

NABILA BOUZIDA

**Extraction de la Signature Veineuse dans le Moyen
(MWIR) et le Proche Infrarouge (NIR)
Analyse de la thermorégulation du corps**

Mémoire présenté
à la Faculté des études supérieures de l'Université Laval
dans le cadre du programme de maîtrise en génie électrique
pour l'obtention du grade de maître ès sciences (M.Sc.)

Faculté des sciences et de génie
UNIVERSITÉ LAVAL
QUÉBEC

2009

©Nabila Bouzida, 2009

Résumé

Ce projet effectué dans le cadre d'une maîtrise émerge suite à la demande croissante d'applications de l'infrarouge dans le domaine de la vision utilisée pour des recherches en bio-ingénierie. Il a pour objectif principal l'extraction de la signature veineuse de la main. Deux bandes spectrales infrarouges sont investiguées : la bande thermique du moyen infrarouge (MWIR, Mid-Wave InfraRed) et la bande du proche infrarouge (NIR, Near InfraRed).

Dans la bande thermique, deux recherches sont menées. Tout d'abord, il est question d'étudier la biométrie des veines sur le dos de la main, où l'on extrait la signature veineuse après l'acquisition d'images thermiques. Nous avons opté de travailler sur cette partie de la main et non pas sur la paume car les veines superficielles sont plus visibles dans cette zone lorsqu'on travaille dans l'infrarouge moyen. Les veines de la paume sont, en effet, plus profondes pour être visualisées dans cette zone spectrale. Par la suite, des outils de traitements d'images sont appliqués afin de distinguer les courbes veineuses du tissu. Toujours dans cette première partie, une étude est réalisée sur le comportement thermophysologique du corps humain en réaction à des stimulations.

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 deux modes d'acquisition. Le premier est le mode par réflexion de lumière afin d'extraire la signature du dos de la main. Le second, est le mode par transmission pour extraire le réseau veineux digital. 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. 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'oeil 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.

Abstract

This research emerges in the context of the increasing demand of Infrared applications in the field of bio-engineering vision. The work aims to extract the hand vein signature. Two principal infrared spectral bands are investigated : the Middle-Wave Infrared band (MWIR) also called the thermal band, and the Near Infrared band (NIR). Two studies are conducted in the thermal zone. First, using the MWIR band, the vein signature is extracted after the acquisition of thermal images. We have chosen to work on this part of the hand and not on the palm because the superficial veins are more visible in this zone when one works in the MWIR. Indeed, the veins of the palm are deeper to be visualized in this spectral zone. After acquiring the images, chosen image processing tools are applied to distinguish the venous curves from the tissue. In addition, a study is carried out on the thermophysiological behavior of the human body in reaction to two predefined stimulations.

Second, using the NIR band, a significant property of how some blood components react to optical stimulation is explored. The practical purpose is to highlight the venous structure of the hand using two acquisition modes. The first mode, light reflection, aims to extract the signature from the dorsal hand. The second mode of light transmission aims to extract the finger venous network. Once again, in this part we extract the venous signature on the back of the hand and not on the palm for two reasons. The first one is to be consistent with our objective to obtain results in the two spectral zones on the same body area, namely, the back of the hand. The second reason is that the acquisition system in the NIR spectral bande must be improved in order to visualize in an exhaustive way the thin and deep veins on the hand palm.

Thanks to the method that we developed, one can detect internal structures of the body that are invisible to the naked eye. Among the medical applications of this study are vein localization during blood perfusions and the diagnosis and prevention of diseases at an early stage such as the primitive varicose veins, blood clots, etc. It would also be possible to build a database containing the vein signatures of several people that could be used for identification purposes.

Moreover, this work provides to the reader an extensive bibliography in the field of infrared vision applied to the noninvasive visualization inside the human body.

Remerciements

Bien qu'étant un effort et une persévérance personnels, un travail de recherche ne peut parvenir à un résultat satisfaisant sans avoir bénéficié d'aucune assistance.

Ma reconnaissance va en premier lieu à mes directeurs de recherche, Monsieur Xavier Maldague et Monsieur Hakim Bendada, Professeurs au Département de génie électrique de l'Université Laval, pour avoir accepté de diriger ce travail de maîtrise. Je remercie le Professeur Maldague pour son chaleureux accueil au LVSN et au sein de la chaire MiViM (Canada Research Chair on Multipolar Infrared Vision). Sa confiance à l'égard du sujet de recherche que j'ai proposé, ses suggestions scientifiques lors des différentes réunions de MiViM et tout au long de cette maîtrise m'ont aidé à articuler d'une manière rigoureuse ma recherche.

Ma reconnaissance va envers le Professeur Bendada, pour sa grande sympathie et pour m'avoir fait confiance en m'assignant la tâche d'auxiliaire à l'enseignement de son cours *Circuits électriques* ainsi que pour m'avoir accordé son soutien financier. Sa disponibilité quasi quotidienne lors de nos séances de *brainstorming* a constitué une étape capitale dans le bon déroulement de cette recherche. Son soutien indéfectible et son enthousiasme constant pour le domaine de l'ingénierie biomédicale m'ont encouragé à poursuivre sur cette voie dans ma carrière future.

Je tiens à exprimer mes remerciements aux membres du jury qui ont accepté d'évaluer mon travail de maîtrise. Leurs remarques et suggestions lors de la lecture de mon manuscrit me permettront d'apporter des améliorations à la qualité de ce dernier. Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont contribué au bon déroulement de ce travail de maîtrise et qui ont su me soutenir pendant ces deux (2) années passées au Laboratoire de Vision et Systèmes Numériques (LVSN). Je dois m'excuser par avance pour les quelques personnes que j'aurais pu oublier de remercier par inadvertance. La disponibilité constante d'Annette Schwerdtfeger, Coordinatrice de recherche, Denis Ouellet, Sylvain Comtois et François Lemay, Professionnels de recherche au Laboratoire LVSN, est grandement appréciée. Je finis par adresser mes remerciements à mes collègues :

Mirela, Jean-Marc, Matthieu, Clemente, Pierre-Luc, Yoakim, Frédérique et Florent.

Dédicaces

*À ma chère mère.
À la mémoire de mon cher père,
À mes frères et soeurs,
et à Ryan.*

Table des matières

Résumé	ii
Abstract	iv
Remerciements	vi
Dédicaces	viii
Table des matières	ix
Table des figures	xii
I Mise en contexte	1
1 Introduction	3
1.1 Définition du problème	4
1.2 Objectifs et Motivations	5
1.2.1 Objectif principal : La signature veineuse	5
1.2.2 Second objectif : Analyse thermophysique	6
1.3 Défis	7
1.4 Applications	7
1.5 Approche : Imagerie Infrarouge	8
1.5.1 Principe de base dans le moyen infrarouge (MWIR)	8
1.5.2 Principe de base dans le Proche Infrarouge (NIR)	11
1.6 Organisation du mémoire	13
II Exploration de l’Infrarouge Moyen (MWIR)	14
2 Visualisation et extraction dans le MWIR	15
2.1 Circulation sanguine et tension artérielle	16
2.2 La thermographie infrarouge appliquée au corps humain	17
2.2.1 Approche passive	18

2.2.2	Approche active	18
2.2.3	Description du système expérimental	19
2.3	Acquisition d'images thermiques	22
2.3.1	Les profils des ondes thermiques	23
2.3.2	Stimulation par une pression sinusoïdale	24
2.3.3	Stimulation par une pression en dents-de-scie	25
2.4	Pré-traitement des images	27
2.4.1	Pré-traitement par la Transformée de Fourier Rapide(FFT)	27
2.4.2	Pré-traitement par la PCT	29
2.4.3	Lissage des images et rehaussement du contraste par la diffusion anisotropique	33
2.5	Extraction de la signature veineuse par opérations morphologiques	37
2.6	Conclusion	44
3	Thermorégulation du corps dans le MWIR	46
3.1	Introduction au système thermorégulateur du corps humain	47
3.2	Stimulations utilisées dans les deux expériences	51
3.3	Observation de la thermorégulation par modulation du flux sanguin	52
3.3.1	Résultats et analyse temporelle des profils thermiques sur les points des veines	53
3.4	Observation de la thermorégulation après une stimulation au froid	57
3.4.1	Résultats et analyse temporelle des profils thermiques sur les points des veines	58
3.5	Conclusion	61
III	Exploration du Proche Infrarouge (NIR)	63
4	Visualisation et extraction dans le NIR	64
4.1	Introduction	65
4.2	Différentes applications utilisant la lumière du NIR	67
4.2.1	Applications dans le domaine médical	67
4.2.2	Applications en identification et sécurité	69
4.2.3	Autres domaines d'applications	69
4.3	Description du système d'acquisition	69
4.4	Différents modes d'acquisition	72
4.4.1	Mode par réflexion de lumière	72
4.4.2	Mode par transmission de lumière	73
4.5	Traitement des images	75
4.5.1	Normalisation de la lumière dans l'image	75
4.5.2	Lissage des images par la diffusion anisotropique	76

4.5.3 Opérations morphologiques	77
4.6 Résultats d'extraction de la signature veineuse	77
4.6.1 Réseau veineux du dos de la main	77
4.6.2 Réseau veineux du poignet et des doigts	78
4.7 Conclusion	80
IV Conclusion générale et perspectives	82
4.8 Perspectives et Travaux Futurs	85
A Implémentation sous l'Environnement <i>MatLab</i>	87
A.1 Extraction des veines après lissage des images dans le MWIR et le NIR	87
A.1.1 Normalisation des images du NIR	89
A.1.2 Calibration des images MWIR grâce à un étalonnage par corps noir et extraction des profils thermiques dans le temps	89
A.1.3 Fréquence FPS	90
A.1.4 Traitement par la PCT	91
B Matériel utilisé	93
B.1 Système d'acquisition dans l'infrarouge moyen (MWIR)	93
B.2 Système d'acquisition dans le proche infrarouge (NIR)	94
C Boite de commande du tensiomètre	95
D La peau	96
D.1 Les 3 couches principales constituant la peau	96
D.2 Les propriétés thermiques et électriques des différentes couches de la peau	97
E Communications scientifiques réalisées dans le cadre de cette maîtrise	98
Bibliographie	99

Table des figures

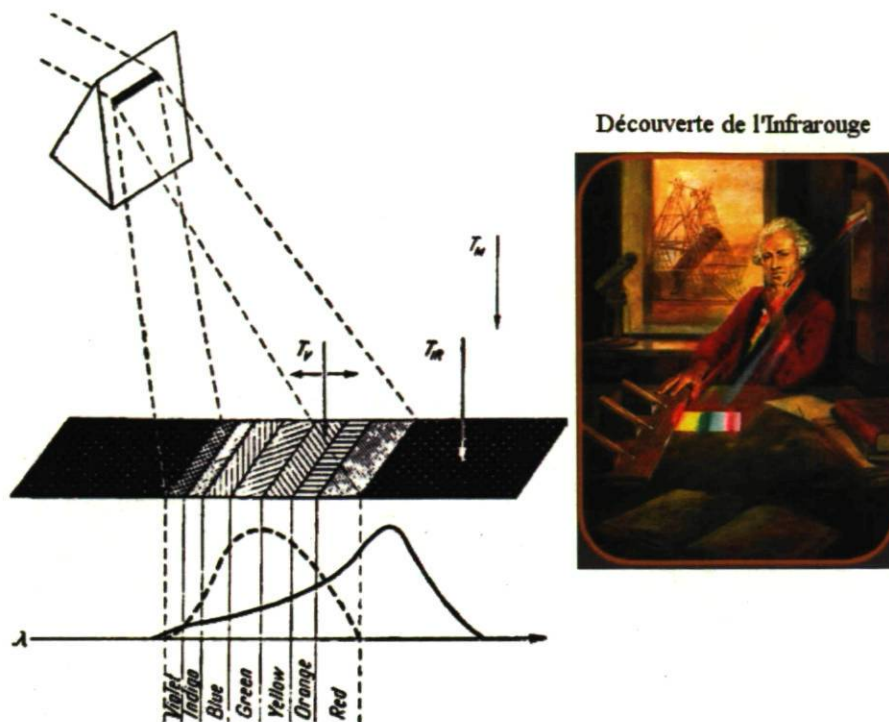
1.1 Réseaux veineux du bras et de la main	5
1.2 Revenus annuels en <i>M\$US</i> de l'Industrie Biométrique	6
1.3 Le spectre électromagnétique. Source [37].	8
1.4 Spectres de rayonnement de Planck pour différentes températures	9
2.1 Le sphygmographe, développé par J-É. Marey pour l'inscription directe du tracé du pouls	16
2.2 Photographies et thermogrammes d'individus de races différentes	17
2.3 Schéma de la thermographie Lock-in	19
2.4 Montage expérimental	20
2.5 Photographie du montage expérimental	20
2.6 Tensiomètre modifié avec l'intégration d'une boîte de commande de pression.	21
2.7 Boîte de commande de pression conçue pour la thermographie modulée	21
2.8 Image visible vs. Image infrarouge thermique	23
2.9 Pression d'ondes périodiques sinusoïdales appliquée sur le brassard.	25
2.10 Profils thermiques temporels observés sur 2 pixels de la séquence des images thermiques	25
2.11 Pression d'ondes périodiques en dents-de-scie appliquée sur le brassard.	26
2.12 Profils thermiques temporels observés sur 2 pixels de la séquence des images thermiques	26
2.13 Ampligramme et profils correspondants dans le spectre de fréquences	28
2.14 Image de phase vs. Image d'amplitude, prises sur la main durant la modulation	28
2.15 Image visible vs. Image d'amplitude	29
2.16 Images thermiques centrées par soustraction de la moyenne	31
2.17 Projection des images sur le nouvel espace des vecteurs propres.	32
2.18 Représentation de l'image centrée #1 dans le nouvel espace	33
2.19 Les deux fonctions de la diffusion anisotropique	35
2.20 Les fonctions de flux tracées en fonction du gradient de l'intensité	36
2.21 Résultat de lissage par la diffusion anisotropique	37
2.22 Opération de dilation	38

2.23	Résultats de dilatation et d'érosion d'une image	39
2.24	Représentation de la transformation Top-Hat	40
2.25	Résultats des transformations Top-Hat et Bottom-Hat	41
2.26	Les premières étapes de l'algorithme d'extraction	42
2.27	Les dernières étapes de l'algorithme d'extraction	43
2.28	Autres résultats d'extraction de la signature veineuse dans le moyen infrarouge	43
3.1	Paramètres et processus déterminant la température de la peau	47
3.2	Effet de la température ambiante sur le volume des vaisseaux sanguins superficiels	51
3.3	Profils temporels thermiques sur des pixels de la veine	53
3.4	Distribution de température sur l'image de la main non stimulée et profils thermiques	54
3.5	Spectre de fréquences du profil thermique de la veine	56
3.6	Spectre de fréquences de référence (sans modulation) du profil thermique de la veine	57
3.7	Setup expérimentale de l'expérience de la stimulation froide	58
3.8	Images thermiques avant et après la stimulation au froid sur un individu #1	59
3.9	Images thermiques avant et après la stimulation au froid sur un individu #2	59
3.10	Les profils thermiques de 4 pixels de la veine sur les deux mains de l'individu #1	60
3.11	Les profils thermiques de 2 pixels de la veine sur les deux mains de l'individu #2	60
4.1	Courbes des coefficients d'absorption dans le sang vs. longueurs d'onde	65
4.2	Comparaison de la visualisation des veines sur 2 mains de couleurs de peau différentes dans 2 spectres (visible et proche infrarouge)	66
4.3	Schéma de quelques applications du NIR. Tracé avec MindManager™ en se basant sur un tableau dans [8].	68
4.4	Réponse spectrale de la caméra Phoenix PC-1280.	70
4.5	Système d'acquisition pour la visualisation des veines dans le proche infrarouge	71
4.6	Illuminateur infrarouge Flashlight de 850 nm	71
4.7	Les modes d'acquisition dans le proche infrarouge	72
4.8	Visualisation des veines sur le dos de la main par réflexion	73
4.9	Visualisation des veines sur le poignet de la main par réflexion	73
4.10	Visualisation des veines sur les doigts par transmission	74

4.11 Exemple de visualisation d'anomalie dans la circulation sanguine dans le proche infrarouge	74
4.12 Normalisation de l'illumination dans l'image	76
4.13 Résultat de lissage par la méthode de diffusion anisotropique sur l'image normalisée	77
4.14 Extraction de la signature veineuse sur le dos de la main dans le proche infrarouge	78
4.15 Extraction de la signature veineuse sur le poignet de la main dans le proche infrarouge	78
4.16 Résultat d'extraction du réseau veineux digital	79
4.17 Résultat d'extraction du réseau veineux digital	79
C.1 Schéma Bloc du tensiomètre modifié	95
D.1 Coupe de la peau du corps humain	96
D.2 Les propriétés thermiques de la peau	97

Première partie

Mise en contexte



Un portrait de **Sir William Herschel** (1738-1822), (Source : NASA/IPAC) et une illustration de son expérience sur le spectre infrarouge. Cette expérience a démontré l'existence de l'énergie Infrarouge. La lumière du soleil est diffractée pour former un arc-en-ciel sur une table, sur laquelle des thermomètres sont placés. Ces thermomètres sont positionnés de sorte que l'un d'eux est sujet à une bande de rayonnement tandis que les deux autres surveillent la température de référence (background). La ligne en pointillé indique la sensibilité relative de l'oeil humain. La ligne continue, quant à elle, indique l'émission du rayonnement thermique en fonction de la longueur d'onde [16].

Chapitre 1

Introduction

La Chaire de Recherche du Canada en Vision Infrarouge Multipolaire (MIVIM) sise au Laboratoire de Vision et Systèmes Numériques de l'Université Laval est reconnue pour son savoir-faire dans le domaine de l'infrarouge, plus précisément dans l'évaluation non destructive des matériaux. Les recherches effectuées au sein de cette équipe sont soutenues par de nombreuses industries et collaborations que ce soit en aérospatial, en industrie du bois, en infrastructure urbaine ou dans l'évaluation de la dégradation des matériaux du Patrimoine Culturel. Avec l'engouement généré pour l'ingénierie médicale, les nanotechnologies et les pratiques intégrant le génie à la médecine et à la surveillance, il est apparu nécessaire d'étendre les principaux axes de recherche et de s'ouvrir à d'autres domaines d'applications.

L'une des études entamées est ce travail de maîtrise qui implique une recherche évaluative et quantitative de la capacité de la vision infrarouge à mettre en évidence la structure de l'empreinte veineuse de la main. Ceci est réalisé en effectuant des expériences dans deux bandes spectrales différentes, à savoir la bande de l'Infrarouge Moyen (MWIR pour Mid-Wave InfraRed) et la bande de l'Infrarouge Proche (NIR pour Near InfraRed).

Le domaine de la technologie biomédicale a évolué grâce à l'intervention des médecins et des ingénieurs qui ont combiné leurs compétences pour développer de nouvelles méthodes d'analyse. Les récents développements dans les domaines de la biologie moléculaire, des biomatériaux et du traitement des images ont fourni aux cliniciens de nouvelles techniques et de nouveaux outils 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.

En outre, 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 médicale avec celles obtenues au sein du Laboratoire LVSN, en particulier dans le domaine de la vision et du traitement d'images.

1.1 Définition du problème

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. Ajoutons aussi que, par rapport aux recherches actuelles, cette étude ne se restreint pas à une analyse dans une seule région du spectre infrarouge, mais elle se réalise en exploitant deux régions principales de ce spectre (le MWIR et le NIR).

Si nous arrivons à faire une évaluation et un traitement adéquats des images prises dans le domaine de l'infrarouge thermique ou de l'infrarouge proche, nous pourrions obtenir des informations pertinentes sur le corps humain. La température de la peau ainsi que ses caractéristiques physiologiques en présence de certaines ondes peuvent nous fournir des données sur la régulation thermique des tissus humains et sur la cartographie veineuse spécifique à chaque individu.

Le travail se situe donc dans l'analyse des images obtenues dans les deux bandes spectrales en effectuant des expériences appropriées à chacune des régions. L'extraction exhaustive d'un maximum d'information sur ces images peut être utilisée dans diverses applications explorant cette machine si complexe qu'est le *corps humain*.

1.2 Objectifs et Motivations

1.2.1 Objectif principal : La signature veineuse

Comme l'annonce le titre du présent mémoire, l'objectif principal de ce travail est d'extraire l'arborescence veineuse de la main (**Chapitre 2** et **Chapitre 4**). Cette structure veineuse représente une caractéristique intéressante et suffisante dans le processus de reconnaissance d'individus. Ces investigations sont faites dans deux bandes spectrales différentes, précisément, les bandes du moyen ($3 \text{ à } 5 \mu\text{m}$) et du proche infrarouge ($0.78 \text{ à } 2.5 \mu\text{m}$). Parmi les méthodes trouvées dans la littérature qui sont utilisées pour

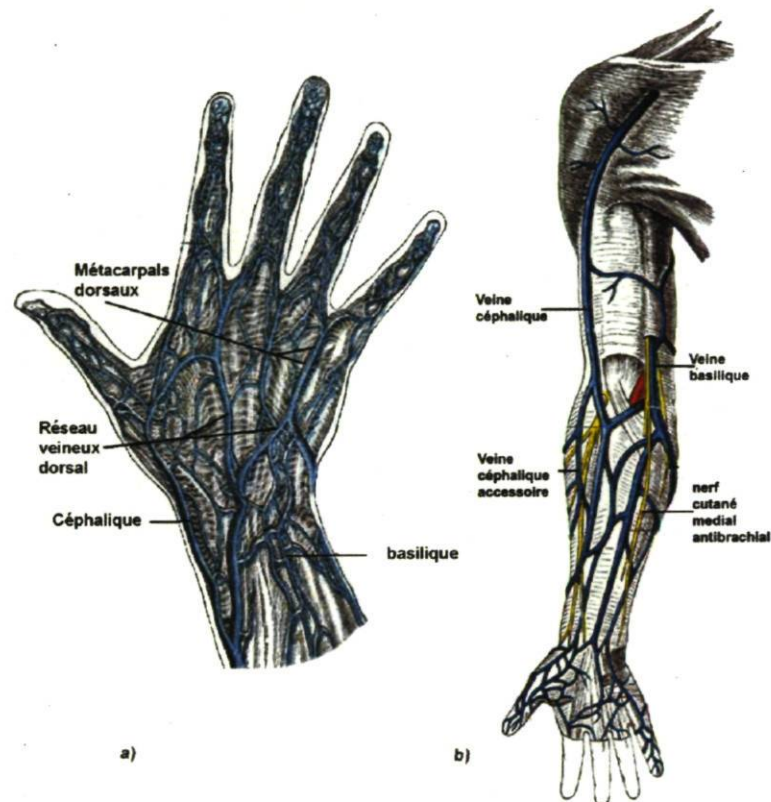


FIGURE 1.1 – a) Réseau veineux de la main et, b) Réseau veineux du bras. Source : [28].

l'identification des individus, celles basées sur l'empreinte digitale, le "scan" de l'iris et les traits du visage sont les premières à être appliquées. Pendant plusieurs décennies, l'empreinte digitale fût la caractéristique clé des systèmes d'identification. Mais récemment, l'authentification exploitant la structure veineuse (**Figure 1.1**) de la main

est devenue le centre d'attention d'un grand nombre d'entreprises, dont la compagnie japonaise Fujitsu [80]. Selon les prédictions faites par *The International Biometrics Group (IBG)*, le marché mondial en biométrie prévoit atteindre 7.4 milliards \$US en 2010 (**Figure 1.2**).

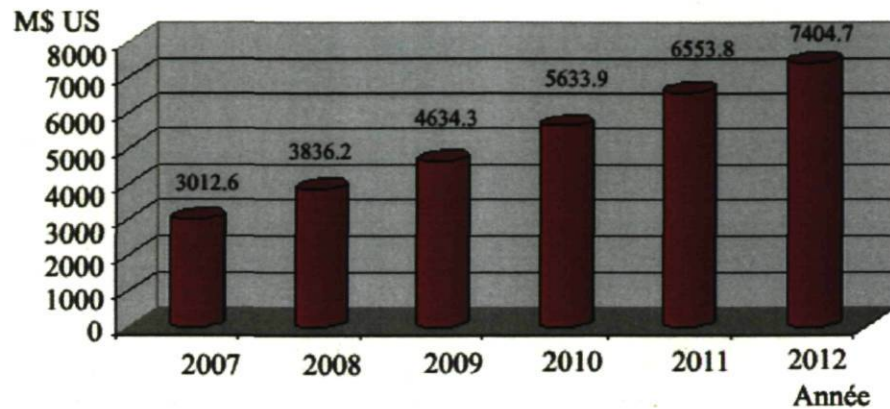


FIGURE 1.2 – Revenus annuels en M\$US de l'Industrie Biométrique. Source : [39].

La forme physique de la signature veineuse de la main (**Figure 1.1**), qu'elle soit prise sur la paume, sur le dos de la main ou sur les doigts, comporte une base importante d'informations capables de constituer un système d'identification de l'individu pour des fins biométriques. Cette caractéristique est d'autant plus intéressante grâce à sa propriété non falsifiable puisque les veines sont sous-cutanées. En effet, la signature veineuse est unique pour chaque main et pour chaque personne. Elle est aussi unique même entre de vrais jumeaux. De plus, la reconnaissance par la signature veineuse n'est pas susceptible d'être affectée par les principales transformations que le corps puisse subir comme le vieillissement, les blessures ou cicatrices, les tatouages, et la coloration de la peau.

1.2.2 Second objectif : Analyse thermophysique

Le second objectif qu'on aimerait souligner dans ce travail est l'observation du système dynamique thermorégulateur du corps humain (**Chapitre 3**). Deux stimulations sont analysées dans la bande du moyen infrarouge en se concentrant sur les effets thermiques qu'elles peuvent provoquer : Stimulation par modulation du flux sanguin (**Chapitre 3, Section 3.3**) et stimulation par exposition au froid (**Chapitre 3, Section 3.4**). Des profils temporels thermiques avec et sans stimulation (de référence) sont choisis sur quelques points de l'arbre veineux afin d'en faire une analyse spectrale. Ces profils thermiques nous fournissent des données essentielles quant au mécanisme de perte ou de gain de chaleur dans le corps.

1.3 Défis

Plusieurs défis ont été relevés tout au long de cette maîtrise. Commençons par affirmer que cette recherche est considérée comme une initiative de travail sur cet axe de bio-ingénierie. En effet, il n'existe pas de travaux antécédents au sein du laboratoire reliés à la biométrie des veines ou à la thermorégulation du corps. Il a fallu constituer en totalité une base bibliographique extensive pour se situer parmi les recherches actuelles dans le champ de la vision infrarouge appliquée au corps humain. De plus, plusieurs travaux ont été effectués sur le traitement des images visibles. Pourtant, peu ont été dédiés au traitement des images thermiques et encore moins dans le domaine de la biométrie des veines. Le défi principal a donc été de pouvoir extraire d'une manière exhaustive et fidèle cette signature veineuse correspondant à chaque main et à chaque personne. Ceci a pu être réalisé avec un choix de paramètres, de moyens et de méthodes tenant compte au mieux à la nature de ces images.

Un autre défi est celui de bien interpréter les dynamiques thermophysiques en faisant une bonne calibration des images prises sur le corps. Il faudrait aussi effectuer une étude rigoureuse sur le comportement physiologique du corps humain afin d'en faire une bonne interprétation et d'en tirer des conclusions judicieuses.

Finalement, il faut ajouter qu'il est important de définir les méthodes, les paramètres et les moyens les plus appropriés dans chacune des deux bandes spectrales, soit pour l'étude biométrique, soit pour l'étude thermophysique.

1.4 Applications

Plusieurs applications peuvent découler de ce travail. La première application qui consiste dans l'identification des personnes, peut être utilisée dans les appareils d'interaction homme-machine exploitant l'empreinte veineuse dans l'infrarouge (**Chapitres 2 et 4**). La prévention des maladies telles que les varices primitives et les caillots sanguins, à un stade anticipé, peut être aussi réalisé par la visualisation de cette signature veineuse. Le domaine de l'aide au diagnostic médical est une bonne cible pour la technique d'analyse du système thermorégulateur par l'imagerie infrarouge (**Chapitre 3**).

1.5 Approche : Imagerie Infrarouge

Dans le spectre électromagnétique, la lumière visible occupe la zone située entre environ 400 et 700 nm . Les longueurs d'onde qui se trouvent un peu plus loin que 780 nm sont désignées par le terme Infrarouge (au-delà du rouge). Ainsi, la lumière infrarouge couvre la partie des ondes électromagnétiques qui se trouvent entre le rayonnement visible et les courtes micro-ondes (approximativement 1000 μm). La **Figure 1.3** illustre les différentes bandes constituant le spectre électromagnétique et le **Tableau 1.1** récapitule la subdivision du spectre infrarouge en trois (3) parties principales. Précisons que les limites spécifiques et la nomenclature trouvées dans la littérature varient selon les auteurs.

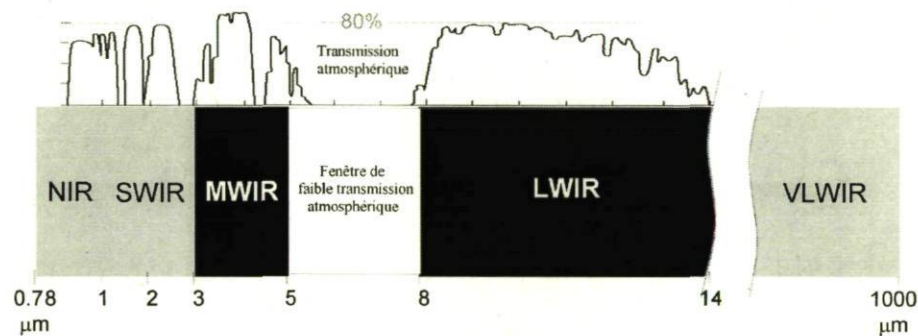


FIGURE 1.3 – Le spectre électromagnétique. Source [37].

Désignation	Abréviation	Limites (μ mètres)
Infrarouge Proche	NIR	0.78 à \approx 3
Infrarouge Moyen	MWIR	\approx 3 à 5
Infrarouge Lointain	FIR	8 à 1000

TABLE 1.1 – Subdivision du spectre infrarouge.

1.5.1 Principe de base dans le moyen infrarouge (MWIR)

Tout objet émet un rayonnement thermique lié à sa température absolue. Autrement dit, l'infrarouge est émis par tous les objets aux températures au-delà du zéro absolu, et cette quantité de rayonnement augmente avec la température. L'énergie émise par une surface à une température donnée est appelée *rayonnement thermique*. En 1900,

Max Planck a trouvé une expression mathématique décrivant la distribution spectrale de l'émittance du rayonnement provenant d'un corps noir à température T en fonction de la longueur d'onde λ . L'émittance est la puissance de rayonnement émise par unité de surface et de longueur d'onde. Quant au corps noir, c'est un objet servant comme référence ayant une émissivité $\epsilon = 1$. Il est défini en théorie comme un radiateur idéal car il absorbe et émet parfaitement le rayonnement. Par conséquent, il ne transmet pas et ne réfléchit pas. L'émissivité est une constante s'étendant entre 0 (pour un objet transparent ou miroir parfait) et 1 (pour un absorbant parfait). Elle dépend de la température de surface de l'objet et spécifie à quel point cet objet rayonne de l'énergie par rapport à un corps noir.

L'équation suivante (Eq.1.1) est connue aujourd'hui sous le nom de la loi de Planck [40] :

$$E_{\lambda,b}(\lambda, T) = \frac{C_1}{\lambda^5 [\exp(C_2/\lambda T) - 1]} \quad [W/m^2/\mu m] \quad (1.1)$$

Où $C_1 = 3.742 \times 10^8 \text{ W} \cdot \mu m^4/m^2$ et $C_2 = 1.439 \times 10^4 \mu m K$. Cette loi est tracée dans la **Figure 1.4** pour des températures choisies.

