

# Repositionnement du patient en radiothérapie conformationnelle du cancer de la prostate par recalage d'images échographiques et d'images de résonance magnétique

## Patient Setup in Conformal Radiotherapy of Prostate Cancer by Registration of Ultrasound and Magnetic Resonance Images

**Nacim Betrouni<sup>1,2</sup>, Maximilien Vermandel<sup>1,2</sup>,  
David Pasquier<sup>1,3</sup>, Salah Maouche<sup>4</sup>, Jean Rousseau<sup>1,2</sup>**

<sup>1</sup>INSERM, U 703 : ThIAIS, Pavillon Vancostenobel, CHRU Lille Cedex

<sup>2</sup>UPRES EA 1049, Laboratoire de Biophysique, Université de Lille II

<sup>3</sup>CRLCC Oscar LAMBRET, BP307, 59020 LILLE Cedex

<sup>4</sup>Laboratoire LAGIS CNRS UMR 8146 : USTL, Bâtiment P2 59655 Villeneuve d'Ascq,  
n-betrouni@chru-lille.fr

Manuscrit reçu le 3 janvier 2006



### Résumé et mots clés

En radiothérapie conformationnelle, le calcul des doses et des balistiques des faisceaux à appliquer pour irradier la tumeur se fait en se basant sur des images tomographiques (IRM ou scanner (TDM)) réalisées avant le traitement. Celui-ci dure plusieurs séances réparties sur plusieurs semaines. Au début de chaque séance le patient doit être installé sur la table de traitement dans les conditions initiales de planification. Actuellement, les méthodes les plus utilisées pour ce repositionnement se basent sur l'anatomie externe du patient et supposent une immobilité des organes internes. De ce fait, des marges d'erreurs sont prévues dans la définition des volumes pour prendre en considération ces mouvements et les erreurs du repositionnement. Ce travail présente une nouvelle approche, adaptée aux conditions cliniques, pour le repositionnement automatique du patient en radiothérapie de la prostate. Elle est basée sur un repérage temps réel par échographie et une mise en correspondance rapide et précise avec des images générées dans le volume de planification. La méthode exploite une modélisation statistique de la prostate pour extraire automatiquement ses contours. Les premiers tests de la méthode dans les conditions réelles d'une séance de radiothérapie montrent que le repositionnement peut être obtenu avec une précision de l'ordre de 1.4 mm.

Radiothérapie conformationnelle, échographie, stéréolocalisation optique, modélisation prostate, segmentation, recalage.

Abstract and key words

In conformal radiotherapy, beam set up and dose calculations are achieved using images obtained from computed tomography (CT) or magnetic resonance (MR). These images are taken before the treatment which is performed on several sessions on several weeks. At the beginning of each session, the patient has to be positioned on the treatment couch under the linear accelerator in the same position as during MR or CT imaging and planning, and the organs are

assumed to be in the same place. Currently, the methods used for this repositioning are based on the external anatomy of the patient and suppose an immobility of the internal structures.

In this study, we present a new approach, suited to the clinical practice, for the automatic repositioning of patient in prostate cancer radiotherapy. It is based on localisation by ultrasound images and optical stereolocalisation and on a matching with images regenerated in the planning volume. The method exploits a statistical model of the prostate to automatically extract its contours.

The first tests in conditions of a radiotherapy session show that the method is able to obtain a patient setup with an accuracy of about 1.4 mm.

Conformal radiotherapy, ultrasound imaging, optical stereolocalisation, prostate model, segmentation, registration.

## 1. Introduction

La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (RC3D) avec la curiethérapie et la chirurgie sont les principaux moyens pour le traitement du cancer de la prostate. Elle permet de délivrer avec une grande précision une forte dose de rayons ionisants au volume cible tout en irradiant le moins possible les tissus sains et les organes à risques avoisinants. L'accélérateur linéaire est muni d'un collimateur multilames qui permet d'adapter le faisceau de radiation à la forme de la tumeur. Au moyen d'une balistique plus complexe de l'irradiation, conformant au mieux l'isodose au volume cible et épargnant les tissus sains, la RC3D permet une amélioration de l'index thérapeutique [Kulik 2002]. Les doses reçues par le volume tumoral et les organes sains sont mieux connues avec l'utilisation des histogrammes dose-volume.

L'élaboration d'un plan de traitement se fait en 3 étapes :

**Acquisition des données :** Les données anatomiques du patient selon les 3 dimensions de l'espace sont enregistrées à travers une imagerie tomographique (TDM ou IRM). Les images obtenues sont utilisées pour la planification et considérées comme la référence.

**Élaboration de la planification :** Sur la console de dosimétrie, le physicien établit la planification des doses en s'aidant d'outils informatiques de visualisation, simulation et optimisation qui permettent une délimitation précise des zones à irradier. La détermination avec exactitude des limites du volume cible est très difficile dans la mesure où beaucoup de paramètres doivent être pris en considération. 3 types de volumes sont définis : le volume tumoral macroscopique (Gross Tumor Volume : GTV), le volume cible anatomique (Clinical Target Volume : CTV) et le volume cible prévisionnel (Planning Target Volume : PTV).

**Déroulement du traitement :** La dose planifiée ne sera pas délivrée en une seule fois mais appliquée à raison de 3 à 5 séances par semaine pendant 7 semaines environ. Au début de chaque séance de traitement, le patient est placé dans les mêmes

conditions que celles employées lors du repérage de la tumeur et à la planification du traitement.

## 2. Position du problème

La réussite d'un traitement par RC3D dépend largement de la précision dans le repositionnement du patient ou plus exactement du volume à irradier par rapport à l'isocentre de la machine. Les praticiens ont recours à différents moyens de contention et de repérage pour reproduire le plus fidèlement possible la position initiale du patient [Rosenthal 1993]. La méthode la plus fréquente utilise des lasers montés dans la salle de traitement. À chaque séance, le patient est positionné en alignant ces lasers sur des tatouages dessinés sur sa peau. Les tatouages sont faits lors de l'acquisition des images de planification. Ils établissent le système de référence pour le repérage. Si elle garantit une reproductibilité de la position des structures externes comme le pelvis, cette méthode ne permet pas de contrôler les positions d'un organe interne comme la prostate où les déplacements peuvent être importants. Ces déplacements sont dus, notamment, à la respiration et aux changements morphologiques du patient pendant la durée du traitement [Song 1996].

Des solutions utilisant l'imagerie de contrôle du positionnement sont alors apparues : l'image de référence est comparée à une image prise à chaque début de séance pour quantifier le déplacement de l'organe. Les techniques ont été développées avec différentes modalités d'imagerie :

*Imagerie Portale :* utilisée dans [Brunie 1992], [Fritsch 1994], [Vassal 1995], [Lavallée 1995], [Berger 1997], [Hanley 1997], [Feschet 1999], [Sarrut 2000] et [Clippe 2003]. L'imagerie portale permet un bon repérage des structures osseuses mais ne garantit par une bonne visualisation des structures molles.

*Imagerie Cone Beam :* Utilisée dans [Jaffray 2002] et [Ford 2002]. Elle est basée sur une reconstruction volumique au moyen d'images portales prises à des intervalles angulaires

réguliers. Elle permet ainsi un rendu volumique au moyen de deux ou trois images portales.

*Imagerie Vidéo*: Exploitée dans [Connor 1975], [Milliken 1997] et [Kuhr 1998]. Le principe de la comparaison des images est basé sur une soustraction digitale entre les images. Elle permet de percevoir de faible déplacement de l'ordre de 1mm. Mais, comme les images sont surfaciques, la méthode ne permet pas de déceler les mouvements des organes internes.

*Imagerie TDM Combinée à l'Accélérateur*: Le principe consiste à mettre une machine de TDM dans la salle de traitement, la même table sert pour le traitement sous l'accélérateur et pour l'examen pour l'obtention des images L'isocentre est aligné sur l'origine du repère imageur [Court 2003]. La technique, séduisante, reste extrêmement onéreuse.

