



HAL
open science

Éléments de vision pour la robotique

Jean Triboulet

► **To cite this version:**

Jean Triboulet. Éléments de vision pour la robotique. Automatique / Robotique. Institut national polytechnique de Toulouse (INPT), 2019. tel-04061825

HAL Id: tel-04061825

<https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/tel-04061825v1>

Submitted on 7 Apr 2023

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

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

Public Domain



Manuscrit présenté pour obtenir le Diplôme
d'Habilitation à Diriger des Recherches

Institut National Polytechnique de Toulouse

Eléments de Vision pour la Robotique

présenté et soutenu publiquement par

Jean TRIBOULET

le 25 juin 2019

Devant le jury composé de :

Pierre DRAP	CR HDR, LSIS, MARSEILLE	- Rapporteur
Pierre GRUSSENMEYER	PR, ICUBE, STRASBOURG	- Rapporteur
Bruno JOUVENCEL	PR, LIRMM, MONTPELLIER	- Examineur
Simon LACROIX	DR, RIS, TOULOUSE	- Rapporteur-Correspondant
Sylvie LELANDAIS	PR, IBISC, EVRY	- Examineur
Philippe MONTESINOS	AP HDR, LGI2P, ALES	- Examineur

A ma famille.

Roy Batty : *"Oui... Question. Morphologie, longévité, date de mise en service."*

Chew : *"Ne sais pas, je ne sais rien de tout ça, moi. Les yeux, juste les yeux, juste les yeux, la création génétique, juste les yeux. Vous Nexus, hein? J'ai conçu vos yeux."*

Roy Batty : *"Chew, si vous pouviez voir les choses que j'ai vu avec vos yeux..."*

Blade Runner (Joe Turkel,1982)

Remerciements

Ce travail est le résultat de collaborations et échanges avec de nombreuses personnes. Je vais essayer de remercier le plus grand nombre d'entre elles.

Pour commencer les membres du jury pour avoir accepté d'étudier ce projet Sylvie Lelandais pour en avoir accepté la présidence et pour le soutien permanent depuis son laboratoire d'Evry. Simon Lacroix pour m'avoir encouragé à présenter ce travail dans de bonnes conditions et avoir accepté d'être mon correspondant à l'INPT. Pierre Drap pour m'avoir encouragé et accepté de rapporter sur ce manuscrit (et pour les plongées dans le Rhône). Pierre Grussenmeyer pour avoir également rapporté sur ce manuscrit. Bruno Jouvencel pour le travail de direction des dernières thèses aux LIRMM. Philippe Montesinos pour son soutien et pour avoir examiné ce travail.

Catherine Colin ainsi que les membres de la commission recherche de l'INPT pour avoir évalué ce dossier au plus juste.

Bien entendu les doctorants, avec lesquels j'ai eu la chance de faire un bout de chemin sur l'ensemble des projets présentés dans ce document : Humberto Loiaza, Djamel Merad, Christophe Montagne, Michael Sauvée, Aurélien Noce, Arnaud Meline, Florent Veye, Yadpiroon Onmek, Quentin Massone

Les collègues du LIRMM : Sébastien Druon¹, Christian Barat², Karen Godary-Dejean, Lionel Lapiere, Didier Crestani, René Zapata, Yohann Breux, Nicolas Berron, Guylaine Martinoty, Ghislaine Takessian, Nadine Jacquet, Caroline Ycre, Roman Castillo.

Les médecins des CHU avec lesquels j'ai eu la chance de pouvoir collaborer : Michel Dauzat, Isabelle Quere, Sandrine Mestre.

Les collègues de Nîmes : Jean Philippe Mandallena, Valérie Compan, Omar Anza Hafsa, Fabrice Bardin, Charles Edouard Leroux, Adel Hachache, Floriane Hebert, Anne Correia.

Les historiens et archéologues : Luc Long, Eric Teyssier, Christophe Delaere.

La liste est longue mais j'y associe également les stagiaires ayant participé à tous ces projets : G. Parisot, Y. Labonne, Dimitri Cones, Cyril Tiopi, Zenid Zeineb, Mohamed Chaabane, Julien Mathieu, Mathieu Abet, Sylvain Petit, Juan Fernandez Salgado, Thomas Baudin, Saïd Daouad, Mohamed El Rafei, Elias Nasr, Antoine Picot, Carla Sylva Rocha Aguiar, Thomas Deblock, Franck Newton, Etienne

1. binôme en vision, BD, ciné..

2. binôme en vision, moto et spécialiste levures.. Je sais, il est d'un autre labo..

Moll, Sébastien Bot, Julien Simler, Antoine Chedebois, Hichem Araoui, Frédéric Chapelle, Reda Terbeche, Franck Larsonnier, Cyrille Clement, ...

Je terminerai par les proches dont l'implication scientifique est relative mais le soutien quotidien indéniable : Delphine, Morgane, Clarisse, Michel, Lucie, Sabrina, Perrine, Nicolas³, Yves⁴, Christian, Roland, Jean Marc, Sylvain, Muriel, Brice, Véronique, Nicolas, ...

J'ai eu la chance de faire de belles rencontres avec des personnes passionnées qui m'ont permis de faire un lien peu probable avec une activité que j'exerce également avec passion : la plongée (mer et souterraine). J'espère pouvoir continuer longtemps dans cette voie.

Encore merci à tous.

3. CFCD

4. CFCD

Table des matières

I	Introduction	1
II	Fiche de synthèse	5
III	Activité scientifique	11
1	Caractérisation et modélisation de capteurs	15
1.1	Capteur vertical de vision stéréoscopique multiconfiguration pour la localisation d'un robot mobile	15
1.1.1	Description du capteur stéréoscopique	15
1.1.2	Modélisation de la caméra	16
1.1.3	Calibration de la caméra	18
1.1.4	Vision stéréoscopique	19
1.1.5	Extraction de primitives	20
1.1.6	Structure de données	21
1.1.7	Reconstruction 3D	21
1.2	Télémètre par triangulation	22
2	Vision par Ordinateur	25
2.1	Images Couleur	25
2.1.1	Apports de la couleur en vision-Application à la localisation locale et globale d'une base mobile d'aide aux handicapés	25
2.1.2	Analyse de peintures thermosensibles	26
2.2	Reconnaissance 2D/2D et 2D/3D d'objets à partir de leurs squelettes	27
2.2.1	Inspection automatique	27
2.2.2	Reconnaissance d'objets 3D de forme libre	29
2.3	Capteur stéréoscopique omnidirectionnel pour la stabilisation et le déplacement d'une plate-forme bipède bio inspirée	30
3	Modélisation d'environnement	31
3.1	Conduite automatisée de convois de poids lourds	31
3.2	Aide au diagnostic par la vision d'un processus d'usinage	31

4 Robotique médicale	33
4.1 Guidage Actif Basé sur l'Imagerie Echographique	33
4.2 Vision et reconstruction 3D basée sur la texture : Application à la robotique médicale.	34
4.2.1 Approche basée texture	34
4.2.2 Suivi d'indices	35
4.2.3 Evaluation du mouvement 3D	36
4.3 Assistance à la détermination de paramètres élastiques d'artères basée sur l'imagerie échographique et la mesure d'effort	37
4.4 Évaluation quantifiée des effets et des mécanismes de la compression médicale élastique	39
5 Robotique sous marine	43
5.1 Fusion multimodale pour la cartographie sous-marine	43
5.1.1 Stéréovision sous marine	43
5.1.2 Calibration des caméras	44
5.1.3 Fusion multimodale	45
5.2 Numérisation 3D en environnement aquatique : application aux réseaux karstiques. .	49
6 Perspectives et conclusion	51
6.1 Introduction	51
6.2 Domaine médical	51
6.3 Domaine sous-marin	52
6.4 Autres..	52
6.5 Conclusion	53
 IV Enseignement, administratif	 55
 V Bibliographie	 61
6.6 Liste des publications de référence	63
Articles de référence	63
6.7 Liste des publications et encadrements	67
Articles	67
Conférences	68
GDR, Journées Nationales...	71
Brevets, dépôts logiciels	72
Rapports de contrats	72
Doctorants	73
Masters, Ingénieurs,...	74
Publications significatives	76
 VI Publications significatives	 77

Table des figures

1.1	Configuration du capteur stéréoscopique vertical	16
1.2	Principe de la stéréovision	20
1.3	Schéma bloc des traitements associés au capteur stéréoscopique	20
1.4	Paramètres caractéristiques des segments	21
1.5	Extractions des segments du capteur stéréoscopique	22
2.1	Images originales et quantifiées à 256 couleur par la transformation du boulanger	26
2.2	Détection des zones thermosensibles par analyse d'image couleur	26
2.3	Méthode d'inspection automatique	27
2.4	Image partielle de bloc moteur bruitée puis restaurée	28
2.5	Image brute, segments extraits, points de forte courbure	29
2.6	Suivi d'un objet basé sur son squelette	30
2.7	Points de fuite ayant conduit à la détermination de l'orientation	30
3.1	Configuration du système et surfaces associées	31
3.2	Culasse et son modèle filaire superposé	32
3.3	Méthode d'analyse d'images pour l'aide au diagnostic	32
4.1	Image endoscopique (125Hz) du coeur avec amers	34
4.2	Déplacements en pixels associés aux mouvements du coeur	35
4.3	Echantillon de textures de la surface du coeur	35
4.4	Méthode de suivi composite	36
4.5	Exemple de suivi Composite sur une séquence in vivo (carré bleu)	36
4.6	Exemple de reconstruction stéréoscopique. (a) images de la caméra de gauche, (b) position 3D reconstruites, (c) images de la caméra de droite	37
4.7	Variation conjointe du diamètre artériel(bleu) et de l'effort appliqué (vert)	38
4.8	Variation conjointe du diamètre artériel (haut) et de l'effort appliqué (bas)	38
4.9	Répartition des capteurs sur la jambe	39
4.10	Logiciel Pulsart	40
4.11	Variation conjointe de l'aire et de la force	40
4.12	Mesures surface veine/ effort position debout	41
5.1	Système stéréoscopique sous marin	44
5.2	Détection combinée de points d'intérêt	44
5.3	Reconstruction 3D d'une amphore (étang de Thau)	45

5.4	Carte sonar du pont arrière d'une épave (étang de Thau)	46
5.5	Fusion entre le modèle 3D et la carte sonar	46
5.6	Processus de Fusion entre le modèle 3D et la carte sonar	47
5.7	Processus de reconstruction globale du modèle 3D	47
5.8	Processus de reconstruction globale du modèle 3D d'une amphore	47

Première partie

Introduction

La présentation d'une Habilitation à Diriger des Recherches est délicate car notre fonction d'enseignant chercheur nous amène à maintenir un équilibre complexe entre recherche, enseignement et responsabilités administratives. C'est aussi ce qui fait la richesse et l'intérêt de ce métier que j'exerce avec passion.

Le choix du titre de ce manuscrit se veut à l'image de ma contribution au domaine que je pratique depuis mon doctorat : la vision pour la robotique.

Je dresserai dans ce mémoire, pour l'essentiel, mes activités de recherche, puis partiellement celles d'enseignement et administratives associées à ma fonction d'enseignant chercheur.

Le fil directeur de mes activités de recherche est la vision pour la robotique nécessitant la calibration de capteurs, le traitement des images en vue de la caractérisation de l'environnement du robot.

Les travaux menés au LSC⁵ d'Évry (1993-2002) ont pour contexte la robotique mobile.

Les travaux menés au LIRMM⁶ (2003-2019) ont pour contexte complémentaire la robotique médicale, humanoïde et plus récemment sous marine.

Au travers de chacun de ces thèmes sont présentées⁷, les activités et projets auxquels j'ai participé ainsi qu'un bilan de ces travaux au regard de l'état des avancées scientifiques dans ces domaines au moment de leur réalisation.

Concernant la partie enseignement et administrative, un bilan des matières enseignées et des projets pédagogiques est suivi d'un état des fonctions administratives assumées à ce jour tant à l'Université d'Évry Val d'Essonne (1993-2002) qu'à l'Université de Nîmes (2003-2019).

5. Laboratoire Systèmes Complexes

6. Laboratoire d'Informatique de Robotique et Microélectronique de Montpellier

7. en m'appuyant principalement sur le travail mené en collaboration avec les doctorants que j'ai encadrés

Deuxième partie

Fiche de synthèse

État civil

Jean TRIBOULET : MCF CNU 61 (HC-Ech. 06)

Né le 22 septembre 1966 à Boulogne Billancourt,

Français, divorcé (garde alternée), 3 enfants,

Demeurant : 628 Chemin de la Combe des Pigeons, 30 900 Nîmes

Mail : jean.triboulet@lirmm.fr

Tél : 04 66 64 21 77

Port : 06 32 85 77 97

Formation

2003 : Intégration recherche au département de Robotique du LIRMM UMR 5506

2002 : Poste MCF 1021 au CUPR de Nîmes : Section 61ème + accueil CEM2 UMR 5507

1996 : Poste MCF 0375 à l'IUFM de Versailles : Section 61ème + accueil LSC Evry

1996 : Doctorat en Sciences de l'Ingénieur : "Caractérisation d'un système multicapteur pour la modélisation d'environnement. Application à la téléopération".
Univ. Évry Val d'Essonne. Dir. : Pr. F. CHAVAND. Moniteur puis 1/2 ATER

Recherche au département Robotique du LIRMM, CNRS UMR 5506

Thèmes : Vision par Ordinateur applications en Robotique médicale et sous marine.

Animation Scientifique

- Participation projet SuperBeeLive⁸ (Des Savoirs APIcoles Cévenols aux connaissances pour la santé des abeilles en cours 2018-2022)
- Participation projet BUBOT⁹ (Better understanding biodiversity changes thanks to new observation tools , en cours 2018-2022)
- Participation projet KARTZ¹⁰ (exploration sous marine souterraine et reconstruction 3D en cours 2017-2020)
- Responsable projet PHLEBOSTHENE en maturation SATT AXLR (60k€ + 280k€) 2014-2017.
- Responsable scientifique d'un projet BIOSTIC Languedoc Roussillon (25K€), 2005-2007.
- Participation à la mise en place de la Plate-forme nationale de Robotique Médicale financée par le CNRS / STIC 2004 (110 k€, partenaires : LSIIT, LRP, TIMC, LIRMM).

8. Resp. : Rousset Matthieu (IBMM)

9. Resp. : Karen Godary-Dejan (LIRMM)

10. Resp. : Lionel Lapierre (LIRMM)

- Membre titulaire de la CS mixte Mathématiques Informatique Physique du CUFR de Nîmes (2003-2006) et suppléant de la CS 61ème /63ème section de l'Université d'Évry Val d'Essonne (2003-2006).
- Relecteur pour les conférences IEEE IROS et ICRA.

Encadrement

	Doctorat	M2R/Ing.
2002-2019 (LIRMM)	8	18

Publications

	Audience internationale	Audience nationale
Période 2002-2019		
Reuves avec comités de lecture	6	1
Conférences avec actes et comité de lecture	20	4
Dépôt logiciel		2
Brevet	1	
Rapports de contrats		3
Période 1996-2019		
Reuves avec comités de lecture	9	2
Conférences avec actes et comité de lecture	28	5
Dépôt logiciel		2
Brevet	1	
Rapports de contrats		7

Enseignement à l'Université de Nîmes Pôle Sciences

Matières :

- Vision par ordinateur,
- Traitement du signal et des Images,
- Capteurs,
- Génie Informatique,
- Électronique Analogique.

Responsabilités administratives

- Secrétaire du CHSCT de l'Université de Nîmes(2019-)
- Porteur du projet et responsable de la Licence Professionnelle Vision pour la Robotique Industrielle à l'Université de Nîmes (campagne 2015-2019),
- Directeur du Département Sciences et Arts de l'Université de Nîmes (2010-2012),
- Chargé de mission relations Université Entreprises à l'Université de Nîmes (2008-2012).
- Référent entrepreneuriat(2010 -2012).
- Vice président du Pôle Entrepreneuriat Languedoc Roussillon (2012)
- Porteur de projet et responsable de la Licence Professionnelle Vision Industrielle à l'Université de Nîmes (2009-2014),
- Responsable 2ème année IUP GSI CUFR Nîmes (2002-2004),
- Chef du département de Technologie de l'IUFM de Versailles(2000-2002),
- Responsable EEA de la préparation concours CAPET de Technologie (1997-2002).

Troisième partie

Activité scientifique

Dans cette partie, j'aborde chronologiquement les projets auxquels j'ai participé en y faisant apparaître la thématique principale.

J'ai choisi de mentionner l'ensemble de ces travaux y compris les collaborations industrielles. J'ai également fait référence à l'ensemble des collaborateurs ayant travaillé sur ces projets qu'ils soient enseignants-chercheurs, doctorants ou stagiaires, car tous y ont apporté à leur niveau une contribution.

La partie modélisation de capteurs fait suite aux activités de recherches menées lors de mon doctorat. Un premier travail concerne un capteur vertical de vision stéréoscopique multi-configurations pour la localisation d'un robot mobile dont le but était de proposer une solution complémentaire aux capteurs ultra sonores généralement employés sur ce type de robot. L'originalité de la démarche a été de proposer une configuration verticale des capteurs favorisant la détection des droites verticales ainsi que leur appariement mais surtout de proposer une méthode de mise en correspondance des segments détectés par une méthode différente de l'approche classique basée sur la contrainte épipolaire : la caractérisation des segments en fonction d'un certain nombre d'attributs alimentant une classification automatique permettant le renforcement de cette mise en correspondance.

La partie télémètre par triangulation concerne la suite directe des résultats de mon doctorat sur la coopération d'une caméra et d'un télémètre laser calibrés dans un même référentiel en vue de la construction de l'environnement d'un bras robotisé.

La partie vision par ordinateur regroupe des travaux sur la couleur et sur des invariants projectifs dans la caractérisation de l'environnement d'un robot mobile.

Concernant les images couleurs, une approche originale de quantification des couleurs permet de réduire de manière adaptative le nombre de couleurs et de définir un invariant couleur qui permet de référencer une base d'images pour un robot mobile.

La reconnaissance d'objets a apporté des éléments de réponse lors d'une collaboration avec Renault Automation pour une procédure d'inspection automatique d'un centre d'usinage rapide Urane SX.

Les dernières parties sont plus conséquentes car elles constituent l'essentiel de mes activités menées au LIRMM.

En robotique médicale, et particulièrement en chirurgie cardiaque mini-invasive robotisée, des travaux ont été menés en utilisant la texture comme base pour la reconstruction 3D en vue d'un asservissement visuel pour une assistance au geste chirurgical robotisé.

Un autre volet important de ces travaux concerne l'évaluation quantifiée des mécanismes des orthèses de compression. Cet objectif est réalisé au moyen d'un système multi-capteurs dont les développements se poursuivent dans le cadre d'un transfert de technologie en partenariat avec la SATT¹¹ Languedoc Roussillon.

En robotique sous-marine, la fusion de données entre un système de vision stéréoscopique et un sonar se poursuit avec l'objectif à terme de proposer une solution embarquée sur un AUV de dimensions

11. Société Accélétratrice de Transfert de Technologies

réduites afin de travailler sur des zones de faibles profondeurs. L'objectif est d'apporter à l'opérateur une vision 3D enrichie de son environnement de travail. Enfin, pour le projet KARST, qui vise à concevoir et réaliser un système robotique intelligent et pratique pour l'exploration/l'inspection sous marine en environnement confiné, il est étudié une recherche de solutions optimales de combinaison de capteurs en vue de la reconstruction 3D de l'environnement sous marin d'un ROV évoluant plus particulièrement en milieu souterrain. Les capteurs embarqués sont de natures complémentaires afin de permettre au robot de poursuivre sa mission en toutes circonstances. Il sera donc nécessaire d'adopter une stratégie de fusion entre ses informations et celles des capteurs stéréoscopiques et ce en configuration embarquée¹².

12. **Remarque** Concernant les références présentes dans le document, le balisage suivant a été choisi :

- Ref : articles de référence
- Art : articles de revues
- Conf : conférences
- ConfNat : nationales
- Brv : brevet et dépôts logiciels
- Rap : rapports de contrats
- Doc : doctorant co encadrés
- Stg : stagiaires Master 1 ou 2 ou ingénieurs

Chapitre 1

Caractérisation et modélisation de capteurs

1.1 Capteur vertical de vision stéréoscopique multiconfiguration pour la localisation d'un robot mobile

Ces travaux ont pour objectif la conception et implémentation d'un capteur stéréoscopique de vision binoculaire à partir de caméras faible coût. Ces travaux sont réalisés dans le cadre de la thèse de Humberto LOAIZA [Doc.8] et des publications associées [Art.9, Conf.24, Art.10, Conf.27, Conf.30, Conf.29, ConfNat.9].

Le but premier était la conception d'un capteur 3D bon marché permettant de proposer une alternative aux capteurs ultra sonores généralement employés pour ce type d'application (robotique mobile domestique). Le but second était de proposer une chaîne de traitements d'images robuste aux conditions dégradées de prise de vue et de proposer également une alternative à la méthode épipolaire généralement employée pour la reconstruction 3D.

1.1.1 Description du capteur stéréoscopique

Le capteur stéréoscopique est constitué de deux mini-caméras munies d'objectifs fixes sans aucun réglage. Une structure en aluminium permet d'ajuster leur orientation entre $\pm 60^\circ$ en azimut et de régler leur écart entre 5 et 15 cm (Figure 1.1). Les dimensions du capteur sont 14x13x8 cm pour un poids d'environ 500g. Les caméras sont placées verticalement sur une tourelle. Le moteur pas à pas qui positionne la caméra peut réaliser une rotation de 360° en 0.5 seconde avec une résolution de 1° . Le capteur comprend une carte d'acquisition d'image générique (Matrox Meteor). Les images issues du capteur présentent un format RS-170A de 512×480 pixel². Ces caméras, de faible coût, donnent des images de qualité médiocre, dont les caractéristiques sont mal connues. Des mesures expérimentales ont permis de déterminer pour chaque caméra un champ de vision de 35° horizontalement et de 23° verticalement. La taille du capteur CCD a également été évaluée à 3.38×4.52 mm².

Les caméras sont disposées de manière à exploiter trois configuration possibles : **statique** : robot à l'arrêt, tourelle fixe pour l'acquisition de deux images de la scène vue par le robot, **en rotation** :



FIGURE 1.1 – Configuration du capteur stéréoscopique vertical

robot à l'arrêt, rotation de la tourelle d'un angle connu puis acquisition de deux images (haute et basse), **dynamique** : déplacement du robot dans une direction donnée (tourelle fixe) acquisition de deux images (haute et basse).

La reconstruction tri dimensionnelle de l'environnement du robot peut être obtenue à partir de ces trois configuration complémentaires.

1.1.2 Modélisation de la caméra

Ce modèle établit la relation entre la grandeur physique observée, à savoir les coordonnées tridimensionnelles du point observé et sa représentation dans le repère image. Le modèle retenu est celui du sténopé complété par la prise en compte de la distorsion radiale [Ref.31, Ref.36] .

Modèle externe

Cette transformation exprime le passage du repère objet (R_O) au repère de la caméra (R_C) par une translation du repère objet vers le centre du repère de la caméra suivie d'une rotation permettant de faire correspondre l'un des axes du repère translaté avec la direction de l'axe optique de l'objectif. Ainsi, les coordonnées $(x_o, y_o, z_o)^t$ d'un point dans le repère objet s'expriment dans le repère de la caméra $(x_c, y_c, z_c)^t$ à l'aide du formalisme des matrices homogènes :

$$\begin{pmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{CO} & T_{CO} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1.1)$$

La matrice (R_{CO}) est une matrice (3×3) qui représente la rotation de mise en correspondance du repère (R_O) avec le repère (R_C) définie soit par les angles d'Euler ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$), soit au moyen d'un vecteur de rotation \vec{n} dont la direction est l'axe de rotation et dont la norme $\alpha = \|\vec{n}\|$ est l'angle de rotation (formalisme de Rodrigues). La matrice (T_{CO}) est la translation entre le repère objet (R_O) et le repère caméra (R_C).

Avec $c = \cos(\theta)$, $s = \sin(\theta)$ et $\mu = (1 - c)$, R_{CO} s'écrit :

$$\begin{pmatrix} c + \mu.n_x^2 & \mu.n_x.n_y - s.n_z & \mu.n_x.n_z + s.n_y \\ \mu.n_x.n_y + s.n_z & c + \mu.n_y^2 & \mu.n_y.n_z - s.n_x \\ \mu.n_x.n_z - s.n_y & \mu.n_y.n_z + s.n_x & c + \mu.n_z^2 \end{pmatrix}$$

Modèle interne :

Cette transformation exprime le passage du repère de la caméra au repère du plan image situé à la distance focale f du repère caméra. Puis il est complété en passant du plan image au repère du système de visualisation par un recalage et une mise à l'échelle.

Les coordonnées du point dans le repère de la caméra s'expriment dans le plan image en tenant compte de la relation liant ces deux points et de la focale de l'objectif employé.

Les coordonnées dans le repère image s'expriment dans le repère de visualisation en effectuant une translation tenant compte de l'image du centre du plan image dans le repère de visualisation (u_o, v_o) et une mise à l'échelle qui permet d'exprimer ces coordonnées en pixels (u, v).

Le modèle interne est alors défini par la relation :

$$\begin{cases} u = \frac{x_c}{z_c} \cdot f \cdot e_u + u_o \\ v = \frac{y_c}{z_c} \cdot f \cdot e_v + v_o \end{cases} \quad (1.2)$$

Comme il est impossible de dissocier la focale f des facteurs de mise à l'échelle (e_u, e_v) on effectue alors le changement de variables suivant :

$$\begin{cases} k_u = f \cdot e_u \\ k_v = f \cdot e_v \end{cases} \quad (1.3)$$

Modèle global

En effectuant le produit du modèle intrinsèque par le modèle extrinsèque on obtient le modèle global du capteur qui exprime le passage du repère objet (R_O) (3D) au repère de visualisation (2D) :

$$\begin{pmatrix} u.s \\ v.s \\ s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_u & 0 & u_o & 0 \\ 0 & k_v & v_o & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_{CO} & T_{CO} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1.4)$$

Qui se généralise de la façon suivante :

$$\begin{pmatrix} u.s \\ v.s \\ s \end{pmatrix} = (H) \cdot \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1.5)$$

Modélisation de la distorsion

Du fait de l'assemblage des lentilles et de la géométrie du bloc optique, les principales distorsions agissant sur la forme de l'image sont de deux types : radiale et tangentielle. Dans la plupart des cas,

la distorsion tangentielle peut être négligée et seule la distorsion radiale est prise en compte [Ref.41, Ref.39, Ref.34]. Cette distorsion se modélise, au premier ordre, de la façon suivante :

$$\begin{aligned} u &= u_0 + k_u \frac{x_c}{z_c} (1 + k_d r^2) \\ v &= v_0 + k_v \frac{y_c}{z_c} (1 + k_d r^2) \end{aligned} \quad (1.6)$$

avec

$$r^2 = \frac{x_c^2 + y_c^2}{z_c^2}$$

1.1.3 Calibration de la caméra

La détermination des paramètres du modèle de la caméra se fait en deux étapes. Une première permet l'estimation des paramètres du modèle linéaire et la seconde optimise ces paramètres complétés par la distorsion radiale.

Calibration linéaire

Pour un point de calibrage, la donnée (2D) associée à son point (3D) conduit à deux équations linéaires indépendantes où les 12 inconnues sont les paramètres du modèle global, de la matrice (H) :

$$\begin{cases} (h_{11} - h_{31}.u).x_o + (h_{12} - h_{32}.u).y_o + (h_{13} - h_{33}.u).z_o + (h_{14} - h_{34}.u) = 0 \\ (h_{21} - h_{31}.v).x_o + (h_{22} - h_{32}.v).y_o + (h_{23} - h_{33}.v).z_o + (h_{24} - h_{34}.v) = 0 \end{cases} \quad (1.7)$$

En normalisant le dernier de ces paramètres à une valeur de 1 le nombre de paramètres à déterminer pour le modèle global n'est plus que de 11. Le système peut alors s'exprimer sous une forme matricielle et la solution par minimisation d'un critère quadratique avec introduction de contraintes [Ref.31, Ref.43]

Une méthode d'optimisation sous contraintes permet de raffiner la calibration en suivant :

$$A.X = B \quad (1.8)$$

Avec le vecteur des 11 paramètres recherchés :

$$X = (h_{11}, h_{12}, h_{13}, h_{14}, h_{21}, h_{22}, h_{23}, h_{24}, h_{31}, h_{32}, h_{33})^t \quad (1.9)$$

Il faut donc un minimum de 6 points de calibration afin de pouvoir estimer les paramètres du modèle global. Pour des raisons de non dégénérescence du système, les points de calibrage ne doivent pas être tous définis dans le même plan ou se trouver sur le même rayon visuel. La résolution se fait par une technique minimisant un écart quadratique des distances de projection qui n'est autre qu'un calcul de pseudo inverse :

$$X = (A^t.A)^{-1}.A^t.B \quad (1.10)$$

Calibration non linéaire

Le modèle complet de la caméra, tenant compte de la distorsion radiale est ensuite estimé. La technique consiste à écrire ce modèle avec pour critère de minimisation, l'écart entre les données pixel du modèle en cours d'estimation et les données fournies par la mire de calibration. La minimisation du critère se fait suivant l'algorithme de Levenberg et Marquardt [Ref.33] initialisé par le modèle linéaire.

La relation entre les points de calibration $M = (x_o, y_o, z_o)$ exprimés dans le repère de référence et les coordonnées pixels dans le repère de visualisation $m = (u, v)$ s'exprime par :

$$\begin{cases} \hat{u} = f_1(p, M) \\ \hat{v} = f_2(p, M) \end{cases} \quad (1.11)$$

where :

- (f_1, f_2) regroupent les modèles externes, internes ainsi que les distorsions
- $p = (u_o, v_o, k_u, k_v, k_d, \alpha, n_x, n_y, n_z)$ est le vecteur de paramètres à estimer,

Par le choix d'un ensemble de points de calibrations (x_o, y_o, z_o, u, v) et de la contrainte sur le vecteur de rotation $\|\vec{n}\| = 1$, le vecteur de paramètres p est déterminé par la minimisation du critère C :

$$C = \sum_{i=1}^n [(u_i - \hat{u}_i)^2 + (v_i - \hat{v}_i)^2 + (1 - \|\vec{n}\|)^2] \quad (1.12)$$

où (\hat{u}_i, \hat{v}_i) représente le modèle et (u_i, v_i) les mesures.

1.1.4 Vision stéréoscopique

La vision stéréoscopique se base sur un minimum de deux images de la même scène prises depuis des positions distinctes (Figure 1.2). Dans chaque image est effectuée une recherche de points d'intérêt qui vont servir à la mise en correspondance permettant ensuite la reconstruction tri dimensionnelle de la scène observée. Il est nécessaire de travailler avec un minimum de deux caméras (vision bino-culaire) cependant une caméra mobile peut être employée en estimant le mouvement au cours des différentes prises de vues avant la reconstruction tri dimensionnelle (à partir de la mesure odométrique du déplacement).

La calibration de ce capteur consiste à estimer la position d'une caméra par rapport à l'autre, soit une matrice regroupant la rotation et la translation associée à cette transformation.

Au point P de la scène correspondent les projections p et p' dans les images de gauche et de droite. On cherche à écrire l'équation de la droite passant par le centre de projection F de la caméra de gauche et le point p et l'équation de la droite passant par le centre de projection F' de la caméra de droite et le point p'. Le point P se trouve à l'intersection de ces deux droites. La détermination de l'intersection de ces deux droites conduit à la position du point P en exprimant ces deux équations de droites dans un même repère.

La matrice A_S de transformation liant F et F' est obtenue à partir des calibrations des deux caméras

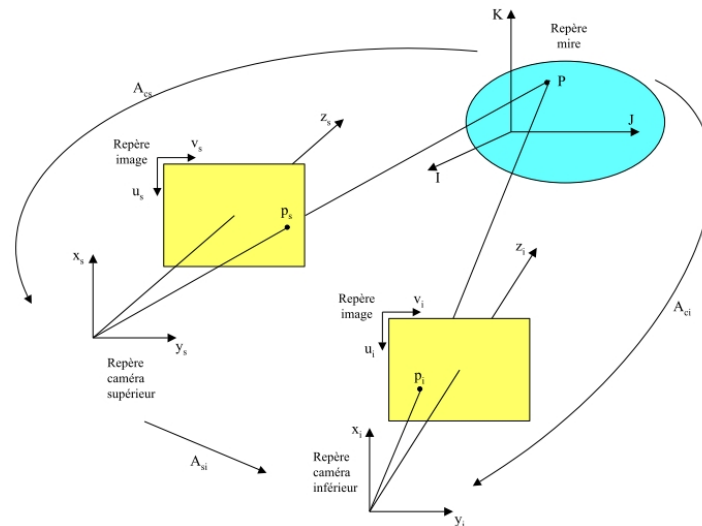


FIGURE 1.2 – Principe de la stéréovision

exprimées par rapport au même repère associé à la mire de calibration.

$$A_S = F' . F^{-1} \tag{1.13}$$

1.1.5 Extraction de primitives

Les primitives retenues sont des segments de droites qui seront caractérisés par des descripteurs géométriques de texture, d'intensité et de voisinage. Ces valeurs sont fournies par des fonctions de paramétrisation.

Après un calcul du gradient de l'image basé sur les filtres optimaux de [Ref.42, Ref.40] une méthode de segmentation par hystérésis a été développée afin de regrouper l'étape de suivi de points de contours et la procédure de segmentation [Conf.30]. Cette méthode est fondée sur un seuillage automatique par hystérésis des maxima locaux qui permet la détection de points de contour et contribue à la création des segments de droite. Finalement, dans la zone entourant le segment, une liste de segments voisins est construite formant un graphe de voisinage utile par la suite pour la reconstruction 3D. Cette chaîne de traitements est illustrée Figure 1.3

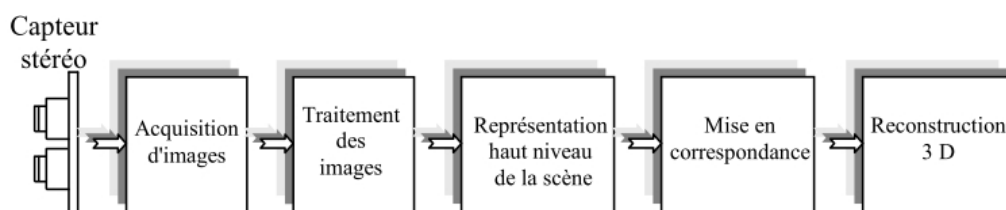


FIGURE 1.3 – Schéma bloc des traitements associés au capteur stéréoscopique

1.1.6 Structure de données

Les segments sont regroupés en une structure de données qui contient à la fois les propriétés locales des segments et ainsi que des informations sur leur voisinage. Les descripteurs utilisés sont au nombre de 16 et sont calculés sur le segment ainsi que dans les régions voisines du segment. Les paramètres mesurés sur le segment sont : les coordonnées des extrémités, la longueur, l'orientation et la norme du gradient d'intensité lumineuse. Les paramètres calculés dans les régions à gauche et à droite du segment sont le contraste interne, le niveau de gris moyen et quatre mesures de texture (Figure 1.4).

Une technique de partition est ensuite employée sur l'espace de segments obtenus en analysant leur

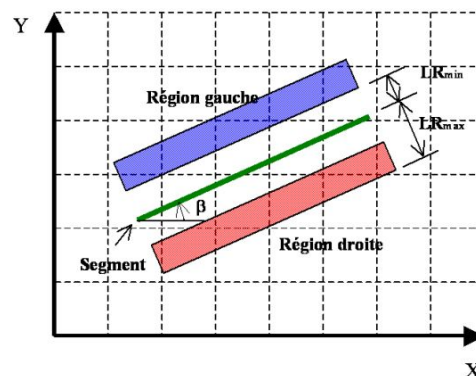


FIGURE 1.4 – Paramètres caractéristiques des segments

voisinage [Ref.44]. Cette méthode décrite dans [Conf.30] conduit à un graphe de voisinage des segments détectés qui servira pour la mise en correspondance utile à la reconstruction 3D.

Cependant, avant cette étape, une analyse des descripteurs des segments a été faite, afin de justifier leur choix puis d'en réduire le nombre. De façon concomitante, la recherche d'une fonction de classification après l'expérimentation de quatre méthodes a conduit au choix des approches neuronale et bayésienne. Les résultats obtenus ont permis la construction d'une fonction de classification qui fusionne ces deux approches.