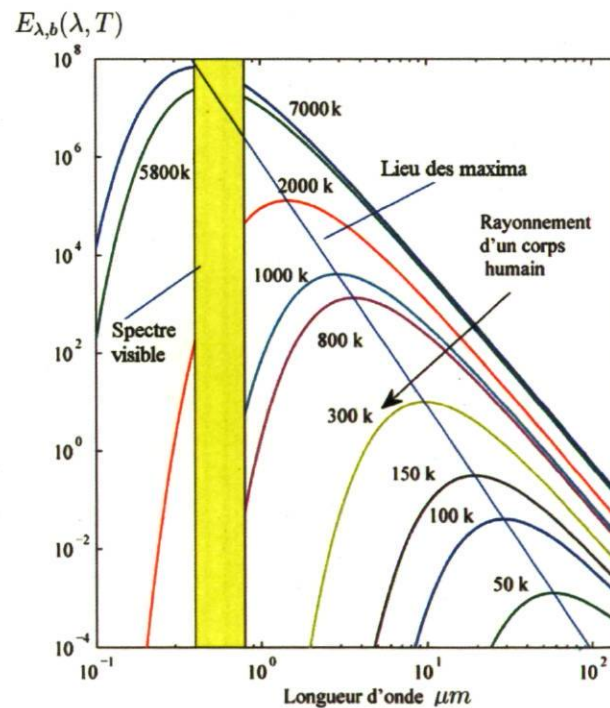


FIGURE 1.4 – Spectres de rayonnement de Planck pour différentes températures, en représentation log-log. Noter le rayonnement thermique du corps humain correspondant à $300^\circ K$. Figure tracée avec le script *MatLab Planck.m* [50].

On voit dans cette figure que pour la majorité des températures le spectre d'émission présente un maximum dans la zone infrarouge. Ceci explique l'association commune infrarouge-chaueur. On remarque aussi que si l'on travaille avec une caméra à une longueur d'onde donnée l'émittance augmente avec la température : le signal de sortie sera donc une fonction croissante de la température du corps *noir*. Il faut aussi considérer la sensibilité du détecteur infrarouge dans les longueurs d'ondes prises en compte. De plus, ces courbes montrent que pour des applications sur le corps humain, on a intérêt à travailler dans des longueurs d'onde plus courtes ($3 - 5 \mu m$, voire moins) lorsque la température augmente afin d'améliorer la sensibilité de la caméra [22].

Le rayonnement infrarouge émis par le corps humain se situe principalement entre 5 et $50 \mu m$ et son maximum est atteint entre 9 et $10 \mu m$ (**Figure 1.4**). Ce maximum correspond à environ $300^\circ K$ selon la loi de Planck sur le rayonnement d'un corps noir. Ainsi, le rayonnement est une forme de perte de chaleur par les rayons infrarouges impliquant le transfert de chaleur à partir d'un objet à un autre sans aucun contact physique. Contrairement au transfert de chaleur produit par conduction ou par convection qui requiert la présence d'un élément intermédiaire.

L'énergie du rayonnement est transportée par les ondes électromagnétiques, autrement dit, par les photons. L'émittance totale émise par un radiateur parfait, par seconde et par unité de surface, est proportionnelle à la puissance quatrième de la *température absolue* $T(K)$ de la surface [40]. C'est la loi de Stefan-Boltzmann (Eq.1.2) pour un corps noir :

$$E_b(T) = \sigma T^4 \quad [W/m^2] \quad (1.2)$$

Où $\sigma = 5.6703 \times 10^{-8} (W/m^2 K^4)$ la constante de *Stefan-Boltzmann* et $T(K)$ la température absolue du radiateur. L'émissivité de la peau est un facteur très important pour la détermination de sa température réelle.

L'émissivité de la peau d'un corps humain est d'environ ($\epsilon = 0.99$) sous des angles normaux ([35], [74]). Steketee [74] a confirmé qu'il n'y a aucune différence d'émissivité entre des peaux blanche, noire et brûlée, qu'elle soit mesurée *in vivo* ou *in vitro* [42]. Cette émissivité est plus ou moins constante à cette valeur entre les longueurs d'onde de 2 à $14 \mu m$ (voir le **Tableau 1.2**). Ceci prouve que le corps humain se comporte comme un corps noir de laboratoire dans cette région. Nous pouvons aussi rajouter que, toujours dans le cas du corps humain, le rayonnement thermique provient originellement de la surface de l'épiderme à cause de son coefficient d'absorption élevé dans les longueurs d'onde de 2.56 à $5 \mu m$ (MWIR).

Si par exemple nous voulons évaluer le rayonnement thermique émis par un corps humain de surface A égale à $1.8 m^2$ et de température surfacique T_s ($34^\circ C = 307K$),

Tissue	Wavelength (μm)	Emissivity
Black skin	3 - 12	0.98 ± 0.01
White skin	3 - 14	0.97 ± 0.02
Forehead	3 - 14	0.98 ± 0.01
Burnt skin	3 - 14	0.97 ± 0.02

TABLE 1.2 – L'émissivité du corps humain mesurée dans l'infrarouge, d'après Steketee [74].

alors nous obtenons :

$P = A \epsilon \sigma T_s^4 = 1.8 \times 0.99 \times 5.6703 \times 10^{-8} \times 307^4 = 888 \text{ W}$. Ceci, en supposant juste le transfert de chaleur par rayonnement thermique (sans conduction, convection ou transpiration) et en prenant le rayonnement thermique du corps humain entre les longueurs d'ondes de 0 à l'infini.

En se basant sur l'équation Eq.1.2 et en supposant que la personne a une température surfacique T_s et qu'elle émet un rayonnement thermique dans un environnement à température T_{env} (tel que $T_{env} < T_s$), l'énergie émise est définie par l'équation Eq.1.3 suivante :

$$P = \epsilon \sigma A (T_s^4 - T_{env}^4) \quad (1.3)$$

Afin de détecter le rayonnement thermique émis par le corps humain d'une manière efficace et avec une bonne sensibilité, nous avons utilisé une caméra infrarouge opérant dans la bande spectrale de 3 à 5 μm . Une caméra infrarouge est un radiomètre spectral mesurant cette énergie et un calibrage approprié réalisé avec un corps noir de laboratoire nous permet d'obtenir la distribution de température sur la surface d'intérêt [50]. L'imagerie dans l'infrarouge thermique est la technique la plus efficace pour l'étude de la distribution de température sur la peau [67]. Ainsi, elle nous permet de recueillir de l'information qui n'est pas disponible à partir d'images visibles.

1.5.2 Principe de base dans le Proche Infrarouge (NIR)

La recherche qui a été menée durant ce travail de maîtrise exploitait en premier lieu la zone spectrale du moyen infrarouge. Dans le but d'étendre nos connaissances et d'obtenir d'autres résultats d'extraction de la signature veineuse en se concentrant sur d'autres principes, nous avons aussi consacré une partie de ce mémoire de recherche à la bande spectrale proche infrarouge. Cette zone du spectre électromagnétique était la première région à être découverte en 1800 par le physicien Sir William Herschel après la région du visible. Pendant plusieurs décennies, les bandes du rayonnement ultraviolet et visible ont été souvent utilisées pour les techniques bioanalytiques du fait

que les longueurs d'onde de 190 à 650 nm étaient définies comme les longueurs les plus absorbées par les biomolécules [64]. Durant les récentes années, c'est la région située au-delà de 650 nm qui a capturé la curiosité de beaucoup de chercheurs dans le domaine de la bio-ingénierie. Le NIR est défini par *The American Society for Testing and Materials (ASTM)* comme la région spectrale englobant la gamme de longueurs d'onde de 0.78 à 2.5 μm [4] (**Figure 1.3**).

Contrairement à l'étude sur le moyen infrarouge, il s'agit dans cette région spectrale d'une capture des images infrarouges par réflexion et transmission de lumière à travers la peau suite à une stimulation optique avec des illuminateurs de longueurs d'ondes du NIR.

L'utilisation de la lumière NIR pour des applications cliniques a été lancée en 1988 par le travail de Cope et Delpy [14]. Leur recherche a eu un grand impact dans le domaine médical et était dédiée à la mesure de l'oxygénation de 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 [19]. Les principaux absorbants de cette lumière sont l'hémoglobine¹, 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 4**, 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 [73]. Les propriétés d'absorption du tissu humain sont décrites par le coefficient d'absorption μ_a . Ce coefficient est défini comme étant l'inverse de la distance moyenne parcourue par un photon avant d'être absorbé. Dans le NIR, les valeurs typiques de μ_a pour les tissus humains s'étendent entre 0.02 et 0.30 cm^{-1} [71].

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

1. L'hémoglobine est une molécule de protéine dans le sang liée à l'oxygène. Sous sa forme chargée d'oxygène, on l'appelle l'*oxyhémoglobine* et elle est alors d'un rouge éclatant. Sous sa forme déchargée d'oxygène, on l'appelle le *dé-oxyhémoglobine* et elle est d'un bleu pourpre (chargée de gaz carbonique). Ceci explique la couleur rouge lumineuse du sang artériel, dans laquelle l'hémoglobine est saturée de 97% avec l'oxygène. Le sang veineux est plus foncé parce qu'il est saturé de 20-70% seulement. Ceci dépend bien sûr de la quantité d'oxygène utilisée par les tissus. [79]

dans la bande du proche infrarouge ainsi qu'une stimulation optique avec des petites lampes (type Flashlight) de longueurs d'onde 850 et 940 *nm*.

1.6 Organisation du mémoire

Ce mémoire comporte quatre subdivisions, dont deux principales (Parties II et III), une mise en contexte et une conclusion générale. Dans la mise en contexte, nous avons situé rapidement les enjeux de ce travail en passant en revue les définitions sur lesquelles il est fondé. Sont aussi présentés, l'objectif de cette recherche, les défis ainsi que les applications ciblées. Dans les deux parties principales, nous verrons dans un premier temps l'infrarouge moyen ou thermique. Ensuite, une autre zone du spectre infrarouge sera investiguée, à savoir le proche infrarouge ou le NIR.

Plus précisément, dans la **Partie II-Chapitre 2**, nous analyserons l'utilisation d'une approche active de la thermographie infrarouge sans pourtant avoir à appliquer aucune excitation externe (de type Flash, ou lumière). En effet, afin d'extraire la signature veineuse de la main, on s'est servi du système circulatoire du corps humain pour créer un bon contraste de température entre les veines et le tissu environnant. Plusieurs résultats d'extraction seront présentés après avoir effectué des techniques de traitement d'images appropriées. Le second chapitre de cette partie (**Chapitre 3**) est dédié à l'observation de quelques paramètres thermophysiques nécessaires à la bonne régulation de la température corporelle. Les acquisitions se font avec une caméra opérant dans le domaine du moyen infrarouge à haute résolution thermique (NETD = 20 *mK* à 25°C, voir Annexe B).

La Partie III du mémoire intègre le **Chapitre 4** où il sera question d'explorer une autre méthode qui met en évidence la signature veineuse de la main. Pour réaliser cela, nous avons exploité d'une manière non invasive une des propriétés de l'hémoglobine dans le sang. Cette propriété significative est reliée à son absorption de certaines longueurs d'onde du spectre infrarouge. Nous présenterons dans ce chapitre des résultats de visualisation et d'extraction de la signature veineuse dans cette bande spectrale. Les acquisitions se font avec une caméra dont la réponse spectrale est sensible aux longueurs d'onde du NIR.

Dans la conclusion générale, nous présenterons d'une manière synthétique les acquis et difficultés internes de ce travail, pour ensuite ouvrir sur les perspectives que cette recherche engendre.

Deuxième partie

Exploration de l'Infrarouge Moyen (MWIR)

Chapitre 2

Visualisation et extraction de la signature veineuse par modulation du flux sanguin

Ce premier chapitre de la partie II illustre l'application de la thermographie infrarouge à modulation synchrone (lock-in) pour des fins biométriques. On verra comment cette technique est appliquée sans l'utilisation d'aucune excitation lumineuse externe. On s'est plutôt basé sur l'élaboration d'une approche utilisant d'une manière non invasive le système circulatoire du corps humain. Quelques notions sur la circulation sanguine et sur la pression artérielle seront d'abord présentées. Le système expérimental ainsi que le choix de la pression à exercer seront détaillés par la suite. Les méthodes de filtrage et de traitement d'image qui sont utilisées ainsi que plusieurs résultats de visualisation de la signature veineuse obtenus dans l'infrarouge moyen (MWIR) feront aussi partie de ce chapitre.

2.1 Circulation sanguine et tension artérielle

Les cellules des grands animaux multicellulaires ne peuvent pas se procurer l'oxygène et les aliments dont elles ont besoin directement de l'environnement externe. Ceux-ci doivent être alors transportés aux cellules. C'est l'une des principales fonctions du sang circulant dans les vaisseaux sanguins grâce à cette action de pompage effectuée par le coeur [63]. Le coeur est ainsi une véritable machine vivante qui fonctionne comme une pompe foulante dans laquelle le piston est remplacé par la contraction musculaire.

Le mot *tension artérielle* exprime la nature de la force qui pousse le sang dans les artères. Ces vaisseaux, en effet distendus par l'action impulsive du coeur, pressent comme un ressort sur le sang qu'ils renferment et l'expulsent par la seule voie qui lui soit ouverte : à travers des vaisseaux capillaires [53]. On peut retracer sur le papier chacune des contractions du coeur avec les moindres modifications. Au 19^{ème} siècle, la tension artérielle était tracée par un sphygmographe² sous forme d'enregistrement d'ondes temporelles. La **Figure 2.1** montre le sphygmographe proposé par le médecin français Etienne-Jules Marey, appliqué sur le poignet et inscrivant les pulsations de l'artère radiale. Cet appareil traduit la façon dont la pression sanguine varie dans une

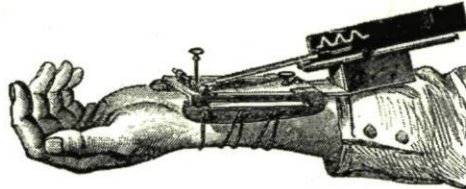


FIGURE 2.1 – Le sphygmographe, tel qu'il a été développé par Etienne-Jules Marey pour la mesure et l'enregistrement de la pression sanguine et l'inscription directe des pulsations du coeur [53]. Le sphygmographe était une première étape dans la standardisation de l'enregistrement et l'évaluation des pulsations du flux sanguin en utilisant la technologie.

artère. La contraction des cavités du coeur, qui les vide de sang, est suivie d'un relâchement pendant lequel elles se remplissent de nouveau de liquide sanguin, puis d'une nouvelle contraction qui les vide encore, et ainsi de suite. Il en résulte que le mouvement du coeur est constitué par une succession de mouvements alternatifs de contraction et de relâchement de ses cavités. On appelle *systole* le mouvement de contraction et *diastole* le mouvement de relâchement [53].

2. La première version pratique d'un sphygmographe pour l'inscription directe du tracé du pouls a été conçue en 1860 par le médecin français Étienne-Jules Marey (1830-1904).

Cette dynamique de pression artérielle exercée par le flux sanguin sera exploitée afin d'exercer une légère pression à travers un brassard dont les valeurs ont un lien avec les valeurs minimale et maximale de la pression artérielle, citées *a priori*.

2.2 La thermographie infrarouge appliquée au corps humain

La surface du corps humain a sa place parmi d'autres radiateurs notamment en ce qui concerne son émissivité. Et c'est sur cette dernière valeur dont dépend toute la technique de mesure de température de la peau par les différents instruments radiométriques. La peau a été considérée dans le passé et est toujours considérée comme un corps noir, c'est-à-dire un radiateur parfait. Plusieurs expériences ont confirmé cette hypothèse [32], [74]. Étant donné que les ondes infrarouges sont rayonnées à partir d'un objet selon

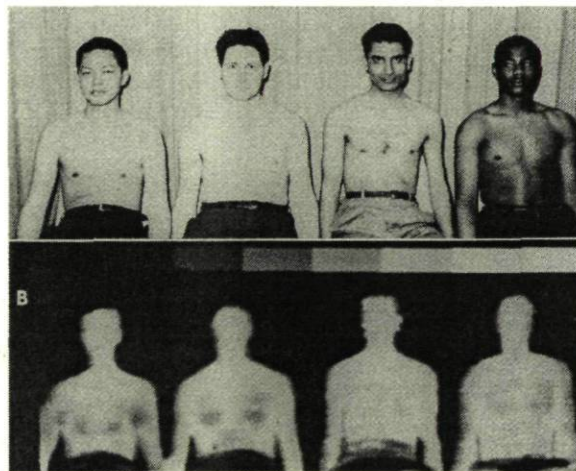


FIGURE 2.2 – Photographies et thermogrammes d'individus de races différentes. La pigmentation n'exerce aucun effet sur l'émission de rayonnement infrarouge. Chaque individu émet ce rayonnement en fonction de sa température. Les différences évidentes sur l'image résultent de différentes quantités de graisse dans la peau. Source : [6].

des lois physiques et proportionnellement à sa température absolue, une température de surface peut être mesurée à distance grâce aux capteurs infrarouges. Un mécanisme de balayage produisant une image (couleur) en rapport à cette température est alors possible. Les teintes (ou les niveaux de couleurs) dans cette même image représentent les contours ou répartitions spatiales du rayonnement de la surface observée. Ces images de rayonnement thermique sont appelées des *thermogrammes*. La technique de production

de la distribution de chaleur sur des images est appelée *thermographie* [83],[50].

La condition la plus importante pour que la thermographie infrarouge fournisse des résultats intéressants est qu'un contraste thermique se crée entre l'objet à étudier et son milieu environnant. L'objet serait par exemple des gens sur une scène (**Figure 2.2**), une faille interne sur un spécimen, etc.

La technique de thermographie infrarouge est divisée en deux (2) principales approches : la thermographie active et la thermographie passive [50].

2.2.1 Approche passive

La thermographie passive consiste à utiliser la chaleur naturelle provenant du spécimen et d'observer à l'aide d'un capteur de rayonnement infrarouge la distribution spatiale et temporelle des températures. La cible n'est pas excitée. Elle est observée par une caméra infrarouge dans son mode normal de fonctionnement.

2.2.2 Approche active

La méthode active est appliquée généralement après l'application d'une stimulation (refroidissement, échauffement, etc.) au produit. La source de chaleur est destinée à créer un choc thermique sur le matériau qui sera détecté par un capteur infrarouge opérant dans le spectre thermique [27]. On utilise cette approche le plus souvent pour la TNDE (Thermographic NonDestructive Evaluation) lorsqu'on est en présence d'un équilibre thermique entre l'objet à étudier et son environnement. C'est-à-dire le contraste entre le spécimen et le milieu n'est pas suffisant ou inexistant. Dans ce cas-ci, on a recours à une excitation externe afin de perturber l'équilibre thermique de la scène observée. La relaxation thermique de la scène dans le temps permet le plus souvent la création de contrastes révélant de l'information qui était invisible à l'oeil nu.

Différents modes d'excitation peuvent être utilisés afin de réaliser une thermographie active (optique, mécanique, ou autre forme de stimulation), par exemple :

- La thermographie pulsée par lampes Flash [51],
- La thermographie à modulation synchrone par projecteurs de lumière [85], [86].
- La thermographie stimulée par ultrasons [57].
- La thermographie par courants de Foucault [66].

La thermographie infrarouge à modulation synchrone est l'une des techniques actives de

la thermographie infrarouge les plus conventionnelles. Un flux de chaleur périodique est incident sur une surface d'intérêt (spécimen), la température de surface est mesurée par la suite et les variations locales de phase et/ou d'amplitude sont calculées (Figure 2.3). Ainsi, pour une certaine fréquence d'excitation de la source de stimulation thermique, nous obtenons des images d'amplitude et de phase.

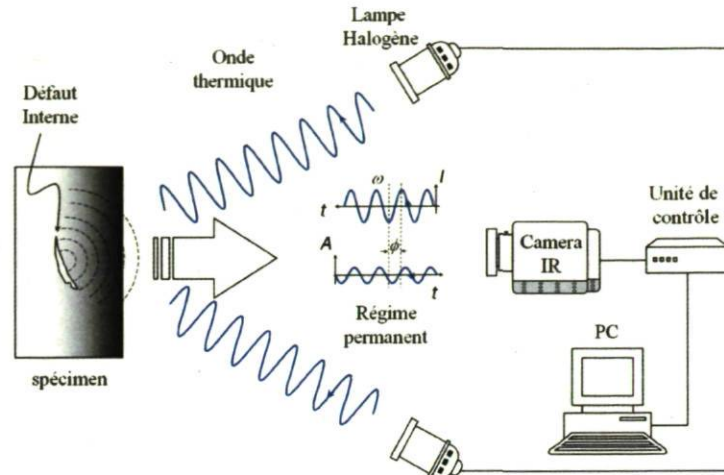


FIGURE 2.3 – Schéma de la thermographie Lock-in avec une stimulation sous forme d'excitation optique externe.

2.2.3 Description du système expérimental

L'approche proposée pour la visualisation de la signature veineuse dans l'infrarouge moyen est basée sur la technique médicale appelée *pléthysmographie* [11]. Elle est effectuée en quelques étapes comme illustré dans les **Figures** (2.4 et 2.5).

Une légère pression périodique est appliquée afin d'induire une excitation interne sous forme de variation de température. Celle-ci est produite par la circulation du sang aux vaisseaux sanguins de la main. Le rayonnement thermique émis en conséquence par le corps humain sera détecté par la caméra infrarouge. Les images thermiques peuvent être prises à n'importe quel moment de l'expérience. Ainsi, ça permet de mesurer les changements de la température d'une grande surface du corps (bras, mains, etc.).

Nous avons modifié un tensiomètre de mesure de la pression sanguine en y intégrant une commande de pression qu'on désire appliquer sur le brassard (**Figure 2.6** et **Figure 2.7**). Afin de prendre en compte la température réelle du corps humain, sans

l'effet du climat ou de la température externe, la personne doit d'abord se reposer pendant 10 minutes afin de laisser le temps à son corps de s'adapter thermiquement à la température ambiante. Ceci va nous éviter d'obtenir des valeurs de températures corporelles très différentes d'une personne à une autre. Après cette période d'adaptation thermique, le brassard sera placé autour du bras à travers lequel une légère pression périodique sera appliquée.

De temps à autre, par mesure de précaution, la calibration de la pompe (*i.e.* relation tension/pression) est vérifiée afin de s'assurer de son bon fonctionnement. Un signal analogique DC de 1 Volt gonfle le brassard à travers le tube d'aération jusqu'à ce qu'une pression de 100 mmHg soit atteinte (Annexe C).

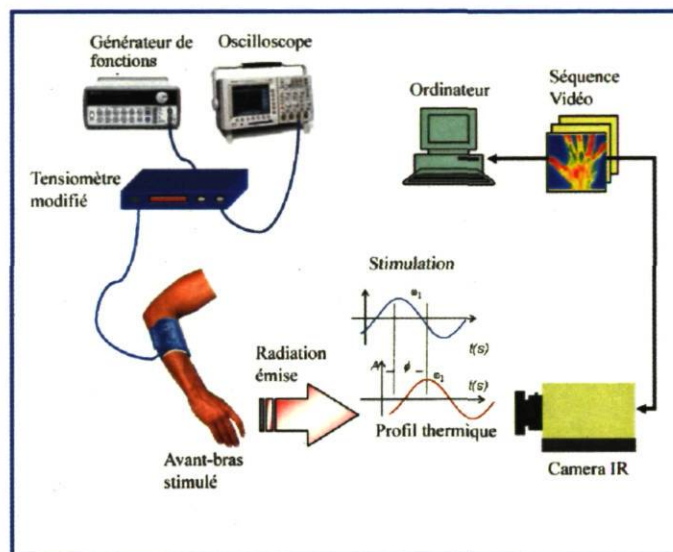


FIGURE 2.4 – Montage expérimental de la stimulation par modulation de la circulation sanguine.



FIGURE 2.5 – Photographie du montage expérimental.

Dans cette première expérience, une pression à onde périodique d'une valeur minimale de 80 mmHg et d'une valeur maximale de 140 mmHg est appliquée. Un oscilloscope et un générateur de fonctions sont alors utilisés pour le choix et l'affichage de la forme et la fréquence de l'onde de stimulation envoyée à travers le brassard. La main est maintenue figée sur la table en utilisant cinq (5) points de référence (**Figure 2.5**) pour éviter des mouvements causant une fréquence parasite additionnelle. La durée de chaque expérience est d'environ 300 à 350 secondes.



FIGURE 2.6 – Tensiomètre modifié avec l'intégration d'une boîte de commande de pression.

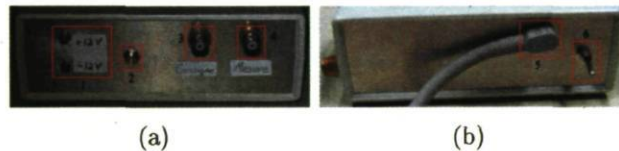


FIGURE 2.7 – a) Avant du boîtier : 1. État des alimentations, 2. Bouton de purge du brassard, 3. Borne BNC d'entrée de la consigne, 4. Borne BNC de sortie de la mesure (pression). b) Arrière du boîtier : 5. Connecteur du brassard, 6. Interrupteur d'alimentation (Annexe C).

Pour la cartographie thermique de la main, une caméra *Phoenix* de FLIR™ opérant dans le moyen infrarouge (MWIR), produite par Indigo™ est employée avec une lentille de 50 mm. Une résolution thermique de 20 mK à 25 °C peut être atteinte avec une dynamique de 14 bits. Sa résolution spatiale est de 640 × 512 pixels et fonctionne dans la bande spectrale de 3 à 5 μm. Comme mentionné plus haut, toutes les expériences sont effectuées après une période d'adaptation thermique de 10 minutes pour normaliser la température corporelle.

La commande représente la stimulation ou la consigne choisie et la mesure représente la pression sur le brassard (voir **Figure 2.7(a)**). On a seulement besoin d'entrer les valeurs *min* et *max* et de choisir la fréquence d'excitation en se servant d'un générateur de fonctions et d'un oscilloscope pour la visualisation simultanée des deux signaux

(Figure 2.4). Il s'agit d'amener d'abord la pression du brassard à une valeur supérieure à la pression systolique (environ 140 mmHg) pour produire une faible occlusion à la circulation artérielle dans le bras. Cette valeur est la pression systolique. On laisse ensuite la pression du brassard diminuer progressivement jusqu'à une valeur limite (environ 80 mmHg) à partir de laquelle la pression artérielle est suffisante pour retrouver le flux sanguin normal. En poursuivant le dégonflage, on amène la pression du brassard à une valeur à partir de laquelle il n'y a plus d'obstacle au flux artériel. C'est la pression diastolique [60]. Ceci définit le principe de la technique médicale de pléthysmographie.

Dans cette expérience, les meilleurs résultats sont obtenus avec une fréquence de 0.03 Hz. Puisque la longueur de diffusion de chaleur est inversement proportionnelle à la racine carrée de la fréquence de modulation exercée (Eq.2.1), la profondeur de pénétration augmente en choisissant de faibles fréquences. En faisant des tests préliminaires sur un objet cylindrique, nous nous sommes aperçus que nous étions limités par la fréquence d'excitation minimale à appliquer. En effet, la pompe au niveau de la boîte de commande est moins efficace pour des valeurs inférieures à 0.03 Hz. De plus, nous ne voulions pas prolonger la durée de l'expérience puisque quelques périodes peuvent suffir pour notre analyse.

$$\mu = \sqrt{\frac{2 \cdot \alpha}{\omega}} = \sqrt{\frac{\alpha}{\pi 4 \cdot f}} \quad (2.1)$$

Tels que : $\alpha = \frac{k}{\rho C_p} [m^2/s]$ est la diffusivité thermique, $k [W/m \cdot ^\circ C]$ est la conductivité thermique, $\rho [kg/m^3]$ la masse volumique, $C_p [J/kg \cdot ^\circ C]$ la chaleur massique et f la fréquence de modulation de l'onde thermique [9].

IR-view [45], un logiciel développé au sein du LVSN permet le traitement interactif des séquences d'images thermiques par l'utilisation d'une interface graphique. Cette interface inclut également la visualisation de la dynamique des profils thermiques sur chaque pixel des images pendant toute la durée de l'expérience.

2.3 Acquisition d'images thermiques

Les veines sont cachées sous la peau, et sont généralement invisibles à l'oeil nu et à d'autres systèmes d'inspection visuelle. Cependant, les veines superficielles ont une température plus élevée que le tissu environnant. En se basant sur cette caractéristique thermique, la structure veineuse sur le dos de la main peut être capturée en se servant de la caméra *Phoenix*TM. Les images capturées sont affichées avec différentes couleurs représentant différentes régions thermiques. Comme prévu, les régions juste au-dessus des veines sont caractérisées par un gradient de température, comparées aux régions

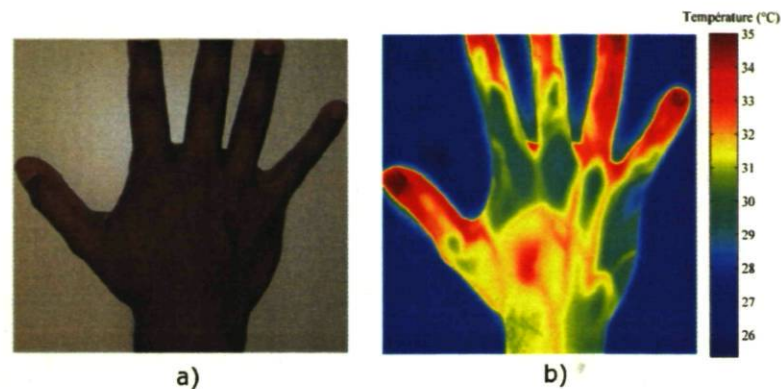


FIGURE 2.8 – a) Image couleur visible. Les veines superficielles sont à peine détectables et, b) Image thermique couleur correspondante dans le moyen infrarouge enregistrée lors de la stimulation modulée. Les veines sont aisément repérables grâce au contraste thermique qui s'est créé lors de la modulation du flux sanguin.

voisines. De ces régions de la veine émane un rayonnement thermique avec une intensité plus élevée et apparaissent ainsi plus *lumineuses* dans une image thermique. Cette méthode peut être utilisée pour aider les cliniciens dans la localisation des veines lors d'injections intraveineuses. De plus, comme trouvé dans la littérature [70], ces expériences réalisées sur plusieurs volontaires ont prouvé que les bouts des doigts sont aussi plus chauds que le dos de la main, excepté sur les régions juste au-dessus des veines.

La caméra fournit des images d'intensité thermique qui nous donnent une bonne idée de la distribution de la température sur la main. Ainsi, un pixel de grande intensité correspond à une température élevée, tandis qu'un pixel de faible intensité correspond à une température faible. Les températures sur les images sont affichées entre 24°C (température ambiante) et 35°C correspondant à la température la plus élevée sur les pixels se trouvant au-dessus des veines (**Figure 2.8**). On peut facilement en déduire l'apport de la thermographie infrarouge modulée pour atteindre le résultat escompté qui est de mieux visualiser la structure veineuse de la main en se basant sur la différence de température entre ces régions.

2.3.1 Les profils des ondes thermiques

Durant l'expérience typique décrite à la **Section 2.2.3**, 600 images thermiques ont été acquises avec une fréquence d'acquisition $f_{ps} = 1.71$ images par seconde (*cf.* le code *MatLab* est fourni à l'Annexe **A.1.3** pour la déduction de cette valeur). L'excitation commandée à travers le brassard produit des ondes thermiques sur le dos de la main,

qui sont capturées par la caméra infrarouge. Les données sont sauvegardées dans une matrice de dimension $[640 \times 512 \times 600]$. Ainsi, un pixel dans l'image est un vecteur de 600 éléments correspondant à 350 secondes de temps selon cette fréquence d'acquisition. Puisqu'il y a un contraste de température entre la veine et les zones voisines, on pourrait suivre le comportement temporel des pixels de la veine (PV) à travers toutes les images thermiques stockées. Une onde est alors formée, essentiellement sur les profils des veines, et est étudiée en utilisant la Transformée de Fourier Rapide (FFT). Les harmoniques fondamentales de ce vecteur seront détectées ainsi que le déphasage entre l'excitation appliquée et l'onde thermique résultante.

Deux formes d'onde périodiques de stimulation ont été étudiées : forme d'onde sinusoïdale et forme d'onde en dents-de-scie (**Figure 2.9** et **Figure 2.11**). On ajoute aussi que pour cette étude consacrée à la visualisation dans la partie thermique, on a posé l'hypothèse que l'épaisseur de la couche dermique sur le dos de la main est négligeable. Ceci implique que les variations de température détectées sur les pixels de l'image reflètent les variations thermiques sur les points de la veine.