*Imagerie échographique (US)*: Toujours dans le cadre du recalage d'images, des méthodes exploitant l'imagerie échographique comme image intra-traitement comparée à l'image de référence ont été proposées. Cependant, l'utilisation de cette modalité d'imagerie nécessite une étape de repérage. En effet, ces images contrairement à l'IRM et à la TDM, ne disposent pas d'information de position par rapport à un repère externe fixe. Il est donc nécessaire d'utiliser un système de repérage (optique, électromagnétique,...).

Une première approche est donnée dans [Troccaz 1993], les auteurs proposent un système permettant de localiser en temps réel la position de la prostate et une mise en correspondance de cette information avec l'image de référence pour mettre à jour le plan de traitement en l'adaptant aux nouvelles coordonnées. Dans une autre étude [Serago 2002], les auteurs proposent une étude sur la reproductibilité des résultats et le contrôle qualité. Enfin, le système BAT (B-mode Acquisition and Targeting) [Lattanzi 1999], [Little 2003] permet d'intégrer les données de repérage au système de traitement pour prendre en compte les mouvements des organes.

L'idée que nous exploitons dans cette étude repose sur l'utilisation du recalage des données de repérage obtenues en temps réel par imagerie échographique et les données de planification. Avant d'exposer notre méthode, nous ferons un bref rappel des méthodes proposées dans la littérature pour le recalage d'images IRM ou TDM et US. Nous nous intéresserons aux méthodes qui utilisent un système de repérage pour suivre les déplacements de la sonde dans la salle de traitement ou d'opérations.

### 3. État de l'art du recalage d'images d'IRM et d'échographie

Le recalage d'images US et les images d'IRM ou TDM a suscité beaucoup d'intérêt tant ces modalités sont complémen-

taires. L'échographie, qui est une modalité temps réel, sert généralement à mettre à jour ou à suivre l'évolution les données pré-opératoires (ou pré-traitement). Troccaz *et al.* [Troccaz 1993] sont parmi les premiers à avoir travaillé sur cette problématique. Ils utilisent un système électromagnétique pour la localisation de la sonde dans la salle de traitement. Les contours de la prostate sont extraits semi automatiquement en utilisant les contours actifs. Le recalage rigide des surfaces de prostate extraites des images US et TDM est fait par l'algorithme de Lavallée *et al.* [Lavallée 1991].

Les auteurs ont testé leur méthode sur des images d'un fantôme de prostate. Ils rapportent des erreurs de l'ordre de 1 mm.

Porter *et al.* [Porter 2001] font un recalage géométrique d'attributs extraits automatiquement à partir d'image US et IRM du foie. La méthode est essayée sur des images de fantômes et des images *in vivo*.

Dans [Penney 2001], les auteurs utilisent l'information de position de la sonde, fournie par un système de localisation optique, pour trouver la position d'exhalation maximale limitant les déformations puis utilisent des primitives communes pour un recalage d'images IRM/TDM et US du foie par l'algorithme ICP [Besl 1992]. Ces travaux sont poursuivis par Blackall *et al.* [Blackall 2005] qui utilisent une méthode de calibration échographique [Blackall 2000] pour effectuer un recalage élastique 3D des images US et des images IRM du foie. Les auteurs commencent par créer un modèle de mouvements et de déformations du foie sous l'effet de la respiration puis l'utilisent pour guider un recalage avec des images US. La méthode, basée sur l'utilisation de sondes 3D, ne nécessite pas de système de repérage.

Enfin, Kaplan *et al.* [Kaplan 2002] délimitent la prostate par 6 points sur des images US et des images IRM obtenues par une antenne endo-rectale. Les points sont appariés manuellement puis la mise en correspondance de ces points est réalisée par la recherche de la transformation affine qui minimise la distance.

## 4. Méthode

À notre connaissance, toutes les méthodes actuelles de recalage entre échographie et IRM ou TDM pour le repositionnement quotidien du patient en RC3D comportent des phases manuelles et nécessitent beaucoup d'interactions avec l'opérateur. Nous présentons ici une nouvelle approche de mise en correspondance rapide limitant au maximum ces interactions. Elle est adaptée aux conditions cliniques dans le sens où elle n'introduit pas de temps de manipulation supplémentaire dans le processus de repositionnement du patient. La méthode se classe parmi les méthodes géométriques.

L'échographie per-opératoire en tant qu'outil de guidage est reconnue pour son efficacité et sa localisation précise. Or, en tant qu'outil de localisation, elle nécessite l'intégration d'un repérage 3D des images. Nous avons alors équipé la sonde US d'un dispositif comportant 3 diodes électroluminescentes infra-

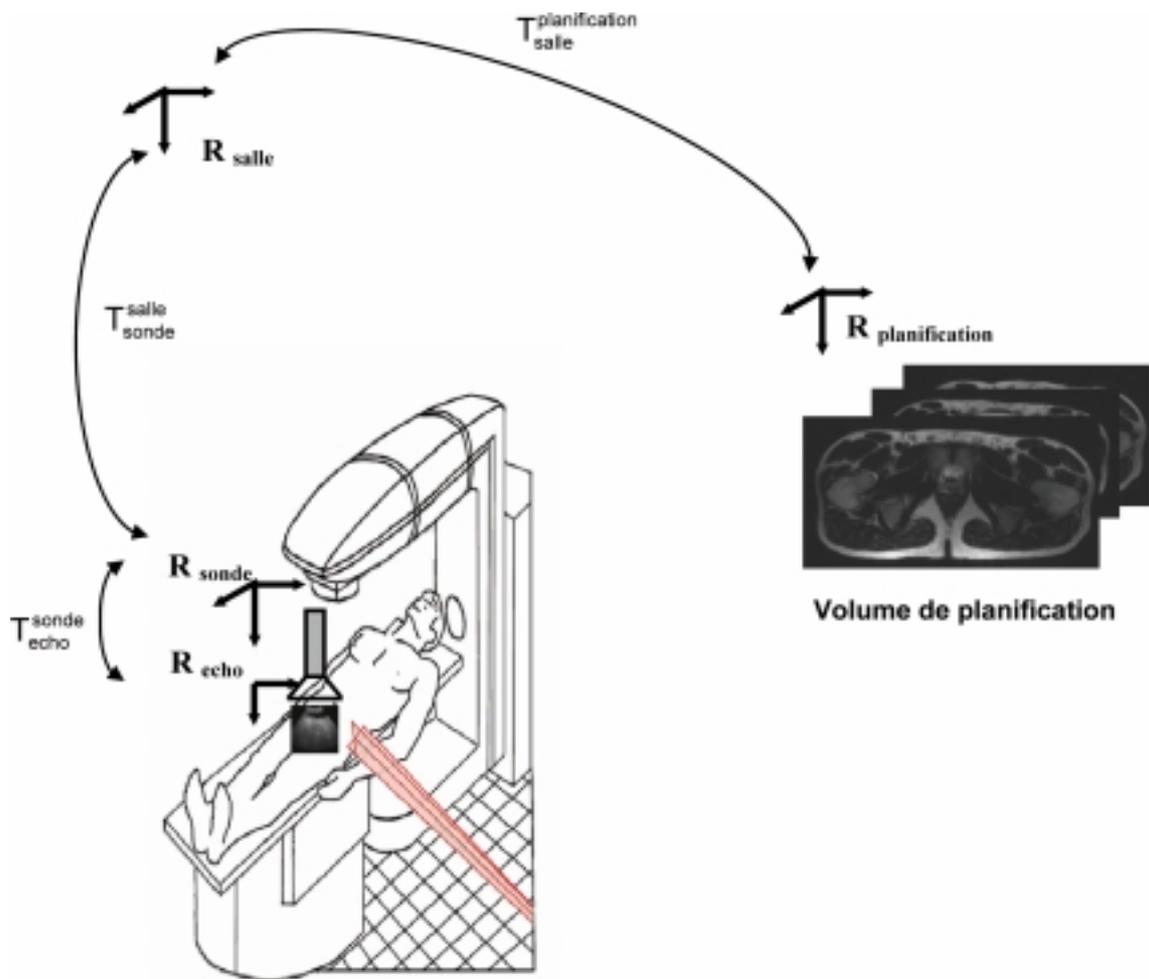


Figure 1. Série de transformations pour faire le lien entre l'information de planification et l'information de repérage.

rouges (DEL) dont les positions sont mesurées par un système stéréoscopique composé de deux caméras vidéos installées au plafond de la salle de traitement. Le système intègre également une carte d'acquisition permettant un pré-traitement câblé dans le matériel pour l'extraction des coordonnées 2D des DELs des images caméras [Coste 1997].

