

Rapport de stage en entreprise

Pierre BLUNIER

20 mars 2003

Table des matières

1	Contexte	2
1.1	Radiothérapie	2
1.2	Le Centre Léon Bérard	3
1.3	LIRIS (Laboratoire d'InfoRmatique en Images et Système d'information)	3
1.4	Positionnement du patient	3
1.5	Recalage rigide 2D / 3D	5
2	Objectifs	6
2.1	Visualiser	6
2.2	Contrôler	6
2.3	Corriger	6
3	Matériel	6
3.1	Données techniques	6
3.2	Matériel informatique utilisé	6
4	Méthodes	7
4.1	Transformation Rigide	7
4.2	Génération rapide de DRR	8
4.2.1	Principe	8
4.2.2	Notation	10
4.2.3	Rotation corrective	11
4.2.4	Matrice de rectification	11
4.2.5	Projection $\mathcal{P}_3$	11
4.2.6	Matrice de mise à l'échelle	12
4.2.7	Rotation de décomposition dans-plan/hors-plan	12
4.3	Documentation du Pool	13
4.4	Calcul des Bornes	14
4.4.1	Le problème...	14
4.4.2	L'algorithme	14
4.5	Interface Homme/Machine	15
	Conclusion/Perspective	17

1 Contexte

1.1 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 environnants¹. 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].

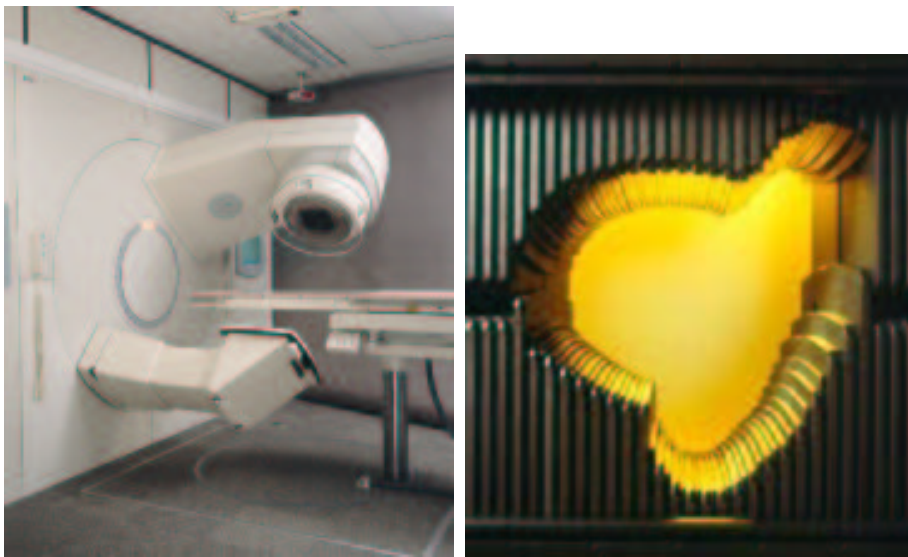


FIG. 1 – Accélérateur linéaire (avec son EPID associé, voir section 3) et collimateur multilames.

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 : meilleur choix des incidences, énergie, etc. . .

¹La 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*)

- *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].

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*. Notons enfin que ces incertitudes seront encore plus déterminantes pour les évolutions de la radiothérapie : l'IMRT et l'hadronthérapie.

1.2 Le Centre Léon Bérard

Le centre de lutte contre le cancer Léon Bérard ² (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 ³. 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 mon stage, s'insère dans le projet de recherche du *département de radiothérapie*. Il a été approuvé comme axe de recherche par le directeur du CLB, M. Thierry Philip, lors du conseil scientifique du CLB de décembre 2002.

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 intéressants mon sujet de stage).

1.3 LIRIS (Laboratoire d'InfoRmatique en Images et Système d'information)

Le pôle *Imagerie* a rejoint le LIRIS en janvier 2003. Il est dirigé par Serge Miguet, et collabore avec plusieurs laboratoires lyonnais (CREATIS).

1.4 Positionnement du patient

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].

²<http://oncora1.lyon.fnclcc.fr>

³<http://www.fnclcc.fr/generales.htm>



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]

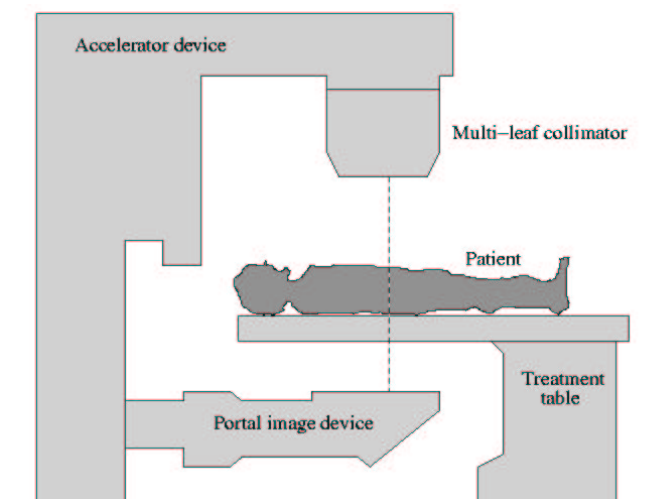


FIG. 3 – Electronique Portal Image Device (EPID).

De nombreuses études essaient de quantifier les erreurs de positionnement [Cli00] mais les ordres de grandeur sont très variable selon les études et les sites étudiés. Les moyennes se situent entre

⁴Electronic Portal Imaging Devices

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

5.5mm e 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 [Sar03].