2.3.2 Stimulation par une pression sinusoïdale

Afin de moduler la circulation du sang, une pression d'ondes périodiques sinusoïdales d'une valeur minimale de 80 mmHg et d'une valeur maximale égale à 140 mmHg est appliquée. La valeur moyenne de cette stimulation est alors égale à 110 mmHg.

À la fin de l'expérience, le profil thermique sur les pixels de la veine (PV) diminue d'environ 0.4°C , sans prendre en considération l'état transitoire (**Figure 2.10**). On peut conclure que vu la faible valeur de la fréquence de modulation qui est de 0.03 Hz, utilisée pour une visualisation profonde des veines, la période de pression exercée sur le brassard est relativement longue. La température sur les pixels pris au-dessus de la veine diminue alors après 4 minutes. En outre, la pression moyenne de 110 mmHg appliquée sur le brassard pourrait aussi être modifiée. Une autre forme d'ondes périodiques serait alors mieux adaptée pour que le brassard se dégonfle d'une manière plus adéquate et brusque. Une forme en dents-de-scie serait alors plus intéressante à appliquer à cette commande de pression.

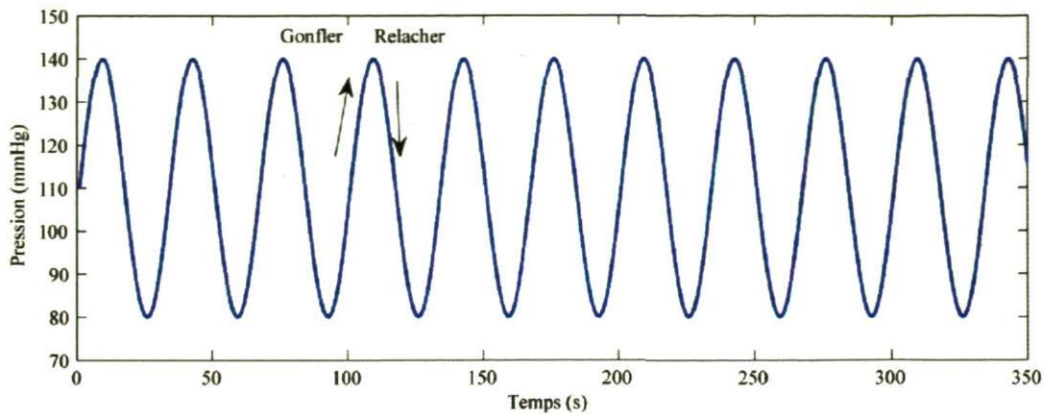


FIGURE 2.9 – Pression d’ondes périodiques sinusoïdales appliquée sur le brassard.

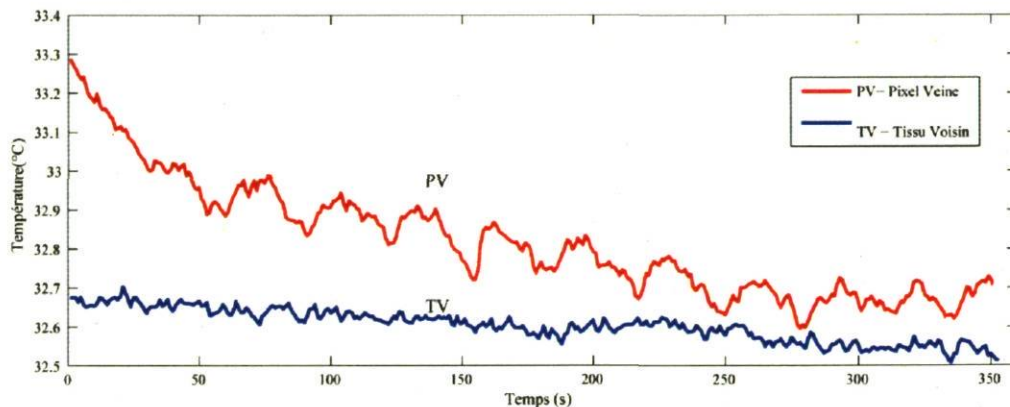


FIGURE 2.10 – Profils thermiques observés sur 2 pixels des images de la figure 2.8 suite à l’application d’un profil sinusoïdal. PV : Pixel de la Veine, TV : Tissu Voisin (Code *MatLab* à l’Annexe A.1.2 pour la calibration).

2.3.3 Stimulation par une pression en dents-de-scie

Pour pallier ce problème de baisse de température, la fréquence d’excitation doit être maintenue à 0.03 Hz pour garder la même profondeur de pénétration tout en modifiant la forme d’onde de la pression ainsi que sa valeur moyenne. Après quelques manipulations, nous avons conclu qu’avec l’utilisation d’une stimulation sinusoïdale avec une réduction au niveau de la moyenne, la baisse de température reste toujours présente. La forme de l’onde est en effet un élément important à prendre en considération. Comme mentionné précédemment, une excitation en dents-de-scie (**Figure 2.11**) avec une valeur moyenne de pression plus faible que celle employée pour la première expérience est préférable. Une valeur moyenne de 80 mmHg au lieu de 110 mmHg diminuera la durée

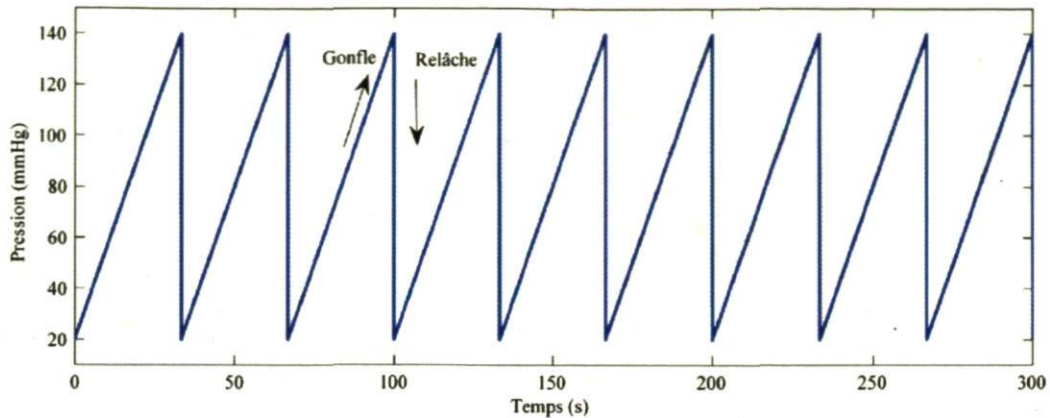


FIGURE 2.11 – Pression d'ondes périodiques en dents-de-scie appliquée sur le brassard.

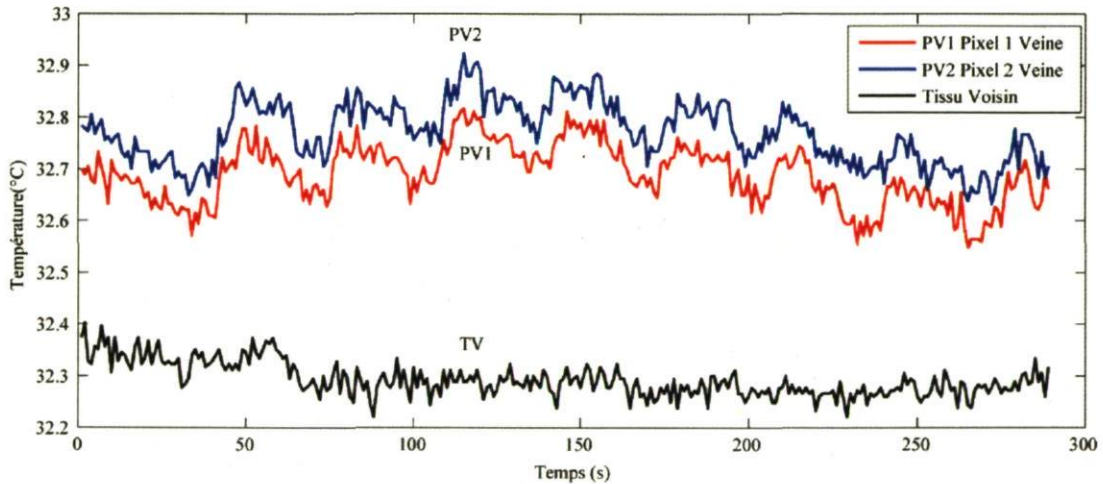


FIGURE 2.12 – Profils thermiques temporels observés sur 2 pixels dans la séquence des images thermiques de la **Figure 2.8**, suite à l'application d'un profil en dents-de-scie. PV1, PV2 : Pixels de la Veine, TV : Tissu Voisin.

de serrement du brassard. Par conséquent, le brassard commence à gonfler pour une durée de 33 secondes après laquelle la pression est relâchée d'une manière instantanée. Cette séquence est exécutée durant environ 9 cycles consécutifs. En outre, il faudrait préciser qu'une pression minimum fixée à 20 mmHg détend la modulation d'une façon très adéquate.

La **Figure 2.12** prouve que la deuxième excitation choisie provoque un effet plus léger sur la température des pixels de la veine. On peut voir que leurs profils thermiques temporels (*PV1* et *PV2*) ne diminuent pas selon le nombre de cycles d'excita-

tion, mais restent plutôt relativement constants durant toute la durée de l'expérience. Par conséquent, avec une modulation en dents-de-scie, la température de surface de la main récupère plus rapidement que lors de l'utilisation d'une pression d'ondes sinusoïdales. Cependant, la température sur le tissu environnant est considérée relativement constante dans les deux cas (sinusoïdal et dents-de-scie).

2.4 Pré-traitement des images

Les traitements que nous avons effectués sur les images thermiques ont tous un but commun qui est celui de faire ressortir au maximum les courbes des veines par rapport au tissu voisin. Le bruit empêche une extraction efficace des contours. Un pré-traitement des images thermiques s'est avéré alors utile. Un des problèmes les plus rencontrés en traitement de signal et de l'image et en vision par ordinateur en général, est de pouvoir filtrer le bruit affectant l'image tout en préservant les bords et contours. Dans les sections qui suivent, nous présentons les différents outils utilisés pour la mise en évidence des courbes des veines dans les images enregistrées avant d'effectuer un dernier traitement consacré à l'extraction de la signature veineuse.

2.4.1 Pré-traitement par la Transformée de Fourier Rapide(FFT)

La transformée de Fourier est un outil important utilisé pour le traitement du signal et de l'image. Le résultat de cette transformation représente l'image dans le domaine fréquentiel ou de Fourier. Dans notre cas, nous appliquons la transformée de Fourier aux images dans le domaine temporel pour obtenir leurs correspondantes dans le domaine fréquentiel. Dans l'espace de Fourier, chaque image correspond à une fréquence particulière (**Figure 2.13**).

Pendant la modulation, une série de 600 images a été acquise. Une transformée de Fourier rapide (FFT) a été alors appliquée sur les données obtenues sur chaque pixel des images prises dans le temps (**Figure 2.13**). Comme décrit dans [38], les données peuvent être transformées du domaine temporel au domaine fréquentiel (Eq.2.2) en utilisant la Transformée de Fourier Discrète Unidimensionnelle (DFT) :

$$F_n = \Delta t \sum_{k=0}^{N-1} T(k\Delta t) \exp(-j2\pi nk/N) = Re_n + Im_n \quad (2.2)$$

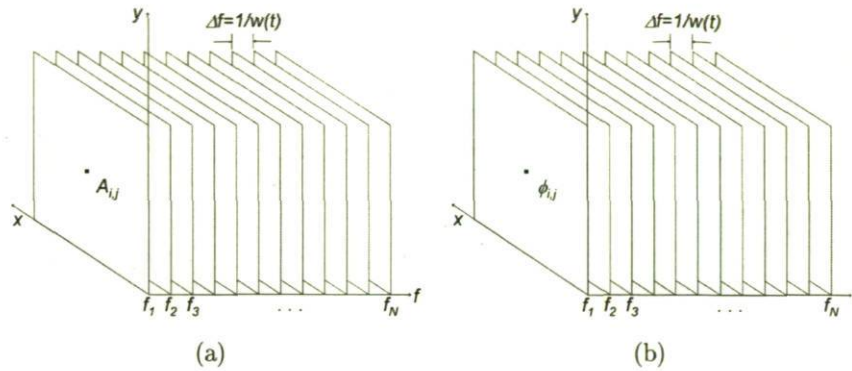


FIGURE 2.13 – a)Ampligramme; b) Phasegramme.

Où j étant le nombre imaginaire ($j^2 = -1$), n désigne l'incrément des fréquences ($n = 0, 1, \dots, N$), Δt est l'intervalle d'échantillonnage, Re et Im sont respectivement les parties réelle et imaginaire de la transformée. Ces parties réelle et imaginaire de la transformation complexe sont utilisées pour l'estimation de l'amplitude A et la phase Φ (Eq.2.3 et Eq.2.4) :

$$A_n = \sqrt{Re_n^2 + Im_n^2} \quad (2.3)$$

$$\Phi_n = \tan^{-1} \left(\frac{Im_n}{Re_n} \right) \quad (2.4)$$

L'utilisation de la FFT a été proposée pour la première fois pour le traitement des données thermographiques en 1996 par Maldague et Marinetti [49].

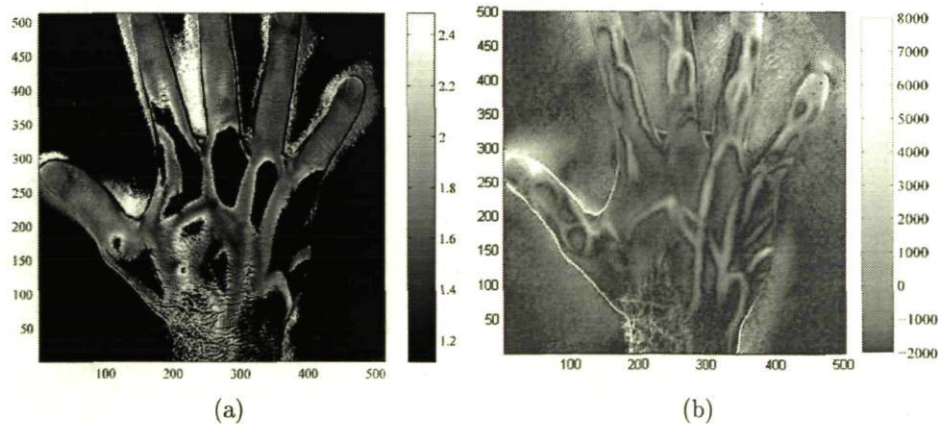


FIGURE 2.14 – a) Image de phase des images thermiques à la fréquence de 30 mHz et, b) Image d'amplitude à la fréquence de 30 mHz. L'image d'amplitude donne un meilleur contraste entre les veines et le tissu environnant.

Généralement dans les essais non destructifs, les images de phase représentant un retard entre l'excitation et l'onde thermique, fournissent plus d'informations que les images d'amplitude. Dans notre cas, comme illustré à la **Figure 2.14**, le contraste de la structure veineuse est plus significatif sur les images d'amplitude. Par conséquent, des images d'amplitude sont alors gardées pour être traitées par la suite par des outils de traitement d'images afin d'améliorer la qualité et aussi pour l'extraction de la signature veineuse d'une manière exhaustive.

Nous pouvons remarquer aux **Figures 2.14(b)** et **2.15(b)** prises sur 2 personnes de couleurs de peau différentes que les meilleurs contrastes de température durant l'expérience se trouvent au niveau des vaisseaux sanguins. Ceci s'explique tout simplement par le fait que les vaisseaux sont les transporteurs de chaleur dans le corps. Nous avons pu également constater que les images thermiques et celles des amplitudes résultantes prises sur l'individu de couleur de peau sombre (**Figure 2.14(b)**) présentent des courbes veineuses sur les mains plus prononcées et plus distinctes, comparées à celles prises sur l'individu de peau claire (**Figure 2.15(b)**).

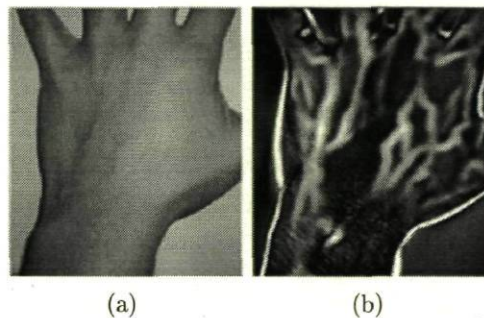


FIGURE 2.15 – a) Image visible de la main, et b) Image d'amplitude à la fréquence de 30 mHz.

2.4.2 Pré-traitement par la PCT

La PCT (Principal Component Thermography) comme son nom l'indique est basée sur le même principe que la PCA (Principal Component Analysis), mais appliquée à des images thermiques. Le but de cette transformation est de réduire l'espace de représentation de nos données et d'en garder juste l'information pertinente. La redondance d'information sur les 600 images sera éliminée ou filtrée pour ne laisser que l'information importante véhiculée par les principaux vecteurs directionnels. Ces vecteurs directionnels répondent à la question suivante : y a-t-il une autre base, qui est une combinaison

linéaire de la base originale et qui va représenter le mieux nos données ? C'est ce que nous allons chercher en ce qui suit. Pour effectuer une PCT à nos images thermiques, nous nous sommes inspirés de l'algorithme des visages propres ou *EigenFaces* utilisé pour la reconnaissance des visages [77].

Calcul de l'espace de projection

Soit une image thermique $I(x, y)$ définie comme étant une matrice $N \times M$ de valeurs *intensité*. Cette image peut être aussi considérée comme étant un vecteur de dimension $(N \cdot M) \times 1$. Supposons que nous avons un ensemble d'images thermiques $T_1, T_2, \dots, T_i \dots T_L$ que nous voulons filtrer. Afin que les calculs ne soient pas trop lourds, les images doivent d'abord être transformées en vecteurs. Une image de (640×512) devient un vecteur de (327680×1) . Elles seront affichées comme images en faisant la transformation inverse. La première étape du filtrage est de calculer l'image moyenne dans le temps et ensuite la soustraire aux images thermiques instantanées de la séquence vidéo (Eq. 2.5 et **Figure 2.16**). Nous obtenons alors une séquence vidéo centrée.

$$Moy = (1/L) \sum_{i=1}^L T_i \quad (2.5)$$

Dans la **Figure 2.16**, nous voyons déjà l'intérêt de cette transformation sur la visualisation de la structure veineuse. En effet, les images centrées montrent déjà une amélioration des contrastes entre les veines et le tissu voisin. Chaque image thermique brute diffère de l'image moyenne par le vecteur :

$$\phi_i = T_i - Moy, \quad i = [1, L] \quad (2.6)$$

C'est cet ensemble de vecteurs qui sera l'objet d'une analyse en composantes principales qui cherchera un nouvel espace de vecteurs orthonormés v_n ($\|v_n\| = 1$) décrivant au mieux la distribution des données. Pour trouver ces composantes principales, nous cherchons les vecteurs propres de la matrice de covariance donnée par l'équation (Eq.2.7).

$$Cov = (1/L) \sum_{n=1}^L \phi_n \phi_n^t = AA^t \quad (2.7)$$

Où $A = [\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_L]$ et t l'opérateur *transposé*. La covariance mesure la corrélation qui peut exister entre deux variables. Une valeur élevée indique une redondance élevée. Ce qui veut dire que, dans ce cas, ce type de données nous apporte peu d'information, et vice-versa. Nous pouvons résumer les propriétés de cette matrice comme suit :

- La matrice de covariance Cov est une matrice symétrique.

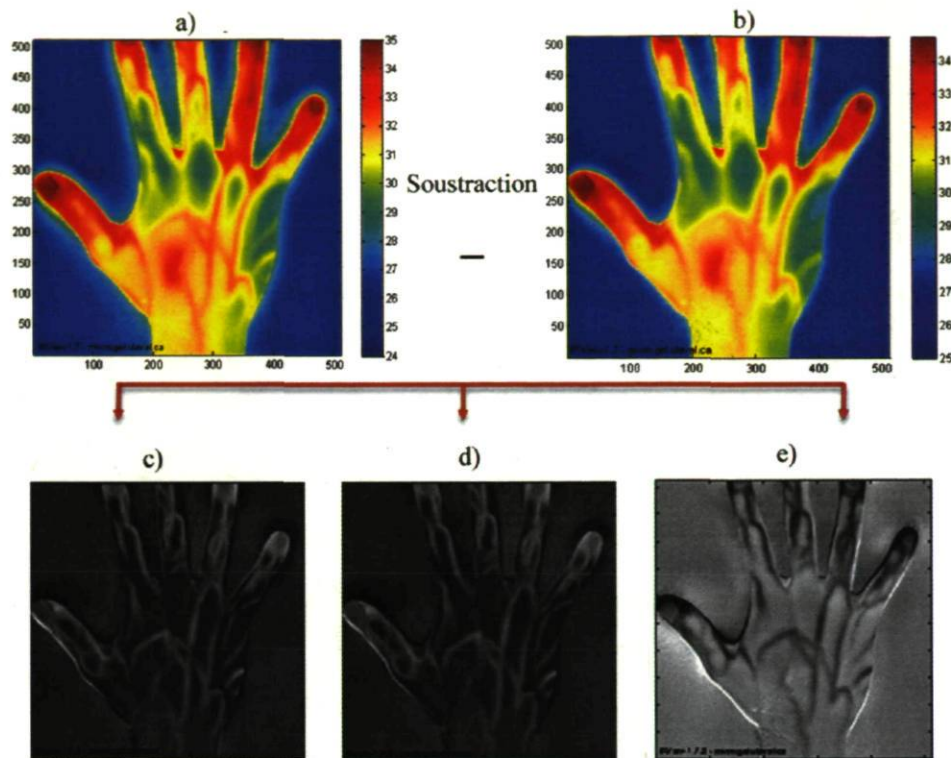


FIGURE 2.16 – Centrer les images thermiques en soustrayant la moyenne. a) Une image thermique instantanée brute, b) Image moyenne des images thermiques, c) Image centrée #1, d) Image centrée #2 et e) Image centrée #40.

- Les termes de sa diagonale sont les variances des types particuliers de mesures obtenues (ex : intensité, position spatiale, temps, etc.).
- Les termes en dehors de la diagonale de Cov sont les covariances entre ces différents types de mesures.

Le k^{eme} vecteur correspondant à la k^{eme} valeur propre est donné par l'équation :

$$\lambda_k = (1/L) \sum_{n=1}^L (v_k^t \phi_n)^2 \quad (2.8)$$

D'après l'équation Eq.2.7, la matrice Cov est de dimension $(N \times M) \times (N \times M)$ et, dans ce cas, elle va générer $N \times M$ vecteurs propres et valeurs propres. Ce calcul est alors très dur et lourd à implémenter. Mais, ceci peut être contourné ; puisque le nombre d'images thermiques est inférieur au nombre de pixels d'une image, c'est-à-dire $L < (N \times M)$, alors on peut traiter la matrice $L \times L$ au lieu de traiter la matrice $(N \times M) \times (N \times M)$. Il y aurait seulement L vecteurs propres au lieu de $N \times M$ vecteurs. Pour plus de détails sur cet algorithme, se référer aux travaux de Turk et Pentland [77].

Considérons la matrice de covariance comme étant le produit $A^t A$ au lieu du produit AA^t . Maintenant le vecteur propre v_i (de norme $\|v_i\| = 1$) peut être calculé ainsi :

$$A^t A v_i = \lambda_i v_i \quad (2.9)$$

Où λ_i est la valeur propre. En multipliant les deux côtés de l'équation Eq.2.9 par la matrice A , nous obtenons :

$$AA^t A v_i = \lambda_i A v_i \quad (2.10)$$

L'équation Eq.2.10 nous amène à dire que $A v_i$ sont les vecteurs propres de la matrice de covariance $Cov = AA^t$ de taille $L \times L$. Tous ces vecteurs forment alors l'espace de projection de dimension L . Nous gardons un nombre de vecteurs propres égal à K correspondant aux plus grandes valeurs propres. Afin de ne pas perdre de l'information considérable lors de ce filtrage, nous estimons que l'inertie que véhicule l'ensemble des vecteurs propres que nous avons gardés doit être supérieure à 90%, c'est-à-dire la somme des valeurs propres gardées divisée par la somme totale des valeurs propres soit supérieure à 0.9 :

$$\frac{\sum_{i=1}^K \lambda_i}{\sum_{i=1}^L \lambda_i} \geq 90\% \quad (2.11)$$

La **Figure 2.17** est un exemple de projections faites sur ce nouvel espace (le code *MatLab* pour la PCT est à l'Annexe A.1.4). Nous remarquons que la première projection nous donne un résultat plus intéressant que les dernières. C'est évident, car les premiers vecteurs véhiculent le maximum d'information, dans notre cas, c'est le contraste spatial dans les images. En gardant les K vecteurs propres les plus significatifs, chaque image

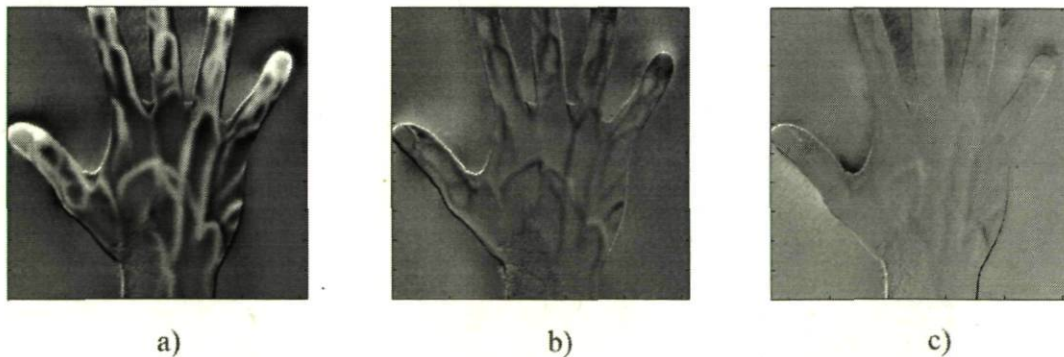


FIGURE 2.17 – Projection des images centrées sur l'espace des vecteurs propres. a) Projection #1, b) Projection #2, c) Projection #3. Notons que la première projection est la plus intéressante, car elle véhicule le maximum d'information concernant le contraste des veines.

thermique centrée peut être représentée par une combinaison linéaire de ces vecteurs (**Figure 2.18**), tels que les coefficients (ou poids) de cette combinaison linéaire sont

les valeurs w . L'équation suivante (Eq.2.12) nous donne cette combinaison où $\hat{\Phi}_i$ est la nouvelle forme de Φ_i ou sa représentation dans le nouvel espace des vecteurs propres :

$$\hat{\Phi}_i = \sum_{j=1}^K w_j v_j, (w_j = v_j^T \Phi_i) \quad (2.12)$$

La projection sur la première composante principale (premier vecteur propre) est suffi-

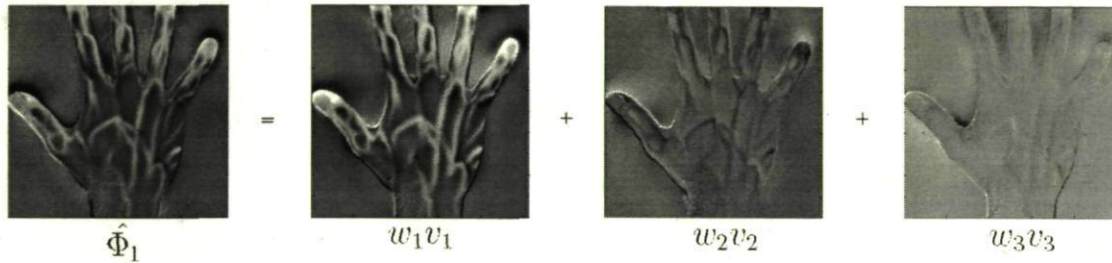


FIGURE 2.18 – Représentation de l'image centrée #1 dans le nouvel espace. Chacune des images thermiques normalisées ϕ_i peut être représentée comme étant une combinaison linéaire des K meilleurs vecteurs propres.

sante pour représenter chacune des images thermiques dans le nouvel espace puisqu'elle véhicule à elle seule 94% d'information. Les 2 autres projections (**Figure 2.18**) sont, en effet, une redondance ou un bruit à éliminer car elles représentent peu d'information.

Il va sans dire que les résultats obtenus avec la PCT sont plus intéressants, comparés aux images de visualisation des veines par la FFT (**Figure 2.14(b)** et **Figure 2.15(b)**). De ce fait, nous avons préféré extraire la signature veineuse sur les images de la PCT (image définie par $w_1 v_1$ dans la **Figure 2.18**). En effet, malgré que les veines soient très visibles avec les images d'amplitude, le bruit sur ces dernières reste néanmoins un grand problème. Tandis que les images obtenues avec la PCT sont moins bruitées et apportent des informations importantes sur la distribution spatiale et sur le contraste des veines par rapport au tissu voisin.

2.4.3 Lissage des images et rehaussement du contraste par la diffusion anisotropique

Les images thermiques enregistrées sur les mains souffrent de bruit causé, entre autres, par les mouvements incontrôlés de la personne même en ayant fixé des points de référence. La surface en relief de la main ainsi que les paramètres physiologiques

dynamiques de la peau sont aussi des éléments ayant une influence sur la qualité des images infrarouges.

L'un des problèmes qu'on aimerait résoudre lors du traitement de ces images est d'effectuer un lissage préliminaire sans pourtant détruire les contours, mais au contraire, bien les conserver. Ces derniers représentent les contrastes thermiques entre veine et tissu environnant. Pour appliquer ce genre de lissage, on fait appel à une technique qui est très répandue dans le domaine du traitement d'images médicales, à savoir la technique de *diffusion anisotropique*.

La diffusion anisotropique ([82], [48]) est un filtre de lissage non linéaire. Dans cette technique, le lissage est formulé comme un processus de diffusion de chaleur qui équilibre la différence de concentration entre régions [25]. L'équation de chaleur stipule que, si un corps chaud est placé dans un récipient d'eau froide, la température du corps diminuera et, après un certain temps et n'étant sujet à aucune source de chaleur externe, la température dans le récipient s'équilibrera. L'équation de chaleur est une équation différentielle partielle importante qui décrit la distribution de la chaleur (ou la variation de la température) dans une région donnée, dans le temps. Pour une fonction $I(x, y, t)$ de deux variables spatiales (x, y) et de variable temporelle t , l'équation de la chaleur est définie par l'équation 2.13 :

$$\frac{\partial I}{\partial t} = C \left(\frac{\partial^2 I}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I}{\partial y^2} \right) = C \nabla^2 I \quad (2.13)$$

∇ est l'opérateur gradient où $\nabla I(x, y) = \left(\frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y} \right)$.

La chaleur dans le cas de nos images est le niveau de gris à chaque pixel, qui sera diffusé à travers toute l'image. Un lissage est alors produit, à condition que cette diffusion ne soit pas constante dans toutes les régions de l'image. C'est pour cela que cette technique est appelée anisotropique, car elle s'applique d'une manière différente dépendant de la région de l'image où l'on se trouve (zones homogènes, contours, etc.). Autrement dit, ce processus encourage le lissage intra-région tout en empêchant le lissage inter-région. Le coefficient qui va régler cette différence de diffusion selon la région n'est plus une constante comme c'est le cas pour la diffusion isotropique, mais une variable dépendant de l'intensité $I(X, t)$ du pixel $X = (x, y)$ à l'itération t (Eq. 2.14). Ce coefficient, appelé *coefficient de diffusion* ou *fonction de diffusion*, va limiter le lissage des contours et des bords dans l'image [59].

$$\frac{\partial}{\partial t} I(X, t) = \text{div} (C(X, t) \cdot \nabla I(X, t)) \quad (2.14)$$

Où *div* correspond à la divergence qui est le produit scalaire entre l'opérateur nabla

(∇) et le vecteur \vec{U} : $div \vec{U} = \frac{\partial U_x}{\partial x} + \frac{\partial U_y}{\partial y}$.

Pour le filtre particulier qu'on appelle *Modèle de Perona-Malik*, le coefficient de diffusion employé est, en effet, une fonction de l'amplitude du gradient à chaque pixel de l'image ($C(X, t) = fonction(|\nabla I(X, t)|)$). Il a été démontré que la détection de contours basée sur ce processus surpasse clairement le détecteur *Canny edge* [82].

