

DIPLÔME D'ÉTUDES APPROFONDIES
AUTOMATIQUE INDUSTRIELLE LYON-ANNECY
(DEA AI) LYON-ANNECY

ECOLE DOCTORALE DE L'UNIVERSITÉ DE SAVOIE - DÉPARTEMENT SPI
ET ECOLE DOCTORALE ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE ET
AUTOMATIQUE (EEA) DE LYON

ANNÉE UNIVERSITAIRE : 2002 / 2003

TITRE DU MÉMOIRE DE RECHERCHE :

**RENDU VOLUMIQUE D'IMAGES 3D ADAPTÉ À
LA GÉNÉRATION DE RADIOGRAPHIES
PROJECTIVES**

BRADAI Benazouz

Directeurs de recherche : David SARRUT (Maître de Conférences)
Serge MIGUET (Professeur)

Laboratoire de recherche : Laboratoire LIRIS
Université Lumière Lyon 2
5 av. Pierre Mendès-France, 69676 BRON

Centre Léon Bérard
(Centre de Lutte contre le Cancer)
28 rue Laënnec, 69373 Lyon

REMERCIEMENTS

Je voudrai tout d'abord remercier Serge Miguet, Professeur à l'université Lumière Lyon 2 pour m'avoir accueilli dans son équipe.

Je tiens à adresser des remerciements tout particuliers à David Sarrut, Maître de conférences, pour l'investissement très important qu'il a mis dans l'encadrement de mon mémoire. Son perfectionnisme et ses vastes connaissances ont permis de baliser l'avancée de ce travail jusqu'à son aboutissement. Je le remercie particulièrement pour tous les conseils avisés qu'il m'a fournis, à chaque fois que j'en avais besoin. En effet, malgré son emploi du temps très chargé, il a toujours su se montrer disponible.

Je voudrai aussi adresser mes plus profonds remerciements à Madame Linda Fatima Boumghar, Maître de conférences à l'USTHB Alger et chercheur invitée à l'université Lumière Lyon 2, pour m'avoir guidé, conseillé et soutenu au cours de ces mois de stage même à distance d'Alger par mails.

Mes chaleureux remerciements vont également à Abdallah Dliouah, cadre à la SNCF de Lyon, pour son aide et conseils si précieux.

Au travers des Docteurs Christian Carrie et Clippe Sébastien, je tiens à remercier tout le personnel du centre Léon Bérard.

Je remercie également tous les membres du laboratoire pour le soutien constant qu'ils m'ont apporté et le plaisir que j'ai à travailler avec eux : Vlad Boldea, Stéphane Vienne, Pierre Blunier, Skouna Vongphouthone , Marie Sebban.

Je voudrai enfin remercier tous les enseignants qui ont contribué à ma formation pendant toutes mes années d'études en Algérie et en France.

Je ne peux clore cette partie sans remercier ma famille et plus particulièrement mon père et ma mère sans qui je ne serai jamais arrivé là.

DÉDICACE

Je dédie ce modeste travail à :

- * ma très chère mère ;
- * mon très cher père ;
- * mes frères et soeurs ;
- * ma nièce Imène ;
- * mes neveux : Mohamed Elmaamoune et Abderrahmane Amine ;
- * tous mes amis de l'Algérie surtout : Rachid, Sebti, Ismail, Ould Zmirli, Mâamar, Hafid, Lyes, Kamel, Adel ;
- * tous mes ex-collègues au CRNB ;
- * mon ami Tewfik et sa mère qui était ma mère aussi pendant cette année à Lyon ;
- * mon frère Abdallah Dliouah et son enfant Mohamed Elmehdi ;
- * tous mes amis de Lyon surtout : Nabil, Ali, Doussa mâamar, Docteur nabil, Kamel et sa fille Maissaa ;
- * tous mes collègues surtout : Lamari, Ahmed, Salim Beguiet, Brahim, Bilel, Hassen, Saber, Hichem, Taous, Salim Hani, Micky, Tahar, Rachid, Omar ;
- * tous ceux et celles qui me sont chers.

Table des matières

1	Introduction	1
1.1	Le Centre Léon Bérard	1
1.2	LIRIS (Laboratoire d’InfoRmatique en Images et Systèmes d’informations)	2
1.3	Contexte médical : la radiothérapie	2
1.3.1	Traitement du cancer	2
1.3.2	Radiothérapie	2
1.3.3	Radiothérapie conformationnelle	2
1.4	Positionnement du patient	3
1.5	Contrôle radiographique	3
2	Transformations géométriques	5
2.1	Coordonnées homogènes	5
2.2	Projections	5
2.2.1	Les projections parallèles	6
2.2.2	Les projections perspectives	7
2.3	Transformation globale	8
3	Génération de radiographies projectives	11
3.1	Introduction	11
3.2	Physique des rayons X	11
3.2.1	Coefficient d’atténuation	12
3.2.2	Formule d’accumulation	13
3.3	Génération de DRR - état de l’art	14
3.3.1	Article de Sherouse 1990	14
3.3.2	Article de Heidrich 1995	14
3.3.3	Article de Sato 1998	14
3.3.4	Thèse de Feschet 1999	15
3.3.5	Mémoire de DEA de Clippe 2000	15
3.3.6	Thèse de Cosman 2000	15
3.3.7	Thèse de LaRose 2001	15
3.3.8	Article de Wang 2002	15
3.4	Conclusion	16
4	Rendu volumique - état de l’art	17
4.1	Introduction	17
4.2	Les algorithmes de rendu volumique direct	17
4.2.1	Le rendu volumique direct : principe	17
4.2.2	Lancer de rayons (Ray casting)	18
4.2.3	Splatting	18
4.2.4	Algorithme Shear-Warp	19
4.2.5	Utilisation de cartes graphiques 3D	20

4.3	Conclusion	21
5	Implémentation de l'algorithme shear-warp pour la génération de DRR	22
5.1	Introduction	22
5.2	Tests	22
5.2.1	Exemples d'images générées avec notre algorithme	22
5.2.2	Focale	27
5.2.3	Interpolation	27
5.2.4	Image intermediaire	27
5.2.5	Temps de calcul	28
5.2.6	Qualité d'image	28
6	Conclusion	32

Chapitre 1

Introduction

Ce rapport présente mes activités durant mon stage de DEA (Diplôme d'Etudes Approfondies) au laboratoire LIRIS (Laboratoire d'Informatique en Images et Systèmes d'Informations) en collaboration avec le centre de lutte contre le cancer Léon Bérard, sous la direction de D. Sarrut et S. Miguet. Il concerne l'étude et le développement de techniques d'imagerie appliquées à la radiothérapie conformationnelle.

Ce document est organisé en quatre chapitres, une introduction et une conclusion. Ce rapport présente tout d'abord le contexte du stage (le centre Léon Bérard, le laboratoire LIRIS puis la radiothérapie). Ensuite, les bases de la géométrie projective sont présentées suivies d'un chapitre sur la génération de radiographies projectives. Un autre chapitre présente, ensuite, l'état de l'art du rendu volumique. Le dernier chapitre est consacré à l'algorithme choisi pour la génération des radiographies et les tests présentant nos résultats. Enfin, la conclusion donne le bilan de ce travail ainsi que les perspectives envisagées.

1.1 Le Centre Léon Bérard

Le centre de lutte contre le cancer Léon Bérard¹ (CLB) est, comme vingt autres centres en France, un établissement de santé privé à but non lucratif, participant au service public hospitalier. A 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 publics². Leurs status comportent explicitement une vocation de recherche appliquée et fondamentale. Le projet *Contrôle Actif du Traitement en Radiothérapie par l'Image et le Modèle (CATRIM)* [Sar03], au sein duquel se sont déroulés mes travaux de recherche, s'insère dans le projet de recherche du *département de radiothérapie*.

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

¹<http://oncora1.lyon.fnclcc.fr>

²<http://www.fnclcc.fr/generales.htm>

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

Mon directeur de recherche, D. Sarrut fait partie du LIRIS et est actuellement en délégation au CLB. Mon stage de DEA s'inscrit dans le projet CATRIM reposant sur une collaboration étroite entre chercheurs du LIRIS (Bezhad Shariat, David Sarrut, Serge Miguet, ...) et du CLB.

1.3 Contexte médical : la radiothérapie

1.3.1 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].

1.3.2 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 environnants³. 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'autre paramètres géométriques [Sar03].

1.3.3 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 [Sar03].
- *La planimétrie et la dosimétrie 3D* permettent une optimisation importante du plan de traitement : meilleur 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

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*)

sains. Ils favorisent aussi un gain en temps en diminuant les manipulations (voir figure 1.1 (à gauche)).

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 [Sar03].

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

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 5.5mm et 8mm, les maxima (rarement étudiés) sont largement supérieurs au centimètre. Les conséquences de ces erreurs ont été peu évaluées, mais les études montrent toutes une dégradation importante de l'index thérapeutiques [Cli00].

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].

1.5 Contrôle radiographique

En plus du matériel d'immobilisation (moule de contention) réduisant les erreurs mais ne les éliminant pas, une solution consiste à utiliser des images de contrôle provenant d'EPID⁴ (voir dans la figure 1.1 le bras situé sous l'accélérateur). 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 synthèse souvent notées DRR (*Digitally Reconstructed Radiographs*) calculées à partir de l'examen scanner [SNC90] 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 (voir figures 1.2 et 1.3) par inspection visuelle, les médecins ont la possibilité de corriger grossièrement la position du patient.

Notre objectif dans le cadre de ce stage de DEA est de concevoir un algorithme rapide de génération de radiographies projectives (DRRs) pouvant par la suite permettre un contrôle de position par le médecin.

⁴Electronic Portal Imaging Devices

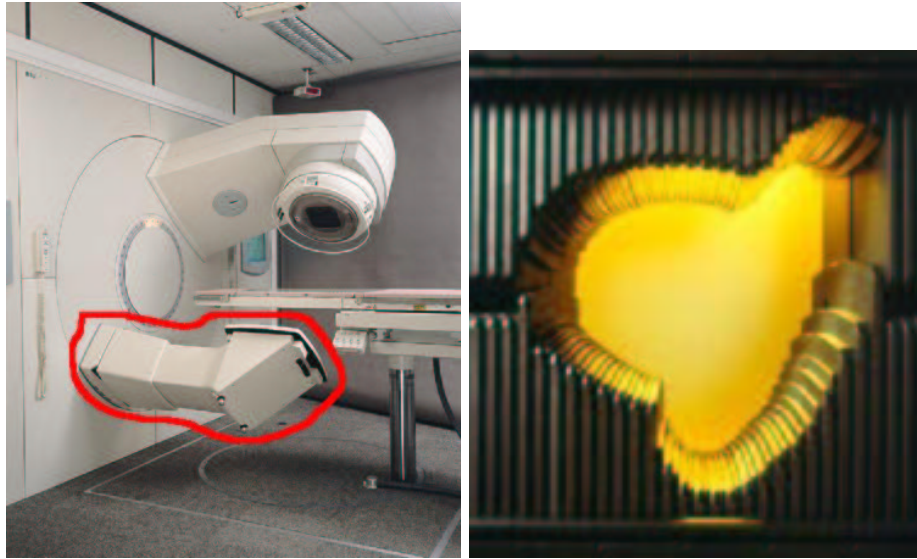


FIG. 1.1 – Accélérateur linéaire (avec son EPID associé) et collimateur multilames

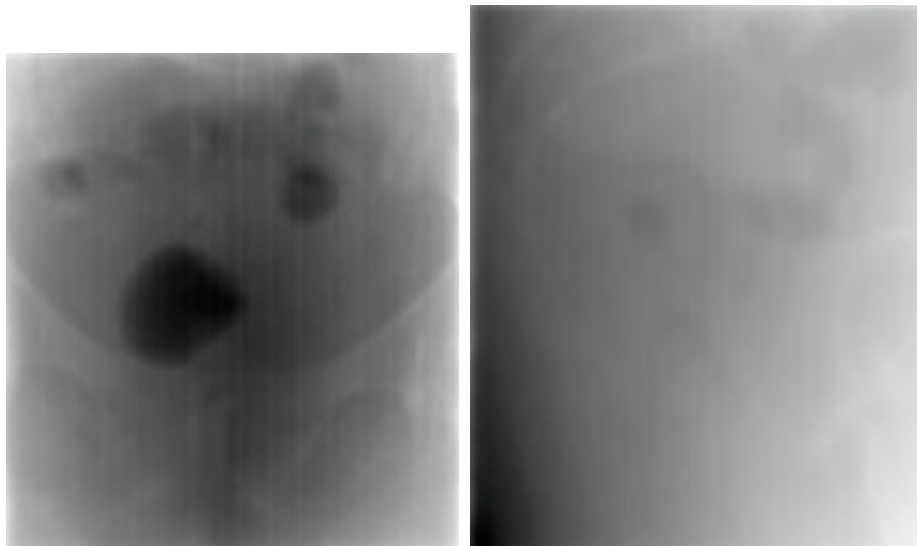


FIG. 1.2 – Exemple d'image portale (région pelvienne de face à gauche et de profil à droite)

