

ACADÉMIE DE POITIERS
UNIVERSITÉ DE POITIERS
— SCIENCES FONDAMENTALES ET APPLIQUÉES —

Thèse

pour l'obtention du Grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS
Diplôme National - Arrêté du 25 Avril 2002

École Doctorale : **Sciences pour l'Ingénieur**
Secteur de Recherche : **Traitement du signal et des images**

Système d'acquisition 3D pour le pied humain

par
Cédric MARCHESSOUX

Directrice de Thèse
Christine FERNANDEZ-MALOIGNE

Soutenue le 12 décembre 2003, devant le Jury composé de :

M. Jean Serra, Directeur de Recherches, École des Mines de Paris Président du Jury
M. Jean-José Orteu, Professeur, École des Mines d'Albi Rapporteur
M. Pierre Bonton, Professeur, Université de Clermont-Ferrand, LASMEA Rapporteur
M. Michel Devy, Directeur de Recherches, LAAS, Toulouse Examineur
Mme Christine Fernandez-Maloigne, Professeur, Université de Poitiers, IRCOM-SIC Examineur
M. Noël Richard, Maître de Conférences, Université de Poitiers, IRCOM-SIC Examineur
M. Jean-Pierre Gabilly, Podo-orthésiste, Société Gabilly, Limoges Invité
M. Daniel Meneveaux, Maître de Conférences, Université de Poitiers, IRCOM-SIC Invité

ADMV, à toi qui a su m'aimer

MVLPC, à toi qui n'est toujours pas là

À mes grands parents, Jeanne et Marcel, si courageux,

À ma mère, Michelle, préretraîtée déjà retravailleuse,

À mon père, Jacques, travailleur toujours travailleur,

À ma soeur, Nathalie, professeur-étudiante

Remerciements

D'aéroports en aéroports

De gare en gare

De péages d'autoroutes en péages d'autoroutes ...

Que de kilomètres parcourus mais enfin cette thèse se termine¹...

Je change l'ordre coutumier des remerciements mais je ne voyais pas comment commencer autrement.

Cette thèse n'aurait pas pu se faire sans l'aide de Philippe Dubois qui s'est occupé de la réalisation technique et qui n'a jamais fui devant mes idées les plus folles et impossibles, mais aussi sans les qualités humaines et professionnelles de Françoise Perrain et Sylvie Duclaud.

Je remercie Jean-Pierre Gabilly qui a financé ce projet et qui l'a poursuivi pendant ces trois dernières années malgré un emploi du temps chargé. Je tiens à faire remarquer qu'il dirige une PME, il est très rare de trouver des petites entreprises qui investissent dans le domaine de la recherche et du développement. J'espère que notre projet appellera d'autres entreprises à suivre cet exemple.

Je tiens à remercier Jean Serra qui a accepté de présider cette thèse, je lui suis infiniment reconnaissant et je suis très fier de le compter parmi mon jury. Je remercie également Jean-José Orteu et Pierre Bonton pour avoir accepté de rapporter cette thèse et de l'avoir lue avec minutie. Je remercie Michel Devy d'avoir accepté d'être examinateur.

Je remercie Christine Fernandez-Maloigne, qui m'a proposé ce sujet et pour ses nombreux encouragements, soutiens, son aide ainsi que pour sa relecture minutieuse de mon manuscrit mais aussi pour son aide très active pour la recherche d'un post-doctorat. Je la remercie pour m'avoir confié la tâche de la remplacer pour ses cours d'imagerie médicale en 2002.

Un grand merci à Daniel Meneveux pour avoir accepté de participer au jury de ma thèse mais aussi pour la relecture trop minutieuse de mon manuscrit alors qu'il était très très occupé, son soutien, son aide scientifique, ses nombreux et justes conseils...

¹Laissons le temps au temps, la lumière au soleil et les âmes en paix...

À mon ami Adrian Stoica qui rentre dans la dernière ligne droite de sa thèse et qui a su m'aider et m'écouter de nombreuses fois.

À la collaboration fructueuse avec Chaker Larabi, mais aussi pour ses conseils, ses relectures, plutôt corrections et les traces qu'il a pu me donner pour que je fasse ma propre route, encore merci pour tout Chaker.

À la collaboration fructueuse avec Jean-Marie Bouteiller, et notre travail à distance (Los Angeles-Poitiers).

À Bruno Mercier et David Fradin, qui se demandent encore ce qu'il va leur tomber sur la tête lorsque je rentre dans leur bureau, merci pour tous les debuggages en tous genres.

À Olivier Alata, le nouveau papa du laboratoire qui m'a accueilli chaleureusement à Poitiers, encore merci pour tout. Je le remercie pour m'avoir permis de faire un séminaire sur un domaine que j'affectionne, les rayons X.

Un grand merci à Sébastien Barré qui m'a sorti de situations difficiles en informatique malgré les milliers de kilomètres merci pour les réponses toujours rapides. En partant du laboratoire en 2001, il m'avait souhaité bon courage, je crois que je vais faire de même avec les nouveaux arrivants.

Je ne sais comment remercier Emmanuel Laizé dit Manu, qui lorsque je rentrais au début dans son bureau pour lui demander pourquoi mon mot de passe ne fonctionnait pas et qu'il me répondait de vérifier la touche majuscule, j'en ai encore honte. Merci pour tous les coups de main en tous genre. Je remercie Eric Alvinerie qui a pris la relève. Ne vous inquiétez pas un jour j'utiliserai Linux !!!

Je remercie Gilles Subrenat pour ses grandes qualités de pédagogie et pour son aide lors des préparations de vacances en informatique.

Je remercie Philippe Carré pour la qualité des enseignements qu'il prépare. Un conseil pour les doctorants souhaitant faire des vacances, n'hésitez pas, prenez celles encadrées par Philippe. Je le remercie aussi pour m'avoir fait découvrir la dilatation géodésique.

Je remercie vivement Xavier Skapin pour toutes ses qualités humaines mais aussi ses diverses compétences et qualités notamment son écoute. Désormais lorsque Gaëlle et Xavier m'inviteront, je ne dirai plus que je suis surchargé mais "oui" et je viendrai avec du zyrtec en intraveineuse pour les chats.

Un merci à Anne-Sophie Capelle, Benoît Tremblais et Julien Dombre pour l'aide qu'ils ont su me donner.

Je tiens à remercier l'équipe du laboratoire LAPI de Bucarest dirigée par Vasile Buzuloiu pour l'accueil réservé en mai 2002, en particulier Alexandru Onéa et sa compagne Mirella pour l'aide qu'ils m'ont offerte, merci encore.

Je remercie Isabelle Berry et Jean-Pierre Morrucci pour m'avoir accepté dans leur DEA à Toulouse et m'avoir permis de continuer mes études dans l'imagerie médicale. Je remercie Jacques Puel et Didier Carrié de m'avoir permis de travailler dans leur service de cardiologie à Toulouse.

Je remercie en particulier Jackie Cahuzac pour son aide tout au long de mon stage de DEA.

Je remercie Gérard Mohan de m'avoir initié à l'imagerie médicale dans les services de radiologie du C.H.U. de Limoges pour mon stage d'I.U.T.

Je tiens à remercier Jean-Louis Rougerie professeur de mathématiques au collège Firmin Roz en 1991 de Limoges ainsi que Frédéric Tron enseignant à l'I.U.T. Mesures Physiques de Limoges en 1995 pour la qualité des cours qu'ils m'ont donnés.

Je remercie toute l'équipe de Jean-Pierre Gabilly, en particulier Gaëlle Duchadeau, Florence Pavard et Danièle Rougier.

Je remercie Xiao Hu et Shan Wang pour leur participation active pendant leur stage de maîtrise EEA, pour m'avoir fait découvrir la cuisine chinoise et pour leurs grandes qualités humaines.

Je remercie Huu-Minh Vo pour m'avoir aidé pendant son stage de maîtrise et pour avoir été la première personne à avoir été encadrée par mes bons soins. Je regrette que l'année suivante, l'aventure ne fut pas si belle.

Je remercie tous les étudiants qui ont essayés mes premiers plâtres dans l'enseignement, en particulier, les étudiants de licence d'informatique et ceux de Génie Physiologique de Poitiers.

Je remercie mon laboratoire IRCOM SIC ainsi que mon école doctorale pour m'avoir permis de présenter mes travaux dans plusieurs pays et de rencontrer les personnes de mon domaine.

Je remercie le GDR-ISIS pour m'avoir offert la possibilité de participer à plusieurs réunions françaises dans mon domaine.

Merci à Guy Valadoux pour son aide pendant ma première année de thèse et pour m'avoir donné les moyens de sortir d'une impasse.

Aux petites soirées apéro-foot avec Benoît Souhard et Pierre Combeau même si je n'aime pas le football, désolé mais vous n'êtes pas arrivés à me convertir mais c'était tout de même très divertissant.

Je remercie aussi pour leur gentillesse et leur soutien Anne-Marie Poussard, Christian Chatelier, Olivier Colot, Eric Andrés, Lilian Aveneau, Guillaume Damiand, Denis Arrivault, Rodolphe Breton, Yannick Chartois, Frédéric Mora dit Fred, Samuel Peltier dit Frizou. . .

À Angelina, retraitée déjà travailleuse, à Guy travailleur toujours travailleur, merci d'avoir une fille comme Brigitte.

Je tiens à remercier les archives départementales de l'Aude pour m'avoir permis d'accéder à l'œuvre de Gamelin [Gam 79], en particulier l'homme aux lunettes épaisses et au pull tricoté.

Je remercie aussi la SNCF qui m'a loué depuis quatre ans un petit bureau roulant de nombreuses heures par semaine. Je m'excuse auprès des clients de la SNCF qui regardaient intrigués l'écran de mon ordinateur portable rempli de lignes de codes.

Je remercie tous mes amis (en particulier ma garde rapprochée : Magali, Sébastien, Delphine, Sébastien ainsi que les Iupiens) et tous les membres de ma famille (en particulier Michel, Anémone, Gaston, Yvette et Nadette) qui m'ont prêté un bout de table quand j'allais chez eux.

x

Je remercie mon équipe Carcassonnaise toujours friande des aventures de la famille Marchessoux-Rhodes : Maga, Rémy, Suzanne, Robert, Hélène, Jo, ;-) JMR ;-(

À ma miss Dell qui ne m'a pas quitté d'un pouce et demi depuis un an et demi.

Je remercie encore et toujours mes parents et ma sœur pour tout le soutien qu'il m'ont donné, merci, merci, mille et deux fois merci. . .

Je crois que j'ai oublié quelqu'un :

Elle me supporte depuis trois ans et particulièrement depuis un mais pourvu que cela dure.

Elle a relu entièrement et en avant première ma thèse. Elle est belle comme un cœur et patiente comme jamais. Je n'ose à peine lui dire merci quand je vois tout le chemin qu'il reste à parcourir.

A tous ceux et toutes celles qui se reconnaissent du bas du pied dans ce mémoire, ils ne doivent pas s'inquiéter, tous les droits seront reversés à des associations !!! Merci quand même à tous ceux et toutes celles qui n'ont pas été retenus pour le casting de pieds et dont les images ne figurent pas dans ce manuscrit, je remercie tous ces anonymes (amis, famille, membres du laboratoire)
Petit quizz : à qui sont ces pieds ?



*L*es séances d'essayage de bas de contension, de bas résille ou de vernis à ongles de toutes les couleurs sont désormais terminées. A bon pied, bon oeil et après ce long épilogue de remerciements et un nombre d'occurrences de merci important, pour les personnes concernées : ne vous croyez pas tranquilles pour autant, je risque d'avoir encore besoin de vous ;-)

*U*ne petite pensée à Lucky,
 Cora et à mon Loulou,

A mes grands parents, Marcelle et Raymond, si vite partis

SOMMAIRE

1	Introduction	1
1.1	Préambule : le pied	2
1.2	Les pathologies du pied	3
1.3	La podo-orthésie	5
1.4	La problématique	7
1.5	La prise de mesures	8
1.6	Les spécifications du système d'acquisition	8
2	L'état de l'art des méthodes de numérisation et de modélisation 3D	11
2.1	Première partie : état de l'art des techniques de numérisation 3D	12
2.2	Deuxième partie : état de l'art des méthodes de modélisation 3D	24
3	Le système d'acquisition	37
3.1	Introduction	38
3.2	Le choix des caméras	39
3.3	La disposition et le nombre de caméras	42
3.4	L'éclairage et le fond de la scène	42
3.5	Le schéma synoptique	44
3.6	Les outils informatiques et logiciels	45
3.7	Conclusion	47

4	La méthode d'étalonnage du système d'acquisition 3D	49
4.1	Introduction	50
4.2	Le modèle géométrique de la caméra	54
4.3	La transformation scène/image	58
4.4	Estimation des paramètres intrinsèques et extrinsèques	59
4.5	Les mires d'étalonnage	67
4.6	La transformée de <i>Hough</i>	68
4.7	Utilisation de la transformée de <i>Hough</i> pour les mires	78
4.8	Mise en œuvre de la méthode d'étalonnage	84
4.9	Conclusion sur la méthode d'étalonnage du système	91
5	La segmentation	93
5.1	Introduction	94
5.2	Les techniques standards pour la segmentation couleur	96
5.3	Une approche particulière	98
5.4	Application de la méthode de pré-segmentation	114
5.5	La plante du pied	118
5.6	Le traitement du reflet	125
5.7	Conclusion sur la segmentation	133
6	Les méthodes de reconstruction	135
6.1	La première méthode de reconstruction	136
6.2	La deuxième méthode de reconstruction	148
7	Conclusion générale et perspectives	181
	Annexes	185
A	Rappel : inversion d'une matrice non carrée par la méthode de décomposition <i>LU</i>	185
B	Rappel : méthode d'approximation du gradient d'une image par filtrage linéaire	189
C	Exemple de pathologies traitées par le système d'acquisition 2D	193

D Application de la première méthode de reconstruction 3D au domaine de la mécanique des fluides	197
Liste des tables	201
Liste des figures	203
Table des matières	211
Bibliographie de l'auteur	217
Bibliographie	219

INTRODUCTION

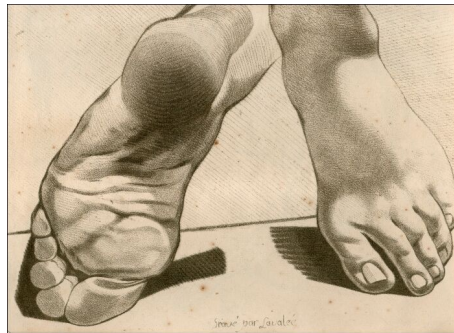


Figure 1.1 – Gravure extraite du nouveau recueil d’Ostéologie et de Myologie de *Gamelin*, 1779 [Gam 79].

L’homme se distingue des autres espèces par sa bipédie. Les premières preuves de l’existence de la chaussure datent de l’ère Égyptienne [The 88]. Elle a été pour l’homme l’un des premiers moyens pour faciliter son déplacement...

Sa forme n’a cessé d’évoluer et a permis de faire un petit pas pour l’homme et un grand pas pour l’humanité. (Propos déformé de Neil Armstrong)

Sommaire

1.1	Préambule : le pied	2
1.2	Les pathologies du pied	3
1.3	La podo-orthésie	5
1.4	La problématique	7
1.5	La prise de mesures	8
1.6	Les spécifications du système d’acquisition	8

1.1 Préambule : le pied

Certaines thèses démontrent que le cerveau de l'homme a dû attendre l'émancipation de la marche pour augmenter son volume..

D'après *Thevenet* [The 88], le pied possède vingt six os, cinquante six ligaments, trente deux articulations, cinq cent vaisseaux sanguins et cinq cent nerfs sous la voûte plantaire. Il se fabrique entre le trente cinquième et cinquante cinquième jour lors de la formation du fœtus. Il existe différents types de pied (Égyptien, Carré, Grec...). Les différents types de pied ont été décrits par des études faisant parties d'une des plus anciennes sciences du monde qui est l'*Anthropométrie*¹. Plusieurs définitions peuvent être citées pour expliciter ce terme. Ce mot vient du grec *anthrôpos* qui veut dire homme et *metron* qui veut dire la mesure. Son origine vient de l'art. Les premières pratiques de l'anthropométrie datent de 3000 avant J.C. en Egypte. Cet empire a entrepris une étude sur les mensurations humaines pour aider les artistes à représenter le corps humain de façon réaliste. Toujours d'après *Thevenet*, le pied doit supporter plus de mille tonnes par jour soit 25 millions de tonnes en une vie et accomplit deux fois le tour de la terre. D'après *Benichou* et *Libotte* [Ben 03], le pied est le plus souvent le seul contact avec le sol. Il est à la fois sensitif pour permettre de connaître la température, l'humidité, la pression, les tensions des ligaments et de chaque muscle, et à la fois aussi un support qui porte le poids du corps. Une représentation des muscles composant le pied est donnée sur la figure 1.2. Cette figure représente une gravure de *Gamelin* qui est extraite du second volume du recueil d'ostéologie et de myologie qui constitua son oeuvre principale [Gam 79]. *Gamelin* était un peintre originaire de Carcassonne du 18ème siècle qui consacra une partie de sa vie à réaliser des planches d'anatomie du squelette et des muscles du corps humain à partir de modèles réels. Ce recueil regroupe de nombreuses planches d'anatomie du corps humain. Par souci de clarté du propos, la figure 1.3 extraite du livre de *Benichou* et *Libotte* [Ben 03] est citée pour permettre de localiser les différentes parties du squelette du pied et de les nommer. Les os du pied forment une voûte unique à l'homme représentée sur l'image de la figure 1.3-a. Quand à l'image de la figure 1.3-b, elle représente une vue de dessus du squelette du pied.

Pendant la marche, le pied se déforme, la charge est répartie différemment, le centre de gravité se déplace de droite à gauche horizontalement. Chaque partie du pied joue un rôle important pour le déplacement de l'homme. D'après *Benichou* et *Libotte*, la marche peut être décomposée pour chaque pied en trois phases : choc du talon, pied à plat et soulèvement du talon. Nous pouvons nous apercevoir que le pied joue un rôle primordial pour l'équilibre en position debout et pour le déplacement de l'homme. De nombreuses recherches sont en cours pour développer un modèle mécanique simulant la marche [Fuj 98].

¹*Anthropométrie : Science et pratique de la mesure du corps humain et de ses parties.*

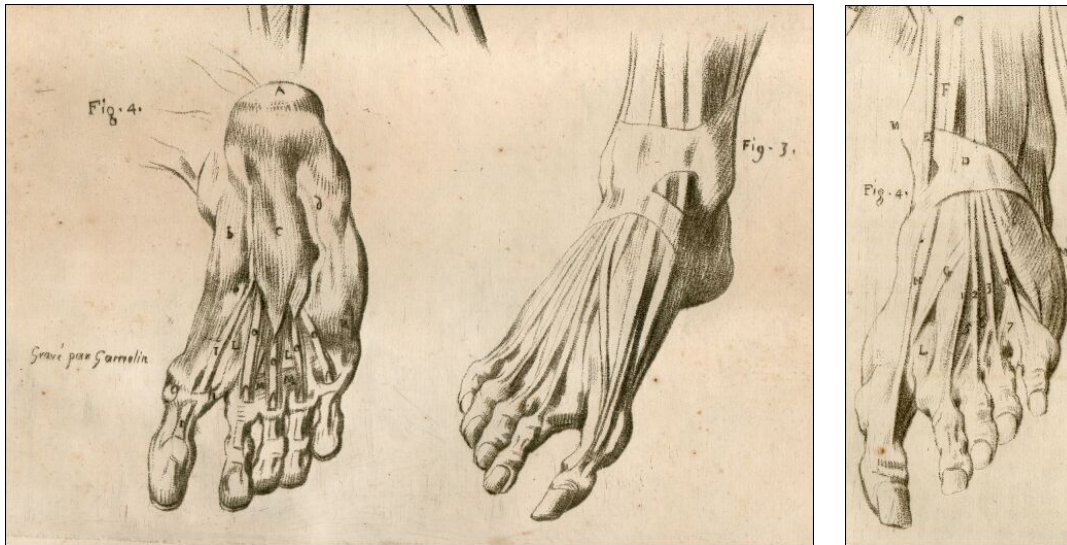


Figure 1.2 – Gravures extraites du nouveau recueil d'Ostéologie et de Myologie de *Gamelin*, 1779.

1.2 Les pathologies du pied

L'homme néglige souvent son pied, pire il l'oublie. La chaussure sur mesure est réservée à des classes privilégiées de la société ayant les moyens de se l'offrir. Le problème réside dans le fait que chaque être est unique. Pour un vêtement quelconque cela n'a pas d'importance, s'il n'est pas exactement à la taille de la personne qui le porte. Pour la chaussure, cela est tout autre. Un mauvais chaussage peut engendrer une déformation définitive du pied. Qui ne connaît pas une personne qui a suivi les critères de la mode du siècle dernier en portant des talons aiguilles et qui aujourd'hui souffre d'une pathologie du pied appelée *hallux valgus* où le gros orteil (hallux) et le deuxième orteil se chevauchent. Certaines pathologies du pied ou déformations du pied nécessitent un chaussage adapté. Les différentes pathologies du pied sont regroupées dans le schéma synoptique représenté par la figure 1.4. Ce schéma regroupe les pathologies en deux catégories principales : les petites pathologies correspondant à la moitié supérieure du schéma et les fortes pathologies regroupées dans la moitié inférieure du schéma. Ces deux ensembles varient vers le *pied plat* et vers le *pied creux*. La partie centrale représente le pied "standard". Pour savoir à quel type notre pied correspond, il suffit de regarder l'empreinte que l'on laisse sur le sol pied-nu et mouillé. Ces différentes pathologies peuvent être définies par la déformation de la voûte plantaire, un affaissement de cette dernière correspond au *pied plat*. Il existe différents stades de gravité représentés sur la figure 1.4. Un creusement de la voûte plantaire correspond au *pied creux*. De la même façon que le *pied plat*, il existe différents stades de gravité. Les déformations de l'avant-pied peuvent provoquer des *hallux valgus*. La déformation de l'avant pied peut engendrer un *hallux rigidus* qui est caractérisé par une arthrose, une destruction des cartilages et une construction osseuse anarchique du gros orteil. Des déformations peuvent être dues à des *douleurs plantaires* ou à des douleurs du talon. Les déformations peuvent être localisées comme la *déformation des orteils* (les

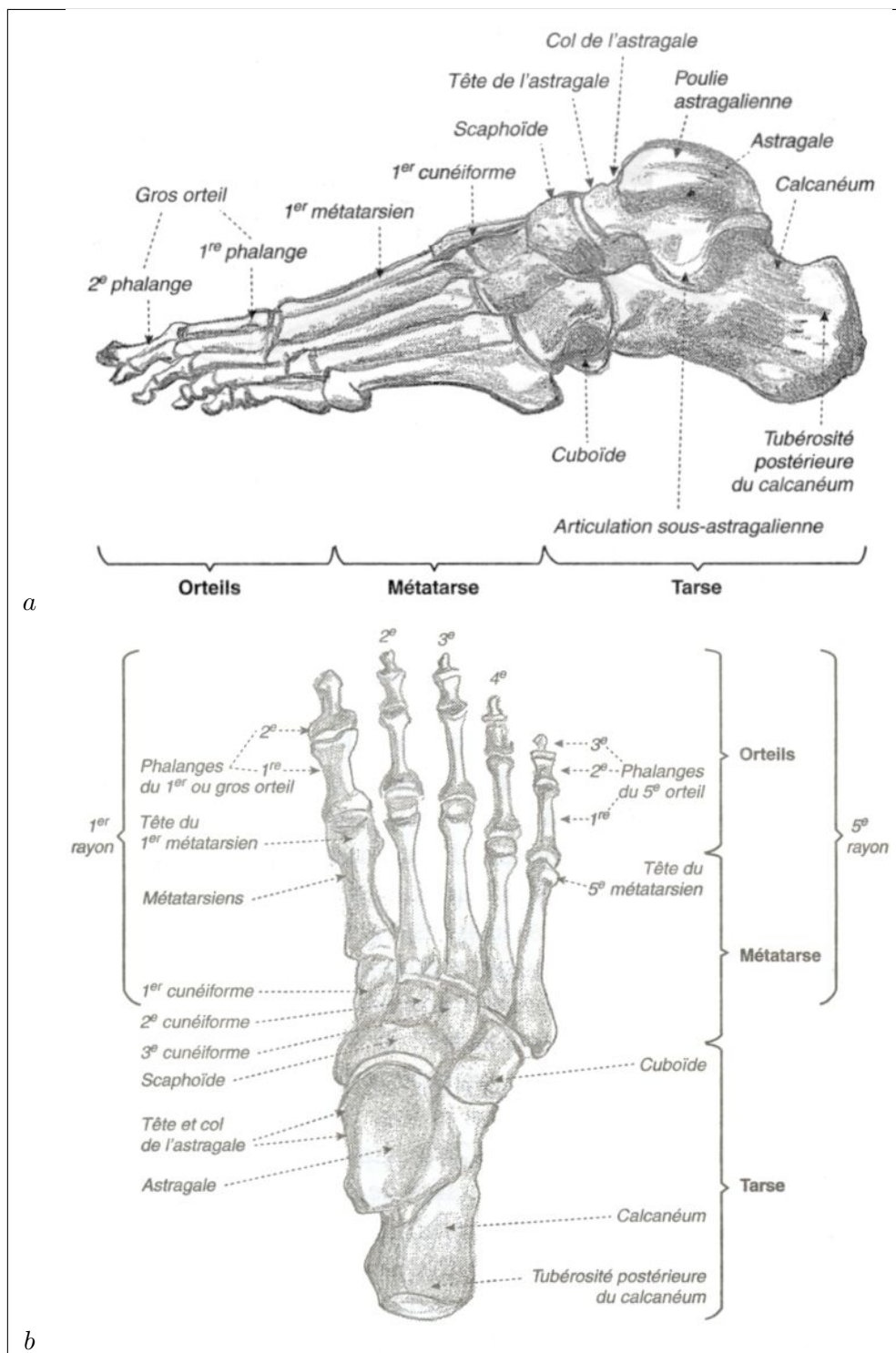


Figure 1.3 – a et b : Vues de profil et de dessus des os du pied.

orteils en griffe, l'oeil de perdrix. . .). Il peut exister des liens importants entre le pied et certaines maladies. C'est le cas du diabète qui peut entraîner des complications au pied. Toutes les déformations du pied citées sont dues à plusieurs causes différentes. Il existe des traitements médicaux qui peuvent aller jusqu'à l'opération mais dans tous les cas, une chaussure adaptée à la pathologie du pied est prescrite médicalement. Cette dernière doit permettre le chaussage du pied, le plus grand confort, son déplacement et doit avoir un but thérapeutique. Une partie des cas peuvent être traités par une semelle orthopédique de compensation qui s'insère directement à l'intérieur d'une chaussure. Mais il peut être nécessaire de fabriquer une chaussure orthopédique. Sa conception et sa fabrication sont réalisées par des podo-orthésistes.

1.3 La podo-orthésie

La podo-orthésie est une discipline ancienne regroupant la science de la médecine et le corps de métier de la fabrication de la chaussure. La conception et la réalisation de la chaussure sont restées très artisanales, ce n'est que récemment que la production à grande échelle a commencé avec l'industrialisation. Mise à part dans la discipline de la podo-orthopédie et un faible pourcentage d'une population aisée pouvant se le permettre, il n'existe désormais qu'une faible proportion de la population portant des chaussures sur mesure. Les marques les plus prestigieuses de la chaussure de luxe sont pour la plupart d'entre elles Européennes, pour ne citer qu'elles, J.M. Weston[®] fondée il y a plus d'un siècle à Limoges, la botterie Berluti[®] créée par Olga Berluti en 1895 à Paris et Fratelli Rossetti[®], marque italienne créée en 1955. La fabrication d'une chaussure sur mesure et d'une chaussure orthopédique utilise les mêmes méthodes. Le corps de métier de la podo-orthésie est resté très artisanal et est en pleine mutation. En effet, il regroupe de nombreux corps de métier. La conception d'une chaussure peut être vue comme un ensemble de maillons très différents formant une chaîne aboutissant à un modèle unique. Le formage consiste en la création de la forme² à partir des mesures effectuées sur le pied. Pour certaines pathologies comme pour une chaussure sur mesure, la forme peut être modélisée et fabriquée en bois aujourd'hui par une fraiseuse numérique. Pour des pathologies plus importantes, la forme est obtenue à partir d'un moulage du pied. La figure 1.5-a montre une partie de rangements de plusieurs formes d'un atelier de fabrication. Elles sont conservées pour permettre de faciliter le travail si dans l'avenir une autre paire doit être fabriquée. Le travail du liège pour fabriquer la semelle est une partie importante dans la conception de la chaussure. Un modèle doit être choisi, il doit être adapté à la pathologie du patient. Le patronage permet de concevoir les formes de ce modèle, ensuite il est important de prendre en compte l'élasticité du matériau utilisé pour la chaussure. Principalement, le cuir est utilisé. Désormais le découpage des formes du modèle s'effectue par une machine à découpage jet d'eau. Cependant, le placement des pièces à découper est effectué manuellement pour éviter les défauts qui peuvent être présents dans la peau. Enfin, les pièces sont assemblées. Toutes les étapes de fabrication citées auparavant utilisent la forme en bois afin d'être validées. Les outils utilisés sont représentés par la figure 1.5-b extraite du livre de Thevenet. Il est évident de s'apercevoir que toutes les étapes de la chaîne de fabrication dépendent de la prise de mesure effectuée sur le pied en début de chaîne. Ces mesures sont actuellement réalisées par un podo-

²La forme correspond au volume occupé dans la chaussure

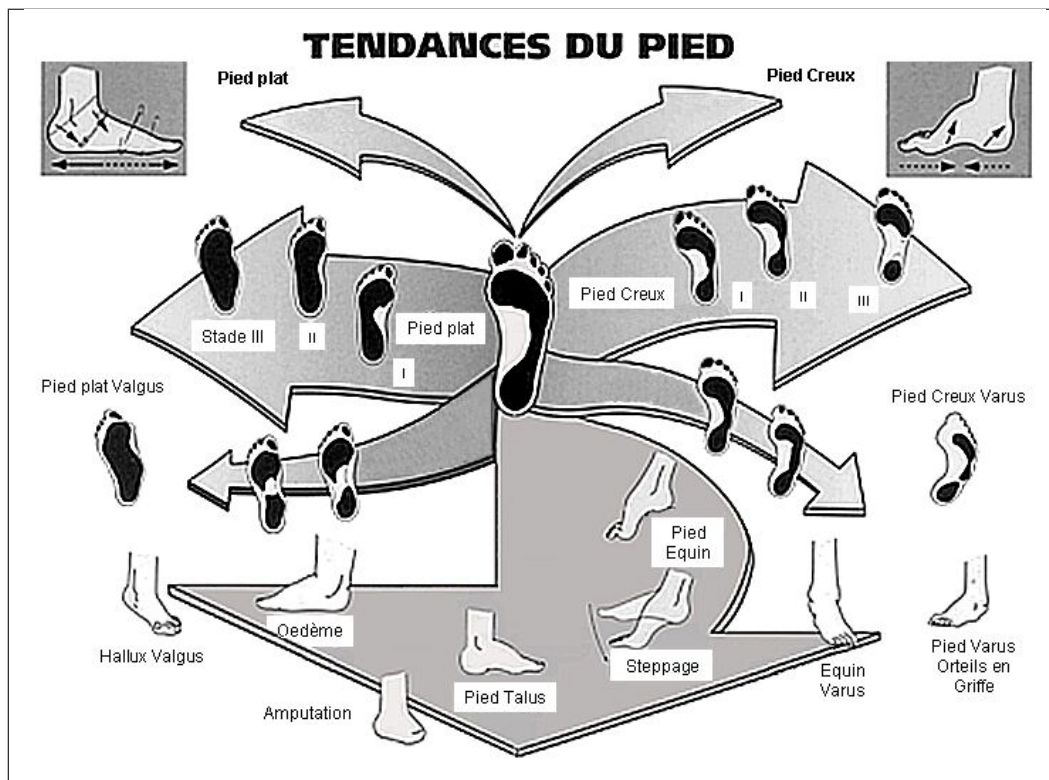


Figure 1.4 – Schéma synoptique regroupant les différentes pathologies du pied.

orthésiste ayant suivi une formation de deux ans à cet effet. Ces mesures sont donc manuelles et réalisées à l'aide d'un simple crayon et d'un mètre de couturier avec des repères anatomiques. Si les mesures sont erronées, la chaussure ne conviendra pas au besoin du patient et tout est à recommencer. Les biais engendrés par cette méthode sont de différentes natures : erreur due à la méthode de la mesure et biais entre les personnes effectuant la prise de mesure ne permettant pas une bonne reproductibilité. Ils se répercutent sur la chaîne de fabrication par des retouches multiples à effectuer. Le besoin d'un système permettant d'obtenir des mesures reproductibles sans aucun biais et de meilleure précision est évident. La difficulté majeure repose dans le traitement de toutes les pathologies du pied. Depuis quelques années, plusieurs techniques ont vu le jour pour permettre d'augmenter la précision de mesure. Des boîtes en mousse ont été conçues pour avoir l'information de l'écrasement du pied. Des systèmes de numérisation à base de Moiré permettent d'avoir l'information 3D. Pour la chaussure de luxe, des systèmes ont été développés dans les années 90 pour la marque Weston[®] par Kreon Industrie[®]. Pour l'orthopédie, le groupe Anglais Shoemaster[®] développe un système d'acquisition 3D pour le pied ainsi que des logiciels dédiés à la podo-orthésie [Sut 02]. Le système Yeti a été développé par la société Canadienne, Vorum Research Corporation[®], pour la numérisation du pied humain, ainsi que le système Pedus 3D Foot Scanner. Il serait possible de citer d'autres systèmes développés dans le monde mais la liste ne serait pourtant pas exhaustive. Tous ces systèmes ont un prix trop élevé pour un cabinet de



Figure 1.5 – *a* : exemple d'un rangement de formes, *b* : outils utilisés pour la fabrication d'une chaussure.

podo-orthésie. A ce jour, il existe des systèmes développés à prix modérés notamment au Japon [Moc 01]. En effet, l'enjeu est important : donner une meilleure précision de mesure du pied. Actuellement, la précision est de $\pm 4 \text{ mm}$, l'idéal pour la fabrication serait d'obtenir une précision de $\pm 1 \text{ mm}$. Certains systèmes ont été développés uniquement pour extraire la plante du pied en trois dimensions [Luc 03].

1.4 La problématique

La problématique de la conception d'un scanner 3D pour le pied humain appliquée à la chaussure orthopédique est plus compliquée que celle dédiée à la chaussure de luxe. En effet, toutes les pathologies de pied regroupées dans la figure 1.4 et les contraintes d'ergonomie de temps d'acquisition liées aux handicaps des patients doivent être à la fois traitées en même temps. C'est la problématique majeure de ce projet. Le sujet consiste à réaliser un système d'acquisition et de modélisation 3D pour l'aide à la conception de chaussures orthopédiques. Ce sujet fait suite au

projet Européen *DILACO* (*D*igitalisation *L*ASer pour la *C*haussure *O*rthopédique) qui fonctionnait avec des capteurs *laser*. La thèse est à caractère industriel et applicatif, c'est une thèse *CIFRE* (*C*onvention *I*ndustrielle pour la *F*ormation par la *R*echerche)[Mar 00]. La société qui finance le projet fabrique des semelles et des chaussures orthopédiques sur mesure. Elle est dirigée par un podologue-orthésiste, Jean-Pierre GABILLY et basée sur Limoges. La société souhaite développer un prototype de laboratoire permettant la numérisation et la modélisation d'un pied à partir d'un système de numérisation adapté à un prix modéré. Il est difficile d'industrialiser une activité qui conçoit un produit unique et sur mesure à l'inverse de la fabrication de chaussure en série avec une très grande gamme de modèles. En effet, le nombre de modèles créés dans la société GABILLY® est de l'ordre d'une vingtaine. L'objectif est donc ici d'améliorer la prise de mesures, le système à développer doit fournir les mesures du pied permettant de concevoir une chaussure adaptée au pied à une précision de $\pm 1 \text{ mm}$.

1.5 La prise de mesures

La prise de mesures du pied s'effectue manuellement à l'aide d'un mètre de couturier grâce aux seuls repères anatomiques qu'un podologue-orthésiste expérimenté peut trouver. Il y a huit ou neuf mesures, en prenant en compte ou non la mesure du mollet. Elles sont pour la plupart d'entre elles des périmètres sauf trois exceptions : la hauteur de la cheville, la largeur du pied et la pointure (correspondant à la longueur du pied), une pointure française correspond à une longueur de 6,667 mm. Ensuite une valeur et demie doit être rajoutée à la valeur trouvée. Les informations de pression sont obtenues en appuyant le pied sur une feuille de papier encrée. Les contours du pied sont dessinés à la main, le pied posé sur la feuille. L'information de pression et de contours permet la réalisation de la semelle orthopédique. Certains systèmes sont aujourd'hui développés pour extraire uniquement les points de pression à l'aide de capteurs. Ces différentes mesures doivent être obtenues par le système d'acquisition à concevoir.

1.6 Les spécifications du système d'acquisition

Comme il a été spécifié précédemment le système doit permettre de traiter la plupart des pathologies du pied et d'extraire les mesures du pied d'une précision de $\pm 1 \text{ mm}$. La position du patient pendant la prise de mesure doit être debout dans le système. Ce dernier doit de plus avoir un temps d'acquisition le plus court possible en sachant qu'actuellement la prise de mesures s'effectue en un quart d'heure. De plus, les personnes âgées ne peuvent pas rester en position stable pendant plus de quelques minutes ainsi que les personnes ayant des fortes pathologies. L'acquisition doit pouvoir être effectuée avec une hauteur de talon. La machine doit être transportable. Le système doit être pour l'utilisateur une boîte noire, il doit donc être conçu avec une grande ergonomie, automatique et facilement utilisable. Enfin le prix de fabrication doit être inférieur à dix mille Euros afin que le système soit accessible au plus grand nombre de professionnels dont les entreprises sont généralement de petite taille. Il y a environ en France vingt mille cabinets de podologues-orthésistes. Le prix inférieur à dix mille euros, relativement peu élevé, limite les choix à

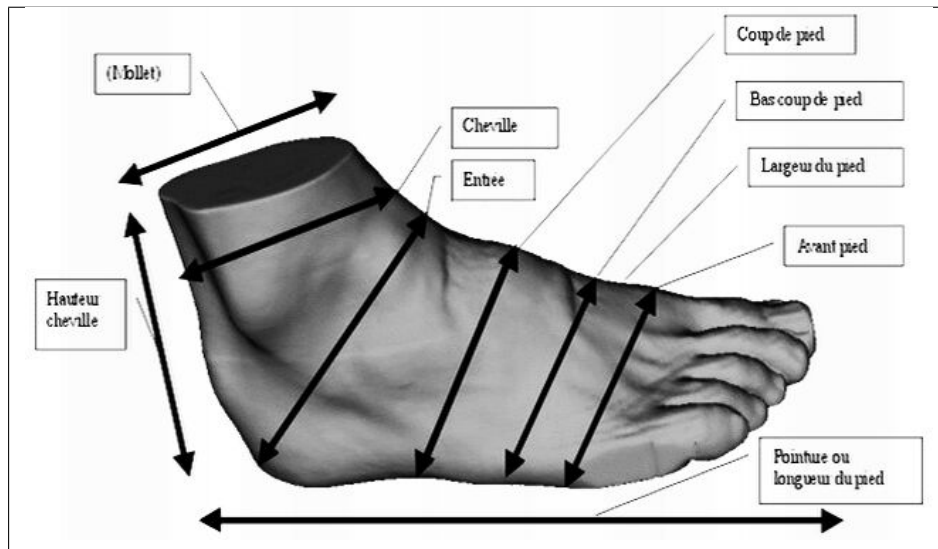


Figure 1.6 – Mesures utilisées pour la fabrication d'une chaussure sur mesure.

adopter pour la conception du système.

Différents problèmes doivent être abordés : le choix d'une technique d'acquisition, de numérisation et de modélisation 3D qui doit extraire un nuage de points en trois dimensions appartenant à la surface du pied. La conception du bâti est très importante. Le système doit de plus être étalonné.

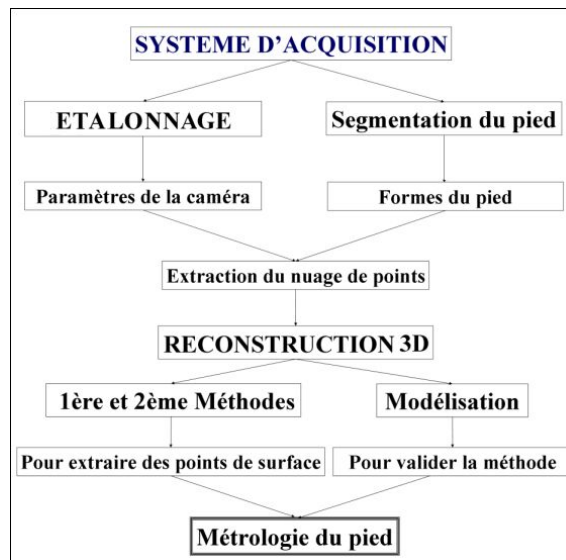


Figure 1.7 – Schéma synoptique.

Des outils de visualisation 2D&3D doivent être trouvés et l'interface homme-machine doit offrir la plus grande ergonomie. Habituellement le podologue effectue des mesures plus ou moins serrées autour du pied afin de simuler l'effet de la marche lorsque le pied est plus ou moins en contact avec le sol. Les mesures données par le système correspondront donc à un pied non serré et devront être interprétées par le podologue pour concevoir la forme de la chaussure.

La suite de ce mémoire s'articule de la manière suivante :

Le chapitre 2, "*L'état de l'art des méthodes de numérisation et de modélisation 3D*" présente en première partie les différentes techniques d'acquisition en trois dimensions existant actuellement. Afin de trouver la méthode de reconstruction de surface et d'acquisition du pied en 3D un bilan des méthodes existantes doit être dressé

La comparaison de toutes les techniques de numérisation permettra de définir celle qui répond le mieux aux spécifications du problème traité ici. la deuxième partie présente tous les modèles susceptibles de correspondre à la reconstruction souhaitée et se couplant le mieux à la technique d'acquisition choisie. Une étude sur deux nuages de points très différents est réalisée afin d'expérimenter les dernières méthodes de reconstruction de surface.

Cet état de l'art des techniques de numérisation et de modélisation 3D établi, le chapitre 3, "*Le système d'acquisition*" explique les choix effectués pour le système d'acquisition sous la forme d'un schéma synoptique (structure à étage) où chaque étage correspond à chacun des chapitres suivant (figure 1.7) :

Le chapitre 4, "*La méthode d'étalonnage du système d'acquisition 3D*" montre la méthode d'étalonnage mise en place afin de calibrer le système. La méthode permet d'extraire les paramètres nécessaires pour les méthodes de reconstruction 3D.

Le chapitre 5, "*La segmentation*" explique la méthode spécifique de segmentation pour traiter les images, c'est-à-dire pour décomposer les images en différentes régions.

Le chapitre 6, "*Les méthodes de reconstruction*" explique les méthodes de reconstruction envisagées utilisant les paramètres décrits dans le chapitre 4 et les images traitées par la méthode décrite dans le chapitre 5.

Enfin, le dernier chapitre correspond à la conclusion générale et aux perspectives.

L'ÉTAT DE L'ART DES MÉTHODES DE NUMÉRISATION ET DE MODÉLISATION 3D



Sommaire

2.1	Première partie : état de l'art des techniques de numérisation 3D	12
2.1.1	Introduction	12
2.1.2	Le palpage	14
2.1.3	La télémétrie	15
2.1.4	La triangulation	17
2.1.5	Les méthodes optiques passives	18
2.1.6	Les nuages de points	20
2.1.7	L'imagerie médicale	21
2.1.8	Conclusion sur l'ensemble des techniques d'acquisition	23
2.2	Deuxième partie : état de l'art des méthodes de modélisation 3D	24
2.2.1	Introduction	24
2.2.2	Les modèles simpliciaux	25
2.2.3	Les modèles paramétrés	26
2.2.4	Les modèles implicites	26
2.2.5	Les autres modèles	27
2.2.6	Etude de cinq modèles sur deux nuages de points	27
2.2.7	Conclusion sur l'ensemble des méthodes de modélisation	35
2.2.8	Conclusion sur l'état de l'art des méthodes de numérisation et de modélisation 3D	35

2.1 Première partie : état de l'art des techniques de numérisation 3D



Aujourd'hui, les physiciens se demandent s'il existe dix ou onze dimensions, par souci de clarté, nous arrêterons notre propos à trois dimensions. . .

2.1.1 Introduction

Les travaux sur la vision ont commencé au début des années 80, ils ont été introduits vingt ans après le début de la recherche sur le traitement d'image avec les premières analyses d'images dans les chambres à bulles. Les techniques d'acquisition de mesures 3D sur des surfaces donnent un nombre important de points de mesure. Il existe de nombreuses techniques d'acquisition pour obtenir l'information de profondeur des points de l'objet à numériser. Ces techniques sont dites surfaciques puisqu'un nuage de points tridimensionnel appartenant à la surface de l'objet est obtenu, à l'inverse des nuages volumiques. Le terme de *numérisation* est apparu vers la fin des années 90. La *numérisation* 3D utilise des capteurs caractérisés par :

- La profondeur mesurable ou distance atteignable c'est-à-dire la troisième dimension pouvant être atteinte
- Le volume occupé par le système dans sa globalité ou géométrie du volume
- La précision ou la résolution du système en fin de chaîne
- La vitesse d'acquisition (0,1 à 1 000 000 points/sec)
- La résolution ou densité qui correspond au nombre de points du nuage obtenu

- L'influence de la surface (problème avec les surfaces brillantes)
- L'encombrement
- Le choix de l'information à acquérir : couleur, texture ou forme ?

Ces caractéristiques sont importantes puisqu'elles définissent les capteurs et le système choisi pour l'acquisition en trois dimensions. Un système d'acquisition est souvent défini par sa tête de mesure permettant de connaître la troisième dimension. Dans la plupart des systèmes, celle-ci est déplacée afin de diminuer leur nombre et le coût du dispositif. D'après *Laurent* [Lau 97], il existe quatre objectifs principaux de la numérisation 3D : la C.A.O. (Conception Assistée par Ordinateur), le contrôle qualité, le contrôle dynamique de phénomène et la reproduction virtuelle. Il est difficile de regrouper les différentes techniques d'acquisition 3D vu leur nombre et leurs variantes.

Plusieurs publications présentent un état de l'art des systèmes d'acquisition 3D. Il est difficile de regrouper toutes les méthodes dans quelques catégories en obtenant une liste exhaustive. Ceci est dû à l'arrivée tous les jours de nouvelles technologies.

Laurent [Lau 97] (figure 2.1), comme *Bernard* [Ber 02] propose de distinguer les techniques de numérisation 3D en fonction du capteur utilisé : d'une part les capteurs avec contact de la surface de l'objet et d'autre part, les capteurs sans contact avec la surface de l'objet. Une autre façon a été utilisée en distinguant trois catégories : "l'acquisition passive", "l'acquisition active" et les capteurs CGI ("Capture geometry Inside") [Ber 98]. Les acquisitions passives et actives sont basées sur la vision. Le mode passif correspond aux techniques pour lesquelles il n'y a pas d'éclairage particulier comme de la lumière structurée afin d'ajouter de l'information dans l'image pour faciliter la détection de points particuliers. Le mode actif correspond aux autres méthodes pour lesquelles une lumière structurée comme un point laser, ligne, grille ou un ensemble de points laser quelconque est utilisée. Ces différents motifs peuvent être réalisés en utilisant différents types d'ondes en fonction du capteur utilisé pour la numérisation.

Cette classification se rapproche de celle proposée par *Roussel* [Rou 99] qui discerne deux ensembles de techniques, celles appartenant à la vision active et les autres à la vision passive. La classification présente diffère en sachant que la liste ne se veut pas exhaustive. Ces techniques sont des méthodes de mesure de points particuliers, c'est pour cette raison qu'elles n'aboutissent pas toutes à de l'imagerie tridimensionnelle. Mais rappelons que le premier objectif de nos travaux est d'obtenir la métrique du pied et non sa visualisation en trois dimensions. Toutes les méthodes de numérisation 3D dites sans contact sont décrites dans [Pri 00].

Une autre méthode de classification a été proposée par *Goulette* [Gou 00], laquelle consiste à distinguer quatre catégories : le *palpage*, la *télémétrie*, la *triangulation* et les *méthodes optiques passives* représentées par la figure 2.2. Celle-ci regroupe en quelque sorte les techniques en fonction de leur apparition historique et rassemble toutes les techniques dans une disposition de triangulation dans un même ensemble. Il existe dans la littérature d'autres états de l'art de la numérisation 3D, de plus en plus, les systèmes permettent d'obtenir les objets en 3D dans leur globalité. *Notni* a proposé un état de l'art des systèmes de numérisation 3D sur 360 degrés [Not 02].

Dans ces différentes philosophies pour regrouper les techniques de numérisation 3D, seul *Laurent* a inclus les techniques d'imagerie médicale (figure 2.1). En effet, depuis quelques an-

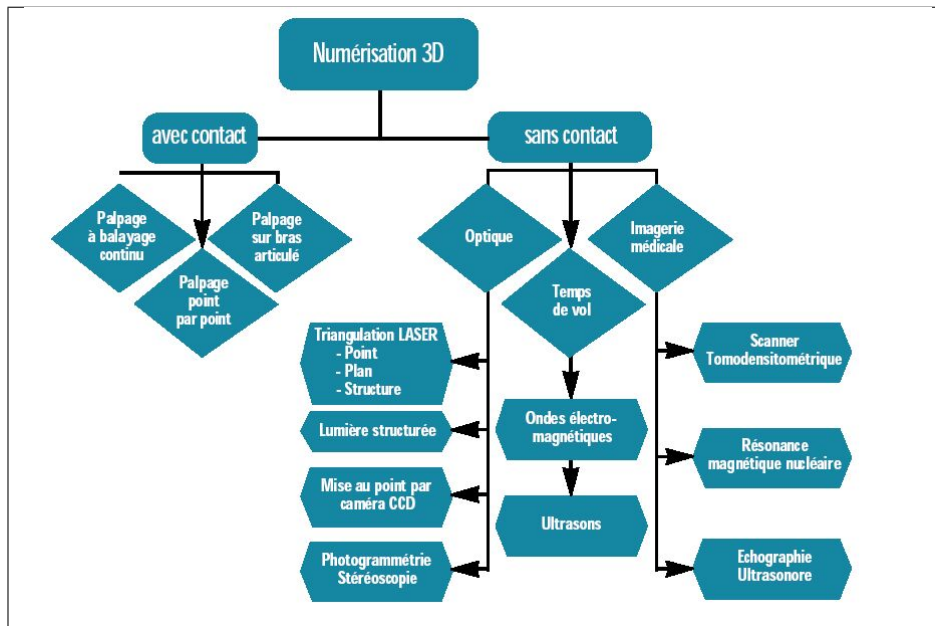


Figure 2.1 – Schéma synoptique des techniques de numérisation 3D extraite de la revue Robaut [Lau 97].

nées des systèmes se développent pour obtenir des images 3D du corps humain en appliquant un post-traitement aux images provenant d'*IRM*, de *tomodensitomètres à rayons X*, d'échographe à ultrasons et plus récemment des gamma caméras qui équipent les services d'imagerie médicale [Bar 00, Bar 01a, Bar 01b, Bou 02]. Ces nouveaux systèmes peuvent à la fois être des aides au diagnostic et des simulations d'actes chirurgicaux. Plus récemment, ces traitements permettent d'obtenir des visualisations 3D de fusion de structures anatomiques obtenues par les techniques citées auparavant et d'images fonctionnelles. Cependant, la manière dont Goulette a abordé le problème permet de différencier les techniques en seulement quatre ensembles qui sont liés entre eux auxquels il faudrait rajouter les nouvelles technologies d'imagerie médicale. C'est de cette manière que ce chapitre traite cet état de l'art des techniques de numérisation 3D.

2.1.2 Le palpement

Le premier ensemble regroupe les méthodes dites de *palpement* qui consistent en la mise en contact ou en l'approche de la surface par la tête de mesure.

Cette approche a été la première abordée dans les années 80 par le monde industriel pour la numérisation 3D de pièces mécaniques pour du contrôle qualité. Le plus souvent c'est un stylet qui est utilisé. Il existe deux variantes, l'une mécanique *avec contact*, l'autre *proximétrique sans contact*. Les méthodes de *palpement* sont caractérisées par le déplacement de la tête de mesure.

Dans le premier cas, uniquement les systèmes *avec contact* sont considérés. Les mesures

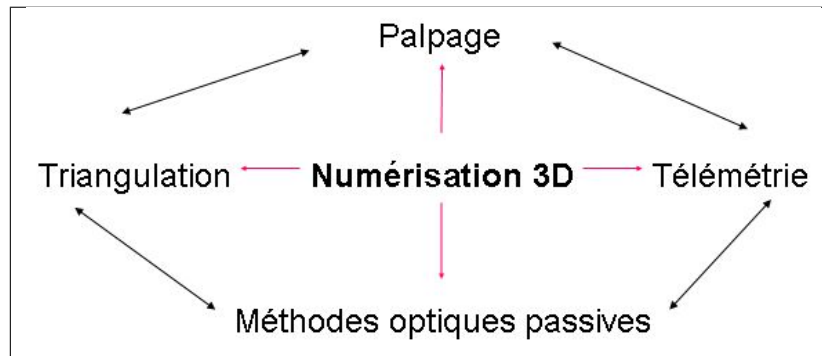


Figure 2.2 – Schéma synoptique des techniques de numérisation 3D.

peuvent aller de 1 nm à 1 m . Il est donc possible de descendre en mesure. La précision est fine mais la durée totale de prise de mesure est lente. De plus, le nombre de points numérisés est limité. Pour pouvoir augmenter ce nombre, la tête de mesure ou l'objet est déplacé ou le nombre de capteurs est augmenté ainsi que le coût. De plus, la limite de la distance objet-capteur est de 1 m .

Ces types de système sont inadaptés pour l'étude du pied. Ils sont utilisés la plupart du temps pour des systèmes industriels sur des pièces mécaniques. En effet, il n'est pas envisageable d'utiliser une technique rentrant en contact avec la peau, de plus la durée d'acquisition ne rentre pas dans le cahier des charges.

Comme exemple de *palpage*, le banc de mesure de longueur unidimensionnel LINEAR II est un système qui sert à contrôler des tampons, des bagues, des bagues lisses étalons (figure 2.3). La plage de mesure est de 400 mm , 800 mm ou 1200 mm . La précision est de $0.1\text{ }\mu\text{m}$. Un élément essentiel d'un tel système est la force de palpation, en effet, celle-ci ne doit pas être trop importante pour ne pas endommager la pièce à contrôler, sinon le système est un système destructif. Pour le système cité en exemple, la force de palpation est de 2 N . La vitesse de cette première catégorie des techniques de numérisation 3D varie de 1 point/seconde à 50 points/seconde.

2.1.3 La télémétrie

De la manière dont sont faites les catégories, le *palpage* sans contact peut se rapprocher de certaines techniques de *télémétrie* [PO 97]. En effet, la *télémétrie* consiste à mesurer la distance entre l'objet et l'émetteur-récepteur dans la direction d'émission-réception d'une onde. L'onde peut être de différents types. La technique principale est le *temps de vol* pour laquelle le temps d'émission-réception est mesuré en connaissant la vitesse de propagation de l'onde, la distance objet-émetteur-récepteur en est déduite. Il existe plusieurs variantes de la technique de *temps de vol* en fonction du type de capteurs :

- Laser : onde lumineuse [Vin 97]
- Sonar : onde ultra-sonore [Vin 97]
- Radar : onde radio



Figure 2.3 – Exemple d'un système de numérisation utilisant la méthode de *palpage* : le système LINEAR II.

Cette technique est utilisée pour de grandes distances et permet d'obtenir des mesures entre 0,1 et 300 m. Pour les capteurs de temps de vol : la phase peut être aussi mesurée. Pour les télémètres Laser, il existe trois types de fonctionnement : le temps de vol, le déphasage mais aussi la triangulation laser [Vin 97]. Dans ce dernier cas, l'émetteur et le récepteur sont séparés de façon à faire un triangle avec le point à numériser. Cette technique doit être classifiée dans la troisième catégorie des techniques de numérisation 3D. Les signaux peuvent être lumineux ou sonores pour mesurer les très grandes distances. Cette technique est moins précise que d'autres techniques et doit être utilisée pour des scènes supérieures à un mètre, ce qui n'est pas le cas de l'étude menée.

Le *temps de vol* peut être impulsionnel (Laser, Sonar, Radar). Ces variantes sont :

- La focalisation , auto focus : pour des mesures de 1 mm à 0.1 mm.
- L'analyse du front d'onde : pour des mesures de 1 mm à 0.1 mm.
- L'holographie : pour des mesures de 1 mm à 0.1 mm.

Par exemple, les systèmes comme le Cyrax 2000 de CYRAtechnologies[®] ou le LMS Z 210 de RIEGL[®] peuvent être cités. Le système Cyrax permet de mesurer des distances de 1.5 m à 50 m avec une précision de ± 4 mm. Si l'onde est acoustique ou ultra-sonore, le problème est la durée excessivement longue de l'acquisition. Cependant, pour les autres types d'ondes la vitesse d'acquisition est grande. Il existe des variantes comme la modulation en amplitude ou en fréquence. Pour les techniques d'infra rouge : les capteurs thermiques doivent être utilisés lorsqu'il n'y a aucune information visuelle, ce qui n'est pas le cas du système à développer. La *télémétrie* peut permettre dans certaines applications d'analyser le mouvement [Cou 95]. La vitesse de cette deuxième catégorie des techniques de numérisation 3D varie de 100 à 2500 points/seconde.

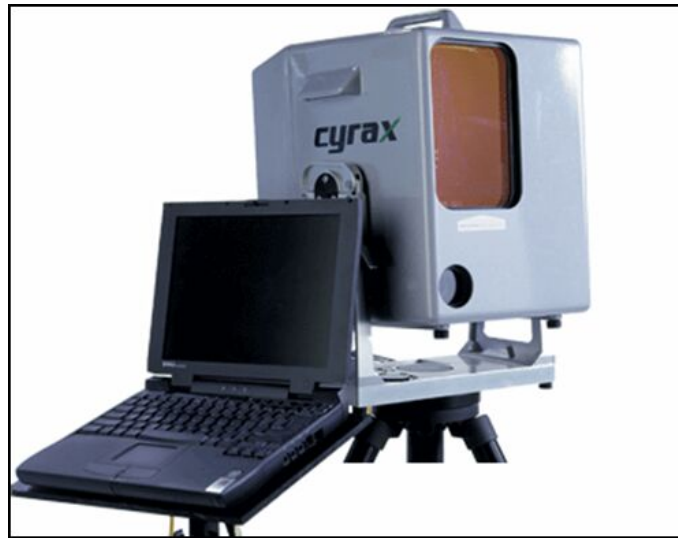


Figure 2.4 – Exemple d'un système de numérisation utilisant la méthode de *télémétrie* : le CyraX 2000.

2.1.4 La triangulation

La troisième catégorie, la *triangulation*, rassemble toutes les techniques utilisant deux lieux différents d'émission et d'observation. Ce type de technique a tout d'abord été utilisé par les géomètres et les marins (théodolite¹). Les marins reportaient sur leur carte à l'échelle deux directions à partir de la mesure d'un angle séparant deux repères réels connus mesurés à l'aide d'un sextant. Le principe de triangulation est le même sauf que le bateau est le point à numériser et les deux repères sont la caméra et par exemple un laser [Mat 97]. Les distances objet-captteur peuvent être comprises entre 10 *cm* et 100 *m*. Cette catégorie regroupe toutes les techniques de triangulation en mettant en place la vision active. Les techniques de triangulation avec projection de lumière sont appelées triangulation active (projection d'un point, d'un trait, d'un motif avec de la lumière structurée). Une fois le système calibré, un simple calcul géométrique permet de trouver la profondeur du point étudié. Le problème réside dans la difficulté de l'acquisition des parties cachées, la solution consiste à diminuer l'angle de triangulation et à rajouter des caméras ce qui augmente le prix du système [Pri 00, BJ 98]. Une technique particulière appelé *Moiré* consiste à faire apparaître un réseau en superposant deux autres réseaux. La troisième dimension est déduite de la différence entre l'observation d'une caméra du réseau sur un plan de référence et sur l'objet à numériser. La mesure du déphasage donne la troisième dimension [Brè 01]. L'inconvénient principal réside dans le temps d'acquisition et dans le traitement des données pour éliminer les points n'appartenant pas à l'objet à numériser. Certains systèmes utilisent le décalage de la projection d'un réseau et observent les transitions de couleurs sur l'objet pour déterminer la troisième dimension [Zha 02].

¹Instrument de géodésie et de topographie servant à mesurer les angles réduits à l'horizon, les distances zénithales et les azimuts, définition du dictionnaire Petit Larousse

Les systèmes les plus répandus de la triangulation active sont ceux qui utilisent un laser et sont appelées triangulation laser. Le groupe Minolta[®] a développé un tel système permettant de numériser des bâtiments entiers, par exemple le Vivid 700. Il est utilisé pour les monuments historiques [Dek 03]. L'ensemble des techniques de triangulation active demandent le déplacement des têtes de mesure caméras-laser. La triangulation active semble être intéressante pour le développement du système mais le déplacement de l'émetteur de la lumière structurée est un problème délicat.

La stéréovision devrait être définie comme technique d'acquisition appartenant à la quatrième catégorie, *méthodes optiques passives*, mais il existe désormais un grand nombre de variantes qu'elles soient passives ou aussi actives. La vision stéréoscopique : la stéréo-acquisition consiste à trouver la profondeur d'un point d'un objet par la mise en correspondance de ce point et de plusieurs images acquises sous différents angles de vue, c'est le principe de perception du relief chez l'homme [Rou 99]. Dans une image il y a une multitude de points et d'appariements possibles. Il faut donc faire la mise en correspondance correcte de chaque couple de points. La mise en correspondance est ici facilitée par la projection d'une lumière structurée. Par exemple, le système Model Marker peut être cité, celui-ci utilise un banc stéréoscopique représenté par la figure 2.5, un réseau est projeté sur l'objet à numériser. Un autre exemple de projection de mire permet de reconstruire des visages humain [Gar 01c]. Ces techniques permettent de concevoir des systèmes de faible coût pour la reconstruction de parties du corps humain [Paa 02] ou du corps humain entier : Symcad Optifit Pro [Ren 02].

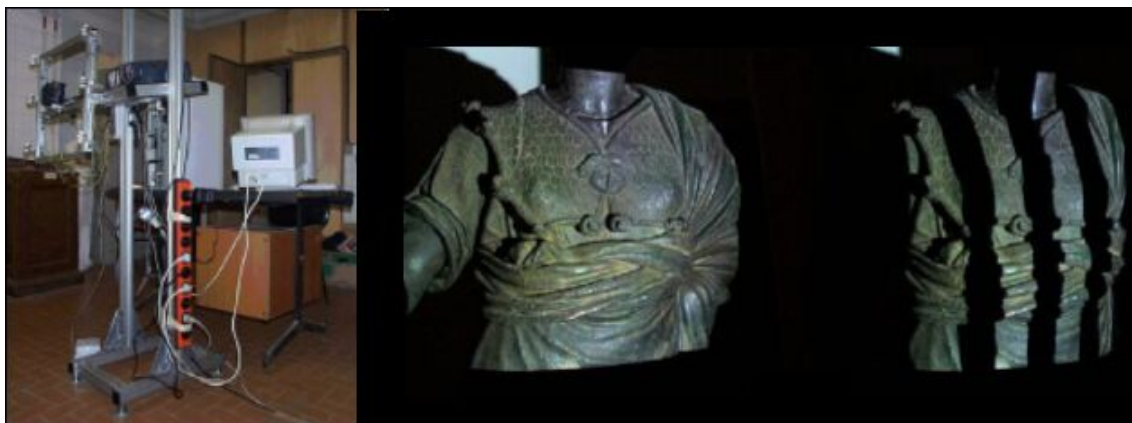


Figure 2.5 – Exemple d'un système de stéréovision active : le Model Marker.

2.1.5 Les méthodes optiques passives

Cette dernière catégorie regroupe toutes les techniques n'utilisant pas d'éclairage particulier pour rajouter de l'information à la scène afin de faciliter l'extraction de points de la scène. Il s'agit principalement de la stéréovision passive. Si la mise en correspondance des points est effectuée à partir de clichés photographiques et manuellement, cette technique est appelée photogrammétrie. D'après Larue [Lar 02b], la photogrammétrie est née au dix neuvième siècle avec la naissance de

la photographie. Toujours d'après *Larue*, la première application a été militaire puisqu'elle servait à relever la position de batteries de canons à partir de photographies prises par avion. Le nombre de points est donc limité et les points appartenant à des surfaces gauches (surfaces non-planes) ne peuvent pas être utilisés.

L'automatisation de la mise en correspondance des points de la photogrammétrie est apparue avec l'introduction des caméras numériques. La vidéogrammétrie a donc remplacé au fur à mesure la photogrammétrie, par exemple, le système Triclops de Point Grey Research[®] [ptg]. Plusieurs variantes de la stéréovision existent :

- Shape from silhouette
- Shape from shading
- Shape from motion
- Depth from focus
- Shape from texture

- Shape from shading : elle est définie par le fait que l'intensité est une fonction simple de la surface. La forme est extraite par les variations de lumière de la surface de l'objet. C'est une technique qui est difficile à mettre en place et qui plus est pour un pied avec toutes les ombres engendrées
- Shape from silhouette : cette méthode est utilisée pour ressortir l'information des contours en ressortant la silhouette de l'objet étudié
- Shape from motion, depth from focus et depth from defocus : ces techniques correspondent au fait que l'on peut avoir une information sur la profondeur par la mise au point (flou). En effet, par défocalisation deux tâches lumineuses sont obtenues pour un seul point. La distance entre les deux tâches permet d'obtenir l'information de profondeur du point étudié
- Shape from texture : la texture donne l'information sur le relief

La profondeur de chaque point est connue par la géométrie épipolaire. La géométrie épipolaire implique des contraintes (contrainte d'unicité, de continuité et d'ordre). Il existe un cas particulier comme la géométrie standard, les lignes épipolaires sont parallèles et horizontales. Les épipôles se situent donc à l'infini. Les points projetés du point à numériser dans chaque plan image des caméras se trouvent donc situés sur la même droite parallèle à l'axe des centres optiques des caméras du montage stéréoscopique. En supposant que la focale soit la même pour les deux caméras, la troisième dimension est déduite. Les systèmes peuvent être composés que d'une seule caméra [Eng 96], ainsi que de trois caméras pour la vision trinoculaire. D'après *Boukir* [Bou 93], pour simplifier les problèmes de mises en correspondance des points dans la vision stéréoscopique, une troisième caméra peut être ajoutée. L'inconvénient principal est de restreindre le champ de vision malgré ses avantages.

Remarques

Il faut rajouter à ces quatre ensembles les techniques d'holographie-interférométrie. Ces techniques tout comme la microscopie confocale sont très difficiles à mettre en place en dehors d'un laboratoire. De plus cette technique est utilisée pour l'étude de déformation d'objets. Il existe aussi

une méthode destructive consistant à introduire une résine dans l'objet étudié et à le découper en tranches afin de l'étudier tranche par tranche l'objet et de connaître les contours. Enfin la tomographie par rayons X de l'imagerie médicale est aussi utilisée en industrie grâce à la propriété des rayons X qui sont très pénétrants.

2.1.6 Les nuages de points

Les quatre catégories qui viennent d'être présentées, sont bien sûr liées entre elles et des méthodes peuvent être classées dans deux classes à la fois. Les systèmes d'acquisition utilisent les techniques décrites précédemment et fournissent un nuage dense *organisé* ou *non-organisé*. Le terme *non-organisé* signifie que les points ne sont pas répartis uniformément. Un nuage de points *non-organisé* composé de 11853 points représentant la région autour de la ville de Marseille est illustrée par la figure 2.6. Un exemple d'un nuage de points organisé pour la même région est donné par la figure 2.7.

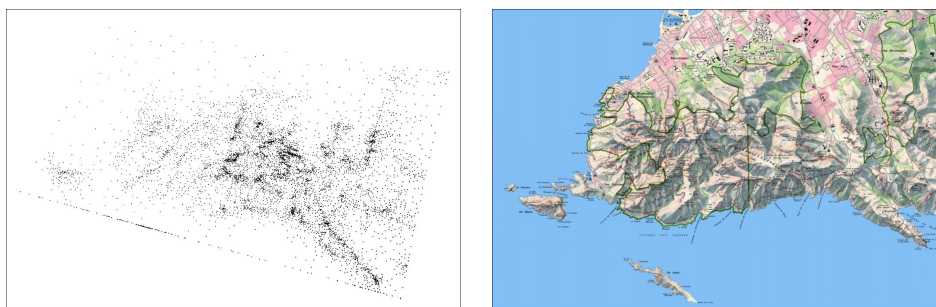


Figure 2.6 – Nuage de points non-organisé de la région autour de Marseille.

Ces différentes techniques ont trouvé leurs applications pour la première fois dans le monde industriel pour du contrôle qualité. Par la suite, plusieurs systèmes ont été développés pour la reconstruction du corps humain. Certaines applications ont été développées pour fournir la métrologie du corps humain². En fait, c'est l'un des principaux objectifs de la numérisation 3D du corps humain. Certains systèmes ont été également développés pour obtenir la reconstruction 3D du corps humain.

Cependant, pour la reconstruction du corps humain, d'autres techniques ont été développées. Grâce aux images obtenues par les systèmes d'imagerie médicale, il est possible de reconstruire le corps humain en trois dimensions et d'obtenir un nuage de points 3D, ces nouvelles technologies correspondent à la cinquième et dernière catégorie de systèmes de numérisation 3D qui va être maintenant présentée.

²Ensemble de mesures permettant de représenter précisément la surface du corps humain.

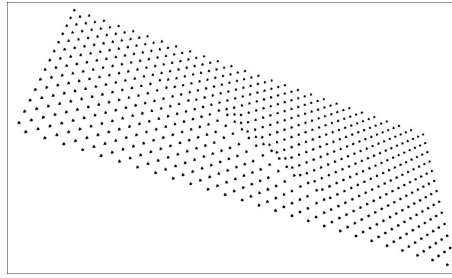
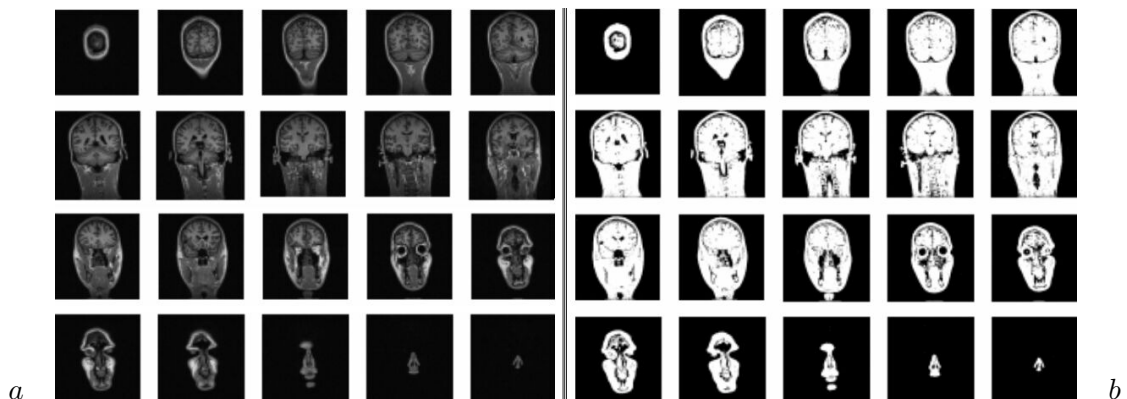


Figure 2.7 – Nuage de points organisé de la région autour de Marseille.

2.1.7 L'imagerie médicale

Dans le monde entier, des techniques ont été mises en place pour extraire à partir d'images anatomiques comme les images IRM de la figure 2.8-*a*, des nuages de points 3D. L'objectif dans cette partie n'est pas de faire l'état de l'art des techniques d'imagerie médicale mais de montrer un exemple simple d'extraction de nuage de points. Ces images sont des images de la base de données du laboratoire LABRI³, ce sont 116 coupes coronales d'une tête humaine masculine. A partir d'opérations simples de traitement d'image (image *b* de la figure 2.8 et image *a* de la figure 2.9), les contours de la tête peuvent être extraits, les points correspondant aux contours sont les points du nuage⁴. La troisième dimension correspond au numéro de coupe. La visualisation du nuage de points obtenu est représenté par la figure 2.8-*b*. Le nuage obtenu peut être considéré comme un nuage organisé, en effet, il est organisé en forme de sections. De plus, il est très dense, il est composé de plus de 61000 points.

Figure 2.8 – *a* : ensemble de 20 coupes coronales d'images IRM d'une tête humaine de la base de données du laboratoire LABRI, *b* : seuillage des images.

³<http://dept-info.labri.u.bordeaux.fr/ferrari/image/volumic/html/volumic.html>

⁴Ce nuage a été en partie obtenu en collaboration avec S. Wang et X. Hu

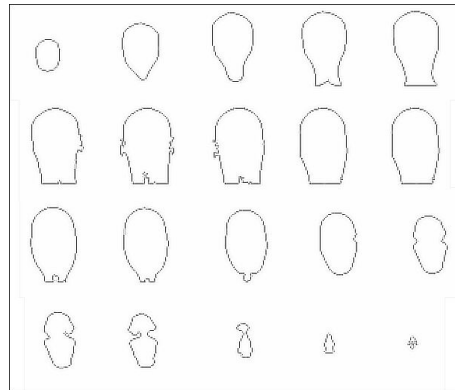


Figure 2.9 – contours des images 3D.

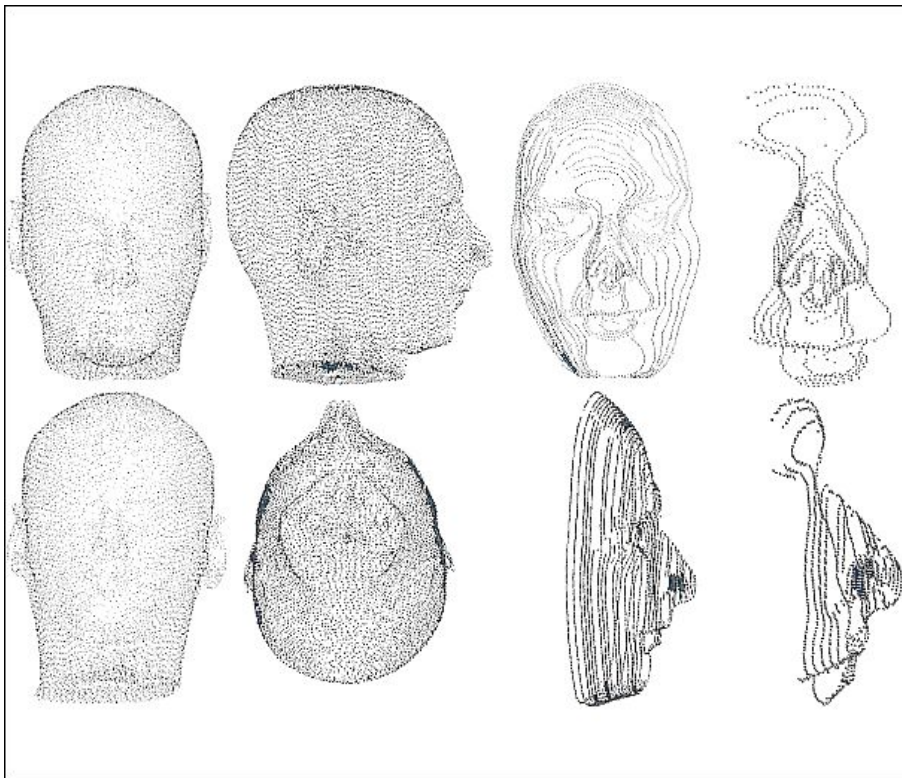


Figure 2.10 – b : nuage de points 3D.