Afin de respecter ce lissage adaptatif, le coefficient de diffusion doit être une fonction continue, positive et décroissante de l'amplitude de l'intensité. Pour effectuer cette diffusion, Perona et Malik ont suggéré deux fonctions représentées par les deux équations Eq.2.15 et Eq.2.16. Nous les avons tracées et illustrées à la **Figure 2.19**.

$$C_1(X, t) = \exp\left(-\left(\frac{|\nabla I(X, t)|}{K}\right)^2\right) \quad (2.15)$$

$$C_2(X, t) = \frac{1}{1 + \left(\frac{|\nabla I(X, t)|}{K}\right)^2} \quad (2.16)$$

La constante de flux K est utilisée pour contrôler la vitesse de diffusion. Il faut pré-

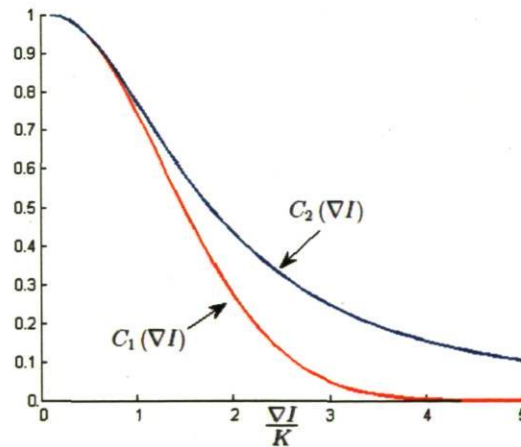


FIGURE 2.19 – Les deux modèles de fonctions de diffusion anisotropique (C_1 et C_2) tracées sous MatLab en fonction du gradient de l'image et K , la constante de diffusion ou de flux.

ciser que ce paramètre a un effet sur le lissage effectué. Afin de comprendre comment fonctionne ce processus, nous introduisons la fonction flux comme suit :

$$\Phi(X, t) = C(X, t) \cdot \nabla I(X, t) \quad (2.17)$$

Le flux croît lorsque le gradient est proche de K ($|\nabla I| \approx K$) et puis tend vers zéro par

la suite (**Figure 2.20**). Quand la valeur de $|\nabla I| \ll K$, les régions dont les intensités sont homogènes seront gardées puisque la fonction flux y est très basse. D'une manière similaire, quand le gradient de l'intensité est très grand par rapport à K ($|\nabla I| \gg K$), les contours dans l'image sont préservés car le flux est faible. Dans le cas contraire, quand $|\nabla I| \approx K$, un plus grand flux est produit. En conclusion, avec cette méthode,

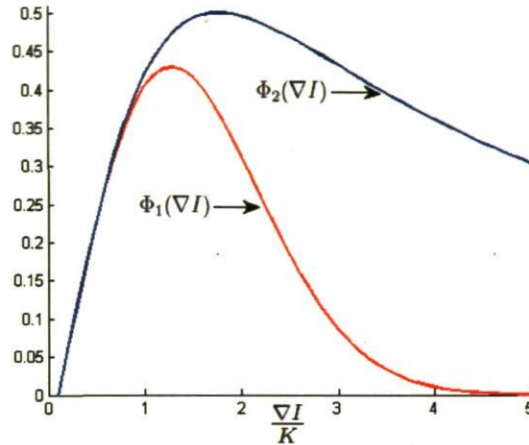


FIGURE 2.20 – Les fonctions de flux tracées sous MatLab en fonction du gradient de l'intensité. K est la constante de diffusion ou de flux.

lorsque le gradient de l'intensité dans une région de l'image est petit, la diffusion est effectuée avec un haut coefficient de diffusion. Sur une région qui présente un gradient élevé, la diffusion est diminuée avec un faible coefficient de diffusion. Finalement, le flux du modèle de Pérona et Malik atteint son maximum lorsque $|\nabla| = \frac{K}{\sqrt{2}}$ [25].

Pour le lissage des images thermiques enregistrées, nous avons obtenu de meilleurs résultats avec la 2ème fonction (Eq.2.16) et une constante de diffusion K égale à 0.5. Avec l'utilisation du modèle proposé par Perona et Malik [59], nous avons pu faire un lissage des images thermiques et des images obtenues après la PCT sans avoir éliminé les contrastes élevés au niveau des veines (**Figure 2.21**). Ceci aurait pu être différent et moins intéressant si l'on avait appliqué juste un filtre isotropique comme le cas d'un filtre gaussien.

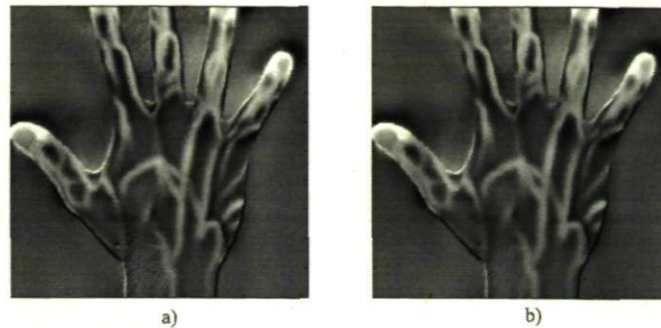


FIGURE 2.21 – Résultat de lissage par la diffusion anisotropique, a) Image originale, et b) Image après lissage anisotropique : nombre d'itérations $N = 5$, constante de diffusion $K = 0.5$, et coefficient de diffusion défini dans l'équation Eq.2.16 (Code *MatLab* à l'Annexe A.1).

2.5 Extraction de la signature veineuse par opérations morphologiques

La morphologie mathématique est définie comme étant une technique de traitement d'images développée à l'origine par G. Matheron et J. Serra [54] qui est concentrée sur la structure géométrique dans une image. La portée de cette technique est très large : rehaussement du contraste, segmentation, restauration, détection de contours, analyse de texture dans l'image, etc. Il y a plusieurs applications qui s'appuient sur les opérations morphologiques, que ce soit en vision, imagerie médicale, traitement de documents numériques, microscopie, etc. Les opérations morphologiques qui ont été appliquées pour l'extraction de la signature veineuse sont basées sur l'ouverture de l'image et sa fermeture ([72], [23]).

Les opérations morphologiques basées sur les techniques d'ouverture et de fermeture des images produisent les images appelées *Top-Hat* et *Bottom-Hat* qui sont à la base de notre technique d'extraction.

Opérations d'ouverture et de fermeture d'une image

Avant de passer aux définitions de ces deux opérations, nous jugeons pertinent d'introduire d'abord quelques techniques de base qui servent à réaliser une ouverture et une fermeture d'une image. Les opérations de morphologie mathématique les plus basiques sont la **dilatation** et l'**érosion**. Ces dernières ont comme entrée une image à éroder (ou

à dilater) et un élément structurant (appelé aussi *kernel*). Un élément structurant est un masque que nous faisons parcourir à travers l'image pour effectuer des opérations morphologiques. Il peut être sous forme d'un carré, d'un disque, d'une croix, etc.

La dilatation

Soit une image I comportant un objet de premier plan (foreground) A que nous voulons traiter. À chacune des positions où l'on se trouve lors du balayage avec l'élément structurant B , on vérifie si cet élément touche l'objet en question. Si c'est le cas, on aura une dilatation de l'objet par l'élément B , on parle alors de dilatation d'une image. L'opération se fait en remplaçant le pixel qui se trouve au centre du kernel par la valeur

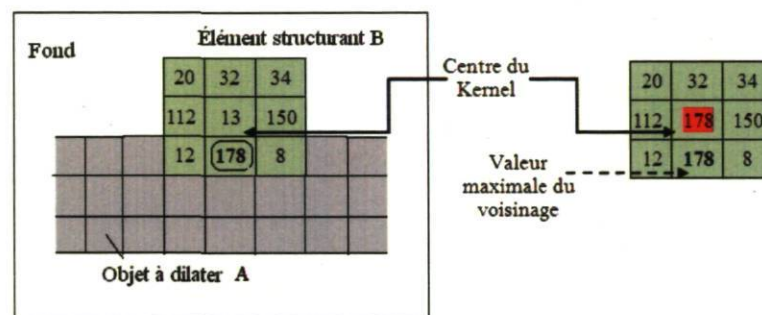


FIGURE 2.22 – Exemple illustrant une opération morphologique avec un élément structurant d'une fenêtre 3×3 . Dans ce cas, la dilatation selon cette opération remplace le centre de l'élément structurant par la valeur maximale du voisinage. Il n'est pas nécessaire que toute la fenêtre soit immergée dans l'objet à traiter afin de réaliser une dilatation.

maximale du voisinage (**Figure 2.22**). La dilatation de l'objet A par l'élément B se traduit par l'expression $(A \oplus B)$, tel que :

$(A \oplus B) = \{p : p \in I/A \cap B_p \neq \emptyset\}$. Ici, B_p est l'élément structurant B centré sur le pixel p . Dans la **Figure 2.22**, la fenêtre 3×3 illustrée en vert représente le kernel utilisé pour la dilatation de l'image. La valeur surlignée en rouge est la valeur maximale contenue dans l'élément structurant. Cette valeur (178) est alors placée au centre du kernel. Elle est appelée le dilaté des valeurs à cette région de l'image.

L'érosion

Dans le cas de l'érosion, c'est une autre opération qui se produit. Tout les pixels de l'élément structurant doivent être immergés ou inclus dans l'objet à éroder. On place le maximum au centre du kernel si cette condition est satisfaite. Si le kernel centré sur le pixel p est contenu entièrement dans l'objet A , alors p prend la valeur maximale, sinon, il prend la valeur minimale. Ce qui est le contraire de la dilatation où, comme mentionné plus haut, l'élément structurant doit juste avoir un pixel commun avec l'objet. L'érosion de l'objet A par l'élément B se traduit par l'expression $(A \ominus B)$, tel que : $(A \ominus B) = \{p : p \in I/B_p \subset A\}$. Nous pouvons maintenant combiner la

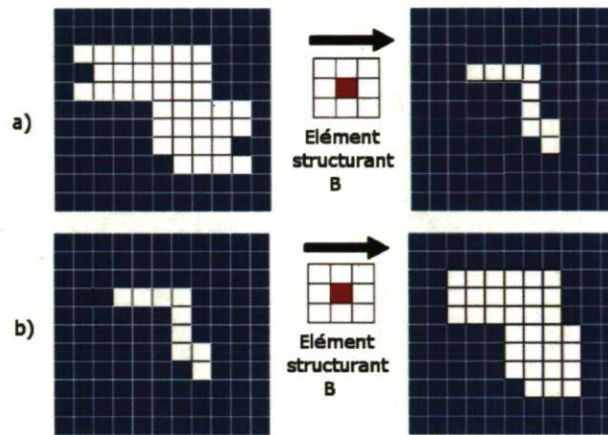


FIGURE 2.23 – a) Érosion d'une image et, b) Dilatation d'une image.

dilatation et l'érosion pour établir les deux opérations importantes sur les images, à savoir, l'ouverture et la fermeture.

Ouverture d'une image

L'ouverture de l'objet A d'une image par l'élément B (notée $A \circ B$) est une opération qui sert à supprimer les pixels de bruits et d'adoucir les bords. Elle est définie par l'opération suivante : $(A \circ B) = (A \ominus B) \oplus B$. Ce qui se traduit par une opération d'érosion avec un élément B , puis une dilatation du résultat avec le même élément.

Fermeture d'une image

La fermeture de l'objet A d'une image par l'élément B (notée $A \bullet B$) est l'opération contraire de l'ouverture. Elle est définie par l'opération suivante : $(A \bullet B) = (A \oplus B) \ominus B$. Ce qui se traduit par une dilatation suivie d'une érosion.

L'opération d'ouverture élimine les petits îlots de pixels appartenant aux objets de premier plan (foreground). Quant à la fermeture, elle élimine les îlots de pixels appartenant à l'arrière plan (background).

La transformation Top-Hat

La transformation Top-Hat est un outil mathématique utilisé pour segmenter des objets dans des images en niveaux de gris dont l'intensité est plus élevée comparée au fond de l'image. Sa fonction est alors de détecter des objets contrastés sur une image à fond non uniforme. Pour effectuer cette extraction des niveaux les plus intenses, on utilise des éléments structuraux (**Figure 2.22**). Comme mentionné auparavant, ces derniers peuvent être choisis selon les formes que l'on veut mettre en évidence ou ce que l'on désire extraire à partir de cette image. Dans notre cas, ce sont les courbes des veines.

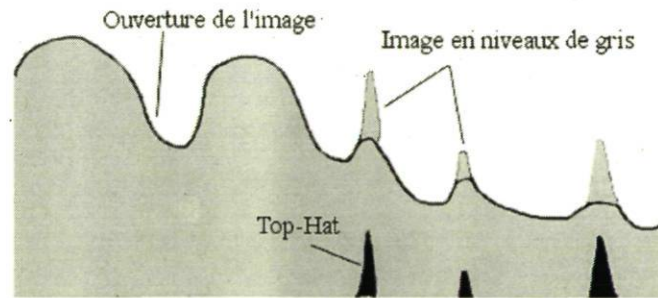


FIGURE 2.24 – Représentation de la transformation Top-Hat. Inspirée d'une figure de [72].

L'image Top-Hat est alors obtenue en faisant la soustraction du résultat de l'ouverture d'une image à partir de l'image originale (**Figure 2.24**). Cette image *résultat* contient des pixels de grandes intensités pouvant être utilisés pour l'extraction. Cette transformation nous aide à trouver des pixels qui sont relativement plus lumineux dans

un fond sombre. Parfois, ces opérations morphologiques servent à compenser les problèmes de seuillage d'une image lors de présence d'éclairage non uniforme.

L'opérateur Top-Hat est défini par les équations (Eq.2.18 et Eq.2.19) :

- Pour les objets plus clairs que le fond de l'image :

$$TopHat(A, B) = A - (A \circ B) \quad (2.18)$$

- Pour les objets sombres (appelée dans ce cas Bottom-Hat) :

$$BottomHat(A, B) = (A \bullet B) - A \quad (2.19)$$

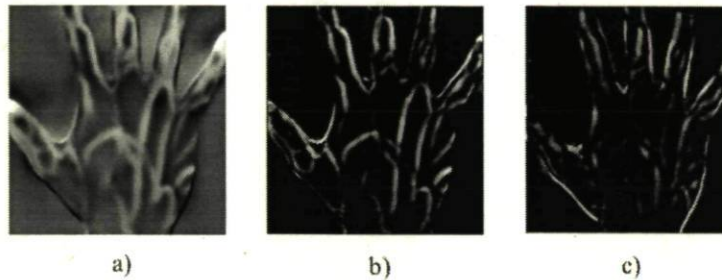


FIGURE 2.25 – Résultats des transformations Top-Hat et Bottom-Hat. a) Image pré-traitée avec la PCT et le lissage anisotropique, b) Résultat de la transformation Top-Hat et, c) Résultat de la transformation Bottom-Hat.

L'élément structurant choisi pour la signature veineuse est un disque de diamètre proche du diamètre de la courbe à extraire. Après quelques tests, nous avons opté pour cette forme afin d'avoir des courbes de veines qui ne comportent pas des formes droites ou angulaires, résultat de l'utilisation d'un élément carré par exemple. Le diamètre moyen de la courbe est calculé, avant toute transformation, par une estimation empirique de la largeur de la veine en pixels.

L'algorithme utilisé pour l'extraction de la signature veineuse se déroule selon les étapes suivantes :

- **Étape 1** : Image originale I_0 - Image ouverte de $I_0 = Top-Hat (I_{TH})$
- **Étape 2** : $I_{TH} + I_0 = I_{CR}$ (Contrast Rehaussé)
- **Étape 3** : Image fermée de $I_0 - I_0 = Bottom-Hat (I_{BH})$
- **Étape 4** : Top-Hat de $(I_{CR} - I_{BH}) = Résultat$
- **Étape 5** : Seuillage du résultat

Les schémas illustrés dans **Figure 2.26** et **Figure 2.27** récapitulent le déroulement des traitements morphologiques effectués sur les images pré-traitées avec la PCT ou sur les

images thermiques. Les étapes citées ci-dessus sont résumées sur ces deux figures.

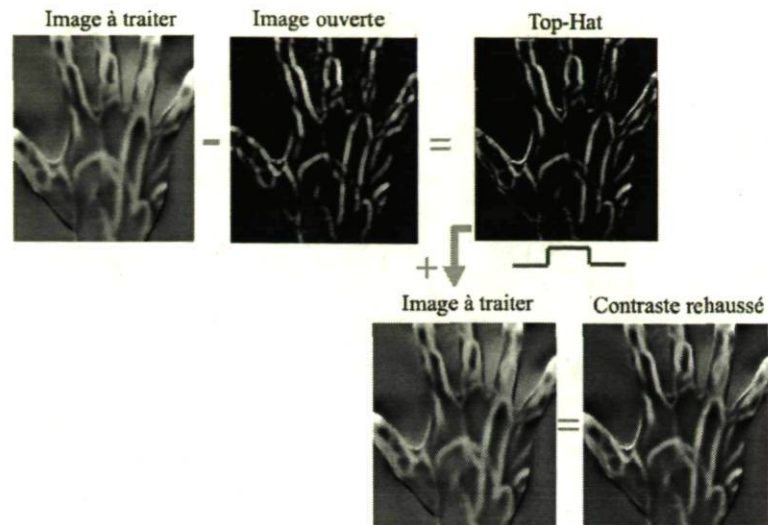


FIGURE 2.26 – Les premières étapes de l’algorithme d’extraction de la signature veineuse.

L’extraction sur les images thermiques brutes ou sur les images obtenues après la PCT dépend de la qualité des images acquises et dépend aussi de l’individu.

D’autres résultats d’extraction (**Figure 2.28**) ont également été obtenus sur d’autres volontaires d’âge et de couleur de peau différents.

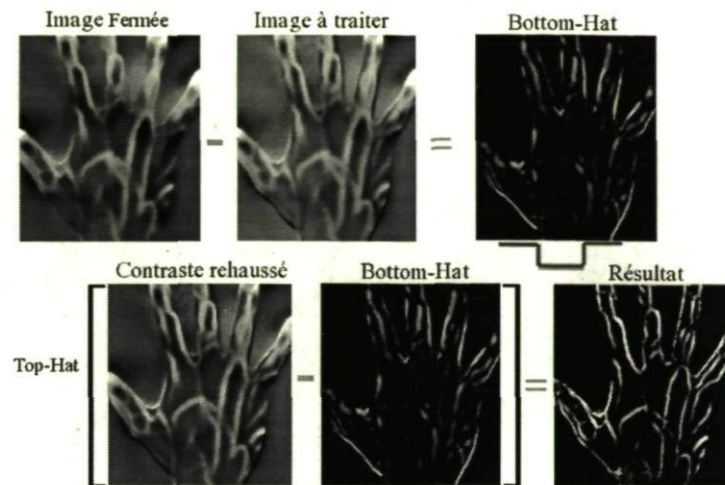


FIGURE 2.27 – Les dernières étapes de l’algorithme d’extraction de la signature veineuse.

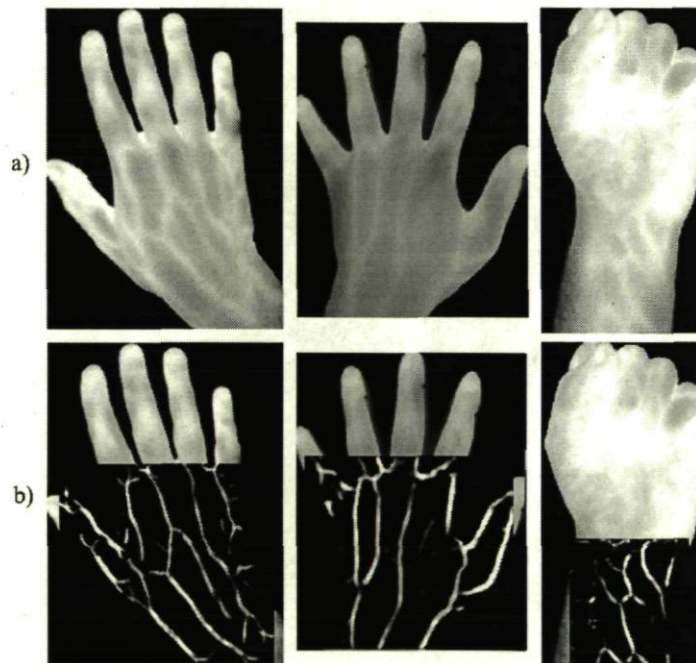


FIGURE 2.28 – Autres résultats d’extraction de la signature veineuse dans le moyen infrarouge sur différentes personnes de groupes ethniques différents. **Ligne a)** Images thermiques, **ligne b)** superposition des images thermiques avec les résultats d’extraction.

2.6 Conclusion

Le but global de ce chapitre est de visualiser la structure veineuse du dos de la main en se servant du rayonnement thermique naturel émis par la peau. Le contraste thermique entre les veines et le tissu voisin est élevé lorsqu'une légère pression est appliquée sur le bras à l'aide d'un brassard. En utilisant l'image d'amplitude de la FFT à la fréquence d'excitation choisie (0.03 Hz), nous avons pu obtenir des résultats de visualisation de la structure veineuse plus intéressants que si l'on se concentrait juste sur les images thermiques brutes. Contrairement à la TNDE appliquée aux matériaux, les images d'amplitudes de la main montrent des niveaux de contrastes plus significatifs que les images de phase. La PCT, quant à elle, nous renvoie une nouvelle projection des données thermiques dans un espace maximisant l'information spatiale, et par conséquent, élimine une grande partie du bruit ou de la redondance.

Nonobstant la bonne visualisation des veines sur ces images d'amplitude, le bruit y reste présent. En utilisant la diffusion anisotropique, une technique très répandue dans le traitement des images médicales, ainsi que certaines opérations morphologiques, nous avons pu lisser les images tout en conservant le contraste des veines pour en faire une extraction exhaustive.

L'apparent inconvénient de la visualisation de la signature thermique est qu'elle dépend de la température de la personne, de son état physique, ainsi que d'autres paramètres cités à la **Section 3.4.1**. Toutefois, nous devons signaler que les veines, même dilatées ou rétrécies dans l'environnement ou dans le temps, gardent une structure générale inchangée. De plus, pouvoir suivre le comportement thermique sur des pixels des veines peut nous donner des informations sur certaines pathologies ou anomalies ayant un lien direct avec la température corporelle.

Cette partie d'extraction de la structure veineuse dans le moyen infrarouge a été réalisée au début de ce travail de maîtrise avec la caméra thermique *Phoenix*. L'équipe infrarouge du LVSN s'est dotée par la suite d'une caméra opérant dans le NIR qui lui a permis d'obtenir de nouveaux résultats pertinents en exploitant d'autres paramètres hormis la température corporelle. C'est ce que nous verrons au **Chapitre 4**.

NB. : Les résultats de cette partie ont été présentés et publiés dans :

- *Using lock-in infrared thermography for the visualization of the hand vascular tree.*
N. Bouzida, H. Bendada, X.P. Maldague, J-M. Piau, M. Akhloufi, R. Mathieu, **2008**. In Vavilov, V.P., Burleigh, D.D.(Eds.), **Thermosense XXX** : Proceedings of the Defense and Security Symposium SPIE DS27, 6939, Orlando, Florida, USA, pp.69390O-69390O12.

- *Observation of the human body thermoregulation and extraction of its vein signature using NIR and MWIR imaging.*
N. Bouzida, H. Bendada, X.P. Maldague **2009**. In **Smart Biomedical and Physiological Sensor Technology VI**. SPIE Symposium on Defense, Security and Sensing. Paper 7313-22, 13-17, April, Orlando, Florida, USA.

Chapitre 3

Observation de la thermorégulation du corps dans l'Infrarouge Moyen

Ce chapitre présente une analyse de quelques aspects du système thermorégulateur du corps humain, que nous avons observés initialement lors des expériences présentées au chapitre précédent (Chapitre 2). Parallèlement, nous avons inclus dans ce présent chapitre une autre expérience que nous avons défini par stimulation du *cold-stress*, afin d'analyser le comportement thermique des mains au contact d'un objet froid (une plaque métallique). Ces deux analyses se retrouvent dans la première partie de ce mémoire, car elles constituent une application dans le domaine de l'infrarouge moyen. L'objectif de ce chapitre est de faire une évaluation qualitative et quantitative de la valeur de la thermographie infrarouge à la lumière des développements conjoints au niveau des instruments technologiques et au niveau des techniques pour l'analyse dynamique des variations de température. Nous montrons effectivement que cette étude est basée sur les résultats de ces deux différentes expériences traitant du fonctionnement du système thermique du corps humain pour prouver que la thermographie infrarouge est un outil objectif très utile pour des investigations médicales exploitant la thermophysologie du corps.

3.1 Introduction au système thermorégulateur du corps humain

Les êtres vivants suivent les variations de température du milieu ambiant et se mettent en équilibre calorifique avec ce milieu plus ou moins rapidement. Cela dépend de leur masse, leurs paramètres physiologiques, leur état psychique, etc. Les organismes terrestres font face quotidiennement à de grandes variations dans la température de leur environnement et dans l'intensité du rayonnement thermique direct provenant du soleil [34].

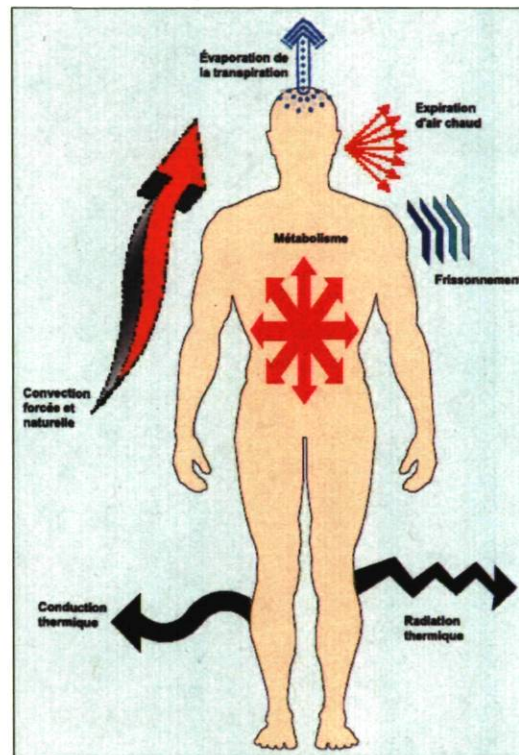


FIGURE 3.1 – La température de surface du corps est déterminée par l'équilibre entre la chaleur générée durant les dynamiques métaboliques et la perte de chaleur à travers la conduction thermique, la convection naturelle et forcée, le rayonnement, la transpiration et l'expiration. Source : [43].

Selon Pocock et Richards [63], la dégradation des enzymes et d'autres protéines cellulaires s'accélère avec des températures au-dessus de 42°C . Les détériorations des cellules se produisent dans des cas où la température corporelle s'élève jusqu'à ce niveau. En revanche, quand la température centrale (interne) du corps tombe au-dessous de 33°C ,

la régulation de température est altérée provoquant une perte de connaissance. Par conséquent, il existe une zone relativement étroite de températures dans laquelle le corps peut fonctionner *normalement*. Ainsi, il est nécessaire que la température corporelle interne, qu'on appelle *température-noyau* soit régulée. Ce processus est connu sous le nom de *thermorégulation* et est l'un des mécanismes homéostatiques importants du corps humain [63]. Par définition, l'homéostasie est la capacité que peut avoir un système quelconque à conserver son équilibre de fonctionnement en dépit des contraintes extérieures. En d'autres mots, l'homéostasie est cet équilibre dynamique qui maintient les êtres humains en vie.

Grâce à la relation étroite qu'il possède avec l'ensemble du corps, *l'hypothalamus* [79], une zone située au centre du cerveau, contrôle des fonctions multiples. L'hypothalamus contrôle la soif, la faim, la régulation de la température interne (par frissons et transpiration) ainsi que les fonctions respiratoires et cardiaques (rythme cardiaque et constriction des vaisseaux sanguins). Le corps d'un homéotherme [10] peut être divisé en **noyau** et **périphérie**. La température du noyau est maintenue dans une plage étroite indépendamment de la température ambiante, tandis que la température périphérique est fortement influencée par l'environnement [81]. L'être humain est homéotherme, c'est-à-dire que son équilibre thermique doit être assuré de manière permanente. Il est alors équipé d'un système thermorégulateur lui permettant de régler le transfert de chaleur avec l'environnement par divers mécanismes (**Figure 3.1**). La chaleur métabolique est produite à l'intérieur du corps. Elle est répartie à travers toutes les régions du corps grâce à la circulation sanguine, et est transférée à la surface par conduction [24].

Le noyau et la surface du corps s'échangent la chaleur d'une manière passive à travers un contact direct et aussi à travers la circulation sanguine périphérique contrôlée par la thermorégulation.

L'équation fondamentale du **rayonnement thermique** provenant d'un corps humain est donnée par l'équation Eq.1.3. En ce qui concerne la **conduction**, le transfert de chaleur dans le corps humain est donné par l'équation (Eq.3.1). La conduction est par définition l'écoulement de l'énergie calorifique des régions de température plus chaude (particules plus énergétiques) aux régions de basse température (particules moins énergétiques) [40].

$$P = \frac{Q}{t} = \frac{k A (T_{int} - T_s)}{d} [W] \quad (3.1)$$

Le calcul se fait en se basant sur la couche *graisse + peau* (voir Annexe D.2 pour les propriétés thermiques des différentes couches de la peau). On considère que la couche peau-graisse de la personne sur le dos de la main est d'environ $d = 2.8 \text{ mm}$ d'épaisseur [84]. Quant aux valeurs k et A , elles sont respectivement, la conductivité thermique

qui est égale à 0.3 W/mK et la surface du corps humain. Dans la littérature sur la physiologie, la surface typique d'un corps humain est égale à 1.8 m^2 . T_{int} et T_s sont respectivement les températures interne et surfacique du corps. La surface étant exposée à l'environnement et sa couche interne est de température ($35^\circ\text{C} = 308 \text{ K}$) qui est légèrement plus faible que la température noyau (37°C).

Pour le transfert de chaleur par **convection**, il est donné par l'équation suivante (Eq.3.2) [40] :

$$P = \frac{Q}{t} = h A(T_s - T_{env}) \quad [W] \quad (3.2)$$

La température T_{env} est la température ambiante. Le transfert de chaleur par convection naturelle dans l'air est donné par le coefficient de convection $h = 2 \text{ W/m}^2 \text{ K}$.

En résumé, la production de chaleur métabolique dans le noyau du corps est transférée à l'environnement à travers deux chemins. La voie prédominante est le transfert de la chaleur à la peau par le flux sanguin et la conduction thermique. Ceci est suivi du transfert de chaleur à partir de la peau à l'environnement par la convection, le rayonnement, l'expiration d'air chaud et l'évaporation de la transpiration.

À partir des trois équations de transfert de chaleur (rayonnement, convection et conduction), la température de surface du corps peut être modélisée en effectuant l'équilibre thermique sur la surface de la peau comme suit : $Energie_{in} - Energie_{out} = 0$, alors, sur une surface-unité : $\ddot{q}_{cond} - (\ddot{q}_{conv} + \ddot{q}_{ray}) = 0$.

Afin d'alléger les calculs pour l'estimation de la température de surface du corps, nous ne tenons pas compte de l'évaporation. D'autres exemples intéressants sur le calcul de l'équilibre thermique du corps humain incluant l'évaporation peuvent être trouvés sur le lien internet cité à la référence [75].

