

Filière Systèmes industriels

Orientation Infotronics

Projet de diplôme 2013

Igor Petrovic

*Biométrie basée sur la reconnaissance
des veines de la main*

Professeur

Pierre Roduit

Sion, le 12 juillet 2013

HES-SO Valais

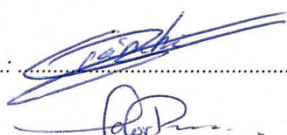
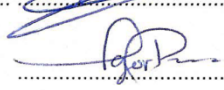
SI	TV
X	X

Données du travail de diplôme
Daten der Diplomarbeit

FO 1.2.02.07.AB
 pof/31/01/2009

<input checked="" type="checkbox"/> FSI <input type="checkbox"/> FTV	Année académique / Studienjahr 2012/13	No TD / Nr. DA it/2013/23
Mandant / Auftraggeber <input type="checkbox"/> HES—SO Valais <input type="checkbox"/> Industrie <input checked="" type="checkbox"/> Etablissement partenaire IDIAP	Etudiant / Student Igor Petrovic <hr/> Professeur / Dozent Pierre Roduit	Lieu d'exécution / Ausführungsort <input checked="" type="checkbox"/> HES—SO Valais <input type="checkbox"/> Industrie <input type="checkbox"/> Etablissement partenaire
Travail confidentiel / vertrauliche Arbeit <input type="checkbox"/> oui / ja ¹ <input checked="" type="checkbox"/> non / nein	Expert / Experte (données complètes) Sébastien Marcel IDIAP Rue Marconi 19 1920 Martigny	

Titre / Titel <p style="text-align: center;">Biométrie basée sur la reconnaissance des veines de la main</p>
Description et Objectifs / Beschreibung und Ziele <p>La reconnaissance des veines de la main est une nouvelle technique biométrique pour identifier des personnes.</p> <p>L'objectif de ce projet sera de réaliser un système d'acquisition portable des veines de la main sans contact, afin de pouvoir acquérir une base de données d'images de structures veineuses. Ce projet permettra de collaborer avec l'IDIAP pour l'utilisation de leurs algorithmes de classification d'images de la structure veineuse de la main.</p> <p>Les différentes phases de ce projet seront :</p> <ul style="list-style-type: none"> – Optimisation des paramètres d'acquisitions – Réalisation d'un système d'acquisition portable – Acquisition d'une base de données d'images – Développement d'une première version d'un algorithme d'authentification.

Signature ou visa / Unterschrift oder Visum Resp. de la filière Leiter des Studieng.:  ¹ Etudiant/Student: 	Délais / Termine Attribution du thème / Ausgabe des Auftrags: 13.05.2013 Remise du rapport / Abgabe des Schlussberichts: 12.07.2013 Expositions / Ausstellungen Diplomarbeiten: 28 – 30.08.2013 Défense orale / Mündliche Verfechtung: Semaine Woche 36
---	---

¹ Par sa signature, l'étudiant-e s'engage à respecter strictement le caractère confidentiel du travail de diplôme qui lui est confié et des informations mises à sa disposition.

Durch seine Unterschrift verpflichtet sich der Student, die Vertraulichkeit der Diplomarbeit und der dafür zur Verfügung gestellten Informationen zu wahren.

Rapport reçu le / Schlussbericht erhalten am Visa du secrétariat / Visum des Sekretariats

Table des matières

1	Introduction	3
2	Domaine d'application	4
3	Fonctionnalité biométrique.....	4
3.1	Physique des ondes optiques	4
3.2	Test de fiabilité	7
4	Etat de l'art	8
4.1	Ahmed M.Badawi.....	8
4.2	Andrew Teoh Beng Jin	9
4.3	Goh Kah Ong Michael, Tee Connie et Andrew Beng Jin Teoh [11].....	10
4.4	Yingbo Zhou et Ajay Kumar [12]	11
4.5	Junichi Hashimoto [13]	12
5	Acquisition.....	13
5.1	Tests préliminaires.....	13
6	Caméra	14
7	Test et conclusion de la configuration.....	16
7.1	Choix du diffuseur	17
7.1.1	Diffuseur en téflon de 0.3mm.....	17
7.1.2	Diffuseur en téflon de 1mm.....	18
7.2	Choix des LEDs.....	18
7.2.1	LEDs 770nm, disposition circulaire	18
7.2.2	LEDs 880nm.....	19
7.2.3	LEDs 940nm.....	19
7.3	Choix des filtres.....	20
7.4	Conclusion des tests effectués	20
7.4.1	Image 23 : 940nm et filtre 880nm BP	20
7.4.2	Image 20 : LEDs 940nm et filtre 850nm LP	21
7.4.3	Image 20 : LEDs 880nm et filtre 880nm BP	21
7.4.4	Image 11 : LEDs 880nm et filtre 850nm LP	22
7.4.5	Image 6 : LEDs 770nm et filtre 780nm LP	22
7.4.6	Image 2 : LEDs 770nm et filtre 695nm LP	23
7.4.7	Récapitulatif des tests	23
7.5	Exceptions observées.....	24
7.5.1	Lumière blanche	24
7.5.2	Type de peau.....	25
8	Conception.....	26
8.1	Design et matériels	26
8.2	Système électrique et commande	27
8.2.1	Fonctionnalité	27
8.3	Prétraitement d'images	31
8.3.1	Qt et OpenCV	31
8.3.2	Base de données d'image	34
9	Finalisation.....	36

10	Conclusion	37
11	Date et Signature	38
12	Bibliographie.....	39
13	Annexes.....	I
13.1	Spectre des LEDs et lampe halogène à travers les différents filtres	I
13.2	Mesures des contrastes de différentes configurations LEDs + filtre + diffuseur.....	II
13.3	Comparaison des capteurs CCD en fonction de l'efficacité quantique	IV
13.4	Filtre	IV
13.4.1	Filtre 850nm LP	IV
13.4.2	Filtre 880nm BP	V
13.4.3	Filtre 920nm LP	V
13.5	Images tests de configuration	VI
13.5.1	LEDs 770 et filtre 695nm	VI
13.5.2	LEDs 770nm et filtre 780nm	VII
13.5.3	LEDs 880nm et filtre 850nm LP	VIII
13.5.4	LEDs 880nm et filtre 880nm BP	X
13.5.5	LEDs 940nm et filtre 850nm LP	XI
13.5.6	LEDs 940nm et filtre 880nm BP	XII
13.5.7	Halogène avec un filtre 850nm LP	XIV
13.5.8	Halogène avec le filtre 880nm BP	XV
13.5.9	LEDs 940nm avec filtre 920nm LP	XVI
13.6	Déroulement de la capture d'image.....	XVIII
13.7	Points importants pour l'extraction de l'image à traiter	XIX
13.8	Schéma électriques de commandes des LEDs et alimentation en +5V	XX
13.9	Pièces du système	XXI
13.9.1	Le_fond.....	XXI
13.9.2	Partie_latérale_1	XXII
13.9.3	Partie_latérale_2	XXIII
13.9.4	Partie_latérale_3	XXIV
13.9.5	Couvercle.....	XXV
13.9.6	Pièce_du_support.....	XXVI

1 INTRODUCTION

L'authentification consiste à apporter et à contrôler la preuve de l'identité d'une personne, de l'émetteur d'un message, d'un logiciel, d'un serveur logique ou d'un équipement. Plusieurs techniques d'identification des personnes s'appuient sur la biométrie qui désigne au sens large l'étude quantitative des êtres vivants. Plus besoin dans ce cas de se soucier des mots de passe, l'être humain devient lui-même la clé des systèmes de sécurité.

La reconnaissance des veines de la main est une de ces techniques d'authentification biométrique.

Dans les années 1980, les scientifiques se sont rendu compte que le réseau veineux est propre et unique à chaque individu, même dans le cas de vrais jumeaux. L'un des premiers systèmes d'authentification à l'aide des veines a été mis au point par l'ingénieur britannique Joe Rice en 1984 [1].

Depuis longtemps, l'identification sans faille d'une personne est recherchée. Plusieurs tests existent déjà comme la reconnaissance du visage, de la voix, des veines de la main et de l'iris qui est d'ailleurs la solution la plus précise avec celle de l'empreinte digitale. Mais beaucoup de ces tests sont utilisés uniquement dans le cadre d'une sécurité à haut niveau. La biométrie, principalement basée sur la reconnaissance des veines de la main, est un moyen discret et hygiénique d'authentification, car il n'y a aucun contact avec le dispositif de contrôle.

Les parts du marché des différentes technologies en 2007 [2] sont présentées ci-dessous (Figure 1). Le système intégré d'identification automatique d'empreintes digitales (IAFIS) est une identification automatique du système national d'histoire criminelle gérée par le bureau fédéral d'investigation. Dans le future, le marché pour le système d'authentification des veines est susceptible de s'accroître jusqu'à 10% d'ici 2015.

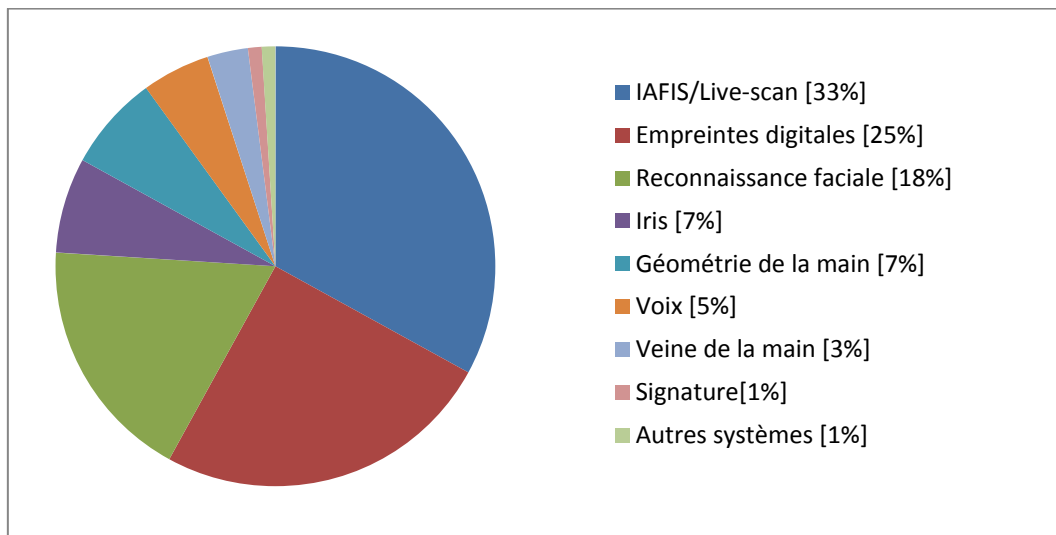


Figure 1: Différentes technologies concernant l'authentification biométrique en 2007

2 DOMAINE D'APPLICATION

Grâce à sa fiabilité et à son niveau élevé de protection, l'authentification biométrique par les veines de la main peut être utilisée dans un grand nombre de domaines. Il est également envisageable d'appliquer cette méthode d'authentification à titre privé. La main devient dès lors une clé pour franchir un portique de sécurité, activer l'éclairage de son poste de travail, démarrer son ordinateur, accéder à son logement ou même démarrer sa voiture.

Contrairement à la reconnaissance par empreintes digitales, l'authentification biométrique des veines de la main peut répondre à des critères stricts en termes de politique de confidentialité des données personnelles. Il est donc possible d'unifier les informations dans une base de données accessible par toutes les machines ayant l'autorisation. Tout cela dans le but de mieux protéger les données contre différents types d'attaques.

3 FONCTIONNALITÉ BIOMÉTRIQUE

3.1 Physique des ondes optiques

Les images vasculaires peuvent être capturées en utilisant des technologies différentes comme le rayon X, l'ultrason et l'infrarouge. Dans le cas de rayon X, une substance dont l'utilisation s'avère nocive doit être injectée. En effet, ces rayons peuvent provoquer le cancer chez les êtres vivants. Avec les ultrasons, une sorte de gel doit être appliqué sur la peau. Cela peut être désagréable dans le cas d'une utilisation courante comme l'authentification d'une porte sécurisée. L'infrarouge est le plus approprié lors d'emploi fréquent car ce système ne nécessite aucun liquide ou gel.

Le système d'authentification des veines de la main fonctionne grâce à une caméra avec un capteur « Charge-Coupled Device » (CCD) qui prend une image de la main. La caméra est dotée d'un filtre de 830nm à 1000nm avec une source lumineuse infrarouge de 880nm à 920nm provenant d'une trentaine de LEDs IR se situant aux extrémités extérieures de la caméra. Le capteur CCD a l'avantage d'être simple à fabriquer et possède également une très bonne sensibilité. D'ailleurs George E. Smith, son inventeur, a remporté le prix Nobel de physique en 2009 pour cette invention. Ce capteur a souvent été utilisé pour des images pointues en astronomie. La Figure 2 montre la composition de la cellule sensible du capteur dans un cas en couleur. Pour chaque pixel une légère tension est émise en fonction de l'énergie quantique des photons.

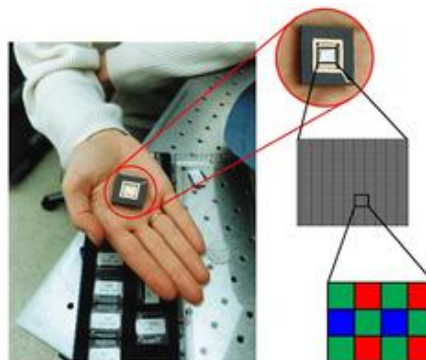


Figure 2: Cellule d'un capteur CCD [3]

Selon la longueur d'onde de la lumière et la structure superficielle de la peau, la lumière se comporte différemment. La lumière est soit réfléchiée, soit absorbée par la peau. Lors de la diffusion, la lumière percute contre les différentes couches de la peau ou ressort après quelques rebonds. Quant à l'absorption, elle se termine sous la forme d'énergie, donc la chaleur. Le rayonnement infrarouge pénètre dans la peau d'environ 3.5mm à une longueur d'onde de 850nm et génère un échauffement des muscles et des organes internes. Cette chaleur infrarouge provoque une réponse du corps par une augmentation hypodermique de la circulation sanguine, ce qui provoque même plusieurs bienfaits pour la santé [4]. La peau humaine a une réfraction de 1.55 dans les longueurs d'ondes 400-700nm et elle émet de l'infrarouge d'environ 10mW/cm² dans le spectre de l'infrarouge de 3000nm à 14000nm. Dans la Figure 3, les interactions de la lumière avec la peau sont présentées.

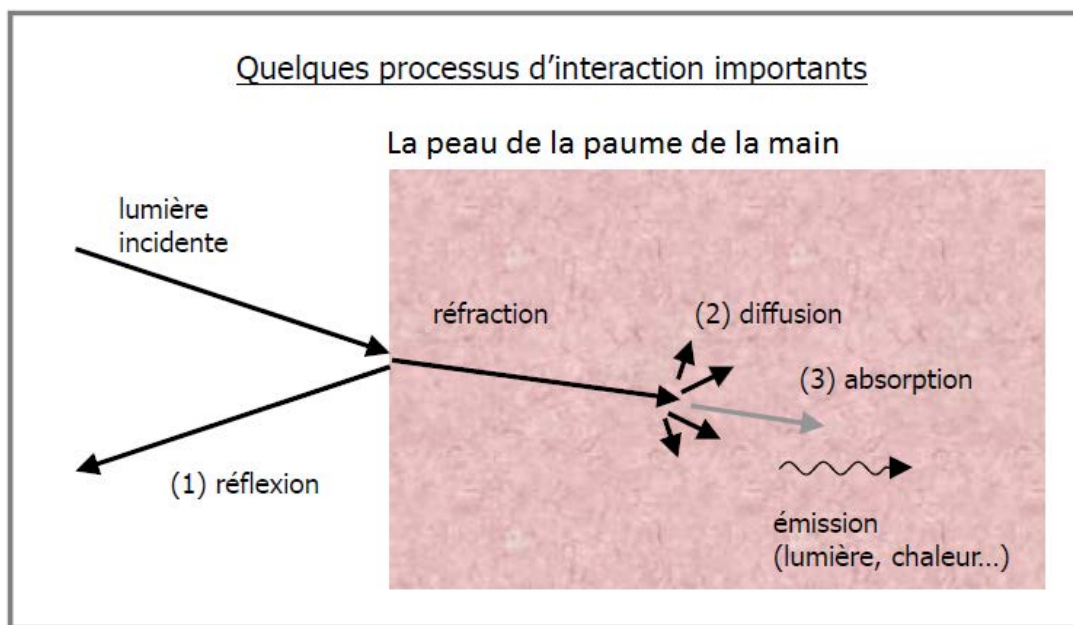


Figure 3: Processus interaction de la lumière [5].

Les veines, étant seulement à 1.5 voire 3.5mm sous la peau dans la couche hypodermique, réagissent différemment à la lumière que la peau. En effet, les veines et les artères sont des absorbants de lumière contrairement à la peau qui elle la renvoie. Grâce à ce phénomène, on peut obtenir un grand contraste et une image précise de la localisation des veines. Le graphique de la Figure 4 montre la profondeur de pénétration de l'infrarouge dans la peau humaine suivant la longueur d'onde, avec un maximum de 3.7mm de pénétration à une longueur d'onde de 1200nm [6]. Le trait bleu présente la profondeur de pénétration pour une longueur d'onde de 940nm. Cette valeur est choisie pour sa compatibilité avec la caméra choisie dans le cadre de ce projet.

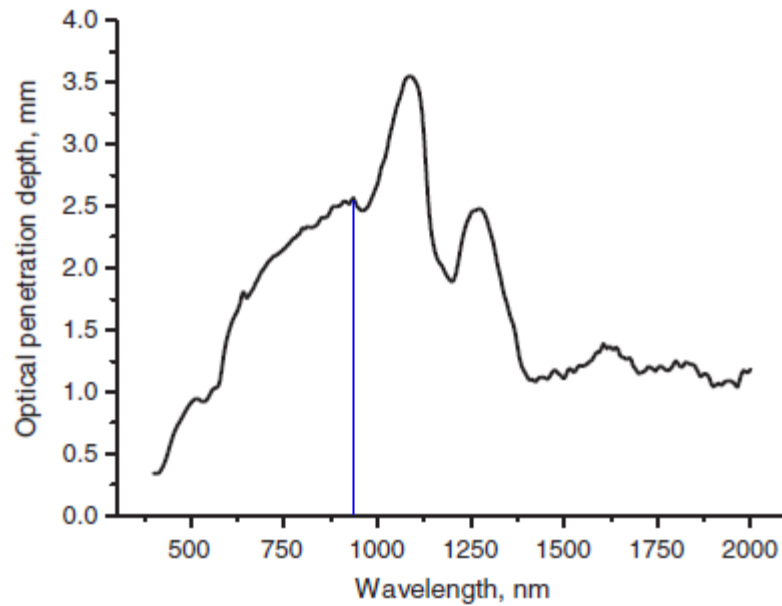


Figure 4: Pénétration de l'infrarouge dans la peau.

L'hémoglobine est une protéine présente dans les globules rouges du sang qui absorbe la lumière. C'est donc suivant ses caractéristiques que dépendra le signal. La Figure 5 montre les crêtes des longueurs d'onde où les hémoglobines ont la plus grande absorption. Etant donné que la peau réfléchit la lumière visible, il est nécessaire de se situer dans des longueurs d'onde infrarouge. C'est la raison pour laquelle il est préférable de ne pas travailler avec la longueur d'ondes des crêtes maximum d'absorption de la Figure 5 mais à partir de 800nm. De plus, l'oxyhémoglobine (artère en trait bleu) est bien plus absorbante que la dés-oxyhémoglobine (veine en trait rose). Le trait rouge présente la longueur d'onde la plus favorable au niveau software et hardware qui va être expliqué pas la suite du rapport.

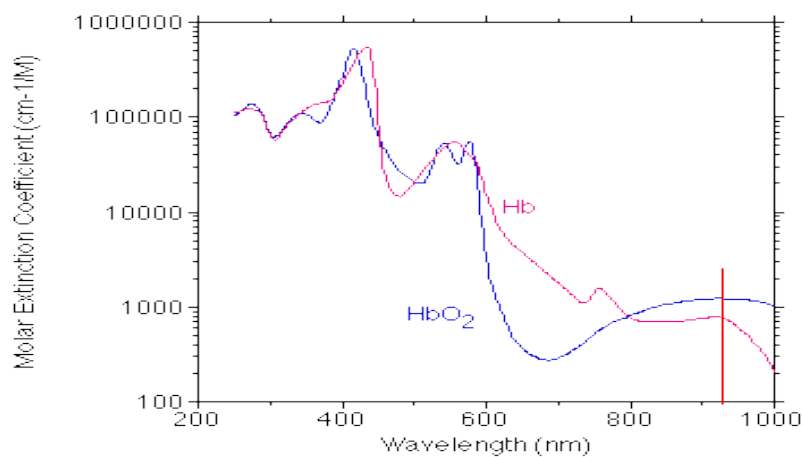


Figure 5: Absorption des hémoglobines oxygénées (bleu) et non oxygénées (rose) en fonction de la longueur d'onde. [5]

3.2 Test de fiabilité

PalmSecureTM [7], un système d'authentification, fonctionne avec la technologie infrarouge proche pour reconnaître le motif complexe des veines de la paume.

Dans un premier temps, le sang enrichi en oxygène circule vers les vaisseaux de la paume, puis il retourne avec une quantité réduite d'oxygène vers le cœur.

A une longueur d'onde d'env. 760 nm, le sang avec un faible taux d'oxygène, coulant dans les veines, absorbe la lumière infrarouge du capteur PalmSecureTM. Le motif de la veine est capturé par la caméra infrarouge à grand angle. Une image codée brut est ensuite générée dans le capteur et est transmise par l'intermédiaire d'une interface USB 2.0 à la librairie d'authentification (habituellement stockée sur un serveur ou similaire). La librairie d'authentification convertit l'image brute à un modèle, qui est ensuite codé et archivé. On trouve aussi des appareils qui combinent deux systèmes d'identification avec la possibilité d'utiliser la paume et les empreintes digitales. Ceux-ci permettent d'augmenter les chances d'identification et de diminuer le temps d'attente de réponse.



Figure 6: PalmEntry (gauche) mis au point par Fujitsu et PalmSecure (droite).

Après l'acquisition de l'image des veines de la main, il est nécessaire de la comparer avec l'image originale stockée dans une base de données. Le résultat de la comparaison est ensuite caractérisé par deux indices : le FAR (False Accept Rate) et le FRR (False Reject Rate). Ces paramètres sont les critères d'authentification biométrique les plus importants pour ce genre d'appareil. Le taux de FAR indique la probabilité qu'un utilisateur soit reconnu comme quelqu'un d'autre. Le taux de FRR indique la probabilité qu'un utilisateur connu soit rejeté. Les deux indices sont dépendants. En effet, si on augmente la probabilité de l'un, on diminue celle de l'autre.

Dans le cas du réseau veineux, il est très difficile de frauder. Pour dupliquer les veines de la main il faut soit avoir accès à la base de données, soit prendre une photo directement sur la personne vivante. Le facteur limite se trouve au niveau du FAR. En effet, il est plus important de limiter l'accès à une personne inconnue que de bloquer une personne connue. Dans le cas où une personne connue est rejetée, elle a toujours la possibilité de réessayer l'authentification.

Selon Fujitsu, qui a comparé 140'000 paumes de main, soit 70'000 individus, le FAR est de moins de 0.00008 % [8] et le FFR est de 0.01 %. Ceci dépend cependant de la précision de l'appareil. Cette entreprise a mis au point plusieurs appareils tels le PalmSecure et le PalmEntry. Le premier peut être utilisé pour sécuriser les ordinateurs et le second pour les entrées. La Figure 6 montre les produits finis et commercialisés par Fujitsu.

4 ETAT DE L'ART

Plusieurs systèmes de biométrie des veines de la main sont disponibles à ce jour. Lors de ce travail, 5 différentes façons d'appréhender les problèmes seront comparés et analysés selon plusieurs publications scientifiques.

4.1 Ahmed M.Badawi

Cette méthode a été établie par Ahmen M.Badawi [9], ingénieur en biométrie de l'université de Tennessee (USA). Comme le montre la Figure 7 (droite), en maintenant le support dans la main, on a une position désirée pour la capture de l'échantillon.

Ce système fonctionne avec une caméra CCD sensible dans l'infrarouge vers les 1100nm (entre 700 et 1400nm) et il utilise 24 LEDs ayant une longueur d'onde crête de 750nm. Le filtre utilisé est un Hoya RM90 filtrant à partir de 750nm. Pour avoir une image satisfaisante, la peau doit être lisse et légèrement étirée. Dans ce cas, le dos de la main est analysé car on estime que ce côté contient moins de blessures et de nervures. La figure ci-dessous (Figure 7 à gauche) montre un échantillon de ces mesures.

