



HAL
open science

OCT en phase pour la reconnaissance biométrique par empreintes digitales et sa sécurisation

François Lamare

► **To cite this version:**

François Lamare. OCT en phase pour la reconnaissance biométrique par empreintes digitales et sa sécurisation. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Institut National des Télécommunications, 2016. Français. NNT : 2016TELE0003 . tel-01355225

HAL Id: tel-01355225

<https://theses.hal.science/tel-01355225v1>

Submitted on 22 Aug 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



THESE DE DOCTORAT

Spécialité : traitement du signal et des images

École doctorale : Informatique, Télécommunications et Électronique de Paris

Présentée par

François LAMARE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR de TELECOM SUDPARIS

Sujet de la thèse :

**OCT en phase pour la reconnaissance biométrique
par empreintes digitales et sa sécurisation.**

Présentée le 21 mars 2016,

devant le jury composé de :

Mr. Boulbaba BEN AMOR, Maitre de conférences (HDR), Télécom Lille, rapporteur.

Mme. Assia TRIA, docteur (HDR), CEA Gardanne, rapporteur.

Mme. Isabelle ZAQUINE, Professeur (HDR), Télécom ParisTech, examinatrice.

Mr. Liming CHEN, Professeur (HDR), Ecole centrale de Lyon, examinateur.

Mr. Joël-Yann FOURRE, MORPHO, invité.

Mr. Yaneck GOTTESMAN, Maitre de conférences (HDR), Télécom SudParis, encadrant de thèse.

Mme. Bernadette DORIZZI, Professeur (HDR), Télécom SudParis, directrice de thèse.

Mr. Badr-Eddine BENKELFAT, Professeur (HDR), Télécom SudParis, directeur de thèse.

N° NNT : 2016TELE0003

Remerciements

Je tiens à remercier Badr-Eddine Benkelfat, pour son accueil chaleureux au sein du département EPH de télécom SudParis, où j'ai effectué ma thèse durant ces trois dernières années. Cette thèse a été pour moi une source de richesse, que ce soit sur les plans scientifique, intellectuel et humain.

Je voudrais également remercier mon encadrant Yaneck Gottesman, ainsi que Bernadette Dorizzi, ma directrice de thèse, pour leurs idées, leurs conseils, leur disponibilité, leur expertise et leur exigence. Ils ont su m'aider et me guider dans mon travail malgré les difficultés.

Je remercie également tous mes collègues du département EPh pour leur sympathie.

Enfin, j'adresse des remerciements particuliers à tous mes collègues et amis doctorants.

Je remercie plus particulièrement Nadia, qui m'a notamment aidé à corriger ce mémoire de thèse.

Résumé

Dans un monde de plus en plus ouvert, les flux de personnes sont amenés à exploser dans les prochaines années. Faciliter, fluidifier, et contrôler ces flux, tout en respectant des contraintes sécuritaires très strictes, apparaît donc comme un élément clef pour favoriser le dynamisme économique mondial.

Cette gestion des flux passe principalement par la connaissance et la vérification de l'identité des personnes. Pour son aspect pratique et *a priori* sécurisé, la biométrie, et en particulier celle des empreintes digitales, s'est alors imposée comme une solution efficace, et incontournable.

Néanmoins, elle souffre de deux sévères limitations. La première concerne les mauvaises performances obtenues avec des doigts détériorés. Ces détériorations peuvent être involontaires (travailleurs manuels par exemple), ou bien volontaires, à des fins d'anonymisation. La deuxième concerne les failles de sécurité des capteurs usuels. En particulier, ils sont vulnérables à des attaques avec de fausses empreintes, réalisées par des personnes mal intentionnées dans un but d'usurpation d'identité.

D'après nous, ces limitations sont dues à la faible quantité d'information exploitée par les capteurs biométriques usuels. Elle se résume souvent à une simple image de la surface du doigt. Pourtant, la complexité biologique des tissus humains est telle qu'elle offre une information extrêmement riche, unique pour chaque individu, et très difficilement reproductible.

Nous avons donc proposé une approche d'imagerie, basée sur la Tomographie par Cohérence Optique (ou OCT), un capteur optique 3D sans contact, permettant de mesurer finement cette information. L'idée majeure de la thèse consiste à étudier divers moyens de l'exploiter afin de rendre la biométrie plus robuste et vraiment sécurisée. En particulier, nous avons proposé et évalué différentes techniques d'imagerie des empreintes, basées notamment sur la phase du signal OCT. Elles se sont avérées particulièrement pertinentes en termes de segmentation de l'information 3D, de robustesse, et de sécurisation.

Mots clés : Biométrie, Empreintes digitales, Tomographie par Coherence Optique, Phase, Sécurité, Anti-spoofing,

Abstract

In an increasingly open world, the flows of people are brought to explode in the coming years. Facilitating, streamlining, and managing these flows, by maintaining strict security constraints, therefore represent a key element for the global socio-economic dynamism.

This flows management is mainly based on knowledge and verification of person identity. For its practicality and *a priori* secured, biometrics, in particular fingerprints biometrics, has become an effective and unavoidable solution.

Nevertheless, it still suffers from two severe limitations. The first one concerns the poor performances obtained with damaged fingers. This damage can be involuntary (e.g. manual workers) or volunteers, for purposes of anonymity. The second limitation consists in the vulnerability of the commonly used sensors. In particular, they are vulnerable to copies of stolen fingerprints, made by malicious persons for identity theft purpose.

We believe that these limitations are due to the small amount of information brought by the usual biometric sensors. It often consists in a single print of the finger surface. However, the biological complexity of human tissue provides rich information, unique to each person, and very difficult to reproduce.

We therefore proposed an imaging approach based on Optical Coherence Tomography (OCT), a 3D contactless optical sensor, to finely measure this information. The main idea of the thesis is therefore to explore novel ways to exploit this information in order to make biometrics more robust and truly secured. In particular, we have proposed and evaluated different fingerprint imaging methods, based on the phase of the OCT signal. They were particularly relevant in terms of segmentation of 3D information, robustness, and security.

Keywords: Biometrics, Fingerprints, Optical Coherence Tomography, Phase, Security, Anti-spoofing.

Table des matières

Introduction générale	6
Chapitre 1 Introduction à la biométrie	13
1.1 Présentation générale de la biométrie	14
1.1.1 Définition, contexte et applications	14
1.1.1.1 Définition	14
1.1.1.2 Contexte et applications	15
1.1.2 Différentes modalités biométriques	16
1.1.2.1 Modalités biométriques	16
1.1.2.2 Critères de validité des différentes modalités	17
1.1.3 Informations, gabarits et descripteurs biométriques	17
1.1.4 Enrôlement, matching, vérification et identification	18
1.1.5 Fonctionnement d'un système biométrique	19
1.1.6 Evaluation des performances des systèmes biométriques	20
1.1.6.1 Erreurs de décision en vérification	21
1.1.6.2 Courbes de performances	21
1.1.6.3 Points de fonctionnement	22
1.2 Biométrie des empreintes digitales	23
1.2.1 Un bref historique de l'utilisation des empreintes digitales	24
1.2.2 Les empreintes digitales	26
1.2.2.1 Dermatoglyphes et empreintes digitales	26
1.2.2.2 Description des empreintes digitales	26
1.2.3 Anatomie de la peau et formation des empreintes digitales	30
1.2.3.1 Anatomie de la peau	30
1.2.3.2 Formation des empreintes digitales	32
1.2.4 Modes d'acquisition et technologies de capteurs	33
1.2.4.1 Capteurs avec contact	33
1.2.4.2 Limitations des capteurs traditionnels avec contact	38
1.2.4.3 Capteurs 2D sans contact	39
1.2.4.4 Capteurs 3D sans contact	42
1.2.5 Matching des empreintes digitales	43
1.2.5.1 Complexité du matching d'empreintes digitales	43
1.2.5.2 Mise en correspondance d'empreintes digitales 2D	44
Extraction des minuties	45

Etape de mise en correspondance (matching) :.....	47
1.2.5.3 Mise en correspondance d’empreintes digitales 3D.....	48
Mise en correspondance 3D :.....	48
Mise en correspondance après transformation 3D-2D :.....	50
1.2.6 Vulnérabilité des capteurs d’empreintes digitales	51
1.2.6.1 Spoofing, ou Presentation Attack	51
1.2.6.2 Anti-spoofing ou Presentation Attack Detection	53
1.2.6.1 Problèmes de spoofing encore bien présents aujourd’hui	54
1.3 Conclusion	55
Chapitre 2 Capteur biométrique OCT	56
2.1 Capteur OCT	59
2.1.1 Principe général de l’OCT	59
2.1.2 Acquisition de l’information tomographique 3D	60
2.1.3 Différentes architectures OCT	62
2.1.3.1 OCT dans le domaine spectral	62
2.1.3.2 OCT plein champ.....	63
2.1.4 Paramètres caractéristiques de l’OCT.....	63
2.1.4.1 Résolution axiale théorique	63
2.1.4.2 Résolution transversale	64
2.1.4.3 Profondeur de pénétration.....	64
2.2 L’OCT pour la biométrie des empreintes digitales	68
2.2.1 Etat de l’art sur l’utilisation de l’OCT en biométrie des empreintes	68
2.2.1.1 Anti-spoofing (PAD).....	68
2.2.1.2 Imagerie des empreintes latentes	69
2.2.1.3 Imagerie des empreintes interne et externe.....	69
2.2.1.4 Imagerie des pores de sudations	72
2.2.1.5 Imagerie des capillaires sanguins	72
2.2.2 Architectures OCT développées.....	73
2.2.3 Contraintes instrumentales pour la biométrie.....	74
2.2.3.1 Le capteur biométrique idéal d’empreintes digitales	74
2.2.3.2 Problématique du champ de vue.....	75
2.2.3.3 Problématique du sans contact	77
2.2.3.4 Problématique de la résolution des images	80
2.2.3.5 Problématique conjointe variation du champ de vue/aplatissement	82
2.2.3.6 Contraintes instrumentales posées	82
2.2.4 Tomographie d’un doigt.....	84
2.3 Conclusion	85
Chapitre 3 Imagerie OCT de surfaces 3D par mesures de phase.....	86

3.1	Limitation des méthodes d'imagerie classiques en intensité	87
3.1.1	Cas des capteurs biométriques usuels.....	87
3.1.2	Cas du capteur OCT	88
3.2	Segmentation de surfaces 3D par mesures de phase	91
3.2.1	Mesures de temps de vol	91
3.2.1.1	Description de la mesure.....	91
3.2.1.2	Balayage non linéaire de la source	92
3.2.2	Mesures de phase	93
3.2.3	Segmentation des surfaces 3D	94
3.3	Etude de la précision de localisation de la surface 3D.....	94
3.3.1	Modèle théorique	95
3.3.1.1	Modèle d'un A-scan bruité.....	95
3.3.1.2	Mesure de la précision de localisation.....	96
3.3.2	Résultats des simulations	98
3.3.2.1	Evaluation de la précision de localisation.....	98
3.3.2.2	Résultats des simulations dans le cas des empreintes digitales 3D.....	98
3.3.2.3	Amélioration du modèle pour l'évaluation de la précision de localisation	99
3.4	Conclusion	101
Chapitre 4 Imagerie OCT d'empreintes digitales		102
4.1	Imagerie de l'empreinte digitale externe	105
4.1.1	Extraction de l'empreinte externe 3D par temps de vol.....	105
4.1.2	Différentes représentations de l'empreinte digitale externe	108
4.1.2.1	Représentation en phase	108
4.1.2.2	Représentations en intensité	110
4.1.3	Robustesse de la représentation P en conditions d'acquisition dégradées	112
4.2	Imagerie de l'empreinte digitale interne	114
4.2.1	Segmentation.....	114
4.2.2	Différentes représentations de l'empreinte interne.....	115
4.2.2.1	Représentation en phase	115
4.2.2.2	Représentations en intensité	117
4.2.2.3	Discussion sur la qualité des images d'empreintes internes.....	118
4.3	Evaluation des représentations en phase et en intensité.....	118
4.3.1	Aplatissement des empreintes digitales	119
4.3.1.1	Intérêt de l'aplatissement.....	119
4.3.1.2	Méthode d'aplatissement proposée.....	119
4.3.1.3	Sauvegarde des images d'empreintes digitales aplaties	121
4.3.2	Base de données de tests et expériences mises en œuvres.....	122
4.3.3	Evaluation des différentes représentations pour l'empreinte externe	123

4.3.3.1	Conditions d'acquisitions normales (doigts secs, à humidité ambiante).....	123
4.3.3.2	Conditions d'acquisitions dégradées (doigts humides).....	124
4.3.3.3	Comparaison avec les capteurs 2D.....	126
4.3.4	Evaluation des différentes représentations pour l'empreinte interne.....	126
4.4	Méthode d'imagerie des empreintes par fusion phase-intensité.....	127
4.4.1	Introduction de la fusion.....	127
4.4.2	Présentation de la méthode de fusion.....	128
4.4.2.1	Principe de la méthode de fusion.....	128
4.4.2.2	Mesure de la qualité des pixels.....	130
4.4.2.3	Application de la fusion à l'empreinte interne.....	130
4.4.3	Evaluation de la représentation en fusion des empreintes.....	131
4.4.3.1	Evaluation de la méthode de fusion pour l'empreinte interne.....	131
4.4.3.2	Evaluation de la méthode de fusion pour l'empreinte externe.....	132
4.4.3.1	Comparaison des empreintes externe et interne.....	133
4.5	Problématiques complémentaires à l'imagerie des empreintes.....	135
4.5.1	Etude des différences de performances entre OCT et capteurs 2D.....	136
4.5.1.1	Comparaison de la qualité des images OCT et des images des capteurs 2D.....	137
4.5.1.2	Variabilité intra-classe du capteur OCT.....	139
	Effet des variations de la qualité des images sur les scores de matching.....	145
4.5.2	Aspects de la mesure OCT liés aux mouvements des doigts.....	147
4.5.2.1	Impact de la variation de la position des doigts sur l'aplatissement.....	148
4.5.2.2	Problèmes liés aux mouvements des doigts durant l'acquisition.....	150
4.5.3	Interopérabilité entre images OCT et images des capteurs 2D.....	152
4.5.3.1	Différences d'échelles.....	154
4.5.3.2	Distorsions géométriques.....	156
4.6	Conclusion.....	158
Chapitre 5	Authentification biométrique sécurisée avec l'OCT – Anti-Spoofing.....	160
5.1	Attaque des capteurs 2D usuels.....	162
5.2	Anti-spoofing avec l'OCT.....	165
5.2.1	L'OCT, un capteur biométrique très difficile à attaquer.....	165
5.2.2	Méthode d'anti-spoofing par comparaison des empreintes externe et interne.....	170
5.2.2.1	Présentation de la méthode d'anti-spoofing.....	170
5.2.2.2	Extraction et comparaison des empreintes digitales externe et interne.....	170
5.2.2.3	Mise en œuvre de la méthode d'anti-spoofing.....	173
5.2.3	Conclusion.....	175
	Conclusion et perspectives.....	176
	Bibliographie.....	182

Introduction générale

Contexte de la thèse

Au sein de la société actuelle, le besoin de connaître ou de reconnaître l'identité des personnes, que ce soit à des fins d'authentification ou de sécurité, est devenu primordial. De par sa fiabilité et son aspect a priori très sécurisé, la biométrie s'est imposée au fil des années comme une solution incontournable. La biométrie est définie comme étant l'ensemble des techniques pour l'identification d'individu, basées sur ses caractéristiques physiologiques et morphologiques. Les principales caractéristiques communément utilisées sont les empreintes digitales, le visage, l'iris, ou bien encore les veines de la main.

Actuellement, la modalité biométrique la plus largement répandue est l'empreinte digitale. Les capteurs standards d'empreintes digitales permettent l'acquisition d'images d'intensité en 2 dimensions (2D) de la surface du doigt, d'où sont extraits des points discriminantes, les minuties, exploitées pour réaliser l'authentification. La reconnaissance par les empreintes a été largement étudiée depuis plusieurs décennies maintenant. Les outils développés pour l'authentification peuvent donc être jugés comme étant bien optimisés, et performants dans de bonnes conditions d'acquisition.

Un des problèmes majeurs en biométrie aujourd'hui concerne surtout les failles de sécurité des capteurs lors de l'étape d'authentification, et notamment pour la biométrie des empreintes digitales. Plusieurs travaux ont en effet montré qu'il était assez aisé d'usurper l'identité d'une personne (« *spoofing* ») en utilisant une copie de ses empreintes (un leurre), que l'on viendrait placer sur le doigt. De telles failles de sécurité paraissent inacceptables, dans une société où la biométrie est de plus en plus utilisée. Un autre problème typique en biométrie des empreintes digitales concerne la forte variabilité de la qualité des images induite par les conditions d'acquisition (humidité, saletés, cicatrices sur les doigts, position des doigts, déformation des doigts dans le cas des capteurs avec contact). Cette variabilité limite alors de manière conséquente les performances en reconnaissance d'individus.

L'analyse que nous faisons de cette situation, et qui sous-tend les travaux de cette thèse, est que ces différents problèmes sont dus essentiellement à la faible quantité d'information (information de surface uniquement) enregistrée par les capteurs usuels durant la phase d'enrôlement, et à sa nature physique (information d'intensité).

En particulier, dans le cas du spoofing, cette information peut être facilement reproduite sur un leurre, et on observe que des images 2D de l'intensité réfléchie à la surface du doigt ne sont pas suffisantes pour distinguer un vrai doigt d'un leurre. Pour résoudre le problème du spoofing, différentes solutions ont déjà été proposées. Elles consistent souvent à rajouter d'autres dispositifs au capteur de base, permettant de tester la vitalité de l'échantillon biométrique. Malgré cela, les problèmes de sécurité sont

encore bien présents et la sécurisation de l'authentification biométrique au niveau du capteur est un thème de recherche central en biométrie aujourd'hui.

Problématiques et contributions de la thèse

Pour résoudre ces problèmes critiques, nous avons proposé une approche originale basée sur l'OCT (« *Optical Coherence Tomography* »), dont les caractéristiques permettraient de répondre aux besoins d'une authentification biométrique robuste, et vraiment sécurisée. En parallèle, des premiers travaux sur l'utilisation du capteur l'OCT en biométrie étaient publiés dans la communauté scientifique. L'OCT est un capteur optique sans contact, basé sur une technique interférométrique, qui permet d'imager en 3D et de manière non invasive les éléments diffusants la lumière, tels que les tissus biologiques, avec une haute résolution. Il permet également d'obtenir une information physique très riche décrivant l'échantillon analysé.

L'OCT a été développé au début des années 90 pour des applications médicales (ophtalmologie, dermatologie,...). Différentes modalités d'imagerie ont alors été utilisées dans ce contexte spécifique, comme par exemple l'imagerie d'intensité en coupes transversales, l'imagerie de polarisation, ou l'imagerie Doppler, utiles pour le diagnostic médical. De manière générale, toutes ces analyses médicales reposaient jusqu'à récemment sur des images 2D en coupe transversale uniquement. Grâce au développement de nouvelles technologies et à la diminution de leur coût, on voit cependant apparaître de plus en plus d'applications en 3D.

L'introduction de l'OCT dans le domaine de la biométrie est par contre beaucoup plus récente (2006). Une bonne partie des travaux publiés à ce jour ont surtout visé à montrer son intérêt pour l'*anti-spoofing*. Cependant, les études sur la pertinence de l'OCT pour l'authentification biométrique sont encore assez peu nombreuses, et son potentiel pour une authentification biométrique robuste et sécurisée (en termes applicatifs, mais aussi, et surtout pour l'*anti-spoofing*) reste encore à explorer et à développer. En effet, l'utilisation d'une technologie complexe, dédiée initialement au domaine médical, pour la biométrie, pose un certain nombre de problèmes quant aux performances attendues et au dispositif instrumental nécessaire pour l'application visée, ce qui peut justifier la faible quantité de travaux sur le sujet actuellement.

Ainsi, l'objectif principal de la thèse a été d'explorer les possibilités offertes par une imagerie de type OCT, pour le domaine de la biométrie des empreintes digitales, dans la mise en œuvre d'une authentification biométrique robuste et sécurisée.

OCT en-phase

Un point particulièrement important sur lequel nous avons travaillé au cours de cette thèse concerne un questionnement sur la nature de l'information physique à exploiter pour imager les empreintes de manière efficace, et sur la façon dont ces empreintes sont extraites du signal volumique OCT. En particulier, nous verrons tout au long de ce mémoire que l'information d'intensité traditionnellement exploitée par les capteurs biométriques usuels peut s'avérer limitée. Par ailleurs,

contrairement à la plupart des applications médicales où l'information utile est extraite de coupes transversales 2D, les empreintes digitales, elles, sont des surfaces 3D et sont contenues dans tout le volume tomographique. De simples coupes transversales prises de manière isolée s'avèrent alors nettement insuffisantes pour l'extraction des empreintes.

Le problème de la segmentation de cette information tridimensionnelle du volume tomographique se pose alors naturellement. Dans cette intention, notre principale contribution dans ce travail de thèse est l'étude d'une modalité d'imagerie particulière, basée non pas sur l'intensité réfléchie ou rétrodiffusée, comme cela est fait généralement, mais sur la *phase du signal OCT*. Nous verrons alors comment cette phase, intimement liée à des mesures de temps de vol de la lumière, peut être exploitée pour extraire de manière précise les surfaces 3D d'empreintes digitales du volume tomographique.

En plus de ce premier aspect lié à l'extraction des empreintes 3D, nous montrerons que l'utilisation de la phase permet également d'obtenir des images d'empreintes digitales de très bonne qualité, en regard de celles obtenues à partir d'une information d'intensité, telle qu'exploitée dans les capteurs usuels. De plus, nous verrons que l'information en phase est beaucoup plus robuste que l'information d'intensité aux conditions environnementales d'acquisition (plus spécifiquement le degré d'humidité ou de sécheresse des doigts), ce qui devrait permettre alors de répondre au besoin de robustesse des images d'empreintes en conditions dégradées.

Pour évaluer l'apport de notre système d'imagerie en phase, nous l'avons comparé aux approches plus traditionnelles basées sur l'information d'intensité. Différentes conditions d'acquisitions seront alors considérées, en particulier des acquisitions en conditions d'humidité ambiante et des acquisitions en conditions de forte humidité. Notre évaluation repose sur des expériences en vérification d'empreintes, réalisées sur une base de données enregistrée dans notre laboratoire.

Imagerie de l'empreinte interne

L'information 3D enregistrée par l'OCT offre également de nouvelles possibilités très intéressantes pour la biométrie. L'une d'entre elles consiste à exploiter le derme papillaire, une couche de la peau située entre l'épiderme et le derme. Elle possède une structure en sillons très similaire à celle de l'empreinte surfacique *externe* traditionnelle (cette dernière étant générée à partir du derme papillaire), et forme alors une empreinte digitale *interne*. L'avantage d'une telle couche est qu'elle est plus difficile d'accès, ce qui, comme nous le verrons dans ce travail de thèse, d'un grand intérêt pour la sécurité biométrique. Un deuxième avantage est qu'elle également mieux préservée des conditions extérieures (humidité, saletés, blessures, ...). Une deuxième contribution importante de ce travail de thèse repose alors sur des procédés d'imagerie de cette empreinte interne, et sur son exploitation pour l'authentification et la sécurisation.

Nous verrons que la méthode d'imagerie en phase proposée précédemment pour obtenir les images d'empreintes externes s'est avérée insuffisante pour l'obtention d'images d'empreintes internes. Bien que les mesures de phase restent pertinentes pour localiser le derme papillaire dans le volume

tomographique, nous verrons que les images d'empreintes internes dans la représentation en phase qui en découle sont, à l'instar des images d'intensité, de mauvaise qualité. Pour pallier cette difficulté, nous proposons dans cette thèse un procédé d'imagerie efficace, basé sur la fusion de l'information en phase et en d'intensité, qui sont complémentaires dans le cas des empreintes internes. Les images d'empreintes internes en représentation en phase et en intensité présentent en effet des zones de faible qualité dont la localisation est différente suivant les deux représentations. Le principe de notre méthode de fusion consiste alors à exploiter seulement les zones de bonne qualité dans les deux images, de telle manière à reconstruire une image d'empreinte interne de meilleure qualité globale.

Nous montrerons que notre méthode d'imagerie par fusion permet d'améliorer grandement les performances (fortement corrélées à la qualité des images) par rapport à celles des méthodes d'imagerie en phase et en intensité prise isolément. Cette tâche sera réalisée à partir des protocoles d'évaluations que nous avons définis précédemment. Par ailleurs, nous verrons que les résultats obtenus avec l'empreinte interne sont meilleurs que ceux obtenus avec l'empreinte externe classique acquise avec notre système OCT. Nous pensons que ce résultat est dû au fait que l'empreinte interne est mieux protégée des dégradations extérieures, validant ainsi l'intérêt de l'utilisation de l'empreinte interne pour l'authentification d'individu, et l'efficacité de notre méthode de récupération de cette empreinte interne.

Comparaison OCT / capteurs 2D usuels

Notre approche OCT sera aussi comparée à des capteurs usuels du commerce (un capteur optique et un capteur capacitif), toujours en termes de performances en vérification. Nous verrons que les performances obtenues avec l'OCT sont proches de celles obtenues avec des capteurs 2D standards, déjà bien calibrés et disposant d'outils de matching adaptés, ce qui nous permettra de valider la pertinence de notre approche OCT pour l'authentification biométrique. Nous verrons cependant que les performances de notre approche OCT sont tout de même pour le moment un peu en deçà de celles des capteurs standards. Nous discuterons alors d'un certain nombre de points pouvant justifier cela. Nous présenterons une étude qui montre que les résultats en vérification d'empreintes pourraient être améliorés de manière significative en prenant en compte ces derniers.

Aplatissement des empreintes digitales OCT 3D

Les expériences en vérification d'empreintes précédemment mentionnées sont basées sur le « *matching* » des minuties des images. A ce stade apparaît donc une autre difficulté. En effet, contrairement aux images d'empreintes obtenues avec des capteurs usuels avec contact, les images d'empreintes OCT correspondent à des surfaces 3D. Comme nous le verrons au cours de ce mémoire, cette nouvelle représentation 3D, bien que potentiellement prometteuse, s'avère problématique pour le matching. Une solution couramment rencontrée consiste alors à se ramener à des images 2D classiques, pour lesquelles il existe déjà des outils de mise en correspondance bien performants.

Nous proposons dans ce travail de thèse d'utiliser une méthode d'aplatissement issue de l'état de l'art, que nous avons adapté au cas des empreintes digitales. Cette méthode repose sur le principe de la minimisation des distorsions des distances géodésiques des surfaces 3D, très pertinent pour la biométrie où la conservation des distances entre les minuties est essentielle pour assurer un bon matching entre les images à comparer.

Problèmes liés aux mouvements des doigts

Nous aborderons également deux aspects de la mesure OCT, liés aux mouvements des doigts (entre, et pendant les acquisitions), rendus possibles avec un mode d'acquisition sans contact.

Le premier aspect est lié à la projection appliquée aux empreintes OCT 3D pour obtenir des images 2D équivalentes. En fait, toutes les méthodes de projection (y compris celle que nous avons employée) engendrent par essence des distorsions dans les métriques. Nous pensons que les valeurs de ces distorsions seraient dépendantes de la position des doigts, variable d'une acquisition à l'autre. Il en résulterait alors pour chaque acquisition, une variation des métriques en fonction de la position des doigts. Nous verrons à partir d'une expérience que les changements de position des doigts n'ont qu'un effet négligeable sur les variations des distances inter-minuties dans les images aplaties, et que le résultat de la méthode d'aplatissement employée est donc bien invariant à la rotation des doigts.

Le deuxième aspect est lié aux mouvements des doigts, mais durant l'acquisition cette fois-ci. Nous verrons que des tremblements des doigts peuvent générer des artefacts dans les images, particulièrement gênant pour l'étape de matching. Nous présenterons un traitement numérique spécifique, intimement lié au mode de balayage de la sonde du capteur, qui permet de s'en affranchir.

Sécurisation de l'authentification biométrique

En conclusion de ce travail de thèse, nous nous intéresserons à l'anti-spoofing avec l'OCT. Nous vérifierons dans un premier temps, à partir d'une simple expérience de spoofing, les failles de sécurité importantes des capteurs standards. En complément de ce qui a déjà été étudié dans l'état de l'art, nous verrons que l'OCT est une alternative très intéressante pour la détection de leurres.

Nous expliquerons d'abord comment, d'après nous, l'utilisation de l'OCT rend la conception d'un leurre parfait indétectable très complexe à réaliser. Nous proposerons ensuite une nouvelle approche originale d'anti-spoofing permettant non seulement de détecter la présence d'une usurpation d'identité (contrairement aux capteurs standards), mais également de déterminer la véritable identité du faussaire en récupérant l'image de l'empreinte du doigt sous le leurre (qui devient ici une empreinte interne) ou même l'image du derme papillaire (empreinte à l'intérieur du doigt). Une comparaison de ces différentes images, obtenues avec nos procédés d'imagerie en phase et en fusion, sera alors un moyen très efficace pour obtenir un niveau de sécurité très élevé lors de l'étape d'authentification. Des améliorations et tests complémentaires devront cependant être mis en œuvre pour confirmer la pertinence de cette approche.

Organisation du mémoire de thèse

Le mémoire de thèse est organisé de la manière suivante :

Chapitre 1 – Introduction à la biométrie: Nous commencerons dans ce chapitre par présenter la biométrie de manière générale. Nous présenterons d'abord les nombreuses applications de la biométrie, puis nous introduirons les définitions utiles à la bonne compréhension de notre travail. Nous décrirons ensuite de manière plus spécifique la biométrie des empreintes digitales, qui est la modalité la plus courante. Nous verrons en particulier que malgré une certaine maturité des technologies et traitements associés, la biométrie par empreinte digitale souffre encore de sévères limitations. Nous verrons qu'actuellement, la plupart des méthodes et capteurs proposés ne sont pas satisfaisants pour résoudre de manière satisfaisante ces problèmes. Ce dernier propos justifie alors notre grand intérêt pour l'OCT.

Chapitre 2 – Capteur biométrique OCT: Nous commencerons par présenter dans ce chapitre les principes généraux de la tomographie par cohérence optique. Nous expliquerons ensuite comment est réalisée la mesure en 3D. Nous présenterons succinctement les principales architectures OCT existantes, ainsi que les grandeurs caractéristiques de l'OCT que sont les résolutions axiale et transversale. Nous discuterons également des phénomènes physiques qui limitent la profondeur de pénétration de la lumière dans les tissus, c'est-à-dire l'absorption et la diffusion. Nous présenterons ensuite l'instrument OCT que nous avons utilisé pour ce travail de thèse, principalement pour des applications en imagerie volumique. L'utilisation d'un capteur, initialement dédié au domaine médical, pour le domaine de la biométrie des empreintes digitales pose encore un certain nombre de difficultés, quant au dispositif instrumental et aux conditions d'acquisitions. Nous discuterons alors d'un certain nombre de contraintes, peut-être pas encore optimales, que nous avons introduit spécifiquement pour notre application. Elles portent essentiellement sur le champ de vue, la résolution des images, le temps d'acquisition, et le protocole d'acquisition des images volumiques des doigts.

Chapitre 3 – Imagerie OCT de surfaces 3D par mesures de phase: Nous commencerons dans ce chapitre par expliquer pourquoi selon nous l'information d'intensité réfléchie ou rétrodiffusée, traditionnellement exploitée dans les applications OCT mais aussi avec les capteurs biométriques standards, peut s'avérer limitée dans notre contexte. Nous introduirons alors notre méthode d'imagerie OCT *en phase*, de manière générale. Nous expliquerons comment la phase est exploitée pour extraire des surfaces 3D du volume tomographique. Nous montrerons à travers les résultats d'une étude statistique modélisant les différentes contributions du bruit du capteur, que ces mesures de phase permettent d'extraire les surfaces 3D avec une grande précision.

Chapitre 4 - Imagerie OCT des empreintes digitales : Dans ce chapitre, nous appliquerons notre approche OCT *en phase* dans le contexte plus spécifique des surfaces 3D d'empreintes digitales. Nous montrerons que les mesures de phase permettent d'extraire l'empreinte 3D à la surface du doigt avec une excellente précision, comme cela était attendu d'après les résultats du chapitre précédent. Nous verrons également que la phase peut être exploitée pour obtenir une représentation des

empreintes digitales de meilleure qualité (plus contrastée) que celle obtenue avec l'information d'intensité seulement, et cela même en conditions d'acquisition dégradées (en particulier en cas de forte humidité des doigts). Cependant, nous verrons que la phase s'avère insuffisante dans le cas de l'imagerie de l'empreinte interne. Nous introduirons donc notre méthode d'imagerie *par fusion* et nous verrons qu'elle permet d'obtenir des images d'empreintes internes de bien meilleure qualité que celles obtenues à partir de l'information de phase ou d'intensité, prises isolément. Nous réaliserons ensuite une étude comparative entre OCT et capteurs 2D usuels, visant à établir la pertinence globale de notre approche pour l'authentification. Nous verrons comment les performances de l'OCT en authentification pourraient être améliorées par la suite. Nous présenterons ensuite les réponses que nous avons apportées aux problèmes causés par les mouvements des doigts. Nous discuterons enfin brièvement du problème de l'interopérabilité entre l'OCT et les capteurs 2D usuels.

Chapitre 5 - Authentification biométrique sécurisée avec l'OCT – Anti-Spoofing:

Ce chapitre traitera de l'un des atouts majeurs du capteur OCT, l'*anti-spoofing*. Nous y expliquerons comment, selon nous, la fabrication d'un leurre parfait indétectable, devient beaucoup plus difficile grâce à l'utilisation de l'OCT. Nous présenterons ensuite notre méthode originale d'anti-spoofing, permettant de connaître sous certaines conditions l'identité du faussaire, basée sur la comparaison des motifs des empreintes des différentes couches d'un même doigt (leurre sur le doigt, empreinte surfacique du doigt, et empreinte interne du doigt).

Chapitre 6 - Conclusion et perspectives : Ce chapitre clôturera ce mémoire avec les conclusions et les nombreuses perspectives découlant de ce travail de thèse.

Chapitre 1 Introduction à la biométrie

Table des matières

Chapitre 1	Introduction à la biométrie	13
1.1	Présentation générale de la biométrie	14
1.1.1	Définition, contexte et applications	14
1.1.2	Différentes modalités biométriques	16
1.1.3	Informations, gabarits et descripteurs biométriques.....	17
1.1.4	Enrôlement, matching, vérification et identification	18
1.1.5	Fonctionnement d'un système biométrique.....	19
1.1.6	Evaluation des performances des systèmes biométriques	20
1.2	Biométrie des empreintes digitales.....	23
1.2.1	Un bref historique de l'utilisation des empreintes digitales	24
1.2.2	Les empreintes digitales	26
1.2.3	Anatomie de la peau et formation des empreintes digitales	30
1.2.4	Modes d'acquisition et technologies de capteurs.....	33
1.2.5	Matching des empreintes digitales	43
1.2.6	Vulnérabilité des capteurs d'empreintes digitales	51
1.3	Conclusion	55

Organisation du chapitre :

La partie 1.1 de ce chapitre sur la biométrie vise avant tout à donner un aperçu global de la biométrie et à poser les grandes idées et les principales définitions qui seront utilisées tout au long de cette thèse. Nous commencerons d'abord par définir la biométrie, son contexte et ses champs d'applications. Nous présenterons ensuite les grands concepts qui y sont rattachés. Nous discuterons notamment des différentes modalités biométriques existantes, des caractéristiques particulières d'une information biométrique, du principe de fonctionnement des systèmes biométriques, et de l'évaluation de leurs performances.

Nous nous focaliserons ensuite dans la section 1.2 sur la biométrie des empreintes digitales qui a été traitée plus particulièrement dans ce travail de thèse. Cette section n'a pas pour objectif de présenter un état de l'art complet sur la biométrie des empreintes digitales. Nous visons surtout deux objectifs. Le premier est de présenter les principaux éléments théoriques liés aux empreintes digitales et à la biométrie associée, utiles à la bonne compréhension de notre problématique. Le deuxième est de discuter des problèmes actuels rencontrés en biométrie des empreintes digitales, puis des grands enjeux qui ont justifié notre étude sur l'utilisation de l'OCT.

1.1 Présentation générale de la biométrie

1.1.1 Définition, contexte et applications

1.1.1.1 Définition

Etymologiquement, le terme biométrie se compose du terme « bio » (du grec ancien *βίος* qui signifie « vie ») et du terme « métrie » (du grec ancien *μέτρον*, qui signifie « mesure »). Ainsi, dans son sens premier, biométrie signifie « mesure du vivant » et fait référence à l'étude scientifique et quantitative du monde vivant et des êtres vivants. La biométrie fait maintenant surtout référence à l'ensemble des techniques utilisées pour identifier un individu grâce à certaines de ses caractéristiques physiques, biologiques, et comportementales [1].

Les méthodes basiques d'identification d'individus reposent en général, 1) *sur ce que l'on sait* (code PIN, mot de passe) ou 2) *sur ce que l'on possède* (badge, carte à puce, carte d'identité) [1] [2]. De telles méthodes sont en général très insatisfaisantes, car peu fiables. Par exemple, la gestion d'un trop grand nombre de mots de passe ou de codes peut être un véritable casse-tête pour les individus. Par souci de simplicité, beaucoup de personnes sont amenées à choisir des mots de passe trop basiques, donc facilement décodables par des logiciels dédiés. Par ailleurs, les mots de passe sont très souvent gardés en mémoire des moyens de communications (ordinateurs, téléphones portables, ...). Ils peuvent donc être facilement détournés. Plus simplement, un mot de passe peut être oublié. En ce qui concerne les cartes à puces, les badges et les cartes d'identités, ceux-ci peuvent être perdus, volés, ou falsifiés. Avec de telles méthodes, ce n'est pas l'individu qui est directement identifié mais un objet physique ou virtuel.

Les méthodes d'authentification biométrique, quant à elles, reposent *sur ce que l'on est* ou *sur ce que l'on sait faire* [1]. Ainsi, les problèmes d'usurpation d'identité liés à la perte, au vol, à la duplication ou à l'oubli de l'objet disparaissent. En plus de cet avantage, nous verrons que la biométrie possède d'autres atouts indéniables.

1.1.1.2 Contexte et applications

Depuis plus d'un siècle maintenant, la biométrie est utilisée avec succès dans le domaine judiciaire pour l'authentification (connaitre l'identité d'une personne) des criminels et le fichage d'identité, en particulier grâce à l'utilisation des empreintes digitales (section 1.2). L'usage de la biométrie n'est aujourd'hui plus cloisonné à ce seul domaine judiciaire, et le besoin d'authentifier les individus de manière fiable, sécurisée et automatique est en constante augmentation.

Le développement et le déploiement des nouvelles technologies de l'information et des communications, en parallèle à la réduction de leur coût, est une raison importante à cette augmentation. Les utilisateurs de ces technologies sont très souvent amenés à manipuler, stocker, et échanger des données sensibles via différents supports et moyens de communication (ordinateurs, réseau internet, téléphonie mobile et services associés qui sont en pleine expansion). Ces données sont en général insuffisamment protégées et donc soumises au détournement. La biométrie, *a priori* plus sécurisée que les moyens conventionnels d'authentification, constitue une solution extrêmement pertinente pour répondre à ce besoin de protection des données individuelles. On rencontre d'ailleurs de plus en plus de systèmes biométriques pour des applications de la vie courante. Selon l'application visée, le besoin de sécurité sera plus ou moins important, et les capteurs et modalités employés ne seront pas forcément les mêmes. Parmi ces applications on peut citer:

- Sécurisation de l'accès à un ordinateur, à une tablette, ou à un ordinateur portable.
- Sécurisation de l'accès à des logiciels ou bien des applications Smartphone.
- Sécurisation de l'accès à des serveurs informatiques.
- Sécurisation des transactions bancaires, que ce soit à partir de terminaux physiques ou bien virtuellement, pour la sécurisation des paiements en ligne (e-commerce, paiements administratifs, etc.).

Une autre raison importante qui peut justifier le fort développement de la biométrie est liée à la croissance globale de la population mondiale. Pour faciliter les tâches administratives, un certain nombre de pays (par exemple l'Inde avec le projet UIDAI, *Unique Identification Authority of India*, et l'identifiant unique *Aadhaar*) ont lancés de vastes campagnes de recensement biométrique de leur population.

Par ailleurs, nous vivons aujourd'hui dans un monde très ouvert (économiquement et géographiquement), où les flux de population sont de plus en plus importants (passage des frontières, transits dans les aéroports, ...). Faciliter et fluidifier ces flux pour les encourager, tout en respectant des contraintes sécuritaires de plus en plus strictes, est capital pour favoriser le développement de

l'économie mondiale. Ici encore, la biométrie s'est imposée au final des années comme une solution incontournable. Enfin, les mouvements migratoires importants causés par l'instabilité politique mondiale ou les catastrophes naturelles nécessitent d'être bien gérés et contrôlés.

1.1.2 Différentes modalités biométriques

1.1.2.1 Modalités biométriques

L'identification biométrique repose sur l'exploitation de caractéristiques humaines bien particulières qui constituent les différentes modalités biométriques [1]. Ces modalités biométriques, illustrées en Figure 1.1, sont traditionnellement regroupées en trois catégories :

- **Modalités morphologiques** : pour cette catégorie, l'authentification s'effectue à partir de caractéristiques physiques qui sont propres à chaque individu. On peut citer en particulier les empreintes digitales, le visage, l'iris, les veines de la main. Ce sont de loin les modalités les plus répandues.
- **Modalités biologiques** : L'authentification s'effectue à partir d'éléments biologiques tels que la salive ou le sang. Elles sont très complexes à mettre en œuvre et sont réservées exclusivement pour des applications judiciaires.
- **Modalités comportementales** : L'authentification se base sur les différents comportements d'un individu, tels que la démarche, le tracé de la signature, la force de frappe sur un clavier d'ordinateur, la voix (qui peut être vue aussi comme une caractéristique morphologique). Elles sont beaucoup moins performantes que les modalités morphologiques et biologiques pour l'authentification, car moins discriminantes. Elles constituent une partie des modalités biométriques, dites « *softs* », qui permettent surtout de différencier des individus, sans forcément établir leur identité.

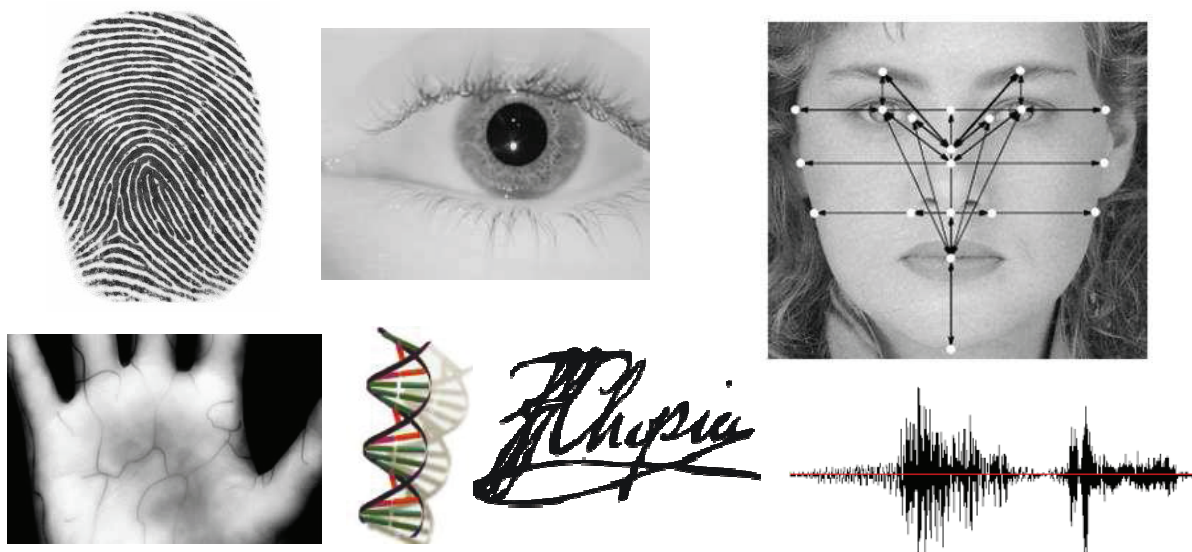


Figure 1.1 - Différentes modalités biométriques. De haut en bas et de gauche à droite: l'empreinte digitale, l'iris, le visage, les veines de la main, l'ADN, la signature, la voix.

1.1.2.2 Critères de validité des différentes modalités

De manière générale, pour qu'une caractéristique biologique, physique, ou comportementale puisse être utilisée comme une modalité biométrique pertinente, elle doit répondre aux critères suivants [1][2] :

- **Universalité** : Elle doit être possédée par tous les individus.
- **Unicité** : Elle doit être différente pour chaque individu.
- **Permanence** : Elle doit être stable et invariante dans le temps.
- **Collectabilité** : Elle doit être facile à collecter et facilement quantifiable.
- **Performance** : Elle doit pouvoir assurer de bonnes performances en authentification.
- **Acceptabilité** : Elle doit pouvoir être acceptée comme modalité biométrique par les usagers, en termes de rapidité d'acquisition, d'hygiène, etc.

A ces critères, nous rajoutons celui de la **Sécurité**, dans le sens où la caractéristique biologique pertinente pour la biométrie devrait être idéalement infalsifiable (impossible à détourner, à voler, à copier).

Cependant, aucune des modalités biométriques susmentionnées ne répond complètement à toutes ces exigences [2]. Un compromis est donc fait entre tous ces critères pour choisir la modalité la plus adaptée à l'application visée. En particulier, nous verrons dans ce travail de thèse que le critère de la **Sécurité** est encore un point très problématique, pouvant d'ailleurs limiter son **acceptabilité**.

1.1.3 Informations, gabarits et descripteurs biométriques

Pour chaque individu, une information biométrique brute caractéristique est enregistrée à l'aide d'un capteur. Pour les empreintes digitales, le visage ou l'iris par exemple, cette information biométrique consiste la plupart du temps en une image d'intensité enregistrée à l'aide de capteurs optiques spécifiques. En fait, l'image n'est en générale pas exploitée totalement pour l'authentification des individus. A cette fin, seule une partie de l'information contenue dans cette image est extraite, et utilisée. Cette information est appelée gabarit biométrique (*template* en anglais). Le gabarit se compose d'un ensemble de descripteurs qui forment une représentation plus compacte de l'information biométrique brute. Le gabarit peut alors être enregistré dans une base de données, sur un ordinateur, sur un support physique comme un badge, ou dans le capteur biométrique lui-même. Nous pouvons donner quelques exemples de gabarits biométriques utilisés pour différentes modalités:

- Pour la biométrie des empreintes digitales, les minuties extraites des images sont traditionnellement utilisées comme descripteurs (voir partie 1.2).
- Pour l'iris, on utilise un « iris-code » qui est une représentation compactée de l'image d'iris.
- Pour le visage, on utilise entre autres des descripteurs qui peuvent représenter différentes formes géométriques présentes dans le visage, ou bien des points d'intérêts particuliers.
- Pour la voix, on peut utiliser des descripteurs du contenu spectral de la voix, ou bien des paramètres de modèles de prédictions linéaires utilisés pour modéliser le signal sonore.

1.1.4 Enrôlement, matching, vérification et identification

Dans un système d'authentification biométrique, la première étape consiste à enregistrer la donnée biométrique brute (l'image, le signal sonore, etc.) à l'aide d'un capteur. Il s'agit de la phase d'enrôlement. Un certain nombre de traitements numériques sont ensuite appliqués afin d'extraire l'information biométrique pertinente (le gabarit, constitué de descripteurs). L'authentification est alors réalisée à partir de cette information biométrique, lors de l'étape de matching, qui consiste à comparer cette information à une autre information biométrique de référence. Le but de cette opération est de déterminer si les deux informations biométriques proviennent d'un même individu ou non. L'étape de matching retourne un score de similarité (ou de dissimilarité) entre les deux échantillons biométriques. La comparaison de ce score à un seuil de matching τ permet de prendre une décision sur la ressemblance ou la dissemblance des deux échantillons. Dans le cas d'un score de similarité, quand le score est supérieur au seuil, la décision est considérée comme positive et les deux échantillons sont considérés comme provenant de la même personne. Dans le cas contraire, la décision est considérée comme négative et les échantillons sont considérés comme provenant de personnes différentes. L'authentification, via l'opération de matching, est réalisée suivant deux modes de fonctionnement particuliers, la vérification et l'identification [1] :

- 1) **La vérification** consiste à contrôler si l'identité revendiquée par une personne est bien la bonne. Deux cas peuvent être envisagés. Dans le premier cas, l'identité de l'individu est utilisée pour comparer l'information biométrique obtenue lors de l'enrôlement à celle stockée au préalable dans une base de données. Dans le deuxième cas, l'information obtenue après enrôlement est comparé à une information cryptée stockée sur un badge, ou tout autre support physique personnel. Dans les deux cas, si les deux informations coïncident, l'identité de la personne est confirmée. On parle de mode de fonctionnement ou de tests 1:1 (comparaison 1 à 1).
- 2) **L'identification** consiste à déterminer l'identité d'un individu inconnu. L'information biométrique obtenue lors de l'enrôlement est comparée à celles enregistrées dans une base de données. Il y a donc N opérations de matching, ou N est le nombre d'échantillons contenus dans la base de données. L'information biométrique la plus semblable (toujours évalué en fonction de la valeur du score de matching) renseigne alors sur l'identité de la personne. On parle dans ce cas de mode de fonctionnement 1:N (comparaisons 1 *parmi* N). L'identification nécessite la mise en œuvre de méthodes particulières de recherche rapide d'information dans de grandes bases de données. En général, la recherche d'identité n'est pas réalisée sur toute la base de données mais sur une partie seulement. Afin de restreindre l'ensemble de recherche, une première étape de classification est mise en œuvre afin de déterminer les échantillons biométriques de la base qui sont les plus grossièrement similaires à l'échantillon testé (par exemple à partir de modules de matching de plus en plus sélectifs, utilisés en cascade).

1.1.5 Fonctionnement d'un système biométrique

Le schéma de la Figure 1.2 résume de manière synthétique les principales étapes d'un système biométrique. L'information biométrique pertinente, selon la modalité considérée pour identifier l'individu, est enregistrée grâce à un capteur. Un ensemble de descripteurs est ensuite extrait de l'information brute enregistrée. Des étapes de prétraitements et de post-traitements sont souvent appliquées avant et après l'extraction des descripteurs. Les prétraitements ont comme objectif d'améliorer la qualité de l'information biométrique initiale (amélioration de la qualité des images, par exemple), et les post-traitements ont souvent comme objectif de supprimer toute information non pertinente, telle que des faux descripteurs extraits de l'information brute (agissant comme du bruit). L'ensemble des descripteurs forme alors le gabarit biométrique, qui peut être stocké ou bien directement exploité lors de l'étape d'authentification (identification ou vérification). L'information biométrique est comparée à une autre information lors de l'étape du matching, et une décision est prise sur l'identité de l'individu en fonction du score retourné.

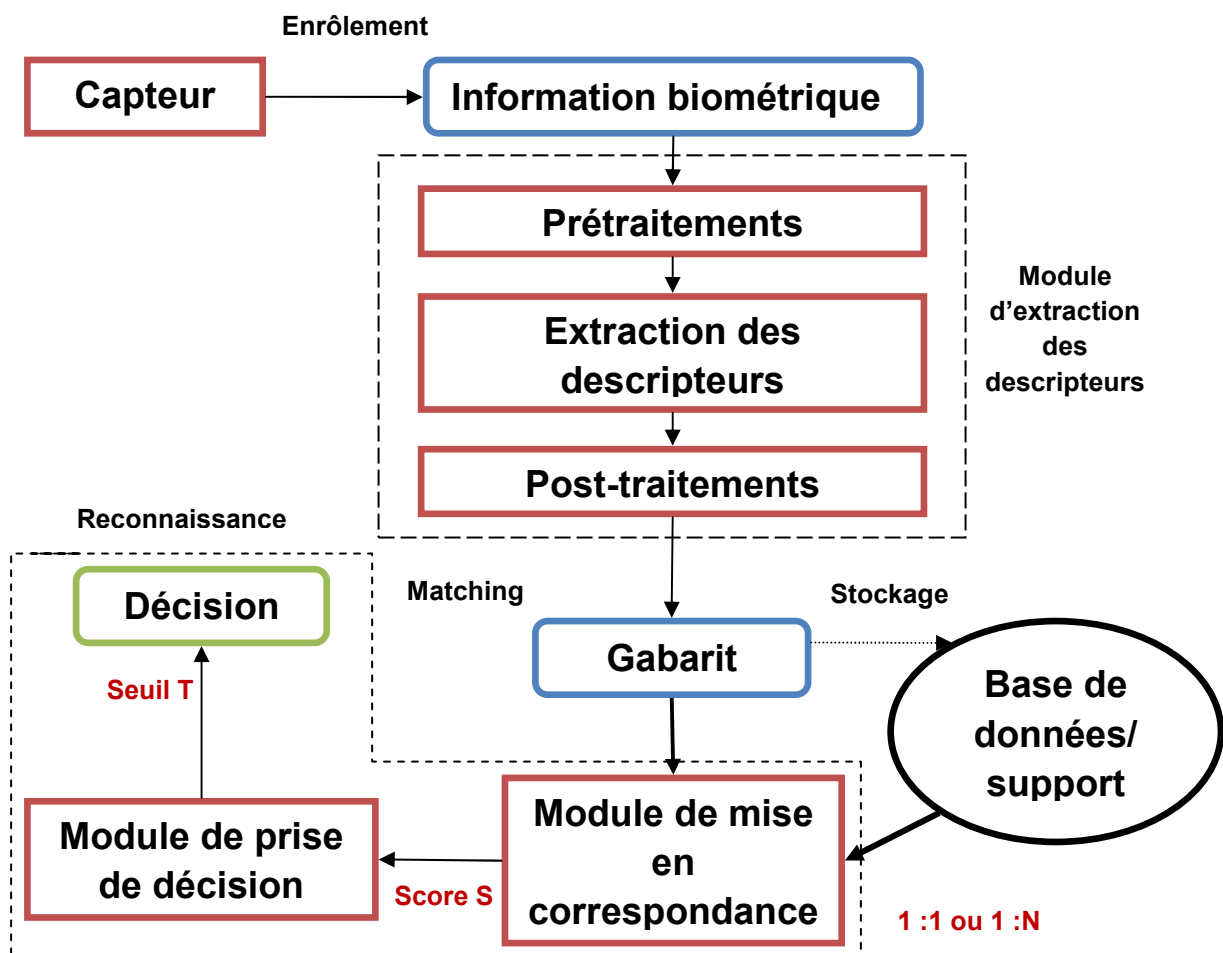


Figure 1.2 – Les différents modules d'un système biométrique

1.1.6 Evaluation des performances des systèmes biométriques.

Dans un système biométrique, nous avons vu que l'information biométrique obtenue à partir du capteur lors de l'enrôlement est comparée à une information déjà existante, sauvegardée au préalable. Un score de similarité (ou de dissimilarité) permettant de quantifier la ressemblance (ou la dissemblance) entre les deux informations biométriques est alors calculé entre elles.

Pour évaluer les performances d'un système biométrique dans un mode de vérification, un grand nombre de comparaison est effectué sur une base de données de test. Nous nous plaçons dans le cas où les différents échantillons d'un même individu sont considérés comme indépendants. Chaque échantillon biométrique de chaque individu de la base est alors comparé à tous les autres échantillons de la base de données. Quand les deux échantillons comparés proviennent du même individu, la comparaison est appelée « *comparaison client* » (*genuine comparison* en anglais). Dans le cas où les deux échantillons proviennent d'individus différents, la comparaison est appelée « *comparaison imposteur* » (*impostor comparison* en anglais). Les densités de scores pour les comparaisons client et imposteur sont générées à partir de la base de données entière.

La précision du système biométrique est alors évaluée par la capacité à séparer ces deux densités. Cette séparation se fait grâce au seuil τ à partir duquel la décision d'acceptation ou de rejet d'identité sera prise. Quand le score est supérieur au seuil, la décision est considérée comme positive et l'identité de l'individu est acceptée. Dans le cas contraire, la décision est considérée comme négative et l'identité de l'individu est rejetée.

Pour un système biométrique idéal (Figure 1.3a), les deux densités de scores ne se recouvrent pas. Cependant, pour un système biométrique réel (Figure 1.3b), les deux densités se recouvrent et aucune valeur de seuil ne permet de les séparer complètement. Ce recouvrement traduit alors des erreurs de décision, en particulier des fausses acceptations (dans le cas où une comparaison imposteur retourne un score de similarité élevé) et des faux rejets (dans le cas où une comparaison client retourne un score très bas).

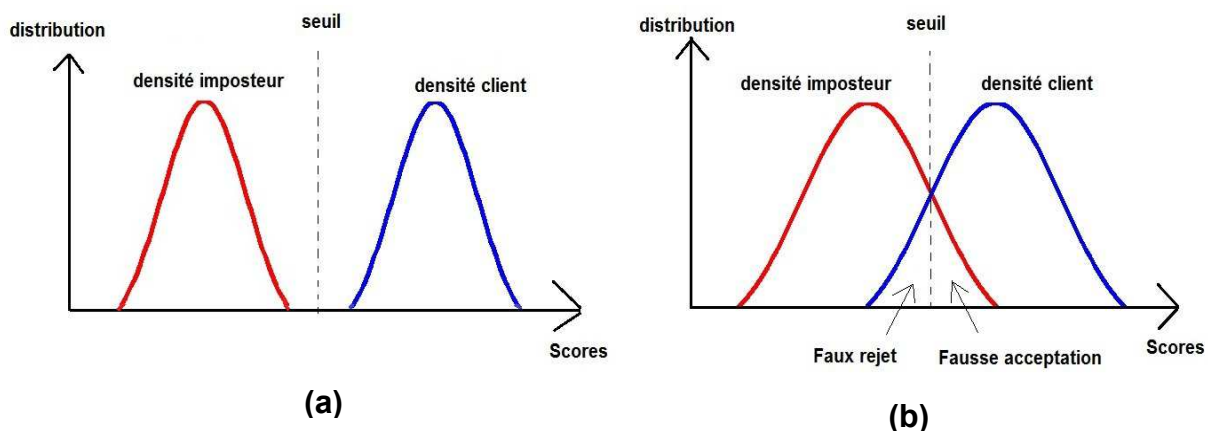


Figure 1.3 - (a) Densités de scores (de similarité) pour un système biométrique idéal. (b) Densités de scores pour un système biométrique réel.

1.1.6.1 Erreurs de décision en vérification

Nous avons vu que deux erreurs étaient possibles dans la décision de vérification : une fausse acceptation quand un imposteur est accepté et un faux rejet quand un client est rejeté alors qu'il ne le devrait pas. A partir de ces deux erreurs, on peut définir les taux d'erreurs suivants [1]:

- (1) **False Acceptance Rate (FAR):** C'est la probabilité qu'un imposteur soit considéré comme client. Il est égal au nombre de fausses acceptations FA divisé par le nombre d'imposteur NI dans la base :

$$FAR = \frac{FA}{NI}$$

- (2) **False Rejection Rate (FRR):** C'est la probabilité qu'un client soit considéré comme imposteur. Il est égale au nombre de faux rejets FR divisé par le nombre de client NC dans la base.

$$FRR = \frac{FR}{NC}$$

Dans certains cas, il est possible d'estimer les FRR en fonction de la taille de la base de données, à partir de lois empiriques par exemple. On peut également évaluer les FAR à partir de modèles statistiques.

1.1.6.2 Courbes de performances

Nous voyons d'après la Figure 1.3 et les équations précédentes que le FAR et le FRR dépendent du seuil de décision τ . En particulier, nous pouvons voir que l'amélioration du FAR en déplaçant le seuil se fera au détriment du FRR , et vice versa. La valeur de ce seuil est donc un paramètre crucial des systèmes biométriques.

Ainsi, les performances sont toujours évaluées en considérant différentes valeurs de seuil, afin de couvrir le plus d'applications différentes. En fait, les systèmes biométriques sont souvent « benchmarkés » sur des bases de données (généralement internes aux différents constructeurs des capteurs), pour évaluer notamment le FAR espéré pour un certain niveau de FRR donné.

Pour visualiser les performances, on utilise en règle générale les courbes de performances. Elles permettent de représenter les performances pour toutes les valeurs de seuil considérées. En particulier, on peut représenter les variations du FAR et du FRR en fonction de la valeur du seuil (Figure 1.5). On peut également représenter la variation du FRR en fonction du FAR lorsque le seuil varie. On obtient ainsi une courbe ROC (Receiver Operating Characteristics) [1], comme représenté en Figure 1.4a. En représentant les deux axes des taux d'erreurs en échelle logarithmique, on obtient de manière équivalente une courbe DET (Detection Error Tradeoff), comme visible en Figure 1.4b, souvent préféré à la courbe ROC.

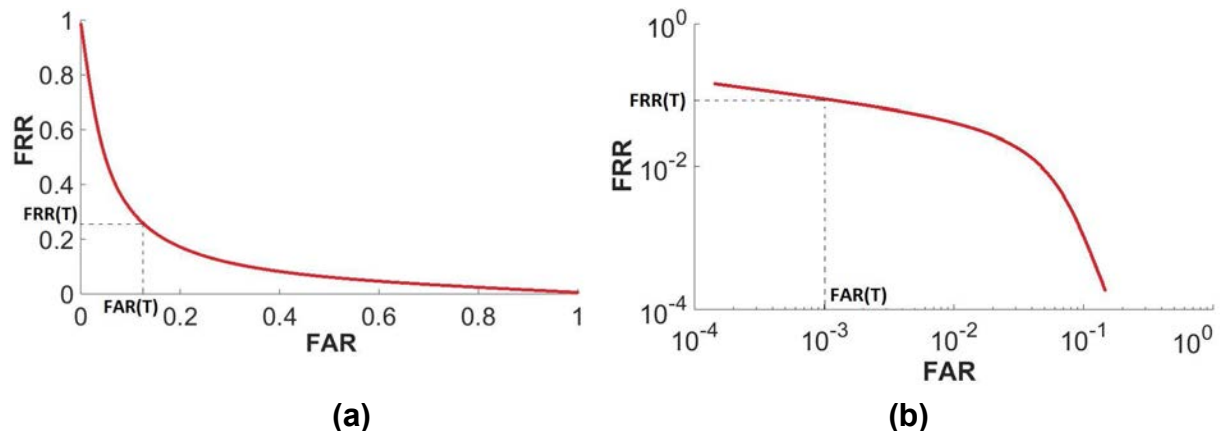


Figure 1.4 - (a) Courbe ROC. (b) Courbes DET.

1.1.6.3 Points de fonctionnement

Un point de fonctionnement est un indicateur de performances. En fonction de l'application considérée, plusieurs points de fonctionnement peuvent être considérés [1]. Par exemple (Figure 1.5) :

- (1) **Equal Error Rate (EER)**, ou taux d'erreurs égales : Ce point de fonctionnement correspond au seuil où $FAR = FRR$.
- (2) **FRR à FAR fixé** : Ce point de fonctionnement correspond au seuil pour lequel la valeur du FAR est égale à une certaine valeur désirée. Les performances sont exprimées par le FRR associé à ce FAR particulier. Pour les applications où la *sécurité* (ou « *security* » en anglais), au sens de l'application biométrique, et pas au sens de la sécurité même de la biométrie (anti-spoofing) est primordiale, le FAR est choisi très bas, au détriment du FRR donc.
- (3) **FAR à FRR fixé** : Ce point de fonctionnement correspond au seuil pour lequel la valeur du FRR est égale à une certaine valeur désirée. Les performances sont exprimées par le FAR associé à ce FRR particulier. En général on choisit un FRR bas pour les applications où l'efficacité prime sur la sécurité (applications civiles, comme par exemple l'authentification sur un ordinateur personnel), ce qui est traduit par le terme *commodité* (où « *convenience* » en anglais).

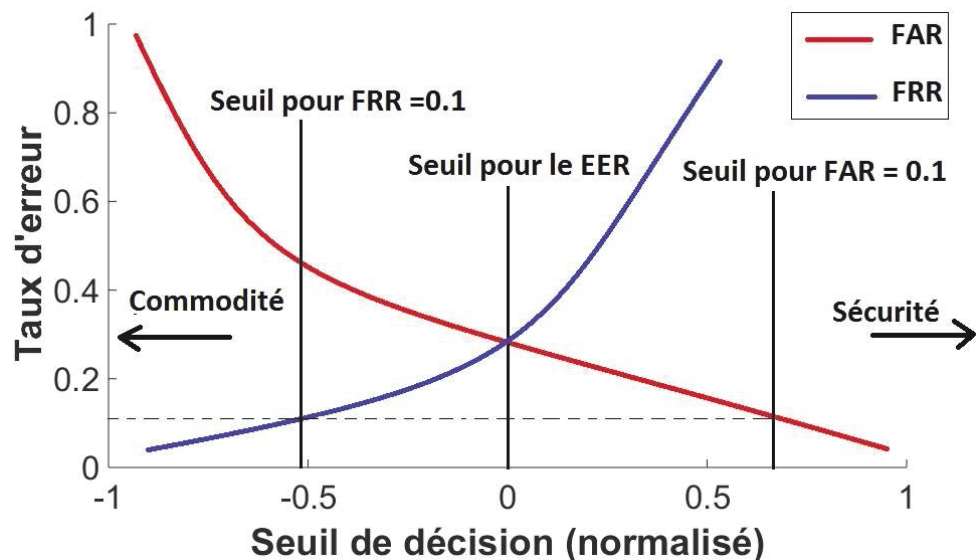


Figure 1.5 - Illustration des points de fonctionnement sur une courbe des taux d'erreurs en fonction du seuil de décision.

1.2 Biométrie des empreintes digitales

Les empreintes digitales constituent de loin la modalité biométrique la plus employée actuellement. En 2009, elles représentaient environ 50% des parts du marché de la biométrie (suivi du visage avec environ 12% de parts de marché et de l'iris avec environ 5% de parts de marché). Cet usage prononcé des empreintes digitales peut s'expliquer par la longue histoire de leur utilisation pour les applications judiciaires. De plus, par rapport à d'autres modalités, les empreintes digitales sont relativement facile à acquérir (voir section 1.2.4). C'est également l'une des modalités biométriques les plus performantes, et son acceptation parmi les individus est plutôt bonne (bien que ce propos mérite d'être nuancé, à cause d'une certaine connotation criminelle qui peut encore exister). Malgré cela, il s'agit d'une modalité biométrique extrêmement vulnérable au *spoofing* (usurpation d'identité avec des leurres), comme cela sera décrit plus en détail au cours de ce mémoire. Tous ces faits nous ont alors encouragés initialement à orienter notre travail de thèse sur cette modalité spécifique.

Nous verrons dans cette section que les caractéristiques des empreintes digitales en font une modalité biométrique particulièrement pertinente. Ces caractéristiques sont notamment :

- Leur unicité et leur permanence, intimement liés à leur genèse.
- Leur universalité.
- La richesse de l'information qu'elles contiennent, exploitable pour la reconnaissance durant l'étape de matching.
- Leur acquisition qui reste relativement facile.

Cependant, malgré tous les avantages des empreintes digitales, certains problèmes ayant de lourdes conséquences sur les performances des AFIS (*Automatic Fingerprint Identification System*) doivent être résolus. Ces problèmes sont causés principalement par :

- Le mode d'acquisition des empreintes digitales : traditionnellement, les empreintes sont acquises par contact du doigt sur un support d'enregistrement. Avec des technologies de capteurs plus récentes, l'acquisition est effectuée sans contact du doigt. Ce mode d'acquisition, mis en œuvre pour régler certains problèmes, en génère aussi de nouveaux.
- La grande variabilité qu'il peut exister dans le résultat de l'acquisition d'une même empreinte digitale. Cette variabilité est due notamment au mode d'acquisition (point précédent), aux conditions d'acquisition mais aussi à des facteurs physiologiques et environnementaux
- La complexité inhérente à l'étape de matching d'empreintes digitales, engendrée entre autre par les deux points précédents.
- Le problème du spoofing avec les capteurs usuels, mais aussi avec certains capteurs plus récents.

1.2.1 Un bref historique de l'utilisation des empreintes digitales

L'origine de la dactylographie (l'utilisation des empreintes digitales à des fins d'authentification) est assez floue. Il semblerait que les premières utilisations des empreintes digitales remontent à l'ère Babylonienne (~II millénaire av. J.-C). A cette époque, des tablettes en argile étaient utilisées comme support pour l'écriture cunéiforme. Un grand nombre de ces tablettes, certaines datant du IV millénaire avant J.-C, ont été découvertes grâce à des fouilles archéologiques. Des empreintes digitales ont été retrouvées sur certaines d'entre elles, à côté du nom de leur auteur, ce qui laisse supposer que les Babyloniens s'en servaient comme sceaux pour l'authentification des documents.

D'une certaine manière, les chinois ont été les véritables précurseurs de la dactylographie. Les premières utilisations des empreintes digitales en Chine datent de la première dynastie, celle des empereurs Qin (3^{ème} siècle av. J.-C). L'empereur Qin Shi Huangdi fut le premier souverain à utiliser la marque des empreintes digitales dans l'argile comme sceau servant à authentifier les documents [3]. Durant la Dynastie Tang (~600 à 900 ap. J.-C), l'invention du papier et de la soie par les chinois accéléra leur utilisation. Des empreintes étaient souvent apposées sur les documents en papier. Par ailleurs, les connaissances des chinois en dactylographie ont pu être établies sur support papier, et transmises plus facilement aux autres peuples et civilisations grâce aux échanges commerciaux de la route de la soie. L'utilisation des empreintes digitales s'est répandue au fil des siècles en Chine, que ce soit pour des applications judiciaires, ou bien en divination [3]. Les chinois avaient alors déjà bien cerné la redondance de certains motifs dans les empreintes (voir section 1.2.2.2), et avaient peut-être même eu l'intuition de leur unicité.

Jusqu'à la fin du 19^{ème} siècle, l'usage des empreintes digitales comme outil d'authentification n'était presque pas connu en occident. Au cours du 19^{ème} siècle, la méthode anthropométrique inventée par Alphonse Bertillon (1853-1914), appelée « Bertillonage » ou « anthropométrie judiciaire », était utilisée pour les applications judiciaires en Europe et aux Etats-Unis. Cette méthode a été introduite à par la nécessité croissante de pouvoir limiter les usurpations et les changements d'identité illégaux effectués par les criminels. La méthode consiste à caractériser les individus à partir de mesures et

d'observations effectuées sur le corps humain (taille, masse, taille de la tête, taille des bras, couleurs des yeux, etc.). Bien qu'assez efficace, cette méthode était compliquée à mettre en œuvre, lente, et sujette à des erreurs de mesures importantes.

Le développement de la dactylographie en occident se fera principalement grâce à l'empire britannique. Au fur et à mesure de l'histoire, la dactylographie remplacera la méthode anthropométrique de Bertillon. Cette dernière sera totalement abandonnée vers 1970. Les avantages de la dactylographie sur l'anthropométrie judiciaire sont indéniables : premièrement, les empreintes digitales s'avèrent être beaucoup plus discriminantes que les mesures anatomiques réalisées en anthropométrie. Deuxièmement, l'acquisition d'empreintes digitales est beaucoup plus aisée et ne nécessite pas d'experts formés et entraînés. Enfin, les empreintes digitales ont la propriété de pouvoir venir s'imprimer dans certaines conditions sur les surfaces. L'*empreinte latente* involontairement déposée est alors particulièrement utile dans les enquêtes policières.

L'anglais William.J. Herschel (1833-1917), qui travaillait comme administrateur à la compagnie des indes orientales, et qui fut donc en relation avec les asiatiques, fut le premier européen à reconnaître l'intérêt de la dactylographie pour lutter contre les abus d'identité. Le médecin Henry Faulds (1843-1930), qui étudiait également les empreintes digitales, releva dans une lettre adressée à Charles Darwin le caractère unique des empreintes digitales. Les travaux de Herschel et de Faulds sur la dactylographie furent ensuite récupérés par le scientifique Francis Galton (1822-1911). Il publie en 1892 un ouvrage majeur appelé « Fingerprints » [4], dans lequel il discute des principales caractéristiques des empreintes digitales, en particulier leur unicité, leur permanence dans le temps, leur structure (forme globale, minuties, etc., voir section 1.2.2.2).

Ces travaux seront par la suite repris et complétés, notamment en Argentine, en Angleterre et en France. Le fonctionnaire de police Juan Vucetich (1858-1925) crée en Argentine en 1891 le premier fichier d'empreintes digitales. En parallèle, l'inspecteur de police britannique Edward Henry (1850-1931) met au point un système de classification des empreintes digitales, encore pertinent de nos jours, le système Galton/Henry. Ce système est basé sur différentes formes caractéristiques formées par les sillons des empreintes digitales : les arches, les boucles et les spires (voir section 1.2.2.2). Le français Edmond Locard (1877-1966), fondateur de la médecine légale et de la police scientifique moderne [5], va considérablement développer la dactylographie. Il dicte notamment la règle encore utilisée aujourd'hui qui stipule que 12 minuties correctement « matchées », au minimum, sont nécessaires aux yeux de la loi pour identifier de manière fiable un individu. Il est également l'inventeur de la poroscopie, c'est-à-dire l'étude des pores de sudation (voir section 1.2.2.2), qui va venir enrichir la dactyloscopie. Il en conclut notamment que les pores de sudations, ainsi que leur configuration, sont des critères tout aussi pertinents que les minuties pour l'identification de personnes.

Au cours du 20^{ième} siècle, la dactyloscopie est très largement utilisée dans les applications judiciaires. Par exemple, le FBI réalise sur plusieurs décennies des bases de données de grande ampleur d'empreintes digitales. Les images d'empreintes digitales étaient obtenues jusque là grâce au procédé classique basé sur l'utilisation d'encre. Ce procédé manuel est lent, fastidieux, et la gestion des archives des fichiers d'empreintes digitales devenait particulièrement problématique. A partir du

développement de l'informatique, le NIST (National Institute of Standards and Technology) sera l'instigateur d'une longue série d'études et de recherche visant à automatiser l'acquisition, le traitement, la recherche, et la gestion des empreintes digitales. En France, en 1967, l'ingénieur en chef de la Préfecture de police de Paris, M. R. Thiebault, présente à l'assemblée d'Interpol ses travaux sur le traitement automatique des empreintes digitales. Ses travaux, basés sur l'exploitation des minuties, serviront de base au système d'identification développé pour la police française par Morpho [3], qui deviendra par la suite le leader mondial en biométrie.

