



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

Pour l'obtention du Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

*Spécialité : Instrumentation Biomédicale*

Présenté par : YACHEUR DJAZIA

---

**Développement et réalisation d'un système  
d'acquisition d'activité  
Veineuse.**

---

**Soutenu le 27 Septembre 2020 devant le Jury**

M.	HAMZA CHERIF LOTFI	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
M	SOULIMANE SOFIANE	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examineur
M	DIB NABIL	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

**Année universitaire 2019-2020**

# Remerciements

---

**T**out d'abord, mes louanges à DIEU, le Tout Puissant pour m'avoir donné le courage, la volonté, la patience durant mes années d'études et c'est grâce à Lui que ce travail a été réalisé.

Je tiens aussi à remercier Monsieur DIB NABIL mon encadrant pédagogique durant ce projet de fin d'études, pour ses conseils et son encadrement qu'il a mis à ma disposition pour la réussite de ce travail. Je souhaite que la réalisation de ce projet soit à la hauteur de ses Attentes.

Je suis également très reconnaissante envers Monsieur HAMZA CHERIF LOTFI, Chef du département Génie Biomédical, pour son aide et ses directives constructives ainsi qu'envers tout le personnel du département

Enfin Je souhaite adresser des remerciements spéciaux à mes parents, la famille DIB et YACHEUR, et mes amis pour le soutien qu'ils m'ont témoigné durant toute cette période.

Mes sincères remerciements vont aussi à toutes les personnes ayant participé à ma réussite et au jury de ma soutenance.

# Résumé

---

Ce projet effectué dans le cadre d'une maîtrise émerge suite à la demande croissante d'applications de l'infrarouge dans le domaine des recherches en génie biomédical. Il a pour objectif principal l'extraction de la signature veineuse du dos de la main et du bras.

Dans la bande du proche infrarouge, nous exploitons une propriété significative des composantes du sang en réponse à une stimulation optique. La finalité pratique est de mettre en évidence la structure veineuse de la main par le mode par réflexion de lumière afin d'extraire la signature du dos de la main. Encore une fois, dans cette partie, nous faisons l'extraction de la signature veineuse sur le dos de la main et non pas sur la paume pour deux raisons. La première, c'est pour être consistant avec notre objectif d'obtenir des résultats dans les deux zones spectrales sur la même région corporelle, à savoir, le dos de la main et le bras. La deuxième raison est que le système d'acquisition dans le NIR doit être amélioré afin de visualiser d'une manière exhaustive les fines veines au niveau de la paume.

Grâce à la méthode que nous avons développée, des structures internes du corps humain non visibles à l'œil nu peuvent être visualisées et détectées. L'application médicale de cette étude peut se réaliser dans la localisation des veines lors d'une perfusion ainsi que dans la prévention des maladies telles que les varices primitives, les caillots sanguins, etc. Également, une application dans le domaine de la biométrie est possible en construisant une base de données de signatures veineuses des mains.

En outre, ce mémoire fournit au lecteur une base bibliographique consistante à laquelle il pourra se référer afin de mener à bien des recherches en vision infrarouge appliquée au corps humain.

## Mots clés :

Ponction veineuse, Visualisation des veines, Lumière proche infrarouge, Traitement d'image, Réflexion de la lumière, Absorption de la lumière.

# Abstract

---

**T**his master's project is emerging as a result of the growing demand for infrared applications in the field of biomedical engineering research. Its main objective is to extract the venous signature of the back of the hand and the arm.

We explore a significant property of blood components in response to the near-infrared optical stimulation. The practical purpose is to highlight the venous structure of the hand, using the light reflection mode in order to extract the signature of the back of the hand and not on the palm for two reasons. The first is to be consistent with our goal of achieving results in the two spectral zones on the same body region. The second reason is that the acquisition system in the NIR needs to be improved in order to visualize the fine veins at the palm.

Thanks to this method that we have developed, internal structures of the human body that are not visible using natural eye vision can be visualized and detected. The medical application of this study can be carried out in the localization of veins during an infusion as well as in the prevention of diseases such as primary varices, blood clots, etc. Also, an application in the field of biometrics is possible having built a database of venous signatures of the hand.

In addition, this document provides the reader with a solid bibliographic base to refer to in order to carry out research in infrared vision applied to the human body.

## keyword :

Venipuncture, Visualization of veins, Near infrared light, Image processing, Light reflection, Light absorption.

## Table des matières

Remerciements .....	1
Résumé.....	2
Abstract.....	3
Liste des figures.....	6
Liste des Tableaux .....	7
Introduction générale :.....	8
<b>Chapitre 1 :</b> .....	10
Mise en contexte .....	10
<b>I. Introduction.....</b>	<b>10</b>
<b>II. Circulation sanguine :.....</b>	<b>12</b>
<b>III. Les vaisseaux sanguins :.....</b>	<b>13</b>
<b>III.1 définition : .....</b>	<b>14</b>
<b>III.2 Types :.....</b>	<b>14</b>
<b>III.3. Les maladies :.....</b>	<b>18</b>
<b>IV. Les différentes modalités d'imagerie :.....</b>	<b>20</b>
<b>IV.1. Phlébographie.....</b>	<b>20</b>
<b>IV.2. Angioscanner.....</b>	<b>20</b>
<b>IV.3. AngioIRM.....</b>	<b>20</b>
<b>IV.4. L'échodoppler veineux.....</b>	<b>20</b>
<b>IV.5. VeinViewer.....</b>	<b>21</b>
<b>V. Les rayons infrarouges : .....</b>	<b>22</b>
<b>V.1. Source des rayonnement infrarouges :.....</b>	<b>22</b>
<b>V.2.Types :.....</b>	<b>28</b>
<b>VI. Conclusion :.....</b>	<b>28</b>
<b>Chapitre 2 :</b> .....	30
Description théorique du système de visualisation des veines.....	30
<b>I. Introduction :.....</b>	<b>30</b>
<b>II. Schéma bloc du prototype : .....</b>	<b>31</b>
<b>III. Source de la lumière infrarouge :.....</b>	<b>32</b>
<b>III.1. Description de la source de lumière : .....</b>	<b>34</b>
<b>IV. Description du système d'acquisition :.....</b>	<b>34</b>
<b>IV.1. Mode d'acquisition :.....</b>	<b>36</b>
<b>V. Traitement des images :.....</b>	<b>37</b>
<b>V.1.Acquisition d'image : .....</b>	<b>38</b>

V.2. Convertir RVB en niveaux de gris :	38
V.3. L'Égalisation de l'histogramme.	39
VI. Conclusion :	41
Chapitre 3 :	42
I. Introduction :	42
II. Installation et conception du dispositif :	44
II.1. Hardware :	44
II.2. Software :	45
II.3. Montage expérimental :	47
III. Algorithmes d'extraction des veines :	47
IV. Traitement des images :	49
IV.1. Convertir RVB en niveaux de gris :	49
IV.2. L'Égalisation de l'histogramme :	51
IV.3. Amélioration d'images :	53
IV.4. Seuil adaptatif :	56
IV.5. Squelettisation :	57
IV.6. Superposition avec l'image d'origine :	58
V. Tests du prototype :	59
V.1. Réseau veineux du bras :	60
V.2. Réseau veineux du dos de la main :	64
VI. Interprétation des résultats :	68
VII. Conclusion :	69
<i>Conclusion générale :</i>	70
<i>Références :</i>	71

# Liste des figures

---

Figure 1:Anatomie des veines .....	10
Figure 2 système circulatoire .....	13
Figure 3:Types de vaisseaux sanguins.....	14
Figure 4:. Schéma d'une artère .....	15
Figure 5:Schéma d'un capillaire.....	17
Figure 6:Structure d'une veine .....	18
Figure 7:Spectre de lumière infrarouge .....	28
Figure 8:Schéma bloc du VeinViewer .....	32
Figure 9:Courbes des coefficients d'absorption dans le sang vs longueurs d'onde [50]. .....	32
Figure 10:LEDs infrarouges utilisées .....	34
Figure 11:. Caméra utilisée.....	35
Figure 12:Les modes d'acquisition dans le proche infrarouge : (a) Transmission, (b) Réflexion diffusée et (c) Transflexion. Source : [56]. .....	36
Figure 13:Le prototype utilisé. ....	37
Figure 14:Schéma bloc du traitement d'image .....	37
Figure 15:Schéma d'un système de détection des veines .....	43
Figure 16 les propriétés du Raspberry .....	46
Figure 17:La configuration expérimentale .....	47
Figure 18:Image prélevée du bras. ....	48
Figure 19: Image prélevée du dos de la main.....	48
Figure 20: Image convertie en niveau de gris pour le bras. ....	50
Figure 21: Image convertie en niveau de gris pour le dos de la main .....	50
Figure 22: Image du bras après égalisation de l'histogramme.....	52
Figure 23: Image du dos de la main après égalisation de l'histogramme.....	52
Figure 24: Image du bras après application du filtre Median. ....	54
Figure 25: Image du dos de la main après application du filtre Median.....	54
Figure 26: Image du bras après application du filtre gaussien.....	55
Figure 27: Image du dos de la main après application du filtre gaussien. ....	55
Figure 28: Image du bras après adaptation du seuil.....	56
Figure 29: Image du dos de la main après adaptation du seuil. ....	57
Figure 30:Squelettisation de l'image du bras. ....	58
Figure 31: Squelettisation de l'image du dos de la main. ....	58
Figure 32:image fusionnée du bras .....	59
Figure 33: Image fusionnée du dos de la main.....	59

# Liste des Tableaux

---

Tableau 1: Etat de l'art.....	24
Tableau 2 tests sur le bras.....	60
Tableau 3 tests sur le dos de la main.....	64



# Introduction générale :

---

La ponction veineuse est une procédure courante, mais peut être l'une des tâches les plus frustrantes rencontrées par les professionnels de la santé. En outre, les veines des patients pédiatriques sont souvent petites, intégrées dans les tissus adipeux sous-cutanés, ou simplement épuisées par les tentatives de vénération précédentes. De multiples tentatives sont donc souvent nécessaires chez les enfants avant une canulation veineuse réussie, ce qui augmente la douleur et l'anxiété qu'ils éprouvent et réduit la satisfaction parentale. Par exemple, les échecs de première tentative varient de 56 % chez les infirmières pédiatriques à 20 % chez les spécialistes de l'accès à l'intraveineuse. D'autres signalent un taux d'échec de 24 % et de 25%.

Les méthodes qui améliorent le taux de succès du placement de l'IV procureraient des avantages cliniques évidents. Le VeinViewer utilise la lumière proche infrarouge pour projeter une image de vasculature sous-cutanée sur la surface de la peau. Le VeinViewer se compose de : (1) une source lumineuse proche infrarouge de 850nm ; (2) une caméra vidéo numérique qui capture la lumière proche infrarouge réfléchiée du patient ; (3) une unité de traitement d'images.

Les techniques de reconnaissance des formes et celles du traitement d'images ont été appliquées à l'imagerie infrarouge depuis plusieurs années dans des domaines variés comme l'astronomie, l'industrie et dans des applications militaires pour la reconnaissance des cibles, etc. Jusqu'à récemment, peu d'études ont été menées sur l'analyse des images dans le domaine infrarouge pour des applications médicales. On trouve encore moins de travaux sur des applications dédiées au traitement des images infrarouges prises sur le corps humain en général. Ce travail contribue à combler ce manque en participant aux récents efforts déployés dans l'analyse des images infrarouges appliquées à l'étude du corps humain.

L'utilisation de la lumière NIR pour des applications cliniques a été lancée en 1988 par le travail de Cope et Delpy . Leur recherche a eu un grand impact dans le domaine médical et était dédiée à la mesure de l'oxygénation du sang dans le cerveau des bébés prématurés. La transparence relativement bonne du tissu humain dans le NIR permet une pénétration suffisante de la lumière pour détecter des signaux et des concentrations de molécules à quelques centimètres de profondeur. Les principaux absorbants de cette lumière sont l'hémoglobine,

l'oxyhémoglobine et l'eau. Cependant, cela dépend des longueurs d'ondes du NIR où l'on se trouve car, comme nous allons le voir dans le chapitre I, l'absorption de la lumière NIR par l'hémoglobine et par l'eau ne se manifeste pas de la même manière dans cette région spectrale. Avec la connaissance des spectres propres de chacune de ces chromophores à des longueurs d'onde choisies, il devient possible d'évaluer d'une façon non-invasive leur concentration et, par conséquent, leur saturation totale d'hémoglobine et d'oxygène. Les propriétés d'absorption du tissu humain sont décrites par le coefficient d'absorption.

L'hémoglobine dans le sang absorbe de manière quasi-parfaite la lumière infrarouge dans le NIR. Par conséquent, la structure des veines de la main est capturée avec une caméra infrarouge sensible aux longueurs d'onde du NIR. Elle est enregistrée sous forme d'ombres ou contours sur l'image. Dans cette partie, afin de visualiser la structure veineuse des mains, nous utilisons une petite caméra infrarouge à faible coût opérant dans la bande du proche infrarouge ainsi qu'une stimulation optique avec des petites lampes (type Flashlight) de longueurs d'onde 850 nm.

# Chapitre 1 :

## Mise en contexte

Dans ce chapitre on va introduire le problème qui nous a mener à réaliser ce travail ainsi que des notions théoriques concernant le projet

### I. Introduction :

Le domaine de la santé a évolué grâce au progrès scientifique et technique. Les récents développements dans les domaines des biomatériaux et du traitement des images ont fourni aux cliniciens de nouvelles techniques pour élaborer leurs recherches. L'objectif attendu est de permettre un diagnostic rigoureux et préventif des maladies potentielles en vue d'une meilleure compréhension du fonctionnement du corps humain.

La ponction veineuse ; le processus d'obtention d'un accès intraveineux (IV) ; est une procédure invasive quotidienne en milieu médical. En effet, plus d'un milliard de procédures liées à la ponction veineuse ; telles que les prises de sang et les insertions de cathéters périphériques ; sont effectuées chaque année [1].

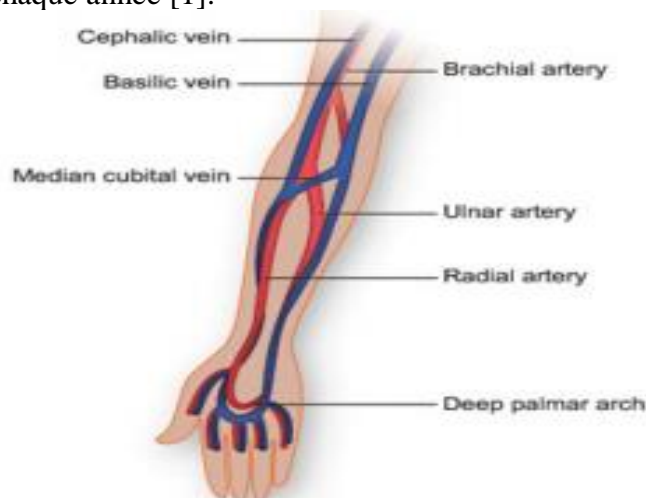


Figure 1: Anatomie des veines

Environ un tiers des patients doivent subir plusieurs ponctions, ce qui peut entraîner un hématome ou une lésion nerveuse [2] en raison de divers facteurs tels que la couleur de la peau, la graisse et l'âge [3]. La veine antécubitale de l'avant-bras et la veine céphalique de la main dorsale sont les endroits les plus ponctionnés pour les phlébotomies et les perfusions IV (Fig.1). Malheureusement la localisation de ses veines n'est pas toujours une tâche facile à accomplir. Si le patient est un enfant, les veines sont rarement clairement dessinées à la surface ce qui rend cette tâche encore plus difficile.

Des nouveaux dispositifs ont été développés pour aider à trouver le site optimal de ponction veineuse. Certains dispositifs exploitent la lumière visible pour mieux repérer les veines. C'est le cas des dispositifs développés par "Veinlite". Ce type de dispositifs utilise les longueurs d'onde orange et rouge pour visualiser les veines. Cependant, en raison de la faible profondeur de pénétration des rayons visibles dans les vaisseaux sanguins, ils ne peuvent pas visualiser les veines chez les personnes grasses. Un autre type d'appareils de visualisation des veines utilisant ultrasons a été développé. Malheureusement, ce genre d'appareillage nécessite une expérience et des compétences supplémentaires et donne des résultats imprécis.

En raison de ces caractéristiques importantes ; comme la non-invasivité, la nature non ionisante et la pénétration profonde dans les tissus ; les rayons infrarouges proches sont aussi exploités comme technique de base dans les dispositifs de visualisation des veines. C'est le cas du "Vasculuminator", "L'Accuvein" et le "Veinviewer". Les tests cliniques de ces dispositifs ont montré que le "Vasculuminator" manquait de coordination entre les mains et les yeux en raison de sa configuration sophistiquée. "L'Accuvein" et le "Veinviewer" projettent l'image de la veine sur le site de ponction et produisent davantage d'artefacts [2].

Ces systèmes sont soit extrêmement encombrants, soit coûteux et nécessitent un système autonome sophistiqué, avec un manque de portabilité et de souplesse d'utilisation. La longueur d'onde choisie dans la plupart des appareils n'est pas optimale car ils n'ont ni la capacité de pénétration dans les tissus profonds ni un taux élevé d'absorption de la désoxyhémoglobine. Le décalage des détecteurs et de la source est également une raison importante de la mauvaise visibilité des veines. Pour pallier ces inconvénients, il est donc proposé un détecteur de veines extrêmement peu coûteux et portable utilisant une source infrarouge proche (NIR) multi-spectrale et un détecteur CMOS sensible à l'infrarouge.

Le transfert en expansion des technologies dans le domaine infrarouge initialement développées pour des applications militaires vers un usage médical a incité une réévaluation

des techniques d'acquisition et de traitement d'images. Ce travail se situe dans le prolongement des recherches effectuées dans ce domaine. On peut y trouver une combinaison des connaissances déjà acquises pendant mes études antérieures en ingénierie biomédicale en particulier dans le domaine de la vision et du traitement d'images.

## II. Circulation sanguine :

La principale fonction du système cardiovasculaire est de transporter les nutriments et les déchets dans tout l'organisme. La majorité des décès signalés dans les pays développés sont dus à des maladies cardiovasculaires. Autrefois, la plupart des maladies cardiovasculaires touchaient le groupe des personnes âgées, mais la situation est différente aujourd'hui. Il existe plusieurs autres facteurs de risque pour les maladies cardiaques, comme l'âge, le sexe, la consommation de tabac, l'hypertension artérielle et le cholestérol, etc.

L'hémorhéologie est un domaine de la science qui s'intéresse au flux sanguin et à son interaction avec le vaisseau sanguin par lequel le flux se produit. Le système circulatoire sanguin humain fournit des substances essentielles telles que les nutriments et l'oxygène aux cellules et transporte les déchets métaboliques loin de ces mêmes cellules. Le sang humain est composé de cellules sanguines en suspension dans le plasma sanguin. Le plasma, qui constitue 55 % du liquide sanguin, est principalement composé d'eau (92 % en volume), et contient des protéines dissoutes, du glucose, des ions minéraux, des hormones et les cellules sanguines elles-mêmes.

Les cellules sanguines sont principalement des globules rouges (aussi appelés RBC ou érythrocytes) et des globules blancs, y compris les leucocytes et les plaquettes. Les globules rouges sont de petites particules semi-solides, qui augmentent la viscosité du sang et affectent le comportement des fluides. Il a été souligné que le plasma se comporte comme un fluide newtonien [4] alors que le sang entier, présente un caractère non newtonien [5].