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). A notre connaissance aucune ne parvient à une précision acceptable dans un temps acceptable en utilisant de véritable images portales. L'approche proposée est 3D, sans ségmentation, basé 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]

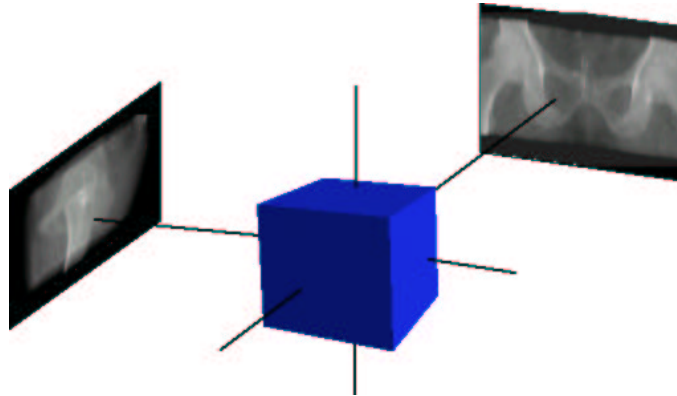


FIG. 4 – Recalage 2D/3D. L'objectif est de trouver le positionnement du volume 3D central de façon à ce que les deux projections correspondent aux images portales.

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 tomodensitométrique (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 différent. Notons par exemple, que l'information mutuelle, pourtant très utilisée pour d'autre modalités, ne paraît pas adaptée. Il nous faut donc travailler sur une mesure de similarité adaptée à ce couple de modalité.

2 Objectifs

2.1 Visualiser

David Sarrut travail 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.

2.2 Contrôler

Dans le processus de recalage 2D/3D, il existe un algorithme automatique sensé retrouver la position du patient (calculer la bonne DRR) à partir de l'IP. Comme cité précédemment, les contrastes et le rapport signal/bruit ne permettent pas de faire confiance à cet algorithme. 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. Pour gagner encore en précision, le médecin doit pouvoir rajouter manuellement des indicateurs sur les IP, reportée sur la DRR correspondante.

3 Matériel

3.1 Données techniques

Pour développer cet outil visuel, j'ai eu a disposition un certain nombre d'élément qu'il a fallut rassemblé. L'élément le plus important est l'algorithme de génération rapide de DRR (voir section 4.2.1). 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 correspondante (voir Fig.5 et 6).

3.2 Matériel informatique utilisé

Le développement de l'application c'est fait sous le système d'exploitation *GNU/Linux*, à l'aide du langage *C++*. Nous avons également eu besoin d'une librairie pour le fenêtrage, nous avons choisi QT (prononcer *cute*) de Trolltech⁶. Le moteur de l'application est le résultat du travail de D.Sarrut (ILR⁷). Ces librairies "maison" utilisent également *octave*, une librairie mathématique, et *DCMTK* une librairie pour la lecture et l'écriture des images dans le format standard de la médecine (*DICOM*).

⁶<http://www.trolltech.com>

⁷Image Library for Radiotherapy

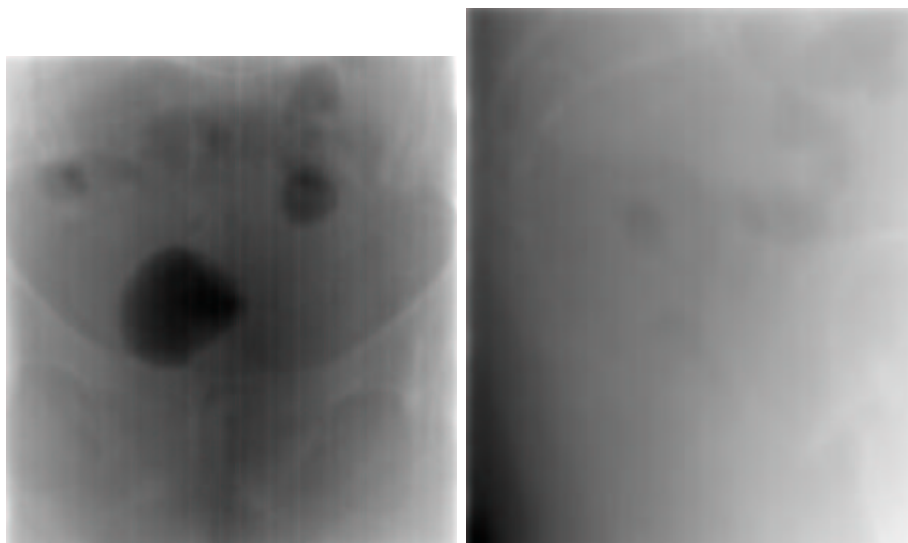


FIG. 5 – Exemple d'image portale

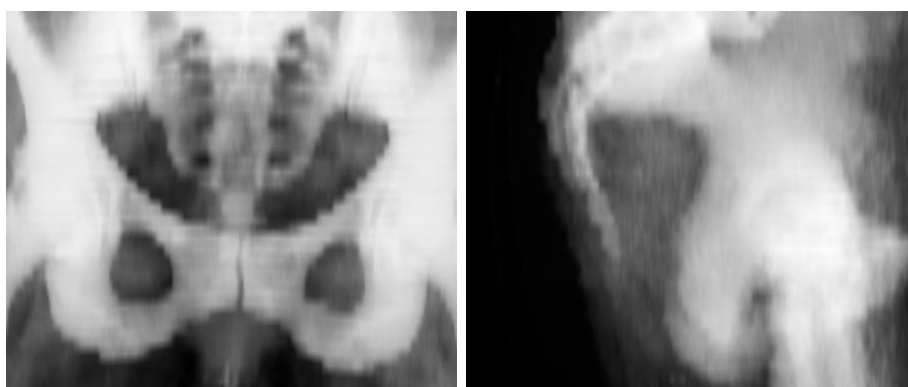


FIG. 6 – Exemple de DRR

4 Méthodes

4.1 Transformation Rigide

Dans le but d'estimer la position du patient en utilisant le volume scanner (TDM, en 3D voir figure 9) 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 rotation 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 proposé Tschirley *et al*). Cependant, nous avons vu que ce procédé est inenvisageable dans un cas clinique.

