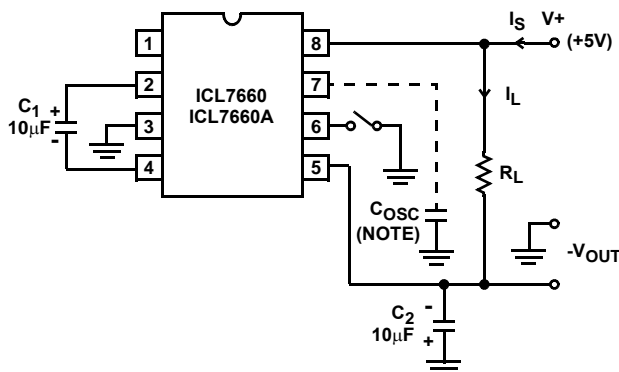


FIGURE 10. SUPPLY CURRENT AND POWER CONVERSION EFFICIENCY AS A FUNCTION OF LOAD CURRENT

NOTE:

- These curves include in the supply current that current fed directly into the load R_L from the $V+$ (See Figure 11). Thus, approximately half the supply current goes directly to the positive side of the load, and the other half, through the ICL7660/ICL7660A, to the negative side of the load. Ideally, $V_{OUT} \approx 2V_{IN}$, $I_S \approx 2I_L$, so $V_{IN} \times I_S \approx V_{OUT} \times I_L$.



NOTE: For large values of C_{OSC} ($>1000pF$) the values of C_1 and C_2 should be increased to $100\mu F$.

FIGURE 11. ICL7660, ICL7660A TEST CIRCUIT

Detailed Description

The ICL7660 and ICL7660A contain all the necessary circuitry to complete a negative voltage converter, with the exception of 2 external capacitors which may be inexpensive $10\mu F$ polarized electrolytic types. The mode of operation of the device may be best understood by considering Figure 12, which shows an idealized negative voltage converter. Capacitor C_1 is charged to a voltage, $V+$, for the half cycle when switches S_1 and S_3 are closed. (Note: Switches S_2 and S_4 are open during this half cycle.) During the second half cycle of operation, switches S_2 and S_4 are closed, with S_1 and S_3 open, thereby shifting capacitor C_1 negatively by $V+$ volts. Charge is then transferred from C_1 to C_2 such that the voltage on C_2 is exactly $V+$, assuming ideal switches and no load on C_2 . The ICL7660 approaches this ideal situation more closely than existing non-mechanical circuits.

In the ICL7660 and ICL7660A, the 4 switches of Figure 12 are MOS power switches; S_1 is a P-Channel device and S_2 , S_3 and S_4 are N-Channel devices. The main difficulty with this approach is that in integrating the switches, the substrates of S_3 and S_4 must always remain reverse biased with respect to their sources, but not so much as to degrade their "ON" resistances. In addition, at circuit start-up, and under output short circuit conditions ($V_{OUT} = V+$), the output voltage must be sensed and the substrate bias adjusted accordingly. Failure to accomplish this would result in high power losses and probable device latchup.

This problem is eliminated in the ICL7660 and ICL7660A by a logic network which senses the output voltage (V_{OUT}) together with the level translators, and switches the substrates of S_3 and S_4 to the correct level to maintain necessary reverse bias.

The voltage regulator portion of the ICL7660 and ICL7660A is an integral part of the anti-latchup circuitry, however its inherent voltage drop can degrade operation at low voltages. Therefore, to improve low voltage operation the "LV" pin should be connected to GROUND, disabling the regulator. For supply voltages greater than 3.5V the LV terminal must be left open to insure latchup proof operation, and prevent device damage.