1.1.7 Reconstruction 3D

Cette étape est initialisée par les propriétés géométriques du capteur en commençant par appairer les segments verticaux puis en complétant cet appariement sur leurs voisins par la méthode de fusion neuronale et bayésienne. La contrainte épipolaire n'est utilisée qu'en cas ultime si les segments verticaux sont insuffisants, ce qui dans un environnement domestique est plutôt rare.

La calibration des caméras tenant compte de la distorsion radiale (importante pour ces capteurs de bas niveau) est utilisée ainsi que la détermination de la matrice modélisant la transformation géométrique entre ces deux caméras.

La reconstruction se base sur les segments appariés dont les extrémités sont reconstruites en 3D. L'évaluation des performances de la méthode a été validée expérimentalement en plaçant le capteur suivant différentes configurations et distances d'une scène connue (Figure 1.5).

Les erreurs sont de l'ordre de 0.2 à 2.5 cm et sont tout à fait acceptables compte tenu des per-

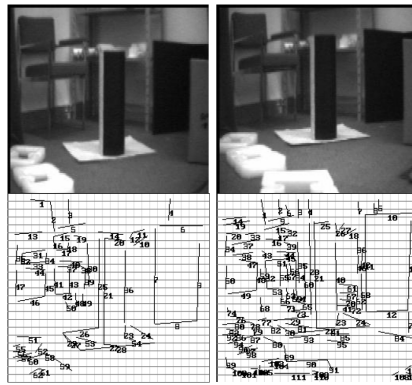


FIGURE 1.5 – Extractions des segments du capteur stéréoscopique

formances frustrées de ces capteurs et des objectifs de reconstruction 3D d'un robot mobile dans un environnement domestique en complément de données fournies par des capteurs ultra sonores.

1.2 Télémètre par triangulation

Ces travaux ont permis de faire coopérer une caméra et un dispositif de relevé 3D afin de superposer à une image vidéo les informations de profondeur fournies par le dispositif de relevé 3D dans le cadre de ma thèse [Doc.9] et des publications associées [Art.8, Art.9, Conf.23, Art.11, Art.12, Conf.31, Conf.32, Art.13, Conf.33]. Le but de ce travail est la modélisation et la calibration d'un système multicapteur en vue de modéliser l'environnement d'un site téléopéré ayant pour support la plate forme MCIT (Module de Contrôle et d'Interface en Téléopération) développée au laboratoire. Les méthodes de calibration de caméra, développées au LSC à cette époque, ne permettaient pas de prendre en compte la distorsion présente au niveau de l'objectif. Une calibration utilisant ce modèle a été réalisée par une méthode d'optimisation non-linéaire. Bien que les objectifs employés n'aient pas de déformation suffisamment importante, la simulation d'un modèle fortement non-linéaire montre l'intérêt de cette approche et les limites des méthodes classiques. Dans ce cas, les erreurs de reconstruction, avec le modèle non-linéaire restent inférieure au pixel, alors que les résultats des méthodes classiques dépassent le pixel.

La calibration du télémètre à temps de vol est réalisée par une technique d'optimisation similaire. Elle permet de s'affranchir de la détermination expérimentale des paramètres internes de ce capteur.

Le second télémètre utilise le principe de la triangulation en faisant coopérer la caméra avec un pointeur visible (LASER). La calibration de ce pointeur nécessite des méthodes de traitement d'image, évitant à l'opérateur de réaliser manuellement l'appariement entre l'image du pointeur et un réticule commandé dans le repère de visualisation. Ces méthodes permettent d'extraire la position pixel du centre de gravité d'une tâche lumineuse. Elles sont ainsi appliquées à la localisation du pointeur, mais aussi à l'extraction des coordonnées pixels utiles à la calibration de la caméra.

Ces capteurs calibrés, la détermination des primitives associées à des objets de types cylindriques ou polyédriques est réalisée. Les mesures fournies par le télémètre à temps de vol sur des surfaces cylindriques présentent des artefacts qui ont abouti au développement d'une procédure spécifique faisant appel à des plans tangents de l'objet. Les mesures caméra permettent également d'obtenir des

plans tangents à l'objet (plans d'interprétation). Dans les procédures mettant en oeuvre le télémètre temps de vol seul, ou la coopération télémètre temps de vol caméra, les propriétés des différents plans tangents permettent de déterminer les paramètres d'un polyèdre ou d'un cylindre.

Les mesures par triangulation (caméra et pointeur visible), permettent d'utiliser des points 3D dont la position est de meilleure qualité. Une méthode de résolution par optimisation permet de trouver directement les paramètres de l'objet.

L'étude de l'évolution des erreurs pour les différents capteurs, conduit à la détermination d'une zone où la coopération de ces capteurs est possible en vue de fusionner leurs informations.

Une solution est testée lors de la coopération de la caméra et du télémètre à temps de vol, permettant de déterminer les paramètres d'un cylindre en utilisant les plans tangents de la caméra et du télémètre. L'évolution des variances permet d'associer un facteur de confiance aux paramètres des plans tangents d'un cylindre, déterminés avec l'un ou l'autre capteur. La pondération du critère permettant de déterminer les paramètres du cylindre peut être réalisée à partir de ces informations.

Chapitre 2

Vision par Ordinateur

2.1 Images Couleur

2.1.1 Apports de la couleur en vision-Application à la localisation locale et globale d'une base mobile d'aide aux handicapés

Ce travail a pour cadre la thèse de Christophe MONTAGNE [Doc.6] et les publications associées [Conf.20, ConfNat.6, Conf.22, Conf.24, ConfNat.8] et aborde le thème de la couleur en traitement numérique des images. Plus particulièrement est étudié et évalué l'emploi de la couleur dans des traitements d'images pour lesquels l'information d'intensité est usuellement utilisée.

La cadre applicatif choisi pour cette recherche est la localisation d'un robot mobile au sein d'un environnement domestique, tel que sont les systèmes robotisés d'assistance aux personnes âgées ou handicapées.

Deux localisations sont considérées : L'une est dite locale et permet à terme de situer avec précision l'emplacement du robot dans l'espace, ce qui est essentiel dans un processus de navigation. La seconde est dite globale et permet à partir d'informations moindres d'avoir une idée générale du lieu où se situe le robot.

Dans les deux cas, plusieurs traitements d'images sont mis en oeuvre pour lesquels sont proposées des solutions utilisant l'information colorimétrique.

Le premier d'entre eux est l'extraction de segments d'une image par le biais de gradients couleur et monochromatique. L'analyse des segments ainsi créés permet d'évaluer différents axes couleurs de manière individuelle mais également différents espaces couleurs.

Par la suite, en disposant des segments issus d'une paire stéréoscopique d'images, il est possible de construire une représentation 3D de la scène saisie. Pour ce faire, il est nécessaire d'associer correctement les segments de la première image avec ceux de la seconde : un tel appariement se base sur un certain nombre de paramètres intrinsèques et extrinsèques aux segments.

Des paramètres couleurs sont proposés qui sont basés sur l'identification de couleurs homogènes et sur une distance intercouleurs dans le proche voisinage des segments. Ces paramètres sont calculés sur l'axe couleur jugé le plus significatif pour l'image analysée.

Ce choix de l'axe couleur utilise une technique originale de quantification des couleurs qui a été proposée dans le cadre de ce travail. Cette technique basée sur la transformation dite du boulanger

permet de réduire de manière adaptative le nombre de couleurs composant une image(Figure 2.1).
Concernant la localisation globale, l'objectif visé est l'identification de la pièce d'où a été prise



FIGURE 2.1 – Images originales et quantifiées à 256 couleur par la transformation du boulanger

une image, et éventuellement l'orientation qu'a le système de vision monoculaire à ce moment. Une méthode basée sur un invariant couleur permet de trouver au sein d'une base d'images, l'image de la base correspondant à celle prise par le système. Cette connaissance permet de remonter aux informations de lieu et d'orientation. L'invariant utilisé est une palette de couleurs extraite de l'image par la technique de réduction de couleurs dite du boulanger présentée auparavant.

2.1.2 Analyse de peintures thermosensibles

Ce projet mené en partenariat avec la SNECMA a pour cadre l'étude de peintures thermosensibles par vision couleur. Le but est d'analyser de manière automatique des étalons métalliques enduits de peinture thermosensible et de localiser les zones de variation de couleur en vue de caractériser le matériau [Rap.3, Stg.17]. Le travail combine une approche couleur compléter d'une approche région comme présenté sur la Figure 2.2

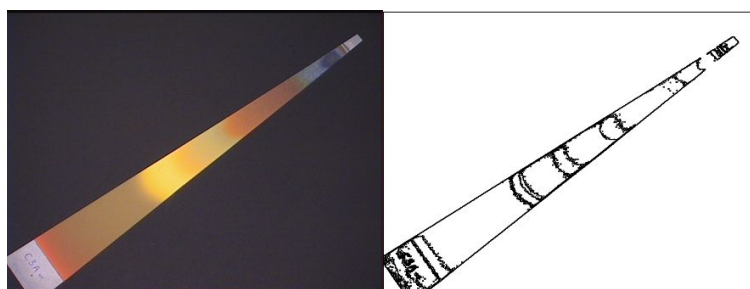


FIGURE 2.2 – Détection des zones thermosensibles par analyse d'image couleur

2.2 Reconnaissance 2D/2D et 2D/3D d'objets à partir de leurs squelettes

Ces travaux ont pour cadre le travail de thèse de Djamel MERAD [Doc.7] où nous nous sommes intéressés successivement : à l'inspection automatique d'objets comportant des surfaces complexes puis à la reconnaissance d'objets 3D de formes libres.

2.2.1 Inspection automatique

Dans cette première partie est présentée une méthode permettant la reconnaissance automatique de défauts ou de bougés dans le cadre d'une assistance au diagnostic de machines à usinage rapide de type Urane 25® [Rap.4, Rap.6, Rap.5, Art.7, ConfNat.7].

Le volume de travail de ces machines est de 500 x 500 x 200 (mm). Les vitesses de rotation de la broche sont de plusieurs milliers de tours par minute et les accélérations lors des déplacements ou des changements d'outils peuvent aller jusqu'à 3.5 g. Au vu de ces performances, le cahier des charges soumis par Renault Automation était de pouvoir vérifier, lors de la mise en place dans le centre d'usinage d'un objet, si celui-ci était le bon, s'il était correctement placé et s'il présentait des défauts. La rapidité d'exécution de la machine ne laisse pas le temps à un opérateur de réagir en cas de problème, d'où la nécessité d'un diagnostic préalable.

Une chaîne de traitements a été mise en oeuvre (Figure 2.3) pour effectuer cette tâche. Le principe de la méthode proposée consiste à extraire des paramètres sur une image, puis à détecter d'éventuels défauts, par comparaison de ces paramètres avec ceux d'une image de référence. Elle est composée principalement de deux parties, une partie traitement d'images et une partie classification supervisée.

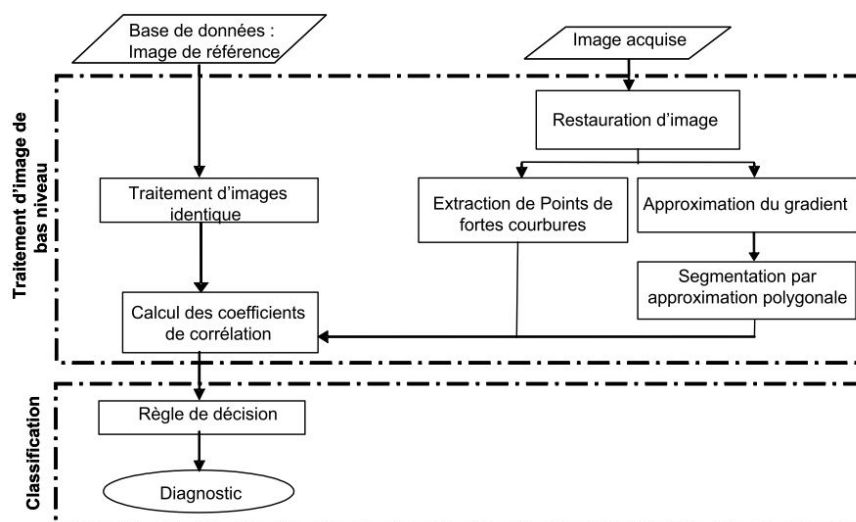


FIGURE 2.3 – Méthode d'inspection automatique

Traitement des images

Restauration Un filtrage adaptatif très proche de celui utilisé par Malik et Perona [Ref.35] est utilisé pour restaurer les images, garantissant les invariances euclidienne et morphologique, la structure pyramidale et la comparaison locale de régularité. Cette méthode n'introduit pas de flou, rehausse les contours améliorant ainsi la qualité visuelle de l'image (Figure 2.4).

Segmentation des contours Pour l'inspection automatique, le diagnostic se fait en mettant en

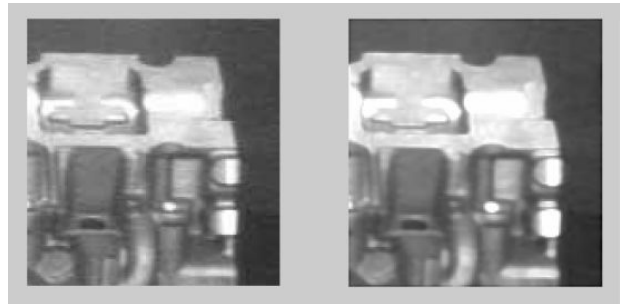


FIGURE 2.4 – Image partielle de bloc moteur bruitée puis restaurée

correspondance des primitives robustes issues de deux images différentes et l'entité pertinente est l'information de contour au même titre que les points d'intérêt. Pour une application où la précision et la vitesse sont de fortes contraintes, les approches dérivatives sont les plus adéquates car elles présentent un bon compromis entre performance et temps de calcul.

Différents essais nous ont conduit à retenir le filtre de Deriche [Ref.40]. Le seul paramètre à régler correspond à la résolution α pour détecter les contours. La diminution de α permet de favoriser la détection au détriment de la localisation et inversement. Un autre avantage de cet opérateur est sa possibilité de mise en oeuvre de manière récursive. Ce qui permet d'avoir un nombre d'opérations réduit et indépendant de la valeur de la résolution à laquelle les contours sont détectés. Un autre avantage de ce filtre est de ne pas introduire le bruit de troncature présent dans la plupart des méthodes dérivatives.

Une extraction des maxima locaux puis un seuillage par hystérésis [Ref.42] permet de réduire les résultats du filtre de Deriche et préparer le chaînage des contours [Ref.30] par approximation polygonale.

Détection des points de forte courbure En complément de l'extraction des segments, est effectuée la détection des points de forte courbure utiles à la mise en correspondance des objets à analyser par rapport aux objets de référence. La méthode proposée par [Ref.38] a l'avantage d'être robuste aux rotations, aux changements d'échelle et aux variations d'éclairage. La Figure 2.5 décrit ces différentes étapes.

L'étape suivante met en oeuvre une mesure de similarité afin de comparer l'image de référence à l'image en cours d'analyse. Trois mesures ont été retenues à savoir la corrélation entre les segments détectés, la corrélation entre les points de forte courbure et la corrélation des niveaux de gris.

Ces mesures sont analysées en composantes principales pour en vérifier la pertinence.

Deux classes sont ensuite définies, la classe 0 où il existe une différence entre l'image d'origine et l'image en cours, la classe 1 où l'on considère qu'il y a une forte similitude avec l'image de référence. Le choix du classifieur résulte d'une combinaison des méthodes bayésienne et neuronales suivant une règle de la somme faisant référence aux travaux de [Ref.29]. Les tests ont été effectués sur des images



FIGURE 2.5 – Image brute, segments extraits, points de forte courbure

issues du site industriel, les taux de classifications obtenus sont satisfaisants avec 96.1% pour la classe 0 et 98.89% pour la classe 1 permettant de répondre de façon optimale au cahier des charges.

2.2.2 Reconnaissance d'objets 3D de forme libre

Dans la seconde partie de ce travail est analysé le problème de la reconnaissance 3D d'objets de forme libre en vision monoculaire [Conf.18, Conf.19, Conf.21, Stg.18].

Ce problème est d'autant plus important qu'il permet d'apporter une aide à la commande et à la perception d'une scène complexe, à un opérateur en situation de téléopération, en cas de vision indirecte. La partie originale permet à l'aide d'une représentation en squelettes, de reconnaître les objets d'une base de données.

L'étude suit trois étapes clé de la reconnaissance d'objets en vision à savoir la modélisation de primitives, puis l'appariement des objets avec leur modèle et enfin la projection de ces résultats dans l'environnement de perception de l'utilisateur.

La modélisation et l'extraction de primitives utilise un processus de squelettisation permettant d'obtenir deux graphes, un graphe 3D et un autre 2D. Le graphe 3D est obtenu à partir du squelette 3D homotopique et le graphe 2D est construit à partir du squelette 2D.

La squelettisation étant une étape importante, une méthode hybride de de squelettisation a été développée. Cette technique a permis de construire des squelettes robustes et ainsi de faciliter l'étape de mise en correspondance.

La reconnaissance d'objets et l'appariement revient à faire un isomorphisme entre le graphe 3D de la base de données et le graphe 2D obtenu à partir de l'image. Cette tâche est complexe car cette mesure doit évaluer le degré de ressemblance entre structures similaires de deux sous-graphes, afin de gérer le problème d'occlusions. La méthode d'isomorphisme de Siddiqi [Ref.28] a été adaptée utilisant les signatures topologiques des noeuds.

La dernière partie consiste à choisir la meilleure des hypothèses par un processus de projection/vérification. Cette approche est testée sur une série d'images représentant un modèle dans des poses différentes. L'ensemble des résultats est analysé afin d'en démontrer la robustesse par rapport aux occlusions ainsi qu'à la présence d'autres objets.

Un algorithme de suivi d'objets 3D de forme libre par les squelettes est également proposé et testé sur des images de synthèse (Figure 2.6).

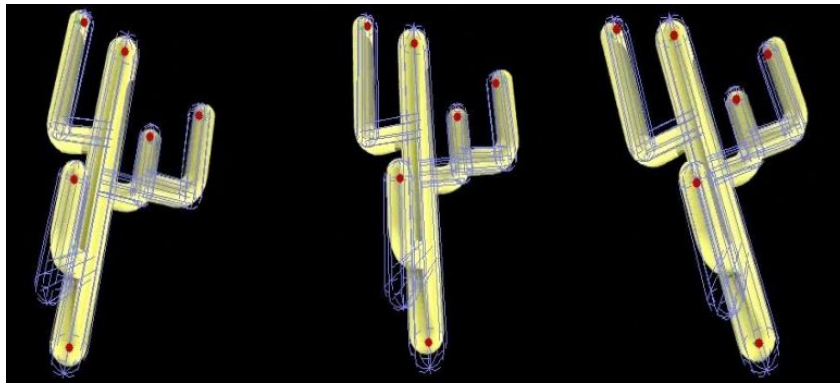


FIGURE 2.6 – Suivi d'un objet basé sur son squelette

2.3 Capteur stéréoscopique omnidirectionnel pour la stabilisation et le déplacement d'une plate-forme bipède bio inspirée

Le projet SHERPA¹ utilise la vision omni-directionnelle sur une plate forme humanoïde bio-inspirée comme un point d'entrée aux algorithmes de stabilisation de la marche, de suivi de cible et d'évitement d'obstacles.

La stéréovision omnidirectionnelle va permettre la localisation des droites verticales dans un environnement domestique et en déduire l'estimation de la pose de la caméra, permettant ainsi une redondance d'information avec les capteurs dédiés que sont les inclinomètres conduisant à une lecture directe de cette information. [Stg.16, Conf.6].

L'originalité de ce travail est de déterminer cette orientation en se basant sur l'analyse de l'espace échantillonné des histogrammes et en se basant sur les spécificités des systèmes catadioptriques. Des expérimentations sur images simulées et réelles ont permis une estimation de l'orientation à 0.06° (Figure 2.7) .

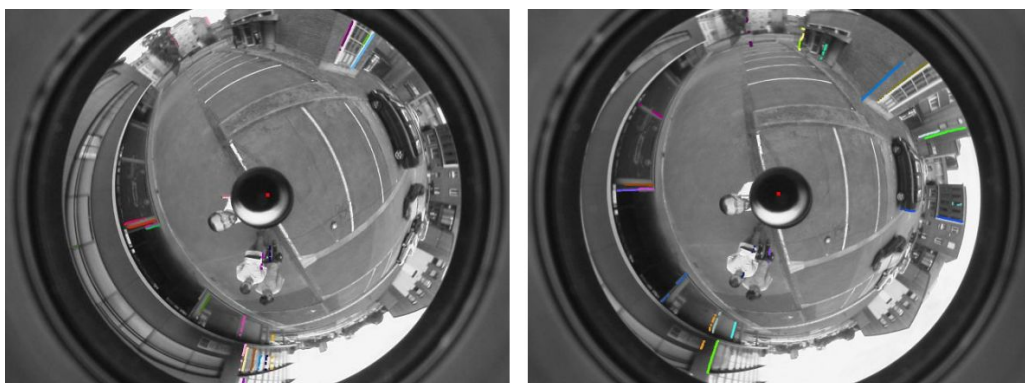


FIGURE 2.7 – Points de fuite ayant conduit à la détermination de l'orientation

1. Resp S Krut : projet ANR sur la mise en oeuvre et la commande d'une plateforme bipède bio inspirée

Chapitre 3

Modélisation d'environnement

3.1 Conduite automatisée de convois de poids lourds

Ces travaux ont pour cadre une étude menée en partenariat avec Renault Véhicules Industriels [Rap.7] et permettent à un véhicule suiveur de retrouver les paramètres de position et de vitesse d'un véhicule leader, dans le but de pouvoir asservir sa position. Un simulateur a été réalisé afin de paramétrer la caméra du véhicule suiveur, les déplacements du véhicule leader ainsi que la disposition de la mire sur celui-ci. [Conf.28].

En utilisant une méthode présentée dans [Ref.45] utilisant 4 points coplanaires situés sur la mire, il est possible de localiser en 3D cet objet placé sur le véhicule leader par le véhicule suiveur. Différentes configurations ont été analysées pour des distances variant de 0 à 20 m et avec des focales de 8.5 mm et 16 mm (voir Figure 3.1) le meilleur compromis avec une focale de 8.5mm conduit à une erreur longitudinale de 5cm à 5m.

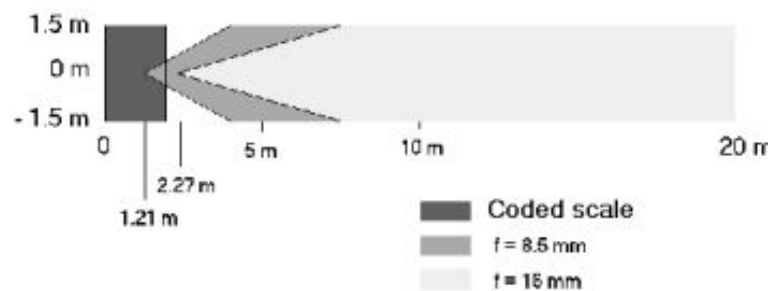


FIGURE 3.1 – Configuration du système et surfaces associées

3.2 Aide au diagnostic par la vision d'un processus d'usinage

Ces travaux ont pour cadre une étude menée en collaboration avec Renault Automation et apporte une aide au diagnostic d'un centre d'usinage au moyen d'un système de vision.

Une première partie de l'étude a permis de déterminer la position et l'orientation d'une pièce dont le modèle est connu à l'aide d'une seule caméra calibrée [Conf.26, Rap.6] en adaptant la méthode proposée par [Ref.37].

Le position de l'objet étudié est une culasse et les résultats sont obtenus avec une erreur globale de

moins de 5 mm dans le volume de calibration et augmente jusqu'à 20mm en dehors du volume de celui-ci (Figure 3.2).

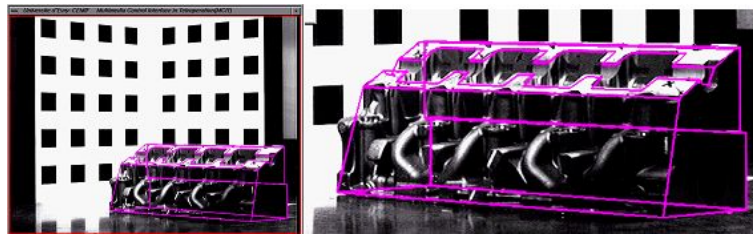


FIGURE 3.2 – Culasse et son modèle filaire superposé

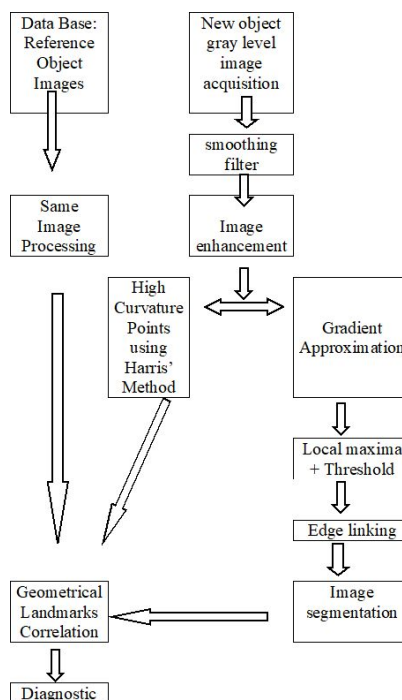


FIGURE 3.3 – Méthode d'analyse d'images pour l'aide au diagnostic

La suite des travaux porte sur les méthodes de traitements des images et leur robustesse face à des conditions très pénalisantes [Art.7, Rap.4, Conf.25].

La méthode proposée Figure 3.3 s'inspire des travaux de Deriche [Ref.40] en optant pour la détection de points de forte courbure puis la mesure de corrélation par rapport à un objet de référence et la détection d'un objet similaire dans des conditions de prises de vues dégradées (vibrations, projections d'eau, copeaux de métal...) a permis de valider une première étape.

Chapitre 4

Robotique médicale

4.1 Guidage Actif Basé sur l'Imagerie Echographique

Ces travaux ont pour cadre la thèse de Mickael SAUVEE [Ref.16] ainsi que les publications associées et traitent de l'assistance robotisée pour la chirurgie cardiaque à coeur battant particulièrement en vision échographique, dans le cadre de l'assistance à la chirurgie cardiaque endovasculaire, et plus particulièrement la réparation de valve mitrale.

Les déplacements d'un outil sont contrôlés en imposant que celui-ci respecte la contrainte d'intersection avec le plan échographique. La localisation de la valve mitrale en temps réel est obtenue en utilisant une méthode qui repose sur la détection de la jonction entre la paroi et la valve et également d'un modèle à 2 degrés de liberté de la valve.

L'algorithme proposé a été validé sur une séquence in vivo. Une estimation in vivo des déplacements 3D du coeur à partir des images endoscopiques a été proposée et représente une première étape d'un projet de compensation automatique des mouvements du coeur pour la chirurgie coronarienne [Conf.17, Conf.15, Stg.15, Stg.10, Stg.11].

La première approche proposée est basée sur la détection d'amers artificiels posés à la surface du coeur (Figure 4.1) en s'inspirant des travaux de [Ref.19] avec l'algorithme ESM (Efficient Second order Method). La cadence d'acquisition importante pour la problématique envisagée (125Hz) conduit à des résultats ayant permis une détection cohérente des amers dans l'image pour les déplacements horizontaux et verticaux du coeur (Figure 4.2) en accord avec la fréquence cardiaque mesurée.

La seconde approche est détaillée dans les travaux d'Aurélien NOCE présentés au paragraphe suivant.

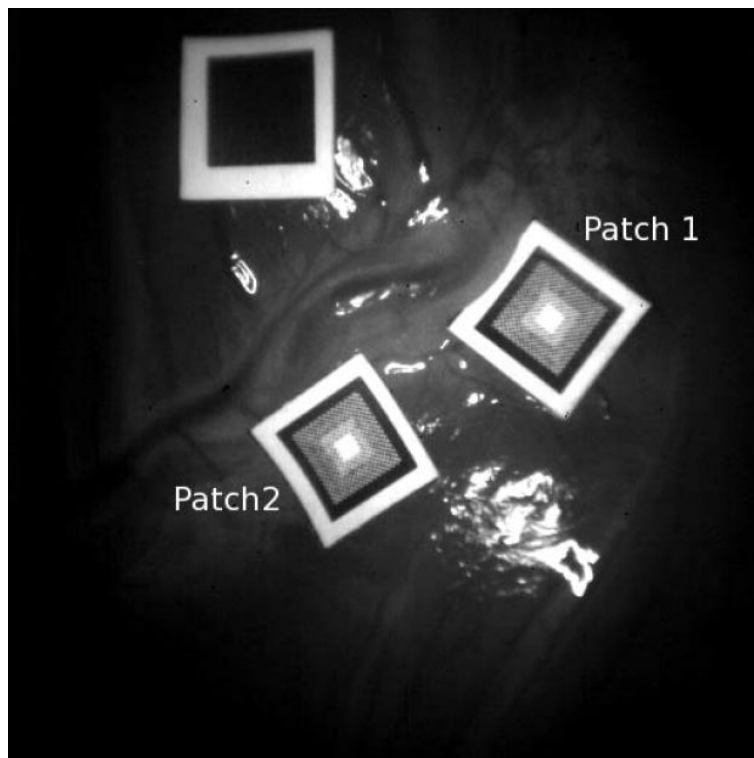


FIGURE 4.1 – Image endoscopique (125Hz) du coeur avec amers

4.2 Vision et reconstruction 3D basée sur la texture : Application à la robotique médicale.

Ce projet utilise la vision et la reconstruction 3D en vue de l'asservissement visuel, basé sur la texture, d'un robot sur les mouvements du coeur et a pour cadre principal la thèse d'Aurélien NOCE [Doc.5] ainsi que les publications associées [Art.6, Sig.4, Conf.13, Conf.11, Conf.9, Conf.15, Conf.10, Stg.7, Stg.15, Stg.14, Stg.12].

Le contexte de ce travail est l'analyse de mouvement de coeur battant pour la chirurgie cardiaque mini-invasive robotisée. L'approche de suivi est basée sur la texture afin de palier les limitations des approches plus classiques notamment en termes de robustesse au regard des déformations de la surface observée. Un système stéréoscopique permet de valider cette approche et de proposer une reconstruction 3D de la surface cardiaque sans avoir à utiliser des marqueurs.

4.2.1 Approche basée texture

Afin de décrire la texture, plusieurs approches ont été proposées [Ref.47, Ref.18], le but étant de caractériser l'homogénéité présente dans les images. Cette approche est adéquate afin de palier les insuffisances des algorithmes de suivi classique (type pattern matching). L'analyse des différentes approches ainsi que la cadre particulier de cette étude a conduit à retenir les approches statistiques couplées à un choix judicieux des attributs texturaux. Les contraintes expérimentales sont fortes et nécessitent d'employer pour le suivi du muscle cardiaque une caméra DALSA®1M75 à 300 ips. La

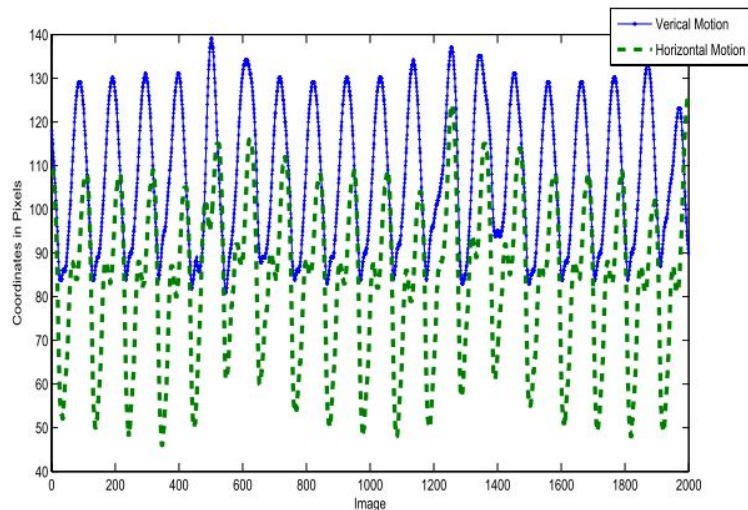


FIGURE 4.2 – Déplacements en pixels associés aux mouvements du coeur

base de textures est issue de prises de vues in vivo de différentes régions de la surface du coeur (Figure 4.3). L'analyse a porté sur un total de 117 attributs réduit à 8 en utilisant une analyse en composantes

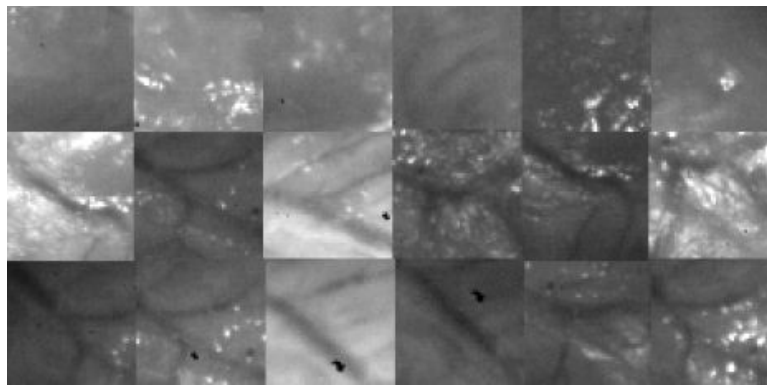


FIGURE 4.3 – Echantillon de textures de la surface du coeur

principales confortée par une analyse discriminante (Tableau 4.1).

4.2.2 Suivi d'indices

Le suivi de ces indices est ensuite réalisé. Différentes approches sont envisageables passant par le suivi de points au suivi de surfaces déformables en se basant sur la mesure de corrélation ou des mesures de flots optique [Ref.27, Ref.22, Ref.46].

Une méthode de suivi composite est proposée (Figure 4.4) et testée sur des séquences artificielles puis validée sur des séquences expérimentales (Figure 4.5). Elle fournit des résultats plus robustes que la plupart des méthodes classiques mais reste moins performante que la méthode de Malis [Ref.22] pour de grandes déformations, ce qui est rarement le cas dans ce cadre applicatif.

Approche	Attribut
Matrice de co-occurrence	Énergie
Matrice de co-occurrence	Contraste
Matrice de co-occurrence	Cluster Shade
Matrice de co-occurrence	Cluster Prominence
Matrice de longueur des plages	Non Uniformité
Matrice de longueur des plages	SLGLRE
Statistiques	Skewness
Statistiques	Kurtosis

TABLE 4.1 – Attributs texturaux

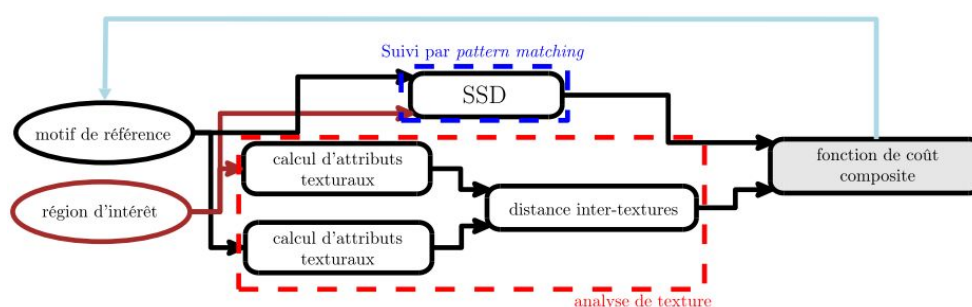


FIGURE 4.4 – Méthode de suivi composite

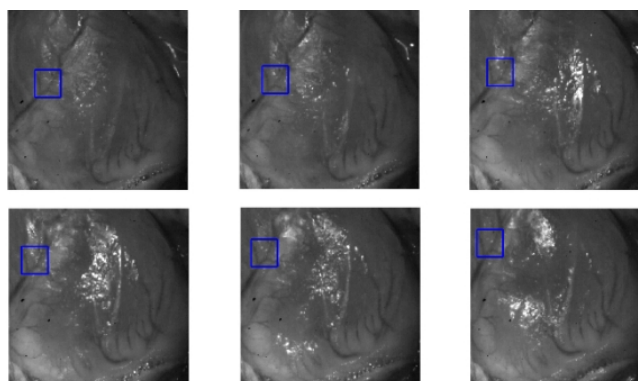


FIGURE 4.5 – Exemple de suivi Composite sur une séquence in vivo (carré bleu)

4.2.3 Evaluation du mouvement 3D

La base de cette estimation est un système de stéréovision permettant de reconstruire la position de points à la surface du coeur et ainsi d'en estimer le mouvement.