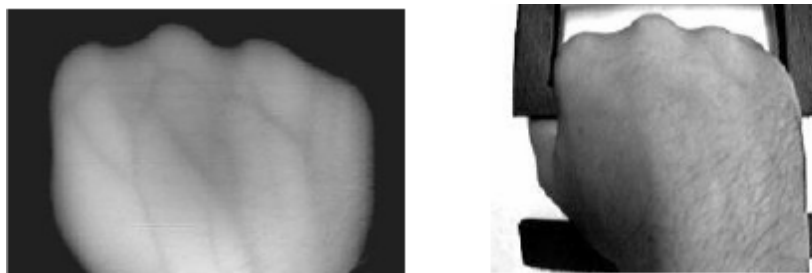


Figure 7: Echantillon d'images du dos de la main (gauche), son support (droite).

Après l'acquisition de la photo de la main, la deuxième étape est de détecter les veines sur l'image infrarouge acquise. L'étape de détection de l'arbre de la veine comprend quatre étapes :

- Segmentation de la région de la main (a) (localiser et supprimer l'arrière-plan de la région d'intérêt)
- Lissage et réduction du bruit (b)
- Segmentation local pour la séparation des veines principales (c)
- Post traitement (d)

La Figure 8 montre les étapes en image.

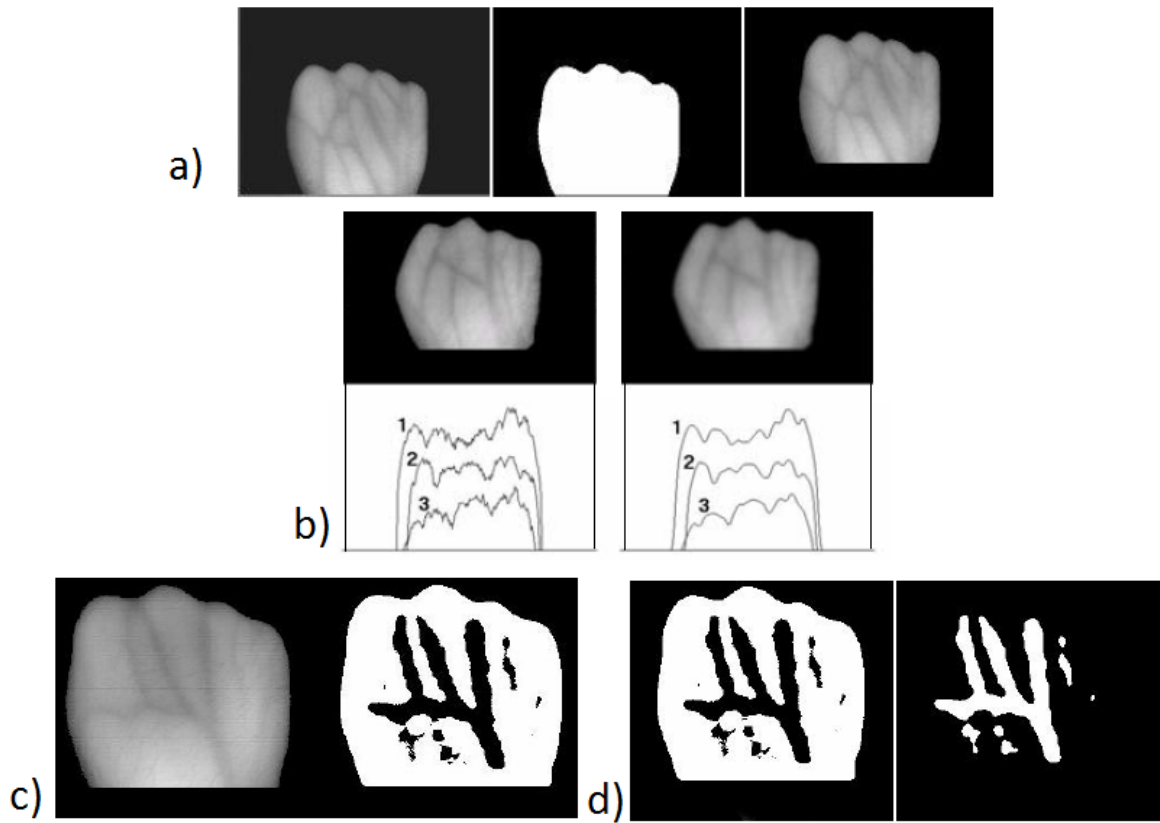


Figure 8: Les étapes à suivre depuis l'acquisition de l'image jusqu'à la comparaison.

4.2 Andrew Teoh Beng Jin

Cette méthode a été établie par Andrew Teoh Beng Jin [10], ingénieur en électronique de l'université de Yonsei de la Corée du sud. Il utilise des caméras CCD sensibles à l'infrarouge comme Takeda système NC300AIR, JAI CV-M50 IR ou encore Hitachi KP-F2A pour capturer des images de veines. Des LEDs infrarouges avec la longueur d'onde de 850nm à 880 nm ont été utilisées comme source de lumière. Pour la coupure de la lumière visible, des filtres IR avec différentes longueurs d'onde de coupure ont été utilisés (de 800nm à 900nm). On voit dans la figure ci-dessous (Figure 9) un prototype de cette réalisation.

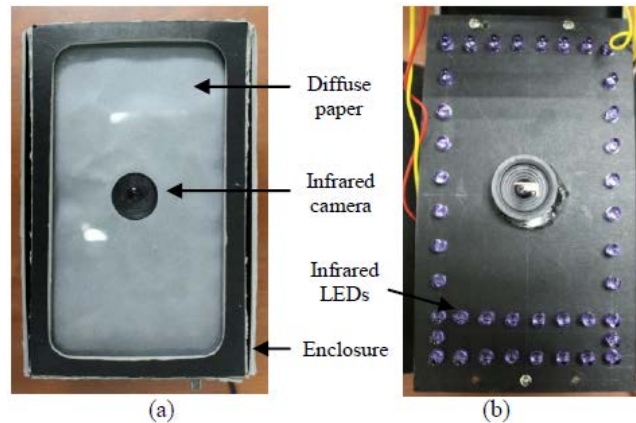


Figure 9: Configuration matérielle pour le dispositif d'acquisition d'image.

Dans cette approche, la vérification de la base de données recueillie contenant 500 personnes. Pour chaque personne, 5 photos de la main droite et 5 pour la main gauche ont été prises. Cette étude a eu un résultat de FAR de 0.03% et de FRR de 7.84%.

4.3 Goh Kah Ong Michael, Tee Connie et Andrew Beng Jin Teoh [11]

Ces ingénieurs, travaillant en multimédia à l'Université de Yonsei à Malaysia, ont développé un système qui est légèrement différent de ceux expliqués précédemment. Pour augmenter la rapidité et la fiabilité d'authentification, l'appareil se structure sur une photo de la paume et les veines de la main pour augmenter les chances de trouver plus facilement et efficacement un individu. Afin d'obtenir une image claire de la structure vasculaire de la paume, ils proposent une technique de traitement d'image intitulé crête d'amélioration locale (LRE : local ridge enhancement). Cette méthode permet d'améliorer la performance globale du système de reconnaissance des veines de la paume. Dans la Figure 10, on constate que l'image avec le traitement LRE a un contraste plus élevé que l'image d'origine.

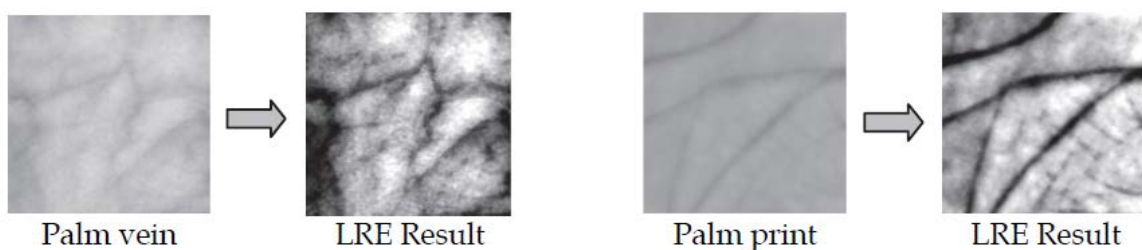


Figure 10: Photos de la paume et des veines de la main avec une amélioration LRE.

Ce système fonctionne avec les mêmes caméras que celles utilisées dans le système d'Andrew Teoh Beng Jin avec un filtre IR de 900nm et des LEDs de 880 à 920nm. Ils ont une image nette à une distance de 25cm de la source. Les deux caméras et le diffuseur de lumière sont utilisés pour avoir une bonne homogénéité sur la surface de la paume de la main (voir ci-dessous Figure 11).

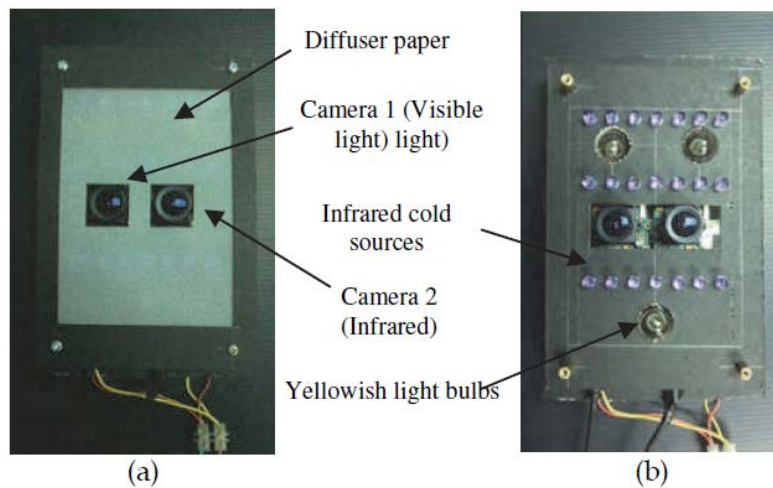


Figure 11: (a) Dispositif d'acquisition de l'image avec le diffuseur. (b) un dispositif d'acquisition d'image sans le diffuseur.

4.4 Yingbo Zhou et Ajay Kumar [12]

Ce système est un bon exemple de traitement d'image avec une source lumineuse infrarouge de 850nm et une caméra CCD (Figure 12). Pour obtenir le résultat présenté ci-dessous, l'image doit être divisée en 32 blocs chevauchés. La valeur grise moyenne de ces blocs est soustraite de l'image principale. On obtient ainsi une image claire, très contrastée.

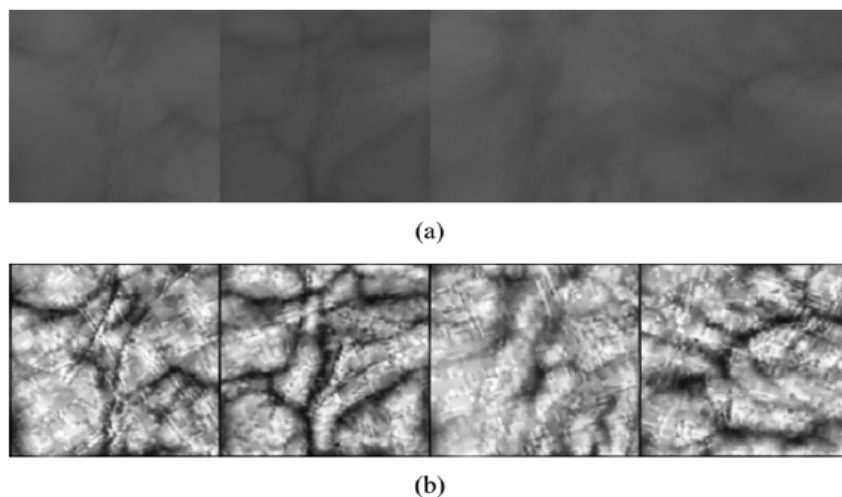


Figure 12: Image traitée pour ressortir d'avantage le réseau veineux.

4.5 Junichi Hashimoto [13]

L'authentification des veines des doigts est une autre solution. Dans ce cas, la photo des veines est prise sur les deux premières phalanges des doigts gauche ou droit. On trouve toujours une caméra CCD sensible à l'infrarouge proche et des LEDs dont la longueur d'onde varie entre 700 et 1000nm. La Figure 13 montre le système sous deux angles différents. Soit on travaille avec la réflexion de la lumière sur la peau et, dans ce cas, l'émetteur et le récepteur se trouvent côte à côte, soit la lumière traverse le doigt et le récepteur se trouve sur le côté opposé. Les deux systèmes sont figurés ci-dessous (Figure 13).

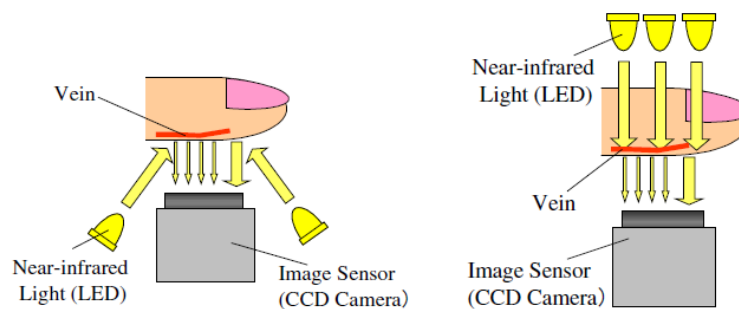
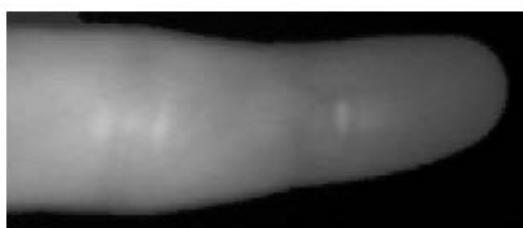
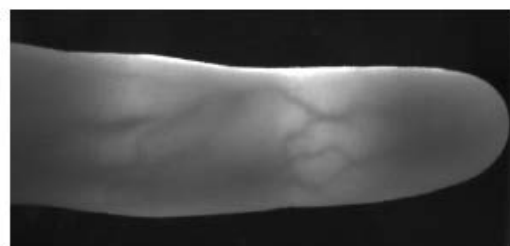


Figure 13 : Méthode avec la réflexion à gauche et celui de la transmission à droite

Suite à différents tests, il a été observé que le mode de réflexion est moins fiable que celui de la transmission. Les images ci-dessous (Figure 14) l'illustrent bien. La précision de l'authentification du système est inférieure à 0,01% en FRR (False Rejection Rate), et moins de 0,00002% FAR (False Acceptance Rate).



(a) Imaging using Reflecting Light



(b) Imaging using Transmitting Light

Figure 14: Tests réalisés avec les deux types de lecteur.

5 ACQUISITION

5.1 Tests préliminaires

Les premiers tests en laboratoire ont permis d'identifier des problèmes de capteurs de caméra qui n'étaient pas assez sensibles dans l'infrarouge proche. Tout de même, quelques photos ont pu être réalisées où la visualisation des veines du côté extérieure de la main est possible. Plusieurs filtres et LEDs IR ont été testés pour obtenir une légère image des veines de la main. Les images ci-dessous (Figure 15) montrent le contraste des veines de la main.



Figure 15: Image prise avec un filtre 830nm et LED 880nm, 1280x720

Pour le test, une caméra d'ImagingSource a été employée avec un capteur Aptina CMOS MT9P031 de 1/2.5". La source principale provenait de LEDs 880nm avec une puissance de lumière de 80 mW/Sr par LED et un filtre de 830nm. Le graphique de la figure 16 montre que le capteur ne permet pas d'arriver aux résultats souhaités. En effet, il arrive seulement à 7% d'efficacité pour une longueur d'onde de 880nm. Dans la Figure 17, le filtre se comporte en passe-bande et laisse passer à 830nm pour ensuite couper vers 2800nm dans les infrarouges proches.

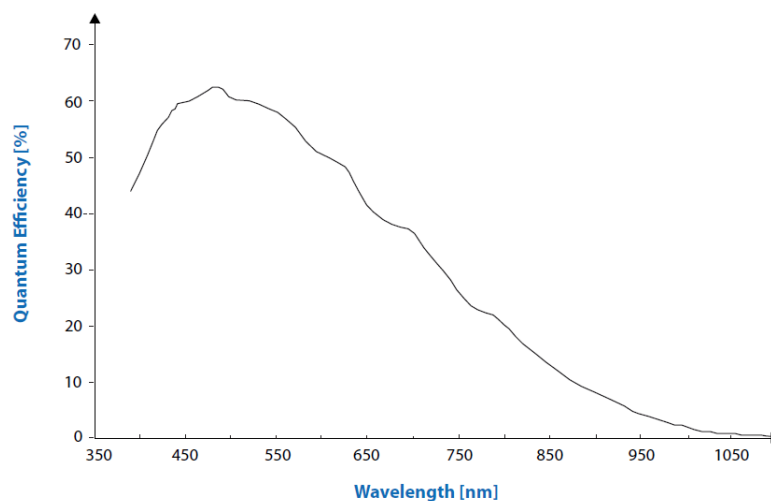


Figure 16: Sensibilité de la caméra avec un capteur CMOS MT9P031 [14].

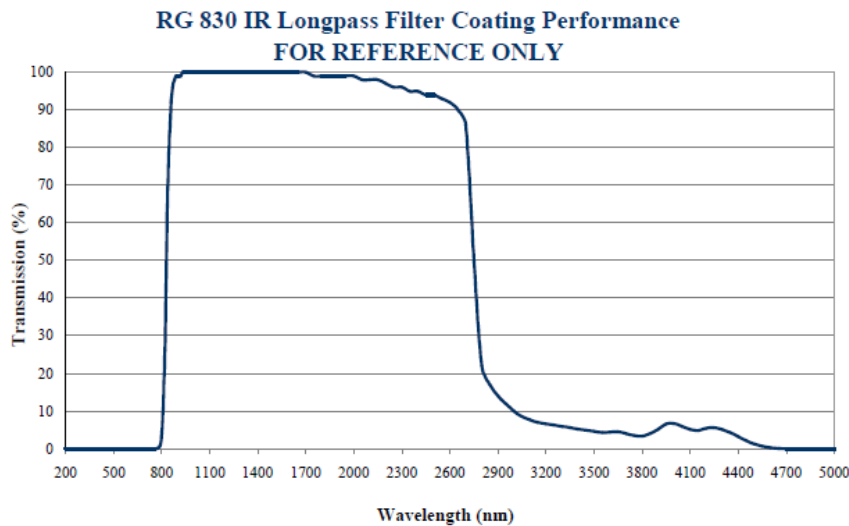


Figure 17: Filtre IR 830nm de l'entreprise Edmund Optics [15].

6 CAMÉRA

Les caméras utilisant la technologie CCD [16] sont les plus utilisées pour les sources de lumière avec une longueur infrarouge proche à lointaine (700nm à 1mm). En effet, son capteur est le plus sensible dans cette zone de spectre. De plus, le système est doté d'un objectif permettant de calculer la focale et ainsi d'obtenir une image nette à une certaine distance.

L'équation mathématique pour trouver la focale est définie dans l'équation ci-dessous:

$$\text{champ horizontal ou vertical} = 2 \cdot \tan^{-1} \frac{\text{largeur ou hauteur du capteur}}{2 \cdot \text{focale}}$$

Pour calculer la focale de l'objectif nécessaire la formule ci-dessous est utilisée :

$$80[\text{mm}] = 2 \cdot \tan^{-1} \frac{1/4''}{2 \cdot \text{focale}}, \quad \text{focale} = 3.78 [\text{mm}]$$

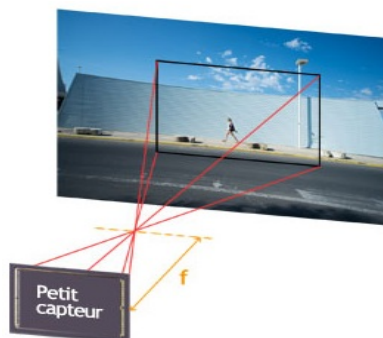


Figure 18: Représentation de la focale en fonction de la taille de l'image [17]

Après avoir établi les caractéristiques de la caméra, une recherche des produits du marché a été réalisée. Le choix s'est porté sur une ImagingSource avec un capteur Sony ICX618 d'une résolution de 640 x 480 pixels d'une taille de 1/4" (Figure 19). Avec cette résolution, l'image non compressée utilise 900Ko de mémoire et comporte 0.3 MPixels (1.0 MPixels pour une résolution standard). Ce capteur se trouve être l'un des plus sensible de la série des caméras dans cette gamme de prix. L'efficacité quantique de ce dernier peut être visualisée dans la Figure 20. Un nouvel objectif de 4mm de focale a été choisi. Ceci permet d'obtenir une image nette à environ 15 cm de la source pour une surface de 50mm². Avec ces paramètres, une veine mesure environ 7 à 15 pixels. La distance de la main par rapport à la caméra devra être mesurée avec un capteur de proximité pour pouvoir obtenir une surface de travail acceptable.



Figure 19: Caméra ImagingSource FireWire 800 avec le capteur de Sony ICX618 640x480 - 120img/sec

Dans l'hypothèse d'un budget plus élevé, le capteur de Sony ICX674 serait choisi. En effet, il a une efficacité quantique d'environ 4% supérieur au ICX618. En annexe 13.3, on peut voir les courbes de divers capteurs CCD qui ont été comparé au niveau de gris. [18]

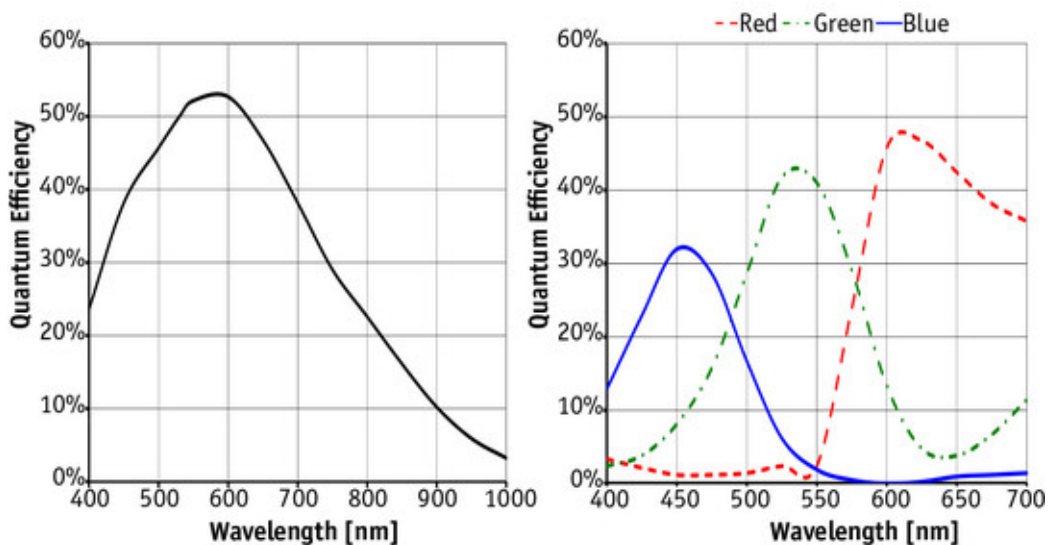


Figure 20: Sensibilité de la caméra avec un capteur de Sony ICX618 [19].

7 TEST ET CONCLUSION DE LA CONFIGURATION

Pour les différents tests, il est nécessaire de trouver une configuration pour avoir un meilleur contraste de l'image. Pour le traitement de l'image, le contraste joue un rôle très important.

Avec le programme ImageJ, il est possible de déterminer le contraste de l'image sur une surface donnée (histogramme). Traçant une droite sur l'image, celle-ci indique les valeurs de niveau de gris qui se trouve dans chaque pixel (Plot profile).

Il est, cependant, possible de déterminer le contraste de 0 à 255 avec la formule suivante :

$$contrast = \frac{max_{grey} - min_{grey}}{max_{grey} + min_{grey}}$$

Les valeurs de niveau de gris partent à 0 (noir) jusqu'à 255 (blanc). Avec l'histogramme, il est possible de trouver les plus petites et les plus grandes valeurs de l'image. L'écart type (stdDev) est une notion mathématique qui mesure une dispersion de donnée et défini comme la racine carrée de la variance. Les formules mathématiques pour la valeur moyenne et la stdDev sont :

(a = valeur de niveau de gris du pixel)

$$mean\ gray\ value = a_{moy} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n a_i \quad Va = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n (a_i - a_{moy})^2 \quad stdDev = \sqrt{Va}$$

Pour choisir une configuration adéquate, il est nécessaire de diminuer le nombre des paramètres de mesure qui peuvent varier dans les extrêmes. La distance entre la paume et le dispositif doit toujours être de 15cm. Ceci permet d'obtenir une surface de travail d'environ $25cm^2$. Pour permettre cela un nouveau design du support de la caméra a été mis au point. Le réglage de la focale doit être fixé et vérifier à l'aide d'un papier de précision.

La lumière de la journée est un paramètre à supprimer car son intensité fluctue fortement. Les différents éclairages des pièces où se situe l'appareil modifient le comportement du capteur de la caméra. Pour distinguer éviter que la luminosité de la pièce n'interfère lors de la capture, la caméra et les LEDs sont déposées dans une boîte pour obtenir une obscurité maximale.