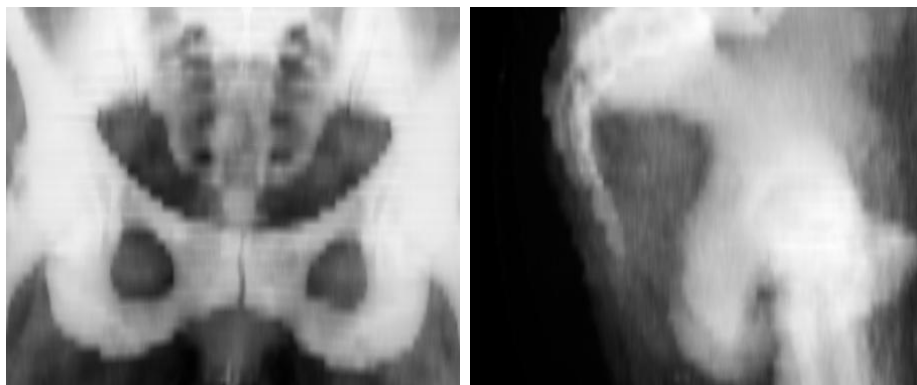


FIG. 1.3 – Exemple de DRR (région pelvienne de face à gauche et de profil à droite)

Chapitre 2

Transformations géométriques

Notre objectif est de générer des images qui peuvent être comparées aux images portales et qui les imitent en effectuant une projection dans le but de les utiliser dans le recalage 2D/3D. Avant d'entamer une telle génération des DRRs, nous passons en revue les différents types de transformations géométriques et de projections.

Les transformations géométriques constituent des fonctions de base de la visualisation 3D. Les transformations géométriques sont représentées par un opérateur M qui appliqué aux coordonnées d'un point x donne les coordonnées du point transformé $\hat{x}$: $M(x) = \hat{x}$. Les transformations usuelles sont la translation, la rotation et le changement d'échelle. A cela, s'ajoute les modèles affines et projectifs permettant de modéliser un éventail plus large de transformations, en particulier pour les transformations d'images. Les transformations affines sont de la forme : $Ax + b = \hat{x}$, où A est une matrice, b est un vecteur et x et $\hat{x}$ les coordonnées des points.

2.1 Coordonnées homogènes

Les équations de la projection dans un plan image sont non linéaires lorsqu'elles sont exprimées en coordonnées non homogènes mais elles sont linéaires en coordonnées homogènes. C'est la caractéristique de toutes les transformations dans la géométrie projective. Elle explique l'une des motivations d'utilisation des coordonnées homogènes du fait que les systèmes linéaires sont plus faciles à manipuler que ceux non linéaires.

Les coordonnées non homogènes d'un point d'image 2D sont un vecteur bidimensionnel $(x, y)^T$ tandis que les coordonnées homogènes sont un vecteur tridimensionnel $(x, y, \omega)^T$ dont une au moins est non nulle. La représentation usuelle est de prendre $\omega = 1$. Ces coordonnées homogènes permettent de représenter sous forme matricielle l'ensemble des transformations, en particulier les translations et fournissent une manière de représenter les transformations affines en utilisant des matrices carrées [MZ92]. Un exemple d'une transformation 2D en utilisant les coordonnées homogènes est donné dans l'équation suivante :

$$\begin{bmatrix} \hat{x} \\ \hat{y} \\ \hat{\omega} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

2.2 Projections

Les projections sont utilisées pour la visualisation 3D (synthèse) et la modélisation des caméras (vision). C'est une transformation affine qui projette un point 3D sur un plan

d'image.

Il existe deux familles de projections :

1. Projections parallèles.
2. Projections perspectives.

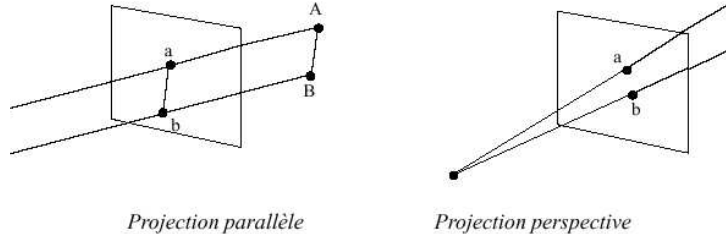


FIG. 2.1 – Projections parallèle et perspective

2.2.1 Les projections parallèles

La projection se fait dans le plan de projection suivant une direction. Il existe deux types de projections parallèles dépendant du fait que la direction de projection est perpendiculaire au plan de projection ou non :

1. Projections orthographiques (perpendiculaires).
2. Projections obliques (moins utilisées en analyse et synthèse d'images).

Les projections orthographiques

Le point P se projette au point p suivant la direction k .

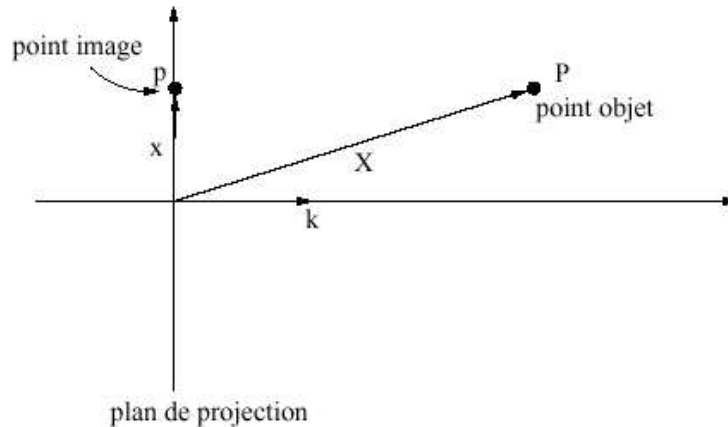


FIG. 2.2 – Projection orthographique

Soit X et x les vecteurs positions de P et p , alors :

$$x = X - (X.k)k \quad (2.2)$$

On choisit $k = (0, 0, 1)^T$ et on place le plan de projection en $z = 0$. Alors la projec-

tion orthographique s'écrit sous la forme matricielle suivante, et à l'aide des coordonnées homogènes :

$$x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} X \quad (2.3)$$

2.2.2 Les projections perspectives

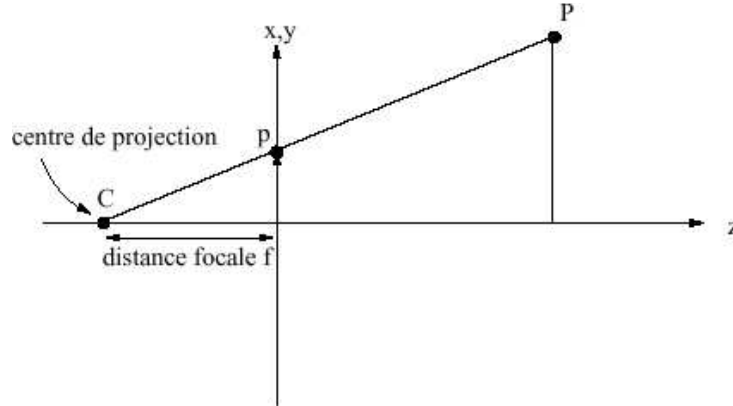


FIG. 2.3 – Projection perspective

La projection se fait suivant un centre de projection. On place l'origine du repère au centre de projection et on l'oriente de sorte que le plan de projection ait pour équation $z = f$ où f est la *distance focale*.

Soient x_P, y_P, z_P les coordonnées cartésiennes du point P et x_p, y_p, z_p celles du point image p . On a alors les relations :

$$\begin{cases} x_p = \frac{x_P f}{z_P} \\ y_p = \frac{y_P f}{z_P} \\ z_p = f \end{cases} \quad (2.4)$$

d'où l'équation matricielle :

$$x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{f} & 0 \end{bmatrix} X \quad (2.5)$$

où x, X sont les vecteurs de coordonnées homogènes de p et P .

Autre représentation, le plan de projection est à $z = 0$ et le centre de projection est à $z = -f$:

$$x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{f} & 1 \end{bmatrix} X \quad (2.6)$$

Un cas particulier de la projection perspective est la projection perspective faible (Weak-Perspective Projection) [Dor95] [Fes99] dont la matrice de projection est :

$$x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{t_z}{f} \end{bmatrix} X \quad (2.7)$$

où t_z est la distance moyenne entre le centre de projection et l'objet.

Cette projection est une approximation de la projection perspective. On l'appelle aussi projection orthographique à l'échelle (Scaled Orthographic Projection). Elle permet d'établir un modèle affine pour la caméra. Ce modèle est essentiellement utilisable dans le cas d'objets plans positionnés parallèlement au plan image. Elle suppose que les points de l'objet appartiennent au même plan parallèle au plan de l'image et passant par un point donné, appelé point de référence.

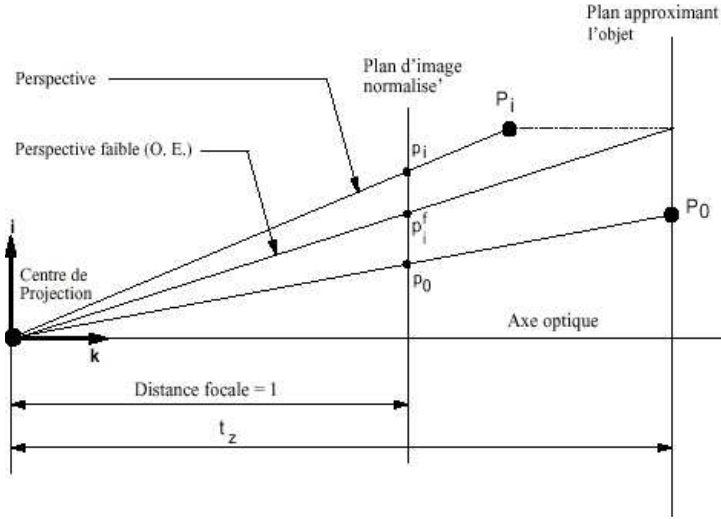


FIG. 2.4 – Projection perspective faible (Issue de [Dor95])

2.3 Transformation globale

La transformation globale pour la génération des DRRs se fait par une projection qui projette les points 3D dans le plan image. Soit $\mathbf{P}$ la matrice de projection et $\mathbf{x} = (x_1, x_2, x_3) \in \mathbb{R}^3$. On note $\hat{\mathbf{x}} = (x_1, x_2, x_3, 1)$ ses coordonnées homogènes. L'application de $\mathbf{P}$ nous donne un point image $\hat{\mathbf{y}}$ tel que $\hat{\mathbf{y}} = \mathbf{P}\hat{\mathbf{x}} = (y_1, y_2, \omega)$. Le point image 2D final est donné par $\mathbf{y} = (\frac{y_1}{\omega}, \frac{y_2}{\omega}) = (u, v)$.

Pour la figure 2.5, R_s représente le repère de la scène, R_i le repère de l'image, R_r le repère de l'intersection entre l'axe optique et le plan de l'image (repère de la rétine) et R_c est le repère du centre de projection (centre optique ou repère de la caméra).

