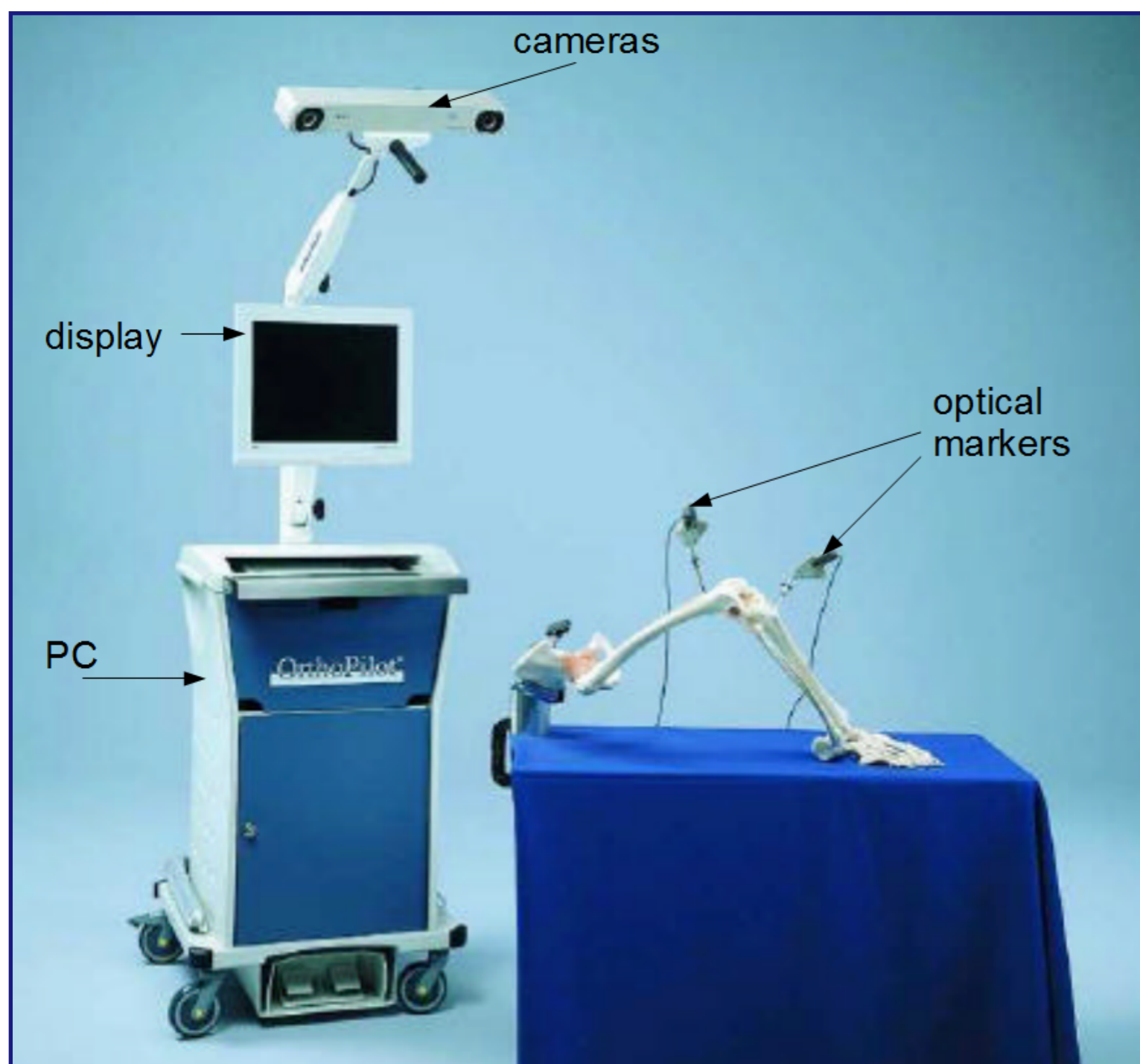


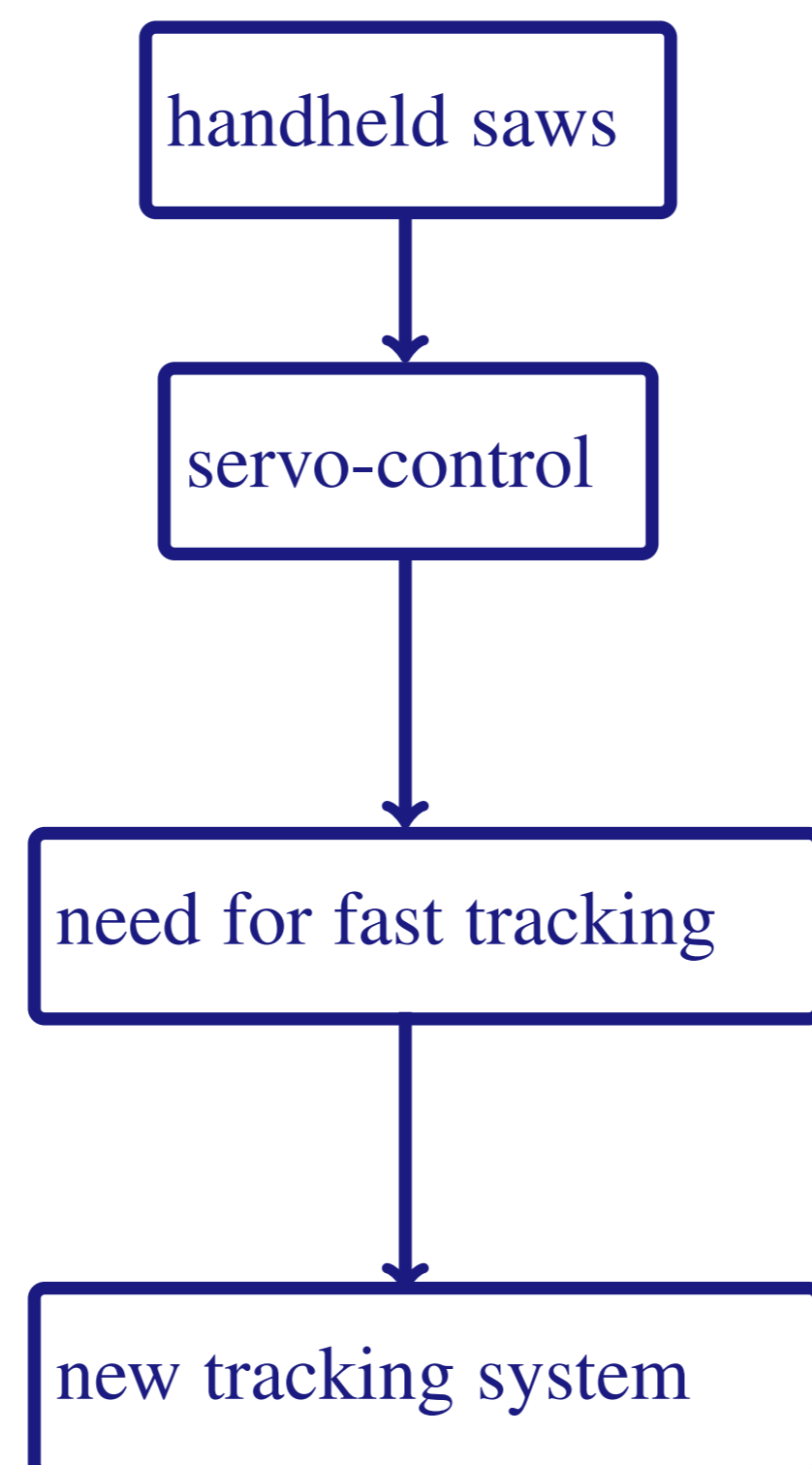
5. ASSISTANCE AU GESTE

- A “Smart” Motion Sensor for Navigated Surgery
- Asservissement visuel en imagerie par résonance magnétique
Application à la radiologie interventionnelle
- Handling User Interface Plasticity

Navigated or computer-assisted surgery Today: Use of optical tracking systems and cutting guides for bone-cutting procedures



copyright AESCULAP AG & CO. KG



would be a valuable improvement to the navigated surgery system and make cutting guides unnecessary

The system compares tool position and desired cutting planes and corrects errors. Possible error sources are:

- surgeon makes unintentional motion
- change of bone structure causing tool deviation

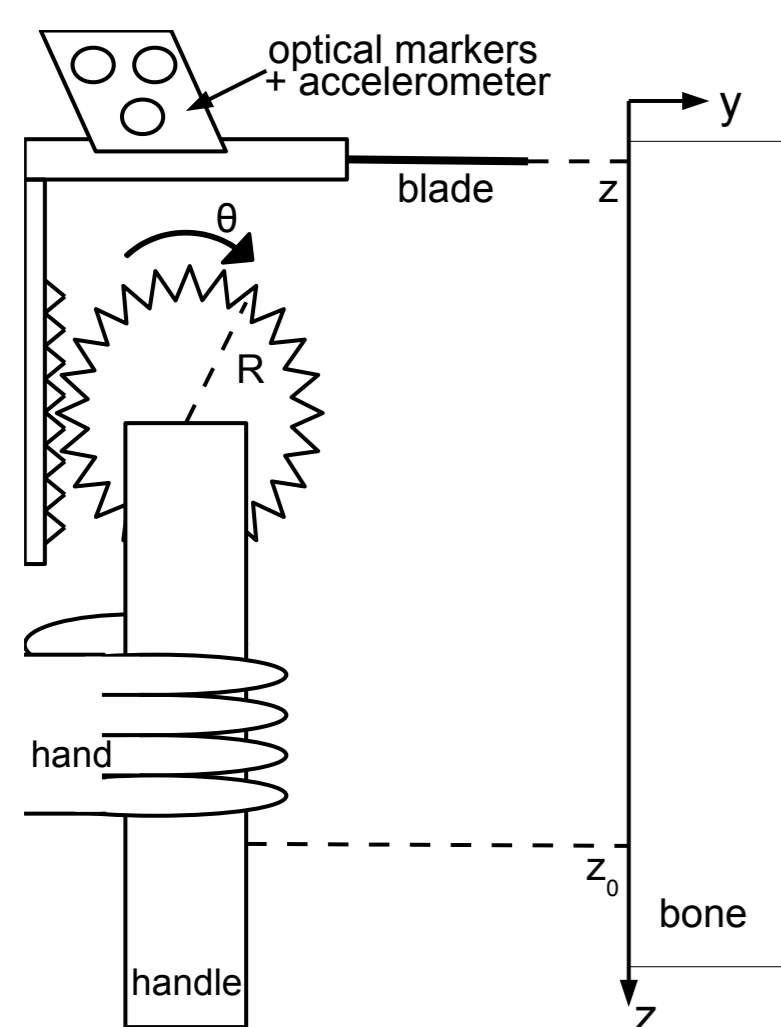
For servo-control, the saw has to be tracked

- at a high frequency
- with low latency.

Current optical tracking systems are not suitable: maximal frequency of 60Hz and important latency.

We are developing a faster tracking system with a bandwidth of 200Hz or more. We added an inertial measurement unit (IMU) to the optical tracking system. Optical and inertial sensor data are combined in a data fusion algorithm to estimate the tool position and orientation.

