

Rapport de TER de maîtrise

Pierre BLUNIER

11 juin 2003

Remerciements

- Je remercie David Sarrut pour m'avoir permis de faire ce TER, pour son aide et sa disponibilité.
- Merci à Skouna, Vlad, Stéphane, Sébastien, et toute l'équipe des physiciens pour leur bonne humeur.

Table des matières

1	Contexte	3
1.1	Le Centre Léon Bérard	3
1.2	LIRIS (Laboratoire d'InfoRmatique en Images et Systèmes d'informations)	3
1.3	Radiothérapie	3
1.4	Positionnement du patient	4
1.5	Recalage rigide 2D / 3D	5
2	Objectifs	7
2.1	Visualiser	7
2.2	Contrôler	8
2.3	Corriger	8
3	Matériel	9
3.1	Données technique	9
3.2	Matériel informatique utilisé	9
4	Méthodes	10
4.1	Transformation rigide	10
4.2	Génération rapide de DRR	11
4.3	Pool	12
4.4	Indicateurs de position	12
	Conclusion/Perspective	15

1 Contexte

Ce rapport présente mes activités durant mon travail d'étude et de recherche au cours du deuxième semestre de maîtrise, en collaboration avec l'équipe de recherche du centre de lutte contre le cancer Léon Bérard, sous la direction de D.Sarrut. Il concerne l'étude et le développement de technique d'imagerie appliquée à la radiothérapie conformationnelle.

Ce document présente tout d'abord le contexte du TER (le centre Léon Bérard, le LIRIS puis la radiothérapie. Je décris ensuite les objectifs, le matériel puis les méthodes. Je conclurai, puis expliciterai les améliorations envisageable.

1.1 Le Centre Léon Bérard

Le centre de lutte contre le cancer Léon Bérard ¹ (CLB) est, comme vingt autres centres en France, un établissement de santé privé à but non lucratif, participant au service public hospitalier. À ce titre, ces centres sont financés par l'assurance maladie et contrôlés par le ministère de la Santé dans les mêmes conditions que les hôpitaux publics ². Leur statut comporte explicitement une vocation de recherche appliquée et fondamentale.

Le projet *Optimisation par l'imagerie du positionnement de patient en radiologie conformationnelle*, au sein duquel s'est déroulé mes travaux d'études et de recherches, s'insère dans le projet de recherche du *département de radiothérapie*.

Les activités de recherches se font en collaboration étroite avec Christian Carrie, Sébastien Clippe (radiothérapeute et chef de clinique assistant) et l'équipe des physiciens dirigées par Chantal Ginestet. Ceci m'a permis d'avoir accès au plateau technique de haut-niveau du département (scanners et accélérateurs linéaires pour les appareils intéressant mon sujet de stage).

1.2 LIRIS (Laboratoire d'InfoRmatique en Images et Systèmes d'informations)

Mon encadrant de TER, D.Sarrut fait parti du LIRIS et est actuellement en délégation au CLB.

Mon TER s'inscrit dans un projet déjà ancien reposant sur une collaboration étroite entre chercheurs du LIRIS (Bezhad Shariat, David Sarrut, Serge Miguet, ...) et du CLB.

1.3 Radiothérapie

Traitement du cancer Actuellement, la radiothérapie est l'une des trois principales modalités de traitement du cancer avec la chirurgie et la chimiothérapie, avec lesquelles elle est de plus en plus souvent associée. Sur 250.000 nouveaux cas par an en France, environ les deux tiers auront une irradiation [Cli00]

Radiothérapie La radiothérapie cherche à délivrer le maximum de doses de rayons X (produits par des accélérateurs linéaires) à la tumeur en épargnant au maximum les tissus sains environnants ³. Préalablement au traitement, les médecins et les physiciens d'hôpitaux conçoivent un *plan de traitement*. Pour chaque patient, est déterminé le nombre de faisceaux d'irradiation, ainsi que leur taille, leur forme, leur angle et d'autres paramètres géométriques [Sar02].

¹<http://oncora1.lyon.fnclcc.fr>

²<http://www.fnclcc.fr/generales.htm>

³La source de radiation est généralement des électrons ou des photons, mais peut également être des protons (protonthérapie) ou des ions carbone (hadronthérapie). L'ensemble de ces techniques est parfois nommé EBRT (*External Beam Radiation Therapy*)

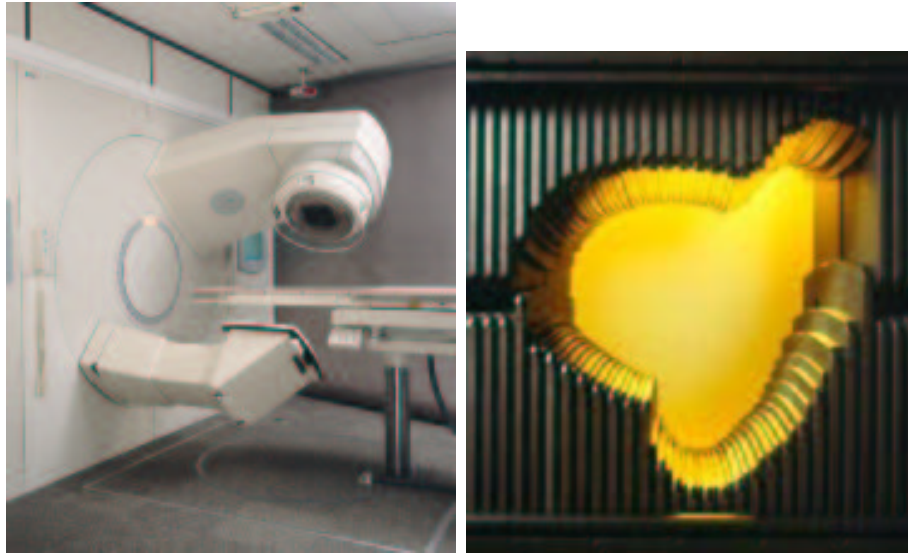


FIG. 1 – Accélérateur linéaire (avec son EPID associé, voir section 3) et collimateur multilames.