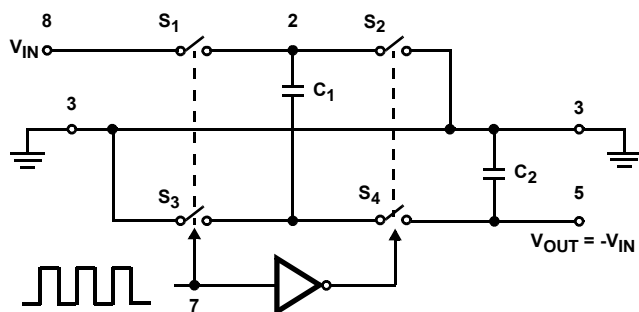


FIGURE 12. IDEALIZED NEGATIVE VOLTAGE CONVERTER

Theoretical Power Efficiency Considerations

In theory a voltage converter can approach 100% efficiency if certain conditions are met.

1. The driver circuitry consumes minimal power.
2. The output switches have extremely low ON resistance and virtually no offset.
3. The impedances of the pump and reservoir capacitors are negligible at the pump frequency.

The ICL7660 and ICL7660A approach these conditions for negative voltage conversion if large values of C_1 and C_2 are used.

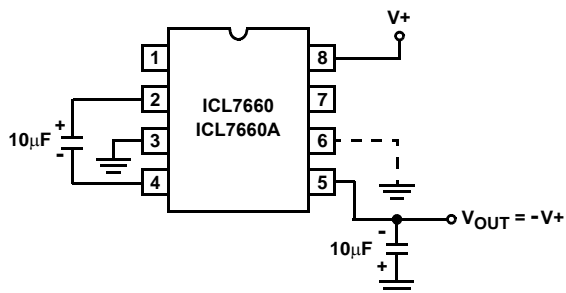


FIGURE 13A. CONFIGURATION

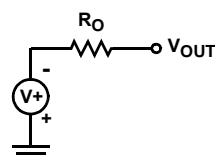


FIGURE 13B. THEVENIN EQUIVALENT

FIGURE 13. SIMPLE NEGATIVE CONVERTER

ENERGY IS LOST ONLY IN THE TRANSFER OF CHARGE BETWEEN CAPACITORS IF A CHANGE IN VOLTAGE OCCURS. The energy lost is defined by:

$$E = \frac{1}{2} C_1 (V_1^2 - V_2^2)$$

where V_1 and V_2 are the voltages on C_1 during the pump and transfer cycles. If the impedances of C_1 and C_2 are relatively high at the pump frequency (refer to Figure 12) compared to the value of R_L , there will be a substantial difference in the voltages V_1 and V_2 . Therefore it is not only desirable to make C_2 as large as possible to eliminate output voltage ripple, but also to employ a correspondingly large value for C_1 in order to achieve maximum efficiency of operation.

Do's And Don'ts

1. Do not exceed maximum supply voltages.
2. Do not connect LV terminal to GROUND for supply voltages greater than 3.5V.
3. Do not short circuit the output to V+ supply for supply voltages above 5.5V for extended periods, however, transient conditions including start-up are okay.
4. When using polarized capacitors, the + terminal of C_1 must be connected to pin 2 of the ICL7660 and ICL7660A and the + terminal of C_2 must be connected to GROUND.
5. If the voltage supply driving the ICL7660 and ICL7660A has a large source impedance ($25\Omega - 30\Omega$), then a $2.2\mu F$ capacitor from pin 8 to ground may be required to limit rate of rise of input voltage to less than $2V/\mu s$.
6. User should insure that the output (pin 5) does not go more positive than GND (pin 3). Device latch up will occur under these conditions. A 1N914 or similar diode placed in parallel with C_2 will prevent the device from latching up under these conditions. (Anode pin 5, Cathode pin 3).