Influence of tracking bandwidth on performance of servo-controlled bone-cutting



We used a **simple model** for a handheld tool:

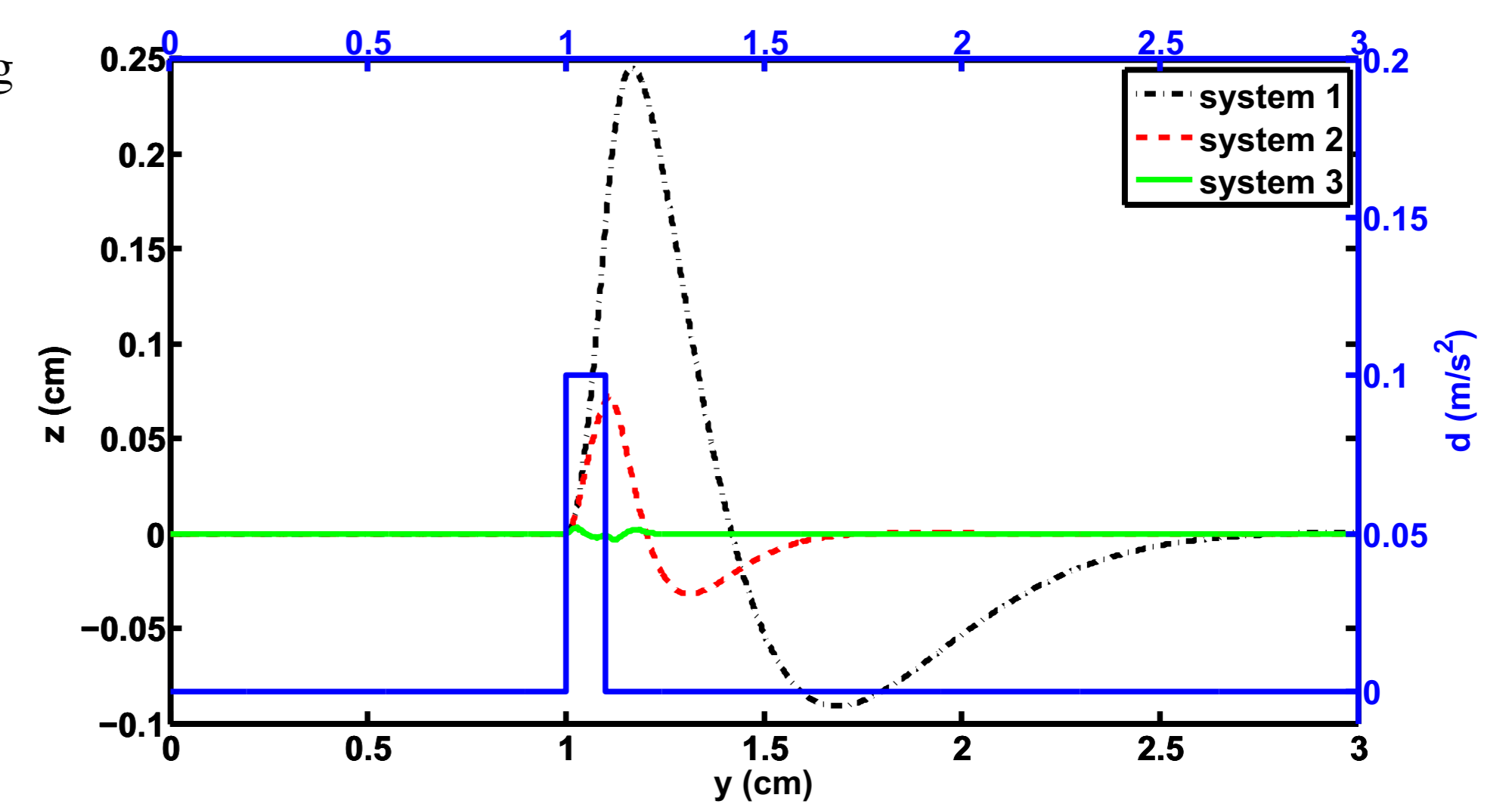
- the goal is to cut along y at a position $z = 0$.
- its motion is constrained along z
- the disturbance d acts along z

We simulated a cut along $z = 0$ at a speed of 0.5cm/s . A disturbance occurs between $t = 2.002\text{s}$ and $t = 2.202\text{s}$.