Les vaisseaux sanguins sains ont une structure complexe. Il existe trois grands types de vaisseaux sanguins : les artères, qui transportent le sang loin du cœur à des pressions physiologiques plus élevées, les capillaires, qui permettent l'échange réel d'eau et de produits chimiques entre le sang et les tissus, et les veines, qui ramènent le sang des capillaires vers le cœur à des pressions physiologiques plus faibles. En raison de leurs rôles différents, leurs structures et les éléments constitutifs de leurs parois sont également différents. La paroi des grands vaisseaux sanguins présente une structure en couches sur la circonférence. Les couches

les plus importantes sont l'intima, les médias et l'adventice. L'intima interne, composée de la cellule endothélium. Le milieu, qui est une couche, est responsable de la plupart des propriétés mécaniques du vaisseau. La couche externe est l'adventice.

Les veines ont une anatomie différente de celle des artères. Elles ont une paroi plus fine, un milieu moins élastique et une adventice collagène plus épaisse. Les parois des capillaires sont extrêmement fines, constituées d'une seule couche de cellules endothéliales très perméables [6]. La caractéristique importante du flux sanguin artériel est sa nature pulsatile. Le ventricule gauche du cœur éjecte le sang par intermittence vers l'ensemble du système corporel [7.8]. Normalement, le flux artériel est considéré comme un flux laminaire. Mais le développement d'une sténose, le raidissement de la paroi artérielle, etc., provoquent des turbulences et réduisent le flux sanguin nécessaire, ce qui entraîne le dysfonctionnement de divers organes. C'est pourquoi la connaissance détaillée du flux sanguin est un concept clé fondamental dans la détection des maladies artérielles [9.10]. Les principales grandeurs qui décrivent le flux sanguin sont la vitesse d'écoulement  $U$  et la pression  $P$  [11]. Mais, dans les problèmes d'interaction fluide-structure, le déplacement de la paroi du vaisseau dû à l'action du champ d'écoulement doit également être pris en compte.

### III. Les vaisseaux sanguins :

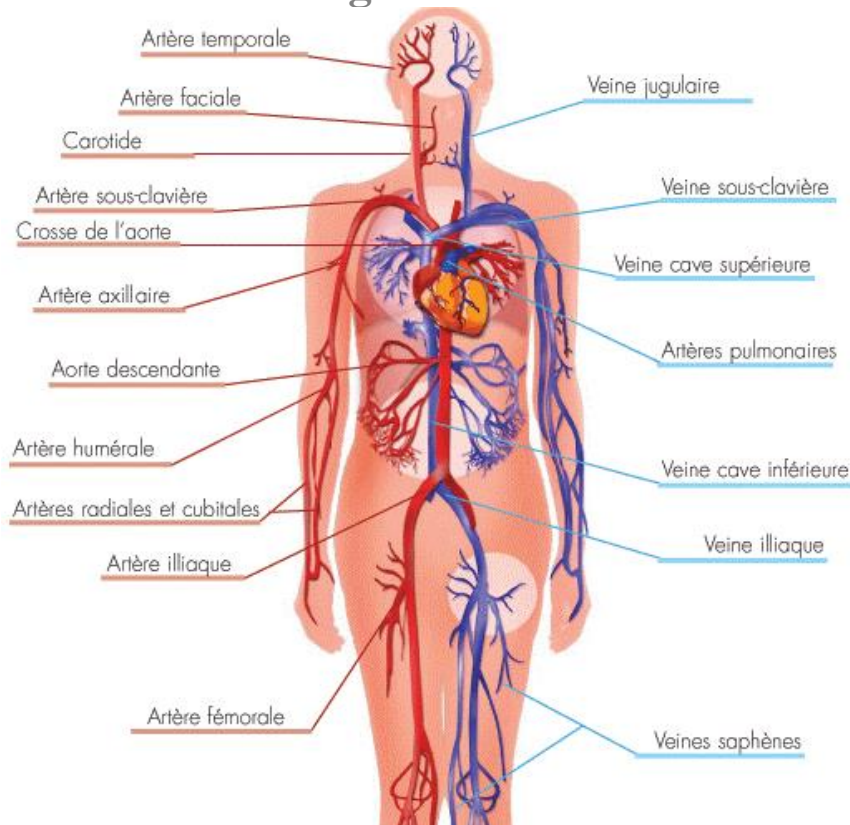


Figure 2 système circulatoire

### III.1 définition :

Les vaisseaux sanguins sont les composants du système circulatoire qui transportent le sang dans tout le corps humain [12]. Ces vaisseaux transportent les cellules sanguines, les nutriments et l'oxygène dans les tissus de l'organisme. Ils prélèvent aussi des déchets et du dioxyde de carbone dans les tissus. Les vaisseaux sanguins sont nécessaires pour maintenir la vie, car tous les tissus de l'organisme dépendent de leur fonctionnalité [13].

### III.2 Types :

Il existe cinq principaux types de vaisseaux sanguins (Fig.3) : les artères qui transportent le sang loin du cœur ; les artérioles ; les capillaires, où se produit l'échange d'eau et de produits chimiques entre le sang et les tissus ; les veinules ; et les veines, qui transportent le sang des capillaires vers le cœur.

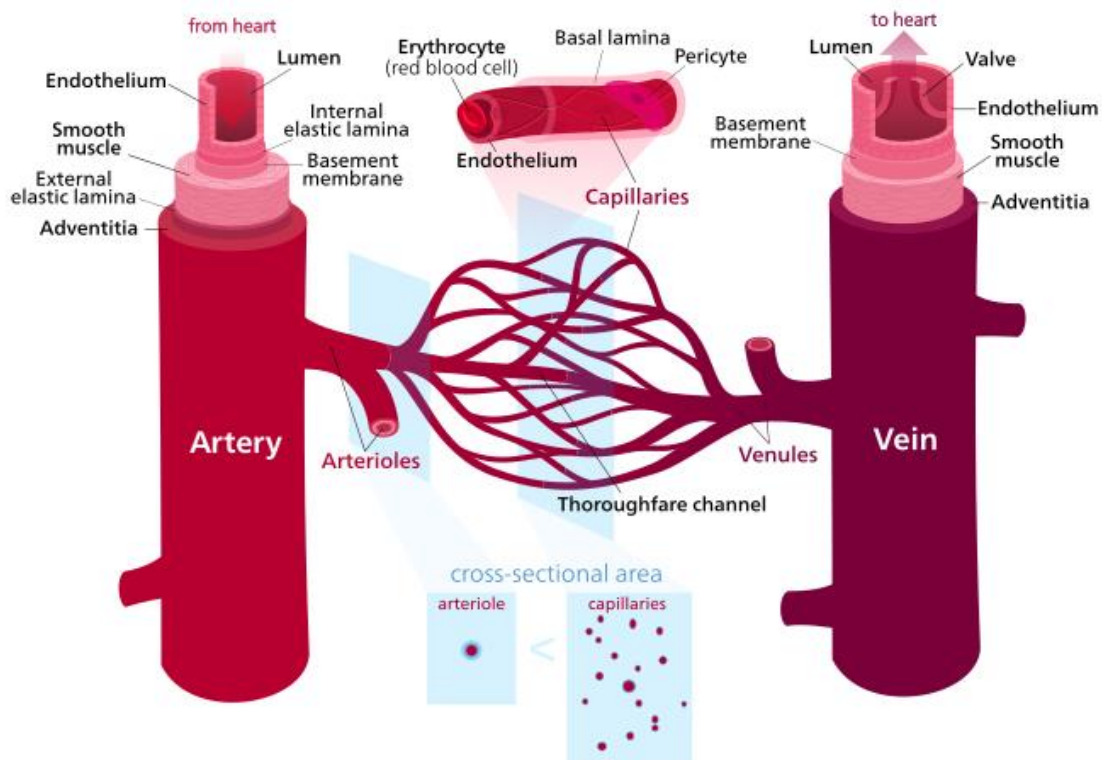


Figure 3: Types de vaisseaux sanguins

#### III.2.1.1. Artères :

Une artère est un vaisseau sanguin qui enlève du sang du cœur humain à toutes les parties du corps (tissus, poumons, cerveau, etc.) (Fig.4). La plupart des artères transportent du sang

oxygéné ; les deux exceptions sont les artères pulmonaires et ombilicales, qui transportent le sang désoxygéné vers les organes qui l'oxygènent (poumons). Le volume sanguin artériel efficace est le fluide extracellulaire qui remplit le système artériel.

Les artères font partie du système circulatoire, qui est responsable de la distribution d'oxygène et de nutriments à toutes les cellules, ainsi que de l'élimination du dioxyde de carbone et des déchets, du maintien d'un pH sanguin optimal et de la circulation des protéines et des cellules du système immunitaire humain

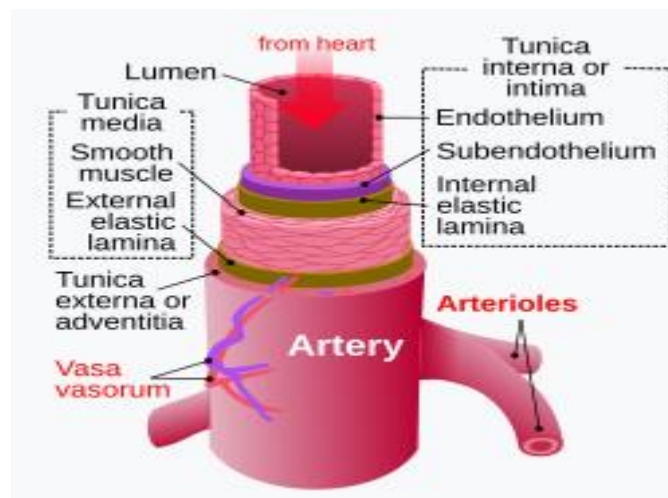


Figure 4.: Schéma d'une artère

### III.2.1.2. Artère élastique :

Une artère élastique (artère conductrice ou artère de conduit) est une artère avec de nombreux filaments de collagène et d'élastine dans le milieu de la tunique, ce qui lui permet de s'étirer en réponse à chaque impulsion [14]. Cette élasticité donne également lieu à l'effet Windkessel, qui aide à maintenir une pression constante dans les artères malgré la nature pulsatile du flux sanguin. Les artères élastiques sont les plus grandes artères du corps, celles qui sont les plus proches du cœur. Ils donnent naissance à des vaisseaux de taille moyenne écrites artères distributrices (ou artères musculaires).

Les artères pulmonaires, l'aorte et ses branches forment ensemble le système d'artères élastiques du corps.

Les artères élastiques reçoivent leur propre approvisionnement sanguin par le vasa visorium, contrairement aux vaisseaux sanguins plus petits, qui sont fournis par diffusion.



### **III.2.1.3. Artère musculaire :**

Une artère musculaire (ou artère distributrice) est une artère de taille moyenne qui tire du sang d'une artère élastique et se branche dans des vaisseaux de résistance, y compris de petits artères et artérioles. Leurs parois contiennent un plus grand nombre de muscles lisses, ce qui permet de se contracter et de se développer en fonction de la demande sanguine périphérique [15].

Cela contraste avec le mécanisme des artères élastiques, qui utilise leurs propriétés élastiques pour stocker l'énergie demandée par la contraction du cœur pendant un bref moment (le recul élastique).

Sous le microscope, les artères musculaires peuvent être identifiées par leur lamina élastique interne clairement définie. Dans les vaisseaux contraints, la lamine élastique des artères musculaires apparaît épaisse et insensible. Elle peut être aussi facilement détectée dans des spécimens colorés à l'aide d'autres techniques comme une région de coloration négative bien définie.

Parmi les artères musculaires, on peut citer l'artère radiale, l'artère fémorale et l'artère splendide.

Les artères musculaires, ainsi que les artères élastiques, sont des sites communs d'athérosclérose.

### **III.2.2. Artériole :**

Une artériole est un vaisseau sanguin de petit diamètre qui se trouve dans la microcirculation et qui s'étend d'une artère à l'autre et mène à des capillaires [16].

Les artérioles ont des parois musculaires (généralement une à deux couches de muscle lisse) et sont le principal site de résistance vasculaire. Le plus grand changement de la pression artérielle et de la vitesse du débit sanguin survient lors de la transition des artérioles aux capillaires.

### III.2.3. Capillaires :

Un capillaire est un petit vaisseau sanguin de 5 à 10 micromètres (m) de diamètre et ayant une paroi d'une cellule endothéliale d'épaisseur. Ce sont les plus petits vaisseaux sanguins du corps : ils transmettent du sang entre les artérioles et les veinules. Ces micro-vaisseaux sont le lieu d'échange de nombreuses substances avec le liquide interstitiel qui les entoure. Les substances qui sortent de l'eau (portion proximale), l'oxygène et le glucose ; les substances qui entrent dans la composition comprennent l'eau (partie distale), le dioxyde de carbone, l'affichage urique, l'observation lactique, l'urée et la créatinine [17]. Les capillaires lymphatiques se connectent à de plus grands vaisseaux lymphatiques pour drainer le liquide lymphatique recueilli dans la microcirculation.

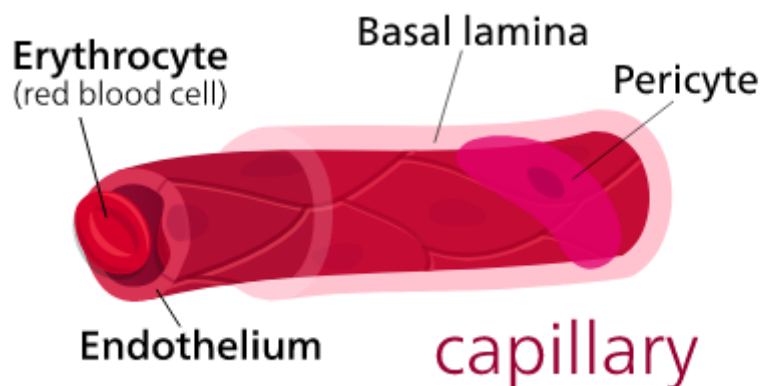


Figure 5:Schéma d'un capillaire

### III.2.4. Veinules :

Une veinule est un tout petit vaisseau sanguin dans la microcirculation qui permet au sang de revenir des lits capillaires pour se déverser dans les vaisseaux sanguins plus gros, les veines. Les veinules ont un diamètre de 7 à 1 mm. Les veines contiennent environ 70% du volume sanguin total, dont 25% sont dans les veines [18]. De nombreuses veinules s'unissent pour former une veine.

### III.2.5. Veine :

Les veines sont des vaisseaux sanguins qui transportent le sang vers le cœur. La plupart des veines transportent du sang désoxygéné des tissus vers le cœur ; à l'exception des veines pulmonaires et ombilicales, qui transportent le sang oxygéné dans le cœur. Contrairement aux veines, les artères transportent le sang loin du cœur.

Les veines sont moins musculaires que les artères et sont souvent plus proches de la peau. Il y a des soupapes dans la plupart des veines pour empêcher le retour en arrière.

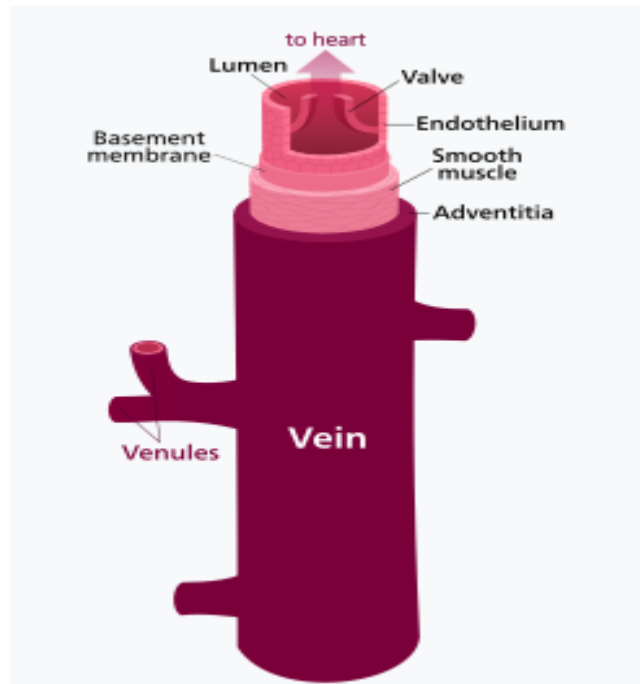


Figure 6: Structure d'une veine

### III.3. Les maladies :

Les vaisseaux sanguins jouent un rôle énorme dans pratiquement toutes les maladies médicales. Le cancer, par exemple, ne peut pas progresser si la tumeur ne provoque pas l'angiogenèse (formation de nouveaux vaisseaux sanguins) pour alimenter la demande métabolique des cellules malignes. L'athérosclérose, la formation de grappes lipidiques (athéromes) dans la paroi des vaisseaux sanguins, est la maladie cardiovasculaire la plus courante, la principale cause de décès dans le monde occidental.

La perméabilité des vaisseaux sanguins est accrue par l'inflammation. Les dommages causés par un traumatisme ou spontanément peuvent entraîner une hémorragie due à des dommages mécaniques à l'endothélium du vaisseau sanguin. En revanche, l'occlusion du vaisseau sanguin par une plaque athérosclérotique, par un caillot sanguin ou par un corps étranger conduit à une ischémie en aval (insuffisance de sang) et peut-être à une nécrose.

L'occlusion des veines tend à être un système de rétroaction positive ; une veine occultée crée des tourbillons dans les courants sanguins normalement laminaires ou des bouchons. Ces tourbillons comprennent des gradients de vitesse des fluides anormaux qui poussent des éléments sanguins comme le cholestérol ou les corps de chylomicron à l'endothélium. Ils sont

déposés sur les parois artérielles qui sont déjà partiellement occultées et s'appuient sur le blocage [19].

La maladie la plus courante des vaisseaux sanguins est l'hypertension. Cela est favorisé par une augmentation de la pression du sang qui traverse les vaisseaux. L'hypertension peut conduire à des troubles plus graves comme l'insuffisance cardiaque et les accidents vasculaires cérébraux. Pour prévenir ces maladies, la solution de traitement la plus courante est la médication plutôt que la chirurgie. L'aspirine aide à prévenir les caillots sanguins et peut aider à limiter l'inflammation [20].

La vasculite est une inflammation de la paroi du vaisseau, due à une maladie auto-immune ou à une infection.

### III.3.1. Types de maladies vasculaires :

Il existe plusieurs types de maladies vasculaires (qui sont un sous-groupe de maladies cardiovasculaires), les signes et les symptômes dépendants du type, parmi lesquels : [21]

- **Erythromelalgie** - une maladie vasculaire périphérique rare où les syndromes comprennent une douleur brûlante, une augmentation de la température, l'érythème et l'enflure, principalement des mains et des pieds sont affectés [22].
- **Maladie de l'artère périphérique** - survient lorsque des plaques athéromateuses s'accumulent dans les artères qui alimentent le sang des bras et des jambes, lorsque la plaque entraîne l'rétrécissement ou l'obstruction des artères [23].
- **La sténose artérielle rénale** est le rétrécissement des artères rénales qui transportent du sang dans les reins de l'aorte [24].
- **La maladie de Buerger** - est due à de petits vaisseaux sanguins qui gonflent et gonflent, à des vaisseaux qui rétrécissent ou qui sont bloqués par des caillots de sang [25].
- **La maladie de Raynaud** - un trouble vasculaire périphérique rare de la constriction des vaisseaux sanguins périphériques, dans les doigts et les orteils quand la personne est froide [26].
- **Coagulation intravasculaire disséminée** - une activation généralisée de la coagulation dans les vaisseaux sanguins plus petits [27].
- **Maladie cérébro-vasculaire**-un groupe de maladies vasculaires qui affectent la fonction cérébrale.