Radiothérapie conformationnelle la radiothérapie *conformationnelle*, (notée RTC) par rapport à la radiothérapie *conventionnelle*, vise à limiter la toxicité des organes critiques tout en augmentant la dose délivrée à la tumeur. Cela est rendu possible par la diminution de la taille des faisceaux, la multiplication de leur nombre et la capacité à suivre au plus près la forme du volume cible (c'est à dire à se *conformer* le mieux possible aux contours projectifs des volumes à irradier). La RTC désigne un ensemble de moyens technologiques mis en œuvre pour remplir l'objectif précédemment cité. Les trois éléments essentiels de cette radiothérapie moderne sont l'utilisation du scanner, une planimétrie/dosimétrie 3D et un collimateur multilames, auxquels on associe généralement l'immobilisation du patient et le contrôle de sa position :

- *L'acquisition volumique de l'anatomie du patient* (scanner) a constitué un énorme progrès dans l'élaboration du plan de traitement. En effet les volumes cibles ont ainsi pu être définis de manière plus précise et plus juste, permettant une diminution des marges [Sar02].
- *La planimétrie et la dosimétrie 3D* permettent une optimisation importante du plan de traitement : meilleurs choix des incidences, énergie, etc. . .
- *les collimateurs multilames* constituent une innovation fondamentale rendant possible la réalisation d'un grand nombre de faisceaux de formes complexes. Ils permettent de se conformer au mieux au volume cible et ainsi d'épargner les tissus sains. Ils favorisent aussi un gain en temps en diminuant les manipulations.

La radiothérapie conformationnelle doit permettre (i) de réduire le risque de complications sévères là où la radiothérapie est efficace et (ii) d'augmenter la dose là où le contrôle local est insuffisant. Ainsi, dans le traitement du cancer de la prostate, l'escalade de dose permise par la RTC a fait la preuve de son efficacité à améliorer les résultats thérapeutiques [Sar02, p3].

1.4 Positionnement du patient

Limite La précision accrue permise par les avancées technologiques et les marges de plus en plus faible envisagées imposent de nouvelles exigences dans la réalisation du traitement afin de réaliser ces objectifs sans danger. Cela doit obligatoirement s'accompagner de progrès dans le **positionnement du patient et sa reproductibilité**. Cela représente actuellement le principal facteur d'incertitude sur la congruence entre le volume cible et le volume traité. Il faut noter que plusieurs avantages de cette radiothérapie moderne concernent l'étape d'élaboration *prévisionnelle* du traitement et non pas sa réalisation quotidienne *réelle et effective*.

L'installation du patient sur la table de traitement repose actuellement sur des repères cutanés (trace au feutre et points de tatouage) mis en place lors de la simulation. Or la peau, souple, est susceptible d'être mobile par rapport aux structures profondes que l'on cherche à irradier. Les manipulateurs utilisent également des lasers. Du matériel d'immobilisation (moule de contention) est aussi généralement utilisé. Cependant, même si ces systèmes réduisent les erreurs, ils ne les éliminent pas [Sar03].



FIG. 2 – Exemple de moule de contention

Une autre solution consiste à utiliser des images de contrôle provenant d'EPID⁴. Les *images portales* (IP) sont des images projectives 2D réalisées sur la table de traitement en utilisant les photons X de haute énergie (5 à 20 MeV) de l'accélérateur linéaire. Elles représentent donc la position actuelle du patient sur la table d'irradiation. Des projections radiographiques de synthèse⁵ calculées à partir de l'examen scanner sont souvent associées aux IP. Ces images sont générées de façon à fournir une image projective de référence. Actuellement, en comparant les IP aux projections par inspection visuelle, les médecins ont la possibilité de corriger grossièrement la position du patient [Sar03] [SC02]

De nombreuses études essaient de quantifier les erreurs de positionnement mais les ordres de grandeur sont très variable selon les études et les sites étudiés. Les moyennes se situent entre 5.5mm et 8mm, les maxima (rarement étudiés) sont largement supérieur au centimètre 18mm). Les conséquences de ces erreurs ont été peu évaluées, mais les études montrent toutes une dégradation importante de l'index thérapeutiques [Cli00].