7.1 Choix du diffuseur

Le diffuseur est un paramètre qu'il faut choisir en fonction des LEDs. Pour en déduire une réelle différence, il faut tester l'homogénéité de l'éclairage de l'image avec le programme ImageJ. Le test s'effectue avec deux diffuseurs en téflon de 0.3mm et de 1mm d'épaisseur. Ce matériau est doté d'une bonne propriété de diffusion. Suivant le tableau ci-dessous, on peut conclure que le diffuseur de 1mm sera mieux adapté pour le support des LEDs de 880nm et 940nm. La surface éclairée est plus homogène. Il y a donc moins de risque d'avoir une lumière ponctuelle qui risque de rendre l'image intraitable. Le calcul de contraste a été mesuré avec ImageJ. Plus le contraste d'un diffuseur est faible, plus l'éclairage de l'image est homogène.

Thickness [mm]	value grey min	value grey max	contraste [%]
0.3	196	255	13.082
1	197	248	11.461

Tableau 1: Contrastes calculés des diffuseurs 0.3mm et 1mm d'épaisseur

7.1.1 Diffuseur en téflon de 0.3mm

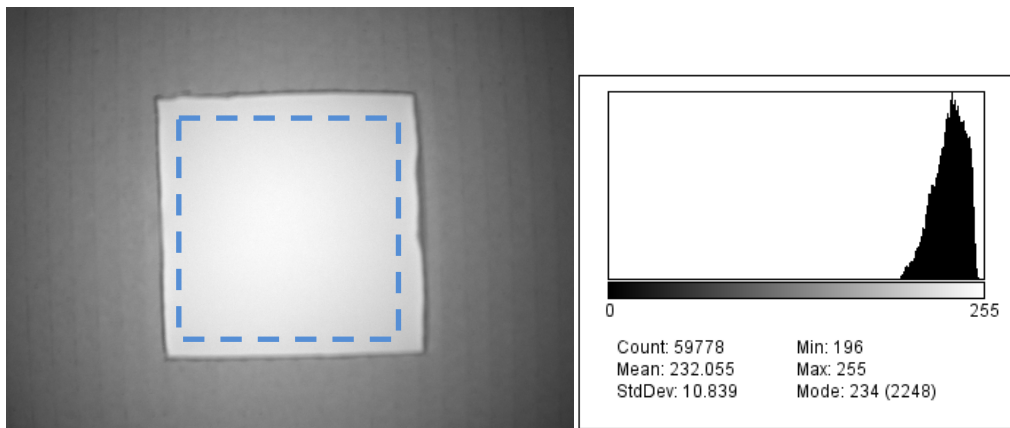


Figure 21: Test de diffuseur avec 0.3 mm de feuille de téflon

La source de lumière se trouve enfermée dans un carton empêchant toute lumière extérieure d'y pénétrer. La surface blanche de 7cm par côté, visible dans la figure ci-dessus, est un simple papier. Ceci est un moyen pour mesurer l'homogénéité d'un éclairage.

7.1.2 Diffuseur en téflon de 1mm

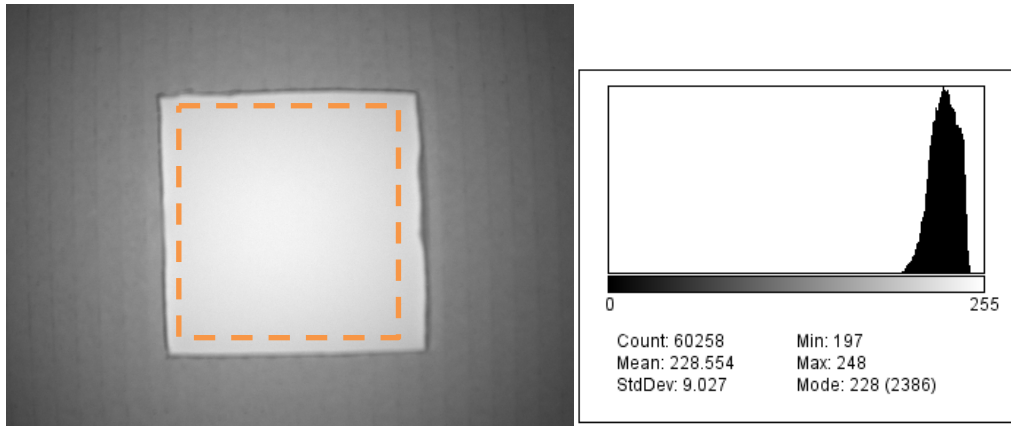


Figure 22: Test de diffuseur avec 1mm de feuille de téflon

L'emplacement et l'inclinaison des LEDs sur le support est aussi important pour un éclairage homogène de la surface. Le calcul pour trouver la position des LEDs dépend de son angle de rayonnement et de la distance de la paume de la main.

7.2 Choix des LEDs

Les Figure 23, Figure 24 et Figure 25 présentent les différents supports des LEDs avec respectivement des longueurs d'onde de 770, 880 et 940nm. Plusieurs tests ont été faits pour choisir la longueur d'onde de la LED qui va être utilisé dans le projet. Deux formes de disposition sont proposées soit, rectiligne ou circulaire. Celles-ci permettent de tester une différence de luminosité sur la paume. Les LEDs ont été testées avec un spectromètre Ocean Optics USP2000 pour contrôler la longueur d'onde du rayon.

7.2.1 LEDs 770nm, disposition circulaire

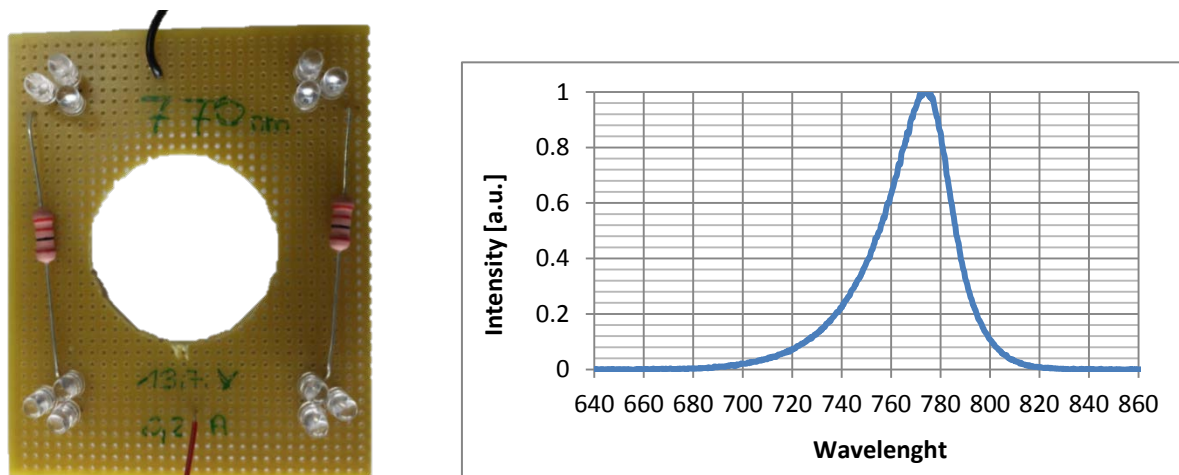


Figure 23: Support des LEDs de 770nm avec une forme circulaire

Le test avec les LEDs 770nm a été réalisé dans le but de clarifier le fonctionnement du produit PalmSecure de Fujitsu qui éclaire la main avec des LEDs 760nm. Ne connaissant pas le spectre du filtre, les résultats obtenus au laboratoire sont médiocres à cause d'une mauvaise configuration ou autre. Plus loin dans le rapport (p.22), on trouve deux images correspondantes à cette configuration. Le circuit de test de la Figure 23 possède 12 LEDs pour un courant de 0.2A et une tension de 13.7V avec un angle de rayonnement de $\pm 15^\circ$.

7.2.2 LEDs 880nm

Comme plusieurs ingénieurs ont réalisé leur système avec des LEDs de 880nm, la même configuration a été pris en considération pour faire des mesures. Après les tests effectués, on peut conclure que la forme rectiligne des LEDs n'est pas une bonne solution car l'éclairage n'est pas homogène et demande d'avoir un diffuseur plus conséquent. Ce circuit de test possède 12 LEDs qui consomment 0.52A avec une tension de 6V et leur angle rayonnement est de $\pm 10^\circ$.

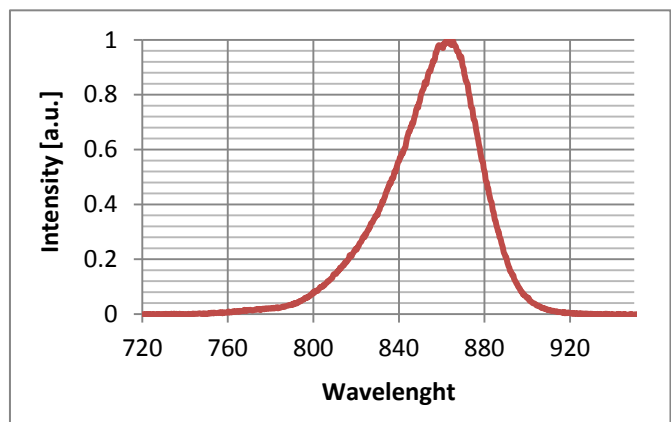
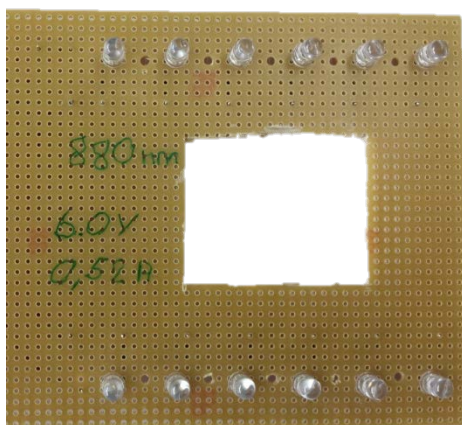


Figure 24: Supports des LEDs 880nm avec une forme rectiligne

7.2.3 LEDs 940nm

Le circuit de test de la Figure 25 possède 12 LEDs pour un courant de 0.26A et une tension de 10.7V et un angle de rayonnement de $\pm 25^\circ$.

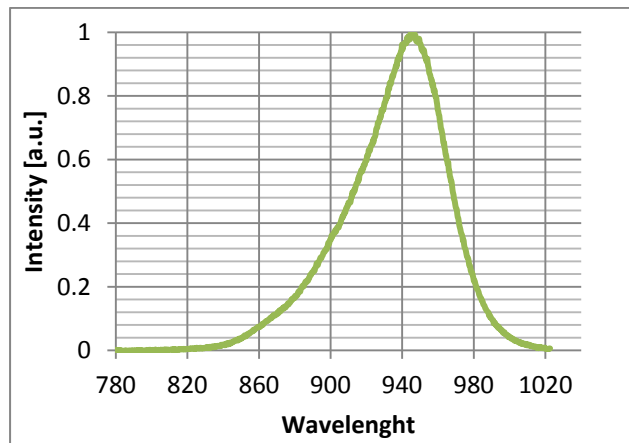
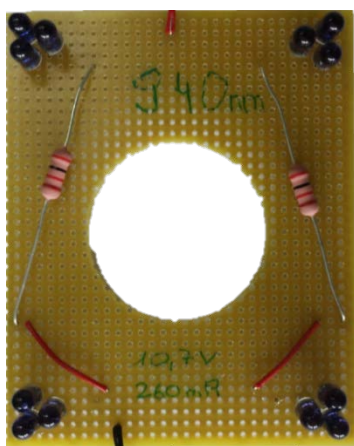


Figure 25: Support des LEDs 940 nm avec une forme circulaire

7.3 Choix des filtres

Avec toutes les LEDs, trois filtres ont été testés qui sont 850nm LP (longpass), 920nm LP et 880nm BP (band-pass). Leur courbe d'analyse de spectre se trouve en annexe 13.4. Une mesure du spectre a été réalisée avec un spectromètre pour vérifier le passage de la lumière des LEDs à travers les filtres. Le graphique de la mesure se trouve en annexe 13.1.

7.4 Conclusion des tests effectués

Tous ces paramètres, LEDs, filtre et diffuseur, ont servi pour faire différentes images pour comparer leur contraste avec le programme ImageJ. Pour chaque configuration, on a 4 images avec divers valeurs de niveau de gris. Dans cette recherche, il est possible de comparer les images si le contraste est meilleur en fonction des valeurs moyennes de gris. Toutes les données obtenues sont fournies en annexe 13.2 sous la forme d'un tableau Excel. Pour chaque échantillon d'image, une analyse a été faite pour trouver le contraste et la déviation standardisée (StdDev). Les images qui suivent ont eu les meilleurs résultats. Pour différentes configuration de filtres avec des LEDs, sans les ampoules halogènes et incandescentes. La présentation se fait pour celle qui a le plus de contraste à celle qui en a le moins. Toutes les images du test se trouvent en annexe 13.5.

7.4.1 Image 23 : 940nm et filtre 880nm BP

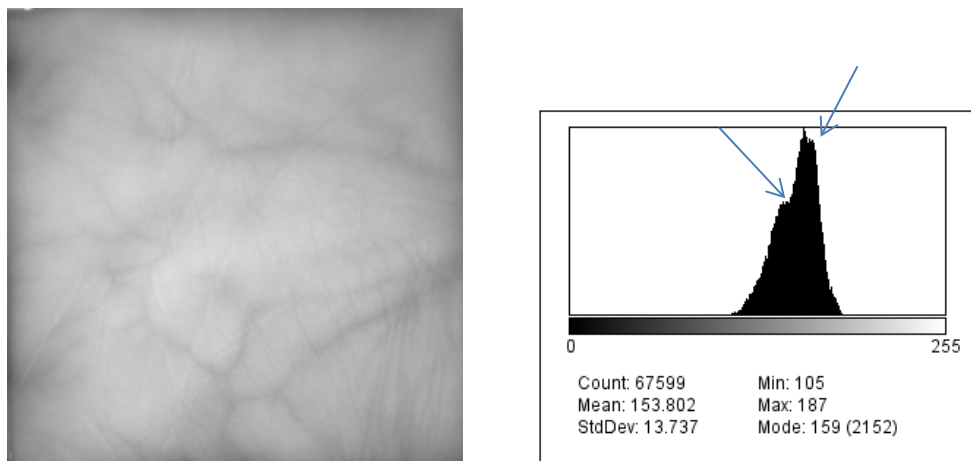


Figure 26: Image (23) extraite avec les LEDs 940nm et un filtre bandf-pass de 880nm

Pour réaliser la Figure 26, une zone, dans laquelle les plies de la peau sont si possible minimales, est choisie pour faire l'analyse du niveau de gris. Avec le paramètre des LEDs de 940nm et un filtre de 880nm, le contraste est de 28.082 %, ce qui est nettement supérieur aux autres tests. Dans chaque figure montrant une image de la paume, l'histogramme de l'image est réalisé. Avec la valeur de gris minimale et maximale de cette analyse, le contraste peut se calculer. Plus le "tronc" de l'histogramme est large, plus l'image est traitable car elle contient plus d'information. Les flèches

bleues dans l'histogramme représentent l'intensité maximale des veines et des zones blanches qui se trouvent sur l'image. Plus les deux maximums sont espacés, plus le contraste est élevé.

7.4.2 Image 20 : LEDs 940nm et filtre 850nm LP

Le filtre 850nm coupe trop tôt la lumière et diminue les performances du contraste. L'histogramme de la Figure 27 montre que les deux maximums sont plus proches ainsi diminuant le contraste.

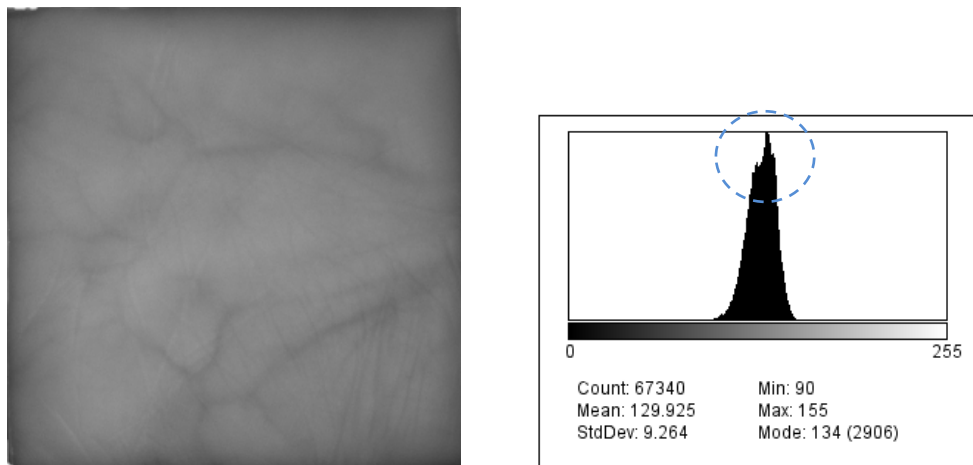


Figure 27: Image (20) extraite avec les LEDs 940nm et un filtre 850nm LP, contraste 26.531%

7.4.3 Image 20 : LEDs 880nm et filtre 880nm BP

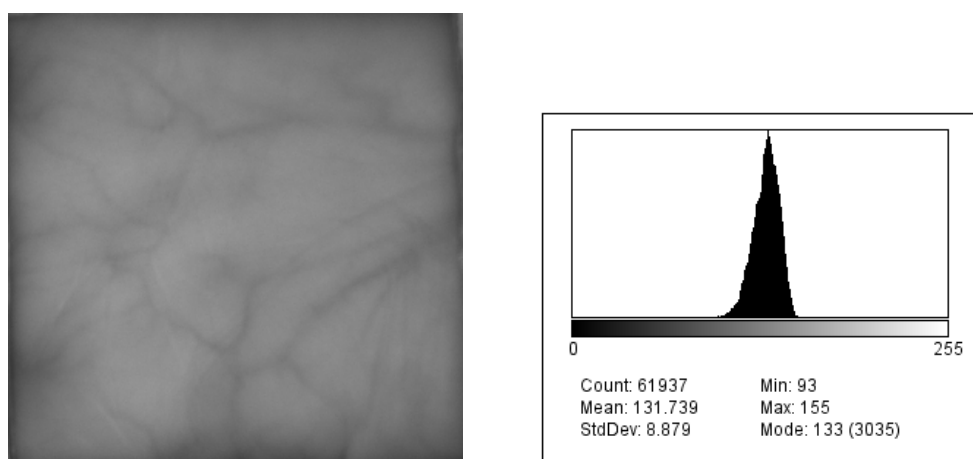


Figure 28: Image (16) extraite avec les LEDs 880nm et un filtre 880nm BP, contraste 25%

Cette configuration a le contraste très proche de celle de la Figure 27. Il sera intéressant de comparer dans le futur les différences entre les LEDs 880nm et 940nm en fonction de la puissance d'éclairage surfacique et le courant absorbé.

7.4.4 Image 11 : LEDs 880nm et filtre 850nm LP

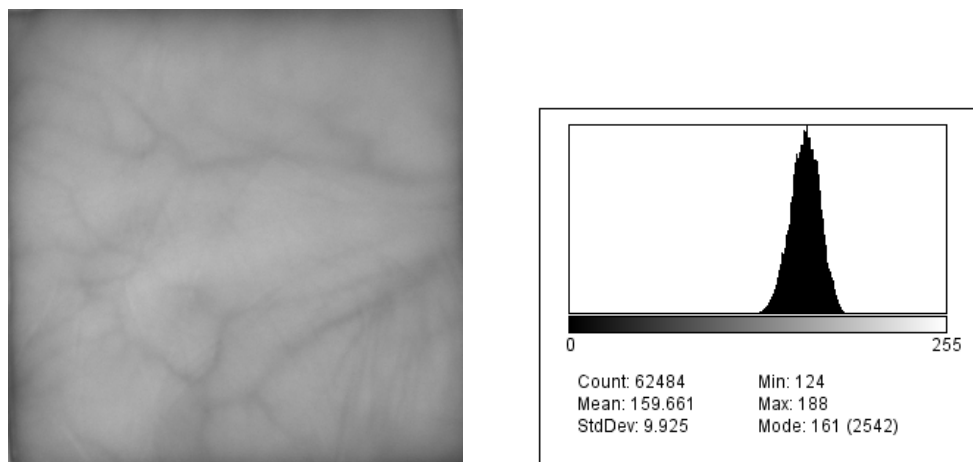


Figure 29: Image (11) extraite avec les LEDs 880nm et un filtre 850nm LP, contraste 20.513%

7.4.5 Image 6 : LEDs 770nm et filtre 780nm LP

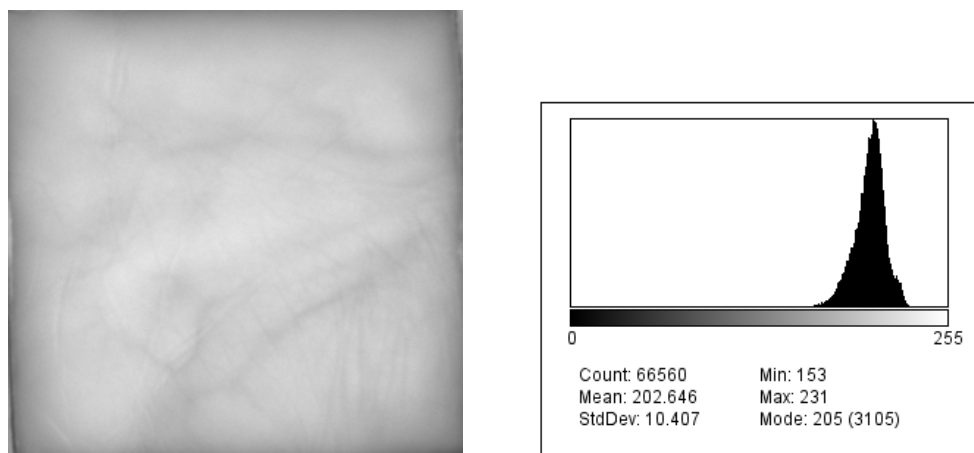


Figure 30: Image (6) extraite avec les LEDs 770nm et un filtre 780nm LP, contraste 20.313%

7.4.6 Image 2 : LEDs 770nm et filtre 695nm LP

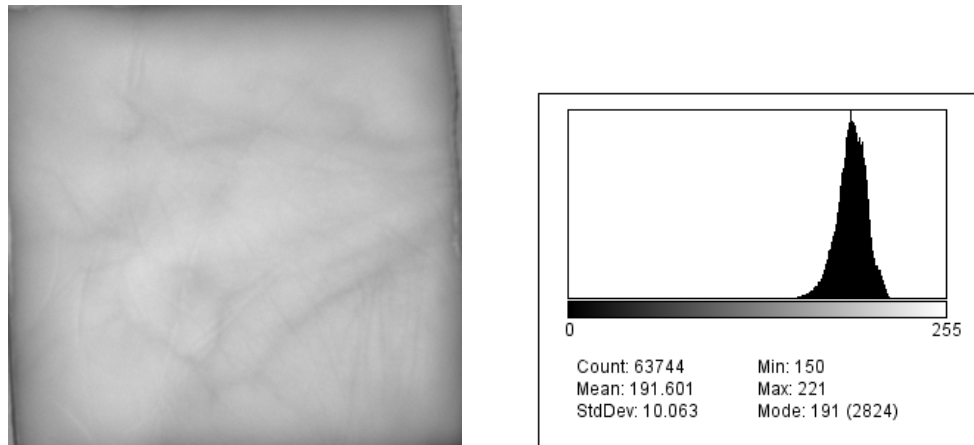


Figure 31: Image (2) extraite avec les LEDs 770nm et un filtre 695nm LP, contraste 19.137%

Avec les tests des LEDs de 770nm, la surface de la peau est nettement plus dans le visible car à cette longueur d'onde la lumière ne pénètre pas suffisamment en profondeur. Il est très compliqué de s'apercevoir juste en visualisant l'image pour conclure que le contraste n'est pas suffisamment grand pour le traitement d'image.

7.4.7 Récapitulatif des tests

Dans le Tableau 2, se trouvent tous les résultats les plus probants obtenus avec différentes configurations. Il est recommandé d'utiliser les LEDs 940nm avec le filtre 880nm BP pour la suite du projet. Il est cependant important de vérifier si le filtre choisi se comporte correctement avec le programme car celui-ci demande un grand contraste entre la main et le fond de l'image pour son fonctionnement adéquat.

n° image	filtre [nm]	LED [nm]	diff [mm]	value grey min	value grey max	contraste [%]
2	695	770	0.3	150	221	19.137
6	780	770	0.3	153	231	20.313
11	850	880	1	124	188	20.513
16	880	880	1	93	155	25.000
20	850	940	1	90	155	26.531
23	880	940	1	105	187	28.082

Tableau 2: Contraste calculé des différents échantillonnages d'images

7.5 Exceptions observées

7.5.1 Lumière blanche

Une mesure a été réalisée avec une lumière blanche provenant d'une lampe halogène et d'une lampe à incandescence. Ce test a été réalisé dans le but d'obtenir des informations sur une image prise pendant la journée avec un long temps d'exposition de la caméra. L'image en question se trouve à la Figure 32. Plusieurs questions se posent en la visualisant. Le contraste est plus grand que dans le cas des LEDs et les irrégularités de la peau sont moindres. Ainsi le traitement de la paume peut être plus facilement réalisable. Mais le grand inconvénient de ce système est que cette lumière doit provenir uniquement d'une source chaude. Une telle puissance n'est pas admissible pour un système embarqué cherchant à obtenir une consommation minimale.

