

# Travail de diplôme

## Capteur physiologique optique

**Boerio Grégory** 



heig-vd

Haute Ecole d'Ingénierie et de Gestion du Canton de Vaud



Professeur responsable : Lorenzo Zago Assistant : Dr Graziano Varroto



## Cahier des charges

Recherche documentaire sur les propriétés optiques de la peau et des tissus humains, les paramètres mesurables et les technologies utilisées.

Revue de l'état de l'art relatif aux capteurs corporels physiologiques de nature optique. Revue des divers concepts et systèmes existants par rapport à une série de critères tels que :

- Type, valeur, transmission et traitement de mesures
- Confort et facilité d'usage
- Miniaturisation
- Basse consommation

Choix d'un type de capteur pour une analyse plus approfondie des technologies et des possibilités de miniaturisation et facilité d'usage.

Projet, réalisation et essais d'un démonstrateur pour évaluer et comparer des mesures effectuées avec plusieurs type de LED et de longueurs d'onde (entre 650 et 900 [nm]): photonique, design et packaging, électronique, logiciel.

## Table des matières

1	Introduction1		
	1.1 C	ontexte du travail	1
	1.2 O	bjet du travail de diplôme	2
2	Résum	é de l'état de l'art	3
	2.1 St	ructure et propriété optiques des tissus analysés	3
	2.1.1	L'hémoglobine	4
	2.2 U	tilisation de la lumière dans le domaine médical	5
	2.2.1	Capteur à infrarouge	5
	2.2.2	La radiologie à rayon X	6
	2.2.3	Tomodensitométrie ou scanner	7
	2.2.4	Tomographie par émission de positons	7
	2.2.5	Diaphanoscope	8
	2.2.6	L'oxymètre de pouls	9
3	Conce	ption des éléments constitutifs du système d'essai	11
	3.1 Le	ed	. 11
	3.1.1	Longueurs d'onde à utiliser	11
	3.1.2	Atténuation de l'intensité de la lumière au travers du doigt	14
	3.2 P	hotodétecteur	. 21
	3.3 C	arte électronique	22
	3.3.1	Etage 1 : Générateur de fréquence	23
	3.3.2	Etage 2 : Modification du duty cycle	23
	3.3.3	Etage 3 : Amplificateur de courant	24
	3.3.4	Etage 4 : Amplificateur transimpédance	24
	3.3.5	Etage 5 : Sample and hold	24
	3.3.6	Etage 6 : Filtre passe-bande	25
	3.3.7	Etage 7 : Bloc de demodulation	26
	3.3.8	Etage 8 : Filtre passe-bas	27
	3.3.9	Etage 9 : Etage d'amplification	27
	3.4 B	ague de mesure	28
	3.4.1	Proposition 1 : Surmoulage polymere	28
	3.4.2	Proposition 2 : Souple	29
	5.4.5 2.4.4	Proposition 3 : Rigide	. 30
	5.4.4 2 4 E	Evaluation des propositions	
	216	Circuit imprimé ombarqué dans la bague	22
	3.4.0	Prototype en Siligomme	25
	3/8	Prototype en Singonine	25
	340	Prototype avec section de tuyad	36
	35 0	aractérisation du signal	. 30
	351	Provenance du signal	37
	3.5.1	Signal optique percu par la photodiode	. 37
4	Fxnéri	mentation	. 39
•	4.1 O	biectifs d'essais	
	4.1.1	Contexte général	39
	4.1.2	Choix du doigt	39

	4.1.3	Orientation de la pénétration du faisceau lumineux	40
	4.1.4	Détermination de la LED offrant les meilleures caractéristiques	41
	4.1.5	Détermination de la photodiode offrant les meilleures caractéristiques	42
	4.1.6	Courant d'alimentation de la LED	42
	4.1.7	Duty Cycle (Rapport cyclique)	42
	4.1.8	Mesures	43
	4.2 E	quipement, matériel utilisé et montage	43
	4.2.1	Bague de mesure	43
	4.2.2	Matériel utilisé	44
	4.3 F	Procédure	45
	4.3.1	Préparation	45
	4.3.2	Tests à effectuer	46
	4.4 F	tésultats	47
	4.4.1	Validation du prototype de test	47
	4.4.2	Positionnement et orientation du capteur	49
	4.4.3	Choix de la LED	50
	4.4.4	Choix de la photodiode	52
	4.4.5	Valeur du courant alimentant la LED	54
	4.4.6	Valeurs du duty cycle	61
	4.4.7	Perte de l'intensité lumineuse au travers du milieu considéré	63
	4.5 \$	ynthèse et conclusion	66
5	Référ	ences	68
6	Table	des illustrations	69
7	Anne	(es	71
	7.1 /	Annexe 1 : Datasheet de la LED	71
	7.2	Annexe 2 : Datasheet de la photodiode	72
	7.3	Annexe 3 : Schéma de la carte électronique	73
	7.3.1	Schéma des alimentations	73
	7.3.2	Schéma du traitement du signal	74
	7.3.3	Schéma du secteur digital	75
	7.4	Annexe 4 : Mise en plan des propositions de bague	76
	7.4.1	Proposition « Surmoulage polymère »	76
	7.4.2	Proposition « Souple »	77
	7.4.3	Proposition « Rigide »	78
	7.5 /	Annexe 5 : Code Matlab « Loi de Kubelka Munk »	79
8	Journ	al de travail	80

## 1 Introduction

## 1.1 Contexte du travail

La réalisation de ce projet s'est intégrée dans le développement d'un capteur physiologique portable encadré par le département de l'IAI. Ce département développe et guide les étudiants dans l'accomplissement de projets conséquents. De ce fait, les différentes recherches effectuées dans ce travail de diplôme s'enchaînent en particulier au travail de diplôme de Monsieur Pelet (avril 2009).

Une brique supplémentaire à ce développement a été posée mais un travail important reste encore à effectuer afin d'aboutir à un système industrialisable. Ce qui implique que plusieurs étudiants pourront ajouter leurs compétences à ce travail afin de mener à bien cette initiative.

## 1.2 Objet du travail de diplôme

Ce travail de diplôme consiste à progresser dans la recherche d'un système, permettant de définir les pulsations cardiaques, au travers d'un capteur corporel physiologique. Ce type de capteur se base sur les phénomènes propres à la pléthysmographie. Plus précisément, le capteur détecte les variations cycliques du volume sanguin par le biais de la variation d'oxygène transportée par l'hémoglobine. Cette variation est détectée à l'aide d'un capteur formé d'une LED et d'une photodiode.

Ce système est constitué essentiellement d'une carte électronique et d'un capteur optique. La carte électronique assure l'alimentation du capteur ainsi que le traitement du signal retourné. La position du capteur se situe autour de la phalange proximale. En d'autres termes, le dispositif doit se porter comme une bague.

Le but de ce travail de diplôme est d'optimiser les caractéristiques de la carte, ainsi que la réalisation et l'optimisation d'un prototype.

Pour ce faire, une recherche théorique sur les propriétés optiques de la peau ainsi qu'une analyse physiologique des doigts ont été effectuées. Les points suivants ont été traités :

- Positionnement des capillaires sanguins du doigt
- Propriété des longueurs d'onde offrant la meilleure sensibilité du signal
- Atténuation de la lumière transmise et diffusée dans les tissus humains

Ces recherches ont abouti sur le développement de plusieurs prototypes de tests. Une part importante du développement a été consacrée à la miniaturisation du capteur ainsi que sur la fabrication d'un PCB souple. La volonté de réaliser un prototype fonctionnel et agréable au porté à nécessiter plusieurs évolutions.

Ces différentes mises à jour ont permis lors de la phase de test, de confirmer les recherches théoriques et de caractériser les différents composants du capteur.

- Choix de la LED offrant les meilleures caractéristiques
- Choix de la photodiode
- Détermination des paramètres optimaux de la carte électronique (Fréquence, rapport cyclique, courant d'alimentation)

La raison de la miniaturisation et de la position de ce capteur est d'en faire un système pouvant être porté au quotidien. En effet, le but ultime de cette recherche est d'aboutir sur le développement d'un système embarqué, relié sans fil à un boitier de montre ou de téléphone portable. De ce fait, les personnes nécessitant une connaissance régulière ou une surveillance de leurs pulsations cardiaques pourront être autonomes.

L'aboutissement de ce medical device permettrait de relier le boitier de réception du capteur à une centrale médicale. De ce fait, une intervention rapide pourrait être effectuée en cas de malaise voir d'arrêt cardiaque. Par exemple, un équipement GPS pourrait être installé afin de pouvoir déterminer la position du patient et ainsi agir dans les plus brefs délais.

## 2 Résumé de l'état de l'art

## 2.1 Structure et propriété optiques des tissus analysés

La peau présente des milieux hétérogènes complexes où le sang et les différents pigments sont distribués en profondeur. Ce tissu est constitué de trois couches principales visibles depuis la surface. Premièrement l'épiderme, fine couche de 100 [ $\mu$ m] où le sang se déplace librement. Deuxièmement le derme épais de 1 à 4 [mm] que l'on appelle également la couche vasculaire. Et enfin, la graisse sous-cutanée, hypoderme mesurant de 1 à 6 [mm] d'épais selon la morphologie de la personne.



Figure 1 Structure de la peau

Ces différentes couches peuvent être également divisées en sous-couche. L'épiderme, par exemple, peut être divisé en deux catégories bien distinctes, les parties dites « vivantes » et « non vivantes ». La partie non vivante de l'épiderme également appelée cornée est épaisse de 20 [ $\mu$ m]. Elle est constituée exclusivement de cellules malpighiennes mortes. Ces cellules sont hautement kératinisées (Protéine synthétisée et utilisée par de nombreux êtres vivants comme élément de structure) avec un contenu haut en protéine et en lipide mais faible en eau (réf 11). La seconde partie dite vivante est épaisse de 80 [ $\mu$ m] et contient la partie la plus importante de la pigmentation de la peau, principalement de la mélanine qui est produite dans les mélanocytes (réf 4).

Ce qu'il faut savoir c'est que la plus grande partie de la mélanine, par exemple les mélosomes (>300 [nm] de diamètre) font évoluer fortement les propriétés optiques de la peau.

Le derme est une couche vasculaire et de ce fait, la couche la plus absorbante de la gamme des spectres visibles. Cette caractéristique est due à l'hémoglobine du sang, le carotène et la bilirubine. Le carotène est un terpène, un pigment de couleur orange et la bilirubine est un pigment jaune, dont l'accumulation anormale dans le sang et les tissus détermine un ictère (ou " jaunisse ").

Ces caractéristiques structurales déterminent les propriétés d'absorption du derme, principalement influencé par l'absorption de l'eau et de l'hémoglobine dans la gamme spectrale des infrarouges.

Les propriétés de dispersion du derme sont principalement définies par sa partie réticulaire, composées par les structures fibreuses composant les tissus. Les fibrilles du collagène regroupées dans des paquets de collagènes composés de structure lamellaire et élastique forment une partie importante de cette structure. La grande majorité des propriétés de dispersion et d'absorption de la peau proviennent du derme dû à de sa grande épaisseur de couche (>4 mm).

#### 2.1.1 L'hémoglobine

L'hémoglobine est une protéine qui assure le transport du dioxygène dans l'organisme. De couleur rouge, elle se trouve essentiellement dans les globules rouges, donnant sa couleur au sang. L'absorption des hémoglobines, l'absorption de l'eau par le derme et enfin l'absorption des graisses par l'épiderme définissent les propriétés entières de la peau. Les capillaires sanguins tels que les veines et les artères se situent dans la place disponible entre les cellules graisseuses.

L'absorption de l'hémoglobine est définie par la saturation en oxygène des hémoglobines. Pour un adulte, la saturation artérielle en oxygène est de 95%, et se situe entre 60 et 70% pour les veines (réf. 3).



Figure 2 Courbe de saturation en oxygène de l'hémoglobine

L'absorption des tissus adipeux est définie par l'absorption des hémoglobines, des lipides et de l'eau.

Le tissu adipeux sous-cutané est formé par l'agrégation des cellules graisseuses (lipide) stockées sous forme de nombreuses petites gouttes pour une personne mince et nettement plus grosses pour une personne obèse. Ces gouttes sphériques distribuées de manière uniforme dans les adipocytes déterminent les caractéristiques principales de dispersion des tissus adipeux.

#### <u>En résumé</u>

Pour faciliter les explications optiques, simplifions les couches successives de la peau en 3 sections principales :

- La cornée
- L'épiderme
- Le derme

La réflexion de la peau est due à la cornée, cette première surface possède un effet réfléchissant mais n'influence pas la diffusion.

L'épiderme est la couche contenant la mélanine principale responsable de l'absorption.

Le derme définit la grande majorité des caractéristiques optiques principalement la diffusion, déterminé par le sang, l'eau et sa grande épaisseur.

## 2.2 Utilisation de la lumière dans le domaine médical

#### 2.2.1 Capteur à infrarouge

La méthode dite de bioluminescence est utilisée afin de dépister de nombreuses maladies comme le cancer. Considérée comme invasive, elle nécessite l'injection d'un colorant réagissant aux infrarouges. Ce colorant fluorescent se trouve dans des nanos capsules et vient se figer sur les cellules malades les mettant donc en contraste.

Les avantages de ce système sont l'augmentation de la rapidité de détection du cancer avec une grande sécurité. Cette méthode et également moins couteuse que le rayon X ou la résonnance magnétique.

Voici le résultat de l'imagerie sur une souris.



Figure 3 Capteur infrarouge avec traceur

## 2.2.2 La radiologie à rayon X

La radiologie est une des pratiques les plus répandues dans le domaine médical et également l'une des plus faciles d'accès. La faculté des rayons X est qu'ils possèdent une énergie relativement forte, de ce fait les rayons possèdent une grande pénétration des tissus et traversent le corps facilement. Le fonctionnement du système s'explique de la manière suivante : les photons se trouvant dans les rayons traversent les tissus et sont récupérés sur la plaque de radiologie (film). Lors de la traversée des différents tissus, les rayonnements sont atténués suite à l'absorbation et la transmission des différents corps traversés. Les tissus appelés « mous » sont peu opaques, tels que la peau, les graisses et les muscles en opposition avec les tissus opaques tels que les os. Cette différence de concentration est visible sur les clichés et donne une image contrastée.

L'évolution des techniques propose des images numérisées, convertissant les rayons X en signaux électriques. Cette méthode réduit ainsi le temps de développement et améliore nettement la qualité des clichés.

La radiologie est principalement utilisée pour le domaine osseux, néanmoins certaines méthodes permettent d'observer d'autres tissus ou organes. En apportant un produit de contraste, comme de l'injection d'iode pour l'imagerie des vaisseaux sanguins, l'ingestion de baryte pour le système digestif, ces tissus deviennent réactifs aux rayons X.

Les rayons X ne sont pas sans danger, en effet une exposition répétée ou trop longue peut provoquer la destruction de cellules voir la formation de cancer. De plus, les cellules en formation constituant les fœtus ou les nouveaux-nés sont extrêmement sensibles aux radiations.



Figure 4 Image réalisée aux rayons X

### 2.2.3 Tomodensitométrie ou scanner

Cette technique permet une reconstruction 3D à partir d'un balayement de rayons X. La source de rayons X et le récepteur tournent autour de la personne en effectuant des clichés. L'acquisition de ces images se fait de manière identique à la radiologie, la différence se situe dans le traitement des informations. Ces données sont traitées par un ordinateur qui recomposera l'image en trois dimensions. Cette technologie permet l'observation de certains organes non visibles par radiographie et la visualisation des organes en temps réel.



Figure 5 Tomodensitomètre et reconstruction 3D d'un bassin

#### 2.2.4 Tomographie par émission de positons

Positons : Le positon est l'antiparticule de l'électron, il possède un spin et une masse identique mais est composé d'une charge électrique positive +1. Lorsqu'un électron et un positon entrent en collision, leur masse est convertie en énergie sous forme de photons gamma.