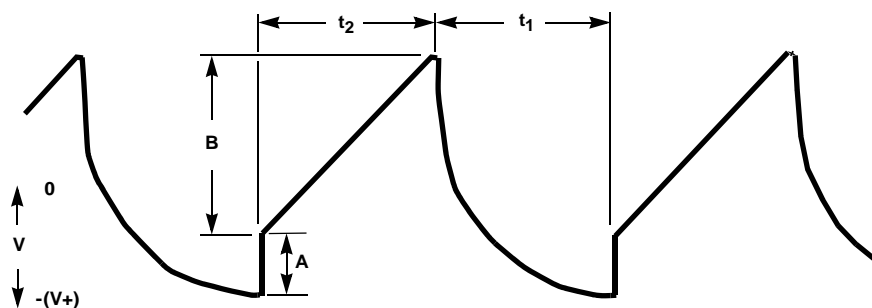


FIGURE 14. OUTPUT RIPPLE

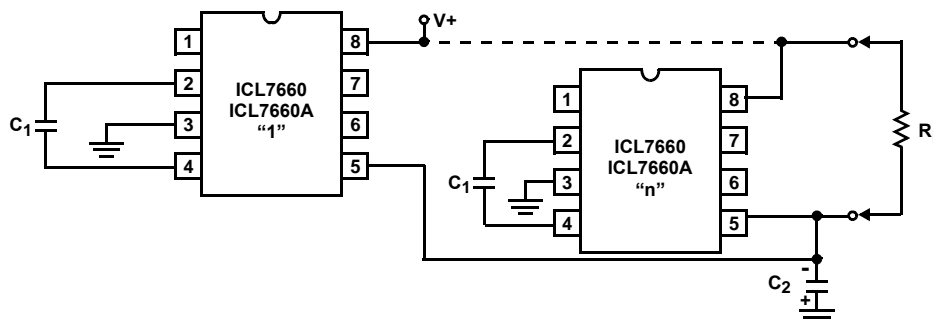


FIGURE 15. PARALLELING DEVICES

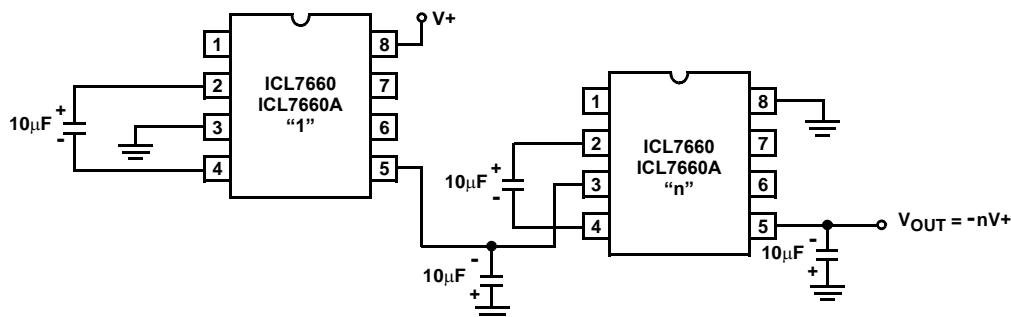


FIGURE 16. CASCADING DEVICES FOR INCREASED OUTPUT VOLTAGE

Typical Applications

Simple Negative Voltage Converter

The majority of applications will undoubtedly utilize the ICL7660 and ICL7660A for generation of negative supply voltages. Figure 13 shows typical connections to provide a negative supply negative (GND) for supply voltages below 3.5V.

The output characteristics of the circuit in Figure 13A can be approximated by an ideal voltage source in series with a resistance as shown in Figure 13B. The voltage source has a value of $-V+$. The output impedance (R_O) is a function of the ON resistance of the internal MOS switches (shown in Figure 12), the switching frequency, the value of C_1 and C_2 , and the ESR (equivalent series resistance) of C_1 and C_2 . A good first order approximation for R_O is:

$$R_O \cong 2(R_{SW1} + R_{SW3} + ESR_{C1}) + 2(R_{SW2} + R_{SW4} + ESR_{C1}) +$$

$$R_O \cong 2(R_{SW1} + R_{SW3} + ESR_{C1}) + \frac{1}{(f_{PUMP})(C1)} + ESR_{C2}$$

$$(f_{PUMP} = \frac{f_{OSC}}{2}, R_{SWX} = \text{MOSFET switch resistance})$$

Combining the four R_{SWX} terms as R_{SW} , we see that:

$$R_O \cong 2(R_{SW}) + \frac{1}{(f_{PUMP})(C1)} + 4(ESR_{C1}) + ESR_{C2}$$

R_{SW} , the total switch resistance, is a function of supply voltage and temperature (See the Output Source Resistance graphs), typically 23Ω at 25°C and 5V. Careful selection of C_1 and C_2 will reduce the remaining terms, minimizing the output impedance. High value capacitors will reduce the $1/(f_{PUMP} \cdot C1)$ component, and low ESR capacitors will lower the ESR term. Increasing the oscillator frequency will reduce the $1/(f_{PUMP} \cdot C1)$ term, but may have the side effect of a net increase in output impedance when $C1 > 10\mu\text{F}$ and there is no longer enough time to fully charge the capacitors

every cycle. In a typical application where $f_{OSC} = 10\text{kHz}$ and $C = C_1 = C_2 = 10\mu\text{F}$:

$$R_O \cong 2(23) + \frac{1}{(5 \cdot 10^3)(10^{-5})} + 4(ESR_{C1}) + ESR_{C2}$$

$$R_O \cong 46 + 20 + 5(ESR_C)$$

Since the ESRs of the capacitors are reflected in the output impedance multiplied by a factor of 5, a high value could potentially swamp out a low $1/(f_{PUMP} \cdot C_1)$ term, rendering an increase in switching frequency or filter capacitance ineffective. Typical electrolytic capacitors may have ESRs as high as 10Ω .

$$R_O \cong 2(23) + \frac{1}{(5 \cdot 10^3)(10^{-5})} + 4(ESR_{C1}) + ESR_{C2}$$

$$R_{O/} \cong 46 + 20 + 5(ESR_C)$$

Since the ESRs of the capacitors are reflected in the output impedance multiplied by a factor of 5, a high value could potentially swamp out a low $1/(f_{PUMP} \cdot C_1)$ term, rendering an increase in switching frequency or filter capacitance ineffective. Typical electrolytic capacitors may have ESRs as high as 10Ω .

Output Ripple

ESR also affects the ripple voltage seen at the output. The total ripple is determined by 2 voltages, A and B, as shown in Figure 14. Segment A is the voltage drop across the ESR of C_2 at the instant it goes from being charged by C_1 (current flow into C_2) to being discharged through the load (current flowing out of C_2). The magnitude of this current change is $2 \cdot I_{OUT}$, hence the total drop is $2 \cdot I_{OUT} \cdot eSR_{C2}V$. Segment B is the voltage change across C_2 during time t_2 , the half of the cycle when C_2 supplies current to the load. The drop at B is $I_{OUT} \cdot t_2/C_2V$. The peak-to-peak ripple voltage is the sum of these voltage drops:

$$V_{RIPPLE} \cong \left[\frac{1}{2(f_{PUMP})(C_2)} + 2(ESR_{C2}) \right] I_{OUT}$$

Again, a low ESR capacitor will result in a higher performance output.

Paralleling Devices

Any number of ICL7660 and ICL7660A voltage converters may be paralleled to reduce output resistance. The reservoir capacitor, C_2 , serves all devices while each device requires its own pump capacitor, C_1 . The resultant output resistance would be approximately:

$$R_{OUT} = \frac{R_{OUT} \text{ (of ICL7660/ICL7660A)}}{n \text{ (number of devices)}}$$

Cascading Devices

The ICL7660 and ICL7660A may be cascaded as shown to produce larger negative multiplication of the initial supply voltage. However, due to the finite efficiency of each device, the practical limit is 10 devices for light loads. The output voltage is defined by:

$$V_{OUT} = -n(V_{IN}),$$

where n is an integer representing the number of devices cascaded. The resulting output resistance would be approximately the weighted sum of the individual ICL7660 and ICL7660A R_{OUT} values.

