



HAL
open science

Suivi des structures osseuses par échographie : application à l'arthroplastie totale de la hanche

Oussama Haddad

► **To cite this version:**

Oussama Haddad. Suivi des structures osseuses par échographie : application à l'arthroplastie totale de la hanche. Médecine humaine et pathologie. Université de Bretagne occidentale - Brest, 2017. Français. NNT : 2017BRES0028 . tel-01661504

HAL Id: tel-01661504

<https://theses.hal.science/tel-01661504v1>

Submitted on 12 Dec 2017

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

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



université de bretagne
occidentale

UNIVERSITE
BRETAGNE
LOIRE

THÈSE / UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

sous le sceau de l'Université Bretagne Loire

pour obtenir le titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

Mention : Sciences et Technologie de l'Information et de la Communication

École Doctorale SICMA

présentée par

Oussama HADDAD

Préparée aux laboratoires LATIM Brest et
TIMC Grenoble

**Suivi des structures
osseuses par échographie :
Application à l'arthroplastie
totale de hanche.**

Thèse soutenue le 21 mars 2017

devant le jury composé de :

Pr. Eric Stindel

Université de Bretagne Occidentale / *Directeur de thèse*

Pr. Jocelyne Troccaz

Université Grenoble Alpes/CNRS / *Co-directrice de thèse*

Pr. Pascal Haigron

Université de Rennes 1 / *Président du Jury*

Pr. Leo Jobsckowicz

Hebrew University of Jerusalem

Pr. Philippe Merloz

Université Grenoble Alpes

Julien Leboucher

Hôpital Morvan

Remerciements

Je tiens à exprimer mes plus vifs remerciements à Mr. Eric Stindel et Mme. Jocelyne Troccaz, qui ont cru en moi et qui m'ont permis d'arriver au bout de cette thèse, et qui ont été attentifs et disponibles malgré leurs nombreuses charges soit en salle d'opération soit au centre nationale de recherche scientifique. Leur compétence, leur rigueur scientifique et leur clairvoyance m'ont beaucoup appris. Ils ont été et resteront des moteurs de mon travail de chercheur.

J'adresse toute ma gratitude à Mr. Julien Leboucher qui a fourni de l'encadrement me permettant la réalisation de ce travail. Je remercie le Labex-CAMI de m'avoir permis de travailler avec des équipes d'expertises hétérogènes avec les bonnes conditions.

J'exprime tous mes remerciements à l'ensemble des membres de mon jury : Mr. Pascal Haigron, Mr. Philippe Mr. Léo Jobscowicz.

Table des matières

Introduction générale.....	1
Chapitre 1 : Arthroplastie Totale de Hanche assistée par ordinateur	3
Introduction	4
I) La hanche	4
II) Arthrose et prothèse de hanche	5
III) Arthroplastie Totale de Hanche (ATH)	7
IV) Navigation en salle d'opération	7
1) Le guidage de la composante acétabulaire	1
2) Le guidage de la composante fémorale	13
3) Synthèse	16
V) Suivi par l'échographie et recalage pour l'ATH	17
VI) Conception du système de navigation	19
1) Navigation de la composante fémorale	23
2) Limite du système proposé : Feed-back sur l'implantation de la cupule	24
Conclusion	25
Chapitre 2 : La reconnaissance et l'ajustement des interfaces osseuses dans les données échographiques	26
Introduction	27
I) Échographie et ultrasons	27
II) Construction d'un volume échographique	29
III) Calibration d'une sonde échographique	31
III) Extraction des interfaces osseuses dans les images/volumes échographiques	34
IV) Recalage US-CT pour l'orthopédie	40
1) Recalage iconique	40
2) Recalage géométrique	43
A) ICP	43
B) Initialisation de l'ICP	43
C) Variantes de l'ICP	43

V) Synthèse	46
Conclusion	48
Chapitre 3 : Méthodes et résultats	50
Introduction	51
I) Premiers essais : fantôme et données simulées	51
1) Essais sur un fantôme	52
2) Correspondances et flou	54
3) Détection des zones de non chevauchement	55
4) Données simulées	56
5) Résultats	57
II) Première expérimentation sur un fémur sawbone : Col fémoral	59
1) Données fémur sawbone	60
A) Données scanner	60
B) Données échographiques	61
C) Positions de références	62
2) Recalage US-CT pour les données du col fémoral	63
3) Résultats	65
III) Deuxième expérimentation sur un fémur sawbone : Grand-petit trochanter	67
1) Données fémur sawbone	68
A) Données scanner	68
B) Données échographiques	69
C) Positions de références	72
2) Recalage US-CT pour les données du grand et petit trochanter	73
3) Résultats	74
IV) Acquisitions des images échographiques en peropératoire	78
Conclusion	79
Conclusion générale	81
Références	83

Introduction générale

En remplaçant les tubes cathodiques de la 1ère génération d'ordinateurs par des transistors, la 2ème génération a été introduite dans les hôpitaux pour effectuer des calculs relatifs à la comptabilité et la facturation des patients. Le traitement de l'information a été accéléré en combinant des milliers de transistors dans un circuit intégré, de taille $\frac{1}{4}$ de pouce, et la 3ème génération d'ordinateurs a été utilisée pour mesurer la fréquence cardiaque, la tension artérielle et la respiration. Dans la 4ème génération d'ordinateurs, des milliers de circuits intégrés ont été combinés dans un microprocesseur et les ordinateurs pouvaient effectuer des inventaires de pharmacies. Dans les années 80, des efforts ont été faits sur l'intelligence artificielle : rendre les ordinateurs capables d'imiter certaines fonctionnalités humaines (telles que la compréhension des mots parlés ...) et la 5ème génération d'ordinateurs a été utilisée dans des systèmes experts pour le diagnostic et la planification du traitement.

La localisation précise d'un organe dans une salle d'opération n'est pas toujours facile pour le praticien d'où la nécessité de développer des systèmes de guidage. La technologie informatique par sa vitesse de calcul et sa capacité à capturer des bandes de fréquences beaucoup plus larges que celle d'un œil humain, peut être utilisée pour aider dans la planification et le guidage de la chirurgie. Le but de la navigation chirurgicale est de fournir, par un abord minimisé, en temps réels, une feuille de route à suivre par le chirurgien, tout en respectant les précisions cliniques spécifiques à chaque chirurgie. Cette feuille de route est préparée dans une phase préopératoire et comprend l'anatomie du patient et la planification de la chirurgie. Une fois dans la salle d'opération, le système de navigation acquiert des données du patient sur lesquelles il superpose la feuille de route. La superposition des données préopératoires rend la navigation possible et ce processus s'appelle plus précisément le recalage. La première utilisation de la navigation chirurgicale date des années 80 en neurochirurgie : Le but était, et il l'est toujours, de placer précisément un instrument avec le moins de dommages possibles sur le cerveau.

Conçus et testés dans des salles de laboratoires puis utilisés dans des salles d'opérations, les systèmes de navigation en orthopédie ont d'abord été utilisés pour la chirurgie des vertèbres afin de placer précisément des vis pédiculaires avec le moins de dommages possibles aux structures neurovasculaires. Actuellement, plusieurs applications pour l'arthroplastie totale de hanche, du genou et de l'épaule sont disponibles. En Arthroplastie Totale de Hanche (ATH), l'objectif est de réduire la douleur en reproduisant les propriétés mécaniques de l'articulation de la hanche à l'aide d'implants artificiels, qui assurent également une fonctionnalité optimale. De nombreux systèmes d'assistance au geste ont été développés et commercialisés. Ils reposent alors sur l'utilisation d'images préopératoires (tomodensitométrie, fluoroscopie, IRM,...) mises en correspondance avec le patient au début de l'intervention. Ce recalage peut se faire à l'aide d'outils localisés dans une salle d'opérations pointant l'os. D'autres approches reposent sur l'acquisition d'informations peropératoires de façon exclusive. Parmi les modalités d'imagerie

peropératoire, l'échographie est la moins invasive et également la moins couteuse. C'est donc cette dernière qui a retenue notre attention dans le cadre de ce travail.

Ce travail traite de la navigation de l'ATH, à base d'échographie, en mettant l'accent sur la navigation de l'implant fémoral. Une sonde 3D motorisée et calibrée, permet l'acquisition de données morphologiques fémorales recalées ensuite sur des données préopératoires (CT) afin de fournir des instructions de navigation quantitatives et qualitative pour optimiser le geste chirurgical.

Le recalage est généralement une étape critique dans la navigation. Dans notre contexte, il est utilisé pour positionner une vue partielle (échographique) du fémur dans une vue complète acquise lors d'un examen tomodensitométrique préopératoire. Ce volume présente une forme particulière fermée, relativement symétrique et qui peut guider le processus de recalage afin de ne pas diverger ou de se bloquer dans un minimum local. Iterative Closest Point (ICP) [Besl_92] est un algorithme de recalage rigide, rapide, simple mais sensible à l'état initial des nuages à recaler et au bruit. Nous citons quelques solutions commerciales pour les chirurgies orthopédiques assistées par ordinateurs: MaKO [Mozes_08] et HipExpress [BrainLab_14] où ICP est utilisé avec un alignement initial manuel et utilisant des repères anatomiques.

Des données simulées du fémur distal [Haddad_14] et proximal [Haddad_15] sont d'abord utilisées pour tester la capacité d'une version adaptée de l'ICP à recaler des vues du fémur qui peuvent être acquises lors d'une ATH par une sonde. Ensuite, la calibration de la sonde 3D est effectuée en utilisant un fantôme plan en nylon, qui est facilement extractible des données échographiques et n'impose pas de contraintes sur le positionnement de la sonde lors de la calibration, comme l'exige d'autres méthodes utilisant des points ou des lignes. Les acquisitions échographiques sur des fantômes du fémur (en plastique) sont réalisées en se concentrant sur le col (antéro-postérieur) fémoral [Haddad_16], le grand et petit trochanter [Haddad_17]. Les fantômes ont également été imagés par un scanner. La segmentation et le traitement ont été effectués en utilisant la géométrie d'acquisition de la sonde et en utilisant un seuillage manuel. L'objectif était de montrer la contribution de l'initialisation de l'ICP dans le recalage rigide US-CT et de l'illustrer sur des données du fémur proximal. Les résultats affirment la capacité d'une version adaptée de l'ICP, initialisée en profitant de la forme du fémur et avec un filtrage itératif basée sur la connaissance de la géométrie d'acquisition de la sonde, à fournir un recalage robuste et rapide pour une ATH assistée par ordinateur.

Chapitre 1 : Arthroplastie Totale de Hanche assistée par ordinateur

Introduction	4
I) La hanche	4
II) Arthrose et prothèse de hanche	5
III) Arthroplastie Totale de Hanche (ATH)	7
IV) Navigation en salle d'opération	7
1) Le guidage de la composante acétabulaire	9
2) Le guidage de la composante fémorale	13
3) Synthèse	16
V) Suivi par l'échographie et recalage pour l'ATH	17
VI) Conception du système de navigation	19
1) Navigation de la composante fémorale	23
2) Limite du système proposé : Feed-back sur l'implantation de la cupule	24
Conclusion	4

Arthroplastie Totale de la Hanche (ATH) assistée par ordinateur

Introduction

Le vieillissement de la population, l'augmentation de l'obésité et des traumatismes sportifs engendrent une croissance de l'arthrose, maladie causant une destruction irréversible des articulations avec une localisation prédominante à la hanche et au genou. A un stade avancé, son traitement réside dans le remplacement prothétique des surfaces articulaires. Les prothèses posées en remplacement des structures natives disposent d'une durée de vie dépendante du patient, de la conception de l'implant, de ses matériaux (tribologie) mais également de la précision de son implantation. Afin d'améliorer cette précision, de nombreux systèmes d'assistance au geste ont été développés. La robotique chirurgicale et la navigation ont permis d'améliorer la précision du geste et mieux contrôler la réalisation de l'acte interventionnel. Depuis 1990 et l'apparition de ROBODOC [Bargar_98], les progrès sont constants. De nombreux systèmes ont été développés dans ce cadre, on citera à titre d'exemple la solution HipExpress [BrainLab_11] [A.Manzotti_11], ou les solutions proposées par Praxim et Amplitude [Clavé_15]. Ces approches technologiques s'inscrivent dans une démarche globale d'optimisation visant à améliorer la rapidité de récupération et limiter la durée d'hospitalisation.

Ce premier chapitre rappelle le contexte clinique dans lequel s'inscrivent nos travaux. Tout d'abord une introduction de l'articulation coxo-fémorale et de l'arthrose menant à l'implantation d'une prothèse seront présentés. Ensuite, les principales étapes d'une ATH seront illustrées. Par la suite, ce chapitre décrit les systèmes existants de navigation de l'ATH. Finalement nous proposons une approche de navigation à base d'images ultrasonores dont les principes généraux de fonctionnement dans le cadre de l'application clinique sont présentés.

I) La hanche

Les articulations représentent le mode d'union des os entre eux. La hanche, ou articulation coxo-fémorale, est une articulation puissante qui relie le bassin (ou pelvis) au fémur. La tête du fémur représente les deux tiers d'une sphère [Piednoir_08] et s'insère dans le cotyle. La *figure 1* montre les surfaces articulaires situées sur la tête du fémur (col et tête) et sur le bassin (cotyle).

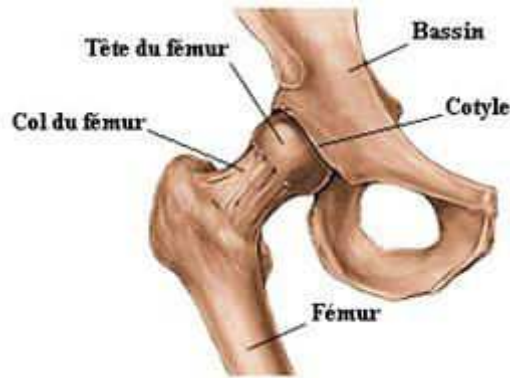


Fig.1 Articulation coxo-fémorale [Encyclopédie_PTH]

II) Arthrose et prothèse de hanche

L'arthrose de hanche est un processus multifactoriel de nature dégénérative ou post-traumatique, responsable de douleurs et d'une restriction de la mobilité. Au début de son évolution, l'arthrose ne requiert pas de traitements autres que l'administration d'anti-inflammatoires ou de la kinésithérapie, solutions aidant à la diminution de la douleur au moyen des massages, jusqu'à ce que ceci ne soit plus suffisant. Au fur et à mesure de l'évolution de la maladie, une aggravation de la douleur et de la boiterie est engendrée. La seule solution thérapeutique consiste alors à couper la partie usée de l'os (tête fémorale) et de la remplacer par une prothèse. La *Figure 2* illustre la coupe du col et de la tête du fémur dont la tête est usée.



Fig.2 Coupe de la tête fémorale usée [ChirOrthoSarrus_08]

La prothèse a pour objectif de remplacer l'articulation coxo-fémorale afin d'assurer les mêmes mouvements de rotation qu'une hanche saine tout en respectant l'anatomie initiale du patient (longueur de membre notamment). Plusieurs composants mécaniques sont alors implantés comme évoqué précédemment, dans le fémur (tête et col), et le bassin. La *Figure 3* montre les différents composants de la prothèse, qui sont :

- Une tige métallique insérée dans le fémur.
- Une cupule (demi-sphère creuse) en métal, polyéthylène ou céramique fixée sur le cotyle.
- Une tête sphérique en métal ou céramique, positionnée entre les deux éléments précédents.



Fig.3 Les différents composants de la prothèse de hanche [ChirOrthoSarrus_08]

Durée de vie d'une prothèse :

La durée de vie d'une prothèse de hanche est difficile à prévoir avec certitude, mais on peut considérer que la longévité moyenne est d'une vingtaine d'années. Les principaux facteurs qui influencent cette longévité sont [GD_2009] :

- La précision de l'implantation
- L'état de l'os et des différents composants de la prothèse.
- Les contraintes mécaniques exercées sur la prothèse (surpoids, etc.).
- L'activité du patient

Outre les complications inhérentes à toutes les interventions chirurgicales (anesthésiques, de cicatrisation, etc.) les prothèses totales de hanche peuvent également provoquer d'autres complications plus spécifiques telles que :

- Infection: La prothèse étant un corps étranger sur lequel les bactéries se fixent de manière préférentielle.
- Luxation: La tête fémorale implantée et la cupule prothétique risquent de se désarticuler.
- Usure: La durée de vie des différents composants de la prothèse est limitée.

III) Arthroplastie totale de hanche (ATH)

L'ATH est aujourd'hui le principal traitement proposé à des patients de plus en plus jeunes et actifs, ayant une arthrose ou certaines fractures du col du fémur. L'ATH est l'étape ultime du traitement de l'affection de la hanche. Une connaissance de l'état de l'articulation coxo-fémorale est requise en phase préopératoire, pouvant être obtenue par radiographie ou bien avec un examen scanner (aussi appelé CT dans ce qui suit). Une fois dans la salle d'opération, l'acte chirurgical a pour objectif de reconstruire l'articulation bassin-fémur c'est à dire de remplacer les parties osseuses et cartilagineuses endommagées de l'articulation afin de permettre à nouveau un mouvement normal et indolore de la hanche.

➤ Phase Préopératoire

La prothèse est sélectionnée à l'aide de l'imagerie appropriée de la hanche (radiographie ou scanner). La *Figure 4* montre une radiographie sur une hanche pathologique, une planification relative à la cupule (composante de l'implant fixée dans l'acetabulum) et une planification relative à la composante fémorale de l'implant.

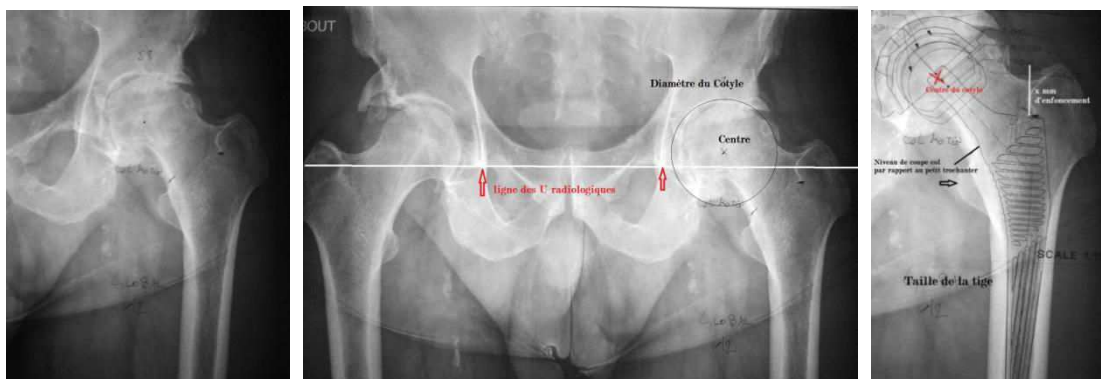


Fig.4 Données acquises en préopératoire : a) Radiographie de l'articulation usée (Gauche), b) Planification relative à la composante acétabulaire de l'implant (Milieu), c) Planification relative à la partie fémorale de l'implant (Droite). [Lemoine_Saint-Julien]

➤ Dans la salle d'opération

La luxation du fémur et son externalisation sont nécessaires en ATH afin d'accéder aux structures anatomiques impliquées dans le geste. Pour cela, une désinfection du site opératoire précède l'incision. La préparation de la cavité accueillant la tête fémorale artificielle, réside dans le fraisage du cotyle et l'insertion de la cupule. Ensuite, la préparation du fémur consiste en la section de la tête et d'une partie du col et en l'insertion de l'implant fémoral dans la cupule. Une fois que le fémur et le pelvis sont prêts, l'assemblage de l'articulation artificielle devient possible. Afin de

s'assurer de la fonctionnalité de la nouvelle articulation, la vérification des mesures prend lieu. Différentes prothèses d'essais sont utilisées afin de s'assurer de l'exactitude du positionnement de l'implant final. La *Figure 5* visualise un type de prothèse avant et après insertion lors d'une ATH. La *Figure 6* montre les principales étapes de l'ATH dans la salle d'opération.

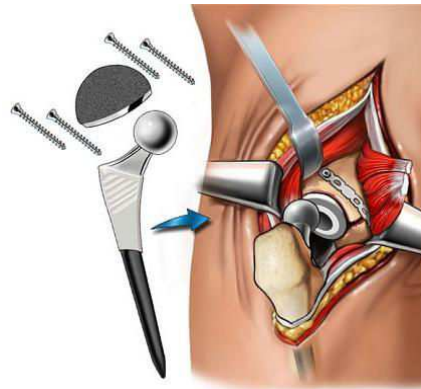


Fig.5 Exemple de prothèse avant et après insertion lors d'une ATH [M.M.O]

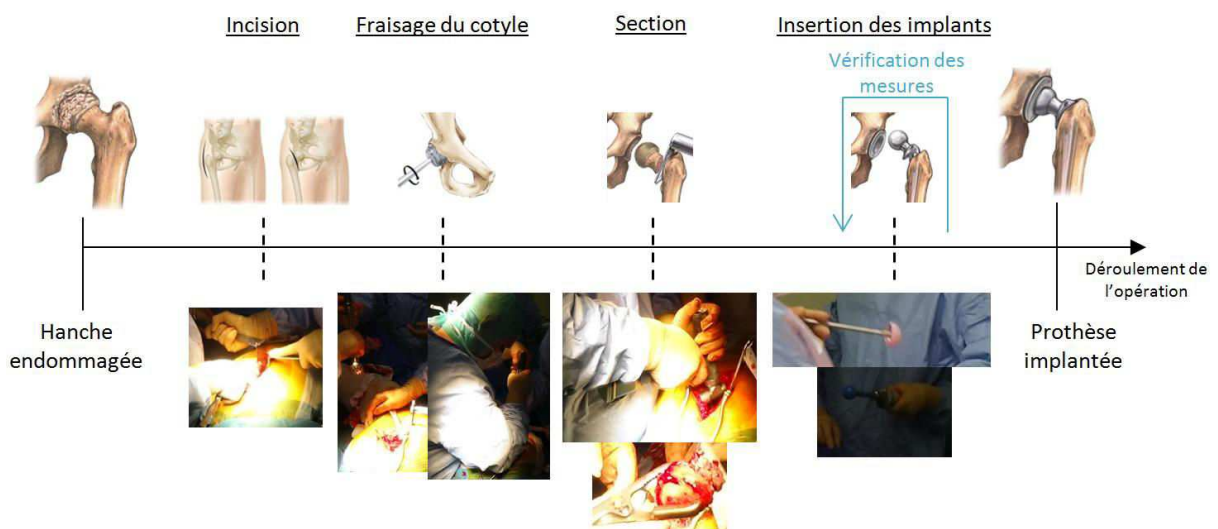


Fig.6 Principales étapes lors du déroulement d'une ATH

Les systèmes robotisés tels que ROBODOC initialement développés visaient la préparation de la cavité fémorale. Grâce à un recalage entre les données préopératoires (scanner) et le référentiel du robot, la forme et la position précise de la prothèse pouvaient être connues dans le référentiel peropératoire du patient et le robot servait à usiner la cavité. Dans les systèmes de navigation dont il est question par la suite, l'approche va consister à réaliser une cavité manuellement puis à affiner la position des éléments prothétiques grâce à une assistance informatisée.

IV) Navigation en salle d'opération

Le positionnement peropératoire des structures osseuses peut être déterminé grâce à l'utilisation de données fournies par une imagerie ou bien par la numérisation de points de référence (« landmarks »). La *Figure 7* montre deux exemples d'acquisitions de données peropératoires.



Fig.7 Acquisition de données peropératoires par échographie (Gauche, [Kiefer_12]) et par palpation (Droite [BrainLab_11]).

Les systèmes de navigation, introduits dans les années 80 pour la neurochirurgie puis dès le début des années 90 pour l'orthopédie intègrent une technologie de localisation permet de suivre en temps réel la position et l'orientation d'un certain nombre de « traqueurs » fixés sur un objet rigide (instrument, élément prothétique ou élément anatomique).

Pour ce qui concerne la prothèse, la composante fémorale a pour objectif de reconstruire le fémur (tête et col fémoraux), et la composante acétabulaire à son tour reconstruit le cotyle. On peut distinguer les systèmes de navigation dédiés à l'ATH en deux grandes catégories selon qu'ils servent au guidage de la composante acétabulaire et/ou au guidage de la composante fémorale de l'implant. Le système de navigation doit permettre de fournir une mesure clinique quantifiant la précision de l'implantation, et validant ou pas le positionnement de l'implant. Cette mesure va faire appel à des paramètres anatomiques caractéristiques que nous introduirons dans ce qui suit.

1) Le guidage de la composante acétabulaire

La validation du positionnement de l'implant acétabulaire est une décision chirurgicale dépendante principalement de l'orientation de la cupule par rapport à un plan bien déterminé du bassin. [Nikou_00] fait la description des différents repères généralement liés à une ATH. Un repère global du corps humain (*Figure 8* gauche),

du bassin ou repère pelvien (milieu) et le repère relatif à l'implant (tête fémorale, droite). Le Plan Pelvien Antérieur (PPA, le plan XZ du repère pelvien) est le plan passant par les épines iliaques antérosupérieures (de l'axe X) et la symphyse pubienne (zone encadrée sur la *figure 8* milieu).

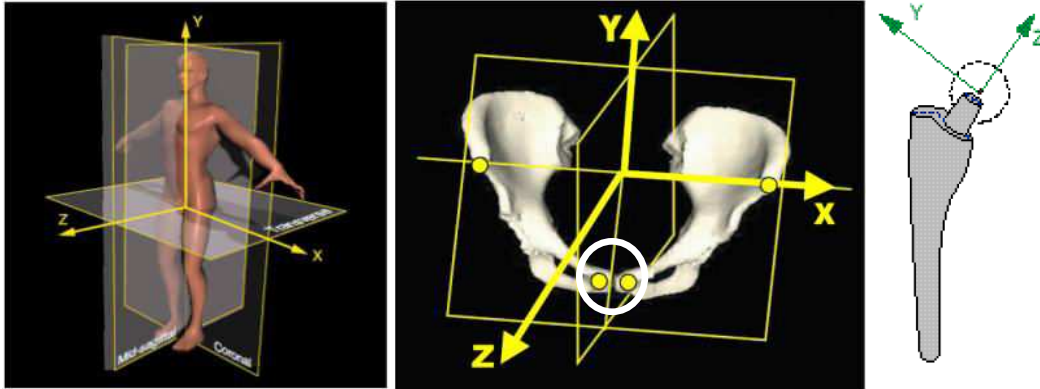


Fig.8 Systèmes de coordonnées relatif à une THA [Nikou_00] – repère global (gauche), repère pelvien (centre), repère de l'élément fémoral de la prothèse (droite).

La navigation de l'insertion de la cupule nécessite principalement la connaissance intraopératoire des angles : inclinaison (θ_Z) et anteversion (θ_Y), décrivant l'orientation de la cupule par rapport au PPA (*Figure 9*).

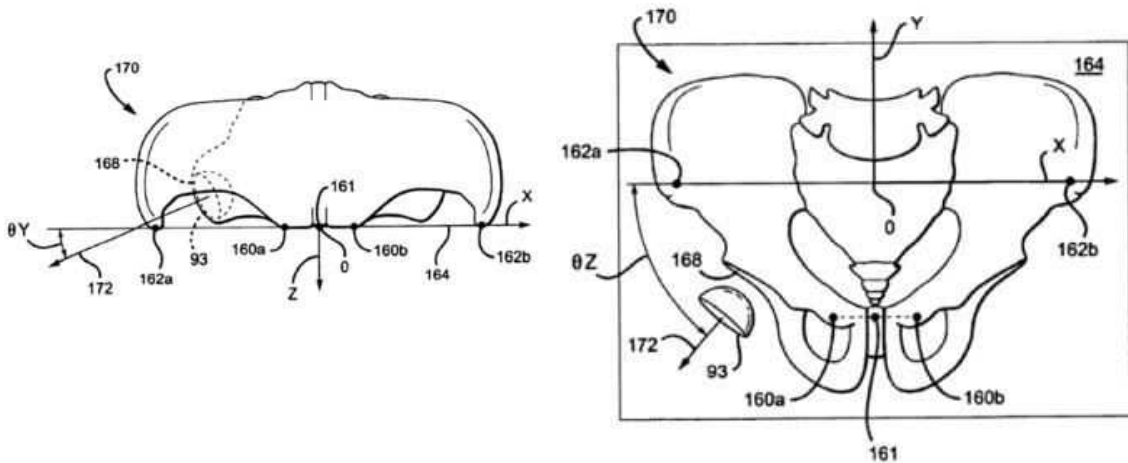


Fig.9 Illustration de l'orientation de la cupule par rapport au PPA (162): anteversion θ_Y (Gauche), inclinaison θ_Z (Droite) [Sarin_10]

Afin de pouvoir déterminer l'orientation de la cupule par rapport au PPA, un traqueur est inséré dans le pelvis et sert comme une référence pelvis. Le traqueur pelvis est utilisé dans différents systèmes dédiés au guidage de la composante acétabulaire [Sarin_10] [HipNav_98] [Kiefer_12] [Hirschman_11] et aussi dans des systèmes de guidage de la composante fémorale [Stiehel_10] [BrainLab_11] [Renkawitz_10] et [Sarin_10] (*Figure 10*).

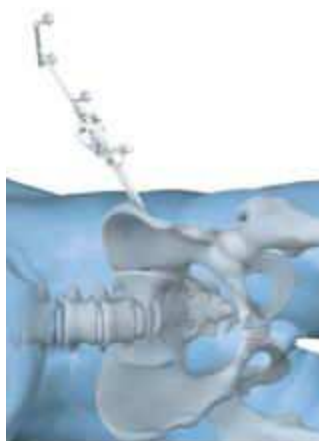


Fig.10 Traqueur de référence inséré dans le pelvis [BrainLab_11]

Une numérisation peropératoire des points du pelvis a été proposée [Sarin_10] (dont [Hip_Nav_98] est une application) afin de pouvoir localiser et suivre le PPA par le suivi du traqueur attaché au pelvis. La *Figure 11* (gauche et milieu) montre le « Bone-morphing »: il s'agit de la numérisation des points de l'os dans un repère fixe lié au pelvis afin de pouvoir reconstruire entièrement l'os en utilisant des modèles prédéfinis ; le modèle a priori est recalé non rigidement pour coller au mieux aux données palpées. Le « Bone Morphing » a été inventé dans le cadre de la chirurgie du genou [Stindel_02] mais peut être appliqué à toute autre structure osseuse. La cupule est ensuite localisée à l'aide d'un outil indiquant son orientation (*Figure 11* droite).

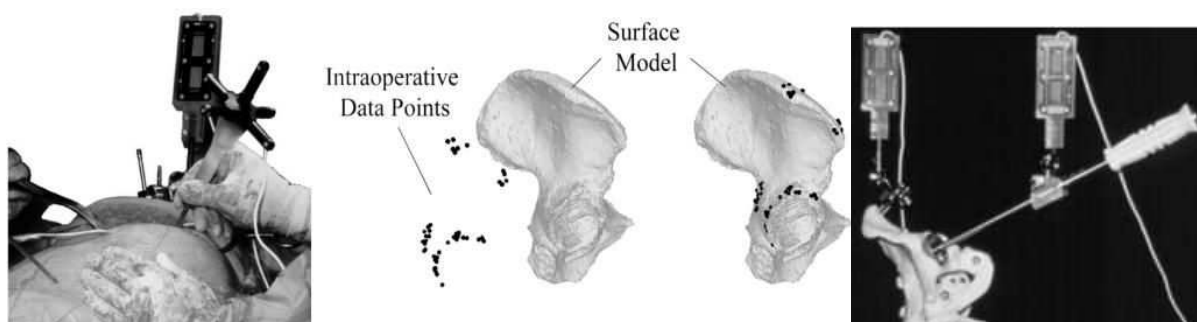


Fig.11 Acquisition peropératoire du pelvis (Bonemorphing) et de l'orientation de la cupule par rapport au PPA [HipNav_98]

L'insertion d'un traqueur plan dans le pelvis a aussi été proposée pour le suivi peropératoire et continu du PPA : *Figure 12* [Yoon_09].

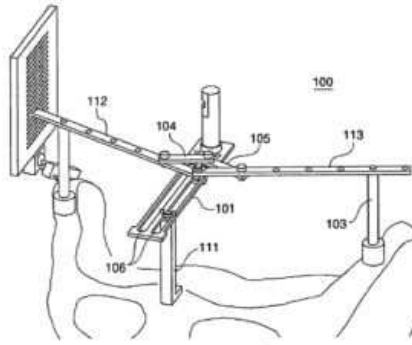


Fig.12 Traqueur pelvien pour déterminer le PPA [Yoon_09]

Dans la solution proposée par [Chang_03], une sonde échographique est attachée à un dispositif de couplage afin de pouvoir imagier directement l'acetabulum. Ensuite, un outil de meulage crée des marques qui vont servir à naviguer l'insertion de la cupule. La *Figure 13* illustre l'idée du suivi, et selon nos connaissances cette solution n'as pas fait l'objet d'études cliniques plus avancées.

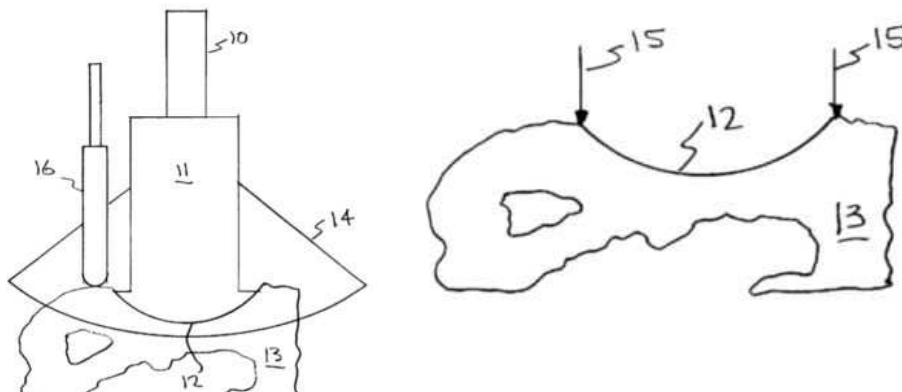


Fig.13 Guidage de l'insertion de la cupule par l'échographie et des marqueurs [Chang_03]: Sonde (10), dispositif de couplage (11), cotyle (12), pelvis (13), outil de meulage (16) et les marqueurs (15)

L'utilisation des images échographiques pour la navigation de la cupule a été proposée [Kiefer_12] [Dardenne_09] [Hirschman_11]. La *Figure 14* montre un exemple d'acquisition peropératoire des images échographiques par une sonde localisée par rapport au référentiel pelvis.