Ce procédé nécessite l'injection d'un produit radioactif (contenant soit des atomes de carbone, fluor, azote, oxygène...) émettant des rayonnements gamma (constitués par les positons) qui peuvent être mesurés. Cette émission de rayon est le résultat d'un déroulement chimique réalisé par l'organisme lors de la destruction du produit radioactif par les organes traités. Lors de leurs évacuations, les photons sont atténués suivant l'absorption des tissus où ils sont localisés. La caméra détecte l'émission de ces photons suivant la concentration du traceur en chaque point de l'organe traité.

Cette information quantitative permet de définir une image en trois dimensions et colorée



Figure 6 Image 3D d'un organe observé par émission de positons

## 2.2.5 Diaphanoscope

L'étude de la propagation de la lumière au travers de la peau se nomme la diaphanoscopie. Ce système est utilisé principalement dans le cadre d'examen, par exemple la détection d'ecchymoses. L'exemple de la diaphanoscopie forensique utilise le phénomène de la diffusion plutôt que de la transmission pour effectuer un diagnostic. En effet, certaines parties du corps possèdent une quantité de graisse importante, absorbant une grande intensité de lumière. Si le système était utilisé en transmission, une quantité trop importante de lumière devrait être appliquée pour garantir un résultat. Ceci pourrait brûler les tissus observés. La diaphanoscopie forensique analyse la tache causée par la pénétration de la lumière dans la peau, limitant ainsi l'intensité à utiliser.



Figure 7 Utilisation d'un diaphanoscope



Figure 8 Illustration des effets en surface d'un diaphanoscope

La diffusion du tissu ecchymosé est moins importante que sur un tissu sain, ce qui implique que les tissus abîmés diminuent le halo de lumière. Les observations peuvent ainsi être effectuées depuis la surface de la peau, ce qui définit ce procédé comme étant non invasif.

## 2.2.6 L'oxymètre de pouls

L'hémoglobine et le plasma sanguin déterminent les propriétés optiques du sang dans la gamme de longueurs d'onde du visible et de l'infrarouge. L'eau contenue dans ces protéines est la raison de l'absorption.

Les paramètres d'absorption peuvent être mesurés au travers de la transmission ou de la réflexion de la lumière. Cette méthode est appelée pléthysmographie. Elle est basée sur les variations cycliques du volume sanguin et est définie comme non invasive.

La séparation entre l'absorption due aux artères et l'absorption des tissus ou des veines peut être déterminée avec la différence du signal. En effet, deux signaux sont distincts, le signal dit « AC » pulsatile et le signal « DC » non pulsatile. La composante DC est calculée en soustrayant la composante AC du signal entier. L'évolution du signal pulsatile est due aux battements cardiaques, son amplitude correspond à 1% du signal complet.



Figure 9 Explication de l'absorption AC-DC

Le signal utile à la détermination du rythme cardiaque est ce signal pulsatile. Celui-ci est dû à la contraction du ventricule gauche expulsant le sang riche en oxygène via l'aorte dans le corps. Ce cycle est appelé « cycle systolique ».

Le signal DC non pulsatile est dû au retour du sang via les veines et au remplissage du cœur, il est nommé « cycle diastolique ».

Lors de ces deux cycles, l'hémoglobine est la particule qui définit la source du signal. En effet, comme expliqué précédemment, elle assure le transport du dioxygène dans l'organisme, faisant donc varier le coefficient d'absorption ( $\mu_a$ ) et de diffusion( $\mu_s$ ).

Deux états de l'hémoglobine sont donc caractérisés. Le premier, avec un état fort en oxygène est appelé « Oxyhémoglobine » (HbO<sub>2</sub>) et le deuxième avec un état faible en oxygène se nomme « Désoxyhémoglobine »(Hb). Ces deux états de l'hémoglobine forme la saturation artérielle en O<sub>2</sub> (SaO<sub>2</sub>) qui se calcule de la manière suivante : SaO<sub>2</sub>=( HbO<sub>2</sub>/ [HbO<sub>2</sub>+ Hb])·100.

L'oxymètre de pouls (SpO<sub>2</sub>) déterminant la saturation plethysmographic en O<sub>2</sub> est une approximation validée de la saturation artérielle. Ce procédé offre un grand nombre d'avantages comme le fait d'être non invasif, fiable et facile d'utilisation.



#### Voici quelques exemples d'oxymètres de pouls existants sur le marché.

#### Oxymètre de pouls avec fils et station portable, BCI 3301



Figure 10 Oxymètre de pouls, BCI 3301

Visible sur le site :http://www.smiths-medical.com/catalog/oximeters/handheld/3301/bci-3301-hand-held.html

#### Oxymètre de pouls portable



Figure 11 Oxymètre de pouls, Quirumed MD300D-PR

Visible sur le site : http://www.quirumed.com/fr/Catalogo/articulo/27266

## 3 Conception des éléments constitutifs du système d'essai

## 3.1 Led

### 3.1.1 Longueurs d'onde à utiliser

L'absorption de ces deux états (Oxyhémoglobine et Désoxyhémoglobine) réagit différemment selon les longueurs d'onde qui traversent le milieu traité (ici le doigt). Cette absorption est représentée dans le tableau ci-dessous.



Figure 12 Absorption de l'hémoglobine en fonction de la longueur d'onde

La nécessité de déterminer les pulsations cardiaques (pulsatile) impose de se focaliser sur la courbe déterminant l'« Oxyhémoglobine ». De plus, la longueur d'onde de la source lumineuse de l'oxymètre doit être supérieure aux longueurs d'onde visible afin que le signal ne soit pas trop perturbé par la lumière ambiante. Dès lors, il est facile de repérer sur ce graphique les longueurs d'onde qui expriment la plus grande variation d'absorption. Les longueurs d'onde se trouvant entre 850 et 950 [nm] (situé dans les infrarouges) assurent une bonne variation d'absorption, ce qui implique une meilleure résolution du signal.

Plusieurs effets sont à prendre en considération lors de mesure de pléthysmographie. Premièrement, les effets intrinsèques modifient l'absorption lumineuse du corps traité. Ils se présentent comme une abondance d'eau ou des pathologies se rapportant à l'hémoglobine. Deuxièmement, les effets extrinsèques liés directement aux interactions du corps s'identifient comme des frissons ou la température corporelle.

Le milieu peut également générer de mauvais résultats comme une lumière trop abondante ou des champs électromagnétiques. L'intensité électrique du signal est tellement faible que ces paramètres ne doivent pas être négligés dans la conception du système. La différence entre les deux états de l'hémoglobine étant définie, il est nécessaire de tenir compte du milieu. Pour ce faire, loi de Beer-Lambert a été utilisée. Cette loi lie l'absorption de la lumière aux propriétés des milieux, dans lequel elle passe.

$$I = I_0 \cdot e^{-A}$$

I = Intensité lumineuse sortant du milieu [mW]

 $I_0 =$  Intensité lumineuse entrant dans le milieu  $\left[\frac{mW}{cm^2}\right]$ 

A = Absorbance du milieu [-]

L'absorbance du milieu peut être exprimé de la manière suivante :  $A = \alpha \cdot C \cdot L$ 

 $\alpha$  = Coefficient spécifique d'absorption de la substance  $\left[\frac{l}{mol:cm}\right]$ 

 $C = Concentration molaire de la substance [\frac{mol}{l}]$ 

L = Chemin parcouru par le rayon lumineux à travers la substance [cm]

#### Utilisation de la loi pour le doigt.

La peau et le sang sont formés respectivement de 70% et 79% d'eau. De ce fait, seules les substances telles que l'eau et l'oxyhémoglobine seront prises en compte dans l'application de la loi. (réf. [II])

L'absorbance devient :  $A = A_{HbO2} + A_{eau} = \alpha_{HBO2} \cdot C_{HBO2} \cdot L_{HBO2} + \alpha_{eau} \cdot C_{eau} \cdot L_{eau}$   $L = 1.5 \ [cm]$   $C_{HBO2} = 23.44 \cdot 10^{-4} \ [\frac{mol}{l}]$  $C_{eau} = 38.8 \ [\frac{mol}{l}]$ 

Les coefficients de l'absorbance sont déterminés à l'aide des graphiques ci-dessous.



Les coefficients de l'absorbance des deux milieux caractéristiques étant déterminé, il est possible de tracer un graphe les comparants.

Cette comparaison a pour but de déterminer les longueurs d'onde qui offrent une grande absorbance à l'hémoglobine et une faible absorbance en eau. De ce fait, la sensibilité du capteur sera considérablement accrue.

L'importance de la différence entre les courbes de l'eau et de l'oxyhémoglobine déterminera la gamme de longueurs d'onde à traiter.



Figure 14 Coefficient d'absorption de l'hémoglobine en fonction de la longueur d'onde (théorique)

Les courbes montrent que la plage de longueurs d'onde répondant aux critères cités plus haut se trouve entre 820nm et 940nm. La cohérence entre ce graphique ainsi que celui liant l'absorbance de l'hémoglobine et de l'oxyhémoglobine confirme le choix de la longueur d'onde à utiliser.

Malgré cela, l'interprétation ainsi que les valeurs obtenues sont fondées sur des bases théoriques. Ceci explique la raison du débordement pour la limite de la longueur d'onde allant jusqu' à 950nm.

Une recherche expérimentale déterminera efficacement les longueurs d'onde les plus adaptées.

## 3.1.2 Atténuation de l'intensité de la lumière au travers du doigt

La loi de Paul Kubelka et Franz Munk est basée sur la loi de Beer-Lambert. Cette loi décrit le phénomène de la transmission et de la diffusion de la lumière au travers d'un milieu. Pour ce faire, quatre propriétés ont été exploitées afin d'exprimer cette loi; la réflexion, l'absorption, la dispersion interne et la dispersion arrière.

Cette loi est appliquée au doigt afin de déterminer comment réagit la lumière au travers des tissus humains. Le procédé utilisé par l'oxymètre de pouls est la transmission de la lumière. En outre, le développement d'un système exploitant la diffusion est également tout à fait adapté.



Figure 15 Paramètres de Kubelka Munk

Les formules de Kubelka Munk exprimant l'intensité lumineuse en fonction de la profondeur du milieu s'expriment de la manière suivante (réf [X]) :

Le flux  $F_+(\tau)$  représente le flux dit de transmission, il se propage selon la même direction que le flux entrant dans le milieu.

$$F_{+}(\tau) = C_1 \cdot e^{(\alpha_{+} \cdot \tau)} + C_2 \cdot e^{(\alpha_{-} \cdot \tau)}$$
<sup>(1)</sup>

Le flux  $F_{-}(\tau)$  représente le flux dit de diffusion, il se propage selon la direction opposée du flux entrant dans le milieu considéré.

$$F_{-}(\tau) = C_1 \cdot A_+ \cdot e^{(\alpha_+ \cdot \tau)} + C_2 \cdot A_- \cdot e^{(\alpha_- \cdot \tau)}$$
<sup>(2)</sup>

Les formules ci-dessus regroupent plusieurs constantes propres au milieu considéré.

$\alpha \pm = \pm \sqrt{\mathbf{K} \cdot (\mathbf{K} + 2\mathbf{S})}[-]$			
$A_+ = \frac{\alpha_+ + (K+S)}{S} [-]$	$A_{-}=\frac{1}{A_{+}}[-]$		
$C_1 = \frac{A \cdot e^{(\alpha \cdot \tau_0)}}{\Delta} \cdot F_0$	$C_2 = \frac{-A_+ \cdot e^{(\alpha_+ \cdot \tau_0)}}{\Delta} \cdot F_0$		
$\Delta = A_{-} \cdot e^{(\alpha_{-} \cdot \tau_{0})} - A_{+} \cdot e^{(\alpha_{+} \cdot \tau_{0})}$			

K = Coefficient d'absorption propre à la loi de Kubelka Munk [-]

- S = Coefficient de diffusion propre à la loi de Kubelka Munk [-]
- $\tau_0$  = Distance optique maximum [nombre particules traversées]

Les coefficients utilisés par la loi de Kubelka-Munk possèdent une analogie avec les facteurs conventionnels exprimant l'absorption et la diffusion. Ces relations sont exprimées dans le tableau ci-dessous. (réf [VIII])

	Coefficient d'absorption	Coefficient de diffusion	
Kubelka-Munk	K [-]	S [-]	
Conventionnel	μ <sub>a</sub> [cm <sup>-1</sup> ]	μ <sub>s</sub> [cm <sup>-1</sup> ]	
Formule de conversion	$\frac{\mu_a}{\mu_s} = \frac{3k}{85}$	(3)	

Les points suivants définissent la démarche itérative dans la recherche des paramètres formant la loi.

#### Détermination du coefficient d'absorption $\mu_a$ et de diffusion $\mu_s$

La complexité de cette loi s'est présentée premièrement lors de la recherche des coefficients  $\mu_a$  et  $\mu_s$ . En effet, plus les recherches théoriques évoluaient dans ce domaine, plus les valeurs caractérisant le milieu semblaient difficiles à déterminer. En effet, les tissus humains sont constitués de nombreux éléments influençant l'absorption et la diffusion tels que l'hémoglobine, l'eau, les protéines et la peau par exemple. Tous ces milieux possèdent des coefficients ayant des valeurs différentes.

Malgré cela, de nombreuses recherches documentaires ont permis de déterminer la valeur des coefficients les plus appropriés aux tissus humains.

Premièrement, les coefficients de la peau ont été déterminés grâce à une recherche utilisant un spectromètre avec sphère intégratrice. A l'aide des courbes définissant l'évolution de l'absorption et de la diffusion, les coefficients ont été déterminés (réf [IX]).

#### Valeur de μ<sub>a</sub> [cm<sup>-1</sup>] pour une longueur d'onde 850 [nm]



Valeur du coefficient d'absorption :  $\mu_a = 0.375 \pm 0.05 \ cm^{-1}$ 

#### Valeur de µs' [cm<sup>-1</sup>] pour une longueur d'onde 850 [nm]



Le paramètre  $\mu_s'$  représente le coefficient de réduction de la diffusion est s'exprime :  $\mu_s' = \mu_s(1-g) [cm^{-1}]$ 

Le coefficient g décrit le facteur d'anisotropie de diffusion qui est estimé à 0.9 pour les tissus humains.

Valeur du coefficient de diffusion :  $\mu_s = 150 \pm 26.8 \ [cm^{-1}]$ 

Avec 
$$\mu_s' = 15 \pm 2.8 \ [cm^{-1}]$$

Une recherche réalisée afin de contrôler les valeurs obtenues a mis en évidence des différences significatives. Les valeurs obtenues ci-dessus se sont avérées correctes, mais seulement pour la peau de type cornée. La recherche suivante a déterminé que la mélanine ainsi que l'hémoglobine influençaient considérablement l'absorption de la lumière (réf 13).

wavelength [nm]	mua.skinbaseline [cm^-1]	mua.mel [cm^-1]	mua.epi [cm^-1]
694 nm	0.268	228	23
755 nm	0.254	172	17
1064 nm	0.244	55	5.7



Une approximation de la courbe a permis de définir le coefficient d'absorption à 850 [nm] :  $\mu_a = 14 \ [cm^{-1}]$ 

Le coefficient de diffusion est également influencé par différentes particules comme le collagène par exemple. La courbe noire représente le coefficient de diffusion de la peau.



L'approximation de la courbe représentant permet de définir le coefficient de réduction à 850 [nm] :  $\mu_{s'} = 15 \ [cm^{-1}]$ 

Après la conversion, le coefficient de diffusion s'avère être identique à celui trouvé selon la méthode précédente. Il confirme ainsi la valeur de  $\mu_s = 150 \ [cm^{-1}]$ 

Pour résumé, les coefficients d'absorption et de diffusion utilisés pour définir les tissus humains dans l'application de la loi sont respectivement :

 $\mu_a = 14 \ [cm^{-1}] \ \mu_s = 150 \ [cm^{-1}]$ 

#### Détermination du coefficient $\tau$

Le coefficient  $\tau$  est défini comme étant la distance optique et s'exprime comme ceci : (réf [X])

 $\tau = \rho \cdot \sigma \cdot z$  [Nombre de particules]

$$\rho$$
 = Nombre de particules par unité de volume [ $\frac{Nb \ de \ particules}{cm^3}$ ]

 $\sigma$  = Section d'une particule [cm<sup>2</sup>]

z = Distance traversée par le faisceau [cm]

Une recherche a permis de définir que la particule influençant principalement l'absorption et la diffusion est le collagène. Le collagène est une protéine fibreuse qui possède un rôle d'armature. Il agit comme une colle qui maintient et forme l'ensemble les tissus conjonctifs du corps (peau, os, cartilage, muscles,...). Le collagène est la protéine la plus répandue dans l'organisme (plus de 30 [%]) et représente 70 [%] du poids des tissus conjonctifs secs.