2.1.8 Conclusion sur l'ensemble des techniques d'acquisition

En faisant le bilan de toutes ces techniques, sauf pour la stéréovision, l'image résultante correspond à un ensemble de points répartis sur une grille régulière donnant un nuage organisé de points. Par ordre chronologique, les premières techniques développées ont été les techniques par contact comme le palpage ensuite sont venues les techniques par télémétrie puis les techniques par triangulation et triangulation active. Les techniques par stéréovision sont arrivées plus récemment. Il semble que deux techniques conviendraient pour notre système : "la triangulation active" et "la stéréovision". Les deux techniques ont un problème identique : les parties cachées. De plus la stéréovision a une difficulté supplémentaire : la mise en correspondance. La stéréo-acquisition est basée sur la mise en correspondance de points pris sous différents plans de vue. C'est la difficulté majeure de cette technique mais elle permet d'utiliser des informations supplémentaires comme la géométrie, la photométrie, la couleur ou la texture [Rou 99]. Or pour le problème présenté ici, ces informations peuvent notamment être utiles pour la reconstruction car l'objet étudié est un pied qui n'a pas de contours stricts et qui est de forme convexe, les points de référence à étudier en premier lieu sont donc difficiles à extraire.

2.2 Deuxième partie : état de l'art des méthodes de modélisation 3D

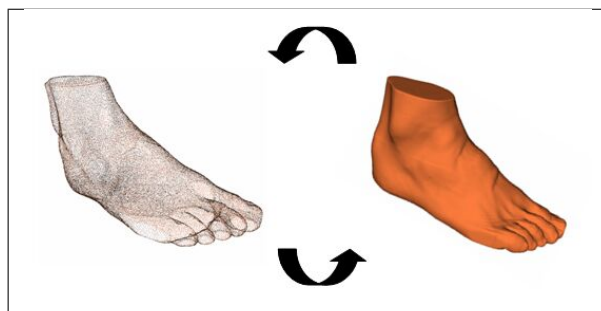


Figure 2.11 – Nuage de points et reconstruction de surface obtenus par la méthode décrite dans la thèse de Barré [Bar 01a].

La méthode de reconstruction de surface à choisir dépend du type de nuage obtenu par le système d'acquisition, et réciproquement. Enfin, c'est ce que tente de montrer ce chapitre !!!

2.2.1 Introduction

La modélisation n'est pas le principal objectif du système développé mais dans de nombreux cas, le nuage de points de l'objet numérisé est souvent difficile à visualiser, dans ce cas la modélisation ou la reconstruction de la surface permet de valider la méthode de numérisation utilisée. Massie a établi dans [Mas 98] une discussion sur l'intérêt que présente la modélisation 3D. Le modèle à choisir doit être celui qui représente le mieux a priori le pied et les différents cas pouvant être rencontrés. Cette partie⁵ décrit les différents modèles les plus couramment utilisés dans le monde et montre une étude sur cinq des modèles les plus utilisés sur deux ensembles de données de départ très différents.

Le modèle peut être *déformable* ou *indéformable*, il doit être a priori *indéformable*. Les principaux travaux sur la modèles déformables ont été décrits par Gibson dans [Gib 97b]. Il existe plusieurs méthodes pour mettre en place de tels modèles [Bec 95, Gib 97a]. Les simplexes décrits par Delingette peuvent aussi être utilisés [Del 94]. Les méthodes de reconstruction de surface 3D sont nombreuses et utilisent une grande variété de techniques. Il existe deux types de représentations tridimensionnelles : les représentations *volumiques* et les représentations *surfaciques*. Les modèles *volumiques* doivent être utilisés lorsque les données sont elles mêmes *volumiques*.

⁵Cette étude a été réalisée en collaboration avec J.M. Bouteiller [Bou 03a]

Le modèle que nous devons utiliser doit donc être *surfacique*. De plus ce modèle se prête bien à l'acquisition en *stéréovision*. En effet, les représentations *surfaciques* permettent de décrire des formes complexes, ce qui est le cas du pied à modéliser. Ces modèles sont adaptés aux techniques *surfaciques* de vision. Par cette représentation, l'objet est modélisé par une seule face ou un assemblage de plusieurs facettes plus simples mais avec en plus des informations de topologie. Deux types d'information sont disponibles :

- Des informations géométriques : les coordonnées des points, noeuds ou équations des surfaces
- Des informations topologiques : c'est la façon dont sont liées entre elles les informations géométriques

Le modèle est créé grâce à un maillage, la différence entre la surface réelle et la surface générée par le maillage représentant une approximation géométrique de la surface réelle est un des paramètres de contrôle du maillage donc du modèle. Les modèles *surfaciques* peuvent être regroupés en fonction de la géométrie utilisée pour représenter la surface. Cependant quatre approches principales peuvent être distinguées :

- Les modèles simpliciaux
- Les modèles paramétrés
- Les modèles implicites
- La quatrième catégorie correspond aux autres méthodes de reconstruction de surface

2.2.2 Les modèles simpliciaux

Les approches de reconstruction simpliciale ont été les premières à avoir été étudiées et de nombreuses solutions ont été proposées. *Keppel* [Kep 75] réduit le problème de relier des sommets avec une recherche dans un graphe toroïdal en utilisant la maximisation de volume pour déterminer le chemin. Pourtant limité à des structures de faible complexité, le principe de cette approche est équivalent à trouver un chemin dans un graphe direct. Le résultat de telles méthodes de reconstruction donne un maillage qui se compose de polygones simples tels que des triangles, avec chaque triangle définissant une composante planaire sur la surface de la structure. D'autres avantages sont la réduction de données et les possibilités rapides d'affichage en comparaison des méthodes volumétriques.

Les méthodes simpliciales plus récemment développées sont principalement basées sur la triangulation de *Delaunay* et son dual, le diagramme de *Voronoi* [Aur 91, Geo 97, Geo 91, Geo 92]. Un nuage de points peut être maillé par triangulation. Le terme employé est le même que pour la technique d'acquisition vue précédemment mais n'a pas le même sens. Ici le terme triangulation est utilisé parce que la surface est modélisée par un ensemble de facettes en forme de triangles. Il faut distinguer la nuance entre triangulation et maillage. Une triangulation recouvre l'enveloppe convexe d'un nuage de points alors qu'un maillage est un recouvrement d'un domaine donné. Les propriétés du diagramme de *Voronoi* et de la triangulation de *Delaunay* ont engendré des méthodes développées par *Boissonat* [Boi 88], *Geiger* [Gei 93] et utilisées plus tard par *Edelsbrunner* dans le développement d'alpha shapes 3D [Ede 94], *Amenta* dans le "Power Crust algorithm"

[Ame 01a, Ame 01b] et Attali [Att 97].

2.2.3 Les modèles paramétrés

La deuxième approche est paramétrique. Dans les représentations paramétriques, une forme est définie par un ensemble de fonctions paramétriques. Les courbes ou surfaces sont donc définies par des formes polynomiales. Les polynômes peuvent être paramétriques et représenter de nombreuses courbes et surfaces avec des paramètres géométriques simples.

Les premières études ont été effectuées à la fin des années cinquante pour la modélisation géométrique et la CFAO (Conception et Fabrication à l'Aide d'Ordinateur) par *Coons, Ferguson, Bezier*, de *Casteljau, Forrest, Riesenfeld* et *Bartels* [Leo 91]. L'idée était de faire des modèles géométriques avec un minimum de connaissances mathématiques. Le principe consiste à découper une surface en un ensemble de surfaces plus simples. Ces courbes ou surfaces sont :

- Bezier
- Bezier rationnel
- B-spline⁶
- B-spline rationnelle ou NURBS

Les points de la surface sont déterminés en évaluant les fonctions paramétriques. Deux catégories d'approches peuvent être définies : les modèles de forme libre et les modèles paramétriques. La première se réfère au modèle B-spline pour lequel les propriétés locales proviennent de la définition locale de la forme [Eck 97, Jai 97]. Ceci permet la reconstruction d'une grande variété de formes représentées par des données denses. Les modèles paramétriques sont définis d'une façon globale : une équation unique caractérise la surface [Tau 93, Zho 99]. Ces modèles se sont avérés utiles pour définir une contrainte globale sur la forme et pour adapter des données très clairsemées. Les dernières recherches ont donné lieu à la définition d'approches globales et locales hybrides [Coh 94]. Des représentations paramétriques sont également souvent employées comme une deuxième étape dans l'interpolation de la surface [Eck 97], offrant de meilleures possibilités de visualisation.

2.2.4 Les modèles implicites

La troisième approche est implicite. Cette approche consiste à définir une fonction dans le volume total qui dans un sens utilise l'information codée dans les échantillons disponibles, mais réalise aussi l'interpolation de la forme de la structure d'intérêt entre les sections. Une surface implicite est définie comme l'ensemble des zéros d'une fonction f à valeurs dans \mathbb{R} . L'inconvénient est la charge de calcul importante du fait que l'on travaille dans une dimension supérieure.

Les fonctions implicites peuvent être utilisées pour décrire ou interpoler le comportement d'une forme dans un plan, dans l'espace à trois dimensions ou dans n'importe quel nombre de

⁶Le mot anglais spline qui signifie latte en français a été utilisé pour décrire une telle courbe ou surface car au début des années cinquante, les chercheurs déformaient des lattes en bois grâce à des poids et c'est la déformation de la latte qui était décrite par des polynômes.

dimensions. Une fonction implicite est une fonction qui est définie au-dessus de la région entière d'intérêt tel que cela décrit implicitement le comportement d'une forme par ses valeurs dans l'espace tridimensionnel. La valeur de la fonction est généralement égale à zéro où les contours de la forme sont liés à l'espace à trois dimensions. Par conséquent, cette fonction décrit une surface implicite représentée par les points où les valeurs de la fonction sont nulles. La fonction peut contenir des expressions mathématiques et des formes différentes de fonctions implicites ont été utilisées [Blo 97]. Une des plus utilisées est la fonction intérieure/extérieure. Cette fonction assigne deux valeurs au dessus du domaine total. Ces valeurs sont typiquement 0 pour les lieux extérieurs et 1 pour les lieux intérieurs.

Différentes approches ont été développées par *Hughes* [Hug 92], *Rossignac* [Ros 94] et *He* [He 94]. La fonction de distance signée est une fonction implicite plus instructive qui donne des formes intermédiaires très plausibles. À l'intérieur d'une forme donnée, cette fonction assigne la distance Euclidienne entre l'endroit et le point le plus proche sur la frontière de la forme. Ce même principe est appliqué pour des points en dehors de la forme, avec un signe négatif supplémentaire.

2.2.5 Les autres modèles

Les autres méthodes pour la plupart des cas, sont des combinaisons de celles décrites précédemment.

Les techniques d'accroissement de régions sont des méthodes qui évaluent la surface selon le voisinage des points initiaux et nécessitent souvent des données initiales précises et denses. L'approche de *Hoppe* [Hop 92, Hop 94] consiste à construire un plan autour de chaque point en estimant les normales des surfaces pour chacun des points. La méthode "tensor voting approach" proposée par *Lee, Tang et Medioni* [Tan 98] utilise un concept similaire : les points voisins sont utilisés pour estimer l'orientation des points. Chaque point vote pour l'orientation des autres points dans son voisinage en utilisant un champ de tenseurs. Un autre processus détecte simultanément les caractéristiques et réalise l'extraction de la surface. Dans la littérature récente, certains auteurs combinent les méthodes implicites, paramétrées et simpliciales. Le modèle *SPH* (Smoothed Particles Hydrodynamics) est issu de l'astrophysique et a l'avantage de proposer une véritable équation d'état du matériau [Mon 92]. *Desbrun* [Des 97], s'est inspiré de ce modèle pour créer un modèle hybride qui combine à la fois des surfaces implicites et le système précédent. *Bajaj* [Baj 95], combine l'utilisation d'alpha-shapes d'une triangulation 3D de *Delaunay* et son dual : le diagramme de *Voronoi*, pour réaliser la connectivité des morceaux de surfaces. De plus, et particulièrement pour l'imagerie médicale, les modèles basés sur les "marching cubes" sont utilisés comme dans la thèse de *Barré* [Bar 01a]. La théorie des ondelettes multi-résolution peut être utilisée pour de la modélisation. Des travaux ont été effectués et d'autres sont actuellement aussi en cours [Don 97a, Don 97b, Don 98].

2.2.6 Etude de cinq modèles sur deux nuages de points

Pour pouvoir expérimenter des méthodes de reconstruction de surface, il faut avoir des données initiales, c'est-à-dire un nuage de points. S'il est difficile d'expérimenter des méthodes de

numérisation, l'expérimentation de méthodes de reconstruction de surface ne demande que l'implémentation de celles-ci. Pour cette raison, seuls deux nuages de points ont été utilisés pour tester les algorithmes. Ils sont tous les deux de types très différents, ils représentent deux extrêmes : d'une part, le premier est un nuage de points très dense et non-organisé, d'autre part, le deuxième est excessivement peu dense et organisé. Précédemment, il a été montré que des techniques ont été développées pour traiter des nuages non-organisés et d'autres organisés. Ici, les cinq méthodes sont un échantillon de méthodes très répandues pour des données organisées pour les trois premières et non-organisées pour les deux dernières. L'objectif est d'expérimenter ces deux types de données sur plusieurs méthodes afin de se rendre compte de quelles sont les méthodes de reconstruction les plus appropriées à notre problématique.

2.2.6.1 Les données initiales

Les données sont réparties sous forme de coordonnées 3D (X, Y, Z) dans un fichier texte.

Nuage de points non-organisé Le premier nuage de points correspond à un nuage de points non-organisé obtenu par un système de numérisation 3D très précis d'un pied gauche humain. Ce nuage est disponible sur internet ([Nua]). Il est très dense et composé de 20021 points. Il correspond à la numérisation de la surface d'un pied humain. Il est illustré par la figure 2.12.

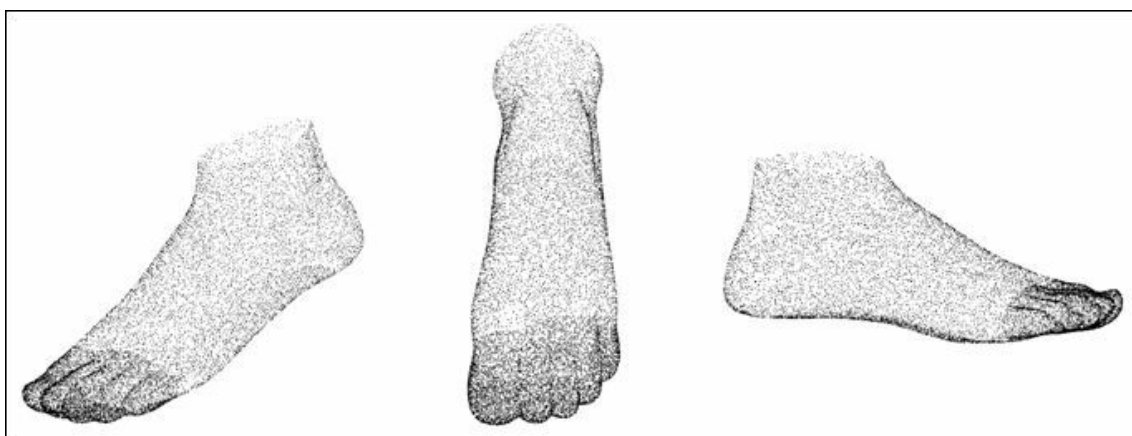


Figure 2.12 – Nuage de points non-organisé.

Nuage de points organisé L'autre nuage de points est composé de sections parallèles d'un pied droit provenant d'un sujet mâle du projet "Visible Man" (figure 2.13). Des sections anatomiques ont été coupées tous les mm (pour plus de détails, [Vis]). Six sections ont été choisies tous les $5 mm$ dans la région des orteils, vingt sections tous les $10 mm$ pour le reste du pied. Les contours du pied ont été segmentés et les points extraits et réorganisés dans l'espace à trois dimensions. Trois vues sous trois incidences différentes sont représentées sur la figure 2.15. Il est composé

de 2454 points. Comme les illustrations le suggèrent, le nombre de points dans la même section est important mais les sections sont séparées par un espace important ce qui représente un grand challenge pour la reconstruction.

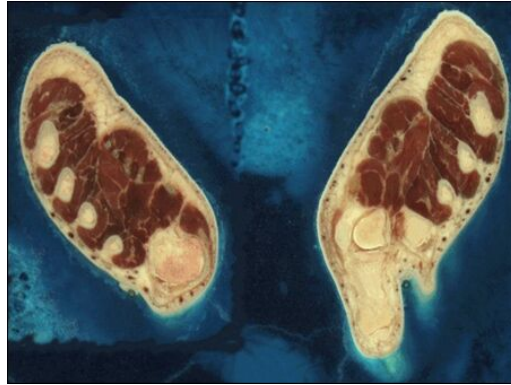


Figure 2.13 – Image d'une coupe de pieds du *Visible Man*.

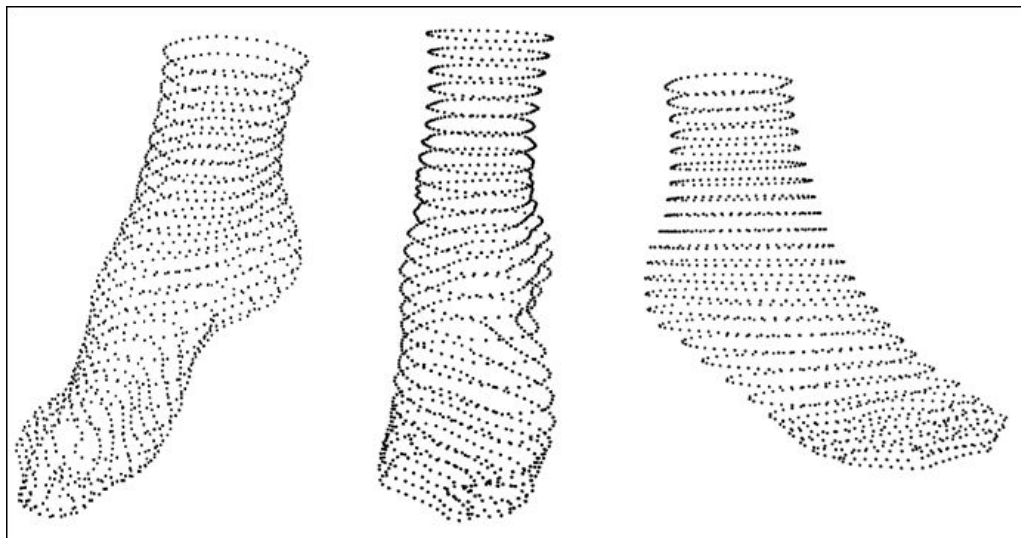


Figure 2.14 – Nuage de points organisé.

2.2.6.2 Les cinq méthodes de reconstruction de surface

Les cinq méthodes sont désormais présentées.

La méthode de reconstruction de surface développée par Hoppe pour les nuages de points non-organisé : *a* Cette méthode est basée sur les travaux de la thèse de Hoppe [Hop 92, Hop 94].

L'algorithme nécessite un nuage de points non-organisé : les données initiales consistent en une liste de points qui sont sur la surface du pied. Une mesure signée de la distance à la surface est calculée et échantillonnée sur une grille régulière. La grille peut ensuite être mise à 0 pour extraire la surface.

La méthode de reconstruction de surface "Greedy-Delaunay" ou reconstruction gloutonne de surfaces par la triangulation de Delaunay développée à l'Inria : b C'est un algorithme glouton pour la reconstruction de surface à partir de nuages de points non structurés. Cette méthode présentée dans [CS 02], consiste à partir d'une facette germe, à faire croître une surface polyédrique en ajoutant des triangles de *Delaunay* un à un. Les triangles de *Delaunay* sont ajoutés un par un, les plus plausibles étant ajoutés en premier pour éviter l'apparition de singularités topologiques. Les principaux avantages de cette méthode sont les corrections topologiques de la reconstruction, sa rapidité aussi bien que sa capacité à prendre en charge des surfaces avec des topologies complexes et un échantillonnage irrégulier.

La méthode de reconstruction de surface développée par Dey et Zhao utilisant l'approximation de l'axe médian : c Cette méthode utilise l'approximation de l'axe médian à partir du diagramme de *Voronoi* dans une échelle et une densité de manière indépendante [Dey 02]. L'intérêt majeur de cette méthode provient du fait que l'axe médian de la forme produit une représentation compacte de ses caractéristiques et de ses connexités. L'algorithme approxime l'axe médian dans son échelle et sa densité de façon indépendante et produit des garanties de convergence.

La méthode de reconstruction de formes à partir de sections : NUAGES, développée à l'Inria : d *NUAGES* peut être classifiée dans la catégorie des méthodes simpliciales. Elle a été décrite pour la première fois par *Boissonnat* [Boi 85, Boi 88], puis développée par Geiger [Gei 93] et utilisée dans de nombreux cas pour la modélisation de données anatomiques [Loz 91, Kar]. Cette méthode implique que les points soient organisés en sections parallèles. La reconstruction 3D des contours d'origine est basée sur la triangulation de *Delaunay*. L'interpolation de la forme entre les sections successives est linéaire.

La méthode de reconstruction de surface implicite : e Une surface implicite est définie par une fonction implicite. La surface passe par toutes les positions où la fonction implicite est égale à une valeur particulière (par défaut et dans la majorité des cas, cette valeur vaut 0). Différentes fonctions implicites existent : les surfaces de potentiels [Bli 82], les surfaces algébriques [Tau 93, Blo 97] et les approches variationnelles. La méthode expérimentée ici est la plus ancienne. La solution d'interpolation pour un tel problème est la solution variationnelle qui minimise le module d'élasticité et qui respecte les contraintes initiales. La détermination de la fonction interpolée peut être réalisée par l'expression de la solution en termes de fonctions de base radiale sur les lieux de contrainte. Différents types de fonctions de base radiale peuvent être utilisés. *Turk* [Tur 99] propose des fonctions montrées par les équations 2.1 et 2.2

$$\phi(x) = x^2 \cdot \log |x| \quad (2.1)$$

$$\phi(x) = |x^3| \quad (2.2)$$

La *RBF* peut aussi être utilisée comme le proposent *Dinh* [Din 01] et *Wendland* [Wen 95]. La fonction d'interpolation peut être écrite comme l'équation 2.3 le montre.

$$f(x) = \sum_{i=1}^n d_i \cdot \phi(x - c_i) + P(x) \quad (2.3)$$

Où c_i sont les localisations des contraintes, d_i sont les poids et $P(x)$ est un degré de polynôme qui compte pour les positions linéaires et constantes de f . Les points de contrainte permettent de déterminer les paramètres en résolvant le système linéaire d'équations pour tous les points de contrainte. Elle implique en effet, une organisation particulière du nuage de points. Le nuage doit être organisé en sections parallèles et la succession de points de chaque section doit se faire dans le sens inverse des aiguilles d'une montre. Les résultats présentés ici sont obtenus avec la fonction de base radiale de l'équation 2.1, cette méthode a aussi été appliquée pour des nuages de points du même type que le deuxième nuage de points [Bou 02, Bou 03b].

2.2.6.3 Expérimentation

Les deux nuages de points de l'étude ont été testés sur les cinq méthodes décrites dans la section précédente. Par soucis de clarté, les cinq méthodes seront appelées : a , b , c , d et e comme le montre le tableau 5.1.

<i>Hoppe</i>	<i>Greedy Delaunay</i>	<i>Dey et Zhao</i>	NUAGES	Surfaces implicites
a	b	c	d	e

Tableau 2.1 – Les cinq méthodes de reconstruction.

Résultats pour le nuage de points non-organisé Deux des cinq méthodes n'ont pas pu être expérimentées sur ce premier nuage de points. En effet, les méthodes c et d ne peuvent être appliquées que sur des nuages de points organisés. Les surfaces obtenues par les méthodes a , b et e sont regroupées sur la figure 2.15.

Les résultats obtenus avec les données non-organisées sont précises, particulièrement pour la méthode de reconstruction "greedy Delaunay" et celle de l'approximation de l'axe médian (respectivement b et e). Une telle exactitude pour la reconstruction est atteinte lorsque la concentration des points est extrêmement dense.

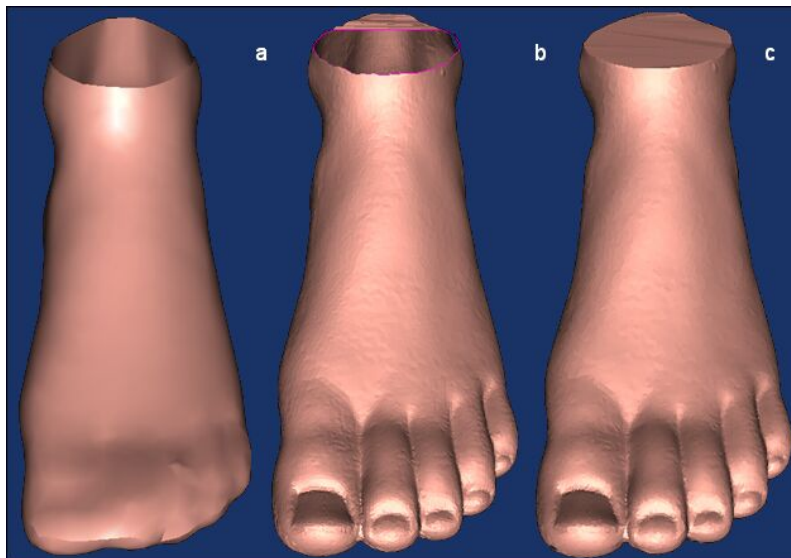


Figure 2.15 – Reconstruction de surface avec les méthodes *a*, *b* et *c* pour le nuage non-organisé.

Pour la méthode *a*, les résultats obtenus sont satisfaisants mais largement moins précis que ceux obtenus par les méthodes *b* et *c* (figure 2.16). Néanmoins, cette méthode semble donner des résultats meilleurs pour reconstruire une surface à partir d'un nuage de points cité dans le chapitre précédent et illustré sur la figure 2.17.

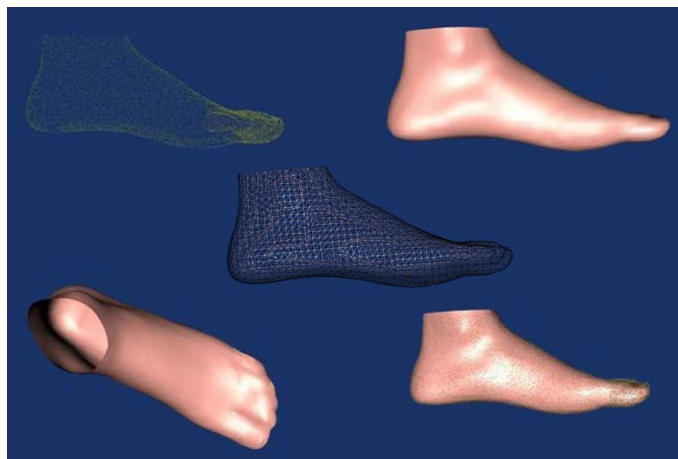


Figure 2.16 – Reconstruction obtenue par la méthode *a* pour un nuage de points non-organisé.

Résultats pour le nuage de points organisé Les cinq méthodes ont pu être expérimentées sur ce deuxième nuage. Les reconstructions obtenues sont regroupées sur la figure 2.18. En effet, l'un

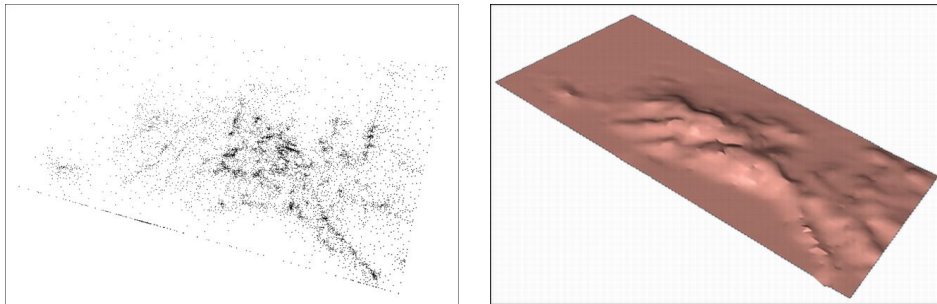


Figure 2.17 – Reconstruction de surface d'un nuage non-organisé avec la méthode *a*.

des principaux avantages des méthodes de reconstruction de surface développées pour les nuages de points non-organisés, est qu'elles peuvent être utilisées pour des nuages de points organisés. Les méthodes *a*, *b* et *c* ne donnent pas un grand niveau de précision lorsqu'elles sont appliquées sur des données organisées et peu denses. La méthode de Hoppe échoue principalement à cause du grand espace entre les sections. En effet, en ne considérant que les sections précédant les orteils, la reconstruction de surface de la figure 2.19 est obtenue. Cette surface est très satisfaisante. Les autres (*b* et *c*) échouent principalement dans la zone des orteils (figure 2.20), où les surfaces générées sont ouvertes et des triangles sont inexacts. D'autre part, les méthodes implicites (*e*) génèrent des surfaces fermées sans discontinuités mais lissées dans les régions qui contiennent de hautes courbes locales. La méthode *d* crée aussi une surface fermée.

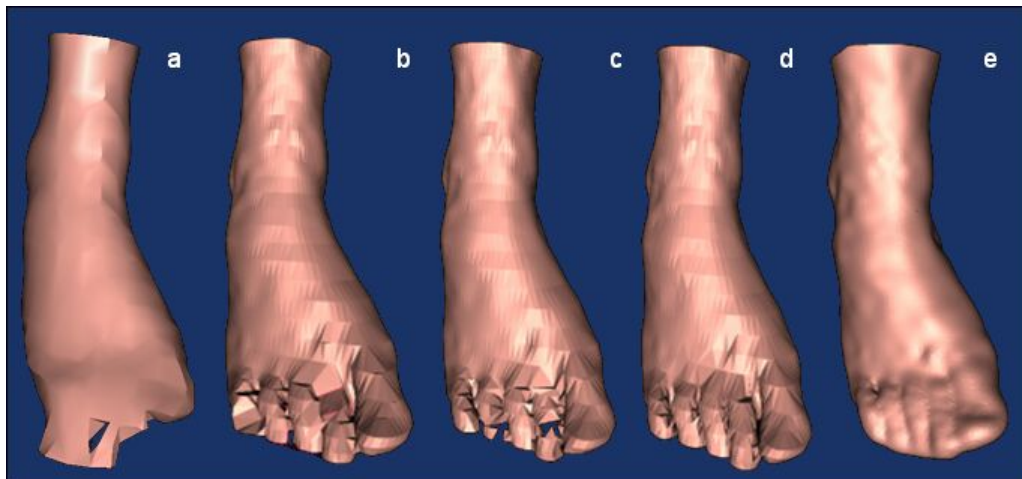


Figure 2.18 – Reconstruction de surface avec les méthodes *a*, *b*, *c*, *d* et *e* pour le nuage organisé.

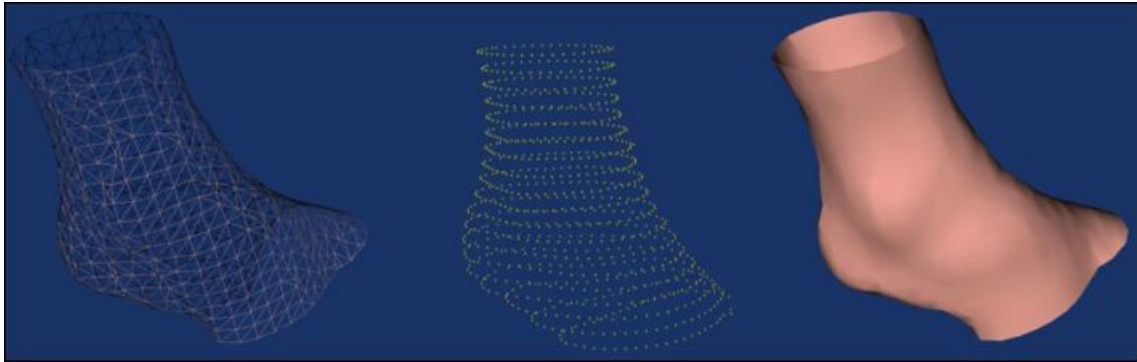


Figure 2.19 – Reconstruction de surface des sections précédant les orteils par la méthode *a*.

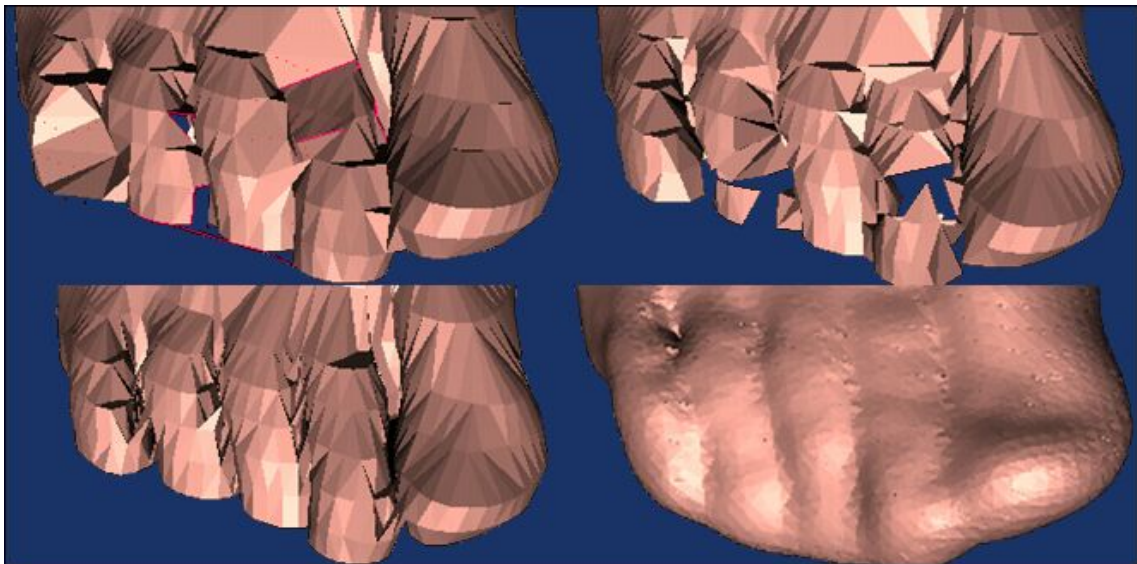


Figure 2.20 – Reconstruction de surface avec les méthodes *b*, *c*, *d* et *e* pour le nuage organisé, agrandissement de la zone des orteils.

2.2.7 Conclusion sur l'ensemble des méthodes de modélisation

L'ensemble de données contient toujours les coordonnées des points tridimensionnels qui appartiennent à la surface de l'objet. Cependant, leur organisation est différente. Cette organisation dépend du capteur utilisé. Dans le cas du palpement, le déplacement du capteur peut se faire avec un pas régulier afin d'acquérir des points régulièrement espacés, comme pour la télémétrie. D'autre part, les systèmes utilisant la vision ne peuvent pas produire de données organisées à moins que pour la vision active, le motif projeté sur les objets correspond à des points régulièrement espacés. D'un point de vue médical, où les ensembles de données consistent habituellement en sections en série-parallèle, les reconstructions tridimensionnelles resteront toujours limitées à la résolution de l'ensemble de données initiales, qui dépend directement des limites du système d'acquisition.

Les méthodes de reconstruction appliquées et utilisées dans ce mémoire donnent de bons résultats pour la visualisation. De façon générale, NUAGES et les méthodes implicites (*d* et *e* respectivement) fournissent des résultats optimaux en terme de qualité de reconstruction de surface. Les méthodes applicables pour des points non-organisés peuvent être directement appliquées à d'autres types de données et par conséquent aux données organisées. Les résultats obtenus ne sont pas satisfaisants, mais fournissent un niveau acceptable d'exactitude. D'autre part, les méthodes qui exigent un premier ensemble de données organisé ne peuvent pas être appliquées pour des points non-organisés. Comme il a été souligné précédemment, la nature de l'ensemble de données initiales dépend intrinsèquement du système d'acquisition impliqué, et les systèmes de stéréovision ne peuvent pas produire un ensemble organisé de points. Les orientations actuelles des recherches consistent à combiner les méthodes existantes. De la même manière, d'autres voies pourraient consister à réorganiser des nuages de points non-organisés afin de pouvoir appliquer les méthodes développées pour les nuages de points organisés.

2.2.8 Conclusion sur l'état de l'art des méthodes de numérisation et de modélisation 3D

La première partie de ce chapitre a orienté le système vers un axe vision. Dans cet axe, le nuage obtenu sera dense. Dans de nombreux cas, les nuages organisés sont peu denses. De toutes les manières, que le nuage de points obtenu soit organisé ou non, la deuxième partie de ce chapitre a permis de présenter et de mettre en place plusieurs méthodes de reconstruction de surface pour n'importe quel type de données. Cependant, le temps de calcul pour les méthodes développées pour les données organisées est généralement très long par rapport à celui des méthodes pour les données non organisées.

Cet état de l'art étant établi, les prochains chapitres présentent la méthodologie et les choix effectués pour le système d'acquisition développé pour le pied humain.

LE SYSTÈME D'ACQUISITION



Figure 3.1 – Gravure extraite du nouveau recueil d'Ostéologie et de Myologie de *Gamelin*, 1779 [Gam 79].

Sommaire

3.1	Introduction	38
3.2	Le choix des caméras	39
3.2.1	Les caméras	39
3.2.2	Le choix des caméras	40
3.3	La disposition et le nombre de caméras	42
3.4	L'éclairage et le fond de la scène	42
3.4.1	L'éclairage passif	42
3.4.2	Le fond de la scène	44
3.5	Le schéma synoptique	44
3.5.1	L'étalonnage	44
3.5.2	La segmentation	45
3.5.3	La reconstruction 3D	45
3.5.4	L'extraction de la métrologie du pied	45
3.6	Les outils informatiques et logiciels	45
3.6.1	Le matériel et le langage informatique	45
3.6.2	Les librairies et le logiciel	46
3.7	Conclusion	47

3.1 Introduction

Les chapitres précédents ont présenté les principales méthodes existantes dans la modélisation et la numérisation 3D. En particulier, la première partie du deuxième chapitre de ce mémoire a introduit les systèmes existant actuellement pour la numérisation 3D du pied humain.

Le chapitre intitulé "*L'état de l'art des méthodes de numérisation et de modélisation 3D*" a permis d'orienter le système dans un axe vision. Dans cette voie, le choix des caméras à utiliser, leur nombre et leur disposition doivent être définis. Ce chapitre¹ présente tous les choix du dispositif décrits dans ce mémoire dont l'éclairage ainsi que tous les outils logiciels.

Le système d'acquisition permet d'obtenir différentes images sous plusieurs angles de vue de l'objet à numériser. Par la combinaison de différentes techniques, des points appartenant à la surface du pied sont extraits, l'ensemble de ces points est appelé "nuage de points". Afin de pouvoir traiter la majorité des cas rencontrés, le système d'acquisition a été pensé sous la forme d'une structure à étages où chaque étage correspond à une méthode particulière d'extraction de points 3D à partir des images obtenues par le système d'acquisition [Mar 01b]. Pour chaque étage, un nuage d'une certaine résolution est extrait correspondant à un ordre. En effet, certaines pathologies demandent plus de précision sur certaines zones. Une première méthode d'extraction d'un nuage de points d'ordre 1 appartenant à la surface du pied sera mise en place et si la résolution obtenue n'est pas suffisante, une deuxième méthode le sera aussi (figure 3.2), jusqu'à un troisième niveau de résolution.

¹Toute la conception du système et des nombreux et différents prototypes a été réalisée par P. Dubois

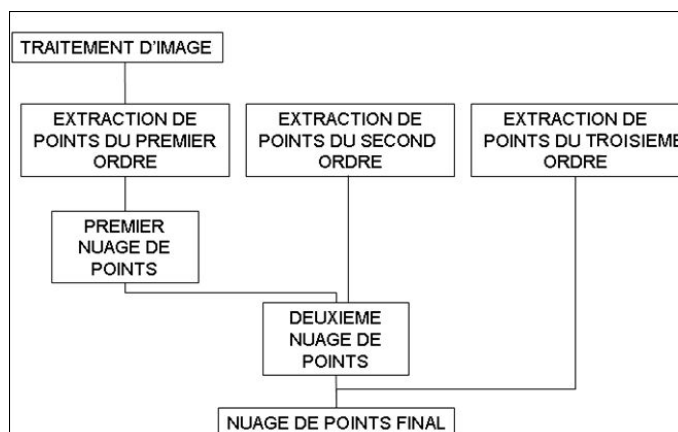


Figure 3.2 – Schéma synoptique de la méthodologie mise en place.

3.2 Le choix des caméras

D'après *Moreaux* dans [Mor 98], l'évolution des caméras destinées au traitement d'image permet d'atteindre des performances que les normes de télévision n'autorisent pas. L'amélioration technologique des caméras a été provoquée par les besoins de plus en plus accrus en industrie dans le domaine de la vision.

3.2.1 Les caméras

De nombreux types de caméra existent : les caméras analogiques ou numériques, les caméras linéaires ou matricielles, les caméras hors du domaine visible comme les caméras infra-rouge ou ultra-violet . . .

Elles peuvent être fabriquées à partir de technologies différentes comme un tube électronique (le plus souvent de type *Vidicon*) ou une barette ou une matrice *CCD* (*Charged Coupled Device*). Une caméra à capteurs *CCD* reste analogique tant qu'aucun convertisseur Analogique Digital n'est adjoint. L'échantillonnage spatial et chromatique permet d'associer une matrice de pixels quantifiés aux matrices de cellules *CCD*. Il est possible de parler des capteurs numériques qu'à partir du moment où le dispositif d'échantillonnage est porté sur la caméra. Les caméras de surveillance comme celles du métro sont basées sur des capteurs *CCD* mais analogiques. Les capteurs couleur peuvent être mono-*CCD* avec des dispositifs de filtre ou tri-*CCD*. Récemment, un nouveau détecteur a été introduit le capteur *CMOS*, semi-conducteur à oxyde de métal complémentaire. L'ensemble de ces détecteurs sont sans cesse améliorés pour permettre la mise au point par exemple par Fuji[®] du capteur super-*CCD* ou le capteur *X₃* par la société Foveon[®] [Mat 00, Fer 03].

Les caméras à balayage progressif et à vidéo entrelacée n'entrent pas dans notre propos, l'objectif n'étant pas de faire de la vidéo mais d'acquérir une image par point de vue, ces dernières sont

utilisées pour acquérir des scènes en mouvement. Les caméras à balayage progressif permettent de pallier le problème de l'entrelacement des lignes en figeant simultanément l'ensemble des lignes pour obtenir une image parfaite d'un objet mobile. En effet, les caméras à vidéo entrelacée capturent les lignes paires et impaires en deux temps mais ce n'est pas gênant pour acquérir des objets immobiles, même si ce n'est pas leur fonction première. Les caméras infrarouges ou thermiques sont également hors de propos. Ainsi, seulement les caméras dans le spectre visible sont traitées.

D'après *Moreaux* [Mor 98], l'introduction des caméras à base de capteurs *CCD* en remplacement des caméras à tube a éliminé les déformations selon la température ou la durée d'utilisation. Cependant, les caméras analogiques à tube sont beaucoup moins chères mais ont une vitesse d'acquisition et un rapport signal/bruit moins importants. Le rapport géométrique dans les images obtenues de chaque pixel s'avère rectangulaire. C'est un problème majeur pour le traitement d'image mais aussi pour notre système. Finalement, des capteurs *CCD* donnant des pixels carrés ont donc été introduits. Le problème majeur de notre système est la mise en correspondance de points particuliers. Compte tenu de la structure morphologique du pied, ne comportant que peu de points saillants ou points d'intérêts, l'information couleur semble inévitable. Sachant que le maximum d'informations des images doit être extrait et que la stéréovision permet d'utiliser des informations supplémentaires comme la géométrie, la photométrie, la couleur ou la texture [Rou 99], des caméras couleur doivent donc être utilisées. Enfin, les caméras linéaires présentent un intérêt lorsque l'objet à acquérir est proche de la source. Ceci peut être intéressant pour l'acquisition de la plante du pied.

3.2.2 Le choix des caméras

En conclusion, par rapport au bilan des caméras existantes, celles à utiliser pour le système développé doivent donc être basées sur des capteurs numériques et couleurs [Mar 01a]. Des caméras mono-*CCD* aux filtres intégrés suffisent car la précision demandée quand à l'échelle des couleurs n'est pas importante.

3.2.2.1 Des appareils photographiques numériques

L'apparition récente sur le marché d'appareils photographiques numériques de type dit "grand public" commence à concurrencer en termes de performances et de caractéristiques les caméras utilisées en contrôle qualité en milieu industriel. En effet, par rapport au cahier des charges du système à développer, le prix limite le nombre de caméras à utiliser. Cependant, afin d'augmenter le nombre d'appariements de points, il faut utiliser plusieurs caméras. Afin de pallier ce problème, une étude a été menée sur les appareils photographiques numériques disponibles sur le marché [Mar 01c]. La condition principale pour obtenir de tels appareils est la résolution de l'image, donc le nombre de pixels et leur contrôle (le réglage de l'appareil, la prise et le rapatriement des images). En effet, le système final doit être entièrement automatique. L'appareil doit être totalement contrôlé à distance par un ordinateur. Par rapport à tous les fabricants, seul Canon[®] avec sa gamme de Powershot[®] (*G1*, *G2* et *G3*) offre des appareils réservés aux professionnels avec des résolutions correctes (autour de quatre millions de pixels) et pouvant être contrôlés à distance, à des prix

raisonnables. Il est possible de faire partie du groupe de développement [Can], pour récupérer les codes sources des logiciels de la gamme Powershot[®] développés en C++ sous le logiciel Visual C++ 6.0.

Les caractéristiques techniques de l'appareil photographique numérique sont les suivantes :

- Taille de la matrice des capteurs *CCD* : 1/1.8 inch, 1 pour le côté et 1,8 pour la diagonale
- Nombre total de pixels : 4.13 millions (2384 x 1734)
- Nombre total de pixels efficaces : 3,8 millions (2272 x 1,704)
- Longueur de la focale de la Lentille (objectif) : 7.0 (*W*) * 21.0 (*T*) *mm* (équivalence pour un film 35 mm : 34 * 102 *mm*)
- Ouverture maximale : $F2.0$ (*W*) / $F2.5$ (*T*)
- Méthode d'autofocus : la mémorisation de la méthode d'autofocus est possible
- Connexion par port *USB1*

Un zoom numérique est disponible mais n'est pas utilisé par le système. Cet appareil permet la prise d'images en format compressé "jpeg" avec trois taux de compression différents. Il permet d'obtenir des images sans pertes avec le format "raw". Quatre résolutions sont possibles : 2272 * 1704, 1600 * 1200, 1024 * 768 et 640 * 480. Pour le système d'acquisition, le format utilisé est le "raw" et la résolution est la plus grande : 2272 * 1704. Le format "raw" est un format sans pertes, il faut le convertir en format "tif". Si cette opération est trop fastidieuse, le format "jpeg" avec un taux de compression le plus faible possible sera utilisé. Une étude² de deux mois a permis de prendre entièrement le contrôle d'un appareil photographique numérique Canon[®] Powershot[®] G2 et de supprimer les interfaces du logiciel pour obtenir un simple exécutable. Néanmoins, il est impossible de contrôler plusieurs appareils connectés et alimentés en même temps. En effet, sous le système d'exploitation Windows[®], il est impossible de différencier plusieurs ports *USB* en sachant que chaque appareil numérique a la même signature numérique. La seule solution consiste à connecter tous les appareils à l'ordinateur et à contrôler leur alimentation grâce à une carte électronique.

Les principaux avantages de l'utilisation d'appareils photographiques numériques du commerce sont la baisse constante des prix, l'amélioration des performances techniques et le fait de disposer d'une batterie de composants et de filtres adaptables. De plus, la norme actuelle est l'*USB1* ce qui donne une acquisition et un rapatriement d'une durée de vingt secondes pour une image de résolution 2272 * 1704 et d'un poids d'environ 1,2 *Mo*, l'actualisation à la norme *USB2* devrait bientôt avoir lieu, en sachant que le rapport de débit avec la norme *USB1* est de 40 (1,5 *Mo/s* pour la norme *USB1* et 60 *Mo/s* pour la norme *USB2*).

3.2.2.2 Une caméra linéaire

Comme il a été vu précédemment, il semble intéressant d'utiliser une caméra linéaire pour l'acquisition de la plante du pied. Cette caméra linéaire est composée de capteurs *CCD* disposés en ligne. La mise en place d'un appareil photographique numérique pour la prise d'images de la plante du pied permettrait d'obtenir un système d'acquisition homogène. Cependant, l'utilisation

²Cette étude a été menée en collaboration avec H.M. VO [Vo 02]

d'un appareil photographique numérique aurait pour conséquence d'augmenter de façon significative la taille du système d'acquisition (la hauteur sous le pied).

La condition nécessaire pour l'utilisation d'une caméra linéaire est d'avoir l'objet à acquérir proche de la source. La caméra linéaire retenue est en fait un scanner A3 pour pouvoir traiter toutes les pointures. Pour acquérir le pied avec appui du corps pour obtenir l'information de pression et pour une raison de sécurité, il faut placer entre le scanner et le pied une plaque transparente, facile à nettoyer entre deux acquisitions et qui répond aux normes d'hygiène requises pour l'application.

3.3 La disposition et le nombre de caméras

Pour pouvoir faire de la stéréo-acquisition, il faut avoir pour un même point plusieurs images acquises sous un angle différent pour faciliter la mise en correspondance. Le chapitre 6 explicitant les méthodes de reconstruction 3D présente la disposition des caméras. Par rapport au cahier des charges, le nombre minimal de caméras est de quatre pour obtenir une résolution suffisante dans l'extraction de la métrologie du pied. Les méthodes d'extraction de nuages de points de différents ordres pourront être d'une meilleure précision en fonction du nombre d'imageurs utilisés. Ces quatre caméras sont disposées autour du pied, c'est-à-dire, autour de la caméra linéaire, le scanner A3. La plaque, se trouvant sur le scanner, correspond au plan référence du système. Le système est un prototype, il est constitué principalement d'une plaque d'aluminium dans laquelle est intégrée la plaque transparente pour le scanner A3. Cette plaque est faite dans un matériau très résistant à une hauteur du sol correspondant à la hauteur du scanner A3. Les appareils numériques sont fixés sur la plaque à l'aide de supports adaptés. Le nombre de câbles est important, deux pour chaque appareil, au total, ce sont dix câbles qui sont dissimulés sous la plaque.

3.4 L'éclairage et le fond de la scène

L'image obtenue par chaque caméra est finalement le résultat de la combinaison de l'éclairage et des surfaces se trouvant dans la scène³. La majorité des surfaces correspond au fond du système. L'éclairage de la scène est une étape importante dans la conception d'un système d'acquisition 3D. L'éclairage de la scène doit éclairer le pied en ne provoquant aucune ombre sur l'objet. L'éclairage doit permettre l'extraction parfaite de la couleur, de la texture ou de la géométrie de la forme à acquérir. Un tel éclairage est dit passif parce qu'il ne rajoute aucune information à la scène. Inversement, l'éclairage actif rajoute de l'information à l'image.

3.4.1 L'éclairage passif

L'appareil photographique Canon[®] Powershot[®] G2 dispose d'un flash intégré. La vitesse d'obturation la plus rapide pour la synchronisation du flash est de 1/250^{ème} de seconde. La portée

³La scène représente le lieu où se trouve l'objet à acquérir

du flash varie de 0,7 m à 4,5 m. Mais le flash intégré provoque un éclairage trop lumineux et écrase la texture de la peau du pied (première image en haut, à gauche de la figure 3.3). En diminuant l'intensité du flash, c'est-à-dire en ajoutant sur celui-ci un matériau opaque, la luminosité de l'éclairage diminue et l'éclairage initial du flash est transformé en un éclairage multi-sources ponctuelles. Sur la figure 3.3, une série d'images de pieds sur un fond noir ont été acquises, pour chacune d'entre elles, l'épaisseur du filtre de l'éclairage est augmenté [Mar 02d]. Dans les conditions de l'acquisition, deux images obtenues avec et sans filtrage du flash sont représentées sur la figure 3.4. L'utilisation du flash comme éclairage est possible en le filtrant. En effet, l'image obtenue avec l'appareil numérique avec le flash sans correction est difficilement utilisable pour le système d'acquisition. Le matériau est en fait un diffuseur adaptable sur le flash de l'appareil et utilisé par les photographes.

L'utilisation du flash permet de ne pas avoir recours à un éclairage extérieur qui aurait augmenté le coût et le poids du système d'acquisition ainsi que la complexité d'utilisation.



Figure 3.3 – Série d'acquisition d'images d'un pied sur un fond noir avec une des caméras du système pour l'étude de l'éclairage.

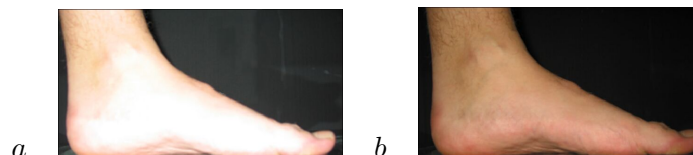


Figure 3.4 – *a* : image acquise avec le flash non filtré, *b* : image acquise avec le flash filtré.

3.4.2 Le fond de la scène

Le choix du fond de la scène est important pour permettre d'améliorer la qualité et la rapidité de la segmentation du pied. Ce choix est détaillé dans le chapitre 5 portant sur la méthode d'extraction des pixels du pied dans l'image.

3.5 Le schéma synoptique

Le système d'acquisition peut être décomposé en différentes étapes successives sous la forme d'un schéma synoptique représenté par la figure 3.5 et décrit dans [Mar 03b, Mar 03c]. Ces différentes étapes correspondent aux chapitres décrits par la suite dans ce mémoire.

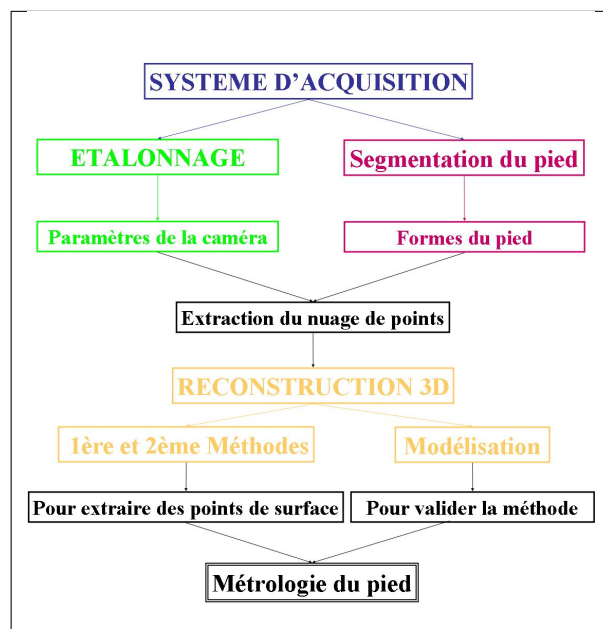


Figure 3.5 – Schéma synoptique du système d'acquisition.

3.5.1 L'étalonnage

La première étape correspond à l'étalonnage des caméras afin d'extraire les paramètres intrinsèques et extrinsèques des appareils numériques pour permettre la reconstruction 3D. Une mire est utilisée. Cette étape est décrite dans le chapitre 4.

3.5.2 La segmentation

L'étape de segmentation doit permettre de conserver uniquement les pixels appartenant au pied pour faciliter l'extraction du nuage de points 3D. Cette étape est décrite dans le chapitre 5.

3.5.3 La reconstruction 3D

Les méthodes de reconstruction 3D sont décrites dans le chapitre 6. A partir des étapes d'étalonnage du système et de segmentation, elles doivent permettre d'extraire un nuage de points appartenant à la surface du pied.

3.5.4 L'extraction de la métrologie du pied

Le nuage de points obtenu doit permettre d'extraire les mesures utiles pour la conception d'une chaussure orthopédique.

3.6 Les outils informatiques et logiciels

Pour le développement de cette application, il aurait été impensable il y a dix ans de réaliser un tel système en respectant le cahier des charges et notamment le prix imposé.

3.6.1 Le matériel et le langage informatique

Les technologies informatiques ont beaucoup évolué et les prix ont énormément baissé. Les principaux besoins pour la réalisation du système d'acquisition et pour le traitement de reconstruction sont une mémoire vive importante, une carte vidéo graphique permettant la visualisation en trois dimensions et un processeur puissant pour reconstruire la surface du pied rapidement. Cependant, il est amusant de remarquer que les ordinateurs du commerce destinés à un usage familial sont désormais aussi, voire plus performants que certaines machines utilisées par les chercheurs d'aujourd'hui. La perspective pour le prototype final de fonctionner avec un ordinateur portable est tout à fait plausible. Le développement de l'application se déroule sous un système d'exploitation Windows[®]. Pourquoi ? Il est vrai que la majorité des chercheurs, des informaticiens et des développeurs programment sous des systèmes Unix[®] ou Linux[®], réputés plus stables. Mais pour trois raisons majeures cela n'a pas pu être le cas pour ce travail :

- L'application finale de type "grand public" doit être sous Windows
- Les sources des logiciels de Canon sont développées sous *Visual C++ 6.0*
- Les pilotes des appareils photographiques numériques sont difficilement accessibles sous un autre système d'exploitation

Le choix du système d'exploitation s'impose donc. Depuis le début du projet : novembre 2000, le développement a été effectué sous la dernière version des systèmes d'exploitation de

Windows[®] (Windows[®] NT, 2000, et désormais *XP Pro*). Il est à noter que les systèmes d'exploitation Windows[®] sont de plus en plus stables. Le développement est effectué sous *Visual C++ 6.0* afin de supprimer l'interface des sources de Canon[®]. Le langage de programmation est un langage standard orienté objet : le *C++*. Afin de pouvoir connecter tous les appareils, un HUB *USB* doit être rajouté.

3.6.2 Les bibliothèques et le logiciel

Toutes les sources exploitées sont libres d'accès, d'utilisation et de commercialisation.

3.6.2.1 Les bibliothèques pour le traitement d'images 2D

Afin d'avoir accès aux pixels des images numérisées par les caméras, les bibliothèques développées en *C++* d'*Image Magick* sont utilisées [Ima].

3.6.2.2 Les bibliothèques pour la visualisation 3D

Afin de pouvoir visualiser le nuage 3D et de disposer de classes d'outils 3D en *C++*, les bibliothèques du *Vtk* (*V*isualization *T*ool*K*it) sont utilisées [Vtk , Shr 00, Sch 01b]. Le guide de l'utilisateur [Sch 00] permet d'obtenir facilement des outils de visualisation 3D très faciles à manipuler. Le *Vtk* est une bibliothèque d'environ sept cent classes développées en *C++* pour l'infographie et la visualisation 3D. Le *Vtk* comprend aussi un ensemble de bibliothèques pour le traitement d'image 2D.

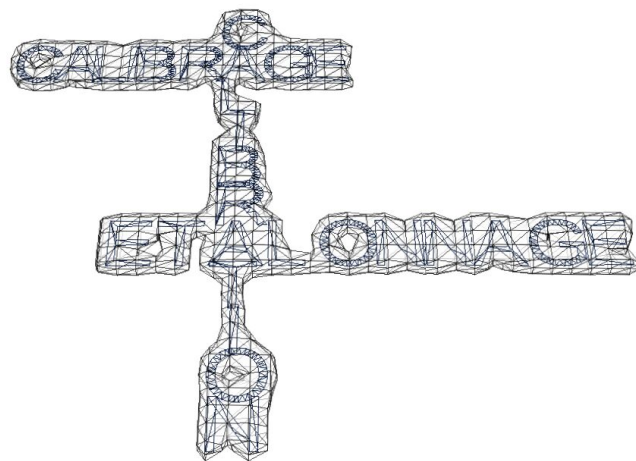
3.6.2.3 Le logiciel

La mise en oeuvre d'une interface demande généralement beaucoup de temps avec un langage "classique" comme le *java*. En effet, le simple fait d'organiser les différentes classes et de définir l'empilement des différents *widget* pour avoir un résultat tout juste convenable peut être considéré comme une perte de temps et demande une somme de travail non négligeable. Le logiciel permettant de contrôler le système d'acquisition (la prise d'images et les différents traitements) est effectué en *Tcl/tk*. C'est un langage qui ne se compile pas et qui permet d'obtenir des interfaces très facilement en peu de temps. Il permet de lancer des exécutables indépendants et se combine très bien au *Vtk*, puisque les classes *Vtk* peuvent être directement utilisées en *Tcl/tk* [Ous 95, Sch 01a]. Le *Tcl* est un langage complet qui contient des structures de contrôles intéressantes et aussi de nombreuses instructions très pratiques pour traiter rapidement les données. Le *tk* est une surcouche graphique de *Tcl*. Elle permet de réaliser très rapidement et très simplement des interfaces graphiques plus attrayantes. Ce langage présente de nombreux avantages dont le multi plate-forme (Unix[®], Windows[®] et Maccintosh[®]) ou l'interfaçage simple avec du *C* mais aussi l'extensibilité de ce langage par une multitude de modules spécialisés (OpenGL, mega-widgets, ...). En exemple, citons la thèse de *Barré* qui n'a utilisé pour la modélisation, la fusion et la reconstruction 3D que les bibliothèques du *Vtk* et a conçu son interface en *Tcl/tk* [Bar 01a].

3.7 Conclusion

Ce chapitre a permis de décrire les premières orientations pour le système d'acquisition, en particulier pour les caméras choisies. L'application développée doit être de type "grand public", le système d'exploitation Windows a été préféré à d'autres. Afin de pouvoir travailler en acquisition et en traitement d'image avec ce système, les outils utilisés ont été décrits. Ces derniers sont libres d'accès, d'utilisation et de commercialisation. Afin de pouvoir utiliser correctement les caméras du système, celles-ci doivent être étalonnées afin de pouvoir mettre en place une technique de reconstruction 3D. Ainsi, le prochain chapitre correspond à l'étalonnage du système.

LA MÉTHODE D'ÉTALONNAGE DU SYSTÈME D'ACQUISITION 3D



Sommaire

4.1	Introduction	50
4.2	Le modèle géométrique de la caméra	54
4.2.1	La projection perspective	54
4.2.2	La transformation caméra/image	55
4.2.3	Les paramètres intrinsèques	56
4.2.4	Les paramètres extrinsèques	57
4.3	La transformation scène/image	58
4.4	Estimation des paramètres intrinsèques et extrinsèques	59
4.4.1	Estimation des paramètres par calcul matriciel : méthode 1	59
4.4.2	Estimation des paramètres par une méthode utilisant deux points de fuite : méthode 2	61
4.5	Les mires d'étalonnage	67
4.5.1	La mire d'étalonnage pour la première méthode	67
4.5.2	La mire d'étalonnage pour la deuxième méthode	67
4.6	La transformée de Hough	68
4.6.1	L'espace de Hough	69
4.6.2	L'algorithme	72
4.6.3	Mise en œuvre de la transformée de Hough	75
4.6.4	Conclusion sur la transformée de Hough	77
4.7	Utilisation de la transformée de Hough pour les mires	78
4.7.1	Première mire d'étalonnage	78
4.7.2	Deuxième mire d'étalonnage	82
4.7.3	Troisième mire d'étalonnage	83
4.8	Mise en œuvre de la méthode d'étalonnage	84
4.8.1	Estimation des paramètres intrinsèques	85
4.9	Conclusion sur la méthode d'étalonnage du système	91

4.1 Introduction

Les chapitres précédents ont permis de présenter la méthodologie mise en place pour numériser le pied humain, en particulier le chapitre 3 avec le schéma synoptique de la figure 4.1 regroupant les différents traitements envisagés pour obtenir la reconstruction 3D. Le deuxième chapitre a orienté les recherches dans un axe vision. Des appareils photographiques numériques couleurs sont utilisés pour l'extraction du nuage de points 3D appartenant au pied.

La reconstruction nécessite de connaître précisément la position de la caméra ainsi que la longueur de la focale, mais aussi la transformation entre la scène et la caméra. Certains de ces paramètres sont liés à la caméra utilisée. Sans la connaissance de ces paramètres, les méthodes de reconstruction 3D ne peuvent pas être envisagées pour extraire précisément la métrologie de l'objet. Le premier ensemble de paramètres correspond à la longueur de la focale, et à la position

du centre optique (figure 4.2), ce sont les paramètres internes de la caméra appelés "*paramètres intrinsèques*". L'autre ensemble correspond aux paramètres qui caractérisent la transformation entre la scène ou l'espace et la caméra, c'est un changement de repère représenté par une rotation et une translation. Cet ensemble est appelé "*paramètres extrinsèques*" [Fau 87, Fau 93].

Ce chapitre décrit la méthode mise en place pour déterminer ces paramètres, c'est-à-dire, pour étalonner le système d'acquisition. Sur la figure 4.1, cette étape correspond au niveau intitulé *traitement d'image* du schéma de gauche et au premier niveau de celui de droite intitulé *étalonnage*. La *segmentation* fait partie du niveau *traitement d'image* et correspond au même niveau que l'*étalonnage* mais elle est traitée dans le chapitre suivant.

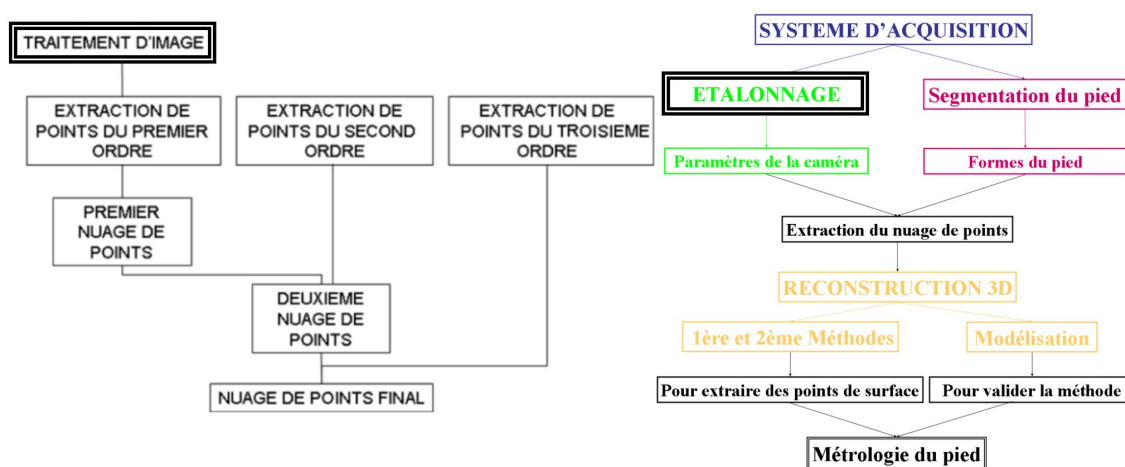


Figure 4.1 – Schéma synoptique de l'étude.

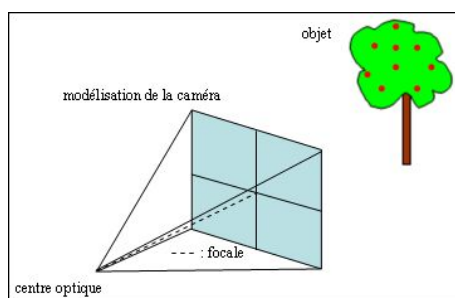


Figure 4.2 – Modèle de la caméra.

Les deux ensembles de paramètres décrits précédemment sont liés au modèle de la caméra choisi, celui-ci est décrit un peu plus loin.

Le calibrage ou étalonnage¹ d'une caméra consiste à estimer ces paramètres intrinsèques et ex-

¹Plusieurs termes sont employés pour désigner l'étalonnage d'une caméra, le terme anglais est "calibration"

intrinsèques au moyen de la prise de photographies d'une mire. La mire est un objet connu contenant des motifs particuliers précisément définis. La mire peut être tridimensionnelle ou bidimensionnelle avec différents motifs possibles. La détection des motifs dans l'image permet d'extraire la position en pixels de points. Les points peuvent être le résultat de l'intersection de droites, les coins de carreaux, le centre de cercles ou d'ellipses. . . En effet, c'est la position de ces points dans la scène qui doit être déterminée. Une méthode d'extraction de points permet de détecter ces points particuliers. Comme l'a dit *Garcia* dans sa thèse [Gar 01a], il s'agit alors de "calibrage fort".

Cependant la caméra doit être modélisée, il existe de nombreux modèles plus ou moins précis ou complexes [Lin 01], le modèle choisi est le modèle sténopé (figure 4.2). En anglais le terme est "pin hole" qui signifie trou d'épingle. La figure 4.3 représente le principe d'une caméra sténopée, où tous les rayons provenant de l'objet passent par un même trou (trou d'épingle) dans le plan focal et l'image produite se trouve dans le plan rétinien et représente l'objet inversé. Ce modèle est représenté le plus simplement par une projection perspective car il permet facilement d'identifier les paramètres qui caractérisent la caméra, mais il existe d'autres projections comme la projection para-perspective [Lin 01]. Cette projection peut être vue comme une approximation géométrique. Il est supposé que l'objet est suffisamment loin de la caméra ou proche de l'axe optique pour obtenir l'approximation de la projection par la composée d'une projection parallèle sur un plan orthogonal à l'axe optique. Il existe aussi la projection orthographique qui est un cas particulier de la projection para-perspective. Dans ce sens, la direction du regard est la même que celle de l'axe optique de la caméra. Certains modèles prennent en compte les distorsions de l'image, c'est le cas du modèle développé par *Tsai* [Tsa 86, Tsa 87], puis amélioré par *Willson* pendant sa thèse [Wil 94a, Wil 94b]. *Garcia* [Gar 01a] parle de trois distorsions. La distorsion radiale est induite par l'approximation paraxiale. C'est la distorsion géométrique qui a le plus d'influence dans l'image d'après *Lingrand*. Une droite dans l'image est en réalité une courbe. La deuxième principale distorsion toujours d'après *Garcia* correspond à la distorsion de décentrage qui a pour origine l'imperfection d'alignement des centres optiques des lentilles qui composent le système optique. La troisième distorsion correspond à la distorsion prismatique due à un mauvais parallélisme des lentilles entre elles ou avec le plan du détecteur.

Il existe différentes mires d'étalonnage, leur type dépend de la méthode d'étalonnage envisagée et réciproquement.

Il existe une méthode de calibrage permettant de s'affranchir d'une mire dont les points sont connus avec une grande précision [Lav 99]. Cette méthode permet aussi de s'affranchir de la conception d'une mire de coût important. En effet, la mire doit être résistante dans le temps et à son utilisation. Cependant, ce genre de techniques ne peut pas être envisagé dans la conception de notre système d'acquisition par le temps de mise en oeuvre. En effet, pour l'étalonnage d'une seule caméra, une dizaine de prises de vues différentes de la mire doivent être prises. Il faut un nombre de points importants pour résoudre le système d'équations puisque la position des points tridimensionnels est inconnue. Les mêmes techniques ont été appliquées pour calibrer un système de vision active [Laz 01]. L'utilisateur ne peut pas quotidiennement mettre en place une telle méthode pour chaque caméra, le temps de mise en place est trop important.

L'objet de ce chapitre est de décrire le modèle géométrique utilisé pour la caméra afin d'expliquer les transformations diverses ainsi que les paramètres intrinsèques et extrinsèques en s'inspi-

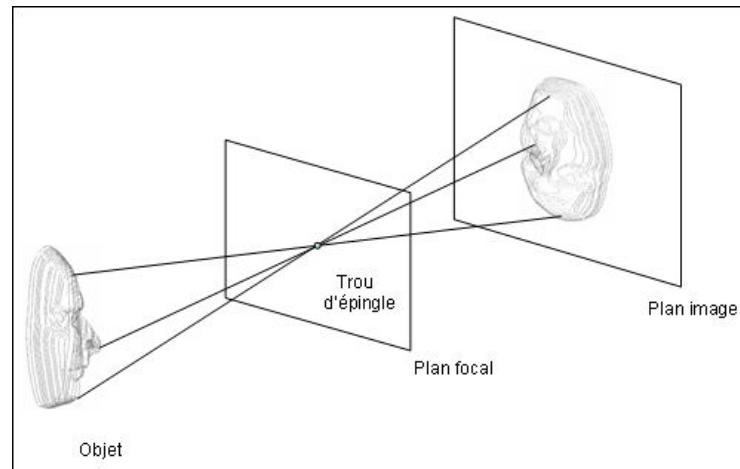


Figure 4.3 – Formation d’une image avec une caméra sténopée.

rant du livre de *Horaud et Monga* [Hor 93]. Ensuite, deux approches sont décrites pour déterminer les paramètres intrinsèques et extrinsèques. La première méthode utilise un calcul matriciel particulier et une mire d’étalonnage tridimensionnelle. La deuxième utilise des points de fuite dans l’image et une mire d’étalonnage plane. Les deux mires ont des motifs particuliers détectés par la transformée de *Hough*.

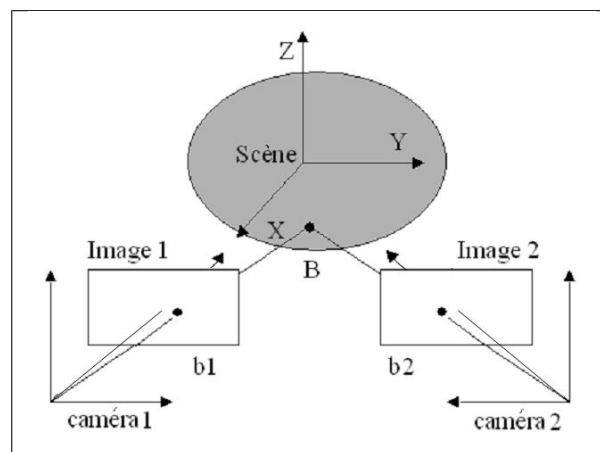


Figure 4.4 – Modélisation d’une scène d’un système d’acquisition avec deux caméras.

4.2 Le modèle géométrique de la caméra

D'après *Lingrand* [Lin 01], la première caméra a été officiellement construite par des astronomes pour l'observation de l'éclipse de 1544. Mais ce sont les Chinois qui ont observé pour la première fois la formation d'une image sténopée.

Ces premières caméras dites sténopées sont en fait de simples boîtes fermées percées d'un trou. Sur le fond de la boîte se trouve une matière photosensible.

Toujours d'après *Lingrand*, diverses améliorations ont été apportées avec en premier lieu l'ajout d'une lentille pour diminuer les effets de flou et faire converger les rayons lumineux, et également réduire des aberrations chromatiques. L'ajout d'une lentille peut induire d'autres défauts qui peuvent être éliminés ou atténués à l'aide d'autres lentilles. Ainsi les modèles de caméras vont être améliorés.

Un modèle linéaire doit être trouvé, l'image obtenue par une caméra correspond à la transformation d'un monde tridimensionnel vers un plan. Le modèle qui vient intuitivement est celui d'une projection.