Le système de repérage a été calibré en utilisant une mire externe qui rend nécessaire la connaissance de la relation de passage entre le repère mire et le repère isocentre. Pour évaluer cette transformation, nous avons aligné ces deux référentiels. Si la calibration est faite par rapport au repère de la mire, les coordonnées s'expriment ainsi dans le repère de l'isocentre. Cette opération a été réalisée en alignant les lasers installés dans la salle de traitement sur les axes du repère de la mire.

Les informations fournies par le système de localisation ont été utilisées pour recalculer les données US aux données de planification à travers une série de transformations (figure 1):

$$P_{planification} = T_{salle}^{planification} \cdot T_{US}^{salle} \cdot P_{US} \quad (1)$$

où  $P_{US}$  et  $P_{planification}$  sont, respectivement, les coordonnées en échographie et sur la modalité de planification.  $T_{US}^{salle}$  est la

transformation qui localise l'image US dans la salle de traitement et  $T_{salle}^{planification}$  est la transformation pour passer du repère de la salle au repère de la modalité d'imagerie utilisée pour la planification.

#### 4.1. Le repérage échographique: $T_{US}^{salle}$

Le but de ce repérage est d'ajouter l'information de position manquante dans les images US. Il sera alors possible d'avoir la position 3D de chaque pixel de l'image par rapport au repère commun: l'isocentre. Cependant, cette transformation est liée à la position de la sonde et sera décomposée en deux transformations:

$$T_{US}^{salle} = T_{sonde}^{salle} \cdot T_{US}^{sonde} \quad (2)$$

$T_{US}^{sonde}$  est la transformation qui associe les coordonnées d'un point sur l'image US au repère fixé sur la sonde échographique. Elle est constante et fait partie des caractéristiques intrinsèques de la sonde. Elle a été calculée dans une phase préalable en utilisant le fantôme des 3 fils [Carr 1998].

À chaque nouvelle position de la sonde, il faut trouver la transformation  $T_{sonde}^{salle}$  qui localise la sonde dans la salle de traitement. À partir des deux images fournies par les caméras, les traces des DELs sont appariées en se basant sur les contraintes d'épipolarité puis leurs coordonnées 3D sont calculées. D'un autre côté, les positions des DELs sont connues par construction dans un référentiel fixe lié à la sonde. L'estimation de  $T_{sonde}^{salle}$  est alors réalisée en résolvant le système d'équations liant les coordonnées des DELs dans le référentiel sonde et dans la salle.

#### 4.2. Évaluation de $T_{salle}^{planification}$

La quantification du déplacement de la prostate entre la phase de planification et le début de chaque séance de traitement nécessite le recalage des images échographiques avec les images de planification. Ce recalage a été réalisé en se basant sur les contours de la prostate extraits automatiquement des deux modalités :

##### a. Principes de la méthode

Le manque de contraste des images ainsi que la grande variabilité de la position et de la forme de la prostate nous ont conduit à mettre en place une méthode de segmentation adaptée [Betrouni 2005]. Elle se base sur les modèles actifs dont le principe est l'utilisation d'une base d'apprentissage pour déduire une information *a priori* qui va guider le processus de segmentation. Cette information se présente sous la forme d'un modèle statistique décrivant la forme moyenne de la prostate ainsi que ses déformations les plus importantes. L'information a été extraite par une analyse en composantes principales (ACP) de l'ensemble d'apprentissage.

Ainsi, après une initialisation du contour par la forme moyenne, la segmentation d'une image est ramenée à un problème d'opti-

misation où il s'agit de trouver le contour qui minimise une fonction d'énergie. Cette dernière a été calculée en combinant des paramètres intrinsèques au contour comme l'élasticité et la longueur et d'autres paramètres liés à l'image comme le gradient. L'optimisation a été réalisée par un algorithme de recuit simulé.

##### b. Segmentation de la prostate des images échographiques

La base d'apprentissage pour la création du modèle de prostate pour l'imagerie US contenait 33 images issues de 11 patients. Ces images ont été acquises en utilisant différentes orientations de la sonde et avec différentes profondeurs puis segmentées manuellement par un expert.

L'application de la méthode sur les images US a été précédée par une phase de pré-traitement pour éliminer le bruit spécifique caractéristique de cette modalité, connu sous le nom de scintillement (speckle). Le pré-traitement consiste en l'application d'un filtrage adaptatif et morphologique. La figure 2 illustre la segmentation des images US obtenues.

##### c. Segmentation de la prostate des images de planification

Pour établir un modèle de prostate en imagerie IRM 100 images, issues de 15 patients différents, ont été utilisées. Elles ont été segmentées manuellement par un expert pour obtenir les contours servant à l'apprentissage.

Pour chaque image US de repérage réalisée dans la salle de traitement, une image de même orientation est générée à partir des images de planification par la méthode de reformatage oblique MPR (MultiPlanar Regeneration). Le MPR est une technique permettant de créer des images avec des orientations et inclinaisons quelconques à partir d'images axiales, coronales ou sagittales. Sur chaque image générée, la méthode de segmentation a été appliquée pour extraire la prostate (figure 3).

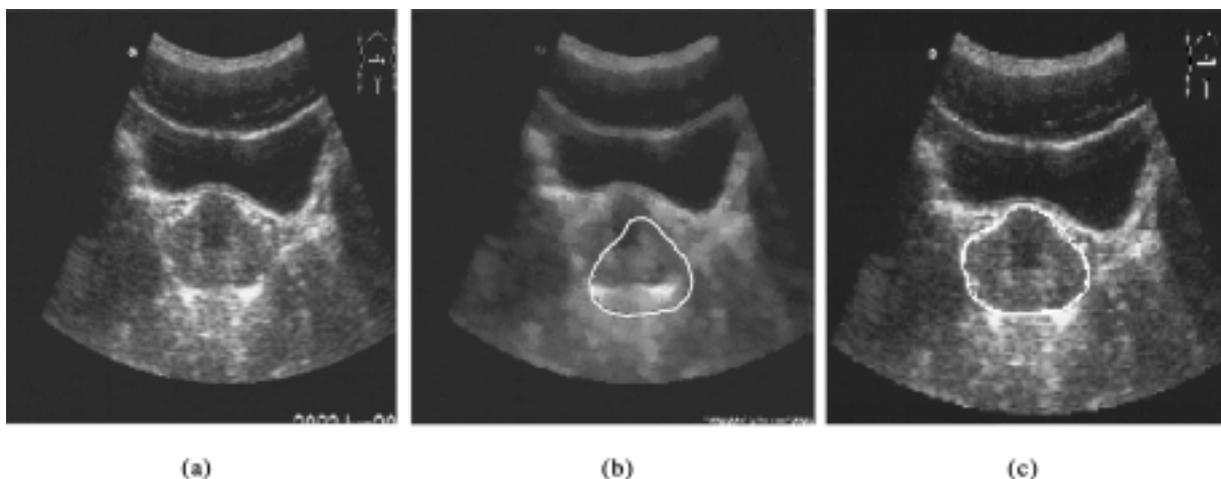


Figure 2. Segmentation automatique de la prostate (a) Image échographique abdominale de la prostate (b) Image après application du filtre et initialisation du contour (c) Contour final après convergence de l'algorithme.