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 critère de similarité sans segmentation,
- obtenir les 6 paramètres finals du déplacement par optimisation géométrique.

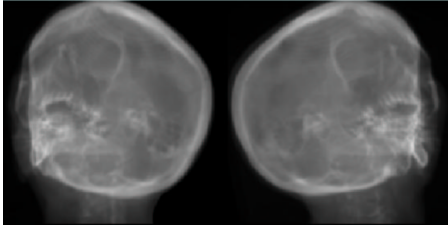


FIG. 7 – Exemple de transformation hors-plan

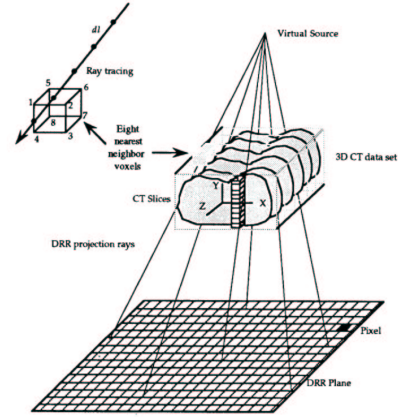


FIG. 8 – Génération d'une DRR par la méthode de lancer de rayon

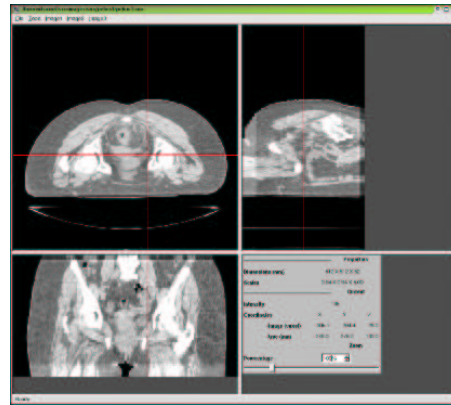


FIG. 9 – Exemple de scanner

4.2 Génération rapide de DRR

Cette partie est tirée de l'article [SC02]

4.2.1 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 choi-

sie 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-traitée 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 échantillonnement 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.

Soit $\mathcal{P}_0$ la *projection initiale* connue par le processus d'étalonnage. Soit $\mathcal{P}_1$ la *projection finale*, qui correspond à la DRR que nous voulons générer. Notre but est de trouver une projection $\mathcal{P}_h$ qui est hors-plan par rapport à $\mathcal{P}_0$, et une matrice $\mathcal{L}$ tels que $\mathcal{P}_1 \approx \mathcal{L}\mathcal{P}_h$. Pour arriver à nos fin, considérons deux projections intermédiaire $\mathcal{P}_2$ et $\mathcal{P}_3$ tel que nous sachions comment construire $\mathcal{P}_2$ de $\mathcal{P}_3$, $\mathcal{P}_3$ de $\mathcal{P}_2$ et $\mathcal{P}_h$ de $\mathcal{P}_3$. La figure 8 décrit la projection intermédiaire et ce qui les lie en 2D (le centre optique de la projection $\mathcal{P}_i$ est appelée c_i).

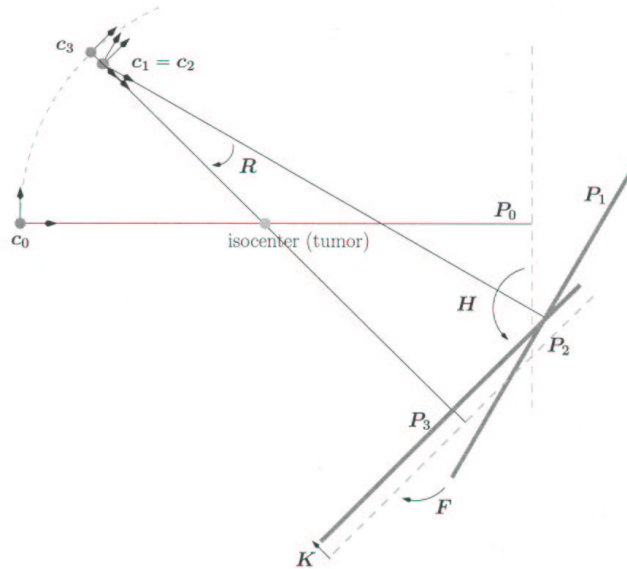


FIG. 10 – Illustration 2D de projections ($\mathcal{P}_0, \mathcal{P}_1, \mathcal{P}_2, \mathcal{P}_3$) et leur centre optique ($c_0, c_1 = c_2, c_3$) ainsi que quelques transformations 2D (la rectification $\mathcal{F}$ et la matrice de recalage $\mathcal{K}$).