Changing the ICL7660/ICL7660A Oscillator Frequency

It may be desirable in some applications, due to noise or other considerations, to increase the oscillator frequency. This is achieved by overdriving the oscillator from an external clock, as shown in Figure 17. In order to prevent possible device latchup, a $1k\Omega$ resistor must be used in series with the clock output. In a situation where the designer has generated the external clock frequency using TTL logic, the addition of a $10k\Omega$ pullup resistor to $V+$ supply is required. Note that the pump frequency with external clocking, as with internal clocking, will be $1/2$ of the clock frequency. Output transitions occur on the positive-going edge of the clock.

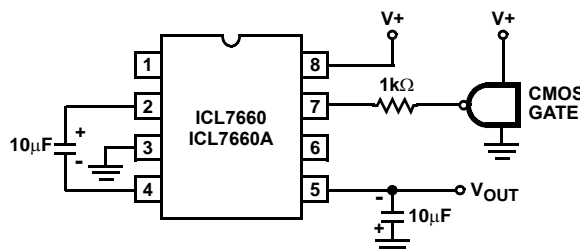


FIGURE 17. EXTERNAL CLOCKING

It is also possible to increase the conversion efficiency of the ICL7660 and ICL7660A at low load levels by lowering the oscillator frequency. This reduces the switching losses, and is shown in Figure 18. However, lowering the oscillator frequency will cause an undesirable increase in the impedance of the pump (C_1) and reservoir (C_2) capacitors; this is overcome by increasing the values of C_1 and C_2 by the same factor that the frequency has been reduced. For example, the addition of a 100pF capacitor between pin 7 (OSC) and $V+$ will lower the oscillator frequency to 1kHz from its nominal frequency of 10kHz (a multiple of 10), and thereby necessitate a corresponding increase in the value of C_1 and C_2 (from $10\mu\text{F}$ to $100\mu\text{F}$).

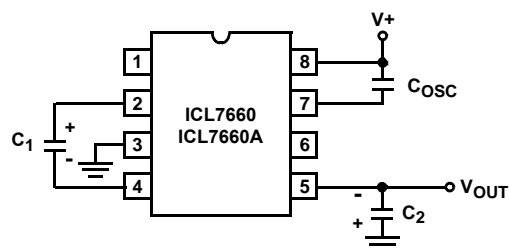


FIGURE 18. LOWERING OSCILLATOR FREQUENCY

Positive Voltage Doubling

The ICL7660 and ICL7660A may be employed to achieve positive voltage doubling using the circuit shown in Figure 19. In this application, the pump inverter switches of the ICL7660 and ICL7660A are used to charge C_1 to a voltage level of $V+ - V_F$ (where $V+$ is the supply voltage and V_F is the forward voltage drop of diode D_1). On the transfer cycle, the voltage on C_1 plus the supply voltage ($V+$) is applied through diode D_2 to capacitor C_2 . The voltage thus created on C_2 becomes $(2V+) - (2V_F)$ or twice the supply voltage minus the combined forward voltage drops of diodes D_1 and D_2 .

The source impedance of the output (V_{OUT}) will depend on the output current, but for $V+ = 5V$ and an output current of 10mA it will be approximately 60Ω .

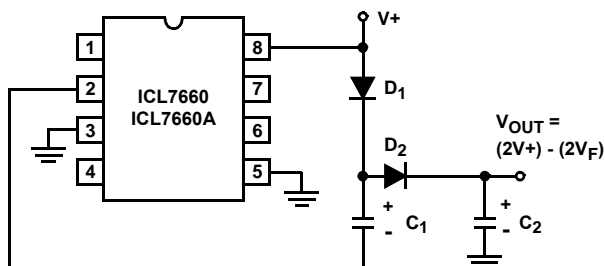


FIGURE 19. POSITIVE VOLT DOUBLER

Combined Negative Voltage Conversion and Positive Supply Doubling

Figure 20 combines the functions shown in Figures 13 and Figure 19 to provide negative voltage conversion and positive voltage doubling simultaneously. This approach would be, for example, suitable for generating +9V and -5V from an existing +5V supply. In this instance capacitors C_1 and C_3 perform the pump and reservoir functions respectively for the generation of the negative voltage, while capacitors C_2 and C_4 are pump and reservoir respectively for the doubled positive voltage. There is a penalty in this configuration which combines both functions, however, in that the source impedances of the generated supplies will be somewhat higher due to the finite impedance of the common charge pump driver at pin 2 of the device.

