

Université de Montréal

**Suivi des vaisseaux sanguins en temps réel à partir d'images ultrasonores mode-B et reconstruction 3D :  
Application à la caractérisation des sténoses artérielles**

par  
Samir Merouche

Institut de génie biomédical  
Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de maître ès Science appliquées (M.Sc.A.)  
en génie biomédical  
Option : Instrumentation et Imagerie biomédicale

Mars, 2013

© Samir Merouche, 2013

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Ce mémoire intitulé :

**Suivi des vaisseaux sanguins en temps réel à partir d'images ultrasons mode-B et reconstruction 3D :  
Application à la caractérisation des sténoses artérielles**

Présenté par :  
Samir Merouche

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr. Damien Garcia, Ph.D., Ing.  
président-rapporteur  
Dr. Guy Cloutier, Ph.D., M.Sc.A., Ing.  
directeur de recherche  
Dr. Pascal Bigras, Ph.D., M.Sc.A., Ing.  
membre du jury

## Introduction

---

La maladie des artères périphériques (MAP) se manifeste par une réduction (sténose) de la lumière de l'artère des membres inférieurs. Elle est causée par l'athérosclérose, une accumulation de cellules spumeuses, de graisse, de calcium et de débris cellulaires dans la paroi artérielle, généralement dans les bifurcations et les ramifications. Par ailleurs, la MAP peut être causée par d'autres facteurs associés comme l'inflammation, une malformation anatomique et dans de rares cas, au niveau des artères iliaques et fémorales, par la dysplasie fibromusculaire.

L'imagerie ultrasonore est le premier moyen de diagnostic de la MAP. La littérature clinique rapporte qu'au niveau de l'artère fémorale, l'écho-Doppler montre une sensibilité de 80 à 98 % et une spécificité de 89 à 99 % à détecter une sténose supérieure à 50 %. Cependant, l'écho-Doppler ne permet pas une cartographie de l'ensemble des artères des membres inférieurs. D'autre part, la reconstruction 3D à partir des images échographiques 2D des artères atteintes de la MAP est fortement opérateur dépendant à cause de la grande variabilité des mesures pendant l'examen par les cliniciens. Pour planifier une intervention chirurgicale, les cliniciens utilisent la tomodensitométrie (CTA), l'angiographie par résonance magnétique (MRA) et l'angiographie par soustraction numérique (DSA).

Il est vrai que ces modalités sont très performantes. La CTA montre une grande précision dans la détection et l'évaluation des sténoses supérieures à 50 % avec une sensibilité de 92 à 97 % et une spécificité entre 93 et 97 %. Par contre, elle est ionisante (rayon x) et invasive à cause du produit de contraste, qui peut causer des néphropathies. La MRA avec injection de contraste (CE MRA) est maintenant la plus utilisée. Elle offre une sensibilité de 92 à 99.5 % et une spécificité entre 64 et 99 %. Cependant, elle sous-estime les sténoses et peut aussi causer une néphropathie dans de rares cas. De plus les patients avec stents, implants métalliques ou bien claustrophobes sont exclus de ce type d'examen. La DSA est très performante mais s'avère invasive et ionisante.

Aujourd'hui, l'imagerie ultrasonore (3D US) s'est généralisée surtout en obstétrique et échocardiographie. En angiographie il est possible de calculer le volume de la plaque grâce à l'imagerie ultrasonore 3D, ce qui permet un suivi de l'évolution de la plaque athéromateuse au niveau des vaisseaux. L'imagerie intravasculaire ultrasonore (IVUS) est une technique qui mesure ce volume. Cependant, elle est invasive, dispendieuse et risquée. Des études *in vivo* ont montré qu'avec l'imagerie 3D-US on est capable de quantifier la plaque au niveau de la carotide et de caractériser la géométrie 3D de l'anastomose dans les artères périphériques. Par contre, ces systèmes ne fonctionnent

que sur de courtes distances. Par conséquent, ils ne sont pas adaptés pour l'examen de l'artère fémorale, à cause de sa longueur et de sa forme tortueuse.

L'intérêt pour la robotique médicale date des années 70. Depuis, plusieurs robots médicaux ont été proposés pour la chirurgie, la thérapie et le diagnostic. Dans le cas du diagnostic artériel, seuls deux prototypes sont proposés, mais non commercialisés. Hippocrate est le premier robot de type maître/esclave conçu pour des examens des petits segments d'artères (carotide). Il est composé d'un bras à 6 degrés de liberté (ddl) suspendu au-dessus du patient sur un socle rigide. À partir de ce prototype, un contrôleur automatisant les déplacements du robot par rétroaction des images échographiques a été conçu et testé sur des fantômes. Le deuxième est le robot de la Colombie Britannique conçu pour les examens à distance de la carotide. Le mouvement de la sonde est asservi par rétroaction des images US. Les travaux publiés avec les deux robots se limitent à la carotide.

Afin d'examiner un long segment d'artère, un système robotique US a été conçu dans notre laboratoire. Le système possède deux modes de fonctionnement, le mode teach/replay (voir annexe 2) et le mode commande libre par l'utilisateur. Dans ce dernier mode, l'utilisateur peut implémenter des programmes personnalisés comme ceux utilisés dans ce projet afin de contrôler les mouvements du robot.

Le but de ce projet est de démontrer les performances de ce système robotique dans des conditions proches au contexte clinique avec le mode commande libre par l'utilisateur. Deux objectifs étaient visés: (1) évaluer *in vitro* le suivi automatique et la reconstruction 3D en temps réel d'une artère en utilisant trois fantômes ayant des géométries réalistes. (2) évaluer *in vivo* la capacité de ce système d'imagerie robotique pour la cartographie 3D en temps réel d'une artère fémorale normale. Pour le premier objectif, la reconstruction 3D US a été comparée avec les fichiers CAD (computer-aided-design) des fantômes. De plus, pour le troisième fantôme, la reconstruction 3D US a été comparée avec sa reconstruction CTA, considéré comme examen de référence pour évaluer la MAP.

Cinq chapitres composent ce mémoire. Dans le premier chapitre, la MAP sera expliquée, puis dans les deuxième et troisième chapitres, l'imagerie 3D ultrasonore et la robotique médicale seront développées. Le quatrième chapitre sera consacré à la présentation d'un article intitulé "***A robotic ultrasound scanner for automatic vessel tracking and three-dimensional reconstruction of B-mode images***" qui résume les résultats obtenus dans ce projet de maîtrise. Une discussion générale conclura ce mémoire.

L'article intitulé "***A 3D ultrasound imaging robotic system to detect and quantify lower limb arterial stenoses: in vivo feasibility***" de Marie-Ange Janvier et al dans l'annexe 2, permettra également au lecteur de mieux

comprendre notre système robotisé. Ma contribution dans cet article était l'acquisition des images mode B, la reconstruction 3D et l'analyse des résultats pour le patient sain.

**Mots Clés :** robotique médicale, robot porte sonde, maladies artérielles périphériques, imagerie ultrasonore 3D, fantôme, imagerie vasculaire, mode main libre.

## Abstract

---

Locating and quantifying stenosis length and severity are essential for planning adequate treatment of peripheral arterial disease (PAD). To do this, clinicians use imaging methods such as ultrasound (US), Magnetic Resonance Angiography (MRA) and Computed Tomography Angiography (CTA). However, US examination cannot provide maps of entire lower limb arteries in 3D, MRA is expensive and invasive, CTA is ionizing and also invasive. We propose a new 3D-US robotic system with B-mode images, which is non-ionizing, non-invasive, and is able to track and reconstruct in 3D the superficial femoral artery from the iliac down to the popliteal artery, in real time.

*In vitro*, 3D-US reconstruction was evaluated for simple and complex geometries phantoms in comparison with their computer-aided-design (CAD) file in terms of lengths, cross sectional areas and stenosis severity. In addition, for the phantom with a complex geometry, an evaluation was realized using Hausdorff distance, cross-sectional area and stenosis severity in comparison with 3D reconstruction with CTA. A mean Hausdorff distance of  $0.97 \pm 0.46$  mm was found for 3D-US compared to 3D-CTA vessel representations. *In vitro* investigation to evaluate stenosis severity when compared with the original phantom CAD file showed that 3D-US reconstruction, with 3%-6% error, is better than 3D-CTA reconstruction, with 4-13% error. The *in vivo* system's feasibility to reconstruct a normal femoral artery segment of a volunteer was also investigated.

All of these promising results show that our ultrasound robotic system is able to track automatically the vessel and reconstruct it in 3D as well as CTA. Clinically, our system will allow firstly to the radiologist to have 3D images readily interpretable and secondly, to avoid radiation and contrast agent for patients.

**Keywords:** medical robotics, peripheral arterial disease, 3D ultrasound imaging, phantoms, vascular imaging, freehand scanning, stenosis.

# Table des matières

---

<b>Introduction</b> .....	iii
<b>Abstract</b> .....	vi
<b>Liste des figures</b> .....	x
<b>Liste des tableaux</b> .....	xiii
<b>Liste des abréviations</b> .....	xiv
<b>Remerciements</b> .....	xvi
<b>Chapitre 1 : la maladie artérielle périphérique</b> .....	1
1.1 Introduction .....	1
1.2 La maladie artérielle périphérique.....	1
1.2.1 Symptômes .....	4
1.2.2 Facteurs de risque .....	5
1.3 Méthodes de diagnostic: .....	6
1.3.1 Méthodes non invasives .....	6
1.3.2 Méthodes invasives .....	11
1.4 Traitement.....	14
1.5 Caractérisation de la sténose : .....	16
1.6 Résumé .....	16
<b>Chapitre 2 : imagerie ultrasonore</b> .....	18
2.1 Introduction .....	18
2.2 Système par balayage mécanique.....	19
2.3 Système main libre .....	20
2.3.1 Système de localisation .....	21
2.4 Applications de l'imagerie 3D US.....	23

2.4.1	Échocardiographie .....	24
2.4.2	L'obstétrique.....	24
2.4.3	L'angiographie ultrasonore .....	25
2.5	Résumé .....	26
<b>Chapitre 3 : robotique médicale .....</b>		<b>27</b>
3.1	Introduction .....	27
3.2	Catégories de robots médicaux.....	27
3.2.1	Robot bionique .....	27
3.2.2	Robot pour la chirurgie.....	28
3.2.3	Robots de diagnostics .....	30
3.3	Concept de sécurité.....	39
3.4	Conclusion.....	39
<b>Chapitre 4 : article scientifique.....</b>		<b>41</b>
4.1	INTRODUCTION.....	43
4.2	MATERIALS AND METHODS .....	45
4.2.1	3D-US Imaging Robotic System .....	45
4.2.2	Probe Calibration.....	45
4.2.3	<i>In Vitro</i> Analysis of Simple Vessel Geometry Segments.....	47
4.2.4	<i>In Vitro</i> Analysis of a Realistic Lower Limb Vessel Geometry.....	47
4.2.5	Automatic Tracking Trajectory and 3D Reconstruction .....	49
4.2.6	Quantitative Analysis of Performance.....	50
4.2.7	<i>ro</i> Feasibility Study .....	51
4.3	RESULTS.....	52
4.3.1	3D Representations of <i>in vitro</i> Phantoms #1 and #2 .....	52
4.3.2	3D Representations of <i>in vitro</i> Phantom #3.....	54
4.3.3	<i>In Vivo</i> Feasibility Study .....	57
4.4	DISCUSSION.....	58
4.4.1	3D Vessel Reconstruction Analyses.....	58
4.4.2	Comparison with the Literature.....	59



4.5	CONCLUSION .....	60
	<b>Chapitre 5 : discussion générale</b> .....	61
5.1	Rappel des objectifs de ce mémoire .....	61
5.2	Suivi automatique et reconstruction 3D .....	61
5.2.1	Fantômes simples .....	61
5.2.2	Fantômes à géométrie complexe .....	62
5.3	Limitations.....	62
5.3.1	Durée de l'examen.....	62
5.3.2	Système 3D-US robotisé .....	63
5.3.3	Quantification et localisation des sténoses .....	63
5.4	Étude de faisabilité <i>in vivo</i> .....	63
5.5	Améliorations possibles du système 3D-US robotisé.....	64
5.5.1	Précision : .....	64
5.5.2	Programmes informatiques et architecture du robot .....	64
5.5.3	Les sondes matricielles (3D) : .....	64
5.5.4	Contexte d'évaluation : .....	64
5.6	Applications.....	65
	<b>Bibliographie</b> .....	66
	<b>Annexe 1 : Accord des coauteurs</b> .....	xvii
	<b>Annexe 2 : Système robotique URS</b> .....	xviii

## Liste des Figures

---

<b>Figure 1.</b> Pourcentage de la population canadienne âgée de 12 ans et plus ayant déclaré des limitations particulières dans leur vie à cause d'une maladie du cœur, un AVC ou une autre maladie chronique. ....	2
<b>Figure 2.</b> Étapes de développement de l'athérosclérose .....	3
<b>Figure 3.</b> Ensemble des artères des membres inférieurs.....	4
<b>Figure 4.</b> examen permettant de déterminer l'index bras-cheville. ....	7
<b>Figure 5.</b> Enregistrement du volume impulsionnel.....	8
<b>Figure 6.</b> Imagerie mode-B; a) ligne RF, b) transformé d'Hilbert de la ligne RF et c) représentation en niveau de gris de la ligne. ....	9
<b>Figure 7.</b> a) principe de l'effet Doppler, b) Doppler couleur, c) Doppler pulsé.....	10
<b>Figure 8.</b> Exemple d'examen écho-Doppler du flux sanguin clinique. ....	10
<b>Figure 9.</b> a) Appareil d'angiographie de marque Philips, b) exemple d'angiographie des artères des membres inférieurs.....	12
<b>Figure 10.</b> a) Appareil TDM de marque General Electrics' b) exemple d'image TDM.....	13
<b>Figure 11:</b> a) Appareil D'IRM de marque GE, b) exemple d'image IRM.....	14
<b>Figure 12.</b> Angioplastie de l'artère fémorale.....	15
<b>Figure 13.</b> Pontage fémoro-poplité.....	16
<b>Figure 14.</b> Technique par balayage mécanique.....	20
<b>Figure 15.</b> Nomenclature des orientations de la sonde.....	20
<b>Figure 16.</b> La technique main libre.....	21
<b>Figure 17.</b> Bras mécanique FARO (FARO Medical Technologies, Orlando, FL, USA).....	22
<b>Figure 18.</b> Volume en 3D de la valvule mitrale.....	24
<b>Figure 19.</b> Image 3D US qui montre un bébé de 25 semaines .....	25
<b>Figure 20.</b> Procédure pour mesurer le volume de plaque athéromateuse à partir d'image 3D au niveau de la carotide. ....	25
<b>Figure 21.</b> Système d'aide à la marche.....	28
<b>Figure 22.</b> Robots pour la chirurgie minimalement invasive; a) le robot Zeus, b) le robot Da Vinci, c) le robot CASPAR, d) le robot ROBODOC, e) le robot CyberKnife.....	29

<b>Figure 23.</b> Sonde intracorporelle, a) Camera endoscopique, b) Image transmise par la caméra lors d'un examen endoscopique .....	30
<b>Figure 24.</b> Le robot Hyppocrate.....	31
<b>Figure 25.</b> Robot de l'université de la Colombie-Britannique .....	32
<b>Figure 26.</b> Robot TER (Télé-échographie robotique); a) Vue générale, b) gros plan sur l'anneau d'orientation, c) Site de commande.....	33
<b>Figure 27.</b> Robot de l'université de Tokyo, a) Robot esclave, b) robot maître [82].....	33
<b>Figure 28.</b> Le Robot Otelo (mObile Tele-Echography using an ultra-Light rObot) .....	34
<b>Figure 29.</b> Images des robots :a) le robot Syrtech, b) le robot Teresa.....	35
<b>Figure 30.</b> Robot de l'université Ehime, Japon, a) Vue de l'ensemble du robot échographique pendant un examen de l'abdomen; b) les différents ddl [92] .....	36
<b>Figure 31.</b> Le système d'imagerie ultrasonore 3D robotisé.....	37
<b>Figure 32.</b> Experimental setup: An overview of the 3D-US robotic system prototype scanning a vascular phantom. ..	45
<b>Figure 33.</b> Experimental setup of the probe calibration: a) Setup to determine the position of wires in the US image, b) setup to determine the Z-phantom location in the robot referential. ....	46
<b>Figure 34.</b> Phantoms used to evaluate the 3D-US robotic system. a) Phantom with double stenoses [116], b) ATS phantom model 525 with four flow channels simulating superficial vessels, each channel containing one stenosis, and c) iliac phantom with distributed severe stenoses [117], Phantoms (a) and (c) are shown without the box top cover and the agar-mimicking tissue material used to fill the phantom.....	48
<b>Figure 35.</b> Procedure used by the robot system to correct the trajectory of the artery with a B-mode image. The blue curve and red dot represent the segmented artery contour and its barycenter. Columns ( $x$ ) in the B-mode image represent probe elements and lines ( $y$ ) correspond to depth. $d$ is the distance between the barycentre coordinate ( $x_k$ ) and the central element of the probe (64th) along the axis $x$ . ....	50
<b>Figure 36.</b> Phantom #1 representing an artery with double stenoses, a) 3D-US reconstruction of a segment including both stenoses (red color) from the raw data, b) 3D-US reconstruction of the same segment with smoothing; c) cross-sectional areas plotted as a function of the longitudinal distance along the vessel, and d) stenosis severity plotted as a function of the longitudinal distance. The color map represents the lumen area reduction in percent, where blue color corresponds to the largest area of the non-diseased artery. ....	53
<b>Figure 37.</b> ATS phantom #2, a) 3D-US reconstruction of a segment including a stenosis of 75% (red color) from the raw data, b) 3D-US reconstruction of the same segment with smoothing; c) cross-sectional areas plotted as a function of the longitudinal distance along the vessel, and d) stenosis severity plotted as a function of the	

longitudinal distance. The color map represents the lumen area reduction in percent, where blue color corresponds to the largest area of the non-diseased artery. ....54

**Figure 38.** 3D representations of phantom #3 mimicking a diseased iliac artery, a) 3D-CAD representation, b) 3D-CTA reconstruction of the scanned segment of the artery depicted in (a); c) 3D-US reconstruction of the same segment, and d) 3D US and CTA plotted in the same referential after 3D-US rigid registration.....55

**Figure 39.** 3D-US reconstruction of a segment of the phantom mimicking an iliac artery, a) 3D-US reconstruction with raw data and b) with smoothing data.....55

**Figure 40.** Cross-sectional area (a) and stenosis severity (b) plotted as a function of the longitudinal distance along the iliac mimicking vessel for 3D CTA and US reconstructions. ....56

**Figure 41.** Hausdorff distance plotted as a function of the longitudinal distance along the iliac artery. ....56

**Figure 42.** 3D-US reconstruction of segment of superficial femoral artery, a) 3D-US reconstruction with raw data and b) with smoothing data. ....58

## Liste des Tableaux

---

<b>Tableau 1.</b> Évolution de la MAP en fonction des classifications de Rutherford et de Fontaine [7,8]. .....	5
<b>Tableau 2.</b> Les avantages et limitations des techniques d'imagerie ultrasonore 3D .....	23
<b>Tableau 3.</b> Les principaux systèmes pour l'échographie robotisée. ....	38
<b>Tableau 4.</b> Summary of <i>in vitro</i> performance assessments for phantom #3 mimicking an iliac diseased artery.....	57
<b>Tableau 5.</b> Pourcentages de sténose obtenus lors des reconstructions 3D-US et 3D-CTA comparées aux valeurs du fichier CAD ayant servi à la construction du fantôme à géométrie complexe. ....	62

## Liste des abréviations

---

### A

ATDM: angiographie par tomodensitométrie

AVC : accident vasculaire cérébral

ABI : ankle-brachial index

ARM: angiographie par résonance magnétique

### C

CTA: computed tomography angiography

CAD: computer-aided-design

### D

2D: bidimensionnel

3D: tridimensionnel

ddl: degré de liberté

DSA : digital subtraction angiography

### E

ECST : european carotid surgery trial

### I

IRM: imagerie par résonance magnétique

### M

MCV: maladie cardiovasculaire

MAP: maladie des artères périphériques

### N

NASCET: north american symptomatic carotid endarterectomy trial

## **O**

Otelo: mobile tele-echography using an ultra light robot

## **P**

PAD: peripheral arterial disease

PC MRA: phase contrast magnetic resonance

## **R**

RF : radiofréquence

## **T**

TDM: tomodensitométrie

TER: télé-échographie robotique

TOF MRA: time of flight magnetic resonance

## **U**

US: ultrasons ou ultrasonore

## **V**

VOP: vitesse du pouls

## Remerciements

---

Il y a énormément de personnes à qui je dois ce mémoire, mais hélas, je ne peux pas tous les nommer. Par contre, je tiens absolument à remercier mon directeur de recherche monsieur Guy Cloutier de m'avoir supporté et conseillé tout au long de ma recherche.

Un merci spécial à madame Jocelyne Émond, pour son aide lors de ma démarche pour être exempté des frais supplémentaires pour étudiants étrangers et monsieur Alain Vinet pour ses encouragements et son aide. Sans eux, ce mémoire n'aurait pas vu le jour. Merci également à madame Louise Allard pour les corrections constructives de mon mémoire, à Boris Chayer pour la fabrication des fantômes et Emmanuel Montagnon pour son aide côté programmation.

Ce projet n'aurait pas pu se réaliser sans l'aide de cliniciens et techniciens experts. Merci au docteur Gilles Soulez et à monsieur Michel Gouin qui m'ont familiarisé aux méthodes du diagnostic médical avec les ultrasons.

J'aimerais également exprimer ma reconnaissance à mes amis Abderrahmane Ouared et Ali Traoré Dubuis pour leur soutien moral et les bons moments qu'on a passés ensemble, cela sans oublier mes collègues du LBUM.

Enfin, je remercie tendrement ma femme, Amal Marref ainsi que mes enfants (Maroua, Nour et Ahmed), qui m'ont encouragé tout au long de ce projet. Un merci tout spécial du fond de mon cœur à ma mère, Naziha Marref, pour son amour inconditionnel et à mon père, Boubaker Merouche. Papa, tu m'as inspiré et tu as nourri ma curiosité depuis que je suis tout petit.



## Chapitre 1 : la maladie artérielle périphérique

---

Ce chapitre est dédié au contexte clinique sous-jacent à mon projet. Un bref aperçu de l'impact socio-économique des maladies cardiovasculaires et une description de la maladie des artères périphériques (MAP) amorcent ce chapitre. Ensuite, les symptômes de la MAP, les facteurs de risques, les méthodes de diagnostic et le traitement de cette maladie sont décrits. Finalement, le chapitre se termine par la description des différentes méthodes de caractérisation de la maladie.

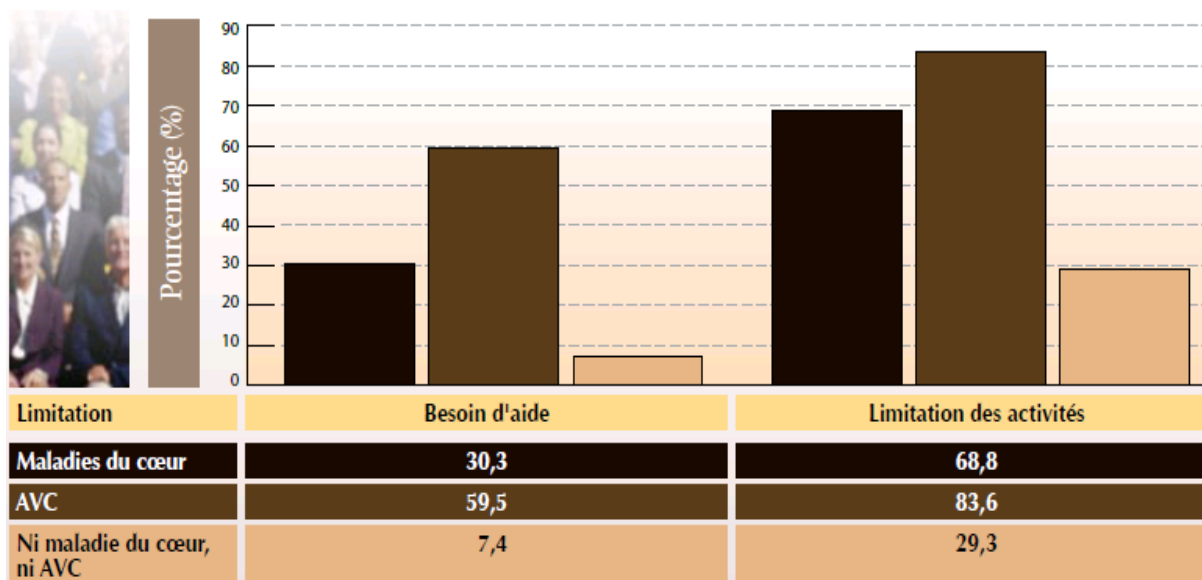
### 1.1 Introduction

Les maladies cardiovasculaires (MCV) sont parmi les principales causes de décès au Canada ainsi que dans les pays industrialisés. En 2007, 4,8 % de la population âgée de 12 ans et plus, soit 1,3 million de Canadiens, ont déclaré avoir été diagnostiqués d'une maladie cardiovasculaire par un professionnel de la santé alors que 317 500 Canadiens ont déclaré vivre avec les séquelles d'un accident vasculaire cérébral (AVC). La figure 1 montre que ces maladies engendrent des limitations au niveau des activités physiques des personnes qui en sont atteintes (68.8 % pour les maladies du cœur et 83.8 % pour les AVC, respectivement). Par ailleurs, bon nombre ont besoin d'aide dans leurs activités quotidiennes (30.3 % et 59.5 %, respectivement, pour ces deux pathologies). On note également que l'AVC est plus limitatif que les maladies du cœur. Il est clair qu'il est difficile, pour les gens souffrant de ces maladies, de retourner au travail après leur diagnostic initial. Ceci a des conséquences non seulement sur le revenu familial, mais aussi sur la productivité économique du pays. Par exemple, au Canada en 2000, les maladies cardiovasculaires ont engendré 7.6 milliards de dollars en soins de santé (coûts directs) et 14.6 milliards de dollars liés à l'incapacité ou au décès des malades (coûts indirects) [1].

### 1.2 La maladie artérielle périphérique

La maladie des artères périphériques (MAP) [2] se manifeste par une réduction (sténose) de la lumière de l'artère au niveau des membres inférieurs. Elle est causée par l'athérosclérose, une accumulation (figure 2) de cellules spumeuses, de graisse, de calcium et de débris cellulaires dans la paroi artérielle initiée par un dysfonctionnement endothélial qui se produit généralement dans les bifurcations et les ramifications [3]. Par ailleurs, la MAP peut être causée par d'autres facteurs associés comme l'inflammation, une malformation anatomique et dans de rares cas, au niveau des artères iliaques et fémorales, par la dysplasie fibromusculaire. Cette dernière se manifeste d'une part, par une

succession de sténoses dues à un épaississement important de la paroi de l'artère et de l'autre part, par des dilatations (anévrismes) qui peuvent se compliquer par des déchirures au niveau de la paroi artérielle [4].



**Figure 1.** Pourcentage de la population canadienne âgée de 12 ans et plus ayant déclaré des limitations particulières dans leur vie à cause d'une maladie du cœur, un AVC ou une autre maladie chronique, 2007<sup>1</sup>.

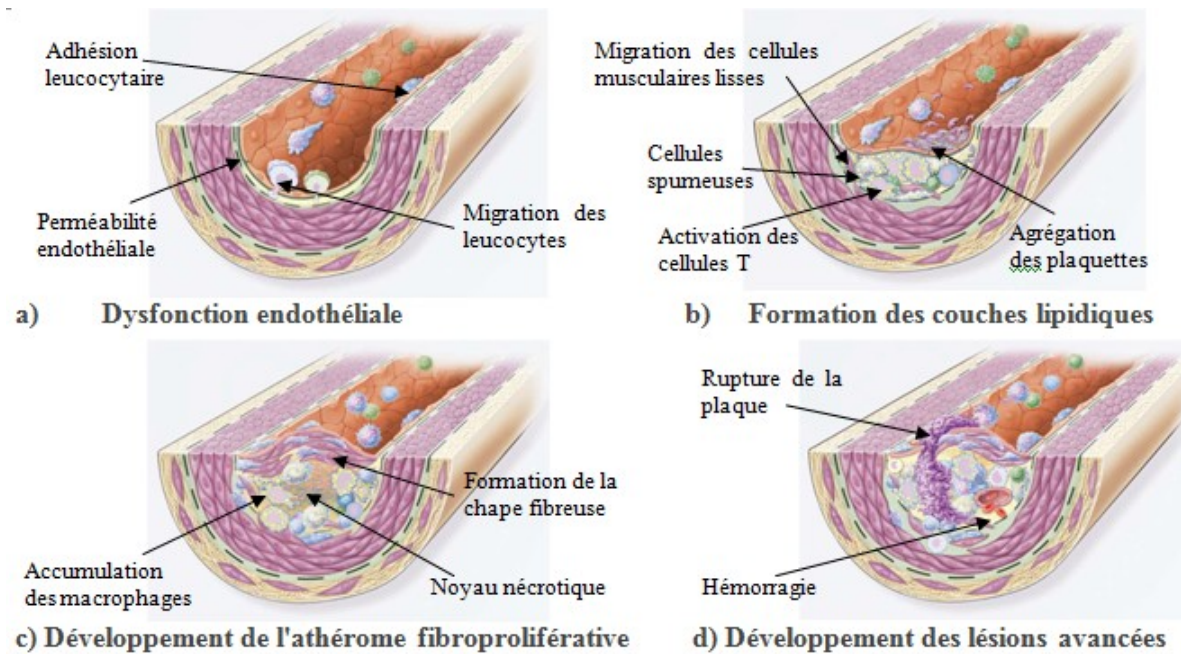
Le développement de l'athérosclérose passe par 4 étapes soit : l'initiation de la lésion, la formation de la couche lipidique, le développement de l'athérome fibroproliférative, et le développement des lésions avancées.

Tel qu'illustré à la figure 2, l'initiation des lésions (figure 2a) résulte d'une dysfonction endothéliale comprenant une augmentation de la perméabilité endothéliale aux lipoprotéines plasmatiques et autres constituants, tandis que la formation de la couche lipidique (figure 2 b) résulte d'une lésion inflammatoire qui affecte l'intima de l'artère. Les macrophages migrent alors vers ce site et s'ingurgite de cholestérol ce qui conduit à la formation des cellules spumeuses. En effet, la couche lipidique se compose essentiellement de cellules musculaires lisses, monocytes, macrophages et lymphocytes T et B [5].

L'athérome fibroproliférative (figure 2c) provient de la couche lipidique, contenant un grand nombre de cellules musculaires lisses et de cellules spumeuses. À cette étape de l'évolution de l'athérosclérose, une chape fibreuse et un noyau nécrotique se forment, le noyau est le résultat de l'apoptose (la mort cellulaire), d'une augmentation de l'activité protéolytique (dégradation des protéines sous l'effet d'enzymes pendant le métabolisme), et l'accumulation des lipides. Les lésions avancées (figure 2d) sont dues à l'accumulation continue des cellules qui composent la couche lipidique et

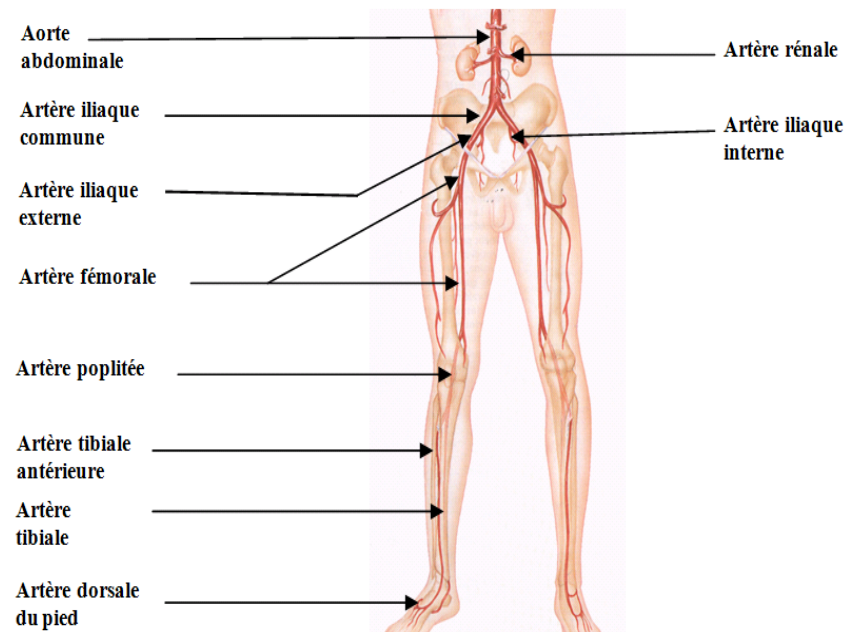
<sup>1</sup> <http://www.phac-aspc.gc.ca/publicat/2009/cvd-avc/toc-tdm-fra.php> (visité le 22/07/2011).

l'athérome fibroproliférative. À ce stade d'évolution de l'athérosclérose, on peut observer une hémorragie des microvaisseaux contenus dans la plaque. Aussi, la chape fibreuse devient fine et le risque de rupture devient grand.



**Figure 2.** Étapes de développement de l'athérosclérose [5].

La progression dans le temps de la plaque athéromateuse cause un rétrécissement (sténose) de plus en plus important de la lumière du vaisseau. La sténose des artères périphériques comme l'artère fémorale (figure 3) cause une diminution du flux sanguin au niveau des membres inférieurs, ce qui engendre une baisse d'oxygénation et d'apport nutritionnel dans les tissus et les muscles sous-jacents. Si le patient reste sans traitement, la sténose devient plus sévère et causera un problème cardiovasculaire [6], l'amputation du membre ou bien la mort du patient.



**Figure 3.** Ensemble des artères des membres inférieurs<sup>2</sup>.

### 1.2.1 Symptômes

Deux classifications ont été élaborées pour caractériser les symptômes de la MAP par Rutherford et Fontaine (Tableau 1). Rutherford classe les symptômes en catégories [7] et Fontaine les classe en grades [8]. Cliniquement, la méthode la plus utilisée pour classer le degré de sévérité de la MAP en fonction des symptômes est celle de Rutherford (standard clinique) [8] puisqu'elle est plus explicite que celle de Fontaine. Par exemple, le grade I de la classification de Fontaine ne spécifie pas si le patient souffre de claudication légère, modérée ou bien sévère.

Au début, la MAP évolue d'une manière silencieuse (phase asymptomatique). Cette phase correspond à la catégorie 0 de la classification de Rutherford (grade 0 selon Fontaine). Par la suite, la maladie se manifeste par une douleur musculaire, des crampes et une fatigue au niveau des membres inférieurs pendant la marche (catégories 1 à 3 selon Rutherford, et grade I selon Fontaine). Cette douleur disparaît au repos [8]. Durant cette phase, les patients ont du mal à marcher (boitent) à cause de la douleur. Ces symptômes sont appelés claudication intermittente.

Au fur et à mesure que la maladie évolue, la claudication intermittente devient fréquente et les douleurs plus intenses. Ces dernières persistent même au repos (catégorie 4 de Rutherford, grade II de Fontaine). L'évolution de la maladie continue jusqu'à ce que le flux sanguin soit compromis par la sévérité de la sténose (rétrécissement de l'artère). À

<sup>2</sup> [http:// www.lecorpshumain.fr](http://www.lecorpshumain.fr) (visité le 17/09/2011).

ce stade, les tissus en amont de la sténose manqueront d'oxygène et de nutriments (ischémie tissulaire). Ceci causera la mort de ces derniers (nécrose).

