



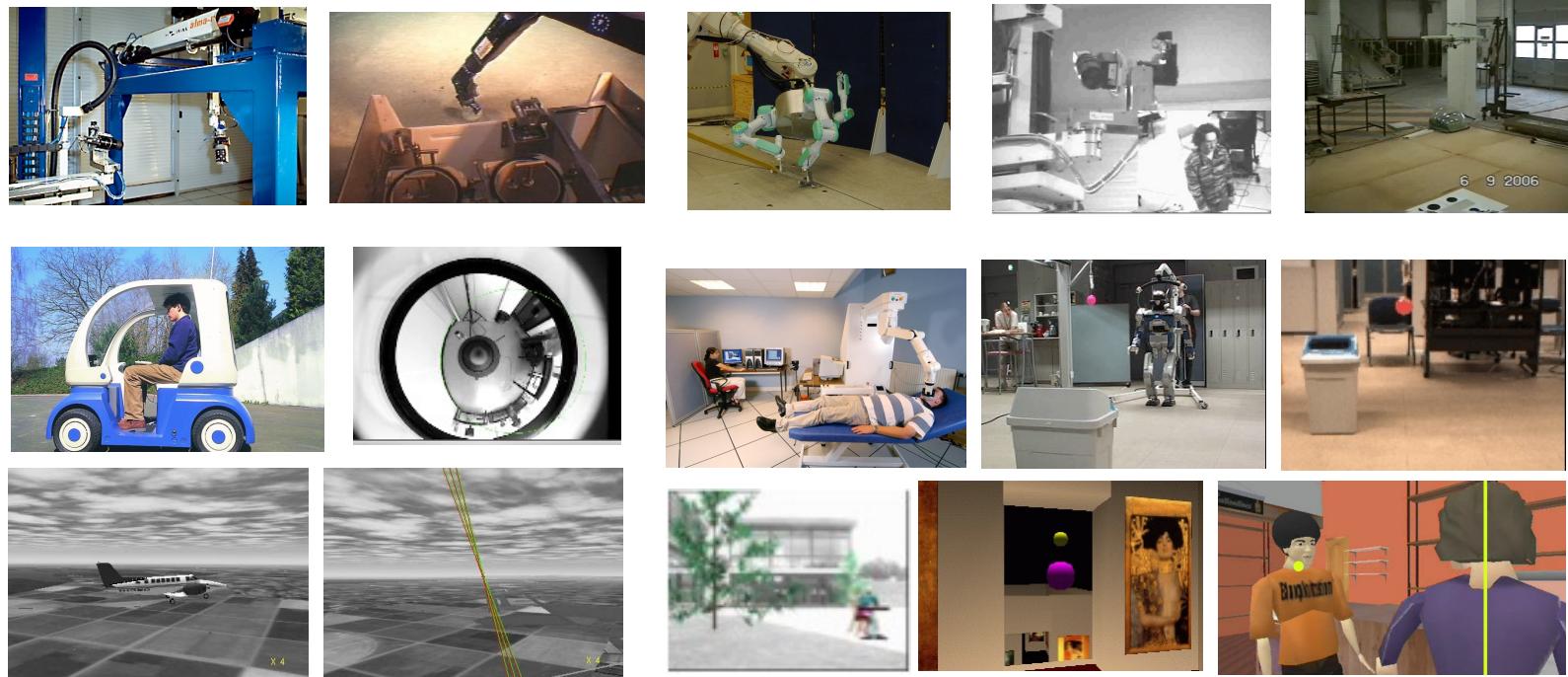
Asservissements visuels en imagerie ultrasonore

Alexandre Krupa

Irisa – Centre Inria de l'Université de Rennes

Equipe Rainbow

- Localisation : Inria Rennes
<https://team.inria.fr/rainbow>
- Thématique de recherche de l'équipe :
Asservissement visuel en robotique, vision et animation



Objectif du cours

- Introduction à la robotique guidée par l'imagerie médicale
- Principes physiques de la formation de l'image échographique et les différentes sondes utilisées
- Aperçu de travaux de recherche portant sur des asservissements visuels utilisant l'imagerie ultrasonore
- Présentation d'une approche développée dans l'équipe Rainbow pour commander les déplacements d'une sonde par asservissement visuel échographique

Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale
- Robots médicaux guidés par l'image
- Différentes modalités d'imagerie médicale
- Formation de l'image échographique
- Différences entre caméra et sonde 2D
- Asservissement visuel : principe et notions de base
- Problématique de l'asservissement visuel échographique
- Exemples d'applications utilisant un asservissement visuel écho.
 - Systèmes avec sonde embarquée
 - Systèmes avec sonde déportée
- Méthode générique d'asservissement visuel échographique
 - Approche basée sur l'information dense

Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale

Robotique médicale

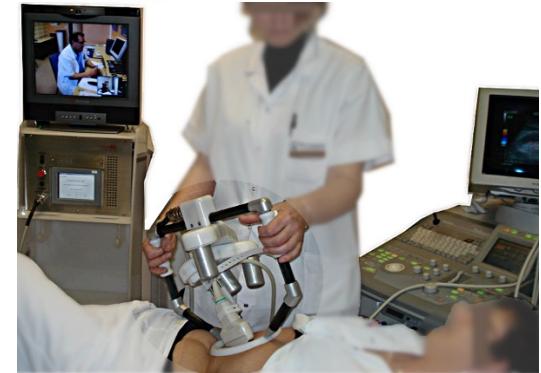
Objectif : Assistance du clinicien et amélioration du geste médical

- **Systèmes télé-opérés**

- Duplication du geste médical



Da Vinci, Intuitive Surgical



Estele, Robosoft

Robotique médicale

Objectif : Assistance du clinicien et amélioration du geste médical

- **Systèmes télé-opérés**

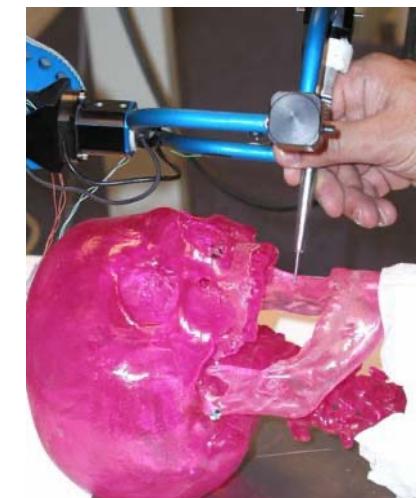
- Duplication du geste médical



Acrobot, Imperial College

- **Systèmes de co-manipulation**

- Contraindre les gestes manuels dans des zones sûres et prédéfinies



Surgicobot,
CEA LIST

Robotique médicale

Objectif : Assistance du clinicien et amélioration du geste médical

- **Systèmes télé-opérés**

- Duplication du geste médical

- **Systèmes de co-manipulation**

- Contraindre les gestes manuels dans des zones sûres et prédéfinies

- **Systèmes semi-autonomes ou autonomes**

- Réalisation automatique d'une partie de l'intervention



MBARS



itos.com
SCALPP, LIRMM

Robotique médicale

Objectif : Assistance du clinicien et amélioration du geste médical

- **Systèmes télé-opérés**

- Duplication du geste médical

- **Systèmes de co-manipulation**

- Contraindre les gestes manuels dans des zones sûres et prédéfinies



MBARS

- **Systèmes semi-autonomes ou autonomes**

- Réalisation automatique d'une partie de l'intervention
 - **Guidage à partir des images anatomiques**



itos.com SCALPP, LIRMM

Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale
- Robots médicaux guidés par l'image

Robots médicaux guidés par l'image

- Guidage à partir d'images pré-opératoires
 - Trajectoire du robot pré-calculée à partir d'une planification pré-opératoire
 - Procédure initiale de recalage du robot par rapport au patient et au référentiel du système d'imagerie
 - Contrôle du robot en boucle ouverte pour réaliser la trajectoire désirée

Chirurgie orthopédique



Robodoc

Neurochirurgie



Neuromate

Radiothérapie



Cyberknife

Robots médicaux guidés par l'image

Guidage à partir d'images pré-opératoires

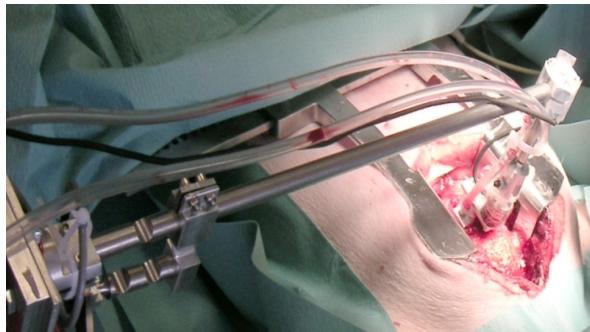
- Avantages
 - Modalité d'imagerie non temps-réel (lente) possible
- Inconvénients
 - Précision du positionnement sensible aux :
 - erreurs d'étalonnage du système robotique
 - erreurs de recalage des différents repères mis en jeu
 - Planification valide uniquement si la cible reste fixe

Robots médicaux guidés par l'image

- Guidage à partir d'images per-opératoires

- Cible directement définie dans l'image per-opératoire
- Trajectoire du robot automatiquement adaptée en ligne
- Contrôle du robot en boucle fermée par retour visuel

Chirurgie cardiaque



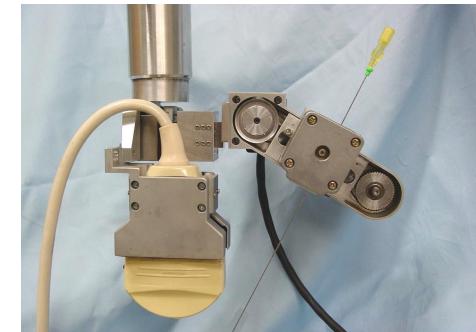
[Bachta08]

Chirurgie transluminale



[Ott09]

Radiologie interventionnelle



[Hong04]

Robots médicaux guidés par l'image

Guidage à partir d'images per-opératoires

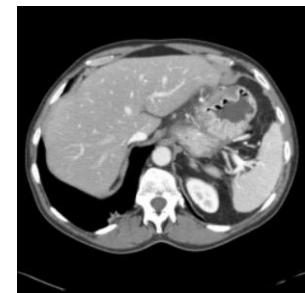
- Avantages
 - Tâche réalisée avec une précision élevée (précision de l'imageur)
 - Compensation du mouvement propre de la cible
 - Mouvements physiologiques (respiration, battements cardiaques)
- Inconvénients
 - Nécessite une imagerie à une cadence proche de la vidéo (25 im/s)
 - Nécessite un traitement d'images en temps-réel
 - Nécessite un traitement d'images robuste

Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale
- Robots médicaux guidés par l'image
- Différentes modalités d'imagerie médicale

Différentes modalités d'imagerie médicale

- Imagerie optique
- IRM
- Scanner X
- Echographie



Comparaison entre modalités d'imagerie

	Imagerie optique	IRM	Scanner X	Echographie
Non invasif	O	✓	✓	✓
Non ionisant	✓	✓	O	✓
Temps réel	✓	O	O	✓
Qualité d'image	+	++	++	--

- Guidage robotique non invasif: **Imagerie ultrasonore**

Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale
- Robots médicaux guidés par l'image
- Différentes modalités d'imagerie médicale
- Formation de l'image échographique

Formation de l'image échographique

- Principe :
 - Emission **onde acoustique** dans spectre des ultrasons 20 KHz à 500 MHz
 - Réception de **l'écho** renvoyé par la matière
- Emetteur ultrasonore :
 - Elément céramique piézo-électrique (PZT)
 - Excitation par impulsion électrique pour produire une vibration mécanique
- Récepteur ultrasonore :
 - Même élément PZT pour convertir l'onde réfléchie en signal électrique
- Numérisation et traitement du signal pour générer l'image

Interaction des ultrasons (US) avec la matière

- Vitesse de propagation de l'onde US : $c = \frac{Z}{\rho}$
 - impédance acoustique
 - masse volumique
- Caractéristiques de quelques milieux du corps humain

Tissus	Impédance acoustique ($\text{kg}/\text{m}^2/\text{s}$)	Vitesse de propagation (m/s)
Sang	1.6610^6	1566
Foie	1.6610^6	1566
Rein	1.6210^6	1567
Graisse	1.3310^6	1446
Os	$3.75 - 7.3810^6$	2070 - 5350
Air	0.410^3	333

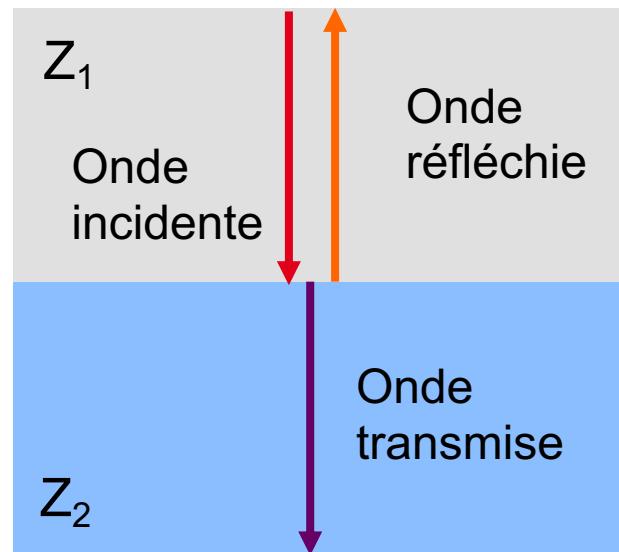
- Intensité de l'onde lors de la propagation dans milieu homogène :

$$I(d) = I_0 e^{-\mu d}$$

distance parcourue Intensité initiale coefficient d'absorption

Interaction des ultrasons (US) avec la matière

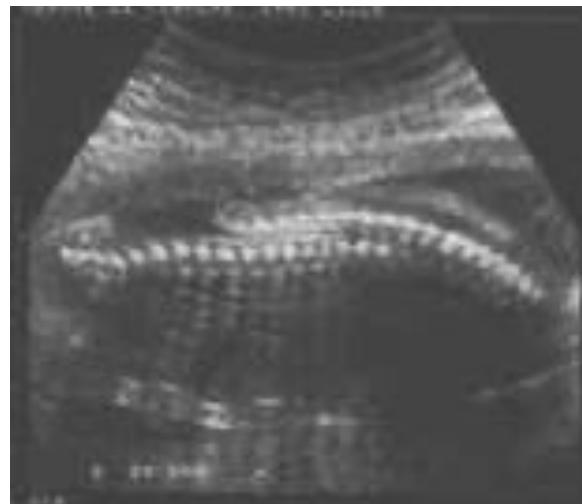
- Coefficient d'absorption : $\mu = Kf^2$
fonction de la **fréquence** de l'onde US et **constante propre au milieu**
 - Si fréquence faible → structure profonde mais qualité image faible
 - Si fréquence élevée → structure peu profonde avec meilleur qualité
- Rencontre de l'interface entre 2 milieux avec incidence en angle droit



Interaction des ultrasons (US) avec la matière

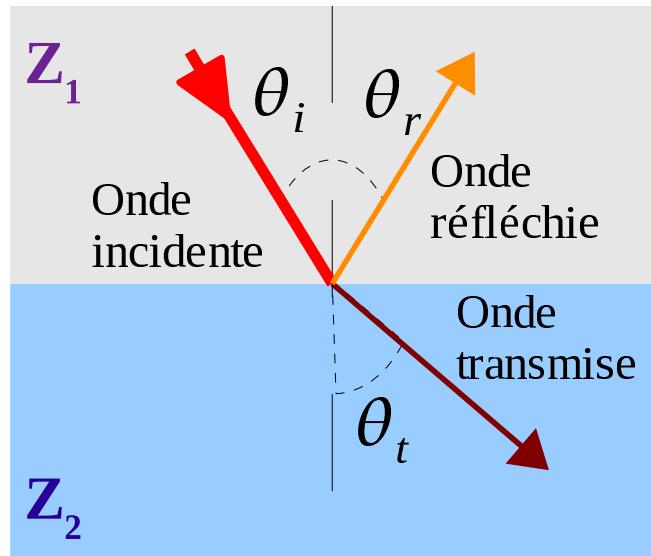
- Intensité de l'écho réfléchi : $I_r = R I_i$ avec $R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$
- Si coefficient de réflexion < 10% → intensité transmise permet d'imager les structures plus profondes
- Si coefficient de réflexion atteint 40% (interface tissus mous/os)
ou 99% (interface tissus mous/air)
→ exploration des structures suivantes impossible

ex : colonne vertébrale
d'un fœtus



Interaction des ultrasons (US) avec la matière

- Cas où l'onde incidence n'est pas perpendiculaire à l'interface
→ Onde partiellement transmise et réfléchie selon les lois de l'optique



- Angle du faisceau transmis fonction de l'angle incident et des vitesses de propagation dans les 2 milieux

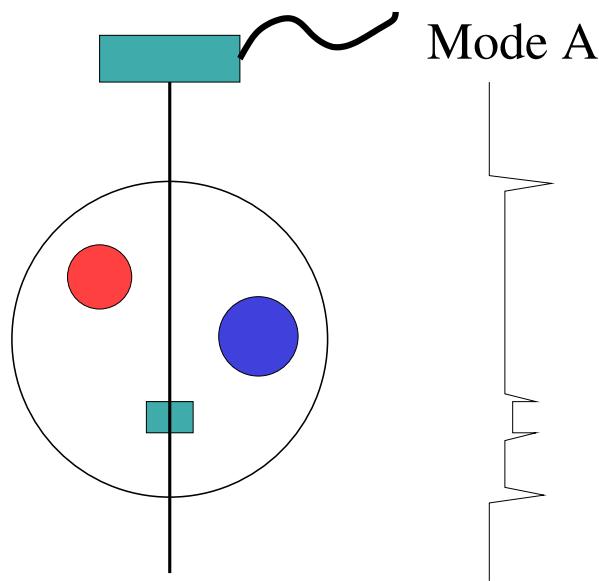
$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{c_2}{c_1}$$

Interaction des ultrasons (US) avec la matière

- Autre phénomène physique observé
 - Lorsque interface rencontrée est de petite taille par rapport à la longueur d'onde
→ diffusion de l'énergie de l'onde dans les microstructures provoquant un renvoi de l'onde incidente dans toutes les directions
- Au final...
 - Echos réceptionnés par les éléments PZT proviennent à la fois de la **réflexion** et de la **diffusion** des ondes émises à travers les différentes interfaces rencontrées
 - Ondes diffusées apparaissent sur l'image sous forme d'un aspect granulaire dit « **chatoiement** » ou « **speckle** »
 - Ce speckle fournit une texture aux organes mais dégrade la visibilité des contours

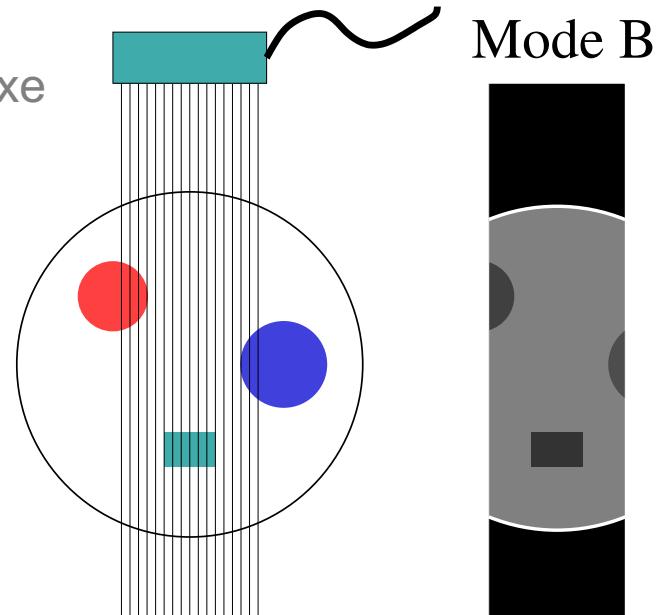
Modes d'acquisition

- Mode A (Amplitude)
 - Amplitude des échos renvoyés sur une simple ligne de tir
 - Ne fournit pas une image 2D
 - mais un signal monodimensionnel fonction de la profondeur