La matrice de projection $\mathbf{P}$ est décomposée selon les matrices suivantes :

$$\mathbf{P} = \mathbf{A}.\mathbf{M}.[\mathbf{G}|\mathbf{d}] \quad (2.8)$$

où $\mathbf{A}$ est la matrice des paramètres intrinsèques, $\mathbf{M}$ est une matrice représentant le modèle de projection (parallèle ou perspective) et $[\mathbf{G}|\mathbf{d}]$ est une matrice de transformation rigide

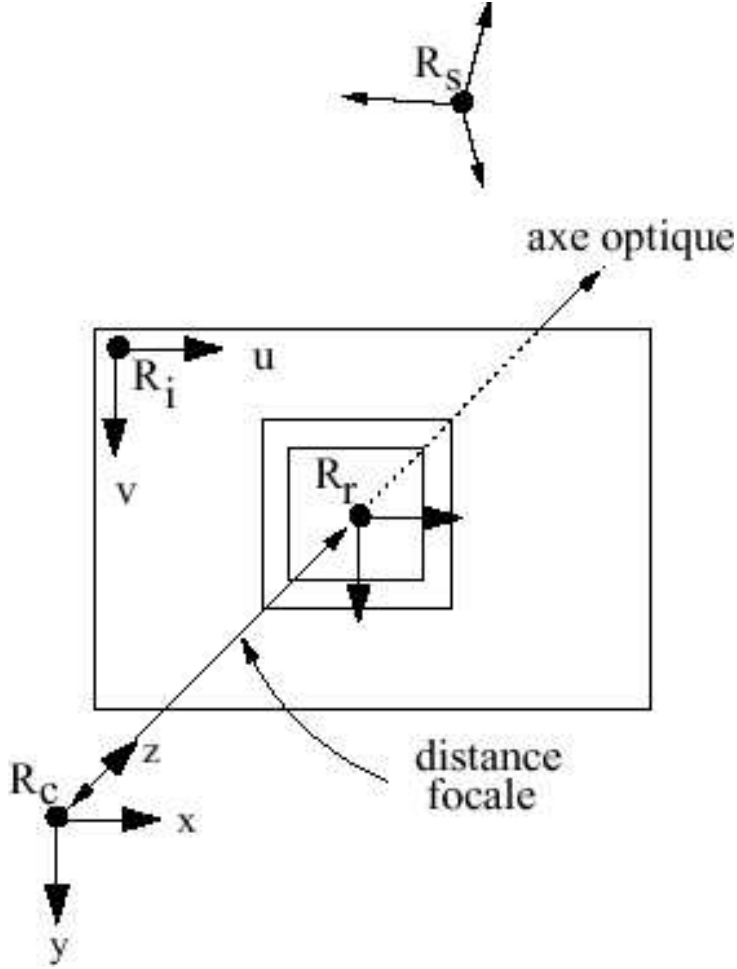


FIG. 2.5 – Transformation du repère de la scène vers le repère de l'image

composée d'une matrice de rotation $\mathbf{G}$ et un vecteur de translation $\mathbf{d}$. Le centre optique $\mathbf{c}$ de $\mathbf{P}$ est $\mathbf{c} = -\mathbf{G}^{-1}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{A}^{-1}\mathbf{d}$.

La transformation du repère de la scène vers le repère image se fait en utilisant la transformation globale $\hat{x} = \mathbf{P}x$ et s'écrit en utilisant l'équation 2.8 et les coordonnées homogènes comme suit :

$$\begin{bmatrix} \hat{x} \\ \hat{y} \\ \hat{z} \\ \omega \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u & 0 & 0 & u_0 \\ 0 & k_v & 0 & v_0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{f} & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

En pratique, on utilise l'expression suivante dans laquelle la troisième coordonnée du point image n'apparaît plus (cette coordonnée est constante) :

$$\begin{bmatrix} \hat{x} \\ \hat{y} \\ \omega \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u & 0 & u_0 \\ 0 & k_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{f} & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

où (k_u, k_v) est la taille des pixels, (u_0, v_0) sont les coordonnées du point principal, R est la matrice de rotation et T est le vecteur de translation.

Dans le cadre de notre étude, les IPs (Images Portales) sont générées à l'aide d'un modèle de projection perspective. Cependant, dans un premier temps (voir chapitre 5) afin de faciliter les calculs, nous utilisons la projection perspective faible (weak-perspective projection) qui est une approximation de la projection perspective.

Chapitre 3

Génération de radiographies projectives

3.1 Introduction

Les Radiographies Reconstituées Numériquement ou Digitally Reconstructed Radiographs (DRRs) sont des images radiologiques (images 2D) obtenues par ordinateur à partir de l'acquisition d'un volume scanner de patient (image 3D). Ces images reproduisent la physique des rayons X de façon à générer virtuellement, à partir de n'importe quel angle de visée, une radiographie. Elles permettent par exemple de visualiser la simulation virtuelle d'un faisceau d'irradiation. Elles nécessitent un calcul volumétrique sur l'ensemble des coupes du volume scanner en utilisant un algorithme du rendu volumique (généralement l'algorithme du lancer de rayon, voir section (4.2.2)). A partir d'une source virtuelle, des rayons divergeants (projection perspective) sont générés et traversent l'ensemble du volume exploré. Ils sont projetés sur une surface perpendiculaire à l'axe du faisceau. Pour chaque rayon, les coefficients d'atténuation des voxels traversés sont calculés et interpolés en tenant compte des voxels voisins. Ces valeurs sont sommées le long de la trajectoire et le nombre correspondant est projeté sur un des pixels de la DRR. Le nombre des rayons projetés est égal au nombre de pixels de la DRR.

3.2 Physique des rayons X

Notre objectif est de reproduire des images simulées qui soient les plus ressemblantes possibles aux images portales (IP). Nous devons pour cela étudier rapidement le système physique et les lois associées qui régissent l'interaction entre un faisceau de rayons X et des tissus biologiques. Le but de cette partie est de décrire l'acquisition associée à l'imagerie de contrôle. A partir des caractéristiques des interactions entre un faisceau des rayons X et un tissu biologique, nous pouvons en déduire une modélisation de l'acquisition X et la relier aux renseignements fournis lors de l'examen scanner au travers des densités Hounsfield et des densités réelles.

On modélise couramment l'interaction entre un faisceau de photons à haute énergie et un milieu par un phénomène d'absorption. L'énergie du faisceau est en partie transmise au milieu et le faisceau incident perd petit à petit cette énergie. Cette absorption est réalisée par la production d'électrons à grande vitesse qui seront responsables des dommages causés aux cellules dans le cas d'un tissu biologique. Cette production peut prendre plusieurs formes mais on la résume en un *facteur d'atténuation* du faisceau au travers du milieu.

3.2.1 Coefficient d'atténuation

Lorsqu'on considère un faisceau incident constitué d'un très grand nombre de photons, la transformation de l'énergie du faisceau a lieu selon quatre processus simultanés de sorte que l'absorption μ de l'énergie est un mélange de différentes absorptions [Fes99][TDDJ63] :

$$\mu_{\text{total}} = \tau_{\text{photo-électrique}} + \sigma_{\text{coh}}_{\text{cohérent}} + \sigma_{\text{Compton}} + \pi_{\text{paires}}$$

La plupart du temps, on omet l'absorption cohérente qui reste très marginale surtout à des hautes énergies.

On peut aussi obtenir le coefficient total d'absorption d'énergie,

$$\mu_{en} = \tau_{en}_{\text{photo-électrique}} + \sigma_{en}_{\text{Compton}} + \pi_{en}_{\text{paires}}$$

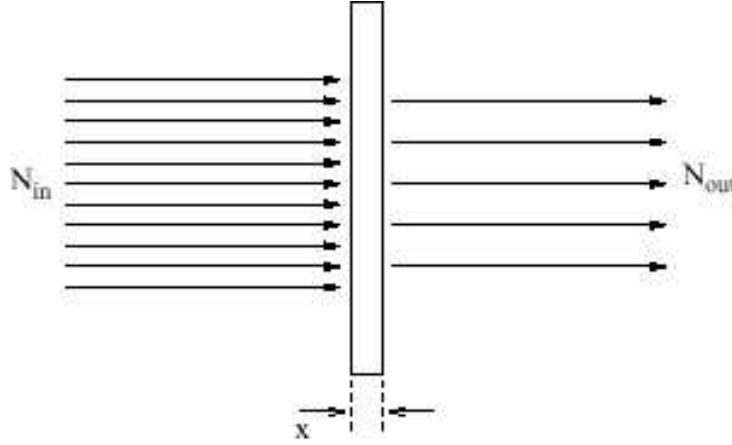


FIG. 3.1 – Atténuation d'un faisceau en traversant un milieu

Lorsqu'un faisceau passe à travers un milieu (le corps du patient par exemple), il y a une atténuation de ce faisceau incident, de sorte que si N est le nombre de photons incidents et x est l'épaisseur du milieu, alors le nombre ΔN de photons qui sont absorbés par le milieu est donné par [Fes99] [LaR01] :

$$\Delta N = -\mu N x \quad (3.1)$$

Sous forme d'une équation différentielle on aura :

$$\frac{dN}{N} = -\mu(x) dx \quad (3.2)$$

Par conséquent, lorsque le faisceau de N_0 photons traverse un milieu de x_1 à x_2 , le nombre N de photons est alors :

$$N = N_0 \exp\left(-\int_{x_1}^{x_2} \mu(x) dx\right) \quad (3.3)$$

Cette formulation correspond à une décroissance exponentielle et elle dépend du coefficient μ en chaque point. Ce coefficient est appelé coefficient *d'atténuation linéique*.

Les valeurs des points de l'examen scanner sont appelées les densités Hounsfield. Pour utiliser ces valeurs du volume scanner dans notre algorithme en vue de génération des DRRs, il faut les transformer en coefficients d'atténuation linéique μ . Ceux ci sont approximativement obtenus (pour les tissus présents dans le corps humain) à partir des densités Hounsfield par une règle simple [SNC90] :

$$\mu = \frac{HU \times \mu_{eau}}{1000} + \mu_{eau} \quad (3.4)$$

avec μ_{eau} le coefficient d'atténuation linéique de l'eau et HU les unités Hounsfield correspondant aux valeurs données par l'examen scanner. Le coefficient d'atténuation linéique de l'eau est déterminé pour l'énergie correspondante du faisceau [SNC90]. Par exemple, pour notre cas, les volumes scanners sont obtenus pour une énergie égale à $140KeV$

3.2.2 Formule d'accumulation

Nous pouvons utiliser différentes formules d'accumulation pour le calcul des DRRs mais nous allons présenter celle qui est directement liée à la formulation physique du fait que nous cherchons à imiter la physique des rayons X. La formule d'accumulation est la suivante :

$$I_{accum} = exp(-\int_{l_1}^{l_2} \mu(l) dl) \quad (3.5)$$

avec I_{accum} la valeur finale du pixel après accumulation, l_1 et l_2 les points d'entrée et de sortie du rayon dans le volume scanner et $\mu(l)$ est le coefficient d'atténuation du voxel traversé par le rayon à l'emplacement l le long du rayon.

Cette formule s'intéresse à l'atténuation du rayon à travers le volume. Ainsi on peut reproduire des images ressemblant à des radiographies classiques sous n'importe quel angle à partir des données scanner. Pour calculer cette formulation pour un rayon traversant le volume, il suffit de calculer :

$$A = -\int_{l_1}^{l_2} \mu(l) dl \quad (3.6)$$

Ce calcul d'intégrale est en général évalué de façon discrète en remplaçant l'intégrale par une sommation de valeurs interpolées à intervalle régulier (Somme de Reimann) [Mor01] [Fes99] [LaR01] :

$$A = \sum_{i=1}^n \mu(i) \delta l_i \quad (3.7)$$

Il y a aussi une autre formule d'accumulation simple qui est l'une des plus utilisées dans le domaine médicale [Mor01] [SSN⁺98] [CPG02]. Elle consiste à rechercher l'intensité maximale des valeurs traversées par le rayon. Ceci peut être résumé par :

$$I_{MIP}(L) = max(\mu(l)), (0 \leq l \leq L) \quad (3.8)$$

Cette technique est connue sous le nom de *MIP* (*Maximum Intensity Projection*). Cette méthode consiste à lancer pour chaque pixel du plan image un rayon qui traverse le volume scanner et d'associer à ce pixel la valeur maximale rencontrée parmi les coefficients d'atténuation des voxels sur le trajet de la traversée du volume. Grâce à cette formule, on

peut alors visualiser très efficacement des volumes médicaux. Cependant, il est intéressant de noter qu'on perd la notion de profondeur et l'on a ainsi du mal à discerner dans une image l'ordre de visibilité des différentes régions du volume [Mor01].