## **IV. Les différentes modalités d'imagerie :**

### **IV.1. Phlébographie.**

Cette technique est une exploration radiologique du système veineux à l'aide d'un agent contraste. L'agent de contraste contient souvent de l'iode. La technique exploite les rayons X afin de diagnostiquer certaines anomalies des veines telle que la thrombose veineuse, les varices et les malformations congénitales des veines. Elle s'applique aux veines de la jambe, du bras, les veines pelviennes ou la veine cave inférieure. Malheureusement, et à cause de l'agent contraste, certaines précautions doivent être prise en compte pour les patients souffrant du diabète ou bien ceux ayant un problème des fonctions rénale et thyroïdienne.

### **IV.2. Angioscanner.**

L'angioscanner est un examen qui permet la visualisation des artères ou des veines. Cet examen nécessite une injection intra veineuse d'iode via une pompe automatique et une banale voie veineuse. La technique utilisée est celle du scanner à rayons X. La technique est utilisée pour explorer les artères des jambes, du cerveau, des reins et les carotides. Elle est utilisée dans le cas des thromboses, des embolies pulmonaires et des sténoses. Comme la phlébographie, le risque de l'angioscanner réside dans l'utilisation du produit contraste.

### **IV.3. AngioIRM.**

L'angioIRM est un examen employé pour l'exploration des artères ou des veines. La technique utilisée est celle de l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Pour des raisons techniques, suivant la région à étudier, l'examen nécessite ou non l'injection d'un produit de contraste comme des dérivés du gadolinium. L'acquisition des images permet d'obtenir une cartographie vasculaire. Elle permet une visualisation très précise des artères et veines du cou et du cerveau. Malheureusement, cet examen est contre-indiqué chez les patients porteurs d'un stimulateur cardiaque.

### **IV.4. L'échodoppler veineux.**

Cette technique vise à observer la circulation du sang dans certains vaisseaux du corps. Elle associe une échographie, qui permet de visualiser les vaisseaux, à une fonction doppler, ce qui permet d'observer les conditions d'écoulement du sang dans ces vaisseaux. C'est un examen très utilisé en cardiologie, et en imagerie en général.

Les ondes (ultrasons) de l'échographie pénètrent dans l'organisme, se réfléchissent lorsqu'elles rencontrent les vaisseaux et permettent ainsi de les visualiser.

#### **IV.5. VeinViewer.**

Une technologie d'éclairage des veines facile à utiliser. La technique est basée sur l'utilisation de la lumière infrarouge. Cette dernière est absorbée par le sang et réfléchi par le tissu environnant. Une reconstruction de l'image des veines est faite afin d'obtenir une image haute définition de la vascularisation du patient. Cette dernière est projetée en temps réel directement sur la surface de la peau, ce qui permet de visualiser les veines du corps humain. Cette technologie permet de voir des profils sanguins jusqu'à 15 mm de profondeur et des veines "cliniquement pertinentes" allant jusqu'à 10 mm.

Plusieurs recherches se sont fait afin de développer un prototype (en contact avec le patient ou sans) permettant de visualiser les veines d'un patient (soit par rétroprojection directe sur la peau ou bien visualisation sur un écran), toutes ces recherches ont été basées sur l'utilisation de la lumière infrarouge suite à ses propriétés de détection de formes sauf une recherche qui est basée en premier lieu sur une lumière RGB puis il est passé par un filtrage afin d'aboutir au même résultat que la lumière infrarouge est la plus performante pour la visualisation des veines.

Ses prototypes ont été testés sur plusieurs patients différents (selon l'Age, la couleur de la peau, BMI...Etc.) afin de déterminer leurs performances et bien sûr leurs limites en termes de détection des veines.

Pour la reconstitution de l'image plusieurs recherches se font afin d'améliorer les algorithmes d'extraction et de reconstruction d'image et reste le problème majeur c'est la précision du prototype et ses performances de localisation afin de parvenir à une application plus fiable.

## V. Les rayons infrarouges :

L'infrarouge est un rayonnement électromagnétique qui possède toutes les propriétés fondamentales de la lumière : propagation, réflexion, réfraction, etc. Le domaine de l'infrarouge est relativement étendu puisqu'il couvre les longueurs d'onde de  $0,7\mu\text{m}$  à  $100\mu\text{m}$ . Dans cette fourchette de longueurs d'onde.

### V.1. Source des rayonnement infrarouges :

Il existe une grande variété de sources IR, chacune utilisée à des fins différentes. Chaque objet au-dessus de zéro degré Kelvin rayonne une forme quelconque de rayonnement infrarouge appelé rayonnement thermique. C'est ce qui fait du rayonnement infrarouge une ressource aussi puissante. Il permet de détecter et de recueillir des informations sur un environnement sans avoir besoin de lumière visible. Le corps humain émet une source infrarouge de longue longueur d'onde d'environ 10 microns ou  $10\mu\text{m}$ . Une autre source d'infrarouge courante est le rayonnement corporel noir. Le rayonnement de Blackbody ne sera pas beaucoup discuté ici, mais en substance, c'est un corps ou un objet qui ne se produit aucune lumière ni aucun rayonnement de son environnement, de sorte que sa seule sortie est le rayonnement thermique de sa propre température.

Une autre source courante est une source thermique IR modulable électriquement. Ces lampes sont similaires à une ampoule à incandescence courante, mais elles utilisent un filament différent comme le tungstène et, lorsqu'elles passent à travers l'ampoule, elles produisent plus d'énergie thermique ou de chaleur que la lumière. Le filament brillera d'une couleur orange foncé.

Une autre source est les lasers quantiques en cascade (QCL) qui émettent du rayonnement infrarouge moyen et longues ondes. Les lasers quantiques en cascade sont utilisés pour la détection de précision, la spectroscopie, les applications médicales et les applications militaires. La source IR la plus courante est la diode électroluminescente (LED). Il s'agit de la source principale utilisée dans les technologies. De nouvelles avancées technologiques stimulantes permettent des LED infrarouges avec des longueurs d'onde de plus en plus longues. Edwin John Koerperick, un étudiant diplômé de l'Université de l'Iowa, déclare que "Des diodes émettrices de lumière augmentées sur le système de superréseau InAs / GaSb ont été développées pour être utilisées dans les systèmes optoélectroniques infrarouges à ondes moyennes et à ondes longues. En utilisant une configuration de dispositifs de région à multiples activités, on a

représenté une haute performance optique à partir de dispositifs dans les bandes spectrales de 3-5  $\mu\text{m}$  et de 7-12  $\mu\text{m}$  “ [49]



Tableau 1.: Etat de l'art.

Premier auteur (année)	Longueur d'onde de la source lumineuse (nm)	Caméra, capteur et filtres	Paramètres considérés et site d'évaluation	Type d'évaluation (test humain)	Avantages	Inconvénients
Ayoub, Y. et al. (2018)[28]	850 et 940	Nikon D810 camera (résolution 36.6 MP), Zomei 720 IR filtre	Température corporelle, site : bras	10 sujets	Meilleure reconnaissance de la veine à l'aide de la caméra NIR suite à la dilatation des veines en augmentant la température	
Carlsen, R. et al. (2018)[29]	850	MP NoIR Camera (capteur d'image de 8 mégapixels), feuille de plastique à l'intérieur des disquettes ou des films négatifs, avec des diffuseurs, tels que du papier de soie et des films pour fenêtres givrés.	Non applicable	Aucun test réel effectué	C'était juste un cours pour des étudiants en génie biomédical afin de les familiariser avec la réalisation des projets	
Chandra, F. et al. (2017)[30]	600–696 (RGB)	Non applicable	BMI (Body Mass Index), Age, et couleur de la peau	Testé sur 10 patients	Le détecteur de veine a pu être utilisé pour détecter les veines de 10 patients d'âge différent, IMT et couleur de peau.	-Le circuit LED doit ajouter une lentille pour focaliser la lumière. et on doit penser à l'alimentation plus prolongée. - Nécessite un contact direct avec la peau.
Fernandez, R. et al. (2017)[31]	940	Caméra SWE GoldEye P-032 (AlliedVision, Stradtroda, Allemagne), une caméra 3D Swiss Ranger SR-400011 TOF (MesaImaging, Zurich, Suisse)	Non applicable	Aucun test patient effectué	La camera TOF donne un fournit une acquisition rapide des coordonnées cartésiennes pour permettre la localisation des veines cibles -Une amélioration des performances de détection	Il faut améliorer les performances de localisation afin de parvenir à une application plus fiable
Kim, D. et al. (2017)[32]	850	Caméra CCD NIR (Grasshopper3 GS3-U3-41C6NIR-C, Point Gray Inc., Richmond, BC, Canada) et un objectif haute résolution	Non applicable	Aucun test patient effectué	-Bonnes performance. -Le dispositif proposé est petit et portable. -Des informations détaillées sur la veine.	-Une estimation grossière des paramètres de pénétration. - Des lignes de squelette indésirables sur l'image finale qui

		(GMTHR48014MCN, Goyo Optical Inc., Asaka, Japon) Filtre passe-bande de 850 nm (BP850 - S44.5, Midwest Optical System Inc., Palatine, IL, États-Unis)				peuvent être confondues avec la véritable structure veineuse. - Nécessite un contact direct avec la peau.
Anupongongarch et al. (2015)[33]	700–1000	Non applicable	Couleur de peau du patient	17 peau pâle, 13 peaux de couleur		
Kimori, K. et al. (2015)[34]	850	Capteur CCD (Dispositif à couplage de charge) compact (CIS) sensible à l'IR	Âge, BMI (Body Mass Index) hémoglobine, couleur de peau Sites : Fosse cubitale et avant-bras	72 patients	- Le prototype a dépassé l'appareil existant en visualisant les veines invisibles.	-Le prototype n'a pas pu visualiser toutes les veines invisibles. -présence de bruit
Dhakshayani, M. et al. (2015)[35]	Imagerie multispectrale IR 740, 765, 770, 780	Caméra Web avec capteurs CMOS (Oxyde métallique semi-conducteur complémentaire), filtres passe-IR - film photographique infrarouge (IR) à filtre infrarouge Kodak wratten 87	Âge, masse corporelle, couleur de peau Sites : veine antécubitale, veine céphalique, avant-bras et main dorsale.	25 personnes à la peau foncée, 25 sujets obèses, 25 en pédiatries et 2 personnes âgées	Réduire les Complications dans l'accès aux veines en pédiatrie, obèses et personnes âgées à un coût abordable et un minimum de douleur.	
Meng, G. et al. (2015)[36]	830 et 850	Caméra CCD (Dispositif à couplage de charge) IR Vuzix STAR 1200XL	Non applicable	Aucun test patient effectué		
Marathe, M. et al. (2014)[37]	920	Caméra CMOS (Oxyde métallique semi-conducteur complémentaire), l'image capturée est compressée au format JPEG (Joint Photographic Experts Group), filtre IR	Non applicable Site: poignet	Aucun test patient effectué		
Juric, S. et al. (2014)[38]	740	Filtre USB standard (Universal Serial Bus) pour appareil photo (film de caméra 35 mm vide exposé et développé)	BMI (Body Mass Index)	72 sujets	Le logiciel développé accompagnant d'autres détails techniques liés aux composants matériels utilisés sera librement disponible sous la licence publique générale GNU	
Shahzad, A. et al. (2014)[39]	800–850	Caméra spectrale PS V10E	Teint de la peau : clair, brun clair, brun foncé et foncé	80 sujets / patients	Meilleure qualité d'image veineuse proche infrarouge pour chaque type de teint.	

Chen, A. et al. (2013)[40]	940	Deux caméras FireWire monochromes avec capteurs CCD haute sensibilité dans le proche infrarouge (Point Gray Firefly MV) Filtres passe-bande 850–1060 nm (Edmund Optics)	Âge, sexe, BMI et couleur de peau (type de peau Fitzpatrick)	101 patients	-Une ponction veineuse automatisée (robotisée) -l'amélioration de la visualisation des veines pour une plus grande précision ,l'atténuation de la variabilité clinique et des erreurs humaines	
Dai et al. (2013)[41]	850	Caméra CMOS NIR monochrome (EO-0413BL Edmund) avec projecteur DLP (DL3000 Texas Instruments)	Site : Main	Veine de la main		
Lee, S. et al. (2013)[42]	740	Filtre passe-haut infrarouge pour caméra en temps réel 695 nm	Non applicable	Modèle de veine (tube en plastique et sang de chien)		Nécessite un contact direct avec la peau.
Wang, F. et al. (2013)[43]	Imagerie multispectrale IR 850, 615, 570, 546, 475	Caméra d'imagerie multispectrale Spectrocam™ (OceanThin Films, Golden, Colorado) Caméra CCD améliorée NIR (un capteur Sony ICX285) à travers un objectif Carl Zeiss Distagon 2,8 / 25 mm ZF-IR avec multi filtres	Homme asiatique, homme de race blanche, teint, avant-bras poilu	3 sujets humains	Un contraste élevé et des performances fiables	
Jin et al. (2012)[44]	940	Caméra avec objectif d'imagerie CMOS à haute transmittance Filtre passant la longueur d'onde de 940 nm	Sites : main et bras	Main et bras		
Chakravorty, T. et al. (2011)[45]	850	Webcam avec capteur OV9650 Écran à cristaux liquides (LCD) Ordinateur monocarte ARM9	Site : Doigt	Aucun test patient effectué		
Cuper, N. et al. (2011)[46]	850	Caméra sensible aux IR avec résolution VGA (Video Graphics Array) (640 × 480) Filtre bloquant toute la lumière à moins de 800 nm.	Enfants (0-6 ans) hommes et femmes Peau foncée, rembourrage gras	Enfants testés : 80 sans lumière NIR, 45 avec le prototype NIR	Des résultats prometteurs sur la valeur d'un système d'imagerie vasculaire NIR pour faciliter les ponctions veineuses.	
Nundy, K. et al. (2010)[47]	740–760	Téléphones-appareils photo ordinaires avec images de qualité	Non applicable	Aucun test patient effectué	Un coût minimal Simple à fabriquer et performant	

		VGA égale Filtre optique utilisant du papier beurre et filtre fabriqué à partir de bandes de film exposées et développées				
Crisan, S. et al. (2007)[48]	740-760	Caméra avec filtres polarisants CCD et feuille vierge en polycarbonate	Non applicable	Aucun test patient effectué	Amélioration du système d'éclairage matériel et des algorithmes d'extraction de fonctionnalités	

## V.2.Types :

- **Le proche infrarouge** :( $0.7\mu\text{m}$  à  $2\mu\text{m}$ ) est la partie du spectre électromagnétique qui vient juste après le visible. Ce domaine du spectre électromagnétique est très utilisé en télédétection pour différencier les surfaces naturelles.
- **L'infrarouge moyen** :( $2\mu\text{m}$  à  $4\mu\text{m}$ ) permet de façon générale d'étudier les teneurs en eau des surfaces. Il est très utilisé en foresterie et en agriculture.
- **L'infrarouge thermique** :( $4\mu\text{m}$  à  $15\mu\text{m}$ ), utilisé pour mesurer la température apparente des objets.
- **L'infrarouge lointain** :( $15\mu\text{m}$  à  $100\mu\text{m}$ ) utilisé pour étudier la formation des galaxies et des étoiles. Cette gamme de longueurs d'onde est utilisée pour mesurer l'intensité du rayonnement infrarouge émis par les corps célestes. La figure 4, représente le spectre de la lumière infrarouge ainsi que ses différents types.

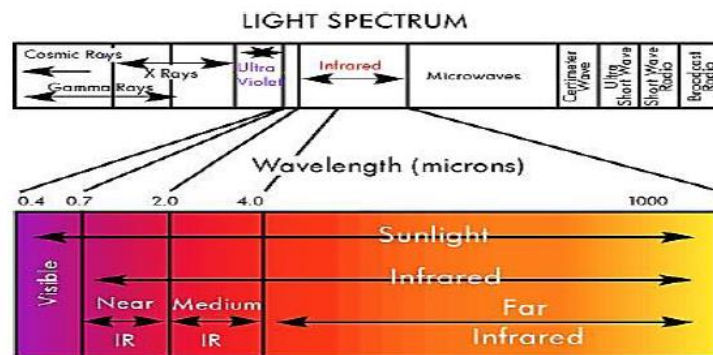


Figure 7: Spectre de lumière infrarouge

## VI. Conclusion :

La peau constitue la plus grande partie du corps humain. Elle est constituée de trois couches principales étant l'épiderme, le derme et la couche sous-cutanée, composée de cellules grasses, de veines, d'artères et de nerfs.

Le faisceau lumineux IR incident sur la peau subit une absorption, une diffusion et une réflexion par les différentes couches de tissus. Les caractéristiques de propagation de la lumière diffèrent d'une couche à une autre.

La graisse disperse une grande partie de la lumière et absorbe très peu. Une partie de la lumière atteignant le sang dans les vaisseaux est absorbée par l'hémoglobine. L'autre partie est principalement dispersée vers l'avant en raison de la grande taille des globules rouges.

Les deux types d'hémoglobine (désoxyhémoglobine et oxyhémoglobine) possèdent des propriétés d'absorption de lumière différentes.

Ce mémoire émerge pour donner suite à la demande croissante d'applications de l'infrarouge dans le domaine de la vision utilisée pour des recherches en bio-ingénierie. En se basant sur la lumière proche de l'infrarouge (émise par une LED infrarouge 'NIR'), nous exploitons une propriété significative des composantes du sang en réponse à une stimulation optique.

Le chapitre suivant sera consacré à la description théorique du système de visualisation des veines.

# Chapitre 2 :

## Description théorique du système de visualisation des veines.

Dans ce chapitre on va introduire des notions théoriques sur les outils qui nous ont permis de réaliser ce projet ainsi que les caractéristiques de chaque bloc

### I. Introduction :

Ce chapitre constitue une étude théorique du système d'acquisition et de visualisation des veines. Ce système est constitué essentiellement de plusieurs blocs : la source de la lumière IR, le filtre infrarouge et le bloc de l'acquisition et du traitement d'image.

Le système exploite une autre particularité qui est l'absorption du sang de certaines longueurs d'onde du NIR.

La source infrarouge comprend des diodes infrarouges. Le système comporte aussi un filtre infrarouge permettant uniquement le passage du rayonnement infrarouge et bloque tous les rayonnements indésirables, principalement ceux du spectre visible.

Le système dispose aussi d'une caméra qui acquit la lumière infrarouge réfléchie. Un traitement numérique avancé des images veineuses acquises est incontournable afin d'éliminer les bruits et correctement visualiser l'arbre des veines.

Ce chapitre décrit en détail chacun de ces blocs.

## II. Schéma bloc du prototype :

La figure 8 montre le schéma bloc du "VeinViewer" que nous souhaitons concevoir. Le système est constitué de plusieurs blocs à savoir : la source de la lumière IR, le filtre infrarouge et le bloc de l'acquisition et du traitement d'image.

La source infrarouge comprend des diodes infrarouges disposées de manière circulaire. Ces diodes ont une longueur située dans la gamme de longueurs d'onde 740 nm à 950 nm. La lumière émise est fortement absorbée par les veines. Ce phénomène est dû à la présence d'hémoglobines. En effet, les hémoglobines, et contrairement à la peau et aux autres tissus, ont une forte absorption de la lumière rouge et infrarouge. Seule une petite quantité de la lumière émise sera réfléchiée et c'est cette lumière réfléchiée qui est utilisée dans la reconstruction des images des veines.