Modes d'acquisition

- Mode B (Brillance)
 - Actuellement le plus utilisé
 - Fournit une **image 2D**
 - Mode A associé à un **balayage** électronique pour émettre et réceptionner sur plusieurs lignes de tir
 - Barrette d'éléments PZT rectiligne ou convexe
 - Traitement du signal pour obtenir l'image
 - amplification, démodulation
 - redressement, numérisation
 - interpolation
 - Image en niveaux de gris
intensité pixel = amplitude de l'écho
 - Visualisation après compensation de l'atténuation fonction de la profondeur et compression logarithme pour adapter la dynamique de l'image

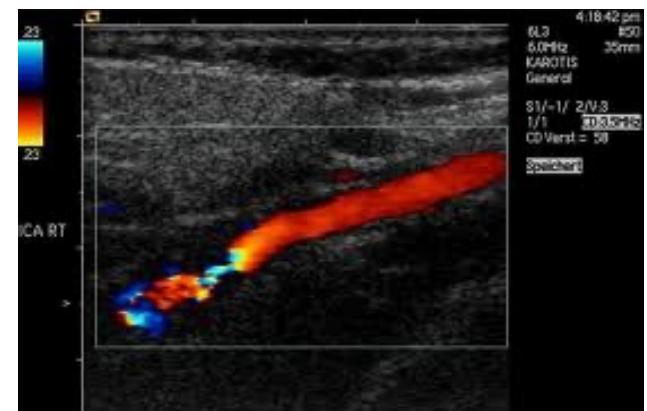


Modes d'acquisition

- Mode Doppler
 - Permet de mesurer **vitesse du sang** dans les artères/veines
 - Principe : mesurer la différence de fréquence entre l'émission du signal ultrasonore et la réception de l'écho
 - si fréquence onde écho > onde émise → interface rencontrée se rapproche
 - inversement si fréquence plus faible
 - Reconstruction de la vitesse et de la direction des globules rouges en utilisant information fournie par plusieurs capteurs PZT

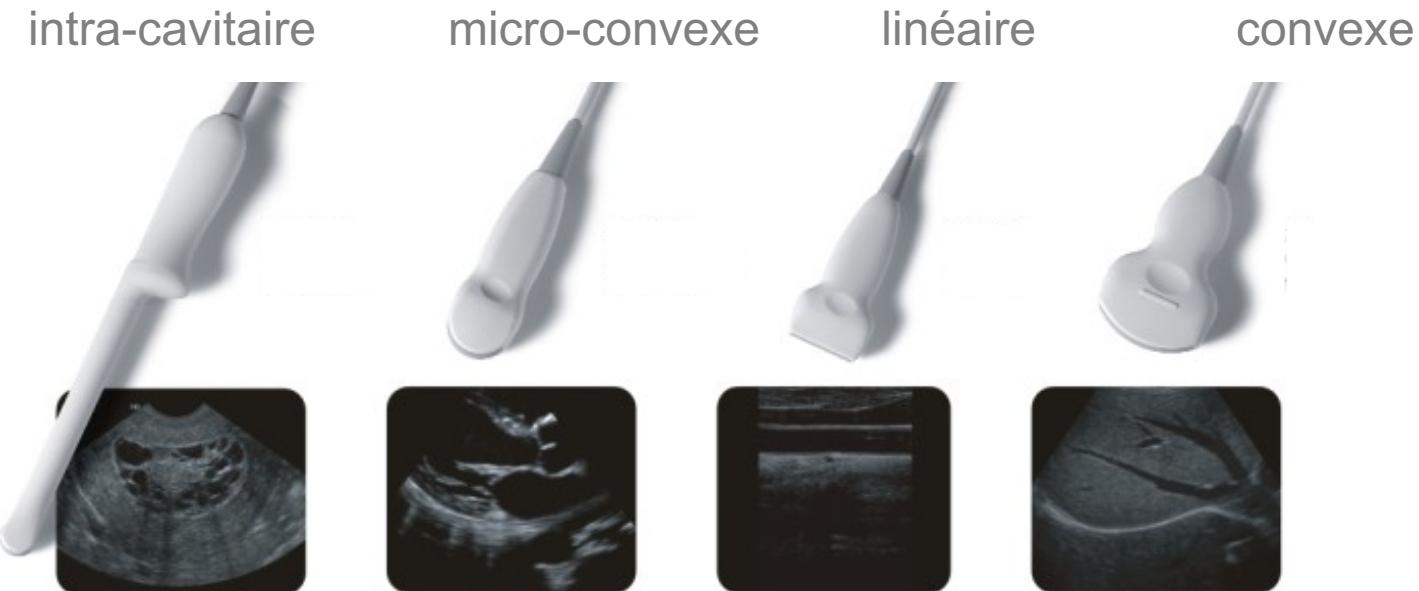
Autre phénomène où l'effet Doppler est observable : sirène du camion pompier

- Stations échographiques récentes :
Possibilité de superposition Mode B + Mode Doppler
 - Amplitude de la vitesse du sang représentée par code couleur



Sondes échographiques

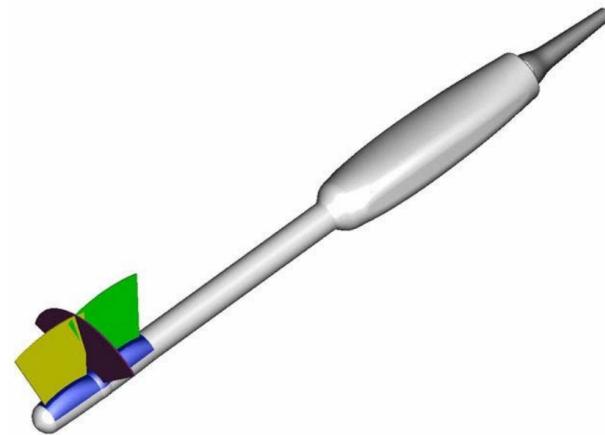
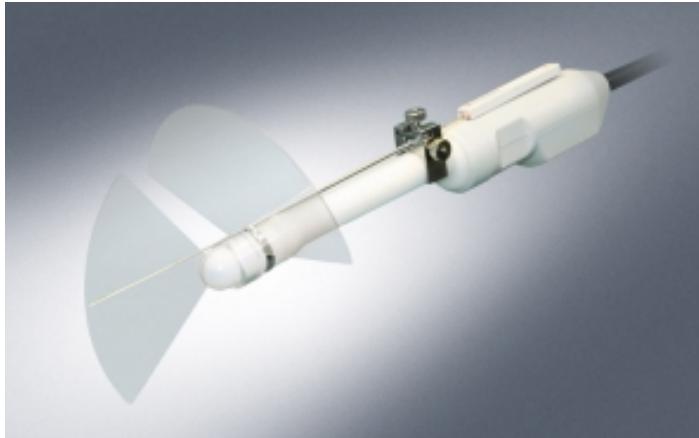
- Sonde 2D
 - Les plus répandues
 - Plusieurs formes en fonction de la cible anatomique considérée



Sonde convexe : zone d'observation large en secteur et imagerie en profondeur
Sonde linéaire : bonne résolution d'image en surface mais faible profondeur

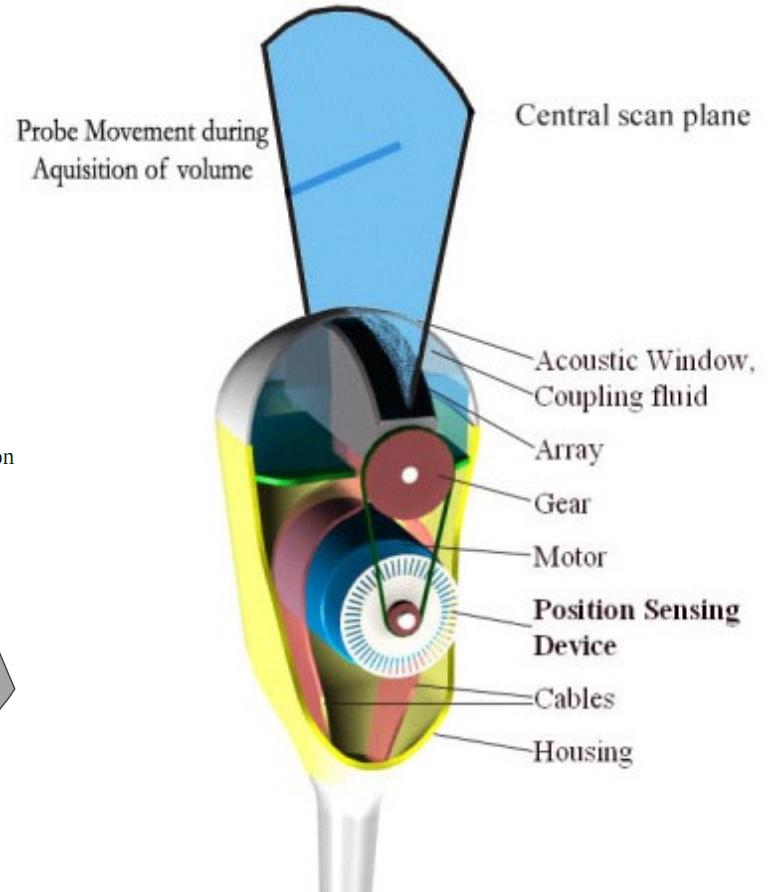
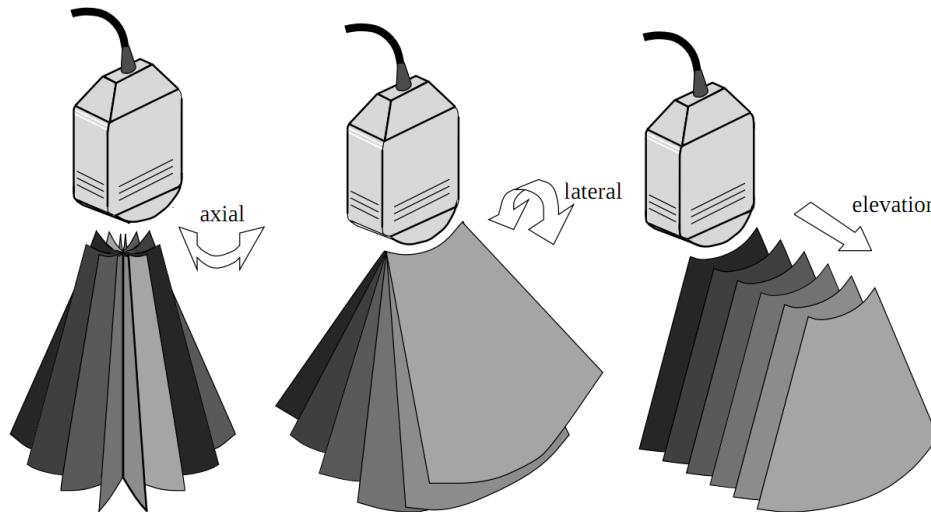
Sondes échographiques

- Sonde bi-plans
 - 2 images 2D orthogonales
 - Généralement sonde transrectale ou transvaginale pour imagerie de la prostate (urologie) ou fœtus (obstétrique)



Sondes échographiques

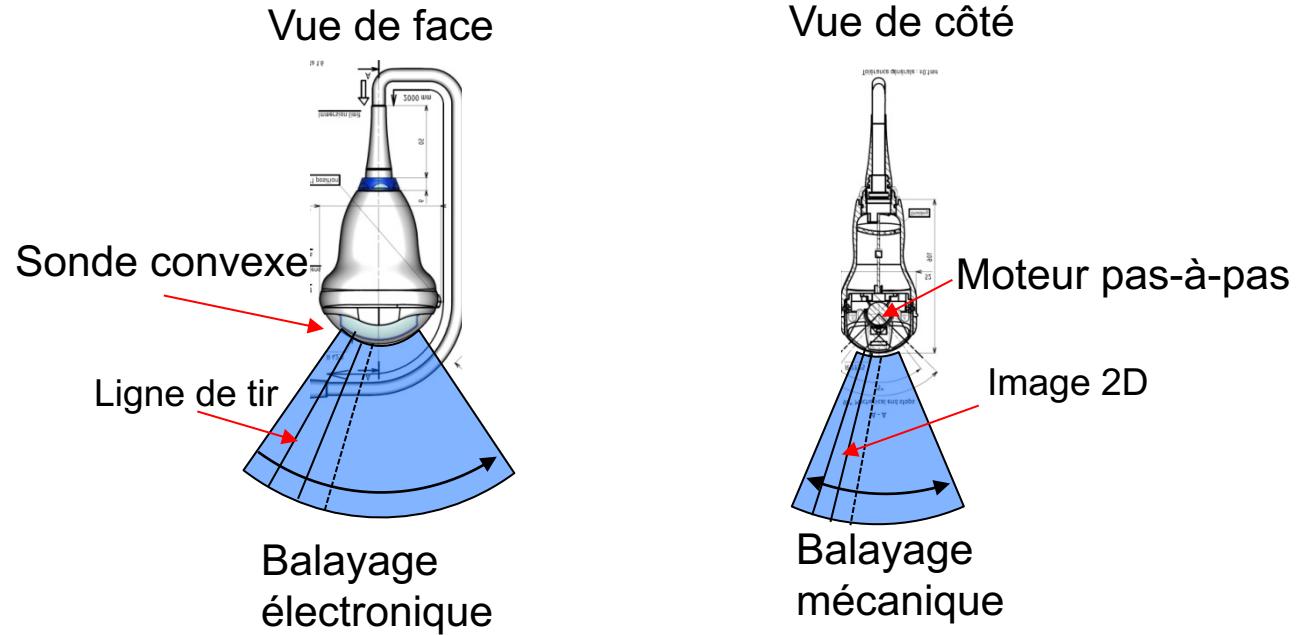
- Sonde 3D à balayage motorisé
 - Sonde 2D actionnée par un moteur
 - Volume reconstruit par interpolation



- Larges champs visuels
- Cadence d'acquisition < 5 volumes/s
 - Dépend de la taille réglable du champ d'observation

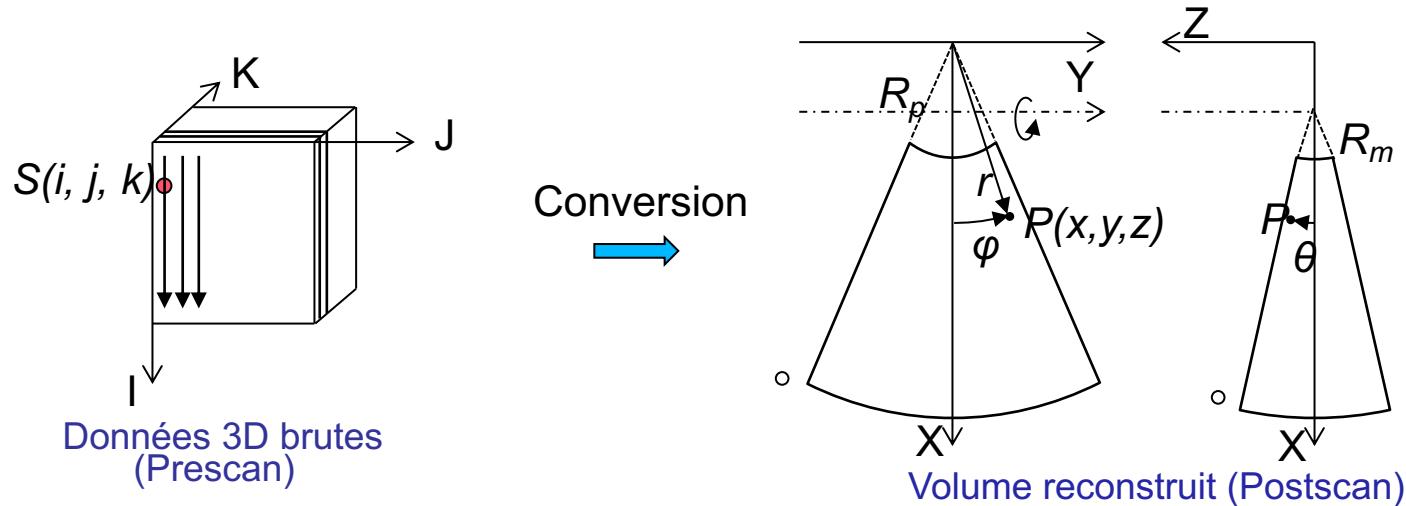
Sondes échographiques

- Sonde 3D à balayage motorisé
 - Exemple : sonde abdominale (Ultrasonix corp.)