Dans notre travail nous avons utilisé la formule (3.7) car elle modélise bien les effets physiques que l'on peut retrouver sur les IP (qui seront comparées aux DRRs).

3.3 Génération de DRR - état de l'art

Dans cette section, nous allons présenter les travaux qui ont été menés dans la cadre de la génération des DRRs. Nous avons opté de présenter chaque article dans un paragraphe séparé en les classant par date dans l'ordre croissant. Goitein est le premier à avoir introduit les DRRs en 1983 [GAR⁺83] [SNC90].

3.3.1 Article de Sherouse 1990

Cet article est un des premiers articles sur les DRRs. Sherouse et al. [SNC90] ont développé un logiciel de reconstruction de radiographies. Ils ont utilisé l'algorithme du lancer de rayon (Ray Casting) qui explicitement prend en charge chaque voxel intersecté et une approche heuristique pour approximer les images qui pourraient résulter des interactions purement photoélectriques ou Compton. En traçant les rayons à travers le volume CT à partir d'une image, l'interpolation trilinéaire est utilisée entre les coupes et la contribution de chaque voxel intersecté est prise en compte. Une approche heuristique est utilisée pour assortir l'atténuation le long du chemin d'un rayon en composantes photoélectriques et Compton dans chaque voxel permettant ainsi d'approximer l'image résultant d'une énergie arbitraire du rayon. Dans cette implémentation Sherouse et al. se sont concentrés sur la qualité de l'image. Leur logiciel développé a l'avantage du contraste et du détail spatial inhérents dans les données CT originales.

3.3.2 Article de Heidrich 1995

Hedrich et al. [HMS95] ont présenté deux techniques interactives de rendu volumique, le "rendu maximum" et le "rendu d'addition approximative" (approximate summation rendering). Ils ont montré comment les versions discrètes de ces méthodes qui exploitent le matériel graphique peuvent être implémentées en utilisant les isosurfaces (surfaces de même intensité). Le nombre d'isosurfaces peut être ajusté pour fournir un rang large de compromis entre la performance et la qualité de l'image.

3.3.3 Article de Sato 1998

Sato [SSN⁺98] a développé une version étendue du MIP (Maximum Intensity Projection) nommée le LMIP (Local Maximum Intensity Projection). L'image MIP est créée en sélectionnant la valeur maximale le long d'un rayon optique qui correspond à chaque pixel de l'image MIP 2D. L'image LMIP est créée en traçant un rayon optique traversant les données 3D à partir du point de vue dans la direction de vision et ensuite en sélectionnant la première valeur maximale locale rencontrée qui est supérieure à une valeur seuil présélectionnée. Le LMIP ainsi requiert un paramètre de seuil qui doit être ajusté. Si aucune valeur maximale locale supérieure à la valeur seuil n'est rencontrée, la valeur maximale correspondant au rayon optique est assignée au pixel comme dans le cas du MIP. La qualité des images LMIP dépendent de la direction de traversée. Dans cette étude, Sato et al. ont montré que le LMIP transmet l'information densitométrique contenue dans les données 3D comme dans le rendu volumique et représente clairement

l'information géométrique. Une autre amélioration du MIP, pour enlever l'anatomie vasculaire contralatérale visualisée par les MIPs Conventionnelles, a été présentée par Cash et al. [CPG02]

3.3.4 Thèse de Feschet 1999

Feschet [Fes99] a fait une étude sur la faisabilité d'un système automatique d'aide au positionnement de patients en radiothérapie conformationnelle. Il a réalisé le processus de calibrage du système d'imagerie et a étudié les techniques de rendu volumique pour la création d'images simulant les images acquises sous l'appareil d'irradiation. Ces images sont les DRRs. L'étude présentée se focalise sur le rendu volumique à base du lancer de rayon et propose d'utiliser diverses formules d'accumulation pour la génération des DRRs.

3.3.5 Mémoire de DEA de Clippe 2000

Pour le positionnement du patient en radiothérapie conformationnelle en utilisant les techniques de recalage d'images 3D et 2D, Clippe [Cli00] a proposé de générer au préalable "offline", sans contrainte de temps, un ensemble spécifique de DRRs correspondant à des déplacements connus du volume scanner. Ensuite, "online", il extrait de cet ensemble l'image la plus similaire à l'image portale. Cela permet d'accélérer le calcul des DRRs au prix d'une certaine perte de précision. Il utilise ensuite une procédure de recalage 3D pour estimer le positionnement du patient à partir de l'image sélectionnée.

3.3.6 Thèse de Cosman 2000

Cosman [Cos00] a présenté un algorithme de projection de voxels (voxel-projection) qui génère une DRR par accumulation des projections sur le plan d'image de chaque voxel dans l'ensemble des données du volume. Les voxels sont traités dans l'ordre de stockage et chacun est projeté sur le plan de l'image suivant la géométrie projective et sa position dans le système de coordonnées de l'ensemble des données du volume. Le traitement des voxels dans l'ordre de stockage (sans interpolation de l'ensemble des données du volume dans un nouveau système de coordonnées) permet une traversée rapide de l'ensemble des données. Le filtre de reconstruction contrôle la distribution de la valeur de la donnée projetée du voxel et ses valeurs du paramètre visuel correspondant aux pixels de l'image de projection.

3.3.7 Thèse de LaRose 2001

LaRose [LaR01] a présenté une nouvelle représentation intermédiaire de données appelée *Transgraph*. L'idée de base est de précalculer des DRRs pour des points de vue échantillonnés et ensuite les DRRs pour des points de vue arbitraires peuvent être générées en interpolant les DRRs existantes. Cette méthode peut considérablement accélérer la génération des DRRs en sélectionnant uniquement de grands taux d'échantillonnage. Cependant, la précision est limitée par la densité des échantillons et ainsi un compromis entre la vitesse et la précision peut être trouvé.

3.3.8 Article de Wang 2002

Wang et al. [WDV02] ont présenté un algorithme très rapide de génération de DRRs en utilisant les harmoniques cylindriques. Leur algorithme implique la représentation de l'ensemble préopératif des données 3D en une représentation harmonique cylindrique et ensuite la projection de chacune de ces harmoniques à partir du point de projection choisi pour construire un ensemble de projections 2D dont la superposition est la DRR de l'ensemble des données dans son orientation de référence. Dans cette méthode, une fois que

l'ensemble de projections est généré à partir d'un point de projection choisi, les DRRs de l'objet correspondant à des rotations arbitraires sont simplement obtenues par superposition complète, exponentiellement pondérée, de l'ensemble

3.4 Conclusion

Pour la génération des DRRs, il y a trois modèles pour l'imitation de la physique des rayons X et pour l'approximation de la formule d'accumulation. Ces modèles sont : le modèle "classique", le modèle "MIP" et le modèle présenté par Wang et al. [WDV02]. Nous avons choisi le modèle classique pour notre algorithme car il est relativement simple à mettre en œuvre, il représente bien les phénomènes voulus et pourra être adapté au MIP plus tard. Le chapitre suivant présente différentes techniques de rendu volumique qui peuvent utiliser un tel modèle d'accumulation.

Chapitre 4

Rendu volumique - état de l'art

4.1 Introduction

De nombreuses applications, telle l'imagerie médicale, la sismologie ou la microscopie électronique, construisent et utilisent de grands tableaux tridimensionnels de données. Ces volumes peuvent contenir plusieurs Méga-octets de données. Le scanner, comme une multitude d'autres sources (IRM, ultrasons, microscopes, simulations, outils de modélisation, ...), peut fournir des données numériques sous la forme d'une grille à trois dimensions. Ces données, généralement appelées volumes, ne sont évidemment pas directement utilisables par une personne. Ainsi les volumes issus d'un scanner sont visualisés généralement par un médecin sous forme d'une série de coupes 2D. Les formes 3D du volume sont alors difficilement interprétables. Il est possible de visualiser directement des données 3D grâce à l'outil informatique. Cette action s'appelle le *rendu volumique*. Dans ce chapitre, nous allons décrire les algorithmes de rendu volumique les plus populaires et les plus récents. Ces méthodes sont souvent classées en deux catégories, la première catégorie est constituée d'algorithmes dits de *rendu volumique direct* et la seconde est constituée d'autres algorithmes dits de *rendu volumique indirect*. Nous nous sommes intéressé ici uniquement aux algorithmes de rendu volumique direct.

4.2 Les algorithmes de rendu volumique direct

4.2.1 Le rendu volumique direct : principe

Les algorithmes de rendu volumique direct utilisent les données originelles du volume. Chaque pixel de l'image est considéré comme un rayon qui traverse un volume (voir figure 4.1). La complexité de l'algorithme réside ici dans la manière dont le rayon va interagir avec les échantillons (ou voxels) du volume. Ainsi, tous les algorithmes de rendu volumique direct fonctionnent en échantillonnant des valeurs le long du rayon et en calculant la contribution de ces valeurs, suivant un modèle de rendu, à la couleur finale du pixel.

Il existe en fait deux manières possibles de calculer l'image finale. La première consiste à calculer la contribution de chaque élément du volume sur les pixels de l'image. Cette façon de calculer l'image est appelée *object-order* car les voxels sont passés en revue un par un dans un ordre de visibilité donné. A l'inverse, la seconde manière consiste à calculer chacun des pixels de l'image un par un. Il faut alors pour chaque rayon traverser le volume afin de trouver les voxels qui contribuent à la couleur finale. On peut ainsi éviter de parcourir les parties cachées du volume. Cette méthode est appelée *image-order* [Mor01] [MPC02] [SC01].

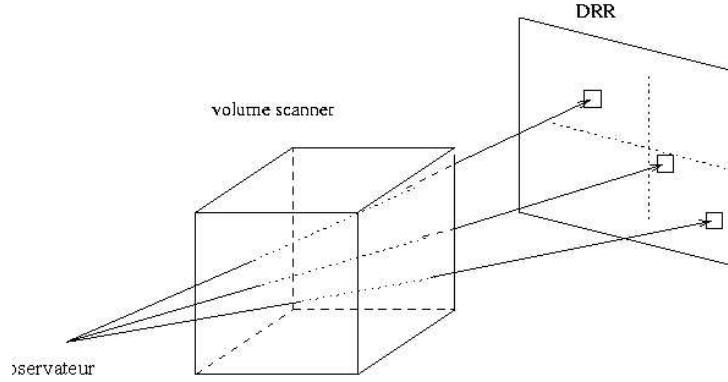


FIG. 4.1 – Rendu volumique direct

4.2.2 Lancer de rayons (Ray casting)

L'algorithme de *lancer de rayons* est l'algorithme le plus célèbre dans la catégorie "*image-order*". Il consiste à émettre des rayons à partir du point de vue jusqu'au plan de l'image pour chaque pixel en traversant le volume. Lorsqu'un rayon traverse le volume, le volume est échantillonné selon un certain nombre d'intervalles, en général, un ou deux par voxel. La valeur à chaque point d'échantillonnage est obtenue par une interpolation trilinéaire des valeurs voisines de ce point. Les contributions de ces échantillons sont accumulées jusqu'à ce que le rayon ait quitté le volume. La valeur finale est alors calculée suivant la formule d'accumulation et placée sur le pixel que le rayon atteint [Lev88] [Lev90] [GWS99] [MHB⁺00]. Pour nous, la formule d'accumulation est celle décrite au chapitre précédent.

Le principal avantage du lancer de rayons est la qualité du rendu [Mor01]. Cependant, cet algorithme étant un algorithme de type *image-order*, il n'accède pas aux données du volume dans l'ordre naturel du stockage, puisqu'il le traverse dans des directions arbitraires. De fait, il passe plus de temps à calculer les positions des points d'échantillonnage et à effectuer les calculs d'adresses qu'à calculer le rendu. De plus, les rayons peuvent passer plusieurs fois par le même voxel, et ainsi il est nécessaire de recharger des données déjà chargées précédemment. Enfin, l'élimination des régions vides du volume, bien que faisable, est moins facile qu'avec des méthodes de type *object-order*, et donc plus coûteuse [Mor01].