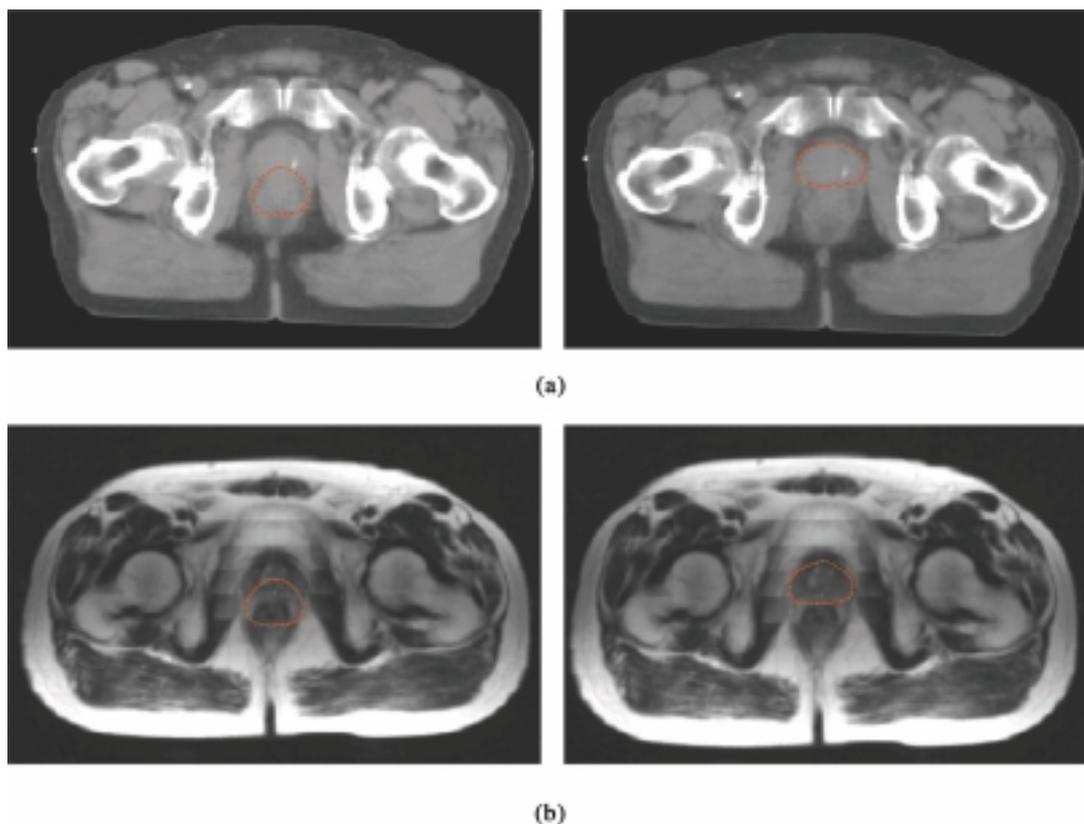


Figure 3. Segmentation de la prostate des images de planification. (a) Images MPR TDM. (b) Images MPR IRM. Initialisation du modèle et convergence.

d. Recalage: Calcul de  $T_{salle}^{planification}$

Comme le but de ce recalage est de quantifier les déplacements de la prostate, une transformation rigide est donc suffisante. La prostate est décrite par un nuage de points 3D en échographie et un autre nuage de points dans la modalité de planification. Pour trouver la transformation  $T_{salle}^{planification}$  qui quantifie ces déplacements par rapport à la position de référence, ces deux nuages de points ont été recalés en utilisant l'algorithme des plus proches voisins ICP [Besl 1992].

4.3. Évaluation de la précision

Le processus complet étant basé sur plusieurs méthodes, il a fallu une évaluation spécifique à chacune :

a. Repérage 3D en échographie

Pour évaluer la précision des mesures fournies par le système échographique combiné au système stéréoscopique, nous avons comparé des mesures calculées à partir du système aux mesures réelles. À cet effet, nous utilisons un fantôme cylindrique de 100 mm de longueur et 12 mm de diamètre. Il est plongé dans un récipient contenant de l'eau. Les extrémités de l'objet ont été imagées par la sonde US puis ses dimensions calculées à partir des traces générées dans les images.

b. Localisation de l'isocentre

L'isocentre de l'accélérateur défini comme le point origine ( $x = y = z = 0$ ) dans la salle de traitement est matérialisé par l'intersection des deux lasers. Après installation du système de repérage dans la salle, nous avons évalué la précision de localisation de ce point en utilisant un récipient rempli d'eau dans lequel est plongé un cube en verre. Le cube est percé au centre (figure 4.a).

Le récipient est placé sur la table de sorte à faire passer les lasers par le centre du cube (figure 4.b et figure 4.c). Le cube a été imagé une dizaine fois avec l'échographe et les coordonnées du centre du cube sont mesurées à partir des points générés sur les images.

c. Segmentation de la prostate

L'évaluation de la segmentation de la prostate en échographie comme en imagerie de planification, a été faite en comparant les contours de l'organe obtenus par notre méthode à ceux réalisés manuellement par un expert. Des critères de distance et de surface ont été utilisés. Le centre de gravité du contour manuel a été choisi comme point de référence duquel partent des segments de droites espacés de  $15^\circ$  intersectant les deux contours  $C_M$  (manuel) et  $C_A$  (automatique). On a calculé alors :

- La distance moyenne (DistMoy) et la distance maximale (DistMax) entre les points appartenant à  $C_M$  et  $C_A$  et se corres-

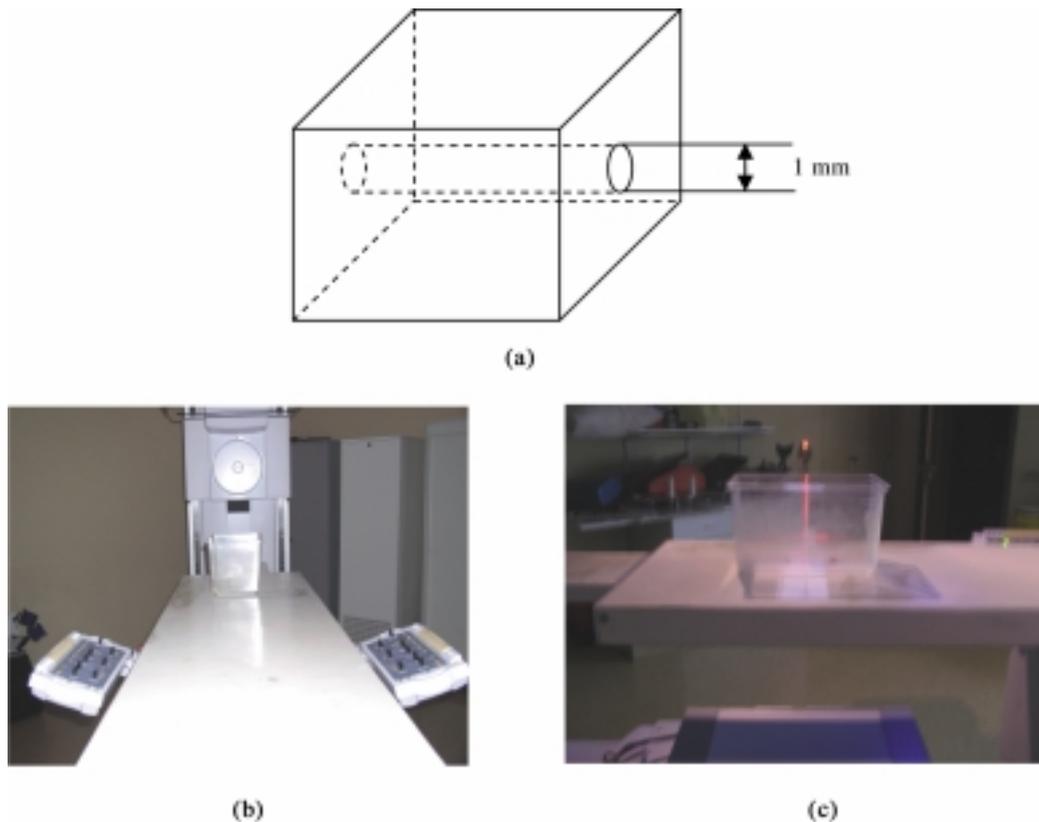


Figure 4. Localisation de l'isocentre. (a) Géométrie du cube. (b) Installation du fantôme sur la table. (c) Alignement des lasers.

pendant deux à deux. Ces deux mesures donnent, respectivement, une estimation globale de la segmentation et l'erreur maximale de segmentation.