Notations Par souci de clarté et afin de préciser les notations, dans les paragraphes suivants, sont utilisées :

- Les coordonnées $(X, Y \text{ et } Z)_s$ pour un point dans le repère scène
- Les coordonnées $(x, y \text{ et } z)_c$ pour un point dans le repère caméra
- Les coordonnées $(u, v)_i$ pour un point dans le repère image
- f correspond à la longueur de la focale

4.2.1 La projection perspective

La méthode explicitée dans les paragraphes suivants est basée sur le chapitre 5 du livre de *Horaud et Monga* [Hor 93]. Cette méthode a été également utilisée dans la thèse de *Roussel* [Rou 99].

La figure 4.5 représente le modèle géométrique d'une caméra. Le centre de projection C correspond à l'origine du repère caméra. Le point B de la scène de coordonnées dans le repère scène : X_B, Y_B et Z_B , est projeté dans l'image en un point b de coordonnées dans le repère caméra : x_b, y_b et z_b . Le point B a pour coordonnées dans le repère caméra : x_B, y_B et z_B . Les coordonnées de b dans le repère image sont : u et v . Dans le repère caméra, les coordonnées de la projection de B dans le plan image sont :

$$\begin{aligned} x_b &= \frac{f \cdot x_B}{z_B} \\ y_b &= \frac{f \cdot y_B}{z_B} \\ z_b &= f \end{aligned} \tag{4.1}$$

Sous forme matricielle :

$$\mathbf{P} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{f} & 0 \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

Dans ce cas les coordonnées homogènes sont adoptées, celles de B dans le repère caméra sont $(x_B, y_B, z_B, 1)$ et celles de sa projection b dans ce même repère sont :

$$\begin{pmatrix} sx_b \\ sy_b \\ sz_b \\ s \end{pmatrix}_c = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{f} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_B \\ y_B \\ z_B \\ 1 \end{pmatrix}_c \quad (4.3)$$

Les coordonnées cartésiennes de b sont $x_b, y_b,$ et z_b . s représente un entier à un facteur près pour permettre le passage en coordonnées homogènes.

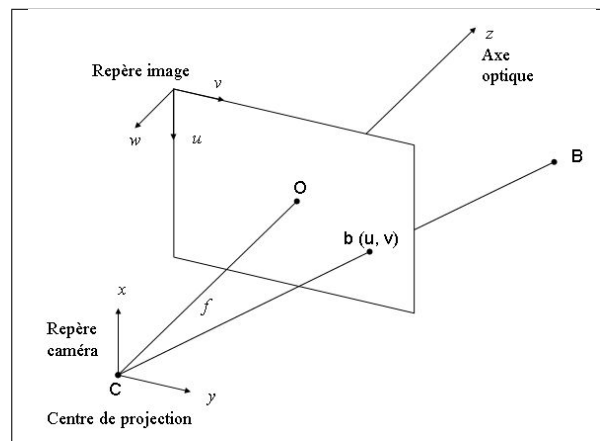


Figure 4.5 – Modélisation d'une scène d'un système d'acquisition.

4.2.2 La transformation caméra/image

D'après *Horaud et Monga* dans [Hor 93], les points de l'image sont mesurés en pixels dans un repère (u, v) . Les paramètres u_0, v_0 et w_0 sont introduits, ils correspondent aux coordonnées du centre optique dans le repère image, et sont mesurés en pixels. La transformation caméra-image est caractérisée par la formule suivante :

$$\begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix}_i = \begin{pmatrix} k_u & 0 & 0 \\ 0 & k_v & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_b \\ y_b \\ z_b \end{pmatrix}_c + \begin{pmatrix} u_0 \\ v_0 \\ w_0 \end{pmatrix}_i \quad (4.4)$$

Cette transformation représente un changement d'échelle avec k_u et k_v , une rotation avec l'apparition d'un signe moins pour la première et la troisième ligne, une translation avec la troisième

matrice $\begin{pmatrix} u_0 \\ v_0 \\ w_0 \end{pmatrix}_i$.

Finalement :

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} -k_u & 0 & u_0 \\ 0 & k_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.5)$$

$$\begin{pmatrix} su \\ sv \\ s \end{pmatrix}_i = \mathbf{K} \begin{pmatrix} x_b \\ y_b \\ z_b \\ 1 \end{pmatrix}_c \quad (4.6)$$

4.2.3 Les paramètres intrinsèques

Les équations du modèle géométrique de la caméra peuvent être écrites par la multiplication des matrices K et P :

$$\mathbf{KP} = \begin{pmatrix} k_u & 0 & \frac{u_0}{f} & 0 \\ 0 & k_v & \frac{v_0}{f} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{f} & 0 \end{pmatrix} \quad (4.7)$$

En multipliant tous les coefficients de la matrice KP par f :

$$\mathbf{I}_c = \begin{pmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (4.8)$$

Avec : $\alpha_u = -k_u f$ et $\alpha_v = k_v f$

Dans ce cas la focale ne peut pas être calculée explicitement. Pour cela, sont introduites les coordonnées caméra sans dimension :

$$x_c = \frac{x}{z} \quad (4.9)$$

$$y_c = \frac{y}{z}$$

$$z_c = 1$$

Dans ce cas, la relation entre les coordonnées image et celles de la caméra est :

$$u = \alpha_u x_c + u_0 \quad (4.10)$$

$$v = \alpha_v y_c + v_0$$

En supprimant la dernière colonne de la matrice I_c , cela donne :

$$\mathbf{C} = \begin{pmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.11)$$

D'après *Lingrand* :

- α_u et α_v représentent les tailles horizontale et verticale des pixels. Si α_u est différent de α_v , c'est que les pixels ne sont pas carrés mais rectangulaires. Dans la plupart des caméras usuelles, la valeur du rapport $\frac{\alpha_u}{\alpha_v}$ est constant et de valeur 0,7
- u_0 et v_0 représentent la projection du centre optique sur l'image

Les paramètres intrinsèques de base d'une caméra correspondent à la focale (f) et aux coordonnées du centre de l'image (u_0 et v_0).

Les quatre paramètres décrits auparavant correspondent aux paramètres de base. Si un autre type de projection autre que celui projectif est utilisé, en d'autres termes qu'un autre modèle de caméra est choisi, des paramètres doivent être rajoutés.

4.2.4 Les paramètres extrinsèques

Les paramètres extrinsèques décrivent le changement de repère entre celui de la scène et celui de la caméra. Cette transformation se caractérise par une rotation (la matrice : $R : r_{11}, r_{12}, r_{13}, r_{21}, r_{22}, r_{23}, r_{31}, r_{32}$ et r_{33}) et une translation (le vecteur $\vec{t} : t_x, t_y$ et t_z).

La transformation scène/caméra se décrit par :

$$\begin{pmatrix} x_b \\ y_b \\ z_b \end{pmatrix}_c = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_B \\ Y_B \\ Z_B \end{pmatrix}_s + \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix} \quad (4.12)$$

La transformation (rotation et translation) peut s'écrire sous la forme d'une transformation homogène :

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.13)$$

La transformation scène/image est caractérisée par deux transformations : scène/caméra et caméra/image.

4.3 La transformation scène/image

Cette transformation peut être écrite sous la forme suivante :

$$\mathbf{M} = \mathbf{I}_c \mathbf{A} = \begin{pmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.14)$$

Rappelons qu'un point B de la scène de coordonnées dans le repère scène : X_B , Y_B et Z_B , est projeté dans l'image en un point b de coordonnées dans le repère caméra : x_b , y_b et z_b . Les coordonnées de b dans le repère image sont : u et v .

La transformation d'un point B vers un point b dans l'image peut s'écrire sous la forme suivante :

$$\begin{pmatrix} su \\ sv \\ s \end{pmatrix}_i = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{24} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_B \\ Y_B \\ Z_B \\ 1 \end{pmatrix}_s \quad (4.15)$$

Une matrice de douze paramètres est à déterminer par la mise en œuvre de l'étalonnage.

A partir de ces douze paramètres, les paramètres intrinsèques et extrinsèques peuvent être déterminés :

$$\left\{ \begin{array}{l} r_3 = m_3 \\ u_0 = m_1 \cdot m_3 \\ v_0 = m_2 \cdot m_3 \\ \alpha_u = - \| m_1 \wedge m_3 \| \quad \wedge : \text{produit vectoriel} \\ \alpha_v = \| m_2 \wedge m_3 \| \\ r_1 = \frac{1}{\alpha_u} (m_1 - u_0 m_3) \\ r_2 = \frac{1}{\alpha_v} (m_2 - v_0 m_3) \\ t_x = \frac{1}{\alpha_u} (m_{14} - u_0 m_{34}) \\ t_y = \frac{1}{\alpha_v} (m_{24} - v_0 m_{34}) \\ t_z = m_{34} \end{array} \right. \quad (4.16)$$

La mise en œuvre de l'étalonnage consiste à utiliser des points tridimensionnels dans la scène de coordonnées connues et de les détecter dans l'image afin de déterminer les coordonnées dans le repère image. A partir de l'équation 4.15, les paramètres de la matrice M peuvent être calculés avec l'injection des points connus dans le repère scène et dans le repère image. A partir de l'équation 4.16 et de la matrice M , les paramètres intrinsèques et extrinsèques peuvent être calculés.

4.4 Estimation des paramètres intrinsèques et extrinsèques

Deux méthodes ont été envisagées pour l'estimation des paramètres des caméras, l'une par calcul matriciel et à partir d'une mire d'étalonnage tridimensionnelle et l'autre à partir de points de fuite et d'une mire d'étalonnage plane.

4.4.1 Estimation des paramètres par calcul matriciel : méthode 1

Pour simplifier, les coordonnées (X_B, Y_B, Z_B) sont notées (X, Y, Z) . L'équation 4.15 peut être décomposée en deux équations :

$$\left\{ \begin{array}{l} u = \frac{m_{11}X + m_{12}Y + m_{13}Z + m_{14}}{m_{31}X + m_{32}Y + m_{33}Z + m_{34}} \\ v = \frac{m_{21}X + m_{22}Y + m_{23}Z + m_{24}}{m_{31}X + m_{32}Y + m_{33}Z + m_{34}} \end{array} \right. \quad (4.17)$$

Remarque : Si les douze paramètres de la matrice M sont déterminés pour chaque caméra et si la position (u, v) est connue dans les deux images obtenues par le couple stéréoscopique, un système de quatre équations pour trois inconnues est obtenu, ces dernières étant les coordonnées (X, Y, Z) du point de la scène.

Pour chaque point tridimensionnel de coordonnées connues un système d'équations de la forme suivante est obtenu :

$$X_i m_{11} + Y_i m_{12} + Z_i m_{13} + m_{14} - u_i X_i m_{31} - u_i Y_i m_{32} - u_i Z_i m_{33} = u_i m_{34} \quad (4.18)$$

$$X_i m_{21} + Y_i m_{22} + Z_i m_{23} + m_{24} - v_i X_i m_{31} - v_i Y_i m_{32} - v_i Z_i m_{33} = v_i m_{34} \quad (4.19)$$

2_n équations sont obtenues pour n points, sous forme matricielle :

$$\mathbf{H}_{2nx11} x_{11} = u_{2n} \quad (4.20)$$

$$\begin{pmatrix} \vdots \\ X_i & Y_i & Z_i & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_i X_i & -u_i Y_i & u_i Z_i \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_i & Y_i & Z_i & 1 & -v_i X_i & -v_i Y_i & v_i Z_i \\ \vdots \end{pmatrix} \begin{pmatrix} m_{11} \\ m_{12} \\ m_{13} \\ m_{14} \\ m_{21} \\ m_{22} \\ m_{23} \\ m_{24} \\ m_{31} \\ m_{32} \\ m_{33} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vdots \\ u_i m_{34} \\ v_i m_{34} \\ \vdots \end{pmatrix} \quad (4.21)$$

Pour déterminer les paramètres de la matrice M , la matrice H doit être inversée, mais cette dernière n'est pas carrée.

Une méthode consiste à utiliser la contrainte $m_{34} = 1$ et à mettre en place une méthode par décomposition LU pour inverser la matrice H .

4.4.1.1 La contrainte $m_{34} = 1$

Pour résoudre le système donné par l'équation 4.21, un des coefficients doit être fixé. La méthode consiste à mettre m_{34} à 1. D'après *Horaud* et *Monga*, cela revient à diviser tous les paramètres de la caméra à un facteur près. En fait, m_{34} correspond à t_z , il est facile de s'arranger pour que cette composante ne soit pas nulle. La méthode consiste à calculer la matrice pseudo-inverse de H :

$$\mathbf{H}^{-1} = (\mathbf{H}^t \mathbf{H})^{-1} \mathbf{H}^t \quad (4.22)$$

L'équation 4.20 devient :

$$x_{11} = (\mathbf{H}^t \mathbf{H})^{-1} \mathbf{H}^t u_{2n} \quad (4.23)$$

4.4.1.2 Méthode d’algèbre linéaire : la décomposition LU

Cette méthode qui permet d’inverser la matrice $(\mathbf{H}^t\mathbf{H})$ est décrite dans l’annexe A de ce mémoire en utilisant les ouvrages : [Pre 88, Cia 98, Vio 02].

4.4.2 Estimation des paramètres par une méthode utilisant deux points de fuite : méthode 2

Une méthode permet de déterminer les paramètres décrits précédemment en utilisant une mire bidimensionnelle (plane) et permet de s’affranchir de la conception d’une mire tridimensionnelle en utilisant une seule image et des points de fuite. Ce type de méthode est couramment intitulé en anglais *VPBC* (*V*anishing *P*oint *B*ased *C*alibration). D’après *Guillou* [Gui 00], les principales techniques basées sur les points de fuite sont décrites dans les articles [Har 89, Cap 90, Shi 90, Che 91, Wan 91]. La méthode mise en place ici est celle proposée dans [Gui 00]². Pour la mettre en place, deux points de fuite obtenus par l’intersection à l’infini d’un ensemble de droites parallèles dans l’image acquise par la caméra doivent être déterminés et la position de deux points particuliers doit être connue. Les deux ensembles de droites sont orthogonales entre elles. Les formules qui suivent sont extraites de cet article. Dans [Wil 01], les deux points de fuite sont définis à l’aide d’un parallélogramme rectangle. Dans ce cas, chaque point de fuite est défini par l’intersection de seulement deux droites. Dans la méthode proposée ici, le calcul de la position des deux points de fuite est plus précis puisque la détermination est obtenue par l’intersection d’un ensemble de plusieurs droites parallèles.

4.4.2.1 Définition d’un point de fuite

Un point de fuite peut être défini pour un modèle de caméra sténopé avec une projection perspective comme l’intersection à l’infini dans le plan image de deux droites parallèles.

4.4.2.2 Estimation de la longueur de la focale

Le schéma de la figure 4.6 représente le plan image, dans lequel le point O représente le centre de l’image. Les points F_u et F_v représentent les deux points de fuite obtenus par deux ensembles de droites parallèles. Le point C représente le centre optique. Le segment CO est orthogonal au plan image et sa longueur correspond à la focale. Le point CO_{uv} correspond à la projection orthogonale sur la droite passant par les points F_u et F_v . Dans ce cas, les segments de droite représentés par F_uF_v et OO_{uv} sont orthogonaux ainsi que les segments de droite F_uF_v et CO_{uv} .

Il est facile de voir que d’après le théorème de Pythagore :

$$f = CO = \sqrt{(CO_{uv})^2 - (OO_{uv})^2} \quad (4.24)$$

²La méthode décrite a été implémentée par *B. Mercier* et *D. Meneveaux*

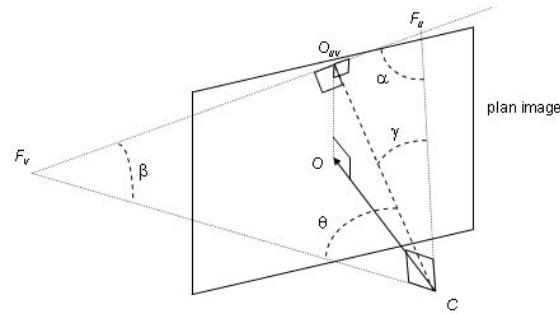


Figure 4.6 – Figure extraite de [Gui 00] pour la détermination de la focale, CO représente la focale, C le centre optique, O le centre de l'image, F_u le premier point de fuite, F_v le deuxième point de fuite et O_{uv} la projection orthogonale de P sur F_uF_v .

Les coordonnées dans l'image de O , F_u et F_v sont connues ainsi que la longueur OO_{uv} . Seule reste à déterminer la longueur CO_{uv} . Les triangles CF_uF_v , CF_uO_{uv} et CF_vO_{uv} sont supposés être des triangles rectangles (figure 4.6) avec :

$$\begin{cases} \alpha + \gamma = \frac{\pi}{2} \\ \beta + \theta = \frac{\pi}{2} \\ \gamma + \theta = \frac{\pi}{2} \end{cases} \quad (4.25)$$

D'où :

$$\begin{cases} \alpha = \theta \\ \gamma = \beta \end{cases} \quad (4.26)$$

En conséquence, comme $\gamma = \theta$ et que les triangles CF_uO_{uv} et CF_vO_{uv} sont des triangles rectangles alors :

$$\frac{CO_{uv}}{O_{uv}F_u} = \frac{F_vO_{uv}}{CO_{uv}} \quad (4.27)$$

Finalement :

$$CO_{uv} = f = \sqrt{F_vO_{uv} * O_{uv}F_u} \quad (4.28)$$

Les mesures sont données en pixels, mais les caractéristiques des caméras sont connues. La résolution est de 2272x1704. Le nombre de pixels est de : 3871488. La grille de capteurs CCD a une taille de 1/1.8 pouce, 1 pouce pour le côté et 1,8 pour la diagonale. Le nombre de mm par pixels est connu et il est possible de connaître la valeur absolue de la focale de la caméra.

4.4.2.3 Estimation du centre optique

Le centre optique C est projeté orthogonalement sur le plan image, en son centre, au point 0 (figure 4.6). Sa position en est facilement déduite en sachant que la longueur CO correspond à celle de la focale. Le point C correspond à l'origine du repère caméra, c'est la détermination des paramètres extrinsèques (matrice de rotation R et vecteur translation \vec{t}), qui va permettre de connaître la position de ce point dans le repère scène.

4.4.2.4 Estimation de la matrice de rotation

Les éléments de la matrice de rotation R entre les repères scène et caméra sont déterminés par la connaissance de la position des deux points de fuite dans l'image et de la résolution de l'image. La matrice R est définie par les opérations suivantes :

$$R = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix}$$

$$\vec{r}_x = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \end{pmatrix}$$

$$\vec{r}_y = \begin{pmatrix} r_{21} & r_{22} & r_{23} \end{pmatrix}$$

$$\vec{r}_z = \begin{pmatrix} r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix}$$

$$\vec{r}_x = \vec{r}_y \wedge \vec{r}_z$$

$$\vec{r}_y = \vec{r}_z \wedge \vec{r}_x$$

$$\vec{r}_z = \vec{r}_x \wedge \vec{r}_y \quad (4.29)$$

Les éléments des vecteurs lignes \vec{r}_x et \vec{r}_y sont déterminés par l'équation 4.30. Le vecteur ligne \vec{r}_z est déterminé par le produit vectoriel de l'équation 4.29.

$$\begin{cases} r_{11} = (F_u)_x - \frac{L_X}{2} \\ r_{12} = (F_u)_y - \frac{L_Y}{2} \\ r_{13} = f \\ r_{21} = (F_v)_x - \frac{L_X}{2} \\ r_{22} = (F_v)_y - \frac{L_Y}{2} \\ r_{23} = f \end{cases} \quad (4.30)$$

L_X et L_Y représentent la résolution horizontale et verticale de l'image.

$(F_{u,v})_x$ et $(F_{u,v})_y$ représentent la position des points de fuite dans l'image en pixels, suivant l'axe des x et des y .

4.4.2.5 Estimation du vecteur de translation

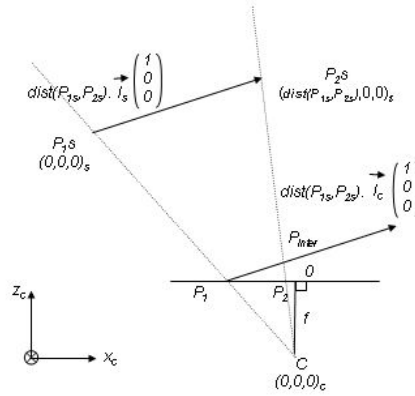


Figure 4.7 – Figure d'explication du calcul du vecteur translation.

Pour déterminer le vecteur translation \vec{t} entre les repères scène et caméra, la matrice de rotation doit être connue ainsi qu'un segment de droite sur lequel la position de deux points est connue à la fois dans le repère scène et dans le repère caméra.

Sur la figure 4.7, les points P_1s et P_2s représentent les points du segment de droite dans le repère scène. De plus, le point P_1s représente l'origine du repère scène, il a pour coordonnées : $(0, 0, 0)_s$. Le point P_2s a pour coordonnées dans le repère scène : $(dist(P_1s, P_2s), 0, 0)_s$, où $dist(P_1s, P_2s)$ représente la distance séparant les points P_1s et P_2s . Les points P_1 et P_2 représentent les points du segment dans le repère caméra. Le point C représente l'origine du repère caméra, il a pour coordonnées : $(0, 0, 0)_c$.

Soit un vecteur unité \vec{I}_s dans le repère scène :

$$\vec{I}_s = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}_s \quad (4.31)$$

Le vecteur $\overrightarrow{P_1sP_2s}$ dans le repère scène est alors défini de la manière suivante : $\overrightarrow{P_1sP_2s} = dist(P_1s, P_2s) \cdot \vec{I}_s$.

Le vecteur translation correspond en fait au vecteur $\overrightarrow{CP_1s}$:

$$\overrightarrow{CP_1s} = dist(C, P_1s) \cdot \frac{\overrightarrow{CP_1}}{\| \overrightarrow{CP_1} \|} \quad (4.32)$$

Pour ce faire, le vecteur $\overrightarrow{CP_1}$ doit être connu et calculé dans le repère global de la scène, il doit de plus être normé en le divisant par $\| \overrightarrow{CP_1} \|$ restant à déterminer. Enfin, la distance $dist(C, P_1s)$ doit être calculée.

Calcul de la distance $dist(C, P_1)$ dans le repère scène

$$\|\overrightarrow{CP_1}\| = dist(C, P_1) = \sqrt{(X_{P_1} - X_C)^2 + (Y_{P_1} - Y_C)^2 + (Z_{P_1} - Z_C)^2} \cdot a \quad (4.33)$$

$$P_1 = \begin{pmatrix} X_{P_1} \\ Y_{P_1} \\ Z_{P_1} \end{pmatrix}_s = \begin{pmatrix} X_{P_1} \\ Y_{P_1} \\ f \end{pmatrix}_s \quad (4.34)$$

où f représente la focale, et a la moyenne de la taille des pixels,

Une estimation est effectuée pour calculer la valeur moyenne de la taille des pixels : a (équation 4.35).

$$a = \frac{\frac{\text{pelliculeX}}{L_X} + \frac{\text{pelliculeY}}{L_Y}}{2} \quad (4.35)$$

L_Y =résolutionY = 2272 pixels, L_X =résolutionX = 1704 pixels, pelliculeY = 38.1 mm, pelliculeX = 25.4 mm

$$C = \begin{pmatrix} \frac{L_X}{2} \\ \frac{L_Y}{2} \\ 0 \end{pmatrix}_s \quad (4.36)$$

où L_X et L_Y représentent la résolution horizontale et verticale de l'image,

Alors, l'équation 4.33 devient finalement :

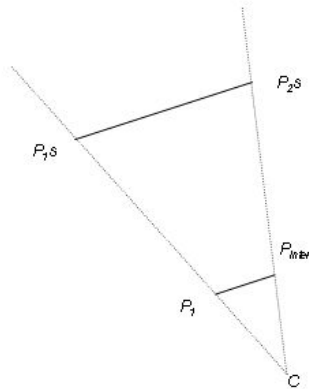
$$\|\overrightarrow{CP_1}\| = dist(C, P_1) = \sqrt{(X_{P_1} - \frac{L_X}{2})^2 + (Y_{P_1} - \frac{L_Y}{2})^2 + f^2} \cdot a \quad (4.37)$$

Tous les paramètres de cette équation sont connus.

Calcul de la distance $dist(C, P_1s)$ dans le repère scène

$$dist(C, P_1s) = \frac{dist(P_1s, P_2s) \cdot dist(C, P_1)}{dist(P_1, P_{inter})} \quad (4.38)$$

D'après les figures 4.7 et 4.8, le point P_{inter} correspond à l'intersection de deux droites, l'une passant par le point P_1 et suivant la direction du vecteur \vec{I}_c , l'autre passant par les points P_1s

Figure 4.8 – Figure d'explication du calcul de la distance $dist(C, P_1s)$.

et C . Le calcul de la distance $dist(C, P_1s)$ peut être obtenu par l'application du théorème de Thalès (équation 4.38). Dans cette équation, seule la distance $dist(P_1, P_{inter})$ reste à déterminer (équation 4.39). La distance k est obtenue par le calcul de l'intersection de deux droites (équation 4.40).

$$dist(P_1, P_{inter}) = k.a \quad (4.39)$$

$$P_1 + k.\vec{I}_c = C + k'.\overrightarrow{CP_2} \quad (4.40)$$

Le vecteur \vec{I}_s doit être calculé dans le repère caméra grâce à la matrice de rotation décrite dans l'équation 4.12 :

$$\vec{I}_s = R.\vec{I}_c \quad (4.41)$$

Calcul du vecteur $\overrightarrow{CP_1}$

$$(\overrightarrow{CP_1})_s = R.(\overrightarrow{CP_1})_c \quad (4.42)$$

Le vecteur $\overrightarrow{CP_1}$ dans le repère caméra est déterminé par la connaissance des points C et P_1 dans le repère caméra.

Pour calculer ce vecteur dans le repère global de la scène, l'équation 4.42 doit être appliquée.

Ainsi, le vecteur $\overrightarrow{CP_1s}$ de l'équation 4.32 peut être déterminé. Ce vecteur n'est autre que le vecteur translation \vec{t} (équation 4.12).

$$\vec{t} = \overrightarrow{CP_1s} = dist(C, P_1s) \cdot \frac{\overrightarrow{CP_1}}{\|CP_1\|} \quad (4.43)$$

4.5 Les mires d'étalonnage

Afin de pouvoir calibrer chacune des caméras, une mire spécifique à notre système d'acquisition et à la méthode mise en place doit être conçue. Pour un calibrage fort, elle doit comporter des points tridimensionnels de coordonnées précises. *Horaud* et *Monga* parlent d'une précision de $\frac{1}{10}$ de *mm* [Hor 93]. Ces points doivent être détectés dans l'image de la mire obtenue par la caméra. Pour faciliter la détection de ces points, la mire présente des motifs répétitifs pour mettre en place une méthode particulière de détection. Certaines mires présentent des ellipses, le point tridimensionnel à détecter correspondra au centre de l'ellipse. Elles ont été utilisées par *Lavest* au laboratoire du LASMEA à Clermont-Ferrand [Lav 99]. Les autres mires correspondent à l'intersection de droites, les motifs peuvent aussi être des carrés. Elles sont utilisées par exemple au laboratoire LIFIA à Grenoble [Hor 93]. Cette mire plane est fixée sur une équerre sur une table à déplacement micrométrique. Une telle mire ne peut être envisagée dans notre cas puisque l'étape d'étalonnage pour l'utilisateur du système doit être d'une durée aussi courte que possible. Tous les points tridimensionnels sont acquis en une seule étape. Les motifs peuvent également être des intersections de droite. Les premières mires étaient d'après *Garcia* volumiques et appelées trièdres [Gar 01a]. Elles sont difficiles à concevoir et à maintenir en état.

4.5.1 La mire d'étalonnage pour la première méthode

Les points de la mire doivent être au nombre minimum de six pour résoudre le système d'équations défini par l'équation 4.21. Pour la méthode envisagée, il faut obtenir un ensemble de points tridimensionnels répartis sur plusieurs plans. Cependant, afin d'éviter une combinaison linéaire de lignes ou colonnes empêchant l'inversion de matrice H , l'angle entre les deux plans ne peut pas être de 90° . La mire envisagée correspond à deux plans séparés de 80° sur lesquels sont répartis les points. Chaque caméra doit être calibrée afin d'extraire les paramètres intrinsèques et les paramètres extrinsèques qui les lient au repère scène. La mire est composée en fait de deux mires, dont tous les points tridimensionnels ont le même repère scène. L'image obtenue de la mire par une caméra est illustré sur la figure 4.9. Elle est constituée de deux grilles en noir et en blanc. L'intersection des droites correspond à la position des points tridimensionnels. Les carreaux de la grille ont une longueur de 30 mm . La mire est fixée directement sur le système d'acquisition. La méthode envisagée pour déterminer les points est la transformée de *Hough*. Cela permet préalablement de détecter les droites de la mire.

4.5.2 La mire d'étalonnage pour la deuxième méthode

La mire d'étalonnage doit permettre de définir deux points de fuite obtenus par l'intersection de deux ensembles orthogonaux de droites parallèles entre elles. Cette mire est simplement obtenue par l'impression rouge sur blanc ou rouge sur noir au moyen d'une imprimante laser couleur (figure 4.10). La mire en papier est collée sur un support en type plexiglass. La couleur des droites est rouge pour permettre de faciliter leur extraction de l'image obtenue. La méthode envisagée pour détecter les deux ensembles de droites est également la transformée de *Hough*.

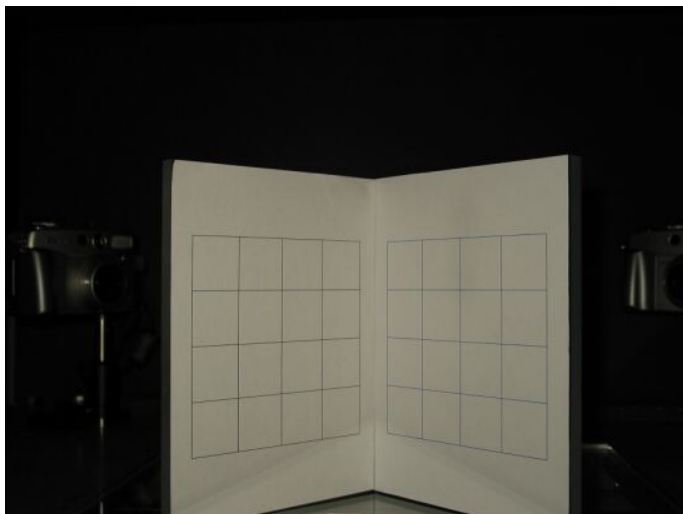


Figure 4.9 – Photographie de la première mire d'étalonnage obtenue par une des caméras du système d'acquisition.

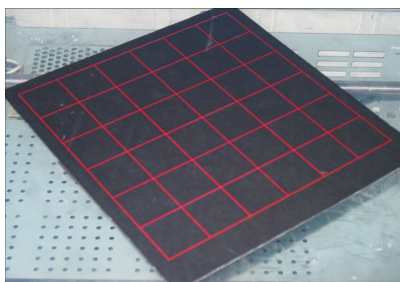


Figure 4.10 – Photographie de la deuxième mire d'étalonnage disposée sur le scanner, obtenue par une des caméras du système d'acquisition.

4.6 La transformée de *Hough*

La transformée de *Hough* permet de détecter en particulier des droites dans une image afin d'en extraire des points d'intérêt correspondant aux intersections. Son principe est décrit dans la section suivante.

D'après *Jolion* [Hei 00], la notion de points d'intérêt n'est pas récente dans le domaine de l'image. Cette notion a été développée dans les travaux de *Moravec* [Mor 81], dans le domaine de la robotique. Un point d'intérêt est une représentation en tant que vecteur de l'apparence du voisinage autour d'un pixel dans une image. Plusieurs approches ont été développées dont la méthode pour la recherche de coins [Der 93]. Pour *Jolion*, un point d'intérêt est qualifié comme tout pixel ayant un contraste significatif par rapport à son voisinage [Hei 00]. Dans notre étude, les points

d'intérêt correspondent à l'intersection de droites, il semble plus intéressant dans un premier temps de rechercher la position de ces droites dans l'image. Ce ne sont pas les détecteurs classiques de points d'intérêt qui sont alors mis en place, comme les détecteurs de *Moravec* [Mor 81], ou de *Harris*...

L'image des droites résulte de la photographie d'une mire d'étalonnage. Les points de la mire correspondent à un ensemble de points situés dans le repère à trois dimensions de la scène. La détection de ces points dans l'image permet de calibrer la caméra. Il existe d'autres méthodes pour extraire des points particuliers basées sur le chaînage de contours [Hor 93].

La méthode mise en place correspond à la transformée de *Hough*. Grâce à cette transformée, il est possible de grouper des points de contours co-linéaires sans passer par l'étape de chaînage. Cette transformée a été étendue pour la détection de cercles ou d'ellipses dans les images. *Powell* travailla avec *Hough* au CERN de Genève, ils travaillaient ensemble sur la mise au point d'instruments pour l'évaluation des photographies. A la fin de l'année 1959, ils décidèrent des méthodes qu'ils allaient mettre en place. C'est ainsi que la transformée de *Hough* a été élaborée [Hou 59]. Un panorama de cette transformée a été établi par *Maitre* dans [Mai 85], l'implémentation de cette méthode ne cesse d'être améliorée [Ols 98, Nak 00].

4.6.1 L'espace de Hough

4.6.1.1 Domaine continu

La transformée de *Hough* permet de représenter un point par une droite dans l'espace de *Hough* (figure 4.11). L'espace de *Hough* a pour ordonnée et abscisse la pente (m) et l'ordonnée à l'origine (p) de la droite dans l'espace cartésien (équation 4.44).

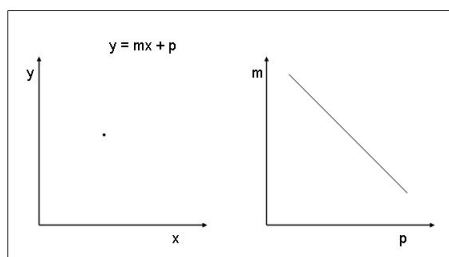


Figure 4.11 – Représentation d'un point dans l'espace de *Hough*.

$$y = m.x + p \quad (4.44)$$

L'ensemble des points de coordonnées (m, p) correspondant à toutes les droites passant par ce point est représenté.

Il existe un grand nombre de droites passant par le point mais il est fini (figure 4.12). Réciproquement un point dans l'espace de *Hough* est représenté par une droite dans l'espace cartésien

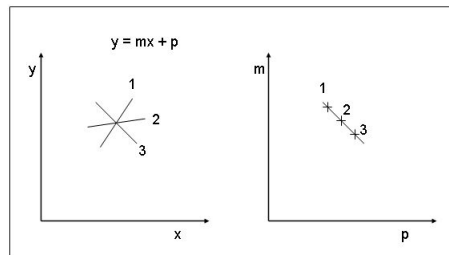


Figure 4.12 – Représentation d'un point dans l'espace de *Hough* avec un exemple numéroté.

(figure 4.13). Si la droite à détecter dans l'image est verticale, alors le coefficient directeur tendra vers l' ∞ . Pour les mires à utiliser, les droites à détecter sont verticales ou horizontales dans la majorité des cas. Il est judicieux de passer en coordonnées polaires (équation 4.45), (figure 4.14). Une droite dans l'espace de *Hough* est représentée par un point. En effet, il n'existe qu'un seul point de coordonnée (m, p) pour caractériser la droite.

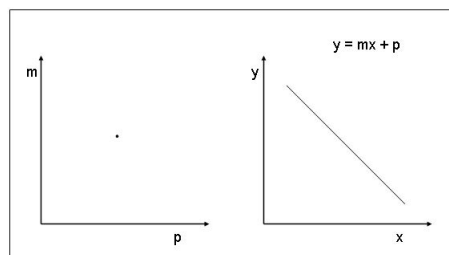


Figure 4.13 – Représentation d'une droite dans l'espace de *Hough*.

$$\rho = x.\cos\theta + y.\sin\theta \quad (4.45)$$

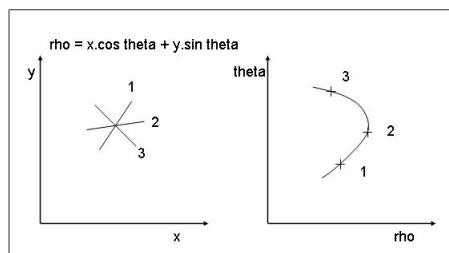


Figure 4.14 – Représentation d'un point dans l'espace de *Hough* avec un exemple numéroté en coordonnées polaires.

4.6.1.2 Domaine discret

Dans le domaine continu, une droite dans l'espace cartésien d'équation $y = m_1x + p_1$, est représentée par un seul point (m_1, p_1) dans l'espace de *Hough* (m, p) .

Dans le domaine discret, une droite est considérée comme un ensemble de points. Les images obtenues par la caméra sont numériques, l'image obtenue est donc discrète. Dans ce cas, chaque droite est un ensemble de points (x, y) par lesquels dans l'espace de *Hough* un grand nombre de droites passent (figure 4.15). Dans la figure 4.16, pour l'exemple d'un point dans une image, une courbe est obtenue dans l'espace de *Hough*. Pour l'exemple de deux droites, deux ensembles caractéristiques de courbes sont obtenus.

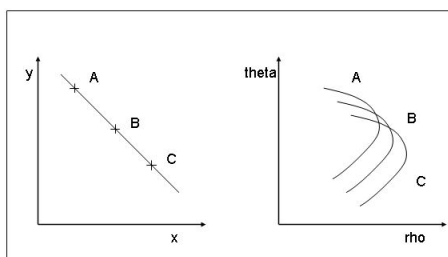


Figure 4.15 – Représentation d'une droite dans l'espace de *Hough* dans le domaine discret.

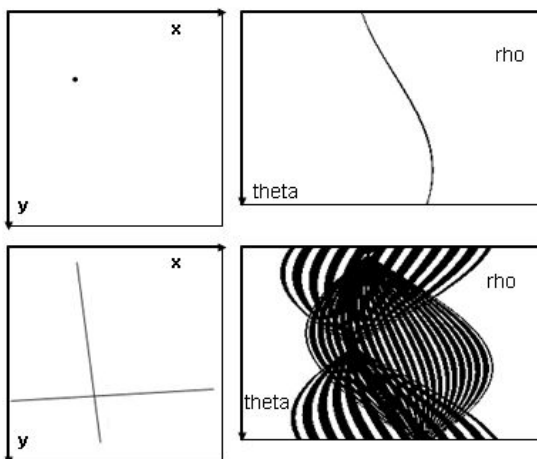


Figure 4.16 – Exemple de la représentation de la transformée de *Hough* pour une image binaire avec un point et une image binaire avec deux droites.

La présence d'une droite dans une image discrète peut se décomposer comme un ensemble de points plus ou moins alignés. La transformée de *Hough* de cette image calculera pour chaque point de la droite tous les couples (m_i, p_i) correspondant aux droites passant par ces points. Il y a donc théoriquement un couple particulier de coordonnées (m_a, p_a) avec $i = a$, qui est commun

avec chaque point de la droite de l'image discrète. Afin de calculer la transformée de *Hough*, il suffit de rechercher ce couple (m_a, p_a) .

4.6.2 L'algorithme

L'algorithme est décomposé de la manière suivante :

- Seuillage ou détection des points de contours dans l'image
- Initialisation à 0 d'un tableau *Hough* à deux entrées
- Parcours de l'image pour l'incrémementation du tableau *Hough*
- Recherche des maxima du tableau *Hough*
- Reconstruction de la droite dans l'image

4.6.2.1 Seuillage ou détection des contours dans l'image

L'image utilisée doit être "binaire" afin de n'avoir que deux valeurs pour ne prendre en compte que les points des droites. Un premier traitement doit être appliqué à l'image avant de calculer sa transformée de *Hough* afin de ne conserver dans l'image que l'information correspondant aux droites à détecter. Il y a principalement deux types de pré-traitement : une extraction des points de contours ou un simple seuillage par analyse de l'histogramme de l'image à traiter.

Pour la première mire utilisée (figure 4.17 dont la zone d'intérêt est centrée sur les grilles), l'inspection de son histogramme permet de déterminer visuellement les seuils à introduire dans un seuillage par hystérisis. Le résultat de ce double seuillage est visualisable sur la figure 4.18. Pour le cas de cette mire, le seuillage par hystérisis est suffisant puisque l'image de départ ne comporte que deux classes, celle des points des droites et celles des points du fond. Cependant pour des images typiques en traitement d'image comme celle de la figure 4.19, un seuillage par inspection de l'histogramme ne permet pas de détecter les droites de l'image, l'application d'un opérateur de détection de contours peut alors résoudre le problème (figure 4.19).

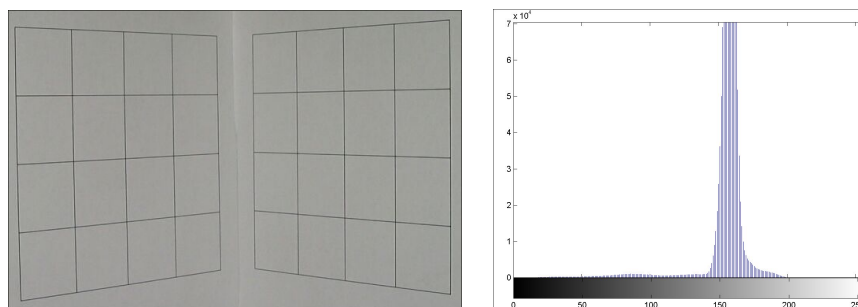


Figure 4.17 – Exemple d'une mire et de son histogramme.

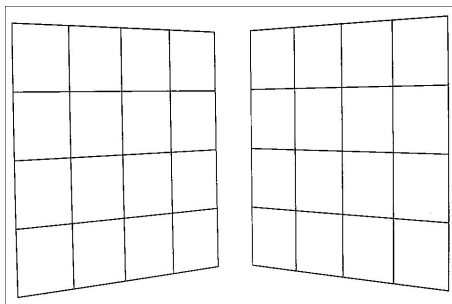
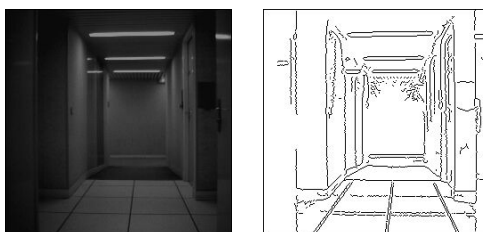


Figure 4.18 – Seuillage de la mire par inspection de l’histogramme.

Figure 4.19 – Image du couloir et de l’application du filtre de *Canny-Deriche* [Can 86, Der 87].

4.6.2.2 Initialisation à 0 d’un tableau *Hough* à deux entrées

Pour l’implémentation de l’algorithme, un tableau à deux entrées doit être déclaré et initialisé à 0 : $Hough[\rho, \theta]$. Les deux paramètres de ce tableau sont ρ et θ . θ varie de 0 à π et ρ de 0 à la valeur de la moitié de la longueur de la diagonale de l’image. En se plaçant au milieu de l’image, ces paramètres permettent de balayer toute l’image.

- Déclaration d’un tableau à 2 entrées : $Hough[\rho, \theta]$
- Initialisation de $Hough[\rho, \theta]$ à 0
- $\theta \in [0, \theta_{max}]$
- $\theta_{max} = \pi$
- $\rho \in [0, \rho_{max}]$
- $\rho_{max} = \frac{\sqrt{\text{lignes}^2 + \text{colonnes}^2}}{2}$

4.6.2.3 Parcours de l’image pour l’incrémenter du tableau *Hough*

Ensuite, l’image de départ binarisée doit être parcourue. Pour chaque point d’une droite, l’ensemble des couples (ρ, θ) est parcouru, si un des couples (ρ, θ) correspond à une droite passant par le point, le tableau $Hough[\rho, \theta]$ est incrémenté de 1.

Parcours sur toute l’image (i : lignes, j : colonnes) {

Si (pixel (i, j) = point de la droite) {
 Parcours des ρ et des θ
 Si ($\rho = j.\cos\theta + i.\sin\theta$) {
 $Hough[\rho, \theta] = Hough[\rho, \theta] + 1$; ;}}

4.6.2.4 Recherche des maxima du tableau *Hough*

Le maximum du tableau *Hough* $[\rho, \theta]$ correspond à une droite dans l'image. Pour une image discrète ne comportant qu'une seule droite, pour détecter le couple (ρ, θ) correspondant à la droite, il suffit de rechercher le maximum du tableau (figure 4.20).

Pour une image discrète comportant plusieurs droites, le nombre de maxima correspondant au nombre de droites doit être recherché afin de déterminer les couples (ρ, θ) . Chaque maximum correspond à une droite dans l'image.

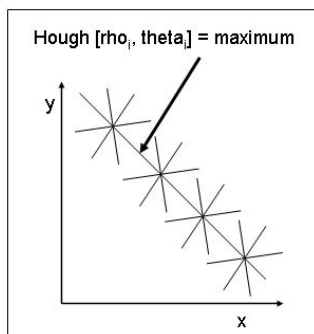


Figure 4.20 – Recherche du maximum.

Le premier maximum correspond à la première droite de paramètres (ρ, θ) . Le deuxième maximum ne correspond pas forcément à une deuxième droite présente dans l'image. Pour que ce soit le cas, les conditions suivantes doivent être établies :

- Si : ((($\rho_{max2} \geq \rho_{max1} - 15$) ET ($\rho_{max2} \leq \rho_{max1} + 15$)) OU ($\theta_{max2} \geq \theta_{max1} - 15$) ET ($\theta_{max2} \leq \theta_{max1} + 15$))
- La valeur de 15 a été déterminée expérimentalement pour la première mire³
- Il faut faire de même, pour tous les autres maximum repérés, ainsi chaque droite ou segment de droite n'est repéré qu'une seule et unique fois

Pour cette raison, le nombre de droites à rechercher doit être fixé dès le début.

³La valeur est proportionnelle à l'écart entre les droites de la mire

4.6.2.5 Reconstruction de la droite dans l'image

Chaque maximum du tableau *Hough* donne un couple de points (ρ, θ) qui correspond à une droite. Pour reconstruire la droite dans l'image, il faut changer d'espace : polaire \rightarrow cartésien, $[\rho, \theta] \rightarrow [m, p]$.

$$\rho = x.\cos\theta + y.\sin\theta \quad (4.46)$$

$$y = -\frac{\cos\theta}{\sin\theta}.x + \frac{\rho}{\sin\theta} \quad (4.47)$$

$$\|y = -\arctan\theta.x + \frac{\rho}{\sin\theta} \quad (4.48)$$

Pour chaque maximum du tableau *Hough* : avec $[\rho_{max}, \theta_{max}]$:

Parcours sur toute l'image (i : lignes, j : colonnes) {

$$Si (i = -\arctan(\theta_{max}).j + \frac{\rho_{max}}{\sin\theta_{max}}) \{$$

$pixel(i, j) = \text{couleur particulière}$

}

}

Cette méthode ne peut pas donner de résultats corrects puisque les variables i et j sont des valeurs entières. Dans le domaine discret, une droite Euclidienne suit l'inégalité de l'équation 4.49. Ainsi la condition n'est plus celle explicitée auparavant mais celle de l'inégalité de l'équation 4.50.

$$-\frac{\max(|a|, |b|)}{2} \leq ax + by + c < \frac{\max(|a|, |b|)}{2} \quad (4.49)$$

$$-\frac{\max(|m|, 1)}{2} \leq mx - y + p < \frac{\max(|m|, 1)}{2} \quad (4.50)$$

Dans l'équation 4.50, un point de l'image est un point de la droite s'il vérifie l'inégalité. Les deux limites peuvent être expliquées par la figure 4.21. En effet, pour deux points M_1 et M_2 , séparés par a pixels en abscisse et b pixels en ordonnée, la droite discrète à reconstruire se trouve entre les deux. C'est pour cette raison que le point à reconstruire dans ce cas est entre les deux points M_1 et M_2 , il faut donc prendre la moitié entière du *sup* de a ou de b .

Pour un segment de droite dans une image, toute la droite traversant l'image est reconstruite.

4.6.3 Mise en œuvre de la transformée de Hough

4.6.3.1 Pour des images virtuelles

Afin de valider la méthode, plusieurs images ont été créées virtuellement représentant les différentes possibilités d'orientation d'une droite dans une image. La figure 4.22 représente trois de

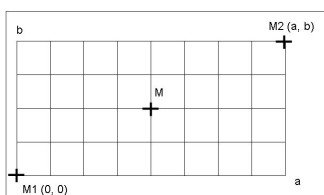


Figure 4.21 – Figure d'explication pour l'inégalité de l'équation 4.50.

ces images. Le résultat de la transformée de *Hough* peut être observé sur la figure 4.23. La transformée de *Hough* détecte parfaitement les droites comprises dans l'image qu'elles soient verticales, horizontales ou de n'importe quelle pente. La détection des droites verticales est représentée en vert, celle des droites horizontales en bleu et les autres en rouge.

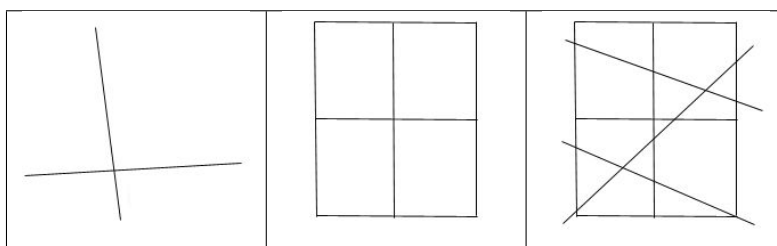
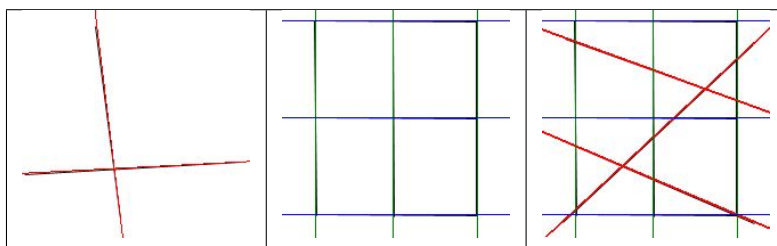


Figure 4.22 – Images de test pour la validation de la méthode.

Figure 4.23 – Résultat de la transformée de *Hough* pour les images de test.

4.6.3.2 Pour des images de scènes réelles

Désormais, les méthodes doivent être validées sur des images de scènes réelles, pour ce faire l'image choisie correspond à celle du couloir (figure 4.19). La transformée de *Hough* a été appliquée plusieurs fois sur l'image préalablement traitée par un opérateur de détection de contours (*Canny-Deriche* [Can 86, Der 87]), pour la détection de cinq, puis, treize et enfin seize droites

(figure 4.24). Dans ce cas, les droites verticales sont toujours détectées en vert et les horizontales en bleu, mais les autres droites sont détectées en rouge ou en jaune en fonction de la valeur de la pente m .

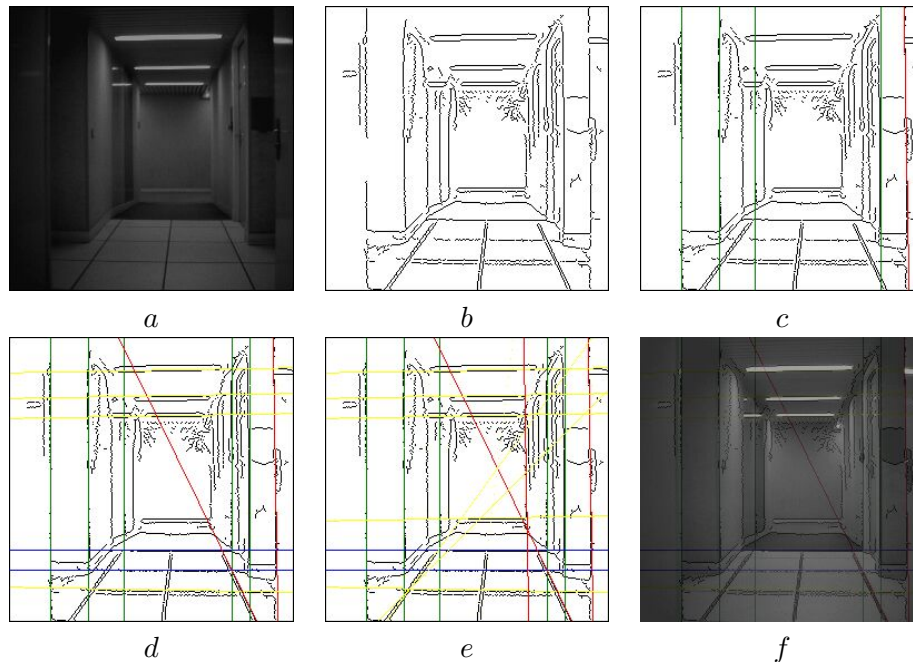


Figure 4.24 – Résultat de la transformée de *Hough* sur l’image du couloir, *a* : image originale, *b* : détection des contours par l’application du filtre de *Canny-Deriche* [Can 86, Der 87], *c* : détection de trois droites, *d* : détection de cinq droites, *e* : détection de treize droites, *f* : superposition de l’image originale et de la détection des droites.

4.6.4 Conclusion sur la transformée de *Hough*

La transformée de *Hough* permet de détecter les droites dans une image. La qualité de la transformée dépend de la qualité de l’image et du pré-traitement qui lui est appliqué.

La qualité de la droite dépend de la longueur des segments constituant la droite. Par exemple, la figure 4.25-*a* représente l’image seuillée d’une mire de calibrage. L’objectif est de rechercher les deux ensembles de droites de coefficients directeurs différents représentées pour chacune d’entre elles par deux segments de droite. L’application de la transformée de *Hough* est représentée sur la figure 4.25-*b*. Le problème de la mauvaise détection de deux droites verticales repose dans le fait que les segments des droites verticales sont trop courts. En effet, les segments des droites sont plus longs mais mieux détectés. Une des conditions principales pour obtenir une bonne détection de droite par la transformée de *Hough* est le nombre de pixels présents dans la droite. Plus la longueur du segment de droite à détecter est grande, meilleure est la détection.

Un des inconvénients majeur de la transformée de *Hough* pour la recherche de droites dans une image réside dans le fait que la première droite détectée correspond au segment de droite le plus long. En effet, sur les images de la figure 4.24, la détection de la première droite dépend du nombre de points qui la composent. Cependant, la transformée de *Hough* peut être utilisée pour connaître l'orientation d'un document dont l'objectif est la reconnaissance de caractères dans des documents anciens comme un papyrus ou une lettre grecque. C'est la recherche de la plus grande droite dans l'image qui va donner l'information de l'orientation du document. Les figures 4.26-*a* et *b* représentent le seuillage d'une image de la digitalisation d'un papyrus égyptien contenant des hiéroglyphes dans deux orientations différentes. L'application de la transformée de *Hough* permet de détecter la droite la plus longues dans l'image pour les deux cas présentés. Le résultat est le même pour un document grec représenté sur les figures 4.27-*a* et -*b*.

De plus, si à l'intérieur de l'image, des distorsions sont présentes, la transformée de *Hough* ne peut pas les prendre en compte. La solution peut consister à rechercher des ellipses dans l'image, dont le centre est peu modifié par les distorsions. Il est facile de voir que la transformée de *Hough* pour la détection de droites dans une image peut être étendue à la recherche de cercles ou d'ellipses. Le principe consiste à calculer tous les cercles ou ellipses pouvant passer par un point de l'image.

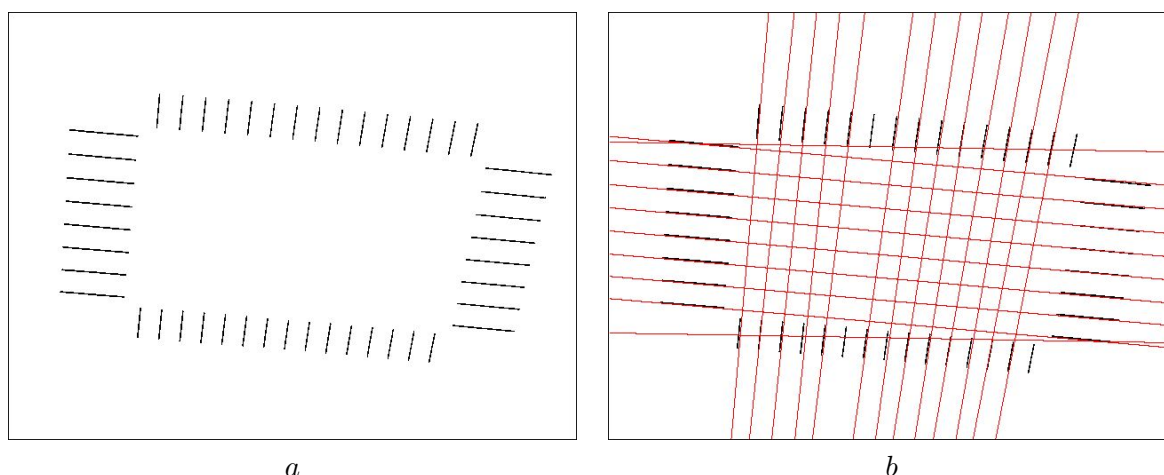


Figure 4.25 – *a* : exemple de l'image seuillée d'une mire d'étalonnage, *b* : détection des droites de la mire par la transformée de *Hough*.

4.7 Utilisation de la transformée de *Hough* pour les mires

4.7.1 Première mire d'étalonnage

La mire utilisée dans cette section correspond à la figure 4.9. Elle correspond à l'image de la scène du système d'acquisition avec la première mire d'étalonnage obtenue par une des caméras.

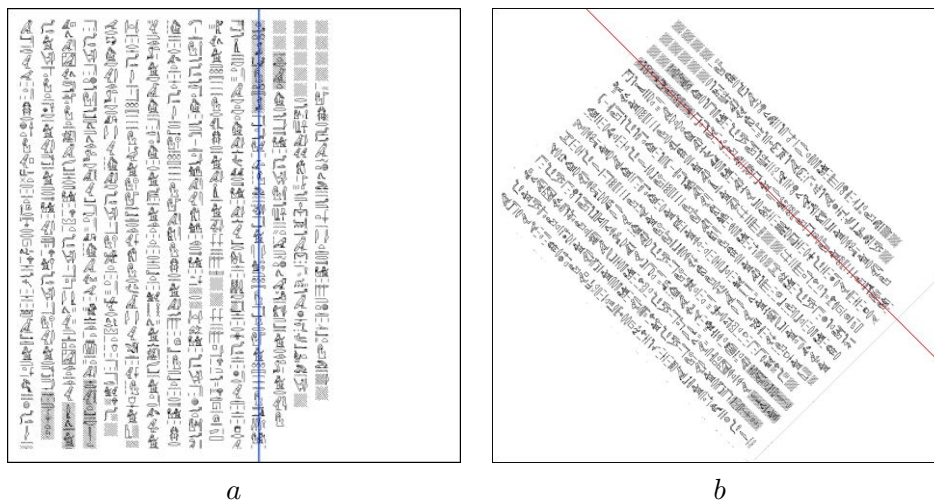


Figure 4.26 – *a* : détection de la droite la plus longue par la transformée de Hough, la droite est représentée en bleu dans une image d’une digitalisation d’un papyrus contenant des hiéroglyphes, *b* : détection de la droite la plus longue par la transformée de Hough, la droite est représentée en rouge dans une image d’une digitalisation d’un papyrus contenant des hiéroglyphes après seuillage.

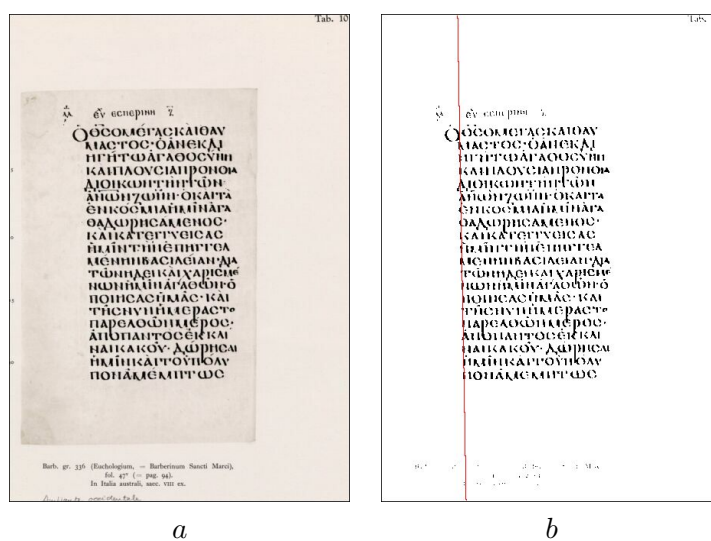


Figure 4.27 – *a* : digitalisation d’un document grec, *b* : détection de la plus grande droite par la transformée de Hough, la droite est représentée en rouge après seuillage de l’image.

En fait, quatre images de la mire sont obtenues par le système d’acquisition mais une seule des images va être traitée pour l’explication de la mise en œuvre de l’étalonnage.

4.7.1.1 Pré-traitement pour binariser l'image

La première méthode choisie pour obtenir une image binaire est le seuillage par l'analyse de l'histogramme des niveaux de gris. L'image seuillée obtenue par le traitement peut être vue sur l'image *b* de la figure 4.17. Les conditions d'éclairage sont toujours les mêmes, le seuil à choisir aussi.

Trois opérateurs de détecteur de contours ont été testés sur l'image en niveaux de gris de la mire : *Canny-Deriche*, *Sobel* et *Roberts* [Can 86, Der 87, Hor 93]. Les résultats montrent une mauvaise détection des droites dans l'image de la mire (figure 4.28) puisque deux contours sont obtenus pour chaque droite. Le seuillage par inspection de l'histogramme donc est la méthode retenue comme pré-traitement de l'image de la mire.

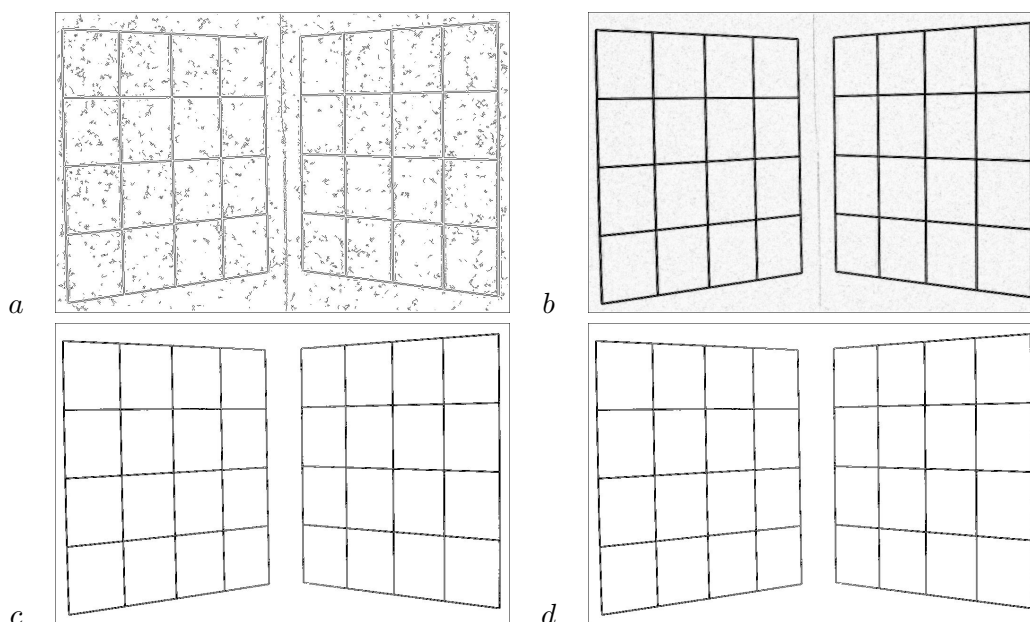


Figure 4.28 – *a* : opérateur de *Canny-Deriche*, *b* : gradient de l'image, *c* : opérateur de *Sobel*, *d* : opérateur de *Roberts*.

4.7.1.2 L'application de la transformée de Hough

Le résultat de l'image avec la détection des droites par la transformée de *Hough* est montré sur l'image de la figure 4.29. Les droites comprises dans l'image de la première mire ont été détectées et reconstruites en blanc. L'objectif final est de détecter les points d'intersection de ces droites.

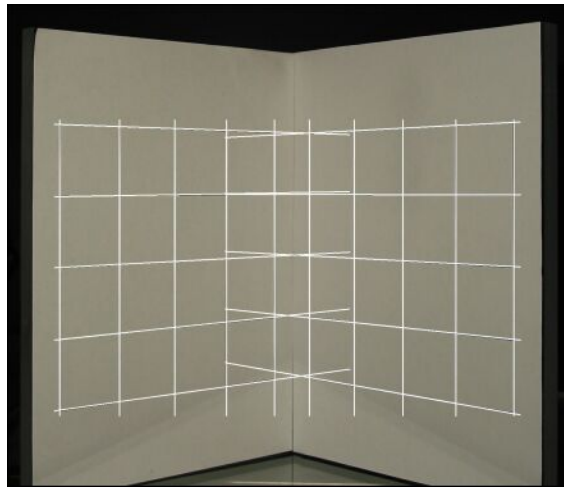


Figure 4.29 – Détection des droites de la première mire d'étalonnage.

4.7.1.3 Recherche des points d'intersection

Les intersections des droites obtenues sont calculées afin d'obtenir les coordonnées (u, v) des points de la mire. En sortie, un fichier texte "data.txt" est créé avec les coordonnées des points de la première mire dans le repère image et scène.

4.7.1.4 Qualité de la détection des points

Pour vérifier la qualité de la détection des points tridimensionnels à l'intérieur de la mire, il y a pour chacune des caméras cinquante points. En donnant une incertitude d'un voisinage 8-connexe pour chacun des points, sur les cinquante points, seulement trente huit points sur cinquante sont détectés correctement, ce qui donne une détection très précise des points de seulement 74 %. Si seuls les points se trouvant à l'intérieur de chaque grille sont pris en compte, dix-sept points sur dix-huit sont détectés très précisément. Ceci donne un pourcentage très acceptable de 94,4 %. L'incertitude est donc de plus ou moins un pixel.

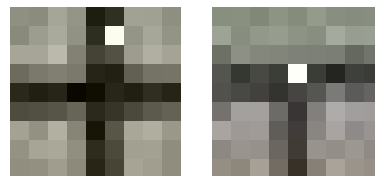


Figure 4.30 – Exemple d'une mauvaise détection et d'une bonne détection.

4.7.2 Deuxième mire d'étalonnage

La mire utilisée dans cette section correspond à la mire de la figure 4.10. La figure 4.31 représente cette mire disposée sur le système d'acquisition.



Figure 4.31 – Image du système d'acquisition avec la mire d'étalonnage obtenue par l'une des caméras.

4.7.2.1 Pré-traitement pour binariser l'image

Le seuillage est effectué sur la composante *Rouge* (figure 4.32). En effet, les droites de la mire représentées sur la figure 4.10 sont en rouge. Pour effectuer ce seuillage, la simple condition de l'équation 4.51 suffit pour ne conserver dans l'image que les pixels qui ont une valeur de la composante *Rouge* supérieure à celle de la composante *V*. Ce traitement sur la composante *Rouge* permet de conserver dans l'image tous les points qui composent les droites de la mire (figure 4.32). Le choix de la couleur est justifiée par sa simplicité de mise en œuvre.

$$R > V \quad (4.51)$$

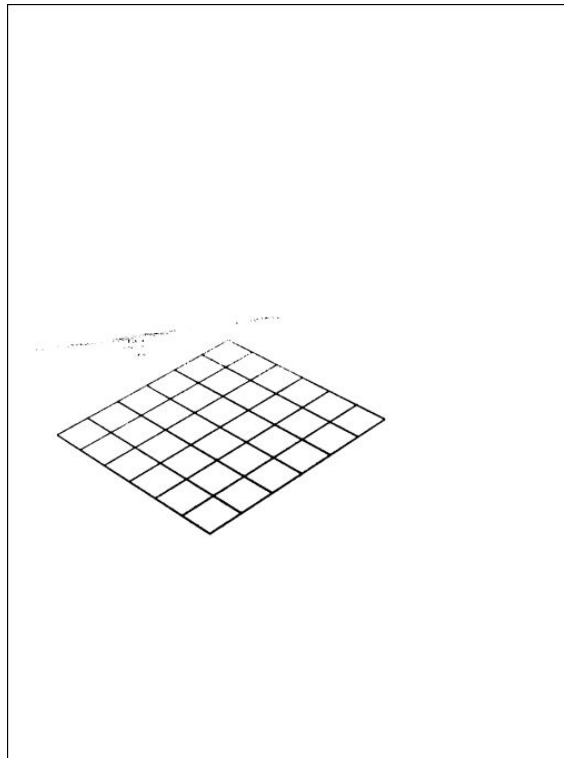


Figure 4.32 – Image obtenue par un seuillage avec la condition donnée par l'équation 4.51.

4.7.2.2 L'application de la transformée de Hough

Le résultat est représenté par les figures 4.33-*a* et 4.33-*b*. L'intersection des deux ensembles de droites à l'extérieur de l'image correspond aux deux points de fuite utilisés pour l'étalonnage.

Les pentes et les ordonnées à l'origine sont sauvegardées dans un fichier "data.txt", dont chaque ligne correspond à une droite. Les deux ensembles se différencient par le signe de la pente de la droite considérée. En plus dans le fichier, le calcul de l'intersection des droites définissant le segment en haut à gauche est effectué pour déterminer un segment de longueur connue.

4.7.3 Troisième mire d'étalonnage

Il existe en fait une troisième mire d'étalonnage. La prise de l'empreinte du pied est obtenue grâce à une caméra linéaire devant être calibrée afin de déterminer le nombre de pixels par *mm*, pour donner une métrologie précise. Pour ce faire, une mire papier constituée de deux droites parallèles rouges obtenues grâce à une imprimante couleur laser, est disposée entre la caméra et la vitre.

Le seuillage à appliquer à l'image doit se faire sur la composante *Rouge*. Les deux droites

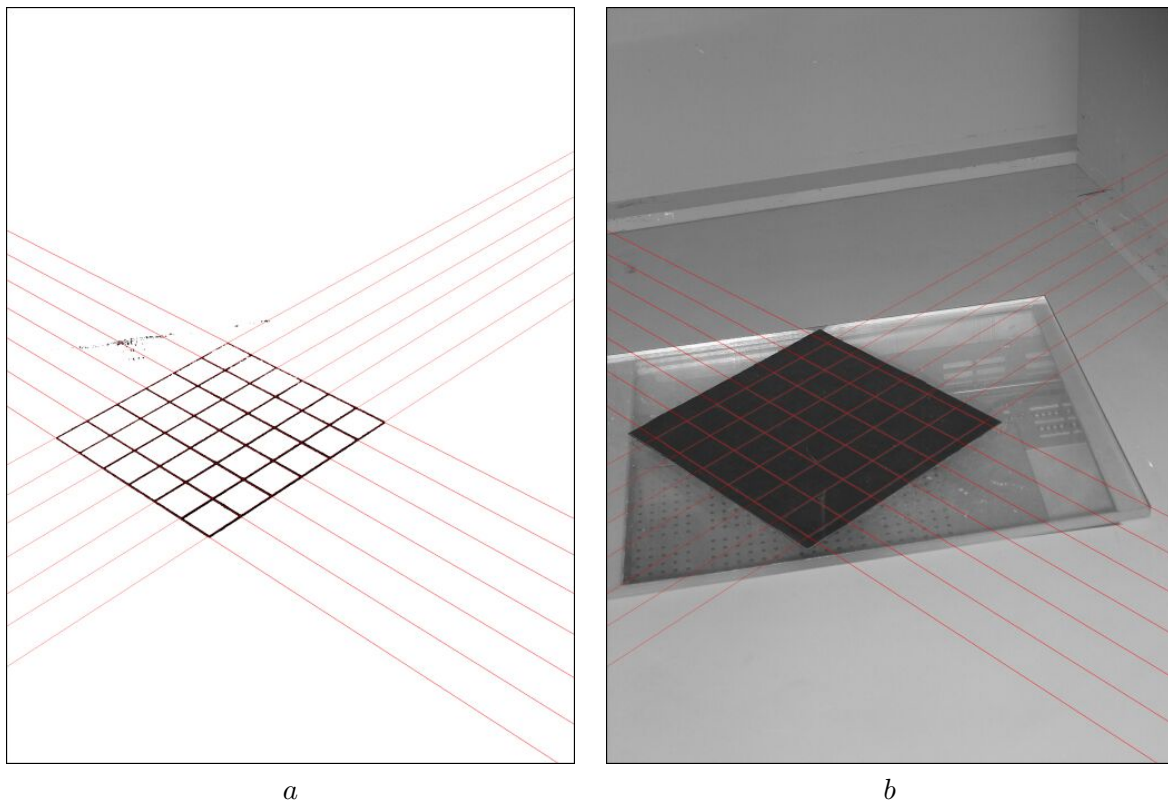


Figure 4.33 – *a* : transformée de *Hough* sur l'image seuillée de la deuxième mire, *b* : superposition de la détection et de l'image de la deuxième mire.

qui composent la mire sont en rouge. Le seuillage est effectué avec une valeur fixe à 240 sur la composante *Rouge*, cette valeur permet de ne conserver que les points de la mire (images de la figure 4.34). Cette valeur a été trouvée empiriquement sur une quarantaine d'image de plante de pied. Dans les images obtenues, deux images sont incluses, celle de la mire et celle du pied. Le seuillage effectué permet de ne conserver que les droites de la mire (figure 4.34-*b*). Le résultat de la détection est représenté par la figure 4.34-*c*.

4.8 Mise en œuvre de la méthode d'étalonnage

La première méthode basée sur un calcul matriciel permet d'obtenir rapidement les onze paramètres de la matrice M (équation 4.15). Cependant, la mire expérimentale utilisée ne correspond pas aux critères de précision exigés (connaissance a priori des points tridimensionnels à $\frac{1}{10}$ ème de précision). Une telle mire peut être fabriquée mais le coût est assez élevé et ne peut pas être concevable pour le système d'acquisition 3D développé. C'est la deuxième méthode d'étalonnage qui est mise en œuvre. En effet, cette méthode utilise une mire très simple de conception et la mise

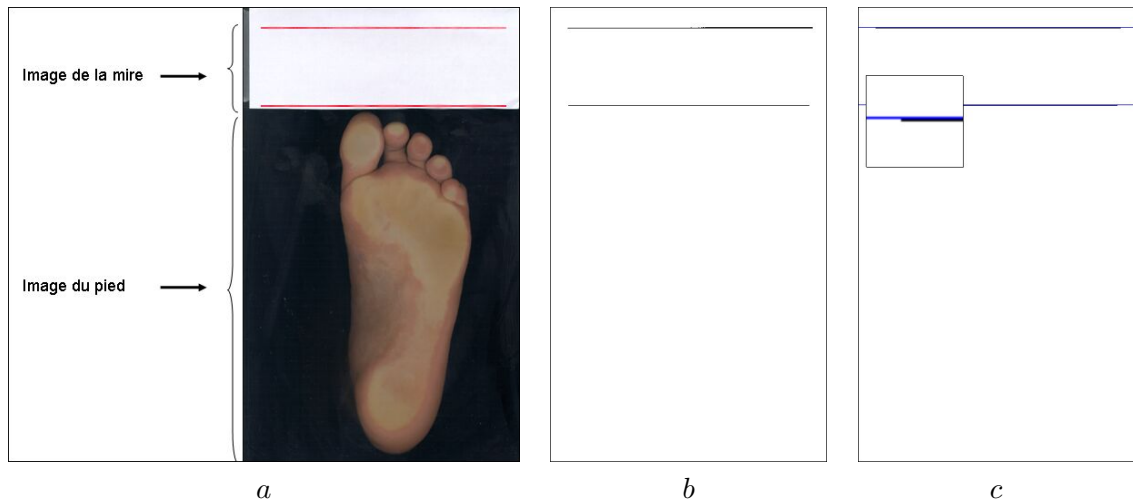


Figure 4.34 – *a* : image originale avec mire, *b* : seuillage de l'image pour extraire les deux droites de la mire, *c* : détection des droites en bleu par la transformée de *Hough*.

en place est facile.