- Considérons la *rotation corrective* $\mathcal{R}$ et la projection $\mathcal{P}_2$. Le centre optique c_2 de $\mathcal{P}_2$ est le même que le centre optique c_1 de $\mathcal{P}_1$. Donc il existe une *matrice de rectification* $\mathcal{F}$ telle que $\mathcal{F}\mathcal{P}_2 = \mathcal{P}_1$.
- Considérons maintenant la projection $\mathcal{P}_3$, qui a la même orientation que $\mathcal{P}_2$. La différence entre $\mathcal{P}_1$ et $\mathcal{P}_2$ est la distance entre leur centre optique et l'isocentre. Construisons une matrice de mise à l'échelle $\mathcal{K}$ telle que $\mathcal{K}\mathcal{P}_3 \approx \mathcal{P}_2$. Notons que si c_1 est sur une sphère centrée sur l'isocentre s , de rayon $\|d\|$, nous avons $c_1 = c_2 = c_3$, $\mathcal{K}$ est la matrice identité et $\mathcal{P}_3 = \mathcal{P}_2$.
- La dernière étape consiste à utiliser la rotation de décomposition hors-plan/dans-plan dans le but d'écrire $\mathcal{P}_3$ suivant une rotation hors-plan de la projection initiale $\mathcal{P}_0$. Nous obtenons par la suite $\mathcal{P}_3 = \mathcal{C}'\mathcal{P}_h$, avec $\mathcal{P}_h$ une projection hors-plan et $\mathcal{C}'$ une matrice de rotation dans le plan.

Nous obtenons finalement :

- La projection intermédiaire $\mathcal{P}_2$, construite à partir de $\mathcal{P}_1$ par une matrice de réctification dans le plan $\mathcal{F}$: $\mathcal{P}_1 = \mathcal{F}\mathcal{P}_2$
- La projection intermédiaire $\mathcal{P}_3$, construite à partir de $\mathcal{P}_2$ par une matrice de mise à l'échelle dans le plan $\mathcal{K}$: $\mathcal{P}_2 \approx \mathcal{K}\mathcal{P}_3$
- La projection hors-plan $\mathcal{P}_h$, construite à partir de $\mathcal{P}_3$ par la décomposition : $\mathcal{P}_2 \approx \mathcal{C}'\mathcal{P}_h$
- Maintenant, nous pouvons écrire la projection finale comme une transformation affine dans le plan $\mathcal{L}$ d'une projection hors-plan $\mathcal{P}_h$:

$$\mathcal{P}_1 \approx \mathcal{F}\mathcal{K}\mathcal{I}'\mathcal{P}_h = \mathcal{L}\mathcal{P}_h$$

Le calcul de $\mathcal{L}$ et $\mathcal{P}_h$ 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. Deplus, appliquer la transformation affine $\mathcal{L}$ sur une image 2D est honnête 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].

4.2.2 Notation

Projections Les projections perspective sont paramétrées par un *plan image* et un *centre optique*. C'est une transformation affine qui projette un point 3D dans un *plan image*, telle que le point image est l'intersection entre le plan image et la ligne qui contient le point 3D initial et le centre optique. Soit $\mathcal{P}$ une matrice de projection perspective 3, et $x = \{x_1, x_2, x_3\} \in \mathbb{R}^3$. Notons $\hat{x} = \{x_1, x_2, x_3, 1\}$ ses coordonnées homogènes. L'application de $\mathcal{P}$ conduit à un point image $\hat{y}$ tel que $\hat{y} = \mathcal{P}\hat{x} = \{y_1, y_2, \omega\}$. Le point image 2D final est donné par $y = \{\frac{y_1}{\omega}, \frac{y_2}{\omega}\} = \{u, v\}$. Si $\omega = 0$, cela signifie que x est dans le plan focal et est projeté à l'infinie.

Par la suite, nous utiliserons la notation $[\mathcal{A}|a]$ avec $\mathcal{A}$ une matrice 3 et a un vecteur colonne tel que $[\mathcal{A}|a][\mathcal{A}\mathcal{B}|\mathcal{A}b + a]$. Une matrice de projection perspective $\mathcal{P}$ est décomposée en les matrices suivantes :

$$\begin{aligned} \mathcal{P} &= \mathcal{A}[\mathcal{G}|d] \\ \mathcal{A} &= \begin{bmatrix} fK_u & 0 & u_0 \\ 0 & fK_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$\mathcal{A}$ représente la matrice des paramètres *intrinsèques*, f est la *distance focale*, (K_u, K_v) est la taille des pixels, (u_0, v_0) est les coordonnées du *point principale*. La matrice 3 $[\mathcal{G}|d]$ représente la matrice de la transformation rigide composée d'une matrice de rotation $\mathcal{G}$, 3 (orthogonale et $\det(\mathcal{G}) = 1$) et d'un vecteur de translation d . Le centre optique c de $\mathcal{P}$ est $c = -\mathcal{G}^{-1}\mathcal{A}^{-1}d$.

Rotations Les rotations sont paramétrée selon le paradigme du *vecteur rotation*. Une matrice de rotation $\mathcal{R}$ est caractérisée avec un vecteur r . $\mathcal{R}$ est la rotation d'angle $\theta = \|r\|$ autour de l'axe unitaire $n = \frac{r}{\|r\|}$.

Projections initiale et finale La *projection initiale* est appelée $\mathcal{P}_0$. Nous paramétrons les projections selon l'isocentre s car c'est le point de référence de la plupart des appareils de radiothérapie : le centre de la tumeur est assimilée à l'isocentre. Le centre optique est appelé c_0 (Id est la matrice identité). Nous définissons $\mathcal{P}_0$ par :

$$\begin{aligned} \mathcal{P}_0 &= \mathcal{A}[\mathcal{G}|d][Id| -s] = \mathcal{A}[\mathcal{G}|d - \mathcal{G}s] \\ c_0 &= -\mathcal{G}^{-1}d + s \end{aligned}$$