**Tableau 1.** Évolution de la MAP en fonction des classifications de Rutherford et de Fontaine [7,8].

<b>Description clinique</b>	<b>Rutherford (catégories)</b>	<b>Fontaine (grades)</b>
Asymptomatique	<b>0</b>	<b>0</b>
Claudication légère	<b>1</b>	<b>I</b>
Claudication modérée	<b>2</b>	<b>I</b>
Claudication sévère	<b>3</b>	<b>I</b>
Douleurs au repos ischémique	<b>4</b>	<b>II</b>
Mort des tissus mineur	<b>5</b>	<b>III</b>
Mort des tissus majeur	<b>6</b>	<b>III</b>

### 1.2.2 Facteurs de risque

Il existe deux familles de facteurs de risques : traditionnels et non traditionnels [9]. Les facteurs de risques traditionnels sont :

- L'âge : la prévalence de la MAP est de 14.5 % chez les personnes âgées de 70 ans et plus, alors qu'elle n'est que de 4.3 % pour les 40 ans et plus [10].
- Le tabagisme : Jonason et al [11] ont montré que les anciens fumeurs ainsi que les fumeurs actuels risquent de développer la MAP. Par contre, les anciens fumeurs sont moins susceptibles à la douleur au repos et améliorent beaucoup leur qualité de vie ainsi que leur chance de survie [11].
- Le diabète : 26 % des patients atteints de MAP sont diabétiques [10].
- Le cholestérol : plus de 60 % des patients atteints de MAP ont un taux de cholestérol élevé [10].
- L'hypertension : entre 50 % et 92 % des patients atteints de MAP sont des hypertendus [10].

Dans les facteurs de risques non traditionnels, on trouve qu'au niveau ethnique et racial la prévalence de la MAP est plus élevée chez les noirs (hommes et femmes) que chez les femmes hispaniques et les hommes chinois [12]. L'augmentation de la protéine c-réactive et du fibrinogène qui indique la présence d'une inflammation ont été associées avec la MAP [10]. Les facteurs hémostatiques de l'hyper-coagulation comme la lipoprotéine (a), l'homocystéine, les

anticorps anti-phospholipides et particulièrement les D-dimères ont été associés à une diminution importante de la distance de marche [13]. Planas et al [14] ont montré qu'un rapport taille-hanche supérieur à 0.966 augmente de 1.7 fois le risque de la MAP [14].

### 1.3 Méthodes de diagnostic:

Tel que mentionné antérieurement, les premiers stades de la MAP sont asymptomatiques, le diagnostic de la maladie survient donc plus tard, lorsqu'elle a atteint un certain stade et que le patient se plaint de douleurs. L'identification de la MAP se fait alors par un questionnaire sur la distance de la marche et la douleur au niveau des membres inférieurs [2]. Après que la MAP soit soupçonnée, le patient est normalement référé pour des examens non invasifs comme le test d'effort, l'index Bras-Cheville (ABI : Ankle-Brachial Index en anglais) et l'écho-Doppler afin de localiser et quantifier le degré de sévérité de la sténose.

D'autres techniques d'imagerie invasives sont également utilisées de façon courante en clinique telles que la tomodensitométrie (CTA : Computed Tomography Angiography en anglais), l'angiographie numérique avec soustraction (DSA : Digital Subtraction Angiography en anglais) et l'angiographie par résonance magnétique (MRA) afin de cartographier l'ensemble des artères des membres inférieurs.

#### 1.3.1 Méthodes non invasives

##### a) Index Bras-Cheville

L'index Bras-Cheville (ou ABI en anglais) représente la plus ancienne méthode de diagnostic de la MAP. Elle consiste à calculer le rapport entre la pression systolique au niveau de la cheville et celle au niveau du bras (figure 4). Pour calculer l'ABI de chaque côté du corps du patient, on utilise les deux formules suivantes :

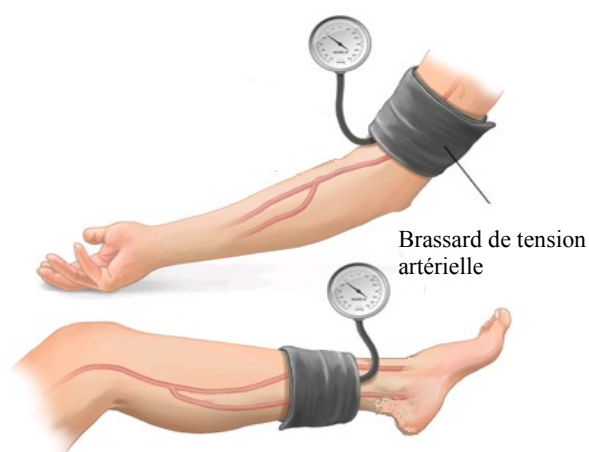
$$ABI \text{ droit} = \frac{\textit{Pression systolique au niveau de la cheville droite}}{\textit{Pression systolique au niveau du bras droit}} \quad (1)$$

$$ABI \text{ gauche} = \frac{\textit{Pression systolique au niveau de la cheville gauche}}{\textit{Pression systolique au niveau du bras gauche}} \quad (2)$$

Actuellement, le clinicien utilise un appareil qui donne directement l'ABI pour les deux côtés du corps. L'interprétation de l'ABI se fait comme suit :

- a) ABI supérieur à 0.90, patient normal (pas de MAP).
- b) ABI entre 0.41 et 0.90, MAP légère à modérée.
- c) ABI entre 0 et 0.40, MAP sévère.

Malgré la bonne sensibilité (91 %) et spécificité (86 %) de cette technique, elle présente des faiblesses. En effet, elle est incapable de détecter la MAP dans le cas où l'artère devient rigide (incompressible), notamment chez les patients âgés, diabétiques ainsi que les patients qui ont une maladie rénale à un stade avancé. Elle est aussi incapable de nous informer si la jambe est sténosée à un ou plusieurs endroits, ni sur quelle artère la/les sténose(s) se trouve(nt) (artère iliaque, fémorale, poplitée ou tibiale) [15-17].



**Figure 4.** examen permettant de déterminer l'index bras-cheville<sup>3</sup>.

#### b) Tests cliniques et exercices

Après qu'une MAP est soupçonnée par un test ABI, le clinicien effectue un test d'effort au patient sur un tapis roulant. La claudication intermittente apparaît après une distance moyenne de 300 m (typiquement entre 163 et 500 m) [17]. Après cette confirmation, il reste à localiser la MAP par des tests comme l'évaluation de la pression par segment ou bien la mesure de la vitesse de l'onde du pouls (VOP) [2, 8]. Dans l'évaluation de la pression segmentaire, on divise les membres inférieurs en plusieurs zones (figure 5), la sténose est détectée quand la pression entre deux zones consécutives diminue.

Pour déterminer la VOP, le même matériel de mesure de la pression est utilisé avec en plus une pléthysmographie (mesure du flot sanguin). L'endroit de la sténose est détecté quand le pic de la vitesse sanguine est

<sup>2</sup> <http://www.mayoclinic.com/health/medical/IM04412> (visité le 20/10/2011).

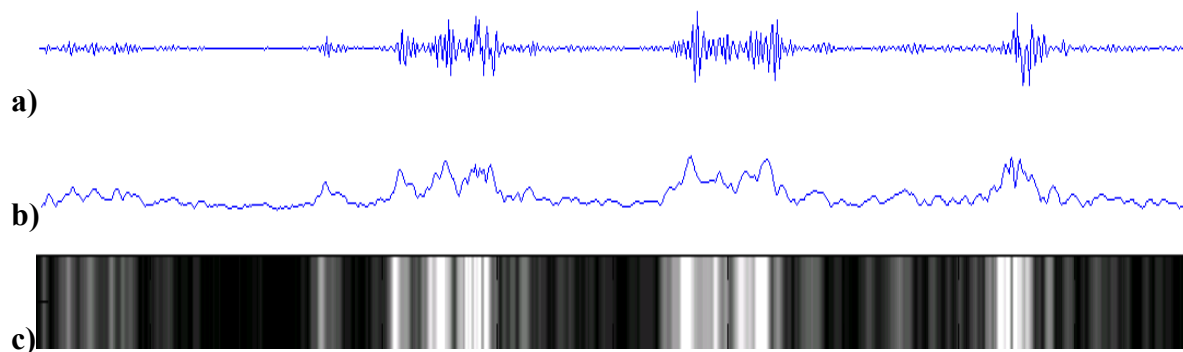






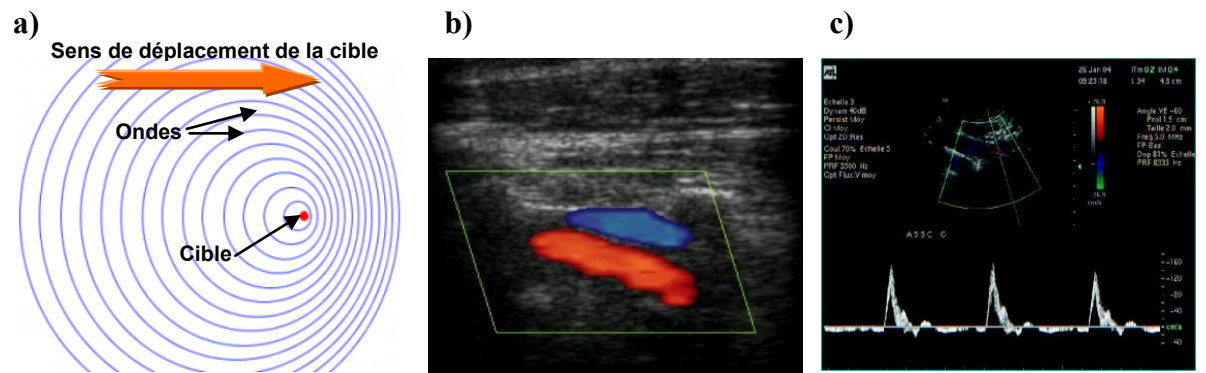
réfléchi. L'onde réfléchi (écho) crée une pression au niveau des éléments de la sonde qui est transformée en un signal électrique pour fin de détection et d'imagerie.

Les signaux électriques enregistrés sur chaque élément de la sonde sont appelés lignes RF (radiofréquence). Suivant la modalité qu'on veut afficher, les lignes RF sont traitées selon une séquence d'opérations spécifiques [18]. Dans le cas du mode B (Figure 6), l'amplitude des échos est codée en niveau de gris (blanc pour l'amplitude maximale, noire quand il n'y a pas d'écho).



**Figure 6.** Imagerie mode-B; a) ligne RF, b) transformé d'Hilbert de la ligne RF et c) représentation en niveau de gris de la ligne.

Le Doppler exploite le phénomène physique de l'effet Doppler (figure 7a) découvert par Christian Doppler en 1842. Les ondes qui se déplacent en direction du mouvement de la cible sont plus rapprochées que celles qui se déplacent dans le sens contraire du mouvement, ce qui veut dire que les fréquences d'une onde ultrasonore réfléchi par une cible en mouvement changent. En traitant ce signal dans le domaine temporel par des techniques de corrélation, nous obtenons sa représentation sous la forme d'échographie Doppler couleur (figure 7 b). Le codage en couleur donne une information visuelle sur le sens circulatoire sanguin: rouge vers les pieds et bleu vers le cœur. D'autre part, le traitement de l'écho dans le domaine spectral permet d'obtenir l'imagerie Doppler pulsé (figure 7 c). Cette modalité plus quantitative renseigne sur la direction et la vitesse du flux sanguin. Ces deux techniques sont utilisées en clinique pour apprécier le flux sanguin dans les artères, les veines ou le cœur. La figure 8 montre quelques exemples d'examen échographie-Doppler cliniques a) d'une artère saine, b) d'une artère avec une légère sténose, c) d'une artère avec une sténose modérée et d) d'une artère avec une sténose sévère.

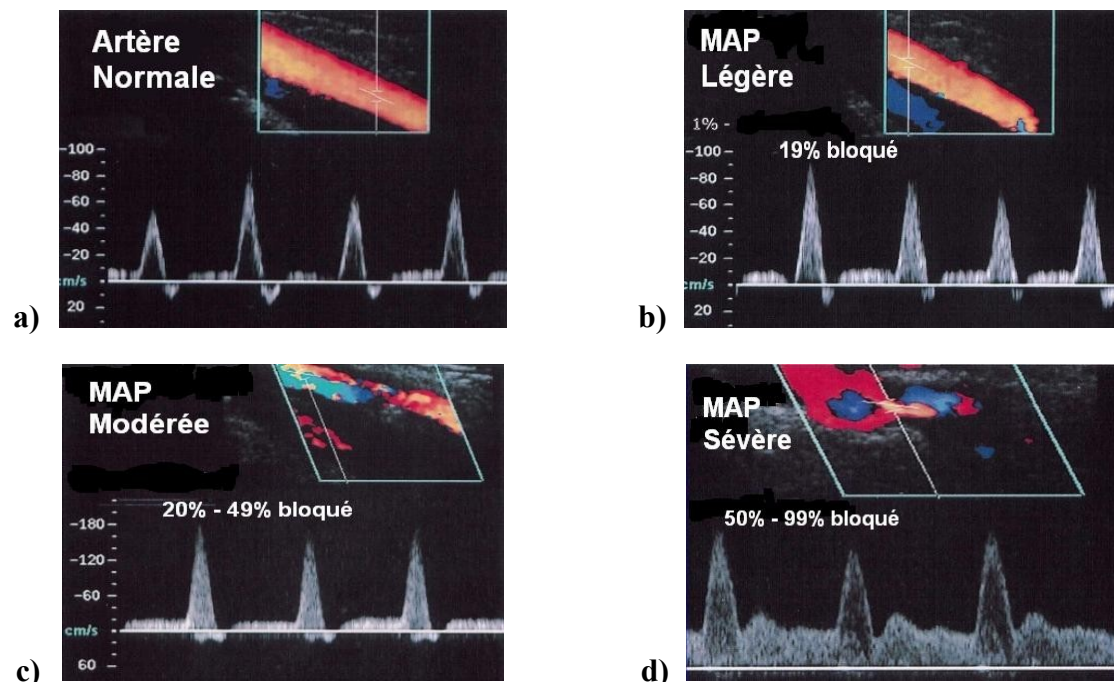


Effet Doppler : les ondes en direction du mouvement sont plus rapprochées

Superposition de la veine et de l'artère vertébrale<sup>5</sup>

Échographie-Doppler pulsé, enregistrement du flux au niveau de l'artère sous-clavière<sup>6</sup>

**Figure 7.** a) principe de l'effet Doppler, b) Doppler couleur, c) Doppler pulsé.



**Figure 8.** Exemple d'examen écho-Doppler du flux sanguin clinique<sup>7</sup>.

<sup>5</sup> <http://membres.multimania.fr> (visité le 15/04/2012).

<sup>6</sup> <http://www.jle.com> (visité le 15/04/2012).

<sup>7</sup> <http://www.hearthealthywomen.org> (visité le 24/04/2012).

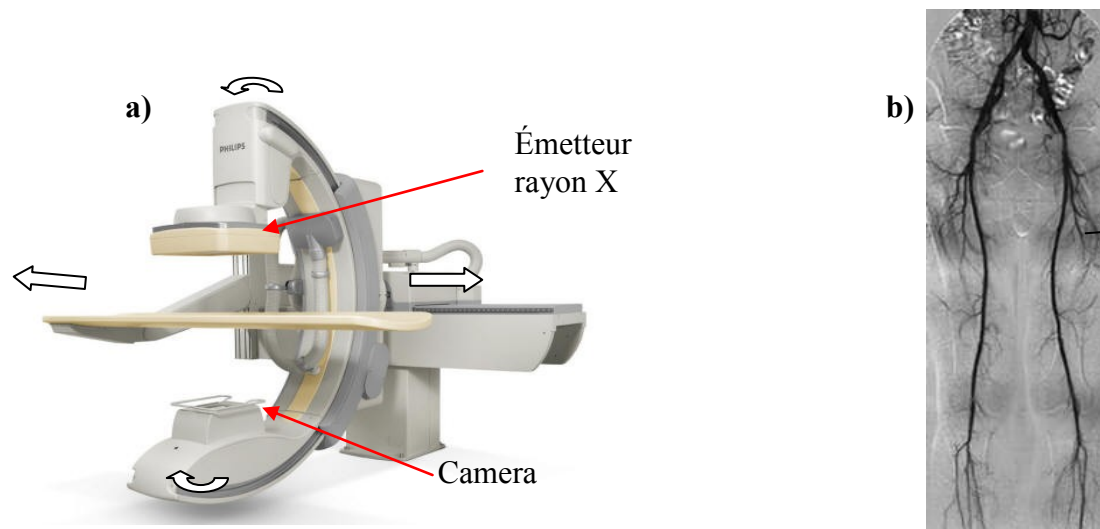
La littérature clinique rapporte les faits suivants concernant cette modalité d'imagerie. Au niveau de l'artère fémorale, l'écho-Doppler montre une sensibilité de 80 à 98 % et une spécificité de 89 à 99 % à détecter une sténose supérieure à 50 %. Aussi, en comparaison avec les autres modalités de diagnostics préopératoires, l'écho-Doppler présente la meilleure efficacité à moindre coût [19]. Cependant, l'écho-Doppler ne permet pas une cartographie de l'ensemble des artères des membres inférieurs. D'autre part, la reconstruction 3D à partir des images d'écho-Doppler des artères atteintes de la MAP est fortement opérateur dépendant à cause de la grande variabilité des mesures pendant l'examen par les cliniciens (e.g. inclinaison de la sonde) [19-21].

### **1.3.2 Méthodes invasives**

#### **a) Angiographie numérique avec soustraction**

L'angiographie numérique avec soustraction (DSA) est une technique d'imagerie qui étudie spécifiquement les vaisseaux sanguins; cette modalité diffère de la radiographie standard. Elle combine l'imagerie par rayons X et les produits de contraste (iode et dioxyde de carbone). Le produit de contraste est directement injecté dans la lumière des vaisseaux à l'aide d'un cathéter au niveau de la zone à imager afin de les rendre opaques aux rayons X. Il existe deux types d'angiographies : l'artériographie pour l'exploration des artères et la phlébographie pour les veines.

L'appareil d'angiographie (figure 9a) permet de faire des images des membres inférieurs et suivre le système vasculaire humain à l'aide d'un tube-caméra qui translate le long de la table sur laquelle repose un matelas transparent aux rayons X. Le système tube-caméra peut tourner autour de la table afin d'acquérir des images sur plusieurs angles de vue. Les images acquises sont traitées afin de soustraire les informations non pertinentes à l'examen, par exemple, les os pour ne laisser que l'image des artères. Un exemple (figure 9 b) montre une image reconstruite à partir de plusieurs coupes artériographiques des deux jambes. L'image montre deux sténoses, une au niveau de l'artère fémorale superficielle droite (flèche en haut) et l'autre au niveau de l'artère tibiale antérieure gauche (flèche en bas) [22]. L'angiographie numérique avec soustraction est très performante mais s'avère invasive, ionisante, relativement dispendieuse [22] et le produit de contraste peut causer une néphropathie, spécialement chez les patients qui ont un problème rénal [23-25].



**Figure 9.** a) Appareil d'angiographie de marque Philips<sup>8</sup>, b) exemple d'angiographie des artères des membres inférieurs<sup>9</sup>.

#### **d) Angiographie par tomодensitométrie (ATDM)**

L'ATDM est une modalité d'imagerie médicale (figure 10a) pour laquelle la cible est soumise à un balayage par un faisceau émis par un tube à rayon X. Le tube effectue une rotation autour de la cible en même temps que les récepteurs situés en face. Les récepteurs mesurent l'intensité des rayons X ayant subi une atténuation durant leurs passages à travers la cible. L'examen ATDM est de type volumétrique (figure 10b) et génère donc énormément de données nécessitant un long temps d'analyse (30-45min) [26]. L'évolution technologique des multi détecteurs a permis aux appareils ATDM de faire des examens plus rapides des membres inférieurs [27]. L'ATDM montre une grande précision dans la détection et l'évaluation des sténoses supérieures à 50 % avec une sensibilité de 92 à 97 % et une spécificité entre 93 et 97 % [28]. Néanmoins, elle est invasive, ionisante et le produit de contraste peut également causer des néphropathies [23-25].

<sup>8</sup> <http://www.radiologie-tivoli.com> (visité le 30/04/2012).

<sup>9</sup> <http://www.cardiodiac.net/angiographie.htm> (visité le 30/04/2012).



**Figure 10.** a) Appareil TDM de marque General Electrics<sup>10</sup>, b) exemple d'image TDM.<sup>11</sup>

#### e) Angiographie par résonance magnétique (ARM)

Cette modalité d'imagerie médicale des vaisseaux sanguins repose, comme l'IRM classique (figure 11a), sur le principe d'aligner les moments magnétiques (spin) des atomes d'hydrogène dans les tissus par un puissant aimant. L'application d'onde RF modifie l'alignement des spins et provoque un phénomène de précession qui engendre un signal électromagnétique mesurable. La localisation précise des signaux dans l'espace se fait par des gradients (champs magnétiques non-uniformes) qui vont induire une fréquence de précession des spins différente suivant leurs positions dans ces gradients. En partant de ce principe, il est possible de reconstruire des images en 2D et ensuite en 3D. Afin de produire des images de l'arbre vasculaire, un produit de contraste est injecté dans une veine pour modifier le temps de relaxation du fluide sanguin, ce qui permet de rehausser le contraste entre le sang et les tissus environnant (figure 11b) [29]. La circulation du produit de contraste permet d'imager l'arbre artériel.

<sup>10</sup> <http://www3.gehealthcare.com> (visité le 01/05/2012).

<sup>11</sup> <http://www.hearthealthywomen.org> (visité le 01/05/2012).



**Figure 11:** a) Appareil D'IRM de marque GE <sup>12</sup>, b) exemple d'image IRM<sup>13</sup>.

Il existe plusieurs familles de techniques d'ARM pour caractériser la MAP, les plus importantes sont l'ARM avec ajout de produit de contraste (contrast enhanced magnetic resonance angiography, CE MRA en anglais) qui offre une sensibilité de 92 à 99.5 % et une spécificité entre 64 et 99 %; l'ARM 2D par temps de vol (2D time of flight, TOF MRA en anglais) qui donne une sensibilité de 79 à 94 % et une spécificité entre 74 et 92 %; et l'ARM par contraste de phase (phase contrast, PC MRA en anglais) qui offre une sensibilité de 98 % et une spécificité de 74 % [19]. L'ARM avec ajout du produit de contraste (gadolinium) en bolus est maintenant la plus utilisée [30]. Par contre, elle sous-estime les sténoses [19] et peut aussi causer une néphropathie dans de rares cas. De plus, les patients qui ont subi une dérivation artérioveineuse peuvent avoir un faux diagnostic à cause de la contamination veineuse du contraste injecté [22]. Finalement, les patients avec stents, implants métalliques ou bien claustrophobes sont exclus de ce type d'examen.

## 1.4 Traitement

Le traitement de la MAP vise d'abord à réduire les facteurs de risques en améliorant le style de vie. Le tabagisme est l'un des facteurs de risques les plus importants à modifier, les médecins demandent à leurs patients d'arrêter le tabac, et pour ceux qui n'y arrivent pas, on leur conseille des thérapies de remplacement de la nicotine. Ceux qui ont arrêté de fumer verront à long terme leurs chances de survie améliorées et deviennent moins exposés à la douleur au repos [11].

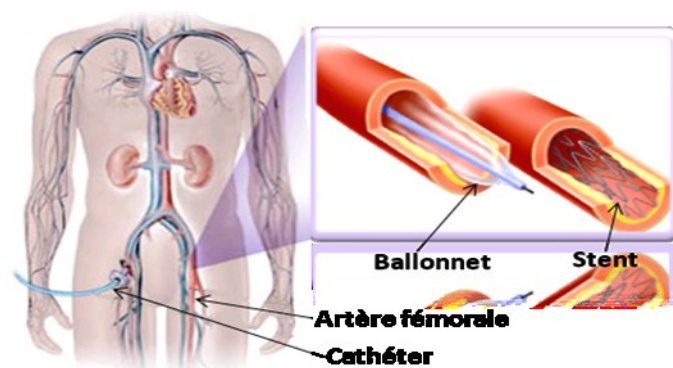
<sup>12</sup> <http://www.irmresonance.over-blog.com> (visité le 05/05/2012).

<sup>13</sup> <http://www.springerimages.com/Images> (visité le 05/05/2012).

Les médecins demandent aussi aux patients de suivre un programme d'exercices physiques, spécialement la marche, à raison de 2 à 3 séances par semaine d'une durée de 30 min jusqu'à la limite maximale de la douleur supportable (claudication) pendant 6 mois. Cela augmentera la distance de marche sans douleur de 180 % par rapport à la distance initiale avant de suivre le programme [31].

La thérapie médicamenteuse est un autre moyen très commun du fait de sa simplicité pour traiter la MAP. La thérapie antiplaquettaire, par exemple l'aspirine, constitue la principale ligne de défense, car elle prévient la formation des caillots sanguins en empêchant les plaquettes de s'agglutiner [32]. Comme la MAP est souvent associée à d'autres problèmes cardiovasculaires comme l'hypertension, le diabète et l'hyperlipidémie, il faut prévenir leurs complications en utilisant des régulateurs de la glycémie, les bêtabloqueurs ou l'angiotensine II pour l'hypertension et la statine pour abaisser le taux de cholestérol [32].

Pour les patients présentant des symptômes d'une sténose sévère, les médecins disposent de l'angioplastie percutanée et de la chirurgie. L'angioplastie percutanée consiste à introduire un ballonnet à l'intérieur de l'artère afin de la dilater (figure 12). Elle est généralement suivie par une mise en place d'une endoprothèse (stent en anglais). Les bénéfices de l'angioplastie pour les patients atteints de MAP sont la courte durée d'hospitalisation puisqu'elle est peu invasive et le soulagement rapide après l'intervention. Par contre, elle ne diminue pas le risque de décès chez les patients atteints de MAP, même si elle est combinée à un traitement médicamenteux [2, 33].

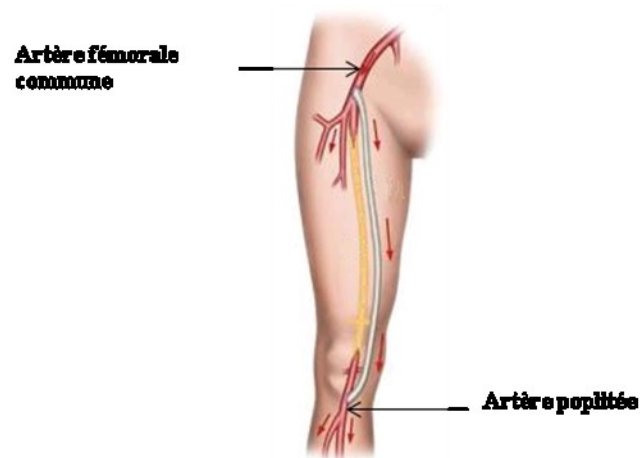


**Figure 12.** Angioplastie de l'artère fémorale.

Le taux de réussite à court terme de l'angioplastie percutanée est  $> 90 \%$ . Cependant après 2 ans, la formation de thromboses plaquettaires causera une resténose dans 40 % à 60 % des artères fémoro-poplitées et une réocclusion par la suite [8, 34]. Pour les patients qui présentent une ischémie sévère des membres inférieurs, les médecins pratiquent une



chirurgie de revascularisation (pontage) ou bien une amputation pour ceux dont le pontage ne revitalisera pas les tissus endommagés (ischémiques) [35, 36]. Le pontage est une technique qui consiste à contourner un vaisseau ou une partie de celui-ci à l'aide d'un tube synthétique ou un fragment de veine (veine saphène) afin de restaurer la circulation sanguine (figure 13). Malgré le taux élevé de survie pour les patients ayant subi un pontage, la technique est limitée par l'infection et la gangrène [36]. L'amputation reste le dernier recours quand la chirurgie devient trop risquée [36].



**Figure 13.** Pontage fémoro-poplité.

## 1.5 Caractérisation de la sténose :

Les critères NASCET (North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial) et ECST (European Carotid Surgery Trial), d'abord proposés pour l'artère carotidienne, sont également utilisés pour quantifier les sténoses et leur occurrence chez les patients atteints de MAP. Chacune des deux méthodes possède des faiblesses, NASCET sous-estime les sténoses et ECST a un biais subjectif au niveau de l'estimation du diamètre de l'artère non visible [37]. Des équations empiriques permettent de passer d'une méthode à l'autre, où le pourcentage obtenu est exprimé en réduction de diamètre:

$$\text{ECST}\% = 0.8 \times \text{NASCET}\% + 22 \% \quad (3)$$

$$\text{NASCET}\% = 1.25 \times \text{ECST}\% - 27.5 \% \quad (4)$$

## 1.6 Résumé

Considérant l'importance clinique de la MAP et son impact social et financier [1], il est essentiel d'offrir aux médecins des outils de diagnostic adéquat afin de sélectionner la meilleure stratégie de traitement qui pourra soulager la douleur des patients et réduire les facteurs de risques des MCV [38]. Les techniques d'imagerie actuelles permettent de



localiser et de quantifier les sténoses. Entre autres, l'écho-Doppler est capable de fournir ces informations d'une manière non invasive dès la première consultation. De plus, dans certains cas elle est utilisée pour planifier une angioplastie ou bien un pontage [39, 40]. L'angiographie par soustraction numérique demeure le standard clinique pour planifier une intervention chirurgicale (angioplastie, pontage). Elle est aussi utilisée pour visualiser les sténoses qui sont très proches ainsi que les vaisseaux calcifiés qui sont difficilement visibles par écho-Doppler [39, 41]. Par contre, elle est ionisante (rayon X) et invasive (produit de contraste). L'IRM et la TDM offrent plus d'informations par rapport aux autres techniques à cause des images 3D qu'elles fournissent. Par contre, l'IRM est dispendieuse et la TDM ionisante. De plus, elles sont toutes les deux invasives à cause du produit de contraste qu'on injecte au patient.

Plusieurs études cliniques ont montré une bonne concordance entre l'écho-Doppler, le CTA et la TDM pour l'évaluation de la sévérité des sténoses [42-44]. L'imagerie ultrasonore est non invasive, non ionisante et non dispendieuse. Cependant, les images ultrasonores sont dépendantes de l'angle d'insonification et de la variabilité inter observateurs [20, 40, 45]. Généralement, la planification d'une intervention chirurgicale chez les patients présentant des symptômes de la MAP est basée sur l'écho-Doppler, en divisant la jambe en segments artériels [41] ou par les autres modalités d'imagerie (angiographie par soustraction numérique, IRM, TDM) qui offrent directement une image de l'ensemble des artères des membres inférieurs.

Cependant, il est possible d'assembler plusieurs images 2D US acquises avec des orientations et des positions arbitraires pour avoir une représentation 3D de la région d'intérêt. Par conséquent, une reconstruction 3D des artères des membres inférieurs pourrait améliorer la fiabilité et la précision du diagnostic et offrir un suivi de l'évolution de la maladie. Dans ce contexte, l'objectif principal de ce mémoire est de concevoir, en utilisant un robot porte-sonde, des algorithmes de suivi automatique de la trajectoire de l'artère fémorale et sa reconstruction 3D en temps réel à l'aide de l'échographie. Les deux chapitres suivants résument respectivement l'état de l'art en imagerie 3D-US ainsi qu'en robotique médicale. Le reste de ce mémoire est la présentation de notre stratégie robotique pour réaliser cette technique. Le présent mémoire se termine par une discussion des résultats et une conclusion.

## Chapitre 2 : imagerie ultrasonore 3D

---

Ce deuxième chapitre est consacré à la technique d'imagerie ultrasonore 3D (3D US). Après une brève introduction sur l'intérêt de cette technique principalement pour la MAP, nous décrirons quelques techniques permettant l'imagerie 3D US ainsi qu'un aperçu de quelques applications de cette dernière. Un résumé termine ce chapitre.

### 2.1 Introduction

L'échographie conventionnelle (2D) est une modalité d'imagerie de plus en plus utilisée dans la plupart des examens en clinique y compris la MAP. Les avantages de cette modalité sont nombreux, elle est peu coûteuse, elle permet des examens en temps réel de la plupart des tissus humains et surtout elle est sécuritaire pour le patient. Cependant, contrairement aux autres modalités d'imagerie telles que l'ARM et la ATDM, qui offrent des images 3D, l'échographie 2D ne permet pas de fournir des informations anatomiques ni de mesures quantitatives précises sur la morphologie de l'organe ou du tissu examiné.

Dans le cas de la MAP, le suivi de l'évolution de la plaque athéromateuse permet une meilleure planification du traitement (médicamenteux ou chirurgical) qui nécessite plusieurs examens avec des modalités d'imagerie 3D. Toutefois, des modalités 3D existantes, l'ARM est invasive et ionisante et l'ATDM est dispendieuse et invasive. L'échographie 3D est une modalité qui permet de pallier à ces inconvénients. L'intérêt pour les images 3D US est dû au fait qu'elles sont plus intuitives et interactives, puisque le clinicien peut changer l'angle de vues de la région d'intérêt, générer des coupes en 2D suivant des orientations quelconques et prendre des mesures volumiques. De plus, elle est peu coûteuse et sécuritaire.

L'échographie 3D repose sur quatre systèmes d'acquisition d'images : les systèmes mécaniques [46], les systèmes main libre [47], les sondes 3D [48] et les systèmes sans capteurs de localisation [49]. Les sondes 3D sont constituées de plusieurs rangées d'éléments piézoélectriques formant ainsi une matrice, qui peuvent diriger et focaliser le faisceau ultrasonore dans la direction de l'élévation pour une meilleure précision en 3D [18]. Également, elles peuvent acquérir directement des volumes en 3D [50]. Cependant, elles sont lourdes, chères et complexes à réaliser en comparaison aux sondes 2D [51]. Les systèmes sans capteur estiment la position de la sonde dans l'espace par décorrélation des images ou bien régression linéaire. Par contre, cette approche est beaucoup moins précise que le système main libre.

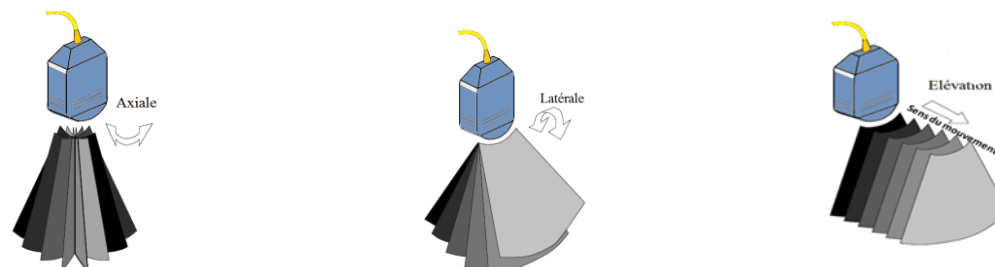
Dans ce projet, l'échographie 3D par balayage mécanique a été utilisée. Son principe, la technique main libre ainsi que les systèmes de localisations seront décrits dans ce qui suit.

## 2.2 Système par balayage mécanique

Ce système utilise un mécanisme à l'intérieur de la sonde qui permet au plan de l'image mode-B de balayer la zone d'intérêt suivant un seul axe (un degré de liberté). La taille du volume acquis est liée au degré de liberté et à la taille de la sonde utilisée. La figure 14 illustre les trois méthodes de balayage mécanique que l'on retrouve commercialement.

La première méthode (figure 14a) est une rotation axiale (voir la figure 15 pour la définition des axes d'une sonde ultrasonore) qui produit un volume conique pour une sonde convexe (le volume est de forme cylindrique si la sonde est linéaire). La deuxième méthode (figure 14b) est une rotation latérale, qui produit un volume en forme d'éventail et la dernière (figure 14c) est une translation en direction de l'élévation qui donne un volume sous forme de prisme.

Les trois techniques présentent des avantages et des limitations. L'avantage majeur pour les deux techniques de rotation axiale et latérale (volume conique et éventail respectivement) est la petite taille de la fenêtre acoustique (fenêtre permettant la visualisation de la zone d'intérêt) utilisée pour tout le volume acquis. Elle trouve son utilité au niveau du corps humain dans les zones où la fenêtre acoustique est petite ou bien difficile d'accès (e. g., cœur). Par contre, ces deux techniques (volume conique et éventail) ont un espacement entre les coupes (images) qui n'est pas uniforme puisque l'écart entre les images augmente avec la profondeur pour la forme en éventail et en partant du centre pour la forme en cône. L'avantage de la technique de rotation suivant la direction de l'élévation (forme de prisme) est l'uniformité de l'espace entre les coupes, ce qui rend le volume uniformément échantillonné. Néanmoins, elle nécessite une grande fenêtre acoustique. Pour ces trois méthodes, le balayage mécanique est technologiquement simple à réaliser et à utiliser. La première machine dédiée à l'imagerie ultrasonore 3D est le scanner Kretztechnik Combison 330 de la compagnie Voluson.