L'image de la figure 4.35 correspond à l'image de la scène du système d'acquisition avec la deuxième mire d'étalonnage obtenue par une des caméras. En fait, quatre images de la mire sont obtenues par le système d'acquisition mais une seule des images va être traitée pour l'explication de la mise en œuvre de l'étalonnage. Pour permettre le calcul des paramètres intrinsèques et extrinsèques des caméras, la position de deux points de fuite doit être extraite. Sur la figure 4.35, une croix blanche représente le centre de l'image. Les points P_{1s} et P_{2s} sont indiqués. Ces deux points sont utilisés pour déterminer la matrice de rotation R et le vecteur translation \vec{t} (équations 4.29, 4.30 et 4.43).

4.8.1 Estimation des paramètres intrinsèques

4.8.1.1 Estimation de la longueur de la focale

La longueur de la focale de la caméra varie de 34 mm à 105 mm . Le contrôle de l'appareil photographique à distance par ordinateur permet de modifier la valeur de la longueur de la focale [Vo 02]. Les deux valeurs extrêmes correspondent à 34 mm et 105 mm . Deux séries d'images ont été acquises avec ces deux valeurs. La position de la caméra n'est pas modifiée, c'est position de la mire d'étalonnage qui est modifiée sur le système d'acquisition. Les deux séries d'images sont représentées sur les figures 4.36-*a* et 4.37-*a*.

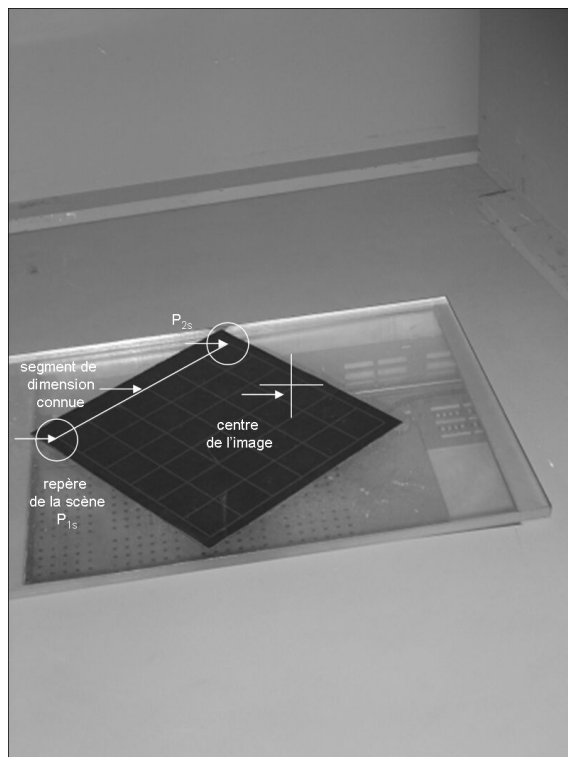


Figure 4.35 – Image du système d'acquisition avec la mire d'étalonnage obtenue par l'une des caméras.

Série d'images avec une focale de 34 mm

Les images de la figure 4.36-*b* représentent les images seuillées pour permettre l'application de la transformée de *Hough*. Les images de la figure 4.36-*c* représentent la détection des quatorze droites de la mire d'étalonnage. Elles sont représentées en rouge. La quatrième colonne correspond à la valeur de la longueur de la focale calculée.

Les résultats peu satisfaisants à une précision de $\pm 2 \text{ mm}$ peuvent s'expliquer car les prises d'image avec une focale de 34 mm correspondent à la configuration la plus mauvaise possible. En effet, la caméra est en configuration grand angle, c'est-à-dire, le cas où les distorsions sont les plus importantes dans l'image. De plus, la détection de la mire ne peut se faire correctement puisque sa présence dans l'image est très faible. Une série d'images a donc été effectuée avec une focale de 105 mm pour minimiser les distorsions.

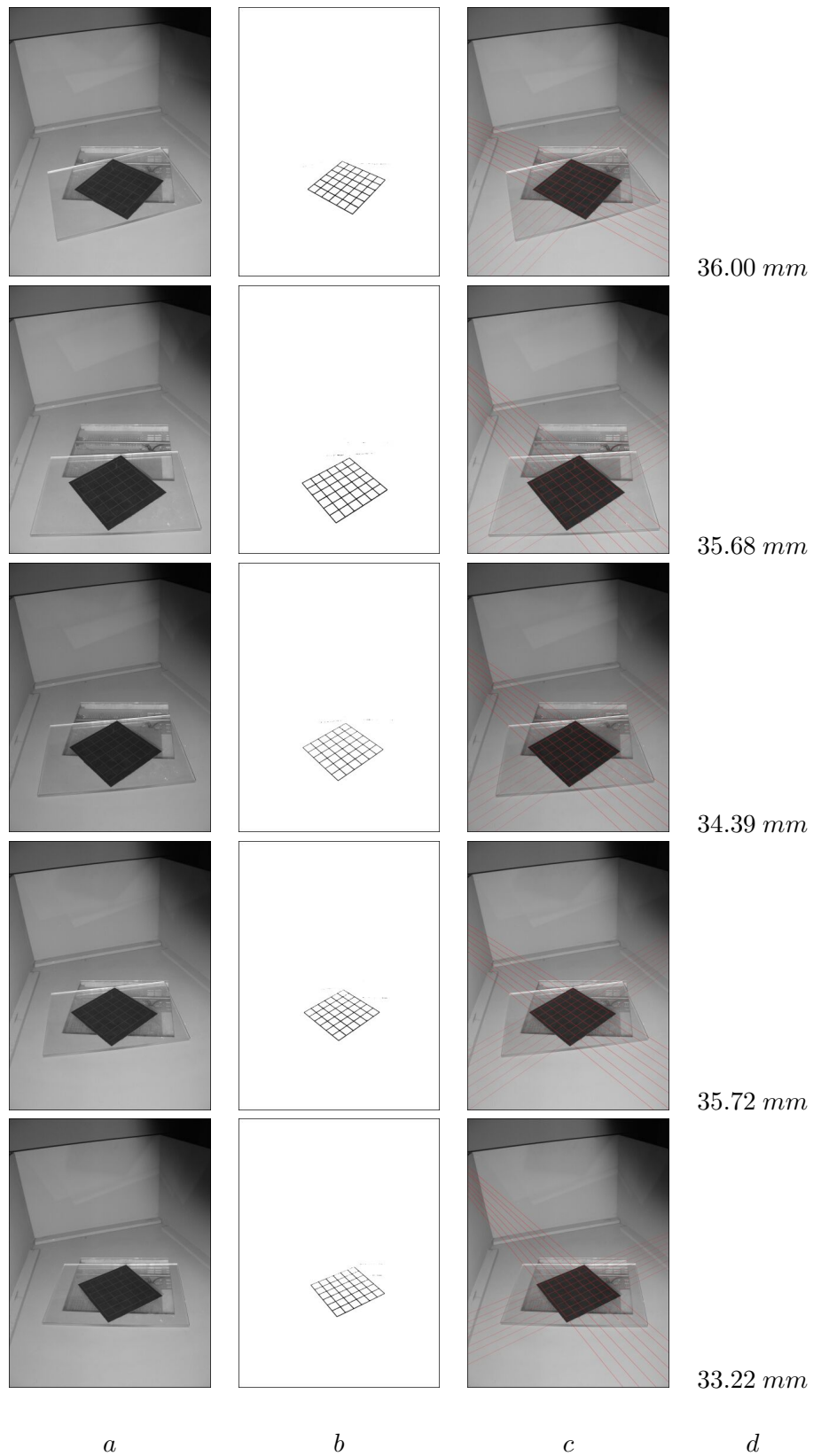


Figure 4.36 – *a* : images originales de la mire dans différentes positions avec une focale de 34 mm, *b* : seuillage de la mire sur la composante Rouge, *c* : détection en rouge des droites obtenue par la transformée de *Hough*, *d* : valeur de la longueur de la focale calculée par la méthode des points de fuite.

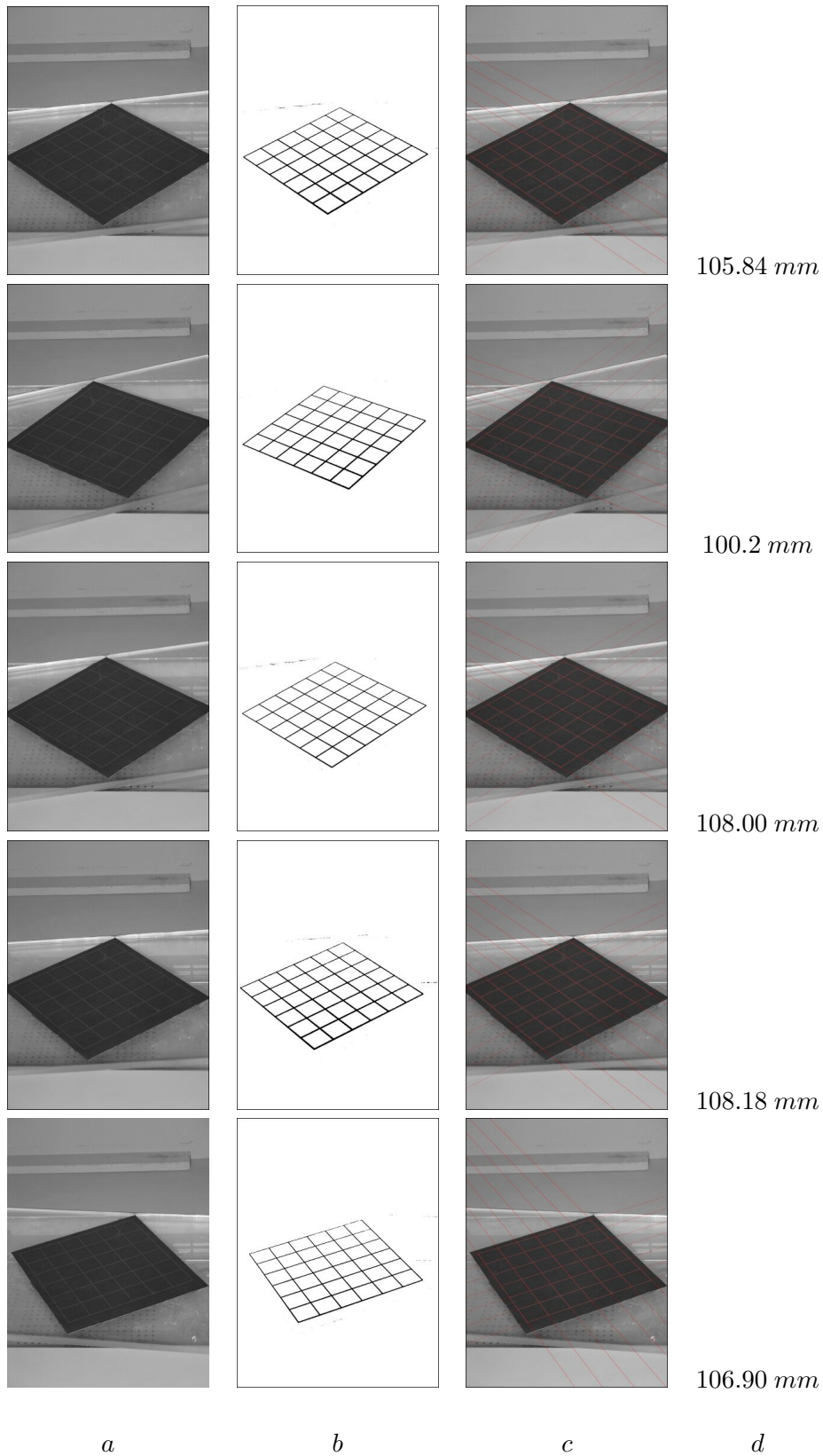


Figure 4.37 – *a* : images originales de la mire dans différentes positions avec une focale de 105 mm, *b* : seuillage de la mire sur la composante Rouge, *c* : détection en rouge des droites obtenue par la transformée de *Hough*, *d* : valeur de la longueur de la focale calculée par la méthode des points de fuite.

Série d'images avec une focale de 105 mm

Les images de la figure 4.37-*b* représentent les images seuillées pour permettre l'application de la transformée de *Hough*. Les images de la figure 4.37-*c* représentent la détection des droites de la mire d'étalonnage. Elles sont représentées en rouge. La quatrième colonne correspond à la valeur de la longueur de la focale calculée.

L'imprécision de mesure est encore plus importante que pour la série d'images avec une focale de 34 mm puisque les valeurs obtenues sont comprises entre 100.2 mm et 108.18 mm. Les distorsions présentes dans l'image influencent donc peu la détection des droites dans la mire.

La meilleure disposition de la mire pour obtenir une focale de 105 mm doit être trouvée.

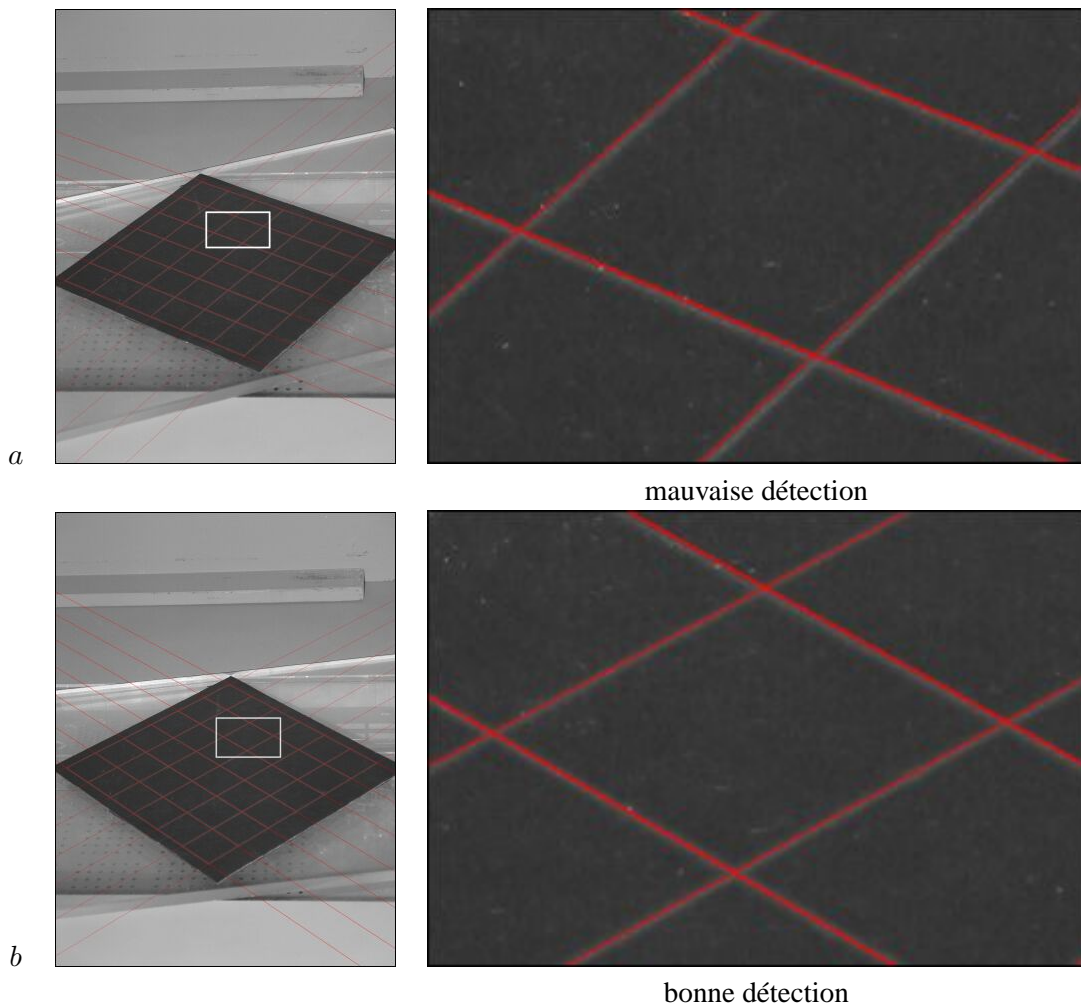


Figure 4.38 – *a* : exemple d'une mauvaise détection, *b* : exemple d'une bonne détection.

Influence de la position de la mire

La détection d'un point de fuite correspond à la détection d'un point hors de l'image mais dans le plan image. La précision est donc d'un pixel qui est difficile à réaliser. La détection des droites par la transformée de *Hough* doit être parfaite. Cependant la première image de la figure 4.37-*a* le permet alors que la troisième image de la la figure 4.37-*a* ne permet pas un calcul précis de la longueur de la focale. Ces deux images sont représentées sur la figure 4.38. En agrandissant une zone au centre, la qualité de la détection de la mire est très différente entre les deux images (figures 4.38-*a* et *b*). La détection est optimale lorsque la grille est disposée comme sur la figure 4.38-*b*. Dans cette position, les deux ensembles de droites parallèles entre elles permettent une meilleure estimation de la position des deux points de fuite. Enfin, le programme de contrôle à distance de la caméra permet d'obtenir quarante quatre valeurs pour la longueur de la focale entre 34 *mm* et 105 *mm*.

La longueur de la focale

La variation de la longueur de la focale peut être supposée comme linéaire. La valeur du pas d'incréméntation entre les différentes positions est supposé de 1.6136 *mm*. La position 0 de la caméra correspond à 34 *mm* et la position 43 à 105 *mm*. Le tableau 4.1 regroupe la détermination de la longueur de la focale par la méthode des points de fuite pour huit images de la mire d'étalonnage acquises dans les conditions spécifiées dans le paragraphe précédent. Les résultats expérimentaux montrent bien que la variation est linéaire. Les données constructeur et calculées par la méthode des points de fuite concordent, il est donc possible de se fier directement aux données du constructeur. Pour les paramètres intrinsèques, seule la position du centre optique est à déterminer.

Position appareil	Focale donnée constructeur (<i>mm</i>)	Calcul de la focale (<i>mm</i>)
0	34	34.32
5	44	43.72
10	52	51.48
20	68	67.40
25	76	77.30
30	84	84.83
40	100	100.42
43	105	105.84

Tableau 4.1 – Comparaison entre les valeurs du constructeur et celles déterminées par calcul.

4.8.1.2 détermination de la position du centre optique

La position du centre optique dépend principalement de la précision du calcul de la longueur de la focale et de la détection des points P_{1s} et P_{2s} représentés sur la figure 4.35.

4.9 Conclusion sur la méthode d'étalonnage du système

Ce chapitre a permis de mettre en place une méthode d'étalonnage simple et peu onéreuse par la conception de la mire. L'inconvénient ou la difficulté principale est la précision de détection des deux points de fuite dans l'image, la précision d'extraction de ces points est au pixel près.

Pour améliorer la détection des droites, une technique consiste à appliquer une méthode par les moindres carrés pour faire passer le plus de points par la droite reconstruite par la transformée de *Hough*.

De plus, afin d'obtenir une méthode d'auto-calibrage, la mire pourrait directement être incluse dans le système d'acquisition, afin que chaque prise d'image par une des caméras soit étalonnée.

LA SEGMENTATION

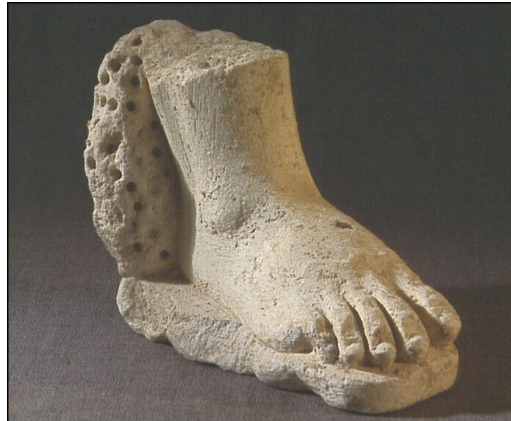


Figure 5.1 – Figure extraite du livre [Lar 98].

Il est toujours frustrant pour les traiteurs d'image de se rendre compte qu'un enfant âgé d'à peine deux ans saura toujours reconnaître plus facilement un objet comme un ballon de rugby présent dans une image, en un instant, que l'ordinateur le plus performant du monde, doté des meilleurs algorithmes de reconnaissance de formes. Pour le pied, cela est peut être différent!!!

Sommaire

5.1	Introduction	94
5.2	Les techniques standards pour la segmentation couleur	96
5.2.1	L'approche contour	96
5.2.2	Définition d'un contour	96
5.2.3	L'approche région	97
5.3	Une approche particulière	98
5.3.1	Choix de l'espace couleur de travail	99
5.3.2	L'étude de la peau	100
5.3.3	Etude du fond du système	102
5.3.4	La combinaison du fond avec le pied	103
5.3.5	La morphologie mathématique	105
5.3.6	Conclusion : pré-segmentation	114
5.4	Application de la méthode de pré-segmentation	114
5.4.1	Les mélanomes	115
5.4.2	Les cicatrices	116
5.4.3	Les pathologies	117
5.4.4	Les résultats	117
5.5	La plante du pied	118
5.5.1	Le traitement appliqué aux images	120
5.5.2	Résultats	120
5.5.3	Application de la méthode pour des cas spécifiques	123
5.5.4	Conclusion pour le traitement appliqué à la plante du pied	123
5.6	Le traitement du reflet	125
5.6.1	Solution algorithmique	125
5.6.2	Solution matérielle	128
5.7	Conclusion sur la segmentation	133

5.1 Introduction

Les chapitres précédents ont montré l'orientation de nos recherches dans un axe vision. Avant de pouvoir mettre en place les techniques de numérisation à partir d'images, celles-ci doivent subir différents traitements (figure 5.2). En effet, les images ne peuvent pas être utilisées directement dans l'état donné par le système d'acquisition. Cette première étape peut regrouper différents traitements comme le changement d'espace couleur, le filtrage de bruit ou l'extraction de zones particulières : segmentation... Ces traitements pourraient être inclus et décrits au travers de la technique de numérisation 3D. Il semble préférable de les décrire dans un chapitre appelé : segmentation. Ce chapitre¹ a pour objectif de trouver la méthode optimale pour segmenter les images

¹Les travaux décrits dans ce chapitre sur le choix de l'espace couleur et le fond du système ont été en partie effectués en collaboration avec *M.C. Larabi* [Mar 02a, Mar 03a].

obtenues par le système d'acquisition. Les images obtenues sont des images en couleur et doivent être traitées afin de ne conserver que les pixels appartenant au pied sans altérer les informations de géométrie, de couleur ou de texture de la peau. Il faut donc trouver la meilleure combinaison entre les choix matériels pour le système d'acquisition et les choix logiciels pour l'interface de commande.

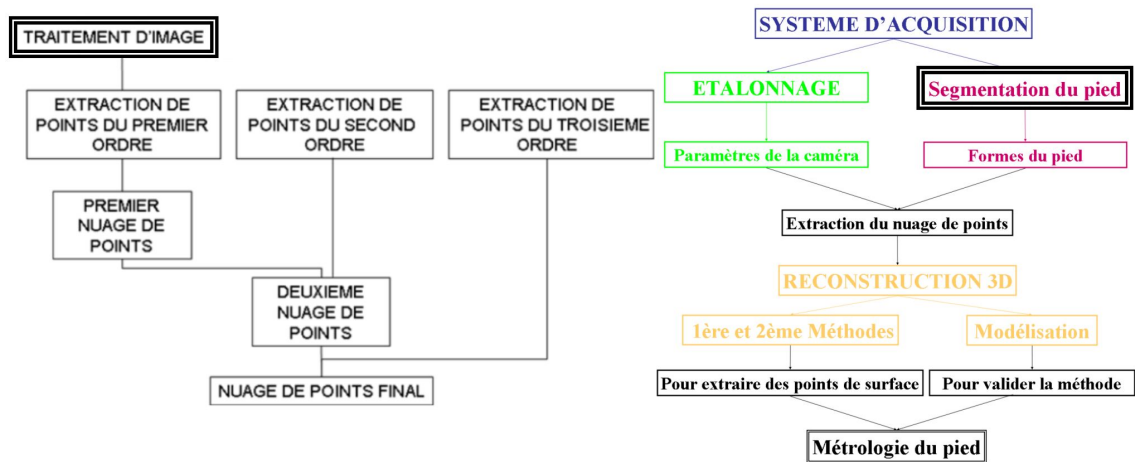


Figure 5.2 – Schéma synoptique de l'étude.

Cette partie de traitement d'image dépend des conditions d'éclairage de la scène ainsi que de la couleur du pied. Il faut trouver un traitement générique permettant d'obtenir des résultats satisfaisants pour tous les types de pied et toutes les pathologies. La problématique est de savoir quelle est la couleur à utiliser pour le fond du système d'acquisition qui permettra d'obtenir des conditions optimales pour la segmentation, ainsi que le meilleur espace de représentation de la couleur. Nous avons envisagé notre méthodologie dans un axe bas-niveau, c'est-à-dire sans mettre en place des méthodes de reconnaissance de formes particulières correspondant à des traitements de haut-niveau.

Dans ce chapitre, le terme segmentation est utilisé pour signifier l'extraction des pixels du pied dans l'image.

La démarche a consisté à montrer que les approches *contour* et *région* standards ne donnent pas de résultats satisfaisants pour le pied. Une approche particulière a été mise en oeuvre, l'étude a permis de choisir l'espace couleur le plus approprié pour la peau : l'espace *TLS*. En effet, la composante *Teinte* de la peau est quasiment uniforme. La présence de la composante *Bleue* est très faible dans la peau, ce qui a permis de choisir un fond bleu pour le système ayant une *Teinte* uniforme et de valeur différente de la peau. Cependant, des objets autre que le pied sont encore présents dans l'image. La dilatation géodésique découlant des opérations de morphologie permet de filtrer l'image et d'éliminer les objets présents dans l'image et de ne conserver que les pixels appartenant au pied. Néanmoins, la méthode mise en place permet de détecter les pixels de la peau mais le reflet du pied sur la vitre de la caméra linéaire est aussi détecté. Pour l'éliminer, une

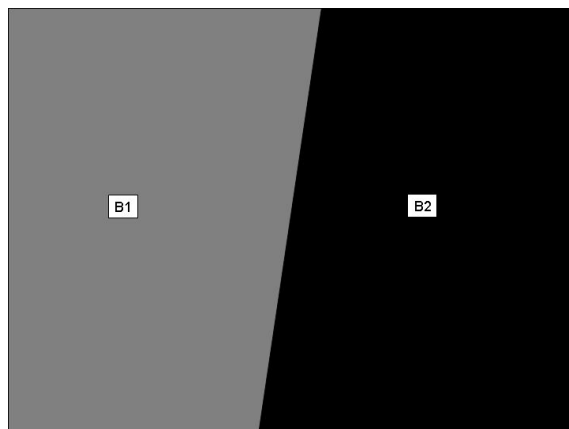


Figure 5.3 – Exemple d’une image avec deux régions B_1 et B_2 , figure extraite du livre [Hor 93].

solution matérielle a été trouvée : un filtre polarisant.

5.2 Les techniques standards pour la segmentation couleur

Nos premières approches ont été basées sur des méthodes standards de segmentation décrites dans l’ouvrage collectif de *Cocquerez, Philipp* et al. [Coc 95]. Ces méthodes sont usuellement scindées en deux approches, l’approche *contour* et l’approche *région* [Lam 02]. Les deux approches ont été envisagées dans un premier temps dans l’espace couleur *Rouge-Vert-Bleu*. Il ne s’agit pas ici de faire un état de l’art des différentes méthodes existantes en segmentation, pour cela, il faut se reporter à l’ouvrage collectif de *Tremeau, Fernandez* et al. [Tré 04].

5.2.1 L’approche contour

5.2.2 Définition d’un contour

Une image peut présenter plusieurs contours. Un contour correspond à une forte variation du gradient dans l’image. Les contours correspondent à des hautes fréquences dans l’image alors que les objets correspondent aux basses fréquences. La figure 5.3 représente une image comprenant deux régions appelées B_1 et B_2 , de couleurs différentes. Le contour correspond à la frontière entre ces deux régions. Cette séparation correspond à une marche qui peut être décrite comme l’intégrale de la fonction de Dirac. Les contours peuvent avoir les profils représentés par la figure 5.4.

Un point de contour correspond au maximum de la dérivée première de la fonction Image et au passage par zéro de la dérivée seconde (figure 5.5). Le calcul de la dérivée correspond au calcul du gradient dans l’image et celui de la dérivée seconde au laplacien. Les difficultés de détection proviennent du bruit dans l’image. Le problème peut être résolu par l’implantation d’une famille de

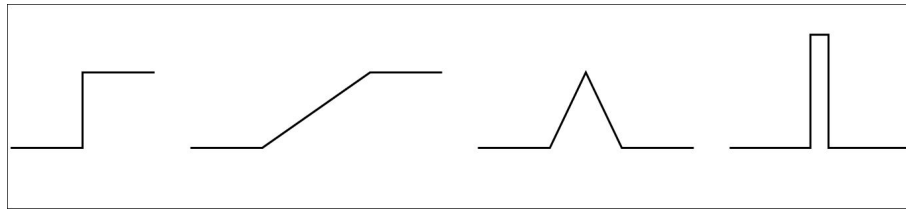
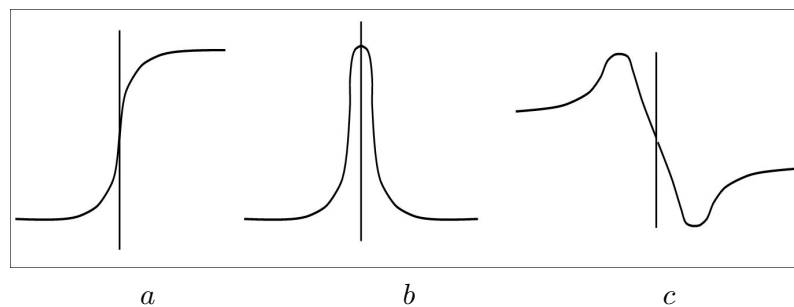


Figure 5.4 – Quelques profils de contours, figure extraite du livre [Hor 93].

Figure 5.5 – *a* : fonction, *b* : sa dérivée première, *c* : sa dérivée seconde, figure extraite du livre [Hor 93].

filtres optimaux. L'étape de détection de points de contours précède souvent celle de segmentation. Cette méthode fournit des algorithmes de faible complexité avec des résultats satisfaisants. Les opérateurs les plus simples à mettre en place sont les opérateurs de filtrage linéaire appliqués de manière marginale sur les images couleur. Les méthodes d'approximation du gradient par filtrage linéaire sont montrées dans l'annexe B.

5.2.2.1 Mise en oeuvre

Les résultats de l'approximation du gradient par le filtre de *Sobel* [Hor 93] sont représentés par la figure 5.6. Le résultat est optimiste mais il est difficile d'obtenir un contour fermé en appliquant un seuillage dont la valeur ne sera pas la même d'une peau à l'autre. L'application d'opérateurs de recherche de contours dans une image rehausse toutes les fréquences dans l'image : les contours et le bruit. C'est le problème majeur de ces filtres. Il semble intéressant d'envisager une autre direction. Cependant ces traitements marginaux sont simples et peuvent être facilement envisagés sur les composantes d'un espace différent que la représentation *Rouge-Vert-Bleu*.

5.2.3 L'approche région

La deuxième famille d'approches correspond à la segmentation en région. De nombreuses méthodes ont été développées aussi bien en niveau de gris qu'en couleur. Les plus simples à mettre

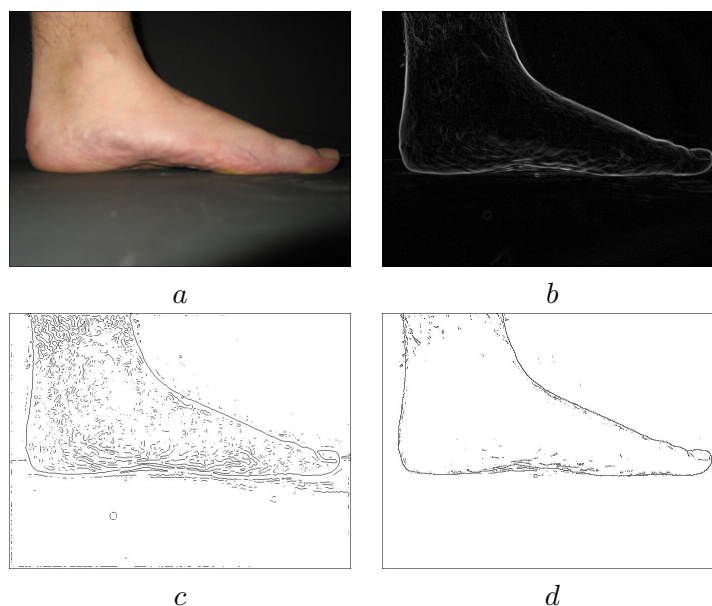


Figure 5.6 – *a* : image originale, *b* : calcul du gradient avec le filtre de *Sobel*, *c* : laplacien, *d* : *Roberts*.

en place sont la recherche de régions par classification d'histogramme, la décomposition en arbre quaternaire avec l'algorithme de "split and merge" ou la décomposition en composantes connexes. Ces méthodes sont décrites dans le chapitre de segmentation de l'ouvrage collectif de *Cocquerez, Philipp* et al. [Coc 95] pour les images en niveaux de gris et repris pour les images couleurs dans l'ouvrage collectif de *Trémeau, Fernandez* et al. [Tré 04]. Avant de tester ces différentes méthodes, Il semble intéressant de partir sur une autre approche et de trouver les meilleures conditions d'acquisition et le meilleur espace de représentation de la couleur pour faciliter la segmentation du pied par des méthodes simples et rapides.

5.3 Une approche particulière

Une technique particulière pour la segmentation du pied s'appuyant sur des paramètres invariants relatifs à la couleur a été développée. Pour fiabiliser la méthode développée, il semble facile d'introduire un fond de couleur constante. C'est pourquoi avant de présenter la technique mise au point pour une segmentation fiable, reproductible et universelle du pied, les éléments de l'étude relatifs à la couleur de la peau et à la couleur d'un fond d'acquisition et exploitant la morphologie mathématique vont être détaillés.

5.3.1 Choix de l'espace couleur de travail

Dans les systèmes de vision, le choix d'un système adapté de la représentation de la couleur est un problème très délicat [Lar 02a, Tré 04]. A cause de la nature des systèmes d'acquisition, l'espace couleur *RVB* est le plus fréquemment utilisé. Il décrit la couleur comme la corrélation de trois couleurs primaires (*Rouge-Vert-Bleu*). Étant donné que les premiers résultats obtenus par les approches standards comme le calcul du gradient de l'image (figure 5.6), appliqués dans l'espace *RVB* sont peu satisfaisants, il faut envisager de travailler dans un espace différent. En effet, une autre représentation permet de s'affranchir des problèmes liés aux variations d'éclairage [Han 99]. Il s'agit de l'espace *TLS* qui représente la couleur de façon similaire à ce que le système visuel humain la perçoit. La composante *L* représente la *Luminance*, elle peut être aussi appelée *I* pour décrire l'*Intensité* des niveaux de gris, et définit si la couleur est sombre ou claire. La composante *T* caractérise la *Teinte* de la couleur et la composante *Saturation* mesure sa pureté. Il est à noter que la *Teinte* est considérée comme signifiante si la valeur de la *Saturation* est suffisamment élevée [Car 95]. Si ce n'est pas le cas, il faut prendre des précautions quand à son utilisation. Les images de la figure 5.7 représentent l'espace couleur *RVB* ainsi que l'espace couleur *TLS*. Ce dernier est appelé en Anglais *HLS* ou *HSI* (*Hue, Luminosité, Saturation*, ou *Hue, Saturation, et Intensité*). L'une des transformations de l'espace *RVB* vers l'espace *TLS* est donnée par les équations 5.1, 5.2, 5.3 et 5.4 [Car 95].

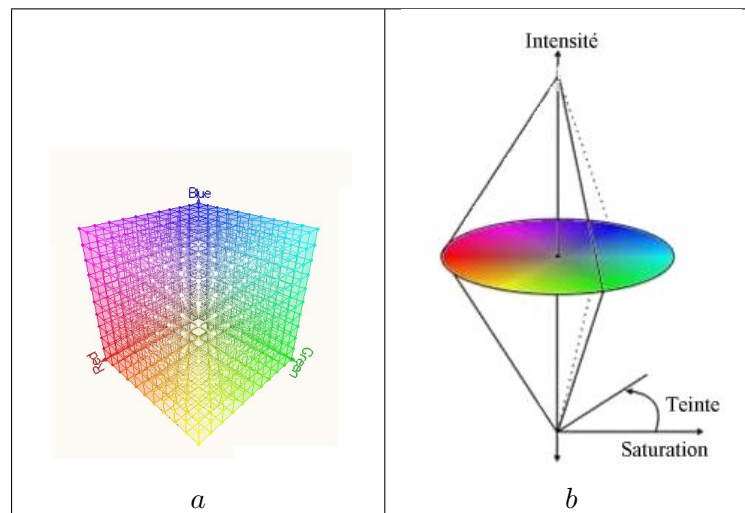


Figure 5.7 – a : Cube Rouge-Vert-Bleu, b : espace *TLS*.

$$C_1 = \frac{\sqrt{3}}{2} \times (R - V) \quad C_2 = \frac{1}{2} \times (R + V) \quad (5.1)$$

$$L = \frac{R + V + B}{3} \quad \text{ou} \\ L = 0.28 \times R + 0.64 \times V + 0.08 \times B \quad (5.2)$$

$$S = \sqrt{C_1^2 + C_2^2} \quad (5.3)$$

$$T = \begin{cases} \arccos \frac{C_1}{S} & \text{si } C_2 \geq 0 \\ 2\pi - \arccos \frac{C_1}{S} & \text{si } C_2 < 0 \end{cases} \quad (5.4)$$

$$\begin{cases} C_1 \text{ et } C_2 : \text{composantes chromatiques} \\ R, V \text{ et } B : \text{composantes Rouge, Verte et Bleue} \\ T, L \text{ et } S : \text{composantes Teinte, Luminance et Saturation} \end{cases}$$

5.3.2 L'étude de la peau

L'étude a porté sur quatre types de pied très différents sans pathologie particulière apparente : deux pieds très clairs (pied 1 et 4), un pied très foncé, (pied 3), et un pied de couleur intermédiaire (pied 2) (figure 5.8). Ces pieds donnent un bon échantillon de la population rencontrée. Le choix volontaire de travailler sur des pieds sans pathologie particulière, permet de s'affranchir d'une quelconque influence à cause de la forme du pied sur l'étude de la couleur de la peau. Les images de la figure 5.8 ont été segmentées manuellement pour n'étudier que les pixels appartenant à la peau. Les résultats dans les deux espaces *RVB* et *TLS* devraient influencer le choix de la couleur du fond à tester. Plusieurs fonds seront choisis et testés dans les deux espaces.

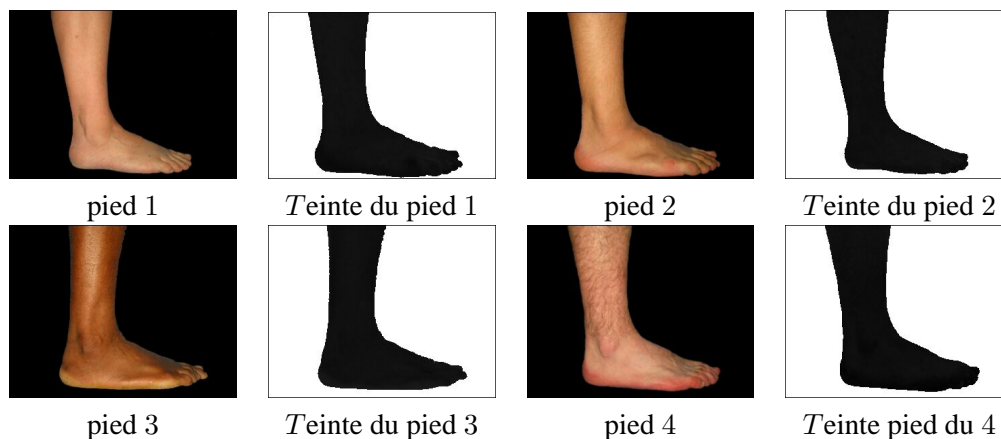


Figure 5.8 – Quatre types de pied différents.

La moyenne et l'écart-type sont calculés pour chaque pied testé. Les valeurs des composantes sont comprises entre 0 et 255. Les calculs ne s'appliquent qu'aux pixels du pied. Les résultats obtenus sont regroupés dans le tableau 5.1 pour la moyenne et pour l'écart type des trois composantes *RVB* et *TLS*.

Dans l'espace *TLS*, pour ces quatre types de pied, la valeur de la composante *Teinte* obtenue dans l'espace *TLS* est pratiquement la même. L'écart type est faible ce qui montre la quasi uniformité de la *Teinte* dans la peau. Cette dernière est dans ce cas une grandeur fiable puisque les trois composantes *Saturation* des quatre pieds sont suffisamment élevées.

La quasi uniformité de la peau dans l'espace de représentation de la couleur TLS offre des possibilités très intéressantes pour l'étude de la peau.

Les valeurs obtenues dans l'espace *RVB* pour les quatre pieds montrent une faible présence de la composante *Bleue*. Le nombre d'échantillons n'est que de quatre pieds mais ces derniers sont suffisamment différents pour conclure que la peau a une composante faible dans le bleu.

Par ailleurs, les travaux de détection de visages dans des séquences vidéo, sujet de nombreuses recherches dans la communauté scientifique [Yan 96, Gar 99, Roj 03], peuvent être facilement étendus à la segmentation de pieds présents dans une image. La problématique est similaire, c'est la recherche ou la détection de peau dans une image. Le pionnier de la détection de visages est : *Yang* [Yan 93], d'après *Brand et Mason* [Bra 00]. De nombreux modèles ont été développés à travers le monde [Yan 98, Yan 99]. *Ogihara* a montré dans [Ogi 96] que la peau avait une prédominance de la composante *Rouge*. Les résultats rapportés ici le montrent à nouveau. Pour la détection de la peau, *Ogihara* a développé un critère R/V dont *Wark* [War 98] a montré l'efficacité d'un seuillage donné par l'équation 5.5 avec B_{lim} le seuil bas et H_{lim} le seuil haut. *Brand et Mason* [Bra 00] l'ont étendu en rajoutant au premier critère le rapport R/B . *Rehg* a d'ailleurs implémenté un modèle statistique 3D de la peau qui est illustré par la figure 5.9. Ces méthodes ont été testées sur la base d'images de Compaq® [Jon 98]. Mais il est important de noter que la peau n'a pas de prédominance de la composante *Bleue*. Comme pour les quatre pieds testés, la composante *Bleue* de la peau est toujours moins importante que les composantes *Rouge* et *Verte* (cf. histogrammes 3D dans le cube *RVB* pour les quatre pieds figure 5.10). *Il semble donc intéressant d'expérimenter un fond de couleur bleu pour le système d'acquisition.*

Moyenne	Rouge	Vert	Bleu	Teinte	Luminosité	Saturation
Pied 1	185	127	90	10	134	85
Pied 2	181	118	75	20	124	104
Pied 3	145	81	38	19	88	148
Pied 4	180	116	86	13	127	85
Écart-type	Rouge	Vert	Bleu	Teinte	Luminosité	Saturation
Pied 1	32	25	21	9	25	12
Pied 2	34	27	21	5	27	14
Pied 3	34	25	17	5	24	29
Pied 4	28	24	20	2	24	10

Tableau 5.1 – Moyennes et écart-types des composantes dans l'espace *RVB* et *TLS* des quatre pieds.

$$B_{lim} < R/V < H_{lim} \quad (5.5)$$

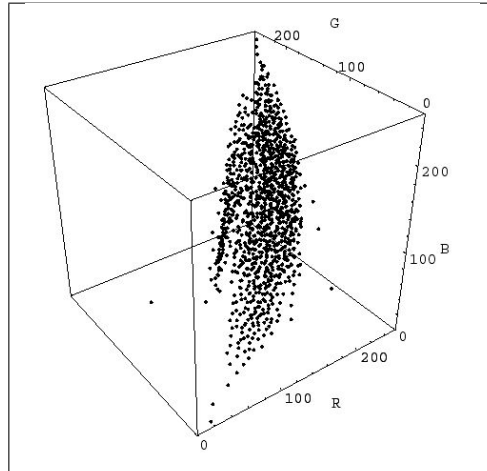


Figure 5.9 – Modèle 3D de la peau.

5.3.3 Etude du fond du système

Dans cette étude huit fonds ont été testés (figure 5.11). Le fond *a* est un fond noir (Rust-Uleum[®]). Les fonds de *b* à *h* sont des fonds bleus de la gamme de Pantone[®] de référence 540U pour *b*, 542U pour *c*, 548U pour *d*, 294U pour *e*, 295U pour *f*, 302U pour *g* et 316 pour *h*. Les images fournies par une des caméras du système d'acquisition sont obtenues dans les mêmes conditions afin de permettre une étude comparative. La distance objet-caméra est la même. Dans ce cas, l'objet correspond au fond testé qui est un plan perpendiculaire à l'axe optique. La focale de la caméra est la même pour toute la série d'acquisition. Enfin, l'éclairage est toujours le même, il est décrit dans le chapitre 3 intitulé "Le système d'acquisition". C'est un des points les plus importants dans le sens où il va influencer la couleur du fond obtenue dans l'image. En effet, celle-ci est une combinaison de la réflexion-absorption de l'éclairage sur la surface et de la couleur de celle-ci. Il faut donc trouver un fond qui permette une diffusion de l'éclairage sur la surface afin d'obtenir une couleur particulière aboutissant à une Teinte uniforme. Les composantes Saturation et Teinte des huit fonds sont représentées sur la figure 5.11.

Pour le fond noir *a*, les trois composantes RVB sont élevées ce qui est dû à l'éclairage qui rehausse leur valeur. Dans l'espace TLS, la composante Teinte du fond noir n'est pas uniforme. Sa composante Saturation est trop faible pour prendre en compte sa Teinte. Pour les autres fonds, la composante Saturation n'est élevée que pour trois fonds : les fonds *c*, *d* et *e* ($S_{c,d,e} \geq 68$). Les composantes Teinte de *c* et *e* ont un écart type très faible ($\delta S_{c,e} = 1$). En visualisant les Teintes des fonds *c* et *e*, la Teinte de *c* est plus uniforme que celle de *e* (image T_c et T_e de la figure 5.11). La Teinte homogène du fond *c* montre la diffusion de l'éclairage. Pour les autres fonds, la

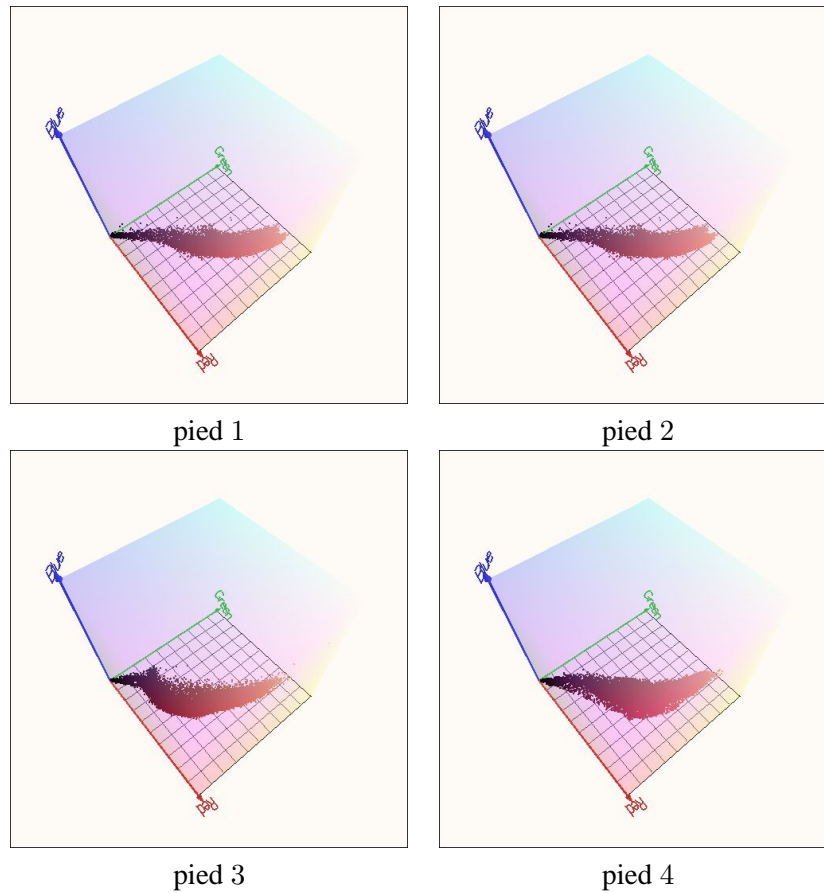


Figure 5.10 – Histogrammes 3D des quatre pieds.

Teinte n'est pas une grandeur fiable. En effet leurs valeurs de *Saturation* respectives sont toutes inférieures à 53. La inhomogénéité centrale de ces fonds provient de l'éclairage de la scène, la tache centrale obtenue pour ces deux fonds correspond à la réflexion de l'éclairage de la scène.

Le fond c semble être le fond qui donne les résultats les plus satisfaisants. La combinaison de ce fond et de l'éclairage du système d'acquisition donne une *Teinte* uniforme.

Il faut désormais tester la combinaison du fond et du pied dans la même scène.

5.3.4 La combinaison du fond avec le pied

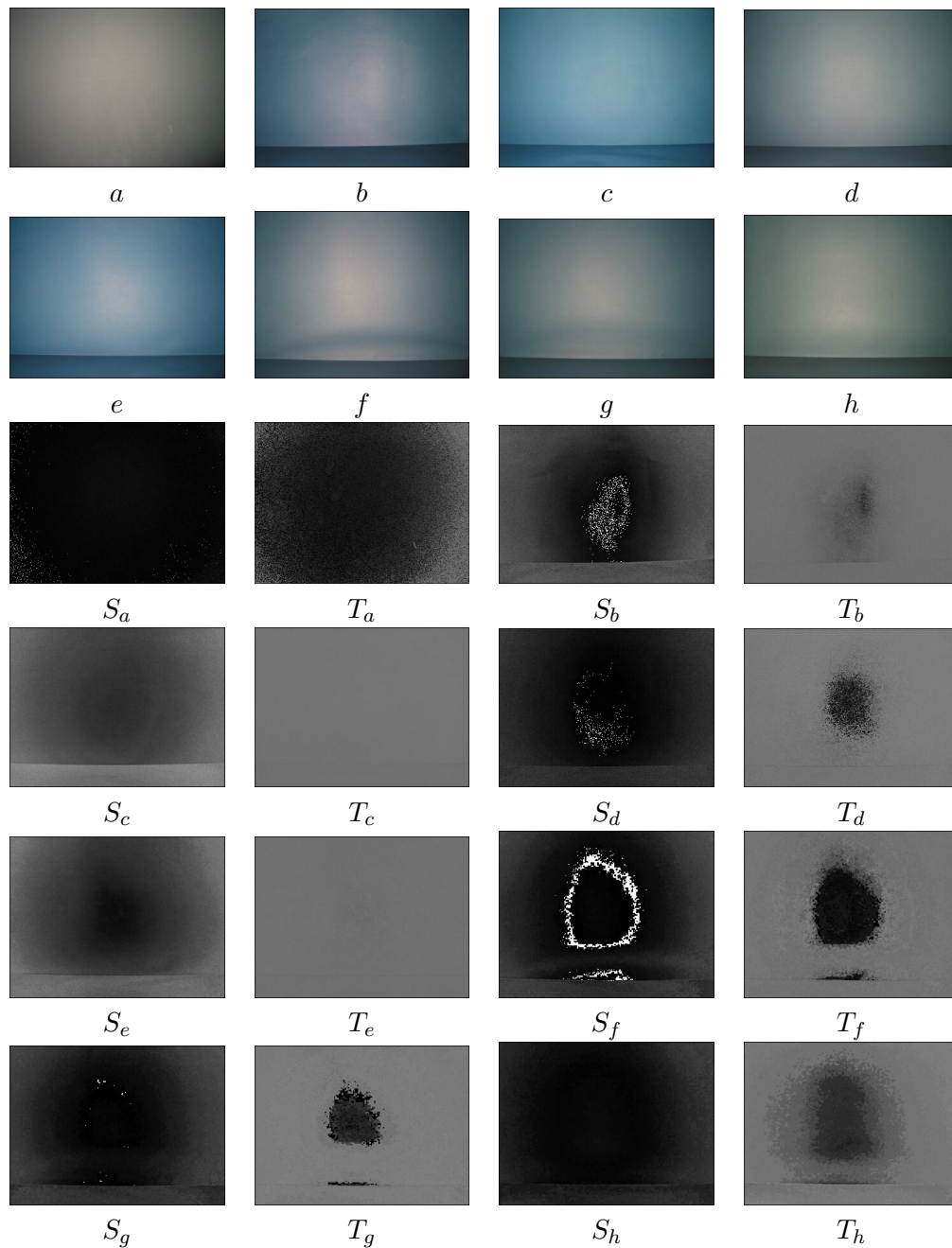
L'étude sur la peau a montré l'uniformité de la composante *Teinte*. Le passage dans l'espace *TLS* de l'image des pieds avec le fond *c* est représenté par la figure 5.12. L'image de la *Teinte* correspond pour les quatre images à une étape de pré-segmentation. En effet, il est possible d'observer un histogramme bimodal de la *Teinte* [Mar 02a]. Le premier mode correspond à un nombre important de pixels de valeurs inférieures à 50 : la peau. Le deuxième mode cor-

Moyenne	Rouge	Vert	Bleu	Teinte	Luminosité	Saturation
Fond <i>a</i>	117	116	111	7	115	0
Fond <i>b</i>	83	103	108	108	101	53
Fond <i>c</i>	84	128	148	114	120	80
Fond <i>d</i>	100	114	116	35	111	43
Fond <i>e</i>	85	117	136	111	112	68
Fond <i>f</i>	101	113	119	12	111	28
Fond <i>g</i>	88	104	105	15	99	28
Fond <i>h</i>	97	110	104	100	103	22

Écart type δ	Rouge	Vert	Bleu	Teinte	Luminosité	Saturation
Fond <i>a</i>	21	19	17	42	19	2
Fond <i>b</i>	28	22	21	5	24	21
Fond <i>c</i>	24	21	19	1	21	20
Fond <i>d</i>	27	22	20	80	23	14
Fond <i>e</i>	28	23	21	1	24	22
Fond <i>f</i>	30	23	21	88	25	21
Fond <i>g</i>	26	21	19	101	22	17
Fond <i>h</i>	26	21	20	19	22	12

Tableau 5.2 – Moyenne et écart type des huit fonds des composantes de l'espace *RVB* et *TLS*.

respond au fond du système. Un seuillage adéquat permet d'obtenir deux régions dans l'image [Sah 88, Wes 78a, Wes 78b]. Il est possible d'observer une troisième zone dans l'image. Elle correspond à l'ombre de la jambe projetée sur le fond et aux poils. Cette zone est comprise dans le pied si un seuillage passe-bas est effectué avec un seuil à 50. Ce seuil a été déterminé empiriquement en expérimentant trente pieds différents de pathologies et de couleurs diverses. La figure 5.13 représente les images du pied 2 avec les fonds *d*, *f* et *g* ainsi que leur *Teinte*. Ces images montrent que des pixels appartenant à la peau ont des valeurs très proches à celles du fond de l'image. Un seuillage dans ce cas précis ne pourra pas donner de résultats satisfaisants. Le fond *c* est bien celui qui répond le mieux à la problématique. Sa *Teinte* est uniforme et sa valeur est nettement supérieure à la valeur de la *Teinte* de la peau, quelque soit la couleur de la peau. Les images de la *Teinte* des quatre pieds étudiés ayant subi un seuillage passe-bas sont représentées sur la figure 5.14. Sur chacune des images, le seuillage ne suffit pas pour segmenter l'image en deux régions. En effet, des trous apparaissent dans le pied 3 et dans les trois autres images, il est possible de remarquer la présence de bruit. Un traitement supplémentaire doit être appliqué. Les opérations d'ouverture ou de fermeture morphologique semblent répondre au problème.

Figure 5.11 – Images des huit fonds et de leurs composantes *Saturation* et *Teinte*.

5.3.5 La morphologie mathématique

Les images ne correspondent pas au cas réel. En effet, le fond du système d'acquisition n'est pas homogène. Des objets comme les caméras sont présents. Il faut donc trouver un traitement qui

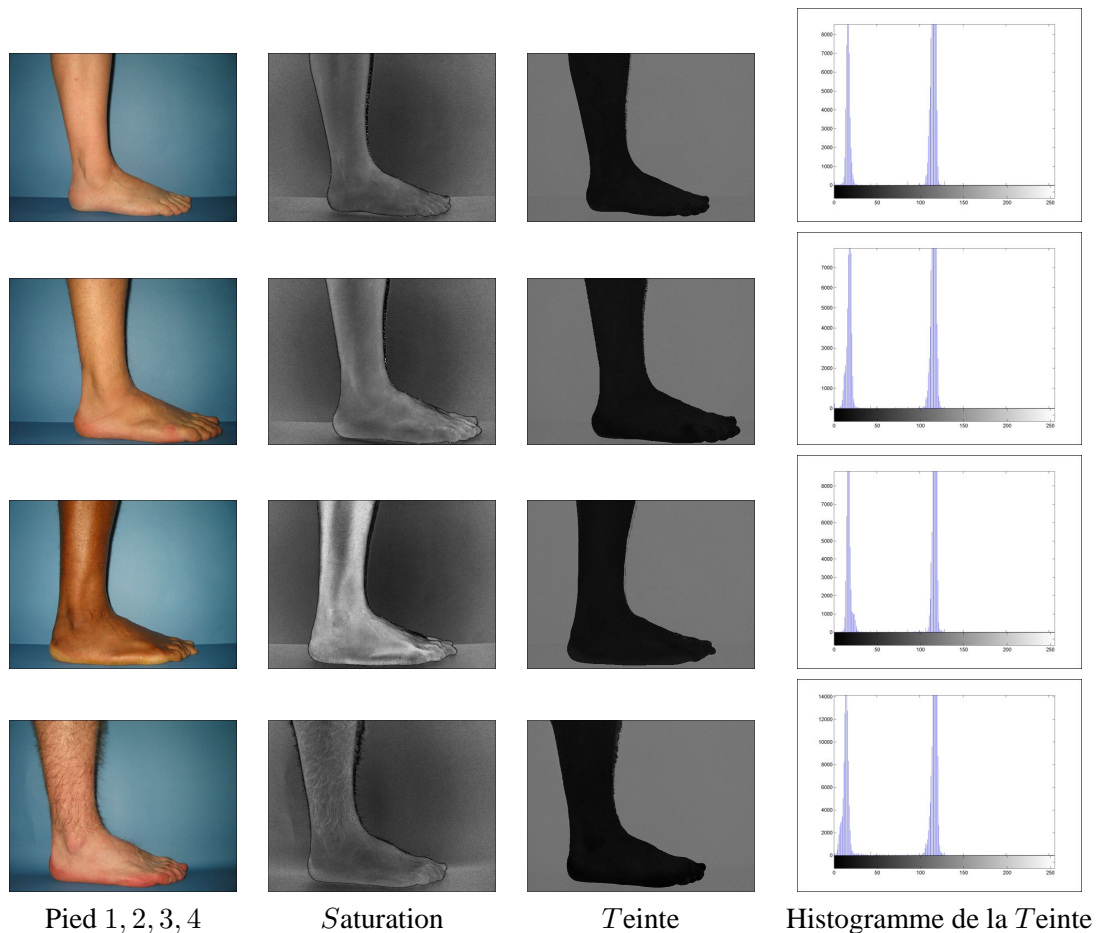


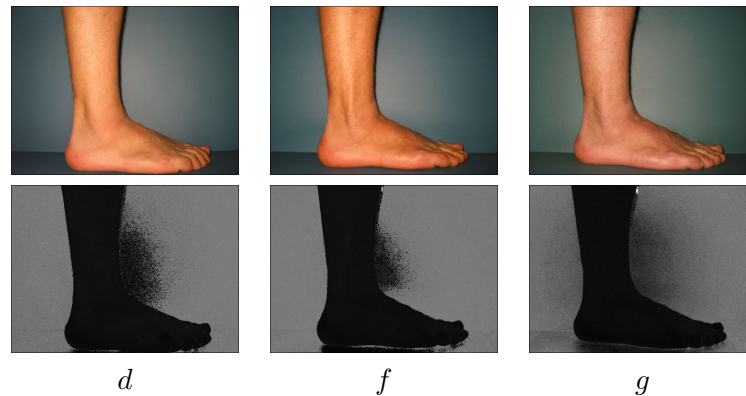
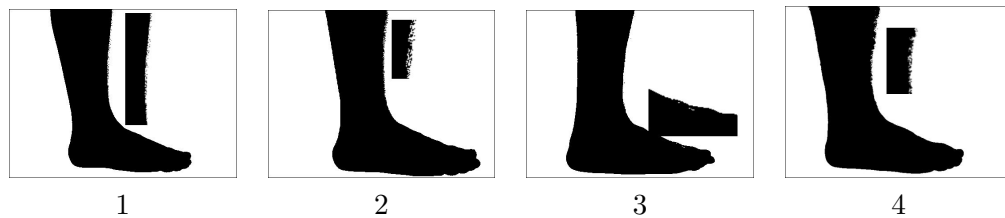
Figure 5.12 – Images des quatre pieds avec le fond c , leur composante *Saturation*, *Teinte* et l’histogramme de la *Teinte*.

permette d’éliminer des petits objets et de conserver l’objet principal dans une image binaire.

La morphologie mathématique introduite par *Matheron* et *Serra* au début des années 60 à l’école des Mines de Paris, offre des opérations de traitement d’image qui devraient résoudre le problème de segmentation. La morphologie mathématique est décrite précisément dans [Ser 82, Ser 88].

5.3.5.1 Rappels

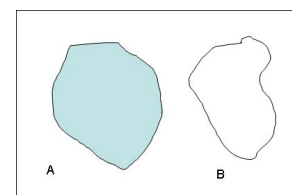
La morphologie mathématique est basée sur la théorie des ensembles. Pour une image, un ensemble correspond à un ensemble de pixels, de coordonnées. D’après *Cocquerez* et *Philipp* [Coc 95], "le concept de forme, que l’on peut considérer comme étant à l’origine de la morphologie mathématique, assimilé à la notion de structure au sens mathématique du terme, a été défini par la

Figure 5.13 – Images du pied 2 avec le fond d , f et g et leur *Teinte*.Figure 5.14 – Seuillage de la composante *Teinte* des quatre images de pied avec le fond c .

connaissance d'une famille de relations considérées comme possibles et la donnée d'une famille d'ensembles géométriques arbitraires mais explicites, appelés *éléments structurant*".

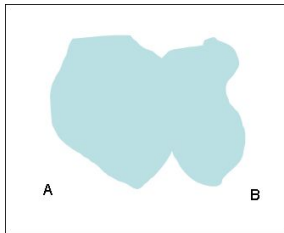
Les opérations de morphologie mathématique sont basées sur les opérateurs manipulant les ensembles. L'élément structurant conditionne l'opération effectuée. Dans le prochain paragraphe, les opérations élémentaires manipulant les ensembles sont citées. Les opérations de morphologie mathématique introduites par *Serra* ont été créées à partir des opérations sur les ensembles. Dans cette étude, uniquement l'application sur les images binaires est décrite. Néanmoins, la morphologie peut être appliquée sur les images en niveaux de gris mais aussi sur les images en couleur.

Les opérations de base Les opérations sont décrites pour deux ensembles A et B : Union, Intersection, Complément et Translation.

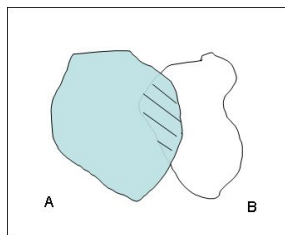


Les opérations de base pour deux ensembles A et B sont :

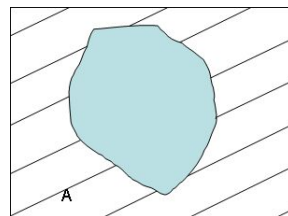
Union : $A \cup B = \{x \mid x \in A \text{ ou } x \in B\}$:



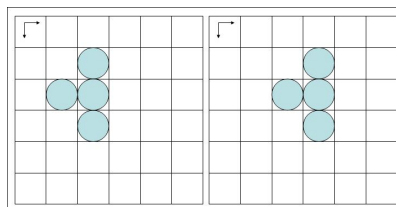
Intersection : $A \cap B = \{x \mid x \in A \text{ et } x \in B\}$:



Complément : $A^C = \{x \mid x \text{ n'appartient pas à } A\}$:



Translation : $(A)_C = \{x \mid x = a + c, a \in A\}$:



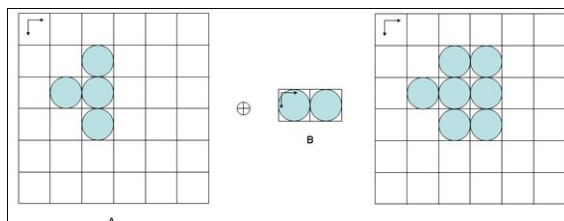
Les opérations de morphologie mathématique

La dilatation L'opérateur *dilatation* correspond à une translation suivie d'une union (équations 5.6 et 5.7). La figure 5.15 représente un exemple de dilatation d'une image A par un élément structurant simple², noté B .

$$A \oplus B = \{x \mid x = a + b, a \in A, b \in B, x \in A \text{ et } x \in (A)_b\} \quad (5.6)$$

$$A \oplus B = \cup_{b \in B} (A)_b \quad (5.7)$$

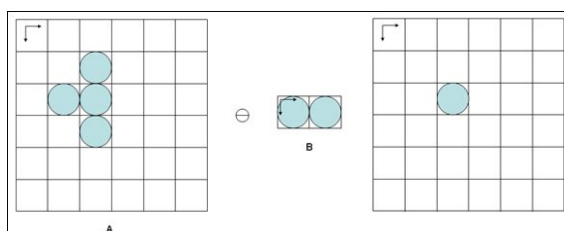
²Les formules proviennent des cours de M. Mignotte

Figure 5.15 – Opération de dilatation par l'élément structurant B .

L'érosion L'opérateur *érosion* correspond à une translation suivie d'une intersection (équations 5.8 et 5.9). La figure 5.16 représente un exemple d'érosion d'une image A par un élément structurant simple, noté B .

$$A \ominus B = \{x \mid x = a + b, \quad x \in A \text{ ou } x \in (A)_b\} \quad (5.8)$$

$$A \ominus B = \bigcap_{b \in B} (A)_b \quad (5.9)$$

Figure 5.16 – Opération d'érosion par l'élément structurant B .

Les opérations d'*érosion* et de *dilatation* sont les deux opérations de base de la morphologie mathématique. Une combinaison à partir de ces deux opérations permet de définir les opérations d'ouverture et de fermeture.

L'ouverture et la fermeture Une ouverture correspond à une opération d'érosion suivie d'une dilatation (équation 5.10). Elle permet d'éliminer des objets de petite taille dans l'image. La fermeture correspond à une dilatation suivie d'une érosion (équation 5.11). Elle permet de fermer des trous dans un objet.

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (5.10)$$

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (5.11)$$

Le gradient morphologique Le gradient morphologique est un opérateur de détection de contours, il correspond à la différence entre une étape d'érosion et de dilatation (équation 5.12).

$$G_M = (A \oplus B) - (A \ominus B) \quad (5.12)$$

Il existe bien évidemment d'autres opérateurs de morphologie mathématique qui ne sont pas cités ici mais qui pour la majorité d'entre eux dérivent des opérateurs décrits précédemment. Il est important de voir que les opérations de morphologie mathématique dépendent de la taille et de la forme des masques appliqués. Ces masques correspondent à l'élément structurant. En effet, pour un masque de taille (3x3), le résultat des différentes opérations décrites précédemment est représenté par la figure 5.17.

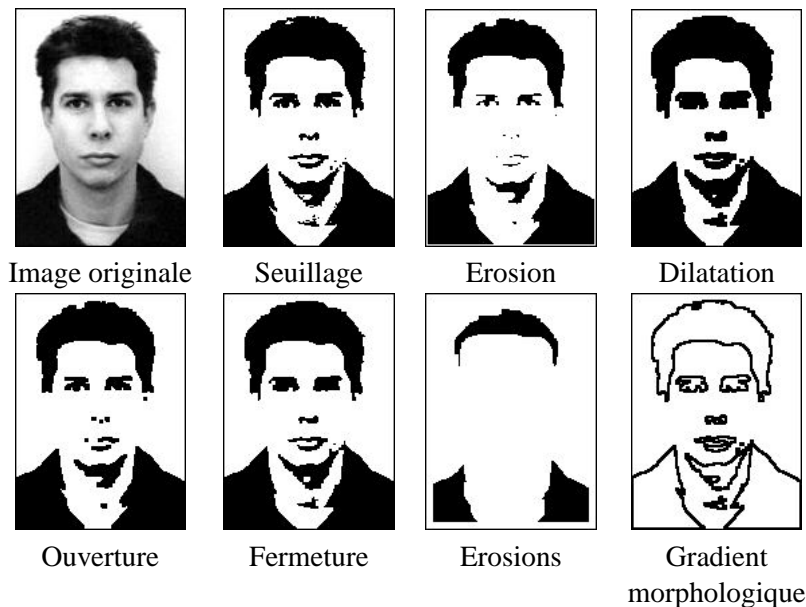


Figure 5.17 – Opérations de morphologie mathématique sur une image binaire avec un masque de taille (3x3).

5.3.5.2 Mise en œuvre

L'application d'une opération d'ouverture et de fermeture permet d'éliminer le bruit dans l'image et de remplir les trous des images de la figure 5.14. Ces opérations suffisent pour un environnement dont le fond de la scène est uni. La partie intéressante dans notre problématique correspond au pied et non à la jambe. Il y a, particulièrement pour le cas du pied 4, un défaut de segmentation au niveau de la jambe mais la segmentation du pied est satisfaisante. Cependant, le système d'acquisition n'est pas vide. Les deux images de la figure 5.19 représentent deux images du système obtenues par deux caméras montées en stéréovision. Le fond a été recouvert d'une

peinture dont la formule correspond à la référence de Pantone[®]. La transformation de l'espace couleur *RVB* à l'espace *TLS* donne une *Teinte* uniforme et très proche de celle du bleu 540*U* de la gamme Pantone[®] (figure 5.19). Les objets présents dans le système ne doivent pas être présents dans l'image. Ils doivent être éliminés.

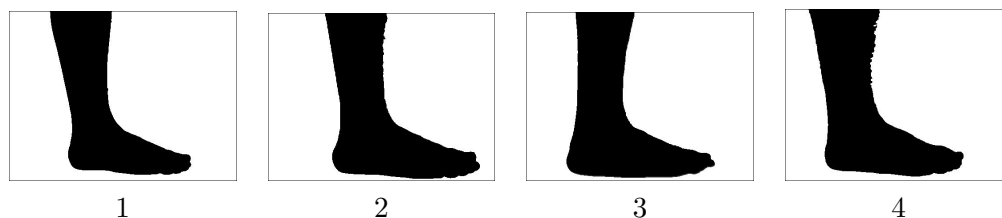


Figure 5.18 – Opérations d'ouverture et de fermeture sur les images seuillées de la composante *Teinte* des quatre images de pied avec le fond *c*.

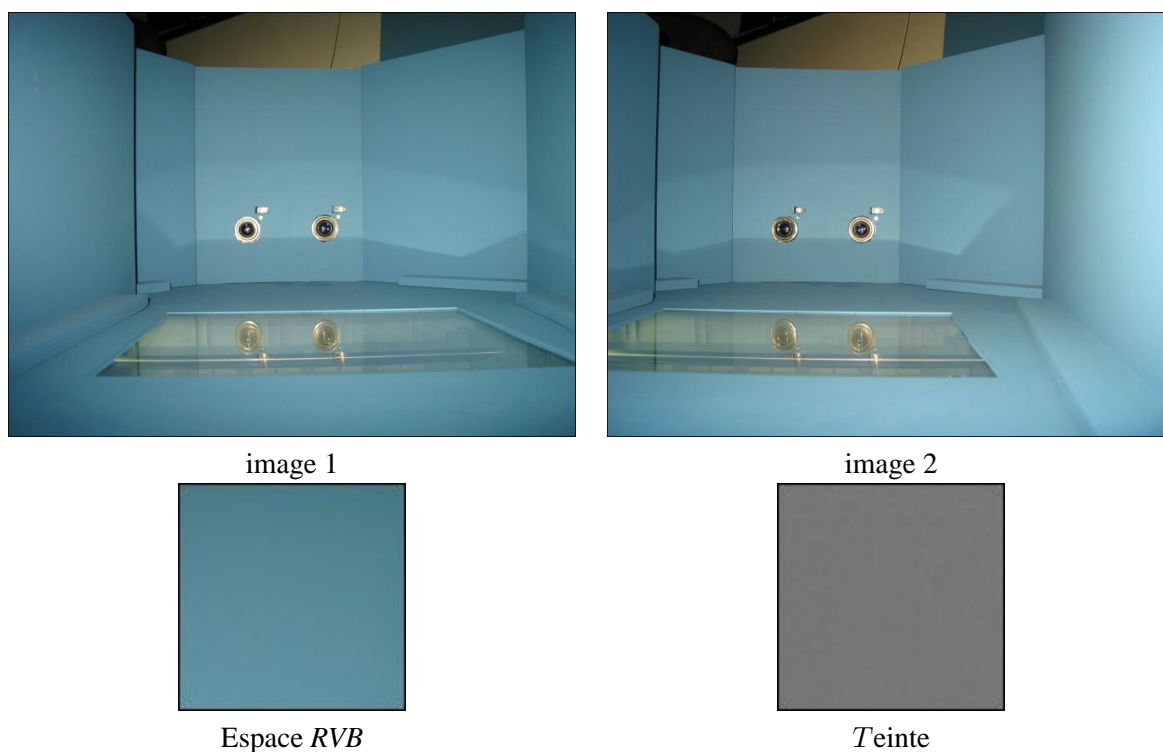


Figure 5.19 – Images du système d'acquisition obtenues par deux caméras en montage stéréovision et *Teinte* de l'application de la peinture.

5.3.5.3 La dilatation géodésique

Le principe Les éléments essentiels de la géodésie numérique ont été découverts par *Beucher* et *Meyer* dans les années 80 [Beu 90, Mey 90]. *Vincent* [Vin 93], *Soille* [Soi 91] et *Vachier* [Vac 95] l'ont complétée par d'importantes contributions algorithmiques.