- Le recouvrement (Recouv) des surfaces  $S_M$  et  $S_A$  de  $C_M$  et  $C_A$  défini par le rapport entre la surface d'intersection et celle de l'union de  $S_M$  et  $S_A$ :

$$\text{Recouv} = \frac{S_M \cap S_A}{S_M \cup S_A} \quad (3)$$

Cette mesure donne le taux de recouvrement qui doit être de 1 (100%) dans le cas idéal où les deux contours se superposent complètement.

d. Recalage des contours

L'erreur de localisation des cibles (Target Localisation Errors : TLE) est considérée comme la mesure la plus efficace pour l'évaluation des recalage de surfaces [Lunn 2003], [Fitzpatrick 1998]. C'est l'erreur quadratique entre les  $N$  points de la planification  $P_i^{\text{planification}}$  et les  $N$  points  $P_i^{\text{US}}$  correspondants.

$$TLE^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left( P_i^{\text{planification}} - T_{\text{US}}^{\text{planification}} P_i^{\text{US}} \right)^2 \quad (4)$$

Cette valeur a été calculée en utilisant un fantôme composé de ballons remplis d'un produit de contraste pour faciliter leur détection en IRM.

#### 4.4. Matériel

Nous avons utilisé l'échographe portable Sonosite 180 Plus® équipé d'une sonde abdominale convexe de 5 Mhz dont les images ( $256 \times 256$  pixels) sont importées vers le ordinateur en temps réel puis converties au format standard DICOM 3.0. Le système stéréoscopique est composé de 2 caméras monochromatiques CCD, espacées de 130 cm et faisant un angle de  $85^\circ$  à l'isocentre.

Les images de planification sont des images IRM acquises avec une machine Siemens 1.5 Tesla avec les caractéristiques suivantes: séquence Flash 3D, matrices  $512 \times 512$  pixels, pixel =  $0.78 \times 0.78$  mm, FOV = 40 cm, épaisseur de coupe = 4 ou 5 mm.

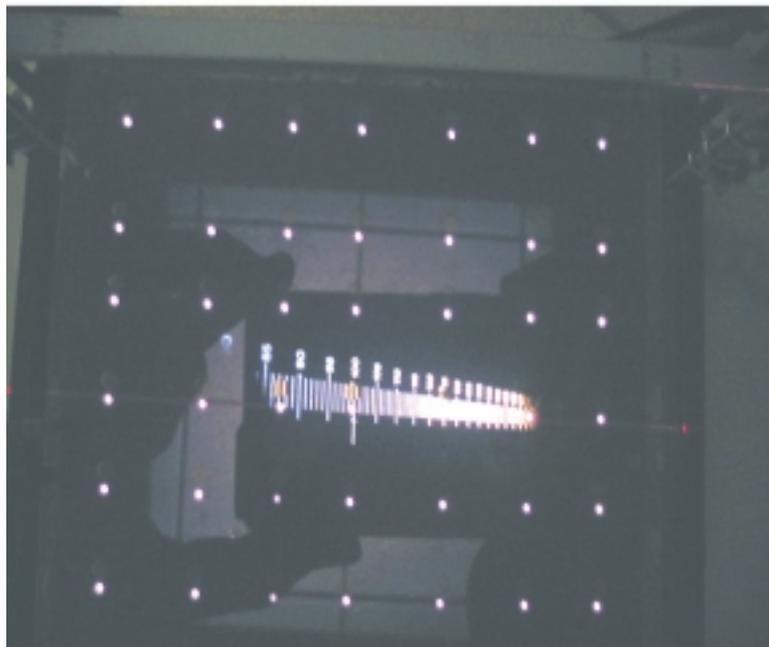
## 5. Expérimentations et résultats

a. Résultats du repérage échographique

Les résultats du test de mesure du fantôme à partir d'une dizaine d'images ont montré des valeurs moyennes de 100.40 mm en longueur et 12.13 mm de diamètre et des écarts type de 0.6 et 0.8 mm respectivement, soit des erreurs de repérage inférieures au millimètre.



(a)



(b)

Figure 5. Alignement des lasers de l'isocentre sur le référentiel mire. (a) Alignement longitudinal et latéral. (b) Alignement en hauteur par le télémètre du simulateur.

#### b. Précision de la localisation de l'isocentre

Une fois le repère mire aligné sur l'isocentre (figure 5) et la calibration réalisée. Les coordonnées de point ont été vérifiées

à partir du fantôme décrit précédemment. La précision de l'opération est de l'ordre de la précision de la localisation mécanique de l'isocentre, soit environ 1 mm.

## c. Précision de la segmentation

La table 1 montre les résultats de comparaison des segmentations automatiques et manuelles de la prostate sur 10 images US :

Table 1. Résultat de la segmentation de la prostate sur des images échographiques.

Critère	moyenne	Écart-type
DistMoy (pixel)	3.77 (2.5 mm)	1.3
DistMax (pixel)	6.25	1.8
Recouv	0.93	0.09

De même, la table 2 donne les résultats de la méthode sur les images IRM.

Table 2. Résultat de la segmentation de la prostate sur des images d'IRM.

Critère	moyenne	Écart-type
DistMoy (pixel)	1.64	1.2
DistMax (pixel)	2.89	1.4
Recouv	0.95	0.02

## d. Précision du recalage global sur fantôme

Une fois les précisions de la localisation et de la segmentation déterminées, le fantôme décrit dans la section recalage des contours a été imagé en IRM puis installé dans la salle de traitement et imagé par échographie.

Les contours des ballons ont été segmentés manuellement dans les deux modalités puis recalés. La valeur de la TLE obtenue était de l'ordre de 1.34 mm (figure 6).

## e. Expérimentation sur volontaires sains

Pour tester la méthode dans les conditions d'une séance de radiothérapie, nous avons eu recours à trois volontaires sains. Des marqueurs cutanés ont été placés sur la peau de chacun puis des images IRM ont été acquises en faisant passer les lasers de la machine par ces marqueurs. Ces images ont servi d'images de planification sur lesquelles a été définie la position de référence de la prostate.

Dans la salle de traitement de radiothérapie, un premier positionnement a été effectué en se basant sur les marqueurs puis des images US ont été acquises et la prostate a été segmentée sur chacune d'elles (Table 3) :

Table 3. Nombres d'images échographiques réalisées par patient et temps de segmentation.

Volontaire	Nombre d'images US	Temps de segmentation
1	5	27 s
2	7	38 s
3	4	19 s

Seules les images contenant la totalité de la prostate ont été retenues, les autres ont été écartées.

Les positions et orientations des images US ont été utilisées pour reformater par MPR les images IRM pour obtenir des images de même orientation puis ces dernières ont été segmentées par la méthode décrite précédemment.