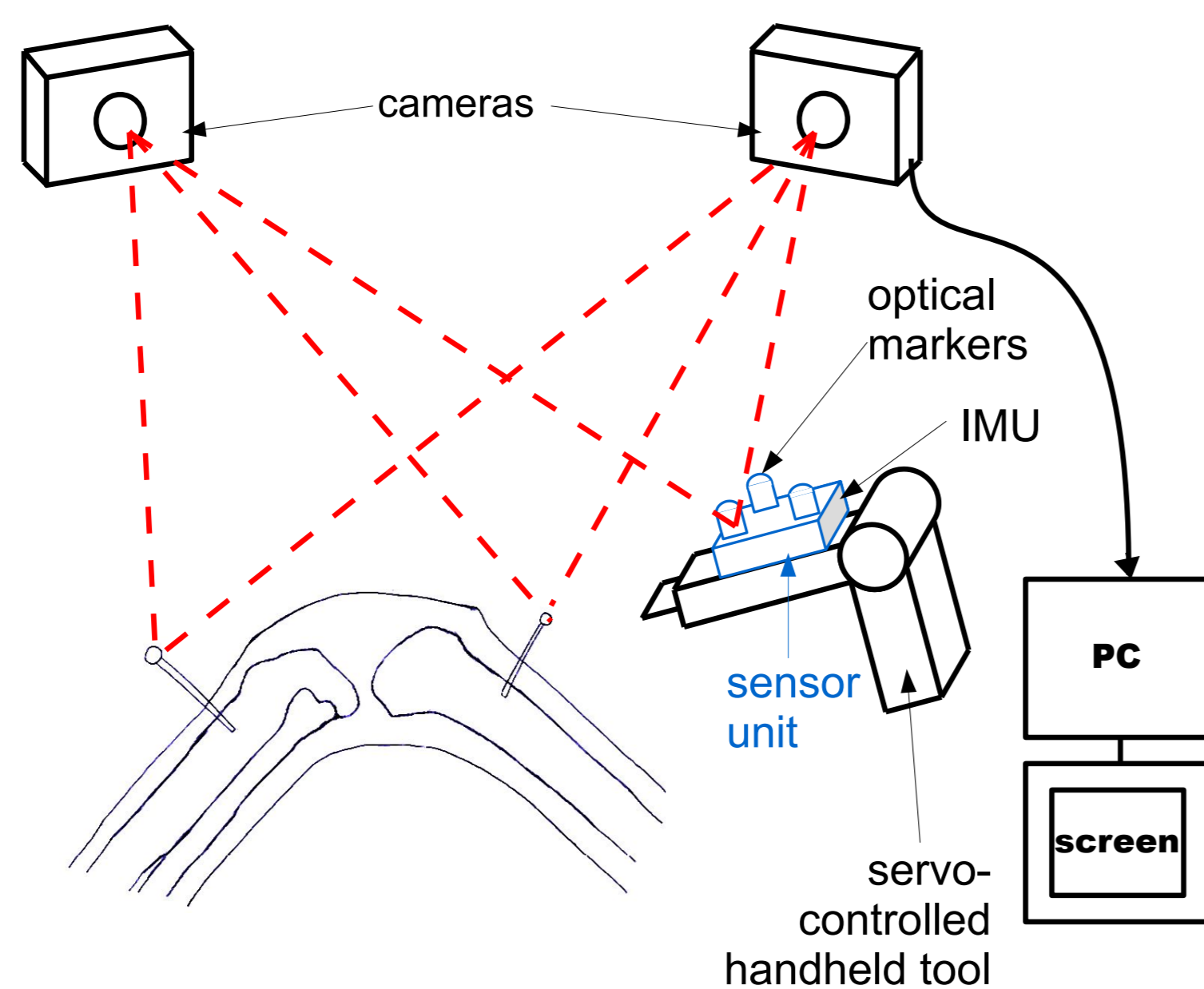
Simulation of the model with three different tracking and control strategies:

- system 1: uses only optical measurements
- system 2: uses optical and inertial measurements
- system 3: like system 2, but tracking and control are more tightly coupled

Result: Optical-inertial tracking reduces the deviation caused by a disturbance considerably and thus improves the quality of the bone cut.



Optical-inertial tracking for handheld tools



Mathematical model:

The dynamics equations read

$$\begin{aligned} C\dot{p} &= C_v \\ C\dot{v} &= CG + BCq * (a_m - B\hat{a}_b) * BCq^{-1} \\ BC\dot{q} &= \frac{1}{2}BCq * (\omega_m - B\hat{\omega}_b) \end{aligned}$$

and the biases obey $B\hat{a}_b = 0$ and $B\hat{\omega}_b = 0$.

The outputs are the marker images.

$$y_i = \frac{f}{\langle C_{m_i}, C_{E1} \rangle} \begin{bmatrix} \langle C_{m_i}, C_{E2} \rangle \\ \langle C_{m_i}, C_{E3} \rangle \end{bmatrix}$$

f : camera focal distance
 $\langle a, b \rangle$ denotes the scalar product of vectors a and b
 $C_{m_i} = C_p + BCq * B_{m_i} * BCq^{-1}$: position of marker i

Data fusion filter:

A Multiplicative Extended Kalman Filter (MEKF) for our optical-inertial tracking system:

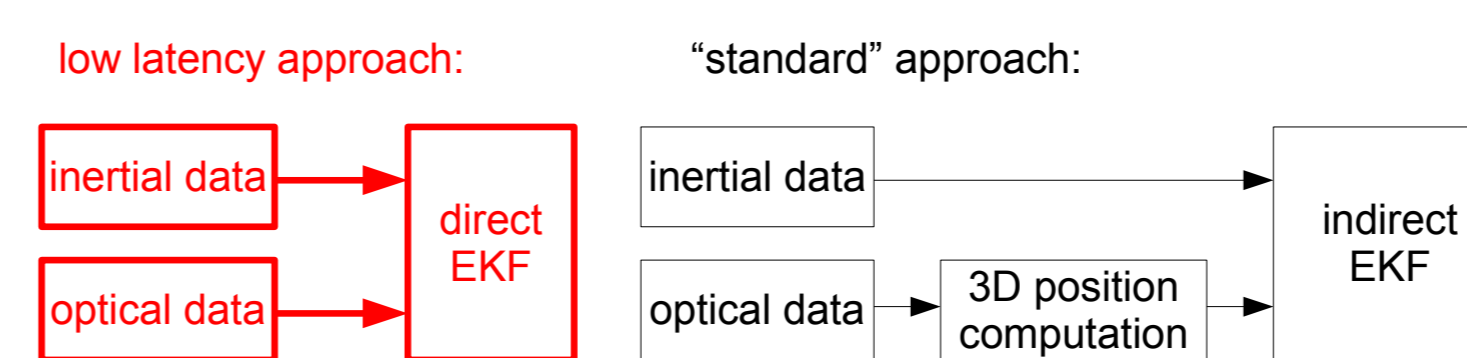
$$\begin{aligned} C\dot{p} &= C\hat{v} + K_p e_y \\ C\dot{v} &= CG + BC\hat{q} * (a_m - B\hat{a}_b) * BC\hat{q}^{-1} + K_v e_y \\ BC\dot{\hat{q}} &= \frac{1}{2}BC\hat{q} * (\omega_m - B\hat{\omega}_b) + BC\hat{q} * K_q e_y \\ B\hat{a}_b &= K_a e_y \\ B\hat{\omega}_b &= K_\omega e_y \end{aligned}$$

with output error $e_y = y_m - \hat{y}$. Variables $C\hat{p}, \dots, \hat{y}$ are the estimated variables.