Depuis les débuts de la radiothérapie conformationnelle, le plan de traitement (avant irradiation) est personnalisé au patient et est dépendant du site de traitement. Cette personnalisation contraste avec les techniques de positionnement (pendant l'irradiation)

1.5 Recalage rigide 2D / 3D

Principe Le but est de mettre en correspondance le volume de référence (scanner X ou IRM) avec les images portales. Nous nous intéresseront ici uniquement à une première approximation qui suppose que le patient est *rigide* et *statique*. Les travaux menés sur ce problème n'aboutissent pas à un résultat satisfaisant (recherche en 2D, segmentation, mesure de similarité statistique). À

⁴Electronic Portal Imaging Devices

⁵Notées par la suite DRR (*Digitally Reconstructed Radiographs*)

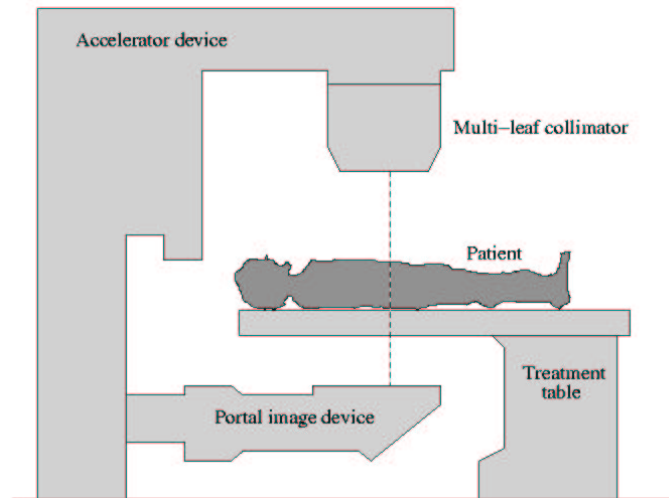


FIG. 3 – Electronique Portal Image Device (EPID).

notre connaissance aucune ne parvient à une précision acceptable dans un temps acceptable en utilisant de véritables images portales. L'approche proposée est 3D, sans segmentation, basée sur une similarité statistique et prend en compte l'ensemble des degrés de liberté du déplacement (notamment les rotations hors-plan, dont l'influence peut-être grande). Chaque étape de la procédure d'optimisation nécessite : (i) la génération d'autant de DRR qu'il y a d'IP et (ii) l'évaluation d'une mesure de similarité globale à tous les couples DRR/IP.[Sar03]

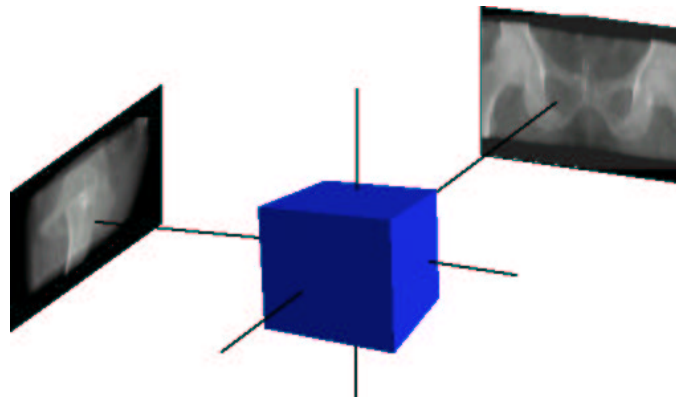


FIG. 4 – Recalage 2D/3D. L'objectif est de trouver le positionnement du volume 3D central de façon à ce que les deux projections correspondent aux images portales.

Les paragraphes suivants décrivent une méthode ([SC02]) sur laquelle nos développements se sont basés.

Décomposition matricielle des projections La génération d'une DRR peut-être un processus coûteux en regard de la qualité et la taille de l'image désirée ainsi que de la taille du volume de donnée. Typiquement, sur les logiciels de dosimétrie utilisés en routine, le temps de génération est d'environ 2 secondes. Ceci est incompatible avec les contraintes de temps clinique, car la génération de DRR est incluse dans un processus d'optimisation nécessitant la génération de plusieurs centaines de DRR (1000 DRR = environ une demi heure). La technique utilisée est basée

sur une décomposition matricielle des projections permettant, à partir d'un certain nombre de DRR précalculées, d'obtenir la DRR voulue par simple transformation 2D affine (s'inspirant de la stéréovision).

Mesure de similarité Le second point crucial réside dans la définition du critère de similarité adaptés à ces modalités. Il s'agit ici d'un recalage ni tout à fait multi-modal, ni tout à fait mono-modal. En effet, les IP sont obtenues à partir de rayons X de haute énergie (méga-volts) et d'un détecteur au silicium amorphe, alors que les DRR sont calculées par un algorithme à partir de données tomodynamométrique (scanner X), mais de basse énergie (kilo-volts). Ainsi, même si ces deux types d'images proviennent d'informations communes (rayon X), elles présentent des contrastes et rapports signal/bruit très différents.

2 Objectifs

2.1 Visualiser

David Sarrut travaille depuis octobre 2000 sur des outils informatique permettant la mise en application de la méthode. L'objectif de mon stage était de développer un outil visuel montrant les performances de l'algorithme. On doit être capable de trouver le positionnement du volume scanner central de façon à ce que les projections (DRR) correspondent aux images portales.