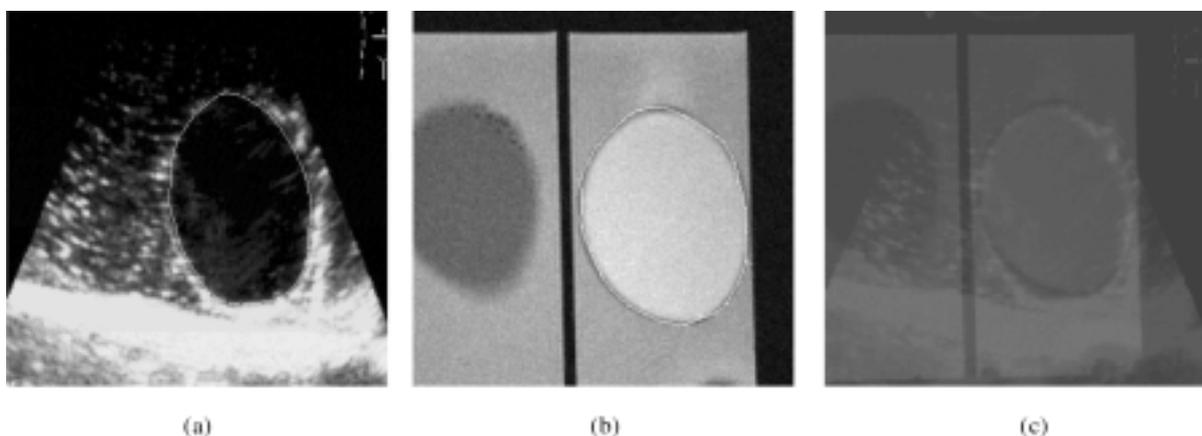


Figure 6. (a) Image échographique du ballon. (b) Image MPR IRM du ballon. (c) Fusion des deux images après recalage.

Les résultats obtenus pour la segmentation sont regroupés dans la table 4 :

Table 4. Segmentation des images IRM.

Volontaire	Nombre d'images IRM	Temps de segmentation
1	5	16 s
2	6	20 s
3	4	13 s

La mise en correspondance des contours a ensuite été réalisée. Le temps moyen de ce recalage n'excède pas 5 secondes. Le résultat du recalage a été utilisé pour corriger la position du volontaire en déplaçant la table. Les déplacements obtenus dans les 3 directions : antéro-postérieure (AP), droite-gauche (DG) et cranio-caudale (CC), sont regroupés dans la table 5 :

Table 5. Déplacements de la prostate en utilisant le MPR.

Volontaire	AP (mm)	DG (mm)	CC (mm)
1	4.88	10.03	10.97
2	5.001	8.79	6.12
3	6.45	6.54	8.74

La table 6 illustre les erreurs de recalage pour les 3 volontaires.

Table 6. Erreurs moyennes de recalage.

Volontaire	TLE (mm)
1	1.48
2	1.31
3	1.44

Le calcul de ces valeurs se base sur la totalité des points utilisés et non sur des marqueurs. Il est donc représentatif de l'erreur de recalage de la cible, la prostate en l'occurrence.

La figure 7 montre deux coupes échographiques d'un des volontaires. Elles ont été prises à la même position spatiale dans la salle de traitement. La première a été réalisée avant recalage où l'on constate un déplacement de la prostate. La position a été sauvegardée pour créer une autre image après recalage et correction de la position du sujet sur la table. Le centre de gravité de la prostate a été remis à l'isocentre.

## 6. Discussion

Bien que le nombre de sujets utilisés pour la validation clinique reste faible, ces premières évaluations ont montré la faisabilité de la méthode. L'idée est basée sur des déplacements résiduels de la prostate inférieurs à sa taille. En effet, dans l'étude de Hanley *et al.* [Hanley 1997] des déplacements de 2 à 7 mm sont rapportées. À ces valeurs des déplacements de l'ordre de 3 mm [Malone 2000] dus à la respiration viennent s'ajouter. Ce qui conduit à des déplacements n'excédant pas 10 mm au total.

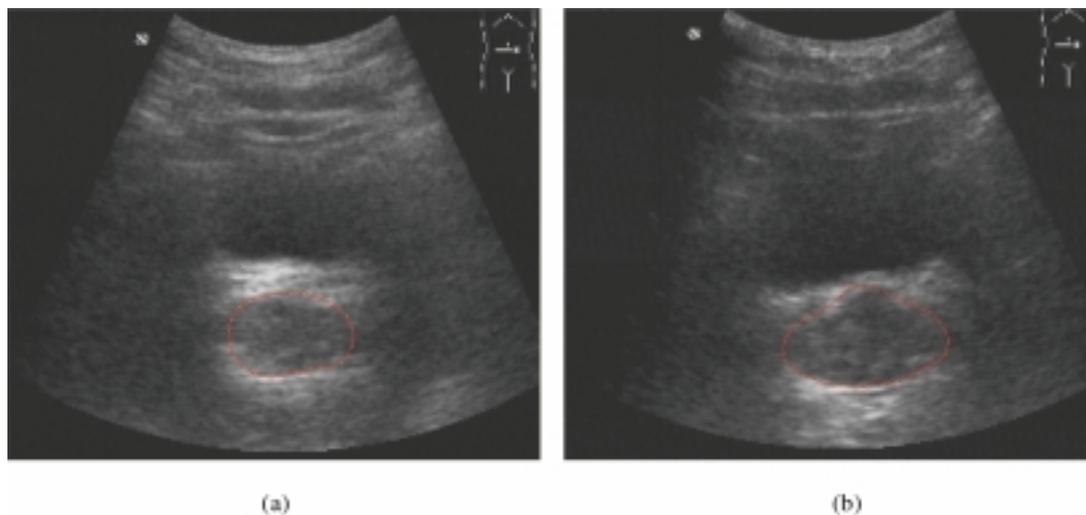


Figure 7. Correction de la position sur la table: (a) Image de la prostate avant recalage : longueur 25 mm et hauteur 16.50 mm. (b) Image de la prostate après recalage et correction de la position: longueur 34 mm et hauteur 21.

D'un autre point de vue, la transformation de recalage utilisée est rigide et l'on pourrait imaginer qu'une transformation non rigide prenant en compte les déformations serait susceptible d'apporter une meilleure précision. En se basant sur la méthode de recalage par flot optique mise au point dans notre équipe ([Palos 2003], [Palos 2004]) et en l'adaptant à un recalage mono-modal US-US, nous avons tenté de voir l'apport d'un suivi des déformations dans la série d'images échographiques. Il s'avère que ces déformations sont généralement inférieures au millimètre et que leur prise en compte n'apporterait donc pas une augmentation significative de la précision de repositionnement.

Un reproche souvent fait à la méthode de repositionnement par échographie est le déplacement de la prostate sous la pression de la sonde. Les études publiées sur ce sujet montrent que ces déplacements sont peu importants. Ainsi Serago *et al.* [Serago 2002] évaluent que pour 56 % des patients le déplacement de la prostate n'était pas mesurable et pour les 44 % restant, le déplacement restait inférieur à 3 mm. Cette valeur a été également constatée dans [Artignan 2004].

## 7. Conclusion

La RC3D représente une avancée considérable pour le traitement du cancer de la prostate. Cette technique, précise et sophistiquée, découle des récents progrès de l'informatique sans lesquels elle ne serait pas envisageable. Ces progrès ont donné naissance à des systèmes plus complets appelés systèmes informatiques d'aide aux gestes médicaux dont le but est d'assister le praticien dans la réalisation de gestes diagnostiques ou thérapeutiques les plus précis possibles.

L'ensemble des techniques utilisées fait appel à des outils de traitement d'images, du signal et d'optimisation pour fusionner des données issues de différents capteurs tels que des capteurs de position ou d'imagerie multi-modalité pour aider la prise de décision garantissant ainsi une efficacité thérapeutique et une sécurité interventionnelle maximales.