High-bandwidth tracking

The data fusion algorithm is executed at the inertial frequency. Inertial sensor frequencies lie between 100 and 1000Hz. Thus the tracking runs at a high bandwidth.

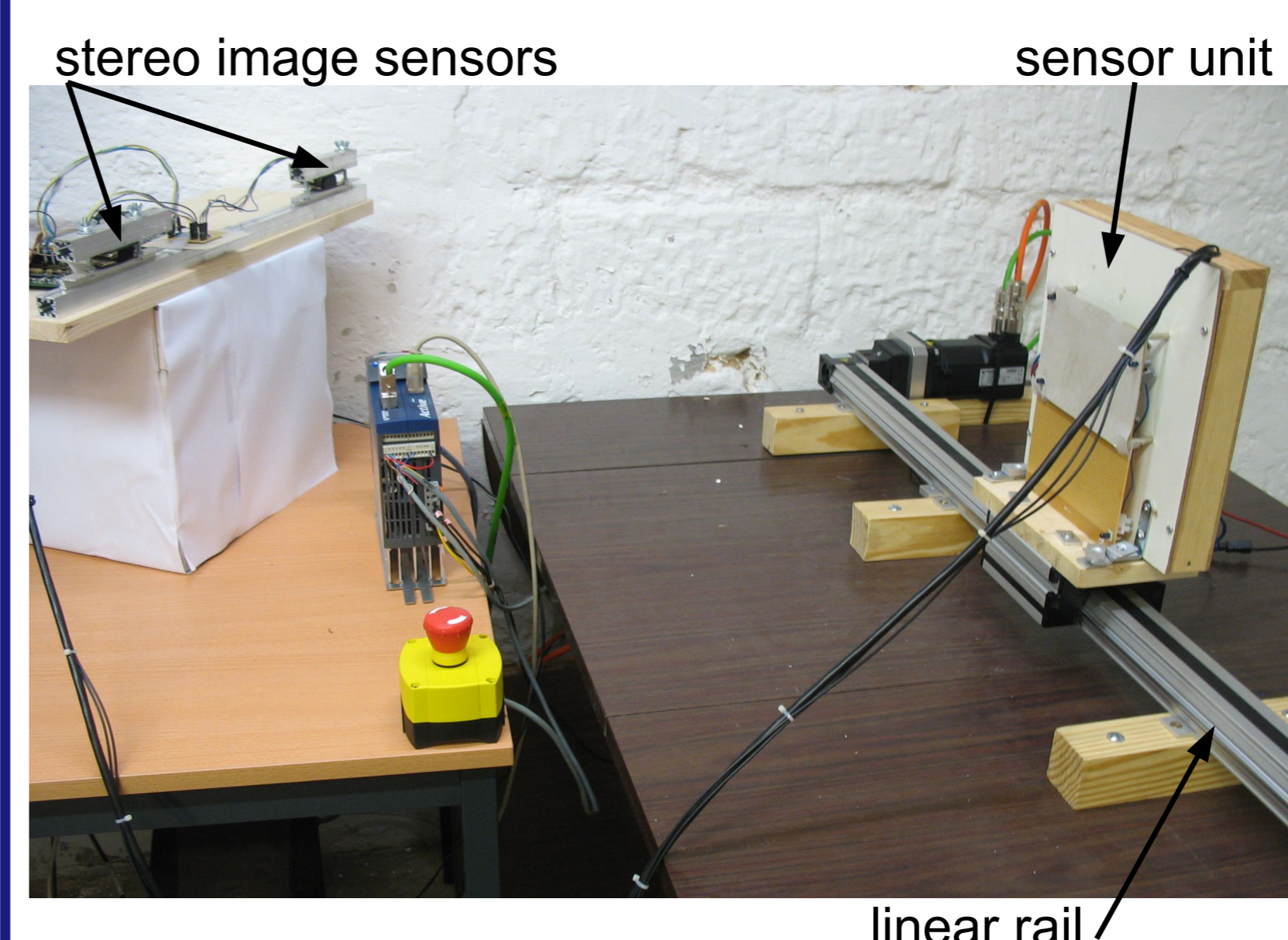
Low-latency tracking



direct approach:

optical data is used directly as measurement in data fusion algorithm to save computation time