L'intensité de la lumière réfléchiée dépend de la différence des coefficients d'absorption de chaque tissu. Les faisceaux lumineux réfléchis sont captés par une caméra sensible à la lumière infrarouge.

Le système comporte un filtre infrarouge. Ce filtre est nécessaire sachant que la lumière visible, présente dans l'environnement, est souvent superposée sur la lumière infrarouge utile. En réalité, la lumière visible provoque un évanouissement, une sous-saturation ou une opacification de l'image infrarouge. Le filtre agit donc comme un filtre passe-infrarouge qui permet uniquement le passage du rayonnement infrarouge et bloque tous les rayonnements indésirables, principalement ceux du spectre visible.

Une fois les images des veines sont acquises, un traitement de ces dernières est indispensable afin d'améliorer leurs qualités.

Les différents blocs constituant le système à concevoir seront détaillés dans le reste de ce chapitre.



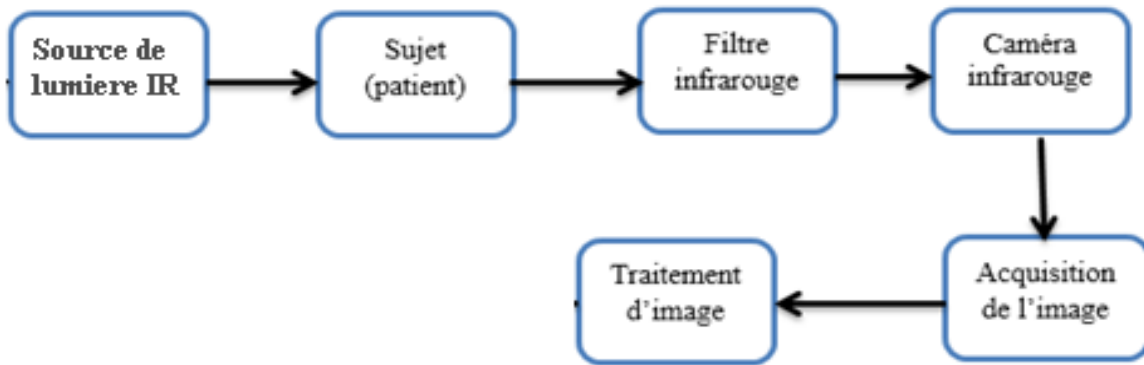


Figure 8:Schéma bloc du VeinViewer

### III. Source de la lumière infrarouge :

La zone du proche infrarouge se situe dans le spectre électromagnétique entre la bande visible et celle du moyen infrarouge (Fig.7). Selon American Society for Testing and Materials (ASTM), elle s'étend entre 780 et 2500 nm. Cependant, pour les applications biométriques et médicales, c'est le spectre situé entre 780 et 950 nm, qui est souvent utilisé. Les principaux chromophores<sup>1</sup> du sang sont l'hémoglobine (l'oxyhémoglobine [HbO] + le dé-oxyhémoglobine [Hb]) et l'eau. Leurs spectres d'absorption entre les longueurs d'ondes de 500 à 1000 nm sont montrés à la Figure 9. Comme indiqué sur cette figure,

La fenêtre spectrale est représentée par le carré en rouge. Source : [50]

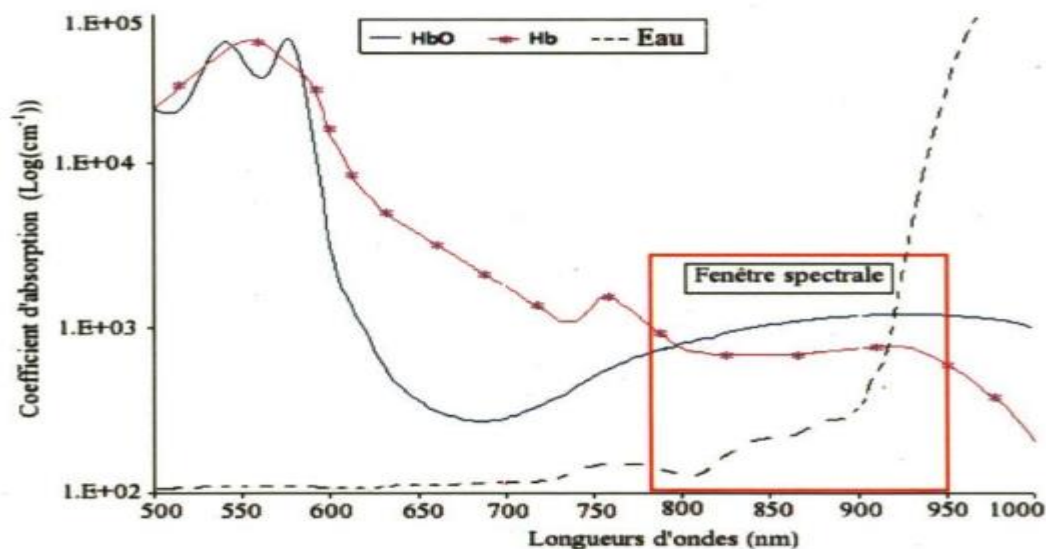


Figure 9:Courbes des coefficients d'absorption dans le sang vs longueurs d'onde [50].

<sup>1</sup> Chromophore est la partie d'une molécule responsable de l'absorption de la lumière dans une gamme de longueurs d'onde, donnant ainsi l'effet de couleur.

La fenêtre spectrale, appelée aussi fenêtre optique, fréquemment utilisée en clinique, s'étend approximativement entre 780 et 950 nm (Fig.9). Ce terme dénote le domaine spectral où une faible absorption par l'eau permet une pénétration significative de la lumière à quelques centimètres dans le corps. La figure 9 montre que la pénétration de la lumière dans les tissus est limitée par : l'absorption élevée et exclusive de l'hémoglobine dans les longueurs d'ondes inférieures à 780 nm et par l'absorption importante de l'eau dans les longueurs supérieures à 950 nm. D'où le choix de ces limites pour définir la fenêtre spectrale utile pour étudier le corps humain [50]. L'absorption de la lumière NIR dans la fenêtre spectrale est faible pour l'eau. L'eau constitue 70% de tissu humain (peau, graisse sous-cutanée, etc.). Elle constitue aussi 70 % du plasma qui occupe 40 % du sang. Par conséquent, la lumière dans cette fenêtre spectrale pénètre profondément les différentes couches du tissu humain. Cependant, ce qui nous intéresse c'est le comportement de toutes les composantes du sang dans cette bande spectrale. La figure 9 montre que dans cette même région, l'absorption du NIR par l'hémoglobine est plus élevée. Cette lumière est alors diffusée ou dispersée par la peau et la graisse sous-cutanée [51] et absorbée par le sang grâce à l'hémoglobine. Par conséquent, le sang apparaît comme une région sombre, tandis que la peau et la graisse apparaissent plus claires. C'est pour cette raison que les chromophores d'intérêt pour la plupart des études en imagerie médicale utilisant le NIR sont le HbO et le HB [50].

Quand la peau est éclairée avec des illuminateurs (les diodes IR) dans les longueurs d'ondes du NIR, il est possible d'investiguer d'une manière non-invasive ses différentes couches et structures internes. Cette spécificité nous amène à utiliser la lumière du NIR pour la visualisation et l'extraction des courbes veineuses de la main. L'hémoglobine et la pigmentation telle que la mélanine sont les chromophores dominants de la peau. À cause de l'absorption importante des ondes de l'ultraviolet et du visible par ces composants, cette lumière explore uniquement les couches superficielles de la peau. Au contraire, la peau est un relativement faible absorbant de la lumière du proche infrarouge. En outre, étant donné que la lumière du proche infrarouge pénètre profondément le tissu humain, elle est moins sensible à la pigmentation de la peau. Cette lumière peut être alors exploitée pour étudier les couches du derme et de l'épiderme. Ce qui nous amène à utiliser la région du NIR pour l'extraction de la structure veineuse de la main tout en basant sur cette caractéristique.

### III.1. Description de la source de lumière :

Pour ce projet de fin d'étude, deux LEDs infrarouges sont utilisées (Fig.10). La puissance de chacune est de 1 W, 850 nm. Les deux LEDs fonctionnent correctement même dans des environnements sombres.



Figure 10:LEDs infrarouges utilisées

La carte LED infrarouge dispose d'une photorésistance embarquée, l'avertisseur de lumière ambiante. Une résistance réglable est fournie sur celle-ci pour contrôler le seuil de la lumière ambiante en passant par la LED infrarouge, lorsque la lumière ambiante est inférieure à la valeur seuil, la LED infrarouge est allumée, et vice versa. Les pantalons de vis à bord sont utilisés à la fois pour l'attachement et l'alimentation.

### IV. Description du système d'acquisition :

La figure 11 montre la caméra utilisée comme système d'acquisition de la lumière NIR.

En effet, le système d'acquisition est constitué principalement d'un module de caméra complémentaire de révision C pour Raspberry Pi. Il est entièrement compatible avec le module officiel. Il optimise les performances optiques par rapport aux caméras Pi précédentes et donne à l'utilisateur une image très claire et nette. Il fournit également les signaux FREX et STROBE qui peuvent être utilisés pour la capture de synchronisation multi-caméra avec le microprogramme approprié du pilote de caméra. Il s'attache à Raspberry Pi par l'une des deux

petites prises sur la surface supérieure de la planche. Cette interface utilise l'interface CSI dédiée, conçue spécialement pour l'interface des caméras. Le bus CSI est capable d'un débit de données extrêmement élevé, et il transporte exclusivement des données de pixels. La caméra est supportée dans la dernière version du système d'exploitation Raspbian, le système d'exploitation préféré de Raspberry Pi

La carte elle-même est minuscule, à environ 36 mm x 36 mm. Il se connecte à Raspberry Pi au moyen d'un court câble ruban. L'appareil est connecté au processeur BCM2835/BCM2836 sur le Pi via le bus CSI, une liaison de bande passante plus large qui transporte les données en pixels de l'appareil vers le processeur. Ce bus se déplace le long du câble ruban qui relie la caméra au Pi. Le capteur lui-même a une résolution native de 5 mégapixels, et dispose d'une lentille de focalisation fixe à bord. En termes d'images fixes, la caméra est capable de 2592 x 1944 pixels d'images statiques, et supporte également les vidéos 1080p30, 720p60 et 640x480p60/90.

La lumière envoyée par les 2 petite lampe à 850 nm est partiellement absorbée, diffusée, réfléchiée ou transmise, selon la couche du tissu analysée. La lumière réfléchiée est capturée par la caméra.

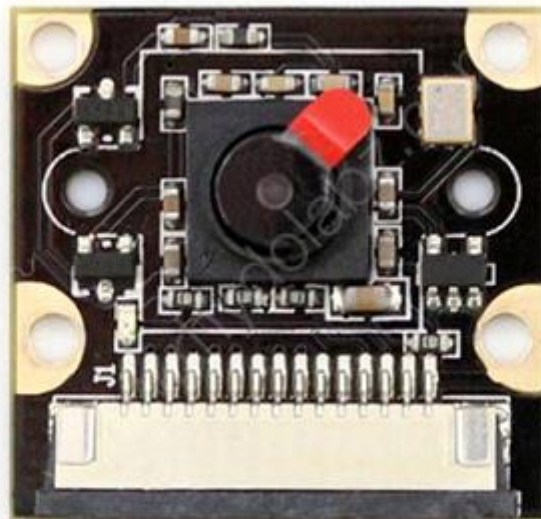


Figure 11.: Caméra utilisée

## IV.1. Mode d'acquisition :

D'après Reich [52], trois types d'acquisition peuvent être effectués pour inspecter un spécimen dans le proche infrarouge : par transmission, par réflexion diffusée et par transfexion (Fig. 12). Ce dernier type rassemble les deux premiers modes à la fois. La différence entre le mode par transfexion et le mode par réflexion est que dans le premier mode l'échantillon n'est pas la source de la réémission, c'est le réflecteur (miroir) derrière l'échantillon qui fait cela. Dans ce cas, le chemin optique est doublé puisque le rayonnement traverse l'échantillon deux fois de suite [55]. Alors que pour le mode par réflexion, l'échantillon est lui-même la source de réémission. Le mode de stimulation approprié pour effectuer des recherches dans le NIR est défini par les propriétés optiques spécifiques à chaque échantillon.

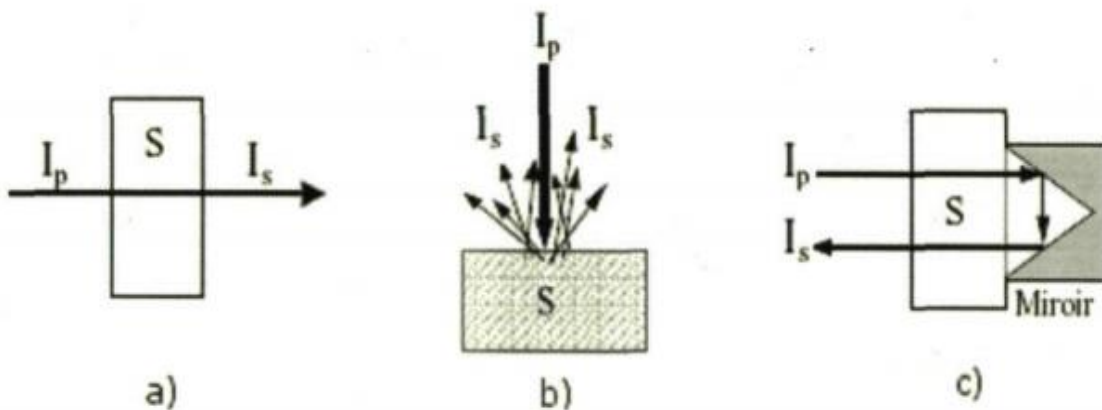


Figure 12: Les modes d'acquisition dans le proche infrarouge : (a) Transmission, (b) Réflexion diffusée et (c) Transfexion. Source : [56].

### IV.1.1 Le mode réflexion.

Dans le cas du mode par réflexion, l'illuminateur infrarouge, émettant à la longueur d'onde de 850 nm, et la caméra sont placés du même côté par rapport à la main. La lumière réfléchie à partir de la surface de cette dernière est capturée par la caméra sensible à cette longueur d'onde. C'est ce mode qui est utilisé dans notre PFE.

La figure 13 montre le prototype utilisé pour ce projet qui inclue les LEDs infrarouges et la caméra dans le même côté.



Figure 13:Le prototype utilisé.

## V. Traitement des images :

Les images enregistrées dans le proche infrarouge contiennent non seulement la signature veineuse qu'on cherche à extraire, mais également des régions floues causées par la forme osseuse, l'ombrage des formes de la main et des rides. On y trouve aussi des bruits qui sont dus, entre autres, à la lumière ambiante. Un pré-traitement d'images est alors indispensable afin d'éliminer au maximum ces bruits pour n'en garder que l'arbre vasculaire. En général, les outils de traitement choisis ne diffèrent pas de ceux appliqués aux images thermiques, excepté le traitement consacré à la normalisation de l'illumination dans l'image prise dans le NIR. La figure 14 montre un schéma bloc du traitement d'image.

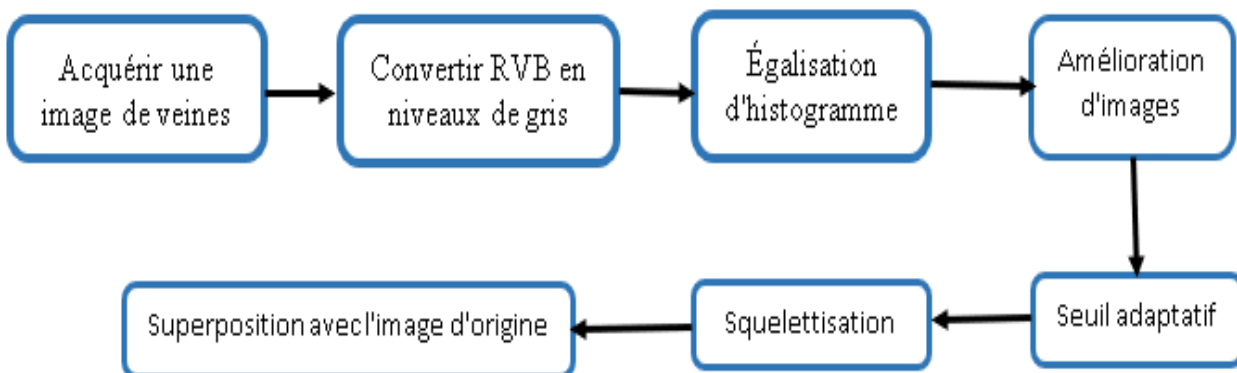


Figure 14:Schéma bloc du traitement d'image

## V.1.Acquisition d'image :

Les humains perçoivent la couleur à travers des cellules sensorielles sensibles à la longueur d'onde appelées cônes. Il existe trois types de cônes différents, chacun ayant une sensibilité différente au rayonnement électromagnétique (lumière) de longueur d'onde différente. Un cône est principalement sensible à la lumière rouge, un autre à la lumière verte et un dernier à la lumière bleue. En émettant une combinaison contrôlée de ces trois couleurs de base (rouge, vert et bleu), et donc stimuler les trois types de cônes à volonté, nous sommes en mesure de générer presque n'importe quelle couleur perceptible. C'est la raison pour laquelle les images en couleur sont souvent stockées sous forme de trois matrices d'images distinctes ; une contenant la quantité de rouge (R) dans chaque pixel, une la quantité de vert (G) et une la quantité de bleu (B). Nous appelons ces images de couleurs stockées dans un format RVB.

L'image capté par la caméra est sous la forme RVB.

## V.2.Convertir RVB en niveaux de gris :

Lors de la conversion d'une image RVB en niveaux de gris, nous devons prendre les valeurs RVB pour chaque pixel et faire en sortie une seule valeur reflétant la luminosité de ce pixel. L'une de ces approches consiste à prendre la moyenne de la contribution de chaque canal (Eq.1)

$$\frac{R+V+B}{3} \quad \text{Eq.1}$$

Cependant, comme la luminosité perçue est souvent dominée par la composante verte, une autre méthode, plus "humaine", consiste à prendre une moyenne pondérée, p. ex. (Eq.2)

$$0.3R + 0.59V + 0.11B \quad \text{Eq.2}$$

Une autre approche consiste à laisser les poids dans notre moyenne dépendre de l'image réelle que nous voulons convertir, c'est-à-dire être adaptable. Une approche simple est de former les poids afin que l'image résultante ait des pixels qui ont la plus grande variance, puisque la variance des pixels est liée au contraste de l'image. La "projection optimale" calcule comment combiner les canaux RVB dans l'image sélectionnée pour créer une image en niveaux de gris qui a la plus grande variance.

Dans les images en niveaux de gris, nous ne différencions pas la quantité que nous émettons des différentes couleurs, nous émettons la même quantité dans chaque canal. Ce que nous pouvons différencier, c'est la quantité totale de lumière émise pour chaque pixel ; peu de lumière donne des pixels foncés et beaucoup de lumière est perçue comme des pixels lumineux.