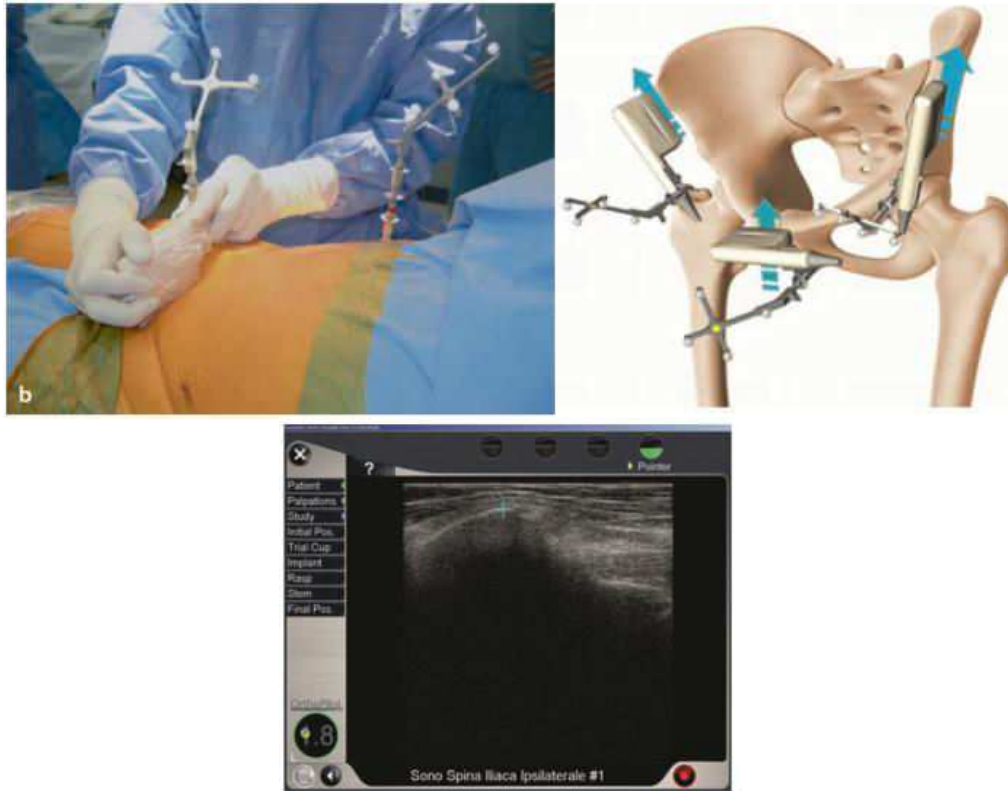


Fig.14 L'utilisation de l'échographie peropératoire pour la détermination du PPA [Kiefer_12] – Haut-gauche : acquisition d'une crête iliaque, haut-droite ; différentes acquisitions ultrasonores effectuées, bas : image de la crête iliaque.

2) Le guidage de la composante fémorale

Comme nous l'avons déjà évoqué, une ATH a pour objectif principal de reconstruire l'articulation coxo-fémorale, i.e. de reconstruire la cavité du pelvis et la partie proximale du fémur. Les objectifs cliniques sont de restituer l'orientation relative des pièces fémorales et cotyloïdiennes mais aussi de contrôler la longueur et la latéralisation du membre inférieur. Ces différents points nécessitent donc un contrôle précis du positionnement de l'implant fémoral. La *Figure 15* illustre les différents mouvements (rotation et translation) relatif à l'insertion de l'implant fémoral.

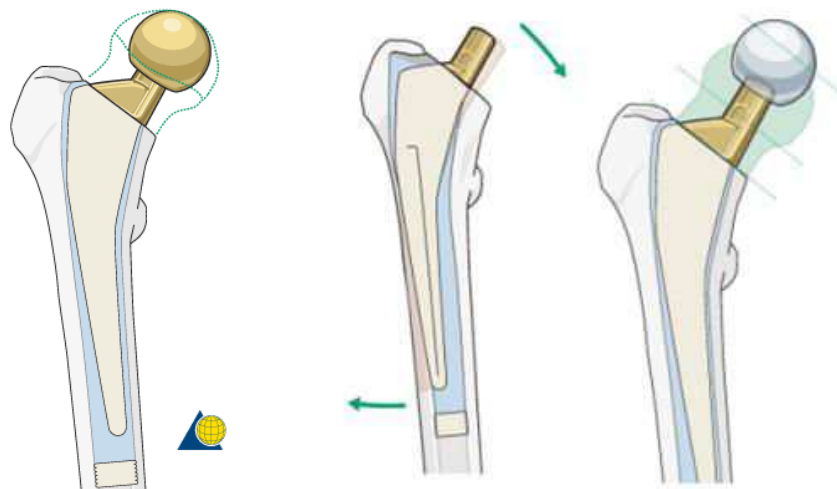


Fig.15 Composante fémorale de l'implant après insertion [AO_10]

La latéralisation est contrôlée par la mesure de l'offset défini dans le plan contenant l'axe principal du fémur (D_{Ax}) et le centre de la tête fémorale (centre hanche) comme visualisé dans la *Figure 16*.

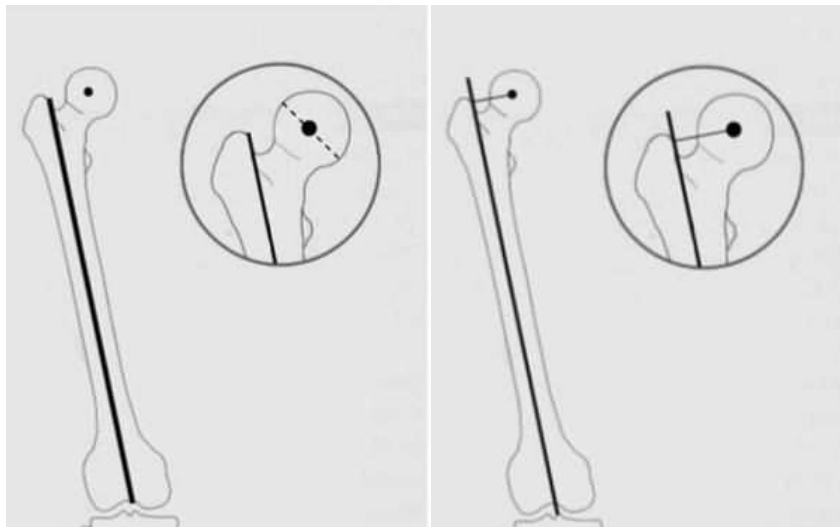


Fig.16 Mesures géométriques relatives à un fémur: axe anatomique de la diaphyse fémorale (Gauche) et offset fémoral (Droite) [Cerveri_10]

Les paramètres à contrôler et à reproduire sont :

- Offset fémoral (Of) : la distance du centre de la tête fémorale à l'axe principale du fémur.
- La longueur fémorale (ou Leg Length LL) correspond à la longueur du fémur selon l'axe de la dyaphyse.

L'Of influence l'équilibre entre le poids du corps et la résistance fournie par les muscles abducteurs de la hanche [Pasquier_10]. Après une ATH, les inégalités de longueur des membres inférieurs, constituent une source de litiges fréquente. Sur 104 plaintes liées à une prothèse totale de hanche, colligées en France par un assureur médical, 14 % étaient dues à une inégalité de la longueur de jambe [Djermag_11].

Afin de pouvoir déterminer la LL et Of, deux repères fixes l'un par rapport au pelvis et l'autre par rapport au fémur sont utilisés dans [Stiehel_10] [BrainLab_11] [Renkawitz_10] et [Sarin_10]. Si pour le repère pelvis les marqueurs sont rigidement insérés dans l'os, le repère fémur, quant à lui, peut être soit attaché au fémur (*Figure 17* [Sarin_10]), inséré dans le fémur (*Figure 18* [Stiehel_10] [Praxim]), ou bien être construit d'après des marqueurs collés sur la peau (*Figure 19* [BrainLab_11] [Renkawitz_10]).

Afin de pouvoir numériser la position du centre hanche dans le repère pelvis, la rotation du fémur avant et après implantation est proposé [Sarin_10].

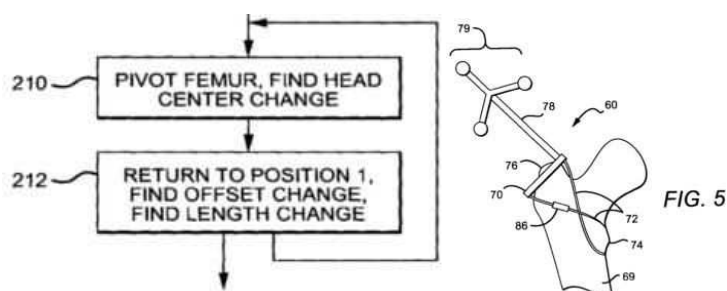


Fig.17 Suivi du fémur par un traqueur attaché et procédure de détermination du centre hanche par pivotement proposé dans [Sarin_10]

Le suivi de la tête fémorale prothétique par un repère rigide est proposé dans [Stiehel_10].

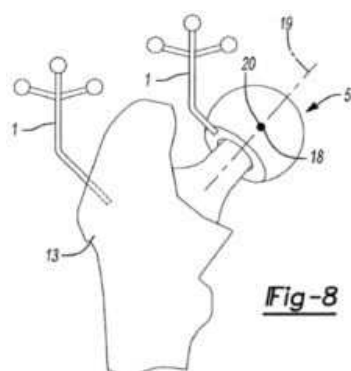


Fig.18 Détermination du centre hanche par traqueur inséré dans la tête fémorale prothétique [Stiehel_10]

Afin d'éviter le traqueur invasif inséré dans le fémur, un traqueur collé sur la peau et la palpation reproductible (semi-invasive) d'un point du fémur sont utilisés dans HipExpress de [BrainLab_11]. Cette solution est plus pratique et requiert le maintien du patient dans la même position lors de la palpation d'un point du fémur, avant et après implantation. Le même point est numérisé dans deux repères (pelvis et fémur), ce qui rend possible le calcul Of et LL. La *Figure 19* montre une utilisation de HipExpress pour la navigation d'une ATH.

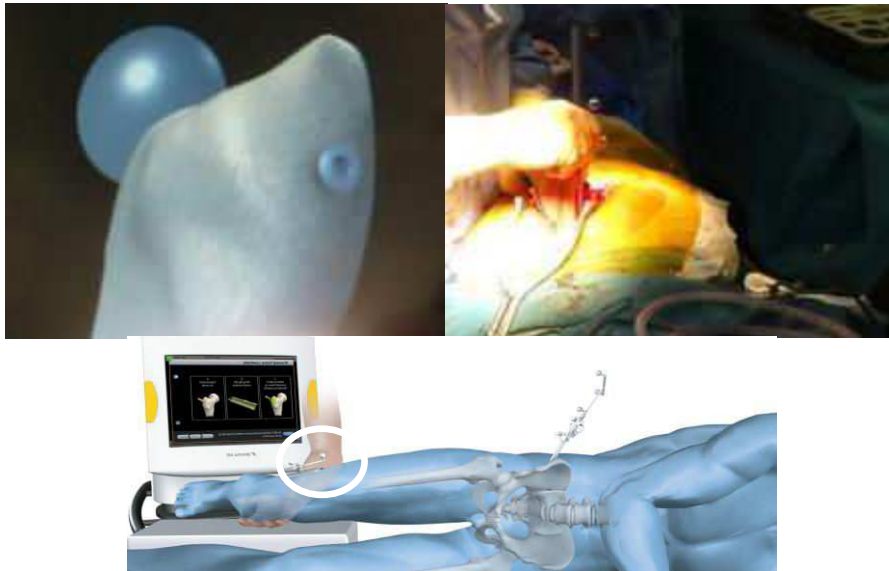


Fig.19 Guidage de l'implantation de la composante fémorale par une palpation reproductible d'un point du grand trochanter (Gauche et milieu, [BrainLab_11]) ainsi que les marqueurs collés sur la peau (encerclée). Le repère rigide du pelvis est requis

La rapidité de ce système et son ergonomie le rendent cliniquement applicable. Néanmoins, [Renkawitz_10] a montré que les mouvements de la peau par rapport à l'os sous-jacent au niveau du fémur distal, pouvaient atteindre une erreur plus de (8mm et de 8°). L'imprécision de l'information fournie par les marqueurs collés sur la peau, et la difficulté de s'assurer du maintien de la même position du patient lors des deux numérisations restent les points faibles de HipExpress.

3) Synthèse

Les systèmes de navigation peuvent être divisés en deux catégories : une navigation basée sur des landmarks : un pointeur, localisé à son tour dans une salle d'opération par un système (optique ou électromagnétique), pointe sur l'os afin de suivre l'os ou bien numériser un point bien déterminé. Ou bien, une navigation basée sur l'image ou le système imageur peut être invasive (CT ou IRM) ou bien relativement non invasive (échographie). L'avantage de la navigation par un pointeur est la précision puisque il n'y a pas un besoin à une calibration du dispositif imageur ni à un traitement des images acquises. Néanmoins la création d'une ancre servant à une

numérisation reproductible (exemple HipExpress) est une procédure un peu compliquée. Ancrer l'os est aussi une procédure invasive. La navigation par l'image et dans le cas de l'échographie est non invasive et notre objectif est de s'assurer de la précision de son utilisation pour naviguer une ATH.

La navigation de la composante fémorale dans la bibliographie nécessite soit une double numérisation du centre de l'articulation de la hanche par une rotation du fémur, les deux numérisations doivent être faites dans une même position du patient, soit de repérer l'implant par des traqueurs, cette procédure est compliquée puisque les implants seront insérés dans l'articulation et selon nos connaissances cette procédure n'est toujours pas essayée dans une salle d'opération, soit par des traqueurs collés sur la peau. La navigation de la composante fémorale sans fournir un feedback sur l'insertion de la cupule existe dans HipExpress, qui est couramment utilisé dans des salles d'opérations. Néanmoins, l'invasivité de la procédure et sa non-précision, vu les mouvements de la peau relativement à l'os sous-jacent nous motivent à travailler sur l'échographie.

Sachant que des études existantes s'occupent de la navigation de la cupule par l'échographie, dans un premier lieu nous nous proposons de se concentrer sur la navigation de la composante fémorale, ainsi la navigation de la cupule serait une extension du présent travail : il faut acquérir simultanément des volumes échographiques sur le pelvis et le fémur, ensuite le recalage vers les données CT préopératoires fournira l'information de navigation des deux composantes.

V) Suivi par l'échographie et recalage pour l'ATH

L'information peropératoire désirée doit décrire l'état de l'articulation reconstruite relativement à celle d'origine (avant section chirurgicale). Le choix du système imageur repose sur différents critères : caractère invasif, précision et temps d'acquisition (plus traitement), facilité d'utilisation clinique, etc. L'échographie est un moyen d'imagerie temps réel et non invasif mais dont la précision est faible notamment à cause du bruit inhérent aux ultrasons, de phénomènes d'ombres acoustique et son champ de « vision » est limité. Les scanners à rayons X fournissent des informations de bonne précision et de bonne qualité mais sont des moyens invasifs d'investigation même si les doses reçues par les patients sont de plus en plus faibles. L'utilisation de scanners en salle d'opération reste cependant limitée. Les sondes échographiques peuvent être utilisées comme outils pour guider une chirurgie orthopédiques. C'est dans ce compromis que le présent travail se présente.

La fusion des images médicales augmente la quantité d'information extraite séparément à partir de chaque image. En raison de l'incertitude des données échographiques, le processus de reconnaissance (la localisation des régions d'intérêt dans l'image échographique) nécessite un recalage vers une modalité d'imagerie plus précise, comme le scanner ; c'est aussi sur ce scanner qu'une planification peut être faite dans certains systèmes de guidage. Une précision millimétrique et un traitement en temps réel sont des exigences peropératoires du recalage. Parce que les

informations sont tridimensionnelles et que l'acquisition de données doit être rapide, nous utiliserons de l'imagerie échographique 3D. La *Figure 20* montre les étapes principales d'un système de navigation basé sur l'échographie en ATH.

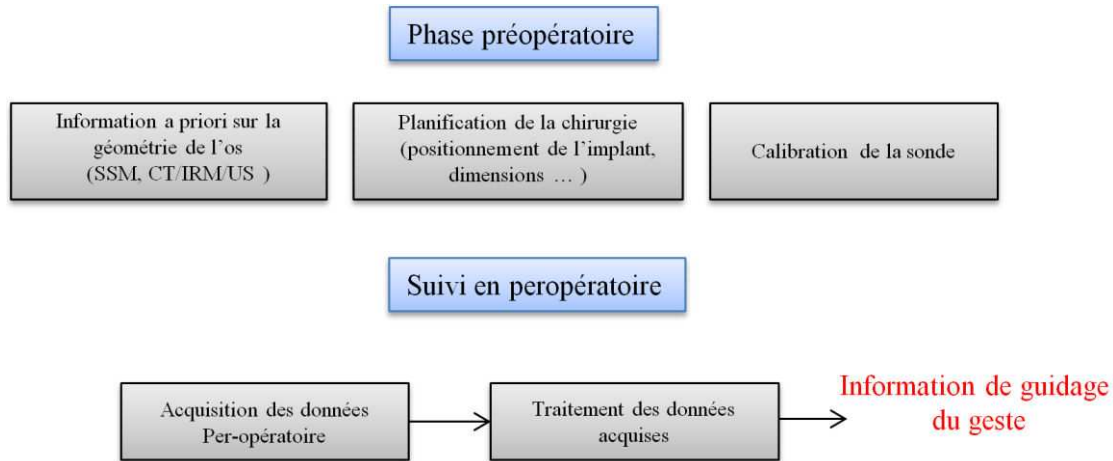


Fig.20 Étapes principales dans un système de navigation par échographie en ATH

➤ Phase préopératoire

Les décisions médicales avant la chirurgie et une connaissance préalable sur la forme de l'os doivent être à la disposition du système de navigation dans la salle d'opération. Ces données préopératoires, typiquement issues du scanner, servent de référence pour l'insertion de la prothèse (par le calcul de LL et Of en particulier). Les données scanner doivent être segmentées pour fournir un modèle 3D du fémur.

➤ Phase peropératoire

L'outil d'imagerie peropératoire est une sonde échographique suivie par un localisateur optique ou magnétique ; de ce fait, une étape de calibration sonde/localisateur est nécessaire chaque fois qu'un dispositif de localisation est attaché à la sonde à moins que la position du traqueur soit reproductible. Dans ce cas, la calibration aura été faite préalablement.

Les données peropératoires proviennent de la sonde ainsi que des différents traqueurs (pelvis, fémur ou simplement d'un palpeur). Une fois qu'un volume échographique est acquis, la localisation de la surface fémorale est possible via un recalage vers les données scanner préopératoires. La *Figure 21* illustre un exemple de superposition du modèle issu du scanner d'un fémur avec une acquisition US.

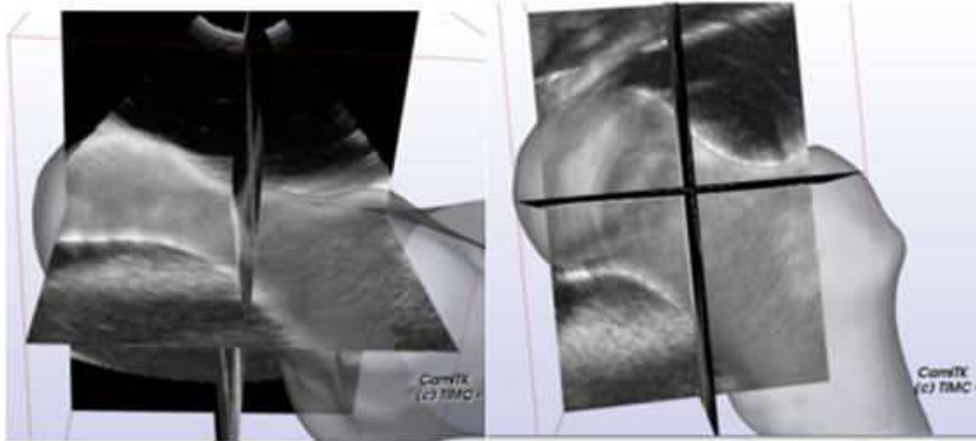


Fig.21 Illustration d'un exemple de fusion de données US/CT pour un fémur « sawbone » [Haddad_16]

L'acquisition et le traitement des données peropératoire est contraint par la précision qui doit être millimétrique (si l'on veut égaler les performances montrées par les systèmes existants) et le temps (le traitement ne doit pas prendre plus de temps que l'acquisition pour ne pas rallonger ou perturber la chirurgie). Le processus doit être répété selon les besoins de la chirurgie. Une fois la reconnaissance des données réalisée sur le patient, le système de navigation doit être capable de fournir au chirurgien, avec précision et ergonomie, une information sur l'état/localisation de la zone d'intérêt.

VI) Conception du système de navigation

En ATH assistée par l'échographie, la navigation doit indiquer au clinicien les informations lui permettant de se rapprocher du positionnement idéal des composants de la prothèse. Une localisation du centre hanche prothétique par rapport au fémur complet, issu du scanner, fournit directement l'information de navigation de la composante fémorale (ΔLL et ΔOf). La *Figure 23* montre un exemple de localisation d'un centre hanche prothétique (ou nouveau centre hanche N_{H_c} , en Bleu) dans un fémur complet contenant le centre hanche original (O_{H_c} , avant section est montré en noir). Dans le cas où l'implantation engendre un changement de LL ou Of, relativement aux LL et Of du fémur d'origine, le système de navigation doit être capable de communiquer cet écart de façon quantitative et visuelle. La *Figure 24* montre une conception possible de l'interface de navigation correspondant à cette approche. D_{Ax} est l'axe principal de la diaphyse et C_{P_F} est le point d'intersection entre l'axe du col du fémur et D_{Ax} .

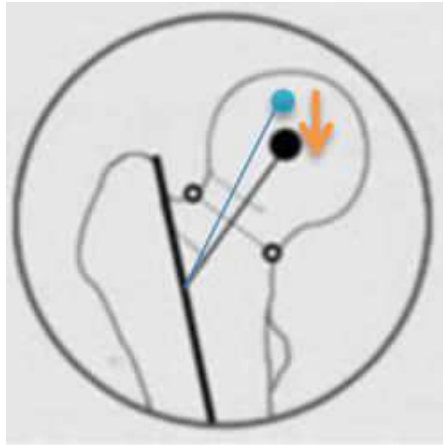


Fig. 23 Visualisation 2D du système de suivi souhaité. Le chemin à parcourir est montré en orange. La ligne partant du centre de la tête fémorale montre l'axe du col du fémur [Cerveri_10]

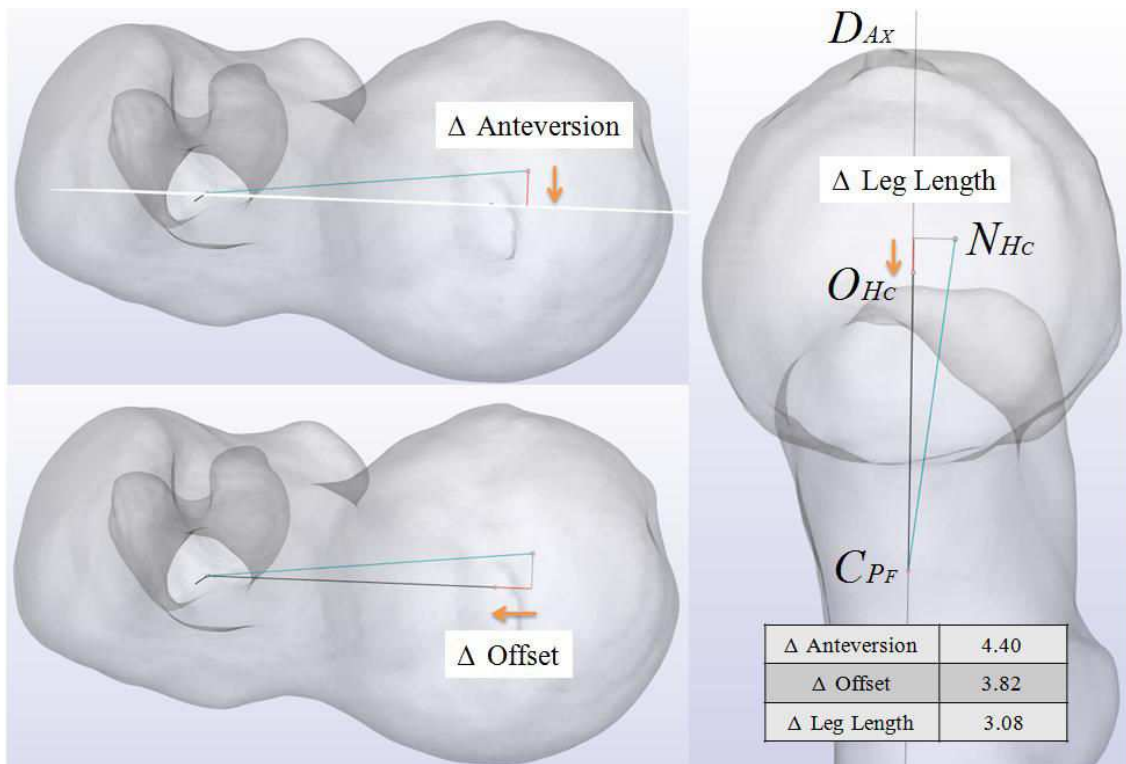


Fig.24 Conception possible de l'interface graphique 3D de navigation (l'exemple de mesures est en mm)

Nous gardons l'utilisation d'un traqueur fixé sur le pelvis, et par rapport auquel nous proposons une localisation du N_{Hc} et O_{Hc} .

➤ Localisation de O_{H_c}

Scénario 1 : Avant la section du fémur et avant le fraisage du cotyle, des acquisitions échographiques sur le col fémoral ou grand-petit trochanter recalés avec des données CT préopératoires, rendent possible le positionnement du fémur complet dans le repère pelvis. La *Figure 25* illustre le premier scénario.

Scénario 2 : Après l'insertion complète de la prothèse (composantes fémorale et acétabulaire) et assemblage de l'articulation prothétique, des acquisitions échographiques sur le grand-petit trochanter recalés avec des données CT préopératoires, rendent possible le positionnement du fémur complet dans le repère pelvis. La *Figure 26* illustre le deuxième scénario.

Une fois que le fémur complet est positionné par recalage dans le repère pelvis, l'axe principal de la diaphyse D_{A_x} et le centre de la tête fémorale O_{H_c} sont enregistrés.

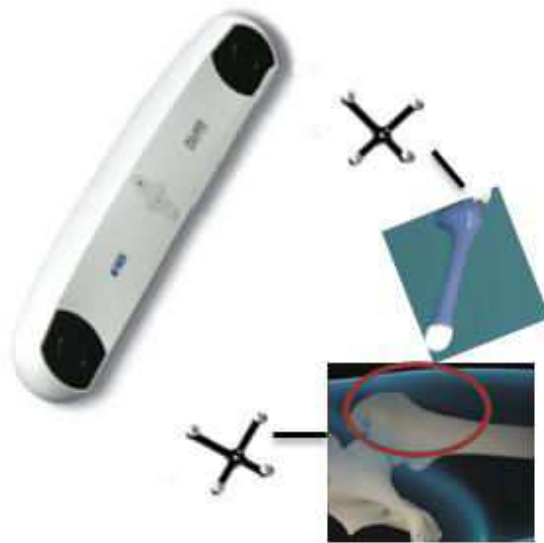


Fig.25 Illustration des acquisitions US localisées sur un fémur avant section chirurgicale. La zone encadrée montre la partie imagée par la sonde : Col fémoral et grand-petit trochanter.



Fig.26 Illustration des acquisitions US localisées sur un femur après assemblage de la prothèse. La zone encerclée montre la partie imagée par la sonde : Grand-petit trochanter.

➤ Localisation du N_{H_c} :

Juste après l'insertion de la cupule, un outil de localisation de la cupule [Sarin_10] [BrainLab_Cup] ayant une partie sphérique insérée dans la cupule et localisé par un traqueur détermine le centre de la cupule dans le repère pelvis (L'outil de localisation de la cupule ainsi que le traqueur rigidement inséré dans le pelvis sont encerclés dans la *Figure 27*). L'outil de localisation existe et il est utilisé dans le guidage de la cupule (indiquant l'inclinaison et l'anteversion). Ici, nous nous intéressons au centre de la cupule.

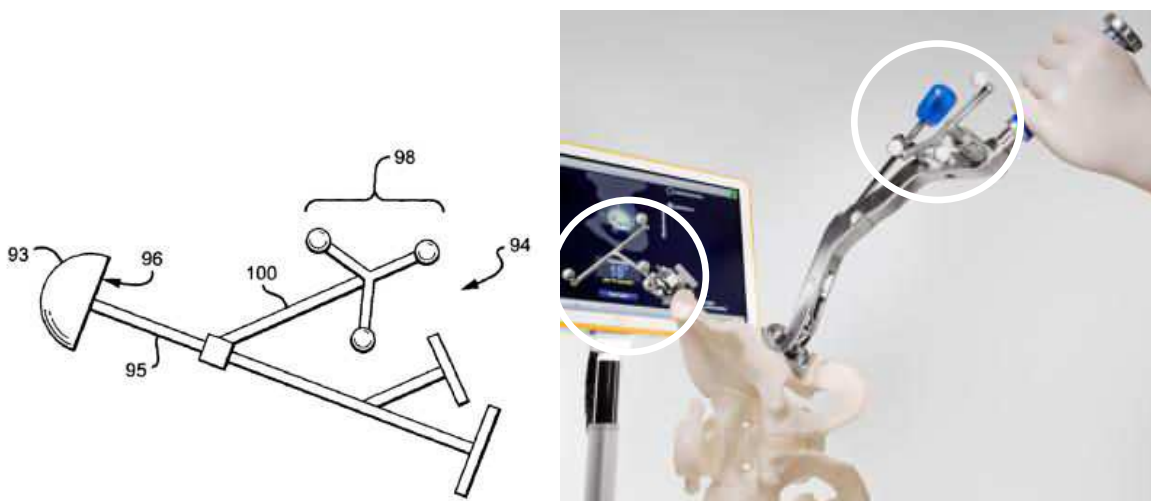


Fig.27 Outil de localisation de la cupule : Conception de l'outil (Gauche, [Sarin_10]) et exemple d'utilisation pour le guidage de l'insertion de la cupule (Droite, les traqueurs sont encerclés [BrainLab_Cup])

1) Navigation de la composante fémorale

Afin de pouvoir naviguer l'insertion de la composante fémorale et fournir les mesures cliniques (à savoir le changement de l'offset, longueur jambe et l'antéversion fémorale générées par l'implantation de la prothèse), nous proposons une double localisation du centre hanche :

- ✓ Une localisation du N_{H_c} (centre hanche artificiel) après l'insertion de la cupule : ceci peut être fait en utilisant un outil de localisation de la cupule (*Figure 28 à gauche*).
- ✓ Une localisation de O_{H_c} (centre hanche original) après l'insertion complète de la prothèse (scénario 2): ceci peut être fait à partir des acquisitions échographiques sur le grand et petit trochanter et recalés sur les données scanner (*Figure 28 à droite*).

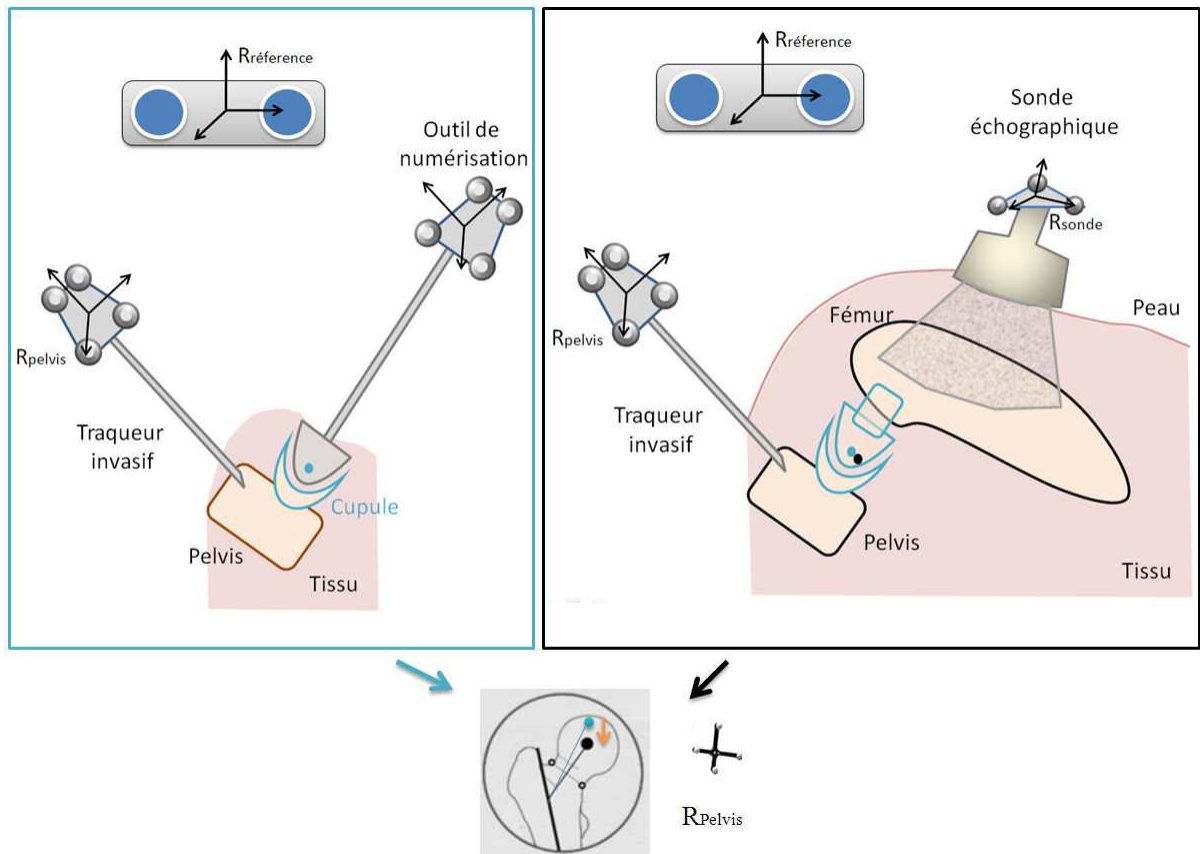


Fig.28 Double numérisation du centre hanche (N_{H_c} et de O_{H_c}) requise pour la navigation de la composante fémorale. A gauche : la position du centre hanche souhaité ; à droite : la position courante du centre hanche ; en bas : une indication visuelle de navigation pour faire correspondre la seconde à la première

Ces acquisitions rendent la détermination de N_{H_c} et de O_{H_c} (le fémur complet) possible dans un même repère (R_{Pelvis}) ; ainsi l'information de navigation peut être fournie par le système de navigation. La *figure 28* illustre les deux numérisations du centre hanche nécessaires afin de pouvoir naviguer l'insertion de la composante fémorale.