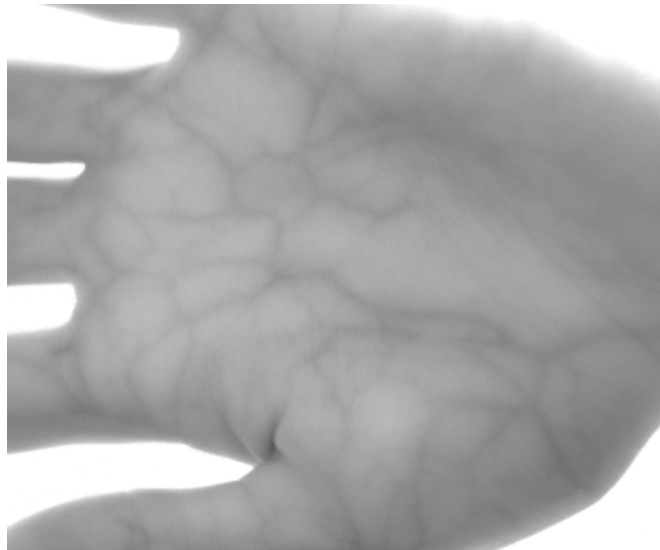


Figure 32: Image prise avec la lumière du jour

Le graphique ci-dessous présente le spectre d'une source chaude en fonction de la température du filament ou du gaz :

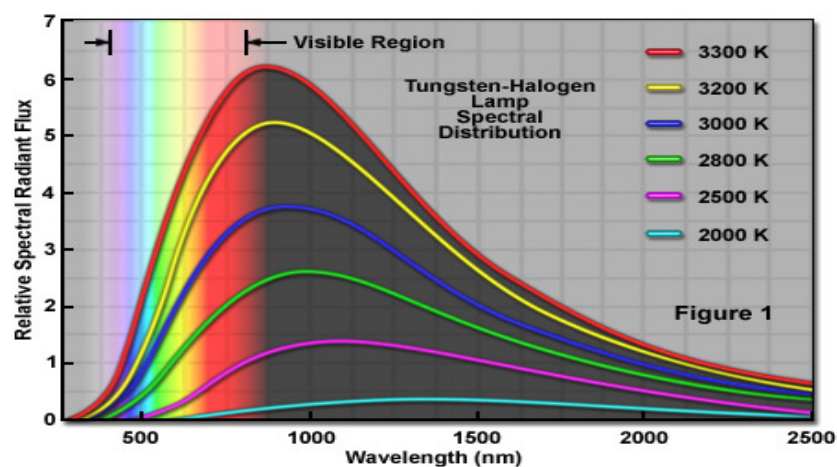


Figure 33: Spectre de la lumière blanche

Comme on voit dans la Figure 33, le pic des longueurs d'onde des différentes températures se trouvent 900–1200 nm et dans ces longueur d'onde la pénétration dans la peau est la plus importante.

7.5.2 Type de peau

Dans la variété de l'espèce humaine, on trouve principalement 6 différents types de peau que l'on nomme phototypes. Allant du très clair au foncé, la peau absorbe plus ou moins les infrarouges. En observant les tests réalisés, une image d'une peau légèrement plus foncée pose quelques problèmes car les veines sont pratiquement invisibles sur la paume. Cela provient du fait que la peau plus foncée absorbe d'avantage de lumière ce qui diminue le contraste entre les veines et la peau.

Un autre facteur est l'épaisseur de la peau qui fait varier la facilité à la lumière infrarouge de descendre au niveau des veines. Dans la figure ci-dessous, on trouve une main avec une couleur de peau d'Afrique du nord, une couleur légèrement plus sombre que celle des européens. Celle de droite a été prise avec des LEDs 880nm et un filtre 880nm BP et on remarque que les veines ne sont pas observables. Pour résoudre ce problème, il est envisageable d'éclairer avec des LEDs d'environ 1100 nm et le filtre BP 1000nm à 1200nm.

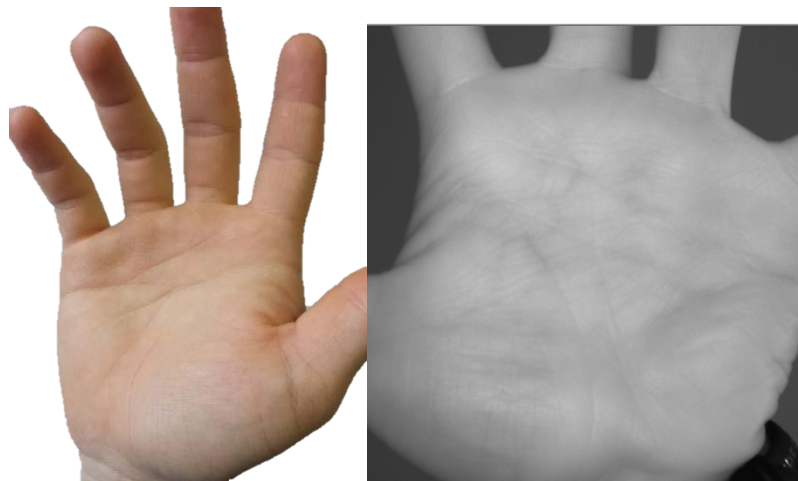


Figure 34: Image de la main avec une teinte de peau légèrement plus foncé

8 CONCEPTION

8.1 Design et matériels

L'objectif de la mécanique est de mettre en œuvre un système qui puisse être portable, léger et d'une certaine rigidité pour en définir sa fonctionnalité.

La partie mécanique a été premièrement conçue et mise au plan avec le logiciel AutoDesk Inventor. Ce dernier permet d'obtenir des fichiers ".dxf". Les géométries sont ensuite extraites pour réaliser la découpe dans des plaques en Acrylique modifié de Gravotec Extérieur à l'aide d'une imprimante de gravure par laser de marque Gravograph LS100. Le système se divise en petites pièces qui sont assemblées par collage.

Sur la partie arrière de l'appareil se trouve trois perçages pour :

- Un interrupteur
- Le Passage de la prise FireWire 800
- L'alimentation 5V

Le PCB est visé sur 4 supports dont chacun est constitué de 6 pièces collés et visé sur la base. Sur la face supérieure se trouve deux perçages pour les LEDs de signalisation d'alimentation et celle de confirmation de la bonne hauteur de la main. Toutes les pièces de la mécanique se trouvent en annexe 13.9 à 13.14.

Le diffuseur en téflon est collé entre deux plaques qui forment le couvercle du système. Les découpes de passage de la caméra, du capteur ultrason et celles des LEDs ont aussi été effectué avec l'imprimante à laser. Dans la Figure 35, le système se présente sous la forme éclaté pour visualiser chaque pièce et le produit final.

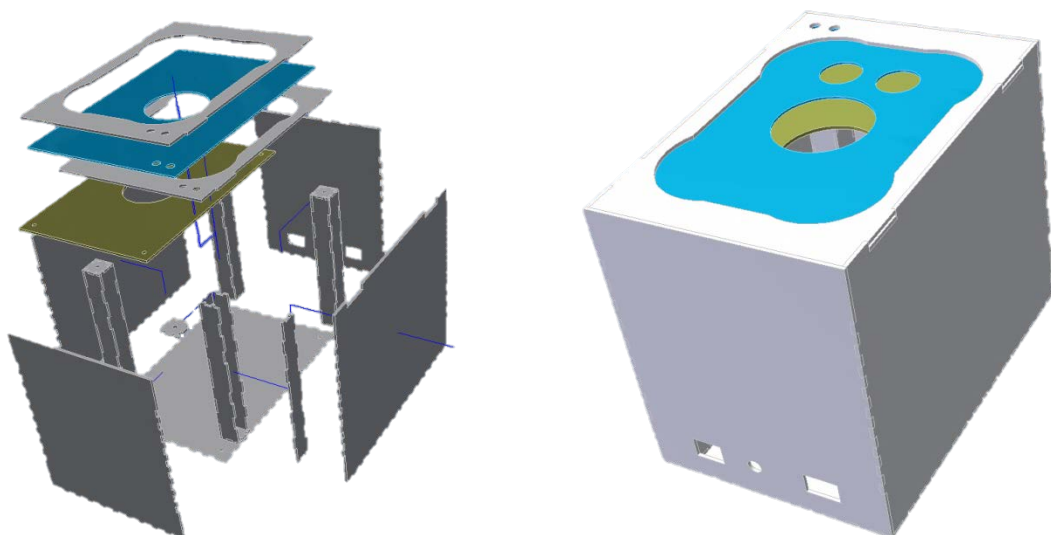


Figure 35: Rendu éclaté du système (gauche) et le design assemblé (droite)

8.2 Système électrique et commande

Cette partie consiste à concevoir un circuit contenant les LEDs, le capteur de proximité, qui est un capteur à ultrason, le support de la caméra et les témoins lumineux pour l'activation ou la distance correct de la caméra et celui de l'alimentation.

Les points importants à revoir sont :

- La tension d'alimentation (dépendant de différents systèmes mis en parallèle)
- Le courant nécessaire pour le fonctionnement de l'appareil complet
- La commande de LEDs
- Le nombre de LEDs pour l'intensité lumineuse (dépendant de la configuration de l'acquisition des images avec OpenCV)
- La commande de la capture
- Un nouveau câble FireWire 800 avec une prise 90° qui permet un support plus petit.

8.2.1 Fonctionnalité

Pendant que les LEDs sont inactives, la caméra perçoit seulement une lumière du jour filtré à 920nm et dans ce cas l'image se trouve uniformément proche du noir ce qui empêche de faire une différence entre la main et l'arrière-plan. En actionnant les LEDs, on va pouvoir créer un contraste entre la paume et l'arrière-plan pour récupérer l'image de la paume à traiter. Même si on applique une autre source de lumière proche de la source du système pour activer une photo, le programme ne pourra pas l'accepter car le résultat du traitement sera différent.

Les LEDs sont actionnées par un circuit électronique commandé par le capteur de présence à ultrason via un Raspberry Pi. Ce circuit (schéma Figure 36) comporte un IC MAXIM qui servira de commande aux LEDs avec une intensité qui est de 100mA par rangée de LEDs. Un potentiomètre de 500k Ohm l'accompagne pour le réglage du courant. La puissance pour celui-ci est de 3W ($5V \cdot 600mA$). Le MAXIM a un rendement de 90% environ la puissance sur les LEDs est donc diminuée à 2.7W. Les 10 LEDs de chaque rangée ont une intensité de 100mA avec une tension totale de 13.5V. Au totale les 20 LEDs ont une puissance de 2.7W.

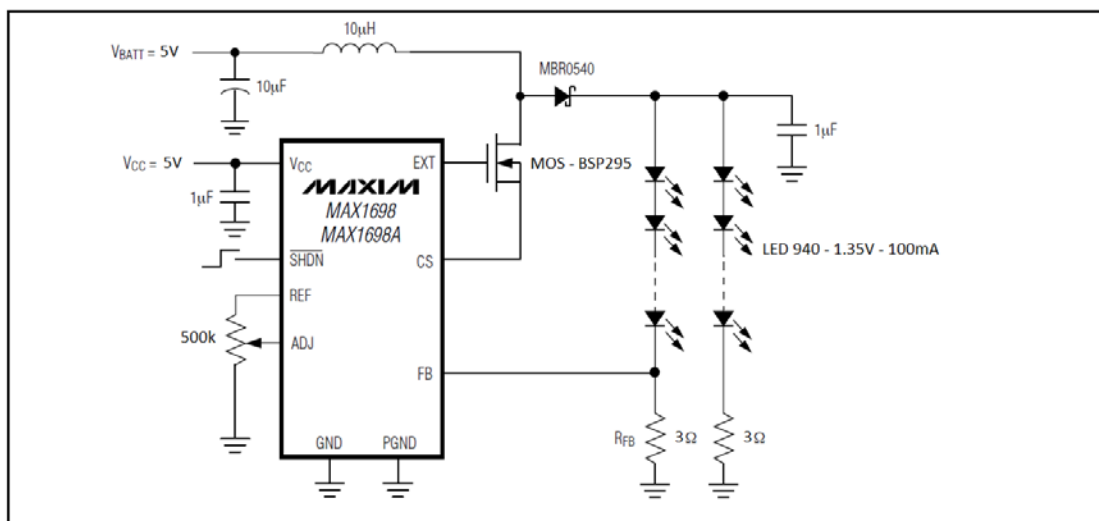


Figure 36: Schéma électrique du circuit de commande des LEDs

Le traitement de la distance du capteur à ultrason se fait grâce au Raspberry Pi (Figure 37) qui a un processeur ARM1176JZF-S cadencé à 700MHz. Le "mini pc" consomme un courant de 400 à 700mA (courant max) et qui donne avec une tension de 5V une puissance de 3.5W. Le Pi commande également une LED se trouvant sur la face supérieure du système pour confirmer l'allumage des LEDs d'éclairage et capture de l'image de la paume.

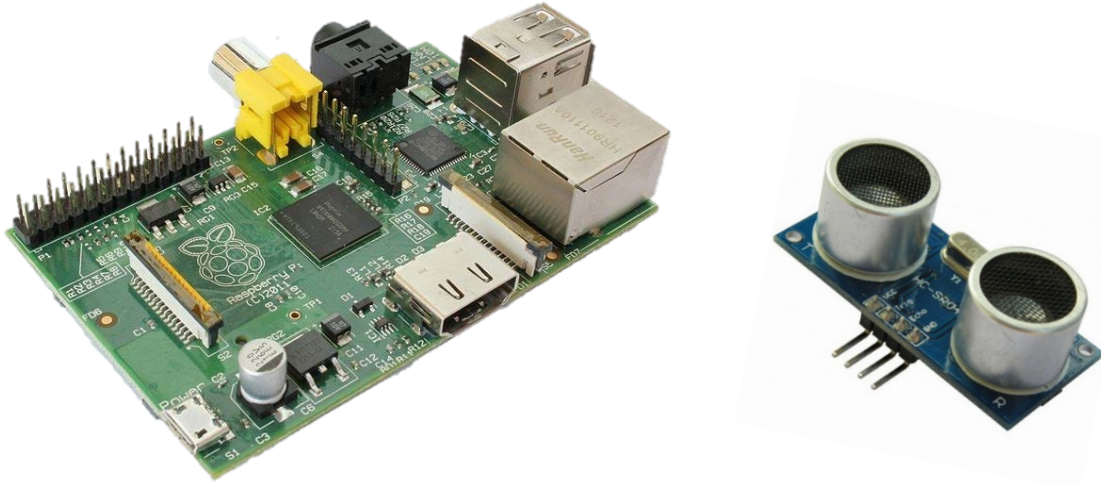


Figure 37: Le Raspberry Pi (gauche) et le capteur à ultrason HC-SR04

Le module ultrason HC-SR04 est sensible à une distance variant entre 2cm et 400cm. Sa précision peut atteindre 3mm. Le capteur comprend un émetteur et récepteur ultrason et un circuit de commande. La consommation de courant est de 15mA soit 0.075 W (5V).

Le courant du circuit complet mesuré est de 350mA sans les LEDs d'éclairage et 860mA lorsqu'elles sont enclenchées. Le système est alimenté avec un chargeur de 5V et 1.5A max. Le schéma électrique se trouve en annexe 13.8.

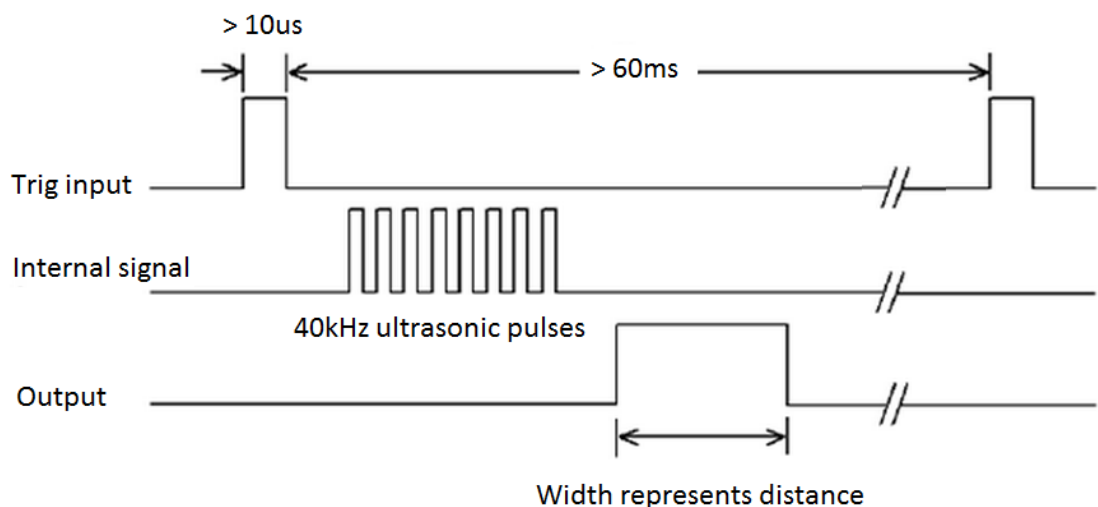


Figure 38: Signaux d'entrée et sortie du capteur à ultrason

Un signal visualisé dans la Figure 38 est émis pendant 10 μ s et se répète 8 fois à 40kHz. L'écho est l'onde réfléchi d'un obstacle revenu à son point d'origine et le temps de propagation est calculé pour connaître la distance. La vitesse du son dans l'air est affectée par la densité de l'air, et pour une grande précision la température doit être prise en compte dans l'électronique de traitement ou directement dans le capteur à ultrason. Le HC-SR04 ne comporte pas la compensation avec la température. La formule qui représente ce phénomène physique est le suivant [20]:

$$C_{gas} = \sqrt{\gamma \cdot R_s \cdot T} \text{ [ms]}$$

Avec :

γ : Coefficient adiabatique pour l'air, $\gamma = 1.4$

T : Température en degrés Kelvin, variable

R_s : Constante spécifique du gaz, $R_s = 287 \text{ [}\frac{J}{kg} / K\text{]}$

La différence de distance, en fonctionne la température, étant petite, seulement 1 cm, dans un delta-temps de 0.03msec (0 °C = 0.45 msec avec une vitesse de 333.33 ms et 40 °C = 0.42 msec avec une vitesse de 357,14 ms), le système n'a pas besoin de correction de la vitesse en fonction de la température. Cependant si on désir être plus précis, sur le marché se trouve un autres capteur qui en possède une, le US-100.

L'image ci-dessous présente la carte électronique qui commande les LEDs.

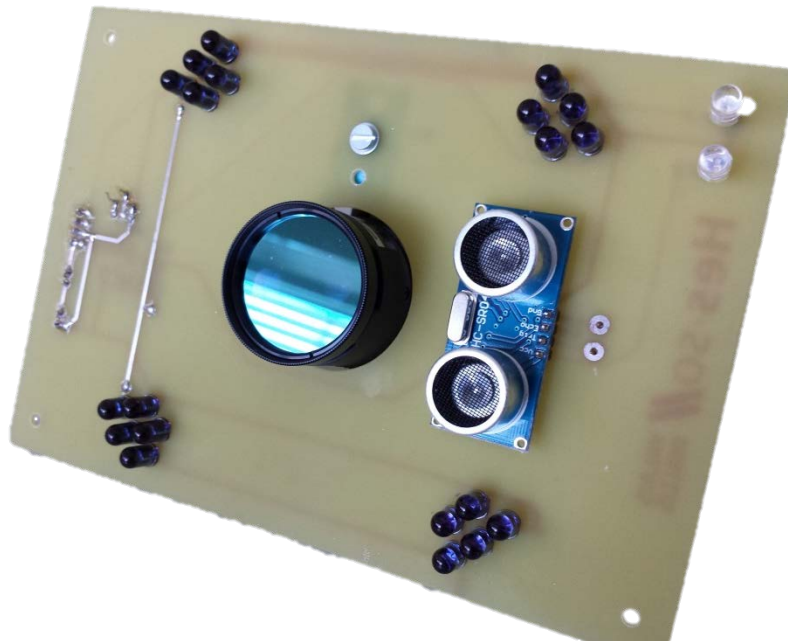


Figure 39: Circuit électronique de commande des LEDs et le capteur ultrason HC-SR04 (côté face du PCB) et la caméra avec le filtre

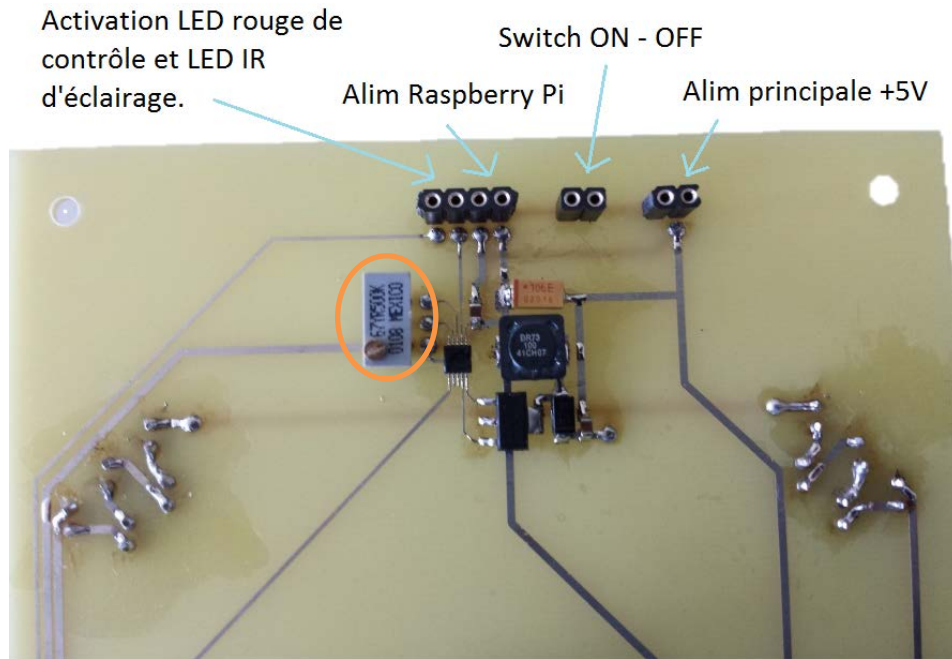


Figure 40: Circuit électronique commande des LEDs (côté dos du PCB)

Sur la carte présentée à la Figure 40, le potentiomètre permet le réglage du courant avec les résistances R_{FB} visibles sur le schéma électrique de la Figure 36. Les formules pour déterminer la valeur de la résistance (1) et le courant des LEDs (2) sont présentées ci-dessous : [20]

$$1. \quad R_{FB} = \frac{300mV}{I_{LEDMAX}}$$

$$2. \quad I_{LED} = \frac{V_{ADJ}}{4.16 \cdot R_{FB}}$$

8.3 Prétraitement d'images

8.3.1 Qt et OpenCV

Une interface doit être implémentée pour acquérir le contenu de l'image de la caméra et les différents paramètres de la configuration avant de les stocker dans une base de données locale.

Pour la capture de l'image et ses traitements, les bibliothèques OpenCv sont installées avec QtCreator 5.0.1 qui sert principalement pour l'affichage et le design de la fenêtre principale.

Pour avoir une image nette et sans bruit, le gain de la caméra est réglé sur 0 par recommandation car les images perdent des informations et, il devient donc plus difficile de comparer les contrastes lors des mesures.

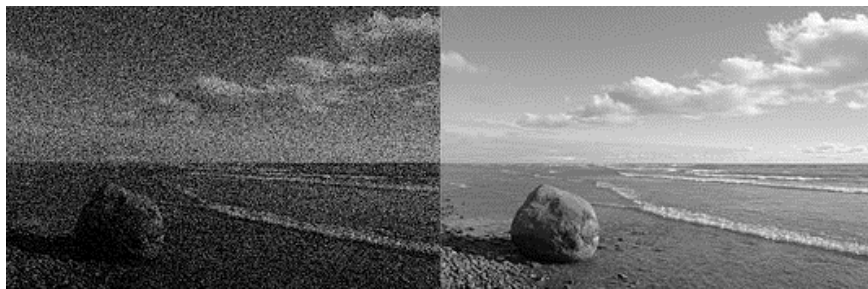


Figure 41: Image bruitée (gauche) et image nette (droite) [21]

Dans cette fenêtre se trouve :

- Une image principale de la vision de la caméra mise à jour dans un intervalle réglable (par exemple 30 ms).
- Les huit images récupérées avec OpenCv sur une paume.
- Une photo représentant la main droite ou la gauche
- Le nom et le prénom de la personne
- Un statut de contrôle
- Le contrôle de la configuration de la caméra
- "Exposure" est le temps de l'exposition de la cellule de la caméra (1/Exposure [sec]) et le gain en [%]
- Une image d'un appareil de photo qui symbolise la prise de l'image.
- Un bouton reset permettant de supprimer les images posant des problèmes

A la fFigure 42 se trouve une capture d'écran de la fenêtre principale.