Le but de mon TER est de poursuivre les travaux réalisés pendant mon stage rendant plus confortable et plus précise l'utilisation de l'application. En effet, les images pouvant être de taille variable, il se peut qu'il soit impossible de voir toutes les images entières sur l'écran :

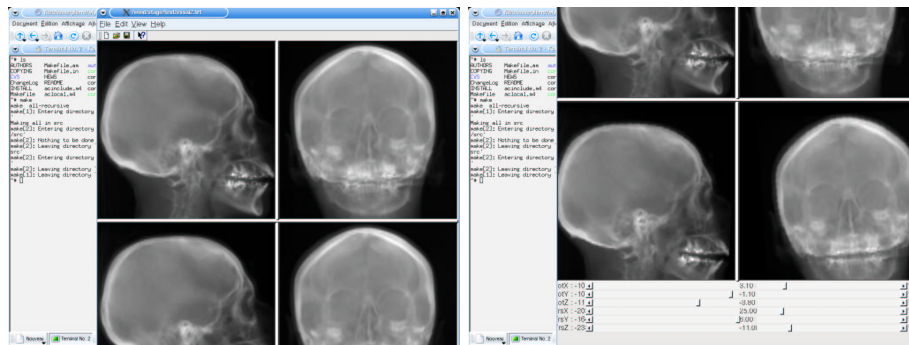


FIG. 5 – Exemple de Traitement sortant de l'écran.

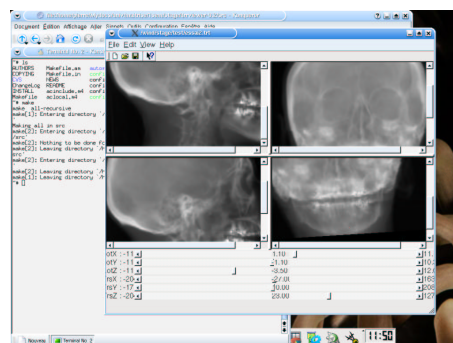


FIG. 6 – Même exemple, après le TER.

2.2 Contrôler

Dans le processus de recalage 2D/3D, il existe un algorithme automatique censé retrouver la position du patient (calculer la bonne DRR) à partir de l'IP. Comme cité précédemment, les contrastes et le rapport signal/bruit rendent difficile le processus automatique, qui échoue dans certains cas. Le médecin doit donc pouvoir garder un contrôle pour valider (ou non) le résultat de l'algorithme.

2.3 Corriger

En plus du matériel d'immobilisation (moule de contention) réduisant les erreurs mais ne les éliminant pas, les médecins ont la possibilité de corriger grossièrement la position du patient en comparant, par inspection visuelle, des *images portales* et les projections radiographique de synthèse de référence. Ainsi, due à l'erreur potentielle de l'algorithme de recalage automatique, le médecin doit pouvoir corriger (toujours de manière interactive) le résultat trouvé ou "aider" l'algorithme en l'approchant de la solution. Pour gagner encore en précision, le médecin doit pouvoir rajouter manuellement des indicateurs sur les IP, reportée sur la DRR correspondante.

C'est à ce gain de précision que je me suis surtout intéressé pendant mon TER. Ces indicateurs sont nécessaires pour ne pas avoir un jugement seulement subjectif de la concordance entre les images portales et les DRR. Le médecin n'avait qu'une appréhension visuelle peu précise de la position du patient par rapport à celle souhaité. L'implémentation de cette fonctionnalité a donc été réalisé dans mon TER.

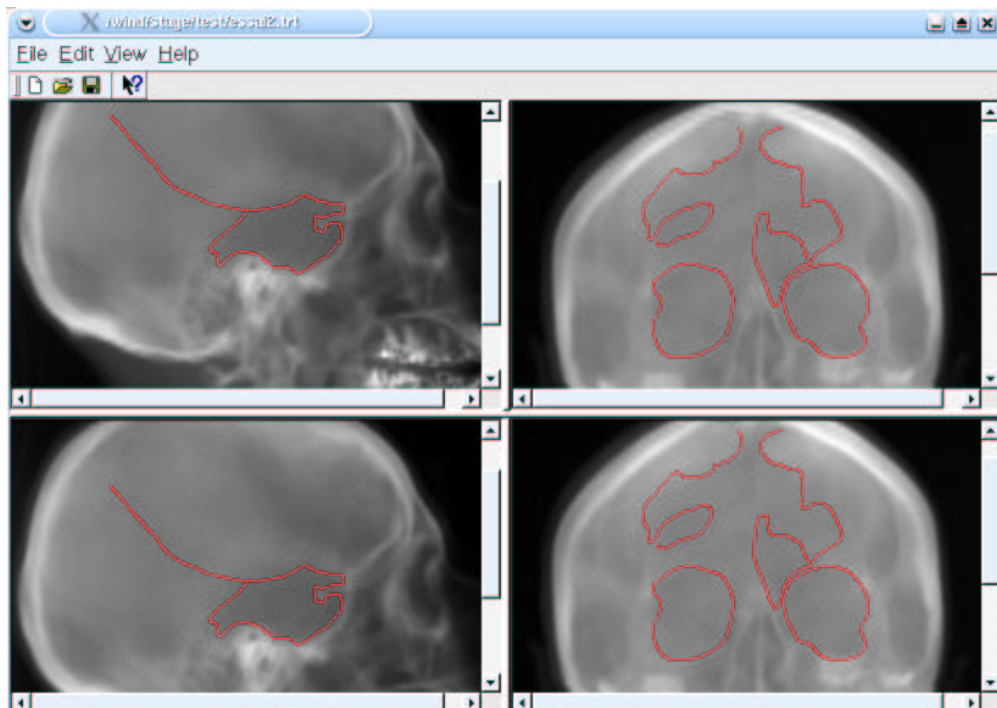


FIG. 7 – Exemple d'indicateur ajouter par le médecin

3 Matériel

3.1 Données technique

Pour développer cet outil visuel, j'ai eu à disposition un certain nombre d'éléments qu'il a fallu rassembler. L'élément le plus important est l'algorithme de génération rapide de DRR (voir section 4.2 et annexe). Pour cet algorithme, nous avons besoin d'une base de données de DRR (encore appelée *Pool* voir section 4.3). Pour le recalage, nous avons également à disposition les images portales correspondantes (voir Fig.8 et 9). Pour calculer la DRR initiale il est nécessaire d'avoir le volume scanner correspondant (voir figure 12). Celui-ci est une image 3D, composée d'une série d'images 2D (coupes) en 16 bits, de taille 512×512 (voir Fig. 12).