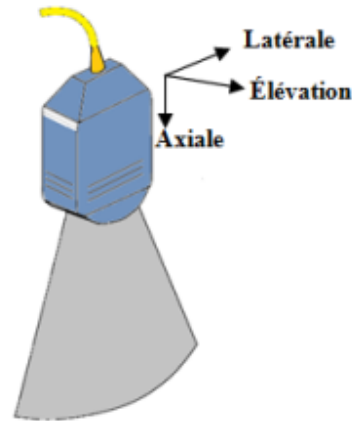


f) Cône

g) Éventail

h) Prisme

**Figure 14.** Technique par balayage mécanique.



**Figure 15.** Nomenclature des orientations de la sonde.

### 2.3 Système main libre

La technique main libre permet des mouvements libres dans l'espace de travail (le radiologue n'a pas de contrainte de mouvement avec la sonde). Avec cette technique, la sonde possède 6 degrés de liberté (trois translations et trois rotations). Elle repose sur le principe d'attacher un capteur de position sur la sonde ultrasonore (figure 16). Le récepteur est relié à l'émetteur soit par voie magnétique, optique ou bien sonore. À chaque mouvement de la sonde, le capteur de position transmet sa position. L'avantage du système main libre par rapport au balayage mécanique est qu'on peut acquérir un volume de données suivant des directions arbitraires du fait qu'il n'y a pas de contrainte de mouvement sur la sonde.

Cette approche est moins chère puisqu'on utilise un système d'imagerie conventionnel avec un capteur de position commercial. Par contre, elle nécessite un radiologue entraîné pour ce genre de technique (le radiologue doit s'entraîner afin d'acquérir un volume de données dense pour une meilleure reconstruction 3D). Certaines régions sont imagées sous différents angles, ce qui augmente le volume et peut nuire à la reconstruction 3D. En plus, les capteurs de positions pouvant être exposés aux interférences (appareils, moteurs, obstacles, etc.), ce qui peut altérer les données de positions.

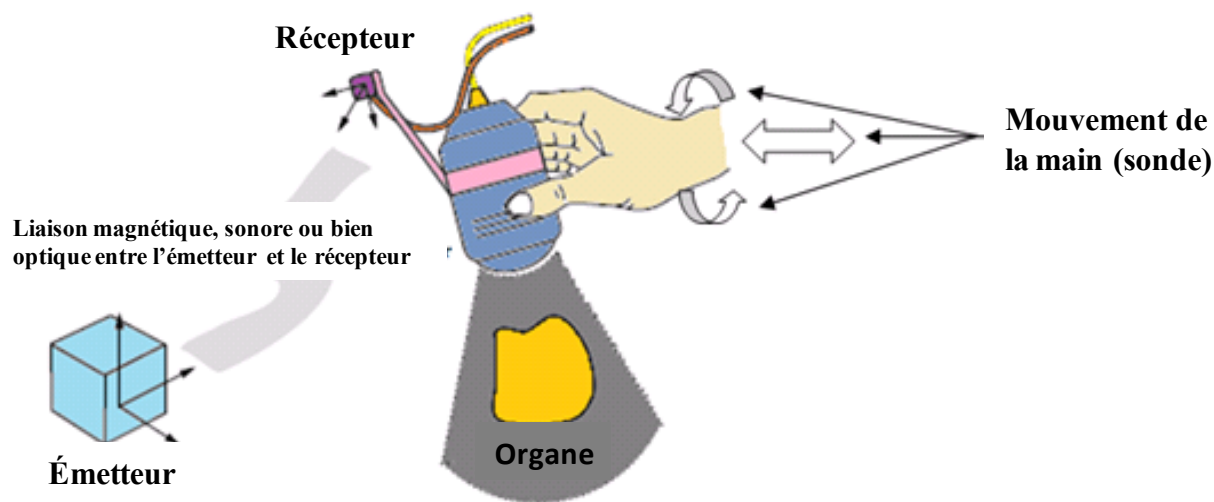


Figure 16. La technique main libre.

### 2.3.1 Système de localisation

Le capteur de position est monté sur la sonde ultrasonore (figure 16). Cela permettra de connaître la position et l'orientation de la sonde dans le repère de l'émetteur. Nous allons nous intéresser dans ce qui suit aux systèmes de localisation à savoir les systèmes magnétiques, sonores, optiques et les bras mécaniques.

#### a) Système magnétique

Il est composé de deux parties : le capteur et le transmetteur. Le capteur est placé sur la sonde ultrasonore et le transmetteur servira par la suite de repère pour la reconstruction 3D. Ces systèmes, comme leur nom l'indique, utilisent le champ magnétique. Par l'analyse du courant induit dans les bobines du capteur attaché à la sonde, on peut calculer la position et l'orientation de ce dernier par rapport à la source émettrice. Ces systèmes sont très sensibles aux interférences causées par l'instrumentation électronique ainsi qu'aux objets métalliques qui peuvent altérer les mesures. Cependant, ils ne perturbent pas la sonde ultrasonore et sont simples d'utilisation [52].

#### b) Système sonore

Ce système exploite la durée du temps de vol de l'onde sonore entre l'émetteur et le récepteur, en connaissant la vitesse de propagation de l'onde sonore dans l'air, on peut déduire la distance entre l'émetteur et le récepteur [53]. La précision de ce système est de l'ordre du mm pour la translation, par contre, pour la rotation, tout dépend de la distance des émetteurs qui sont posés sur la sonde. Par exemple, si on veut avoir une précision angulaire de 0.5 degré, il faut que

la distance entre les deux émetteurs posés sur la sonde soit inférieure à 10 cm [54]. Ceci devient contraignant au niveau de la maniabilité de la sonde.

### c) Système optique

Ce système utilise le même principe que celui du système sonore, mais en utilisant des capteurs optiques [55]. Par conséquent, on élimine les perturbations liées à l'environnement de travail. De plus, si on place plusieurs caméras, on s'affranchira de la contrainte de la ligne de vue entre les capteurs et les caméras. La résolution du système optique est de l'ordre de 0.1 mm. À cause de cette précision, il est souvent intégré aux systèmes de neuronavigation. Par contre, il reste encombrant et très cher.

### d) Système du bras mécanique

Il consiste à attacher une sonde ultrasonore au bout d'un bras mécanique. Connaissant la géométrie du bras et l'angle entre chaque segment de ce dernier, il est possible de calculer avec précision la position et l'orientation de la sonde [56]. La précision de ces systèmes est de l'ordre de 0.4 mm si on réduit la longueur cumulative du bras ainsi que le nombre d'articulations dans ce dernier [57]. Ce genre de système est utilisé dans la télémédecine [58]. Le bras mécanique nous permet d'obtenir des mesures de la position et de l'orientation de la sonde sans les perturbations du milieu environnant. Il possède aussi une grande vitesse de mise à jour (nombre de mesure de la position et de l'orientation de la sonde par seconde) et une latence très faible (le temps pour le système à détecter un mouvement). Cependant, plus on augmente la liberté de mouvement, plus la précision diminue [57]. Un système de positionnement est commercialisé avec seulement trois articulations pour une meilleure précision (figure 17). Le tableau 2 résume les avantages et les limitations de chaque technique d'imagerie 3D présentées.



**Figure 17.** Bras mécanique FARO (FARO Medical Technologies, Orlando, FL, USA)<sup>14</sup>

---

<sup>14</sup> <http://www.inprojautomotive.com/images/faro-arm.jpg> (visité le 15/08/2012).

**Tableau 2.** Les avantages et limitations des techniques d'imagerie ultrasonore 3D

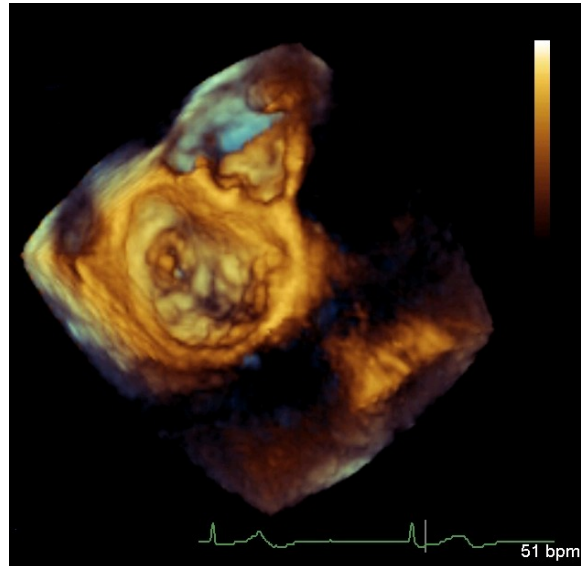
	Techniques	Avantages	Limitations
<b>Balayage mécanique</b>	<b>Sonde matricielle</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Acquisition en temps réel de deux plans orthogonaux.</li> <li>- Possibilité de faire l'imagerie 2D conventionnelle.</li> <li>- Possibilité d'imagerie Doppler.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Complexité de la réalisation.</li> <li>- Nécessite un grand espace mémoire.</li> <li>- Nécessite une grande fenêtre acoustique.</li> </ul>
	<b>Cône</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Petite taille de la fenêtre acoustique.</li> <li>- Simplicité de réalisation relative.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Non-uniformité de la distance entre les images.</li> <li>- Perte d'information en s'éloignant du centre (axe de rotation).</li> </ul>
	<b>Éventail</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Petite taille de la fenêtre acoustique.</li> <li>- Simplicité de réalisation relative.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Non-uniformité de la distance entre les images.</li> <li>- Perte d'information en allant vers la profondeur.</li> </ul>
	<b>Prisme</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Uniformité de la distance entre les images.</li> <li>- Simplicité de réalisation relative.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Nécessite une grande fenêtre acoustique.</li> </ul>
	<b>Main libre</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pas de contrainte de mouvement.</li> <li>- Simplicité de réalisation relative.</li> <li>- Non dispendieuse.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Nécessite un radiologue entraîné pour ce genre d'examen.</li> <li>- Risque d'imager la même région sous différents angles.</li> <li>- Faiblesse au niveau de certains capteurs de position.</li> </ul>

## 2.4 Applications de l'imagerie 3D US

Aujourd'hui l'imagerie 3D US s'est généralisée (e.g., échographe Philips, model iU22 xMATRIX) au point de rivaliser avec l'imagerie US 2D conventionnelle. L'échocardiographie, l'obstétrique et l'angiographie font partie des quelques domaines de prédilection de l'imagerie 3D US.

### 2.4.1 Échocardiographie

C'est un examen de routine pour évaluer les performances et le fonctionnement du cœur, visualiser la forme et l'épaisseur des cavités cardiaques de même que l'intégrité des structures. L'imagerie 3D apporte en plus de la précision des mesures, une information sur l'anatomie du cœur, ce qui permet de détecter une éventuelle maladie (figure 18) [59].



**Figure 18.** Volume en 3D de la valvule mitrale<sup>15</sup>

### 2.4.2 L'obstétrique

C'est le domaine où l'échographie 3D est la plus utilisée et où l'imagerie ultrasonore trouve toute sa puissance, puisque toutes les conditions favorables pour une bonne imagerie sont réunies, du fait que l'interface entre la peau du fœtus et le liquide amniotique est très nette. De plus, la fenêtre acoustique est grande, donc il n'y a pas de contrainte de mouvement au niveau de la sonde. L'imagerie 3D peut aider le médecin à détecter d'éventuelles malformations au niveau du cœur ou bien du squelette du fœtus. La figure 19 montre une image échographique 3D d'un bébé sain de 25 semaines.

<sup>15</sup> <http://echocardioblog.com/tag/echographie-cardiaque/page/3/> (visité le 12/10/2012).

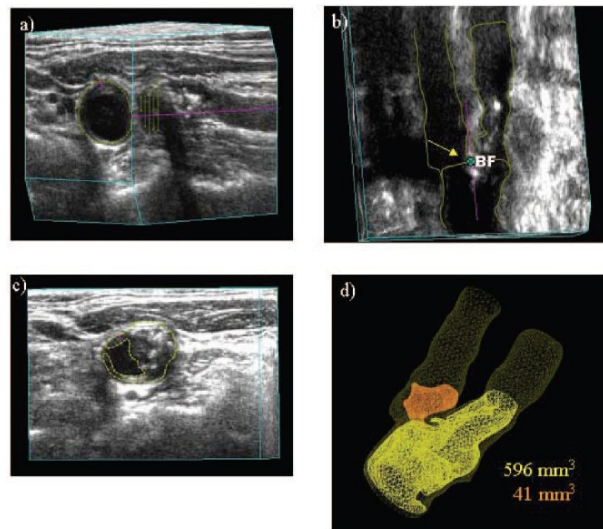




**Figure 19.** Image 3D US qui montre un bébé de 25 semaines<sup>16</sup>

### 2.4.3 L'angiographie ultrasonore

Le suivi du développement du volume de la plaque d'athérosclérose durant le traitement nécessite une méthode de mesure efficace et précise [60]. L'imagerie intravasculaire ultrasonore (IVUS) est une technique qui mesure ce volume. Cependant, elle est invasive, chère et risquée [61]. Aujourd'hui, il est possible de calculer le volume de la plaque grâce à l'imagerie ultrasonore 3D (figure 20), ce qui permet un suivi de l'évolution de la plaque athéromateuse au niveau des vaisseaux. Elle peut aussi montrer la structure vasculaire d'un organe [56].



**Figure 20.** Procédure pour mesurer le volume d'une plaque athéromateuse à partir de l'image 3D au niveau de la carotide. [60]

<sup>16</sup> <http://sengook.com/4d-ultrasound-photos.html> (visité le 09/10/2012)

## 2.5 Résumé

L'imagerie 3D US permet de détecter très tôt d'éventuelles malformations fœtales et des maladies cardiaques non visibles par l'imagerie 2D. Elle permet de réaliser des plans de coupes jusqu'ici irréalisables en 2D, ainsi qu'un gain de temps puisqu'on peut réexaminer le volume de données stocké sans la présence du patient. De plus, en cas de confusion, le volume peut être réexaminé par un radiologue expert. Elle présente aussi un gros intérêt pédagogique par la construction d'une base de données comprenant des volumes normaux et pathologiques. Cependant, cette technologie n'est pas sans limites, par exemple, les mouvements du fœtus, du manipulateur ou bien du patient pendant l'acquisition des données engendrent des erreurs (artéfacts) dans la reconstruction 3D. D'après le tableau 2, on conclut qu'il n'y a pas une technique standard pour tous les examens, ce qui revient à dire que pour chaque type d'examen, il existe une technique appropriée.

Dans le cas de la MAP, au niveau de l'artère fémorale, les limitations principales sont la longueur de l'artère et la complexité de sa trajectoire. En effet, la trajectoire de l'artère à partir de l'aîne jusqu'au genou n'est pas rectiligne et sa profondeur n'est pas constante. De plus quelques centimètres avant le genou, elle descend pour former l'artère poplitée. Aussi, la longueur de l'artère et sa forme rendent l'examen très difficile et nécessitent un radiologue expert pour ce genre d'examen. Par ailleurs, à cause de la longueur du segment imagé, un grand volume de données est engendré lors de l'examen. Par contre, l'artère fémorale possède un avantage principal qui réside dans le fait d'être située dans une zone qui possède une grande fenêtre acoustique. Donc, pour le choix de la technique d'examen appropriée, on doit prendre en considération l'avantage de la fenêtre acoustique. Par ailleurs, le système utilisé doit posséder plusieurs degrés de liberté (ddl) afin qu'il soit capable de suivre la trajectoire de l'artère. De plus, le système de localisation doit être peu susceptible aux interférences et précis au niveau des mesures. Aussi, le système doit permettre un balayage uniforme de l'artère, afin d'éviter d'imager la même zone sous différents angles et éliminer les mouvements dus au manipulateur (c.-à-d. s'acquitter de la présence d'un radiologue expert). Également, il faut qu'on soit capable d'interagir avec le système. Cette interaction pourrait permettre d'optimiser le volume de données acquises en augmentant le pas d'échantillonnage (la distance entre chaque image) dans les zones saines et le diminuer au niveau des sténoses. Cette optimisation permettrait d'avoir une évaluation des sténoses avec un volume de données le plus petit possible.

Par conséquent, notre choix de la technique d'imagerie ultrasonore 3D s'est porté sur la technique à balayage mécanique type prisme pour sa grande flexibilité de translation et d'orientation combinée à un bras robot (bras mécanique) comme système de localisation pour sa grande robustesse contre les interférences et sa précision de mesure.

## Chapitre 3 : Robotique médicale

---

Ce troisième chapitre est consacré à la robotique médicale. Après une introduction sur l'intérêt de ces robots, nous décrivons les catégories des robots médicaux et porterons un intérêt particulier pour les robots porte-sonde ultrasonore. Nous aborderons aussi les concepts de sécurité exigés lors de la conception de ces robots et nous terminerons ce chapitre par une conclusion.

### 3.1 Introduction

L'intérêt pour la robotique médicale date des années 70 avec le projet Spartacus, un robot d'assistance aux personnes tétraplégiques [62]. L'évolution technologique de ces deux dernières décennies aussi bien au niveau de la miniaturisation des capteurs et de l'intégration des circuits électroniques, qu'au niveau des langages de programmation et de l'informatique, a rendu les robots d'aujourd'hui plus compacts et plus aptes à accomplir des tâches médicales complexes qui n'étaient pas accessibles auparavant. On peut classer les robots médicaux en trois catégories : les robots bioniques (robots qui remplacent les membres ou les organes chez l'humain) [63], les robots pour la chirurgie et les robots pour le diagnostic (e.g., robots porte-sonde).

### 3.2 Catégories de robots médicaux

#### 3.2.1 Robot bionique

Ces robots servent à rétablir certaines des fonctions physiques des êtres humains. Par exemple remplacer une jambe, un bras ou une main amputée. Ces robots n'ont pas toujours le même aspect anatomique que le membre perdu, mais ils ont tous le même aspect fonctionnel ou presque de ce dernier. Ces robots incluent les fauteuils électriques et les systèmes d'aide à la marche. Un exemple de système d'aide à la marche (figure 21) a été développé afin d'aider certains patients à marcher pendant les séances de réadaptation.



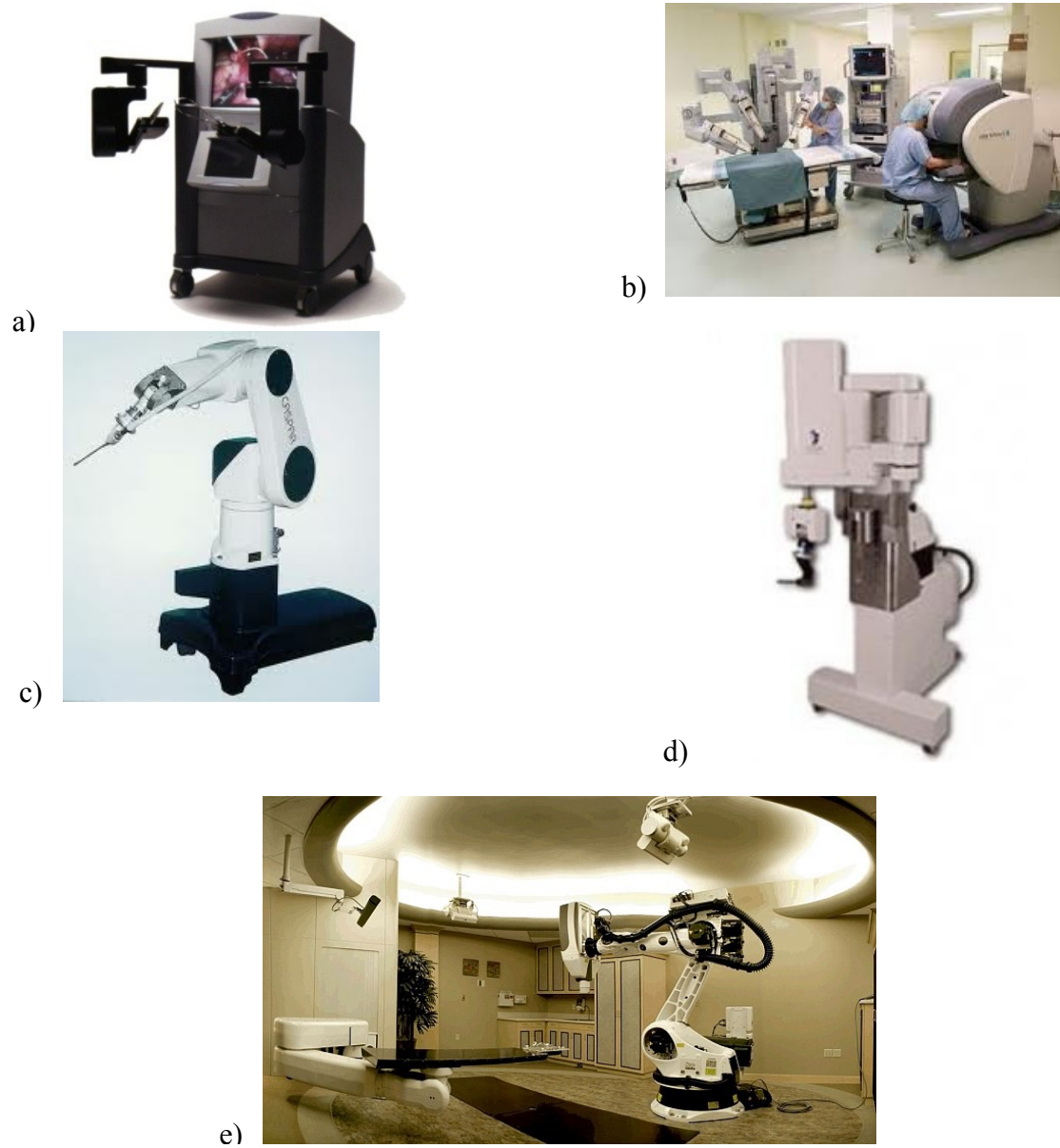
**Figure 21.** Système d'aide à la marche<sup>17</sup>.

### 3.2.2 Robot pour la chirurgie

Ces robots peuvent réaliser des tâches que le chirurgien ne peut pas faire. De plus, ils peuvent travailler dans un espace confiné à l'intérieur du corps humain. Aujourd'hui, il existe plusieurs robots de chirurgies qui sont commercialisés tels que : Zeus et Da Vinci (figure 22a et b), pour la chirurgie minimalement invasive [64, 65]; les robots CASPAR (Computer Assisted Surgical Planning And Robotics) et ROBODOC (figure 22c et d), pour la chirurgie orthopédique [66, 67] et Cyberknife (figure 22e), un robot de radiothérapie, qui peut corriger automatiquement les mouvements naturels des tumeurs avec une très grande précision. Le système Cyberknife traite les tumeurs en leur délivrant une forte dose de rayons x sous forme de faisceaux sans aucune incision. Il est conçu comme alternative pour les patients atteints de tumeurs inopérables ou chirurgicalement complexes [68].

---

<sup>17</sup> <http://robotics.youngester.com/2008/09/stroke-rehabilitation-robots-medical.html> (visité le 12/11/2012).



**Figure 22.** Robots pour la chirurgie minimalement invasive; a) le robot Zeus<sup>18</sup>, b) le robot Da Vinci<sup>19</sup>, c) le robot CASPAR<sup>20</sup>, d) le robot ROBODOC<sup>21</sup>, e) le robot CyberKnife<sup>22</sup>.

<sup>18</sup> [http://www.utc.fr/~farges/dess\\_tbh/99-00/Projets/robots/robots.htm#imcaspar](http://www.utc.fr/~farges/dess_tbh/99-00/Projets/robots/robots.htm#imcaspar) (visité le, 11/02/2011).

<sup>19</sup> <http://www.medicaexpo.fr/prod/intuitive-surgical/systemes-de-chirurgie.html> (visité le, 18/05/2011).

<sup>20</sup> [http://www.utc.fr/~farges/dess\\_tbh/99-00/Projets/robots/robots.htm](http://www.utc.fr/~farges/dess_tbh/99-00/Projets/robots/robots.htm) (visité le, 22/04/2012).

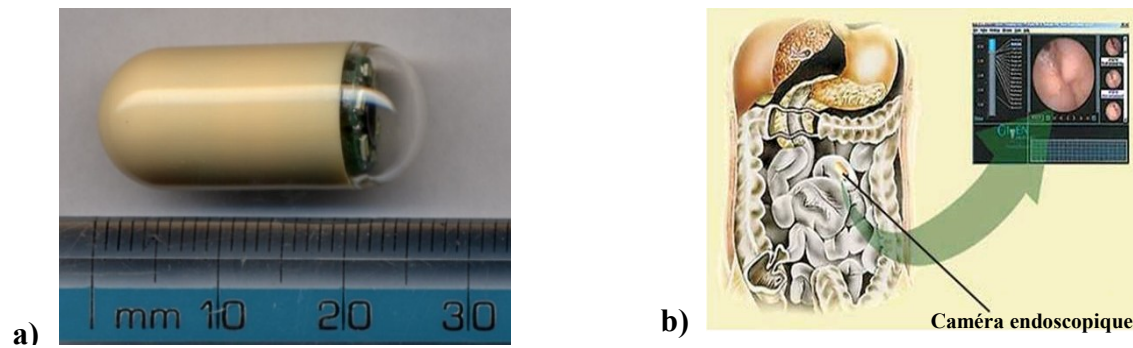
<sup>21</sup> <http://la-robotique-en-medecine.e-monsite.com/pages/partie-i-a-et-b.html> (visité le, 01/03/2012).

<sup>22</sup> <http://www.quiring.com/gallery.php?id=23> (visité le, 04/03/2012).

### 3.2.3 Robots de diagnostics

#### a) Robot porte-sonde

Ces robots ont été conçus dans le but de réduire le caractère invasif de certaines techniques de diagnostic. Le robot porte-sonde est une structure mécanique (bras robot) au bout de laquelle on attache une sonde, qui peut être intracorporelle ou extracorporelle. Un exemple de sonde intracorporelle est la capsule endoscopique conçue pour les examens des voies gastro-intestinales à l'université Polo Sant'Anna Valdera en Italie (figure 23a) [69]. Les robots porte-sonde ultrasonore sont utilisés dans la télé-échographie robotisée, dans les systèmes de guidage pendant la chirurgie ainsi que dans la reconstruction des images ultrasonore 3D à partir d'images 2D.



**Figure 23.** Sonde intracorporelle : a) camera endoscopique<sup>23</sup>, b) image transmise par la caméra lors d'un examen endoscopique<sup>24</sup>.

#### b) Robot porte-sonde ultrasonore

##### i) *Hippocrate*

Le bras robot Hippocrate est conçu la première fois à partir d'un bras manipulateur modèle PA10 à 7 degrés de liberté (ddl) de la compagnie Mitsubishi pour l'examen de l'artère carotide. Les premiers résultats avec le PA10 ont été publiés en 1997 [70]. Un nouveau prototype Hippocrate de type maître-esclave (les deux parties qui constituent le robot, la partie maître contrôle la partie esclave) a été conçu. Il est composé d'un bras à 6 ddl suspendu au-dessus du patient sur un socle rigide (figure 24) [71]. À partir de ce prototype, un contrôleur automatisant les déplacements du robot par rétroaction des images échographiques a été conçu et testé sur des fantômes [72-74]. Pour réaliser un examen, le radiologue enseigne au robot la position de départ et de fin de l'examen en ayant la meilleure image échographique. À

<sup>23</sup> <http://en.wikipedia.org/wiki/File:CapsuleEndoscope.jpg> (visité le, 11/02/2011).

<sup>24</sup> <http://magic.hana.bi/fr/2010/11/capsule-endoscopique-2/> (visité le, 11/02/2011).



partir de la position de fin, le robot retourne vers la position de début. Le déplacement du robot se fait suivant un axe perpendiculaire à la peau du patient tout en maintenant une force constante (5 N) sur cette dernière [75].

Cependant, il existe un risque que le patient reste coincé sous le robot puisque ce dernier fige lorsqu'il est mis hors tension. Aussi, son espace de travail sphérique ne permet pas de parcourir une longue distance. Donc ce robot n'est pas adapté pour l'examen de la MAP puisque l'artère est beaucoup plus longue que la carotide.



**Figure 24.** Le robot Hyppocrate<sup>25</sup>.

### *ii) Robot de l'Université de la Colombie-Britannique*

Il a été conçu par le Dr. Salcudean à l'Université de la Colombie-Britannique (figure 25) [76]. Il est composé de trois parties : un contrôleur, un bras manipulateur de 6 ddl qui porte la sonde et un système qui permet à l'utilisateur de positionner la sonde. Ce robot est un système de type maître-esclave, le bras manipulateur est commandé d'une manière téléopérée. Il a été initialement conçu pour éviter aux médecins les positions inconfortables lors des examens de l'artère carotidienne. Au niveau de la structure du robot, l'essentiel de son poids et de sa motorisation est situé à sa base, ce qui donne au bras une certaine légèreté. L'espace de travail du robot est de forme semi-cylindrique ce qui est très limitant dans le cas d'autres examens. Des résultats expérimentaux montrant des représentations 3D de l'artère carotide ont été publiés en 2002 [58].

---

<sup>25</sup> <http://www.irisa.fr/lagadic/images/img-lagadic69.jpg> (visité le, 12/01/2011).



**Figure 25.** Robot de l'Université de la Colombie-Britannique<sup>26</sup>.

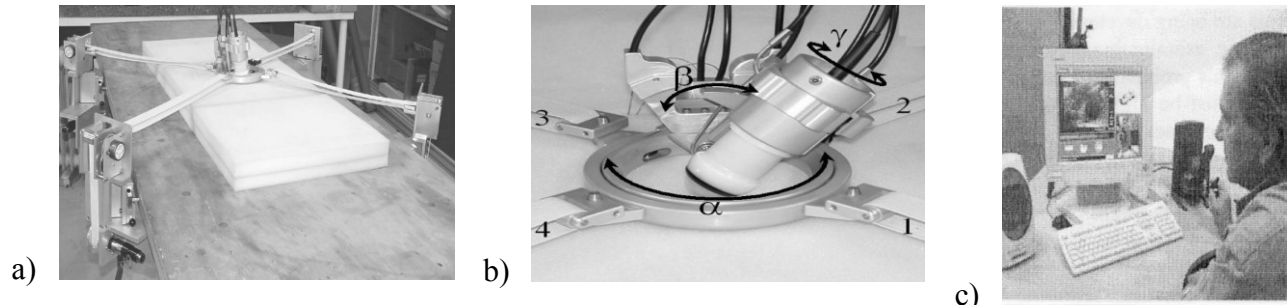
### ***iii) Télé-Échographie Robotique (TER)***

Dans le cadre d'un projet français, un robot nommé TER (figure 26) pour Télé-Échographie Robotique a été conçu [77]. L'architecture mécanique est dédiée spécifiquement pour les examens obstétricaux en respectant d'une part la cinématique de l'examen abdominale et d'autre part les normes de sécurité établie par Davies (voir section 3.3). La sonde s'oriente via un dispositif à 3 ddl (figure 26b), et avance vers le patient grâce à un actionneur complémentaire. Le dispositif qui porte la sonde ainsi que l'actionneur se déplacent sur le patient via un système de courroies (figure 26a). L'aspect sécuritaire du TER a fait l'objet de deux études publiées en 2003 : une portant sur l'identification des risques liés au TER [78] et l'autre, sur les facteurs de risques humains dans l'utilisation de ce dernier [79]. Cependant, malgré l'approche sécuritaire accrue dans la conception du TER, il est incapable de fournir des données sur la position de la sonde avec une grande précision. Par conséquent, une reconstruction 3D est très difficile à cause des courroies qui ne sont pas rigides, ce qui rend le calcul du modèle géométrique imprécis.

---

<sup>26</sup> <http://www.ece.ubc.ca/~tims/projects.htm> (visité le 15/01/2011).



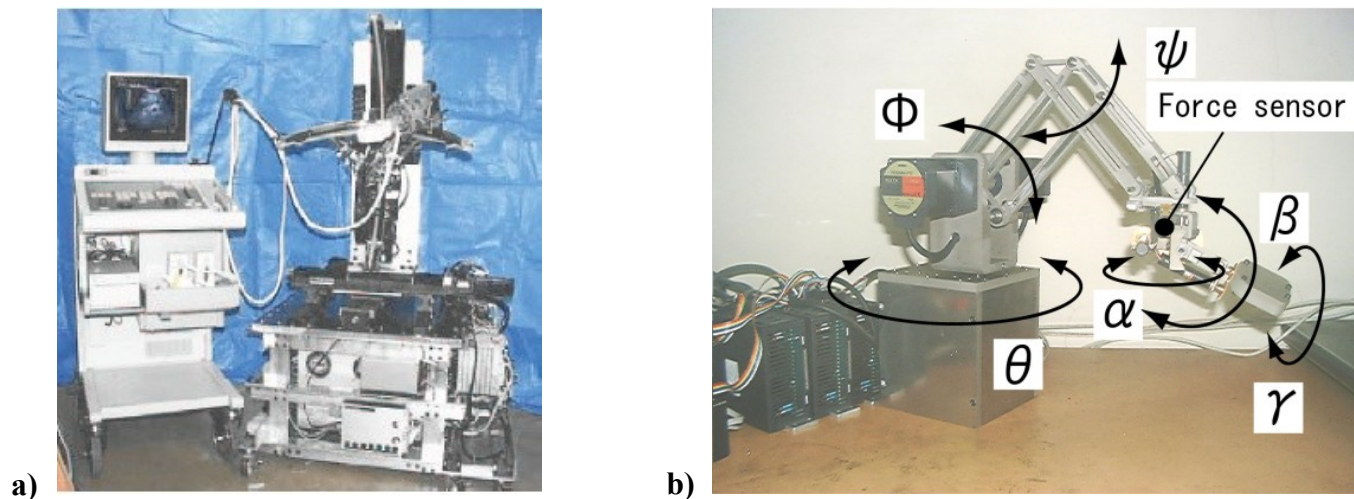


**Figure 26.** Robot TER (Télé-Échographie Robotique); a) vue générale, b) gros plan sur l'anneau d'orientation, c) site de commande<sup>27</sup>.

#### iv) Robot de l'Université de Tokyo

C'est un robot de type maître esclave (figure 27a, b) qui permet au médecin à travers le bras maître de ressentir la force exercée par le bras esclave. Il est conçu initialement pour les examens de l'épaule [80], mais il peut aussi faire des examens obstétriques si le patient se tient dans une position assise. Le bras maître possède six ddl et le bras esclave sept ddl.

C'est un robot rigide qui offre une meilleure précision au niveau de la force et de la position [81-83]. Le système a été testé en laboratoire en utilisant le réseau ISDN (3 lignes ISDN: 1 pour le contrôle et 2 pour les images et la visioconférence). Aucune étude portant sur l'aspect sécuritaire de ce robot n'a été publiée.



**Figure 27.** Robot de l'Université de Tokyo : a) robot esclave, b) robot maître [82].

<sup>27</sup> <http://hamlet.petale.tsar.tm.fr/petale/espaceP/teleechographie/index.html> (21/02/2011).

### v) *Robot Otelo*

Dans le cadre du projet Otelo (mobile Tele-Echography using an ultra-Light robot en anglais), un système pour la télé-échographie a été réalisé (figure 28) permettant à un radiologue de pratiquer un examen échographique dans son centre hospitalier. Les innovations dans le projet Otelo sont la grande distance de téléopération et la mobilité [84, 85]. Cependant, ces particularités ont nécessité des défis techniques importants dans la conception des différentes parties du robot soit le porte-sonde ultrasonore, l'échographe, les périphériques de communication et l'unité de transfert d'images. La structure mécanique avec trois ddl ainsi que la cinématique du robot porte-sonde ont été pensées pour un examen abdominal en dehors du milieu hospitalier. Il a été réalisé afin de satisfaire les conditions suivantes :

- Compacité, portabilité, légèreté et sécurité d'utilisation
- Facilité d'installation et capacité à reproduire fidèlement le geste médical du radiologue.