1.2.2 Les empreintes digitales

1.2.2.1 Dermatoglyphes et empreintes digitales

Les dermatoglyphes (Figure 1.6a) sont les motifs formés par les plis de la peau, les crêtes papillaires, à la surface des doigts (et plus généralement de la face palmaire des mains, de la plante des pieds et des orteils). Lors du contact d'un doigt sur un support, ce motif particulier peut, dans certaines conditions, venir s'imprimer sur sa surface et laisser une trace. Cette trace s'appelle l'empreinte digitale, ou dactylogramme (Figure 1.6b). Par abus de langage, l'empreinte digitale peut désigner soit les dermatoglyphes d'un doigt, soit la trace laissée lors du contact sur le support. Nous parlerons dans tous les cas d'empreinte digitale. La trace laissée peut être visible à l'œil nu, ou bien invisible. Dans le cas où la trace de l'empreinte digitale est déposée de façon involontaire sur un support, on parlera d'empreinte « latente ».



Figure 1.6 – (a) dermatoglyphes d'un doigt. (b) image de l'empreinte correspondante

1.2.2.2 Description des empreintes digitales

Une empreinte digitale est constituée de crêtes papillaires qui forment des stries localement parallèles. Elle possède une structure particulière en sillons, qui est unique pour chaque individu (voir sections 1.2.2.2 et 1.2.3). Nous pouvons définir les vallées qui correspondent aux creux des sillons, et les crêtes qui correspondent aux sommets (Figure 1.7a). Ce sont les crêtes qui rentrent en contact lors du toucher d'une surface. La profondeur moyenne des sillons est de $\sim 50\mu m$. Ils sont espacés d'environ $100\mu m$ à $200\mu m$.

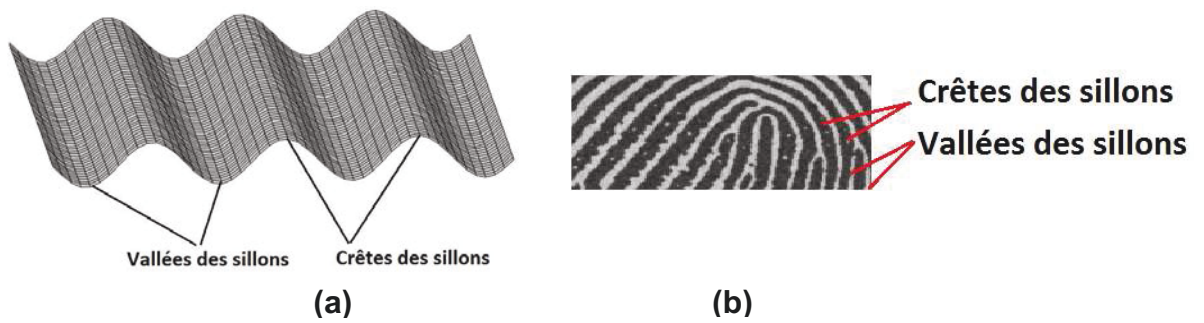


Figure 1.7 - Vallées et crêtes des sillons d'une empreinte digitale.

Les sillons s'organisent selon certaines formes bien caractéristiques qui sont redondantes parmi tous les individus. Ces formes peuvent se classer suivant trois familles : les arches, les boucles et les spires (ou tourbillons) (voir les images d'empreintes en Figure 1.8 et Figure 1.12). Environ 95% de la population possède des empreintes digitales qui sont structurées suivant ces 3 motifs particuliers.

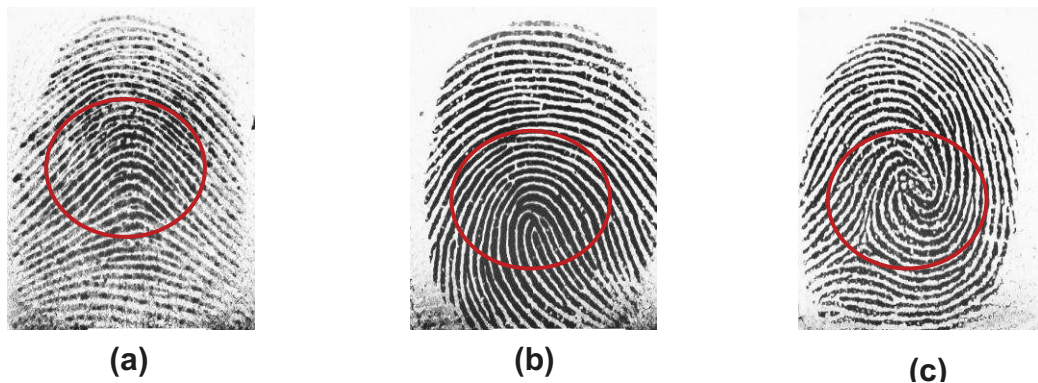


Figure 1.8 -- Les formes principales d'empreintes digitales : (a) Arche. (b) Boucle. (c) Spire.

Traditionnellement, l'authentification de personnes est réalisée à partir d'une image de l'empreinte digitale. Le procédé historique pour obtenir l'image consiste à imprimer l'empreinte digitale sur du papier avec de l'encre. L'image peut également être obtenue à partir d'un capteur (voir section 1.2.4). On obtient de manière générale une image en deux dimensions, où les vallées des sillons apparaissent blanches et où les crêtes apparaissent noires (Figure 1.6b, Figure 1.7b et Figure 1.8).

Néanmoins, la reconnaissance d'empreintes digitales est rarement effectuée à partir de l'image complète (voir section 1.2.5). On utilise généralement une liste de descripteurs qui représentent l'empreinte digitale de manière condensée (voir section 1.1.3). En fait, la structure d'une empreinte digitale est complexe et possède de nombreux détails, visibles à des échelles différentes. Ce sont ces différents détails qui sont alors utilisés comme descripteurs. Ils peuvent être classifiés en trois niveaux différents (Figure 1.12):

- **Niveau 1** : Le niveau 1 est lié à la structure globale des sillons de l'empreinte digitale, comme illustrée en Figure 1.8. Les différentes structures d'empreintes digitales s'organisent autour de deux points singuliers globaux, appelées « cœur » et « delta » (Figure 1.9). La position et le nombre de points singuliers dans une empreinte digitale sont utilisés comme descripteurs. L'exploitation de ces deux points singuliers n'est pas du tout suffisante pour différencier

complètement deux empreintes digitales. Cependant, ils peuvent être utilisés pour déterminer la géométrie globale des empreintes digitales, notamment à des fins de classification et d'indexation, pour l'aide à la recherche d'images dans de grandes bases de données par exemple [6] (voir section 1.1.4). Il existe différentes méthodes pour détecter automatiquement la position et la nature des points singuliers globaux (voir par exemple [6]–[8]).



Figure 1.9 – Illustration des points singuliers d'une empreinte digitale: cœur et delta.

- Niveau 2 :** Les minuties forment les descripteurs de niveau 2. Les minuties sont des points caractéristiques qui correspondent à des discontinuités dans les lignes des sillons (Figure 1.10a). Afin d'assurer l'interopérabilité entre différents dispositifs et capteurs, elles sont codées, selon les normes usuelles (INCITS 378 et ISO 19794-2), par un vecteur m à 4 dimensions $m\{x, y, \alpha, t\}$, où x, y sont les coordonnées de la minutie, α son orientation, et t son type (Figure 1.10b). On peut distinguer 18 types de minuties différentes [9], mais deux sont particulièrement redondantes parmi les individus: ce sont les « terminaisons » et « bifurcations » (Figure 1.10b et Figure 1.12). Les bifurcations correspondent à des points de bifurcation des lignes des sillons tandis que les terminaisons correspondent à des points de coupure. Une image d'empreinte digitale de bonne qualité contient entre 40 et 100 minuties en moyenne. Les minuties sont historiquement les descripteurs les plus utilisés dans la reconnaissance d'empreintes digitales, qu'elle soit faite par un humain ou par un ordinateur.

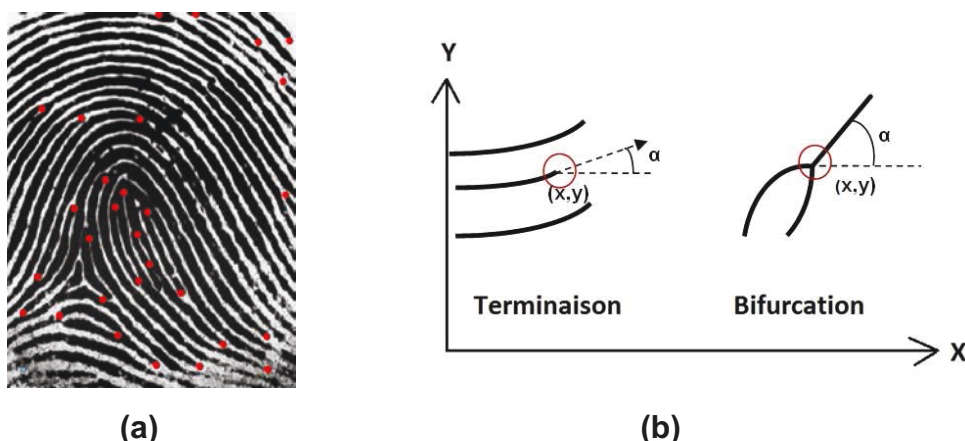


Figure 1.10 - (a) Image d'empreintes digitale obtenue avec un capteur optique. Les minuties sont représentées en rouge. (b) Définition des minuties « terminaison » et bifurcation ».

- **Niveau 3** : Le niveau 3 regroupe l'ensemble des détails fins présents dans une empreinte digitale, comme des petites cicatrices, la forme des lignes des sillons, leur largeur, le contour de leurs bords, etc. (Figure 1.12). Nous pouvons citer plus particulièrement les pores de sudations (voir Figure 1.11). Les pores de sudation sont des éléments hautement discriminants [10]–[12]. En 1912, Edmond Locard (voir section 1.2.1) propose quatre critères qui peuvent être utilisés pour une identification avec les pores : leur forme, leur taille, leur position sur les crêtes, et leur fréquences. Il montre également que 20 à 40 pores, indépendamment des minuties, devraient être suffisant pour identifier correctement un individu [13]. Les pores de sudation sont particulièrement utiles dans le cas d'images partielles d'empreintes digitales, où très peu de minuties sont visibles et exploitables. Ils constituent alors une information discriminante supplémentaire pouvant aider à l'identification. Néanmoins, leur exploitation pour une reconnaissance automatique d'empreintes reste encore assez marginale, et cela pour deux raisons : i) L'extraction des pores requière des images d'empreintes digitales avec une résolution de 1000 *ppp* au moins [10], [11] (contre 300 *ppp* minimum pour les descripteurs de niveaux 1 et 2), ce qui nécessite l'utilisation de capteurs particuliers plus performants que les capteurs usuels développés durant ces dernières années, normés pour la plupart pour des images à 500 *ppp* [10]. ii) L'étape d'extraction en elle-même peut être particulièrement délicate, à cause de la nature de ces descripteurs, et de leur grand nombre ([10], [11], [13]–[16]). Le déploiement actuel de nouveaux capteurs plus performants (dont l'OCT) et des méthodes de traitements associés devraient rendre possible l'exploitation de ces descripteurs à plus large échelle. Différentes stratégies sont envisageables dans l'utilisation des pores de sudation : utilisés isolément, en combinaison avec les minuties, etc. [10], [13], [17]. Notons également que de nouveaux standards et normes devront être établis pour prendre en compte l'utilisation des descripteurs de niveau 3.

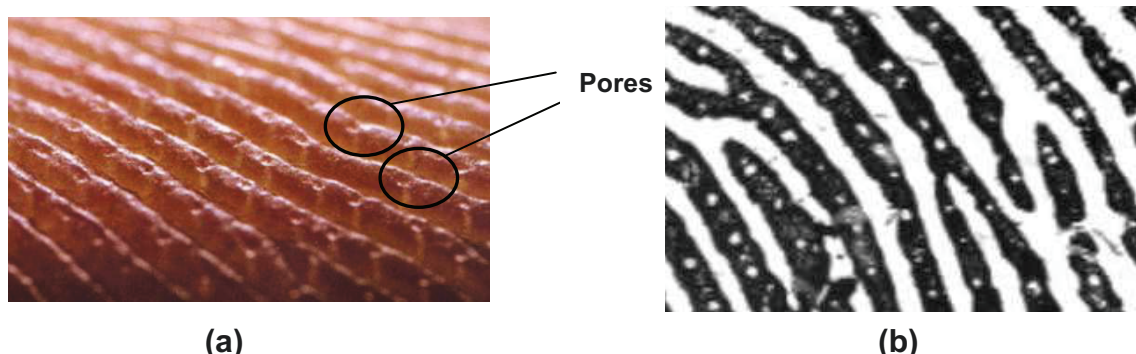


Figure 1.11 - Pores de sudation. (a) Photographie d'une empreinte digitale, où les pores sont bien visibles. (b). Image d'une empreinte digitale, obtenue avec un capteur optique (résolution 1000 *ppp*). Les petits points blancs correspondent aux pores.

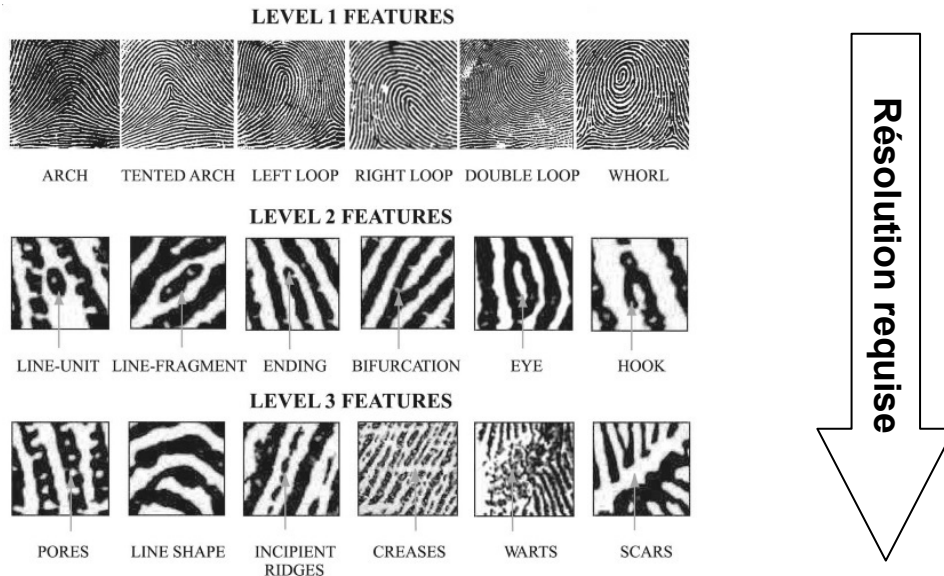


Figure 1.12 – Les 3 niveaux de descripteurs. Source : [10]

Nous avons vu que les empreintes digitales étaient différentes pour chaque personne, mais également pour chaque doigt. Galton est le premier à avoir étudié quantitativement l'unicité des empreintes digitales (voir section 1.2.1). En 1892, il estime à partir d'un modèle des différentes configurations possibles d'une empreinte que la probabilité d'occurrence d'une certaine configuration d'empreinte digitale est égale à 1.45×10^{-11} . Cependant, d'autres modèles de configurations d'empreintes ont été proposés depuis, et cette valeur peut varier grandement selon le modèle considéré [18]. Le modèle présenté dans [18] est particulièrement intéressant car il prend en compte non seulement la variabilité inter-classe (c'est-à-dire les configurations de minuties différentes d'un individu à l'autre) mais également la variabilité intra-classe, liée aux conditions d'acquisitions (conditions extérieures et état de la surface des doigts) et à l'étape de matching. Dans les modèles précédents, cette variabilité intra-classe était négligée. La conséquence était que la probabilité de fausse correspondance entre deux empreintes digitales était largement sous estimée. Les auteurs estiment avec ce modèle que la probabilité que 12 minuties d'une image d'empreinte contenant 36 minuties coïncident avec 12 minuties d'une autre image contenant 36 minuties est de $6,10 \times 10^{-8}$. La conclusion de leurs travaux est que le nombre de faux appariements est plus important que ce qui est admis traditionnellement.

1.2.3 Anatomie de la peau et formation des empreintes digitales

1.2.3.1 Anatomie de la peau

Avant de décrire le processus de formation des empreintes digitales, nous allons rappeler quelques éléments sur l'anatomie de la peau humaine, en particulier la peau des doigts [19]. La peau a plusieurs fonctions : une fonction protectrice, une fonction immunitaire, une fonction de régulation de la température et une fonction sensorielle. La partie superficielle de la peau est constituée de 2 couches principales, l'épiderme en surface et le derme en profondeur (Figure 1.13).

Chez les êtres humains, l'épiderme est constitué de 5 couches cellulaires superposées qui sont : la couche cornée (stratum corneum), la couche claire (stratum lucidum), la couche granulée (stratum granulosum), la couche épineuse (stratum spinosum) et la couche basale (stratum germinativum). L'épiderme est composé essentiellement de cellules, appelée kératinocytes. Elles sont générées par divisions cellulaires dans la couche la plus profonde, la couche basale, et sont en perpétuel renouvellement. Par différenciation cellulaire, elles remontent au fur et à mesure à la surface jusqu'à la couche cornée, où elles desquament (mort cellulaire). Au cours de cette migration, les kératinocytes produisent notamment de la kératine, qui assure à la peau ses propriétés de barrière protectrice. L'épiderme a une épaisseur d'en moyenne 1mm. Il ne comporte pas de vaisseaux sanguins. Il est nourrit par le derme par diffusion. Il contient cependant de nombreuses terminaisons nerveuses.

Le derme est un tissu conjonctif qui se décompose en deux couches, le derme profond, et le derme papillaire qui se situe à la jonction entre le derme et l'épiderme (la couche basale plus précisément). Il sert d'assise et de soutien à l'épiderme et à un rôle important dans la forme des crêtes de la peau, et plus particulièrement des empreintes digitales à la surface du doigt. Le derme papillaire est constitué à sa surface d'une double rangée de papilles dermiques. Les papilles sont des petites protubérances qui viennent s'emboîter dans des prolongements de l'épiderme. C'est donc cette structure particulière qui forme les motifs en sillons, que l'on retrouvera au niveau du derme papillaire et à la surface du doigt.

Les glandes sudoripares sont des glandes de forme tubulaire spécialisées dans la sécrétion de la sueur, à des fins de thermorégulation notamment. Elles sont situées à l'intérieur du derme entre les papilles dermiques. Les canaux de sécrétion des glandes sudoripares traversent l'épiderme et émergent au niveau des crêtes de l'empreinte. L'ouverture d'un canal au sommet de la crête forme un pore de sudation, qui peut être ouvert ou fermé selon l'activité de sudation.

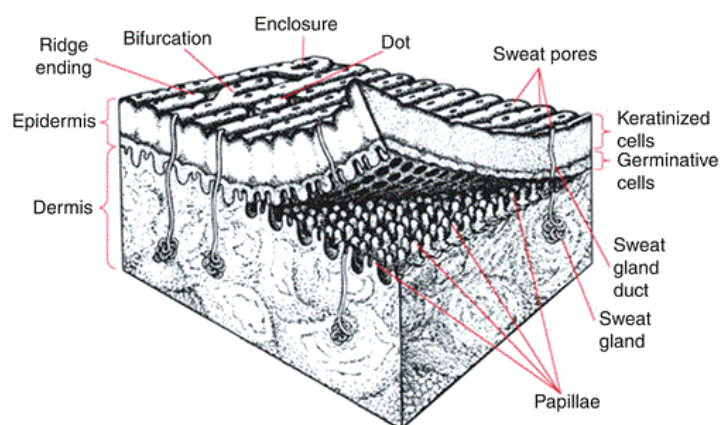


Figure 1.13 – Structure de la peau à la surface du doigt. Source : [117]

1.2.3.2 Formation des empreintes digitales

Les mécanismes qui rentrent en jeu dans la formation des empreintes digitales sont très complexes et pas encore parfaitement connus. La formation des empreintes est due à un plissement des couches cellulaires au niveau du derme papillaire. Ce plissement est différent pour chaque individu, ce qui explique l'unicité des empreintes digitales.

Un facteur important qui rentre en compte dans le processus de formation des empreintes est le facteur génétique. Il semblerait en effet que la structure globale des empreintes digitales soit dictée par les gènes [18], [19]. Par structure globale nous entendons la forme générale de l'empreinte (arche, boucle, spire), l'espacement entre les sillons, etc. En particulier, Il a été montré que plus des individus étaient proches génétiquement, et plus la structure globale de leurs empreintes digitales étaient voisines [20]. Par ailleurs, une étude de 2011 a permis de montrer qu'une mutation dans une région de l'ADN était responsable d'une maladie appelée adermatoglyphie. La principale conséquence de cette maladie est l'absence d'empreintes digitales chez les personnes qui en sont atteints. D'après cette étude, un gène au moins est responsable de la formation des empreintes digitales [21].

Néanmoins, la génétique n'explique pas tout ; il semblerait d'ailleurs que ce ne soit pas le facteur principal. Les études réalisées dans le cas de jumeaux monozygotes sont particulièrement intéressantes. Les jumeaux monozygotes proviennent d'une même cellule œuf, qui donne ensuite deux embryons différents. Cependant, si l'on regarde à un niveau de détail plus fin (niveau 2 et 3 des descripteurs), les empreintes digitales des jumeaux monozygotes sont clairement différentes, bien qu'ils partagent le même code génétique. Ce propos justifie d'ailleurs le fait que l'identification biométrique par empreintes digitales fonctionnent bien même sur des vrais jumeaux [20]. En fait, les facteurs environnementaux ayant lieu durant le développement embryologique et fœtal semblent être prépondérants dans la genèse des empreintes digitales. Ces facteurs environnementaux peuvent être la vitesse et le processus de croissance des doigts, les frottements des doigts avec le liquide amniotique, l'alimentation du fœtus, sa position, sa pression sanguine, etc. Ces différentes variables vont alors influencer la formation des crêtes papillaires, ainsi que la formation des discontinuités particulières (les minuties) dans les sillons [3], [19], [20]. Les facteurs environnementaux vont être différents pour chaque doigt, chaque main et chaque individu, assurant ainsi l'unicité des empreintes digitales.

La structure de l'empreinte digitale est permanente et ne change presque pas au cours de la vie. En effet, à partir de la 24^{ème} semaine de grossesse, les crêtes papillaires sont déjà complètement formées et leur configuration est définitive [19]. La peau sera renouvelée toute la vie au niveau de la couche basale, à partir du motif formée par les lignes originales. Il y a cependant des exceptions au caractère immuable des empreintes digitales. En effet, bien qu'une blessure superficielle n'ait pas de conséquences sur la forme de l'empreinte, une blessure atteignant la couche basale ou le derme engendrera, elle, des séquelles irréversibles. Par ailleurs, avec l'âge, les sillons des empreintes

digitales tendent à être moins profonds. Le derme perd de son élasticité, ce qui a pour conséquence de créer l'apparition de rides au bout des doigts.

1.2.4 Modes d'acquisition et technologies de capteurs

La procédure d'acquisition historique des empreintes digitales, héritée des premières applications judiciaires, consiste à appliquer de l'encre sur le doigt, puis à le faire rouler sur une feuille de papier. On appelle ce procédé *ink & paper*. L'empreinte digitale obtenue est ensuite numérisée à l'aide d'un scanner ou d'une caméra CCD à une résolution standard de 500 *ppp*. Le grand avantage de cette méthode d'acquisition est qu'elle permet d'obtenir des images d'empreintes digitales complètes, dites « nail to nail ». Bien qu'il soit encore utilisé (dans les applications judiciaires notamment), ce procédé d'acquisition est long à mettre en œuvre et fastidieux. La qualité des images obtenues peut également être problématique.

Depuis plus d'une décennie maintenant, le développement des AFIS et l'augmentation considérable des applications de la biométrie ont encouragé le développement de capteurs permettant d'automatiser le processus d'acquisition, c'est-à-dire capable de numériser directement les empreintes digitales. On les appelle capteurs « *livescan* » d'empreintes digitales [1].

Avec les capteurs *livescan* traditionnels, l'acquisition des empreintes digitales est réalisée par contact du doigt sur une surface dédiée du capteur (la platine). Plus précisément, le principe de base de ces scanners est d'imager les sillons de l'empreinte digitale en particulier les crêtes, qui sont en contact avec la surface du capteur. Nous verrons que ce mode d'acquisition standard est source de problèmes. Pour pallier à ces difficultés, d'autres capteurs, dits sans contact, ont alors été proposées. Bien que l'approche sans contact permette de résoudre les problèmes inhérents à l'approche avec contact, nous montrerons dans cette section qu'elle est aussi l'origine de nouveaux.

1.2.4.1 Capteurs avec contact

Les capteurs traditionnels avec contact sont basés sur 3 grandes technologies différentes : 1) les capteurs optiques, 2) les capteurs à silicium, et 3) les capteurs à ultrasons [1].

Capteurs optiques à RTF :

Les premiers types de capteurs à avoir été développés et utilisés sont les capteurs optiques. Ils sont basés sur le principe de la réflexion totale frustrée (RTF) (voir Figure 1.14). Un capteur optique est principalement composé d'un prisme, d'un système de lentilles et d'une caméra type CCD ou CMOS. Quand la lumière passe à travers un milieu d'un certain indice de réfraction, comme un prisme, à un certain angle d'incidence, et entre dans un deuxième milieu d'indice différent, alors l'énergie de l'onde lumineuse sera réfléchiée presque complètement à un angle égal à l'angle d'incidence. La lumière arrivant au niveau des vallées des sillons, qui ne sont pas en contact avec la platine du capteur (créant ainsi un gap d'air entre les vallées et le capteur), subit ce phénomène. La lumière arrivant au niveau des crêtes des sillons ne subit par contre pas ce phénomène et est partiellement absorbée et diffusée (des phénomènes d'ondes évanescentes entre également en jeu),

retournant seulement une petite fraction de l'énergie à l'angle de réfraction. C'est le phénomène de réflexion frustrée [22]. On obtient alors un contraste d'intensité entre vallées et les crêtes. La lumière réfléchie est ensuite focalisée à l'aide de la lentille sur la caméra qui permet d'obtenir l'image. Les crêtes dans l'image apparaîtront noires (réflexion frustrée) et les vallées apparaîtront blanches (réflexion totale de la lumière).

Cette technologie de base a subi au cours des années un certain nombre d'améliorations, dans le but d'augmenter la qualité des images tout en réduisant les coûts (qui étaient élevés au début) et les dimensions imposantes des capteurs (liées aux montages optiques). On peut citer notamment l'usage de caméra CMOS (avec conversion A/N intégrée) à la place de caméra CCD pour réduire les coûts ; l'amélioration des composants optiques; l'utilisation de prismes particuliers composés de plusieurs petits prismes (sheet prism) afin de réduire les dimensions des capteurs [23]. Il existe également d'autres capteurs optiques avec contact, par exemple les capteurs électro-optiques qui utilisent des photodiodes [23] et les capteurs avec fibres optiques.

A l'heure actuelle, ces capteurs optiques sont très largement utilisés, en particulier grâce à leur faible coût, leur robustesse et leurs relatives bonnes performances. Ils permettent d'obtenir des images d'empreintes à haute résolution, couvrant une superficie de l'ordre de 1 pouce sur 1 pouce ($2.54cm \times 2.54cm$). En pratique, il semble que cette superficie soit limitée par les fabricants de capteurs pour réduire les coûts.

Cependant, d'après le principe physique de fonctionnement de ces capteurs, les propriétés de réflexion de la lumière seront finalement très dépendantes des caractéristiques de la peau, de l'état de la surface du doigt et de la platine du capteur, et du bon contact entre le doigt et le capteur. Ainsi, si le doigt est trop sec, trop humide ou trop sale, ou si le contact n'est pas bien réalisé, les images résultantes pourront être de très mauvaise qualité. C'est une des principales faiblesses de ces capteurs optiques.

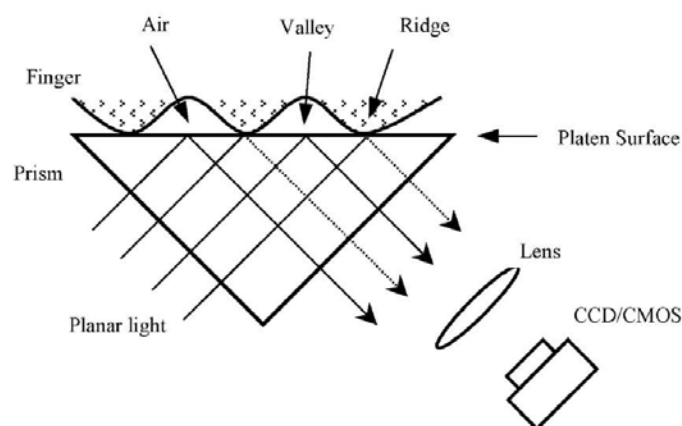


Figure 1.14 - Principe des capteurs optiques, basés sur la réflexion totale frustrée. Source : [23]

Capteurs à silicium (solid state) :

Les capteurs à silicium ont été développés dans les années 1980 afin de résoudre un certain nombre de problèmes rencontrés avec les capteurs optiques de l'époque (notamment leur taille, leur coût, et leur calibration très complexe). Les capteurs à silicium sont basés sur les quatre phénomènes caractéristiques des semi-conducteurs : 1) l'effet capacitif, 2) l'effet thermoélectrique, 3) l'effet photo-électrique et 4) l'effet piézo-électrique. La plupart des capteurs à silicium commercialisés reposent sur l'effet capacitif, et dans une moindre mesure sur l'effet thermoélectrique. Un des grands avantages des capteurs à silicium est le fait de pouvoir intégrer des fonctionnalités supplémentaires, telle qu'une conversion A/N ou bien des processeurs pour réaliser le traitement des empreintes (amélioration des images, extraction des minuties, matching) directement dans les composants du capteur.

Les capteurs capacitifs sont composés d'une surface de contact en dessous de laquelle se trouve une matrice 2D de condensateurs. Les condensateurs ont deux plaques, l'une est construite à l'intérieur du composant tandis que l'autre est formée par la peau du doigt elle même. Les deux plaques des condensateurs sont séparées d'une distance d , variable selon que l'on se situe au niveau d'une vallée ou d'une crête (Figure 1.15). La capacitance d'un condensateur est donnée par :

$$C = \frac{kS}{d}$$

où k est la constante diélectrique, S la surface (constante) du condensateur et d la distance. Nous voyons alors que la capacitance de chaque condensateur de la matrice changera en fonction de la valeur de d . Par ailleurs nous avons la formule suivante :

$$Q = CU$$

où Q est la charge d'un condensateur et U la tension aux bornes du condensateur. En chargeant le condensateur avec une charge Q constante, nous voyons que des variations de C entraîneront également des variations de la tension U [23].

Les dimensions des condensateurs doivent être inférieures à l'espacement moyen entre les sillons afin de les résoudre correctement. La résolution des images sera alors fixée par rapport à la densité de condensateurs. Les capteurs capacitifs couvrent en générale une surface de l'empreinte plus faible que celle couverte par les capteurs optiques (à l'origine 0.5 par 0.5 pouce). Cette surface d'imagerie plus restreinte peut être problématique durant l'étape de matching (voir section 1.2.5). De façon similaire aux capteurs optiques, le principal problème des capteurs capacitifs est leur non robustesse au cas des doigts trop sales, trop secs ou trop humides (l'humidité modifie les propriétés électriques de la zone de contact entre le doigt et le capteur). Il existe cependant des stratégies pour corriger en partie ce problème (par exemple par l'ajustement de la charge Q des condensateurs en fonction de l'état de la surface du doigt).

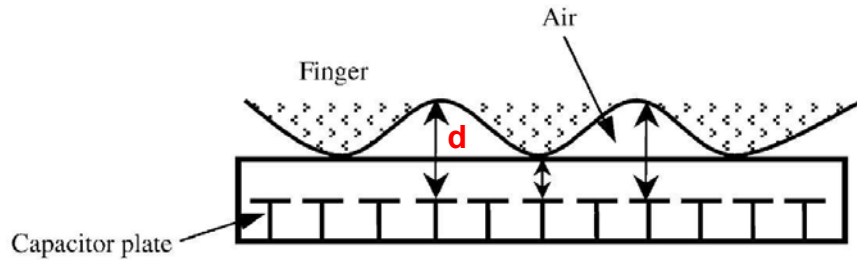


Figure 1.15 - Schéma descriptif d'un capteur capacitif. Source : [23]

Succinctement, les capteurs thermiques sont constitués de matériaux thermoélectriques qui génèrent des courants électriques à partir de différentiels de température. Les crêtes des sillons, qui sont en contact avec le capteur, génèrent des différentiels de température différents des vallées des sillons, séparées du capteur par un gap d'air (qui est plus mauvais conducteur thermique que la peau). Les différences entre les différentiels de température des vallées et des crêtes permettent alors d'obtenir des images des empreintes digitales. Ce type de technologie permet de s'affranchir en partie des problèmes liés à une trop forte humidité ou sécheresse de la peau des doigts. Cependant la dynamique en niveau de gris des images est en générale très faible [1].

Capteurs à ultrasons:

Dans cette technologie [24], une onde ultrasonore est envoyée dans le doigt, en contact avec la platine du capteur. A cause des différences d'impédance acoustique entre les différents milieux, cette onde va être partiellement transmise ou réfléchi au niveau de chaque interface (air/doigt et tissu/tissue). En représentant les niveaux d'intensité réfléchi d'une interface particulière, il est possible de construire une image en niveaux de gris de cette interface. Une réflexion due à une certaine interface sera vu à un certain temps correspondant à l'aller retour de l'onde acoustique entre la sonde du capteur et cette interface.

Lors du contact du doigt, les crêtes rentrent en contact avec la platine du capteur, tandis que les vallées en sont séparées par un gap d'air. Or, la platine est construite dans un matériau ayant une impédance acoustique très voisine de celle de la peau. Ainsi, la différence d'impédance acoustique à l'interface platine/vallées sera bien plus grande que la différence d'impédance acoustique à l'interface platine/crêtes. L'énergie de l'onde au niveau des vallées sera alors réfléchi en grande partie, contrairement à celle au niveau des crêtes qui sera surtout transmise. Par conséquent, les sillons de l'image de l'empreinte apparaîtront contrastés.

Il est également possible avec cette technologie d'imager les structures internes du doigt afin d'imager les pores de sudations [25]. L'utilisation des ultrasons est bien connue depuis des décennies dans le domaine de l'imagerie médicale. Ils ont été introduit dans le domaine de la biométrie des empreintes digitales dans le but de résoudre le problème, inhérents à la technologie des capteurs optiques et capacitifs, de la dégradation de la qualité des images en situations d'acquisitions dégradées (telles qu'un niveau excessif de sécheresse, d'humidité, de saleté du doigt ou du capteur) [1], [22], [25]. Les

résultats ont alors montré que la technologie ultrasons était plus robuste et que les images résultantes étaient de qualité plus stable [22]. Cependant, malgré cet avantage, les capteurs à ultrasons sont assez volumineux et donc difficile à mettre en place. Par ailleurs le temps d'acquisition peut être assez élevé (plusieurs secondes) par rapport à ceux des capteurs optiques ou capacitifs.

Capteur optique multi-spectrale (MSI) :

Plus récemment, et toujours dans l'objectif de répondre au problème des images de doigts en conditions d'acquisition dégradées, une nouvelle technologie de capteur optique avec contact, basée sur l'imagerie multi-spectrale (Multi Spectral Imaging), a été proposée par l'entreprise Lumidigm ([22], [26]). Avec le capteur MSI, plusieurs images brutes du doigt sont obtenues à partir de LED de longueurs d'ondes différentes (430nm, 530nm, 630nm et lumière blanche), dans différentes conditions de polarisation et à différentes orientations d'illumination (illumination directe, ou réflexion totale interne frustrée). Un schéma du principe de fonctionnement du capteur MSI est présenté en Figure 1.16. En fonction de ces paramètres d'acquisition, on obtient des images différentes du doigt, chacune prenant en compte des contributions différentes de la surface du doigt ou de son intérieur. (Figure 1.17). En effet, les différentes longueurs d'ondes vont pénétrer à des profondeurs différentes et seront absorbées et diffusées différemment par les différentes structures de la peau. De plus, les différentes conditions de polarisation et d'illumination vont changer le degré de contribution des éléments de la surface ou de l'intérieur du doigt.

L'information en profondeur, non contaminée par l'état de la surface des doigts (excès d'humidité ou de sécheresse notamment), est alors exploitée pour obtenir des images de doigts de très bonne qualité, même dans des conditions d'acquisition difficiles. Plus précisément, les différentes images obtenues sont fusionnées à l'aide d'une méthode basée sur les ondelettes. Cependant, bien que cette méthode permettent de prendre en compte de manière indirecte l'information contenue à l'intérieur du doigt, elle ne permet pas d'imager et de visualiser les différentes structures biologiques en profondeur du doigt (pas d'images des tissus et des éléments biologiques à l'intérieur des doigts).

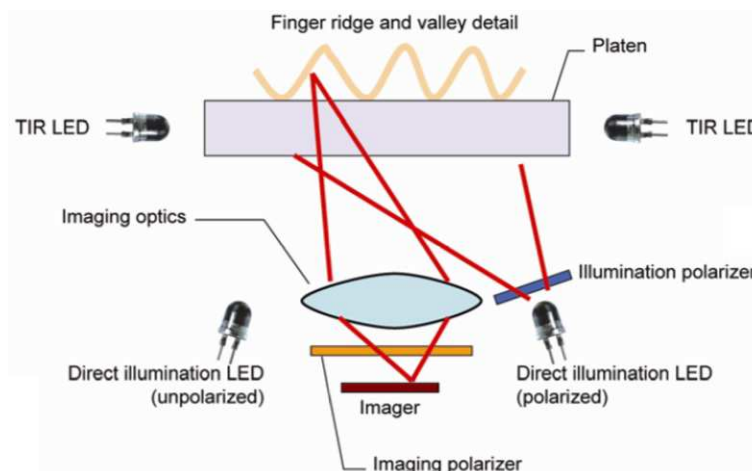


Figure 1.16 - Principe du capteur MSI. Source : [22]

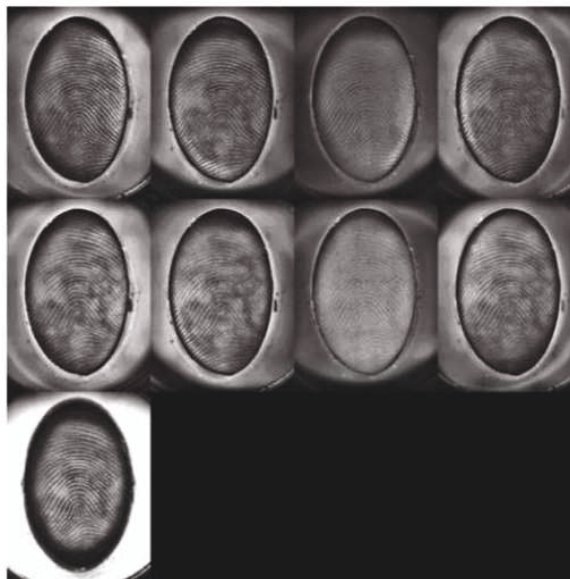


Figure 1.17 - Exemples d'images obtenues avec le capteur MSI. Source : [22]. Sur la première ligne : images aux différentes longueurs d'onde en lumière non polarisée. Sur la seconde ligne : images correspondantes aux mêmes longueurs d'ondes mais en lumière polarisée. Sur la dernière ligne : image en réflexion totale interne frustrée

1.2.4.2 Limitations des capteurs traditionnels avec contact

Les capteurs avec contact sont utilisés avec un certain succès depuis maintenant plusieurs années. Cependant, ils souffrent de sévères limitations qui ont pour conséquence de dégrader les performances en reconnaissance, ainsi que le niveau de sécurité.

Dans le cas d'une acquisition avec contact, la surface 3D du doigt est projetée sur la surface 2D de la platine du capteur. En premier lieu, le placement du doigt lors du contact peut varier grandement, menant à différents effets de rotation et de translation. Par ailleurs, à cause du contact du doigt sur le capteur, la peau, élastique, va subir des déformations linéaires et non linéaires durant la projection ([22], [27]) (à cause et de la pression non uniforme du doigt, et des mouvements possibles de torsions). Cela peut ainsi modifier la forme des sillons de l'empreinte et les distances inter-minuties. Comme le placement du doigt et la pression exercée sur le capteur ne sont pas contrôlées, les déformations engendrées vont être différentes pour chaque acquisition d'un même doigt. Il en résulte une variabilité dans les images issues d'un même doigt (variabilité intra-classe), très problématique pour l'étape de matching (voir section 1.2.5) [22].

Toutes les méthodes avec contact reposent sur le principe que les crêtes sont en contact avec la platine du capteur, mais pas les vallées. Si ce contact n'est pas bien réalisé sur l'ensemble de la surface de l'empreinte, ou si les crêtes se trouvent insuffisamment différenciées des vallées, alors la qualité de l'image résultante peut s'en trouver dégradée. Il existe plusieurs facteurs pouvant empêcher ce bon contact et ce bon contraste vallées/crêtes:

- Contact inhomogène du doigt sur le capteur.
- Contact trop ou pas assez important (voir la Figure 1.18).

- Sécheresse de la peau des doigts ou sillons peu profonds et abimés (causés par des facteurs physiologiques, tels que l'âge ou le sexe, ou bien environnementaux).
- Saletés sur le doigt ou sur la platine du capteur.
- Humidité du doigt ou de la platine du capteur due à la transpiration ou aux conditions extérieurs d'humidité.

Ces différents facteurs sont également variables d'une acquisition à l'autre, ce qui peut également mener à une variabilité intra-classe importante. Les approches par ultrasons ou par imagerie multi-spectrale permettent cependant de limiter les problèmes liés à la mauvaise qualité des images de doigts secs, humides ou sales.

Durant une acquisition avec contact, les saletés, l'humidité et la transpiration présente sur le doigt vont venir se déposer sur la platine du capteur. Ces résidus vont alors former une empreinte latente. Bien que très utile dans les applications judiciaires, cette empreinte latente reste une faille de sécurité importante. En effet, l'empreinte latente peut être récupérée et exploitée pour fabriquer une copie de l'empreinte digitale à des fins d'usurpation d'identité (voir section 1.2.6). Enfin, le contact du doigt sur un support peut être une barrière à l'utilisation des empreintes pour certaines populations, à cause de considérations culturelles ou hygiéniques.



Figure 1.18 - Images d'une même empreinte mais acquise avec différents niveaux de pression du doigt. De gauche à droite : contact du doigt de plus en plus fort. Quand la force de contact est faible, les sillons sont en général peu dessinés et discontinus car le contact avec le capteur n'est pas bien réalisé. Quand la force de contact est forte, les sillons ont tendance à se rapprocher et s'aplatir. Des tâches noires apparaissent alors et le contraste des sillons est perdu.

Pour résoudre ces problèmes, une nouvelle approche pour l'acquisition des empreintes digitales a été proposée. Elle consiste à réaliser l'enregistrement sans contact du doigt sur le capteur. On s'affranchit donc des problèmes de déformations des doigts, de contacts pas correctement réalisés, et d'empreintes latentes. Un certain nombre de nouveaux capteurs et méthodes sans contact ont vu le jour ces dernières années. On distingue généralement deux types de systèmes différents : les systèmes 2D et les systèmes 3D ([22], [27]).

1.2.4.3 Capteurs 2D sans contact

Méthodes en réflexion :

De manière générale, les méthodes d'acquisitions en 2D sans contact sont basées sur la réflexion de la lumière (Figure 1.21a), et consistent à prendre une photographie de l'empreinte

digitale. Un montage basique se compose d'une source lumineuse, d'un système de lentilles, et d'un capteur. La lumière est envoyée vers l'empreinte digitale, puis réfléchiée et enregistrée par le capteur.

Certains systèmes utilisent une simple caméra. Il peut s'agir d'un appareil photo de téléphone portable [28], [29], ou bien d'une webcam [30]. Ces systèmes ont été notamment proposés pour de nouvelles applications biométriques grand public. Nous pouvons citer par exemple l'identification biométrique embarquée dans les téléphones portables.

Les méthodes d'acquisition 2D sans contact souffrent de certaines limitations qui peuvent dégrader grandement la qualité des images. La première et principale limitation est le mauvais contraste d'intensité entre les vallées et les crêtes (Figure 1.19). A cause de l'absence de contact et de la distance entre le doigt et le capteur, les vallées et les crêtes ne sont pas bien différenciées. D'après [22], pour bien distinguer les vallées et les crêtes, il faut :

- Que la peau du doigt absorbe seulement une petite portion de la lumière incidente, et que la majorité de la lumière soit réfléchiée vers le capteur.
- Que la quantité de lumière absorbée par les vallées soit différente de celle absorbée par les crêtes.

Le bon respect de ces deux points peut dépendre d'un certain nombre de critères, difficiles à contrôler, et donc variables, tels que les conditions d'illuminations, la distance du doigt par rapport au capteur, ou son orientation. Ces deux points sont également dépendants de facteurs non contrôlables, telles que les propriétés optiques du doigt et de sa surface. Différentes approches ont alors vu le jour dans le but de permettre une amélioration du contraste des sillons (conditions d'illuminations particulières en termes d'intensité ou d'orientation, sources de longueurs d'ondes particulières, position du doigt pendant l'acquisition plus ou moins contrôlée) [27].

Dans le cas où la position du doigt n'est pas contrainte, les déplacements et tremblements du doigt lors de l'acquisition peuvent engendrer du flou dans les images.

Dans le cas d'une acquisition sans contact, la résolution optique décroît du centre de l'image vers son bord à cause de la courbure du doigt. Ce point est particulièrement gênant lors de l'étape de matching (voir section 1.2.5) dans le sens où la résolution des images, et donc les métriques, ne seront pas constantes pour toutes les portions de l'empreinte digitale. De plus, comme on image une surface 3D avec une caméra 2D, des effets de perspective font que la fréquence apparente des sillons aux bords de l'image 2D sera plus importante que celle des sillons au centre, rendant ainsi les bords de l'image distordus et inutilisables pour la reconnaissance (Figure 1.19). Pour limiter ces problèmes de perspective, certains systèmes usent de plusieurs vues différentes du doigt (obtenues à l'aide de miroirs ou de plusieurs caméras) pour imager correctement toute la surface de l'empreinte digitale (par exemple [31]). Une approche numérique pour corriger ces effets de perspective et de résolution non constante est présentée dans [32].

Enfin, un dernier problème important concerne les distorsions géométriques causées par l'utilisation d'optiques particulières, nécessaires pour imager le doigt sur une grande surface et avec une profondeur de champ importante.



Figure 1.19 - Exemple d'image d'un doigt obtenue avec un capteur 2D sans contact.

Méthodes en transmission :

La méthode proposée dans [33] est basée cette fois-ci sur la transmission de la lumière (Figure 1.21b). Une diode émettant dans le rouge est placée du côté de l'ongle du doigt. L'intensité transmise par le doigt est alors enregistrée à l'aide d'un capteur CCD placé de l'autre côté du doigt. Le but de cette méthode est d'exploiter l'information comprise à l'intérieur du doigt afin d'être plus robuste aux conditions extérieures de sa surface, en particulier la présence de cicatrices. Cependant, elle souffre de plusieurs défauts. La lumière transmise qui est collectée par le capteur va dépendre fortement de la taille des doigts et de leurs caractéristiques de transmittance, très variables d'un individu à l'autre. Par ailleurs, les images obtenues possèdent un faible contraste d'intensité entre les sillons (Figure 1.20). De plus, cette méthode nécessite une position du doigt très contrainte afin d'éviter les problèmes de flou dans l'image. Certains problèmes mentionnés dans la partie précédente peuvent aussi être retrouvés dans cette méthode d'imagerie.



Figure 1.20 - Image d'empreinte digitale d'un doigt humide obtenue avec la méthode présentée dans [33].

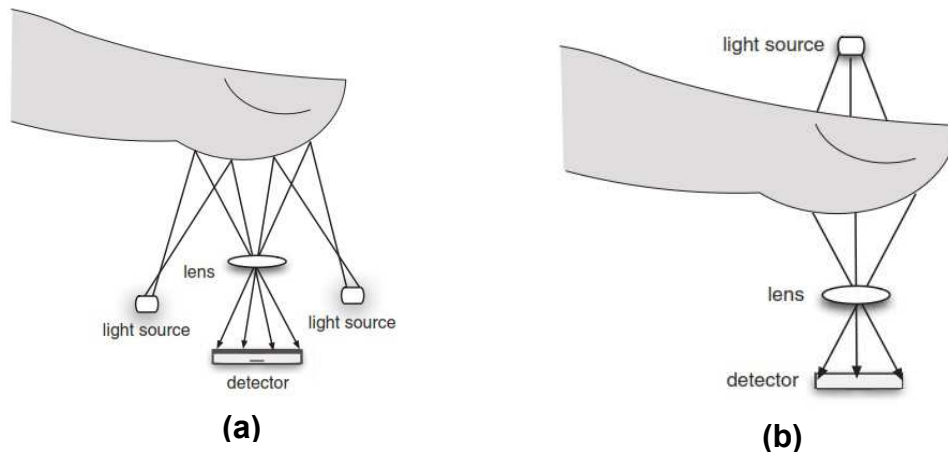


Figure 1.21 - Principe d'acquisition des capteurs 2D sans contact, basé a) sur la réflexion de la lumière et b) sur la transmission de la lumière. Source : [22].

1.2.4.4 Capteurs 3D sans contact

En parallèle, différents systèmes d'acquisition 3D sans contact ont été développés dans la littérature. Ils permettent d'obtenir cette fois-ci l'information 3D de la courbure du doigt, à partir de techniques multi-vues, de techniques en lumière structurée, ou plus généralement de techniques photogrammétriques.

L'approche de TBS (Touchless Biometric System), présentée dans [34] repose sur l'imagerie multi-vue. Ce capteur a été mis au point pour répondre notamment au problème des distorsions de la surface du doigt lors du contact. Le système comporte 16 LED différentes. Le doigt est imagé grâce à 5 caméras, positionnées autour du doigt de telle manière à imaginer complètement la surface de l'empreinte digitale (Figure 1.22). Le doigt est placé sur un support afin de limiter les tremblements et d'optimiser sa position par rapport au système optique. On obtient des images 2D d'intensité de différentes vues du même doigt. Les images de vues adjacentes possèdent une zone de recouvrement qui représente la même section du doigt. La courbure 3D du doigt est ensuite reconstruite à partir des images 2D des différentes vues, grâce à des méthodes de stéréovision et de photogrammétrie (méthode *shape from silhouette*). On obtient ainsi une représentation 3D « nail to nail » de la surface du doigt, et toute la surface de l'empreinte digitale est exploitable malgré la courbure du doigt.

L'information des sillons est en fait obtenue à partir d'images d'intensité réfléchie à la surface du doigt (image de textures, ou images d'intensité réfléchie). La qualité de l'image d'empreinte finale, notamment le bon contraste entre les vallées et les crêtes, peut alors être assez variable en fonction de certains paramètres influençant la réflexion de la lumière. De plus, cette technique d'imagerie permet d'obtenir seulement la forme 3D du doigt, mais pas la structure 3D des sillons (mapping d'images 2D d'intensité sur une estimation de la forme 3D du doigt) [35].

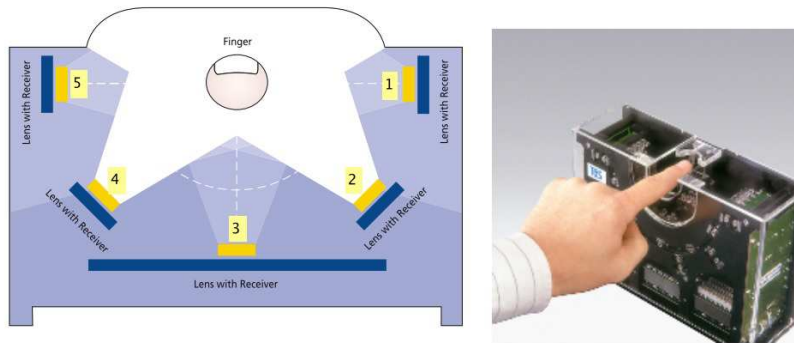


Figure 1.22 - Principe du système multi-vue développé par TBS (Touchless Biometric Systems).
Source :[34]

Une autre approche présentée dans [35], [36] repose sur le principe de l'illumination en lumière structurée. Ce dispositif permet d'obtenir cette fois-ci la forme 3D du doigt, l'image d'intensité réfléchiée, mais aussi la structure 3D des sillons (information de profondeur). Ce système utilise par contre une seule caméra et est donc soumis aux problèmes engendrés par la courbure du doigt (résolution non constante, déformation des sillons au bord de l'image). Il existe cependant un dispositif utilisant plusieurs caméras [37].

Le système présenté dans [38] utilise une seule caméra et un ensemble de LED utilisés pour obtenir différentes images 2D du même doigt à différentes illuminations. L'empreinte digitale 3D est ensuite reconstruite à partir de ces différentes images 2D, à l'aide d'une méthode basée sur la méthode *shape from shading*. Ce système permet d'obtenir une représentation 3D des sillons, en plus de l'information 3D de la courbure du doigt. Il a été développé dans le but de proposer un nouveau capteur 3D dont le coût est plus faible que ceux présentés ci-dessus.

1.2.5 Matching des empreintes digitales

1.2.5.1 Complexité du matching d'empreintes digitales

Le matching d'empreintes digitales consiste à mesurer la similarité ou la dissimilarité entre deux images d'empreintes digitales. Un score ou une distance permettant de quantifier cette ressemblance ou dissemblance est retourné lors de cette étape (voir section 1.1.4). La littérature sur le matching d'empreintes digitales est foisonnante et il existe un grand nombre d'approches différentes. En fait, tous les grands acteurs en biométrie des empreintes digitales (en particulier les entreprises privées) ont développés leurs propres méthodes indépendamment les uns des autres. Beaucoup de ces méthodes sont d'ailleurs protégées par des brevets. Leur principe de fonctionnement et les algorithmes sont généralement gardés secret, l'objectif étant de pouvoir proposer des performances meilleures que celles de la méthode concurrente. Nous ne chercherons pas ici à faire un état de l'art exhaustif des différentes approches existantes, mais plutôt à mettre en avant les lignes principales et les difficultés liées au matching.

Le matching d'empreintes digitales est un problème particulièrement compliqué. Cette complexité provient principalement de la forte variabilité intra-classe inhérente aux acquisitions d'empreintes digitales. Comme nous l'avons vu dans la section 1.2.4, cette variabilité peut être liée à différents facteurs :

- Position et placement du doigt lors de l'acquisition, que ce soit finalement pour les capteurs avec et sans contact.
- Champ de vue réduit des capteurs: la surface du doigt imagée peut être très variable et la zone d'empreinte commune à chaque image insuffisamment grande.
- Pour les capteurs avec contact, déformations linéaires et non linéaires du doigt lors du contact et différences de pression
- Etat de la surface des doigts (humidité, sécheresse, saletés, cicatrices permanentes ou non)
- Conditions extérieures d'acquisition (illumination par exemple).

Un autre point qui permet d'appréhender la complexité du matching d'empreintes digitales est que les empreintes digitales d'individus différents (créant de la variabilité inter-classe) ne sont pas non plus totalement différentes, dans le sens où leur géométrie suit de manière générale les trois mêmes grands motifs, les arches, les boucles et les spires (voir section 1.2.2.2). Cette similarité entre images d'empreintes digitales différentes peut être aussi accentuée à cause de fausses similarités (fausses minuties) engendré lors des différents traitements de l'étape de matching.

Le résultat du matching est très dépendant de la méthode d'extraction des descripteurs utilisée. Ce problème est accentué par le fait qu'il n'existe pas de méthodes standards, et que l'effort réalisé jusqu'à maintenant sur l'interopérabilité entre les capteurs, les méthodes d'extraction des descripteurs et les méthodes de matching se limite en général au standard de base pour le format des minuties (voir section 1.2.2.2).

1.2.5.2 Mise en correspondance d'empreintes digitales 2D

Historiquement, nous avons vu que les images d'empreintes digitales, acquises avec l'aide d'un capteur ou par enrôlement manuel, étaient en deux dimensions (voir 1.2.4.1). La majorité des méthodes de matching pour les AFIS, ont alors été développées pour prendre en compte les spécificités de telles images.

Les méthodes de matching 2D peuvent être regroupées suivant deux classes: 1) les méthodes basées sur les images et 2) les méthodes basées sur des descripteurs des images. Brièvement, dans les méthodes basées images, le matching est réalisé en comparant les deux images directement. Cette comparaison est effectuée par des mesures de corrélation entre ces deux images. La corrélation peut être effectuée de manière instrumentale (méthodes de corrélation optique) ou bien de façon numérique (corrélation entre des images numériques).

L'approche la plus largement rencontrée pour la mise en correspondance est l'approche basée descripteurs, où le matching est réalisé non pas à partir des images complètes, mais à partir de points

particuliers extraits des images 2D. Les méthodes de matching reposent traditionnellement sur l'utilisation des minuties, bien que le développement de nouveaux capteurs à plus haute résolution pousse de plus en plus à l'utilisation des pores de sudations (voir section 1.2.2.2). Cela se justifie notamment par le fait que les minuties ont été utilisées avec succès depuis longtemps en reconnaissance manuelle d'empreintes digitales, notamment en criminologie. De manière générale, un module de matching basé sur l'exploitation des minuties se décompose en différentes grandes étapes :

- Extraction des minuties des deux images.
- Correction directe ou indirecte des effets de translation, de rotation, de différences d'échelles, et de distorsions non linéaires engendrées par l'acquisition avec contact.
- Mise en correspondance entre les minuties des deux images qui sont suffisamment proches (en termes de positions, de distances relatives, de direction, de type).
- Calcul d'un score de similarité, qui prend souvent en compte le nombre de minuties qui ont correctement matchées, et le nombre total de minuties.

Notons par ailleurs que les méthodes de matching 2D développées pour les capteurs usuels avec contact ne sont pas forcément directement compatibles avec les images obtenues grâce aux capteurs 2D sans contact. Ces images possèdent en effet certaines spécificités qu'il faudrait prendre en compte (voir section 1.2.4.3).

Extraction des minuties :

L'étape d'extraction des minuties conditionnera en grande partie le résultat du matching [1], [39]. Dans le cas d'une reconnaissance manuelle d'empreintes, l'opérateur localise à l'œil nu les minuties des deux empreintes digitales et effectue leur mise en correspondance. Dans le cas d'un AFIS, les minuties doivent être détectées de manière automatique à l'aide de méthodes et d'algorithmes dédiés. La plupart des méthodes d'extraction de minuties repose sur les mêmes grandes étapes [1], [39]–[41] :

- Normalisation des niveaux de gris de l'image
- Prétraitements (égalisation d'histogramme, filtrage médian ou homomorphique,...)
- Segmentation de l'empreinte digitale et du fond de l'image
- Estimation de l'orientation et de la périodicité locale des sillons
- Filtrage/ Amélioration de l'image
- Seuillage/Binarisation
- Squelettisation
- Détection de minuties
- Suppression des fausses minuties.

Comme l'acquisition des empreintes digitales se fait en général dans un environnement non contrôlé, un certain nombre de facteurs peuvent influencer la qualité de l'image obtenue [39], [42]. Dans les images de mauvaise qualité, la structure des sillons n'est pas toujours bien définie, ce qui engendre

certaines problèmes lors de l'extraction des minuties : génération de fausses minuties, oublis de minuties significatives, erreur de localisation des minuties, etc. Par conséquent, une étape de prétraitements est souvent réalisée avant l'étape d'extraction afin d'améliorer la qualité des images d'empreintes.

Une image d'empreinte digitale peut se décomposer en trois types de zones [42] : 1) les zones où la structure des sillons est bien définie, 2) les zones où la structure des sillons est dégradée mais récupérable, 3) les zones où la structure des sillons n'est plus apparente. Les méthodes d'amélioration d'images d'empreintes digitales auront donc comme objectif d'améliorer la qualité des zones d'empreintes digitales exploitables par le module de matching, et d'écarter les zones trop dégradées, où les sillons ne sont plus visibles.

Dans une zone restreinte d'une empreinte digitale, les sillons ont toujours une orientation et une périodicité bien particulière. Ces deux caractéristiques sont alors naturellement exploitées dans la plupart des méthodes de prétraitements afin d'améliorer le contraste entre les vallées et les crêtes. A cette fin, des méthodes de filtrage basées sur l'analyse fréquentielle ou spatio-fréquentielle (transformée de Fourier, bancs de filtres de Gabor, ondelettes) de l'image de l'empreinte sont souvent utilisées ([39], [41]–[47]). Elles nécessitent d'estimer au préalable l'orientation et la périodicité des sillons [40]. En particulier, l'estimation de l'orientation des sillons (Figure 1.23a) peut être obtenue à partir de mesures de gradients dans l'image ([19], [21], [23]). On obtient ainsi des cartes représentant les champs d'orientation (ou champ directionnel) et de périodicité des sillons, qui sont utilisées par les méthodes de filtrage spatio-fréquentielle susmentionnées.

Avant l'étape d'extraction des minuties, une étape de segmentation des zones considérées comme faisant partie de l'empreinte digitale est souvent réalisée (Figure 1.23b). Cette segmentation repose par exemple sur l'exploitation du champ d'orientation des sillons, ou bien sur des statistiques locales calculées sur les niveaux de gris de l'image [21], [23].

L'image filtrée (Figure 1.23c) ainsi obtenue est ensuite binarisée (Figure 1.23d) et squelettisée [41]. Les minuties (terminaisons et bifurcations) sont extraites à partir de l'image squelettisée. Une méthode d'extraction assez standard consiste à localiser chaque type de minuties en étudiant la connectivité de chaque pixel [41]: par exemple, un pixel connecté à un seul autre pixel sera considéré comme une terminaison ; et un pixel connecté à trois autres pixels sera considéré comme une bifurcation. Ces différentes étapes ont tendance à générer un nombre important de fausses minuties [19], [21], [22]. Des heuristiques sont alors appliquées en post-traitement pour les supprimer. Elles reposent notamment sur des critères de distances possibles entre minuties d'un même voisinage et la suppression des minuties aux bords de l'empreinte digitale. En plus de générer un grand nombre de fausses minuties, les étapes de binarisation et squelettisation font perdre une quantité importante d'information, et possèdent un certain coût algorithmique. Pour s'affranchir de ces problèmes, les auteurs de [48] présentent une autre stratégie qui consiste à extraire les minuties directement sur l'image en niveau de gris.

Pour un état de l'art plus complet sur les différentes approches et méthodes d'extraction des minuties, nous vous invitons à consulter les références [39], [47]. Finalement, on obtient pour chaque image d'empreinte digitale une liste de minuties (décrites, rappelons-le, par leur position respective (x,y) dans l'image et leur orientation α) qui sera exploitée lors de l'étape de matching.

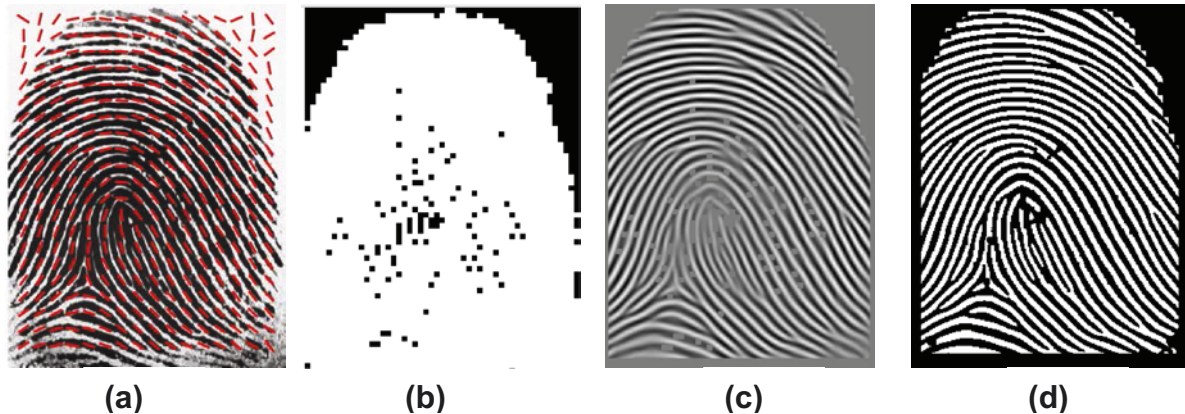


Figure 1.23 - Différentes étapes de traitement d'une image d'empreinte digitale. (a) orientation des sillons. (b) Masque de segmentation. (c) Image filtrée. (d) Image binarisée.

Etape de mise en correspondance (matching) :

Idéalement, une méthode de matching devrait respecter certains critères:

- Invariance aux translations et aux rotations du doigt
- Invariance aux différences d'échelles
- Robustesse à l'état de la surface du doigt et de la platine du capteur (grâce aux prétraitements)
- Robustesse aux distorsions non linéaires causées par le contact du doigt sur le capteur

Nous décrivons plus particulièrement la méthode de matching développée pour le logiciel NFIS (NIST Fingerprint Image Software) du NIST [49]. NFIS est une bibliothèque standard très utilisée en biométrie des empreintes digitales. C'est la méthode que nous avons utilisée par la suite dans nos expériences. Elle illustre bien le principe de base du fonctionnement d'un module de mise en correspondance. Il existe cependant un nombre important d'approches différentes.

Le code source du logiciel NFIS est libre d'accès. Il est organisé en 7 packages : PCASYS, NFSEG, NFIQ, AN2K, IMGTOOLS, MINDTCT et BOZORTH3. En particulier, la méthode MINDTCT permet de localiser les minuties (terminaisons et bifurcations) dans l'image d'empreinte digitale. Elle donne accès à la position, à l'orientation, au type, ainsi qu'à une valeur de qualité associée à chaque minutie. BOZORTH3, est la méthode de mise en correspondance, basée sur les minuties extraites par MINDTCT. Il s'agit d'une version améliorée de la méthode de base, Bozorth98, du nom de son inventeur. Dans cette méthode, seules la position et l'angle des minuties sont exploitées pour la mise en correspondance. La méthode est invariante par rotation et translation. De manière synthétique, la méthode BOZORTH3 se décompose en 3 étapes :

- 1) Création de tables intra-empreinte : Pour chacune des deux images d'empreintes digitales à comparer, une table de comparaison des minuties, dite intra-empreinte, est créée. Cette table

contient les distances relatives entre toutes les paires de minuties possibles, ainsi que les angles formés entre chaque paire de minuties. Pour chaque paire de minutie, une entrée dans la table est créée. Cette entrée contient les positions des deux minuties, leur distance relative et l'angle formé par la paire. Cette représentation particulière des minuties de l'empreinte digitale assure à la méthode son invariance aux effets de rotation et translation.

- 2) Création d'une table inter-empreinte : Cette étape consiste à chercher les entrées des deux tables qui sont compatibles entre elles. Autrement dit, on va chercher à associer deux paires de minuties, une provenant de l'entrée d'une table, et l'autre provenant d'une entrée de l'autre table. Cette association est réalisée en comparant les distances et les angles des deux paires de minuties par rapport à des seuils. Si les distances relatives et les angles des deux paires sont voisins en regard de ces seuils, alors l'association est réalisée. Notons par ailleurs qu'une paire de minuties d'une table peut être associée à plusieurs autres paires de l'autre table, et vice versa. Une table d'association entre paires de minuties, dite inter-empreinte, est alors créée en cherchant toutes les associations possibles. Une entrée de la table inter-empreinte contient deux paires de minuties mises en correspondance.
- 3) Calcul du score de mise en correspondance (matching) : La table de compatibilité inter-minuties liste toutes les associations possibles de paires de minuties. Cela veut dire que la minutie A d'une paire est potentiellement identique à la minutie A' de l'autre paire, et que la minutie B de la première paire est potentiellement identique à la minutie B' de la seconde paire. Ces associations entre paires de minuties représentent des liens simples dans un graphe de compatibilité. Pour mesurer la similarité des deux empreintes, l'idée consiste à parcourir ce graphe de compatibilité en cherchant le plus long chemin d'associations liées. Le score de matching correspond *grosso modo* à la taille de ce plus grand chemin. La principale difficulté de la méthode réside dans la façon dont le graphe est parcouru.

1.2.5.3 Mise en correspondance d'empreintes digitales 3D

Le développement récent de nouveaux capteurs 3D a introduit de nouvelles problématiques dans le matching. A l'heure actuelle, deux stratégies différentes sont à l'œuvre pour le matching d'empreintes digitales 3D. La première stratégie consiste à réaliser le matching directement à partir de la représentation en 3 dimensions. L'autre stratégie, qui est pour le moment la plus répandue, consiste à se ramener à une représentation de l'empreinte digitale en 2 dimensions.

Mise en correspondance 3D :

Les capteurs 3D permettent d'obtenir une représentation en 3 dimensions de l'empreinte digitale. Cette représentation peut contenir non seulement l'information sur la courbure du doigt mais également la structure 3D des sillons. Il est alors tout à fait légitime de se questionner sur l'intérêt de ces deux informations pour l'amélioration des performances en vérification d'empreintes digitales. En particulier, ces informations permettent-elles d'augmenter l'individualité d'une empreinte digitale ? Les travaux présentés dans [38] apportent des premiers éléments de réponse à cette question.

Dans cet article, un nouveau capteur 3D sans contact, basé sur l'utilisation d'une seule caméra et d'un ensemble de LEDs, est proposé (présenté en section 1.2.4.4). Il permet d'obtenir une représentation en 3D du doigt et de la structure des sillons. Les auteurs proposent alors d'étendre la représentation classique 2D des minuties en une nouvelle représentation 3D. Avec les images 2D nous avons vu qu'une minutie était caractérisée par un vecteur $m\{x, y, \theta, t\}$ décrivant sa position, son orientation, et son type. Les auteurs étendent cette représentation en incorporant deux nouveaux paramètres z et φ . z représente la hauteur du vertex de la surface 3D reconstruite au point (x, y) tandis que θ et φ représentent l'orientation de la minutie en coordonnées sphériques. Un des propos avancé par les auteurs est que cette nouvelle représentation devrait augmenter l'individualité d'une empreinte digitale.

Une méthode de matching 3D particulière, basée sur ces minuties en 3D est ensuite proposée. Une minutie de référence est choisie de manière aléatoire pour chacune des deux empreintes 3D à comparer. Ces deux minuties sont ensuite alignées avec les axes X et Z de l'espace 3D de manière à avoir une origine commune. Les paramètres des autres minuties sont alors exprimés en coordonnées sphériques, relativement à ces minuties de référence. On a alors un vecteur descripteur pour chaque minutie 3D, lié à la minutie de référence. Deux minuties 3D issues des deux empreintes vont correspondre si la différence entre les vecteurs descripteurs est inférieure à un seuil donné. Le nombre total de paires de minuties qui ont correctement matchées est alors calculé. Le nombre maximal de paires de minuties matchées, parmi toutes les possibilités pouvant être obtenue selon les 2 minuties de références considérées, est finalement utilisé pour calculer le score de matching. En parallèle, et pour comparaison, une autre stratégie de matching basée sur les courbures des surfaces des empreintes est également mise en œuvre. Par ailleurs, un modèle simple permettant d'estimer la probabilité de matching de minuties 3D issues de deux empreintes 3D est introduit.

Les résultats obtenus sont intéressants. Les auteurs montrent en effet que la probabilité de fausse correspondance entre empreintes digitales, obtenue en exploitant les minuties 3D, est inférieure à celle obtenue en exploitant les minuties 2D. Ce résultat est alors un indice que l'utilisation de l'information 3D, telle qu'elle est exploitée ici, permettrait d'augmenter l'individualité des empreintes digitales. Malgré ça, les résultats montrent aussi que les performances en matching 3D sont inférieures à celles obtenues avec les images 2D utilisées pour reconstruire la surface 3D du doigt. Par contre, une fusion des scores obtenus pour la 3D et la 2D permet une amélioration des performances par rapport aux performances obtenues avec le matching 2D réalisé seul. D'après les auteurs, deux raisons peuvent expliquer cela. La première raison est que le matching 2D est opéré à partir de plusieurs images 2D d'une même empreinte (utilisées pour reconstruire la surface), tandis que le matching 3D est réalisé à partir d'une seule empreinte 3D. La deuxième raison est que les erreurs de reconstruction de la surface 3D de l'empreinte dégraderaient les performances du matching 3D. Par conséquent, l'intérêt du matching 3D, malgré ces résultats prometteurs, reste encore à explorer et à discuter.

Mise en correspondance après transformation 3D-2D :

Bien que l’empreinte digitale 3D contienne plus d’informations, un certain nombre d’auteurs ont proposés de réaliser l’identification d’empreinte après transformation de la surface 3D en une image 2D équivalente. Cette stratégie a deux intérêts notoires : le premier intérêt réside dans la possibilité de pouvoir réutiliser les nombreux outils (méthodes d’amélioration des images, d’extraction des minuties, de matching, etc..) qui ont déjà été développés pour le 2D. En effet, ces outils ont fait l’objet d’un grand nombre d’études et sont à l’heure actuelle globalement très performants dans certaines conditions. Ils sont également plus simples d’utilisation que les méthodes pour le 3D, comme celle proposée par Kumar et *al.* dans [38] (voir partie précédente). Le second et principal intérêt repose sur le fait que la quasi-totalité des grandes bases de données d’empreintes digitales contient des images d’empreintes digitales en 2 dimensions, obtenues avec des capteurs 2D spécifiques ou bien grâce au procédé d’acquisition historique ink&paper. Il devient alors nécessaire d’assurer l’interopérabilité entre les différents capteurs 3D et 2D, les anciennes bases de données (encre et numérique), et les nouvelles images en 3D.