En utilisant les équations (Eq.3.1, Eq.3.2 et Eq.1.3), nous obtenons :

$$\frac{kA(T_{int} - T_s)}{d} = h A(T_s - T_{env}) + \epsilon\sigma A(T_s^4 - T_{env}^4) \quad (3.3)$$

Ceci peut être assez difficile pour le calcul de la température de surface T_s à cause du terme du 4^{ème} ordre du rayonnement thermique. Pour pallier à cela, nous pouvons linéariser la dernière expression en introduisant un coefficient de transfert de chaleur par rayonnement [40] :

$$\ddot{q}_{ray} = h_r A(T_s - T_{env}) \quad (3.4)$$

tel que le coefficient $h_r \equiv \epsilon\sigma(T_s + T_{env})(T_s^2 + T_{env}^2)$. En remplaçant cette expression

dans Eq. 3.3, nous obtenons l'équation Eq. 3.5

$$\frac{k(T_{int} - T_s)}{d} = h(T_s - T_{env}) + h_r(T_s - T_{env}) \quad (3.5)$$

Faisons la résolution de cette équation pour T_s . Nous obtenons l'équation Eq. 3.6

$$T_s = \frac{\frac{k T_{int}}{d} + (h + h_r)T_{env}}{\frac{k}{d} + (h + h_r)} \quad (3.6)$$

Le coefficient h_r est estimé avec des valeurs de $T_s = 305 \text{ K}$ et $T_{env} = 297 \text{ K}$. Cela nous renvoie une valeur de $h_r = 5.9 \text{ W/m}^2 \text{ K}$. En remplaçant toutes ces valeurs dans l'équation Eq. 3.6, nous aurons comme résultat $T_s = 307.2 \text{ K} \cong 34.05^\circ\text{C}$. Ce qui correspond aux différentes mesures affichées sur les images thermiques que nous avons acquises tout au long de ce travail.

La pléthysmographie [11] est une méthode non invasive utilisée pour évaluer le flux sanguin et ses variations dans des systèmes (organes) sains ou malades avec l'application d'une méthode appelée *occlusion veineuse* [11]. Cette technique a été conçue par Brodie et Russel en 1905 et a été employée pour la détection de thromboses veineuses pendant de nombreuses années [47]. Le but de cette méthode est de diminuer le retour veineux pendant quelques secondes sans interférer directement l'apport artériel. Puisque le sang agit en tant que véhicule d'échange thermique entre le noyau du corps et sa surface [63], cette technique a été utilisée comme première expérience dans cette partie du travail. Elle est dédiée à l'analyse de la réaction thermique du corps à ce genre de stimulation dynamique et ainsi, de pouvoir observer son système thermorégulateur.

De toutes les surfaces cutanées, celles des mains et du visage sont le plus souvent en contact direct avec l'environnement externe. Pour cette raison, elles jouent un rôle important dans l'échange thermique nécessaire pour la thermorégulation du corps. La deuxième expérience effectuée est d'observer la réponse thermique du corps après avoir été exposé à un environnement froid. Dans une étude dirigée par DeGroot et Kenney [17], la vascularisation cutanée se contracte pour réduire la perte de chaleur, et la production de chaleur métabolique augmente pour pouvoir maintenir la température interne à sa valeur centrale.

La circulation artérielle n'a pas seulement l'intérêt de transporter du sang (aliments, oxygène, etc.) du coeur aux cellules, aux tissus, et aux organes. Elle est importante aussi pour la régulation de la température du corps en cas de variations dans la température environnementale. En outre, quand l'environnement est chaud, les vaisseaux sanguins s'élargissent (**Figure 3.2**), le sang arrive au niveau de la peau et transfère sa chaleur qui sera dissipée. En revanche, quand l'environnement est froid, les vaisseaux sanguins

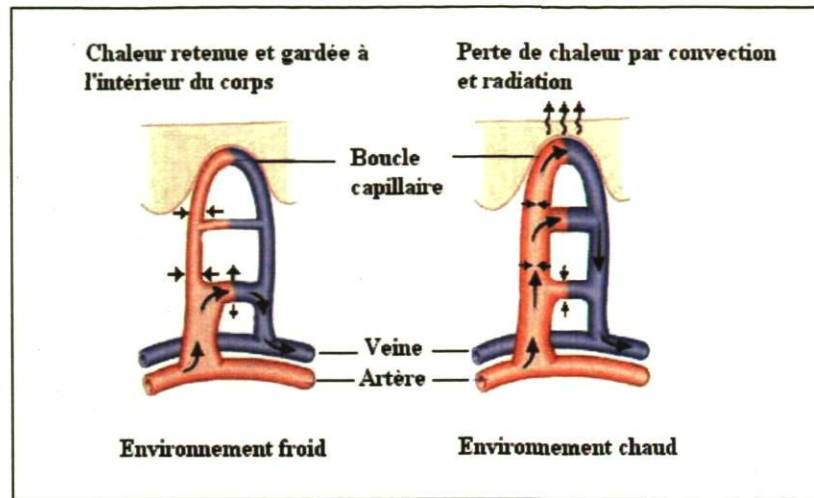


FIGURE 3.2 – Effet de la température de l'environnement sur le volume des vaisseaux sanguins superficiels et, par conséquent, sur la circulation sanguine. Source : [29].

dans la peau deviennent plus étroits. Ce qui limite la quantité de chaleur véhiculée par le sang à la surface de la peau [29].

Dans sa revue sur l'imagerie thermique médicale, Anbar [2] a déclaré que le comportement thermique anormal de la peau peut être manifesté par deux principaux points :

1. les changements anormaux de la distribution spatiale de température sur la surface de la peau et,
2. les changements anormaux du comportement dynamique, c'est-à-dire chauffage, refroidissement, etc.

3.2 Stimulations utilisées dans les deux expériences

L'intérêt de cette étude est d'observer les changements pouvant survenir après l'application de différentes stimulations. Les observations se font par la vérification de la distribution spatiale de température sur la main et du comportement thermique dynamique durant ces expériences.

Nous avons employé l'idée trouvée dans la littérature stipulant que le corps humain règle sa température en gardant un équilibre étroit entre son gain et sa perte en matière de chaleur. La thermographie infrarouge a été choisie comme méthode de visua-

lisation parce qu'elle nous permet d'obtenir un affichage de température d'un corps par la mesure quantitative des rayonnements thermiques venant de ce corps-même. Ceci se réalise en utilisant une caméra sensible dans l'infrarouge moyen. La formation de ces images thermiques offre l'avantage principal d'être robuste à une petite variation de température dermique. Elle permet l'extraction des valeurs de la température de surface en employant un ensemble de courbes de calibration. L'avantage des systèmes infrarouges comparés à d'autres méthodes de mesure de température [78] est de permettre des acquisitions simultanées d'un grand nombre de pixels dans un très bref délai. Un traitement des images en temps réel devient alors possible.

Pour cette partie de travail qui consiste à visualiser les propriétés thermophysiologicals sur la surface du corps, une caméra *Phoenix* de FLIR™ fonctionnant dans le moyen infrarouge (MWIR) est employée. Sa résolution spatiale est de 640×512 pixels et sa résolution thermique est de 20 mK à 25°C . L'étude a été conduite sur 12 sujets, âgés entre 25 et 35 ans (hommes et femmes avec différentes couleurs de peau) n'ayant aucune présence de symptômes ou d'antécédents cliniques.

Dans les deux stimulations (modulation du flux sanguin et exposition au froid), tous les sujets ont subi les mesures dans une salle avec une température ambiante de $(24 \pm 2^\circ\text{C})$. Il a été vérifié par d'autres études qu'un individu légèrement habillé peut être thermiquement confortable dans un environnement neutre avec des températures variant entre 20°C et 25°C [58]. Cette zone appelée *zone thermo-neutre* constitue une base pour les normes d'essais cliniques dédiés aux études consacrées à la thermographie infrarouge. Le contrôle des conditions d'acquisition de mesures reliées à la température du corps humain est très important. En effet, les réponses thermiques sur la surface corporelle suite aux changements dans la température ambiante peuvent altérer la quantité du flux sanguin partagée entre la musculature et la peau [58].

3.3 Observation de la thermorégulation par modulation du flux sanguin

Le système vasculaire est dynamique et réagit rapidement aux stimuli externes et internes. Ainsi, afin de créer un contraste de température sur l'image thermique de la main, une approche active de la thermographie infrarouge avec une excitation interne est effectuée. Cette expérience est basée sur la technique de *pléthysmographie* [11]. Un tensiomètre électronique utilisé pour surveiller la pression sanguine est d'abord modifié en intégrant une commande de pression dans le dispositif dans le but de choisir

l'amplitude, la fréquence et la forme de la stimulation (**Figure 2.4**). Les détails sur cette première expérience sont présentés au **Chapitre 2**. Le lecteur est avisé de s'y référer afin de comprendre le système expérimental utilisé, la pression exercée, la forme d'onde de l'excitation choisie ainsi que d'autres renseignements pertinents.

3.3.1 Résultats et analyse temporelle des profils thermiques sur les points des veines

Dans la première expérience de la modulation du flux sanguin, des observations ont été faites sur des pixels des images thermiques choisis au-dessus de la veine. Les comportements thermiques sont aussi analysés sur les pixels de la peau avoisinante. Ceux-ci seront pris comme référence. Cette modulation crée de faibles augmentations et diminutions périodiques du volume du sang veineux dans le tissu. Un contraste de température se crée ainsi entre les veines et la peau avoisinante. Ce contraste est par la suite capturé par la caméra infrarouge sous forme de rayonnement thermique et observé sur les images thermiques (**Figure 3.3(a)**).

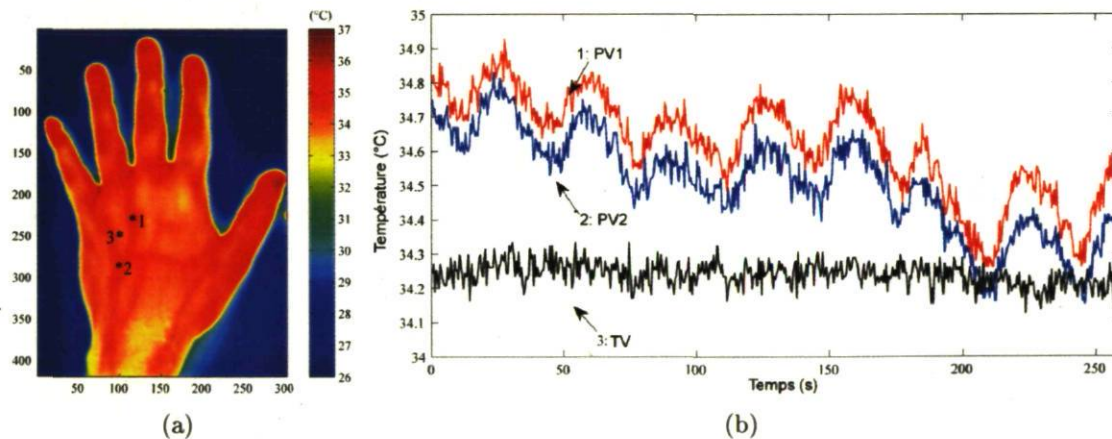


FIGURE 3.3 – a) Distribution des températures sur une image thermique couleur de la main stimulée avec une pression d'ondes sinusoïdales et, b) profil thermique dynamique sur 3 pixels de l'image thermique choisis sur 2 zones veineuses : les pixels 1 et 2 sont pris sur la peau juste au-dessus de la veine et le 3ème pixel choisi sur le tissu environnant. La modulation appliquée crée un profil thermique périodique exclusivement sur les pixels 1 et 2. Notons bien que ce profil d'ondes thermiques n'est pas observé sur le pixel de référence 3.

L'évolution temporelle de chaque pixel de l'image est extraite sous forme de vecteur

thermique sur un point de la veine (PV) ou sur le tissu voisin (TV) de N valeurs qui correspondent à la durée de l'expérience. Il est recommandé de choisir, dans certains cas, la moyenne des profils dans une région de la veine afin d'éviter de sélectionner des pixels représentant du bruit.

Les pixels de la veine choisis sur la main stimulée ont montré des profils d'ondes périodiques $VP1$ et $VP2$ en réponse à la pression périodique appliquée sur l'avant-bras (**Figure 3.3(b)**). En revanche, lors du choix de pixels de l'image situés sur le tissu voisin (TV), les profils ne représentent pas d'importantes variations thermiques dans le temps. Les images des profils thermiques, enregistrées du début jusqu'à la fin de l'expérience ont indiqué que, dû à cette pression, une légère baisse de température d'environ 0.3°C s'est produite sur les pixels de la veine. Cependant, sur la main non-stimulée (**Figure 3.4(b)**) aucune onde périodique n'est observée. En revanche, les profils thermiques sur les pixels de la veine ($VP1$, $VP2$) ont montré une augmentation de 0.4°C . Dans cette recherche, les observations sont effectuées exclusivement sur la main non stimulée ; cela signifie que l'augmentation de la température observée pourrait probablement être aussi présente sur d'autres parties du corps non étudiées dans ce travail.

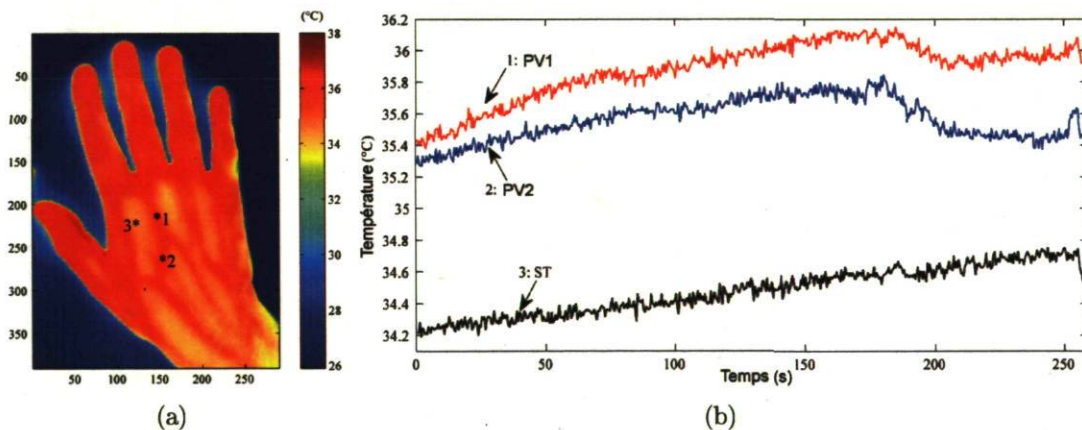


FIGURE 3.4 – a) Distribution de température sur une image thermique couleur de la main non stimulée et, b) profil thermique dynamique sur 3 pixels de l'image choisis sur 2 zones de la veine : les pixels 1 et 2 sont pris sur des points situés juste au-dessus de la veine, tandis que le pixel 3 est pris sur le tissu environnant. Noter l'augmentation de température afin de réguler l'équilibre thermique entre les mains stimulée et non stimulée.

Dans leur livre, Pocock et Richards [63] ont présenté des résultats de variations de température du corps (surface et noyau) subies lors de changements dans la température ambiante. Nous avons choisi quelques résultats typiques et les avons présentés sous

forme de tableau (**Tableau 3.1**). La zone thermo-neutre indiquée dans ce tableau est la gamme des températures ambiantes à laquelle un être humain ne doit pas activement régler sa température corporelle. Le taux d'énergie dépensée par son métabolisme est minimal [76]. Les mesures de température obtenues lors des différentes expériences sont en accord avec les résultats qu'ils ont présentés. Pour une température ambiante allant de 25°C à 29°C , les valeurs de la température sur la surface du corps varient entre 32°C et 34°C .

Température ambiante ($^{\circ}\text{C}$)	Température corporelle ($^{\circ}\text{C}$)	
	Température de la peau	Température rectale
23	31	36.7
25	32	36.8
27	33	36.9
Zone thermo-neutre	34	37
31	34.8	37.1

TABLE 3.1 – Les effets de la température ambiante sur la température rectale (température interne) et sur la température de surface sur des sujets adultes en bonne santé. Source : [63]. Nos résultats de mesure de température surfacique dans une chambre avec une température entre 24°C et 27°C sont semblables.

Il serait intéressant de préciser que le fait qu'on ait observé les effets périodiques de modulation principalement sur les pixels des veines renforce l'idée que ces dernières jouent un rôle majeur dans l'échange thermique. Elles sont responsables de la distribution de chaleur dans tout l'organisme. L'équilibre thermique, entre les deux mains, observé sur les pixels des veines est dû au processus thermorégulateur du corps qui tente d'ajuster la chaleur. Ainsi, il compense de manière permanente la perte provoquée par la modulation exercée.

Analyse fréquentielle du profil thermique sur un point de la veine lors de la modulation

Afin d'analyser le profil thermique représentant la variabilité de la température sur le pixel de la veine *VP1*, une analyse fréquentielle est développée. Trois gammes de fréquences ont été discernées dans le profil thermique : gamme de très basses fréquences (TBF, 0.01 à 0.04 Hz), gamme de basses fréquences (BF, 0.04 à 0.15 Hz), et une dernière de haute fréquence (HF, 0.15 à 0.3 Hz). Ces fréquences sont indiquées par des flèches dans la **Figure 3.5**. Comme le montre cette dernière figure, l'amplitude la plus prononcée correspond à la fréquence de modulation, soit 0.03 Hz.

D'après quelques travaux trouvés en littérature, les fréquences principales présentes dans le spectre correspondent à différents mécanismes physiologiques qui sont liés à la circulation sanguine générale du corps. L'étendue TBF, par exemple, correspond au mécanisme de thermorégulation du corps tandis que la BF correspond au mécanisme myogénique qui est un mécanisme provenant du muscle ([7], [21]). La fréquence de respiration et du contrôle parasympathique [69] se retrouve dans la région HF (0.15 - 0.3 Hz). Quant à la fréquence du rythme cardiaque ([26], [3]), elle s'étend entre (0.67 et 2 Hz).

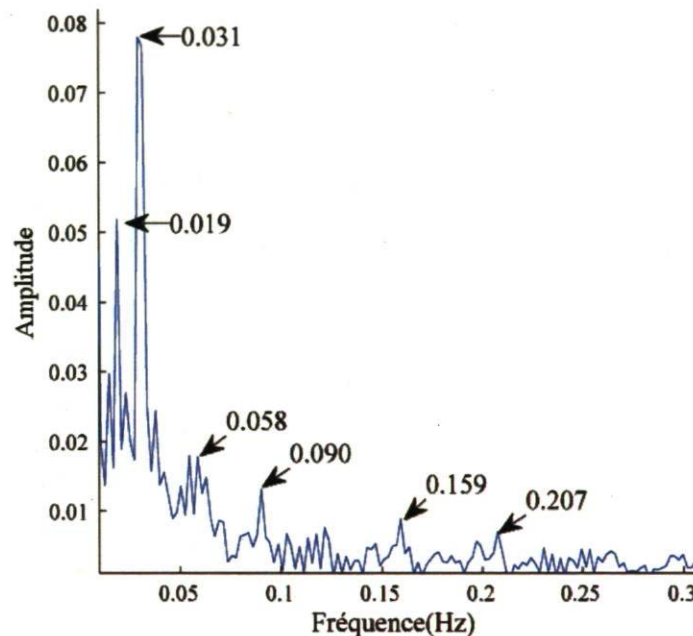


FIGURE 3.5 – Spectre de fréquences du profil thermique sur un point de la veine durant l'expérience de la modulation du flux sanguin. La stimulation étant effectuée à 0.03 Hz.

Analyse fréquentielle du profil thermique sur un point de la veine au repos

L'analyse fréquentielle a aussi été réalisée sur la même main, mais cette fois-ci, sans y avoir appliqué aucune excitation ou modulation du flux. On l'appellera *spectre de référence*. Ainsi, le spectre de référence de la **Figure 3.6** nous montre des plages fréquentielles quasi semblables à celles qui constituent le profil thermique lors de la modulation. Cependant, l'analyse fréquentielle au repos ne montre pas la fréquence principale de modulation de 0.03 Hz présente dans le spectre de la **Figure 3.5**. C'est évident et c'est bien le résultat attendu de cette analyse de référence.

En effet, les résultats de la **Figure 3.6** nous renvoient les fréquences correspondant aux mécanismes physiologiques déjà présentés plus haut. On retrouve ainsi la gamme de très basses fréquences (TBF, 0.012 à 0.052 Hz), la gamme de basses fréquences (BF, 0.052 à 0.153 Hz), et une dernière de hautes fréquences (HF, 0.153 à 0.3 Hz).

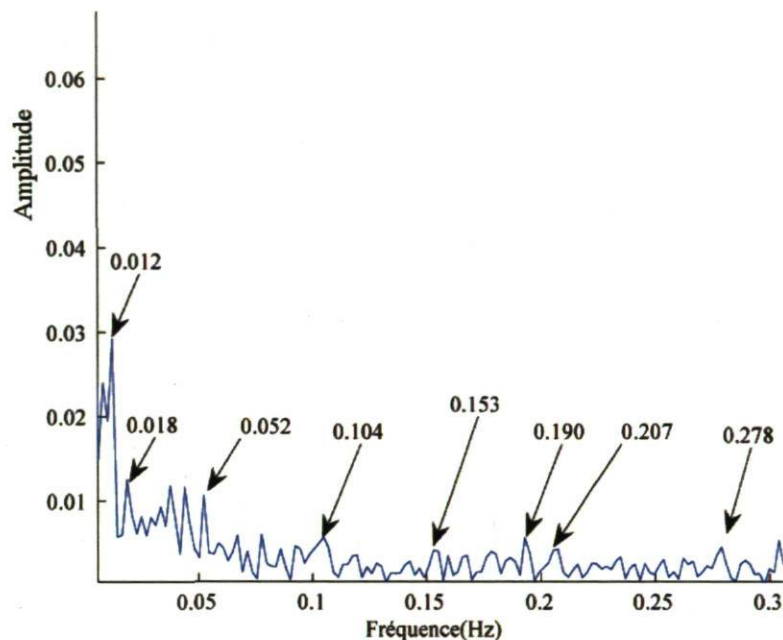


FIGURE 3.6 – Spectre de fréquences du profil thermique sur un point de la veine, sur une main n'ayant subi aucune modulation (au repos).

3.4 Observation de la thermorégulation après une stimulation au froid

Une deuxième expérience a été effectuée afin d'appuyer l'analyse faite dans la partie précédente, mais cette fois-ci en utilisant une excitation froide (**Figure 3.7**) au lieu d'exercer une pression sur le brassard.

Le but de cette deuxième investigation est d'observer la réaction du système thermorégulateur du corps humain après une exposition à un environnement plus froid que la surface corporelle. La main gauche est placée sur une surface métallique froide (13 °C) et une caméra infrarouge est utilisée pour visualiser les profils thermiques sur les pixels des veines sur les deux mains. Nous présentons sur **Figure 3.8** et **Figure 3.9** les résul-



FIGURE 3.7 – Photographie de la 2ème expérience : Exposition de la main gauche à une stimulation froide. La main est posée pendant 3 minutes sur une plaque métallique uniforme de température égale à 13°C .

tats observés sur deux individus (un homme et une femme). Ces deux figures illustrent les observations qui ont été réalisées avant et après l'exposition à cet environnement froid.

3.4.1 Résultats et analyse temporelle des profils thermiques sur les points des veines

La thermographie infrarouge fournit une description détaillée de la distribution de température sur le dos de la main **Figure 3.8** sur l'individu #1 et **Figure 3.9** sur l'individu #2. Chose qui est difficile à obtenir en utilisant d'autres moyens de mesure de température. La distribution de température sur les images est affichée entre 24°C (température ambiante) et 38°C correspondant à la température la plus élevée observée sur les images thermiques. La mesure de la température a été effectuée au cours d'une période de 3 minutes afin de voir la réaction locale immédiate du corps à ce genre de stimulation.

Les résultats obtenus sur deux individus ne sont pas très différents de ceux trouvés dans la première expérience réalisée par la stimulation par modulation du flux sanguin. Quatre profils thermiques sont tracés sur la **Figure 3.10**, deux sur la main stimulée et deux autres sur la main non stimulée de l'individu #1. Après une période d'environ 85 secondes, la température d'un pixel de la veine sur la main stimulée commence à diminuer tandis que la température de l'autre main augmente d'une manière presque instantanée. Nous avons retiré les mêmes observations sur l'individu #2 (**Figure 3.11**).

Comme mentionné dans [81], la sensibilité des réponses thermorégulatrices à la tem-

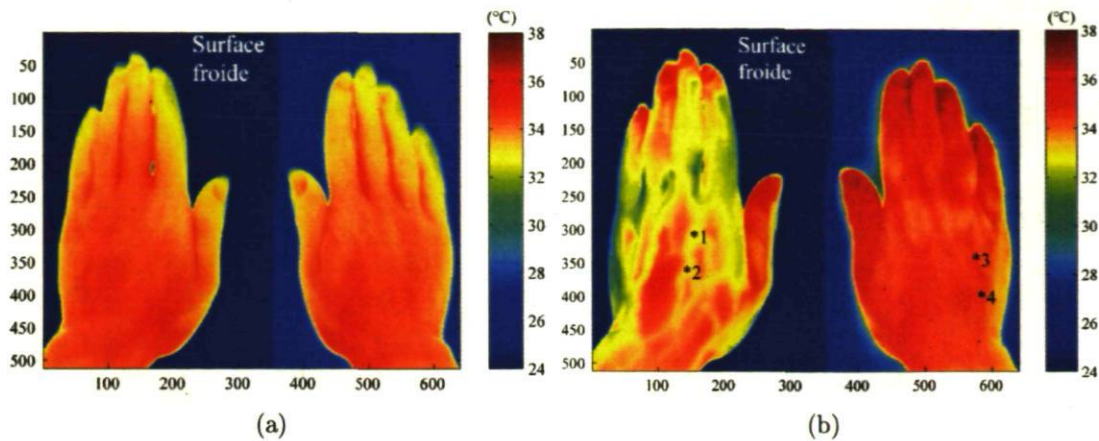


FIGURE 3.8 – a) Image thermique couleur avant l'application d'une excitation froide sur la main gauche, et b) Image thermique couleur après 3 minutes d'exposition au froid. Les pixels 1 et 2 sont choisis sur des régions de la peau juste au-dessus des veines après apparition du contraste entre la veine et le tissu voisin, provoqué par la stimulation. Les deux autres pixels (3 et 4) sont choisis sur une zone de la veine sur l'autre main qui n'est pas exposée au froid.

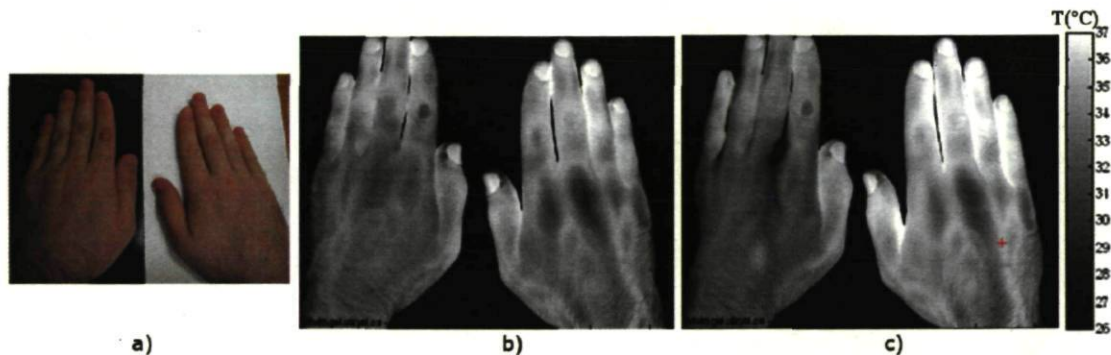


FIGURE 3.9 – a) Image visible : La main gauche est placée sur une surface froide, b) Image thermique avant l'exposition au froid et, c) Image thermique après l'exposition au froid. Deux pixels sont choisis au-dessus des courbes veineuses de la main gauche (croix en bleu) et sur la main droite (croix en rouge) afin d'analyser simultanément leurs profils thermiques durant l'expérience. Le *spot* sombre sur l'index gauche représente une différence de température par rapport au tissu voisin à cause de l'épaississement de la peau (un durillon).

pérature centrale permet au système thermorégulateur d'ajuster la production et la perte de chaleur pour résister à des perturbations dans la température centrale. En conséquence, ce processus a commencé à compenser cette perte instantanément suivant quelques secondes de stimulation froide. Cependant, les images thermiques ont démon-

tré que la température sur les extrémités des doigts augmente pendant l'exposition prolongée au froid, ce qui correspond aux observations faites par Runova et Mukhina [70].

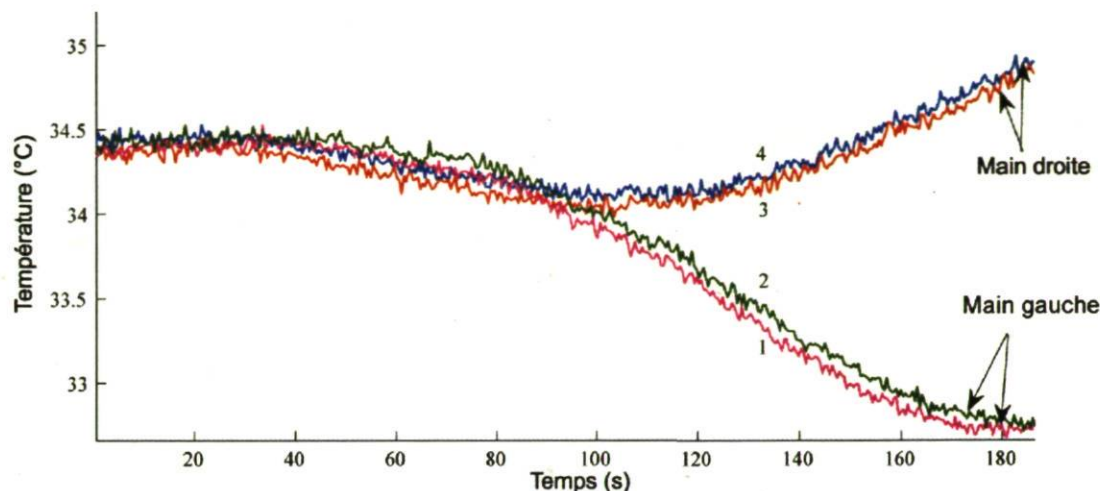


FIGURE 3.10 – Les profils thermiques sur 4 pixels de la veine sur les deux mains de l'individu #1. Les pixels 1 et 2 sont choisis sur une région de la peau juste au-dessus de la veine après apparition du contraste entre la structure veineuse et le tissu environnant provoqué par l'exposition au froid. Les deux autres pixels (3 et 4) sont choisis toujours sur une veine, mais cette fois-ci sur la main non exposée au froid.

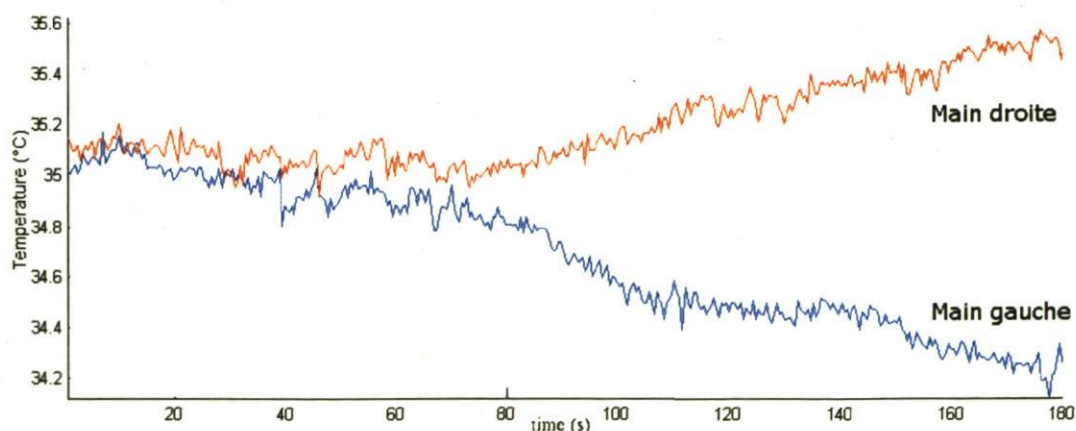


FIGURE 3.11 – Deux profils thermiques obtenus sur des pixels de veine de deux mains pendant 3 minutes sur l'individu #2. Notez l'équilibre thermique entre la main gauche, qui est exposée au froid et la main droite.

Protocoles à prendre en considération

Quelques exemples de protocoles à prendre en compte lors de l'acquisition d'images thermiques sur des individus sont :

1. La température de la salle.
2. Durée d'acclimatation du corps à cette température.
3. Le type de matériel utilisé et le type de revêtement du sol (tapis, plancher).
4. Le type de chauffage ou climatiseur utilisé.
5. L'utilisation de lotions ou cosmétiques sur la peau.
6. La médication ou boisson prises avant l'expérience.