Sondes échographiques

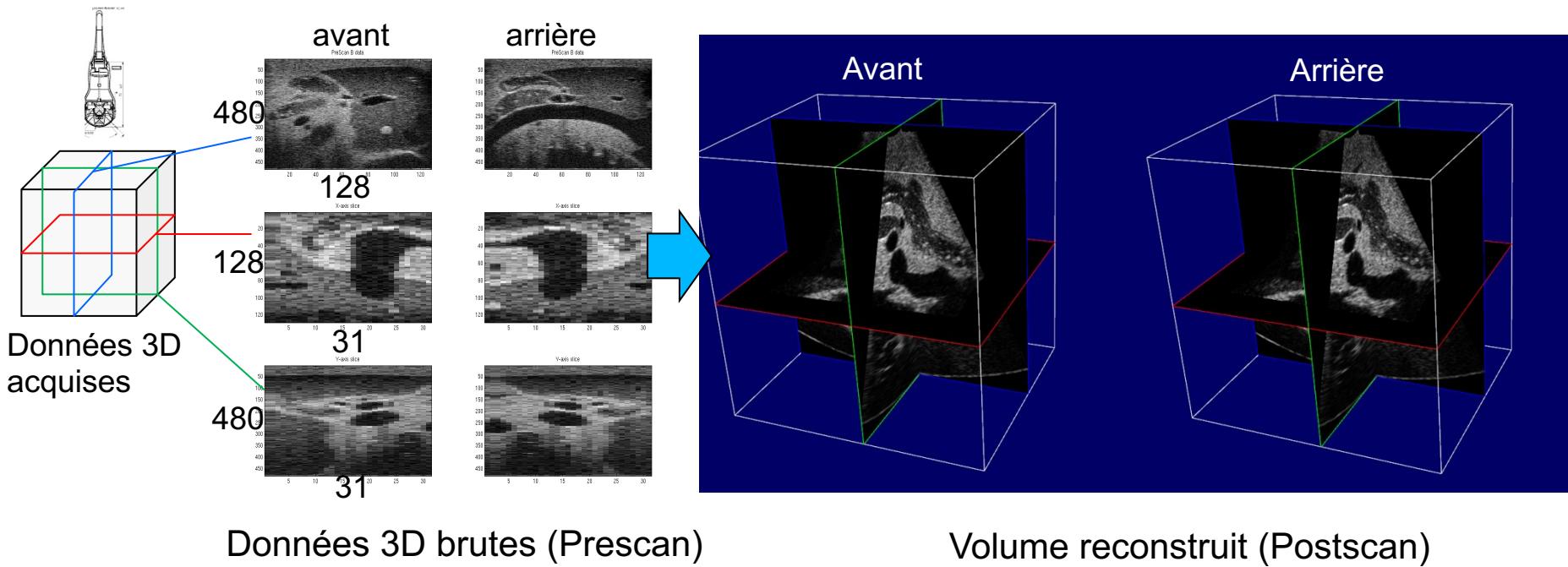
- Sonde 3D à balayage motorisé
- Reconstruction 3D du volume à partir des données brutes « Prescan »
 - Conversion des coordonnées des données brutes en coordonnées polaires à partir des caractéristiques géométriques de la sonde



- Remplissage des trous par interpolation

Sondes échographiques

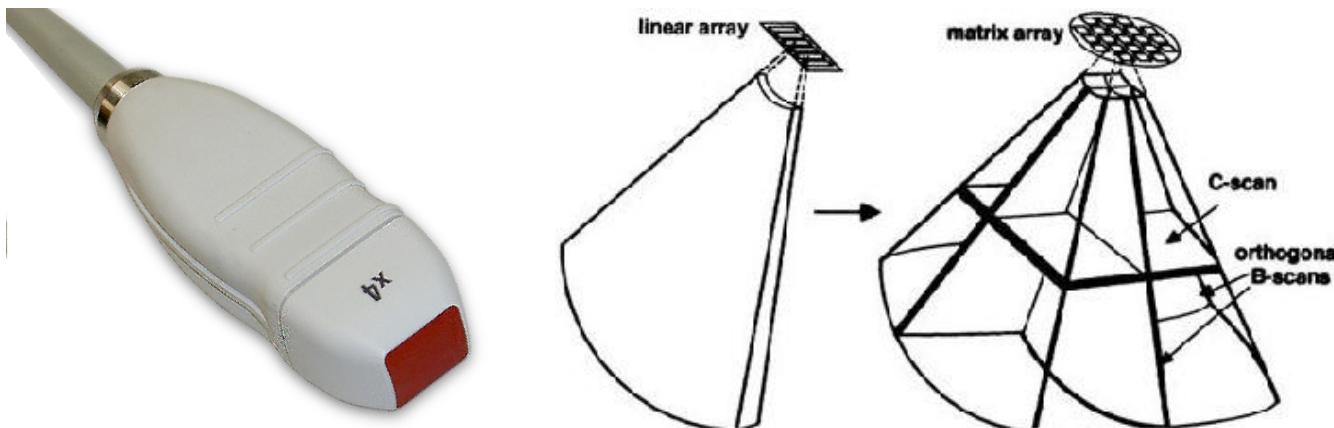
- Sonde 3D à balayage motorisé
 - Exemple de reconstruction



- Taille des données « Prescan » : $128 \times 480 \times 31$ (cadence = 1 volume/s)
- Taille des données « Postscan » : $512 \times 761 \times 425$
- Temps de traitement pour la reconstruction : 290 ms

Sondes échographiques

- Sonde 3D à technologie matricielle
 - Matrice d'éléments PZT
 - Balayage électronique de l'ensemble du volume par tirs successifs

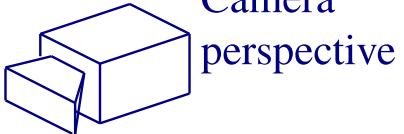
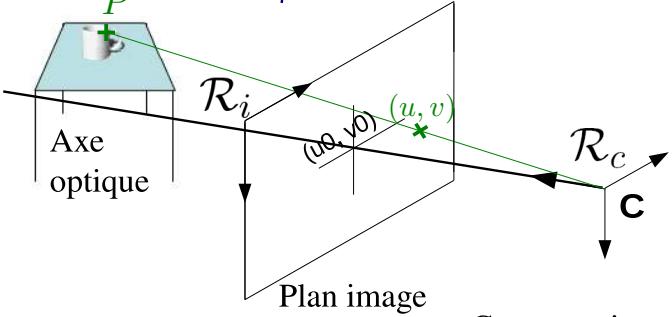
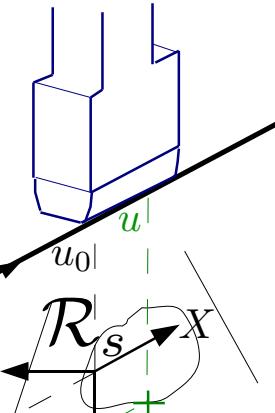
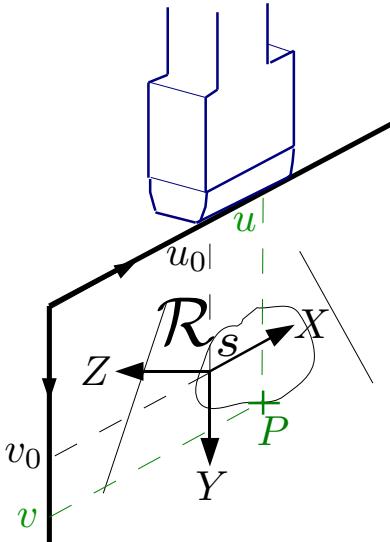


- Cadence rapide d'acquisition des volumes : jusqu'à 28 volumes/s
- Taille et résolution du volume faibles
- Principalement utilisée en imagerie cardiaque

Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale
- Robots médicaux guidés par l'image
- Différentes modalités d'imagerie médicale
- Formation de l'image échographique
- Différences entre caméra et sonde 2D

Différences entre caméra et sonde 2D

- Caméra
 - Projection perspective point 3D observé ${}^c\mathbf{x} = ({}^c x, {}^c y, {}^c z)$
- 
- 
- $$u = u_0 + f k_u \frac{{}^c x}{{}^c z}$$
- $$v = v_0 + f k_v \frac{{}^c y}{{}^c z}$$
- focal : f point principal : (u_0, v_0)
- Sonde 2D
 - Info complète dans le plan
- 
- 
- $$u = u_0 + k_u {}^s x$$
- $$v = v_0 + k_v {}^s y$$
- facteurs d'échelle image : (k_u, k_v)

Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale
- Robots médicaux guidés par l'image
- Différentes modalités d'imagerie médicale
- Formation de l'image échographique
- Différences entre caméra et sonde 2D
- Asservissement visuel : principe

Asservissement visuel

- **Capteur extéroceptif :**

Capteur capable d'effectuer des mesures sur l'environnement d'un manipulateur

- Caméra dans le visible (endoscope, fibroscope)
- Caméra à rayons X (fluoroscope, C-arm)
- Echographe (2D, 3D)
- ...

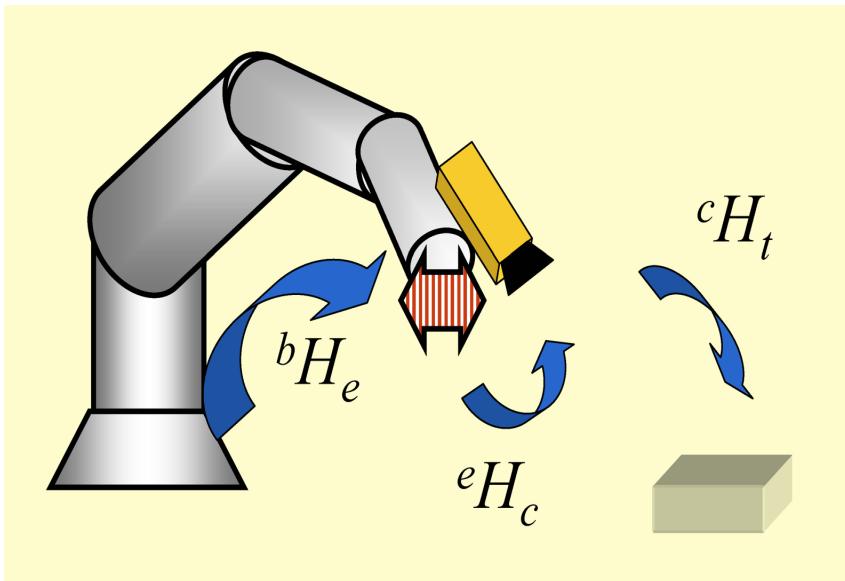
- **Asservissement visuel (visual servoing) :**

Asservissement de la position d'un système mécanique polyarticulé actionné utilisant une mesure visuelle extéroceptive

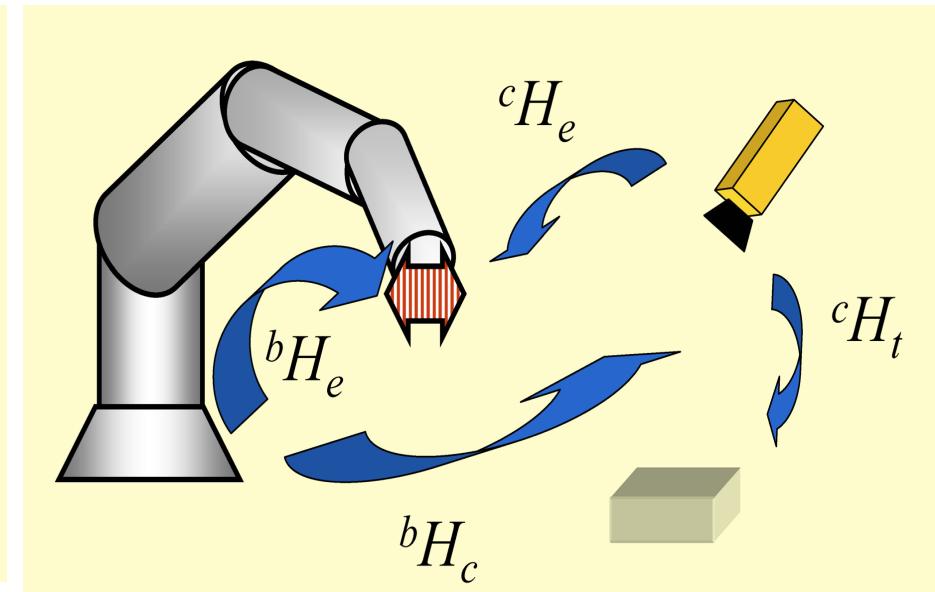
Asservissement visuel

- Positionnement du capteur visuel

Capteur embarqué
(eye in hand)

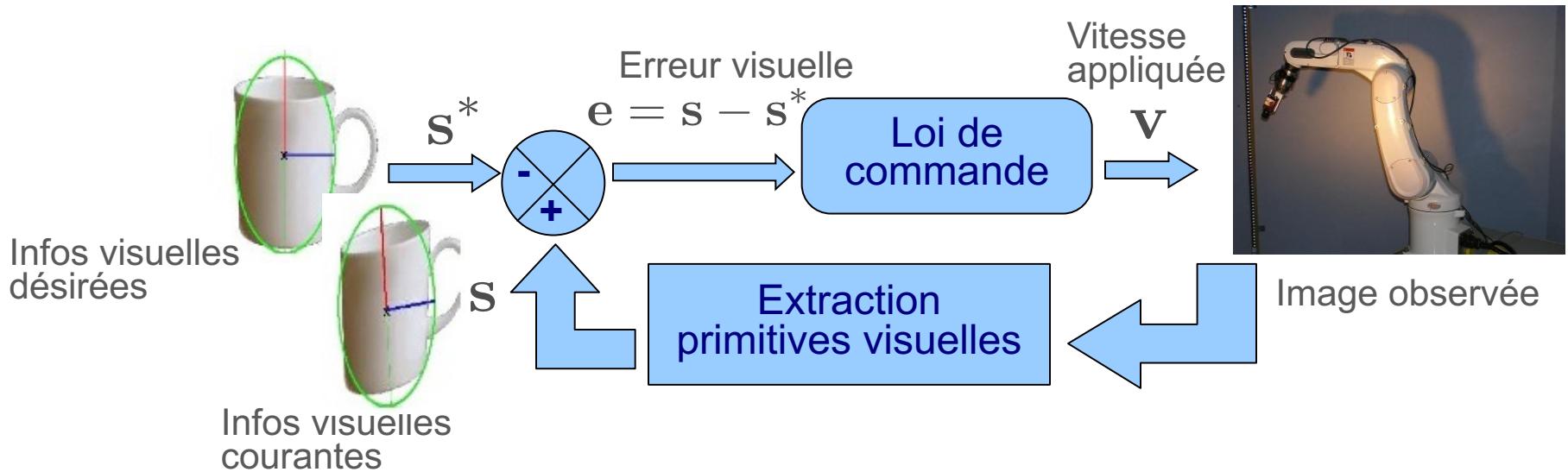


Capteur déporté
(eye to hand)



Asservissement visuel

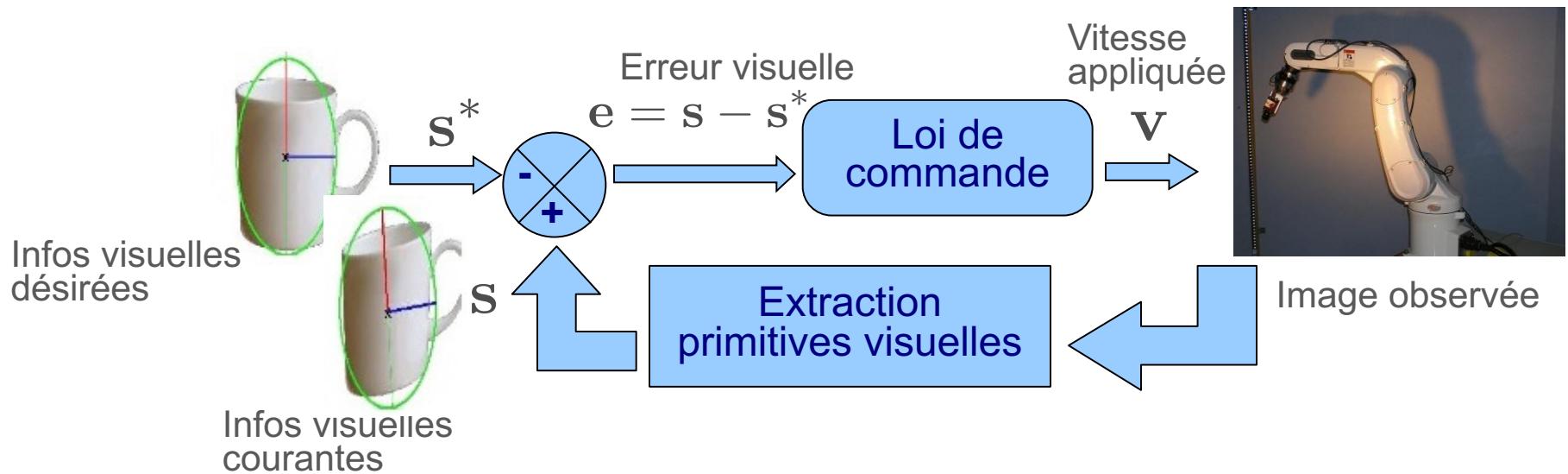
- Commande en **boucle fermée** par retour visuel



- Choix des informations visuelles : **S**
 - informations 2D (coordonnées de points, paramètres de droites, moments)
→ « Asservissement visuel 2D ou basé image » (Image-based visual servoing IBVS)
 - informations 3D (pose, coordonnées de points 3D)
→ « Asservissement visuel 3D ou basé position » (Position-based visual servoing IPVS)
- Dépend de la pose actuelle $\mathbf{r}(t)$ du capteur/scène : $\mathbf{s}(\mathbf{r})$

Asservissement visuel

- Commande en boucle fermée par retour visuel



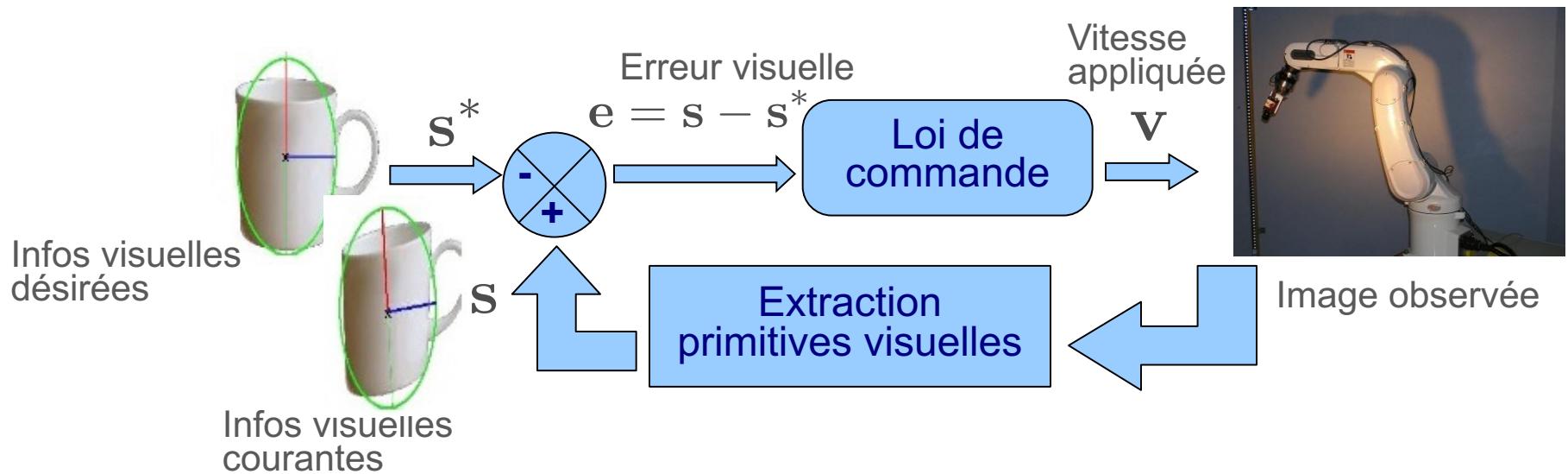
- Objectif : Minimiser l'erreur visuelle $\mathbf{e}(t) = \mathbf{s}(t) - \mathbf{s}^*$
 - Nécessite la modélisation de l'interaction

$$\dot{\mathbf{s}} = \mathbf{L}_s \mathbf{v}$$

variation des infos visuelles Matrice d'interaction torseur cinématique du capteur visuel

Asservissement visuel

- Commande en boucle fermée par retour visuel



- Loi de commande classique (**correcteur proportionnel**) :

$$v = -\lambda \widehat{\mathbf{L}}_s^+ (s(\mathbf{r}) - s^*)$$

Gain positif

Pseudo-inverse $\widehat{\mathbf{L}}_s^+ = (\widehat{\mathbf{L}}_s^T \widehat{\mathbf{L}}_s)^{-1} \widehat{\mathbf{L}}_s^T$
d'une estimation de la matrice d'interaction

- Décroissance exponentielle de l'erreur visuelle

Synthèse d'un asservissement visuel

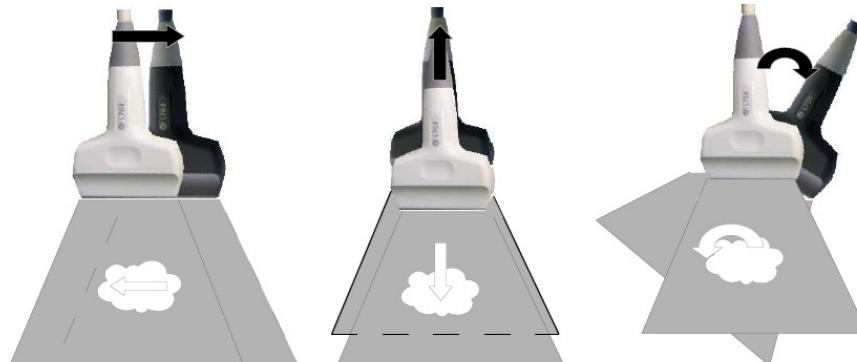
- Description de la **tâche robotique** à réaliser par la régulation d'un vecteur d'informations visuelles vers une consigne désirée
 - Tâche de positionnement : atteindre une consigne fixée
 - Tâche de suivi : atteindre et suivre une consigne variable
 - Tâche de compensation de mouvement : maintenir l'info visuelle initiale
- **Choix des infos visuelles**
 - Pouvant être extraites de l'image de manière robuste
 - Présentant un fort découplage entre elles
 - Présentant chacune un fort couplage avec un degré de liberté particulier du système
- Modélisation (analytique) de la matrice d'interaction associée
- Synthèse d'une loi de commande minimisant l'erreur visuelle

Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale
- Robots médicaux guidés par l'image
- Différentes modalités d'imagerie médicale
- Formation de l'image échographique
- Différences entre caméra et sonde 2D
- Asservissement visuel : principe
- Problématique de l'asservissement visuel échographique

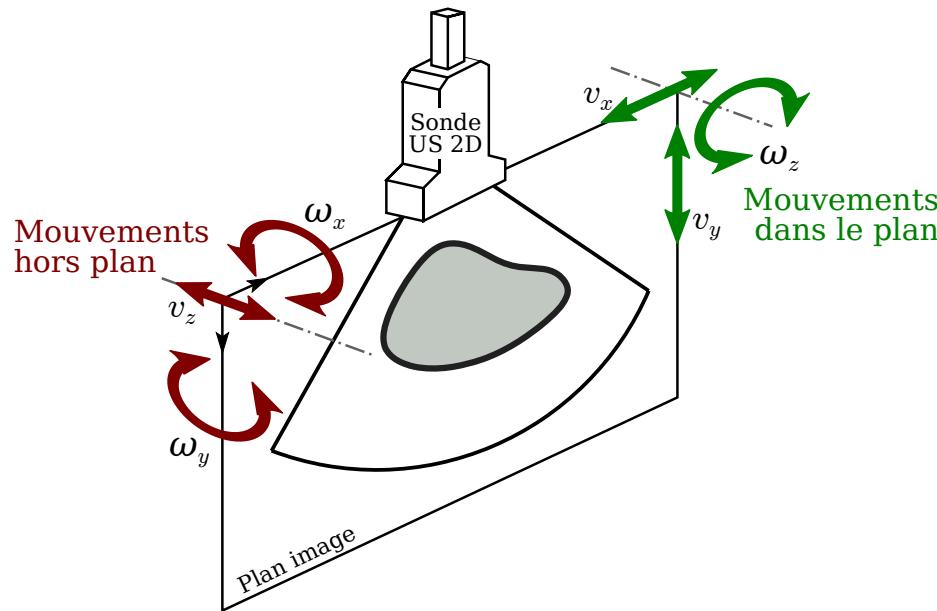
Problématique de l'asservissement visuel écho

- Faible qualité des images échographiques
 - Difficulté d'extraire les informations visuelles nécessaires à la réalisation de la tâche
- Perturbations/déformations introduites par mouvement physiologique
- A la différence d'une caméra, l'information observée est uniquement dans le plan de coupe
- Contrôle des mouvements (**3 DDL**) dans le plan similaire à la caméra



Problématique de l'asservissement visuel écho

- Mais comment contrôler les mouvements (3 DDL) hors du plan ?



- Solutions proposées : approches basées sur la connaissance d'un modèle 3D de l'objet observé avec lequel le système doit interagir

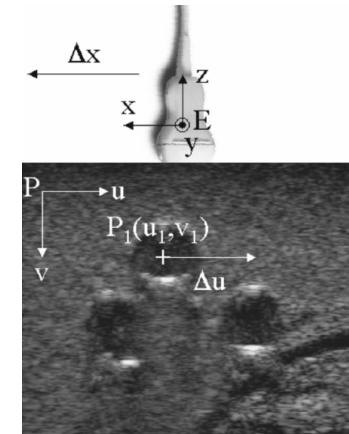
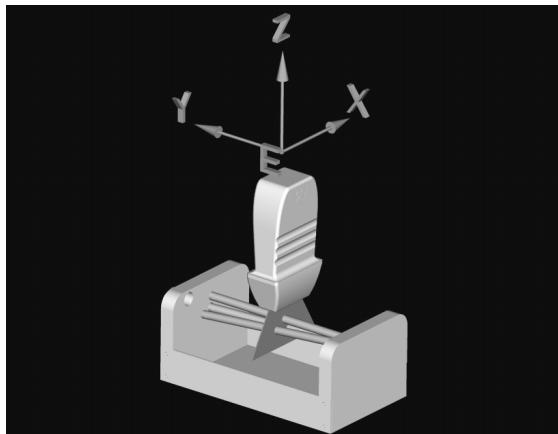
Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale
- Robots médicaux guidés par l'image
- Différentes modalités d'imagerie médicale
- Formation de l'image échographique
- Différences entre caméra et sonde 2D
- Asservissement visuel : principe
- Problématique de l'asservissement visuel échographique
- Exemples d'applications utilisant un asservissement visuel écho.
 - Systèmes avec sonde embarquée
 - Systèmes avec sonde déportée

Quelques exemples d'applications

Systèmes avec sonde embarquée

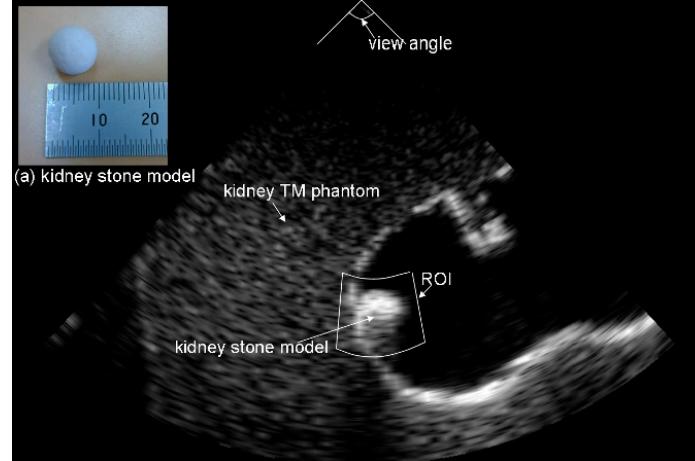
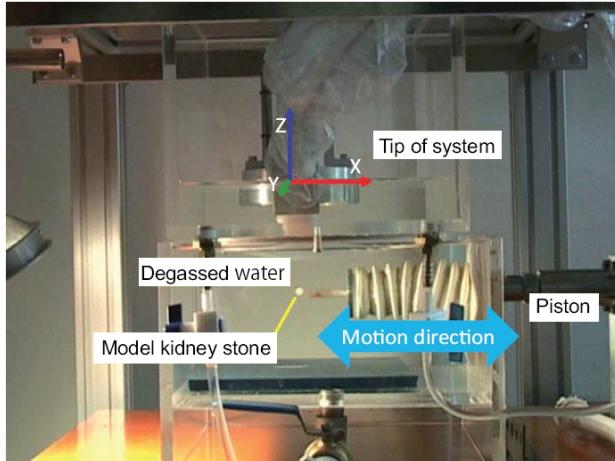
- Compensation dans l'image du mouvement de l'artère carotide [Abolmaesumi02]



- Détection des centres de 3 artères artificielles
- Asservissement visuel basé image
 - infos visuelles = coordonnées 2D des centres
- 3 ddl asservis dans le plan
- 3 autres ddl télé-opérés par le médecin

Systèmes avec sonde embarquée

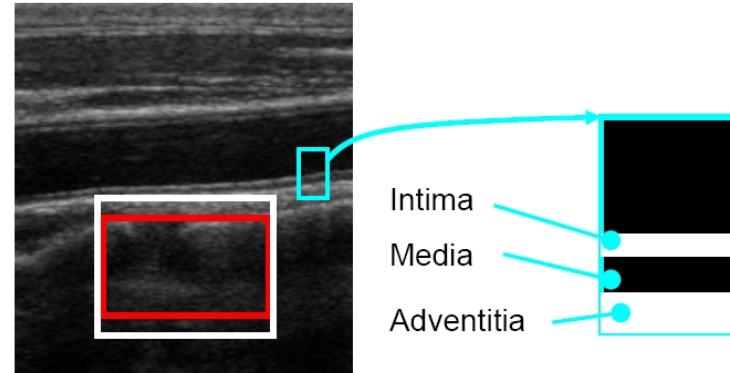
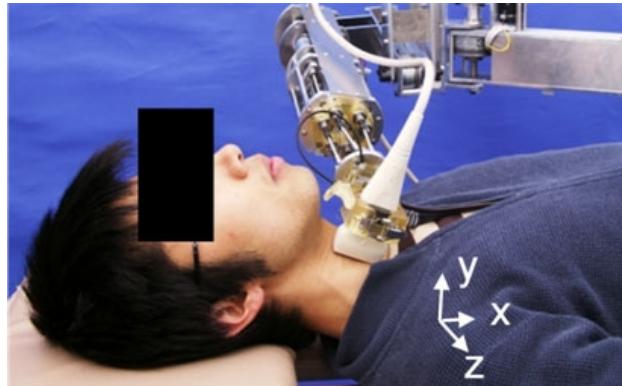
- Suivi d'un calcul rénal lors d'une procédure de lithotripsie ultrasonique [Lee07]



- 2 sondes 2D disposées orthogonalement
- Segmentation du calcul rénal dans les 2 images
- Reconstruction de la position 3D du centre du calcul
- Asservissement visuel basé position
 - Infos visuelles = coordonnées 3D du centre du calcul
- 3 ddl asservis (3 translations)

Systèmes avec sonde embarquée

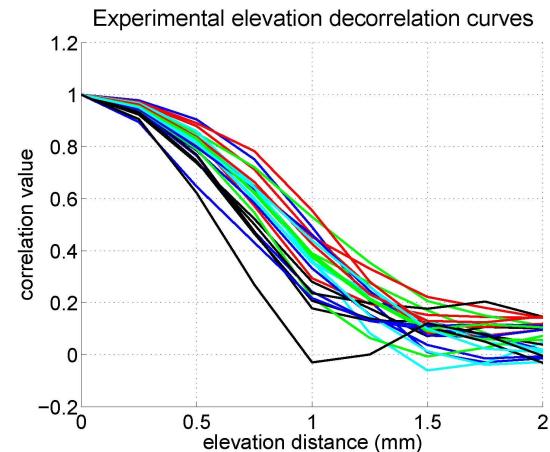
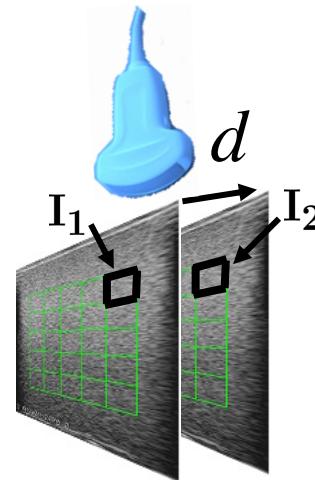
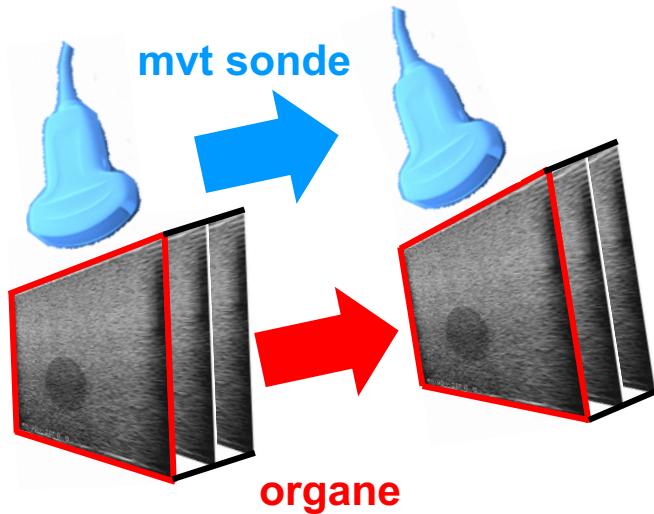
- Compensation du mouvement de translation hors du plan de la carotide [Nakadate11]



- Etape préalable d'acquisition d'un ensemble d'images parallèles avec leur position relative
- Mise en correspondance de l'image courante dans cet ensemble pour estimer sa position latérale : mesure de similarité basée sur l'intensité des images
- Asservissement visuel basé position
 - Info visuelle = distance latérale de la coupe
- 1 seul ddl asservi (translation hors plan)

Systèmes avec sonde embarquée

- Compensation du mouvement à partir de l'information de speckle
[Krupa09]



- Estimation du mouvement hors du plan de la coupe de référence à suivre à partir de la corrélation du speckle
- Estimation du mouvement dans le plan d'un motif contenant uniquement du speckle

Systèmes avec sonde embarquée

- Asservissement visuel hybride pour minimiser la pose relative
 - basé position pour le contrôle des 3 ddl hors du plan
 - Infos visuelles = position relative coupe de réf. hors du plan
(1 trans, 2 angles)
 - basé image pour le contrôle des 3 ddl dans le plan
 - Infos visuelles = position du motif dans le plan (2 trans, 1 angle)

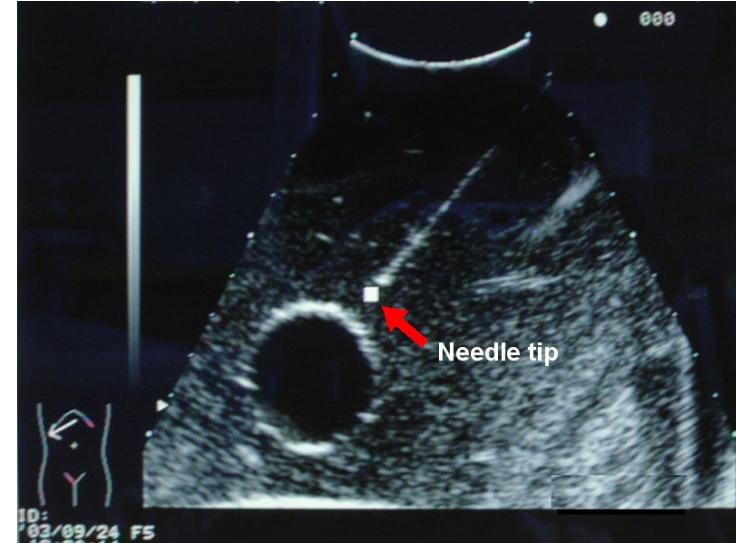
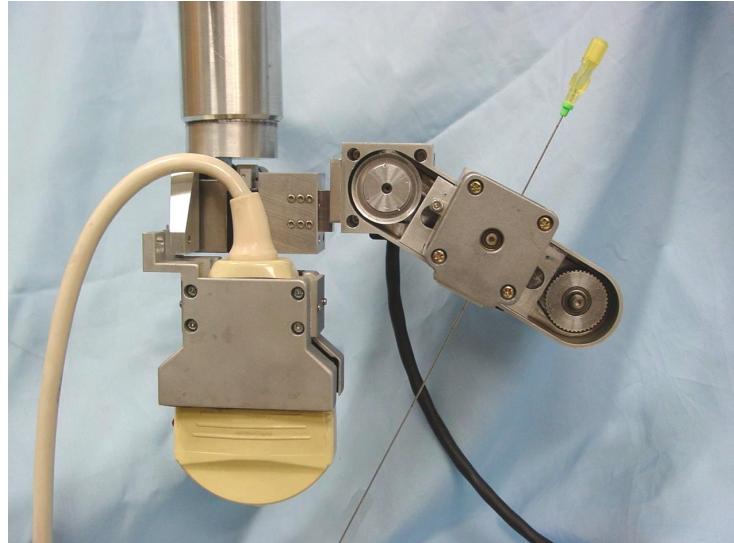


Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale
- Robots médicaux guidés par l'image
- Différentes modalités d'imagerie médicale
- Formation de l'image échographique
- Différences entre caméra et sonde 2D
- Asservissement visuel : principe
- Problématique de l'asservissement visuel échographique
- Exemples d'applications utilisant un asservissement visuel écho.
 - Systèmes avec sonde embarquée
 - Systèmes avec sonde déportée

Systèmes avec sonde déportée

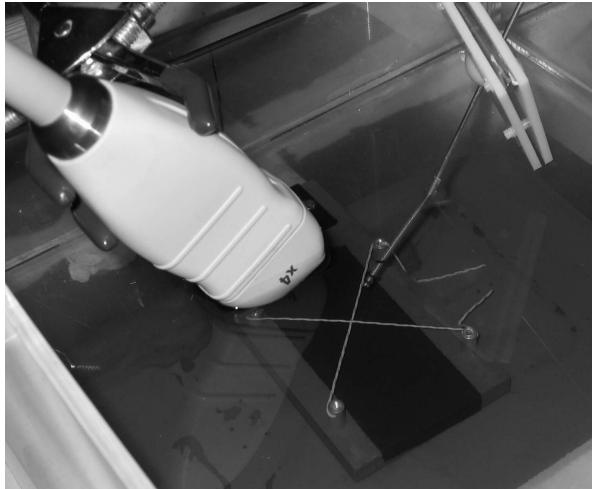
- Positionnement d'une aiguille pour drainage vésicule biliaire
[Hong04]



- Axe de l'aiguille contraint mécaniquement dans le plan de coupe
- Segmentation du contour de la cible et détection de l'aiguille (droite)
- Asservissement visuel basée image pour positionner bout de l'aiguille
 - Infos visuelles = cordonnées 2D du bout aiguille
- 2 ddl asservis dans le plan : rotation autour point entrée et translation aiguille

Systèmes avec sonde déportée

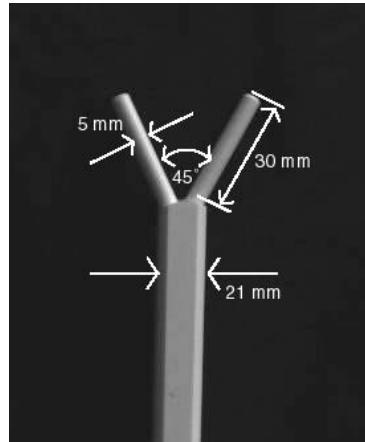
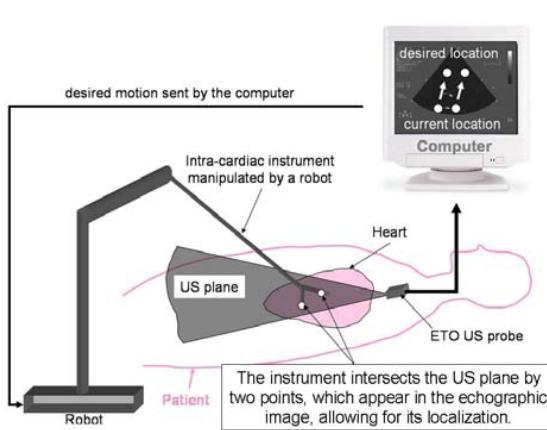
- Positionnement 3D d'un instrument de chirurgie laparoscopique avec sonde 3D [Novotny07]



- Sonde 3D matricielle fournissant un volume ultrasonore
- Détection ligne 3D + marqueur pour déterminer extrémité et orientation propre
- Asservissement visuel basé position
 - Infos visuelles = pose complète estimée de l'extrémité de l'instrument
 - Cible = marqueur en forme de croix détecté dans le volume
- 6 ddl asservis dans le volume

Systèmes avec sonde déportée

- Positionnement d'un instrument de chirurgie laparoscopique avec sonde 2D pour réparation valve mitrale [Vitrani05]



- Sonde trans-oesophagienne
- Asservissement visuel basé image
 - Infos visuelles 2D = 2 points correspondant à l'intersection des 2 mâchoires d'un forceps ouvert (coordonnées 2D des points dans l'image)
 - Cible = 2 points désirés à atteindre indiqués par l'utilisateur dans l'image
- 4 ddl asservis