#### Détermination du nombre de particules par unité de volume $\rho$

La composition des tissus humains peut être décrite comme 70% <sub>eau</sub> + 30% <sub>éléments secs</sub>. Le collagène compose environ 70 [%] des éléments secs. Le pourcentage total de collagène dans le corps peut donc être approximé à 21 [%] des tissus.

Les valeurs suivantes doivent être connues pour la détermination du paramètre  $\rho$ .

La densité de la peau :  $1.1 \frac{[g]}{[cm^3]} = 1000 \pm 10\% [\frac{kg}{m^3}]$ La masse molaire du collagène :  $M_c = 300'000 [\frac{g}{mol}]$ La masse de collagène par unité de volume :  $1.1 \cdot 0.21 = 0.231 [g]$ 

Le nombre de particules peut ainsi être exprimé :

 $\frac{N_a}{M_c} = \frac{\rho}{masse} \to \rho = \frac{6.02 \cdot 10^{23} \cdot 0.231}{300'000} = 465 \cdot 10^{15} [\frac{\# particules}{cm^3}]$ 

Détermination de la section d'une particule de collagène  $\sigma$ 

Chaîne de collagène



Volume V:  $V = l \cdot \pi \cdot R^2 = 280 \cdot \pi \cdot 0.75^2 \cong 480 \ [nm^3]$ 

Section  $\sigma$ :

Le collagène se présente comme une chaîne entremêlée. Afin d'estimé la section moyenne d'une chaîne traversée par la lumière, la section a été approximée comme étant la section centrale d'une sphère.  $\rightarrow R = 4.85 [nm]$ 

Ce qui implique que la section : 
$$\sigma = \pi \cdot R^2$$
  
 $\rightarrow \sigma = 74.11 \cdot 10^{-14} [cm^2]$ 

Les coefficients théoriques  $\mu_a$ ,  $\mu_s$  et  $\tau$  déterminant les équations étant trouvés, il est encore nécessaire d'exprimer les coefficients K et S représentant les caractéristiques des tissus humains.

Pour ce faire, les coefficients ont été déterminés à l'aide d'un test mettant en relation le flux émis par la LED et le flux récupéré par la photodiode (cf. 4.4.7.)

Les résultats obtenus sont résumés dans ce tableau

	Annulaire	Auriculaire
Flux émis : $\Phi_{e_{LED}}$	235 [ <i>mW</i> ]	235 [mW]
Flux reçu : $\Phi_{e_{Photodiode}}$	$0.287 \cdot 10^{-3} \ [mW]$	$0.495 \cdot 10^{-3} \ [mW]$

Les deux doigts testés possèdent un milieu identique mais une distance optique différente. L'annulaire possède une épaisseur de 17 [mm] contre 15 [mm] pour l'auriculaire. De ce fait, la mesure de la photodiode n'a été influencée que par la distance traversée par le faisceau.

Ces deux flux ont permis de déterminer par interpolation les coefficients K et S paramétrant la courbe du flux de transmission (cf. formule (1))

La formule (3) lie les coefficients de Kubelka Munk avec les coefficients conventionnels. La valeur de K a été modifiée jusqu'à ce que la courbe passe par les deux points obtenus par expérimentation.

Une fois sa valeur déterminée le coefficient S s'exprime à l'aide de la formule (3) :

$$S = \frac{3K}{\mu_a} \cdot \frac{\mu_s}{8} \ [-]$$

Les coefficients ainsi obtenus pour les tissus humains valent:

Coefficient d'absorption K [-]	Coefficient de diffusion S [-]
$1 \cdot 10^{-5}$	$2.34 \cdot 10^{-5}$

(1)

(2)

Le graphique ci-dessous exprime l'évolution des flux transmis et diffusés en fonction de la profondeur du doigt.

#### Pour rappel :

Le flux transmis (bleu)  

$$F_{+}(\tau) = C_1 \cdot e^{(\alpha_{+} \cdot \tau)} + C_2 \cdot e^{(\alpha_{-} \cdot \tau)}$$

Le flux diffusé (rouge)  $F_{-}(\tau) = C_1 \cdot A_{+} \cdot e^{(\alpha_{+} \cdot \tau)} + C_2 \cdot A_{-} \cdot e^{(\alpha_{-} \cdot \tau)}$ 



Figure 20 Graphique exprimant la différence d'intensité selon la loi de Kubelka-Munk

#### **Observation**

Ce graphique exprime la rapidité de la chute d'intensité en fonction de la profondeur. En effet, dès le premier millimètre de tissus traversé le flux transmis diminue considérablement.

## 3.2 Photodétecteur

Deux sortes de photodétecteur peuvent être utilisées dans ce système, le phototransistor et la photodiode. Ces deux systèmes possèdent une sensibilité et une rapidité différentes.

La photodiode est plus rapide mais possède une sensibilité plus faible que le phototransistor. Ce temps de réponse rapide est nécessaire pour l'acquisition des données car la fréquence d'excitation de la LED est très rapide (cf. 3.3.1). De plus, la sensibilité peut être amplifiée à l'aide d'un étage d'amplification.

La photodiode se présente donc le meilleur compromis.

Le matériau le plus approprié à la longueur d'onde choisie est le silicium.



Figure 21 Matériaux des photodétecteurs en fonction de la longueur d'onde

## 3.3 Carte électronique

La carte électronique, développée et réalisée à l'IAI par Monsieur Varotto et Monsieur Pelet, est utilisée pour alimenter la LED ainsi que pour le traitement du signal rendu par la photodiode. Elle est alimentée avec une tension de 5 [V]



Figure 22 Carte électronique

#### Schéma fonctionnel général

La carte peut être résumée par un générateur d'onde carrée à fréquence et duty cycle modifiable alimentant une LED. Le signal est récupéré par une photodiode et nécessite le passage dans plusieurs blocs de traitement avant l'obtention du signal cardiaque désiré. Ces différents blocs sont détaillés dans les points suivants.



Le schéma électronique complet se trouve en annexe.

## 3.3.1 Etage 1 : Générateur de fréquence



Figure 23 Générateur de fréquence

Ce premier bloc génère la fréquence du système. Un seul oscillo est utilisé afin de garantir une bonne synchronisation. En outre, trois fréquences sont générées par modification, la fréquence de base f, puis 2f et enfin 100f. La fréquence de base peut être modifiée facilement à l'aide d'un potentiomètre et se détermine de la manière suivante :

$$f = \frac{10k}{100 \cdot R_{set}} \cdot 10 \cdot 10^6 \text{ (selon datasheet)}$$

avec :

$$R_{set} = 2.7k + R_{pot} [\Omega]$$
$$R_{pot} = [0; 1 \cdot 10^{6}] [\Omega]$$

Les deux cas limites f1 et f2 sont ainsi déterminés :

 $f_1 = \frac{10^9}{1 \cdot 10^6} = ][kHz]$  et  $f_2 = \frac{10^9}{2.7 \cdot 10^3} = 370 [kHz]$ 

### 3.3.2 Etage 2 : Modification du duty cycle



Cette étape est utilisée afin de pouvoir modifier le duty cycle.

Formé d'un timer 555 (générateur de signaux carrés) il est possible de définir à l'aide du potentiomètre le temps entre un flanc montant et un flanc descendant.



Figure 24 Modification du duty cycle

 $D = \frac{Th}{Th+Tl} = \frac{1.1 \cdot RC}{T} = 1.1 \cdot RCf$ Le duty cycle dépend de la fréquence principale

Avec : 
$$R = R48 + R45$$
  
 $C = C51$   
 $f = [1k; 370k] [Hz]$ 

## 3.3.3 Etage 3 : Amplificateur de courant



Un amplificateur de courant est utilisé pour générer le courant nécessaire au pilotage de la LED. Ce courant se détermine à l'aide de la tension d'alimentation de l'OPA336, de la résistance de la LED, de la tension  $V_{CEsat}$  du transistor, de la valeur VCC et de la résistance R53.

Le signal sortant de la photodiode est un faible courant formé d'une partie DC ainsi qu'une partie AC faible, due aux oscillations cardiaques.

Figure 25 Amplificateur de courant



3.3.4 Etage 4 : Amplificateur transimpédance

Cet amplificateur « transimpédance » est considéré comme l'amplificateur principal du signal de la photodiode. Il sert à convertir le faible courant de la photodiode en une tension possédant une dynamique plus importante. L'OPA380 ne se comporte pas en rail-to-rail, en effet sa tension peut varier en sortie entre 0.1 [V] et 5 [V].

Pour terminer, la tension VCC\_BIAS est posée à 0.5[V] afin de définir un « zéro » lorsque la photodiode ne reçoit aucune lumière de la LED.

Figure 26 Amplificateur transimpédance



## 3.3.5 Etage 5 : Sample and hold

Le sample and hold ou échantillonneur bloqueur échantillonne la sortie de la photodiode et ramène à 50% le duty cycle.

A chaque impulsion du signal d'horloge du switch analogique (signal 1), la valeur de la sortie du signal du sample and hold prend la valeur de l'entrée (signal 2) et le maintient jusqu'au prochain coup d'horloge.

#### Génération du duty cycle de 50%



#### 3.3.6 Etage 6 : Filtre passe-bande



Ce filtre passe-bande à capacité commutée est la raison du duty cycle de 50 [%] précédent. En effet, il filtre la fondamentale du signal carré qui est parfaitement synchronisée avec le carré afin d'avoir une amplitude maximale.



La formule ci-dessous permet d'exprimer l'amplitude de la fondamentale d'un signal carré :

$$x(t) = \frac{2A}{\pi} sin(\pi D)$$
  
Avec  $D = \frac{\Delta t}{T}$  (duty cycle)

L'amplitude de la fondamentale x(t) est maximum lorsque  $sin(\pi D) = 1$ , ce qui implique un duty cycle de 50[%].

Cet étage détermine également un nouveau zéro à 2,5 [V], de ce fait le signal sinusoïdal est considéré entièrement dans le domaine positif.

## 3.3.7 Etage 7 : Bloc de démodulation



Le but de cette étape est de pouvoir extraire relativement facilement la composante fondamentale afin de ne conserver que le signal propre au battement cardiaque. La porteuse du signal oscille à une fréquence entre 1[kHz] et 330 [kHz] alors que le battement cardiaque possède une fréquence d'environ 1 [Hz]. De ce fait, le signal nécessite un redressement afin de pouvoir extraire le signal à traiter.

Si le signal n'est pas redressé, les composantes du battement cardiaque sont trop proches de la porteuse lors du filtrage et donc difficiles à filtrer.



Figure 31 Composantes fréquentielles

La démodulation fait apparaître les composantes fréquentielles très éloignées des composantes de la porteuse. De ce fait, à l'aide d'un filtre passe-bas, seules les composantes du rythme cardiaque sont conservées.



Figure 32 Composantes fréquentielles après démodulation

## 3.3.8 Etage 8 : Filtre passe-bas



Comme exprimé précédemment, cet étage est composé d'un filtre passe-bas de 10 [Hz] utilisé pour extraire les battements cardiaques de la porteuse. Le signal sortant du filtre sera composé que de la fréquence cardiaque.

Figure 33 Filtre passe-bas

## 3.3.9 Etage 9 : Etage d'amplification



Cette dernière étape est principalement composée d'un amplificateur différentiel et d'un intégrateur. Le but de ce bloc est d'éliminer la composante continue du signal. Pour ce faire, l'intégrateur détermine la composante DC se trouvant à la sortie de l'ampli. Une différence est ensuite effectuée entre cette composante DC et le signal d'entrée. La résultante de cette différence est la composante AC du signal.

De plus, une mise à zéro exact du 2.5 [V] sortant du filtre précédent est également réalisée.

## 3.4 Bague de mesure

Un prototype de la bague doit être réalisé afin de déterminer la longueur d'onde offrant le meilleur résultat. Le système doit permettre un changement de LED facile et une adaptation à plusieurs doigts. De plus, l'isolation de la lumière ambiante pour les composants électroniques doit être assurée.

Plusieurs idées sont expliquées ci-dessous. Ces propositions ont été développées afin d'accueillir un circuit imprimé rigide (cf. 3.4.6).

#### 3.4.1 Proposition 1 : Surmoulage polymère



Ce premier montage est composé de deux parties. La partie extérieure en polyéthylène contient toute l'électronique. La matière élastique assure un bon maintien de la board électronique et offre une adaptation à tous les anneaux intérieurs malgré les différences de diamètre. Le maintien entre les deux anneaux se fait uniquement par serrage de la partie polymère sur l'anneau intérieur.

L'anneau rigide intérieur assure une protection des composants lors de l'insertion de la bague au doigt. En effet les frottements s'effectuent sur l'anneau rigide, offrant ainsi aucun contact entre la peau et les composants. Les ouvertures permettent aux diodes une émission et une réception sans atténuations.

Figure 35 Proposition 1 : bague avec surmoulage polymère

## 3.4.2 Proposition 2 : Souple

Ce système contient un anneau fendu en polyéthylène. Cette pièce permet une adaptation à tous les diamètres et une insertion simple. Deux chambres offrent la place nécessaire pour la board électronique et des fentes assurent le passage de la lumière à travers la pièce. Le maintien en position de l'anneau est assuré par une bande de tissu surmontée de velcro.



Figure 36 Proposition 2 : bague dite souple

Une mise en forme à plat est également envisageable. Cette solution diminuerait les couts de fabrication. La pièce serait alors enroulée autour du doigt avant d'être maintenue par le velcro.



Une variante possible de la première proposition est la conception de l'anneau fendu en métal. Une épaisseur appropriée permet une déformation suffisante au maintien du doigt. Le velcro devient inutile mais des capots de protection sont nécessaires pour assurer le

maintien des composants.

## 3.4.3 Proposition 3 : Rigide

Cette dernière solution bicoque se rapproche plus d'un système fini et adapté à un doigt qu'à un prototype de test. En effet, fabriqué à l'aide d'un matériau en plastique dur, il n'offre pas d'adaptation de diamètre. Par ailleurs, le système protège parfaitement les composants et assure une bonne étanchéité de la lumière. Une fois les composants positionnés dans leurs cavités, les coques peuvent être collées ou clipsées. L'ouverture réalisée pour le passage de la lumière peut être protégée par une matière transparente.



Figure 38 Proposition 3 : bague dite rigide

## 3.4.4 Evaluation des propositions

	Proposition 1	Proposition 2	Proposition 3
Facilité de conception	****	***	**
Protection des composants	*	****	****
Etanchéité	*	***	****
Facilité d'insertion des composants	****	***	****
Mise en place au doigt	***	****	****
Extraction au doigt	***	****	****
Design	**	****	***
Positionnement des composants sur le doigt	****	****	****
Prix de conception	*	****	****
Adaptation en diamètre	****	****	-

Les mises en plan des différentes propositions se trouvent en annexe.

Les résultats des différentes possibilités ne laissent aucun doute quand au choix d'un prototype d'essai. La proposition 2 s'avère être le système le plus approprié pour effectuer les tests de validation de la LED. Les critères les plus significatifs tels que l'adaptation en diamètre, facilité d'insertion au doigt et protection des composants sont satisfaits. De plus, une adaptation pour un port permanent serait facilement réalisable.

#### 3.4.5 Création du capteur

La fabrication d'un prototype de tests réalisé par une entreprise extérieure s'est avérée relativement compliquée et couteuse. De plus, les améliorations évoluant chronologiquement avec les tests ont favorisé la décision d'effectuer le prototype de manière « low cost » directement dans les locaux de la HEIG.

En outre, les idées mentionnées dans les points ci-dessus ont été retravaillées afin d'être conçues avec des moyens plus artisanaux.

Plusieurs facteurs ont permis l'amélioration des prototypes. Premièrement, les évolutions ont été directement liées avec les circuits imprimés, passant de PCB rigides à des PCB souples. Et deuxièmement, différentes observations effectuées lors des tests de composants ont nécessité des modifications.