Ce problème de transformation est connu sous les noms d’aplatissement (*flattening*), de déballage (*unwrapping*) ou de déroulement (*unrolling*) d’empreintes 3D. Il repose principalement sur des méthodes de projection 3D/2D classiques, appliquées plus spécifiquement au cas des empreintes digitales. Les méthodes d’aplatissement peuvent se regrouper en deux catégories : les méthodes paramétriques et les méthodes non paramétriques.

Dans les méthodes paramétriques, la surface du doigt est d’abord modélisée par une surface paramétrique. La forme de la surface paramétrique choisie doit être la plus proche possible de celle de l’objet à aplatir ; dans ce cas présent, un doigt. Il peut s’agir d’un cylindre [50], d’une sphère [36], d’un tube [35]. L’aplatissement est ensuite réalisé à partir de cette surface particulière. Ces méthodes ont tendances à induire des distorsions importantes lors de l’aplatissement. Ces distorsions sont indésirables dans le sens où les distances sur la surface du doigt (les distances géodésiques), et par conséquent les distances entre les minuties, ne sont pas préservées.

Dans les méthodes non paramétriques, aucune surface paramétrique n’est utilisée et l’aplatissement est réalisé directement sur l’objet d’intérêt. Elles ont comme principal intérêt de mieux préserver les distances entre les points de la surface. C’est le cas par exemple de la méthode présentée dans [50]. Dans cette méthode, la surface de l’empreinte digitale 3D est divisée en tranches horizontales qui sont aplaties séparément. Ainsi, la surface du doigt est aplatie localement afin de conserver au mieux les distances géodésiques. Une amélioration de cette méthode est présentée dans [51]. En plus de réaliser l’aplatissement en minimisant les distorsions des distances géodésiques, elle permet aussi de prendre en compte les distorsions non linéaires causées par le contact d’un doigt sur un capteur. Dans [52], les auteurs proposent d’aplatir l’empreinte digitale à l’aide d’une modélisation masse-ressort ([53], [54]) de la surface 3D du doigt, et d’une analyse mathématique de ses courbures.

1.2.6 Vulnérabilité des capteurs d'empreintes digitales

1.2.6.1 *Spoofing, ou Presentation Attack*

Les performances des systèmes biométriques traditionnels d'empreintes digitales, en termes de taux de reconnaissance, sont aujourd'hui très élevées. Comme nous l'avons vu au cours de ce chapitre, un des problèmes majeurs rencontrés aujourd'hui est le problème des failles de sécurité des systèmes. Ces failles de sécurité représentent actuellement un domaine de recherche très actif en biométrie. Elles concernent également les autres modalités, notamment l'iris et le visage.

Un système biométrique d'empreintes digitales peut être attaqué à différents niveaux :

- au niveau du capteur,
- au niveau de l'étape d'extraction des descripteurs,
- au niveau de l'étape de matching,
- au niveau des données enregistrées dans les bases de données,
- au niveau des transferts informatiques d'information.

Ces attaques de sécurité visent principalement à usurper l'identité d'une personne, ou bien à masquer volontairement sa propre identité. L'intérêt pour les faussaires est multiple :

- Accès frauduleux à une zone d'accès restreint ou/et contrôlé (bâtiments, aéroports, frontières).
- Vol (Achats, paiements, ou retrait bancaire à partir des informations bancaires d'un autre individu)
- Dissimulation d'identité (criminels récidivistes, fugitifs, criminels fichés, demandeurs d'asile).

En particulier, les systèmes de reconnaissance d'empreintes digitales sont très vulnérables au niveau du capteur, lors de l'étape d'enregistrement ou d'authentification. En effet, un certain nombre de travaux ont montré qu'il était possible avec des moyens simples d'usurper l'identité d'une personne en utilisant une copie de son doigt ou de son empreinte digitale ([55], [56]). Cette attaque au niveau du capteur est appelée traditionnellement « *spoofing* », d'après la terminologie anglo-saxonne. Nous nous limiterons dans ce travail de thèse à ce type d'attaques en particulier.

Le terme *spoofing* tend à être remplacé de plus en plus par le terme officiel « *Presentation Attack* » (PA), toujours dans la terminologie anglo-saxonne, dont la définition de la norme ISO/IEC 30107 est donnée ci-dessous:

Presentation of an artefact or human characteristic to the biometric capture subsystem in a fashion that could interfere with the intended policy of the biometric system.

L'artefact, ou leurre (ou PAI pour *Presentation Attack Instrument*), en question est l'objet artificiel reproduisant le doigt ou l'empreinte digitale présenté au capteur. La fausse empreinte digitale peut être obtenue de manière directe ou indirecte. Avec la manière directe, l'artefact est créé à partir du vrai doigt. Cela nécessite souvent la coopération de l'individu concerné. Un moule du doigt (partie

femelle) est réalisé à partir de divers matériaux (silicone, pâte à modeler, thermoplastique, cire de bougie). Le faux doigt (partie mâle) est ensuite fabriqué à l'aide du moule, avec par exemple du latex, du silicone, de la gélatine (Figure 1.25a). Avec la manière indirecte, l'artefact est réalisé à partir d'une empreinte latente laissée par l'individu dont on veut usurper l'identité. Il existe alors plusieurs méthodes pour fabriquer la fausse empreinte digitale à partir de l'empreinte latente. Avec ces deux manières, on obtient une représentation en 3D plus ou moins fidèle de l'empreinte digitale. Cependant, dans le cas indirect, l'information exacte de la profondeur exacte des sillons est perdue, et leur relief 3D est obtenu de manière grossière par dépôt de matière. La fausse empreinte ainsi réalisée est alors positionnée sur le bout des doigts (voir Figure 1.24).



Figure 1.24 – Principe du spoofing : une surcouche reproduisant une empreinte digitale est positionnée sur le bout des doigts.

Une autre manière d'attaquer les capteurs est d'altérer volontairement ses propres empreintes digitales (« *Fingerprint Alteration* »), à l'aide de techniques d'automutilation du bout des doigts (brulures avec du feu ou de l'acide par exemple), dans l'objectif d'empêcher toute vérification d'identité par le système.

Pour la plupart des capteurs 2D avec contact (optique, capacitif, ultrasons notamment), nous avons vu que les images d'empreintes digitales étaient obtenues grâce au fait que :

- 1) Seules les crêtes renaient en contact avec la platine du capteur, tandis que les vallées restaient à l'air libre.
- 2) Les crêtes en contact avec le capteur possédaient des caractéristiques physiques différentes de l'air des vallées (En effet, les capteurs optiques exploitent des différences d'indice de réfraction, les capteurs capacitifs des différences de capacitance, les capteurs thermiques des différences de température et les capteurs à ultrasons des différences d'impédance acoustique).

Ces capteurs exploitent donc la structure tridimensionnelle des sillons pour générer des images où les crêtes et les vallées apparaissent contrastées. Ce propos justifie ainsi que de simples fausses empreintes obtenues avec les procédés décrits ci-dessus peuvent leurrer certains capteurs usuels avec succès, d'autant plus que les matériaux utilisés possèdent des caractéristiques physiques (indice de réfraction, conductivité électrique, conductivité thermique, température) proches de celles d'un vrai doigt.

Les capteurs sans contact plus récents ne sont pas non plus exempts de ces faiblesses de sécurité et peuvent souffrir des mêmes problèmes de spoofing. Certains capteurs sans contact (capteurs 2D sans contact et capteur multi-vue) peuvent être facilement leurrés à l'aide d'une simple feuille de papier enroulée autour du doigt, sur laquelle ont été imprimées ou dessinées les motifs de l'empreinte

digitale à usurper [22] (Figure 1.25b). En effet, contrairement aux capteurs avec contact présentés en section 1.2.4, ces capteurs n'utilisent pas la structure 3D des sillons pour former les images, ce qui les rend finalement plus vulnérables. Par ailleurs, même les capteurs plus perfectionnés permettant d'imager la structure en 3D des sillons (tels que les capteurs à illumination en lumière structurée) pourraient être facilement attaqués. Il suffit d'utiliser un leurre reproduisant en 3D les sillons, similaire à ceux utilisés pour attaquer les capteurs avec contact.

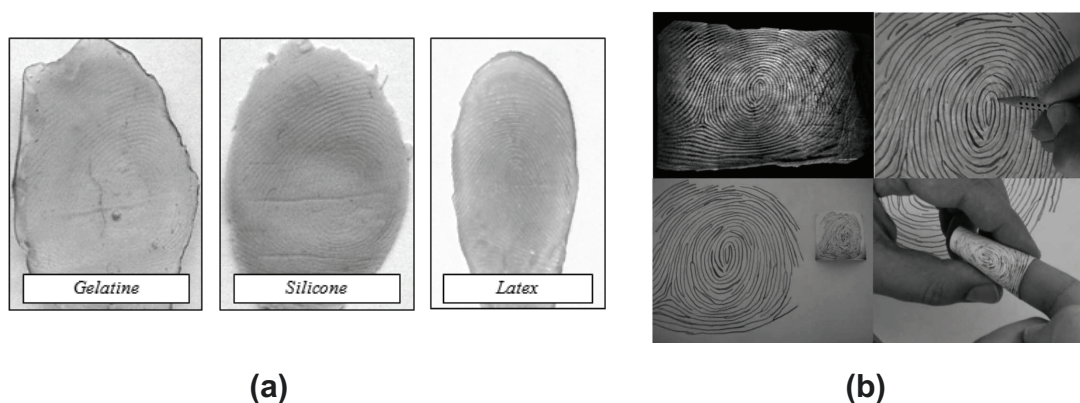


Figure 1.25 – a) Exemples de faux doigts et de fausses empreintes digitales utilisés pour attaquer les capteurs traditionnels. b) Une méthode simple pour attaquer certains capteurs sans contact. [118]

1.2.6.2 Anti-spoofing ou Presentation Attack Detection

Diverses solutions ont été proposées pour tenter de résoudre ces problèmes de fraudes. Elles sont regroupées sous le nom d'*anti-spoofing* ou de *Presentation Attack Detection* (PAD), et visent:

- Soit à la détection automatique de faux doigts et de fausses empreintes (méthodes dites « Liveness Detection »)
- Soit à la détection de doigts altérés (méthodes dites « *Fingerprint Alteration Detection* »).

Les méthodes de détection de fausses empreintes peuvent être divisées en méthodes *logiciel*, dites « *software* » (basée sur des méthodes de traitements d'images) et en méthodes *matériel*, dites « *hardware* » [56]. Dans les méthodes *software*, la détection de faux doigts est réalisée à l'aide de méthodes numériques, directement à partir du capteur et des images qu'il permet d'obtenir. Elles reposent sur l'exploitation de caractéristiques, statiques ou dynamiques, qui diffèrent entre un vrai doigt et un faux. Il peut s'agir des pores de sudations, de l'activité de sudation [57], de différences entre la forme des vallées et des crêtes des sillons, des propriétés particulières de l'élasticité de la peau [58], du changement de couleur de la peau (voir [56] pour un état de l'art plus détaillé). Elles sont en général peu coûteuses à mettre en place, mais l'information extraite d'une simple image d'intensité est finalement trop réduite pour pouvoir assurer une bonne détection d'attaque.

Les méthodes *hardware* consistent à associer d'autres dispositifs au capteur principal. Ces dispositifs sont utilisés pour tester la vitalité, et plus généralement la validité de l'échantillon biométrique présenté. Cela peut être réalisé par exemple grâce à des mesures de conductivité, de débit sanguin, de pulsation cardiaque, de niveau d'oxygénation du sang, etc. (voir état de l'art présentée dans [56]).

Sinon, de nouveaux capteurs particuliers, plus difficiles à attaquer, sont également développés. Nous pouvons citer en particulier le capteur multi-spectral, présenté dans la section 1.2.4.1. En effet, les différentes informations enregistrées par ce capteur peuvent être exploitées avantageusement pour l'anti-spoofing. Ce capteur permet d'obtenir différentes images qui possèdent des signatures spectrales et spatiales, caractéristiques d'une attaque ou non. Par exemple, les différentes longueurs d'onde utilisées dans le capteur vont interagir d'une manière différente avec la peau (constituée de sang, etc.) et le faux doigt. Par ailleurs, dans le cas d'une attaque, les images, qui prennent en compte différentes contributions des structures en profondeur de la peau, peuvent contenir des motifs d'empreintes particuliers et non naturels, qui mélangent les sillons de la vraie empreinte et du leurre ([59]). Ce travail de thèse vise alors à montrer la pertinence d'une autre approche capteur, l'OCT.

1.2.6.1 Problèmes de spoofing encore bien présents aujourd'hui

Malgré toutes ces précautions et ces mesures de sécurité, les problèmes de spoofing sont encore loin d'être résolus [60]. Une des grandes faiblesses repose sur le fait qu'une méthode d'anti-spoofing exploite en général une quantité très limitée d'information, souvent réduite à une information surfacique du bout du doigt.

Par ailleurs, une méthode d'anti-spoofing est généralement conçue pour reconnaître un type de leurre particulier, fabriqué d'une certaine manière dans un matériau spécifique. Cependant, il est possible qu'un autre leurre, fabriqué différemment, ne soit pas détecté par la méthode en question. Ce problème est d'autant plus critique qu'on ne connaît pas à l'avance quel type de leurre sera utilisé. En d'autres mots, les méthodes d'anti-spoofing ne sont pas généralisables à tout type de situation. Les bonnes performances en détection de leurres rencontrées dans la littérature viennent souvent du fait que les tests sont réalisés avec des leurres globalement bien reconnus par la technologie utilisée [56]. Une solution serait d'utiliser plusieurs méthodes d'anti-spoofing complémentaires, exploitant différentes caractéristiques et propriétés d'un vrai doigt, mais une telle solution serait très complexe à mettre en œuvre (intégration des capteurs et des méthodes associées, coûts, etc...).

Par ailleurs, la décision sur l'authenticité d'un échantillon biométrique particulier, retournée par une méthode d'anti-spoofing, est souvent prise à partir d'un critère obtenu grâce à un apprentissage statistique, réalisé sur une base dédiée. Par conséquent, si on présente un nouveau type de leurre qui n'aurait pas été utilisé dans la phase d'apprentissage, la méthode d'anti-spoofing pourrait s'avérer inefficace [56].

Finalement, le développement de nouvelles méthodes d'anti-spoofing encouragent automatiquement les faussaires à concevoir de nouvelles stratégies de spoofing indétectables par les nouveaux outils. On assiste ainsi à une course à la sécurisation et la question de la sécurité biométrique reste encore un problème majeur.

1.3 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre les principales notions en biométrie, et en particulier en biométrie des empreintes digitales, nécessaires pour la suite du travail. Nous avons également présenté un certain nombre de problèmes critiques en biométrie des empreintes digitales. En particulier, nous avons relevé deux problèmes majeurs qui peuvent être rencontrés avec un certain nombre de capteurs usuels : 1) Le problème de l'enrôlement des empreintes dans de mauvaises conditions d'acquisitions (en particulier en forte humidité), et 2) le problème des attaques au niveau du capteur et des fraudes avec de fausses empreintes. Comme solution à ces problèmes, nous proposons une approche capteur basée sur l'OCT. La présentation de l'OCT comme capteur biométrique fera alors l'objet du chapitre suivant.

Chapitre 2 Capteur biométrique OCT

Table des matières

Chapitre 2	Capteur biométrique OCT	56
2.1	Capteur OCT	59
2.1.1	Principe général de l'OCT	59
2.1.2	Acquisition de l'information tomographique 3D	60
2.1.3	Différentes architectures OCT	62
2.1.4	Paramètres caractéristiques de l'OCT.....	63
2.2	L'OCT pour la biométrie des empreintes digitales	68
2.2.1	Etat de l'art sur l'utilisation de l'OCT en biométrie des empreintes	68
2.2.2	Architectures OCT développées.....	73
2.2.3	Contraintes instrumentales pour la biométrie	74
2.2.4	Tomographie d'un doigt.....	84
2.3	Conclusion	85

Nous avons vu dans le chapitre précédent qu'un certain nombre de problèmes critiques rencontrés en biométrie des empreintes digitales restent à résoudre. Parmi ces problèmes, nous pouvons citer en particulier :

- 1) Le problème de sécurité au niveau du capteur (*Spoofing*, ou *Presentation Attack*).
- 2) Le problème de l'acquisition des empreintes en environnement dégradée, et de la qualité des images résultantes.

Ces problèmes couramment rencontrés peuvent être liés à la nature même du signal enregistré et donc exploité. Comme nous l'avons vu en filigrane dans le chapitre précédent, cette information est souvent réduite à une image 2D d'intensité de la surface de l'empreinte digitale. Dans des travaux récents (section voir 1.2.6), il a été imaginé que la façon de traiter l'image pouvait être utilisée pour résoudre le problème du spoofing (solutions « software » pour *l'anti-spoofing*). Cependant cette façon de procéder est de plus en plus remise en question, d'où les nouvelles approches dites « hardware », donc l'OCT fait partie. Par ailleurs, comme cela a déjà été évoqué auparavant, les niveaux d'intensité mesurés par les capteurs usuels peuvent dépendre d'un certain nombre de facteurs qui sont difficilement contrôlables. Ces images peuvent ainsi être de très mauvaise qualité selon les conditions dans laquelle se déroule l'acquisition. Ce point important fera l'objet d'une étude plus approfondie dans la suite de ce travail de thèse.

Ces principaux problèmes nous ont alors encouragés il y a quelques années maintenant (en 2005) à explorer les possibilités offertes par l'OCT pour la biométrie des empreintes digitales, notamment en termes de sécurisation (*anti-spoofing*). L'OCT est un capteur optique qui permet d'imager en trois dimensions, de manière non invasive, sans contact, avec une haute résolution, les éléments diffusants la lumière, tels que les tissus biologiques [61]–[63]. Par analogie avec l'imagerie par ultrasons basée sur la réflexion d'ondes ultrasonores au niveau d'interfaces d'impédance acoustique différente, la cartographie OCT en 3D est obtenue à partir de la réflexion/rétrodiffusion de la lumière dans les tissus. Le contraste des images OCT est alors obtenu grâce aux différences d'indice optique entre ces différents milieux.

L'OCT a été initialement développé au début des années 90 pour des applications dans le domaine médical, en particulier en ophtalmologie et dermatologie [63]. Ses performances pour l'imagerie des tissus sont intéressantes en regards de celles d'autres techniques d'imagerie car il permet un bon compromis entre résolution axiale en profondeur (de l'ordre micrométrique) et profondeur de pénétration (de l'ordre millimétrique). En ces termes, l'OCT se situe entre la microscopie confocale et l'imagerie par ultrasons (Figure 2.1).

En parallèle, un certain nombre de travaux pionniers sur l'utilisation de l'OCT en biométrie des empreintes digitales ont été proposés vers 2005. Comme nous le verrons au cours de ce chapitre, la plupart de ces travaux ont surtout visé à montrer son haut potentiel pour *l'anti-spoofing*. Très récemment, de nouveaux travaux sont apparus, traitant notamment de la façon d'extraire du volume tomographique l'information utile pour la biométrie, en particulier les empreintes digitales. Ce dernier point est à l'heure actuelle une question ouverte et sera l'un des objets d'étude de ce travail de thèse.

Pour les applications biométriques, nous avons développé une architecture OCT particulière au sein de notre laboratoire. Nous présenterons brièvement cette architecture ainsi que ses spécificités. Nous présenterons également une autre architecture SS-OCT, que nous avons surtout utilisé dans ce travail de thèse pour nos applications en imagerie. Plus de détails seront fournis dans ce chapitre.

Enfin, l'utilisation du capteur OCT dans le contexte de la biométrie des empreintes digitales pose de nouveaux questionnements quant aux performances instrumentales (résolution, champ de vue, temps d'acquisition) attendues et quant au processus d'acquisition des images tomographiques lui-même. Cela est dû entre autre au fait que l'on souhaite utiliser pour une application originale, la biométrie, un capteur dédié initialement au monde biomédical. Nous soulèverons divers problèmes liés au champ de vue du capteur OCT, dans le contexte particulier de la biométrie des empreintes. De plus, nous verrons qu'à l'instar d'autres capteurs biométriques, le mode d'acquisition sans contact avec l'OCT, bien que résolvant un certain nombre de problèmes mentionnés au Chapitre 1 est également la source de nouveaux problèmes d'imagerie. Nous mènerons également une discussion sur la résolution des images OCT nécessaires pour la biométrie des empreintes digitales.

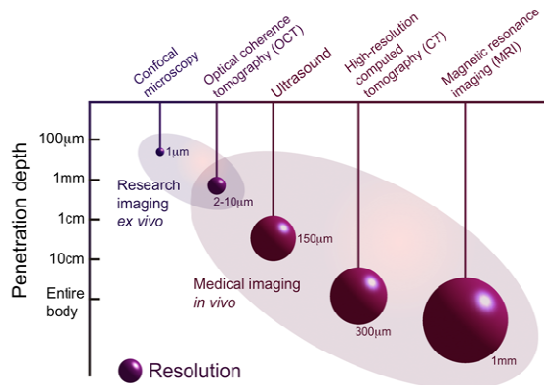


Figure 2.1 - Résolution VS profondeur de pénétration pour différentes techniques d'imagerie médicale.

Organisation du chapitre :

Dans la première partie de ce chapitre (section 2.1), nous présenterons les principes généraux de l'OCT. Nous présenterons notamment son principe de fonctionnement, le principe de la mesure tomographique 3D, les différentes architectures OCT existantes pour le domaine médical, ainsi que les définitions des résolutions axiales et transversales qui sont deux paramètres importants en OCT. Nous présenterons aussi brièvement les phénomènes d'absorption et de diffusion qui limitent la profondeur d'imagerie.

Dans la deuxième partie de ce chapitre (section 2.2), nous accentuerons notre propos sur l'utilisation de l'OCT en tant que capteur biométrique d'empreintes digitales. Nous commencerons par faire un état de l'art des différents travaux qui ont été proposés dans la littérature sur cette application particulière. Nous présenterons ensuite les architectures OCT que nous avons développé dans notre laboratoire. Nous discuterons enfin d'un certain nombre de contraintes instrumentales et d'acquisition, spécifique à notre application, que nous avons dû imposer pour réaliser nos expériences dans de bonnes conditions.

Nous verrons alors dans les chapitres suivants comment nous avons exploité la riche information accessible grâce au capteur biométrique OCT décrit dans ce chapitre, qu'elle soit structurelle ou physique, pour la reconnaissance de personnes et l'anti-spoofing.

2.1 Capteur OCT

Dans cette partie, nous présenterons seulement les grands principes de la tomographie par cohérence optique utiles à la compréhension de nos travaux. Nous commencerons dans un premier temps par présenter le principe de fonctionnement de l'OCT, puis nous décrirons la mesure tomographique en 3 dimensions. Nous présenterons ensuite de manière synthétique les différents types d'architectures OCT existantes. Nous introduirons ensuite la résolution axiale et la résolution transversale. Nous présenterons enfin succinctement les phénomènes d'absorption et de diffusion de la lumière.

2.1.1 Principe général de l'OCT

L'OCT repose sur le principe de l'interférométrie. Il est principalement composé d'un interféromètre de Michelson et d'une source de lumière. La première architecture OCT à avoir été développée, le TD-OCT (Time Domain-OCT) [61], [63], repose sur le principe de l'interférométrie à faible cohérence optique dans le domaine temporel (Time-Domain Low Coherence Interferometry, TD-OLCI). Elle se compose de manière générale d'un interféromètre, d'un photo-détecteur, et d'une source de lumière faiblement cohérente, c'est-à-dire une source avec une densité spectrale de puissance large bande. La lumière de la source est envoyée dans l'interféromètre et séparée en deux faisceaux, l'un allant vers le miroir du bras de référence et l'autre vers l'échantillon du bras de mesure. Après réflexion et rétrodiffusion par le miroir et l'échantillon, les deux faisceaux sont recombinaés et interfèrent si la différence de chemin optique est inférieure à la longueur de cohérence de la source lumineuse (Figure 2.2). Grâce à la faible longueur de cohérence de la source (inversement proportionnelle à la largeur de sa bande spectrale), les franges d'interférences seront localisées en profondeur au niveau de chaque structure diffusante (voir Figure 2.3a). La lumière issue de l'interface de l'échantillon située à la même distance que celle du miroir de référence, interférera avec celle provenant de ce miroir. L'information en profondeur est donc obtenue en faisant varier la longueur de chemin optique dans le bras référence (et donc le retard temporel entre les 2 faisceaux), grâce à la translation du miroir.

Une photodiode est utilisée pour enregistrer le signal interférométrique. L'enveloppe des franges d'interférences renseigne alors sur la profondeur des structures diffusantes, suivant les niveaux d'intensité rétrodiffusée (Figure 2.3b).

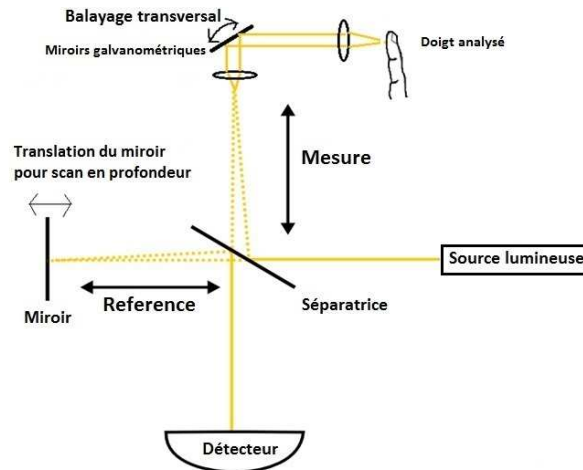


Figure 2.2 - Schéma de principe d'un TD-OCT.

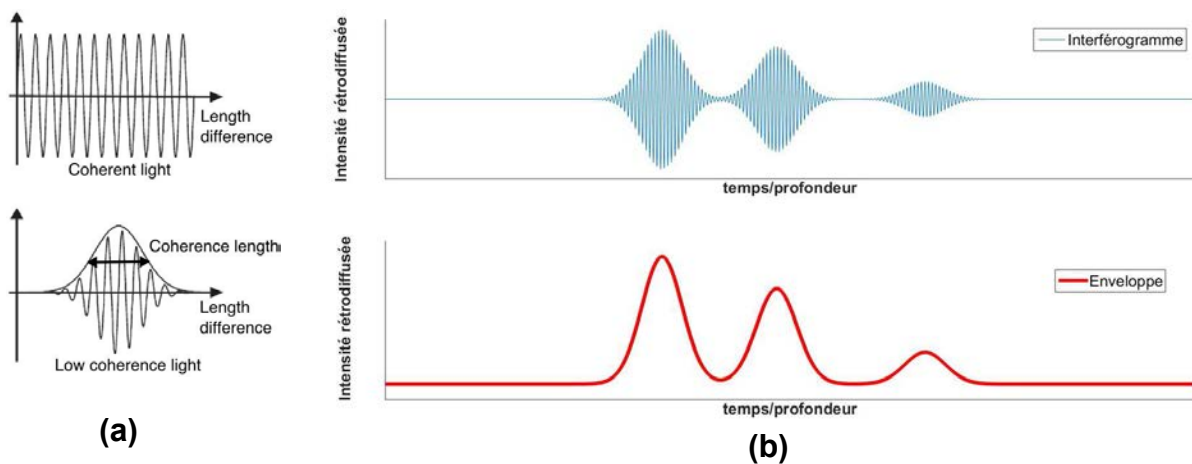


Figure 2.3 – (a) Franges d'interférences de lumière cohérentes et faiblement cohérente. (b) Une simulation d'un interférogramme et de son enveloppe.

2.1.2 Acquisition de l'information tomographique 3D

Une mesure interférométrique en profondeur est effectuée pour une position (x, y) de la sonde optique (Figure 2.4a). Comme nous l'avons vu précédemment, cette mesure permet d'obtenir un profil de l'intensité rétrodiffusée en fonction de la distance de propagation, ou de manière équivalente, du temps de vol. Un tel profil d'intensité est couramment appelée A-scan. Le temps de vol est le temps que met la lumière à traverser les différentes couches de l'échantillon examiné. Il peut être obtenu en divisant la distance de propagation par la célérité de la lumière.

La tomographie d'un échantillon est obtenue en déplaçant le faisceau laser suivant les directions X et Y (voir Figure 2.4b). Ce balayage transversal est réalisé grâce à deux miroirs galvanométriques, (Figure 2.5). On enregistre ainsi un A-scan pour chaque position (x, y) . L'aire totale qui est balayée correspondra au champ de vue du capteur.

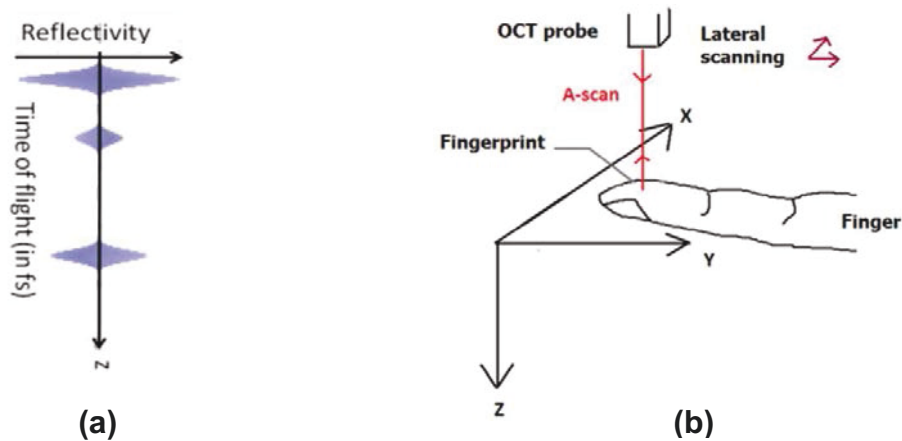


Figure 2.4 – (a) Franges d'interférences en profondeur. (b) Principe de la mesure OCT.

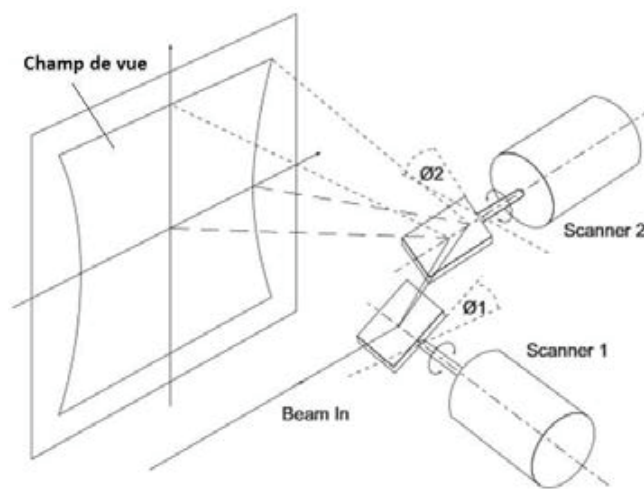


Figure 2.5 - Principe du balayage du faisceau laser avec deux miroirs galvanométriques.

Différents types d'images peuvent être obtenues *a posteriori* après manipulation des données enregistrées à partir d'un grand nombre de A-scans :

- Volume 3D
- B-scans (images dans le plan Y-Z),
- T-scans (images dans le plan X-Z),
- C-scans (images dans le plan X-Y), ou images en-face, pour un certain Z donné.

Les B-scans et T-scans peuvent être obtenus directement grâce à des stratégies de balayage particulières (balayage suivant les directions X ou Y seulement). Ces différentes informations permettent finalement d'avoir une représentation complète de l'échantillon imagé. Les B-scans et T-scans, qui correspondent à des coupes transversales, permettent d'observer des sections de tissus biologiques, et mettent en évidence les structures biologiques internes de ces tissus. Les images OCT en coupe ont été largement exploitées pour les applications médicales (ophtalmologie, dermatologie, endoscopie, imagerie cardiovasculaire, etc.) [64].

2.1.3 Différentes architectures OCT

2.1.3.1 OCT dans le domaine spectral

Pour le TD-OCT, nous avons vu que l'information en profondeur était obtenue en faisant varier le retard temporel dans le bras référence de l'interféromètre, grâce à la translation du miroir. A cause de l'inertie du miroir, ce déplacement mécanique prend un temps qui peut être assez conséquent, ce qui limite considérablement les applications en imagerie en temps réel, du moins sur des échantillons vivants.

Pour réduire le temps d'imagerie, une autre architecture, le Frequency-Domain OCT (FD-OCT), a été proposée par Fercher *et al.* au milieu des années 90 [65]. Avec cette architecture, l'information en profondeur est obtenue non plus dans le domaine temporel par déplacement du miroir de référence, mais dans le domaine fréquentiel. En effet, le signal interférométrique peut s'écrire de manière très simplifiée :

$$I_{int}(\lambda, \Delta z) \propto \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} \Delta z\right)$$

Équation 2.1

Nous voyons que la mesure interférométrique peut être réalisée dans le domaine temporel en faisant varier la différence de chemin optique (et donc le retard temporel) Δz dans l'interféromètre, par translation du miroir, ou bien en faisant varier la longueur d'onde λ . De manière plus formelle, Fercher *et al.* dans [65] utilisent le formalisme de Fourier pour montrer que ces deux mesures sont équivalentes.

L'idée sous-jacente est que l'information en profondeur est également contenue dans le spectre du signal OCT rétrodiffusée, obtenue en faisant varier λ . Une transformée de Fourier de ce spectre permet dès lors d'obtenir un réflectogramme (A-scan) dans lequel est codé le niveau de réflectivité des différences interfaces. Il existe deux manières d'enregistrer ce spectre [61]–[63]:

- Grâce à l'utilisation d'un spectromètre (réseau de diffraction, ...) et d'un détecteur linéaire type CCD pour le codage spatial du spectre du signal rétrodiffusée. On parle alors d'architecture SD-OCT, pour Spectral Domain OCT (Figure 2.6a).
- Grâce à l'utilisation d'une source laser accordable en longueur d'onde, c'est-à-dire une source dont la longueur d'onde varie au cours du temps sur une certaine bande spectrale. Le spectre est obtenu en enregistrant dans le temps avec un simple photo-détecteur la réponse pour chaque longueur d'onde instantanée. Le signal de battements enregistré par le photo-détecteur contient des modulations dont les fréquences sont liées aux différentes positions en profondeur des éléments diffusants. L'analyse de ces fréquences de modulations grâce à une transformée de Fourier du signal d'interférences permet donc d'accéder aux positions des éléments diffusants. On parle dans ce cas d'architecture SS-OCT, pour Swept-Source OCT (Figure 2.6b).

Dans ces deux architectures, aucun déplacement mécanique n'est requis pour accéder à l'information en profondeur. Pour le SS-OCT notamment, un balayage complet de la longueur d'onde sur toute la bande spectrale est réalisé à des fréquences typiques de l'ordre de ~ 10 à 100 KHz, ce qui permet généralement d'obtenir des vitesses d'imagerie bien plus élevées que celles obtenues avec les TD-OCT classiques [66].

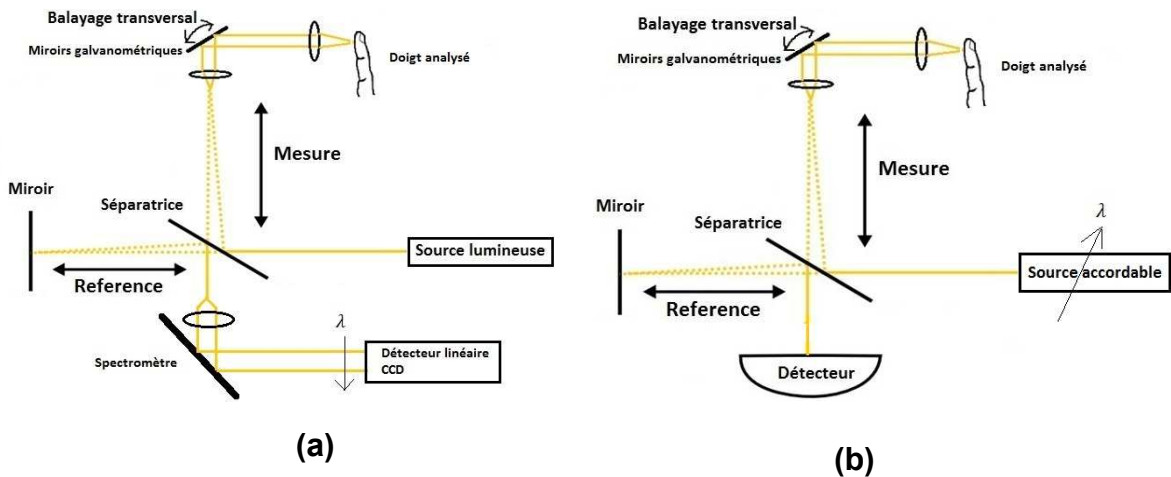


Figure 2.6 - (a) Architecture SD-OCT. (b) Architecture SS-OCT.

2.1.3.2 OCT plein champ

Une autre architecture OCT, le FF-OCT (Full Field OCT) ou OCT plein champ ([67]–[69]), permet d'enregistrer directement des C-scans (images dans le plan X-Y, perpendiculaires à l'axe optique (voir section 2.1.2), c'est-à-dire sans balayage d'un faisceau laser dans les directions X et Y. La mesure interférométrique est réalisée directement pour une tranche X-Y de l'échantillon à un certain z, grâce à l'illumination complète par une source de faible cohérence spatiale et temporelle (lumière blanche, halogène..). La profondeur est ici scannée, comme en TD-OCT, par balayage d'un miroir dans le bras de référence de l'interféromètre. Le signal interférométrique est enregistré à l'aide d'un détecteur 2D matricielle, type CCD.

2.1.4 Paramètres caractéristiques de l'OCT

2.1.4.1 Résolution axiale théorique

Par définition, la résolution axiale R_z est la distance minimale nécessaire afin de pouvoir distinguer correctement deux centres de diffusion. Théoriquement, elle est seulement dépendante de la longueur d'onde centrale de la source lumineuse et de sa largeur spectrale. Dans le cas d'une source lumineuse de densité spectrale de forme gaussienne, elle est donnée par :

$$R_z = \frac{l_c}{2} = \frac{2 \ln 2 \lambda_0^2}{\pi \Delta \lambda}$$

Équation 2.2

où l_c est la longueur de cohérence de la source (voir Figure 2.3a), λ_0 la longueur d'onde centrale, et $\Delta\lambda$ la largeur spectrale de bande (ou la plage fréquentielle de balayage dans le cas du SS-OCT). Elle peut être mesurée expérimentalement à partir de la largeur à mi-hauteur de l'enveloppe de l'interférogramme associé à un unique centre de diffusion (Figure 2.3a).

Pour des sources lumineuses conventionnelles de type SLD (diodes superluminescentes), où typiquement $\lambda \sim 1300\text{nm}$ (proche infrarouge) et $\Delta\lambda \sim 50\text{nm}$, la résolution axiale est de l'ordre de $10\ \mu\text{m}$ à $20\ \mu\text{m}$. Pour comparaison, la résolution axiale des ultrasons est de l'ordre de $100\ \mu\text{m}$ à 1mm selon la fréquence utilisée (voir Figure 2.1).

Pour les applications biomédicales, une résolution axiale de plus en plus fine a été recherchée de telle manière à pouvoir imager bien distinctement les différentes structures biologiques. A cette fin, d'autres types de sources lumineuses ont été utilisées (lasers femtosecondes, fibres à cristal photonique, etc.). On peut à l'heure actuelle atteindre des résolutions axiales submicrométriques.

2.1.4.2 Résolution transversale

La résolution optique transversale est la plus petite séparation entre deux points qui puisse être résolue dans le plan $X - Y$. Contrairement au cas de la microscopie confocale, la résolution transversale est indépendante de la résolution axiale. Elle dépend directement de la longueur d'onde utilisée et de l'ouverture numérique de l'optique de la sonde du capteur utilisée pour collecter le signal rétrodiffusé. Elle est déterminée à partir du critère de Rayleigh (lié à la limite de diffraction) et est donnée par :

$$R_{xy} = 0.6 \frac{\lambda_0}{ON}$$

Équation 2.3

Où λ_0 est la longueur d'onde centrale de la source lumineuse et ON l'ouverture numérique du système optique employé.

De manière générale, les objectifs utilisés en TD-OCT et FD-OCT possèdent une ouverture numérique élevée (fort grossissement), de telle manière à avoir une résolution transversale élevée (pour des applications en microscopie).

2.1.4.3 Profondeur de pénétration

La profondeur de pénétration correspond à la profondeur qu'il est possible d'imager. Elle dépend entre autre de la puissance de la source lumineuse. Elle est généralement de l'ordre de quelques millimètres. Elle est en fait limitée par plusieurs phénomènes : les phénomènes d'absorption, selon la loi de Beer-Lambert ([67], [68]), et les phénomènes de diffusion.

Absorption de la lumière :

Lorsque la lumière pénètre dans les milieux biologiques, des photons peuvent être absorbés par différentes molécules, qui transforment alors l'énergie provenant du photon en chaleur. La loi de Beer-Lambert stipule alors que l'intensité d'un faisceau lumineux d'une certaine longueur d'onde λ sera atténuée de façon exponentielle suivant la relation :

$$I(z) = I_0 e^{-\mu_a(\lambda)z}$$

Équation 2.4

où z désigne la profondeur, I_0 l'intensité de la source et μ_a le coefficient d'absorption moyen du tissu biologique, de dimension $[L^{-1}]$, et dépendant de λ . Nous voyons d'abord que l'absorption est un phénomène qui dépend fortement de la longueur d'onde employée. Les principaux éléments absorbants présents dans la peau sont : l'eau, la mélanine, l'hémoglobine et diverses protéines. La Figure 2.7 représente la variation des coefficients d'absorption des principales molécules absorbantes des tissus, en fonction de la longueur d'onde de la source. L'absorption de ces différents éléments pris ensemble sera minimale dans la bande de longueur d'onde $0.6\mu\text{m} - 1.3\mu\text{m}$ (rouge et proche infrarouge). Cette bande constitue la fenêtre thérapeutique, dans laquelle il est préférable d'imager pour limiter les phénomènes d'absorption.

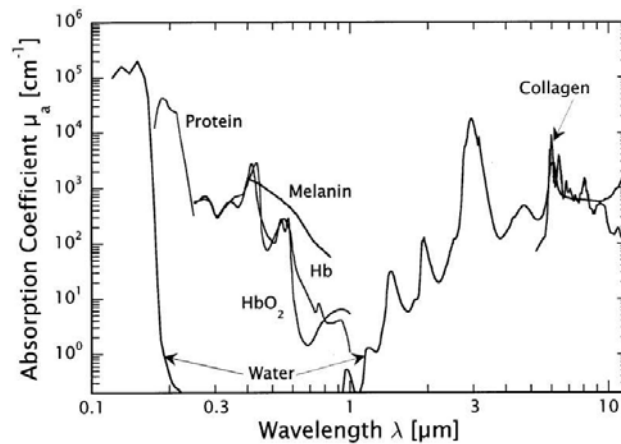


Figure 2.7 - Coefficients d'absorption, en fonction de la longueur d'onde, pour les principales molécules des tissus de la peau.

Diffusion de la lumière :

L'autre phénomène limitant la pénétration de la lumière dans les tissus est le phénomène de diffusion. Cela justifie d'ailleurs pourquoi les techniques optiques d'imagerie médicale, par rapport à d'autres technologies telles que les ultrasons, les rayons X, ou l'IRM, sont relativement jeunes [70].

Un milieu optique est caractérisé par son indice de réfraction. Dans un milieu homogène, l'indice de réfraction est constant, et le faisceau lumineux suit une trajectoire particulière bien définie. Cependant, les milieux biologiques, tels que la peau, sont fortement hétérogènes, car constitués de différentes molécules, cellules, et tissus organisés de manière différente. Dans ce cas, l'indice de réfraction

n'est pas constant et fluctue sur de très petites échelles. La propagation de la lumière va alors dépendre de cette fluctuation microscopique d'indice, engendrant le phénomène de diffusion. Quand une onde lumineuse rencontre une particule avec des charges électriques, alors elle va apporter de l'énergie à cette particule. Cette dernière va se mettre à osciller et va réémettre un rayonnement. C'est le phénomène de diffusion. Dans le cas de la diffusion dite élastique, qui nous intéresse ici, ce rayonnement sera de même fréquence que celui de l'onde incidente. La particule se comportera en quelque sorte comme une source lumineuse secondaire.

Il existe différents types de diffusion. La première théorie de la diffusion a été proposée par Rayleigh en 1871. En 1908, Mie résout le problème de la diffusion élastique d'une onde plane par une particule sphérique de rayon a , à partir de la résolution analytique des équations de Maxwell. La taille de la particule diffusante par rapport à la longueur d'onde de la source lumineuse détermine le type de diffusion qui a lieu :

- Quand $a \ll \lambda$, la taille de la particule est très faible devant la longueur d'onde (typiquement $a \ll \frac{\lambda}{10}$). Nous sommes dans le cas de la diffusion de Rayleigh. La particule se comporte comme un dipôle électrique qui va rayonner un champ de puissance en $\frac{1}{\lambda^4}$. La diffusion est donc plus importante quand λ est faible.
- Quand $a \sim \lambda$, nous sommes dans le cas de la diffusion de Mie. La particule est considérée comme un ensemble de dipôles oscillants, donc chaque dipôle émet une onde avec un déphasage différent (chaque dipôle ne va pas voir la même onde incidente au même instant). Dans le cas où $a < \frac{\lambda}{10}$, la diffusion de Rayleigh est identique à celle de Mie, la première étant alors un cas limite de la deuxième.
- Quand $a \gg \lambda$, nous ne sommes plus dans le cadre stricte de la diffusion, mais dans celui de l'optique géométrique où les lois de Snell-Descartes s'appliquent. Ce cas est rarement rencontré en imagerie OCT.

On définit généralement le paramètre de taille $ka = \frac{2\pi na}{\lambda_0}$, où λ_0 est la longueur d'onde de la source, n l'indice de réfraction du milieu, et a le rayon de la particule. Il permet de comparer la dimension de la particule diffusante à la longueur d'onde de la source. La diffusion est un phénomène très anisotrope, et le degré d'anisotropie dépend du type de diffusion considéré ([68], [70], [71]).

Comme nous l'avons vu précédemment, la peau est composée d'une multitude de structures biologiques de taille et d'indice de réfraction différents. Par conséquent, tous les types de diffusion peuvent être présents simultanément, rendant ainsi l'étude et la modélisation des phénomènes de diffusion dans les tissus particulièrement complexe. De même que pour l'absorption, on définit alors un coefficient de diffusion μ_{diff} (en m^{-1}), permettant de décrire à l'échelle macroscopique l'atténuation exponentielle de la lumière lors de sa pénétration dans les tissus, causée par le phénomène de diffusion :

$$I(z) = I_0 e^{-\mu_{diff}(\lambda)z}$$

Équation 2.5

Quand un faisceau lumineux traverse un milieu très hétérogène, comme un tissu biologique, une particule va non seulement être excitée par cette onde incidente, mais peut également l'être par les ondes secondaires produites par les autres particules. Selon les distances entre les diverses particules, plusieurs régimes de diffusion vont avoir lieu :

- Des photons ne subiront pas de diffusion et seront propagés en ligne droite (en transmission). Nous sommes ici en *régime balistique*. Ce sont ces photons qui interviennent pour la formation des images.
- Dans un deuxième cas, les particules, suffisamment éloignées entre elles (densité de particules faible), sont considérées comme indépendantes. La diffusion d'une particule est donc seulement due à l'onde incidente, et un photon ne sera diffusé qu'une fois en moyenne. L'intensité diffusée totale est la somme des intensités diffusées par les particules, prises isolément. Nous sommes en *régime de diffusion simple*.
- Dans un troisième cas, les particules sont considérées comme très proches (forte densité de particules). Il existe alors des effets de couplages entre les différentes diffusions des particules. Un photon diffusé par une particule peut être rediffusé plusieurs fois par d'autres particules lors de sa propagation dans le milieu. La trajectoire d'un photon devient alors difficile à décrire. L'intensité diffusée totale est dans ce cas beaucoup plus complexe à mesurer. Nous sommes en *régime de diffusion multiple*. Cette diffusion multiple peut alors être considérée comme un bruit de mesure. Nous reviendrons sur ce point dans les chapitres 3 et 4.

Parmi tous ces photons, un certain nombre ne seront, à proprement parlé, pas diffusés vers l'avant, mais rétrodiffusés dans la direction opposée à celle du faisceau incident. Dans un montage en réflexion, comme c'est le cas avec nos dispositifs OCT, ce sont ces photons rétrodiffusés qui sont récoltés lors de la mesure.

Atténuation totale en profondeur:

Ainsi, en prenant en compte à la fois les phénomènes d'absorption et de diffusion, l'atténuation totale en profondeur peut s'écrire :

$$I(z) = I_0 e^{-\mu_{ext}(\lambda)z}$$

Équation 2.6

Où μ_{ext} est le coefficient d'extinction tel que $\mu_{ext}(\lambda) = \mu_{abs}(\lambda) + \mu_{diff}(\lambda)$. En règle générale, μ_{abs} et μ_{diff} ont des comportements inverses par rapport à la longueur d'onde. Autrement dit, les deux phénomènes qui limitent la profondeur de pénétration ont un comportement inverse par rapport à λ . A

$\lambda_0 = 1300nm$, dans la fenêtre thérapeutique, $\mu_{diff} \gg \mu_{abs}$, et les phénomènes de diffusion dominent largement.

2.2 L'OCT pour la biométrie des empreintes digitales

Dans cette section, nous allons discuter de l'utilisation du capteur OCT dans le contexte particulier de la biométrie des empreintes digitales. Nous présenterons d'abord un état de l'art sur l'utilisation de l'OCT en biométrie. Nous verrons que la plupart des travaux ont essentiellement porté sur la pertinence de l'OCT en *anti-spoofing* (ou *PAD*), mais également sur la manière de segmenter l'information utile du volume tomographique (en particulier les empreintes digitales) et sur la qualité des images obtenues. Nous présenterons ensuite les architectures OCT que nous avons développées au sein de notre laboratoire dans le contexte de la biométrie. Nous verrons que les architectures dont nous disposons sont complémentaires, en termes de performances et d'applications visées, et qu'elles peuvent être utilisées à bon escient soit pour une étude complète de l'information rétrodiffusée par le doigt, soit pour des applications en imagerie temps réel. Enfin, nous verrons que l'utilisation d'un capteur 3D sans contact dédié originellement au domaine biomédicale peut poser un certain nombre de problèmes, en particulier sur le processus d'acquisition et sur les performances attendues. Nous discuterons alors de certaines contraintes instrumentales que nous avons appliquées pour répondre spécifiquement à nos besoins en imagerie biométrique.

2.2.1 Etat de l'art sur l'utilisation de l'OCT en biométrie des empreintes

2.2.1.1 *Anti-spoofing (PAD)*

Nous savons qu'un point critique actuellement en identification concerne les failles de sécurité au niveau des capteurs. Nous avons vu en effet qu'un certain nombre de capteurs usuels ne permettaient pas de détecter de manière fiable les attaques avec de fausses empreintes digitales (*spoofing*).

Pour répondre à ce problème, l'OCT a été proposé autour de 2006 comme nouvel instrument biométrique. Depuis, seul un nombre encore limité de travaux ont été publiés sur l'OCT en biométrie, et beaucoup d'entre eux traitent de l'*anti-spoofing (PAD)*. La plupart de ces travaux ont surtout visés à montrer que la capacité de l'OCT à imager en profondeur pouvait être utilisée avantageusement pour détecter la présence d'éventuelles fausses empreintes à la surface du doigt. Par ailleurs, un certain nombre de ces travaux sont effectués avec contact du doigt sur une surface plane.

Dans [72], les auteurs montrent que de simples A-scans peuvent être exploitées pour détecter la présence de fausses empreintes. En particulier, des mesures d'autocorrélation réalisées sur les colonnes d'images B-scans (des A-scans donc), acquises avec un TD-OCT, sont utilisées pour détecter le leurre. Les travaux dans [73] présentent les premières images en 3D obtenues avec un TD-OCT, à partir desquelles il est possible de discerner le leurre et le doigt. Dans [74], des opérations de seuillage sur des mesures de gradient de B-scans, obtenues par TD-OCT, sont utilisées pour segmenter les interfaces du leurre et de l'empreinte digitale. Les auteurs dans [75] proposent

également d'utiliser l'OCT pour détecter des fausses empreintes. Ils utilisent une architecture OCT particulière l'*ef*-OCT (OCT en face) capable de générer séquentiellement des B-scans et C-scans (ces derniers étant utilisés pour obtenir une vue de dessus similaire à l'image obtenue avec un capteur 2D conventionnel). Grâce à un système d'autofocus et d'optique adaptative, les images obtenues possèdent des hautes résolutions axiale et transversale.

Toujours dans le contexte de l'anti-spoofing, les auteurs dans [76] présentent une méthode pour segmenter les différentes interfaces contenues dans un volume tomographique OCT, et plus particulièrement les leurres à la surface du doigt. En fonction du nombre de couches détectées, ils peuvent déterminer si une fausse empreinte digitale est présentée au capteur ou non. Ici, l'accent est surtout mis sur la segmentation de couches et aucune image des motifs des sillons n'est finalement présentée. Ces travaux sont complétés par ceux présentés dans [77]. Toujours dans l'optique de déterminer l'authenticité de l'échantillon biologique présenté, les auteurs proposent une nouvelle méthode de détection des différentes couches de la peau. La méthode est basée sur l'utilisation d'un réseau de neurones avec une architecture particulière, entraîné pour représenter les différentes couches de la peau (stratum corneum et derme papillaire) par des surfaces lisses.

2.2.1.2 *Imagerie des empreintes latentes*

Les auteurs dans [78] montrent la faisabilité d'imager des empreintes latente avec l'OCT. Ils utilisent pour cela une architecture particulière, dite FF-SS-OCT (Full Field Swept-Source OCT). D'après les auteurs, l'avantage de l'OCT par rapport aux méthodes traditionnelles de relevée d'empreintes latentes est qu'aucun contact ni procédé chimique qui pourraient altérer l'échantillon n'est requis.

2.2.1.3 *Imagerie des empreintes interne et externe*

Les dégradations de la peau peuvent affecter de manière conséquente les performances en authentification de personnes. Ces dégradations peuvent être involontaires, comme dans le cas de doigts sales, humides ou avec des cicatrices, ou bien intentionnelles. Dans ce dernier cas, le faussaire détériore ses propres empreintes digitales pour rendre toute identification impossible. Ces deux classes de problèmes impliquent en fait l'intégrité du doigt qui est présentée au capteur. Il apparait alors que l'exploitation des structures internes biologiques peut être d'un grand intérêt pour l'authentification, mais également en anti-spoofing, comme nous le verrons par la suite.

Les travaux présentés dans [79] montrent la faisabilité de l'authentification de personnes grâce au derme papillaire, c'est-à-dire le tissu de la peau située entre le derme et l'épiderme, à partir duquel l'empreinte digitale classique à la surface du doigt est régénérée (voir section 1.2.3.1). Les motifs de l'empreinte digitale formée par le derme papillaire, dite *empreinte interne*, et ceux de l'empreinte digitale classique, dite *externe*, sont considérés comme très similaires. Comme l'empreinte interne se situe à une profondeur $\sim 500\mu m$, cette couche est mieux préservée des dégradations extérieures, ce qui est d'un grand intérêt pour la reconnaissance biométrique.

Les images d'empreintes internes sont obtenues en moyennant plusieurs images *en-face* (plan X-Y) d'intensité, dans une plage de profondeur de largeur Δz correspondant à celle dans laquelle se situe le derme papillaire. Les acquisitions sont réalisées ici avec contact du doigt sur une plaque de verre. L'intérêt d'une telle acquisition avec contact est qu'elle stabilise la position du doigt durant l'acquisition (nous avons vu en effet dans la section 2.2.3.3 que les déplacements des doigts durant l'acquisition sans contact pouvaient générer des artefacts très problématiques), et facilite l'extraction des images du derme papillaire. Cependant un des principaux intérêts de l'OCT, qui est la possibilité de réaliser des mesures sans contact, est perdu. Ces travaux étaient les seuls à présenter des expériences en vérification d'empreintes obtenues avec l'OCT. Nous reviendrons plus en détail dans les chapitres 3 et 4 sur la méthode qui a été utilisée pour imager l'empreinte interne.

Nous verrons également que malgré ces résultats encourageants, l'utilisation pratique de l'empreinte interne en biométrie est loin d'être triviale et reste un problème ouvert, notamment à cause de la nature de l'information exploitée, de sa segmentation et de la qualité des images résultantes. D'ailleurs, de nouveaux travaux récents (le dernier datant de Novembre 2015) portant justement, pour la plupart, sur la segmentation de l'empreinte interne et de la qualité des images, ont été publiés au cours de la période de mi-thèse ([69], [77]–[81]). Cela montre bien l'intérêt que représente l'exploitation de l'empreinte interne pour la biométrie.

Les travaux dans [77] portant sur l'anti-spoofing mettent également l'accent sur l'évaluation de l'impact des conditions d'enregistrement (tremblement du doigt pendant l'acquisition par exemple) sur la qualité de l'empreinte interne obtenue. Leur méthode est testée sur une base de données assez conséquente, en termes d'estimation de la qualité des images obtenues par rapport à différents niveaux de déplacements des doigts.

Dans [80], les auteurs proposent une méthode de segmentation automatique des surfaces des empreintes internes (et aussi externes) fonctionnant B-scan par B-scan, qui est basée sur une méthode de détection de nouveauté (*novelty detection* en anglais). Le volume tomographique est obtenu ici sans contact du doigt. Les B-scans sont d'abord filtrés à l'aide d'un filtre anisotrope (Perona Malik) pour limiter les effets du bruit de speckles (lié à la diffusion). La surface de l'empreinte externe (stratum corneum) est ensuite segmentée à l'aide d'opération de seuillages (méthode d'Otsu [84]) sur les B-scans du volume tomographique. A partir de cette première segmentation de l'empreinte externe, la méthode de détection de nouveautés est entraînée sur les pixels de l'épiderme (déterminée à partir du stratum corneum segmenté), de telle manière à segmenter seulement cette couche spécifique. Ainsi, le derme papillaire correspondrait au reste de l'information qui n'a pas été segmentée par la méthode de détection de nouveautés. L'empreinte interne correspond alors à la frontière entre l'épiderme segmentée par cette méthode, et l'autre région. La méthode de détection de nouveauté employée repose sur des apprentissages de régions d'épiderme avec des mixtures de gaussiennes et une méthode de clustering k-means. Leur méthode de segmentation est ensuite évaluée à partir d'une vérité terrain, constituée d'une cinquantaine de B-scans segmentés manuellement. La méthode permet d'obtenir finalement les surfaces 3D des empreintes externe et

interne, mais pas des images d'empreintes directement exploitables par des modules de mise en correspondance.

Dans [81] , les auteurs proposent une méthode de segmentation des empreintes basée sur des filtres de Sobel verticaux appliqués aux différents B-scans du volume tomographique. Différentes méthodes basiques de traitements d'images (filtrages médian, égalisation d'histogramme, etc..), sont ensuite appliquées pour obtenir des images binaires d'empreinte interne (et externe) exploitables par des modules de mise en correspondance d'empreintes. Les auteurs montrent alors à partir de leurs images d'empreintes l'intérêt d'exploiter l'empreinte interne à la place de l'empreinte externe dans le cas d'un doigt abimé. L'acquisition est réalisée ici avec contact du doigt sur un support. Leur méthode est paramétrée et testée sur un seul volume OCT, acquis par ailleurs dans de très bonnes conditions.

Dans [69] (Septembre 2015), les auteurs utilisent une architecture OCT particulière, appelée o-FF-OCT (oblique-FF-OCT, capable de déterminer la profondeur de chaque couche de la peau, de telle manière à obtenir directement une image d'intensité *en-face* (plan X-Y) de l'empreinte interne, et cela sans acquérir un volume tomographique complet. Dans ces travaux, l'acquisition est également réalisée avec contact du doigt sur une plaque de verre. En fait, leur méthode d'extraction de l'empreinte interne repose sur le postulat que les empreintes sont aplaties et que toute leur surface est situé à une même profondeur z . Cela justifierait alors pourquoi l'acquisition a été réalisée avec contact. Ainsi, leur principe instrumental d'acquisition pourrait poser problème dans le cas d'une acquisition sans contact, où l'empreinte interne est incurvée et couvre une certaine plage de profondeur, de largeur Δz .

Dans des travaux très récents (Novembre 2015) présentés dans [83], les auteurs proposent une méthode qui consiste à mélanger les images d'empreintes interne et externe afin d'obtenir une nouvelle image d'empreinte de meilleure qualité. La méthode se décompose en 3 étapes. Les interfaces des empreintes interne et externe sont d'abord détectées à partir d'une méthode basée sur l'application de filtres de Sobel sur des B-scans à différentes résolutions. L'idée consiste à réaliser la détection des interfaces d'empreintes sur les B-scans sous échantillonnés par un certain facteur de sous-échantillonnage, de telle manière à accélérer le processus de segmentation, puis de raffiner si besoin la segmentation en remontant au fur et à mesure à la résolution initiale des B-scans (jusqu'à ce qu'une certaine précision soit obtenue, ou bien jusqu'à ce que le facteur de sous-échantillonnage soit égal à 1). A partir de ces zones, les images d'empreintes 2D sont obtenues par le même genre de moyennage d'intensité en profondeur que celui réalisé dans [79], à la différence que la largeur Δz de la plage de profondeur pour le moyennage est choisie de manière dynamique. Les images d'empreintes interne et externe sont alors mélangées suivant un critère de mesure de la qualité des images d'empreintes, basé sur l'orientation des sillons. L'idée de la méthode est donc de tirer avantage des caractéristiques propres aux empreintes externes (qui donnent des images de meilleures qualités, qui sont plus facile à extraire, mais qui se détériorent facilement) et internes (qui donnent des images de moins bonnes qualités, qui sont plus difficiles à extraire, mais mieux préservées). Leur méthode est testée sur un petit échantillon de 13 volumes tomographiques. A l'aide

de métriques de qualité classiques (MSE, SSIM, Distance de Hausdorff), ils estiment la qualité de la segmentation des interfaces d'empreintes à partir d'un seul volume tomographique dont les interfaces ont été segmentées manuellement. Ils comparent également les qualités des images d'empreintes obtenues (externe, interne, et mélange des deux) à l'aide de l'outil dédié NFIQ, développé par le NIST ([85]). Ils comparent enfin leurs images d'empreintes à celles obtenues grâce à un capteur 2D usuel avec contact, en termes de scores de matching. Ils utilisent pour cela les outils du NIST ([49]). Les scores de matching obtenues sont très bas, traduisant surtout un manque d'interopérabilité entre les images OCT qu'ils obtiennent et celles des capteurs 2D.

2.2.1.4 *Imagerie des pores de sudations*

En plus de l'exploitation des empreintes, des stratégies exploitant d'autres types d'informations biologiques ont été proposées. Dans [86], les auteurs démontrent la possibilité d'imager les pores de sudation à partir des glandes sudoripares vues dans la section 1.2.3.1. Le même principe que celui présenté dans [79] est exploité ici, non seulement pour imager l'empreinte interne, mais aussi et surtout les pores de sudation. Plus de détails seront fournis dans le chapitre suivant. Par ailleurs, une image des pores de sudations est également obtenue grâce au dispositif o-FF-OCT présenté dans [69], déjà mentionné précédemment. Comme nous l'avons vu dans la section 1.2.2.2, les pores de sudation peuvent être utilisés comme descripteurs pour la reconnaissance d'empreintes digitales.

2.2.1.5 *Imagerie des capillaires sanguins*

Dans [87], les auteurs proposent une méthode pour imager les réseaux des capillaires sanguins du derme (voir section 1.2.3.1). Elle est basée sur l'algorithme IBVD (Intensity-Based Doppler Variance) ([88], [89]), qui réalise des mesures d'autocorrélation d'intensité entre A-scans ou B-scans voisins (temporellement ou spatialement). Ces capillaires sanguins sont organisés suivant les mêmes motifs que ceux de l'empreinte digitale. Ils forment alors une nouvelle représentation de l'empreinte, appelée empreinte vasculaire, présente seulement dans un doigt vivant. Nous voyons alors l'intérêt d'une telle représentation pour l'anti-spoofing. Le même type de représentation est obtenu dans les travaux présentés dans [90]. Elle est obtenue ici grâce à l'utilisation de la méthode cmOCT (correlation mapping OCT), présentée dans [91], qui réalise des mesures de corrélation d'intensité entre des piles de B-scans adjacents. Cette méthode exploite en fait les différences entre le speckles issu des tissus et celui issu des vaisseaux sanguins. En effet, à cause de la circulation du sang, les vaisseaux sanguins génèrent un bruit de speckles très important et très variable, en comparaison de celui généré par des tissus. Le niveau de corrélation est donc plus faible pour les vaisseaux que pour les tissus.

Finalement, nous avons vu que beaucoup des travaux cités précédemment ont surtout mis l'accent sur la manière de segmenter l'information utile en biométrie. Cette étape de segmentation est particulièrement importante pour les différentes applications visées, que ce soit en authentification ou en sécurisation.

2.2.2 Architectures OCT développées

Dans le contexte de la biométrie, et en parallèle à tous les travaux présentés dans la section précédente, nous avons développé au sein de notre laboratoire une architecture OCT particulière basée sur le principe du TD-OCT décrit précédemment (Figure 2.8). En plus du montage interférométrique de mesure, notre architecture utilise un deuxième interféromètre, alimenté par une source de lumière cohérente [92]. Il est utilisé pour mesurer précisément le retard temporel dans le premier interféromètre. Ces mesures supplémentaires de très grandes précisions permettent de réaliser un filtrage efficace des données, ce qui permet d'obtenir un capteur avec une sensibilité évaluée à -120 dB (contre -80 dB pour des architectures TD-OCT traditionnelles). Cette sensibilité correspond au plus petit signal rétrodiffusé mesurable.

De manière plus générale, notre architecture OCT permet d'enregistrer presque toute l'information contenue dans le champ électromagnétique optique rétrodiffusé par l'échantillon testé :

- l'intensité rétrodiffusée (mesures d'intensité en profondeur)
- le spectre de réflexion
- l'état de polarisation
- la phase

Nous disposons dès lors de mesures physiques très riches qui peuvent être exploitées pour la biométrie. En particulier, nous avons accès à la phase du signal, ce qui permet d'obtenir des mesures de A-scans qui sont quantitatives en ce qui concerne les intensités et les positions des échos enregistrés (et métrologiques, grâce à la haute cohérence de la source étalon de ce deuxième interféromètre). Nous verrons alors dans la suite de ce travail de thèse l'intérêt de telles mesures de phase. Par ailleurs, la phase est sensible à l'effet Doppler, lié aux objets diffusants en mouvement dans l'échantillon testé (sang dans les réseaux capillaires du doigt).

Nous avons cependant surtout travaillé durant la thèse avec un SS-OCT basé sur une source de SANTEC [93]. Le laser du dispositif possède une longueur d'onde centrale $\lambda_0 = 1325\text{nm}$ et une largeur spectrale de balayage $\Delta\lambda = 110\text{nm}$. La fréquence de balayage de la source est de 20kHz (c'est-à-dire qu'un cycle de balayage de la fréquence du laser dure $50\mu\text{s}$). Pour chaque balayage, un A-scan est enregistré. Ce capteur permet également d'avoir accès à la phase du signal OCT.

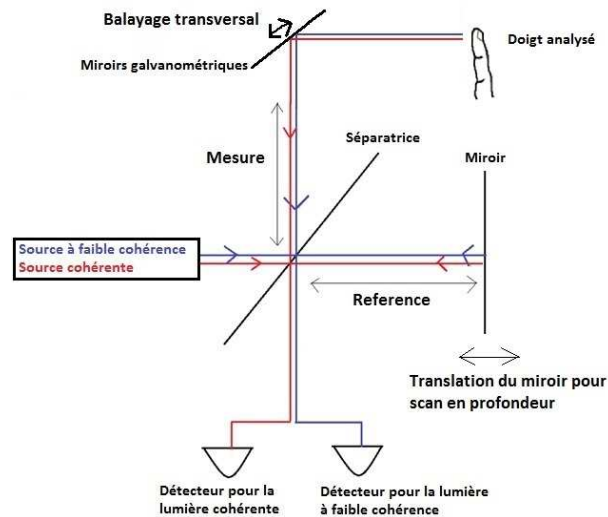


Figure 2.8- Architecture OCT développée.

Pour résumer, nous avons à disposition deux capteurs OCT différents utilisable pour des applications biométriques :

- 1) notre capteur TD-OCT (qui a été l'objet d'un brevet déposé antérieurement à ce travail de thèse), capable d'enregistrer toute l'information rétrodiffusée par l'échantillon testé, au sens de l'optique linéaire. Sa conception et ses hautes performances le destinent plutôt à un travail en amont, qui viserait à identifier l'information physique qui est vraiment utile pour l'application visée, c'est-à-dire ici la biométrie des empreintes digitales. Une fois les preuves du concept et de nos méthodes apportées, nous pourrions être à même de proposer un capteur plus simple spécialement adapté aux besoins de la biométrie.
- 2) un capteur SS-OCT à grande vitesse d'acquisition, particulièrement adapté pour les applications en imagerie temps réel, que nous utiliserons ici pour les acquisitions de volumes OCT de doigts.

La résolution axiale des deux instruments est de $R_{xz} \sim 10\mu m$.

2.2.3 Contraintes instrumentales pour la biométrie

Comme mentionné auparavant, l'OCT a été développé initialement pour des applications médicales. Le passage de ce domaine d'application vers le domaine de la biométrie des empreintes pose alors un certain nombre de questionnements, que ce soit du point de vue des performances instrumentales attendues ou de celui du processus d'acquisition des images.

2.2.3.1 Le capteur biométrique idéal d'empreintes digitales

D'après nous, et à partir des remarques qui ont été faites précédemment, le capteur biométrique idéal d'empreintes devrait posséder un certain nombre de caractéristiques :

- Acquisition sans contact.
- Acquisition en temps réel (inférieur à quelques secondes).
- Traitements numériques inférieurs à quelques secondes.
- Résolution Δ_{xy} du capteur suffisante pour pouvoir imager correctement l'information utile (sillons et pores notamment).
- Résolution des images d'empreintes qui conviendrait aux standards actuels (500 et 1000 dpi).
- Très bon contraste entre les vallées et les crêtes des sillons des empreintes digitales.
- Acquisition d'un nombre suffisant de descripteurs pour l'identification biométrique (une cinquantaine de minuties et/ou de pores).
- Robuste à l'état de la surface des doigts (doigts sales, humides, sec, abimés).
- Capable de détecter des attaques avec des leurres (*PAD*).
- Faible coût et faible encombrement.

2.2.3.2 Problématique du champ de vue

Le champ de vue du capteur correspond à la surface totale pouvant être imagée par le dispositif optique. De manière générale, les systèmes OCT classiques du commerce possèdent un champ de vue très restreint, limitée à quelques centaines de microns. En effet, ces systèmes sont conçus de telle manière à obtenir la plus haute résolution transversale possible (Équation 2.3). Une telle résolution est nécessaire pour des applications médicales en microscopie. Ces systèmes OCT utilisent donc des objectifs avec un fort pouvoir de grossissement, et par conséquent un faible champ de vue (objectifs avec ouverture numérique ON élevée).

De tels champs de vue ne sont à priori pas bien adaptés pour la biométrie des empreintes digitales. En effet, on rechercherait plutôt ici à imager une grande partie de la surface du doigt afin de récupérer le plus grand nombre de minuties possible. L'utilisation d'un capteur avec un champ de vue important, c'est-à-dire permettant d'imager toute la surface du doigt, paraît donc plus pertinente.

Par ailleurs, l'utilisation d'objectifs à ON élevée limiterait la profondeur de champ, c'est-à-dire la zone dans laquelle la mise au point est correctement réalisée ($\propto \frac{1}{ON^2}$), ce qui est indésirable pour une mesure tomographique en profondeur.

Nous utilisons un système optique et un système de balayage du faisceau laser qui nous permet d'imager des surfaces pouvant aller jusqu'à $2\text{cm} \times 2\text{cm}$ selon le procédé décrit en section 2.1.2. Un tel champ de vue permet de nous rapprocher de la valeur standard de $2.54\text{cm} \times 2.54\text{cm}$, fixé par le FIB pour le cas des images d'empreintes digitales obtenues selon le procédé traditionnel *ink & paper* (voir section 1.2.4)

Cependant, dans notre cas, l'acquisition est réalisée sans contact. A cause de la courbure du doigt, toute une partie de sa surface sera en fait impossible à imager avec un système de balayage à miroirs galvanométriques (comme dans le cas des TD-OCT et SS-OCT décrits précédemment). En effet, la courbure du doigt créera des zones d'ombres inatteignables par le faisceau laser, et cela quelque soit

le champ de vue (Figure 2.13a). Nous comprenons alors qu'imager toute la surface du doigt avec un champ de vue standard de $2.54\text{cm} \times 2.54\text{cm}$, comme proposée dans [94], ou même de $2\text{cm} \times 2\text{cm}$ (en regard des dimensions de la dernière phalange d'un doigt, mesurée bords à bords, d'environ $2.5\text{cm} \times 2\text{cm}$), n'est pas du tout trivial. En effet, cela pourrait nécessiter d'autres stratégies de balayage, qui consisterait par exemple à déplacer la sonde optique le long de la courbure du doigt, et à imaginer ce dernier en plusieurs fois (Figure 2.13b). Un tel processus mènerait dès lors à une complexification du procédé d'imagerie, en termes instrumental et de traitements (nécessité de reconstruire la surface complète du doigt à partir des images des différentes régions), et à une augmentation du temps d'acquisition et des coûts. Une autre solution envisageable consisterait à utiliser un FF-OCT (OCT plein champ, décrit brièvement en section 2.1.3.2) à large champ de vue qui permettrait d'obtenir directement des images en-face du doigt sur toute sa courbure.