2) Limite du système proposé : Feed-back sur l'implantation de la cupule

La navigation de la cupule nécessite la connaissance du Plan Pelvien Antérieur (PPA). Des acquisitions échographiques (et un recalage robuste vers un scanner) sur le pelvis rendent la navigation possible. Seulement avec des acquisitions échographiques sur le fémur et un recalage vers les données scanner, la navigation de la cupule ne contiendra pas l'orientation de la cupule par rapport au PPA.

✓ Une localisation de O_{H_c} après l'implantation d'un traqueur pelvis et avant l'incision (scénario 1): ceci peut être fait à partir des acquisitions échographiques sur le col fémoral, ou bien le grand et petit trochanter et recalés sur un les données scanner (*Figure 29* à gauche).

✓ Une localisation du N_{H_c} après l'insertion de la cupule : ceci peut être fait par un outil de localisation de la cupule (*Figure 29* à droite). Notons ici que l'outil fournit l'orientation de la cupule et cette information n'est utile que lorsque le PPA est déterminée en peropératoire.

Les deux numérisations rendent la détermination de O_{H_c} et de N_{H_c} possible dans un même repère (R_{Pelvis}), ainsi l'information de navigation peut être fournie par le système de navigation. La *figure 29* illustre les deux numérisations du centre hanche nécessaires afin de pouvoir donner un feedback sur l'insertion de la cupule.

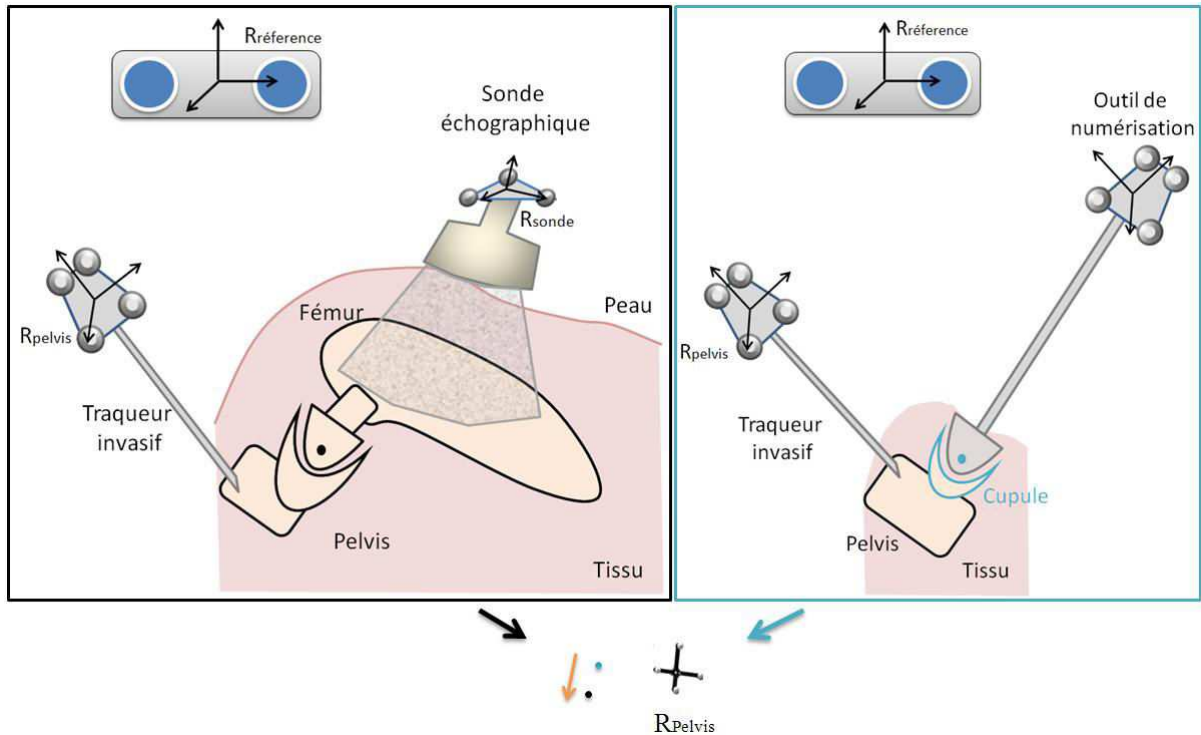


Fig.29 Double numérisation du centre hanche (O_{Hc} et de N_{Hc}) sont requises pour la navigation de la cupule (l'information manque l'orientation de la cupule par rapport au PPA, ceci nécessite la reconnaissance des données échographiques du pelvis)

Conclusion

Dans le cas des patients souffrant d'arthrose et pour qui les traitements par anti-inflammatoires sont inefficaces, une prothèse de hanche peut être implantée. La pose d'une prothèse de hanche a pour objectif de réduire la douleur en reproduisant les propriétés mécaniques de l'articulation par l'implantation de composants artificiels. Une ATH peut bénéficier d'une navigation compte-tenu de la relative inaccessibilité peropératoire des zones à traiter et du feedback obtenu sur le positionnement de l'implant. Les systèmes de suivi existants se focalisent sur la composante pelvienne (cupule) [Sarin_10] [HipNav_98] [Hirshman_11] [Kiefer_12] [Chang_03], sur la composante fémorale [Stiehel_10] [Sarin_10] [BrainLab_11] ou sur les deux [Sarin_10]. Le guidage de la composante fémorale requiert de suivre le fémur soit par un traqueur fémoral inséré dans le fémur (solution invasive) ou attaché par des fils (solution non pratique) ou par des traqueurs sur la peau (solution non précise). Pour aller au-delà de ces difficultés, nous nous proposons donc de développer une approche basée sur le recalage de données peropératoires ultrasonores 3D recalées avec un modèle osseux issu du scanner pour le guidage de l'implantation de la composante fémorale de la prothèse. Cette approche implique l'utilisation d'une sonde ultrasonore traquée dans l'espace relativement à un repère de référence (par exemple le traqueur pelvis) et le développement de méthodes de recalage entre les données ultrasonores et les données préopératoires. Le chapitre suivant fait un bilan de l'état de l'art en la matière.

Chapitre 2 : La reconnaissance et l'ajustement des interfaces osseuses dans les données échographiques

Introduction	27
I) Échographie et ultrasons	27
II) Construction d'un volume échographique	29
III) Calibration d'une sonde échographique	31
III) Extraction des interfaces osseuses dans les images/volumes échographiques	34
IV) Recalage US-CT pour l'orthopédie	40
1) Recalage iconique	40
2) Recalage géométrique	43
A) ICP	43
B) Initialisation de l'ICP	43
C) Variantes de l'ICP	43
V) Synthèse	46
Conclusion	48

Reconnaissance des interfaces osseuses dans les données échographiques

Introduction

L'objectif est d'acquérir et de traiter des données échographiques peropératoire dans le cadre de la navigation de la composante fémorale. La première étape en salle opératoire consiste à acquérir, à l'aide d'une sonde localisée, des zones de l'os dans la partie proximale du fémur (le col, le grand et le petit trochanter). La sonde est localisée dans un repère de référence de la salle d'opération par un traqueur rigidement fixée sur celle-ci et suivi par un système optique (ou électromagnétique). La phase peropératoire suivante consiste à localiser dans les données échographiques des points ou des formes d'intérêt de l'os. La troisième étape a pour objectif de pouvoir permettre l'interprétation des données acquises. En effet, l'incertitude inhérente aux données échographiques dans notre cas, due notamment à la présence importante du bruit, à l'épaisseur de la réponse des interfaces osseuses dans le signal ultrasonore [Jain_04] et au champ de vision limité, diminuent la confiance que l'on peut accorder aux résultats de la segmentation. Ces inconvénients peuvent néanmoins être contournés en utilisant des données précises, par exemple un scanner ou une IRM préopératoires ou des modèles statistiques de l'os (SSM [Bredbenner_10]), sur lesquelles on viendra ajuster les données échographiques. La dernière étape a donc pour objectif de compenser l'imprécision de l'échographie par le recalage des interfaces osseuses obtenue par échographie vers un modèle plus fiable de l'os.

Tout d'abord, ce chapitre rappelle quelques principes de l'échographie. Ensuite, les méthodes existantes de calibration de sonde et d'extraction des interfaces osseuses à partir des images échographiques seront présentées. Ce chapitre se termine par une revue de la littérature sur les méthodes de recalage des interfaces osseuses dans les images échographiques sur des données d'autres modalités ou des modèles de l'os.

I) Échographie et ultrasons

Au contraire des ondes lumineuses, une onde élastique a besoin d'un support physique pour pouvoir se propager. D'un autre côté, une onde mécanique fait propager de l'énergie sans transport de matière, on peut prendre l'exemple de la propagation d'un ébranlement dans l'eau initialement calme. Chaque point (molécule H_2O) vibre localement, et l'énergie se propage sans transport de matière. L'ultrason est une onde mécanique et élastique, qui se propage au travers de la matière, par exemple des tissus ou des organes, et sans transport de matière dans le corps. L'oreille humaine est capable de percevoir des gammes de fréquences entre 20Hz et 20 KHz, et les ultrasons sont plus élevés ($>20KHz$). Chaque milieu porteur possède une résistance au passage de l'onde (notée Z et appelée impédance acoustique). La vitesse v de propagation des sons dépend des caractéristiques du milieu traversé, de la température T (plus la température augmente, plus la vitesse augmente), de la fréquence du son en question F et sa

longueur d'onde λ . Pour une température et un milieu donnés, la vitesse de propagation :

$$v_{T,Z,..} = F * \lambda \quad (\text{eq 2.1})$$

Les premières études portant sur les ultrasons ont eu lieu pendant la première guerre mondiale, et avaient pour objet la détection des sous-marins. L'élément de base de l'échographie est une céramique piézoélectrique qui, une fois soumise à des impulsions électriques, vibre et génère des ultrasons : conversion d'énergie électrique en énergie mécanique. Une fois la propagation déclenchée dans la matière, l'onde signale à la source tout changement de milieu: En rencontrant une interface qui sépare deux milieux possédant des impédances acoustiques différentes (tissu-os par exemple) un écho est réfléchi. Selon les lois de Snell-Descartes, la source céramique piézoélectrique reçoit sa part de l'information réfléchi au niveau des interfaces. L'énergie acoustique reçue est ensuite convertie par cette même céramique en énergie électrique, d'où vient l'appellation de transducteur ultrasonique. Un seul transducteur propage son onde le long d'une ligne à travers le corps et est capable de créer un profil d'échos en fonction de la profondeur. Ce mode d'acquisition est appelé mode A ou « amplitude » ou 1D). Le mode 2D ou mode B (Brightness) fournit une image échographique. Plusieurs transducteurs, organisés selon une barrette linéaire droite ou incurvée, permettent de reconstruire une image échographique plane (*Figure 1*).

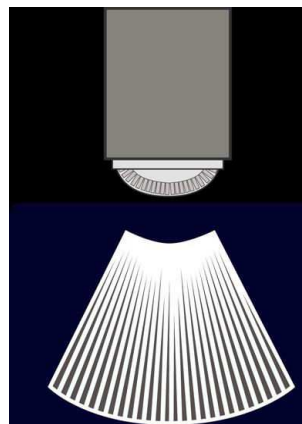


Fig. 1 Sonde convexe et éléments piézoélectriques formant une image échographique plane [Geo_Probe]

Certaines sondes, essentiellement utilisées pour l'imagerie cardiaque, comportent une matrice de transducteurs et permettent l'obtention directe d'un volume 3D de données. L'énergie E transportée subit différents types d'atténuation :

- Une absorption du milieu qui est modélisée par la loi de Lambert : l'énergie dans un point distant de x mètres à la source est $E(x) = E_0 * e^{-\alpha x}$, où E_0 est l'énergie émise par la source et α est le coefficient d'absorption relatif au milieu (m^{-1}).

➤ Une atténuation lors de la rencontre d'une interface séparant deux milieux différents (caractérisés par leur impédances Z_1 et Z_2), l'énergie réfléchiée E_R dans une direction θ_r est une portion (donnée par le coefficient de réflexion dans une direction donnée $\alpha_R(\theta_r)$) de la totalité de l'énergie incidente E_I . α_R ainsi E_R sont maximales si $\theta_r = \theta_i$, angle d'incidence.

$$E_R(\theta_r) = \alpha_R(\theta_r) * E_I \quad (eq\ 2.2)$$

$$\text{avec } \alpha_R(\theta_r) = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} * f(\theta_r) \quad (eq\ 2.3)$$

L'amplitude de l'écho dépend alors de l'angle d'incidence (angle formé par le signal émis par la source et l'interface entre deux milieux), de la distance séparant le réflecteur de la source et des caractéristiques des milieux traversés.

Des échos provenant de différents réflecteurs voisins peuvent s'additionner à la réception. Dans ce cas, le signal reconstruit ne représente plus une seule cellule de la zone imagée (pixel/voxel) mais une somme de différents signaux. Ce phénomène se traduit par du bruit dans l'image échographique appelé speckle. La *Figure 2* montre une image échographique originale (avec speckle) et modifiée avec des techniques de traitements d'images pour la réduction du speckle.

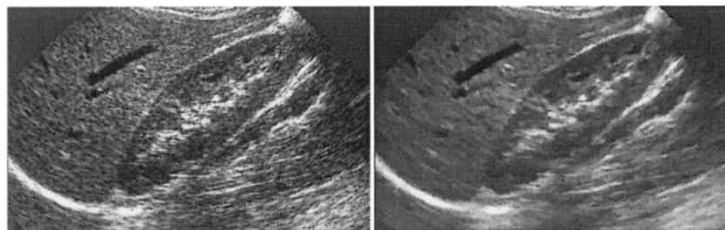


Fig.2 Phénomène de speckle: Une image échographique bruitée et après traitement (Droite [Querashi_05])

II) Construction d'un volume échographique

Bien qu'il existe des sondes matricielles fournissant directement une information volumique, le plus souvent l'obtention d'un volume de données échographiques résulte de la combinaison d'images échographiques planes. Une sonde conventionnelle 2D peut être suivie dans l'espace au moyen d'un localisateur – on parle alors d'échographie 2,5D ou d'échographie 3D « main libre ». Cette approche existe depuis fort longtemps et a été utilisée dans le contexte de guidage de gestes orthopédiques par échographie il y a plus de 20 ans [Barbe_93]. Une méthode de reconstruction d'un volume 3D à partir d'une sonde 2D suivie au cours du balayage est présentée dans [Karamalis_09]. Dans cette méthode, les frontières des images échographiques sont localisées au cours du temps (*Figure 3*) afin de permettre la reconstruction des surfaces osseuses dans le

volume balayé. Il est reporté que la reconstruction d'un volume de 256^3 voxels prend moins d'une seconde.

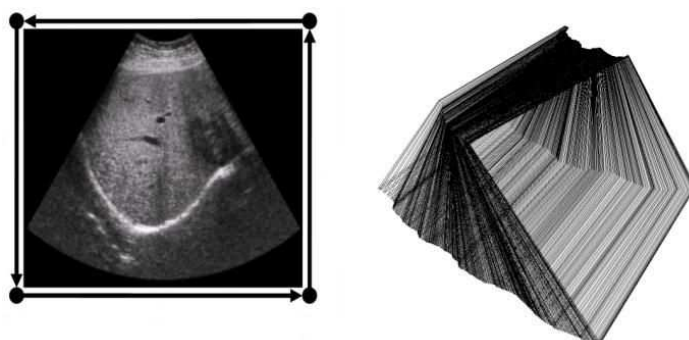


Fig.3 Image échographique acquise (Gauche) et localisation spatiale des images pour la reconstruction (Droite) [Karamalis_09]

Il existe également des sondes 3D dont le principe de fonctionnement repose sur la motorisation d'un capteur 2D. Le moteur balaye une surface et celle-ci est supposée fixe par rapport à la sonde lors de l'acquisition du volume. Un exemple de géométrie d'acquisition d'une sonde 3D est illustré dans la *Figure 4* [Ramalhinho_14].

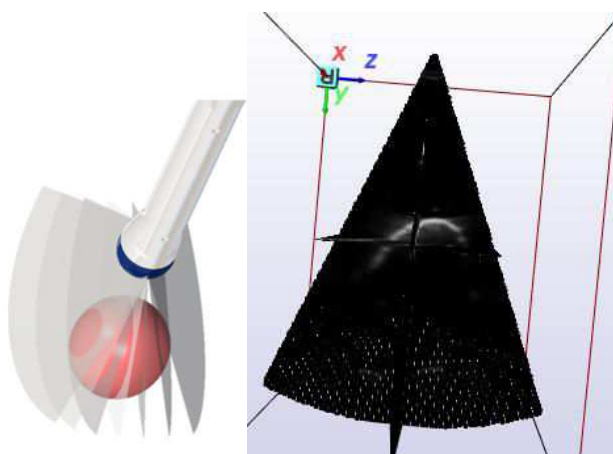


Fig.4 Exemple d'acquisition d'un volume échographique avec une sonde motorisée [Ramalhinho_14_P53]. (Ultrasonix 4DEC9-5/10. La reconstruction du volume est faite avec la librairie Plus(en C++) [Plus_02]

L'acquisition du volume prenant un certain temps, la cohérence des données reconstruites nécessite l'immobilité de la sonde par rapport au patient lors du balayage. Elle peut être facilitée par l'utilisation d'un bras maintenant la sonde par rapport au patient. Les phénomènes de bougé interne des structures anatomiques dans les images reste un problème ouvert.

III) Calibration d'une sonde échographique

La calibration fournit la transformation entre un repère traqueur attaché à la sonde (TrUS) et visible par un système de suivi (RefTr, optique ou électromagnétique) (Figure 5) et le repère de l'image ou du volume échographique (VolUS).

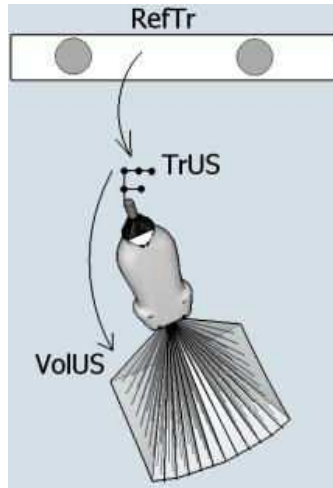


Fig.5 Sonde échographique munie d'un traqueur [Bauman_06]

La calibration nécessite l'utilisation d'une structure géométrique, appelée fantôme de calibration, de forme connue et suivie par le même système et de manière synchrone. Une fois les deux objets localisés, la transformation du repère traqueur de la sonde vers le volume échographique est calculée afin de pouvoir connaître la position des pixels/voxels dans le repère du système de suivi.

La position $Tr(T_x, T_y, T_z)$ et l'orientation $Rot(\alpha, \beta, \gamma)$ de l'image US par rapport au traqueur sont les inconnues de l'équation 1 :

$$\begin{cases} X_{US_{Tr}} \\ Y_{US_{Tr}} \\ Z_{US_{Tr}} \\ 1 \end{cases} = Mat_{calib} * \begin{cases} X_{US_{Image}} \\ Y_{US_{Image}} \\ Z_{US_{Image}} \\ 1 \end{cases} \quad (eq\ 2.4)$$

$$Mat_{calib} = \begin{matrix} Rot(\alpha, \beta, \gamma) & Tr(T_x, T_y, T_z) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{matrix} \quad (eq\ 2.5)$$

Ou Mat_{calib} est une matrice de transformation orthogonale de taille $4 * 4$. L'identification dans l'image échographique du fantôme est la clé pour la détermination des inconnus. Des points (intersection de fil, centre d'une boule), un ou plusieurs plans sont proposés pour la calibration de sonde :

➤ Les fantômes pour lesquels un seul point est identifiable: Une intersection de deux fils [Detmer_94] [Prager_98], le centre d'une boule [Mozes_08] ou la pointe d'un traqueur [Muratore_01]). Un nombre important d'acquisition avec différentes orientations est nécessaire afin de fournir une précision acceptable.

➤ Un fantôme avec plusieurs points identifiables : plusieurs fils coplanaires [Chaoui_09] [Soehl_14] ou plusieurs points colinéaires [Sato_98] [Soehl_14]. Le plan visualisé par la sonde doit coïncider avec le plan du fantôme. La précision du fantôme et la qualité des images sont deux facteurs déterminants quant à la qualité du calibrage (Figures 6-8).

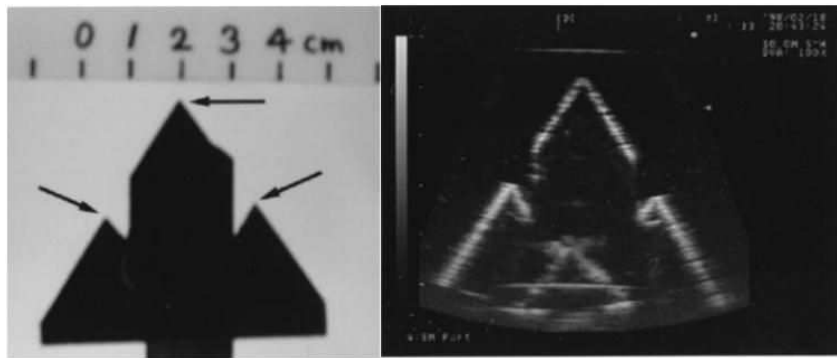


Fig.6 Fantôme de calibration à 3 points identifiables réalisé dans un planche en bois [Sato_98] ; le plan visualisé par la sonde (2D) doit coïncider avec le plan de la planche

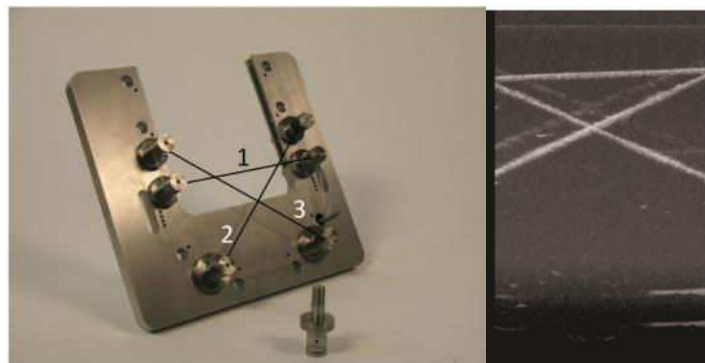


Fig.7 Fantôme de calibration à 3 points identifiable: Intersection de fils [Dardenne_09_P62] [Chaoui_09]

Un fantôme plus facile à construire a été décrit par [Soehl_14] ; ce fantôme est construit avec des briques de Lego (Figure 11).

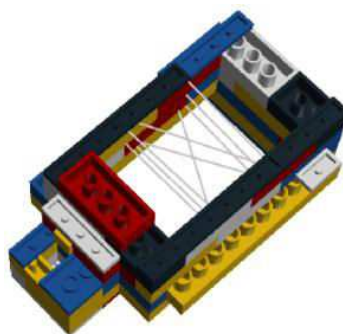


Fig.8 Fantôme de calibration simple à réaliser à 3 points identifiables: intersection de fils [Soehl_14]

➤ Afin de ne pas contraindre le positionnement de la sonde lors de la calibration, l'utilisation d'un plan a été proposée dans [Wei Hsu_05] [Rousseau_02] [Lange_09] [Baumann-06] pour calibrer une sonde 3D. [Rousseau_02] ont utilisé le fond d'un bassin d'eau (*Figure 9 gauche*): une erreur de $1.6 \text{ mm} \pm 0.6 \text{ mm}$ est rapportée. [Lange_09] ont, quant à eux, utilisé une multitude de plans (*Figure 9 milieu*), avec une erreur moyenne de $1.5 \text{ mm} \pm 0.6 \text{ mm}$. Un fantôme plan en nylon, reprenant l'idée de [Langø_00], a également été proposé par [Baumann-06] (*Figure 10*) et la précision moyenne rapportée est de 1.15 mm et 0.61° .

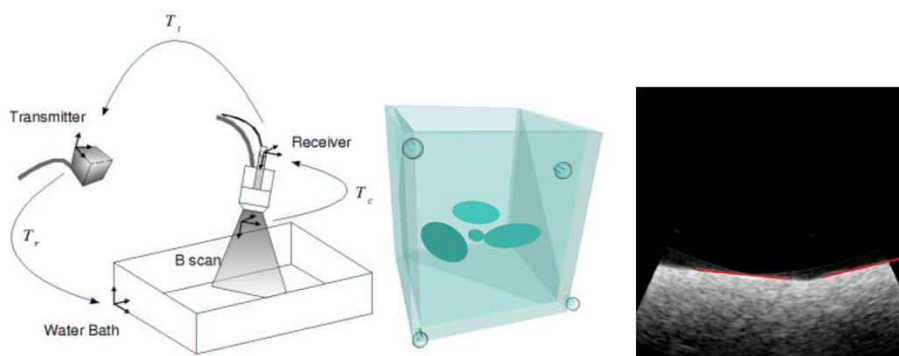


Fig.9 Fantôme plan de calibration. Gauche : Un seul plan [Lange_09], Milieu: Multitude de plan [Rousseau_02], Droite : Image US visualisant plusieurs plans en plastique: La qualité de l'image rend l'indentification du plan difficile.

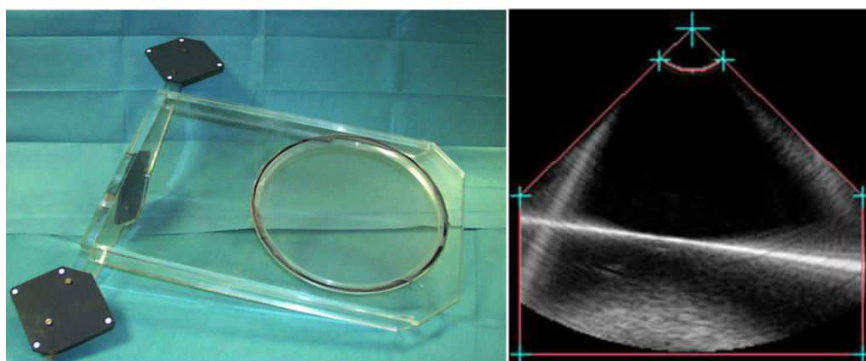


Fig.10 Fantôme de calibration plan pour sonde 3D (gauche) et image échographique correspondante avec son masque [Baumann_06].

Une sonde 3D motorisée, couvrant une zone de l'os au lieu d'une seule tranche 2D, est utilisée dans le reste de l'étude. La calibration de la sonde [Baumann_06] a été effectuée en utilisant une membrane en nylon, le choix d'un plan a été effectué pour ne pas contraindre le positionnement de la sonde pendant la calibration (par rapport à l'utilisation de fils notamment) et du nylon pour avoir des interfaces facilement extractibles dans les images échographiques (au lieu de plans en plastiques)

L'objectif de la calibration est de trouver la transformation liant le traqueur attaché à la sonde ($TrUS$) et le repère d'un volume échographique ($VolUS$). Douze acquisitions du plan ont été réalisées dans différentes positions de la sonde par rapport au plan afin de pouvoir déterminer la transformation $T_{TrUS \rightarrow VolUS}$ (Figure 11).

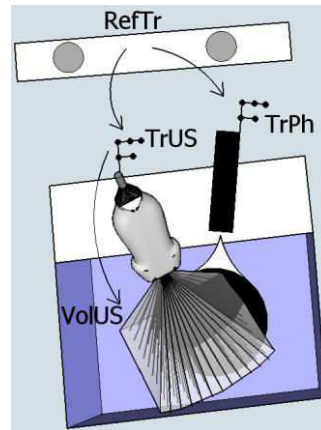


Fig11. Illustration de la calibration d'une sonde 3D motorisée par un plan en nylon dans un bassin d'eau

IV) Extraction des interfaces osseuses dans les images/volumes échographiques

L'extraction des interfaces osseuses est rendue difficile par le champ réduit de sonde, par le bruit présent dans les images échographiques et par l'épaisseur des interfaces osseuses dans les images échographiques. La majorité du signal ultrasonore est réfléchi lors de la rencontre d'une interface osseuse ; ceci engendre un pic d'intensité dans l'image représentant l'os, suivi par une zone de faible intensité, ou zone d'ombre. L'épaisseur du pic d'intensité dépend de la résolution (fréquence de la sonde et distance de l'os par rapport à l'émetteur) et de l'orientation de l'interface par rapport au signal incident. L'extraction des surfaces osseuses se fait par l'utilisation de méthodes de traitement direct des intensités des pixels dans le domaine spatial (utilisation du gradient et propriétés spécifiques de l'intensité à l'interface, opérations de morphologie mathématique, détection de l'ombre, etc.) ou bien par la transformation de l'image dans le domaine de Fourier et le traitement de la phase.

L'information du gradient et des propriétés spécifiques à l'interface osseuse, telles que la continuité et l'homogénéité du contraste avant et après l'interface, sont utilisées par [Daanen_04]. Dans une approche de logique floue, un degré d'appartenance à la surface osseuse est affecté à chaque pixel de l'image US (Figure 12). Une erreur de 0.4 mm par rapport à la segmentation manuelle de référence, a été rapportée concernant la segmentation des images du sacrum chez un cadavre. La précision était de 0.7 mm pour des images de patients. La méthode est automatique et la segmentation d'une image US prend moins de 4 s.

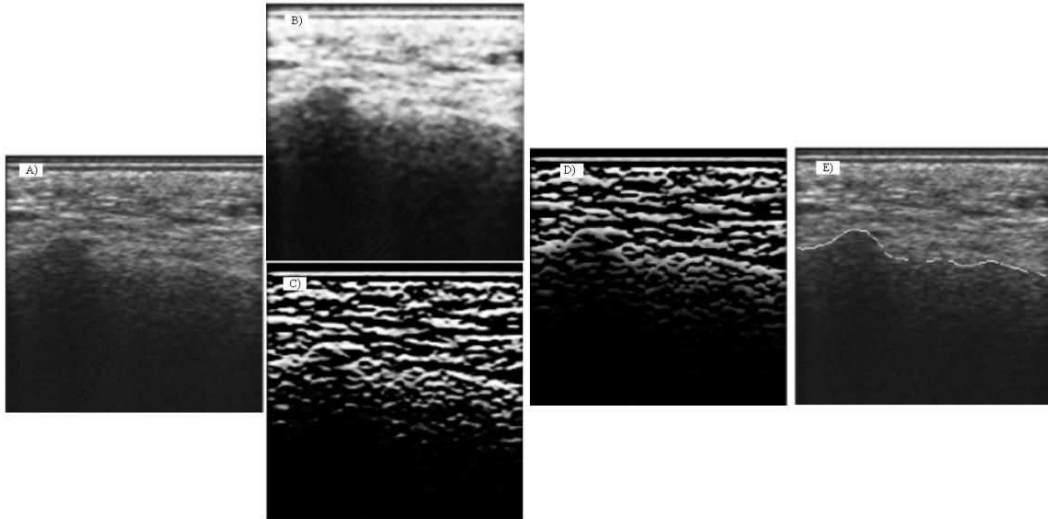


Fig.12 Extraction des interfaces osseuses US [Daanen_04]. A) Image US originale. B) Image de probabilité. C) Image gradient. D) Image résultante (fusion de B et C). E) Interface osseuses

[Foroughi_07] proposent une segmentation combinant l'information d'intensité, de la continuité et la régularité de l'interface osseuse ainsi qu'une quantification de l'ombre. Le traitement proposé produit une image de probabilité d'appartenance de chaque pixel à l'interface osseuse. Le temps de segmentation d'une image échographique est de 0,5 s.