Toutefois, le robot Otelo ne permet pas une reconstruction 3D du fait qu'il ne se déplace pas sur le patient, car seule l'orientation de la sonde est motorisée.



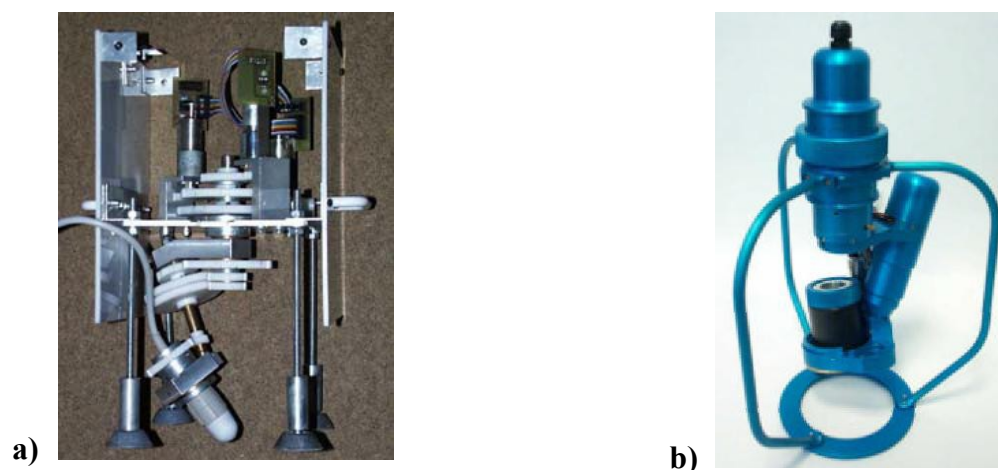
**Figure 28.** Le robot Otelo (mobile Tele-Echography using an ultra-Light robot)<sup>28</sup>.

### vi) *Robot Syrtech et Teresa*

Le projet Syrtech pour SYstème Robotisé de TélÉ-ECHographie (figure 29a) [86-88] a été développé dans un but de validation de la télé-échographie robotisée à grande distance. Il est conçu pour l'échographie cardiaque avec une

<sup>28</sup> <http://www.intechopen.com/books/robot-arms/design-of-a-bio-inspired-3d-orientation-coordinate-system-and-application-in-robotised-tele-sonograp> (visité le, 10/01/2011).

architecture à trois ddl (trois rotations dans les axes courants), qui permet à la sonde de bouger à l'intérieur d'un cône de  $45^\circ$  (angle entre l'axe et la génératrice du cône) tout en gardant l'extrémité de la sonde en contact avec la peau du patient. Grâce aux liaisons satellites et aux équipements entièrement portables ainsi que la légèreté du robot porte-sonde, un test de télé-échographie entre la France et le Népal a été validé [88]. Après cette validation, l'agence spatiale européenne a financé un nouveau projet de robot baptisé Teresa (figure 29b) [89, 90] pour équiper la station spatiale internationale. Le robot Teresa est doté d'une structure à quatre ddl qui a le même concept cinématique que le Syrtech avec en plus la translation de la sonde suivant son axe de symétrie. Cependant, les deux robots Syrtech et Teresa ne permettent pas une reconstruction 3D des gros organes et des artères.



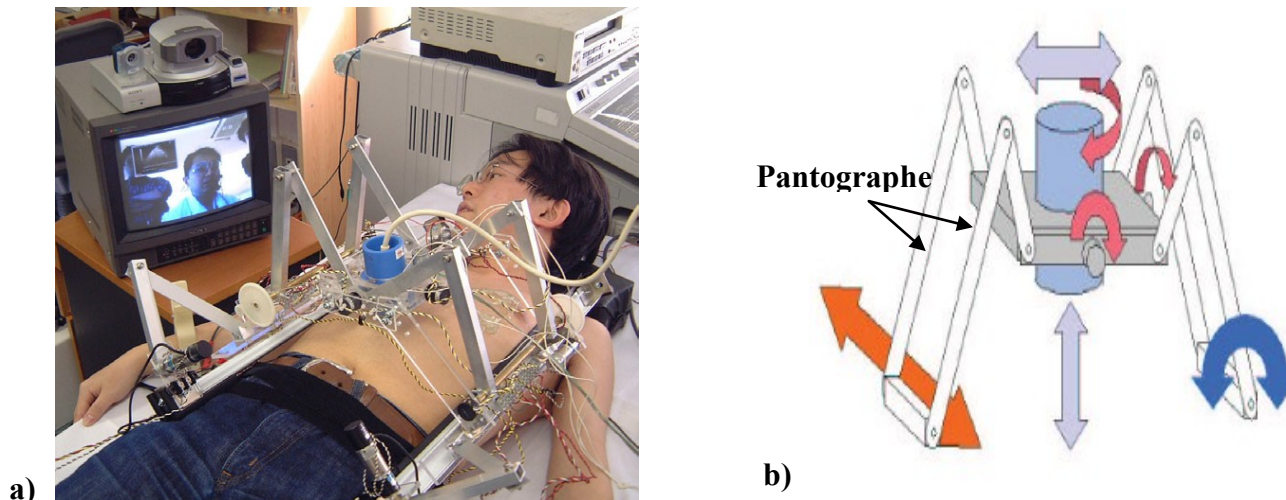
**Figure 29.** Images des robots : a) le robot Syrtech, b) le robot Teresa<sup>29</sup>.

#### *vii) Robot de l'Université Ehime, Japon*

C'est un robot conçu à l'Université Ehime au Japon (figure 30a), qui permet également au radiologue de pratiquer un examen échographique à distance [91, 92]. C'est un robot à 6 ddl, qui retransmet l'image acquise via un réseau au radiologue. Il est constitué de trois parties : un mécanisme à cardan à trois rotations d'axes perpendiculaires pour l'orientation de la sonde, un deuxième mécanisme pantographe (figure 30b) pour positionner la sonde dans un plan vertical et un mécanisme de glissement qui permet de positionner la sonde dans la direction de l'axe du corps du patient.

<sup>29</sup> <http://www.cnes.fr/web/CNES-fr/6480-artis-la-tele-echographie-est-elle-economiquement-viable-.php> (visité le 22/01/2011).

Cependant, malgré la limitation de la force des moteurs sous le seuil acceptable de sécurité, le patient est coincé sous le robot qui est attaché de chaque côté du patient. De plus, la rotation de la sonde est limitée par la structure parallèle (pantographe). Cette structure ne permet pas un examen échographique des membres inférieurs qui nécessite une grande flexibilité rotationnelle autour de la jambe.



**Figure 30.** Robot de l'Université Ehime, Japon, a) vue de l'ensemble du robot échographique pendant un examen de l'abdomen; b) les différents ddl [92].

### viii) *Robot URS*

Le robot URS pour Ultrasound Robotic Scanner a été conçu par la société Intégral Technologie Inc. pour le laboratoire de biorhéologie et d'ultrasonographie médicale (LBUM), situé au centre de recherche de l'hôpital Notre Dame (CHUM) à Montréal. C'est un prototype qui permet la validation rapide des algorithmes et des techniques d'imagerie 3D vasculaires. Il est constitué d'un contrôleur et d'un bras manipulateur modèle F3 à 6 ddl (trois rotations et trois translations) commercialisés par la compagnie Thermo-CRS. Le contrôle du robot se fait grâce à une station de travail type PC (Personnel Computer).

Comme illustré à la (figure 31) [93], la sonde est attachée au bout du bras robot. Un capteur de force est intercalé entre le porte-sonde du bras et la sonde afin de mesurer la force appliquée par la sonde sur le patient dans les six directions (trois forces et trois torsions sur les trois axes courants). Une interface graphique permet de positionner le robot soit en mode apprentissage (Teach mode en anglais) ou en mode refaire la trajectoire (Replay en anglais).

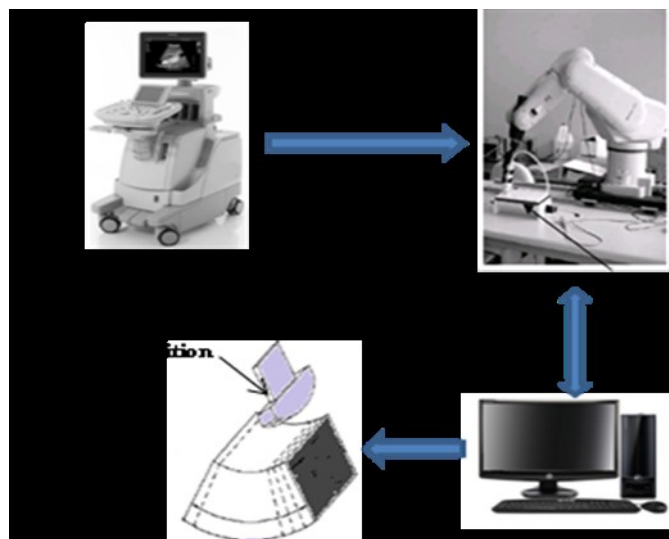
Dans le mode “Teach” le robot enregistre la trajectoire réalisée par le radiologue pendant l’examen. Dans le mode “Replay” le robot refait la trajectoire faite par le radiologue en maintenant une vitesse de déplacement constante tout en exerçant une force sur la surface de la zone à imager. Le robot est donc asservi soit en position pendant le mouvement soit en force durant l’acquisition d’image mode B [94].

Pendant le mode “Replay”, un dispositif d’acquisition d’images et de synchronisation au niveau de la station de travail contrôle les mouvements du robot. À chaque pas (typiquement de 1 mm), le robot s’arrête pour acquérir une image et la sauvegarder avec les données de position et d’orientation de la sonde. Le robot URS possède plusieurs systèmes de sécurité : mécanique, logicielle et capteur de force.

**Système mécanique :** Le bras robot possède au niveau des joints 1, 2 et 3 des freins magnétiques qui maintiennent le bras figé en cas de coupure électrique. De plus, il existe trois boutons d’arrêt d’urgence (e-stop) : un sur le contrôleur, le deuxième tenu par le patient et le dernier par l’opérateur. Ils permettent l’arrêt du mouvement du bras à n’importe quel moment en provoquant une coupure électrique.

**Système logiciel :** un logiciel nommé Watchdog assure la sécurité en vérifiant instantanément la valeur de deux signaux. Le premier signal provient du contrôleur et le deuxième provient du logiciel de contrôle. Si un problème survient au niveau du contrôleur ou dans le logiciel, le signal en provenance de celui-ci se met à l’état bas. À ce moment, le Watchdog arrête le robot en coupant l’alimentation électrique.

**Capteur de force :** C’est un système qui permet l’arrêter du bras robot dans le cas où ce dernier exerce une force supérieure à la valeur limite fixée par le radiologue. Aussi, par une calibration du capteur de force, le robot compense l’effet de la gravité sur le porte-outil ainsi que la sonde.



**Figure 31.** Le système d’imagerie ultrasonore 3D robotisé (URS).



Cependant, ce système n'est pas sans limitations. En effet, il nécessite un apprentissage de la part du radiologue à utiliser le robot porte-sonde dans l'examen de la MAP. De plus, pendant le mode "Replay" le robot refait la trajectoire sans aucun feedback (c. à d. que le robot ne détecte pas les mouvements de la jambe du patient pour corriger sa trajectoire). Le tableau 3 résume les principaux systèmes pour l'échographie robotisée.

**Tableau 3.** Les principaux systèmes pour l'échographie robotisée.

<b>Robot</b>	<b>Type d'examen</b>	<b>Asservissement</b>	<b>Dispositif de sécurité</b>
<b>Hippocrate</b>	Échographie 3D des artères	Position et force	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Robot fige en arrêt d'urgence</li> <li>- Contrepoids pour soulever le robot</li> <li>- Limiteurs de couples aux moteurs</li> <li>- Ratio d'engrenage élevé</li> </ul>
<b>Université de la Colombie-Britannique</b>	Échographie 3D des artères	Position et force	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Robot fige en arrêt d'urgence</li> <li>- Coupleur magnétique</li> <li>- Marche arrière des moteurs</li> <li>- Balancement statique à contrepoids</li> <li>- Ratio d'engrenage élevé</li> </ul>
<b>URS</b>	Échographie 3D des artères	Position et force	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Robot fige en arrêt d'urgence</li> <li>- Watchdog</li> <li>- Freins au niveau des joints</li> <li>- Compensation de l'effet de gravité</li> <li>- Limitation de la force appliquée</li> </ul>
<b>TER</b>	Examen abdominal à distance	Position	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Robot léger</li> </ul>
<b>Université Ehime, Japon</b>	Examen d'échographie à distance	Position et force	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pas de données</li> </ul>
<b>Otelo /Teresa</b>	Examen d'échographie à très grande distance	Position	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Robot léger</li> </ul>

### 3.3 Concept de sécurité

La multiplication du nombre de robots dans le domaine médical a incité des chercheurs comme Davies, Ng et Tan à établir des règles de sécurité que doivent avoir ces robots. Davies s'est penché sur l'aspect mécanique [95] en établissant une liste de règles parfois contradictoires.

- Utiliser un ratio élevé de transmission entre les moteurs et les axes afin de limiter les vitesses.
- Utilisation de moteurs à faible puissance pour limiter les forces exercées.
- Immobilisation du robot lors d'un arrêt d'urgence.
- Utilisation des capteurs au niveau des axes et des moteurs et les brancher sur deux systèmes de contrôle différent afin d'accroître la sécurité.
- Limiter mécaniquement l'espace de travail du robot à la tâche pour laquelle il a été conçu.
- Utiliser des boutons d'arrêt d'urgence.
- Ne pas utiliser de contrôleurs adaptatifs ou d'algorithmes d'intelligence artificielle pour garder le contrôle sur le robot.
- Limiter la force maximale appliquée en fonction de la tâche.
- S'assurer que le patient ou un membre du personnel médical puisse déplacer facilement et manuellement le robot en cas de défaillance (contredit la première recommandation).
- Utiliser une clef pour démarrer le système afin d'éviter qu'un utilisateur non autorisé l'utilise.
- Le système doit être capable de fournir des messages d'erreurs clairs à l'utilisateur.
- Si possible, contraindre le robot à bouger seulement un axe à la fois.

Ng et Tan, quant à eux, se sont penchés sur l'aspect technologique. Les mesures qu'ils présentent sont des stratégies de conception appliquées au langage de programmation, à l'informatique et au matériel électronique en incluant même les schémas électriques [96].

### 3.4 Conclusion

L'état de l'art de la robotique médicale montre que les robots pour la chirurgie, la thérapie et la télé-échographie sont déjà commercialisés depuis quelques années. D'autre part, que les robots porte-sonde pour le diagnostic des vaisseaux sont toujours au stade expérimental. Ce retard est dû en grande partie à la complexité de l'examen. De plus, ils doivent respecter un certain nombre de contraintes telles que le type d'échographie à réaliser, l'environnement de travail et satisfaire les normes de sécurité.

Cependant, la comparaison des trois robots porte-sonde conçus pour l'examen des artères (tableau 3) montre que le robot URS est aussi performant que les deux autres robots (Hippocrate et robot de la Colombie-Britannique). Toutefois, l'incapacité du robot URS à corriger sa trajectoire en cas de mouvement du patient ainsi que la nécessité de la présence d'un radiologue expert limitent grandement l'efficacité de ce robot pour le diagnostic de la MAP. Afin d'améliorer l'efficacité du robot URS, il doit être d'une part capable de corriger automatiquement sa trajectoire et d'autre part, compenser les petits mouvements du patient. Pour ce faire, deux algorithmes, un pour le suivi automatique et la reconstruction 3D en temps réel de l'artère et l'autre, pour le feedback du capteur de force (afin de compenser les petits mouvements du patient) sont proposés dans ce mémoire.



## Chapitre 4 : Article scientifique

---

Ce chapitre présente l'article scientifique intitulé : «*A robotic ultrasound scanner for automatic vessel tracking and three-dimensional reconstruction of B-mode images*». L'auteur principal était responsable de la programmation des algorithmes de suivi automatique et de reconstruction 3D (sous Matlab et RAPL3), l'acquisition des images mode B, l'analyse des résultats et la rédaction de l'article. La collaboration des co-auteurs et autres membres de l'équipe fut aussi essentielle à l'aboutissement du projet : P. Bigras (auteur principal de la demande de subvention FQRNT), E. Montagnon (programme d'acquisition des images mode B), Louise Allard (édition et supervision du projet) et G. Cloutier (direction du projet et aussi co-auteur de la demande de subvention FQRNT). L'accord des co-auteurs est présenté à l'annexe 1.

# A robotic ultrasound scanner for automatic vessel tracking and three-dimensional reconstruction of B-mode images

Samir Merouche<sup>1,2</sup>, Emmanuel Montagnon<sup>1,2</sup>, Louise Allard<sup>1</sup>, Gilles Soulez<sup>2,3,4</sup>, Pascal Bigras<sup>5</sup>, Guy Cloutier<sup>1,2,4</sup>,

<sup>1</sup> Laboratory of Biorheology and Medical Ultrasonics, Research Center of the University of Montreal Hospital (CRCHUM), Montréal, Québec, H2L 2W5 Canada.

<sup>2</sup> Institute of Biomedical Engineering, University of Montreal, Montréal, Québec, H3T 1J4 Canada.

<sup>3</sup> Department of Radiology, University of Montreal Hospital (CHUM), Montréal, Québec, H2L 4M1 Canada.

<sup>4</sup> Department of Radiology, Radio-Oncology and Nuclear Medicine, University of Montreal, Montréal, Québec, H3T 1J4 Canada.

<sup>5</sup> Department of Automated Manufacturing Engineering, École de Technologie Supérieure, University of Quebec, Montréal, Québec, H3C 1K3 Canada.

**Abstract**— Locating and evaluating the length and severity of a stenosis is very important for planning adequate treatment of peripheral arterial disease (PAD). Conventional ultrasound (US) examination cannot provide maps of entire lower limb arteries in 3D. We propose a prototype of a 3D-US robotic system with B-mode images, which is non-ionizing, non-invasive, and is able to track and reconstruct the lower limb arterial tree. 3D-US reconstructions were evaluated using Hausdorff distance, cross-sectional area and stenosis severity in comparison with 3D reconstruction with computed tomography angiography (CTA). A mean Hausdorff distance of  $0.97 \pm 0.46$  mm was found *in vitro* for 3D-US compared to 3D-CTA vessel representations. To evaluate the stenosis severity *in vitro*, 3D-US reconstructions gave errors of 3%-6% when compared with designed dimensions of the phantom, which are comparable to 3D-CTA reconstructions, with 4-13% errors. The *in vivo* system's feasibility to reconstruct a normal femoral artery segment of a volunteer was also investigated. These promising results encourage further ergonomic developments to increase the robot's capacity to represent the lower limb vessels in the clinically context.

## 4.1 INTRODUCTION

Peripheral arterial disease (PAD) is manifested by a reduction in lower limb artery lumen, known as stenoses. It is caused by atherosclerosis which is an accumulation of foamy cells, fat, calcium and cell debris in the artery wall [2] and is initiated by endothelial dysfunction that usually occurs in bifurcations and ramifications [3]. Furthermore, PAD can be caused by other factors such as inflammation, anatomical malformation and in rare cases, on the iliac and femoral arteries by fibromuscular dysplasia. The latter is manifested on one hand, by a succession of stenoses due to thickening of the artery wall, and on the other hand by its expansion (aneurysms), which may be complicated by tearing of the arterial wall [4]. To quantify the severity of stenoses in patients with PAD, clinicians use criteria defined for the carotid arterial segment (*i.e.*, the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) and European Carotid Surgery Trial (ECST) criteria) [37].

Ultrasound (US) imaging is the primary non-invasive means for PAD diagnosis. The clinical literature reports that femoral artery Doppler US diagnosis gives a sensitivity of 80-98% and a specificity of 89-99% to detect stenoses greater than 50%. Downstream segments are usually more difficult to characterize [97]. In comparison with other preoperative diagnostic modalities, Doppler ultrasound has the best cost-effectiveness [19] but does not allow mapping the architecture of lower limb arteries. Moreover, the 3D reconstruction from 2D US images of lower limb arteries is highly operator dependent [19-21]. To plan surgery or an endovascular intervention, clinicians rely on digital subtraction angiography (DSA), computed tomography angiography (CTA) or magnetic resonance angiography (MRA) because an overview of the lower limb arterial tree is required to determine the extent of the disease and to locate and quantify the most severe proximal stenosis potentially affecting downstream hemodynamic and tissue perfusion.

CTA shows a high accuracy in the detection and assessment of stenoses greater than 50% with a sensitivity of 89-99% and a specificity between 83% and 97% [19]. However, it is ionizing and contrast agents can cause kidney disease [8-10, 98]. Contrast enhanced MRA is now widely used [30] and has a sensitivity of 92% to 99% with a lower specificity between 64% and 99% [19]. It tends to underestimate the stenosis severity [19] and can also cause kidney disease in rare cases. In addition, patients with stents, metallic implants or claustrophobia are excluded in this modality. DSA offers high performance but it is invasive, ionizing and as for CTA contrast can cause nephropathy [8-10, 22, 98].

Today, 3D US imaging has become widespread to the point of competing with conventional 2D US imaging in obstetrics [99] and echocardiography [59]. It is possible to calculate the volume of plaques with 3D US, which allows monitoring the evolution of the disease and regression with treatment [100]. Intravascular ultrasound imaging (IVUS) is a technique that measures this volume [101]. However, it is invasive, expensive and risky. Clinical studies with freehand

external 3D US scanning have shown that this modality is able to quantify plaque stenosis in carotid arteries [60, 102, 103] and the 3D geometry of the anastomosis in peripheral arteries [104]. However, most of these systems rely on a positioning tracking device and can only scan short segments. Therefore, they are not optimum for the examination of lower limb arteries, due to the restricted range of the probe motion detection, signal interference or tracking visibility [52, 54, 55].

The interest in medical robotics started in the 1970s [62] and this field of research is still considered in its infancy [105]. Several medical robots are available for surgery, therapy and diagnosis [66, 67, 75, 76, 78, 83, 106, 107]. For arterial diagnosis only two prototypes were reported in the literature. Hippocrates was the first master-slave robot designed for testing small segments of arteries (carotids). It consists of a six degree of freedom (DOF) arm suspended above the patient on a rigid base [75]. From this prototype, a controller to automate the movement of the robot with feedback from US images was developed and tested on phantoms [108, 109]. The second is the University of British Columbia's medical US image-guided robot designed for remote-examinations of the carotid artery [76]. Later, this group proposed a method to control the probe motion by US image servoing [58]. The semi cylindrical work space of this robot may limit its application to rectilinear segments as the common carotid artery.

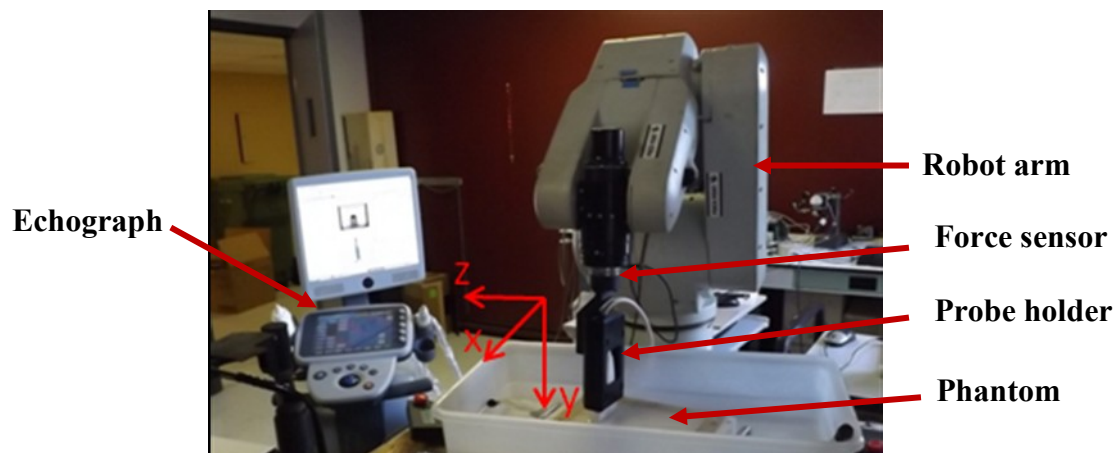
In order to examine a long segment of artery, an US robotic system was designed by our team. The system has two operating modes: the teach/replay mode described in [93], and the free command mode. In the free command mode, the user can implement customized programs to control the robot's movements. The accuracy of the 2D US image coordinates in the robot reference system was demonstrated by a calibration procedure with a Z-fiducial phantom [93]. In the current study, we did not use the teach/replay mode of the previous design because for clinical validation, this concept may be limitative due to movement artifacts between teach and replay scans [110]. After positioning the robot to allow identifying the vessel of interest, the current study proposes an automatic scanning mode implemented in an US scanner and exploiting the free command mode of the robot.

The aim of this study was twofold: (1) to assess the automatic tracking trajectory and 3D reconstruction with phantoms mimicking different vessel geometries with stenoses; and (2) to evaluate the feasibility of this robotic imaging system for 3D *in vivo* mapping of a normal femoral artery. For the first objective, 3D US reconstructions were compared with the computer-aided-design (CAD) files used for prototyping phantoms. For one specific phantom, comparison was also made with the 3D-CTA reconstruction, considered as the gold standard examination. The *in vivo* feasibility was done to evaluate the performance efficacy of this robotic system under real clinical conditions.

## 4.2 MATERIALS AND METHODS

### 4.2.1 3D-US Imaging Robotic System

As shown in Figure 32, the prototype is composed of an industrial robot arm (F3 articulated robot, CRS Robotics Corporation, Burlington, Ontario, Canada), with six degrees of freedom, a force/torque sensor (ATI, Industrial Automation, Apex, NC, USA) and an open platform echograph (Sonix Touch, Ultrasonix Medical Corporation, British Columbia, Canada). The echograph was used as a control station for the 3D-US robotic system. B-mode images were acquired using the Ulterius platform provided by Ultrasonix and processed using MatLab (version 7.1, MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Each acquired image was associated with corresponding coordinates (*i.e.*, position and orientation in the robot referential). Images were captured at 10 MHz central frequency with a focus depth of 2-4 cm and an image depth of 5 cm to match optimum scanning conditions for 3D vessel reconstructions reported earlier [111]. A 128-element linear array probe (L14-7, Ultrasonix) was used. The 3D robotic system (*i.e.*, robot arm motion and B-mode acquisition) was managed using Matlab installed on the echograph. This F3 robot was used by us and other teams for medical applications [93, 112, 113].



**Figure 32.** Experimental setup: An overview of the 3D-US robotic system prototype scanning a vascular phantom.

### 4.2.2 Probe Calibration

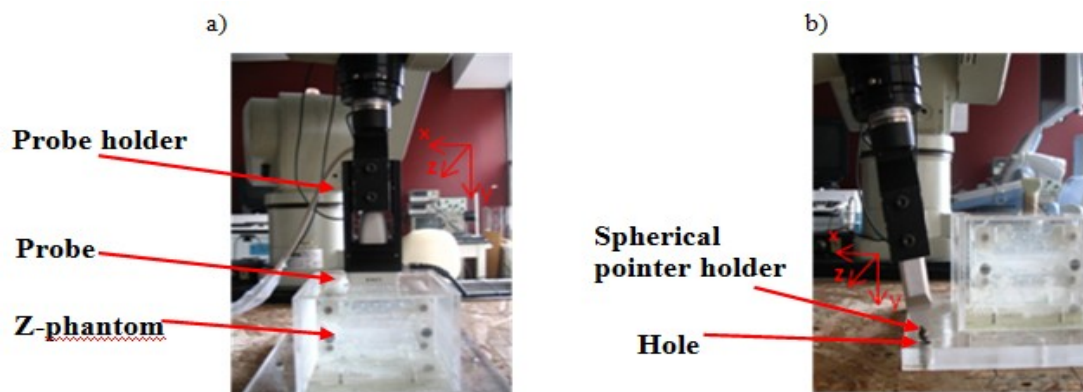
A calibration procedure based on a cross-wire phantom (Z-phantom) was used prior to 3D US reconstruction, according to the method of [114]. The goal was to find the matrix transformation (orientation and translation) that

converts 2D coordinates of each pixel in the US image into 3D coordinates in the robot reference. Mathematically, this corresponds to solve the following equation:

$$\begin{pmatrix} x_k \\ y_k \\ z_k \\ 1 \end{pmatrix} = M_{robot-base}^{Z-phantom} \cdot M_{US-probe}^{robot-base} \cdot M_{image}^{US-probe} \cdot \begin{pmatrix} S_x \cdot u_k \\ S_y \cdot v_k \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

were  $M_{robot-base}^{Z-phantom}$  is the unknown transformation matrix of the Z-phantom in the robot referential,  $M_{US-probe}^{robot-base}$  is the known transformation matrix of the US probe in the robot referential (the US probe is firmly fixed onto the robot arm with a designed probe holder), and  $M_{image}^{US-probe}$  represents the unknown transformation matrix of the US image with respect to the US probe 3D position. The calibration setup (Figure 33) used to find both unknown transformation matrices in Eq. (5) is explained in details in [111]. A surgical polypropylene suture wire (8726 Prolene 6-0, Ethicon inc., Piscataway, NJ, USA) of 0.07 – 0.099 mm in diameter was interwoven through holes to construct the Z shaped patterns.

To determine  $M_{image}^{US-probe}$ , the US probe was attached to the robot arm with a probe holder and held over Z-phantom wires (Figure 33a). US image settings (*i.e.*, beam focus depth, image depth and zooming) were selected to represent US exams of lower limb peripheral arteries[115]. For each US image, it was manually segmented to determine the position of each wire. A Levenberg-Marquardt iterative algorithm was used to solve the calibration transforms, after locating the Z-phantom in the robot referential by replacing the US probe by a spherical pointer (Figure 33b) to determine  $M_{robot-base}^{Z-phantom}$  [51, 111, 114].



**Figure 33.** Experimental setup of the probe calibration: a) Setup to determine the position of wires in the US

image, b) setup to determine the Z-phantom location in the robot referential.

### 4.2.3 *In Vitro* Analysis of Simple Vessel Geometry Segments

To validate the automatic arterial trajectory tracking and 3D-US reconstruction, two phantoms with simple geometries were used. Both 3D-US reconstructions were compared with the CAD file used for prototyping.

#### a) **Phantom #1 with cosine-shaped double stenoses:**

The first phantom fabricated for this evaluation had a cross-sectional diameter of 7.9 mm for the non-occluded lumen, and contained two adjacent axisymmetric stenoses (Figure 34a): one stenosis (*S1*) with a 75% area reduction and a second more severe stenosis (*S2*) with 80% area reduction. Both stenoses were cosine-shaped, had a length of 20 mm, and the distance between them was 24 mm. The gel surrounding the vessel lumen was made of 86% distilled water, 8% glycerol (# G-3730, ACP Chemical, Montreal, Canada) and 3.5% agar (# A-9799, Sigma Chemical, St Louis, MO), which provided similar acoustic characteristics as human soft tissues (*i.e.*, attenuation and speed of sound) [116].

#### b) **Phantom #2 with abrupt simple stenoses:**

The second commercial phantom (model 525, ATS Laboratories, Knowlton St Bridgeport, USA) (Figure 34b), designed for Doppler US flow imaging, contains four 8.0 mm diameter channels simulating superficial vessels with built-in stenoses at 0, 50, 75 and 90% area reductions. To provide comparable results as phantom #1, we only used the channel with the 75% area reduction. The abrupt transition in the throat of the stenosis provided another experimental condition to test the performance of the robotic system. The length of that stenosis was 4 mm.

### 4.2.4 *In Vitro* Analysis of a Realistic Lower Limb Vessel Geometry

A third phantom mimicking a realistic lower limb iliac artery segment with distributed stenoses (Figure 34c) was used to evaluate the tracking trajectory and 3D-US reconstruction. As for phantoms #1 and #2, the 3D-US reconstruction was compared with the corresponding CAD file. An additional evaluation aimed to compare results with 3D-CTA reconstruction, which is the gold standard imaging technique for PAD diagnostic.

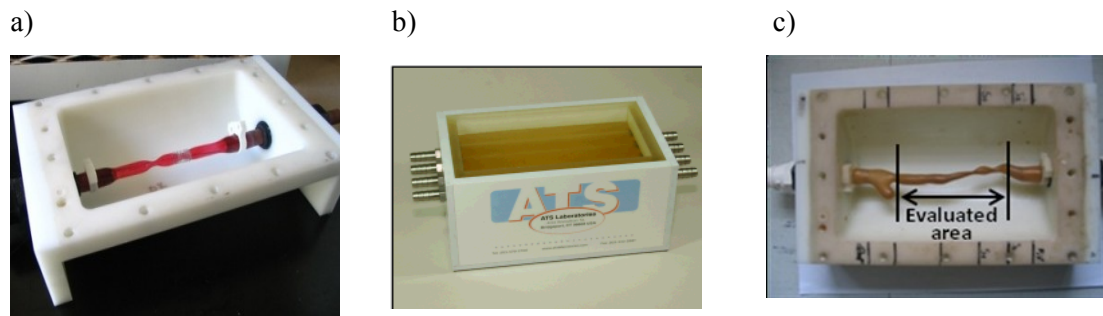
#### a) **Phantom #3 mimicking an iliac diseased artery:**

The phantom was constructed by considering a 3D CTA reconstruction of a patient with peripheral arterial disease in the iliac artery. This mimicking artery contains multiple stenoses with two of them being more severe and labeled *S1* and *S2* with 97.3% and 98.3% area reductions, respectively. Dimensions measured on cross-sectional planes of the CAD

file gave a value  $D = 6.5$  mm for the maximum diameter of the non-diseased vessel segment. Lengths measured between pre-stenotic and post-stenotic maximum vessel diameters including stenoses  $S1$  and  $S2$  are  $L1 = 28.1$  mm and  $L2 = 14$  mm, and minimum diameters at stenoses are 1.4 mm for  $S1$  and 1.2 mm for  $S2$ . The complete fabrication process, characteristics and geometric accuracy of this phantom are available elsewhere [117].

**b) Iliac phantom #3 CTA reconstruction:**

To evaluate the accuracy of the 3D US reconstruction according to clinical standards, a Somatom Sensation 64-slice scanner (Siemens, Erlangen, Germany) was used. The phantom was filled with contrast agent (Conray 43, Mallinckrodt Medical, Pointe-Claire, Quebec, Canada), then images were acquired with parameters as follow: 38.0-cm field of view for a  $512 \times 512$  matrix size, 1.0-mm slice thickness, 217-mA current density, 120-kV peak voltage, and 0.6-mm reconstruction interval. 3D-CTA reconstruction was realized with a maximum intensity projection (MIP), a volume rendering reformation and 2.0-mm axial reformations, with the Visual software (version 1.4, Object Research System, Montreal, Quebec, Canada). This representation was later transformed into a 3D binary file that was converted into serial 3D contours with SolidWorks (version 9.1, Dassault System, Vélizy-Villacoublay, France). The distance between each converted contour was 0.25 mm and the number of points in each contour was standardized to 100 with interpolation.



**Figure 34.** Phantoms used to evaluate the 3D-US robotic system. a) Phantom with double stenoses [116], b) ATS phantom model 525 with four flow channels simulating superficial vessels, each channel containing one stenosis, and c) iliac phantom with distributed severe stenoses [117], Phantoms (a) and (c) are shown without the box top cover and the agar-mimicking tissue material used to fill the phantom.