4.2.3 Splatting

Cette méthode a été proposée par Westover [Wes90]. Cet algorithme est de type *object-order*. Cette méthode consiste à projeter voxel par voxel le volume sur le plan image. En projection parallèle, l'empreinte d'un voxel sur ce plan de vue est constante pour tous les voxels. Comme un voxel ne se projettera pas exactement sur un pixel, un filtre est utilisé pour calculer une contribution en couleur et en transparence aux pixels voisins [SC01] [MHB⁺00] [Mor01]. Comme cet algorithme itère sur le volume, il peut parcourir celui-ci selon son ordre naturel de stockage. En revanche, le calcul du filtre de rééchantillonnage est très coûteux. En théorie, cet algorithme peut fournir les mêmes images qu'avec l'algorithme du lancer de rayon. En pratique, du fait que le calcul des paramètres des filtres est difficile, des approximations sont utilisées, qui permettent soit d'obtenir une exécution efficace, soit des images de qualité, mais jamais les deux simultanément.

4.2.4 Algorithme Shear-Warp

L'algorithme *shear-warp* a été proposé par Lacroute et al. [LL94] [Lac95] et est actuellement considéré comme l'algorithme de rendu volumique le plus rapide [Mor01] [Fes99]. Il est basé sur la factorisation de la transformation liée au point de vue pour simplifier la projection du volume vers l'image. Dans cet algorithme, on n'itère pas sur les pixels de l'image, mais sur les voxels de la scène. Cependant, on évite la complexité des algorithmes de splatting en décomposant la projection des voxels sur le plan image en deux étapes :

1. tout d'abord, on effectue une projection des voxels sur un plan objet parallèle à l'une des faces du volume à visualiser.
2. ensuite, le plan objet est projeté sur le plan image, à un coût très bas car il ne s'agit plus de projections d'informations volumiques mais bidimensionnelles.

La factorisation *shear-warp* consiste à considérer un système de coordonnées intermédiaires. Dans cet espace objet transformé, les rayons liés au point de vue sont parallèles au troisième axe de coordonnées (voir figures (4.2) et (4.3)). Un algorithme basé sur cette transformation dans l'espace objet intermédiaire a deux étapes :

1. une première étape de composition appelée "*shear*", composée de la transformation des données du volume dans l'espace objet transformé et de l'accumulation de ces données sur le plan image. Cette étape crée une image intermédiaire "distordue" correspondant à l'espace objet transformé.
2. une deuxième étape appelée "*warp*", transformant l'image intermédiaire en image finale.

Passer par une image intermédiaire permet aux lignes de balayage des données du volume d'être alignées avec les lignes de balayage de l'image intermédiaire. On balaye alors l'objet et l'image simultanément dans leur ordre de stockage. Cet algorithme combine les avantages des algorithmes d'ordre objet et des algorithmes d'ordre image. Les conditions d'utilisation des techniques d'optimisation séquentielles telles que l'exploitation de la cohérence de données et la terminaison anticipée de rayon sont réunies grâce à ce parcours simultané des deux structures de données (objet et image).

L'implantation de l'algorithme du shear-warp peut être décomposé en trois unités fonctionnelles : calcul d'une table d'opacité, l'étape de composition et l'étape de *warp* de l'image intermédiaire.

Le calcul de la table d'opacité est un précalcul d'opacités. Le calcul des opacités est dépendant du point de vue. Il dépend de l'intervalle d'échantillonnage. Le volume de données contient des opacités associées à un intervalle Δx_0 . On calcule à chaque nouveau point de vue la correction nécessaire à chacune de ces valeurs pour le nouvel intervalle Δx , d'où le calcul d'une table d'opacité.

Pour la phase de composition qui est la combinaison des étapes de transformation du volume et d'accumulation, on doit échantillonner chaque coupe de voxels lorsqu'elle est translatée dans l'espace objet déformé. L'interpolation utilisée est l'interpolation bilinéaire (contrairement à la plupart des algorithmes de rendu volumique qui utilisent l'interpolation trilinéaire) utilisant deux lignes de balayage d'une coupe pour produire une ligne résultat dans l'image intermédiaire. Une manière simple d'accumuler les opacités le long du rayon consiste à les additionner (voir l'équation (3.7)).

L'étape de "*warp*" consiste en la projection de l'image intermédiaire distordue sur le plan image, pour obtenir l'image finale.

Il est clair que le principal avantage de cette méthode est sa rapidité de rendu. Elle cumule ainsi beaucoup d'avantages qui vont dans ce sens. La mémoire est parcourue de

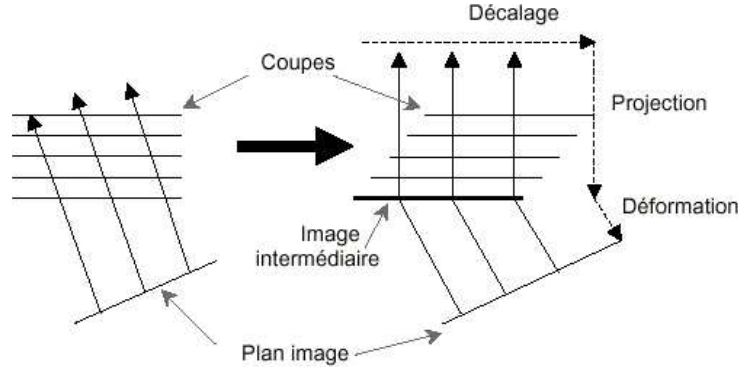


FIG. 4.2 – L’algorithme du shear-warp avec une projection parallèle (issue de [Mor01])

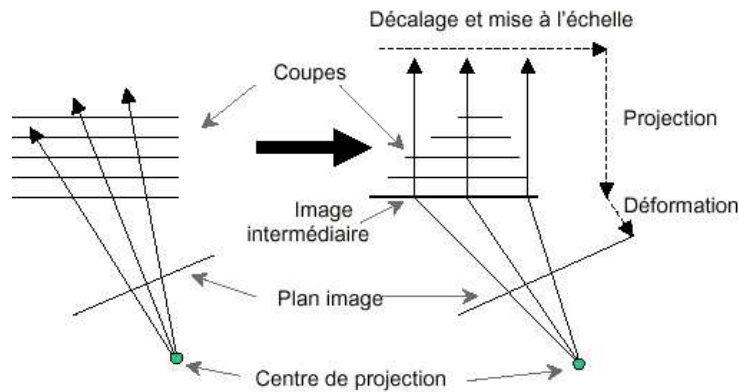


FIG. 4.3 – L’algorithme du shear-warp avec une projection perspective (issue de [Mor01])

manière optimale que ce soit pour l’accès au volume ou pour l’accès au plan image. La projection est aussi très simplifiée (donc rapide) puisqu’il y a correspondance entre un voxel et un pixel. Cependant cette méthode comporte beaucoup d’inconvénients quand à la qualité de l’image résultante. Le fait de considérer le volume comme une série de coupes et d’utiliser une reconstruction bilinéaire au lieu d’une reconstruction globale du volume génère des artefacts lorsque l’angle de vue s’approche des 45 degrés.

4.2.5 Utilisation de cartes graphiques 3D

L’idée est de considérer le volume comme une texture 3D. Des coupes parallèles au plan image et interpolées trilinéairement peuvent alors être extraites de cette texture [Mor01]. Cabral et al. ont proposé [CCF94] ainsi d’accumuler les différentes coupes extraites sur le frame buffer pour générer un rendu en temps réel (0.1 s par image) de type radiographique.

Les textures 3D permettent d’effectuer la majorité des calculs par la carte 3D, et ainsi de bénéficier de la puissance et de la spécialisation de leur(s) processeur(s). Les mémoires associées aux cartes graphiques sont aussi généralement plus performantes que la mémoire centrale de l’ordinateur. Cependant les temps de calculs ne sont pas forcément meilleurs que ceux obtenus avec certaines méthodes logicielles (utilisant le processeur central). D’une part, tout le volume est traité alors que généralement seule une petite partie du volume contient l’information nécessaire au rendu. D’autre part, le nombre de plans à extraire pour avoir une bonne qualité de rendu est assez grand. Enfin le volume ne tient pas tout le temps dans la mémoire vidéo, ce qui force alors des échanges entre cette mémoire et la

mémoire centrale et ralentit considérablement les temps de rendu qui sont autour de la seconde pour les meilleurs algorithmes en terme de qualité d'image [Mor01] [MHB⁺00].

4.3 Conclusion

Pour notre objectif, nous avons choisi l'algorithme shear-warp du fait de sa rapidité. Meibner et al. [MHB⁺00] ont fait une étude comparative entre ces quatre méthodes populaires du rendu volumique. Nous avons pris un tableau comparatif de leur article qui est représenté dans la figure (4.4).

	Raycasting	Splatting	Shear-Warp	3D Texture Mapping
Sampling rate	freely selectable	freely selectable	fixed [1.0, 0.58]	freely selectable
Sample evaluation	point sampled	averaged across Δs	point sampled	point sampled
Interpolation kernel	trilinear	Gaussian	bilinear	trilinear
Rendering pipeline	post-classified	post-classified	pre-classified, opacity-weighted colors	pre-classified, no opacity-weighted colors
Acceleration	early ray termination	early splat elimination	RLE opacity encoding	graphics hardware
Precision/channel	floating point	floating point	floating point	8-12 bits
Voxels considered	all	relevant	relevant	all

FIG. 4.4 – Comparaison entre les quatre méthodes populaires du rendu volumique

Le taux d'échantillonnage dans l'algorithme shear-warp est fixé entre 0.58 et 1 et par conséquent on ne peut pas le changer et ce, parce qu'il dépend du "*shear*" (c'est à dire de l'angle de projection). En outre, ils ont noté que l'interpolation est bilinéaire car l'accumulation se fait par coupes. Dans une première approche, nous avons obtenu un bon temps d'exécution sans utiliser le *Run-Length Encoding* (RLE) [Lac95] qui permet d'accélérer l'algorithme, voir chapitre suivant.

Chapitre 5

Implémentation de l'algorithme shear-warp pour la génération de DRR

5.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous implémentons l'algorithme shear-warp (évoqué dans la section (4.2.4)) avec l'utilisation de la formule d'accumulation qui est directement liée à la formulation physique, qui imite les rayons X, donnée dans l'équation (3.7) de la page (13) avec $\delta l_i = \frac{1}{k}$ où k est le nombre de coupes (c'est à dire le nombre de voxels suivant l'axe principal de vue).

5.2 Tests

Dans cette section, nous allons présenter les résultats de notre algorithme qui a été implémenté sous le système d'exploitation *GNU/Linux* en utilisant le langage C++. Nous avons utilisé un micro-ordinateur Pentium 4 de fréquence d'horloge de 2 *Ghz* et de RAM de 1 *Go*.

5.2.1 Exemples d'images générées avec notre algorithme

Images de départ

Avant de présenter les images générées par notre algorithme, nous présentons les volumes scanners pour lesquels nous allons l'appliquer.

Ces volumes constituent un poumon et deux pelvis avec les caractéristiques suivantes :

1. Un volume scanner des poumons qui a $512 \times 512 \times 54$ voxels échantillonnés sur 16 bits avec la taille d'un voxel qui est égale à $0.879 \times 0.879 \times 5$ *mm*. La taille de ce volume est alors : 27 Moctets.
2. Un volume scanner du pelvis qui a $512 \times 512 \times 52$ voxels échantillonnés sur 16 bits avec la taille d'un voxel qui est égale à $0.938 \times 0.938 \times 5$ *mm*. La taille de ce volume est alors : 26 Moctets.
3. Un volume scanner du pelvis qui a $512 \times 512 \times 50$ voxels échantillonnés sur 16 bits avec la taille d'un voxel qui est égale à $0.938 \times 0.938 \times 5$ *mm*. La taille de ce volume est alors : 25 Moctets.

Ces volumes scanners sont montrés dans la figure (5.1).