La *projection finale* correspond à la projection initiale avec un déplacement. Ce déplacement est une transformation rigide de matrice $\mathcal{U} = [\mathcal{T}|t]$ composée d'une rotation 3D $\mathcal{T}$ et d'une translation t . La rotation $\mathcal{T}$ se déroule autour de l'isocentre. La projection finale est appelée $\mathcal{P}_1$, le centre optique c_1 . Nous définissons par la suite $\mathcal{P}_1 = \mathcal{P}_0\mathcal{U}$:

$$\begin{aligned}\mathcal{P}_1 &= \mathcal{P}_0 [\mathcal{T} - \mathcal{T}s + s + t] \\ \mathcal{P}_1 &= \mathcal{A}[\mathcal{G}|d - \mathcal{G}s] [\mathcal{T} - \mathcal{T}s + s + t] \\ \mathcal{P}_1 &= \mathcal{A}[\mathcal{GT}|d - \mathcal{G}s - \mathcal{GT}s + \mathcal{G}s + \mathcal{G}t] \\ \mathcal{P}_1 &= \mathcal{A}[\mathcal{GT}|d - \mathcal{GT}s + \mathcal{G}t] \\ c_1 &= -\mathcal{T}^{-1}\mathcal{G}^{-1}d + \mathcal{T}^{-1}s - \mathcal{T}^{-1}t\end{aligned}$$

4.2.3 Rotation corrective

Considérons maintenant la rotation $\mathcal{R}$ de centre c_1 qui transforme l'axe optique de $\mathcal{P}_1$ en la ligne (c_1, s) . Nous pouvons calculer cette rotation en utilisant les coordonnées sphériques (dans le plan $\mathcal{P}_1$) de $b = [\mathcal{GT}|d + \mathcal{G}t]s = d + \mathcal{G}t$. Il est maintenant possible de définir une projection $\mathcal{P}_2 = \mathcal{A}[\mathcal{R}|0] [\mathcal{GT}|d - \mathcal{GT}s + \mathcal{G}t]$. Montrons que $c_2 = c_1$ (0 est le vecteur nul).

$$\begin{aligned}\mathcal{P}_2 &= \mathcal{A}[\mathcal{R}|0] [\mathcal{GT}|d - \mathcal{GT}s + \mathcal{G}t] \\ \mathcal{P}_2 &= \mathcal{A}[\mathcal{RGT}|\mathcal{R}d - \mathcal{RGT}s + \mathcal{RG}t] \\ c_2 &= -\mathcal{T}^{-1}\mathcal{G}^{-1}\mathcal{R}^{-1}\mathcal{R}d + \mathcal{T}^{-1}\mathcal{G}^{-1}\mathcal{R}^{-1}\mathcal{R}\mathcal{G}s - \mathcal{T}^{-1}\mathcal{G}^{-1}\mathcal{R}^{-1}\mathcal{R}\mathcal{G}t \\ c_2 &= -\mathcal{T}^{-1}\mathcal{G}^{-1}d + \mathcal{T}^{-1}s - \mathcal{T}^{-1}t \\ c_2 &= c_1\end{aligned}$$

4.2.4 Matrice de rectification

Nous savons que si deux projections $\mathcal{P}_a = [\mathcal{A}|a]$ et $\mathcal{P}_b = [\mathcal{B}|b]$ ont le même centre optique et les mêmes paramètres intrinsèques, il existe une matrice de rectification $3\mathcal{F} = \mathcal{B}\mathcal{A}^{-1}$, telle que $\mathcal{F}$ superpose le plan image de $\mathcal{P}_a$ sur le plan image de $\mathcal{P}_b$ (Fusiello *et al.*, 2000). Par la suite, nous pouvons calculer la matrice de rectification $\mathcal{F}$ entre $\mathcal{P}_2 = [\mathcal{ARGT}|\mathcal{AR}d - \mathcal{ARG}s + \mathcal{ARG}t]$ et $\mathcal{P}_1 = [\mathcal{AGT}|\mathcal{A}d - \mathcal{AG}s + \mathcal{AG}t]$:

$$\mathcal{F} = (\mathcal{AGT})^{-1}(\mathcal{ARGT})^{-1}$$

Nous en déduisons que : $\mathcal{P}_1 = \mathcal{F}\mathcal{P}_2$.

4.2.5 Projection $\mathcal{P}_3$

Considérons maintenant la projection $\mathcal{P}_3$ définie par :

- $\mathcal{P}_3$ a la même orientation que $\mathcal{P}_2$ (la rotation est $\mathcal{RGT}$).
- la distance entre le centre optique c_3 et l'isocentre s est égal à la distance entre c_0 et s .

Nous pouvons maintenant définir K :

$$\begin{aligned}(c_3 - s) &= K(c_2 - s) \\ K &= \frac{\|c_0 - s\|}{\|c_2 - s\|}\end{aligned}$$

Par définition, $\|c_0 - s\| = \|c_2 - s\|$ donc il existe une rotation $\mathcal{Q}$ de centre s de telle sorte que $c_3 = \mathcal{Q}(c_0 - s) + s$. Par suite, nous déduisons projection $\mathcal{P}_3 = \mathcal{A}[\mathcal{RGT}|\mathcal{RGT}(c_3)]$. Donc, nous avons :

$$\begin{aligned}
\mathcal{P}_\ni &= \mathcal{A}[\mathcal{RGT} | -\mathcal{RGT}(c_3)] \\
\mathcal{P}_\ni &= \mathcal{A}[\mathcal{RGT} | -\mathcal{RGT}(\mathcal{Q}(c_0 - s) + s)] \\
\mathcal{P}_\ni &= \mathcal{A}[\mathcal{RGT} | -\mathcal{RGT}(\mathcal{Q}(-\mathcal{G}^{-1}d + s - s) + s)] \\
\mathcal{P}_\ni &= \mathcal{A}[\mathcal{RGT} | \mathcal{RGT}\mathcal{Q}\mathcal{G}^{-1}d - \mathcal{RGT}s]
\end{aligned}$$