Les points suivants énumèrent les différentes étapes de réalisation des circuits imprimés ainsi que des prototypes formant le capteur.
### 3.4.6 Circuit imprimé embarqué dans la bague

Le circuit imprimé embarqué dans la bague assure exclusivement le port de la LED, le port de la photodiode ainsi que la connexion avec la carte. Cette connexion sera, dans un travail futur, remplacée par un système wireless et une batterie.

#### Schéma du PCB.



Figure 39 Schéma du PCB embarqué dans la bague

Comme expliqué précédemment, le PCB de prise de mesure a été réalisé de manière itérative selon plusieurs procédés.

#### Circuit rigide

La première initiative a été la conception de circuits imprimés rigides séparés en deux parties, respectivement la LED et la photodiode. Ces deux parties sont reliées via un câble. Le circuit étant double couche, le connecteur se trouve à l'opposé de la photodiode afin d'optimiser la taille des circuits.

Le circuit complet a été réalisé dans les locaux de la HEIG-VD.



#### Circuit souple (fabrication HEIG-VD)

L'objectif de miniaturisation du prototype de test a imposé une optimisation du circuit imprimé. La deuxième réalisation a été conçue avec un circuit imprimé souple. La recherche de dispositifs permettant de tels procédés s'est arrêtée sur un seul dispositif, une plaque en cuivre souple simple couche non sensibilisée.

Plusieurs étapes ont donc été nécessaires afin de pouvoir réaliser la dépose des pistes. Premièrement, la sensibilisation de la carte a nécessité plusieurs phases consécutives, nettoyage avec papier abrasif, nettoyage à l'alcool, rinçage à l'eau puis enfin dépose du sensibilisateur au spray.

L'impression des pistes par traitement chimique s'est également réalisée dans les locaux de la HEIG-VD.

Les résultats de l'impression des pistes n'ont pas été concluants dès les premières tentatives. Plusieurs essais ont été nécessaires afin d'obtenir un circuit utilisable. La principale raison de ces échecs s'est avérée être la mauvaise dépose du sensibilisateur. En effet, celui-ci demande une grande précision d'homogénéité et une épaisseur adéquate.

Les points suivants résument les étapes de fabrication.

#### <u>1<sup>ère</sup> impression :</u>

- Trop faible rinçage à l'eau après nettoyage à l'alcool.
- 4-5 passages de spray sensibilisateur.
- Plaque gonflée lors de la pose (2cm) :

Les observations suivantes ont été transmises par Monsieur Paris, responsable de la fabrication des PCB :

- Problème d'homogénéité lors de la pose du sensibilisateur.
- Couche trop épaisse du sensibilisateur.
- La souplesse du matériau n'offre pas un temps constant de trempe sur toute la carte, car celui-ci se plie.



2<sup>ème</sup> impression :

- Bon rinçage à l'eau après nettoyage à l'alcool.
- 2-3 passages de spray sensibilisateur.
- Plaque gonflée lors de la pose (1cm) :

Qualité d'impression encore plus faible, manque de sensibilisateur significatif.



Figure 43 Circuit souple inutilisable (2ème impression)

Un seul circuit sur quinze impressions a donné un résultat adéquat. Malgré cela, ce PCB a permis la réalisation des premiers tests. Ces tests ont pu valider le procédé d'utilisation de circuit imprimé souple dans la bague.



#### Circuit souple (fabrication professionnelle EPFL)

La qualité de l'impression des pistes réalisées sur le site de la HEIG-VD n'ayant pas donné satisfaction, une fabrication professionnelle a été nécessaire. Ces circuits imprimés souples ont été utilisés pour tous les tests de validations de composants.



Figure 45 Circuit souple final (fabrication EPFL)

### 3.4.7 Prototype en Siligomme

La proposition 2 (cf. 3.4.2) s'est avérée être la solution idéale pour une fabrication non industrielle. Une pâte bi-composant « Siligomme » a été utilisée pour réaliser la partie souple accueillant le circuit imprimé rigide. Cette pâte a été retenue pour ses capacités de mise en forme et d'élasticité une fois polymérisée. La mise en place de la bague se fait directement par enroulement autour du doigt. En effet, l'insertion par l'avant du doigt s'avère impossible car le système est trop souple. Le maintien des composants est assuré par une bande velcro.



#### 3.4.8 Prototype avec section de tuyau

L'amélioration des PCB a imposé le développement d'un nouveau système de test. Pour ce faire, une section de tuyau, de diamètre adapté au doigt, a été travaillée afin de servir de support au circuit imprimé. Des ouvertures se trouvant sur la bague maintiennent la LED et la photodiode en position. L'avantage de ce système est qu'il est mis en forme directement de manière cylindrique, ce qui assure une bonne rigidité lors de l'insertion autour du doigt. De plus, l'encombrement du capteur se réduit considérablement et offre des caractéristiques d'alignement plus favorable.



### 3.4.9 Prototype en mousse

La fabrication des circuits imprimés professionnels ainsi que les différentes observations obtenues lors des tests ont permis le développement de ce nouveau prototype. Le système d'insertion du prototype en tuyau a voulu être conservé car il simulait parfaitement l'insertion d'une bague. Pour ce faire, une bande de mousse a donc été collée afin de former le cylindre désiré.

La modification principale se trouve dans la matière utilisée. Cette mousse isole parfaitement les composants de la lumière. Ainsi, seuls les rayons émis par la LED seront récupérés par la photodiode.

De plus, la mousse étant relativement élastique, elle offre un diamètre extensible. De ce fait, le prototype peut être appliqué à tous les doigts.



Différentes améliorations ont été ajoutées lors des tests, des explications détaillées se trouvent au point 4.4.1.

# 3.5 Caractérisation du signal

### 3.5.1 Provenance du signal

Le signal observé sur l'oscilloscope à l'aide de l'oxymètre de pouls, se rapproche fortement du signal décrivant la pression artérielle.

La mesure de la tension artérielle repose sur l'indication de valeurs mesurées en millimètres de mercure [mmHg]. Elle oscille entre 60 et 120 [mmHg] lors d'un cycle cardiaque normal. Seule la pression pulsatile est responsable de l'évolution de la pression artérielle. La composante DC est également visible dans le diagnostic mais elle ne définit que l'origine de la pression pulsatile (ex : 60[mmHg]). Une analogie entre le graphique de la pression artérielle et le débit sanguin (Volume) peut faciliter la compréhension.



Figure 49 Signal de la pression artérielle et schématique du cœur

Description de l'évolution du signal :

- Le premier pic décrivant l'augmentation de la pression apparaît lors de la contraction du ventricule gauche expulsant le sang via l'aorte (pression systolique).
- Le rebond se trouvant lorsque la pression descend est une conséquence de l'oscillation lors de la fermeture de la valve aortique.
- La pression minimale du signal est obtenue lors du remplissage du sang (pression diastolique).

Ce signal est par la suite décrit par le corps médical de la manière suivante : 120/60.

### 3.5.2 Signal optique perçu par la photodiode

Le signal observé par l'oxymètre de pouls s'exprime comme l'inverse du signal décrivant la pression artérielle décrite dans le point précédant. La raison de cette inversion est définie par l'absorption de la lumière due au dioxygène contenu dans le sang. En effet, plus le volume sanguin est important, plus la lumière sera absorbée. De ce fait, la photodiode ne fournira que très peu de courant lors de l'éjection du sang par le cœur. Le signal nécessite donc un facteur de multiplication de -1, afin de le symétriser par rapport à l'axe du temps. Par ailleurs, cette étape est réalisée dans le seul but d'une meilleure compréhension.



Figure 50 Inversion du signal optique par un facteur -1

Dans certaine condition, une inversion du signal peut être observée. Ceci peut arriver suite au gonflement des capillaires, la paroi grossie de l'artère offre ainsi une réflexion supplémentaire et inverse l'intensité de la LED face à la photodiode.

# 4 Expérimentation

## 4.1 Objectifs d'essais

### 4.1.1 Contexte général

Cette recherche théorique est effectuée afin d'anticiper les résultats qui seront obtenus pratiquement.

Cet approfondissement s'est orienté particulièrement sur les aspects suivants :

- Choix du doigt
- Orientation de la pénétration du faisceau lumineux
- Détermination de la LED offrant les meilleures caractéristiques
- Détermination de la photodiode offrant les meilleures caractéristiques.
- Courant d'alimentation de la LED
- Duty cycle (rapport cyclique)

Une recherche physiologique axée sur le doigt a également permis de cibler différents paramètres, afin d'optimiser la phase de test.

#### 4.1.2 Choix du doigt

Le choix du doigt n'est pas le critère le plus déterminant de la caractérisation. En effet les trois doigts susceptibles de recevoir le système de mesures qui sont l'index, le majeur et l'annulaire sont relativement similaires physiologiquement. Les critères définissant le choix du doigt sont plutôt orientés sur des critères non scientifiques ou de type pratique.

Le doigt étant le plus approprié à recevoir la bague est l'annulaire. Le premier critère est évidemment l'habitude du port d'un anneau situé à sa base. Deuxièmement, les doigts les plus utilisés dans la manipulation d'objet sont le pouce, l'index et le majeur. L'annulaire est principalement utilisé lorsque toute la main est exploitée. De ce fait, le système de mesures reste à l'écart des mouvements de saisie quotidien. De plus, l'annulaire se trouve entouré de part et d'autre par le majeur et l'auriculaire assurant ainsi une protection supplémentaire lors de chocs indésirables.

### 4.1.3 Orientation de la pénétration du faisceau lumineux

L'orientation du système de mesures est caractérisée par les capillaires irriguant le doigt. Une étude anatomique a déterminé la position de ces voies sanguines principales. Leurs positionnements sur la partie latérale du doigt présentent ainsi l'orientation théorique de la LED et de la photodiode, la plus adaptée. De plus, l'épaisseur de la peau influence également les propriétés optiques. L'épiderme supérieur des phalanges est plus épais que les parties latérales, ce qui renforce la réflectance et l'absorption de la lumière. Ces deux critères impliquent que théoriquement la position idéale de pénétration se présente comme sur l'image ci-dessous.



Figure 51 Angle de pénétration du faisceau lumineux

La pointe du doigt ne présente pas de capillaire si significatif. De ce fait, le faisceau lumineux est orienté afin de traverser l'épaisseur la plus fine, limitant l'absorption de la lumière.



Figure 52 Orientation du faisceau lumineux dans le doigt

### 4.1.4 Détermination de la LED offrant les meilleures caractéristiques

La détermination théorique de la longueur d'onde de la LED a été expliquée dans la partie 3.1.1. Afin de vérifier les limites inférieures et supérieures des longueurs d'onde utilisables, une gamme plus étendue de LED a été sélectionnée de 660 [nm] à 940 [nm].

Par ailleurs, certaines LED possédant la même longueur d'onde offrent des caractéristiques différentes, comme le courant d'alimentation ainsi que la puissance dissipée. Ces paramètres seront évalués afin de déterminer leurs implications dans le résultat du signal.

Le duty cycle évolue également différemment selon les modèles. Un duty cycle de 10 [%] avec un temps d'éclairement de 1 [ms] a été choisi afin de comparer le courant d'alimentation des différentes LED. Les résultats obtenus varient entre 0.1 et 0.6 [A].

Le critère le plus intéressant observé dans la sélection est l'angle d'ouverture. Certaines LED sont surmontées d'une lentille offrant une ouverture de 30 à 50[°] contre 100 à 120[°] pour les autres. La convergence du faisceau peut être significative dans l'optimisation de l'intensité sur la photodiode. En outre, la grande concentration d'eau contenue dans le doigt peut avoir un effet de réfraction. De plus, la lentille impose à alignement plus minutieux entre la LED et la photodiode. Ce phénomène peut être réduit avec un angle d'ouverture plus conséquent.





Figure 53 LED avec ouverture respectivement de 30°à 50° et de 100° à 120°

# 4.1.5 Détermination de la photodiode offrant les meilleures caractéristiques

Deux photodiodes ont été sélectionnées. La seule caractéristique qui les différencie est leur sensibilité à certaines longueurs d'onde. La photodiode SFH2400FA est surmontée d'un filtre qui réduit son champ d'action aux infrarouges. Cette caractéristique peut s'avérer intéressante dans le filtrage de la lumière ambiante.



### 4.1.6 Courant d'alimentation de la LED

Le courant d'alimentation de la LED doit être déterminé précisément. En effet, la volonté de réaliser un montage futur avec une alimentation embarquée impose une consommation réduite au maximum. De ce fait, un bon compromis doit être déterminé afin de réduire au maximum la consommation de courant de la LED tout en conservant des propriétés d'illumination suffisantes.

Les modifications à effectuer sur la carte imposent le remplacement de composants SMD. De ce fait, une approximation théorique s'avère nécessaire afin d'éviter un grand nombre de modifications. (cf. 3.3.3)

### 4.1.7 Duty Cycle (Rapport cyclique)

La valeur du duty cycle possède également un rôle important dans la consommation du système. En effet, celui-ci impose le temps d'illumination de la LED par période.

L'optimisation du courant impose un duty cycle le plus faible possible avec une période la plus longue possible. (cf. 3.3.2) La vitesse de réaction de la LED influence également cette valeur. En effet, le laps de temps d'illumination doit être suffisamment élevé pour permettre à la diode un éclairement maximal.

### 4.1.8 Mesures

Le but de ces tests est de quantifier la performance, en termes de détection et de qualité du signal physiologique, pour différentes configurations du capteur.

- Le procédé exploitant le phénomène à valider est la transmission.
- Les composants à tester sont des LED offrant des caractéristiques différentes, de longueurs d'onde, d'ouverture d'angle et de courant électrique ainsi que des photodiodes possédant une sensibilité différente selon les longueurs d'onde.

### 4.2 Equipement, matériel utilisé et montage

#### 4.2.1 Bague de mesure

Les différents prototypes présentés précédemment vont être équipés avec les montages suivants pour validation.

Chaque LED possède son propre PCB, ce qui signifie un total de 7 montages avec la photodidiode SFH2400 et 5 montages avec la photodiode 2400FA (850 - 940 [nm]).

#### Prototype à tester

- Prototype en siligomme
- Prototype avec section de tuyau
- Prototype en mousse



Figure 55 Prototype à tester

#### <u>LED</u>

- SFH 4272 : 660nm
- SFH 4273 : 660nm
- SFH 4258 : 850nm L
- SFH 4253 : 850nm
- SFH 4289 : 880nm L
- SFH 4248 : 940nm L
- SFH 4243 : 940nm

#### Photodiode

- SFH2400
- SFH 2400FA

- L = LED surmonté par une lentille
- Les datasheet des LED et des photodiodes sont visibles en annexes.

### 4.2.2 Matériel utilisé

- Capteur (Prototype)
- PCB complet
- Carte électronique
- fils de liaison reliant la bague à la carte électronique
- Alimentation Hewlett Packard 33120A
- Oscilloscope : Agilent technologies DSO3102A
- Câble USB reliant l'oscilloscope au PC
- Doigts de liaison assurant le contact entre la carte électronique et l'oscilloscope
- PC contenant le logiciel Hewlett Packard DSO3000 pour acquisition des données

#### Présentation du montage



# 4.3 Procédure

### 4.3.1 Préparation

- 1. Effectuer la connexion entre la carte électronique et le PCB.
- 2. Monter le PCB dans la bague.
- 3. Brancher l'alimentation de 5V pour la partie analogique de la carte ainsi que l'alimentation USB pour la partie numérique.
- 4. Allumer l'oscilloscope.
- 5. Connecter le PC à l'oscilloscope.
- 6. Lancer le programme DSO3000, sur le PC.
- 7. Positionner la sonde sur la patte 1 de l'OPA2337 « U3 » pour le signal final ou sur un test point.





Figure 57 Explication de montage

### 4.3.2 Tests à effectuer

#### Première sélection :

Détermination du doigt, du prototype et de l'orientation du capteur. Les opérations suivantes doivent être réalisées avec tous les montages.