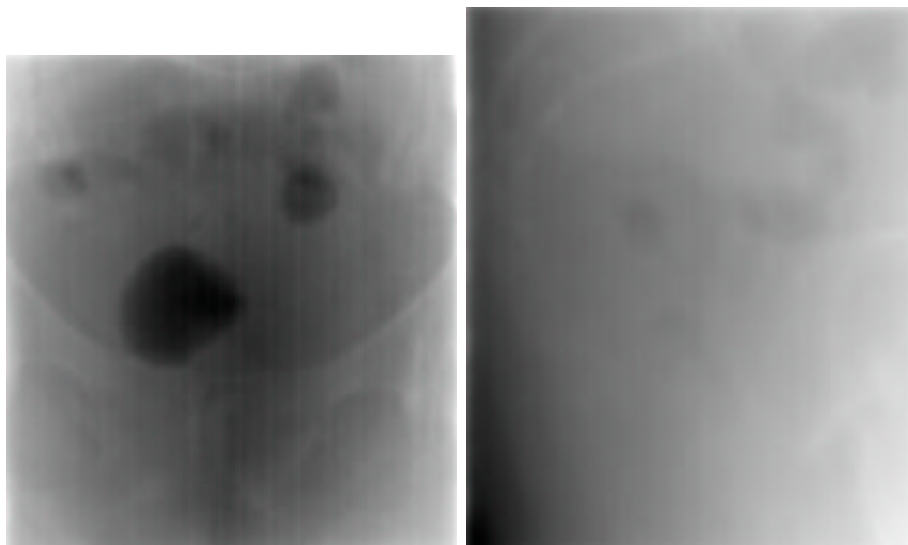


FIG. 8 – Exemple d'image portale (région pelvienne vue de face et de profil)

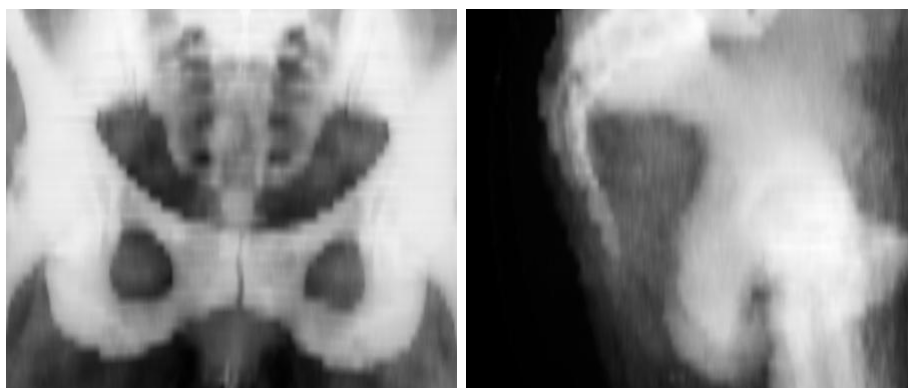


FIG. 9 – Exemple de DRR (du même patient)

3.2 Matériel informatique utilisé

Le développement de l'application s'est fait sous le système d'exploitation *GNU/Linux*, à l'aide du langage *C++*. Nous avons également eu besoin d'une librairie pour l'interface graphique, nous

avons choisi QT (prononcer *cute*) de Trolltech⁶. Le moteur de l'application est le résultat du travail de D.Sarrut (ILR⁷). Ces bibliothèques "maison" utilisent également *octave*, une bibliothèque mathématique, et *DCMTK* une bibliothèque pour la lecture et l'écriture des images dans le format standard des images médicales (*DICOM*⁸). Le TER, comme cité précédemment, poursuit mes travaux réalisés pendant mon stage, j'ai donc également eu à disposition les résultats obtenus durant ces trois mois à plein temps.

4 Méthodes

4.1 Transformation rigide

Dans le but d'estimer la position du patient en utilisant le volume scanner (TDM⁹, en 3D voir figure 12) et deux images projectives 2D (les IP), nous allons déterminer la transformation spatiale rigide $\mathcal{T}$, décrite par 6 paramètres (trois de translation x, y, z et trois de rotation θ, ϕ, ψ) qui, appliquée au volume TDM, permet à ses projections d'être similaires aux IP.

Les difficultés sont liées notamment au temps de calcul élevé pour générer des DRR à partir du volume scanner et à la nature bidimensionnelle des IP qui ne sont que des projections. Ainsi, la plupart des méthodes actuellement utilisées ne prennent pas en compte les rotations dites *hors-plan*.

La mise au point d'une méthode tridimensionnelle repose sur l'utilisation de *toute* l'information contenue dans le scanner sous la forme de génération de DRR. Celle-ci sont fabriquées informatiquement par une technique de rendu volumique.