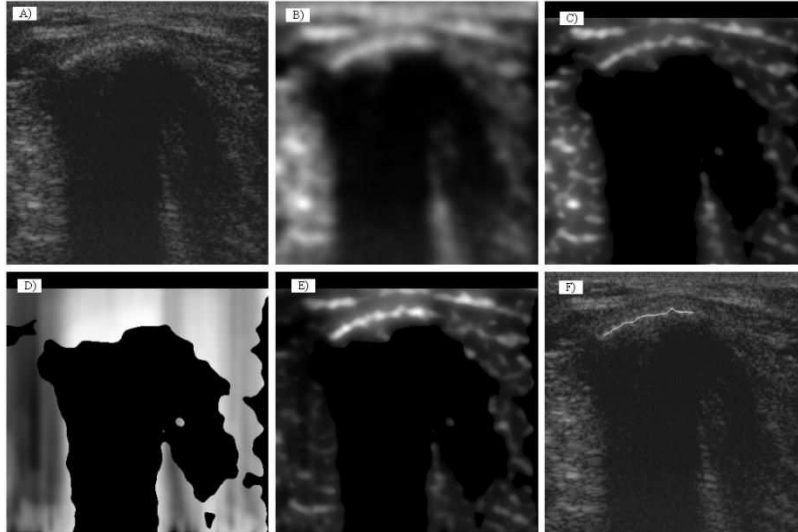


Fig.13 Extraction des interfaces osseuses US [Foroughi_07]. A) Image US originale, B) Image de flou, C) Image filtrée (filtre de Laplace), D) Une quantification de l'ombre US, E) Image de probabilité d'appartenance de chaque pixel US aux interfaces osseuses et F) Les interfaces extraites.

Dans le domaine de Fourier, les fronts montants (pic d'intensité dans le cas de l'os dans une image échographique) ont une phase maximale [Oppenheim_81]. La phase est un paramètre invariant au contraste et à la luminosité de l'image. Le traitement de la phase a été proposé dans [Hacihaliloglu_06] afin de renforcer les interfaces osseuses présentes

dans les images échographiques. L'image est tout d'abord convoluée par un filtre Gaussien permettant de le minimiser l'effet du speckle. Les paramètres du filtre Gaussien sont déterminés dans une phase d'apprentissage, lors de laquelle des informations sur la géométrie et la taille des speckles présents dans un ensemble d'images sont estimés. Ensuite, un filtre directionnel est utilisé afin de renforcer les interfaces ayant une direction précise: les orientations des interfaces osseuses dans une image échographique sont estimées grâce à la Transformée de Radon (TR). Dans [Hachihaliloglu_11], les paramètres des filtres sont estimés automatiquement. L'ensemble des filtres Gaussien et directionnel constitue le filtre de Log-Gabor (LG). Celui-ci discerne les contours ayant une direction bien déterminée après avoir débruité une image.

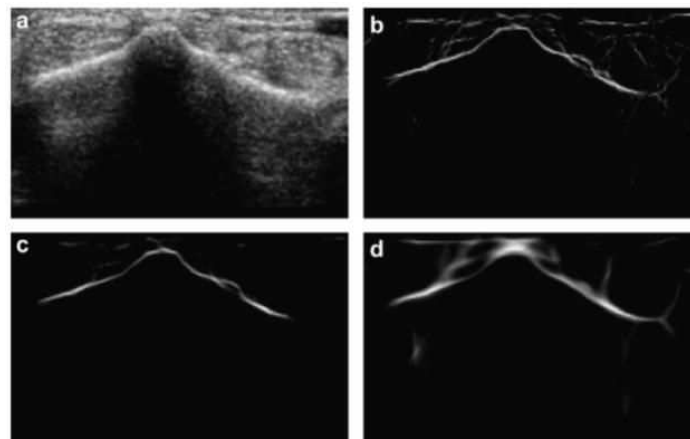


Fig.14 Renforcement des interfaces osseuses dans l'image échographique [Hachihaliloglu_11]. a) Image originale, b,c et d) Images filtrées (filtre Gaussien) avec différentes paramètres.

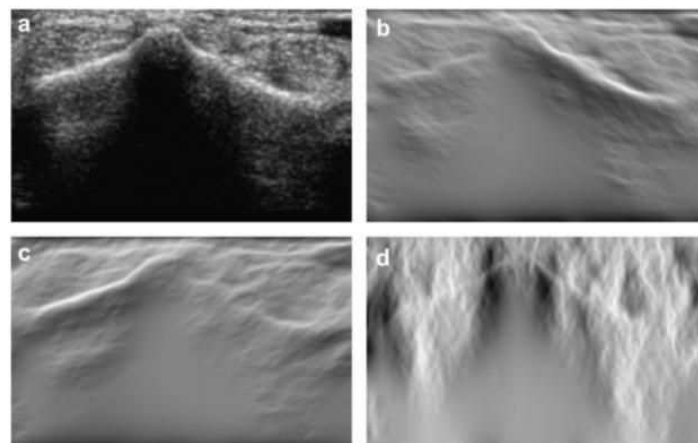


Fig.15 Renforcement des interfaces osseuses dans l'image échographique [HACHIALILOGLU_11]. a) Image originale, b,c et d) Images filtrés (filtre directionnel) avec différents angles de préférences (B : 60°, C : 120° et D : 0°)

[Nagpal_13] se base sur [Hacihaliloglu_13] pour extraire les interfaces osseuses en utilisant l'information de phase, ensuite la méthode proposée dans [Foroughi_07] est

appliquée sur les l'image traité en utilisant [Hacihaliloglu_13]. L'objectif étant d'avoir une image de probabilité US, ou chaque pixel possède une probabilité d'appartenance aux interfaces osseuses.

[Ping_01] utilisent les Active Shape Models (ASM) pour la segmentation du tibia dans les images US. Une phase d'apprentissage produit un modèle de l'os à partir duquel toute pose possible du tibia peut être générée. Le tibia est ensuite segmenté en se basant sur le modèle de référence et une procédure itérative où les contours sont modifiés en optimisant une fonctionnelle bien définie.

La morphologie mathématique est une théorie de traitement non linéaire de l'information qui repose sur la théorie des ensembles [Manzanera_05]. On cite deux opérations: la fermeture morphologique est une opération visant à boucher les petits trous dans un signal (relativement à un élément structurant). L'ouverture vise l'élimination des petites taches isolées (*Figure 16*).

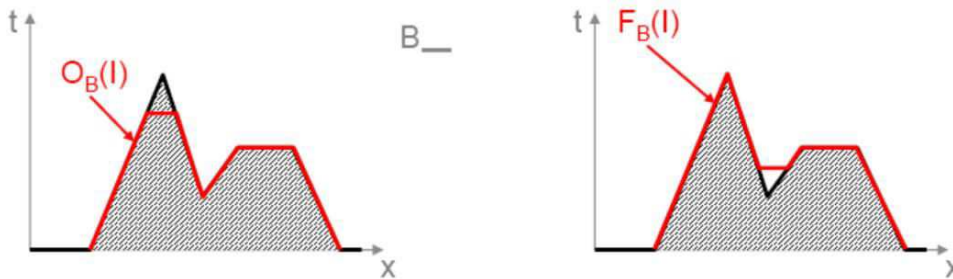


Figure 16 Illustration de l'ouverture morphologique (Gauche, O) et de la fermeture (Droite, F) appliqués sur un signal 1D (I) par un élément structurant B [Dubuisson_06]

Des méthodes basées sur des opérations morphologiques ont été utilisées pour la détermination des interfaces osseuses dans les images échographiques par [Dardenne_09] et [Kowal_07]. Cette dernière est illustrée dans la *Figure 17*. En tenant compte de la distance de chaque pixel de l'origine, l'image échographique est tout d'abord améliorée par une compensation de l'atténuation due à la propagation des ultrasons dans les tissus. Un seuillage sur les intensités est ensuite appliquée sur l'image filtrée afin de garder un nombre limité de pixels par colonne. Une fermeture suivie par une ouverture morphologiques sont appliquées afin de fusionner les pixels gardés par le seuillage et ensuite d'éliminer les pixels isolés.

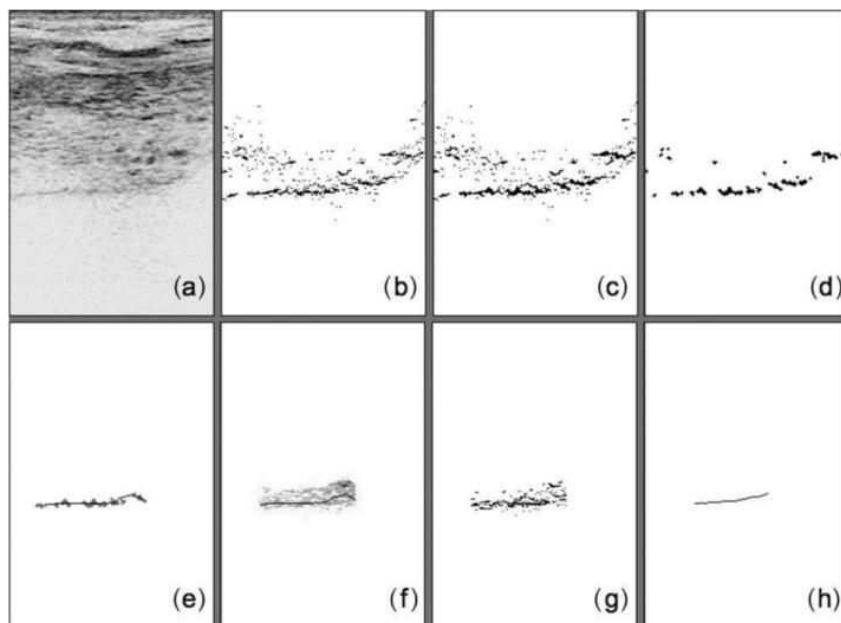


Fig.17 Extraction des interfaces osseuses [Kowal_07] (les intensités sont inversées pour une meilleure visualisation). a) Image originale, b) Compensation de mouvement, c) Fermeture, d) Ouverture, e) Connexion des groupements de pixels gardés par le traitement, f) Région d'intérêt de l'image originale, g) Seuillage de f, h) interface extraite.

Il est rapporté que la plupart des artéfacts dues au speckle (présents dans *Figure 17 b*) sont éliminés suite aux opérations morphologiques. Les groupements de pixels renforcés sont ensuite connectés par une extension de la méthode « Connected component labelling » [Rosenfeld_66]. Une région d'intérêt de l'image originale est déterminée à partir des connexions établies. Un seuillage est appliqué sur la zone extraite pour déterminer finalement les interfaces osseuses (*Figure 17 h*).

La visibilité des surfaces osseuses dépend de la direction de propagation des ultrasons. Une approche de segmentation exploitant la géométrie d'acquisition (*Figure 1*) est proposée dans [Schers_09] et [Hacihaliloglu_15] où chaque profil US est traité séparément. L'écho généré par une interface osseuse se caractérise par un pique d'intensité, relativement important par rapport aux échos voisins, et par une largeur dépendante de l'inclinaison de l'interface osseuse par rapport à l'onde incidente [Jain_04]. Dans [Schers_09], la décroissance du signal réfléchi est modélisée par une exponentielle décroissante aidant à déterminer la position de l'os dans chaque profil, *Figure 18*, et des opérations morphologique sont ensuite utilisées afin d'assurer la continuité des interfaces osseuses détectées (*Figure 19*).

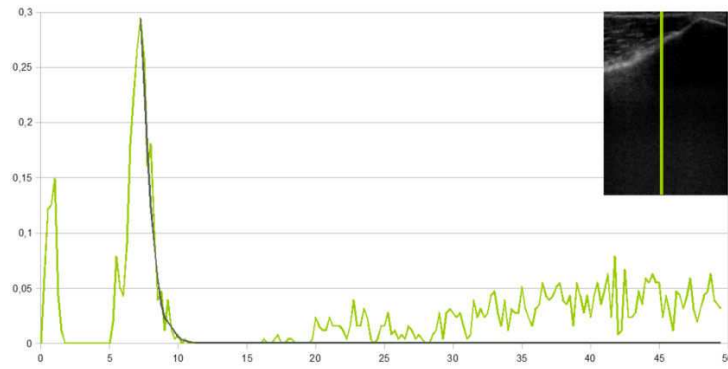


Fig. 18 Un profil US représentant la réponse de l'interface osseuse modélisée par une exponentiel décroissante [Schers_09]

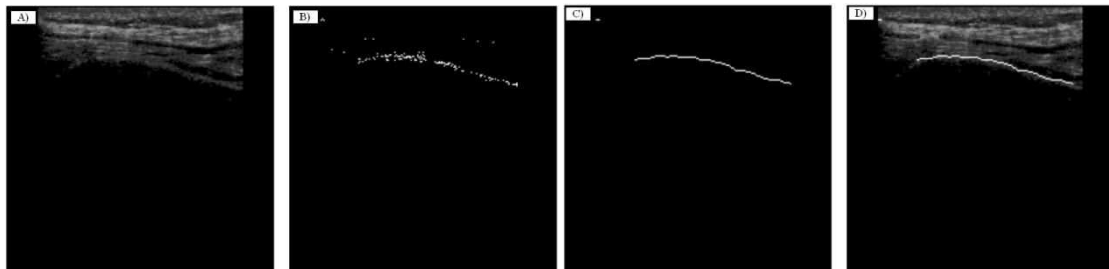


Fig.19 Extraction des interfaces osseuses US [Schers_09], A) image échographique originale. B) Résultat des traitements des profils US séparément. C) L'interface osseuse détectée après l'application de filtres morphologiques. D) La superposition de l'interface osseuse détectée sur l'image échographique originale.

Le traitement de la phase par la méthode LPT (Local Phase Tensor [Hacihaliloglu_14]) de chaque profil est proposé dans [Hacihaliloglu_15] comme extension aux travaux déjà cités ([Hacihaliloglu_06] et [Hacihaliloglu_11]). Tout d'abord, une compensation de l'atténuation due à la propagation des ultrasons est appliquée sur l'image dans une phase de prétraitement (Figure 20). Ensuite, l'extraction de l'interface osseuse est faite à partir du traitement de la phase de chaque profil (Figure 21).



Figure 20 Compensation de l'atténuation due à la propagation des ultrasons [Hacihaliloglu_15]. A) Image originale, B) Filtre de compensation, C) Image prétraitée

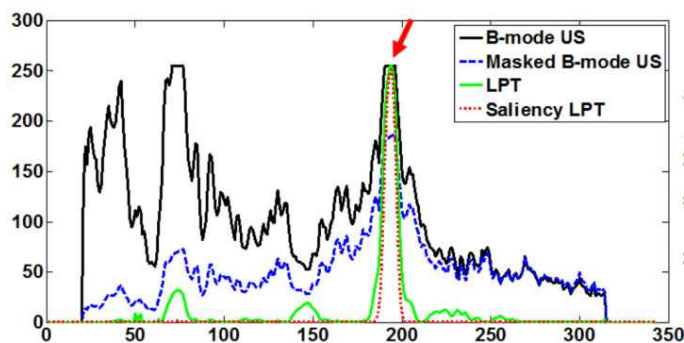


Fig 21 Un profil US représentant la réponse de l'interface osseuse, La phase correspondante (LPT) et la flèche en rouge indique l'emplacement de l'interface extraite [Hacihaliloglu _15].

V) Recalage échographie-scanner pour l'orthopédie

Une fois les volumes échographiques sont reconstruits et segmentés, il est possible de passer à la reconnaissance des interfaces échographique via un recalage vers les données scanner. Dans ce contexte, le recalage est le processus de localisation d'une image dans une scène (i.e. une autre image). Dans notre cas, le recalage a pour objectif de faire correspondre un modèle complet de l'os préopératoire à une vue partielle peropératoire acquise par échographie. Dans ce cas le recalage est rigide, étant donné que l'os l'est également, et multimodal car les images à recaler proviennent de différentes modalités. Les méthodes de recalages peuvent être divisées en deux catégories : le recalage dit géométrique est basé sur la mise en correspondance de données géométriques (points, surfaces, etc.) et fait donc intervenir une étape de segmentation préalable. Le recalage peut aussi se faire directement sur les images en optimisant une fonctionnelle décrivant la corrélation des niveaux de gris: on parle alors de recalage iconique. D'un point de vue mathématique, le recalage peut se formaliser de la façon suivante :

$$T_{recalage} = \text{Argmax}_{t \in T} S(Y, t(X)) \quad (\text{eq 2.6})$$

L'objectif étant de trouver la transformation optimale $T_{recalage}$ dans l'espace possible des transformations T permettant de superposer les images ou formes X et Y . La qualité du recalage est quantifiée par la mesure de similarité S .

Dans le cadre qui nous intéresse faisant intervenir l'imagerie ultrasonore, ces deux catégories de recalage ont été testées dans différents travaux.

1) Recalage iconique

Le recalage iconique 2D-2D nécessite d'avoir une coupe du modèle correspondante à l'image échographique. En utilisant des marqueurs sur la peau décrivant la position de l'os, à une approximation près, et selon l'orientation de la sonde par rapport à l'os, il est possible de simuler une coupe échographique à partir du modèle de [Ghanavati_10] (initialisation, *Figure 22*). Une séquence de recalages des images échographiques avec

les coupes simulées sont effectués en minimisant une corrélation linéaire sur les intensités des pixels en chevauchement (N pixels, eq 2) (LC^2 : Linear Correlation of Linear Combination). L'erreur de recalage obtenue par cette méthode, testée sur des données du pelvis se situe entre 2 et 3,45 mm et entre 3,5° et 3,9°.

$$LC^2 = 1 - \frac{\sum(US(x,y) - SimUS(x,y))^2}{N * Var(US)} \quad (eq\ 2.7)$$

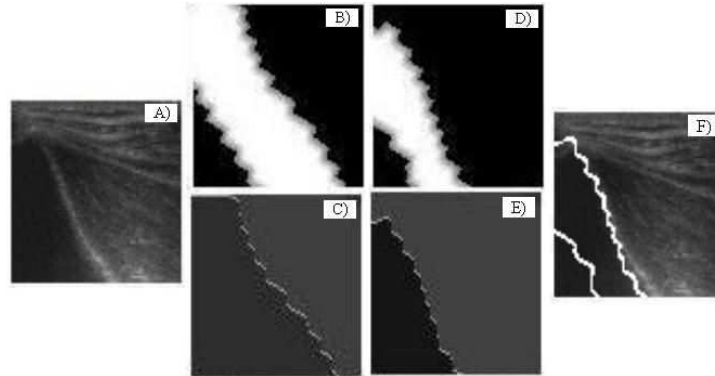


Fig.22 Recalage d'images échographiques avec un modèle de l'os. A) Image originale, B) Tranche du modèle initialisée C) Tranche échographique simulée à partir du modèle, D) Tranche du modèle après recalage, E) Tranche simulée après recalage, F) Superposition de l'image échographique avec la tranche du modèle correspondante

La *Figure 23* illustre des superpositions d'images échographiques avec des coupes CT [Penney_05]. Des cartes de probabilités d'appartenance de chaque pixel aux interfaces osseuses sont d'abord extraites séparément des images échographiques et CT. Ce sont ces cartes de probabilités qui sont ensuite recalées par la maximisation de la mesure de corrélation normalisée (NCC [Press_92]). Une erreur de 1,7 mm a été rapportée *ex vivo* lors d'une expérimentation sur six fémurs. Le temps de recalage est relativement élevé (entre 5 et 22 minutes) avec cette méthode.

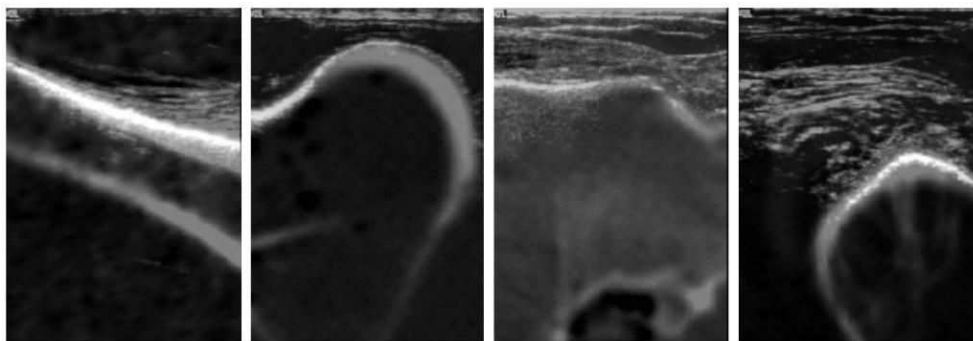


Fig.23 Exemple d'images échographiques superposées sur des coupes scanner [Penney_05]

[Brendel_03] propose l'extraction de la partie de l'os visible dans l'image US à partir du volume CT en utilisant la connaissance a priori de la direction du signal US. Des

propriétés comme la réflexion spéculaire du signal US au niveau de l'interface os tissu, et l'ombre générée par l'os dans l'image US sont utilisées.

Dans [Wein_08] le signal US réfléchi au niveau de l'interface osseuse est simulé à partir des données CT. Le recalage s'applique entre une image US simulée avec une image US réelle. Afin d'obtenir une simulation robuste du signal US réfléchi à partir des données CT, le signal réfléchi du à l'échogénéité du tissu est simulé en se basant sur une phase d'apprentissage.

[Pluim_03] proposent un recalage pour les images médicales basé sur l'information mutuelle sans avoir recours à une segmentation au préalable. L'entropie de l'image à recaler est calculée, et cette information est sensible au bruit et dans le cas des images échographiques l'entropie est largement affectée par les bruits échographiques.

[Schers_09] propose un recalage d'inspiration iconique des images tridimensionnelles échographiques et CT. Une image dite de régions caractérise l'appartenance supposée des voxels de l'image US en trois régions : antérieure à l'interface osseuse, de l'interface et postérieure à l'interface (*Figure 24*), sur la base de l'étude des niveaux de gris le long des faisceaux US. Cette image vient pondérer la prise en compte du voxel ultrasonore dans le recalage iconique. Le temps pris pour la segmentation d'une image US est de 90 s, le recalage prend 80 s.

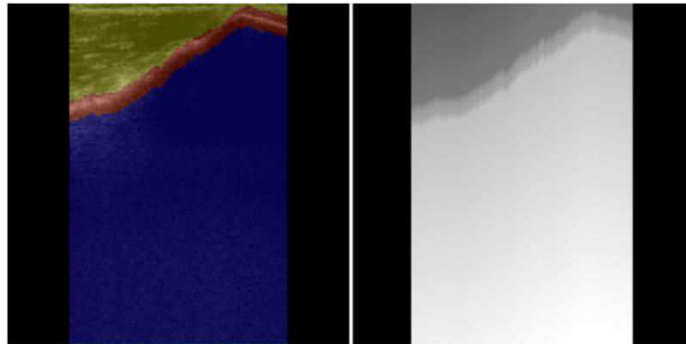


Figure 24 Images échographiques divisées en régions pour guider le recalage (Image originale est en *Figure 18*).

2) Recalage géométrique

Le recalage géométrique fait, quant à lui, correspondre deux formes élaborées dans une phase de segmentation. Les formes pouvant être décrites par des modèles comme par exemple les Gaussian Mixture Models (GMM). Ce sont des modèles statistiques décrivant une population [Brounstein_11] [Hacihaliloglu_13] [Rasouliaan_12]. En décrivant les formes segmentées échographiques et CT/SSM du pelvis par des

distributions Gaussiennes, l'objectif du recalage revient alors à minimiser la distance entre les deux modèles.

Dans [Hedjazi_07] [Rasouliau_12], le recalage s'applique directement sur les points segmentés et suppose la présence d'un bruit additif Gaussien. Ainsi, l'utilisation des Unscented Kalman Filters (UKF) devient intéressante. UKF est une dérivée du filtre de Kalman. C'est un estimateur récursif, c'est-à-dire qu'il aide à estimer l'état courant d'une variable en utilisant des observations sur son état précédent, il est largement utilisé dans la prévision financière et il est le meilleur estimateur dans la classe des estimateurs linéaires [Racicot_05]. Dans le cas des transformations géométriques dans lesquelles une forme subit une transformation non linéaire (rotation et translation), [Hedjazi_07] propose une méthode utilisant l'UKF pour le recalage rigide. Dans cette formulation, la variable à estimer est la transformation optimale superposant deux formes. Cette transformation est recherchée itérativement pendant qu'un pourcentage croissant (dépendant du nombre d'itérations) de points aberrants est extrait de la forme. La durée de recalage est de 20 minutes pour 5 vertèbres.

A) Iterative Closest Point (ICP)

UKF est itératif et peut être vu comme une méthode dérivée [Koslowski_10_P46] de l'Iterative Closest Point (ICP) [Besl_92]. L'ICP est une méthode de recalage simple, rapide et souvent efficace. Il se base sur la recherche itérative de correspondances point par point dans des ensembles de points 3D en utilisant une mesure de distance, généralement, euclidienne (l'effet de la norme utilisée est illustré dans [Yang_13]). Cette méthode est notamment utilisée dans des solutions de navigation en chirurgie orthopédique commerciale telles que Mako [Mozes_08] et HipExpress [BrainLab_11]. Dans ces exemples, l'ICP est utilisée pour le recalage des points anatomiques numérisés à l'aide d'un pointeur et avec une initialisation manuelle. En effet, l'ICP est utilisée parce qu'il est un algorithme efficace dans des applications temps réel, mais il requiert de prendre des précautions à cause de la sensibilité à l'initialisation et de son manque de robustesse face au bruit. D'un point de vue statistique, l'ICP fait l'hypothèse implicite que les formes à recalage sont sujettes à un bruit Gaussien isotrope [Maier-Hein_12]. La Figure 25 illustre les étapes de l'algorithme ICP.

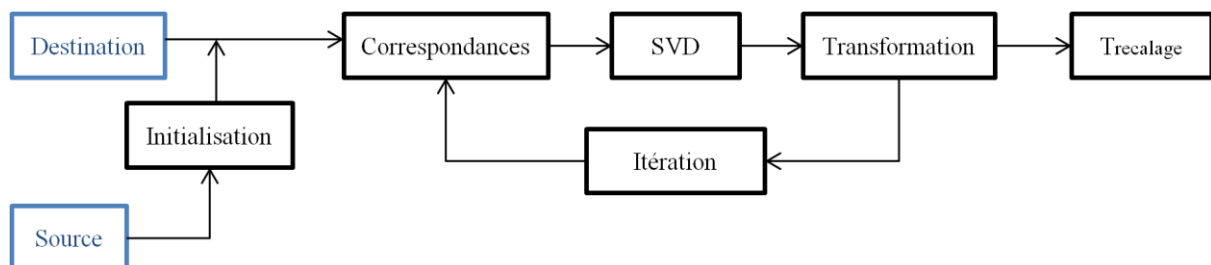


Fig.25 Schéma indiquant les différentes étapes de ICP : Recalage de deux nuages de points (source vers destination), schéma inspiré de [Bellekens_14]

Considérons le problème de positionnement d'une forme X dans un modèle Y (représenté par n et m des points respectivement). L'ICP fournit de manière itérative une estimation de la transformation optimale T qui ajuste X (la source) à Y (la destination). Le plus souvent Y est un ensemble de données plus grand que X. La fonction quantifiant la qualité du recalage est la distance entre les deux formes (Surface Registration Error : SRE).

$$T = \operatorname{argmin}_t \left(\text{SRE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|y_i - t(x_i)\| \right) \quad (\text{eq 2.8})$$

Où y_i est le point de Y le plus proche de $t(x_i)$. Une fois les correspondances déterminées, la transformation optimale est ensuite calculée au sens des moindres carrés [Arun_87]. L'équation (1) présente un manque de robustesse au bruit, ce qui est notre cas du fait de la qualité des images échographiques et à cause de l'existence possible de zones de non-chevauchements dans les données. Une technique couramment utilisée consiste à introduire un paramètre de pondération lié à la qualité d'une correspondance [Billings_14] [Fakhfakh_14] : par exemple une confiance accordée aux points lors de la segmentation. Dans le cas où chaque correspondance participe selon sa confiance w_i , la transformation optimale est estimée avec la décomposition en valeur singulière (SVD) de la matrice de corrélation des deux nuages de points centrés et réduits chacun par son poids. Il est par exemple possible d'ignorer les correspondances ayant une distance supérieure à un seuil, ce qui revient à supprimer des valeurs aberrantes (ou « outliers »). On obtient ainsi une variante ICPw où le recalage est obtenu par :

$$T = \operatorname{argmin}_t \left(\text{SRE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n w_i * \|y_i - t(x_i)\| \right) \quad (\text{eq 2.9})$$

[Kryvamos_10] dans sa thèse proposait un pipeline pour la segmentation ensuite le recalage des os dans les images US. D'abord, un filtrage gaussien est appliqué suivi par un chapeau haut de forme ensuite une extension d'histogramme et enfin un connected-component labelling est effectué pour obtenir un segment qui correspond à la segmentation grossière de l'interface osseuse. Des caractéristiques décrivant l'os extrait sont calculées. On cite, l'aire de chaque partie segmentée, la longueur dans la direction perpendiculaire au signal US, et une quantification de l'ombre est proposée. Toutes ces caractéristiques sont proposées pour améliorer la segmentation grossière d'os dans les images US. Enfin, pour le recalage l'algorithme ICP est optimisé en utilisant une métrique (w_i (eq 2.9)) qui quantifie l'ombre et les caractéristiques géométriques des surfaces osseuses.

Une version intéressante de l'ICP (Go-ICP, [Yang_13]) repose sur l'idée d'échantillonner l'espace des transformations SO (3) pour guider l'ICP vers la transformation optimale. Cette variante a été testée pour le recalage US-US des données du fémur [Jia_16]. Le temps d'exécution rapportée est de 20s. Dans [Amin_03], les interfaces osseuses US sont recalées vers les données CT en utilisant ICP et un poids. La pondération dépend à la fois de l'intensité du pixel segmenté et d'une mesure

quantifiant sa capacité à générer de l'ombre. Le recalage est une combinaison entre les méthodes géométriques et iconique. Une erreur de (0.5°, 0.5mm) et (2°, 3mm) est reportée pour des tests sur des données d'un pelvis en plastique et patient (respectivement). Le temps d'exécution reportée est inférieur à 2 minutes mais l'initialisation du recalage est manuelle. Les principales sources d'échec de l'ICP sont soit une détermination incorrecte des correspondances soit une initialisation non adéquate.

B) Initialisation de l'ICP

Comme expliqué précédemment, l'ICP, comme une majorité des méthodes de recalage qui opèrent par optimisation locale d'une fonction coût, est une méthode très sensible à l'initialisation. Pour cette raison, un certain nombre d'auteurs se sont intéressés à l'optimisation de cette initialisation afin de tirer le meilleur parti de l'ICP. L'obtention d'une initialisation adéquate pour l'ICP peut être faite avec la mise en correspondance de points anatomiques spécifiques [Betke_01]. Ceux ci peuvent être extraits manuellement, mais au détriment du "temps réel", ou bien en utilisant la courbure des maillages [Krsek_02], ce qui est difficile à extraire à partir des données échographiques. Les axes principaux des maillages ont été utilisés pour initialiser ICP [Fakhfakh_14], mais l'applicabilité de cette méthode est perturbée par la présence de régions de non chevauchement échographie-scanner et par le bruit inhérent aux images échographiques. Les algorithmes génétiques sont un autre moyen d'initialiser le recalage par ICP [Lomonosov_06]: Une transformation mappant une forme X sur une forme Y, $T_{recalage} : (T_x, T_y, T_z, R_x, R_y, R_z)$ dans ce contexte est un gène ayant 6 caractéristiques. L'algorithme est itératif et commence par une génération aléatoire d'un nombre de transformations, ensuite chaque transformation est appliquée pour superposer les formes. Les meilleures transformations (celles qui rapprochent le mieux les formes) sont alors choisies comme parents, et en partant des 6 caractéristiques, une nouvelle génération de transformation est construite en utilisant des mutations et des croisements. Le pré-alignement d'un nuage de 100 points sur un nuage de 1000 points, prend en moyenne plus que 30 secondes. Le recuit simulé est un outil aidant les algorithmes itératifs à traverser des minima locaux. Dans [Ingber-93], le recuit simulé est utilisé pour créer des initialisations aléatoires et souvent proches du minimum global. Cette approche a été améliorée dans [Linha_15] pour s'assurer de l'optimalité de la solution et réduire le temps d'exécution en utilisant le « nested annealing ». Le « nested annealing » est une variante du recuit simulé qui, utilisée pour initialiser l'ICP, permet d'observer des taux de convergence élevés mais avec des temps d'exécution élevés aussi. Il est aussi rapporté que cette méthode présente des problèmes d'alignement lorsqu'elle est appliquée à des formes presque symétriques (les minima locaux pouvant ressembler au minimum global) ou bien des formes plates.

C) Variantes de l'ICP

[Granger_02] a décrit trois classes principales de méthodes améliorant la robustesse de ICP. Une classe se focalise sur le bruit présent dans les nuages de points à recalculer, ou

valeurs aberrantes (ou « outliers ») ; une deuxième classe utilise des approches stochastiques ; une dernière classe cherche à réaliser le lissage de la fonctionnelle à minimiser afin de réduire les risques de blocage dans des minimums locaux. Plusieurs travaux dans la chirurgie assistée par ordinateur sont proposés [Penney_01] [Amin_03] [Makni_12].

Une première classe utilise des estimateurs robustes [Masuda_96] pour faire face aux valeurs aberrantes. [Amin_03] proposent de modifier la fonctionnelle dans l'algorithme ICP en introduisant un poids pour chaque point de l'image échographique reflétant sa confiance. Celle-ci se base sur l'intensité du pixel et sur une quantification de l'ombre. Une expérience sur un fantôme de bassin montre une erreur de 0,5° et de 0,5 mm pour un temps d'exécution de 2 minutes. Une des limites de cette approche est la dépendance à l'initialisation.

Une deuxième classe est basée sur les approches stochastiques qui nécessitent généralement un temps de calcul relativement important. [Penney_01] ont proposé la méthode "stochastic ICP" qui perturbe de façon aléatoire le nuage de points à recalculer à chaque itération. Cela permet à l'algorithme d'atteindre une certaine robustesse à l'initialisation mais sans garantie d'une solution optimale. Testée pour un fémur, la méthode proposée fournit des résultats similaires à l'ICP. Le nombre d'itérations requis par le « stochastic ICP » est plus important que celui requis par l'ICP.