3.5 Conclusion

Nous avons démontré dans ce chapitre que la thermographie infrarouge est un outil de premier ordre lorsque l'on veut investiguer le comportement physiologique du corps humain. Cette technique a prouvé son utilité pour l'affichage des valeurs thermiques de la peau qui joue comme l'échangeur de chaleur principal du corps. Elle a révélé sa capacité d'observer dynamiquement la réponse thermorégulatrice de la peau suite à différentes stimulations, internes ou externes.

Un des avantages de cette méthode de visualisation consiste en son aspect non-invasif. Elle peut être utilisée pour aider les cliniciens dans la localisation des veines lors d'injections intraveineuses. L'imagerie infrarouge permet effectivement à l'observateur de *voir* la chaleur, procurant des images très précises des changements de température invisibles à l'oeil nu.

La réponse thermographique de la peau aux stimulations comme l'exposition au froid et la modulation du flux sanguin est caractérisée par des profils thermiques. Ces vecteurs sont choisis sur quelques pixels au-dessus des veines et reflètent l'équilibre dynamique entre la production et la perte de chaleur. Cet équilibre est très important puisque c'est une forme de résistance contre des perturbations dans la température interne du corps. En outre, les deux stimulations exercées nous ont aidés à mieux visualiser les veines grâce au contraste de température créé entre ces dernières et le tissu environnant. Des outils de traitement d'images ont été utilisés pour extraire la structure de ces veines pour une autre partie du travail consacrée à la biométrie de la signature veineuse du dos de la main (voir **Chapitres 2 et 4**).

Les résultats ont démontré la capacité du système thermorégulateur à réagir aux excitations externes. En effet, après quelques secondes, une augmentation thermique est observée sur la main non stimulée. L'analyse effectuée est pertinente pour la raison que les comportements temporel et spatial obtenus par la thermographie infrarouge pourraient être employés pour détecter certaines affections. Nous citons comme exemple les maladies causées par la mauvaise thermorégulation comme l'hyperthermie du sein [1] ainsi que les malformations au niveau des mains et des doigts comme la maladie de Raynaud et les désordres musculaires [30]. Ces anomalies sont provoquées par un dysfonctionnement thermique (vasodilatation augmentée ou vasoconstriction inhibée).

NB. : Les résultats de ce chapitre ont été publiés dans *Journal of Thermal Biology*, Elsevier :

– *Visualization of Body Thermoregulation by Infrared Imaging.*

N. Bouzida, H. Bendada, X.P. Maldague. **Journal of Thermal Biology**, Elsevier, 2009. Volume(34), pp. 120-126.

– *Observation of the human body thermoregulation and extraction of its vein signature using NIR and MWIR imaging.*

N. Bouzida, H. Bendada, X.P. Maldague 2009. In **Smart Biomedical and Physiological Sensor Technology VI**. SPIE Symposium on Defense, Security and Sensing. Paper 7313-22, 13-17, April, Orlando, Florida, USA.

Troisième partie

Exploration du Proche Infrarouge (NIR)

Chapitre 4

Visualisation et extraction de la signature veineuse dans le Proche Infrarouge (NIR)

Ce quatrième chapitre constitue une autre étude faisant partie de ce travail qui est consacrée à l'application de la vision infrarouge pour la visualisation de la structure veineuse de la main. Mais cette fois-ci, sans avoir recours à la nature thermique du corps humain. Nous avons plutôt exploité une autre particularité qui est l'absorption du sang de certaines longueurs d'onde du NIR. Nous verrons dans ce chapitre pourquoi cette portion du spectre est intéressante pour l'élaboration d'un système biométrique basé sur la structure veineuse. La méthode d'acquisition sera par la suite présentée ainsi que des résultats de visualisation par réflexion (dos de la main) ou par transmission (réseau veineux digital).

4.1 Introduction

La zone du proche infrarouge se situe dans le spectre électromagnétique (**Figure 1.3**) entre la bande visible et celle du moyen infrarouge. Elle a été définie par *The American Society for Testing and Materials (ASTM)* comme la région spectrale s'étendant entre 780 et 2500 nm. Cependant, la majorité des travaux utilisant ces ondes pour des applications biométriques et médicales est effectuée entre 780 et 950 nm.

Les principaux chromophores³ 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 4.1**. Comme indiqué sur cette figure,

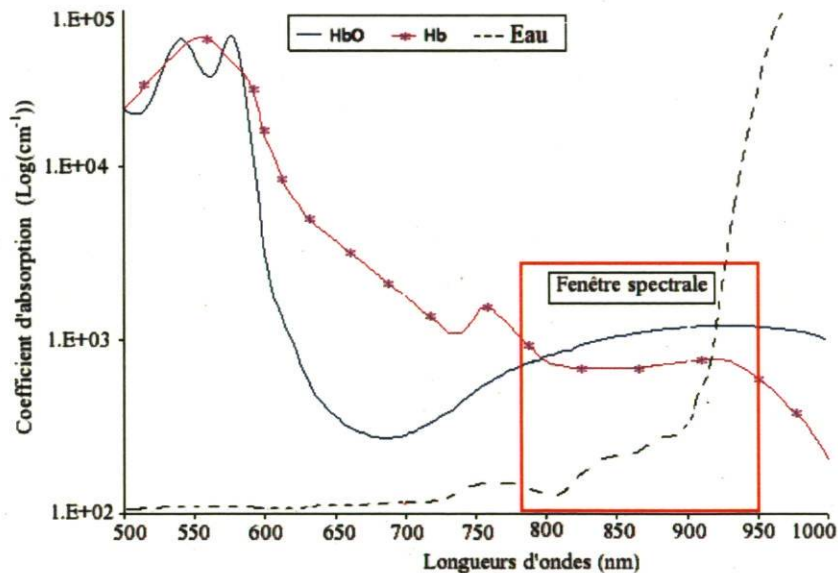


FIGURE 4.1 – Courbes des coefficients d'absorption dans le sang vs longueurs d'onde. La fenêtre spectrale est représentée par le carré en rouge. Source : [87]

la fenêtre spectrale appelée aussi par le terme "fenêtre optique", fréquemment utilisée en clinique, s'étend approximativement entre 780 et 950 nm. 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 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

3. 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.

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 [87].

L'absorption de la lumière NIR dans la fenêtre spectrale est faible pour l'eau. Rappelons que le tissu humain (peau, graisse sous-cutanée, etc.) est constitué de 70 % d'eau et le plasma qui occupe 40 % du sang est constitué de 95 % d'eau. 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 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 [55] 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 [87].

Quand la peau est éclairée avec des illuminateurs 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. Comme mentionné plus

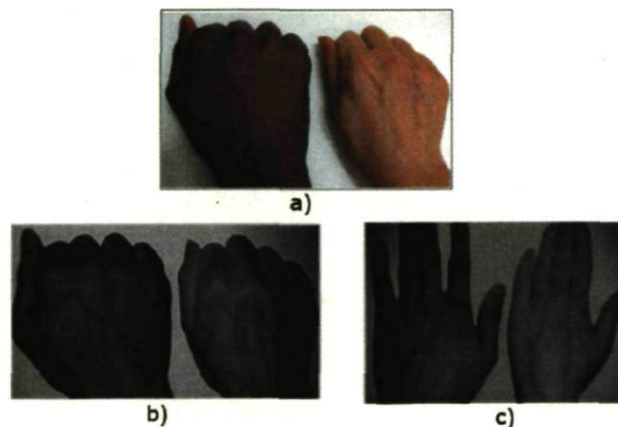


FIGURE 4.2 – Visualisation des veines sur deux mains de différentes pigmentations, a) Dans le spectre visible, b) et c) Dans le spectre du proche infrarouge (850 nm), suite à une illumination à cette même longueur d'onde.

haut, l'hémoglobine et la pigmentation telle que la mélanine sont les chromophores dominants de la peau. À cause de l'absorption importante des longueurs d'onde 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 (**Figure 4.2**).

Cette lumière peut être alors exploitée pour étudier les couches du derme et de l'épiderme (voir une coupe de peau dans l'Annexe D.1). Ce qui nous amène à utiliser la région du NIR pour l'extraction de la structure veineuse de la main en nous basant sur cette caractéristique.

4.2 Différentes applications utilisant la lumière du NIR

Plusieurs avantages sont obtenus de la visualisation dans le proche infrarouge. Citons comme exemples :

- La technique est non-destructive et non nocive ;
- La non-préparation de l'échantillon à analyser (dilution, échauffement, etc.) ;
- La visualisation est rapide et surtout peu onéreuse comparée à d'autres techniques d'inspection ;
- Possibilité d'analyser des produits dangereux (toxiques) à distance ou des organes internes du corps (en se servant de sondes à fibres optiques) ;
- Matériel portable pour le contrôle industriel ou la surveillance.

Ces nombreux avantages de la visualisation dans le NIR ont contribué à ce qu'elle soit exploitée d'une manière fréquente dans plusieurs industries (**Figure 4.3**). En effet, les avancées techniques, informatiques et les développements croissants dans le domaine de la chimométrie ont suscité l'intérêt pour cette technique comme choix robuste des procédures de contrôle. Elle est utilisée pour la vérification et l'identification des matières premières ainsi que pour l'assurance de la qualité des produits. De plus, la technique d'inspection dans le proche infrarouge s'est montrée très efficace pour l'évaluation de la concentration des produits que ce soit dans le domaine de la chimie, dans le domaine pharmaceutique, clinique, ou dans l'agro-alimentaire. Ce dernier était le premier secteur qui a initié l'inspection des produits dans le proche infrarouge.

4.2.1 Applications dans le domaine médical

L'utilisation de la lumière proche infrarouge pour des applications cliniques a été initiée en 1988 par les travaux de Cope et Delpy [14]. Leurs travaux sur la mesure de l'oxygénation dans le cerveau des bébés prématurés ont eu des résultats de grande im-

portance. Nous trouvons dans la littérature plusieurs autres travaux qui exploitent la lumière proche infrarouge pour des fins de diagnostic médical ([20], [87], [65]). Les plus grands développements de cette technique dans le domaine biomédical ont commencé durant les années 90. En se servant de stimulations dans cette région spectrale, des solutions à des problèmes dans des axes de recherche incluant la radiologie cardiovasculaire, l'imagerie cérébrale, et l'oncologie ont été validées. Ceci a permis aux cliniciens de faire des diagnostics non invasifs afin d'éviter, dans certains cas, des chirurgies ou biopsies. De plus, comparée au rayonnement par Rayons X, la stimulation optique dans le NIR est un rayonnement non nocif aux tissus biologiques. Cette méthode de visualisation a été développée et sa technologie a été adaptée à de nombreuses applications médicales ([64], [8], [20]).

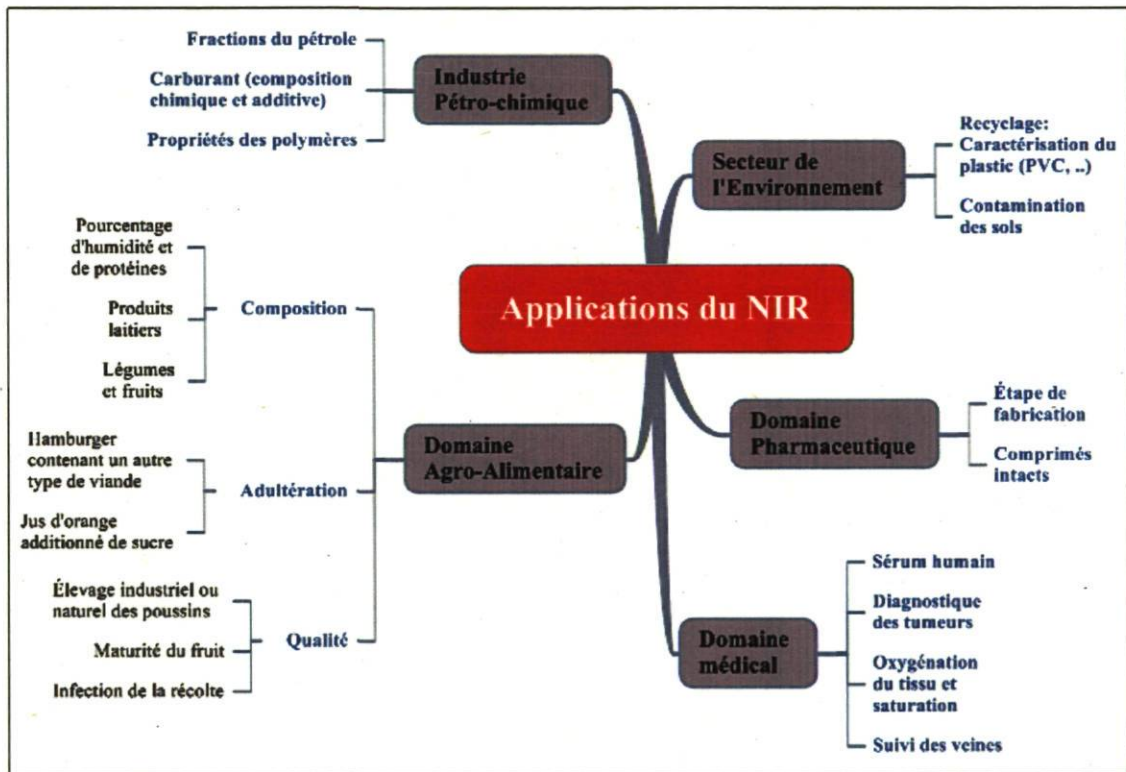


FIGURE 4.3 – Schéma de quelques applications du NIR. Tracé avec MindManager™ en se basant sur un tableau dans [8].

4.2.2 Applications en identification et sécurité

L'identification des individus pour des raisons de sécurité est une technique qui est de plus en plus optimisée grâce aux récents développements technologiques. La solution la plus évidente pour l'amélioration de la sécurité est l'identification des paramètres propres à chaque individu. Les systèmes biométriques de contrôle d'accès effectuent cette identification en mesurant des caractéristiques physiologiques ou comportementales [46], [33]. Parmi ces caractéristiques physiologiques, les traits biologiques du sujet sont utilisés dont récemment l'empreinte veineuse. Sa fonction principale est d'empêcher l'accès non autorisé à un éventail d'articles tels que des ordinateurs, bâtiments, argent et armes, réduisant ainsi les crimes et augmentant la sûreté.

4.2.3 Autres domaines d'applications

Dans un siècle où l'environnement est devenu l'une des préoccupations majeures de nos sociétés, le proche infrarouge est utilisé et exploité d'une manière continue dans le tri et le recyclage des polymères pour les produits de grande diffusion [8]. En se servant de méthode d'analyse chimométrique, le plastique est séparé en temps réel et collecté dans différents conteneurs. Le proche infrarouge permet aussi la caractérisation des produits naturels ou synthétiques, de la concentration modifiée de certaines boissons et la détection d'altérations (fraudes) consistant par exemple à rajouter une substance comme la mélamine au lait ou à d'autres produits alimentaires. Les entreprises du textile et de la teinture du cuir ont elles aussi inséré il y a quelques années des méthodes d'inspection opérant dans le NIR [68], [13].

4.3 Description du système d'acquisition

Les expériences pour cette 2ème partie de visualisation ont été effectuées avec une caméra Phoenix PC-1280/M par Mutech Corp. C'est une caméra monochrome de haute résolution (1280 × 1024 pixels) utilisant une interface USB 2.0 standard. Elle permet d'obtenir des images au format de 8 ou 10 bits. Elle est à faible coût et consommation de puissance et surtout facile à manier grâce à sa petite dimension. Nous avons retiré le filtre coupe-infrarouge de devant la matrice CMOS de la caméra afin de pouvoir mesurer la lumière du proche infrarouge. L'interface standard USB 2.0 est capable de transférer des données à 480 Mbps. La caméra est *Plug-n-play* et supporte les systèmes Windows 2000/XP. On a utilisé cette caméra avant tout pour sa grande sensibilité dans le spectre

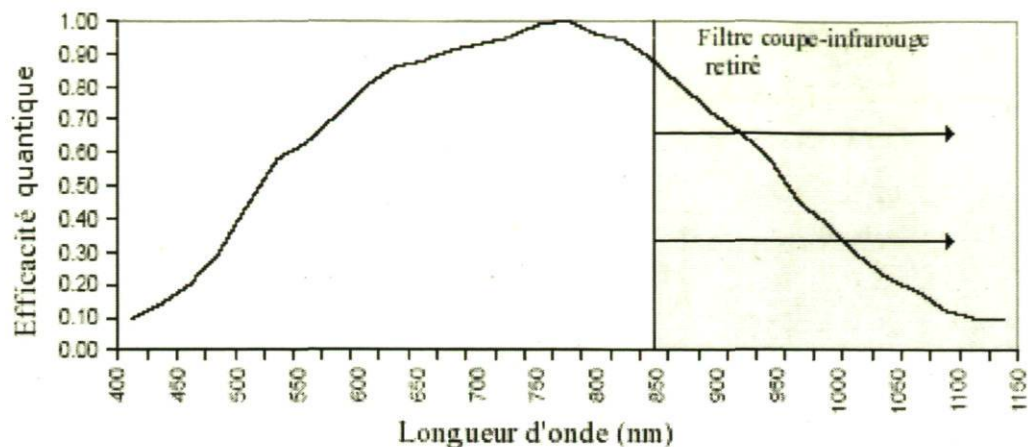


FIGURE 4.4 – Réponse spectrale de la caméra Phoenix PC-1280 de Mutech. Source [56].

du proche infrarouge. La **Figure 4.4** montre la réponse spectrale dans la zone du visible et du NIR du capteur CMOS qui est inclus dans la caméra.

Afin de capter seulement le NIR, nous avons inséré un filtre coupe-visible entre la lentille et la matrice CMOS de la caméra. Les filtres empêchant la lumière visible d'atteindre le capteur sont des filtres commercialement disponibles (off-the-shelf) et sont généralement de type Passe-Haut (HP pour High-Pass). Ces filtres atténuent les longueurs d'onde courtes (du visible) jusqu'à 700 nm et transmettent ou laissent passer les longueurs d'onde au-delà du visible (infrarouge proche et longueurs plus élevées). La **Figure 4.5** illustre le système d'acquisition d'une des expériences effectuées dans cette partie de visualisation dans le NIR. L'exemple de visualisation de la signature par transmission de lumière est choisi pour résumer cette technique.

Ce qui se produit durant cette expérience, c'est qu'un faisceau de lumière NIR provenant d'un projecteur à LEDs illumine la main. Pour cette partie, on s'est procuré trois illuminateurs : un projecteur émettant à la longueur d'onde de 850 nm de faisceau assez large pouvant illuminer la totalité du bras et deux petites lampes (Flashlight) de faisceaux étroits. Les Flashlights possèdent 16 LEDs infrarouges chacune (**Figure 4.6**). Celle qui projette les longueurs d'onde de 850 nm a une puissance de 720 mW . Pour l'autre lampe projetant la lumière à la longueur d'onde de 940 nm , elle a une puissance de 1280 mW .

Les résultats présentés dans cette partie sont obtenus en majorité avec une illumination dans les longueurs d'onde de 850 nm . La sensibilité de la caméra est beaucoup plus importante pour cette lumière que pour la longueur d'onde de 940 nm (**Figure 4.4**).

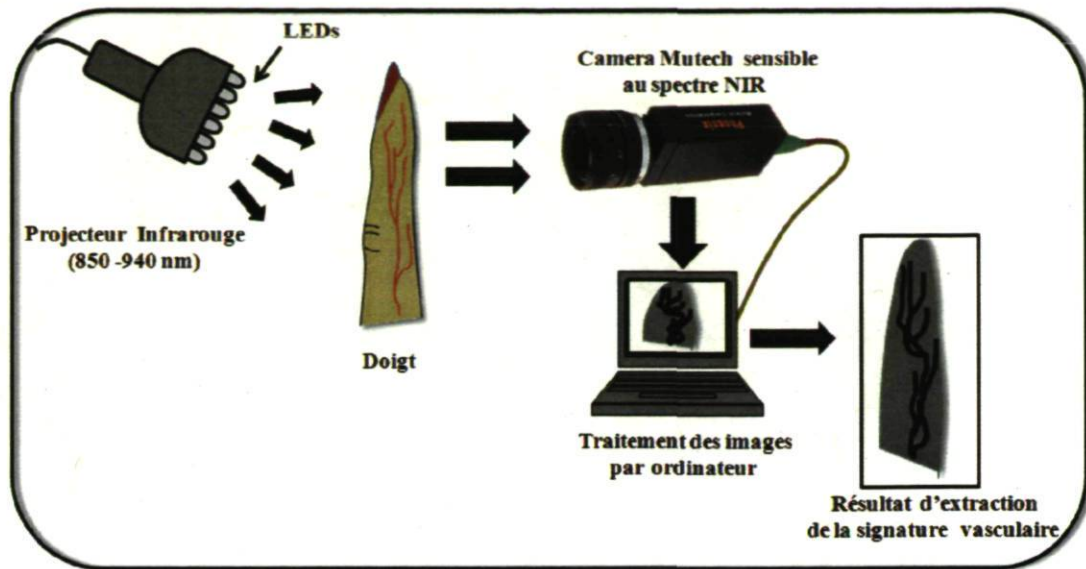


FIGURE 4.5 – Système d’acquisition pour la visualisation des veines dans le proche infrarouge. Exemple de lumière NIR **transmise** à travers les doigts. Cette lumière est absorbée par l’hémoglobine dans le sang. Par conséquent, les veines paraissent plus sombres que les autres régions.

En effet, les images obtenues avec l’illumination par le projecteur de 850 nm présentent un meilleur contraste, malgré la puissance élevée du projecteur à 940 nm.



FIGURE 4.6 – Illuminateur infrarouge Flashlight émettant à la longueur d’onde de 850 nm. Il est Composé de 16 LEDs infrarouges, d’une puissance totale de 720 mW.

La lumière envoyée par la petite lampe à 850 nm est partiellement absorbée, diffusée, réfléchie ou transmise, selon la couche du tissu analysée (**Figure 4.7**). La lumière réfléchie ou transmise est capturée par la caméra.

4.4 Différents modes d'acquisition

Il y a deux méthodes employées pour capturer les images représentant la structure des veines dans le proche infrarouge. Après plusieurs acquisitions, on a constaté qu'une meilleure visualisation sur le dos de la main se fait par *réflexion* de lumière. Ceci est dû à l'épaisseur et à la surface du dos de la main. Quant à la visualisation du réseau veineux digital, elle est meilleure lors de la *transmission* de cette lumière à travers les doigts.

D'après l'article de Reich [65], trois (3) types d'acquisition peuvent être effectués pour inspecter un spécimen dans le proche infrarouge : par transmission, par réflexion diffuse et par transflexion (**Figure 4.7**). Ce dernier type rassemble les deux premiers modes à la fois. La différence entre le mode par transflexion et le mode par réflexion est que dans le premier mode l'échantillon n'est pas la source de la ré-émission, 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 [62]. Alors que pour le mode par réflexion, l'échantillon est lui-même la source de ré-émission. Le mode de stimulation approprié pour effectuer des recherches dans le NIR est défini par les propriétés optiques spécifiques à chaque échantillon.

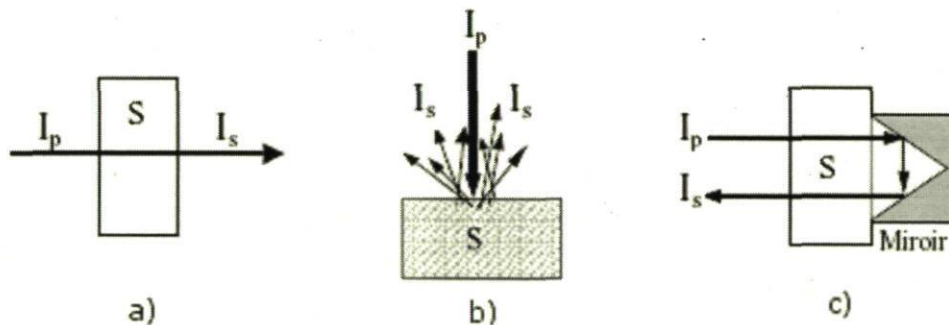


FIGURE 4.7 – Les modes d'acquisition dans le proche infrarouge : (a) Transmission, (b) Réflexion diffuse et (c) Transflexion. Source : [62].

4.4.1 Mode par réflexion de lumière

Dans le cas du mode par réflexion, l'illuminateur infrarouge de type FlashLight émettant à la longueur d'onde de 850 nm et la caméra sont placés du même côté par rapport à la main. La lumière réfléchi à partir de la surface de cette dernière

est capturée par la caméra sensible à cette longueur d'onde. Nous avons choisi deux résultats de visualisation dans le NIR par réflexion de lumière. La **Figure 4.8** montre

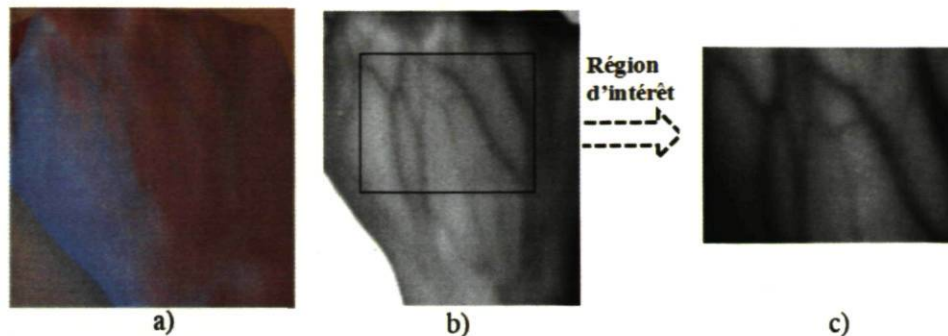


FIGURE 4.8 – Visualisation des veines sur le dos de la main par **réflexion** de lumière avec un illuminateur de 850 nm . a) Image visible, b) Image représentant la structure veineuse sur le dos de la main dans le proche infrarouge et c) Région d'intérêt.

un exemple de la structure veineuse sur le dos de la main, et la **Figure 4.9** est un autre exemple de visualisation, mais cette fois-ci sur la face antérieure du poignet.

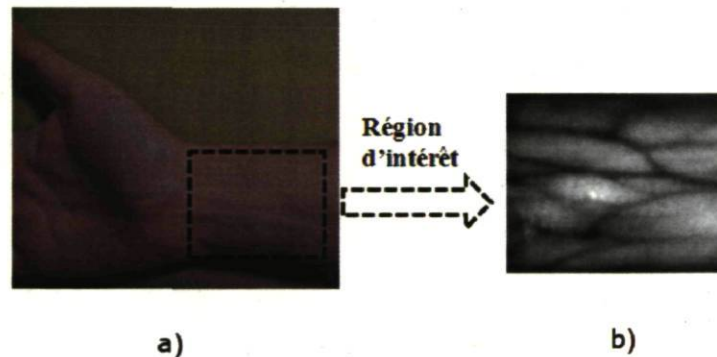


FIGURE 4.9 – Visualisation des veines sur le poignet par **réflexion**. Stimulation optique avec un illuminateur infrarouge de 850 nm . a) Image visible, et b) Structure veineuse du poignet dans le proche infrarouge.

4.4.2 Mode par transmission de lumière

Dans ce mode, les doigts sont placés entre la caméra et l'illuminateur infrarouge FlashLight de 850 nm . La lumière traverse les doigts après des diffusions successives. Nous avons placé l'illuminateur à un angle de 45° par rapport à la surface de la main

afin d'empêcher la lumière de passer directement entre les doigts vers la caméra (voir **Figure 4.5** pour le système d'acquisition). Nous évitons ainsi d'obtenir des saturations locales dans les images. **Figure 4.10** montre un exemple typique de la visualisation

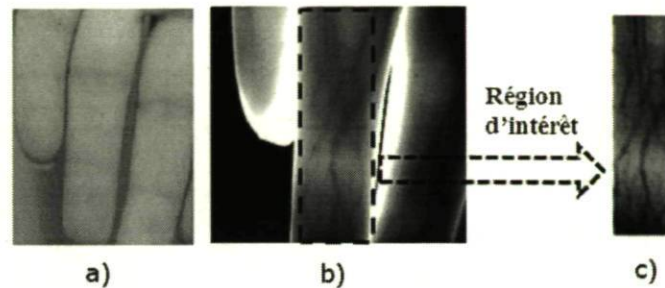


FIGURE 4.10 – Visualisation des veines sur les doigts par **transmission**. Les doigts sont placés entre la caméra et la stimulation optique de 850 nm. a) Image visible, b) Structure des veines dans les doigts visualisée dans le proche infrarouge et c) Région d'intérêt du doigt.

après transmission de la lumière à travers les doigts. La **Figure 4.11**, quant à elle, est

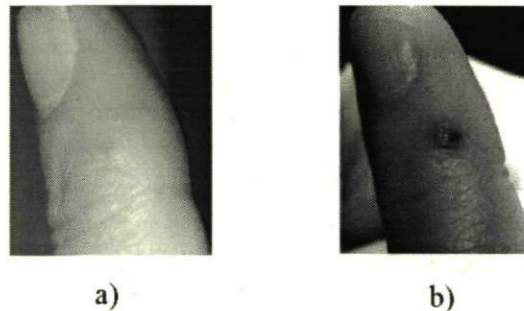


FIGURE 4.11 – Exemple d'anomalie due à une mauvaise circulation du sang. a) Image visible où l'on voit à peine l'anomalie, et b) Image dans le proche infrarouge sur un doigt avec présence d'une petite région (spot) sombre correspondant à une coagulation du sang.

l'image d'un doigt avec présence de sang coagulé pendant plusieurs années (d'après le volontaire). Ce sang coagulé est visible sous forme de *spot noir* sur l'image du proche infrarouge.

4.5 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 l'illumination. Un pré-traitement d'images est alors indispensable afin d'éliminer au maximum ces paramètres pour n'en garder que l'arbre vasculaire caractéristique à chaque personne. 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.

4.5.1 Normalisation de la lumière dans l'image

Étant donné l'utilisation de stimulation optique pour créer le contraste des veines dans le proche infrarouge, les images enregistrées souffrent de non-uniformité de l'illumination. Afin de rendre l'effet de l'illumination sur l'image plus uniforme, nous avons utilisé un algorithme basé sur la normalisation de la moyenne et de la variance locales de l'image. Ceci est aussi utile pour éliminer l'effet d'ombre sur certaines images. La valeur de l'écart type nous indique le niveau de la distribution de l'intensité de lumière à travers toute l'image. Hong *et al.* [36] ont été les premiers à utiliser cette technique pour la normalisation des images d'empreintes digitales.

Soit $I(x, y)$ l'intensité en niveaux de gris du pixel (x, y) . μ et σ^2 sont respectivement la moyenne et la variance d'une image de taille $A \times B$. Ces deux valeurs sont calculées comme suit (Eq.4.1 et Eq.4.2) :

$$\mu = \frac{1}{A \times B} \sum_{x=0}^{A-1} \sum_{y=0}^{B-1} I(x, y) \quad (4.1)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{A \times B} \sum_{x=0}^{A-1} \sum_{y=0}^{B-1} (I(x, y) - \mu)^2 \quad (4.2)$$

L'image normalisée $J(x, y)$ est donnée par les opérations de l'équation Eq.4.3. Les valeurs μ et σ sont la moyenne et la variance locales dans chacune des fenêtres de voisinage du pixel (x, y) traité. Elles sont estimées en utilisant un *Kernel* gaussien sur une fenêtre

de voisinage 5×5 .

$$J(x, y) = \begin{cases} \mu_d + \sqrt{\frac{\sigma_d^2 \cdot (I(x, y) - \mu)^2}{\sigma^2}}, & \text{si } I(x, y) > \mu \\ \mu_d - \sqrt{\frac{\sigma_d^2 \cdot (I(x, y) - \mu)^2}{\sigma^2}}, & \text{Sinon} \end{cases} \quad (4.3)$$

La fonction $S = \text{stdfilt}(I, Nhood)$ sous l'environnement *MatLab* effectue aussi l'estimation de l'écart-type local d'une image où la valeur $Nhood$ représente la matrice du voisinage choisi. $Nhood$ est dans notre cas une matrice unité de 5×5 . Les valeurs μ_d et σ_d^2 , quant à elles, sont respectivement la moyenne et la variance désirées après normalisation. Dans le cas de nos images obtenues dans le proche infrarouge, nous avons choisi la moyenne et la variance désirées comme étant la moyenne et la variance totale de l'image d'origine.