- 1. Equiper la bague avec la LED possédant la longueur d'onde la plus courte.
- 2. Positionner la bague sur l'index.
- 3. Déterminer les paramètres offrant la plus grande amplitude du signal et la meilleure dynamique en modifiant :
  - La fréquence
  - Le Duty cycles
- 4. Faire pivoter la bague afin de faire varier l'angle de pénétration du faisceau dans le doigt et relevé l'amplitude du signal.



Figure 58 Positionnement du capteur

- 5. Réaliser les opérations 1 et 2 avec le majeur et l'annulaire.
- 6. Comparaison des résultats.
- 7. Effectuer les mêmes opérations à l'aide des montages possédant des longueurs d'onde plus élevées.
- 8. Validation du capteur, du doigt et de la position de la LED.
- 9. Elimination des montages non satisfaisants.

#### Détermination des paramètres optimaux du système définitif

- 1. Equiper la bague avec la LED et la photodiode offrant les meilleures caractéristiques.
- 2. Déterminer les paramètres offrant la plus grande amplitude du signal et la meilleure dynamique en modifiant :
  - Le Duty cycles (le plus petit possible)
  - Valeurs du courant
  - Tension d'alimentation
  - L'offset
  - Le biais
- 3. Relever les paramètres optimaux
- 4. Comparaison des résultats

# 4.4 Résultats

Les premiers essais n'ont pas demandé de mesures très précises. En effet, les caractéristiques des LED ainsi que certains positionnements n'ont pas donné satisfaction et la simple observation du signal à l'oscilloscope a suffi.

Les premières LED de longueurs d'onde de 660 [nm] (rouge) par exemple, n'ont offert que de faibles résultats, voire inexistants. Celles-ci ont donc été écartées très rapidement afin de se focaliser sur les longueurs d'onde se situant dans les infrarouges.

### 4.4.1 Validation du prototype de test

La fabrication et les expérimentations des différents prototypes et PCB se sont effectuées chronologiquement.

Au début du projet, les PCB rigides étaient le seul procédé connu. Les résultats obtenus n'ont donné que très peu de satisfaction. Premièrement, la mise en place des PCB dans le prototype en siligomme n'offrait pas un alignement convenable entre les deux diodes. Deuxièmement, la surface plane des PCB n'était pas confortable lors du port de la bague. Et enfin, le temps de montage des circuits imprimés s'est avéré trop conséquent. Un procédé de fabrication industriel pour la création d'un prototype fonctionnel aurait été nécessaire pour le bon déroulement de ces tests.

L'expérience précédente a abouti sur l'évolution des PCB souples. Cette proposition s'est avérée être la solution la plus appropriée.

Lors des premières expériences, le prototype réalisé avec la section de tuyau a démontré que la photodiode n'était pas suffisamment isolée de la lumière ambiante. Ce défaut influençait considérablement l'amplitude et la qualité du résultat. Afin d'atténuer ce problème, une modification à l'aide de la mousse isolante a été réalisée. Celle-ci a été déposée autour des orifices accueillant la LED et la photodiode. Malgré cela, les tests qui suivirent n'ont pas été satisfaisants. L'isolement complet de la photodiode s'est avéré être une nécessité.

Afin de répondre au critère cité précédemment, le prototype en mousse a été conçu.

Au début, ce système souple a présenté des problèmes d'alignement des composants. L'attache en velcro appliquée directement sur le PCB effectuait une pression sur le connecteur qui déplaçait l'orientation de la LED. Afin de subvenir à ce mauvais alignement, une section supplémentaire de matière identique à la bague se pose sur la première. Ceci afin d'effectuer une pression uniforme sur les composants. Cette uniformisation assure un alignement plus stable. De plus, cette modification offre un isolement supplémentaire.

Le système en mousse a démontré des résultats sans précédent. De plus, une légère pression sur la bague a permis de mettre les composants en contact avec la peau. Ce qui a provoqué l'augmentation de l'intensité ainsi que la stabilité du signal récupéré par la photodiode. Ce prototype a donc servi à la validation des composants ainsi qu'a la caractérisation des paramètres de la carte, expliqué dans les points suivants.

#### Résumé des prototypes testés

	Développé par Monsieur Pelet uniquement pour la pointe du doigt, ce prototype a donné de très bons résultats de stabilité. Réalisé avec des PCB rigides, l'alignement entre les diodes était assuré. Il a servi de référence	Validé pour la pointe du doigt
	Premier système souple réalisé pour PCB rigide. Orientation très difficile des composants. Mise place non représentative d'une bague.	Avorté
0	Prototype pour circuit souple. Bonne insertion et maintien du PCB. Adaptation difficile aux différents diamètres. Mauvaise isolation à la lumière ambiante.	Avorté
	Système adaptatif à tous les doigts. Bonne insertion et isolation à la lumière ambiante. Matière déformable permettant le contact avec la peau de composant	Validé pour base du doigt

Figure 59 Tableau récapitulatif des prototypes testés

Les paramètres à retenir pour un capteur industriel optimisé sont :

- Isolation à la lumière
- Proximité voir contact entre les composants SMD et la peau.
- Confort
- Étanchéité

### 4.4.2 Positionnement et orientation du capteur

	Phalange proximale		LED
	Capteur vertical	Capteur horizontal	
Index	- Amplitude du signal		
Majeur	- Apparence signal (Bruit, régularité,)		
Annulaire	- Duty cycle, fréquence		Photodiode

Rappel des tests effectués pour la validation



Les expériences réalisées ont démontré que l'annulaire présentait la meilleure dynamique et amplitude. De plus, les recherches théoriques définissant l'orientation se sont avérées correctes. L'insertion de la lumière par la partie latérale du doigt offre un signal de meilleure qualité.

#### Exemple avec la diode SFH 4253 et la photodiode SFH2400

To = 1000  $\mu$ s et Duty cycle de 50%

L'exemple ci-dessous illustre la différence de signal obtenu avec les trois doigts.



Figure 60 Comparaison du signal entre les différents doigts

Abscisse : 500 [mS/div] Ordonnée : 1 [V/div]

### 4.4.3 Choix de la LED

Lors des tests, plusieurs LED ont rapidement été écartés. Par exemple, les longueurs d'onde trop faibles telles que celles illuminant dans le visible n'ont pas été satisfaisantes. Le signal récupéré possédait une amplitude de moins de 500 [mV] dans les meilleurs cas.

Les résultats obtenus sont exprimés dans le tableau ci-dessous.

#### Résumé des LED testées

Photodiode utilisée : SFH2400

LED		Explications de rejet ou de validation	Amplitude [V]
SFH 4272 : 660nm		Eliminé : Mauvais signal, émission de longueur d'onde rouge	0.5
SFH 4273 : 660nm		Eliminé : Mauvais signal, émission de longueur d'onde rouge	0.5
SFH 4258 : 850nm	L	Eliminé : Bon signal, trop sensible à l'orientation (Lentille)	3.0
SFH 4253 : 850nm		Validé	3.0
SFH 4289 : 880nm	L	Eliminé : Bon signal, trop sensible à l'orientation (Lentille)	2.5
SFH 4248 : 940nm	L	Eliminé : signal moyen, trop sensible à l'orientation (Lentille)	2.5
SFH 4243 : 940nm		Eliminé : signal moyen	2.5

• L = LED surmonté par une lentille

• Les datasheet des LED et des photodiodes sont visibles en annexes.

### Photodiode utilisée : SFH2400FA

LED	Explications de rejet ou de validation	Amplitude [V]
SFH 4253 : 850nm	Validé	3.0
SFH 4243 : 940nm	Eliminé : signal moyen	2.5

Les LED surmontées par des lentilles ont donné des résultats très satisfaisants avec la bague de Monsieur Pelet car celle-ci assurait un alignement parfait. En outre, elles n'ont pas donné de résultats favorables pour un montage souple tel que celui utilisé. Lors de l'insertion du PCB dans la bague, un contrôle visuel de l'orientation des composants était nécessaire afin de s'assurer de leurs alignements.

Malgré le revêtement supplémentaire en mousse, l'alignement des composants ne s'avérait pas être suffisant, pour les LED ayant un faible angle d'ouverture. La prise de mesure devenait très aléatoire. Ce problème a pu être observé par la déformation contrôlée de la bague, provoquant des variations importantes du signal de sortie. Les LED surmontées de lentilles ont donc été écartées, car trop sensibles à l'orientation. Les deux LED restantes se situant dans l'infrarouge et n'étant pas surmontées de lentille ont été comparées.

SFH 4253 : 850 [nm] SFH 4243 : 940 [nm]

Ces deux diodes ont offert un signal stable et une très bonne dynamique.

La différence entre les diodes s'est avérée être l'amplitude du signal. La longueur d'onde offrant les meilleures caractéristiques se situe autour de 850 [nm], exploitée par le LED SFH4253. Ceci qui confirme les recherches théoriques (cf. 3.1.1).

Cependant, la forme du signal n'est pas influencée, seule l'amplitude est différente. La diode illuminant avec la longueur d'onde de 940 [nm] possède une amplitude inférieure de 500 [mV].

De plus, le montage comportant la LED SFH4243 ainsi que la photodiode SFH2400FA, favorisant les longueurs d'onde plus élevées, n'a pas donné de résultats plus concluants.

En conclusion, la LED SFH4253 est qualifiée comme offrant les meilleures caractéristiques. Elle a ainsi été retenue comme références pour la suite des recherches optimisant les paramètres de la carte ainsi que le choix de la photodiode.

### 4.4.4 Choix de la photodiode

Les mesures suivantes ont été réalisées avec la LED SFH4253 possédant une longueur d'onde de 850 [nm], validée dans le point précédent.

Comme expliquée précédemment, seule la sensibilité à certaines longueurs d'onde différentie les deux photodiodes utilisées. Selon les datasheet, la longueur d'onde de 850 [nm] se trouve au 100 [%] de la sensibilité de la photodiode SFH2400 contre 90 [%] pour la photodiode SFH2400FA. Malgré cela, cette différence n'est que très faiblement visible lors de la prise de mesure.

Diode utilisée : SFH4253

To = 1000  $\mu s$  et Duty cycle de 50%



Abscisse : 500 [mS/div] Ordonnée : 1 [V/div] Cette faible différence a nécessité une comparaison à l'aide du logiciel Matlab afin de définir la photodiode offrant le meilleur signal.



Figure 61 Comparaison des diodes avec le logiciel Matlab

Le graphique démontre que la photodiode SFH2400FA assure une meilleure stabilité par rapport à la photodiode SFH2400. En effet, les pics sont plus réguliers et le bruit de la partie basse du signal est diminué. De plus, le rebond dû à la fermeture de la valve aortique est fortement atténué.

Malgré cela, les différences observées sur ce graphique ne peuvent pas être utilisées comme critère déterminant final. Ce qui signifie que les deux photodiodes ont été utilisées pour la suite de la validation des caractéristiques de la carte.

### 4.4.5 Valeur du courant alimentant la LED

La tension VCC exploitée par la carte est de 5V.

Le montage constitué de l'OPA336, du transistor MMBT4001 ainsi que de la résistance R53 définissent le courant d'alimentation circulant dans de la LED.

#### Schéma électrique :



Figure 62 Schéma électronique d'alimentation en courant de la LED

La recherche d'optimisation a permis l'amélioration du système. En effet, les tensions agissant sur l'OPA n'étaient pas optimales. Le bon fonctionnement du montage impose une tension d'entrée de l'OPA ( $V_{OPAinput}$ ) inférieure à la tension VCC. Cette caractéristique n'était pas respectée, car la tension VCC était égale à la tension  $V_{OPAinput}$ . Ce qui implique que seule une partie limitée du courant circulait dans la diode.

Afin de déterminer le courant circulant dans la diode, il est nécessaire de connaître les différentes chutes de tension perdues dans les composants (disponible sur les datasheet).

L'équation de tensions du système s'exprime de la manière suivante.

$$VCC - U_{Diode} - U_{CEsat} = U_{R53}$$
 [V]

Connaissant la valeur de la tension  $U_{R53}$  le courant circulant dans la diode peut être exprimé

$$I_{Diode} = \frac{U_{R53}}{R_{53}} [\mathsf{A}]$$

Dans les points suivants, les différentes observations et améliorations sont résumées. Elles ont été réalisées de manière itérative avec les composants suivants.

Photodiode	: SFH 2400
LED	: SFH 4253
Amplificateur opérationnel	: OPA 336
Transistor	: MMBT4401

#### Première Observation

Situation :

V <sub>OPA input</sub>	: 5 [V]
VCC	: 5 [V]
V <sub>OPA output</sub>	: 3 [V]
R53	: 10 [Ω]

Comme expliqué précédemment, la tension identique entre VCC et V<sub>OPA input</sub> n'exploitait pas le montage correctement.



Figure 63 Valeurs réelles de la tension d'entrée et de sortie de l'OPA (avant modifications)

Dans cette configuration, le courant alimentant la Diode était insuffisant pour assurer une bonne dynamique avec un faible duty cycle. En effet, la photodiode ne percevait plus de signal lumineux sitôt le doigt inséré dans le dispositif.

Les images suivantes illustrent l'observation précédente, celles-ci ont été prises sur le test point 8 et le test point 11, respectivement la sortie de l'amplificateur transimpédance et le signal d'excitation.

Le courant et le duty cycle sont suffisamment importants pour la pointe du doigt, mais le signal retourné par la photodiode disparait lorsque l'épaisseur du doigt augmente. Ce phénomène est identique si la valeur du duty cycle est trop faible (cf. 4.4.6).

Signal vert : 1 [V/div] TP8 Signal jaune : 2 [V/div] TP11 Temps : 10 [µs/div] (Signal de retour de la photodiode) (Signal d'excitation)



Figure 64 Comparaison du signal retourné par la photodiode si le courant ou le Duty cycle ne sont pas suffisant.

#### Proposition de valeur pour courant d'alimentation

Le datasheet de la LED exprime le courant nécessaire à insérer dans la diode pour garantir une bonne illumination. Le graphique ci-dessous a été utilisé pour déterminer le courant offrant les meilleures caractéristiques.

La valeur minimum du duty cycle déterminé avec le montage optimal est d'environ 10% (cf. 4.4.6) avec une période To de 1000 [ $\mu$ s]. La formule définissant le duty cycle, implique que le temps d'illumination th=tp soit de 100 [ $\mu$ s].



La valeur du courant ainsi obtenue a été déterminée à environ 0,4 [A]. Afin de tenir compte de différents facteurs d'atténuation, le courant a été choisi à 500 [mA].

Figure 65 Temps d'illumination de la LED en fonction du courant inséré

#### Augmentation du courant, 1<sup>ère</sup> modification:

Grâce à la réflexion ci-dessus, l'alimentation du courant passant dans la diode a été déterminée à 500 [mA]. Une première initiative a été d'augmenter la tension VCC à 8 [V]. De ce fait, le fonctionnement de l'OPA a été rétabli et le courant dans la diode augmenté. En outre, la résistance R53 a dû être augmentée afin de diminuer le courant la traversant.

Cette modification a été effectuée dans le simple but d'observer l'évolution des performances du système. En effet, celle-ci ne correspondait pas à la logique du système « basse consommation » et l'ajout d'une alimentation plus conséquente n'était pas envisagé.

L'équation vérifiant ce montage :  $VCC - U_{Diode} - U_{CEsat} = U_{R53} = 8 - 1.5 - 0.75 = 5.75 [V]$ 

Expression du courant dans la diode :

$$I_{Diode} = \frac{U_{R53}}{R_{53}} = \frac{5.75}{10} = 0.575 \ [A]$$

#### **Observation**:

La tension d'alimentation de 8 [V] s'est avérée extrêmement bruitée, ce qui influençait considérablement le reste du signal. L'addition des différents bruits rendait la prise de mesure impossible. De plus, l'alimentation trop élevée imposait une oscillation amortie de presque 5 [V] sur le signal à chaque fin d'impulsion.

### Augmentation du courant, 2<sup>ème</sup> modification:

Suite aux observations du point précédent, la tension VCC a été redéfinie à 5 [V]. De plus, la tension d'entrée de l'OPA ( $V_{OPA input}$ ) a été divisée par deux afin de s'assurer du bon fonctionnement de celui-ci.