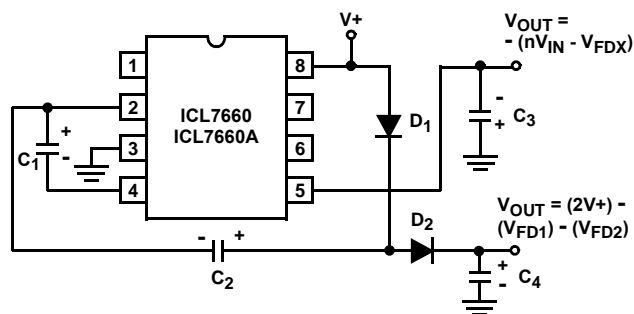


FIGURE 20. COMBINED NEGATIVE VOLTAGE CONVERTER AND POSITIVE DOUBLER

Voltage Splitting

The bidirectional characteristics can also be used to split a higher supply in half, as shown in Figure 21. The combined load will be evenly shared between the two sides. Because the switches share the load in parallel, the output impedance is much lower than in the standard circuits, and higher currents can be drawn from the device. By using this circuit, and then the circuit of Figure 16, +15V can be converted (via +7.5, and -7.5) to a nominal -15V, although with rather high series output resistance ($\sim 250\Omega$).

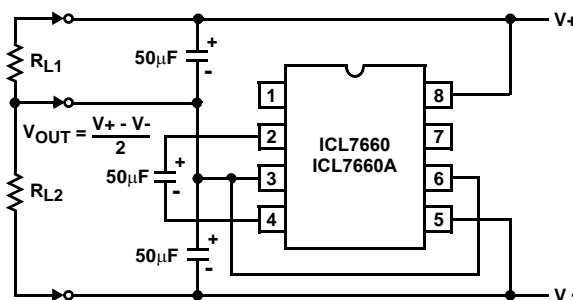


FIGURE 21. SPLITTING A SUPPLY IN HALF

Regulated Negative Voltage Supply

In some cases, the output impedance of the ICL7660 and ICL7660A can be a problem, particularly if the load current varies substantially. The circuit of Figure 22 can be used to overcome this by controlling the input voltage, via an ICL7611 low-power CMOS op amp, in such a way as to maintain a nearly constant output voltage. Direct feedback is inadvisable, since the ICL7660s and ICL7660As output does not respond instantaneously to change in input, but only after the switching delay. The circuit shown supplies enough delay to accommodate the ICL7660 and ICL7660A, while maintaining adequate feedback. An increase in pump and storage capacitors is desirable, and the values shown provides an output impedance of less than 5Ω to a load of 10mA.

Other Applications

Further information on the operation and use of the ICL7660 and ICL7660A may be found in AN051 "Principals and Applications of the ICL7660 and ICL7660A CMOS Voltage Converter".