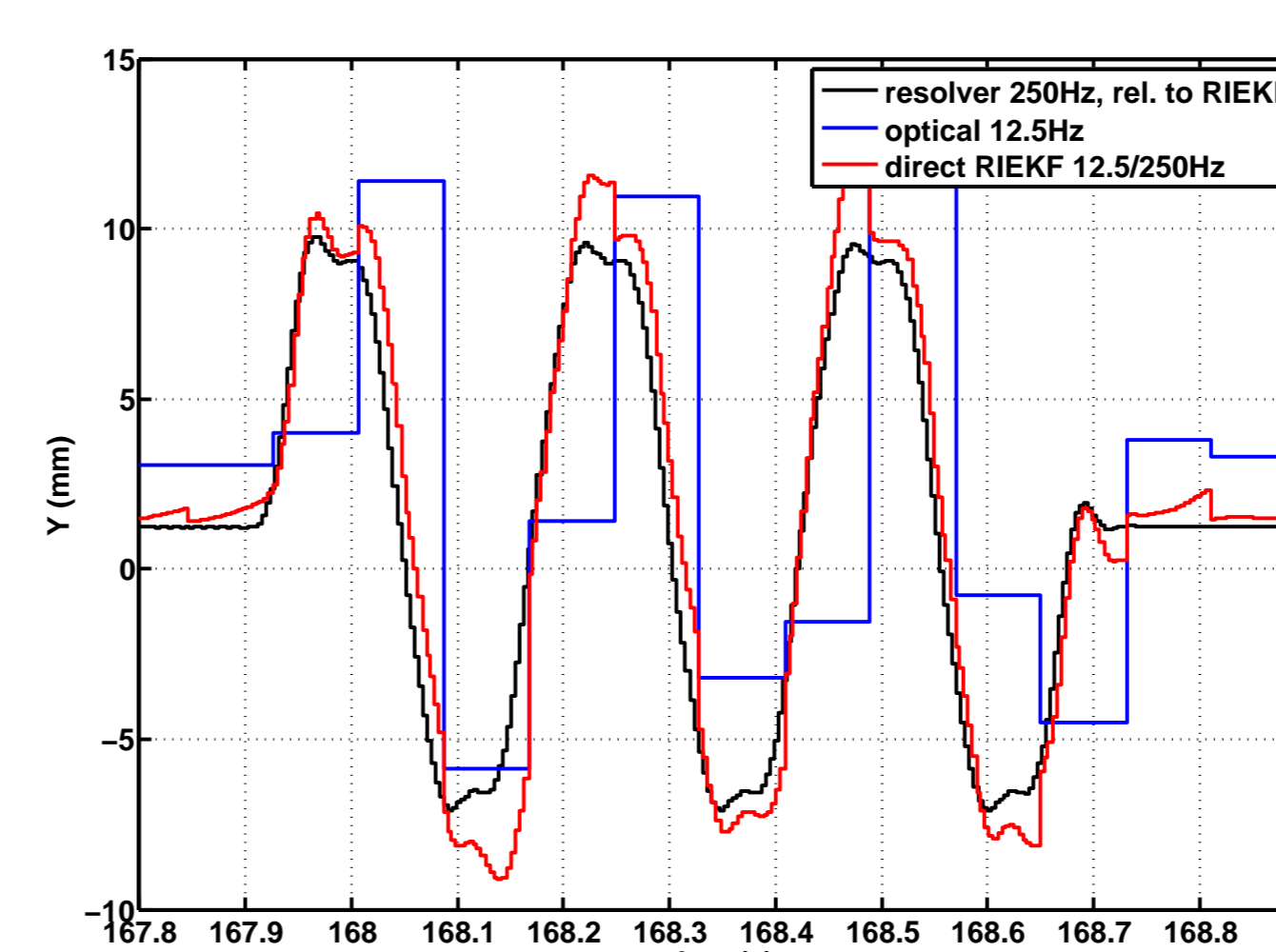
Experimental setup and results



Camera system with Wiimote image sensors and microcontroller for data acquisition on the left.

Sensor unit with optical markers (infrared LEDs) and an IMU inside (not shown).

Setup: optical sample rate: 12.5Hz. inertial sample rate: 250Hz. The data fusion filter is executed in real-time.



Experiment: Fast oscillating motion with an amplitude of 1cm.

Result: The optical-inertial tracking system detects the motion correctly. Purely optical tracking cannot follow oscillating motion. This shows that the higher bandwidth of the optical-inertial system improves tracking of fast motion.

Conclusion

- We propose a novel optical-inertial tracking system with a high bandwidth and low latency
- MEKF for data fusion
- inertial sensors increase bandwidth
- direct approach reduces latency
- tracking system is to be used with servo-controlled handheld tools for surgery
- simulation shows that optical-inertial tracking improves disturbance rejection during bone-cutting
- experimental results show positive effect of high bandwidth on tracking performance

Asservissement visuel en imagerie par résonance magnétique

Application à la radiologie interventionnelle

Markus Neumann – Elodie Breton – Loic Cuvillon – Michel de Mathelin



LSiIT, Strasbourg, France
m.neumann@unistra.fr



Introduction

Lors d'une **procédure guidée par IRM**, les plans de coupe sont ajustés manuellement en temps-réel pour permettre le suivi du geste, par exemple le suivi de l'insertion d'une aiguille. Cet ajustement manuel des plans de coupe ralentit la procédure et requiert un personnel expérimenté. Plusieurs méthodes ont été proposées pour automatiser la détection des instruments et l'alignement des plans de coupe :

- 1) Approches passives** : marqueurs artificiels de fort contraste détectés par traitement d'images [1,2,3]
 - Problème de robustesse de la détection
- 2) Approches actives** : séquences d'acquisition IRM spécifiques et une micro-bobine embarquée
 - soit micro-bobines réceptrices (filaires) [4] → nécessité d'un câble
 - soit micro-bobines émettrices par induction (sans-fil) [5]
 - Prorata élevé de temps d'acquisition dédié à la détection du marqueur comparé au temps d'acquisition d'images cliniques



Objectif : Réaliser le suivi en temps-réel d'un objet test en minimisant le temps d'imagerie dédié à la détection, inexploitable par le radiologue
→ Approche sans-fil combinant marqueur passif et micro-bobines sans-fil, et algorithmes de détections

Matériel

Objet test

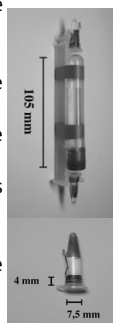
= marqueur passif avec une micro-bobine à chaque extrémité

• Marqueur passif :

- Tube en plastique (longueur 105 mm, diamètre 14 mm),
- Rempli d'une dilution au 1/100 d'une solution de Gd-DTPA (0,5 mM) dans de l'eau
- Détection : directement dans images cliniques temps-réel

• Micro-bobines :

- accordées à 63,68 MHz (fréquence de Larmor de l'IRM 1,5T)
- Facteur de qualité entre 60 et 80
- bobinées (longueur 4 mm, diamètre 7,5 mm, 5 tours) autour d'un tube Eppendorf
- rempli de la même dilution de produit de contraste
- Détection : images dédiées à faible angle de bascule (1°), inexploitable pour le guidage temps-réel clinique