L'équation vérifiant ce montage :  $VCC - U_{Diode} - U_{CEsat} = U_{R53} = 5 - 1.5 - 0.75 = 2.75$ 

La résistance R53 a été diminuée à 5 [ $\Omega$ ] pour satisfaire l'expression du courant dans la diode :

$$I_{Diode} = \frac{U_{R53}}{R_{53}} = \frac{2.75}{5} = 0.550 \ [A]$$

**Observation** 

La modification ci-dessus offre un signal tout à fait adéquat pour l'alimentation de l'OPA 336



Figure 66 Valeurs réelles de la tension d'entrée et de sortie de l'OPA (après modifications)

De plus, une prise de mesure avec l'oscilloscope a confirmé la valeur de 2.5 [V] sur la résistance, imposant ainsi un courant de 500 [mA] à la diode.

Cette modification a été définie comme la situation idéale

#### Simulation avec Symetrix

Afin de déterminer l'allure des différents signaux ainsi que leurs tensions respectives une simulation du système a été réalisée sur le programme Symetrix.

#### Schéma de test :



Les composants utilisés sur la carte n'ont pas été retrouvés dans la librairie du logiciel. Des composants ayant des caractéristiques similaires ont dû être utilisés. Différents tests ont démontré que les valeurs obtenues par simulation étaient relativement proches mais pas identiques aux valeurs obtenues par calcul ou par mesure.

L'exemple ci-dessous simule le montage optimisé final (2<sup>ème</sup> modification) de courant expliqué plus haut.



#### **Observation**

La simulation exprime la tension circulant sur la résistance R53, comme ayant une valeur de 2.2 [V] alors que la valeur effective est de 2.5 [V] (mesurée avec l'oscilloscope). Cet exemple suffit à valider la non-conformité de la simulation. Par ailleurs, la simulation confirme les calculs précédents. En effet, le rapport entre la résistance et la tension circulant dans le LED est confirmé par la valeur du courant.

$$\frac{2.2 \, [V]}{5 [\Omega]} = 440 \, [mA]$$

Malgré cela, la simulation a permis une bonne compréhension du fonctionnement de l'étage d'alimentation de la LED.

#### **Conclusion**

Le courant alimentant la LED a été défini selon le datasheet de la diode et selon les observations effectuées lors des tests. La valeur a été déterminée à 500 [mA].

Le duty cycle a fortement influencé l'augmentation du courant. En effet, la nécessité de le réduire au maximum rendait l'intensité d'émission de la diode insuffisante pour traverser le doigt.

### 4.4.6 Valeurs du duty cycle

La programmation du microcontrôleur a permis le contrôle instantané des valeurs déterminant le duty cycle. En effet, grâce aux potentiomètres générant la fréquence ainsi que la résistance R48, la modification du duty cycle est très aisée (cf. 3.3.2)



Figure 69 Détermination du duty cycle avec la carte électronique

Lors des tests, la valeur du duty cycle n'influençait que très légèrement le signal. Le système réagissait de manière identique entre deux extrêmes bien distincts. Ces extremas ont été définis à l'aide de la carte électronique comme expliqué ci-dessus.

Les deux photodiodes ont également été testées afin de posséder un critère de détermination supplémentaire.

Ces limites inférieures et supérieures du temps Th ont été déterminées pour la période la plus élevée ainsi que pour la plus faible, retournant un signal.

Les caractéristiques de la carte permettent les variations suivantes :

- To = [100 ;1100] [µs]
- Th = [0 ;483] [µs]

Le tableau suivant résume les différents résultats obtenus pour la détermination des dutycycle.

La valeur de 1000 [µs] a été choisie car la stabilité de la valeur et du signal était assurée.

#### Valeurs déterminées avec la photodiode SHF 2400

SFH 2400	Temps To [µs]	Temps Th min [µs]	Duty Cycle
To max	1000	60	6%
To min	266	193	72%

Valeurs déterminées avec la photodiode SHF 2400FA

SFH 2400FA	Temps To [µs]	Temps Th [µs]	Duty Cycle
To max	1000	210	21%

L'objectif de ces expérimentations est la détermination des caractéristiques menant à la basse consommation. Cette caractéristique définit le duty cycle optimal comme étant le plus faible avec une période la plus élevée possible.

De ce fait, la valeur To max obtenue avec la photodiode SFH2400 répond au mieux au critère demandé.



Abscisse : 500 [mS/div] Ordonnée : 1 [V/div]

Ce test valide le choix de la photodiode SFH2400, comme répondant au mieux aux caractéristiques de basse consommation.

### 4.4.7 Perte de l'intensité lumineuse au travers du milieu considéré

La théorie a démontré que la lumière se comporte différemment selon les milieux qu'elle traverse. Pour rappel, les principaux critères influençant la transmission sont la diffusion et l'absorption du milieu. Les tests suivants ont été effectués afin de quantifier la différence entre le signal émis et le signal reçu suite au passage dans le doigt.

Premièrement, une recherche théorique a été réalisée afin de déterminer l'intensité du flux émis par la LED.

Deuxièmement, le capteur a été positionné sur le doigt et une mesure a été relevée avec l'oscilloscope sur le point TP8 (Sortie de l'amplificateur transimpédance). Ce test point correspond au signal amplifié perçu par la photodiode.

Cette manipulation a été réalisée dans deux cas distincts. Premièrement, le capteur a été positionné sur l'annulaire, puis sur l'auriculaire. La raison de ce test est la comparaison entre deux milieux identiques, mais ayant une distance optique différente. De plus, les valeurs obtenues ont été nécessaires pour la détermination des coefficients K et S utilisés dans l'application de la loi de Kubelka Munk. (cf. 3.1.2)

Pour finir, une approximation du rapport entre le flux récupéré par la photodiode et celui émis par la LED a été calculé.

$$Pourcentage \ de \ flux \ transmis = \frac{\Phi_{e_{Photodiode}}}{\Phi_{e_{LED}}} \cdot 100 \ [\%]$$

Cette recherche a été réalisée avec le montage offrant les meilleures caractéristiques (cf. 4.4.3 et 4.4.6)

LED	Photodiode	
SFH 4253 (850 [nm])	SFH 2400	

#### Flux émis de la LED : $\Phi_{e_{LED}}$

A l'aide du tableau ci-dessous la puissance émise par la LED SFH 4253-Q à 500mA peut être déterminée.

Gesamtstrahlungsfluss	$\Phi_{e typ}$	33	mW
Total radiant flux			
$I_{\rm F}$ = 70 mA, $t_{\rm p}$ = 20 ms			

Figure 70 Expression de la puissance en fonction du courant

L'intensité lumineuse étant linéaire, une analogie peut être effectuée avec un courant de 500 [mA]

 $\frac{I_{LED}}{\Phi_{e_{LED}}} \rightarrow \frac{70}{33} = \frac{500}{\Phi_{e_{LED}}} \rightarrow \Phi_{e_{LED}} = 235 \ [mW]$ 

# <u>Flux reçu par la photodiode :</u> $\Phi_{e_{Photodiode}}$ .

La photodiode SFH2400 retourne un courant qui sera amplifié et converti en tension lors de l'étage transimpédance. Cette amplification dépend de la valeur de la résistance R43 et s'exprime :

 $U_{photodiode} = R_{43} \cdot I_{Photodiode}$ 

La résistance  $R_{43} = 5.6 [M\Omega]$ 

La tension de sortie de l'amplificateur transimpédance ( $U_{photodiode}$ ) a été mesurée avec l'oscilloscope sur le test point 8:

Le courant a donc été facilement déterminé :  $I_{Photodiode} = \frac{U_{photodiode}}{R_{43}}$ 

	Annulaire	Auriculaire
Epaisseur	17 [mm]	15 [mm]
<i>U<sub>photodiode</sub></i>	1.1 [V]	1.7 [V]
I <sub>Photodiode</sub>	0.196 [μA]	0.34 [μA]

Une fois la valeur du courant déterminé, le datasheet de la photodiode exprime l'intensité reçue en fonction du courant retourné.



Le flux reçu de la photodiode est déterminé par sa surface réceptrice.

$$\Phi_{e_{Photodiode}} = S \cdot E_E$$

	Annulaire	Auriculaire
Intensité lumineuse	$30 \left[\frac{\mu W}{cm^2}\right]$	50 $[\frac{\mu W}{cm^2}]$
$\Phi_{e_{Photodiode}}$	0.287 [μW]	0.495 [µW]

#### Conclusion :

	Annulaire	Auriculaire
Flux émis : ${arPhi_{e_{\it LED}}}$	235 [ <i>mW</i> ]	235 [mW]
Flux reçu : $\Phi_{e_{Photodiode}}$	$0.287 \cdot 10^{-3} [mW]$	$0.495 \cdot 10^{-3} \ [mW]$

Le pourcentage d'intensité traversant le doigt peut-être déterminé comme expliqué précédemment :

 $\Phi_{e \ transmis} = \frac{\Phi_{e \ photodiode}}{\Phi_{e \ LED}} \cdot 100 \ [\%]$ 

	Annulaire	Auriculaire
$arPhi_e$ transmis	$1.22 \cdot 10^{-4}$ [%]	$2.1 \cdot 10^{-4}$ [%]

Ces valeurs illustrent bien la chute d'intensité observée sur le graphique du point 3.1.2. Le pourcentage traversant le doigt est extrêmement faible.

# 4.5 Synthèse et conclusion

Ce travail de diplôme s'est réalisé en deux phases distinctes. La première, théorique, a permis de définir les différents paramètres significatifs dans l'optimisation d'un oxymètre de pouls :

- Recherche physiologique sur les tissus et sur les doigts.
- Recherche de la longueur d'onde offrant la meilleure sensibilité.
- Analyse et calcul de l'atténuation lumineuse au travers des tissus humains.

Les hypothèses effectuées dans cette partie ont permis un gain de temps important, lors de la phase de développement et de tests. De plus, elles se sont avérées relativement proches des résultats obtenus dans la deuxième phase.

La deuxième partie du travail a été essentiellement expérimentale. Cette partie a permis la sélection des composants formant le capteur ainsi que l'optimisation des paramètres de la carte électronique :

- Création d'un prototype de test fonctionnel pour la base du doigt
- Miniaturisation du système de capteur réalisé sur PCB souple
- Validation de la LED offrant les meilleures caractéristiques
- Validation de la photodiode formant le capteur avec la LED
- Définition des paramètres de la carte électronique optimisant le système tels que :
  - o Fréquence
  - o Duty cycle
  - o Courant d'alimentation de la LED

Les résultats acquis lors de cette phase ont été obtenus principalement par itérations. En effet, les tests de validation n'ont pas pu être réalisés selon un ordre chronologique. Chaque modification effectuée sur la carte ou sur le prototype nécessitait de nouvelles validations. Plus précisément, chaque amélioration ou choix imposait des modifications qui se répercutaient par de nouveaux tests. Par exemple, la validation de la LED a nécessité la validation de la photodiode mais la photodiode a été définie grâce au duty cycle qui a été influencé par la valeur du courant. Tous les paramètres de la carte ainsi que les composants du capteur sont liés.

De ce fait, cette phase de test a été relativement conséquente temporellement. Les modifications effectuées sur la carte n'ont pas donné des résultats immédiats. Chaque perte de signal provoquée par une modification nécessitait un débogage long et fastidieux, imposé par les différents étages de la carte.

Afin de résumer les résultats obtenus lors de la phase de test, la configuration optimale du capteur est exprimée dans le tableau ci-dessous.

Prototype de test	Support en mousse pour PCB souple.	
Longueur d'onde	850 [nm]	
LED	SFH4253	
Photodiode	SFH2400	
Choix du doigt	Annulaire	
Positionnement du capteur	horizontal	
Courant d'alimentation de la LED	500 [mA]	
Période	1000 [µs]	
Duty cycle	10%	

Pour conclure, le prototype de capteur ainsi que les paramètres de la carte offrent d'excellents résultats. Malgré cela, ils peuvent être considérablement améliorés avec le développement d'un capteur industriel.

De plus, les recherches et les résultats obtenus dans ce travail de diplôme ne sont pas une finalité. Elles doivent permettre l'évolution du système jusqu'à son aboutissement final.

Yverdon-les-Bains, le 17 juillet 2009

**Boerio Grégory**
# 5 Références

### **Bibliographie**

- [I] Travail de diplôme de Monsieur PELET, *Développement d'un capteur optique pour la mesure non invasive du rythme cardiaque*, HEIG-VD, 2009
- [II] Travail de diplôme de Monsieur GUIDOUX ; Inflamatomètre, HEIG-VD, 2008
- [III] Robert ALIZON, L'imagerie médicale et les capteurs optiques pour le médical, Tel-Aviv, 2004
- [IV] J KRAITL, H EWALD and H GEHRING, An optical device to measure blood components by a photoplethysmographic method, Germany, 2005
- [V] Vincent CHAN, A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430, USA, 2005
- [VI] Dr Neil TOWNSEND, Medical electronics: Pulse Oximetry, Angleterre, 2001
- [VII] M. FEISSEL, La pléthysmographie de l'oxymètre de pouls, France, 2007
- [VIII] R. SPLINTER & B. HOPPER, An introduction to biomedical optics, USA, 2007
- [IX] A N BASHKATOV, EA GENINA, V I KOCHUBEY and VV TUCHIN, Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissus in the wavelength range from 400 to 2000nm. Russia, 2005
- [X] Akira ISHIMARU, Wave propagation and scattering in random media, USA, 2002
- [XI] PhD Jeremy BERCOFF, L'Elastographie ShearWave, France, 2008

### Site internet :

- 1. www.wikipedia.com
- 2. http://fr.wikipedia.org/wiki/Oxym%C3%A8tre
- 3. http://fr.wikipedia.org/wiki/H%C3%A9moglobine
- 4. http://fr.wikipedia.org/wiki/Peau
- 5. http://fr.wikipedia.org/wiki/Rythme\_cardiaque
- 6. ...
- 7. http://commons.wikimedia.org/wiki/Accueil
- 8. www.visiblebody.com
- 9. http://spie.org/x1004.xml
- 10. http://focus.ti.com/docs/solution/folders/print/330.html#Application%20Notes
- 11. http://www.skin-science.fr/\_int/\_fr/topic/topic\_sousrub.aspx?tc=SKIN\_ SCIENCE ROOT%5EAN ORGAN REVEALED%5ETHE EPIDERMIS&cur=THE EPIDERMIS
- 12. http://www.oximeter.org/pulseox/principles.htm
- 13. http://omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html

### 14. Fournisseurs

- www.farnell.com (Composants électroniques)
- www.Osram.com (LED infrarouge)
- http://cif.fr/new/home.php3 (Plaque de cuivre pour circuit imprimé souple)
- www.EPFL.ch
- (Circuits imprimés souples)

# 6 Table des illustrations

Figure 1 Structure de la peau	3
Figure 2 Courbe de saturation en oxygène de l'hémoglobine	4
Figure 3 Capteur infrarouge avec traceur	5
Figure 4 Image réalisée aux rayons X	6
Figure 5 Tomodensitomètre et reconstruction 3D d'un bassin	7
Figure 6 Image 3D d'un organe observé par émission de positons	7
Figure 7 Utilisation d'un diaphanoscope	8
Figure 8 Illustration des effets en surface d'un diaphanoscope	8
Figure 9 Explication de l'absorption AC-DC	9
Figure 10 Oxymètre de pouls, BCI 3301	. 10
Figure 11 Oxymètre de pouls, Quirumed MD300D-PR	. 10
Figure 12 Absorption de l'hémoglobine en fonction de la longueur d'onde	. 11
Figure 13 Coefficient α_HBO2 et α_eau	. 12
Figure 14 Coefficient d'absorption de l'hémoglobine en fonction de la longueur d'onde	
(théorique)	. 13
Figure 15 Paramètres de Kubelka Munk	. 14
Figure 16 Coefficient d'absorption	. 15
Figure 18 Coefficient d'absorption $\mu a$	. 16
Figure 17 Détermination du coefficient de diffusion	. 16
Figure 19 Coefficient de diffusion $\mu s$	. 17
Figure 20 Graphique exprimant la différence d'intensité selon la loi de Kubelka-Munk	. 20
Figure 21 Matériaux des photodétecteurs en fonction de la longueur d'onde	. 21
Figure 22 Carte électronique	. 22
Figure 23 Générateur de fréquence	. 23
Figure 24 Modification du duty cycle	. 23
Figure 25 Amplificateur de courant	. 24
Figure 26 Amplificateur transimpédance	. 24
Figure 27 Sample and hold	. 24
Figure 28 Génération du duty cycle	. 25
Figure 29 Filtre passe-bande	. 25
Figure 31 Composantes fréquentielles	. 26
Figure 32 Composantes fréquentielles après démodulation	. 26
Figure 30 Etage de démodulation	. 26
Figure 34 Etage d'amplification	. 27
Figure 33 Filtre passe-bas	. 27
Figure 35 Proposition 1 : bague avec surmoulage polymère	. 28
Figure 36 Proposition 2 : bague dite souple	. 29
Figure 37 Pièce accueillant le circuit imprimé	. 29
Figure 38 Proposition 3 : bague dite rigide	. 30
Figure 39 Schéma du PCB embarqué dans la bague	. 32
Figure 40 Face se trouvant contre le doigt	. 32
Figure 41 Face opposée au doigt	. 32
Figure 42 Circuit souple inutilisable (1 <sup>ere</sup> impression)	. 33
Figure 43 Circuit souple inutilisable (2ème impression)	. 34
Figure 44 Circuit souple OK	. 34