Basé sur la géométrie projective [Ref.20], le modèle de caméra est de type sténopé. Sa calibration est basée sur la méthode de Zhang [Ref.26] et permet une estimation complète des paramètres de la caméra, y compris la distorsion radiale. La calibration complète du système de stéréovision est ensuite réalisée, conduisant pour des images de 512 x 512 à une erreur de reconstruction 3D inférieure au millimètre(Figure 4.6).

L'avantage de cette méthode est de pouvoir réaliser un appariement robuste dans le processus de suivi servant ensuite la reconstruction 3D et ainsi au suivi de mouvement.

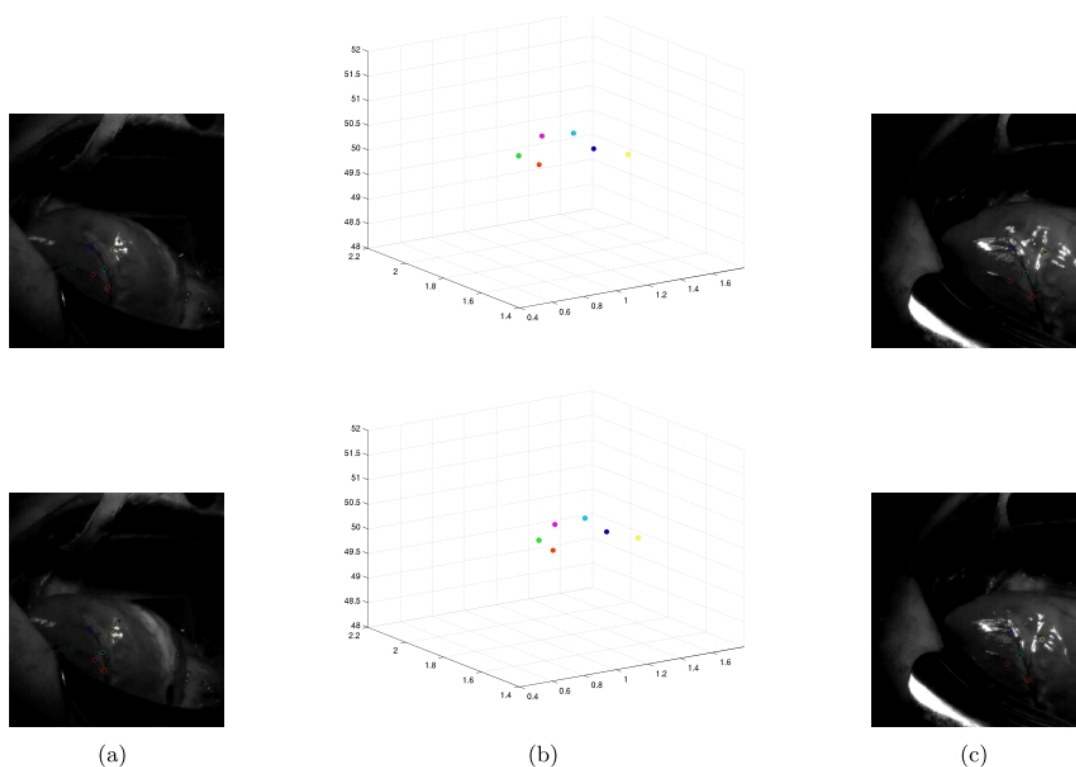


FIGURE 4.6 – Exemple de reconstruction stéréoscopique. (a) images de la caméra de gauche, (b) position 3D reconstruites, (c) images de la caméra de droite

4.3 Assistance à la détermination de paramètres élastiques d'artères basée sur l'imagerie échographique et la mesure d'effort

Ce projet¹ a pour objectif d'obtenir une mesure simultanée entre l'image et l'effort pour estimer la pression artérielle de façon dynamique [Rap.2].

Le diagnostic, l'évaluation, et le suivi des maladies cardio-vasculaires nécessitent des mesures fiables de la fonction artérielle. La distensibilité et le module d'élasticité de la paroi artérielle sont des paramètres dont la détermination peut être fondée sur la mesure des variations du diamètre artériel rapportées aux variations de pression sanguine au cours du cycle cardiaque. La pertinence de cette détermination est accrue lorsque l'épaisseur de la paroi artérielle peut être aussi mesurée avec précision, et lorsque la courbe de pression sanguine au même niveau peut être obtenue. Les mesures de diamètre et d'épaisseur de paroi artérielle nécessitent l'utilisation d'échographes de très haute résolution, et de logiciels d'analyse d'image dédiés. L'avantage majeur de la mesure échographique est son caractère non vulnérant. Cependant, l'effet de la pression exercée par l'opérateur sur la sonde d'échographie n'est pas pris en compte, alors qu'elle est susceptible d'altérer l'amplitude et la forme des variations de diamètres sur lesquelles se fonde la mesure de distensibilité.

Les deux contributions principales de ce travail sont à ce jour :

- d'une part l'analyse d'image permettant d'obtenir de façon automatique les dimensions de l'artère et leurs variations

1. projet BIOSTIC Languedoc Roussillon, 2005-2007, (25Keuro)

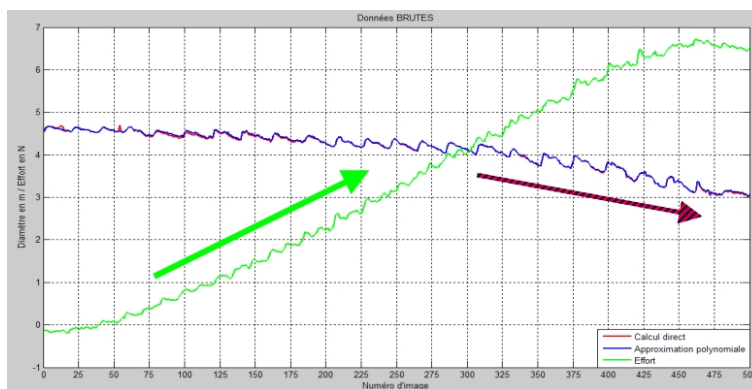


FIGURE 4.7 – Variation conjointe du diamètre artériel(bleu) et de l'effort appliqué (vert)

- d'autre part la réalisation d'un capteur dédié capable de mesurer les efforts exercés sur la sonde échographique au site de mesure et de capter les retours d'efforts (variations cycliques de la pression artérielle).

La relation entre diamètre et effort est établie [Stg.13, Conf.16, Stg.9, Rap.2, Stg.6] on peut voir Figure 4.7 la diminution du diamètre artériel lors de l'augmentation progressive de l'effort appliqué. On note les variations sur ces deux courbes liées aux flux sanguins et à l'effort transmis associé.

La soustraction à ces courbes de la forme globale de l'effort ou du diamètre conduit aux résultats de la Figure 4.8. On observe bien la variation conjointe du diamètre artériel avec l'effort appliqué. On obtient ainsi une méthode non vulnérante capable de fournir une image locale de la pression artérielle. Un prototype expérimental a été réalisé [Conf.8, Art.5, Conf.12, Stg.6, Stg.8] ainsi qu'un dépôt

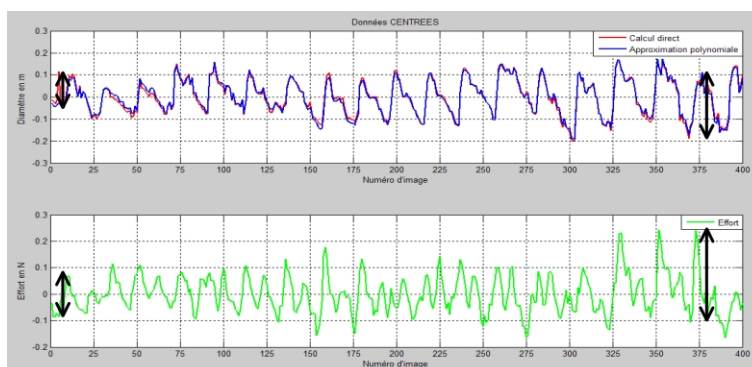


FIGURE 4.8 – Variation conjointe du diamètre artériel (haut) et de l'effort appliqué (bas)

logiciel [Brv.3].

Ces travaux se sont poursuivis sur l'étude veineuse présentée au paragraphe suivant.

4.4 Évaluation quantifiée des effets et des mécanismes de la compression médicale élastique

Ces travaux ont pour cadre la thèse CIFRE de Florent VEYE [Doc.3] en partenariat avec les laboratoires Pierre Fabre et les CHU de Montpellier et Nîmes dans le cadre d'un Protocole de Recherche Clinique [Ref.12] ainsi que les publications associées [Stg.3, Art.4, Sig.2, Conf.3, Art.3].

Le cadre de cette étude est la compression médicale qui représente le traitement le plus efficace de l'insuffisance veineuse chronique et du lymphoedème, afin de réduire la tension pariétale veineuse et l'oedème, soulageant les symptômes et ralentissant l'évolution de la maladie, tout en contribuant à la guérison des complications comme les ulcères.

Plusieurs travaux analysent les mécanismes d'action des orthèses de compression [Ref.17, Ref.15], cependant les observations directes des veines superficielles et profondes sous les orthèses restent très limitées.

De plus, aucune étude n'avait, jusqu'ici, été réalisée en conditions dynamiques. Il en résulte que les

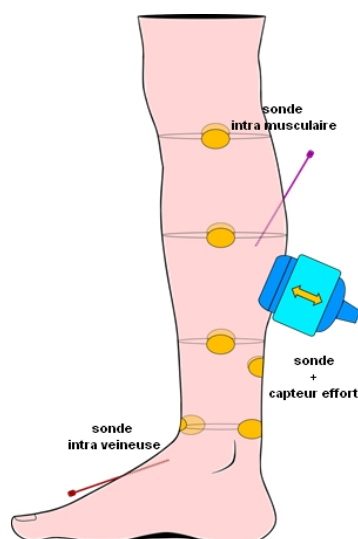


FIGURE 4.9 – Répartition des capteurs sur la jambe

conditions exactes d'adaptation des orthèses aux caractéristiques personnelles des patients restent mal connues. On remarque généralement que la force de compression de ces orthèses est traditionnellement décroissante (dégressive) de bas (cheville) en haut (cuisse), mais des modèles appliquant une compression progressive sont désormais utilisées dans certains domaines, comme les activités sportives. Cependant, les données physiopathologiques restent incomplètes pour une compréhension des mécanismes mis en oeuvre.

L'objectif est de pouvoir guider le choix et le paramétrage des orthèses de compression. Le moyen d'y parvenir est de déterminer les relations entre la pression d'interface générée par les orthèses et les caractéristiques géométriques et mécaniques des veines qu'elle soient superficielles ou profondes. L'analyse est réalisée en conditions statiques et dynamiques, et en prenant en compte le volume et la forme du membre.

Les capteurs choisis pour la mesure de pression d'interface peau / orthèse de compression ainsi que les capteurs de pression invasive (intramusculaire et intraveineuse devant disparaître à terme) nécessaires pour l'étude physiopathologie et la modélisation sont présentés(Figure4.9).

Ensuite ont été réalisés les développements pour l'instrumentation de la sonde échographique afin de permettre la mesure d'effort pendant l'examen, ainsi qu'un outil d'analyse d'image échographique pour permettre l'extraction des paramètres géométriques de la veine (diamètre, aire) sur les séquences d'images échographiques en conditions statiques et dynamiques (Figure 4.10).

Les résultats obtenus montrent la répartition des efforts de pression d'interface en fonction des classes

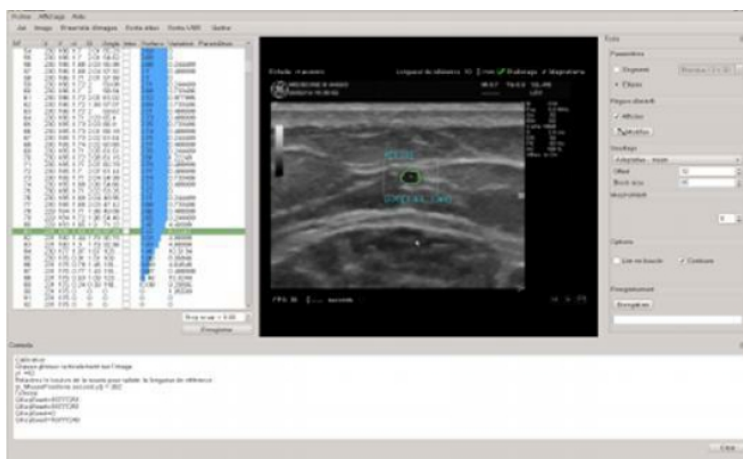


FIGURE 4.10 – Logiciel Pulsart

de compression ainsi qu'une possibilité d'analyse de la relation entre les efforts appliqués, l'aire de la veine et les pressions d'interfaces liées à la classe de compression (Figure 4.11).

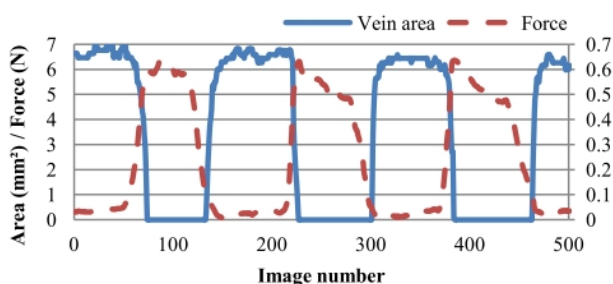


FIGURE 4.11 – Variation conjointe de l'aire et de la force

Le caractère innovant des premiers résultats confirme l'aptitude du dispositif développé à répondre aux exigences du projet de recherche clinique en cours [Ref.12]. Ils fournissent en outre les données utiles à la modélisation du comportement biomécanique de la veine en montrant des boucles aire / pression présentant une hystérésis caractéristique (Figure 4.12).

Ces données ont également permis de fournir les premiers paramètres d'une modélisation 2D de la jambe et des veines.

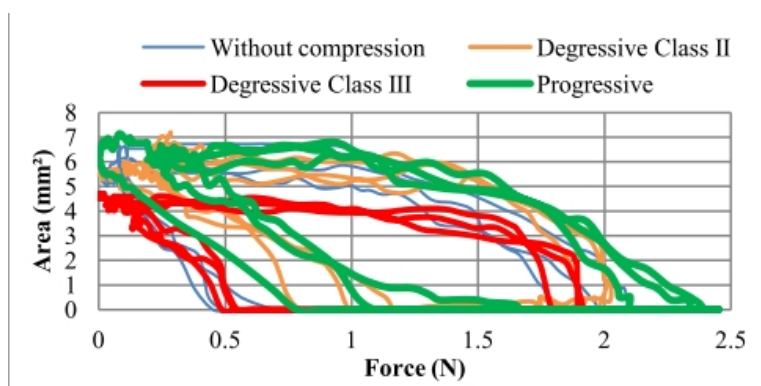


FIGURE 4.12 – Mesures surface veine/ effort position debout

Ce dispositif est actuellement utilisé pour la réalisation d'une très large étude clinique sur des volontaires sains sédentaires et sportifs ainsi que sur des patients présentant une insuffisance veineuse chronique aux différents stades. Il répond pleinement aux objectifs assignés, et apporte des données originales et d'un très grand intérêt physiopathologique.

Ce travail s'est poursuivi par une pré-maturation² validée par le comité d'investissement de la SATT AXLR en juin 2015. Ce même organisme continue l'accompagnement de ce projet en maturation³ avec une partie complémentaire permettant d'envisager un système complet d'assistance à l'évaluation clinique quantitative de l'insuffisance veineuse chronique et à la prescription personnalisée des orthèses de compression [Rap.1]. Un brevet ainsi qu'un dépôt logiciel ont été faits sur ce sujet [Sig.1, Brv.1]

2. 60 k€1 CDD Ingénieur Recherche sur 6 mois

3. 280 k€2 CDD Ingénieurs de Recherche sur 18 mois

Chapitre 5

Robotique sous marine

5.1 Fusion multimodale pour la cartographie sous-marine

Ces travaux ont pour cadre la thèse d'Arnaud MELINE [Doc.4] ainsi que les publications associées [Conf.7, Stg.5, Stg.4, Stg.2, Sig.3, ConfNat.5, ConfNat.2, ConfNat.3, ConfNat.4, ConfNat.1]. Ils ont été complétés par les travaux de thèse de Yadpiroon ONMEK [Doc.2] ainsi que les publications associées [Conf.1, Conf.2].

L'originalité de l'approche proposée est la réalisation de la fusion de deux cartes obtenues avec des capteurs de différentes résolutions. [Ref.6]

Dans un premier temps, un engin autonome (ou un bateau) analyse les fonds marins avec un sonar latéral et crée une première carte globale de la zone. Cette carte est ensuite étudiée de façon à déceler des zones d'intérêt.

Une deuxième mesure est alors réalisée sur certaines cellules particulières à l'aide d'un second capteur avec une résolution plus élevée. Cela permettra d'obtenir une carte détaillée 3D de la cellule. Un AUV ou un plongeur muni d'un système de vision (stéréoscopique) effectuera cette acquisition.

Cette étude se décompose en deux parties : d'une part la reconstruction 3D en vision stéréoscopique et d'autre part le recalage et la fusion de ces données avec celle fournies par le sonar.

5.1.1 Stéréovision sous marine

Le modèle employé pour les caméras est de type sténopé en tenant compte de la distorsion radiale [Ref.26]. L'importance de ce dernier paramètre est lié au milieu dont les caractéristiques sont variables (salinité, longueur d'onde/profondeur). Certains auteurs proposent une calibration en surface et une adaptation des paramètres en fonction du milieu [Ref.25] et particulièrement l'indice de réfraction de l'eau qu'il faudrait pouvoir mesurer à chaque prise de vue. D'autres auteurs choisissent une calibration in situ mono caméra [Ref.14] ou du système stéréoscopique complet [Ref.13]

Le système stéréoscopique employé est constitué de deux reflex numériques Nikon D7000® montés dans des caissons étanches Ikelite®, avec une liaison rigide et un système de déclenchement synchronisé (Figure 5.1).

La calibration de la paire stéréoscopique fait suite au calibrage des deux appareils réalisé à partir de la même séquence d'images d'une mire de calibration plane immergée avec les caissons (matrice

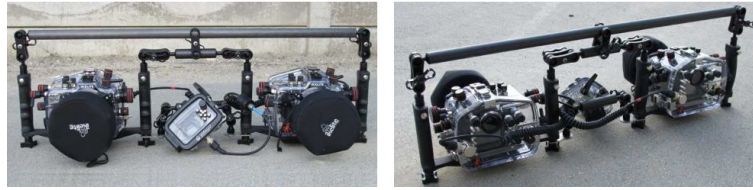


FIGURE 5.1 – Système stéréoscopique sous marin

fondamentales et essentielles estimées) en employant la méthode de Zhang.

5.1.2 Calibration des caméras

TABLE 5.1 – Paramètres caméras en extérieur et en sous marin

Paramètre du modèle	Images sous marines			Images extérieures					
	Valeurs	Erreurs	Erreur en %	Sans caisson étanche			Avec caisson étanche		
				Valeurs	Erreurs	Erreur en %	Valeurs	Erreurs	Erreur en %
Focal Length	4672.85	60.23	1.29 %	3200.45	37.38	1.17 %	3248.21	25.52	0.78%
	4511.64	46.68	1.03 %	3225.97	56.66	1.66 %	3248.79	37	1.14%
Principal point	1666.98	26.29	1.58 %	1655.1	31.55	1.90 %	1643.3	24	1.46%
	1284.4	125.1	9.74 %	1343.82	29.01	2.16 %	1297.9	21.5	1.65%
Skew	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Distortion	0.124	0.0156	12.58%	-0.142	0.0148	10.42%	-0.154	0.011	7.14%

Le point crucial de cette étude est la détermination et l'appariement des points d'intérêt pour la reconstruction 3D. Les méthodes permettant d'y parvenir sont généralement performantes en surface et se basent sur la variations de jeux de lumière [Ref.10] ou sur le mouvement relatif de la caméra [Ref.23].

La méthode retenue combine deux approches. La première utilise une détection des points d'intérêt

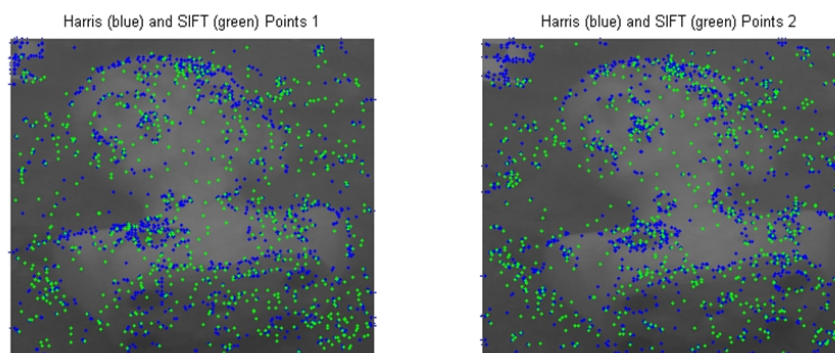


FIGURE 5.2 – Détection combinée de points d'intérêt

avec le détecteur de Harris [Ref.38] et un appariement par corrélation. Cette approche permet d'obtenir des points sur les contours caractéristiques de la forme géométrique de l'objet. La seconde approche est basée sur le détecteur SIFT [Ref.21] considérée comme le plus efficace dans la littérature mais fournissant des résultats moindres en milieu sous-marin. Ainsi, la robustesse aux bruits sous-marins

de deux méthodes a été testée et a conduit à la détermination de filtres permettant d'améliorer les performances de l'approche SIFT (filtre anisotropique essentiellement Figure 5.2).

La démarche employée se base sur la méthode " Harris & corrélation " comme méthode de base pour la reconstruction du modèle 3D complétée par des points fournis par SIFT pour enrichir le modèle.

La dernière étape de la reconstruction 3D consiste à améliorer le rendu. Pour cela, une triangulation

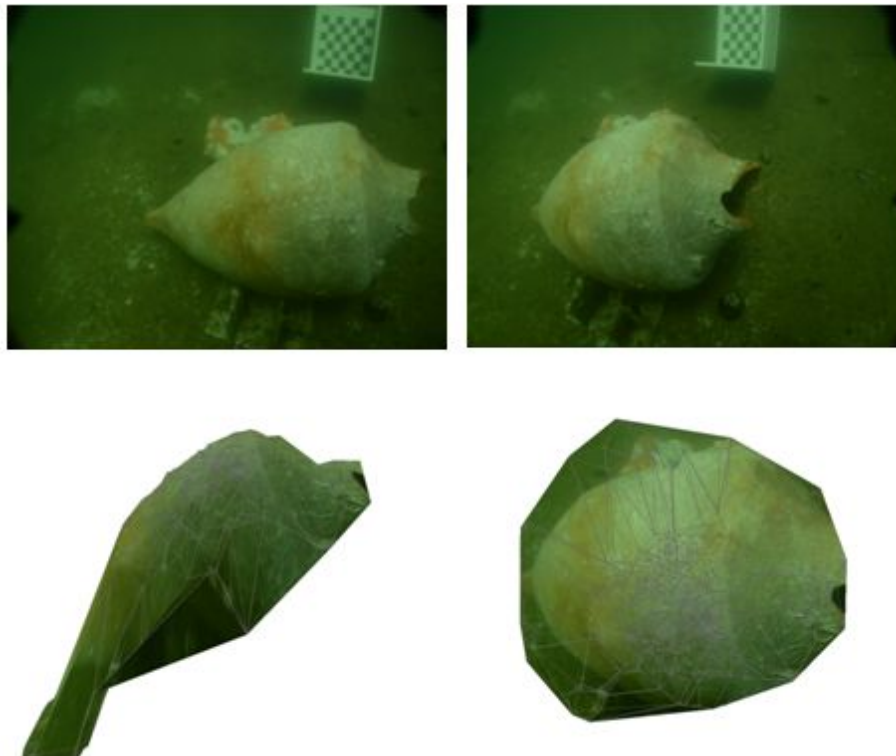


FIGURE 5.3 – Reconstruction 3D d'une amphore (étang de Thau)

de Delaunay est appliquée sur les points 2D qui sont ensuite reprojétés en 3D et ainsi ajouter la texture sur les surfaces obtenues (Figure 5.3).

La métrique de la reconstruction a été évaluée en comparant ces mesures à celles obtenues avec un scanner 3D industriel¹ (meilleures résolution et précision).

5.1.3 Fusion multimodale

La seconde partie du travail consiste à fusionner le modèle 3D obtenu précédemment et la carte acoustique, tous deux ayant des résolutions et des positions de mesures différentes. L'utilisation d'un capteur fixe mais possédant des mouvements de rotation connus permet de guider plus efficacement la reconstruction 3D [Ref.11]. L'utilisation de la vidéo combinée à la mesure sonar est également possible pour une cartographie globale [Ref.24]

Dans notre cas, le sonar fournit une carte 3D du fond marin sous forme de nuage de points non référencé (à terme, les deux capteurs seront embarqués sur la même plateforme). La Figure 5.4 représente le relevé sonar du pont arrière d'une épave où l'on peut observer l'excroissance due à la présence de

1. CREAFORM 3D VisuScan®

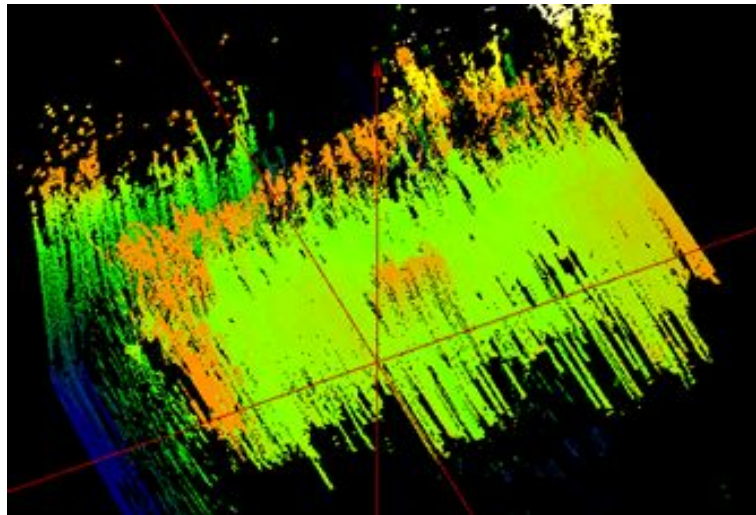


FIGURE 5.4 – Carte sonar du pont arrière d'une épave (étang de Thau)

l'amphore.

Afin d'aligner les deux modèles 3D (stéréo 3D et sonar) l'algorithme ICP [Ref.32] est employé per-

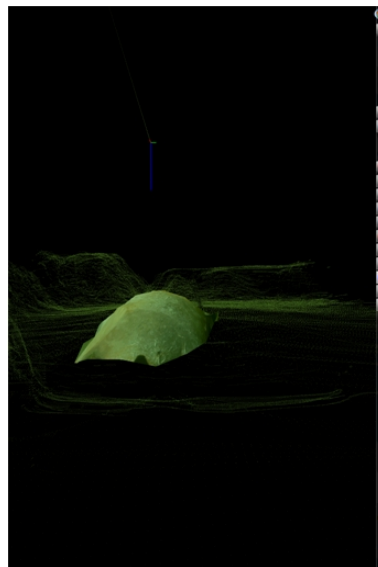


FIGURE 5.5 – Fusion entre le modèle 3D et la carte sonar

mettant la superposition des deux cartes de modalités différentes. La performance de cet algorithme est l'utilisation directe des nuages de points en s'affranchissant des problèmes d'échantillonnage par une minimisation sur l'alignement des nuages de points.(Figure 5.5)

Les travaux suivants menés avec Yadpiroon ONMEK ont permis de compléter la réalisation du modèle 3D en se basant sur l'enregistrement vidéo stéréoscopique de la scène à reconstruire en 3D et dans un premier temps à des objets archéologiques. La démarche suit le protocole de la Figure 5.6 sensiblement proche du travail d'Arnaud MELINE.



FIGURE 5.6 – Processus de Fusion entre le modèle 3D et la carte sonar

L'originalité de l'approche est donc la reconstruction 3D globale obtenue à partir de différentes vues stéréoscopiques extraites de la vidéo de l'objet observé comme détaillé dans la Figure 5.7.

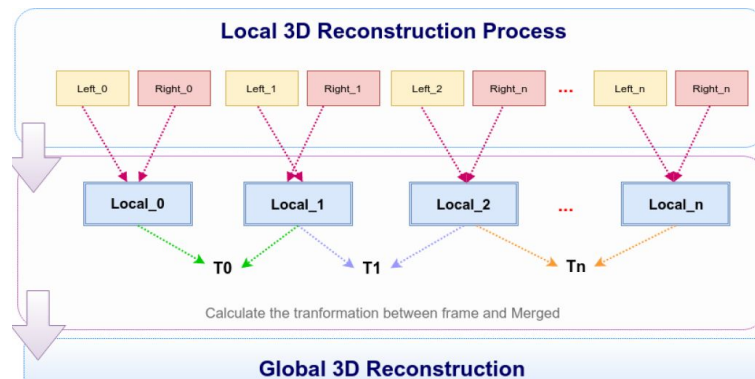


FIGURE 5.7 – Processus de reconstruction globale du modèle 3D

Le résultat obtenu sur une amphore est présenté Figure 5.8 où les erreurs sur le modèle sont comparées aux mesures obtenues pour le même objet avec un scanner 3D du commerce (HandyScan Creaform) avec un résultat inférieur à 7%.

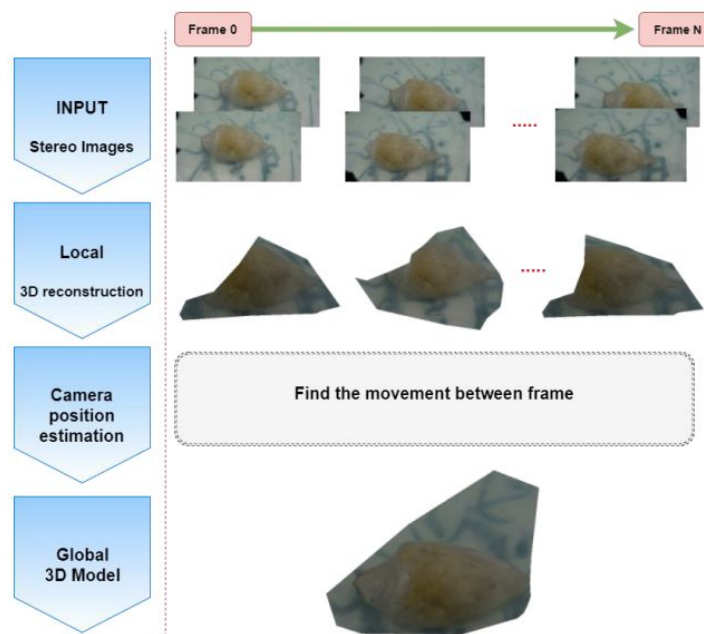


FIGURE 5.8 – Processus de reconstruction globale du modèle 3D d'une amphore

L'ensemble de ces travaux trouve une suite logique dans le projet de numérisation 3D en environnement karstique décrit au paragraphe suivant.

5.2 Numérisation 3D en environnement aquatique : application aux réseaux karstiques.

Ces travaux ont pour cadre le projet KARST qui vise à concevoir et réaliser un système robotique intelligent et pratique pour l'exploration/l'inspection sous marine en environnement confiné. En tant qu'étude de cas génériques, le projet se concentre sur l'exploration karstique et l'inspection de galeries hydrauliques. La difficulté de l'environnement karstique réside dans sa condition subaquatique, le confinement et sa morphologie chaotique. D'un autre côté, cet environnement omniprésent et contrasté offre beaucoup d'informations pour la navigation autonome [Ref.9]. Le projet Aleyin, labellisé Flagship par le laboratoire Numev (07/2016), propose de joindre les forces de 4 laboratoires du site UM pour atteindre cet objectif.

Une première étude a été menée avec des étudiants du master de Robotique de Montpellier où des premiers essais sur vidéo sous marines ont permis de vérifier la faisabilité d'une approche basée vision pour la reconstruction 3D [Stg.1]. La suite se poursuit dans le cadre de la thèse de Quentin MASSONE [Doc.1].

L'objectif de cette thèse est la recherche de solutions optimales de combinaison de capteurs en vue de la reconstruction 3D de l'environnement sous marin d'un ROV évoluant plus particulièrement en milieu souterrain. Les capteurs embarqués sont de natures complémentaires afin de permettre au robot de poursuivre sa mission en toutes circonstances.

Une première approche se basera sur la mise en oeuvre d'un système stéréoscopique et d'un éclairage dédié utilisé dans deux configurations : l'un observera l'avant du véhicule et le second sera orienté vers le sol afin de compléter les informations odométriques. L'objectif est de pouvoir travailler sur des méthodes type Structure From Motion [Ref.7] pour déterminer une première carte 3D à partir de chaque couple caméra/éclairage (travail sur l'albédo) puis de fusionner ces informations et de profiter de la configuration stéréoscopique pour accroître la précision des informations 3D. Des méthodes de calibrations devront être optimisées en tenant compte des problèmes de réfractions dûs au milieu aquatique [Ref.8, Sig.3, Conf.1].

Un profilomètre est également embarqué sur le ROV : il sera donc nécessaire d'adopter une stratégie de fusion entre ses informations et celles des capteurs stéréoscopiques et ce en configuration embarquée. L'objectif étant de passer d'une navigation pilotée à une navigation totalement autonome où le système assure sa propre sécurité par l'exploitation des modèles dégradés reconstruits. Une attention particulière sera portée sur la mise en oeuvre d'un centrage automatique à l'aide de ces capteurs.

Chapitre 6

Perspectives et conclusion

6.1 Introduction

Au vu de cette présentation, il est clair que mes principales activités de recherche s'articulent actuellement autour du domaine médical et principalement du domaine sous-marin. L'éloignement de ces champs applicatifs peut surprendre, cependant les démarches et les méthodes se rejoignent puis gagnent en efficacité au fil des travaux, particularisent pour la reconstruction tri dimensionnelle. De plus, que l'on travaille avec un sonar ou un échographe, seule la puissance et la profondeur d'exploration changent et bien entendu les objets que l'on va chercher à modéliser ou caractériser. L'analyse des images échographiques ou sous marines, de part leur constitution et surtout par les bruits qui les perturbent permettent la mise en oeuvre de traitements relativement proches.

6.2 Domaine médical

Le projet Phlébosthène est toujours actif et la synthèse des mesures expérimentales est en cours. Deux articles importants sont en phase de publication : [Art.2, Art.1] montrant les résultats du protocole de recherche clinique associé au projet sur 110 patients. La paroi veineuse est un tissu viscoélastique. Une diminution de la distensibilité veineuse des membres inférieurs a été démontrée chez des patients présentant une insuffisance veineuse chronique (IVC). Il est probable que les modifications structurelles et biomécaniques de la paroi veineuse précèdent les dysfonctions valvulaires et la formation de varices lors de l'IVC primaire. Cependant, la viscosité reste inexplorée bien qu'elle soit probablement aussi cruciale pour la paroi veineuse que pour la paroi artérielle.

Chez 57 patients avec des niveaux différents d'IVC et 54 témoins, nous avons mesuré par échographie (US) la section transversale de la saphène parva (SP) et d'une veine profonde du mollet (VPM) en décubitus et orthostase, au repos et en augmentant la force appliquée sur la sonde échographique pour collaber la veine (FS).

La relation entre l'aire de la veine et la force appliquée par la sonde représente une boucle d'hystérésis dont la surface, représentant la viscosité, est plus importante chez les patients atteints d'IVC que chez les témoins.

La mesure de la viscosité de la veine non invasive in vivo est bien réalisable et permet de discriminer efficacement les stades de l'insuffisance veineuse chronique.

Les deux prototypes sont actuellement en cours de finalisation (contrat ingénieur sur 4 mois) pour l'automatisation de la volumétrie du membre inférieur.

6.3 Domaine sous-marin

Deux projets sont en cours :

- Projet KARTZ¹ (exploration sous marine souterraine et reconstruction 3D en cours 2017-2020)
- Projet BUBOT² (Better understanding biodiversity changes thanks to new observation tools , en cours 2018-2022)

Dans le cadre du KARTZ [Ref.4], en collaboration avec le doctorant Q. Massone, une recherche est en cours sur des méthodologies originales d'assistance à la localisation tri-dimensionnelle en réseau souterrain immergé pour la surveillance des réserves d'eau douce. La première piste envisage la mise en oeuvre d'un système stéréoscopique pour l'aide à la localisation d'un engin à finalité autonome [Ref.3]. D'autres approches sont envisagées avec des capteurs omnidirectionnels en vision active (projection de plans ou de grilles laser) et un couplage potentiel avec un sonar et les données inertielles fournies par le robot. Une expérimentation permettant la comparaison des données du capteur stéréoscopique en immersion avec celle d'un scanner 3D industriel est envisagée en suivant la démarche proposée par [Ref.2]

Dans le cadre du projet BUBOT, l'approche de localisation stéréoscopique (orientation vers le sol) pourra également être envisagée dans un premier temps pour suivre des transecs, mais la localisation d'obstacles est également souhaitable par un autre système stéréoscopique embarqué dont les mesure temps réel doit permettre l'assistance à l'évitement d'obstacle. A terme, il est également prévu un module d'observation local pour une numérisation 3D d'un bloc rocheux ou corallien afin d'effectuer un suivi temporel de certaines zones du littoral [Ref.5].