Le code Matlab rgb2gray le fait en mettant en œuvre une opération de somme pondérée sur R, V et B composants (Eq.3)

$$I = 0.2989 * R + 0.5870 * V + 0.1140 * B \quad \text{Eq.3}$$

### **V.3.L'Égalisation de l'histogramme.**

L'Égalisation de l'histogramme est une technique de traitement numérique utilisée pour améliorer le contraste des images. Pour ce faire, elle déploie efficacement les valeurs d'intensité les plus fréquentes, c'est-à-dire étend la gamme d'intensité de l'image. Cette méthode augmente généralement le contraste global des images lorsque ses données utilisables sont représentées par des valeurs de contraste rapproché. Cela permet à des zones de contraste local plus faible d'obtenir un contraste plus élevé.

#### **V.3.1Égalisation adaptative d'histogramme :**

L'égalisation de l'histogramme adaptatif diffère de l'égalisation de l'histogramme ordinaire en ce sens que la méthode adaptative calcule plusieurs histogrammes, chacun correspondant à une section distincte de l'image, et les utilise pour redistribuer les valeurs de légèreté de l'image. Il est donc approprié pour améliorer le contraste local et améliorer la définition des arêtes dans chaque région d'une image.

#### **V.3.2. Égalisation adaptative limitée par contraste (CLAHE) :**

Contrast Limited AHE (CLAHE) diffère de l'égalisation d'histogramme adaptatif par sa limitation de contraste. Dans le cas de CLAHE, la procédure de limitation du contraste est appliquée à chaque quartier à partir duquel une fonction de transformation est dérivée. Le CLAHE a été mis au point pour prévenir l'amplification excessive du bruit que la péréquation d'histogramme adaptatif peut provoquer. Cette technique est adoptée dans notre PFE.

#### **V.3.3Amélioration d'images :**

L'amélioration d'image est le processus de manipulation numérique d'une image stockée à l'aide d'un logiciel. Les outils utilisés pour améliorer l'image comprennent de nombreux types de logiciels tels que les filtres, les éditeurs d'images et d'autres outils pour changer les propriétés d'une image entière ou de parties d'une image.

Certains des types les plus basiques d'outils d'amélioration de l'image modifient simplement le contraste ou la luminosité d'une image ou manipulent l'échelle de gris d'une image. Certains types de filtres de base permettent également de changer une image couleur en noir et blanc.



Dans ce projet on applique un lissage et une suppression du bruit effectués par les filtres Gaussien et Médian (Eq.4).

$$y(m, n) = \text{median}\{X(i, j), [i, j] \in p\} \quad \text{Eq.4.}$$

Le bruit haute fréquence est également éliminé de l'image.

#### **V.3.4. Seuil adaptatif :**

Le seuil d'image est une forme simple de segmentation d'image. C'est une façon de créer une image binaire à partir d'une image en niveaux de gris ou en couleurs. Ceci est généralement fait pour séparer les pixels "objet" ou de premier plan des pixels d'arrière-plan afin d'aider au traitement des images.

Les méthodes de seuil les plus simples remplacent chaque pixel d'une image par un pixel noir si l'intensité de l'image est inférieure à une constante fixe T, ou un pixel blanc si l'intensité de l'image est supérieure à cette constante.

L'Égalisation de l'histogramme et seuillage adaptatif sont utilisés pour l'amélioration du contraste.

#### **V.3.5. Squelettisation :**

L'objectif de la squelettisation est d'extraire une fonction de forme basée sur la région représentant la forme générale d'un objet

Cette méthode Réduit toutes les lignes à une seule épaisseur de pixel. Afin d'Obtenir le squelette de l'image.

#### **V.3.6. Superposition avec l'image d'origine :**

Après traitement de l'image on superpose l'image traité avec l'image original afin d'avoir l'emplacement des veines illustré en noir sur le bras tout en supprimant l'arrière-plan de l'image squelettisée et est fusionnée avec l'image originale pour obtenir la superposition marquant les veines.

## VI. Conclusion :

Nous avons décrit dans ce chapitre un système de visualisation et d'extraction de la signature veineuse de la main. Pour la visualisation, nous nous sommes servis d'un illuminateur NIR et d'une caméra sensible au proche infrarouge, la majorité des travaux utilisant ces ondes pour des applications biométriques et médicales est effectuée entre 780 et 950 nm (850nm). Après quelques recherches, nous avons conclu que pour mieux visualiser la structure au niveau du dos de la main et du poignet, un mode par réflexion de lumière est recommandé. Dans ce mode, la caméra et l'illuminateur sont tous les deux placés du même côté de la main. Les images enregistrées montrent des courbes sombres représentant la structure veineuse. En revanche, elles montrent un bruit constant relié à la stimulation optique ainsi qu'à d'autres structures de la peau (ridules, ombrage de la zone osseuse, etc.).

Un pré-traitement d'images est par conséquent nécessaire avant de réaliser cette extraction. Des opérations morphologiques sont appliquées par la suite dans le but de récupérer tous les niveaux de l'image qui sont plus intenses (dans une image sombre) ou plus sombres (dans une image claire). Il est très important de choisir un élément structurant qui correspond au mieux au diamètre de la veine à extraire. En outre, avant d'effectuer ces traitements, il nous a paru utile de convertir l'image en niveau de gris. Le filtrage médian été adopté.

Il faudrait en revanche souligner qu'il serait encore plus concluant si le système d'acquisition (position de la caméra, lumière uniforme, etc.) était amélioré.

Nous avons appris que l'imagerie NIR peut être utilisée pour détecter des veines qui, outre leur importance considérable dans les applications médicales, ont aussi la portée de nous influencer dans d'autres modes de vie, comme la sécurité biométrique, etc.

En fait, cette technique a commencé à se répandre dans notre vie quotidienne car nous verrons bientôt des détecteurs de veines utilisés dans la plupart des établissements médicaux établi

# Chapitre 3 :

## Réalisation du système de visualisation des veines.

Dans ce chapitre on va entamer la réalisation de notre prototype en décrivant le rôle de chaque bloc et aboutir a des essais afin de démontrer la crédibilité de notre prototype

### I. Introduction :

Le processus de détection des veines consiste en un dispositif facile à mettre en œuvre qui prend une image instantanée des veines du sujet sous une source de rayonnement infrarouge à une longueur d'onde spécifique. Le système est capable de détecter les veines mais pas les artères en raison de l'absorption spécifique du rayonnement infrarouge dans les vaisseaux sanguins.

Presque n'importe quelle partie du corps pourrait être analysée afin d'extraire une image du motif vasculaire, mais la main et les doigts sont préférés. La raison de ce choix est la disponibilité générale de la main.

Un schéma d'un système de détection de veines réel est présenté à la figure 15.

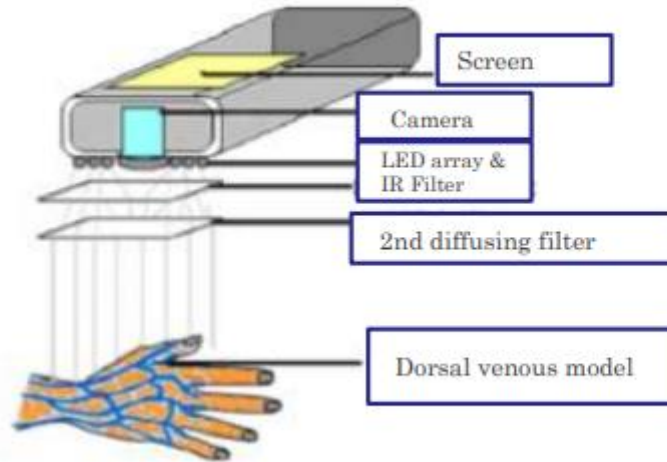


Figure 15: Schéma d'un système de détection des veines

Le rayonnement infrarouge est absorbé de manière différente dans divers types de tissus. Afin d'atteindre une pénétration visuelle à travers les tissus respectifs, l'éclairage doit être effectué sous une fenêtre optique très serrée, à savoir 740nm jusqu'à 760nm (à l'intérieur de la partie proche infrarouge du spectre de rayonnement électromagnétique).

Une distance de pénétration maximale statistique est de 3 mm, ce qui limite la quantité et la qualité du modèle de veine extrait. Deux coefficients optiques de base sont impliqués dans ce processus d'absorption :

- coefficient d'absorption  $\alpha_a$
- coefficient de diffusion  $\alpha_s$ .

Le coefficient d'absorption  $\alpha_a$  détermine la distance que la lumière peut parcourir avant de perdre son intensité alors qu'elle est toujours sur sa trajectoire initiale, et, le coefficient de diffusion  $\alpha_s$  détermine la distance que la lumière peut parcourir avant de perdre sa phase initiale et de changer de direction.

En tenant compte de ces propriétés optiques, il est évident que la source d'éclairage doit être uniforme dans toute la région d'intérêt, que le degré d'éclairage doit être maintenu constant pour les différentes acquisitions et que le contraste de l'image résultante doit être suffisamment net pour réduire le besoin d'algorithmes complexes de post-traitement d'image.

## II. Installation et conception du dispositif :

### II.1. Hardware :

Comme mentionné dans l'introduction, la configuration matérielle joue un rôle crucial dans l'acquisition d'images des veines. Deux aspects peuvent être soulignés ici :

-la caméra utilisée pour prendre la photo ne possède qu'un seul paramètre important, la réponse au rayonnement infrarouge proche. La résolution spatiale et la fréquence d'images sont moins importantes, car l'acquisition d'une veine nécessite une image fixe et les détails sont facilement visibles, même à une résolution plus faible.

-la conception du système d'éclairage est l'un des aspects les plus importants du processus d'acquisition d'images. Un bon système d'éclairage fournira un contraste précis entre les veines et les tissus environnants tout en limitant au maximum les erreurs d'éclairage.

Dans le cadre de nos recherches, nous avons expérimenté des LED proche infrarouge en raison du contraste élevé qu'elle offre. L'inconvénient d'un tel système est le manque d'uniformité de la source lumineuse. Ce problème peut être facilement résolu en ajoutant des couches de diffuseurs holographiques devant les LED pour obtenir un éclairage constant. Le diffuseur diffusera la lumière des LED et, dans le même temps, diminuera l'intensité du rayonnement.

Les sources lumineuses de forte puissance ont un effet indésirable en diminuant le contraste en raison de la quantité élevée de rayonnement émis, par conséquent, en utilisant plusieurs couches de diffuseurs, l'éclairage sera constant et l'intensité sera optimale.

À première vue, puisque des diffuseurs seront utilisés, la configuration du réseau semble moins importante. Pourtant, Diverses dispositions matricielles des LED modifieront la distribution de l'intensité du rayonnement même si plusieurs couches de matériaux diffusant la lumière sont utilisées. Cela est principalement dû au fait que ce système utilise une méthode de réflexion/absorption et que la caméra doit être placée du même côté que la source de lumière.

Les LEDs et la caméra sont alimentés par une carte Raspberry pi3 b+ qui n'est d'autre qu'un ordinateur monocarte pouvant se connecter à un moniteur, à un ensemble clavier/souris et disposant d'interfaces Wi-Fi et Bluetooth.

Il démarre depuis une carte micro-SD et fonctionne sous un O.S. Linux ou Windows 10

IoT. Il est fourni sans boîtier, alimentation, clavier, écran et souris dans le but de diminuer le coût et de favoriser l'utilisation de matériel de récupération.

Le modèle Raspberry Pi3 B+ est basée sur un processeur ARM Cortex-A53 64 bits quatre cœurs à **1,4 GHz**, possède 1 GB de mémoire RAM, une interface Wi-Fi, une interface Bluetooth, 4 ports USB, un port Ethernet, un port HDMI, un port micro-SD et un connecteur GPIO avec 40 broches d'E/S.

Les interfaces **WiFi et Bluetooth ont été améliorées** par rapport à la version Pi 3 et supportent maintenant le **Wi-Fi 2,4 et 5 GHz** ainsi que le **Bluetooth 4.2**. L'Ethernet a aussi été amélioré permettant des débits jusqu'à 300 Mbps (2x fois plus rapide que le Pi 3).

Cette carte est basée sur un processeur ARM et permet l'exécution du système d'exploitation GNU/Linux/Windows 10 IoT et des logiciels compatibles. Le Raspberry Pi peut effectuer des tâches d'un PC de bureau (feuilles de calcul, traitement de texte, jeux). Il peut également diffuser des vidéos en haute définition grâce à son circuit Broadcom Videocore IV (permet le décodage des flux Blu-ray full HD).

Cette carte est utilisée comme alimentation pour les LEDs infrarouge et la caméra et pour le traitement de l'image acquise par la caméra.

## **II.2. Software :**

Pour commencer avec Raspberry Pi, Nous avons besoin d'un système d'exploitation. Il s'agit d'un gestionnaire d'installation de système d'exploitation facile pour le Raspberry Pi. Ce système d'exploitation est copié dans une carte mémoire et inséré dans le logement de la carte mémoire du Raspberry Pi pour démarrer le système.

Dans notre projet on a trouvé favorable de travailler avec Matlab pour le contrôle du Raspberry pi.

Le MATLAB Support Package for Raspberry Pi Hardware nous permet de communiquer avec le matériel Raspberry Pi à distance depuis un ordinateur équipé de MATLAB. Le package de support comprend une interface de ligne de commande MATLAB pour accéder aux périphériques d'entrée/sortie et aux interfaces de communication du matériel Raspberry Pi. Grâce à cette interface de ligne de commande, Nous pouvons collecter des données à partir de

capteurs connectés au Raspberry Pi et actionner des périphériques connectés au matériel Raspberry Pi.

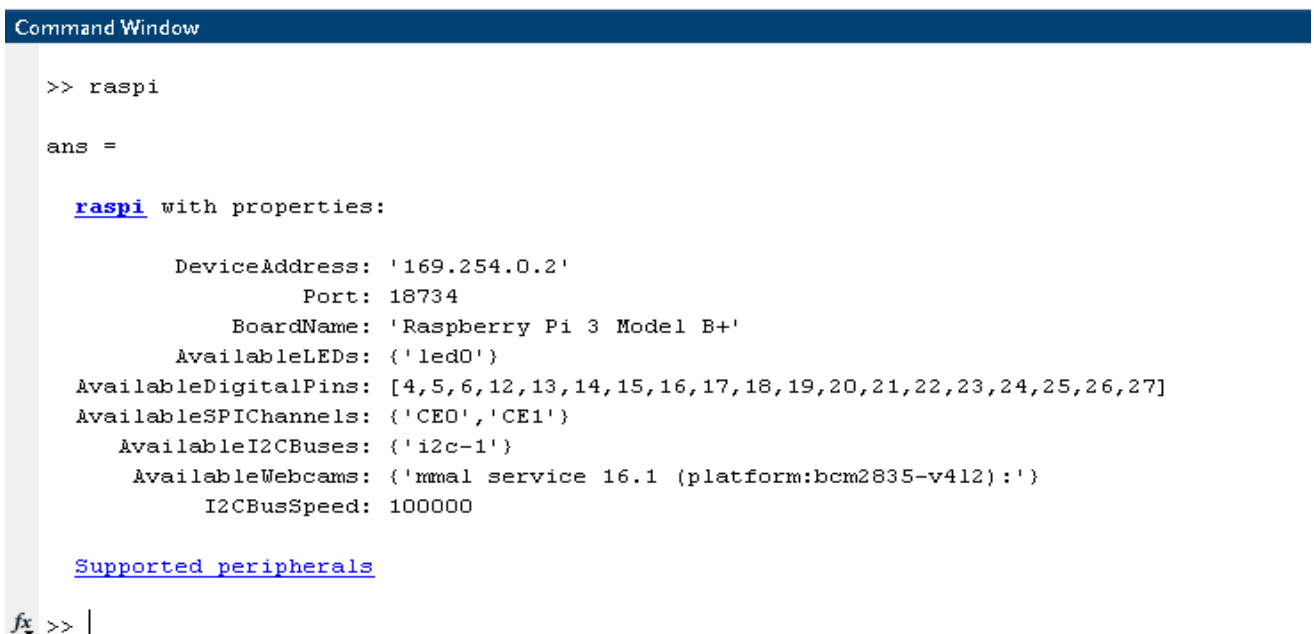
Nous devons effectuer la mise à jour du micrologiciel pour le Raspberry Pi afin de pouvoir utiliser l'interface MATLAB pour le Raspberry Pi. MATLAB communique avec le matériel Raspberry Pi en se connectant à un serveur fonctionnant sur Raspberry Pi. Ce serveur est intégré dans le micrologiciel livré avec le pack de support. Pour mettre à jour le micrologiciel Raspberry Pi, Nous avons suivi les étapes suivantes :

Créez un objet raspi.

```
rpi = raspi();
```

. Lors de la création de l'objet rpi, le MATLAB se connecte à un serveur fonctionnant sur le Raspberry Pi via TCP/IP.

La figure 16 montre les propriétés du Raspberry qui caractérise des informations sur notre Raspberry Pi et l'état de certains des périphériques matériels disponibles. L'adresse IP numérique ou le nom d'hôte de notre Raspberry Pi et le port utilisé pour la communication TCP/IP sont affichés dans les propriétés Device Address. L'objet raspi détecte le modèle et le numéro de version de notre carte et l'affiche dans la propriété Board Name. Les pin-outs GPIO et les périphériques disponibles changent avec le modèle et la version de notre Raspberry Pi.



```
Command Window
>> raspi
ans =
    raspi with properties:
        DeviceAddress: '169.254.0.2'
        Port: 18734
        BoardName: 'Raspberry Pi 3 Model B+'
        AvailableLEDs: {'led0'}
        AvailableDigitalPins: [4,5,6,12,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,24,25,26,27]
        AvailableSPIChannels: {'CE0','CE1'}
        AvailableI2CBuses: {'i2c-1'}
        AvailableWebcams: {'mmal service 16.1 (platform:bcm2835-v412):'}
        I2CBusSpeed: 100000
    Supported peripherals
fx >> |
```

Figure 16 les propriétés du Raspberry

### II.3. Montage expérimental :

Dans notre cas le Raspberry est connecté directement au pc à l'aide d'un câble internet et d'un support Raspberry sur Matlab, pour cela un système d'exploitation (Raspbian) pour l'exécution du Raspberry pi est installé dans une carte SD de 16 Go et inséré dans l'emplacement de la carte SD.

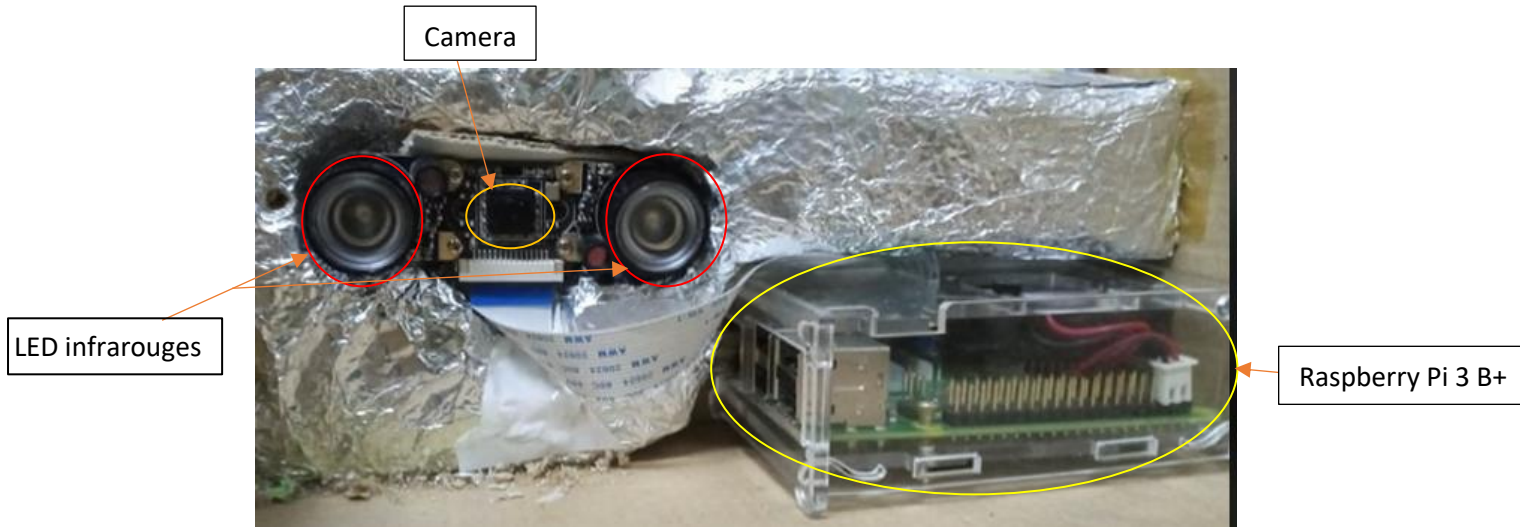


Figure 17: La configuration expérimentale

Pour alimenter l'ensemble de l'installation, un bloc d'alimentation 5v est fourni. La source d'illumination IR et la caméra sont alimentées par une alimentation par le Raspberry.