Figure 42: Fenêtre principale du programme de détection de paume de la main

Dans une seconde fenêtre, se trouve une représentation de la main après traitements primaires de l'image de la caméra. Les traitements primaires de l'image sont :

- Détecter du contour de la main le plus précis possible
- Détecter les creux des doigts et cibler les points trouvés sous la forme d'un cercle
- Trouver le milieu de la droite reliant le premier et le dernier creux
- Différencier la main droite de la gauche
- Ajuster une zone carrée pour la surface à traiter
- Trouver l'angle de la position de main
- Ajuster la taille de la surface en fonction de l'angle et de la taille de la paume

Dans l'annexe 13.6 se trouve le déroulement du code depuis la capture de l'image de la caméra jusqu'à l'obtention des images à traiter.

Les points importants avant de mettre les images dans la base de données sont :

- Contrôler que la paume ait au moins 4 points qui concernent 4 creux des doigts
- Contrôler que l'image est inclinée de plus ou moins de 15° et que la surface correspond à une valeur abordable qui dans ce cas est d'environ 90 000 pixels.
- Surveiller le rapport des points les plus proches et les mettre dans la base de données en fonction de la longueur, cela pourrait permettre une diminution du temps de tri.
- Surveiller que le centre de l'image à traiter soit limité dans la fenêtre de la caméra pour éviter un dépassement dans la lecture de la zone de mémoire.

La Figure 44 illustre la seconde fenêtre avec les données affichées de la cellule du débogueur qui sont la main droite ou gauche, l'angle de la position de la main, les 4 points de l'image et la surface de l'image à traiter. Plusieurs moyens existent pour trouver les creux des doigts et cela va dépendre de la position de la main dans la fenêtre. Dans le cadre de ce projet, 2 solutions sont utilisées.

La 1ère consiste à utiliser "contour" d'OpenCV pour trouver le contour de l'image de la main et d'entourer le contour grâce à `cv::convexHull()`. Ensuite la distance maximale, séparant les deux contours rouge et gris qu'on voit dans la Figure 43, se mesure à l'aide de `cv::convexityDefects()`. Le point se trouvant sur le contour de la main à une distance maximale du trajet extérieur est accepté comme étant un creux des doigts. Cette méthode fonctionne uniquement si la main se trouve dans la fenêtre.

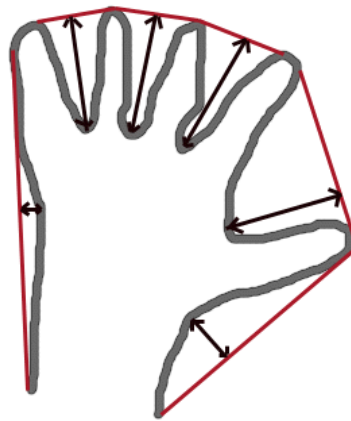
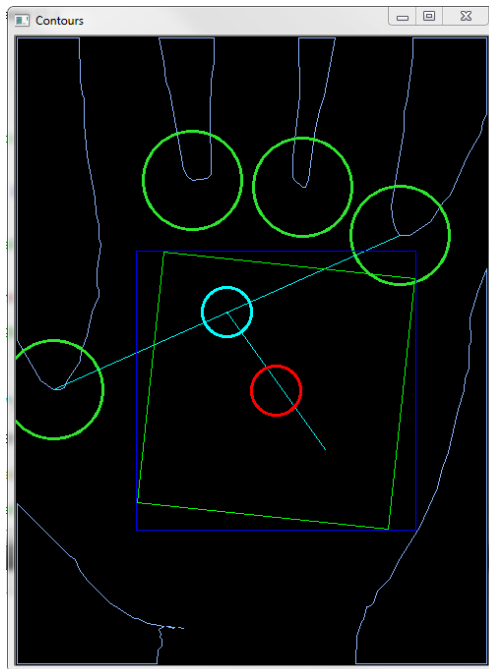


Figure 43: Fonction "defects" d'OpenCV [22]

La 2ème méthode consiste de prendre le contour de la main obtenu et de l'approximer avec la méthode `cv::approxPolyDp()`. Les contours lisses sont entourés par des rectangles grâce à la méthode `cv::boundingRect`. Les points, ayant les mêmes coordonnées de la hauteur maximale du rectangle et les points se trouvant dans le contour, sont à mettre en surbrillance car ceux-ci sont probablement un des creux entre doigts. Par la suite, les points trouvés sont pris comme centre pour dessiner un cercle. Cette méthode fonctionne uniquement si les doigts se trouvent au milieu de la fenêtre. Cette méthode est choisie pour son meilleur fonctionnement.

En l'annexe 13.7, on trouve les points importants à suivre pour extraire l'image à traiter de la paume.



```

-----
left
squareAngle: 66.0225
angle hand left: 96.0225
x: 391      y: 202
x: 292      y: 153
x: 179      y: 146
x: 38       y: 359
Rect area: 81225
Rect angle: 96.0225
-----
  
```

Figure 44: Seconde fenêtre avec les indications des points et la surface à extraire pour le traitement et la sauvegarde dans la base de données.

Avec OpenCv, il est conseillé de travailler toujours avec des `cv::Mat` pour faciliter la compréhension du code et surtout pour garder toujours les mêmes types de données. Comme les images sont seulement au niveau de gris, il est important de les convertir en mode monochrome pendant les traitements pour éviter que certaines fonctions de Qt les transforment en images couleurs et que les résultats deviennent intraitables.

8.3.2 Base de données d'image

Le monde de la sécurité, devenant de plus en plus complexe et le nombre de personne étant de plus en plus important, l'idée d'une base de données est judicieuse. Les bases de données sont bien plus efficaces lorsqu'il s'agit de retrouver une information dont la quantité est importante.

Dans ce projet, les images de la paume à traiter pour la comparaison ont été copiées directement dans un fichier local. Les images de la main ont aussi été prises pour l'analyse. Pour chaque photo, on trouve le nom et prénom de la personne, `id_person` et le numéro de l'image. Une fois le traitement effectué, la correspondance entre l'image et la personne pourra être faite.

Pour la suite du projet, il est possible de créer de plusieurs manières une base de données pour accéder rapidement. Le temps d'accès joue un rôle important pour la durée de traitement du système.

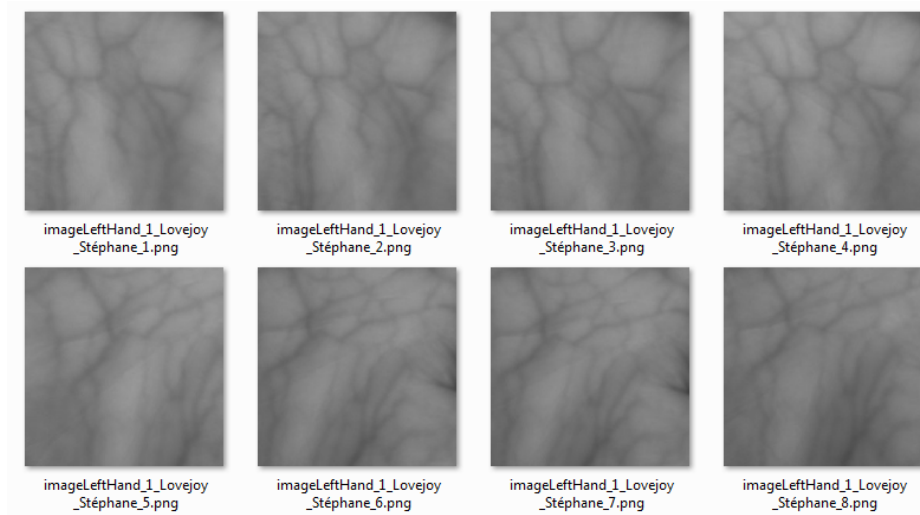


Figure 45: Images sélectionnées depuis le programme et enregistrées dans la base de données locale.

9 FINALISATION

Après avoir trouvé la configuration adéquate pour le prétraitement d'image, il reste à mettre en place l'ajutage avec le hardware et le software.

Le filtre 880nm, ne coupant pas suffisamment la lumière du jour, a été remplacé par un filtre 920nm LP. Le contraste étant quasiment le même, le résultat ne risque pas de changer. Des nouveaux tests ont dû être entamés pour s'assurer de la performance du contraste. De plus, étant proche de la source qui se trouve dans une longueur d'onde de 940nm, le spectre est rétréci. Cela permet d'augmenter la précision.

Comme le montre la Figure 39, le nombre de LEDs a été augmenté car la puissance lumineuse n'était pas assez élevée pour permettre au bon fonctionnement du programme. Pour celui-ci, il fallait avoir un grand contraste entre le fond et la main lorsque les LEDs IR sont activées.

Le Raspberry Pi est programmé à enclencher les LEDs d'éclairage et la LEDs de confirmation à une distance qui se situe entre 12.5cm à 16.5cm. La fourchette est assez grande pour permettre à l'utilisateur de stabiliser la hauteur de la main. La distance par le Pi est calculée chaque 30ms. La Figure 46 montre l'aspect de l'appareil une fois fini.



Figure 46: Système du projet finalisé

10 CONCLUSION

Les systèmes de sécurité doivent être faciles à utiliser et doivent répondre rapidement à la demande. L'authentification utilisant la reconnaissance des veines de la main est simple, rapide et sans danger pour l'utilisateur. Un tel système pourra être utilisé de différentes manières, pour sécuriser un accès, pour faire des achats ou même retirer de l'argent. Comme il n'y a pas de contact direct avec la peau, le système est hygiénique et il plaira aux personnes ayant une certaine sensibilité sur ce point.

Après avoir testé le fonctionnement pour obtenir plusieurs échantillons de personnes, plusieurs petits problèmes sont apparues. La forme de la main de certaine personne ayant une géométrie différente empêchait de trouver les creux des doigts. Avec le programme mis au point, il est difficile pour une minorité de personne de mettre la main dans la position souhaitée par le développeur.

Le programme de traitement se trouve sur un ordinateur. Celui-ci détecte la main et sa position, récupère les images à traiter et les stocke dans une base de données locale. On crée un dossier avec des images de paumes et des mains. Pour chaque personne, 4 images de chaque main sont enregistrées. Le programme est portable et pèse seulement 15Mo. Ainsi, il pourra fonctionner sur toute machine ayant le système d'exploitation Windows.

Si le capteur ICX618 de chez Sony est satisfaisant, il sera envisageable de trouver un capteur identique qui pourra réduire la taille du système d'acquisition ou une caméra communiquant via USB 3.0. D'autres périphériques pourront être implémentés en parallèle tel que le capteur de distance et le connecteur au réseau Ethernet. Deux indicateurs LEDs sont installés sur l'appareil pour le moment mais un troisième indicateur sera bien nécessaire pour confirmer l'authentification de la personne. A la place du Raspberry Pi, un processeur sera recommandé pour la communication avec la caméra et les réseaux pour la communication externe. Il sera possible de faire des services web pour le traitement d'image ainsi le système portable sera utilisé seulement pour récupérer l'image et le reste des calculs se fera sur un serveur. Il sera possible d'utiliser, dans ce cas, la sécurité du web directement pour la protection des données.

Les objectifs du projet ont été finalisés et remplis en fonction des demandes.

La biométrie basée sur la reconnaissance des veines de la main étant une jeune technologie, elle devra faire ses preuves durant les années à venir pour qu'on puisse affirmer que cela est un moyen invulnérable aux attaques créées par des tiers.

11 DATE ET SIGNATURE

Sion, le 12 juillet 2013

Petrovic Igor

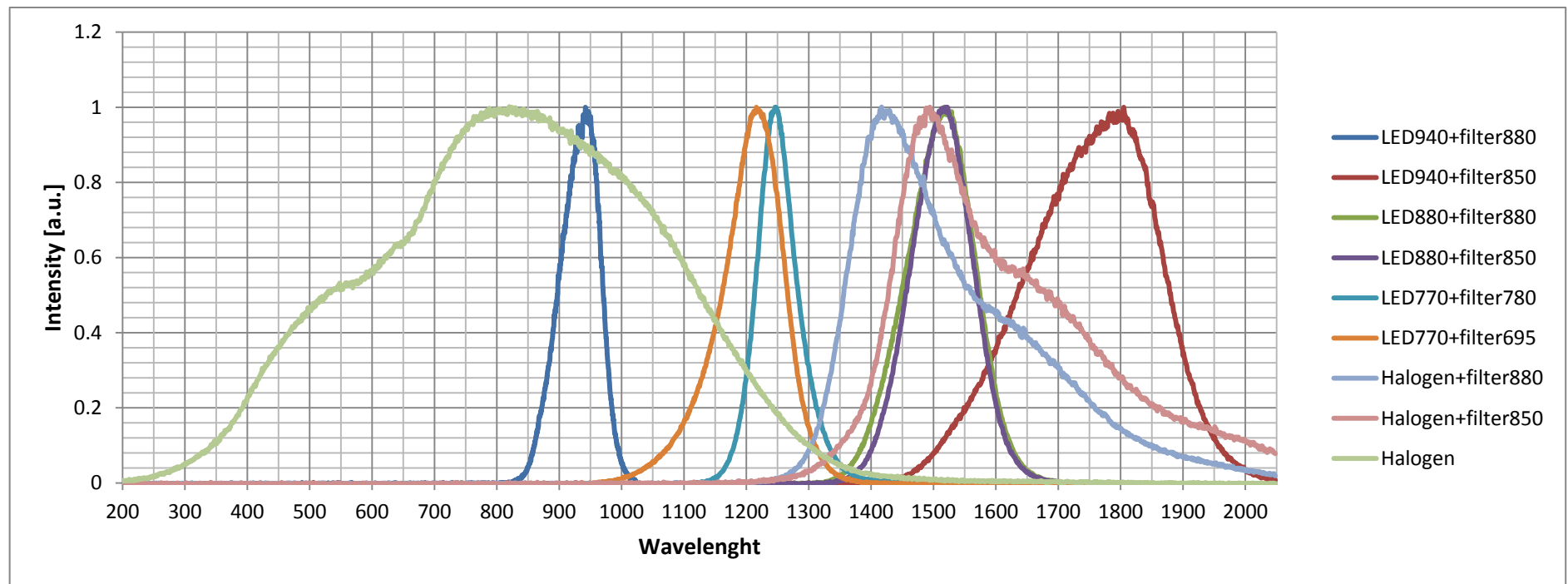
12 BIBLIOGRAPHIE

- [1] M. Chassé, «Analyste en informatique».
- [2] C. (PRWEB), Louisville, April 6, 2007.
- [3] C. Noël, «La photographie numérique, comment ça marche ?», <http://www.clubic.com/article-14325-1-la-photographie-numerique-comment-ca-marche.html>, 28 novembre 2001.
- [4] C. Design, «Impact de l'infrarouge sur la santé», <http://www.chauffage-design.com/impact-de-linfrarouge-sur-la-sante.html>.
- [5] G. Bourg-Heckly, «Les applications thérapeutiques des lasers», <http://didel.script.univ-paris-diderot.fr/claroline/backends/download.php?url=L05vdGVzLzAzXy1fTHVtaWVyZS1tYXRpZXJlX0kucGRm&cidReset=true&cidReq=BP4>, mai-juin 2009.
- [6] Overblog, «Pénétration de l'infrarouge dans la peau», <http://meseopiscine.overblog.com/article-qu-est-ce-que-l-infrarouge-110584201.html>, 31 octobre 2012.
- [7] F. PalmSecure, <http://www.itrportal.com/articles/2006/10/02/3289-rapid-expansion-of-fujitsus-palmsecure-biometric-authentication>, 2006.
- [8] T. E. M. S. a. S. S. Masaki Watanabe, «PalmSecure of Fujitsu», <http://www.fujitsu.com/global/services/solutions/biometrics/glossary/index.html#f01>.
- [9] A. M. Badawi, Hand Vein Biometric Verification Prototype, University of Tennessee, Knoxville, TN, USA.
- [10] A. T. B. Jin, Design and Implementation of a Contactless Palm Vein Recognition System, Yonsei University Seoul, Korea, 2010.
- [11] T. C. a. A. B. J. T. Goh Kah Ong Michael, A Contactless Biometric System Using, Yonsei University.
- [12] Y. Z. a. A. Kumar, Human Identification Using Palm-Vein Images, 2011.
- [13] J. Hashimoto, Finger Vein Authentication Technology and its Future, Kawasaki, Kanagawa, Japan: Information & Telecommunication Systems Group, Hitachi, Ltd., 2006.
- [14] T. ImagingSource, «Capteur Aptina CMOS», http://www.theimagingsource.com/en_US/products/cameras/usb-cmos-ccd-mono/dmk23up031/.
- [15] E. Optics, «Filtre IR 830nm», <http://www.edmundoptics.com/optics/optical-filters/longpass-edge-filters/longpass-glass-color-filters/32-758>.
- [16] A. A. &. CCD, «Caméra CCD», <http://www.astro-ge.net/giuliani/index.php?rub=2&ccd=5>.
- [17] «La photo en faits», 8 octobre 2012. [En ligne]. Available: <http://www.la-photo-en-faits.com/2012/10/focale-objectif-photo.html>.
- [18] pavelpech, «CCD Sensor QE (Quantum Efficiency) Comparison», <http://blog.astrofotky.cz/pavelpech/?p=864>, 11/03/2013 .
- [19] T. ImagingSource, «Capteur ICX618 de Sony», http://www.theimagingsource.com/en_US/products/cameras/firewire-cmos-ccd-mono/dmk23f618/.
- [20] [En ligne]. Available: http://fr.wikipedia.org/wiki/Vitesse_du_son.
- [21] <http://pdfserv.maximintegrated.com/en/ds/MAX1698-MAX1698A.pdf>, «Maxim 1698 datasheet».
- [22] <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Photon-noise.jpg>, «Image avec bruit».

- [23] http://opencv.willowgarage.com/documentation/python/structural_analysis_and_shape_descriptors.html, «fonction Defects».
- [24] Zhang, «Géométrie de la paume de la main,» 2008.
- [25] A. V. Technologie, «Caméra Manta G-145 NIR,»
<http://www.alliedvisiontec.com/de/produkte/kameras/gigabit-ethernet/manta/g-145b-nir.html>.
- [26] J. M. e. Z. Duta, «Géométrie sur les points primitifs,» 2002.
- [27] Z.-5. H. PASS, «La reconnaissance de la main en 3D,» <http://winspot-web.sharepoint.com/Documents/Doc%20ZX-50.pdf>.

13 ANNEXES

13.1 Spectre des LEDs et lampe halogène à travers les différents filtres



13.2 Mesures des contrastes de différentes configurations LEDs + filtre + diffuseur

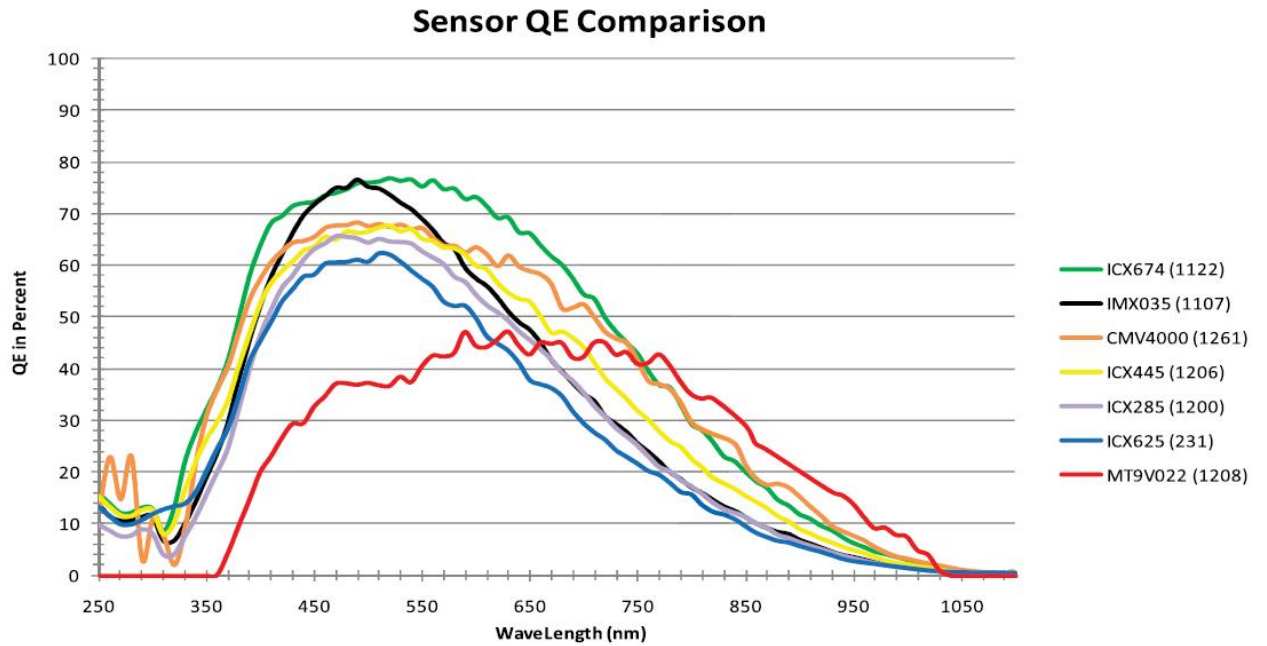
Mesures partie 1

n° image	filtre [nm]	LED [nm]	diff [mm]	value grey min	value grey max	contraste [%]	mean grey value	StdDev	StdDev/mean grey	angular led.	radius on surf. [cm]
1	695	770	0.3	182	250	15.741	216.995	9.618	4.432	± 15°	4
2	695	770	0.3	150	221	19.137	191.601	10.063	5.252	± 15°	4
3	695	770	0.3	141	194	15.821	170.538	7.734	4.535	± 15°	4
4	695	770	0.3	104	145	16.466	126.885	6.17	4.863	± 15°	4
5	780	770	0.3	193	255	13.839	229.887	9.370	4.076	± 15°	4
6	780	770	0.3	153	231	20.313	202.646	10.407	5.136	± 15°	4
7	780	770	0.3	132	189	17.757	166.28	7.307	4.394	± 15°	4
8	780	770	0.3	117	161	15.827	141.551	6.332	4.473	± 15°	4
9	850	880	1	177	252	17.483	218.86	12.631	5.771	± 10°	3
10	850	880	1	156	236	20.408	199.466	13.14	6.588	± 10°	3
11	850	880	1	124	188	20.513	159.661	9.925	6.216	± 10°	3
12	850	880	1	105	158	20.152	133.907	8.685	6.486	± 10°	3
13	880	880	1	168	255	20.567	220.513	13.718	6.221	± 10°	3
14	880	880	1	158	231	18.766	198.984	12.116	6.089	± 10°	3
15	880	880	1	119	179	20.134	153.606	9.462	6.160	± 10°	3
16	880	880	1	93	155	25.000	131.739	8.879	6.740	± 10°	3
17	850	940	1	158	241	20.802	206.011	14.611	7.093	± 25°	7
18	850	940	1	139	218	22.129	184.496	11.912	6.457	± 25°	7
19	850	940	1	102	172	25.547	145.367	10.109	6.954	± 25°	7
20	850	940	1	90	155	26.531	129.925	9.264	7.130	± 25°	7

Partie 2

n° image	filtre [nm]	LED [nm]	diff [mm]	value grey min	value grey max	contraste [%]	mean grey value	StdDev	StdDev/mean grey	angular led.	radius on surf. [cm]
21	880	940	1	148	253	26.185	209.701	17.949	8.559	± 25°	7
22	880	940	1	133	224	25.490	184.239	15.566	8.449	± 25°	7
23	880	940	1	105	187	28.082	153.802	13.737	8.932	± 25°	7
24	880	940	1	85	151	27.966	123.666	10.603	8.574	± 25°	7
25	850	Halogen	1	129	250	31.926	202.529	21.758	10.743	x	x
26	850	Halogen	1	103	215	35.220	158.417	17.339	10.945	x	x
27	850	Halogen	1	75	166	37.759	119.075	14.663	12.314	x	x
28	850	Halogen	1	56	129	39.459	90.968	11.804	12.976	x	x
29	880	Halogen	1	154	248	23.383	214.567	15.199	7.084	x	x
30	880	Halogen	1	113	213	30.675	167.826	14.538	8.663	x	x
31	880	Halogen	1	80	164	34.426	127.371	12.29	9.649	x	x
32	880	Halogen	1	63	129	34.375	99.024	9.394	9.487	x	x
33	880	Incandes- cence	1	143	238	24.934	192.915	17.541	9.093	x	x
34	880	Incandes- cence	1	115	208	28.793	158.417	14.29	9.020	x	x
35	880	Incandes- cence	1	87	178	34.340	119.075	15.242	12.800	x	x
36	880	Incandes- cence	1	60	131	37.173	90.968	11.494	12.635	x	x
37	920	940	1	129	188	18.612	161.179	9.351	5.802	± 25°	7
38	920	940	1	58	99	26.115	80.656	6.247	7.745	± 25°	7
39	920	940	1	61	99	23.750	81.118	5.948	7.333	± 25°	7
40	920	940	1	46	76	24.590	62.168	4.587	7.378	± 25°	7