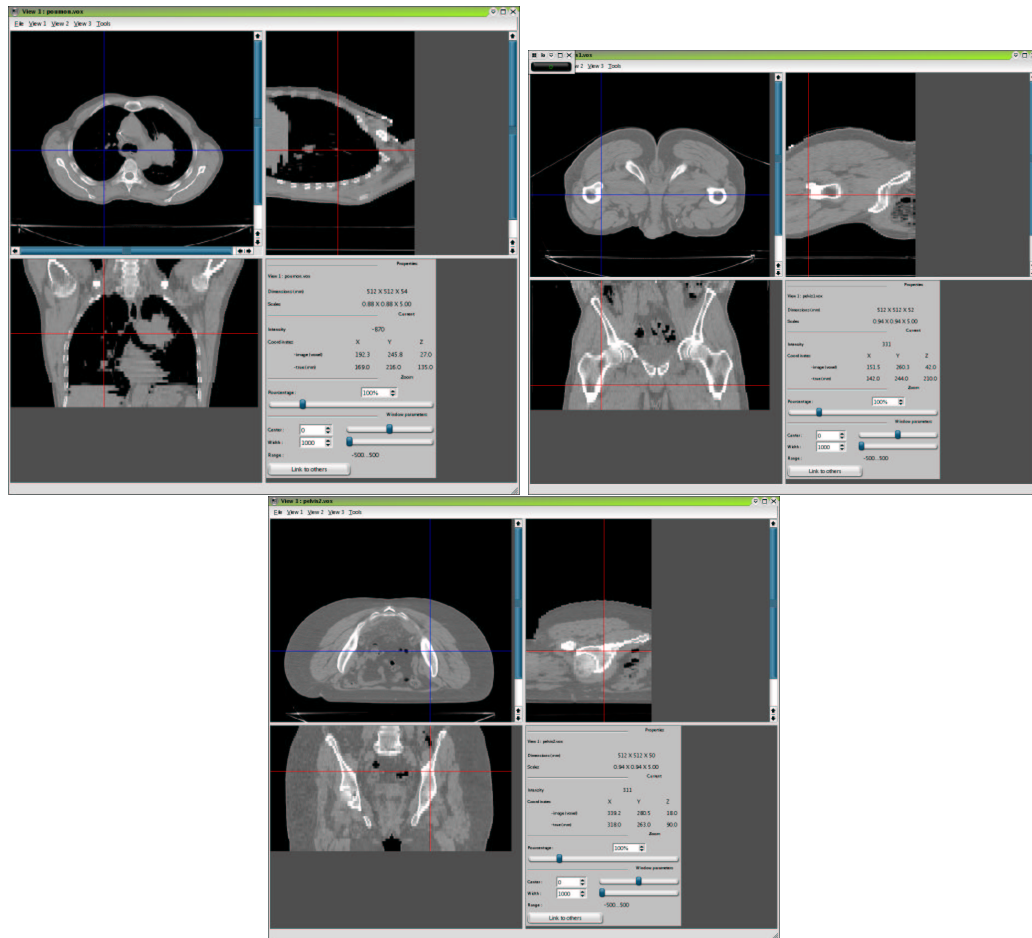


FIG. 5.1 – Les volumes scanner utilisés pour les tests de notre algorithme. Chaque image représente 3 coupes (axiale, sagittale et coronale) du volume.

DRRs générées selon différentes rotations

Pour illustrer la génération de DRR pour ces volumes scanners nous avons généré des DRRs pour les rotations suivantes :

1. Une rotation de 0° autour de l'axe x , 0° autour de l'axe y et 0° autour de l'axe z .
2. Une rotation de -90° autour de l'axe x , 0° autour de l'axe y et 0° autour de l'axe z .
3. Une rotation de 0° autour de l'axe x , 90° autour de l'axe y et 90° autour de l'axe z .
4. Une rotation de 45° autour de l'axe x , 45° autour de l'axe y et 0° autour de l'axe z .

Les DRRs générées avec ces quatre rotations pour le poumon sont montrées dans la figure (5.2), celles du premier pelvis sont montrées dans la figure(5.3) et celles du deuxième pelvis dans la figure (5.4).

D'après ces figures qui montrent les DRRs générées pour différentes rotations et pour différents volumes scanner, notre algorithme donne de bons résultats. Il faut noter que pour le cas de la quatrième rotation, il y a un facteur de rectification d'opacité qui est égal à $\sqrt{2}$. Pour les autres rotations il est égale à 1.