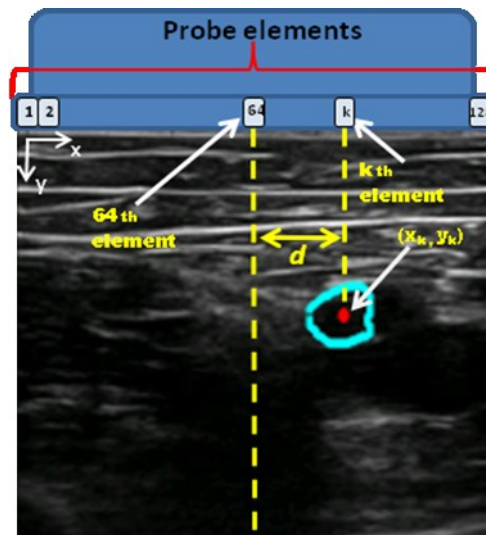
### 4.2.5 Automatic Tracking Trajectory and 3D Reconstruction

The method described in this section was used *in vitro* and *in vivo* to evaluate the automatic tracking of the trajectory and 3D reconstruction. *In vitro*, each phantom was fixed in the robot work space and then the US probe was placed over the phantom at one end of the segment. Echographic gel was applied between the surface to be scanned and the US probe. One B-mode image was acquired and segmented using a fast-marching method based on gray level statistics and gradients adapted from [118]. This allowed providing a contour of the artery lumen to start the automatic tracking process. Given that, each column in the acquired B-mode image (Figure 35) represents the central probe element of the focused beam. The coordinates  $(x_k, y_k)$  of the barycenter (red point) of the contour (blue curve) represent the center of the arterial lumen. To insure that the artery is at the center of the B-mode image to facilitate tracking of angulated vessels (*i.e.*, to avoid losing the vessel between successive images acquired along the  $z$ -axis), the distance  $d$  (Figure 4) between the 64th element of the probe (central element) and the coordinate  $x_k$  of the barycenter was calculated as:

$$d = (x_k - 64) \times T_e \quad (6)$$

where  $T_e$  is the element size of the probe (*i.e.*, crystal size and pitch). After calculating the distance  $d$ , the Matlab program sends a command to the robot to move the probe by a distance  $d$  to correct the trajectory and maintain the artery at the center of the B-mode image. Then, the probe advances by one step along to the  $z$ -axis. The tracked trajectory length and step between each acquired image (fixed between 0.25 and 1 mm) could be set by the radiologist. In the current study, a step of 0.25 mm *in vitro* and 1 mm *in vivo* were used.

The force/torque sensor, positioned between the US probe holder and the robot arm, allowed maintaining a constant pressure during the scan by sending to the robot controller a function written in RAPL-3 (version 001b, CRS Robotics Corporation) before each new image acquisition. The RAPL-3 format is the programming language specific to this CRS robot. The process of image acquisition, segmentation, trajectory correction and advancement of the probe by one step was applied until the robot completed its trajectory or was stopped by pushing a security button. Simultaneous 3D-US reconstruction was performed with acquired 2D segmented contours, for which  $x, y, z$  spatial positions were known. A real time 3D display on the US scanner screen was done using the Matlab platform through the transformation matrix determined with the calibration procedure described earlier. To eliminate outliers and improve visual appearance of reconstructed 3D images, the spatial filtering function “smooth” of Matlab was applied (span parameter = 5). Note that all quantitative measures of performance were computed on unsmoothed raw reconstructions.



**Figure 35.** Procedure used by the robot system to correct the trajectory of the artery with a B-mode image. The blue curve and red dot represent the segmented artery contour and its barycenter. Columns ( $x$ ) in the B-mode image represent probe elements and lines ( $y$ ) correspond to depth.  $d$  is the distance between the barycentre coordinate ( $x_k$ ) and the central element of the probe (64th) along the axis  $x$ .

#### 4.2.6 Quantitative Analysis of Performance

For each 3D reconstruction of phantoms, vessel cross-sectional areas and quantification of stenoses were compared with 3D CAD files. In the specific case of the iliac phantom #3, comparisons were also made with the 3D-CTA reconstruction. For this purpose, a rigid registration was first performed with an iterative closest point (ICP) algorithm (Matlab open source code ICP, version 1.4, by Per Bergström, March 7, 2007) to fit both US and CTA reconstructions.

##### a) Lumen cross-sectional areas:

Comparisons of cross-sectional areas between 3D US reconstructions and 3D CAD/CTA were realized along the  $z$ -axis with *Polyarea*, a polygon-specific function of Matlab. This function computes the average number of pixels inside a closed contour. Cross-sectional areas of each contour were calculated and displayed along the  $z$ -axis.

### b) Quantification of stenoses:

The severity of stenoses was defined as the percentage of reduction in diameter of the vessel compared with its larger diameter (diameter of reference) in a non-diseased segment. This measure  $S_A$ , where the subscript A indicates the modality (CAD, CTA or US), is given by:

$$S_A = 100 \times \left( \frac{D_r - D_i}{D_r} \right) \quad (7)$$

where  $D_r$  is the reference diameter and  $D_i$  the diameter of the obstructed cross-sectional vessel lumen. For each reconstruction, percentages of stenosis were mapped along the  $z$ -axis. The length of stenoses was also compared between modalities.

### c) Hausdorff distance:

This distance represents the worst-case fitting scenario between two methods. It is defined as the maximum distance of nearest points between two contours [119, 120]. The closest point distance associates each point on both curves to a point on the other curve, and the Hausdorff distance finds the largest distance between corresponding points, as indicated in Eq. 8. This performance measure was reported along the  $z$ -axis for the case of the tortuous iliac phantom #3 only.

$$Hd = \max \left( \max_i \{d(a_i, C_{US})\}, \max_j \{d(b_j, C_{CTA})\} \right) \quad (8)$$

$$\text{with } d(a_i, C_{US}) = \min_j \|b_j - a_i\| \quad (9)$$

where  $a_i$  and  $b_j$  represent  $x$  and  $y$  coordinates of a point on the set of points of both contours,  $C_{CTA} = \{a_1, a_2, \dots, a_n\}$  are points on the CTA contour, and  $C_{US} = \{b_1, b_2, \dots, b_n\}$  are points on the US contour.

## 4.2.7 In Vivo Feasibility Study

Given that major stenoses in PAD are localized in the femoro-popliteal segment [97, 121], a pilot study was conducted on a 28-year-old healthy volunteer to evaluate the feasibility of the 3D-US robotic system to scan a superficial

femoral artery. The protocol was approved by the institutional review board of the University of Montreal Hospital, and an informed consent was obtained.

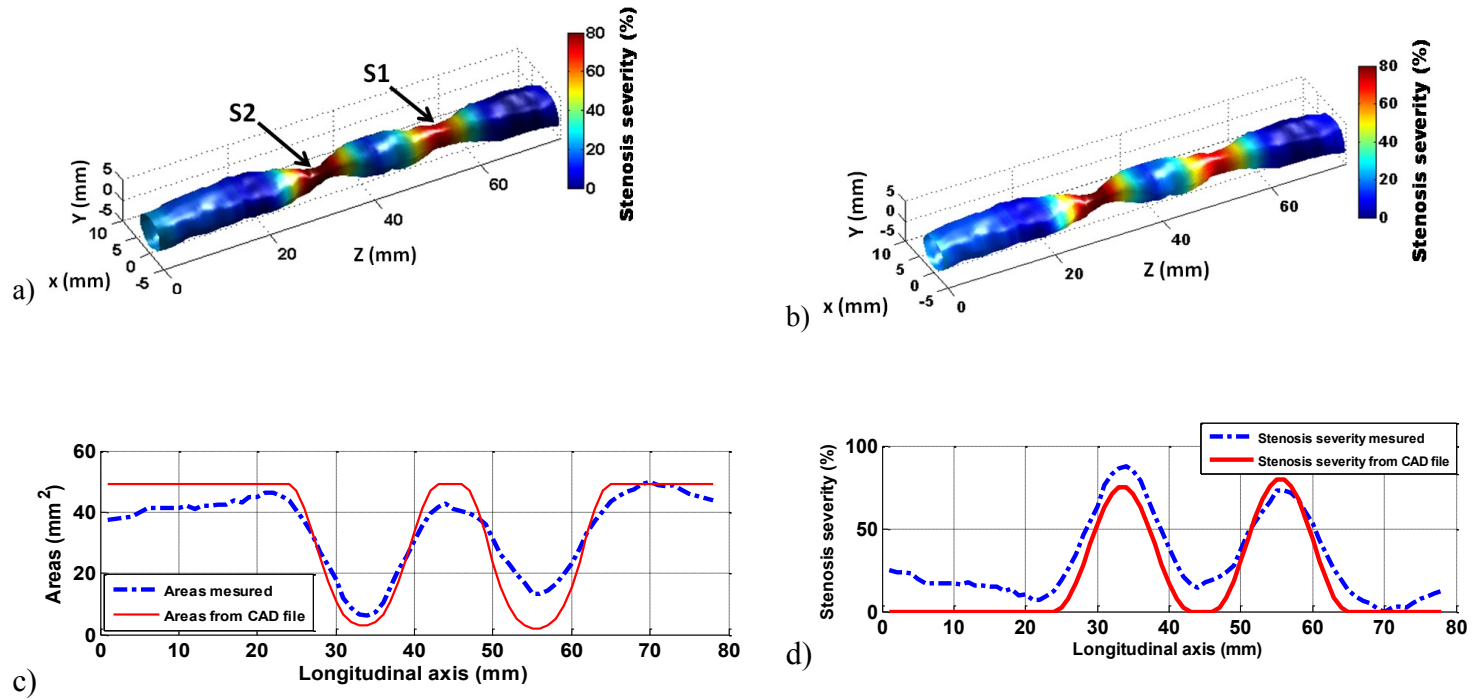
The subject laid on his back in a decubitus position in the robot work space, so as to allow access to the left leg. The radiologist positioned the US probe (L14-7, Ultrasonix) at one end of the femoral artery segment to be scanned, in the same manner and with the same equipment described above for *in vitro* studies. Scanning was done along the superficial femoral artery, from the bifurcation down to the distal femoral segment. Given that lower limb peripheral arteries are typically at a 3-8 cm depth range [115], we succeeded for this volunteer by choosing a 5 cm depth, a 2-4 cm focus beam depth (range where the arterial lumen was situated) and no zooming was selected. The scanning trajectory was followed with a cross-sectional B-mode view with respect to the vessel longitudinal axis, and the subject's leg was seemingly immobile throughout the exam. Automatic tracking and 3D reconstruction were in accordance with the method described in the *in vitro* study section.

## 4.3 RESULTS

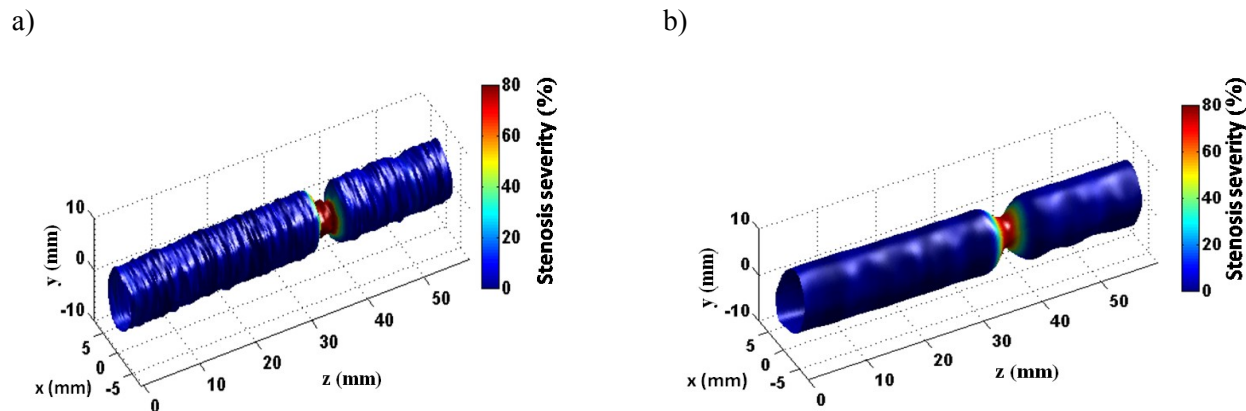
### 4.3.1 3D Representations of *in vitro* Phantoms #1 and #2

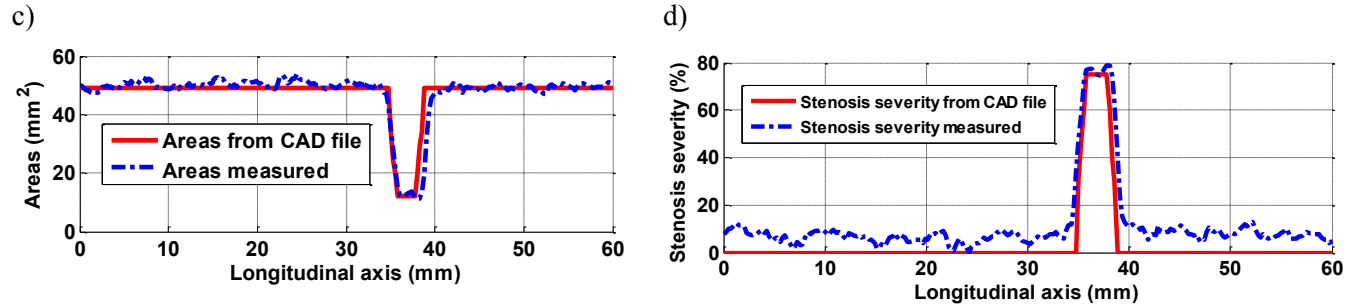
To validate the automatic arterial trajectory tracking of the robotic system, 3D reconstructions of *in vitro* vessel lumens were realized within the robot referential using the Z-phantom calibration procedure. Figure 36a describes the 3D US representation of a segment of 78-mm length with double stenoses  $S1$  measured at 73% and  $S2 = 87\%$ . Figure 36b shows the same 3D representation with smoothing, whereas panels c-d give cross-sectional areas and percentages of stenosis along the  $z$ -axis. Cross-sectional areas of  $41.8 \pm 2.5 \text{ mm}^2$  were measured over the non-diseased segments; for the same regions, the mean area was  $49.0 \text{ mm}^2$  on the CAD file. As depicted in Fig. 36d, the length of  $S1$  was 22 mm and that of  $S2$  was 23 mm. Compared with the CAD file, errors on stenosis lengths were 2 mm for  $S1$  and 3 mm for  $S2$ , whereas errors on stenosis severity were -2 % and +7 % for  $S1$  and  $S2$ , respectively.

Figure 37 a-b shows 3D reconstructions of phantom #2 with a single tight stenosis segment of 60 mm length, with and without smoothing. As shown in panel 37c, cross-sectional areas of the 3D US reconstruction ( $50.0 \pm 1.9 \text{ mm}^2$ ) matched well the CAD file ( $50.2 \text{ mm}^2$ ) for non-diseased zones. Moreover, panel 37d illustrates the stenosis severity in percent along the  $z$ -axis with a maximum at 79%, and shows a stenosis length of 5.7 mm. Compared with the CAD file, errors on the percentage of stenosis was +4% and on the stenosis length -1.7 mm.



**Figure 36.** Phantom #1 representing an artery with double stenoses, a) 3D-US reconstruction of a segment including both stenoses (red color) from the raw data, b) 3D-US reconstruction of the same segment with smoothing; c) cross-sectional areas plotted as a function of the longitudinal distance along the vessel, and d) stenosis severity plotted as a function of the longitudinal distance. The color map represents the lumen area reduction in percent, where blue color corresponds to the largest area of the non-diseased artery.

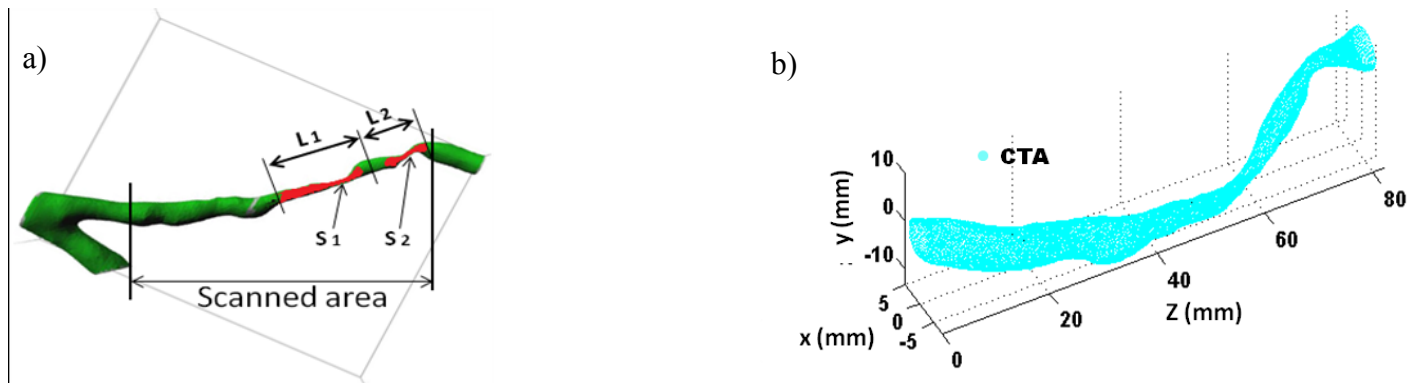


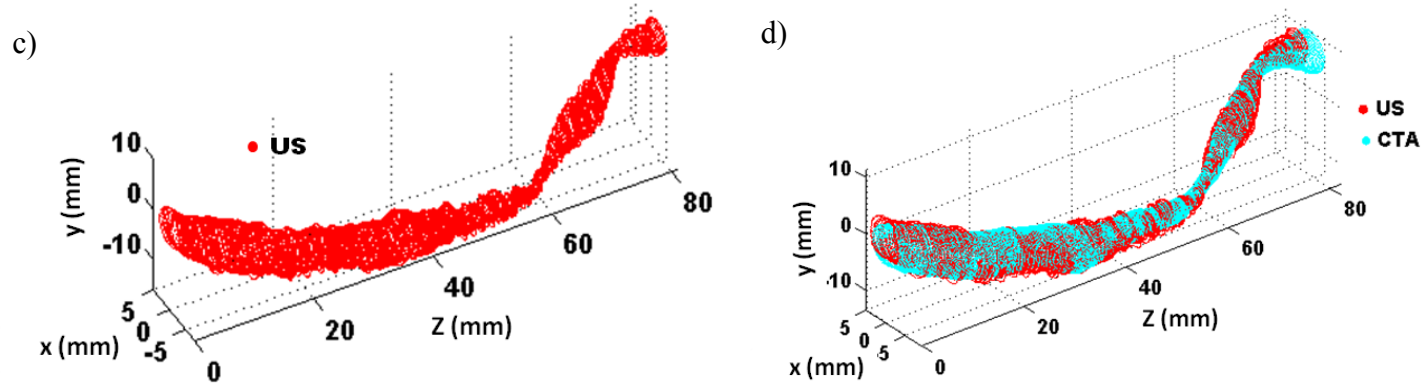


**Figure 37.** ATS phantom #2, a) 3D-US reconstruction of a segment including a stenosis of 75% (red color) from the raw data, b) 3D-US reconstruction of the same segment with smoothing; c) cross-sectional areas plotted as a function of the longitudinal distance along the vessel, and d) stenosis severity plotted as a function of the longitudinal distance. The color map represents the lumen area reduction in percent, where blue color corresponds to the largest area of the non-diseased artery.

### 4.3.2 3D Representations of *in vitro* Phantom #3

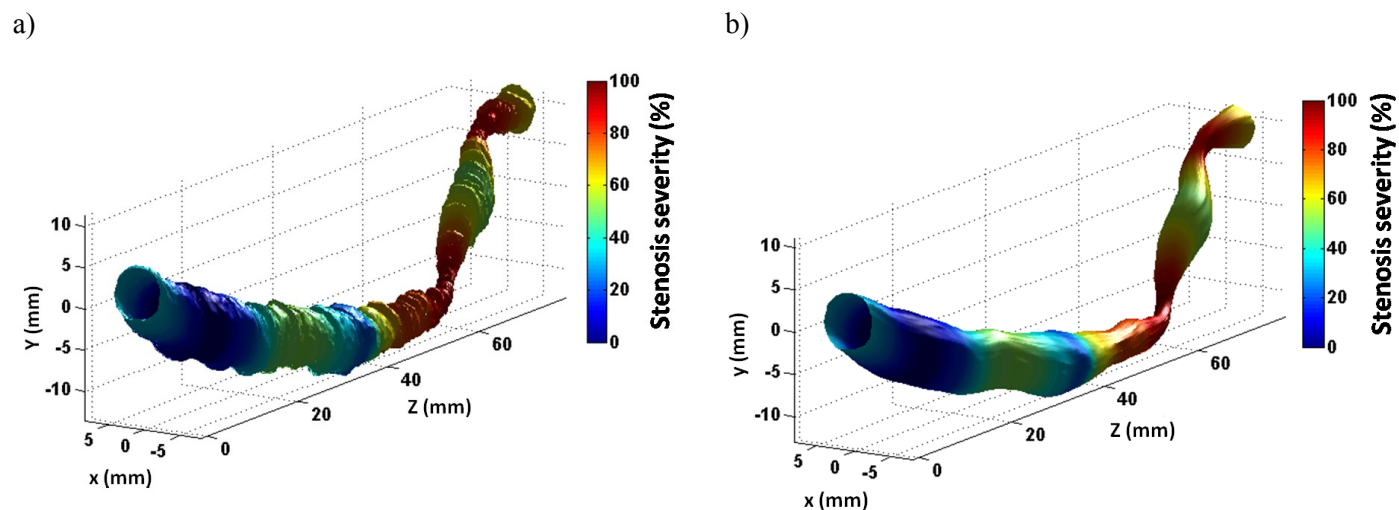
The CAD file geometry of the iliac diseased artery (Fig. 38a) shows the segment that was chosen to compare the 3D-CTA representation (panel b) with the 3D-US reconstruction (panel c) after rigid registration. Figure 38d presents a superimposed representation of CTA and US scans in the same referential. A good agreement can be observed between both 3D reconstructions. The 3D-CTA was scanned over a longer distance and its representation was thus 2.9 mm longer than the 3D-US display. The 3D US geometry of Fig. 38c is reformatted in Fig. 39 to present the stenosis severity of the iliac diseased artery without and with smoothing. The color map in both 3D reconstructions is coded such that zero percent (blue color) corresponds to the largest area of the normal (non-diseased) segment of the artery.



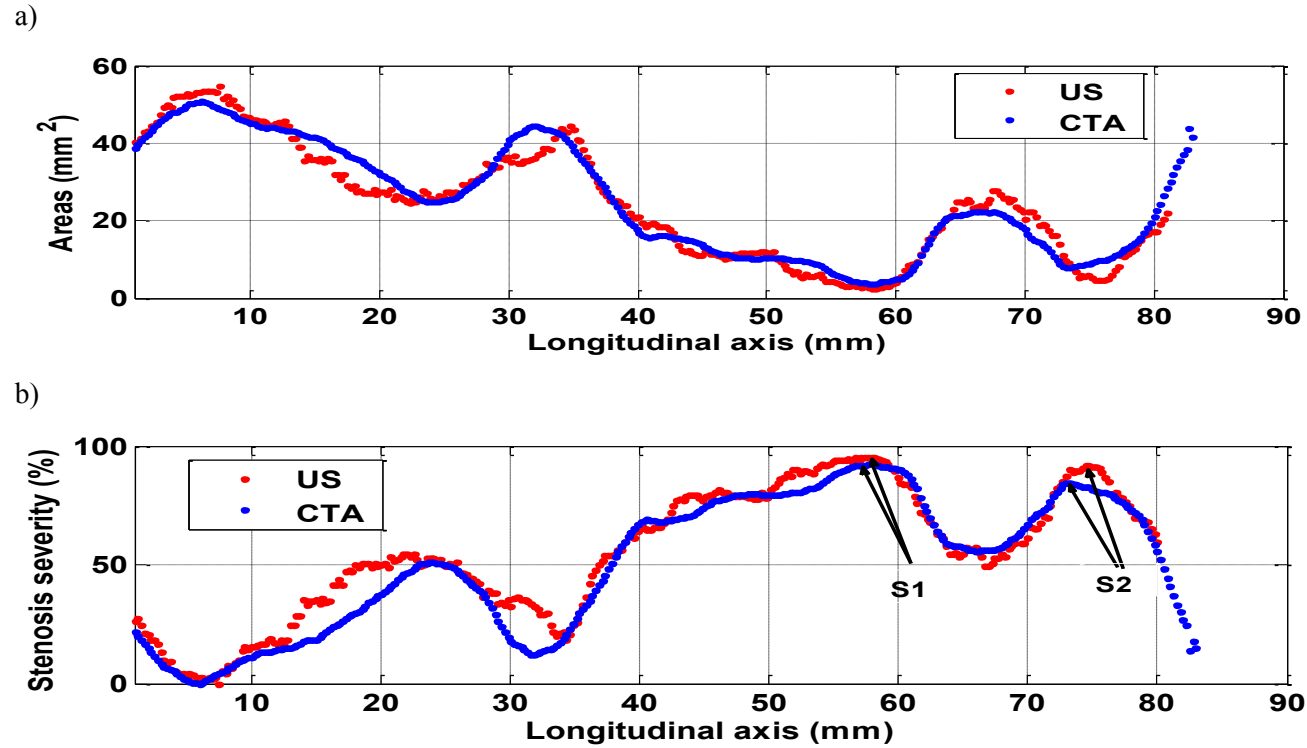


**Figure 38.** 3D representations of phantom #3 mimicking a diseased iliac artery, a) 3D-CAD representation, b) 3D-CTA reconstruction of the scanned segment of the artery depicted in (a); c) 3D-US reconstruction of the same segment, and d) 3D US and CTA plotted in the same referential after 3D-US rigid registration.

As illustrated in Figure 40a, the two curves show a good overlap between 3D-US and 3D-CTA cross-sectional areas with errors of 32.4% at  $S1$  and 42.3% at  $S2$ . A good correspondence can also be observed in panel b for the stenosis severity. Errors for quantifying  $S1$  and  $S2$  were 3% and 7% between 3D-US and 3D-CTA. Table 4 is reporting the stenosis severity, stenosis lengths and areas along with errors on CTA and US measures when compared with the CAD file geometry.

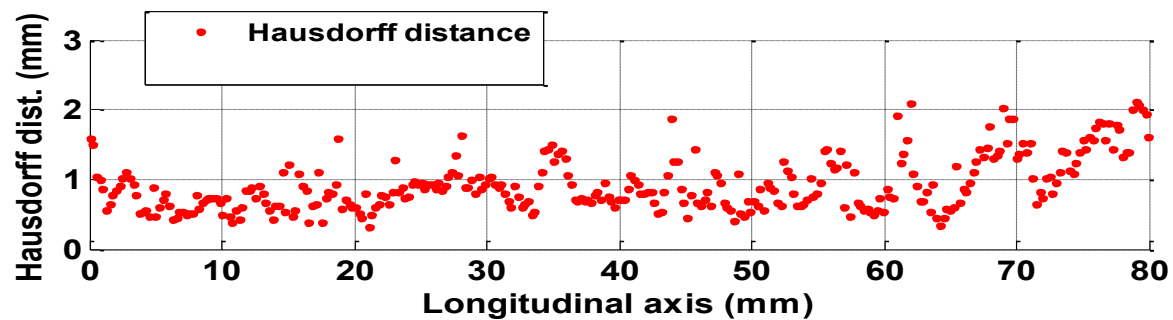


**Figure 39.** 3D-US reconstruction of a segment of the phantom mimicking an iliac artery, a) 3D-US reconstruction with raw data and b) with smoothing data.



**Figure 40.** Cross-sectional area (a) and stenosis severity (b) plotted as a function of the longitudinal distance along the iliac mimicking vessel for 3D CTA and US reconstructions.

Figure 41 reports Hausdorff distances (Eq. 8) between both US and CTA contours along the  $z$ -axis. The mean Hausdorff distance along the iliac artery segment was  $0.97 \pm 0.46$  mm. It remained evenly distributed except toward the right end where it reached a maximum of 2.3 mm.



**Figure 41.** Hausdorff distance plotted as a function of the longitudinal distance along the iliac artery.

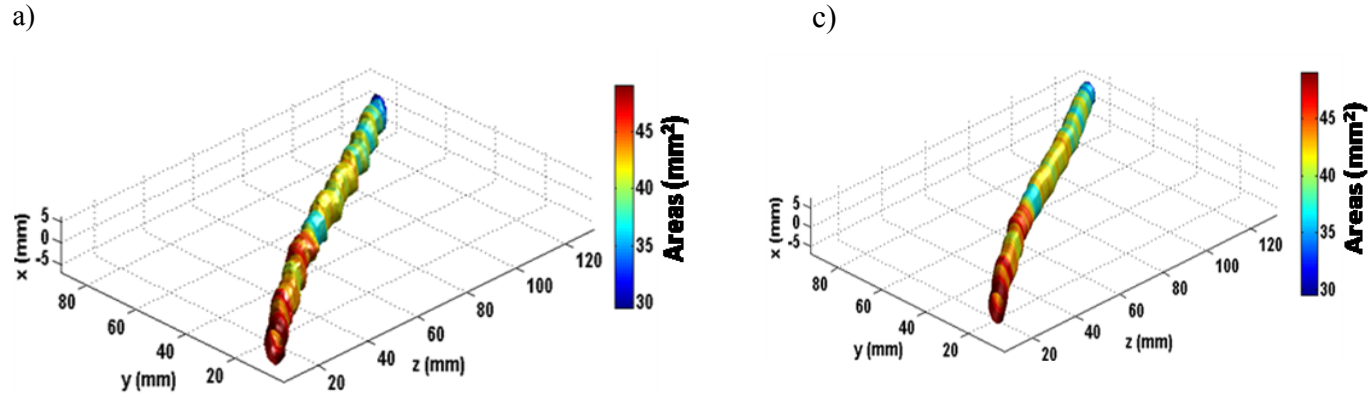


**Tableau 4.** Summary of *in vitro* performance assessments for phantom #3 mimicking an iliac diseased artery.

	Stenosis severity (%)			Errors on stenosis severity (%) = reference - measured		
Stenoses	CTA	US	CAD	CTA vs US	CAD vs CTA	CAD vs US
<i>S1</i>	92.5	95.5	97.3	-3.0	4.8	1.8
<i>S2</i>	84.5	91.5	98.3	-7.0	13.8	6.8
	Stenosis length (mm)			Errors on length (%) = (reference-measured) / reference × 100		
<i>S1</i>	28.3	29.4	28.1	-4.2	-0.7	-4.9
<i>S2</i>	13.0	13.5	14.0	-3.8	7.1	3.5
	Stenosis areas (mm <sup>2</sup> )			Errors on areas (%) = (reference-measured) / reference × 100		
<i>S1</i>	3.7	2.5	1.7	32.4	-117.6	-47.0
<i>S2</i>	7.8	4.5	0.95	42.3	-721.1	-373.6

### 4.3.3 *In Vivo* Feasibility Study

Figure 42a and b (without and with smoothing) shows the performance of the robotic system to automatically track a presumably normal superficial femoral artery of a volunteer. The scan over a distance of 156 mm was conducted in 15 minutes; it includes the vessel tracking, automatic segmentation, trajectory correction and 3D reconstruction. The color map is coded according to the lumen area, where blue corresponds to the largest area and red to the smallest area. Figure 42a illustrates a 3D-US B-mode reconstruction with the raw data and shows variation in surface areas for z-axis segments between [58 – 67 mm], [98 – 101 mm], [110 – 115 mm] and [120 – 128 mm]. Similar conclusions can be made regarding Fig. 42b, which presents the same 3D-US reconstruction as Fig. 42a but with smoothing.



**Figure 42.** 3D-US reconstruction of segment of superficial femoral artery, a) 3D-US reconstruction with raw data and b) with smoothing data.

## 4.4 DISCUSSION

### 4.4.1 3D Vessel Reconstruction Analyses

In this study, simple geometries (single and double stenoses) were used to evaluate the automatic arterial trajectory tracking of the robotic system and corresponding 3D-US reconstructions. The robotic system allowed quantifying the severity and length of stenoses. A phantom mimicking a diseased iliac artery with multiple stenoses was also used to compare the 3D-US reconstruction with CTA as the clinical gold standard. The latter investigation revealed comparable 3D-US and 3D-CTA maps but CTA underestimated the severity and length of stenoses, and overestimated stenosis areas. This can be explained by the CTA processing algorithms (MIP, volume rendering and smoothing filtering). Also, the CTA post-processing steps are user-dependent [122]. As noticed in Table 4, both CTA and US overestimated the stenosis areas in comparison of the CAD geometry. This can be explained by the resolution of both methods, which is on the order of 1 mm [123, 124]. An overestimation of the diameter at the stenosis sites was thus expected because the *in vitro* phantom had stenoses with diameters in this range (1.2-1.4 mm). Reported errors on percentages of stenosis between US and CAD (1.8% at *S1* and 6.8% at *S2*) can also be explained by the accuracy of the segmentation and by the surface reconstruction procedure, explained further in [111]. Other sources of errors could reside in the fabrication process of the vascular phantom with reported errors up to 5.7% in diameter compared to the CAD file [117].

As reported in Fig. 41, 3D-US reconstructed cross-sectional lumen contours had a mean Hausdorff distance with respect to CTA of less than one mm (0.97 mm), with an increasing trend and higher distances at the extremity. Larger

errors at the right extremity are likely due to shadowing caused by the high density polyethylene connector of the phantom, which caused segmentation problems.

The feasibility of mapping *in vivo* a normal 3D lower limb superficial femoral artery was also tested under conditions approximating the clinical context. Besides evaluating lower limb arterial stenoses, the current robotic system may be of high interest to grade the potency of lower limb bypass venous grafting. Because regular follow-up is required in this context, this would be a logical application of the robotic scanner to compete with the irradiating CTA or expensive MRA method.

*In vivo*, our robotic system has proven that it can compensate small movements of the patient's leg with the real-time tracking concept illustrated in Fig. 35. In view of providing a complementary non-invasive diagnostic technique, improvements in stenosis quantification would be possible by using image compounding with acquisitions at different cross-sectional US views to improve the quality of B-mode images [125, 126]. Also, as mentioned above, the current implementation is limitative because scanning *in vivo* a femoral artery over 156 mm required 15 minutes. The main reason for that was the use of three different computer languages to perform the vessel tracking, automatic segmentation, trajectory correction and 3D reconstruction. The B-mode image acquisition was done in C++ while the robot was controlled with the RAPL-3 programming language. The force/torque sensor, positioned between the US probe holder and the robot arm, which serves to maintain a constant force on the scanned surface, also used a function written in RAPL-3. Finally, the data management and synchronization of the different processing steps (*i.e.*, acquired images, segmented contours, 3D coordinates and force/torque values) were controlled with Matlab installed in the ultrasound Ultrasonix scanner.

Another limitation was noted concerning the architecture and design of the robot arm. Indeed, beyond the maximum angle that a joint can reach it reacted randomly. Therefore, the robotic scanner may not properly follow the popliteal artery segment, which runs behind the knee, without compromising patient safety. At this position, the robot reaches a limit at one of the joints. Consequently, it would not be possible with the current design to scan the entire vascular tree from the abdominal aortic bifurcation down to the tibial vessels. To remedy this limitation, a new robot has been specifically designed for this application with strong compliance to safety concerns [127].

#### **4.4.2 Comparison with the Literature**

A few studies performed with a tracking device attached to the US probe had similar objectives [128-130]. It is difficult to compare our results to these ones based typically on electromagnetic freehand tracking because they have not evaluated the accuracy of their system against CTA, and focused mainly on demonstrating their technology's potential to monitor pathological changes in reconstructed vessels. The progression of atherosclerotic carotid plaques in patients was

monitored and analyzed with a 3D-US system controlled by a linear translation stage with a stepper motor [102, 131]. Another 3D-US Flock-of-Bird electromagnetic (EM) system for measuring blood vessel geometries [128] allowed to detect a reduction in area of 48%. Also, a study with a similar EM system found mean errors of -1.2% to detect a 70% stenosis in carotid bifurcation phantoms [129]. Compared with CAD geometries, Janvier *et al.* [93] found errors of 3.0% to detect an 80% stenosis and errors of -0.9% to quantify a stenosis of 75% with a similar double stenosis phantom as used in the present study (phantom #1) [93]. Recently [110], the same authors found errors of  $-11.8 \pm 6.1$  % and  $-3.6 \pm 1.9$  % to detect the 97.3 % and 98.3 % stenoses of the iliac phantom #3, respectively. The results of the present study thus compare favorably with those of Janvier *et al.* [110], conducted with a 3D-US robotic system with teach and replay modes. Also, maximum errors of 6.2% in area reduction were reported in [130] to quantify in-stent restenoses *in vitro* with an EM tracking device and phantom #1. Our results with that phantom gave errors with respect to CAD files of 2% and 7% to detect the 75% and 80% stenoses *S1* and *S2*, respectively.