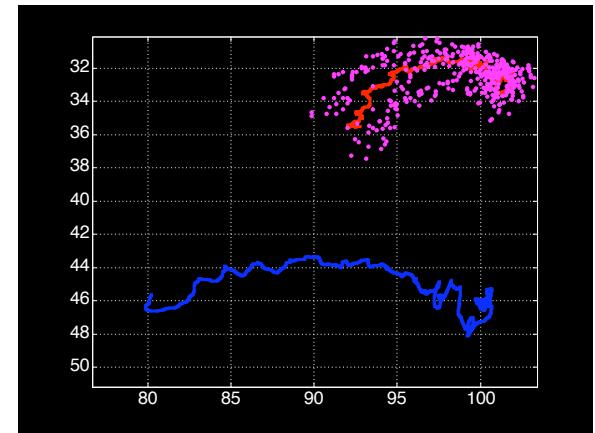
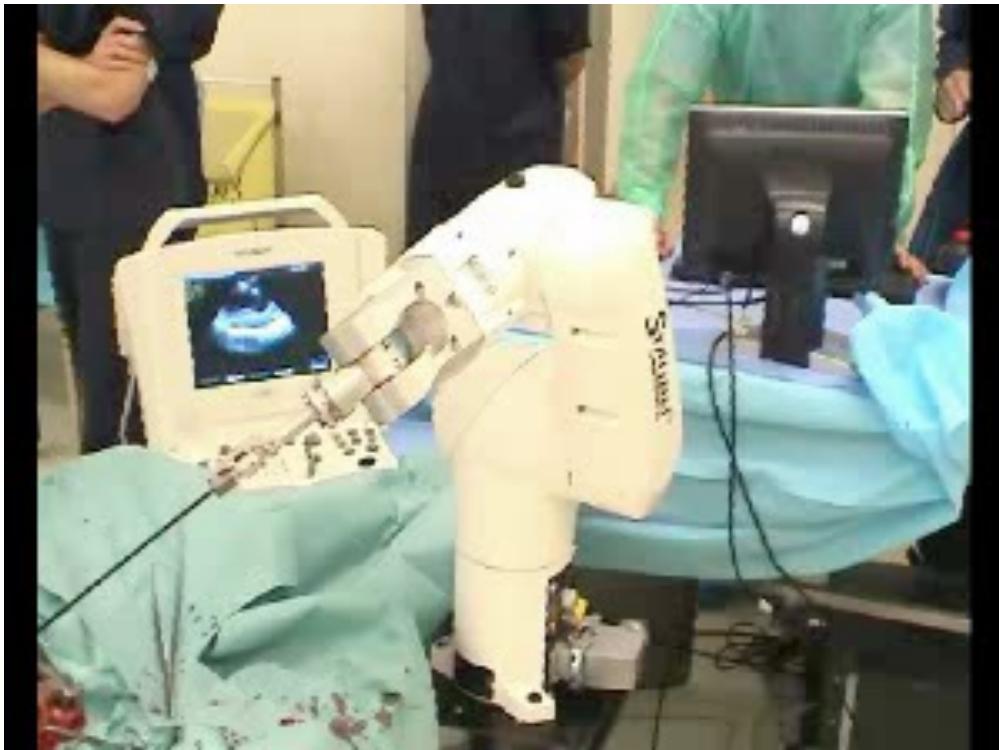
Systèmes avec sonde déportée

- Expérimentation ex vivo



Systèmes avec sonde déportée

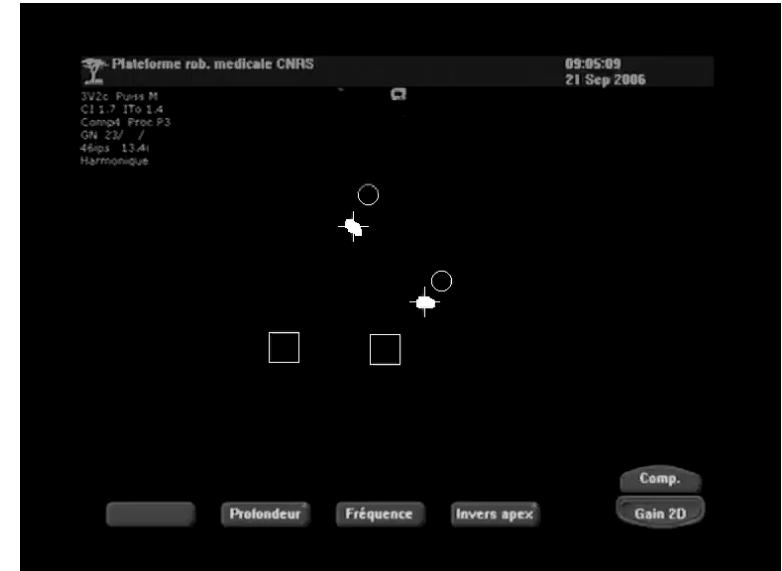
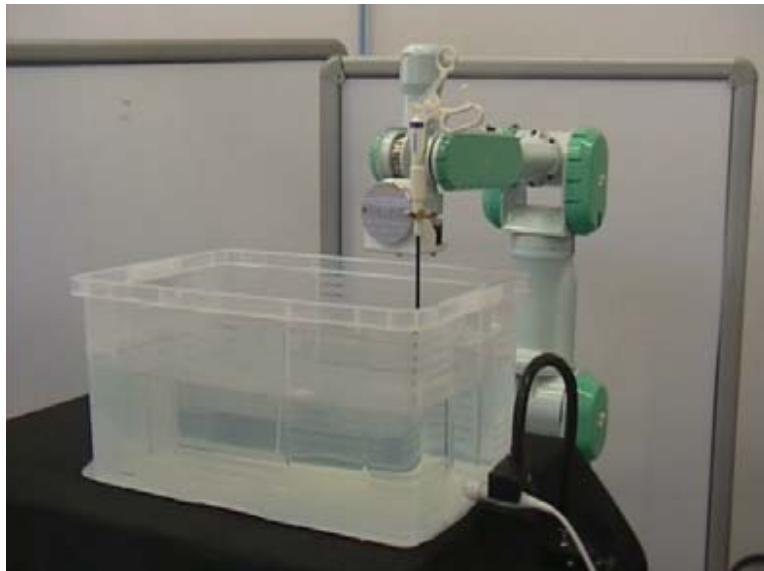
- Expérimentation in vivo sur animal porcin



Systèmes avec sonde déportée

Même contexte applicatif et choix des infos visuelles :

- Commande prédictive avec optimisation sous contraintes [Sauvée08]
 - Visibilité (limite de l'image, épaisseur coupe),
 - Butées, saturation des actionneurs
 - Expérimentation ex vivo



Plan du cours

- Différents types de systèmes en robotique médicale
- Robots médicaux guidés par l'image
- Différentes modalités d'imagerie médicale
- Formation de l'image échographique
- Différences entre caméra et sonde 2D
- Asservissement visuel : principe
- Problématique de l'asservissement visuel échographique
- Exemples d'applications utilisant un asservissement visuel écho.
 - Systèmes avec sonde embarquée
 - Systèmes avec sonde déportée
- Méthode générique d'asservissement visuel échographique

Méthode générique présentée dans ce cours

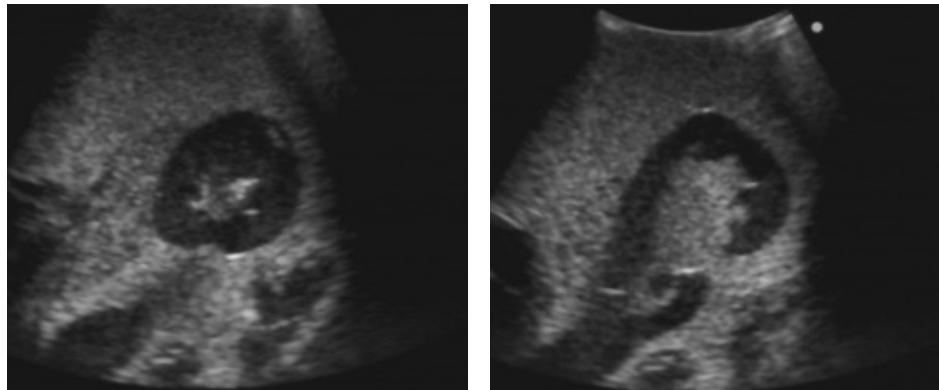
- Présentation en détails d'une approche générique basée image pour le contrôle des 6 ddl d'une sonde embarquée
- Applications visées
 - Positionnement automatique de la sonde sur une section désirée
 - Suivi automatique de mouvements pour stabilisation active de l'image
- Asservissement visuel utilisant directement l'intensité des pixels
 - Sans segmentation

Plan du cours

- Asservissement visuel utilisant directement l'intensité des pixels
 - Modélisation des informations visuelles
 - Tâche de positionnement
 - Cas sonde 2D
 - Cas sonde 3D
 - Cas sonde biplan
 - Tâche de suivi d'une coupe anatomique
 - Suivi sans connaissance a priori du mouvement
 - Suivi avec connaissance a priori du mouvement
 - Application de l'approche dense au suivi d'outil

Approche basée sur l'information dense

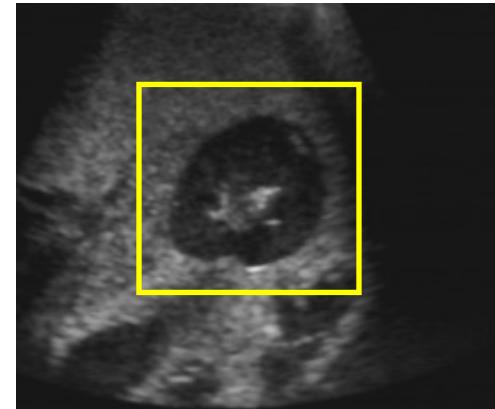
- Nécessite très peu de traitement des images
 - Segmentation non nécessaire
- Approche appropriée pour image écho présentant :
 - Structures difficiles à détecter
 - Changement de topologie due aux mouvements hors du plan



Informations visuelles : intensité des pixels

- Approche directe [Nadeau13]
 - Pas de segmentation ou traitement d'image
 - L'intensité des pixels de l'image est directement considérée
- Vecteur d'informations visuelles
 - Définition manuelle ou automatique d'une zone d'intérêt

$$\mathbf{s}(\mathbf{r}) = I(\mathbf{r}) = (I_{11}, \dots, I_{1M}, I_{21}, \dots, I_{NM})$$



Modélisation de l'interaction

Matrice d'interaction associée à l'intensité d'un pixel

$$\dot{\mathbf{I}} = L_I \mathbf{v}_C$$

Conservation de l'intensité $I(\mathbf{x} + \mathbf{d}\mathbf{x}, t + dt) - I(\mathbf{x}, t) = 0$

Développement de Taylor au 1^{er} ordre

$$\frac{\partial I}{\partial t} dt + \frac{\partial I}{\partial x} dx + \frac{\partial I}{\partial y} dy + \frac{\partial I}{\partial z} dz = 0$$

$$\dot{\mathbf{I}} = -\nabla I \cdot \dot{\mathbf{x}} \quad \text{avec} \quad \nabla I = \begin{pmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} & \frac{\partial I}{\partial y} & \boxed{\frac{\partial I}{\partial z}} \end{pmatrix}$$

Matrice d'interaction associée au point 3D

!

$$\dot{\mathbf{x}} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 & -\mathbf{0} & y \\ 0 & -1 & 0 & \mathbf{0} & 0 & -x \\ 0 & 0 & -1 & -y & x & 0 \end{pmatrix} \cdot \mathbf{v}_C$$

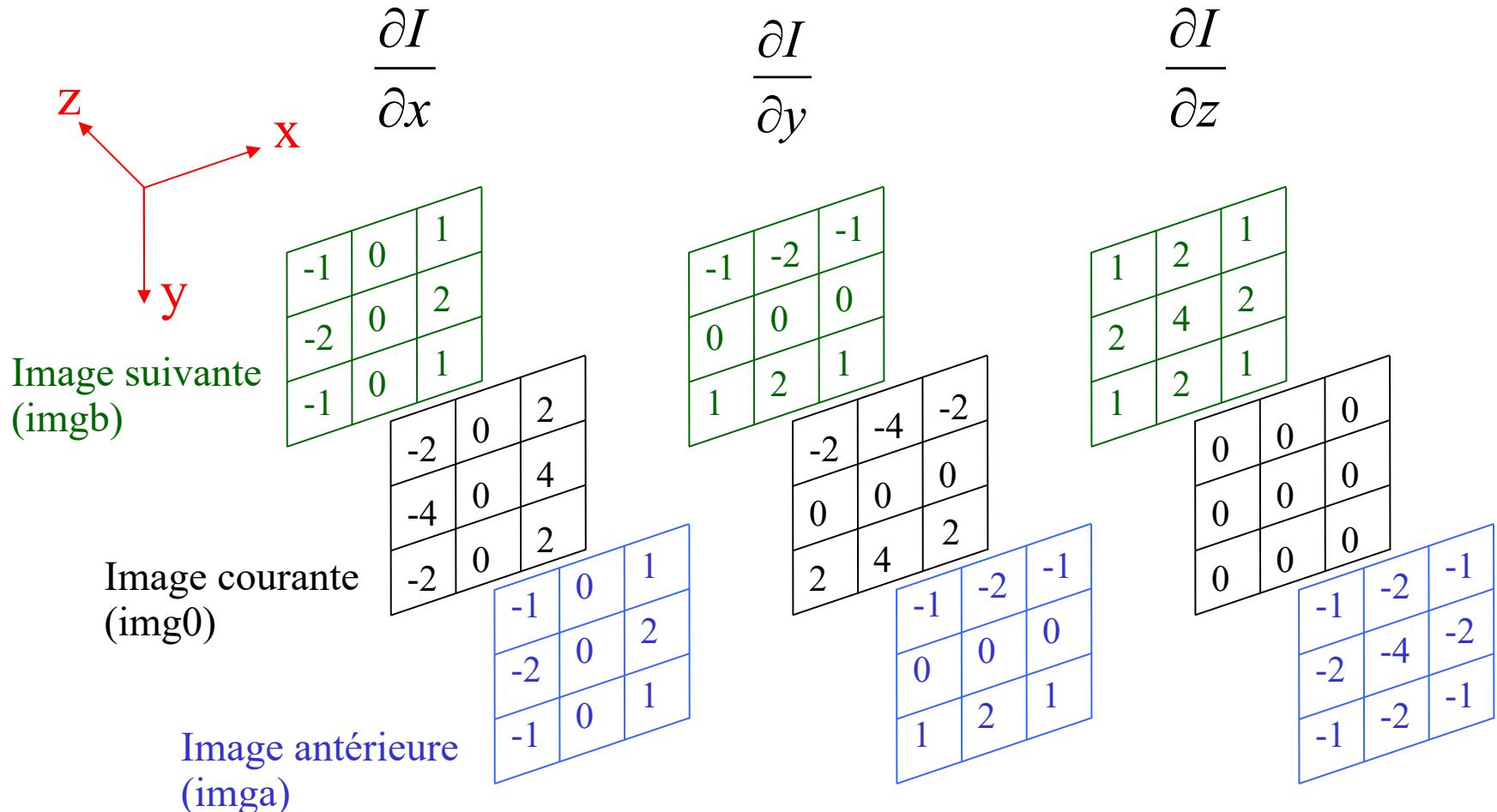
L_X

Matrice d'interaction associée à l'intensité

$$L_I = -\nabla I \cdot L_X$$

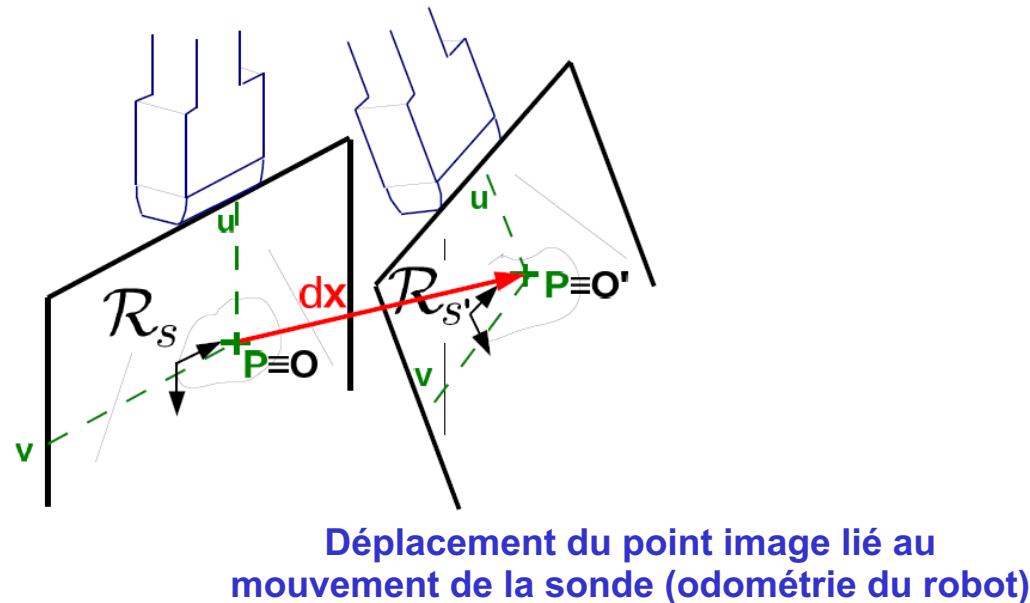
Estimation hors ligne du gradient 3D image

- Application de filtres dérivatifs sur un volume composé de 3 coupes parallèles acquises durant une procédure initiale (convolution spatiale)



Estimation en ligne du gradient image

- Estimation de la coordonnée en Z du gradient 3D



$$I(\mathbf{x} + \mathbf{d}\mathbf{x}) = I(\mathbf{x}) + \frac{\partial I}{\partial x} dx + \frac{\partial I}{\partial y} dy + \frac{\partial I}{\partial z} dz$$

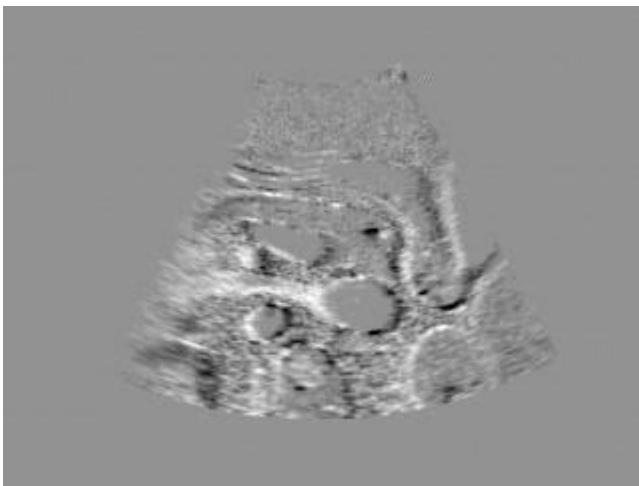
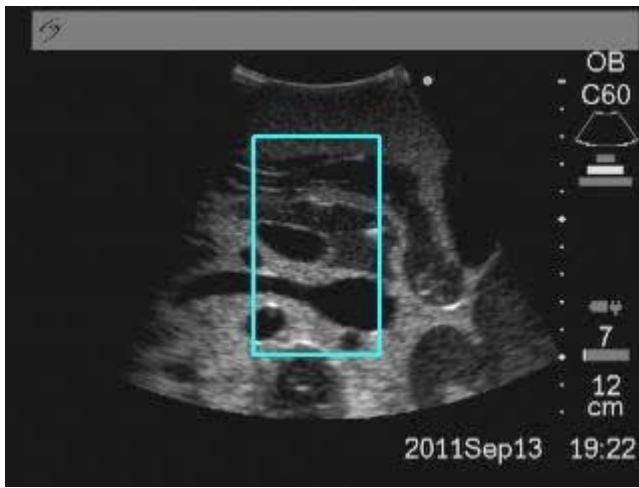
Calculé dans l'image courante (précédente) inconnue