6.4 Autres..

- Projet SuperBeeLive³ (Des Savoirs APIcoles Cévenols aux connaissances pour la santé des abeilles en cours 2018-2022) Ce projet consiste en la structuration de plusieurs collaborations existantes ou nouvelles autour du développement d'une ruche instrumentée destinée au monitoring détaillé de la santé de l'abeille et des écosystèmes. L'objectif est de pouvoir répondre à des questions clés concernant les mécanismes physiopathologiques des maladies chroniques de l'abeille.

Le LIRMM (J. Triboulet, S. Druon) est en charge de l'électronique embarquée dans des modules, et de la partie analyse des données numériques et flux vidéo. Ce travail de recherche implique le développement d'outils algorithmiques notamment en traitement d'images colorimétriques sur les pelotes de pollen en cherchant à y attribuer le type de plante butinée [Ref.1].

1. Resp. : Lionel Lapierre (LIRMM)

2. Resp. : Karen Godary-Dejan (LIRMM)

3. Resp. : Rousset Matthieu (IBMM)

6.5 Conclusion

Les résultats obtenus dans l'ensemble de ces travaux font la synthèse de méthodes éprouvées mais avec une mise en oeuvre spécifique à ces milieux contraints. C'est cette démarche proche de cas concrets qui à toujours guidé mes activités. On retrouve ce lien avec le tissu industriel dans mon implication d'enseignant avec la mise en place d'une licence professionnelle en vision pour la robotique, ou je reste convaincu que nos étudiants peuvent apporter une forte valeur ajoutée à bon nombre de PME travaillant dans la production et dont les objectifs de qualité et de rendement doivent trouver des réponses apportées par ces nouvelles compétences.

Au delà de la formation, je me suis également fortement impliqué dans les relation avec les entreprises au sein de mon université en y travaillant comme chargé de mission avec comme résultat significatif la mise en place du forum étudiants/entreprises, actif depuis 2009. Les échanges avec des collègues de la région Languedoc Roussillon des universités de Montpellier et de Perpignan ainsi que des écoles d'ingénieurs, ont abouti à la mise en place du pôle entrepreneuriat étudiant LR en 2012.

Les encadrements des doctorants que j'ai eu à assumer se sont toujours bien déroulés et ont été accompagnés de publications régulières, essentiellement dans des conférences. J'ai choisi de présenter l'ensemble de ces publications même si, parfois, certains des journaux ont une reconnaissance toute relative.

Il est clair que je dois améliorer ces choix en proposant d'avantage d'articles dans des revues reconnues par la section à laquelle j'appartiens.

Je poursuis cependant mes activités avec une forte volonté de valoriser nos travaux vers le milieu industriel, et le premier projet de valorisation m'a ouvert d'autres perspectives dans d'autres champs disciplinaires.

L'obtention de l'Habilitation à Diriger des Recherche me permettra de mener de façon plus autonome l'ensemble de ces activités.

Quatrième partie

Enseignement, administratif

Présentation de l'activité d'enseignement

UFR de Sciences de l'Université d'Évry Val d'Essonne(1996-2002) :

Matière	Niveau	Formation	Nature
Traitement du Signal et des Images	M1	IUP GSI	CM, TD, TP
Génie Informatique	L3, M1	IUP GEII, GSI	CM, TD, TP
Capteurs	M1	IUP GEII, GSI	CM, TD, TP, Projet
Électronique Analogique	L2	DEUG STPI	CM, TD, TP, Projet
Mécanique	L2	IUT GMP	CM, TD

Département de Sciences à l'Université de Nîmes (2002-2018) :

Matière	Niveau	Formation	Nature
TDSI	L3	Licence MIPC, L3Pro Vision	CM, TD, TP, Projet
Génie Informatique	L1,L2	Licence MIPC	CM, TD, TP, Projet
Capteurs	M1	IUP GSI	CM, TD, TP, Projet
Électronique Analogique	L1, L2, L3,M1	Licence MIPC, IUP GSI	CM, TD, TP, Projet
Mathématiques	L1	Licence AES	CM, TD

MIPC⁴

TDSI⁵

Direction et animation de formations

- Porteur du projet et responsable de la Licence Professionnelle Vision pour la Robotique Industrielle à l'Université de Nîmes (campagne 2015-2019),
- Directeur du Département Sciences et Arts de l'Université de Nîmes (2010-2012)
- Porteur de projet et responsable de la Licence Professionnelle Vision Industrielle à l'Université de Nîmes (2009-2014),
- Responsable 2ème année IUP GSI CUFR Nîmes (2002-2004),
- Chef du département de Technologie de l'IUFM de Versailles(2000-2002),
- Responsable EEA de la préparation concours CAPET de Technologie (1997-2002),

4. Mathématiques Informatique Physique Chimie

5. Traitement du Signal et Image

Responsabilités collectives

Mon implication tant par l'enseignement que par la recherche vis à vis du monde de l'entreprise m'ont amené à prendre le poste de Chargé de Mission Relations Entreprise Professionnalisation à l'Université de Nîmes de 2008 à 2012. Ce travail réalisé en collaboration avec le BAIP de l'Université, a permis la mise en oeuvre des actions suivantes :

- FORUM Étudiants Entreprises : Deux manifestations ont eu lieu sur ce thème en 2009 (30 participants) et 2010 (50 participants). Les professionnels sont invités à présenter sur des stands leurs métiers, leurs entreprises ou leurs expériences. Ils sont également invités à proposer des emplois, des stages ou des jobs étudiants. Les étudiants se présentent avec CV, lettre de motivation et projet professionnel pour échanger avec les différents corps de métiers représentés.
- Matinales : ces actions se déroulent une fois tout les 2 mois en début de matinée. Un spécialiste d'un domaine particulier vient présenter un métier ou un thème lié à l'insertion professionnelle devant une douzaine d'étudiants inscrits volontairement pour assister à ce débat.(Métiers de l'enseignement, métiers de la Gendarmerie, Insertion professionnelle des étudiants en situation de handicap, Embauche et diversité...).
- Mise en place d'une application informatique permettant de centraliser la gestion de stages étudiants.
- Procédure améliorée de la collecte de la Taxe d'Apprentissage (augmentation de 40% en 3 ans).

Nommé référent entrepreneuriat pour l'Université de Nîmes de 2010 à 2012, j'ai participé activement à la mise en place d'un Pôle Entrepreneuriat Étudiant en Languedoc Roussillon en collaboration avec mes homologues de Montpellier 1, Montpellier 2, Montpellier 3, Perpignan, l'Ecole des Mines d'Alsace et de l'Ecole Supérieure de Commerce de Montpellier. Ce projet a pour objectif d'encourager et de stimuler l'entrepreneuriat étudiant en créant des Unités d'Enseignements complémentaires à celles de la professionnalisation, comme cela se fait déjà dans des formations d'ingénieurs.

Responsabilités administratives

- Secrétaire du CHSCT de l'Université de Nîmes(2019-)
- Membre élu du conseil de département Sciences à l'Université de Nîmes (2008-2016),
- Membre élu du conseil d'administration de l'Université de Nîmes (2006-2008),
- Membre élu de la Commission Technique à l'Université de Nîmes (2008-2018).
- Membre de la commission Handicap de l'Université de Nîmes(2016-).

Responsabilités dans les projets et la vie collective de l'établissement

- Chargé de mission relations Université Entreprises à l'Université de Nîmes (2008-2012).

- Référent entrepreneuriat(2010 -2012).
- Vice président du Pôle Entrepreneuriat Languedoc Roussillon (2012)

Cinquième partie

Bibliographie

6.6 Liste des publications de référence

Articles de référence

- [Ref.1] Anna DUPLEIX, Shu Wah MUI, Delphine JULLIEN, Pascale MOITY MAÏZI, Pauline MILLIET-TREBOUX, Bertrand SCHATZ, François PFISTER, Victor REUTENAUER, Capucine CARLIER, Emmanuel RUFFIO, Gille CAMP, Sébastien DRUON et Matthieu ROUSSET. « Le bois des ruches, quel confort pour l'habitat des abeilles ? Ruche d'observation électronique, outil et recherches en cours ». In : *Congrès Scientifique Eco-lo'Tech, 10ème Salon de l'Ecologie*. Montpellier, France, nov. 2018. URL : <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02010167>.
- [Ref.2] Emmanuel MOISAN, Pierre CHARBONNIER, Philippe FOUCHER, Pierre GRUSSEMEYER et Samuel GUILLEMIN. « Evaluating a Static Multibeam Sonar Scanner for 3D Surveys in Confined Underwater Environments ». en. In : *Remote Sensing* 10.9 (sept. 2018), p. 1395. DOI : 10.3390/rs10091395.
- [Ref.3] Vincent CREUZE. « Monocular Odometry for Underwater Vehicles with Online Estimation of the Scale Factor ». In : *IFAC 2017 World Congress*. Toulouse, France, juil. 2017. URL : <https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-01567463>.
- [Ref.4] Adrien LASBOUYGUES, Silvain LOUIS, Benoît ROPARS, Luc ROSSI, Herve JOURDE, Hélène DÉLAS, Pierre BALORDI, Rémi BOUCHARD, Mehdi DIGHOUTH, Marc DUGRENOT, Eric JACQUEMIN, Frank VASSEUR, Lionel LAPIERRE et David ANDREU. « Robotic mapping of a karst aquifer ». In : *IFAC : International Federation of Automatic Control*. IFAC WC. Toulouse, France, juil. 2017. URL : <https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-01904361>.
- [Ref.5] Silvain LOUIS, Lionel LAPIERRE, Karen GODARY-DEJEAN, Yadpiroon ONMEK, Thomas CLAVERIE et Sébastien VILLÉGER. « Quaternion based control for robotic observation of marine diversity ». In : *MTS/IEEE OCEANS'17 Conference*. Aberdeen, United Kingdom, juin 2017. URL : <https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-01588991>.
- [Ref.6] Pierre DRAP, Julien SEINTURIER, Bilal HIJAZI, Djamel MERAD, Jean-Marc BOI, Bertrand CHEMISKY, Emmanuelle SEGUIN et Luc LONG. « The ROV 3D Project : Deep-Sea Underwater Survey Using Photogrammetry. Applications For Underwater Archaeology ». In : *Journal on Computing and Cultural Heritage*. T. 8. Août 2015, p. 1-24.
- [Ref.7] Anne JORDT-SEDLAZECK et Reinhard KOCH. « Refractive structure-from-motion on underwater images ». In : *Proceedings of the IEEE international Conference on Computer Vision*. 2013, p. 57-64.
- [Ref.8] Lai KANG, Lingda WU et Yee-Hong YANG. « Two-view underwater structure and motion for cameras under flat refractive interfaces ». In : *Computer Vision—ECCV 2012* (2012), p. 303-316.
- [Ref.9] Xianbo XIANG, Chao LIU, Lionel LAPIERRE et Bruno JOUVENCEL. « Synchronized path following control of multiple homogenous underactuated AUVs ». In : *Journal of Systems Science and Complexity* 25.1 (2012), p. 71-89.

- [Ref.10] G. BIANCO, A. GALLO, F. BRUNO et M. MUZZUPAPPA. « A comparison between active and passive techniques for underwater 3d applications ». In : *International Journal for Photogrammetry et Remote Sensing*, 2011.
- [Ref.11] P. DRAP, D. MERAD, W. BOUBGUIRA, A. MAHIDDINE, B. CHEMISKY, E. SEGUIN et O. ALCALA F. and Bianchimani. « Rov-3d, 3d underwater survey combining optical and acoustic sensor. » In : *12th International Symposium on Virtual Reality, Archaeology et Intelligent Cultural Heritage*, 2011.
- [Ref.12] A. PEREZ MARTIN. *Etude et modélisation biomécanique des mécanismes d'action de la contention élastique dans l'insuffisance veineuse chronique*. 2011.
- [Ref.13] C. BEALL, B.J. LAWRENCE, V. ILA et F. DELLAERT. « 3d reconstruction of underwater structures ». In : *international conference on Intelligent robots et systems, IROS'10*, 2010.
- [Ref.14] V. BRANDOU. « Stéréovision locale et reconstruction 3D/4D ». Thèse de doct. Université de Nice, 2008.
- [Ref.15] H. PARTSCH, V CLARK, S. BASSEZ, J.-P. BENIGNI, F. BECKER, V. BLAZEK, J. CAPRINI, A. CORNU-THÉNARD, J. HAFNER, M. FLOUR, M. JÜNGER, C. MOFFATT et M. NEUMANN. « "Measurement of lower leg compression in vivo : recommendations for the performance of measurements of interface pressure and stiffness : consensus statement » . In : *Dermatol. Surg.*, 2006.
- [Ref.16] M. SAUVÉE. « Contribution à l'aide aux gestes pour la chirurgie cardiaque à coeur battant. Guidage échographique par asservissement prédictif non linéaire. » Thèse de doct. Université de Montpellier II, 2006.
- [Ref.17] R. LIU, Y. L. KWOK, Y. LI, T. T. H. LAO, X. ZHANG et X. Q. DAI. « Objective evaluation of skin pressure distribution of graduated elastic compression stockings ». In : *Dermatologic*, 2005.
- [Ref.18] G. PEYRÉ. « Géométrie multi-échelles pour les images et les textures. » Thèse de doct. 2005.
- [Ref.19] Selim BENHIMANE et Ezio MALIS. « Real-time image-based tracking of planes using efficient second-order minimization ». In : *International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2004.(IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ*. T. 1. IEEE. 2004, p. 943-948.
- [Ref.20] R. I. HARTLEY et A. ZISSERMAN. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge University Press, 2004.
- [Ref.21] D. G. LOWE. « Distinctive image features from scale-invariant keypoints ». In : *International Journal in Computer Vision*, 2004.
- [Ref.22] E. MALIS. « Improving vision-based control using efficient second-order minimization techniques ». In : *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics et Automation (ICRA'04)*, 2004.

- [Ref.23] M. POLLEFEYS, L. VAN GOOL, M. VERGAUWEN, F. VERBIEST, K. CORNELIS, J. TOPS et R. KOCH. « Visual modeling with a hand-held camera ». In : *International Journal of Computer Vision*, 2004.
- [Ref.24] S. WILLIAMS et I. MAHON. « Simultaneous localisation and mapping on the great barrier reef ». In : *International Conference on Robotics et Automation, ICRA '04*, 2004.
- [Ref.25] J. M. LAVEST, G. RIVES et J. T. LAPRESTÉ. « Underwater camera calibration ». In : *Lecture Notes in Computer Science*, 2000.
- [Ref.26] Z. ZHANG. « A flexible new technique for camera calibration. » In : *IEEE Transactions on Pattern Analysis et Machine Intelligence*, 2000.
- [Ref.27] D. G. LOWE. « Object recognition from local scale-invariant feature ». In : *In Proceedings of International Conference on Computer Vision (ICCV'99)*, 1999.
- [Ref.28] K. SIDDIQI, A. SHOKOUFANDEH, S. DICKINSON, S. ZUCKER et SHOCK. *Graphs and Shape Matching*. *International Journal of Computer Vision*, 1999.
- [Ref.29] J. KITTLER, M. HATEF, R. DUIN et J. MATAS. « On Combining Classifiers ». In : *IEEE Trans. on Pattern Analysis et Machine Intelligence*, 1998.
- [Ref.30] J.P. COCQUEREZ et S. PHILIPP. *Analyse D'images : Filtrage et Segmentation*. Masson, 1995.
- [Ref.31] Radu HORAUD, Stéphane CHRISTY, Fadi DORNAIKA et Bart LAMIROY. « Object pose : Links between paraperspective and perspective ». In : *Computer Vision, 1995. Proceedings., Fifth International Conference on*. IEEE. 1995, p. 426-433.
- [Ref.32] P.J. BESL et N.D. MCKAY. « A method for registration of 3d shapes ». In : *Transactions on Pattern Analysis et Machine Intelligence*, 1992.
- [Ref.33] William H PRESS, Saul A TEUKOLSKY, William T VETTERLING et Brian P FLANNERY. *Numerical Recipes in C : The Art of Scientific Computing (; Cambridge*. Cambridge Univ. Press, 1992.
- [Ref.34] F CHAUMETTE et P RIVES. « Vision-based-control for robotic tasks ». In : *Proceedings of the IEEE International Workshop on Intelligent Motion Control*. T. 2. 1990, p. 395-400.
- [Ref.35] P. PERONA et J. MALIK. « Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion ». In : t. 12. *IEEE Trans. Patern. Analysis et Machine Intelligence*, 1990.
- [Ref.36] Nicholas AYACHE. *Vision stéréoscopique et perception multisensorielle : application à la robotique mobile*. Inter-Editions (MASSON), 1989.
- [Ref.37] Michel DHOME, Marc RICHTIN, J-T LAPRESTE et Gerard RIVES. « Determination of the attitude of 3D objects from a single perspective view ». In : *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* 11.12 (1989), p. 1265-1278.
- [Ref.38] C. HARRIS et M. STEPHENS. « A Combined Corner and Edge Detector ». In : *Proc 4th Alvey Vision Conf. Manchester*, 1988.

- [Ref.39] Reimar K LENZ et Roger Y TSAI. « Techniques for calibration of the scale factor and image center for high accuracy 3-D machine vision metrology ». In : *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence* 10.5 (1988), p. 713-720.
- [Ref.40] R. DERICHE. « Using Canny's criteria to derive an optimal edge detector recursively implemented ». In : *The International Journal of Computer Vision*, 1987.
- [Ref.41] Roger TSAI. « A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses ». In : *IEEE Journal on Robotics and Automation* 3.4 (1987), p. 323-344.
- [Ref.42] J.F. CANNY. « A computational approach to edge detection ». In : t. 8. *IEEE Transactions on Pattern Analysis et Machine Intelligence*, 1986.
- [Ref.43] Olivier FAUGERAS. « The calibration problem for stereo ». In : *Proc. CVPR, Miami Beach, Fl, June 1986* (1986).
- [Ref.44] Takao ASANO, Masato EDAHIRO, IMAI HIROSHI, IRI MASAO et Kazuo MUROTA. « Practical use of bucketing techniques in computational geometry ». In : *Machine Intelligence and Pattern Recognition*. T. 2. Elsevier, 1985, p. 153-195.
- [Ref.45] Yubin HUNG, Pen-Shu YEH et David HARWOOD. « Passive ranging to known planar point sets ». In : *Robotics and Automation. Proceedings. 1985 IEEE International Conference on*. T. 2. IEEE. 1985, p. 80-85.
- [Ref.46] B. D. LUCAS et T. KANADE. « An Iterative Image Registration Technique with an Application to Stereo Vision ». In : *Proceedings of the 7th International Joint Conference on Artificial Intelligence*, 1981.
- [Ref.47] B. JULEZ. « Experiments in the Visual Perception of Textures ». In : *Scientific American*, 1975.

6.7 Liste des publications et encadrements

Articles

- [Art.1] Sandrine MESTRE, Jean TRIBOULET, Christophe DEMATTEI, Florent VEYE, Monira NOU, Isabelle QUÉRÉ, Antonia PEREZ-MARTIN et Michel DAUZAT. « Effects of Compression Stockings on Leg Vein Viscoelasticity in Chronic Venous Insufficiency ». In : *(submitted)* (2019).
- [Art.2] Sandrine MESTRE, Jean TRIBOULET, Christophe DEMATTEI, Florent VEYE, Monira NOU, Isabelle QUÉRÉ, Antonia PEREZ-MARTIN et Michel DAUZAT. « Increased Lower Limb Vein Viscosity in Chronic Venous Insufficiency. The Phlebosthene Study . » In : *(submitted)* (2019).
- [Art.3] Amir BENMIRA, Antonia PEREZ-MARTIN, Iris SCHUSTER, Florent VEYE, Nicolas BERRON, Jean TRIBOULET, Isabelle AICHOUN, Sarah COUDRAY, Laurent JEREMY, Fetih BERESKI REGUIG et Michel DAUZAT. « An Ultrasound Look at Korotkoff sounds : the role of pulse wave velocity and flow turbulence ». In : *Blood Pressure Monitoring* 22 (2 2017), p. 86-94. DOI : 10.1097/MBP.0000000000000231.
- [Art.4] Sandrine MESTRE, Florent VEYE, Antonia PEREZ-MARTIN, Thomas BEHAR, Jean TRIBOULET, Nicolas BERRON, Christophe DEMATTE et Isabelle QUÉRÉ. « Validation of lower limb segmental volumetry with hand-held, self-positioning three-dimensional laser scanner against water displacement ». In : *Journal of Vascular Surgery : Venous and Lymphatic Disorders* (déc. 2013).
- [Art.5] Jean TRIBOULET, Florent VEYE, Antonia PÉREZ-MARTIN, Michel DAUZAT, Philippe POIGNET et Etienne DOMBRE. « Mesure couplée du diamètre artériel et de l'effort transmis par l'onde de pression artérielle en imagerie échographique ». In : *Revue. Instrumentation, Mesure, Métrologie(Hermès), Ingénierie pour la santé : génie biologique et médical* 8 (2008), p. 1-4.
- [Art.6] Michael SAUVÉE, Aurélien NOCE, Philippe POIGNET, Jean TRIBOULET et Etienne DOMBRE. « 3D Heart Motion Estimation Using Endoscopic Monocular Vision System : from Artificial Landmarks to Texture Analysis. » In : *Journal of Biomedical Signal Processing and Control* 2.3 (2007), p. 199-207.
- [Art.7] Djamel MERAD, Eddie Camille N'ZI, Jean TRIBOULET, Sylvie LELANDAIS et Mallik MALLEM. « Vision System for Diagnostic Task ». In : *Global Journal of Pure and Applied Sciences* 12.2 (2006), p. 229-238.
- [Art.8] Eddie Camille N'ZI, Jean TRIBOULET, Mallik MALLEM et Florent CHAVAND. « Modelling 3D unknown object by range finder and video camera and updating of a 3D database by a single camera view ». In : *Global Journal of Pure and Applied Sciences* 11.1 (jan. 2005), p. 153-163.

- [Art.9] Eddie Camille N'ZI, Humberto LOAIZA, Jean TRIBOULET, Sylvie LELANDAIS et Christophe MONTAGNE. « Correspondence of line segments between two images : comparison between epipolar, bayesian and neuronal approaches ». In : *Global Journal of Pure and Applied Sciences* 10.2 (mar. 2004), p. 335-341.
- [Art.10] Humberto LOAIZA, Jean TRIBOULET, Sylvie LELANDAIS et Christian BARAT. « Method for matching segments in stereoscopic vision ». In : *IEEE Instrumentation and Measurement Magazine* (mar. 2001), p. 37-42.
- [Art.11] Christian BARAT, Jean TRIBOULET, Youssef CHEKHAR et Etienne COLLE. « Modeling of a camera-3D range finder system ». In : *Robotica* 15 (1997), p. 225-231.
- [Art.12] Jean TRIBOULET, Eddie Camille N'ZI et Florent CHAVAND. « Methods for Updating the Environment's Geometric Database in Telerobotics ». In : *Mathematics and Computer in Simulation* 41 (juil. 1996), p. 307-320.
- [Art.13] Jean TRIBOULET, Mallik MALLEM et Florent CHAVAND. « Mise à jour d'une base de données 3D en téléopération : modélisation d'objets inconnus ». In : *Revue d'Automatique et de Productique Appliquée(Hermès)* 8.4 (1995), p. 565-583.

Conférences

- [Conf.1] Yadpiroon ONMEK, Jean TRIBOULET, Sebastien DRUON, Arnaud MELINE et Bruno JOUVENCEL. « Evaluation of underwater 3D reconstruction methods for Archaeological Objects : Case study of Anchor at Mediterranean Sea ». In : *3rd International Conference on Control, Automation and Robotics (ICCAR), 2017*. 2017. DOI : 10.1109/ICCAR.2017.7942725.
- [Conf.2] Yadpiroon ONMEK, Jean TRIBOULET, Sylvain LOUIS, Sebastien DRUON, Arnaud MELINE et Bruno JOUVENCEL. « 3D underwater reconstruction of archeology object with a mono camera camcorder : The case study at Gourneyras lake ». In : *MTS IEEE OCEANS' 2017*. 2017. DOI : 10.1109/OCEANSE.2017.8084978.
- [Conf.3] Florent VEYE, Sandrine MESTRE, Nicolas BERRON, Antonia PEREZ MARTIN et Jean TRIBOULET. « Evaluation of lower limb vein biomechanical properties and the effects of compression stockings, with an instrumented ultrasound probe ». In : *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'14)*. Chicago, USA, août 2014.
- [Conf.4] Florent VEYE, Sandrine MESTRE, Antonia PEREZ MARTIN et Jean TRIBOULET. « Possibility of non-invasive blood pressure estimation by measurements of force and arteries diameter ». In : *IEEE-EMBS International Conferences on Biomedical and Health Informatics*. Valencia, Spain, juin 2014.
- [Conf.5] Arnaud MELINE, Jean TRIBOULET et Bruno JOUVENCEL. « Comparative study of two reconstruction methods for underwater archaeology ». In : *IEEE/RSJ International conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'12)*. Vilamoura, Algarve, oct. 2012.

- [Conf.6] Baptiste MAGNIER, Frederic COMBY, Olivier STRAUSS, Jean TRIBOULET et Christophe DEMONCEAUX. « Highly Specific Pose Estimation with a Catadioptric Omnidirectional Camera ». In : *IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques*. Thessaloniki, Grece, juil. 2010.
- [Conf.7] Arnaud MELINE, Jean TRIBOULET et Bruno JOUVENCEL. « A camcorder for 3D underwater reconstruction of archeological objects ». In : *Proceedings of Oceans '10 MTS/IEEE Seattle*. Seattle, Washington, sept. 2010.
- [Conf.8] Jean TRIBOULET, Florent VEYE, Antonia PEREZ MARTIN, Michel DAUZAT et Etienne DOMBRE. « Diameter and blood pressure estimation in arteries using an echographic instrumented probe ». In : *44th Congress of the European Society for Surgical Research*. Nimes, France, mai 2009.
- [Conf.9] Aurelien NOCE, Sylvain PETIT, Jean TRIBOULET et Philippe POIGNET. « Stereo-Vision for 3D Tracking of the Beating Heart ». In : *Proceedings of Computer-Aided Medical Interventions : tools and applications (SURGETICA 07)*. Chambéry, France, jan. 2007, p. 63-65.
- [Conf.10] Aurelien NOCE, Jean TRIBOULET et Philippe POIGNET. « Suivi de coeur battant : Tracking 2D et 3D ». In : *12èmes journées d'étude et d'échange COmpression et RE-présentation des Signaux Audiovisuels (CORESA 07)*. Montpellier, nov. 2007.
- [Conf.11] Aurelien NOCE, Jean TRIBOULET et Philippe POIGNET. « Suivi de Coeur Battant par Analyse de Texture ». In : *Proceedings of Computer-Aided Medical Interventions : tools and applications (SURGETICA 07)*. Chambéry, France, jan. 2007, p. 403-407.
- [Conf.12] Jean TRIBOULET, Michel DAUZAT, Philippe POIGNET et Etienne DOMBRE. « Mesure d'effort et de diamètre d'artères ». In : *4e colloque interdisciplinaire en instrumentation C2I 2007*. Nancy, oct. 2007.
- [Conf.13] Aurelien NOCE, Jean TRIBOULET et Philippe POIGNET. « Beating Heart Tracking using Composite Texture Algorithm ». In : *Proceedings of the MICCAI'06 Workshop on Medical Robotics*. Copenhagen, Denmark, oct. 2006, p. 54-65.
- [Conf.14] Aurelien NOCE, Jean TRIBOULET, Philippe POIGNET et Etienne DOMBRE. « Texture Features Selection for Visual Servoing of the Beating Heart ». In : *Proceedings of the 1st IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BIOROB'06)*. 183. Pisa, Italie, fév. 2006.
- [Conf.15] Michael SAUVEE, Philippe POIGNET, Jean TRIBOULET, Etienne DOMBRE, Ezio MALIS et Roland DEMARIA. « 3D Heart Motion Estimation Using Endoscopic Monocular Vision System ». In : *MCBMS'06 : IFAC Symposium on Modeling and Control in Biomedical Systems*. 2006.
- [Conf.16] Jean TRIBOULET, Elias NASR, Philippe POIGNET, Etienne DOMBRE et Michel DAUZAT. « Evaluation of the Influence of Probe Pressure on the B-mode Ultrasound Measurement of Arterial Diameter ». In : *28th IEEE EMBS Annual International Conference*. New York City, USA, août 2006, p. 3831-3835.

- [Conf.17] Michael SAUVEE, Pierre RENAUD, Philippe POIGNET, Jean TRIBOULET, Etienne DOMBRE, Mourad KAROUIA, Nicolas BONNET et Aurelien NOCE. « Mitral valve leaflets motion tracking in ultrasound images ». In : *SURGETICA 05, Computer Assisted Medical and Surgical Interventions*. Grenoble, France, jan. 2005, p. 237-244.
- [Conf.18] Djamel MERAD, Sylvie LELANDAIS, Malik MALLEM et Jean TRIBOULET. « Méthode Robuste de Squelettisation par Carte de Distances et Diagramme de Voronoï ». In : *SETIT 04, Sciences of Electronic, Technology of Information and Telecommunications*. Sousse, Tunisia, mar. 2004.
- [Conf.19] Djamel MERAD, Malik MALLEM, Sylvie LELANDAIS et Jean TRIBOULET. « A Skeleton Based Method for 3D Free-Form Object Recognition ». In : *International Conference on Intelligent Manipulation and Grasping*. Genova - Italy, juil. 2004, p. 593-598.
- [Conf.20] Christophe MONTAGNE, Sylvie LELANDAIS, Jean TRIBOULET, Andre SMOLARZ et Etienne COLLE. « New color features for in-door image processing ». In : *SETIT 04, Sciences of Electronic, Technology of Information and Telecommunications*. Sousse, Tunisia, mar. 2004.
- [Conf.21] Djamel MERAD, Sylvie LELANDAIS, Jean TRIBOULET et Malik MALLEM. « Automatic object recognition for an augmented reality vision system ». In : *International Workshop on Informatics, Automation, and Communications*. La Havane, CUBA, mar. 2003.
- [Conf.22] Christophe MONTAGNE, Sylvie LELANDAIS, Humberto LOAIZA, Eddie Camille N'ZI et Jean TRIBOULET. « Is color information useful for extracting segments? ». In : *SETIT 03, Sciences of Electronic, Technology of Information and Telecommunications*. Sousse, Tunisia, mar. 2003.
- [Conf.23] Christian BARAT, Jean TRIBOULET, Etienne COLLE, Florent CHAVAND et Eddie Camille N'ZI. « Geometrical and Physical Models of a 3D Range finder ». In : *IEEE SENSORS 2002 Conference*. Hyatt Orlando, Kissimmee, Florida USA, juin 2002.
- [Conf.24] Eddie Camille N'ZI, Humberto LOAIZA, Jean TRIBOULET, Sylvie LELANDAIS, Christian BARAT et Christophe MONTAGNE. « Matching stereoscopic segments : Comparison between epipolar, Bayesian and neuronal approaches ». In : *12th International Symposium on Measurement and Control in Robotics Towards Advanced Robot Systems and Virtual Reality*. Bourges, France, juin 2002.
- [Conf.25] Djamel MERAD, Jean TRIBOULET, Aurelien CHEDEBOIS, Malik MALEM, Claude FIORONI et Jean Robert PASSEMARD. « Diagnostic assistance using oriented vision system for high velocity tooling machines ». In : *ETFA 2001*. Nice, France, oct. 2001.
- [Conf.26] Jean TRIBOULET, Mudar SHAHEEN, Malik MALEM, Claude FIORONI et Jean Robert PASSEMARD. « Finding 3D polyhedral object attitude using a virtual model for industrial machining ». In : *ETFA 2001*. Nice, France, oct. 2001.

- [Conf.27] Humberto LOAIZA, Jean TRIBOULET, Sylvie LELANDAIS et Christian BARAT. « A new method for matching segments in stereoscopic vision ». In : *VIMS' 2000, IEEE Int. Work. on Virtual and Intelligent Measurement Systems*. Anapolis, USA, avr. 2000, p. 134-140.
- [Conf.28] Jean TRIBOULET, Gregory LEPERE, Florent CHAVAND, Said HAYAT et Hubert BECHART. « Visual specification for trucks platooning ». In : *WAC 2000, Int. Symp. on Intelligent Automation and Control*. Maui, USA, juin 2000.
- [Conf.29] Humberto LOAIZA, Jean TRIBOULET et Sylvie LELANDAIS. « Capteur vertical de vision stéréoscopique multiconfigurations pour la robotique mobile ». In : *Instrumentation, Interdisciplinarité et Innovation*. Sous la dir. d'HERMES. Paris, 1999, p. 493-500.
- [Conf.30] Humberto LOAIZA, Jean TRIBOULET, Sylvie LELANDAIS, Florent CHAVAND et Francis ARTIGUE. « A multi configuration stereoscopic vision system for domestic robot mobile localization ». In : *Robot Motion and Control*. poland, juin 1999, p. 207-212.
- [Conf.31] Christian BARAT, Jaen TRIBOULET, Youcef CHEKHAR et Etienne COLLE. « Geometrical and physical modelling of a 3D system using a camera and a range finder ». In : *Intenational Federation for Information Processing (IFIP), ESIEE*. Noisy Le Grand, mai 1996.
- [Conf.32] Jean TRIBOULET et Florent CHAVAND. « Calibration of a multisensor system ». In : *IEEE/CESA'96, Multiconference on Computational Engineering in Systems Application (invited session)*. Lille, juil. 1996.
- [Conf.33] Florent CHAVAND, Eddie Camille N'ZI, Malik MALLEM et Jean TRIBOULET. « Methods for updating the environment's geometric database in telerobotics ». In : *IEEE/IMACS SPRANN'94, Int. Symp. on Signal Processing, Robotics and Neural Networks*. Lille, avr. 1994.

GDR, Journées Nationales...

- [ConfNat.1] Arnaud MELINE, Jean TRIBOULET et Bruno JOUVENCEL. « Fusion multimodale pour la cartographie sous-marine ». In : *GDR Robotique Sous Marine*. Nov. 2012.
- [ConfNat.2] Arnaud MELINE, Jean TRIBOULET et Bruno JOUVENCEL. « De la vidéo d'objets archéologiques sous-marins aux modèles 3D ». In : *JJCR'11*. Oct. 2011.
- [ConfNat.3] Arnaud MELINE, Jean TRIBOULET et Bruno JOUVENCEL. « Fusion multimodale pour la cartographie sous-marine ». In : *GdR ISIS - Adéquation Analyse et Architecture*. Oct. 2011.
- [ConfNat.4] Arnaud MELINE, Jean TRIBOULET et Bruno JOUVENCEL. « Reconstruction 3D d'objets archéologiques sous-marins ». In : *Doctiss'11*. Mai 2011.
- [ConfNat.5] Arnaud MELINE, Jean TRIBOULET et Bruno JOUVENCEL. « Reconstruction en 3 dimensions d'objets archéologiques sous-marins ». In : *JJCR'10*. Nov. 2010.

- [ConfNat.6] Christophe MONTAGNE, Sylvie LELANDAIS et Jean TRIBOULET. « De l'utilité de la couleur en localisation et navigation d'un robot - Application à un robot d'assistance ». In : *Journée Nationale sur " Image et Signal pour le Handicap"*. Paris, France, oct. 2003.
- [ConfNat.7] Djamel MERAD, Jean TRIBOULET, Sylvie LELANDAIS, Malik MALLEM et Eddie Camille N'ZI. « Reconnaissance automatique de formes en vision dégradée ». In : *15emes JJCR en Robotique*. 2002.
- [ConfNat.8] Christophel MONTAGNE, Sylvie LELANDAIS, Jean TRIBOULET et Eddie Camille N'ZI. « Comment choisir le meilleur espace couleur pour le guidage d'un robot domestique ? ». In : *15emes JJCR en Robotique*. 2002.
- [ConfNat.9] Humberto LOAIZA, Jean TRIBOULET et Sylvie LELANDAIS. « Stéréovision verticale multi-configuration à faible coût : traitement d'image associé ». In : *9emes JJCR en Robotique*. 1998.