## 4.5 CONCLUSION

Tracking vessel trajectory and 3D reconstruction with the US imaging robotic system were validated *in vitro* with vascular phantoms. Results on 3D-US reconstructions showed good agreements with 3D-CTA in the case of a realistic diseased iliac artery phantom. We also verified the feasibility of this system *in vivo* in a normal volunteer and demonstrated that the system can compensate for leg motions. In order to better assess the severity of the stenosis in the future, it is necessary to quantify the errors due to segmentation and smoothing.. Also, a clinical study with more patients could validate the applicability of the robotic system in the medical context. This may allow monitoring plaque progression and evaluating the impact of therapy with a modality that is safety, relatively inexpensive and not ionizing.

## Chapitre 5 : Discussion générale

---

Ce chapitre est une discussion générale du mémoire. Dans un premier temps, la discussion de l'article sera brièvement résumée puis, les avantages et les limitations du système robotique seront présentés. Finalement, les travaux futurs et les applications potentielles du système robotique seront introduits.

### 5.1 Rappel des objectifs de ce mémoire

Les moyens de diagnostic de la MAP actuels tels l'IRM et le CTA offrent des images volumétriques (3D) des artères. Les principales limitations de ces techniques sont l'invasivité (risque d'infection et d'hémorragie), l'ionisation (CTA) et les coûts élevés (IRM). Dans ce contexte, l'imagerie 3D ultrasonore est une bonne solution à faible coût, de plus, elle est non invasive et non ionisante. Le but principal de ce travail était de démontrer l'efficacité de notre système robotisé dans un contexte clinique. Deux objectifs ont été poursuivis : 1) l'évaluation *in vitro* des capacités d'autoguidage du système robotisé lors du suivi de la trajectoire d'un vaisseau et 2) l'évaluation *in vivo* des capacités de ce système robotisé pour la reconstruction 3D en temps réel d'un vaisseau sain.

Les travaux de recherche réalisés dans le cadre de ce mémoire ont donné lieu à un article intitulé "*A robotic ultrasound scanner for automatic vessel tracking and three-dimensional reconstruction of B-mode images*". Tel que montré en annexe 2 l'auteur principal de ce mémoire a également contribué à un autre article scientifique dont le titre est "*A 3D ultrasound imaging robotic system to detect and quantify lower limb arterial stenoses: in vivo feasibility*".

### 5.2 Suivi automatique et reconstruction 3D

#### 5.2.1 Fantômes simples

Dans un premier temps, le suivi automatique et la reconstruction 3D en temps réel du système robotisé ont été évalués à l'aide de deux fantômes simples (comportant une ou deux sténoses). Les résultats ont démontré que le robot était capable de s'orienter automatiquement sur les deux vaisseaux simple et double sténoses mesurant 60 mm et 79 mm respectivement. Par ailleurs, les reconstructions 3D obtenues en temps réel de ces segments comparées aux fichiers CAD des deux fantômes ont montré une bonne concordance entre les deux reconstructions avec une surestimation entre 2 % et 7 % de la sévérité des sténoses.

## 5.2.2 Fantômes à géométrie complexe

Les compétences de notre système robotisé ont par la suite été testées sur un troisième fantôme à géométrie complexe (segment de l'artère iliaque présentant des sténoses multiples). Encore une fois, le système a réussi à s'autoguidé pour imager un segment mesurant 60 mm. Par ailleurs, la comparaison des reconstructions 3D-US et 3D-CTA obtenues a révélé une distance d'Hausdorff moyenne de  $0.97 \pm 0.46$  mm. Tel que démontré au tableau 5, les reconstructions 3D-US et 3D-CTA présentent une sous-estimation des sténoses par rapport au fichier CAD avec une erreur de 1.8 % (S1) et 6.8 % (S2) pour la technique 3D-US et 4.8 % (S1) et 13.8 % (S2) pour la méthode 3D-CTA.

**Tableau 5.** Pourcentages de sténose obtenus lors des reconstructions 3D-US et 3D-CTA comparées aux valeurs du fichier CAD ayant servi à la construction du fantôme à géométrie complexe.

Sténoses	Stenosis severity (%)			Errors on stenosis severity (%) = reference - measured		
	CTA	US	CAD	CTA vs US	CAD vs CTA	CAD vs US
<i>S1</i>	92.5	95.5	97.3	-3.0	4.8	1.8
<i>S2</i>	84.5	91.5	98.3	-7.0	13.8	6.8

## 5.3 Limitations

### 5.3.1 Durée de l'examen

La durée d'un examen avec le système 3D-US robotisé dépend de la longueur et du nombre de pas (distance entre chaque image acquise). Par exemple, la durée de l'examen d'un segment artériel d'une longueur de 15 cm varie entre 20 et 40 min pour des pas de 1 et 0.5 mm respectivement. Chaque pas comprend une séquence de plusieurs étapes (acquisition d'une image mode B, segmentation, correction de la trajectoire et déplacement de la sonde pour la prochaine séquence). Cette séquence est effectuée en 7.9 secondes (1.0s pour la segmentation, 1.3s pour l'acquisition, 0.1s pour l'affichage et 4.0s à des fins de synchronisation entre les différentes étapes du système 3D-US robotisé).

La durée d'un examen est également influencée par le fait que le système 3D-US robotisé utilise trois programmes informatiques pour réaliser une séquence pendant un examen. Le langage C++ sert à l'acquisition des images mode B, le langage RAPL3 est utilisé pour programmer le bras robot et le capteur de force, l'un pour ses mouvements et l'autre pour maintenir une force constante sur la surface scannée et finalement le langage Matlab sert à récupérer les données (images, contours, coordonnées et valeurs de la force) et à la synchronisation entre les différentes étapes de la séquence.

Il est clair que notre système est loin des performances temporelles du CTA et de l'IRM qui nécessitent 30 min et 15 min respectivement pour reconstruire toute la jambe. Cependant, nous croyons pouvoir accélérer 4 fois la vitesse de notre système avec les améliorations suggérées à la section 5.5

### **5.3.2 Système 3D-US robotisé**

Le robot utilisé dans ce système comprend six articulations qui lui permettent 6 degrés de libertés. Même si, de par sa conception, le bras robotisé permet de couvrir une grande surface, son architecture présente une certaine limite. En effet, en atteignant un angle limite (angle que l'articulation ne peut pas dépasser) dans l'une de ses articulations, le bras réagit aléatoirement en effectuant des mouvements qui ne sont pas conformes aux commandes désirées. Tel qu'illustré à la figure 3 (chapitre 1), l'artère poplitée décent derrière le genou. Le suivi de cette artère amène le robot dans une zone limite. Nous discuterons à la section 5.5 des améliorations à apporter au système robotisé pour que son architecture permette les mouvements nécessaires au suivi des artères impliquées dans la MAP.

### **5.3.3 Quantification et localisation des sténoses**

Les erreurs observées lors des reconstructions 3D-US et 3D-CTA en comparaison avec leurs fichiers CAD respectifs peuvent être de différents ordres. Pour le 3D-CTA, elles sont dues aux algorithmes de traitement des données (algorithmes de rendu volumétriques, filtrage et lissage) et aux techniques de post traitement qui sont dépendantes de l'utilisateur [122]. De plus, la résolution du CTA pour les applications vasculaires des membres inférieurs est de l'ordre de 1 mm [123]. Donc, même en utilisant un produit de contraste, une surestimation du diamètre de la sténose est attendue [132], du fantôme iliaque. Par conséquent, cette surestimation du diamètre a engendré une erreur sur l'évaluation de la sévérité de la sténose de 4,8% (S1) et 13,8% (S2).

En ce qui concerne la technique 3D-US, nos résultats ont démontré une erreur de 1,8% (S1) et 6,8% (S2). Ces erreurs peuvent s'expliquer par la précision du programme de segmentation, la résolution limitée des images mode B et la procédure de reconstruction 3D-US du système robotique, expliqué plus en détails à la référence [133]. D'autres sources d'erreurs pourraient résider dans le processus de fabrication du fantôme vasculaire qui sont de l'ordre de 5,7% [117]. Par contre, ces erreurs n'expliquent pas toutes les différences dans les deux reconstructions 3D.

## **5.4 Étude de faisabilité *in vivo***

Le deuxième objectif de ce mémoire consistait à réaliser une étude de faisabilité pour l'utilisation *in vivo* de ce système robotisé. L'examen d'un segment d'une artère fémorale superficielle, qui part de l'artère iliaque jusqu'à l'artère poplitée, a été réalisé chez un volontaire sain. Le but était d'évaluer le comportement du système 3D-US robotisé dans un

contexte similaire aux examens cliniques. Les résultats ont montré que le système, en plus d'être capable de suivre un segment de 156 mm de l'artère fémorale, a réussi à compenser les petits mouvements de la jambe du patient. De plus, le système a pu produire automatiquement une reconstruction 3D de ce segment.

## **5.5 Améliorations possibles du système 3D-US robotisé**

### **5.5.1 Précision :**

La précision du système peut être améliorée en utilisant une sonde avec une fréquence plus élevée que celle utilisée dans ce projet afin d'augmenter la précision des images mode B. Il serait aussi préférable d'utiliser un autre fantôme pour la calibration, par exemple, le fantôme de Cambridge avec une précision de 0.33 mm RMS [51] au lieu de 0.56 mm RMS trouvée avec le fantôme en Z [134].

### **5.5.2 Programmes informatiques et architecture du robot**

Un nouveau robot dédié spécifiquement pour ce genre d'examen est en construction [127] pour palier les limitations majeures liées à l'architecture et la conception de notre système. Uniformiser les langages de programmation serait une autre amélioration majeure pour notre système 3D-US robotisé, que ce soit pour le robot actuel ou celui en construction. Ceci permettrait d'éliminer ou de diminuer considérablement les temps d'attente mis pour la synchronisation.

### **5.5.3 Les sondes matricielles (3D) :**

L'utilisation des sondes 3D matricielles pourrait apporter beaucoup au système. D'une part en diminuant considérablement le temps d'examen puisqu'avec cette sonde on acquiert un volume. D'autre part, le programme de segmentation fonctionnerait avec plus d'efficacité et de précision puisqu'il a été élaboré pour segmenter la lumière d'une artère de données volumiques.

### **5.5.4 Contexte d'évaluation :**

Il faudrait évaluer le système après amélioration dans des conditions *in vitro* qui se rapprochent le plus possible à la réalité clinique. Puisque, les fantômes utilisés dans ce projet sont limités d'une part par leur petite taille (le robot est supposé suivre une artère jusqu'à 30 cm de longueur) et d'autre part, par leurs surfaces planes qui ne représentent ni la réalité clinique d'un examen de la MAP ni les propriétés mécaniques du tissu humain. Donc, il serait souhaitable d'utiliser des fantômes qui se rapprochent le plus possible du contexte clinique et en utilisant des matériaux qui possèdent les mêmes propriétés mécaniques que les tissus humains (au niveau de la jambe). Aussi, il est nécessaire que ces



fantômes soient compatibles au moins avec une des modalités d'imagerie 3D (CTA, MRA) afin de comparer les reconstructions 3D-US issus de notre système avec ces dernières.

Comme les résultats obtenus *in vivo* sont très prometteurs, ils nous encouragent à faire d'autres études *in vivo* sur des patients sains et par la suite des patients atteints de la MAP en utilisant plusieurs modalités d'imagerie 3D-CTA pour la comparaison et la validation. Ces études nous permettront de valider objectivement la reconstruction 3D-US obtenue avec notre système dans des conditions pathologiques.

## **5.6 Applications**

Plusieurs systèmes main-libre pour la reconstruction 3D à partir d'images ultrasonores ont été développés [56, 58, 75] avec différents systèmes de localisations, soit électromagnétique, acoustique, optique et mécanique. Par contre, aucun de ces systèmes n'a été destiné à l'examen de la MAP au niveau des jambes à cause de la longueur et de la géométrie tortueuse des artères. Par conséquent, notre système se distingue par son originalité et son caractère innovant, qui en plus de montrer sa précision à quantifier les sténoses par rapport au CTA, démontre la capacité à suivre automatiquement la trajectoire et à reconstruire en 3D une artère d'une manière non invasive. Aussi, il arrive à compenser les petits mouvements du patient lors de l'examen. De plus, l'application de ce système ne se limite pas juste à l'examen artériel des membres inférieurs dans le cas de la MAP, mais pourrait être utilisée pour l'examen de la plupart des vaisseaux sanguins (membres supérieurs et carotide).

## Bibliographie :

---

- [1] A. Wielgosz, *et al.*, "Rapport 2009 : Suivi des maladies du coeur et des accidents vasculaires cérébraux au Canada," *Agence de la santé publique du Canada*, 2009.
- [2] K. Watson, *et al.*, "Peripheral Arterial Disease: A Review of Disease Awareness and Management," *The American Journal of Geriatric Pharmacotherapy*, vol. 4, pp. 365-379, 2006.
- [3] P. Poredoš and B. Jug, "The Prevalence of Peripheral Arterial Disease in High Risk Subjects and Coronary or Cerebrovascular Patients," *Angiology*, vol. 58, pp. 309-315, 2007.
- [4] D. P. Slovut and J. W. Olin, "Fibromuscular Dysplasia," *New England Journal of Medicine*, vol. 350, pp. 1862-1871, 2004/04/29 2004.
- [5] R. Ross, "Atherosclerosis — An Inflammatory Disease," *New England Journal of Medicine*, vol. 340, pp. 115-126, 1999/01/14 1999.
- [6] I. D. Moussa, *et al.*, "Prevalence and prediction of previously unrecognized peripheral arterial disease in patients with coronary artery disease: The peripheral arterial disease in Interventional Patients Study," *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, vol. 73, pp. 719-724, 2009.
- [7] R. B. Rutherford, *et al.*, "Recommended standards for reports dealing with lower extremity ischemia: Revised version," *Journal of Vascular Surgery*, vol. 26, pp. 517-538, 1997.
- [8] A. V. Meru, *et al.*, "Intermittent claudication: An overview," *Atherosclerosis*, vol. 187, pp. 221-237, 2006.
- [9] J. R. Bartholomew and J. W. Olin, "Pathophysiology of peripheral arterial disease and risk factors for its development," *Cleveland Clinic Journal of Medicine*, vol. 73, p. S8, 2006.
- [10] E. Selvin and T. P. Erlinger, "Prevalence of and Risk Factors for Peripheral Arterial Disease in the United States," *Circulation*, vol. 110, pp. 738-743, 2004.
- [11] T. Jonason and R. Bergström, "Cessation of Smoking in Patients with Intermittent Claudication," *Acta Medica Scandinavica*, vol. 221, pp. 253-260, 1987.
- [12] M. M. McDermott, *et al.*, "Ankle-Brachial Index and Subclinical Cardiac and Carotid Disease," *American Journal of Epidemiology*, vol. 162, pp. 33-41, 2005.
- [13] M. M. McDermott, *et al.*, "D-Dimer and Inflammatory Markers as Predictors of Functional Decline in Men and Women with and without Peripheral Arterial Disease," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 53, pp. 1688-1696, 2005.

- [14] A. Planas, *et al.*, "Relationship of obesity distribution and peripheral arterial occlusive disease in elderly men," *Atherosclerosis*, vol. 151, p. 274, 2000.
- [15] X. Guo, *et al.*, "Sensitivity and specificity of ankle-brachial index for detecting angiographic stenosis of peripheral arteries," *Circulation journal : official journal of the Japanese Circulation Society*, vol. 72, pp. 605-610, 2008.
- [16] R. Stein, *et al.*, "Limitation of the resting ankle-brachial index in symptomatic patients with peripheral arterial disease," *Vascular Medicine*, vol. 11, pp. 29-33, 2006.
- [17] A. Le Faucheur, *et al.*, "Measurement of Walking Distance and Speed in Patients With Peripheral Arterial Disease," *Circulation*, vol. 117, pp. 897-904, 2008.
- [18] J. A. S. J. T. Bushberg, E. M. Leidholdt, JR., J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Second Edition ed.: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [19] G. Collins R Fau - Cranny, *et al.*, "A systematic review of duplex ultrasound, magnetic resonance angiography and computed tomography angiography for the diagnosis and assessment of symptomatic, lower limb peripheral arterial disease," *Health Technology Assessment*, vol. 11, May 2007.
- [20] D. Chan, *et al.*, "Imaging Evaluation of Lower Extremity Infrainguinal Disease: Role of the Noninvasive Vascular Laboratory, Computed Tomography Angiography, and Magnetic Resonance Angiography," *Techniques in Vascular and Interventional Radiology*, vol. 13, pp. 11-22, 2010.
- [21] L. E. Chambless, *et al.*, "Variability in B-mode ultrasound measurements in the Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) study," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 22, pp. 545-554, 1996.
- [22] C. Loewe, *et al.*, "Peripheral Vascular Occlusive Disease: Evaluation with Contrast-Enhanced Moving-Bed MR Angiography Versus Digital Subtraction Angiography in 106 Patients," *American Journal of Roentgenology*, vol. 179, pp. 1013-1021, 2002.
- [23] A. R. Owen and G. H. Roditi, "Peripheral arterial disease: the evolving role of non-invasive imaging," *Postgraduate Medical Journal*, vol. 87, pp. 189-198, 2011.
- [24] K. J. Berg, "Nephrotoxicity Related to Contrast Media," *Scandinavian Journal of Urology and Nephrology*, vol. 34, pp. 317-322, 2000/01/01 2000.
- [25] P. Aspelin, *et al.*, "Nephrotoxic Effects in High-Risk Patients Undergoing Angiography," *New England Journal of Medicine*, vol. 348, pp. 491-499, 2003/02/06 2003.
- [26] R. Schernthaner, *et al.*, "Multidetector CT angiography in the assessment of peripheral arterial occlusive disease: accuracy in detecting the severity, number, and length of stenoses," *European Radiology*, vol. 18, pp. 665-671, 2008.
- [27] M. Kock, *et al.*, "Multi-detector row computed tomography angiography of peripheral arterial disease," *European Radiology*, vol. 17, pp. 3208-3222, 2007.

- [28] R. Met, *et al.*, "Diagnostic performance of computed tomography angiography in peripheral arterial disease: A systematic review and meta-analysis," *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, vol. 301, pp. 415-424, 2009.
- [29] J. F. M. Meaney, *et al.*, "Stepping-Table Gadolinium- enhanced Digital Subtraction MR Angiography of the Aorta and Lower Extremity Arteries: Preliminary Experience1," *Radiology*, vol. 211, pp. 59-67, 1999.
- [30] T. Leiner, *et al.*, "Peripheral Arterial Disease: Comparison of Color Duplex US and Contrast-enhanced MR Angiography for Diagnosis1," *Radiology*, vol. 235, pp. 699-708, 2005.
- [31] P. E. T. Gardner Aw, "Exercise rehabilitation programs for the treatment of claudication pain: A meta-analysis," *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, vol. 274, pp. 975-980, 1995.
- [32] G. j. Hankey , *et al.*, "Medical treatment of peripheral arterial disease," *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, vol. 295, pp. 547-553, 2006.
- [33] W. E. Boden, *et al.*, "Optimal Medical Therapy with or without PCI for Stable Coronary Disease," *New England Journal of Medicine*, vol. 356, pp. 1503-1516, 2007/04/12 2007.
- [34] M. Schillinger, *et al.*, "Balloon Angioplasty versus Implantation of Nitinol Stents in the Superficial Femoral Artery," *New England Journal of Medicine*, vol. 354, pp. 1879-1888, 2006/05/04 2006.
- [35] P. L. Antignani, "Treatment of Chronic Peripheral Arterial Disease," *Current Vascular Pharmacology*, vol. 1, pp. 205-216, 2003.
- [36] S. P. Marso and W. R. Hiatt, "Peripheral Arterial Disease in Patients With Diabetes," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 47, pp. 921-929, 2006.
- [37] I. N. Staikov, *et al.*, "Comparison of the ECST, CC, and NASCET grading methods and ultrasound for assessing carotid stenosis," *Journal of Neurology*, vol. 247, pp. 681-686, 2000.
- [38] Na. Khan , *et al.*, "Does the clinical examination predict lower extremity peripheral arterial disease?," *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, vol. 295, pp. 536-546, 2006.
- [39] J. Golledge, "Lower-limb arterial disease," *The Lancet*, vol. 350, pp. 1459-1465, 1997.
- [40] B. Elsmann, *et al.*, "The use of color-coded duplex scanning in the selection of patients with lower extremity arterial disease for percutaneous transluminal angioplasty: A prospective study," *CardioVascular and Interventional Radiology*, vol. 19, pp. 313-316, 1996.
- [41] J. K. A. Avenarius, *et al.*, "The Additional Value of Angiography After Colour-coded Duplex on Decision Making in Patients with Critical Limb Ischaemia. A Prospective Study," *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 23, pp. 393-397, 2002.
- [42] A. N. Katsamouris, *et al.*, "Can Ultrasound Replace Arteriography in the Management of Chronic Arterial Occlusive Disease of the Lower Limb?," *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 21, pp. 155-159, 2001.

- [43] T. Mandolino, *et al.*, "Comparison between magnetic resonance angiography and duplex ultrasound for preoperative planning of lower limb revascularisation," *Chirurgia italiana*, vol. 57, pp. 615-620, 2005.
- [44] A. Krnic, *et al.*, "Duplex scanning compared with intra-arterial angiography in diagnosing peripheral arterial disease: three analytical approaches," *VASA. Zeitschrift für Gefasskrankheiten. Journal for vascular diseases*, vol. 35, pp. 86-91, 2006.
- [45] W. S. Aronow, "Management of Peripheral Arterial Disease of the Lower Extremities in Elderly Patients," *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 59, pp. M172-M177, 2004.
- [46] J. Powers and F. Kremkau, "Medical ultrasound systems," *Interface Focus*, vol. 1, pp. 477-489, 2011.
- [47] R. Rohling, *et al.*, "A comparison of freehand three-dimensional ultrasound reconstruction techniques," *Medical Image Analysis*, vol. 3, pp. 339-359, 1999.
- [48] L. Sugeng, *et al.*, "Live 3-Dimensional Transesophageal Echocardiography: Initial Experience Using the Fully-Sampled Matrix Array Probe," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 52, pp. 446-449, 2008.
- [49] R. W. Prager, *et al.*, "Sensorless freehand 3-D ultrasound using regression of the echo intensity," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 29, pp. 437-446, 2003.
- [50] O. V. Solberg, *et al.*, "Freehand 3D Ultrasound Reconstruction Algorithms—A Review," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 33, pp. 991-1009, 2007.
- [51] L. Mercier, *et al.*, "A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 31, pp. 449-471, 2005.
- [52] N. Pagoulatos, *et al.*, "A fast calibration method for 3-D tracking of ultrasound images using a spatial localizer," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 27, pp. 1219-1229, 2001.
- [53] D. L. King, *et al.*, "Evaluation of *in vitro* measurement accuracy of a three-dimensional ultrasound scanner," *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 10, pp. 77-82, 1991.
- [54] R. Bruno, "Échographie Tridimensionnelle," Ph.D., Département Traitement de signal et des images, 1999.
- [55] D. M. Muratore and R. L. Galloway Jr, "Beam calibration without a phantom for creating a 3-D freehand ultrasound system," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 27, pp. 1557-1566, 2001.
- [56] F. Aaron, *et al.*, "Three-dimensional ultrasound imaging," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, p. R67, 2001.
- [57] F. Rousseau, "Méthodes d'analyse d'images et de calibration pour l'échographie 3D en mode main-libre.," Institut de Formation Supérieur en Informatique et Communication, Université de Rennes I, 2003.
- [58] P. Abolmaesumi, *et al.*, "Image-guided control of a robot for medical ultrasound," *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, vol. 18, pp. 11-23, 2002.

- [59] J. Hung, *et al.*, "3D Echocardiography: A Review of the Current Status and Future Directions," *Journal of the American Society of Echocardiography : official publication of the American Society of Echocardiography*, vol. 20, pp. 213-233, 2007.
- [60] C. D. Ainsworth, *et al.*, "3D Ultrasound Measurement of Change in Carotid Plaque Volume," *Stroke*, vol. 36, pp. 1904-1909, 2005.
- [61] R. Sanz-Requena, *et al.*, "Automatic segmentation and 3D reconstruction of intravascular ultrasound images for a fast preliminar evaluation of vessel pathologies," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 31, pp. 71-80, 2007.
- [62] J. Guittet, *et al.*, "The spartacus telethesis : manipulator control studies," *BPR*, vol. 10-13, pp. 69-105, 1979.
- [63] R. A. George Bekey, Vijay Kumar, David Lavery, Arthur Sanderson, Brian Wilcox, Junku Yuh, Yuan Zheng, *ROBOTICS: State of the Art and Future Challenges*: Imperial College Press, 2009.
- [64] G. T. Sung and I. S. Gill, "Robotic laparoscopic surgery: a comparison of the da Vinci and Zeus systems," *Urology*, vol. 58, pp. 893-898, 2001.
- [65] W. J. Beutler, *et al.*, "The da Vinci Robotic Surgical Assisted Anterior Lumbar Interbody Fusion: Technical Development and Case Report," *Spine*, vol. Publish Ahead of Print, 2012.
- [66] W. Siebert, *et al.*, "Robotics in Total Knee Arthroplasty Minimally Invasive Surgery in Orthopedics," G. R. Scuderi and A. J. Tria, Eds.: Springer New York, 2010, pp. 675-681.
- [67] P. Gomes, "Surgical robotics: Reviewing the past, analysing the present, imagining the future," *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, vol. 27, pp. 261-266, 2011.
- [68] Ung Kyu. Chang, *et al.*, "Radiosurgery using the Cyberknife for benign spinal tumors: Korea Cancer Center Hospital experience," *Journal of Neuro-Oncology*, vol. 101, pp. 91-99, 2011.
- [69] I. Tacheci, *et al.*, "The importance of upper gastrointestinal lesions detected with capsule endoscopy in patients with obscure digestive bleeding," *Acta gastro-enterologica belgica*, vol. 74, pp. 395-399, 20111222 DCOM-20111220 2011.
- [70] S. Boudet, *et al.*, "An integrated robotics and medical control device to quantify atheromatous plaques: experiments on the arteries of a patient," in *Intelligent Robots and Systems, 1997. IROS '97., Proceedings of the 1997 IEEE/RSJ International Conference on, 1997*, pp. 1533-1538 vol.3.
- [71] E. Degoulange, *et al.*, "HIPPOCRATE: an intrinsically safe robot for medical applications," in *Intelligent Robots and Systems, 1998. Proceedings., 1998 IEEE/RSJ International Conference on, 1998*, pp. 959-964 vol.2.
- [72] A. Krupa and F. Chaumette, "Control of an ultrasound probe by adaptive visual servoing," in *Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on, 2005*, pp. 2681-2686.
- [73] A. Krupa, "Automatic calibration of a robotized 3D ultrasound imaging system by visual servoing," in *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on, 2006*, pp. 4136-4141.

- [74] A. Krupa, *et al.*, "Guidance of an ultrasound probe by visual servoing," *Advanced Robotics*, vol. 20, pp. 1203-1218, 2006.
- [75] F. Pierrot, *et al.*, "Hippocrate: a safe robot arm for medical applications with force feedback," *Medical Image Analysis*, vol. 3, pp. 285-300, 1999.
- [76] S. Salcudean, *et al.*, "Robot-Assisted Diagnostic Ultrasound – Design and Feasibility Experiments." vol. 1679, C. Taylor and A. Colchester, Eds.: Springer Berlin / Heidelberg, 1999, pp. 1062-1071.
- [77] A. Vilchis Gonzales, *et al.*, "TER: A System for Robotic Tele-echography." vol. 2208, W. Niessen and M. Viergever, Eds.: Springer Berlin / Heidelberg, 2001, pp. 326-334.
- [78] A. Vilchis, *et al.*, "Télé-Échographie Robotisée: des concepts à la validation clinique," *Annals of Telecommunications*, vol. 58, pp. 687-697, 2003.
- [79] J. Guiochet, *et al.*, "Integration of UML in human factors analysis for safety of a medical robot for tele-echography," in *Intelligent Robots and Systems, 2003. (IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ International Conference on*, 2003, pp. 3212-3217 vol.3.
- [80] M. Mitsuishi, *et al.*, "Remote ultrasound diagnostic system," in *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on*, 2001, pp. 1567-1574 vol.2.
- [81] N. Koizumi, *et al.*, "Continuous path controller of slave manipulator in remote ultrasound diagnostic system," in *Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA '02. IEEE International Conference on*, 2002, pp. 3368-3373 vol.4.
- [82] N. Koizumi, *et al.*, "Impedance controller and its clinical use of the remote ultrasound diagnostic system," in *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA '03. IEEE International Conference on*, 2003, pp. 676-683 vol.1.
- [83] N. Koizumi, *et al.*, "Development of a Remote Ultrasound Diagnostic System and Its Remote Experiment.," *Journal of the Japan Society for Precision Engineering*, vol. 68, pp. 1425-1430, 2002.
- [84] L. Al BASSIT, "Structures mécaniques à modules sphériques optimisées pour un robot medical de télé-échographie," Thèse, Université d'Orleans, 2005.
- [85] S. Garawi, *et al.*, "3G wireless communications for mobile robotic tele-ultrasonography systems," *Communications Magazine, IEEE*, vol. 44, pp. 91-96, 2006.
- [86] A. Gourdon, *et al.*, "A new robotic mechanism for medical application," in *Advanced Intelligent Mechatronics, 1999. Proceedings. 1999 IEEE/ASME International Conference on*, 1999, pp. 33-38.
- [87] A. Gourdon, Ph. Poignet, G. Poisson, Y. Parmantier, P. Marché, "Master-slave robotic system for ultrasound scanning.," presented at the European Medical and Biological Engineering Conference, 1999.
- [88] A. Gourdon, P. Vieyres, Ph. Poignet, M. Szpieg, Ph. Arbeille, "A tele-scanning robotic system using satellite.," *European Medical and Biological Engineering Conference.*, vol. II, pp. 1402-1403, 1999.

- [89] F. Courreges, "Contributions à la Conception et Commande de Robots de Télé-échographie.," Université d'Orléans, 2003.
- [90] G. P. F. Courreges, P. Vieyres, A. Fonte, L. Urbain, "Paramétrage de la génération de trajectoire pour un robot à 4DDL téléopéré et dédié à la télé-échographie.," presented at the Conférence Internationale Francophone d'Automatique, CIFA, Tunisia, 2004.
- [91] K. Masuda, *et al.*, "Three dimensional motion mechanism of ultrasound probe and its application for tele-echography system," in *Intelligent Robots and Systems, 2001. Proceedings. 2001 IEEE/RSJ International Conference on*, 2001, pp. 1112-1116 vol.2.
- [92] K. Masuda, *et al.*, "Experiment of Wireless Tele-echography System by Controlling Echographic Diagnosis Robot." vol. 2488, T. Dohi and R. Kikinis, Eds.: Springer Berlin / Heidelberg, 2002, pp. 130-137.
- [93] M.-A. Janvier, *et al.*, "Performance evaluation of a medical robotic 3D-ultrasound imaging system," *Medical Image Analysis*, vol. 12, pp. 275-290, 2008.
- [94] S. Lessard, *et al.*, "Robust position/force controller design on an industrial robot for medical application using LMI optimization," in *Systems, Man and Cybernetics, 2004 IEEE International Conference on*, 2004, pp. 2913-2917 vol.3.
- [95] B. L. Davies, *Computer-Integrated Surgery : Technology and Clinical Applications.*: S. L. Russell, H. Taylor, Grigore C. Burdea and Ralph Mosges, Cambridge, Massachusetts, The MIT Press: 287-295., 1996.
- [96] W. S. Ng and C. K. Tan, "On safety enhancements for medical robots," *Reliability Engineering & System Safety*, vol. 54, pp. 35-45, 1996.
- [97] L. Allard, *et al.*, "Limitations of ultrasonic duplex scanning for diagnosing lower limb arterial stenoses in the presence of adjacent segment disease," *Journal of Vascular Surgery*, vol. 19, pp. 650-657, 1994.
- [98] K. Nash, *et al.*, "Hospital-acquired renal insufficiency," *American Journal of Kidney Diseases*, vol. 39, pp. 930-936, 2002.
- [99] A. Kurjak, *et al.*, "Three- and four-dimensional ultrasonography for the structural and functional evaluation of the fetal face," *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, vol. 196, pp. 16-28, 2007.
- [100] E. Vicenzini, *et al.*, "Threedimensional imaging of carotid arteries: Advantages and pitfalls of ultrasound investigations," *Perspectives in Medicine*, vol. 1, pp. 82-85, 2012.
- [101] K. Pohle, *et al.*, "Characterization of non-calcified coronary atherosclerotic plaque by multi-detector row CT: Comparison to IVUS," *Atherosclerosis*, vol. 190, pp. 174-180, 2007.
- [102] A. Delcker and H. C. Diener, "Quantification of atherosclerotic plaques in carotid arteries by three-dimensional ultrasound," *British Journal of Radiology*, vol. 67, pp. 672-678, 1994.
- [103] A. Fenster, *et al.*, "3D ultrasound analysis of carotid plaque volume and surface morphology," *Ultrasonics*, vol. 44, Supplement, pp. e153-e157, 2006.



- [104] D. F. Leotta, *et al.*, "Measurement of anastomosis geometry in lower extremity bypass grafts with 3-D ultrasound imaging," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 31, pp. 1305-1315, 2005.
- [105] A. M. Priester, *et al.*, "Robotic ultrasound systems in medicine," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 60, pp. 507-523, 2013.
- [106] W. C. Beutler Wj Fau - Peppelman, Jr., *et al.*, "The da Vinci Robotic Surgical Assisted Anterior Lumbar Interbody Fusion: Technical Development and Case Report," *Spine*, 20120730 2012.
- [107] G. T. Sung and I. S. Gill, "Robotic laparoscopic surgery: a comparison of the da Vinci and Zeus systems," *Urology*, vol. 58, pp. 893-898, 2001.
- [108] A. Krupa and F. Chaumette, "Guidance of an ultrasound probe by visual servoing," *Advanced Robotics*, vol. 20, pp. 1203-1218, 2006/01/01 2006.
- [109] R. Mebarki, *et al.*, "2-D Ultrasound Probe Complete Guidance by Visual Servoing Using Image Moments," *Robotics, IEEE Transactions on*, vol. 26, pp. 296-306, 2010.
- [110] M. A. Janvier, *et al.*, "A 3D ultrasound imaging robotic system to detect and quantify lower limb arterial stenoses: *in vivo* feasibility," *UMB*, 2012.
- [111] M.-A. Janvier, *et al.*, "Validation of 3D reconstructions of a mimicked femoral artery with an ultrasound imaging robotic system," *Medical Physics*, vol. 37, pp. 3868-3879, 2010.
- [112] C.-S. Tseng, *et al.*, "Development of an image-guided robotic system for surgical positioning and drilling," *Robotica*, vol. 25, pp. 375-383, 2007.
- [113] W. Zhouping, Gardi, L., Downey, D.B., Fenster, A., "Oblique needle segmentation and tracking for 3D TRUS guided prostate brachytherapy," *Medical Physics*, vol. 32, pp. 2928-2941, 2005.
- [114] F. Lindseth, *et al.*, "Probe calibration for freehand 3-D ultrasound," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 29, pp. 1607-1623, 2003.
- [115] j. F. Polak, *Peripheral vascular Sonography*, 2nd ed. ed.: Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2004.
- [116] G. Cloutier, *et al.*, "A multimodality vascular imaging phantom with fiducial markers visible in DSA, CTA, MRA, and ultrasound," *Medical Physics*, vol. 31, pp. 1424-1433, 2004.
- [117] L. Allard, *et al.*, "Multimodality vascular imaging phantoms: A new material for the fabrication of realistic 3D vessel geometries," *Medical Physics*, vol. 36, pp. 3758-3763, 2009.
- [118] M. H. R. Cardinal, *et al.*, "Intravascular ultrasound image segmentation: a three-dimensional fast-marching method based on gray level distributions," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 25, pp. 590-601, 2006.
- [119] D. P. Huttenlocher, *et al.*, "Comparing images using the Hausdorff distance," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 15, pp. 850-863, 1993.