Idéalement il faudrait générer des DRR "à la volée", c'est-à-dire à chaque itération de la procédure d'optimisation de la mesure de similarité (comme l'on a proposé Tschirley *et al* [Cli00]). Cependant, nous avons vu que ce procédé est inenvisageable dans un cas clinique (du fait de son temps de calcul trop élevé).

La méthode utilisée se divise en trois temps :

- définir une stratégie de génération de DRR à pré-calculer,
- élaborer une stratégie de recherche de la "meilleure" DRR, basée sur des critères de similarité sans segmentation,
- obtenir les 6 paramètres finals du déplacement par optimisation géométrique.

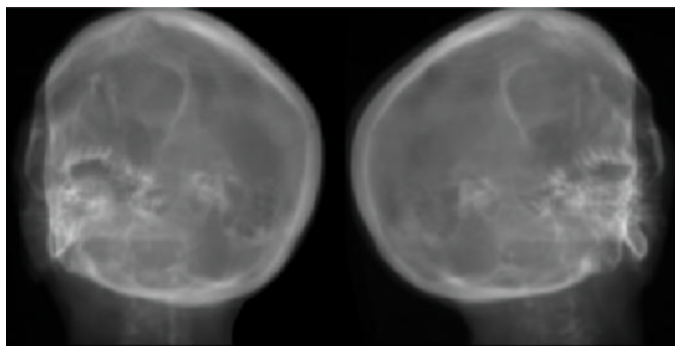


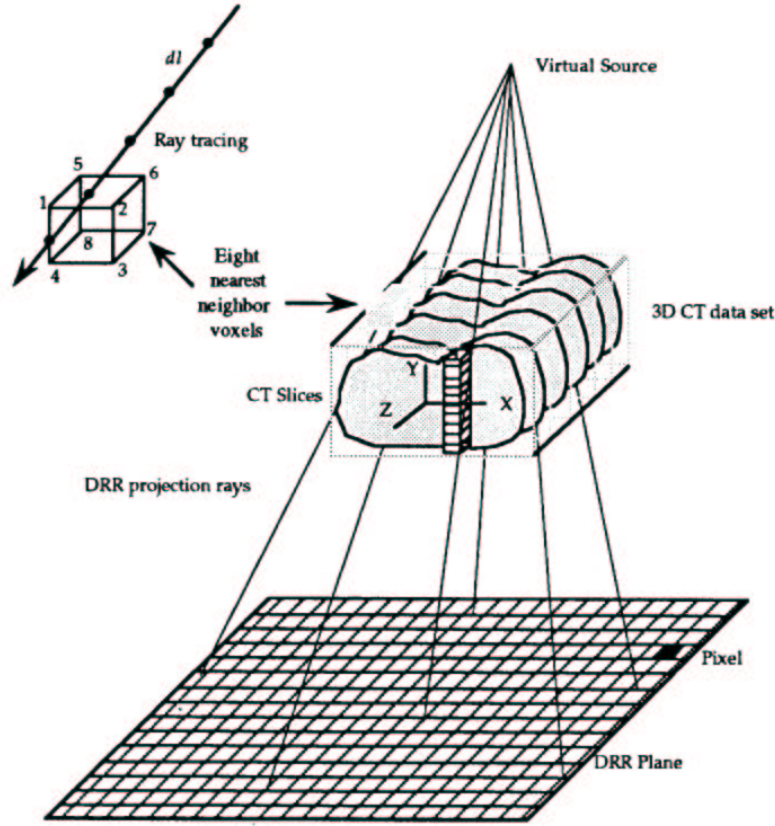
FIG. 10 – Exemple de transformation hors-plan

⁶<http://www.trolltech.com>

⁷Image Library for Radiotherapy

⁸Digital Imaging and COmmunication in Medicine

⁹TomoDensitoMetric

FIG. 11 – Génération d'une DRR par la méthode de *lancer de rayon*

4.2 Génération rapide de DRR

Cette partie est tirée de l'article [SC02]

Principe Le procédé repose sur le pré-traitement d'une série de DRR. La génération d'une DRR à partir d'une projection donnée $\mathcal{P}_1$ se déroule en deux étapes : Premièrement, une DRR adéquate est choisie dans le Pool, ensuite elle est déformée suivant une transformation affine 2D $\mathcal{L}$. Le paragraphe suivant montre comment choisir la DRR hors-plan appropriée et comment calculé $\mathcal{L}$.

Chaque image dans la série des DRR pré-traitées est la projection d'une rotation du scanner, et cette rotation est hors-plan selon l'axe optique de la projection initiale, dénotée $\mathcal{P}_0$. D'où une telle rotation a deux degrés de liberté. La série de DRR est obtenue par un échantillonnage des deux paramètres α, β . Les rotations hors-plan sont limitées par une série de rotations possibles ($\pm 6^\circ$ par exemple) et échantillonnée selon un pas qui permet une précision suffisante.

Le calcul de la transformation affine 2D et de la DRR à afficher ne nécessite uniquement des manipulations sur des vecteurs et des matrices et à par conséquent un coût de calcul négligeable par rapport au coût total. De plus, appliquer la transformation affine $\mathcal{L}$ sur une image 2D est et très rapide. Finalement, la génération de DRR (calcul de $\mathcal{L}$ et $\mathcal{P}_h$ et l'application de $\mathcal{L}$ sur une DRR déjà calculée) prends moins de 20 millisecondes sur un micro-ordinateur classique de 1.7Ghz.[SC02].