Figure 45	Circuit souple final (fabrication EPFL)	34
Figure 46	Prototype de la bague en siligomme	35
Figure 47	Prototype de la bague avec section de tuyau	35
Figure 48	Prototype en mousse	36
Figure 49	Signal de la pression artérielle et schématique du cœur	37
Figure 50	Inversion du signal optique par un facteur -1	38
Figure 51	Angle de pénétration du faisceau lumineux	40
Figure 52	Orientation du faisceau lumineux dans le doigt	40
Figure 53	LED avec ouverture respectivement de 30°à 50° et de 100° à 120°	41
Figure 54	Caractéristique des photodiodes	42
Figure 55	Prototype à tester	43
Figure 56	Montage de l'équipement	44
Figure 57	Explication de montage	45
Figure 58	Positionnement du capteur	46
Figure 59	Tableau récapitulatif des prototypes testés	48
Figure 60	Comparaison du signal entre les différents doigts	49
Figure 61	Comparaison des diodes avec le logiciel Matlab	53
Figure 62	Schéma électronique d'alimentation en courant de la LED	54
Figure 63	Valeurs réelles de la tension d'entrée et de sortie de l'OPA (avant modifications) !	55
Figure 64	Comparaison du signal retourné par la photodiode si le courant ou le Duty cycle r	۱e
sont	pas suffisant	56
Figure 65	Temps d'illumination de la LED en fonction du courant inséré	56
Figure 66	Valeurs réelles de la tension d'entrée et de sortie de l'OPA (après modifications) !	58
Figure 67	Schéma de simulation du courant	59
Figure 68	Simulation avec Symetrix	59
Figure 69	Détermination du duty cycle avec la carte électronique	51
Figure 70	Expression de la puissance en fonction du courant	53

heig-vd Haute Ecole d'Ingénierie et de Gestion du Canton de Vaud

# 7 Annexes

# 7.1 Annexe 1 : Datasheet de la LED

# IR-Lumineszenzdiode (850 nm) mit hoher Ausgangsleistung High Power Infrared Emitter (850 nm) Lead (Pb) Free Product - RoHS Compliant

# SFH 4253



# Vorläufige Daten / Preliminary Data

### Wesentliche Merkmale

- Infrarot LED mit hoher Ausgangsleistung
- Kurze Schaltzeiten

#### Anwendungen

- Infrarotbeleuchtung für CMOS Kameras
- IR-Datenübertragung
- Sensorik

### Sicherheitshinweise

Je nach Betriebsart emittieren diese Bauteile hochkonzentrierte, nicht sichtbare Infrarot-Strahlung, die gefährlich für das menschliche Auge sein kann. Produkte, die diese Bauteile enthalten, müssen gemäß den Sicherheitsrichtlinien der IEC-Normen 60825-1 und 62471 behandelt werden.

#### Features

- High Power Infrared LED
- Short switching times

#### Applications

- Infrared Illumination for CMOS cameras
- IR Data Transmission
- Optical sensors

### Safety Advices

Depending on the mode of operation, these devices emit highly concentrated non visible infrared light which can be hazardous to the human eye. Products which incorporate these devices have to follow the safety precautions given in IEC 60825-1 and IEC 62471.

Тур Туре	Bestellnummer Ordering Code	Strahlstärkegruppierung <sup>1)</sup> ( $I_{\rm F}$ = 70 mA, $t_{\rm p}$ = 20 ms) Radiant Intensity Grouping <sup>1)</sup> $I_{\rm e}$ (mW/sr)
SFH 4253	Q65110A6657	≥ 4 (typ. 11)

<sup>1)</sup> gemessen bei einem Raumwinkel  $\Omega$  = 0.01 sr / measured at a solid angle of  $\Omega$  = 0.01 sr



# **Grenzwerte** ( $T_A = 25 \text{ °C}$ ) **Maximum Ratings**

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Betriebs- und Lagertemperatur Operating and storage temperature range	$T_{ m op}$ , $T_{ m stg}$	- 40 + 100	Ο°
Sperrspannung Reverse voltage	V <sub>R</sub>	5	V
Vorwärtsgleichstrom Forward current	I <sub>F</sub>	70	mA
Stoßstrom, $t_p = 100 \ \mu s$ , $D = 0$ Surge current	I <sub>FSM</sub>	700	mA
Verlustleistung Power dissipation	P <sub>tot</sub>	140	mW
Wärmewiderstand Sperrschicht - Umgebung bei Montage auf FR4 Platine, Padgröße je 16 mm <sup>2</sup> Thermal resistance junction - ambient mounted on PC-board (FR4), padsize 16 mm <sup>2</sup> each Wärmewiderstand Sperrschicht - Lötstelle bei Montage auf Metall-Block Thermal resistance junction - soldering point, mounted on metal block	$R_{ m thJA}$ $R_{ m thJS}$	500 280	K/W

## Kennwerte ( $T_A = 25 \ ^{\circ}C$ ) Characteristics

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Wellenlänge der Strahlung Wavelength at peak emission $I_{\rm F}$ = 50 mA	$\lambda_{peak}$	860	nm
Centroid-Wellenlänge der Strahlung Centroid wavelength $I_{\rm F}$ = 50 mA	$\lambda_{centroid}$	850	nm
Spektrale Bandbreite bei 50% von $I_{max}$ Spectral bandwidth at 50% of $I_{max}$ $I_{\rm F}$ = 50 mA	Δλ	42	nm
Abstrahlwinkel Half angle	φ	± 60	Grad deg.
Aktive Chipfläche Active chip area	A	0.04	mm <sup>2</sup>

2008-12-16

2



# Kennwerte ( $T_A = 25 \text{ °C}$ ) Characteristics (cont'd)

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Abmessungen der aktiven Chipfläche Dimension of the active chip area	$L \times B \\ L \times W$	0.2 × 0.2	mm²
Schaltzeiten, $I_e$ von 10% auf 90% und von 90% auf 10%, bei $I_F$ = 50 mA, $R_L$ = 50 $\Omega$ Switching times, $I_e$ from 10% to 90% and from 90% to 10%, $I_F$ = 50 mA, $R_L$ = 50 $\Omega$	<i>t</i> <sub>r</sub> , <i>t</i> <sub>f</sub>	10	ns
Durchlassspannung Forward voltage $I_{\rm F}$ = 50 mA, $t_{\rm p}$ = 20 ms $I_{\rm F}$ = 500 mA, $t_{\rm p}$ = 100 µs	$V_{F}$ $V_{F}$	1.5 (< 1.9) 2.4 (< 3.0)	V V
Sperrstrom Reverse current $V_{\rm R}$ = 5 V	I <sub>R</sub>	not designed for reverse operation	μΑ
Gesamtstrahlungsfluss Total radiant flux $I_{\rm F}$ = 70 mA, $t_{\rm p}$ = 20 ms	$\Phi_{etyp}$	33	mW
Temperaturkoeffizient von I <sub>e</sub> bzw. $\Phi_e$ , $I_F = 50 \text{ mA}$ Temperature coefficient of I <sub>e</sub> or $\Phi_e$ , $I_F = 50 \text{ mA}$	TC <sub>1</sub>	- 0.5	%/K
Temperaturkoeffizient von $V_{\rm F}$ , $I_{\rm F}$ = 50mA Temperature coefficient of $V_{\rm F}$ , $I_{\rm F}$ = 50 mA	TC <sub>V</sub>	- 0.7	mV/K
Temperaturkoeffizient von $\lambda$ , $I_{\rm F}$ = 50 mA Temperature coefficient of $\lambda$ , $I_{\rm F}$ = 50 mA	$TC_{\lambda}$	+ 0.3	nm/K



## Strahlstärke I<sub>e</sub> in Achsrichtung<sup>1)</sup> gemessen bei einem Raumwinkel $\Omega$ = 0.01 sr Radiant Intensity I<sub>e</sub> in Axial Direction at a solid angle of $\Omega$ = 0.01 sr

Bezeichnung Parameter	Symbol	Werte Values			Einheit Unit
		SFH 4253-P	SFH 4253-Q	SFH 4253-R	
Strahlstärke Radiant intensity $I_{\rm F}$ = 70 mA, $t_{\rm p}$ = 20 ms	I <sub>e min</sub> I <sub>e max</sub>	4 8	6.3 12.5	10 20	mW/sr mW/sr

<sup>1)</sup> Nur eine Gruppe in einer Verpackungseinheit (Streuung kleiner 2:1) / Only one group in one packing unit (variation lower 2:1)



# Abstrahlcharakteristik

2008-12-16



# Relative Spectral Emission $I_{rel} = f(\lambda)$



Forward Current  $I_{F} = f(V_{F})$ Single pulse,  $t_{p} = 25 \ \mu s$ 







Permissible Pulse Handling Capability  $I_{\rm F} = f(\tau)$ ,  $T_{\rm A} = 25$  °C, duty cycle D = parameter



# **Max. Permissible Forward Current** $I_{\rm F} = f(T_{\rm A}), R_{\rm thJA} = 500 \text{ K/W}$



Permissible Pulse Handling Capability  $I_{\rm F} = f(\tau)$ ,  $T_{\rm A} = 85$  °C, duty cycle D = parameter



2008-12-16



## Maßzeichnung Package Outlines



Maße in mm (inch) / Dimensions in mm (inch).

Gehäuse / Package	TOPLED <sup>®</sup> , klarer Verguss / TOPLED <sup>®</sup> , clear resin
Anschlussbelegung	siehe Zeichnung
Pin configuration	see drawing



## Empfohlenes Lötpaddesign Recommended Solder Pad Design



Maße in mm (inch) / Dimensions in mm (inch).



### Lötbedingungen Soldering Conditions Reflow Lötprofil für bleifreies Löten Reflow Soldering Profile for lead free soldering

Vorbehandlung nach JEDEC Level 2 Preconditioning acc. to JEDEC Level 2 (nach J-STD-020C) (acc. to J-STD-020C)



Wellenlöten (TTW) TTW Soldering

(nach CECC 00802) (acc. to CECC 00802)



2008-12-16

**Opto Semiconductors** 

8



#### Published by OSRAM Opto Semiconductors GmbH Wernerwerkstrasse 2, D-93049 Regensburg

EU RoHS and China RoHS compliant product



此产品符合欧盟 RoHS 指令的要求;

按照中国的相关法规和标准,不含有毒有害物质或元素。

#### © All Rights Reserved.

www.osram-os.com

The information describes the type of component and shall not be considered as assured characteristics. Terms of delivery and rights to change design reserved. Due to technical requirements components may contain

dangerous substances. For information on the types in question please contact our Sales Organization. Packing

#### Please use the recycling operators known to you. We can also help you – get in touch with your nearest sales office. By agreement we will take packing material back, if it is sorted. You must bear the costs of transport. For packing material that is returned to us unsorted or which we are not obliged to accept, we shall have to invoice you for any costs incurred.

**Components used in life-support devices or systems must be expressly authorized for such purpose!** Critical components <sup>1</sup>, may only be used in life-support devices or systems <sup>2</sup> with the express written approval of OSRAM OS. <sup>1</sup> A critical component is a component used in a life-support device or system whose failure can reasonably be expected to cause the failure of that life-support device or system, or to affect its safety or effectiveness of that device or system.

<sup>2</sup> Life support devices or systems are intended (a) to be implanted in the human body, or (b) to support and/or maintain and sustain human life. If they fail, it is reasonable to assume that the health of the user may be endangered.

2008-12-16







# 7.2 Annexe 2 : Datasheet de la photodiode

# Silizium-PIN-Fotodiode mit sehr kurzer Schaltzeit Silicon PIN Photodiode with Very Short Switching Time

# SFH 2400 SFH 2400 FA



SFH 2400



SFH 2400 FA

## Wesentliche Merkmale

- Speziell geeignet f
  ür Anwendungen im Bereich von 400 nm bis 1100 nm (SFH 2400) und bei 880 nm (SFH 2400 FA)
- Kurze Schaltzeit (typ. 5 ns)
- SMT-Bauform, geeignet für Vapor Phase-Löten und IR-Reflow-Löten (JEDEC level 4)
- Nur gegurtet lieferbar

## Anwendungen

- Industrieelektronik
- "Messen/Steuern/Regeln"
- Schnelle Lichtschranken für Gleich- und Wechsellichtbetrieb
- LWL

# Features

- Especially suitable for applications from 400 nm to 1100 nm (SFH 2400) and of 880 nm (SFH 2400 FA)
- Short switching time (typ. 5 ns)
- SMT package, suitable for vapor phase and IR reflow soldering (JEDEC level 4)
- Available only on tape and reel

# Applications

- Industrial electronics
- For control and drive circuits
- Photointerrupters
- Fiber optic transmission systems

Тур Туре	Bestellnummer Ordering Code	Gehäuse Package
SFH 2400	Q62702-P1794	Klares Epoxy-Gieβharz, Kathodenkennzeichung: breiter Anschluß Transparent epoxy resin, cathode marking: broad lead
SFH 2400 FA	Q62702-P5035	Schwarzes Epoxy-Gieβharz, Kathodenkennzeichung: breiter Anschluß Black epoxy resin, cathode marking: broad lead

2001-02-22



### Grenzwerte Maximum Ratings

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Betriebs- und Lagertemperatur Operating and storage temperature range	$T_{\rm op}; T_{\rm stg}$	- 40 + 85	°C
Sperrspannung Reverse voltage	V <sub>R</sub>	20	V
Sperrspannung $t < 2$ min Reverse voltage $t < 2$ min	V <sub>R</sub>	50	V
Verlustleistung Total power dissipation	P <sub>tot</sub>	120	mW
Wärmewiderstand für Montage auf PC-Board Thermal resistance for mounting on pcb	R <sub>thJA</sub>	450	K/W

## Kennwerte ( $T_A = 25 \ ^{\circ}C$ ) Characteristics

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value		Einheit Unit
		SFH 2400	SFH 2400 FA	
Fotostrom Photocurrent $V_{\rm R}$ = 5 V, Normlicht/standard light A, $T$ = 2856 K, $E_{\rm M}$ = 1000 lx	I <sub>P</sub>	10 (> 6)	_	μΑ
$V_{\rm R} = 5 \text{ V}, \lambda = 870 \text{ nm}, E_{\rm e} = 1 \text{ mW/cm}^2$	I <sub>P</sub>	6.5	6.2 (≥ 3.6)	μA
Wellenlänge der max. Fotoempfindlichkeit Wavelength of max. sensitivity	$\lambda_{S max}$	850	900	nm
Spektraler Bereich der Fotoempfindlichkeit $S = 10\%$ von $S_{max}$ Spectral range of sensitivity $S = 10\%$ of $S_{max}$	λ	400 1100	750 1100	nm
Bestrahlungsempfindliche Fläche Dimensions of radiant sensitive area	$L \times B \\ L \times W$	1×1	1 × 1	mm × mm
Chipgröße Chip size	$L \times B \\ L \times W$	1.4×1.4	1.4×1.4	mm × mm
Halbwinkel Half angle	φ	± 60	± 60	Grad deg.