- Estimation à l'aide d'un algorithme des moindres carrés

Plan du cours

- Asservissement visuel utilisant directement l'intensité des pixels
 - Modélisation des informations visuelles
 - Tâche de positionnement
 - Cas sonde 2D
 - Cas sonde 3D
 - Cas sonde biplan
 - Tâche de suivi d'une coupe anatomique
 - Suivi sans connaissance a priori du mouvement
 - Suivi avec connaissance a priori du mouvement
 - Application de l'approche dense au suivi d'outil

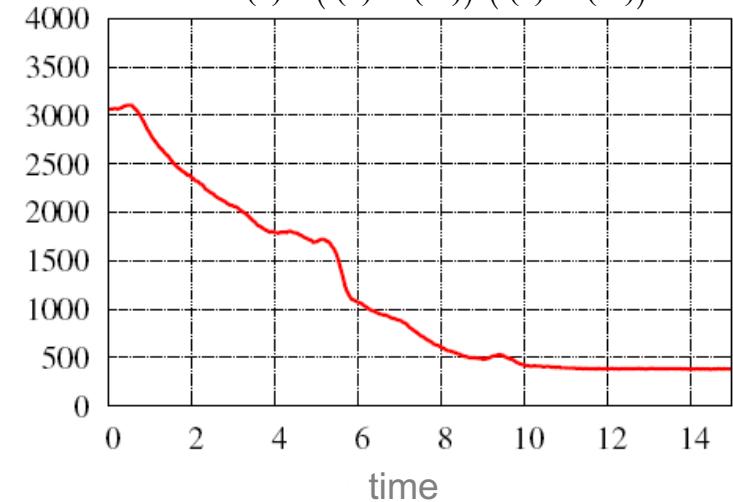
Tâche de positionnement sonde 2D



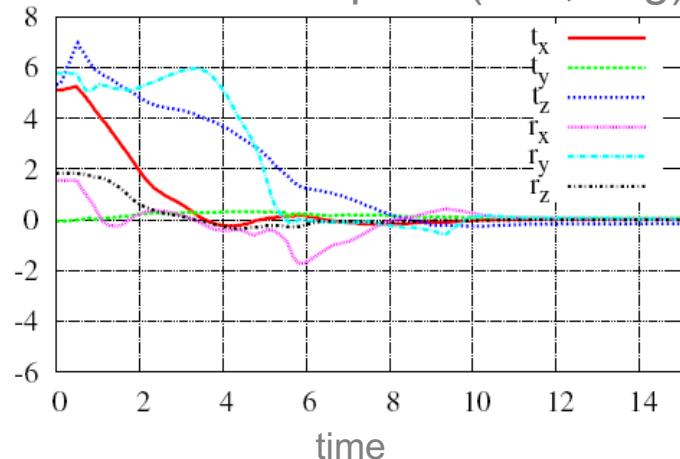
$I(r) - I^*$

Erreurs visuelles

$$C(\mathbf{r}) = (\mathbf{s}(\mathbf{r}) - \mathbf{s}(\mathbf{r}^*))^T (\mathbf{s}(\mathbf{r}) - \mathbf{s}(\mathbf{r}^*))$$



Erreurs en pose (mm, deg)



Plan du cours

- Asservissement visuel utilisant directement l'intensité des pixels
 - Modélisation des informations visuelles
 - Tâche de positionnement
 - Cas sonde 2D
 - Cas sonde 3D
 - Cas sonde biplan
 - Tâche de suivi d'une coupe anatomique
 - Suivi sans connaissance a priori du mouvement
 - Suivi avec connaissance a priori du mouvement
 - Application de l'approche dense au suivi d'outil

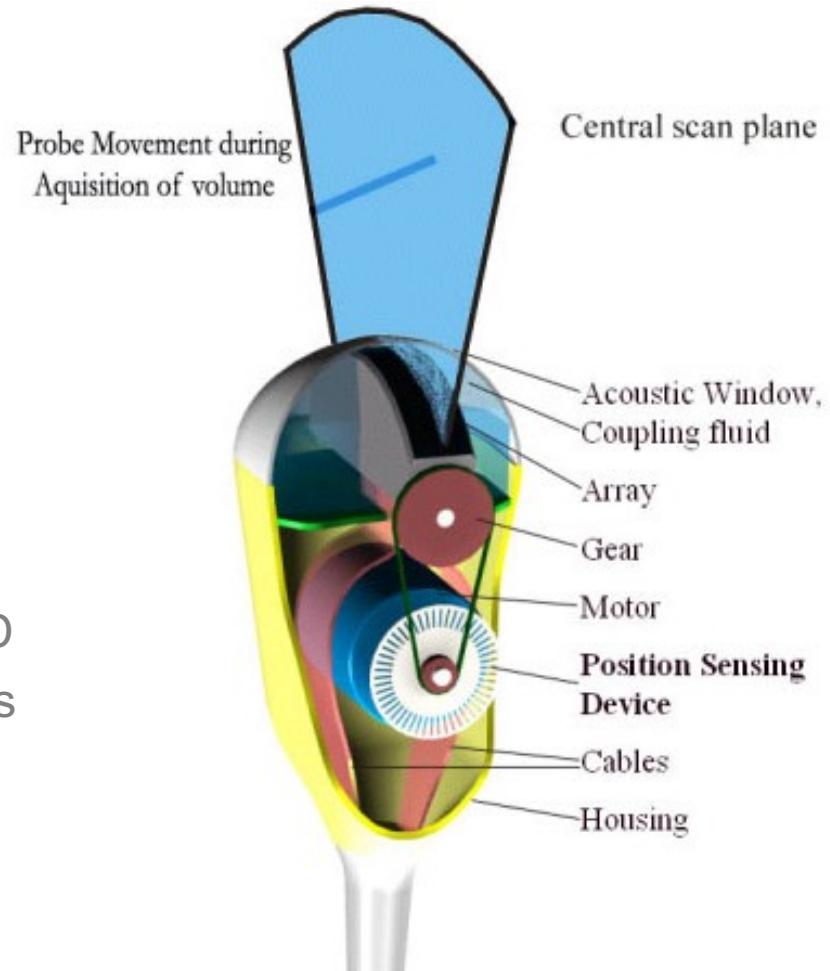
Tâche de positionnement sonde 3D

Sonde 3D matricielle

- Empreinte matricielle
- Acquisition volume complet
- Gradient image avec un filtre 3D

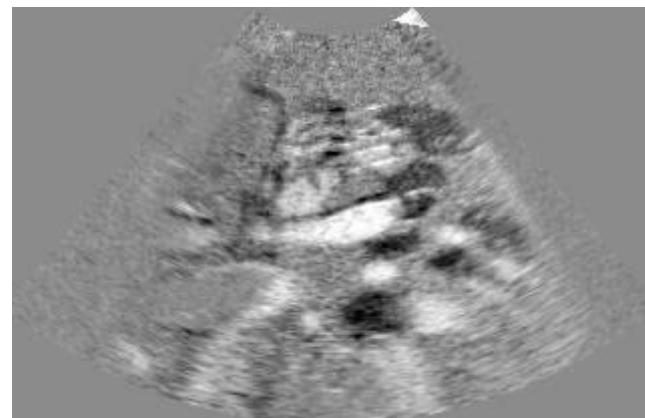
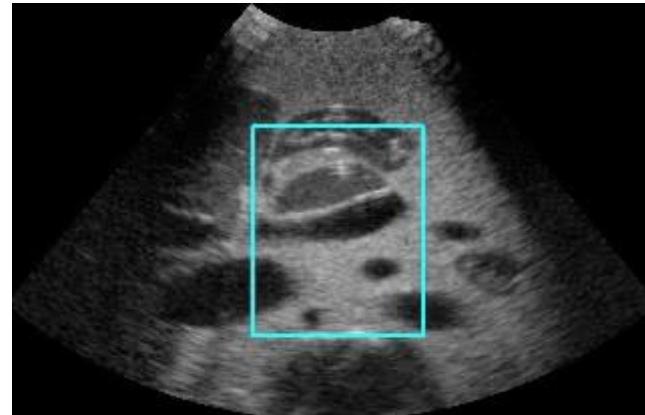
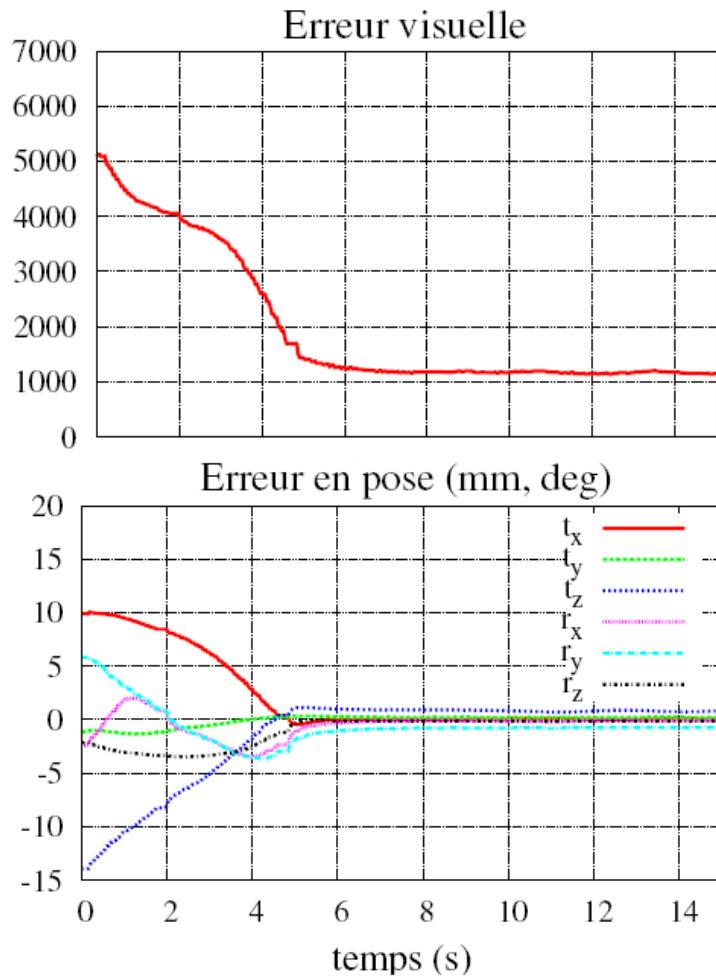
Sonde 3D motorisée

- Balayage motorisé d'un capteur 2D
- Acquisition simultanée de 3 images
- Gradient image avec un filtre 3D



http://www.gehealthcare.com/usen/ultrasound/education/products/cme_3d4d.html

Tâche de positionnement sonde 3D



Plan du cours

- Asservissement visuel utilisant directement l'intensité des pixels
 - Modélisation des informations visuelles
 - Tâche de positionnement
 - Cas sonde 2D
 - Cas sonde 3D
 - Cas sonde biplan
 - Tâche de suivi d'une coupe anatomique
 - Suivi sans connaissance a priori du mouvement
 - Suivi avec connaissance a priori du mouvement
 - Application de l'approche dense au suivi d'outil

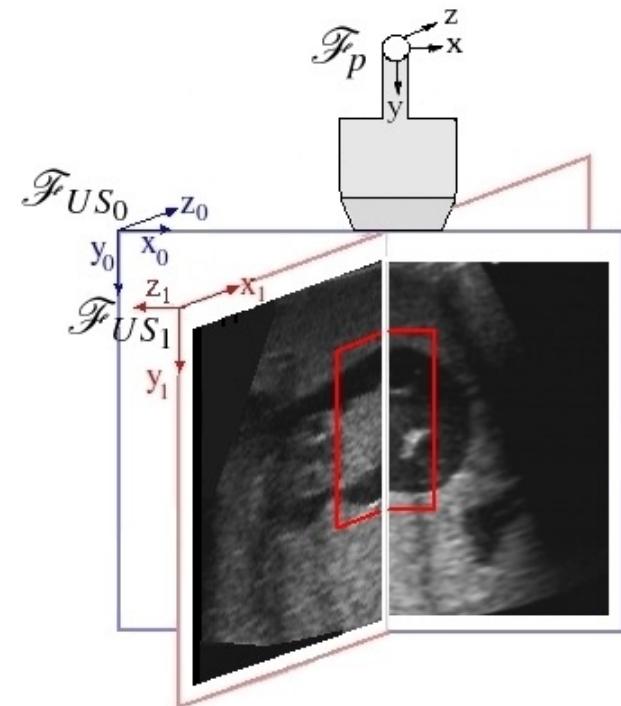
Tâche de positionnement sonde biplan

- Information visuelle extraite des 2 coupes

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{s}}_0 = \mathbf{L}_{s_0} \mathbf{v}_{s_0} \\ \dot{\mathbf{s}}_1 = \mathbf{L}_{s_1} \mathbf{v}_{s_1} = \mathbf{L}_{s_1}^{US_1} \mathbf{W}_{US_0} \mathbf{v}_{s_0} \end{cases}$$

$$\forall i \in \{0,1\}, \mathbf{v}_{s_i} = {}^{US_i} \mathbf{W}_p \mathbf{v}_s$$

$${}^{US_i} \mathbf{W}_p = \begin{bmatrix} {}^i \mathbf{R}_p & [{}^i \mathbf{t}_p]_{\times} {}^i \mathbf{R}_p \\ 0_3 & {}^i \mathbf{R}_p \end{bmatrix}$$

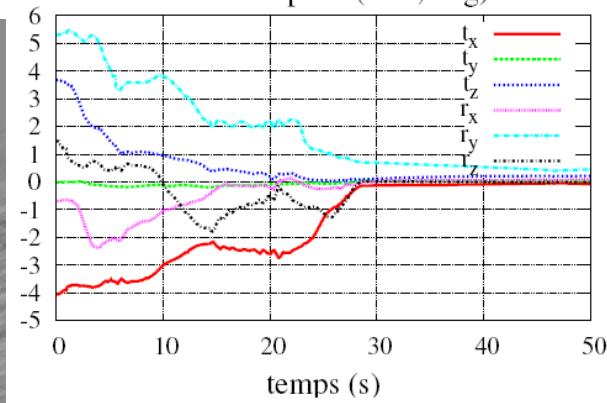
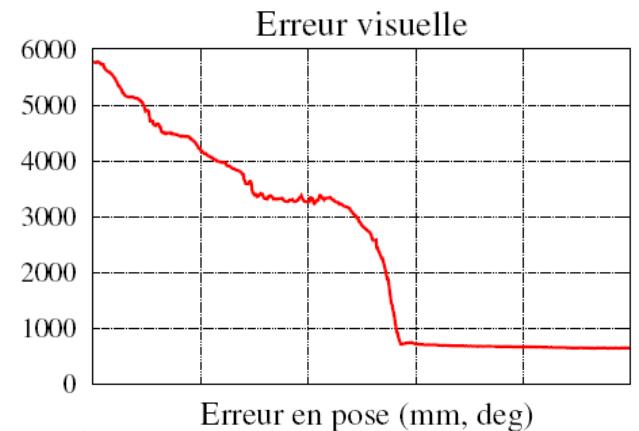
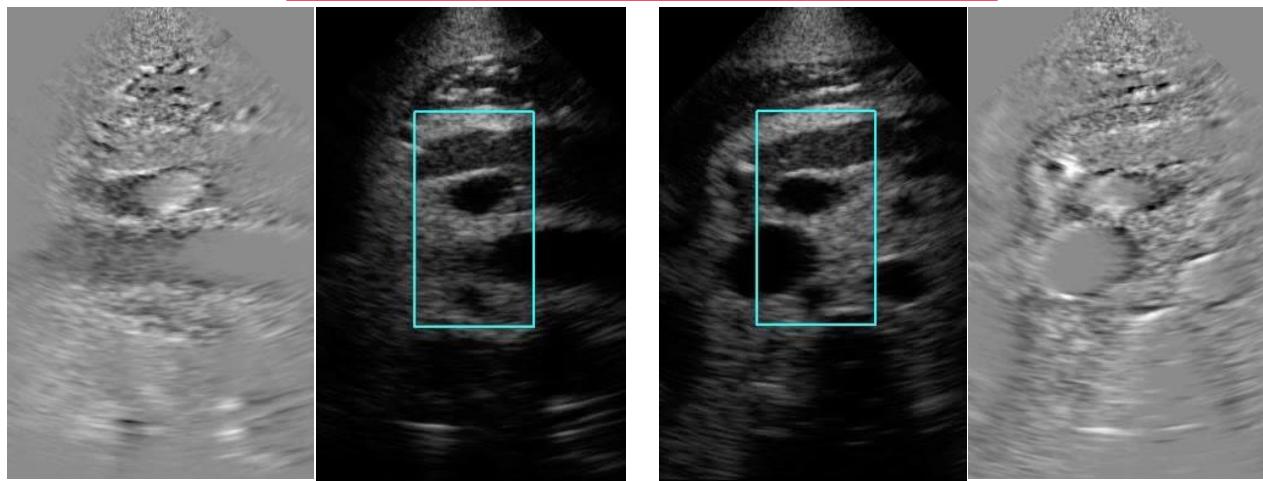
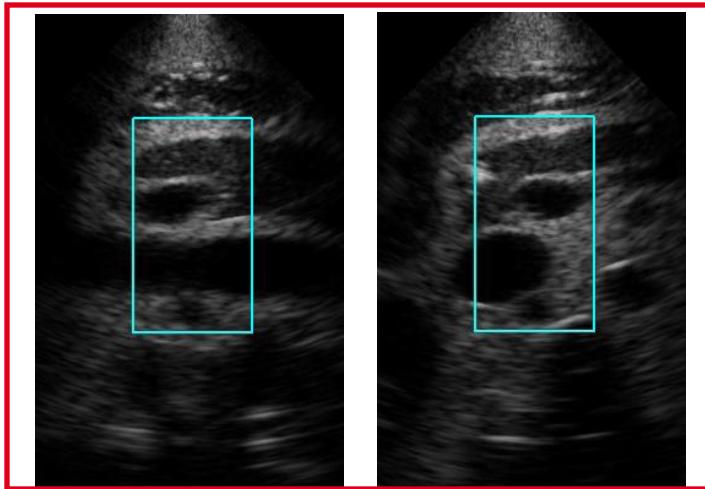


- Matrice d'interaction

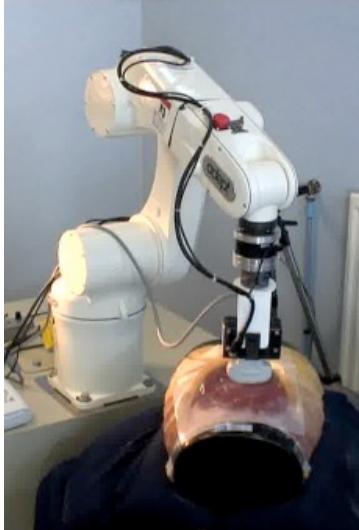
$$L_s = \begin{bmatrix} [-\nabla I_x \quad -\nabla I_y \quad -\nabla I_z \quad -y\nabla I_z \quad x\nabla I_z \quad y\nabla I_x - x\nabla I_y]_{\forall(u,v)}^{l_0} \\ [\nabla I_z \quad -\nabla I_y \quad -\nabla I_x \quad -y\nabla I_x + x\nabla I_y \quad x\nabla I_z \quad -y\nabla I_z]_{\forall(u,v)}^{l_1} \end{bmatrix}$$