La dernière catégorie est basée sur le lissage de la fonctionnelle à minimiser. Un travail intéressant a été présenté par [Chui_01] dans lequel une approche probabiliste du recalage a été proposée. Il s'agit du « Robust Point Matching » (RPM). Cette méthode a été proposée et testée pour le recalage élastique car dans l'application envisagée, la correspondance entre deux nuages de points n'est pas garantie. Ils ont proposé la correspondance floue et une nouvelle méthode de gestion des valeurs aberrantes. La méthode a été validée dans [Makni_12] pour un recalage élastique entre les images transrectales US et IRM de la prostate avec une erreur de l'ordre du millimètre pour des applications à la visualisation de la prostate et l'urètre.

VI) Synthèse

Le *tableau 1* illustre une partie des méthodes de segmentation et/ou recalages cités ci-dessus et incluant les données relatifs à chaque études et l'erreur reportée.

Papier/Auteurs/Année	Méthodes	Données. (Erreurs)	Temps/Application/Utilisateur
Ping_01	La segmentation du tibia en US utilisant les ASM.	Apprentissage->60 CT images. 3 personnes: deux amputés et une personne en bonne santé. US sonde fait une rotation de 360° autour de la jambe faisant une capture chaque 10°. (It can be seen that the final model shape matches	Apprentissage : points manuellement placés. Ensuite, c'est automatique. Diagnostique : segmentation

		the tibia boundary quite well)	
Daanen_04	La segmentation des interfaces osseuses en US en se basant sur la logique floue.	(sacrum, vertebra) Cadavre (0.3 mm) Patients (0.7 mm)	Temps réel (<4s) Assistance par ordinateur Automatique
Hacihaliloglu_06	Le renforcement et la visualisation des surfaces osseuses en utilisant la congruence de phase.	Données artificiels : poignée et donnée réelles : doigts (0.3mm)	Temps réel (14s pour tout le volume, 0.77 seconde pour chaque slice) Assistance par ordinateur Automatique
Hacihaliloglu_11	Calcul automatique des paramètres du filtre (Gauss, Gabor) pour la visualisation et l'extraction des surfaces osseuse en US.	Radius : patient, les meilleurs performances : 0.41mm.	Temps réel. (0.77s par slice) Assistance par ordinateur Automatique
Kowal_07	La segmentation de l'os en US images avec un pipeline qui se base principalement sur des opérations morphologiques.	Echantillons (pelvis) prélevés sur des cadavres d'animaux frais. (0.42mm)	Temps réel. (0.8s par US image) Assistance par ordinateur Automatique
Foroughi_07	La segmentation des os en US en se basant sur l'image de probabilité US tout en optimisant une fonctionnelle de connectivité et de régularité des interfaces osseuses pour le recalage.	40 images US avec une sonde haute fréquence pour des cadavres 'Pelvis'. (0.3mm)	Temps réel. (0.5s par US image) Assistance par ordinateur Automatique
Hacihaliloglu_13	Recalage basé sur les GMM, en se référant sur un modèle préopérateur fournit par les SMM et l'os en US segmenté par une information de phase locale proposée pour la segmentation de l'os en US.	Colonnes vertébrales pour 8 patients. 96 scanners. Pendant la phase d'apprentissage. (EQM : 2mm). Je n'ai pas compris à la fin de l'abstract (p<0.05) ?	Temps réel (0.05s !!par US image) Assistance par ordinateur Automatique
Kryvamos_02	La segmentation des os en US en proposant une métrique qui quantifie l'ombre et les caractéristiques géométriques des surfaces osseuses, et le recalage avec les données CT, tout en optimisant l'ICP	Données synthétiques et réelles. (fontome : femur) Seg : 0.4 mm (la profondeur max de l'os extrait sous la peau 7.5 cm) Recalage (<2mm)	Temps réel (10 Frame par seconde !! Seg° et recalage c'est le ICP optimisé) Temps total : 10-30 minutes Assistance par ordinateur Automatique
Brendel_03	Simuler l'os visible en US à partir des données CT puis effectuer un recalage surface-volume.	ex vivo d'un rachis lombaire humaine. (0.5°, 0.5mm)	Execution time: seems to be acceptable. Automatique (pour la sonde US on doit bien suivre un chemin et une direction bien déterminés) Assistance par ordinateur
Penny_05	Recalage US-CT 'NCC' tout en se basant sur les images de probabilités US et CT qui sont calculés à partir d'une fonction créée à la phase d'apprentissage.	Cadavres : six fémurs et trois bassins. (1.7mm)	5-22 minutes pour le recalage. Automatique
Wein_08	Simuler le signal US réfléchi à partir des données CT. Recaler ensuite les US simulées-US réelle tout en proposant un nouveau ratio de corrélation.	25 patients atteints de lésions indéterminées du foie et du rein. (8.1mm)	Simulation du signal US temps réel. Recalage: 28 s en moyenne (19 patients). Automatique
Rasoulilian_12	Segmentation US : [Foroughi_07] avec quelques changements. Recalage multi objets avec une contrainte biomécanique et se basant sur l'UKF. Une méthode de suppression des faux positifs (pour le recalage CT-US) est proposée.	Cadavres : la colonne vertébrale de l'homme et de mouton. (Homme : 1.99mm, mouton : 2.2mm)	Automatique Segmentation temps réel (250 images < 1 min). Le recalage : 20 minutes (5 vertèbres)
Amin_03	Modification de la fonctionnelle à minimiser dans l'ICP par l'introduction d'un poids.	modèle pelvien fantôme dans l'eau: (0.5°, 0.5mm) Etude intra opérative : (2°, 3mm)	Temps réel (<2 min)
Nagpal_13	Segmenter les os en US en utilisant l'information de phase du signal rétrodiffusé [Hacihaliloglu_13] ensuite [Foroughi_07]. Pour l'inf° CT, elle utilise [Hacihaliloglu_13] ensuite le calcul de carte de probabilités pour le recalage.	vertèbres de 5 patients: (TRE<2mm).	Un expert place manuellement des points de contacts entre chaque 2 vertèbres. Ensuite, c'est automatique. 5 minutes pour l'installation du matériel (US sonde, hardware ...). Recalage : 1 min → 3 min (intensity based Reg° 'initialisation', et multi objet CPD registration).

Dardenne_09	Première segmentation de la séquence d'images US couteuse, ensuite elle définit une zone d'intérêt itérativement modifiée pour le reste de la séquence.	Patient : radius: 2.9 +- 3.2 pixels Tibia : 1.3 +- 1.3 pixels	Paramètres manuellement saisis. La segmentation des séquences est Temps réelle (0.76 s et pour le reste de la séquence 0.05 s) (optimisé par l'utilisation Des zones d'intérêts).
Schers_09	La pondération du coefficient de corrélation NCC par une nouvelle métrique proposée pour le recalage US-US.	Os pelvien, fémur. (TRE=2 mm)	L'image de région diminue le temps De calcul pour le recalage. Image de régions : 91s Recalage : 87s automatique

Tableau.1 Récapitulatif d'une partie des méthodes de segmentation et/ou recalages utilisant des images échographiques et ayant pour fin la navigation

La précision et le temps d'exécution sont les critères décisifs quant aux choix des méthodes de traitements. La pipeline à proposer doit profiter des avantages des méthodes existantes et de pallier leurs inconvénients. Généralement une segmentation binarise une image, et cette binarisation rejette de l'information utile, on peut prendre l'exemple de la nuance des niveaux de gris. Une segmentation profitant de la connaissance de la géométrie d'acquisition, qui est à la base de la formation de l'image, peut fournir un nuage de points avec une mesure de confiance (ou probabilité d'appartenance de chaque point aux interfaces osseuses).

Un recalage géométrique utilisant des poids, calculés à partir des intensités par exemple [Schers_09], peut être vu comme un recalage iconique et géométrique à la fois. ICP est l'algorithme de recalage géométrique rigide choisit vu sa rapidité et son éventuelle extension. On se propose de travailler sur les deux inconvénients majeurs de l'ICP à savoir sa sensibilité à l'initialisation et aux bruits et de le tester sur les données du fémur acquis par l'échographie et le scanner.

Conclusion

Au lieu d'implanter des traqueurs dans l'os, collés sur la peau ou d'utiliser un scanner pour le suivi des structures osseuses dans une salle d'opération, des sondes échographiques localisées peuvent être employées pour cette fin. Une sonde 3D conventionnelle, couvrant une zone de l'os au lieu d'une seule tranche 2D, est utilisée dans le reste de l'étude. La calibration par un plan en nylon est choisie pour ne pas contraindre les mouvements de la sonde lors de la calibration et pour obtenir une meilleure qualité des images (au lieu de plans en plastiques).

La connaissance de la géométrie d'acquisition de la sonde, ainsi que le traitement de l'image par profil, favorise le processus d'extraction des interfaces osseuses à partir des images échographiques. Le recalage géométrique US-CT en utilisant ICP garantit un temps d'exécution acceptable dans une salle d'opération et les variantes proposées à ICP sont prometteuses. Le chapitre suivant décrit les travaux réalisés dans le cadre du système de navigation proposée dans le chapitre précédent.

Chapitre 3 : Méthodes et résultats

Introduction	51
I) Premiers essais : fantôme et données simulées	51
1) Essais sur un fantôme	52
2) Correspondances et flou	54
3) Détection des zones de non chevauchement	55
4) Données simulées	56
5) Résultats	57
II) Première expérimentation sur un fémur sawbone : Col fémoral	59
1) Données fémur sawbone	60
A) Données scanner	60
B) Données échographiques	61
C) Positions de références	62
2) Recalage US-CT pour les données du col fémoral	63
3) Résultats	65
III) Deuxième expérimentation sur un fémur sawbone : Grand-petit trochanter	67
1) Données fémur sawbone	68
A) Données scanner	68
B) Données échographiques	69
C) Positions de références	72
2) Recalage US-CT pour les données du grand et petit trochanter	73
3) Résultats	74
IV) Acquisitions des images échographiques en peropératoire	78
Conclusion	79

Méthodes et résultats

Introduction

Afin de pouvoir guider les orthopédistes, le système de navigation a besoin de localiser les structures osseuses. Au lieu d'implanter des traqueurs dans l'os, la localisation peut se faire grâce à une sonde échographique repérée à son tour par un traqueur. Dans cette approche, la relation liant le traqueur de la sonde au volume échographique doit être déterminée par une calibration de la sonde relativement au système de localisation. Afin de pouvoir déterminer le centre de la tête fémorale dans les acquisitions échographiques, celles-ci sont traitées et recalées sur les données scanner du fémur. En se basant sur la conception du système de navigation proposé dans le premier chapitre, ce chapitre présente les travaux réalisés pour la localisation du centre de la tête fémorale dans les acquisitions échographiques, focalisées sur le fémur : col et grand et petit trochanters, où la sonde est repérée par un traqueur. Tout d'abord, des méthodes de recalage sont testées sur des données simulées du fémur. Par la suite, la phase d'expérimentation comprend l'acquisition et le traitement des données des femurs sawbones avec une sonde calibrée et un scanner. La calibration de la sonde 3D motorisée est faite par un plan en nylon [Baumann-06], facilement extractible des images échographiques. Une variante de l'algorithme ICP profitant de la géométrie particulière du fémur est proposée. La segmentation et le filtrage des interfaces osseuses échographiques nécessaires au recalage, sont basées sur la géométrie d'acquisition de la sonde échographique. La faisabilité du suivi est quantifiée en : zone de couverture de l'algorithme de recalage, précision et en temps d'exécution de la segmentation plus le recalage.

I) Premiers essais : fantôme et données simulées

Un recalage rigide multimodal de l'échographie vers le scanner est requis pour transférer le planning préopératoire afin de positionner le scanner du fémur au bloc opératoire. L'ICP est un algorithme de recalage itératif, simple et rapide. Il est utilisé pour recalculer une source vers une destination. Comme dans tout problème de minimisation la difficulté majeure est d'éviter de se bloquer dans des minima locaux. En dehors de la simulation, une correspondance exacte entre les deux nuages de points, n'est jamais garantie qu'il s'agisse du cas multimodal (scanner-US) ou monomodal (US-US) puisque ces données résultent d'acquisitions par essence bruitées et réalisées dans des conditions de toute façon différentes. Par ailleurs, les données échographiques sont des vues partielles, relativement aux vues complètes données par le scanner donc des zones de non chevauchement, dont les points pourront être considérés comme des « outliers », peuvent nuire au processus de recalage. Les contraintes des minima locaux, de correspondances non exactes et de zones de non chevauchement peuvent être traitées par la méthode du RPM introduite au chapitre précédent. Comme nous l'avons évoqué précédemment, RPM est une variante de l'ICP qui repose sur le lissage de la fonctionnelle à minimiser, à savoir la distance entre les deux nuages de points. Il traite le problème de recalage élastique, ou une correspondance exacte correspondance entre

deux nuages de points n'est pas garantie, par une approche probabiliste. La gestion des outliers proposée peut être adaptée à nos données. Le but de l'étude sur des données simulées, présentée ci-après, est de tester pour le recalage rigide dans le contexte de l'ATH, l'introduction de plus de flou dans l'ICP avec une technique adaptée de détection des zones de non chevauchement.

Des acquisitions échographiques sur un fantôme, imprimé par une imprimante 3D et dont la géométrie et les dimensions sont connues au préalable, sont faites et traitées afin de vérifier la méthode de reconstruction de volume [Pus_02].

1) Essais sur un fantôme

Un point, correspondant au centre de l'arc des éléments piézoélectriques est défini et appelé « émetteur-récepteur échographique » et utilisé dans la suite dans la phase de segmentation. Le traitement des images échographiques s'est déroulé en deux étapes principales, à savoir la segmentation et le traitement de la surface obtenue. La segmentation a été réalisée en utilisant la méthode de Region Growing Algorithme (RGA) [Conzales_02] avec des seuils manuels et une région d'intérêt du volume à partir de laquelle la segmentation automatique se propage: RGA est une approche automatisée nécessitant une interaction minimale de l'utilisateur. Cette méthode, permet de fournir rapidement une segmentation grossière (dans l'outil ITK-Snap). La surface obtenue possède une épaisseur et ceci affecte les performances du recalage. Des étapes de prétraitement ont été proposées pour mieux reconstruire les surfaces osseuses avec la méthode de Poisson [Fakhfakh_14], la diffusion anisotrope [Fieten_12] ainsi que la pondération de la reconstruction à l'aide du cosinus de l'angle d'incidence de l'écho par rapport à la normale de l'interface rencontrée [Ye_02]. La *figure 1* montre des acquisitions échographiques sur le fantôme qui est à son tour visualisé dans la *figure 2*. La connaissance au préalable de la géométrie du fantôme, ainsi des angles formés par ses facettes est utilisée pour calculer une mesure d'erreur de la segmentation. Chaque facette est séparée du nuage de points segmenté, ensuite un plan fitting est appliqué et les angles formés par les plans obtenus sont comparés à ceux connus au préalable.

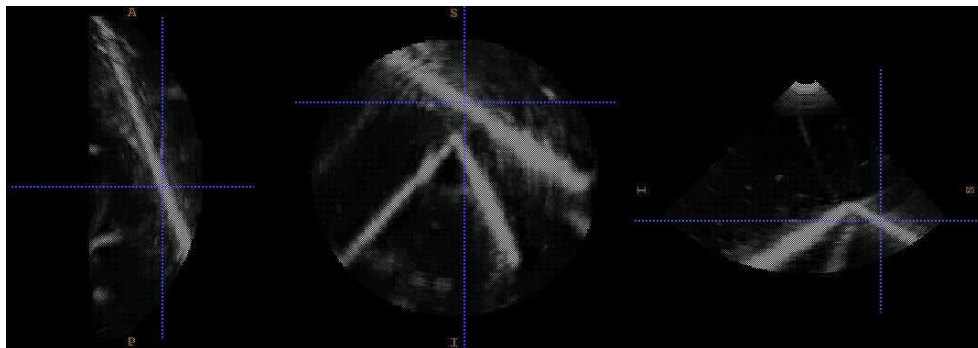


Fig.1 Acquisitions échographique sur le fantôme

Les surfaces osseuses obtenues ont été lissées à l'aide d'une reconstruction de surface Poisson. Nous avons choisi d'utiliser un ray-casting des volumes en utilisant l'emplacement de l'émetteur échographique pour extraire la surface externe. Le Ray-casting a été effectué en utilisant vtkCellLocator [Schroeder_00]. Le *Tableau 1* montre les précisions obtenues sur la reconstruction des angles.

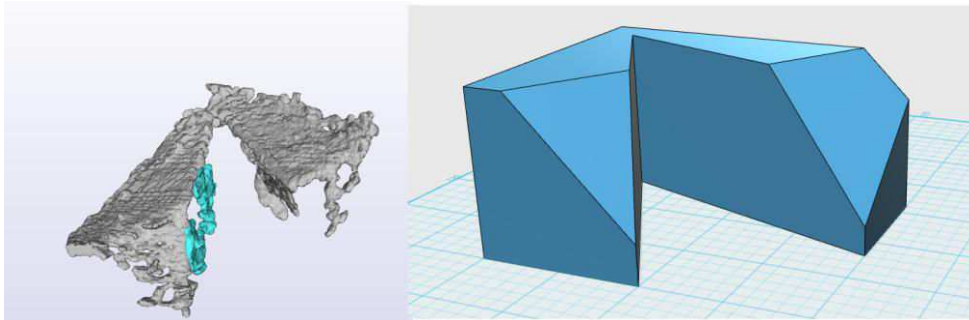


Fig.2 Fantôme (Gauche : RGA, séparation des facettes, droite : la conception du fantôme avant impression)

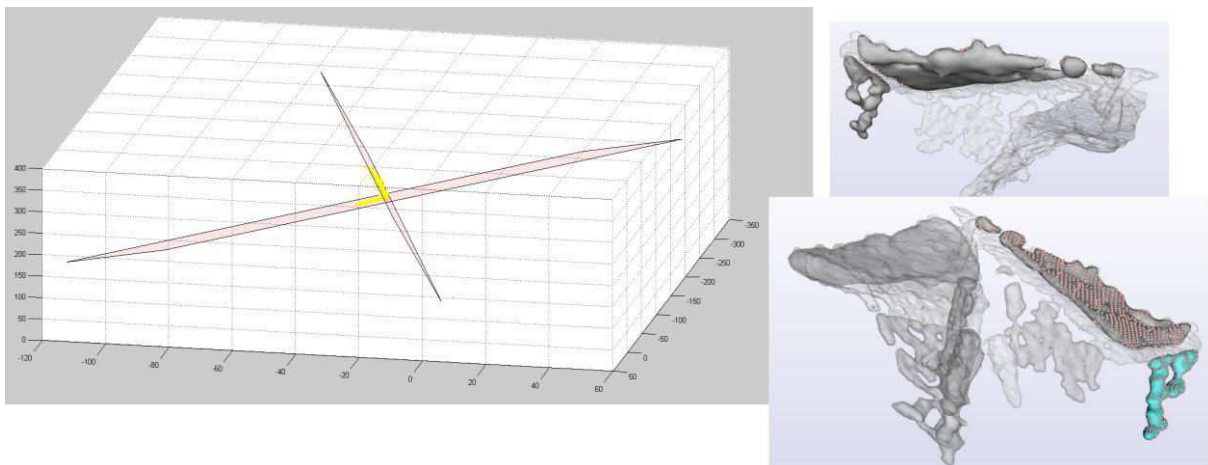


Fig.3 Estimation d'angle à partir des plans segmentés et séparés (RGA+Poisson +Ray casting)

	RGA	RGA plus traitement
Erreur d'estimation de plan (mm)	0.87	0.44
Erreur d'estimation d'angle (°)	3.44	1.27

Tableau 1 Erreur d'estimation d'angle et de détection d'un plan sur les nuages de points

La méthode de RGA est une méthode de segmentation grossière et la qualité des nuages de points obtenus peut être améliorée en utilisant un lissage par la reconstruction de surface par la méthode de Poisson ensuite par un ray-casting. L'estimation de plan à partir d'un nuage de points segmentés par simple suilage se réduit de 0.87 mm à 0.44 mm avec le traitement proposé. Aussi, l'estimation des angles formés par les plans de

fontomes se fait avec erreur de 1.27° en moyenne au lieu de 3.44° sans le filtrage. Nous s'assurons tout d'abord de la reconstruction de volume basée sur la librairie Plus [PLUS_02] et qui a été adaptée à notre sonde Ultrasonix 4DEC9-5/10 et utilisé sous l'outil CamiTK. Aussi l'étude sur un fontome nous rend plus optimiste quant à la précision qui peut être apportée par la sonde motorisée dont nous disposons.

2) Correspondances et flou

L'idée de base des correspondances floues telle qu'introduite dans RPM est de relaxer la correspondance binaire dans l'ICP. Dans RPM, pour chaque point de la source, plusieurs points de la destination peuvent participer à la création d'un homologue. Cela permet au point de « regarder » plus loin que le point le plus proche et de trouver une meilleure correspondance potentielle. Ce flou introduit du lissage sur la fonctionnelle à minimiser et aide le processus itératif à surmonter des minima locaux [Yuille_94]. Soit $X = \{X_1 \dots X_N\}$ et $Y = \{Y_1 \dots Y_L\}$ les ensembles de points source et destination ayant N et L points respectivement. L'utilisation de tous les points de destination pour estimer l'homologue de chaque point source a été proposée dans [Choui_03] et utilisée dans [Makni_12] où le recalage (non optimisé sur carte graphique GPU [Tamaki_10]) de nuages de seulement 100 points a été effectué en 5 secondes. Dans notre cas du recalage rigide, nous considérons que l'utilisation de points de destination lointains pour estimer l'homologue d'un point source ralentit le processus de recalage et introduit de l'erreur. De plus, les données CT sont de haute résolution (plus de 30.000 points représentent la partie proximale du fémur) et la décimation n'est pas la solution parfaite pour minimiser le temps d'exécution.

Par conséquent, nous proposons de considérer uniquement les points de destination dans un voisinage réduit du point source. Le processus de recalage itératif minimise la distance entre les deux nuages de points ; ici nous utilisons la « Surface Registration Error » (*SRE*) mesurée dans chaque itération ($SRE_{Iteration}$) selon l'équation (eq 3.1). Soit X_i un point source, nous appelons N_D le nombre des points de destination les plus proches de X_i dans la sphère centrée sur X_i , avec un rayon = $SRE_{Iteration}$. Nous proposons que tous les points sources participent à l'estimation de la transformation. Ainsi, si un point X_i ne trouve pas de Y_j dans le voisinage défini, il est attribué au point de destination le plus proche. Les points de destination les plus proches $\{Y_{1X_i}, \dots, Y_{N_D X_i}\}$ sont extraits à l'aide des KdTrees [Gieseke_14]. Les coefficients de correspondances $C_{i,k}$ entre X_i et Y_{kX_i} sont définis dans l'équation (eq 3.3). Y_{X_i} l'homologue de X_i est calculé en utilisant (eq 3.2), avec $D_{i,k}$ la distance entre X_i et Y_{kX_i} . La figure 4 illustre un exemple de mises en correspondances d'un nuage de points X (points en noir) vers une destination (point en bleus) et les correspondants (en rouge).

$$SRE_{Iteration} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|X_i - Y_{X_i}\| \quad (\text{eq 3.1})$$

$$Y_{X_i} = \frac{\sum_{k=1}^{N_D} C_{i,k} \cdot Y_{kX_i}}{\sum_{k=1}^{N_D} C_{i,k}} \quad (\text{eq 3.2}) \quad \text{with } C_{i,k} = \frac{1}{D_{i,k}} \quad (\text{eq 3.3})$$

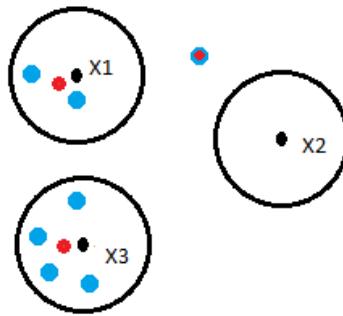


Fig.4 Illustration des mises en correspondances en ICP en ajoutant du flou

3) Détection des zones de non chevauchement

Comme les zones de chevauchement (ou « inliers ») doivent trouver des homologues, les zones de non chevauchement (ou « outliers ») n'ont aucune correspondance réelle mais cherchent néanmoins des correspondances qui sont donc erronées. Pour cette raison, il a été suggéré de créer un point imaginaire ayant pour but d'attirer les outliers. Ce point imaginaire a été proposé dans [Choui_01] et il est appelé « Outlier Cluster » (OC). Son appellation de « cluster » au lieu d'un simple point est justifiée par le fait qu'il permet à plusieurs points de lui correspondre. Pour rendre le cluster compatible avec le reste des points, il est placé au centre de masse du nuage. Nous proposons de tester cette technique dans le cas de vues partielles. Le OC est placé dans le centre de masse de la vue partielle pour correspondre aux zones de non chevauchement de la vue complète. La *figure 5* illustre un exemple de la technique de l'OC : les points noirs sont des points sources contenus dans la sphère définie (I.2). Les points bleus sont des points destination et les points rouges sont les homologues correspondants. X2, X3 et X6 sont des outliers et correspondent à OC (grand point bleu)

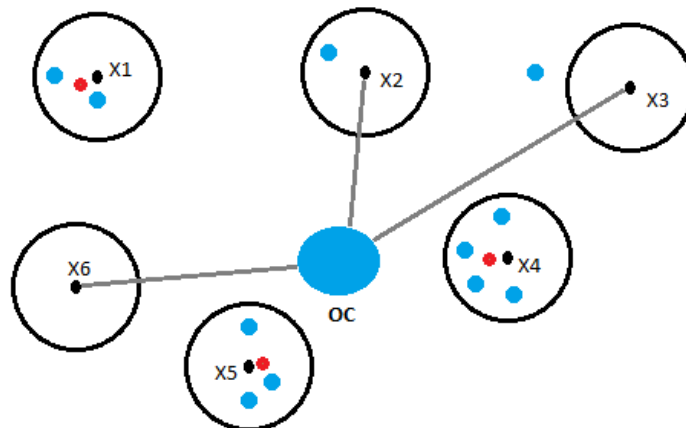


Fig.5 Illustration de la technique de OC adaptée

Le travail de [Choui_01-03-Makni_12] était basé sur les correspondances floues avec un degré de flou élevé par rapport à notre cas ($N_D = L$, tous les points de destination). La technique de recuit simulé [Rangarajan_97] a été utilisée pour contrôler ce flou. Un nouveau paramètre "Température" T est introduit en tant que facteur de "convexification" de la fonctionnelle à optimiser (ou fonction d'énergie ou encore distance entre les deux nuages de points). L'appellation de température vient du fait que graduellement T est réduite, la fonction d'énergie est minimisée par un processus semblable à celui « physique » du chauffage dans les processus de traitement thermique.

Dans l'ICP, les deux nuages de points se rapprochent itérativement et chaque point cherche son homologue dans un voisinage de plus en plus réduit, comme si la puissance d'attraction de chaque point se réduisait au cours des itérations. Dans RPM, tous les points de destination, y compris OC, possèdent initialement la même puissance d'attraction T_0 . Pour tous les points sauf OC, la puissance d'attraction T diminue au cours des itérations. Le paramètre T est fictif, le coefficient $\frac{T}{T_0}$ représente le pouvoir d'attraction de OC par rapport au reste des points. Dans [Choui_01], le coefficient $\frac{T}{T_0}$ est égal à $r^{\text{nombre d'itérations}}$, r étant le coefficient de décroissance de la suite géométrique. Ce paramètre est généralement compris entre $[0.9, 0.99]$, de sorte que le processus de recuit soit suffisamment lent afin de garantir la robustesse de la recherche du minimum global sans l'être de trop afin de garder une vitesse de convergence raisonnable. Nous avons choisi la valeur proposée dans [Choui_01] et également utilisée dans [Makni_12] de $r = 0,93$. Notons D_{OC_N} la distance normalisée d'un point source à l'OC telle que $D_{OC_N} = D_{OC} * 0,93^{\text{nombre d'itération}}$. Notons également D_{Mean} la distance moyenne d'un point à ses voisins les plus proches. Nous considérons qu'un point source est un outlier si $D_{OC_N} < D_{Mean}$. Une fois les outliers déterminés, à chaque itération, la transformation qui ajuste les inliers à leurs homologues est obtenue au sens des moindres carrés par :

$$T = \text{Argmin}(\sum_i \|X_i - Y_{X_i}\|) \text{ (eq 3.4)}$$

4) Données simulées

Nous avons utilisé des acquisitions échographiques (non calibrée) et scanner de la partie proximale du fémur (issu d'un sawbones®, en plastique). Des volumes échographiques ont été obtenus au moyen d'une sonde motorisée (4DC9-5 / 10, Ultrasonix, Richmond, avec une fréquence de 7 Mhz et la taille d'un voxel est de 0.47^3mm) imageant un sawbone fixé dans un bac d'eau. La librairie Computer Assisted Medical Intervention ToolKit [CamiTK] a été utilisée avec la librairie PLUS [PLUS_02] pour l'acquisition et reconstruction des volumes échographiques. Chaque nuage de points, provenant du scanner ou de l'échographie, est utilisé comme nuage de points source à partir duquel la destination est générée. Cette dernière est obtenue en appliquant une transformation rigide (rotation et translation) sur la source. Cette transformation est enregistrée comme que transformation optimale (sous la forme d'une matrice de transformation « ground truth », Mat_{GT}) à retrouver par le recalage. Le nuage de points transformé est d'abord coupé selon des vues possibles pendant une ATH, ensuite une perturbation des positions

des points est appliquée. La *figure 6* montre des exemples des données: l'état initial de la source (Bleu) et la destination (Violet). Les données scanner sont segmentées par simple seuillage et les données échographiques sont segmentés par RGA. Nous avons créé des données pour dix tests de recalage à partir des interfaces osseuses extraites de cette manière. D'une part, cinq tests simulent le recalage échographie-scanner, que nous appelons *Transfert-Tests* car c'est l'action généralement réalisée lors du transfert du planning préopératoire au bloc opératoire. D'autre part, cinq autres tests simulent le recalage du suivi échographie-échographie que nous appelons *Track-Tests* et qui peut être vu comme une activité entièrement peropératoire de suivi.

5) Résultats

La qualité du recalage est d'abord appréciée en visualisant la fusion des volumes. Des mesures quantitatives de précision sont également présentées telle que la *SRE* (eq 3.1) calculée sur les points de la vue partielle après le recalage et la *Target Registration Error (TRE)* (eq 3.5) calculée sur tous les points de la vue complète (X_k) comme suit :

$$TRE = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \|(\text{Mat}_{GT}^{-1} \text{Mat}_{AI}) \cdot X_k - X_k\| \quad (\text{eq 3.5})$$

Où Mat_{Gt} représente la matrice de transformation optimale enregistrée lors de la création du maillage de destination à partir de la source. Mat_{AI} Représente la matrice de transformation trouvée par l'algorithme de recalage. Nous proposons d'abord de tester une gamme de s'éloignant de plus en plus de la transformation de référence. Les transformations sont produites en choisissant les paramètres translationnels (T_x, T_y, T_z) et rotationnels ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) dans $[\pm t \text{ mm}, \pm \alpha ^\circ]$ où t et $\alpha \in \{1,10,20,30,40\}$. Aucune étape d'initialisation n'est utilisée pour ces tests. Nous définissons un recalage réussi lorsque la *TRE* est inférieure à 1 mm. Le *tableau 2* montre les taux de convergence de l'ICP et de la méthode proposée sur les 10 volumes de test, chaque ligne représente 4 transformations testées sur chaque ensemble de données.

Transformations initiales	ICP	Nouvelle méthode
$[\pm 1 \text{ mm}, \pm 1^\circ]$	53,12%	100%
$[\pm 10 \text{ mm}, \pm 10^\circ]$	50%	100%
$[\pm 20 \text{ mm}, \pm 20^\circ]$	50%	100%
$[\pm 30 \text{ mm}, \pm 30^\circ]$	31,25%	70%
$[\pm 40 \text{ mm}, \pm 40^\circ]$	18,75%	50%

Tableau 2 Taux de convergence ($TRE < 1\text{mm}$) de ICP et de la nouvelle méthode pour différentes gammes de transformations sur les 10 ensembles de données

Les *Oriented Bounding Box (OBBTrees, [Gottschalk_96])* déterminent la plus petite boîte qui englobe un nuage de points. On se propose de voir l'effet d'une initialisation basée sur les *OBBTrees* sur les résultats de recalage. Un exemple, pour deux tests, des nuages de points, de l'initialisation et de la fusion des maillages après le recalage est

visualisé dans la *figure 6*. Ces deux tests correspondent respectivement à la simulation d'un recalage CT-US et d'un recalage US-US. Les zones de non chevauchement détectées sont superposées à la vue partielle avec la carte des distances. Les outliers détectés dans les régions de chevauchement pour les deux tests sont d'abord causés par la localisation du OC (au centre de masse de la vue partielle) et par le fait que les distributions de points sont différentes. L'erreur des paramètres de transformation des « Transfer » et « Track » tests est illustrée dans *les tableaux 3 et 4*.

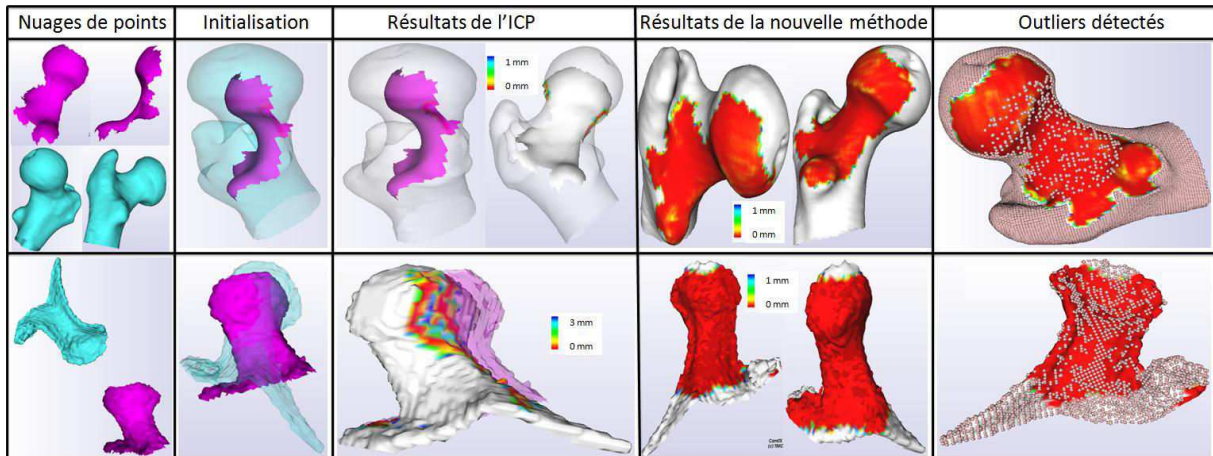


Fig.6 Visualisation des nuages de points à segmenter, de l'initialisation avec les OBBTrees, des résultats (ICP et de la nouvelle méthode) et de la fusion des volumes avec la superposition des outliers détectés.