Brevets, dépôts logiciels

- [Brv.1] Jean TRIBOULET, Michel DAUZAT, Florent VEYE et Nicolas BERRON. « ANGIOSPAN ». Inter Deposit Digital Number
IDDN.FROO1 . 150022.000.S.C.2017.000.3 1230. 2017.
- [Brv.2] Jean TRIBOULET, Michel DAUZAT, Florent VEYE, Nicolas BERRON, Sandrine MESTRE et Isabelle QUÉRÉ. « Dispositif de mesures biomecaniques des vaisseaux et d'analyse volumetrique des membres ». WO 2017005642 A1. 12 jan. 2017.
- [Brv.3] Jean TRIBOULET, Michel DAUZAT, Florent VEYE et Benoit MATHIEU. « PULSART : Echographic Image Analysis for Arterial Diameter Estimation. » Inter Deposit Digital Number
IDDN.FR.001.090044.000. S.P.2013.000.21000. 2013.

Rapports de contrats

- [Rap.1] J. TRIBOULET. *Phlebosthène*. LIRMM - SATT AXLR 2014-2017. 2017.
- [Rap.2] Jean TRIBOULET et Michel DAUZAT. *Assistance à la détermination des paramètres élastiques de la paroi artérielle basée sur l'imagerie échographique et la mesure d'effort*. LIRMM - BiosStic Languedoc Roussillon 2005-2007. 2007.
- [Rap.3] Jean TRIBOULET, Sylvie LELANDAIS et Sebastien BOT. *Etude de peintures thermosensibles par vision couleur*. Laboratoire Systèmes Complexes/SNECMA. juil 2002.
- [Rap.4] Jean TRIBOULET, Malik MALEM et Djamel MERAD. *Surveillance par vision d'un centre d'usinage (Phase 2)*. Laboratoire Systèmes Complexes / Renault Automation. Sept. 2001.
- [Rap.5] Christian BARAT et Jean TRIBOULET. *Etude d'un banc de parallélisme*. Laboratoire Systèmes Complexes / Renault Automation. juil 2000.

- [Rap.6] Jean TRIBOULET, Malik MALEM et Mudar SHAHEEN. *Surveillance par vision d'un centre d'usinage(Phase 1)*. Laboratoire Systèmes Complexes / Renault Automation. juil 2000.
- [Rap.7] Gregory LEPERE, Jean TRIBOULET, Samir HAY et Florent CHAVAND. *Etude d'un système de localisation d'un véhicule suiveur*. Projet PlaTooN : conduite automatique de poids lourds en convoi, CEMIF/Renault Véhicules Industriels. juil 1998.

Doctorants

- [Doc.1] Quentin MASSONE. « Numérisation 3D en environnement aquatique : application aux réseaux karstiques ». Dir. L. Lapierre (20%), Enc. S. Druon (40%), J. Triboulet (40%). Thèse de doct. Université Montpellier (soutenance prévue 2021), 2018.
- [Doc.2] Yadpiroon ONMEK. « Fusion of sonar and stereoscopic data : application to underwater archeology / Fusion de données sonar et stéréoscopiques : application à l'archéologie sous marine ». Dir. B. Jouvencel(20%), Enc. J. Triboulet (80%), soutenue le 17 décembre 2017. Jury : S. Lelandais, P. Drap, P. Montesinos, R. Zapata, B. Jouvencel, J. Triboulet. Thèse de doct. Université Montpellier, 2017.
- [Doc.3] Florent VEYE. « Développement d'un système d'évaluation quantifiée de l'effet et des mécanismes de la contention élastique progressive. ». Dir. B. Jouvencel(20%), Enc. J. Triboulet (60%), M. Dauzat (20%).Jury : P. Garda, S. Binczak, P.Y. Gumery, X. Saudez, I. Quere, B. Jouvencel, J. Triboulet. Thèse de doct. Université Montpellier 2 / Laboratoires Pierre Fabre, déc. 2014.
- [Doc.4] Arnaud MELINE. « Fusion multimodale pour la cartographie sous-marine ». Dir. B. Jouvencel (20%), Enc. J. Triboulet (80%), soutenue le 31 janvier 2013. Jury : L. Jaulin, P. Drap, B. Jouvencel, J. Triboulet. Thèse de doct. Université Montpellier 2, sept. 2009.
- [Doc.5] Aurélien NOCE. « Localisation tridimensionnelle de surfaces déformables en vision basée sur la texture : application à la robotique médicale ». Dir. E. Dombre (10%) - Enc .J. Triboulet (70%), P. Poignet(20%),soutenue le 26 avril 2008 (TH), Jury : C. Lurgeau, F. Chaumette, J. Gangloff, E. Dombre, P. Poignet,J. Triboulet. Thèse de doct. Université Montpellier 2, avr. 2008.
- [Doc.6] Christophe MONTAGNE. « Vision couleur appliquée à la localisation d'un robot mobile dans un environnement domestique ». Dir. E. Colle - Enc. S. Lelandais (80%),J. Triboulet (20%), soutenue le 13 décembre 2005 (TH), Jury : A. Baskurt, M. Devy, P. Lambert, P. Bonnin, E. Colle, S. Lelandais, A. Smolarz,J. Triboulet. Thèse de doct. Université d'Evry Val d'Essonne, déc. 2005.
- [Doc.7] Djamel MERAD. « Appariement 2D/3D basé sur les invariants projectifs ». (Dir. M. Mallem (20%) - Enc. S. Lelandais (40%)J. Triboulet (40%)), soutenue le 13 décembre 2004 (TH), Jury : S. Miguet, P. Gorria, S. Lelandais,J. Triboulet, M. Mallem. Thèse de doct. Université d'Evry Val d'Essonne, déc. 2004.

- [Doc.8] Humberto LOAIZA. « Capteur vertical de vision stéréoscopique multiconfiguration pour la localisation d'un robot mobile ». (Dir. F. Artigue, Enc.J. Triboulet (50%), S. Lelandais(50%)), soutenue le 18 novembre 1999 (TH). Jury : F. Artigue, M. Benjelloun, J. Pontnau, M. Rombaut, F. Chavand, S. Lelandais, J. Triboulet. Thèse de doct. Université d'Evry Val d'Essonne, nov. 1999.
- [Doc.9] Jean TRIBOULET. « Caractérisation d'un système multicateur pour la modélisation d'environnement. Application à la téléopération ». Dir. F. Chavand. Jury : R. Prajoux, P. Coiffet, E. Colle, C. Vasiljevic, F. Artigue, D. Meizel. Thèse de doct. Université d'Evry Val d'Essonne, jan. 1996.

Masters, Ingénieurs,...

- [Stg.1] G. PARISOT et Y. LABONNE. *Reconstruction 3D basée vision dans le cadre de l'exploration du KARST*. Enc. S. Druon (50%), J. Triboulet (50%), Projet MASTER 2 Recherche SAEI, Université de Montpellier, 2018.
- [Stg.2] Dimitri CONES. *Stéréovision sous-marine : application archéologique*. Projet MASTER Recherche SAEI, Université de Montpellier 2, 2013.
- [Stg.3] Cyrille TIOPI. *Numérisation. 3D par kinect : application médicale*. Projet MASTER Recherche SAEI, Université de Montpellier 2, 2013.
- [Stg.4] Z. ZEINEB. *Comparaison de deux méthodes de détection de points d'intérêt dans des images sous-marines*. Projet MASTER Recherche SAEI, Université de Montpellier 2, 2011.
- [Stg.5] M. CHAABANE. *Modélisation 3D en flux vidéo*. Stage fin d'étude MASTER Recherche SAEI, Université de Montpellier 2, 2010.
- [Stg.6] Julien MATHIEU. *Détermination du diamètre veineux dans des images échographiques couplé à une mesure d'effort en vue d'un suivi pathologique*. Stage fin d'étude MASTER Recherche SAEI, Université de Montpellier 2, 2010.
- [Stg.7] Sylvain PETIT. *Reconstruction du coeur en vision stéréoscopique rapide*. Stage fin d'étude MASTER Recherche SAEI, Université de Montpellier 2, 2007.
- [Stg.8] Florent VEYE. *Développement d'un système d'assistance à la détermination des paramètres élastiques de la paroi artérielle*. Stage fin d'études MASTER Ingénierie pour la Santé, Université Claude Bernard Lyon 1, 2007.
- [Stg.9] Juan FERNANDEZ SALGADO. *Etude de l'influence de la pression lors de la mesure du diamètre artériel dans des images échographiques*. Stage Ingénieur, Escuela Superior de Ingenieros Industriales, Universidade de Vigo, SPAIN, (ERASMUS), 2006.
- [Stg.10] Thomas BAUDIN. *Filtres robustes en imagerie échographique : application à la robotique médicale*. stage fin d'études DEA , Réalité Virtuelle et Maîtrise des Systèmes Complexes, Université Evry Val d'Essonne, 2005.
- [Stg.11] Said DAOUAD. *Caractérisation de la position d'une valve mitrale en imagerie échographique*. Maîtrise EEA UMII, 2005.

- [Stg.12] Mohamed EL RAFEI. *Asservissement visuel 3D sur objet déformable. Application à la chirurgie cardiaque robotisée*. DEA ISIM, Montpellier, 2005.
- [Stg.13] Elias NASR. *Analyse de l'influence de l'effort de pression de l'opérateur lors de la caractérisation du diamètre et de l'élasticité d'une artère basée sur l'imagerie échographique*. Ingénieur Liban, Stage de fin d'études, 2005.
- [Stg.14] Carla SYLVA ROCHA AGUIAR. *Camera calibration for 3D localization : application to beating heart motion estimation*. Ingénieur Mécatronique Université de Brasilia, 2005.
- [Stg.15] Franck NEWTON. *Comparaison et synthèse de méthodes de suivi de cible en vision dynamique : Application à la robotique médicale*. DEA ISIM, Montpellier, 2004.
- [Stg.16] Etienne MOLL. *Caractérisation d'un capteur omnidirectionnel*. DEA ISIM, Montpellier, 2003.
- [Stg.17] Sébastien BOT. *Analyse d'images de pièces peintes par peinture thermosensible*. Stage fin d'études IUP GSI, Université d'Evry Val d'Essonne, 2002.
- [Stg.18] Antoine CHEDEBOIS. *Analyse de la robustesse de méthodes d'extraction de points de forte courbure en environnement fortement contraint*. DEA Réalité Virtuelle et Maîtrise des Systèmes Complexes, 2001.

Publications significatives

- [Sig.1] Jean TRIBOULET, Michel DAUZAT, Florent VEYE, Nicolas BERRON, Sandrine MESTRE et Isabelle QUÉRÉ. « Dispositif de mesures biomecaniques des vaisseaux et d'analyse volumetrique des membres ». WO 2017005642 A1. 12 jan. 2017.
- [Sig.2] Florent VEYE, Sandrine MESTRE, Antonia PEREZ MARTIN et Jean TRIBOULET. « Possibility of non-invasive blood pressure estimation by measurements of force and arteries diameter ». In : *IEEE-EMBS International Conferences on Biomedical and Health Informatics*. Valencia, Spain, juin 2014.
- [Sig.3] Arnaud MELINE, Jean TRIBOULET et Bruno JOUVENCEL. « Comparative study of two reconstruction methods for underwater archaeology ». In : *IEEE/RSJ International conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'12)*. Vilamoura, Algarve, oct. 2012.
- [Sig.4] Aurelien NOCE, Jean TRIBOULET, Philippe POIGNET et Etienne DOMBRE. « Texture Features Selection for Visual Servoing of the Beating Heart ». In : *Proceedings of the 1st IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BIOROB'06)*. 183. Pisa, Italie, fév. 2006.

Sixième partie

Publications significatives



[Suite sur la page suivante]

(54) Title : BIOMECHANICAL DEVICE FOR MEASURING VESSELS AND FOR VOLUMETRIC ANALYSIS OF LIMBS

(54) Titre : DISPOSITIF DE MESURES BIOMECHANIQUES DES VAISSEAUX ET D'ANALYSE VOLUMETRIQUE DES MEMBRES

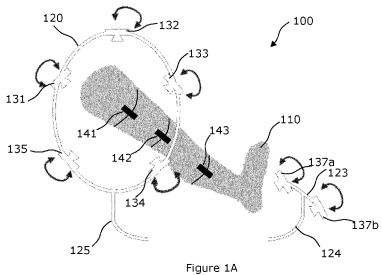


Figure 1A

(57) Abstract : The invention relates to a system for non-invasive biomorphological characterisation of a human limb (110), comprising a geometric and volumetric measurement device (100) comprising: - a plurality of three-dimensional image acquisition systems (131-137) designed to image said limb (110), - an articulated and motorised frame (120), designed to position and move at least one part of the plurality of acquisition systems (131-137) in a peripheral manner to said limb (110), - a processing device for processing geometric and volumetric data, designed to represent the acquisition data in the form of a plurality of points having a set of coordinates in a three-dimensional reference frame, - a biomechanical measurement device comprising a probe holder (200) designed to rigidly connect at least one ultrasonic probe (210) for imaging the vascular system relating to said limb (110) and a force sensor (220) designed to measure the pressure exerted by said probe (210) on the limb (110), and - an analysis device, designed to both merge at least a part of the volumetric data and at least a part of the anatomical and biomechanical data, and to determine the morphological variables of the limb (110) and/or the biomechanical variables of the vascular system of said limb.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]

L'invention concerne un système non vulnérant de caractérisation biomorphologique d'un membre humain (110) comprenant un dispositif de mesures géométriques et volumétriques (100) comprenant : - une pluralité de systèmes d'acquisition d'images tridimensionnelles (131-137) agencés pour imager ledit membre (110), - un cadre articulé et motorisé (120), agencé pour positionner et déplacer au moins une partie de la pluralité de systèmes d'acquisition (131-137) de manière périphérique audit membre (110), - un dispositif de traitement des données géométriques et volumétriques, agencé pour représenter les données d'acquisition sous la forme d'une pluralité de points présentant un jeu de coordonnées dans un référentiel tridimensionnel, - un dispositif de mesures biomécaniques comprenant un porte-sonde (200) agencé pour relier soliditairement au moins une sonde échographique (210) pour imager le système vasculaire relatif audit membre (110) et un capteur de force (220) agencé pour mesurer la pression exercée par ladite sonde (210) sur le membre (110), et - un dispositif d'analyse, agencé d'une part pour fusionner au moins une partie des données volumétriques et au moins une partie des données anatomiques et biomécaniques, et d'autre part pour déterminer des variables morphologiques du membre (110) et/ou des variables biomécaniques du système vasculaire dudit membre.

« Dispositif de mesures biomécaniques des vaisseaux et d'analyse volumétrique des membres »

Domaine technique

La présente invention concerne un dispositif non vulnérant de caractérisation bio-morphologique d'un membre humain et d'évaluation biomécanique des vaisseaux sanguins, ainsi qu'un procédé d'aide à la définition de l'orthèse de compression adaptée au membre à traiter.

La présente invention se situe dans le domaine de l'instrumentation médicale.

Etat de la technique antérieure

Bien que très largement utilisées dans de nombreux cas, comme le traitement de l'insuffisance veineuse chronique et du lymphœdème, les orthèses de compression ne sont pas toujours parfaitement adaptées ni à la morphologie du membre sur lequel elles sont mises en place ni aux caractéristiques biomécaniques des veines, de leur paroi et de leur environnement tissulaire. En effet, les orthèses de compression sont fabriquées à partir de normes relatives à un standard morphologique, sans prendre en compte les caractéristiques individuelles de chaque patient, notamment morphologiques. Le résultat thérapeutique n'est ainsi pas toujours atteint de manière optimale.

Plusieurs techniques de caractérisation morphologiques et de volumétrie sont connues et applicables dans le domaine médical :

- Une première technique consiste à mesurer le volume d'eau déplacé lors de l'immersion du membre à traiter. Cette technique, bien que théoriquement simple, n'est pas toujours facile à mettre en œuvre selon le degré de mobilité et/ou l'état de santé du patient, par exemple après une chirurgie récente ou en cas de lésions cutanées. Par ailleurs, elle ne permet pas de réaliser des mesures locales ou segmentaires,

et elle ne permet donc pas de mettre en évidence la répartition d'un œdème sur le membre.

- Une autre technique consiste à réaliser des mesures périmétriques à différents niveaux du membre. Cette technique est très simple à mettre en œuvre et largement pratiquée dans le milieu hospitalier ; cependant, elle est très approximative, fastidieuse et mal reproductible.

D'autres techniques utilisent divers procédés, comme des faisceaux de lumière infrarouge, pour effectuer des mesures de diamètres étagées le long du membre et reconstruire sa silhouette (généralement en deux plans), mais ces mesures restent approximatives, notamment en cas de déformations liées à l'œdème, et ne précisent pas le volume de l'extrémité (main ou pied).

Enfin, la volumétrie laser 3D est déjà exploitée dans le domaine médical pour la caractérisation morphologique de parties du corps (face, membre...), mais n'a pas fait l'objet de développements techniques spécifiques à l'usage médical (particulièrement en termes d'ergonomie ou de rapidité d'acquisition), ni d'exploitation pour la personnalisation des orthèses fonction des caractéristiques morphologiques et biomécaniques veineuses du patient.

Par ailleurs, si de nombreuses études ont été menées pour l'étude des effets de la compression veineuse, aucune n'a permis d'évaluer en temps réel les caractéristiques biomécaniques de la paroi veineuse ainsi que les contraintes subies et transmises par les tissus d'un membre sur lequel une orthèse de compression doit être mise en place.

La présente invention a pour objet de répondre au moins en grande partie aux problèmes précédents tout en offrant d'autres avantages.

Un autre but de l'invention est de résoudre au moins un de ces problèmes par un nouveau système de mesures volumétriques et de caractérisation morphologique d'un membre humain, en parallèle avec l'évaluation anatomique et biomécanique des vaisseaux sanguins du membre, et les mettre, le cas échéant, en rapport avec les paramètres de compression.

Un autre but de l'invention est de proposer un tel système d'ergonomie adaptée à l'usage médical, facile à mettre en œuvre, non invasif et non-vulnérant. Un autre but de l'invention est de proposer un tel système capable de réaliser des mesures reproductibles, fiables et précises.

5 Exposé de l'invention

On atteint au moins l'un des objectifs précités avec un système non vulnérant de caractérisation bio-morphologique d'un membre humain comprenant :

- 10 - un dispositif de mesures géométriques – de préférence tridimensionnelle (3D) – et volumétriques comprenant :
 - une pluralité de systèmes d'acquisition d'images tridimensionnelles agencés pour imager ledit membre,
 - un cadre articulé et motorisé, agencé d'une part pour positionner au moins une partie de la pluralité des systèmes d'acquisition de manière périphérique audit membre, et d'autre part pour déplacer au moins une partie de la pluralité des systèmes d'acquisition par rapport audit membre,
 - un dispositif de traitement des données géométriques et/ou volumétriques, agencé pour représenter les données d'acquisition sous la forme d'une pluralité de points présentant un jeu de coordonnées dans un référentiel tridimensionnel, et par exemple sous la forme d'un maillage incluant éventuellement une information texturée du membre observé et fournie par les systèmes d'acquisition d'images, et
- 25 - un dispositif de mesures anatomiques et biomécaniques comprenant un porte-sonde comprenant :
 - une sonde échographique pour imager le système vasculaire relatif audit membre, et
 - un capteur de force agencé pour mesurer la pression exercée par ladite sonde sur le membre, ledit capteur de force étant relié solidairement à la sonde échographique.

La mesure de force concomitante à la mesure échographique peut aussi être utilisée pour normaliser les mesures biomécaniques ainsi réalisées, par exemple à l'aide d'un asservissement permettant de maintenir à un niveau de consigne la force, la pression, ou leurs effets.

- 5 Le système de caractérisation selon l'invention permet ainsi de mesurer des variables vasculaires et/ou artérielles sans insertions de capteurs et/ou dispositifs médicaux à l'intérieur dudit membre, concourant ainsi à améliorer l'ergonomie du système de mesure et le confort du patient, tout en excluant les risques divers (notamment hémorragiques ou infectieux) afférant aux techniques vulnérantes.

Selon un mode de réalisation particulier, l'imagerie échographique est réalisée en temps réel afin de pouvoir étudier l'évolution dynamique des variables morphologiques et biomécaniques du système vasculaire, comme par exemple la variation du diamètre artériel durant les cycles cardiaques.

- 15 Il est aussi possible d'évaluer en temps réel l'effet des différentes modalités et paramètres de compression sur la géométrie des vaisseaux superficiels et profonds.

Les mesures de géométrie 2D et de volumétrie du membre à caractériser sont réalisées par une pluralité de capteurs tridimensionnels placés autour dudit membre.

- 20 Le nombre de capteurs tridimensionnels peut varier en fonction de la taille et de la forme dudit membre, des degrés de liberté du cadre sur lequel ils sont montés, ainsi que des caractéristiques intrinsèques des dits capteurs tridimensionnels (résolution, champ couvert, portée...) et des contraintes de durée de numérisation.

Afin de réaliser une numérisation complète ou partielle du membre à caractériser, il est nécessaire que la surface de ladite zone à numériser soit imagée entièrement par la pluralité de capteurs tridimensionnels. Ainsi, si seule une partie segmentaire dudit membre doit être imagée, la pluralité de capteurs tridimensionnels mis en œuvre doit être agencée de manière à balayer au moins collectivement l'ensemble de la surface de ladite partie

- Ainsi, le système de caractérisation selon l'invention permet de proposer un nouveau dispositif de caractérisation d'un membre, dans lequel le dispositif de mesure et de volumétrie permettant de reconstruire un modèle numérique 3D dudit membre est complété par un dispositif de mesures anatomiques et biomécaniques permettant de déterminer un certain nombre de variables morphologiques et/ou biomécaniques du système vasculaire afférent audit membre. Il est ainsi possible de mesurer et comprendre, entre autres, le rôle des contraintes mécaniques sur les parois vasculaires dans la maladie vasculaire affectant ledit membre, et de prévoir les effets des différentes modalités et forces de compression afin d'en affiner la prescription.

- 10 A titre d'exemples non limitatifs, l'invention, pour le volet des mesures anatomiques et biomécaniques, vise à caractériser d'une part l'anatomie et la géométrie – notamment diamètre, circonférence, section, épaisseur pariétale – et d'autre part les caractéristiques biomécaniques – telles que le module d'élasticité – des vaisseaux sanguins afin de mieux adapter l'orthèse de compression sur ledit membre.

- 15 Les mesures anatomiques et biomécaniques sont principalement, mais non exclusivement, réalisées par un système d'échographie couplé à une mesure de la force exercée par la sonde échographique sur ledit membre durant la mesure. Le couplage de la sonde échographique et du capteur de force est réalisé par le porte-sonde. Ce couplage astucieux et intégré de manière innovante à un dispositif de caractérisation d'un membre humain permet à la fois de contrôler la pression exercée par l'opérateur et d'enregistrer la force exercée en retour sur ladite sonde échographique, représentative de la pression interstitielle ainsi que de la pression sanguine locale et ses variations.

- 20 Les mesures échographiques permettent avantageusement de déterminer notamment les propriétés dimensionnelles et/ou transversales desdits vaisseaux sanguins. Plus particulièrement, la position et l'orientation de la section transverse du vaisseau sanguin est déterminée, éventuellement en différentes positions.

- segmentaire. Si tout le membre doit être imagé, alors la pluralité de capteurs tridimensionnels mis en œuvre doit être agencée de manière à balayer, au moins collectivement, l'ensemble de la surface dudit membre. Le nombre et la disposition des capteurs tridimensionnels mis en œuvre peuvent être adaptés en fonction des situations.

- 5 Le balayage complet de la partie segmentaire ou du membre entier peut être obtenu par tout moyen et peut ainsi comprendre des moyens de déplacements, éventuellement motorisés, desdits capteurs tridimensionnels autour du membre à caractériser si le champ de mesure des capteurs tridimensionnels ne permet pas d'imaginer l'ensemble de la surface depuis une seule position ou afin de raccourcir la durée de numérisation.

- 10 Dans le cas où un déplacement desdits capteurs autour dudit membre est nécessaire, il peut être réalisé par le cadre articulé qui possède au moins un moyen agencé d'une part pour supporter au moins un capteur tridimensionnel, et d'autre part pour réaliser un mouvement relatif par rapport audit membre.

- 15 Ce mouvement peut être prédéfini par l'intermédiaire d'au moins une liaison cinématique particulière. Il peut s'agir par exemple d'un mouvement de rotation et/ou d'un mouvement de translation. D'une manière générale, l'au moins un moyen est agencé pour permettre audit au moins un capteur tridimensionnel de mesurer au moins une autre partie de la surface du membre à caractériser ou de la partie segmentaire dudit membre.

- 20 Avantageusement, le cadre articulé peut être motorisé afin de contrôler plus finement lesdits mouvements des capteurs par rapport au membre à mesurer.

- 25 Préférentiellement, les moyens de motorisation dudit cadre peuvent être agencés pour être pilotés à distance afin de programmer des mouvements particuliers et/ou prédéfinis.

- 30 Les capteurs tridimensionnels peuvent être de n'importe quel type, et sont conçus pour réaliser un maillage volumique de la surface imagée.

Préférentiellement, le dispositif selon l'invention met en œuvre une pluralité de caméras laser tridimensionnelles, avantageusement sept.

A titre d'exemple non limitatif, chaque capteur tridimensionnel réalise ainsi un maillage de la surface dudit membre ou de la partie segmentaire dudit membre de manière indépendante. Chaque capteur tridimensionnel numérise la surface d'au moins une partie dudit membre sous la forme d'un ensemble de points présentant un jeu de coordonnées particulier dans un référentiel tridimensionnel particulier.

Afin de pouvoir reconstruire un maillage volumique complet d'au moins une partie dudit membre, le dispositif selon l'invention met en œuvre des moyens de traitement des données de mesures qui sont agencés pour agréger les différents ensembles de points des différents capteurs dans un référentiel tridimensionnel unique.

Alternativement, au moins un capteur tridimensionnel peut être utilisé pour enregistrer les positions successives d'au moins une partie des autres capteurs tridimensionnels, ledit au moins un capteur utilisé pour enregistrer leurs positions successives pouvant être immobile et/ou à au moins une position prédéterminée.

Par ailleurs, de manière avantageuse, chaque capteur tridimensionnel est étalonné et/ou possède des moyens d'étalonnage intrinsèques qui permettent de rendre compatibles les référentiels tridimensionnels de chaque ensemble de points.

Avantageusement et/ou alternativement, le système de caractérisation morphologique met en œuvre des moyens d'étalonnage communs à au moins une partie des capteurs tridimensionnels afin de rendre compatible et/ou identiques les référentiels tridimensionnels de ladite au moins une partie des capteurs tridimensionnels.

Le dispositif de mesures géométriques et volumétriques permet ainsi de numériser au moins une partie du membre à caractériser de manière rapide et précise. En effet, en utilisant une pluralité de capteurs tridimensionnels éventuellement mobiles autour dudit membre, les temps d'acquisition des

images sont réduits puisque chaque capteur n'a en charge que de mesurer une partie au moins dudit membre. Le maillage volumique ainsi obtenu est plus précis car la mesure ainsi réalisée est plus confortable pour le patient, plus rapide et donc moins exposée à un mouvement parasite du membre durant l'enregistrement du fait de l'inconfort du patient.

Le dispositif de caractérisation est ainsi plus ergonomique puisqu'il répond en même temps à un besoin d'amélioration du confort durant cette phase de numérisation.

Les mesures réalisées avec le système de caractérisation selon l'invention peuvent être réalisées indifféremment en présence ou en l'absence de l'orthèse afin de mesurer précisément les effets de celle-ci sur au moins une partie du membre.

Par ailleurs, les mesures anatomiques et biomécaniques peuvent être réalisées en même temps que les mesures volumétriques ou, alternativement.

Selon un mode de réalisation particulier, le système selon l'invention peut comprendre par ailleurs un dispositif d'analyse, agencé d'une part pour fusionner au moins une partie des données volumétriques et au moins une partie des données anatomiques et biomécaniques, et d'autre part pour déterminer des variables morphologiques dudit membre et/ou des variables biomécaniques du système vasculaire dudit membre.

La fusion de donnée consiste en un ensemble de processus qui visent à intégrer des données multiples, représentant un nombre varié de mesures physiques différentes (par exemple optiques, mécaniques, électriques...) d'un même objet, afin de les agréger dans une représentation unique, cohérente, précise et utile.

A titre d'exemple non limitatif, la fusion de données peut par exemple consister à superposer les mesures échographiques – et les variables morphologiques du système vasculaire ainsi caractérisé – au modèle volumique numérique du membre afin de visualiser une représentation numérique et fidèle à la réalité du système vasculaire durant au moins un

cycle cardiaque ou une manœuvre dynamique (mouvement, compression...) et sa localisation dans ledit membre.

Le dispositif d'analyse selon l'invention permet ainsi d'agréger au moins une partie des données volumétriques et au moins une partie des données biomécaniques afin notamment d'établir des relations entre les données biomécaniques mesurées par le dispositif de mesures biomécaniques et le modèle numérique de l'au moins une partie du membre.

Pour ce faire, le dispositif d'analyse peut mettre en œuvre par exemple le procédé d'analyse suivant :

- détermination de l'influence de l'orthèse sur au moins une partie du système vasculaire, et plus particulièrement sur sa variation de section,
- couplage de ces résultats avec les mesures des variations dimensionnelles du membre,
- détermination des conditions d'écoulement sanguin dans l'au moins une partie du système vasculaire, par exemple en présence de pathologie (insuffisance, sténose, thrombose...), afin de comprendre les différentes forces mises en jeu,
- intégration de ces données sur le modèle numérique de l'au moins une partie du membre.

Les conditions d'écoulement sanguin dans le système vasculaire sont déterminées à l'aide d'au moins une variable représentative de type numérique préférentiellement. Cette variable est déduite / calculée à partir des différentes mesures réalisées. Elle est ensuite fusionnée au modèle géométrique afin de visualiser sur une représentation numérique tridimensionnelle la distribution de ladite variable représentative du système vasculaire du membre.

La fusion de données permet ainsi de superposer des mesures dimensionnelles, éventuellement dynamiques, avec des mesures biomécaniques superficielles ou profondes réalisées sur l'au moins une partie

du membre afin de localiser précisément lesdites mesures biomécaniques et d'améliorer la compréhension des effets de l'orthèse sur ledit membre.

Avantageusement, au moins une partie de la pluralité de systèmes d'acquisition d'images tridimensionnelles du système selon l'invention peut fonctionner de manière synchrone.

Il est ainsi possible de réduire le temps de numérisation de l'au moins une partie du membre à caractériser.

Préférentiellement au système selon l'invention, le dispositif de mesures volumétriques peut comprendre par ailleurs un outil d'aide à la mesure géométrique et volumétrique dudit membre, agencé pour déterminer des zones représentatives dudit membre pour la détermination de sa forme et de son volume.

Les zones représentatives sont celles qui peuvent permettre de mieux comprendre une pathologie donnée affectant ledit membre et/ou être située autour d'une manifestation ou conséquence de la pathologie. L'outil d'aide à la mesure volumétrique peut être notamment agencé pour détecter des volumes particuliers sur un membre, comme par exemple des déformations représentatives de certaines pathologies. A titre d'exemple non limitatif, l'outil d'aide à la mesure volumétrique peut comparer la morphologie dudit membre à une base de données comprenant des morphologies types desdits membres, telles que décrites dans les normes.

Dans une version particulière du système selon l'invention, le cadre peut comprendre au moins un bras pour supporter au moins une partie de la pluralité de systèmes d'acquisition d'images tridimensionnelles.

Éventuellement, ledit au moins un bras est agencé pour pivoter autour dudit membre.

Avantageusement, l'amplitude de rotation de l'au moins un bras dudit cadre peut être comprise entre 0 et 90°. L'amplitude de la rotation des bras du cadre et supportant au moins une partie des capteurs tridimensionnels est, comme décrit plus haut, conditionnée notamment par le besoin de réaliser un recouvrement des surfaces du membre à caractériser entre au

moins une partie des capteurs tridimensionnels et au moins une autre partie. Typiquement, l'amplitude de rotation nécessaire est de l'ordre de la quinzaine de degrés.

Selon une version préférentielle de l'invention, le porte-sonde peut être monté sur un bras articulé et/ou motorisé, solidaire ou non du cadre et agencé pour mettre en contact ledit porte-sonde avec le membre et/ou déplacer ledit porte-sonde sur ledit membre.

Le bras articulé permet de réaliser des mouvements dans l'espace en soutenant le porte-sonde, permettant ainsi de réaliser un examen plus précis sur le membre à caractériser.

Selon un mode de réalisation de cette version préférentielle, le bras articulé peut être motorisé afin de réaliser des mouvements de manière automatique et/ou prédéfinis.

Avantageusement, un asservissement de la sonde échographique au contact du membre à caractériser en fonction de la pression mesurée par le capteur de force peut permettre de réaliser des mesures plus fiables et plus reproductibles.

D'autre part, le porte-sonde a une forme et des proportions qui le rendent facilement préhensible. Il est notamment conçu dans des matériaux légers afin de minimiser son poids et faciliter la manipulation de la sonde lors de la caractérisation du membre examiné. Le choix des matériaux peut aussi être conditionné par le caractère médical de son application : il peut être conçu préférentiellement en matière plastique.

Avantageusement, le dispositif de mesures biomécaniques du système selon l'invention peut comprendre au moins un capteur pour mesurer la pression d'interface, placé en contact avec la peau dudit membre.

Eventuellement, le dispositif peut aussi être complété par un capteur de pression intramusculaire pour mesurer la pression sanguine à l'intérieur d'un muscle dudit membre, et/ou un capteur de pression intravasculaire pour mesurer la pression sanguine à l'intérieur d'un vaisseau dudit membre.

L'acquisition des données issues des différents capteurs utilisés pour les mesures biomécaniques et/ou de la pluralité de capteurs tridimensionnels utilisés pour les mesures volumétriques se fait par tout moyen connu, de manière analogique et/ou numérique. Finalement, les données sont toutes numérisées afin d'être exploitées par une unité de traitement, préférentiellement un ordinateur.

Eventuellement, un moyen pour conditionner, mettre en forme et/ou prétraiter les signaux issus de l'un au moins des différents capteurs compris dans le dispositif de mesures biomécaniques peut être mis en œuvre dans le système de caractérisation selon l'invention.

Typiquement, mais non limitativement, le dispositif selon l'invention mesure ainsi au moins une propriété mécanique du système vasculaire superficiel et/ou profond afin de, comme expliqué précédemment, déterminer un paramètre représentatif numérique et de le fusionner au modèle géométrique tridimensionnel.

Avantageusement, la propriété mécanique mesurée est la compression dudit système vasculaire sous l'effet de l'application de la sonde sur celui-ci et mesurée par le capteur d'effort embarqué par le porte-sonde.

La mesure est réalisée à un ou plusieurs endroits et sur une durée permettant de mesurer son évolution dans le temps, en fonction par exemple de l'appui et du retrait de la sonde. Cette mesure permet ainsi de mesurer la compression et la détente du système vasculaire sous l'effet de cette pression exercée.

La variable représentative calculée à partir de ces mesures est l'élasticité de la paroi du système vasculaire, permettant de mettre en avant la distensibilité et/ou la compliance de la paroi vasculaire correspondante.

Cette variable représentative est déduite de la mesure et de l'image échographique réalisées, et calculée ensuite selon plusieurs moyens connus, dont la modélisation.

A titre d'exemple non limitatif, un modèle basé sur l'évaluation de l'hystérésis observée sur l'évolution de la paroi vasculaire durant la

Selon un mode de réalisation particulier du dispositif de mesures biomécaniques selon l'invention, l'acquisition des données issues d'au moins une partie des capteurs que comprend ledit dispositif de mesures biomécanique peut être réalisé de manière synchrone.

L'adaptation du dispositif de mesures biomécaniques à l'évaluation de la physiopathologie vasculaire d'au moins une partie du membre à caractériser permet finalement de fusionner à l'aide du dispositif d'analyse selon l'invention un plus grand nombre de données provenant d'autres capteurs placés préférentiellement à la surface d'une partie au moins dudit membre et permettant de mesurer d'autres grandeurs physiques et/ou d'autres variables morphologiques, physiques, ou chimiques. Il est ainsi possible de mieux comprendre les effets de l'orthèse sur ledit membre.

Le dispositif d'analyse selon l'invention peut ainsi permettre en outre de mettre en relation les variations de pression d'interface avec par exemple la pression intramusculaire ou interstitielle et la pression sanguine d'une part, et la géométrie des différents vaisseaux examinés, superficiels et profonds, d'autre part.