4.2.6 Matrice de mise à l'échelle

Soit $\mathcal{P}_a = \mathcal{A}[\mathcal{M}|a]$ et $\mathcal{P}_b = \mathcal{B}[\mathcal{M}|b]$ les deux projections ayant la même matrice d'orientation $\mathcal{M}$, les mêmes paramètres intrinsèques $\mathcal{A}$ mais un centre optique différent ($c_a = -\mathcal{M}^{-1}a$ et $c_b = -\mathcal{M}^{-1}b$). Il n'est pas possible de trouver une matrice qui superpose le plan image de $\mathcal{P}_a$ sur le plan image de $\mathcal{P}_b$ à cause de la projection perspective : un déplacement dans le plan dépend de la distance entre la scène et le centre optique. Ensuite, parce que les distances ($\|s - c_a\|$) et ($\|s - c_b\|$) sont plus grande que la distance entre les deux centre optique ($\|c_a - c_b\|$), nous supposons que le mouvement apparent ressemble à une remise à l'échelle (lorsque la scène avance vers le centre optique, elle paraît plus grosse et inversement). Donc, nous pouvons construire une matrice de mise à l'échelle 3×3 $\mathcal{K}$ de centre le point principal $l = (u_0, v_0)$ et où le facteur de mise à l'échelle K est le rapport des distances entre les centre optique et l'isocentre s :

$$\begin{aligned}
\mathcal{K} &= -\mathcal{S}_K l + l \\
\mathcal{S} - K &= \begin{bmatrix} K & 0 \\ 0 & K \end{bmatrix} \\
K &= \frac{\|c_b - s\|}{\|c_a - s\|}
\end{aligned}$$

Par suite, nous avons $\mathcal{K}\mathcal{P}_b \approx \mathcal{P}_a$. La mise en application au cour du stage, et les expérimentations numériques réalisées par D.Sarrut montrent que cette approximation est suffisente dans notre cas.

4.2.7 Rotation de décomposition dans-plan/hors-plan

Soit $\mathcal{M}$ une matrice de rotation. Le but est de décomposer $\mathcal{M}$ en deux matrice de rotation $\mathcal{M} = \mathcal{C}\mathcal{H}$ telles que $\mathcal{H}$ soit une rotation autour d'un axe inclus dans le plan $0xy$ et $\mathcal{C}$ soit une rotation autour de l'axe $0z$. Une telle décomposition peut-être trouvée en exprimant la rotations avec les quaternions. La rotation $\mathcal{M}$ correspond à un vecteur rotation $r_0 = \theta_0 n_0$ (n_0 est un vecteur unité) et le quaternion $q_0 = \{q_0^0, q_1^0, q_2^0, q_3^0\}$:

$$\mathcal{M} = q_0 = \begin{cases} \theta \\ r_0 = \theta n_0 \end{cases} \rightarrow \begin{cases} q_0^0 = \cos(\theta/2) \\ q_1^0 = \sin(\theta/2)n_0^1 \\ q_2^0 = \sin(\theta/2)n_0^2 \\ q_3^0 = \sin(\theta/2)n_0^3 \end{cases} \quad (1)$$

ou v^i est la i^{eme} composante du vecteur v . Notons w, x, y, z les valeurs $q_0^0, q_1^0, q_2^0, q_3^0$.

Notre nut est d'écrire $q_0 = q_2 q_1$ ou $\mathcal{M} = \mathcal{C}\mathcal{H}$, où $\mathcal{C}$ est la matrice de rotation autour de l'axe $0z$ et $\mathcal{H}$ est hors plan selon $0z$. Nous avons :

$$q_1 = \begin{cases} \phi \\ r_1 = \phi n_1 = \begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \\ 0 \end{pmatrix} \end{cases} \rightarrow \begin{cases} q_1^0 = \cos(\phi/2) \\ q_1^1 = \sin(\phi/2)\alpha \\ q_1^2 = \sin(\phi/2)\beta \\ q_1^3 = 0 \end{cases} \quad (2)$$

Notons a, b, c les valeurs q_1^0, q_1^1, q_1^2 . Ensuite nous définissons q_2 :

$$q_2 = \begin{cases} \gamma \\ r_2 = \gamma n_2 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \gamma \end{pmatrix} \end{cases} \rightarrow \begin{cases} q_2^0 = \cos(\gamma/2) \\ q_2^1 = 0 \\ q_2^2 = 0 \\ q_2^3 = \sin(\gamma/2)\gamma \end{cases} \quad (3)$$

Notons d, e les valeurs q_2^0, q_2^3 . Maintenant l'égalité $q_0 = q_2 q_1$ peut être écrite :

$$\begin{cases} q_0^0 = q_2^0 q_1^0 \\ q_0^1 = q_2^0 q_1^1 - q_2^3 q_1^2 \\ q_0^2 = q_2^0 q_1^2 + q_2^3 q_1^1 \\ q_0^3 = q_2^3 q_1^0 \end{cases} \text{ ou } \begin{cases} w = da \\ x = db - ec \\ y = dc + eb \\ z = ea \end{cases} \quad (4)$$

Ici, q_0 est donné, les paramètres q_1 et q_2 que nous voulons calculés sont α, β et γ . En reprenant la première et la dernière égalité, nous obtenons :

$$\begin{aligned} a &= \frac{w}{\cos(\gamma/2)} \\ z &= \sin(\gamma/2) \frac{w}{\cos(\gamma/2)} \end{aligned} \quad (5)$$

$$\gamma = 2 \arctan(z/w) \quad (6)$$

Par suite, nous trouvons les autres inconnues :

$$b = \frac{(xw + yz)w}{(w^2 + z^2)d} \quad c = \frac{(xz - yw)w}{(w^2 + z^2)d} \quad (7)$$

$$\phi = 2 \arccos(w/d) \quad \alpha = b \frac{\phi}{\sin(\phi/2)} \quad \beta = c \frac{\phi}{\sin(\phi/2)} \quad (8)$$

Ensuite, en utilisant les équations (1)(2) et (3) et α, β, γ donnés par les équations (6) et (8), nous calculons les quaternions q_1 et q_2 , et donc les matrices de rotation $\mathcal{H}$ et $\mathcal{C}$ qui décomposent $\mathcal{M}$ matrices hors-plan et dans le plan.