Tâche de positionnement sonde biplan

Deux
vues
désirées



Comparaison des différents capteurs



Sonde 2D

- 😊 Bonne qualité d'images
- 😢 Estimation en ligne du gradient
- 😊 Fréquence d'acquisition 25Hz



Sonde 3D

- 😊 Bonne qualité d'images
- 😊 Information hors plan pour le calcul du gradient
- 😢 Fréquence d'acquisition 10 Hz



Sonde biplan

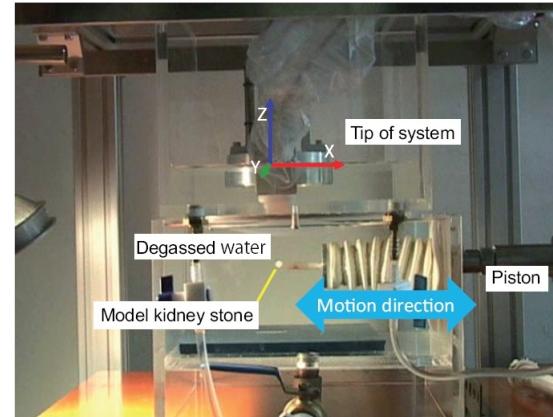
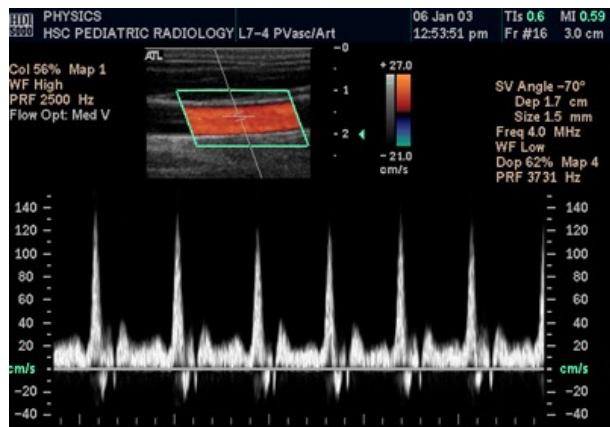
- 😢 Faible qualité d'images
- 😢 Estimation en ligne du gradient
- 😊 Fréquence d'acquisition 25Hz

Plan du cours

- Asservissement visuel utilisant directement l'intensité des pixels
 - Modélisation des informations visuelles
 - Tâche de positionnement
 - Cas sonde 2D
 - Cas sonde 3D
 - Cas sonde biplan
 - Tâche de suivi d'une coupe anatomique
 - Suivi sans connaissance a priori du mouvement
 - Suivi avec connaissance a priori du mouvement
 - Application de l'approche dense au suivi d'outil

Tâche de suivi d'une coupe anatomique

- Applications médicales : compensation du mouvement physiologique
 - Mesures physiologiques
 - Suivi d'une cible (tumeur, calcul rénal)



[Lee07]

- Stabilisation active de l'image lors de l'examen

Tâche de suivi d'une coupe anatomique

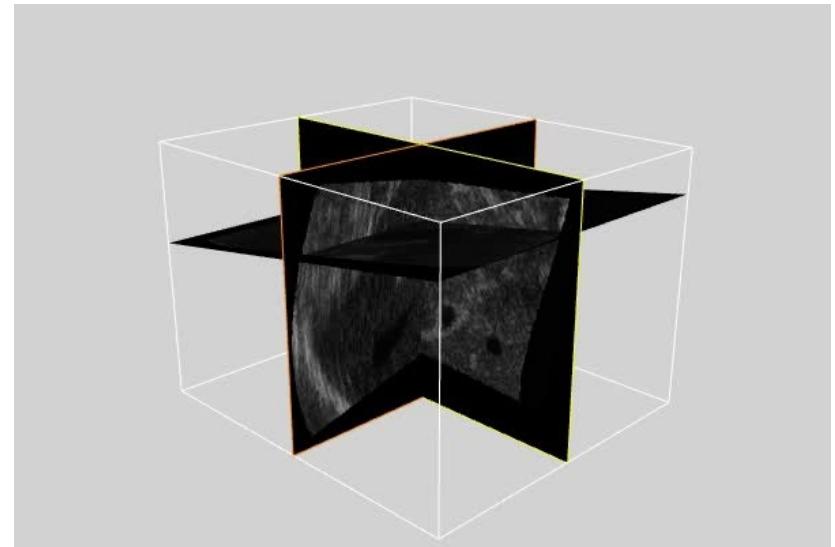
- Délimitation d'une région d'intérêt (motif) à suivre dans l'image initiale
- Loi de commande avec :
 - Infos visuelles désirées = intensité des pixels de la région d'intérêt initiale
 - Infos visuelles = intensité des pixels de la région dans image courante
 - Matrice d'interaction constante obtenue à la position désirée
- Gradient 3D estimée uniquement pour image initiale=désirée
 - avec filtres dérivatifs appliqués sur 3 coupes parallèles
- Contrôle de 5 DDL par vision
- Contrôle de 1 DDL par commande en effort pour maintenir contact sonde/patient

Plan du cours

- Asservissement visuel utilisant directement l'intensité des pixels
 - Modélisation des informations visuelles
 - Tâche de positionnement
 - Cas sonde 2D
 - Cas sonde 3D
 - Cas sonde biplan
 - Tâche de suivi d'une coupe anatomique
 - Suivi sans connaissance a priori du mouvement
 - Suivi avec connaissance a priori du mouvement
 - Application de l'approche dense au suivi d'outil

Suivi sans connaissance a priori du mouvement

- Asservissement visuel classique avec loi de commande proportionnelle
- Résultat sur simulateur échographique

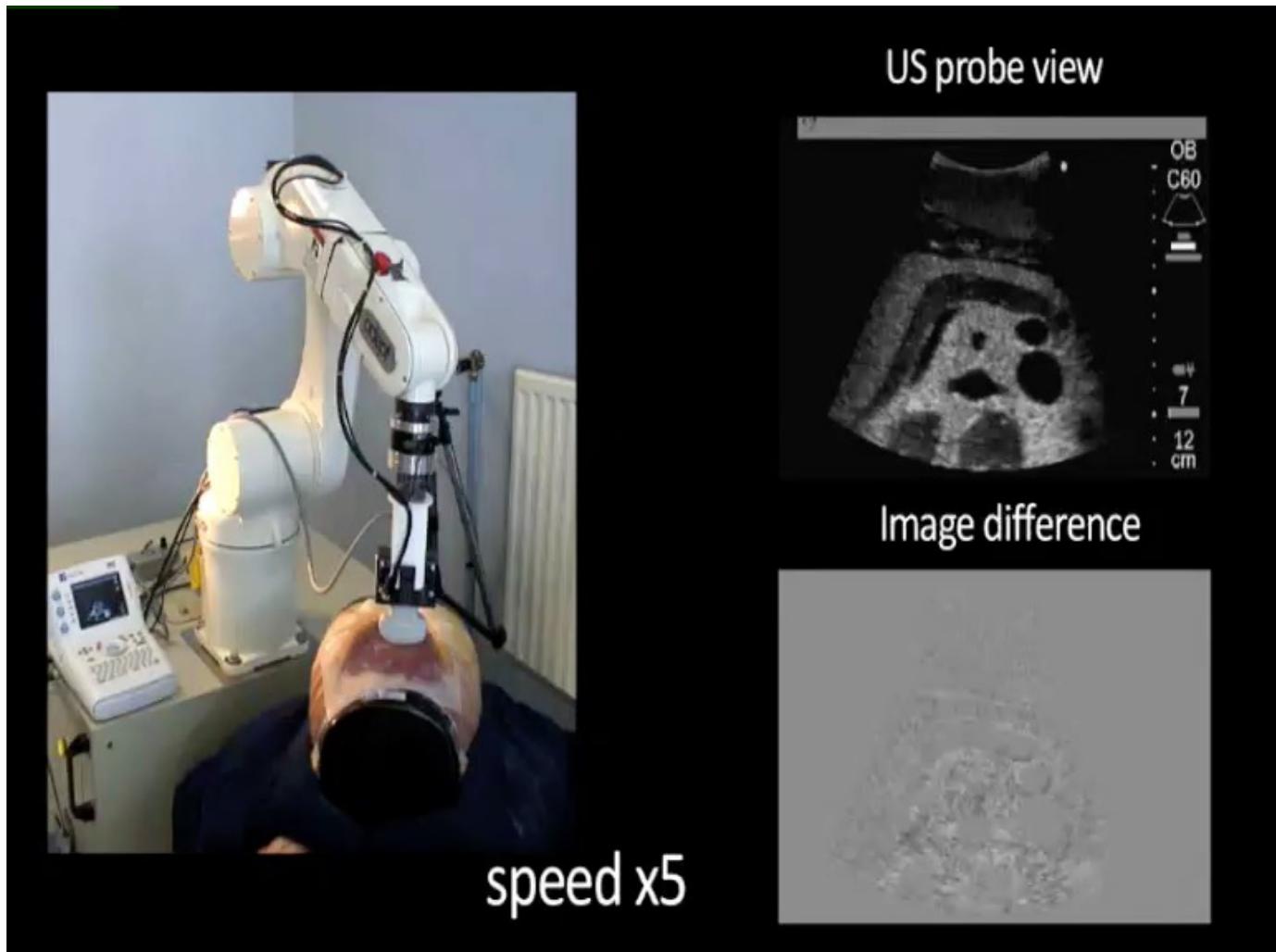


Suivi sans connaissance a priori du mouvement

- Résultat expérimental ex vivo



Caméra déportée
pour mesure
vérité terrain

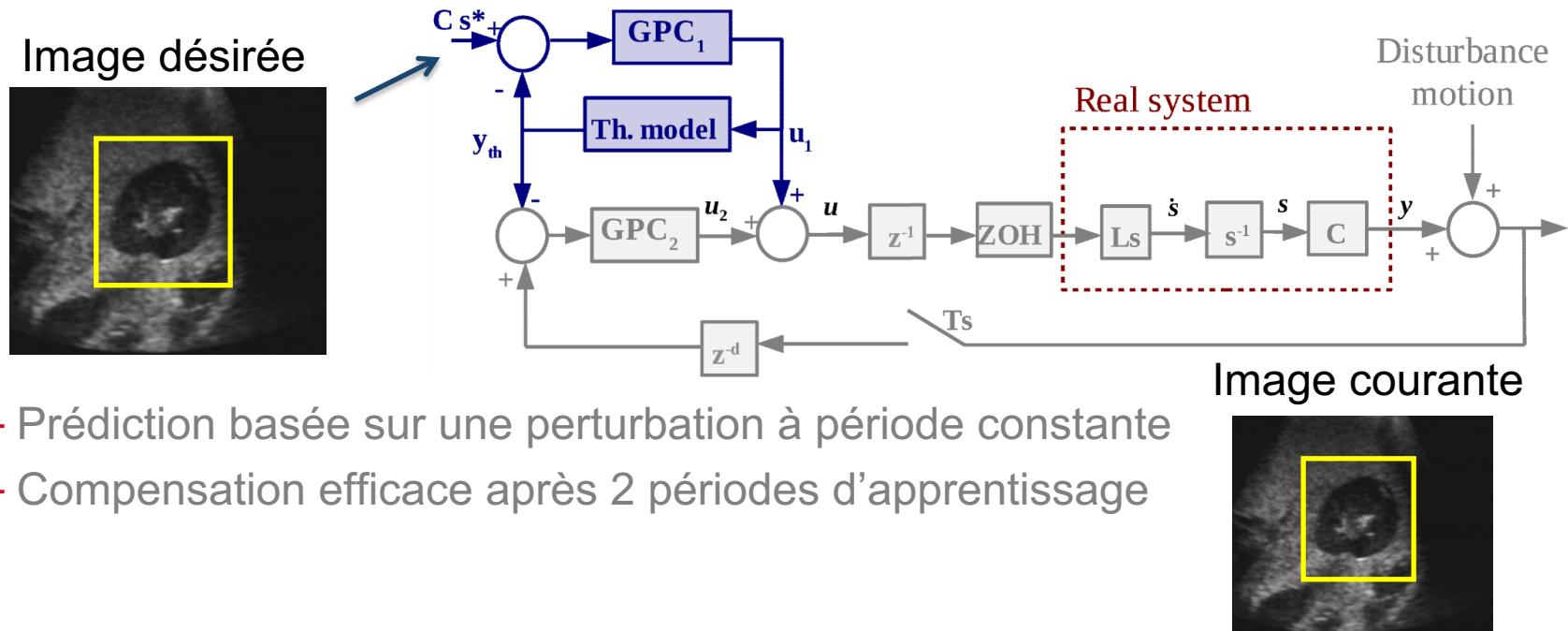


Plan du cours

- Asservissement visuel utilisant directement l'intensité des pixels
 - Modélisation des informations visuelles
 - Tâche de positionnement
 - Cas sonde 2D
 - Cas sonde 3D
 - Cas sonde biplan
 - Tâche de suivi d'une coupe anatomique
 - Suivi sans connaissance a priori du mouvement
 - **Suivi avec connaissance a priori du mouvement**
 - Application de l'approche dense au suivi d'outil

Suivi avec connaissance a priori du mouvement

- 2 hypothèses :
 - Mouvement des organes fortement corrélé avec le mouvement de respiration
 - Période constante du cycle de respiration
- Exemple : Correcteur prédictif répétitif R-GPC [Gangloff06]

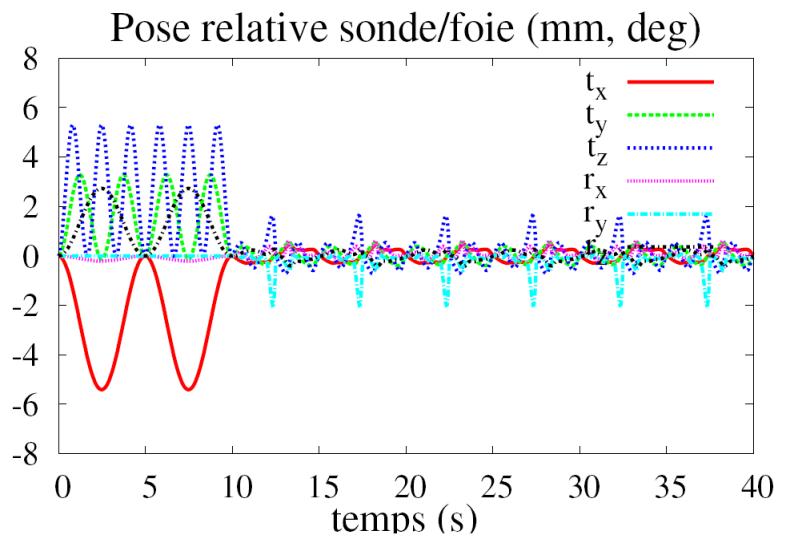
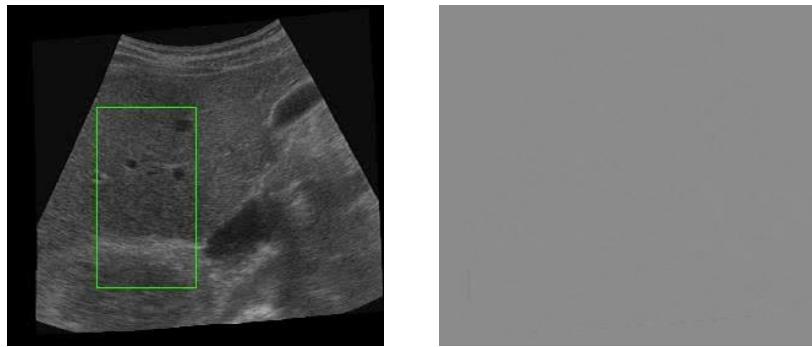


- Prédiction basée sur une perturbation à période constante
- Compensation efficace après 2 périodes d'apprentissage

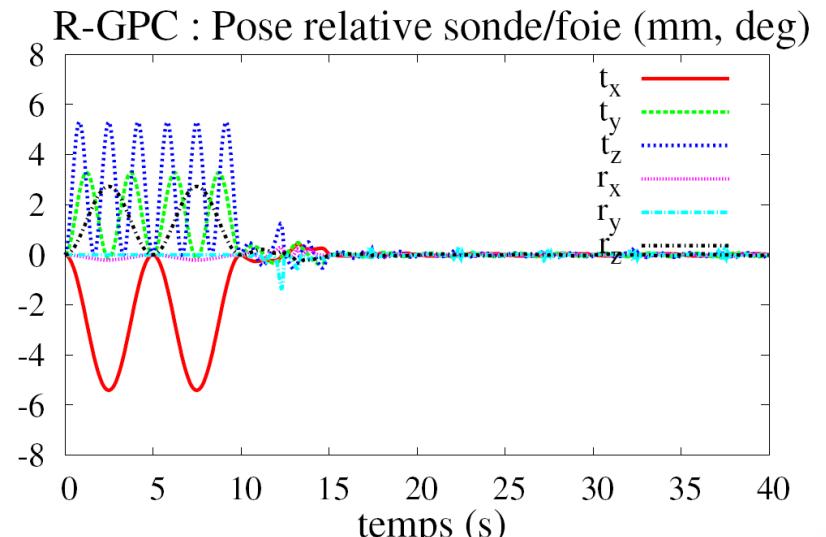
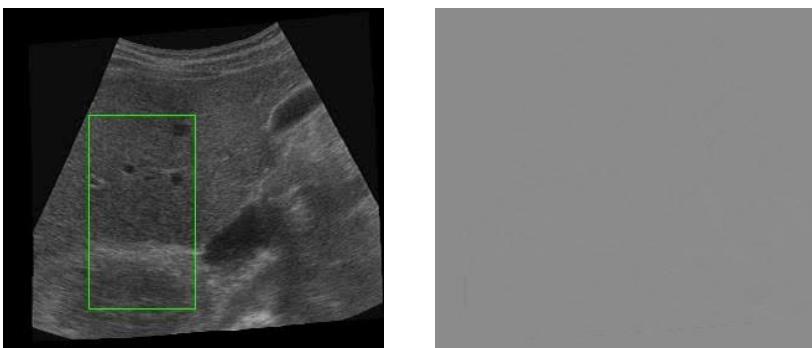
Suivi avec connaissance a priori du mouvement