De plus, les constructeurs des capteurs 2D usuels ne semblent généralement pas respecter le standard du FBI, 1) parce que l'acquisition est réalisée par simple contact, sans roulement du doigt (impossibilité d'obtenir une image d'empreinte « *nail to nail* ») et 2) pour limiter les coûts de leurs dispositifs. Par exemple, l'aire effective du doigt imagée par le capteur optique Hamster IV de SecuGen [95] est limitée à $1.68\text{ cm (hauteur)} \times 1.29\text{ cm (largeur)}$, et celle imagée par le capteur capacitif EikonTouch 700 de Digital Persona [96] est limitée à $1.8\text{ cm (hauteur)} \times 1.28\text{ cm (largeur)}$ (à 500 *ppp*).

Par analogie, imaginer les empreintes digitales avec l'OCT sous de tels champs de vue paraît donc être un bon compromis entre complexité de réalisation du système optique, temps d'acquisition, et performances espérées en authentification (liées au nombre de minuties, et donc à l'aire imagée), en regard de celles déjà atteintes par des capteurs usuels.

D'autres stratégies alternatives pourraient être envisageables. L'une d'entre elles consisterait à limiter volontairement le champ de vue du capteur afin d'optimiser la visualisation de certains éléments biologiques de faibles dimensions (glandes sudoripares, pores de sudation, capillaires sanguins, etc...). En effet, une portion limitée d'un doigt contiendra finalement un nombre important de descripteurs utilisables pour la reconnaissance (minuties, pores, forme des sillons, information en profondeur, voir section 1.2.2.2). L'idée est alors d'exploiter au maximum toute l'information contenue dans ce petit volume afin de s'affranchir de l'utilisation d'un grand champ de vue. Cependant, une telle stratégie pourrait engendrer en contrepartie une certaine variabilité intra-classe, dans la mesure où la portion du doigt présentée au capteur pourrait varier de manière significative d'une mesure à l'autre (et cela encore plus dans le cas d'une acquisition sans contact). Ce point est discuté en section 2.2.3.3.

En plus de ces remarques sur la taille du champ de vue, le système et mode de balayage du faisceau laser aura un impact sur le champ imagé. En effet, l'arrangement géométrique des deux miroirs galvanométriques du système de balayage provoquera des distorsions dans le champ de vue. Ces distorsions sont dites *Pillow-Shaped* dans le cas d'un objet plan (Figure 2.9). Ces distorsions sont dues au fait que la distance entre le miroir 1 et le champ imagé dépend des angles des miroirs 1 et 2.

Pour des angles importants (correspondant aux bords du champ imagé), la distance sera plus importante. Nous comprenons également que ce phénomène serait amplifié pour des champs de vue de plus en plus importants. Il en résultera alors une variation des métriques aux bords de l'image. Une des questions qui se pose est de savoir si la prise en compte de ces distorsions est pertinente pour notre application biométrique, autrement dit d'évaluer l'amplitude de ces distorsions dans les distances, par rapport à l'échelle des distances inter-minuties. La question suivante, découlant de la première, concerne alors la façon d'évaluer ces distorsions et la façon de les prendre en compte. Elle sera abordée succinctement au Chapitre 4

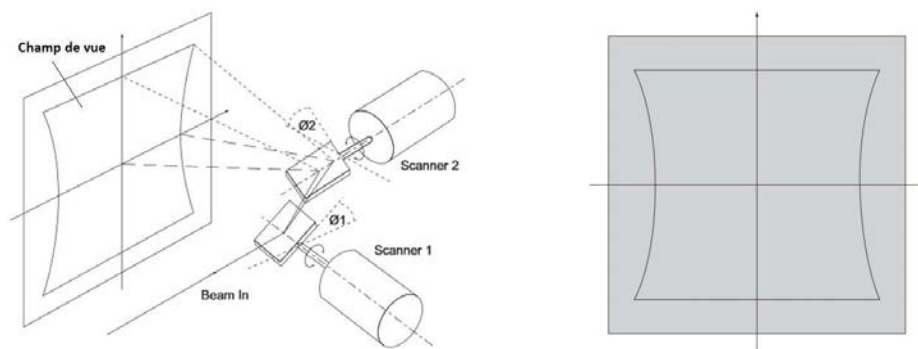


Figure 2.9 - Distorsions du champ de vue (dite *Pillow-Shaped*) causées par la géométrie du système de balayage à deux miroirs galvanométriques.

2.2.3.3 Problématique du sans contact

Nous avons vu dans la section 1.2.4.2 que le mode d'acquisition sans contact était particulièrement pertinent pour l'acquisition des empreintes digitales car il permettait de s'affranchir d'un certain nombre de problèmes. Cependant, nous avons aussi vu que l'acquisition sans contact était à l'origine de nouveaux problèmes, dont la plupart se retrouvent dans notre contexte d'imagerie OCT.

Premièrement, si la position du doigt n'est pas du tout contrainte durant l'acquisition (rotation du doigt possible dans toutes les directions par exemple), la surface du doigt qui est imagée par le capteur peut varier grandement d'une acquisition à l'autre (Figure 2.10), ce qui pourrait amener à une certaine variabilité intra-classe. Le nombre de descripteurs communs à chaque image pourrait ne pas être suffisant. Ce problème sera par ailleurs plus marqué si le champ de vue du capteur est restreint (plus de variabilité dans la surface captée d'une mesure à l'autre). Pour estimer cela, l'impact de la variation de la position des doigts lors des acquisitions, sur les scores de matching, mériterait d'être étudié.

Pour limiter ce phénomène, on pourrait imaginer différentes solutions. Une solution consisterait à concevoir un système de guidage permettant à l'utilisateur de placer de manière convenable son doigt par rapport à la sonde du capteur, par exemple avec l'aide d'un pointeur laser, ou bien d'un guide pour le doigt.

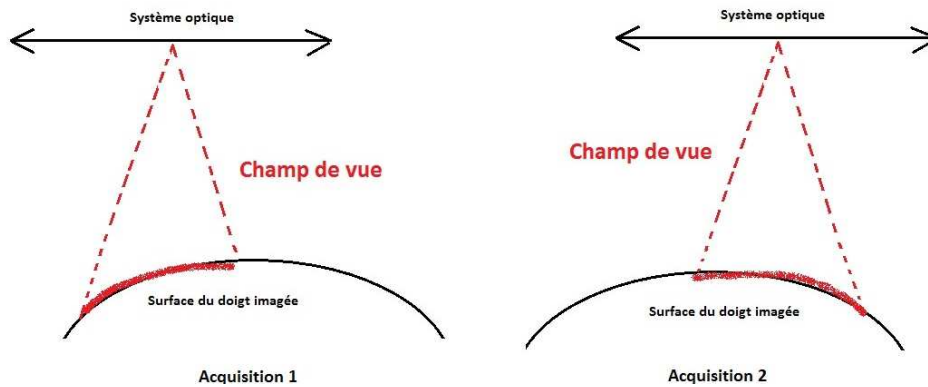


Figure 2.10 – A cause de l’acquisition sans contact, la surface du doigt imagée peut varier d’une acquisition à l’autre, d’autant plus fortement que le champ de vue est restreint.

Deuxièmement, le doigt peut bouger au cours de l’acquisition. Ces déplacements sont dus par exemple aux éventuels tremblements du doigt pendant la mesure, ou bien à la respiration du sujet. Ces déplacements peuvent alors engendrer des artefacts dans les images, dégradant ainsi grandement leur qualité. Ce problème est également évoqué dans [77] et [94]. Un exemple de tels artefacts est présenté en Figure 2.11. Ils prennent la forme de bandes blanches et noires verticales dans les images (le même phénomène est observable dans [77]). Ces bandes peuvent générer un nombre conséquent de fausses minuties. Cette forme typique en bandes est en fait liée à la façon dont le volume tomographique OCT a été obtenu, c’est-à-dire par balayage transversal du faisceau laser. Plus de précisions sur l’apparition, la nature et le filtrage de ces bandes seront données en Chapitre 4. Bien sûr, ce phénomène sera accentué pour des durées d’acquisition plus élevées, dans la mesure où les tremblements et les déplacements du doigt seront plus importants dans ce laps de temps plus grand. La Figure 2.12 représente différentes acquisitions du même doigt, mais avec des champs de vue de plus en plus importants, et donc un temps d’acquisition de plus en plus élevé. Nous voyons que les bandes sont absentes pour des temps d’acquisition faibles (faibles champ de vue, jusqu’à 8mm^2 notamment), car les mouvements du doigt ne sont pas significatifs pendant ce laps de temps. En plus des considérations sur l’acceptabilité de l’OCT comme capteur biométrique en terme de temps d’acquisition, nous comprenons que ce dernier devrait être le plus court possible afin de limiter les effets néfastes des tremblements, tels que les bandes mentionnées ci-dessus.

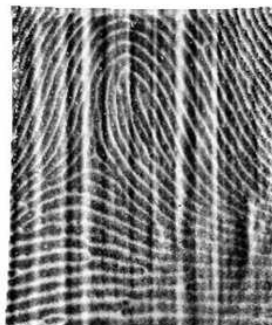


Figure 2.11 - Présence de bandes dans une image d’empreinte obtenue avec notre système SS-OCT.

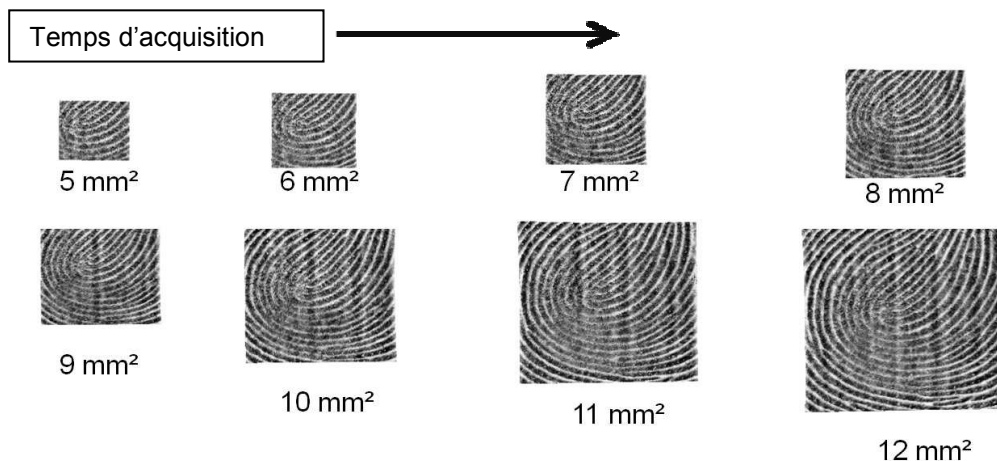


Figure 2.12 - Acquisition d'un même doigt sous des champs de vue de plus en plus grand (le temps d'acquisition est donc de plus en plus important).

Troisièmement, si le doigt est trop incliné par rapport au faisceau (angle d'incidence du faisceau laser par rapport à la normale Nd du centre de la surface du doigt très important), une part importante de la surface du doigt ne pourra pas être imagée à cause des zones d'ombres (déjà mentionnées en section 2.2.3.2) créées par la courbure du doigt (Figure 2.13c).

Un dernier problème est que le focus d'un capteur optique est généralement optimisé pour une certaine tranche en profondeur (la profondeur de champ, mentionné en section 2.1.4.2). A cause de la courbure du doigt, une même couche de la peau (stratum corneum, derme papillaire, etc...) pourrait être imagée dans des conditions de focus différentes, selon la profondeur à laquelle on se situe. Cela pourrait alors engendrer des distorsions, du flou ou une intensité mesurée non optimale dans la partie hors champ de la couche en question. Nous pouvons imaginer une expérience pour étudier plus précisément ce phénomène. L'idée principale de cette expérience consisterait à obtenir différentes images d'empreintes digitales externes, mais aussi internes (d'après la méthodologie qui sera présenté dans la suite de ce travail de thèse), à différents niveaux de focus, puis à évaluer la qualité des différentes images obtenues en fonction du focus. L'évaluation de la qualité pourrait se faire à l'aide de scores de matching entre images (liés à la qualité des images), ou bien à l'aide de métriques de qualité spécifiques aux empreintes, comme celles proposées par le NIST.

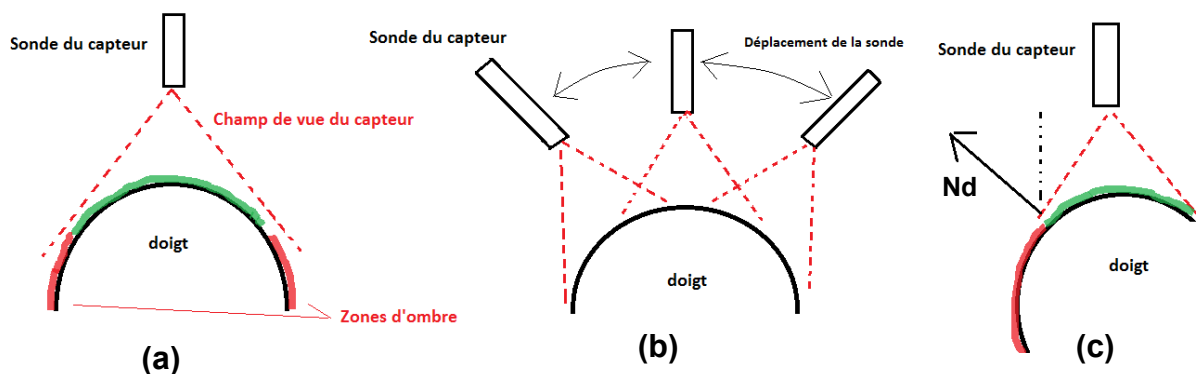


Figure 2.13 – (a) Zones d'ombres causées par la courbure du doigt. (b) mode de balayage avec déplacement oblique de la sonde. (c) Forte inclinaison du doigt par rapport à la normale de la sonde.

2.2.3.4 Problématique de la résolution des images

La résolution optique transversale, donnée par l'Équation 2.3, est directement proportionnelle à la longueur d'onde de la source et inversement proportionnelle à l'ouverture numérique du système optique. Elle est une caractéristique intrinsèque du système d'imagerie et est liée à la limite de diffraction du système optique.

Avec nos dispositifs OCT, la résolution optique transversale est de $\sim R_{xy} \sim 10\mu m$. Nous pouvons chercher à comparer cette valeur à certaines dimensions caractéristiques des empreintes digitales. En particulier, les sillons (et par conséquent les pores de sudations qui sont situées le long de ces sillons) sont espacées d'une distance $d_s \sim 500\mu m$. Nous voyons alors que la résolution transversale permettra de résoudre largement les sillons de l'empreinte digitale. Par ailleurs, les pores de sudation ont un diamètre d'environ $100\mu m$.

La résolution transversale ne doit pas être confondue avec ce que nous appellerons la résolution des images. Cette dernière correspond à l'échantillonnage réalisé suivant les directions X et Y, c'est-à-dire le nombre de mesures en profondeur (A-scans) qui sera réalisé dans les directions transversales, sur toute la surface couverte par le champ de vue. De manière générale, cet échantillonnage est optimisé afin de correspondre à la résolution optique de l'instrument (suivant le critère de Shannon).

Dans notre application, cette stratégie n'est pas forcément envisageable. En effet, comme nous l'avons vu précédemment, nous souhaitons principalement imager de larges surfaces d'empreintes digitales. Cela impliquerait alors un échantillonnage très dense (balayage du faisceau sur une grande surface, avec un pas de discrétisation très petit), et par conséquent un temps d'acquisition élevé et un espace mémoire très important. Par exemple pour imager une surface de $2cm \times 2cm$ avec un échantillonnage optimale (au sens de Shannon) lié à la résolution optique de $10\mu m$, cela nécessiterait un nombre de points d'échantillonnage (donc de A-scans) N en X et Y :

$$N = \frac{2 \times 10^{-2}}{\left(\frac{10}{2}\right) \times 10^{-6}} = 4000$$

Soit un échantillonnage de 4000×4000 points pour une surface de $2cm \times 2cm$, ou autrement dit une résolution transversale d'images d'environ $5080 ppp$.

Par ailleurs, le temps d'acquisition d'un A-scan avec notre système SS-OCT est d'environ $50\mu s$ (ce qui correspond à la période de balayage de la longueur d'onde de la source laser). Ainsi, acquérir un volume de données pour ce champ de vue sous cette résolution prendrait environ 13 minutes. Nous voyons qu'il y a alors un compromis à faire entre champ de vue, résolution des images, temps d'acquisition et volume mémoire des données.

Les valeurs standards de résolution des images d'empreintes digitales sont de $500 ppp$ et $1000 ppp$ (jugée nécessaire pour imager correctement les pores de sudations). Imager une surface de $2cm \times 2cm$ avec une résolution d'image de $500 ppp$ nécessite d'effectuer 394×394 A-scans, soit un

échantillonnage en x et y d'environ $\frac{2cm}{394} = 50\mu m$. Dans ce cas, on ne pourra résoudre que des éléments dont les dimensions caractéristiques sont au minimum égales à $100\mu m$ (ce qui justifie d'ailleurs que cette résolution ne soit pas adéquate pour imager les pores de sudation). Cependant, le temps d'acquisition tombe ici à ~ 7 secondes. L'échantillonnage à 500 *ppp* semble alors être un bon compromis pour imager les sillons des empreintes digitales.

Enfin, nous devons préciser que les valeurs de résolution d'images données ci-dessus ne sont pas rigoureusement exactes. En effet, à cause de la courbure naturelle des doigts, la résolution en XY associée aux images d'empreintes (obtenues à partir de surface 3D incurvées, comme cela sera discuté plus loin), ne correspondra pas exactement à celle discutée ci-dessus, associée en fait au volume tomographique. Par ailleurs, à cause du fait que le faisceau balaye les objets avec un certain angle θ , l'échantillonnage en X et Y du volume tomographique, ne sera pas constant dans les directions transversales. Le pas d'échantillonnage sera plus petit près de l'axe optique (centre de l'image) et plus grand loin de l'axe optique (bords de l'image), comme illustré en Figure 2.14. Le pas d'échantillonnage transversal dépendra également de z (profondeur). Ce phénomène sera aussi amplifié par la courbure du doigt. Par conséquent, l'échantillonnage des surfaces extraites de tels volumes tomographiques (en particulier les empreintes digitales 3D) et des images résultantes ne sera pas constant, ce qui pourrait poser problème notamment lors de l'étape de matching (voir section 1.2.4.3), mais aussi pour assurer l'interopérabilité avec les capteurs 2D avec contact (voir section 4.5.3). Des stratégies de ré-échantillonnage à pas constant pourraient alors être considérées afin de corriger ces problèmes (par exemple, faire varier la valeur de l'angle θ afin d'avoir un pas d'échantillonnage constant à une certaine profondeur z , ou bien réaliser une interpolation numérique du volume tomographique). Dans un premier temps, nous négligerons ce dernier phénomène en considérant que les dimensions de l'objet à imager et sa courbure sont négligeables par rapport à la distance entre le système optique et l'objet (approximation paraxiale, faibles valeurs de θ), ce qui est une hypothèse tout à fait réaliste.

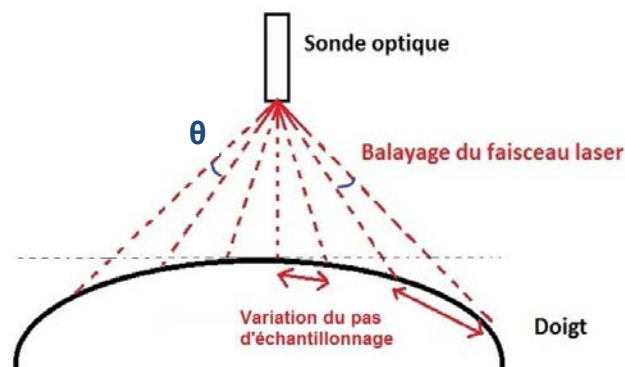


Figure 2.14 - Variation de la résolution transversale des images par rapport à l'axe optique.

2.2.3.5 *Problématique conjointe variation du champ de vue/aplatissement*

Nous avons vu en section 1.2.5.3 que l'aplatissement d'empreintes digitales 3D était nécessaire pour assurer l'interopérabilité avec les images 2D usuels mais également avec les modules de matching développés pour le 2D. Les méthodes de projection 3D-2D utilisées à cette fin induisent généralement des distorsions lors de l'aplatissement de surfaces non développables (une surface développable est une surface dont les distances géodésiques correspondent aux distances euclidiennes), comme c'est le cas pour la surface des doigts.

Or, nous avons aussi vu que dans le cas d'une acquisition sans contact, la position du doigt par rapport à la sonde du capteur, et par conséquent la partie du doigt qui est imagée, pouvait varier de manière conséquente d'une mesure à l'autre (et cela d'autant plus si le champ de vue du capteur est faible).

Ainsi, l'étape de projection 3D-2D pourrait produire des résultats variables pour une même empreinte digitale, selon la partie de la surface du doigt qui est présentée au champ de vue du capteur. Cela serait particulièrement vrai dans le cas de l'utilisation d'une simple méthode de projection orthogonale.

Cette variabilité à la position des doigts est indésirable en vérification d'empreintes. En effet, l'authentification de personnes est mise en œuvre en comparant les minuties de deux empreintes digitales, notamment les distances qui les séparent, et cela suivant des propriétés d'invariance à la rotation des doigts. Afin d'assurer de bonnes conditions pour l'étape de matching, il est donc nécessaire d'obtenir la même empreinte aplatie (au moins une qui soit assez similaire), c'est-à-dire une empreinte où les distances inter-minutie sont consistantes, quelles que soient la position du doigt par rapport à la sonde du capteur, et plus globalement des conditions d'enregistrement. Une étude plus approfondie visant à étudier l'impact de la variabilité dans le champ de vue sur le résultat de l'aplatissement d'une empreinte sera présentée au Chapitre 4 .

2.2.3.6 *Contraintes instrumentales posées*

En regard des différentes discussions qui ont été menées précédemment, nous avons appliqué certaines contraintes dans le procédé d'acquisition des volumes tomographiques. Ces contraintes ne sont bien sûr pas figées, elles permettent surtout de réaliser un compromis entre les différents paramètres d'acquisitions (champ de vue, échantillonnage transversal, temps d'acquisition, taille des données), selon l'application visée.

Contrainte 1 :

Pour des expériences en vérification d'empreintes, on souhaite avant tout imager correctement les sillons des empreintes. Les dimensions des volumes tomographiques enregistrés peuvent être fixées dans ce cas à $17mm (X) \times 13mm (Y) \times 4.26mm (Z)$. La profondeur scannée (axe Z) dépend directement des propriétés de la source lumineuse, mais aussi du nombre de points utilisés pour calculer la transformée de Fourier du spectre d'interférences (voir section 2.1.3.1). Elle est différente de la profondeur de pénétration de la lumière dans le doigt, limitée par les phénomènes d'absorption

et de diffusion (voir section 2.1.4.3). Le champ de vue qui a été fixé permet de couvrir une surface similaire à celles couvertes par des capteurs 2D usuels. Pour ce champ de vue, nous avons compté le nombre de minuties contenues dans 408 images d'empreintes digitales extraites de volumes tomographiques obtenus avec notre système SS-OCT (plus d'explications seront données dans la suite de la thèse). Le nombre de minuties par image est représenté en Figure 2.15. Le nombre moyen de minuties est de 53, ce qui est une valeur tout à fait pertinente.

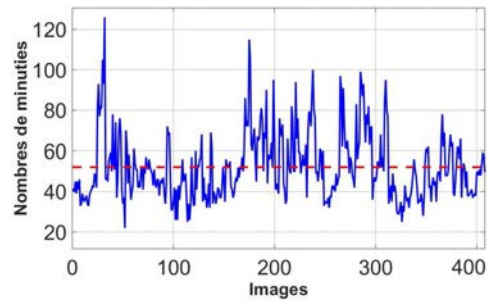


Figure 2.15 - Nombre de minuties par image. La ligne en rouge représente le nombre moyen de minuties.

Contrainte 2 :

L'échantillonnage transversal (suivant les directions X et Y) est fixé à $\sim 500dpi$, ce qui permet d'imager correctement les sillons, mais pas les pores de sudation. Le volume enregistré a finalement une taille de $340(X) \times 260(Y) \times 750(Z)$ pixels. Un pixel suivant les directions X et Y représente une distance $\sim 50\mu m$, tandis qu'un pixel suivant la direction Z représente une distance $\sim 5.7\mu m$. Pour de tels volumes, le temps d'acquisition est mesuré à $\sim 4s$ (limité en fait par la période du balayage fréquentiel du laser), ce qui est tout à fait acceptable.

Contrainte 3 :

Les acquisitions sont réalisées sans contact, à une certaine distance de la lentille du système optique. La position du doigt a été cependant volontairement contrainte à l'aide d'un support pour limiter les problèmes causés par les tremblements des doigts lors de l'acquisition, et ceux causés par la variation dans la position du doigt d'une mesure à l'autre (Figure 2.16).



Figure 2.16 – Photographie du dispositif expérimental – Sonde du capteur.

2.2.4 Tomographie d'un doigt

Notre système SS-OCT (voir section 2.2.2) est finalement utilisé pour acquérir des images 3D de doigts, dans les conditions qui ont été établies ci-dessus. L'exemple d'un volume tomographique d'un doigt est visible en Figure 2.18a. Le volume enregistré ici est de $17\text{mm}(X) \times 13\text{mm}(Y) \times 4.26\text{mm}(Z)$ avec un échantillonnage de $\sim 500\text{ppp}$. Les niveaux de gris des pixels correspondent aux intensités rétrodiffusées. Nous voyons que la lumière a pénétré le doigt jusqu'à une profondeur $\sim 1.5\text{mm}$. Au delà, le signal est trop atténué à cause des phénomènes d'absorption et de diffusion. On distingue bien l'empreinte digitale à la surface ainsi que la structure interne du doigt, en particulier le derme papillaire présenté en section 1.2.3.1. Notons également que les dimensions effectives des empreintes digitales, c'est-à-dire leur longueur et largeur, ne correspondront pas strictement à $17\text{mm}(X) \times 13\text{mm}(Y)$, à cause de la courbure des doigts (voir la Figure 2.17).

La Figure 2.18b donne l'exemple d'un B-scan d'un doigt (dimension de $17\text{mm}(X) \times 4.26\text{mm}(Z)$, à $\sim 500\text{ppp}$), dans lequel on peut observer en particulier : (1) la couche externe de l'épiderme à la surface du doigt, (2) le derme papillaire et (3) le derme profond. Un B-scan d'une surface plus restreinte et à plus haute résolution est également représenté en Figure 2.19. Le numéro (4) indique la présence d'une glande sudoripare, (voir section 1.2.3.1).

Ainsi, nous avons accès à travers ces différents types d'images à une grande quantité d'information que nous utiliserons dans la suite de ce mémoire pour l'authentification biométrique et l'anti-spoofing.

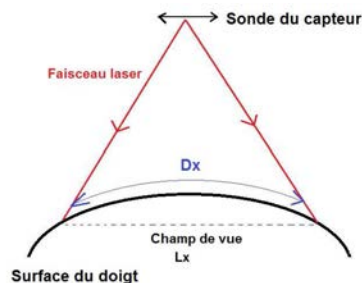


Figure 2.17 – la dimension Dx de l'empreinte est différente de la dimension Lx du champ de vue.

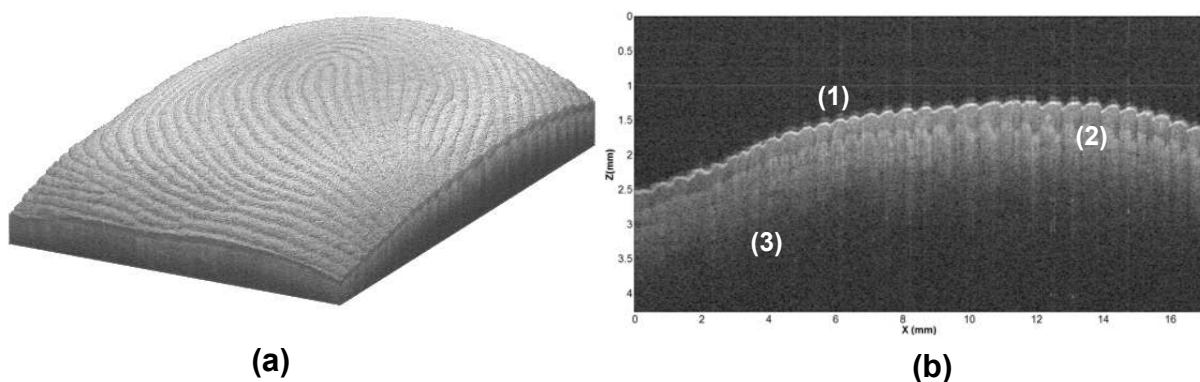


Figure 2.18 - (a) Tomographie OCT d'un doigt ($17\text{mm} \times 13\text{mm} \times 4.26\text{mm}$, à 500ppp). (b) B-scan: coupe transversale d'un doigt ($17\text{mm} \times 4.26\text{mm}$, à 500ppp).

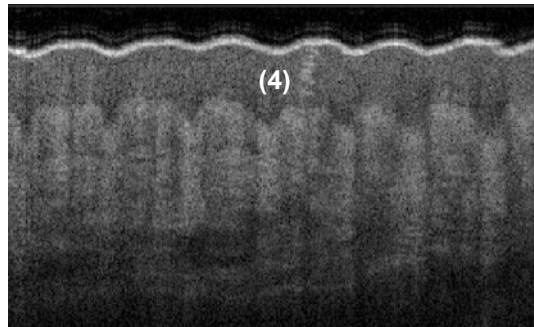


Figure 2.19 - B-scan: coupe transversale d'un doigt .

2.3 Conclusion

Afin de répondre à certaines problématiques rencontrées en biométrie des empreintes, nous avons proposé dans ce chapitre une approche « capteur » basée sur la tomographie par cohérence optique. Nous avons d'abord introduit les concepts de base de la tomographie par cohérence optique. Nous avons également décrit le principe de la mesure OCT en 3D. Nous avons ensuite présenté l'OCT plus spécifiquement comme un capteur biométrique d'empreintes digitales. Après un état de l'art sur l'utilisation de l'OCT dans le domaine de la biométrie des empreintes, nous avons présenté les deux capteurs OCT dont nous disposons actuellement dans notre laboratoire, et en particulier celui que nous avons utilisé pour nos applications en imagerie. Nous avons montré que l'utilisation de l'OCT dans un contexte biométrique posait un certain nombre de problèmes relatifs aux performances instrumentales attendues et au mode opératoire des acquisitions d'empreintes. Finalement, ces divers problèmes nous ont encouragés à appliquer certaines contraintes, de telle manière à se placer dans des conditions suffisantes, mais peut-être pas encore optimales, pour notre application. L'idée sous-jacente est de pouvoir proposer à plus long terme une architecture OCT spécifiquement dédiée à la biométrie. Nous avons finalement présenté différentes images et informations obtenues grâce à notre dispositif OCT, qui seront exploitées dans la suite de ce travail de thèse pour la biométrie.

Chapitre 3 Imagerie OCT de surfaces 3D par mesures de phase

Table des matières

Chapitre 3	Imagerie OCT de surfaces 3D par mesures de phase.....	86
3.1	Limitation des méthodes d'imagerie classiques en intensité	87
3.1.1	Cas des capteurs biométriques usuels.....	87
3.1.2	Cas du capteur OCT.....	88
3.2	Segmentation de surfaces 3D par mesures de phase	91
3.2.1	Mesures de temps de vol	91
3.2.2	Mesures de phase	93
3.2.3	Segmentation des surfaces 3D	94
3.3	Etude de la précision de localisation de la surface 3D.....	94
3.3.1	Modèle théorique	95
3.3.2	Résultats des simulations	98
3.4	Conclusion	101

Dans ce travail de thèse, nous nous sommes intéressés particulièrement aux applications en imagerie avec l'OCT. Nous souhaiterions pouvoir extraire des volumes tomographiques OCT les informations utiles pour l'identification biométrique. Il s'agit en premier lieu de l'empreinte digitale à la surface du doigt, à l'instar des capteurs 2D usuels, mais également du derme papillaire, et dans un deuxième temps des pores de sudations. D'autres descripteurs biométriques originaux, comme ceux mentionnés dans la section 1.2.2.2 du Chapitre 1 pourraient également être envisagés. Nous nous sommes cependant focalisés sur ces principaux.

Pour les capteurs 2D classiques avec contact, les images d'empreintes sont obtenues par contraste d'intensité entre les vallées et les crêtes des sillons. Or, nous avons vu précédemment, en nous appuyant sur les résultats de l'état de l'art, que l'intensité réfléchie pouvait être variable selon l'état du doigt, provoquant alors une dégradation de la qualité des images. D'ailleurs, notons que rien ne dit que ce problème n'existe pas pour les capteurs sans contact. Cela reste une question ouverte.

De manière plus générale, nous pensons que l'information exploitée traditionnellement pour l'obtention des images, c'est-à-dire l'intensité, n'est pas forcément la plus adaptée dans la mesure où elle peut amener à un mauvais contraste entre les sillons, et plus globalement à une mauvaise qualité des images. Nous présenterons au cours de ce chapitre un certain nombre d'éléments expliquant pourquoi.

Nous proposons alors d'étudier une nouvelle modalité d'imagerie qui exploite non plus l'intensité, mais la phase du signal OCT. L'introduction de cette modalité sera l'objet central de ce chapitre. Nous introduirons dans ce chapitre une méthode générique pour extraire des surfaces 3D du volume tomographique. Cette méthode repose sur des mesures du temps de vol de la lumière. Nous verrons que ces mesures de temps de vol sont en fait intimement liées à la phase du signal OCT. Nous mènerons ensuite une étude, basée sur des simulations statistiques, visant à étudier la précision de la localisation des surfaces 3D extraites du volume tomographique par mesures de temps de vol.

Organisation du chapitre :

Dans la section 3.1, nous expliquerons quelles sont selon nous les limitations des méthodes d'imagerie basées sur l'information d'intensité. Nous introduirons ensuite dans la section 3.2 notre méthode de segmentation de surfaces 3D par mesures de temps de vol/phase. Nous présenterons enfin dans la section 3.3 les simulations statistiques réalisées pour évaluer la précision de localisation de l'extraction des surfaces 3D.

3.1 Limitation des méthodes d'imagerie classiques en intensité

3.1.1 Cas des capteurs biométriques usuels

Nous avons vu au Chapitre 1 que les capteurs 2D conventionnels permettaient d'obtenir des images d'empreintes à partir d'une information d'intensité. Le contraste d'intensité entre les sillons est obtenu par la différence des grandeurs physiques (indice de réfraction, impédance acoustique,

conductivité électrique ou thermique, ...) entre les vallées et les crêtes, due au contact du doigt sur le capteur.

Cependant, nous avons vu que ces images pouvaient être de mauvaise qualité dans des conditions d'acquisition dégradées, en particulier lorsque les doigts étaient trop humides ou trop sales. Comme mentionné dans la section 1.2.4.1 du Chapitre 1 ce problème est accentué par le contact du doigt lors de l'acquisition. La Figure 3.1 présente des images d'empreintes digitales d'un doigt humide, obtenues avec deux capteurs 2D conventionnels déjà introduit précédemment, le capteur optique Hamster IV [95] et le capteur capacitif EikonTouch 700 [96]. Des tâches noires, bien apparentes dans les images, dégradent le contraste entre les sillons, et par conséquent le résultat de l'étape de *matching*. Ces tâches sont causées par l'humidité excessive du doigt, qui peut d'ailleurs se transmettre par la surface de contact du capteur.

D'autres technologies, telles que le capteur multi-spectral et le capteur à ultrasons présentés en section 1.2.4.1, ont alors été proposées dans le but de limiter l'impact de l'état de la surface du doigt sur la qualité des images résultantes. Cependant, l'acquisition avec ces deux capteurs se fait toujours avec contact du doigt, ce qui reste un problème important.

Dans le cas des capteurs sans contact, ce problème devrait être atténué car il n'y a plus de contact entre le doigt et le capteur et pas de transfert d'humidité ou de saletés. Cependant, ces parasites sont tout de même bien présents, et nous pouvons supposer que l'intensité réfléchi (ou transmise) mesurée pourra s'en trouver influencée. Par exemple, des gouttes d'eau à la surface du doigt pourraient agir comme des lentilles, et engendrer des phénomènes de réfraction et de diffusion parasites. De plus, l'angle d'incidence variable entre la lumière et le doigt pourra également avoir un impact dans l'intensité mesurée.



Figure 3.1 - Images d'empreinte digitale d'un doigt humide obtenue avec (a) un capteur optique avec contact et (b) un capteur capacitif avec contact.

3.1.2 Cas du capteur OCT

Dans les applications médicales traditionnelles en OCT (notamment en dermatologie), on cherche souvent à segmenter des tissus malades (par exemple des tumeurs) sur des images 2D d'intensité (B-scans) pour l'aide au diagnostic médical. Ces méthodes de segmentation peuvent être

basées sur des gradients de niveaux d'intensité dans l'image. Dans le contexte de la biométrie des empreintes, l'objectif est différent, dans la mesure où l'on va chercher plus spécifiquement à extraire des images de la surface 3D des empreintes (externe ou interne) contenues dans le volume tomographique

Nous avons vu dans la section 2.2.1 du Chapitre 2 que l'extraction des empreintes du volume OCT était une étape particulièrement importante. Jusqu'à très récemment, ce problème n'était que très peu abordée dans la littérature. En 2010, Bossen *et al.* présentent les premiers travaux en reconnaissance de personnes avec l'OCT [79]. L'originalité de ces travaux provient du fait que les auteurs proposent d'exploiter non pas l'empreinte digitale classique mais l'empreinte à l'intérieur du doigt (le derme papillaire) pour la reconnaissance de personnes (voir section 2.2.1).

Dans ces travaux, les auteurs utilisent un SS-OCT ($\lambda_0 = 1325\text{nm}$, $\Delta\lambda = 100\text{nm}$, FréquenceBalayage = 16kHz) pour obtenir en environ 20 secondes des volumes tomographiques de dimensions $14\text{mm} \times 14\text{mm} \times 1.15\text{mm}$ ($512 \times 512 \times 196$ pixels), comme celui représenté en Figure 3.2a. Contrairement à notre procédure d'enrôlement, l'acquisition est ici réalisée par contact du doigt sur une plaque de verre de 3mm d'épaisseur, de telle manière à maintenir les doigts à une distance fixe, et aussi à limiter les déplacements. Il en résulte un aplatissement du doigt (bien visible en Figure 3.2a).

Les auteurs proposent une méthode spécifique pour imager l'empreinte interne, basée sur une moyenne de l'information d'intensité. Cette méthode consiste à réaliser la moyenne de différentes images C-scan (plan X-Y) d'intensité rétrodiffusée, appartenant à différentes coupes en profondeur, autour de la position de l'empreinte interne, sur une certaine plage de profondeur dZ . Cette procédure est illustrée en Figure 3.2b. La « *junction zone* » correspond à la plage de profondeur dZ dans laquelle a été réalisée la moyenne. Celle-ci a été choisie empiriquement à $0.1\text{mm} - 0.9\text{mm}$ à l'intérieur du doigt, et correspond à la plage dans laquelle est contenue toutes les empreintes internes des images de leur base de données. Nous dénommerons cette méthode *IM*, pour *Intensité Moyenne*. Réaliser une telle moyenne d'intensité en profondeur permet en fait de mieux prendre en compte le contraste d'intensité entre vallées et crêtes. Les auteurs ont appliqué cette méthode spécifiquement au cas de l'empreinte interne. Cependant, nous pouvons l'étendre à l'obtention des images d'empreinte externe. Dans [86], cette méthode est utilisée pour obtenir des images des pores de sudation. Il suffit de considérer une plage de profondeur qui corresponde à la plage dans laquelle se situent les glandes.

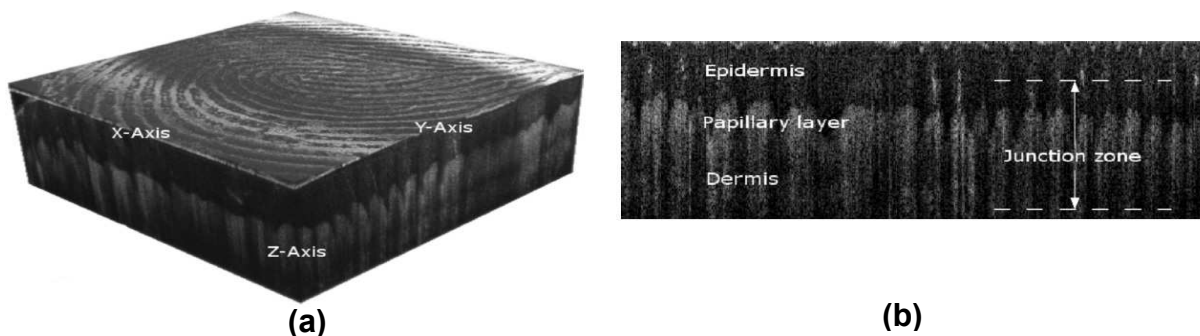


Figure 3.2 – (a) Image 3D OCT ($14\text{mm} \times 14\text{mm} \times 1.15\text{mm}$, $512 \times 512 \times 196$ pixels). (b) B-scan (coupe XZ) d'un doigt ($14\text{mm} \times 1.15\text{mm}$, 512×196 pixels). Source : [79].

L'information qui est exploitée encore une fois pour obtenir des images d'empreintes digitales est l'intensité. A l'instar des capteurs 2D classiques, nous pensons que cette information n'est pas forcément bien adaptée pour l'imagerie des empreintes digitales, et cela pour plusieurs raisons.

Comme nous l'avons dit précédemment en section 3.1.2, l'intensité mesurée peut être affectée par l'état de la surface du doigt. Des saletés ou bien encore l'humidité excessive du doigt peuvent modifier les propriétés de réflexion et de diffusion de la lumière. Nous pouvons envisager divers phénomènes:

- Modification des indices de réfraction locaux à la surface du doigt.
- Effet lentille engendré par des gouttelettes d'eau sur le doigt. Ces gouttelettes à la surface du doigt pourraient agir comme des lentilles, et engendrer des phénomènes de réfraction et de diffusion parasites.
- Absorption et diffusion (voir section 2.1.4.3 du Chapitre 2 qui peuvent être problématiques pour l'imagerie de surfaces 3D à l'intérieur des doigts (comme le derme papillaire susmentionné).

Ce problème est d'ailleurs amplifié par le mode d'acquisition avec contact proposé par les auteurs de [79]. En complément des problèmes de transmission d'humidité et de saletés entre les doigts et la plaque de verre (zone de contact) déjà mentionnés auparavant, cette même plaque de verre pourrait engendrer des parasites optiques supplémentaires, tels que des réflexions ou des effets optiques indésirables au niveau de l'interface entre le doigt et le verre. Bien que la moyenne d'intensité réalisée dans la méthode *IM* permette d'atténuer ces parasites, le fond du problème est toujours bien présent.

Nous avons vu qu'un mode d'acquisition des empreintes sans contact était largement préférable (voir section 1.2.4.1). Cependant, dans un tel mode d'acquisition, l'angle d'incidence du faisceau laser par rapport à la normale locale de la surface du doigt (dépendant de X et Y) peut varier fortement selon la position du doigt (voir la Figure 3.3). Cela pourrait encore mener à une variation de l'intensité réfléchie et rétrodiffusée, d'autant plus que les phénomènes de diffusion sont fortement anisotropiques.

Enfin, une partie de la lumière rétrodiffusée vers le capteur et provenant de l'intérieur du doigt (en particulier à l'interface de l'empreinte interne) a pu subir de multiples événements de diffusion. Elle a également pu être influencée par les diffusions des autres centres diffusants rencontrés autour de l'interface de l'empreinte interne, sur tout son trajet (voir la Figure 3.3). La lumière issue de la réflexion à la surface du doigt pourrait être elle-même altérée par les phénomènes de diffusion multiple à l'intérieur du doigt. Encore une fois, tous ces phénomènes de diffusion, de nature anisotropiques, seront influencés par l'angle d'incidence du faisceau laser.

Pour résumer, toutes les raisons évoquées précédemment, et pouvant dégrader la qualité des images d'empreintes, nous ont encouragé à étudier une modalité d'imagerie différente, basée sur des mesures de temps de vol (ou de phase) sur le signal OCT.

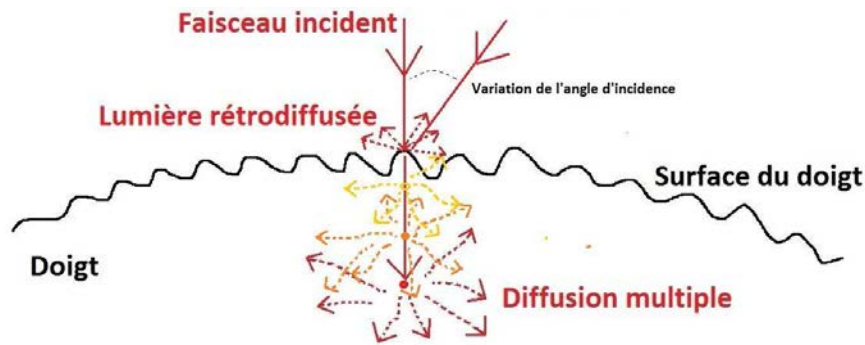


Figure 3.3 – Illustration de la variation de l'angle d'incidence du faisceau et des phénomènes de diffusion à l'intérieur du doigt.

3.2 Segmentation de surfaces 3D par mesures de phase

Nous introduisons à présent la modalité d'imagerie basée sur la phase du signal OCT. Cette modalité peut être exploitée dans un cadre très général pour extraire des surfaces 3D des volumes tomographiques OCT. Dans le Chapitre 4 nous appliquerons cette modalité au cas plus spécifique de l'imagerie des empreintes digitales. En particulier, nous verrons qu'une telle modalité est tout à fait pertinente pour l'extraction des empreintes digitales 3D, telles qu'obtenues dans un mode d'acquisition sans contact.

3.2.1 Mesures de temps de vol

3.2.1.1 Description de la mesure

Pour notre étude, nous considérons l'exemple d'un objet constitué d'un seul élément diffusant. Cet objet est placé dans le bras de mesure de l'interféromètre. On considère le cas de notre Swept-Source OCT, avec une source laser accordable en longueur d'onde (voir section 2.1.3.1). On considère que la fréquence instantanée du laser est égale à :

$$v(t) = v_0 + \gamma t$$

Équation 3.1

où v_0 est la fréquence du laser au début du cycle de balayage et γ est la vitesse de balayage, en $\text{Hz} \cdot \text{s}^{-1}$. On considère également que le champ électrique $E(t)$ à la sortie du laser s'écrit :

$$E(t) = E_0 e^{i2\pi[v_0 + (\frac{\gamma}{2})t]t}$$

Dans ce cas, le signal des franges d'interférences enregistrées en sortie de l'interféromètre s'écrit, en négligeant la composante continue ([97], [98]) :

$$U(v) = 2U_0 A(v) \cos(2\pi v \tau_0 + \Phi(v) + \xi)$$

Équation 3.2

Où $A(\nu)$ et $\Phi(\nu)$ sont, respectivement, l'amplitude et la phase de la fonction de transfert de l'objet scanné (caractérisant les propriétés spectrales de la diffusion enregistrées au niveau de l'élément diffusant), τ_0 est le retard temporel entre les deux bras de l'interféromètre, engendré par le centre de diffusion, ξ une constante de phase, et $U_0 = \frac{\sigma E_0^2}{2}$ avec σ la sensibilité du détecteur.

On applique ensuite une transformée de Fourier sur $U(\nu)$: $u(t) = \text{TF} \{ U(\nu) \}$. Le module du signal $u(t)$ correspond alors au réflectogramme temporel (ou A-scan). De par la propriété de symétrie hermitienne de la transformée de Fourier, il contient deux pics centrés en $+\tau_0$ et $-\tau_0$. On considère uniquement le pic en $+\tau_0$. L'amplitude du pic correspond à l'intensité rétrodiffusée au niveau de l'élément diffusant. La position du maximum de ce pic (de manière équivalente le temps de vol τ_0) permet dès lors de localiser l'élément diffusant. Il contient également toute l'information liée à la diffusion au niveau de cet élément diffusant. Dans le cas d'un objet avec plusieurs interfaces de diffusion, tel qu'un tissu biologique, le réflectogramme contiendra plusieurs pics localisés en différents τ , et associés à chaque interface.

3.2.1.2 Balayage non linéaire de la source

En pratique, le balayage fréquentiel du laser n'est pas réalisé de manière linéaire dans le temps [97], comme cela est illustré en Figure 3.4. L'Équation 3.1 peut alors se réécrire de manière plus rigoureuse :

$$v(t) = v_0 + \gamma(t)t$$

Équation 3.3

Cela signifie que pour un échantillonnage à pas de temps δt constant, le pas fréquentiel $\delta \nu$, lui, ne l'est pas. Appliquer une transformée de Fourier sur un signal échantillonné de cette manière mènerait à une dégradation de la résolution axiale (élargissement des pics du réflectogramme temporel). Par conséquent, le signal doit être ré-échantillonné à pas fréquentiel $\delta \nu$ constant avant calcul de la transformée de Fourier. Cela peut se faire de deux manières différentes. Dans les deux cas, un deuxième interféromètre, dit auxiliaire, est utilisé pour estimer les variations de $\gamma(t)$ et corriger ses effets. Dans la première méthode, le signal périodique en fréquence, issu de l'interféromètre auxiliaire, est utilisé comme trigger pour échantillonner à pas fréquentiel $\delta \nu$ constant le signal issu du premier interféromètre de mesure. La deuxième méthode consiste à échantillonner de manière classique, c'est-à-dire à pas de temps δt constant, les signaux interférométriques issus des deux interféromètres. Le signal interférométrique de l'interféromètre de mesure est ensuite ré-échantillonné numériquement à pas fréquentiel $\delta \nu$ constant, à partir de l'information sur $\gamma(t)$ fourni par l'interféromètre auxiliaire.

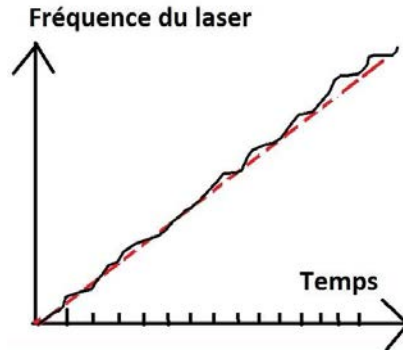


Figure 3.4 - Balayage non linéaire de la fréquence du laser.

3.2.2 Mesures de phase

La récupération de la position des maxima d'intensité par mesures de temps de vol peut se faire de manière équivalente à l'aide de mesures de phase sur le signal OCT. Une fois le signal interférométrique (en fréquence) obtenu, on réalise un filtrage (dans le domaine temporel) de telle manière à limiter autant que possible l'impact du bruit du détecteur (bruit thermique et bruit de grenaille principalement, qui peuvent être modélisés par un bruit blanc).

Ce filtrage de type passe-bande consiste en une fenêtre de largeur paramétrable (typiquement de l'ordre de grandeur de la résolution axiale), centrée sur le pic τ_0 du réflectogramme. Dans le cas d'un objet avec plusieurs interfaces de diffusion, la fenêtre de filtrage sera centrée sur le pic d'intérêt (voir Figure 3.5). Une transformée de Fourier inverse est appliquée pour revenir au signal d'interférences fréquentiel. L'amplitude $A(\nu)$ et la phase $\Phi(\nu)$ associées au pic en τ_0 sont obtenues à partir du signal interférométrique filtré $U_f(\nu)$. On détermine le signal analytique $\hat{U}_f(\nu) = A(\nu)e^{i\Phi(\nu)}$ à l'aide d'une transformée de Hilbert. On a alors accès à l'amplitude et à la phase grâce au module et à l'argument de $\hat{U}_f(\nu)$. En fait, comme le pic du réflectogramme est situé en τ_0 , la propriété de translation de la Transformée de Fourier implique que le signal analytique sera modulé par un facteur de phase $e^{i2\pi\nu\tau_0}$. On écrit alors plus rigoureusement :

$$\hat{U}_f(\nu) = A(\nu)e^{i\Phi(\nu)}e^{i2\pi\nu\tau_0} = A(\nu)e^{i[\Phi(\nu)+2\pi\nu\tau_0]} = A(\nu)e^{i\Phi_m(\nu)}$$

Équation 3.4

La phase mesurée $\Phi_m(\nu) = \Phi(\nu) + 2\pi\nu\tau_0$ est donc de tendance linéaire en ν , et de pente τ_0 . Finalement, le coefficient directeur d'une régression linéaire de la phase $\Phi_m(\nu)$ nous donnera accès à la position du pic (du temps de vol) τ_0 .

L'intérêt de ce traitement par rapport à une mesure directe du temps de vol τ_0 à partir du réflectogramme est que la position du pic dans ce réflectogramme peut être influencée par les phénomènes de diffusion au niveau de celui-ci, caractérisée par $\Phi(\nu)$, ainsi que par les bruits du capteur. Ces différents traitements permettent alors de réaliser un filtrage des données permettant

d'accéder finalement à une mesure plus précise de la position τ_0 (ou de façon équivalente z_0) de l'élément diffusant.

3.2.3 Segmentation des surfaces 3D

La Figure 3.5 présente un exemple de profil de réflectivité en profondeur (A-scan) obtenu grâce à notre système SS-OCT, sur un échantillon de test possédant cette fois-ci plusieurs interfaces. Cet objet particulier est utilisé pour simuler de manière simple la structure en couche de la peau (voir section 1.2.3.1). Il a été confectionné en superposant quatre fines couches de latex.

Ce A-scan correspond à l'intensité de la lumière rétrodiffusée, en fonction de la distance de propagation par rapport à la sonde du capteur, ou de manière équivalente, du temps de vol (voir la section 2.1.2). Il est obtenu en prenant le module de la transformée de Fourier du signal d'interférences, comme décrit dans la section précédente. Il comporte quatre pics d'intensité maximale, à $z_0 \sim 1.8 \text{ mm}$, $z_1 \sim 2.9 \text{ mm}$, $z_2 \sim 3.6 \text{ mm}$ et $z_3 \sim 4.2 \text{ mm}$, chacun associé à une interface particulière. Nous avons vu que la lumière était diffusée seulement lorsqu'elle se propage dans des milieux inhomogènes (variation inhomogène de l'indice optique). L'amplitude élevée de ces pics s'explique alors par la très forte inhomogénéité entre les deux milieux séparée par chaque interface.

Ainsi, en détectant la position des pics d'intensité maximale de chacun des A-scans en (x,y) du volume tomographique (par mesures de temps de vol ou de phase, comme décrit précédemment), on peut construire les surfaces en trois dimensions, dite surfaces 3D, correspondantes à chaque interface. Cette étape d'extraction des différentes interfaces 3D du volume tomographique par mesures de temps de vol se résume alors en premier lieu à un problème de détection et de localisation de pics.

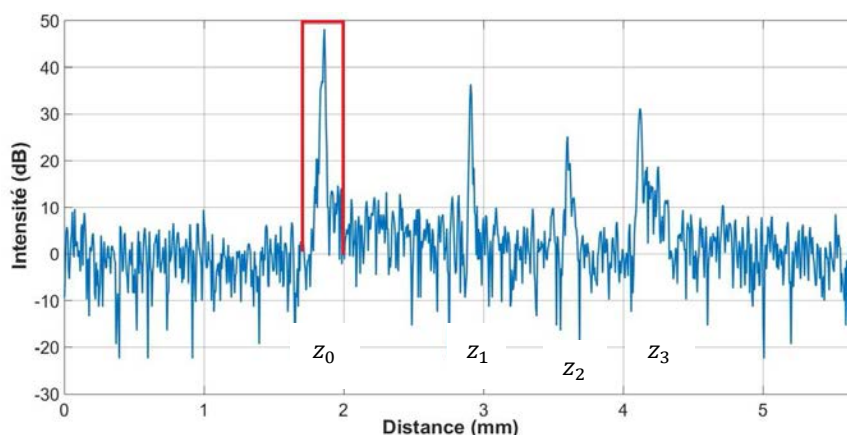


Figure 3.5 - Exemple d'un A scan: la position des pics indique la profondeur des interfaces. En rouge, le filtre passe-bande appliqué pour récupérer la phase associé au premier réflecteur.

3.3 Etude de la précision de localisation de la surface 3D

Nous pouvons déjà concevoir qu'un manque de précision dans la localisation des maxima des pics entraînera une dégradation, plus précisément une déformation de la surface 3D. La précision de

localisation est une notion qui n'a pas été étudiée, ni exploitée pour les applications biomédicales. Elle ne doit pas être confondue avec la résolution axiale qui a été, elle, largement étudiée.

Pour rappel, la résolution axiale R est la distance minimale nécessaire afin de pouvoir distinguer correctement deux centres de diffusion. Elle a été établie théoriquement et est seulement dépendante de la largeur spectrale de la source lumineuse (voir section 2.1.4.1). Elle peut être mesurée à partir de la largeur à mi-hauteur d'un pic associé à un unique centre de diffusion. Pour les applications médicales, on cherche généralement à avoir la meilleure résolution afin de pouvoir imager bien distinctement les différentes structures biologiques (voir Chapitre 2

La précision de localisation est liée quant à elle à l'erreur de localisation des pics des différents A-scans du volume tomographique. Nous avons cherché dans ce travail de thèse à évaluer cette précision de localisation. Cette évaluation a été effectuée en considérant le cas de l'extraction des surfaces 3D uniquement par mesures de temps de vol. Elle repose sur la réalisation d'études statistiques.

Elles consistent à simuler le pic d'un A-scan associé à un unique centre de diffusion (dont la position est fixée lors des simulations) en prenant en compte les différentes contributions du bruit du photo-détecteur du capteur (bruit thermique et bruit de grenaille principalement, qui ont des distributions assimilables à celle d'un bruit blanc). Ce bruit, s'il n'est pas filtré, peut avoir un impact, selon sa puissance, sur la position du pic qui sera mesurée. L'erreur faite sur la position mesurée est évaluée par la différence entre la position du maximum du A-scan bruité simulé (le temps de vol mesuré) et celle du A-scan « modèle » utilisé, connue à l'avance (le temps de vol théorique, correspondant à la position exacte de l'objet). On définit alors la précision de localisation du capteur par l'écart-type de cette erreur de localisation. L'écart type est obtenu à partir d'un grand nombre de tirages aléatoires de A-scans bruités.

3.3.1 Modèle théorique

3.3.1.1 Modèle d'un A-scan bruité

Dans le cadre de l'interférométrie à faible cohérence temporelle ([61]), le signal interférométrique temporel (que nous exprimons par commodité de manière équivalente dans le domaine spatial, car nous sondons des profondeurs) correspondant à un unique centre de diffusion peut s'écrire en fonction de la différence de chemin optique entre les deux bras de l'interféromètre Δz du capteur ([61]):

$$I_{int}(\Delta z) = 2\sqrt{I_r I_s} \cos(k\Delta z) |\rho(\Delta z)| + B$$

Équation 3.5

où B est la composante des bruit du capteur (bruit thermique et bruit de grenaille), $bbg \mathcal{N}(0, \sigma_b^2)$

$k = \frac{2\pi\nu_0}{v}$ est le nombre d'onde,

ν_0 est la fréquence centrale de la source,

$v = \frac{c}{n}$ est la célérité de la lumière dans un milieu d'indice n .

$\Delta z = 2(z_r - z_s)$ est la double différence de marche optique entre les 2 bras de l'interféromètre,

I_r et I_s sont les intensités réfléchies par le bras référence et le bras échantillon,

$\rho(\Delta z)$ est la fonction de cohérence, autrement dit la fonction d'autocorrélation du champ électrique E émis par la source, soit

$$\rho(\Delta z) = \frac{\langle E(z)E(z + \Delta z) \rangle}{\sqrt{I_r I_s}}$$

$\rho(\Delta z)$ est liée à la densité spectrale $S(\nu)$ de la source lumineuse par le théorème de Wiener-Khintchine, tel que $\rho(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} S(\nu)e^{-i2\pi\nu\tau}d\nu$ (avec $\Delta z = c\tau$) ([61]). Dans le cas d'une source lumineuse large bande (et donc à faible cohérence temporelle) avec une densité spectrale de puissance modélisée par une fonction gaussienne, l'enveloppe du A-scan non bruité d'un unique élément diffusant, $|\rho(\Delta z)|$, peut s'exprimer de la manière suivante, en fonction de la résolution axiale R_z :

$$|\rho(\Delta z)| = e^{-\frac{\ln 2}{R_z^2}\Delta z^2}$$

Équation 3.6

avec

$$R_z = \frac{2 \ln 2 \lambda_0^2}{\pi \Delta \lambda}$$

où $\Delta \lambda$ est la largeur de bande en longueur d'onde de la source, et λ_0 est la longueur d'onde centrale de la source lumineuse.

3.3.1.2 Mesure de la précision de localisation

On définit le signal $S(z)$:

$$S(z) = G(z) + B(z)$$

Équation 3.7

avec $G(z) = |\rho(z)|$. Dans le cas d'un signal discret :

$$S(n) = G(n) + B(n)$$

avec $n = (1, 2, \dots, N_z)$. Nous cherchons à étudier l'impact du rapport signal à bruit et de la résolution axiale sur l'écart entre la position z_s du maxima de S et la position z_G du maxima de G . On définit alors $\varepsilon(SNR, R_z)$ (Figure 3.6) qui correspond à l'erreur faite sur la localisation du maxima z_G du signal théorique non bruité $G(z)$:

$$\varepsilon(SNR, R_z) = z_S - z_G$$

Équation 3.8

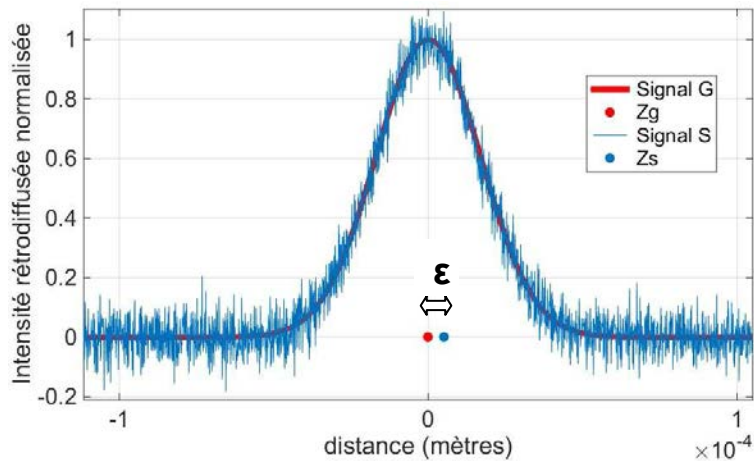


Figure 3.6 - Définition de l'erreur de localisation ε

Une autre manière de mesurer ε aurait pu être envisagée. En effet, au lieu de considérer z_S comme étant le maximum du A-scan bruité S , nous aurions pu évaluer z_S comme étant le maximum d'une courbe ajustée à S , obtenue après régression. Les valeurs mesurées de ε pourraient alors être différentes. Cette manière de procéder n'a pas encore été testée à l'heure actuelle, ce qui fera l'objet d'un travail futur.

Par ailleurs, les valeurs de ε pourront être affectées par un bruit de quantification. Actuellement, le pas de discrétisation $\delta_s = \frac{z_{max}}{N_z}$ considéré pour les simulations a été choisi très petit, afin de négliger ce bruit de quantification.

On définit ensuite le rapport signal à bruit SNR

$$SNR_{dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{P_{signalUtile}}{P_{bruit}} \right)$$

Équation 3.9

avec :

$P_{signalUtile} = E\{|G(n)|^2\}$ la puissance du signal utile $G(n)$,

$P_{bruit} = \sigma_b^2$ la puissance du bruit blanc $B(n)$.

Finalement, la précision de localisation est mesurée par l'écart type de ε , obtenu grâce à un grand nombre N_t de tirages aléatoires ($N_t = 10000$). Une série de tirages aléatoires d'A-scans bruités a été réalisée pour chaque valeur de rapport signal à bruit et de résolution axiale considérée.

$$\text{Précision Localisation} = \sigma_{\varepsilon}(\text{SNR}, R_z) = E\{(\varepsilon - \bar{\varepsilon})^2\}$$

Équation 3.10

3.3.2 Résultats des simulations

3.3.2.1 Evaluation de la précision de localisation

Les résultats des simulations sont présentés en Figure 3.7. Différentes résolutions axiales ont été considérées (de $5\mu\text{m}$ à $25\mu\text{m}$). L'écart type de l'erreur de position, c'est-à-dire la précision de localisation, est représentée en fonction de chaque rapport signal à bruit considéré (de 100 dB à 0 dB). En particulier, pour un SNR de 50 dB , la précision de localisation est estimée entre 60 nm et 350 nm (pour des résolutions de $5\mu\text{m}$ à $25\mu\text{m}$). La précision de localisation est bien en dessous de la résolution axiale de l'instrument (d'un facteur 50 environ). Les résultats montrent aussi que la précision de localisation peut être bien en dessous de l'ordre de grandeur de la longueur d'onde de la source lumineuse qui est utilisée ($\sim 1300\text{ nm}$ ici).

Si l'on considère que les statistiques d'ensembles des A-scans simulés sont équivalentes aux statistiques spatiales (suivant le principe d'ergodicité) de tous les A-scans aux points (x_i, y_i) , nous pouvons alors en déduire que la contribution des bruit du détecteur, reflétée par la précision de localisation, est négligeable lors de l'extraction de la surface 3D. Par ailleurs, les simulations suggèrent que même dans le cas de performances instrumentales plus faibles (faible résolution axiale), il est encore possible d'extraire la surface par mesures de temps de vol avec une grande précision.

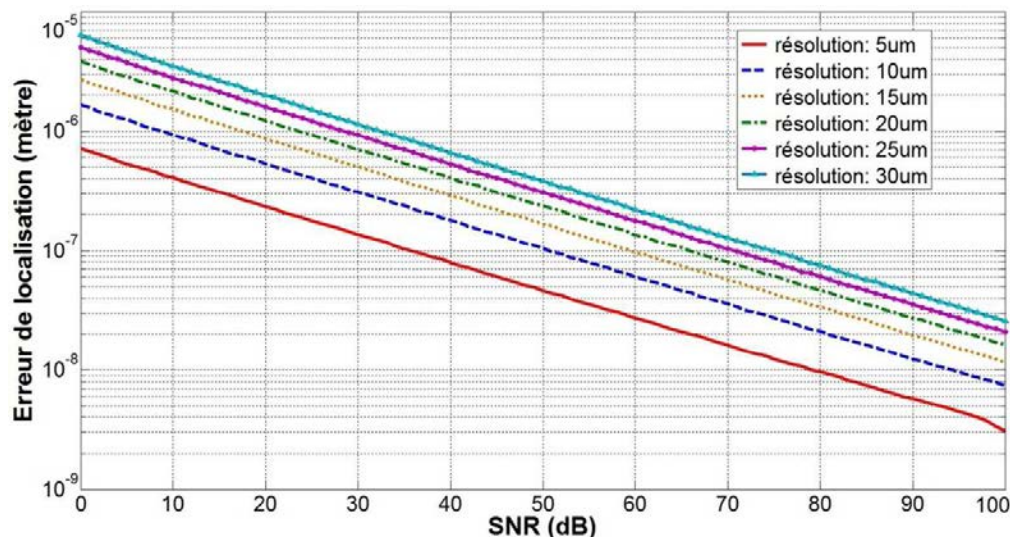


Figure 3.7 – Précision de localisation en fonction du rapport signal à bruit et de la résolution axiale.

3.3.2.2 Résultats des simulations dans le cas des empreintes digitales 3D.

Pour évaluer la pertinence des mesures de temps de vol pour la segmentation des surfaces 3D des empreintes à la surface des doigts, un critère intéressant consiste à comparer la précision de localisation σ_{ε} à la profondeur moyenne L_s d'un sillon. Une erreur sur la localisation du maxima de

chaque A-scan du même ordre de grandeur que L_s se traduira par une déformation importante de l’empreinte digitale 3D.

Typiquement, $L_s = 50 \mu m$. Pour un rapport signal à bruit $SNR = 50 dB$ (niveau typique qui correspond à la diffusion de la lumière à l’interface air/doigt. Plus de précisions seront apportées dans le chapitre suivant), on a $142 < \frac{L_s}{\sigma_\varepsilon} < 833$ (pour des résolutions de $25 \mu m$ à $5 \mu m$). La précision de localisation est donc bien inférieure à la profondeur moyenne d’un sillon. Par conséquent, la précision de localisation de notre système OCT sera largement suffisante pour imager avec une grande précision les sillons de l’empreinte digitale 3D à la surface du doigt. Pour illustrer ce résultat, nous avons construit un modèle simple d’empreinte digitale 3D. Nous avons généré des sillons concentriques d’épaisseur $L_s = 50 \mu m$ et espacés de $200 \mu m$. Nous avons déformé la structure parfaite des sillons de l’empreinte 3D simulée avec un bruit de déformation correspondant à la précision de localisation attendue pour un $SNR = 50dB$ et une résolution $Rz = 10 \mu m$. Le résultat est visible en Figure 3.8. Nous voyons que les sillons sont reconstruits de façon précise, avec un très grand contraste.

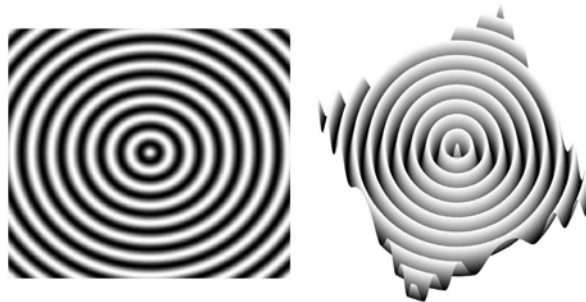


Figure 3.8 - Empreinte digitale 3D artificielle telle qu’extraite avec une précision de localisation de 100nm.

3.3.2.3 Amélioration du modèle pour l’évaluation de la précision de localisation

Le modèle qui a été proposé dans la section précédente pour évaluer la précision de localisation ne prend actuellement pas en compte la phase du signal OCT. Il a été proposé dans un cadre plus spécifique, qui correspondrait plutôt à des évaluations d’erreurs sur des mesures directes de temps de vol. Le modèle et les simulations devront donc être complétés et modifiés pour prendre en compte la phase.

Notre nouveau modèle consisterait à simuler les franges d’interférences spectrales, telles que décrites par l’Équation 3.2, en présence des bruits du capteur. L’argument du signal analytique de ces franges (Équation 3.4), permet d’obtenir la phase φ_m . Une régression linéaire de cette phase nous permet alors d’obtenir une estimation τ_0' de la valeur du temps de vol τ_0 associé à un réflecteur. L’idée suivante consiste alors à mesurer l’erreur de localisation $\varepsilon = |\tau_0 - \tau_0'|$, puis de mesurer la précision de localisation $\sigma_\varepsilon = E\{(\varepsilon - \bar{\varepsilon})^2\}$ à partir d’un grand nombre de tirage aléatoire des franges d’interférences spectrales.

Par ailleurs, le modèle proposé en section 3.3.1 ne prend en compte que le bruit du détecteur pour l’évaluation du SNR. Or, nous avons vu en section 2.1.4.3 que l’intérieur des tissus biologiques était le

lieu de phénomènes de diffusion importants qui agissent également comme un bruit. Ces phénomènes de diffusion ne peuvent pas être ignorés dans l'étude de la précision de localisation, plus particulièrement dans le cas où l'on souhaiterait extraire une surface 3D se situant en profondeur (plus spécifiquement le derme papillaire, comme nous le verrons dans la suite). Le modèle proposé précédemment pour l'étude de la précision de localisation de surfaces 3D devrait alors être amélioré grâce à la prise en compte des phénomènes de diffusion à l'intérieur des tissus biologiques. La diffusion devrait dès lors dégrader de manière conséquente la précision de localisation, en particulier pour le cas des surfaces internes, telle que le derme papillaire (élargissement du pic associé à cette interface et ambiguïté sur la position du véritable maximum d'intensité).

La phase φ porte l'information caractéristique de la diffusion au niveau du réflecteur. La trajectoire d'un photon subissant plusieurs événements de diffusion peut être considérée comme aléatoire. Les tirages aléatoires mis en œuvre précédemment pour la simulation du bruit du détecteur trouvent donc encore un sens ici pour φ . En effet, la marche des photons (dont le nombre ou la densité pourrait constituer un paramètre) pourrait être simulée en faisant varier la distance parcourue entre chaque événement de diffusion selon la loi de Beer-Lambert, et l'angle de diffusion Ω dans tout l'espace, selon une certaine loi d'anisotropie. L'intensité rétrodiffusée mesurée pour une certaine profondeur correspondrait alors à une fraction de l'intensité totale diffusée par tous les photons. La structure en couche de la peau pourrait être également prise en compte en considérant diverses strates d'indices de réfraction différents. Une étude bibliographique plus poussée devra être menée afin de développer les idées proposées.

3.4 Conclusion

Nous avons d'abord montré dans ce chapitre que l'information en intensité pouvait être problématique pour l'imagerie des empreintes digitales, dans la mesure où cette information peut être très variable suivant les conditions d'acquisition et l'état de surface des doigts. Nous avons alors proposé une autre modalité d'imagerie basée sur des mesures de temps de vol. Ces mesures sont réalisées afin d'extraire des surfaces 3D de volumes tomographiques. Nous avons montré que ces mesures de temps de vol étaient liées à des mesures de phase, ces dernières étant en théorie plus précises.

Les résultats obtenus suggèrent que les mesures de temps de vol permettraient d'extraire les surfaces 3D avec une très bonne précision, en regard des performances instrumentales de notre dispositif OCT, que ce soit en termes de résolution axiale ou encore de rapport signal à bruit. Cependant, nous avons vu que le modèle proposé était encore incomplet, dans le sens où il ne prend pas en compte les phénomènes de diffusion. Considérer ces phénomènes de diffusion devrait dès lors dégrader la précision de localisation évaluée, en particulier celle associée aux surfaces situées en profondeur.