13.3 Comparaison des capteurs CCD en fonction de l'efficacité quantique



13.4 Filtre

13.4.1 Filtre 850nm LP

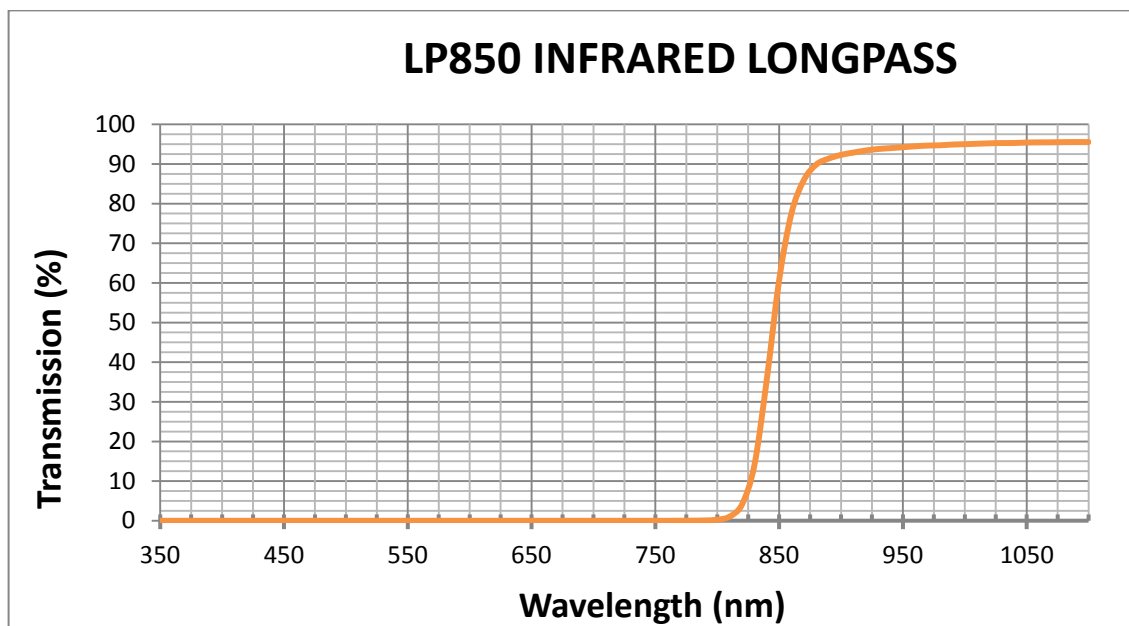


Figure 47: Transmission de la lumière du filtre 850nm LP

13.4.2 Filtre 880nm BP

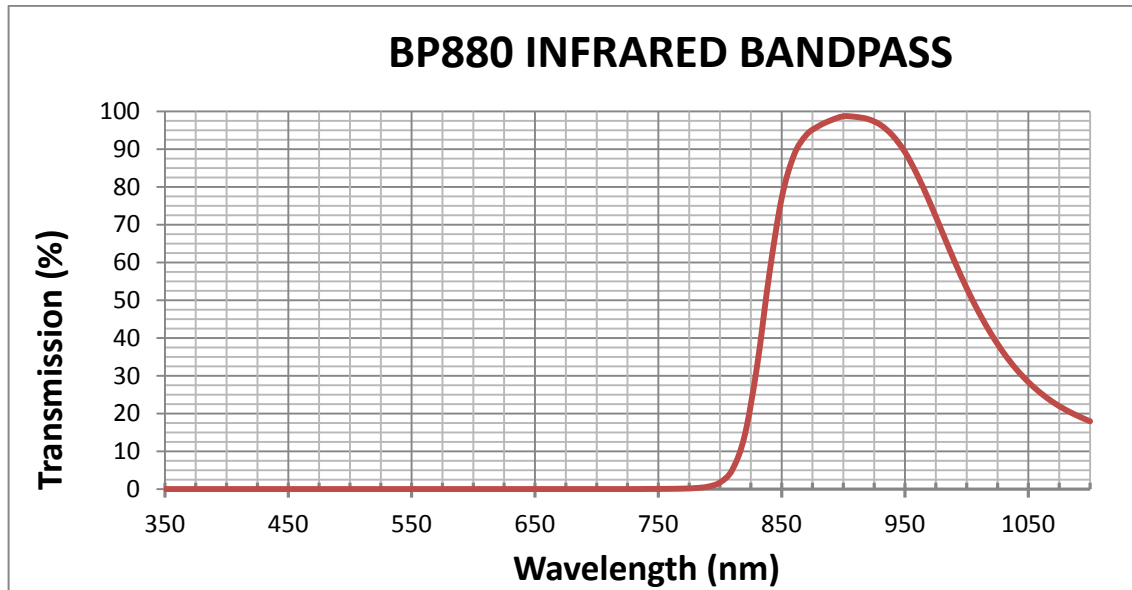


Figure 48: Transmission de la lumière du filtre 880nm BP

13.4.3 Filtre 920nm LP

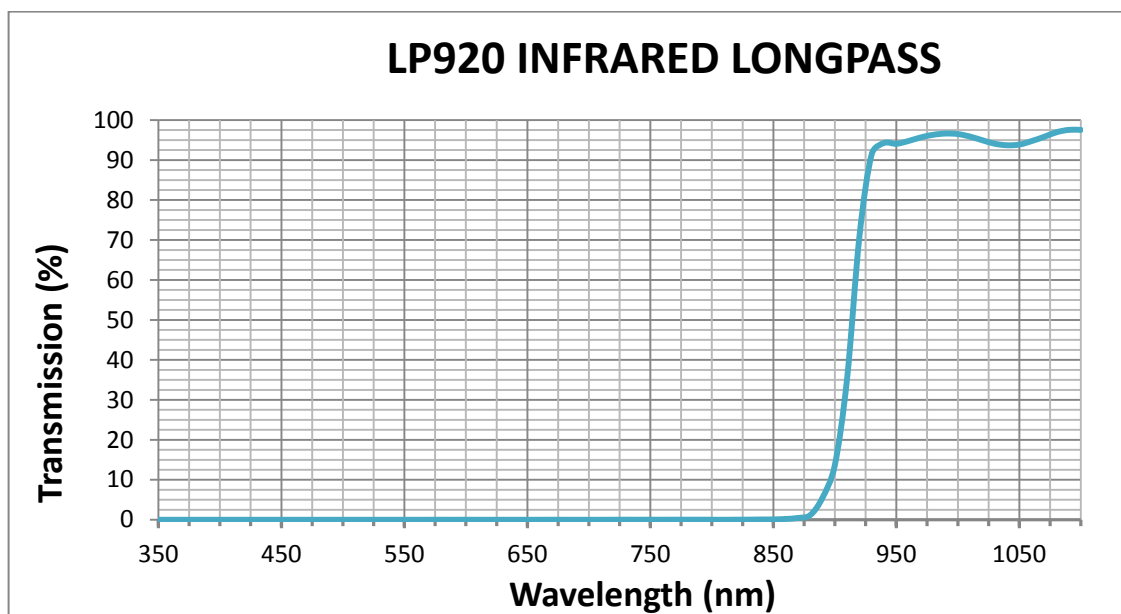
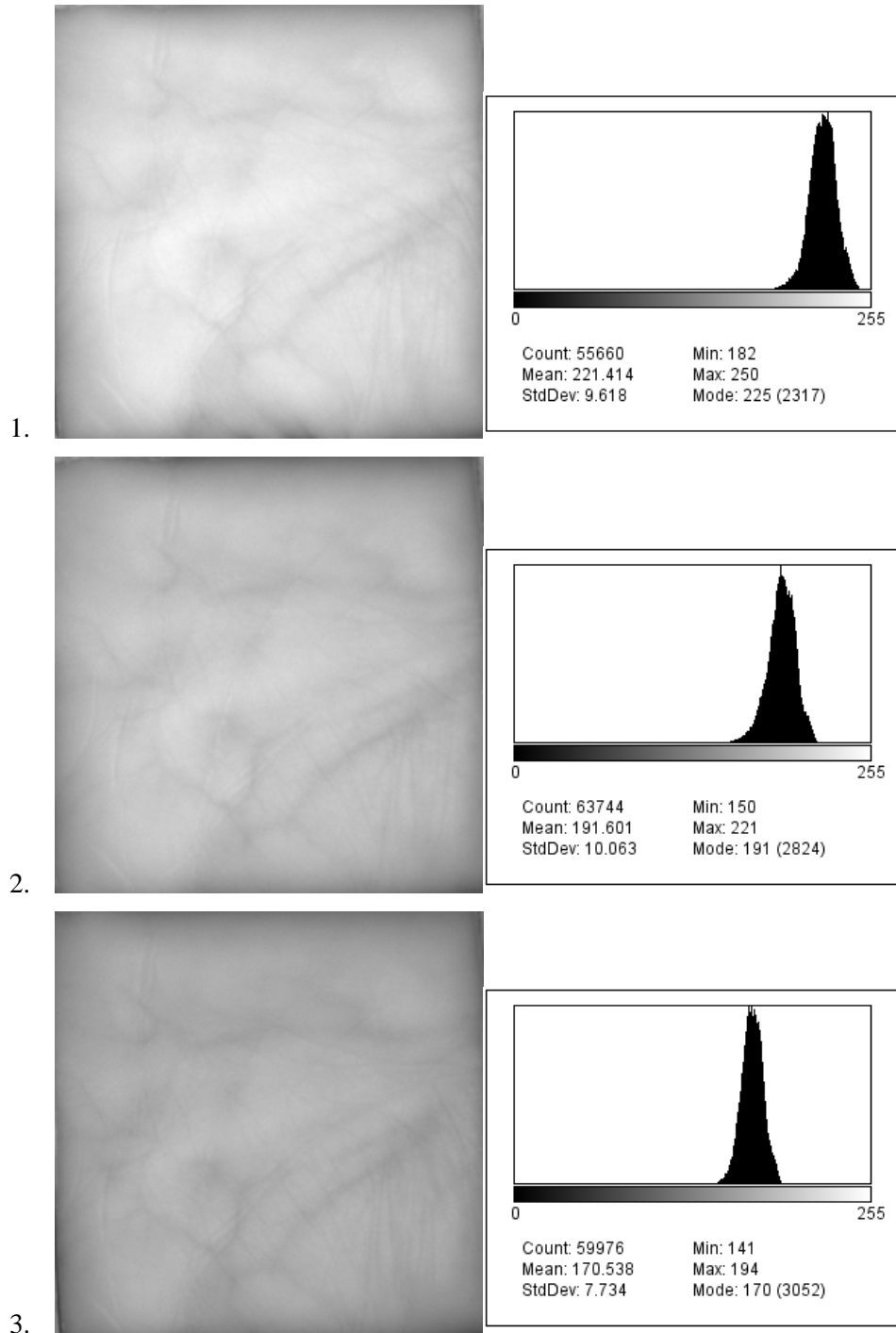


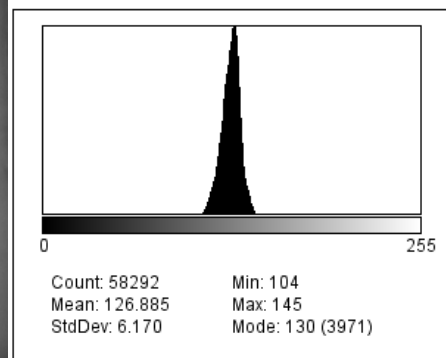
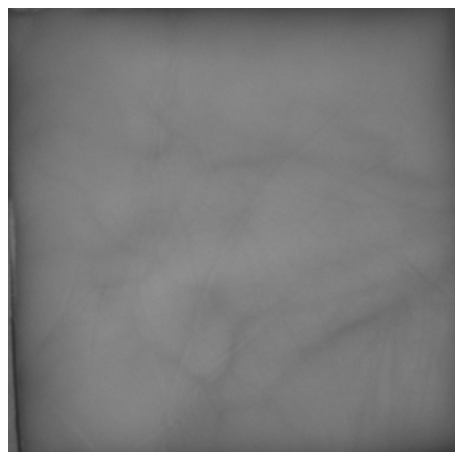
Figure 49: Transmission de la lumière du filtre 920nm LP

13.5 Images tests de configuration

13.5.1 LEDs 770 et filtre 695nm

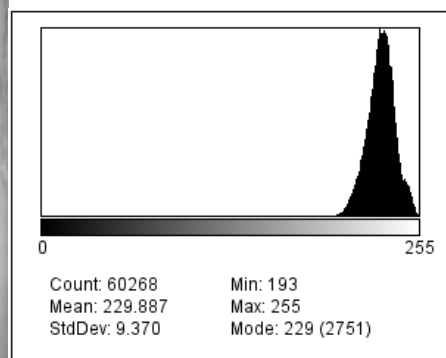


4.

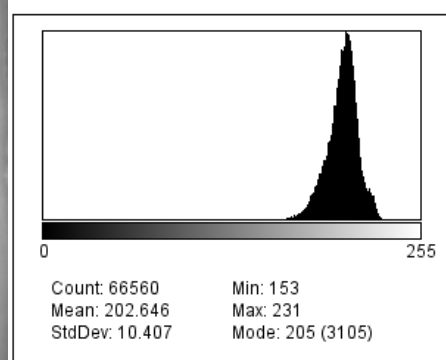


13.5.2 LEDs 770nm et filtre 780nm

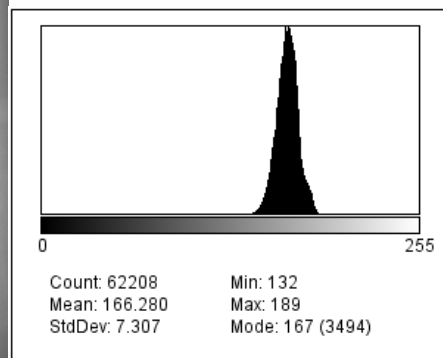
5.



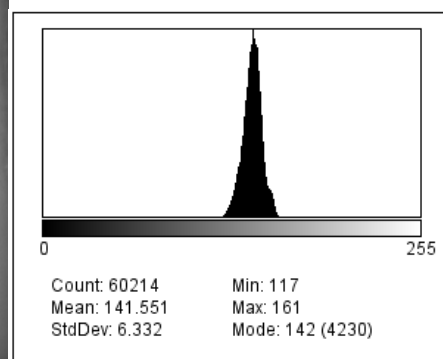
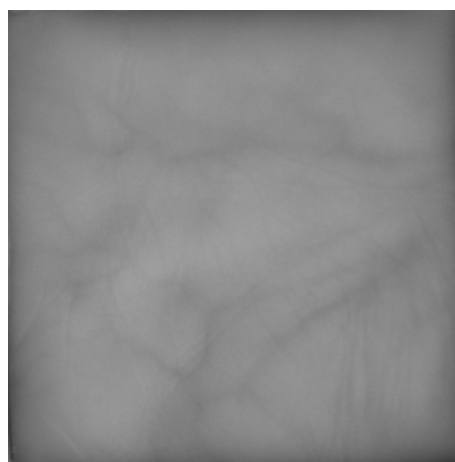
6.



7.

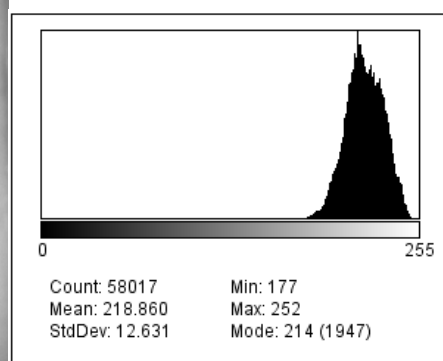


8.

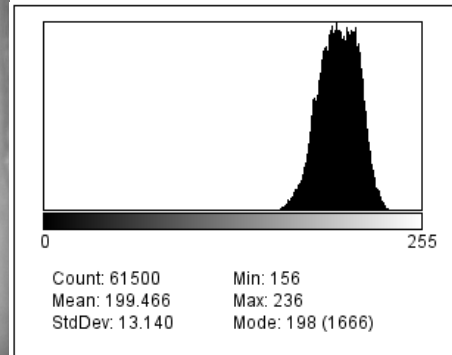
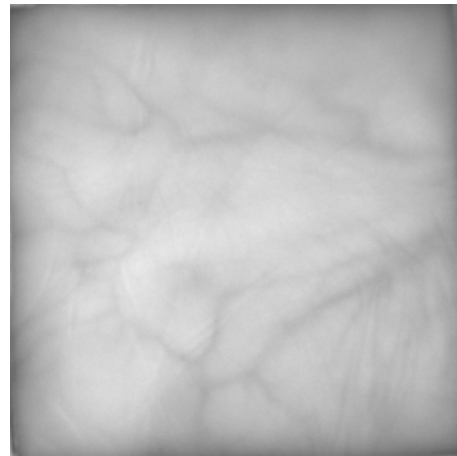


13.5.3 LEDs 880nm et filtre 850nm LP

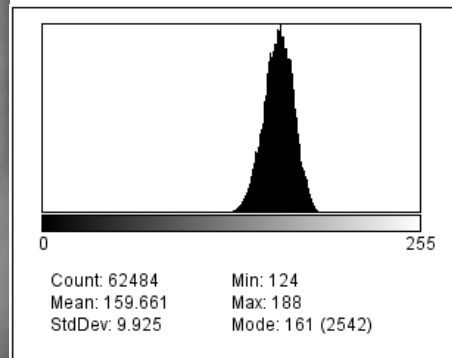
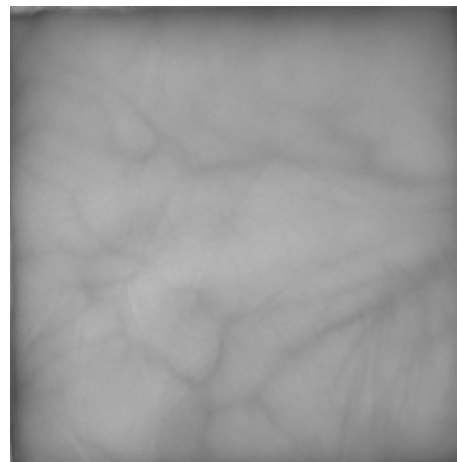
9.



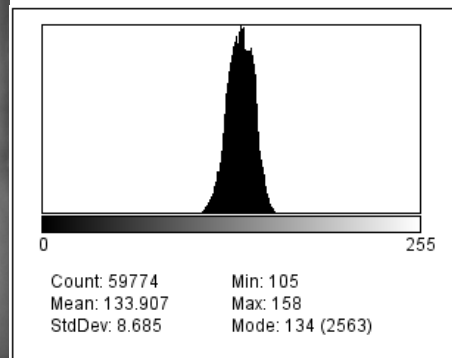
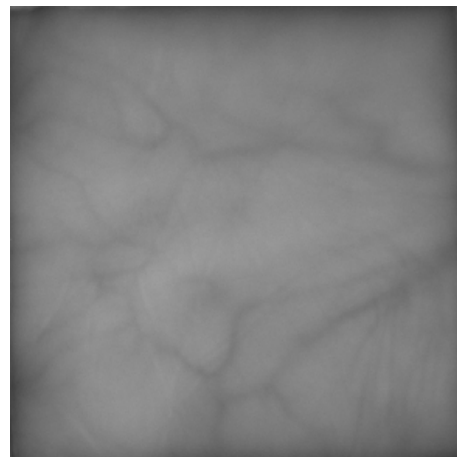
10.



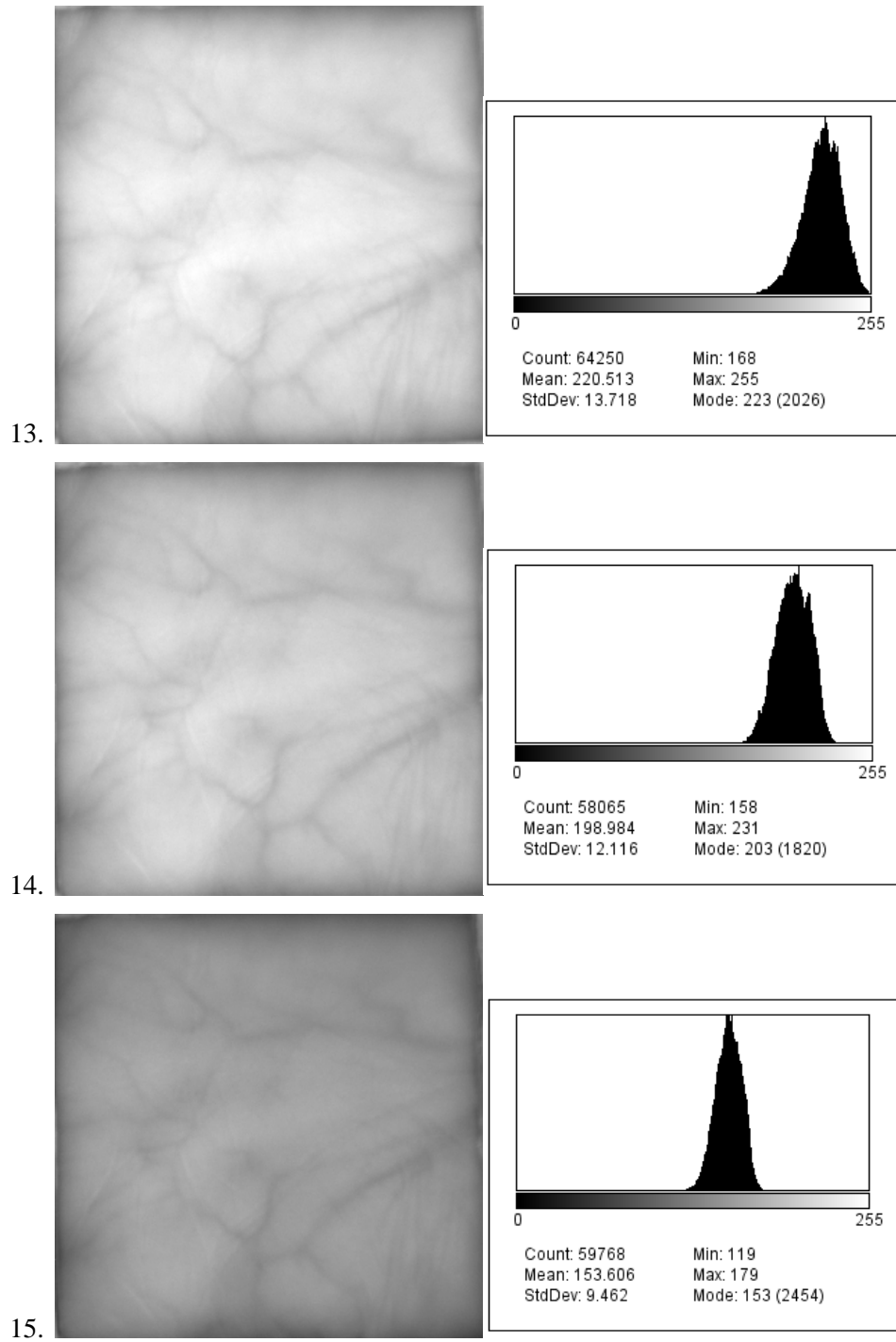
11.



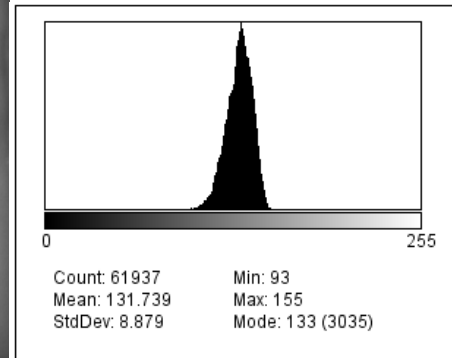
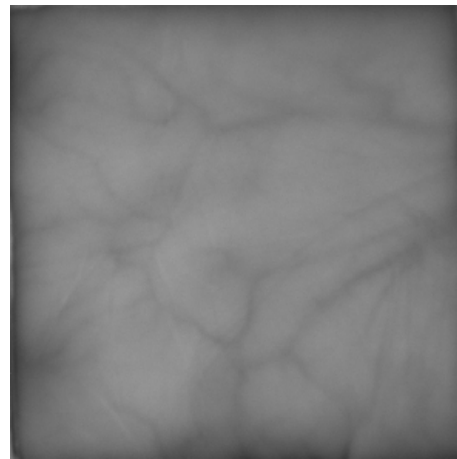
12.



13.5.4 LEDs 880nm et filtre 880nm BP

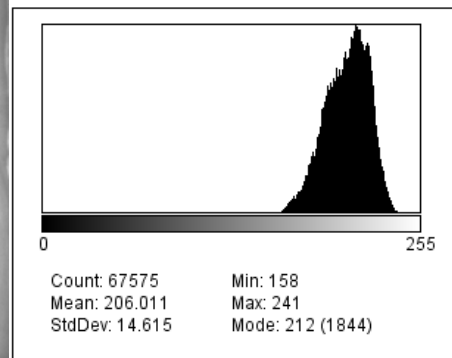
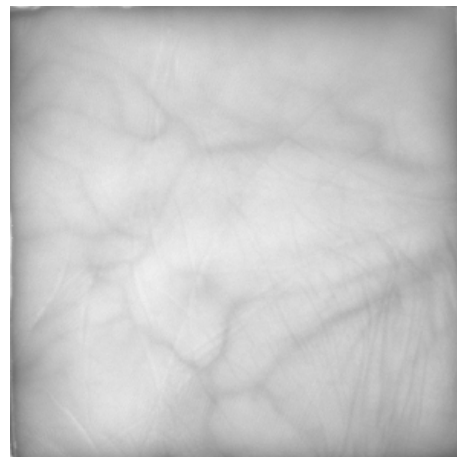


16.