La pression d'interface peut être mesurée par différents types de capteurs, préférentiellement hydrauliques ou pneumatiques par déplacement d'un fluide à l'intérieur d'une poche ou d'un ballonnet plat en contact avec la peau.

On connaît aussi des capteurs électriques (résistifs ou capacitifs).

Les capteurs de pression d'interface sont répartis à la surface du membre à caractériser, préférentiellement selon une normalisation bien connue par l'homme du métier.

De manière préférentielle, les capteurs d'interface sont agencés pour être mis en place en contact avec le membre à caractériser, en présence ou en l'absence de l'orthèse de compression.

A titre d'exemple non limitatif, les capteurs de pression d'interface peuvent consister en des capteurs pneumatiques associés à des transducteurs de pression piézoélectriques.

compression et la détente du système vasculaire permet de calculer *in fine* l'élasticité dudit système vasculaire.

Suivant un autre aspect de la même invention, il est proposé un procédé d'aide à la définition ou à la sélection ou à l'adaptation d'orthèses de compression pour un membre, mettant en œuvre le système de caractérisation bio-morphologique selon l'un quelconque des modes de réalisation de l'invention, comprenant au moins l'une des étapes suivantes :

- mesures géométriques et volumétriques dudit membre,
- mesures biomécaniques dudit membre,
- fusion des mesures géométriques et/ou volumétriques et biomécaniques afin de mettre en corrélation au moins une partie desdites mesures géométriques et/ou volumétriques et au moins une partie desdites mesures biomécaniques,
- détermination d'au moins une variable biométrique et/ou d'au moins une variable volumétrique.

Le procédé selon cet autre aspect de l'invention permet aussi d'adapter une orthèse préexistante à la géométrie du membre sur lequel elle était utilisée.

Selon un mode préféré de cet aspect de l'invention, les mesures biomécaniques peuvent être réalisées au moins durant l'étape de mesures géométriques et/ou volumétriques dudit membre.

Comme expliqué dans les paragraphes précédents, les données biomécaniques sont exploitées afin de déterminer un certain nombre de variables morphologiques et/ou biomécaniques représentatives du système vasculaire du système vasculaire dudit membre. Ces mesures peuvent être réalisées de manière dynamique.

Les variables morphologiques et/ou biomécaniques représentatives du système vasculaire sont principalement déduites des images échographiques, et complétées ensuite par les mesures d'au moins un autre capteur.

A titre d'exemple non limitatif, un modèle basé sur l'évaluation de l'hystérésis observée sur l'évolution de la paroi vasculaire imagée par la sonde échographique durant la compression et la détente du système vasculaire permet de calculer *in fine* l'élasticité dudit système vasculaire.

5 Avantageusement, les mesures biomécaniques sont réalisées en un seul point, permettant de mesurer ainsi une variable représentative du système vasculaire en ce point. La variable représentative est ensuite propagée à l'ensemble du système vasculaire, considérant que les propriétés biomécaniques dudit système vasculaire sont isotropes et homogènes.

10 Alternativement, un modèle mathématique peut propager la valeur de ladite variable représentative au travers du modèle numérique dudit système vasculaire afin de calculer des valeurs estimatives de ladite variable représentative en fonction de la valeur mesurée et calculée en un point.

15 Alternativement, les mesures sont réalisées en plusieurs points et/ou plusieurs zones différentes afin de raffiner ledit modèle mathématique et de calculer plusieurs valeurs de la variable représentative en fonction de la localisation de la portion du système vasculaire considérée.

20 Selon un mode de réalisation particulier, le procédé selon l'invention peut comprendre une étape de prétraitement des images échographiques réalisées, préalable à la fusion des données. Cette étape de prétraitement consiste notamment à traiter le bruit des images et/ou enlever ou identifier les artefacts (diffraction, réfraction, inclusions...) afin de faciliter l'extraction des informations géométriques.

25 Une étape suivante consiste par ailleurs à extraire les contours d'au moins une partie d'au moins une image échographique enregistrée. Pour ce faire, plusieurs méthodes bien connues de l'homme du métier existent, telles que les méthodes dérivatives, par segmentation, par contours actifs...

30 Ces prétraitements peuvent être réalisés une fois que toutes les mesures ont été réalisées – en post-traitement – ou alors réalisés en temps réel au fur et à mesure de l'acquisition des différentes données. Dans tous les cas de

Les modes de réalisation qui seront décrits dans la suite ne sont nullement limitatifs ; on pourra notamment imaginer des variantes de l'invention ne comprenant qu'une sélection de caractéristiques décrites par la suite isolées des autres caractéristiques décrites, si cette sélection de caractéristiques est suffisante pour conférer un avantage technique ou pour différencier l'invention par rapport à l'état antérieur de la technique. Cette sélection comprend au moins une caractéristique de préférence fonctionnelle sans détails structurels, ou avec seulement une partie des détails structurels si cette partie uniquement est suffisante pour conférer un avantage technique ou pour différencier l'invention par rapport à l'état antérieur de la technique.

10 En particulier toutes les variantes et tous les modes de réalisation décrits sont combinables entre eux si rien ne s'oppose à cette combinaison sur le plan technique.

15 Sur les figures, les éléments communs à plusieurs figures conservent la même référence.

20 Une orthèse est un appareillage qui compense une fonction absente ou déficiente d'un membre, assiste une structure articulaire ou musculaire, stabilise un segment corporel pendant une phase de réadaptation ou de repos. Elle diffère de la prothèse, qui elle, a pour fonction de remplacer un élément manquant du corps humain.

La FIGURE 1A illustre la vue d'ensemble schématique du dispositif de mesure volumétrique 100 selon l'invention et la FIGURE 1B illustre un mode de réalisation particulier de l'invention.

25 Le patient dont l'un des membres doit bénéficier de l'installation d'une orthèse est installé sur un banc de mesure dont une partie est représentée sur la FIGURE 1B. Le banc de mesure comprend typiquement une première structure – optionnelle et non représentée – permettant au patient d'être confortablement installé pour l'analyse morphologique de son membre sur lequel l'orthèse sera mise en place, ainsi qu'une deuxième structure 100 représentée sur les FIGURES 1A et 1B et qui permettent de placer ledit membre 110 à l'intérieur d'une zone de mesure.

figure, ils permettent de mettre en concordance les données obtenues par les dites mesures

5 Sur la base des résultats de fusion de données et/ou en fonction des résultats de mesures volumétriques et biomécaniques, et selon une version avantageuse de cet aspect de l'invention, le procédé peut comprendre en outre une étape de définition, d'adaptation ou de sélection d'une orthèse de compression pour le membre, en fonction de l'au moins une variable biométrique et/ou de l'au moins une variable géométrique et/ou volumétrique.

10 Il peut aussi préférentiellement comprendre une étape supplémentaire d'élaboration d'un modèle biomécanique prédictif des effets de l'orthèse de compression sur le membre et son système vasculaire.

Description des figures et des modes de réalisation

15 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront encore au travers de la description qui suit d'une part, et de plusieurs exemples de réalisation donnés à titre indicatif et non limitatif en référence aux dessins schématiques annexés d'autre part, sur lesquels :

- la FIGURE 1A illustre une vue d'ensemble schématique du dispositif de mesure volumétrique selon l'invention,
- 20 – la figure 1B illustre un premier mode de réalisation du dispositif de mesure volumétrique selon l'invention,
- la FIGURE 2 illustre le porte-sonde utilisé pour réaliser une partie des mesures biomécaniques du système vasculaire du membre,
- la FIGURE 3 illustre un bras articulé pour le porte-sonde et selon un mode de réalisation particulier de l'invention,
- 25 – la FIGURE 4 illustre le principe de caractérisation bio-morphologique selon l'invention, et
- la FIGURE 5 illustre une séquence d'analyse d'images échographiques réalisées durant les mesures biomécaniques.

Plus particulièrement, la FIGURE 1A illustre schématiquement une telle installation pour caractériser un membre inférieur 110.

5 Le membre inférieur 110 est placé à l'intérieur d'un cadre articulé 120 qui dispose plusieurs capteurs tridimensionnels 131-137 dans l'espace périphérique audit membre 110. Le cadre 120 est constitué d'une base 124 à l'extrémité 123 de laquelle deux capteurs 137a, 137b permettent d'imager la voûte plantaire du membre 110. En extension par rapport à ladite base 124, un bâti 125 s'étend dans une direction sensiblement parallèle à l'élongation du membre inférieur 110.

10 Selon un mode de réalisation particulier de l'invention, le bâti 125 supporte un bras circulaire 121 sur lequel sont fixés les capteurs tridimensionnels 131-135.

15 Le bras circulaire 121 est articulé afin de ménager un dégagement à droite ou à gauche et permettre ainsi au patient d'introduire ou d'enlever son membre 110 de la zone de mesure à l'intérieur dudit cadre 120.

Selon un mode de réalisation particulier de l'invention, compatible avec n'importe quelle version du cadre 120, le bâti 125 peut être télescopique afin de s'adapter aux tailles des membres inférieurs de différents patients.

20 Sur la FIGURE 1A le bras circulaire 121 supporte cinq capteurs tridimensionnels 131-135 qui peuvent être articulés et/ou motorisés de manière à réaliser un balayage autour du membre inférieur 110.

Eventuellement, les bras circulaires 121, 122 peuvent aussi ou alternativement être articulés et/ou motorisés de manière à réaliser une rotation autour du membre inférieur 110.

25 En d'autres termes, l'articulation des différents capteurs peut être collective, c'est-à-dire mise en œuvre par l'articulation et/ou la rotation du ou des bras qui les supporte(nt) et/ou du bâti ; alternativement, l'articulation des différents capteurs peut être individuelle, chaque capteur possédant ses propres moyens d'articulation et/ou de rotation par rapport au bâti ou au cadre qui le supporte.

Les moyens d'articulation et/ou de rotation sont bien connus en tant que tels et non décrits ici.

La distance séparant les bras circulaire 121 par rapport à la base 124 peut aussi être ajustable de manière à adapter le dispositif de mesure volumétrique 100 aux dimensions du membre 110 à caractériser.

En complément au dispositif de mesure volumétrique 100, la FIGURE 1A illustre aussi la mise en place de capteurs de pression superficielle 141-143 utilisés pour mesurer par exemple la pression exercée par l'orthèse sur le membre inférieur 110 lorsque celle-ci est mise en place, ou la pression superficielle en l'absence d'orthèse. Sur la FIGURE 1A, trois capteurs 141-143 sont ainsi disposés le long du membre inférieur 110.

De manière préférentielle, la position des capteurs de pression superficielle 141-143 peut être choisie de manière à caractériser les zones qui sont par ailleurs imagées par les capteurs tridimensionnels 131-137 afin de pouvoir – in fine – fusionner les données et d'établir une analyse plus complète dudit membre 110 et de l'effet de l'orthèse.

Dans le mode de réalisation particulier illustré à la FIGURE 1B, le membre inférieur 110 est placé à l'intérieur d'un cadre articulé 120 qui dispose plusieurs capteurs tridimensionnels 131-137 dans l'espace périphérique audit membre 110. Le cadre 120 est constitué d'une base 124 à l'extrémité 123 de laquelle un premier capteur 137 permet d'imager la voûte plantaire du membre 110. En extension par rapport à ladite base 124, un bâti 125 s'étend dans une direction sensiblement parallèle à l'élongation du membre inférieur 110 et supporte deux bras circulaires 121, 122 sur lesquels sont fixés les capteurs tridimensionnels 131-136.

Dans cet exemple, chaque bras circulaire 121, 122 est agencé d'une part pour permettre une insertion aisée du membre 110 à caractériser à l'intérieur du dispositif 100 et d'autre part est articulé de manière à déplacer les capteurs tridimensionnels 131-136 autour dudit membre.

Comme expliqué précédemment, le déplacement des capteurs tridimensionnels 131-136 autour dudit membre peut être collectif à l'aide

d'une motorisation et d'une articulation indépendante de chaque bras et/ou par une articulation et une motorisation indépendante de chaque capteur afin de permettre – collectivement et/ou individuellement – à ces derniers d'imager plusieurs zones du membre.

La FIGURE 2 illustre le porte-sonde 200 utilisé pour réaliser une partie des mesures biomécaniques du système vasculaire du membre 110.

Le porte-sonde est constitué d'un châssis 201 à l'intérieur duquel ou sur lequel sont fixés une sonde échographique 210 montée sur un support à translation linéaire et relié à un capteur de force 220. Le porte-sonde 200 est conçu de manière à autoriser l'insertion de plusieurs types de sondes échographiques 210. Il comprend ainsi des moyens de fixations de ladite sonde, non représentés sur la FIGURE 2, comme par exemple au moins un collier passant au travers du châssis 201 et autour de la sonde 210. L'extrémité active de la sonde échographique 210 dépasse du porte-sonde afin de pouvoir être mise en contact avec la peau du membre 110 à caractériser.

Le capteur de force 220 est fixé à proximité de la sonde échographique 230 grâce à des moyens de fixation quelconques 230, et de manière à ce qu'il soit en contact avec la peau du membre 110 à caractériser lorsque la sonde échographique 210 l'est.

Les mesures de forces les plus significatives sont celles réalisées dans l'axe de la sonde échographique 210, c'est-à-dire sensiblement perpendiculaire à la surface active 211 de ladite sonde 210. Cependant, des mesures complémentaires de forces dans les directions transverses peuvent permettre d'affiner les mesures et de corriger certaines erreurs éventuelles liées à un défaut d'alignement du capteur de force 220 par rapport à ladite sonde échographique 210.

Le capteur de force 220 est agencé pour mesurer au moins la force normale à sa surface de contact 221.

La FIGURE 3 illustre un bras articulé 300 pour le porte-sonde 200 et selon un mode de réalisation particulier de l'invention.

Le porte-sonde 200 est fixé sur un bras articulé 300 à l'aide de moyens de fixations 307. Le bras articulé 300 peut être indépendant du dispositif de mesures volumétriques 100, ou solidaire dudit dispositif de mesures volumétriques 100.

À l'extrémité du bras articulé 300, une rotule 306 permet au porte-sonde 200 de réaliser trois rotations.

À la base 301 du bras articulé 300, une rotule 302 permet d'orienter ce dernier dans n'importe quelle direction.

Entre les deux extrémités, le bras articulé 300 peut comprendre un nombre indéfini de liaisons cinématiques. Sur l'exemple illustré dans la FIGURE 3, le bras articulé est composé de deux segments intermédiaires 303, 305 reliés entre eux par une rotule 304.

La FIGURE 4 illustre le principe de caractérisation bio-morphologique selon l'invention, et comprend les étapes suivantes :

- le patient est installé sur le banc d'analyse, et son membre 110 est placé à l'intérieur du cadre 120 supportant les capteurs 131-137. Eventuellement, le membre 110 sur lequel les mesures vont être réalisées peut être maintenu par un dispositif de contention temporaire ;
- à l'étape 401, les mesures volumétriques sont réalisées. Le cadre 120 met en mouvement les capteurs tridimensionnels 131-137 afin de numériser au moins une partie dudit membre 110 ;
- à l'étape 402, au moins une mesure par échographie d'au moins une partie du système vasculaire dudit membre est réalisée à l'aide du porte-sonde 200, et plus particulièrement via la sonde échographique 210, afin de déterminer certaines variables morphologiques dudit système vasculaire, notamment le diamètre du vaisseau à l'étape 404 ;
- à l'étape 405, l'évolution de la force exercée par la sonde 210 sur le membre 110 durant les mesures échographiques 402 est enregistrée via le capteur de force 220 embarqué sur le porte-sonde 200.

- à l'étape 403, des mesures de la pression superficielle exercée par l'orthèse sur le membre 110 sont réalisées à l'aide des capteurs de pression d'interface 141-143 ;
- fusion des différentes données et mise en corrélation à l'étape 407, analyse des mesures réalisées afin notamment de déterminer l'efficacité et l'impact de l'orthèse de compression sur le système vasculaire dudit membre 110 et, finalement, de sélectionner ou adapter une orthèse de manière spécifique ;
- éventuellement, aide à la prescription d'orthèses de compression particulières à l'étape 408, résultant des mesures et des analyses précédentes.

La FIGURE 5 illustre une séquence d'analyse d'images échographiques réalisées durant l'étape des mesures biomécaniques.

Selon cette méthode d'analyse particulière, une région d'intérêt (ROI) est d'abord déterminée 501. Elle comprend notamment le vaisseau vasculaire 511 dont les caractères morphologiques sont recherchés.

Ensuite, la région d'intérêt est binarisée à l'étape 502 en fonction d'un seuil défini en fonction des paramètres de mesures et/ou de l'utilisateur ; il peut par exemple être réalisé suivant une méthode dite de calcul des gradients, permettant de réaliser un seuillage adaptatif. Il peut être aussi prédéfini, de manière invariante aux images et/ou patients.

L'étape suivante 503 consiste à reconstruire une géométrie cohérente de la cellule ainsi isolée dans la région d'intérêt, par le biais d'une opération de morphologie mathématique.

Il est alors possible de déterminer la position des parois du vaisseau à l'étape 504 et à l'étape 505. Suivant l'orientation de ces parois et au voisinage de la partie centrale de la région d'intérêt, le diamètre moyen du vaisseau est calculé. La position et l'évolution de la section transversale le long du vaisseau sanguin est mesurée.

Avantageusement, la position, l'orientation et les dimensions des parois du vaisseau sont mesurées – éventuellement à l'aide d'une modélisation

ellipsoïdale simplifiée de la section transverse dudit vaisseau – afin de calculer la surface transverse (et son évolution) dudit vaisseau en au moins une position.

5 Au moins une partie des diamètres et/ou positions et/ou dimensions et/ou orientations calculés est sauvegardée dans un fichier.

Une visualisation simplifiée 506 – sous la forme d’une représentation ellipsoïdale des vaisseaux permet d’observer en temps réel la variation du diamètre desdits vaisseaux, ladite variation étant calculée suivant une coupe longitudinale et/ou transversale.

10 Bien sûr, l’invention n’est pas limitée aux exemples qui viennent d’être décrits et de nombreux aménagements peuvent être apportés à ces exemples sans sortir du cadre de l’invention. Notamment, les différentes caractéristiques, formes, variantes et modes de réalisation de l’invention peuvent être associées les unes avec les autres selon diverses combinaisons dans la mesure où elles ne sont pas incompatibles ou exclusives les unes des autres. En particulier toutes les variantes et modes de réalisation décrits précédemment sont combinables entre eux.

2. Système selon la revendication précédente, caractérisé en ce qu’au moins une partie de la pluralité de systèmes d’acquisition d’images tridimensionnelles (131-137) fonctionne de manière synchrone.

5 3. Système selon l’une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le dispositif de mesures géométriques et volumétriques (100) comprend par ailleurs un outil d’aide à la mesure géométrique et volumétrique du membre (110), agencé pour déterminer des zones représentatives dudit membre (110) pour la détermination de sa forme et de son volume.

10 4. Système selon l’une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le porte-sonde (200) est monté sur un bras articulé et/ou motorisé (300) solidaire du cadre et agencé pour mettre en contact ledit porte-sonde (200) avec le membre (110) et/ou déplacer ledit porte-sonde (200) sur ledit membre (110).

15 5. Système selon l’une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le dispositif de mesures anatomiques et biomécaniques comprend au moins un capteur pour mesurer la pression d’interface, ledit au moins un capteur étant placé en contact avec la peau du membre (110).

20 6. Procédé d’aide à la définition, sélection ou adaptation d’orthèse de compression pour un membre (110), mettant en œuvre le système de caractérisation bio-morphologique selon l’une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu’il comprend au moins l’une des étapes suivantes :

- mesures géométriques et volumétriques (401) dudit membre (110),
- mesures biomécaniques (402, 403, 405) dudit membre (110),
- fusion (407) des mesures géométriques et /ou volumétriques (401) et biomécaniques (402, 403, 405) afin de mettre en corrélation au moins une partie desdites mesures géométriques et/ou volumétriques et au moins une partie desdites mesures biomécaniques,

Revendications

1. Système non vulnérant de caractérisation bio-morphologique d’un membre humain (110) comprenant un dispositif de mesures géométriques et volumétriques (100) comprenant :
- une pluralité de systèmes d’acquisition d’images tridimensionnelles (131-137) agencés pour imager ledit membre (110),
 - un cadre articulé et motorisé (120), agencé d’une part pour positionner au moins une partie de la pluralité des systèmes d’acquisition (131-137) de manière périphérique audit membre (110), et d’autre part pour déplacer au moins une partie de la pluralité des systèmes d’acquisition (131-137) par rapport audit membre (110),
 - un dispositif de traitement des données géométriques et volumétriques, agencé pour représenter les données d’acquisition sous la forme d’une pluralité de points présentant un jeu de coordonnées dans un référentiel tridimensionnel,
- caractérisé en ce qu’il comprend en outre un dispositif de mesures anatomiques et biomécaniques comprenant un porte-sonde (200) comprenant :
- une sonde échographique (210) pour imager le système vasculaire relatif audit membre (110),
 - un capteur de force (220) agencé pour mesurer la pression exercée par ladite sonde (210) sur le membre (110), ledit capteur de force (220) étant relié solidairement à ladite sonde échographique (210), et
 - un dispositif d’analyse, agencé d’une part pour fusionner au moins une partie des données volumétriques et au moins une partie des données anatomiques et biomécaniques, et d’autre part pour déterminer des variables morphologiques du membre (110) et/ou des variables biomécaniques du système vasculaire dudit membre.

- détermination d’au moins une variable biométrique (404, 406) et/ou d’au moins un paramètre volumétrique.

7. Procédé selon la revendication précédente, caractérisé en ce que l’étape de mesures biomécaniques (402, 403, 405) du membre (110) est réalisée au moins durant l’étape de mesures géométriques et/ou volumétriques.

8. Procédé selon l’une quelconque des revendications 6 ou 7, caractérisé en ce qu’il comprend en outre une étape de définition, de sélection ou d’adaptation (408) d’une orthèse de compression pour le membre (110), en fonction de l’au moins une variable biométrique et/ou de l’au moins une variable géométrique et /ou volumétrique.

9. Procédé selon l’une quelconque des revendications 6 à 8, caractérisé en ce qu’il comprend une étape supplémentaire d’élaboration d’un modèle biomécanique prédictif des effets de l’orthèse de compression sur le membre et son système vasculaire.

1/3

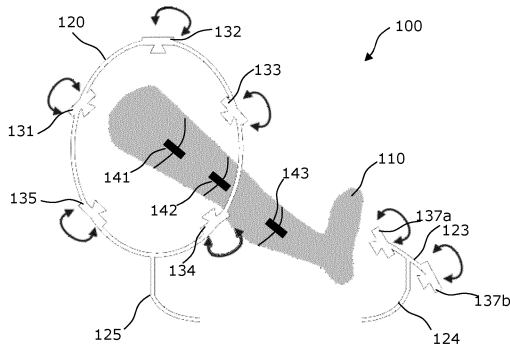


Figure 1A

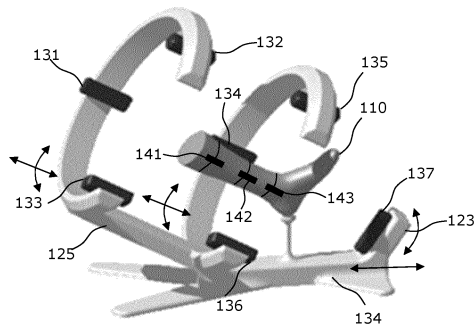


Figure 1B

2/3

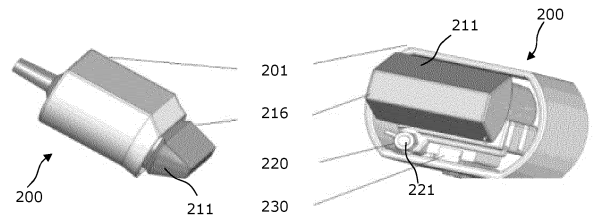


Figure 2

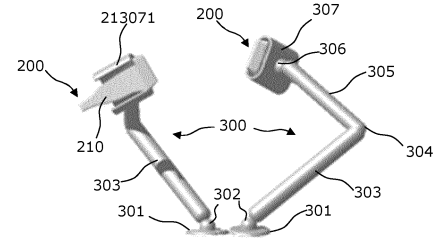


Figure 3

3/3

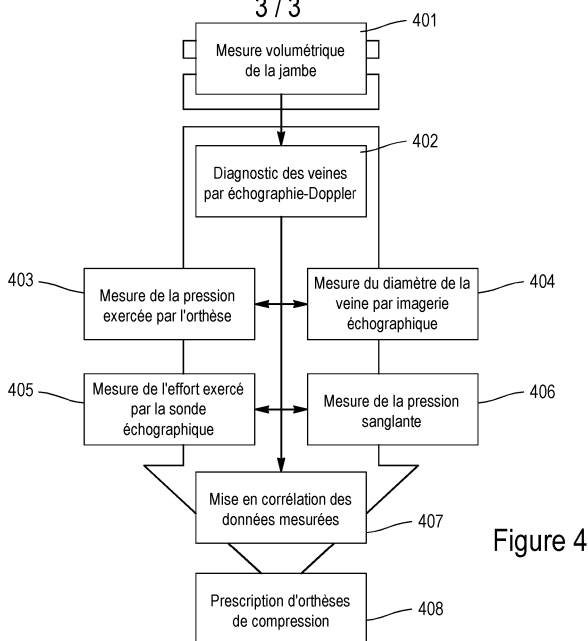


Figure 4

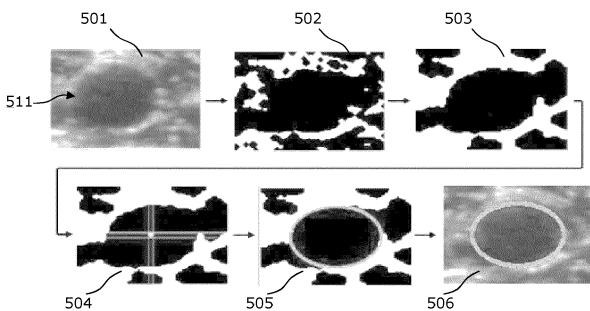


Figure 5
FEUILLE DE REMPLACEMENT (RÈGLE 26)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/065559

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/00 A61B8/00 A61B5/02 A61B5/107 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	FR 2 875 043 A1 (INNOTHERA SA LAB [FR]) 10 March 2006 (2006-03-10) abstract; figure 1 page 1, line 1 - line 12 page 5, line 1 - line 25 the whole document ----- -/-	1-9
<input checked="" type="checkbox"/>	Further documents are listed in the continuation of Box C.	<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
** later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 16 September 2016		Date of mailing of the international search report 23/09/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Furlan, Stéphane

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/065559

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	VEYE FLORENT ET AL: "Evaluation of lower limb vein biomechanical properties and the effects of compression stockings, with an instrumented ultrasound probe", 2014 36TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEEE, 26 August 2014 (2014-08-26), pages 74-77, XP032675676, DOI: 10.1109/EMBC.2014.6943532 abstract; figure 2 Deux derniers paragraphes p. 74, col. de droite the whole document	1-9
Y	VEYE FLORENT ET AL: "Possibility of non-invasive blood pressure estimation by measurements of force and arteries diameter", IEEE-EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL AND HEALTH INFORMATICS (BHI), IEEE, 1 June 2014 (2014-06-01), pages 1-4, XP032625369, DOI: 10.1109/BHI.2014.6864289 abstract; figure 1 the whole document	1-9
A	US 2013/282141 A1 (HERR HUGH M [US] ET AL) 24 October 2013 (2013-10-24) abstract paragraphs [0044] - [0045], [0084] the whole document	1-9
A	FR 2 882 172 A1 (INNOTHERA SOC PAR ACTIONS SIMP [FR]) 18 August 2006 (2006-08-18) abstract page 3, line 24 - page 4, line 5 the whole document	1-9
X,P	WO 2016/033469 A1 (BIONIC SKINS LLC [US]) 3 March 2016 (2016-03-03) abstract; figures 8A-9 paragraphs [0119] - [0122], [0187] the whole document	1-9

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (April 2005)

page 2 of 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2016/065559

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
FR 2875043	A1	10-03-2006	AT 453174 T 15-01-2010 AU 2005281592 A1 16-03-2006 BR P10514941 A 01-07-2008 CA 2579304 A1 16-03-2006 CN 101040301 A 19-09-2007 DK 1787265 T3 26-04-2010 EP 1787265 A1 23-05-2007 ES 2339137 T3 17-05-2010 FR 2875043 A1 10-03-2006 HK 1113844 A1 23-03-2012 JP 5017114 B2 05-09-2012 JP 2008512136 A 24-04-2008 KR 20070102988 A 22-10-2007 RU 2007112780 A 27-10-2008 US 2008270069 A1 30-10-2008 WO 2006027490 A1 16-03-2006
US 2013282141	A1	24-10-2013	EP 2827808 A1 28-01-2015 US 2013282141 A1 24-10-2013 WO 2013142343 A1 26-09-2013
FR 2882172	A1	18-08-2006	AU 2006215487 A1 24-08-2006 BR P10607950 A2 20-10-2009 CA 2597744 A1 24-08-2006 CN 101194259 A 04-06-2008 EP 1849111 A1 31-10-2007 FR 2882172 A1 18-08-2006 HK 1124136 A1 19-04-2013 JP 4959586 B2 27-06-2012 JP 2008529699 A 07-08-2008 KR 20070120957 A 26-12-2007 US 2009055148 A1 26-02-2009 WO 2006087442 A1 24-08-2006
WO 2016033469	A1	03-03-2016	US 2016058519 A1 03-03-2016 WO 2016033469 A1 03-03-2016

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (April 2005)

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°
PCT/EP2016/065559

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE		
INV. A61B5/00 A61B8/00	A61B5/02 A61B5/107	
ADD.		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE		
Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61B		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Category*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	FR 2 875 043 A1 (INNOTHERA SA LAB [FR]) 10 mars 2006 (2006-03-10) abrégé; figure 1 page 1, ligne 1 - ligne 12 page 5, ligne 1 - ligne 25 le document en entier	1-9
	----- -/-	
<input checked="" type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents		<input checked="" type="checkbox"/> Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe
* Catégories spéciales de documents cités:		
A document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent		*T* document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
E document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date		*X* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
L document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)		*Y* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
O document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens		*Z* document qui fait partie de la même famille de brevets
P document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée	Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale	
16 septembre 2016	23/09/2016	
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale	Fonctionnaire autorisé	
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Furlan, Stéphane	

Formulaire PCT/ISA/210 (deuxième feuille) (avril 2005)

page 1 de 2

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°
PCT/EP2016/065559

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Category*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	VEYE FLORENT ET AL: "Evaluation of lower limb vein biomechanical properties and the effects of compression stockings, with an instrumented ultrasound probe", 2014 36TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, IEEE, 26 août 2014 (2014-08-26), pages 74-77, XP032675676, DOI: 10.1109/EMBC.2014.6943532 abrégé; figure 2 Deux derniers paragraphes p. 74, col. de droite le document en entier	1-9
Y	VEYE FLORENT ET AL: "Possibility of non-invasive blood pressure estimation by measurements of force and arteries diameter", IEEE-EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL AND HEALTH INFORMATICS (BHI), IEEE, 1 juin 2014 (2014-06-01), pages 1-4, XP032625369, DOI: 10.1109/BHI.2014.6864289 abrégé; figure 1 le document en entier	1-9
A	US 2013/282141 A1 (HERR HUGH M [US] ET AL) 24 octobre 2013 (2013-10-24) abrégé alinéas [0044] - [0045], [0084] le document en entier	1-9
A	FR 2 882 172 A1 (INNOTHERA SOC PAR ACTIONS SIMP [FR]) 18 août 2006 (2006-08-18) abrégé page 3, ligne 24 - page 4, ligne 5 le document en entier	1-9
X,P	WO 2016/033469 A1 (BIONIC SKINS LLC [US]) 3 mars 2016 (2016-03-03) abrégé; figures 8A-9 alinéas [0119] - [0122], [0187] le document en entier	1-9

Formulaire PCT/ISA/210 (suite de la deuxième feuille) (avril 2005)

page 2 de 2

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
FR 2875043	A1	10-03-2006	AT 453174 T	15-01-2010
			AU 2005281592 A1	16-03-2006
			BR P10514941 A	01-07-2008
			CA 2579304 A1	16-03-2006
			CN 101040301 A	19-09-2007
			DK 1787265 T3	26-04-2010
			EP 1787265 A1	23-05-2007
			ES 2339137 T3	17-05-2010
			FR 2875043 A1	10-03-2006
			HK 1113844 A1	23-03-2012
			JP 5017114 B2	05-09-2012
			JP 2008512136 A	24-04-2008
			KR 20070102988 A	22-10-2007
			RU 2007112780 A	27-10-2008
			US 2008270069 A1	30-10-2008
			WO 2006027490 A1	16-03-2006
			US 2013282141	A1
US 2013282141 A1	24-10-2013			
WO 2013142343 A1	26-09-2013			
FR 2882172	A1	18-08-2006	AU 2006215487 A1	24-08-2006
			BR P10607950 A2	20-10-2009
			CA 2597744 A1	24-08-2006
			CN 101194259 A	04-06-2008
			EP 1849111 A1	31-10-2007
			FR 2882172 A1	18-08-2006
			HK 1124136 A1	19-04-2013
			JP 4959586 B2	27-06-2012
			JP 2008529699 A	07-08-2008
			KR 20070120957 A	26-12-2007
			US 2009055148 A1	26-02-2009
			WO 2006087442 A1	24-08-2006
WO 2016033469	A1	03-03-2016	US 2016058519 A1	03-03-2016
			WO 2016033469 A1	03-03-2016

Possibility of non-invasive blood pressure estimation by measurements of force and arteries diameter

Florent VEYE¹, Sandrine MESTRE², Antonia PEREZ-MARTIN^{3,4}, and Jean TRIBOULET^{1,5}

Abstract— Ultrasound examination is the first line procedure for the diagnosis and follow-up of cardiovascular diseases. Instrumenting an ultrasound probe with a force sensor may improve the non-invasive measurement of arterial biomechanical parameters (diameter, pulsatility, intima-media thickness and flow-dependent dilation) by measuring and controlling the force exerted by the sonographer. We present here the results obtained with this approach coupled with image processing for the measurement of arterial diameter changes during the cardiac cycle and dynamic tests. The analysis of artery force feedback provided non-invasively an estimation of blood pressure waveform.

I. INTRODUCTION

The non-invasive diagnosis and follow-up of cardiovascular diseases need reliable measurements of arterial function. The evaluation of the arterial wall elastic modulus can be based on distensibility measurement as the ratio of arterial diameter and blood pressure changes during the cardiac cycle [1-8]. This assessment can be improved by the simultaneous measurement of the arterial wall thickness and recording of the blood pressure curve at the same site [9,10]. Arterial diameter and wall thickness measurements require high resolution ultrasound scanners and dedicated image processing software. B-mode echographic images analysis is generally performed with non-isotropic filtering to smooth speckle noise, and level set methods for contour extraction [11]. Nevertheless, these methods proved not robust enough for this application. Therefore, we used simple but robust operators to extract the arterial wall contour and estimate vessel diameter and diameter changes.

The effect of the pressure exerted by the operator on the ultrasound probe is generally not taken into account during arterial measurements although it is liable to affect the amplitude and the waveform of the diameter changes upon which distensibility measurements are based [12]. The validity of non-invasive arterial pressure measurement (sphygmomanometry, oscillometry...) remains controverted when applied to arteries others than the brachial artery, but is widely used in this context.

Different, and often complex, approaches, have been proposed to estimate the local arterial pressure from the conventional measurement performed on the brachial artery [13]. Most of these approaches are based on *a priori* estimation of the modifications that undergo the pressure wave during its propagation along arteries, while vascular diseases, by their consequences on the biomechanics of arterial wall, are likely to affect this propagation. Obtaining the arterial blood pressure waveform at the exact site of diameter measurement would drastically improve the accuracy and the reliability of the arterial distensibility measurement.

Our aim was to couple the measurement of the force exerted on the ultrasound probe with image analysis for the evaluation of arterial distensibility in order to obtain an image of the local blood pressure waveform. In the first part of this article, we present the corresponding hardware and software developments. In the second part, we report the clinical results we obtained; showing a correlation between the arterial diameter changes and the force feedback curve. To conclude, we discuss the potential applications of this approach.