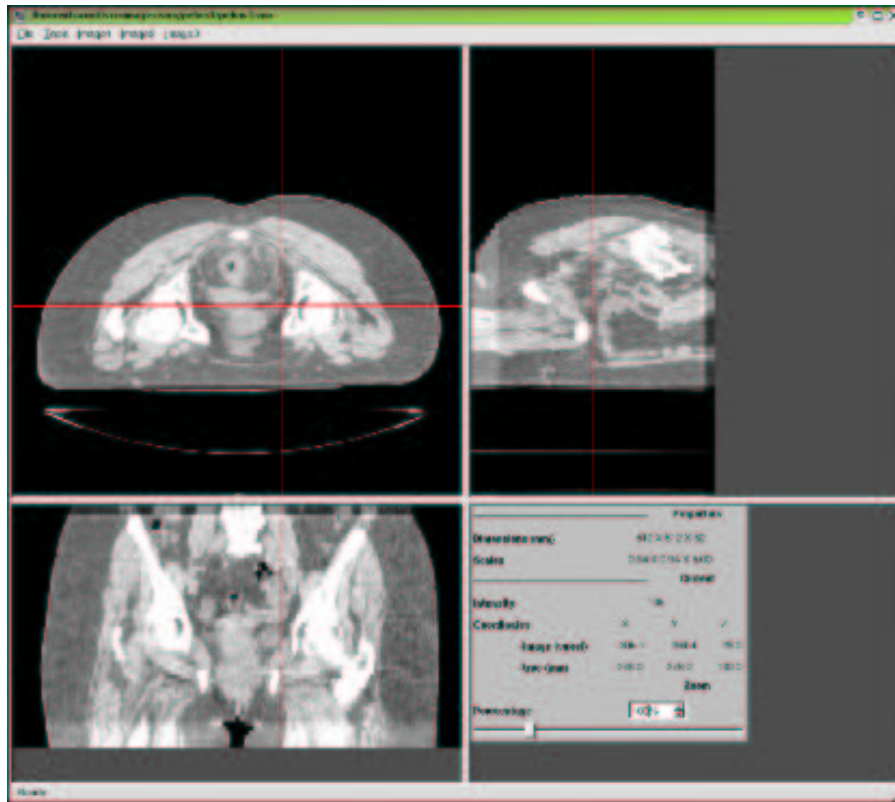


FIG. 12 – Exemple de scanner

La mise en application de l'algorithme au cour du stage de maîtrise, et les expérimentations numériques réalisées par D.Sarrut montrent que cette approximation est suffisante dans notre cas.

Étapes Pour calculer la DRR, nous avons procédé en plusieurs étapes :

- On commence par récupérer les 6 paramètres.
- On calcule la matrice de transformation rigide.
- On calcule la DRR la plus proche (par un calcul matriciel décrit en annexe) puis génération de la matrice des décompositions.
- Recherche et chargement de cette image (par une fonction de la classe *Pool*).
- On calcule la transformation affine (fonction d'une librairie).
- On applique, pour finir la transformation affine à la DRR (encore par un appel à une librairie).

4.3 Pool

Un *Pool* est la base de données des DRR pré-calculées. Ainsi, dans l'exemple donné dans la figure 13, nous avons 9 DRR pré-calculées dans l'intervalle $[-30^\circ ; 30^\circ]$ pour les deux rotations hors plan.

4.4 Indicateurs de position

Maintenant que nous avons donné les éléments techniques et l'environnement du TER, nous parlerons un plus précisément dans cette partie de l'objet du TER, les indicateurs de positions.

Il y a eu plusieurs problèmes à résoudre :

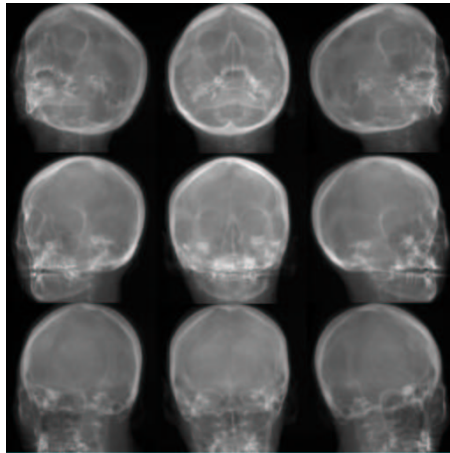


FIG. 13 – Exemple de Pool

1. Le premier problème rencontré a été de choisir une stratégie pour insérer une nouvelle fonctionnalité dans une application existante, tout en respectant la “philosophie” du code écrit précédemment. Autrement dit, pour ladite fonctionnalité, comment faire pour communiquer les indicateurs placés sur les IP par l'utilisateur aux widget affichant les DRR ?
2. Le second problème découle du premier : Comment faire pour que chaque IP communique ses indicateurs aux DRR correspondante ? C'est un problème nouveau car auparavant l'interface entre ILR et QT envoyait le nouveau vecteur de DRR ou d'IP à mettre à jour.
3. Le changement de position des 6 paramètres (impliquant de nouvelles DRR), ne doit pas effacer les indicateurs posés.
4. Le quatrième problème indépendant des autres est de rendre l'interface graphique plus conviviale, permettant d'afficher les images dans des zones avec des ascenseurs.