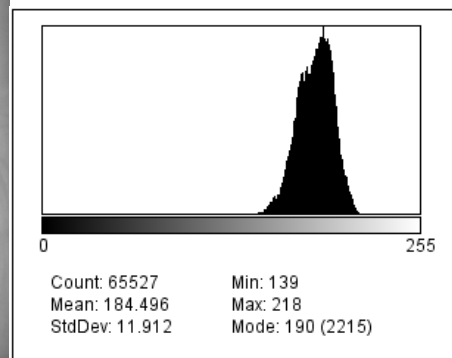
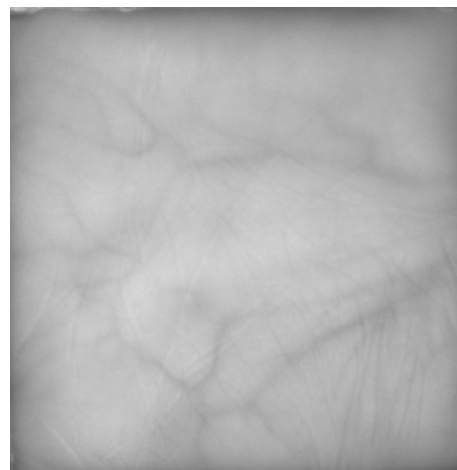


13.5.5 LEDs 940nm et filtre 850nm LP

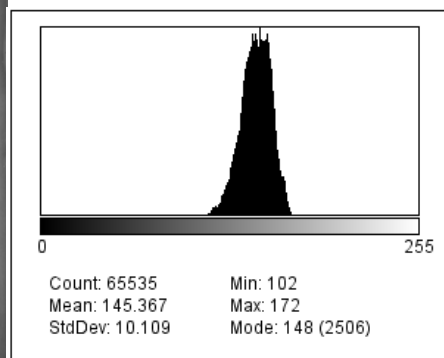
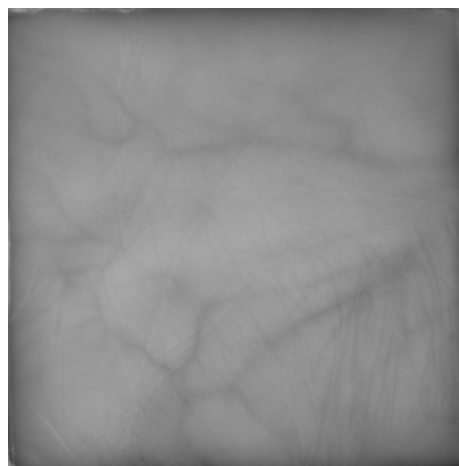
17.



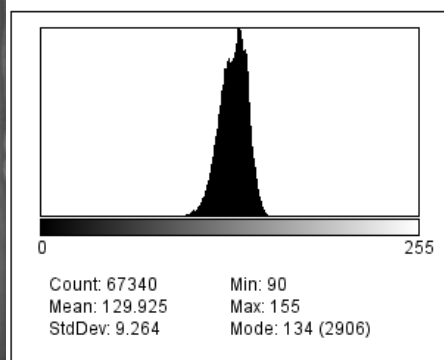
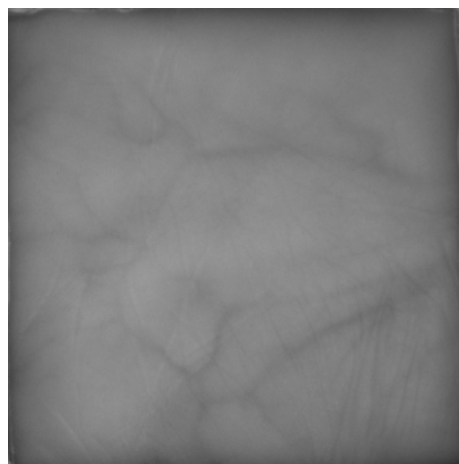
18.



19.

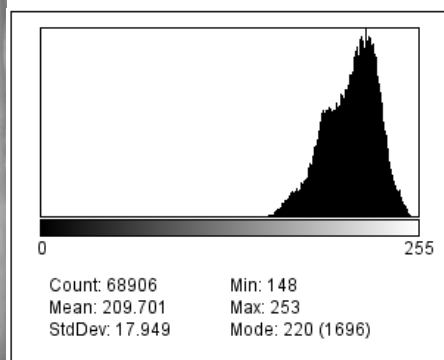
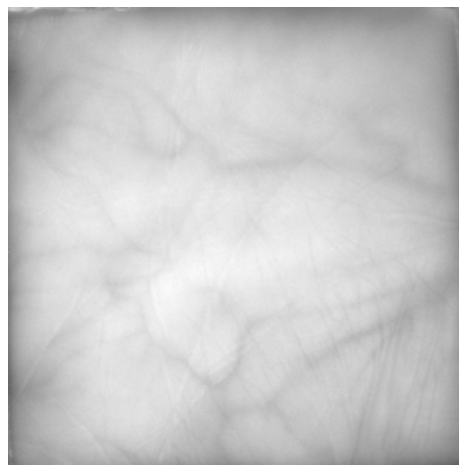


20.

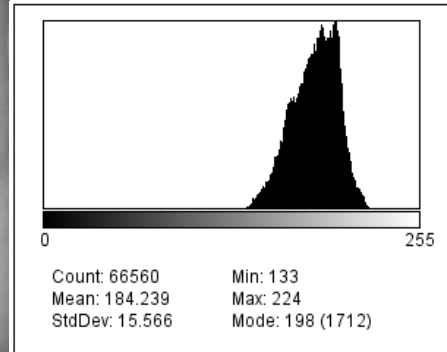
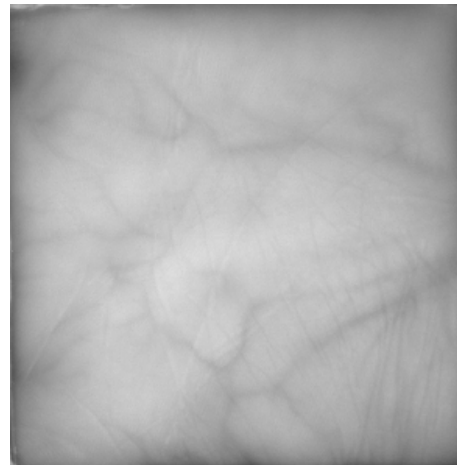


13.5.6 LEDs 940nm et filtre 880nm BP

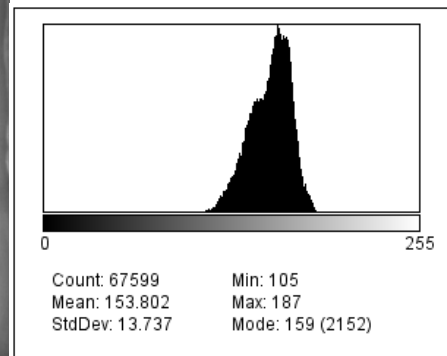
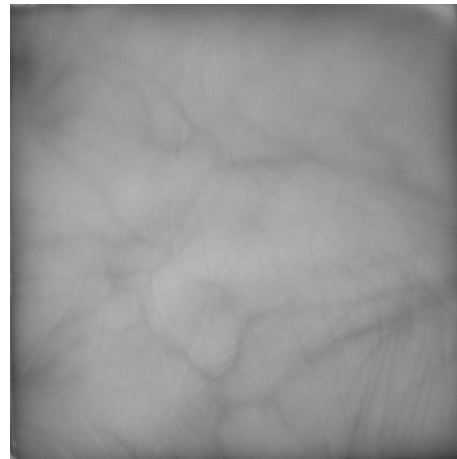
21.



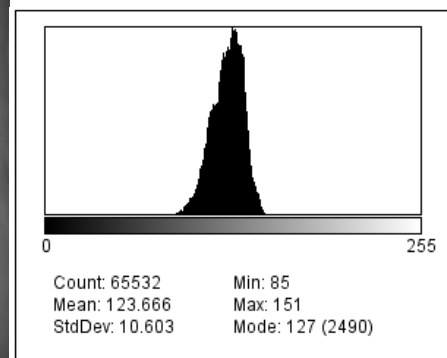
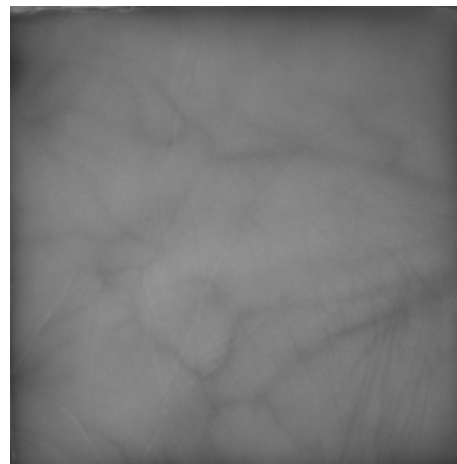
22.



23.

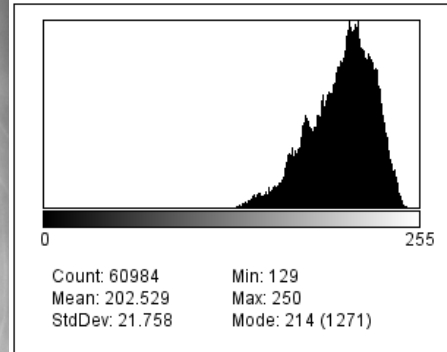
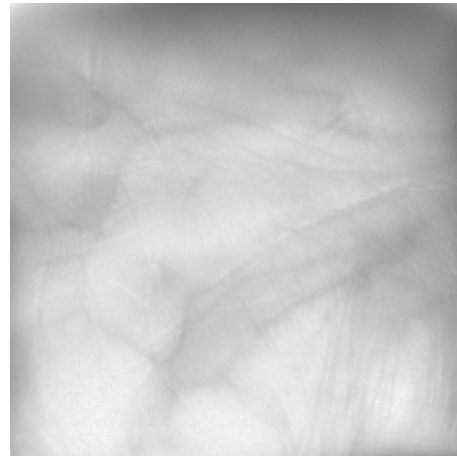


24.

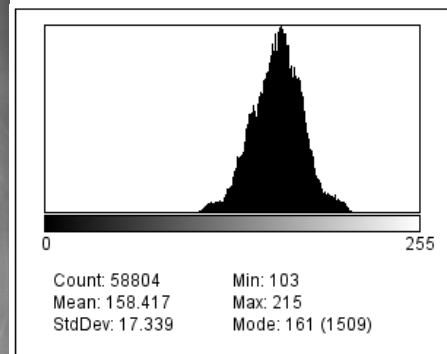
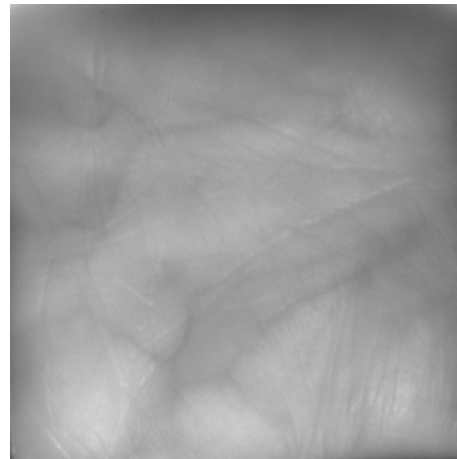


13.5.7 Halogène avec un filtre 850nm LP

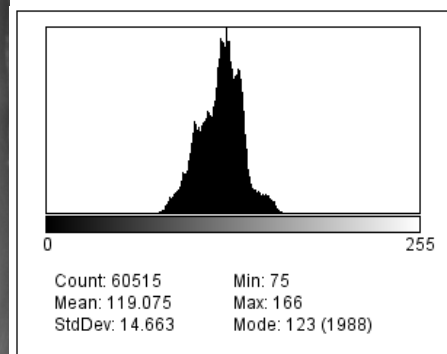
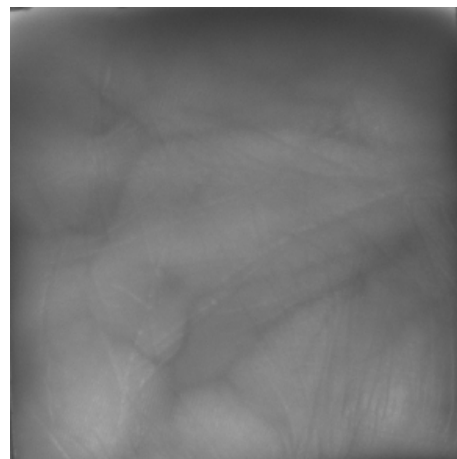
25.



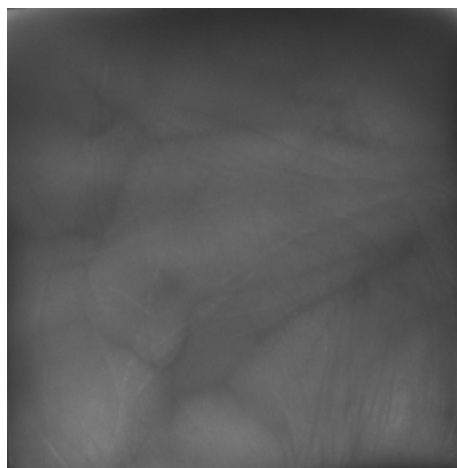
26.



27.

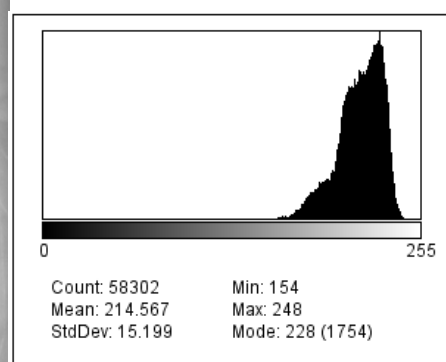


28.

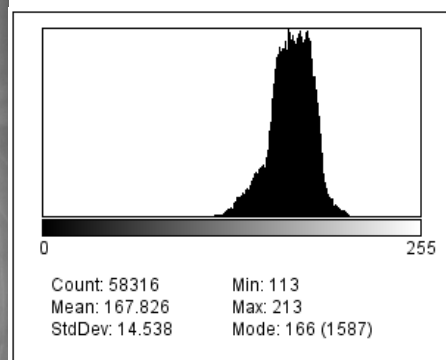
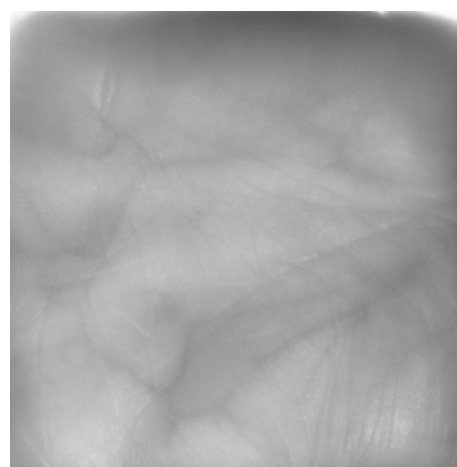


13.5.8 Halogène avec le filtre 880nm BP

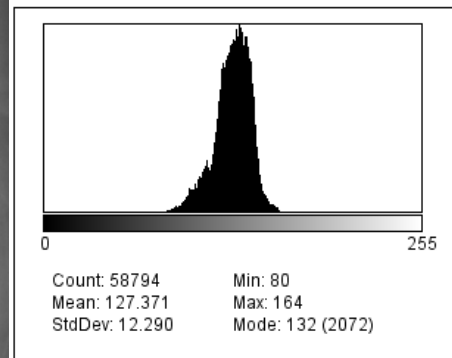
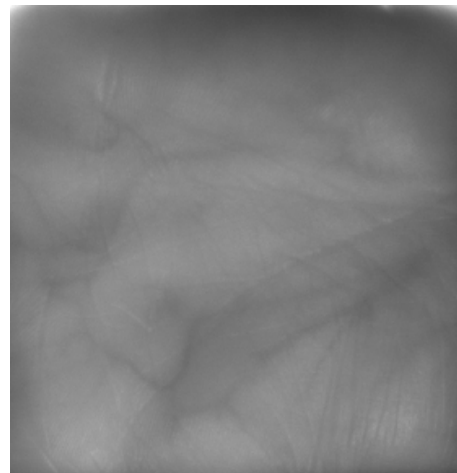
29.



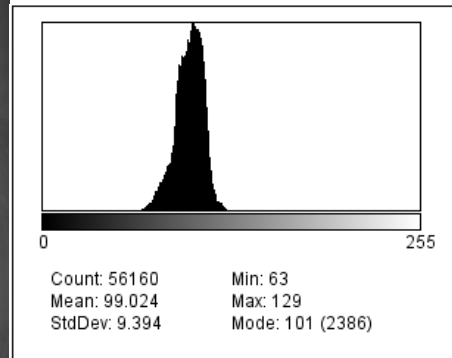
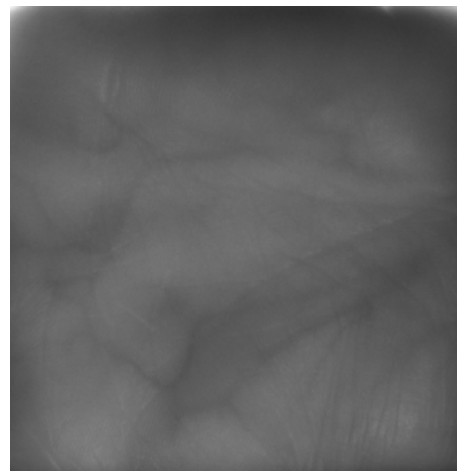
30.



31.

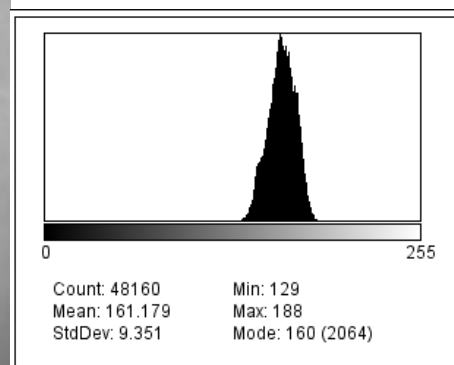
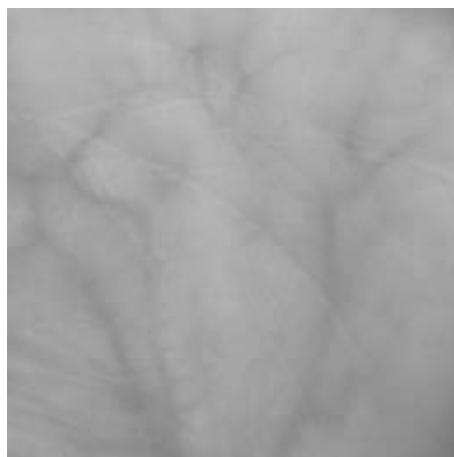


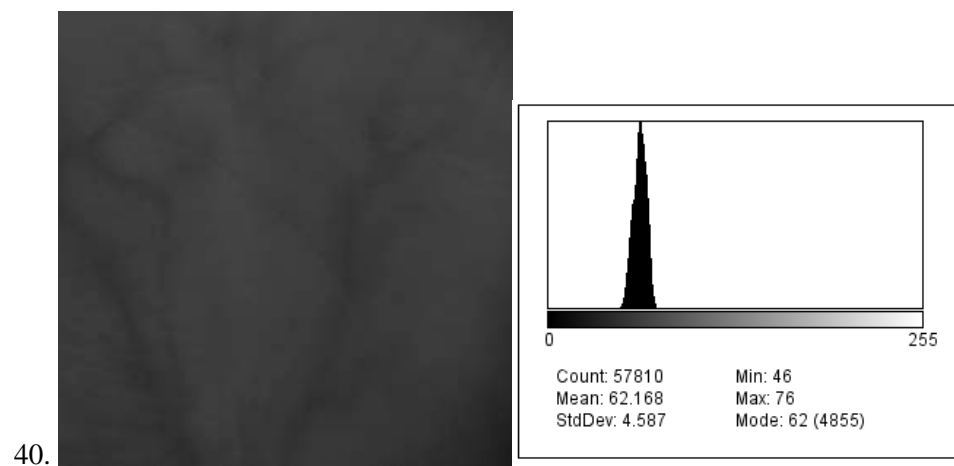
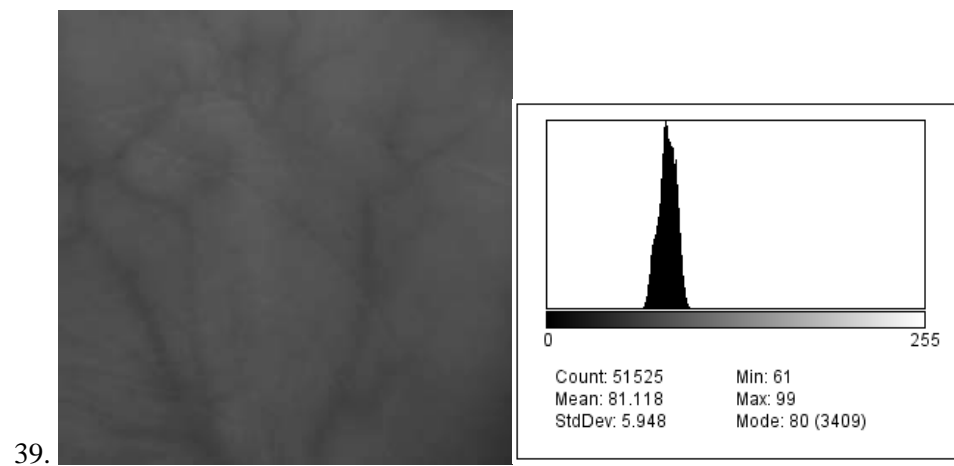
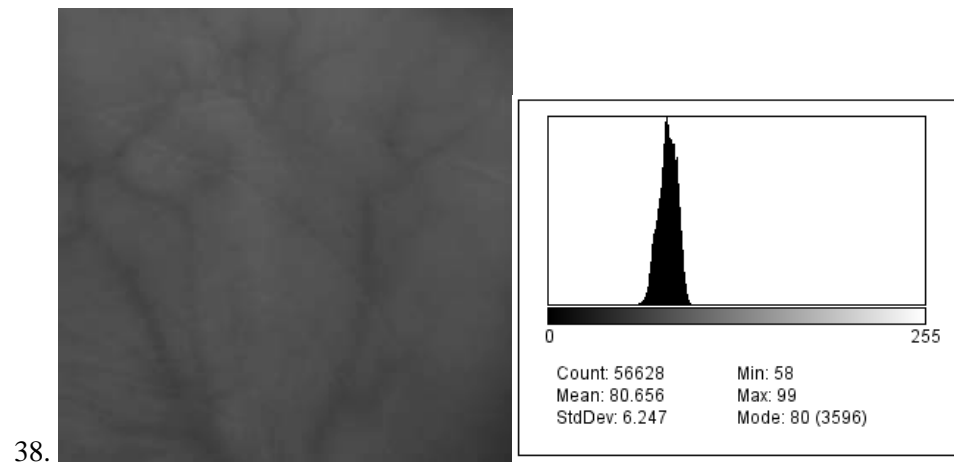
32.