### III. Algorithmes d'extraction des veines :

En utilisant une configuration matérielle correcte, le besoin d'un algorithme complexe est réduit. S'il existe un fort contraste entre les veines et les tissus environnants, le schéma veineux peut être facilement extrait et les données pertinentes sauvegardées pour un usage ultérieur. Cependant, le rayonnement infrarouge ne pénètre pas tous les types de tissus de la même manière et, par conséquent, les images prises de divers sujets peuvent varier considérablement en termes de clarté du modèle de veine et, dans certains cas graves, l'image résultante peut présenter des problèmes de connectivité, plusieurs régions pourraient être floues ou même impossibles à détecter. Un algorithme "intelligent" devrait être capable de compenser ces problèmes et, dans le cadre de nos recherches, nous avons expérimenté plusieurs algorithmes qui ont finalement donné des résultats similaires.

L'algorithme de traitement de base et les différentes variations de l'approche standard peuvent être décrits en suivant les étapes suivantes :



Une région d'intérêt est établie et la caméra est focalisée dans cette région. La région est éclairée à l'aide d'un rayonnement proche infrarouge. Dans certains cas particuliers, la quantité de rayonnement doit être compensée par l'éclairage de l'environnement si des sources de lumière infrarouge naturelles ou artificielles sont présentes. Une image du réseau veineux est acquise avec la caméra ; le résultat est une image en niveaux de gris avec des lignes presque noires représentant les veines qui ont absorbé le rayonnement infrarouge proche. Le degré de précision est donné par différents facteurs, notamment la profondeur du modèle de veine sous la peau, le flux d'hémoglobine et l'épaisseur des veines.

Sans autre traitement, l'image est similaire à celle de la figure 18 pour le bras et 19 pour le dos de la main. Le modèle de la veine peut être facilement vu sur le dos de la main, mais l'image n'est pas assez claire pour la vision artificielle et la reconnaissance des formes.



*Figure 19: Image prélevée du bras.*



*Figure 18: Image prélevée du dos de la main.*

Nous pouvons constater que les veines ne sont pas visibles à 100% et que l'image prélevée est en RVB.

L'image est d'une résolution plutôt de bonne qualité.

Lors de la prise de l'image le dispositif est disposé dans une boîte afin d'éviter la pénétration de la lumière et son influence sur l'image obtenue, la caméra est en face d'une ouverture où le bras et le dos de la main sont disposés afin de focaliser la caméra sur l'image voulue.

## IV. Traitement des images :

### IV.1. Convertir RVB en niveaux de gris :

L'image acquise par la caméra infrarouge étant en RVB, une convention RVB/Niveau de Gris est primordiale.

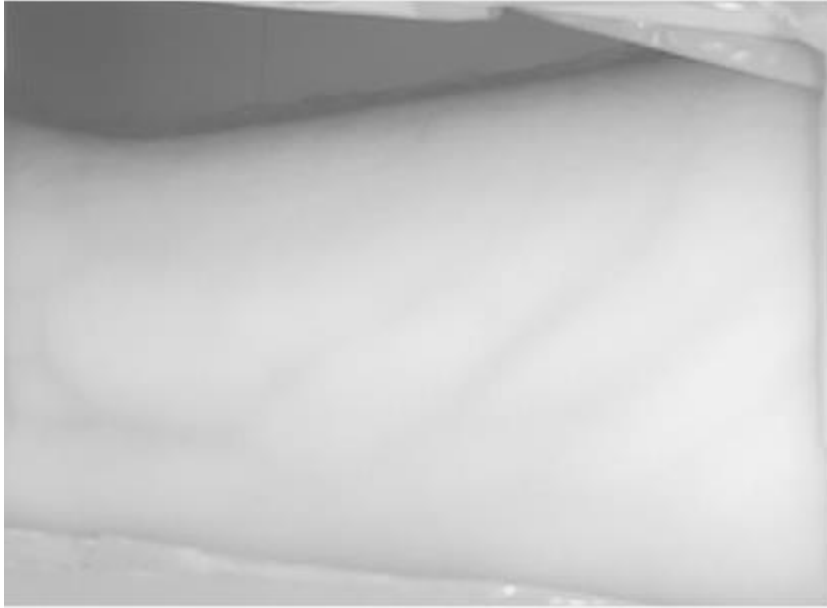
La figure 20 et 21 montrent l'image acquise après conversion en niveau de gris pour le bras et le dos de la main.

Tout d'abord pour chaque pixel de l'image il faut extraire ses trois composantes (R, V, B) en utilisant la formule décrite dans l'équation 5

$$gris = (R + V + B)/3 \quad \text{Eq.5}$$

La caractéristique d'un pixel de niveau de gris est que ses trois composantes sont égales représenté dans l'équation .6

$$:R = V = B = Gris \quad \text{Eq.6}$$



*Figure 20: Image convertie en niveau de gris pour le bras.*



*Figure 21: Image convertie en niveau de gris pour le dos de la main*

Le code Matlab `rgb2gray` le fait en mettant en œuvre une opération de somme pondérée sur R, V et B composants (Eq.7).

$$I = 0,2989 * R + 0,5870 * G + 0,1140 * B \quad (\text{Eq.7})$$

L'image acquise est convertie en niveau de gris mais les veines restent toujours non visibles à 100%.

La convention en niveau de gris est la première étape pour le traitement de notre image acquise, sans cette étape le traitement de l'image reste vraiment très difficile.

## **IV.2. L'Égalisation de l'histogramme :**

L'égalisation de l'histogramme est une technique permettant d'ajuster l'intensité de l'image pour augmenter le contraste.

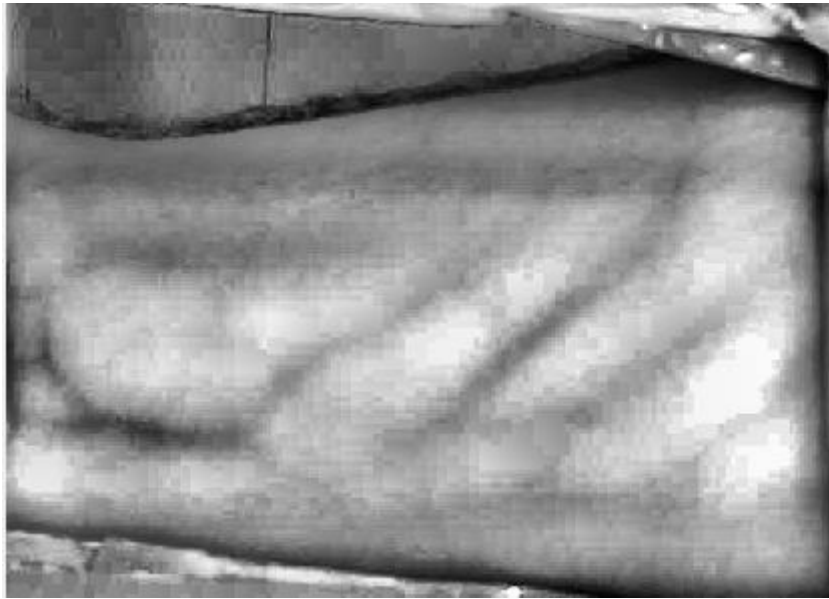
Dans ce projet on a utilisé le Contraste limité AHE (CLAHE), Dans CLAHE, l'amplification de contraste dans le voisinage d'une valeur de pixel donné est donnée par la pente de la fonction de transformation.

Il est avantageux de ne pas jeter la partie de l'histogramme qui dépasse la limite de pince, mais de le redistribuer de manière égale entre tous les intervalles de l'histogramme.

Le code Matlab qui est représenté dans l'équation 8 représente la formule correspondante à l'égalisation d'histogramme.

$$j = \text{adaphisteg}(I, ' \text{cliplimit}' , 0.05, ' \text{distribution}' , ' \text{exponential}' ); \quad \text{Eq .8}$$

La figure 22 et 23 représentent l'image après égalisation de l'histogramme en utilisant le CLAHE.



*Figure 22: Image du bras après égalisation de l'histogramme*

Après application du CLAHE pour l'amélioration du contraste, les veines commencent à être visible.



*Figure 23: Image du dos de la main après égalisation de l'histogramme.*

### IV.3. Amélioration d'images :

Cette étape nous permet de filtrer les bruits présents dans l'image et améliorer la luminosité de l'image.

Dans ce projet on applique un Lissage et une suppression du bruit effectué par les filtres Gaussien et Médian car il permet sous certaines conditions de réduire le bruit tout en conservant les contours de l'image.

L'idée principale du filtre médian est de remplacer chaque entrée par la valeur médiane de son voisinage.

Le filtre médian permet d'éliminer les valeurs aberrantes sans se limiter à faire un calcul de moyenne qui aura tendance à contaminer les valeurs voisines avec cette valeur aberrante et flouter l'image.

Le filtre médian respecte le contraste de l'image (si on multiplie toutes les valeurs par une constante positive, l'ordonnement des valeurs est inchangé) et la luminosité de l'image (ajouter une constante ne modifie pas l'ordonnement non plus).

Dans les zones où l'intensité est monotone (uniquement croissante ou uniquement décroissante) le filtre laisse l'image inchangée. Il respecte les contours, et élimine les valeurs extrêmes.

Le code Matlab qui est représenté dans l'équation 9 représente la formule correspondante à l'amélioration d'image en utilisant le filtre Médian.

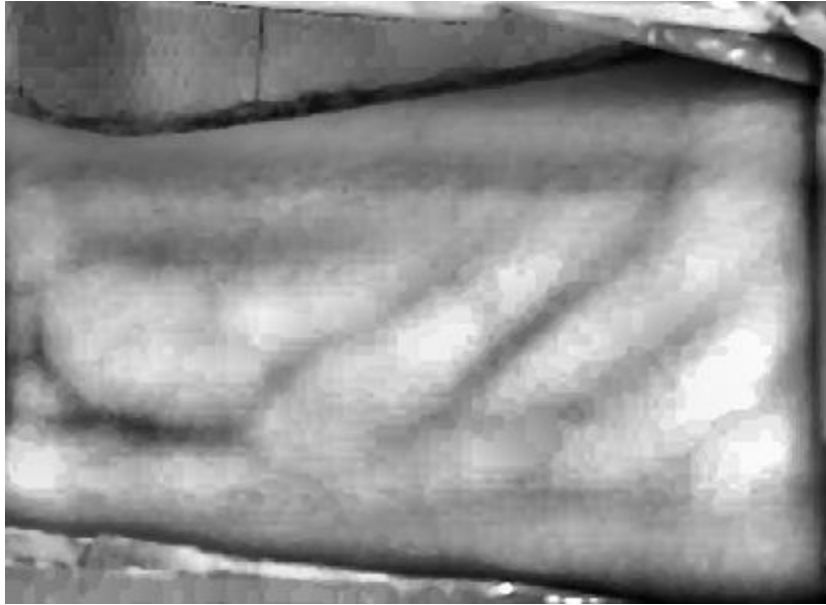
$$K1 = medfilt2(j); \quad \text{Eq.9}$$

Le code Matlab qui est représenté dans l'équation 10 représente la formule correspondante à l'amélioration d'image en utilisant le filtre Médian.

$$\text{Iblur1} = \text{imgaussfilt}(K1,2); \quad \text{Eq.10}$$

La figure 24 et 25 représentent l'image après application du filtre Median pour l'amélioration de l'image.

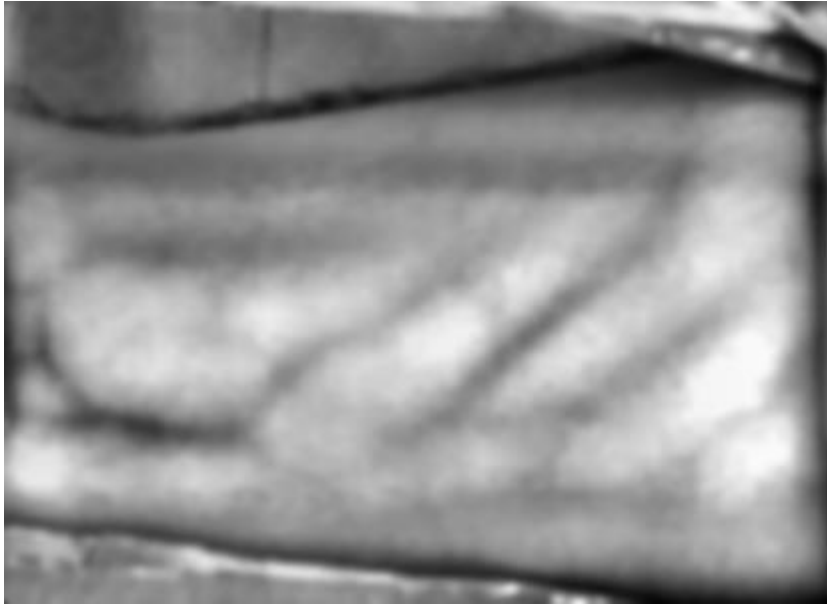
La figure 26 et 27 représentent l'image après application du filtre Gaussien pour l'amélioration de l'image.



*Figure 25: Image du bras après application du filtre Median.*



*Figure 24: Image du dos de la main après application du filtre Median.*



*Figure 27: Image du bras après application du filtre gaussien.*



*Figure 26: Image du dos de la main après application du filtre gaussien.*

Contrairement au flou, ce filtre conserve la netteté des contours ; le bruit n'est pas étalé mais supprimé.



#### IV.4. Seuil adaptatif :

Le seuil adaptatif est une méthode utilisée sur une image en niveau de gris afin de séparer les formes de sorte que chaque pixel avec une intensité inférieure à un seuil déterminé soit en noir et s'il contient une intensité supérieure il est converti en blanc.

Cette méthode nous permet de séparer les veines qui sont de forte intensité de la peau qui est de faible intensité et par la suite les veines sont en noir et la peau en blanc.

Le code Matlab qui est représenté dans l'équation 11 et 12 représentent la formule correspondante au seuil adaptatif.

$$T1 = \text{adaptthresh}(K1, 0.5, 'foregroundpolarity', 'dark'); \quad \text{Eq.11}$$

$$bw = \text{imbinariz}(K1, T1); \quad \text{Eq.12}$$

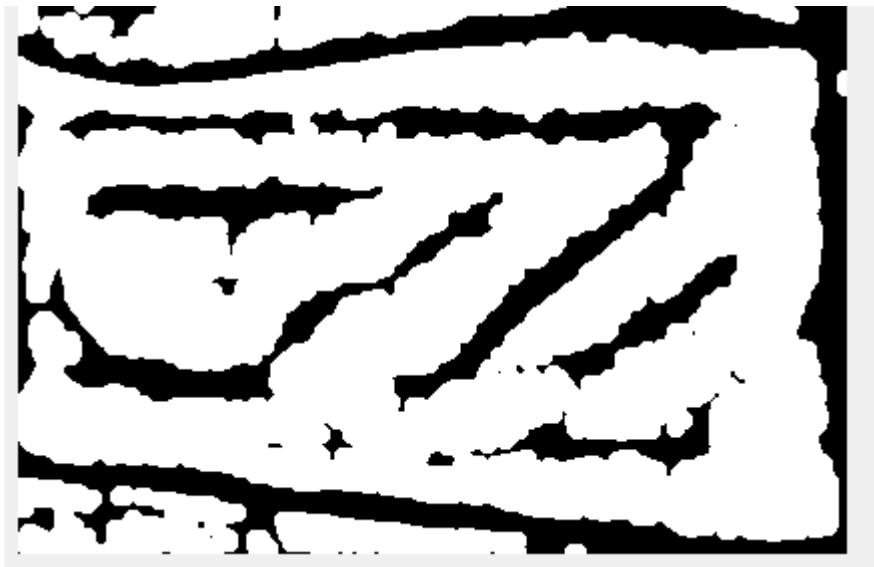


Figure 28: Image du bras après adaptation du seuil.



Figure 29: Image du dos de la main après adaptation du seuil.

#### IV.5. Squelettisation :

Le rôle de la squelettisation est d'extraire les formes tout en se basant sur la différence d'intensité notamment le blanc et le noir et de donner forme aux veines.

Les formes extraites sont contourées d'une fine ligne en blanc et le reste est en noir.

Le code sur Matlab correspondant à la squelettisation est décrit dans l'équation 13.

$$Bw2 = bwmorph(afterOpening, 'skel', Inf); \quad \text{Eq.13.}$$

La figure 30 et 31 représentent l'image après squelettisation.

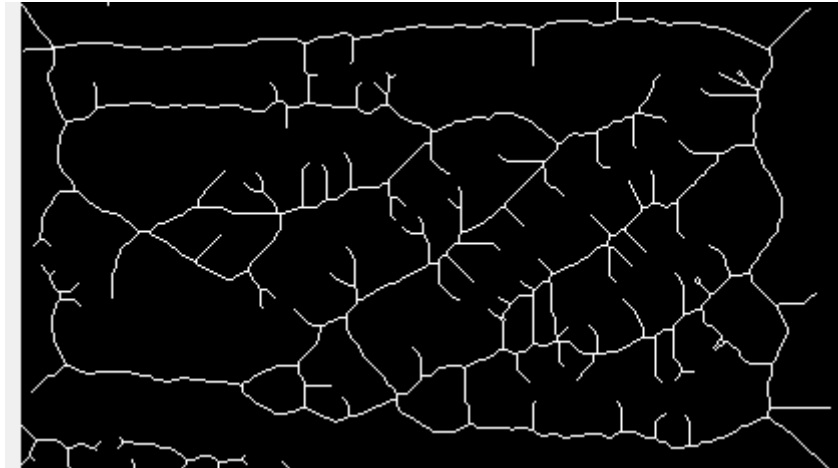


Figure 31: Squelettisation de l'image du bras.