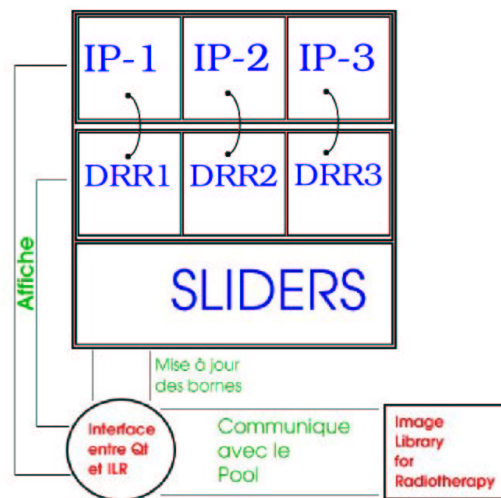


FIG. 14 – Schéma des problèmes

La solution de ce dernier problème a été résolu grâce à l'outillage graphique que fournit QT. Pour

faire communiquer les indicateurs entre les IP et les DRR, j'ai utilisé les signaux de la même librairie. Étant donné que l'application contient des objets imbriqués les uns dans les autres, j'ai simplement rajouté des méthodes aux classes permettant à la classe parentes d'accéder à la classe intéressée et ainsi créer un lien pour un signal entre deux de ces classes.

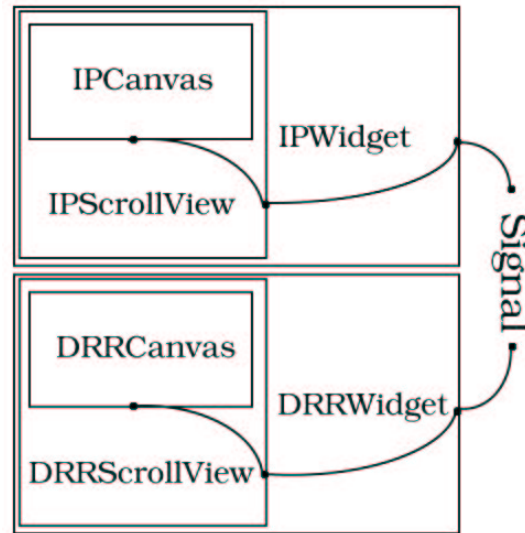


FIG. 15 – Création d'un signal entre les IP et les DRR correspondante

Ainsi, il reste à définir ce qui transite par les signaux. Dans la figure 15, nous pouvons voir l'existence de deux classe *IPCanvas* et *DRRCanvas*. Ces deux classes héritent de *QLabel*, et peuvent ainsi afficher des *QPixmap*. Un *QLabel* contient une image de type *QPixmap* nommée *ErasePixmap*, qui est une image de fond, qui apparaît lorsque le *QLabel* est redessiné. Ainsi, l'image portale est positionnée à cette place (*setErasePixmap (const & QPixmap)*). D'autre part, QT nous permet de gérer des masques. J'ai donc défini une *QPixmap* de couleur définie en dur dans le code pour le moment, soit rouge, et lui ai appliqué un masque noir, rendant invisible cette image. Lorsque l'utilisateur souhaite insérer un indicateur, on dessine en fait en blanc dans le masque, laissant apparaître des zones (en rouge) choisie. Lorsqu'on relâche le bouton de la souris, on envoie le signal au *DRRCanvas* correspondant.

De l'autre côté (les DRR), on procède de la même façon pour afficher le masque émit. Cette méthode permet de changer uniquement l'image du *QLabel*, et, lors d'une mise à jour des DRR, on changera uniquement l'image *ErasePixmap*. Ceci nous permet de ne pas effacer les indicateurs posé précédemment et ainsi répondre au dernier problème.

Conclusion/Perspective

Plusieurs améliorations seront par la suite envisageables :

- Permettre l'ouverture d'un fichier contenant qu'une seule vue.
- Intégrer le processus de recalage automatique.
- Améliorer l'outil de contrôle des 6 paramètres par le moyen d'une fenêtre OpenGL, et ainsi avoir un outil visuel un peu plus naturel, permettre également la saisie des paramètres.
- On peut envisager de placer les IP et DRR dans des fenêtres équipées d'ascenseur pour un plus grand confort visuel.
- Permettre d'effacer des indicateurs malvenus afin de rendre plus tolérante leur utilisation.

Quelques tests peuvent être réalisés pour améliorer (éventuellement) la vitesse d'affichage des DRR :

- En utilisant la matrice de transformation de QT.
- Existe-t-il des accélérations graphiques permettant de calculer certaines parties de l'algorithme et ainsi gagner encore un peu de vitesse ?
- Peut-on gérer le calcul des bornes par des *threads* et ainsi ne pas gêner les autres calculs plus importants ?

Références

- [Cli00] S. Clippe. Aide au positionnement du patient en radiothérapie conformationnelle par l'utilisation de techniques de recalage d'image 2d / 3d. Master's thesis, Laboratoire ERIC, Université lumière Lyon 2, 2000.
- [Sar02] D. Sarrut. Optimisation par l'imagerie du positionnement de patient en radiothérapie conformationnelle. Projet de programme de recherche et document joints, 2002.
- [Sar03] D. Sarrut. Catrim : Contrôl actif du traitement en radiothérapie par l'image et le modèle. Programme de Recherche thématique prioritaire 2003 - 2005 Appel d'offre, 2003.
- [SC02] D. Sarrut and S. Clippe. Fast drr generation for intensity-based 2d / 3d image registration in radiotherapy. Technical report, Laboratoire ERIC, Université Lumière Lyon 2, 2002.