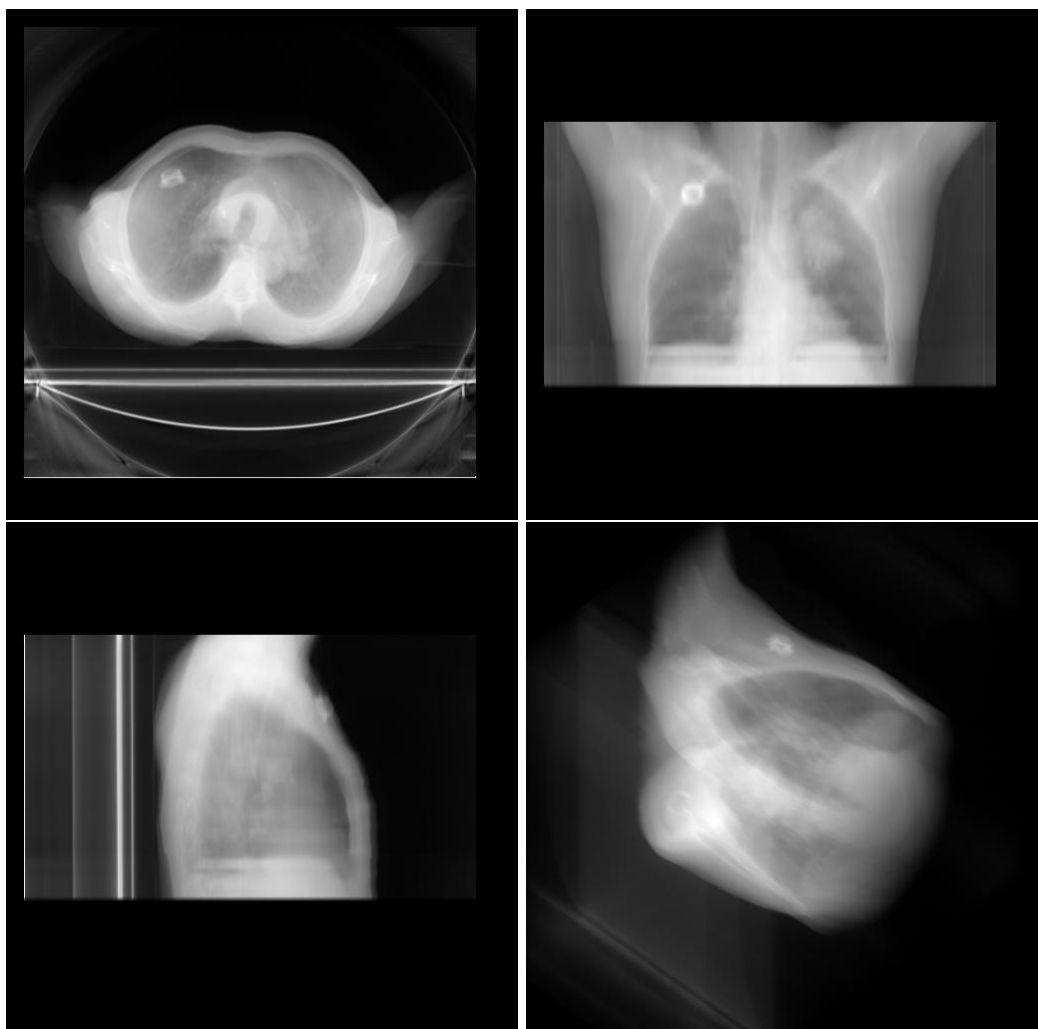


FIG. 5.2 – DRRs générées pour le poumon avec différentes rotations

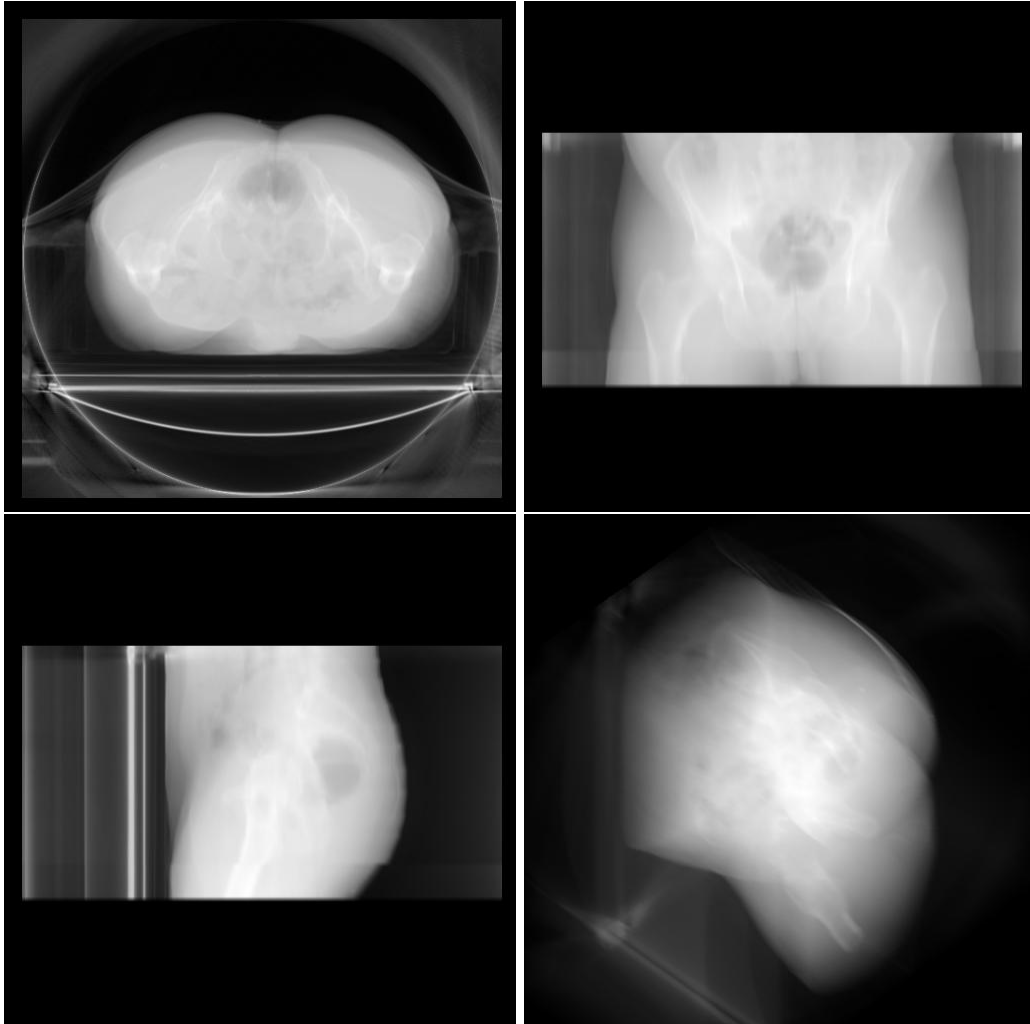


FIG. 5.3 – DRRs générées pour le premier pelvis avec différentes rotations

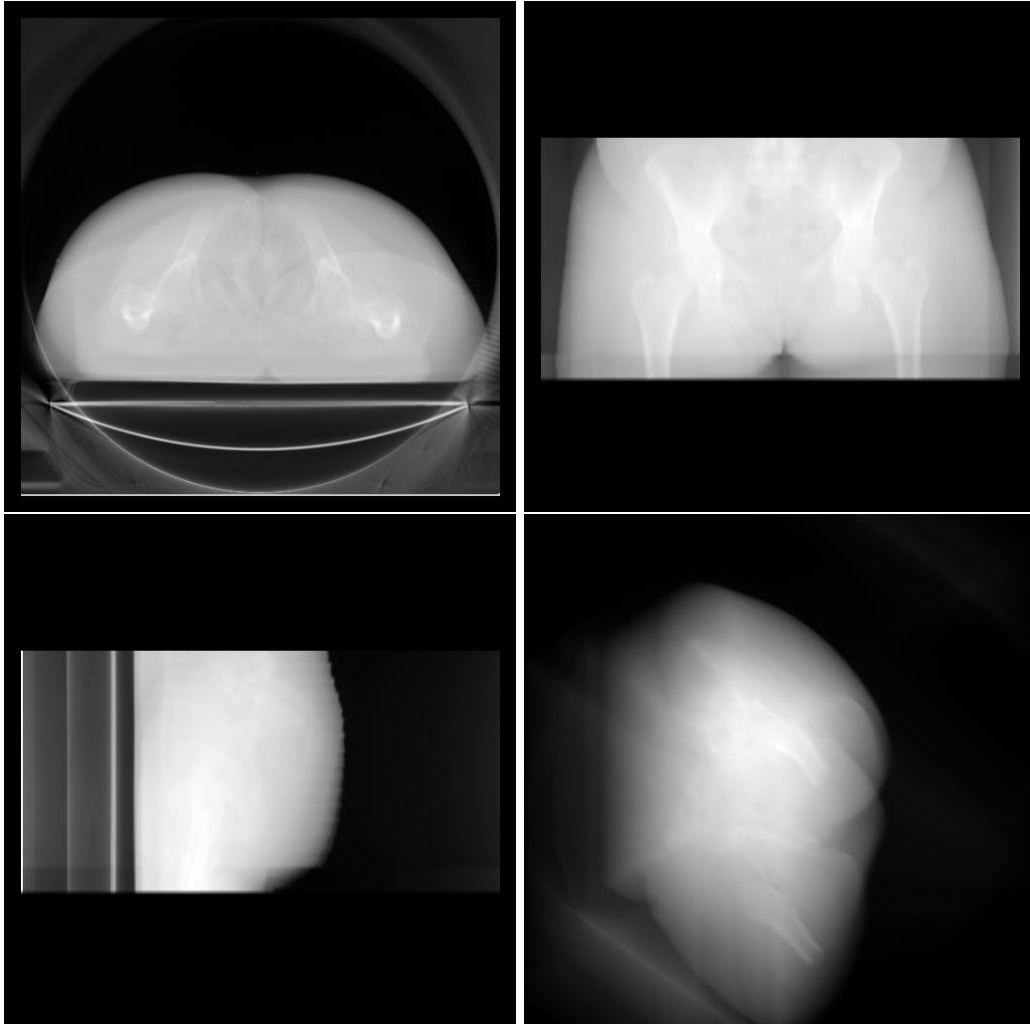


FIG. 5.4 – DRRs générées pour le deuxième pelvis avec différentes rotations

5.2.2 Focale

Nous avons généré des DRRs pour le poumon en faisant varier la focale. Nous avons pris trois valeurs différentes de focale : 500, 1000 et 1250 et les résultats sont montrés dans la figure (5.5). Du fait de la projection perspective faible utilisée, le changement de focale se traduit par un changement d'échelle.



FIG. 5.5 – DRRs générées pour le poumon avec différentes focales

5.2.3 Interpolation

Nous avons généré des DRRs pour le poumon en utilisant l'interpolation par le plus proche voisin et l'interpolation linéaire et les résultats sont montrés dans la figure (5.6). La distinction entre les deux types d'image est difficile. Pour nos données, l'interpolation par plus proche voisin conduit à des résultats quasiment identiques à l'interpolation bilinéaire.

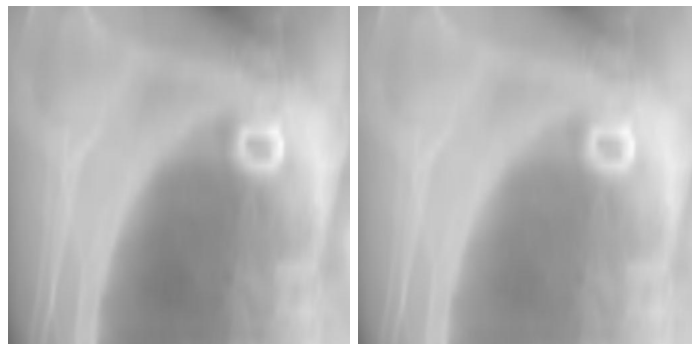


FIG. 5.6 – DRRs générées pour le poumon en utilisant l'interpolation du plus proche voisin (à gauche) et l'interpolation linéaire (à droite)

5.2.4 Image intermédiaire

Dans notre algorithme shear-warp, après l'étape de “shear” une image intermédiaire est générée avant d'être déformée (“warp”) pour avoir l'image finale de la DRR générée. La figure (5.7) montre une DRR générée pour une rotation de -75° autour de l'axe x , 20° autour de l'axe y et 0° autour de l'axe z et montre l'image intermédiaire obtenue après l'étape de “shear” et avant d'être déformée pour avoir la DRR qui est à droite.

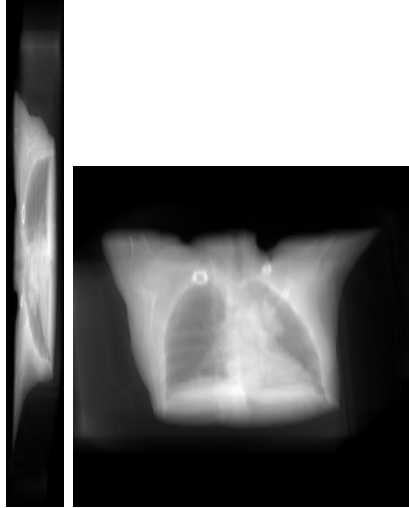


FIG. 5.7 – Image intermédiaire (à gauche) et image finale (à droite)

5.2.5 Temps de calcul

Nous avons généré des DRRs pour des volumes scanners qui sont différents en taille en fixant la taille de la DRR voulue et nous avons calculé le temps d'exécution de notre algorithme pour chaque volume. Les résultats sont montrés dans les courbes de la figure (5.8).

Nous avons fait la même chose pour le calcul du temps d'exécution de notre algorithme en variant la taille de la DRR voulue pour un seul volume scanner et les résultats sont montrés dans la courbe de la figure (5.9).

5.2.6 Qualité d'image

La qualité (ou la précision) de la DRR générée dépend de la valeur de la densité de l'eau. Pour cela, nous avons pris quatre valeurs pour cette densité de l'eau en génération des DRRs pour le poumon. Ces quatre valeurs sont : 0.1, 1, 2 et 10 respectivement. Les résultats sont montrés dans la figure(5.10). On constate un changement de contraste correspondant à une augmentation artificielle de l'énergie des rayons X. Cela nous permettra de régler efficacement les paramètres de génération des DRRs pour qu'elles ressemblent le plus possible aux IPs.

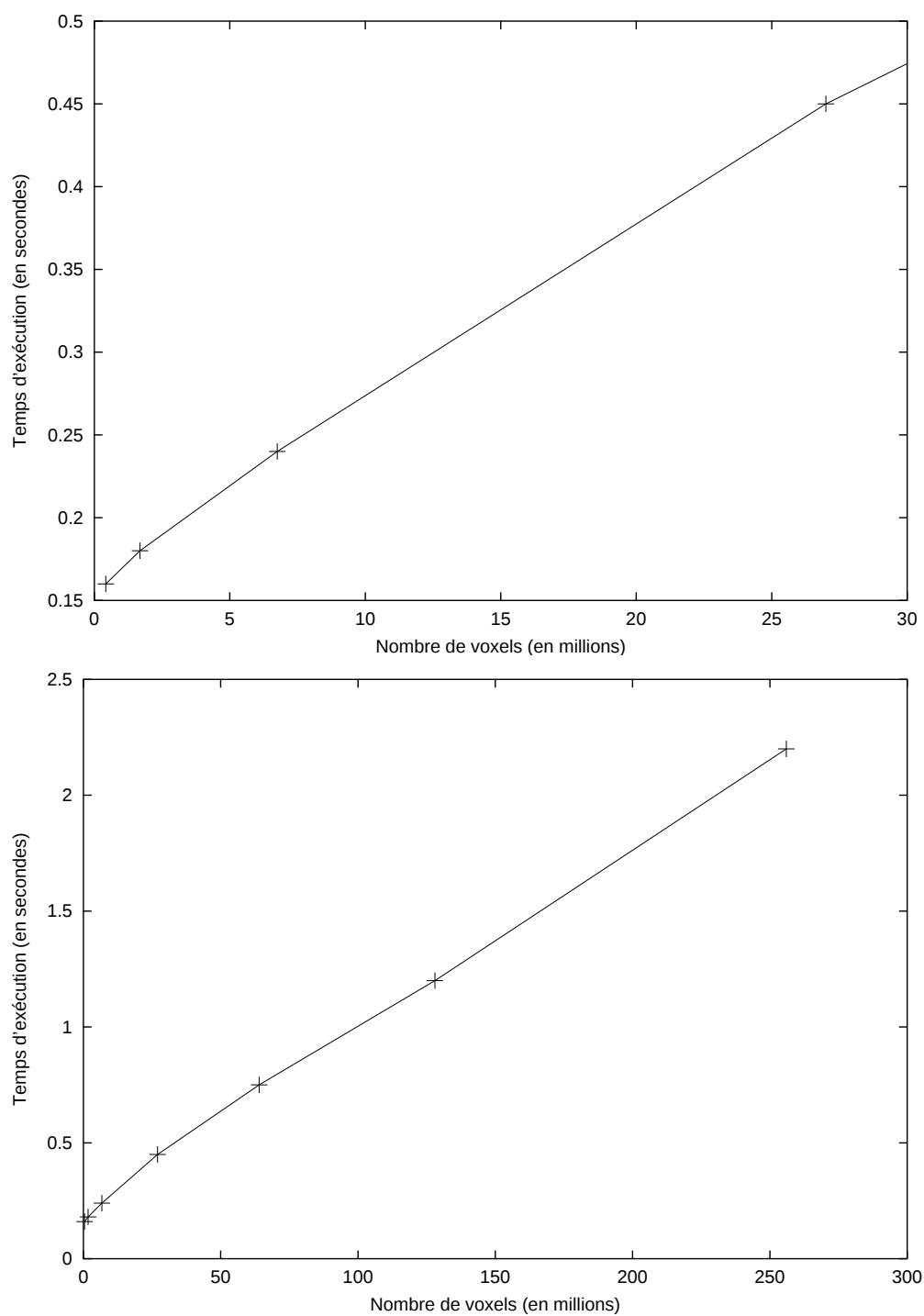


FIG. 5.8 – Temps de calcul en fonction des nombres de voxels des volumes scanners

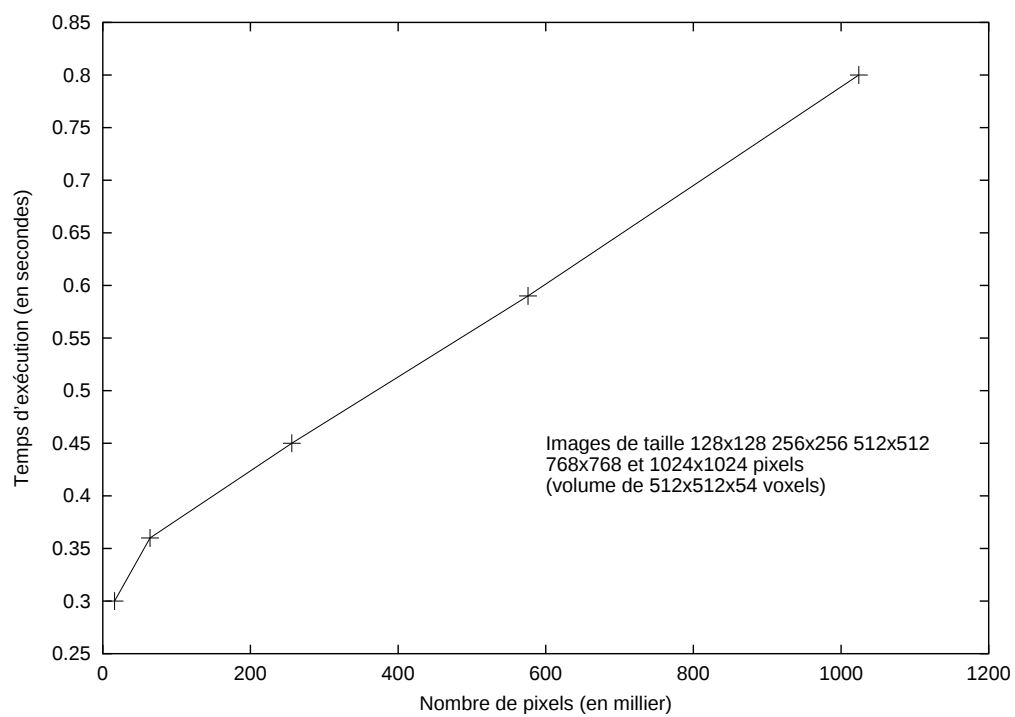


FIG. 5.9 – Temps de calcul en fonction des nombres de pixels des images voulues pour les DRRs