Cette méthode d'imagerie par mesures de temps de vol ou de phase sera alors utilisée dans le cas de l'extraction des empreintes digitales 3D du volume tomographique OCT. Ce point sera un des objets du Chapitre 4

Chapitre 4 Imagerie OCT d'empreintes digitales

Table des matières

Chapitre 4	Imagerie OCT d'empreintes digitales	102
4.1	Imagerie de l'empreinte digitale externe	105
4.1.1	Extraction de l'empreinte externe 3D par temps de vol.....	105
4.1.2	Différentes représentations de l'empreinte digitale externe	108
4.1.3	Robustesse de la représentation P en conditions d'acquisition dégradées	112
4.2	Imagerie de l'empreinte digitale interne	114
4.2.1	Segmentation.....	114
4.2.2	Différentes représentations de l'empreinte interne.....	115
4.3	Evaluation des représentations en phase et en intensité.....	118
4.3.1	Aplatissement des empreintes digitales	119
4.3.2	Base de données de tests et expériences mises en œuvres.....	122
4.3.3	Evaluation des différentes représentations pour l'empreinte externe	123
4.3.4	Evaluation des différentes représentations pour l'empreinte interne	126
4.4	Méthode d'imagerie des empreintes par fusion phase-intensité.....	127
4.4.1	Introduction de la fusion	127
4.4.2	Présentation de la méthode de fusion	128
4.4.3	Evaluation de la représentation en fusion des empreintes	131
4.5	Problématiques complémentaires à l'imagerie des empreintes.....	135
4.5.1	Etude des différences de performances entre OCT et capteurs 2D	136
4.5.2	Aspects de la mesure OCT liés aux mouvements des doigts.....	147
4.5.3	Interopérabilité entre images OCT et images des capteurs 2D	152
4.6	Conclusion	158

Les informations biométriques les plus pertinentes à exploiter pour l'authentification biométrique de personnes sont bien sûr les empreintes digitales. L'empreinte à la surface du doigt (dite externe) est déjà très largement utilisée par les capteurs conventionnels. En complément, des travaux récents ont permis de montrer le grand intérêt que pouvait représenter l'exploitation du derme papillaire, formant une empreinte interne, pour l'authentification biométrique. Nous nous sommes alors intéressés dans cette thèse à la possibilité d'obtenir grâce à l'OCT des images d'empreintes externe et interne de bonne qualité, à des fins d'authentification mais aussi de sécurisation.

Nous avons montré tout au long de ce mémoire que les méthodes d'imagerie traditionnelles (que ce soit d'une manière générale, ou dans notre contexte plus spécifique de la biométrie des empreintes), basées sur une information d'intensité, souffraient de sévères limitations. En particulier, l'intensité réfléchie ou rétrodiffusée, enregistrée par les capteurs, est une information finalement très dépendante des conditions d'enregistrements (position des doigts, état de la surface des doigts, ...). Cela est dû notamment aux phénomènes physiques (diffusions, réflexion de la lumière) complexes et aléatoires qui peuvent avoir lieu dans les tissus biologiques. Les images d'empreintes obtenues à partir d'une information d'intensité seule peuvent alors être de qualité très variable, notamment en situation d'acquisitions en conditions dégradées. Par ailleurs, nous avons expliqué que l'exploitation de l'information d'intensité seule n'était pas forcément suffisante pour assurer une bonne sécurité lors du processus d'authentification biométrique.

Nous avons alors proposé une nouvelle modalité d'imagerie basée cette fois-ci sur l'exploitation de la phase du signal OCT. Nous avons introduit au Chapitre 3 une méthode générique pour segmenter des surfaces 3D des volumes tomographiques, basée sur des mesures de temps de vol, ou de manière équivalente sur les mesures de phase en question. Dans notre contexte particulier de la biométrie, nous allons appliquer cette modalité d'imagerie à la segmentation des empreintes digitales 3D externe mais aussi interne.

Dans le cas de l'empreinte externe, nous verrons comment extraire la surface 3D associée à l'empreinte digitale à partir de ces mesures de temps de vol. Nous proposerons ensuite à partir de cette surface 3D une nouvelle représentation des empreintes digitales, appelée représentation *en phase*. Cette nouvelle approche sera validée à partir d'expériences en vérification d'empreintes, permettant d'évaluer la qualité des images d'empreintes obtenues.

Dans le cas de l'imagerie de l'empreinte interne cependant, nous verrons pourquoi l'exploitation de la phase n'est pas forcément bien adaptée dans un premier temps. Nous proposerons alors une nouvelle méthode d'imagerie basée sur la fusion de deux représentations des empreintes, une représentation dite *en phase* et une représentation *en intensité*. La méthode d'imagerie de fusion sera validée à partir d'expériences en vérification d'empreintes.

Nous avons également mené une étude comparative entre les images d'empreintes obtenues grâce à notre approche OCT (plus spécifiquement pour l'empreinte externe) et celles obtenues avec des capteurs 2D usuels.

En parallèle, nous viendrons compléter la problématique de l'imagerie OCT des empreintes avec une discussion sur les aspects liés aux mouvements des doigts, entre, et pendant les acquisitions. Nous aborderons deux points spécifiques. Le premier point, qui a été introduit dans la section 2.2.3.5 du Chapitre 2 est lié aux effets que pourraient avoir une variation du champ de vue du capteur et de l'aire des doigts imagées, causée par les mouvements du doigt entre les acquisitions, sur le résultat des aplatissements des empreintes. Nous étudierons alors l'impact d'une telle variation sur les distances inter-minuties des empreintes aplaties, afin d'évaluer la variabilité intra-classe que l'aplatissement pourrait engendrer. Le deuxième point, introduit en section 2.2.3.3 du même chapitre, est lié au problème des déplacements et tremblements des doigts, cette fois-ci pendant les acquisitions.

Enfin, nous présenterons un premier travail prospectif sur l'interopérabilité de l'OCT avec les capteurs 2D. Nous verrons que les images OCT obtenues ne sont actuellement pas interopérables avec celles des capteurs 2D. Nous parlerons alors de différents phénomènes qui devraient être pris en compte par la suite pour assurer au mieux l'interopérabilité entre l'OCT et les capteurs 2D.

Organisation du chapitre :

Dans la section 4.1 de ce chapitre, nous nous intéresserons à l'imagerie de l'empreinte externe. Nous utiliserons notre méthode de segmentation avec la phase pour extraire les surfaces 3D d'empreintes. Nous introduirons notre représentation *en phase*, et montrerons son intérêt par rapport à une représentation en *intensité*, en particulier pour le cas de doigts humides.

Nous traiterons ensuite dans la section 4.2 de l'imagerie de l'empreinte interne, avec les mêmes méthodes que celles introduites dans la section 4.1.

Dans la section 4.3, nous évaluerons à travers des expériences en vérification d'empreintes la pertinence de la représentation en phase pour l'imagerie des empreintes externe et interne. Nous présenterons d'abord pour cela la méthode d'aplatissement des empreintes digitales OCT 3D, utilisée pour obtenir des images 2D équivalentes. Nous présenterons également les bases de données que nous avons utilisées dans nos tests, puis les protocoles d'évaluations considérés.

Nous présenterons dans la section 4.4 notre méthode d'imagerie par fusion d'information, que nous appliquerons à l'imagerie de l'empreinte interne, puis externe. Cette représentation sera également évaluée à partir d'expériences en vérification d'empreintes.

Enfin, dans la section 4.5, nous aborderons un certain nombre de problèmes qui sont complémentaires à ceux présentés précédemment et liés à l'imagerie des empreintes. Ces problèmes complémentaires sont : 1) les différences de performances en vérification obtenues entre notre approche OCT et les capteurs 2D usuels, 2) les aspects de la mesure OCT liés au mouvement des doigts, entre, et pendant les acquisitions et 3) le problème de l'interopérabilité entre l'OCT et les capteurs 2D.

4.1 Imagerie de l'empreinte digitale externe

4.1.1 Extraction de l'empreinte externe 3D par temps de vol

Un exemple d'un réflectogramme (seule l'intensité est représentée) ou A-scan d'un doigt enregistré par l'OCT est visible en Figure 4.1. Le signal utile commence au pic numéroté 1, à $z \sim 1.7\text{mm}$ et finit au numéro 3, à $z \sim 3.8\text{mm}$. Il correspond à l'intensité de la lumière rétrodiffusée, en fonction de la distance de propagation par rapport à la sonde du capteur.

Le pic 1 est associé à l'interface air/peau, c'est-à-dire l'empreinte digitale à la surface du doigt, ou empreinte externe. L'amplitude élevée de ce pic s'explique par la très forte inhomogénéité entre les deux milieux séparés par l'interface (saut d'indice de réfraction important). La rétrodiffusion de la lumière y est importante. Après ce pic, l'intensité du signal rétrodiffusée décroît globalement au fur et à mesure que la lumière pénètre dans la peau. Cette décroissance peut notamment s'expliquer par les phénomènes d'absorption et de diffusion à l'intérieur du doigt, comme expliqué aux Chapitre 2 et Chapitre 3

Ainsi, en détectant la position du pic d'intensité maximale, par mesures de temps de vol ou de phase, de chacun des A-scans en (x_i, y_i) du volume tomographique, on peut construire une surface 3D associée à l'empreinte digitale externe. A l'heure actuelle, seules les mesures de temps de vol ont été réalisées. Les mesures de phase correspondantes n'ont pas encore été mise en œuvre, ce qui constituera d'ailleurs un futur travail.

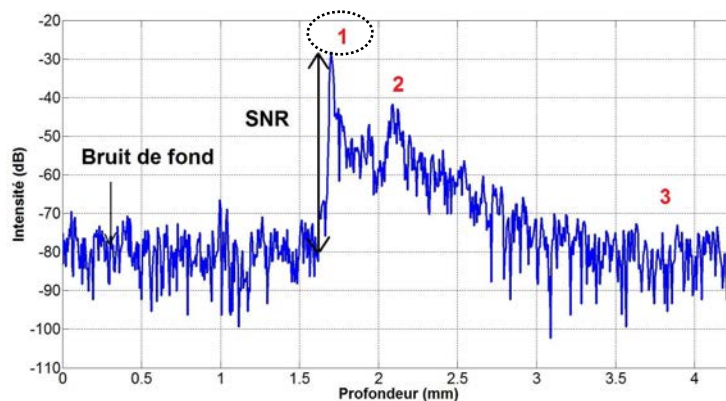


Figure 4.1 A-scan typique d'un doigt enregistré par l'OCT. Le pic 1 correspond à l'interface air/peau.

Pour extraire l'empreinte digitale externe 3D, nous avons mis en œuvre le protocole suivant. Pour chacun des A-scans du volume tomographique, nous avons d'abord réalisé une détection du pic d'intensité associé à l'empreinte externe. Dans la plupart des cas, ce pic correspondra comme nous l'avons vu précédemment au pic d'intensité maximale. Cependant, dans certain cas, la valeur d'intensité maximale rétrodiffusée ne sera pas trouvée pour l'empreinte externe, mais pour l'empreinte interne (plus de détails seront fournis dans la suite). Cela est bien visible sur l'exemple d'A-scan présenté en Figure 4.2. Cette particularité pourrait s'expliquer par les phénomènes de diffusion à l'intérieur et à la surface du doigt, et aux différents couplages qui peut exister entre les différents

réflecteurs. Dans tous les cas, le pic d'intérêt pour l'empreinte interne correspondra plutôt au premier pic d'intensité maximale rencontrée, c'est-à-dire le pic pour lequel il y a le plus grand saut d'amplitude.

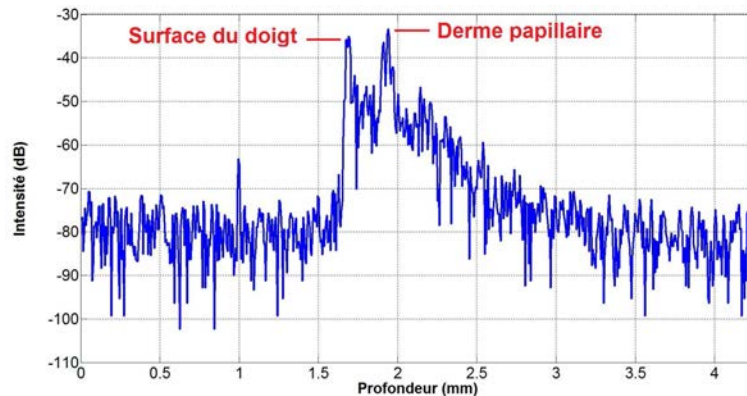


Figure 4.2 - A-scan pour lequel le pic d'intensité maximale est associé au derme papillaire, et pas à la surface du doigt.

La méthode qui a été utilisée pour détecter ce pic est assez standard et repose sur des calculs de dérivées des A-scans (après filtrage passe-bas). Une telle méthode peut amener à des erreurs, comme cela est illustré sur le B-scan de la Figure 4.3a. Nous pouvons voir en noir le premier résultat de la segmentation de l'empreinte externe, pour une certaine coupe YZ. Le profil associé à l'empreinte externe comporte des pics aberrants (entourés en rouge). Ces pics doivent alors être filtrés. Une première méthode consisterait à appliquer un simple filtre médian sur ce profil (ou sur la surface 3D) de telle manière à supprimer les pics parasites. La méthode qui a été retenue consiste à réaliser une deuxième recherche de pic dans une zone centrée autour de la surface du doigt sans les sillons, représentée en mauve dans la Figure 4.3b, obtenue à partir du premier profil en noir (plus de détails seront fournis dans la section 4.1.2.1). On restreint ainsi la zone de recherche pour les pics et on limite par conséquent les parasites. Le résultat de ce filtrage est visible en Figure 4.3b.

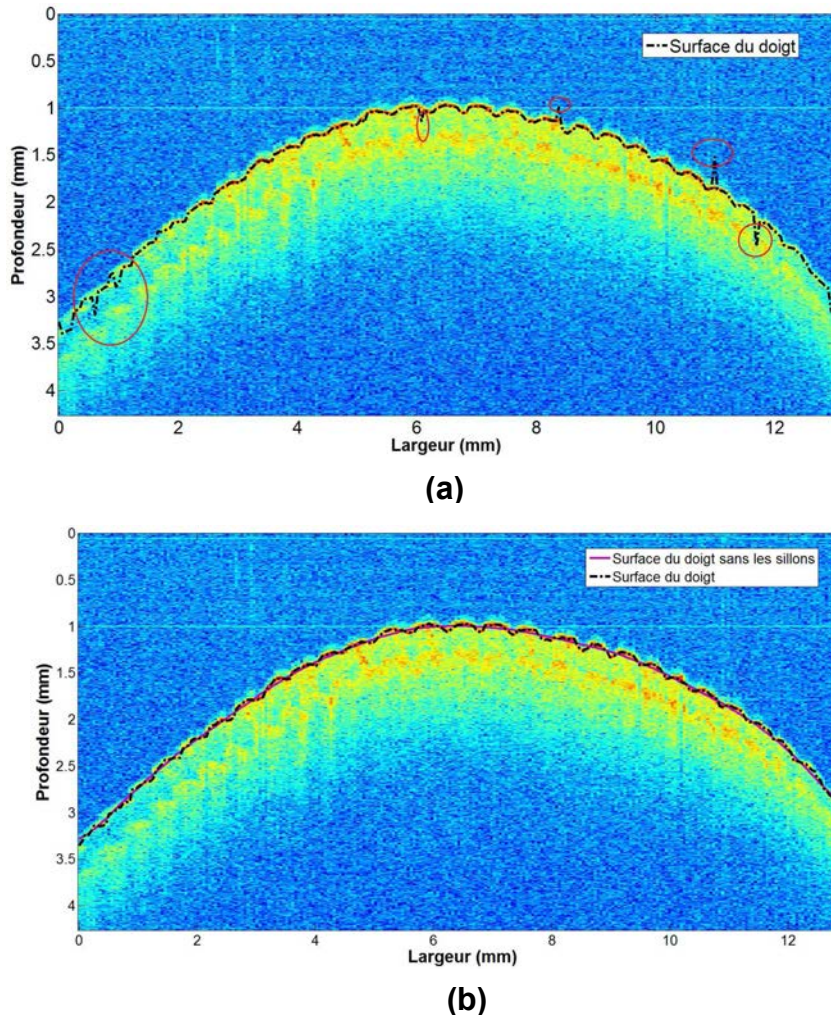


Figure 4.3 – B-scan d'un doigt. (a) Le profil associé à la surface du doigt contient des pics parasites. (b) Profil associé à la surface du doigt après filtrage des pics parasites.

Finalement, on obtient la surface de l'empreinte digitale externe 3D en réalisant la détection des pics d'intérêt pour tous les A-scans en (x_i, y_i) du volume tomographique, et en réalisant le filtrage décrit ci-dessus pour toutes les coupes transversales YZ. La Figure 4.4a représente l'empreinte digitale 3D extraite du volume tomographique de la Figure 2.18, à l'aide des mesures de temps de vol et des traitements associés. Deux éléments différents doivent être distingués à partir de cette figure :

- 1) La surface 3D de l'empreinte digitale externe. Cette surface 3D consiste en une image topographique $S_E(x, y)$, où à chaque coordonnée (x, y) est associée une valeur de profondeur z (qui peut être trouvée à partir du temps de vol), avec $z = S_E(x, y)$.
- 2) L'image 2D de texture $T(x, y)$ (ou autrement dit le code couleur) qui est projetée sur cette surface 3D.

L'image 2D de texture qui est utilisée ici est directement liée au temps de vol (ou à la phase) entre la sonde du capteur et la surface de l'empreinte. Nous appelons cette image $\Phi(x, y)$ (Figure 4.4b). Nous avons en fait $\Phi(x, y) = S_E(x, y)$. Les fortes valeurs d'intensité (blanc) correspondent donc à un temps de vol court et les faibles valeurs d'intensité (noir) correspondent à un temps de vol plus long.

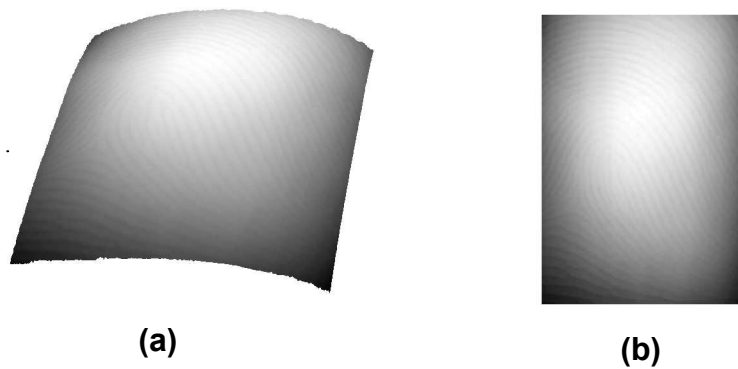


Figure 4.4 - (a) Empreinte digitale 3D $S_E(x, y)$, (b) Image 2D de texture $\Phi(x, y)$, projetée sur la surface 3D.

4.1.2 Différentes représentations de l'empreinte digitale externe

4.1.2.1 Représentation en phase

Bien que les sillons de l'empreinte digitale 3D soient correctement reconstruits, le contraste de l'image de texture en temps de vol ne permet pas de les visualiser et de les distinguer correctement (Figure 4.4a-b). Ce problème est dû au fait que la référence pour mesurer le temps de vol (la sonde du capteur) n'est pas située à une distance égale pour tous les points de la surface du doigt (à cause de sa courbure). Afin d'obtenir un meilleur contraste, nous construisons une autre image de texture 2D $\Delta\Phi(x, y)$ qui représentera non pas le temps de vol (ou la phase), comme précédemment, mais plutôt leurs variations. Pour obtenir cette image, nous ne prendrons plus comme référence la sonde du capteur mais ce que nous appellerons l'enveloppe moyenne de la surface 3D du doigt (voir la Figure 4.5a), autrement dit la surface du doigt sans les sillons que nous notons $EM_E(x, y)$. Cette enveloppe moyenne est obtenue par filtrage passe-bas des sillons. Les sillons qui sont de plus hautes fréquences spatiales sont ainsi éliminés. Un filtre moyenneur 2D, dont la taille est choisie en fonction de l'espacement typique entre les sillons, est appliqué à l'image de texture $\Phi(x, y)$. On obtient une nouvelle image de texture 2D $\Phi_m(x, y)$ (voir Figure 4.5b) qui contient l'information topographique de l'enveloppe moyenne de la surface 3D. Ainsi, $EM_E(x, y) = \Phi_m(x, y)$ (représentée Figure 4.5c).

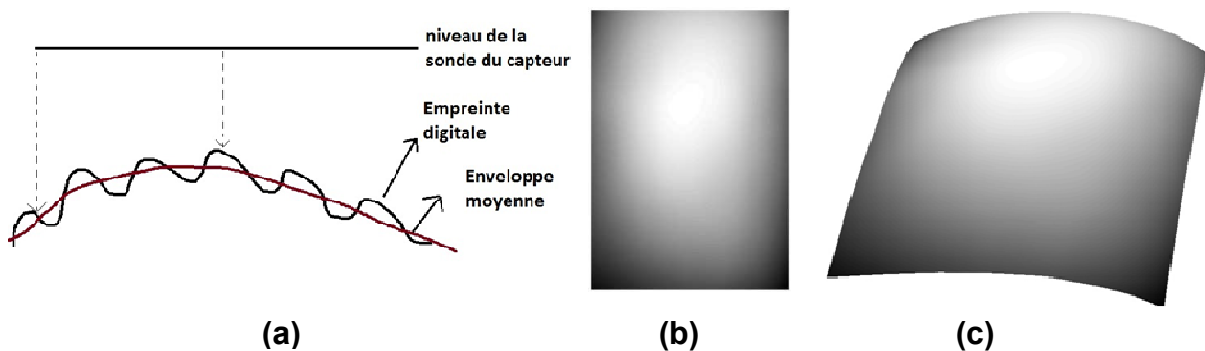


Figure 4.5 - (a) Définition de l'enveloppe moyenne. (b) Image 2D de texture $\Phi_m(x, y)$. (c) Enveloppe moyenne du doigt $E_m(x, y)$, obtenue à partir de l'image de texture 2D $\Phi_m(x, y)$.

L'image $\Delta\Phi(x, y)$ des variations temps de vol (ou de phase) est alors obtenue d'après :

$$\Delta\Phi(x, y) = \Phi(x, y) - \Phi_m(x, y)$$

Équation 4.1

Différents traitement sont ensuite appliqués à cette image de texture $\Delta\Phi(x, y)$ pour améliorer encore le contraste des sillons. Ces différents traitements, illustrés en Figure 4.6, sont les suivants :

- Une égalisation d'histogramme adaptative pour améliorer le contraste localement.
- Détection d'un seuil des niveaux de gris par la méthode d'Otsu [84].
- Seuillage avec une fonction sigmoïde (Figure 4.7, d'après l'Équation 4.2), centrée au seuil d'Otsu :

$$y = \text{Sigmoïde}(x) = \frac{1}{1 + e^{-G(x-S)}}$$

Équation 4.2

où G est une valeur de gain fixée empiriquement, et S, le seuil déterminé par la méthode d'Otsu.

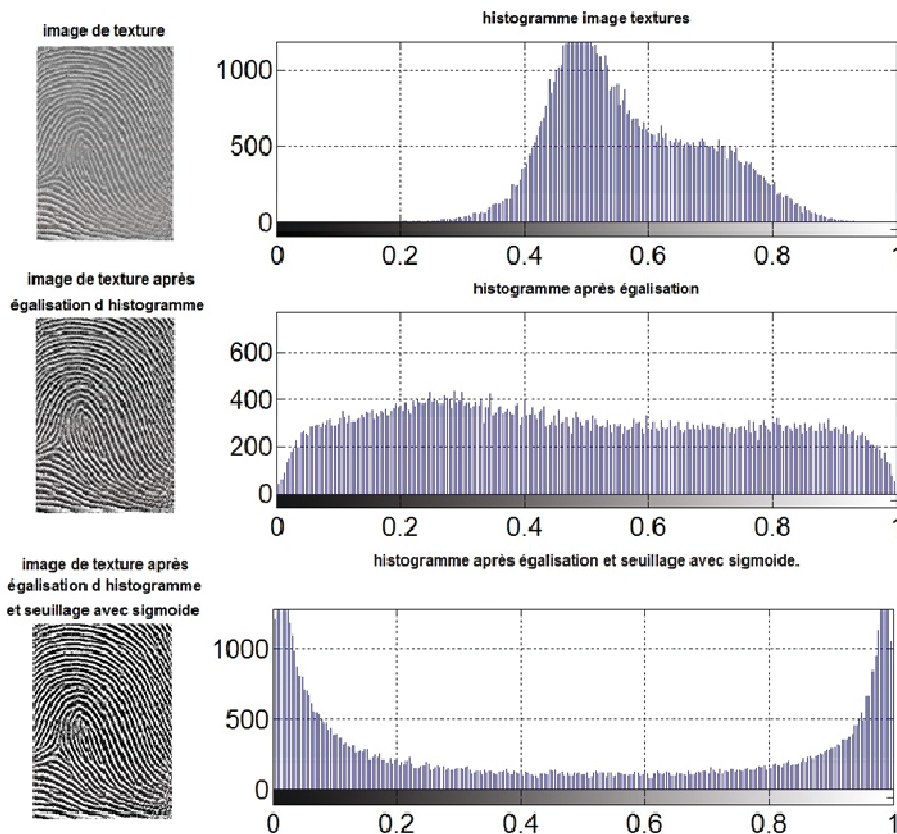


Figure 4.6 - Traitements appliquées à l'image de texture. En haut : image avant traitements – Au milieu : image après égalisation d'histogramme – En bas : image après égalisation d'histogramme et seuillage.

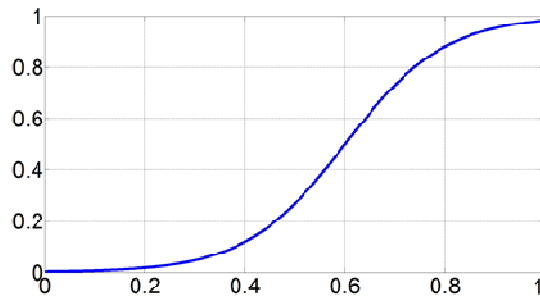


Figure 4.7 - Courbe de la fonction sigmoïde. Centre (seuil d'Otsu) = 0.6.

On obtient finalement une image de texture $P_E(x, y)$, visible en Figure 4.8a, dans laquelle les sillons sont maintenant très contrastés. Cette image de texture peut alors être projetée sur la surface 3D de l'empreinte digitale externe, $S_E(x, y)$ (Figure 4.8b). Nous appellerons cette représentation particulière de l'empreinte digitale représentation, en *contraste de phase*, ou en *phase* (abrégée *P*). A notre connaissance, une telle représentation n'a jamais été utilisée pour des applications biométriques.

Avec cette représentation, nous voyons également que le relief 3D des sillons a bien été reconstruit, comme cela était attendu d'après les résultats des simulations sur la précision de localisation (voir section 3.3). En effet, le SNR est ici égal à environ 50 dB, et la précision de localisation vaut alors 128nm.

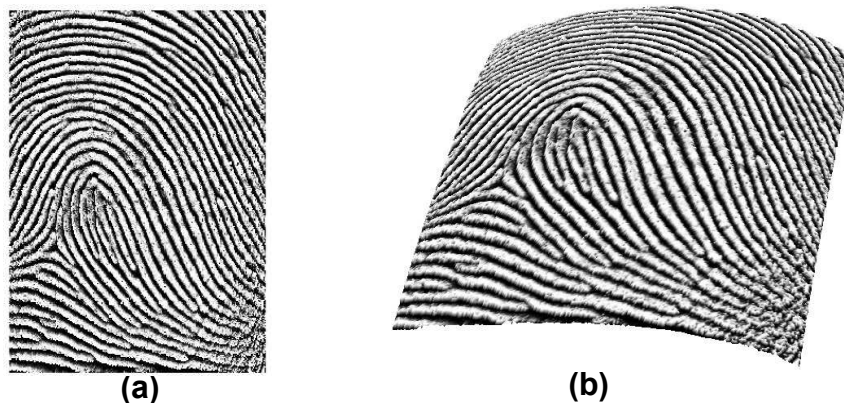


Figure 4.8 – (a) Image de texture en phase $P_E(x, y)$ de l'empreinte externe. (b) empreinte digitale 3D externe – l'image de texture $P_E(x, y)$ est projetée sur sa surface.

4.1.2.2 Représentations en intensité

Nous pouvons construire une nouvelle image de texture $I_E(x, y)$ en récupérant l'information de l'intensité rétrodiffusée à la surface du doigt (c'est-à-dire les niveaux d'intensité associés à l'empreinte externe $S_E(x, y)$). Cette image de texture (Figure 4.10a-gauche) peut être projetée sur la surface $S_E(x, y)$ (Figure 4.10a-droite). Une telle représentation est assez similaire à celles rencontrées avec des capteurs plus traditionnels, en particulier les capteurs 2D sans contact, où les images sont obtenues à partir de l'intensité réfléchie à la surface du doigt (en quelque sorte une photographie du doigt). Nous appellerons cette deuxième représentation de l'empreinte représentation *en intensité* (abrégée *I*).

Enfin, en s'inspirant de la méthode *IM* de l'état de l'art, décrite dans la section 3.1, nous pouvons définir une troisième représentation de l'empreinte externe. La méthode initiale de l'état de l'art était utilisée pour imager spécifiquement l'empreinte interne. Nous l'étendons ici à l'empreinte externe. Le processus de moyennage d'images C-scan (X-Y) d'intensité était réalisé dans la plage de profondeur 0.1 – 0.9mm. Cela est seulement possible parce qu'avec leur méthode, l'acquisition est réalisée avec contact. Il en résulte alors un aplatissement du doigt, et tout le derme papillaire est bien contenu dans cette plage de profondeur (voir Figure 3.2). Dans le cas d'une acquisition sans contact, comme c'est le cas avec notre dispositif OCT, le doigt sera incurvé et il sera nécessaire de déterminer d'abord l'interface autour de laquelle le moyennage d'intensité doit être réalisé. Pour le cas de l'empreinte externe, l'enveloppe moyenne du doigt $E_m(x, y)$ sera bien sur utilisée comme interface. Comme illustré en Figure 4.9, les différentes coupes en profondeur situées dans une certaine plage de profondeur centrée sur $E_m(x, y)$ sont alors moyennées. La plage de profondeur a été fixée empiriquement. On obtient finalement une image de texture en intensité que nous nommerons $IM_E(x, y)$ (Figure 4.10b-gauche). Cette troisième représentation est appelée représentation en *intensité moyenne (IM)*. L'image de texture projetée sur la surface $S_E(x, y)$ est visible en Figure 4.10b-droite, bien que cette construction soit artificielle. Précisons également que les mêmes méthodes de traitement d'images que celles présentées dans la section 4.1.2.1 ont été appliquées aux images de texture codant l'intensité.

Nous voyons que les sillons apparaissent bien moins contrastés avec ces deux représentations, bien que le moyennage d'intensité en profondeur effectué dans la représentation *IM* permette d'obtenir un meilleur contraste. De plus, les sillons ne sont pas très visibles au bord des images. Ces observations illustrent bien les limitations des méthodes en intensité qui ont été présentées dans la section 3.1. La représentation en phase de la section 4.1.2.1 semble donc être beaucoup plus pertinente pour la biométrie, dans le sens où son excellent contraste peut aider grandement à la détection des minuties.

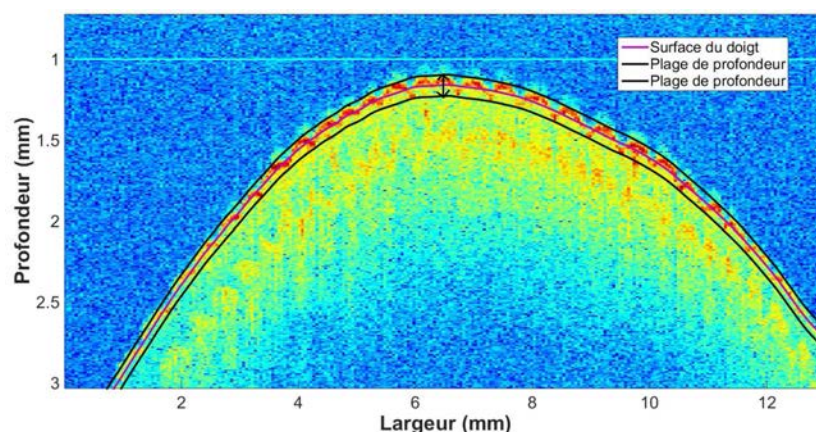


Figure 4.9 – Principe de la méthode IM pour l'empreinte externe. En mauve : l'enveloppe moyenne $E_m(x, y)$. En noir : la plage de profondeur dans laquelle a été réalisé le moyennage d'intensité.

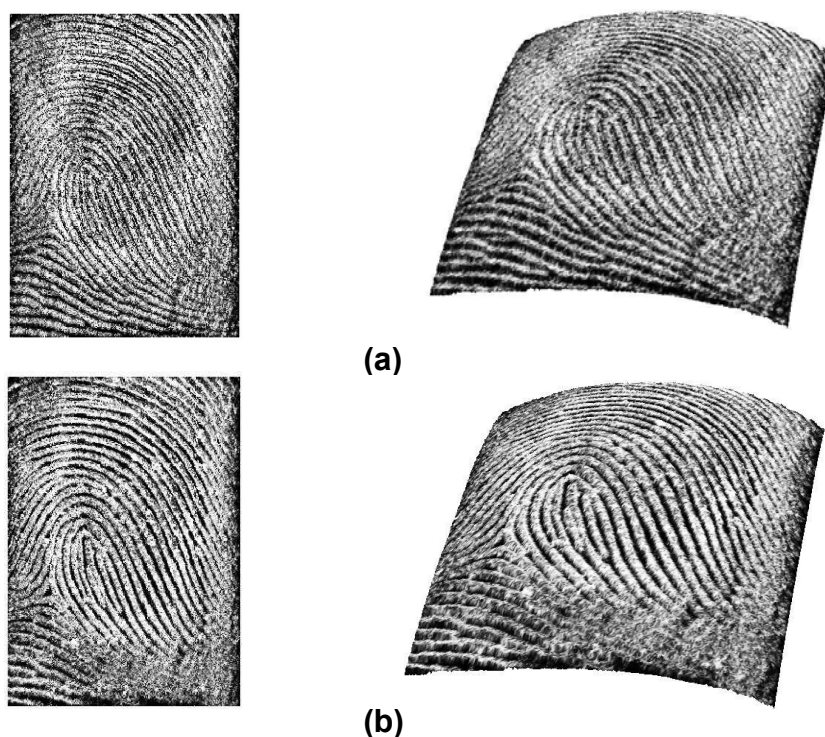


Figure 4.10 - Empreinte digitale 3D - (a) A gauche : image de texture en intensité $I_E(x, y)$. A droite : représentation 3D en intensité de l'empreinte externe. (b) A gauche : image de texture en intensité moyenne $IM_E(x, y)$. A droite : représentation 3D en intensité moyenne de l'empreinte externe.

4.1.3 Robustesse de la représentation P en conditions d'acquisition dégradées

Nous avons vu dans le Chapitre 1 que les images d'empreintes digitales obtenues avec certains capteurs usuels pouvaient être de mauvaise qualité dans certaines situations. En particulier, un cas très problématique et très fréquemment rencontré est le cas d'acquisitions de doigts humides (en particulier sur les continents les plus chauds et humides). Un autre cas fréquent est le cas des doigts tachés d'encre.

Nous avons vu aussi que le mode d'acquisition avec contact était un argument souvent avancé pour justifier les mauvaises qualités d'images obtenues dans ces situations. Par exemple, dans le cas de doigts humides, la dégradation de la qualité des images peut être aggravée par le transfert d'humidité entre le doigt et le plateau du capteur. Les microgouttelettes d'eau ou de sueur, présentes sur un doigt humide ou déjà présentes sur le plateau du capteur, sont étalées sur ce dernier, ce qui crée l'apparition de taches dans les images. Ce problème devrait être limité avec un mode d'acquisition sans contact.

Nous avons réalisé une expérience avec l'OCT où l'état de la surface du doigt a été volontairement altéré grâce à la présence d'eau et de gouttelettes sur sa surface. Cette situation simule le cas d'une authentification biométrique en condition d'acquisition humide. Elle n'est envisageable que dans le cas d'une acquisition sans contact. En effet, le cas échant, les gouttelettes viendraient s'étaler sur le capteur lors du contact du doigt. Le doigt a été humidifié à l'aide d'un vaporisateur d'eau. L'excès d'eau a été enlevé avec un chiffon. Nous observons bien les gouttelettes d'eau sur sa surface, (Figure

4.11). Ces gouttelettes vont s'écouler sur la surface du doigt au cours du temps, formant ainsi une fine pellicule d'eau.

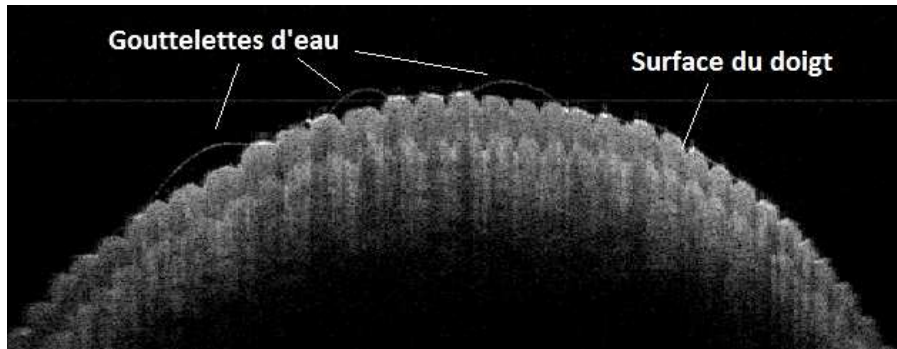


Figure 4.11 - B-scan OCT d'un doigt. Présence de gouttelettes d'eau sur la surface du doigt.

Les images en intensité de l'empreinte digitale du doigt mouillé sont visibles en Figure 4.12a-b. Nous voyons que l'image en intensité (Figure 4.12a) contient de grosses taches blanches, et cela malgré l'acquisition sans contact. Le phénomène est moins présent dans l'image en intensité moyenne (Figure 4.12b) grâce au filtrage d'intensité. Nous avons vu dans la section 3.1 que les méthodes d'imagerie basées sur l'intensité pouvaient être problématiques à cause des phénomènes de diffusion qui dépendent d'un certain nombre de facteurs difficilement contrôlables, telles que la position du doigt par rapport à la sonde du capteur, ou bien plus particulièrement ici l'état de sa surface. Cette expérience illustre bien ce propos. Dans le cas présent, ce sont les gouttelettes d'eau qui modifient les propriétés de diffusion de la lumière à la surface de la peau (par exemple, effet lentille des gouttes d'eau), et cela de manière variable.

A contrario, nous voyons que l'image en phase est de bien meilleure qualité (Figure 4.12c). En fait, malgré la présence d'humidité, et même de gouttelettes d'eau, les maxima d'intensité rétrodiffusée sont généralement localisés au niveau de la surface du doigt, et pas au niveau de la pellicule d'eau ou des gouttelettes. Le cas échéant, il est tout de même possible de récupérer l'information de la surface du doigt située en dessous d'une goutte d'eau. Dans tous les cas, la structure 3D de l'empreinte pourra être bien reconstruite grâce aux mesures de phase, et la représentation de l'empreinte qui en découle sera alors de meilleure qualité.

Cette étude montre que le problème de la dégradation de la qualité des images dans le cas de doigts humides n'est pas seulement dû au mode d'acquisition avec contact, mais également à la nature de l'information physique exploitée par beaucoup de capteurs usuels, c'est-à-dire l'intensité.

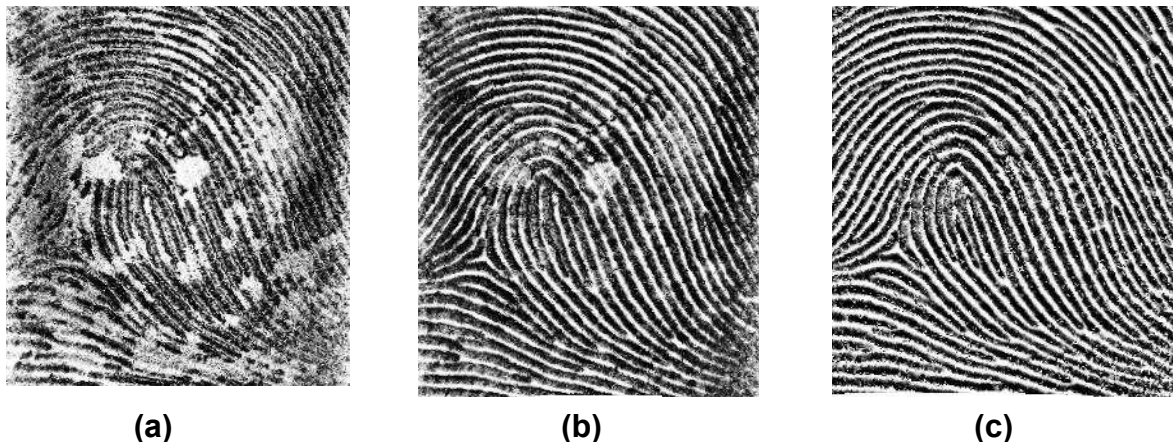


Figure 4.12 - Images OCT de l'empreinte digitale d'un doigt humide. (a) représentation en intensité. (b) représentation en intensité moyenne. (c) représentation en phase.

Un autre cas fréquent en authentification biométrique est le cas des doigts tachés d'encre. Un exemple est présenté en Figure 4.13. Ici aussi, les taches d'encres sont visibles dans les représentations en intensité (Figure 4.13a-b, encadrées en rouge), mais pas dans la représentation en phase (Figure 4.13c). Finalement, pour des conditions d'acquisition dégradées, les images en phase obtenues grâce à l'OCT pourraient assurer des performances plus robustes en authentification que les images en intensité, telles qu'obtenues avec certains capteurs biométriques plus conventionnels.

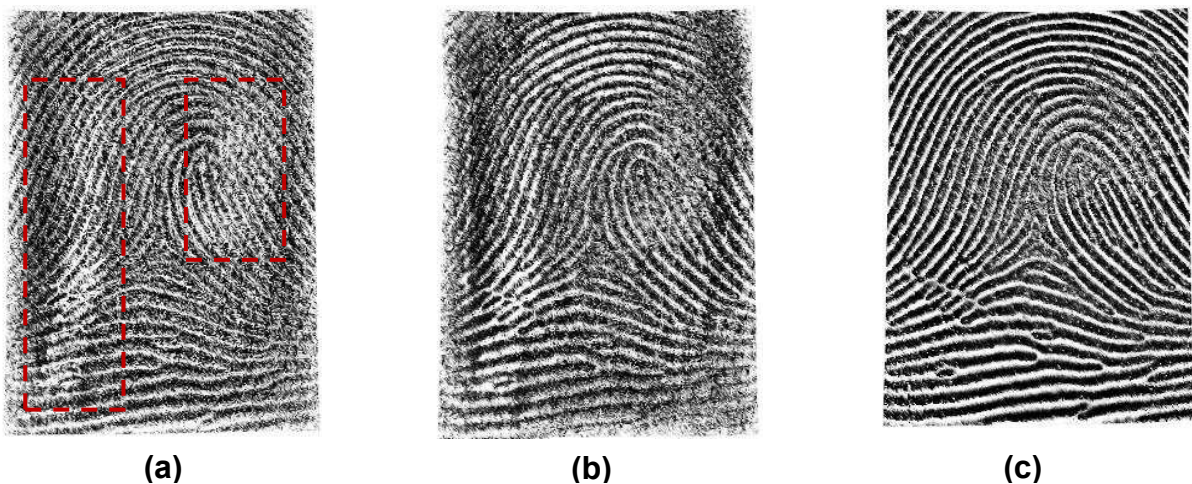


Figure 4.13 - Images OCT de l'empreinte digitale d'un doigt taché d'encre. (a) représentation en intensité. (b) représentation en intensité moyenne. (c) représentation en phase.

4.2 Imagerie de l'empreinte digitale interne

4.2.1 Segmentation

Si nous regardons le A-scan de la Figure 4.14a, nous voyons que le signal d'intensité rétrodiffusée à l'intérieur du doigt (entre le pic 1 et 3) n'est pas rigoureusement décroissant. Nous observons un deuxième pic, labélisé 2, à $z \sim 2.1 \text{ mm}$. Ce pic correspond en fait au derme papillaire, c'est-à-dire le tissu de la peau situé entre le derme et l'épiderme (voir section 1.2.3). Il reflète les très

fortes inhomogénéités de la peau (et donc d'indice de réfraction) liées à un changement d'organisation cellulaire au niveau de cette interface.

De manière analogue à l'empreinte externe, il est possible, à l'aide de mesures de temps de vol, d'extraire une surface 3D $S_I(x, y)$ associée à l'empreinte interne à partir de la localisation du deuxième pic de plus grande intensité de chaque A-scan du volume tomographique. L'empreinte interne 3D ainsi extraite est visible en Figure 4.14b.

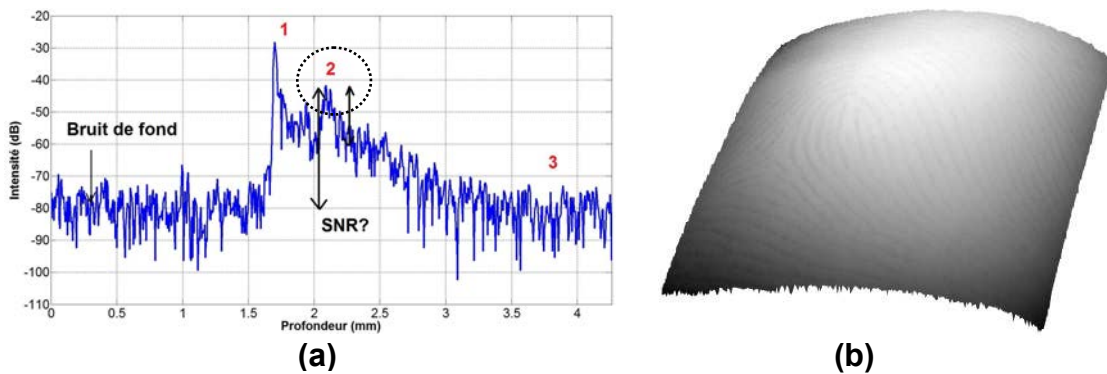


Figure 4.14 - (a) A-scan typique d'un doigt enregistré par l'OCT. (b) Empreinte digitale 3D interne. La texture projetée sur la surface est lié au temps de vol.

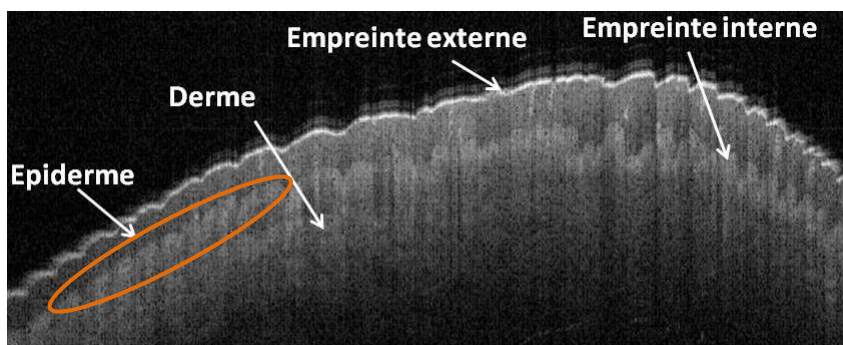


Figure 4.15 - B-scan d'un doigt. On peut observer les différences de structures entre l'empreinte externe (très continue) et l'empreinte interne (plus épaisse, discontinue, inhomogène).

4.2.2 Différentes représentations de l'empreinte interne

4.2.2.1 Représentation en phase

De la même manière que pour l'empreinte 3D externe, nous pouvons obtenir à l'aide de l'enveloppe moyenne $EM_I(x, y)$ de la surface 3D $S_I(x, y)$, une représentation en phase P de l'empreinte interne. L'image de texture *en phase* $P_I(x, y)$ est visible Figure 4.16a. Le résultat de la projection de cette image de texture sur l'empreinte interne 3D $S_I(x, y)$ est visible sur Figure 4.16b. Les motifs des sillons de l'empreinte interne semblent bien être similaires à ceux des sillons de l'empreinte externe.

Nous voyons que la qualité de l'image de l'empreinte interne visible sur la Figure 4.16b est moins bonne que celle de l'empreinte externe associée en Figure 4.8. Les sillons de l'empreinte interne apparaissent moins contrastés et plus resserrés que ceux de l'empreinte externe. L'image de texture

est plus bruitée. Des zones dégradées où les sillons ne sont pas apparents peuvent également être identifiées.

Si l'on observe le B-scan de la Figure 4.15, nous voyons en fait que l'empreinte interne n'apparaît pas aussi bien que l'empreinte externe dans les images OCT. En effet, le profil de l'empreinte externe est bien continu, et les sillons sont bien dessinés. A l'inverse, le profil de l'empreinte interne a une structure plus désordonnée, plus inhomogène, et les sillons apparaissent beaucoup moins clairement ([76], [77]) (d'autant plus que le contraste entre l'épiderme et le derme papillaire n'est pas très élevé). Il apparaît donc plus bruité. Dans la zone entourée en orange en particulier, la structure des sillons de l'empreinte interne n'est presque pas visible. Par ailleurs, nous voyons que l'épaisseur du derme papillaire est plus importante que celle de l'empreinte externe.

La Figure 4.17, qui permet d'observer les profils des empreintes externe et interne sur un B-scan particulier, illustre bien ces propos. On peut voir que le profil associé à l'empreinte interne obtenue par mesures de temps de vol est beaucoup plus bruité que celui associé à l'empreinte externe. Les sillons de l'empreinte y sont beaucoup moins apparents.

Par rapport aux remarques qui ont été faites précédemment, deux problèmes peuvent être mis en lumière:

- Pour un A-scan donné, il peut y avoir une ambiguïté sur la localisation précise du pic associé au derme papillaire (c'est-à-dire le deuxième pic de plus grand niveau d'intensité).
- Il en résulte qu'en considérant plusieurs A-scan(x,y) voisins, il peut y avoir une ambiguïté sur la forme elle-même des sillons de l'empreinte interne (voir la Figure 4.17).

En d'autres mots, la précision de localisation associée à $S_I(x,y)$ n'est pas très bonne, et cela malgré ce à quoi nous aurions pu nous attendre. En effet, le SNR associé à l'interface de l'empreinte interne est d'environ $30dB$. D'après les simulations de la section 3.3, la précision de localisation pour l'empreinte interne est donc de $370nm$, ce qui devrait assurer une très bonne reconstruction de la surface $S_I(x,y)$ grâce aux mesures de temps de vol. La représentation en phase visible en Figure 4.16b montre que ce n'est pourtant pas le cas. Le profil 3D des sillons de l'empreinte interne n'est pas très bien reconstruit, et la représentation en phase qui en découle n'est pas satisfaisante. Nous discuterons ce point dans la section 4.2.2.3.

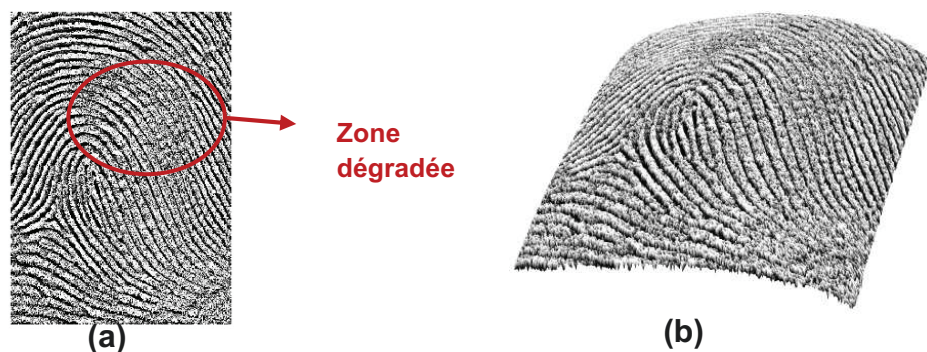


Figure 4.16 - (a) Image de texture en phase $P_I(x,y)$ de l'empreinte interne. (b) représentation 3D P de l'empreinte interne.

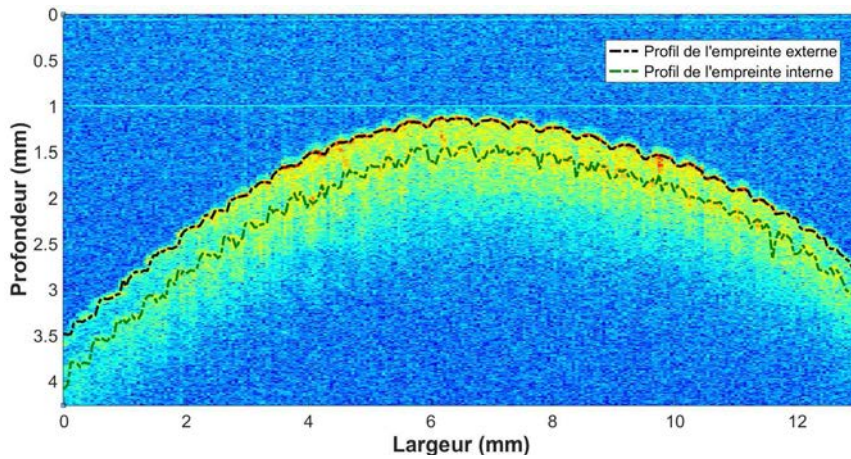


Figure 4.17 - Comparaison des profils associés aux empreintes interne et externe d'un B-scan donné.

4.2.2.2 Représentations en intensité

Nous pouvons obtenir également les représentations en intensité I et en intensité moyenne IM pour l'empreinte digitale interne. Pour la représentation I , on récupérera cette fois-ci les niveaux d'intensité associés à $S_I(x, y)$. Pour la représentation IM , la moyenne des niveaux d'intensité sera effectuée autour de l'enveloppe moyenne $EM_I(x, y)$.

Les images de texture, respectivement $I_I(x, y)$ et $IM_I(x, y)$, dans ces représentations sont visibles en Figure 4.18a-gauche et Figure 4.18b-gauche, et les projections sur la surface 3D $S_I(x, y)$ en Figure 4.18a-droite et Figure 4.18b-droite. Comme pour la représentation en phase P , les images de textures sont assez bruitées, et les sillons de l'empreinte interne apparaissent assez peu contrastés.

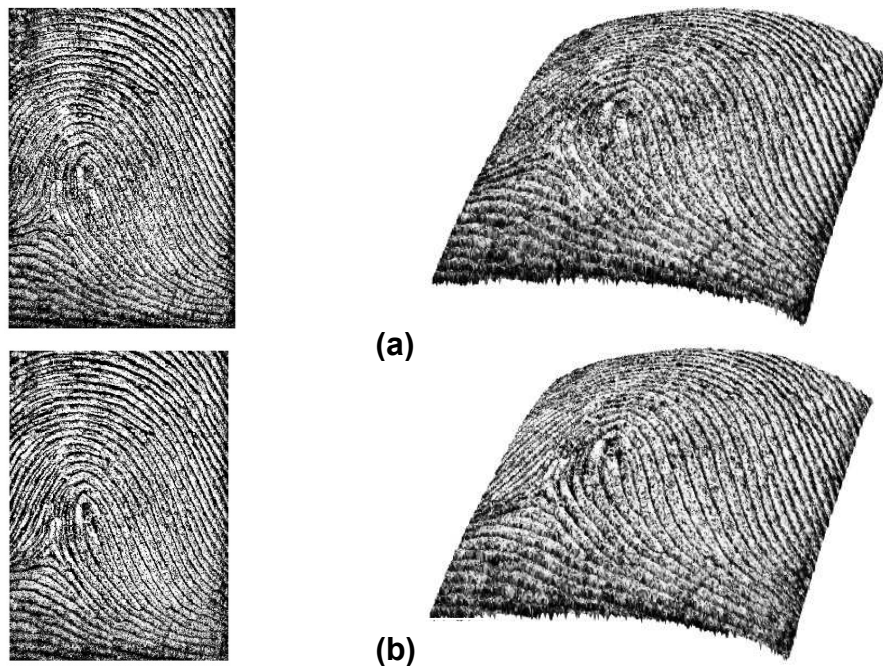


Figure 4.18 - Empreinte digitale 3D - (a) A gauche : image $I_I(x, y)$. A droite : représentation 3D I de l'empreinte interne. (b) A gauche : image $IM_I(x, y)$ A droite : représentation 3D IM de l'empreinte interne.

4.2.2.3 Discussion sur la qualité des images d'empreintes internes.

En fait, nous pensons que la mauvaise qualité des images d'empreintes internes dans les représentations en intensité, mais aussi en phase (contrairement au cas de l'empreinte externe), est intrinsèquement liée aux phénomènes de diffusion à l'intérieur du doigt, comme cela a déjà été discuté en section 3.1, et du bruit de speckles qui en résulte (voir aussi [76], [77]). En effet, la diffusion à l'interface de l'empreinte interne peut être assez inhomogène, précisément parce qu'elle est située à l'intérieur de la peau, mais aussi à cause des nombreux autres centres de diffusion présents au dessus de cette interface (pouvant engendrer des diffusions multiples). De plus, ces phénomènes de diffusion sont fortement anisotropiques et peuvent être influencés par l'angle d'incidence du faisceau laser. Cela expliquerait d'ailleurs pourquoi les sillons de la partie de l'empreinte interne entourée en orange dans la Figure 4.15, et se situant au bord du doigt sous un angle particulier, sont aussi peu visibles.

Dans le cas plus spécifique de la représentation P , l'écart des résultats attendus par rapport à ceux observés est dû au fait que les phénomènes de diffusion à l'intérieur du doigt n'ont justement pas été pris en compte dans le modèle de la section 3.3. Nous comprenons que le bruit de speckles causé par ces phénomènes de diffusion va en fait dégrader la précision de localisation associée à la surface $S_1(x, y)$. Ces résultats montrent bien que le modèle de la section 3.3 devrait être amélioré pour mieux prendre en compte les phénomènes physiques de diffusion ayant lieu à l'intérieur du doigt.

4.3 Evaluation des représentations en phase et en intensité

Nous souhaitons comparer quantitativement les représentations en intensité et notre représentation en phase. En d'autres mots, nous voulons comparer la qualité des images d'empreintes dans les différentes représentations. Dans notre contexte, les scores de matching sont un outil tout à fait pertinent. Ils seront utilisés tout au long de nos expériences comme un indicateur de la qualité des images. En effet, si les images sont de qualité médiocre, il y aura beaucoup d'erreurs lors de l'étape de détection des minuties, et donc beaucoup d'erreurs de matching intra-classe.

Des expériences en vérification d'empreintes ont donc été menées, sur les empreintes externe et interne, dans les différentes représentations, c'est-à-dire les représentations *en intensité* (I et IM) et *en phase* (P). Comme les tests seront réalisés sur la même base de données de doigts, la représentation qui donnera les meilleurs résultats en vérification sera jugée de meilleure qualité que les autres pour notre application biométrique. Ces résultats seront exprimés en particulier à travers les courbes DET. Une comparaison directe des courbes DET permettra alors d'évaluer la supériorité d'une représentation sur une autre.

Nous avons aussi mené une étude comparative entre nos images OCT d'empreintes digitales dans les différentes représentations, et les images obtenues à l'aide des deux capteurs 2D conventionnels déjà mentionnés auparavant, le capteur optique Hamster IV de SecuGen et le capteur capacitif EikonTouch 700 de Digital Persona . Pour cela, nous avons réalisé des expériences en vérification d'empreintes. Cette étude vise à comparer les performances en vérification obtenues grâce à notre

approche OCT, par rapport à celles obtenues avec des capteurs 2D usuels. Ces dernières serviront alors de référence. Elles correspondent aux performances qui peuvent être attendues pour des capteurs biométriques déjà bien opérationnels, sur la base de données et avec le système de reconnaissance considérés.

Nous tenons à souligner que nos expériences restent limitées par rapport à une évaluation opérationnelle des systèmes biométriques, qui nécessiterait de très grandes bases de données et des systèmes de reconnaissance optimisés. Ces expériences sont cependant un bon indicateur de la pertinence d'une approche par rapport à une autre. Elles demanderont à être confirmées par la suite.

4.3.1 Aplatissement des empreintes digitales

4.3.1.1 Intérêt de l'aplatissement

Pour réaliser les expériences en vérification des images OCT, il est nécessaire de comparer des empreintes digitales 3D. Nous avons vu dans la section 1.2.5.3 que deux stratégies étaient envisageables : réaliser le matching directement avec les empreintes 3D ou bien se ramener à des images 2D. Nous avons retenu la deuxième solution. En effet, il nous est apparu plus acceptable dans un premier temps de se ramener à des images 2D afin de pouvoir réutiliser les outils de reconnaissance déjà développés pour ce cas là.

Pour le matching en 2D, deux méthodes peuvent être envisagées. La première méthode consiste à exploiter directement les images de textures 2D $P_c(x, y)$, $I_c(x, y)$, $IM_c(x, y)$, avec $c = \{E, I\}$. Cette méthode est pertinente d'un point de vue du coût algorithmique, car la vérification peut être réalisée directement sur les images obtenues avec notre système OCT. Cependant, l'information de surface des doigts y est totalement perdue.

La deuxième méthode consiste à transformer les empreintes digitales surfaciques 3D $S_c(x, y)$ en images 2D, puis à réaliser les tests de vérification sur les images d'empreintes aplaties résultantes. Nous avons retenu préférentiellement la deuxième méthode car elle nous a paru plus intéressante. Les méthodes d'aplatissement ont en effet comme avantage de mieux conserver les métriques de la surface du doigt (bien que ces métriques soient potentiellement déjà distordues, à cause du fait que le faisceau laser balaye le doigt avec un certain angle, comme cela est expliqué en section 2.2.3.4).

4.3.1.2 Méthode d'aplatissement proposée

Nous proposons une méthode d'aplatissement des empreintes digitales, basée sur la méthode de Zigelman et al. [99], qui permet de transformer une empreinte digitale 3D en une image 2D équivalente. La méthode d'aplatissement de Zigelman a été proposée initialement pour la projection d'images de texture sur des variétés géométriques. Elle est particulièrement intéressante dans le contexte de la biométrie des empreintes digitales car elle repose sur le principe de la minimisation des distorsions géodésiques. Par conséquent, les distances inter-minuties devraient être conservées au mieux lors de la projection 3D-2D.

La méthode de Zigelman est basée sur la méthode Fast Marching [100] et sur le Multidimensional Scaling (MDS) [99][101]. La méthode Fast Marching permet d'estimer les distances géodésiques sur des surfaces 3D. Elle a été introduite initialement par Sethian et *al.* pour le calcul de chemins géodésiques sur des variétés géométriques. Le MDS est un outil mathématique qui permet de déterminer les structures géométriques sous-jacentes à un ensemble de données. Il est utilisé dans les problèmes de réduction de dimensionnalité, très souvent pour visualiser des données en N dimensions dans des espaces de dimension réduite (3D ou 2D). Il est également utilisé dans le domaine du « surface embedding ». La méthode proposée par Zigelman peut être vue comme une variante de la méthode ISOMAP [102], la principale différence étant la méthode utilisée pour l'estimation des distances géodésiques (algorithme de Dijkstra pour la méthode ISOMAP et le Fast Marching pour la méthode de Zigelman).

Pour l'aplatissement de l'empreinte 3D, la méthode Fast Marching est d'abord utilisée pour calculer les distances géodésiques sur un maillage triangulaire de l'enveloppe moyenne Em_c (surface 3D de l'empreinte externe ou interne, sans les sillons), avec $c = \{E, I\}$. Le MDS est ensuite utilisé pour transformer la surface 3D du doigt en une image 2D, sous la contrainte de la préservation des distances géodésiques estimées par la méthode Fast Marching. La complexité algorithmique de la méthode de Zigelman est de $N^2 \log N$, où N est le nombre de points du maillage. Cela veut dire que pour une surface de taille 340×260 , le maillage contiendra 88400 points et la complexité algorithmique sera très élevée ($= 8.9 \times 10^{10}$).

Afin de limiter la complexité algorithmique, nous avons utilisé une variante du MDS, le landmark-MDS [101]. Dans cette méthode, on sélectionne un ensemble réduit de points du maillage fin (la convergence de la méthode Fast Marching a été prouvée : plus le maillage est fin, meilleure est l'estimation des géodésiques), représentatifs de la surface 3D (Figure 4.19a). Seuls ces points seront traités par le landmarks-MDS. Il existe différentes stratégies pour le choix des points descriptifs [101]. Comme la surface 3D est plutôt régulière, nous avons choisi des points uniformément espacés. La surface 3D est aplatie à partir de ces points descriptifs seulement. Les nouvelles coordonnées 2D des autres points du maillage qui n'ont pas été traités sont ensuite extrapolées (extrapolation linéaire) à partir des nouvelles coordonnées 2D des points descriptifs (Figure 4.19b). La complexité de cette méthode est de $nN \log N$, avec n le nombre de points descriptifs utilisés pour l'aplatissement. Dans notre cas, $n = 120$ et la complexité est de 1.2×10^8 , soit un gain d'un facteur 1000 par rapport à la méthode de Zigelman classique.

Une fois l'aplatissement de la surface du doigt effectué, on projette sur la surface aplatie l'image 2D de textures des représentations $P_c(x, y)$, $I_s(x, y)$, $IM_c(x, y)$, avec $c = \{E, I\}$, afin d'obtenir une image 2D de l'empreinte digitale (Figure 4.19c). Pour obtenir une image analogue à celle obtenue par un capteur 2D usuel, une opération d'inversion est réalisée sur les niveaux de gris des images de textures afin d'obtenir leur négatif (Figure 4.19d).

Pour résumer, la méthode d'aplatissement des empreintes se compose des étapes suivantes :

- Extraction de l'enveloppe moyenne Em_c de la surface 3D associée à l'empreinte (interne ou externe).
- Maillage triangulaire de l'enveloppe moyenne. On utilise une triangulation de Delaunay [103].
- Calcul des distances géodésiques sur le maillage à l'aide du Fast Marching
- Projection 3D-2D de la surface 3D à l'aide du landmarks-MDS.
- Projection d'une image de textures $P_c(x, y)$, $I_s(x, y)$, $IM_c(x, y)$, avec $c = \{E, I\}$, sur le maillage de la surface du doigt aplatie. On obtient alors une image de l'empreinte digitale en 2D.
- Inversion des niveaux de gris de l'image de textures.

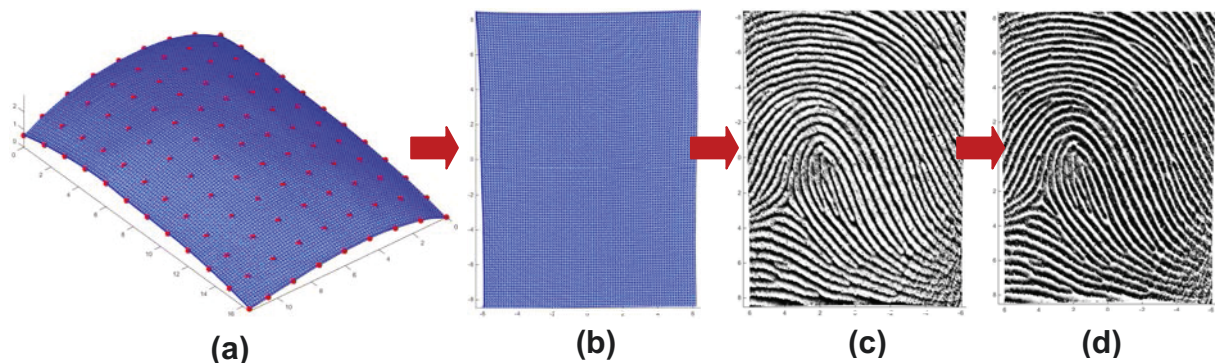


Figure 4.19 –(a) Maillage triangulaire de Em_c . Les points rouges correspondent aux n points descriptifs. (b) Surface aplatie. (c) projection de l'image de texture $P_c(x, y)$ sur la surface aplatie. (d) Inversion des niveaux de gris de l'image de textures.

Nous avons également envisagé une approche plus physique pour réaliser l'aplatissement des empreintes digitales. Cette approche consiste à représenter les surfaces 3D des empreintes comme des systèmes mécaniques masse-ressort ([52]–[54]). On associe une certaine masse à chaque point du maillage de la surface Em_c (avec $c = \{E, I\}$). Les arrêtes du maillage sont assimilées à des ressorts sur lesquels on peut appliquer des forces de déformations. L'aplatissement consisterait alors à rendre identique toutes les coordonnées z des points du maillage, tout en conservant les distances entre ces points. Un tel problème peut alors se résoudre de manière itérative, à l'aide des lois de la mécanique (bilan des forces, principe de conservation de l'énergie, équations différentielles linéaires dépendant du temps, etc.). L'avantage d'un tel modèle est la possibilité d'appliquer en plus des modèles physiques de déformations spécifiques du doigt (linéaire ou non linéaire), dans le but d'assurer au mieux l'interopérabilité avec les capteurs 2D avec contact. Cette méthode n'a pas été mise en œuvre durant ce travail de thèse car nous avons préféré nous concentrer sur une seule méthode d'aplatissement. Elle fera l'objet d'un travail futur.

4.3.1.3 Sauvegarde des images d'empreintes digitales aplaties

Le maillage texturé de la Figure 4.19d représentant l'empreinte aplatie est ensuite échantillonné à l'aide d'une grille rectangulaire afin d'obtenir une image de cette empreinte. La longueur (suivant X) de l'empreinte aplatie correspond à environ $17mm$ et sa largeur (suivant Y) à environ $13mm$ (voir section 2.2.4 pour plus de précisions). On applique donc une grille de dimensions

18.5mm × 14.5m (fixées arbitrairement) de manière à ce que l'empreinte aplatie soit contenue complètement dans la grille. Le nombre de pixels de la grille est fixé à 370 × 290 afin d'avoir un échantillonnage de l'image ~500ppp.

On a alors au final une image d'empreinte digitale (voir la Figure 4.20) qui est compatible, en termes de résolution d'images, avec le module de mise en correspondance BOZORTH3 (si on néglige les problèmes de variations de résolution en XY dans le volume tomographique et pour les surfaces extraites, qui ont été mentionnés en section 2.2.3.4).

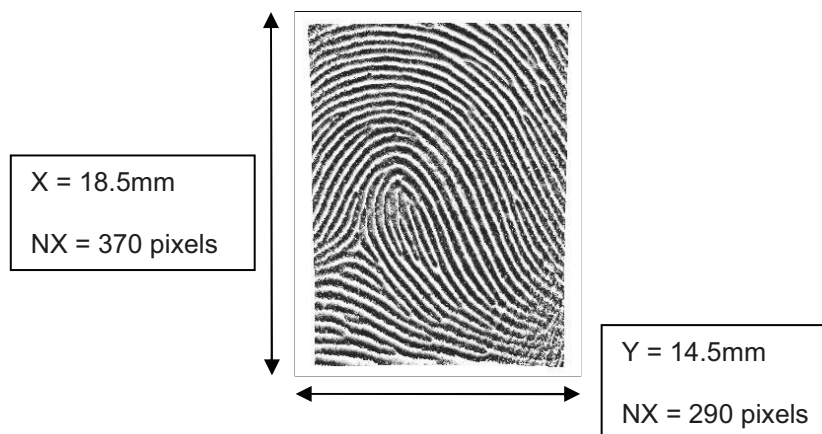


Figure 4.20 - Dimensions des images d'empreintes digitales OCT.

4.3.2 Base de données de tests et expériences mises en œuvres

Nous avons réalisé une petite base de données d'images pour la mise en œuvre des expériences en vérification d'empreintes. Cette base contient :

- des images d'empreintes digitales externe et interne acquises avec notre système OCT. L'acquisition des doigts avec l'OCT a été effectuée sans contact, mais de manière contrainte grâce à l'utilisation d'un support pour le doigt.
- des images d'empreintes digitales acquises avec les capteurs optique et capacitif.

Nous avons réalisé deux séries d'expériences différentes :

- 1) Dans la première série d'expériences, les acquisitions ont été réalisées sur doigts secs, dans des conditions normales d'humidité (humidité ambiante du laboratoire). Pour chaque capteur, nous avons enregistré les 102 mêmes doigts, issus de 15 individus. Chaque doigt a été acquis 4 fois. Nous avons donc au total 408 images pour chaque capteur 2D, et pour chaque représentation (*P*, *I* et *IM*) des empreintes externe et interne obtenues grâce à l'OCT. Les empreintes digitales 3D OCT ont été aplaties à l'aide de la méthode présentée en section 4.3.1. Pour les tests en vérification d'empreintes, chaque image d'empreinte aplatie a été comparée avec toutes les autres images de la base, sauf elle-même, ce qui mène à un total de $408 \times 407 = 166056$ comparaisons (1224 comparaisons client et 164832 comparaisons

imposteur). En d'autres mots, on ne tient pas compte du fait que certaines images proviennent de la même personne.

- 2) Dans la deuxième série d'expériences, les acquisitions ont été réalisées sur des doigts humidifiés d'après le protocole décrit dans la section 4.1.3. Seules les images d'empreintes externes dans les représentations P , I et IM ont été utilisées ici. Nous avons enregistré 50 doigts différents, chacun acquis 4 fois. Nous avons dans ce cas un total de 200 images d'empreintes digitales 3D externes pour chacune des représentations.

Pour les tests en vérification d'empreintes, nous avons ici $200 \times 199 = 39800$ comparaisons d'images. Deux scénarios sont considérés : A) Dans le premier scénario, les images d'empreintes de doigts humides sont comparées entre elles. Ce scénario permettra alors d'évaluer la qualité des images des différentes représentations, dans le cas de doigts humides. B) Dans le second scénario, on compare les images d'empreintes de doigts humides aux images d'empreintes de doigts secs. Ce dernier scénario permet en fait de simuler l'authentification d'une personne ayant des doigts humides. L'image qui vient d'être acquise par le capteur lors de l'étape d'authentification est comparée à une image de référence, enregistrée au préalable dans de bonnes conditions d'acquisition, et stockée dans la base de données.