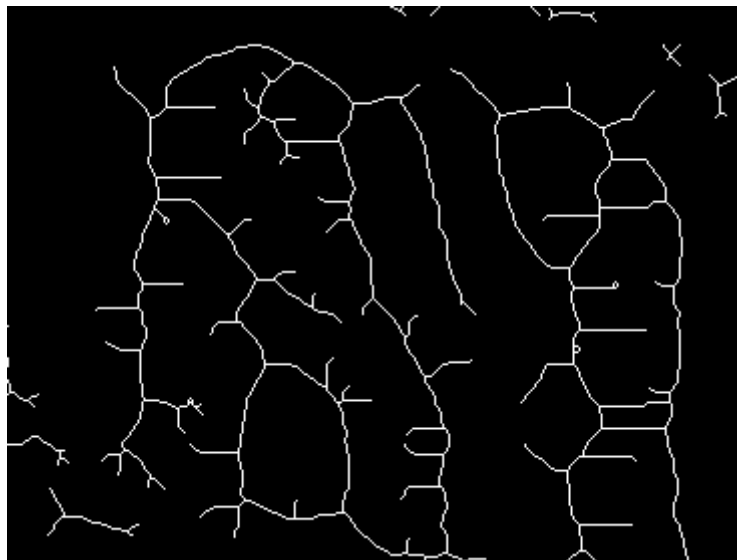


Figure 30: Squelettisation de l'image du dos de la main.

#### IV.6. Superposition avec l'image d'origine :

Après traitement de l'image on superpose l'image traitée avec l'image originale afin d'avoir l'emplacement des veines illustré en noir sur le bras tout en supprimant l'arrière-plan de l'image squelettisée et est fusionnée avec l'image originale pour obtenir la superposition marquant les veines.

Le code sur Matlab correspondant à la squelettisation est décrit dans l'équation 14.

`c = imfuse(img, erodeBw, 'blend', 'scaling', 'joint');` Eq.14.

Figures 32 et 33 représentent l'image final après extraction des veines



*Figure 33: image fusionnée du bras*




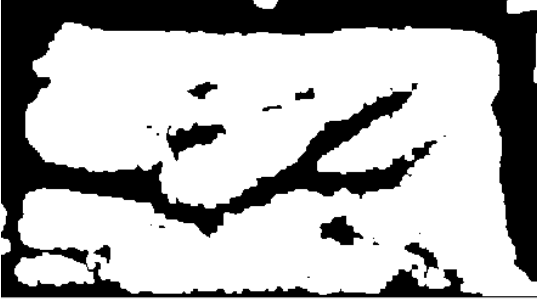


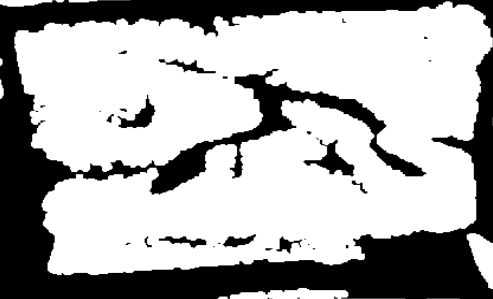



*Figure 32: Image fusionnée du dos de la main.*

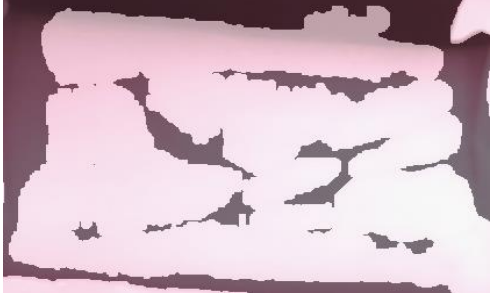
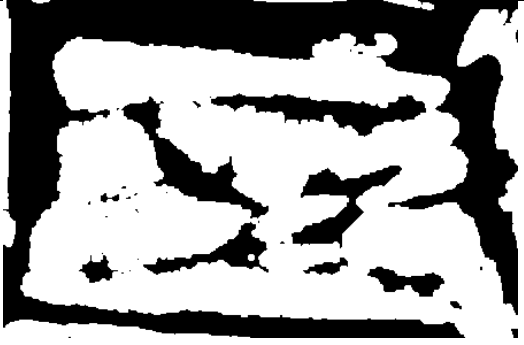
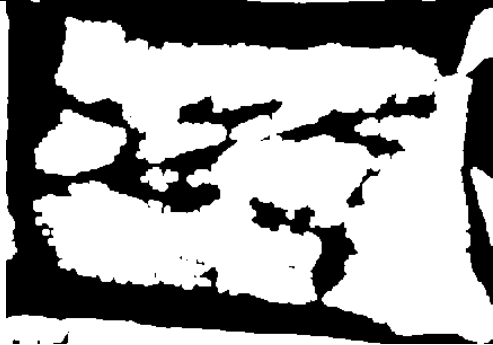
## **V. Tests du prototype :**

Pour mieux interpréter les résultats on a procédé à plusieurs tests d'extraction des veines que ça soit du bras ou bien le dos de la main.

## V.1.Réseau veineux du bras :

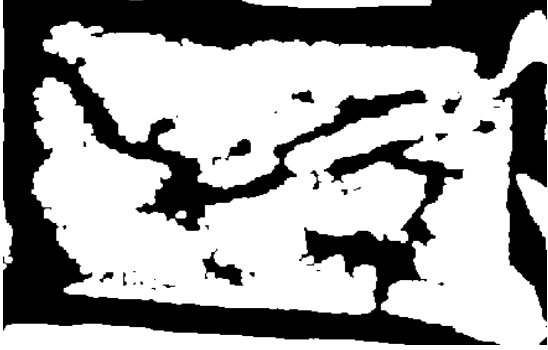
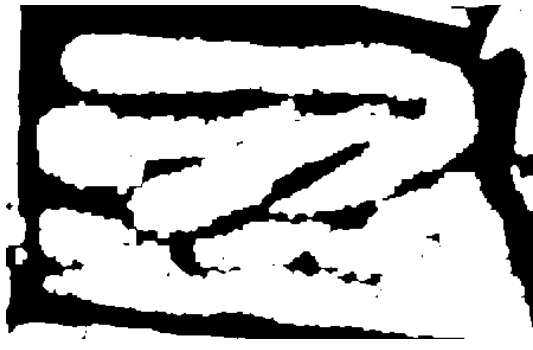
Tableau 2 tests sur le bras

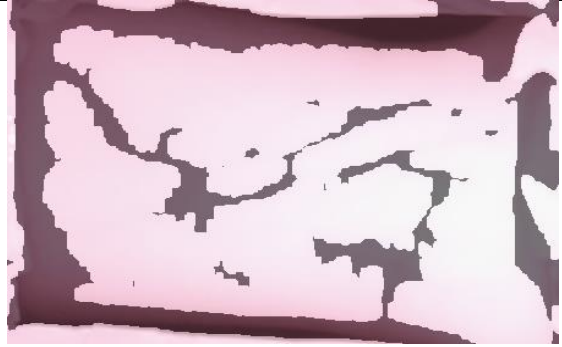
<p>Test 1</p>   	<p>Test 2</p>   
<p>Test 3</p> 	<p>Test 4</p> 



Test 5

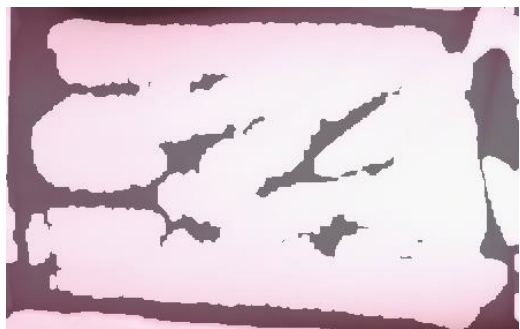
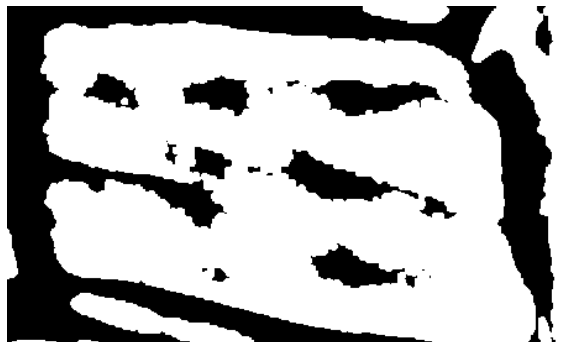
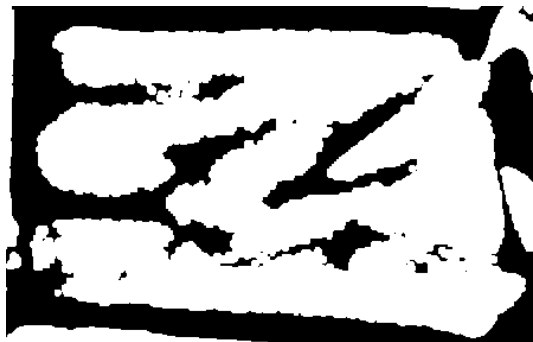
Test 6

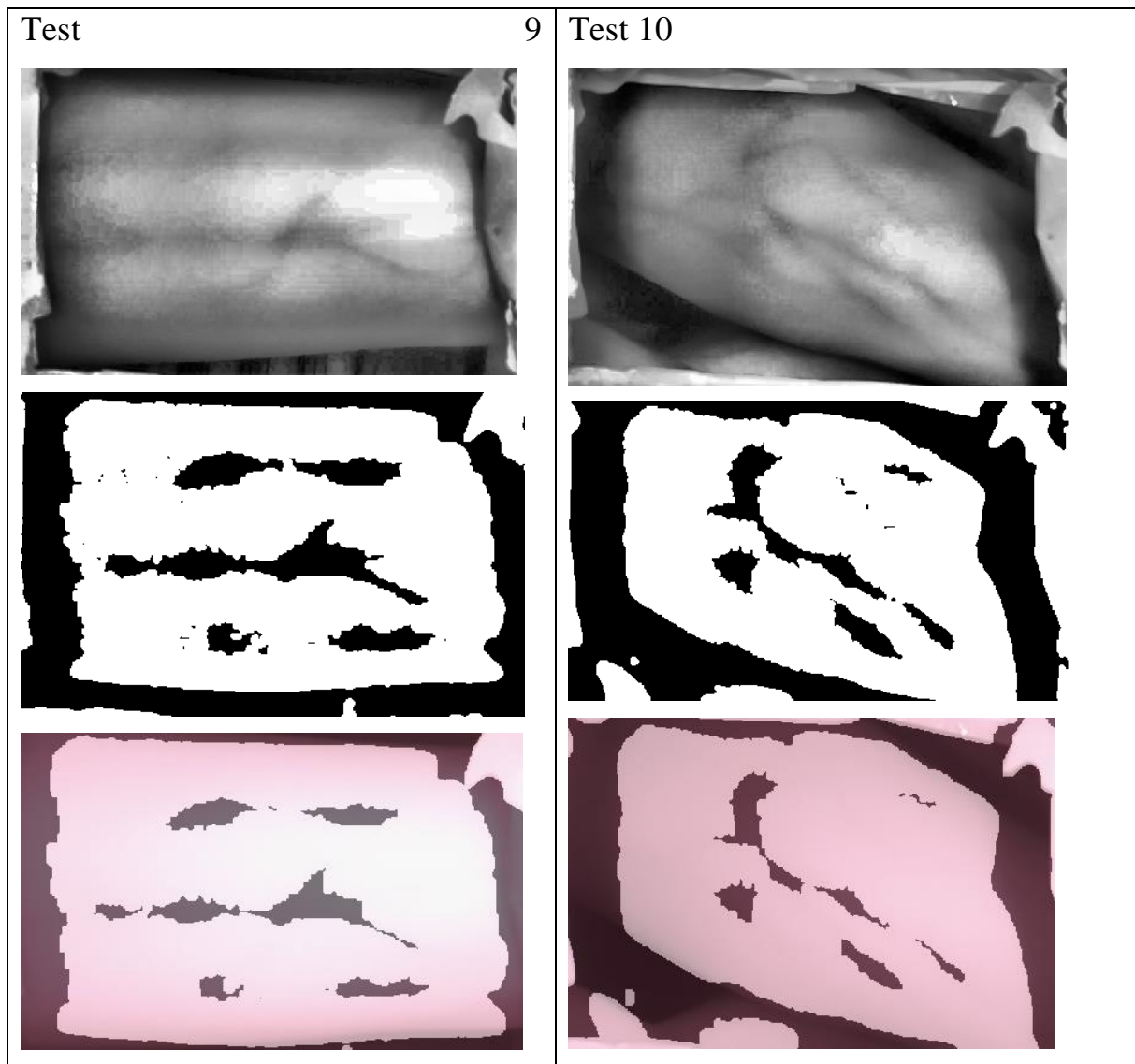




Test 7

Test 8



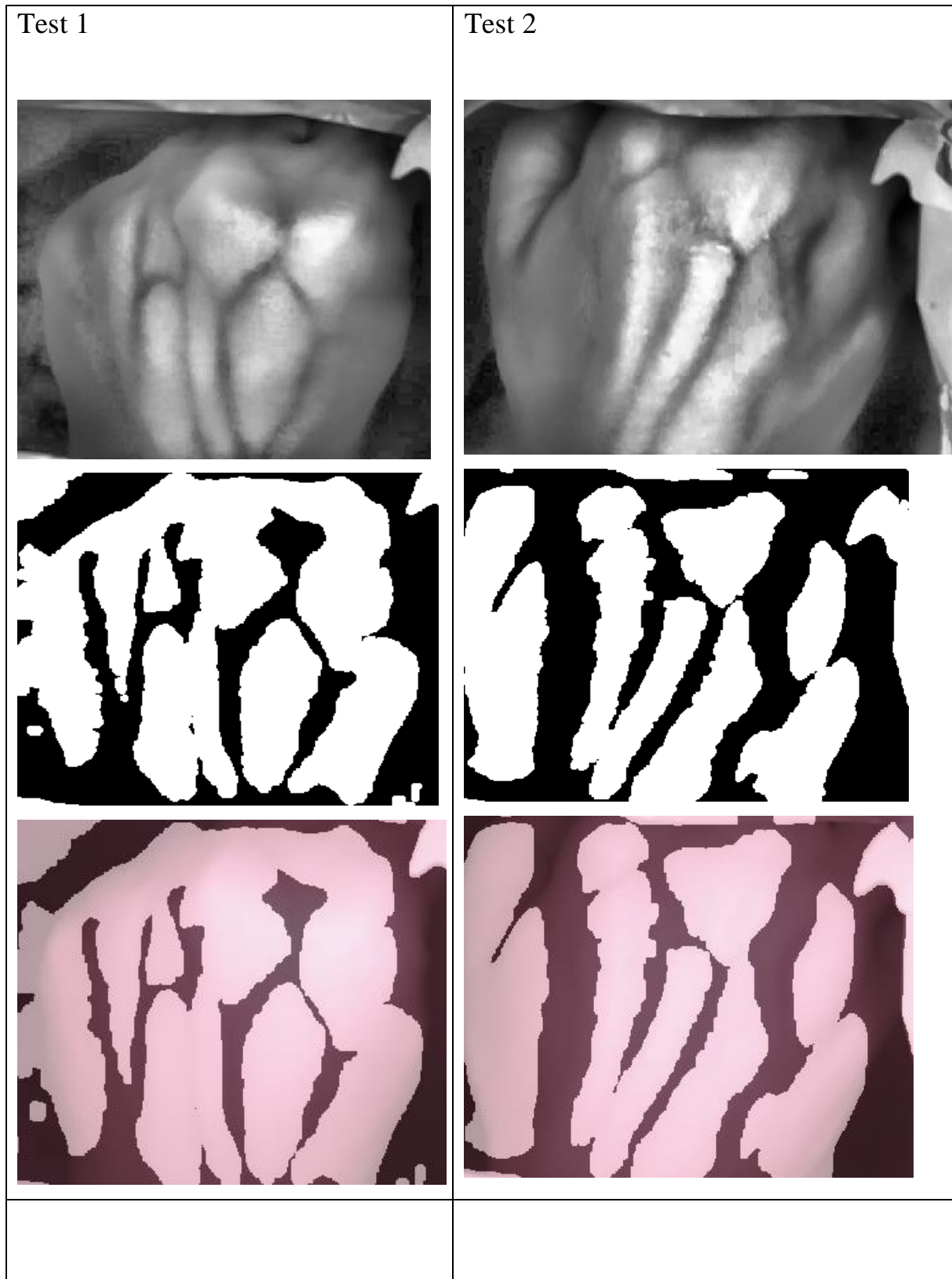


Le tableau 2 représente les différents tests appliqués sur le bras de différents individus.



## V.2.Réseau veineux du dos de la main :

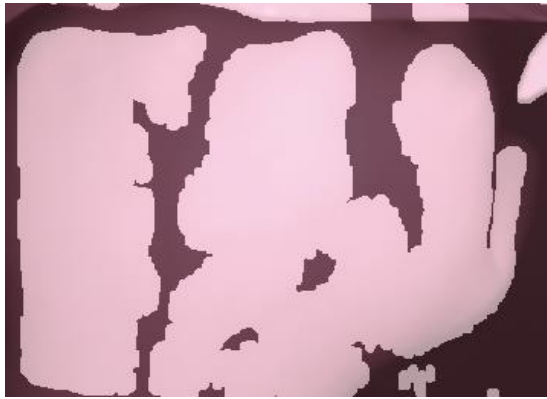
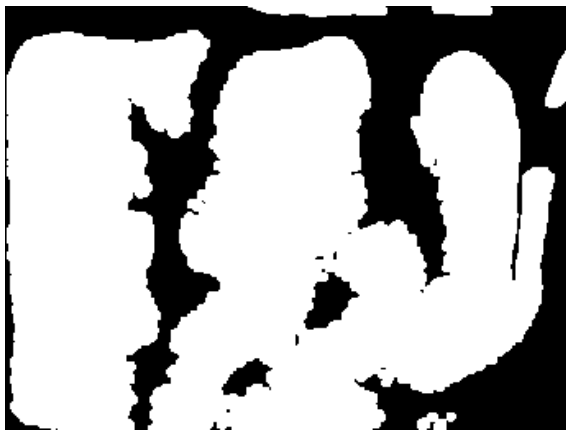
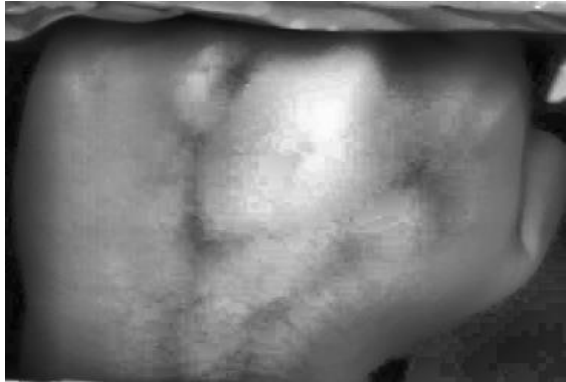
Tableau 3 tests sur le dos de la main



Test 3

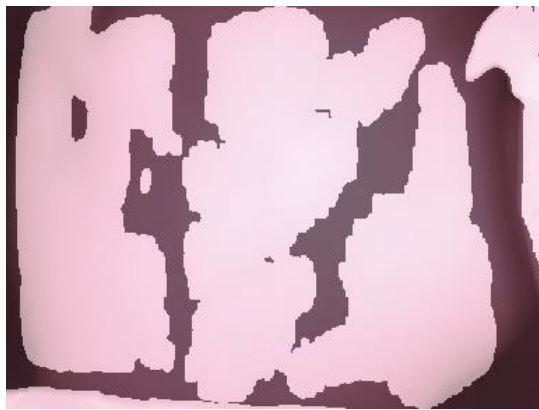


Test 4



Test 5

Test 6



Test 7

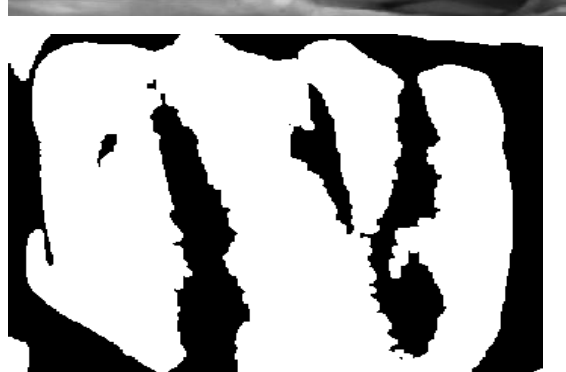
Test 8





Test 9

Test 10





## VI. Interprétation des résultats :

Nous remarquons que l'extraction obtenue respecte parfaitement les lignes des veines dans la Figure 32 et 33. Cependant, on peut remarquer des discontinuités entre les veines visibles cela est due à la faible élimination des LED infrarouge, comme précisé dans le 2<sup>ème</sup> chapitre on a utilisé deux LED de 850nm chose qui n'était pas suffisant pour illuminer tout le bras.