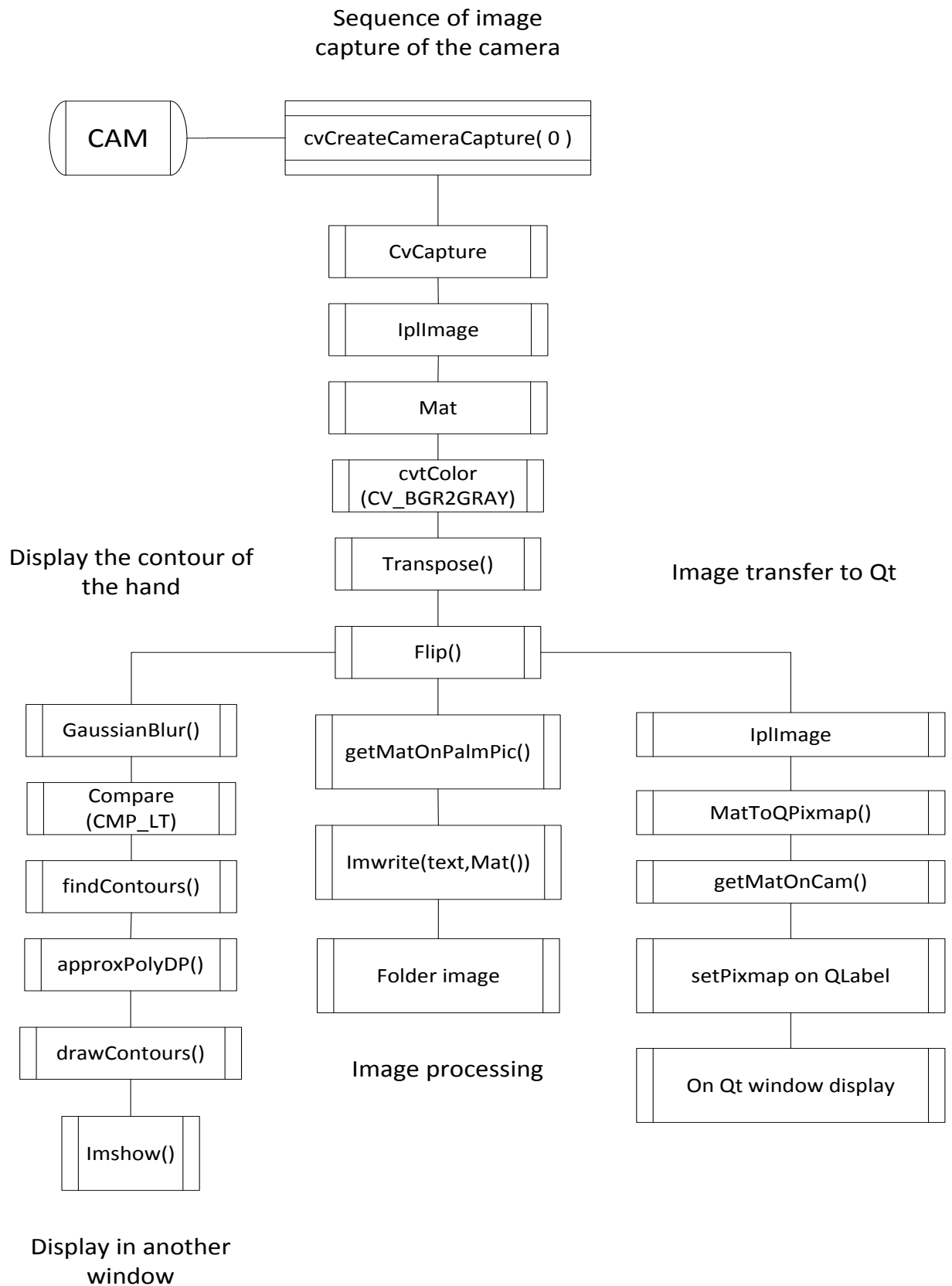
13.5.9 LEDs 940nm avec filtre 920nm LP

37.

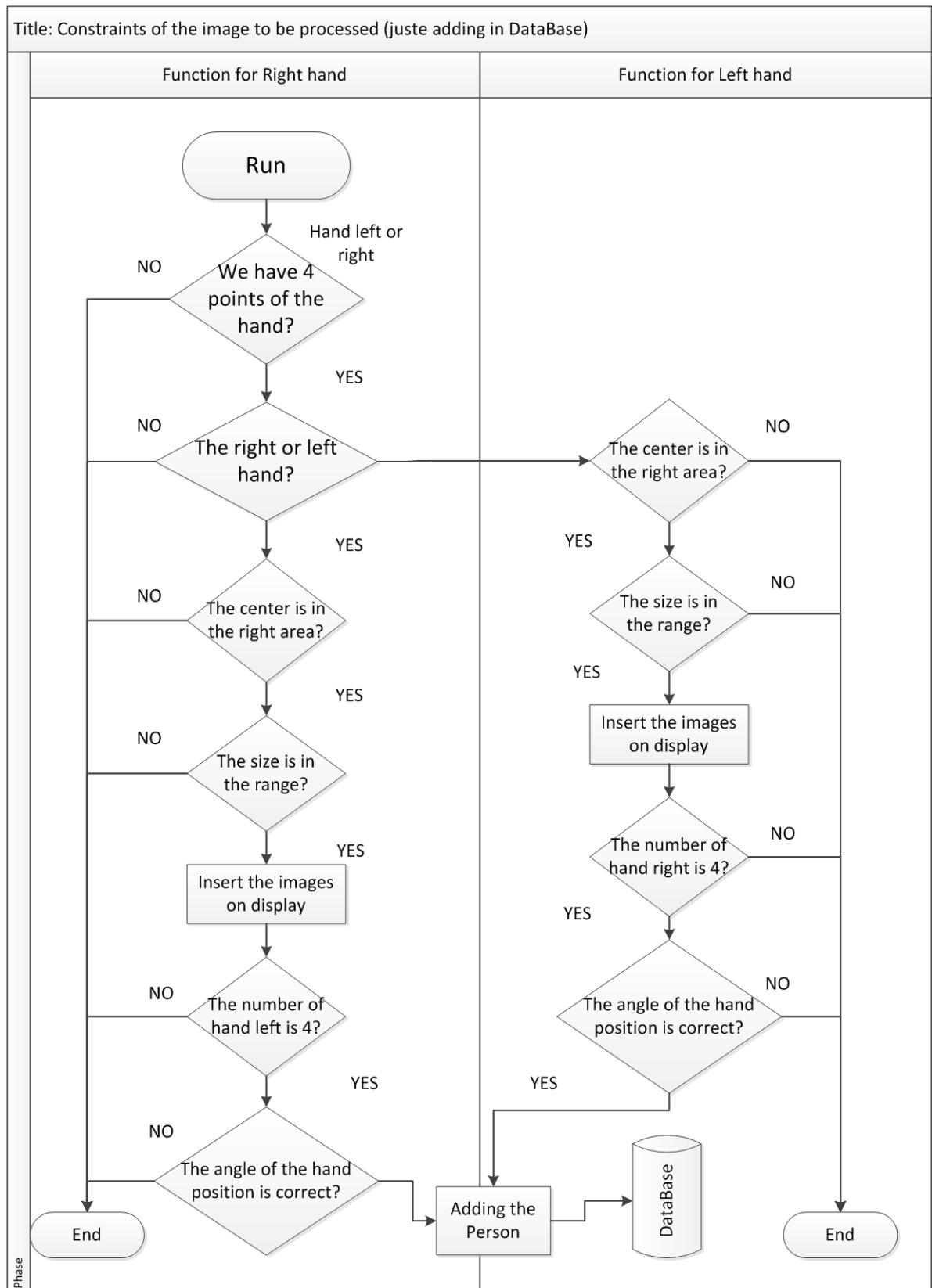




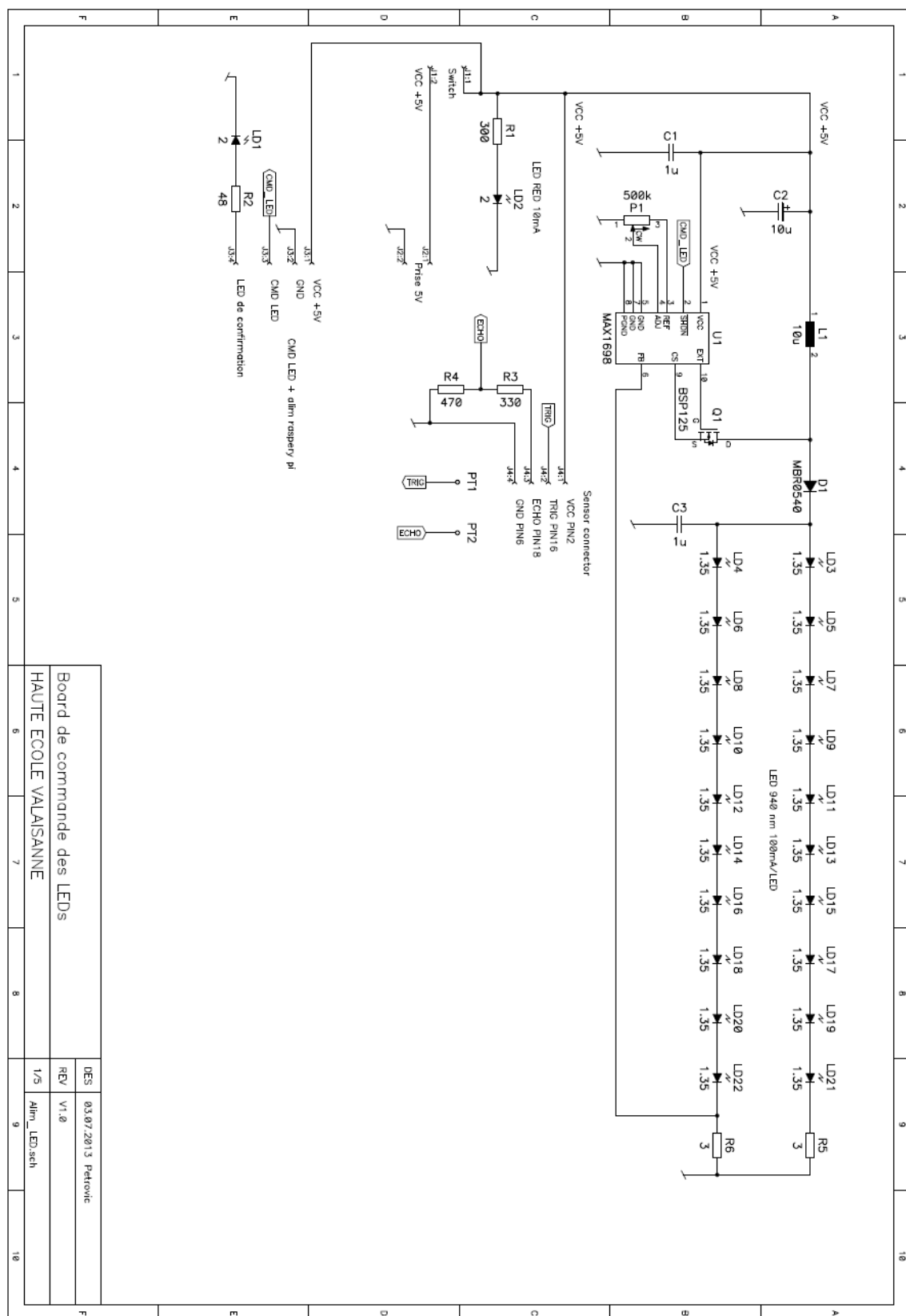
13.6 Déroulement de la capture d'image



13.7 Points importants pour l'extraction de l'image à traiter

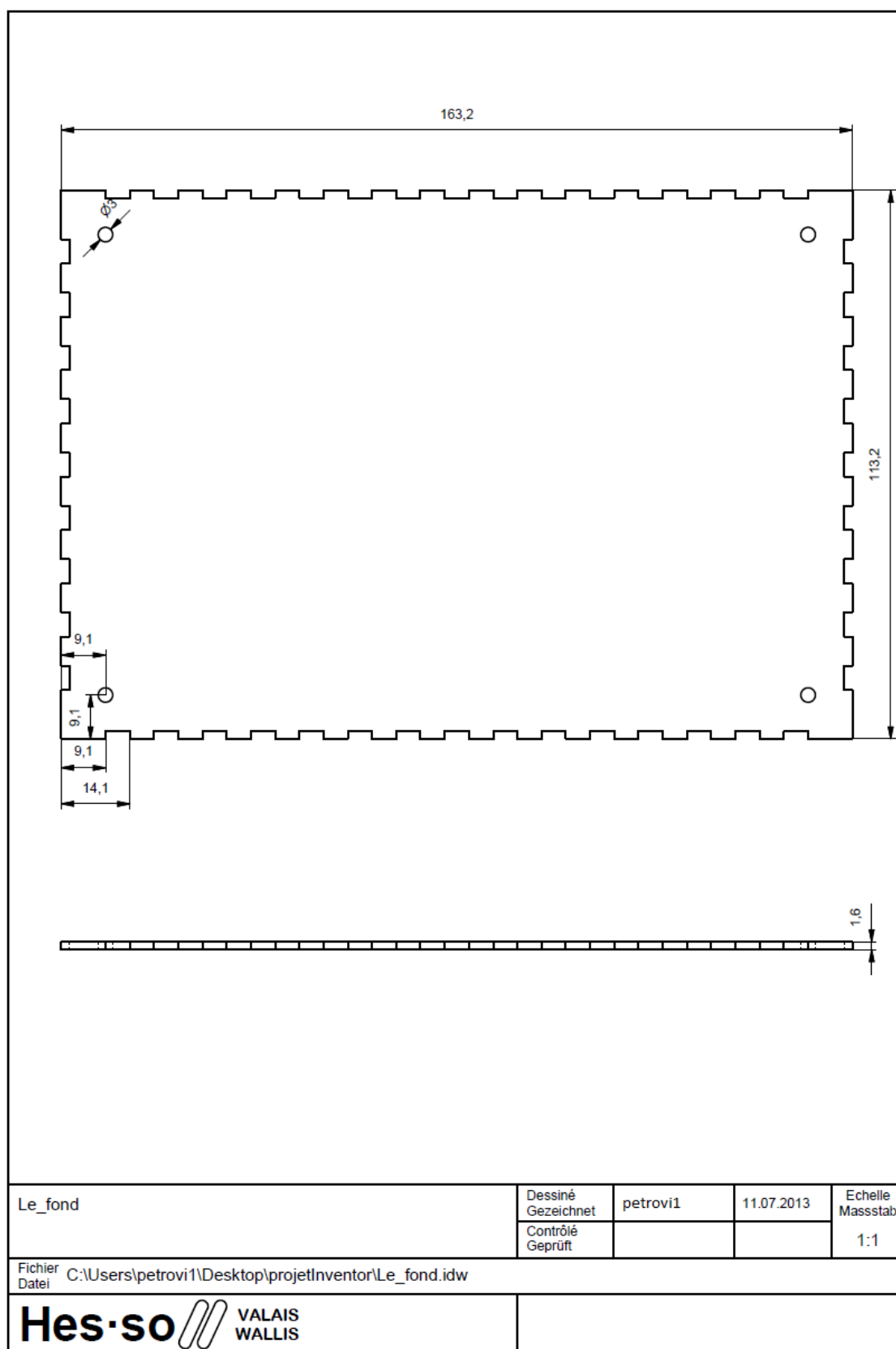


13.8 Schéma électriques de commandes des LEDs et alimentation en +5V

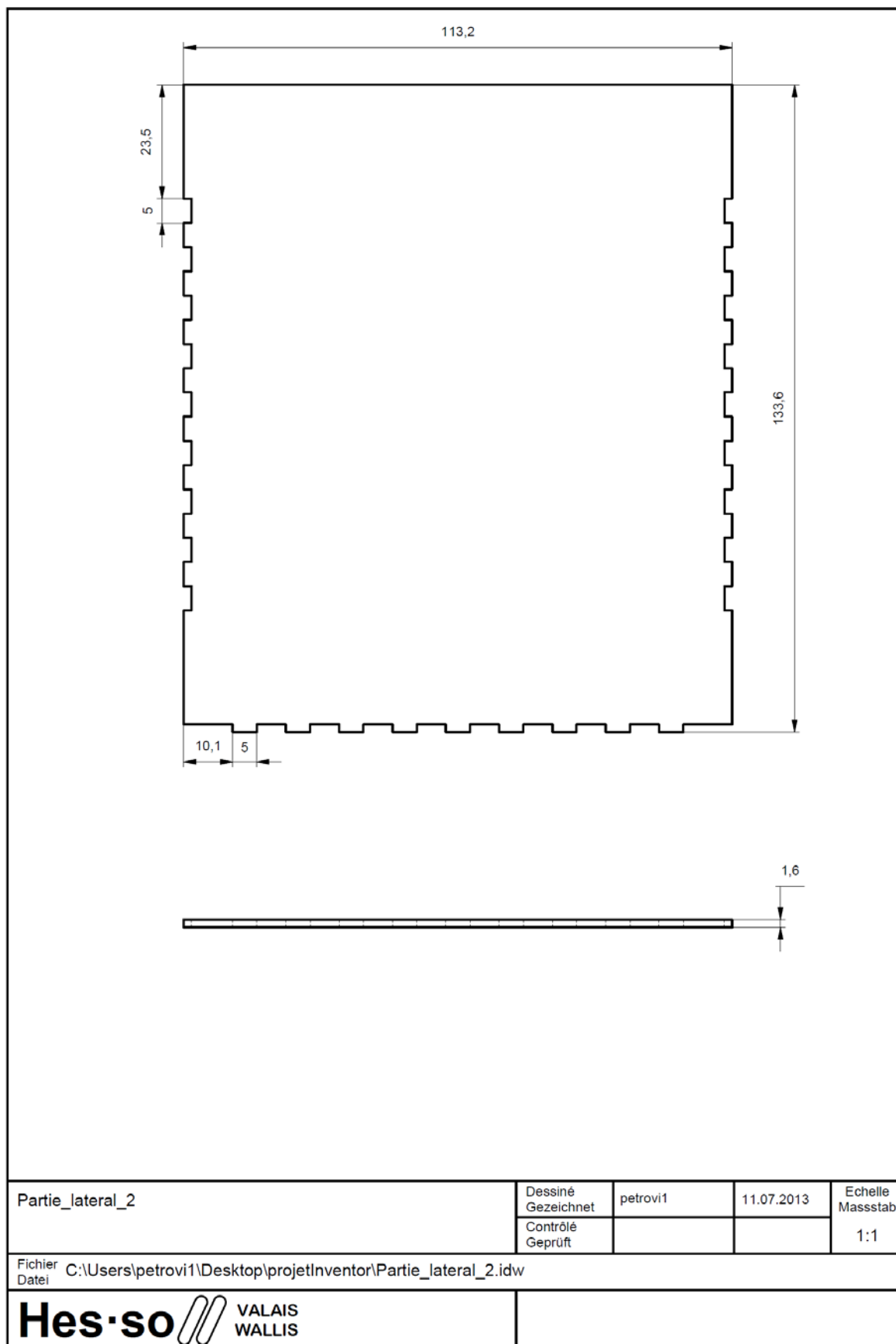


13.9 Pièces du système

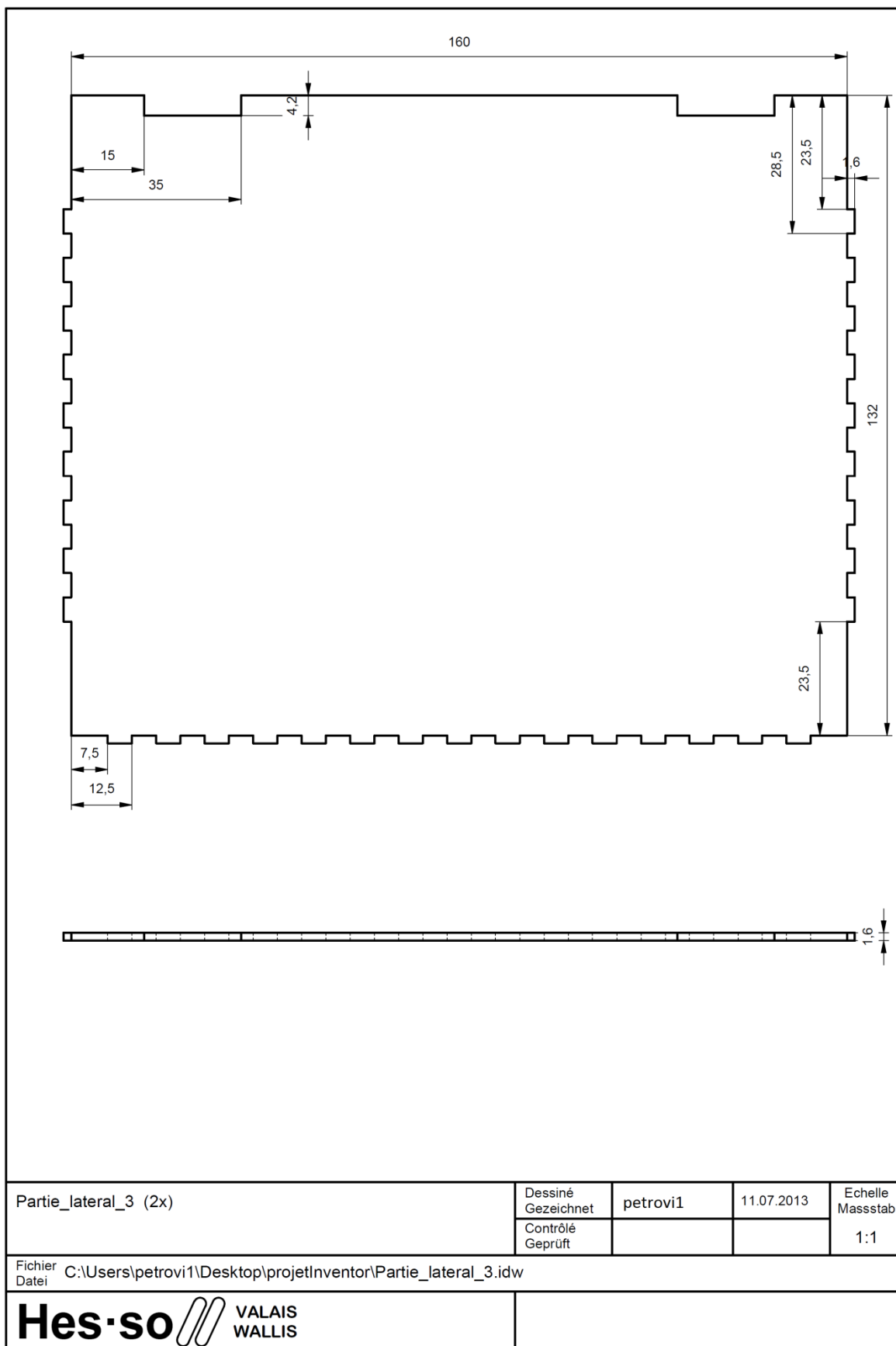
13.9.1 Le_fond



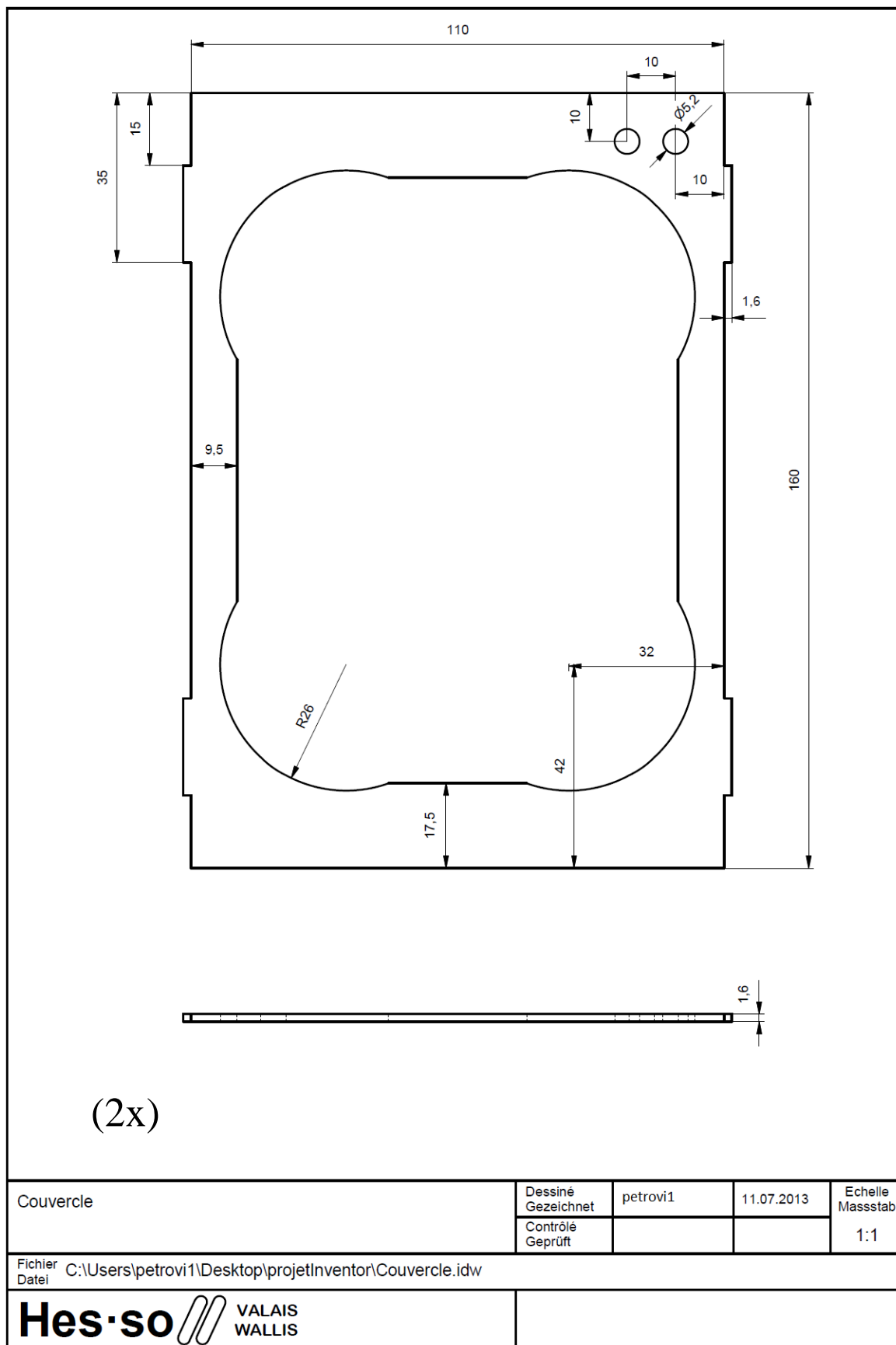
13.9.3 Partie_latérale_2



13.9.4 Partie_laterale_3



13.9.5 Couvercle



13.9.6 Pièce du support