Paramètres IRM

- IRM ouverte 1,5 T (MAGNETOM Espree, Siemens)
- Antenne tunnel
- Séquence d'acquisition temps-réel, multi-coupe, SSFP balancé BEAT_IRTTT (Siemens Corporate Research, USA) [6]
- Paramètres d'acquisition principaux des images temps-réel cliniques : matrice 224x202, champ de vue 350x350 mm, résolution 1,56 mm, épaisseur de coupe 4 mm, TE/TR 2,2/4,1 ms, angle de bascule 50°, bande-passante 302 Hz/Px, résolution temporelle 819 ms
- Projections dédiées micro-coils : identiques à images cliniques sauf angle de bascule 1° et épaisseur de coupe 100 mm

Résultats

- Premiers tests sur un objet statique :
 - ✓ Réception des images et envoi des commandes par une interface C++ sur un PC externe
 - ✓ Réalisation de la détection et des calculs des plans de coupe dans un programme MatLab

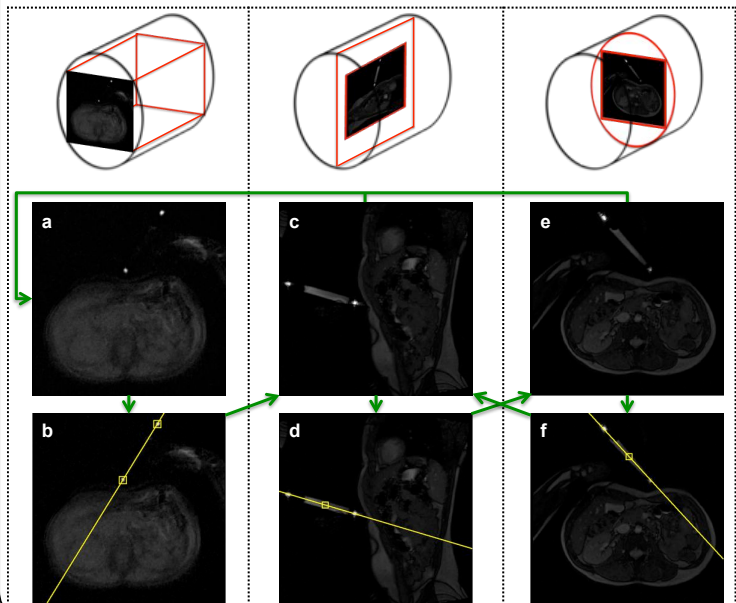
Références

[1] DiMaio et al., MICCAI 2007 ; [2] deOliveira et al., ISMRM 2008 ; [3] Maier et al., ISMRM 2011 ; [4] Alt et al. Magn Reson Med 2010 ; 64:271-9 ; [5] Flask et al., Magn Reson Med 2001 14(5) ; [6] Pan et al., ISMRM 2011

Méthodes

Processus de localisation et d'asservissement

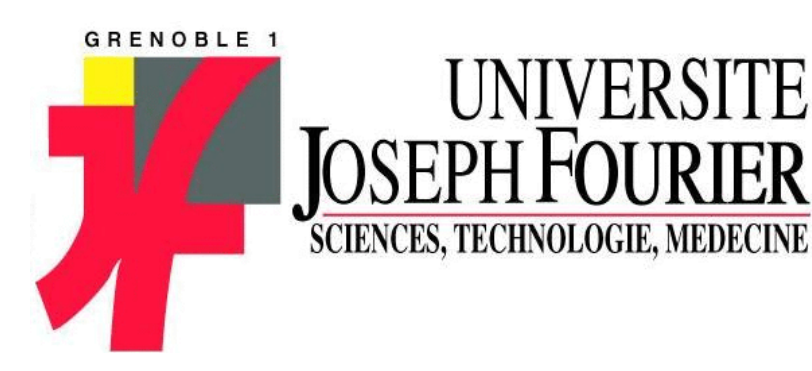
- 1) Projection dédiée à petit angle d'un volume transversal (a)
- 2) Détection des micro-bobines (b), calcul et acquisition du plan sagittal contenant les micro-bobines (c)
- 3) Détection du marqueur passif (d), calcul et acquisition du plan transversal (e) correspondant contenant le marqueur passif
- 4) Détection du marqueur passif (f), calcul et acquisition du plan sagittal (c) correspondant contenant le marqueur passif
 - Asservissement « mutuel » des 2 images anatomiques orthogonales (c) et (e) à l'aide du marqueur passif
 - Reprise de la procédure en cas d'échec de l'asservissement (ex.: perte du marqueur passif suite à un mouvement trop rapide du dispositifs)



Conclusion

- Développement d'un objet test combinant marqueur passif et micro-bobines
- Développement d'un algorithme de détection :
 - Détection du marqueur passif dans les images temps-réel cliniques
 - Détection des micro-bobines dans des projections à petit angle dédiées