Pour confirmer nos résultats on a fait plusieurs tests, lors des tests on a pu remarquer que dans certains cas les veines ne sont pas aussi claires et dans d'autres cas lors du traitement les veines ne sont pas détectées à 100% et comme nous l'avant préciser au part avant cela est dû au manque d'éclairage vue qu'on n'a utilisé que deux LEDs de 850nm.

Selon ces tests nous remarquons aussi que la visibilité des veines dépend aussi de l'âge et de la peau de l'individue.

Le covid-19 étant toujours actif à l'heure actuelle et représente une menace pour nos vies nous n'avons pas eu la chance d'achever la 2<sup>ème</sup> partie de ce projet visant à extraire les paramètres du réseaux veineux, mais cependant et grâce à l'aide de nos professeurs et de notre encadrant on a pu aboutir à une solution.

Malgré le covid-19 et son impact sur notre vie on a pu surmonter cette épreuve et réaliser notre soutenance dans les plus brefs délais tout en unisson nos forces et grâce à un travail acharné collectif.

## VII. Conclusion :

Nous avons décrit dans ce chapitre une technique de visualisation et d'extraction de la signature veineuse de la main, sur le côté dorsal et sur le Bras. Pour la visualisation, nous nous sommes servis LEDs proches infrarouges et d'une caméra sensible au proche infrarouge.

Dans ce projet nous avons utilisé une acquisition par mode de réflexion une fois que la peau du dos de la main ou bien le bras sont illuminé les veines vont absorber une certaine intensité de lumière, plutôt important en comparaison avec la peau, la graisse et le muscle, et une autre partie de la lumière va être réfléchi.

Les tissue du bras et du dos de la main réagissent d'une manière différente selon leurs coefficients d'absorption c'est pour cela qu'après acquisition les veines sont en noirs (coefficient d'absorption élevé) et les autres tissues de la peau sont en blanc (coefficient d'absorption réduit).

Les images enregistrées montrent des courbes sombres représentant la structure veineuse. En revanche, elles montrent un bruit constant relié à la stimulation optique ainsi qu'à d'autres structures de la peau (ridules, ombrage de la zone osseuse, etc.). Un pré-traitement d'images est par conséquent nécessaire avant de réaliser cette extraction.

Les résultats obtenus sont pertinents car les structures des veines reflètent des discontinuées visualisées dans les images acquises. Il faudrait en revanche souligner qu'il serait encore plus concluant si le système d'acquisition (position de la caméra, lumière uniforme, etc.) était amélioré.

La rétroprojection de l'image sur le lieu d'extraction n'est pas réalisée dans ce projet par manque de matériel vue que le rétroprojecteur est casi introuvable en Algérie du coup on a pensé à réaliser un autre prototype en se basant sur des objets basiques mais par manque de temps cette phase n'a pas eu lieu, nous espérant que ce projet sera développé au fil des temps par les étudiants du département.

L'extraction des paramètres du réseau veineux en question est aussi une tache qui, en manque de temps, n'a pas été faite.

## *Conclusion générale :*

L'objectif que nous nous sommes proposés de faire ressortir de cette étude, c'est de fournir quelques outils pratiques qui nous permettent d'acquérir des informations pertinentes sur le corps humain. Cela a pu être possible grâce aux techniques de la vision infrarouge.

En effet, l'extraction de la signature veineuse dans l'infrarouge n'exerce aucune action délétère sur le corps. De plus, nul besoin que le dispositif soit touché pour visualiser cette caractéristique. C'est un point non négligeable pour des raisons sanitaires et d'hygiène corporelle.

Grâce à l'absorption du sang de la lumière du proche infrarouge, nous avons pu distinguer d'une manière très efficace et très nette des veines. De manière générale, une des grandes satisfactions de ce travail a été d'utiliser l'infrarouge afin de mettre en évidence la structure veineuse de la main sur plusieurs sujets. Ceci a été rendu possible à travers le choix adéquat des modes de stimulation et des traitements d'images appropriés.

Les récentes applications biomédicales in vivo de l'imagerie fonctionnelle utilisent la lumière du proche infrarouge (NIR). L'avantage principal de l'interaction entre cette lumière et le tissu humain est sa pénétration élevée. En effet, les longueurs d'onde situées entre 780 nm et 950 nm passent à travers la peau et à travers d'autres tissus contrairement à la lumière visible et au spectre thermique.

Une caméra a été utilisée ainsi qu'un illuminateur proche infrarouge émettant à 850 nm. Afin de capter seulement le NIR. Selon qu'on désire voir le réseau veineux du dos de la main ou celui du bras, en utilisant le mode par réflexion de lumière. En utilisant une stimulation appropriée, la visualisation de la signature veineuse dans le NIR est quasi-automatique et rapide. En revanche, même si les résultats sont très satisfaisants, les traitements des images du NIR restent plus difficiles. Ceci est dû au fait que plusieurs paramètres contribuent à la formation de ces images. Sans doute, les ombrages des zones osseuses de la main, la non-uniformité de l'excitation lumineuse ainsi que les rides de la peau ont rendu la tâche d'extraction de la signature veineuse assez compliquée.

Le travail réalisé a fourni des résultats concluants sur la visualisation des structures veineuses reliées à chaque individu, il serait intéressant de développer un montage plus élaboré en incluant un mécanisme d'illumination relié à la caméra. Des LEDs infrarouges

pourraient être placées en anneau autour de la caméra afin d'uniformiser l'illumination sur toutes les images. Il sera utile dans les travaux en perspective de se concentrer sur d'autres techniques de traitement pour éliminer le bruit dans les images du proche infrarouge. Il serait intéressant aussi d'automatiser le choix de certains paramètres utilisés d'une manière empirique. En outre, il faudrait inclure dans les travaux futurs une étude consacrée à la fusion des bandes. En effet, en enregistrant des images sous différentes illuminations possibles (750 nm, 850 nm et 940 nm), nous pourrions déterminer la combinaison optimale des longueurs d'onde pour l'obtention de meilleurs contrastes des veines sur les images.

## Références :

1. Lamperti M, Pittiruti M. Difficult peripheral veins: turn on the lights. *British Journal of Anaesthesia*. 2013; 110(6):888–91.
2. Cuper NJ, de Graaff JC, Verdaasdonk RM, Kalkman CJ. Near-infrared imaging in intravenous cannulation in children: a cluster randomized clinical trial. *Pediatrics*. 2013; 131(1):191–7.
3. Available from <https://www.nottingham.ac.uk/mhs/documents/clinical-skills/nuh-guidelines/venepuncture.pdf>
4. Schlichting H. *Boundary Layer Theory*. McGraw-Hill Book Company, New York. 1968.
5. Biswas D. *Blood Flow Models: A Comparative Study*. Mittal Publications, New Delhi. 2000.



6. Guyton AC, Hall, J.E. Textbook of Medical Physiology. Elsevier. 2006.
7. Ling SC, Atabek HB. A nonlinear analysis of pulsatile flow in arteries. *J. Fluid Mech.* 1972; 55(3):493-511.
8. Korakianitis T, Shi Y. Numerical simulation of cardiovascular dynamics with healthy and diseased heart valves. *J. Biomech.* 2006;39 :1964-1982.
9. Ku DN. Blood flow in arteries. *Annu. Rev. Fluid Mech* 1997; 29.
10. Stein PD, Sabbah HN. Turbulent blood flow in the ascending aorta of humans with normal and diseased aortic valves. *Circ. Res* 1976;39(1):58-65.
11. Chandran KB, Rittgers SE, Yoganathan AP, 2012. *Biofluidmechanics: The human circulation*. 2<sup>nd</sup> edition, CRC Press.
12. "Blood Vessels – Heart and Blood Vessel Disorders – Merck Manuals Consumer Version". Merck Manuals Consumer Version. Archived from the original on 24 April 2015. Retrieved 2016-12-22.
13. "Heart & Blood Vessels: Blood Flow". Cleveland Clinic.
14. Shadwick RE (décembre 1999). "Conception mécanique dans les artères". *J. Exp. Biol.* 202 (Pt 23): 3305-13. PMID 10562513.
15. Ostadfar, Ali (2016). *Biofluidmechanics : principles and applications*. Academic Press, Elsevier Science. p. 68. ISBN 978-0-12-802408-9.
16. Maton, Anthea; Jean Hopkins; Charles William McLaughlin; Susan Johnson; Maryanna Quon Warner; David LaHart; Jill D. Wright (1993). *Human Biology and Health*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice Hall. ISBN 0-13-981176-1.
17. Maton, Anthea; Jean Hopkins; Charles William McLaughlin; Susan Johnson; Maryanna Quon Warner; David LaHart; Jill D. Wright (1993). *Human Biology and Health*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice Hall. ISBN 978-0-13-981176-0
18. Woods, Susan (2010). *Cardiac Nursing*. New York: Lippincott's. p. 955. ISBN 9780781792806.
19. *Multiphase Flow and Fluidization*, Gidaspo et al., Academic Press, 1992.
20. "Blood Vessel Diseases – Mercy Health System". [www.mercyhealth.org](http://www.mercyhealth.org).
21. Hirsch, Alan T.; Haskal, Ziv J.; Hertzner, Norman R.; Bakal, Curtis W.; Creager, Mark A.; Halperin, Jonathan L.; Hiratzka, Loren F.; Murphy, William R.C.; Olin, Jeffrey W.; Puschett, Jules B.; Rosenfield, Kenneth A.; Sacks, David; Stanley, James C.; Taylor, Lloyd M.; White, Christopher J.; White, John; White, Rodney A.; Antman, Elliott M.; Smith, Sidney C.; Adams, Cynthia D.; Anderson, Jeffrey L.; Faxon, David P.; Fuster, Valentin; Gibbons, Raymond J.; Halperin, Jonathan L.; Hiratzka, Loren F.; Hunt, Sharon A.; Jacobs, Alice K.; Nishimura, Rick; et al. (2006). "ACC/AHA 2005 Guidelines for the Management of Patients With Peripheral Arterial Disease (Lower Extremity, Renal, Mesenteric, and Abdominal Aortic): A Collaborative Report from the American Association for Vascular Surgery/Society for Vascular Surgery,\* Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society for Vascular Medicine and Biology, Society of Interventional Radiology, and the ACC/AHA Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to Develop Guidelines for the Management of Patients With Peripheral Arterial Disease)". *Journal of the American College of Cardiology*. **47** (6): e1–e192. doi:10.1016/j.jacc.2006.02.024. Retrieved 2016-02-02.
22. "Erythromelalgia". *nhs.uk*. 2017-10-18. Retrieved 2019-01-04.

23. ["Peripheral Arterial Disease: MedlinePlus"](#). *www.nlm.nih.gov*. Retrieved 2015-06-23.
24. ["Renal Artery Stenosis"](#). *www.niddk.nih.gov*. Retrieved 2015-06-23.
25. "Thromboangiitis obliterans: MedlinePlus Medical Encyclopedia". *www.nlm.nih.gov*. Retrieved 2015-06-23.
26. "Raynaud's Disease: MedlinePlus". *www.nlm.nih.gov*. Retrieved 2015-06-23.
27. "Disseminated intravascular coagulation (DIC): MedlinePlus Medical Encyclopedia". *www.nlm.nih.gov*. Retrieved 2015-06-25.
28. Ayoub, Y.; Serhal, S.; Farhat, B.; Ali, A.; Amatoury, J.; Nasser, H.; Ali, M. Diagnostic Superficial Vein Scanner. In Proceedings of the 2018 International Conference on Computer and Applications (ICCA), Beirut, Lebanon, 25–26 August 2018.
29. Carlsen, R.; Zyhier, S.; Sirinterlikci, A. Project-based Learning: Engaging Biomedical Engineering Sophomores Through a Collaborative Vein-finder Device Project with Nursing. In Proceedings of the 2018 ASEE Annual Conference Exposition, Salt Lake City, UT, USA, 23 June 2018.
30. Chandra, F.; Wahyudianto, A.; Yasin, M. Design of vein finder with multi tuning wavelength using RGB. *Led J. Phys. Conf. Ser. Conf. Ser.* **2017**, 853, 012019.
31. Fernández, R.; Armada, M. Multisensory System for the Detection and Localization of Peripheral Subcutaneous Veins. *Sens. (Basel)* **2017**, 17, 897.
32. Kim, D.; Kim, Y.; Yoon, S.; Lee, D. Preliminary Study for Designing a Novel Vein-Visualizing Device. *Sensors* **2017**, 17, 304.
33. Anupongongarch, P.; Khaosomboon, K.; Keawgun, T. Design and Construction of Median Cubital Vein Transillumination Device by Using LED. In Proceedings of the 2015 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2015), Pattaya, Thailand, 25–27 November 2015.
34. Kimori, K.; Sugama, J.; Nakatani, T.; Nakayama, K.; Miyati, T.; Sanada, H. An observational study comparing the prototype device with the existing device for the effective visualization of invisible veins in elderly patients in Japan. *Sage Open Med.* **2015**, 3, 2050312115615365.
35. Dhakshayani, M.; Yacin, S. Economically Affordable and Clinically Reliable Vein Finder. In Proceedings of the 30th Indian Engineering Congress, the 21st Century Engineering: The Make in India Pathway, Guwahati, India, 17–20 December 2015.
36. Meng, G.; Shahzad, A.; Saad, N.; Malik, A.; Meriaudeau, F. Prototype Design for Wearable Veins Localization System Using Near Infrared Imaging Technique. In Proceedings of the IEEE Xplore 11th International Colloquium on Signal Processing its Applications (CSPA2015), Kuala Lumpur, Malaysia, 6–8 March 2015.
37. Marathe, M.; Bhatt, N.; Sundararajan, R. A Novel Wireless Vein Finder. In Proceedings of the International Conference on Circuits, Communication, Control and Computing (I4C 2014) MSRIT, Bangalore, India, 21–22 November 2014.
38. Juric, S.; Flis, V.; Debevc, M.; Holzinger, A.; Zalik, B. Towards a Low-Cost Mobile Subcutaneous Vein Detection Solution Using Near-Infrared Spectroscopy. *Hindawi Publ. Corp. Sci. World J.* **2014**, 2014, 15.
39. Shahzad, A.; Saad, N.M.; Walter, N.; Malik, S.A.; Meriaudeau, F. Hyperspectral venous image quality assessment for optimum illumination range selection based on skin tone characteristics. *Biomed. Eng.*

*Line* **2014**, *13*, 109.

40. Chen, A.; Nikitzzuk, K.; Nikitzzuk, J.; Maguire, T.; Yarmush, M. Portable robot for autonomous venipuncture using 3D near infrared image guidance. *Technol. (Singap World Sci)* **2013**, *1*, 72–87.
41. Dai, X.; Zhoua, Y.; Hub, X.; Liua, M.; Zhua, X.; Wua, Z. A Fast Vein Display Device Based on the Camera-projector System. In Proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques (IST), Beijing, China, 22–23 October 2013.
42. Lee, S.; Park, S.; Lee, D. A Phantom Study on the Propagation of NIR Rays under the Skin for Designing a Novel Vein-Visualizing Device. In Proceedings of the 13th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS 2013), Gwangju, South Korea, 20–23 October 2013.
43. Wang, F.; Behrooz, A.; Morris, M.; Adibia, A. High-contrast subcutaneous vein detection and localization using multispectral imaging. *J. Biomed. Opt.* **2013**, *18*, 050504–1.
44. Jin, Y.; Jing, Z.; Cui-ying, H. Near-Infrared Imaging Approach for in vivo Detecting the Distribution of Human Blood Vessels. In Proceedings of the 2012 International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology, Macao, China, 28–30 May 2012.
45. Chakravorty, T.; Sonawane, D.; Sharma, S.; Patil, T. Low-Cost Subcutaneous Vein Detection System using ARM9 based Single Board Computer. In Proceedings of the 2011 3rd International Conference on Electronics Computer Technology, Kanyakumari, India, 8–10 April 2011.
46. Cuper, N.; Verdaasdonk, R.; de Roode, R.; de Vooght, K.; Viergever, M.; Kalkman, C.; de Graaff, J. Visualizing Veins with Near- Infrared Light to Facilitate Blood Withdrawal in Children. *Clin. Pediatrics***2011**, *50*, 508–512.
47. Nundy, K.; Sanyal, S. A Low Cost Vein Detection System using Integrable Mobile Camera Devices. In Proceedings of the 2010 Annual IEEE India Conference (INDICON), Kolkata, India, 17–19 December 2010.
48. Crisan, S.; Tarnovan, I.; Crisan, T. Vein Pattern Recognition. Image Enhancement and feature Extraction Algorithms. In Proceedings of the 15th IMEKO TC4 Symposium on Novelties in Electrical Measurements and Instrumentation, Iasi, Romania, 19–21 September 2007.
49. Koerperick, E (2009) High power mid-wave and long-waveinfrared light emittingdiodes: devicegrowth and applications. PhD (Doctor of Philosophy) thesis, University of Iowa
50. II-Young, S., Yazici, B., 2006. Near Infraredimaging and spectroscopy for brainactivity monitoring. *Advances in Sensingwith Security Applications*, Springer Netherlands, Volume 2, pp. 341-372.
51. Miyaké, R.K., et al., 2006. Vein Imaging: A new method of nearinfraredimaging, where a processed image isprojected onto the skin for the enhancement of veintreatment, *Dermatol. Surg.*, Vol. 32, pp. 1031-1038.
52. Reich, G., 2005. Near-infraredspectroscopy and imaging: Basic principles and pharmaceutical applications. *Advanced Drug Delivery Reviews*, N.57, pp. 1109- 1143.
53. Cope, M., Delpy, DT., 1988. System for long-term measurement of cerebral blood and tissue oxygenation on newborn infants by near infrared transillumination. *Med. Biol. Eng. Comput.* Vol. 26(3), pp. 289-294.
54. Coyle, S. et al, 2004. On the suitability of near-infrared (NIR) systems for nextgeneration brainUcomputer interfaces. *Physiol. Meas.*, Vol(25), pp. 815-822.

55. Srinivasan, S. et al., 2003. Interpreting hemoglobin and water concentration, oxygen saturation, and scattering measured in vivo by near-infrared breast tomography, in Proc. Natl. Acad. Sci., Vol. 100(21), pp. 12349-12354.
56. Flegal KM, Carroll MD, Kit BK, Ogden CL. Prevalence of obesity and trends in the distribution of body mass index among US adults, 1999-2010. JAMA. 2012;307:491–7.