Maintenant, nous appliquons cette décomposition à une projection $\mathcal{P}_3$ définie auparavant. Considérons $\mathcal{RGT}$ la partie rotation de $\mathcal{P}_3$, et écrivons $\mathcal{RGT}\mathcal{G}^{-1} = \mathcal{CH}$. Donc, nous avons $\mathcal{RGT} = \mathcal{CHG}$ et $\mathcal{P}_3$ peut s'écrire $\mathcal{P}_3 = \mathcal{A}[\mathcal{CHG}|\mathcal{C}d - \mathcal{CHG}s]$, avec $\mathcal{H}$ une rotation hors-plan et $\mathcal{C}$ une rotation dans le plan. Par construction $\mathcal{C}$ est une rotation d'angle γ autour de l'axe optique de $\mathcal{P}_0$. Ainsi, il est possible d'écrire $\mathcal{P}_3 = \mathcal{C}'\mathcal{P}_h$, avec $\mathcal{P}_h = \mathcal{A}[\mathcal{HG}|d - \mathcal{HG}s]$ et $\mathcal{C}'$ étant la matrice de rotation dans le plan de centre la point principal $l = (u_0, v_0)$ et avec le même angle γ que $\mathcal{C}$.

4.3 Documentation du Pool

Un *Pool* est la base de données des DRR pré-calculées. Par l'intermédiaire de la classe de ce nom, nous pouvons savoir quelle est la DRR à afficher pour un règlement de la position données, les *6 paramètres*. Ainsi, dans l'exemple donné dans la figure 11, nous avons 9 DRR pré-calculées dans l'intervalle $[-30^\circ ; 30^\circ]$ pour les deux rotations hors plan (voir section 4.2.1).

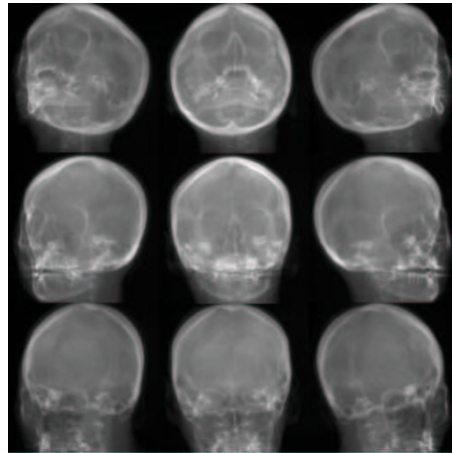


FIG. 11 – Exemple de Pool

4.4 Calcul des Bornes

Le pool est donc caractérisé par un nombre limité de DRR. Il est donc nécessaire d'indiquer à l'utilisateur l'espace disponible par un moyen visuel, et lui interdire tout dépassement.

4.4.1 Le problème...

Un des problèmes majeur pour améliorer considérablement l'interactivité de l'application est la nécessité d'avoir un indicateur de position (6 paramètres) dans le *Pool*. En effet, lorsqu'on se déplace dans l'espace précalculé, on ne doit pas pouvoir sortir du *Pool*. Rappelons que nous avons à disposition un nombre fini de DRR, impliquant des limites de déplacement dans l'espace de manipulation.

4.4.2 L'algorithme

Dans cette partie est décrit l'algorithme de calcul des bornes :

Sauver les 6 paramètres

```
## On calcule la valeur maximum
Pour chaque paramètre i parmi les 6 transformations faire
  Fixer i
  Pour chaque paramètre j différent de i faire
    Si on est dans le Pool alors
      Tant que l'on est dans le Pool faire
        Augmenter j d'un pas
        Générer la matrice de transformation 3D
        Calculer la matrice de décomposition
      Fin Tant que
      ## on est allé un pas trop loin
      Diminuer j d'un pas
    Sinon
      Tant que l'on n'est pas dans le Pool faire
        Diminuer j d'un pas
        Générer la matrice de transformation 3D
        Calculer la matrice de décomposition
      Fin Tant que
```

```

    Fin Si
  Fin Tant que
Fin Pour

Restaurer les 6 paramètres
Générer la matrice de transformation 3D
Calculer la matrice de décomposition

## On calcule la valeur minimum
Pour chaque paramètre i parmi les 6 transformations faire
  Fixer i
  Pour chaque paramètre j différent de i faire
    Si on est dans le Pool alors
      Tant que l'on est dans le Pool faire
        Diminuer j d'un pas
        Générer la matrice de transformation 3D
        Calculer la matrice de décomposition
      Fin Tant que
      ## on est allé un pas trop loin
      Augmenter j d'un pas
    Sinon
      Tant que l'on n'est pas dans le Pool faire
        Augmenter j d'un pas
        Générer la matrice de transformation 3D
        Calculer la matrice de décomposition
      Fin Tant que
    Fin Si
  Fin Tant que
Fin Pour

Restaurer les 6 paramètres
Générer la matrice de transformation 3D
Calculer la matrice de décomposition
fin

```

4.5 Interface Homme/Machine

L'analyse du problème implique un outil visuel. Pour cela nous avons choisi QT car il est écrit en C++, donc facilement intégrable avec les outils disponible. De plus, on remarque une similitude avec Java.