Une application particulière appelée dilatation géodésique permet d'éliminer du bruit dans une image et de conserver l'objet principal de l'image. C'est la problématique de notre étude : éliminer les petits objets de l'image et ne conserver que l'objet-pied. Le principe de la dilatation géodésique consiste en une série de plusieurs érosions afin de ne garder dans l'image que l'objet principal. Ensuite, pour le reconstruire comme dans l'image d'origine, une dilatation est effectuée suivie d'une intersection entre l'image de départ et l'image dilatée, cette opération correspond à un "ET" logique. Ensuite, une dilatation est effectuée à nouveau, c'est une opération itérative. Pour arrêter le processus, il faut rechercher une solution qui converge. Pour cela l'erreur est calculée entre l'image obtenue après l'intersection et celle avant l'entrée à nouveau dans le processus. Quand l'erreur vaut 0, le processus est stoppé, en d'autres termes, quand il n'y a plus aucun pixel de différence. La dilatation géodésique peut se définir comme la reconstruction d'objet à partir de marqueur. Le marqueur correspond à l'objet présent dans l'image après une série d'érosions. Il est défini de la manière suivante :

Soit un ensemble A , soit M l'érodé multiple de A . Soit B un élément structurant, un masque de dimension (3x3). L'algorithme est défini par :

$$C_{A/M}^{k+1} = (C_{A/M}^k \oplus B) \cap A \quad C_{A/M}^0 = M \quad (5.13)$$

Les résultats Pour mettre en place la dilatation géodésique, un seuil doit être fixé. Ce dernier correspond au nombre d'érosions appliquées à l'image originale. Plus il est grand, plus le nombre d'objets présents dans l'image est diminué. La figure 5.20 illustre ceci sur une image standard de la morphologie mathématique. Le masque utilisé est un masque carré de dimension (3x3). En augmentant le nombre d'itérations, les objets sont éliminés par la dilatation géodésique.

La figure 5.21 représente les résultats de la dilatation géodésique après trente érosions sur l'image seuillée de la *Teinte*. Tous les objets différents du pied sont éliminés (scanner, objectif de la caméra, fond du système. . .). De plus, une opération d'ouverture et de fermeture sont effectuées pour éliminer les trous à l'intérieur du pied. Si l'objet devant être conservé a la moindre connexité avec un autre objet de l'image, celui-ci sera considéré comme un tout indissociable et sera pris en compte, c'est le cas notamment du reflet dans la vitre. L'algorithme mis en place est un algorithme de détection de la peau. En effet, tous les pixels appartenant à la peau sont détectés y compris le reflet sur la plaque vitrée. Le reflet doit être éliminé par un traitement spécifique.

Néanmoins, la dilatation géodésique semble être une solution appropriée pour une étape de pré-segmentation.

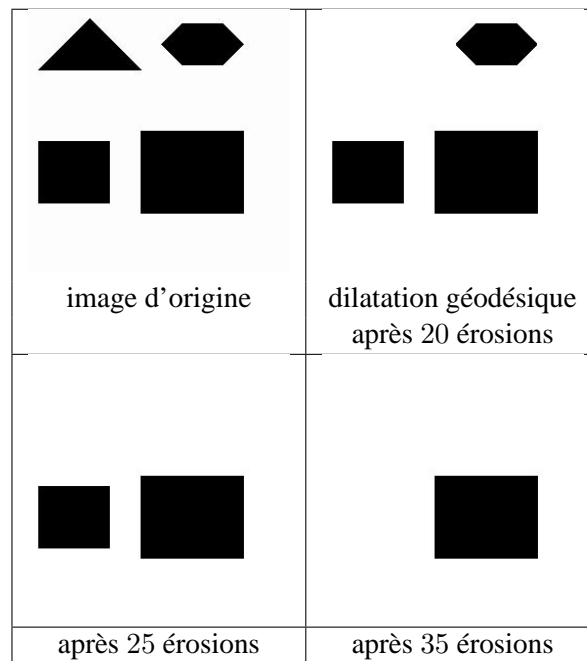
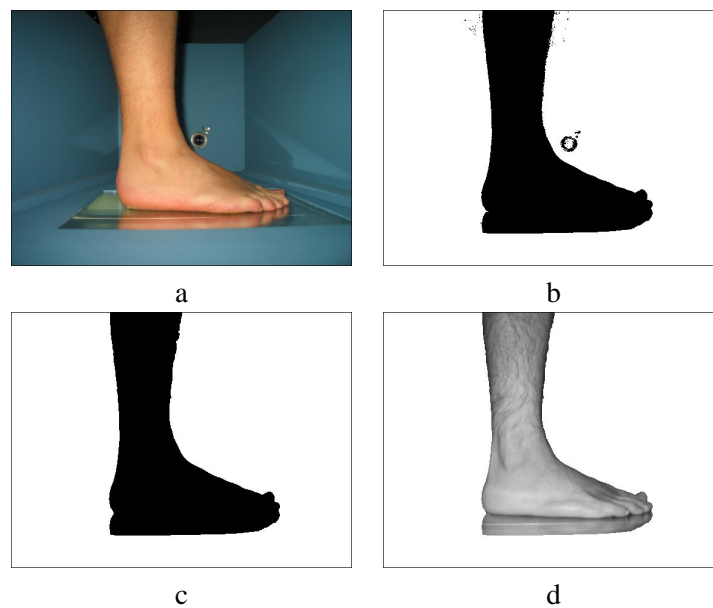


Figure 5.20 – Résultats d'une dilatation géodésique.

Figure 5.21 – *a* : image d'origine, *b* : Teinte seuillée, *c* : dilatation géodésique, *d* : segmentation de l'image.

5.3.6 Conclusion : pré-segmentation

Dans cette étude, l'approche décrite pour permettre d'extraire les pixels appartenant au pied dans l'image consiste en une succession de traitements : *Changement d'espace couleur*, *composante Teinte*, *Seuillage* et *Dilatation géodésique*. Il est possible désormais de parler de "peau" plutôt que de "pied". En effet, l'approche peut être utilisée pour n'importe quelle partie de l'épiderme du corps humain. La question de l'élimination du reflet sera traitée ultérieurement car le traitement de la plante du pied n'a pas été explicité. Il faut cependant valider la méthode sur n'importe quel type de pied : type de peau, âge, pathologie. . .

5.4 Application de la méthode de pré-segmentation

Afin de valider la méthode, les traitements appliqués doivent donner des résultats similaires quelque soit les variations présentes dans l'image. L'étude a montré que l'algorithme fonctionne pour n'importe quelle couleur de peau. La couleur a été testée dans la totalité de l'image. Que se passe t'il s'il existe une variation locale de la couleur avec une présence d'un mélanome ou d'une cicatrice. Le gradient couleur connaîtra localement une variation importante, c'est aussi une variation de la texture de la peau. Pour la forme, il faut aussi pouvoir être capable de valider l'algorithme. Pour ces différentes raisons, des images de mélanomes, de cicatrices et de différentes pathologies ont été utilisées pour expérimenter la méthode.

Huit images de mélanomes parmi vingt images testées, très représentatives de la population ont été choisies pour ce mémoire. Elles sont représentées par la figure 5.22-*a*. Ces images ont été prises sur internet grâce au moteur de recherche d'images : *google*³ avec l'envoi de deux requêtes : *mélanome* et *cicatrice*. Ces images n'ont donc pas été acquises dans les mêmes conditions que notre système. De plus, ces dernières sont au format *JPG* avec un fort taux de compression. Cependant, ces images offrent les conditions suffisantes pour pouvoir tester notre méthode.

Huit images de cicatrices parmi vingt images testées, ont été choisies pour ce mémoire. Elles sont représentées par la figure 5.23-*a*. Ce sont soit des cicatrices dues à une opération chirurgicale, soit à des fortes variations locales du gradient couleur. A la différence des images de mélanomes précédemment décrites, ces images ne présentent pas de bonnes conditions pour expérimenter notre méthode. En effet, un fond est présent dans chacune d'entre elles. Les trois premières sont des images de pieds et les cinq autres sont des images de mains.

Pour les images de pathologies du pied, quatre images parmi une dizaine d'images ont été choisies. Ces images ont été acquises dans un cabinet de podologie avec une des caméras du système sur le fond choisi. Celles-ci ont été obtenues dans les mêmes conditions que le système d'acquisition : même fond, même caméra, même éclairage. Elles sont représentées par la figure 5.24-*a*. La première représente une entorse, la deuxième un *Hallux Valgus*⁴, la troisième un pied plat d'enfant et la quatrième la maladie de l'homme de pierre d'un adolescent.

³<http://www.google.com/imghp>

⁴*cf.* chapitre 1

5.4.1 Les mélanomes

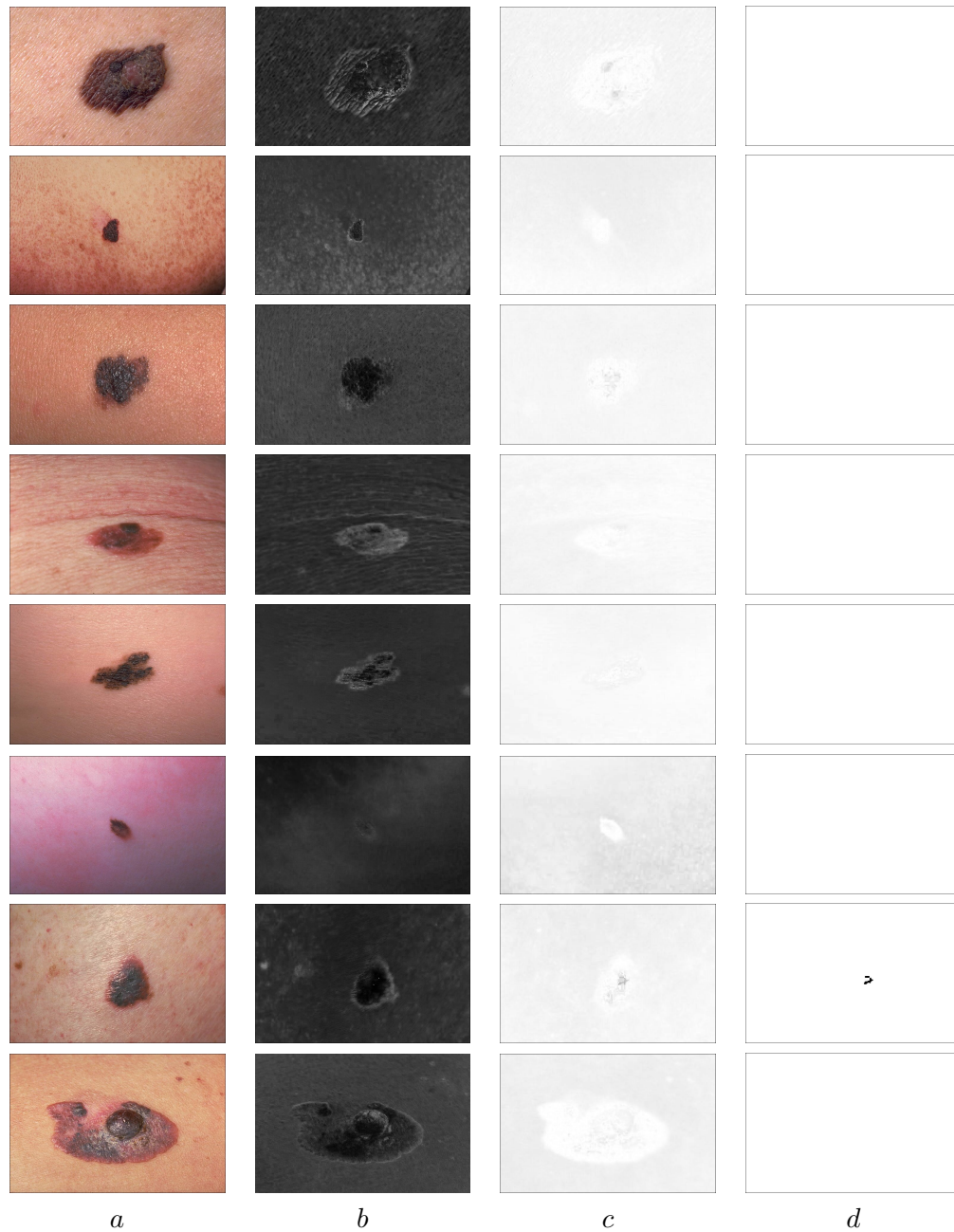
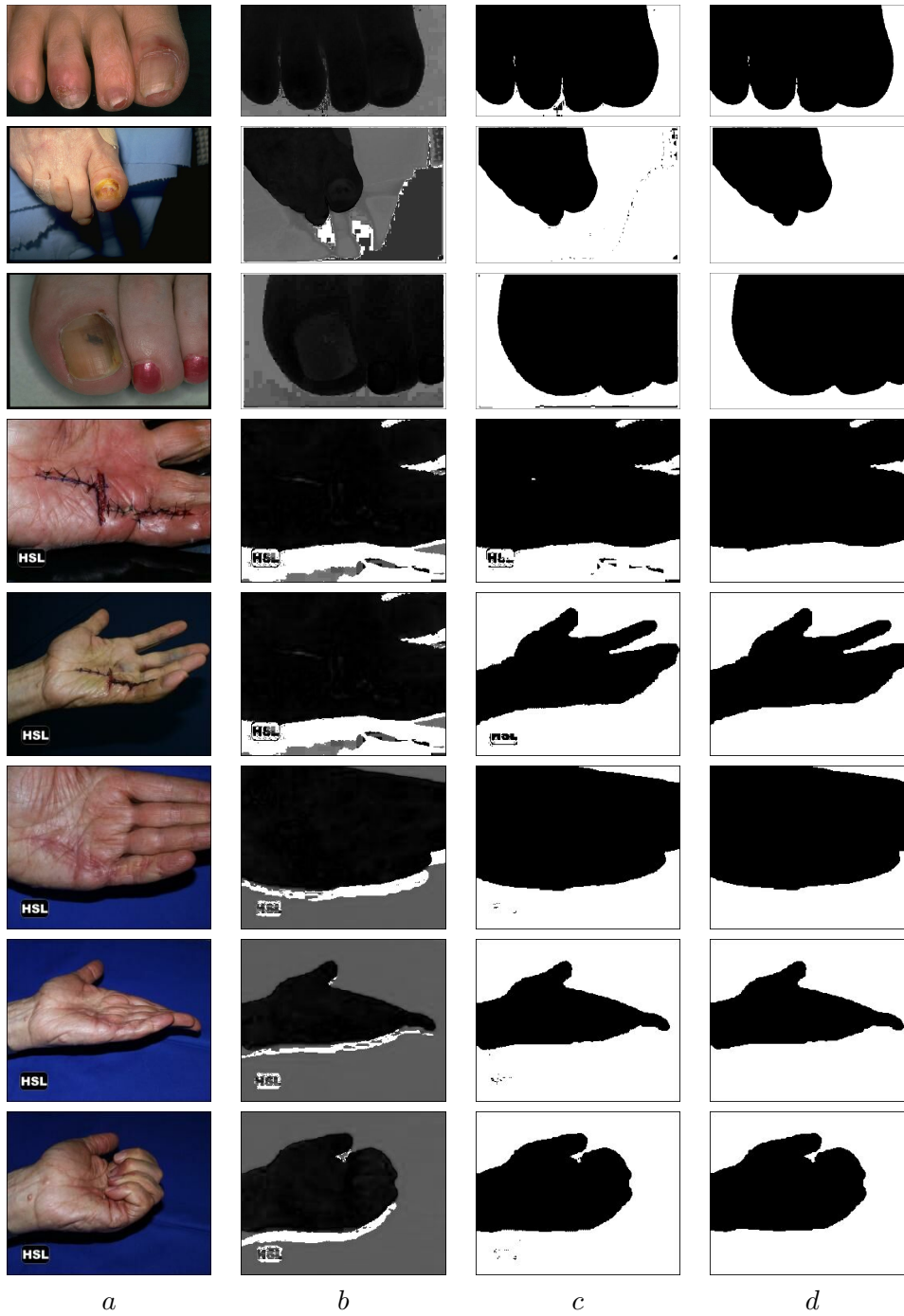


Figure 5.22 – *a* : image originale de mélanome, *b* : Saturation, *c* : négatif de la Teinte, *d* : négatif de la dilatation géodésique.

5.4.2 Les cicatrices

Figure 5.23 – *a* : image originale, *b* : Teinte, *c* : seuillage, *d* : dilatation géodésique.

5.4.3 Les pathologies

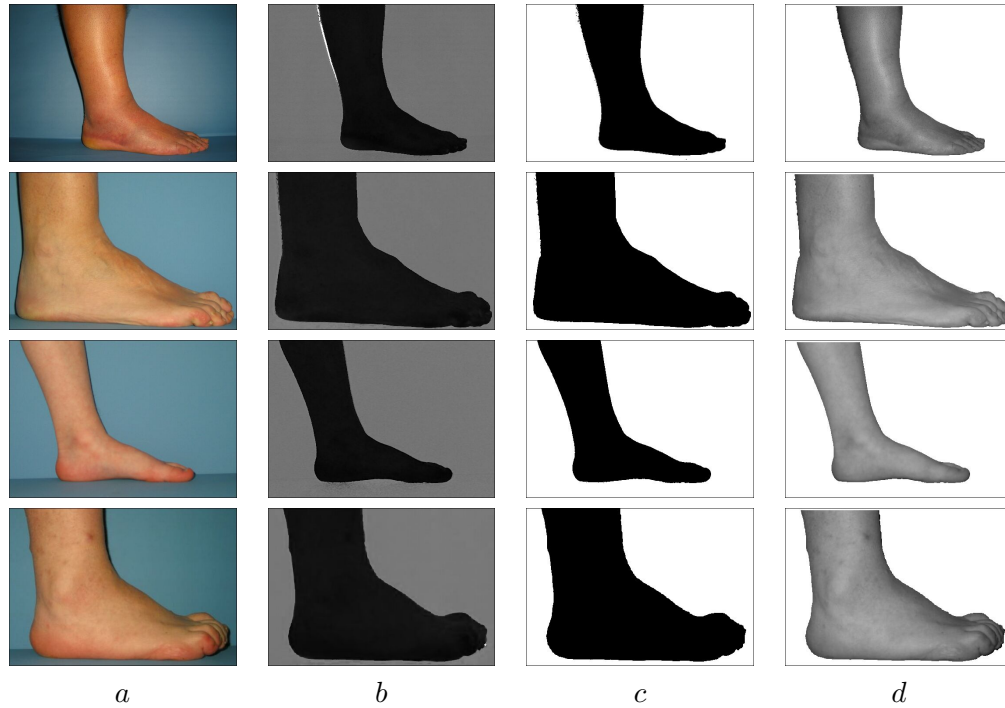


Figure 5.24 – *a* : image originale, *b* : Teinte, *c* : dilatation géodésique, *d* : segmentation.

5.4.4 Les résultats

Les résultats sont représentés par les figures 5.22, 5.23 et 5.24.

5.4.4.1 Les mélanomes

La figure 5.22-*b* représente la composante *Saturation*. La figure 5.22-*c* représente la composante *Teinte*. Le négatif de l'image a été préféré par souci de clarté dans la visualisation. La figure 5.22-*d* montre le résultat de la dilatation géodésique après seuillage. Comme pour l'image de la *Teinte*, le négatif de l'image a été préféré. Les huit images montrent une composante *Saturation* relativement faible mais suffisante pour prendre en compte la *Teinte*. Le passage de l'image *RVB* à l'image de la *Teinte* fait quasiment disparaître tous les mélanomes. Enfin, après l'application du traitement du seuillage et de la dilatation géodésique, sept mélanomes sur huit ont été éliminés. Ils ont été détectés avec la peau, c'est-à-dire qu'ils sont considérés comme de la peau. C'est le résultat souhaité. Néanmoins, un mélanome est encore présent après l'application du traitement. Il est évident qu'il sera éliminé dans l'image acquise par le système. En effet, la taille du mélanome sera

nettement inférieure à la taille du masque de morphologie mathématique. L'opération d'ouverture et de fermeture élimineront les pixels restants des mélanomes.

5.4.4.2 Les cicatrices

La figure 5.23-*b* représente la composante *T*einte. La figure 5.23-*c* représente l'application du seuillage. La figure 5.23-*d* montre le résultat de la dilatation géodésique. Dans ces différentes images, le fond de la scène ne présente aucun intérêt. Ce sont les variations locales de la peau par la présence de cicatrices qui sont importantes. La visualisation du traitement montre une élimination ou une détection similaire à la peau de la cicatrice ou de la variation de gradient que cela soit pour les images des cinq mains que des trois pieds. La deuxième image (celle de la deuxième ligne) montre l'élimination du pansement. Ceci est très important pour les cas de patients diabétique qui ont souvent des cicatrices pansées et pour lesquels il est inimaginable d'enlever le pansement pour faire la prise de mesures.

5.4.4.3 Les pathologies

La figure 5.24-*b* représente la composante *T*einte. La figure 5.24-*c* représente le résultat de la dilatation géodésique. La figure 5.24-*d* montre le résultat de la segmentation. La pathologie du pied n'a aucune influence sur le traitement de la détection de la peau, ici seulement quatre cas sont illustrés, mais les résultats obtenus pour les autres pathologies sont identiques.

5.5 La plante du pied

Les informations extraites de la plante du pied par le podologue permettent de fabriquer une semelle et une chaussure orthopédique. La semelle orthopédique ou de compensation représente 50 % des cas rencontrés. Pour sa fabrication, les contours de la plante et les points de pression doivent être extraits. Ceux-ci sont obtenus par l'utilisation d'une empreinte encrée⁵ représentée sur la figure 5.25. Cette figure est une digitalisation de la fiche de fabrication d'une semelle orthopédique. Il est évident que la mesure est très imprécise et que la réussite de la prise de mesure provient de l'expérience du podologue.

Dans les choix du système d'acquisition, une caméra linéaire a été préférée à une caméra classique.

Le problème principal de la plante du pied provient du fait que le pied doit être pris avec la personne en position debout, afin d'obtenir les informations d'appui du corps et d'acquiescer le pied avec les déformations dues à cette position. Ainsi, le pied est posé sur une plaque transparente, celle-ci est disposée entre le pied du patient et la caméra. En conséquence, dans l'image acquise du bruit sera présent dû à de la poussière et à des traces d'empreintes. Le problème resterait le même par l'utilisation d'une caméra classique, puisqu'il faudrait utiliser une plaque. Afin d'étalonner

⁵cf. chapitre 1

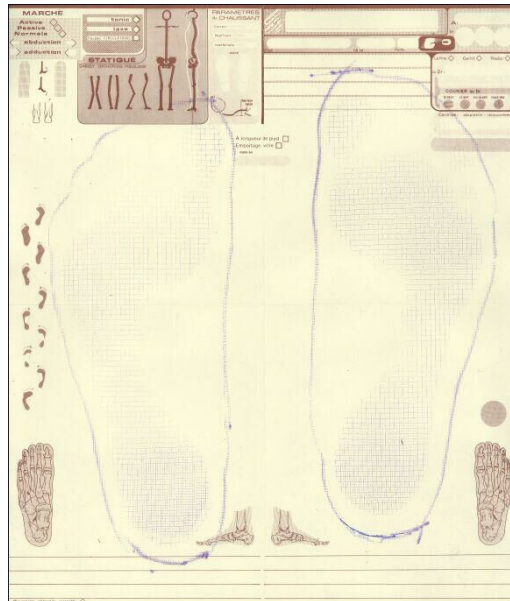


Figure 5.25 – Digitalisation de l'empreinte encrée obtenue par un podologue-orthésiste.

le système pour déterminer le rapport $mm/pixels$, une mire est disposée entre la plaque et le scanner. Elle est obtenue simplement par l'impression de droites rouges par une imprimante laser haute résolution. L'image à acquérir est composée en fait de deux images : l'image de la plante du pied et celle de la mire d'étalonnage (figure 5.26, voir chapitre 4).

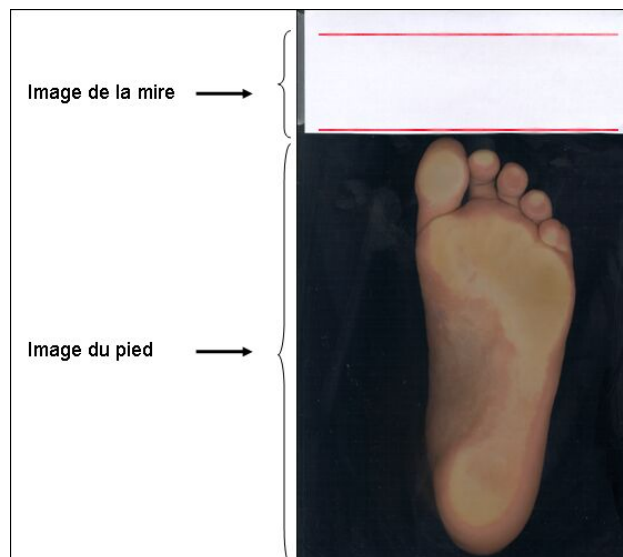


Figure 5.26 – Image acquise par la caméra linéaire.

5.5.1 Le traitement appliqué aux images

Le traitement à appliquer à l'image est divisé en deux parties : le traitement de la plante du pied et celui de la mire d'étalonnage. Celui de la mire est explicité dans le chapitre 4 intitulé : "*La méthode d'étalonnage du système d'acquisition 3D*".

Pour l'image globale, la méthode doit permettre de s'affranchir des problèmes rencontrés dûs à une utilisation quotidienne du système comme la présence de traces d'empreintes ou de poussière même si pour des raisons d'hygiène la plaque est nettoyée avant chaque acquisition pour un nouveau patient.

La problématique est identique aux images obtenues par le système d'acquisition : conserver uniquement les pixels de l'objet principal de l'image. L'objet en question est une image de la peau, il est donc intéressant d'appliquer le même traitement que pour les autres images (changement d'espace : *Teinte, Seuillage, Dilatation géodésique*).

5.5.2 Résultats

Afin de valider la méthodologie, la méthode de segmentation a été expérimentée sur plusieurs cas réels.

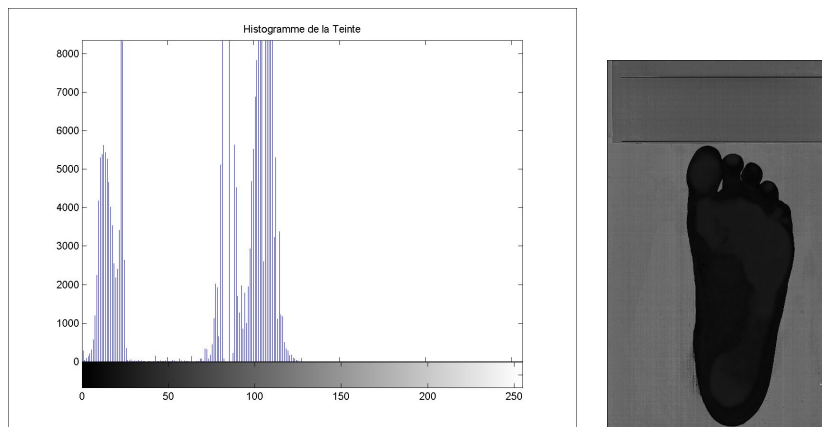
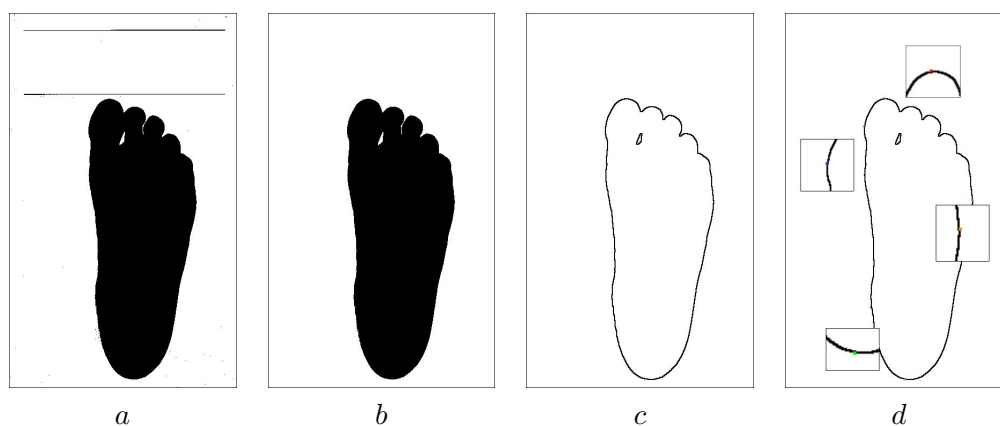
5.5.2.1 Le traitement d'image

L'étude menée sur une vingtaine de pieds principalement adultes et "normaux" a montré que la *Teinte* n'est pas uniforme pour la plante du pied mais cette composante permet d'obtenir une pré-segmentation du pied en mettant en évidence deux zones dont la zone d'appui. L'histogramme de la *Teinte* montre que les valeurs ne dépassent pas le niveau 40 pour des images codées sur huit bits (figure 5.27). L'histogramme présente deux modes, le premier correspond aux pixels du pied avec du bruit et le deuxième au fond avec la mire. Cette interprétation peut être étendue à l'ensemble des vingt images acquises.

Pour éliminer les points du fond, un seuillage fixé à 40 est appliqué (image-*a* de la figure 5.28). Ce seuil a été choisi empiriquement sur les vingt pieds étudiés. Le résultat de la dilatation géodésique est montré par l'image-*b* de la figure 5.28. Cette image est le résultat de la segmentation. Ensuite, pour détecter les contours, des filtres "passe-haut" peuvent être utilisés tels *Sobel, Prewitt, Roberts* [Hor 93] sur l'image segmentée. Cependant, l'opérateur gradient morphologique a été préféré pour homogénéiser les traitements. Le résultat est représenté par l'image-*c* de la figure 5.28.

Pour la fabrication de la semelle, la largeur et la pointure du pied sont des informations importantes. Afin de les extraire, une méthode recherchant les points de courbure permet d'extraire quatre points appelés extrema, ces points permettent de calculer la pointure et la largeur du pied, ils sont montrés sur l'image-*d* de la figure 5.28.

L'image de la *Teinte* segmentée (figure 5.29) montre deux régions qui sont très proches en

Figure 5.27 – Histogramme et image de la *Teinte*.Figure 5.28 – *a* : image seuillée de la *Teinte*, *b* : dilatation géodésique, *c* : image gradient morphologique, *d* : détection des quatre extrema.

niveaux de gris et très sombres. L'œil humain ne peut pas les distinguer. Un étirement de contraste permet d'étaler les niveaux de gris de l'image entre 0 et 255.

Cependant, dans l'image, le fond est blanc et l'expérience a montré qu'il est possible de rencontrer certains types de pied donnant des pixels de la composante *Teinte* à une valeur de 255. La formule à appliquer est donc donnée par l'équation 5.14, où la valeur maximale correspond en fait au deuxième maximum des niveaux de gris présents dans l'image. Le résultat de ce traitement est montré sur la figure 5.30. Les points de pression sont directement visualisés et exploitables.

$$x' = (x - \min) * \frac{255}{|\max_2 - \min|} \quad (5.14)$$

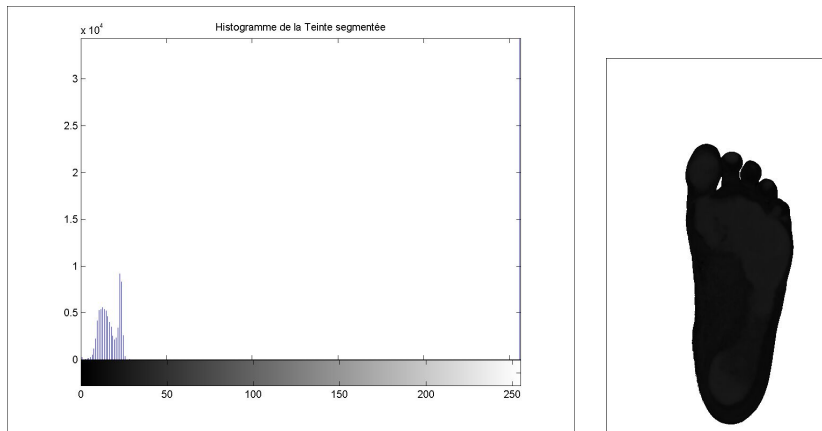


Figure 5.29 – Histogramme et image de la *Teinte* segmentée.

$\left\{ \begin{array}{l} \text{où } x \text{ représente la valeur à modifier des niveaux de gris,} \\ x' \text{ représente la nouvelle valeur des niveaux de gris,} \\ \text{min représente la valeur minimale des niveaux de gris,} \\ \text{max}_2 \text{ représente la deuxième valeur maximale des niveaux de gris} \end{array} \right.$

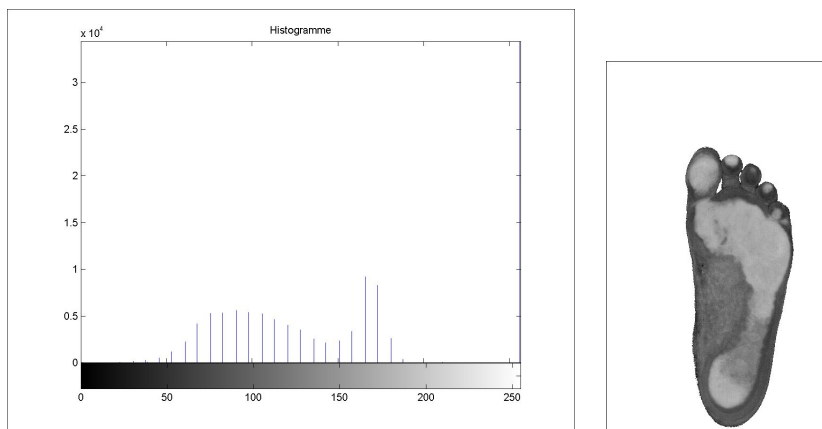


Figure 5.30 – Histogramme et image de la *Teinte* segmentée après étirement de contraste.

La pointure et la largeur du pied peuvent être déterminés grâce aux quatre extrema détectés dans l'image, mais leurs valeurs restent relatives tant que l'étalonnage n'a pas été effectué.

5.5.3 Application de la méthode pour des cas spécifiques

La méthode décrite ici doit pouvoir être appliquée pour des cas où des cales de compensations sont utilisées pour disposer le pied du patient dans des positions spécifiques. Ces cales sont souvent en liège et disposées sous le talon pour rehausser le pied ou dans le creux de la plante pour compenser la voûte d'un pied creux. De plus certaines personnes âgées ou handicapées ont des bas de contention qu'il est difficile d'enlever pour la prise de mesures. Afin d'expérimenter la méthode sur de tels cas, cinq acquisitions ont été effectuées. La première a consisté à prendre l'image d'une plaque de liège et à tester le traitement sur cette image (figure 5.31). Le traitement détecte le liège comme la peau, celui-ci présente une teinte dont la valeur se rapproche de la peau (image *b* de la figure 5.31). Une deuxième série d'acquisitions a été effectuée pour acquérir le pied avec différentes cales de compensation et un bas de contention (images *a*, *b*, *c* et *d* de la figure 5.32). Le résultat de l'application du traitement spécifique est montré par les images *e*, *f*, *g* et *h* de la figure 5.33. Tous les cas rencontrés donnent des résultats satisfaisants. En effet, quelque soit la teinte du bas généralement beige ou noire, quelque soit son opacité, le traitement segmente parfaitement le pied. En revanche, les points d'appui du pied apparaissent moins nets puisque l'algorithme travaille sur les pixels de la peau et non du bas de contention.

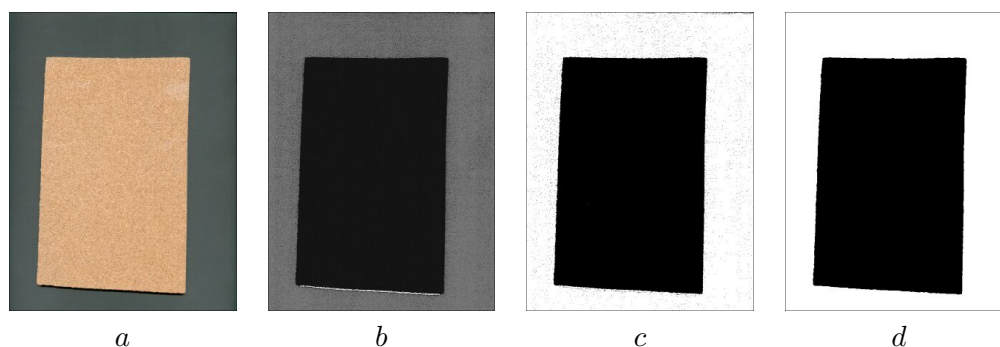


Figure 5.31 – *a* : image originale, *b* : sa Teinte, *c* : seuillage, *d* : dilatation géodésique.

5.5.4 Conclusion pour le traitement appliqué à la plante du pied

Le traitement appliqué à la plante du pied est similaire aux autres images obtenues par le système d'acquisition. L'information de la teinte étalée par un étirement d'histogramme spécifique est rajoutée pour obtenir les points de pression. L'ensemble des traitements est récapitulé par le schéma synoptique de la figure 5.34.

L'image finale représentée par la figure 5.35-*b* et obtenue par le système est imprimée en taille réelle sur la même fiche de fabrication que la figure 5.35-*a*. En comparant les deux résultats obtenus manuellement et par traitement numérique et malgré l'expérience avérée du podo-orthésiste, le traitement spécifique est meilleur. En effet, la résolution correspond à celle du scanner. Les points de pression apparaissent très clairement et il est possible de voir des zones d'hyper ap-

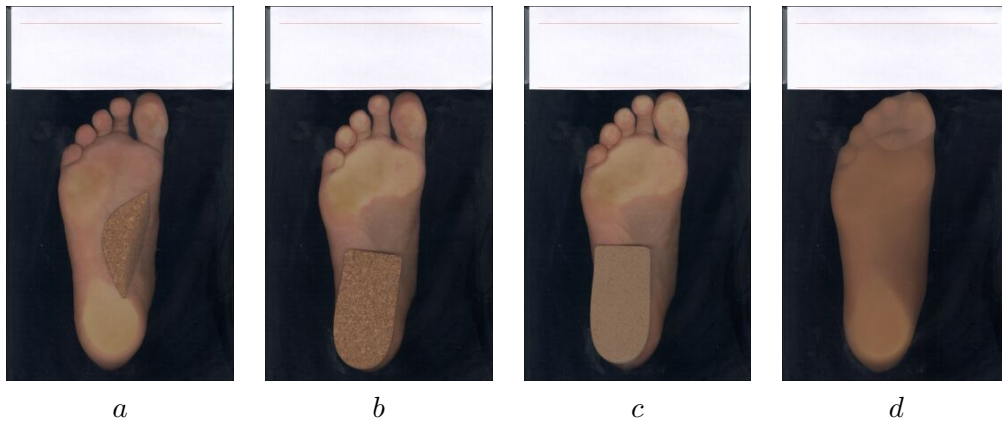


Figure 5.32 – *a* : image avec une cale de compensation, *b* et *c* : images avec talonnette, *d* : image avec bas de contention.

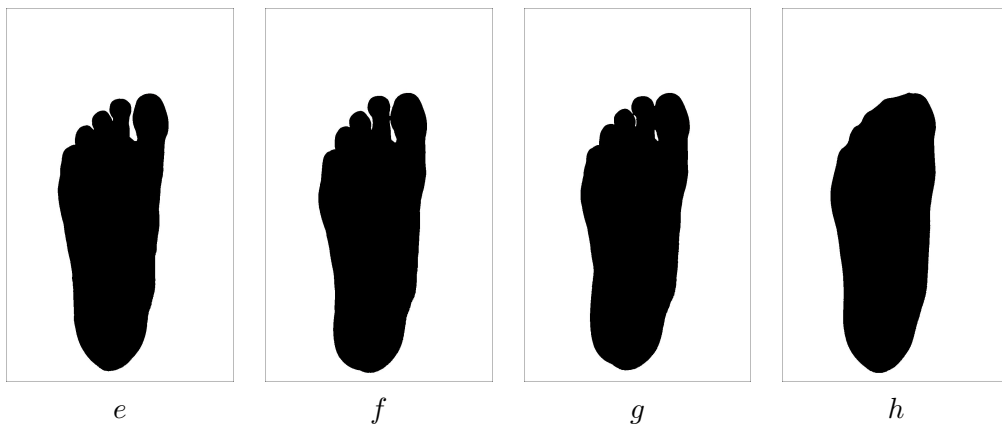


Figure 5.33 – *e*, *f*, *g* et *h* : résultats de la dilatation géodésique.

puis très utiles pour la réalisation des orthèses. L'annexe C de ce mémoire présente plusieurs cas spécifiques traités.

En fait, le système 3D développé contient un système d'acquisition 2D pouvant traiter les plantes de pieds et extraire les informations nécessaires pour la fabrication de semelles orthopédiques mais aussi pouvant aussi donner les premières informations pour la fabrication de chaussures orthopédiques.

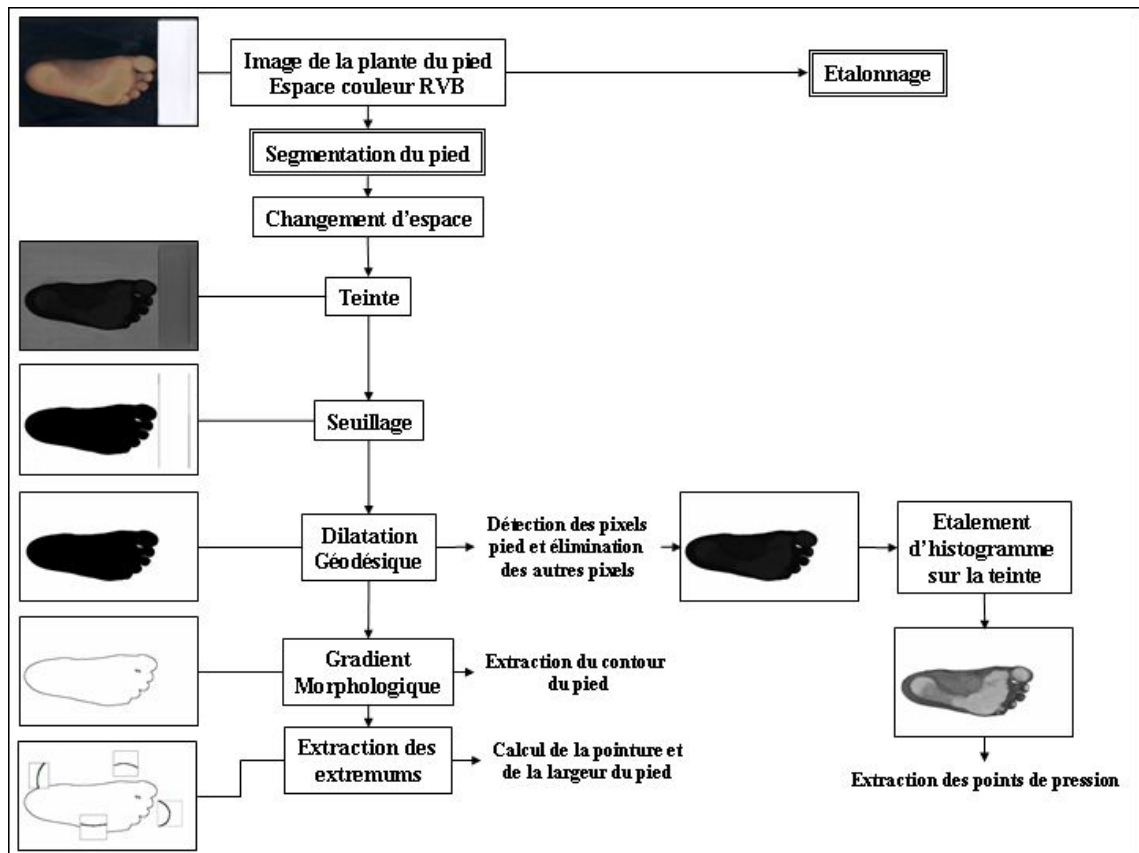


Figure 5.34 – Schéma synoptique récapitulant les traitements appliqués à l'image de la plante du pied.

5.6 Le traitement du reflet

L'élimination du reflet est un problème délicat à résoudre. Le reflet correspond à la réflexion de l'éclairage du pied sur la vitre de la caméra linéaire. Ce problème peut être envisagé de différentes façons. La solution peut être tout aussi matérielle qu'algorithmique. En effet, il existe sur le marché des matériaux anti-reflets et de nombreux travaux de recherche portent sur l'élimination d'ombres ou de reflets dans les images [Izq 03]. La solution peut venir de l'éclairage mais celui-ci ne doit pas être modifié pour ne pas changer la combinaison du fond de la scène obtenu dans l'image avec l'éclairage permettant d'obtenir la pré-segmentation.

5.6.1 Solution algorithmique

Sur l'image de la figure 5.36-b, il est possible de voir un fort gradient vertical correspondant à la limite entre le pied sur la plaque et le reflet de la peau. Un simple algorithme pourrait consister

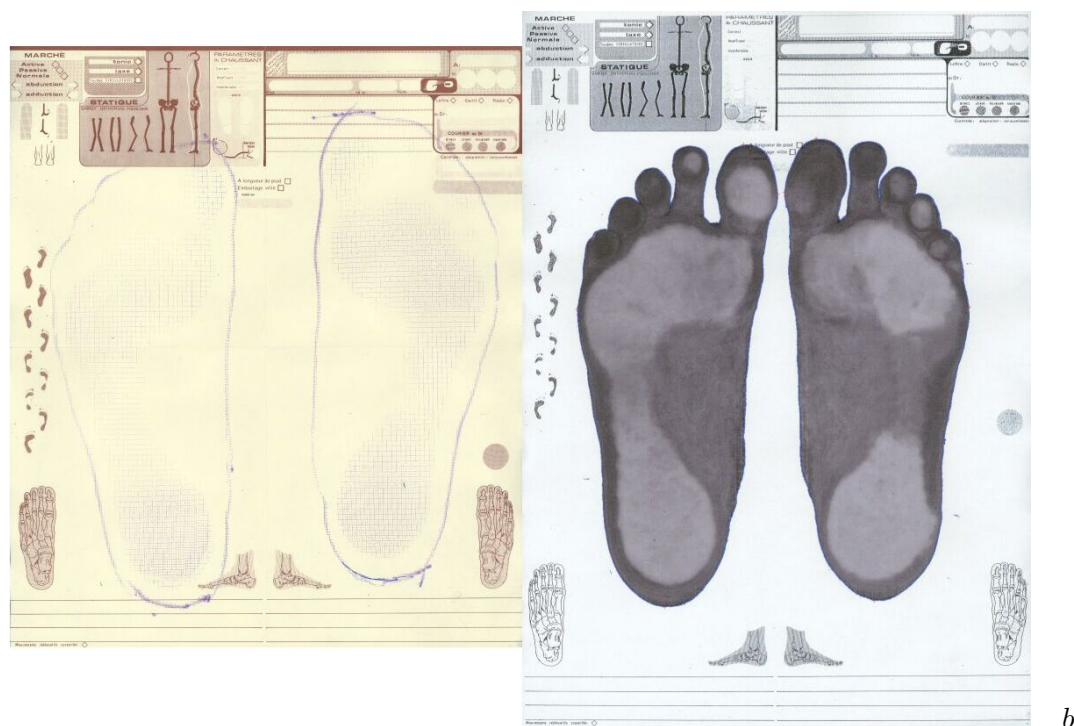


Figure 5.35 – *a* : digitalisation de l’empreinte encrée obtenue par un podo-orthésiste, *b* : impression de l’empreinte obtenue par le traitement spécifique de la plante du pied, les contours sont représentés en bleu, les extrema par une croix rouge.

à détecter cette forte variation de gradient puis à remplir la forme la plus grande en utilisant des algorithmes appelés en Anglais "flood-fill". L’idée est de détecter le contour de la forme dans sa globalité plus le contour correspondant à la limite entre le pied et son reflet. L’image ne contient plus que des formes dont les contours sont fermés. Un algorithme de remplissage peut être utilisé pour ne détecter qu’une seule forme.

L’image de départ est l’image obtenue par l’étape de pré-segmentation décrite précédemment (figure 5.36-*a*). Le calcul du gradient par approximation de *Sobel* est visualisable (figure 5.36-*b*). Un simple seuillage ne suffit pas pour détecter le contour parfaitement sur l’image du gradient et en particulier la limite entre le pied et son reflet (image *c* de la figure 5.36). Il est donc difficile de rendre le traitement générique à tous les types de pied. Des opérations de morphologie mathématique peuvent être appliquées afin de fermer le contour. L’application de l’algorithme du "flood-fill" permet de détecter la forme supérieure. Cet algorithme consiste à remplir une forme dont les contours sont fermés. Le principe consiste à se placer sur un pixel de la forme puis à regarder ses voisins dans un voisinage 8-connexe ou 4-connexe. Si le voisin regardé a le même attribut (la plupart du temps : la couleur) que le pixel de départ, on regarde ses voisins. . . La récursivité ne peut pas être appliquée car le nombre d’appels de fonctions est trop important. Pour s’affranchir de ce problème, il faut stocker les voisins dans un tableau temporaire que l’on alloue et désalloue

pendant le déroulement de l'algorithme. Le résultat de cet algorithme est visualisable sur la figure 5.36-*d*. Dans cette image, quatre objets sont présents : les contours, le fond, la forme inférieure ou reflet et la forme supérieure ou pied. Si seuls les pixels appartenant au pied sont conservés, les contours disparaissent (figure 5.36-*e*). Une étape de fermeture et de dilatation avec un masque (3x3) est appliquée afin de retrouver la forme initiale du pied et d'obtenir l'image de la figure 5.36-*f*.

Néanmoins, le résultat obtenu n'est pas satisfaisant, la segmentation n'est pas parfaite, des pixels sont manquants. De plus, ce type de traitement est difficilement exploitable par sa durée d'exécution et par sa mise en place pour la généralité. Il peut être judicieux de développer des méthodes plus précises pour détecter la ligne séparant le pied de son reflet. Certaines méthodes de lignes de partage des eaux comme celles décrites dans [Tre 02], permettent d'obtenir l'image 5.37-*b*. La ligne recherchée est détectée ainsi que toutes les autres variations dans l'image. La ligne peut être détectée en recherchant le contour le plus long avec certains attributs comme la recherche du plus grand contour qui passe en partie par l'extérieur. Avant de mettre en place une telle méthode, il semble opportun d'étudier les solutions matérielles.

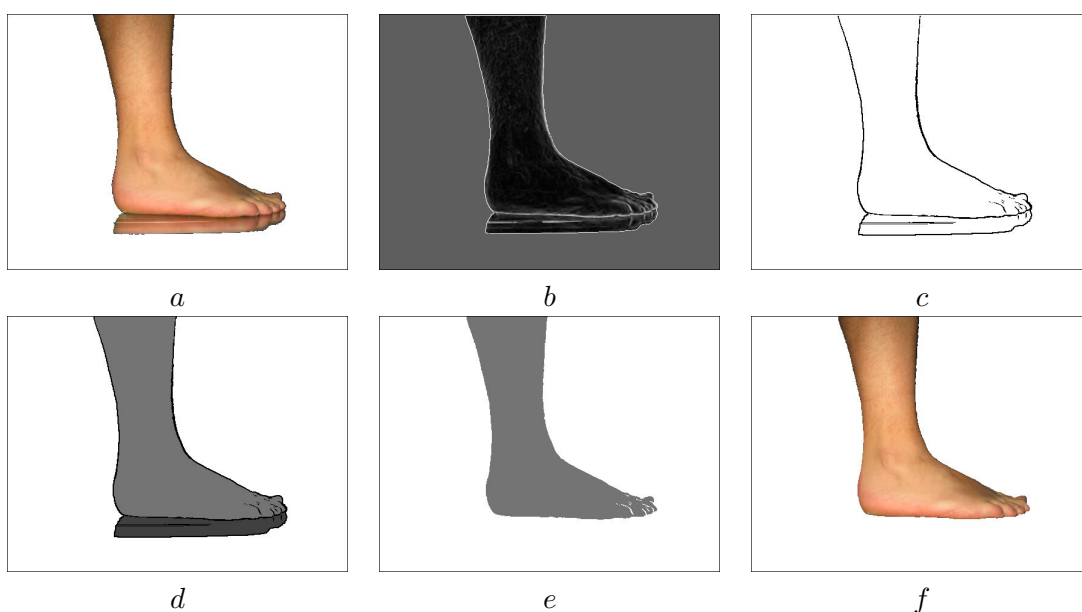


Figure 5.36 – *a* : image originale pré-segmentée, *b* : gradient, *c* : gradient seuillé, *d* : segmentation des quatre zones, *e* : première segmentation, *f* : segmentation finale.

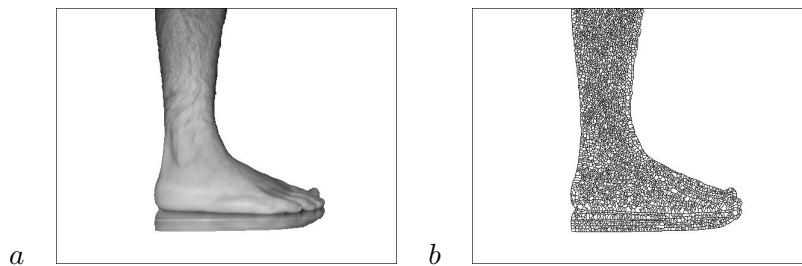


Figure 5.37 – *a* : image originale, *b* : image résultat de la ligne de partage des eaux.

5.6.2 Solution matérielle

5.6.2.1 Test avec des anti-reflets

Différents matériaux transparents ont été testés, l'un d'entre eux est représenté sur la figure 5.38-*a*. Dans l'image, le reflet est atténué mais non éliminé. L'application du traitement détecte encore le reflet (images *b*, *c* et *d* de la figure 5.38). D'autres types d'anti-reflets ont été expérimentés (figure 5.39).

Le problème de cette solution qui consiste à modifier le matériau qui se trouve entre le pied et la caméra linéaire est qu'il introduit du bruit supplémentaire dans l'image de la plante du pied (figure 5.40-*a*). L'image *d* de cette dernière figure montre une détection de la forme approximative, un flou est introduit par le matériau sur les contours du pied. Cette solution doit être abandonnée.

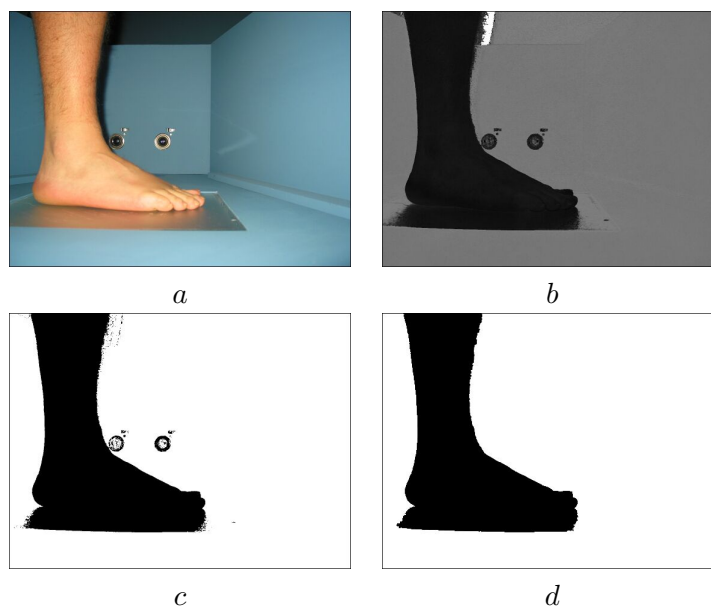


Figure 5.38 – *a* : image originale, *b* : sa Teinte, *c* : Teinte seuillée et *d* : dilatation géodésique.

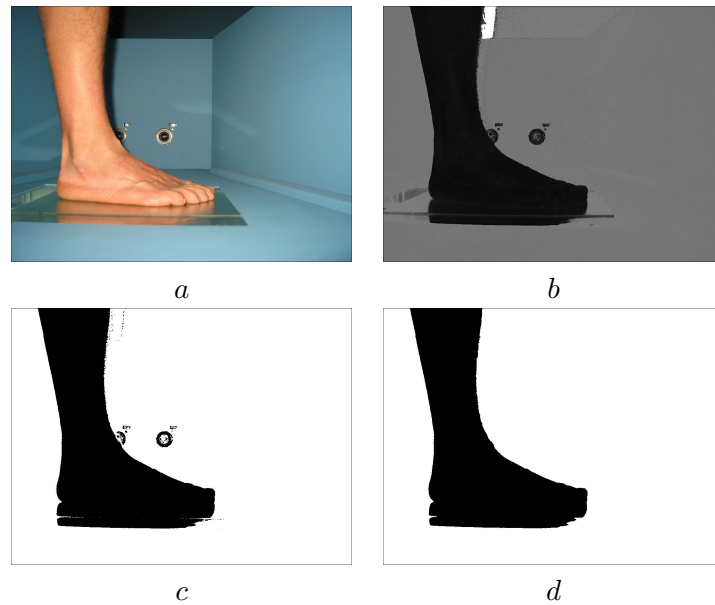


Figure 5.39 – *a* : image originale, *b* : sa Teinte, *c* : Teinte seuillée et *d* : dilatation géodésique.

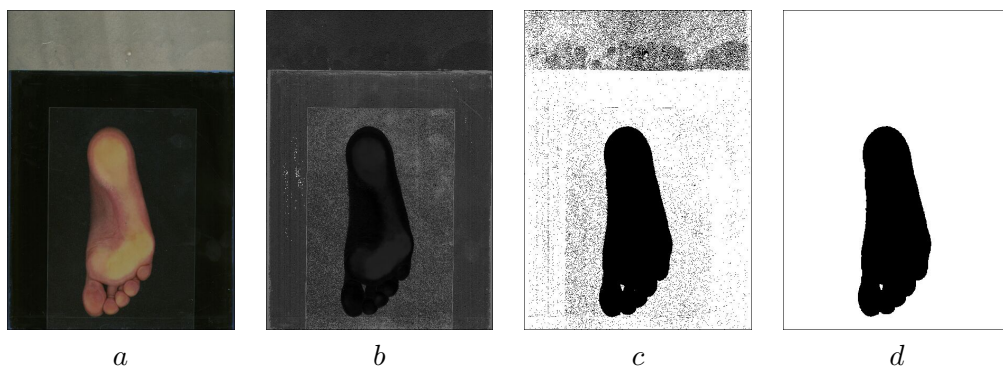


Figure 5.40 – *a* : image originale, *b* : sa Teinte, *c* : Teinte seuillée et *d* : dilatation géodésique.

5.6.2.2 La lumière polarisée

Le reflet à éliminer correspond à une direction particulière de la lumière. Il existe sur le marché des filtres polarisants destinés à la photographie pour permettre d'éliminer ou au moins de diminuer les reflets de la lumière naturelle du soleil pour les prises d'étendues d'eau ou de la lumière artificielle sur une vitre ou des miroirs . . .

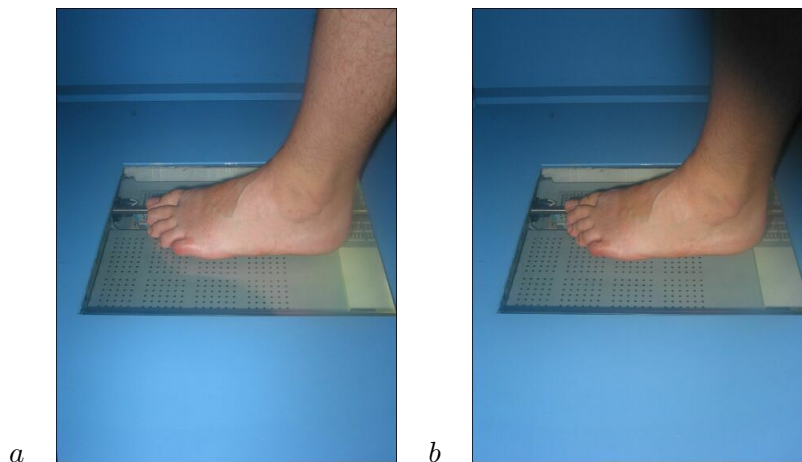


Figure 5.41 – *a* : image sans filtre polarisant, *b* : image avec filtre polarisant.

Expérimentation Le filtre polarisant *Hoya, 58.0. s, cir-polarizing* a été testé avec la caméra dans différentes positions dans l'espace de la scène et en faisant varier l'angle de polarisation.

La disposition envisagée dans le chapitre 3 intitulé "*Le système d'acquisition*", doit être modifiée. En effet, l'angle entre le plan du système et les caméras est de 90° . Dans cette configuration, le reflet sur la vitre ne peut pas être supprimé même en faisant varier la hauteur de la caméra par rapport au système.

Résultats

La mise en place L'angle entre la caméra et le plan du système doit être inférieur à 90° . Afin de conserver le pied dans la zone centrale de l'image dans laquelle les distorsions sont les moins présentes et une focale supérieure à 50 mm pour ne pas être dans une configuration de grand angle, la caméra doit être à une hauteur d'au moins 300 mm par rapport au plan.

Traitement spécifique à la peau La mise en place du filtre polarisant dans le système permet d'obtenir pour une caméra les images *a* de la figure 5.42. L'image présente une zone d'ombre dans le coin supérieur droit, cette tache correspond à l'adaptateur servant de support du filtre polarisant de la caméra. Cette zone ne modifie en rien la zone de travail de l'image se trouvant autour du pied. En effet, cette zone apparaît en noir, couleur qui est éliminée par l'algorithme de pré-segmentation. L'image de pré-segmentation donne les résultats escomptés dans les zones où le fond bleu du système est présent. La mise en place du filtre a nécessité le changement du dispositif. Désormais, dans les images obtenues par le système, il n'y a plus de présence de caméras. Le nombre d'occurrences de la présence d'un objet qui pourraient induire des connexités avec l'objet principal en est d'autant diminué.

Néanmoins les attributs de détection du pied dans l'espace couleur *TLS* ne suffisent pas à éliminer tous les pixels n'appartenant pas au pied. Jusqu'à présent, nous avons montré les prédominances de la composante *Rouge*, d'après les calculs sur la moyenne des pixels appartenant au pied (table 5.1), ainsi que la faiblesse de la composante *Bleue* [Mar 03a].

Localement pour chaque pixel de la peau et le tableau 5.1 le confirme pour les quatre pieds étudiés, des critères peuvent être mis en place pour les distinguer des autres, ils sont au nombre de cinq :

1. La valeur de la composante *Rouge* est supérieure à la valeur de la composante *Beue* :

$$R > B$$

2. La valeur de la composante *Rouge* est supérieure à la valeur de la composante *Verte* :

$$R > V$$

3. La valeur de la composante *Verte* est supérieure à la valeur de la composante *Beue* :

$$V > B$$

4. La valeur de la composante *Rouge* est toujours supérieure à un seuil $seuil_R$ dépendant de l'éclairage de la scène :

$$R > seuil_R$$

5. La valeur de la composante *Beue* est toujours inférieure à un seuil $seuil_B$ dépendant de l'éclairage de la scène :

$$B < seuil_B$$

Ces cinq critères permettent de conserver les pixels de la peau dans les images (équation 5.15). Les images de l'application de ce traitement spécifique sont représentées sur la ligne *b* de la figure 5.42. Ces critères ne sont applicables que sur les pixels de la peau, les pixels des ongles ou des zones d'ombre n'ont pas les mêmes attributs. Afin de permettre de détecter ces zones, une variation ε de 10 pour une image codée en huit bits doit être appliquée pour les critères 3 et 4. En ajoutant ces cinq critères à la méthode de segmentation, les images de la figure 5.42 sont obtenues. Le traitement spécifique dans l'espace couleur *RVB* permet d'éliminer une grande majorité des pixels n'appartenant pas aux pixels du pied (images de la ligne *b* de la figure 5.42). Le calcul de la composante *Teinte* est appliqué sur ces dernières images (images de la ligne *c* de la figure 5.42). Le seuillage de la composante *Teinte* permet d'obtenir une image binaire (images de la ligne *d* de la figure 5.42). Enfin, l'application de la dilatation géodésique avec une opération de fermeture et

d'ouverture de morphologie mathématique permet d'obtenir après une intersection avec les images originales, les images de la ligne e de la figure 5.42.

Les images obtenues sont les images de segmentation souhaitées.

$$(R > B) \&\& (R > V) \&\& (V > B) \&\& (R > \text{seuil}_R) \&\& (B < \text{seuil}_B) \quad (5.15)$$



Figure 5.42 – a : images originales, b : images résultat du traitement spécifique dans RVB , c : la composante $Teinte$, d : la composante $Teinte$ seuillée et e : images segmentées.

5.7 Conclusion sur la segmentation

La méthode mise en oeuvre permet de segmenter les images sur un fond bleu obtenues par les caméras du système d'acquisition. Les caméras sont équipées d'un polariseur. La méthode consiste à seuiller les composantes *RVB* selon des critères appropriés à la peau, puis d'étudier la composante *Teinte* et de la seuiller, avant d'appliquer des filtres de morphologie mathématique.

Afin d'optimiser la mise en place de l'algorithme de la dilatation géodésique et de rendre complètement générique le traitement pour déterminer le nombre d'érosions à appliquer à l'image pour ne conserver que le plus grand objet dans l'image, les travaux de *Haralick* et *Chen* pourraient être mis en place [Har 92, Che 95]. Ceux-ci permettent par l'application de deux passages d'un masque sur l'image originale binaire, d'obtenir la carte des distances où un poids est calculé pour chaque pixel correspondant aux nombres d'érosions à appliquer à l'image pour le supprimer. Le seuillage sur le maximum des poids affectés permettrait de remplacer le nombre d'érosions par deux passages du masque dans l'image. Ensuite pour remplacer la dilatation géodésique, un étiquetage en composantes connexes permettrait de conserver l'objet principal de l'image et de diminuer la durée de l'exécution. Le traitement décrit dans ce chapitre est générique et applicable à n'importe quel type de pied quelque soit sa couleur, sa texture ou sa forme. Toutes les pathologies peuvent être traitées ainsi que toutes les variations locales dans l'image comme la présence d'une cicatrice. Ce traitement peut être étendu à n'importe quelle partie de l'épiderme, comme le montre la figure 5.43 qui illustre la segmentation d'images de visage et de parties du corps humain obtenues par l'envoi de la requête "peau" sur le moteur de recherche d'images de *google*...

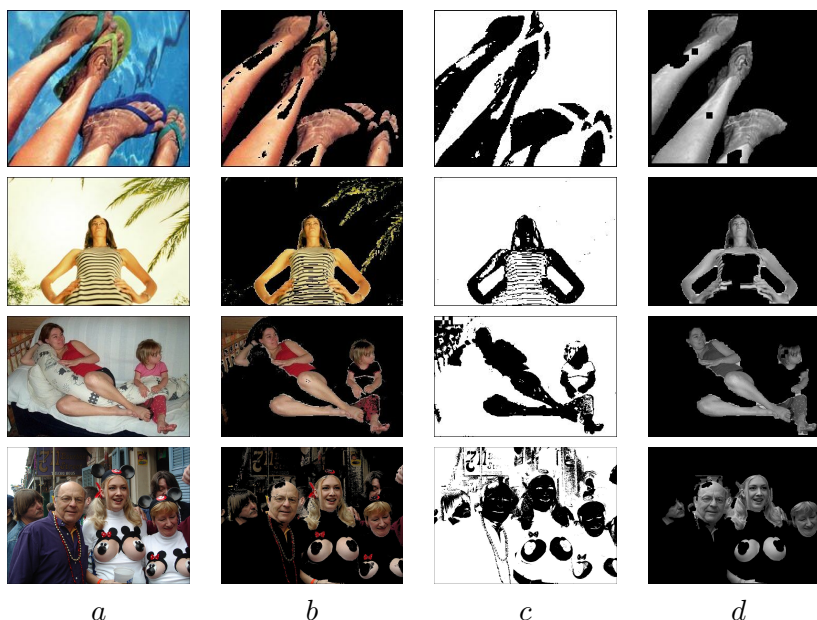


Figure 5.43 – *a* : images originales, *b* : images résultat du traitement spécifique dans *RVB*, *c* : la composante *Teinte* seuillée et *d* : images segmentées.

Ce traitement peut aussi être appliqué pour extraire des personnages de vidéo. L'image *a* de la figure 5.44 est extraite d'une vidéo de la base de données du groupe *mpeg*. Il existe des erreurs de segmentation qui sont uniquement dues au flou qui apparaît à la frontière entre les cheveux et le fond. Celui-ci est provoqué par le codage *mpeg* et non pas par l'algorithme mis en place.



Figure 5.44 – *a* : image originale, *b* : Teinte, *c* : dilatation géodésique, *d* : segmentation.

Désormais, l'étape de segmentation est terminée. Le schéma synoptique de la figure 5.45 est un schéma récapitulatif de la chaîne de traitements mise en place. Ce traitement est en fait un pré-traitement dans la chaîne de reconstruction 3D du pied (cf. chapitre 3). Les méthodes de numérisation 3D peuvent maintenant être abordées.

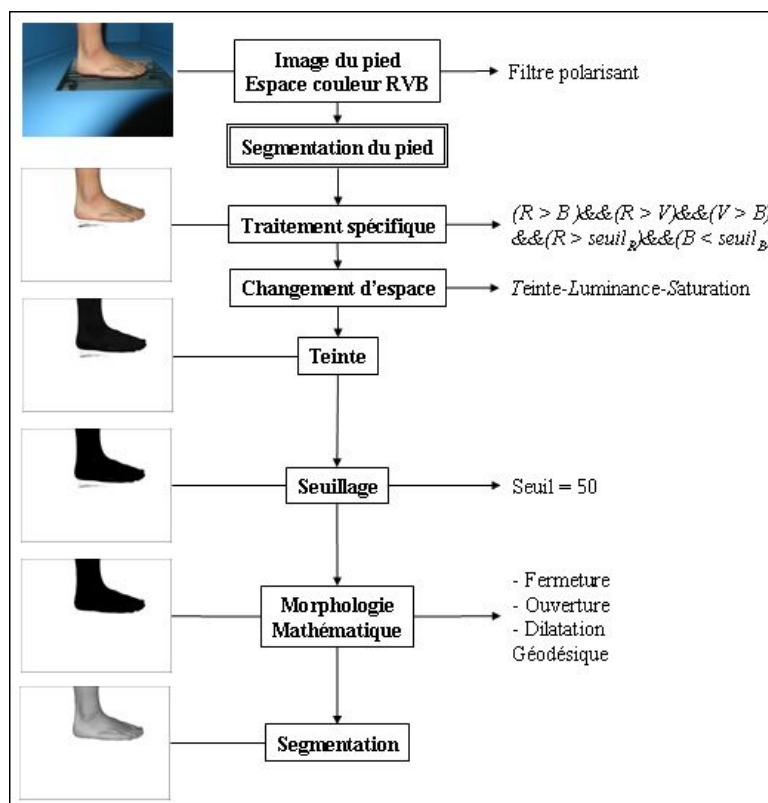


Figure 5.45 – Schéma synoptique récapitulant les traitements appliqués à l'image.

LES MÉTHODES DE RECONSTRUCTION



Figure 6.1 – Dessin extrait de l’oeuvre de Léonard de Vinci qui lui aussi s’est apparemment intéressé au pied mais il n’en avait qu’une vue en 2D.

Léonard de Vinci a dit que "l'homme quand il sautait sur la pointe des pieds ne faisait pas de bruit", c'est bien la seule façon que l'homme a de ne pas provoquer de gêne...

Sommaire

6.1	La première méthode de reconstruction	136
6.1.1	Introduction	136
6.1.2	Description de la méthode	137
6.1.3	Discussion	143
6.1.4	Exemples	144
6.1.5	Conclusion sur la première méthode de reconstruction	147
6.2	La deuxième méthode de reconstruction	148
6.2.1	Introduction	148
6.2.2	La stéréovision	149
6.2.3	Mise en œuvre	165
6.2.4	Conclusion sur la deuxième méthode de reconstruction	179

6.1 La première méthode de reconstruction



Figure 6.2 – Photographie d’une oeuvre de Joël Mpah Dooh par Gilles Gustine.

Le 2D s’arrête là où le 3D commence. . . , Lavoisier a dit que rien ne se crée rien ne se perd, tout se transforme, alors transformons...

6.1.1 Introduction

Désormais les deux étapes du premier étage de notre étude sont atteintes (schéma de droite de la figure 6.3). En effet, les méthodes de traitement d’image mises en place pour d’une part, obtenir les formes du pied par une méthode particulière de segmentation et d’autre part, pour obtenir les paramètres intrinsèques et extrinsèques des caméras par une méthode d’étalonnage ont été décrites dans les chapitres précédents. Il est possible désormais de traiter les méthodes d’extraction de points 3D (schéma de gauche de la figure 6.3). La première méthode d’extraction de points 3D traitée dans ce chapitre est décrite dans les articles [Mar 02b] et [Mar 02c].

Il existe peu de travaux permettant de reconstruire un objet avec un nombre très faible de vues de cet objet. Dans l’étude menée ici, la première étape doit permettre d’obtenir un premier nuage

où les points se trouvent soit sur la surface de l'objet à reconstruire ou soit à l'extérieur de la surface mais en aucun cas à l'intérieur de l'objet. La méthode présentée ici s'inspire des travaux décrits dans [Sze 90], [Col 02]. Dans le premier, la représentation de l'objet est volumique obtenue et dans le second, la représentation est surfacique. Ces travaux permettent par des opérations mathématiques la reconstruction d'objets 3D. Néanmoins, les objets traités dans ces travaux peuvent être considérés comme des cas particuliers avec des connaissances a priori sur leur géométrie. Ces méthodes ne sont applicables que sur un échantillon faible d'objets à reconstruire.

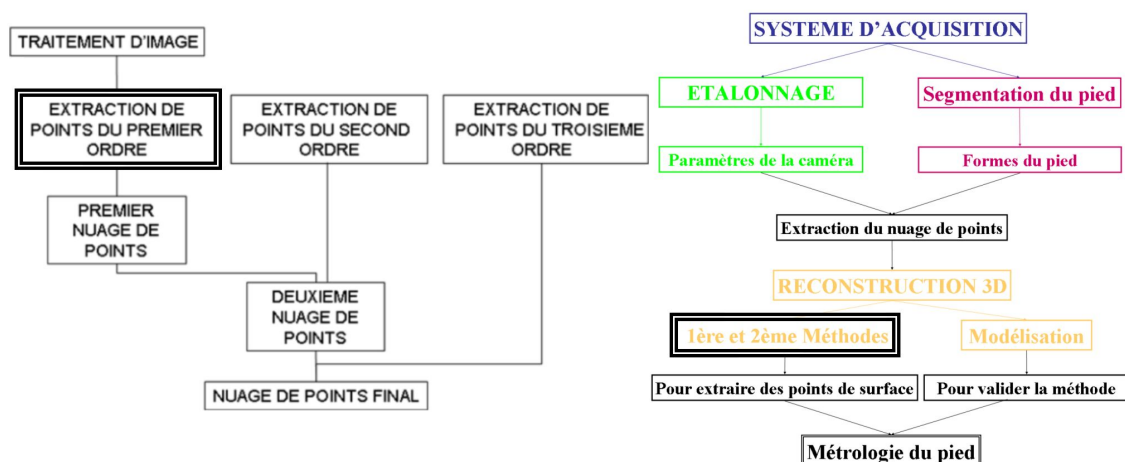


Figure 6.3 – Schéma synoptique complet de l'étude.

La méthode présentée pour la reconstruction peut s'intituler "*Reconstruction d'objets 3D par projections*". En effet, à partir des formes obtenues par les différentes vues de l'objet, un volume incluant ce dernier est créé et par la projection des profils dans les différentes directions du volume, l'objet peut être reconstruit. Afin de faciliter l'étude, le premier objet est un modèle de pied obtenu à partir d'un moulage sur le pied droit d'un patient. La métrologie de la forme utilisée est entièrement connue. Il est constitué de résine. Les quatre caméras ont été disposées autour de l'objet en question à une même distance objet-caméra, l'objet étant disposé dans le système d'acquisition. Les cinq profils segmentés manuellement sont représentés par la figure 6.4.

6.1.2 Description de la méthode

La méthode décrite peut être utilisée sans étape préalable d'étalonnage. Néanmoins, la reconstruction est obtenue avec des dimensions relatives et non absolues. Le principe consiste à reconstruire le volume du pied à partir d'un bloc 3D dont les dimensions correspondent à celles du pied (largeur, hauteur et longueur). Cependant, pour cela, les dimensions de l'objet à reconstruire doivent être connues. Au préalable, il avait été envisagé de détecter des points particuliers sur chaque pied, mais seulement quatre points particuliers peuvent être détectés sur chaque pied.