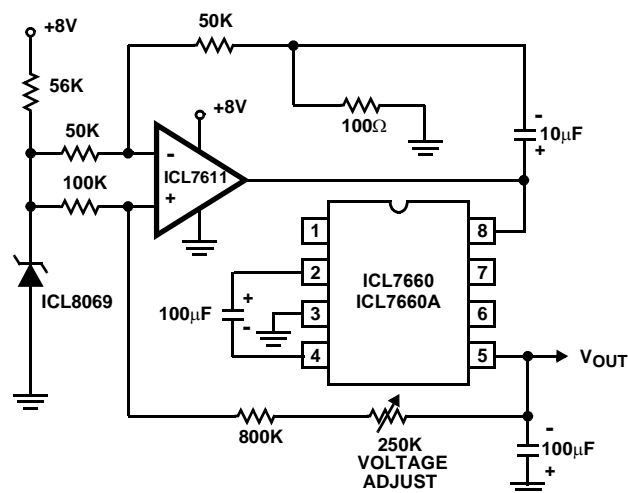


FIGURE 22. REGULATING THE OUTPUT VOLTAGE

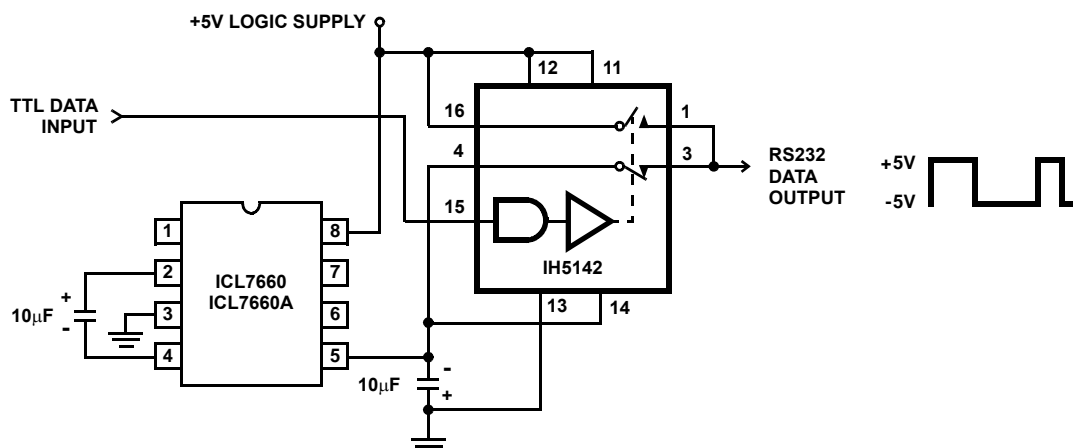


FIGURE 23. RS232 LEVELS FROM A SINGLE 5V SUPPLY

All Intersil U.S. products are manufactured, assembled and tested utilizing ISO9000 quality systems. Intersil Corporation's quality certifications can be viewed at www.intersil.com/design/quality

Intersil products are sold by description only. Intersil Corporation reserves the right to make changes in circuit design, software and/or specifications at any time without notice. Accordingly, the reader is cautioned to verify that data sheets are current before placing orders. Information furnished by Intersil is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Intersil or its subsidiaries for its use; nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Intersil or its subsidiaries.

For information regarding Intersil Corporation and its products, see www.intersil.com

Résumé

Dans ce travail, on s'intéresse à réaliser un dispositif de mesure de la vitesse de l'onde de pouls. Cette technique consiste à mesurer le temps de transit de l'impulsion artérielle entre deux sites de mesures espacés d'une distance connue grâce à un système de photopléthysmographie, en déduisant par la suite la vitesse de l'onde de pouls.

Mots clés : PPG, VOP, photopléthysmographie, rigidité artérielle.

Abstract

In this work, we are interested in producing a device for measuring the velocity of the pulse wave. This technique consists in measuring the transit time of the arterial pulse between two measurement sites spaced at a known distance by means of a photoplethysmography system, subsequently deducing the velocity of the pulse wave.

Keywords: PPG, PTT, PWV

الملخص

في هذا العمل الذي يدخل في اطار اعداد مذكرة التخرج لنيل شهادة الماستر، نحن مهتمون بإنتاج جهاز لقياس سرعة موجة النبض. وتعتمد هذه التقنية على قياس زمن عبور النبض الشرياني بين موقعي قياس متباعدين على مسافة معروفة عن طريق نظام الكترويضوي، يتم بعدها استخلاص سرعة موجة النبضة.

الكلمات الدالة :المقياس الطيفي الضوئي, PPG