2001-02-22

2



# Kennwerte ( $T_A = 25 \text{ °C}$ ) Characteristics (cont'd)

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value		Einheit Unit
		SFH 2400	SFH 2400 FA	
Dunkelstrom, $V_{\rm R}$ = 20 V Dark current	I <sub>R</sub>	1 (< 5)	1 (< 5)	nA
Leerlaufspannung Open-circuit voltage $E_v = 1000 \text{ lx}$ , Normlicht/standard light A, T = 2856  K $E_o = 1 \text{ mW/cm}^2$ , $\lambda = 870 \text{ nm}$	V <sub>o</sub> V <sub>o</sub>	320	- 320	mV mV
Kurzschlußstrom Short-circuit current $E_v = 1000 \text{ lx}$ , Normlicht/standard light A, T = 2856  K $E_e = 1 \text{ mW/cm}^2$ , $\lambda = 870 \text{ nm}$	I <sub>SC</sub>	10	- 6.0	μA μA
Anstiegs- und Abfallzeit des Fotostromes Rise and fall time of the photocurrent $R_{\rm L} = 50 \ \Omega; V_{\rm R} = 20 \ {\rm V}; \ \lambda = 850 \ {\rm nm}; I_{\rm p} = 800 \ {\rm \mu A}$	t <sub>r</sub> , t <sub>f</sub>	5	5	ns
Durchlaßspannung, $I_{\rm F}$ = 80 mA, $E$ = 0 Forward voltage	$V_{F}$	1.3	1.3	V
Kapazität, $V_{R} = 0 V, f = 1 MHz, E = 0$ Capacitance	C <sub>0</sub>	36	36	pF
Temperaturkoeffizient von $V_{\rm O}$ Temperature coefficient of $V_{\rm O}$	TC <sub>V</sub>	- 2.6	- 2.6	mV/K
Temperaturkoeffizient von $I_{\rm SC}$ Temperature coefficient of $I_{\rm SC}$ Normlicht/standard light A $\lambda = 870$ nm	TC <sub>1</sub>	0.18	_ 0.2	%/K
Rauschäquivalente Strahlungsleistung Noise equivalent power $V_{\rm R}$ = 20 V, $\lambda$ = 870 nm	NEP	$2.9 \times 10^{-14}$	2.9×10 <sup>-14</sup>	$\frac{W}{\sqrt{Hz}}$
Nachweisgrenze, $V_{\rm R}$ = 20 V, $\lambda$ = 870 nm Detection limit	D*	3.5 × 10 <sup>12</sup>	$3.5 \times 10^{12}$	$\frac{cm\times\sqrt{Hz}}{W}$

2001-02-22



OHF00309

°C 100

80

 $-T_A$ 

**Total Power Dissipation** 

 $P_{\text{tot}} = f(T_{\text{A}})$ 

140

120 1

100

80

60

40

20

0 L 0

20

40

60

P<sub>tot</sub> mW

#### **Relative Spectral Sensitivity** SFH 2400, $S_{rel} = f(\lambda)$



**Photocurrent**  $I_{\rm P} = f(E_{\rm e}), V_{\rm R} = 5 \text{ V}$ **Open-Circuit Voltage**  $V_{\rm O} = f(E_{\rm e})$ SFH 2400 FA



# **Directional Characteristics**





-λ **Photocurrent**  $I_{P} = f(E_{v}), V_{R} = 5 V$ **Open-Circuit Voltage**  $V_{\rm O} = f(E_{\rm v})$ SFH 2400

800

1000 nm 1200

0

400

600



**Dark Current**  $I_{\mathsf{R}} = f(V_{\mathsf{R}}), E = 0$ 



#### Capacitance $C = f(V_{R}), f = 1 \text{ MHz}, E = 0$



2001-02-22

# **Opto Semiconductors**

4



#### Maßzeichnung Package Outlines



Maße werden wie folgt angegeben: mm (inch) / Dimensions are specified as follows: mm (inch).

#### Published by OSRAM Opto Semiconductors GmbH & Co. OHG Wernerwerkstrasse 2, D-93049 Regensburg © All Rights Reserved. Attention please!

The information describes the type of companent and she

The information describes the type of component and shall not be considered as assured characteristics.

Terms of delivery and rights to change design reserved. Due to technical requirements components may contain dangerous substances. For information on the types in question please contact our Sales Organization.

#### Packing

Please use the recycling operators known to you. We can also help you – get in touch with your nearest sales office. By agreement we will take packing material back, if it is sorted. You must bear the costs of transport. For packing material that is returned to us unsorted or which we are not obliged to accept, we shall have to invoice you for any costs incurred.

**Components used in life-support devices or systems must be expressly authorized for such purpose!** Critical components <sup>1</sup>, may only be used in life-support devices or systems <sup>2</sup> with the express written approval of OSRAM OS. <sup>1</sup> A critical component is a component used in a life-support device or system whose failure can reasonably be expected to cause the failure of that life-support device or system, or to affect its safety or effectiveness of that device or system.

<sup>2</sup> Life support devices or systems are intended (a) to be implanted in the human body, or (b) to support and/or maintain

and sustain human life. If they fail, it is reasonable to assume that the health of the user may be endangered.

2001-02-22





# 7.3 Annexe 3 : Schéma de la carte électronique

# 7.3.1 Schéma des alimentations

#### 2.5V REFERENCE SOURCE







-5V VOLTAGE SOURCE



Liaison des masses





 Title

 Title>
 Size
 Document Number

 A3
 <Doc.</td>

 Date:
 Monday, June 15, 2009
 Sheet
 4 of



# 7.3.2 Schéma du traitement du signal







# 7.3.3 Schéma du secteur digital



# 7.4 Annexe 4 : Mise en plan des propositions de bague

# 7.4.1 Proposition « Surmoulage polymère »







#### HEIG-VD | Grégory Boerio

# 7.4.2 Proposition « Souple »

1	2		3		4	5	6	_
A		C	OUPE A-	A	СС	OUPE B-B		A
в				_	12.80			в
C	B	Tolérances	générales ISO 2768-	0	Rayons non cofé	30°	Revision:	С
		Pieces mou Symboles d Procédé de Tol. gén de Pression d'	lees ISU 8062-Li le soudage soudage soudare ISO 13920- 'essai	Date	Lidiff ene	Hes.so Haute Ecole Spécialisée de Suisse occidentale	heig-vd Haute Ecole d'Ingenierie et de Gestion (TIN) du Canton de Vaud	
		Dessiné Contrôlé Conf. normes Bon pour exé	Boerio Grégory	10.07.2009		Bague soup	le ou rigide	
				Matière:		Nom du fichier (Dessin) interieur_cenglé		· (.)
1	2			Masse:		Echelle:2:1	Feuille 1 de 1	





#### HEIG-VD | Grégory Boerio

# 7.4.3 Proposition « Rigide »



# 7.5 Annexe 5 : Code Matlab « Loi de Kubelka Munk »

```
1 -
       close all
       clc
2 -
3 -
       clear all
4
5
       88
6 -
       g = 0.9;
                         % facteur d'anisotropie pour la diffusion = 0.9 (pour les tissus humains)
7 -
       Z = 0:0.01:2;
                         💲 épaisseur du doigt
8 -
       Zmax = 1.7;
                         % épaisseur maximale du doigt.
9 -
       IO = 230;
                         % Intensité à l'entrée du doigt[mW]
10 -
       FO = IO;
11
12
       % Calcul de la valeur de Tau
13 -
       Ro = (465*10^{(15)});
                                                % Nombre de Particules
14 -
       DeltaMinuscule = 74.11*10^(-14);
                                                % Section de la particule [cm^2]
15 -
       Tau0 = Ro * DeltaMinuscule * Zmax;
                                                % Distance optique maximum
16 -
       Tau = Ro * DeltaMinuscule * Z;
                                                % Distance optique en fonction de l'épaisseur traversée
17
       88
18
19
       % Calcul des coefficients MuA (absorption) et MuS (Diffusuion)
20
       %(MuA = 0.375 +- 0.05) (MuS = 150 +- 26.8)
21
       % selon la méthode des sphère intégratrices.
22
23 -
      MuA = 0.375:
24 -
       MuAmin = 0.325;
25 -
       MuAmax = 0.435;
26
27 -
       MuS = 150;
28 -
       MuSmin = 123.2;
       MuSmax = 176.8:
29 -
30
31
       % valeurs finales utilisées dans la détermination des flux.
32 -
       MuAf = 24:
33 -
       MuSf = 150;
34
35
       🚯 Détermination des coefficients K et S par itération, suite aux points de
36
       % mesures par la photodiode. (cf. 4.4.7)
37
       % Les points à interpoler (converti en log) sont: [10^0.18;10^-3.3] et [10^024;10^-3.9]
38
39
       % Coefficients obtenus:
40 -
       к = 0.00001
       S = (3*K/8)*(MuSf/MuAf)
41 -
42
43
44
       % Valeurs de Aplpha+ et Alpha-
45 -
       AlphaP = sqrt(K*(K+2*S));
46 -
       AlphaM = -AlphaP;
47
48
40
       % Valeurs de A+ et A-
       Ap = (AlphaP + (K+S))/S;
50 -
       Am = 1/Ap;
51 -
52
53
       88
54
55
       %Détermination des constantes
56
57 -
       Delta = Am*exp(AlphaM*TauO)-Ap*exp(AlphaP*TauO);
58 -
       C1 = (Am*exp(AlphaM*TauO) / Delta) *IO;
59 -
       C2 = (-Ap*exp(AlphaP*TauO)/Delta)*IO;
60
61
       %Intensité du flux transmis et diffusé selon l'épaisseur
62
63 -
       FluxIncident = C1*exp(AlphaP*Tau) + C2*exp(AlphaM*Tau);
64 -
       FluxRevenant = C1*Ap*exp(AlphaP*Tau) + C2*Am*exp(AlphaM*Tau):
65
66
       %graphique exprimant le fux transmis et le flux diffusé
67
68 -
       figure(1)
69 -
       plot (Z,FluxIncident,'b', Z,FluxRevenant,'r')
70 -
       grid;
71 -
       title ('Intensité du flux transmis et du flux diffusé en fonction de l''épaisseur traversée')
72 -
       xlabel('Epaisseur du doigt [cm]')
73 -
       ylabel('intensité du Flux [mW] ')
74 -
       legend('Flux transmis', 'Flux diffusé');
75
```
## 8 Journal de travail

Date	Durée [h]	Travail effectué	
24.03.2009	3	Explications du travail par Mr Zago	Semaine 1
		Discussion du travail effectué jusqu'ici avec Mr Pelet et Mr Varotto	18
		Lecture du travail de semestre de Mr Pelet	
25.03.2009	4.5	Lecture du travail de semestre + diplôme de Mr Pelet	
		Lecture du travail de diplôme de Mr Guidoux	
		Explications de Mr Pelet sur son montage et analyse des signaux	
26.03.2009	8.5	Lecture du travail de diplôme de Mr Guidoux	
		Recherche Internet sur l'utilisation de la lumière dans le domaine médical	
27.03.2009	2	Recherche Internet et rapport sur l'utilisation de la lumière dans le domaine médical	
03.03.2009	1.5	Recherche Internet et rapport sur l'utilisation de la lumière dans le domaine médical	Semaine 2
		Lecture d'articles	17.5
04.03.2009	6	Lecture d'articles et rapport	
		Théorie de Mr. Varotto sur Microcontroleur	
05.03.2009	6	Démonstration de soudure par Mr Pelet	
		Lecture d'article pléthysmographie, Texas et rapport	
		Explication de Mr Varotto sur la suite du travail: Orientation miniaturisation	
06.03.2009	4	Travail sur Microcontroleur MSP430	
09.03.2009	1.5	Travail sur Microcontroleur MSP430	Semaine 3
10.03.2009	4	Travail sur Microcontroleur MSP430	17.5
11.03.2009	6	Travail sur Microcontroleur MSP430	
12.03.2009	6	Travail sur Microcontroleur MSP430	
17.03.2009	3	Discussion avec Mr Zago (plan d'étude)	Semaine 4
		Recherche d'idées pour le prototype	19
		Résumé du travail de Mr Pelet et Guidoux	
18.03.2009	6	Résumé travail de Mr Pelet et Guidoux	
19.03.2009	6	Recherche sur les LED	
		Explications de Mr Pelet sur la carte électronique et résumé	
20.03.2009	4	Rapport sur carte électronique	
24.03.2009	4	Correction du résumé sur la carte électronique + recherche sur les LED	Semaine 5
25.03.2009	7	Recherche sur les LED + développement des propositions pour la bague	15
26.03.2009	4	Développement des propositions pour la bague + rapport	
31.03.2009	2	Développement des propositions pour la bague	Semaine 6
01.04.2009	7.5	Développement des propositions pour la bague	17
02.04.2009	2	Lecture du travail de diplôme de Monsieur Pelet	
03.04.2009	5.5	Développement des propositions pour la bague (SW)	

heig-vd Haute Ecole d'Ingénierie et de Gestion du Canton de Vaud

07.04.2009	4	Développement des propositions pour la bague (mise en plan SW)	Semaine 7
08.04.2009	8.5	Commande de LED + mise en plan SW	16.5
09.04.2009	4	Recherche de fournisseurs pour LED SMD + rapport	
		Vacances de Pâques	
22.04.2009	8	Création d'un prototype en Siligomme, recherche de composants SMD	Semaine 9
		Explications de la carte par Mr Pelet	16
23.04.2009	4	Recherche de composants SMD	
24.04.2009	4	Installation d'Orcad et bref introduction de Mr Pelet	
27.04.2009	5	Préparation du PCB de la bague (Orcad) + recherche de composants SMD	Semaine 10
28.04.2009	8	Préparation du PCB de la bague (Orcad) + recherche de composants SMD	13
		Création de la procédure de test	
		Défense Orale de Monsieur Pelet	
05.05.2009	3	Correction de la procédure de test + création d'un nouveau proto (siligomme)	Semaine 11
		Evaluation des propositions pour la bague	17.5
06.05.2009	9.5	Création des PCB (circuit souple et rigide) sur Orcad	
		Amélioration de la procédure de test	
		Amélioration du prototype	
07.05.2009	5	Montage des circuits imprimés + amélioration du prototype	
12.05.2009	4	Montage des circuits imprimés, tests et corrections	Semaine 12
13.05.2009	7	Montage des circuits imprimés, tests et corrections	17
14.05.2009	6	Tests et corrections du prototype + préparation pour circuit souple	
18.05.2009	3.5	Montage des circuits imprimés souples, tests et corrections	Semaine 13
19.05.2009	4	Création d'un nouveau prototype (tuyau) + amélioration des circuits souples	18.5
20.05.2009	7	Tests + préparation des circuits souples	
22.05.2009	4	Rapport	
		Ascension	
25.05.2009	3.5	Correction des Layout pour le circuit souple	Semaine 14
26.05.2009	4	Recherche de circuits souples sensibilisés + rapport	19.5
27.05.2009	6	Recherche de fournisseurs pour circuit souple + rapport	
28.05.2009	6	Recherche de fournisseurs pour circuit souple (mail) + réalisation des fichiers Gerber	
02.06.2009	4	Commande des circuits imprimés souples + rapport	Semaine 15
03.06.2009	8.5	Préparation d'un circuit imprimé + rapport + recherche anatomique de la main	15.5
	Forum HES		
05.06.2009	3	Recherche de lois pour déterminer l'absorption lumineuse du doigt	

Haute Ecole d'Ingénierie et de Gestion du Canton de Vaud

heig-vd

ions de la carte 22.5 udure PCB Semaine 21 vix des tests de validation Semaine	17
udure PCB Semaine 21 vix des tests de validation Semaine	17
udure PCB Semaine 21 vix des tests de validation Semaine	17
udure PCB Semaine 21 vix des tests de validation Semaine	17
21 vix des tests de validation Semaine	
oix des tests de validation Semaine	
Semaine	
Semaine	
Semaine	
	18
courant pour la LED 48.5	
ebugg carte	
Semaine	19
54.5	
debriefing avec Mr Zago Semaine	20
45.5	
Semaine	20
24	
-	debriefing avec Mr Zago Semaine 45.5 Semaine 24

Total [h] 453.5