Erreur	Etat initial	Après l'initialisation	Après le recalage	
			ICP	La nouvelle méthode
$\hat{\theta}_x - \theta_x$	14	6,29	2,36	0,6
$\hat{\theta}_y - \theta_y$	-85,63	-4,87	2,07	-0,28
$\hat{\theta}_z - \theta_z$	24,25	0,72	1,95	0,21
$\hat{t}_x - t_x$	19,28	-15,57	5	-0,02
$\hat{t}_y - t_y$	-31,17	-3,79	-29,5	-2,21
$\hat{t}_z - t_z$	96,15	-29,84	24,41	0,07

Tableau 3 Erreur des paramètres rotationnels et translationnels avant et après le recalage : simulation d'un recalage CT-US

Erreur	Etat initial	Après l'initialisation	Après le recalage	
			ICP	La nouvelle méthode
$\hat{\theta}_x - \theta_x$	36.18	-13.4	-3.44	0.05
$\hat{\theta}_y - \theta_y$	-98.34	-22.75	1.61	0.09
$\hat{\theta}_z - \theta_z$	-176.32	-4.18	1.78	-0.09
$\hat{t}_x - t_x$	15.02	-33.32	5.61	-0.12
$\hat{t}_y - t_y$	106.13	15.33	9.76	-0.08
$\hat{t}_z - t_z$	-42	-2.64	6.04	-0.01

Tableau 4 Erreur des paramètres rotationnels et translationnels avant et après le recalage : simulation d'un recalage US-US

Le *tableau 5* montre les résultats obtenus sur les 10 volumes de test en utilisant l'initialisation par OBBTrees. La moyenne (M) et l'écart type (ET) des mesures de *TRE* et *SRE* pour ICP et pour la nouvelle méthode sont présentés dans le *Tableau 5*.

Mesures quantitatives		ICP	Nouvelle méthode
TRE (mm)	M	6.71	0.1
	ET	5.35	0.13
SRE (mm)	M	3.18	0.8
	ET	2.79	1.6

Tableau 5 Mesures quantitatives de l'erreur de recalage (*TRE*, *SRE*) pour l'ICP et de la nouvelle méthode sur les 10 tests.

Le recalage des nuages de points d'environ 31.000 et 6.000 points prend respectivement (*Figure 6*) 10 et 1.6 secondes. Auparavant, il a été montré que l'EM-ICP [*Tamaki_10*], qui est une version rigide du RPM où tous les points de destination participent à l'estimation de l'homologue d'un point source ($ND = L$) aligne 5.000 points en environ 7 minutes et lorsqu'il est optimisé sur GPU il ne prend que 7 secondes. Les résultats préliminaires sont encourageants et montrent que sur des données simulées du col fémoral, une variante de l'ICP peut fournir un recalage robuste. Cette étude préliminaire montre la valeur ajoutée de l'introduction de flou à la méthode ICP avec une technique de détection des outliers inspirée de [*Choui_03*] et adaptée à nos besoins. Notre contribution consiste à explorer une méthode qui offre un compromis entre la robustesse et la simplicité. Cependant, les données utilisées ici bien que provenant de véritables acquisitions ne reflètent pas toute la complexité du problème à résoudre et ceci fera l'objet des expérimentations qui suivent.

II) Première expérimentation sur un fémur sawbone : Col fémoral

Il s'agit de tester la méthode de recalage échographie-scanner dans un contexte plus réaliste d'acquisition de données et en comparaison avec une valeur de référence de la transformation recherchée, obtenue par une autre méthode. Le but de cette étude est de montrer la contribution de l'initialisation de l'ICP dans le recalage rigide échographie-scanner sur des données du col fémoral. La méthode proposée est la suivante. Tout d'abord, une initialisation itérative du modèle (scanner) vers la vue partielle (échographique) est effectuée en utilisant l'ICP avec un filtrage basé sur la géométrie d'acquisition de la sonde. Le premier minimum local obtenu est ensuite utilisé pour initialiser une étape de raffinement qui recale cette fois la vue partielle vers le modèle.

Pour évaluer cette approche, la sonde échographique est calibrée par un plan en nylon (*Figure 7*) et douze acquisitions du plan ont été faites puis segmentées par la méthode de la transformée de Hough [*Solberg_09*]. La transformation optimale liant le volume échographique au tracqueur de la sonde est estimés par une optimisation de Levenberg-

Marquadt sur les douze acquisitions [Bauman_06] et l'erreur de calibration est illustrée dans le *tableau 6*.

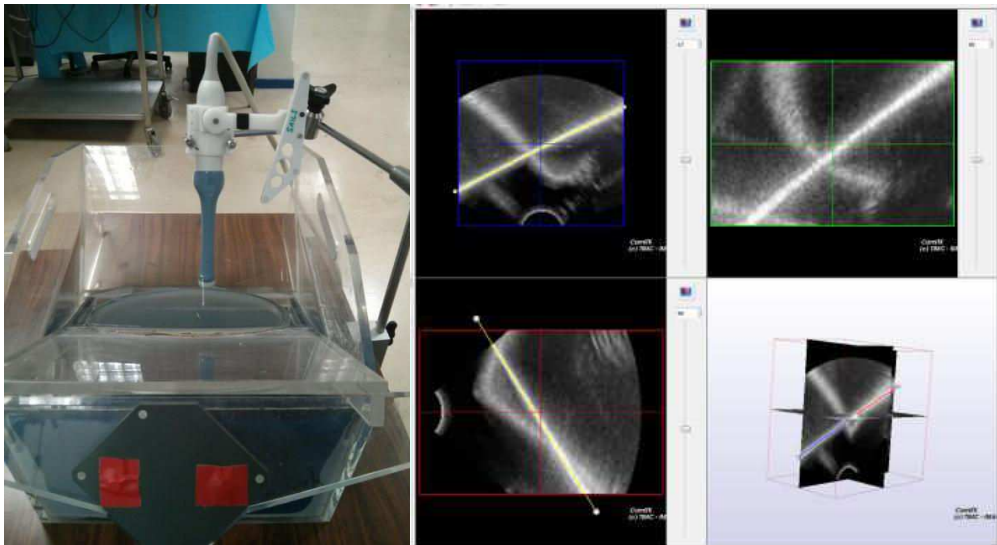


Fig.7 Calibration de la sonde par un plan en nylon [Baumann_06] et segmentation du plan par Hough Transform [Solberg_09] sur l'interface de CamiTK.

Mesure d'erreur	Distance maximale (mm)	RMS en distance (mm)	Erreur angulaire maximale (°)	RMS distance angulaire (°)
Erreur de calibration	1.18	0.50	0.88	0.34

Tableau 6 Erreur de calibration

1) Données fémur sawbone

A) Données scanner

Le scanner est un Siemens Biograph et la résolution de l'acquisition a été de $0.7 * 0.7 * 1$ mm. Les images ont été segmentées de manière semi-automatique et un lissage de Laplace [Cignoni_08] a été ensuite appliqué sur le nuage de points obtenu. Seule la partie proximale du fémur a été conservée dans cette étude, cette partie représentant $\frac{1}{6}$ de la surface de l'os entier, soit 29.000 points équivalent à 100 cm² de surface calculée d'après les triangles du maillage.

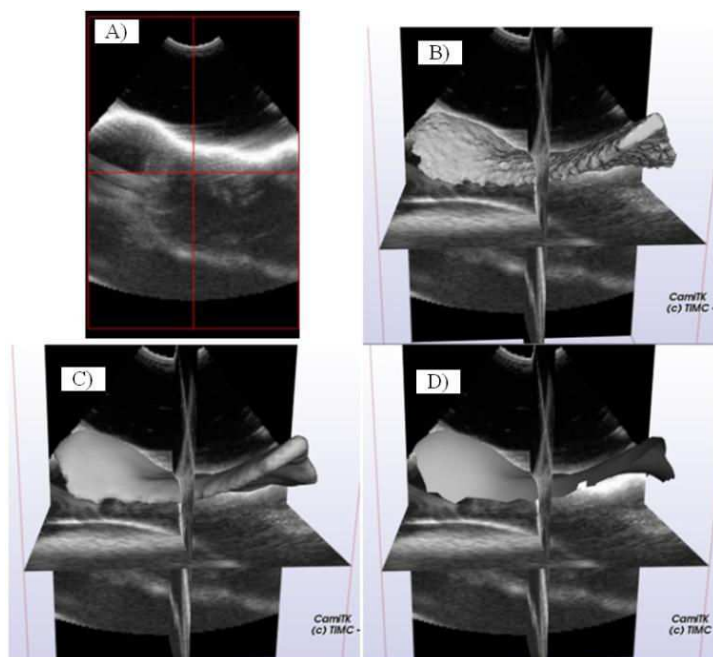
B) Données échographiques

Une première expérimentation a été réalisée sur les équipements du laboratoire TIMC-IMAG. Un fantôme de fémur a été utilisé et des marqueurs ont été dessinés par un stylo et ensuite numérisés lors des acquisitions échographiques. Ensuite, des marqueurs ronds (de diamètre 1mm), visibles au scanner, ont été collés. Déjà localisé dans le référentiel peropératoire par numérisation lors des acquisitions échographique, et segmenté dans le scanner, ils vont permettre de déterminer la transformation scanner-référentiel peropératoire à laquelle la méthode sera comparée. La numérisation des marqueurs sur le fémur sawbone pendant les acquisitions échographiques est faite avec une précision de 0.25mm : en effet, nous avons essayer de palper un plan par le localisateur et l'estimation d'un plan à partir du nuage de points acquis est faite avec l'erreur de 0.25 mm. Dix acquisitions échographiques (cinq sur la face antérieure A du col, et cinq sur la face postérieure P du col) ont été réalisées.



Fig.8 Acquisitions échographique sur le fémur sawbone et numérisation des marqueurs

Les données échographiques sont obtenues à l'aide d'une sonde 3D motorisée (Voluson 730, GE Medical Systems), repérée par un traqueur et imageant le fémur fixé dans un bac d'eau. Le champ de vision (FoV) est de 90°, la profondeur est de 7 cm et la résolution est de 0.47³mm. La calibration permet de définir une référence attachée au volume US dans le référentiel de son traqueur. La *figure 9* résume les étapes de la segmentation.



Étapes de segmentation: A) Image échographique native, et surface obtenue par segmentation en trois étapes B) RGA, C) Poisson [Fakhfakh_14], D) Ray-casting [Schroeder_00]

C) Positions de référence

Afin d'évaluer les résultats du recalage, des positions de références échographie-scanner sont générées à l'aide des marqueurs attachés au sawbone. Leur position est extraite à partir des données issues des deux modalités d'acquisition (scanner et échographie). Les marqueurs sont représentés dans les volumes de CT comme des formes rondes et c'est le centre de masse de chaque forme qui est utilisé comme position du marqueur dans le volume scanner (*figure 10*). Ils sont ensuite numérisés à l'aide du système optique de localisation (NDI Spectra de Polaris) et ils permettent de localiser le volume échographique dans un référentiel peropératoire. Dans ce même référentiel, les marqueurs venant du CT sont superposés sur les marqueurs numérisés par le système optique. Cet appariement permet de superposer les données scanner et échographiques dans le référentiel peropératoire. L'erreur moyenne est égale à 1,29 mm et celle de la calibration est de 0,50 mm et de 0,88°. Nous proposons d'effectuer une recherche locale systématique du minimum du *SRE* US-CT (eq 3.6), en $[\pm 2mm, \pm 2^\circ]$. La moyenne finale (US-CT) *SRE* est de 0,66 mm.

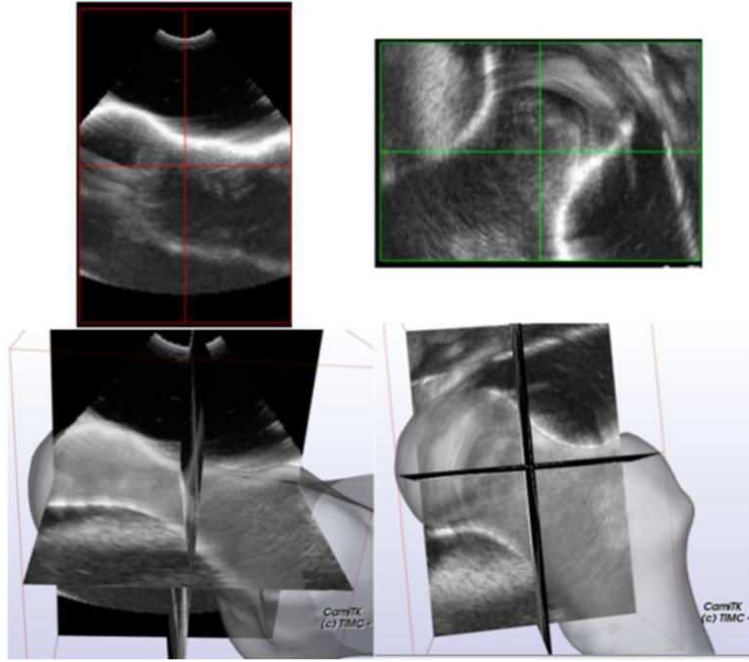


Fig.10 Visualisation de la superposition des volumes échographiques et scanner dans un même référentiel

3) Recalage US-CT pour les données du col fémoral

L'équation de l'ICP (eq 3.6) présente un manque de robustesse au bruit. Dans notre cas, sa source est principalement due au bruit ultrasonore. Afin de remédier à ce problème, une stratégie couramment utilisée consiste à introduire un paramètre de pondération lié à la qualité de la correspondance. Il s'agit de l'ICP avec pondération ICPw (eq 3.7) [Billings_14] [Fakhfakh_14]. Nous utilisons le cosinus de l'angle d'incidence α_i [Ye_02] entre la ligne reliant l'émetteur échographique à un point de la surface segmentée et la normale en ce point. Une visualisation des positions de référence obtenues est fournie sur la figure 11 : après une recherche locale systématique du minimum de la SRE échographie-scanner (1), en $[\pm 2\text{mm}, \pm 2^\circ]$. La moyenne finale (US-CT) SRE est de 0,66 mm. La carte de couleurs montre la valeur de (eq 3.8) à chaque point US.

$$T = \underset{t}{\operatorname{argmin}} \left(SRE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|y_i - t(x_i)\| \right) \text{ (eq 3.6): ICP}$$

$$T = \underset{t}{\operatorname{argmin}} \left(SRE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n w_i \|y_i - t(x_i)\| \right) \text{ (eq 3.7): ICPw}$$

$$w_i = |\cos \alpha_i| \text{ (eq. 3.8)}$$

Des facteurs importants influent sur la précision du recalage : les surfaces à recalage (qui peuvent être contrôlées par le champ de vision de la sonde), la qualité des nuages de points (qui peut être améliorée en élaborant une segmentation plus sophistiquée, par exemple [Hacihaliloglu_08]), et l'état initial des correspondances.

Dans ICP, l'utilisation du modèle comme source peut fournir plus d'informations au processus de recalage, où tous les points du modèle participent à l'estimation de la transformation optimale. Dans ce cas, la SRE, mesure à minimiser, comprend les régions de non chevauchement et la convergence n'est plus garantie en comparaison du cas de l'ICP standard quand la source est la vue partielle. Nous proposons d'utiliser le modèle comme source dans une initialisation itérative. Le recalage est guidé par la confiance accordée aux points US (3). Initialement, toutes les correspondances ont le même poids $w_i = 1$ pour $i=1,\dots,N$. Itérativement, l'effet de filtrage tenant compte de l'incidence locale du faisceau ultrasonore augmente en utilisant un recuit simulé. Nous fixons $r = 0,93$ de façon similaire à l'étude sur des données simulées (cf. paragraphe I.3). Le recalage des points CT à leur correspondant échographique est effectué en utilisant la décomposition en valeurs singulières [Bellekens_14] en utilisant les poids ordonnés.

$$w_i = |\cos \alpha_i|^{1-r^{\text{Number of iteration}}} \text{ (eq. 3.9).}$$

Le premier minimum local obtenu, c'est à dire quand la SRE commence à augmenter ou à se stabiliser, est utilisé pour initialiser l'étape de raffinement. La transformation obtenue du scanner vers l'échographie, est inversée et appliquée sur les données échographiques pour obtenir l'initialisation. Cette dernière est recalée vers le scanner original en utilisant l'ICP standard.

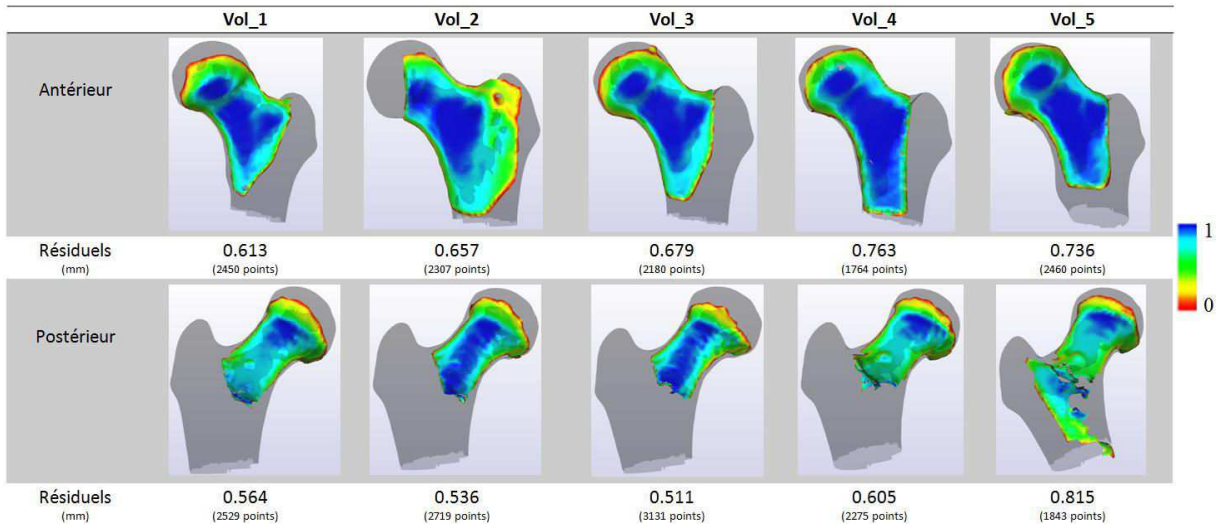


Fig.11 Visualisation des positions de référence US-CT obtenus par la transformation de référence GT, la valeur du cosinus de l'angle d'incidence est en carte de couleur, et indication des résidus correspondant à chaque position de référence

4) Résultats

Pour chaque test correspondant à une position de référence échographie-scanner, des états initiaux sont générés aléatoirement en suivant une loi normale implémentée par `vtkMath::Random`. 500 transformations aléatoires sont appliquées à chaque surface échographique dans la position de référence. Les paramètres de translation testés sont dans la gamme $[-20 \text{ mm}, 20 \text{ mm}]$ et les angles de rotation sont compris entre $[-90^\circ, 90^\circ]$. Les rotations se font autour des 3 axes principaux des nuages échographiques extraits avec les `OBBTrees`, chaque paramètre de transformation étant généré indépendamment. L'ICP standard et le l'ICP initialisé proposé (I-ICP) sont comparés.

La SRE est obtenue d'après (eq 3.6) pour laquelle l'ensemble X est le nuage de points échographiques et l'ensemble Y représente le modèle issu du scanner. La TRE est définie comme la SRE entre le nuage échographique après recalage et lui-même dans sa position de référence, ce calcul est fait en connaissant les correspondances.

$$TRE = \frac{1}{n_{US}} \sum_{i=1}^{n_{US}} \|X_{US} - X_{US_{Ref}}\| \quad (\text{eq 3.10})$$

Où X_{US} est un point dans le maillage échographique après le recalage, et $X_{US_{Ref}}$ est le même point du nuage US dans la position de référence. Seuls les recalages « réussis », définis comme étant ceux dont la TRE est inférieure à 2 mm , sont considérés (sur les données simulés le seuil de décision était fixé à 1 mm vu que des erreurs d'expérimentations de calibration et segmentation n'était pas incluses dans la pipeline).

Les mesures quantitatives de la précision et du temps d'exécution sont présentées dans le *tableau 7*. La visualisation des états initiaux aléatoires, les résultats ICP et I_ICP sont présentés dans la *figure 12*.

acquisition US	Pourcentage des recalages réussis (Critère de succès: TRE < 2 mm)		Temps d'exécution moyen (secondes)		Moyenne TRE (mm)		Moyenne SRE (mm)		Nombre moyen d'itérations (arrondi au plus proche entier)	
	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP
A1	24.6	75.8	1.16	3.15	0.37	0.21	0.612	0.610	89	21 + 57
A2	29.8	72.8	1.56	3.88	0.21	0.17	0.641	0.640	122	26 + 82
A3	25	79.2	1.12	3.14	0.22	0.25	0.683	0.685	88	22 + 63
A4	22.4	81.6	0.79	2.59	0.37	0.23	0.768	0.767	71	22 + 49
A5	23.2	75.2	1.17	3.63	0.34	0.28	0.737	0.736	87	25 + 58
Moyenne (A)	25	76.92	1.16	3.27	0.30	0.22	0.688	0.687	91	23 + 62 (85)
P1	16.8	33.4	1.45	2.54	0.61	0.52	0.568	0.573	112	12 + 92
P2	22.4	59.2	1.70	2.80	0.59	0.60	0.541	0.540	140	11 + 115
P3	21.1	62.4	1.99	3.47	0.66	0.78	0.520	0.515	155	10 + 158
P4	18.4	37	1.49	2.55	0.44	0.22	0.614	0.608	127	13 + 98
P5	26.8	70.4	1.27	3.27	0.99	1.18	0.875	0.888	103	27 + 72
Moyenne (P)	21.1	52.48	1.58	2.92	0.65	0.66	0.623	0.624	127	15 + 107 (122)

Tableau 7 Résultats du recalage : Mesures d'erreurs quantitatives, nombre d'itération et temps d'exécution

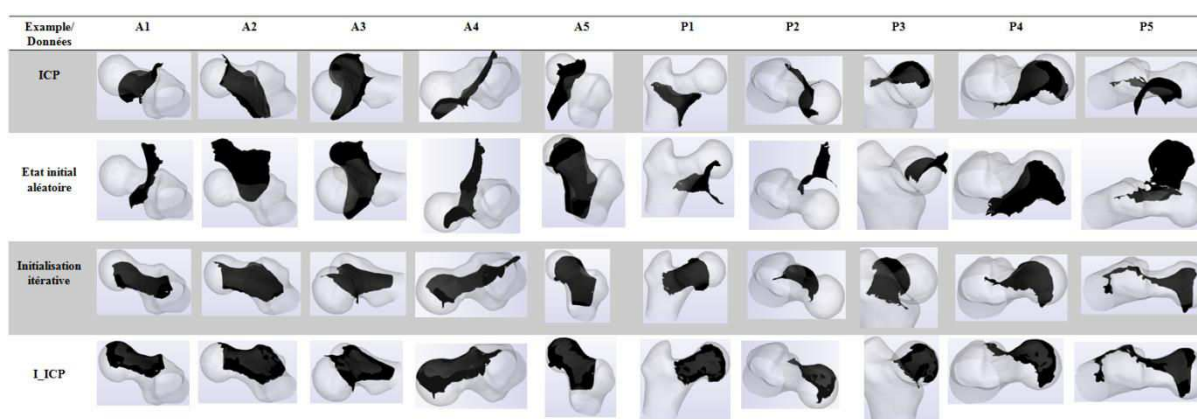


Fig.12 Visualisation de l'état initial aléatoire des nuages de points et des résultats de ICP et de I-ICP.

Avec une moyenne de 23 itérations pour les tests A sur la partie antérieure du fémur (respectivement 15, pour les tests P sur la partie postérieure), les taux de succès de l'ICP augmentent de 25% (respectivement 21,1%) à plus de 76% (respectivement 52%). Sur un processeur Intel de 5^{ème} génération (i5), le recalage prend environ 3s et le temps d'exécution moyen d'initialisation est près de deux fois celui de l'ICP classique.

Une fois que les données US et CT sont recalées, la localisation des régions d'intérêt du fémur dans les volumes échographiques devient possible. Les applications cliniques de la reconnaissance du fémur dans les volumes d'échographie sont par exemple : l'ablation d'une tumeur osseuse du fémur naviguée par échographie [Thèse FakhFakh_15] ou l'arthroplastie totale de la hanche et du genou. Une initiation itérative de ICP profitant de la symétrie du fémur est proposée. La zone de convergence testée était significative [$\pm 20mm, \pm 90^\circ$], et les taux de réussite obtenus font de ICP un bon candidat pour transférer un plan préopératoire dans l'ATH. L'effet de l'erreur de recalage (*TRE, SRE*) sur l'incertitude du système de navigation est une information cruciale pour la validation. Cette exigence dépend de la chirurgie. On évaluera par exemple l'incertitude de localisation de tumeur osseuse si l'application concerne l'ablation de fémur osseuse naviguée. Dans le cas qui nous occupe, l'ATH, ce sont les

mesures de l'offset et de la longueur de la jambe qui sont cruciales. Des acquisitions échographiques sur le grand et petit trochanter manquent dans cette étude, et ceci fera l'objet de l'expérimentation suivante.

III) Deuxième expérimentation sur un fémur sawbone : Grand-petit trochanter

Une deuxième série d'expérimentation a été réalisée sur les équipements du laboratoire LATIM. Elle a nécessité l'implémentation de la méthode de calibration de la sonde échographique dans ce nouveau contexte expérimental. Pour maintenir la surface nylon permettant la calibration, une raquette de tennis est utilisée. Une phase de précalibration consiste à numériser le plan de calibration dans un traqueur rigidement fixé sur la raquette (*Figure 13*).



Fig.13 Précalibration de la rackette (plan en nylon)

La calibration utilise le même protocole que la première expérimentation [Baumann_06], et elle est effectuée avec une erreur moyenne (1.0769 mm , 1.3011°). La *figure 14* montre la répartition des résidus.

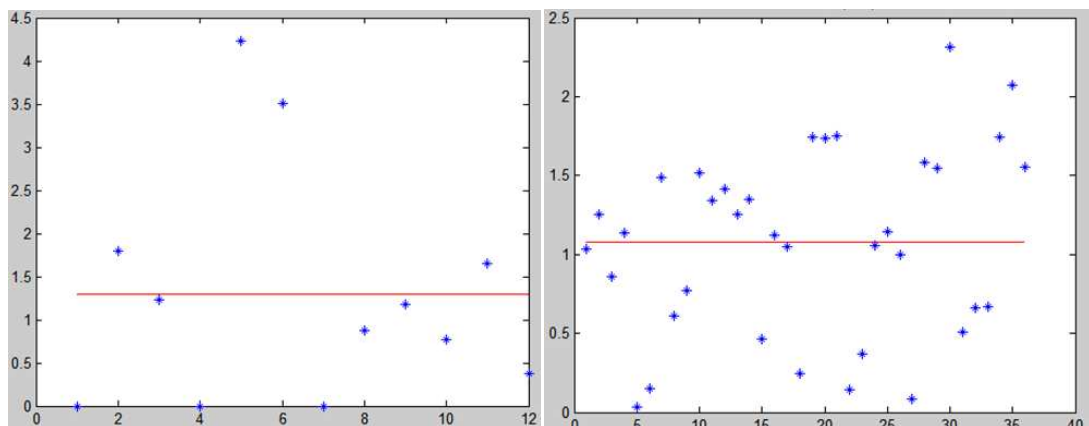


Fig.14 Résidus de l'erreur de calibration (*Gauche : erreur angulaire, droite : erreur en distance*)

Un fantôme de fémur a ensuite été fixé dans un bassin d'eau et imagé par une sonde 3D calibrée. Il a ensuite été imagé par CT. Pour chacune des vingt acquisitions échographiques dans la zone d'intérêt des grand et petit trochanters, des positions de référence US-CT sont créées à l'aide de l'appariement des marqueurs situés sur le fémur. Le but de cette étude est de montrer tester l'initialisation de ICP sur de nouvelles données et de voir l'impact du recalage sur les mesures cliniques relatives à l'ATH : principalement sur la localisation du centre de la tête fémorale. La segmentation des données échographiques est faite en se basant sur la géométrie d'acquisition de la sonde : chaque profil US provenant de la source échographique est traité, de façon indépendante du reste des profils, pour estimer les interfaces osseuses. L'initialisation de ICP est effectué en utilisant l'axe principal de la diaphyse D_{Ax} .

Le repère de référence peropératoire est donc celui du localisateur optique utilisé : un traqueur avec des sphères, qui rétrodiffusent le signal reçu et ayant une répartition connue pour le système de suivi (Polaris). La sonde échographique est calibrée et sa position peut être connue dans ce référentiel. Lors des acquisitions échographiques, un traqueur est attaché au fémur (Traqueur fémur, Tr_{Fe} *figure 15*). La relation liant les marqueurs au traqueur fémur est déterminée dans une phase de pré-calibration du fémur par palpation de la position des marqueurs simultanément à l'acquisition du traqueur du fémur.



***Fig.15** Fémur sawbone avec les marqueurs (billes bleues) collés sur sa surface et un traqueur*

1) Données fémur sawbone

A) Données scanner

Un scanner (Siemens Biograph) avec une résolution d'imagerie de $0,49 * 0,49 * 1,5$ mm ($1,5$ mm sur la direction D_{Ax}) d'un fantôme proximal du fémur (sawbones®) est utilisé comme modèle dans l'étude. Treize marqueurs métalliques de diamètre 1 mm sont fixés sur la partie proximale du fantôme. Les images CT sont segmentées par simple seuillage, suivi par un lissage de Laplace [19]. La *figure 16* montre le fémur CT après segmentation et avec les marqueurs segmentés. D_{Ax} (l'axe de la diaphyse) a été estimé sur la base du nuage de points obtenu.



Fig.16 *Fémur avec marqueurs numérisés. Le nuage de points correspondants aux marqueurs sont en bleu et leur position est estimée par leur centres de masse.*

B) Données échographiques

Les données échographiques sont obtenues à l'aide d'une sonde 3D motorisée (Ultrasonix 4DEC9-5/10), repérée par un traqueur et imageant le fantôme de fémur fixé dans un bassin d'eau avec une résolution de 0.37^3mm , une profondeur de 7 cm et une fréquence de 9Mhz. Le gain de la sonde est réglé afin de réduire l'effet des reflets du bassin d'eau. Le grand et le petit trochanter du fémur sont le focus de cette étude et 20 volumes échographiques sont acquis. La *figure 17* illustre l'acquisition échographique sur un fémur sawbone dans un bassin d'eau. En utilisant $T_{TrUS \rightarrow VolUS}$ et la position du traqueur du fémur Tr_{Fe} .

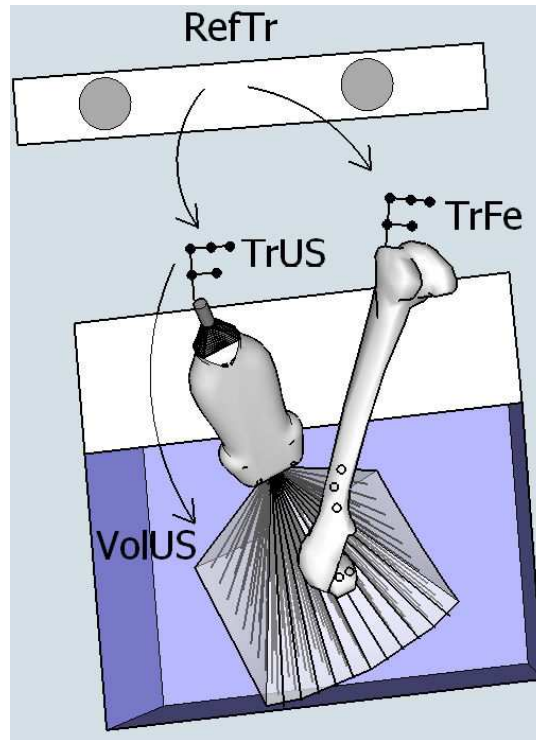


Fig.17 Illustration d'une acquisition échographique sur un fémur sawbone repéré par un traqueur et fixé dans un bassin d'eau

La segmentation US se base sur la géométrie d'acquisition de la sonde: chaque profil partant de l'émetteur US est traité indépendamment [Schers_09] [Hacihaliloglu_15]. Une approche simple est proposée et illustrée à la *figure 18*: la ligne orange représente un seuil manuel appliqué à tous les profils du volume. Le pic rouge, au milieu, représente l'interface osseuse estimée. L'effet du bruit de speckle est réduit en comparant la longueur de la réponse osseuse à une longueur minimale qui est estimée sur la base des tailles de speckle dans les images acquises. Une simplification des nuages de points a alors été réalisée [Cignoni_08]. La segmentation d'un volume échographique, $320 * 240 * 293$ voxels, prend 20 secondes en moyenne.