- [120] V. Chalana and Y. Kim, "A methodology for evaluation of boundary detection algorithms on medical images," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 16, pp. 642-652, 1997.
- [121] G. W. Taylor and A. R. Calo, "Atherosclerosis of Arteries of Lower Limbs," *BMJ*, vol. 1, 1962.
- [122] F. Rengier, *et al.*, "Centerline Analysis of Aortic CT Angiographic Examinations: Benefits and Limitations," *American Journal of Roentgenology*, vol. 192, pp. W255-W263, 2009.
- [123] J. Nie, *et al.*, "Determination of Lower Limb Microvasculature by Intrafemoral Arterial Injection Using Computed Tomography-Assisted Angiography," *Aesthetic Plastic Surgery*, vol. 36, pp. 1376-1381, 2012/12/01 2012.
- [124] O. V. Solberg, *et al.*, "3D ultrasound reconstruction algorithms from analog and digital data," *Ultrasonics*, vol. 51, pp. 405-419, 2011.
- [125] R. R. Entekin, *et al.*, "Real-time spatial compound imaging: Application to breast, vascular, and musculoskeletal ultrasound," *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, vol. 22, pp. 50-64, 2001.
- [126] J.-Y. Meuwly, *et al.*, "Application of Adaptive Image Processing Technique to Real-Time Spatial Compound Ultrasound Imaging Improves Image Quality," *Investigative Radiology*, vol. 38, pp. 257-262, 2003.
- [127] S. Lessard, *et al.*, "A New Medical Parallel Robot and Its Static Balancing Optimization," *Journal of Medical Devices*, vol. 1, pp. 272-278, 2007.
- [128] T. C. Hodges, *et al.*, "Ultrasonic three-dimensional reconstruction: *In vitro* and *In vivo* volume and area measurement," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 20, pp. 719-729, 1994.
- [129] D. C. Barratt, *et al.*, "Reconstruction and quantification of the carotid artery bifurcation from 3-D ultrasound images," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 23, pp. 567-583, 2004.
- [130] M. Lecart, *et al.*, "*In vitro* in-stent restenoses evaluated by 3D ultrasound," *Medical Physics*, vol. 36, pp. 513-522, 2009.
- [131] A. Delcker, *et al.*, "Influence of Vascular Risk Factors for Atherosclerotic Carotid Artery Plaque Progression," *Stroke*, vol. 26, pp. 2016-2022, 1995.
- [132] N. Bousson, *et al.*, "Geometrical accuracy and fusion of multimodal vascular images: A phantom study," *Medical Physics*, vol. 31, pp. 1434-1443, 2004.
- [133] M. A. Janvier, *et al.*, "Evaluation of 3D reconstructed lower limb vessel geometries with an ultrasound robotic imaging system," in *Ultrasonics Symposium (IUS), 2009 IEEE International*, 2009, pp. 598-601.
- [134] R. W. Prager, *et al.*, "Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 24, pp. 855-869, 1998.

## Annexe 1 : Accord des coauteurs

---

### 1. Identification de l'auteur principal

Samir Merouche

M.Sc.A. génie biomédical, option: Instrumentation et imagerie biomédicale

**Titre de l'article:** « A robotic ultrasound scanner for automatic vessel tracking and three-dimensional reconstruction of B-mode images »

**Auteurs :** Samir Merouche, Emmanuel Montagnon, Louise Allard, Gilles Soulez, Pascal Bigras, Guy Cloutier

### 2. Contribution des auteurs

L'article scientifique présenté au chapitre 4 dont le titre est : « A robotic ultrasound scanner for automatic vessel tracking and three-dimensional reconstruction of B-mode images » est écrit par S. Merouche *et al.* La contribution de l'auteur principal est majeure : programmation des algorithmes de suivi automatique et de reconstruction 3D (sous Matlab et RAPL3), l'acquisition des images mode B, l'analyse des résultats et la rédaction de l'article. La collaboration des co-auteurs et autres membres de l'équipe fut aussi essentielle à l'aboutissement du projet : E. Montagnon (programme d'acquisition des images mode B), Louise Allard (édition et supervision du projet), P. Bigras (auteur principal de la demande de subvention FQRNT) et G. Cloutier (direction du projet et aussi co-auteur de la demande de subvention FQRNT).

### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'auteur principal.

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Samir Merouche inclue cet article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre « Suivi des vaisseaux sanguins en temps réel à partir d'images ultrasons mode-B et reconstruction 3D : Application à la caractérisation des sténoses artérielles ».

## Annexe 2 : Système robotique URS

---

### **Contribution des auteurs**

L'article scientifique dont le titre est : «A 3D ultrasound imaging robotic system to detect and quantify lower limb arterial stenoses: *in vivo* feasibility » a été écrit par M. A. Janvier *et al.* Ma contribution dans cet article a été l'évaluation du système robotique (acquisition des données, traitement et analyse des résultats) en mode teach/repeat sur un patient sain.

# **A 3D ultrasound imaging robotic system to detect and quantify lower limb arterial stenoses: *in vivo* feasibility**

Marie-Ange Janvier<sup>1,2</sup>, Samir Merouche<sup>1,2</sup>, Louise Allard<sup>1</sup>, Gilles Soulez<sup>2,3,4</sup>  
and Guy Cloutier<sup>1,2,4</sup>

<sup>1</sup> Laboratory of Biorheology and Medical Ultrasonics, Research Center of the University of Montreal Hospital (CRCHUM), Montréal, Québec, H2L 2W5, Canada.

<sup>2</sup> Institute of Biomedical Engineering, University of Montreal, Montréal, Québec, H3T 1J4, Canada.

<sup>3</sup> Department of Radiology, University of Montreal Hospital (CHUM), Montréal, Québec, H2L 4M1, Canada.

<sup>4</sup> Department of Radiology, Radio-Oncology and Nuclear Medicine, University of Montreal, Montréal, Québec, H3T 1J4, Canada.

Corresponding author: G. Cloutier (Eng., Ph.D.) is the corresponding author from the Laboratory of Biorheology and Medical Ultrasonics, University of Montreal Hospital Research Center (CRCHUM), Pavillion J.A. de Sève (Room Y-1619), 2099 Alexandre de Sève, Montréal, Québec, H2L-2W5 Canada.

**Abstract**— The degree of stenosis is the most common criterion used to assess the severity of lower limb peripheral arterial disease. 2D-ultrasound (US) imaging is the first-line diagnostic method for investigating lesions, but it cannot render a 3D map of the entire lower limb vascular tree required for therapy planning. We propose a prototype 3D-US imaging robotic system that can potentially reconstruct arteries from the iliac in the lower abdomen down to the popliteal behind the knee. A realistic multimodal vascular phantom was first conceptualized to evaluate the system's performance *in vitro*. Geometric accuracies were assessed in surface reconstruction and cross-sectional area in comparison to computed tomography angiography (CTA). Mean surface map error of 0.55 mm was recorded for 3D-US vessel representations, and cross-sectional lumen areas were congruent to the CTA geometry. *In vitro*, stenotic lesions were properly localized and severe stenoses up to 98.3% were evaluated with  $-3.6$  to  $11.8\%$  errors. The *in vivo* system's feasibility to reconstruct a normal femoral artery segment of a volunteer and to detect stenoses on a femoral segment of a patient was also investigated and compared to CTA. Altogether, these results encourage future developments to increase the robot's potential for adequately representing lower limb vessels and clinically evaluating stenotic lesions for therapy planning and recurrent non-invasive and non-ionizing follow-ups.

**Index Terms**—3D-ultrasound imaging system; 3D reconstruction; robotics; vascular phantom; lower limb arterial disease; computerized tomography angiography; arterial stenosis.

## INTRODUCTION

Atherosclerosis is the principal cause of peripheral arterial disease (PAD) that forms diffuse lesions in lower limb vessels (Watson *et al.*, 2006). An arterial diameter reduced by more than 50% represents a significant stenosis where invasive therapy (*i.e.*, endovascular or surgical revascularization) could be judged necessary (Collins *et al.*, 2007). Usually, these procedures require planning with precise information on stenosis severity, location, length and non-diseased vessel diameter. It is common to follow the patency of endovascular or surgical therapies to detect restenosis or progression of atherosclerosis (Landry *et al.*, 2003). Indeed, the rate of restenosis after 1 year following balloon dilatation and stenting of the femoro-popliteal artery is around 40 to 60 % (Schillinger *et al.*, 2006). The patency of vein graft bypass also requires long-term surveillance because of the occurrence of stenoses due to myointimal hyperplasia (Leotta *et al.*, 2003).

Ultrasound (US) is the first-line imaging method employed clinically to investigate lower limb arterial lesions. Diagnosis relies on pulsed-wave Doppler and color Doppler flow assessment, and B-mode imaging to define atherosclerotic plaque morphology (Chan *et al.*, 2010). Because most US-based evaluation methods are limited to 2D image plane views, they do not provide sufficient information to guide interventional therapies. Following screening by US, symptomatic peripheral arterial disease requiring invasive therapy are planned with computed tomography angiography (CTA), magnetic resonance angiography (MRA) scan or invasively with digital subtraction angiography (DSA) (Collins *et al.*, 2007; Chan *et al.*, 2010). While these latter imaging techniques can map the entire lower limb vascular tree in 3D rendering, CT imaging is ionizing and requires injection of allergenic iodine contrast agent, whereas MRA is costly. Moreover, the gadolinium-based contrast can induce nephrogenic systemic fibrosis in patients with renal failure and its accessibility is limited by several contra-indications related to the high magnetic field. Given the importance of quantifying stenoses and mapping their localization for therapy planning and patient follow-up, the development of a precise non-invasive US-based 3D mapping technique is of clinical importance for lower limb vascular evaluation.

3D-US imaging is an economical and safe technology mainly used in research for anatomical or volumic representation. Since it can provide the physician with a complete mapping of lower limb vessels, it has the potential to increase diagnosis confidence and provide accurate stenosis localization and quantification. Already, *in vivo* feasibility in imaging carotid arteries, lower limb venous bypasses and the brachial plexus (*i.e.*, nerve fibers running from the spine that run to the neck, armpit and the arm) have been demonstrated using 3D-US systems based on linear step motors, electromagnetic and optical freehand tracking techniques (Lee *et al.*, 2004, Barratt *et al.*, 2004; Leotta *et al.*, 2005a; Landry *et al.*, 2005, Cash *et al.*, 2005). These devices are ideal to localize lesions on short segments, but the restricted range of probe motion detection, signal interference or tracking visibility limits their utility in long and tortuous lower limb arteries (Birkfellner *et al.*, 1998; Cartelieri *et al.*, 2001; Frantz *et al.*, 2003).

Robotic systems represent an alternative for lower limb stenosis location and quantification because they can simultaneously control and standardize the 3D-US image acquisition process with high precision and flexibility. While most 3D-US prototype robots attempt to increase the capability of clinicians in prostate brachytherapy and tele-echography of the abdomen (Arbeille *et al.*, 2003; Lagerburg *et al.*, 2006; Bax *et al.*, 2008), only two designs exist for vascular examination. Hippocrate is the first feedback medical robot designed with safety strategies to scan short vessel segments, such as the carotid artery, and to perform tonometry measurements synchronized with the heart rate (Pierrot *et al.*, 1999). To the best of our knowledge, no other follow-up study has been conducted with this robot besides a non-invasive investigation of endothelial function (Levenson *et al.*, 2001). In fact, the robot's mechanical architecture was later adapted to a new design for reconstructive skin surgery (Dombre *et al.*, 2003). The University of British Columbia's medical US image-guided robot is designed for performing tele-examination scanning of the carotid artery (Abolmaeusi *et al.*, 2002). Shared control between operators, the robot controller and US image processor make the real-time visual servoing of US probe movements possible. Nevertheless, this robot's architectural design has constrained movements in its workspace and a limited 3 degrees of freedom controller because it is designed to cover the short and straight path of the carotid artery.

To provide accurate 3D-US scanning of lower limb vessels, a 3D-US imaging robotic system was developed by our group (Janvier *et al.*, 2008). The system can scan short and long



segments of leg arteries in “freehand”, using a ‘teach’ mode, and reproduce the manually-taught path in ‘replay’ mode. When scanning along a path with this robot, clinicians can acquire 2D axial US images with their corresponding  $x$ ,  $y$  and  $z$  positions at a constant speed and contact pressure to correctly represent vessels in 3D. The robust positioning accuracy and repeatability achieved previously over the robot’s entire workspace disclosed the broad operational range of our system for eventually tracking lower limb vessels (Janvier *et al.*, 2008). Also, we recently showed, with a Z-fiducial calibration procedure, that we could adequately register 2D-US images into our robot referential to reproduce a mimicked axisymmetric vessel artery with fidelity (Janvier *et al.*, 2009). The present study aims to demonstrate the performance efficacy of this robotic system under conditions closer to the clinical context. Two objectives were targeted: (1) to assess the accuracy of the robotic imaging system *in vitro* in locating and quantifying lower limb vessel stenoses with a phantom mimicking a realistic geometry; and (2) to evaluate the ability of this robotic imaging system for 3D mapping of a normal femoral artery and a diseased femoral artery *in vivo*. For both objectives, 3D US reconstructions were compared with CTA in the case of diseased segments, as a gold standard examination.

## MATERIALS & METHODS

### 3D-US Imaging Robotic System

As illustrated in Fig. 1, the 3D-US imaging robotic system contains a robotic arm (F3 Articulated Robot, CRS Robotics Corporation, Burlington, Ontario, Canada), an US echograph and a personal computer with the US robotic scanner software (Integral Technologies Inc., Laval, Quebec, Canada). A Vivid-5 scanner (General Electric, Chicago, IL, USA) equipped with a FLA-10 (10 MHz) linear array probe was used for *in vitro* experiments, whereas a HDI-5000 (Philips Healthcare, Andover, MA, USA) with a L12-5 (12 MHz) linear array probe allowed *in vivo* scanning. Digitized 480 x 640 pixel format B-mode and color Doppler flow images were acquired with corresponding robotic arm positions stored for future 3D reconstructions. This robotic system has previously been described in details (Janvier *et al.*, 2008; 2009).

## *In Vitro* Analysis of a Realistic Vessel Segment

***Vascular Phantom and Experimental Set-up:*** The geometric accuracy of the robotic system in reconstructing 3D vessels was evaluated with a phantom replicating a human iliac artery with multiple stenoses. This model was created from a 3D reformation of a multi-detector computed tomography (CT) scan acquisition in a patient with a peripheral arterial disease of the iliac artery. The phantom was prepared according to a manufacturing process described previously (Allard *et al.*, 2009). Figure 2 shows a 3D vessel representation obtained from the CAD (computer-aided design) file employed to prepare the moulding prototype. This segment presents two severe stenoses identified as  $S1$  and  $S2$  with 97.3% and 98.3% area reductions, respectively. The vessel's central axis at both ends was positioned at 3.4 cm from the top cover of the phantom box; it was at 4.0 cm at the location identified on the figure (Fig. 2b), and the length  $L$  of the scanned iliac segment was 98.7 mm from the aortic bifurcation.

Dimensions of CAD 3D representation of the vessel were measured on cross-sectional planes. The maximal diameter of the non-diseased vessel segment was  $D = 6.5$  mm and the minimum diameters at stenoses were  $S1 = 1.4$  mm and  $S2 = 1.2$  mm (Fig. 2a). Lengths of stenoses were measured as the distance between pre-stenotic and post-stenotic maximum vessel diameters ( $L1 = 14.0$  mm and  $L2 = 28.1$  mm). The distance between maximum diameter reductions at both stenoses  $S1$  and  $S2$  was  $LS = 20.0$  mm.

***3D-US Vessel Representation:*** As performed by Janvier *et al.* (2009), a Z-phantom calibration procedure of the 3D-US imaging robotic system was first required to assure correct vessel representation. This procedure estimates the calibration transform that registers the US image plane into the robot referential. Then, the vascular phantom filled with degassed water was set firmly into the robot's workspace. US gel was applied on the phantom's top cover, and US images were acquired at a 7-cm image depth, a 4-5-cm single focus beam depth and a 3-cm window size zooming (3:7 setting on the Vivid-5 scanner) to match scanning conditions producing the best accuracy for 3D vessel representation (Janvier *et al.*, 2009). Then, a quasi-parallel plane US scan path was taught to the robot by a technician and automatically replayed 8 times. During the robot 'replay' mode, cross-sectional US images of the mimicked diseased artery were captured to reconstruct 8 3D representations of the vessel with surface rendering. For 3D reconstruction, the vessel lumen of each US image was segmented with a fast-marching

method based on gray level statistics and gradients adapted from Roy-Cardinal *et al.* (2006). Then, each pixel of the segmented lumen contour was mapped into the robot referential using the calibration transform and corresponding  $x, y, z$  probe positions (Janvier *et al.*, 2009). To provide a 3D surface rendering of the reconstructed vessel, the transformed lumen contours were re-sampled on a  $300 \times 20$  rectangular grid, interpolated and realigned normal to the vessel center axis, as performed by Leotta *et al.* (2001).

***CTA Representation of the Vessel:*** Because CTA imaging has the best accuracy for PAD evaluation (Chan *et al.*, 2010), a Somatom Sensation 64-slice scanner (Siemens, Erlangen, Germany) was utilized to acquire images of the vascular phantom according to a standard clinical protocol. The imaging settings were: 217-mA current density, 120-kV peak voltage, 1.0-mm slice thickness, 0.6-mm reconstruction interval, and 38.0-cm field of view for a  $512 \times 512$  matrix size. The phantom lumen was filled with a 2.8% v/v (volume concentration) solution of 430 mg/ml iohalamate meglumine (Conray 43, Mallinckrodt Medical, Pointe-Claire, Quebec, Canada) diluted in 0.9% NaCl solution. 3D-CTA image representation was achieved with a maximum intensity projection (MIP), a volume rendering reformation and 2.0-mm axial reformations, with the Visual software (version 1.4, Object Research System (ORS), Montreal, Quebec, Canada). This representation was later transformed into a 3D binary file that was converted into 3D contour points with MatLab (version 6.5, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

***Geometric Evaluation of 3D Vessel Representations:*** The reconstructed lumen surface, vessel cross-sectional areas, localization and quantification of stenoses imaged with the 3D-US robotic system were compared to the CTA gold standard method. Given that each imaging approach presents its own sources of errors, accuracy in 3D vessel representation was also determined with the CAD file used to produce the vascular phantom.

***Comparative analyses of the reconstructed surfaces:*** Before comparing vessel geometries, a rigid registration was performed by using an iterative closest point algorithm to align the two 3D vessel models (Besl and McKay, 1992). This method, applied on free-form curves, surfaces and 3D-shapes, efficiently matches 2 ranges of data points without requiring pre-processing or feature extraction. The algorithm uses a closest point estimation method and an iterative absolute

orientation algorithm (Horn, 1987). The result is an optimal transformation matrix (translation and rotation) that minimizes the mean square distance between the two 3D models.

Surface reconstruction errors were evaluated by measuring the absolute distance between points on the 3D evaluated geometry and on the gold standard vessel representation, as expressed by:

$$E_{i,j,k} = S_{tested}(i, j, k) - S_{ref}(i, j, k) \quad (1)$$

where  $S_{tested}$  is the surface points of the 3D reconstructed vessel evaluated,  $S_{ref}$  is the surface points of the reference method,  $1 \leq i \leq X$  where  $X$  is the number of grid points along the  $x$  axis,  $1 \leq j \leq Y$  where  $Y$  is the number of points along the  $y$  axis, and  $1 \leq k \leq Z$  where  $Z$  is the number of points along the  $z$  axis. If the number of cross-sections differs between US, CTA and CAD 3D models, Eq. (1) uses for reference the representation with the minimum longitudinal distance  $X$ . For all comparisons of 3D reconstructions between US (B-mode, color flow), CTA and CAD files, the absolute value of this measure was tabulated into one mean (sample size =  $X \times Y \times Z$  where chosen dimensions were those of the reference model).

*Lumen cross-sectional areas:* Cross-sectional areas were measured along the  $x$ -axis of each 3D-reconstructed vessel on US (B-mode and color flow) and CTA, and on the CAD file. The area was evaluated with *Polyarea*, a polygon-specific function of Matlab, which computes the average number of pixels inside a clockwise closed contour. For all 8 US reconstructions, the mean  $\pm$  standard deviation of cross-sectional areas were assessed over the vessel length (sample size =  $X$ , which is the number of cross sections).

*Localization and quantification of stenoses:* Stenoses were localized at perceived stenotic sites. Quantification of stenoses was described as the percentage of lumen reduction compared to a reference vessel in surface. This measure,  $S_{area}$ , was expressed by Eq. (2) and was evaluated with respect to the known degree of vessel narrowing, as determined by the CAD file of the 3D vessel representation (see  $S$  labels in Fig. 2).

$$S_{area} = 100 \times \left( \frac{A_D - A_i}{A_D} \right) \quad (2)$$

where  $A_i$  defines the area of a cross-sectional vessel lumen,  $A_D$  expresses the reference measure where the maximal value is identified in the non-diseased vessel segment (see label  $D$  in Fig. 2). The degree of stenosis was the maximal quantified value at the stenotic site. Dimensions of stenoses were measured in terms of length using the CAD file 3D representation of the vessel for reference (labels  $L1$ ,  $L2$  and  $LS$  in Fig. 2).

### *In Vivo* Feasibility Study

**3D-US Imaging Robotic System: Experimental Set-up, Data Acquisition and Processing:** To evaluate the feasibility of the robotic system, a pilot study was first realized on a normal volunteer and then conducted on a patient, an 82-year-old man with evidence of occlusive PAD, as shown by a previous CTA exam. The study received approval from our institutional review board and informed consents were obtained.

The volunteer lay supine with the target limb rose at the height of a supportive pillow. The radiologist first manipulated the US probe attached to the robotic arm in “teach mode” (*i.e.*, a mode enabling the learning of a “freehand” scan with minimum torque applied on robot articulations) to inspect the femoral artery, starting from the femoral bifurcation down to the distal femoral artery. For the normal volunteer, B-mode scan was conducted whereas both B-mode and color Doppler flow exams were performed for the patient, in teach mode, to store the femoral artery’s path. These taught trajectories were then replayed by the robot at a constant speed with  $x, y, z$  coordinate registration for each acquired cross-sectional image.

US image settings in both B- and color flow modes were an image depth of 6 cm, a 2-4 cm focus beam depth and no zooming. In B-mode, the scan path was close to perpendicular with respect to the vessel longitudinal axis. In color flow mode (patient), optimal angles allowing Doppler shift to fill the vessel lumen, according to the perception of the clinician, were chosen along the scan path (the mean angle was determined in post-processing from the  $x, y, z$  coordinates of each acquired image and it was  $54.4^\circ$ ). The wall filter was set to 87 Hz. The subject’s leg remained seemingly immobile throughout the entire examination but movements were not monitored. Collected images were then analyzed and processed for 3D vessel reconstructions according to the same methods described for the *in vitro* study.

**CTA Experimental Set-up, Data Acquisition and Processing:** The lower limb CTA exam of the patient was performed with the same scanner and afore-mentioned parameter settings as in the *in vitro* study. The patient was placed in a supine position, feet-first in the scanner with legs at the isocenter and a sweep was executed from the abdominal aorta to the patient's foot with a 40.0-cm field of view. A 120 cc bolus of a non-ionic contrast agent Omnipaque 370 (iohexol 370 mg iodine/ml, GE Healthcare, Buckinghamshire, UK) was injected at a rate of 4 cc/s with an intravenous superficial brachial catheter. Collected data were processed to reconstruct in 3D the right femoral artery. No volume rendering was performed. Calcifications in CT scans were excluded from the vessel lumen based on threshold methods. The reformation was created from the lumen outline.

**Geometric Comparison of 3D Vessel Representations:** For the patient case, geometric analyses of the lower limb femoral artery reconstructed from US and CTA images were conducted by aligning the corresponding segment from the femoral bifurcation. The reconstructed surface and lumen cross-sectional areas were then compared; quantification of stenoses was also performed. All methods for 3D rigid registration and performance assessment metrics were described earlier in the *in vitro* study section.

### **Statistical Analysis**

Pairwise analysis of variance tests (ANOVA) were performed with the Bonferroni method for geometric analyses of *in vitro* 3D vessel comparisons between the 3D-US imaging robotic system, the CTA scanner and the CAD file. These comparisons were also assessed *in vivo* between B-mode and color Doppler flow geometries of the patient's femoral artery. All statistical analyses were completed with OriginLab (version 7.5, OriginPro, Northampton, MA, USA). Results are mean  $\pm$  one standard deviation.

## **Results**

### ***In Vitro* Analysis of a Realistic Vessel Segment Mimicking an Iliac Diseased Artery**

**Comparative Analyses of 3D Vessel Representations:** Figure 3 gives examples of the vascular phantom lumen imaged with the 3D-US system in B-mode and CTA scanner, and the corresponding gold standard CAD file. Table I tabulates the total artery length and surface area of

these three vessel maps. 3D-US provided the shortest vessel representation and the smallest surface, whereas CTA had the largest surface area when compared with the CAD file. Figure 4 presents comparative surface error maps for CTA and 3D B-mode US comparisons, CAD versus 3D-US and CAD versus CTA. For 3D B-mode US assessment, 8 reconstructions were used for comparisons and results were tabulated into one mean to display a surface error map. Significant differences based on one-way ANOVA were found among all mean surface error maps ( $p < 0.05$ ).

In the displays of Fig. 4, surface contour points were compared with the closest surface contour points of the reference model. Since the number of cross-sections differs between US, CTA and CAD 3D maps, in Eq. (1) the representation with the minimum longitudinal distance  $X$  was used for reference. Thus overestimations with respect to the reference 3D maps (B-mode in Fig. 4a and CAD in Fig. 4b and c) are shown in green-yellow to red; whereas underestimations are displayed in navy-blue to dark blue. Therefore, in the evaluation performed between each representation, missing lengths (i.e., missing cross-sections) at the extremity resulted in large errors because closest reference surface points used in Eq. (1) were enlarged; we kept this information but it should not be viewed as an image reconstruction distortion.

As shown in Fig. 4a, CTA (tested geometry) in Eq. (1) provided an overestimated vessel representation of the reconstructed surface compared to 3D-US (referenced geometry). The absolute mean error of 8 vessel samples was  $0.55 \pm 0.04$  mm with a range of 0.03 - 3.6 mm (these statistics exclude artefacts at the extremity). For each error map where the CAD file was the gold standard reference (Fig. 4 b-c), the surface reconstruction error of the tested geometry generally indicates an overestimation of the vessel size, except for B-mode US around the S2 stenotic site and the non-diseased area for the CTA where an underestimation is noted. 3D-US (B-mode) had an absolute mean surface error of  $0.96 \pm 0.54$  mm (Fig. 4b, range of 0.06 to 3.6 mm). CTA disclosed the smallest errors of  $0.60 \pm 0.39$  mm (Fig. 4c, with a range going from 0.05 to 2.2 mm).

Figure 5a shows an example, from one B-mode US reconstruction, of the cross-sectional lumen  $x$ ,  $y$ ,  $z$  orientation along the vessel axis, whereas Fig. 5b compares quantitatively areas obtained in B-mode US ( $n = 8$ ), CTA and CAD. There was a significant statistical difference ( $p < 0.05$ ) based on one-way ANOVA between each mean cross-sectional area along  $X$  compared to the CAD file, as well as for the 3D-US and the CTA comparison. CTA gave the largest

representation of the vessel lumen compared to the CAD file, with a mean cross-sectional area error of  $10.7 \pm 11.3 \text{ mm}^2$  along X, whereas 3D B-mode US resulted in a smaller mean cross-sectional area error of  $4.3 \pm 12.6 \text{ mm}^2$ . The 3D-US vessel cross-sectional areas compared to CTA had a mean error of  $-6.4 \pm 9.8 \text{ mm}^2$ .

**Localization and Quantification of Stenoses:** Stenoses S1 and S2 were localized in each 3D vessel representation (Fig. 5). They were then quantified according in Eq. (2) and summarized in Table II. Both stenoses, in area reduction, were better assessed in 3D B-mode US compared to CTA. Table III summarizes lengths of stenoses; errors were either larger, equivalent or smaller with 3D-US than CTA, when compared to the CAD file.

### *In Vivo Feasibility Study*

Figure 6 presents the 3D-US B-mode reconstruction of the normal superficial femoral artery of a volunteer. The color map expresses the relative lumen area reduction in percent, where zero percent corresponds to the largest surface of the normal artery. Figure 7 shows a volume rendering reformation of the CTA acquisition of the patient's right common and superficial femoral arteries displaying calcification and multiple stenoses. Figure 8a provides the CTA vessel representation with zooming of the middle segment in panels b & d to show comparisons of surface maps with 3D B-mode US and 3D color Doppler US. Corresponding error maps are presented in panels c & e, and quantitative assessments of the middle segment total length and surface area in each mode are summarized in Table IV. The B-mode 3D vessel representation provided a larger surface and length, and Doppler, shorter ones. As reported in Fig. 8c and 8e, both 3D-US vessel representations overestimated the CTA middle segment reconstructed surface points ( $p < 0.05$  for both CTA-B-mode and CTA-Doppler comparisons). The absolute mean surface reconstruction error using Eq. (1) of the B-mode 3D vessel representation compared to CTA was  $1.82 \pm 1.31 \text{ mm}$  with a range of 0.02 to 6.1 mm (Fig. 8c). It was doubled for color Doppler, indeed the absolute mean error was  $2.99 \pm 2.10 \text{ mm}$  and the range was from 0.03 to 9.31 mm (Fig. 8e). It is to note that both statistics exclude artefacts at the extremity. Similar conclusions can be made regarding the cross-sectional lumen areas evaluated in the middle vessel section in Fig. 9. In comparison to the CTA, significant differences ( $p < 0.05$ , one-way ANOVA) were found between the mean cross-sectional lumen area errors in B-mode ( $13.4 \pm 11.1 \text{ mm}^2$ ) and color Doppler ( $25.2 \pm 15.4 \text{ mm}^2$ ). Two moderate stenoses of 49.9 % and 56.3 % were



quantified in the CTA longitudinal segment of [-60, -40] and [-20, 20] mm (see Fig. 9). In Doppler, the corresponding stenoses were localized at [-40, -20] and [0, 20] mm and quantified to 71.3 % and 78.6 %, respectively. In B-mode, stenoses were localized at [-40, 0] and [0, 20] mm with a quantification of 88.9% and 89.8 %.

## DISCUSSION

### *Analyses of 3D Vessel Representations*

In this study, *in vitro* and *in vivo* 3D-US vessel representations showed geometries similar to those obtained with the clinical CTA gold standard. The *in vitro* investigation revealed that 3D-US reconstructed surfaces had a mean difference from CTA of less than one mm (0.55 mm); *in vivo* a larger mean difference of 1.82 mm was noted. Larger errors noted at the extremities exist because of differences in length between 3D representations. Although comparable B-mode (or color Doppler) versus CTA results were obtained, the reliability of computed tomography can be discussed since the true gold standard CAD file was available *in vitro*. CTA overestimated the true vessel size (surface area of 2073 versus 2016 mm<sup>2</sup> for CAD, Table I; also see Fig. 5b). This can be explained by the MIP and volume rendering algorithms used for outlining the lumen boundary of CTA images and by the smooth filtering applied along the longitudinal axis. With these algorithms, significant loss of details in CTA scans can occur because only one gray threshold to identify the lumen vessel was used. Consequently, the CTA post-processing techniques are user-dependent (Rengier *et al.*, 2009). In addition, the resolution of CTA for lower limb vascular applications is on the order of 1 mm (Nie *et al.*, 2012). Because the *in vitro* phantom had stenoses with diameters on this range (1.2-1.4 mm), even with contrast agent, a loss of details and an overestimation of the lumen surface were expected. Regarding 3D B-mode US assessment versus CAD, our findings demonstrated an error of  $1.13 \pm 0.56$  mm (Fig. 4b, range of 0.06 to 7.1 mm). Reported errors are also explained by the limited resolution of US and by the surface reconstruction procedure of the robotic system, explained further by Janvier *et al.* (2009).

Some factors can be identified regarding the performance of the 3D-US imaging robotic system when comparisons are made either with 3D CTA or CAD mappings. Already, there are considerable differences observed between B-mode representations and CTA *in vitro* (Figs 4a and 5) and *in vivo* (Figs 8 and 9): the B-mode representation was closer to CTA *in vitro* than *in*

*vivo*. Although different segmentation methods were used, it is important to note that the most significant challenge faced with *in vivo* CTA images was to identify the vessel lumen from surrounding tissues and exclude vascular calcifications. For US, the fast matching segmentation method has been reported to be quite robust (Roy-Cardinal *et al.*, 2006) but errors due to calcium shadowing cannot be excluded. Thus, errors in segmentation could have been introduced into the *in vivo* CTA and US representations. Regarding specifically 3D-US, discrepancies with CTA could also result from the number of image samples along the  $x$ -axis (longitudinal axis) and the 3D calibration precision of the robotic system. Also, contrary to CTA representations that were smoothed along the longitudinal axis, 3D-US mappings were presented by juxtaposing raw  $x, y, z$  segmentation points of each cross-sectional image (*e.g.*, see Fig. 5a and Fig. 9a and b). Altogether, these errors were found, in a previous study, to contribute to up to 0.40 mm in surface point reconstruction and are thoroughly discussed in Janvier *et al.* (2009). Other sources of errors could reside in the fabrication process of the vascular phantom with reported errors up to 5.7% in diameter compared to the CAD file (Allard *et al.*, 2009). However, all above mentioned sources of errors do not explain entirely 3D mapping discrepancies with CTA or CAD reconstructions, especially *in vivo* (Fig. 9).

The same calibration transform sources of errors (*i.e.*, Z-phantom calibration) were faced *in vitro* and *in vivo*, except that the location of the calibration phantom into the robot workspace could play a role on the 3D vessel dimensions and geometry. *In vitro*, the position of the Z-phantom and that of the scanned vascular phantom coincided, as in Janvier *et al.* (2009), whereas *in vivo* the Z-phantom was approximately located within the robot workspace. Indeed, the subject's leg was first scanned, markers were indicated on the scanning bed and then the Z-phantom was positioned approximately at the location of the middle segment of the femoral artery. That explains why only the middle segment of the femoral artery was reconstructed and compared to CTA for the patient (in Fig. 8). Note however that for the normal volunteer in Fig. 6, a quite realistic 3D US reconstruction was depicted. Even if reliability could not be proven because a CTA comparison could not be done, this observation leads us to postulate that the *in vivo* Z-phantom calibration was not a major source of error.

As introduced earlier, the subject motion was not monitored in this study and the current version of our robotic scanner could not compensate for that. The robot tags positions of US

images and assumes the vessel to be static between the freehand teach and automated scanning modes. According to results of Fig. 6 (volunteer) and Fig. 8 (patient), movements were likely present when scanning the femoral artery of the patient. To verify this hypothesis, we rescanned the normal subject by asking him to intentionally move upward his leg during the replay mode. The 3D-US B-mode reconstruction is presented in Fig. 10. As noticed, two discontinuities are seen with a few oscillations along the artery. According to this, the discrepancy between 3D-US and CTA in Figs 8 and 9 was likely due to movement artifacts. Of course, this preliminary *in vivo* feasibility study is not enough to characterize the 3D-US imaging robotic system, but holds great promise for future clinical perspectives and repetitive non-invasive therapy follow-up.