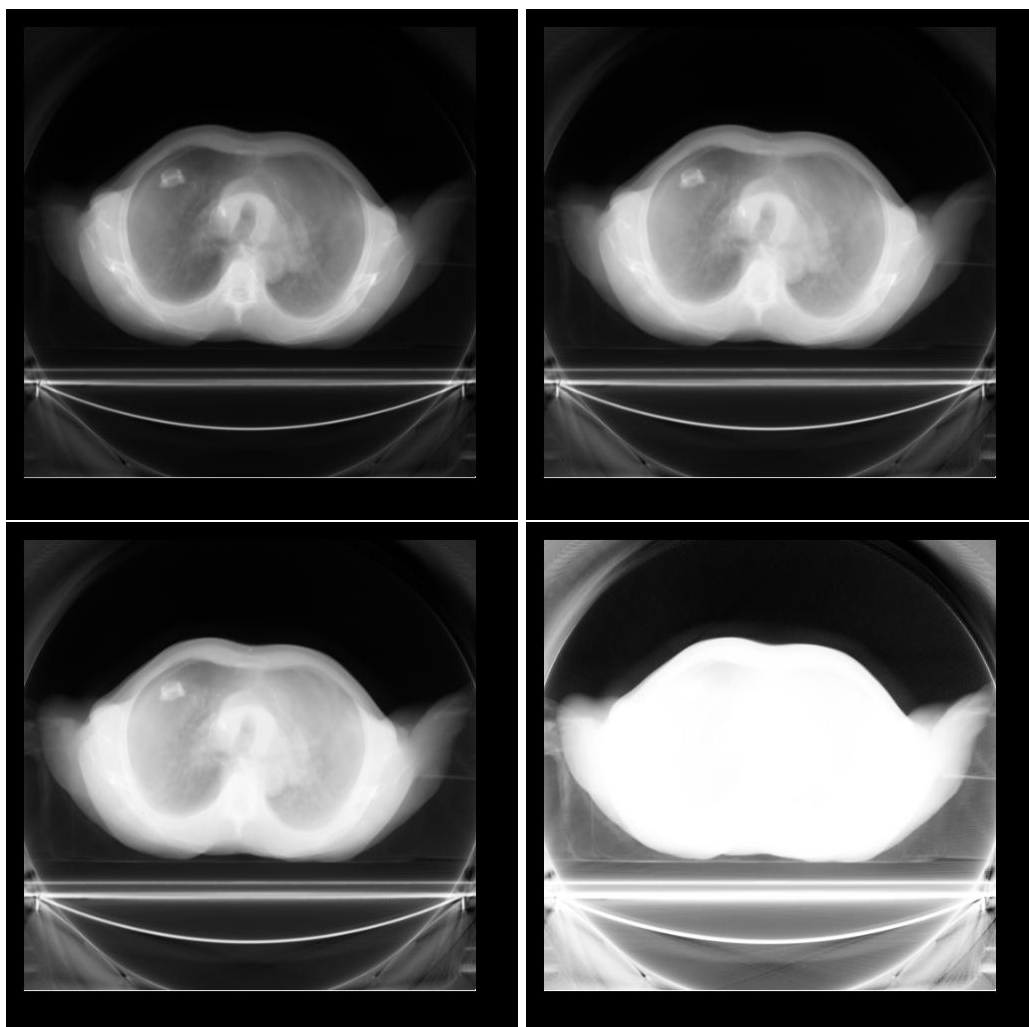


FIG. 5.10 – DRRs générées pour le poumon avec différentes valeurs de la densité de l'eau

Chapitre 6

Conclusion

Ce rapport présente mon travail de stage de DEA dont le but est de générer des radiographies projectives (DRRs : Digitally Reconstructed Radiographs). Les DRRs sont des images 2D obtenues par ordinateur à partir des volumes scanner (images 3D) dans le but de représenter des images tomographiques comme des radiographies. Ce stage s'est déroulé au département de radiothérapie du CLB (Centre de lutte contre la cancer Léon Bérard). La radiothérapie, qui est l'une des trois principales modalités de traitement du cancer, vise 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. Un des problèmes majeurs de la radiothérapie est le positionnement du patient et sa reproductibilité sur la table d'irradiation. Pour palier ce problème, les radiographies projectives sont générées puis comparées aux images portales (IP), qui représentent la position du patient sur la table d'irradiation, afin de pouvoir corriger la position du patient.

Après avoir rapidement rappelé les bases des transformations géométriques utilisées (chapitre 2), nous avons étudié la physique des rayons X afin de pouvoir l'imiter et nous avons fait un état de l'art sur les différents algorithmes utilisés dans le cadre de la génération des radiographies projectives (DRRs). Ensuite, le chapitre 4 présente un état de l'art sur les différentes techniques du rendu volumique. Ceci nous a permis de faire notre choix pour accomplir une telle génération et ce, en utilisant l'algorithme shear-warp développé par Lacroute [LL94] et la formule d'accumulation de Larose [LaR01] afin de l'adapter à notre problématique.

Nous avons implémenté cet algorithme et nous avons présenté au chapitre 5 une série d'expérimentations sur des images 3D réelles provenant du CLB.

L'algorithme est assez rapide et répond à nos attentes (par exemple un temps d'exécution de 0.45 secondes pour générer une DRR de 512×512 pixels pour le volume d'un poumon de 14 millions de voxels). Même si l'algorithme shear-warp n'est pas celui qui génère les images de meilleure qualité, il sert comme un algorithme de base pour adapter notre algorithme aux besoins.

Cette étude pourrait être continuée en :

- implémentant l'algorithme en utilisant la projection perspective.
- faisant la comparaison de cet algorithme avec d'autres algorithmes appliquées aux DRRs.
- utilisant le modèle d'accumulation MIP (voir chapitre 3).
- exploitant la cohérence des données dans les volumes scanner pour accélérer l'algorithme, comme l'utilisation du *Run-Length Encoding* (RLE) [LL94].

Bibliographie

- [CCF94] B. Cabral, N. Cam, and J. Foran. Accelerated volume rendering and tomographic reconstruction using texture mapping hardware. In *IEEE/ACM Siggraph symposium on volume visualization*, pages 91–97, 1994. 4.2.5
- [Cli00] S. Clippe. Aide au positionnement du patient en radiothérapie conformationnelle par l’utilisation de techniques de recalage d’images 3d et 2d. Master’s thesis, Université Lumière Lyon 2, 2000. 1.3.1, 1.4, 3.3.5
- [Cos00] E. Cosman. Rigid registration of MR and biplanar fluoroscopy. Master’s thesis, Massachusetts Institute of Technology, June 2000. 3.3.6
- [CPG02] D. M. Cash, M. G. Palmisano, and R. L. Galloway. Centroid-based maximum intensity projections for interactive image-guided surgery. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 26(1) :73–83, 2002. 3.2.2, 3.3.3
- [Dor95] F. Dornaika. *Contributions à l’Intégration Vision/Robotique : Calibrage, Localisation et Asservissement*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble, 25 Septembre 1995. 2.2.2, 2.4
- [Fes99] F. Feschet. *Techniques d’Imagerie Pour l’Aide Au Positionnement En Dosimétrie Conformationnelle*. PhD thesis, INSA de Lyon, 1999. 2.2.2, 3.2.1, 3.2.1, 3.2.2, 3.3.4, 4.2.4
- [GAR⁺83] M. Goitein, M. Abrams, D. Rowell, H. Pollari, and J. Wiles. Multi-dimensional treatment planning : Ii. beam’s eye-view, back projections, and projection trough CT sections. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 9(6) :789–797, 1983. 3.3
- [GWS99] R. Göcke, J. Weese, and H. Schumann. Fast volume rendering methods for voxel-based 2d/3d registration - a comparative study. In *Proceedings of International Workshop on Biomedical Image Registration’99*, pages 89–102, Bled, Slovenia, 30-31 August 1999. 4.2.2
- [HMS95] W. Heidrich, M. McCool, and J. Stevens. Interactive maximum projection volume rendering. In G.M. Nielson and D. Silver, editors, *Proceedings of IEEE Visualization ’95*, pages 11–18, October 29 - November 3 1995. 3.3.2
- [Lac95] P. G. Lacroute. *Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation*. PhD thesis, Stanford University, September 1995. 4.2.4, 4.3
- [LaR01] D. A. LaRose. *Iterative X-Ray/CT Registration Using Accelerated Volume Rendering*. PhD thesis, Robotics Institute, Carnegie Mellon University, May 2001. 3.2.1, 3.2.2, 3.3.7, 6
- [Lev88] M. Levoy. Display of surfaces from volume data. In *IEEE Computer Graphics and Applications*, volume 8, pages 29–37, May 1988. 4.2.2
- [Lev90] M. Levoy. Efficient ray tracing of volume data. In *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, volume 9, pages 245–261, July 1990. 4.2.2

- [LL94] P. Lacroute and M. Levoy. Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation. In *SIGGRAPH'94*, pages 451–458, 1994. 4.2.4, 6
- [MHB⁺00] M. Meißner, J. Huang, D. Bartz, K. Mueller, and R. Crawfi. A practical evaluation of popular volume rendering algorithms. In *Proceedings of the 2000 IEEE symposium on Volume visualization*, pages 81–90, Salt Lake City, Utah, United States, 2000. 4.2.2, 4.2.3, 4.2.5, 4.3
- [Mor01] B. Mora. *Nouveaux algorithmes interactifs pour la visualisation de données volumiques*. PhD thesis, Université ToulouseIII-Paul Sabatier, 07 Décembre 2001. 3.2.2, 3.2.2, 3.2.2, 4.2.1, 4.2.2, 4.2.3, 4.2.4, 4.2, 4.3, 4.2.5
- [MPC02] B. Mora, J.P. Pessel, and R. Caube. A new object-order ray-casting algorithm. In *IEEE Visualization*, Boston, USA, October 2002. 4.2.1
- [MZ92] J. Mundy and A. Zisserman. Appendix — projective geometry for machine vision. In J. Mundy and A. Zisserman, Editors, *Geometric Invariances in Computer Vision*. MIT Press, Cambridge, 1992. 2.1
- [Sar03] D. Sarrut. Catrim : Contrôle actif du traitement en radiothérapie par l'image et le modèle. Technical report, Université Lumière Lyon 2, 2003. Projet soumis à la région Rhône-Alpes ; URL : <http://liris.univ-lyon2.fr/~dsarrut/catrim>. 2, 3, 1.3.3, 1.4
- [SC01] F. Silber-Chaussumier. *Recouvrement des Communications et des Calculs, du Matériel au Logiciel*. PhD thesis, Ecole Normale Supérieure (ENS) de Lyon, 21 Décembre 2001. 4.2.1, 4.2.3
- [SNC90] G. W. Sherouse, K. Novins, and E. L. Chaney. Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 18 :651–658, 1990. 4, 3.2.1, 3.2.1, 3.3, 3.3.1
- [SSN⁺98] Y. Sato, N. Shiraga, S. Nakajima, S. Tamura, and R. Kikinis. Local maximum intensity projection (LMIP) : A new rendering method for vascular visualization. *Journal of Computer Assisted Tomography (JCAT)*, 22(6) :912–917, 1998. 3.2.2, 3.3.3
- [TDDJ63] M. Tubiana, J. Dutreix, A. Dutreix, and P. Jockey. *Bases Physiques de la Radiothérapie et de la Radiobiologie*. Masson et Cie, 1963. 3.2.1
- [WDV02] F. Wang, T. E. Davis, and B. C. Vemuri. Real-time drr generation using cylindrical harmonics. In T. Dohi and R. Kikinis, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI*, volume 2489 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 671–678, Tokyo, Japan, September 25-28 2002. Springer. 3.3.8, 3.4
- [Wes90] L. Westover. Footprint evaluation for volume rendering. In *SIGGRAPH Computer Graphics*, volume 24, pages 367–376, 1990. 4.2.3