- Comparaison performances obtenues sur simulateur échographique

Correcteur proportionnel

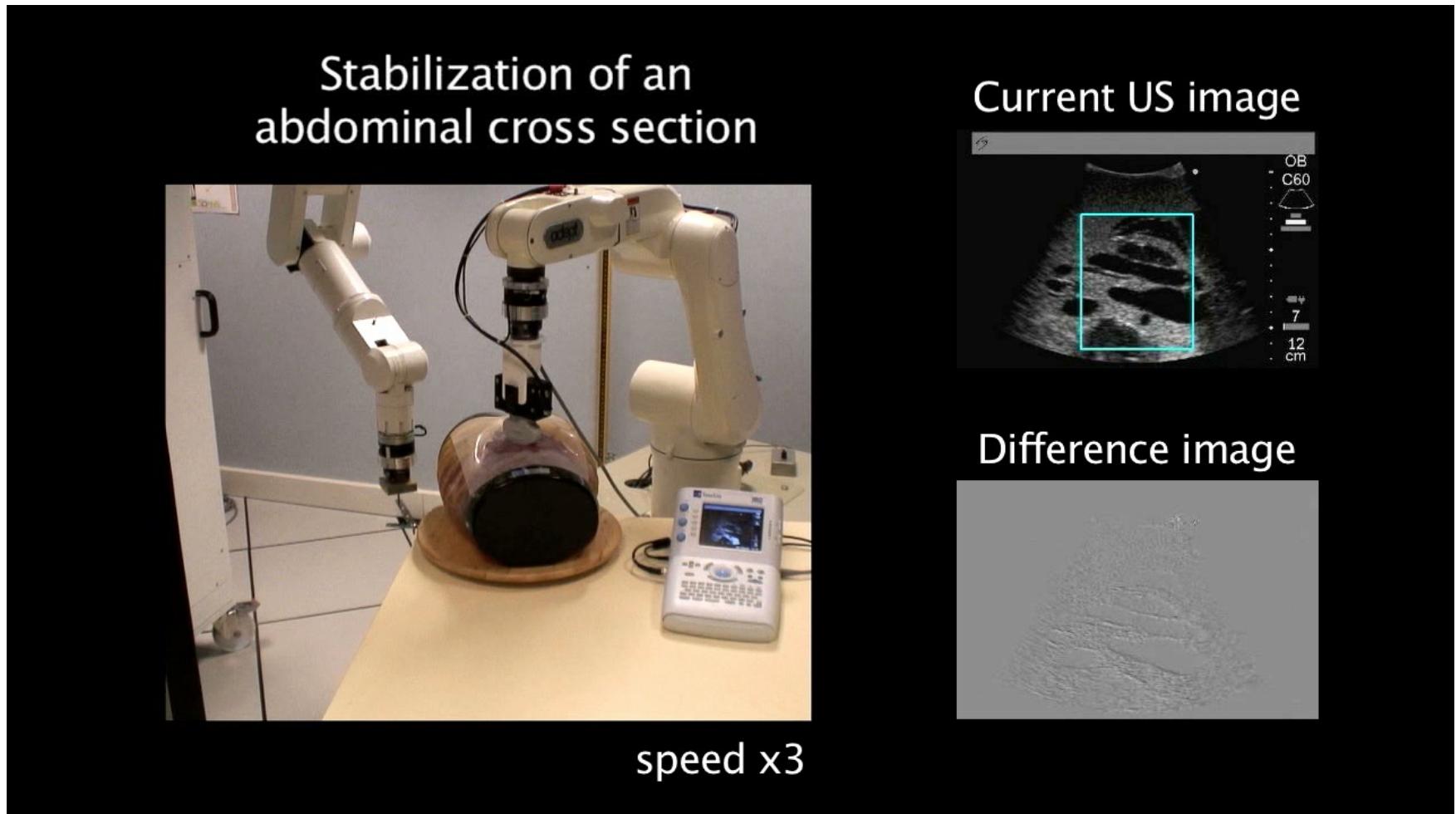


Correcteur prédictif R-GPC



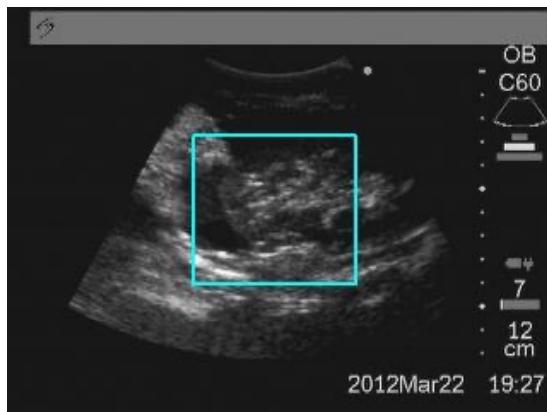
Suivi avec connaissance a priori du mouvement

- Résultat expérimental ex vivo



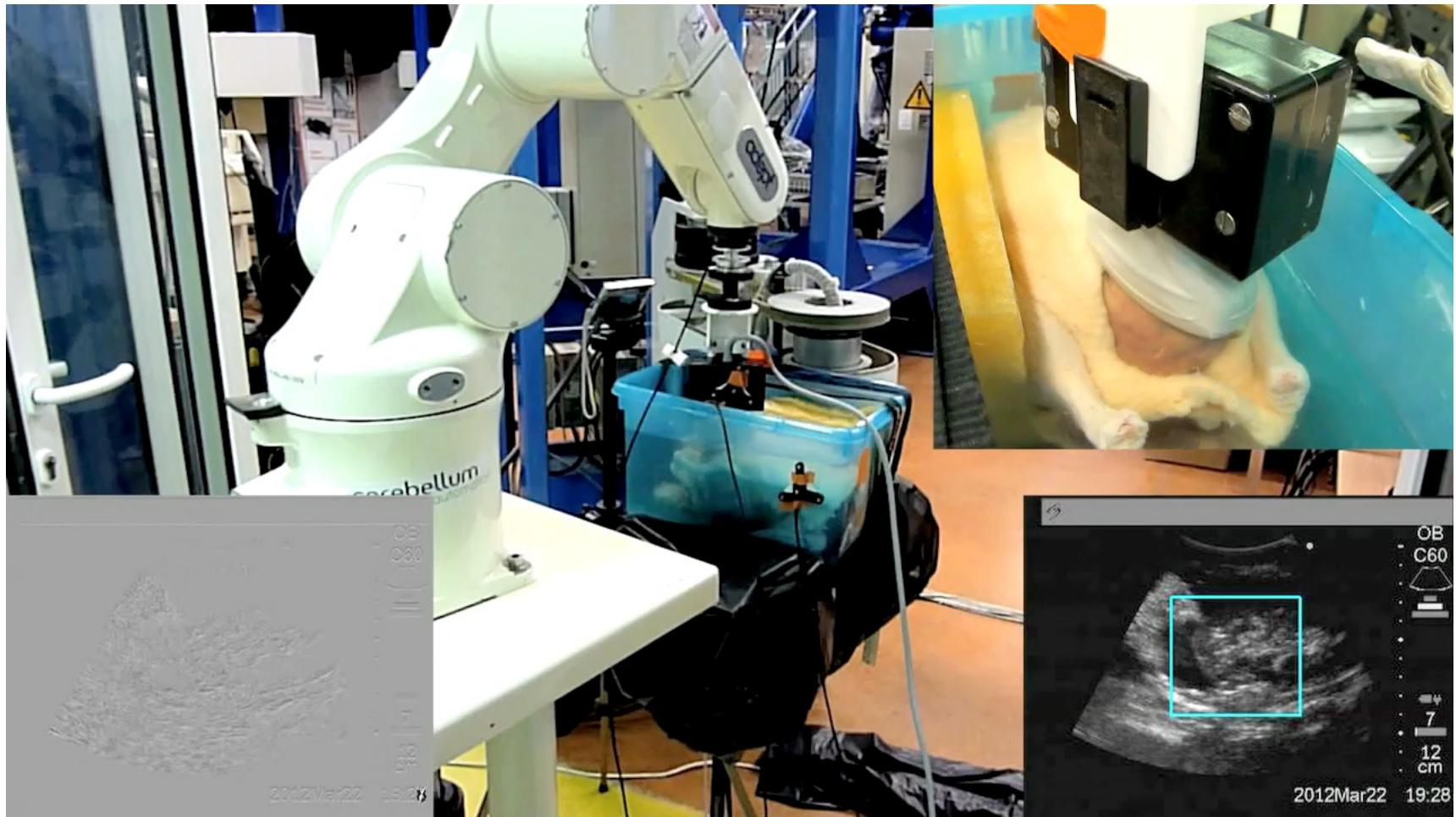
Suivi avec connaissance a priori du mouvement

- Résultat expérimental ex vivo sur tissu organique animal
 - Commande visuel (5 ddl) à 25 Hz avec sonde 2D
 - Commande en effort (1 ddl) à 1 KHz
- Perturbation périodique
 - 3 translations + 1 rotation
 - Amplitudes ~15mm / 5deg
 - Période connue : 8 s



Suivi avec connaissance a priori du mouvement

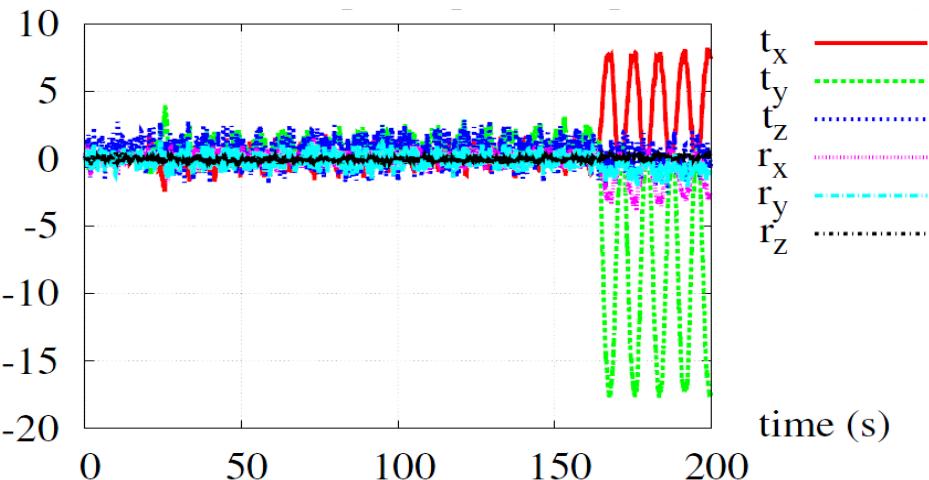
- Résultats expérimentaux ex vivo sur tissu organique animal



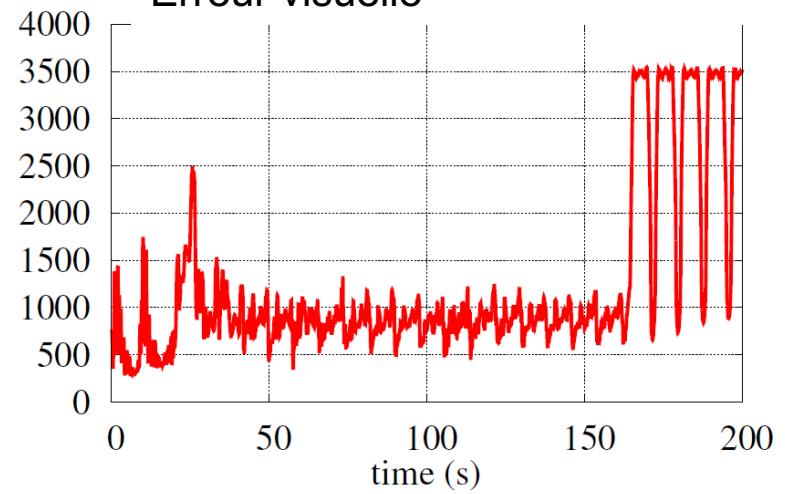
Suivi avec connaissance a priori du mouvement

- Rejet efficace de la perturbation

Variation relative de la pose
de la sonde / fantôme (mm /deg)



Erreur visuelle



Plan du cours

- Asservissement visuel utilisant directement l'intensité des pixels
 - Modélisation des informations visuelles
 - Tâche de positionnement
 - Cas sonde 2D
 - Cas sonde 3D
 - Cas sonde biplan
 - Tâche de suivi d'une coupe anatomique
 - Suivi sans connaissance a priori du mouvement
 - Suivi avec connaissance a priori du mouvement
 - Application de l'approche dense au suivi d'outil

Application de l'approche dense au suivi d'outil

- Objectif : Estimation de la pose d'un outil mobile dans une séquence de volume échographique (calcul de pose) [Nadeau12]
- Principe: contrôle d'une sonde 3D virtuelle pour stabiliser l'image de la cible (extrémité de l'outil) dans le volume échographique acquis
 - Informations visuelles retenues : intensité des voxels d'une région d'intérêt 3D contenant la cible à suivre $\mathbf{s}(\mathbf{r}) = (\dots, I_{u,v,w}, \dots)$
 - Matrice d'interaction associée à l'intensité d'un voxel :

$$\begin{aligned}\mathbf{L}_{I_{u,v,w}} &= \nabla I_{u,v,w} \left[\mathbf{I}_3 - [{}^s\mathbf{x}_P]_\times \right] \\ &= [\nabla I_x \ \nabla I_y \ \nabla I_z \ y\nabla I_z - z\nabla I_y \ z\nabla I_x - x\nabla I_z \ x\nabla I_y - y\nabla I_x]\end{aligned}$$

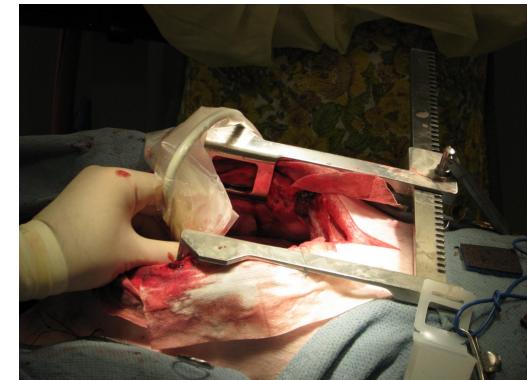
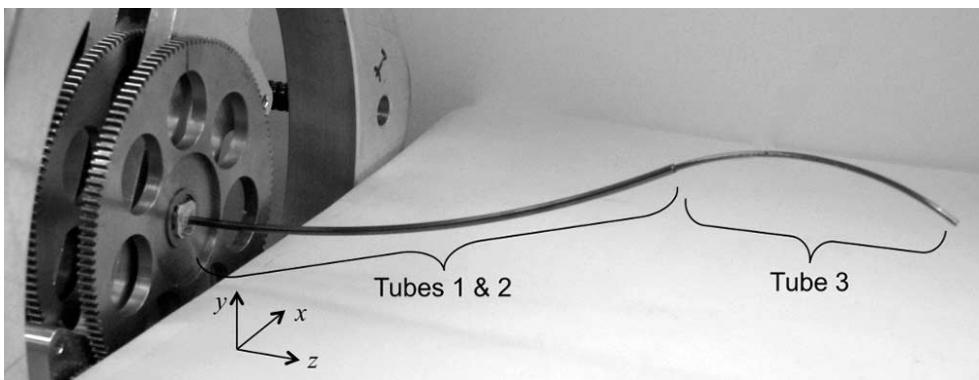
avec $\nabla I_{u,v,w}$: gradient 3D du voxel de coordonnées image (u, v, w)
 ${}^s\mathbf{x}_P$: coordonnées métriques du voxel dans le repère de la sonde

Application de l'approche dense au suivi d'outil

- Matrice d'interaction associée au vecteur d'informations visuelles :

$$\mathbf{L}_s = \begin{pmatrix} \mathbf{L}_{I_{1,1,1}} \\ \vdots \\ \mathbf{L}_{I_{M,N,L}} \end{pmatrix} \quad \text{avec } M : \text{largeur du volume cible} \\ N : \text{hauteur du volume cible} \\ L : \text{épaisseur du volume cible}$$

- Expérimentation in vivo sur porc (collab. with Boston Children's Hospital)
 - Suivi du bout d'un instrument chirurgical actionné par un robot à tubes concentriques lors d'une intervention dans un cœur battant [Dupont10]



Application de l'approche dense au suivi d'outil

Intensity-based Visual Servoing for
Instrument and Tissue Tracking in 3D
Ultrasound Volumes

Caroline Nadeau, Hongliang Ren, Alexandre Krupa, Pierre Dupont

Bilan de l'approche dense

Informations visuelles de type intensité

- Pas de segmentation ou d'extraction de caractéristiques
- Permet de considérer un large éventail d'images échographiques

Modélisation de l'interaction

- Gradient image 3D
- Estimation en ligne (positionnement avec sondes 2D et biplan)
- Calcul par filtres dérivatifs (suivi, positionnement avec sonde 3D)

Validation expérimentale sur fantôme

- Positionnement avec différentes sondes
- Suivi d'une coupe anatomique

Références bibliographiques

- A. Krupa. Asservissement visuel par imagerie médicale. Journées Nationales de la Recherche en Robotique, JNRR'09, Neuville-sur-Barangeon, France, Novembre 2009. <http://jnrr09.lms.sp2mi.univ-poitiers.fr/IMG/pdf/article-JNRR-krupa-23sept09.pdf>
- A. Krupa. Contributions à l'asservissement visuel échographique. Habilitation à diriger des recherches de l'Université Rennes 1, Décembre 2012.
- F. Chaumette, S. Hutchinson - Visual Servo Control, Part I: Basic Approaches and Part II: Advanced Approaches, IEEE Robotics and Automation Magazine 13(4):82-90, Décembre 2006 and 14(1):109-118, Mars 2007.
- R. Mebarki, A. Krupa, F. Chaumette. 2D ultrasound probe complete guidance by visual servoing using image moments. IEEE Trans. on Robotics, 26(2):296-306, Avril 2010.
- A. Krupa, D. Folio, C. Novales, P. Vieyres, T. Li. Robotized Tele-Echography: an Assisting Visibility Tool to Support Expert Diagnostic. IEEE Systems Journal, (3):974-983, Septembre 2016.
- C. Nadeau, A. Krupa, J. Petr, C. Barillot. Moments-based ultrasound visual servoing: from mono to multi-plane approach. IEEE Trans. on Robotics, 32(6):1558-1564, Décembre 2016.

Références bibliographiques

- C. Nadeau, A. Krupa. Intensity-based ultrasound visual servoing: modeling and validation with 2D and 3D probes. IEEE Trans. on Robotics, 29(4):1003-1015, Août 2013.
- C. Nadeau, H. Ren, A. Krupa, P. Dupont. Intensity-based Visual Servoing for Instrument and Tissue Tracking in 3D Ultrasound Volumes. IEEE Trans. on Automation Science and Engineering, 12(1):367-371, Janvier 2015.
- D. Lee, A. Krupa. Intensity-based visual servoing for non-rigid motion compensation of soft tissue structures due to physiological motion using 4D ultrasound. In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'11, Pages 2831-2836, San Francisco, USA, Septembre 2011.
- P. Abolmaesumi, S. Salcudean, W. Zhu, M. Siroouspour et S. DiMaio. Image-guided control of a robot for medical ultrasound. IEEE Trans. on Robotics and Automation, vol. 18, no. 1, pages 11–23, feb 2002.
- D. Lee, N. Koizumi, K. Ota, S. Yoshizawa, A. Ito, Y. Kaneko, Y. Matsumoto et M. Mitsuishi. Ultrasound-based visual servoing system for lithotripsy. In IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS'07, pages 877–882, San Diego, USA, November 2007.
- A. Krupa, G. Fichtinger et G.D. Hager. Real-time motion stabilization with B-mode ultrasound using image speckle information and visual servoing. The Inter- national Journal of Robotics Research, IJRR, vol. 28, no. 10, pages 1334–1354, 2009.

Références bibliographiques

- R. Nakadate, J. Solis, A. Takanashi, E. Minagawa, M. Sugawara et K. Niki. Out-of-plane visual servoing method for tracking the carotid artery with a robot- assisted ultrasound diagnostic system. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'11, Shanghai, China, may 2011.
- J. Hong, T. Dohi, M. Hashizume, K. Konishi et N. Hata. An ultrasound-driven needle-insertion robot for percutaneous cholecystostomy. Physics in Medicine and Biology, vol. 49, no. 3, pages 441–455, 2004.
- P. Novotny, J. Stoll, P. Dupont et R.D. Howe. Real-Time visual servoing of a robot using three-dimensional ultrasound. In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'07, pages 2655 –2660, April 2007.
- M. Vitrani, G. Morel, H. Mitterhofer, N. Bonnet, “Robust ultrasound-based visual servoing for beating heart intracardiac surgery,” in IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA'2007, pages. 3021-3027, Rome, Italie, avril 2007.
- M. Sauvee, P. Poignet, E. Dombre, “Ultrasound image-based visual servoing of a surgical instrument through nonlinear model predictive control,” International Journal of Robotics Research, vol. 27, no. 1, janvier 2008.