Les scores de similarités (matching scores) sont calculés avec le logiciel NBIS [49] (section 1.2.5.2) développé par le NIST. L'algorithme MINDTCT permet d'extraire les minuties d'une image d'empreinte et le matcher BOZORTH3 retourne le score de matching entre 2 images.

4.3.3 Evaluation des différentes représentations pour l'empreinte externe

4.3.3.1 Conditions d'acquisitions normales (doigts secs, à humidité ambiante)

Les courbes DET pour l'empreinte externe, dans les représentations en phase (P) et en intensité (I et IM) sont visibles sur la Figure 4.21. Nous voyons que la courbe P est bien dessous des courbes I et IM ce qui prouve bien la supériorité de la représentation en phase pour l'empreinte externe, par rapport aux méthodes d'imagerie en intensité. On voit également que le filtrage spatial en profondeur dans la représentation IM a permis d'améliorer les résultats par rapport à ceux de la représentation I , sans filtrage. Par exemple, pour un FAR de 0.1% (10^{-3}), le FRR vaut 6.6% pour la représentation P , contre 26.9% pour la représentation I et 18.7% pour la représentation IM .

Pour comparaison, nous avons réalisé les mêmes tests en vérification d'empreintes mais en utilisant cette fois ci les images 2D de textures (pas de prise en compte de l'information de surface donc). Les courbes DET sont visibles en Figure 4.22. Les résultats obtenus à partir de la méthode d'aplatissement sont effectivement meilleurs que ceux obtenus à partir des images de textures. Par exemple, si l'on considère la représentation P , et qu'on se place à un FAR de 0.1% (10^{-3}), $FRR = 0.07793$ avec les images de textures (courbe en pointillés), et $FRR = 0.06558$ avec les images aplaties (courbe en trait plein), soit une amélioration de 15.75%. Ces résultats justifient alors l'intérêt

d'utiliser une méthode d'aplatissement, qui prend en compte l'information de surface et qui préserve au mieux les métriques. Nous l'utiliserons dans toute la suite de ce travail de thèse.

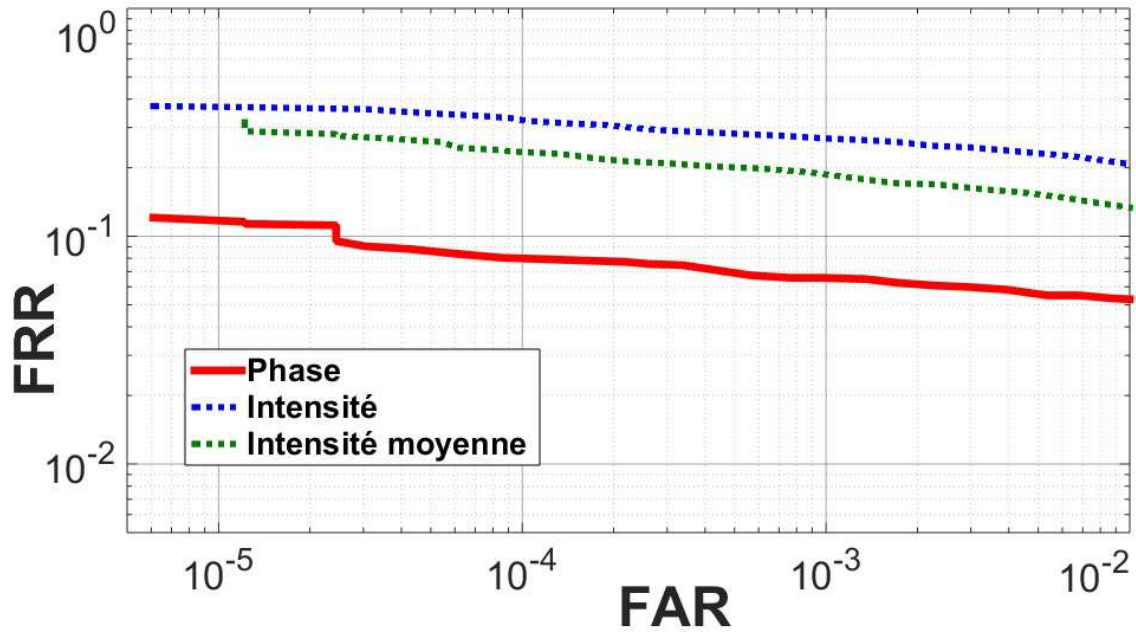


Figure 4.21 - Courbes DET pour l'empreinte externe. Représentations en phase et en intensité.

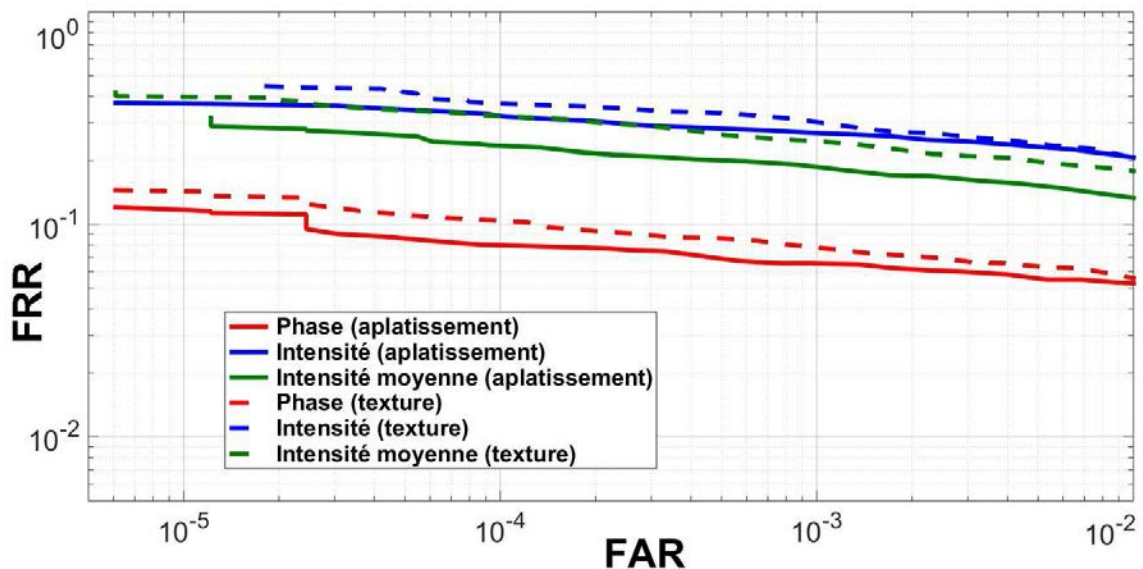


Figure 4.22 – Comparaison entre les courbes DET obtenues à partir des images aplaties et celles obtenues à partir des images de textures.

4.3.3.2 Conditions d'acquisitions dégradées (doigts humides)

Les courbes DET pour l'empreinte externe dans les représentations P , I et IM , dans le cas du scénario A (comparaisons entre doigts humides) sont visibles sur la Figure 4.23. La courbe pour la représentation P est en dessous de la courbe IM , et bien en dessous de la courbe I . Par exemple,

pour un FAR de 0.1% (10^{-3}), le FRR vaut 0.3% pour la représentation P , 11% pour la représentation I , et 1% pour la représentation IM . Ces chiffres traduisent le fait que les images en phase sont de bien meilleure qualité que celles en intensité, dans le cas de doigts humides. Nous observons également dans cette situation l'intérêt du filtrage d'intensité dans la méthode IM , car les performances pour cette représentation se rapprochent un peu de celles pour la phase. Par ailleurs, précisons que ces valeurs ne sont pas directement comparables avec celles de la partie 4.3.3.1 (expériences en conditions normales) car elles n'ont pas été réalisées sur la même base de données.

Les courbes DET pour l'empreinte externe dans les 3 mêmes représentations, dans le cas du scénario B (comparaisons entre doigts humides et doigts secs) sont visibles sur la Figure 4.24. La courbe pour la représentation P est toujours bien en dessous des courbes I et IM . Pour un FAR de 0.1% (10^{-3}), le FRR vaut 6.4% pour la représentation P , 29.3% pour la représentation I et 16% pour la représentation IM . Ces résultats montrent que la représentation *en phase* permet d'être moins sensible à l'humidité des doigts, en termes de dégradation des performances, que les représentations *en intensité*.

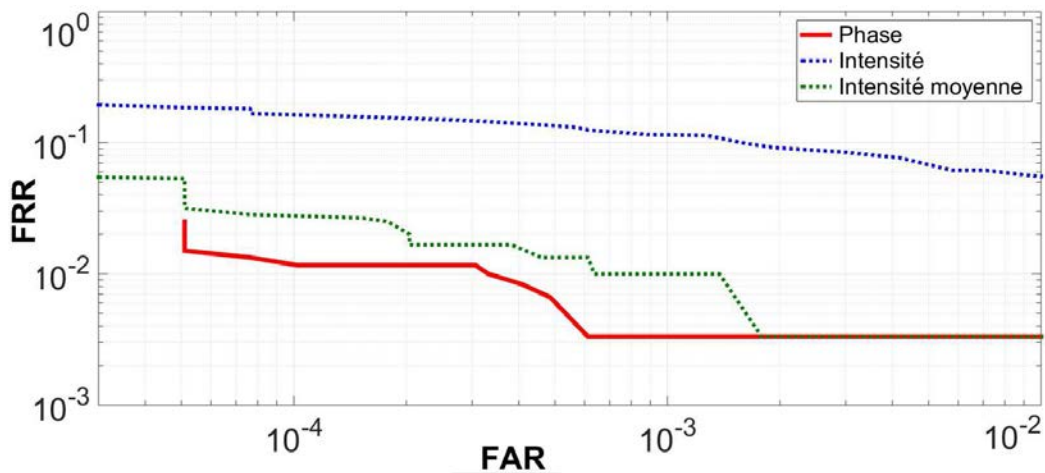


Figure 4.23 - Courbes DET pour le scénario A : comparaisons doigts humides/doigts humides.

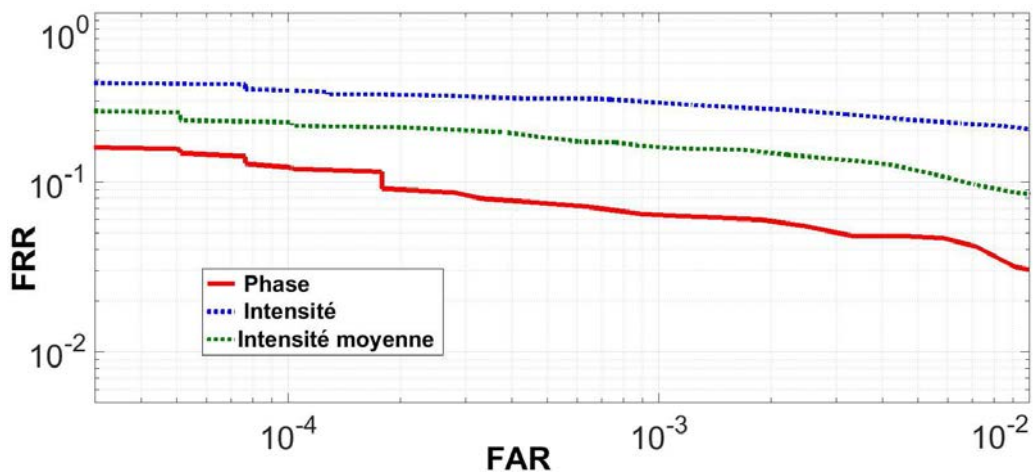


Figure 4.24 - Courbes DET pour le scénario B : comparaisons doigts humides/doigts secs.

4.3.3.3 Comparaison avec les capteurs 2D

Nous avons également cherché à comparer les performances en vérification obtenues avec l'OCT dans les différentes représentations, par rapport à celles obtenues avec les capteurs optique et capacitif. Les courbes DET correspondantes sont visibles en Figure 4.25.

Les courbes associées aux capteurs 2D sont en dessous des courbes associées à l'OCT, ce qui suggère donc de moins bonnes performances pour celui-ci. Cela est d'autant plus vrai pour les courbes des représentations en intensité, traduisant bien le fait que l'intensité n'est pas l'information la plus adaptée pour imager l'empreinte externe. A contrario, la représentation en phase permet de se rapprocher beaucoup plus des performances des capteurs 2D classiques. Par exemple, pour un FAR de 0.1% (10^{-3}), le FRR vaut 6.6% pour la représentation P , 26.9% pour la représentation I , 18.7% pour la représentation IM , 4.1% pour le capteur capacitif et 2.7% pour le capteur optique.

Nous discuterons dans la section 4.5.1 de ce travail de thèse de différentes raisons pouvant expliquer ces différences de performances entre notre approche OCT et les capteurs 2D testés.

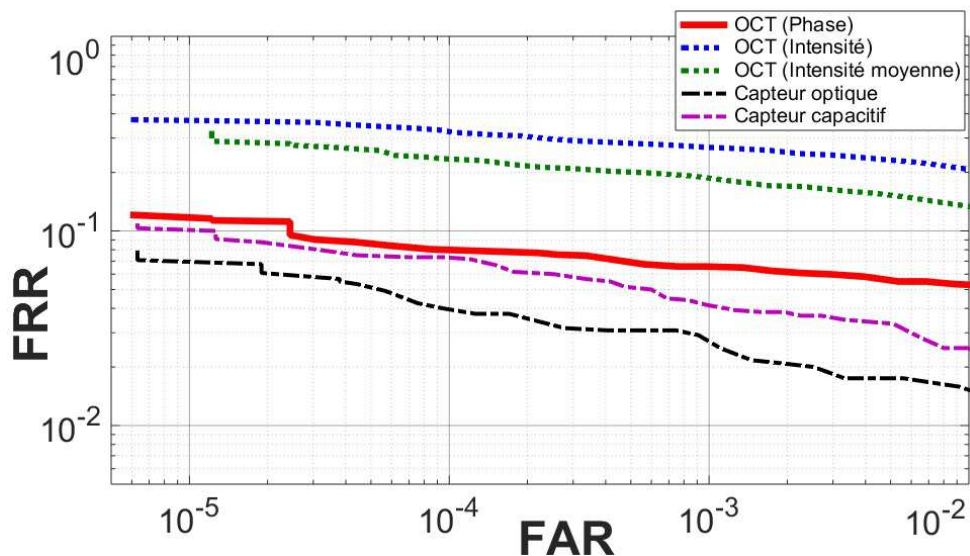


Figure 4.25 - Courbes DET pour l'OCT (empreinte externe en phase et en intensité) et les capteurs 2D - Acquisitions sur doigts secs.

4.3.4 Evaluation des différentes représentations pour l'empreinte interne

Les courbes DET pour l'empreinte interne dans ces mêmes représentations sont visibles sur la Figure 4.26. Cette fois, les résultats obtenus avec la représentation P sont moins bons que ceux obtenus avec les représentations en intensité I et IM (assez similaires). Par exemple, pour un FAR de 0.1% (10^{-3}), le FRR vaut 19.8% pour la représentation P , contre 14.2% pour la représentation I et 12.9% pour la représentation IM . Ces résultats justifient bien les remarques qui avaient été faites en section 4.2.2 sur les limites des mesures de temps de vol et de la représentation associée pour l'imagerie de l'empreinte digitale interne.

Par ailleurs, si l'on compare ces résultats à ceux de l'empreinte externe en phase, et ceux des capteurs optique et capacitif, on voit que les performances obtenues avec l'empreinte interne sont très médiocres. Ces résultats nous permettent de voir que l'exploitation de l'empreinte interne pour la reconnaissance biométrique n'est en fait pas du tout immédiate, ni aisée.

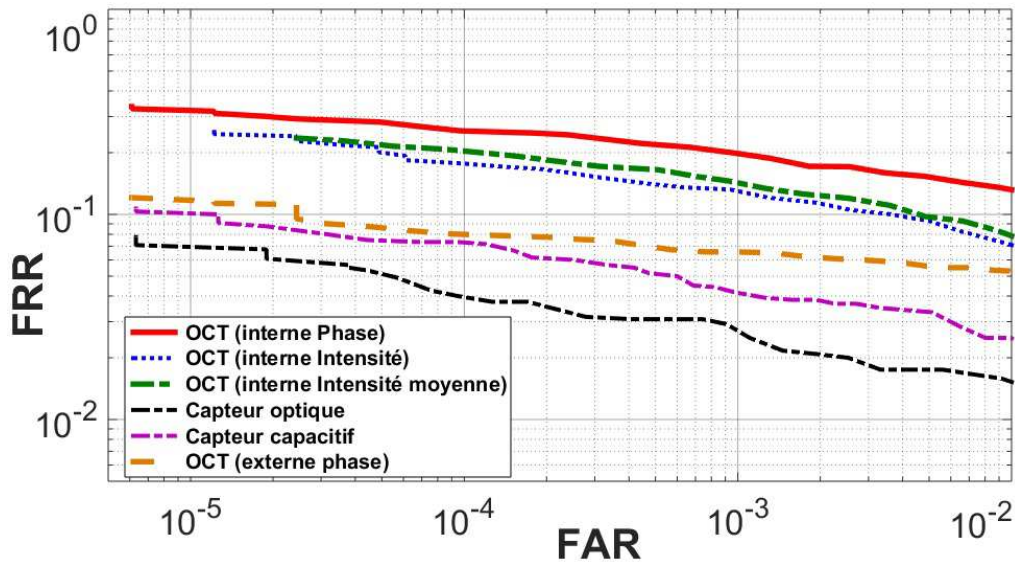


Figure 4.26 - Courbes DET pour l'OCT (empreinte interne en phase et en intensité + empreinte externe en phase) et les capteurs 2D

4.4 Méthode d'imagerie des empreintes par fusion phase-intensité

4.4.1 Introduction de la fusion

Nous avons vu en section 4.2.2 que les représentations *en phase* et *en intensité* n'étaient pas forcément adaptées à l'imagerie de l'empreinte interne (ce qui a été vérifié par les résultats de la section 4.3.4). Pour illustration, un exemple d'empreinte digitale interne, dans les représentations *P* et *IM*, après aplatissement et inversion des niveaux de gris, est visible en Figure 4.27. Les images sur la première ligne correspondent aux images de l'empreinte interne dans les représentations *P* et *IM*. Les images en vert sur la deuxième ligne représentent ces mêmes images, mais après diverses étapes de traitements et de binarisation. Le logiciel Verifinger, développé par Neurotechnology, a été utilisé à cet effet [104]. Les minuties extraites à partir de l'image binarisée sont représentées par les points rouges.

Dans les deux représentations, on observe la présence de régions où la qualité d'image est médiocre (par exemple les zones marquées par les cercles rouges). Dans de telles régions, les sillons des empreintes digitales ne sont pas bien visibles. Par conséquent, la qualité de ces régions n'est pas suffisante pour assurer une détection de minuties correcte. Cela est bien illustré par les trous blancs (entourée par les cercles rouges) dans les images binarisées qui signifient que le logiciel n'a pas réussi à détecter la présence de sillons. Ces dernières remarques justifient d'ailleurs les mauvais résultats en vérification d'empreintes qui avaient été obtenus pour les représentations en phase et en intensité de l'empreinte interne.

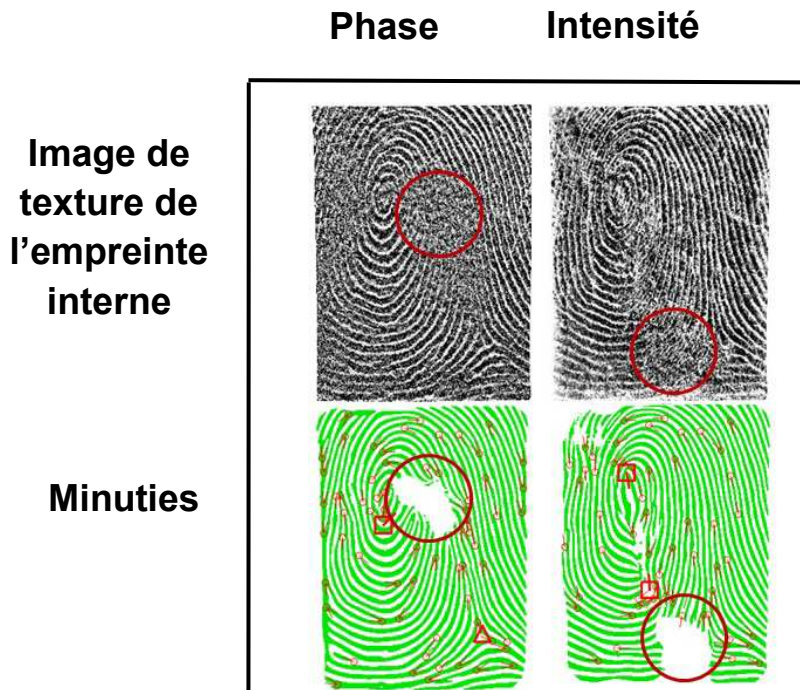


Figure 4.27 - Images de texture et minuties d'une empreinte digitale interne, dans les représentations en phase et en intensité.

Ainsi, afin d'obtenir de meilleurs résultats en vérification avec l'empreinte interne que ceux obtenus avec les représentations P , I et IM , nous comprenons que la qualité des images d'empreintes digitales internes doit être améliorée. Nous avons observé sur l'ensemble de notre base de données que les régions problématiques susmentionnées des images en phase et en intensité n'étaient pas localisées au même endroit dans les deux représentations. Cela est lié au fait que l'information exploitée pour les deux représentations est différente, mais aussi à la nature aléatoire des phénomènes de diffusion à l'intérieur du doigt. Ainsi, nous devons considérer que la localisation de ces zones dégradées est aléatoire pour les deux représentations. Ces propos nous ont alors encouragés à étudier une méthode d'amélioration de la qualité des images des empreintes digitales internes, basée sur la fusion des représentations en phase et en intensité.

4.4.2 Présentation de la méthode de fusion

4.4.2.1 Principe de la méthode de fusion

Afin d'améliorer la qualité des images d'empreintes digitales internes, nous proposons une méthode originale qui consiste à fusionner l'information en intensité et en phase. Plus concrètement cette méthode est basée sur la fusion des images de texture des représentations en phase et en intensité. Bien que cette fusion ait été proposée initialement pour l'empreinte interne, nous l'avons étendu ensuite à l'empreinte externe. Nous avons en particulier deux fusions différentes: 1) la fusion entre la représentation en phase et la représentation en intensité (I), appelée $F1$ et 2) la fusion entre la représentation en phase et la représentation en intensité moyenne (IM), appelée $F2$.

La méthode de fusion opère pixel par pixel. De manière générale, on peut exprimer la valeur d'un pixel fusionné par une combinaison linéaire des pixels des images de textures en phase et en intensité :

$$F_c(x, y) = \alpha_{Ic}(x, y) \times I_c(x, y) + \alpha_{Pc}(x, y) \times P_c(x, y)$$

Équation 4.3

où I_c est l'une des 2 images de texture en intensité (I ou IM),

P_c est l'image de texture en phase,

F_c est l'image de texture en fusion,

$c = \{I, E\}$, selon que l'on considère l'empreinte interne ou l'empreinte externe,

x et y sont les coordonnées des pixels d'une image.

α_{Ic} et α_{Pc} sont les coefficients de pondération de la combinaison linéaire, qui accorderont plus ou moins de poids aux représentations en intensité et en phase, respectivement. Dans notre méthode de fusion, les valeurs de ces deux coefficients seront choisies en fonction d'un critère de qualité associé à chaque pixel. Ce critère de qualité pour chaque pixel dépendra de son voisinage. Nous pouvons écrire en particulier :

$$\alpha_{Ic}(x, y) = \frac{Q_{Ic}(x, y)}{Norm} \quad \text{et} \quad \alpha_{Ps}(x, y) = \frac{Q_{Pc}(x, y)}{Norm}$$

où

$Q_{Ic}(x, y)$ est la valeur de qualité du pixel (x, y) de l'image I .

$Q_{Pc}(x, y)$ est la valeur de qualité du pixel (x, y) de l'image P .

avec

$$0 < Q_{Ic}(x, y) < 1 \text{ et}$$

$$0 < Q_{Pc}(x, y) < 1$$

$$Norm = Q_{Ic}(x, y) + Q_{Pc}(x, y),$$

$$\text{Si } Norm = 0, \quad \alpha_{Ic} = \alpha_{Pc} = 0.5$$

Une façon plus particulière de réaliser la fusion consiste à prendre une décision binaire pour la valeur du pixel de sortie, en fonction de la valeur de qualité associée au pixel de telle ou telle représentation : le pixel issu de la représentation qui aura la plus grande valeur de qualité sera gardé pour l'image de fusion. Nous pouvons écrire dans ce cas précis:

$$F_c(x, y) = \begin{cases} I_c(x, y) & \text{si } Q_{Ic}(x, y) > Q_{Pc}(x, y) \\ P_c(x, y) & \text{si } Q_{Ic}(x, y) < Q_{Pc}(x, y) \end{cases}$$

Équation 4.4

D'autres manières de réaliser la fusion, peut-être plus judicieuses, pourraient être proposées. Nous ne cherchons pas ici à réaliser une étude exhaustive des méthodes de fusion possibles, ni à comparer leurs performances respectives, mais plutôt à étudier la faisabilité et la pertinence d'une fusion de l'information de phase et d'intensité. De plus, nous comprenons bien que le critère de qualité choisie pour les valeurs Q_{Ic} et Q_{Pc} aura une importance particulière. Ainsi, une amélioration des travaux présentés ici seraient tout à fait envisageable et souhaitable.

4.4.2.2 *Mesure de la qualité des pixels*

Pour évaluer la qualité d'un pixel d'une image de textures d'empreinte digitale, nous avons choisi d'utiliser les cartes d'évaluation de la fiabilité des champs d'orientation des sillons (orientation field reliability map [105]). Ce choix a été justifié par le fait qu'il s'agit d'un outil déjà assez répandu en biométrie des empreintes digitales.

Le champ d'orientation d'une image d'empreinte digitale représente la direction principale des sillons pour chaque position dans l'image [42]. Il est calculé pour chaque pixel, en fonction de son voisinage. Ce calcul est basé notamment sur une estimation de l'orientation du gradient de l'image. Les champs d'orientation sont un outil standard en biométrie des empreintes digitales. Un grand nombre de méthodes d'amélioration des images d'empreintes digitales se base sur ceux-ci (par exemple [42]). Les cartes de fiabilité des champs d'orientation ont été utilisées dans la littérature notamment pour détecter les points singuliers dans les empreintes digitales [8]. Pour notre application, elles sont utilisées pour évaluer la bonne estimation de l'orientation des sillons.

Une région d'image d'empreinte digitale de faible qualité peut être caractérisée par le fait que la texture des sillons n'est pas bien apparente. On ne retrouve pas la structure périodique caractéristique. Dans de telles régions, l'estimation de l'orientation sera forcément mauvaise car il n'y aura pas d'orientation prépondérante. La valeur de la fiabilité sera donc faible. Inversement, dans une région d'empreinte où les sillons sont bien visibles et structurés, on pourra estimer de manière fiable leur direction principale.

D'autres critères d'évaluation de la qualité des images auraient pu être retenus. Nous aurions pu utiliser par exemple des mesures locales de contraste (à partir d'histogrammes ou de mesures d'écart type des niveaux de gris). L'exploitation des outils de mesure de la qualité des images d'empreintes digitales utilisés dans le module MINDTCT du logiciel NBIS semble également être une piste intéressante.

4.4.2.3 *Application de la fusion à l'empreinte interne*

Considérons le même exemple d'empreinte interne que dans la Figure 4.27. Les cartes de fiabilité du champ d'orientation des sillons de cette empreinte, calculés d'après [8] pour les deux représentations, sont visibles en bas de la Figure 4.28a. Les pixels sombres correspondent aux valeurs faibles de fiabilité tandis que les pixels clairs correspondent aux valeurs élevées. Nous voyons en particulier que de faibles valeurs de fiabilité sont bien associées aux zones de mauvaise qualité (les zones entourées par les cercles rouge par exemple). La Figure 4.28b représente la même

empreinte interne dans la représentation $F2$. Grâce à la fusion, il a été possible de reconstruire une image de meilleure qualité en choisissant les meilleures régions des deux représentations. La structure des sillons est ainsi mieux préservée sur l'ensemble de l'image. Les régions avec des trous (Figure 4.28a) dans l'image binarisée ont disparu, ce qui amène à une détection de minutie plus robuste. La carte de fiabilité pour l'image en fusion illustre bien l'amélioration de la qualité globale de l'image dans le sens où les zones claires sont plus nombreuses et plus étendues.

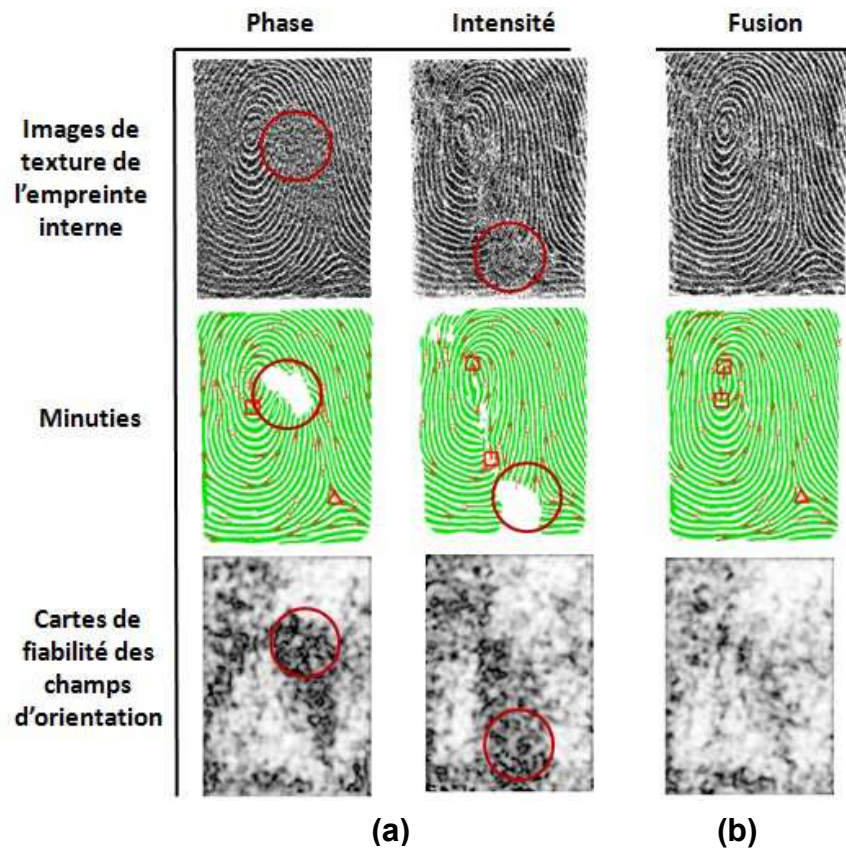


Figure 4.28 - Images de texture, minuties et cartes de fiabilité de l'orientation des sillons d'une empreinte digitale interne dans (a) les représentations en phase et en intensité et (b) la représentation en fusion.

4.4.3 Evaluation de la représentation en fusion des empreintes

Pour évaluer l'intérêt de la méthode de fusion et des représentations des empreintes qui en découlent, de nouvelles expériences en vérification d'empreintes ont été menées sur les empreintes interne puis externe. Toutes les représentations, c'est-à-dire les représentations *en phase* (P), *en intensité* (I et IM), et *en fusion* ($F1$ et $F2$) ont été considérées. Les résultats seront encore exprimés à travers les courbes DET obtenues avec chacune des représentations.

4.4.3.1 Evaluation de la méthode de fusion pour l'empreinte interne

Comme la méthode de fusion a été introduite initialement pour améliorer la qualité des images d'empreinte interne, nous présentons d'abord les résultats pour celle-ci. Les courbes DET pour l'empreinte interne dans toutes les représentations sont visibles en Figure 4.29. Nous voyons le bénéfice de la méthode de fusion dans ce cas là. Les courbes pour les méthodes de fusion $F1$ et $F2$

sont bien en dessous de la courbe en phase P . Par exemple pour un FAR de 0.1% (10^{-3}), le FRR vaut 4.7% pour la $F1$, 5.6% pour la $F2$, et 19.8% pour la phase.

Nous pouvons également comparer ces résultats à ceux obtenus avec les capteurs 2D optique et capacitif. Nous voyons que la méthode de fusion permet de se rapprocher grandement des performances obtenues avec ces capteurs 2D. Notamment, la courbe pour la fusion $F1$ se confond presque avec celle du capteur capacitif. Par exemple, pour un FAR de 0.1% (10^{-3}), le FRR vaut 4.7% pour la $F1$, 4.1% pour le capteur capacitif et 2.7% pour le capteur optique.

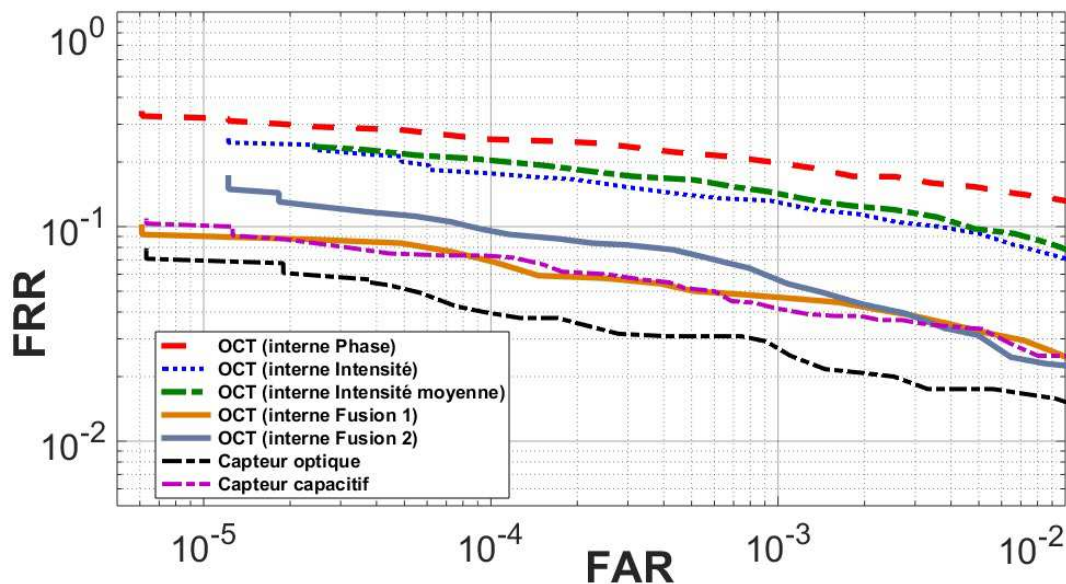


Figure 4.29 - Courbes DET pour l'empreinte interne (toutes les représentations) et les capteurs 2D.

4.4.3.2 Evaluation de la méthode de fusion pour l'empreinte externe

La méthode de fusion peut également être appliquée à l'empreinte externe. Les courbes DET pour cette empreinte, dans toutes les représentations, sont visibles sur la Figure 4.30. Comparons les deux courbes $F1$ et $F2$ en fusion avec la courbe P en phase. Pour un FAR de 0.1% (10^{-3}), le FRR vaut 11.1% pour la représentation $F1$, 6.2% pour la représentation $F2$ et 6.6% pour la représentation P . Fusionner l'information en phase et en intensité ($F1$) a donc dégradé les résultats par rapport à la phase seule, dans le cas de l'empreinte externe. La qualité des images en intensité est en fait trop mauvaise par rapport à celle des images en phase, et a eu un impact trop important dans l'opération de fusion. Il en découle alors une dégradation du résultat final de la fusion. Cependant, la fusion entre la phase et l'intensité moyenne ($F2$) donne des résultats équivalentes à la phase seule. Ces observations laissent suggérer que la méthode de fusion n'est pas encore optimale pour l'amélioration de la qualité des images d'empreinte, et en particulier pour l'amélioration des images d'empreinte externe. Le poids des représentations en intensité semble trop important par rapport à celui de la représentation en phase.

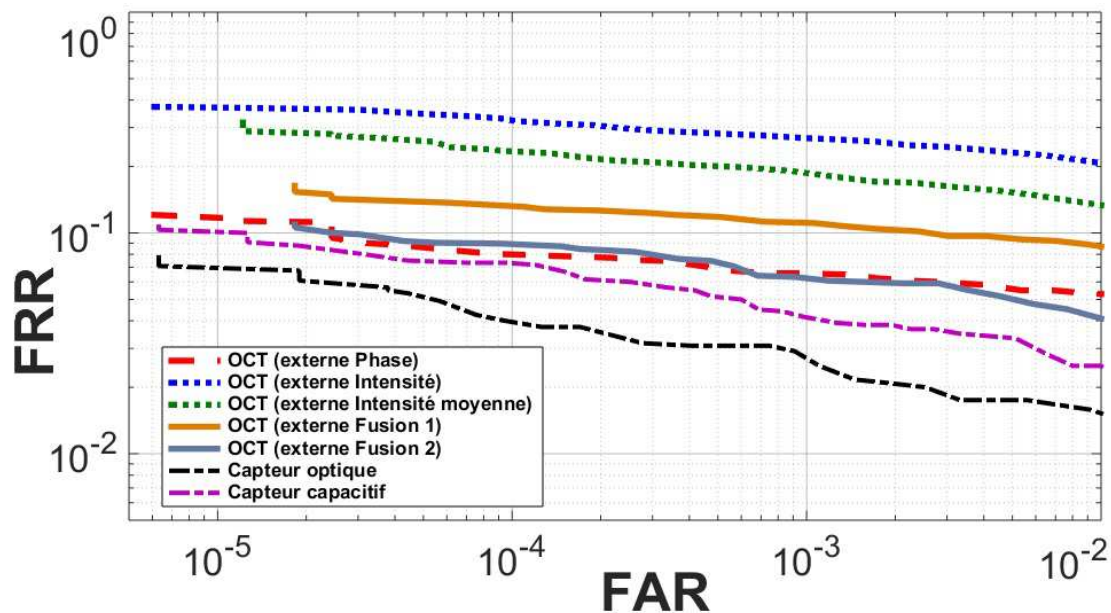


Figure 4.30 - Courbes DET pour l'empreinte externe (toutes les représentations) et les capteurs 2D.

4.4.3.1 Comparaison des empreintes externe et interne.

Comparaison des motifs des empreintes externe et interne :

Il a été finalement admis que les sillons des empreintes externe et interne étaient de formes très similaires. Si l'on regarde les images d'empreintes externe et interne visibles en Figure 4.8 et en Figure 4.16 respectivement, ce postulat est tout à fait raisonnable.

Nous avons cherché à évaluer et à quantifier la ressemblance de ces deux empreintes. A cette fin, nous avons réalisé des expériences croisées en vérification entre les empreintes externe et interne. En effet, un score de matching haut signifiera qu'il y a ressemblance entre les deux, et vice-versa. Pour les comparaisons intra-classe, nous avons comparé chaque image d'empreinte interne de chaque individu, aux images d'empreintes externes correspondantes. Nous avons considéré les images dans la même représentation $F1$ (la comparaison est ainsi rendue plus aisée), que ce soit pour l'empreinte externe ou interne. Nous avons finalement obtenu les densités client/imposteur et les courbes DET, qui sont visibles en Figure 4.31a et b, respectivement.

Pour un FAR de 0.1% (10^{-3}), le FRR vaut 19.5%, ce qui est élevé, mais traduit tout de même une similarité entre les deux empreintes. Nous voyons d'ailleurs sur la Figure 4.31b que malgré le recouvrement important des densités de scores client et imposteur, on arrive très bien à distinguer les deux densités. Nous pensons que les erreurs sous-jacentes à ce recouvrement sont essentiellement dues à des différences qu'il peut exister entre les deux empreintes causées par les dégradations de la peau en surface, mais pas à des différences dans la forme et la structure des sillons.

En effet, nous avons vu que l'empreinte interne était mieux préservée que l'empreinte externe. Elle ne subit pas les mêmes altérations que cette dernière, comme par exemple un changement d'état de sa surface dues à des variations du degré d'humidité ou bien à des cicatrices. Pour illustrer ce propos,

les Figure 4.32a-b présentent des images d'empreintes externe et interne issues de deux doigts abimés : le doigt de la Figure 4.32a présente des cicatrices temporaires à sa surface, qui sont absentes dans l'empreinte interne. Cependant, nous voyons que la structure des sillons des deux empreintes est très similaire. Le doigt de la Figure 4.32b est très abimé suite à des travaux manuels répétitifs. L'empreinte interne par contre est intacte.

Les images de la Figure 4.32 montrent très bien l'intérêt de l'exploitation de l'empreinte interne à la place de l'empreinte externe traditionnelle. L'empreinte interne peut constituer une information plus pertinente pour la reconnaissance biométrique que l'empreinte externe, dans la mesure où elle est plus stable au cours du temps, et mieux protégée des conditions extérieures.

Ainsi, bien que les motifs des empreintes soient très similaires, il peut exister des différences liées à la dégradation de la peau à la surface, et qui dégradent les résultats obtenus en vérification. Pour améliorer cette expérience, seuls des doigts où la peau n'est pas altérée en surface devraient être considérés lors des comparaisons. Dans ce cas, nous supposons que le recouvrement entre les deux densités diminuera considérablement, et la courbe DET obtenue sera plus basse. Cette expérience n'a pas encore été réalisée pour le moment et fera l'objet d'un travail ultérieur.

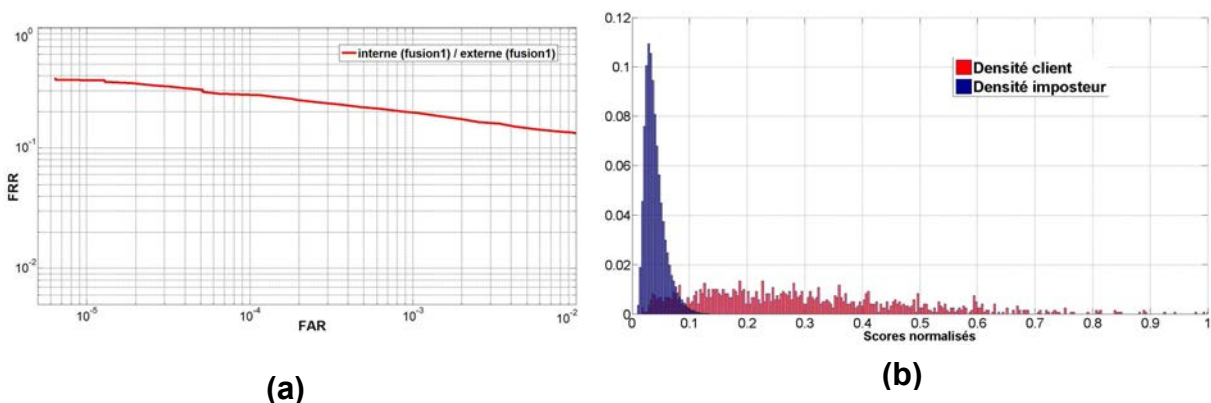


Figure 4.31 - Comparaison des empreintes externe et interne par expériences croisées en vérification d'empreintes. (a) courbe DET. (b) densité client/imposteur.

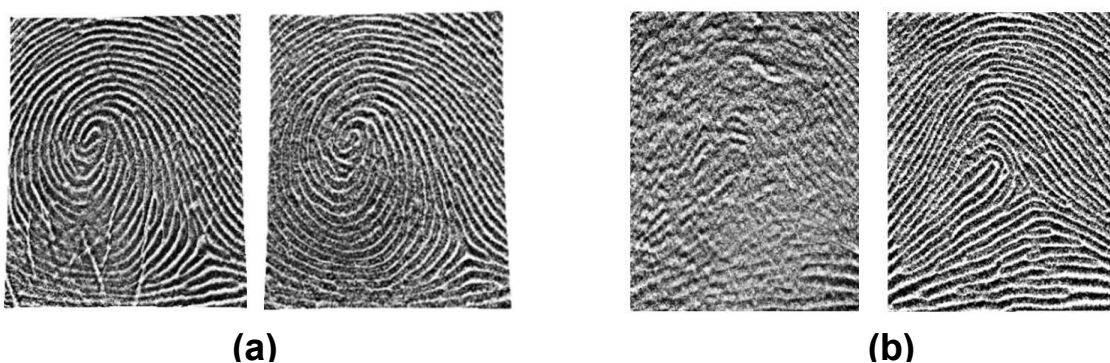


Figure 4.32 - Empreintes externe et interne (a) d'un doigt avec des cicatrices et (b) d'un doigt très abimé.

Comparaison des performances obtenues avec les empreintes externe et interne :

Nous avons également voulu comparer les résultats en vérification obtenus avec l'empreinte interne et ceux obtenus avec l'empreinte externe, dans les meilleures représentations. Les courbes DET obtenues sont visibles en Figure 4.33. Nous voyons que les résultats pour l'empreinte interne sont globalement meilleurs que ceux pour l'empreinte externe. Pour un FAR de 0.1% (10^{-3}), le FRR vaut 4.6% pour l'empreinte interne en F1 et 6.6% pour l'empreinte externe en représentation P. Pour comparaison, on rappelle que pour ce même FAR, le FRR du capteur capacitif est de 4.1% , et celui du capteur optique est de 2.7%.

La même raison que celle évoquée précédemment peut justifier les meilleures performances obtenues avec l'empreinte interne. Cette dernière étant mieux préservée que l'empreinte externe (voir Figure 4.32), les images sont de meilleure qualité, les minuties détectées plus stables, et les résultats des matching entre empreintes internes sont meilleurs. Ces résultats permettent ainsi d'évaluer l'intérêt d'utiliser l'empreinte interne pour l'authentification, à la place de l'empreinte externe.

Encore une fois, ces résultats peuvent sans doute encore être améliorés grâce à l'optimisation de la méthode de fusion. Une évaluation des performances sur une base données d'empreintes plus conséquente permettra de valider définitivement le choix et l'intérêt de la méthode de fusion pour l'imagerie des empreintes internes, et de son intérêt pour l'authentification.

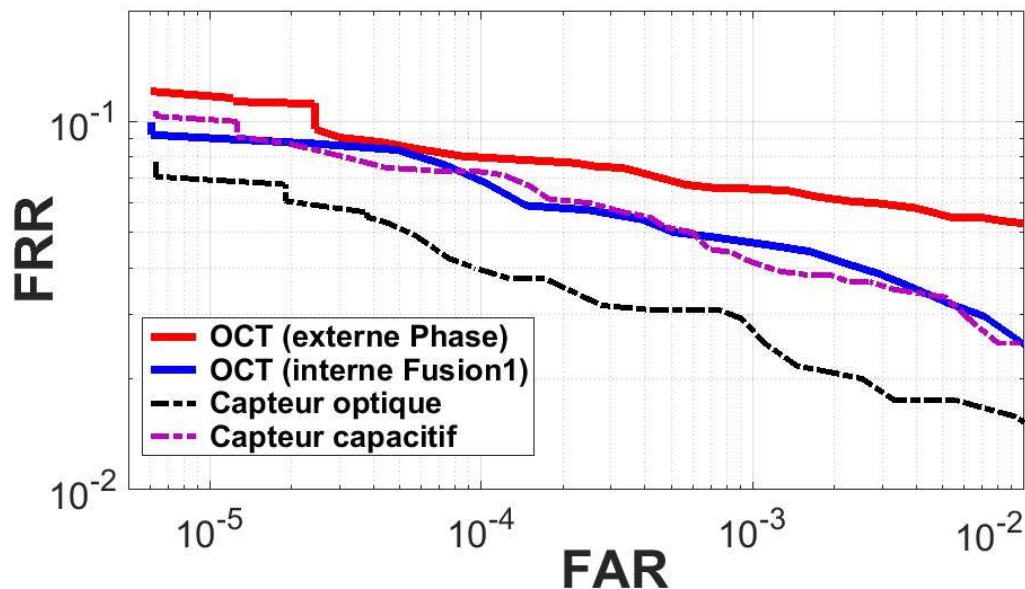


Figure 4.33 - (a) et (b) Comparaison des courbes DET des empreintes interne et externe (dans les meilleures représentations) avec celles des capteurs 2D.

4.5 Problématiques complémentaires à l'imagerie des empreintes

Les sections 4.1 à 4.4, constituent le cœur de ce travail de thèse. Nous y avons présenté nos méthodes d'imagerie des empreintes externe et interne, et montré leur intérêt. Dans cette section, nous allons nous intéresser à un certain nombre de points, liés à d'autres aspects de la mesure biométrique avec notre système OCT, qui sont :

- Les différences de performances entre notre approche OCT et les capteurs 2D.
- Les aspects de la mesure OCT liés aux mouvements des doigts, entre et pendant les acquisitions.
- Le problème de l'interopérabilité entre nos images OCT et celles des capteurs 2D.

Pour étudier ces trois points, nous avons mené différentes études, plus ou moins avancées et abouties, qui nécessiteront d'être approfondies ultérieurement à ce travail de thèse.

4.5.1 Etude des différences de performances entre OCT et capteurs 2D

Nous avons vu dans la section 4.3.3.3 que les performances obtenues avec l'OCT (en particulier avec les empreintes externes dans la représentation P) étaient en dessous de celles obtenues avec des capteurs optique et capacitif conventionnels. Par exemple, nous avons pour un $FAR = 0.1\%$, $FRR = 6.6\%$ pour l'OCT et $FRR = 2.7\%$ pour le capteur optique (voir la Figure 4.25). Ce résultat interpelle dans un premier temps, dans la mesure où l'on pourrait penser que l'OCT, capteur sans contact exploitant une information différente de l'intensité, donne de meilleures performances que des capteurs 2D avec contact basés sur une information d'intensité.

Nous avons alors mené diverses études pour comprendre ce phénomène. La Figure 4.34 permet de comparer les scores client moyens pour chaque doigt (102 au total) de la base, pour les 3 capteurs. Pour rappel, chaque doigt a été enregistré 4 fois, ce qui mène à 12 comparaisons et donc à 12 scores pour chaque doigt. Le score moyen est alors la moyenne de ces 12 scores. Rappelons que les scores de matching sont ensuite normalisés entre 0 et 1. Sur la Figure 4.34 sont représentées les différences de scores moyens entre l'OCT et chacun des 2 capteurs de référence. Quand les deux courbes sont en dessous de 0 (ligne pointillée noire), cela signifie que les scores moyens pour l'OCT sont inférieurs à ceux des capteurs 2D. Nous voyons que l'OCT donne des scores moins bons pour un nombre assez conséquent de doigts (environ la moitié des doigts, vis-à-vis des deux capteurs). Nous pensons que ces différences de scores peuvent s'expliquer par deux raisons :

- 1) La première raison est que sur certains doigts, nos méthodes d'imagerie d'empreintes avec l'OCT peuvent donner actuellement des images de moins bonne qualité que les capteurs 2D. Ainsi, les scores de matching entre ces images OCT de mauvaise qualité seraient plus faibles que ceux obtenus à partir des images 2D, de meilleure qualité. Ce problème est en fait intrinsèque aux différents individus.
- 2) La deuxième raison est qu'il peut exister pour l'OCT une plus grande variété dans les images d'un même doigt (variabilité intra-classe plus importante). Cela se traduit par le fait que les scores de matching des différents couples d'images OCT sont plus bas que ceux des couples d'images des capteurs 2D. Ce problème n'est pas intrinsèque aux différents individus.

Nous allons donc étudier ces deux points particuliers.

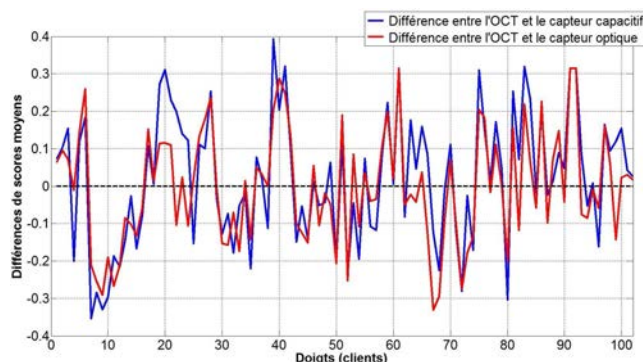


Figure 4.34 - Comparaison des scores moyens de l'OCT et des capteurs 2D, pour chaque doigt de la base.

4.5.1.1 Comparaison de la qualité des images OCT et des images des capteurs 2D

La première raison qui a été invoquée pour justifier les moins bonnes performances de l'OCT repose sur le fait que sur certains doigts, l'OCT pouvait donner des images de moins bonne qualité que les capteurs 2D.

Comme travail préliminaire à cette étude, nous avons cherché à comparer la qualité des images d'empreintes OCT avec celle des images d'empreintes des capteurs 2D. Nous avons pour cela utilisé l'outil NFIQ du NIST([106]). Il permet d'obtenir des valeurs de qualité pour les images, allant de 1 à 5 (1 traduisant une très bonne qualité et 5 une très mauvaise qualité). Le logiciel NFIQ prend en entrée une image d'empreinte digitale et retourne en sortie la valeur de la qualité associée. La décision de la qualité est prise par rapport à un certain nombre de descripteurs liés:

- Au nombre total de minuties.
- Aux valeurs de qualité associées à des blocs dans les images (elles sont obtenues à partir de critères tels que le contraste dans les blocs, la fiabilité de l'orientation des sillons, etc.).
- Aux valeurs de qualité associées aux minuties (ces valeurs dépendent de la qualité du bloc contenant la minutie, mais également des statistiques locales sur les niveaux de gris).

Le logiciel NFIQ est basé sur un réseau de neurones qui a été entraîné sur une grande base de données d'images d'empreintes digitales. Selon l'image passée en entrée, certains neurones s'activeront (en fonction des valeurs prises par les descripteurs mentionnés ci-dessus), et la décision de la valeur de la qualité associée sera prise en conséquence. Pour plus de détails, nous vous invitons à consulter la notice téléchargeable en [85].

Nous avons évalué pour l'OCT (empreinte externe en représentation P) et les capteurs 2D la qualité des images d'empreintes de toute la base de données (soit 408 images par capteur) à l'aide de NFIQ. La Figure 4.35 représente une classification des images d'empreintes des 3 capteurs selon leur valeur de qualité.

Nous voyons que le capteur qui a le plus d'images de bonne qualité (qualité 1), et cela de manière très nette, est l'OCT, ce qui est très encourageant. Cependant, malgré cela, les performances pour

l'OCT sont moins bonnes. Nous voyons également que le capteur le plus équilibré en termes de qualité d'images est le capteur optique, qui a d'ailleurs donné les meilleures performances.

Nous voyons aussi que le capteur qui a donné le plus d'images de mauvaise qualité (qualité 4) est également l'OCT. En fait, au vue de la dimension réduite de notre base de données, les scores client bas liés à ces images de mauvaise qualité peuvent avoir un impact non négligeable, et peuvent ainsi dégrader les performances de l'OCT vis-à-vis de celles des capteurs 2D. Cela est bien visible sur la Figure 4.36, qui représente les différences de qualité moyenne des images de chaque doigt (chaque doigt est associé à une personne différente) de notre base (numérotée de 1 à 102), pour les trois capteurs. Quand les courbes rouge et bleu sont en dessus de la ligne pointillée noire, cela signifie que la qualité moyenne des images OCT est plus faible que la qualité moyenne des images des capteurs 2D (optique et capacitif respectivement). Nous voyons que pour un certain nombre non négligeable de doigts (en particulier les pics entourés en noir), la qualité des images OCT est moins bonne que celle des images des capteurs 2D. Les scores résultants des comparaisons des images OCT en question seront alors forcément moins que ceux résultants des comparaisons des images 2D.

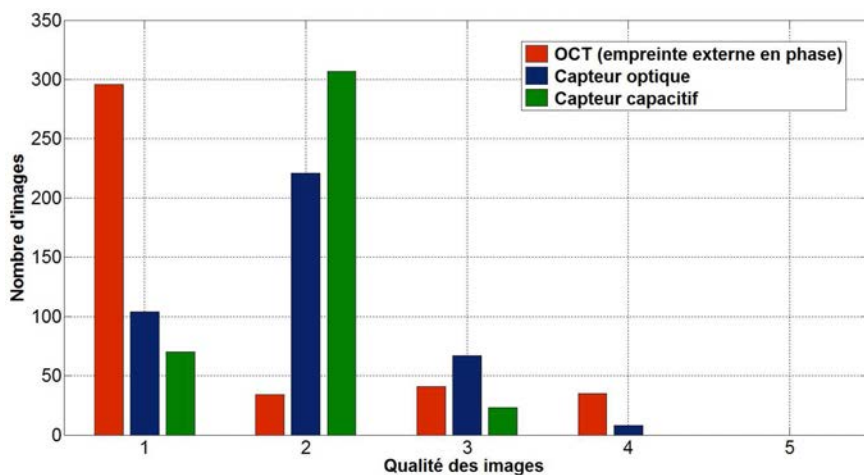


Figure 4.35 - Comparaison de la qualité des images des 3 capteurs. Qualité1: Excellent - Qualité 5: très médiocre.

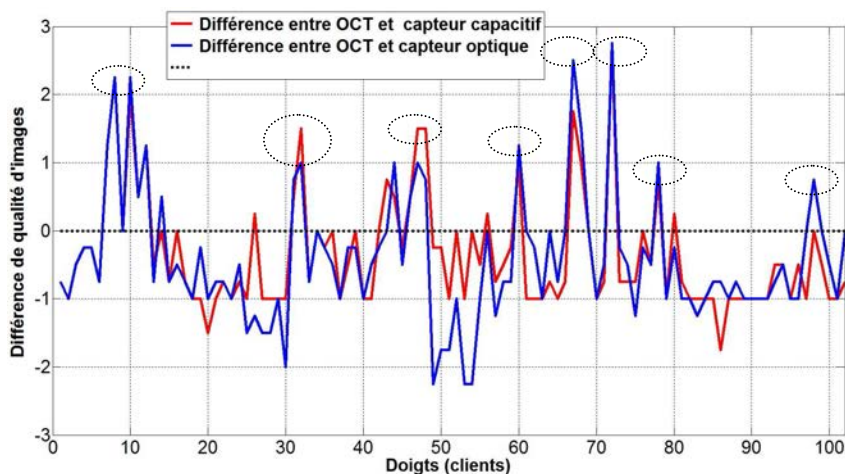


Figure 4.36 - Différence de qualité d'images entre l'OCT et les capteurs 2D, pour chaque client.

Un travail à approfondir dans la suite serait de déterminer d'où peuvent provenir ces différences entre capteurs des qualités des images d'un même doigt. Il semblerait après inspection de notre base de données que les doigts fins avec des sillons très peu profonds (doigts de femmes souvent) soient particulièrement touchés. Une hypothèse est que la méthode utilisée pour obtenir l'enveloppe moyenne $EM(x, y)$ de la surface des doigts (c'est-à-dire un filtrage moyenneur 2D, comme expliqué dans la section 4.1.2.1) n'est pas encore optimale. Ainsi, dans le cas de sillons peu profonds, l'enveloppe moyenne ne suivrait pas bien les sillons (voir Figure 4.37a), et la soustraction entre l'image topographique du doigt et l'enveloppe moyenne pourrait mener à images très peu contrastées, voir à une perte de certains sillons.

Un autre cas problématique est celui des doigts avec beaucoup de cicatrices. Ici encore, la méthode de segmentation d'empreintes 3D, basée sur des mesures de temps de vol, pourrait accentuer la détection des cicatrices dans les images. En effet, il y aurait une différence importante de temps de vol entre la surface du doigt et le fond de la cicatrice (Figure 4.37b). Il en résulterait donc un contraste important dans l'image au niveau de cette cicatrice.

Un travail important sur l'évaluation de la qualité de nos images OCT sera à mener par la suite.

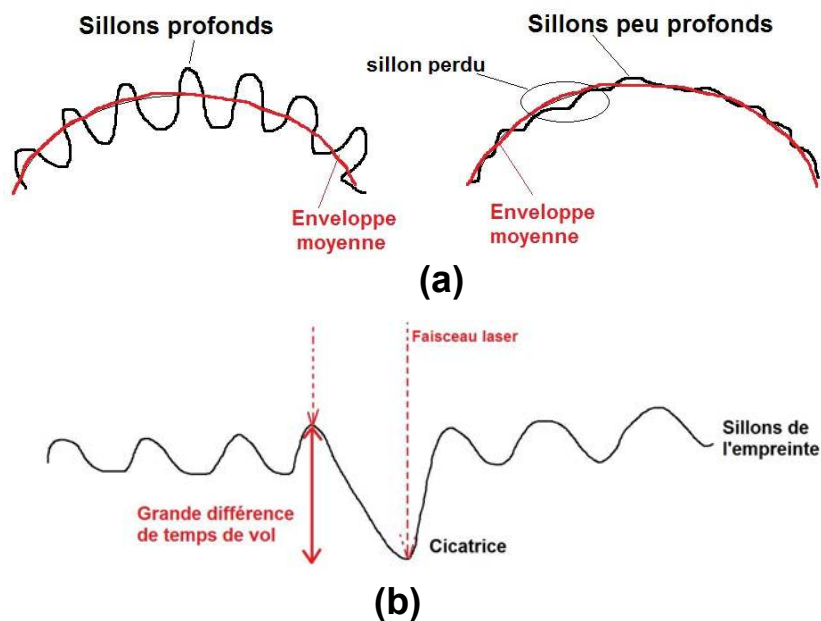


Figure 4.37 - (a) Différence entre des sillons profonds et des sillons peu profonds. Dans ce deuxième cas, la soustraction entre l'image topographique de la surface du doigt et l'enveloppe moyenne donnera une image très peu contrastée. (b) Différence de temps de vol (ou de phase) important entre la surface de l'empreinte et le fond d'une cicatrice.

4.5.1.2 Variabilité intra-classe du capteur OCT

La deuxième raison invoquée pour justifier les moins bonnes performances actuelles de notre approche OCT était qu'il peut exister pour l'OCT une plus grande variété dans les images d'un même doigt. Nous nous sommes surtout focalisés sur cette hypothèse.

Pour la valider, nous avons mesuré l'écart-type des densités de scores client pour chaque capteur. Nous obtenons un écart-type de 0.200 pour l'OCT, 0.163 pour le capteur capacitif et 0.153 pour le

capteur optique. Nous voyons que c'est bien l'OCT qui a le plus grand écart-type pour la densité client, ce qui montre alors une plus grande variabilité intra-classe. Une autre idée pour valider notre hypothèse consiste à comparer, pour les trois capteurs, l'écart-type du nombre de minuties pour chaque doigt (ou personne). L'écart-type est calculé à partir des images obtenues pour un même doigt. La Figure 4.38 permet de faire une telle comparaison. Nous voyons que les variations du nombre de minuties pour les images OCT sont globalement plus importantes, ce qui traduit bien une plus grande variabilité dans les images OCT, et dans les scores résultant. Cela est bien reflété par les nombreux pics de grande amplitude de la courbe rouge (en comparaison des pics moins nombreux et de plus faible amplitude des courbes verte et bleue). Il est intéressant d'ailleurs de noter que ces pics sont très souvent associés à des scores moyens pour l'OCT qui sont très bas, et plus faibles que ceux des capteurs 2D (pics en dessous de la ligne pointillée noire, des courbes rouge et bleue de la Figure 4.34).

En fait, une telle variabilité peut être imputable à différentes causes, en particulier:

- Les variations dans la position des doigts pour chaque acquisition (à cause de l'acquisition sans contact), menant à des scores de matching plus bas que ceux des capteurs 2D.
- Une plus grande variation dans la qualité des images d'empreintes OCT d'un même doigt, malgré les résultats auxquels on pourrait s'attendre dans un premier temps.

Nous allons à présent aborder ces deux pistes.

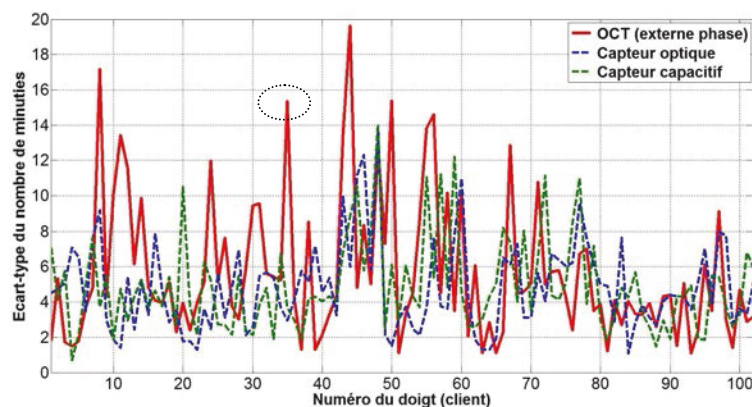


Figure 4.38 - Comparaison entre les trois capteurs des variations du nombre de minuties pour chaque client (le pic entouré en noir est associé au doigt C).

Effet des variations du positionnement des doigts sur les scores de matching

Contrairement aux capteurs 2D, l'acquisition des empreintes avec l'OCT se fait sans contact. Par conséquent, la position du doigt, et donc la partie du doigt imagée, peut varier d'une acquisition à l'autre. Pour limiter ces variations, nos acquisitions avec l'OCT ont été réalisées grâce à l'utilisation d'un cadre servant de fenêtre d'imagerie, aidant les utilisateurs à positionner correctement leurs doigts par rapport à l'aire de balayage du faisceau laser (Figure 2.16 et Figure 4.39). Cependant, malgré la présence de ce cadre, la position du doigt n'est pas non plus complètement contrainte (rotation des doigts sur leur axe principal, rotation des doigts dans le plan XY). Ainsi, malgré nos précautions, il est

possible que les acquisitions n'aient pas été réalisées dans des conditions optimales, et que les variations de la position des doigts ne soient pas négligeables, d'autant plus que les utilisateurs ne sont pas forcément habitués à ce type d'enrôlement.

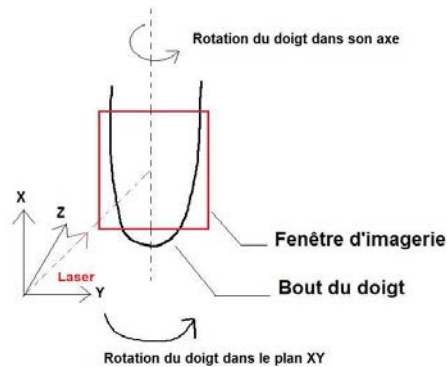


Figure 4.39 - Fenêtre d'imagerie utilisée pour le positionnement des doigts. Déplacements possibles des doigts.

Pour évaluer l'impact de ce phénomène sur les scores de matching, nous avons réalisé l'étude suivante. Nous avons considéré 3 doigts différents: un doigt *A* (doigt n°59), dont les différents couples d'images donnent des scores clients assez élevés (valeur de score client moyen, élevé), un doigt *B* (doigt n°4) dont les différents couples d'images donnent des scores clients moyens, et un doigt *C* (doigt n°35) dont les différents couples d'images donnent des scores clients faibles (valeur de score client moyen, faible). Des exemples d'images d'empreintes digitales (externes dans la représentation *P*) de ces 3 doigts sont visibles ci-dessous en Figure 4.40.

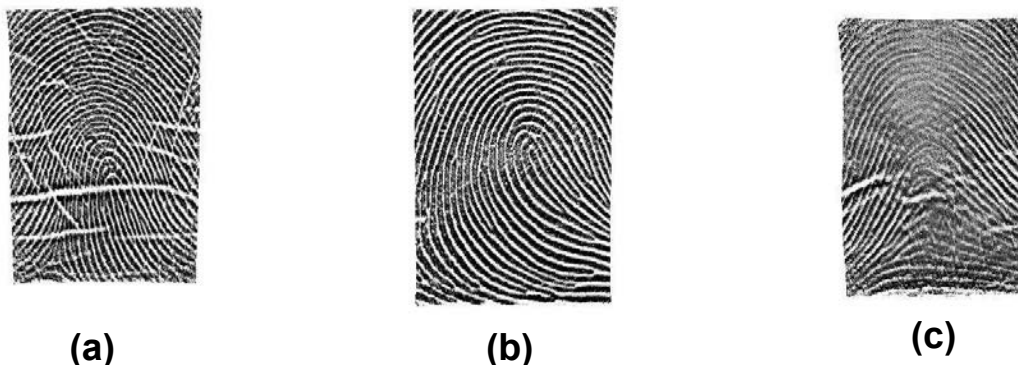


Figure 4.40 – (a) Empreinte externe du doigt A (client 59). (b) Empreinte externe du doigt B (client 4). (c) Empreinte externe du doigt C (client 35).

Pour chacun des 3 doigts, nous avons réalisé deux expériences selon deux scénarios d'étude opposés :

- 1) *Scénario 1* : dans le premier scénario, nous avons réalisé 20 acquisitions différentes sans imposer de contraintes dans la position du doigt. La fenêtre d'imagerie a été enlevée et les cobayes étaient invités à faire varier la position de leur doigt, en particulier suivant les déplacements illustrés en Figure 4.39.
- 2) *Scénario 2* : dans le deuxième scénario, nous avons réalisé 20 autres acquisitions mais en contraignant fortement cette fois-ci la position du doigt. La fenêtre d'imagerie a été utilisée, et

les cobayes devaient positionner leur doigt de la façon la plus similaire possible pour les 20 acquisitions (doigts bien en face du faisceau laser, et bien alignés suivant l'axe X).

Notons que les doigts de la base de données complète, présentés en section 4.3.2, ont été acquis dans des conditions situées entre le scénario 1 et le scénario 2. Nous avons ensuite calculé les scores clients pour chacun des 3 doigts considérés, et pour les 2 scénarios envisagés (soit 380 comparaisons d'images pour chaque doigt et chaque scénario). Les scores de matching ont été normalisés entre 0 et 1 en utilisant les scores minimaux et maximaux obtenus sur toute la base de données, dont les densités de scores client et imposteur sont visibles en Figure 4.41. Nous avons considéré le cas des empreintes externes dans la représentation *P*. Les densités de scores obtenues pour les 3 doigts dans les deux scénarios sont visibles en Figure 4.42.

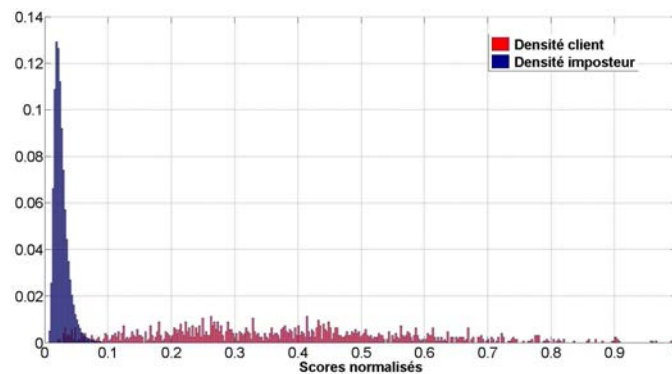


Figure 4.41 - Densités de scores client et imposteur pour la base de données d'empreintes digitales externes OCT (représentation P).

Nous voyons que le fait de contraindre plus fortement la position du doigt pour les acquisitions permet d'améliorer grandement les scores de matching entre les images, en particulier pour les doigts A et B. Le Tableau 4.1 ci-dessous récapitule les statistiques obtenues (moyenne et écart type) sur les scores pour les deux scénarios. Nous voyons que pour les doigts A et B, les scores moyens ont augmenté et les écart-type diminués, ce qui traduit ainsi une plus grande stabilité dans les images obtenues dans le deuxième scénario. La même conclusion peut être faite grâce au Tableau 4.2 qui récapitule les variations du nombre de minuties (en termes d'écart-type) pour les 3 doigts, selon le scénario considéré.

Doigt \ Scénario	Scénario 1		Scénario 2	
	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type
A	0.14	0.093	0.3	0.052
B	0.15	0.109	0.36	0.073
C	0.04	0.035	0.1	0.097

Tableau 4.1 - Statistiques sur les scores de matching pour les 2 scénarios considérés.

Scénario			
Doigt	Scénario 1	Scénario 2	
A	11	6	
B	6	3	
C	17	12	

Tableau 4.2 – Ecart-type du nombre de minuties par image pour les deux scénarios.

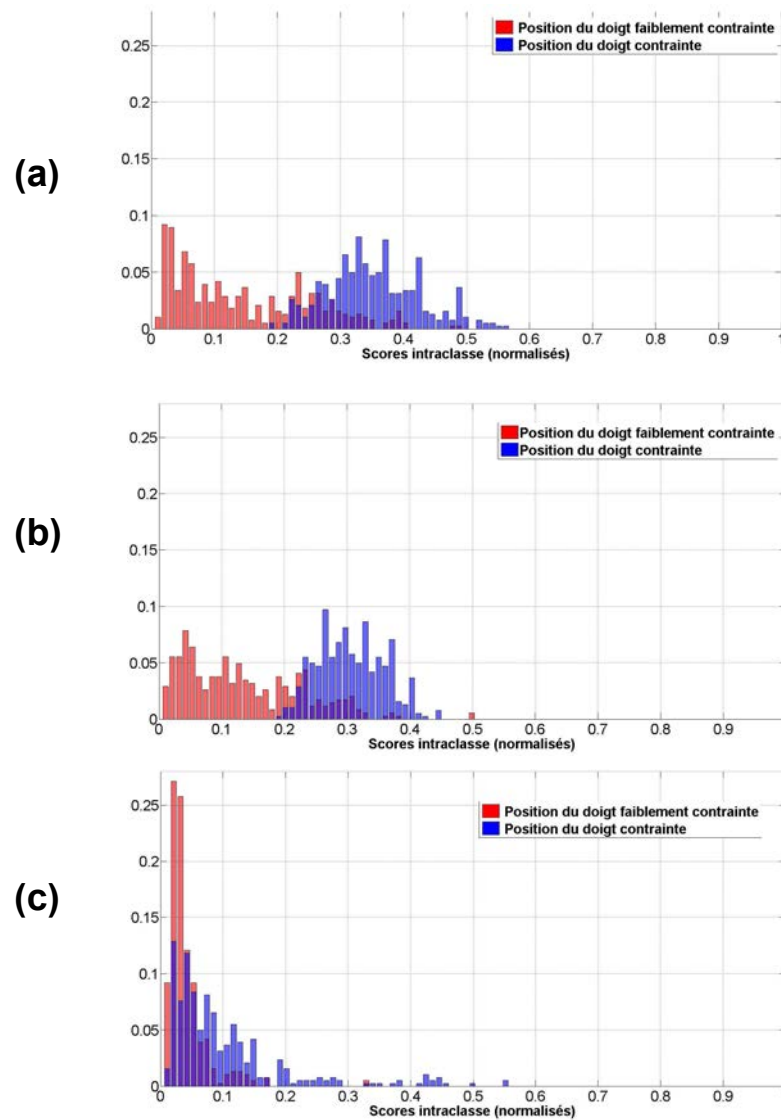


Figure 4.42 – Densités de score client pour les deux scénarios : position du doigt faiblement contrainte et position du doigt contrainte. (a) Doigt A. (b) Doigt B. (c) Doigt C.