L'objectif principal de ce travail est de contribuer à un système d'aide au repositionnement du patient en RC3D de la prostate. La méthode développée se base sur une localisation de la prostate dans la salle avant le début du traitement et une mise en correspondance avec les images IRM ou TDM de planification pour quantifier le déplacement et le corriger le cas échéant.

Des approches similaires ont été décrites dans la littérature. Cependant notre contribution se situe dans les étapes préliminaires menant au résultat final. Elle se décline sur plusieurs points :

- Une méthode de repérage de la prostate à partir d'images échographiques. C'est une méthode automatique, rapide et précise.
- Des méthodes de segmentation automatique de la prostate des modalités d'imagerie utilisées.
- Un recalage multi-modalité exploitant l'information de position fournie par le système de repérage.

La méthode est basée sur l'hypothèse de petits déplacements n'excédant pas la taille de la prostate par rapport à la position de référence définie sur les images d'IRM ou TDM. Ainsi, pour chaque coupe US réalisée, l'application de l'algorithme de reformatage 3D Multi Planar Reconstruction sur le volume de pré-traitement permet d'obtenir une image de même orientation passant par la prostate. Pour une série d'images US balayant la prostate, une série d'images virtuelles de pré-traitement est générée. L'extraction des contours sur ces images étant automatisée, il ne reste qu'à les aligner pour quantifier les déplacements et les corriger.

La méthode testée sur fantôme et *in vivo* donne des résultats satisfaisants sans introduction de temps supplémentaire dans la procédure quotidienne de repositionnement. La segmentation des images et le recalage étant réalisés en moins de deux minutes, seule l'acquisition des images échographiques pourrait engendrer un temps supplémentaire, car l'obtention d'images exploitables s'avère parfois compliquée. Ce problème, inhérent à la modalité échographique, demeure la principale limitation du système.

## Références

- [Artignan 2004] ARTIGNAN X., SMITSMANS Monique H.-P., LEBESQUE J.-V., JAFFRAY D.-A., VAN HER M., BARTELINK H., Online Ultrasound Image Guidance for Radiotherapy of Prostate Cancer: Impact of Image Acquisition on Prostate Displacement., *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys* 59[2], 595-601. 2004.
- [Berger 1997] BERGER M., DANUSER G., Deformable Multi Template Matching with Application to Portal Images, Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, IEEE Computer Society Press, 1997.
- [Besl 1992] BESL P.J., N.-D. MCKAY, A Method for Registration of 3-D Shapes, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Matching Intelligence*, 14[2], 239-256. 1992.
- [Betrouni 2005] BETROUNI N., VERMANDEL M., PASQUIER D., MAOUCHE S., ROUSSEAU J., Segmentation of abdominal ultrasound images of the prostate using *a priori* information and an adapted noise filter, *Computerized Medical Imaging and Graphics* 29[1], 43-51, 2005.
- [Blackall 2000] BLACKALL J.M., RUECKERT D., MAURER C. R. Jr., PENNEY G.-P., HILL D.L.G., HAWKES D.J., An Image Registration Approach To Automated Calibration for Freehand 3D Ultrasound. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, [Springer], 2000, Pittsburg, USA.
- [Blackall 2005] BLACKALL J.-M., PENNEY G.P., KING A.P., HWKES D.J., Alignement of Sparse Freehand 3D Ultrasound With Preoperative Images of the Liver Using Models of Respiratory Motion and Deformation, *IEEE TMI* 24(11), pp. 1405-1416, 2005.
- [Brunie 1992] BRUNIE L., Fusion d'images médicales multimodales, Thèse de Doctorat. Université Grenoble 1. 1992.
- [Carr 1998] CARR J.C., FRIGHT W. R., GEE A. H., PRAGER R.W., DALTON K. J., 3D Shape Reconstruction using Volume Intersection Techniques, *Proc. of the IEEE Intl. Conf. Comp. Vision, Bombay, India*, 1095-1110. 1998.
- [Clippe 2003] CLIPPE S. SARRUT D. MALET C. MIGUET S. GINESTET C. CARRIE C., Patient setup error measurement using 3D intensity-based image registration techniques, *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys* 56[1], 259-265. 2003.