II. MEASUREMENT SYSTEM

A. Hardware and software developments

The acquisition system was composed mainly of a computer equipped by a Matrox® analogic video acquisition card and by a National Instruments® multifunction data acquisition board. The video acquisition card was connected to the analogic video output of the ultrasound scanner *via* a coaxial cable. A force sensor (XF300, FPG Sensors, Les-Clayes-Sous-Bois, France) was connected to a signal amplifier/conditioner (ARD154, FPG Sensors, Les-Clayes-Sous-Bois, France) whose output was connected to the data acquisition board. The linear force sensor was fixed on a sliding support receiving the linear probe of the ultrasound scanner (Fig. 1). Clinical results were obtained with a Logiq 9 duplex Doppler ultrasound system (GE Healthcare Ultrasound, Milwaukee, USA) with a 10 MHz linear probe.

The workflow included video and force signal acquisition and synchronized B-mode ultrasonographic image processing for the measurement of arterial diameter and diameter changes.

¹ LIRMM – UMR 5506 – UM2 – CNRS, 161 rue Ada 34095 Montpellier, France.

² Internal and Vascular Medicine department – Montpellier University Hospital Center, 191 avenue du Doyen Gaston Giraud 34295 Montpellier, France.

³ Vascular Medicine and Laboratory department – Nîmes University Hospital Center, Place du Pr R-Debré 30029 Nîmes, France.

⁴ Dysfunctions of Vascular Interfaces Laboratory – EA2992 – UM1, Montpellier and Nîmes, France.

⁵ Nîmes University, Place Georges Salan 30921 Nîmes, France.

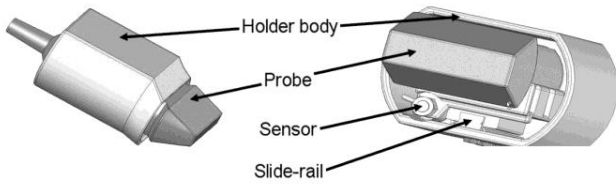


Fig. 1 Drawing showing the linear sensor implementation on the linear ultrasound probe.

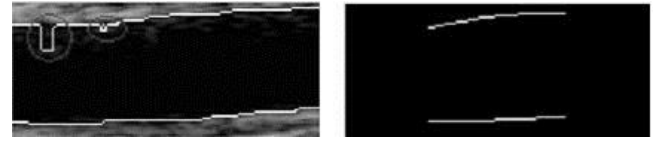


Fig. 4 Image processing with edges detection and smoothing by polynomial approximation.

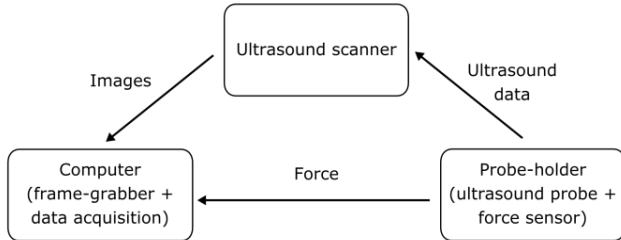


Fig. 2 Hardware architecture.

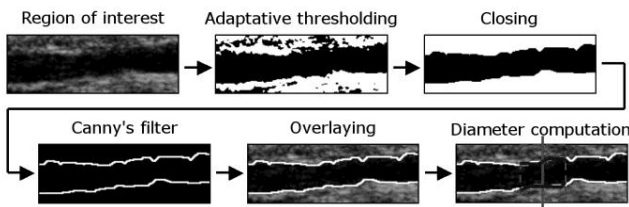


Fig. 3 The successive stages of image processing.

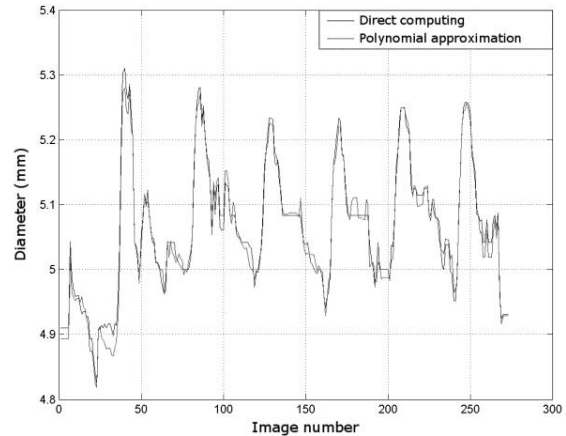


Fig. 5 Brachial artery diameter changes calculated on a sequence of images without and with polynomial approximation, in a normal subject.

B. Method

Data acquisition was controlled by a laboratory-written piece of software synchronising force and video data acquisition and processing. One force value was obtained and saved for each echographic image. Another piece of software processed the acquired video sequence to extract the arterial diameter as follows:

First, image calibration was performed to allow pixel to millimetres conversion. Thereafter, the operator had to select the region of interest (ROI) in which the following analyses were performed (Fig.3):

- Closing operation: erosion followed by expansion allowing to remove artefacts and to smooth out the vessel's contour using a 9x9 structuring element on neighbourhood.
- Adaptive threshold: The suitable threshold level was calculated on the grey scale along a line parallel to the ultrasound beam,
- A Canny's filter [14], with a 3x3 window width, was applied.
- Contour superimposition was performed on each image.

At the centre of the ROI, a 20 pixels width area was automatically drawn, and the results of the previous stages of image processing were further processed for smoothing by 2nd-order polynomial approximation in order to be a part of the best-fit parabola following the arterial wall. This process enabled to suppress residual artefacts (Fig.4).

This 20 pixels width allowed eliminating the effect of isolated acoustic artefacts, thus overcoming the pitfall of other techniques like echo-tracking while avoiding the excessive temporal smoothing that would happen with a larger area because of the propagation of the arterial pulse wave (e.g. on the brachial artery of a normal subject, the pulse wave propagates along the wall with a velocity about 7 m.s⁻¹).

The distance separating the two interpolated polynomials (*i.e.* proximal and far arterial wall) was then averaged to get the arterial diameter, and this calculation was repeated along the sequence of images (about 300 for a typical sequence). Fig.5 shows the variation of the arterial diameter on a full sequence with a mean value of 5.06 mm.

Frequency analysis of the resulting waveform yielded results a mode about of 1.2 Hz, *i.e.* the normal frequency of heart beats. Direct calculation and polynomial approximation gave quite similar results because most artefacts had been already corrected by the operation of mathematical morphology.

III. CLINICAL TESTS

Clinical tests and measurements were performed in collaboration with vascular laboratory of the Nîmes University Hospital.:

- An Alpha 10 ProSound ultrasound scanner (Hitachi-Aloka, Tokyo, Japan) with a 10 MHz linear probe equipped with the above-mentioned force sensor.
- A Dinamap DPC320NR (GE Healthcare, Milwaukee, USA) electronic tensiometer.
- An articulated probe-holder mounted on a 3-axis adjustment device (MP-PH0001, Hitachi-Aloka, Tokyo, Japan).
- An ECG and breath-movement monitor with analog output.

When the sonographer handled the probe equipped with the force sensor without using the micrometric probe-holder for the examination of the brachial artery in normal volunteers, we were able to acquire and display simultaneously the force signal and the brachial artery diameter calculation results.

The results confirmed that arterial diameter measurements could be affected by the way the sonographer handled the probe, depending on the patient's size and posture, and that the force exerted on the probe could be quite different along the examination, and quite different between sonographers.

Therefore, the articulated probe-holder proved essential for accurate and reproducible measurements, allowing to maintain the ultrasound probe in the required position throughout the acquisition procedure, with a constant force. The probe-holder was used for all subsequent measurements.

A. Relationship between arterial diameter and force:

Fig.6 shows the effects of increasing the force applied by on the ultrasound probe on the brachial artery diameter. Increasing the force F from 0 to 6.75 N resulted in a decrease in mean arterial diameter (Φ) from 4.6 to 3 mm in this subject.

Performing a polynomial approximation of both the force and the arterial diameter curves, and subtracting the result from initial data, allowed us to centre the waveforms (Fig.7). We could then observe that with increasing of the force resulted in the diastole-to-systole diameter ($\Delta\Phi$) and force feedback (ΔF) changes during the cardiac cycle increased jointly by a factor 2, respectively from 0.15 to 0.3 mm and 0.175 to 0.350 N. These observations supported our hypothesis that the force applied on the ultrasound probe during the examination does influence the measurement of arterial diameter, and the force feedback represents an image of the local blood pressure waveform.

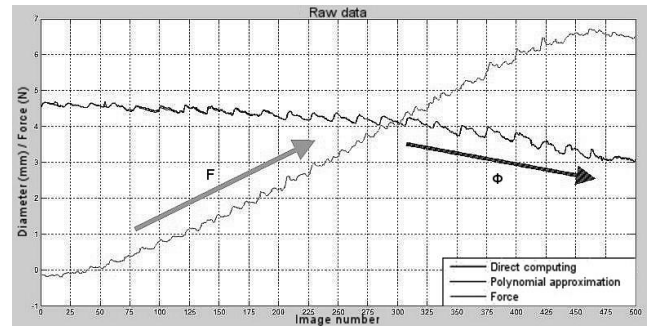


Fig. 6 Raw data showing a decrease in mean brachial artery diameter (Φ) when increasing the force (F) exerted on the ultrasound probe.

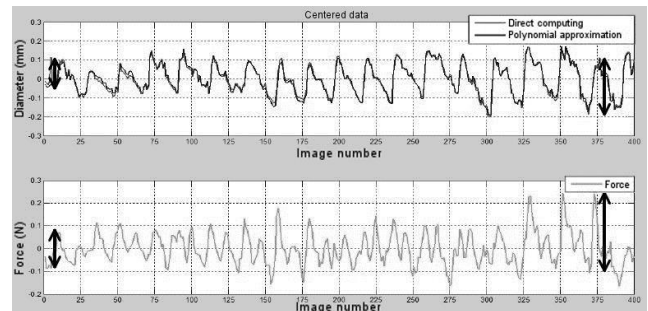


Fig. 7 Centred data showing an increase in diastole-to-systole brachial artery diameter changes when increasing the force exerted on the ultrasound probe.

B. Interest of exerting a constant force:

Using the probe-holder, we exerted a constant force on the ultrasound probe during a 20 s recording. This force was the minimal force allowing obtaining a stable and satisfying B-mode image of the brachial artery. The patient was first asked to breathe normally, then to maintain an apnoea. The first part of the graph showed 3 cycles of change in ΔF , whereas it remains stable during apnoea. The period of these cycles was roughly 4 s, and corresponded to the respiratory rate. The diastole-to-systole diameter ($\Delta\Phi$) and force feedback (ΔF) changes showed inverse variations during breathing (respectively 0.1mm and 0.072 N). This demonstrated that breathing affected diameter measurements probably by inducing slight arm movements..

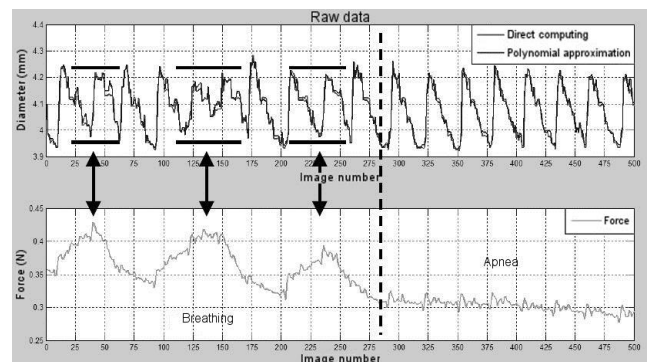


Fig. 8 Raw data showing brachial artery diastole-to-systole diameter and force feedback changes during breathing as measured with a constant force exerted on the ultrasound probe.

IV. CONCLUSION

The system we developed allowed simultaneous acquisition of ultrasound images and measurement of both the force exerted on the ultrasound probe by the sonographer and the force feedback resulting from arterial blood pressure pulsatility. We also developed image analysis software providing automatic and synchronized arterial diameter measurements. We were thus able to obtain measurements of the brachial artery diameter and diameter changes during the cardiac cycle, and showed the influence of the pressure exerted on the ultrasound probe by the operator on the arterial diameter and its cyclic variations. Our image analysis method has proved robust enough to correlate these force measurements with the arterial diameter and the amplitude of diameter changes during the cardiac cycle. We also demonstrated the ability of our system to capture the force feedbacks, providing an image of systemic blood pressure waveform. Moreover, we could show the influence of the breathing on arterial diameter changes.

Calibrating force feedback measurements would be needed before this approach can be used to offer a non-invasive method for providing the arterial blood pressure waveform. This can be achieved by simultaneous systemic blood pressure measurement by conventional method on the brachial artery on the other side, but this approach would have to be validated on a series of normal and pathologic subjects.

REFERENCES

- [1] J. M. Bland and D. G. Altman, "Statistical Methods for Assessing Agreement Between Two Methods of Clinical Measurement," *The Lancet*, vol. 327, no. 8476, pp. 307–310, 1986.
- [2] T. Gustavsson, R. Abu-Gharbieh, G. Hamarneh, and Q. Liang, "Implementation and Comparison of Four Different Boundary Detection Algorithms for Quantitative Ultrasonic Measurements of the Human Carotid Artery," in *Cardiology* 1997, vol. 24, no. December, pp. 69–72, 1997.
- [3] R. H. Selzer, W. J. Mack, P. L. Lee, H. Kwong-Fu, and H. N. Hodis, "Improved common carotid elasticity and intima-media thickness measurements from computer analysis of sequential ultrasound frames," *Atherosclerosis*, vol. 154, no. 1, pp. 185–193, 2001.
- [4] F. Beux, S. Carmassi, M. V. Salvetti, L. Ghiadoni, Y. Huang, S. Taddei, and A. Salvetti, "Automatic evaluation of arterial diameter variation from vascular echographic images," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 27, no. 12, pp. 1621–1629, 2001.
- [5] B. Haluska, A. Sutherland, C. Case, R. Kennedy, and T. H. Marwick, "Automated edge-detection technique for measurement of brachial artery reactivity: a comparison of concordance with manual measurements," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 27, no. 9, pp. 1285–1289, 2001.
- [6] M. Cinthio, T. Jansson, A. R. Ahlgren, K. Lindström, and H. W. Persson, "A method for arterial diameter change measurements using ultrasonic B-mode data," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 36, no. 9, pp. 1504–12, Sep. 2010.
- [7] T. Nilsson and S. Segstedt, "A robust and fast method for arterial lumen diameter and intima-media thickness measurements," *IEEE Int. Ultrason. Symp. Proc.*, pp. 1678–1681, 2012.
- [8] S. Graf, D. Craiem, and R. L. Armentano, "Non invasive assessment of carotid and femoral arterial pressure using B-mode ultrasound diameter waveforms," *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2012, pp. 5610–3, Jan. 2012.
- [9] W. Yousheng, S. Xiaodi, and C. Jianxin, "A Method of Analyzing the Strain of Arterial Wall," *2009 Int. Forum Inf. Technol. Appl.*, no. 1, pp. 217–220, May 2009.
- [10] F. Sun, Z. Liu, Y. Li, and P. Babyn, "Improved T-snake model based edge detection of the coronary arterial walls in intravascular ultrasound images," *ICBBE*, no. 1, pp. 1–4, 2009.
- [11] N. Santhiyakumari, P. Rajendran, M. Madheswaran, and S. Suresh, "Detection of the intima and media layer thickness of ultrasound common carotid artery image using efficient active contour segmentation technique," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 49, no. 11, pp. 1299–310, Nov. 2011.
- [12] J. Triboulet, E. Nasr, and M. Dauzat, "Evaluation of the Influence of Probe Pressure on the B-Mode Ultrasound Measurement of Arterial Diameter," in *EMBC'06: 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. New York (USA): IEEE, 2006, pp. 3831–3835.
- [13] J. Su, J.-J. Wang, C.-C. Chen, and L.-C. Lin, "A Cuff-Based Approach for Assessing the Flow-Mediated Dilatation of Brachial Arteries," *5th Int. Conf. Bioinforma. Biomed. Eng.*, no. 2, pp. 1–4, May 2011.
- [14] J. F. Canny, "A Computational Approach to Edge Detection," *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. 8, no. 6, pp. 679–98, Jun. 1986.

Comparative study of two 3D reconstruction methods for underwater archaeology

Arnaud Meline, Jean Triboulet and Bruno Jouvencel

Abstract—The underwater 3D reconstruction cartography has made great progress in the last decade. The work presented in this paper is about the analysis and 3D reconstruction of archeological objects. Using a calibrated single camera and an uncalibrated system, we propose to describe a method to perform the Euclidian 3D reconstruction of unknown objects. A comparison of two methods is presented and tested on synthetic and real underwater pictures. Filters are proposed to simulate underwater environment and inherent problems. Finally, robust and stable features have been extracted from underwater pictures and used to perform the 3D model.

I. INTRODUCTION

In this paper, our aim is to analyze natural underwater scenes and especially the 3D cartography of submarine environments. To handle this problem, several techniques are widely used today. The originality of our project involves the fusion of two kinds of maps obtained with sensors of different resolutions. An Autonomous Underwater Vehicle analyzes the seabed with a lateral sonar to construct a first global map of the zone (fluvial archaeology or coastal oceanographic applications). This map is then decomposed into smaller cells representing a mosaic of the seabed. A second scanning is performed on particular cells using a second sensor with a higher resolution leading to a detailed 3D partial map. In our case, we aim at applying this method to submerged archaeological sites, where objects of interest (statues, plates, amphora) are detected in the global map, while 3D precise reconstruction would be necessary. This project includes two parts: the first part correspond to the 3D reconstruction of constrained submarine environment with a video camera. The Second part is the multimodal aspect of the problem. The work presented in this paper focuses on the first part of the project and deals with the 3D reconstruction of the submarine environment with a video camera.

Nowadays, even if vision can solve many problems, images analysis in case of submarine environments is quite complicated. The different methods used on the surface are not robust enough to changes produced by the underwater medium. So, the robustness of several methods decreases and their results become unstable.

When a scene or an object must be reconstructed in 3D, detection and matching points in the image are crucial parts for the accuracy of the model. If these steps contain errors, the 3D model will be of insufficient quality or completely wrong. Thus, we used a well known methodology

A. Meline, J.Triboulet and B. Jouvencel are with LIRMM, Univ. Montpellier 2 - CNRS, 161 rue Ada, 34392 Montpellier, France {meline, triboulet, jouvencel}@lirmm.fr

This work is supported thanks to ANR project CFLAM and UNIMES.

for 3D reconstruction and we have tested and compared the robustness of the algorithms which are sensitive to underwater disturbances. We propose to use surface images on which are applied filters simulating underwater characteristics. Therefore, we can recreate the underwater conditions and determine which setting defeats the reference methods used on the surface. From these results, we selected the best methods to achieve the 3D model of a submerged object.

This paper is organized as follows. Section II presents a survey on 3D reconstruction and problems caused by the underwater environment. In section III, a method to reconstruct underwater 3D scene is presented. Section IV describes the detector and the matching methods. In section V, the filters employed to simulate underwater characteristics are detailed. Section VI presents experimentations results: the comparison of detector methods used and the 3D reconstruction. Finally, conclusion and future work are presented in section VII.

II. RELATED WORKS

In recent years, the community of computer vision widely studied the topic of 3D reconstruction from image sequences. Numerous methods exist, but they cannot be applied to all underwater images. However, they depend on the knowledge of the environment and the used system. For example, the work of Snavely [1], Bartoli [2] and Barazzetti [3] using unknown images to create 3D urban models. They have no information about the devices that took the pictures but their methods utilize a priori knowledge of the scene. By focusing on underwater reconstructions, we find the work of Brandou [4] who proposes to calibrate the camera in situ and to use a robot arm to move it. With this system, he knows the exact camera movement and simplifies the reconstruction. Espiau [5] works on the same images but proposes a method to reconstruct textured scenes from an uncalibrated camera. To achieve this problem, he proposes to use the scene rigidity to estimate the camera parameters. In a different way, Kim [6] proposes a SLAM approach to inspect the ship hull status. He determines the camera position in 3D using a calibrated monocular camera and a geometric model selection. Unlike Beall [7] or Negahdaripour [8] who uses a full calibrated stereo rig to pre-built the 3D trajectory or to inspect ship hull. Then, he simultaneously optimizes the camera trajectory and estimates a 3D dense reconstruction. In a same way, Hogue [9] combines a 3DOF inertial sensor and a calibrated stereo rig to estimate the trajectory and creates 3D dense map.

All these applications impose constraints (type of scene, knowledge of the camera movement, calibration parameters, shape of the object) which change the approach. Some

authors, like Hartley [10], Pratt [11], Szeliski [12] and Nicosevici [13] propose general methods to reconstruct a 3D scene. To obtain Euclidian structure of scenes, it is fundamental to know the intrinsic camera calibration parameters. Many methods exist to estimate these parameters on the surface but when the camera is in a submarine environment, it introduces optical problems. To avoid these problems, Pessel [14] proposed a self-calibration method. Other authors like Lavest and Rives [15] proposed to adjust the surface parameters to the underwater environment. We [16] proposed another approach that includes the environment change in the radial distortion model.

All the reconstruction methods need robust feature points to obtain the best 3D model. So the feature points detection and matching is a crucial step for 3D reconstruction. There are many detection points methods [12] such as Moravec corner detector, Kitchen and Rosenfeld detector, Forstner operator, Hessian detector, SURF, Ferns, Harris and Stephens detector, SIFT... All of these feature detectors have invariant characteristics in a spatial domain. But they have lacking quality results when images undergo important modifications like underwater images. Indeed, the presence of suspended particles, the energy absorbing of light ray and the variation of water refractive index make blur and add noise on images. All methods are not robust enough for such modifications. In next parts, we will compare a robust method (SIFT) with respect to a classical one (Harris and correlation).

III. 3D RECONSTRUCTION METHOD

As the geometry of the scene and the camera motion are unknown, we used the method proposed by Hartley and Zisserman [10] to achieve 3D reconstruction. Fig. 1 resumes the different steps to obtain the 3D model. Each block will be detailed.

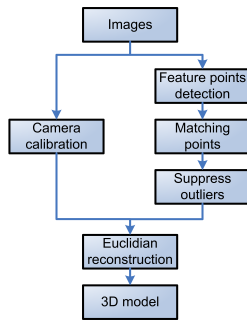


Fig. 1: 3D reconstruction diagram

A. Camera calibration

The goal of our problem is to obtain an Euclidian reconstruction, so we have to calibrate our camera. To take into account the underwater parameters which affect the precision, we used the method presented in [16]. We proposed to include the underwater constraints in the camera distortion model. Thus, we used a pinhole model taking into account radial distortion terms. Then calibration is done using the Zhang's method [17]. The major advantage of this method is the utilization of a simple planar calibration target and the integration of underwater optical constraints.

B. Feature points detection and matching

As we saw in section II, the detection and matching of the feature points is crucial to obtain a representative 3D model of the observed scene. In this paper, Harris and SIFT method are used to obtain matching points and fundamental matrix. The motivation of those choices and detailed methods will be presented in section IV.

C. Euclidian Reconstruction

To perform the reconstruction, we use the essential matrix method proposed by [10]. The purpose of this method is to obtain the pose of the second camera with respect to the first one. We define the following projection matrix $P1 = K[I|0]$ for the first camera and $P2 = K[R|t]$ for the second. Then, we estimate the rotation matrix (R) and the translation vector (t). The essential matrix $E = K^t F K$ is calculated from fundamental (F) and calibration (K) matrices obtained previously. Then, calculating the Single Value Decomposition (SVD) of the essential matrix gives us the camera pose (R and t). Finally, the 3D reconstruction is done by a linear triangulation from the inliers found earlier and the projection matrices.

The 3D model is then treated to remove some aberrant points that are locally isolated. The mesh structure is achieved through a 3D Delaunay triangulation.

IV. DETECTION AND MATCHING

This phase is divided in two parts. The first part shows how to extract feature points on images and the second part present how to realize the matching between all detected points and check if all matching points are correct using the epipolar geometry constraints. In this section, we present the two methods used to detect and match points, then we detail the verification and the removal of false matching (outliers).

A. Features points detection and matching

The feature points detection and matching is an essential step for 3D reconstruction. The quality of the 3D model is related to the precision of these elements.

There are many detection point methods but they do not have the same performances. Indeed, Harris can find points on objects, more specifically near the corner. This enables us to obtain the features points of the object's geometry.

SIFT is considered as one of the best performing detectors in many applications because of its robustness to scaling, rotations, translations and illumination changes. We decided to compare these two representative methods in our work.

1) Method 1: Harris detector and correlation matching:

Harris and Stephens [18] proposed an operator to detect corners in image. They used a criterion based on corners and edges informations by calculating the image derivative along x and y . The values of this criterion is positive near a corner, negative near an edge and low in a region of constant intensity. The detected points are selected by choosing the highest values.

To match these points, we used a Normalized Cross Correlation (NCC) method. It consists in searching the corresponding points in the other image which have a maximum

of correlation value. To improve performance and reduce the computational time, we used a guiding approach for this matching. A method detecting the global motion between the two images is used to reduce the number of candidates to selected points. Then, only pairs of corresponding points in both directions are matched and one point can only have a single matched point in the other image. Thus we limit the selection of false matches.

2) *Method 2: Scale Invariant Feature Transform (SIFT)*: The SIFT method [19] extracts interest points after series of treatments (pyramid of images, Differences of Gaussian, finding extrema). Then each point becomes a Keypoint by assigning a descriptor vector with 128 dimensions. This invariant vector represents the gradient norm for eight different orientations in each zone of a 4x4 window around the point. This vector is then used to associate a point in the first image with one of the points of the second image. The matching is done with an Euclidian distance calculus.

B. Suppress false matching with the epipolar geometry

Previous methods present some limits and can therefore provide false matches ("outliers"). To reinforce this step, we used the epipolar constraint to verify all the matching points and calculate the fundamental matrix.

The RANSAC algorithm [20] can classify the matched data into good and false matches (inliers and outliers) using the calculation of the fundamental matrix. The algorithm select randomly eight points and estimate the fundamental matrix from the "eight points method" presented by Hartley in [21]. Then, the distance between the projected point in the second image and the epipolar line is calculated for each point. If this distance exceeds a threshold, the point is rejected and the remaining items are grouped in a set. The process is repeated and the set with the maximum of elements is selected. Finally, the fundamental matrix is estimated with these points.

Once the fundamental matrix estimated and the inliers obtained, the movement between two successive images can be deduced (e.g. section III-C).

V. UNDERWATER ENVIRONMENT PROBLEMS AND CORRESPONDING FILTERING

The work presented in [16] demonstrates that under water, Harris detector with correlation gives better results than SIFT. However, for the vision community, SIFT is one of the most efficient detector in many applications. Comparisons have been performed on surface images but few for underwater pictures [22], [23].

In order to find which underwater parameters have failed SIFT algorithm, we propose to take surface picture and add noise filters that represent each of these disturbances.

Water introduced variables effects on the signal propagation decreasing the images quality. The main causes of this degradation is due to the refractive index, the presence of particles and the energy absorption of light ray according to their wavelength (color loss).

Some authors like [24], [25] have created global model more or less detailed of these disturbances, but none has decomposed every phenomena. The use of these filters do not permit us to determine what decreases SIFT performances.

Presence of suspended particles (turbidity) causes refraction and reflection phenomena on light rays. To model this phenomenon, we proposed to use a speckle noise. Indeed, this effect is often studied by physicist who characterize the suspended particles from the speckle noise. They used an image of the speckle noise generated by the underwater environment to determine some particles characteristics likes velocity, density, etc... [26], [27]. Therefore, turbidity can be represented by a speckle noise.

In an other hand, the changing of the refractive index introduces a blur effect and decreases the dynamic components on the images. To recreate this effect many filters can fit, however we chose to use a Gaussian low pass filter [28].

Regarding the energy absorption of light ray, as depth increases, colors drop off one by one depending on their wavelength. Low frequency color like red disappears at first $\sim 3m$. Then orange color is lost $\sim 5m$. Blue color travels the longest in water due to its higher frequency. To model this phenomenon, an attenuation on the amplitude of colors channels is used.

VI. EXPERIMENTATIONS AND RESULTS

A. Underwater experimentations

A camera/camcorder was used for these experiments. The resolution used for pictures extracted from the video is 1280×720 pixels. A waterproof case fitted the device to take underwater pictures obtained at sea in shallow water (15m). We immersed various objects (a statue of a female bust, a statue of a fish, bowls, plates and a calibration grid) which we are able to compare with 3D scanned models. We also took pictures of the same objects in a pool to limit some noises and in surface to apply filters and simulate underwater pictures. The results presented in this document are principally made with images of the female bust. In this experiment, different pictures were taken in order to cover all the object.

B. Detection and matching results

As we have seen previously, the detection and matching step is an essential point of the 3D reconstruction. Thus, the two methods presented in Section IV have been examined and compared in different situations.

1) Sea environment:

Initially, we tested these methods on sea images in order to determine the best method for this kind of pictures. Table I summarizes the results obtained from four pairs of images. The first three pairs of images are selected to have a small displacement. The last image pair shows a greater movement. The detections thresholds are adjusted to get roughly the same number of feature points. For each pair, we compared: the number of feature points detected in both images, the number of inliers and the inliers percentage.

These experiments show that Harris method gives better results and more points (17% more) than the SIFT algorithm,

TABLE I: Comparison of inliers number obtained with the two methods in sea environment

	Harris		SIFT	
	Detected points	Inliers	Detected points	Inliers
Pair 1	902 I1	305	902 I1	162
	902 I2	34%	1122 I2	18%
Pair 2	797 I1	244	797 I1	146
	797 I2	30%	894 I2	18%
Pair 3	894 I1	310	894 I1	148
	894 I2	35%	999 I2	17%
Pair 4	1148 I1	291	1505 I1	186
	1148 I2	26%	1148 I2	16%

contrary to what is usually found for surface images. In case of larger movements, the results are decreasing because we reach the limits of the correlation method which is valid only for small displacement.

2) Surface images and filtering:

The SIFT method does not work well under water, so we proposed to find which characteristic of the underwater environment is problematic. We used surface images on which proposed filters (Section V) are added to simulate underwater conditions. Both detection methods are tested with only one filter in a first time, then all filters are added to create an synthetic underwater image.

Fig. 2 represents the colors histogram of a sea, a surface and a filtered image. The first filter used to test these methods simulates the water color absorption phenomenon. To determine the proportion of color attenuation, a colors histogram of sea and surface images was studied. The red plane has completely disappeared in the sea picture. However, green and blue planes have suffered a decrease of 15% and 13% with respect to the surface image. Others pictures were compared and the same results were obtained. These results are consistent with theoretical attenuations at this depth ($\sim 15m$). Indeed, the red color disappears completely around $3m$ and $5m$ and the green and blue colors are less reduced. For this experimentation, images were taken in the same orientation and resolution.

The parameters are used to adjust the color attenuation filter on all pictures. Fig. 3 represents the sea image (a) and the obtained image (b) with the color filter (the color is roughly the same between these two pictures).

Afterwards, we identified the variance of the blur and the speckle in the sea images. These two noises are estimated together for two reasons. First, these noises are physically linked. Second, measurement and exact identification of the core noise in the images are not achievable accurately. Therefore, we proposed to calculate the local variance of images and determine simultaneously the parameters of the Gaussian and speckle filter. We analyzed the histogram and calculated the average of the local variance of the sea image. Then, we adjusted the filter parameters to obtain the same value of variance between the sea and the filtered images. We have found a variance of 0.02 for the speckle noise and a variance of 8 for a windows size of $[9 \times 9]$ for the Gaussian filter. Fig. 4 shows the results achieved for sea, surface and filtered image with the parameters determined above from

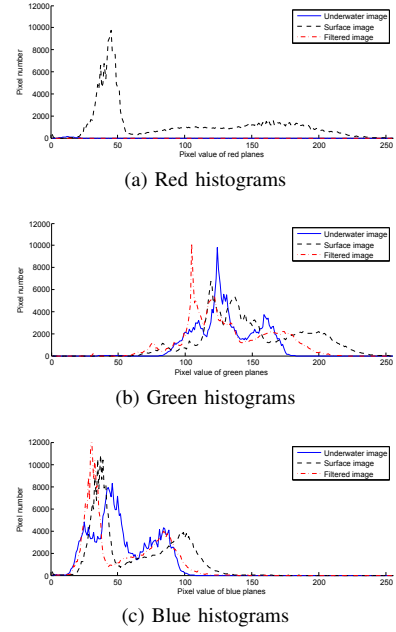


Fig. 2: Histogram of red (a), green (b) and blue (c) planes of sea, surface and filtered picture

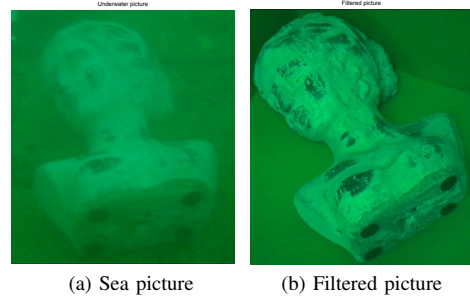


Fig. 3: Sea picture (a) and surface picture filtered with color filter (b)

the local variance histogram.

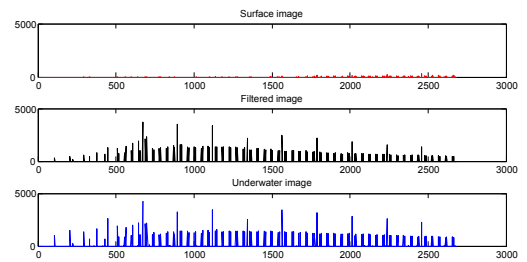


Fig. 4: Histogram of a surface, a filtered and a sea image. The parameters of both filters defined, we have applied them to the surface image and obtained an image almost identical to the sea image (Fig. 5).

After the filter estimation, their effects were tested on the two methods of detection/matching points. At first, we used two images whose displacement corresponds to the fourth pair of images used in table I. Table II summarizes the results achieved for the different methods according to the applied filters.

As these experiments show, SIFT gives better results than Harris in similar situation to the surface such as blur or color

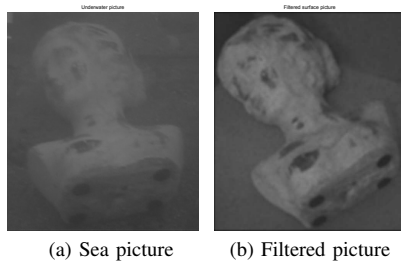


Fig. 5: Sea picture (a) and surface picture filtered with speckle and blur (b)

TABLE II: Comparison of the two methods with different filters applied to surface images

	Harris		SIFT	
	Detected points	Inliers	Detected points	Inliers
No one	617 I1	154	625 I1	212
	617 I2	25%	617 I2	35%
Color	629 I1	143	692 I1	223
	629 I2	22%	629 I2	36%
Blur	631 I1	140	631 I1	227
	631 I2	22%	666 I2	36%
Speckle	581 I1	139	581 I1	36
	581 I2	24%	593 I2	6%
Speckle & Blur	631 I1	152	631 I1	91
	631 I2	24%	641 I2	15%
All	583 I1	153	608 I1	84
	583 I2	26%	583 I2	15%

change (due to a non natural lightning). But when speckle noise is added, the quality of results decreases dramatically with only 6% of inliers. This deterioration is due to the descriptor part of SIFT algorithm. The descriptor is based on oriented gradients. The speckle noise adds a "granularity" on images, which significantly disrupts the oriented gradients.

Subsequently, we tested different combinations of filters and we have seen that whenever the speckle noise is present in the image, SIFT results correspond to those that were expected from the results of sea pictures. We realized that Harris does not suffer practically any deterioration whatever the filters used. Inliers rate remains around 25% in all cases.

To check if this trend was general, we made the same experiments as before on a group of twenty images with different objects and backgrounds. The minimum, maximum and average of the two methods inliers percentages are computed in Table III.

TABLE III: Statistics of results of the two methods with different filters

	Harris Inliers			SIFT Inliers		
	Min.	Max.	Mean	Min.	Max.	Mean
No one	22.3	27.6	24.8	34.4	37.3	35.5
Color	22.7	26.6	24.1	33.6	38.2	35.7
Blur	21.4	27	24.5	34.8	38.9	36.4
Speckle	21.3	26.2	23.9	5.6	7	6.2
Speckle & Blur	23.1	26.7	24.6	13.8	15.3	14.5
All	24.1	27	25.7	12.1	15	14.1

We conclude that the descriptor of SIFT method is not robust to speckle noise and thus is not suitable for underwater pictures. Contrary to the Harris/correlation method which is robust to any noises present in the water.

3) Pool environment:

In section VI-B.2, we have highlighted the weaknesses of SIFT descriptors to the speckle noise. In this section, we propose to test the two algorithms on pool pictures. Indeed, pool images are subject to the same noise model as sea images but turbidity has almost zero in pool. This medium characteristic allow us to test the two methods in water with a low speckle noise.