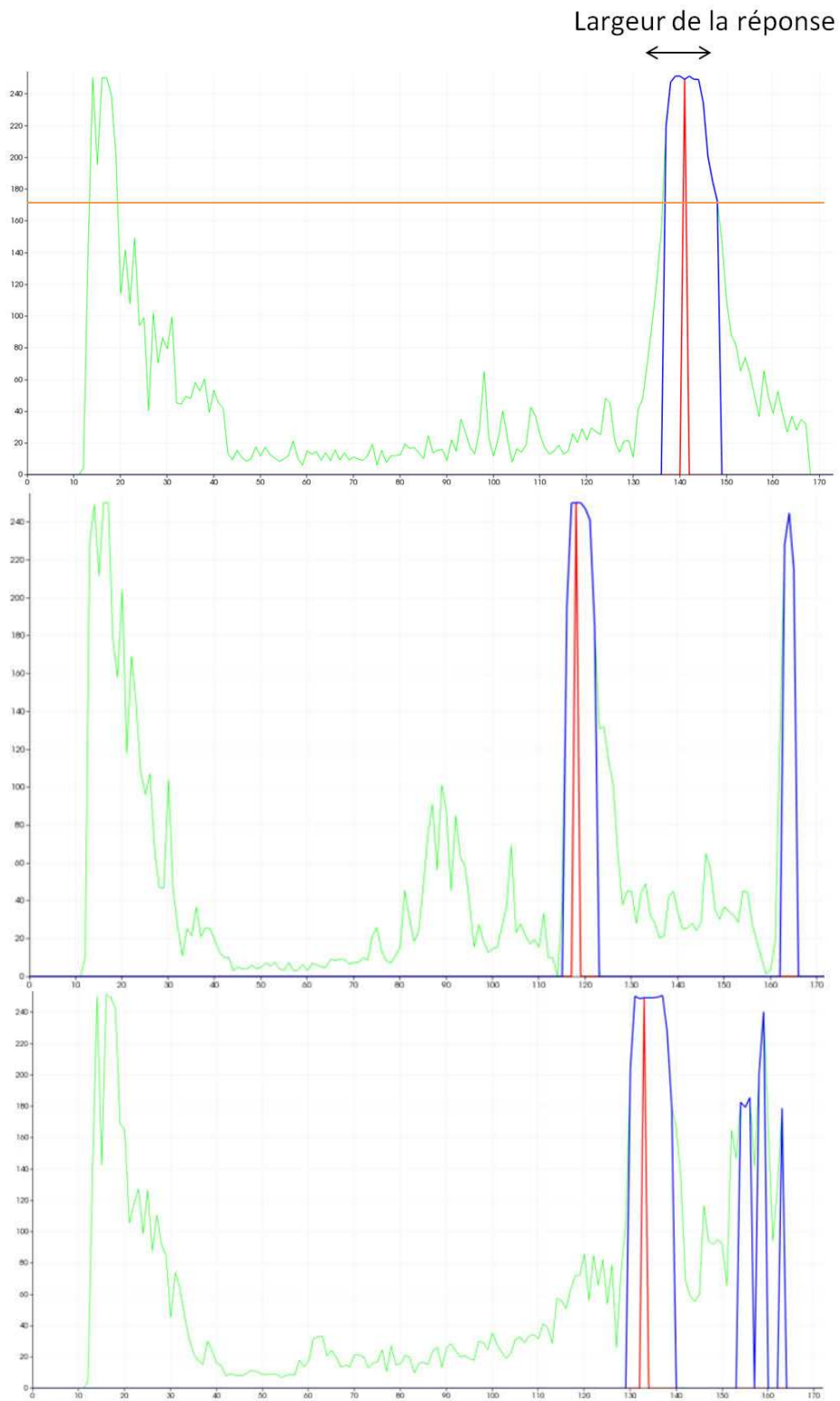


Fig.18 *Extraction de l'interface osseuses par profil US*

La précision du système de navigation doit être quantifiée avec les termes cliniques appropriés. Une méthode automatique pour extraire les paramètres morphologiques du fémur proximal est fournie dans [Cerveri_10]. Dans notre étude, la connaissance de l'axe principal de la diaphyse D_{Ax} et du centre de la tête du fémur (supposé être équivalent au centre de la hanche H_c) est nécessaire. Initialement, D_{Ax} est estimé comme l'axe principal de la plus petite boîte entourant le fémur sur les données CT. Ensuite, une projection perpendiculaire de tous les points du fémur sur D_{Ax} est effectuée. Seuls les points centraux (50% de tous les points du fémur ayant des projections proche du centre du fémur) sont utilisés pour l'ajustement d'un cylindre. D_{Ax} est alors estimé comme l'axe principal du cylindre. Pour un point p du fémur, on note $D_{Ax}(p)$ sa distance à D_{Ax} . Pour calculer la position du centre hanche H_c , on extrait d'abord le point du fémur le plus éloigné de D_{Ax} . Ce point est situé sur la tête fémorale (figure 19). Soit $Max_{D_{Ax}} = \max_{p \in femur} D_{Ax}(p)$. Ensuite, une partie des points de tête du fémur est extraite pour s'adapter à une sphère: $p \in femur / D_{Ax}(p) \geq Max_{D_{Ax}} - 2\text{ cm}$. La distance de 2 cm a été déterminée en fonction de la dimension moyenne d'un fémur adulte.

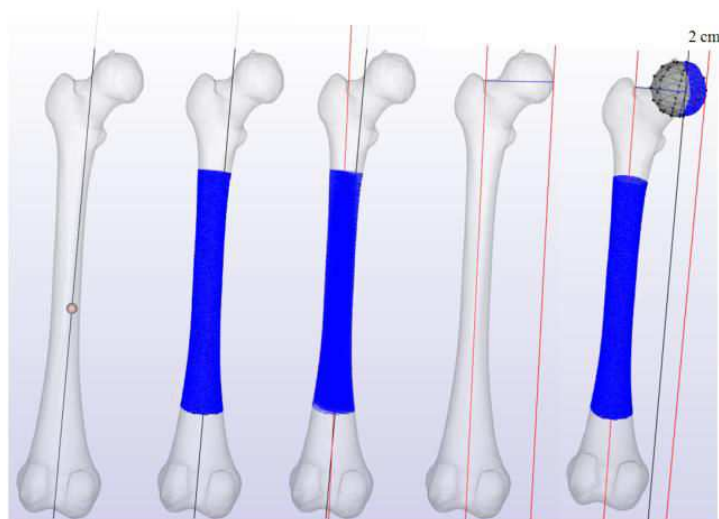


Fig.19 Morphologie de fémur : extraction de D_{Ax} (axe principal de la diaphyse) et de la tête fémorale

C) Positions de référence

L'appariement des marqueurs de référence permet de superposer les données CT-US dans un seul référentiel. L'erreur moyenne de l'appariement des marqueurs est égale à 1,08 mm. La calibration de la sonde échographique a une erreur moyenne de (1.07 mm, 1.30 °). Nous proposons d'effectuer une recherche locale systématique du minimum du SRE US-CT SRE (eq 3.6). Cette amélioration locale n'est considérée que pour la visualisation (Figure 20-23) et le tableau 9. La moyenne finale (US-CT) SRE à GT est de 0,72 mm. La figure 20 montre une superposition du volume US avec le fémur CT avec le nuage de points US segmentés et quelques profils US (en bleu). Une visualisation des positions de références obtenues est fournie sur la Figure 21 avec les résidus correspondant à chaque position de référence.

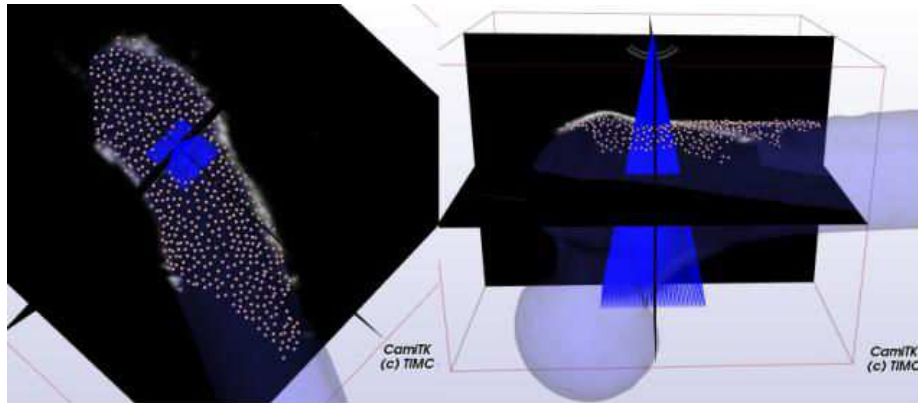


Fig.20 Visualisation de la superposition du femur CT avec le volume échographique. Le nuage de points US segmenté et des profils ultrasonores centraux sont aussi illustrés.

Positions de référence	Vol_1	Vol_2	Vol_3	Vol_4	Vol_5	Vol_6	Vol_7	Vol_8	Vol_9	Vol_10
Acquisitions US-CT										
Résiduels (mm)	0.663 (979 points)	0.784 (773 points)	0.799 (711 points)	0.716 (890 points)	0.713 (861 points)	0.718 (932 points)	0.732 (823 points)	0.761 (898 points)	0.652 (821 points)	0.778 (691 points)
	Vol_11	Vol_12	Vol_13	Vol_14	Vol_15	Vol_16	Vol_17	Vol_18	Vol_19	Vol_20
Acquisitions US-CT										
Résiduels (mm)	0.739 (813 points)	0.779 (761 points)	0.707 (822 points)	0.676 (912 points)	0.611 (833 points)	0.734 (773 points)	0.768 (829 points)	0.738 (718 points)	0.696 (683 points)	0.752 (708 points)

Fig.21 Visualisation des positions de références US-CT et les résiduels correspondants à chaque position de référence

2) Recalage US-CT pour les données du grand et petit trochanter

Une version intéressante de l'ICP (Go-ICP, [Yang_13]) repose sur l'idée d'échantillonner l'espace SO (3) pour guider l'ICP vers la transformation optimale. Cette variante a été testée pour le recalage US-US des données du fémur (grand et petit trochanter) [Jia_16]. Afin d'utiliser ce même principe pour le recalage US-CT, nous proposons d'utiliser l'axe principal de la diaphyse comme axe de symétrie servant à initialiser ICP. A partir des initialisations aléatoires, générées à partir des positions de référence, le recalage du modèle CT vers les données US se fait en utilisant ICP. Ensuite, la transformation optimale obtenue est inversée et appliquée au nuage de points US (identique à la première expérimentation). Le nuage US obtenu est centré C_{PF} (US initialisé). Celui-ci est tourné autour de D_{AX} puis recalé vers la CT d'origine en utilisant ICP standard. Les rotations possibles autour de l'axe D_{AX} , 2π , sont échantillonnées à $N = 8$ angles. Un flip autour de D_{AX} est considéré (une rotation de π autour de

n'importe quel axe perpendiculaire à D_{Ax}) et 8 positions d'initialisations sont testées dans le processus de recalage. La *Figure 23* illustre les différentes étapes du recalage proposé.

3) Résultats

Pour chaque test (position de référence US-CT, des états initiaux sont générés aléatoirement (en suivant une loi normale `vtkMath::Random`): 500 transformations aléatoires sont appliquées sur les surfaces US dans les positions de référence. Les paramètres de translation testés sont dans $[-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ et les angles de rotation sont dans $[-180^\circ, 180^\circ]$ (autour des 3 axes principaux des nuages US extraits avec les `OBBtrees`). Chaque paramètre de transformation est généré indépendamment. ICP standard et le ICP initialisé proposé (I-ICP) sont comparés. Les marqueurs sont utilisés pour la quantification des résultats: les marqueurs subissent les mêmes transformations avec le nuage US et leur position de référence est utilisée pour calculer la « Fiducial Registration Error » (*FRE*) selon l'*eq 3.11*. Notons ici que dans la bibliographie, la *FRE* (et *TRE*) est définie comme la racine de la moyenne des distances au carrée [Shamir_09].

$$FRE = \frac{1}{n_{\text{Fiducials}}} \sum_{i=1}^{n_{\text{Fiducials}}} \|F_i - F_{i_{\text{Ref}}}\| \quad (\text{eq 3.11})$$

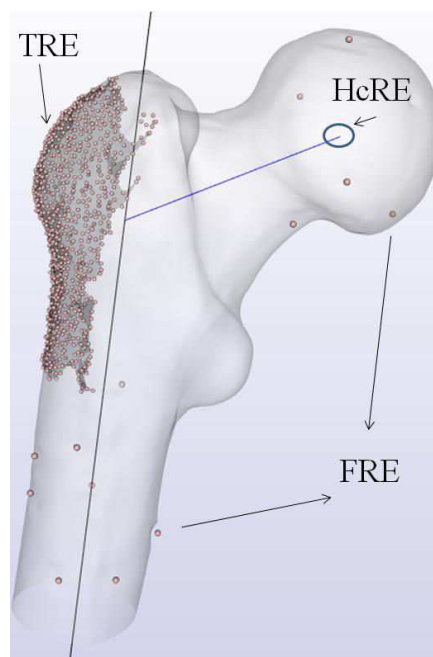


Fig.22 Les points utilisés dans chaque mesure d'erreur: Le nuage US en position de référence est utilisé dans le calcul de la TRE, les marqueurs collés sur le fémur sont utilisés pour calculer la FRE, et seul le centre hanche est utilisé dans le calcul de la HcRE

Où F_i est la position du marqueur après le recalage et $F_{i_{\text{Ref}}}$ est le même marqueur dans la position de référence. L'impact du recalage sur la détermination du centre du hanche

est noté H_cRE et seuls les recalages « réussis » (définis comme: $H_cRE < 5 \text{ mm}$) sont considérés dans le tableau 1 ([Renkawitz_16] montre que le changement l'offset et la longueur de jambe au cours d'une ATH ne doit pas dépasser 5mm). On évalue aussi l'effet sur la O_f , LL et A_{nt} : O_fRE , $LLRE$ et $A_{nt}RE$. La figure 22 illustre les points utilisés pour chaque mesure d'erreur. Le tableau 8 montre les résultats obtenus sur les nuages de points US-CT en positions de références brute (GT). Et le tableau 9 montre les résultats obtenus sur les nuages de points US-CT en positions de références après amélioration locale.

Nbr Of Acq	Pourcentage des recalages réussis ($H_cRE < 5$ mm)		TRE (mm)		FRE (mm)		H_cRE (mm)		LLRE (mm)		O_fRE (mm)		$A_{nt}RE$ (°)		Temps d'exécution (s)	
	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP
1	9.4	100	1.26 0.21	1.28 0.18	1.62 0.29	1.55 0.25	2.63 1.09	2.48 0.91	0.24 0.02	0.21 0.03	0.29 0.02	0.33 0.01	2.61 1.19	2.45 0.97	1.12	18.96
2	7.4	94.8	1.48 0.67	1.42 0.35	1.61 0.58	1.68 0.50	1.77 1.01	1.95 1.13	1.11 0.55	1.10 0.26	0.37 9°-3	0.28 0.01	1.24 0.69	1.53 1.12	0.94	17.44
3	5.6	99.6	1.09 0.37	0.73 0.08	1.37 0.61	0.87 0.20	2.20 1.65	1.42 0.61	0.49 0.15	0.25 8°-3	0.35 1°-3	0.37 1°-4	2.10 1.65	1.42 0.61	0.97	16.96
4	3	73.4	1.28 0.10	1.43 0.11	1.67 0.14	1.84 0.18	2.74 0.37	3.02 0.49	0.17 9°-3	0.13 6°-3	0.43 3°-3	0.45 3°-3	2.72 0.38	3.00 0.50	1.09	17.77
5	7.2	99.8	1.37 0.49	1.10 0.07	1.74 0.63	1.79 0.40	2.71 2.11	3.03 1.77	0.54 0.17	0.37 0.01	0.34 0.01	0.26 0.01	2.61 2.22	3.00 1.94	1.02	16.63
6	7.4	99.4	1.37 0.50	0.66 0.12	1.57 0.37	1.13 0.12	2.42 1.12	1.87 0.37	0.48 0.14	0.22 0.06	0.48 0.01	0.37 0.01	2.26 1.32	1.79 0.50	1.04	18.06
7	8.2	100	0.96 0.72	0.38 2°-3	1.15 0.38	0.93 2°-3	1.70 0.41	1.75 5°-3	0.68 0.69	0.12 1°-3	0.44 0.05	0.34 8°-5	1.22 0.47	1.73 5°-3	1.13	18.27
8	9.6	99.8	1.21 0.68	0.62 0.16	1.30 0.44	0.84 0.09	1.64 0.44	1.24 0.04	0.94 0.73	0.28 0.14	0.56 0.01	0.50 3°-3	0.94 0.30	1.03 0.06	1.27	17.79
9	10	69.8	1.74 0.59	1.44 0.33	3.15 2.04	2.28 1.69	2.09 0.59	1.74 0.32	0.90 0.37	0.52 0.42	0.75 0.25	0.63 0.13	1.53 0.62	1.31 0.43	1.15	15.76
10	6.2	86.6	1.78 0.09	1.74 0.01	2.33 0.20	2.29 0.02	3.45 0.89	3.20 0.13	0.83 0.11	0.94 0.01	0.40 2°-3	0.42 5°-4	3.28 1.24	3.05 0.16	0.83	15.89
11	4.6	45.2	1.37 0.32	1.02 0.01	1.76 0.32	1.56 0.06	2.38 1.12	1.97 0.25	0.99 0.24	0.98 0.01	0.30 6°-3	0.24 1°-3	2.09 1.24	1.70 0.28	1.01	17.03
12	3.6	96.6	1.42 0.33	1.51 0.13	1.66 0.67	1.85 0.29	2.51 1.96	2.96 1.01	0.44 0.23	0.27 0.05	0.38 2°-3	0.39 2°-3	2.36 2.23	2.91 1.14	0.97	18.16
13	4.8	80.6	1.30 0.14	1.23 0.03	1.72 0.38	1.58 0.15	2.52 1.26	2.18 0.86	0.79 0.23	0.75 0.15	0.31 0.02	0.26 4°-3	2.22 1.87	1.86 1.44	1.20	21.27
14	2.4	63	1.07 0.20	1.11 0.25	1.62 0.58	1.60 0.66	2.34 1.96	2.14 1.92	0.76 0.19	0.61 0.20	0.37 0.03	0.37 0.02	2.07 2.27	1.90 2.22	1.02	21.49
15	2.2	76.4	1.35 0.17	1.38 0.94	2.60 0.54	2.66 1.87	3.27 0.77	2.60 1.42	0.72 0.21	0.81 0.63	0.46 0.13	0.59 0.21	3.07 1.12	2.14 1.84	1.11	17.15
16	8.8	94.2	1.69 0.53	1.85 0.02	2.22 0.36	2.51 0.02	2.48 1.04	3.46 0.14	1.45 0.48	1.52 0.02	0.19 0.02	0.17 0.02	1.84 1.33	3.15 0.19	0.97	17.29
17	10	97.6	1.40 0.36	1.33 0.03	1.41 0.28	1.41 0.03	1.39 0.42	1.19 0.03	1.03 0.32	0.94 0.02	0.47 0.02	0.41 1°-3	0.64 0.32	0.50 0.11	1.05	15.70
18	9	99.8	1.27 0.60	0.73 0.18	1.40 0.41	0.98 0.08	1.54 0.75	1.10 0.03	0.68 0.68	0.21 0.06	0.48 0.02	0.40 0.01	1.07 0.57	0.93 0.11	1.05	16.16
19	3.8	96.8	1.17 0.09	1.13 0.05	1.66 0.21	1.76 0.25	2.39 0.81	2.54 1.06	0.37 0.07	0.59 0.05	0.38 0.01	0.27 0.01	2.32 0.90	2.44 1.18	0.96	20.56
20	8.2	99	2.11 0.86	1.71 0.47	2.31 1.01	2.10 0.66	2.26 1.39	1.78 0.57	2.01 1.15	1.62 0.55	0.45 0.15	0.23 0.01	0.74 0.39	0.62 0.13	1.06	17.10

Tableau 8 Résultats quantitatifs du recalage par rapport aux données de la GT (brute et sans amélioration locale).
Les moyennes sont en noir et les variances sont en bleu)

Le temps d'exécution du recalage passe en moyenne de 1,1 s (ICP) à 17 s (I-ICP). Pour un recalage US-US [Jia_16], avec la même zone de focus, le temps d'exécution passe de 0.23s (ICP) à 20s (Go-ICP) (sur un processeur i7). Un recalage US-CT basé sur l'ICP est proposé avec une zone de couverture significative $[\pm 3cm, \pm \pi]$ autour des axes d'un nuage US. Ce travail vise la navigation de l'implant fémoral, et le succès de localiser le centre hanche dans une acquisitions échographique avec une précision meilleure que 5 mm, est en moyenne 88.6% (avec un écart type de 15,56%). ICP fournit en moyenne une réussite dans 6.57% (avec un écart tye de 2.64%). Le nombre total des transformations testées est de $500 * 20$. Le *tableau 8* indique aussi la précision en FRE qui varie en moyenne entre 0.84 mm et 2.66 mm sur les 20 acquisitions échographiques. L'impact de l'erreur de recalage sur les mesures cliniques est aussi considérés : l'offset varie en moyenne entre 0.17 mm et 0.63 mm, la longueur de jambe est entre 0.13 mm et 1.62 mm et l'antéversion varie de 0.5° à 3.15° .

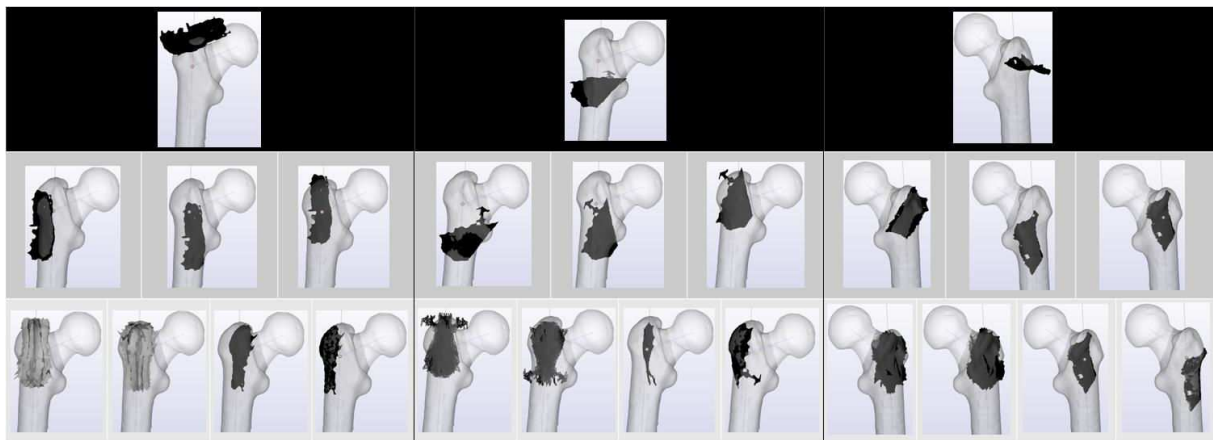


Fig.23 Différentes étapes de recalage proposé (Tests : 1-9-13): Etat initial aléatoire (Première ligne). Standard ICP US->CT (Deuxième ligne à gauche). ICP CT->US (Milieu de la deuxième ligne). US initialisé et centre en C_{P_F} (Droite de la deuxième ligne). 16 rotations autour de Dax sont testés (Troisième ligne à gauche). La meilleure initialization obtenue et le recalage US-CT (Troisième ligne à droite).

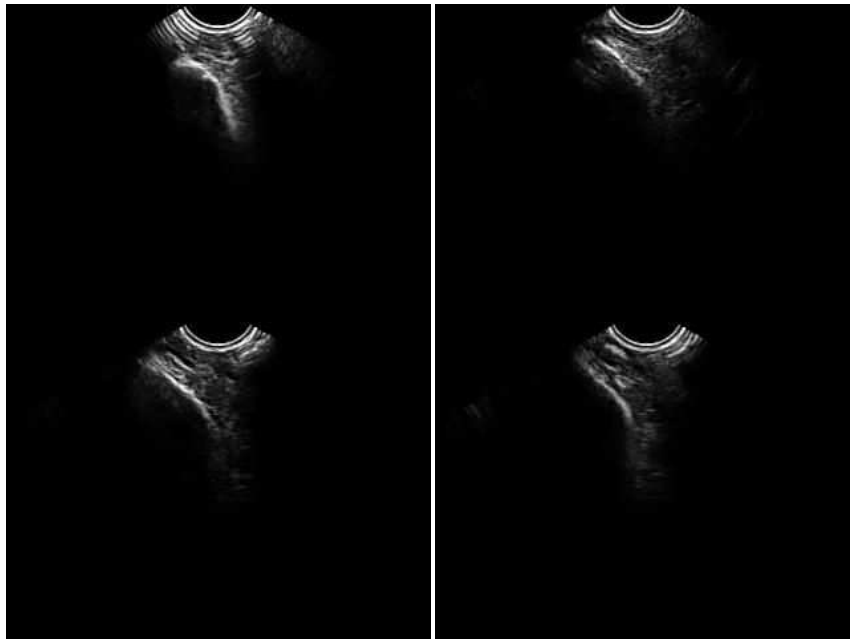
US Acq Nbr	Pourcentage des recalages réussis (H _c RE < 5 mm)		TRE (mm)		FRE (mm)		H _c RE (mm)		LLRE (mm)		O _p RE (mm)		A _{nt} RE (mm) (°)		Temps d'exécution (s)	
	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP	ICP	I-ICP
1	9.2	99.8	1.19 0.24	0.80 0.10	1.82 0.46	1.26 0.20	2.93 1.42	1.94 0.63	0.24 0.01	0.11 5e-3	0.10 0.01	0.05 3e-3	2.92 1.42 4.18	1.94 0.63 2.78	0.76	13.39
2	7.6	100	1.28 0.43	0.98 0.07	1.38 0.56	1.00 0.07	1.57 1.12	1.07 0.11	0.98 0.38	0.72 0.06	0.06 2e-3	0.06 1e-3	1.08 1.07 2.15	0.73 0.13 1.11	0.64	12.06
3	4.6	99.4	0.80 0.09	0.54 0.05	1.40 0.37	1.11 0.16	2.28 1.46	1.85 0.55	0.44 0.02	0.33 8e-3	0.02 6e-4	9e-3 3e-4	2.15 1.81 3.55	1.82 0.54 2.59	0.61	11.93
4	7	99.6	1.45 0.10	1.19 0.05	1.96 0.20	1.68 0.10	2.82 1.13	2.24 0.65	0.55 0.02	0.53 0.01	0.12 0.01	0.07 0.01	2.71 1.36 3.94	2.13 0.81 3.08	0.68	13.60
5	6.4	98.8	1.05 0.29	0.93 0.25	1.43 0.54	1.41 0.59	2.22 1.45	2.30 1.76	0.46 0.07	0.25 0.43	0.10 5e-3	0.12 4e-3	2.16 1.43 3.42	2.24 1.77 3.63	0.65	12.48
6	7.8	98.8	1.29 0.23	1.22 0.20	1.75 0.42	1.65 0.37	2.71 1.19	2.50 1.03	0.56 0.08	0.47 0.05	0.10 4e-3	0.14 3e-3	2.64 1.16 3.78	2.44 1.02 3.51	0.63	11.14
7	9.6	100	0.98 0.76	0.32 2e-4	1.17 0.71	0.58 4e-4	1.42 0.87	0.78 8e-4	0.75 0.85	0.03 3e-4	0.09 0.01	5e-3 3e-4	1.08 0.27 1.62	0.78 8e-3 0.88	0.81	12.50
8	10.8	100	1.06 0.80	0.25 0.07	1.19 0.79	0.41 0.04	1.32 1.28	0.32 0.03	1.04 0.83	0.25 0.02	0.21 0.01	0.13 1e-3	0.73 0.51 1.47	0.14 0.01 0.24	0.94	13.43
9	10.2	81.6	1.53 0.46	1.87 0.30	3.62 2.78	4.33 1.35	2.13 0.58	2.82 1.04	1.19 0.43	1.20 0.11	0.52 0.11	0.35 0.05	1.50 0.62 2.35	2.38 1.57 3.72	0.77	12.25
10	7	97.8	1.76 0.37	1.78 0.16	1.83 0.54	1.75 0.14	1.99 1.17	1.65 0.09	1.41 0.43	1.44 0.23	0.18 0.01	0.09 3e-3	1.24 1.11 2.33	0.67 0.03 0.86	0.55	11.86
11	4.6	96.8	1.17 0.18	1.37 0.31	1.58 0.51	1.89 0.47	2.23 1.86	2.73 1.82	0.64 0.19	0.85 0.09	0.18 1e-3	0.18 5e-3	2.10 1.81 3.51	2.57 1.81 3.99	0.68	12.65
12	5	98.4	1.17 0.31	0.68 0.06	1.54 0.51	0.86 0.14	2.17 1.20	1.05 0.51	0.74 0.25	0.51 0.04	0.08 5e-3	0.05 1e-3	1.97 1.22 3.12	0.83 0.62 1.64	0.63	12.63
13	4.8	82.2	0.95 0.14	1.09 0.04	1.33 0.22	1.42 0.07	1.91 0.47	1.85 0.23	0.88 0.31	1.27 0.15	0.13 0.01	0.21 6e-3	1.59 0.45 2.31	1.16 0.50 1.90	0.81	16.32
14	3.6	92.6	1.20 0.07	1.15 0.09	2.06 0.3	1.76 0.23	3.26 1.40	2.51 1.02	0.76 0.18	0.72 0.19	0.18 0.01	0.15 0.01	3.07 1.79 4.94	2.30 1.27 3.49	0.72	16.46
15	2.2	88.8	1.30 0.14	1.12 0.14	2.21 0.29	1.98 0.42	2.45 1.68	2.42 1.95	0.53 0.04	0.49 0.07	0.25 0.02	0.25 0.01	2.32 1.86 3.76	2.33 1.96 3.81	0.70	12.87
16	8.6	99.8	1.61 0.73	1.59 0.18	1.74 0.80	1.65 0.25	1.94 1.04	2.05 0.63	1.35 0.76	1.35 0.07	0.15 8e-3	0.23 9e-3	1.21 0.69 2.08	1.46 0.71 2.35	0.64	11.57
17	10.4	98.8	1.28 0.32	1.10 0.07	1.28 0.33	1.13 0.07	1.30 0.70	0.99 0.05	0.95 0.28	0.79 0.02	0.13 0.01	0.06 4e-4	0.75 0.60 1.55	0.54 0.09 0.85	0.71	11.85
18	9	93.6	1.29 0.14	1.34 0.02	1.49 0.15	1.44 0.04	1.42 0.28	1.54 0.15	0.91 0.22	0.90 0.02	0.15 0.03	0.13 2e-3	0.91 0.37 1.54	1.20 0.22 1.70	0.75	12.33
19	3	93.6	1.09 0.24	0.94 0.19	1.74 0.65	1.51 0.63	2.78 2.18	2.40 2.16	0.36 0.11	0.52 0.12	0.11 0.01	0.15 0.02	2.68 2.45 4.33	2.24 2.47 3.89	0.61	14.51
20	7.4	98.2	1.83 0.54	1.41 0.23	2.02 0.66	1.55 0.27	1.98 0.64	1.50 0.24	1.74 0.68	1.38 0.33	0.23 0.03	0.15 0.01	0.72 0.23 1.22	0.34 0.09 0.65	0.74	13.25

Tableau 9 Résultats quantitatifs du recalage par rapport aux données de la GT (brute et sans amélioration locale. Les moyennes sont en noir et les variances sont en bleu)

Une fois que les données US peropératoires calibrées sont recalées avec les données CT, un feed-back sur l'insertion de l'implant fémoral peut être fourni en moins d'une minute (y compris l'acquisition, la segmentation et le recalage) avec un processeur i7, l'incertitude de la localisation du centre hanche, en fonction du recalage et le pipeline proposé est digne d'être testé dans une salle d'opération.

VI) Acquisitions des images échographiques en peropératoire

Le défi peropératoire dans notre contexte, consiste tout d'abord à acquérir des volumes échographiques du fémur du patient avec une zone de couverture de la sonde assurant un recalage robuste. Les *figures 24-25* montrent des acquisitions échographiques avec une sonde motorisée sur le pelvis d'un patient après l'insertion complète de la prothèse. La sonde est insérée dans un sac stérile rempli de gel. Avant la fermeture du site, la sonde est insérée dans le corps, en cherchant un contact direct avec le fémur.



***Fig.24** Acquisitions échographiques du grand-petit trochanter dans une salle d'opération, sonde insérée dans le corps du patient par un sac stérile rempli de gel*

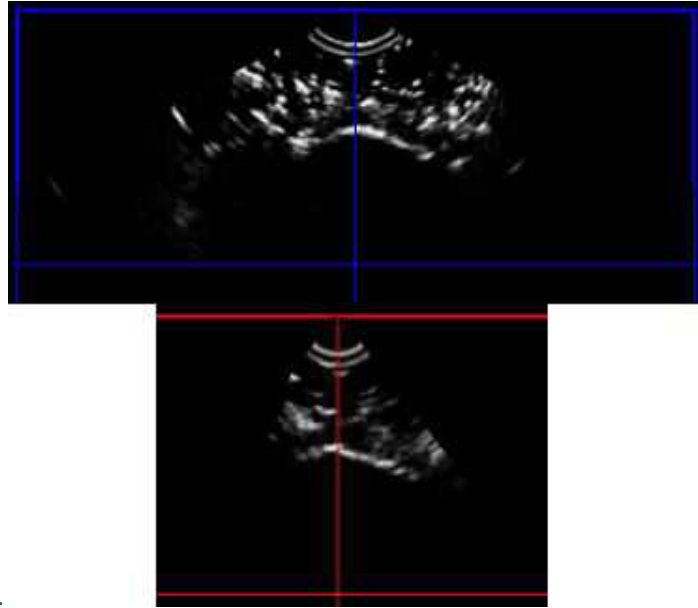


Fig.25 Volume US peropératoire

Conclusions

Avec plus de soin pendant l'expérimentation, les données acquises peuvent être plus précises : Dans la première expérimentation, le palpeur qui a été utilisé pour numériser les marqueurs du fémur pendant l'acquisition échographique n'était pas précalibré, et donc une amélioration locale des surfaces US-CT était requise afin d'améliorer la précision des données acquises. Dans la deuxième expérimentation, le palpeur était précalibré et il n'était pas nécessaire d'estimer une position de référence par exploration locale des transformations. Comme nous l'avons expliqué, la calibration de la sonde échographique utilisait une raquette de tennis au lieu du fantôme [Baumann_06] et la calibration a eu une précision moins bonne.