- [Connor 1975] CONNOR WG M. L. M. B., VEOMETT R., HICKS J., MILLER R.C., MAYER E., SHEELEY N. Patient repositioning and motion detection using a video cancellation system, Technical Innovations, 1975.
- [Coste 1997] COSTE E., GIBON D., BOUREL P., BALLEST E., ROUSSEAU J., Real Time 3D Localization of Objects with Two Standards CCD Cameras. Medical & Biological Engineering & Computing: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. XVIII International Conference. 35[Part 1], 375, 1997.
- [Cootes 1995] COOTES T.F. C. J., TAYLOR D. H., COOPER J., GRAHAM., Active Shape Models-Their Training and Applications, Computer Vision and Image Understanding 61, 38-59, 1995.
- [Court 2003] COURT L R. L., MOHAN R., DONG L., Evaluation of mechanical precision and alignment uncertainties for an integrated CT/LINAC system, Medical Physics 30[6], 1198-1210, 2003.
- [Feschet 1999] FESCHET F. D., SARRUT S., MIGUET., Automated Position Control in Conformal Radiotherapy. Technical Report, Laboratoire ERIC, Lyon, 1999.
- [Fitzpatrick 1998] FITZPATRICK J.M., WEST J.B., MAURER C.R., Predicting Error in Rigid-Body Point-Based Registration, IEEE Trans. in Med. Imaging 17[5], 694-702, 1998.
- [Ford 2002] FORD EC C. J., MUELLER K., SIDHU K., TODOR D., MAGERAS G., YORKE E., LING CC., AMOLS H., Cone-beam CT with megavoltage beams and an amorphous silicon electronic portal imaging device: potential for verification of radiotherapy of lung cancer, Medical Physics 29[12], 2913-2924, 2002.
- [Fritsch 1994] FRITSCH D.S., PIZER S. M., CHANEY E. L., LIU A., RAGHAVAN S., Cores for Image Registration, 2167[Medical Imaging: Image Processing], 128-142, 1994.
- [Hanley 1997] HANLEY J., MOIRA A., LUMLEY GIG S., MAGERAS J., SUN M. J., ZELEFSKY S.A., LEIBEL Z., FUKS G.J., KUTCHER., Measurement of patient positioning errors in three-dimensional conformal radiotherapy of the prostate. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 37[2], 435-444, 1997.
- [Jaffray 2002] JAFFRAY DA S. J., WONG JW., MARTINEZ AA., Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy, Int.J Radiat.Oncol.Biol.Phys 53[5], 1337-1349, 2002.
- [Kaplan 2002] KAPLAN I., OLDENBURG N.E., MESKELL P., BLAKEM., CHRCH P., HOLUPKA E. J., Real Time MRI-ultrasound image guided stereotactic prostate biopsy, Magnetic Resonance Imaging 20, 295-299, 2002.
- [Kuhr 1998] KUHR G C. L., SCHLEGEL W., Patient Positioning Sensor Unit (PPSU) for stereotactically guided fractioned radiotherapy, ESTRO 17 Annual Meeting, 1998, Edinburgh.
- [Kulik 2002] KULIK C., CAUDRELIER J.-M., VERMANDEL M., CASTELAIN B., MAOUCHE S., ROUSSEAU J., Conformal radiotherapy optimization with micro-multileaf collimators: comparison with radiosurgery techniques, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, 53[4], 1038-1050. 2002.
- [Lattanzi 1999] LATTANZI J.M. S., PINOVER W., HORWITZ E., DAS I., SCHULTHEISS TE., HANKS GE., A comparison of daily CT localization to a daily ultrasound-based system in prostate cancer, Int. J Radiat. Oncol. Biol. Phys 43[4], 719-725, 1999.
- [Lavallée 1995] LAVALLÉE S., SZELISKI R., Recovering the position and orientation of Free-Form Objects from Image Contours Using 3D Distance Maps, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 17[4], 378-390, 1995.
- [Lavallée 1991] LAVALLÉE S., SZELISKI R., BRUNIE L., Matching 3D smooth surfaces with their 2D projections using 3D distance maps. SPIE Vol. 1570[Geometric Methods in Computer Vision], 322-336, 1991, San Diego, CA, July.
- [Little 2003] LITTLE DJ D. L., LEVY LB., CHANDRA A., KUBAN DA., Use of portal images and BAT ultrasonography to measure setup error and organ motion for prostate IMRT: implications for treatment margins. Int.J Radiat. Oncol. Biol.Phys 56[5], 1218-1224. 2003.
- [Lunn 2003] LUNN KAREN E., PAULSEN KEITH D., ROBERTS DAVID W., KENNEDY FRANCIS E., HARTOV ALEX, WEST JOHN D., Displacement estimation with Co-registered Ultrasound for image guided neurosurgery: A quantitative In Vivo Porcine study, IEEE Trans. in Med. Imaging 22[11], 1358-1368, 2003.
- [Malone 2000] MALONE S., CROOK JM., KENDAL WS., Respiratory-induced prostate motion: Quantification and characterization. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 48, 551-557, 2000.
- [Milliken 1997] MILLIKEN BD R. S., HAMILTON RJ., JOHNSON LS., CHEN GT., Performance of a video-image subtraction-based patient positioning system. Int.J Radiat. Oncol. Biol. Phys 38[4], 855-866, 1997.
- [Palos 2003] PALOS G. VERMANDEL M., PASQUIER D., ARUFAS S., DEVLAMINCK V., ROUSSEAU J., Recalage élastique d'images abdominales. [12<sup>ème</sup> Forum des jeunes chercheurs en génie biologique et médical], 152-153. 2003, Nantes.
- [Palos 2004] G. PALOS, BETROUNI N., COULANGES M., VERMANDEL M., DEVLAMINCK V., ROUSSEAU J., Multimodal matching by maximisation of mutual information and optical flow technique, IEEE EMBS, pp. 1679-1682, San Francisco, 2004.
- [Penney 2001] PENNEY G.P., BLACKALL J. M., HAYASHI D., SABHARWAL T., HAWKES A. A., HAWKED D. J., Overview of an ultrasound to CT or MR registration system for use in thermal ablation of liver metastases, Proceedings of the 6<sup>th</sup> Scandinavian conference on image analysis, pages. 2001.
- [Porter 2001] PORTER B.C., RUBENS D. J., STRANG J.G., TOTTERMAN S., PARKER K. J., Three-Dimensional Registration and Fusion of Ultrasound and MRI Using Major Vessels and Fiducial Markers, IEEE Trans. in Med. Imaging 20[4], 354-359, 2001.
- [Rosenthal 1993] ROSENTHAL S., ROACH M., GOLDSMITH B., Immobilization improves the reproducibility of patient positioning during six-field conformal radiation therapy for prostate carcinoma. Int. J Radiat. Oncol. Biol. Phys 27, 921-926, 1993.
- [Sarrut 2000] SARRUT D., CLIPPE S., Patient positioning in radiotherapy by registration of 2D portal to 3D CT images by a content-based research with similarity measures. Computer Assisted Radiology and Surgery, 707-712, 2000.
- [Serago 2002] SERAGO C.F., CHUNGBIN S. J., BUSKIRK S. J., EZZELL G.A., COLLIE A. C., VORA S. A., Initial experience with ultrasound localization for positioning prostate cancer patients for external beam radiotherapy. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, 53[5], 1130-1138, 2002.
- [Song 1996] SONG PJ., WASHINGTON M., VAIDA F. *et al.*, A comparison of four patient immobilization devices in the treatment of prostate cancer patients with three dimensional conformal radiotherapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys, 34, 213-219, 1996.
- [Troccaz 1993] TROCCAZ J., MENGUY Y., BOLLA M., CINQUIN Ph., VASSAL P., LAIEB N., DESBAT L., DUSSERRE A., DAL SOGLIOS., Conformal external radiotherapy of prostatic carcinoma: requirements and experimental results. Radiotherapy and Oncology 29, 176-183, 1993.
- [Vassal 1995] VASSAL P., TROCCAZ J., LAIEB N., CINQUIN P., BOLLAM., BERLAND E., Introducing computer vision sensors in radiotherapy for accurate dose delivery. Medical Robotics and Computer Assisted Surgery , 16-23. 1995.



**Nacim Betrouni**

Né en 1976, Nacim Betrouni est Ingénieur en informatique et Docteur de 3<sup>ème</sup> cycle en automatique et informatique industrielle de l'Université des Sciences et Technologies de Lille (USTL). Depuis novembre 2004, il est Assistant Hospitalier et Universitaire au Laboratoire de Biophysique (UPRES EA 1049) de la Faculté de Médecine de Lille. Il est membre de l'équipe Inserm U703 Thérapie Interventionnelle Assistée par l'Image et la Simulation. Ses thèmes de recherche concernent l'imagerie interventionnelle et la thérapie guidée par l'image.



**Maximilien Vermandel**

Né en 1976, Maximilien Vermandel est titulaire d'un DEA et d'un Doctorat de 3<sup>ème</sup> cycle en Automatique et Informatique Industrielles de l'Université des Sciences et Technologies de Lille (USTL), d'un DEA en Physique Radiologique et Médicale de l'Université Paul Sabatier de Toulouse et du Diplôme de Qualification en Physique Radiologique et Médicale de l'Institut National des Sciences et Techniques du Nucléaire (Saclay). Il est Assistant Hospitalier et Universitaire au Laboratoire de Biophysique (UPRES EA 1049) de la Faculté de Médecine de Lille. Ses thèmes de recherche s'articulent autour de l'imagerie médicale. Il est membre de l'unité Inserm U703.



**David Pasquier**

Né en 1972, David Pasquier a obtenu son Doctorat à l'Université de Lille II en 1997 et un DEA en 2000. Il est radiothérapeute oncologue au département de radiothérapie du Centre anti-cancéreux Oscar Lambret à Lille. Il prépare un Doctorat en Sciences à Faculté de Médecine de Lille. Ses thèmes de recherche concernent l'utilisation de nouvelles modalités d'imagerie pour la simulation virtuelle pour le traitement du cancer de la prostate.



**Salah Maouche**

Né en 1952, Salah Maouche est Ingénieur de l'école polytechnique d'Alger en 1978 et Docteur en automatique de l'Université de Lille en 1982. Titulaire de l'HDR en 1995, il est Professeur en automatique à l'Université des Sciences et Technologies de Lille. Il est le Directeur de l'UFR IEEA à l'Université de Lille. Il est membre du groupe de recherche Ingénierie de la Décision au laboratoire LAGIS CNRS UMR 8146. Ses thèmes de recherche concernent l'optimisation et l'aide à la décision avec des applications dans les transports collectifs urbains et la thérapie assistée par l'image.



**Jean Rousseau**

Né en 1947, Jean Rousseau est Ingénieur ISEN (1972) et Docteur de 3<sup>ème</sup> cycle en Physique des Solides (1979). Titulaire de l'HDR depuis 1989, ses thèmes de recherche en Génie Biologique et Médical concernent majoritairement l'imagerie et la détection per-opérateur en médecine nucléaire, l'imagerie par RMN, l'IRM interventionnelle, la chirurgie et la radiothérapie guidées par l'image. Il est directeur de l'unité Inserm U703. Membre de nombreuses sociétés savantes françaises et internationales, il est l'auteur ou co-auteur de plus de 80 articles scientifiques. Il est rédacteur en chef de la revue Innovation et Technologie en Biologie et en Médecine (ITBM) depuis 1996.