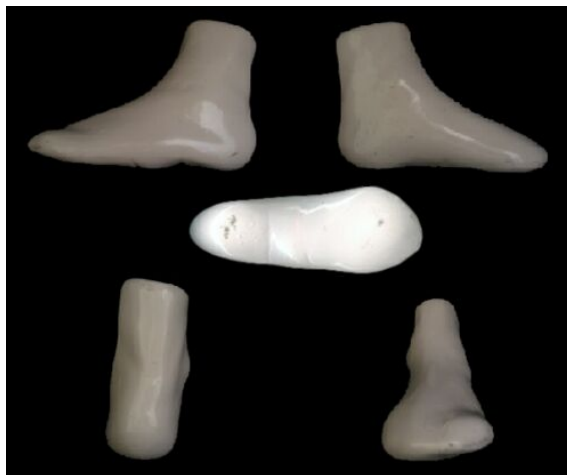


Figure 6.4 – Cinq profils segmentés de l'objet à reconstruire.

Ces points particuliers sont appelés *extrema*¹. Ils peuvent être considérés comme des points d'intérêts [Mor 81, Der 93, Hei 00] (*cf* chapitre 4). Dans l'approche contour, pour détecter des points d'intérêts, dans un premier temps, les contours sont déterminés puis le long des contours, les points d'intérêts sont extraits en considérant les points de courbure maximale et les intersections de contours.

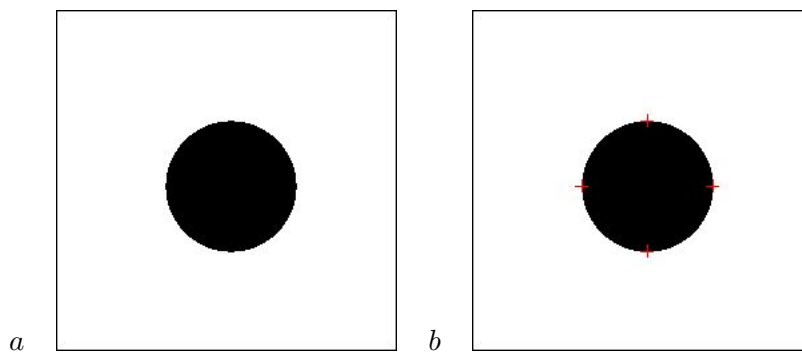


Figure 6.5 – *a* : exemple d'un objet simple, *b* : détection des quatre extrema.

6.1.2.1 Extraction des extrema ou des points d'intérêt

Ces extrema correspondent pour chaque profil obtenu par chaque caméra à quatre points communs à plusieurs profils. En conséquence, deux coordonnées d'un des extrema sont connues avec une image, la troisième coordonnée est déduite de la présence de ce point dans une autre image.

¹Le terme *extrema* correspond à l'extrémité de la forme étudiée

Chaque extrema est obtenu par rapport aux contours de la forme de la vue de l'objet. Quatre directions sont privilégiées (gauche, droite, haut et bas) correspondant aux quatre extrema. Le calcul du maximum de courbure et de la position la plus proche par rapport au bord de l'image dans chaque direction permet d'obtenir les coordonnées des extrema dans l'image. Pour l'exemple d'un objet simple comme un disque représenté par la figure 6.5-a. Ce cercle est dans une image de résolution 256x256 pixels, le centre du cercle correspond au centre de l'image et le diamètre du cercle est de 100 pixels. La recherche des quatre extrema est représentée par la figure 6.5-b. Ceux-ci sont représentés par une croix en couleur. Tous les extrema sont sur une ligne ou une colonne de coordonnée 128 pour des numéros de lignes ou de colonnes compris entre 1 et 256. La différence entre la coordonnée de ligne de l'extrema du haut et de celui du bas donne une valeur de 100, c'est également le cas pour les extrema de gauche et de droite. L'étude de ces extrema permet de connaître la position de la forme étudiée dans l'image ainsi que ses dimensions. L'unique condition pour la mise en place de l'algorithme est la présence unique de l'objet à étudier dans l'image. C'est ce qui permet le pré-traitement appelé *segmentation* appliqué à l'image précédemment.

L'image de chaque profil segmenté permet de calculer la position des quatre extrema. L'ensemble de ces profils est représenté par la figure 6.6. Sur l'image représentée par la figure 6.7, les quatre extrema sont repérés par une croix de couleur : en rouge pour celui de gauche, en bleu pour celui du haut, en vert pour l'extrema de droite et en jaune pour celui du bas.

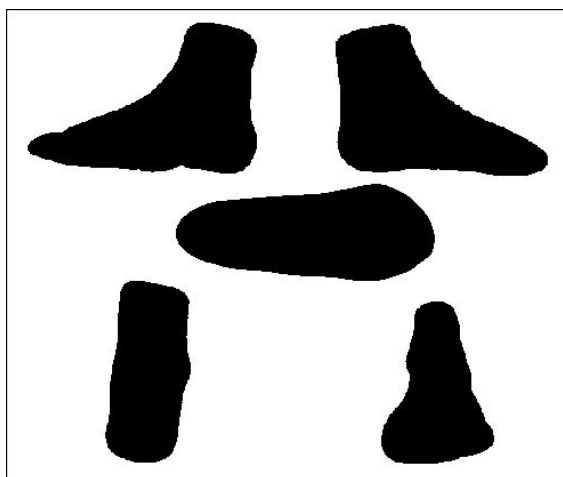


Figure 6.6 – Images binaires des profils segmentés.

6.1.2.2 Création du volume incluant le pied

Les extrema permettent de connaître la largeur, la longueur et la hauteur du pied. Un volume à l'intérieur duquel le pied est inscrit peut être créé (figure 6.9-a). Ce volume englobant est un tableau de trois dimensions dont tous les points sont des booléens mis à *VRAI*. Les cinq profils du pied obtenus par le système d'acquisition sont des images qui peuvent être considérées comme des tableaux de deux dimensions. En effet, pour chaque profil, les points correspondant appartenant

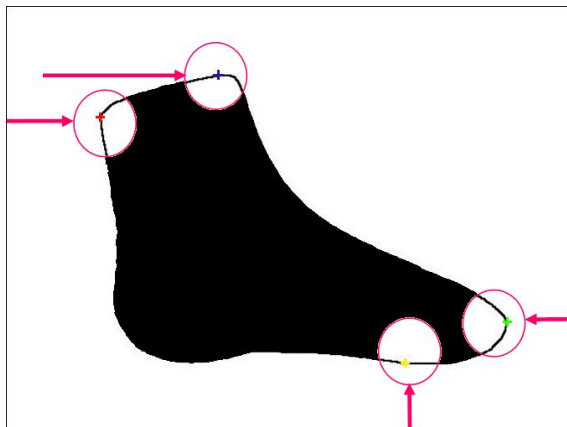


Figure 6.7 – Profil de face de l'objet avec ces quatre extrema détectés et repérés par des croix en couleur.

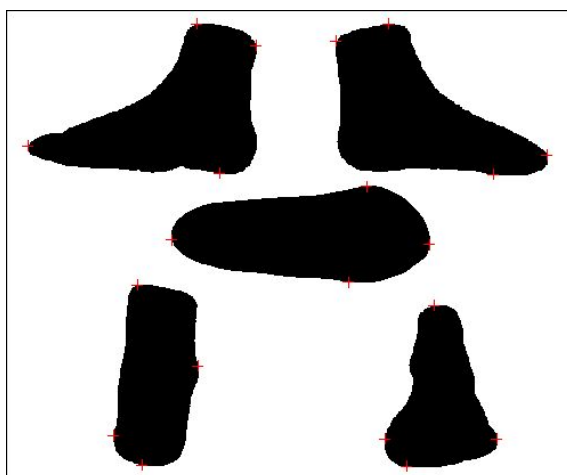


Figure 6.8 – Ensemble des profils de l'objet dont les extrema sont repérés par une croix en couleur rouge.

au pied sont mis à *VRAI*, les autres à *FAUX*.

6.1.2.3 Les projections dans le volume

Le principe de la reconstruction consiste pour une première étape à considérer le volume englobant comme le pied en 3D. Ensuite, des morceaux de ce volume doivent être supprimés pour se rapprocher de la surface réelle du pied. Comme les cinq images ont été acquises orthogonalement au pied, des projections de ces profils dans le volume peuvent être réalisées. Le principe de la projection est décrit par l'équation 6.1. Elle correspond à une transformation de R^2 vers R^3 . Chacun

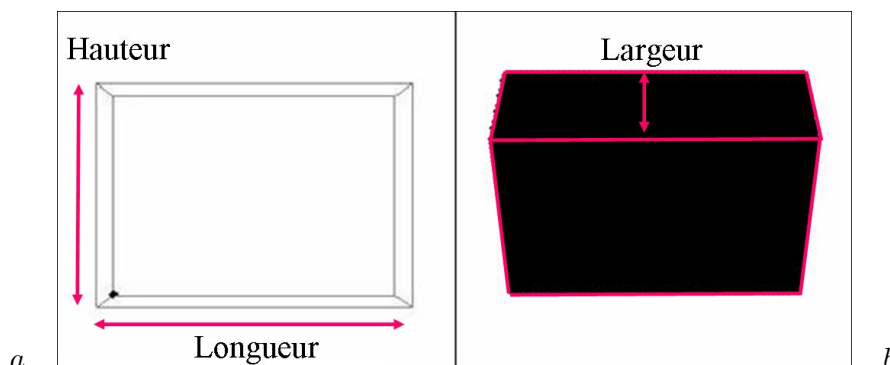


Figure 6.9 – *a* : Volume 3D incluant le pied, *b* : tableau 3D de booléens.

des profils est projeté dans le volume dans la direction d'acquisition correspondant en fait à la troisième dimension. Pour chaque valeur de la troisième dimension c'est-à-dire pour chaque étape de la projection, pour le plan étudié du volume, la valeur du point du volume est mise à *FAUX* si la valeur du point du profil projeté est à *FAUX*. Si la valeur du point du profil projeté est à *VRAI*, alors le point du plan du volume étudié restera à *VRAI*.

Deux projections sont représentées par la figure 6.10. En commençant par le volume, une projection avec le premier profil est effectuée puis une seconde avec l'image de la plante de pied. En tout, ce sont cinq projections qui peuvent être réalisées. Le résultat est un nuage de points 3D très dense. Pour ce calcul de projections, la capacité de mémoire virtuelle de l'ordinateur doit être importante, en effet un tableau de trois dimensions de la taille du pied à reconstruire doit être alloué.

$$\begin{aligned}
 I &: \text{image}, \quad V : \text{volume}, \\
 \mathbf{R}^2 &\longrightarrow \mathbf{R}^3, I \longrightarrow V' = V * I, \\
 V(i, j, k) &= I(i, j) * V(i, j, k)
 \end{aligned} \tag{6.1}$$

6.1.2.4 Du nuage surfacique au nuage volumique

Le nuage obtenu est un nuage volumique. Seuls les points appartenant à la surface du pied présentent un intérêt dans l'étude menée. Les points n'appartenant pas à la surface doivent être supprimés. Le nuage de points volumique est inclus dans le volume englobant qui est représenté par la figure 6.12-*a*.

Il existe plusieurs voisinages pour la considération de points voisins. Par souci de simplicité, un voisinage 6-connexte est utilisé, celui-ci est représenté sur la figure 6.11. Seul les points ayant un voisin à *FAUX* dans un voisinage 6-connexte sont conservés (équation 6.2).

Le nuage ainsi obtenu est représenté par la figure 6.12-*b*. Par souci de visualisation, seulement un point sur cinq a été conservé.

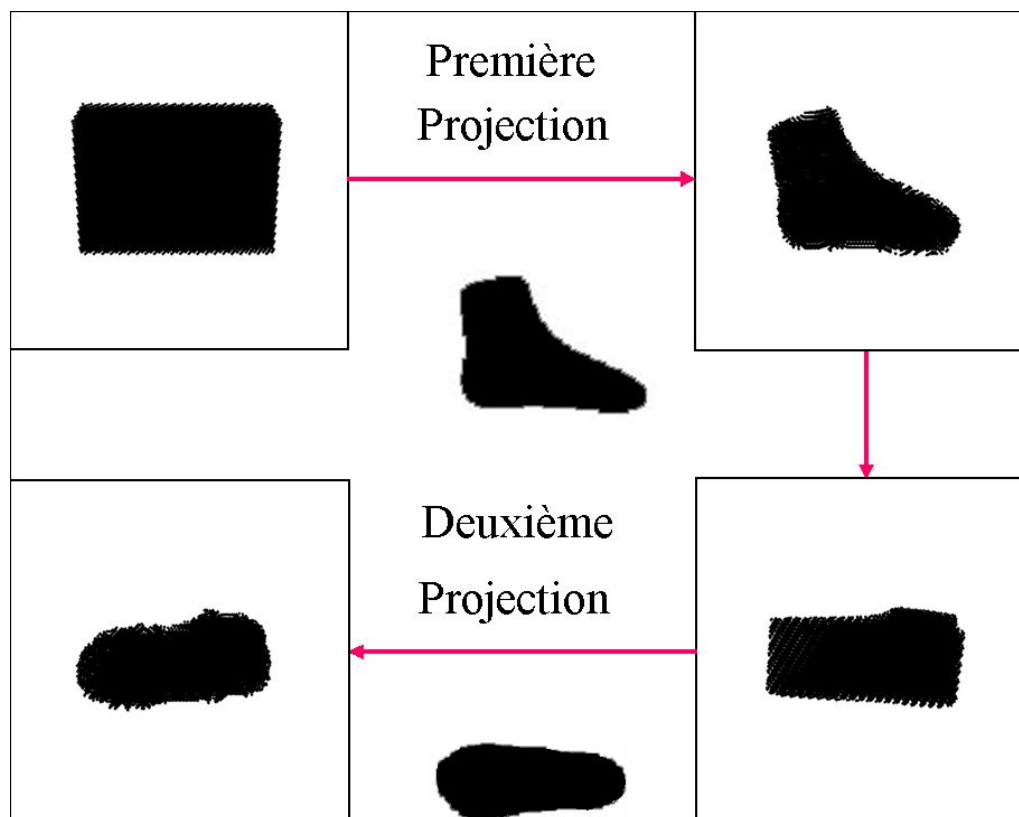


Figure 6.10 – Exemple de projections dans le volume.

$$\begin{aligned}
 &P_i : \text{nuage de points,} \\
 &P_i \in [0, 1], \quad i \in S \text{ si et seulement si } \sum_{i \in \mathbf{R}} P_i < 7, \\
 &\text{tel que } \mathbf{R} : d(i, j) = 1
 \end{aligned} \tag{6.2}$$

6.1.2.5 Synthèse

L'ensemble des traitements est rassemblé sur la figure 6.13. L'étape de segmentation permet d'obtenir cinq profils segmentés. Le calcul des extrema permet de connaître les dimensions du pied et de créer un volume incluant le pied. Cinq projections sont effectuées dans le volume pour obtenir un nuage de points volumique. Enfin, après un traitement pour éliminer les points n'appartenant pas à la surface du pied, un nuage de points surfacique est obtenu. Ce nuage peut être utilisé pour reconstruire la surface afin de faciliter la visualisation et de valider la méthode de reconstruction.

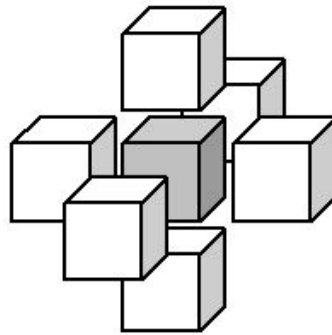
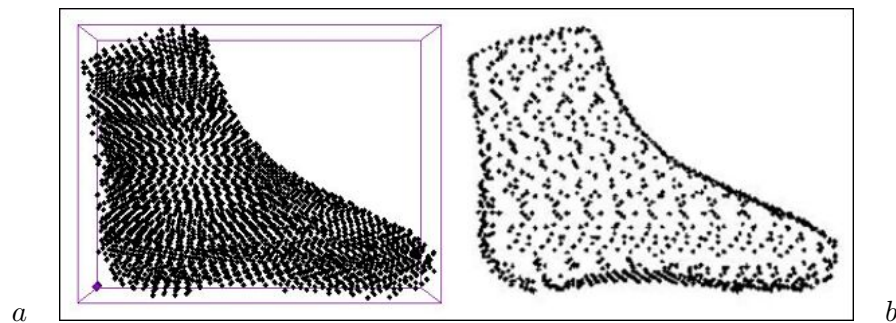


Figure 6.11 – Voisinage 6-connexe.

Figure 6.12 – *a* : nuage volumique, *b* : nuage surfacique.

6.1.3 Discussion

Les résultats obtenus pour cinq projections ne sont pas satisfaisants. En effet, par certaines projections, des points de l'objet sont éliminés. La figure 6.14 illustre ce qui vient d'être énoncé. Il est possible de s'apercevoir que trop de points ont été éliminés dans le volume englobant incluant le pied. En fait, tous les points dans une image n'appartiennent pas au même plan. Ils ont un agrandissement différent. Cependant, pour les vues de face du pied (image en haut à gauche de la figure 6.4 et image de la plante du pied), les points sont approximativement tous dans le même plan. En utilisant ces vues pour effectuer la projection, la reconstruction obtenue est représentée par la figure 6.15-*b*. La reconstruction de surface est obtenue par le modèle développé par Hoppe (*cf* chapitre 2). Pour améliorer la visualisation, la surface reconstruite est interpolée. Tous les points du nuage n'appartiennent pas à la surface. C'est pour cette raison que tous les profils ne sont pas reproduits précisément.

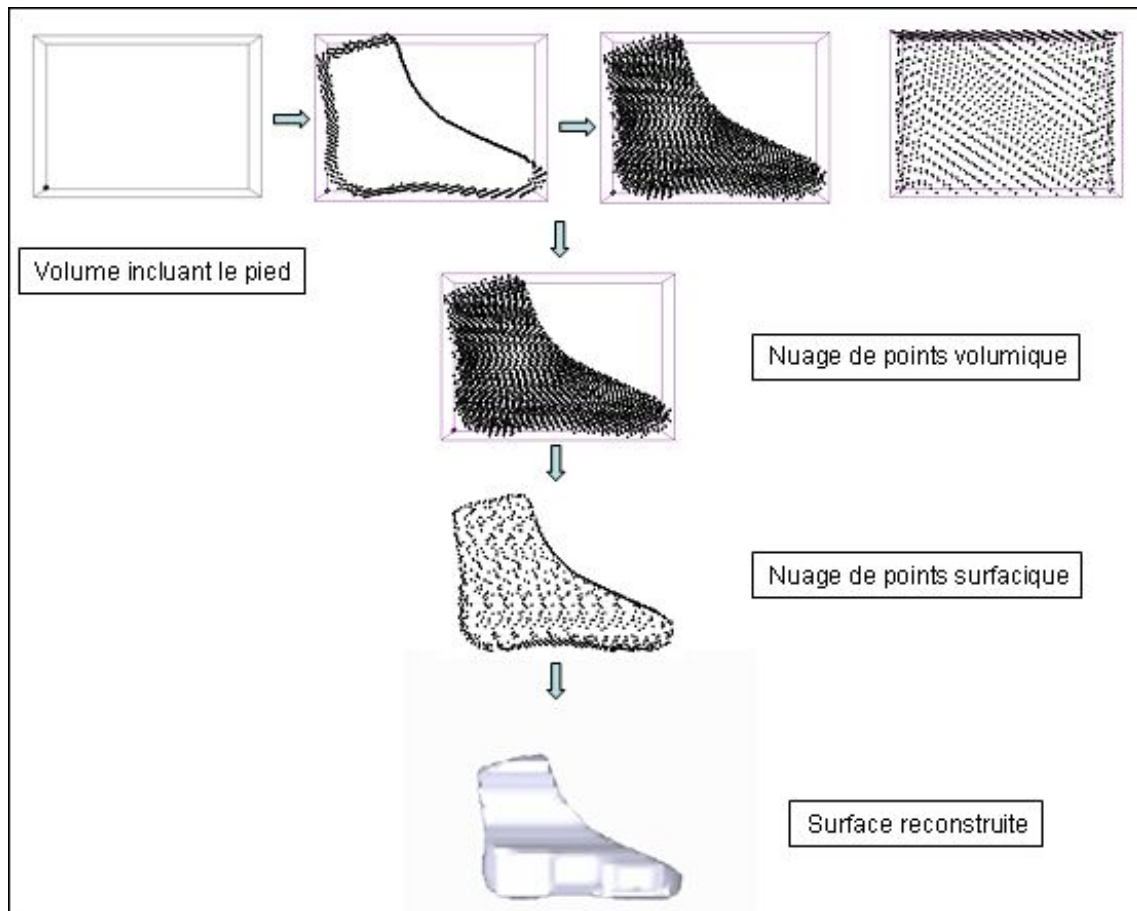


Figure 6.13 – Schéma de synthèse de la méthode.

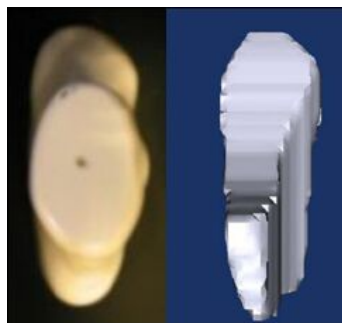


Figure 6.14 – Image en vue de dessus du pied réel et du pied virtuel.

6.1.4 Exemples

Dans cette section, deux objets sont utilisés en guise d'exemple : un modèle de pied obtenu à partir d'un moulage de pied de patient comme le premier modèle de l'étude (figure 6.15-b) et un

ped réel (6.16-a).

La reconstruction du deuxième modèle est représentée par la figure 6.15-d

Le pied correspond au pied 1 de l'étude menée dans le chapitre intitulé *La Segmentation* sur le fond bleu choisi. L'image de la teinte est représentée par la figure 6.16-b. Le traitement de segmentation est représenté par la figure 6.16-d. La jambe est coupée pour ne reconstruire que le pied. La plante du pied doit avoir un traitement supplémentaire 6.16-c. L'intérieur de la plante doit être rempli, plus précisément le creux entre les orteils. Un traitement très simple consiste à remplir les vallées. La projection de ces deux profils permet d'obtenir un nuage de points représenté par la figure 6.16-e. La reconstruction de surface à partir de ce nuage de points est représentée par la figure 6.16-f.

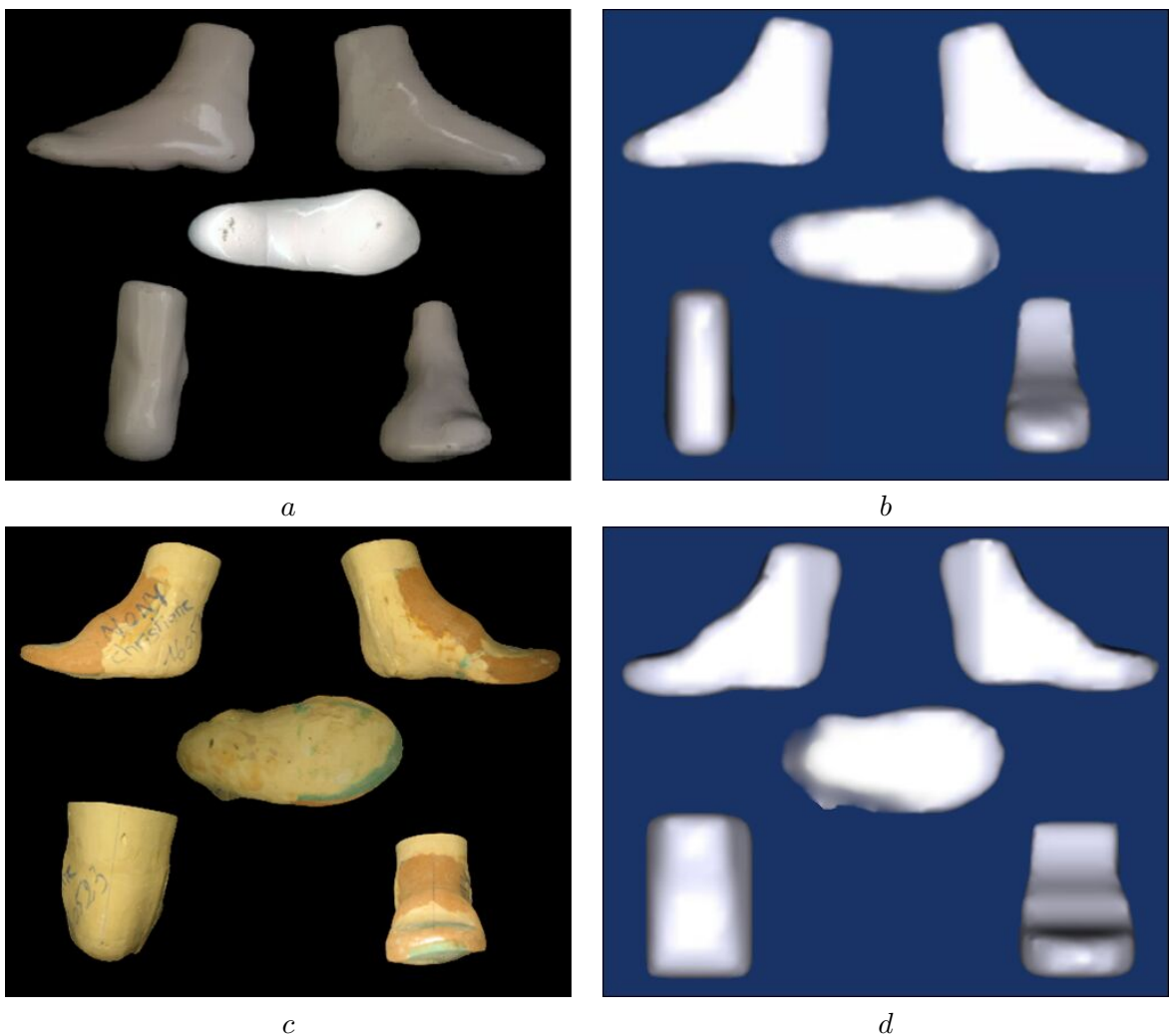


Figure 6.15 – *a* : premier modèle, *b* : reconstruction du premier modèle, *c* : deuxième modèle, *d* : reconstruction du deuxième modèle.

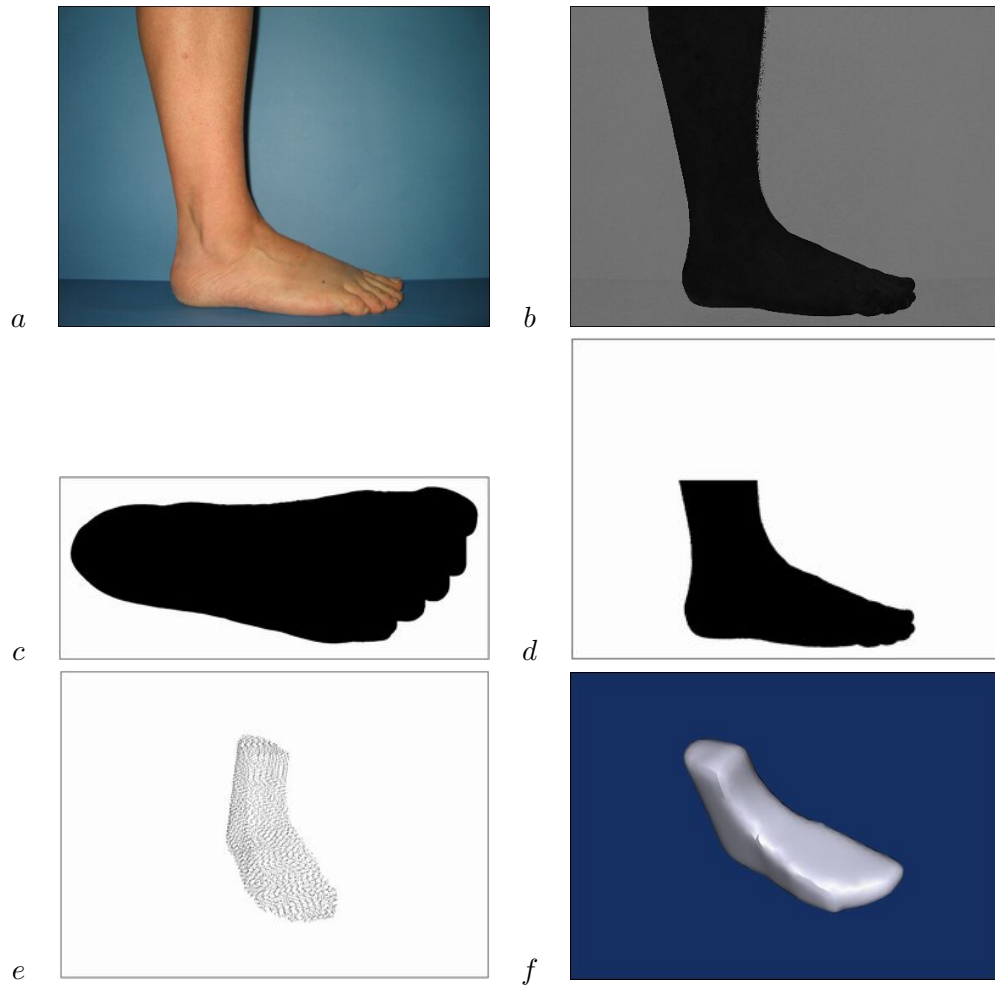


Figure 6.16 – *a* : image d'un pied sur le fond bleu du système d'acquisition, *b* : la composante *Teinte*, *c* : image segmentée de la plante du pied, *d* : image segmentée du pied, *e* : nuage de points 3D, *f* : reconstruction 3D.

6.1.5 Conclusion sur la première méthode de reconstruction

Cette méthode d'extraction de points 3D qui est basée sur la projection de profils dans un volume englobant a des limites. La limite principale est liée aux caméras utilisées. Toutes les images obtenues par le système d'acquisition ne peuvent pas être utilisées. En effet, le fait de n'avoir que des points sur ou à l'extérieur de la surface du pied est impossible à réaliser. Cette méthode serait envisageable, si le système était d'après Couapel [Cou 94], en projection parallèle qui correspond au cas "où le centre optique est situé à l'infini, c'est à dire qu'il n'y a pas d'axe optique. La projection d'un point est orthogonale lors que la trace d'un point de l'espace sur le plan image est la base de la perpendiculaire menée de ce point sur le plan image".

Néanmoins, l'image obtenue par la caméra linéaire pour la plante du pied correspond à une projection parallèle où un point de la scène correspond à un pixel de l'image. Dans ce cas et uniquement, cette méthode peut être appliquée. Le premier nuage obtenu par la première méthode d'extraction de points 3D correspond en fait à la projection 3D du profil de la plante du pied dans le volume englobant. C'est la deuxième technique de reconstruction qui permettra d'augmenter la résolution du nuage.

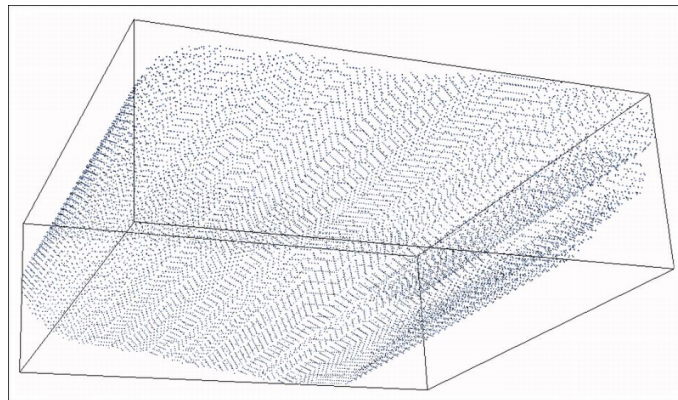


Figure 6.17 – Projection de la plante du pied dans le volume englobant.

Néanmoins, cette méthode peut tout de même être utilisée pour la reconstruction d'objets simples et dont l'extraction de la métrologie n'est pas l'objectif principal. De plus, cette méthode peut être appliquée pour des calculs en mécanique des fluides. L'annexe D présente une application de cette méthode particulière de reconstruction 3D.

6.2 La deuxième méthode de reconstruction



Figure 6.18 – Un des premiers appareils stéréoscopiques, "Anthony & Scovill Co", 1887.

6.2.1 Introduction

La première méthode de reconstruction décrite dans la première partie de ce chapitre a permis de réaliser le premier niveau de l'extraction de nuages de points du schéma synoptique de gauche de la figure 6.19, avec l'obtention d'un nuage de points du premier ordre. La résolution de ce dernier est insuffisante, une deuxième technique doit être ajoutée à la première. C'est la deuxième méthode de reconstruction qui est présentée dans cette section et qui correspond au deuxième niveau de l'extraction des nuages de points du schéma synoptique de gauche de la figure 6.19.

Le deuxième chapitre de ce mémoire a orienté les recherches dans un axe vision en particulier la stéréovision en notant que la stéréo-acquisition est basée sur la mise en correspondance de points pris sous différents plans de vue. En conclusion, il a été dit que la difficulté majeure de cette technique est la mise en correspondance des points mais cette technique permet d'utiliser des informations supplémentaires comme la géométrie, la photométrie, la couleur ou la texture [Rou 99]. Il est vrai que ces informations peuvent notamment être utiles pour la reconstruction car l'objet étudié est un pied qui n'a pas de contours stricts et qui est de forme convexe, les points de référence à étudier en premier lieu sont donc difficiles à extraire.

La méthode de reconstruction 3D envisagée dans cette partie est basée sur la stéréovision.

D'après le dictionnaire du Petit Robert, la stéréoscopie est un procédé permettant d'obtenir l'impression de relief [Cou 94].

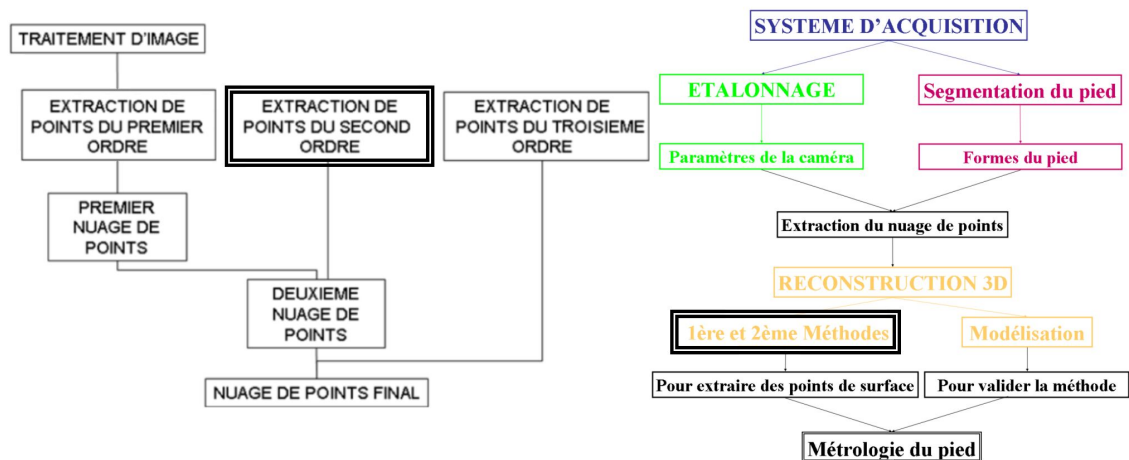


Figure 6.19 – Schéma synoptique complet de l'étude.

6.2.2 La stéréovision

6.2.2.1 Principe

La vision du relief est la plus sophistiquée de toutes les performances visuelles. De nombreuses recherches portent sur la perception visuelle humaine, notamment sur celle du relief. La stéréovision binoculaire est un système se rapprochant du système visuel humain. Grâce à la prise de deux vues sous deux angles différents mais coplanaires d'un objet, par la mise en correspondance des points dans les deux images, il est possible d'extraire la troisième dimension des points de l'objet.

D'après le modèle de caméra décrit dans le chapitre 4, utilisant un modèle de projection perspective, un dispositif stéréoscopique peut être représenté par la figure 6.20. Un point B de la scène de coordonnées $(X_B, Y_B, Z_B)_s$ dans le repère scène se projette en b_1 dans le repère image 1 avec les coordonnées $(u_1, v_1)_{i_1}$ et se projette en b_2 dans le repère image 2 avec les coordonnées $(u_2, v_2)_{i_2}$.

6.2.2.2 Dispositif du système d'acquisition du pied humain

Le dispositif envisagé pour notre système est représenté en vue de dessus et de profil par la figure 6.21. Deux couples de caméras sont disposés autour du pied pour permettre sa reconstruction 3D. Ces caméras sont contrôlées par un ordinateur par une connexion *USB* (cf chapitre 3). Le pied est posé sur une caméra linéaire. Le bâti est une plaque d'aluminium d'épaisseur de 10 mm recouverte d'une peinture d'une couleur bleue particulière décrite dans le chapitre 5 de ce mémoire. La cinquième caméra est une caméra linéaire intégrée directement dans la plaque d'aluminium. Cependant le pied n'est pas directement en contact avec la caméra. Une vitre est disposée entre la caméra et le pied (cf chapitre 3). Les caméras C_1 , C_2 , C_3 et C_4 sont équipées d'un filtre diffuseur pour l'éclairage de la scène et d'un filtre polariseur pour éliminer le reflet du pied (cf chapitre 5).

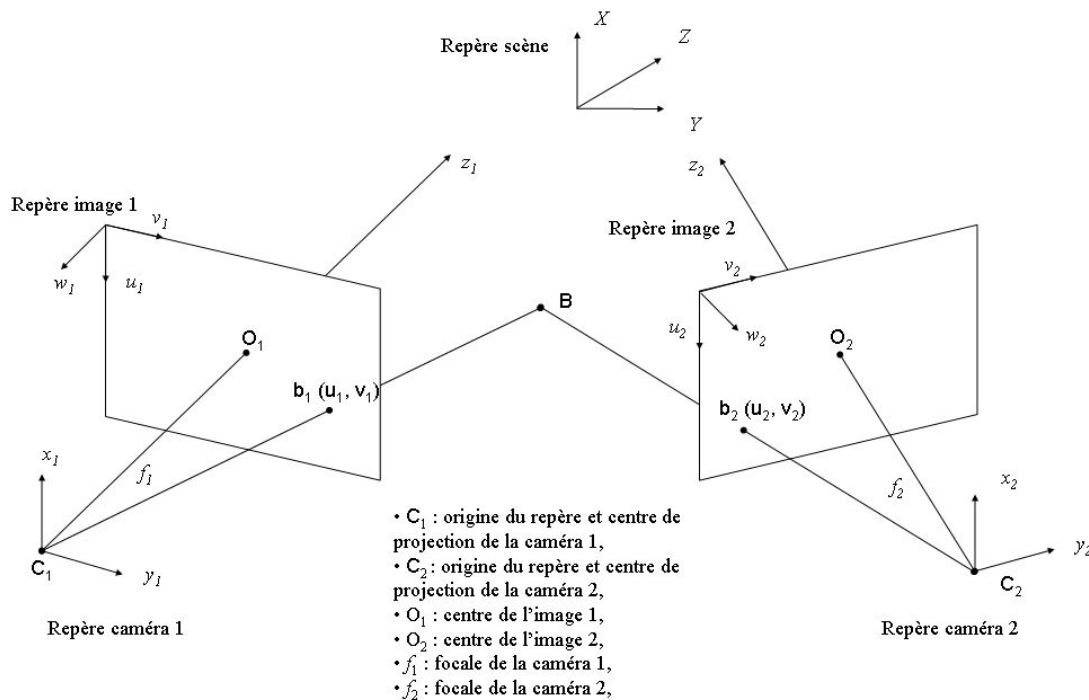


Figure 6.20 – Dispositif stéréoscopique.

C'est pour cette raison que les caméras sont inclinées par rapport au bâti.

Le nuage final obtenu correspondra à la fusion de trois nuages. Ces trois nuages correspondent à trois parties différentes du pied. Le premier nuage est obtenu par le premier couple de caméra, le deuxième par le deuxième et enfin le troisième par la caméra linéaire et la première méthode de reconstruction décrite précédemment. Ces trois nuages sont représentés sur la figure 6.22. La technique permettant l'extraction des deux premiers nuages est la stéréovision.

6.2.2.3 Chaîne de traitements d'un dispositif stéréoscopique

Dans sa thèse, *Sommelier* [Som 97] montre qu'un dispositif stéréoscopique se comporte comme une chaîne de traitements qui doit permettre de retrouver l'information 3D à partir des images acquises. Ces traitements sont les suivants :

1. L'étalonnage
2. L'extraction des primitives de l'image

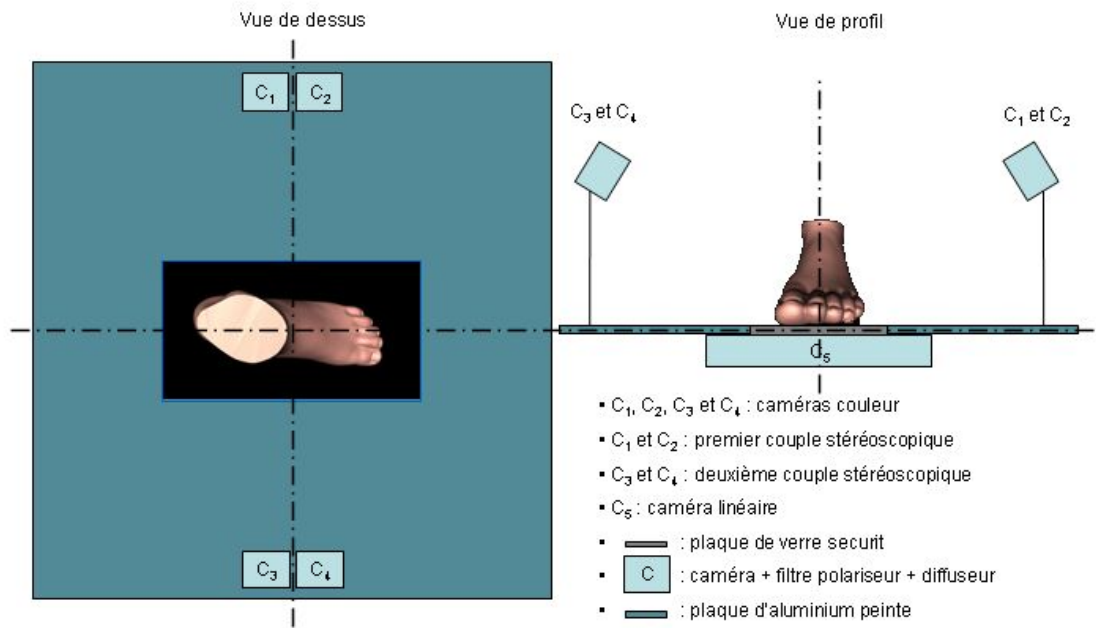


Figure 6.21 – Dispositif du système d'acquisition du pied humain.

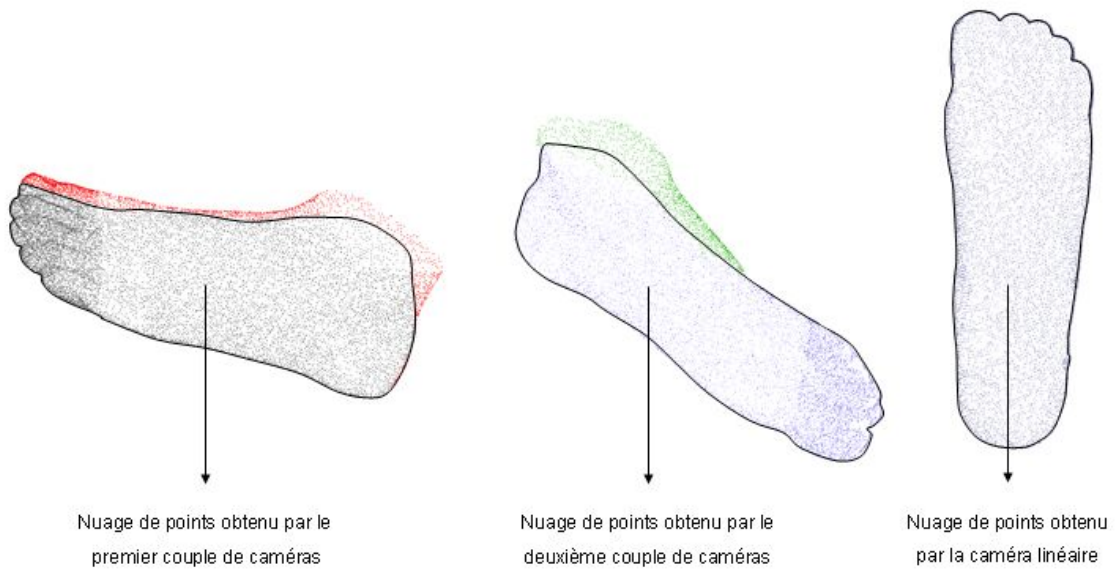


Figure 6.22 – Dispositif du système d'acquisition du pied humain.

3. La mise en correspondance
4. La reconstruction 3D
 1. Comme il a été vu précédemment, l'étalonnage permet d'obtenir les paramètres intrinsèques et extrinsèques d'une caméra, c'est-à-dire, sa focale, la position du centre optique par rapport au repère scène, mais aussi la transformation scène-caméra-image. Ainsi la position et l'orientation de chaque caméra par rapport à la scène sont connues. Cette étape est décrite dans le chapitre 4.
 2. L'extraction des primitives de l'image est d'après *Sommelier* [Som 97], une étape de segmentation d'image qui consiste à extraire des images des caractéristiques de différents niveaux. Ces caractéristiques peuvent être un point, un contour ou une région. . . Le chapitre 5 de ce mémoire décrit un traitement de segmentation qui va permettre de limiter dans l'image la zone de recherche de primitives. La méthode a permis d'extraire de l'image une région particulière en rassemblant les pixels appartenant au pied. Elle permet de conserver dans l'image uniquement les pixels du au pied et de rassembler plusieurs types de primitives comme des points, des contours ou des régions.
 3. L'étape la plus délicate et la plus difficile à mettre en place pour tous les chercheurs en vision par ordinateur correspond à la mise en correspondance des primitives présentes dans la paire d'images. De nombreuses méthodes de mise en correspondance ont été développées.
 4. La reconstruction 3D est obtenue par triangulation par le recouplement des informations de l'étalonnage et de la mise en correspondance des primitives. En effet, le schéma de la figure 6.20 illustre le principe de triangulation. Une fois les paramètres de l'étalonnage déterminés ($f = f_1 = f_2, C_1, C_2, R_1, R_2, \vec{t}_1$ et \vec{t}_2), et les coordonnées image connues $(u_1, v_1)_i, (u_2, v_2)_i$ des points b_1 et b_2 projetés du point B de la scène dans la paire d'images, le calcul de l'intersection des droites passant par les segments C_1b_1 et C_2b_2 permet d'obtenir les coordonnées dans la scène du point B , c'est-à-dire la troisième dimension recherchée.

La première étape a été mise en place dans le chapitre 4 et la deuxième dans le chapitre 5. Pour la troisième étape, d'après *Zhang* [Zha 93], les chercheurs en vision par ordinateur ont développé beaucoup d'algorithmes de mise en correspondance, mais motivés souvent par une application particulière. Un algorithme n'est pas dans la plupart des cas directement applicable à un autre problème. Notre application est un cas particulier pour laquelle une technique d'appariement spécifique doit être trouvée.

Cette description des différentes étapes d'un dispositif stéréoscopique a supposé que ce dernier est composé d'un couple de caméras. Cependant, il existe des dispositifs multi-imageurs, les configurations trinoculaires avec la mise en correspondance de primitives contours ont été décrites par *Ayache* [Aya 89]. Notre système est composé de deux couples de caméras pour chaque profil du pied. Les images obtenues pour un des couples de caméras en configuration stéréoscopique sont représentées sur la figure 6.23 en guise d'exemple. Le traitement de segmentation de cette paire d'images est représenté sur la figure 6.24. Avant de pouvoir mettre en place une technique de mise en correspondance particulière, les primitives à extraire des images segmentées doivent être décrites et choisies.



Figure 6.23 – Exemple d'un couple d'images obtenues par un des deux couples de caméras.



Figure 6.24 – Résultat du traitement spécifique de segmentation sur la paire d'images stéréoscopiques.

6.2.2.4 Les primitives

D'après *Roussel* [Rou 99], les primitives doivent être distinguées selon qu'elles sont locales comme le point ou le contour ou globales comme la région.

Le point

Le point est une primitive non structurée contenant seulement deux informations, la position dans l'image et le niveau de gris ou la couleur.

Les points d'intérêt [Mor 81, Der 93, Hei 00] (*cf* chapitre 4), sont des points particuliers dans l'image. Les images de la figure 6.24 possèdent des points d'intérêt plus ou moins difficiles à caractériser. La recherche des extrema dans l'image sur la forme du pied, permet d'obtenir quatre extrema sur chaque image mais aucun n'est commun à la paire d'images.

Le contour

Une image peut présenter plusieurs contours. Un contour correspond à une forte variation du gradient dans l'image. Les contours correspondent à des hautes fréquences dans l'image alors que les objets correspondent aux basses fréquences (*cf* chapitre 5 et annexe B). D'après *Roussel* [Rou 99], les contours jouent un rôle structurant dans la reconstruction en marquant les bords des surfaces à reconstruire parce qu'il peuvent d'un point de vue géométrique représenter les lieux de discontinuité tangentielle des objets. D'après *Ayache* [Aya 89], les critères de ressemblance sont basés sur la forme, ou sur la longueur et l'orientation de segments qui les composent.

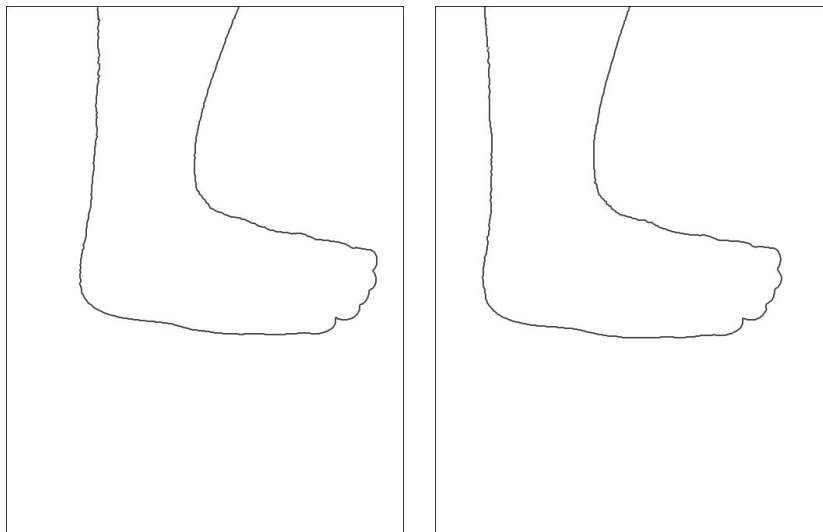


Figure 6.25 – Résultat de l'application d'un détecteur de contour : gradient morphologique sur la paire d'images stéréoscopiques.

La région

Une région est définie comme un ensemble de pixels connexes ayant des caractéristiques semblables comme la luminosité [Rou 99, Gag 86]. En fait d'après *Couapel* [Cou 94], les régions homogènes sont caractérisées par leurs propriétés d'homogénéité généralement basées sur la luminosité. La région est une primitive très riche en information mais il est difficile d'obtenir une reconstruction 3D à partir d'appariements de régions d'une paire d'images sans informations ponctuelles.

Conclusion sur les primitives

Les pixels sont les primitives les plus simples pour la mise en correspondance. En effet, les régions sont plus complexes à manipuler, car souvent, la taille d'une région est différente entre les images stéréoscopiques [Hor 93]. L'utilisation des segments est limitée aux scènes polyédriques. De plus, dans notre application, les paires d'images à appairer sont segmentées et elles ne comportent qu'une seule région : le pied. Malheureusement, les contours de la région segmentée ne peuvent pas être utilisés. Les contours présents dans une image ne sont pas les mêmes d'une image à l'autre sauf pour le contour défini par la limite de la plante du pied (figure 6.26).

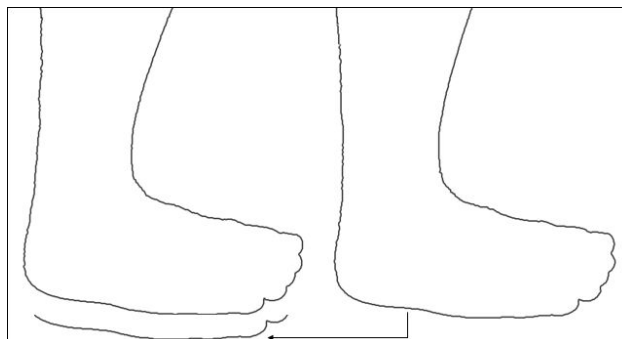


Figure 6.26 – Contour de la plante du pied commun aux deux images.

6.2.2.5 La mise en correspondance

Il existe de nombreuses méthodes de mise en correspondance de primitives. La lecture des ouvrages de *Dhond* [Dho 89], *Brown* [Bro 92], *Zhang* [Zha 93], *horaus* [Hor 93] et *Sommelier* [Som 97], permet de faire un état de l'art relativement complet des méthodes de mise en correspondance. En général, les méthodes se différencient en fonction de la primitive utilisée mais aussi en fonction de la géométrie des images, c'est-à-dire, en fonction de la disposition des caméras.

D'après *Debevec* [Deb 96, Som 97], pour réussir une mise en correspondance dans les images d'une paire ou d'une séquence d'images, elles doivent être photométriquement semblables de proche en proche. Jusqu'à présent, seul l'être humain peut identifier et mettre en correspondance des points à partir de deux points de vue radicalement différents.

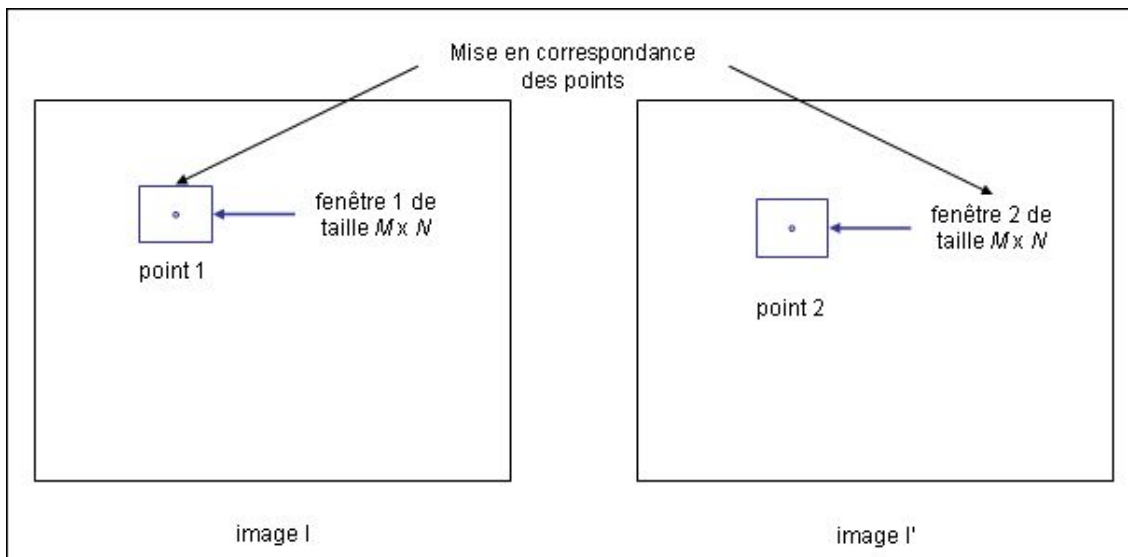


Figure 6.27 – Principe de la mise en correspondance par corrélation.

L'approche pixellique : la corrélation

C'est une des premières méthodes utilisées pour la mise en correspondance, elle est appelée corrélation et utilisée dans la stéréovision. Elle est utilisée pour mettre en correspondance les primitives point. L'idée est de définir une mesure de similarité ou de distance entre les pixels de deux images.

Le principe est de considérer pour un point de l'image I une zone d'intérêt ou une fenêtre rectangulaire centrée en ce point. Cette zone est une sous image de l'image I et sa taille est $2M \times 2N$. Dans la plupart des cas, cette fenêtre de corrélation est carrée avec $M = N$. La distance doit être calculée avec une fenêtre de même taille dans l'image I' . La corrélation est maximale en un point 2 dans l'image I' correspondant au point de l'image I (figure 6.27). Pour calculer cette corrélation, il faut mesurer une distance, pour plus de détails sur les mesures de distance, le lecteur peut se reporter à la thèse de *Garcia* [Gar 01a] et au rapport de *Faugeras* [FHM 93]. Nous donnons ici les mesures les plus usuelles.

Soient I et I' représentant la paire d'images et $c(p, p')$ le coefficient de corrélation calculé. $p(u, v)$ et $p'(u', v')$ sont les deux points correspondant des deux images I et I' , $p(u, v) \in \mathbf{I}$ et

$p'(u', v') \in \mathbf{I}'$. Le point qui a le meilleur score de corrélation est considéré comme le correspondant ($c(p, p')$ minimal ou maximal). En pratique, un point de I' qui minimise ou maximise $c(p, p')$, est considéré comme le correspondant du point de I en fonction de la distance mesurée ou du coefficient de corrélation calculé.

a - La mesure SSD, "Sum of Squared Differences" [Gar 01a] ou la mesure Euclidienne [Zha 93] :

$$c_1(p, p') = \sum_{x=-M}^{x=M} \sum_{y=-N}^{y=N} [I(u+x, v+y) - I'(u'+x, v'+y)]^2 \quad (6.3)$$

Pour une ressemblance parfaite, le coefficient $c_1(p, p')$ est nul.

b - La mesure ZSSD, "Zero mean Sum of Squared Differences" [Gar 01a] :

$$c_2(p, p') = \sum_{x=-M}^{x=M} \sum_{y=-N}^{y=N} [(I(u+x, v+y) - \bar{I}) - (I'(u'+x, v'+y) - \bar{I}')]^2 \quad (6.4)$$

Ce critère correspond au carré de la distance Euclidienne. Pour une ressemblance parfaite, le coefficient $c_2(p, p')$ est nul.

avec \bar{I} : moyenne des niveaux de gris des points sur le domaine centré en p de l'image I .

avec \bar{I}' : moyenne des niveaux de gris des points sur le domaine centré en p' de l'image I' .

c - La mesure NCC, "Normalized Cross Section" [Gar 01a], ou "corrélacion croisée normalisée", [Zha 93] :

$$c_3(p, p') = \frac{\sum_{x=-M}^{x=M} \sum_{y=-N}^{y=N} I(u+x, v+y) \cdot I'(u'+x, v'+y)}{\left[\sum_{x=-M}^{x=M} \sum_{y=-N}^{y=N} I(u+x, v+y)^2 \cdot \sum_{x=-M}^{x=M} \sum_{y=-N}^{y=N} I'(u'+x, v'+y)^2 \right]^{\frac{1}{2}}} \quad (6.5)$$

Le coefficient $c_3(p, p')$ est maximisé si la partie de I' en p est la correspondance de celle en p' .

d - La mesure ZNCC, "Zero mean Normalized Cross Section" [Gar 01a] :

$$c_4(p, p') = \frac{\sum_{x=-M}^{x=M} \sum_{y=-N}^{y=N} (I(u+x, v+y)^2 - \bar{I}) \cdot (I'(u'+x, v'+y)^2 - \bar{I}')}{\left[\sum_{x=-M}^{x=M} \sum_{y=-N}^{y=N} I(u+x, v+y)^2 \cdot \sum_{x=-M}^{x=M} \sum_{y=-N}^{y=N} I'(u'+x, v'+y)^2 \right]^{\frac{1}{2}}} \quad (6.6)$$

D'après *Roussel* [Rou 99], la mise en correspondance par corrélation est une méthode très efficace dans la mesure où la paire d'images présente des régions texturées permettant de faciliter l'appariement. Cependant, cette technique est très sensible au bruit.

Devernay et *Faugeras* ont mis au point une technique de corrélation fine pour la stéréovision appelée : "stéréo-corrélation fine" [Dev 94, Dev 97]. *Garcia* a amélioré cette méthode pendant sa thèse [Gar 01a], en opérant directement sur les images non rectifiées. La transformation pour obtenir des images rectifiées est expliquée dans la section "rectification épipolaire". La technique mise au point est la stéréo-corrélation fine améliorée.

Les méthodes de mise en correspondance suivantes sont, d'après *Zhang* [Zha 93], basées sur des primitives géométriques. Ces dernières sont les primitives explicitées précédemment : le point, le contour, ou la région, mais aussi les segments de droite, les plans, les surfaces... Les attributs photogrammétriques, comme l'intensité du gradient, peuvent être utilisés pour renforcer les contraintes de la mise en correspondance. Dans les différentes approches citées dans la suite de cette partie, les images sont considérées comme un graphe avec les primitives comme noeuds.

Mise en correspondance hiérarchique

D'après *Horaud* [Hor 93], les images sont représentées à plusieurs niveaux de résolution du niveau le plus fin au niveau le plus grossier. Le résultat de la mise en correspondance au niveau le plus grossier est utilisé pour initialiser la mise en correspondance au niveau le plus fin. Cependant, la technique de similarité pour la mise en correspondance est la corrélation.

Mise en correspondance par isomorphisme de graphes

L'isomorphisme de graphes est la première méthode qui permet de faire la correspondance entre deux graphes. D'après *Zhang* [Zha 93], tous les algorithmes ont en pratique peu d'intérêt à cause de leur complexité. Chaque image est vue comme un graphe. Le problème d'appariement se ramène alors à un problème d'appariement de deux graphes. Une technique appelée "détection de clique maximale" permet de mettre en place l'isomorphisme de graphes [Rad 84].

Mise en correspondance par programmation dynamique

D'après *Horaud* [Hor 93], cette méthode exploite trois contraintes parmi celles développées dans la section suivante. D'après *Zhang* [Zha 93], cette méthode utilise un algorithme itératif et localement parallèle, elle est équivalente à la recherche d'un chemin optimal dans un graphe. Si les primitives dans les deux images sont ordonnées de la même manière, ou si d'autres informations sont disponibles, l'espace de recherche est réduit.

Mise en correspondance par relaxation

L'algorithme de relaxation mis en place permet de sélectionner parmi un ensemble d'appariements un sous ensemble d'appariements. La méthode consiste à créer un premier ensemble d'appariements qui est organisé comme une collection de nœuds avec un nœud pour chaque primitive de la première image. Une étiquette est attribuée à chaque primitive qui représente les appariements possibles. A chaque étiquette, une probabilité est calculée, plus la probabilité est importante, plus le nœud sera susceptible d'être un bon appariement. La contrainte épipolaire explicitée dans la section suivante combinée avec une mesure de ressemblance permet d'établir un certain nombre d'appariements et de réduire un certain nombre d'ambiguïtés.

Conclusion sur les techniques de mise en correspondance

Notre première approche va consister à mettre en place une méthode basée sur la corrélation et sur un des critères décrits précédemment (équations 6.3, 6.4, 6.5 et 6.6). Un des inconvénients majeur de cette technique est la durée d'exécution. Afin de réduire la zone de recherche du correspondant dans la deuxième image, des contraintes propres à la technique de stéréovision peuvent être établies. La disposition du couple de caméras peut réduire le temps de recherche des couples de points.

6.2.2.6 Les contraintes de la stéréovision

Il existe plusieurs contraintes pour mettre en place une technique de stéréovision. La contrainte épipolaire est la seule véritable contrainte applicable dans la recherche de correspondants entre deux images. Cette contrainte n'est néanmoins pas suffisante pour déterminer systématiquement les correspondants, d'autres contraintes doivent être établies (contrainte d'unicité, d'ordre, de continuité...). Cependant, la contrainte épipolaire est basée sur la géométrie épipolaire.

La géométrie épipolaire

La géométrie épipolaire permet par la connaissance de l'étalonnage stéréoscopique de réduire la zone de recherche du point correspondant. La méthode explicitée dans les paragraphes suivants est basée sur les chapitres 5 et 6 du livre de *Horaud et Monga* [Hor 93].

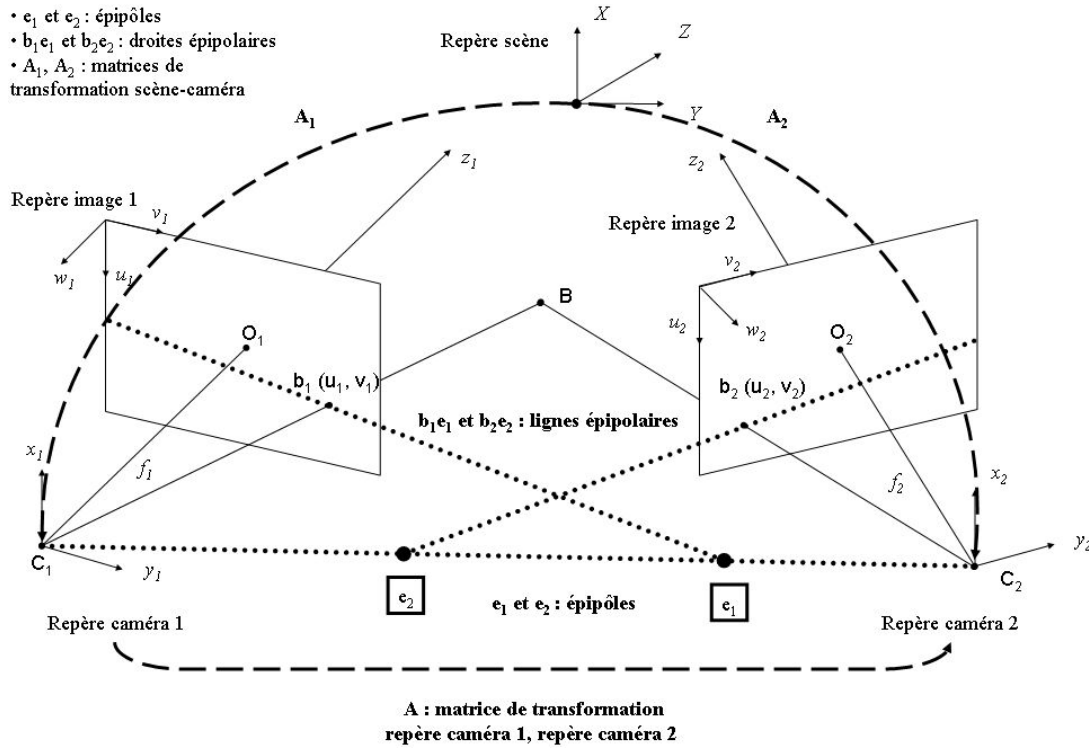


Figure 6.28 – Schéma de la géométrie épipolaire.

a - Etalonnage stéréoscopique

Le chapitre 4 a permis d'étalonner une caméra en déterminant ces paramètres intrinsèques et extrinsèques. En particulier, ces paramètres permettent de connaître la transformation scène-caméra. Afin d'étalonner un couple de caméra dans une disposition stéréoscopique, la matrice de transformation entre le repère caméra gauche et le repère caméra droite doit être déterminée. Pour la caméra gauche, la transformation scène-image est caractérisée par la matrice M_1 (équation 6.7, cf chapitre 4). Cette matrice est le résultat du produit des matrices I_{c1} pour les paramètres intrinsèques et A_1 pour les paramètres extrinsèques. Pour la caméra de droite, la matrice de transformation entre la scène et la caméra est appelée A_2 .

$$M_1 = I_{c1}A_1 = \begin{pmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.7)$$

Soit A , la matrice de transformation entre le repère caméra gauche et le repère caméra, A est déterminée par l'équation 6.8.

$$\mathbf{A} = \mathbf{A}_2 \mathbf{A}_1^{-1} \quad (6.8)$$

La matrice A s'écrit :

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & b_x \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & b_y \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & b_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.9)$$

Le vecteur $b = (b_x, b_y, b_z)^t$ est le vecteur défini par les points C_1 et C_2 .

Soit un point B dans la scène, ces coordonnées dans le repère caméra 1 sont $(x_1, y_1, z_1)_c$, dans le repère caméra 2, ces coordonnées sont $(x_2, y_2, z_2)_c$. Ces coordonnées sont liées entre elles par :

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{A} \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6.10)$$

Les coordonnées de b_1 , la projection de B dans l'image de gauche sont $(u_1, v_1, 1)$, avec $u_1 = \frac{x_1}{z_1}$ et $v_1 = \frac{y_1}{z_1}$. Les coordonnées de b_2 , la projection de B dans l'image de droite sont $(u_2, v_2, 1)$, avec $u_2 = \frac{x_2}{z_2}$ et $v_2 = \frac{y_2}{z_2}$.

$$\begin{cases} u_2 = \frac{x_2}{z_2} = \frac{a_{11}x_1 + a_{12}y_1 + a_{13}z_1 + b_x}{a_{31}x_1 + a_{32}y_1 + a_{33}z_1 + b_z} \\ v_2 = \frac{y_2}{z_2} = \frac{a_{21}x_1 + a_{22}y_1 + a_{23}z_1 + b_y}{a_{31}x_1 + a_{32}y_1 + a_{33}z_1 + b_z} \end{cases} \quad (6.11)$$

Comme $x_1 = u_1 z_1$ et $y_1 = v_1 z_1$ et avec la notation $b_1 = (x_1, y_1, 1)^t$, l'équation 6.11 est modifiée :

$$u_2 = \frac{z_1 \cdot a_1 \cdot b_1 + b_x}{z_1 \cdot a_3 \cdot b_1 + b_z} \quad (6.12)$$

$$v_2 = \frac{z_1 \cdot a_2 \cdot b_1 + b_y}{z_1 \cdot a_3 \cdot b_1 + b_z} \quad (6.13)$$

Les équations 6.12 et 6.13 permettent d'exprimer la position d'un point de l'image de droite en fonction de son correspondant dans l'image de gauche.

b - La contrainte épipolaire

Les équations 6.12 et 6.13 permettent de décrire la géométrie épipolaire et de définir la contrainte épipolaire. En effet, en éliminant la variable z_1 , l'équation 6.12 devient :

$$u_2 = \frac{z_1 \cdot a_1 \cdot b_1 + b_x}{z_1 \cdot a_3 \cdot b_1 + b_z}$$

$$u_2 \cdot z_1 \cdot a_3 \cdot b_1 + u_2 \cdot b_z = z_1 \cdot a_1 \cdot b_1 + b_x$$

$$z_1(u_2 \cdot a_3 \cdot b_1 - a_1 \cdot b_1) = b_x - u_2 \cdot b_z$$

$$\begin{cases} z_1 = \frac{b_x - u_2 \cdot b_z}{u_2 \cdot a_3 \cdot b_1 - a_1 \cdot b_1} & \text{pour l'équation 6.12} \\ z_1 = \frac{b_y - v_2 \cdot b_z}{v_2 \cdot a_3 \cdot b_1 - a_1 \cdot b_1} & \text{pour l'équation 6.13} \end{cases}$$

D'où :

$$\frac{b_x - u_2 \cdot b_z}{u_2 \cdot a_3 \cdot b_1 - a_1 \cdot b_1} = \frac{b_y - v_2 \cdot b_z}{v_2 \cdot a_3 \cdot b_1 - a_1 \cdot b_1}$$

Finalement, l'équation 6.14 est obtenue :

$$(b_z \cdot a_2 \cdot b_1 - b_y \cdot a_3 \cdot b_1) \cdot u_2 + (b_x \cdot a_3 \cdot b_1 - b_z \cdot a_1 \cdot b_1) \cdot v_2 = b_x \cdot a_2 \cdot b_1 - b_y \cdot a_1 \cdot b_1 \quad (6.14)$$

L'équation 6.14 décrit le lieu des points de l'image de droite pouvant correspondre à un point b_1 de l'image de gauche, cette ligne s'appelle la ligne épipolaire droite.

Il existe réciproquement une droite qui décrit le lieu des points de l'image de gauche pouvant correspondre à un point b_2 de l'image de droite, cette droite s'appelle la ligne épipolaire gauche. La figure 6.28 représente ces lignes épipolaires. L'intersection de ces deux lignes avec la droite passant par les points C_1 et C_2 correspond aux épipôles e_1 et e_2 . A chaque point de l'image de gauche, il existe une ligne épipolaire droite. Pour tous les points de l'image de gauche, il existe un ensemble de lignes épipolaires droite qui s'intersectent en un même point : l'épipôle. Pour l'épipôle droit, $z_1 = 0$, ces coordonnées dans le repère caméra de droite sont donc :

$$\begin{cases} x_{e2} = \frac{b_x}{b_z} \\ y_{e2} = \frac{b_y}{b_z} \end{cases}$$

On établit ainsi la contrainte épipolaire qui définit à partir d'un point, une ligne dans l'autre image le long de laquelle doit se trouver le point à apparier. D'après *Couapel* [Cou 94], la contrainte épipolaire réduit pour un point la recherche de son correspondant à une droite sur l'image homologues. Cette contrainte est issue du fait que les deux droites passant par les images d'un point de l'espace sur les deux plans images définissent un plan dans l'espace. L'intersection de ce plan avec les deux plans images définit un couple de droites épipolaires homologues.

c - La rectification épipolaire ou configuration particulière

Une configuration particulière permet de réduire considérablement la zone de recherche en ayant chaque correspondant sur la même ligne. Pour ce faire, les axes optiques des deux caméras du couple stéréoscopique doivent être parallèles. La figure 6.29 illustre ce principe. A un point b_1 de l'image I de coordonnées (u_1, v_1) correspond un point b_2 sur la même ligne de l'image I' de coordonnées (u_2, v_2) .

Cette configuration peut être obtenue en rectifiant les images acquises par un système comme celui de la figure 6.20. C'est le principe de la rectification épipolaire. La matrice de transformation A devient :

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & b \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Pour obtenir une telle matrice, les matrices A_1 et A_2 doivent être modifiées de façon à faire subir une rotation aux images originales.

Cependant, grâce à la méthode d'étalonnage, il est facile d'obtenir un dispositif avec les centres optiques C_1 et C_2 à la même hauteur et de se rapprocher de cette configuration (*cf* chapitre 4).

La contrainte d'unicité

Chaque point de la première image admet au plus un correspondant dans la seconde image et réciproquement. Cette contrainte n'est pas respectée lorsque deux points se projettent en un même point dans une image et en deux points dans l'autre image (figure 6.30). D'après *Lingrand* [Lin 99], cette contrainte est respectée lorsque la scène observée est opaque, c'est-à-dire qu'il n'y a pas de transparence. Dans notre cas, cette contrainte est respectée.

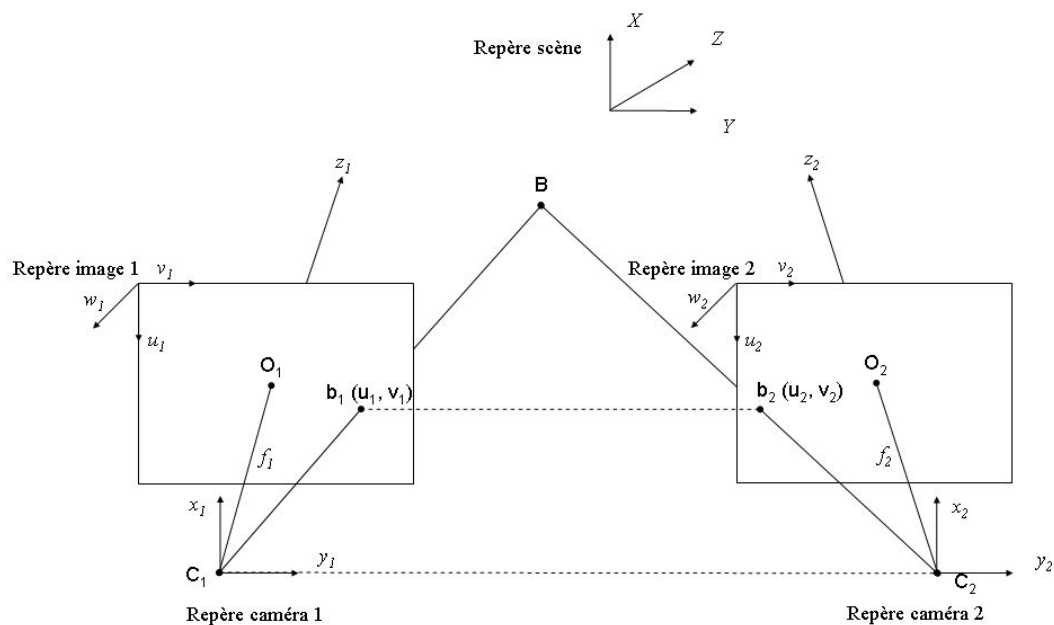


Figure 6.29 – Configuration particulière avec les axes optiques parallèles.