Le cas du doigt C, c'est-à-dire le cas d'un doigt très problématique ayant retourné initialement des scores de matching faibles entre les images, est différent de celui des doigts A et B. L'amélioration des scores de matching est beaucoup moins importante pour ce doigt C que pour les doigts A et B (de 0.04 à 0.1). Cela signifierait alors que la variation de la position des doigts lors des acquisitions n'est pas la seule raison permettant d'expliquer la plus grande variabilité intra-classe de l'OCT. Ce point sera traité dans la suite de la section.

Cependant, pour confirmer notre hypothèse sur l'effet de la position des doigts sur la variabilité intra-classe, nous avons réalisé une nouvelle fois pour le doigt C les mêmes expériences (scenarios 1 et 2), mais en considérant cette fois-ci l'empreinte interne. En effet, le doigt C a la particularité d'avoir une empreinte externe très abîmée avec des sillons peu profonds, donnant des images de mauvaise qualité, et instable (comme visible en Figure 4.45a), comme cela sera expliqué dans la suite, mais une empreinte interne bien préservée, dont les images sont d'assez bonne qualité, et stable (voir la Figure 4.43). Les variations de scores seraient donc dans ce cas surtout imputables aux variations de la position du doigt, et pas à un facteur lié à la qualité des images ou à ses variations. Au vu des différences de qualité entre empreinte externe et empreinte interne, on peut noter au passage une fois de plus l'intérêt d'exploiter l'empreinte interne pour l'authentification biométrique.

La densité client de score obtenue est représentée en Figure 4.44. On voit que l'amélioration des scores pour le scénario 2 est plus significative pour l'empreinte interne (le score moyen passe de 0.1 à 0.22). Par ailleurs, l'écart type reste stable (à une valeur de 0.82). Ce résultat confirme bien que même dans le cas du doigt C, les variations de la position des doigts lors des enregistrements ont tout de même un impact non négligeable sur les scores de matching.

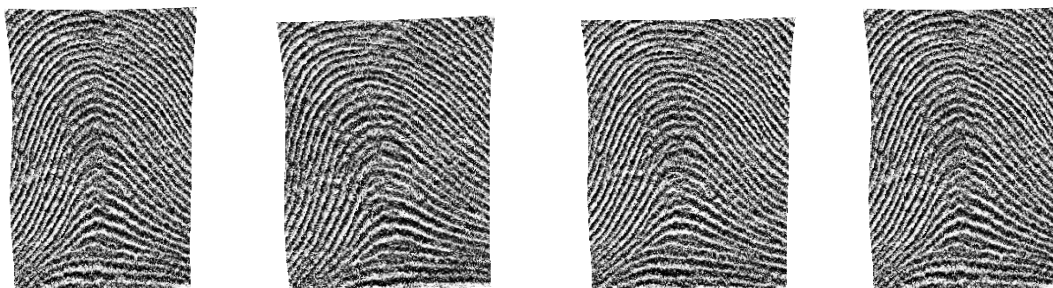


Figure 4.43 - Différentes images (en phase) de l'empreinte interne du doigt C.

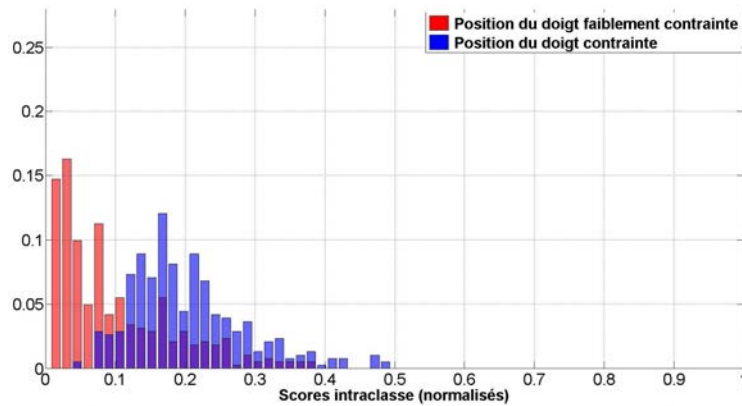


Figure 4.44 - Densités de score client pour les deux scénarios. Cas de l'empreinte interne du doigt C.

Ces résultats montrent finalement qu'il sera possible d'améliorer encore les performances de l'OCT vis-à-vis de celles des capteurs 2D, en contraignant plus fortement la position des doigts, et ainsi limiter la variabilité intra-classe engendrée. Nous pouvons penser par exemple à l'utilisation d'un guide dans lequel les doigts seraient introduits durant l'acquisition (voir section 2.2.3.3). Un tel guide limiterait alors grandement les variations de positions dans le plan XY, mais aussi celles liées à la rotation des doigts sur leur axe. Nous pouvons également penser à un système interactif aidant l'utilisateur à placer correctement son doigt durant l'acquisition (pointeur laser, guidage vocal, ...). Pour aller plus loin, il sera intéressant de réaliser une étude plus poussée en considérant plus de doigts, mais aussi plus de scénarios de contraintes dans le positionnement des doigts.

Par ailleurs, un autre facteur qui pourrait générer de la variabilité intra-classe, et toujours lié aux variations de la position du doigt, est celui de l'aplatissement des empreintes 3D OCT. En effet, nous rappelons qu'une méthode de projection est appliquée aux surfaces 3D d'empreintes afin d'obtenir des images 2D (bien sûr, les images issues des capteurs 2D avec contact sont exemptes de cette étape d'aplatissement). Or les méthodes de projection induisent toujours des distorsions dans les métriques des surfaces. Ces distorsions pourraient ne pas être identiques selon l'aire du doigt qui est imagée (pouvant être variable à cause des diverses rotations des doigts), et les distances entre les minuties concordantes de différentes images aplaties du même doigt pourraient être variables. Ce problème sera abordé dans la section 4.5.2 qui traite en particulier des aspects liés au mouvement des doigts entre, et pendant les acquisitions.

Effet des variations de la qualité des images sur les scores de matching

L'autre hypothèse envisagée pour expliquer la plus grande variabilité intra-classe actuellement obtenue avec notre approche OCT, est qu'il peut y avoir une plus grande variété dans la qualité des différentes images OCT d'un même doigt (ou du moins pour certains doigts uniquement). Les scores de matching résultant de paires d'images OCT de qualité différente seraient alors plus faibles. Ce problème est différent du problème évoqué dans la section 4.5.1.1, qui traitait de la qualité intrinsèque des images de certains doigts, et pas de la variation de la qualité.

Le cas du doigt C, déjà introduit précédemment, est un bon exemple. Une telle variation de la qualité des images peut effectivement être observée avec ce doigt. Dans la Figure 4.45a sont représentées différentes images d'empreintes externes du doigt C, acquises le même jour, et suivant le mode opératoire du scénario 2. Les différences de qualité sont très notables. De telles différences dans les images peuvent engendrer de grandes différences dans le nombre de minuties extraites, comme cela est visible en Figure 4.38 (le doigt C correspond au doigt n°35). Pour comparaison, on a représenté des images d'empreintes du même doigt obtenues avec les capteurs capacitif et optique (Figure 4.45b-c). Dans ce dernier cas, la qualité (visuelle) des images est plus stable que celle des images OCT.

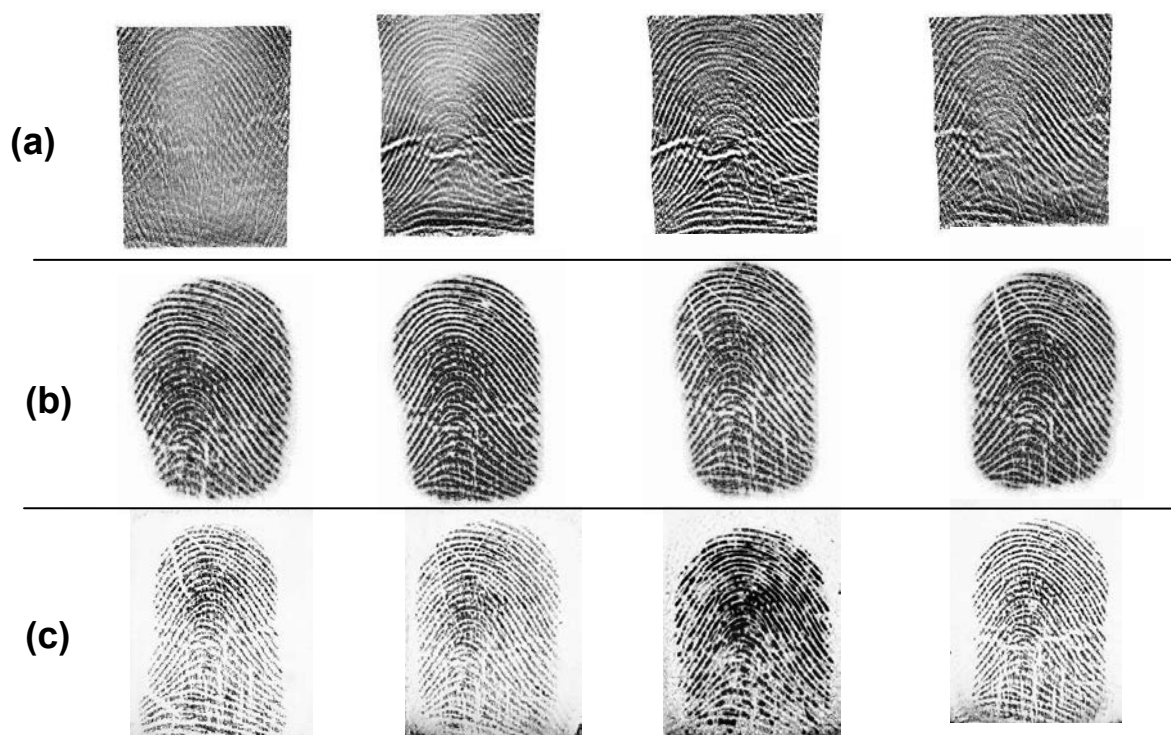


Figure 4.45 – Images d'empreintes digitales externe du doigt C : (a) Images OCT. (b) Images capteur capacitif. (c) Images capteur optique.

Cependant, ces différences de qualité ne se retrouvent pas forcément pour tous les doigts. Par exemple, on peut voir dans la Figure 4.46 différentes acquisitions du même doigt B (doigt n°4). La qualité des images obtenues est ici beaucoup plus stable que pour le doigt C. Les minuties extraites de ces images seront alors beaucoup plus stables que celles extraites d'images OCT issues du doigt C. Cela est d'ailleurs bien visible sur la Figure 4.47.

A l'heure actuelle, nous n'avons pas encore d'éléments probants pour expliquer cette différence de qualité entre images issues de certains doigts, bien que l'on soit en mesure d'affirmer que cela n'est pas lié à l'intensité mesurée (car les images ont été obtenues à partir de mesures de phase). Il est probable que cela soit un point important dans la justification des moins bonnes performances de l'OCT.

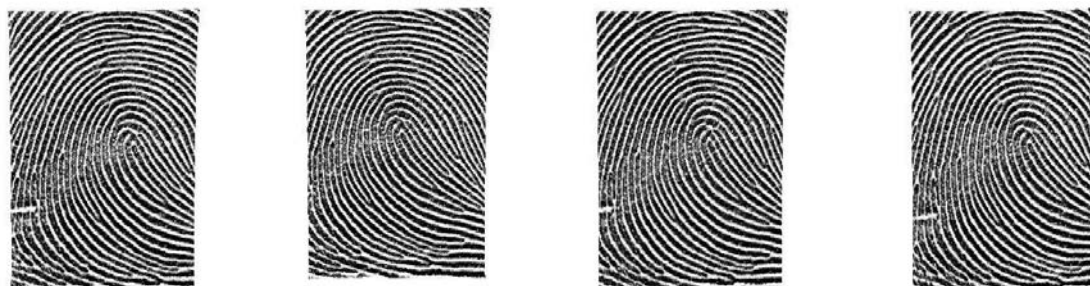


Figure 4.46 – Différentes images d'empreintes digitales externes (représentation en phase) du doigt B.

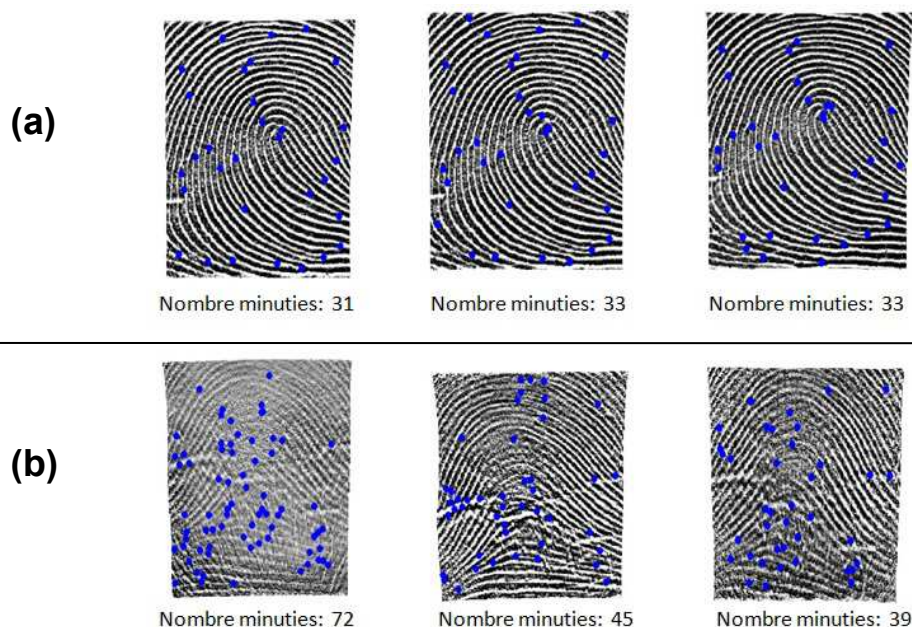


Figure 4.47 - Comparaison des minuties des images des doigts B et C. (a) différentes images du doigt B. (b) différentes images du doigt C.

Pour approfondir cette étude sur la variation de la qualité des images, il serait nécessaire de disposer de métriques objectives de la mesure de la qualité des images d'empreintes digitales. Nous pourrions ainsi évaluer et comparer les qualités des images d'empreintes issues d'un même doigt, mais également celles issues des différents capteurs. Un outil qu'il sera intéressant d'exploiter dans la suite est le logiciel NFIQ du NIST ([106]), déjà présenté, et utilisé précédemment.

4.5.2 Aspects de la mesure OCT liés aux mouvements des doigts

Dans cette partie, nous allons nous intéresser aux aspects dynamiques des acquisitions d'empreintes digitales avec l'OCT, c'est-à-dire liés aux mouvements des doigts. Nous allons considérer deux problèmes particuliers :

- 1) L'impact de la variabilité de la position du doigt *entre les différentes acquisitions* sur le résultat de l'aplatissement des empreintes 3D, et sur la variabilité intra-classe que cela pourrait engendrer.
- 2) Les déplacements involontaires des doigts *pendant les acquisitions* qui pourraient détériorer la qualité des images d'empreintes.

Il est par ailleurs important de noter que ces problèmes sont tout à fait spécifiques à un capteur 3D sans contact.

4.5.2.1 Impact de la variation de la position des doigts sur l'aplatissement

Nous avons expliqué dans la section 2.2.3.5 du Chapitre 2 que le résultat de l'aplatissement des empreintes digitales pourrait varier suivant la partie du doigt qui est imagée, dans le sens où les distances inter-minuties après aplatissement pouvaient ne pas être identiques pour les différentes zones aplaties. Autrement dit, la méthode d'aplatissement pourrait ne pas être invariante aux différents mouvements de rotation des doigts.

Nous nous proposons ici d'étudier et de quantifier l'effet d'une telle variabilité sur le résultat de l'aplatissement des empreintes 3D, à partir d'une simulation numérique. Nous avons réalisé l'expérience suivante : nous considérons une certaine empreinte digitale 3D (obtenue par mesures de temps de vol), visible en Figure 4.48a. Nous déplaçons le champ de vue du capteur sur sa surface de telle manière à avoir une zone de chevauchement commune à toutes les sections du doigt imagées (voir Figure 4.48b). Nous avons alors à disposition N régions R_n , avec $n = 1$ à N , de la surface 3D qui se chevauchent. Le champ de vue est choisi empiriquement de forme rectangulaire et ses dimensions sont fixées de telle façon à ce que son balayage sur la surface 3D capte une aire de $2mm \times 2mm$.

Nous aplatissons chaque région R_n séparément grâce à la méthode d'aplatissement présentée en section 4.3.1.2 (basée sur la méthode de Zigelman). Sur l'image aplatie, nous choisissons manuellement une quinzaine de minuties (représentées en rouge sur l'image de texture, sur la Figure 4.48c) dans la zone de recouvrement commune. Les minuties choisies sont donc communes à chaque région R_n aplatie. Nous calculons pour chaque région R_n aplatie les distances euclidiennes entre toutes les paires de minuties possibles. Nous avons donc accès à la valeur de chacune des distances inter-minuties pour chaque position de champ de vue considérée, et nous pouvons déterminer les variations de ces distances en fonction des positions du champ de vue. Ces variations Δd_i sont exprimées pour chaque distance inter-minuties i en écart relatif par rapport à la distance minimale obtenue :

$$\Delta d_i = 100 \times \frac{\max_j(d_{ij}) - \min_j(d_{ij})}{\min_j(d_{ij})}$$

Avec $j = 1 \dots J$, où J le nombre de positions différentes du champ de vue. Δd_i représente alors l'amplitude des variations de la distance i par rapport à la plus petite distance i obtenue.

Pour synthétiser les résultats, nous calculons la variation moyenne Δd_{moy} sur toutes les distances, ainsi que la variation maximale Δd_{max} possible :

$$\Delta d_{moy} = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I \Delta d_i$$

$$\Delta d_{max} = \max_i(\Delta d_i)$$

Avec I le nombre total de distances inter-minuties. Nous avons dans ce cas $\Delta d_{moy} \sim 0.2\%$ et $\Delta d_{max} \sim 1.1\%$.

Nous reproduisons la même expérience mais en faisant varier également les dimensions du champ de vue. Nous considérons 3 cas: les dimensions du champ de vue seront choisies de telle façon à ce que le balayage sur la surface 3D capte une aire de $1mm \times 1mm$, $3.5mm \times 2.5mm$ et $5mm \times 3.5mm$, respectivement. Ces différents cas permettent d'illustrer un déplacement de plus en plus important du champ de vue sur la surface du doigt. Les résultats sont synthétisés dans le

Tableau 4.3. Nous voyons que les distances inter-minuties restent stables malgré le déplacement du champ de vue sur la surface du doigt. Même pour un déplacement important (dernier cas), la variation maximale n'est de l'ordre que de 2%. Ainsi, les distances inter-minuties dans l'image de l'empreinte aplatie restent stables quelque soit le champ de vue considéré. Même sous la contrainte d'un champ de vue limité et avec une variabilité importante dans la position du doigt, on pourra s'attendre à une bonne stabilité lors de l'aplatissement. On peut également dire que cette étape d'aplatissement n'engendrera pas de variabilité intra-classe importante dans les scores OCT, comme cela avait pu être suggéré auparavant.

Nous avons vu que la forme d'un doigt pouvait être modélisée de façon pertinente par un cylindre. Un cylindre est une surface développable. Autrement dit, si nous projetons un cylindre sur un plan, les distances du cylindre seront conservées. Les distances Euclidiennes du cylindre aplati seront strictement égales aux distances géodésiques de la surface 3D du cylindre. De plus, l'aplatissement de la surface est réalisé grâce au MDS. Le MDS est justement optimal pour les surfaces développables et n'introduit pas de biais lors de l'aplatissement. Par ailleurs, les symétries d'un cylindre sont telles que les différentes surfaces captées selon la position du champ de vue auront toutes la même forme géométrique (mêmes courbures). Par conséquent, dans le cas du cylindre, les variations des distances en fonction du champ de vue sont nulles, quelque soit sa position sur la surface et sa taille. Les variations des distances dans le cas du vrai doigt, comme décrit dans l'expérience précédente, proviennent de l'écart à ce modèle idéal (par rapport au cylindre, un doigt possède des irrégularités dans sa forme).

L'expérience menée ci-dessus pourrait être complétée par une étude expérimentale plus poussée. L'expérience imaginée serait la suivante : on réalise l'acquisition d'un même doigt mais sous différents angles de vue. On aplatit ensuite chaque empreinte digitale 3D. On choisit une zone commune à toutes ces images aplaties. On peut alors ensuite étudier en fonction de l'angle de vue (donc de la position du doigt) les variations des distances entre les minuties contenues dans la zone de chevauchement. L'objectif d'une telle expérience serait d'évaluer si les variations des distances entre les minuties deviennent critiques à partir de certaines valeurs d'angles, et cela dans le but d'introduire d'éventuelles contraintes dans la position du doigt lors de l'acquisition. Les premiers résultats obtenus grâce à l'expérience réalisée laissent suggérer que cela ne serait pas nécessaire. Afin de valider ou

d'infirmier le modèle, le doigt pourrait également être remplacé par un objet cylindrique diffusant dont on connaît les dimensions. D'après les remarques qui ont été faites précédemment pour le cas d'un cylindre, les distances entre les minuties devraient rester stables quel que soit le champ de vue considéré, et les seules variations de distances observables seraient imputables à la méthode d'aplatissement elle-même (qui introduit malgré tout des distorsions lors de l'aplatissement).

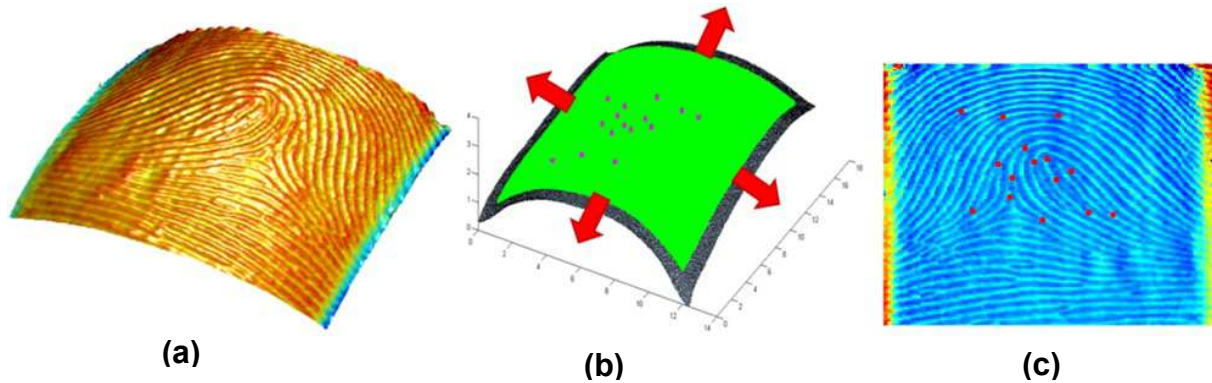


Figure 4.48 - (a) Empreinte digitale 3D. (b) Principe de l'expérience : le champ de vue en vert est déplacé sur la surface du doigt dans les directions indiquées par les flèches rouges. Les minuties sont toutes choisies au centre, dans la zone de chevauchement (c) Image de texture. Les minuties sont représentées par les points rouges.

Aire balayée	1mmx1mm	2mmx2mm	3.5mmx2.5mm	5mmx3.5mm
Δd_{max}	1%	1.1%	1.6%	2.2%
Δd_{moy}	0.2%	0.2%	0.3%	0.6%

Tableau 4.3 – variations maximales et moyennes des distances inter-minuties, en fonction des dimensions du champ de vue.

4.5.2.2 Problèmes liés aux mouvements des doigts durant l'acquisition

Lors de nos premières expérimentations en imagerie des empreintes, nous avons observé la présence de bandes dans les images d'empreintes digitales (notamment dans la représentation P), dégradant la qualité de celles-ci. Des exemples sont visibles en Figure 2.11 et Figure 4.49a. De telles bandes sont très problématiques car elles génèrent un nombre conséquent de fausses minuties. Nous avons d'ailleurs observé une dégradation importante des performances en vérification d'empreintes. Des bandes similaires ont également été rencontrées dans d'autres travaux sur l'imagerie OCT des empreintes ([77]).

Comme cela a été mentionné dans la section 2.2.3.3 du Chapitre 2 ces bandes correspondent en fait à des artefacts causés par les tremblements du doigt durant l'acquisition. Deux phénomènes particuliers expliquent alors la présence de telles bandes dans les images.

La première raison de l'apparition des bandes est liée à la façon dont les images sont obtenues avec l'OCT, c'est-à-dire par balayage d'un faisceau laser. Nous observons que les bandes sont orientées dans le même sens que celui du balayage du faisceau laser, c'est-à-dire suivant la direction X (de X

en Y) (voir Figure 4.49a). Une coupe XZ est obtenue dans nos conditions d'enregistrement en environ $340 \times 50 \mu s = 17 ms$. A cause des tremblements, la position du doigt peut alors varier légèrement entre deux acquisitions successives de coupe XZ . Il en résulte des discontinuités et des sauts entre coupes XZ successives, et donc une déformation du volume 3D et des surfaces 3D des empreintes. Une telle déformation est bien visible en Figure 4.49b. La courbe bleue correspond à un certain profil en YZ (pour un x_i donné) de la surface 3D (le profil correspondant est labélisé sur la Figure 4.49a). La zone de discontinuité, entourée en noir, correspond bien à la zone dans laquelle la coupure apparaît dans l'image.

Par ailleurs, nous avons vu dans la section 4.1.2.1 du Chapitre 4 que les images de textures dans la représentation P étaient obtenues par :

$$\Delta\Phi(x, y) = \Phi(x, y) - \Phi_m(x, y)$$

avec $(x, y) = S_c(x, y)$, où $c = \{E, I\}$, selon que l'on considère l'empreinte externe ou interne.

$\Phi_m(x, y) = EM_c(x, y)$ (enveloppe moyenne de l'empreinte) est obtenue par filtrage passe-bas de $\Phi(x, y)$. Le premier filtre que nous avons considéré était un filtre 2D moyenneur isotrope (même taille en X et Y), dont les dimensions avaient été fixées en fonction de l'espacement moyen entre les sillons. Les dimensions du filtre moyenneur retenu étaient égales à $19 \times 19 (X \times Y)$. En appliquant ce filtre à $\Phi(x, y)$, le profil en bleu de la Figure 4.49b, associé à $\Phi(x_i, y)$, devient le profil en rouge visible dans la même figure, associé à $\Phi_m(x_i, y)$. Nous comprenons alors que la soustraction de ces deux profils (réalisée pour obtenir $\Delta\Phi(x_i, y)$) fera ressortir la discontinuité, créant une coupure dans l'image. En considérant tous les x_i , ce traitement fera apparaître la bande en question dans l'image de la Figure 4.49a. Comme l'enveloppe moyenne $EM_c(x, y)$ est également utilisée dans la méthode IM , les bandes apparaissent aussi dans la représentation IM des empreintes digitales.

Pour filtrer ces bandes, l'idée consiste à appliquer à $\Phi(x, y)$ un filtrage passe-bas plus important dans le sens des bandes, c'est-à-dire le sens du balayage du laser. Les dimensions du filtre moyenneur retenu sont maintenant égales à $19 \times 3 (X \times Y)$. De cette manière, on obtient le nouveau profil associé à $\Phi_m(x_i, y)$ visible en rouge en Figure 4.50b. Cette fois-ci, la soustraction des deux profils en bleu et rouge de la Figure 4.50b ne fera pas ressortir la discontinuité entourée en noir, et aucune bande n'apparaîtra dans l'image de textures. Toutes les images d'empreintes digitales utilisées dans nos expériences en vérification ont été obtenues en considérant ce filtrage particulier.

Finalement, nous voyons que le fait de prendre en compte les aspects instrumentaux (ici le mode de balayage) dans les opérations de traitement d'images a permis de s'affranchir d'un artefact particulièrement gênant pour l'application visée, c'est-à-dire le matching d'empreintes digitales.

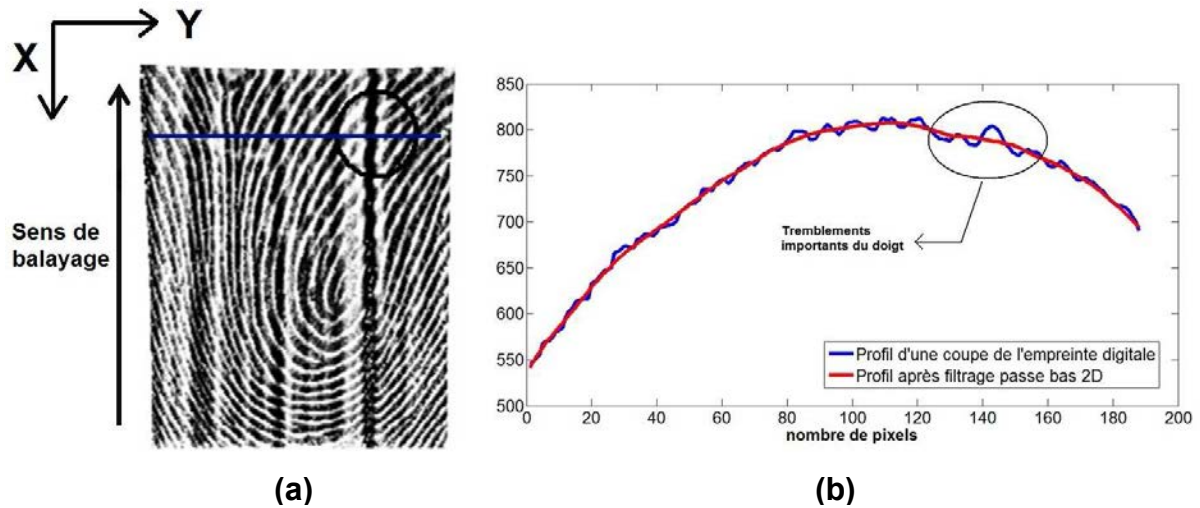


Figure 4.49 – (a) Image d'empreinte digitale externe avec bandes. (b) En bleu : un certain profil $S_E(x_i, y)$ de l'empreinte externe. En rouge : le profil $EM_E(x_i, y)$ associé, obtenue par filtrage moyennneur 19x19.

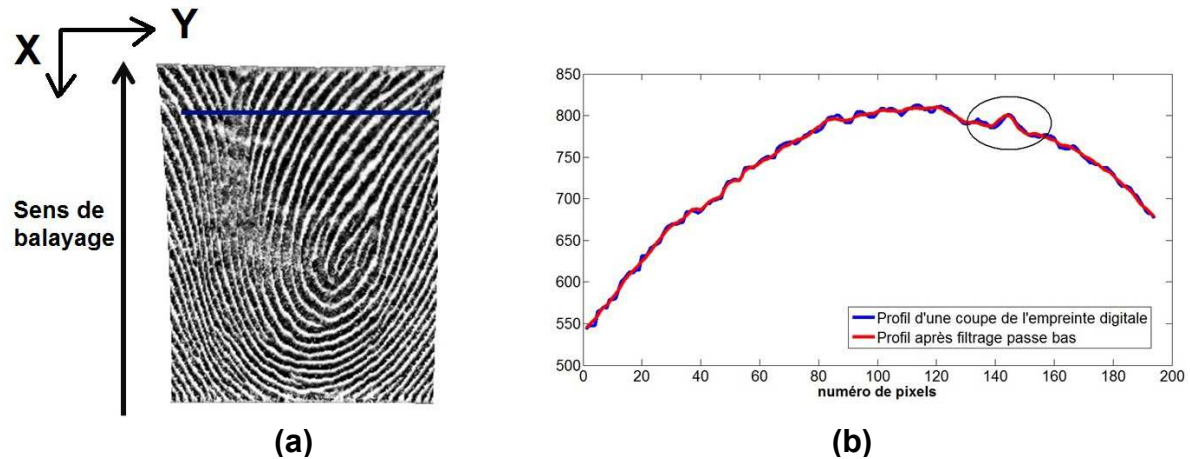


Figure 4.50 – (a) Image d'empreinte digitale externe après filtrage des bandes. (b) En bleu : un certain profil $S_E(x_i, y)$ de l'empreinte externe. En rouge : le profil $EM_E(x_i, y)$ associé, obtenue par filtrage moyennneur 19x3.

4.5.3 Interopérabilité entre images OCT et images des capteurs 2D

Les bases de données d'empreintes digitales déjà constituées contiennent essentiellement des images 2D d'empreintes obtenue grâce au procédé *ink & paper* ou à partir de capteurs livescan 2D (section 1.2.4), très largement déployées. Or, l'OCT, à l'instar d'autres capteurs sans contact plus récents, permet d'acquérir des images d'empreintes qui sont en 3D. Ainsi, il faudrait à terme pouvoir assurer l'interopérabilité entre les capteurs 2D conventionnels et le capteur OCT, ou bien dit autrement entre les images obtenues respectivement par ces capteurs.

Nous avons cherché à évaluer dans un premier temps le niveau d'interopérabilité entre nos images OCT, obtenues grâce aux différentes méthodes décrites dans ce chapitre, et les images issues des capteurs optiques et capacitifs. Pour cela nous avons réalisé des tests croisés en vérification d'empreintes, qui ont consisté à réaliser la mise en correspondance des images de l'OCT avec celles

des capteurs 2D. Nous avons considéré uniquement les images d'empreintes externes dans la représentation P .

Nous avons obtenu à l'issu de ces tests trois courbes DET, visibles en Figure 4.51. La courbe rouge en tirets représente les tests croisés entre les images OCT et celles du capteur optique, la courbe bleu en pointillé représente les tests croisés entre les images OCT et celles du capteur capacitif, et la courbe en noir en traits pleins représente les tests croisés entre les images des deux capteurs 2D. Les deux courbes d'interopérabilité de l'OCT sont bien au dessus de celle pour les 2 capteurs 2D. Par exemple, pour un $FAR = 0.1\%$ (10^{-3}), $FRR = 26.5\%$ pour la courbe bleue (OCT/Capacitif), $FRR = 26\%$ pour la courbe rouge (OCT/Optique), et $FRR = 5.8\%$ pour la courbe noire (Optique/Capacitif). Ces résultats suggèrent alors que 1) les capteurs 2D sont bien interopérables entre eux (comme les courbes rouges et bleue sont presque confondues) et 2) l'interopérabilité entre l'OCT et les capteurs 2D n'est pas du tout assurée (courbes rouge et bleue bien au dessus de la courbe noire).

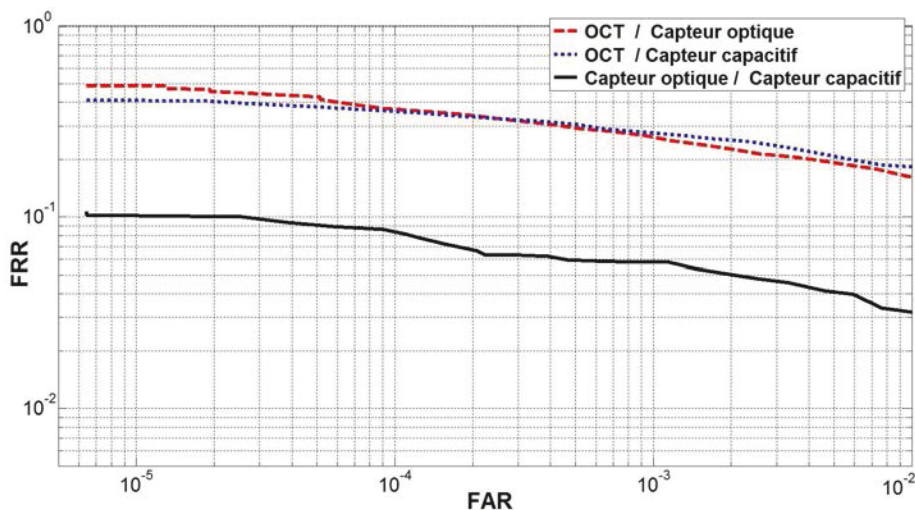


Figure 4.51 - Courbes DET d'interopérabilité entre capteurs 2D et OCT

Nous avons relevé différents facteurs pouvant limiter l'interopérabilité entre les images de l'OCT et celles des capteurs 2D :

- Différences d'échelle entre les images OCT et celles des capteurs 2D.
- Distorsions non linéaires causées par le contact du doigt, absentes pour l'OCT.
- Distorsions géométriques causées par le système de balayage de l'OCT.
- Pour l'OCT, échantillonnage transversal à pas non constant, contrairement aux capteurs 2D
- Problème de compatibilité entre les images OCT et le module de reconnaissance du NIST (détecteur de minuties MINDTCT, et module de mise en correspondance BOZORTH3).

Nous avons commencé à étudier deux points particuliers qui sont les différences d'échelle et les distorsions géométriques. Avant de parler spécifiquement de ces deux points, nous allons aborder succinctement les autres points.

Lorsqu'un doigt rentre en contact avec un capteur, celui-ci va subir des déformations linéaires et non linéaires. Dans le cas d'une acquisition sans contact comme c'est le cas avec notre système OCT, ces déformations seront absentes (voir section 1.2.4.1). La prise en compte dans les images OCT de ces déformations (où à l'inverse corriger ces déformations dans les images 2D) devrait améliorer de façon conséquente l'interopérabilité entre images OCT et images des capteurs 2D conventionnels. Une solution consiste à appliquer un modèle mathématique de déformations non linéaires, tel que le modèle *thin-plate-spline*. Ce modèle a déjà été exploité dans le cas des empreintes digitales, dans le but notamment d'améliorer les performances de matching [107], [108]. Une autre solution consiste à appliquer un modèle physique de déformation du doigt lors de l'aplatissement de l'empreintes digitale 3D. La méthode d'aplatissement mentionnée à la fin de la section 4.3.1.2, et basée sur une modélisation masse-ressort de la surface 3D de l'empreinte, serait par exemple tout à faire pertinente. Ce point fera l'objet d'un travail ultérieur.

Nous avons vu en section 2.2.3.4 que l'échantillonnage des images en X et Y des images OCT n'était pas réalisé à pas constant à cause du procédé de balayage et de la courbure du doigt. A ce stade, aucun ré-échantillonnage des images OCT n'a d'ailleurs été effectué dans ce travail de thèse, notamment pour les expériences en vérification d'empreintes. Il serait alors judicieux d'évaluer si ce facteur a un réel impact sur l'étape de matching, au niveau des scores retournés (le module de matching prend en entrée des images échantillonnées de manière constante à 500ppp), mais également au niveau de l'interopérabilité entre capteurs 2D conventionnels et OCT. Une stratégie pour évaluer le ré-échantillonnage à effectuer devrait alors être envisagée afin de corriger les différences de métriques résultantes dans les images d'empreintes digitales. Ce point n'a pas été abordé dans ce travail de thèse.

4.5.3.1 Différences d'échelles

Dans notre cas, ce problème ne devrait pas être prépondérant dans la mesure où les images OCT ont été sauvegardées de manière à ce que leurs échelles correspondent à celles des images des capteurs 2D (même résolution globale des images, si on néglige le problème mentionné précédemment). Pour vérification, nous avons réalisé l'étude suivante : nous avons déterminé d'abord un facteur global d'échelle entre nos images et celles des capteurs 2D (nous avons considéré uniquement le capteur optique). Cela a été fait de deux manières différentes, en considérant deux images de la même empreinte digitale, obtenues avec l'OCT et avec le capteur optique (voir la Figure 4.52a). Avec la première méthode, le facteur d'échelle S a été déterminé en comparant les distances inter-minuties des deux images. Trois minuties au minimum doivent être considérées (pour prendre en compte les différences d'échelle selon X et Y). Nous avons considéré 6 minuties (labélisées en rouge dans la Figure 4.52a). S est donc calculé de la manière suivante :

$$S = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I \frac{d_{optique}(i)}{d_{OCT}(i)}$$

avec $I = 15$ le nombre de distance inter-minuties, $d_{optique}(i)$ la distance inter-minuties i pour le capteur optique et $d_{OCT}(i)$ la distance inter-minuties i pour le capteur OCT. On obtient avec cette méthode $S = 0.98$. La deuxième méthode pour calculer S consiste à choisir la valeur qui maximise le score de matching entre l'image du capteur optique et celle de l'OCT avec modification d'échelle. La Figure 4.52b représente la variation du score de matching en fonction du facteur d'échelle considéré. On voit que le facteur d'échelle optimal est très proche de 1. Après interpolation, on trouve une valeur proche de $S = 0.98$. Notons qu'une estimation de la valeur de S à partir de toutes les images de la base de données, et pas seulement à partir d'une paire, serait préférable. Par ailleurs, il serait plus pertinent de considérer deux facteurs d'échelle (pour les directions X et Y) au lieu d'un facteur d'échelle global.

Nous avons ensuite réitéré les expériences en matching d'empreintes après remise à l'échelle des images OCT avec le facteur S . Les nouvelles courbes DET obtenues sont visibles en Figure 4.53. Nous observons une légère amélioration des performances après la remise à l'échelle, en particulier pour le capteur optique. Cela peut s'expliquer par le fait que S a été déterminé à partir d'une image du capteur optique. En particulier, pour un $FAR = 0.1\%(10^{-3})$, $FRR = 22\%$ pour la courbe rouge (OCT/Optique), contre 26% sans la remise à l'échelle, et $FRR = 25\%$ pour la courbe bleu (OCT/Capacitif), contre 26.5% sans la remise à l'échelle.

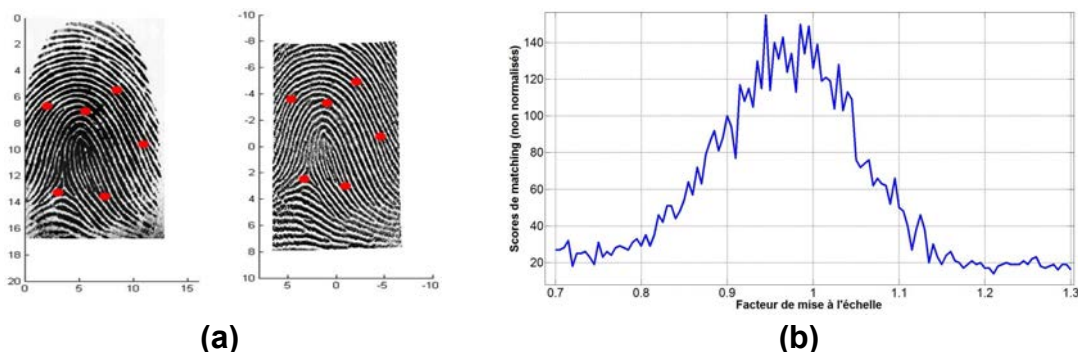


Figure 4.52 – (a) Images d'empreintes mises en correspondance. A gauche : Image OCT. A droite : Image du capteur optique .(b) Variations du score de matching entre l'image du capteur optique et celle de l'OCT, en fonction du facteur d'échelle.

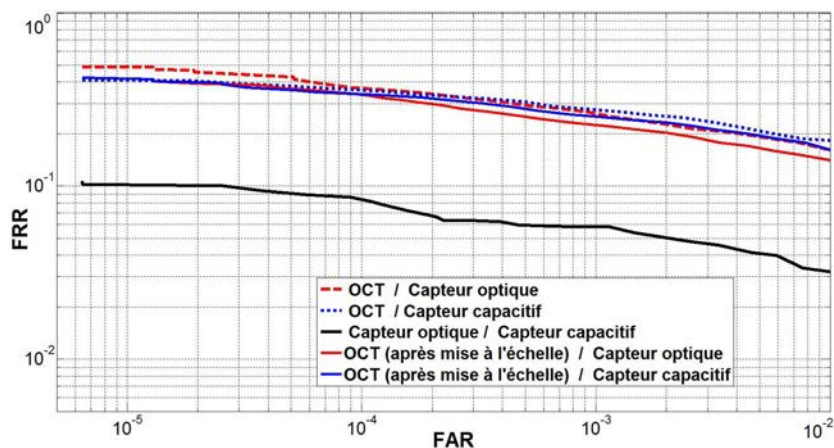


Figure 4.53 - Courbes DET d'interopérabilité entre capteurs 2D et OCT, après mise à l'échelle des images OCT

4.5.3.2 Distorsions géométriques

Nous avons vu en section 2.2.3.2 que le système de balayage du faisceau laser à 2 miroirs galvanométriques de l'OCT pouvait engendrer des distorsions géométriques du champ de vue, de type *Pillow-Shaped*. De telles distorsions auraient comme conséquence de déformer plus particulièrement les bords des images d'empreintes (voir Figure 2.9).

Nous pouvons chercher à étudier ces distorsions et évaluer si elles ont finalement un impact significatif sur la déformation des images d'empreintes digitales OCT. Si tel est le cas, la prise en compte et la correction de ces distorsions dans les images OCT devraient améliorer l'interopérabilité entre OCT et capteurs 2D, dans la mesure où ce problème est absent de ces derniers. Ce travail n'a pas pu être conduit faute de temps. Nous présentons donc seulement ici notre démarche expérimentale.

Deux stratégies différentes peuvent être envisagées pour étudier ces distorsions géométriques, une méthode analytique et une méthode expérimentale. La méthode analytique consiste à poser les équations de l'optique géométrique en 3D qui modélisent le mode de balayage du faisceau. Ces équations permettent d'établir une relation entre les angles φ_1 et φ_2 de balayage des miroirs et les coordonnées (x, y) du point résultant dans l'image. On a alors des relations du type $(x, y) = F(\varphi_1, \varphi_2)$ où F est une certaine fonction dépendant de φ_1, φ_2 .

La méthode expérimentale consiste à déterminer les déformations géométriques que subit une certaine mire durant le procédé d'imagerie. Cette mire est typiquement un objet plan avec des graduations de l'ordre de la centaine de micromètres. L'intérêt d'utiliser un objet plan est de s'affranchir d'une étape d'aplatissement engendrant elle-même des distorsions.

Connaissant les dimensions et caractéristiques de la mire avant imagerie (cordonnées (x, y) des points dans la mire), on peut déterminer les paramètres de la transformation F subie par la mire à partir des dimensions de l'image de cet objet (cordonnées (x', y') des points dans l'image de la mire), comme illustrée dans la Figure 4.54.

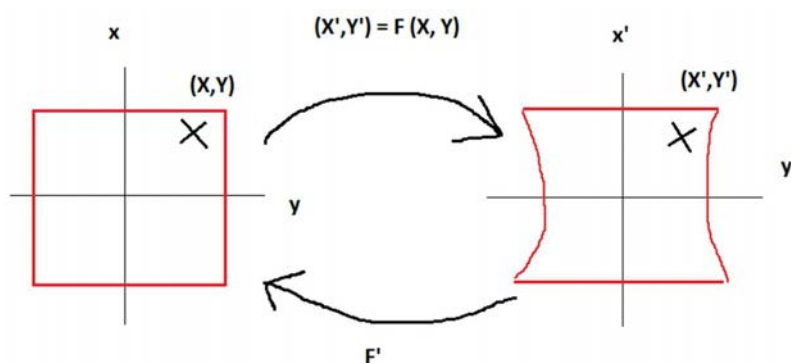


Figure 4.54 – Transformation F subite par la mire durant le procédé d'imagerie.

La question qui se pose alors concerne la façon de modéliser la transformation F . Un point de départ intéressant serait de partir d'une modélisation par une série de Taylor, telle que :

$$\begin{cases} X' = F_X(X, Y) = F_X(X_0, Y_0) + (X - X_0) \frac{\partial F_X(X, Y)(X_0)}{\partial X} + (Y - Y_0) \frac{\partial F_X(X, Y)(Y_0)}{\partial Y} + \text{ordre } 2 + \dots \\ X' = F_Y(X, Y) = F_Y(X_0, Y_0) + (X - X_0) \frac{\partial F_Y(X, Y)(X_0)}{\partial X} + (Y - Y_0) \frac{\partial F_Y(X, Y)(Y_0)}{\partial Y} + \text{ordre } 2 + \dots \end{cases}$$

Équation 4.5

X_0 et Y_0 correspondent aux coordonnées du centre de la mire. Une telle modélisation peut faire écho aux polynômes de Zernicke, qui permettent de modéliser les différentes aberrations engendrées par un système optique.

Ainsi, déterminer la transformation F revient à déterminer les divers paramètres de la transformation, en résolvant le système d'équation de l'Équation 4.5. Ces paramètres correspondent aux termes d'ordre 0 et aux différents termes de dérivées dans l'équation ci-dessus. En particulier :

- $\begin{cases} X'_0 = F_X(X_0, Y_0) = X_0 = 0 \\ Y'_0 = F_Y(X_0, Y_0) = Y_0 = 0 \end{cases}$, par définition, dans la mesure où le point au centre ne subit pas de déformations.
- Les dérivées d'ordre 1 correspondent en fait à des facteurs d'échelle.
- Les dérivées d'ordres 2 correspondent aux distorsions quadratiques (courbure des images)

Aller jusqu'à une modélisation d'ordre 2 semble pertinent dans un premier temps afin de prendre en compte les distorsions *Pillow-Shaped*. Dans ce cas, nous avons un système de deux équations (pour X et Y) avec 5 inconnues chacun (deux termes d'ordre 1 et trois termes d'ordre 2). Nous avons alors besoin de 10 points particuliers (dont on connaît les positions (X, Y) dans la mire et les positions (X', Y') dans l'image) pour résoudre le système d'équation et déterminer les inconnues.

La résolution de ce système d'équation permet de caractériser la transformation F subie par un objet lors du procédé d'imagerie. La correction des distorsions engendrées par le procédé d'imagerie se fera alors à l'aide de la transformation réciproque F' (Figure 4.54).

Nous avons initié un premier travail visant à déterminer la transformation F caractérisant les distorsions géométriques provoquées par le système d'imagerie. Des expérimentations sur une mire particulière sont actuellement à l'œuvre. Cette mire a été réalisée à l'aide d'une feuille de papier sur laquelle a été imprimé un réseau de points régulièrement espacés. Ces points, correspondant à un dépôt de matière (d'encre) sur la feuille, seront alors visibles dans les images OCT (Figure 4.55). Ce travail devra être poursuivi ultérieurement.

Pour approfondir ce premier travail exploratoire, les travaux présentés dans [109] (et la bibliographie associée) semblent être très pertinents. Les auteurs y présentent une méthode instrumentale pour corriger des distorsions géométriques engendrées par un système de balayage basé sur un miroir MEMS (Micro-Electro-Mechanical System) à 2 axes, dans le cadre particulier de l'endoscopie 3D OCT. Des expériences réalisées sur une mire similaire à celle discutée ici sont proposées pour évaluer leur méthode.

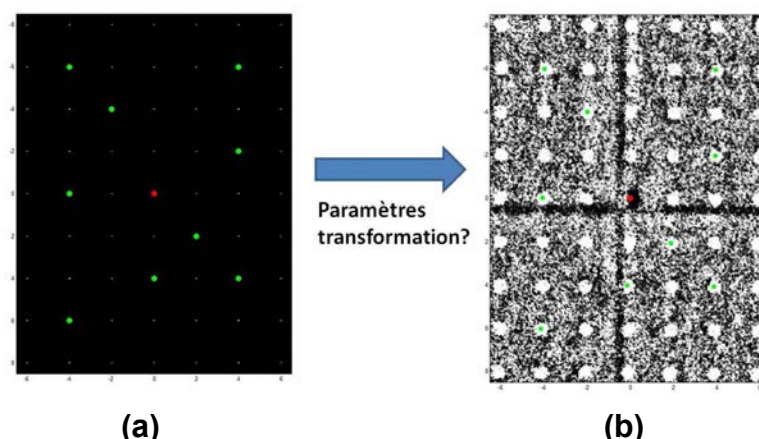


Figure 4.55 – (a) Modélisation numérique de la mire Les points en verts correspondent aux points considérés pour l'étude de la transformation F . (b) Image OCT de la mire. Les mêmes points sont labélisés en vert.

4.6 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons appliqué nos mesures de temps de vol (ou de phase), réalisé avec notre système OCT, et introduites dans le Chapitre 3 au problème de l'imagerie des empreintes digitales externe et interne.

Pour l'empreinte externe, nous avons vu que cette méthode d'imagerie par la phase permettait d'extraire avec une grande précision la surface 3D associée à l'empreinte digitale, confirmant alors partiellement les résultats des simulations numériques sur l'évaluation de la précision de localisation, présentées au Chapitre 3. Nous avons également vu que contrairement aux représentations en intensité, similaires à celles obtenues habituellement, notre représentation dite *en phase* des empreintes digitales permettait d'obtenir des images très contrastées et de très bonne qualité, même dans des conditions d'acquisitions dégradées (humidité, saletés, ...).

Pour l'empreinte interne, nous avons vu que l'exploitation seule de la phase n'était pas suffisante pour obtenir des images d'empreintes de bonne qualité. Nous avons alors proposé une méthode d'imagerie des empreintes basée sur la fusion de l'information de phase et d'intensité. Il s'est avéré que cette méthode permettait d'obtenir des images d'empreintes internes de très bonne qualité, comparativement à celle des images *en intensité* et *en phase*. Nous avons également vu qu'il était possible avec l'utilisation de l'empreinte interne d'atteindre de meilleures performances en vérification que celles obtenues avec l'empreinte externe acquise par notre système OCT.

Enfin, nous avons étudié un certain nombre de points complémentaires aux méthodes d'imagerie des empreintes digitales, qui constituaient la partie central de ce travail de thèse. Nous avons d'abord cherché à étudier les différences de performances en vérification entre l'OCT et les capteurs 2D usuels. Malgré une qualité d'image nettement meilleure avec l'OCT pour la grande majorité des images de notre base de données (sur des critères subjectifs mais aussi objectifs), les performances de notre système OCT sont actuellement moins bonnes. Nous avons montré que ces différences de performances s'expliquaient notamment par la variabilité intra-classe induite par le procédé d'acquisition sans contact de l'OCT (variations des positions des doigts, et donc de la partie des doigts

imaginée, pour chaque acquisition). Les résultats de notre étude laissent suggérer qu'en termes de positionnement des doigts, les acquisitions n'ont pas encore été obtenues dans de bonnes conditions d'enregistrement, et que les performances de l'OCT pourraient être améliorées en réadaptant et en perfectionnant le procédé d'acquisition. Nous avons également montré que pour certains doigts problématiques, la qualité des images OCT était actuellement moins bonne que celle des images des capteurs 2D. Nous avons avancé diverses hypothèses pouvant justifier ce dernier point.

Nous avons ensuite abordé deux points spécifiques liés aux mouvements des doigts entre les acquisitions d'empreintes, et pendant les acquisitions. Le premier point est lié aux effets que pourraient avoir une variation du champ de vue du capteur et de l'aire des doigts imagés, causée par les mouvements du doigt entre les acquisitions, sur le résultat des aplatissements des empreintes 3D. Nous avons alors montré que la méthode d'aplatissement utilisée conservait bien les métriques, et cela quelque soit la position du doigt considérée. Le deuxième point est lié au problème des déplacements et tremblements des doigts durant les acquisitions. Nous avons vu qu'il était possible de limiter grandement les artefacts engendrés par les tremblements en se basant sur une approche hybride mélangeant à la fois des aspects numériques et instrumentaux (en prenant en compte dans les traitements numériques mis en œuvre pour obtenir les images d'empreintes, le processus d'acquisition lui-même).

Finalement, nous avons présenté un premier travail préliminaire sur l'interopérabilité de l'OCT avec les capteurs 2D. Nous avons vu qu'un certain nombre d'éléments devront être pris en compte pour assurer au mieux l'interopérabilité entre les différents capteurs.

Chapitre 5 Authentification biométrique sécurisée avec l'OCT – Anti-Spoofing

Table des matières

Chapitre 5	Authentification biométrique sécurisée avec l'OCT – Anti-Spoofing	160
5.1	Attaque des capteurs 2D usuels.....	162
5.2	Anti-spoofing avec l'OCT	165
5.2.1	L'OCT, un capteur biométrique très difficile à attaquer	165
5.2.2	Méthode d'anti-spoofing par comparaison des empreintes externe et interne	170
5.2.2.1	Présentation de la méthode d'anti-spoofing	170
5.2.2.2	Extraction et comparaison des empreintes digitales externe et interne	170
5.2.2.3	Mise en œuvre de la méthode d'anti-spoofing	173
5.2.3	Conclusion	175

Dans ce dernier chapitre, nous allons aborder la problématique de la sécurisation (anti-spoofing), grâce à l'utilisation du capteur OCT. Nous avons vu dans le Chapitre 1 en section 1.2.6, que les capteurs biométriques 2D usuels souffraient d'un manque de sécurité durant la phase d'authentification. En effet, un certain nombre de travaux (comme par exemple [55], [56]) ont montré qu'il était possible avec ces capteurs, et à l'aide de moyens simples, d'usurper l'identité d'une personne à l'aide d'une copie de ses empreinte digitales (servant de leurre).

Comme expliqué tout au long de ce mémoire, le problème de sécurité précédemment mentionné est dû au fait que seule une information surfacique est exploitée par ces capteurs pour la construction des images d'empreintes.

Nous avons vu qu'un certain nombre de méthodes *software* et *hardware* ont été proposées afin de résoudre ces problèmes de sécurité. Il s'est avéré que l'OCT était une solution particulièrement pertinente. En particulier, sa capacité à imager en profondeur est très intéressante pour la détection de leurres. Les premiers travaux dans la littérature qui ont été proposés sur l'OCT pour la biométrie traitent d'ailleurs de la détection de leurre à l'aide de A-scans ou de B-scans.

En complément de ces travaux, nous proposons dans ce chapitre une méthode originale de détection d'usurpation d'identité avec un leurre (anti-spoofing ou Presentation Attack Detection). Notre méthode est basée principalement sur l'imagerie, puis la comparaison des empreintes externe et interne.

Organisation du chapitre :

Dans la section 5.1 de ce chapitre, nous allons dans un premier temps reproduire, à l'aide d'un scénario simple, une situation d'usurpation d'identité avec un leurre dans le cas d'un capteur optique 2D usuel. Nous verrons alors que ce capteur peut être facilement attaqué, et l'identité d'un individu, facilement usurpée.

Cette première mise en situation nous permettra alors d'introduire dans la section 5.2 l'OCT pour l'anti-spoofing. En complément des travaux de l'état de l'art réalisés dans ce domaine, nous discuterons d'un certain nombre d'éléments, liés à l'information en profondeur contenue dans le volume tomographique OCT, pouvant être exploités pour l'anti-spoofing.

Enfin, nous présenterons dans la partie 5.2.2 notre méthode originale d'anti-spoofing avec l'OCT. Cette méthode est basée sur l'imagerie des empreintes externe et interne, telle que rendue possible grâce aux différents travaux présentés dans le Chapitre 4 puis sur la comparaison des images d'empreintes externe et interne. L'idée principale de notre méthode est qu'en cas d'utilisation d'un leurre, les motifs des empreintes externe (le leurre) et interne (le stratum corneum, sous le leurre) seront très différents, contrairement à la situation normale (nous avons présenté dans la section 4.4.3.1 du Chapitre 4 une expérience permettant d'évaluer la similarité entre le stratum corneum et le derme papillaire, et présentés des premiers résultats permettant de confirmer cette similarité). Ainsi, nous verrons que cette méthode peut non seulement être utilisée pour détecter une éventuelle

usurpation d'identité, mais également pour connaître la véritable identité du faussaire présumé (si celle-ci est déjà connue préalablement).

5.1 Attaque des capteurs 2D usuels

Nous avons voulu dans un premier temps reproduire une situation d'usurpation d'identité avec une fausse empreinte dans le cas d'un capteur optique 2D usuel. Pour usurper l'identité liée à un certain doigt *A*, nous avons d'abord réalisé une copie de l'empreinte digitale associée à ce doigt. La copie a été réalisée de la manière suivante : un moule de l'empreinte digitale *A* (partie femelle) a été réalisé avec de la cire de bougie. La cire a été fondue, déposée sur le doigt, puis décollée après durcissement. Le moule contient ainsi la structure particulière des sillons de l'empreinte *A*. Pour la réalisation du leurre lui-même (partie mâle), du latex liquide a été versé dans la partie femelle. Le latex a été au préalable bien remué afin d'éviter autant que possible la formation de bulles d'air dans le liquide. Après durcissement du latex liquide, le leurre est prêt et peut être démoulé du moule en cire. Le leurre obtenu est visible en Figure 5.1a. Pour l'expérience, le leurre est ensuite déposé sur un certain doigt *B* (visible en Figure 5.1b). L'utilisation du leurre de *A* sur le doigt *B* doit permettre à la personne *B* d'usurper l'identité de l'individu *A* (Figure 5.1c).

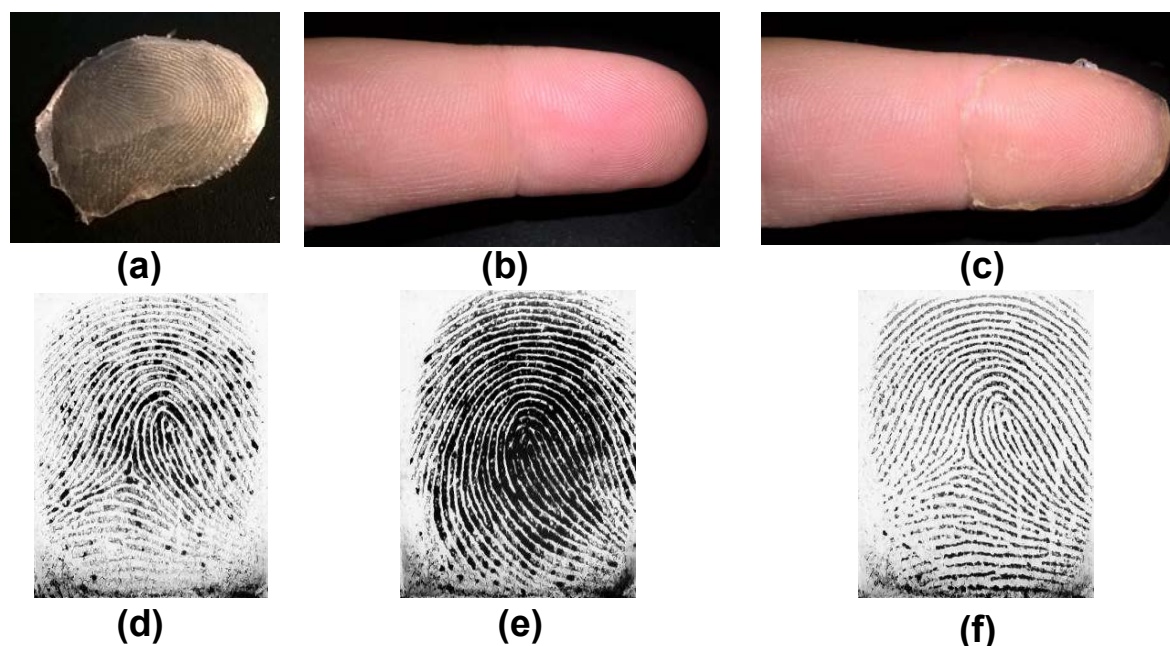


Figure 5.1 – (a) Leurre de *A* en latex. (b) Bout d'un doigt *B*. (c) doigt *B* avec le leurre en latex de *A*. (d) Image du doigt *A* obtenue avec le capteur optique. (e) Image du doigt *B* obtenue avec même capteur. (f) Image du leurre de *A* sur le doigt *B*.

L'image de l'empreinte *A* obtenue avec le capteur optique HAMSTER IV de SECUGEN est visible en Figure 5.1d. L'image de l'empreinte *B* est visible en Figure 5.1e. L'image du leurre de *A* déposé sur le doigt *B* est visible quant à elle en Figure 5.1f. Nous voyons alors que l'image de la Figure 5.1c est très similaire, en termes de motifs des sillons, à celle de l'image de la Figure 5.1a. Nous pouvons en

déduire que le score de matching entre l'image de la vraie empreinte et l'image du leurre sera assez élevé. Nous comprenons alors que l'utilisation de ce simple leurre, par ailleurs assez discret sur le doigt B , est tout à fait suffisante pour usurper l'identité lié au doigt A .

Pour étendre l'expérience suivante, nous avons réalisé l'étude suivante : nous considérons cette fois-ci 3 doigts, A , B et C . Le leurre du doigt A précédemment réalisé est également considéré. Nous avons ensuite effectué 4 séries d'acquisitions d'images avec le capteur optique 2D :

- 1) 10 Acquisitions de l'empreinte A .
- 2) 10 Acquisitions de l'empreinte B .
- 3) 10 Acquisitions de l'empreinte C .
- 4) 10 Acquisitions du leurre de A sur le doigt B .

A partir de ces acquisitions, nous avons calculé des scores de matching suivant différents scénarios :

- Scores client pour l'empreinte A (90 comparaisons).
- Scores client pour l'empreinte B (90 comparaisons).
- Scores client pour l'empreinte C (90 comparaisons).
- Scores entre le leurre A sur le doigt B , et le doigt A , c'est-à-dire la situation d'usurpation d'identité (200 comparaisons).
- Scores imposteur en considérant les doigts A , B , et C (600 comparaisons).

Tous les scores de matching obtenus ont été normalisés par les scores minimum et maximum obtenus à partir de la base de données entière (celle des 102 doigts). Les différentes densités de scores client et imposteur sont ensuite tracées sur le même graphe. Les histogrammes de ces densités de scores sont visibles en Figure 5.2. Pour comparaison, les densités client et imposteur de toute la base de données sont visibles en Figure 5.3. Le seuil de matching est fixé ici à $S = 0.07$. Nous voyons que les scores client obtenus en situation d'usurpation d'identité (densité verte) sont supérieurs à S , et par ailleurs similaires à ceux rencontrés en situation normale sans usurpation (densités rouge, bleue et jaune). Cette expérience simple montre qu'à l'aide de moyens très simples, l'individu B a pu facilement attaquer le capteur optique 2D et usurper l'identité de l'individu A .

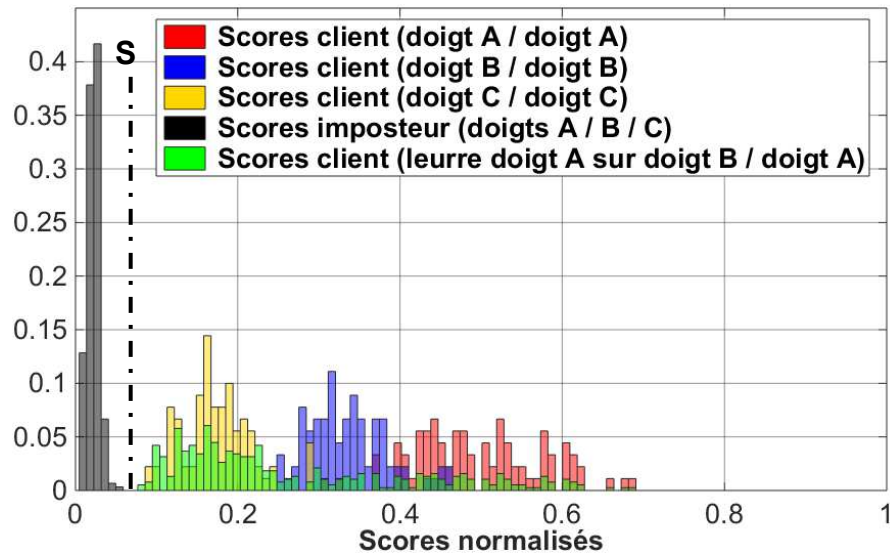


Figure 5.2 - Expériences en spoofing avec le capteur optique 2D.

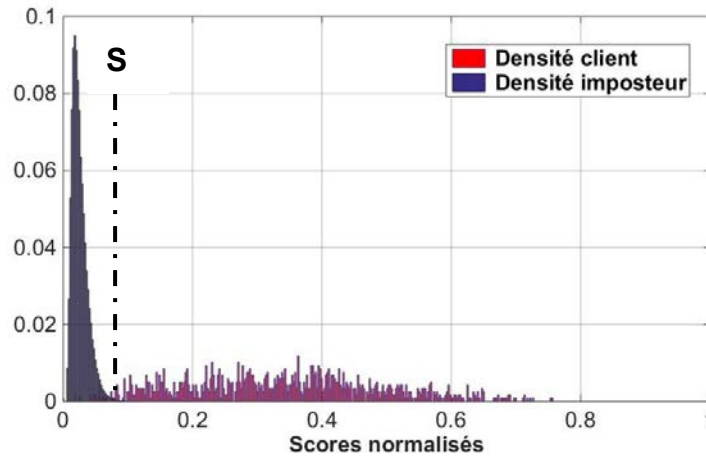


Figure 5.3 - Densités client et imposteur pour le capteur optique 2 (102 doigts différents, avec 4 acquisitions par doigt, menant à 1224 comparaisons client et 164832 comparaisons imposteurs).

Les capteurs qui acquièrent seulement une image en intensité de l’empreinte à la surface du doigt seront attaquables de la même manière. Nous illustrons ce fait par l’empreinte OCT en représentation I , visible en Figure 5.4. Les sillons visibles sont bien ceux du doigt A , et pas ceux de l’empreinte du doigt B du faussaire.



Figure 5.4 – Empreinte 3D OCT (représentation en intensité) du leurre A sur la surface de du doigt B.

5.2 Anti-spoofing avec l'OCT

Nous avons confirmé ce qui est largement connu dans la littérature, c'est-à-dire que les capteurs 2D usuels, basés sur l'exploitation d'une image surfacique seulement, ne permettraient pas de détecter des usurpations d'identité avec de fausses empreintes. A contrario, l'OCT permet d'acquérir une information volumique très riche. Nous allons à présent discuter de l'intérêt particulier de cette information pour l'anti-spoofing. Nous présenterons différentes stratégies d'anti-spoofing envisageables, exploitant l'information en profondeur. Nous introduirons ensuite notre méthode originale OCT d'anti-spoofing, basée sur l'imagerie des empreintes externe et interne. Nous mettrons alors en œuvre notre méthode dans une situation d'attaque avec un leurre.

5.2.1 L'OCT, un capteur biométrique très difficile à attaquer

Pour illustration, la Figure 5.5 représente un volume tomographique OCT du doigt *B* avec le leurre *A* à sa surface. On reconnaît bien en surface les sillons de l'empreinte *A*. Contrairement aux capteurs 2D usuels, on dispose ici non seulement de l'information surfacique (le leurre), mais également d'une information sur la profondeur du doigt. L'idée pour réaliser l'anti-spoofing consiste alors à exploiter cette information en profondeur qui est liée au doigt *B* du faussaire.

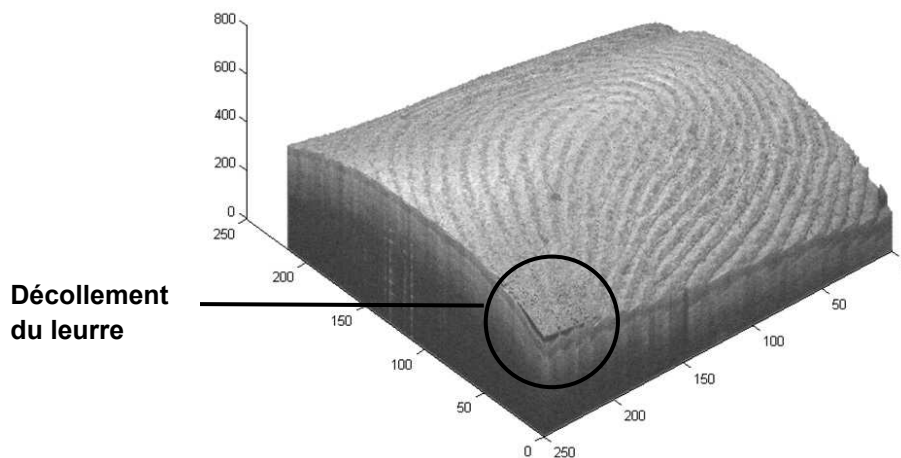


Figure 5.5 - Volume tomographique d'un doigt avec un leurre à sa surface.

Pour rappel, les premiers travaux et publications réalisés sur l'anti-spoofing avec l'OCT exploitaient essentiellement des A-scans et des B-scans, de manière plus ou moins directe, pour la détection des leures en surface ([72]–[75], voir section 2.2.1 du Chapitre 2).

En fait, différentes situations peuvent être envisagées. Une première situation, déjà rencontrée dans la littérature, est celle où l'épaisseur du leurre et les propriétés d'absorption et de diffusion du matériau utilisé sont telles que la lumière pourra pénétrer assez profondément dans le doigt. Dans ce cas, les A-scans du volume tomographique comporteront non plus 2 pics, mais 3 ([72], [73]): le premier pic sera associé à la diffusion de la lumière à l'interface air/leurre, le deuxième sera associé à la diffusion

au niveau de l'interface leurre/doigt et le dernier sera associé à la diffusion au niveau de l'interface épiderme/derme. Les trois couches seront d'ailleurs bien visibles sur les B-scans. Le fait que les A-scans contiennent 3 pics (et les B-scans 3 interfaces) est donc déjà un indice tangible de la présence d'un leurre. Cette situation est illustrée en Figure 5.6. Cette dernière représente un B-scan d'un doigt avec un leurre sur sa surface, et un A-scan particulier de ce B-scan (trait rouge). Le leurre utilisé ici est assez épais (environ $700\mu\text{m}$ d'épaisseur). Il a été fabriqué avec du latex en crème. On voit ici que l'adhérence entre le leurre et le doigt est très bonne. On discerne bien les 3 interfaces ((1) leurre, (2) stratum corneum, (3) derme papillaire) sur le B-scan et sur le A-scan.