Une solution pour développer rapidement ce que l'on souhaite consiste à faire une classe c++ qui puisse faire ce que l'on demande (autant au niveau calcule que l'affichage des images). Ceci a été réalisé dans une première partie du stage, mais c'est bien vite trouvé fastidieuse lorsqu'on souhaitait ajouter une amélioration. Cette implémentation a cependant l'avantage de détecter une majeure partie des problèmes. Nous nous intéresserons par la suite à une implémentation plus "intelligente", utilisant à la fois la puissance de QT, et une extensibilité facilement abordable.

Nous avons choisi comme interface de contrôle de la position, 6 ascenceurs (1 pour chaque paramètres). Ces ascenceurs pourrait être trouvé (à juste raison) mal adaptée à cette application. On devrait donc pouvoir facilement trouver une solution pour améliorer ce moyen de contrôle, sans pour autant modifier le reste du code (garder une bonne modularité). C'est ici qu'interviennent les *signaux* de QT. Le schéma des classes est simpliste (pas d'héritage à une exception près). C'est

dans la gestion des signaux que se trouve le “moteur” de l’interface homme/machine. Nous allons donc étudier la communication entre les différentes entité de l’application.

L’application contient 9 classes :

- Trois classes pour l’application (composant gérant le démarrage, l’ouverture d’un nouveaux documents, l’affichage du *widget* principale). Un *widget* (*QWidget* pour QT) est un composant visible dans l’application. Tout ce qui se voit dans l’application hérite de *QWidget*. Ainsi, l’affichage des images, les outils de contrôles doivent hériter de *QWidget*. Ces trois classes sont : *drrViewerApp* pour la gestion des Tâches au niveau de l’application, *drrViewerDoc* pour la gestion des documents (ouverture/fermeture) et *drrViewerView* pour la vue principale.
- Deux classes *IlrDrrWidget* et *IlrIpWidget* pour l’affichage respectif des DRR et des IP. Il est nécessaire d’avoir deux classes car les objets qui contiennent les DRR ne réagissent pas aux même signaux que les objet qui contiennent les IP. Les IP ne sont chargées qu’à l’ouverture du traitement⁸ tandis que les DRR sont mises à jour à chaque changement de l’un des 6 paramètres.
- Une classe pour le contrôle des 6 paramètres (*drrSliders*) qui gère les changement de l’un des 6 paramètres. Elle communique à l’interface de calcul les 6 paramètres lorsque l’un d’eux est modifié.
- Deux classes pour l’interface de calcul (*IlrQtInterface*) qui hérite de la classe virtuelle *IlrQtImplements*). La classe *IlrQtImplements* n’a pas une grande raison d’exister, nous aurions pu nous en passer. La classe *IlrQtInterface* est l’*arbre de transmission* de l’application. Elle reçoit un signal indiquant un changement de l’un des 6 paramètres, puis elle envoie à l’outil de contrôle (*drrSliders*) par un signal les nouvelles bornes (minimums et maximums), et calcule les nouvelles DRR à afficher puis les envoie (toujours avec un signal) au “widget” correspondant (ici *IlrDrrWidget*). Elle permet de garder une modularité entre ILR⁹ et ce qui se voit sur l’écran.
- Une classe supplémentaire pour garder en mémoire le voxcube¹⁰ utilisé.

Nous pouvons nous représenter le fonctionnement de l’application par le schéma 12.

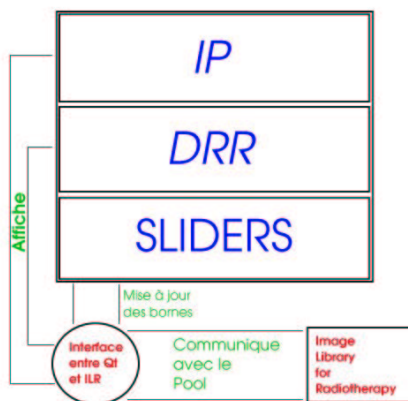


FIG. 12 – Shema des signaux

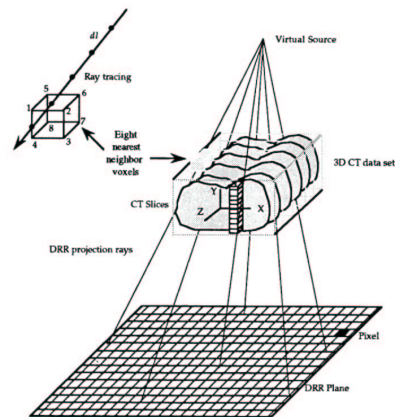


FIG. 13 – Prise d’écran de l’application

Je n’ai pas parlé du “bloc” *Image Library for Radiotherapy* qui est le moteur de l’application, résultats du travail de D.Sarrut. C’est notamment dans ces bibliothèques que se trouve la classe *Pool*.

⁸On appelle traitement l’ensemble {volume scanner, DRR, IP}

⁹Image Library for Radiotherapy

¹⁰Nom interne donné au volume scanner (TDM)

Conclusion/Perspective

Bien que l'application n'ait atteint qu'un niveau primitif, elle montre déjà que l'algorithme est entièrement interactif (environ 10 images par secondes avec un processeur 2GHz).

Nous avons pensé à plusieurs améliorations possibles :

- Permettre à l'utilisateur de placer sur les IP des repères, reportés sur les DRR correspondante. Ceci permettrait d'affiner considérablement la précision de la valeur des 6 paramètres.
- 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.

Quelques tests sont à essayer pour éventuellement améliorer 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.