La **Figure 4.12** montre un exemple de filtrage effectué pour régler la non-uniformité de la lumière dans les images prises sur le poignet de la main, dans le proche infrarouge. Dans cet exemple, la valeur désirée de la variance a été réglée à $\sigma_d^2 = 80$ et celle de la moyenne à $\mu_d = 124$.

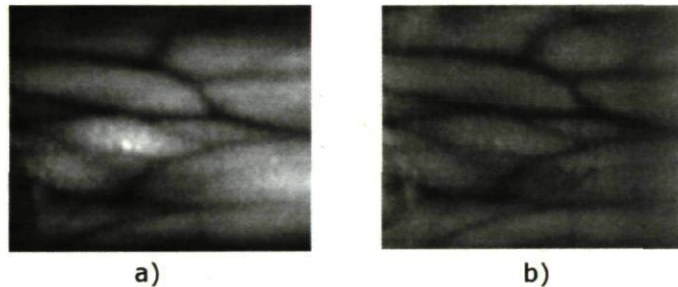


FIGURE 4.12 – Normalisation de l'illumination dans l'image. a) Image originale du poignet de la main. On remarque la non-uniformité de la lumière surtout dans des régions de structure osseuse ou musculaire (région bombée), et b) Image après normalisation de l'intensité des niveaux de gris. Voir l'Annexe A.1.1 pour le code *MatLab*.

4.5.2 Lissage des images par la diffusion anisotropique

Comme les résultats de lissage des images thermiques de la partie II étaient pertinents, nous avons appliqué ce même traitement sur les images du proche infrarouge. En effet, la méthode de filtrage anisotropique respecte d'une manière considérable les contours des veines. Ce qui n'est absolument pas le cas du filtrage gaussien. Les détails et définitions liés à cette méthode de filtrage se trouvent à la **Section 2.4.3**.

La **Figure 4.13** illustre l'un des résultats obtenus en lissant l'image prétraitée après normalisation de la lumière.

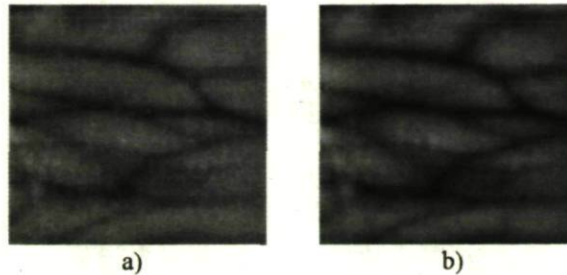


FIGURE 4.13 – Résultat de lissage par la méthode de diffusion anisotropique sur l'image normalisée. a) Image prétraitée par normalisation de l'illumination, et b) Image après lissage anisotropique. Remarquons que même après lissage, les contours des veines restent visibles.

4.5.3 Opérations morphologiques

Après les pré-traitements de lissage par diffusion anisotropique réalisés sur ces images, des opérations morphologiques sont appliquées. Ces opérations sont effectuées, comme dans le cas des images thermiques, afin de mettre en valeur les intensités de niveaux de gris plus clairs sur un fond sombre et vice-versa. On a choisi des éléments structurants sous forme de disque dont le diamètre correspond à l'estimation faite sur l'épaisseur de la veine. Comme on l'a définie auparavant, l'opération Top-Hat nous renvoie une image qui met en évidence les courbes de basses intensités par rapport au fond. L'opération Bottom-Hat, quant à elle, nous renvoie les régions de l'image, des vallées ou du fond non uniforme. Afin de voir les détails sur les différentes étapes d'extraction avec les opérations morphologiques, il faut se référer à la **section 2.5**.

4.6 Résultats d'extraction de la signature veineuse

4.6.1 Réseau veineux du dos de la main

Nous remarquons que l'extraction obtenue respecte parfaitement les lignes des veines dans la **Figure 4.14**. Cependant, il existe encore des fines courbes qui représentent des

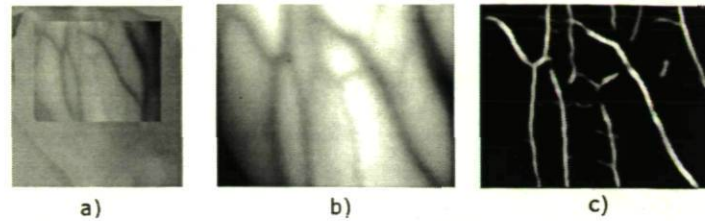


FIGURE 4.14 – Extraction de la signature veineuse sur le dos de la main dans le proche infrarouge. a) Superposition de l'image visible avec l'image du proche infrarouge, b) Région d'intérêt NIR traitée par la diffusion anisotropique : nombre d'itérations $t = 6$, $K = 0.4$, et le coefficient de diffusion variable obtenu par l'équation Eq. 2.16 ($C_2(X, t) = \frac{1}{1 + (\frac{|\nabla I(X, t)|}{K})^2}$), et c) Signature veineuse obtenue par l'application d'opérations morphologiques sur l'image lissée : Élément structurant en forme de disque de diamètre $D = 6$ pixels.

rides sur la peau. Elles n'ont pas pu être éliminées même après application d'un élément structurant de diamètre plus grand que leur épaisseur.

4.6.2 Réseau veineux du poignet et des doigts

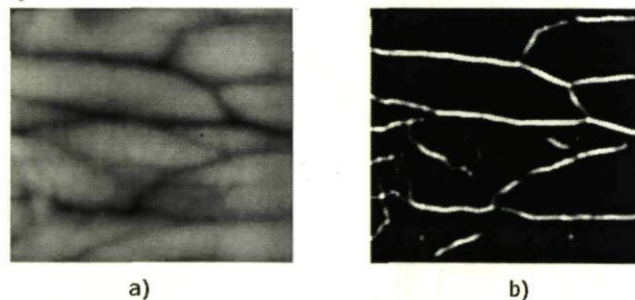


FIGURE 4.15 – Extraction de la signature veineuse sur le poignet de la main dans le proche infrarouge. a) Image traitée par la diffusion anisotropique : nombre d'itérations $t = 10$, $K = 0.4$, et le coefficient de diffusion variable obtenu par l'équation Eq. 2.16 ($C_2(X, t) = \frac{1}{1 + (\frac{|\nabla I(X, t)|}{K})^2}$), et b) Signature veineuse obtenue par l'application d'opérations morphologiques sur l'image lissée : Élément structurant en forme de disque de diamètre $D = 4$ pixels.

Nous avons choisi deux exemples d'extraction de la signature veineuse au niveau du doigt, montrés aux **Figures 4.16** et **4.17** et un exemple au niveau du poignet de la main (**Figure 4.15**).

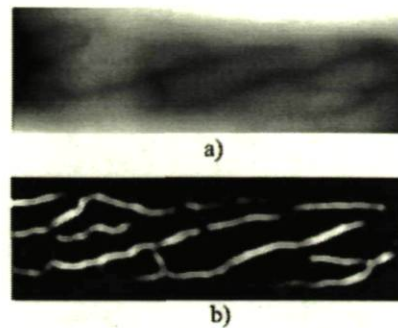


FIGURE 4.16 – Résultat d'extraction du réseau veineux digital. a) Image acquise par transmission de la lumière du proche infrarouge (stimulation à 850 nm) à travers le doigt et, b) Résultat d'extraction par les opérations morphologiques.

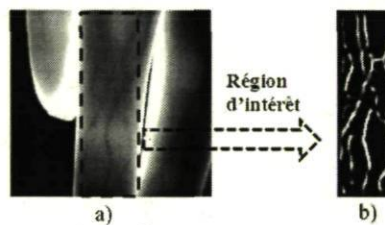


FIGURE 4.17 – Résultat d'extraction du réseau veineux digital. a) Image acquise par transmission de la lumière du proche infrarouge (stimulation de 850 nm) à travers le doigt et b) Résultat d'extraction par les opérations morphologiques.

Les résultats obtenus durant les différentes expériences dans le moyen et le proche infrarouge peuvent être validés, à un premier temps, par la technique médicale de résonance magnétique par angiographie (MRA).

4.7 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, sur les doigts et sur le poignet. 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 (**Figure 4.1**).

Après quelques expériences, 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. Pour ce qui est de la visualisation de la structure veineuse sur les doigts, le mode d'acquisition par transmission de lumière est préférable. Les doigts sont alors placés entre la caméra et la stimulation optique.

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. Nous avons opté pour le lissage par la diffusion anisotrope afin de lisser l'image tout en gardant les courbes des veines. 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 normaliser l'illumination dans l'image. Le filtrage par la normalisation locale par estimation des variances et des moyennes dans l'image a été adopté.

Les résultats obtenus sont pertinents car les structures des veines reflètent les courbes visualisées dans les images du NIR. 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. Cette technique d'extraction peut être combinée avec d'autres méthodes d'identification (empreinte digitale, géométrie des doigts et de la main, etc.) pour des fins biométriques.

NB. : Publications des travaux de ce chapitre :

- *Observation of the human body thermoregulation and extraction of its vein signature using NIR and MWIR imaging.*

N. Bouzida, H. Bendada, X.P. Maldague 2009. In **Smart Biomedical and**

Physiological Sensor Technology VI. SPIE Symposium on Defense, Security and Sensing. Paper 7313-22, 13-17, April, Orlando, Florida, USA.

- *Near-Infrared Image Formation and Processing for the Hand Veins Extraction.* N. Bouzida, H. Bendada, X.P. Maldague. in **The 10th International Workshop on Advanced Infrared Technology and Applications**, September 8-11, 2009, Florence, Italy.

Quatrième partie

Conclusion générale et perspectives

Avant de conclure, faisons d'abord un petit rappel des enjeux de cette recherche tels qu'énoncés dans la mise en contexte de notre travail. L'objectif que nous nous sommes proposé 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. Les thématiques abordées dans ce mémoire sont variées. Il était d'abord question d'utiliser deux régions du spectre infrarouge pour extraire la signature veineuse de la main. Nous nous sommes donnés également pour objectif l'observation du comportement thermique du corps humain dans une partie de ce spectre. La finalité pratique de ces deux thématiques est articulée dans l'enjeu de fond qui est la mise en oeuvre de différentes possibilités de visualisation qui peuvent nous fournir le meilleur contraste *veine-peau*.

Dans ce sens, nous avons mis en oeuvre les principaux avantages de l'authentification des individus par la signature veineuse dans l'infrarouge (MWIR ou NIR). Nous en citons quelques-uns :

1. Les veines sont dissimulées sous la couche sous-cutanée. Ceci implique que les risques de contrefaçon sont négligeables.
2. La méthode utilisée pour la visualisation de cette signature est fondée soit sur le rayonnement intrinsèque (naturel) émis par la peau, soit par réflexion/transmission d'une lumière NIR incidente sur la peau.
3. La structure veineuse est stable et bien définie.

En effet, l'identification par 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 comme dans le cas de l'identification par empreintes digitales. 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 régions du corps présentant des malformations reliées à une mauvaise circulation sanguine (coagulation). L'infrarouge moyen, quant à lui, a été d'une utilité majeure pour l'étude et l'analyse du comportement thermique du corps humain. Que ce soit pour visualiser les structures veineuses sous la peau ou pour le suivi des variations thermiques dans le temps suite à des changements dans la température extérieure.

Cette recherche a été menée en deux parties : la 1ère partie dans l'infrarouge moyen (MWIR), la 2ème dans le proche infrarouge (NIR). Dans l'infrarouge moyen, nous nous sommes servis du système circulatoire du corps humain pour provoquer un contraste thermique entre les veines des mains et le tissu environnant. Sachant que les veines sont des facteurs indispensables dans le transfert de chaleur dans le corps, les résultats ont montré que les températures sur les pixels des veines sont plus élevées que celles

du tissu voisin. Ce contraste thermique est d'autant plus élevé lors de l'utilisation de légères pressions périodiques sur le bras. En utilisant l'image d'amplitude de la FFT à la fréquence d'excitation choisie, nous avons pu obtenir des résultats de visualisation de la structure veineuse plus significatifs que si l'on considérait uniquement les images thermiques brutes. Cependant, ces images d'amplitude restent encore bruitées. Par conséquent, nous avons opté pour une autre technique de prétraitement qui est la PCT (Principal Component Thermography). Dans ce cas, les images sont plus claires et les courbes des veines s'y distinguent sans difficulté. Les résultats d'extraction de la signature veineuse sont obtenus après d'autres pré-traitements de lissage et morphologiques. Les résultats d'extraction sont prometteurs et peuvent être combinés avec d'autres techniques d'identification soit en biométrie ou bien pour l'aide à la détection d'anomalies dans le corps. En effet, le fait de pouvoir suivre dynamiquement le comportement thermique des veines peut nous donner des informations sur certaines pathologies ayant un lien direct avec la température corporelle.

En outre, dans cette même partie, nous avons démontré que la technique de thermographie infrarouge est d'une grande importance lorsque l'on veut investiguer le comportement physiologique du corps humain. Cette technique a prouvé son utilité pour la visualisation thermique de la peau qui est l'échangeur de chaleur principal du corps. Elle est aussi d'un grand intérêt pour l'observation de la réponse thermorégulatrice du corps suite à différentes stimulations, interne ou externe. Un des avantages de cette méthode de visualisation est le fait qu'elle soit non invasive. Elle peut être utilisée pour aider les cliniciens dans la localisation des veines lors d'injections intraveineuses. L'infrarouge thermique permet effectivement aux praticiens de *voir* la chaleur, procurant des images très détaillées des changements de température du corps invisibles à l'oeil nu. La réponse thermographique de la peau aux stimulations comme l'exposition au froid et la modulation du flux sanguin est caractérisée par des profils thermiques. Ces derniers sont choisis sur quelques pixels au-dessus des veines, reflétant l'équilibre dynamique entre la production et la perte de chaleur. Cet équilibre est très important puisqu'il joue comme une forme de résistance contre des perturbations susceptibles d'altérer la température centrale du corps. Les résultats ont démontré la capacité du système thermorégulateur de s'ajuster immédiatement face aux changements thermiques.

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. Dans la deuxième partie du travail, nous avons utilisé la zone infrarouge sus-mentionnée afin d'exploiter l'absorption du sang de ces longueurs d'onde. Une caméra, dont la réponse spectrale est entre 450 et 1100 *nm* a été utilisée ainsi qu'un illuminateur proche infrarouge émettant à 850 *nm*. Afin de capter seulement le NIR, nous avons inséré un filtre coupe-visible entre la lentille et la matrice du capteur.

Selon qu'on désire voir le réseau veineux du dos de la main ou celui des doigts, deux modes d'acquisition ont été appliqués : le mode par réflexion de lumière et le mode par transmission de lumière. En utilisant une stimulation appropriée, la visualisation de la signature veineuse dans le NIR est quasi-automatique et rapide comparée au moyen infrarouge. 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 par rapport à l'extraction dans l'infrarouge thermique.

4.8 Perspectives et Travaux Futurs

Le travail réalisé a fourni des résultats concluants sur la visualisation de certaines réactions thermiques et des structures veineuses reliées à chaque individu. Le système d'acquisition dans l'infrarouge thermique incluant la boîte de commande de pression est prêt à l'utilisation. Ainsi, il peut servir pour des travaux futurs reliés soit à la biométrie soit à d'autres études sur le comportement thermique du corps. En ce qui concerne la partie du proche infrarouge, 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 comme la taille de l'élément structurant et la constante K de diffusion pour le lissage anisotropique [25]. 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.

Annexe A

Implémentation sous l'Environnement *MatLab*

A.1 Extraction des veines après lissage des images dans le MWIR et le NIR

```
%+-----+
%| Cette fonction effectue l'extraction de la signature veineuse      +
%| de la main avec les opérations morphologiques après les avoir    +
%| lissées avec la diffusion anisotropique.                          +
%+-----+
%% Ouverture du fichier (image de la main) que l'on veut traiter pour
% l'extraction de la signature veineuse :
[FileName,PathName] = uigetfile('Select any image', 'png');
y= [PathName,FileName];
I=imread(y); figure; imshow(I), title('Image Originale')
Im= I; Im=Im(:,:,2); % Prendre le Canal Vert du RGB
figure; imshow(Im);
Im=imcrop(Im); % Prendre la ROI contenant les veines
% Appliquer un lissage aux images tout en gardant les contours et les
% transitions entre différents contrastes. Utiliser la méthode de
% diffusion anisotropique. Voir les paramètres utilisés dans le manuscrit.%
% %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% fonction Lissage = Diffusion(I, Niteration, Lambda, K, Coefficient)
% Image = im2double(I);
```

```

% [n,m] = size(Image);
% Lissage= Image;
% for i = 1:Niteration
%% Rajouter des lignes et des colonnes pour le padding à zéro.
% Liss_z = zeros(n+2, m+2);
% Liss_z(2:rows+1, 2:cols+1) = Lissage;
%% Directions choisies pour appliquer la diffusion (Haut, bas, droite et gauche):
% DiffuseD = Liss_z(2:rows+1,3:cols+2)- Lissage;
% DiffuseG = Liss_z(2:rows+1,1:cols)- Lissage;
% DiffuseH = Liss_z(1:rows,2:cols+1)- Lissage;
% DiffuseB = Liss_z(3:rows+2,2:cols+1)- Lissage;
%% Choix des coefficients de conduction:
% if Coefficient == 1 %(voir les 2 coefficients utilisés par Malik et Perona.)
%   coeff_D = exp(-(DiffuseD/K).^2);
%   coeff_G = exp(-(DiffuseG/K).^2);
%   coeff_H = exp(-(DiffuseH/K).^2);
%   coeff_B = exp(-(DiffuseB/K).^2);
% elseif Coefficient == 2
%   coeff_D = 1./(1 + (DiffuseD/K).^2);
%   coeff_G = 1./(1 + (DiffuseG/K).^2);
%   coeff_H = 1./(1 + (DiffuseH/K).^2);
%   coeff_B = 1./(1 + (DiffuseB/K).^2);
% end
% Lissage = Lissage + Lambda*(coeff_D.*DiffuseD + ...
%   coeff_G.*DiffuseG + coeff_H.*DiffuseH + coeff_B.*DiffuseB);
%% figure; imshow(Lissage, [])
% title('Image après lissage')
%end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
img = medfilt2(Lissage,[3 3]); % Filtrage médian.
%% Choix de l'élément structurant (dépendant de la largeur des veines)
se = strel('disk',4);
%% Opérations morphologiques, ouverture, fermeture, TopHat, BottomHat, etc.
I_opened = imopen(img,se);
figure, imshow(I_opened,[])
top=imsubtract(img,I_opened);
figure, imshow(top,[]); title('Top-Hat')
figure; imshow(imbothat(img,se),[]), title('Bottom-Hat')
figure; imshow(imadd(img,top),[]), title('Original + Top Hat')
J = imsubtract(imadd(img,top), imbothat(img,se));

```

```

% Rehaussement du contraste de l'image :
figure; imshow(J,[]), title('original + top-hat - bottom-hat')
M = imtophat(J,se);
figure, imshow(M,[]);
imcontrast(gca) % Sauvegarder l'image sous le format désiré ('Result.png')
% %Binary=im2bw(Result,graythresh(Result)); % Image binaire

```

A.1.1 Normalisation des images du NIR

```

function Normalisee=Normalisation_Lum(Image,sig1,sig2)
%+-----+
%| Cette fonction fait une normalisation de la lumière dans l'image.      +
%| Image est l'image à normaliser                                          +
%| sig1 et sig2 sont les valeurs des Kernels Gaussiens pour l'estimation +
%| des variances et moyennes locales.                                       +
%| L'estimation peut se faire par % J = STDFILT(I,NHOOD) %                 +
%|-----+
E=1e-1; part_taille1=ceil(-norminv(E/2,0,sig1));
taille1=2*part_taille1+1;
part_taille2=ceil(-norminv(E/2,0,sig2));
taille2=2*part_taille2+1;
gaussian1=fspecial('gaussian',taille1,sig1);
gaussian2=fspecial('gaussian',taille2,sig2);
filtree=Image-imfilter(Image,gaussian1);
result=sqrt(imfilter(filtree.^2,gaussian2));
Normalisee=filtree./result;

```

A.1.2 Calibration des images MWIR grâce à un étalonnage par corps noir et extraction des profils thermiques dans le temps

```

% fonction [Coef_C, Coef_Q] = coefcalib(filename)
%+-----+
%| Cette fonction cherche les coefficients du polynôme obtenu à partir +
%| du fichier '.inc' pour 'Niveaux de gris vers Temperature'          +
%+-----+

```

```

[s1, s2] = textread(filename, '%s %s', 'delimiter', '\b');
TF = strcmp('PolyOrder_0', s1); % Comparaison des caractères
ind = find(TF == true);
PolyOrder = str2num(cell2mat(s2(ind))); % trouver l'ordre du polynôme
Coef_C = zeros(PolyOrder+1,1);
for i=0:PolyOrder
    Coef_C(i+1) = str2num(cell2mat(s2(ind+i+1)));
end
ind = ind + PolyOrder + 1 + 1;
TempPolyOrder = str2num(cell2mat(s2(ind)));
Coef_Q= zeros(TempPolyOrder+1,1);
for i=0:TempPolyOrder
    Coef_Q(i+1) = str2num(cell2mat(s2(ind+i+1)));
end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
function [T]=calibration_temp(img,Coef_C, Coef_Q, affiche)
%+-----+
%| Cette fonction nous renvoie les profils et images calibrés:      +
%| Calibration : Radiance = f( Mesure) et Température=f(Radiance)  +
%| Les Coef_C et Coef_Q vecteurs obtenus à partir du fichier      +
%| include ".inc" et en appelant la fonction 'coefcalib.m'        +
%+-----+
    img = double(img);
    R=0;
    for i=1:length(Coef_C)
        R = R + Coef_C(i)*img.^(i-1);
    end
    T=0;
    for i=1:length(Coef_Q)
        T =T+ Coef_Q(i)*R.^(i-1);
    end
    if affiche
        ir_view(T);
    end
end

```

A.1.3 Fréquence FPS

```

%+-----+
%| Cette fonction renvoie la fréquence d'acquisition des images    +

```



```

%| thermiques (fps "FRATE") dans le fichier 'sfmov' pour l'expérience de +
%| la modulation du flux sanguin. +
%+-----+
function [fps] = fps_read(nomfichier)
% nomfichier='Bood pressure 51107\IN-000003.sfmov';
fid = fopen( nomfichier);
C = textscan(fid,'%s %n','delimiter',' ','...',
            'commentStyle','1');
cc= C{1}(14,1) ;
b=cell2mat(cc);
fps= str2num(b(7:end));

```

A.1.4 Traitement par la PCT

```

function [Phi, moy, proj]= PCT_Thermography(img,Tau)
%+-----+
%| Cette fonction réalise un traitement des images par la PCT. Tau est +
%| le taux d'énergie qu'on veut garder lors de la projection. +
%| Par exemple: Tau= 0.9 pour 90% +
%| Img est l'ensemble des images thermiques originales. +
%+-----+
Phi=[];
for i=1:size(img,3)
    X=double(img(:,:,i));
    [n,m]=size(X);
    Y=reshape(X,n*m,1);
    Phi = [Phi Y];
end
moy=mean(Phi,2); % Moyenne des images thermiques
M=zeros (size(Phi));
for i =1:size(M,2)
    M(:,i)=moy;
end
Phi=imsubtract(Phi, M); % Centrer les images originales.
C=cov(Phi); % Matrice de covariance C
% valeurs et vecteurs propres:
[Vec_prop,Val_prop] = eigs(C); % eigs, les valeurs propres seront ordonnées.
% Projection des images sur la nouvelle base de vecteurs propres :
D= sort(diag(Val_prop),'descend'); k=[];

```

```
for i=1:size(D,1)
    T=sum(D(1:i))/sum(D) ;% Somme les éléments de la diagonale
    if T >= Tau
        k=[k i];
    end
end
k=k(1); % La nouvelle dimension de notre espace de projection.
% Nouvelle matrice de vecteurs propres les + significatifs :
eig_max=Vec_prop(:,1:k);
proj=Phi*eig_max;
% Visualiser les 2 premières images thermiques centrées:
ir_view(reshape(Phi(:,1),n,m));
ir_view(reshape(Phi(:,2),n,m));
for i=1:k
    ir_view(reshape(proj(:,i),n,m));
end
```

Annexe B

Matériel utilisé

B.1 Système d'acquisition dans l'infrarouge moyen (MWIR)



Caméra infrarouge : Phoenix Indigo™ de FLIR.

Type de détecteur : InSb, CMOS

Bande spectrale : 1.5 – 5.0 μm , avec filtre froid passe-bande : 3.0 – 5.0 μm .

Résolution spatiale : 640 × 512 pixels

Résolution numérique : 14 bits/Pixel

Résolution thermique < 25 mK à 25°C

Température de service : -20°C à +71°C

Type d'intégration : Snapshot

Refroidissement : Module Stirling

Poids : 3.2 kg

B.2 Système d'acquisition dans le proche infrarouge (NIR)



Caméra Phoenix™ de Mutech.

Modèle : *PC – 1280/M* USB 2.0 Monochrome

Résolution spatiale : 1280×1024 (1.3 MP), Capteur CMOS

Sensibilité spectrale : 450 – 1100 nm

Rapport *S/B* : 54 dB

Vitesse de transfert : 480 mbps



Illuminateur infrarouge Flashlight de 850 nm. Composé de 16 LEDs infrarouges.
Puissance totale de 720 mW.

Annexe C

Boite de commande du tensiomètre

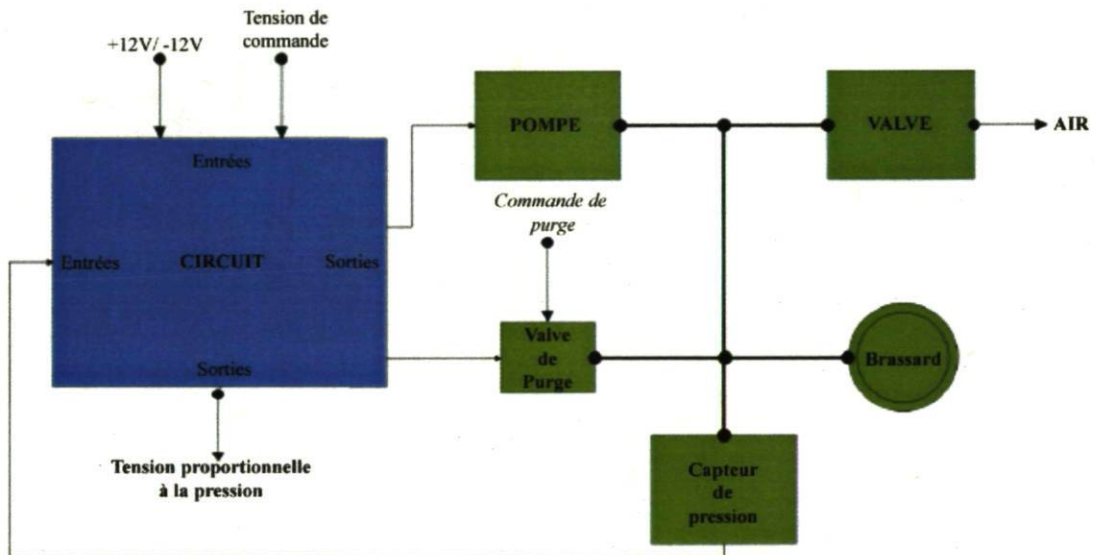


FIGURE C.1 – Schéma Bloc du tensiomètre modifié.

Annexe D

La peau

D.1 Les 3 couches principales constituant la peau

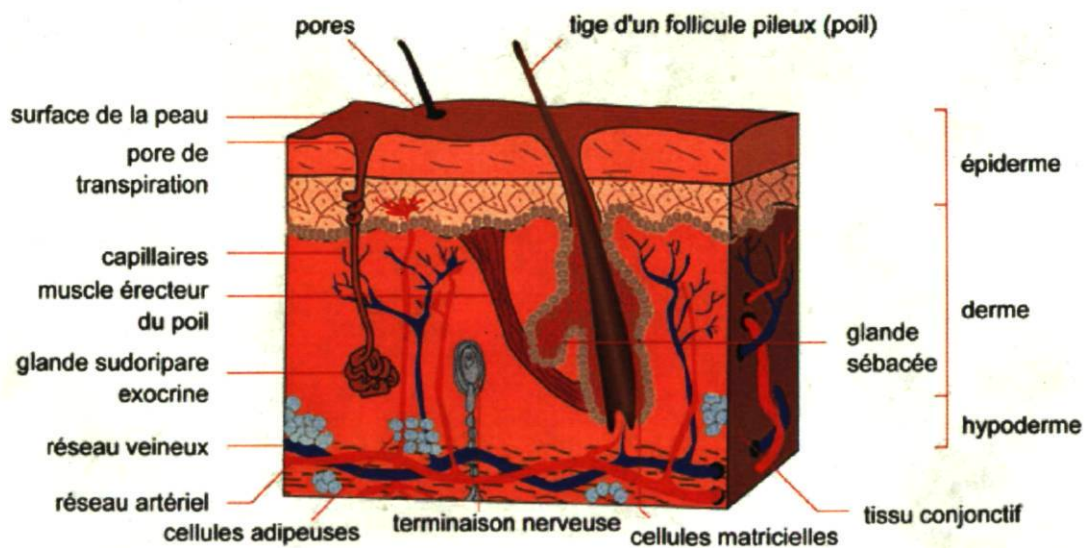


FIGURE D.1 – Coupe de la peau du corps humain. 3 couches principales : l'épiderme, le derme et l'hypoderme. Source : [41].

D.2 Les propriétés thermiques et électriques des différentes couches de la peau

Epidermis		
t_e	thickness	80 μm
N_e	lattice elements	80
ℓ	lattice node spacing	1 μm
σ_e	electrical conductivity	8.01 Sm^{-1}
ϵ_e	relative permittivity	31.3
η_e	penetration depth	3.8 mm
λ_e	wavelength	5.2 mm
k_e	thermal conductivity	0.23 $\text{Wm}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
ρ_e	density	1200 kg m^{-3}
c_e	specific heat	3590 $\text{Jkg}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
ω_e	perfusion rate	0 $\text{m}^3\text{s}^{-1}\text{m}^{-3}$ tissue
Dermis		
t_d	thickness	2000 μm
N_d	lattice elements	100
ℓ	lattice node spacing	20 μm
σ_d	electrical conductivity	8.01 Sm^{-1}
ϵ_d	relative permittivity	31.3
η_d	penetration depth	3.8 mm
λ_d	wavelength	5.2 mm
k_d	thermal conductivity	0.45 $\text{Wm}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
ρ_d	density	1200 kg m^{-3}
c_d	specific heat	3300 $\text{Jkg}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
ω_d	perfusion rate	1.25 $\times 10^{-3} \text{m}^3\text{s}^{-1}\text{m}^{-3}$ tissue
Subcutaneous Tissue		
t_s	thickness	18000 μm
N_s	lattice elements	100
ℓ	lattice node spacing	180 μm
σ_f	electrical conductivity	0.585 Sm^{-1}
ϵ_f	relative permittivity	4.60
η_f	penetration depth	19.6 mm
λ_f	wavelength	13.9 mm
k_s	thermal conductivity	0.19 $\text{Wm}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
ρ_s	density	1000 kg m^{-3}
c_s	specific heat	2675 $\text{Jkg}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
ω_s	perfusion rate	1.25 $\times 10^{-3} \text{m}^3\text{s}^{-1}\text{m}^{-3}$ tissue
Blood		
c_b	specific heat	3770 $\text{Jkg}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
ρ_b	density	1060 kg m^{-3}

FIGURE D.2 – Les propriétés thermiques et électriques de la peau. Source [31].

Annexe E

Communications scientifiques réalisées dans le cadre de cette maîtrise

– Publications internationales à comité de lecture

1. **Using lock-in infrared thermography for the visualization of the hand vascular tree.**

N. Bouzida, H. Bendada, X.P. Maldague, J-M. Piau, M. Akhloufi, R. Mathieu, **2008**. Edited by Vavilov, Vladimir P. ; Burleigh, Douglas D, **Thermosense XXX**. Proceedings of the SPIE, Volume 6939, Orlando, FL, USA, pp. 69390O-69390O12.