La contrainte d'ordre

L'ordre des points image doit être conservé d'une image à l'autre. D'après *Roussel* [Rou 99], lorsqu'une scène comporte des objets proéminents dont la surface est fortement inclinée par rapport aux plans des deux images, il y a un risque que la contrainte d'ordre ne soit pas respectée. D'après *Lingrand* [Lin 99], cette contrainte est respectée lors de faibles variations de profondeur par rapport à l'écart entre les caméras. C'est le cas de notre système, cette contrainte est donc respectée. D'après *Ayache* [Aya 89], cette contrainte est souvent violée dans les scènes d'intérieur. La figure 6.31 illustre cette contrainte, où trois points de la scène A , B et C se projettent dans l'ordre A, C, B dans l'image de gauche et A, B, C dans l'image de droite.

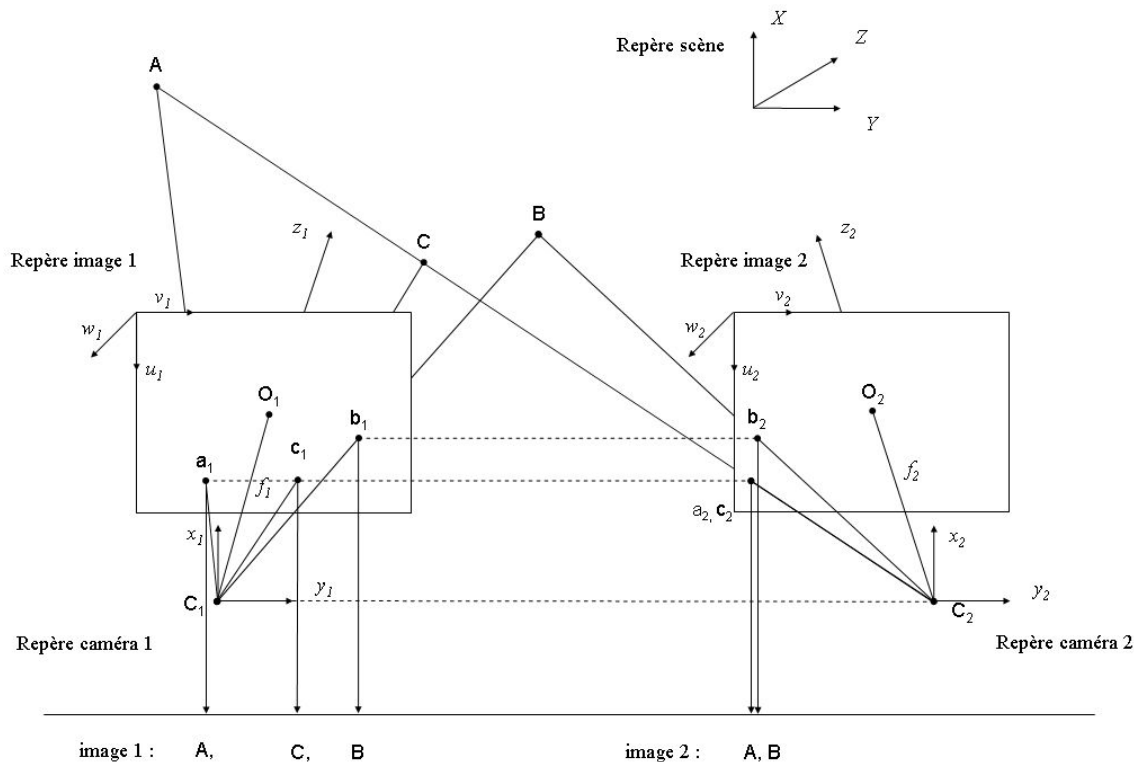


Figure 6.30 – Explication de la contrainte d'unicité.

La contrainte de continuité

Toujours d'après *Lingrand* [Lin 99], la profondeur de la scène est supposée comme continue. D'après *Garcia* [Gar 01a], la surface observée doit être et rester localement continue pour que les voisinages de deux points en correspondance soient similaires.

6.2.3 Mise en œuvre

La mise en œuvre de la stéréovision consiste à prendre en compte les différentes contraintes et à calculer les correspondances entre les deux images obtenues pour un couple stéréoscopique grâce à une mesure de corrélation. La première étape est la mise en correspondance des points entre les paires d'images. Les images utilisées sont celles représentées sur la figure 6.23. Dans un premier temps, l'information couleur n'est pas utilisée, mais les niveaux de gris.

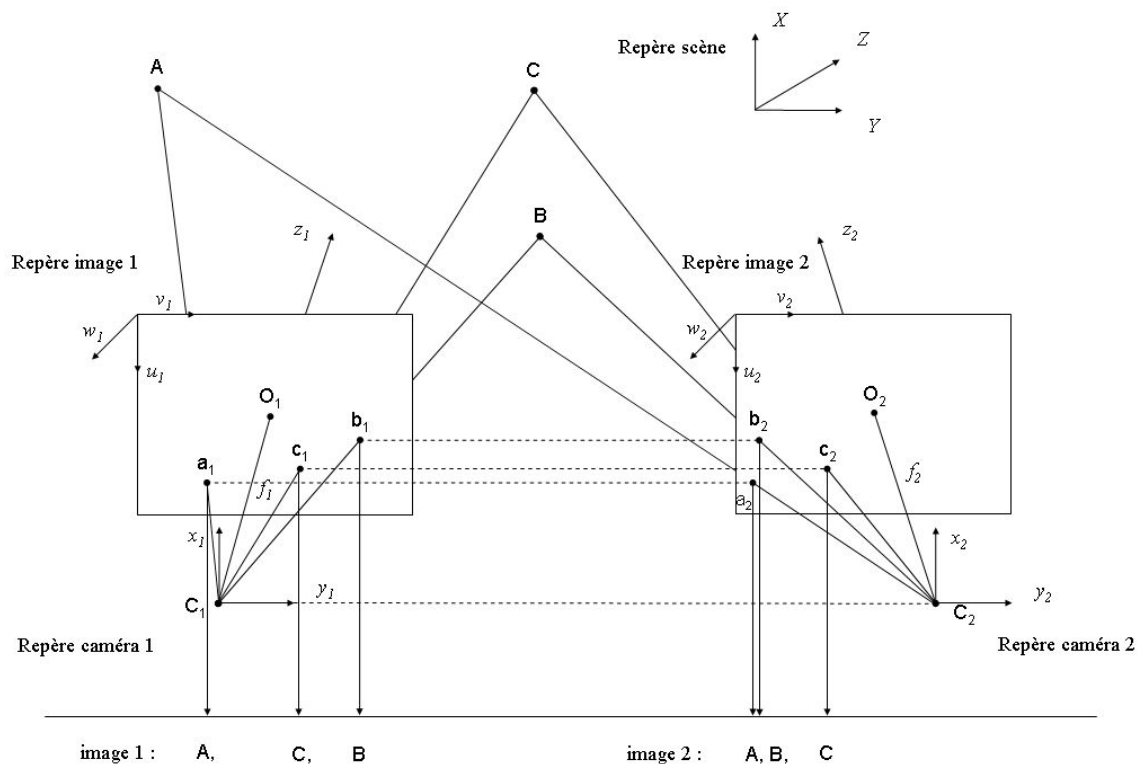


Figure 6.31 – Explication de la contrainte d'ordre.

La difficulté provient du fait que l'éclairage pour les deux images n'est pas le même, l'intensité en niveaux de gris en chaque point du pied n'est pas précisément la même.

Cependant les images représentées par les figures 6.32, 6.33 et 6.34 montrent que les motifs présents dans les images sont similaires et reconnaissables. Un agrandissement de la zone de la troisième phalange du cinquième orteil pour l'image de gauche et celle de droite (figure 6.32), montre un voisinage similaire autour d'un pixel particulier (figure 6.34).

6.2.3.1 La corrélation

La mise en place de la corrélation consiste à utiliser un critère de mesure de distance. C'est la première mesure de distance **SSD** "Sum of Squared Differences", décrite précédemment (équation 6.3), qui est choisie :

$$c_1(p, p') = \sum_{x=-M}^{x=M} \sum_{y=-N}^{y=N} [I(u+x, v+y) - I'(u'+x, v'+y)]^2$$

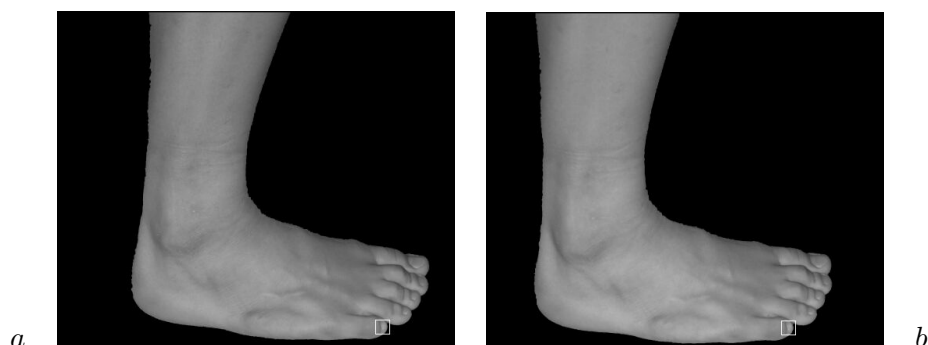


Figure 6.32 – Choix d’une zone particulière, *a* : image de gauche, *b* : image de droite.

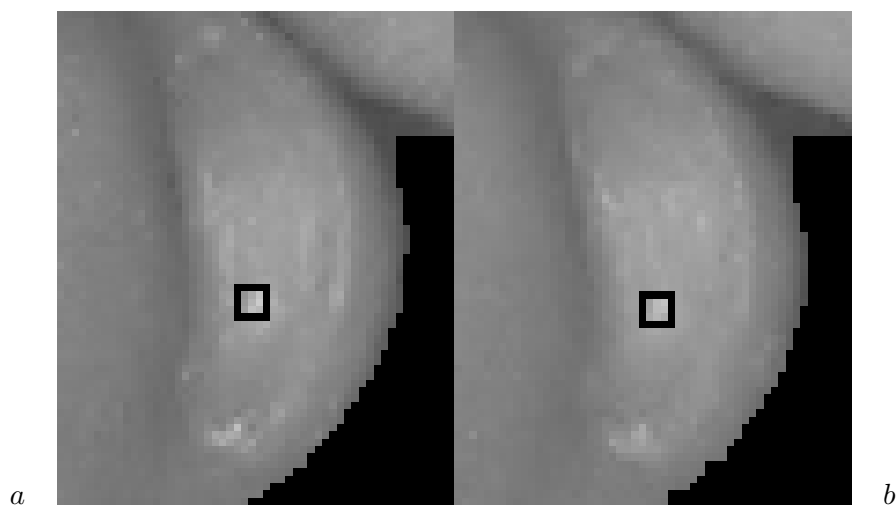


Figure 6.33 – Agrandissement de la zone, *a* : image de gauche, *b* : image de droite.

Le calcul de corrélation avec un masque d’une taille variant de (14x14) à (25x25) sur les images segmentées de résolution 2272x1704 ne donne pas entièrement satisfaction. Certaines zones sont peu texturées. La figure 6.35 illustre ce résultat. Quinze points dans la zone des premières phalanges des orteils ont été choisis sur l’image de gauche. Le résultat est représenté sur l’image de droite de la figure 6.35. Les points sont représentés en blanc. Quatorze points sur quinze ont été correctement mis en correspondance. Le seul point pour lequel, le résultat n’est pas satisfaisant, est un point qui a un voisinage en niveaux de gris uniforme. Celui-ci est représenté dans

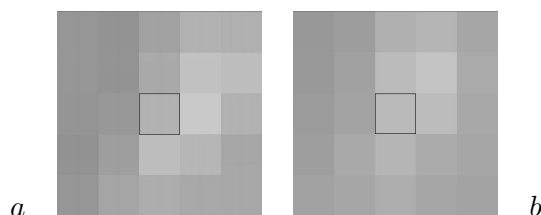


Figure 6.34 – Agrandissement de la zone autour d’un pixel, a : image de gauche, b : image de droite.

les deux images de la figure 6.35 par un cadre noir. Le choix d’un critère différent de mesure de distance (équations 6.4, 6.5 et 6.6) n’influence pas le résultat précédemment obtenu.

Une solution peut consister à mettre en place une mise en correspondance hiérarchique. La méthode utilise plusieurs images de résolutions différentes, dont le premier niveau correspond au niveau le plus fin et le dernier au niveau le plus grossier. Un calcul de mise en correspondance avec un masque de taille (25x25) a été fait sur une image de résolution de 142x106 avec la mise en correspondance de quinze points. Le résultat est encourageant et représenté sur la figure 6.36.

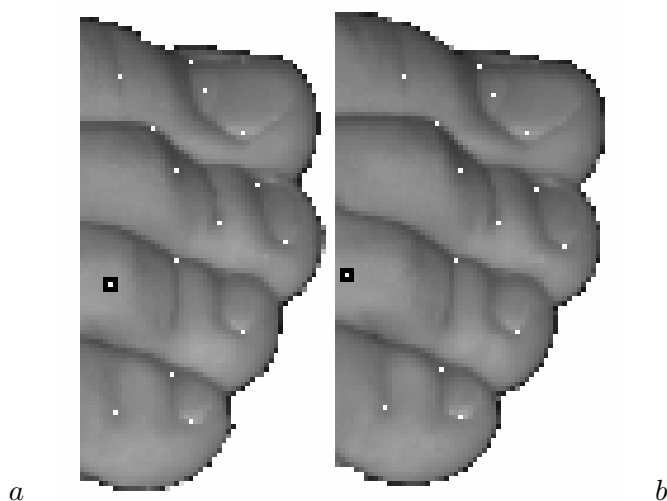


Figure 6.35 – Mise en correspondance de quinze points dans la zone des premières phalanges des orteils, a : image de gauche, b : image de droite.

6.2.3.2 Mise en correspondance hiérarchique ou pyramidale

Une pyramide d’images de résolutions différentes est établie (figure 6.37). Le premier niveau, le niveau $n=0$, correspond à l’image de résolution 2272x1704 et le dernier, le niveau $n=4$, à une image de résolution 142x106. En totalité, la pyramide comporte cinq niveaux (niveau $n=1$:

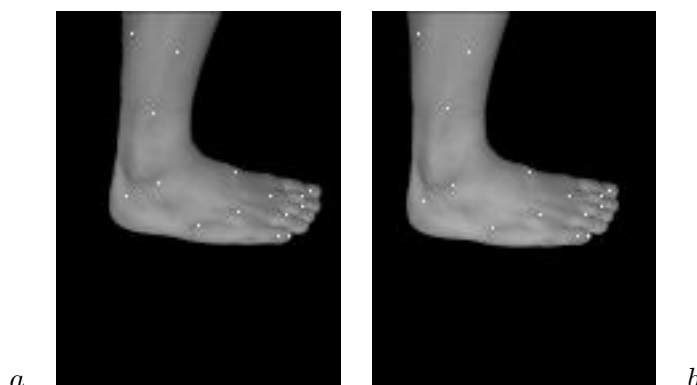


Figure 6.36 – Mise en correspondance de quinze points sur une image de résolution 142x106, *a* : image de gauche, *b* : image de droite.

1136x852, niveau $n=2$: 568x426 et niveau $n=3$: 284x213). Le niveau $n+1$ est obtenu à partir du niveau n , où un pixel du niveau $n+1$ correspond à la moyenne arithmétique des niveaux de gris de quatre pixels du niveau n .

Le principe consiste à effectuer la mise en correspondance d'un point de l'image de gauche dans l'image de droite à partir de la paire d'images de résolution la plus petite ($n=4$). Les coordonnées du pixel de l'image de gauche à appairer avec un pixel de l'image de droite est calculé dans les différentes images de résolutions différentes. La première recherche est effectuée dans l'image de résolution $n=4$, une fois la mise en correspondance du pixel de l'image de gauche effectuée dans l'image de droite, les coordonnées de ce pixel sont calculées dans l'image de droite de résolution $n=3$. La recherche est effectuée autour de ce pixel. Ce calcul est répété de niveau en niveau de résolutions différentes. Pour permettre le calcul de corrélation, les images utilisées ont une largeur et une hauteur supplémentaires de soixante pixels comme les images de la figure (figure 6.38) (niveau $n=0$: 2332x1764, niveau $n=1$: 1196x912, niveau $n=2$: 628x486 niveau $n=3$: 344x273 et niveau $n=4$: 202x166).

Le résultat de la mise en correspondance est représenté sur la figure 6.39. Afin de pouvoir visualiser les correspondances, les points à numériser sont en blanc. Dans ce cas, le pas d'échantillonnage est de quatre pixels. Le même calcul en prenant en compte la géométrie épipolaire et en éliminant les points faux, c'est-à-dire les points qui ne sont pas exactement mis en correspondance, est effectué. Le résultat est représenté sur la figure 6.40. Les points de certaines zones représentées par un cadre rouge ne sont pas mis en correspondance. Elles correspondent à des zones peu texturées et homogènes, c'est-à-dire sans discontinuité du gradient des niveaux de gris. En effet, les pixels de la zone des premières phalanges sont mis correctement en correspondance (figure 6.41). Cependant, le résultat n'est pas entièrement satisfaisant. Le deuxième niveau du schéma synoptique de gauche de la figure 6.19 ne suffit pas pour atteindre la résolution souhaitée. Un troisième niveau doit être ajouté.

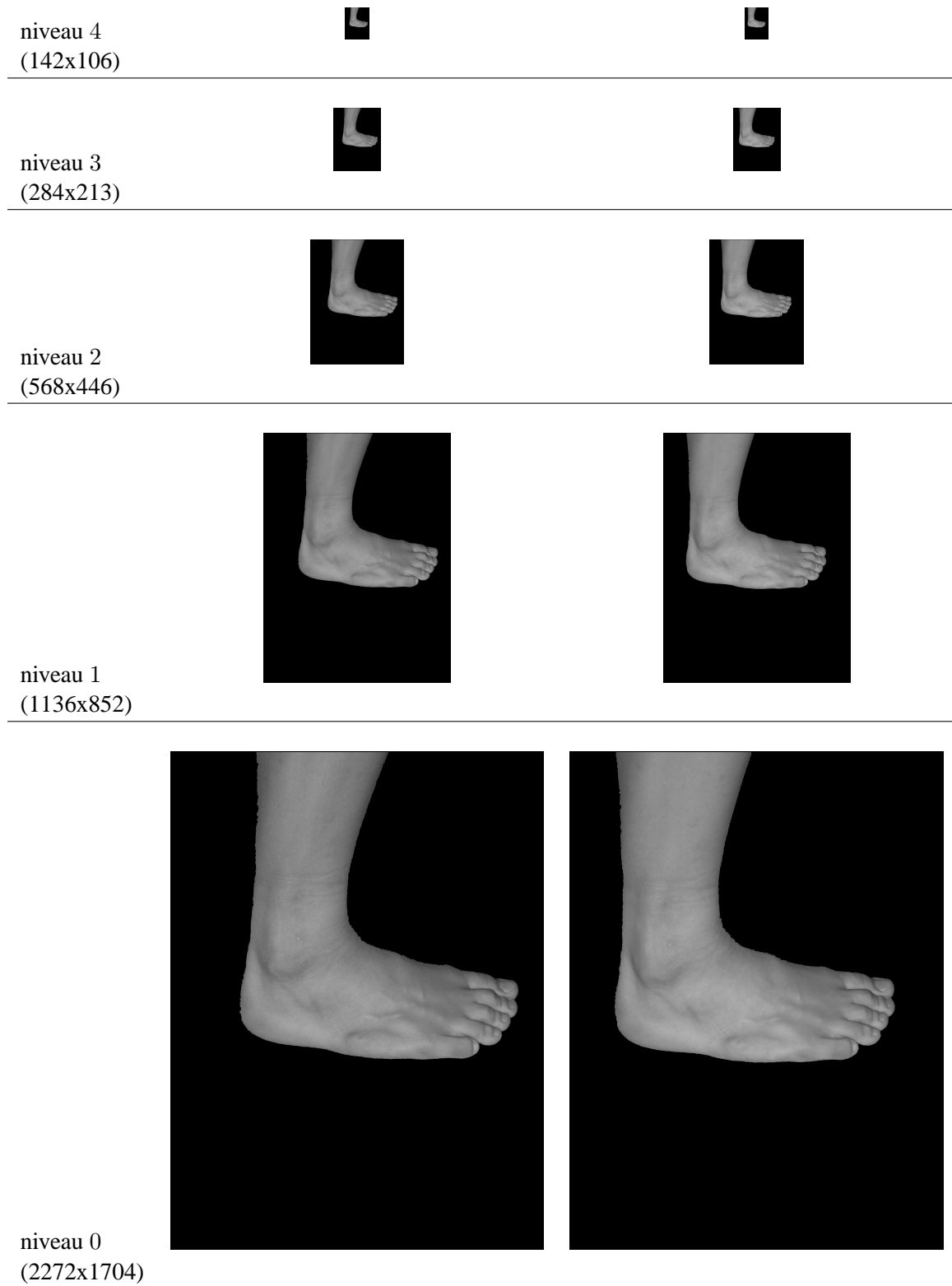


Figure 6.37 – Pyramide de paires d'images de résolutions différentes.

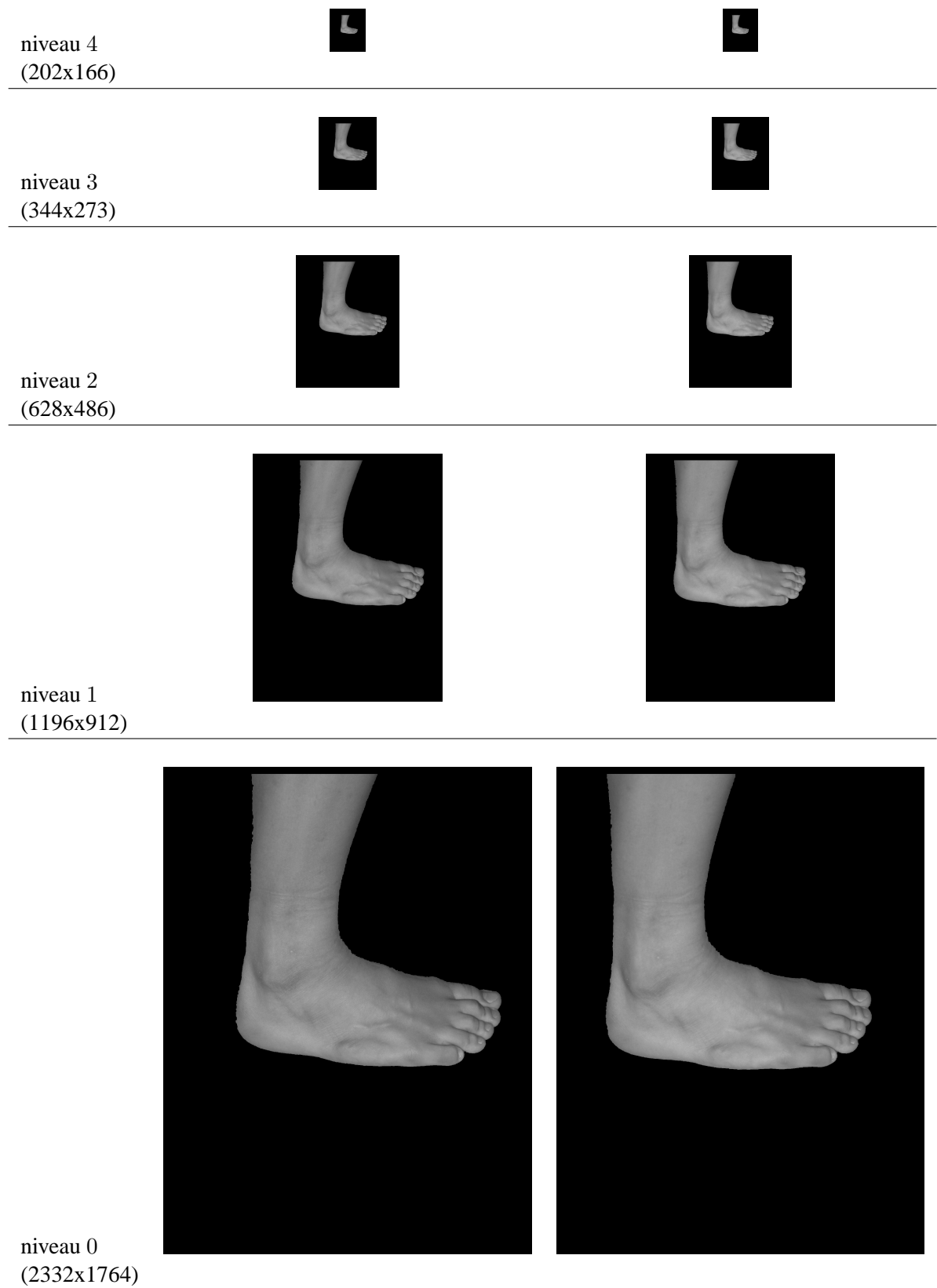


Figure 6.38 – Pyramide de paires d'images de résolutions différentes.



Figure 6.39 – Mise en correspondance sans réduction de la zone de recherche par la géométrie épipolaire, *a* : image de gauche, *b* : image de droite.

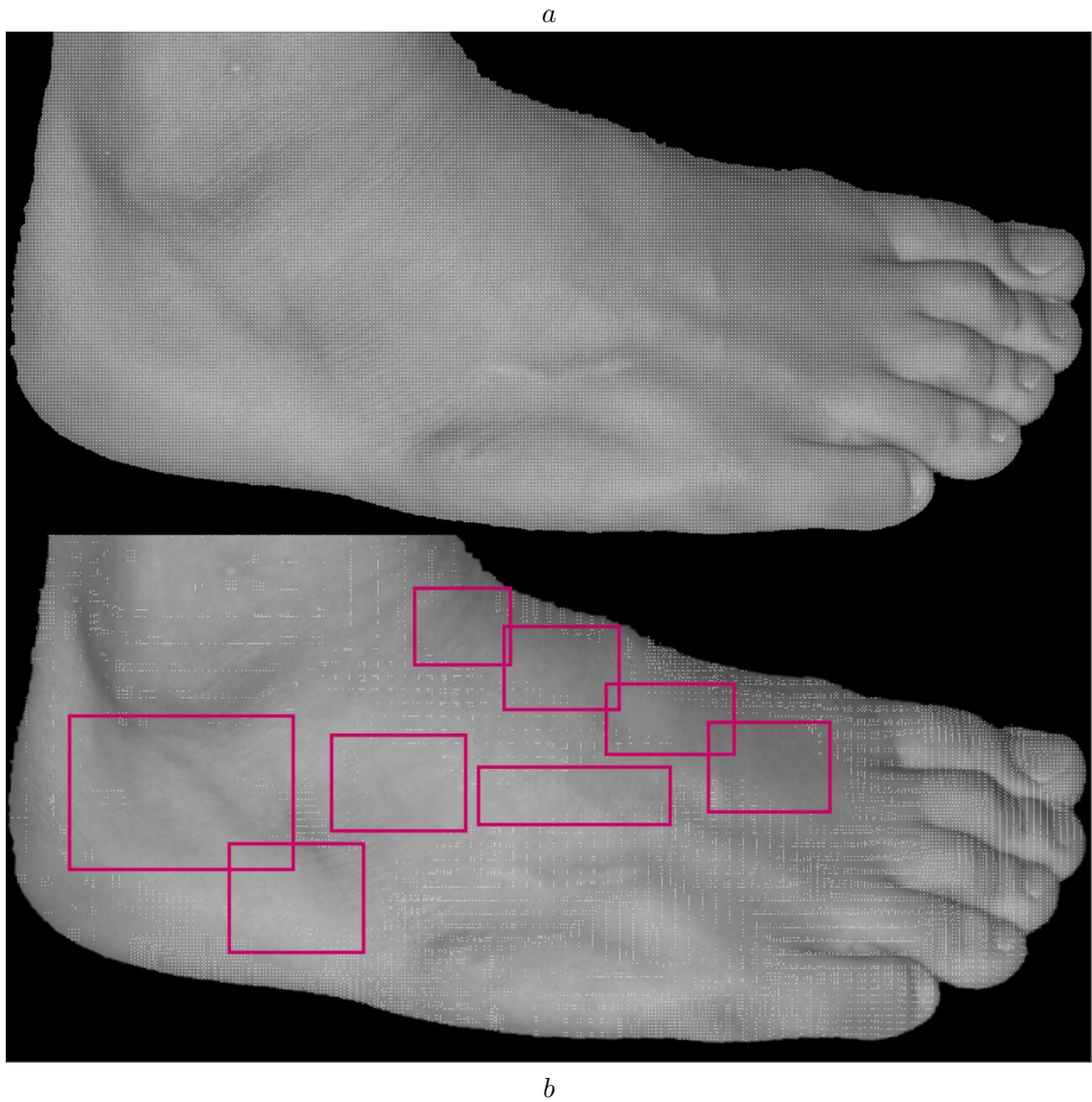


Figure 6.40 – Mise en correspondance avec réduction de la zone de recherche par la géométrie épipolaire, *a* : image de gauche, *b* : image de droite.

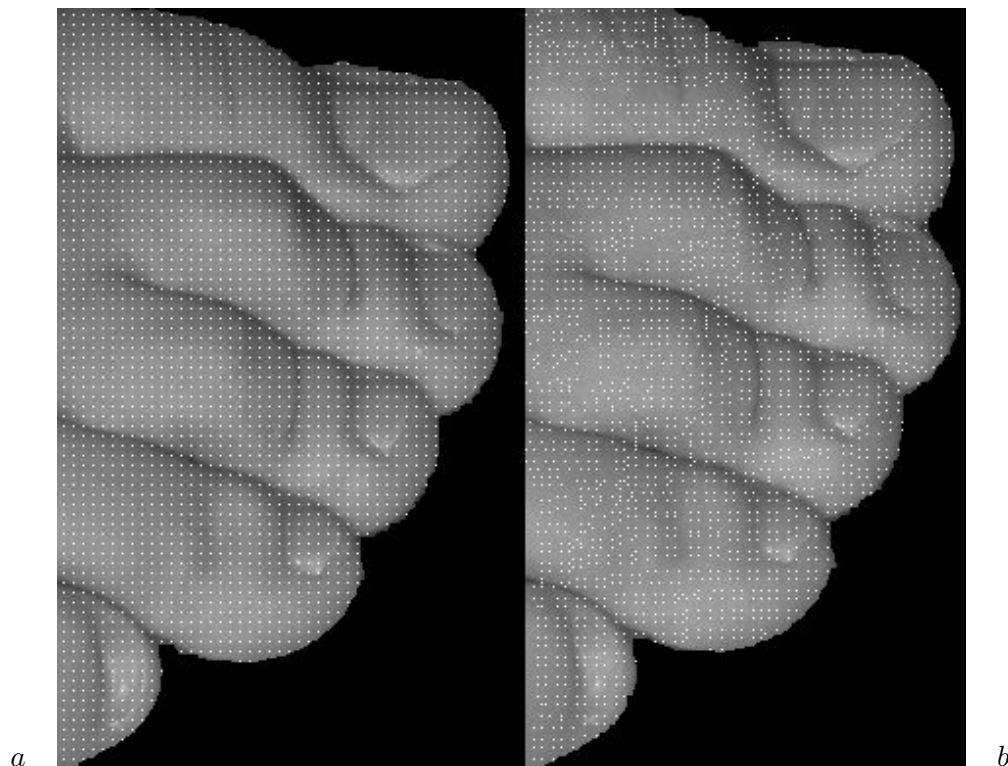


Figure 6.41 – Agrandissement de la zone sur les premières phalanges des orteils de la mise en correspondance avec réduction de la zone de recherche par la géométrie épipolaire, *a* : image de gauche, *b* : image de droite.

6.2.3.3 Troisième niveau de résolution

Afin de pouvoir obtenir une résolution suffisante et un nuage de points 3D complet, de l'information doit être ajoutée à l'image pour faciliter la mise en correspondance des points entre les paires d'images du pied. Cette opération ne correspond pas à une troisième méthode de reconstruction. C'est pour cette raison que sur le schéma synoptique de gauche de la figure 6.42, le troisième niveau ne correspond pas à un troisième nuage de points mais à l'amélioration du deuxième nuage.

Les travaux de *Orteu* et de *Garcia* en photomécanique [Gar 01a, Gar 01b], portent sur la reconstruction 3D d'objets déformés. Pour faciliter la mise en correspondance des points entre les paires d'images et pour caractériser les déformations, de l'information est ajoutée sur les pièces à reconstruire. Les travaux ont consisté à coller sur les pièces une grille ou à projeter de la peinture. Les motifs obtenus permettent de faciliter la mise en correspondance des points.

Pour faciliter le calcul de la corrélation, un collant peut être utilisé. Les images obtenues sont représentées par la figure 6.43-*a*. Les traitements² pour segmenter l'image du pied sont appliqués

²cf chapitre 5

directement sur l'image avec l'ajout du collant. Les résultats sont représentés par la figure 6.43-*b*, -*c* et *d*. Le résultat de la segmentation se caractérise par la détection de deux régions. La deuxième région en partant du haut de l'image correspond au pied segmenté. Les traitements d'image ne sont pas modifiés par l'ajout du collant. La figure 6.44 représente un exemple de segmentation d'une image de pied avec un collant.

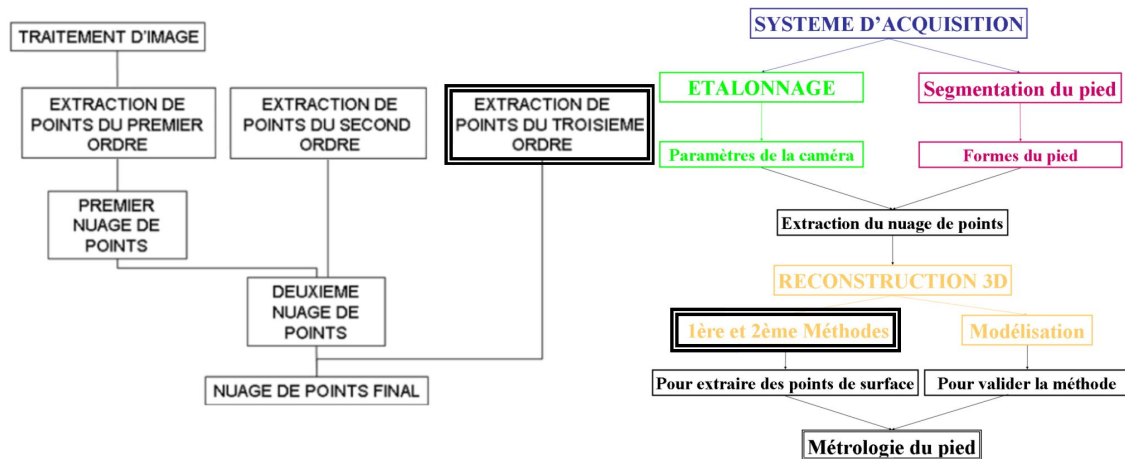


Figure 6.42 – Schéma synoptique complet de l'étude.

La mise en correspondance des points dans la paire d'images stéréoscopiques est représentée par la figure 6.45-*a* pour l'image de gauche et *b* pour l'image de droite. Le pas d'échantillonnage est de quatre pixels. La qualité de la mise en correspondance est satisfaisante. L'ajout du collant permet de faciliter la mise en correspondance et d'obtenir le résultat souhaité pour obtenir le nuage de points.

Ce nuage de points peut être calculé de plusieurs façons. La méthode pour permettre de connaître les coordonnées d'un point de la scène à partir de la connaissance de la position de ce point dans une paire d'images s'appelle la triangulation. Si la mise en correspondance est peu précise et la géométrie épipolaire non respectée, la détermination des coordonnées 3D de ce point sont déterminées par la géométrie discrète. Le point correspond au point milieu du segment défini par la distance minimale entre les droites passant par les segments C_1b_1 et C_2b_2 de la figure 6.20. Le point 3D ne correspond pas à l'intersection de ces deux droites. Les coordonnées des points dans le repère caméra 2 sont calculées dans le repère caméra 1 grâce à l'équation 6.10. Si la contrainte épipolaire est respectée et la mise en correspondance précise, alors l'intersection des deux droites existe et correspond au point 3D.

Le nuage obtenu à partir des images est représenté sur la figure 6.46. Les trous correspondent à des points éliminés.

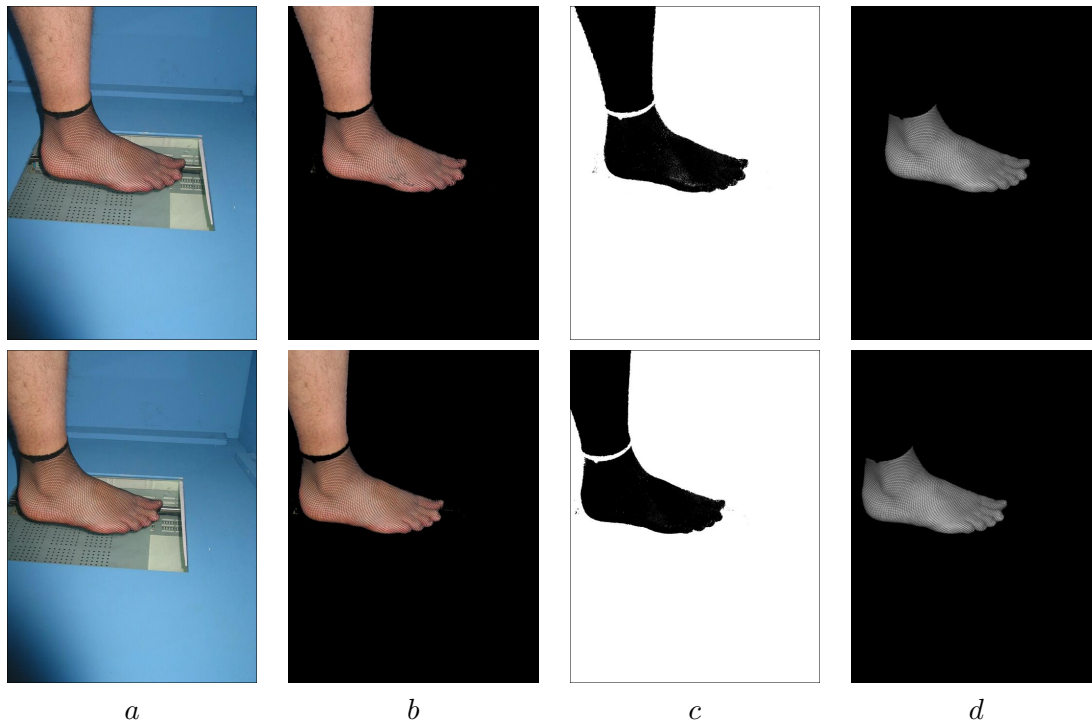


Figure 6.43 – Images stéréoscopiques obtenues avec l’utilisation d’un collant, *a* : images originales, *b* : seuillage spécifique, *c* : seuillage de la teinte, *d* : images de départ obtenues par la dilatation géodésique.

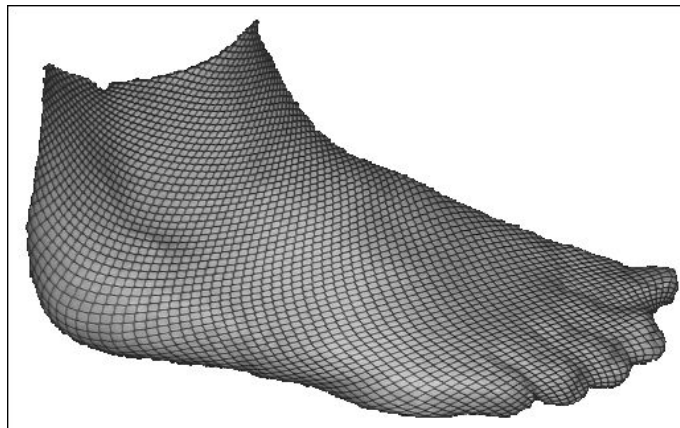


Figure 6.44 – Exemple de segmentation d’image de pied avec un collant obtenue par une des caméras du système.



Figure 6.45 – Mise en correspondance avec réduction de la zone de recherche par la géométrie épipolaire, *a* : image de gauche, *b* : image de droite.

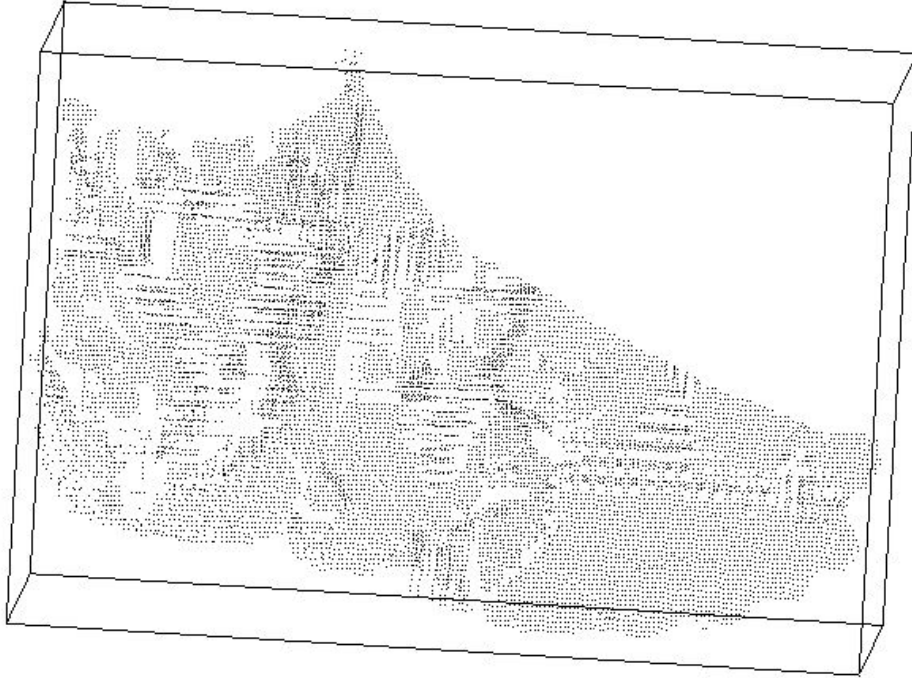


Figure 6.46 – Exemple d'un nuage de points.

6.2.4 Conclusion sur la deuxième méthode de reconstruction

Le nuage final correspond à la fusion de trois nuages. Le premier est obtenu par la première méthode décrite dans la première partie de ce chapitre. Il correspond à la plante du pied. Le deuxième et le troisième nuage correspondent aux deux profils du pied. L'un de ces profils est représenté sur la figure 6.46.

Une question importante correspond à la position des caméras. Elle dépend de la focale avec laquelle les images du système sont acquises. Plus la distance entre l'objet et le couple de caméras est importante, plus la focale est grande. En effet, les images de ce chapitre ont été acquises avec une focale de 60 *mm* avec une distance caméra-objet de 70 *cm*. L'idéal serait de travailler avec une focale de 105 *mm* avec un réglage en position petit angle afin de limiter les distorsions présentes dans l'image.

La mise en place d'une technique de stéréovision par corrélation a permis de répondre aux attentes du système tant au niveau de la précision puisque tous les points du pied peuvent être pris en compte, qu'au niveau de la diversité de la prise en charge des différents cas rencontrés.

La mise en correspondance pyramidale a permis d'une part, de faciliter la mise en correspondance et d'autre part de réduire le temps d'exécution. L'information couleur n'a pas été utilisée pour la mise en correspondance des points. Il serait intéressant d'étudier cet attribut.

L'utilisation d'un collant ou d'un bas permet de faciliter la mise en correspondance. Cette solution reste applicable dans les normes d'hygiène actuelles. Il existe aujourd'hui des produits désinfectants qui s'évaporent au contact de l'air. Ainsi le collant peut être utilisé plusieurs fois.

La reconstruction permet d'obtenir un nuage de points non organisé plus ou moins dense. Tous les points de l'image peuvent être mis en correspondance. Le pas d'échantillonnage peut être modifié en fonction de la résolution souhaitée. Dans ce cas, plus le pas est petit, plus le temps d'exécution est important. Cependant, dans le cas de certaines pathologies demandant une précision très fine sur certaines zones du pied, le pas peut être réduit.

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

L'ensemble des travaux relatés dans ce mémoire a donc été réalisé dans le cadre d'une thèse *CIFRE* financée par la société Gabilly¹ à Limoges (87).

Du point de vue technique, l'étude réalisée a permis de mettre en place un prototype pour la numérisation 3D du pied, qui fournira les données d'entrée d'un système de *CAO* (*Conception Assistée par Ordinateur*) pour la fabrication de chaussures sur mesure, orthopédiques ou même de luxe.

Le système 3D permet d'extraire un nuage de points 3D appartenant à la surface du pied, c'est-à-dire un modèle directement exploitable par les logiciels de podologie dans un format de *CAO* comme les fichiers *dxg*. En particulier, dans l'entreprise Gabilly, les mesures du pied sont entrées manuellement dans un logiciel spécifique afin d'appliquer un modèle correspondant à la forme². Le modèle filaire déformable de la forme se greffe sur le modèle du pied. Ce dernier peut être remplacé par le nuage de points obtenu par le système d'acquisition. La forme à partir de laquelle la chaussure est fabriquée, est usinée dans une pièce en bois au moyen d'une fraiseuse numérique. Afin de valider complètement le système d'acquisition 3D, les formes en bois obtenues par les mesures prises par le podologue et le nuage obtenu par le système doivent être comparées.

Par rapport au cahier des charges établi, c'est-à-dire les spécifications, une des plus importantes est la précision de mesure, qui doit être inférieure à 1 *mm*. Seule l'usinage de la forme à partir des mesures du système peut valider cette contrainte. Le système respecte la contrainte de prise de mesure pour le patient. En effet, ce dernier reste moins d'une minute en position debout pour chaque pied. Cette position est aussi une clause respectée du cahier des charges. Il reste à définir les contraintes d'ergonomie de position des patients sur le système d'acquisition. Le temps d'acquisition peut être amélioré puisque les appareils numériques sont connectés à l'ordinateur via

¹ cf chapitre 1, entreprise commanditaire de l'étude

² cf chapitre 1, forme : volume occupé dans la chaussure

un port *USB1*. L'actualisation à la norme *USB2* peut améliorer le temps de transfert des images. Le pied du patient peut être numérisé avec une hauteur de talon par l'ajout d'une pièce en liège. Le prix correspond à l'achat d'appareils photographiques numériques, d'une caméra linéaire, d'un ordinateur et à la conception d'un bâti d'une couleur bleue définie dans le chapitre 5. L'ordinateur de contrôle peut être un simple portable équipé d'un *Hub USB*. La contrainte de prix est donc respectée. La seule contrainte non respectée pour le moment est celle relative au déplacement du système. Dans l'état actuel du système, celui-ci n'est pas transportable pour des prises de mesure chez le patient. Cette clause de mobilité du système n'est possible qu'avec une étude de conception et de réalisation d'un bâti spécial. Enfin, le système est complètement automatique et fonctionne comme une boîte noire pour l'utilisateur.

Par ailleurs, le système 3D développé comporte un système 2D pour la fabrication des semelles orthopédiques. Les cabinets de podo-orthésie peuvent facilement s'équiper de tels systèmes s'ils ne veulent pas acquérir le système 3D complet ou s'ils ne veulent pas améliorer la précision de prise de mesures autre que celles dédiées à la plante du pied. En effet, le coût du système est peu élevé puisqu'il ne comporte que l'achat d'un ordinateur, d'un scanner A3, d'un ordinateur et d'un bâti pour insérer la caméra linéaire et sur lequel une vitre est disposée. Les traitements appliqués pour obtenir la segmentation du pied et pour l'obtention de l'information de pression de la plante du pied font l'objet d'une étude de faisabilité pour le dépôt d'un brevet. Les applications éventuelles sont le remplacement direct de la prise d'empreintes encreées de la plante du pied. Celles-ci sont effectuées dans les cabinets de podo-orthésie et elles permettent d'extraire les contours de la plante du pied ainsi que les appuis du pied. Les mesures obtenues ont la résolution de la caméra linéaire et un tel système 2D du pied humain permet de créer des fichiers de patients avec une image des plantes de pied. Enfin, ce système permet de respecter les normes de plus en plus drastiques pour l'hygiène. Ce système 2D fournit les informations nécessaires pour la conception et la réalisation de semelles orthopédiques qui représentent cinquante pour cent des cas traités. Néanmoins, ces mêmes informations sont utilisées pour la conception et la réalisation de chaussures orthopédiques pour la partie de la semelle de la chaussure. Le système 2D est installé dans le cabinet de prise de mesures de l'entreprise Gabilly qui envisage de le commercialiser étant donné les avantages qu'il représente en termes de précision de mesure, de confort d'utilisation pour le patient comme pour le podo-orthésiste et d'hygiène.

Du point de vue scientifique, plusieurs études ont été réalisées afin d'envisager toutes les possibilités.

Plusieurs domaines du traitement d'image ont été abordés. Parmi ces domaines on trouve la segmentation couleur, avec l'étude d'espaces de représentation de la couleur, en particulier l'espace *Teinte Luminance Saturation* qui a permis de montrer que la peau avait une composante *Teinte* quasiment uniforme. Le choix de la couleur du fond pour le système d'acquisition et celui de l'utilisation de la composante *Teinte* n'étaient pas suffisants pour segmenter parfaitement le pied. Les opérateurs de morphologie mathématique comme la dilatation géodésique ont permis de segmenter le pied, avec l'utilisation d'un filtre polarisant. Ce traitement est coûteux en temps d'exécution mais il reste inférieur à trente secondes avec un processeur de 1.6 GHz. Cependant, il pourrait facilement être optimisé par une connaissance a priori du nombre d'érosions et de dilatations à appliquer pour retrouver la forme de départ. Ces traitements peuvent être étendus

pour la détection de la peau dans des images d'autre nature.

Nous avons du aussi nous pencher sur le domaine de la vision 3D, en particulier sur des problèmes d'étalonnage de caméras, de numérisation et de modélisation 3D.

La méthode d'étalonnage mise au point est simple à mettre en place et de faible coût, utilisant simplement la connaissance de la position de deux points de fuite dans l'image. La mire bidimensionnelle est commune à toutes les images obtenues par le système d'acquisition. Les droites de cette mire sont détectées grâce à la transformée de *Hough*. Le temps d'exécution du programme de détection des droites et de calcul des paramètres d'étalonnage est très court.

Pour la mise en place de la technique de numérisation choisie : la stéréovision, la mise en correspondance des points entre les paires d'images des couples stéréoscopiques est obtenue par une mesure de distance (la corrélation). La précision de la mise en correspondance des points entre les paires d'images peut être améliorée par les travaux de *Devermay* et *Garcia* portant sur la stéréo-corrélation fine et stéréo-corrélation fine améliorée.

Pour le domaine de la modélisation 3D, l'étude menée a permis de tester différentes méthodes de reconstruction de surfaces pour des données initiales organisées ou non organisées. Le nuage final obtenu est dense et non organisé. Trois méthodes parmi les cinq étudiées ont été expérimentées dans le troisième chapitre de ce mémoire pour construire une surface à partir de tels nuages.

L'étude réalisée a ainsi permis de déjouer les nombreux verrous techniques et scientifiques que posait le cahier des charges du projet.

Une des principales difficultés était de trouver le compromis idéal entre la solution matérielle et la solution algorithmique. L'élimination du reflet du pied sur la vitre de la caméra linéaire par un filtre polariseur illustre ce propos³. La solution du collant sur le pied du patient pour faciliter la mise en correspondance des points n'est pas la solution idéale pour une utilisation quotidienne dans un cabinet de podologie. En effet, les patients souffrant de diabète et ayant des cicatrices ou des plaies au niveau du pied ne peuvent pas supporter un tel collant ou en tout cas, sa mise en place reste délicate. Cependant, cette solution reste applicable dans les normes d'hygiène actuelles. Il existe aujourd'hui des produits désinfectants qui s'évaporent au contact de l'air. Ainsi le collant peut être utilisé plusieurs fois. Néanmoins, une étude sur la projection lumineuse d'une grille ou d'une texture particulière pourrait permettre de s'affranchir de l'utilisation d'un collant. Les motifs obtenus devraient rajouter suffisamment d'informations pour faciliter la mise en correspondance. Nous y travaillons actuellement.

Les solutions apportées et expérimentées ont permis de mettre en œuvre un système complet d'acquisition 2D et 3D pour le pied humain. Ce système est peu onéreux en comparaison avec les autres systèmes dédiés à l'anthropométrie du pied. Afin d'augmenter la précision de mesure, il est de plus possible de rajouter des couples de caméras stéréoscopiques. Par ailleurs, ce système permet de traiter la majorité des cas rencontrés. La clause de départ était de quatre vingt pour cent des pathologies, ce nombre approche désormais les cent pour cent. Enfin, ces traitements peuvent être étendus pour la numérisation de toutes les parties de l'épiderme humain comme les poignées, les coudes, les mains, le visage, le dos...

³cf chapitre 5

Pour finir, l'ensemble des travaux a donné lieu à de nombreuses publications scientifiques et un brevet devrait être déposé très prochainement.

L'ensemble du système 3D devrait faire l'objet de tests d'utilisation en pratique quotidienne au sein du cabinet Gabilly, de Limoges. Le système 2D, pour la réalisation de semelles orthopédiques est déjà en cours d'utilisation.

L'ensemble de ce projet nous a ainsi permis de valider nos connaissances dans le domaine du traitement d'image, de découvrir de nouveaux domaines comme la couleur, le 3D, et ce en faisant face à des contraintes techniques liées à l'application. Ce travail a donc été particulièrement enrichissant et il est motivant de constater qu'il donne lieu à un prototype exploitable par les professionnels du domaine visé.

Un petit pied pour Cédric,

Un grand pas pour la podo-orthésie !!!

RAPPEL : INVERSION D'UNE MATRICE NON CARRÉE PAR LA MÉTHODE DE DÉCOMPOSITION LU

L e principe de la méthode de décomposition LU consiste à supposer qu'une matrice A (ici, $A = (\mathbf{H}^t \mathbf{H})$), peut s'écrire sous la forme d'un produit de deux matrices :

$$A = L.U \tag{A.1}$$

L est une matrice triangulaire inférieure et U triangulaire supérieure. Le produit de L par U donne :

$$a_{ij} = \sum_{l=1}^i \alpha_{il} \beta_{lj} \quad i \leq j \tag{A.2}$$

$$a_{ij} = \sum_{l=1}^j \alpha_{il} \beta_{lj} \quad i > j \tag{A.3}$$

Par exemple avec une matrice 4×4 ($N = 4$) :

$$\begin{bmatrix} \alpha_{11} & 0 & 0 & 0 \\ \alpha_{21} & \alpha_{22} & 0 & 0 \\ \alpha_{31} & \alpha_{32} & \alpha_{33} & 0 \\ \alpha_{41} & \alpha_{42} & \alpha_{43} & \alpha_{44} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \beta_{11} & \beta_{12} & \beta_{13} & \beta_{14} \\ 0 & \beta_{22} & \beta_{23} & \beta_{24} \\ 0 & 0 & \beta_{33} & \beta_{34} \\ 0 & 0 & 0 & \beta_{44} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{12} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{13} & a_{23} & a_{33} & a_{34} \\ a_{14} & a_{24} & a_{34} & a_{44} \end{bmatrix} \tag{A.4}$$

D'après *Viot* [Vio 02], ce système d'équations donne N^2 équations, N représente la taille de

la matrice A . Ce système est surdéterminé. La valeur de la diagonale de la matrice L est fixée afin d'obtenir une et une seule solution :

$$\alpha_{ii} = 1 \quad \text{pour } i \in [2, N] \quad (\text{A.5})$$

L'algorithme de *Crout* permet de calculer simplement les N^2 coefficients restants en utilisant les relations suivantes :

$$\beta_{ij} = a_{ij} - \sum_{k=1}^{i-1} \alpha_{ik} \beta_{kj} \quad i \leq j \quad (\text{A.6})$$

$$\alpha_{ij} = \frac{1}{\beta_{ij}} \left(a_{ij} - \sum_{k=1}^{j-1} \alpha_{ik} \beta_{kj} \right) \quad i \geq j + 1 \quad (\text{A.7})$$

Toujours d'après *Viot*, il faut noter que les sous-programmes créant cette décomposition s'appuient sur la recherche du meilleur pivot afin que la méthode soit stable.

Résolution du système linéaire

La résolution du système linéaire devient très simple en introduisant un vecteur y .

$$A.x = L.U.x = L.(U.x) = b \quad (\text{A.8})$$

Soit

$$L.y = b \quad (\text{A.9})$$

$$U.x = y \quad (\text{A.10})$$

Chaque système peut être résolu par une procédure de substitution :

$$y_1 = \frac{b_1}{\alpha_{11}} \quad (\text{A.11})$$

$$y_i = \frac{1}{\alpha_{ii}} \left(b_i - \sum_{j=1}^{i-1} \alpha_{ij} y_j \right) \quad (\text{A.12})$$

La solution pour le vecteur x est :

$$x_i = \frac{1}{\beta_{ii}} \left(y_i - \sum_{j=i+1}^N \beta_{ij} x_j \right) \quad (\text{A.13})$$

D'après *Viot*, une fois la décomposition LU effectuée, le calcul du déterminant d'une matrice devient simple. Le déterminant d'un produit est égal au produit des déterminants. De plus, pour une matrice triangulaire, le déterminant est égal au produit de sa diagonale. Comme les déterminants de la diagonale de la première matrice sont égaux à un "1", le déterminant vaut :

$$Det_A = \prod_{j=1}^N \beta_{ij} \tag{A.14}$$

RAPPEL : MÉTHODE D'APPROXIMATION DU GRADIENT D'UNE IMAGE PAR FILTRAGE LINÉAIRE

Les équations sont extraites du livre de *Horaud et Monga* [Hor 93]. Le filtrage linéaire d'une image correspond à la convolution d'une image $I(x, y)$ avec une fonction $f(x, y)$ appelée réponse impulsionnelle du filtre. Dans le domaine continu, la convolution s'écrit :

$$I_f(x, y) = (f * I)(x, y) \quad (\text{B.1})$$

$$I_f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x', y') I(x - x', y - y') dx' dy' \quad (\text{B.2})$$

$$I_f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x - x', y - y') I(x', y') dx' dy' \quad (\text{B.3})$$

I étant définie dans le domaine $[-\frac{N}{2}, +\frac{N}{2}]$ et f dans le domaine $[-\frac{K}{2}, +\frac{K}{2}]$, $K \leq N$, N est la taille de l'image. Dans le domaine discret, la convolution s'écrit :

$$I_f(x, y) = (f * I)(x, y) \quad (\text{B.4})$$

$$I_f(x, y) = \sum_{x'=-K/2}^{x'+K/2} \sum_{y'=-K/2}^{y'+K/2} f(x - x', y - y') I(x', y') \quad (\text{B.5})$$

Le gradient d'une image correspondant à la dérivée première est donné par l'équation :

$$G_x(x, y) = \frac{\delta I_f(x, y)}{\delta x} \quad (\text{B.6})$$

$$G_y(x, y) = \frac{\delta I_f(x, y)}{\delta y} \quad (\text{B.7})$$

En chaque point (x,y) de l'image nous pouvons calculer le vecteur gradient. Le module G et la direction ϕ de ce vecteur sont donnés par :

$$G = (G_x^2 + G_y^2)^{1/2} \simeq \max(G_x, G_y) \quad (\text{B.8})$$

$$\phi = \arctan \frac{G_y}{G_x} \quad (\text{B.9})$$

Le laplacien est défini par :

$$L(x, y) = \frac{\delta^2 I_f(x, y)}{\delta x^2} + \frac{\delta^2 I_f(x, y)}{\delta y^2} \quad (\text{B.10})$$

Le filtrage linéaire consiste à remplacer chaque niveau de gris par une combinaison linéaire des niveaux de gris des points voisins. Les coefficients de cette combinaison linéaire sont définis par la réponse impulsionnelle du filtre. Les méthodes permettant de calculer $G(I)$ et $L(I)$ (équations B.8 et B.10), consistent à rechercher des filtres linéaires permettant l'approximation du gradient ou du laplacien. L'opérateur du filtre linéaire est appelé "masque" souvent de dimension 3x3. En développant au premier ordre, avec une approximation, la dérivée $f'(x)$ peut s'exprimer par :

$$f'(x) = \frac{1}{2}[f(x+1) - f(x-1)] \quad (\text{B.11})$$

Appliquée à une image numérique, on peut définir une dérivée partielle $\frac{df}{dx}$ suivant les colonnes par le filtre de matrice suivante :

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

Dérivée horizontale et verticale

Avec la même approximation que pour les dérivées premières, on définit une dérivée partielle du second ordre suivant les colonnes de l'image par la matrice suivante :

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 1 & -2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & -2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

Dérivée horizontale et verticale

La dérivation accentue le bruit de l'image, c'est-à-dire les pixels de valeur parasite et de répartition aléatoire. Les opérateurs de *Sobel* [Hor 93], qui effectuent une moyenne locale sur trois pixels en largeur, sont moins sensibles au bruit et effectuent dans une même opération un lissage :

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Dérivée horizontale et verticale

Le filtre de *Prewitt* [Hor 93] accorde un poids moins élevé au pixel central, 1 au lieu de 2. Il existe plusieurs filtres aussi simples à mettre en place comme le filtre de *Roberts* [Hor 93] ... Ces différents filtres peuvent être implémentés pour traiter toutes les directions du gradient et non deux directions privilégiées : verticale et horizontale. D'autres filtres plus évolués dits de deuxième niveau, comme le filtre de *Canny-Deriche* [Hor 93] permettent d'obtenir de meilleurs résultats, ils sont construits autour d'un modèle gaussien et le filtre, à proprement dit, procède à une phase de lissage dans le sens inverse de la détection.

Extension à la couleur

Les techniques les plus simples consistent à appliquer les filtres décrits précédemment de manière indépendante, sur chacune des composantes de l'espace de représentation choisi puis à fusionner les informations pour reconstruire une image couleur des contours [Tré 04].

Cette approche, dite marginale, présente l'inconvénient d'introduire éventuellement des fausses couleurs mais aussi de faux contours puisque les transitions sont étudiées par composante et non globalement.

Une solution peut alors être de quantifier au préalable l'image sur une palette d'au maximum deux cent cinquante six couleurs avant de la traiter alors comme une image en niveau de gris. La difficulté réside dans le choix d'une palette significative qui conditionne la quantité, la précision et la couleur des contours.

Enfin la troisième solution consiste à traiter directement toute l'image de façon vectorielle. C'est ainsi que *Di Zenzo* [DiZ 86] (figure B.1), a développé un filtre gradient couleur :

$$d^2 = p \cdot \cos^2 \theta + q \cdot \sin^2 \theta + 2 \cdot t \cdot \sin \theta \cdot \cos \theta$$

$$p = \left(\frac{\delta R}{\delta x}\right)^2 + \left(\frac{\delta V}{\delta x}\right)^2 + \left(\frac{\delta B}{\delta x}\right)^2$$

$$q = \left(\frac{\delta R}{\delta y}\right)^2 + \left(\frac{\delta V}{\delta y}\right)^2 + \left(\frac{\delta B}{\delta y}\right)^2$$

$$t = \left(\frac{\delta R}{\delta x}\right)\left(\frac{\delta R}{\delta y}\right) + \left(\frac{\delta V}{\delta x}\right)\left(\frac{\delta V}{\delta y}\right) + \left(\frac{\delta B}{\delta x}\right)\left(\frac{\delta B}{\delta y}\right)$$

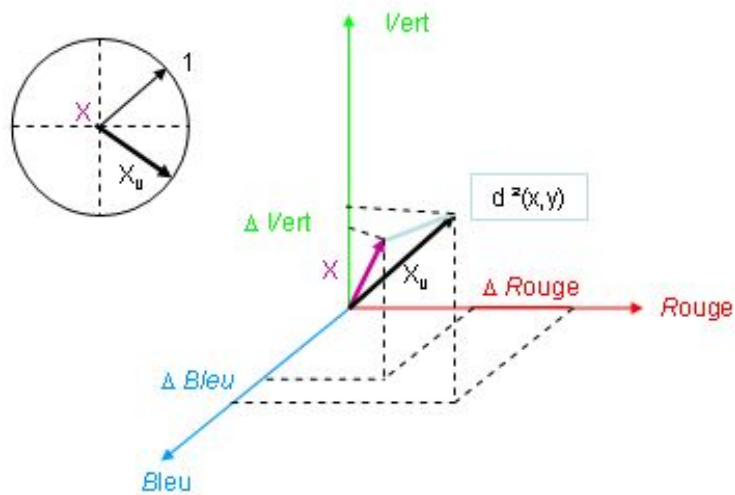


Figure B.1 – Espace de représentation des composantes couleur pour l'approche vectorielle de Di Zenzo [DiZ 86].

EXEMPLE DE PATHOLOGIES TRAITÉES PAR LE SYSTÈME D'ACQUISITION 2D

Cette annexe présente les cas pathologiques couramment rencontrés en podo-orthésie et traités par le système d'acquisition 2D. Grâce aux traitements détaillés dans le chapitre 5, les contours sont extraits en bleu, les points de pression et d'hyper appuis sont aussi extraits. Sur chaque pied, quatre extrema sont calculés et représentés par une croix rouge.

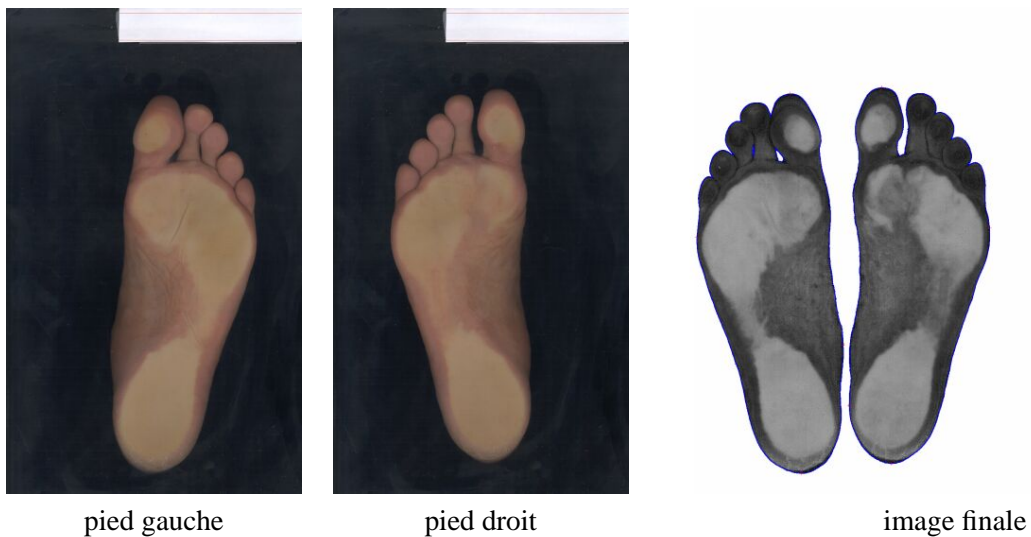


Figure C.1 – Pieds "normaux".

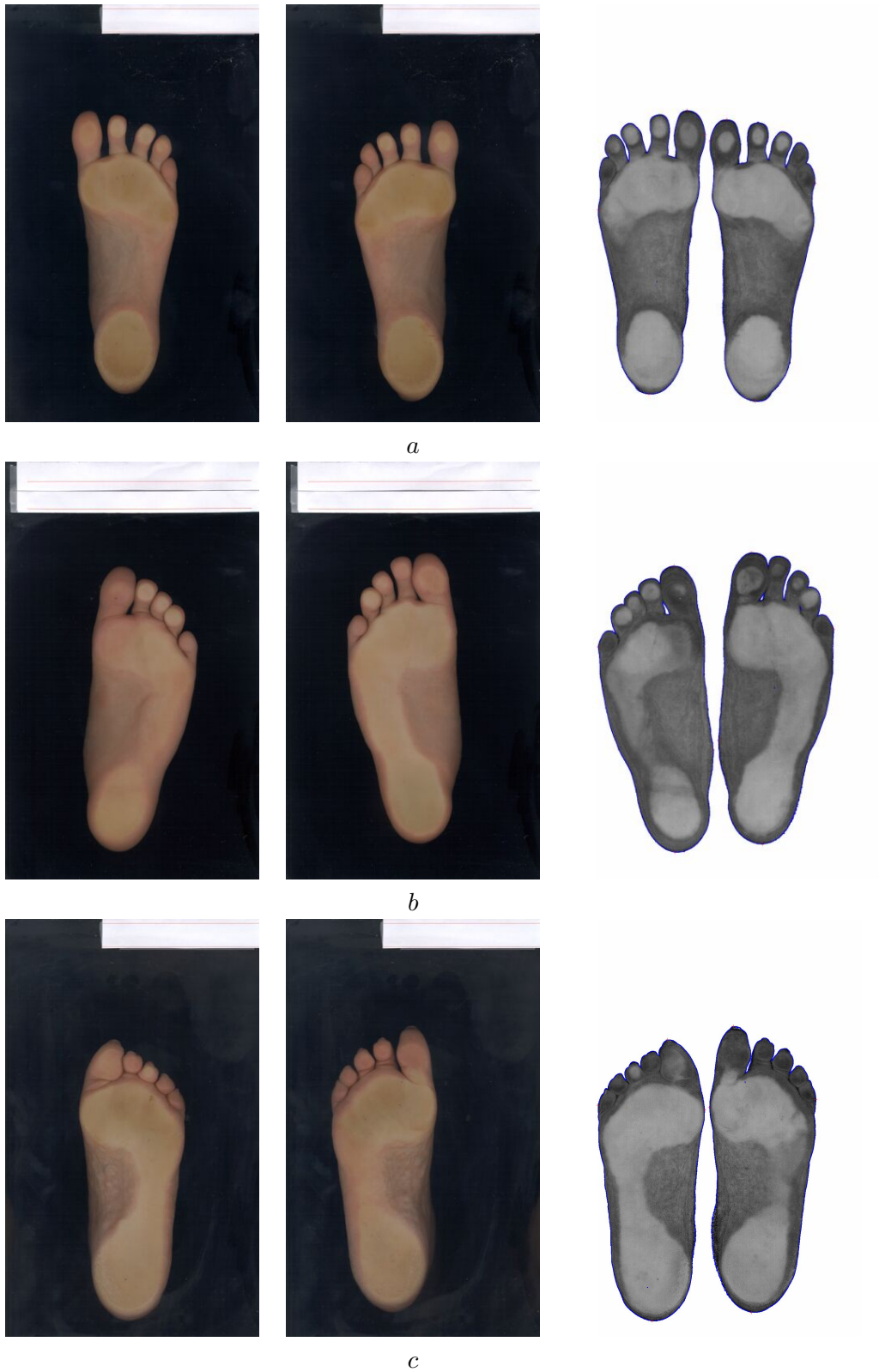


Figure C.2 – *a* : pieds creux, *b* : pieds plats, *c* : orteils en griffe.

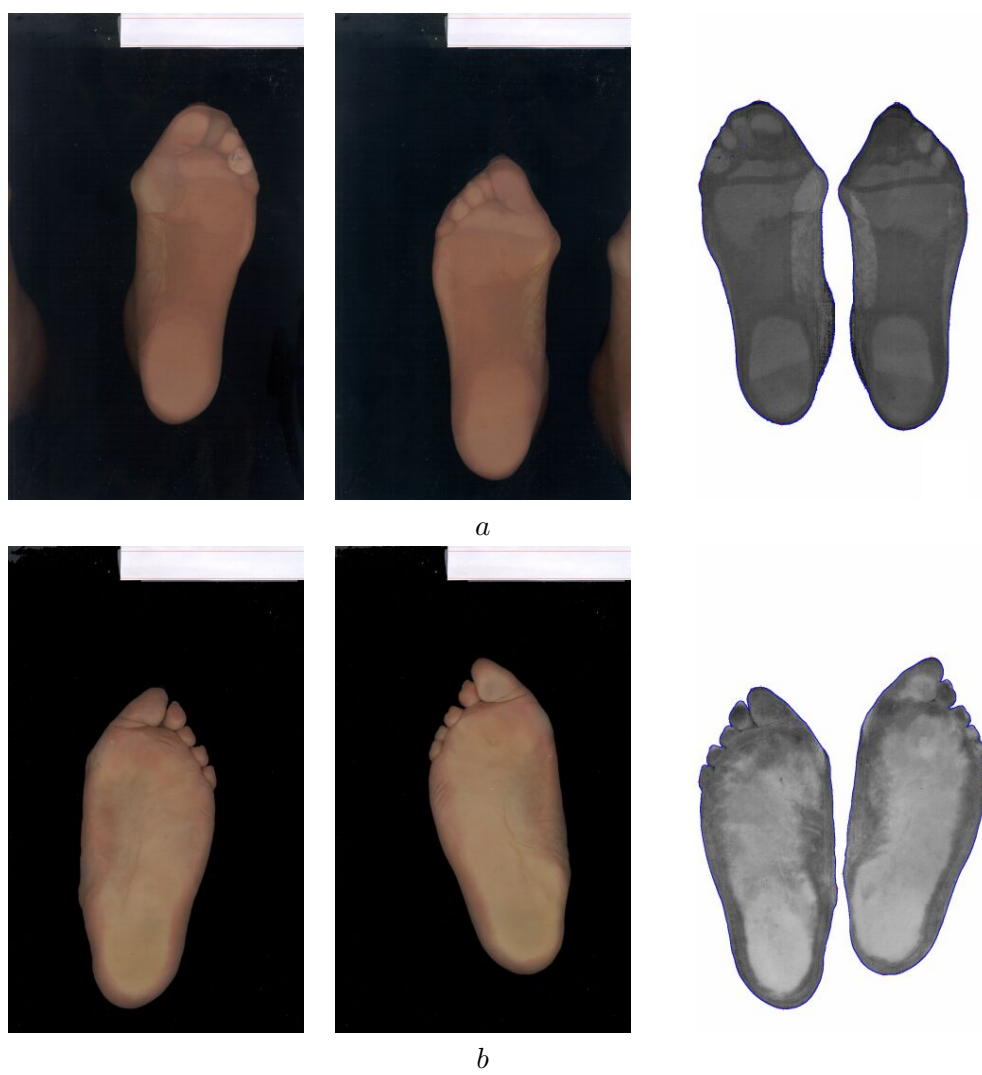


Figure C.3 – *a* : pieds avec bas de contension, *b* : pieds plats valgus.