Différentes étapes expérimentales ont conduit aux résultats reportés dans ce chapitre. D'abord la numérisation des marqueurs sur le fémur sawbone pendant les acquisitions échographiques se fait avec une moyenne de 1 mm. Le palpeur lui-même possède une précision de 0.25 mm. La segmentation des formes rondes des marqueurs dans les données CT se fait sans réelle GT mais nous avons l'erreur d'appariement des fiduciaux US-CT qui est de l'ordre de 1 mm. Nous reportons dans ce qui suit les précisions relatives aux deux expérimentations. La résolution des images échographiques est de l'ordre de la résolution des images échographiques est de l'ordre de 0.47^3 et 0.37^3 mm ainsi les données CT ont une résolution spatiales de $0.7 * 0.7 * 1$ et $0,49 * 0,49 * 1,5$ mm. La calibration de la sonde motorisée par un plan en nylon s'est faite avec une erreur de $(0.50 \text{ mm}, 0.88^\circ)$ et $(1.7 \text{ mm}, 1.30^\circ)$. Concernant la segmentation, on reporte la précision obtenue lors de l'estimation des angles formés par les facettes du fantôme qui est en moyenne de 1.27° . Malgré ces imprécisions, nous avons fait des positions de

référence pour la validation du recalage et notons ici que l'erreur relative au fiduciaux utilisée (FRE) quantifie l'erreur de la segmentation et du recalage.

L'impact d'une erreur due aux recalages sur la localisation du centre de l'articulation de la hanche ne devrait pas dépasser 5 mm dans la deuxième expérimentation ainsi les TRE reportés sont de l'ordre 0.73 et 1.74 mm. Dans la première expérimentation, un recalage est dit réussi si la TRE est inférieur à 2 mm. Sachant que le col fémoral est plus proche du centre hanche que le grand et petit trochanter, l'expérimentation sur le col fémoral doit être moins tolérante et accepter moins de recalages réussis. Malgré tout, les résultats obtenus sont tout à fait encourageants et montre que les performances de l'ICP peuvent clairement s'améliorer et que le recalage temps réel et précis US-CT pour les données du col fémoral est possible.

Conclusions et perspectives

Bien que cette étude se concentre sur l'ATH, aucune acquisition échographique ni scanner sur le bassin n'ont été utilisées. Seuls deux fémurs sawbone ont été imagés. L'extraction des interfaces osseuses à partir de volumes échographiques utilisant des caractéristiques de phase [Hacihaliloglu_08] a des résultats intéressants et ceci n'a pas été testé dans cette étude. Aucune comparaison avec le recalage basé sur l'UKF ou GMM n'a été effectuée. L'initialisation de l'ICP proposée n'a pas été comparée à l'initialisation ICP basée sur le « nested annealing » [Linha_15] ou les algorithmes génétiques [Lomonosov_06]. En outre, l'information mutuelle a montré des résultats prometteurs pour le recalage d'image médicale multimodale [Pluim_03] et il n'a pas été exploré dans notre étude.

Les applications cliniques de la reconnaissance du fémur dans les volumes échographiques peuvent contribuer à la navigation de l'arthroplastie totale de la hanche et de l'épaule ou encore à l'ablation de tumeurs osseuses par radiofréquence. Dans cette étude, nous proposons un pipeline pour la reconnaissance du fémur proximal dans les acquisitions échographiques. Le recalage proposé est guidé par la forme quasi symétrique et fermée du fémur. Différentes régions d'intérêt ont été testées : le col fémoral, les grand et petit trochanter avec une zone de couverture importante. En utilisant 30 acquisitions échographiques du fémur proximal, avec 500 initialisations aléatoires par acquisition, et en testant une zone de couverture de $[\pm 2\text{cm}, \pm \pi / 2]$ et $[\pm 3\text{cm}, \pm \pi]$ respectivement pour les acquisitions du col et du trochanter, l'initialisation améliore nettement les performances de l'ICP: de 23.05% à 64.70% (et de 6,57% à 88.60%) et le recalage prend environ 3.09 s (17 s) en moyenne tandis que l'ICP prend environ 1.37 s (1.10 s) pour les acquisitions du col fémoral (grand et petit trochanter respectivement). Les temps d'exécution et la précision obtenus rendent le pipeline valable pour être testé avec des données réelles de patients. Cependant avant une mise en œuvre clinique, une évaluation est nécessaire et des positions de référence (US-CT) doivent être déterminées pour évaluer les résultats du recalage.

La conception d'un système de navigation pour l'ATH, basé sur l'échographie peropératoire et focalisant sur l'implant fémoral, est proposée. Il fournit un feed back visuel et quantitatif sur l'insertion de l'implant. Un pipeline de navigation, incluant la calibration, la segmentation et le recalage est testé dans cette étude. La précision est évaluée en termes cliniques. Les temps d'exécution et la précision obtenus sont encourageants et rendent le pipeline proposé valable pour être évalué en utilisant des données réelles des patients. Une fois notre étude réussie le défi peropératoire, d'autres applications telles que l'arthroplastie totale de l'épaule et l'ablation du cancer osseux peuvent en profiter.

Contributions

[Haddad_14] O. Haddad, J. Leboucher, J. Troccaz and E. Stindel. Robust point matching and outlier handling for minimally invasive Computer Aided Orthopedic Surgery (CAOS). In Proceedings of Surgetica 2014, Pages: 205-207.

[Haddad_15] O. Haddad, J. Leboucher, J. Troccaz and E. Stindel. Robust rigid registration for non invasive Computer Assisted Orthopedic Surgery. Preliminary results. 2015 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, DOI: 10.1109/2015.7163975.

[Haddad_16] O. Haddad, J. Leboucher, J. Troccaz and E. Stindel. Initialized Iterative Closest Point for Bone Recognition in Ultrasound Volumes. Accepted in 2016 IEEE International Conference on Pattern Recognition (ICPR).

[Haddad_17] O. Haddad, J. Leboucher, J. Troccaz and E. Stindel. Ultrasound based femur implant navigation using Initialized-Iterative Closest Point (I-ICP). Submitted in 2017 IEEE Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR).

Références

[Rosenfeld_66] A. Rosenfeld and J.L Pfaltz. Sequential operations in digital picture processing. J Am Coll Med 1966; 13(4): 471-494.

[Oppenheim_81] A.V. Oppenheim and J.S. Lim. "The importance of phase in signals", Proc. of IEEE69, pages 529-541,1981

[Arun_87] S. Arun, T.S. Huang and S.D. Blostein. Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets K. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, Vol. PAMI-9, NO. 5,1987.

[Besl_92] P.Besl and N.D.McKay. A Method for Registration of 3D Shapes. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 14, pp. 239 – 256, 1992.

[Press_92] W. Press, S. Teukolsky, W. Vetterling, B. Flannery. Numerical Recipes in C, second ed. Cambridge University Press 1992.

[Barbe_93] C. Barbe, J. Troccaz, B. Mazier, S. Lavalée. Using 2.5D echography in computer assisted spine surgery. 15th IEEE Engineering in Medicine and Biology conference, pp160-161, San Diego (USA), 1993

[Detmer_94] P.R. Detmer, G. Bashein, T. Hodges, K.W. Beach, E.P. Filer, D.H. Burns, D.Eugene and DE.Jr. Strandness Jr. 3d ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking: In vitro calibration and validation. Ultrasound in Medicine & Biology. Volume 20, Issue 9, 1994, Pages 923-936

[Yuille_94] A.L. Yuille and J.J. Kosowsky. Statistical physics algorithms that converge. Neural Computation, 6(3):341-356, May 1994.

[Gottschalk_96] S. Gottschalk, M.C. Liny and D. Manocha. OBBTree: AHierarchical Structure for Rapid Interference Detection. Proc. of ACM Siggraph,1996.

[Masuda_96] T. Masuda, K. Sakaue and N. Yokoya. Registration and integration of multiple range images for 3D model construction. In Proc. ICPR'96, pages 879-883, 1996.

[Rangarajan_97] A. Rangarajan, H. Chui and F. Bookstein. The softassign Procrustes matching algorithm. in: Information Processing in Medical Imaging (IPMI), Springer, Berlin, 1997, pp. 29-42.

[Bargar_98] W.L. Bargar, A. Bauer and M. Borner. Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system. Clinical orthopaedics and related research, Number 354, pp 82-91.

[HipNav_98] A.M. Digioia, B. Jaramaz, M. Blackwell, D. Simon, F. Morgan, J.E. Moody, C. Nikou, B. Colgan, C. Aston, R. LaBarca, E. Kischell and T. Kanade. An Image Guided Navigation System for Accurate Alignment in Total Hip Replacement Surgery. tech. report CMU-RI-TR-98-18, Robotics Institute, Carnegie Mellon University, 1998

[Simon_98] D.A. Simon and S. Lavallée. Medical Imaging, Visualization and Registration in Computer-Assisted Surgery. Clin Orthop Relat Res. 1998 Sep;(354):17-27.

[Langø_00] T. Langø, F. Lindseth, J. H. Kaspersen and Å. Grønningsæter. Novel probe calibration methods for 3D freehand ultrasound. In Computer Aided Surgery, October 2000.

[Nikou_00] C. Nikou, B. Jaramaz, A.M. DiGioia and T.J. Levison. Description of Anatomic Coordinate Systems and Rationale for Use in an Image-Guided Total Hip Replacement System. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2000 Lecture Notes in

Computer Science Volume 1935, 2000, pp 1188-1194

[Schroeder_00] W.J. Schroeder, L.S. Avila and W. Hoffman. Visualizing with VTK: A Tutorial. IEEE Computer Graphics and Applications 2000.

[Betke_01] M. Betke, H. Hong and J.P. Ko. Automatic 3D Registration of Lung Surfaces in Computed Tomography Scans, Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI), 2001. LNCS 2208, pp. 725–733, 2001.

[Chui_01] H. Chui. Non-Rigid Point Matching: Algorithms, Extensions and Applications. A Dissertation Presented to the Faculty of the Graduate School of Yale University in Candidacy for the Degree of Doctor of Philosophy by January 2001.

[Muratore_01] D.M. Muratore and R.L. GALLOWAY JR. Beam calibration without a phantom for creating 3-D freehand ultrasound system. Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 27, No. 11, pp. 1557–1566, 2001.

[Penney_01] G.P. Penney, P.J. Edwards, A.P. King, J.M. Blackall, P.G. Batchelor, and D.J. Hawkes. A stochastic iterative closest point algorithm (stochastICP). In Springer, editor, Proc. of MICCAI'01, volume LNCS 2208, pages 762–769, 2001.

[Abolmaesumi_02] P. Abolmaesumi, S.E. Salcudean, W. H. Zhu, M. R. Sirouspour, and S.P. DiMaio. Image-Guided Control of a Robot for Medical Ultrasound. IEEE Transaction on Robotics and Automation 2002; 18(1) :11-23.

[Gonzalez_02] R.C. Gonzalez and R.E. Woods. Digital Image Processing 2nd Edition, Prentice Hall, New Jersey, 2002.

[Granger_02] S. Granger and X. Pennec. Multi-scale EM-ICP: A Fast and Robust Approach for Surface Registration. IEEE, A. Heyden et al. (Eds.): ECCV 2002, LNCS 2353, pp. 418–432, 2002.

[Krsek_02] P. Krsek, T. Pajdla, and V. Halvac. Differential invariants as the base of triangulated surface registration. Computer Vision and Image Understanding 87(1-3), 27 – 38 (2002).

[Plus_02] D.G. Gobbi and T.M. Peters. Interactive intra-operative 3D ultrasound reconstruction and visualization. In Proc. MICCAI (Lecture Notes in Computer Science Vol.2489), pages 156 – 63, 2002. 2.4*.

[Rousseau_02] F. Rousseau, P. Hellier and C. Barillot. A fully automatic calibration procedure for freehand 3-D ultrasound. Biomedical Imaging, 2002. Proceedings. 2002 IEEE International Symposium on. Pages: 985 – 988. DOI: 10.1109/ISBI.2002.1029428

[Stindel_02] E. Stindel, J.L. Briard, P. Merloz, S. Plaweski, F. Dubrana, C. Lefevre, and J. Troccaz. Bone morphing: 3D morphological data for total knee arthroplasty. Comput Aided Surg. 2002;7(3):156-68.

[Ye_02] X. Ye, J. A. Noble and D. Atkinson. 3-D Freehand Echocardiography for Automatic Left Ventricle Reconstruction and Analysis Based on Multiple Acoustic Windows. IEEE Transactions on medical imaging, Vol. 21, NO. 9, 2002.

[Amin_03] D.Amin, T.Kanade, A.Gioia, B.Jaramaz. Ultrasound registration of the bone surface for surgical navigation. Comput Aided Surg 2003, 8:1–16.

[Brendel_03] B. Brendel, S. Winter, A. Rick, M. Stockheimd, H. Ermert . Bone registration with 3D CT and ultrasound data sets. International Congress Series 1256 (2003) 426–432.

[Chang_03] J. Chang, W. Haddad, J.U. Kluiwstra, D. Matthews and K. Trauner. Ultrasound image guided acetabular implant orientation during total hip replacement. US patent US20020099288 A1

[Chui_03] H. Chui and A. Rangarajan. A new point matching algorithm for non-rigid registration. Computer Vision and Image Understanding 89 (2003) 114–141.

[Pluim_03] J.P.W. Pluim, J.B.A. Maintz and M.A. Viergever. Mutual-information-based registration of medical images: a survey. IEEE Transactions on Medical Imaging (Volume: 22, Issue: 8, Aug. 2003)

[Daanen_04] V. Daanen, J. Tonetti, and J. Troccaz. A Fully Automated Method for the Delineation of Osseous Interface in Ultrasound Images. MICCAI 2004, LNCS 3216, pp. 549–557, 2004.

[Jain_04] A.K. Jain and R.H. Taylor. Understanding Bone responses in B-mode Ultrasound Images and Automatic Bone Surface extraction using a Bayesian Probabilistic Framework. Medical Imaging 2004: Ultrasonic

Imaging and Signal Processing, edited by William F. Walker, Stanislav Y. Emelianov, Proc. of SPIE Vol. 5373

[Hedjazi_05] M. Hedjazi Moghari and P. Abolmaesumi. A Novel Incremental Technique for Ultrasound to CT Bone Surface Registration Using Unscented Kalman Filtering. MICCAI 2005.

[Kazhdan_04] M. Kazhdan, T. Funkhouser and S. Rusinkiewicz. Symmetry Descriptors and 3D Shape Matching. Eurographics Symposium on Geometry Processing (2004)

[Manzanera_05] A. Manzanera. Cours de morphologie mathématique. UPMC/Master 2005.

[Penney_05] G.P. Penney, D.C. Barratt, C.S.K. Chan, M. Slomczykowski, J.C. Timothy, J.E. Phillip and D.J. Hawkes. Cadaver Validation of Intensity-Based Ultrasound to CT Registration. MICCAI 2005

[Racicot_05] F.R. Racicot and R. Théoret. Quelques applications du filtre de Kalman en finance : estimation et prévision de la volatilité stochastique et du rapport cours-bénéfices. Département des sciences administratives Université du Québec, Outaouais. Département Stratégie des Affaires Université du Québec, Montréal 2005.

[Querashi_05] S. Qureshi. Embedded Image Processing on the TMS320C6000TM DSP: Examples in Code Composer StudioTM and MATLAB: Adaptive Filtering (Image Processing) Part 1. Book 2005.

[Wei Hsu_05] P.W. Hsu, R.W. Prager, A.H. Gee and G.M. Treece. Rapid, Easy and Reliable Calibration for Freehand 3D Ultrasound. CUED/F-INFENG/TR 534 August 2005

[Bauman_06] M. Baumann, V. Daanen, A. Leroy, and J. Troccaz. 3-D Ultrasound Probe Calibration for Computer-Guided Diagnosis and Therapy. CVAMIA 2006, LNCS 4241, pp. 248–259, 2006. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2006

[Dubuisson_06] D. Dubuisson. Morphologie mathématique: Fondements du Traitement d'Images. novembre 2006

[Hacihaliloglu_06] I. Hacihaliloglu, R. Abugharbieh, A.J. Hodgson, R.N. Rohling. Enhancement of bone surface visualization from 3D ultrasound based on local phase information. 2006 IEEE Ultrasonics Symposium

[Lomonosov_06] E. Lomonosov, D. Chetverikov and A. Ekárt. Pre-registration of arbitrarily oriented 3D surfaces using a genetic algorithm. Pattern Recognition Letters, volume 27, Issue 11, August 2006, Pages 1201–1208.

[Tyryshkin_06] K. Tyryshkin, P. Mousavi, D.R. Pichora and P. Abolmaesumi. Identification of anatomical landmarks for registration of CT and ultrasound images in computer-assisted shoulder arthroscopy. IEEE EMBS 2006.

[Hedjazi_07] M.H. Moghari and P. Abolmaesumi. Point-Based Rigid-Body Registration Using an Unscented Kalman Filter. IEEE Transactions on medical imaging, Vol. 26, NO. 12, 2007.

[Foroughi_07] P. Foroughi, E. Boctor, M.J. Swartz, R.H. Taylor, and G. Fichtinger. Ultrasound Bone Segmentation Using Dynamic Programming. 2007 IEEE Ultrasonics Symposium.

[Kowal_07] J. Kowal, C. Amstutz, F. Langlotz, H. Talibj, M.G. Ballester. Automated bone contour detection in ultrasound B-mode images for minimally invasive registration in computer-assisted surgery an in vitro evaluation. Int J Med Robotics Comput Assist Surg 2007; 3: 341–348.

[ChirOrthoSarrus_08] Chirurgie Orthopédique Clinique Sarrus Teinturier ChirOrthoSarrus, 2008. http://www.chirorthosarrus.com/pathologies/hanche/prothese_totale_hanche.htm

[Cignoni_08] P. Cignoni, M. Callieri, M. Corsini, M. Dellepiane, F. Ganovelli and G. Ranzuglia. MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool P. Eurographics Conference (2008).

[Hacihaliloglu_08] I. Hacihaliloglu, R. Abugharbieh, A. Hodgson, and R. Rohling. Bone Segmentation and Fracture Detection in Ultrasound Using 3D Local Phase Features. MICCAI 2008, Part I, LNCS 5241, pp. 287–295, 2008.

[Mozes_08] A. Mozes. 3D A-Mode Ultrasound Calibration and Registration of the Tibia and Femur for Computer-Assisted Robotic Surgery. A DISSERTATION Submitted to the Faculty of the University of Miami in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy 2008-06-11.

[Piednoir_08] F. Piednoir. Pédaler intelligemment, la biomécanique du cycliste : Chapitre 4. Les axes

articulaires. La fédération Française de cyclotourisme, Avril 2008.

[Wein_08] W. Wein, S. Brunke, A. Khamene, M.R. Callstrom and N. Navab. Automatic CT-ultrasound registration for diagnostic imaging and image-guided intervention. *Medical Image Analysis* 12 (2008) 577–585

[Chaoui_09] J. Chaoui, G. Dardenne, C. Hamitouche, E. Stindel and C Roux. Virtual movements-based calibration method of ultrasound probe for computer assisted surgery. 2009 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro

[Dardenne_09] G. Dardenne. Évaluation de la dynamique pelvienne par échographie. Application à l'arthroplastie totale de la hanche en chirurgie naviguée. Rapport de thèse, Telecom Bretagne 2009.

[Schers_09] J. Schers. Échographie 3D dynamique pour le suivi d'une structure osseuse en orthopédie. Phd Report 2009, L'Institut polytechnique de Grenoble.

[Karamalis_09] A. Karamalis, W. Wein, O. Kutter and N. Navab. Fast Hybrid Freehand Ultrasound Volume Reconstruction. SPIE Medical Imaging 2009.

[Lange_09] T. Lange, S. Kraft, S. Eulenstein, H. Lamecker and P.M. Schlag. Automatic Calibration of 3D Ultrasound Probes. DOI: 10.1007/978-3-642-19335-4_36. Conference: Bildverarbeitung für die Medizin 2009: Algorithmen - Systeme - Anwendungen, Proceedings des Workshops vom 20. bis 22. März 2011 in Lübeck

[Shamir_09] R.R. Shamir, L.Joskowicz. Geometrical analysis of registration errors in point-based rigid-body registration using invariants. *Medical Image Analysis* 15 (2011) 85–95

[Solberg_09] A. Solberg. Hough transform. Course: lesson, INF 4300, 2009.

[Yoon_09] Y.S. Yoon, Y.Y. Kim and J.A. Tonetti. Navigation System for Hip Replacement Surgery Having Reference Mechanism and Method Using the Same . US Patent 2009: US 20090171370 A1.

[AO_10] E. Raaymakers, I. Schipper, R. Simmermacher, C. Werken. Proximal femur 31-B3 Arthroplasty. AO Foundation, 2010.

[Bredbenner_10] T.L. Bredbenner, T.D. Eliason, R.S. Potter, R.L. Mason, L.M. Havill and D.P. Nicolella. Statistical shape modeling describes variation in tibia and femur surface geometry between Control and Incidence groups from the Osteoarthritis Initiative database. *J Biomech.* 2010 Jun 18; 43(9): 1780–1786.

[Cerveri_10] P. Cerveri, M. Marchente, W. Bartels, K. Corten, J.P. Simon and A. Manzotti. Automated Method for Computing the Morphological and Clinical Parameters of the Proximal Femur Using Heuristic Modeling Techniques. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 38, No. 5, May 2010 (2010) pp. 1752–1766. DOI: 10.1007/s10439-010-9965-x.

[Ghanavati_10] S. Ghanavati, P. Mousavi, G. Fichtinger, P. Foroughi and P. Abolmaesumi. Multi-Slice to Volume Registration of Ultrasound Data to a Statistical Atlas of Human Pelvis. SPIE 2010 Vol. 7625 76250O-1.

[Koslowski_10] B.O. Koslowski. Feature Based Registration of Ultrasound and CT Data of a Scaphoid. A thesis submitted to the School of Computing in conformity with the requirements for the degree of Master of Science Queen's University Kingston, Ontario, Canada May 2010.

[Pasquier_10] G. Pasquier, G. Ducharne , E. Sari Ali, F. Giraud , A. Mouttet, E. Durante. Total hip arthroplasty offset measurement: Is CT scan the most accurate option? *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* DOI: 10.1016/j.otsr.2010.02.006.

[Renkawitz_10] T. Renkawitz, M. Wegner, S. Gneiting, M. Haimerl, E. Sendtner, T. Kalteis and J. Grifka. Experimental validation of a pinless femoral reference array for computer-assisted hip arthroplasty. *J Orthop Res.* 2010 May;28(5):583-8. doi: 10.1002/jor.21039.

[Sarin_10] V.K. Sarin, C.R. Pratt, M.E. Apgar, W.R. Pratt. Non-imaging computer assisted navigation system for hip replacement surgery. US Patent 2002: 6711431 B2.

[Stiehl_10] J.B. Stiehl. Hip implant registration in computer assisted surgery. US Patent 2010: 20100261998 A1.

[Tamaki_10] T. Tamaki, M. Abe, B. Raytchev and K.Kaneda. Softassign and EM-ICP on GPU. Hiroshima University, Japan. 2010First International Conference on Networking and Computing.

[Baumann_11] M. Baumann, P. Mozer, V. Daanen and J. Troccaz. Prostate biopsy tracking with deformation estimation. *Med Image Anal.* 2012 Apr;16(3):562-76. doi: 10.1016/j.media.2011.01.008. Epub 2011 May 17.

[BrainLab_11] ©2011 Brainlab AG. Accurate Leg length restoration. Printed in Germany. OR-FL-E-Hip Express-0211 Q:1,500 ®Registered trademark of Brainlab AG in Germany and/or the US.

[Djermag_11] Y. Djermag and F. Koskas. Inégalité de longueur des membres inférieure après prothèse totales de hanches. Intérêt de la mesure de la résection osseuse. *Groupe d'Etude en Chirurgie Osseuse*, 2011.

[Hacihaliloglu_11] I. Hacihaliloglu, R. Abugharbieh, A.J. Hodgson and R.N. Rohling. Automatic adaptive parametrization in local phase feature-based bone segmentation in ultrasound. 2011 World Federation for Ultrasound in Medicine & Biology

[Hirschman_11] M.T. Hirschman, F.K. Afifi, C. Helfrich, D. Wirz, T. Schwägli, H. Martin Overhoff, W. Moser and N.F. Friederich. Navigated Total Hip Arthroplasty Using a 3-D Freehand Ultrasound System: Technical Note and Preliminary Results. *Orthopedics*, December 2011 - Volume 34 · Issue 12.

[Manzotti_11] A. Manzotti, P. Cerveri, E. De Momi, C. Pullen and P. Confalonieri. Does computer-assisted surgery benefit leg length restoration in THA? Navigation versus conventional freehand. *Int Orthop.* 2011 Jan;35(1):19-24

[Essomba_12] T. Essomba, L. Nouaille, M. A. Laribi, G. Poisson, and S. Zeghloul. Design Process of a Robotized Tele-Echography System. *Applied Mechanics and Materials* 2012; 162: 384-393.

[Fieten_12] L. Fieten, K. Radermacher and S. Heger. An ICP variant with anisotropic weighting to accommodate measurement errors in A-Mode ultrasound-based registration. *Biomed Tech* 2012.

[Kiefer_12] H. Kiefer. Ultrasound-Guided Acquisition of Bony Landmarks During Navigation. Chapter: *Computer and Template Assisted Orthopedic Surgery*. pp 129-136

[Makni_12] N. Makni, et al., Elastic image registration for guiding focal laser ablation of prostate cancer: Preliminary results, *Comput.*

Methods Programs Biomed. (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2012.04.001>

[Rasoulia_12] A. Rasoulia, R. Rohling, and P. Abolmaesum. Group-Wise Registration of Point Sets for Statistical Shape Models. *IEEE Transactions on medical imaging*, Vol. 31, NO. 11, 2012.

[Hacihaliloglu_13] I. Hacihaliloglu, A. Rasoulia, R. N. Rohling, and P. Abolmaesumi. Statistical Shape Model to 3D Ultrasound Registration for Spine Interventions Using Enhanced Local Phase Features. *MICCAI 2013, Part II, LNCS 8150*, pp. 361–368, 2013.

[Uddanwadikar_13] R. Uddanwadikar, V. Uddanwadiker and S. Chiddarwar. Fabrication of Accurate Bone Implant Geometry Using Puzzle Solving Technique. *Proceedings of the 1st International Conference on Machines and Mechanisms 2013*.

[Yang_13] J. Yang, H. Li, and Y. Jia. Go-ICP: solving 3d registration efficiently and globally optimally. *Computer Vision (ICCV), 2013 IEEE International Conference on*. DOI: 10.1109/ICCV.2013.184.

[Bellekens_14] B. Bellekens, V. Spruyt, R. Berkvens and M. Weyn. A Survey of Rigid 3D Pointcloud Registration Algorithms. *AMBIENT 2014: The Fourth International Conference on Ambient Computing, Applications, Services and Technologies*. ISBN: 978-1-61208-356-8.

[Billings_14] S. Billings and R. Taylor. Iterative Most Likely Oriented Point Registration. *MICCAI 2014, Part I, LNCS 8673*, pp. 178–185, 2014.

[Brainlab_14] HippExpress: <https://www.brainlab.com/wpcontent/uploads/2014/01/Flyer-Hip-Express.pdf>

[Fakhfakh_14] H. E. Fakhfakh, G. Llort-Pujol, C. Hamitouche and E. Stindel. Automatic registration of pre- and intraoperative data for long bones in Minimally Invasive Surgery. 36th Annual International Conference of the IEEE EMBC 2014, Page(s):5575 – 5578.

[Gieseke_14] F. Gieseke, J. Heineremann and C. Oancea. Buffer k-d Trees: Processing Massive Nearest Neighbor Queries on GPUs. *Proceedings of the 31 st International Conference on Machine Learning, Beijing, China, 2014*.

[Hacihaliloglu_14] I. Hacihaliloglu, A. Rasoulian, R. N. Rohling and P. Abolmaesumi. Local Phase Tensor Features for 3-D Ultrasound to Statistical Shape+Pose Spine Model Registration. IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 33, NO. 11, NOVEMBER 2014

[Ramalhinho_14] J.D.M. Ramalhinho. Implementation of a 3D TRUS acquisition system for robotized focal biopsies of the prostate. An approach using 3D integrated US transducers. Thesis to obtain the Master of Science Degree in Biomedical Engineering, December 2014. Tecnico Lisboa.

[Soehl_14] M. Soehl, R. Walsh, A. Rankin, A. Lasso and G. Fichtinger. Tracked ultrasound calibration studies with a phantom made of LEGO® bricks. Proc. SPIE 9036, Medical Imaging 2014: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling, 90362R (March 14, 2014); doi:10.1117/12.2044121

[Clavé_15] A. Clavé, F. Fazilleau, D. Cheval, T. Williams, C. Lefèvre and E. Stindel. Comparison of the reliability of leg length and offset data generated by three hip replacement CAOS systems using EOS™ imaging. Orthop Traumatol Surg Res. 2015 Oct;101(6):647-53. doi: 10.1016/j.otsr.2015.07.006. Epub 2015 Aug 20.

[FakhFakh_15] H.E. FakhFakh. Développement d'un système de navigation pour l'ablation RF de tumeurs osseuses basé sur la fusion d'informations pré-et per-opératoires. Rapport de thèse, Juin 2015, Telecom Bretagne.

[Hacihaliloglu_15] L. Hacihaliloglu, R.N. Rohling, P. Abolmaesumi. Enhancement of spine bone surfaces from ultrasound data using improved local phase tensor filter. Computer Assisted Orthopedic Surgeries (CAOS) 2015.

[Linha_15] T. N. Linha and H. Hiroshib. Global iterative closet point using nested annealing for initialization. Knowledge Based and Intelligent Information and Engineering Systems, Procedia Computer Science 60 (2015) 381 – 39.

[Renkawitz_16] T. Renkawitz, T. Weber, S. Dullien, M. Woerner, S. Dendorfer, J. Grifka, M. Weber. Leg length and offset differences above 5mm after total hip arthroplasty are associated with altered gait kinematics. Gait Posture 2016 Sep 9;49:196-201. Epub 2016 Jul 9.

[jia_16] R. jia, S. Mellon, D. Murray, J.A. Noble. A computer-aided tracking and motion analysis

with ultrasound (CAT & MAUS) system for the description of hip joint kinematics. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2016 Jun 16.

[CamiTK] Computer Assisted Medical Intervention Tool Kit. In: CamiTK website. Retrieved from: <http://camitk.imag.fr>

[Geo_Probe] <http://www.examrefresh.com/transducer-arrays/>

[Encyclopédie_PTH]Encyclopédie des prothèses de hanche : <http://arkangedunet.free.fr/Webphie/Web%20Cyril%20008/index.php?content=orthopedie#Sommet>

[Lemoine_Saint-Julien] Pr. Jacques LEMOINE, Hôpital de Saint-Julien-en-Genevois. <http://www.chirurgie-arthrose-sport-74.com/hanche-planification.php>

[M.M.O] My Med Opinion : <http://mymedopinion.com/hip-replacement-surgery-in-india.php>

[Praxim] <http://www.hanche-genou.info/index.php?page=prothese-totale-de-hanche>

[BrainLab_Cup] BrainLab. Improved cup positioning. <https://www.brainlab.com/en/surgery-products/orthopedic-surgery-products/hip-navigation/>

Suivi des structures osseuses par l'échographie : Arthroplastie totale de hanche

L'objectif principal d'une Arthroplastie Totale de Hanche (ATH) est de réduire la douleur en reproduisant les propriétés mécaniques de l'articulation de la hanche à l'aide d'implants artificiels, qui assurent également une fonctionnalité optimale. Ce travail traite de la navigation de l'ATH, à base d'échographie, en mettant l'accent sur la navigation de l'implant fémoral. La conception d'un système de navigation pour l'ATH, basé sur l'échographie peropératoire et CT préopératoire et focalisant sur l'implant fémoral, est proposée. Il fournit un feedback visuel et quantitatif sur l'insertion de l'implant. Le pipeline de navigation proposé inclut : la calibration de la sonde, la segmentation tenant compte de la géométrie d'acquisition, et le recalage profitant de la forme quasi symétrique du fémur. La précision est évaluée en termes cliniques. Les temps d'exécution et la précision obtenus sont encourageants et rendent le pipeline proposé valable pour être évalué en utilisant des données réelles des patients. Une fois notre étude réussie le défi peropératoire, d'autres applications telles que l'arthroplastie totale de l'épaule et l'ablation du cancer osseux peuvent en profiter.

Mots clés : Navigation, Orthopédie, Ultrasons, Recalage, Calibration et Segmentation

Ultrasound based femur implant navigation : Total hip arthroplasty

The principal aim of a Total Hip Arthroplasty (THA) is to reduce pain by reproducing the hip joint mechanical properties using artificial implants. This work addresses the ultrasound based navigation of THA, with a focus on the femoral implant. Using a calibrated 3D ultrasound probe, the aim is to image and recognize the femur after implant insertion, then to provide quantitative and visual navigation instructions for optimal implant placement. US bone interfaces are estimated per line of sight, then mapped to CT model profiting from the femur symmetry. The inaccuracy of the proposed navigation system is quantified in clinical terms. The obtained runtimes and accuracies make the proposed pipeline worthy to be tested in the OR. Once the proposed pipeline succeeds the intraoperative challenge, navigated bone tumor ablation and total shoulder arthroplasty can profit from our work.

Keywords : Navigation, Orthopedics, Ultrasound, Registration, Calibration and Segmentation.