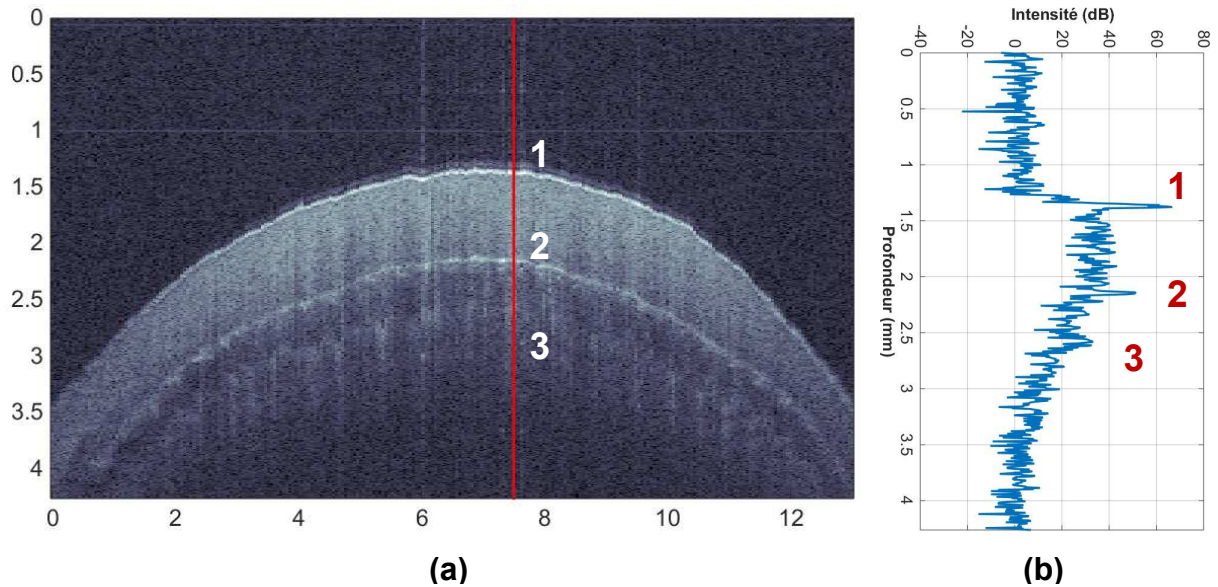


Figure 5.6 - (a) B-scan d'un doigt avec un leurre à la surface. (b) A-scan associé au trait rouge sur le B-scan.

Une deuxième situation que l'on peut rencontrer est celle où l'épaisseur du leurre, ou bien les propriétés de diffusion et d'absorption du matériau utilisé, ne permettent pas à la lumière de pénétrer à l'intérieur du doigt. Les différents éléments sous le leurre, et les éléments biologiques à l'intérieur du doigt, ne pourront pas être imagés. Dans ce cas, un seul et unique pic associé à la diffusion au niveau de l'interface air/leurre sera visible dans le A-scan. Par ailleurs, une seule interface, associée au leurre, sera visible dans les B-scans. La Figure 5.7 représente un tel B-scan. Le leurre utilisé a été fabriqué en silicone (silicone pour joints, avec une forte absorption). Ici encore, le nombre de pics ou d'interfaces contenus dans les données issues du volume tomographique seront un indice de la présence d'un leurre ou non.

A partir de cette idée, les auteurs de [76] ont proposé une méthode de détection d'attaques. La méthode exploite les A-scans pour comptabiliser le nombre d'interfaces contenues dans des volumes tomographiques. Si 1 ou 3 pics sont présents dans les A-scans, il y a tentative d'usurpation d'identité avec un leurre. Si 2 pics seulement sont détectés, la situation est considérée comme normale. En fait, ce dernier point n'est pas tout à fait exact, dans la mesure où l'épaisseur du leurre pourrait être telle

que la lumière ne pénétrerait que le leurre et l'épiderme, mais pas le derme. Il n'y aurait alors que deux interfaces visibles dans les B-scans (le leurre et le stratum corneum).

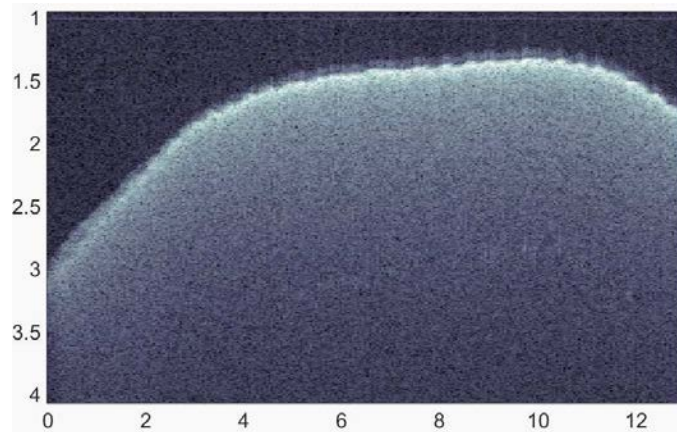


Figure 5.7 - B-scan d'un doigt avec un leurre fabriqué en silicone.

Dans les cas précédents, l'adhérence entre le leurre et le vrai doigt était telle que seulement 3 couches (ou 1, selon l'épaisseur du leurre) étaient discernables (leurre, épiderme, derme). Une autre situation envisageable est celle où l'adhérence entre le leurre et le doigt n'est pas bien réalisée. Elle est d'ailleurs rencontrée dans le cas du volume tomographique de la Figure 5.5. On peut observer dans la zone entourée en noir le décollement du leurre de la surface du doigt. Dans cette situation, il existera un gap d'air d'une certaine épaisseur entre le leurre et le doigt. Le B-scan de la Figure 5.8 illustre bien cette situation. Ici, on ne distingue plus 3 interfaces, mais 4 ((1) air/leurre, (2) leurre/air, (3) air/stratum corneum et (4) épiderme/derme). Un tel gap d'air constitue alors un nouvel indice d'une tentative d'attaque avec un leurre. Pour empêcher un tel phénomène, le faussaire doit donc assurer l'adhérence entre le leurre et le doigt, sur toute sa surface.

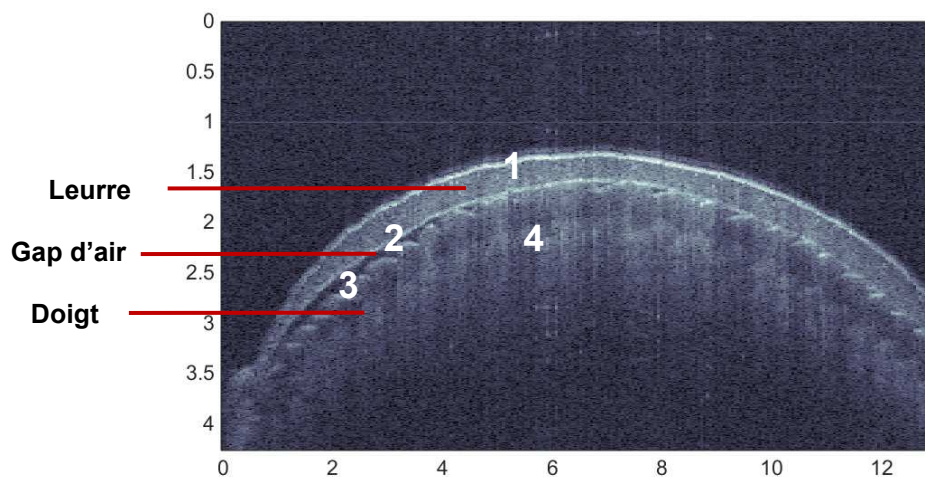


Figure 5.8 – B-scan dans le cas d'une mauvaise adhérence entre le leurre et le doigt.

En fait, non seulement l'adhérence devra être assurée sur toute la surface du doigt, mais celle-ci devra être réalisée parfaitement entre le leurre et le doigt. Plus précisément, le leurre devra épouser complètement les sillons de l'empreinte superficielle du doigt. Le cas échéant, il existera toujours un

petit gap d'air entre les sillons du doigt et le leurre, qui pourra être exploité pour la détection d'attaques. Comme la résolution axiale de l'OCT est de $R \sim 10 \mu m$, le faussaire devra donc assurer l'adhérence entre le leurre et le doigt à l'échelle micrométrique, et sur toute sa surface, ce qui est une tâche particulièrement difficile.

Par ailleurs, si l'adhérence n'est pas réalisée parfaitement, les sillons de l'empreinte à la surface du doigt (stratum corneum) seront toujours visibles et exploitables, et il sera tout de même possible, malgré la présence du leurre, d'obtenir des images de cette empreinte. Cette situation est bien illustrée par les Figure 5.9 et Figure 5.10. On voit sur le B-scan de la Figure 5.9 que l'adhérence entre le leurre et le doigt n'est pas parfaite. Les vallées et crêtes des sillons sont toujours discernables. Il existe des petits gaps d'air entre le leurre et les vallées des sillons. La Figure 5.10 représente 2 A-scans issus du B-scan de la Figure 5.9. Le A-scan de la Figure 5.10a correspond à la ligne rouge sur le B-scan. Ici, seul 3 pics sont discernables dans le A-scan (interfaces (1) air/leurre, (2) leurre/doigt, (3) épiderme/derme), dans la mesure où le leurre adhère bien à la crête du sillon de l'empreinte surfacique. Le A-scan de la Figure 5.10b correspond à la ligne bleue sur le B-scan. Ici, on distingue bien 4 pics (interfaces (1) air/leurre, (2) leurre/air, (3) air/doigt, (4) épiderme/derme), car le leurre n'adhère pas bien à la vallée du sillon.

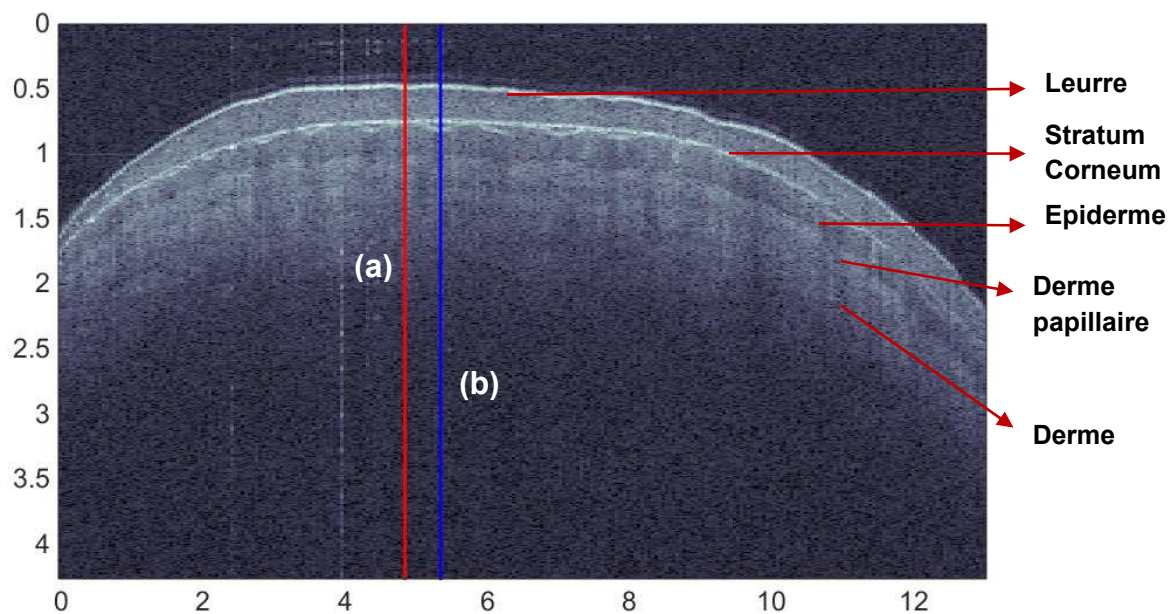


Figure 5.9 - B-scan d'un doigt avec un leurre en latex à sa surface.

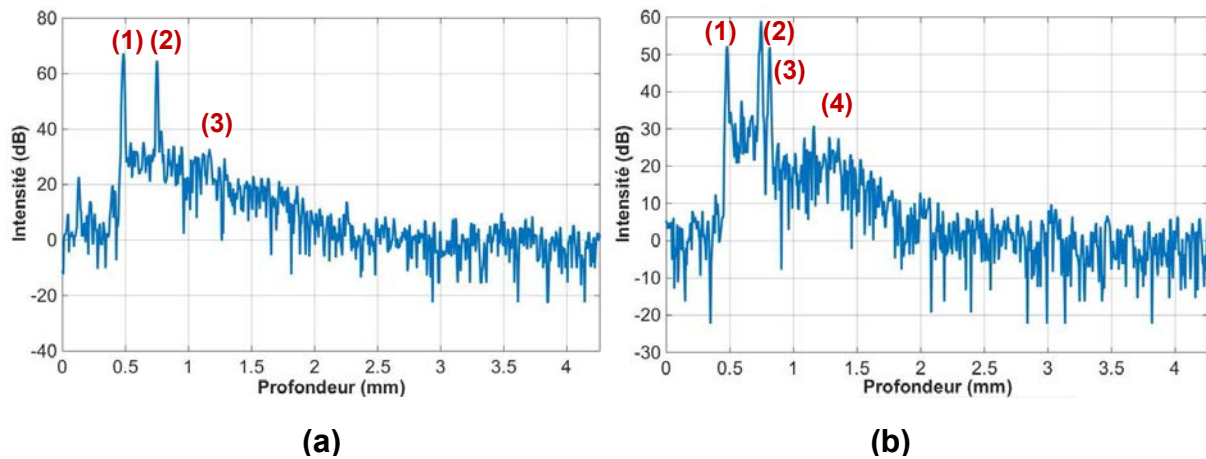


Figure 5.10 – (a) A-scan correspondant au trait rouge. (b) A-scan correspondant au trait bleu.

Enfin, dans certains cas, des bulles d'air peuvent être piégées dans le matériau lors de la fabrication du leurre. Cela peut être le cas lors de la fabrication de leurre en latex. La Figure 5.11 représente un B-scan d'un leurre avec une bulle d'air piégée à l'intérieur. Dans le cas où le faussaire utiliserait ce leurre pour attaquer un capteur biométrique usuel, la présence de cette bulle d'air ne sera pas gênante, dans la mesure où seule l'information surfacique est exploitée. Si les propriétés physiques du matériau utilisé sont proches de celles d'un vrai doigt, le capteur sera alors facilement attaqué. Pour un capteur 3D tel que l'OCT, la situation est différente. Les bulles d'air sont bien sûr absentes des vrais doigts, et la présence d'une seule de ces petites bulles sera un indice tangible d'une tentative d'attaque. Pour qu'un leurre puisse avoir une chance d'attaquer l'OCT, le faussaire devra donc être particulièrement précautionneux et éviter toute formation de bulles d'air dans le leurre. De manière plus générale, en cas d'usurpation d'identité avec un leurre, l'information contenue dans la première couche imagée (ici en latex) sera différente de l'information contenue dans la première couche de la peau, c'est-à-dire l'épiderme (contenant les glandes sudoripares notamment). Ces différences pourraient être également exploitées pour la détection d'attaques.

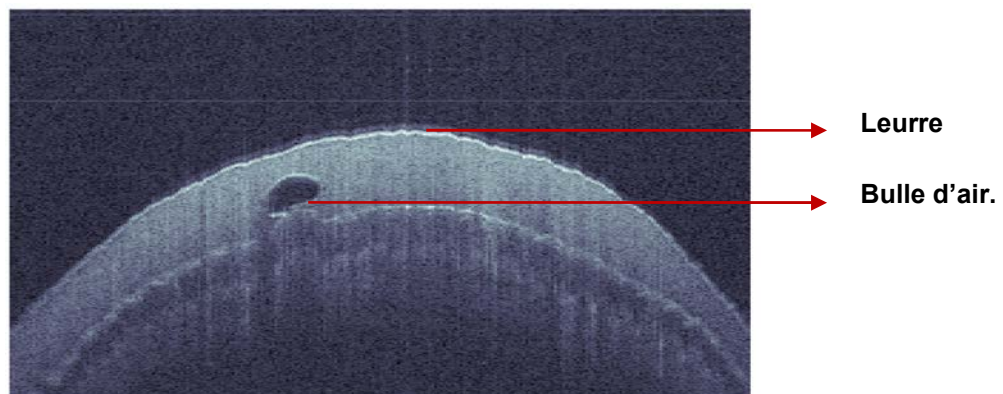


Figure 5.11 - B-scan d'un doigt avec un leurre en latex sur sa surface. Une bulle d'air a été piégée dans le latex lors de la fabrication de la fausse empreinte.

A la vue de toutes ces situations, nous voyons que la fabrication d'un leurre parfait indétectable par l'OCT, dit *golden fake*, est une chose particulièrement complexe, dans la mesure où l'on disposera toujours de l'information en profondeur et des divers moyens présentés précédemment pour détecter le leurre.

5.2.2 Méthode d'anti-spoofing par comparaison des empreintes externe et interne

5.2.2.1 Présentation de la méthode d'anti-spoofing

Nous proposons maintenant une méthode originale d'anti-spoofing avec l'OCT. Cette méthode exploite l'information en profondeur contenue dans le volume tomographique OCT. Nous avons vu dans le Chapitre 4 différentes méthodes d'imagerie des empreintes digitales avec l'OCT. Les images d'empreintes ainsi obtenues avaient alors été exploitées pour l'authentification biométrique.

Nous allons à présent voir que ces images peuvent être également exploitées à des fins de sécurisation du processus d'authentification. Nous avons pu, grâce à nos différentes méthodes d'imagerie, obtenir des images des empreintes externe et interne. En situation normale, l'empreinte externe est associée au stratum corneum, et l'empreinte interne au derme papillaire. Ainsi, les motifs des sillons des deux empreintes et les minuties associées seront très similaires, et les images des deux empreintes également (si l'on néglige les éventuelles dégradations qu'a pu subir le stratum corneum). Cependant, en situation d'usurpation d'identité avec un leurre, l'empreinte externe correspondra au leurre et sera caractéristique de la personne imitée, tandis que l'empreinte interne, correspondra au stratum corneum, et sera caractéristique de l'usurpateur. Les motifs des empreintes seront alors très différents.

Par conséquent, en comparant les images des empreintes externe et interne (en termes de scores de matching par exemple), nous pouvons déterminer s'il y a usurpation d'identité, ou non. En cas d'usurpation, cette méthode permet également de connaître la véritable identité du faussaire grâce à ses empreintes digitales propres (stratum corneum), localisées en dessous du leurre (si l'on dispose d'une référence des empreintes de cette personne).

Cette méthode peut également être étendue grâce à l'utilisation du derme papillaire à la place du stratum corneum. Nous verrons que cela peut être très avantageux dans certains cas où le stratum corneum est difficile à imager (à cause de son adhérence avec le leurre).

5.2.2.2 Extraction et comparaison des empreintes digitales externe et interne.

La méthode d'anti-spoofing proposée précédemment a été mise en œuvre dans une situation concrète de tentative d'attaque avec un leurre. Nous avons réalisé d'abord une acquisition avec l'OCT du doigt B avec le leurre A à sa surface. Par commodité, l'aire des empreintes qui est imagée est fixée non plus à $17\text{mm} \times 13\text{mm}$, mais à $13\text{mm} \times 13\text{mm}$. Le leurre utilisé ici est peu épais. Il a été réalisé à l'aide de latex liquide. Il permet à la lumière de pénétrer jusqu'au derme papillaire.

Nous avons ensuite extrait du volume tomographique, à l'aide des différentes méthodes présentées dans ce mémoire, les images des 3 empreintes dans toutes les représentations. Les méthodes de

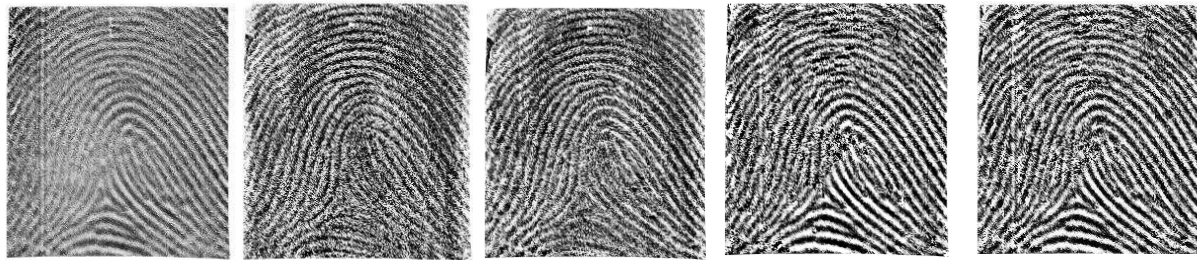
segmentation des empreintes qui ont été proposées ont été étendues au cas d'un volume tomographique avec 3 empreintes (leurre, stratum corneum et derme papillaire). Les différentes images obtenues sont visibles en Figure 5.12.

Nous voyons déjà à l'œil nu que les images du leurre A sont bien différentes des images du stratum corneum et du derme papillaire du doigt B. Nous pouvons ainsi remonter à la véritable empreinte digitale du faussaire B. Ce point est particulièrement intéressant pour la sécurisation du processus d'authentification.

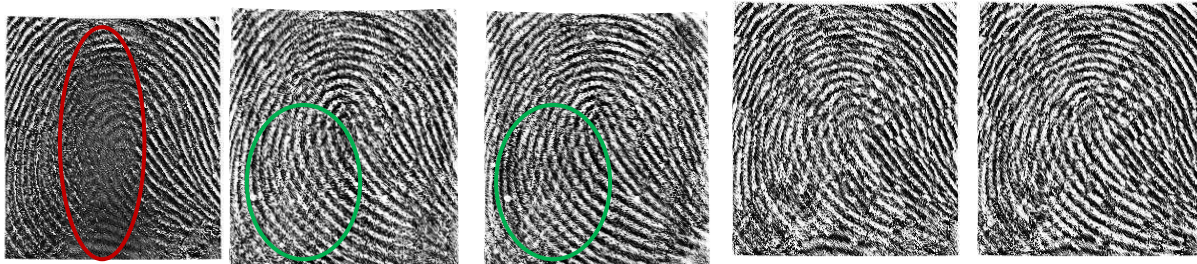
Nous voyons cependant que la qualité visuelle des images du stratum corneum n'est pas encore satisfaisante. En particulier, les sillons au centre de l'image en phase (entourés en rouge) ne sont pas bien visibles. Cela est dû au fait que pour un certain nombre d'A-scans similaires à celui représenté en Figure 5.10b, il y a eu des erreurs dans la localisation de l'interface du stratum corneum. Pour ces A-scans, le temps de vol qui a été retenu pour la segmentation est celui associée au pic numéroté 2 (car de plus grande intensité), alors que le temps de vol d'intérêt ici est plutôt celui associé au pic 3. Par conséquent, les sillons n'ont pas pu être reconstruits correctement justifiant alors la mauvaise qualité de l'image en phase. L'implémentation de la méthode de segmentation employée ici n'est pas encore bien adaptée pour segmenter correctement le stratum corneum en présence d'un leurre juste au dessus. Son amélioration fera l'objet d'un travail futur, nécessaire pour compléter cette première étude.

Par ailleurs, les niveaux d'intensité rétrodiffusée associés à cette surface 3D biaisée ne correspondent pas non plus aux véritables niveaux d'intensité rétrodiffusés par le stratum corneum, ce qui peut alors justifier au passage l'aspect des images en intensité du stratum corneum. En effet, les motifs des sillons du leurre se retrouvent indirectement dans ces images en intensité (zones entourées en vert). Une autre raison plus physique qui peut justifier cette superposition de motifs d'empreintes dans les images d'intensité est que l'intensité rétrodiffusée par le stratum corneum est influencée par celle rétrodiffusée par le leurre (traversée plusieurs fois par la lumière, allant et provenant du stratum corneum). Néanmoins, bien que dégradant la qualité des images, ce mélange de textures dans les images en intensité pourrait tout de même être utilisé avantageusement comme un indice supplémentaire d'attaque avec un leurre.

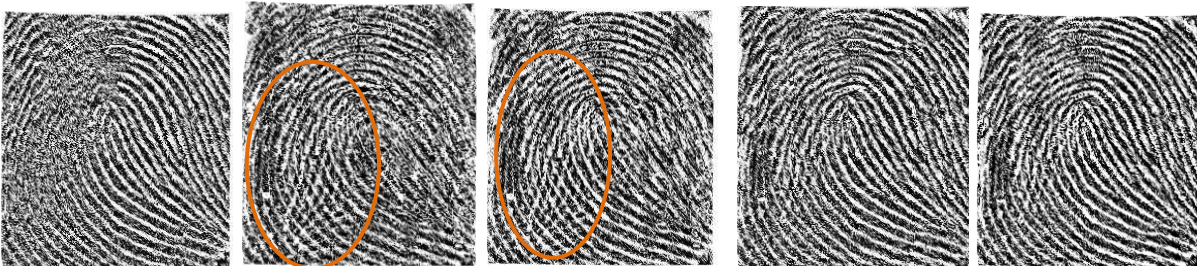
Pour contourner ces problèmes d'imagerie du stratum corneum, le derme papillaire peut être exploité à la place. En effet, la segmentation du derme papillaire, bien que localisée plus en profondeur, s'est montrée plus facile que celle du stratum corneum (cette dernière étant rendue complexe à cause de l'adhérence du leurre). Il en résulte alors des images de meilleure qualité que celles du stratum corneum. On retrouve cependant dans les images en intensité du derme papillaire (et cela de manière plus prononcée) la superposition des motifs des sillons du leurre (zones entourées en orange), et cela malgré le fait que les deux couches ne soient pas en contact direct. Ces images confirment notre hypothèse que les niveaux d'intensité rétrodiffusés en profondeur sont impactés par la rétrodiffusion de la lumière au niveau du leurre.



(a) – Images du leurre



(b) – Images de l’empreinte externe



(c) – Images du derme papillaire

Figure 5.12 – Images OCT des 3 empreintes : (a) Leurre. (b) Empreinte externe. (c) Derme papillaire. De gauche à droite, représentations : phase, intensité, intensité moyenne, fusion 1, fusion 2.

Pour comparer de manière quantitative les différentes images des 3 empreintes, nous avons calculé les scores de matching entre ces images. Le Tableau 5.1 récapitule les scores de matching obtenus, suivant la paire d'image considérée. Comme nous sommes amenés ici à comparer des images issues de différentes empreintes, dans différentes représentations, il nous est apparu plus judicieux pour ces expériences préliminaires de ne pas normaliser les scores de matching. D'après la documentation du logiciel NBIS, $S = 40$ est une valeur pertinente pour le seuil de matching (bien que ce ne soit probablement pas une valeur optimale). Ainsi, les images d'une paire donnant un score inférieur à $S = 40$ sont considérées comme provenant d'individus différents, tandis que les images d'une paire donnant un score supérieur à S sont considérés comme provenant d'un même individu. Plus le score est grand par rapport à S , et plus les images sont jugées similaires, et vice versa. Nous voyons que les scores de matching entre les images du leurre et les images du stratum corneum et du derme papillaire sont très inférieurs à 40, ce qui montre très bien que les empreintes appartiennent à deux individus différents. Par contre, les scores de matching obtenus en comparant les images du stratum corneum avec les images du derme papillaire ne sont pas très bons. Cela laisse transparaître une

mauvaise qualité des images. Les meilleurs scores sont obtenus avec les images du stratum corneum dans la représentation *IM*. C'est en effet dans cette représentation que la qualité des images du stratum corneum est la meilleure.

Scores de Matching		Stratum corneum					Derme papillaire				
		P	I	IM	F1	F2	P	I	IM	F1	F2
Leurre	P	10	7	20	13	12	10	14	10	18	18
	I	7	6	8	10	11	6	6	8	6	7
	IM	6	4	10	9	11	11	8	5	5	5
	F1	7	4	12	11	6	11	9	9	10	10
	F2	12	5	8	7	8	8	6	7	6	8
Stratum corneum	P						13	26	18	14	14
	I						22	12	12	21	36
	IM						33	19	42	57	66
	F1						13	21	24	12	18
	F2						16	46	42	29	36

Tableau 5.1 - Scores de matching entre les 3 empreintes, pour toutes les représentations

5.2.2.3 Mise en œuvre de la méthode d'anti-spoofing

Pour vérifier l'intérêt de notre méthode d'anti-spoofing, nous avons réalisé la même étude que pour le cas du capteur optique 2D. Nous avons effectué 4 séries d'acquisitions d'images avec le capteur OCT :

- 1) 10 Acquisitions du doigt *A*.
- 2) 10 Acquisitions du doigt *B*.
- 3) 10 Acquisitions du doigt *C*.
- 4) 10 Acquisitions du leurre de *A* sur le doigt *B*.

Nous avons ensuite calculé des scores de matching suivant ces scénarios :

- Scores client pour le stratum corneum *A* (90 comparaisons).
- Scores client pour le stratum corneum *B* (90 comparaisons).
- Scores client pour le stratum corneum *C* (90 comparaisons).
- Scores imposteur en considérant les stratum corneum des doigts *A*, *B*, et *C* (600 comparaisons).
- Scores entre le leurre *A* (sur le doigt *B*), et le stratum corneum *A* (200 comparaisons).
- Scores entre le derme papillaire du doigt *B* (avec le leurre présent en surface), et le stratum corneum *A* (200 comparaisons).

Nous avons considéré à chaque fois les représentations *en phase* des images. Ici, comme nous comparons des images dans la même représentation, tous les scores de matching obtenus ont été

normalisés par les scores minimum et maximum obtenus à partir de la base de données entière des images en phase.

Les densités de scores sont visibles en Figure 5.13. De la même façon que pour le capteur optique 2D, les scores de matching obtenus en comparant les images des acquisitions du doigt A avec celles des acquisitions du leurre de A sur le doigt B (densité en vert) sont globalement supérieurs au seuil de matching S . Ainsi, à l'instar du capteur 2D, l'exploitation de l'information surfacique uniquement n'a pas permis de détecter l'usurpation d'identité. Nous voyons aussi que ces scores sont globalement inférieurs à ceux des densités client en rouge, bleue, et jaune. Cela s'explique par le fait que les dimensions des images avec leurre ($13mm \times 13mm$) sont plus faibles que celles des autres images ($17mm \times 13mm$). Ainsi le nombre de minuties exploités dans ces images de leurre est plus restreint, menant alors à des scores de matching avec les autres images plus faibles.

Néanmoins, l'exploitation de l'empreinte interne (le derme papillaire) à la place de l'empreinte à la surface du doigt B (le leurre A donc) a permis cette fois-ci de détecter l'usurpation d'identité. Cela se traduit à travers les scores de la densité en bleu clair, tous inférieurs au seuil de matching S . On peut également, pour vérifier l'identité du fraudeur, chercher à comparer les images du derme papillaire du doigt B obtenues en présence du leurre, aux empreintes du doigt B obtenues en absence de leurre.

Finalement l'exploitation de l'information biométrique située sous le leurre, et acquise par l'OCT, s'avère être un outil très efficace pour détecter des fraudes, mais également pour connaître l'identité du fraudeur.

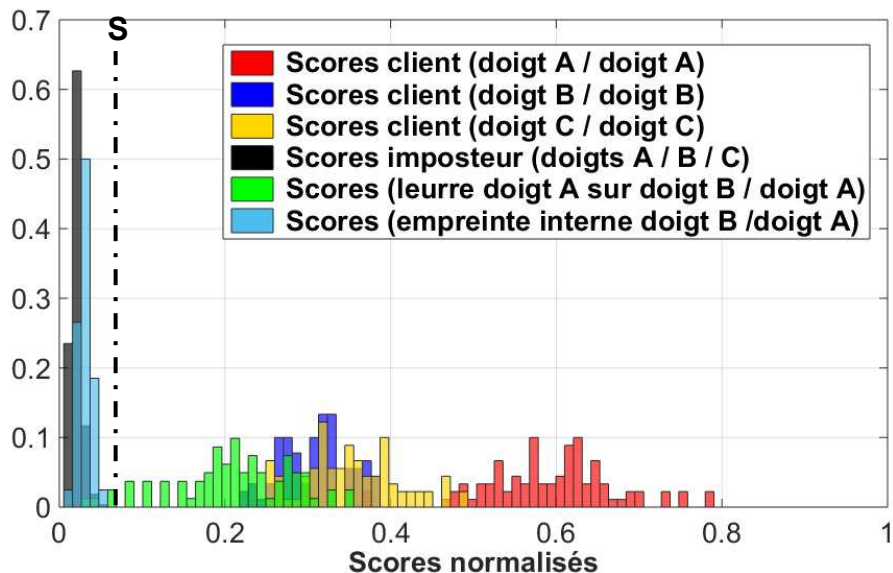


Figure 5.13 - Expériences en spoofing avec l'OCT.

5.2.3 Conclusion

Grâce à des expériences en spoofing, nous avons montré qu'un capteur usuel, exploitant seulement une information de la surface des doigts, pouvait facilement être attaqué avec une fausse empreinte digitale. Les résultats de ces expériences ont alors permis de confirmer un problème déjà bien connu dans l'état de l'art.

Nous avons alors montré le grand intérêt que représente l'information volumique obtenue grâce à l'OCT pour l'anti-spoofing. En effet, l'OCT permet dans un nombre varié de situation de détecter la présence d'un leurre à la surface d'un doigt.

Enfin, nous avons introduit au cours de ce chapitre une méthode originale d'anti-spoofing, basée sur la comparaison des différentes d'empreintes d'un même doigt. Les images des empreintes ont été obtenues grâce à nos méthodes d'imagerie en phase et de fusion, présentées au Chapitre 4 La méthode dans son principe s'avère très prometteuse car elle permet, en plus de la détection de fraude, de connaître l'identité du fraudeur. Les évaluations de notre méthode d'anti-spoofing menées dans cette partie sont encore très limitées et devront être consolidées:

- En utilisant des images d'empreintes de meilleure qualité que celles proposées ici (après amélioration des méthodes de segmentation).
- En utilisant des images avec leurres de plus grandes dimensions (équivalentes à celles utilisées pour les acquisitions sans leurre, c'est-à-dire $17mm \times 13mm$).
- En exploitant également le stratum corneum en dessous du leurre.
- En étendant la base de doigts testés.
- En consolidant les paramètres du système de vérification biométrique utilisé (NBIS).

Conclusion et perspectives

Conclusion

Nous avons adressé dans ce travail de thèse différents problèmes spécifiques à la biométrie des empreintes digitales. Parmi ces problèmes, deux sont particulièrement critiques: 1) le problème de la dégradation de la qualité des images d'empreintes digitales dans de mauvaises conditions d'acquisitions (humidité, saleté, cicatrices sur les doigts, conditions extérieures...), dégradant les performances en authentification et 2) le problème majeur des failles de sécurité au niveau du capteur, et des fraudes avec de fausses empreintes. La résolution de ces problèmes représente un enjeu majeur pour rendre plus robuste, et pour sécuriser une technologie qui est amenée à être de plus en plus utilisée à large échelle dans des applications critiques régaliennes.

Notre hypothèse de départ était que ces problèmes pouvaient être dus à la nature de l'information généralement exploitée par les capteurs biométriques usuels, c'est-à-dire une information de la surface des doigts uniquement, et une information d'intensité réfléchie et/ou rétrodiffusée. Cette hypothèse nous a encouragé initialement à proposer une solution basée sur la tomographie par cohérence optique, un capteur optique permettant d'obtenir des images 3D de doigts, associées à des informations physiques très riches sur ces échantillons biométriques. En particulier, la grande originalité de ce travail de thèse a été d'explorer les possibilités offertes par une autre modalité d'imagerie, basée non pas sur l'intensité, mais sur la phase du champ rétrodiffusé, accessible grâce à des traitements effectués sur les mesures OCT.

Nous avons montré que la phase était particulièrement pertinente pour segmenter des surfaces 3D des volumes tomographiques, dont notamment les empreintes digitales à la surface des doigts, dites externes, enregistrées par notre système OCT selon un mode d'acquisition sans contact. Il s'est avéré que les performances de l'OCT en termes de sensibilité et de bruit du capteur, permettent de reconstruire ces surfaces avec une précision de l'ordre de $\lambda/10$. Par ailleurs, nous avons proposé une nouvelle représentation des empreintes digitales, basée sur les contrastes de phase entre les vallées et les crêtes des sillons des empreintes. Les images d'empreintes obtenues dans cette représentation sont de meilleure qualité que celles qui résultent de la représentation usuelle en intensité. La qualité des images en contraste de phase est également beaucoup plus robuste aux conditions extérieures d'acquisitions et à l'état de la surface des doigts.

Nous avons ensuite montré que les mesures de phase permettaient d'extraire la surface 3D associée au derme papillaire, ou empreinte interne, particulièrement intéressante pour des applications biométriques en authentification et en sécurisation, mais en contrepartie plus difficile à imager. Nous avons vu que la représentation en contraste de phase de cette empreinte interne n'était pas d'une qualité satisfaisante en l'état actuel de notre dispositif d'acquisition. Nous avons alors proposé une nouvelle méthode d'imagerie des empreintes basée sur la fusion des informations en phase et en

intensité qui s'avèrent être complémentaires dans le cas de cette empreinte interne. Cette méthode permet finalement d'obtenir des images de bien meilleure qualité que celle des images en représentation en phase et en intensité, prises isolément. Elle a fait l'objet d'un dépôt de brevet.

Nos approches en *phase* et de *fusion* ont été évaluées à partir d'expériences en vérification d'empreintes, réalisées sur une petite base de données, contenant une centaine de doigts acquis au sein de notre laboratoire. Les résultats obtenus ont permis de montrer le potentiel des méthodes proposées pour l'acquisition d'images d'empreintes digitales externe et interne de bonne qualité. Les performances en authentification obtenues avec l'OCT ont également été comparées à celles de capteurs 2D usuels. Les résultats montrent que notre approche OCT est prometteuse pour l'authentification biométrique.

Pour réaliser la vérification biométrique, les images d'empreintes digitales 3D obtenues ont été aplaties pour obtenir des images 2D compatibles avec les outils de mise en correspondance d'empreintes usuels. Nous avons alors montré que la méthode de projection employée à cet effet, basée sur la minimisation des distorsions des distances géodésiques, utilisée conjointement avec un module de mise en correspondance d'empreintes usuel, respectait bien la propriété importante d'invariance du résultat du matching à la rotation des doigts.

Finalement, nous avons proposé dans ce travail de thèse une nouvelle méthode d'anti-spoofing basée sur la comparaison des images d'empreintes (leurre, externe, interne) obtenues avec nos différentes méthodes d'imagerie en phase et de fusion. La grande force de notre méthode est de pouvoir retrouver l'identité du faussaire, à partir des images de ses empreintes, situées sous le leurre, à condition qu'elles aient été préalablement enregistrées dans une base de données de référence.

Perspectives

Ce travail de thèse ouvre un certain nombre de perspectives intéressantes pour de futurs travaux. Premièrement, plusieurs travaux qui ont été effectués durant la thèse devront être consolidés:

- Dans les simulations statistiques évaluant la précision de localisation de l'extraction des surfaces 3D d'empreintes, les phénomènes de diffusion de la lumière à l'intérieur des doigts n'ont pas été pris en compte dans le modèle (voir section 3.3.2.3).
- Bien que nous ayons montré que la méthode d'aplatissement d'empreintes employée était invariante à la rotation des doigts, nous n'avons pas encore évalué précisément les distorsions engendrées par cette étape d'aplatissement. Nous avons fait l'hypothèse, de par le principe de la méthode utilisée, qu'elles étaient négligeables.
- Un travail important reste encore à mener pour comprendre les différences de performances obtenues avec l'OCT et les capteurs 2D :
 - Nous avons montré que la variabilité intra-classe engendrée par une variation des positions des doigts durant les acquisitions expliquait en partie ces différences.
 - Nous avons aussi vu que pour certains doigts, la qualité des images OCT était moins bonne que celle obtenue avec des capteurs 2D. En particulier, nous avons avancé

dans la section 4.5.1.1 du Chapitre 4 que la méthode de filtrage utilisée pour obtenir l'enveloppe moyenne *EM* des surfaces 3D d'empreintes n'était peut-être pas optimale, ce qui pouvait alors justifier la mauvaise qualité des images OCT de certaines empreintes, avec des sillons peu profonds. Ce point mériterait d'être approfondi d'avantage. De manière générale, un travail important sur l'évaluation de la qualité des images obtenues avec notre système OCT devra être effectué, et ceci indépendamment des mesures de performances biométriques.

- La méthode et le logiciel de mise en correspondance utilisés pour les tests en vérification (NBIS) pourraient également justifier ces différences de performances, dans la mesure où celui-ci n'est pas optimisé pour nos images OCT. Il sera alors intéressant d'utiliser un autre outil de mise en correspondance, comme par exemple le logiciel Verifinger de Neurotechnology ([104]), afin d'évaluer la sensibilité de nos résultats au module de vérification utilisé. De même, un certain nombre de paramètres fixés empiriquement dans ce travail de thèse mériteraient d'être optimisés pour le cas de l'OCT.
- Les potentialités des différents concepts proposés dans la thèse ayant été établies, ces derniers devront maintenant être validés à partir de protocoles d'évaluation plus poussés, et réalisés sur des bases de données plus conséquentes, en particulier pour la méthode d'anti-spoofing présentée dans le Chapitre 5 où les évaluations sont encore très préliminaires.

Nous avons également relevé un certain nombre de pistes qui devraient faire l'objet d'une attention plus spécifique :

Interopérabilité entre capteur biométrique OCT et capteurs biométriques usuels

Au cours de ce travail de thèse, nous avons réalisé une étude préliminaire sur l'interopérabilité entre nos images d'empreintes OCT et celles obtenues avec des capteurs biométriques 2D usuels avec contact (section 4.5.3 du Chapitre 4). Une telle interopérabilité est essentielle, dans la mesure où la très grande majorité des bases de données d'empreintes contiennent des images obtenues avec contact du doigt, et grâce à des capteurs 2D.

Nous avons alors vu qu'un certain nombre de points pouvaient limiter actuellement l'interopérabilité, en particulier les distorsions de la peau lors du contact du doigt sur le capteur (absentes pour un capteur sans contact), mais aussi les distorsions géométriques engendrées par le système optique de l'OCT. Il faudra alors évaluer comment la prise en compte de ces différents phénomènes permet d'améliorer l'interopérabilité entre capteur OCT et capteurs 2D usuels sans contact.

D'autres informations physiques et biologiques obtenues par OCT, et très utiles en biométrie.

Finalement, seule une petite partie de la riche information accessible avec le capteur OCT a été exploitée dans ce travail de thèse. Nous pouvons citer différents types d'informations et de modalités d'imagerie OCT qui pourraient être utilisés de manière très avantageuse pour l'authentification biométrique, mais aussi l'anti-spoofing.

Pores de sudations et glandes sudoripares :

Comme nous l'avons vu dans le Chapitre 1 ces pores sont très pertinents pour l'authentification biométrique car ce sont des éléments hautement discriminants. Ils sont cependant encore peu utilisés dans l'état de l'art car relativement difficiles à acquérir avec des capteurs usuels. Il sera nécessaire de répondre aux questions suivantes: quelles stratégies faut-il mettre en œuvre pour l'extraction et l'exploitation de ces pores avec l'OCT? Combien de pores sont-ils nécessaire ? Est-il préférable de les considérer seuls, ou bien en complément des minuties ? Sur quelle surface de doigt faut-il imager ces pores? Quelle est la résolution adéquate?

Nous avons actuellement obtenu à partir de notre système OCT, grâce au procédé d'imagerie présentée dans [86] (voir section 2.2.1.4), une image des pores de sudation d'une petite portion d'empreinte digitale (voir Figure 5.14). Une telle image est particulièrement intéressante en terme de qualité et de niveaux de détails, en regard de celles obtenues avec des capteurs optiques plus conventionnels, à 1000 *ppp*.

L'utilisation des pores de sudations serait également très utile pour l'anti-spoofing. En effet, un leurre ne contiendra pas de pores de sudations, ni de glandes sudoripares. L'absence de ces éléments sera alors une preuve qu'il y a bien eu usurpation d'identité. Par ailleurs, fabriquer un leurre contenant ces pores, serait une tâche particulièrement difficile pour un faussaire, nécessitant un grand savoir faire et des moyens technologiques conséquents.

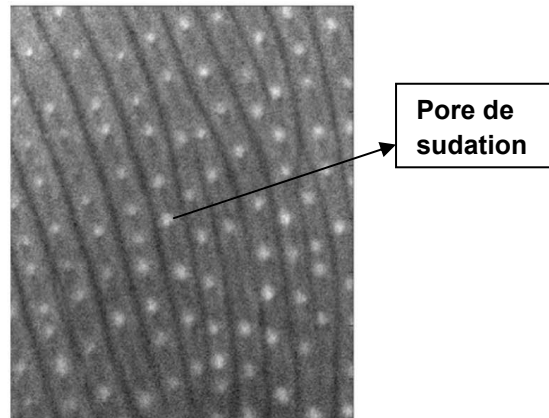


Figure 5.14 - Image de pores de sudations (terminaisons des glandes sudoripares), obtenue grâce à notre dispositif OCT.

« Liveness detection » par mesures Doppler

Un élément particulièrement intéressant que nous souhaitons aborder dans la suite concerne la possibilité de réaliser des mesures Doppler des écoulements sanguins dans les capillaires sanguins du derme. De telles mesures seraient alors utiles pour déterminer la vitalité («liveness detection») de l'échantillon biométrique présenté à un capteur. Dans un leurre, aucun écoulement sanguin ne serait visible ce qui serait alors un bon indicateur de spoofing. D'ailleurs, encore une fois, la prise en compte de cette information obligerait les faussaires à déployer des efforts et outils considérables pour réaliser des leurres avec des écoulements de fluides, similaires à ceux présents dans un vrai doigt.

Différentes méthodes, dites Doppler-OCT, ont déjà été proposées dans la littérature pour des applications médicales ([110]–[115]). Dans le cas de la biométrie, nous avons présenté dans la section 2.2.1.5 deux travaux portant sur l'imagerie des capillaires sanguins. De manière générale ces méthodes reposent sur l'exploitation de l'information d'intensité (mesures de corrélation entre coupes transversales) pour évaluer les variations induites par les mouvements du sang. Ces méthodes permettent d'imager les réseaux de capillaires, mais pas de connaître les valeurs instantanées de débit sanguins.

En fait, ces mesures Doppler peuvent être obtenues à partir de la phase du signal OCT [98]. En particulier, nos mesures métrologiques de phase pourraient nous permettre d'accéder aux valeurs des débits sanguins dans les capillaires sanguins du derme. Nous voyons alors ici un intérêt supplémentaire à l'exploitation de la phase mesurée grâce à l'OCT.

Matching 3D et utilisation de la courbure des doigts

Dans ce travail de thèse, le matching d'empreintes a été réalisé sur des images 2D OCT d'empreintes, obtenues après aplatissement. Bien que ce procédé soit très efficace, mais aussi très pertinent pour la problématique de l'interopérabilité entre capteurs, l'information 3D, liée notamment à la courbure des doigts et à la coordonnée en profondeur z des points de la surface de l'empreinte, est perdue. Cette information pourrait pourtant s'avérer discriminante, comme cela a été avancé dans les travaux présentés dans [38].

Une piste envisagée pour la suite de ce travail de thèse sera alors d'exploiter directement la surface 3D lors de l'étape de matching, et de déterminer si la prise en compte de cette information augmente vraiment le pouvoir discriminant des empreintes et améliore les performances en reconnaissance. Ce dernier point reste pour le moment une question encore ouverte malgré les travaux prometteurs mentionnés précédemment. Une autre information qu'il serait intéressant d'exploiter est la profondeur locale des sillons, qui pourrait également être un élément particulièrement discriminant. Cette information n'a à notre connaissance pas encore été exploitée.

L'information de profondeur (courbure des surfaces 3D d'empreintes, et profondeur des sillons), si elle est vraiment discriminante (entre les doigts d'un même individu ou de personnes différentes), pourrait également être un élément très utile pour l'anti-spoofing. En effet, une personne touchant une surface peut, dans certaines conditions, y laisser une empreinte latente. Cette empreinte latente est alors récupérée par les faussaires, qui en réalisent une copie. Lors du contact du doigt sur la surface, l'information 3D de la courbure des doigts de la personne, ainsi que la profondeur des sillons, est perdue. Il sera alors impossible pour le faussaire de la retrouver et le leurre réalisé sera incomplet vis-à-vis de cette information.

Un capteur biométrique OCT miniaturisé et à bas-cout ?

En conclusion, les coûts des systèmes OCT classiques dédiés spécifiquement au domaine médical sont à l'heure actuelle encore trop importants pour permettre leur déploiement à large échelle pour des applications biométriques courantes. Cependant, il est tout à fait raisonnable d'avancer que

les hautes performances de ces systèmes, notamment en termes de résolution axiale (liée à la source laser) ne sont pas forcément bien adaptées à ces applications biométriques, probablement moins exigeantes d'un point de vue technologique. Une des pistes à long terme de nos travaux sera alors de réaliser un dispositif OCT dont les caractéristiques et performances seraient parfaitement adaptées à l'application visée, et cela afin de réduire les coûts et les dimensions du capteur. Nous pourrions envisager comme solution un système OCT constitué d'une source laser moins onéreuse, et réutilisant au maximum des composants optiques et électroniques déjà largement utilisés dans d'autres technologies plus matures.

Actuellement, ce besoin de miniaturisation et de diminution des coûts de l'OCT est un sujet qui est de plus en plus abordé dans un but opérationnel. Les différents acteurs ont en effet bien compris son réel potentiel pour des applications plus large public. En particulier, nous pouvons citer l'étude très récente présentée dans [116], où les auteurs présentent un dispositif OCT particulier, pour une utilisation avec Smartphone tournée vers l'e-santé. La partie mécanique de ce dispositif réutilise des composants très basiques d'une tête de lecture de lecteur CD/DVD ROM, dont les coûts sont inférieurs à une dizaine de dollars. Ces travaux très prometteurs suggèrent alors que dans les années à venir, des dispositifs OCT bas-coût, miniaturisés, et performants pour l'authentification biométrique et sa sécurisation, devraient voir le jour.

Bibliographie

- [1] R. Bolle, *Guide to Biometrics*. 2004.
- [2] S. Prabhakar, S. Pankanti, and A. K. Jain, "Biometric recognition: security and privacy concerns," *IEEE Secur. Priv. Mag.*, vol. 1, no. 2, 2003.
- [3] B. Sonderreger and M. Peters, "Les empreintes digitales, un siècle au service de la confédération," Berne, 2012.
- [4] F. Galton, "Finger Prints by Francis Galton, Facsimile Edition," 1892.
- [5] E. Locard, *L'enquête criminelle et les méthodes scientifiques*, 1920.
- [6] K. Karu and A. K. Jain, "Fingerprint classification," *Pattern Recognit.*, vol. 29, no. 3, pp. 389–404, 1996.
- [7] A. M. Bazen and S. H. Gerez, "Systematic methods for the computation of the directional fields and singular points of fingerprints," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 24, no. 7, pp. 905–919, 2002.
- [8] M. S. Khalil, "Deducting fingerprint singular points using orientation field reliability," *Proc. - 1st Int. Conf. Robot. Vis. Signal Process. RVSP 2011*, pp. 284–286, 2011.
- [9] A. Jain, L. Hong, and R. Bolle, "On-line fingerprint verification," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 19, no. 4, pp. 302–314, 1997.
- [10] A. K. Jain, Y. Chen, and M. Demirkus, "Pores and ridges: High-resolution fingerprint matching using level 3 features," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 29, no. 1, pp. 15–27, 2007.
- [11] A. R. Roddy and J. D. Stosz, "Fingerprint features-statistical analysis and system performance estimates," *Proc. IEEE*, vol. 85, no. 9, 1997.
- [12] D. R. Ashbaugh, *Quantitative-qualitative friction ridge analysis: an introduction to basic and advanced ridgeology*. CRC press, 1999.
- [13] A. Jain, Y. C. Y. Chen, and M. Demirkus, "Pores and Ridges: Fingerprint Matching Using Level 3 Features", *18th Int. Conf. Pattern Recognit.*, vol. 4, pp. 18–21, 2006.
- [14] K. Kryszczuk, a Drygajlo, and P. Morier, "Extraction of level 2 and level 3 features for fragmentary fingerprints", *2nd COST275 Work.*, pp. 83–88, 2004.
- [15] Q. Zhao, D. Zhang, L. Zhang, and N. Luo, "Adaptive fingerprint pore modeling and extraction," *Pattern Recognit.*, vol. 43, no. 8, pp. 2833–2844, 2010.
- [16] D. Zhang, F. Liu, Q. Zhao, G. Lu, and N. Luo, "Selecting a reference high resolution for fingerprint recognition using minutiae and pores", *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 60, no. 3, pp. 863–871, 2011.
- [17] M. Vatsa, R. Singh, and A. Noore, "Unification of evidence-theoretic fusion algorithms: A case study in level-2 and level-3 fingerprint features", *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. Part A Systems Humans*, vol. 39, no. 1, pp. 47–56, 2009.

- [18] S. Pankanti, S. Prabhakar, and A. K. Jain, "On the individuality of fingerprints", *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 24, no. 8, pp. 1010–1025, 2002.
- [19] E. H. Holder, L. O. Robinson, and J. H. Laub, *The fingerprint sourcebook*. US Department of Justice, Office of Justice Programs, National Institute of Justice, 2011.
- [20] A. K. Jain, S. Prabhakar, and S. Pankanti, "On the similarity of identical twin fingerprints", *Pattern Recognit.*, vol. 35, no. 11, pp. 2653–2663, 2002.
- [21] B. Burger, D. Fuchs, E. Sprecher, and P. Itin, "The immigration delay disease: adermatoglyphia-inherited absence of epidermal ridges", *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 64, no. 5, pp. 974–80, 2011.
- [22] N. K. Ratha and V. Govindaraju, *Advances in biometrics: sensors, algorithms and systems*. Springer Science & Business Media, 2007.
- [23] X. Xia and L. O’Gorman, "Innovations in fingerprint capture devices," *Pattern Recognit.*, vol. 36, pp. 361–369, 2003.
- [24] W. Bicz, Z. Gumieny, and M. Pluta, "Ultrasonic sensor for fingerprints recognition" ,*Proc. SPIE*, vol. 2634, no. May 2011, pp. 104–111, 1995.
- [25] A. Maeva and F. Severin, "High resolution ultrasonic method for 3D fingerprint recognizable characteristics in biometrics identification", *2009 IEEE Int. Ultrason. Symp*, pp. 2260–2263, 2009.
- [26] R. K. Rowe, K. A. Nixon, and S. P. Corcoran, "Multispectral fingerprint biometrics", *Proc. from Sixth Annu. IEEE Syst. Man Cybern. Inf. Assur. Work. 2005.*, vol. 7406, pp. 14–20, 2005.
- [27] R. D. Labati, A. Genovese, V. Piuri, and F. Scotti, "Touchless Fingerprint Biometrics : A Survey on 2D and 3D Technologies", pp. 327–334, 2014.
- [28] H.-C. Chen, "Secure multicast key protocol for electronic mail systems with providing perfect forward secrecy", *Secur. Commun. Networks*, vol. 2, no. May 2012, pp. 100–107, 2013.
- [29] F. Han, J. Hu, M. Alkhatami, and K. Xi, "Compatibility of photographed images with touch-based fingerprint verification software," *Proc. 2011 6th IEEE Conf. Ind. Electron. Appl. ICIEA 2011*, pp. 1034–1039, 2011.
- [30] V. Piuri and F. Scotti, "Fingerprint biometrics via low-cost sensors and webcams", *BTAS 2008 - IEEE 2nd Int. Conf. Biometrics Theory, Appl. Syst.*, 2008.
- [31] H. Choi, K. Choi, and J. Kim, "Mosaicing touchless and mirror-reflected fingerprint images", *IEEE Trans. Inf. Forensics Secur.*, vol. 5, no. 1, pp. 52–61, 2010.
- [32] R. D. Labati, A. Genovese, V. Piuri, and F. Scotti, "Contactless fingerprint recognition: A neural approach for perspective and rotation effects reduction", *IEEE Work. Comput. Intell. Biometrics Identity Manag. CIBIM*, pp. 22–30, 2013.
- [33] E. Sano, T. Maeda, T. Nakamura, M. Shikai, K. Sakata, M. Matsushita, and K. Sasakawa, "Fingerprint Authentication Device Based on Optical Characteristics Inside a Finger", *2006 Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit. Work.*, pp. 27–27, 2006.
- [34] G. Parziale, E. Diaz-Santana, and R. Hauke, "The Surround ImagerTM: A multi-camera touchless device to acquire 3D rolled-equivalent fingerprints", *Adv. Biometrics, Proc.*, vol. 3832, pp. 244–250, 2006.

- [35] Y. C. Wang, L. G. Hassebrook, and D. L. Lau, "Data Acquisition and Processing of 3-D Fingerprints", *IEEE Trans. Inf. Forensics Secur.*, vol. 5, no. 4, pp. 750–760, 2010.
- [36] Y. Wang, D. L. Lau, and L. G. Hassebrook, "Fit-sphere unwrapping and performance analysis of 3D fingerprints", *Appl. Opt.*, vol. 49, pp. 592–600, 2010.
- [37] Y. Wang, K. Liu, Q. Hao, D. Lau, and L. G. Hassebrook, "Multicamera phase measuring profilometry for accurate depth measurement", *Proc. SPIE*, pp. 655509–655509–12, 2007.
- [38] A. Kumar and C. Kwong, "Towards contactless, low-cost and accurate 3D fingerprint identification", *Proc. IEEE Comput. Soc. Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit.*, vol. 8828, no. c, pp. 3438–3443, 2013.
- [39] N. Yager and A. Amin, "Fingerprint verification based on minutiae features: A review", *Pattern Anal. Appl.*, vol. 7, no. 1, pp. 94–113, 2004.
- [40] D. Maltoni, D. Maio, A. K. Jain, and S. Prabhakar, *Handbook of Fingerprint Recognition*, vol. 54, no. ISBN: 978–1–84882–253–5. Springer-Verlag New York Inc, 2009.
- [41] R. Thai, "Fingerprint Image Enhancement and Minutiae Extraction," University of Western Australia, 2003.
- [42] L. Hong, W. Yifei, and a Jain, "Fingerprint image enhancement: algorithm and performance evaluation", *Pattern Anal. Mach. Intell. IEEE Trans.*, vol. 20, no. 8, pp. 777–789, 1998.
- [43] B. G. Sherlock, D. M. Monro, and K. Millard, "Fingerprint enhancement by directional Fourier filtering", in *Vision, Image and Signal Processing, IEE Proceedings*, 1994, vol. 141, no. 2, pp. 87–94.
- [44] A. J. Willis and L. Myers, "Cost-effective fingerprint recognition system for use with low-quality prints and damaged fingertips", *Pattern Recognit.*, vol. 34, no. 2, pp. 255–270, 2001.
- [45] M. Sepasian, W. Balachandran, and C. Mares, "Image Enhancement for Fingerprint Minutiae-Based Algorithms Using CLAHE , Standard Deviation Analysis and Sliding Neighborhood", 2008.
- [46] C.-T. Hsieh, E. Lai, and Y.-C. Wang, "An effective algorithm for fingerprint image enhancement based on wavelet transform", *Pattern Recognit.*, vol. 36, no. 2, pp. 303–312, 2003.
- [47] H. Ailisto, M. Lindholm, and P. Tikkani, "A Review of Fingerprint Image Enhancement Methods", *Int. J. Image Graph.*, vol. 03, no. 03, pp. 401–424, 2003.
- [48] D. Maio and D. Maltoni, "Direct gray-scale minutiae detection in fingerprints", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 19, no. 1. pp. 27–40, 1997.
- [49] "NBIS." [Online]. Available: <http://www.nist.gov/itl/iad/ig/nbis.cfm>.
- [50] Y. Chen, G. Parziale, E. Diaz-Santana, and A. K. Jain, "3D Touchless Fingerprints: Compatibility with Legacy Rolled Images", *2006 Biometrics Symp. Spec. Sess. Res. Biometric Consort. Conf.*, pp. 1–6, 2006.
- [51] A. Jain and G. Abramovich, "3D to 2D fingerprints: Unrolling and distortion correction", *2011 Int. Jt. Conf. Biometrics*, pp. 1–8, 2011.
- [52] S. Shafaei, T. Inanc, and L. G. Hassebrook, "A new approach to unwrap a 3-D fingerprint to a 2-D rolled equivalent fingerprint", *2009 IEEE 3rd Int. Conf. Biometrics Theory, Appl. Syst.*, pp. 1–5, 2009.

- [53] C. B. Atkins, J. P. Allebach, and C. a. Bouman, "Halftone postprocessing for improved rendition of highlights and shadows", *J. Electron. Imaging*, vol. 9, no. 2, p. 151, 2000.
- [54] X. Provot, "Deformation Constraints in a Mass Spring Model to Describe Rigid Cloth Behavior", *Integr. Vlsi J.*, pp. 147–154, 1995.
- [55] T. Matsumoto, H. Matsumoto, K. Yamada, and S. Hoshino, "Impact of Artificial 'Gummy' Fingers on Fingerprint Systems", *Proc. SPIE*, vol. 4677, no. 1, pp. 275–289, 2002.
- [56] C. Sousedik and C. Busch, "Presentation attack detection methods for fingerprint recognition systems: a survey", *Int Biometrics*, vol. 3, no. 4, pp. 219–233, 2014.
- [57] S. T. V. Parthasaradhi, R. Derakhshani, L. A. Hornak, and S. A. C. Schuckers, "Time-Series Detection of Perspiration as a Liveness Test in Fingerprint Devices", *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Part C (Applications Rev.)*, vol. 35, no. 3, pp. 335–343, 2005.
- [58] A. Antonelli, R. Cappelli, D. Maio, and D. Maltoni, "Fake finger detection by skin distortion analysis", *IEEE Trans. Inf. Forensics Secur.*, vol. 1, no. 3, pp. 360–373, 2006.
- [59] N. Ratha and V. Govindaraju, "Multispectral Fingerprint Image Acquisition", *Adv. Biometrics*, pp. 3 – 23, 2008.
- [60] L. Ghiani, D. Yambay, V. Mura, S. Tocco, G. L. Marcialis, F. Roli, and S. Schuckers, "Livdet 2013 fingerprint liveness detection competition 2013", in *Biometrics (ICB), 2013 International Conference on*, pp. 1–6, 2013.
- [61] A. F. Fercher, W. Drexler, C. K. Hitzenberger, and T. Lasser, "Optical coherence tomography – development, principles, applications", *Z. Med. Phys.*, vol. 20, no. 4, pp. 251–276, 2010.
- [62] A. G. Podoleanu, "Optical coherence tomography", *Br. J. Radiol.*, vol. 78, no. 935, pp. 976–988, 2005.
- [63] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito, and et al., "Optical coherence tomography", *Science*, vol. 254, no. 5035, pp. 1178–1181, 1991.
- [64] M. E. Brezinski, "*Optical coherence tomography: principles and applications*", Academic press, 2006.
- [65] a. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, G. Kamp, and S. Y. El-Zaiat, "Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry", *Opt. Commun.*, vol. 117, no. 1–2, pp. 43–48, 1995.
- [66] M. Wojtkowski, V. Srinivasan, T. Ko, J. Fujimoto, A. Kowalczyk, and J. Duker, "Ultrahigh-resolution, high-speed, Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation", *Opt. Express*, vol. 12, no. 11, pp. 2404–2422, 2004.
- [67] D. Sacchet, "Tomographie par cohérence optique plein champ linéaire et non linéaire," 2010.
- [68] A. Latrive, "Tomographie de Cohérence Optique Plein Champ pour l' endoscopie : Microscopie in situ et in vivo des tissus biologiques", 2012.
- [69] E. Auksoorius and A. C. Boccara, "Fingerprint imaging from the inside of a finger with full-field optical coherence tomography", *Biomed. Opt. Express*, vol. 6, no. 11, p. 4465, 2015.
- [70] A. Dubois, "Imagerie optique des milieux biologiques," 2007.

- [71] C. Bordier, "Diffusion de la lumière par des tissus biologiques : Etude expérimentale et modélisation par l'équation de transfert radiatif vectorielle," 2007.
- [72] Y. Cheng and K. V. Larin, "Artificial fingerprint recognition by using optical coherence tomography with autocorrelation analysis", *Appl. Opt.*, vol. 45, no. 36, pp. 9238–9245, 2006.
- [73] Y. C. Y. Cheng and K. V. Larin, "<emphasis emphasistype='italic'>In Vivo</emphasis> Two- and Three-Dimensional Imaging of Artificial and Real Fingerprints With Optical Coherence Tomography", *IEEE Photonics Technol. Lett.*, vol. 19, no. 20, pp. 1634–1636, 2007.
- [74] N. Akbari and A. Sadr, "Automation of Fingerprint Recognition Using OCT Fingerprint Images", *J. Signal Inf. Process.*, vol. 03, no. 01, pp. 117–121, 2012.
- [75] M.-R. Nasiri-Avanaki, A. Meadway, A. Bradu, R. M. Khoshki, A. Hojjatoleslami, and A. G. Podoleanu, "Anti-Spoof Reliable Biometry of Fingerprints Using En-Face Optical Coherence Tomography", *Opt. Photonics J.*, vol. 01, no. 03, pp. 91–96, 2011.
- [76] C. Sousedik, R. Breithaupt, and C. Busch, "Volumetric Fingerprint Data Analysis using Optical Coherence Tomography", in *Biometrics Special Interest Group (BIOSIG), 2013 International Conference of the*, pp. 1–6, 2013.
- [77] C. Sousedik and C. Busch, "Quality of Fingerprint Scans captured using Optical Coherence Tomography", in *Biometrics (IJCB), 2014 IEEE International Joint Conference on*, pp. 1–8, 2014.
- [78] S. K. Dubey, D. S. Mehta, A. Anand, and C. Shakher, "Simultaneous topography and tomography of latent fingerprints using full-field swept-source optical coherence tomography", *J. Opt. A Pure Appl. Opt.*, vol. 10, p. 015307, 2008.
- [79] A. Bossen, R. Lehmann, and C. Meier, "Internal Fingerprint Identification with Optical Coherence Tomography", *Photonics Technol. Lett.*, vol. 22, no. 7, pp. 507–509, 2010.
- [80] R. Khutlang and F. V. Nelwamondo, "Novelty Detection-Based Internal Fingerprint Segmentation in Optical Coherence Tomography Images", *2014 Second Int. Symp. Comput. Netw.*, no. November 2015, pp. 556–559, 2014.
- [81] P. Korohoda, A. Dabrowski, and P. Pawlowski, "Optical Coherence Tomography for Fingerprint Acquisition from Internal Layer - A Case Study", *Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications (SPA)*, 2014, pp. 176–180.
- [82] L. N. Darlow, J. Connan, and S. S. Akhoury, "Internal fingerprint zone detection in optical coherence tomography fingertip scans," *J. Electron. Imaging*, vol. 24, no. 2, p. 023027, 2015.
- [83] L. Arlow and J. Onnan, "Efficient internal and surface fingerprint extraction and blending using optical coherence tomography", *Appl. Opt.*, vol. 54, no. 31, pp. 9258–9268, 2015.
- [84] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms", *IEEE Trans. Syst. man, Cybern.*, vol. 9, 1979.
- [85] "NFIQ - NIST Fingerprint Image Quality." .
- [86] M. Liu and T. Buma, "Biometric mapping of fingertip eccrine glands with optical coherence tomography", *IEEE Photonics Technol. Lett.*, vol. 22, no. 22, pp. 1677–1679, 2010.
- [87] G. Liu and Z. Chen, "Capturing the vital vascular fingerprint with optical coherence tomography", *Appl. Opt.*, vol. 52, no. 22, pp. 5473–7, 2013.

- [88] G. Liu, W. Jia, V. Sun, B. Choi, and Z. Chen, "High-resolution imaging of microvasculature in human skin in-vivo with optical coherence tomography", *Opt. Express*, vol. 20, no. 7, p. 7694, 2012.
- [89] G. Liu, L. Chou, W. Jia, W. Qi, B. Choi, and Z. Chen, "Intensity-based modified Doppler variance algorithm: application to phase instable and phase stable optical coherence tomography systems", *Opt. Express*, vol. 19, no. 12, pp. 11429–11440, 2011.
- [90] A. Zam, R. Dsouza, H. M. Subhash, M. L. O'Connell, J. Enfield, K. Larin, and M. J. Leahy, "Feasibility of correlation mapping optical coherence tomography (cmOCT) for anti-spoof sub-surface fingerprinting", *J. Biophotonics*, vol. 6, no. 9, pp. 663–667, 2013.
- [91] E. Jonathan, J. Enfield, and M. J. Leahy, "Correlation mapping method for generating microcirculation morphology from optical coherence tomography (OCT) intensity images", *J. Biophotonics*, vol. 4, no. 9, pp. 583–587, 2011.
- [92] Y. Gottesman and B. Dorizzi, "dispositif d'analyse de la réflectivité," 12 5781112 57811, 2012.
- [93] "Laser SANTEC." [Online]. Available: <http://www.santec.com/en/products/oct/hsl-11002100>.
- [94] R. Breithaupt, C. Sousedik, and S. Meissner, "Full fingerprint scanner using optical coherence tomography", in *Biometrics and Forensics (IWBF), 2015 International Workshop on*, 2015, pp. 1–6.
- [95] "Hamster IV de SecuGen." [Online]. Available: <http://www.secugen.com/products/ph4.htm>.
- [96] "Eikon Touch 700 de Digital Persona." [Online]. Available: <http://www.crossmatch.com/>.
- [97] E. D. Moore, "Advances in Swept-Wavelength Interferometry for Precision Measurements", 2011.
- [98] B. Robillart, C. Cal, and A. Fall, "Spectral and temporal phase measurement by Optical", *SPIE Photonics West 2014-LASE Lasers Sources*, vol. 8961, no. Mll, pp. 1–11, 2014.
- [99] G. Zigelman, R. Kimmel, and N. Kiryati, "Texture mapping using surface flattening via multidimensional scaling", *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.*, vol. 8, no. 2, pp. 198–207, 2002.
- [100] R. Kimmel and J. a Sethian, "Computing geodesic paths on manifolds", *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, vol. 95, no. 15, pp. 8431–8435, 1998.
- [101] V. De Silva and J. B. Tenenbaum, "Sparse multidimensional scaling using landmark points", *Technology*, vol. 33, no. 6, pp. 1–41, 2004.
- [102] J. B. Tenenbaum, V. De Silva, and J. C. Langford, "Sci_Reprint", vol. 290, no. December, pp. 2319–2323, 2000.
- [103] D. T. Lee and B. J. Schachter, "Two algorithms for constructing a Delaunay triangulation", *Int. J. Comput. Inf. Sci.*, vol. 9, no. 3, pp. 219–242, 1980.
- [104] "Verifinger." [Online]. Available: <http://www.neurotechnology.com/verifinger.html>.
- [105] M. S. Khalil, "Deducting fingerprint singular points using orientation field reliability", *Proc. - 1st Int. Conf. Robot. Vis. Signal Process. RVSP 2011*, pp. 284–286, 2011.
- [106] "NFIQ - NIST Fingerprint Image Quality." [Online]. Available: http://www.nist.gov/itl/iad/ig/bio_quality.cfm.

- [107] a. Almansa and L. Cohen, "Fingerprint image matching by minimization of a thin-plate energy using a two-step algorithm with auxiliary variables", *Proc. Fifth IEEE Work. Appl. Comput. Vis.*, no. December, pp. 35–40, 2000.
- [108] A. M. Bazen and S. H. Gerez, "Fingerprint matching by thin-plate spline modelling of elastic deformations", *Pattern Recognit.*, vol. 36, no. 8, pp. 1859–1867, 2003.
- [109] D. Wang, P. Liang, S. Samuelson, H. Jia, J. Ma, and H. Xie, "Correction of image distortions in endoscopic optical coherence tomography based on two-axis scanning MEMS mirrors", *Biomed. Opt. Express*, vol. 4, no. 10, p. 2066, 2013.
- [110] Y. Zhao, Z. Chen, C. Saxer, Q. Shen, S. Xiang, J. F. de Boer, and J. S. Nelson, "Doppler standard deviation imaging for clinical monitoring of in vivo human skin blood flow", *Opt. Lett.*, vol. 25, no. 18, pp. 1358–1360, 2000.
- [111] S. Yazdanfar, a M. Rollins, and J. a Izatt, "Imaging and velocimetry of the human retinal circulation with color Doppler optical coherence tomography", *Opt. Lett.*, vol. 25, no. 19, pp. 1448–1450, 2000.
- [112] S. Yazdanfar, M. Kulkarni, and J. Izatt, "High resolution imaging of in vivo cardiac dynamics using color Doppler optical coherence tomography", *Opt. Express*, vol. 1, no. 13, pp. 424–431, 1997.
- [113] Z. Xu, L. Carrion, and R. Maciejko, "An assessment of the Wigner distribution method in Doppler OCT", *Opt. Express*, vol. 15, no. 22, pp. 156–164, 2007.
- [114] X. J. Wang, T. E. Milner, and J. S. Nelson, "Characterization of fluid flow velocity by optical Doppler tomography", *Opt. Lett.*, vol. 20, no. 11, pp. 1337–1339, 1995.
- [115] G. Liu, W. Qi, L. Yu, and Z. Chen, "Real-time bulk-motion-correction free Doppler variance optical coherence tomography for choroidal capillary vasculature imaging", *Opt. Express*, vol. 19, no. 4, pp. 3657–3666, 2011.
- [116] H. M. Subhash, J. N. Hogan, and M. J. Leahy, "Multiple-reference optical coherence tomography for smartphone applications", *SPIE Newsroom*, pp. 10–12, 2015.
- [117] R. A. Hicklin, "Anatomy of Friction Ridge skin", in *Encyclopedia of Biometrics*, S. Z. Li and A. K. Jain, Eds. Springer US, 2014, pp. 1–6.
- [118] M. Tistarelli, S. . Li, and R. Chellappa, *Handbook of Remote Biometrics*. Springer, 2009.