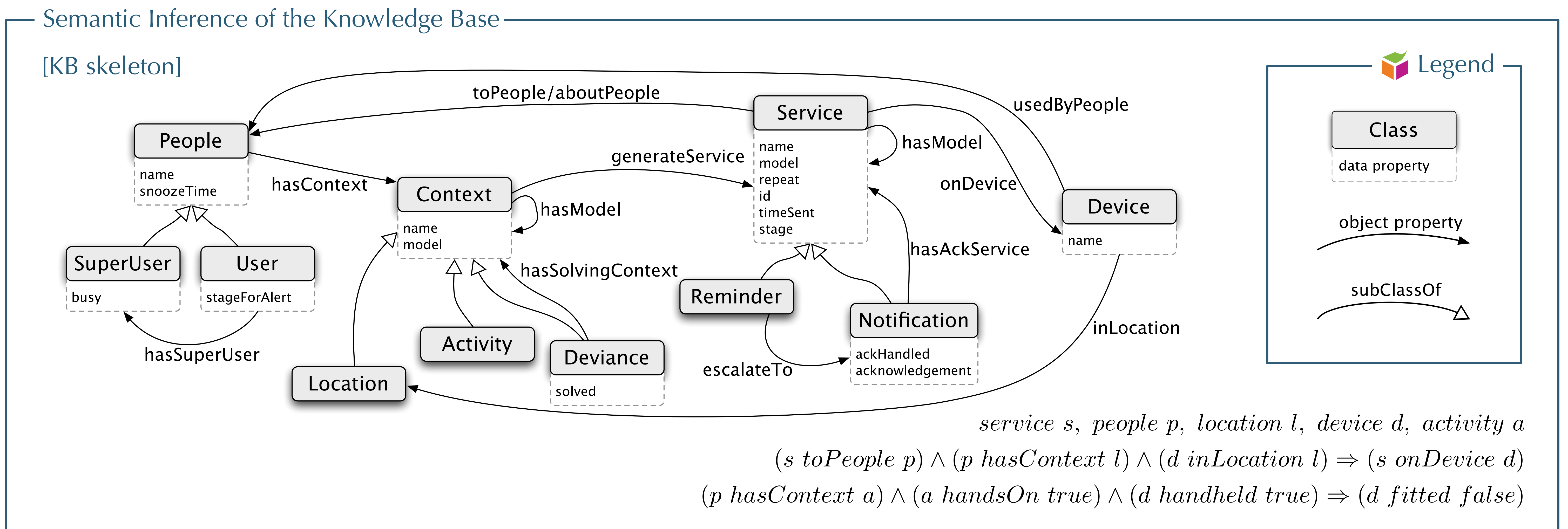
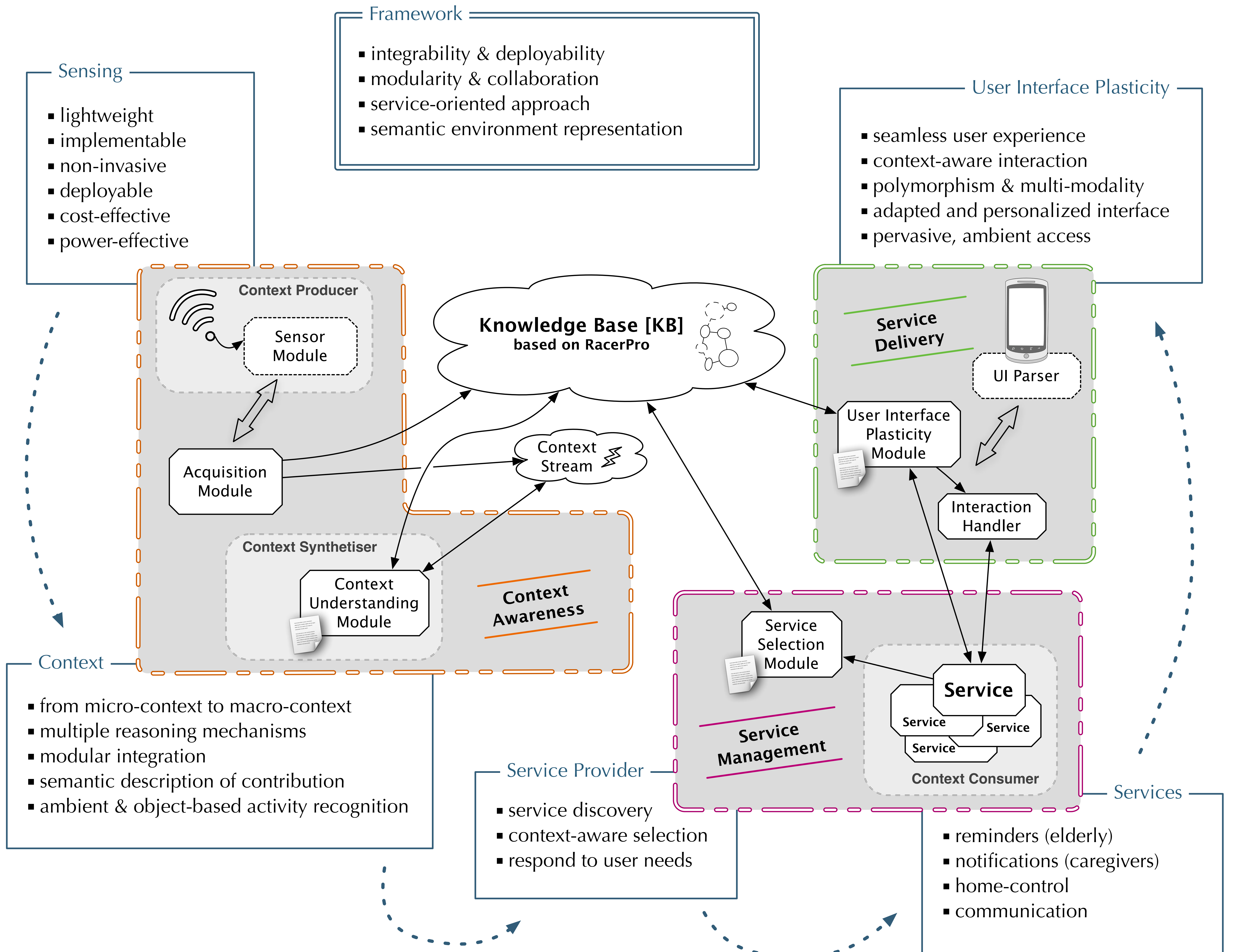
→ **Processus minimisant le nombre d'images dédiées** (cas idéal: une seule image dédiée à l'initialisation)



Handling User Interface Plasticity in Assistive Environment

T. Tiberghien, M. Mokhtari, H. Aloulou, J. Biswas, Zhu J., Lee V.Y.

- A framework supporting context-aware service provisioning & interaction -



Ubiquitous Service Management and Reasoning Architecture, a product of the AMUPADH Project