APPLICATION DE LA PREMIÈRE MÉTHODE DE RECONSTRUCTION 3D AU DOMAINE DE LA MÉCANIQUE DES FLUIDES

Cette annexe permet de montrer que les nuages de points obtenus par la première méthode de reconstruction 3D décrite dans ce mémoire peuvent être utilisés dans des domaines différents de ceux de la visualisation 3D ou de la reconstruction de surfaces. Ils peuvent être notamment utilisés dans le domaine de la mécanique des fluides. La première méthode de reconstruction 3D permet d'extraire des nuages de points 3D à partir de projections de profils dans un volume¹.

A partir de nuages ainsi constitués, des méthodes de calcul de conduction ou de convection dans un volume ont été mises en place.

Il existe dans le monde de nombreux nuages de points disponibles et en accès libre sur internet. Mais, néanmoins, les points de ces nuages ne sont pas facilement manipulables. Il est important pour les calculs, par exemple pour les conditions aux limites, de pouvoir identifier certains points en rajoutant une quatrième coordonnée ou de déplacer ces points.

Il est également important de distinguer le nuage surfacique du nuage volumique. La première méthode de reconstruction décrite dans ce mémoire peut donc être utilisée pour créer des nuages de points 3D répondant à ces contraintes.

Les calculs sont souvent effectués sur des objets simples comme le cube. Afin de pouvoir tester et valider la méthode mise en place, un cube a donc été reconstruit à l'aide de projections. Si d'une part, les calculs de convection et de conduction donnent des résultats satisfaisants, et d'autre part, si ces mêmes résultats sont comparables à ceux obtenus par la même méthode sur des objets virtuels comme le cube, d'autres objets plus complexes seront utilisés comme le nuage de la tête

¹Cette étude a été menée en collaboration avec T. Sophy et H. Sadat

humaine décrit dans la partie traitant de l'imagerie médicale du chapitre 2.

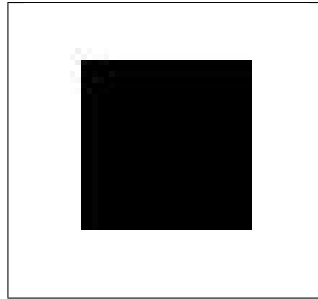


Figure D.1 – Image de résolution 50x50 pixels contenant un carré et utilisée pour la reconstruction d'un cube d'arête de dimension 31.

Pour la création du cube, une seule image est utilisée (figure D.1). Elle représente un carré noir d'arête d'une dimension de 31 pixels. La résolution de l'image est de 50x50. Le calcul des extrema permet de définir un volume englobant de 31x31x31, le cube désiré est représenté par le nuage de points de la figure D.2-*a*. Pour le nuage obtenu, les faces doivent aussi être distinguées pour le calcul. Ainsi, une quatrième coordonnée est rajoutée pour chaque point de chacune des faces et pour chacun des points à l'intérieur du cube (figure D.2-*b*). Des objets plus complexes peuvent être obtenus à partir d'image de disques ou de figures complexes et de plusieurs projections dans le volume englobant (figures D.3-*a* et *b*, figures D.4-*a* et *b*).

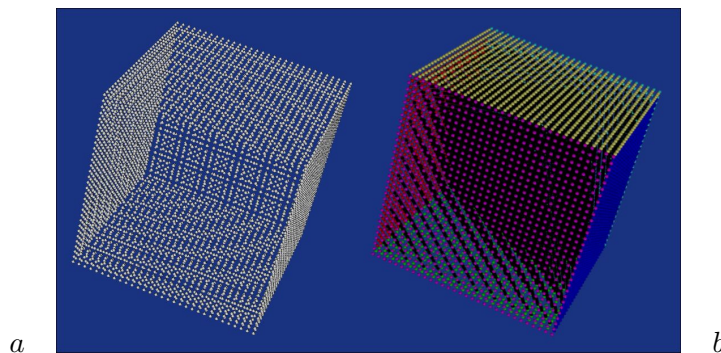


Figure D.2 – *a* : Nuage de points 3D représentant un cube d'arête de dimension 31, *b* : le même nuage avec les points des faces coloriés.

Le cube a permis d'obtenir des résultats relatifs à la convection naturelle dans un cube.

Le maillage est retravaillé au niveau des coordonnées et des indices pour être en accord avec le programme développé pour la mécanique des fluides. Les points du maillage ont des indices qui vont de 0 à 1 au lieu d'aller de 1 à 31 avec un pas plus petit. Ensuite, il faut vérifier s'il n'y a pas de points en double, auquel cas il faut les effacer de la liste des points. Le nombre de points est donc modifié. Des premières simulations effectuées avec ce maillage remanié ont conduit à

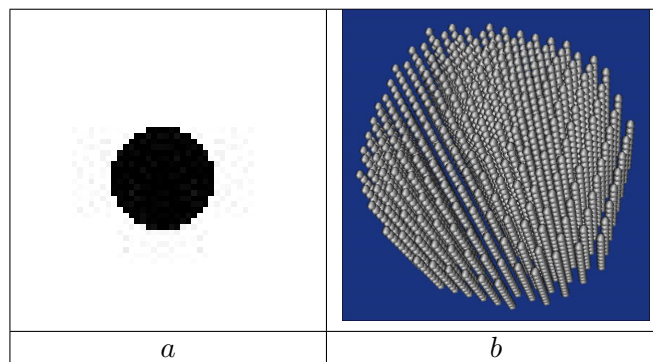


Figure D.3 – *a* : image de résolution 50x50 pixels contenant un disque d'un diamètre de 18 pixels, *b* : reconstruction obtenue avec trois projections.

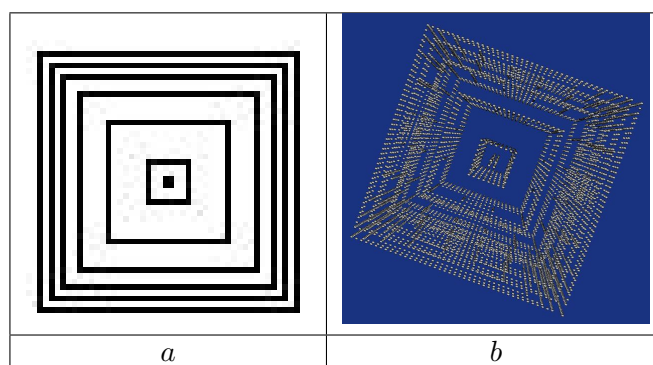


Figure D.4 – *a* : image de résolution 50x50 pixels contenant plusieurs carrés, *b* : reconstruction obtenue avec trois projections.

une divergence du système. Certains points ont été déplacés de manière à en avoir plus au niveau des parois et moins au centre du cube. Les résultats obtenus sont satisfaisants pour un nombre de Rayleigh de 100. La figure D.5 représente le champ vitesse dans les plans x , y et z égaux à 0.5. La figure D.6 représente le champ de température sur le plan z égal à 0.5.

L'erreur atteinte pour la convergence est de $9,53 \cdot 10^{-5}$. L'équation de continuité est vérifiée à $9,7 \cdot 10^{-6}$ près et celle de l'énergie à $2,95 \cdot 10^{-5}$ près. Les composantes maximales des vitesses régnant dans le domaine sont :

$$\begin{cases} U_{max} = 3,909682 \cdot 10^{-1} \\ V_{max} = 9,911937 \cdot 10^{-2} \\ W_{max} = 5,012750 \cdot 10^{-3} \end{cases}$$

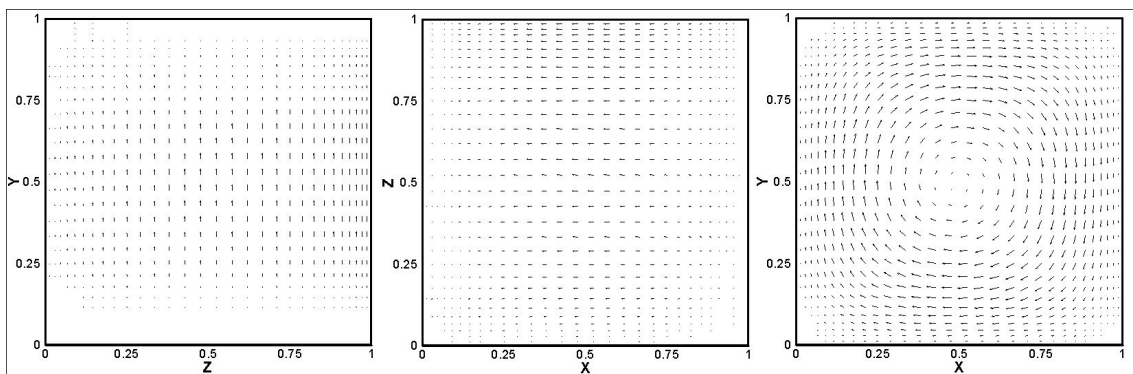


Figure D.5 – Le champ vitesse dans les plans x , y et z égaux à 0.5.

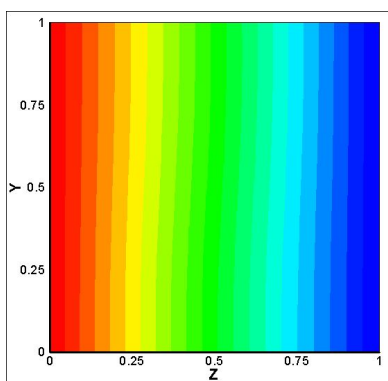


Figure D.6 – Le champ de température sur le plan z égal à 0.5.

LISTE DES TABLEAUX

2.1	Les cinq méthodes de reconstruction.	31
4.1	Comparaison entre les valeurs du constructeur et celles déterminées par calcul. . .	90
5.1	Moyennes et écart-types des composantes dans l'espace <i>RVB</i> et <i>TLS</i> des quatre pieds.	101
5.2	Moyenne et écart type des huit fonds des composantes de l'espace <i>RVB</i> et <i>TLS</i> . . .	104

TABLE DES FIGURES

1.1 Gravure extraite du nouveau recueil d’Ostéologie et de Myologie de <i>Gamelin</i> , 1779 [Gam 79].	1
1.2 Gravures extraites du nouveau recueil d’Ostéologie et de Myologie de <i>Gamelin</i> , 1779.	3
1.3 <i>a</i> et <i>b</i> : Vues de profil et de dessus des os du pied.	4
1.4 Schéma synoptique regroupant les différentes pathologies du pied.	6
1.5 <i>a</i> : exemple d’un rangement de formes, <i>b</i> : outils utilisés pour la fabrication d’une chaussure.	7
1.6 Mesures utilisées pour la fabrication d’une chaussure sur mesure.	9
1.7 Schéma synoptique.	9
2.1 Schéma synoptique des techniques de numérisation 3D extraite de la revue Robaut [Lau 97].	14
2.2 Schéma synoptique des techniques de numérisation 3D.	15
2.3 Exemple d’un système de numérisation utilisant la méthode de <i>palpage</i> : le système LINEAR II.	16
2.4 Exemple d’un système de numérisation utilisant la méthode de <i>téléométrie</i> : le Cy-rax 2000.	17
2.5 Exemple d’un système de stéréovision active : le Model Marker.	18
2.6 Nuage de points non-organisé de la région autour de Marseille.	20
2.7 Nuage de points organisé de la région autour de Marseille.	21
2.8 <i>a</i> : ensemble de 20 coupes coronales d’images <i>IRM</i> d’une tête humaine de la base de données du laboratoire LABRI, <i>b</i> : seuillage des images.	21

2.9	contours des images 3D.	22
2.10	b : nuage de points 3D.	22
2.11	Nuage de points et reconstruction de surface obtenus par la méthode décrite dans la thèse de <i>Barré</i> [Bar 01a].	24
2.12	Nuage de points non-organisé.	28
2.13	Image d'une coupe de pieds du <i>Visible Man</i>	29
2.14	Nuage de points organisé.	29
2.15	Reconstruction de surface avec les méthodes a , b et c pour le nuage non-organisé.	32
2.16	Reconstruction obtenue par la méthode a pour un nuage de points non-organisé.	32
2.17	Reconstruction de surface d'un nuage non-organisé avec la méthode a	33
2.18	Reconstruction de surface avec les méthodes a , b , c , d et e pour le nuage organisé.	33
2.19	Reconstruction de surface des sections précédant les orteils par la méthode a	34
2.20	Reconstruction de surface avec les méthodes b , c , d et e pour le nuage organisé, agrandissement de la zone des orteils.	34
3.1	Gravure extraite du nouveau recueil d'Ostéologie et de Myologie de <i>Gamelin</i> , 1779 [Gam 79].	37
3.2	Schéma synoptique de la méthodologie mise en place.	39
3.3	Série d'acquisition d'images d'un pied sur un fond noir avec une des caméras du système pour l'étude de l'éclairage.	43
3.4	a : image acquise avec le flash non filtré, b : image acquise avec le flash filtré.	43
3.5	Schéma synoptique du système d'acquisition.	44
4.1	Schéma synoptique de l'étude.	51
4.2	Modèle de la caméra.	51
4.3	Formation d'une image avec une caméra sténopée.	53
4.4	Modélisation d'une scène d'un système d'acquisition avec deux caméras.	53
4.5	Modélisation d'une scène d'un système d'acquisition.	55
4.6	Figure extraite de [Gui 00] pour la détermination de la focale, CO représente la focale, C le centre optique, O le centre de l'image, F_u le premier point de fuite, F_v le deuxième point de fuite et Ouv la projection orthogonale de P sur F_uF_v	62
4.7	Figure d'explication du calcul du vecteur translation.	64
4.8	Figure d'explication du calcul de la distance $dist(C, P_1s)$	66

4.9	Photographie de la première mire d'étalonnage obtenue par une des caméras du système d'acquisition.	68
4.10	Photographie de la deuxième mire d'étalonnage disposée sur le scanner, obtenue par une des caméras du système d'acquisition.	68
4.11	Représentation d'un point dans l'espace de <i>Hough</i>	69
4.12	Représentation d'un point dans l'espace de <i>Hough</i> avec un exemple numéroté. . .	70
4.13	Représentation d'une droite dans l'espace de <i>Hough</i>	70
4.14	Représentation d'un point dans l'espace de <i>Hough</i> avec un exemple numéroté en coordonnées polaires.	70
4.15	Représentation d'une droite dans l'espace de <i>Hough</i> dans le domaine discret. . .	71
4.16	Exemple de la représentation de la transformée de <i>Hough</i> pour une image binaire avec un point et une image binaire avec deux droites.	71
4.17	Exemple d'une mire et de son histogramme.	72
4.18	Seuillage de la mire par inspection de l'histogramme.	73
4.19	Image du couloir et de l'application du filtre de <i>Canny-Deriche</i> [Can 86, Der 87].	73
4.20	Recherche du maximum.	74
4.21	Figure d'explication pour l'inégalité de l'équation 4.50.	76
4.22	Images de test pour la validation de la méthode.	76
4.23	Résultat de la transformée de <i>Hough</i> pour les images de test.	76
4.24	Résultat de la transformée de <i>Hough</i> sur l'image du couloir, <i>a</i> : image originale, <i>b</i> : détection des contours par l'application du filtre de <i>Canny-Deriche</i> [Can 86, Der 87], <i>c</i> : détection de trois droites, <i>d</i> : détection de cinq droites, <i>e</i> : détection de treize droites, <i>f</i> : superposition de l'image originale et de la détection des droites.	77
4.25	<i>a</i> : exemple de l'image seuillée d'une mire d'étalonnage, <i>b</i> : détection des droites de la mire par la transformée de <i>Hough</i>	78
4.26	<i>a</i> : détection de la droite la plus longue par la transformée de <i>Hough</i> , la droite est représentée en bleu dans une image d'une digitalisation d'un papyrus contenant des hiéroglyphes, <i>b</i> : détection de la droite la plus longue par la transformée de <i>Hough</i> , la droite est représentée en rouge dans une image d'une digitalisation d'un papyrus contenant des hiéroglyphes après seuillage.	79
4.27	<i>a</i> : digitalisation d'un document grec, <i>b</i> : détection de la plus grande droite par la transformée de <i>Hough</i> , la droite est représentée en rouge après seuillage de l'image.	79
4.28	<i>a</i> : opérateur de <i>Canny-Deriche</i> , <i>b</i> : gradient de l'image, <i>c</i> : opérateur de <i>Sobel</i> , <i>d</i> : opérateur de <i>Roberts</i>	80
4.29	Détection des droites de la première mire d'étalonnage.	81

4.30	Exemple d'une mauvaise détection et d'une bonne détection.	81
4.31	Image du système d'acquisition avec la mire d'étalonnage obtenue par l'une des caméras.	82
4.32	Image obtenue par un seuillage avec la condition donnée par l'équation 4.51.	83
4.33	a : transformée de <i>Hough</i> sur l'image seuillée de la deuxième mire, b : superposition de la détection et de l'image de la deuxième mire.	84
4.34	a : image originale avec mire, b : seuillage de l'image pour extraire les deux droites de la mire, c : détection des droites en bleu par la transformée de <i>Hough</i>	85
4.35	Image du système d'acquisition avec la mire d'étalonnage obtenue par l'une des caméras.	86
4.36	a : images originales de la mire dans différentes positions avec une focale de 34 mm, b : seuillage de la mire sur la composante Rouge, c : détection en rouge des droites obtenue par la transformée de <i>Hough</i> , d : valeur de la longueur de la focale calculée par la méthode des points de fuite.	87
4.37	a : images originales de la mire dans différentes positions avec une focale de 105 mm, b : seuillage de la mire sur la composante Rouge, c : détection en rouge des droites obtenue par la transformée de <i>Hough</i> , d : valeur de la longueur de la focale calculée par la méthode des points de fuite.	88
4.38	a : exemple d'une mauvaise détection, b : exemple d'une bonne détection.	89
5.1	Figure extraite du livre [Lar 98].	93
5.2	Schéma synoptique de l'étude.	95
5.3	Exemple d'une image avec deux régions B_1 et B_2 , figure extraite du livre [Hor 93].	96
5.4	Quelques profils de contours, figure extraite du livre [Hor 93].	97
5.5	a : fonction, b : sa dérivée première, c : sa dérivée seconde, figure extraite du livre [Hor 93].	97
5.6	a : image originale, b : calcul du gradient avec le filtre de <i>Sobel</i> , c : laplacien, d : <i>Roberts</i>	98
5.7	a : Cube Rouge-Vert-Bleu, b : espace <i>TLS</i>	99
5.8	Quatre types de pied différents.	100
5.9	Modèle 3D de la peau.	102
5.10	Histogrammes 3D des quatre pieds.	103
5.11	Images des huit fonds et de leurs composantes <i>Saturation</i> et <i>Teinte</i>	105
5.12	Images des quatre pieds avec le fond c , leur composante <i>Saturation</i> , <i>Teinte</i> et l'histogramme de la <i>Teinte</i>	106

5.13	Images du pied 2 avec le fond d , f et g et leur <i>Teinte</i>	107
5.14	Seuillage de la composante <i>Teinte</i> des quatre images de pied avec le fond c	107
5.15	Opération de dilatation par l'élément structurant B	109
5.16	Opération d'érosion par l'élément structurant B	109
5.17	Opérations de morphologie mathématique sur une image binaire avec un masque de taille (3x3).	110
5.18	Opérations d'ouverture et de fermeture sur les images seuillées de la composante <i>Teinte</i> des quatre images de pied avec le fond c	111
5.19	Images du système d'acquisition obtenues par deux caméras en montage stéréovision et <i>Teinte</i> de l'application de la peinture.	111
5.20	Résultats d'une dilatation géodésique.	113
5.21	a : image d'origine, b : <i>Teinte</i> seuillée, c : dilatation géodésique, d : segmentation de l'image.	113
5.22	a : image originale de mélanome, b : <i>Saturation</i> , c : négatif de la <i>Teinte</i> , d : négatif de la dilatation géodésique.	115
5.23	a : image originale, b : <i>Teinte</i> , c : seuillage, d : dilatation géodésique.	116
5.24	a : image originale, b : <i>Teinte</i> , c : dilatation géodésique, d : segmentation.	117
5.25	Digitalisation de l'empreinte encrée obtenue par un podo-orthésiste.	119
5.26	Image acquise par la caméra linéaire.	119
5.27	Histogramme et image de la <i>Teinte</i>	121
5.28	a : image seuillée de la <i>Teinte</i> , b : dilatation géodésique, c : image gradient morphologique, d : détection des quatre extrema.	121
5.29	Histogramme et image de la <i>Teinte</i> segmentée.	122
5.30	Histogramme et image de la <i>Teinte</i> segmentée après étirement de contraste.	122
5.31	a : image originale, b : sa <i>Teinte</i> , c : seuillage, d : dilatation géodésique.	123
5.32	a : image avec une cale de compensation, b et c : images avec talonnette, d : image avec bas de contension.	124
5.33	e , f , g et h : résultats de la dilatation géodésique.	124
5.34	Schéma synoptique récapitulant les traitement appliqués à l'image de la plante du pied.	125
5.35	a : digitalisation de l'empreinte encrée obtenue par un podo-orthésiste, b : impression de l'empreinte obtenue par le traitement spécifique de la plante du pied, les contours sont représentés en bleu, les extrema par une croix rouge.	126

5.36	a : image originale pré-segmentée, b : gradient, c : gradient seuillé, d : segmentation des quatre zones, e : première segmentation, f : segmentation finale.	127
5.37	a : image originale, b : image résultat de la ligne de partage des eaux.	128
5.38	a : image originale, b : sa Teinte, c : Teinte seuillée et d : dilatation géodésique.	128
5.39	a : image originale, b : sa Teinte, c : Teinte seuillée et d : dilatation géodésique.	129
5.40	a : image originale, b : sa Teinte, c : Teinte seuillée et d : dilatation géodésique.	129
5.41	a : image sans filtre polarisant, b : image avec filtre polarisant.	130
5.42	a : images originales, b : images résultat du traitement spécifique dans <i>RVB</i> , c : la composante Teinte, d : la composante Teinte seuillée et e : images segmentées.	132
5.43	a : images originales, b : images résultat du traitement spécifique dans <i>RVB</i> , c : la composante Teinte seuillée et d : images segmentées.	133
5.44	a : image originale, b : Teinte, c : dilatation géodésique, d : segmentation.	134
5.45	Schéma synoptique récapitulant les traitements appliqués à l'image.	134
6.1	Dessin extrait de l'oeuvre de Léonard de Vinci qui lui aussi s'est apparemment intéressé au pied mais il n'en avait qu'une vue en 2D.	135
6.2	Photographie d'une oeuvre de Joël Mpah Dooh par Gilles Gustine.	136
6.3	Schéma synoptique complet de l'étude.	137
6.4	Cinq profils segmentés de l'objet à reconstruire.	138
6.5	a : exemple d'un objet simple, b : détection des quatre extrema.	138
6.6	Images binaires des profils segmentés.	139
6.7	Profil de face de l'objet avec ces quatre extrema détectés et repérés par des croix en couleur.	140
6.8	Ensemble des profils de l'objet dont les extrema sont repérés par une croix en couleur rouge.	140
6.9	a : Volume 3D incluant le pied, b : tableau 3D de booléens.	141
6.10	Exemple de projections dans le volume.	142
6.11	Voisinage 6-connexe.	143
6.12	a : nuage volumique, b : nuage surfacique.	143
6.13	Schéma de synthèse de la méthode.	144
6.14	Image en vue de dessus du pied réel et du pied virtuel.	144
6.15	a : premier modèle, b : reconstruction du premier modèle, c : deuxième modèle, d : reconstruction du deuxième modèle.	145

6.16	<i>a</i> : image d'un pied sur le fond bleu du système d'acquisition, <i>b</i> : la composante Teinte, <i>c</i> : image segmentée de la plante du pied, <i>d</i> : image segmentée du pied, <i>e</i> : nuage de points 3D, <i>f</i> : reconstruction 3D.	146
6.17	Projection de la plante du pied dans le volume englobant.	147
6.18	Un des premiers appareils stéréoscopiques, "Anthony & Scovill Co", 1887.	148
6.19	Schéma synoptique complet de l'étude.	149
6.20	Dispositif stéréoscopique.	150
6.21	Dispositif du système d'acquisition du pied humain.	151
6.22	Dispositif du système d'acquisition du pied humain.	151
6.23	Exemple d'un couple d'images obtenues par un des deux couples de caméras.	153
6.24	Résultat du traitement spécifique de segmentation sur la paire d'images stéréoscopiques.	153
6.25	Résultat de l'application d'un détecteur de contour : gradient morphologique sur la paire d'images stéréoscopiques.	154
6.26	Contour de la plante du pied commun aux deux images.	155
6.27	Principe de la mise en correspondance par corrélation.	156
6.28	Schéma de la géométrie épipolaire.	160
6.29	Configuration particulière avec les axes optiques parallèles.	164
6.30	Explication de la contrainte d'unicité.	165
6.31	Explication de la contrainte d'ordre.	166
6.32	Choix d'une zone particulière, <i>a</i> : image de gauche, <i>b</i> : image de droite.	167
6.33	Agrandissement de la zone, <i>a</i> : image de gauche, <i>b</i> : image de droite.	167
6.34	Agrandissement de la zone autour d'un pixel, <i>a</i> : image de gauche, <i>b</i> : image de droite.	168
6.35	Mise en correspondance de quinze points dans la zone des premières phalanges des orteils, <i>a</i> : image de gauche, <i>b</i> : image de droite.	168
6.36	Mise en correspondance de quinze points sur une image de résolution 142x106, <i>a</i> : image de gauche, <i>b</i> : image de droite.	169
6.37	Pyramide de paires d'images de résolutions différentes.	170
6.38	Pyramide de paires d'images de résolutions différentes.	171
6.39	Mise en correspondance sans réduction de la zone de recherche par la géométrie épipolaire, <i>a</i> : image de gauche, <i>b</i> : image de droite.	172

6.40	Mise en correspondance avec réduction de la zone de recherche par la géométrie épipolaire, a : image de gauche, b : image de droite.	173
6.41	Agrandissement de la zone sur les premières phalanges des orteils de la mise en correspondance avec réduction de la zone de recherche par la géométrie épipolaire, a : image de gauche, b : image de droite.	174
6.42	Schéma synoptique complet de l'étude.	175
6.43	Images stéréoscopiques obtenues avec l'utilisation d'un collant, a : images originales, b : seuillage spécifique, c : seuillage de la teinte, d : images de départ obtenues par la dilatation géodésique.	176
6.44	Exemple de segmentation d'image de pied avec un collant obtenue par une des caméras du système.	176
6.45	Mise en correspondance avec réduction de la zone de recherche par la géométrie épipolaire, a : image de gauche, b : image de droite.	177
6.46	Exemple d'un nuage de points.	178
B.1	Espace de représentation des composantes couleur pour l'approche vectorielle de <i>Di Zenzo</i> [DiZ 86].	192
C.1	Pieds "normaux".	193
C.2	a : pieds creux, b : pieds plats, c : orteils en griffe.	194
C.3	a : pieds avec bas de contension, b : pieds plats valgus.	195
D.1	Image de résolution 50x50 pixels contenant un carré et utilisée pour la reconstruction d'un cube d'arête de dimension 31.	198
D.2	a : Nuage de points 3D représentant un cube d'arête de dimension 31, b : le même nuage avec les points des faces coloriés.	198
D.3	a : image de résolution 50x50 pixels contenant un disque d'un diamètre de 18 pixels, b : reconstruction obtenue avec trois projections.	199
D.4	a : image de résolution 50x50 pixels contenant plusieurs carrés, b : reconstruction obtenue avec trois projections.	199
D.5	Le champ vitesse dans les plans x , y et z égaux à 0.5.	200
D.6	Le champ de température sur le plan z égal à 0.5.	200

TABLE DES MATIÈRES

1	Introduction	1
1.1	Préambule : le pied	2
1.2	Les pathologies du pied	3
1.3	La podo-orthésie	5
1.4	La problématique	7
1.5	La prise de mesures	8
1.6	Les spécifications du système d'acquisition	8
2	L'état de l'art des méthodes de numérisation et de modélisation 3D	11
2.1	Première partie : état de l'art des techniques de numérisation 3D	12
2.1.1	Introduction	12
2.1.2	Le palpage	14
2.1.3	La télémétrie	15
2.1.4	La triangulation	17
2.1.5	Les méthodes optiques passives	18
2.1.6	Les nuages de points	20
2.1.7	L'imagerie médicale	21
2.1.8	Conclusion sur l'ensemble des techniques d'acquisition	23
2.2	Deuxième partie : état de l'art des méthodes de modélisation 3D	24
2.2.1	Introduction	24

2.2.2	Les modèles simpliciaux	25
2.2.3	Les modèles paramétrés	26
2.2.4	Les modèles implicites	26
2.2.5	Les autres modèles	27
2.2.6	Etude de cinq modèles sur deux nuages de points	27
2.2.7	Conclusion sur l'ensemble des méthodes de modélisation	35
2.2.8	Conclusion sur l'état de l'art des méthodes de numérisation et de modélisation 3D	35
3	Le système d'acquisition	37
3.1	Introduction	38
3.2	Le choix des caméras	39
3.2.1	Les caméras	39
3.2.2	Le choix des caméras	40
3.3	La disposition et le nombre de caméras	42
3.4	L'éclairage et le fond de la scène	42
3.4.1	L'éclairage passif	42
3.4.2	Le fond de la scène	44
3.5	Le schéma synoptique	44
3.5.1	L'étalonnage	44
3.5.2	La segmentation	45
3.5.3	La reconstruction 3D	45
3.5.4	L'extraction de la métrologie du pied	45
3.6	Les outils informatiques et logiciels	45
3.6.1	Le matériel et le langage informatique	45
3.6.2	Les librairies et le logiciel	46
3.7	Conclusion	47
4	La méthode d'étalonnage du système d'acquisition 3D	49
4.1	Introduction	50
4.2	Le modèle géométrique de la caméra	54
4.2.1	La projection perspective	54

<i>Table des matières</i>	213
4.2.2 La transformation caméra/image	55
4.2.3 Les paramètres intrinsèques	56
4.2.4 Les paramètres extrinsèques	57
4.3 La transformation scène/image	58
4.4 Estimation des paramètres intrinsèques et extrinsèques	59
4.4.1 Estimation des paramètres par calcul matriciel : méthode 1	59
4.4.2 Estimation des paramètres par une méthode utilisant deux points de fuite : méthode 2	61
4.5 Les mires d'étalonnage	67
4.5.1 La mire d'étalonnage pour la première méthode	67
4.5.2 La mire d'étalonnage pour la deuxième méthode	67
4.6 La transformée de <i>Hough</i>	68
4.6.1 L'espace de <i>Hough</i>	69
4.6.2 L'algorithme	72
4.6.3 Mise en œuvre de la transformée de <i>Hough</i>	75
4.6.4 Conclusion sur la transformée de <i>Hough</i>	77
4.7 Utilisation de la transformée de <i>Hough</i> pour les mires	78
4.7.1 Première mire d'étalonnage	78
4.7.2 Deuxième mire d'étalonnage	82
4.7.3 Troisième mire d'étalonnage	83
4.8 Mise en œuvre de la méthode d'étalonnage	84
4.8.1 Estimation des paramètres intrinsèques	85
4.9 Conclusion sur la méthode d'étalonnage du système	91
5 La segmentation	93
5.1 Introduction	94
5.2 Les techniques standards pour la segmentation couleur	96
5.2.1 L'approche contour	96
5.2.2 Définition d'un contour	96
5.2.3 L'approche région	97
5.3 Une approche particulière	98
5.3.1 Choix de l'espace couleur de travail	99

5.3.2	L'étude de la peau	100
5.3.3	Etude du fond du système	102
5.3.4	La combinaison du fond avec le pied	103
5.3.5	La morphologie mathématique	105
5.3.6	Conclusion : pré-segmentation	114
5.4	Application de la méthode de pré-segmentation	114
5.4.1	Les mélanomes	115
5.4.2	Les cicatrices	116
5.4.3	Les pathologies	117
5.4.4	Les résultats	117
5.5	La plante du pied	118
5.5.1	Le traitement appliqué aux images	120
5.5.2	Résultats	120
5.5.3	Application de la méthode pour des cas spécifiques	123
5.5.4	Conclusion pour le traitement appliqué à la plante du pied	123
5.6	Le traitement du reflet	125
5.6.1	Solution algorithmique	125
5.6.2	Solution matérielle	128
5.7	Conclusion sur la segmentation	133
6	Les méthodes de reconstruction	135
6.1	La première méthode de reconstruction	136
6.1.1	Introduction	136
6.1.2	Description de la méthode	137
6.1.3	Discussion	143
6.1.4	Exemples	144
6.1.5	Conclusion sur la première méthode de reconstruction	147
6.2	La deuxième méthode de reconstruction	148
6.2.1	Introduction	148
6.2.2	La stéréovision	149
6.2.3	Mise en œuvre	165

<i>Table des matières</i>	215
6.2.4 Conclusion sur la deuxième méthode de reconstruction	179
7 Conclusion générale et perspectives	181
Annexes	185
A Rappel : inversion d'une matrice non carrée par la méthode de décomposition LU	185
B Rappel : méthode d'approximation du gradient d'une image par filtrage linéaire	189
C Exemple de pathologies traitées par le système d'acquisition 2D	193
D Application de la première méthode de reconstruction 3D au domaine de la mécanique des fluides	197
Liste des tables	201
Liste des figures	203
Table des matières	211
Bibliographie de l'auteur	217
Bibliographie	219

BIBLIOGRAPHIE DE L'AUTEUR

Conférences internationales avec comité de lecture

- [Mar 03a] **MARCHESSOUX C.**, LARABI M.C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. Segmentation in the hsi color space dedicated for medical imaging. *IS&T/SPIE PICS*. pp. 467-472, Rochester, New-York, mai 2003.
- [Mar 03b] **MARCHESSOUX C.**, RICHARD N. et FERNANDEZ C. 3d acquisition system for the measurement of the foot. *IS&T/SPIE PICS*. pp. 473-478, Rochester, New-York, mai 2003.
- [Bou 03a] BOUTEILLER J.M., **MARCHESSOUX C.** et FERNANDEZ C. Comparison study between 3d modelling of human foot. *3D Human Modelling*. Paris, avril 2003.
- [Mar 02a] **MARCHESSOUX C.**, LARABI M.C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. Foot image segmentation in the hsi color space for 3d reconstruction. 2nd IEEE Symposium on Signal Processing and Information. pp. 436-441, Marrakesh, Maroc, décembre 2002.
- [Mar 02c] **MARCHESSOUX C.**, RICHARD N. et FERNANDEZ C. Description of simple method in 3d reconstruction in medical imaging. *IEEE 1st Symposium on 3D Data Processing Visualization and Transmission*. pp. 804-807, Padoue, Italie, juin 2002.
- [Mar 02b] **MARCHESSOUX C.**, RICHARD N. et FERNANDEZ C. Description of a simple method of reconstruction in three dimensions applied to the medical imaging (orthopedic shoe). *Scanning and Human Modelling*. Paris, avril 2002.

Conférences européennes avec comité de lecture

- [Mar 01b] **MARCHESSOUX C.**, RICHARD N. et FERNANDEZ C. 3d acquisition to benefit the orthopedic conception shoe. *8th European Congress for Stereology and Image Analysis*. pp. 184-185, Bordeaux, France, septembre 2001.

Conférences nationales avec comité de lecture

- [Mar 03c] **MARCHESSOUX C.**, RICHARD N. et FERNANDEZ C. Système d'acquisition et de modélisation 3d pour le pied humain. *Colloque Maquette virtuelle et patrimoine, ENSAM*. pp. 83-87, Cluny, mars 2003.

Présentations à des groupements de recherche nationaux

- [Mar 01a] **MARCHESSOUX C.**, BARRÉ S., RICHARD N. et FERNANDEZ C. Acquisition 3d pour l'aide à la conception automatique de produits orthopédiques. *Journées du club EEA*. pp. 28-31, juin 2001.

Rapports techniques

- [Mar 03e] **MARCHESSOUX C.**, RICHARD N. et FERNANDEZ C. *Volet 4 : La segmentation de la peau dans les images obtenues par le système d'acquisition*. rapport technique, septembre 2003.
- [Mar 03d] **MARCHESSOUX C.**, RICHARD N. et FERNANDEZ C. *Volet 3 : l'étalonnage du système d'acquisition*. rapport technique, septembre 2003.
- [Vo 02] VO H.M., **MARCHESSOUX C.**, RICHARD N. et FERNANDEZ C. Contrôle d'un appareil photographique numérique Canon Powershot G2 assisté par ordinateur. rapport technique, septembre 2002.
- [Mar 02d] **MARCHESSOUX C.**, RICHARD N. et FERNANDEZ C. *Volet 2 : le système d'acquisition*. rapport technique, mars 2002.
- [Mar 01c] **MARCHESSOUX C.**, RICHARD N. et FERNANDEZ C. *Volet 1 : Système d'acquisition et de modélisation 3D*. rapport technique, mars 2001.
- [Mar 00] **MARCHESSOUX C.**, SUBRENAT G., RICHARD N. et FERNANDEZ C. Système d'acquisition et de modélisation 3D pour l'aide à la conception automatique de produits orthopédiques. rapport technique, 2000.

Brevets

- 2003/2004 Dépôt de brevet en cours pour un système d'acquisition 2D pour le pied humain pour l'aide à la fabrication de semelles orthopédiques.

BIBLIOGRAPHIE

- [Ame 01a] AMENTA N., CHOI S. et KOLLURI R.K. The power crust. *6th ACM symposium on Solid Modeling and Applications*. pp. 249–260, 2001.
- [Ame 01b] AMENTA N., CHOI S. et KOLLURI R.K. The power crust, unions of balls, and the medial axis transform. *Computer Geometry : Theory and Applications*, vol. 19, n°2-3, pp. 127–153, 2001.
- [Att 97] ATTALI D. r -regular shape reconstruction from unorganized points. *Symposium on Computational Geometry*. pp. 248–253, 1997.
- [Aur 91] AURENHAMMER F. Voronoi diagrams - a survey of a fundamental geometric data structure. *ACM Computing Surveys*. vol. 23, pp. 345–405, 1991.
- [Aya 89] AYACHE N. *Vision stéréoscopique et perception multisensorielle : application à la robotique mobile*. Masson éditions, 1989.
- [Baj 95] BAJAJ C.L., BERNARDINI F. et XU. G. Automatic reconstruction of surfaces and scalar fields from 3d scans. *SIGGRAPH 95*, pp. 109–118, 1995.
- [Bar 00] BARRÉ S., FERNANDEZ C., PAUME P. et SUBRENAT G. Simulating facial surgery. *IS&T/SPIE Electronic Imaging*. vol. 3960, pp. 334–345, San José, Californie, janvier 2000.
- [Bar 01a] BARRÉ S. *Modélisation, fusion et reconstruction 3D pour l'aide à la chirurgie maxillo-faciale*. Thèse de Doctorat : Université de Poitiers, 2001.
- [Bar 01b] BARRÉ S., FERNANDEZ C., PAUME P. et SUBRENAT G. Three-dimensional visualization system as an aid for facial surgical planning. *SPIE Medical Imaging*. San Diego, Californie, février 2001.
- [Bec 95] BECHMANN D., BERTRAND Y. et THERY S. Déformation continue de forme libre. *AFIG Association Française d'Informatique Graphique*. pp. 87–95, Marseille, novembre 1995.
- [Ben 03] BENICHOU J. et LIBOTTE M. *Le livre du pied et de la marche*. Odile Jacob, 2003.
- [Ber 98] BERNARD A. et TAILLANDIER G. *Le prototypage rapide*. Hermès, 1998.

- [Ber 02] BERNARD A. et REMY S. State of the art of the 3d scanning devices. *Scanning 2002*. Paris, France, 2002.
- [Beu 90] BEUCHER S. *Segmentation d'images et morphologie mathématique*. Thèse de Doctorat : Ecole des Mines de Paris, 1990.
- [BJ 98] BEN-JEMAA R. *Traitement de données 3D denses acquises sur des objets réels complexes*. Thèse de Doctorat : Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications, Paris, 1998.
- [Bli 82] BLINN J.F. A generalization of algebraic surfaces drawing. *ACM Transactions on Graphics*, vol. 1, n°3, pp. 235–256, juillet 1982.
- [Blo 97] BLOOMENTHAL J. *Introduction to implicit surfaces*. Morgan Kaufmann publishers Inc, 1997.
- [Boi 85] BOISSONAT J.D. Shape reconstruction from planar cross-sections. *IEEE Conference on Computer Vision and Image Processing*. pp. 393–397, San Francisco, Californie, 1985.
- [Boi 88] BOISSONAT J.D. Shape reconstruction from planar cross sections. *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, vol. 44, pp. 1–29, 1988.
- [Bou 93] BOUKIR S. *Reconstruction 3D d'un environnement statique par vision active*. Thèse de Doctorat : Université de Rennes I, 1993.
- [Bou 02] BOUTEILLER J.M. et BAUDRY M. Neuroatomical imaging : constrained 3d reconstruction using variational implicit techniques. *IEEE 1st Symposium on 3D Data Processing Visualization and Transmission*. pp. 62–65, Padoue, Italie, 2002.
- [Bou 03a] BOUTEILLER J.M., MARCHESSOUX C. et FERNANDEZ C. Comparison study between 3d modelling of human foot. *3D Human Modelling*. Paris, avril 2003.
- [Bou 03b] BOUTEILLER J.M., WU B. et BAUDRY M. Implicit functions : applications in medicine and biology. *SPIE Medical Imaging*. février 2003.
- [Brè 01] BRÈQUE C., BREMAND F. et DUPRÉ J.C. L'apport des méthodes optiques pour la modélisation d'un humanoïde. *Congrès de photomécanique*. Poitiers, 2001.
- [Bra 00] BRAND J. et MASON J.S. A comparative assessment of three-approaches to pixel-level human skin-detection. *International on pattern recognition ICPPR'00*. pp. 5056–5059, Barcelone, Espagne, 2000.
- [Bro 92] BROWN L.G. A survey of image registration techniques. *ACM Computing Surveys*, vol. 24, n°4, pp. 325–376, décembre 1992.
- [Can] CANON . Groupe de développement. <http://www.developers.canon-europa.com>.
- [Can 86] CANNY J. A computational approach to edge detection. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. PAMI-8, n°6, pp. 679–698, novembre 1986.
- [Cap 90] CAPRILE B. et TORRE V. Using vanishing points for camera calibration. *International Journal of Computer Vision*, vol. 4, pp. 127–140, 1990.
- [Car 95] CARRON T. *Segmentation d'images couleur dans la base Teinte-Luminance-Saturation : approche numérique et symbolique*. Thèse de Doctorat : Université de Savoie, 1995.

- [Che 91] CHEN W. et JIANG B.C. 3-d camera calibration using vanishing point concept. *Pattern Recognition*, vol. 24, n°1, pp. 57–67, 1991.
- [Che 95] CHEN S. et HARALICK R.M. Spatial distributions from contour lines : an efficient methodology based on distance transformations. *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 4, n°3, pp. 335–345, mars 1995.
- [Cia 98] CIARLET P.G. *Introduction à l'analyse numérique matricielle et à l'optimisation*. Dunod, Mathématiques appliquées pour la maîtrise, 1998.
- [Coc 95] COCQUEREZ J.P., PHILIPP S. et AL . *Analyse d'images : filtrage et segmentation*. Masson, 1995.
- [Coh 94] COHEN I. et COHEN L.D. *A hybrid hyperquadric model for 2D and 3D data fitting*. Rapport technique RR-2188, INRIA, Robotique, Image et Vision, Rocquencourt, janvier 1994.
- [Col 02] COLOMBO C., DELBIMBO A. et PERNICI F. Uncalibrated 3d metric reconstruction and flattened texture acquisition from a single view of a surface of revolution. *IEEE 1st Symposium on 3D Data Processing Visualization and Transmission*. pp. 277–284, Padoue, Italie, juin 2002.
- [Cou 94] COUAPEL B. *Stéréovision par ordinateur : géométrie et expérimentation*. Thèse de Doctorat : Université de Rennes, mars 1994.
- [Cou 95] COULIBALY I. *Analyse du mouvement à partir de séquences d'images issues d'un capteur multisensoriel (caméra, laser)*. Thèse de Doctorat : Université Blaise Pascal, 1995.
- [CS 02] COHEN-STEINER D. et DA F. *A greedy Delaunay based surface reconstruction algorithm*. Rapport technique, INRIA- Sophia Antipolis, 2002.
- [Deb 96] DEBEVEC P.E., TAYLOR C.J. et MALIK J. Modeling and rendering architecture from photographs : hybrid geometry- and image-based approach. *Computer Graphics*, vol. 30, n° Annual Conference Series, pp. 11–20, 1996.
- [Dek 03] DEKEYSER F., GASPARD F., D LUCA L., FLORENZANO M., CHEN X. et LERAY P. Relevé du patrimoine architectural par relevé laser, vision par ordinateur, et exploitation des règles architecturales. *Colloque Maquette virtuelle et patrimoine, ENSAM*. pp. 37–42, Cluny, mars 2003.
- [Del 94] DELINGETTE H. *Modélisation, déformation et reconnaissance d'objets tridimensionnels à l'aide de maillages simples*. Thèse de Doctorat : Ecole Centrale de paris, 1994.
- [Der 87] DERICHE R. Using canny's criteria to derive recursively implemented optimal edge detector. *International Journal of Computer Vision, Kluwer Academic Publishers, Boston*, pp. 167–187, 1987.
- [Der 93] DERICHE R. et GIRAUDON G. A computational approach for corner and vertex detection. *International Journal of Computer Vision*, vol. 10, n°2, pp. 101–124, 1993.
- [Des 97] DESBRUN M. *Modélisation et animation de matériaux hautement déformables en synthèse d'images*. Thèse de Doctorat : Institut National Polytechnique de Grenoble, 1997.

- [Dev 94] DEVERNAY F. et FAUGERAS O. *Computing differential properties of 3-D shapes from stereoscopic images without 3-D models*. Rapport technique 2304, INRIA, juillet 1994.
- [Dev 97] DEVERNAY F. *Vision Stéréoscopique et propriétés différentielles des surfaces*. Thèse de Doctorat : Ecole Polytechnique, France, février 1997.
- [Dey 02] DEY T.K. et ZHAO W. Approximate medial axis as a voronoi subcomplex. *7th ACM symposium Solid Modeling Applications*. 2002.
- [Dho 89] DHOND U.R. et AGGARWAL J. K. Structure from stereo-a review. *IEEE Trans. SMC*, vol. 19, n°6, pp. 1489–1510, 1989.
- [Din 01] DINH H.Q., TURK G. et SLABAUGH G. Reconstructing surfaces using anisotropic basis functions. *International Conference on Computer Vision*. Vancouver, 2001.
- [DiZ 86] DIZENZO S. A note on the gradient of a multi-image. *Computer Vision Graphics and Image Processing*, vol. 33, n°1, pp. 116–125, janvier 1986.
- [Don 97a] DONCESCU A. *Ondelettes et synthèse d'images : ondelettes géométriques en modélisation de surfaces*. Thèse de Doctorat : Université de La Rochelle, 1997.
- [Don 97b] DONCESCU A. et GOURRET J.P. Wavelet transform implementation for a star-shaped modelling. *IEEE workshop on document image analysis*. pp. 113–128, San Juan, Puerto Rico, juin 1997.
- [Don 98] DONCESCU A. et GOURRET J.P. Modelling of human faces. *International Conference on Imaging Science, Systems, and Technology CISST'98*. Las Vegas, juillet 1998.
- [Eck 97] ECK M. et HOPPE H. Automatic reconstruction of b-spline surfaces of arbitrary topological type. *ACM SIGGRAPH*. pp. 189–198, 1997.
- [Ede 94] EDELSBRUNNER H. et MÜCKE E.P. Three-dimensional alpha shapes. *ACM Transactions on Graphics*, vol. 13, n°1, pp. 43–72, 1994.
- [Eng 96] ENGLERT R. et GLUCH E. A one-eye stereo system for the acquisition of complex 3d-building structures. *Journal for Spatial Information and Decision Making*, vol. 9, n°4, pp. 16–21, 1996.
- [Fau 87] FAUGERAS O. et TOSCANI G. Camera calibration for 3d computer vision. *International Workshop on Machine Vision and Machine Intelligence*. pp. 240–247, Tokyo, 1987.
- [Fau 93] FAUGERAS O. Three dimensional computer vision : a geometric view-point. *The MIT press*, n°ISBN 0-262-06-158-9, 1993.
- [Fer 03] FERNANDEZ C. Cours de vision industrielle, dess machines spéciales, chapitre 2 "les capteurs", iup génie des systèmes. octobre 2003.
- [FHM 93] FAUGERAS O., HOLTZ B., MATHIEU H., VIÉVILLE T., ZHANG Z., FUA P., THÉRON E., MOLL L., BERRY G., VUILLEMIN J., BERTIN P. et PROY C. *Real time correlation-based stereo : algorithm, implementations and applications*. Rapport technique 2013, INRIA, août 1993.

- [Fuj 98] FUJIMOTO Y., OBATA S. et KAWAMURA A. Robust biped walking with interaction control between foot and ground. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Leuven, Belgique, mai 1998.
- [Gag 86] GAGALOWICZ A. et MONGA O. A new approach for image segmentation. *IEEE International Conference on Pattern Recognition*. vol. 86CH2342-4, pp. 265–267, 1986.
- [Gam 79] GAMELIN J. *Nouveau recueil d'Ostéologie et de Myologie*, vol. 2. Imprimerie de J.F. Desclassan, Maître-ès-Arts, près la Place Royale, document conservé aux archives départementales de l'Aude, 1779.
- [Gar 99] GARCIA C. et TZIRITAS G. Face detection using quantized skin color regions and wavelet packet analysis. *IEEE Transactions on Multimedia*, vol. 1, n°3, pp. 264–277, septembre 1999.
- [Gar 01a] GARCIA D. *Mesure de formes et de champs de déplacements tridimensionnels par stéréo-corrélation d'images*. Thèse de Doctorat : Ecole des Mines d'Albi, décembre 2001.
- [Gar 01b] GARCIA D. et ORTEU J.J. Photomécanique : mesures 3d de champs de déplacements et de déformations par stéréo-corrélation d'images. *Journées du GDR-ISIS, numérisation et modélisation 3D*. 24-25 janvier 2001.
- [Gar 01c] GARCIA E. et DUGELAY J.L. Acquisition à faible coût de modèles 3d réalistes de visages. *ORASIS, Congrès francophone de vision*. pp. 319–328, juin 2001.
- [Gei 93] GEIGER B. *Three-dimensional modeling of human organs and its application to diagnosis and surgical planning*. Rapport technique, INRIA, 1993.
- [Geo 91] GEORGE P.L. *Génération de maillages par une méthode de type de Voronoï*. Rapport technique 1398, INRIA Rocquencourt, mars 1991.
- [Geo 92] GEORGE P.L. *Génération de maillages par une méthode de type de Voronoï, partie 2 : le cas tridimensionnel*. Rapport technique 1664, INRIA Rocquencourt, avril 1992.
- [Geo 97] GEORGE P.L. et BOROUCHE H. *Triangulation de Delaunay et maillage, applications aux éléments finis*. Hermès éditions, 1997.
- [Gib 97a] GIBSON S.F.F. 3d chainmail : a fast algorithm for deforming volumetric objects. *Symposium on Interactive 3D Graphics ACM Press*. pp. 149–154, New-York, avril 1997.
- [Gib 97b] GIBSON S.F.F. et MIRTICH B. *A survey of deformable modeling in computer graphics*. Rapport technique TR-97-19, Mitsubishi Electric Research laboratory, Cambridge, novembre 1997.
- [Gou 00] GOULLETTE F. Etat de l'art des capteurs de numérisation 3d. *Scanning 2000*. Paris, France, 2000.
- [Gui 00] GUILLOU E., MENEVEAUX D., MAISEL E. et BOUATOUCH K. Using vanishing points for camera calibration and coarse 3d reconstruction from a single image. *The Visual Computer*, vol. 16, n°7, pp. 396–410, 2000.

- [Han 99] HANKS J. et NAIR D. La couleur, pour une vision optimale. *J'automatise, Robaut*, vol. 4, pp. 25–29, juin-juillet 1999.
- [Har 89] HARALICK R.M. Determining camera parameters from the perspective projection of a rectangle. *Pattern Recognition*, vol. 22, n°3, pp. 225–230, 1989.
- [Har 92] HARALICK R.M., CHEN S. et KANUNGO T. Recursive opening transform. *CVPR, Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. pp. 560–565, juin 1992.
- [He 94] HE T., WANG S. et KAUFMAN A. Wavelet-based volume morphing. *Proceedings of Visualization 94*. pp. 85–92, Washington, D.C., octobre 1994.
- [Hei 00] HEINRICHS A., KOURBAROULIS D., LEVIENAISE-OBADIA B., ROVIDA P. et JOLION J. M. Image indexation and content based search using pre-attentive similarities. *conference RIAO 2000 (Content-based Multimedia Access)*. avril 2000.
- [Hop 92] HOPPE H., DEROSE T., DUCHAMP T., MCDONALD J. et STUETZLE W. Surface reconstruction from unorganized points. *Computer Graphics*, vol. 26, n°2, pp. 71–78, 1992.
- [Hop 94] HOPPE H. *Surface reconstruction from unorganized points*. Thèse de Doctorat : Department of Computer Science and Engineering, University of Washington, 1994.
- [Hor 93] HORAUD R. et MONGA O. *Vision par ordinateur, outils fondamentaux*. Traité des nouvelles technologies, série informatique. Hermès éditions, 1993.
- [Hou 59] HOUGH P. Machine analysis of bubble chamber pictures. *International Conference on High Energy Accelerators and Instrumentation*. CERN, 1959.
- [Hug 92] HUGHES J.F. Sheduled fourier volume morphing. *SIGGRAPH*. vol. 26, 1992.
- [Ima] IMAGE MAGICK. <http://www.imagemagick.org>.
- [Izq 03] IZQUIERDO D., BECERRA J., BERTHOUMIEU Y. et DONIAS M. Segmentation multi-descripteurs de scènes autoroutières. *Coresa*. janvier 2003.
- [Jai 97] JAILLET F., SHARIAT B. et VANDORPE D. 3d surface modeling from planar sections. *Optical 3D Measurement Techniques IV*. pp. 430–435, Zurich, 1997.
- [Jon 98] JONES M. et REHG J. *Compaq skin data base*. Rapport technique, Compaq, 1998.
- [Kar] KARTEN H. et KELLY P. Vrml surface reconstructions using the kartenhodos digitized pigeon atlas, vrml plates and surfaces. <http://www-cajal.ucsd.edu/Pages/AtlasDocs/AtlasSurface/atlasSurface.html>.
- [Kep 75] KEPPEL E. Approximating complex surfaces by triangulation of contour lines. *IBM Journal of Research and Development*. vol. 19, pp. 2–11, 1975.
- [Lam 02] LAMBERT P. *Etudes méthodologiques du filtrage et de la segmentation d'images multi-composantes*. HDR Université de Savoie, juillet 2002.
- [Lar 98] LARDET D. et AL . *Art de vivre en Gaule Romaine*. Centre Régional de Documentation Pédagogique de l'Académie de Lyon, 1998.
- [Lar 02a] LARABI M.C. *Codage et analyse d'images couleur : application à l'indexation de bases d'images réparties*. Thèse de Doctorat : Université de Poitiers, Décembre 2002.

- [Lar 02b] LARUE J.F. Photogrammétrie et vision par ordinateur au service de la mesure tridimensionnelle. *Lettres trimestrielles de l'Aratem, Agence Rhône-Alpes pour la maîtrise des Technologies de Mesure*, vol. 15, pp. 5, janvier 2002.
- [Lau 97] LAURENT M. Acquisition au service de l'industrie 3d. *Robaut*, vol. 16, n°3, pp. 28–32, 1997.
- [Lav 99] LAVEST J.M., VIALA M. et DHOME M. Quelle précision pour une mire d'étalonnage. *Traitement du Signal*, vol. 16, n°3, 1999.
- [Laz 01] LAZARO J.L., GARDEL A. et LAVEST J.M. Calibration of a sensor based on laser beam and ccd. *8th European Congress for Stereology and Image Analysis*. Bordeaux, septembre 2001.
- [Leo 91] LEON J.C. *Modélisation et construction de surfaces pour la CFAO*. Hermes, 1991.
- [Lin 99] LINGRAND D. Les capteurs visuels : modèle de caméra classique et calibration. Cours Inria Sophia-Antipolis, 1999.
- [Lin 01] LINGRAND D. Les capteurs visuels : modèle de caméra classique et calibration, cours de l'école supérieure en sciences informatiques, <http://www.essi.fr>. 2001.
- [Loz 91] LOZANOFF S. et DEPTUCH J. Implementing boissonat's method for generating surface models of craniofacial cartilages. *Anatomical Record*, vol. 229, pp. 556–564, 1991.
- [Luc 03] LUCAS Y., S.TREUILLET, J.C.PICHAUD et P.MARCHÉ. A plantar arch 3d scanner for the conception of orthopedic soles. *3D Modelling 2003*. Paris, France, 2003.
- [Mai 85] MAITRE H. Un panorama de la transformée de hough. *Traitement du signal*, vol. 2, n°4, pp. 305–317, 1985.
- [Mar 00] MARCHESSOUX C., SUBRENAT G., RICHARD N. et FERNANDEZ C. *Système d'acquisition et de modélisation 3D pour l'aide à la conception automatique de produits orthopédiques*. Rapport technique, 2000.
- [Mar 01a] MARCHESSOUX C., BARRÉ S., RICHARD N. et FERNANDEZ C. Acquisition 3d pour l'aide à la conception automatique de produits orthopédiques. *Journées du club EEA*. pp. 28–31, juin 2001.
- [Mar 01b] MARCHESSOUX C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. 3d acquisition to benefit the orthopedic conception shoe. *8th European Congress for Stereology and Image Analysis*. pp. 184–185, Bordeaux, France, septembre 2001.
- [Mar 01c] MARCHESSOUX C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. *Volet 1 : Système D'acquisition et de Modélisation 3D*. Rapport technique, mars 2001.
- [Mar 02a] MARCHESSOUX C., LARABI M.C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. Foot image segmentation in the *hsi* color space for 3d reconstruction. *2nd IEEE Symposium on Signal Processing and Information*. pp. 436–441, Marrakesh, Maroc, décembre 2002.
- [Mar 02b] MARCHESSOUX C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. Description of a simple method of reconstruction in three dimensions applied to the medical imaging (orthopedic shoe). *Scanning and Human Modelling*. Paris, avril 2002.

- [Mar 02c] MARCHESSOUX C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. Description of simple method in 3d reconstruction in medical imaging. *IEEE 1st Symposium on 3D Data Processing Visualization and Transmission*. pp. 804–807, Padoue, Italie, juin 2002.
- [Mar 02d] MARCHESSOUX C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. *Volet 2 : le système d'acquisition*. Rapport technique, mars 2002.
- [Mar 03a] MARCHESSOUX C., LARABI M.C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. Segmentation in the *hsi* color space dedicated for medical imaging. *IS&T/SPIE PICS*. pp. 467–472, Rochester, New-York, mai 2003.
- [Mar 03b] MARCHESSOUX C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. 3d acquisition system for the measurement of the foot. *IS&T/SPIE PICS*. pp. 473–478, Rochester, New-York, mai 2003.
- [Mar 03c] MARCHESSOUX C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. Système d'acquisition et de modélisation 3d pour le pied humain. *Colloque Maquette virtuelle et patrimoine, ENSAM*. pp. 83–87, Cluny, mars 2003.
- [Mas 98] MASSIE T. A tangible goal for 3d modeling. *IEEE Computer Graphics and Applications*, pp. 62–65, mai-juin 1998. Short note on Computer Graphics I/O devices.
- [Mat 97] MATTHIES L., BALCH T. et WILCOX B. Fast optical hazard detection for planetary rovers using multiple spot laser triangulation. *IEEE Conference on Robotics and Automatic*. 1997.
- [Mat 00] MATHIEU H. *La chaîne de l'acquisition d'images*. Rapport technique 0246, INRIA, décembre 2000.
- [Mey 90] MEYER F. et BEUCHER S. Morphological segmentation. *Journal of Visual Communication and Image Representation*, vol. 1, n°1, pp. 21–46, septembre 1990.
- [Moc 01] MOCHIMARU M. Développement d'un nouveau scanner bon marché pour le pied et la chaussure sur mesure. *Scanning 2001*. Paris, France, 2001.
- [Mon 92] MONAGHAN J.J. Smoothed particle hydrodynamics. *Annual Review on Astronomy and Astrophysics*, vol. 30, pp. 543–574, 1992.
- [Mor 81] MORAVEC H. Rover visual obstacle avoidance. *7th International Joint Conference on Artificial Intelligence*. pp. 785–790, 1981.
- [Mor 98] MOREAUX F. Progressive scan. *Robaut*, pp. 27–29, mai-juin 1998.
- [Nak 00] NAKANISHI M. et OGURA T. Real-time cam-based hough transform algorithm and its performance evaluation. *Machine Vision and Applications*. vol. 12, pp. 59–68, CERN, 2000.
- [Not 02] NOTNI G., KÜHMSTEDT P., HEINZE M. et NOTNI G. Method and devices for 360 deg 3d scanning. *Scanning 2002*. Paris, France, 2002.
- [Nua] NUAGE DE POINTS. <ftp://ftp.research.microsoft.com/users/hhoppe/data/bspline>.
- [Ogi 96] OGIHARA A., SHINTANI A., TAKAMATSU S. et IGAWA S. Speech recognition based on the fusion of visual and auditory information using full frame colour image. *IEICE Transactions Fundamentals*. pp. 1836–1840, 1996.

- [Ols 98] OLSON C.F. Improving the generalized hough transform through imperfect grouping. *Image and Vision Computing*, vol. 16, pp. 628–634, 1998.
- [Ous 95] OUSTERHOUT J.K. *Tcl and The Tk Toolkit*. Addison wesley éditions, juillet 1995. Addison Wesley professional computing series.
- [Paa 02] PAAR G. Skin mapping using low-cost stereo vision : application in dermatology. *Scanning 2002*. Paris, France, 2002.
- [PO 97] PAPADOPOULOS-ORFANOS D. *Numérisation géométrique automatique à l'aide d'un capteur 3D de précision à profondeur de champ réduite*. Thèse de Doctorat : ENST, 1997.
- [Pre 88] PRESS W.H., B.P. FLANNEY S.A. TEUKOLSKY et WETTERLY W.T. *Numerical recipes in C, the art of scientific*. Cambridge University Press, 1988.
- [Pri 00] PRIETO F. *Métriologie assistée par ordinateur : apport des capteurs 3D sans contact*. Thèse de Doctorat : Université du québec, 2000.
- [ptg] PTGREY . <http://www.ptgrey.com>.
- [Rad 84] RADIG B. Image sequence analysis using relational structures. *Pattern Recognition*, vol. 17, n°1, pp. 161–167, 1984.
- [Ren 02] RENNESSON J.L. Symcad optifit pro : a scalable 3-d capture device for human body modelling. *Scanning 2002*. Paris, France, 2002.
- [Roj 03] ROJBI A., SHMITT J.C., GEORGES A. et BOISSONADE P. Localisation des personnes dans une séquence vidéo. *Coresa*. janvier 2003.
- [Ros 94] ROSSIGNAC J. et KAUL A. Agrepls and bips : metamorphosis as a bezier curve in the space of polyhedra. *Eurographics*. vol. 13, Norvège, 1994.
- [Rou 99] ROUSSEL D. *Reconstruction de courbes et de surfaces 3d en stéréo-acquisition*. Thèse de Doctorat : Université de Paris XI, janvier 1999.
- [Sah 88] SAHOO P.K., SOLTANI S., WONG A.K.C. et CHEN Y.C. A survey of thresholding. *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, vol. 41, pp. 233–260, 1988.
- [Sch 00] SCHROEDER W., MARTIN K., AVILA L. et LAW C. *The visualization toolkit, user's guide*. Kitware, Inc., 2000.
- [Sch 01a] SCHROEDER W., MARTIN K., L.AVILA et LAW C. *The visualization toolkit textbook and open source C++ Library, with Tcl, Python, and Java bindings*. Kitware, Inc., 2001.
- [Sch 01b] SCHROEDER W., MARTIN K. et LORENSEN B. *The visualization toolkit an object-oriented approach to 3D graphics*. Kitware, Inc., 2001. deuxième édition.
- [Ser 82] SERRA J. Image analysis and mathematical morphology. *Academic Press, Londres*, vol. 1, 1982.
- [Ser 88] SERRA J. Image analysis and mathematical morphology. *Academic Press, Londres*, vol. 2, 1988.
- [Shi 90] SHIGANG L., TSUJI S. et IMAI M. Determining of camera rotation from vanishing points of lines on horizontal planes. *IEEE International Conference on Computer Vision*. pp. 499–502, 1990.

- [Shr 00] SHROEDER W.J., MARTIN K. et HOFFMAN W. Visualizing with vtk : a tutorial. *IEEE Computer Graphics and Applications*. pp. 20–27, septembre-octobre 2000.
- [Soi 91] SOILLE P. Spatial distributions from contour lines : an efficient methodology based on distance transformations. *Journal of Visual Communication and Image Representation*, vol. 2, n°2, pp. 138–150, juin 1991.
- [Som 97] SOMMELIER L. *Mise en correspondance d'images stéréoscopiques utilisant un modèle topologique*. Thèse de Doctorat : Université Claude-Bernard, Lyon I, septembre 1997.
- [Sut 02] SUTTON D. Shoemaking and 3d foot scanning : stereo photogrammetry in the cad/cam chain for a custom made footwear. *Scanning 2002*. Paris, France, 2002.
- [Sze 90] SZELISKI R. *Real-time octree generation from rotating objects*. Rapport technique CR 90/12, Cambridge research laboratory, décembre 1990.
- [Tan 98] TANG C. et MEDIONI G. Inference of integrated surface, curve, and junction descriptions from sparse 3d data. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 20, n°11, pp. 1206–1223, 1998.
- [Tau 93] TAUBIN G. An improved algorithm for algebraic curve and surface fitting. *IEEE Proceedings of Computer Vision and Pattern Recognition*. pp. 658–665, Berlin, 1993.
- [The 88] THEVENET J.M. *Rêves de pompes, pompes de rêves*. FIRST, 1988.
- [Tré 04] TRÉMEAU A. et AL . *Image couleur : de l'acquisition au traitement*. Collection Sciences Sup, 480 pages, dunod éditions, ISBN 2 10 006843 1, 2004.
- [Tre 02] TREMBLAIS B. *De la résolution numérique des EDP à l'extraction de caractéristiques linéiques dans les images : application à la détection multi-échelles d'un arbre vasculaire*. Thèse de Doctorat : Université de Poitiers, 2002.
- [Tsa 86] TSAI R.Y. An efficient and accurate camera calibration technique for 3d machine vision. *IEEE Computer Vision on Pattern Recognition*. pp. 364–374, Miami, Floride, USA, 1986.
- [Tsa 87] TSAI R.Y. A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3d machine vision metrology using off-the-shelf tv cameras and lenses. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, vol. RA-3, n°4, pp. 323–343, août 1987.
- [Tur 99] TURK G. et O'BRIEN J.F. Shape transformation using variational implicit functions. *SIGGRAPH*. 1999.
- [Vac 95] VACHIER C. *Extraction de caractéristiques, segmentation d'images et morphologie mathématique*. Thèse de Doctorat : Ecole des Mines de Paris, 1995.
- [Vin 93] VINCENT L. Morphological grayscale reconstruction in image analysis : Applications and efficient algorithms. *IEEE Transactions in Image Processing*, vol. 2, n°2, pp. 176–201, avril 1993.
- [Vin 97] VINCENT N. et CISLO N. Acquisition au service de l'industrie 3d. *Robaut*, vol. 19, n°3, pp. 39–42, 1997.
- [Vio 02] VIOT P. Méthodes d'analyse numérique. cours de DEA de modélisation dynamique et statistique des systèmes complexes, <http://cel.ccsd.cnrs.fr/cours/cel-19/cel-19.html>, 2002.

- [Vis] VISIBLE HUMAN PROJECT. <http://www.nlm.nih.gov/research/visible>.
- [Vo 02] VO H.M., MARCHESSOUX C., RICHARD N. et FERNANDEZ C. *Contrôle d'un appareil photographique numérique Canon Powershot G2 assisté par ordinateur*. Rapport technique, septembre 2002.
- [Vtk] VTK . <http://public.kitware.com/vtk/>.
- [Wan 91] WANG L.L. et TSAI W.H. Camera calibration by vanishing lines for 3-d computer vision. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Analysis and Machine Intelligence*. vol. 13, pp. 370–376, 1991.
- [War 98] WARK T. et SRIDHARAN S. A synaptic approach to automatic lip feature extraction for speaker identification. *IEEE ICASSP*. pp. 3693–3696, 1998.
- [Wen 95] WENDLAND R. Piecewise polynomial, positive definite and compactly supported radial basis functions of minimal degree. *Advances in Computational Mathematics*. pp. 389–396, 1995.
- [Wes 78a] WESZKA J.S. A survey of threshold selection techniques. *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, vol. 7, pp. 259–265, 1978.
- [Wes 78b] WESZKA J.S. et ROSENFELD A. Histogram modification for threshold selection. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol. 9, n°1, pp. 38–52, 1978.
- [Wil 94a] WILLSON R. *Modeling and calibration of zoom lenses*. Thèse de Doctorat : Department of Electrical and Computer Engineering, Carnegie Mellon University, Pittsburg, USA, janvier 1994.
- [Wil 94b] WILLSON R. et SHAFER S. Modeling and calibration of automated zoom lenses. *SPIE 2350 : Videometrics III*. pp. 170–186, Boston MA, USA, octobre 1994.
- [Wil 01] WILCZKOWIAK M., BOYER E. et STURM P. Calibrage de caméra et reconstruction 3d à l'aide de parallépipèdes. *ORASIS 2001*. pp. 117–126, juin 2001.
- [Yan 93] YANG G.Z. et HUNAG T.S. Human face detection in a complex background. *Pattern Recognition*. pp. 53–63, 1993.
- [Yan 96] YANG J. et WAIBEL A. A real-time face tracker. *IEEE Workshop on Applications of Computer Vision*. pp. 142–147, 1996.
- [Yan 98] YAN J., LU W. et WAIBEL A. Skin-color modeling and adaptation. *ACCV*. vol. 2, pp. 687–694, 1998.
- [Yan 99] YAN M.H. et AHUJA N. Gaussian mixture model for human skin color and its applications in images and videos databases. *SPIE Conference on Storage and Retrieval for Image and Video Databases*. pp. 458–466, 1999.
- [Zha 93] ZHANG Z. *Le problème de la mise en correspondance : l'état de l'art*. Rapport technique 2146, INRIA, décembre 1993.
- [Zha 02] ZHANG L., CURLESS B. et SEITZ S.M. Rapid shape acquisition using color structured light and multi-pass dynamic programming. *IEEE 1st Symposium on 3D Data Processing Visualization and Transmission*. pp. 24–36, Padoue, Italie, juin 2002.
- [Zho 99] ZHOU L. et KAMBHAMETTU C. Extending superquadrics with exponent functions : Modeling and reconstruction. *CVPR*. 1999.

Résumé : Système d'acquisition 3D pour le pied humain

Ce projet a été réalisé dans le cadre d'une thèse CIFRE avec le laboratoire IRCOM-SIC à Poitiers et l'entreprise GABILLY située à Limoges. Cette société fabrique des chaussures orthopédiques grâce aux mesures sur le pied effectuées manuellement par un podologue-orthésiste. La précision est de $\pm 4 \text{ mm}$. Cette société souhaite développer un système de métrologie du pied pour obtenir une précision de 1 mm . Les informations fournies par un tel système doivent aussi donner des indications de pression du pied. Ce système dépend des contraintes imposées par la prise de mesure sur le patient, par la difficulté de numériser et modéliser l'objet entier, par le choix du système d'acquisition et de la modélisation. Le système à développer doit être le plus simple possible, entièrement automatique, le moins cher possible et doit être géré par un ordinateur PC standard. Il doit permettre d'extraire à partir du pied humain un nuage de points. Le projet a été envisagé sous un axe vision à l'aide de caméras couleur. Une technique d'étalonnage particulière avec une simple mire plane a été mise en place pour faciliter la prise en main du système. La détection de la mire est effectuée par la transformée de Hough. Le système d'acquisition en trois dimensions pour le pied humain est un système de vision passive. Les méthodes mises en œuvre doivent permettre de traiter n'importe quel type de pied donc de peau, quelque soit la couleur, la forme ou la texture. Dans un premier temps, une étude sur la peau humaine a permis de choisir un espace de représentation de la couleur et une couleur particulière pour le fond du système. Les images du pied sont segmentées par une méthode spécifique afin d'éliminer tous les pixels n'appartenant pas au pied. La segmentation est effectuée dans l'espace *Teinte-Luminance-Saturation* et par une opération de dilatation géodésique. Les points de pression sont obtenus par un traitement spécifique de l'histogramme de l'image de la *Teinte* segmentée. Ensuite, plusieurs méthodes de reconstruction 3D ont été mises en place pour extraire un nuage de points 3D appartenant à la surface du pied. La première méthode est une technique de reconstruction par projection et la deuxième est basée sur la stéréovision dont la mise en correspondance des points est faite par corrélation. La modélisation ou reconstruction de surface du nuage de points obtenu n'est pas le premier objectif mais elle permet de valider les méthodes d'extraction de nuages de points, plusieurs méthodes de reconstruction de surfaces ont été expérimentées sur des nuages de points organisés et non organisés. Finalement, deux systèmes d'acquisition ont été développés : 2D et 3D. Le système 2D est inclus dans le système 3D et il permet la fabrication des semelles orthopédiques qui représentent cinquante des cas rencontrés. Les informations extraites sont les contours de la plante du pied, la métrologie et les points de pression. Les fichiers de nuage de points obtenus sont directement exploitables par les logiciels de conception assistée par ordinateur.

Mots clés : Segmentation couleur, étalonnage de caméras, modélisation 3D, numérisation 3D, stéréovision

Abstract : 3D acquisition system for the human foot

This project was done with the laboratory IRCOM-SIC of Poitiers and the company GABILLY located in Limoges. This company manufactures orthopedic shoes thanks to foot measurements hand-made by a podologist-orthotist. The precision is about $\pm 4 \text{ mm}$. This company wishes to develop a system of foot metrology in order to obtain an accuracy of 1 mm . The information provided by the system must also give indications of foot pressure. This system depends on the constraints imposed by the measurement, by the difficulty in scanning and modelling the object and by the choice of the acquisition system and modelling. The system developed must be as simple as possible, automatic, the least expensive and must be managed by a standard PC computer. It must provide a cloud of points which is a representation of the human foot. The project was done in a vision axis using color cameras. A specific technique of calibration with a simple plane pattern was done in order to facilitate the use of the system. The detection of the pattern is obtained by the Hough transform. The acquisition system for the human foot is based on a passive vision technique. The methods developed must work for any type of skin, color, geometry or texture. First, a study on the human skin was done with the view to choose a color space representation and a particular color for the system background. The foot images are segmented by a specific method in order to eliminate all the pixels which do not belong to the foot representation. The segmentation is done in the *Hue-Saturation-Intensity* color space and thanks to an operation of geodesic dilatation. The points of pressure are obtained by a specific treatment of the image histogram of the segmented Hue. Then, several methods of 3D reconstruction were developed in order to extract a cloud of points. The first one is a technique of reconstruction by projection and the second one is based on the stereovision where the points matching is made by correlation. The modelling or surface reconstruction of the cloud of points obtained is not the first objective but it allows to validate the methods of extraction of clouds of points, several methods of surfaces reconstruction were experimented on organized and non organized cloud of points. Finally, two acquisition systems were developed : 2D and 3D. The 2D system is included in the 3D system and it allows the make the orthopedic soles which represent fifty of the encountered cases. Extracted information is the contour of the foot bottom, the metrology and the points of pressure.

Keywords : Color segmentation, cameras calibration, 3D human modelling, 3D scanning, stereovision