2. **Observation of the human body thermoregulation and extraction of its vein signature using NIR and MWIR imaging.**

N. Bouzida, H. Bendada, X.P. Maldague **2009**. In Smart Biomedical and Physiological Sensor Technology VI. **SPIE** Symposium on Defense, Security and Sensing. Paper 7313-22, 13-17, April, Orlando, Florida, USA.

3. **Near-Infrared Image Formation and Processing for the Hand Veins Extraction.**

N. Bouzida, H. Bendada, X.P. Maldague. International Workshop on Advanced Infrared Technology and Application AITA, 8 -11, September, **2009**, Florence, Italy.

– Article dans un journal

1. **Visualization of Body Thermoregulation by Infrared Imaging.**

N. Bouzida, H. Bendada, X.P. Maldague. **Journal of Thermal Biology**, Elsevier, **2009**. Volume(34), pp. 120-126.



Visualization of body thermoregulation by infrared imaging

Nabila Bouzida*, Abdelhakim Bendada, Xavier P. Maldague

Computer Vision and Systems Laboratory (CVSL), Department of Electrical and Computer Engineering, 1065, avenue de la Medecine, Laval University, Quebec City, Canada G1V 0A6

ARTICLE INFO

Article history:

Received 21 July 2008

Accepted 7 November 2008

Keywords:

Infrared imaging
Thermography
Thermoregulation
Body temperature
Blood flow
Cold stress

ABSTRACT

This paper analyzes two mechanisms applied on the human body in order to study the thermoregulatory system according to heat generation and heat loss. Two approaches are presented. The first approach is based on plethysmography, where an armband is placed on the forearm in order to modulate the blood flow. The second approach uses a cold stimulation. The visualization is achieved using infrared imaging devices. The resulting images reveal a temperature balance between the stimulated and the non-stimulated hands. The thermal behavior and typical thermographic recordings on each subject are discussed and analyzed in response to different stimulations.

© 2008 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction and literature

All matter emits radiant energy or thermal radiation as a consequence of its absolute temperature. The portion of the electromagnetic spectrum extending from approximately 0.1 to 100 μm which includes a portion of the UV, the visible, and the infrared spectrum, is given the term thermal radiation (Childs et al., 2000). Infrared radiation is emitted by the human body principally between (2 and 20) μm which is beyond the far infrared spectrum and has a peak between (9 and 10) μm corresponding to about 300 K according to Planck's law of black-body radiation (Incropera and DeWitt, 2007). Thus, radiation is a form of heat loss through infrared rays involving the transfer of heat from one object to another without any physical contact. Skin emissivity is an important factor in determining the true skin temperature. It can vary according to the wavelength and lies between 0 and 1. The emissivity of normal human skin has been shown to be about 0.98 ± 0.01 (Hejazi and Spangler, 1992; Steketee, 1973) viewed at normal angles. Infrared imaging is the most efficient technique for the study of skin temperature distribution (Ring, 1995).

Terrestrial organisms face wide variations daily in the temperature of their surroundings and in the intensity of direct radiation from the sun (Heath et al., 1971). According to Pocock and Richards (2006), the degradation of enzymes and other cellular proteins accelerates with temperatures above about 42 °C, with the result that cell damage will occur if body temperature rises to this level. In contrast, when core temperature falls below

about 33 °C, temperature regulation is impaired and consciousness is lost. Therefore, there is a relatively narrow range of temperatures within which the body can function normally. Thus, it is necessary to control core body temperature. This process is known as thermoregulation and is one of the important homeostatic mechanisms of the body.

Since the human being is homeotherm (Brocas and Fromageot, 1996), i.e., he has to ensure his thermal balance permanently, he is provided with a thermoregulatory system allowing him to regulate heat transfers with the environment by conduction, convection and evaporation. The body of a homeotherm may be divided into a core, whose temperature is maintained within narrow limits, regardless of environmental temperature, and a peripheral shell, whose temperature is strongly influenced by the environment (Wenger, 1996). The metabolic heat is produced within the body. This heat is distributed over body regions by blood circulation and is carried by conduction to the body surface (Fiala et al., 1999).

Plethysmography is a non-invasive method which evaluates the blood flow and it changes in both intact and damaged systems by applying a venous occlusion (Brugmans et al., 1977). It was devised by Brodie and Russel in 1905 and has been used for the detection of venous thrombosis for a number of years (Levy et al., 1979). The aim is to arrest the venous return completely for a few seconds without directly interfering with arterial inflow. Since the blood acts as the vehicle of heat exchange between the core of the body and its shell (Pocock and Richards, 2006), this technique was used for the first experiment in order to analyze the thermal reaction of the body to this kind of dynamical stimulation and thus, to study its thermoregulatory system.

Of all the cutaneous territories, those of the hands and the face are most often in direct contact with the external environment.

* Corresponding author. Fax: +1 418 656 3594.

E-mail address: Nbouzida@gel.ulaval.ca (N. Bouzida).

Observation of the human body thermoregulation and extraction of its vein signature using NIR and MWIR imaging

Nabila Bouzida, Abdelhakim Bendada and Xavier P. Maldague

Computer Vision and Systems Laboratory, Laval University,
Quebec City (QC) G1V 0A6, Canada

ABSTRACT

The article aims first to present a new study on the thermal regulatory response of the human skin surface while exposed to a cold environment. Our work has shown that when a cold stress is applied to the left hand, thermal infrared imaging (MWIR spectral band: 3-5 μm) allows a clear observation of a temperature rise on the right hand. Moreover, a frequency analysis was also carried out upon selected vein pixels of the images monitored during the same cold stress experiment. The objective was to identify the specific frequencies that could be linked to some physiological mechanisms of the human body. This kind of study could be very useful for the characterization of possible thermo-physiological pathologies. Besides thermoregulation, we also present in this article some results on the extraction of the hand vein pattern. Firstly, we show some vein extraction results obtained after image processing of the thermal images recorded in the thermal band (MWIR), then we compare this vein pattern to the signature obtained with a camera operating in the NIR spectral band (0.85-1.7 μm). This method could be used as a complementary means for finger print signatures in biometrics.

Keywords: Infrared thermography, Mid-Wave infrared (MWIR), Near-infrared (NIR), Medical imaging, Bio-signal processing, Thermoregulation, Cold stress, Vein pattern, Biometrics.

1. INTRODUCTION

1.1 Exploring the Mid-Wave Infrared light (MWIR)

The temperature of the living beings follows the thermal variations of the ambient temperature and it tends to be more or less in a calorific balance with this environment. This capacity to maintain the temperature values depends on the living beings mass, physiological parameters, mental states, etc. The human body may be divided into a core, whose temperature is maintained within narrow limits regardless of ambient temperature, and a peripheral, whose temperature is strongly influenced by the environment [1]. The core and the surface of the body exchange the heat in a passive way through a direct contact and also through the peripheral blood circulation controlled by thermoregulation. The heat is distributed over body areas by blood circulation and is transferred by conduction to the body surface [2]. It has been proved that the degradation of enzymes and other cellular proteins increases with temperatures above 42°C , resulting that cell damage will occur if body temperature rises to this level [3]. Conversely, when core temperature falls below 33°C , temperature regulation is impaired and consciousness is lost. Therefore, there is a relatively narrow range of temperatures within which the body can function normally [4]. The control of core body temperature is an essential behavior of the organism. This process is known as thermoregulation and it is one of the important homeostatic mechanisms of the body. By definition, homeostasis is the capacity that any system could have to preserve its operating balance despite external constraints. In other words, it is this dynamic balance which maintains the human beings alive.

The energy emitted by a surface at a given temperature is called *thermal radiation*. Infrared radiation is emitted by all the objects at temperature beyond the absolute zero, and this quantity of radiation increases with the temperature. The infrared radiation that the human body emanates ranges mainly between 5 to 50 μm and its maximum is reached between 9 and 10 μm (Fig. 1). This maximum corresponds to approximately 300°K according to Planck law of black body radiation [5]. Thus, the radiation is a form of heat loss implying the

Further author information: (Send correspondence to N. Bouzida)
N. Bouzida: E-mail: nbouzida@gel.ulaval.ca

Using lock-in infrared thermography for the visualization of the hand vascular tree

Nabila Bouzida^{1*}, Abdel Hakim Bendada¹, Jean-Marc Piau¹, Moulay Akhloufi¹, Xavier Maldague¹,
Mathieu Raymond¹

¹Computer Vision and Systems Laboratory,
Laval University, Quebec City (Quebec) G1V 0A6, Canada.
{jmpiau, bendada, maldagx, makhloufi}@gel.ulaval.ca

ABSTRACT

An imaging technique of the hand vein tree is presented in this paper. Using the natural human circulatory system and a controlled armband pressure around the arm, a lock-in thermography technique with an internal excitation is carried out. Since the stimulation frequency is inversely proportional to the inspection depth, the subcutaneous layer requires the use of a very slow frequency. Thus, a sawtooth waveform is preferred to minimize the duration of the pressure applied to the armband during the experiment. A frequency of approximately 0.03 Hz and a pressure range between 100 and 140 mmHg, according to the diastolic and systolic blood pressure, are used as stimulation. Then, dorsal hand amplitude and phase images are obtained with IR_view (Klein, 1999), a tool specifically designed to analyze infrared images.

The hand vein structure is thermally mapped by an infrared camera operating in the middle wavelength infrared range (MWIR) at room temperature. Parasitic frequencies are avoided by keeping the hand fixed. The resulting images show a gradient of temperature between surrounding tissues and the back-of-hand veins. The vascular signature segmentation is extracted from the amplitude and phase images by using a Fast Fourier Transform image processing technique. This work could be used for vein localization for perfusion or for the early diagnosis of vein diseases such as primitive varicose and deep vein thrombosis (DVT). A hand vein signature database for identification purposes is also possible.

Keywords: lock-in thermography, infrared vision, medical imaging, hand vein signature.

1. INTRODUCTION

The pathological and physiological states of the underlying tissues of the body could be revealed by the skin surface temperature. Heat is transmitted to the skin by the blood flow through the vessels, and from there by thermal conduction on the surface of the skin. The first step that a physician carries out in order to diagnose a patient is to measure the patient's temperature. The latter can be measured through contact, by a thermometer or a thermocouple, orally, rectally or by way of the external auditory canal. However, this contact affects the temperature of the observed system and is often concentrated on the local areas. The infrared camera however, is able to detect the natural thermal radiation of the body without any contact, and is also able to produce images representing the distribution of the temperature on various surfaces of the body. The use of infrared thermography [1] in medicine is then based on the natural thermal radiation of the skin.

In the last decade, interest in medical thermography has increased [2] following the great progress reached in processing software and the improvement in the speed and spatial resolution of infrared cameras. As stated before, the main advantage of this process is the contactless approach to diagnose the skin surface and the non-emission of harmful radiation as is the case when using the X-ray technique. With the exception of Doppler ultrasonography, other methods of imaging the vein-flow are invasive [3]. Indeed, infrared thermography uses only the natural radiation of the body. The human body emits infrared radiation principally between (2- 20) μm which is beyond the far infrared spectrum and has a

* Further author information:

N. Bouzida: E-mail: Nabila.bouzida.1@ulaval.ca,

NEAR-INFRARED IMAGE FORMATION AND PROCESSING FOR THE HAND VEINS EXTRACTION

Nabila Bouzida, Abdelhakim Bendada and Xavier P. Maldague
{nbouzida;bendada;maldagx}@gel.ulaval.ca

Computer Vision and Systems Laboratory
Laval University, Quebec City (Quebec) G1V 0A6, Canada

The main objective of this work is to extract the hand vein network using a non-invasive technique in the Near-Infrared region (NIR). The visualization of the veins is based on a relevant feature of the blood in relation with certain wavelengths of the electromagnetic spectrum. In the present paper, we first introduce the image formation in the NIR spectral band. Then, the acquisition system will be presented as well as the method used for the image processing in order to extract the vein signature. Extractions of this pattern on the finger, on the wrist and on the dorsal hand are achieved after exposing the hand to an optical stimulation by reflection or transmission of light. We present meaningful results of the extracted vein pattern demonstrating the utility of the method for a clinical application like the diagnosis of vein disease, of primitive varicose vein and also for applications in vein biometrics.

Introduction

The Near-Infrared region (NIR) is situated in the electromagnetic spectrum between the visible region and the Mid-Wave Infrared region (MWIR). The American Society for Testing and Materials (ASTM) has defined it as the spectral area extending between (780 and 2500) *nm* [1]. However, many applications using these waves for biometrics or medical applications are carried out between 780 and 950 *nm*. The use of NIR light for clinical applications was initiated in 1988 by the work of Cope and Delpy [2]. Their research had a great impact and was focused on the measurement of blood oxygenation in the brain of premature babies.

Blood consists of lipids, nutritive components, proteins and 95% water. Thus, water is the dominant element of the human tissue and it is known for its high absorption of photons in the wavelengths between 300 *nm* and 1000 *nm* [3]. Moreover, the most absorbing protein of NIR light is hemoglobin. Hence, while using a NIR illuminator in this spectral band, the highest absorption of this illumination is principally inherent to the veins. Because of the low absorption of skin and subcutaneous tissue in the NIR-wavelength range, the NIR light

penetrates these tissues effectively. NIR light is absorbed or scattered in the forward direction by blood, whereas it is scattered in skin and subcutaneous fat [4]. Therefore, blood appears as a dark region, whereas skin and fat appear lighter. This specificity brings us to use NIR light and some image processing tools in order to extract the venous structure of the hand.

The acquisition system

For the purpose of this study, a Phoenix® Monochrome Camera, Model PC-1280 from Mutech Corporation was employed. This camera has been chosen first of all for its high sensitivity to NIR light. In addition, it is a relatively small portable camera with a spatial resolution attaining 1280×1024 pixels. Fig.1 shows its spectral sensitivity. Moreover, in order to be able to measure the NIR light, an infrared cut-off filter was removed from the camera.

The experimental setup used to obtain the vein network is illustrated in Fig.2. It shows an example of visualization of the finger vein network using a light projected by an infrared

Bibliographie

- [1] Anbar, M., **1994**. *Hyperthermia of the cancerous breast : Analysis of mechanism*. Cancer Letters, 84 (1), pp. 23-29.
- [2] Anbar, M., **1998**. *Clinical Thermal Imaging Today - Shifting from Phenomenological Thermography to Pathophysiologically based thermal imaging*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 17(4), pp. 25-33.
- [3] Anonyme, **1996**. Heart rate variability : standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation. 93, pp. 1043-1065.
- [4] The American Society for Testing and Materials, *Standard Practices for Infrared Multivariate Quantitative Analysis*. En ligne : <http://www.astm.org/Standards/E1655.htm>.
- [5] Attas, M., Hewko, M., Payette, J., Posthumus, T., Sowa, M., Mantsch, H., **2001**. *Visualization of cutaneous hemoglobin oxygenation and skin hydration using near-infrared spectroscopic imaging*. Skin Research and Technology, Vol(7), pp. 238-245.
- [6] Barnes, R.B., **1963**. *Thermography of the Human Body*. Science, New Series, Vol. 140, No. 3569, (May 24, 1963), pp. 870-877. Published by : American Association for the Advancement of Scienc. URL : <http://www.jstor.org/stable/1710603>.
- [7] Bevan, J.A., Hwa, J.J., **1985**. *Myogenic tone and cerebral vascular autoregulation : The role of a stretch-dependent mechanism*. Ann. Biomed. Eng. 13(3), pp. 281-286.
- [8] Blanco, M., Villarroya, I., **2002**. *NIR spectroscopy : a rapid-response analytical tool*. TrAC Trends in Analytical Chemistry, Volume 21(4), pp. 240-250(11).
- [9] Bouzida, N., Bendada, A., Piau, J-M., Akhloufi, M., Maldague, X., Mathieu, R., **2008**. *Using lock-in infrared thermography for the visualization of the hand vascular tree*. Thermosense XXX. Edited by Vavilov, Vladimir P.; Burleigh, Douglas D. Proceedings of the SPIE, Volume 6939, pp. 69390O-69390O12.
- [10] Brocas, J., Fromageot, C., **1996**. *Thermoregulation in homeotherms : central temperature results from optimization of energy transfers*. Biol. Cybern. 74, pp. 225-234.

- [11] Brugmans, J., Jageneau, A., Horig, C., Emanuel, M. B., **1977**. *Modern techniques of venous occlusion plethysmography in the assessment of peripheral vascular disease*. Journal of Royal Soc. of Med., 70(8), pp. 1-6.
- [12] Burns, D.A., Ciurczak E.W., **2008**. *Handbook of Near Infrared Analysis*. Practical Spectroscopy Series, Volume 35. 3rd Edition. CRC Press. En ligne : <http://www.mylibrary.com/Browse/open.asp?ID=112772>, consulté le 10 juillet 2008.
- [13] Cleve, E., Bach, E., Schollmeyer, E., **2000**. *Using chemometric methods and NIR spectrophotometry in the textile industry*. Journal Of Analytica Chimica Acta, Volume 420(2), pp. 163-167.
- [14] 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.
- [15] Ciurczak E.W., Drennen, J.K., **2002**. *Pharmaceutical and Medical Applications of Near-Infrared Spectroscopy (Practical Spectroscopy)*. Practical Spectroscopy Series, vol(31), New York : Marcel Dekker.
- [16] Davies, T., **1998**. *The history of near-infrared spectroscopic analysis : Past, present and future- From sleeping technique to the morning star of spectroscopy*. Analysis Magazine, EDP Sciences Wiley-VCH, Vol, 26(4).
- [17] DeGroot, D. W., Kenney, W. L., **2007**. *Impaired defense of core temperature in aged humans during mild cold stress*. Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol. Vol(292), pp. 103-108.
- [18] Delpy, D.T., et Cope, M., **1997**. *Quantification in tissue near-infrared spectroscopy*. Philosophical Transactions of the Royal Society, Biological Sciences. Vol(352), pp. 649-659.
- [19] Coyle, S. *et al*, **2004**. *On the suitability of near-infrared (NIR) systems for next-generation brain-computer interfaces*. Physiol. Meas., Vol(25), pp. 815-822.
- [20] Dempsey, R.J., Davis, D.G., Buice, R.G., Lodder, R.A., **1996**. *Biological and Medical Applications of Near-Infrared Spectrometry*. Applied Spectroscopy, Volume 50, Issue 2, pp. 18A-34A.
- [21] De Oliveira, F., Palier, P., Gehin, C., Dittmar, A., **2007**. *Analyse de la distribution thermique du visage*. Congres SFT, Société Française de Thermique, les Embiez, pp. 1093-1098.
- [22] Dondon, P., **2000**. *Thermographie infrarouge appliquée à la micro-électronique*. Notes de cours de Prof. Dondon. En ligne : <http://uuu.enseirb.fr/~dondon/puissance/Infrarouge/coursInfrarouge.html>. Consulté le 03 juillet 2008.
- [23] Dougherty, E.R., Lotufo, R.A., **2003**. *Hands-on Morphological Image Processing*. SPIE PRESS Vol(TT59).

- [24] Fiala, D., Lomas, K.J., Stohrer, M., **1999**. *A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions : The passive system*. Journal of Applied Physiology. 87 (5), pp. 1957-1972.
- [25] Fritz, L., **2006**. *Diffusion-Based Applications for Interactive Medical Image Segmentation*. in Proceedings of CESC2006, Vienne, Autriche.
- [26] Garbey, M., Sun, N., Merla, A., Pavlidis, I., **2007**. *Contact-Free Measurement of Cardiac Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery*. IEEE Trans. on Biomed. Eng. 54(8), pp. 1418-1426.
- [27] Gaussorgues, G., **1999**. *La Thermographie Infrarouge - Principes, Technologie, Applications*. Tec & Doc Lavoisier, 4ème Édition.
- [28] Gray, H., **1918**. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia : Lea & Febiger, Bartleby.com, 2000. <http://www.bartleby.com/107/illus573.html>. Consulté le 03 juillet 2008.
- [29] Gray, J., **1997**. *The World of Skin Care*. An on-line reference provided by the P&G Skin Care Research Center. Source :http://www.pg.com/science/skincare/Skin_tws_41.htm, consulté le 6 février 2008.
- [30] Gold, J.E., Cherniack, M., Buchholz, B., **2004**. *Infrared thermography for examination of skin temperature in the dorsal hand of office workers*. Eur. J. Appl. Physiol., Vol(93), pp. 245-251.
- [31] Gowrishankar, T.R., Stewart, D., Martin, G., Weaver, J., **2004**. *Transport lattice models of heat transport in skin with spatially heterogeneous, temperature-dependent perfusion*. BioMedical Engineering OnLine. Vol(3), pp. 1-42.
- [32] Hardy, J.D., **1934**. *The radiation of heat from the human body*. J. clin. Invest., Vol(13), pp. 615-620.
- [33] Hashimoto, J., **2006**. *Finger Vein Authentication Technology and Its Future*. Symposium on VLSI Circuits, Digest of Technical Papers, pp. 5-8.
- [34] Heath, J.E., Hanagan, J.L., Wilkin, P.J., Heath, M.S., **1971**. *Adaptation of the thermal responses of insects*. Am. Zool. Vol(11), pp. 147-158.
- [35] Hejazi, S., Spangler, R., **1992**. *Theoretical Modeling Of Skin Emissivity*. Eng. in Med. and Bio. Society. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE. Vol(14), pp. 258-259.
- [36] Hong, L., Wan, Y., et Jain, A., **1998**. *Fingerprint Image Enhancement : Algorithm And Performance Evaluation*. IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol 20(8), pp. 777-789.
- [37] Ibarra-Castanedo, C., **2005**. *Quantitative subsurface defect evaluation by pulsed phase thermography : depth retrieval with the phase*. Thèse de Doctorat en génie électrique, Faculté des sciences et génie, Université Laval. En ligne : <http://archimede.bibl.ulaval.ca/archimede/files/545db9f1-c794-47ff-9ebf-0af00068a7b5/23016.html>.

- [38] Ibarra-Castanedo, C., Piau, J-M., Guibert, S., Maldague, X.P., Bendada, A., **2006**. *Active infrared thermography techniques for the nondestructive testing of materials*. In Ultrasonic and Advanced Methods for Nondestructive Testing and Material Characterization, **Chapter 14**. C.H. Chen Ed., pp. 325-348.
- [39] *International Biometric Group*, **2007**. En ligne : http://www.biometricgroup.com/reports/public/market_report.html, consulté le 10 Juillet 2008.
- [40] Incropera, F.P., DeWitt, D.P., **2007**. *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*, 6th Edition. John Wiley & Sons. Inc, USA.
- [41] Coupe de la peau. Le Dictionnaire *Visuel*. En ligne : http://www.infovisual.info/03/036_fr.html. Consulté le 10 juillet 2008.
- [42] Jones, B.F., **1998**. *A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine*. in IEEE transactions on medical imaging, vol.17, Issue : 6, pp. 1019-1027.
- [43] Jones, B.F., Plassmann, P., **2002**. *Digital infrared thermal imaging of human skin*. in IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Volume : 21, Issue : 6, pp. 41-48.
- [44] Kienle, A., Hibst, R., Steiner, R., Lilge, L., Vitkin, I.A., Wilson, B.C., Patterson, M.S., **1996**. *Why do veins appear blue? A new look at an old question*. Applied Optics. Vol(35), pp. 1151-1160.
- [45] Klein, M., **2008**. Software **IR-view**. En ligne : <http://mivim.gel.ulaval.ca/liens/>, Laboratoire de Vision et Systèmes Numériques (LVSN), Département de Génie Électrique et Génie Informatique, Université Laval, Québec, Canada.
- [46] Miyuki Kono, Hironori Ueki et Shin-ichiro Umemura, **2002**. *Near-Infrared Finger Vein Patterns for Personal Identification*. Appl. Opt. Vol(41), pp. 7429-7436.
- [47] Levy, B. I., Valladares, W. R., Ghaem, A., Martineaud, J. P., **1979**. *Comparison of plethysmographic methods with pulsed Doppler blood flowmetry*. Am. J. Physiol. 236(6), pp. H899-H903.
- [48] Mackiewich, B., **1995**. *Intracranial boundary detection and radio frequency correction in magnetic resonance images*, MSc. Thesis, Simon Fraser University, Vancouver, Canada.
- [49] Maldague, X.P., Marinetti, S., **1996**. *Pulse Phase Infrared Thermography*. Journal of Appl. Phys, 79, pp. 2694-2698.
- [50] Maldague, X.P., **2001**. *Theory and Practice of infrared technology for nondestructive testing*. Wiley & Interscience, New York.
- [51] Maldague, X.P., Galmiche, F., Ziadi, A., **2002**. *Advances in Pulsed Phase Thermography*, Infrared Physics & Technology, Vol(43), pp. 175-181.
- [52] Mancina, G., Bombelli, M., Lanzarotti, A., Grassi, G., Cesana, G., Zanchetti, A., Sega, R., **2002**. *Systolic vs. diastolic blood pressure control in the hypertensive patients of the PAMELA population*. Arch Intern Med. Vol(162), pp. 582-586.

- [53] Marey, J.É., **1875**. *Pression et vitesse du sang. Physiologie Expérimentale*. Travaux du laboratoire de M. Marey (1875 - 1880). *The Virtual Laboratory*. En ligne : <http://vlp.mpiwg-berlin.mpg.de/library/data/lit29352>.
- [54] Matheron, G., **1988**. *Filters and lattices*. In J. Serra, editor, *Image Analysis and Mathematical Morphology*, Volume 2 : Theoretical Advances, Academic Press, London.
- [55] Miyake, R.K., *et al.*, **2006**. *Vein Imaging : A new method of near infrared imaging, where a processed image is projected onto the skin for the enhancement of vein treatment*, *Dermatol. Surg.*, Vol. 32, pp. 1031-1038.
- [56] Phoenix USB 2.0 Digital Cameras de Mutech Corp. Disponible sur <http://www.mutech.com/phoenix1280.htm>. Consulté en mai 2008.
- [57] Piau, J-M., Bendada, A., Maldague, X.P., Legoux, J-G., **2008**. *Nondestructive testing of open microscopic cracks in plasma- sprayed- coatings using ultrasound excited vibrothermography*. *Journal Nondestructive Testing and Evaluation*, Volume 23, Publisher : Taylor & Francis, pp. 109-120.
- [58] Pascoe, D.D., Mercer, J.B., De Weerd, L., **2006**. *Physiology of Thermal Signals*. In : *The Biomedical Engineering Handbook*, 3rd. Ed., Medical Devices and Systems, CRC press, New York, chapter 6 ; pp. 1-20.
- [59] Perona, P., Malik, J., **1990**. *Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion*. in *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Volume 12, Issue 7, pp. 629-639.
- [60] Papademetriou, V., **2003**. *Comparative prognostic value of systolic, diastolic, and pulse pressure*. *The American Journal of Cardiology*, Volume 91, Issue 4, pp. 433-435.
- [61] Paquit, V.C., Price, J.R., Mériaudeau, F., Tobin, K.W., Ferrell, T.L., **2007**. *Combining Near-Infrared Illuminants to Optimize Venous Imaging*. *Proceedings of the SPIE Medical Imaging*, 6509, 65090H, San Diego, California, USA.
- [62] Pasquini, C., **2003**. *Near Infrared Spectroscopy : fundamentals, practical aspects and analytical applications*. *Journal of Braz. Chem. Soc.*, Sao Paulo, Volume 14(2), pp. 198-219.
- [63] Pocock, G., Richards, C.D., **2006**. *Human physiology, the basis of medicine*. Third Edition. Oxford University Press.
- [64] Raghavachari, R., **2001**. *Near-Infrared Applications in Biotechnology*. *Practical Spectroscopy Series*, Vol(25), Marcel Dekker, New York.
- [65] Reich, G., **2005**. *Near-infrared spectroscopy and imaging : Basic principles and pharmaceutical applications*. *Advanced Drug Delivery Reviews*, N.57, pp. 1109-1143.

- [66] Riegert, G., Zweschper, Th., Busse, G., **2005**. *Eddy-current lockin-thermography : Method and its potential*. Journal Phys. IV, Vol(125), France, pp. 587-591.
- [67] Ring, F.J., **1995**. *Criteria for thermal imaging in medicine*. In Proceedings of the 17th Annual IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Conf. 17(2), Montreal, Qc, Canada, pp. 1697-1698.
- [68] Ruckebusch, C., Orhan, F., Durand, A., Boubellouta, T., et Huvenne, J.P., **2006**. *Quantitative Analysis of Cotton-Polyester Textile Blends from Near-Infrared Spectra*. Applied Spectroscopy. Vol(60), pp. 539-544.
- [69] Runova, E.V., Mukhina, I.V., **2008**. *Temporal Location of the Cardiac Rhythm Frequency Structure Based on Discrete Wavelet Transform*. Human Physiology. 34(2), pp. 246-249.
- [70] Sandsund, M., Reinertsen, R.E., Holand, B., Bjermer, L., **2007**. *Thermoregulatory and respiratory responses in asthmatic and nonasthmatic subjects breathing cold and warm air during exercise in the cold*. Journal of Thermal Biology, 32(5), pp. 246-254.
- [71] Sassaroli, A. *et al.*. *Near-infrared spectroscopy for the study of biological tissue*. Department of Biomedical Engineering, Tufts University, Boston, USA. En ligne : <http://ase.tufts.edu/biomedical/research/Fantini/researchAreas/NearInfraredSpectroscopy.pdf>
- [72] Sonka, M., Hlavac, V., Boyle, R., **2008**. *Image processing, analysis, and machine vision*. 3rd. Edition, Toronto : Thompson Learning.
- [73] 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.
- [74] Steketee, J., **1973**. *Spectral emissivity of the skin and pericardium*. Phys. Med. Biol. 18(5), pp. 686-694.
- [75] Temperature regulation of the human body. En ligne : <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/thermo/heatreg.html>.
- [76] Textbook in Medical Physiology And Pathophysiology, essentials and clinical problems. Copenhagen Medical Publishers **1999-2000**, Chapitre 21. En ligne : <http://www.mfi.ku.dk/ppaulev/content.htm>.
- [77] Turk, M.A., et Pentland, A.P., **2002**. *Eigenfaces for recognition*. Journal of cognitive nerosciences, Volume 3, Number 1, pp. 586-591.
- [78] van den Heuvel, C.J., Ferguson, S.A., Dawson, D., Gilbert, S.S., **2003**. *Comparison of digital infrared thermal imaging (DITI) with contact thermometry : pilot data from a sleep research laboratory*. Physiol. Meas. 24 (3), pp. 717-725.
- [79] Vulgaris-Médical Encyclopédie. En ligne : <http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie.html>, consulté le 20 Juin 2008.

- [80] Watanabe, M., Endoh, T., Shiohara, M., Sasaki, S., **2005**. *Palm vein authentication technology and its applications*. in Proceedings of The Biometric Consortium Conference.
- [81] Wenger, C.B., **1996**. *Human responses to thermal stress*. In Technical Note TN. 96-3, US Army research institute of Environmental Medicine, pp. 1-70.
- [82] Weickert, J., **1996**. *Anisotropic diffusion in image processing*. Thèse de doctorat de l'Université de Kaiserslautern, Allemagne. En ligne : <http://www.mia.uni-saarland.de/weickert/book.html>.
- [83] Williams, K.L., **1964**. *Infrared thermometry as a tool in medical research*. Annals of the New York Academy of Sciences. Vol(121), Issue 40087, pp. 99-112.
- [84] Wright, A.D., Joplin, G.F., **1969**. *Skin-fold thickness in normal subjects and in patients with acromegaly and cushing's syndrome*. Acta Endocrinologica, European Society of Endocrinology, Vol(60), Issue 4, pp. 705-711.
- [85] Wu, D., Hamann, H., Salerno, A., Busse, G., **1997**. *Lock-in thermography for imaging of modulated flow in blood vessels*. In Quantitative Infrared Thermography, QIRT 96, Stuttgart, Germany, pp. 343-347.
- [86] Wu, D., Busse, G., **1998**. *Lock-in Thermography for Non Destructive Evaluation of Materials*. Rev. Gen. Therm. 37, pp. 693-703.
- [87] Il-Young, S., Yazici, B., **2006**. *Near Infrared imaging and spectroscopy for brain activity monitoring*. Advances in Sensing with Security Applications, Springer Netherlands, Volume 2, pp. 341-372.