We tested both algorithms on twenty pictures of each type and made statistics from results. Table IV regroup statistics of inliers percentage of pictures took in various environments. The air, filtered and sea statistics were obtained with twenty images.

TABLE IV: Statistics of results of the two methods in different conditions (surface, filtered, sea and pool)

	Harris Inliers			SIFT Inliers		
	Min.	Max.	Mean	Min.	Max.	Mean
Air	22.3	27.6	24.8	34.4	37.3	35.5
Filtered	24.1	27	25.7	12.1	15	14.1
Sea	21.4	28.1	25.1	11.9	16.7	15.2
Pool	23.8	28.5	26.1	26.2	30.7	28.4

These results reinforce our idea that speckle noise disrupts the SIFT descriptor. Indeed, the SIFT inliers rate is higher in pool than in sea. This phenomenon is due to the low number of suspended particles in pool and therefore to a weak speckle noise. Results remain lower than surface because noise is still present in pool pictures.

C. 3D reconstruction results

In this part, we applied the method described in Section III. The reconstruction is performed from two images selected from a video. The choice of the two consecutive images (Fig. 6) is made so that the displacement between images is neither too large nor too small to ensure sufficient movement and prevent loss of information on the object.

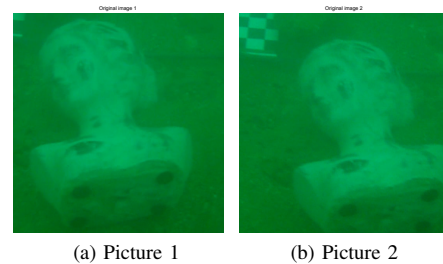


Fig. 6: Underwater pictures used for 3D reconstruction.

As we demonstrated above, the method of Harris / correlation allows us to get more robust points in the image than SIFT. Therefore, the fundamental matrix estimation is realized from Harris points and the essential matrix is calculated. Finally, the transformation between two pictures is deduced. Fig. 7 represents the relative movement between two successive images deduced from matched points with Harris and SIFT methods.

However, SIFT points are not neglected. Even if the number of points is lower, those founded are mostly coherent and we can remove the last outliers through the epipolar constraint. These points are different from those found by

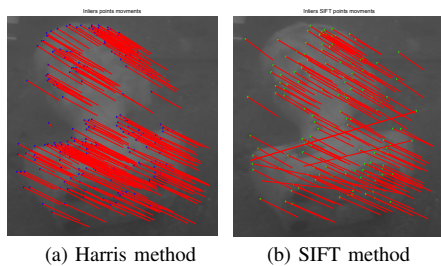


Fig. 7: Feature points and estimate movement from Harris (a) and SIFT (b) method on the first image.

the Harris method, but they enable to increase the model resolution. On fig. 7, we can see a few numbers of outliers with the 2 methods. These points will create errors in the 3D models, but we can easily remove them because their representation in 3D is aberrant with respect to the structure. In general, they are isolated from the structure and thus easy to identify and remove.

To obtain the 3D model, a triangulation is performed using the inliers and the projection matrix found previously. Then, the mesh structure is achieved through a 3D Delaunay triangulation. Fig. 8 shows the 3D wireframe model.

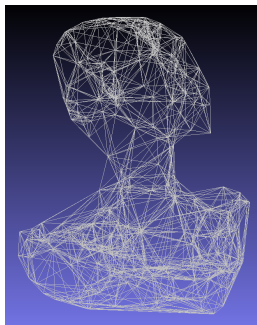


Fig. 8: 3D wireframe model.

VII. CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

The objective of this work is to obtain robust matching points to reconstruct 3D underwater archaeological objects with a single camcorder. To achieve this goal, we have to make sure that the feature points and matching are robust enough to underwater conditions. Three filters are determined and quantified to characterize the underwater environment (color, blur and speckle). We have drawn a parallel between two detecting/matching methods through various experiments which enable us to single out the most robust method. We concluded that the SIFT descriptor is not robust to speckle noise unlike Harris/correlation method. In the future, we plan to apply a despeckle filter on images and check if the performance of SIFT is increased.

Then we used an euclidian reconstruction method to create a 3D model from these robust points and camera parameters. The 3D model obtained is sparse because it is created from only two images, therefore we plan to enrich it with a 3D dense matching method. This will increase the accuracy of the 3D object model. Then, texture will be added on the model.

REFERENCES

- [1] N. Snavely, S. M. Seitz, and R. Szeliski, "Photo tourism: exploring photo collections in 3d," *ACM Trans. Graph.*, vol. 25, pp. 835–846, July 2006.
- [2] A. Bartoli and P. Sturm, "Constrained structure and motion from multiple uncalibrated views of a piecewise planar scene," *Int. J. Comput. Vision (IJCV)*, vol. 52, pp. 45–64, April 2003.
- [3] L. Barazzetti, "A trip to rome: physical replicas of historical objects created in a fully automated way from photos," in *the First int. conf. on Human-computer interaction, tourism and cultural heritage, HCITOC'10*, (Berlin, Heidelberg), pp. 63–72, 2011.
- [4] V. Brandou, A. Allais, M. Perrier, E. Malis, P. Rives, J. Sarradin, and P. Sarradin, "3d reconstruction of natural underwater scenes using the stereovision system iris," in *OCEANS 2007 - Europe*, pp. 1–6, 2007.
- [5] P. Espiau, F.-X. Rives, "Extracting robust features and 3d reconstruction in underwater images," in *OCEAN 2001*, vol. 4, 2001.
- [6] A. Kim and R. Eustice, "Pose-graph visual slam with geometric model selection for autonomous underwater ship hull inspection," in *Proceedings of IROS'09*, (Piscataway, USA), pp. 1559–1565, 2009.
- [7] C. Beall, B. Lawrence, V. Ila, and F. Dellaert, "3d reconstruction of underwater structures," in *Proceedings of IROS'10*, december 2010.
- [8] S. Negahdaripour and P. Firoozfam, "An rov stereovision system for ship-hull inspection," *IEEE J. of Oceanic Engineering*, vol. 31(3), pp. 551–564, July 2006.
- [9] A. Hogue, A. German, J. Zacher, and M. Jenkin, "Underwater 3d mapping: Experiences and lessons learned," *Computer and Robot Vision, Canadian Conference*, vol. 0, p. 24, 2006.
- [10] R. Hartley and A. Zisserman, *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge University Press, second ed., 2003.
- [11] W. K. Pratt, *Digital Image Processing: PIKS Inside*. New York, NY, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2001.
- [12] R. Szeliski, *Computer Vision: Algorithms and Applications*. 2010.
- [13] T. Nicosevici, N. Gracias, S. Negahdaripour, and R. Garcia, "Efficient three-dimensional scene modeling and mosaicing," *J. of Field Robot.*, vol. 26, pp. 759–788, October 2009.
- [14] N. Pessel, J. Opderbecke, and M.-J. Aldon, "Camera self-calibration in underwater environment," in *WSCG*, 2003.
- [15] J.-M. Lavest, G. Rives, and J.-T. Lapresté, "Underwater camera calibration," in *6th European Conf. on Computer Vision (ECCV)*, 2000.
- [16] A. Meline, J. Triboulet, and B. Jouvencel, "A camcorder for 3d underwater reconstruction of archeological objects," in *OCEANS'10*, (Seattle Etats-Unis), pp. 1–9, MTS/IEEE, 2010.
- [17] Z. Zhang, "A flexible new technique for camera calibration," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 22, pp. 1330–1334, 2000.
- [18] C. Harris and M. Stephens, "A combined corner and edge detection," in *The Fourth Alvey Vision Conference*, pp. 147–151, 1988.
- [19] D. G. Lowe, "Distinctive image features from scale-invariant keypoints," *Int. J. Comput. Vision*, vol. 60, no. 2, pp. 91–110, 2004.
- [20] M. A. Fischler and R. C. Bolles, "Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography," *Commun. ACM*, vol. 24, pp. 381–395, 1981.
- [21] R. Hartley, "In defence of the 8-points algorithm," *IEEE Trans. On Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 19(6), pp. 580–593, June 1997.
- [22] K. Oliver, W. Hou, and S. Wang, "Image feature detection and matching in underwater conditions," in *Ocean Sensing and Monitoring II - SPIE 7678*, 2010.
- [23] A. Sarafraz, S. Negahdaripour, and Y. Schechner, "Performance assessment in solving the correspondence problem in underwater stereo imagery," in *OCEANS'10*, (Seattle Etats-Unis), MTS/IEEE, 2010.
- [24] W. Hou, "A simple underwater imaging model," *Optics letters*, vol. 34, no. 14, pp. 2688–2690, 2009.
- [25] J. S. Jaffe, "Monte carlo modeling of underwater-image formation: validity of the linear and small-angle approximations," *Appl. Opt.*, vol. 34, pp. 5413–5421, Aug 1995.
- [26] R. Bandyopadhyay, A. S. Gittings, S. S. Suh, P. K. Dixon, and D. J. Durian, "Speckle-visibility spectroscopy: A tool to study time-varying dynamics," *Review of Scientific Instruments*, vol. 76, no. 9, pp. 93–110, 2005.
- [27] R. Adrian and J. Westerweel, *Particle Image Velocimetry*. Cambridge University Press, 2010.
- [28] R. Schettini and S. Corchs, "Underwater image processing: state of the art of restoration and image enhancement methods," *EURASIP J. Adv. Signal Process.*, vol. 2010, pp. 14:1–14:7, January 2010.

Texture Features Selection for Visual Servoing of the Beating Heart

Aurélien Noce, Jean Triboulet, Philippe Poignet and Etienne Dombre

LIRMM - UMR 5506 CNRS-UM2

161 rue Ada

34392 Montpellier Cedex 5 - France

{noce,triboule,poignet}@lirmm.fr

Abstract—Texture features are widely used for image classification and retrieval. They offer an efficient way to add prior knowledge in image processing, using an appropriate prior parametrization.

In this paper, we present the methods we used to select among numerous existing features the most adapted to deal with beating heart tracking, using an experimental database of images and data mining techniques. Then we introduce the way we plan to use this information to reinforce region tracking algorithms in order to track the motion of characteristic landmarks on the heart surface.

Index Terms—beating heart, vision, visual servoing, texture

I. INTRODUCTION

Recent advances in robotics - like *Da Vinci* from *Intuitive Surgical* - have demonstrated the potential of robotized tools [15] for biomedical applications. Surgical tasks are performed with those tools, in many hospitals around the world, and this may be the beginning of a new era of surgical applications. But, as versatile as those robots can be, there is still a lot of research to be done to extend their capacities. A current trend in medical robotics is to concentrate on very specific operations on a robotics point of view, and provide the surgeons with new possibilities of surgical interventions.

A. Introducing beating heart surgery

This trend has risen up new stakes : beating heart surgery is one of those new research fields where robots seem very promising. The main issue in heart interventions is that it is extremely difficult for the surgeon to perform precise tasks on the heart because of the speed of its movements. So in conventional procedures such as coronary bypasses, the heart is stopped and blood circulation is ensured by what medical specialists call “the pump”. This procedure has several drawbacks : there is a great deal of risks [10] in stopping the patient’s heart, who can suffer from neurological injuries. Furthermore, this method is not compatible with the use of extra-corporeal circulation, as a full sternotomy is necessary to connect the equipments.

To limit those drawbacks, a solution might be to provide the surgeon with a motion compensation device. This approach to robotic assisted surgery has gained a growing interest in the scientific community for the last past years [8], [20] and work is done to apply it to the beating heart.

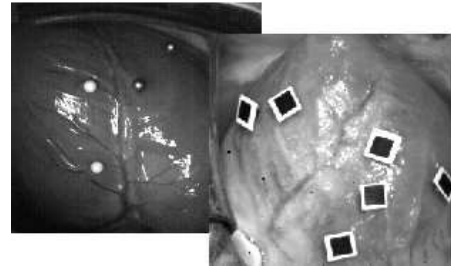


Fig. 1. Artificial landmarks

The motion compensation of the heart’s movement is a very hard task for many reasons. Firstly, the heart’s movement has very high dynamics - especially when compared to other organ’s motion, such as respiration - and can become erratic depending on what is done during the operation. So predicting and tracking its motion is an open problem, and algorithms [1], [18] to deal with this issue are still in development.

Another issue is to find one or more appropriate sensor(s) to feed the control loop of the robot. The medical technologies offer many possibilities, but some are more constraining than others : for example the use of CT-scans or X-Rays raise a lot of questions about the security of the patient and the medical team exposed to the radiation, the resolution of the system...

B. Computer Vision

To ensure the providing of the necessary information to the control algorithm, another interesting approach is to use computer vision. This choice is well adapted to mini invasive surgery, which is considered by many as the future of heart surgery. Use of vision is motivated by major considerations. The first is the compacity of a vision-based solution compared to large medical equipments such as CT-scanners or X-ray systems. As endoscopic equipment is already present on MIS equipments, this kind of solutions may easily be embedded in existing robots.

Anyway, fast visual servoing is a difficult task, very demanding in the quality of sensors and algorithms [5]. Work of Nakamura [17] was a first attempt to vision-based motion compensation of the heart’s motion, and since other attempts [9] have shown interesting results.

But there are several limitations in those approaches, one of them being the use of visual markers - see Fig.1 - like laser spots to track motion in the image. Our goal is to avoid the use of markers on the heat surface which requires to extract more information from the images in order to perform robust tracking. The main motivation for not using markers on the heart surface is the practical complexity of the placement of those markers, among with the scientific interest in exploring the possibilities of computer vision. Considering the sequences we could obtain from medical sources, texture analysis seemed to be a good candidate to extract such information. But as many texture characterization features were available in literature, we needed to study which of them were the most appropriate for the task, and decided to check their efficiency on our data.

The paper will be presented as follows : section II will introduce the different texture features we studied, section III will present the method used for data analysis, and finally sections IV and V will conclude our study.

II. INTRODUCING TEXTURE FEATURES

In order to integrate texture features in our application, we decided to perform a comparative study of some commonly used texture features found in literature. Since the work of Julesz [12], [13] on texture decomposition and Haralick's [11] on texture classification, many new characterization methods have been proposed for texture discrimination. Evaluations of some of those methods have been published [4], [14], [21], but not for our specific purpose. The following texture features were found in literature and evaluated in the context of heart images.

A. First-order statistics

Considering the image as a stochastic field, the first approach to texture characterization is to evaluate statistical operators on the gray-level values. The operators can be evaluated directly on the gray-levels histogram : they don't take into account the inter-pixel dependences, but only the frequencies of the gray-levels in the image. In this study we computed most usual statistics as *mean*, *variance*, and also *skewness* and *kurtosis* :

$$skewness = \sum_{i=0}^{N-1} \frac{(x_i - \mu)^3}{N\sigma^3} \quad (1)$$

$$kurtosis = \sum_{i=0}^{N-1} \frac{(x_i - \mu)^4}{N\sigma^4} \quad (2)$$

B. Gray Level Cooccurrence Matrix

The gray-level co-occurrence matrix - GCLM - is one of the most commonly used approach for texture characterization, and has been used successfully by many computer vision applications [2], [7]. Introduced by Haralick [11], it describes the relation between neighbor pixels in the image. For a given image, different co-occurrence matrices can be computed for a specific angle θ and distance d . Fig.2 illustrates how the GCLM is computed. For the study we

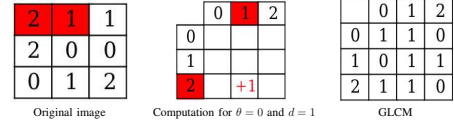


Fig. 2. Computation of a GLCM with $d = 1$ and $\theta = 0$

$$energy = \sum_{i,j} p(i,j)^2 \quad (3)$$

$$correlation = \sum_{i,j} \frac{(i - \mu_i)(j - \mu_j)}{\sigma_i \sigma_j} p(i,j) \quad (4)$$

$$variance = \sum_{i,j} (i - \mu)^2 p(i,j) \quad (5)$$

$$homogeneity = \sum_{i,j} \frac{1}{1 + (i - j)^2} p(i,j) \quad (6)$$

$$entropy = - \sum_{i,j} p(i,j) \ln(p(i,j)) \quad (7)$$

TABLE I

SOME MAJOR HARALICK TEXTURE FEATURES

used a normalized GLCM, which is less sensitive to global illumination.

Co-occurrence matrices are directional, so many GLCMs are computed along a single image, for different directions and distances, in order to obtain an almost-isotropic analysis. Strategies have been developed [3] to reduce the necessary computing. GLCMs are usually symmetrized, and the number of considered gray-levels is reduced. This last point is very important as the size of the co-occurrence matrix is $N_g \times N_g$, N_g being the number of gray-levels. Considering less gray-levels can speed up the calculations, but may also reduce the efficiency of the texture features.

Once the GCLM is computed, we evaluate several texture features : Haralick's texture features presented on Tab.1¹, but also classical features like *cluster shade*, *cluster prominence*, etc. All those features are evaluated for different resolutions, directions and distance.

C. Gray Level Difference Matrix

This method, introduced by Weszka et al [21], has been widely use for analyzing medical images. The gray-level difference matrix is obtained by subtracting the original image with itself translated by a given displacement vector $d = (d_x, d_y)$:

$$GLDM(i,j) = |I(i,j) - I(i + d_x, j + d_y)| \quad (8)$$

$$p(k) = P(GLDM(i,j) = k) \quad (9)$$

Then statistics are evaluated from the frequencies $p(k)$ of gray-levels k in the image. This approach provides very fast computation of inter-pixel statistics, and this can be even improved by reducing the number of gray-levels. Nevertheless, as with the co-occurrence matrix, it has to be computed in several directions for each image to

¹see [11] for details

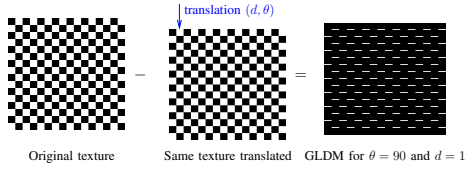


Fig. 3. Exemple computation of a GLDM

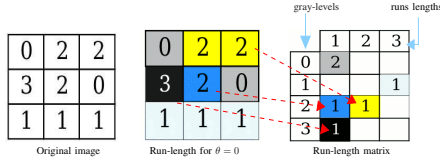


Fig. 4. run-length matrix computation

give global information. Fig.3 illustrates the construction process of the GLDM on a basic example.

Several features are evaluated on this matrix, among which :

$$contrast = \sum_{i=1}^{N_g} i^2 \cdot p_d(i) \quad (10)$$

$$uniformity = \sum_{i=1}^{N_g} [p_d(i)]^2 \quad (11)$$

$$entropy = \sum_{i=1}^{N_g} p_d(i) \log(p_d(i)) \quad (12)$$

$p_d(i)$ representing the probability of a pixel's luminance being i and N_g the number of gray-levels considered.

D. Image filtering

Convolutions with several structuring elements were performed to provide selective spectral information. 3×3 pixels four-neighborhood elements and also 5×5 pixels elements morphological tools performs low pass filtering on the image : This makes our analysis less influenced by local discontinuities. Once the operations are performed we evaluate the *mean* and *variance* of the modified gray-levels matrices.

E. Run-Length Matrix

The run-length matrix stores the number of runs of gray-level i , of length j , in a specified direction. This approach gives higher-order statistics than co-occurrence matrix or gradients method. It involves a high amount of computation, but has been used with success in medial image computing [19], [22]. The Run-Length matrix computation is illustrated on Fig.4 : each color represents a run in the direction $\theta = 0^\circ$ - the horizontal direction - and the Run-Length Matrix represents the count of runs for each possible gray-level.

We studied the efficiency of several classical features evaluated on the run-length matrix. Tab.II explicits those computations.

$$Short\ Run\ Emphasis = \frac{1}{N_r} \sum_{i,j} \frac{r(i,j)}{j^2} \quad (13)$$

(N_r number of runs)

$$Long\ Run\ Emphasis = \frac{1}{N_r} \sum_{i,j} j^2 \cdot r(i,j) \quad (14)$$

$$Gray-Level\ Non-Uniformity = \frac{1}{N_r} \sum_i [\sum_j r(i,j)]^2 \quad (15)$$

$$Run\ Length\ Non-Uniformity = \frac{1}{N_r} \sum_j [\sum_i r(i,j)]^2 \quad (16)$$

$$Run\ Percentage = N_r / N_p \quad (17)$$

(N_p number of pixels)

TABLE II
TEXTURE FEATURES FOR THE RUN-LENGTH MATRIX

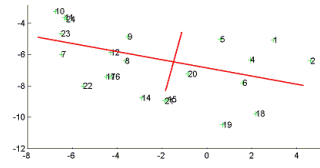


Fig. 5. Example computation of Principal Axes

F. Fourier transform

Spectral analysis has been performed on our data to provide another approach to texture analysis. We used FFT algorithm to compute the spectral components, but our texture features are mainly based upon the power spectrum, on which we evaluated *energy*, *mean value*, *maximum value*, *amplitude* and *variance*.

III. COMPARISON OF TEXTURE FEATURES

A. Principal Component Analysis

Principal component analysis is a statistical method for studying multidimensional data. It is widely used in data mining because it eases the interpretation of high dimensional data. PCA has been used in computer vision to perform shape and object recognition [6], [16] and is generally useful in pattern recognition. Our focus here is to reduce the number of attributes in order to find which of our texture features are best suited for processing on heart images, PCA will then give us information about the correlation between our variables and their ability to discriminate our sample images.

Technically, PCA finds a rotation in the representation space that maximizes the variance obtained along the first axes. Fig.5 illustrates the extraction of Principal components - represented by the two perpendicular lines - on two-dimensional data. By doing so we reduce the correlation between the projection axes and we can reduce the dimensions of the problem. To find the principal components, the covariance matrix is computed :

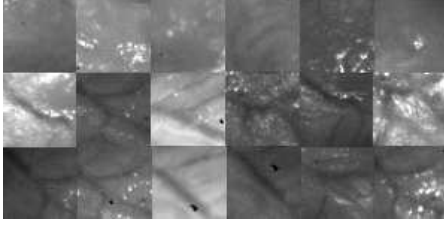


Fig. 6. Some of our test-images

$$C_{i,j} = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (X_{k,i} - \mu_i)(X_{k,j} - \mu_j) \quad (18)$$

where X is the data matrix, n the number of variables, C the covariance matrix which has variances of the data on its diagonal and co-variances between data elsewhere. Then the theory tells us that the eigenvector of the covariance matrix - once reordered with decreasing eigenvalues - give us the new base of PCA.

Once the result of PCA is known, we can evaluate the quality of the representation among each axis using the coefficient :

$$q = \frac{\sum_{i=1}^N \lambda_i}{\sum_{i=1}^{N_{axes}} \lambda_i} \quad (19)$$

This coefficient helps in selecting how many Principal Components must be chosen to have a good representation of the dataset i.e. to choose the dimension of the decision space.

B. Input Data

In order to generate the data for our analysis, we computed the feature vector from a set of 200 images. Those images come from experiments made at the experimental laboratory of the Medical University in Montpellier, and were selected to represent the regions of interest with different conditions of illumination. They have been classified into different sets before the study, so we can compare the result of our automatic classification procedure with the man-made classification. Our goal was to find a minimal set of features able to distinguish between the average surface of the heart and specific regions of interest that have a specific textures : the veins networks visible on the heart. Some of those manually-selected test-images are presented on Fig.6.

The feature vector is initially very large : we compute 117 features for each test-image. We perform Principal Component Analysis - Fig.7 and 9 - on the data. The following analysis is based on the result of this PCA.

C. Features selection

The *cumulative histogram* of variances - Fig.7 - shows the percentage of total variance that is represented on the first Principal Components. It represents the Principal Components that hold more than 95% of total variance : here only 9 PCs are needed to represent nearly all of the

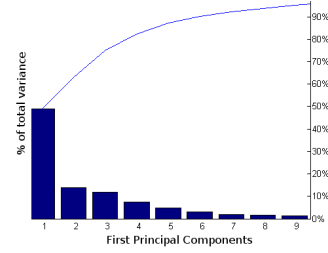


Fig. 7. Cumulative histogram of variances

total variance of our dataset. As we can see on Fig.7, the first Principal Axis holds almost half of the total variance, and first three Principal Axes hold about 80% of the total variance : the major part of the discriminative potential of our features is concentrated in this 3-dimensional space.

1) *First selection procedure*: In order to select the best features to retain the overall variability, an approach was to study the contribution of the different features on the first three principal components. As the PCA performs a rotation of data X from original features basis to the principal components basis, we looked at the rotation matrix R - $X_{PCA} = R.X$ - and the coefficients of R express the contributions of the different features to the Principal Components. By looking at the R coefficients, we highlighted that a few of our feature had a very high influence on the Principal Components, which confirms the first impression given by the histogram of variance. We extracted a 28 features set which corresponds to the features necessary to evaluate more than 90% - in norm - of the first three PCs.

To complete the analysis we recomputed a PCA using those components as the new basis. The results of this PCA are given on Fig.8. Looking at the two-dimensional projections², variability of data appears to have been preserved as there is no excessive grouping of plots and groups homogeneity remaining. On the other hand the cumulative variance histogram still shows an predominance the first Principal Component.

2) *Second selection procedure*: Another very informative representation is the correlation circle - Fig.9 - which shows the correlation³ of the features with the first two Principal Components, and consecutively shows the inter-correlation between the Principal Axes. The variables that appear nearby the circle are highly inter-correlated, while the one close to the origin are more linearly independent. For example the components in the very right of Fig.9 are highly inter-correlated, while the set of features closer to the center in the left of the figure is more independent.

As we try to reduce our features set and still preserve the information, we selected a set uncorrelated features in

²the different kind of plots on the projections represent the different preselected groups in our study

³the indexes on the correlation circle are the indexes of the features in our study

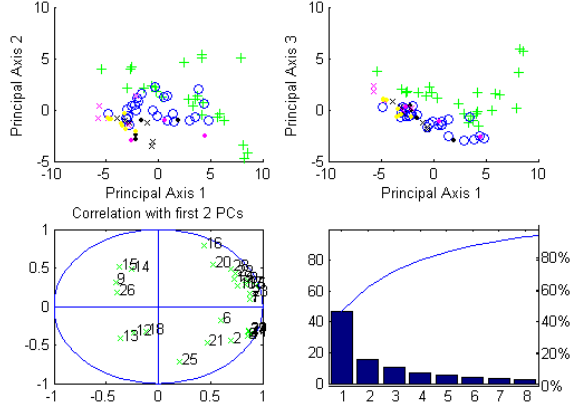


Fig. 8. PCA on our data with a reduced feature vector

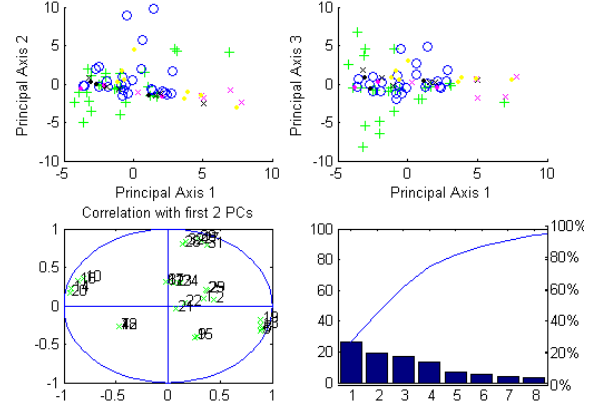


Fig. 10. PCA on our data with a reduced feature vector

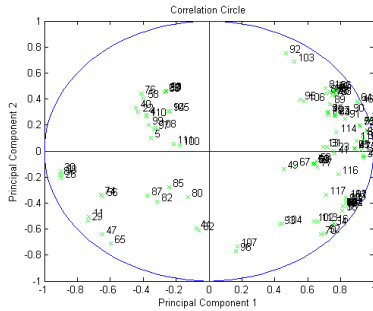


Fig. 9. the correlation circle

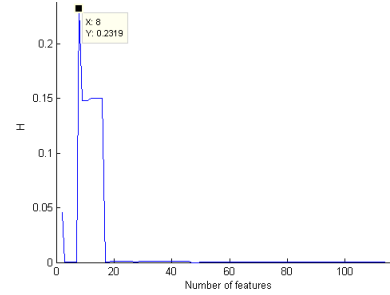


Fig. 11. Entropy of the feature sets from the correlation circle method

order to have uncorrelated features. We choose 32 textures attributes, corresponding to the group visible on the upper left of Fig.9. The result of Principal Component Analysis that you can see on Fig.10 shows that we still obtain a good distribution of the features on the projections. A noticeable characteristic of this set of feature is the good repartition of the variance among the components, as you can see on the histogram of Fig.10 which proves that we have reduced the correlation between our variables.

D. The predominant features

Considering the new set of features, we observe the predominance of *Gray-Level Co-occurrence Matrix* and *Run-Length matrix* approaches. The Run Length method is more represented in set 1, while the Gray Level Co-occurrence Matrix features are more present in the set with uncorrelated PCs.

Some of the features, like *cluster shade* and *cluster prominence* for the GLCM, or *Short Run Low Grey-Level Run Emphasis* and *Gray-Level Non-Uniformity* for the Run-Length method hold an important part of the overall entropy. Other features like *skewness* and *kurtosis* showed interesting possibilities, appearing in both sets of selected features, but first-order statistics stay behind higher order approaches.

On the other hand, Image Filtering did not show good results, and the FFT analysis showed mixed results : feature *mean of the power spectrum* is a part of the first set of

features and has a good contribution in the first Principal Component, but the other features appeared to be correlated with other variables.

IV. EVALUATION OF THE NEW FEATURE VECTORS

A. Entropy analysis

For a representation with N_i images and N_f features, the entropy is defined from the eigenvalues λ_i of the $N_f \times N_f$ covariance matrix by the relations :

$$H = \bar{\lambda}_i \log \bar{\lambda}_i \quad (20)$$

$$\text{with } \bar{\lambda}_i = \frac{\lambda_i}{\sum_{j=1}^{N_f} \lambda_j}$$

An high H value means that entropy is well balanced among the axis, so the best set will have the higher H value. The Tab.III shows the comparison between the entropy of the feature sets introduced in section III-C : *set 1* is the set obtained from the analyzes of the rotation operator and *set 2* is the set obtained with the correlation circle . It also shows the maximum value for the correlation circle method : as seen on Fig.11, the entropy is maximum for the set of the 8 less intercorrelated features, called *set 3* in the table.

As we can see on Tab.III, the first set does a better job in extracting entropy than the correlation-circle based methods do.

Set	H value
All features	3.0713e-017
set 1	0.6704
set 2	0.0011
set 3	0.2319

TABLE III

ENTROPY VALUES FOR THE SETS OF OUR STUDY

Set	correctly classified
All features	72%
set 1	88%
set 2	66%

TABLE IV

AUTOMATIC CLASSIFICATION RESULTS

As those vectors were designed to help distinction between regions of the heart, we tested our new feature vectors on a set of heart images to evaluate their ability to perform a correct classification of our images into two set : the images of the regions of interest and the ones of the rest of the heart surface. We performed geometric discrimination using the eulerian between our feature vectors. This approach is well adapted to integrate later in a region tracking algorithm.

Finally Tab.IV sums up the results of the classification process. The classification is not perfect but considering the complexity of the heart texture those results are encouraging. The first set of features still shows good results compared to the second one.

V. CONCLUSION AND FUTURE WORK

In this paper, we presented a comparison between some commonly used texture features applied to beating heart images. The issue of defining the best texture vector for performing visual servoing is difficult, as the solution is not unique and the criteria of evaluation numerous. In this work we focused on the quality of representation more than the computational efficiency. This is a deliberate choice, as the security of the patient may depend on the quality of the servoing. On the other hand selecting the good attributes also contributes in decreasing computational need and improves overall performance.

The results we obtained show some big differences between the attributes. This reinforces our conviction that texture tools are not universal and must be used selectively. The results on PCA showed the predominance of co-occurrence and run-length approaches, while entropy analysis and classification tests showed the advantages of reduced sets of features. We can see that inter-pixel information is primordial in analysis heart textures, and only high order statistics manage to perform efficient recognition.

Future work includes the integration of our feature vector in the region tracking process, with joint use of correlation methods and our texture vector. Medical visual servoing is a very complex task, and only extensive testing will determine if our approach really leads to robust estimation.

REFERENCES

- [1] M. Cenk Cavusoglu, Jason Rotella, Wyatt S. Newman, Sangeun Choi, Jeff Ustin, and S. Shankar Sastry. Control algorithms for active relative motion cancelling for robotic assisted off-pump coronary artery bypass graft surgery. In *Proc. 12th Int. Conf. on Advanced Robotics*, Seattle, WA, USA, jul 2005.
- [2] C.-W. CHAN, N. LAPORTE, and R. S. DEFRIES. Texture classification of logged forests in tropical africa using machine-learning algorithms. *NT. J. REMOTE SENSING*, 24(6) :1401–1407, 2003.
- [3] Clausi and Jernigan. A fast method to determine co-occurrence texture features. *IEEE Trans. on Geosciences and Remote Sensing*, 36(1) :298 – 300, 1998.
- [4] David A. Clausi. Comparison and fusion of co-occurrence, gabor and mrf texture features for classification of sar sea-ice imagery. *ATMOSPHERE-OCEAN*, 39(3) :183–194, 2001.
- [5] Loïc Cuvillon, Edouard Laroche, Jacques Gangloff, and Michel de Mathelin. Gpc versus h_∞ control for fast visual servoing of a medical manipulator including flexibilities. In *ICRA*, 2005.
- [6] Bruce A. Draper, Kyungim Baek, Marian Stewart Bartlett, and J. Ross Beveridge. Recognizing faces with pca and ica. *Comp. Vision and Image Understanding*, 91 :115–137, 2003.
- [7] Aria E.H., Saradjian M.R., Amini J., and Lucas C. Generalized cooccurrence matrix to classify iris-1d images using neural network. In *Proc. XXth ISPRS Congress*, pages 117–122, Istanbul, Turkey, jul 2004.
- [8] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, M. M. Arenas Sanchez, and Jacques Marescaux. Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control. *IEEE Trans. Robotics*, 2003.
- [9] R. Ginhoux, J. A. Gangloff, M. F. de Matheli, L. Soler, Mara M. Arenas Sanchez, and J. Marescaux. Beating heart tracking in robotic surgery using 500 hz visual servoing. In *Medical Robotics, Navigation and Visualization*, Remagen, Germany, mar 2004.
- [10] Mekhann GM, Goldsborough MA, and Borowicz LM. Predictors of stroke risk in coronary artery bypass patients. *Ann Thorac Surg*, 63 :516–521, 1997.
- [11] Haralick, R.M., Shanmugam, K., and Dinstein I. Textural features for image classification. *SMC*, 3(6) :610–621, November 1973.
- [12] B. Julesz. Visual pattern discrimination. *IRE Trans. on Information Theory*, 8 :84–92, 1962.
- [13] B. Julesz. Experiments in the visual perception of texture. *Scientific American*, 232(4) :2–11, 1975.
- [14] P. Kruizinga, N. Petkov, and S.E. Grigorescu. Comparison of texture features based on gabor filters. In V. Roberto et al., editor, *Proc. 10th Int. Conf. Image Analysis and Processing*, pages 142–147, sep 1999.
- [15] A. P. Kypson and Chitwood V. R. Jr. Robotic applications in cardiac surgery. *Int. Journal on Advanced Robotic Systems*, 1(2), 2004.
- [16] Fernando De la Torre and Michael J. Blacky. Robust principal component analysis for computer vision. In *Int. Conf. on Computer Vision*, Vancouver, Canada, jul 2001.
- [17] Y. Nakamura, K. Kishi, and H. Kawakami. Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery. In *Proc. 2001 Int. Conf. Robotics and Automation*, Seoul, Korea, may 2001.
- [18] T. Ortmaier. Motion estimation in beating heart surgery. *IEEE Trans. BME*, 52(10), oct 2005.
- [19] D. S. Raicu, J. D. Furst, D. Channin, D. H. Xu, and A. Kurani. A texture dictionary for human organs tissues' classification. In *Proc. 8th World Multiconf. on Systemics, Cybernetics and Informatics*, Orlando, USA, jul 2004.
- [20] A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M. Murphy, and J. R. Adler. Robotic motion compensation for respiratory motion during radiosurgery. *J. Comp. Aided Surgery*, 2000.
- [21] Weszka, J. S., C. R. Dyer, and A. Rosenfield. A comparative study of texture measures for terrain classification. *Trans. Systems, Man, and Cybernetics*, SMC-6(4) :269–285, 1976.
- [22] D.-H. Xu, A.S. Kurani, J.D. Furst, and D.S. Raicu. Run-length encoding for volumetric texture. In *4th Int. Conf. on Visualization, Imaging and Image Processing*, 2004.