### ***Analyses of Localization and Quantification of Stenoses***

Severe *in vitro* stenoses were detected, localized and quantified (see Fig. 5 and Table II). Compared to CTA, the lumen areas of S1 and S2 were incorrectly estimated by less than 4.1% in B-mode. The difference was much larger with CAD file representations (see Table II), where stenoses were generally undervalued by up to 11.8%. The difference in stenosis quantification was mostly due to the poor assessment of the non-diseased vessel segment, where dimensions (in area) were larger with CTA compared to the CAD file and 3D-US representations (Table I & Fig. 5). Also, S2 was more accurately quantified than S1 probably because in the fabrication of the vascular phantom this segment was more congruent to the CAD file (Fig. 5). In Table III, lengths of stenoses in 3D-US and CTA representations had errors of different magnitude with the CAD file (< 8.1 mm).

*In vivo*, detection and quantification of stenoses on 3D-US vessel representations (both B-mode and Doppler) were more difficult because vessel axes did not perfectly overlap with CTA (Fig. 8). It is to note that severe stenoses were not easily identifiable as well on the CTA representation. Moderate *in vivo* stenoses were quantified on 3D-US vessel representations up to 89.8% in B-mode and up to 78.6 % in Doppler (see Fig. 9 zones [-40, 0] and [0,20] mm); the CTA was quantified up to 39.0 % (see Fig. 9 zones [-60,-40] and [-20,20] mm). This was mostly attributed to differences in the non-diseased geometry segment of 3D-US vessel representations. Because the true vessel area is unknown *in vivo* and because only 1 patient was used, it is premature to conclude on the capability of the robotic scanning system to quantify stenoses in patients.

## ***Comparison with the literature***

***Analyses of 3D Vessel Representations:*** Reconstruction of an *in vitro*, realistic vessel segment (89.4 mm in length) was achieved reliably with the 3D-US robotic imaging system compared to CTA. A mean surface-reconstructed error of 0.55 mm, which translates across its length as 0.65% variability (% of surface-reconstructed error/length) was reported, and a mean lumen cross-sectional error of  $-6.4 \pm 9.8 \text{ mm}^2$  with respect to CTA was found. *In vivo*, the middle segment of a lower limb artery imaged in CTA was reconstructed with US (136.6 mm in length). This portion was biased with a mean point surface error of 1.82 mm in B-mode that translates across its length into a 1.34% variability (% of surface-reconstructed error/length), and a mean lumen cross-sectional area error of  $13.4 \pm 11.1 \text{ mm}^2$ . The same analyses were doubled in value for the color Doppler representation. In the literature, it is difficult to compare our results to other 3D-US studies using electromagnetic freehand tracking because they have not evaluated the accuracy of their system and focused mainly on demonstrating their technology's potential to monitor pathological changes in reconstructed vessels during a fixed period. For example, in a carotid study, 4 asymptomatic subjects with almost non-existent atherosclerosis plaque were used to evaluate the reproducibility of a freehand system to assess the vessel lumen volume (Allott *et al.*, 1999). The carotid artery lumen volume had 5% ( $\text{cm}^3$ ) reproducibility but only a 1-cm segment of its bifurcation was analyzed. In a vein graft investigation (Leotta *et al.*, 2003), the cross-sectional lumen area was monitored at affected sites (*e.g.*, valves and diffused intimal hyperplasia) and the reproducibility of the electromagnetic tracking system in 10 patients was 6.9% ( $2.5 \text{ mm}^2$ ) for lengths ranging from 16 to 75 mm. Other studies examining the carotid artery evaluated the reproducibility to 1.4% rms precision *in vitro* with phantoms that consisted of water-filled balloons, and showed the reconstruction of 2 *in vivo* pathological geometries without performing any analyses (Barry *et al.*, 1997). Another study validated their reproducibility with anthropomorphic pulsatile phantoms of the carotid bifurcation of approximately 40 mm in length (Barratt *et al.*, 2004). Errors in cross-sectional areas were up to -6.5% ( $-1.5 \text{ mm}^2$ ) and their lumen volume up to -5.5% ( $-89.9 \text{ mm}^3$ ). The applicability of this system was tested *in vivo* on 4 pathological patients with no image reference for analyses.

All these methods seem promising to reproduce results with high fidelity in vessel segments. Our data have also shown comparable reproducibility for vessel reconstruction *in vitro*

and *in vivo* across its length. However, we have also demonstrated the accuracy of vessel representations *in vitro* and compared our *in vivo* results to a reference model produced by another clinical imaging modality. As we have reported, solely assessing reproducibility does not verify accuracy in reconstructing the entire vessel geometry. This measure just demonstrates stability of the system in reproducing the same 3D representation. This sort of assessment is usually biased because the environment is controlled and does not represent the clinical context. In our study, we have shown the potential to accurately represent lower limb arteries *in vitro* with realistic vessel geometry by surface-reconstruction analyses and cross-sectional area measurements. We have investigated these geometries with CTA, a clinical diagnosis tool with the highest standard of accuracy, and assessed errors with the CAD file representing the geometry of the lumen. The feasibility of producing a 3D vessel representation of a lower limb superficial femoral artery with or without stenoses *in vivo* was also tested by emulating, at best, the clinical context. The 3D-US imaging robotic system to detect, localize and quantify lower limb arterial stenoses was presented in full scope in a manner that identifies clinical benefits and pitfalls, and further developments required to enhance the clinical application.

***Analyses of Localization and Quantification of Stenoses:*** Stenoses in this study were detected and quantified in terms of area reduction and in lengths. *In vitro*, stenoses up to 98.3% (corresponding approximately to 82% in diameter) were detected with errors <4.1% with respect to CTA (<11.8% error compared to the CAD file). In the literature, only a few *in vitro* studies performed with an electromagnetic tracking device had similar objectives. We previously tested the ability of such device to quantify in-stent restenoses *in vitro* with maximum errors of 6.2% in area reduction (Lécart *et al.*, 2009). In a saphenous vein bypass graft study, stenoses up to 58.0% in diameter reduction were detected with less than -1.4 mm accuracy (Hodges *et al.*, 1994). Using a similar tracking device, another study assessed *in vitro* stenoses up to 70% in diameter reduction at the bifurcation site of the carotid artery with <3.0% error; *in vivo* stenoses up to 74% in diameter reduction were also detected with no gold standard reference (Barratt *et al.*, 2004). This method quite accurate *in vitro* was restricted to this small arterial segment, however since no other clinical imaging modality was used to verify the *in vivo* results, only the potential of the technology can be claimed.

Because there is no true reference standard for vessels *in vivo*, clinical investigations are

often conducted in multimodal comparison. In our work, we evaluated *in vitro* and *in vivo* data with CTA. This clinical diagnosis tool is known to accurately detect the presence of stenoses in more than 90% of small and moderate-sized arteries, but sometimes overestimates the degree of stenosis in heavily-calcified arteries (Chan *et al.*, 2010). Our 3D-US system had difficulty detecting and localizing severe stenoses in the middle segment of the patient's femoral artery because the geometry was distorted and data was missing. Still, improvements in stenosis quantification may be achieved *in vivo* by using image compounding because acquiring different US views may improve the signal to noise ratio of images. But, as discussed, the most important improvement should be targeted toward movement compensation or development of a robotic scanning strategy that would not necessitate a teach mode. A better force feedback controller (Armendariz *et al.*, 2012) with motion compensation should be envisaged.

Other limitations of the robotic arm also include its inflexibility to cover certain areas of the patient's lower limb for the acquisition of cross-sectional US images. It would currently not be possible with one full scan to cover the entire vascular tree from the iliac to the tibial vessels without constraints from the robot's safety controls and architecture (Janvier *et al.*, 2008). To improve the patient's lower limb workspace and to comply with safety issues, it would be necessary to improve the robot's kinematics design. A new medical robot architecture, specially designed for this application with strong compliance to safety concerns is in development by our group (Lessard *et al.*, 2007).

## CONCLUSION

The 3D-US imaging robotic system was validated *in vitro* with a realistic vascular phantom. The 3D-US reconstructions obtained were analyzed for geometry and quantification of stenoses. Their standards were compared to CTA and their errors compared to the CAD file of the phantom lumen geometry. We also verified the feasibility of this system *in vivo* in a normal volunteer and compared the 3D reconstruction with CTA imaging in the case of a stenosed artery of a patient. In the future, comparative analyses could adopt multiple imaging modalities, including duplex US (*i.e.*, anatomy and blood flow), to situate the accuracy level of the 3D-US robotic imaging system for quantifying stenoses with optional spatially-registered Doppler spectral waveforms (Leotta *et al.*, 2005b). In addition, a clinical study with more patients could validate application in the medical context by following lower limb vessel pathology over a fixed

period of time, evaluating their therapy and monitoring plaque progression.

## ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported in part by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) under grant MOP #53244. Dr. Soulez is the recipient of a National Scientist award of the Fonds de la Recherche en Santé du Québec. Ms. Janvier was the recipient of studentship awards from the Fonds de la Recherche sur la Nature et les Technologies du Québec, TD Canada Trust, the Institute of Biomedical Engineering at the Université de Montréal, the Quebec Black Medical Association and the End of Study Grant from the Faculty of Graduate and Postgraduate Studies at the Université de Montréal. The authors are grateful to Dr. Claude Kauffmann, Ms. Zhao Qin, Mr. Boris Chayer, Dr. Marianne Fenech, Dr. Marie-Hélène Roy Cardinal and Dr François Destrempe for discussion and technical supports. The authors are also grateful to Mr. Ovid M. Da Silva for manuscript editing.

2004, Barratt *et al.*, 2004; Leotta *et al.*, 2005a; Landry *et al.*, 2005, Cash *et al.*, 2005). These devices are ideal to localize lesions on short segments, but the restricted range of probe motion detection, signal interference or tracking visibility limits their utility in long and tortuous lower limb arteries (Birkfellner *et al.*, 1998; Cartelieri *et al.*, 2001; Frantz *et al.*, 2003).

## REFERENCES

Abolmaesumi P, Salcudean SE, Wen-Hong Z, Sirouspour MR, DiMaio SP. Image-guided control of a robot for medical ultrasound. *IEEE Trans Rob Autom* 2002,18(1):11-23.

Allard L, Soulez G, Chayer B, Qin Z, Cloutier G. Multimodality vascular imaging phantoms: a new material for the fabrication of pathological 3D vessel geometries. *Med Phys* 2009,36(8):3758-3763.

Allott CP, Barry CD, Pickford R, Waterton JC. Volumetric assessment of carotid artery bifurcation using freehand-acquired, compound 3D ultrasound. *British Journal of Radiology* 1999,72(855):289-292.

Arbeille P, Poisson G, Vieyres P, Ayoub J, Porcher M, Boulay JL. Echographic examination in isolated sites controlled from an expert center using a 2-D echograph guided by a teleoperated robotic arm. *Ultrasound Medicine & Biology* 2003,29(7):993-1000.

Armendariz J, Treesatayapun C, Baltazar A. Force feedback controller based on fuzzy-rules emulated networks and Hertzian contact with ultrasound. *Mechanical Systems and Signal Processing* 2012,27(2):534-550.

Barratt DC, Ariff BB, Humphries KN, Thom SA, Hughes AD. Reconstruction and quantification of the carotid artery bifurcation from 3-D ultrasound images. *IEEE Trans Med Imaging* 2004,23(5):567-583.

Barry CD, Alliot CP, John NW, Mellor PM, Arundel PA, Thomson DS, Waterton JC. Three-dimensional freehand ultrasound: image reconstruction and volume analysis. *Ultrasound Med Biol* 1997,23(8):1209-1224.

Bax J, Cool D, Gardi L, Knight K, Smith D, Montreuil J, Sherebrin S, Romagnoli C, Fenster A. Mechanically assisted 3D ultrasound guided prostate biopsy system. *Med Phys* 2008,35(12):5397-5410.

Besl PJ, McKay HD. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Patt Anal Mach Intelligence* 1992,14(2):239-256.

Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F. Systematic distortions in magnetic position digitizers. *Med Phys* 1998,25(11):2242-2248.

Cartellieri M, Vorbeck F, Kremser J. Comparison of different 3D navigation systems by a clinical user. *Acta Arch Otolaryngol* 2001,258:38-41.

Cash CJ, Sardesai AM, Berman LH, Herrick MJ, Treece GM, Prager RW, Gee AH. Spatial mapping of the brachial plexus using three-dimensional ultrasound. *Br J Radiol* 2005,78(936):1086-1094.



Chan D, Anderson ME, Dolmatch BL. Imaging evaluation of lower extremity infrainguinal disease: role of the noninvasive vascular laboratory, computed tomography angiography, and magnetic resonance angiography. *Tech Vasc Interv Radiol* 2010,13(1):11-22.

Collins R, Cranny G, Burch J, Aguiar-Ibanez R, Craig D, Wright K, Berry E, Gough M, Kleijnen J, Westwood M. A systematic review of duplex ultrasound, magnetic resonance angiography and computed tomography angiography for the diagnosis and assessment of symptomatic, lower limb peripheral arterial disease. *Health Technol Assess* 2007,11(20):1-184.

Dombre E, Duchemin G, Poignet P, Pierrot F. Dermalob: a safe robot for reconstructive surgery. *IEEE Trans Rob Autom* 2003,19(5):876-884.

Frantz DD, Wiles AD, Leis SE, Kirsh SR. Accuracy assessment protocols for electromagnetic tracking systems. *Phys Med Biol* 2003,48:2241-2251.

Hodges TC, Detmer PR, Burns DH, Beach KW, Strandness DE Jr. Ultrasonic three-dimensional reconstruction: *in vitro* and *in vivo* volume and area measurement. *Ultrasound Med Biol* 1994,20(8):719-729.

Horn BKP. Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. *J Opt Soc Am* 1987,4(4):629-642.

Janvier MA, Durand LG, Roy Cardinal MH, Renaud I, Chayer B, Bigras P, de Guise J, Soulez G, Cloutier G. Performance evaluation of a medical robotic 3D-ultrasound imaging system. *Med Image Anal* 2008,12(3):275-290.

Janvier MA, Soulez G, Allard L, Cloutier G. Validation of 3D reconstructions of a mimicked femoral artery with an ultrasound imaging robotic system. *Med Phys* 2009,37(7):3868-3879.

Lagerburg V, Moerland MA, van Vulpen M, Lagendijk JJW. A new robotic needle insertion method to minimise attendant prostate motion. *Radiother Oncol* 2006,80(1):73-77.

Landry GJ, Moneta GL, Taylor LM Jr., Edwards JM, Yeager RA. Comparison of procedural outcomes after lower extremity reversed vein grafting and secondary surgical revision. *J Vasc Surg* 2003, 38(1):22-28.

Landry A, Spence JD, Fenster A. Quantification of carotid plaque volume measurements using 3D ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol* 2005,31(6):751-762.

Lécart M, Roy Cardinal MH, Qin Z, Soulez G, Cloutier G. *In vitro* in-stent restenoses evaluated by 3D ultrasound. *Med Phys* 2009,36(2):513-522.

Lee KW, Wood NB, Xu XY. Ultrasound image-based computer model of a common carotid artery with a plaque. *Med Eng Phys* 2004,26(10):823-840.

Leotta DF, Primozich JF, Beach KW, Bergelin RO, Strandness DE Jr. Serial measurement of cross-sectional area in peripheral vein grafts using three-dimensional ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 2001,27(1):61-68.

Leotta DF, Primozich LF, Beach KW, Bergelin RO, Zierler RE, Strandness DE Jr. Remodeling in peripheral vein graft revisions: serial study with three-dimensional ultrasound imaging. *J Vasc Surg* 2003,37(4):798-807.

Leotta DF, Primozich JF, Lowe CM, Karr LN, Bergelin RO, Beach KW, Zierler RE. Measurement of anastomosis geometry in lower extremity bypass grafts with 3-D ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol* 2005a,31(10):1305-15.

Leotta DF, Primozich JF, Henderson SM, Karr LN, Bergelin RO, Beach KW, Zierler RE. Display of spatially-registered Doppler spectral waveforms and three-dimensional vein graft geometry. *Ultrasound Med Biol* 2005b,31(10):1317-1326.

Lessard S, Bigras P, Bonev IA. A new medical parallel robot and its static balancing optimization. *J Med Devs* 2007,1(4):272-278.

Levenson J, Pessana F, Garipey J, Armentano R, Simon A. Gender differences in wall shear-mediated brachial artery vasoconstriction and vasodilation. *J Am Coll Cardiol* 2001,38(6):1668-1674.

Nie J, Lu L, Gong X, Nie J, Li Q, Sun M. Determination of lower limb microvasculature by intrafemoral arterial injection using computed tomography-assisted angiography. *Aesthetic Plast Surg* 2012, in press.

Pierrot F, Dombre E, Dégoulange E, Urbain L, Caron P, Boudet S, Gariépy J, Mégnien JL. Hippocrate: a safe robot arm for medical applications with force feedback. *Med Image Anal* 1999,3(3):285-300.

Rengier F, Weber TF, Giesel FL, Bockler D, Kauczor HU, von Tengg-Kobligk H. Centerline analysis of aortic CT angiographic examinations: benefits and limitations. *Am J Roentgenology* 2009,192(5):W255-W263.

Roy Cardinal MH, Meunier J, Soulez G, Maurice RL, Therasse E, Cloutier G. Intravascular ultrasound image segmentation: a three-dimensional fast-marching method based on gray level distributions. *IEEE Trans Med Imaging* 2006,25(5):590-601.

Schillinger M, Sabeti S, Loewe C, Dick P, Amighi J, Mlekusch W, Schlager O, Cejna M, Lammer J, Minar E. Balloon angioplasty versus implantation of nitinol stents in the superficial femoral artery. *N Engl J Med* 2006,354(18):1879-1888.

Watson K, Watson BD, Pater KS. Peripheral arterial disease: a review of disease awareness and management. *Am J Geriatr Pharmacother* 2006,4(4):365-379.

## TABLES

TABLE I  
COMPARATIVE ANALYSIS OF 3D-RECONSTRUCTED SURFACES  
OF THE REALISTIC VASCULAR PHANTOM

3D vessel representations	Total length $L$ (mm)	Total surface (mm <sup>2</sup> )	Sample size ( $N$ )
3D-US (B-mode)	$89.4 \pm 0.7$	$1884.5 \pm 7.1$	8
CTA	95.9	2073.2	1
CAD	98.7	2015.9	1

TABLE II  
QUANTIFICATION OF STENOSES OF THE REALISTIC VASCULAR PHANTOM

Stenoses (%)	B-mode US ( $N=8$ samples)		CTA ( $N=1$ sample)	
	Measurement	Error	Measurement	Error
CAD $S1$ (97.3)	$85.6 \pm 6.1$	$-11.8 \pm 6.1$	81.5	-15.8
CAD $S2$ (98.3)	$94.8 \pm 1.9$	$-3.6 \pm 1.9$	91.5	-6.9

TABLE III  
LENGTHS OF STENOSES OF THE REALISTIC VASCULAR PHANTOM

Length (mm)	B-mode US ( $N=8$ samples)		CTA ( $N=1$ sample)	
	Measurement	Error	Measurement	Error
CAD $L1$ (14.0)	$14.4 \pm 2.5$	$0.4 \pm 2.5$	12.0	-1.96
CAD $L2$ (28.1)	$31.6 \pm 2.0$	$3.5 \pm 2.0$	29.1	1.0
CAD $LS$ (20.0)	$19.0 \pm 2.6$	$-1.1 \pm 2.5$	28.1	-8.1

TABLE IV  
 COMPARATIVE ANALYSIS OF 3D-RECONSTRUCTED SURFACES OF THE MIDDLE SEGMENT OF THE PATIENT'S RIGHT  
 FEMORAL ARTERY

3D vessel representations	Total length $L$ (mm)	Total surface (mm <sup>2</sup> )	Sample size ( $N$ )
B-mode	136.6	2868.6	1
Doppler	115.8	2431.8	1
CTA	128.7	2702.7	1

## FIGURE LEGENDS

**Figure 1.** F3 CRS robotic arm used in the 3D-ultrasound (US) imaging robotic system.

**Figure 2.** (a) CAD representation of a realistic vascular phantom embodying an iliac artery with 2 severe stenoses ( $S1$  and  $S2$ ).  $L1$  and  $L2$  represent their respective lengths, and  $LS$ , the shortest distance between maximal points of the stenoses.  $L$  is the total length of the vessel and  $D$  is the non-diseased vessel diameter. (b) B-mode cross-sectional image of the vascular phantom where its location is indicated by an arrow in (a). The shadowing on the B-mode image is attributed to the presence of a polyurethane membrane mimicking the vessel wall and used to avoid the diffusion of CTA contrast outside the vessel lumen.

**Figure 3.** 3D vessel representations of the realistic vascular phantom with 2 severe stenoses ( $S1$  and  $S2$ ) illustrated by (a) 3D-US (B-mode), (b) CTA, and (c) the CAD file.

**Figure 4.** Comparative analysis between 3D vessel representations of the realistic vascular phantom with 2 severe stenoses ( $S1$  and  $S2$ ). (a) On the B-mode 3D-US vessel representation, mean surface reconstruction comparison between CTA and 3D-US is displayed. On the CAD file, the respective surface reconstruction errors are shown with the (b) 3D-US (B-mode) and the (c) CTA.

**Figure 5.** The cross-sectional lumen areas of the 3D-US, CTA and CAD file representations are shown for the realistic vascular phantom.  $S1$  and  $S2$  represent severe stenoses and  $D$  is the non-diseased vessel diameter.

**Figure 6.** 3D-US vessel representation of the normal volunteer's right femoral artery mapped as normalized lumen area reductions in percent. Zero percent corresponds to the biggest area of the normal artery.

**Figure 7.** A volume rendering 3D reformation of the CTA on patient's right femoral artery.

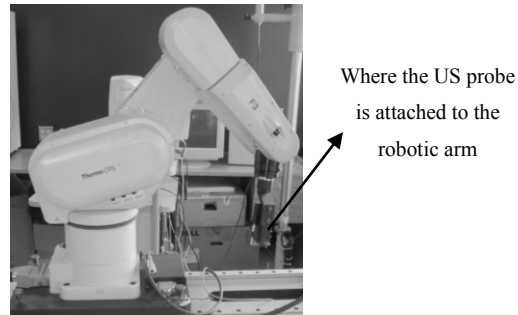
**Figure 8.** Entire CTA vessel representation of the patient's right femoral artery divided in 3 segments: proximal, middle and distal (a). The middle segment (from 220-370 mm) is presented in B-mode (b) and surface map errors on the 3D-US vessel representation (c). The same middle

vessel segment in color Doppler flow is shown (d) and the surface map errors with respect to the CTA representation (e) are displayed.

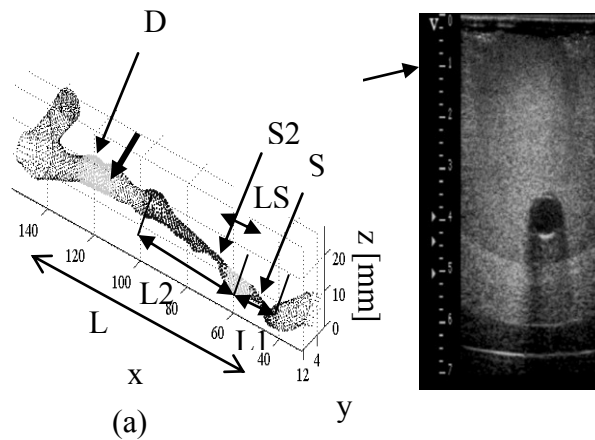
**Figure 9.** CTA 3D vessel representation of the middle segment of the patient's right femoral artery in B-mode (a) and color Doppler flow (b). (c) The corresponding cross-sectional lumen areas are also presented.

**Figure 10.** 3D-US vessel representation of the normal volunteer's right femoral artery mapped as normalized lumen area reductions in percent. Zero percent corresponds to the biggest area of the normal artery. In this example, the subject intentionally moved upward during image acquisition to produce artifacts.

## FIGURES

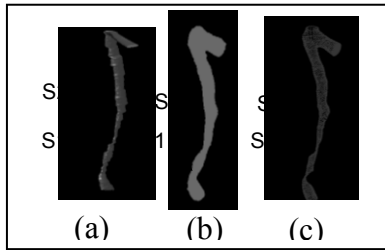


**Figure 1.** F3 CRS robotic arm used in the 3D-ultrasound (US) imaging robotic system.

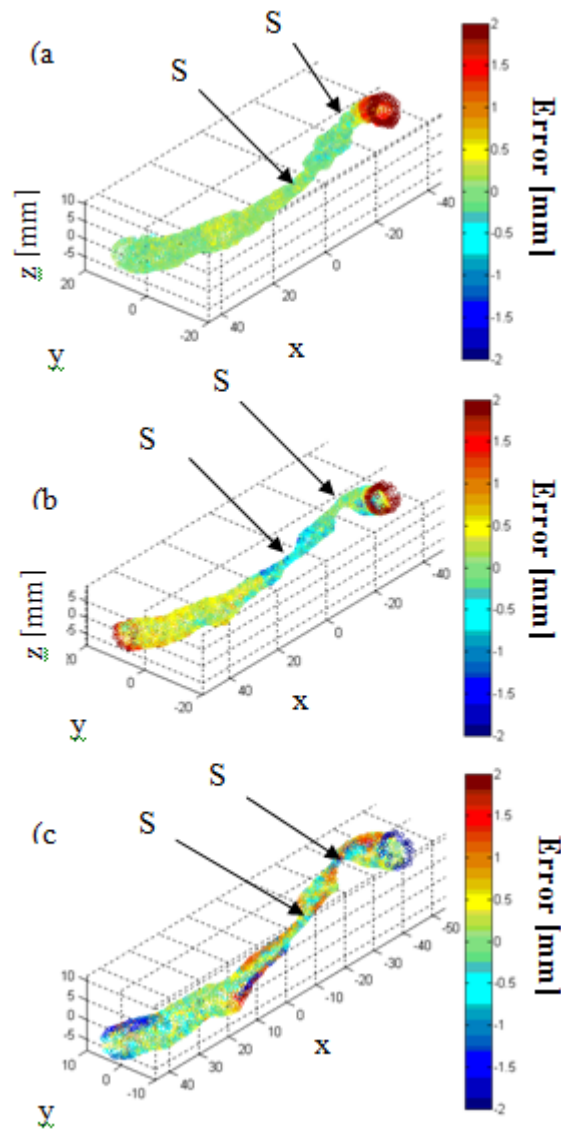


**Figure 2.** (a) CAD representation of a realistic vascular phantom embodying an iliac artery with 2 severe stenoses ( $S1$  and  $S2$ ).  $L1$  and  $L2$  represent their respective lengths, and  $LS$ , the shortest distance between maximal points of the stenoses.  $L$  is the total length of the vessel and  $D$  is the non-diseased vessel diameter. (b) B-mode cross-sectional image of the vascular phantom where its location is indicated by an arrow in (a). The shadowing on the B-mode image is attributed to the presence of a polyurethane membrane mimicking the vessel wall and used to avoid the diffusion of CTA contrast outside the vessel lumen.

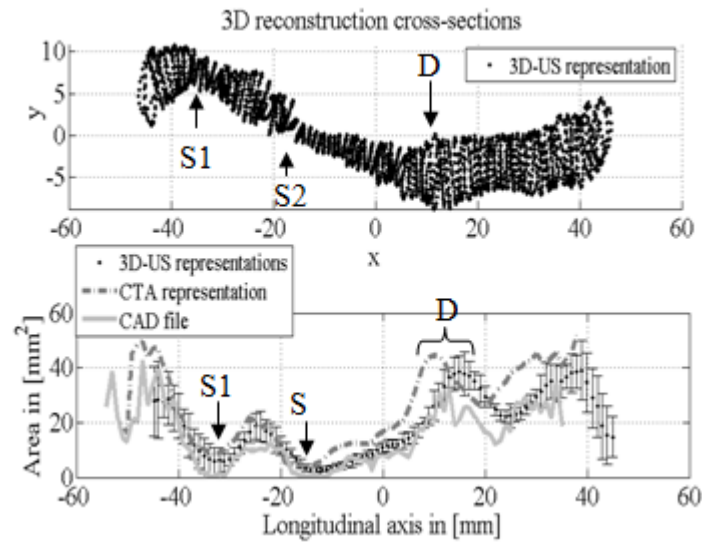




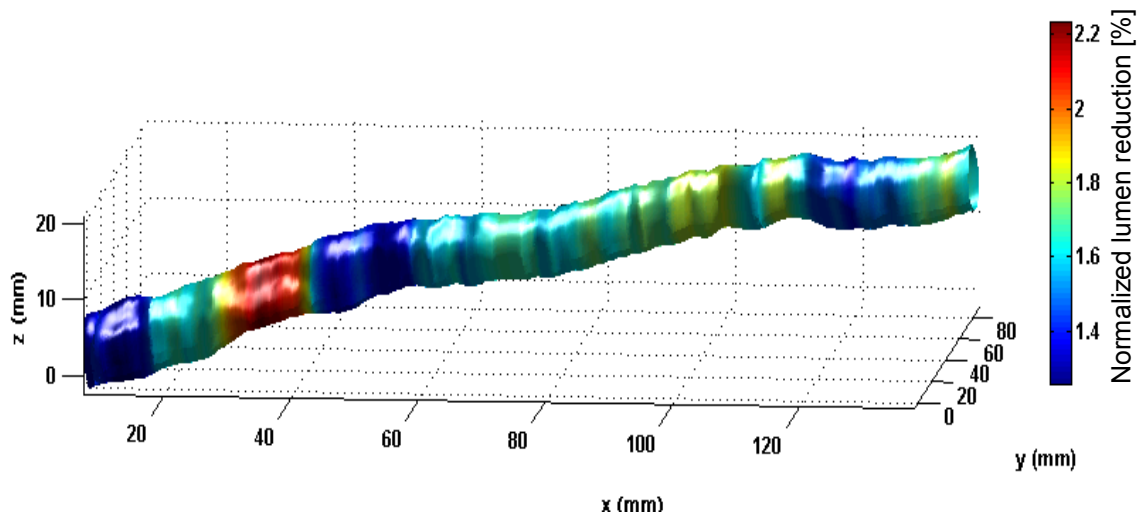
**Figure 3.** 3D vessel representations of the realistic vascular phantom with 2 severe stenoses ( $S1$  and  $S2$ ) illustrated by (a) 3D-US (B-mode), (b) CTA, and (c) the CAD file.



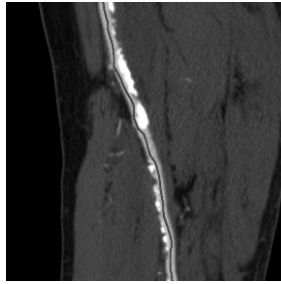
**Figure 4.** Comparative analysis between 3D vessel representations of the realistic vascular phantom with 2 severe stenoses ( $S1$  and  $S2$ ). (a) On the B-mode 3D-US vessel representation, mean surface reconstruction comparison between CTA and 3D-US is displayed. On the CAD file, the respective surface reconstruction errors are shown with the (b) 3D-US (B-mode) and the (c) CTA.



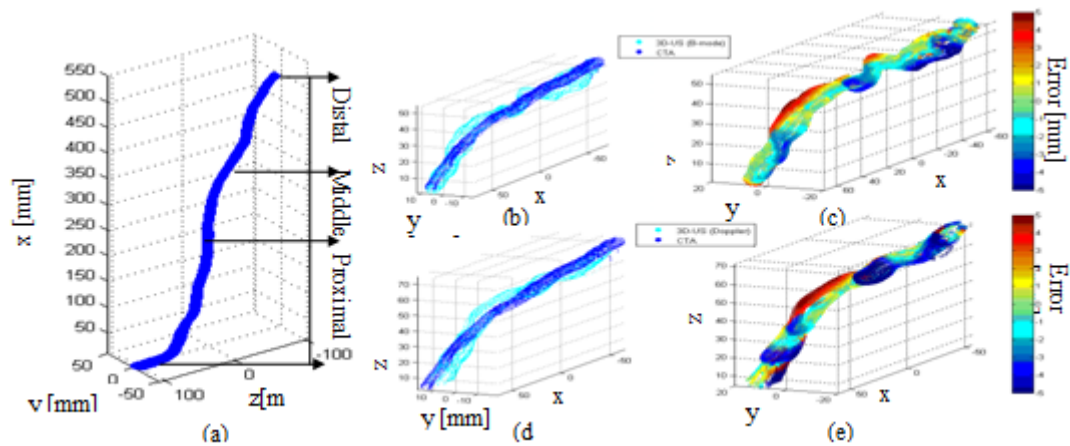
**Figure 5.** The cross-sectional lumen areas of the 3D-US, CTA and CAD file representations are shown for the realistic vascular phantom. S1 and S2 represent severe stenoses and D is the non-diseased vessel diameter.



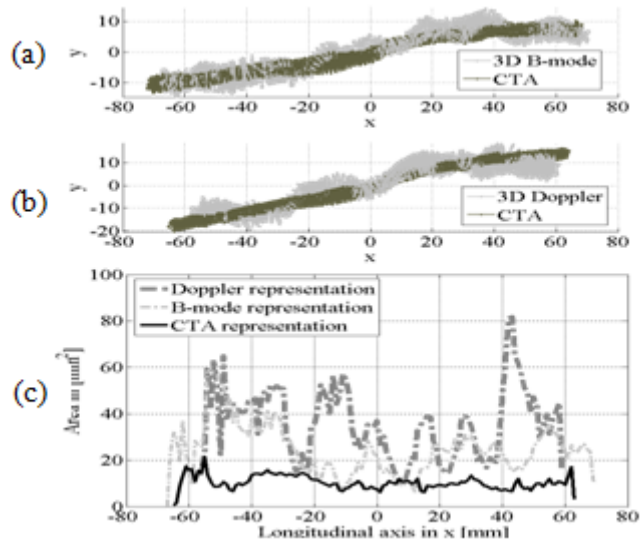
**Figure 6.** 3D-US vessel representation of the normal volunteer's right femoral artery mapped as normalized lumen area reductions in percent. Zero percent corresponds to the biggest area of the normal artery.



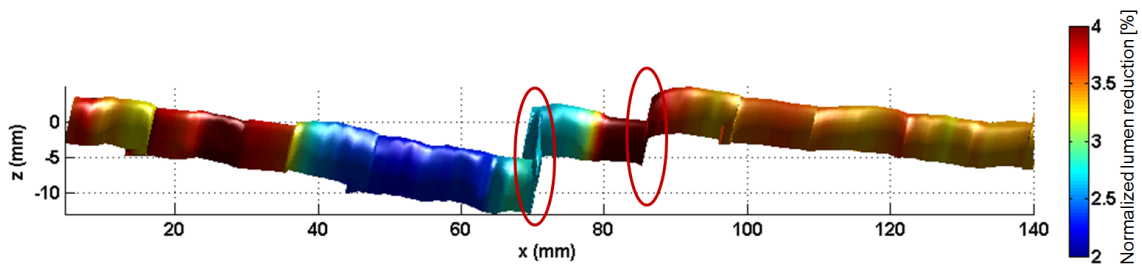
**Figure 7.** A volume rendering 3D reformation of the CTA on patient's right femoral artery.



**Figure 8.** Entire CTA vessel representation of the patient's right femoral artery divided in 3 segments: proximal, middle and distal (a). The middle segment (from 220-370 mm) is presented in B-mode (b) and surface map errors on the 3D-US vessel representation (c). The same middle vessel segment in color Doppler flow is shown (d) and the surface map errors with respect to the CTA representation (e) are displayed.



**Figure 9.** CTA 3D vessel representation of the middle segment of the patient’s right femoral artery in B-mode (a) and color Doppler flow (b). (c) The corresponding cross-sectional lumen areas are also presented.



**Figure 10.** 3D-US vessel representation of the normal volunteer’s right femoral artery mapped as normalized lumen area reductions in percent. Zero percent corresponds to the biggest area of the normal artery. In this example, the subject intentionally moved upward during image acquisition to produce artifacts.